

Ophthalmologie 2004 · 101:521–537
 DOI 10.1007/s00347-004-1013-5
 Online publiziert: 16. April 2004
 © Springer-Verlag 2004

Redaktion

F. Grehn, Würzburg

Unter ständiger Mitarbeit von:

A. Kampik, München · H. Witschel, Freiburg

Die Beiträge der Rubrik „Weiterbildung · Zertifizierte Fortbildung“ sollen dem Facharzt als Repetitorium dienen und dem Wissensstand der Facharztprüfung für den Arzt in Weiterbildung entsprechen. Die Rubrik beschränkt sich auf gesicherte Aussagen zum Thema.



Willkommen zur Zertifizierten Fortbildung bei Springer!

Das Zertifizierungsportal von Springer cme.springer.de bietet Ihnen neben der Online-Version der aktuellen Fort- und Weiterbildungsbeiträge auch die Möglichkeit, die Fragen am Ende dieses Beitrags online zu beantworten und somit wichtige Zertifizierungspunkte zu sammeln. Die Teilnahme ist kostenlos und beschränkt sich im Hinblick auf eine eindeutige Identifizierung auf Individualabonnenten der Zeitschrift.

Für diese Fortbildungseinheit erhalten Sie drei Fortbildungspunkte, wenn Sie 70% der Fragen richtig beantwortet haben bzw. Ihr Ergebnis nicht unter dem Durchschnitt aller Teilnehmer liegt. Zwei Tage nach Einsendeschluss können Sie die Auswertung und damit Ihre Teilnahmebestätigung unter cme.springer.de abrufen. Reichen Sie Ihre Teilnahmebestätigung zur Erlangung des freiwilligen Fortbildungszertifikats bei Ihrer zuständigen Ärztekammer ein.

Diese Initiative ist zertifiziert von der Landesärztekammer Hessen und der Nordrheinischen Akademie für Ärztliche Fort- und Weiterbildung und damit auch für andere Ärztekammern anerkennungsfähig.

Für Rückfragen stehen wir Ihnen jederzeit zur Verfügung:

Springer-Verlag GmbH & Co. KG
Redaktion Facharztzeitschriften
CME-Helpdesk, Tiergartenstraße 17
69121 Heidelberg
E-Mail: cme@springer.de

cme.springer.de

W. Wesemann · HFAK, Köln

Optische und physiologische Grenzen der wellenfront-gesteuerten Hornhautchirurgie

Zusammenfassung

Gemäß der optischen Theorie der Lichtbeugung könnte der Mensch bei großer Pupille Visuswerte von mehr als 6,0 erreichen. Dies ist in der Praxis nicht möglich. Die reale Begrenzung der Sehschärfe ergibt sich aus dem Abstand der Zapfen in der Foveola. Aus histologischen Daten und dem Helmholtz-Hering-Modell folgt, dass die physiologisch maximal mögliche Sehschärfe des Menschen nicht wesentlich größer als 2,0 sein kann. Diese Sehschärfe wird von vielen jungen Erwachsenen bei normgerechter Durchführung der Visusprüfung bereits mit einer normalen Brillen- oder Kontaktlinsenkorrektur erreicht. Das reale menschliche Auge hat Abbildungsfehler höherer Ordnung, die mit einem Hartmann-Shack-Sensor gemessen werden können. Durch eine wellenfrontgesteuerte Hornhautchirurgie, mit der ein individuell berechnetes asphärisches Ablationsprofil in die Hornhaut eingearbeitet wird, ist eine partielle Korrektur dieser Abbildungsfehler prinzipiell möglich. Eine perfekte optische Abbildung kann durch die wellenfrontgesteuerte Laserchirurgie nicht erreicht werden, da z. B. die Korrektur der Farbfehler des Auges nicht möglich ist, die Stärke der Aberrationen vom Akkommodationszustand abhängt und die Aberrationen des Auges sich im Lauf der Zeit verändern.

Schlüsselwörter

Refraktive Hornhautchirurgie · Abbildungsfehler des Auges · Wellenfrontanalyse · Hartmann-Shack-Aberrometer · Wellenfrontgesteuerte LASIK

Optical and physiological limits of wavefront-controlled keratectomy

Abstract

According to optical diffraction theory, a visual acuity of 20/3.5 is possible in human eyes with pupil diameters larger than 6 mm. This theoretical value cannot be obtained in practice – in fact visual acuity is limited by the scale of the mosaic of the retinal cones. Anatomical data and the model by Helmholtz-Hering suggest that visual acuity of humans cannot be substantially higher than 20/10. Many young adult reach this visual acuity with their normal spectacles or contact lens correction. The human eye has higher-order aberrations which can be measured with a Hartmann-Shack aberrometer. A partial correction of these aberrations is possible by means of wavefront-controlled keratectomy and customized corneal ablation. A perfect eye completely free of ocular aberrations cannot be created by customized refractive surgery as, for example chromatic aberration cannot be corrected and the strength of ocular aberrations depends on the state of accommodation and varies with time.

Keywords

Refractive keratectomy · Ocular aberrations · Wavefront analysis · Hartmann-Shack aberrometer · Wavefront-controlled LASIK

Lernziel

Die Hornhautchirurgie mit dem Excimerlaser ist eine faszinierende Operationstechnik, denn sie erlaubt erstmals in der Geschichte der Augenheilkunde eine chirurgische Präzision im Mikrometerbereich. Mit der wellenfrontgesteuerten Hornhautchirurgie steht darüber hinaus erstmals ein Verfahren zur Verfügung, mit dem es möglich sein könnte, die Abbildungsqualität des Auges über das natürliche Maß hinaus zu steigern.

In den vergangenen Jahren wurde in vielen Publikationen darüber diskutiert, ob mit dieser neuen Technologie eine supranormale Sehschärfe erreichbar wird.

Der folgende Fortbildungsartikel stellt die optischen und die physiologischen Gesetzmäßigkeiten dar, die die Sehschärfe des Menschen begrenzen. Er erläutert die verschiedenen Abbildungsfehler des Auges und beschreibt, welche dieser Fehler mit der wellenfrontgesteuerten Hornhautchirurgie nicht korrigiert werden können.

Die Darstellung dieser Fakten soll die Diskussion versachlichen und dem Leser dabei helfen, die tatsächlichen Möglichkeiten und Grenzen der wellenfrontgesteuerten Hornhautchirurgie besser einzuschätzen.

Beugungsoptische Grenze und tatsächliche Sehschärfe des Auges

Wenn das optische System des Auges keine Fehler hätte, könnte die Abbildungsqualität – besonders bei weiten Pupillen – sehr viel besser sein als sie tatsächlich ist. Diese theoretische Obergrenze der Sehschärfe ergibt sich aus den physikalischen Gesetzen der Lichtbeugung.

Jeder Lichtpunkt (z. B. ein Stern am Himmel) wird auch von einem absolut fehlerfreien Auge nicht exakt punktförmig, sondern aufgrund der Wellennatur des Lichts als verschmierter Fleck abgebildet, der von einem Ringsystem umgeben ist (■ Abb. 1). Der Durchmesser des unscharfen Lichtflecks ist umso kleiner, je größer die Pupille ist. Die Helligkeit der Beugungsringe nimmt von der Mitte nach außen schnell ab.

Wenn man mit einem fehlerfreien optischen System 2 sehr nah beieinander liegende Lichtpunkte abbildet, überlagern sich die 2 ► **Beugungsbilder**, und deren Lichtintensitäten addieren sich. Man findet, dass die Lichtpunkte nur dann als 2 getrennte Punkte abgebildet werden können, wenn die Pupille eine bestimmte Mindestgröße hat. In ■ Abb. 2a und b ist diese Mindestgröße der Pupille gerade noch gegeben. In ■ Abb. 2c und d ist die Pupille zu klein. Die 2 Beugungsmaxima verlaufen ineinander und ergeben einen länglichen Lichtfleck, aus dem man nicht mehr eindeutig ableiten kann, dass es sich ursprünglich um 2 Lichtpunkte gehandelt hat.

Aus den Gesetzen der Optik folgt, dass das Auflösungsvermögen eines fehlerfreien optischen Systems nur von der Lichtwellenlänge und dem Pupillendurchmesser abhängt. Wenn man in die Formel für das Auflösungsvermögen eine Wellenlänge von 582 nm (grünes Licht) einsetzt, ergibt sich eine sehr leicht zu merkende Faustregel für den optisch maximal möglichen Visus.¹

— Beugungsoptisch maximal möglicher Visus = Pupillendurchmesser des Auges (in mm)

Bei einem Pupillendurchmesser von z. B. 6 mm ist nach der Beugungstheorie des Lichts also tatsächlich ein Visus von 6,0 möglich!

Diese theoretisch möglichen, sehr hohen Visuswerte haben zu zahlreichen Spekulationen über die Grenzen der wellenfrontgesteuerten Hornhautchirurgie geführt. So wurde in der Tagespresse (Welt am Sonntag 1999) unter der Überschrift „Sehen wie ein Adler“ die Hoffnung geäußert, dass es in Kürze möglich sein wird, die Sehschärfe des Menschen auf Visus 5,0 zu steigern.

Die theoretische Obergrenze der Sehschärfe ergibt sich aus den physikalischen Gesetzen der Lichtbeugung

► Beugungsbilder

Das Auflösungsvermögen eines fehlerfreien optischen Systems hängt nur von der Lichtwellenlänge und dem Pupillendurchmesser ab

¹ Für die Faustformel wurde zunächst die Grenzfrequenz der Modulationsübertragungsfunktion $R = \arctan^{-1} \left(\frac{\lambda}{D} \right)$ berechnet (λ =Wellenlänge, D =Pupillendurchmesser). Diese Grenzfrequenz kann man über die Formel: theoretische Visusobergrenze= $R/30$, in den beugungsoptisch maximal möglichen Visus umrechnen.

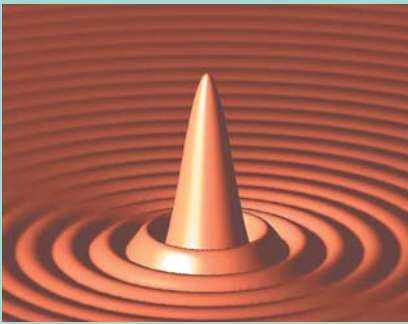


Abb. 1 ◀ Selbst von einer fehlerfreien Linse wird ein Lichtpunkt nicht exakt punktförmig, sondern als verwuschener Fleck abgebildet, der von einem System heller Beugungsringe umgeben ist. Die Ausdehnung des zentralen Flecks ist umso kleiner, je größer der Pupillendurchmesser ist. (Verteilung der Lichtamplitude im Beugungsbild berechnet mit MatLab®)

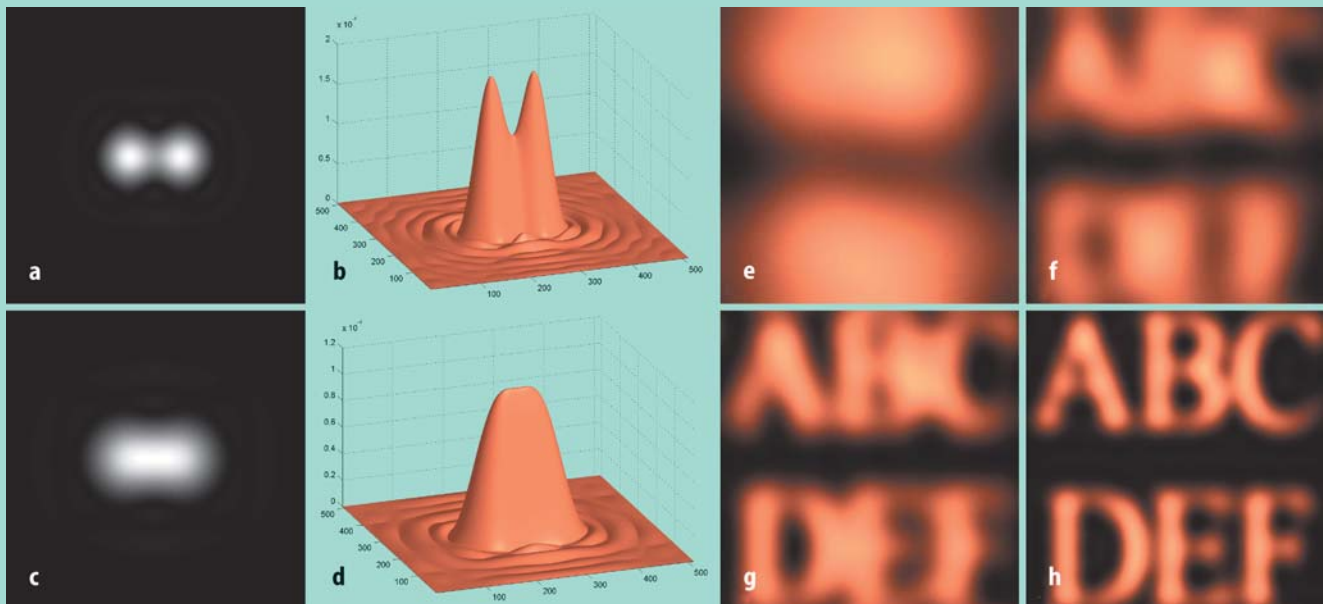


Abb. 2 ▲ a–d Damit 2 Lichtpunkte getrennt abgebildet werden können, muss die Pupille einen bestimmten Mindestdurchmesser haben. In a und b ist dies gerade noch der Fall. In c und d sind die 2 Lichtpunkte nicht mehr erkennbar. e–f Die Bildfolge zeigt, wie scharf sehr kleine Optotypen von einem fehlerfreien optischen System auf der Netzhaut abgebildet werden, wenn der Pupillendurchmesser von 0,3 mm auf 4 mm vergrößert wird

Auch in der ophthalmologischen Fachliteratur wird dieser Themenkreis ausgiebig diskutiert. Schwierigerling schrieb im Survey of Ophthalmology [31]: „Die Grenzen der foveolaren Sehschärfe liegen je nach Pupillendurchmesser zwischen 1,7 und 4,0.“ Für Gross [11] schien „das Adlerauge ebenfalls in greifbare Nähe zu rücken“. Bille [5] sprach vom „perfektem Sehen für Jedermann“. Seiler [32] schrieb, dass „eine Verbesserung des Sehvermögens sowohl beim Visus als auch beim Dämmerungssehen erreicht werden kann“.

Aus der täglichen Praxis ist bekannt, dass das normale menschliche Auge die oben genannten, beugungsoptisch möglichen Visuswerte in der Praxis nicht erreichen kann. Diese Tatsache kann man auch aus [Abb. 3](#) ablesen. Sie zeigt die Sehschärfe als Funktion der Pupillengröße. Man erkennt, dass der beugungstheoretisch mögliche Visus des menschlichen Auges (= ansteigende rote Gerade in [Abb. 3](#)) nur bis zu einer Pupillengröße von etwa 1,5 mm tatsächlich auch erreicht wird. Bei größeren Pupillendurchmessern steigen die gemessenen Kurven nicht mehr so schnell, wie die rote Gerade. Oberhalb

Das normale menschliche Auge kann die beugungsoptisch möglichen Visuswerte nicht erreichen

² Bei der Refraktionsbestimmung wird manchmal eine stenopäische Blende verwendet, um die Tiefschärfe zu erhöhen und um ein deutlicheres Netzhautbild zu erzeugen. Mit einer kleinen Blende von z. B. 1,0 mm Durchmesser kann man aber nicht mehr den vollen Visus erreichen, sondern nur noch einen Visus von etwa 1,0 ([Abb. 3](#)). Andererseits sieht man mit einer stenopäischen Blende auch bei einer unkorrigierten Fehlsichtigkeit scharf. Die Abbildungsfehler des Auges machen sich bei kleiner Pupille also praktisch nicht bemerkbar.

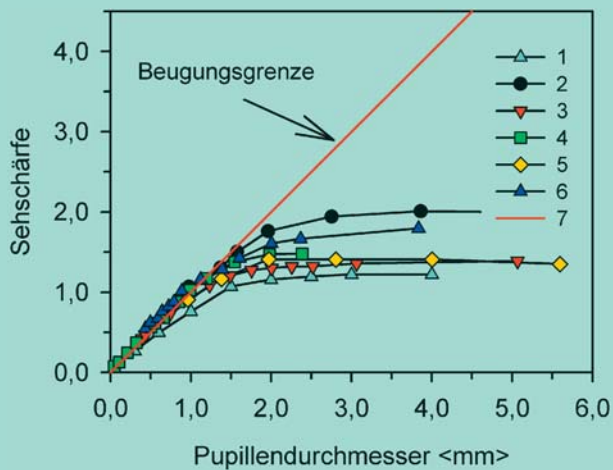


Abb. 3 ▲ Sehschärfe menschlicher Augen als Funktion des Pupillendurchmessers. Bei einem Pupillendurchmesser von weniger als 1,5 mm ist die erreichbare Sehschärfe in etwa gleich dem Pupillendurchmesser. Bei Pupillendurchmessern größer als 1,5 mm gibt es große interindividuelle Unterschiede. In allen Fällen ist die tatsächlich erreichbare Sehschärfe bei großen Pupillen deutlich schlechter, als sie nach der Beugungstheorie (rote Gerade) sein könnte. [Erläuterungen zur Legende: 1=Wesemann (1983), 2=Leibowitz (1952), 3=Coleman (1949), 4=Byram (1944), 5=Cobb (1914), 6=Lister (1843), 7=Beugungsgrenze für $\lambda=582$ nm. Die Daten zu 2–6 wurden dem Buch von Graham et al. [10] entnommen]

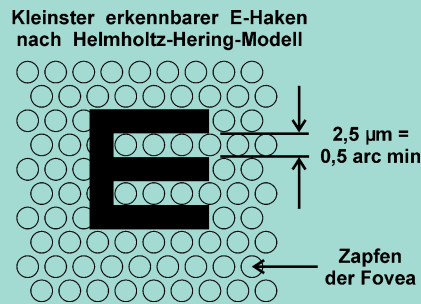


Abb. 4 ▲ Helmholtz-Hering-Modell der physiologisch maximal möglichen Sehschärfe. Damit der E-Haken vom Rezeptormosaik noch verarbeitet werden kann, darf seine Balkenbreite nicht kleiner sein als der Abstand der foveolaren Zapfen

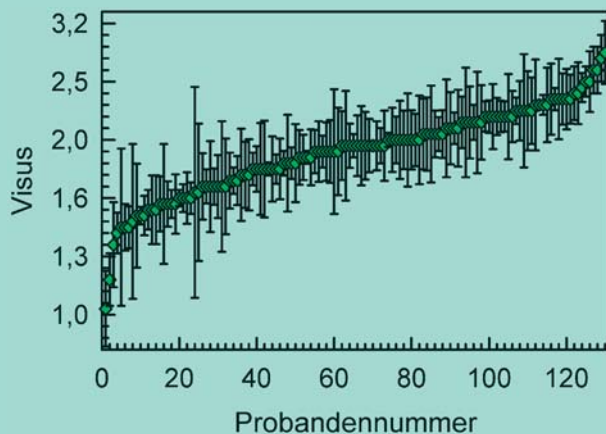


Abb. 5 ◀ Binokulare Sehschärfe von 130 Studenten, gemessen mit dem Freiburger Visustest unter photopischen, normgerechten Bedingungen. Die Versuchspersonen trugen ihre habituelle Brillenkorrektur. Der Visusmittelwert über alle Personen betrug 1,92

► Maximalvisus

Die Hauptursachen für die Begrenzung der menschlichen Sehschärfe liegen in der Physiologie der Photorezeptoren und in der begrenzten Abbildungsqualität der Optik

von 2,0 mm konvergieren sie gegen einen für die jeweilige Person typischen ► **Maximalvisus**. Dieser tatsächliche Visus des Menschen ist bei einem großen Pupillendurchmesser immer deutlich schlechter als die Beugungsgrenze.²

Wo liegen die Grenzen der Sehschärfe?

Warum kann der Mensch nicht so gut sehen, wie es die Beugungstheorie des Lichts vorhersagt?

Die Hauptursachen für die Begrenzung der menschlichen Sehschärfe liegen einerseits in der Physiologie der Photorezeptoren und andererseits in der begrenzten Abbildungsqualität der Optik. Infolge der vorgegebenen Zapfengröße der Netzhaut ist eine physiologische Visusobergrenze gegeben. Infolge optischer Fehler des Auges treten Fehlsichtigkeiten und optische Aberrationen auf.

Physiologische Grenze der Sehschärfe

Die physiologische Grenze der Sehschärfe des Auges ergibt sich aus der Anatomie der Netzhaut. Maßgeblich sind dabei die Größe und die Dichte der Photorezeptoren in der Foveola. Die Zahl der wissenschaftlichen Untersuchungen zum gegenseitigen **▶ Abstand der Zapfen** in der Fovea ist noch nicht sehr groß. Mittlerweile gibt es aber eine Reihe zuverlässiger Untersuchungen, die in **▣ Tabelle 1** zusammengefasst sind. Im Mittelwert wurde bei diesen Untersuchungen ein Zapfenabstand von etwa $2,49 \mu\text{m}$ gefunden.

Aus dem Zapfenabstand kann man die maximale Sehschärfe eines normalen Auges abschätzen (s. auch [7], S. 486). Nach dem **▶ Helmholtz-Hering-Modell der Sehschärfe** (**▣ Abb. 4**) kann ein Sehzeichen nur dann erkannt werden, wenn zwischen 2 beleuchteten Zapfen mindestens 1 unbeleuchteter liegt. Aus diesem einfachen geometrischen Modell lässt sich folgern, dass der in **▣ Abb. 4** eingezeichnete E-Haken nur erkannt werden kann, wenn die Lückenbreite mindestens $2,49 \mu\text{m}$ groß ist. Bei einem Auge mit normaler Bulbuslänge (Gullstrand-Auge) entspricht diese Lückenbreite einem Sehwinkel von ca. $0,5$ Winkelminuten. Die foveolaren Zapfen sind somit etwa halb so groß wie die Lückenbreite eines Normsehzeichens vom Visuswert $1,0$.

Nach dem Helmholtz-Hering-Modell können auch Sehzeichen, die nur halb so groß sind wie das Normsehzeichen vom Visuswert $1,0$, noch erkannt werden. Die physiologische Grenze der menschlichen Sehschärfe liegt demnach etwa bei Visus $2,0$.

Die Vorhersage des Helmholtz-Hering-Modells der Sehschärfe lässt sich durch normgerechte Visusmessungen an augengesunden Personen leicht überprüfen.

▣ Abbildung 5 zeigt Ergebnisse von Wesemann [34], die mit dem Freiburger Visustest ermittelt wurden. Dargestellt ist die binokulare Sehschärfe von 130 Studenten mit ihrer habituellen Brillenkorrektur. Im Mittelwert ergab sich eine Sehschärfe von $1,9$. Dieser Mittelwert ist nur wenig kleiner als die oben genannte Vorhersage des Helmholtz-Hering-Modells. Der Spitzenreiter in dieser Studie erreichte eine Sehschärfe von $2,8$. Mit herkömmlichen Sehzeichenprojektoren, die meist beim Visuswert $1,25$ oder $1,6$ enden, kann man diese hohen Visuswerte nicht feststellen. Ob bei den Personen, die einen Visus von mehr als $2,0$ erreichten, die foveolaren Photorezeptoren enger als normal beieinander liegen oder ob die Forderung des Helmholtz-Hering-Modells ein wenig zu streng ist, ist derzeit noch nicht bekannt.

Fest steht aber, dass viele junge Erwachsene auch ohne eine Korrektur der höheren Aberrationen des Auges die durch das Helmholtz-Hering-Modell vorhergesagte, maximal mögliche Sehschärfe in der Praxis tatsächlich erreichen können, wenn entsprechende normgerechte Testverfahren verwendet werden.

Begrenzung der Sehschärfe durch Abbildungsfehler des Auges

Neben der Photorezeptorgröße spielen auch die Abbildungsfehler des Auges eine visusbegrenzende Rolle.

Bei einer perfekten Optik würde ein paralleles Lichtbündel nahezu punktförmig auf die Netzhaut fokussiert. So sollte es eigentlich sein. In der Realität ist die Optik des Auges aber nicht so gut (**▣ Abb. 6**). Deshalb ist das Netzhautbild eines Lichtpunktes nie punktförmig, sondern stets von Störungen umgeben [25].

Das optische System aus Hornhaut und Linse kann **▶ sphärische und zylindrische Fehler** aufweisen. Zusätzlich treten auch **▶ Abbildungsfehler höherer Ordnung** auf. Die sphärische und zylindrische Fehlsichtigkeit sind schon seit über 100 Jahren bekannt. Die höheren Abbildungsfehler des Auges, die auch als Aberrationen bezeichnet werden, kennt man erst seit gut 20 Jahren.

Die Ursache für die Abbildungsfehler höherer Ordnung sind Fehler in der Krümmung der brechenden Flächen oder „kleine Beulen“ im optischen System, die die Wellenfront des Lichts deformieren. Diese **▶ Wellenfrontdeformationen** lassen sich mathematisch mit den Zernike-Polynomen beschreiben und auf bestimmte Grundformen reduzieren.

▶ Abstand der Zapfen

Aus dem Zapfenabstand kann man die maximale Sehschärfe eines normalen Auges abschätzen

▶ Helmholtz-Hering-Modell der Sehschärfe

Die physiologische Grenze der menschlichen Sehschärfe liegt etwa bei Visus $2,0$

Das Netzhautbild eines Lichtpunktes ist nie punktförmig, sondern von Störungen umgeben

▶ Sphärische und zylindrische Fehler ▶ Abbildungsfehler höherer Ordnung

▶ Wellenfrontdeformationen

Tabelle 1

Zapfenabstand in der Fovea (zit. nach [38])¹

| Untersuchung | Zapfenabstand [μm] | Maximal mögliche Sehschärfe nach Helmholtz-Hering-Modell |
|------------------------------|---------------------------------|--|
| Østerberg [28] | 2,43 | 2,04 |
| Miller [21] | 2,6 | 1,91 |
| Yuodelis u. Hendrickson [40] | 2,04 | 2,43 |
| Curcio et al. [8] | 2,57 | 1,93 |
| Curcio et al. [9] | 2,55 | 1,95 |
| Williams u. Coletta [36] | 2,62 | 1,89 |
| Williams [37] | 2,59 | 1,92 |
| Mittelwert | 2,49 | 2,01 |

¹ Aus dem Zapfenabstand und dem Abstand des Knotenpunkts von der Netzhaut des Gullstrand-Auges (17,055 mm) wurde die physiologisch maximal mögliche Sehschärfe nach Helmholtz-Hering berechnet und in die rechte Spalte eingetragen

► Funktionensystem

Zernike-Polynome sind 2-dimensionale Funktionen, die die Wellenfrontfehler des optischen Systems an jedem Punkt der Augenpupille beschreiben

► Astigmatismus mixtus

Beschreibung der Abbildungsfehler durch Zernike-Polynome

Der niederländische Mathematiker und Physiker Frits Zernike (1888–1966, Nobelpreis in Physik 1953) hat ein **► Funktionensystem** entwickelt, mit dem beliebige optische Abbildungsfehler in ihre Grundbestandteile zerlegt werden können. Die nach ihm benannten Zernike-Polynome sind 2-dimensionale Funktionen, die die Wellenfrontfehler des optischen Systems an jedem Punkt der Augenpupille beschreiben. Jedem Polynom lässt sich ein bestimmter Abbildungsfehler zuordnen. Insgesamt gibt es unendlich viele Zernike-Polynome die ebenso viele Abbildungsfehler höherer Ordnung darstellen. Für die Beschreibung des Auges braucht man zum Glück nicht alle, sondern höchstens die ersten 20 Polynome dieses Funktionensystems.

Die Zernike-Polynome sind in den letzten Jahren in zahlreichen Fachveröffentlichungen abgebildet worden. Sowohl die formelmäßige Darstellung als auch die grafische Darstellung der Polynome (■ **Abb. 7**, oben) haben aber den Nachteil, dass die anschauliche Bedeutung nicht klar erkennbar ist. Aus diesem Grund habe ich in der unteren Reihe von ■ **Abb. 7** zusätzlich dargestellt, wie ein Lichtpunkt auf der Netzhaut abgebildet werden würde, wenn der entsprechende Abbildungsfehler in reiner Form – also nicht vergesellschaftet mit den anderen – wirken würde.

Ein sphärischer Fehler (Z_0^2) verwandelt einen Lichtpunkt in einen rotationssymmetrischen, unscharfen Lichtfleck. Der reine Astigmatismus (Z_2^2) führt zum **► Astigmatismus mixtus**. Das Punktbild ist ein fast kreisrunder Fleck. Bei genauerer Betrachtung erkennt man aber zusätzliche horizontale und vertikale Strahlen. Dies zeigt, dass der Formalismus der Zernike-Polynome nicht exakt mit den klassischen Vorstellungen vom Astigmatismus übereinstimmt, denn nach der normalen augenärztlichen Nomenklatur würde ein Astigmatismus mixtus einen exakt kreisrunden Fleck (den „Kreis kleinster Verwirrung“) auf der Netzhaut erzeugen.

Den Unterschied zwischen der normalen augenärztlichen Darstellung der Brechwerter in Dioptrien und dem Zernike-Formalismus erkennt man ebenfalls, wenn man einen sphärischen Fehler mit einem Astigmatismus kombiniert. Um eine „Brennlinie“ auf der Netzhaut zu erhalten (Astigmatismus mixtus), muss man in der Zernike-Darstellung nämlich den $\sqrt{2}$ -fachen Zylinder zu der Sphäre hinzuzählen ($Z_0^2 + 1,4Z_2^2$ in ■ **Abb. 7**). In der üblichen augenärztlichen Nomenklatur liegt hingegen ein Astigmatismus simplex vor, wenn der Astigmatismus halb so groß ist wie die Sphäre. Dies zeigt, dass die klassische Darstellung der Brechungsfehler in Dioptrien und die Darstellung der Wellenfrontfehler nach Zernike zwar ähnlich, aber nicht identisch sind.

Der ► „Koma“ genannte Abbildungsfehler (Z_3^{-1}) liegt vor, wenn eine Seite des Linsensystems einen stärkeren Brechwert aufweist als die andere. Die Koma verwandelt einen Lichtpunkt in eine asymmetrische Lichtverteilung, die dem Schweif eines Kometen ähnelt. Die Koma ist mit Brillengläsern nicht korrigierbar.

Durch den ► **3-strahligen Astigmatismus** (Z_3^3 , engl.: Trefoil) wird ein Lichtpunkt zu einem unscharfen Fleck mit einer 3-strahligen Symmetrie verzerrt. Auch dieser Fehler kann mit Brillengläsern nicht ausgeglichen werden³, da das Auge nicht fest mit dem Brillenglas verbunden ist, sondern sich hinter dem Brillenglas frei bewegen kann.

Messung der Abbildungsfehler mit dem Hartmann-Shack-Sensor

Die Aberrationen des Auges konnten bis vor wenigen Jahren nur in aufwändigen Laborversuchen gemessen werden. Seit einiger Zeit steht der Ophthalmologie aber eine Reihe praxistauglicher Verfahren zur Verfügung. Diese Verfahren wurden zum Teil schon vor vielen Jahren von Astronomen zur Qualitätskontrolle astronomischer Fernrohre entwickelt. Ein derzeit häufig genanntes Verfahren ist der sog. Hartmann-Shack-Sensor nach Liang et al. [16].⁴

Das Messprinzip eines Hartmann-Shack-Sensors ist in **Abb. 8** schematisch dargestellt (s. auch [33]). Ein Laserstrahl wird durch die Mitte der Augenpupille auf die Netzhaut des Auges fokussiert (nicht eingezeichnet). Das von der Netzhaut reflektierte Licht verlässt das Auge über den gesamten Querschnitt der Augenpupille und fällt danach auf das entscheidende optische Bauteil, den Hartmann-Shack-Sensor. Dieser Sensor besteht aus einer Matrix von sehr vielen, winzig kleinen Mikrolinsen. Jede einzelne dieser Linsen bündelt das einfallende Licht auf den Detektor einer CCD-Kamera. Insgesamt „sieht“ die Kamera eine Vielzahl von Lichtpunkten, die jeweils einer bestimmten Stelle der Augenpupille eindeutig zugeordnet werden können.

Bei einem Auge mit sehr guter optischer Qualität (**Abb. 8a**) verlässt eine ebene Welle das Auge. Dies führt zu einem Kamerabild mit äquidistanten Lichtpunkten.

Bei einem Auge mit schlechter optischer Qualität (**Abb. 8b**) verlässt eine deformierte Welle das Auge. Diese deformierte Welle führt zu einem Kamerabild mit einer unregelmäßigen Verteilung der Lichtpunkte.

Aus dem gegenseitigen Abstand der verschiedenen Lichtflecke kann der Brechwert des Auges an 100–400 Orten innerhalb der Pupille ausgerechnet werden.

Wie groß sind die höheren Aberrationen des Auges

Die Unregelmäßigkeiten der Optik sind normalerweise klein. Sie verursachen beim normalen Auge ► **Wellenfrontfehler in der Größenordnung von 1 μm** . Die Beulen in der Optik können allerdings auch wesentlich größer sein. Beim Keratokonus findet man Wellenfrontfehler höherer Ordnung in einer Größenordnung von mehr als 10 μm . In diesem Fall sind die Aberrationen höherer Ordnung also mehr als 10-mal so groß wie im Normalfall.

Aberrationen höherer Ordnung und konventionelle LASIK

Die Wellenfrontfehler des Auges können durch eine klassische LASIK verstärkt werden [3, 4, 19, 24]. Moreno-Barruiuso et al. [24] maßen die Aberrationen bei 22 LASIK-Patienten prä- und postoperativ. Im Mittel vergrößerten sich die höheren Aberrationen bei einer 3-mm-Pupille um den Faktor 1,7 und bei einer 6,5-mm-Pupille um den Faktor 1,9. Den größten Anteil an dem Anstieg hatte die sphärische Aberration.

³ Eine Laserfirma versucht, den postoperativen Effekt der aberrationsgesteuerten LASIK durch das Vorhalten einer entsprechend ablatierten Plasticscheibe vor das Patientenauge zu simulieren [33]. Diese Simulation ist physikalisch tatsächlich möglich, wenn die Plasticscheibe in einem speziellen Versuchsaufbau exakt gegenüber dem Auge zentriert wird und das Auge genau durch die Mitte der Scheibe blickt. Eine Übertragung dieses Simulationsprinzips auf Brillengläser ist aber nicht möglich, da das Auge hinter einem Brillenglas nicht exakt zentriert feststeht, sondern unbehindert in unterschiedliche Richtungen blicken darf.

⁴ Johannes Franz Hartmann (1865–1936) veröffentlichte bedeutende Arbeiten zur Astrospektroskopie.

► „Koma“

► 3-strahliger Astigmatismus

► Wellenfrontfehler in der Größenordnung von 1 μm

Wellenfrontfehler können durch eine klassische LASIK verstärkt werden

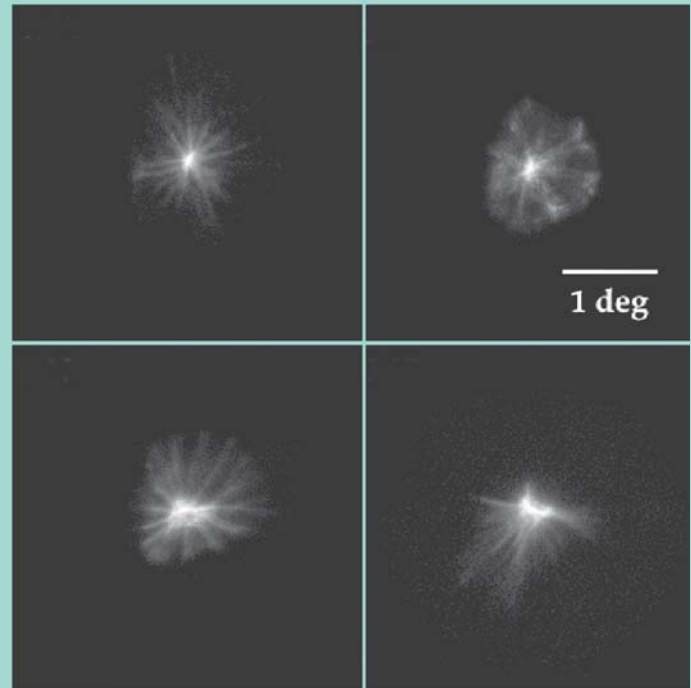
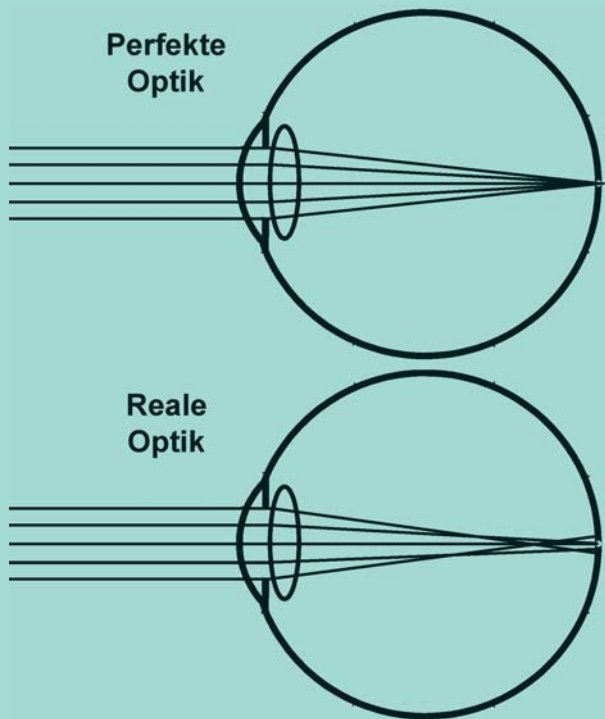


Abb. 6 ▲ Eine perfekte Optik würde das Licht eines Sterns genau auf einen Punkt der Netzhaut fokussieren. In der Realität treffen sich die verschiedenen Strahlen nicht exakt. Das Bild eines hellen Lichtpunktes auf der Netzhaut des Auges ist deshalb stets von Störungen umgeben. Die Fotos rechts zeigen das bestmögliche Punktbild auf der Netzhaut von 4 Versuchspersonen. (Fotos von Navarro mit freundlicher Genehmigung)

■ **Abbildung 9** zeigt die Vergrößerung der Aberrationen am Beispiel einer Patientin von Williams et al. [38] mit einer präoperativen Fehlsichtigkeit von $-7,75 = 2,0 \times 57^\circ$. Durch eine konventionelle LASIK konnte die Fehlsichtigkeit auf $+0,25 = -0,5 \times 172^\circ$ reduziert werden. Vor und nach der LASIK wurden die höheren Aberrationen bei einer Pupillengröße von 4,8 mm und der jeweils besten Brillenkorrektur gemessen. Die beiden linken Bilder erlauben einen direkten Vergleich der Stärke der höheren Aberrationen. Im unteren Bild liegen die Konturlinien, die die Veränderung der Aberrationen anzeigen, viel enger beieinander, d. h., nach LASIK waren die Wellenfrontfehler höherer Ordnung stärker als vorher. Als Folge davon ist das bestmöglich korrigierte Netzhautbild postoperativ nicht mehr so scharf wie vorher.

In noch stärkerer Weise kann die Sehleistung in der Dämmerung nach einer konventionellen LASIK beeinträchtigt sein, wenn die Pupille weiter wird als der Durchmesser der optischen Zone. In diesem Fall ist der Brechwert in der behandelten Zone im Zentrum und in der unbehandelten Zone im Randbereich der Pupille sehr unterschiedlich. Dadurch kommt es zu einem scharfen Netzhautbild, das von einem unscharfen, meist ringförmigen Nebenbild (Halo) umgeben ist.

Grundidee der wellenfrontgesteuerten Hornhautchirurgie

Seit man die Abbildungsfehler des Auges mit dem Hartmann-Shack-Sensor messen kann, steht die spannende Frage im Raum, ob man auch die höheren Aberrationen des Auges mit dem Excimerlaser korrigieren kann [20]. Zahlreiche Wissenschaftler und Laserhersteller versuchen derzeit, geeignete Verfahren zu entwickeln.

Mit dieser auf den Patienten individuell zugeschnittenen, wellenfrontgesteuerten Hornhautchirurgie sollen sowohl die Fehlsichtigkeit des Auges als auch die Aberrationen höherer Ordnung in einem ► **mehrstufigen Prozess** korrigiert werden.

► Mehrstufiger Prozess

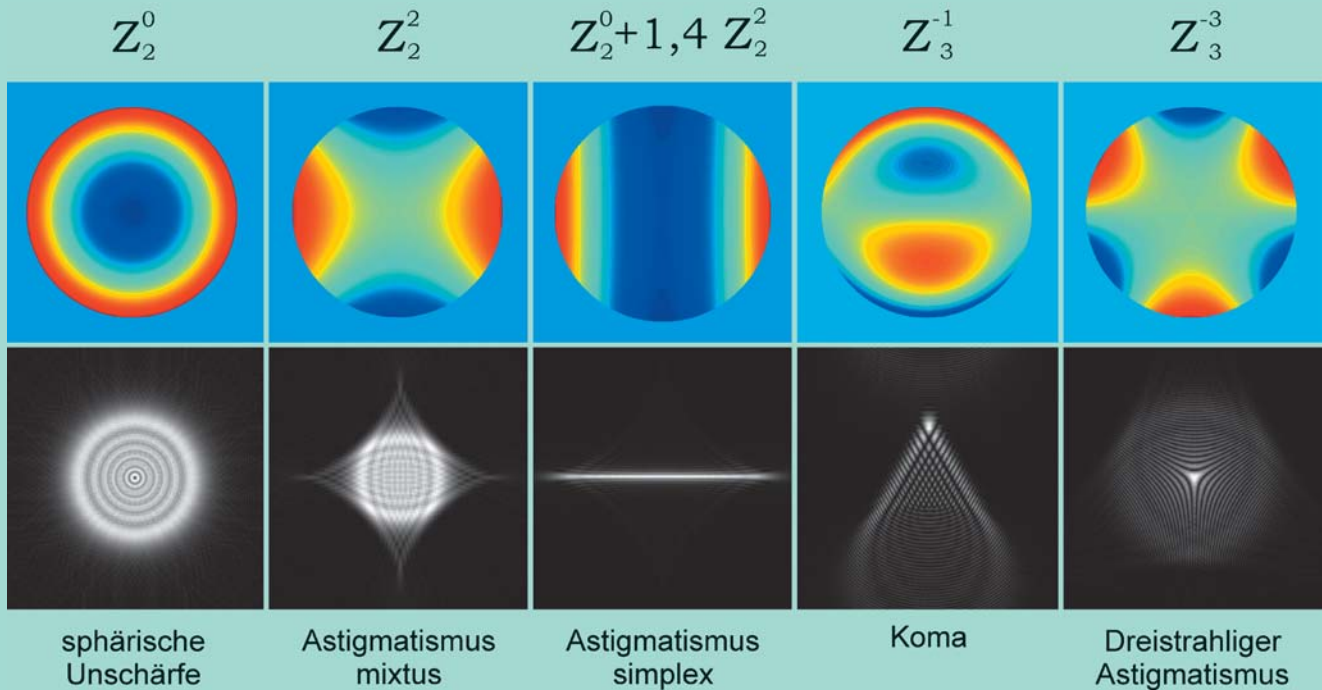


Abb. 7 ▲ Beispiele der Zernike-Polynome und der dazugehörigen Netzhautbilder. Die obere Reihe zeigt farbkodierte Darstellungen der Zernike-Polynome über den Pupillenquerschnitt. Grün: keine Wellenfrontfehler; rot: die Wellenfront läuft voraus; blau: die Wellenfront ist retardiert. Die untere Reihe zeigt, wie ein Lichtpunkt auf der Netzhaut abgebildet würde, wenn das optische System ausschließlich den darüber stehenden Bildfehler aufweisen würde

- Im 1. Schritt soll die Brechwertverteilung über den gesamten Pupillenquerschnitt mit einem Gerät wie dem Hartmann-Shack-Sensor gemessen werden.
- Im 2. Schritt soll mit einem Computer ein patientenbezogenes asphärisches Ablationsprofil errechnet werden, mit dem die Fehlerverteilung des Auges individuell korrigiert werden kann.
- Im 3. Schritt sollen dann die Fehlsichtigkeit und die Aberrationen mit einem Laser, der einen sehr kleinen Strahlquerschnitt hat, beseitigt werden. Der kleine Strahlquerschnitt ist erforderlich, damit der Materialabtrag an jeder Stelle der Hornhaut individuell und exakt genug gesteuert werden kann.

Als Resultat erhofft man sich postoperativ eine nahezu perfekte optische Abbildung und eine Verbesserung der Sehleistung.

Korrektur der Abbildungsfehler höherer Ordnung ist möglich

Die technische Machbarkeit einer derartigen Wellenfrontkorrektur optischer Systeme ist bereits bewiesen worden. Auf diesem Gebiet ist die Astronomie der Augenheilkunde deutlich voraus. Mehrere Teleskope der Europäischen Südsternwarte ESO in Chile wurden z. B. mit Spiegeln ausgerüstet, die man während der Himmelsbeobachtung aktiv verbiegen kann (■ Abb. 10a–c). Bei diesen Teleskopen werden die Wellenfrontfehler u. a. mit einem Hartmann-Shack-Sensor kontinuierlich gemessen. Ein sehr schneller Prozessrechner ermittelt aus den gemessenen Fehlern, um welchen Betrag der Spiegel an jeder Stelle verbogen werden muss, damit die Wellenfrontfehler verschwinden. Diese Korrekturdaten werden an piezoelektrische Verschiebelemente geleitet, die die Form des Spiegels mehr als 200-mal pro Sekunde verän-

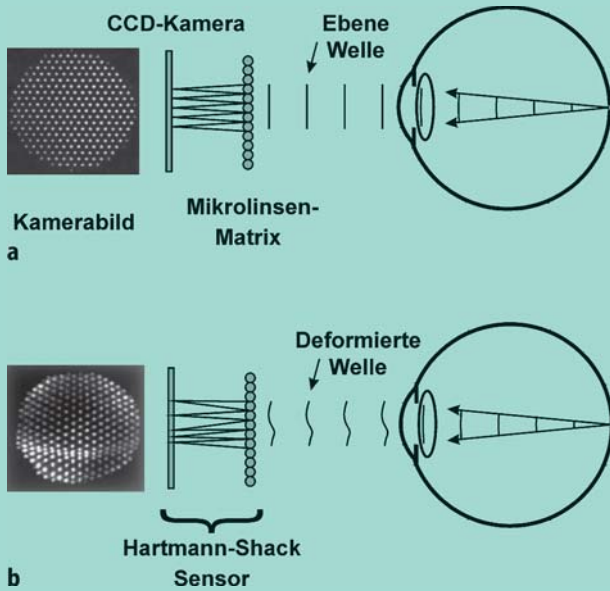


Abb. 8 ◀ Prinzip des Hartmann-Shack-Sensors. *Oben:* Das von einem Lichtpunkt auf der Netzhaut zurückreflektierte Licht verlässt bei einer fehlerfreien Optik das Auge als ebene Welle. Diese wird durch die Linsen der Mikrolinsenmatrix zu einem äquidistanten Punktmuster auf der Kamera fokussiert. *Unten:* Bei einer fehlerbehafteten Optik ist die austretende Welle deformiert. Die Lichtpunkte in der Bildebene der Kamera sind deshalb nicht mehr äquidistant. Aus dem gegenseitigen Abstand der Lichtpunkte kann der Brechwert an jeder Stelle der Pupille errechnet werden

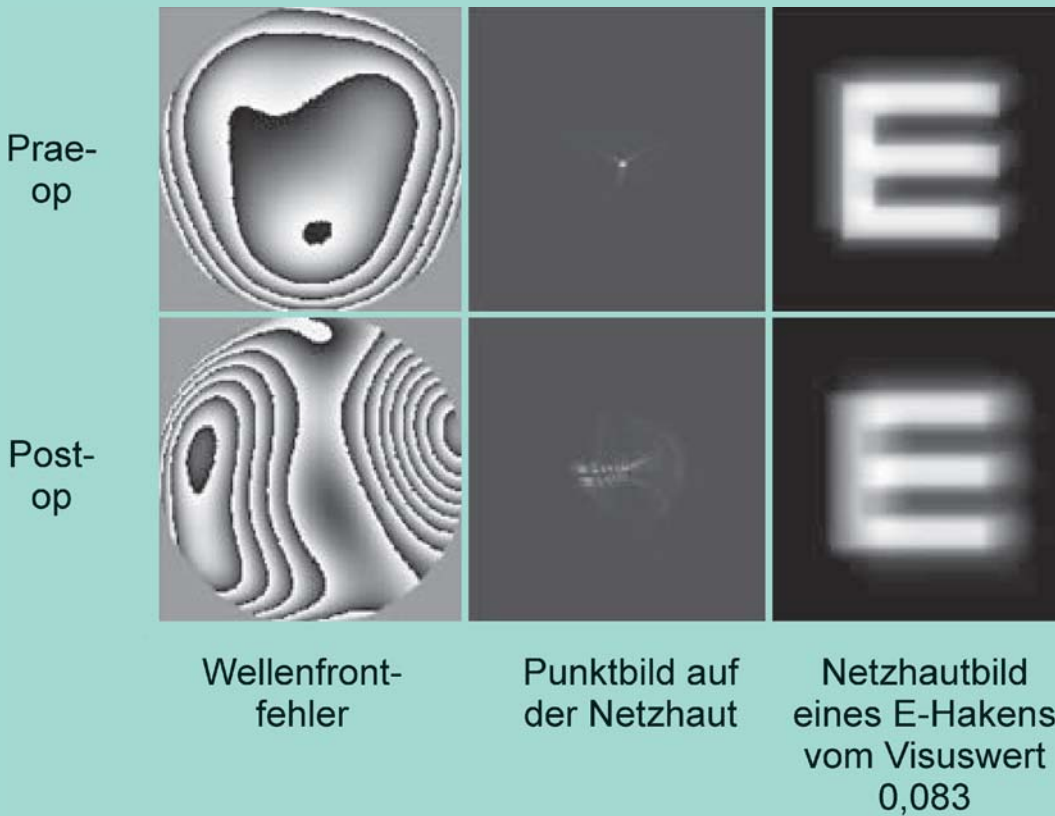


Abb. 9 ◀ Wellenfrontfehler vor und nach LASIK. *Links:* Hörschichtliniendarstellung der Wellenfrontfehler. *Mitte:* Punktbild auf der Netzhaut. *Rechts:* Netzhautbild eines Snellen-Hakens nach optimaler sphärozyklischer Korrektur. *Obere Reihe:* präoperativ. *Untere Reihe:* postoperativ. In diesem Beispiel ist die Bildqualität postoperativ nicht mehr so gut wie vorher (von <http://www.cvs.rochester.edu/williamslab/research/options08.html>)

► „Adaptive Optik“

dern können. Durch diesen Trick kann man die Wellenfrontfehler, die durch die Luftturbulenzen der Atmosphäre entstehen, fast vollständig beseitigen. Mit dieser ► „**adaptiven Optik**“ konnte die Abbildungsqualität astronomischer Fernrohre um den Faktor 10 gesteigert und ein Wert erreicht werden, der der optischen Beugungsgrenze sehr nahe kommt [35].

Wellenfrontkorrigierte Funduskamera der Universität Rochester

An der Universität Rochester wurden diese Ideen aus der Astronomie zuerst auf das Auge übertragen. Dort wurde eine wellenfrontgesteuerte Funduskamera konstruiert, mit der

man die höheren Abbildungsfehler des Auges im Laborversuch ausgleichen kann. Miller et al. [22] und Roorda und Williams [29, 30] gelang es auf diese Weise, die Photorezeptoren der lebenden Netzhaut in vivo zu fotografieren (■ **Abb. 10d**). Diese Fotos der Zapfen haben eine noch nie da gewesene Qualität. Damit ist der Beweis erbracht, dass es auch bei ophthalmologischen Anwendungen tatsächlich möglich ist, die höheren Aberrationen des Auges zu korrigieren und – zumindest beim Blick in das Auge hinein – die in der Einleitung genannte Beugungsgrenze zu erreichen.

Wo liegen die Grenzen der Wellenfrontkorrektur?

Es gibt eine Reihe prinzipieller Grenzen der Wellenfrontkorrektur.

Chromatische Aberration

Das größte Problem ist der ► **Farbfehler des Auges**. Die chromatische Aberration entsteht dadurch, dass kurzwelliges Licht vom Auge stärker gebrochen wird als langwelliges. Der Unterschied ist erheblich. Er beträgt von 400 nm (blau) bis 700 nm (rot) 2,4 dpt (■ **Abb. 11**, [6]). Dieser Farbfehler wird bekanntlich beim Rot/Grün-Test der Refraktionsbestimmung ausgenutzt.

Die chromatische Aberration des Auges kann mit der wellenfrontgesteuerten Hornhautchirurgie prinzipiell nicht beseitigt werden, da eine Korrektur von Farbfehlern nur mit einem Linsensystem möglich ist, das aus mehreren Plus- und Minuslinsen mit unterschiedlicher Farbdispersion aufgebaut ist (z. B. Achromat). Ein derartiges Linsensystem besitzt das Auge nicht.

Da ein individuelles Ablationsprofil stets für eine bestimmte Wellenlänge berechnet werden muss, können die Aberrationen des Auges auch nur für diese eine Wellenlänge beseitigt werden. Für alle anderen Wellenlängen bleibt das Auge fehlerbehaftet.

Akkommodation

Artal et al. [1, 2] haben sich mit der Frage befasst, wie stark sich die Abbildungsfehler des Auges als Funktion der Akkommodation verändern. Ein Beispiel der Ergebnisse ist in ■ **Abb. 12a** dargestellt.

Die roten Punkte zeigen die Stärke der Koma, die gelben Punkte den Astigmatismus und die grünen Punkte die sphärische Aberration. Alle 3 Abbildungsfehler zeigen stetige Veränderungen, wenn sich das Auge auf unterschiedliche Entfernungen zwischen 50 cm und unendlich einstellt. Daraus lässt sich folgern, dass es mit der wellenfrontgesteuerten Hornhautchirurgie nicht möglich sein wird, die Aberrationen für alle Sehabstände gleichzeitig zu korrigieren. Williams ([38], S. 25) schreibt in diesem Zusammenhang sinngemäß: „Ein für einen bestimmten Akkommodationszustand ideales Ablationsprofil ist nicht mehr ideal, wenn sich die Akkommodation ändert. Bei einer Änderung der Akkommodation kann die maßgeschneiderte Korrektur sogar schlechter sein.“

Zeitliche Veränderung der Abbildungsfehler

Ein 3. Problem sind zeitliche Veränderungen der Aberrationen des Auges. Die Veränderungen innerhalb eines Tages wurden von Hofer et al., [14] untersucht (■ **Abb. 12b**). Sie fanden, dass die Stärke der Aberrationen 3., 4., 5. und 6. Ordnung nicht konstant ist, sondern sich im Laufe eines Tages merklich verändert. Eine wellenfrontgesteuerte Hornhautchirurgie kann das Auge aber nur für einen bestimmten Zeitpunkt optimal korrigieren. Dieser Effekt ist aber relativ klein.

Aberrationen und Lebensalter

Aus vielen Untersuchungen ist bekannt, dass sich die Sehschärfe und das Kontrastsehen im Laufe des Lebens langsam verschlechtern. Die Ursachen dafür sind vielfältig. Zum einen zersetzt sich der Glaskörper im Laufe des Lebens und Mouches volantes entstehen. Außerdem trübt sich die Augenlinse im Laufe des Lebens langsam ein. Es entsteht zusätzliches Streulicht, das die Abbildungsqualität herabsetzt.

Es ist möglich, die höheren Aberrationen des Auges zu korrigieren

► Farbfehler des Auges

Die chromatische Aberration kann mit der wellenfrontgesteuerten Hornhautchirurgie nicht beseitigt werden

Mit der wellenfrontgesteuerten Hornhautchirurgie ist es nicht möglich, die Aberrationen für alle Sehabstände gleichzeitig zu korrigieren

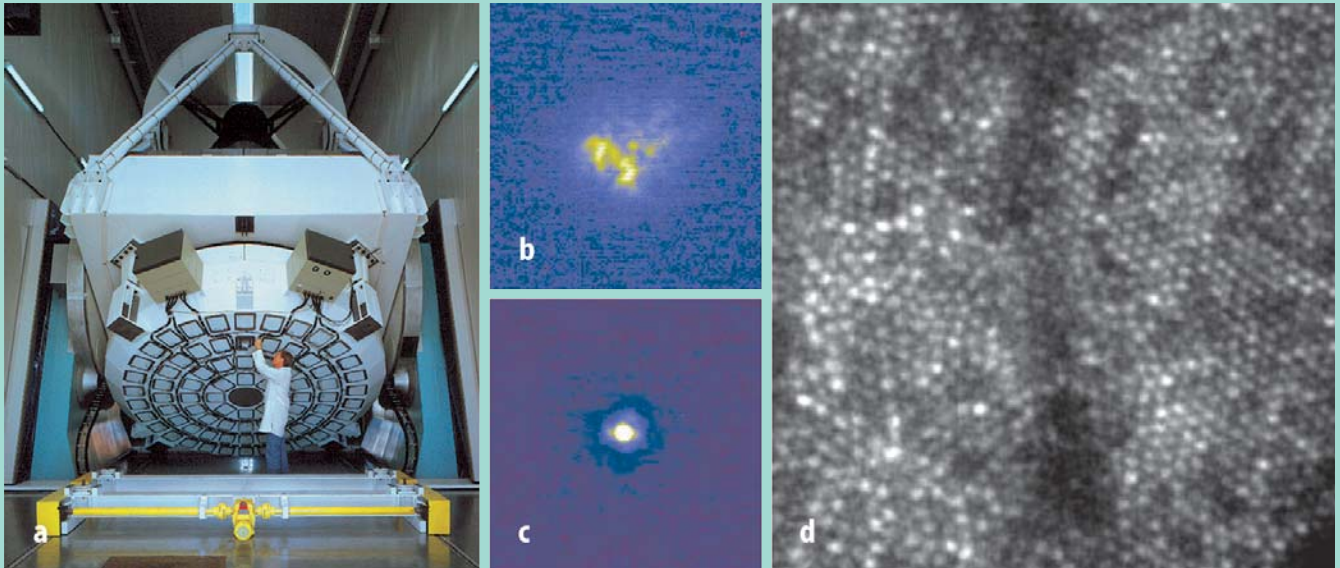


Abb. 10 ▲ a–c Korrektur der Abbildungsfehler durch eine „adaptive Optik“. a Blick von unten auf den Hauptspiegel des 3,2-m-Teleskops auf Mount Silla in Chile. Jeder der kleinen Kästen enthält piezoelektrische Verschiebeelemente, mit denen der Spiegel während der Beobachtungen aktiv verbogen werden kann. b Ohne Korrektur ist ein Sternbild aufgrund der Luftturbulenzen unscharf. c Mit adaptiver Korrektur ist das Sternbild nahezu fehlerfrei. (Fotos von <http://www.eso.org/projects/aot/> mit freundlicher Genehmigung). d Foto der lebenden Netzhaut, aufgenommen mit einer Funduskamera mit adaptiver Optik. Auf dem Foto sind die einzelnen Zapfen deutlich zu erkennen. (Netzhautfoto von Roorda und Williams [29] mit freundlicher Genehmigung)

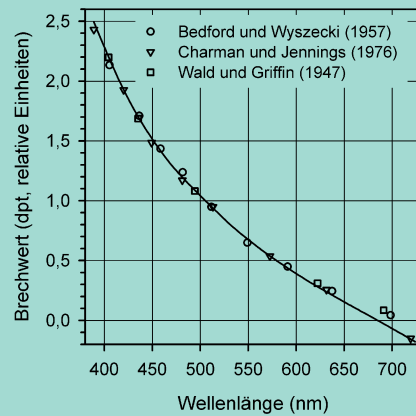


Abb. 11 ◀ Brechwert des Auges als Funktion der Wellenlänge des Lichts. (Die Daten von Bedford u. Wyszecki sowie Wald u. Griffin wurden der Arbeit von Charman u. Jennings [6] entnommen)

Es besteht eine Korrelation zwischen der Stärke der Aberrationen des Auges und dem Lebensalter

Darüber hinaus besteht eine Korrelation zwischen der Stärke der Aberrationen des Auges und dem Lebensalter [12, 13, 19, 26, 27]. Guirao et al. [13] fanden eine Verringerung des Krümmungsradius der Kornea mit zunehmendem Alter und einen daraus resultierenden Anstieg der sphärischen Aberration. Auch die Koma und die anderen höheren Aberrationen vergrößerten sich signifikant mit dem Alter.

Sehschärfe in der Dämmerung

Bei einem Pupillendurchmesser von weniger als 2 mm ist der Einfluss der Aberrationen auf die Abbildungsqualität sehr gering. Dies kann man z. B. aus **Abb. 3** ablesen. Unterhalb eines Pupillendurchmessers von 1,5 mm wird der beugungsoptisch mögliche Visus in der Praxis tatsächlich erreicht. Die Abbildungsfehler höherer Ordnung treten also nicht visusmindernd in Erscheinung. Bedeutsamer sind die Abbildungsfehler höherer Ordnung bei großen Pupillendurchmessern.

Deshalb scheint eine gewisse Visusverbesserung durch eine wellefrontgesteuerte Hornhautchirurgie beim Dämmerungssehen mit großer Pupille möglich zu sein. Dieser Problemkreis wurde von Charman und Chateau [7] in Modellrechnungen untersucht.

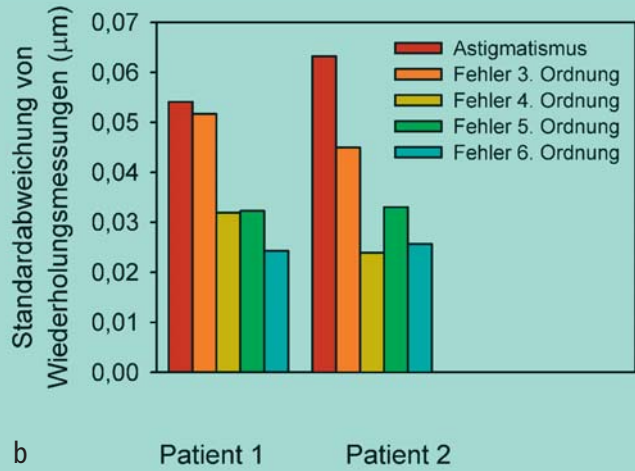
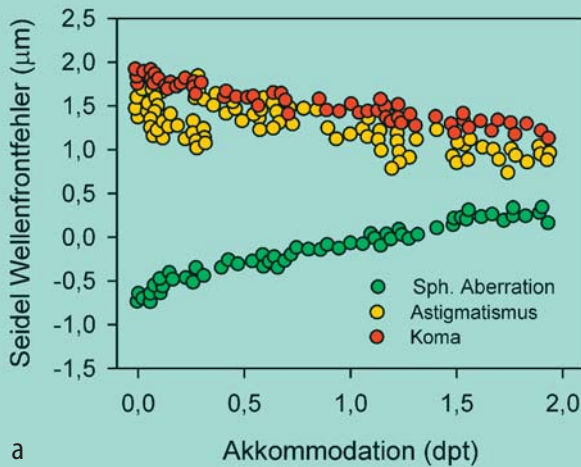


Abb. 12 ▲ a Veränderung der Stärke der Abbildungsfehler als Funktion der Akkommodation. (Neu gezeichnet nach Artal et al. [1] und Williams et al. [38]) b Veränderung der Abbildungsfehler im Laufe eines Tages. (Nach Hofer et al. [14])

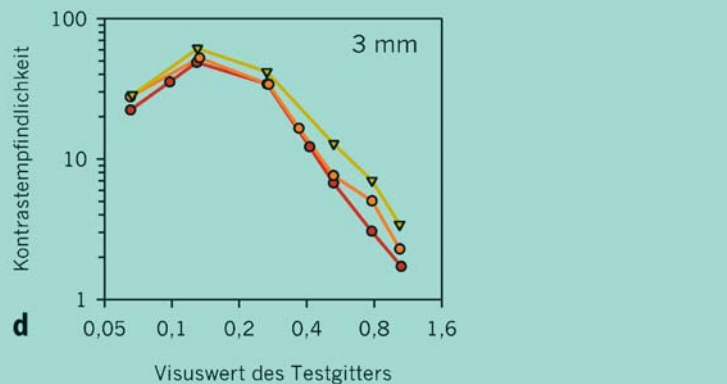
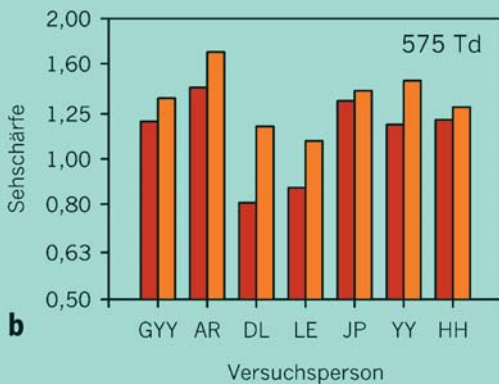
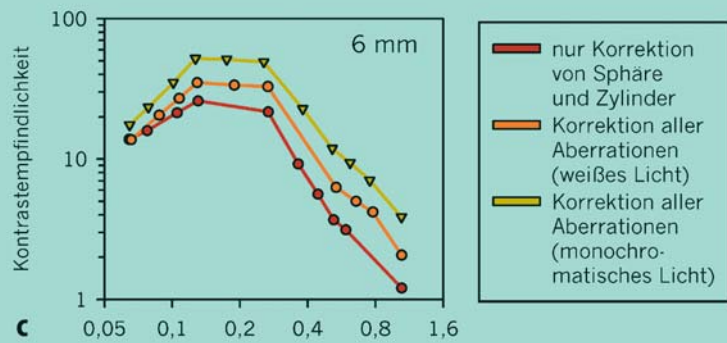
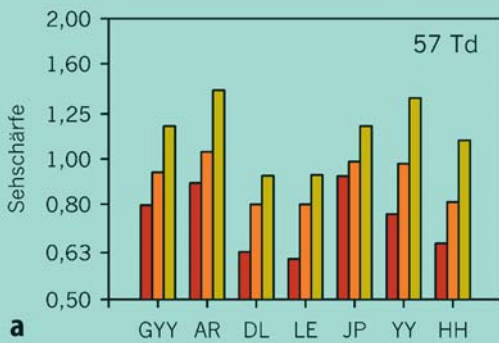


Abb. 13 ▲ Ergebnisse von Laborversuchen zur Visus- und Kontraststeigerung nach Korrektur der Abbildungsfehler höherer Ordnung. Die Korrektur erfolgte nicht durch eine wellenfrontgesteuerte Hornhautchirurgie, sondern durch eine adaptive Optik. a, b Sehschärfe von 7 Personen. Mit Wellenfrontkorrektur war der Visus etwas besser. c, d Kontrastempfindlichkeit mit und ohne Wellenfrontkorrektur. (Nach Yoon u. Williams [39]). Weitere Erläuterungen s. Text

Im Bereich des ► **mesopischen Sehens** sind die Sehschärfe und die Kontrastempfindlichkeit allerdings wesentlich geringer als am Tage, da die Photorezeptoren der Netzhaut durch neuronale Umorganisation zu Gruppen zusammengeschaltet werden. Bei einer retinalen Beleuchtungsstärke von 2,8 Troland ($\approx 0,15 \text{ cd/m}^2$) ergaben die Modellrechnungen von Charman und Chateau eine normale Sehschärfe von 0,7. Nach der vollstän-

► **Mesopisches Sehen**

digen Korrektur aller Abbildungsfehler ist nach ihren Angaben ein Anstieg auf Visus 0,9 möglich.

Laborergebnisse zur Steigerung der Sehleistung nach Korrektur der Aberrationen

Im Augenblick werden an verschiedenen Laserzentren Versuche unternommen, die Ideen zur personalisierten Wellenfrontkorrektur in die Praxis umzusetzen. Bei diesen Versuchen besteht neben dem Problem der exakten Steuerung des Excimerlasers auch das Problem der Wundheilung, denn um den gewünschten Erfolg zu erzielen, müssen sowohl der Materialabtrag als auch die Narbenbildung genau kontrolliert werden. Dies gelingt derzeit noch nicht perfekt.

Wenn man das Potenzial, das in der wellenfrontgesteuerten Hornhautchirurgie steckt, erkennen möchte, ist es deshalb besser, sich die Ergebnisse von Laborversuchen anzuschauen, in denen die Aberrationen des Auges durch eine ► **adaptiv-optische Simulation** ausgeglichen wurden [17, 23]. Mit diesen Laborversuchen kann man die potenzielle Verbesserung der Sehleistung ermitteln, ohne durch Probleme der Wundheilung gestört zu werden.

Ein 2. Vorteil dieser Laborversuche besteht darin, dass die Versuchspersonen den Unterschied in der Sehqualität mit und ohne Korrektur der Aberrationen direkt miteinander vergleichen können. So zeichnet sich das prinzipiell Machbare besser ab, und die optischen und physiologischen Grenzen werden besser sichtbar.

Erste Ergebnisse derartiger Laborversuche haben Yoon und Williams [39] vorgelegt. Ihre Ergebnisse habe ich in die bei uns üblichen Visuswerte und Kontrastwerte umgerechnet und in ► **Abb. 13** dargestellt.

Visus

Yoon und Williams [39] maßen die Veränderung des Visus bei 2 verschiedenen retinalen Beleuchtungsstärken (575 Troland und 57 Troland). Der 1. Wert entspricht nach LeGrand [15] einer Leuchtdichte von etwa 87 cd/m² und liegt somit an der unteren Grenze der nach DIN EN ISO 8596 zugelassenen Leuchtdichte für die normgerechte Sehschärfebestimmung. Der 2. Wert entspricht etwa 8 cd/m² und liegt am oberen Ende des mesopischen Bereichs.

Bei den Sehschärfemessungen wurden ► **3 Sehbedingungen** miteinander verglichen (► **Abb. 13a und b**).

- Im 1. Versuch wurde die Fehlsichtigkeit so gut wie möglich mit einer sphärozyklindrischen Brillenkorrektur korrigiert.
- Im 2. Versuch wurden alle Wellenfrontfehler beseitigt und weiße Buchstaben dargeboten.
- Im 3. Versuch wurden ebenfalls alle Wellenfrontfehler korrigiert. Zusätzlich wurde monochromatisches grünes Licht (550 nm) verwendet, um die chromatische Aberration auszuschalten. Der 3. Versuch konnte nur bei 57 Td durchgeführt werden, da die Helligkeit von 575 Td mit dem grünen Licht nicht erreicht werden konnte.

Nach der Korrektur der Aberrationen ergab sich mit weißem Licht und 57 Td eine Verbesserung der Sehschärfe um 0,83 Visusstufen. Wurde grünes Licht verwendet, betrug die Visusverbesserung 1,84 Visusstufen. Bei 575 Td und weißem Licht war die Visusverbesserung etwas geringer. Hier betrug sie im Mittel 0,76 Visusstufen.

Kontrastempfindlichkeit

In ► **Abb. 13c, d** ist die Veränderung der Kontrastempfindlichkeit nach Korrektur der Aberrationen bei einer Versuchsperson dargestellt. Bei diesen Messungen erfolgte die Beobachtung mit Pupillendurchmessern von 6 mm und 3 mm. Bei der 6 mm großen Pupille ist ein deutlicher Anstieg der Kontrastempfindlichkeit bei Betrachtung im weißen Licht zu verzeichnen. Wenn ein grünes Gitter (550 nm) dargeboten wurde, ergab sich eine weitere Verbesserung der Kontrastempfindlichkeit. Bei 3 mm Pupillengröße war die

► Adaptiv-optische Simulation

► 3 Sehbedingungen

Verbesserung der Kontrastempfindlichkeit wesentlich geringer und nur bei sehr feinen Gittermustern signifikant.

Insgesamt gesehen haben die Ergebnisse von Yoon und Williams [39] den Beweis erbracht, dass eine Steigerung der Sehschärfe und der Kontrastempfindlichkeit durch eine Wellenfrontkorrektur möglich ist. Die erreichte Sehschärfe überschreitet aber nicht die durch das Helmholtz-Hering-Modell vorgegebene physiologische Grenze.

Fazit für die Praxis

- Nach der Beugungstheorie des Lichts sind bei großer Pupille extrem hohe Visuswerte denkbar. Diese werden in der Praxis aber nicht erreicht.
- Die entscheidende Begrenzung der Sehschärfe des menschlichen Auges ergibt sich aus dem Abstand der Zapfen in der Fovea. Aus histologischen Daten und dem Helmholtz-Hering-Modell folgt eine physiologisch mögliche Sehschärfe von etwa 2,0.
- Bei normgerechten Visusmessungen an jungen Erwachsenen erreicht man in vielen Fällen bereits mit einer normalen Brillen- oder Kontaktlinsenkorrektur die vom Helmholtz-Hering-Modell vorhergesagte Sehschärfe. In Einzelfällen werden sogar etwas höhere Visuswerte erreicht.
- Das reale menschliche Auge weist neben den bekannten sphärischen und zylindrischen Fehlsichtigkeiten auch Abbildungsfehler höherer Ordnung auf. Diese Aberrationen höherer Ordnung machen sich umso stärker bemerkbar, je größer die Pupille ist. Bei Pupillengrößen unter ca. 2 mm ist der Einfluss der Aberrationen höherer Ordnung unbedeutend.
- Die Abbildungsfehler höherer Ordnung können heute mit verschiedenen Verfahren, z. B. mit einem Hartmann-Shack-Sensor, gemessen werden.
- Wenn es gelänge, alle Abbildungsfehler des Auges zu korrigieren, könnte die Abbildungsqualität deutlich über das derzeitige Maß hinaus gesteigert werden. Die theoretisch mögliche Steigerung ist umso größer, je größer der Pupillendurchmesser ist.
- Durch eine personalisierte, wellenfrontgesteuerte Hornhautchirurgie, mit der ein individuell berechnetes asphärisches Ablationsprofil in die Hornhaut eingearbeitet wird, ist eine partielle Korrektur der Aberrationen prinzipiell möglich. Ungeklärt ist, ob sich die dazu notwendige Schnittpräzision im Submikrometerbereich technisch realisieren lässt und die Probleme der Wundheilung bewältigt werden können.
- Eine perfekte optische Abbildung kann durch die wellenfrontgesteuerte Laserchirurgie nicht erreicht werden, da
 - a) die Korrektur des Farbfehlers des Auges nicht möglich ist,
 - b) die Aberrationen vom Akkommodationszustand abhängen und
 - c) die Aberrationen des Auges sich im Laufe der Zeit verändern.

In den kommenden Jahren wird es zunächst darum gehen, die Aberrometer, die Excimerlaser und die Operationstechnik weiter zu verbessern. Dann wird sich zeigen, ob mit der wellenfrontgesteuerten Hornhautchirurgie in der klinischen Routine eine höhere Sehschärfe als mit einer normalen Brille erreicht werden kann.

Am ehesten erscheint eine Visussteigerung bei Patienten möglich, die

- eine intakte Netzhaut haben,
- aufgrund starker Aberrationen trotz Brille oder Kontaktlinse keinen besseren Visus als 1,0 erreichen und
- auch bei photopischen Lichtverhältnissen eine große Pupille (>3 mm) aufweisen.

Bei Patienten, die bereits mit Brille eine hohe Sehschärfe erreichen (1,6) oder eine Pupillengröße unter 3 mm aufweisen, ist eine Steigerung der Sehschärfe durch die Hornhautchirurgie eher unwahrscheinlich.

Eine Steigerung der Sehschärfe und der Kontrastempfindlichkeit durch eine Wellenfrontkorrektur ist im Rahmen der durch das Helmholtz-Hering-Modell vorgegebenen physiologischen Grenze möglich

Korrespondierender Autor

PD Dr. W. Wesemann

Grimmelshausenstraße 9, 50996 Köln
E-Mail: wesemann@hfak.de

Interessenkonflikt: Der korrespondierende Autor versichert, dass keine Verbindungen mit einer Firma, deren Produkt in dem Artikel genannt ist, oder einer Firma, die ein Konkurrenzprodukt vertreibt, bestehen.

Literatur

1. Artal P, Hofer H, Williams DR, Aragon JL (1999) Dynamics of ocular aberrations during accommodation. *Optical Society of America, Annual meeting*
2. Artal R, Fernandez J, Manzanera S (2002) Are optical aberrations during accommodation a significant problem for refractive surgery? *J Refract Surg* 18:563–566
3. Applegate RA, Howland HC, Sharp RP (1998) Corneal aberrations and visual performance after radial keratotomy. *J Refract Surg* 14:397–407
4. Applegate RA, Howland CH, Klyce SD (2001) Corneal aberrations and refractive Surgery. In: MacRae SM, Krueger RR, Applegate RA (eds) *Customized corneal ablation: the quest for supervision*. Slack, Thorofare, pp 239–246
5. Bille J (2001) *Perfektes Sehen für jedermann*. Ruperto Carola 1:19–16
6. Charman WN, Jennings JAM (1976) Objective Measurement of the longitudinal chromatic aberration of the human eye. *Vision Res* 16:999–1005
7. Charman WN, Chateau N (2003) The prospects for super-acuity: limits to visual performance after correction of monochromatic ocular aberration. *Ophthal Physiol Opt* 23:479–493
8. Curcio CA, Sloan KR, Packer O et al. (1987) Distribution of cones in human and monkey retina: individual variability and radial asymmetry. *Science* 236:579–582
9. Curcio CA, Sloan KR, Kalina RE, Hendrickson AE (1990) Human photoreceptor topography. *J Comparative Neurol* 292:497–523
10. Graham CH, Bartlett NR, Brown JL et al. (1965) *Vision and visual perception*. John Wiley, New York
11. Gross G (2001) *Neuentwicklungen der computergeführten ablativen Hornhautchirurgie*. *Augenspiegel*, Heft 6:12–13
12. Guirao A, Artal P (1999) Corneal aberrations as a function of age. *Invest Ophthalmol Visual Sci [Suppl]* 40:S535
13. Guirao A, Redondo M, Artal P (2000) Optical aberrations of the human cornea as a function of age. *J Opt Soc Am A* 17:1697–1702
14. Hofer H, Artal P, Singer B et al. (2001) Dynamics of the eye's wave aberration. *J Opt Soc Am A* 18:497–506
15. LeGrand Y (1948) *Light color and vision*. Wiley, New York, p 51
16. Liang J, Grimm B, Goelz S, Bille J (1994) Objective measurement of the wave aberrations of the human eye using a Hartmann-Shack wave-front sensor. *J Opt Soc Am A* 11:1949–1957
17. Liang J, Williams DR, Miller, DT (1997) Supernormal vision and high resolution retinal imaging through adaptive optics. *J Opt Soc Am A* 14:2884–2892
18. Marcos S (2001) Refractive surgery and optical aberrations. *Optics Photonics News*, Januar, pp 22–25
19. McLellan JS, Marcos S, Burns SA (2001) Age-related changes in monochromatic wave aberrations of the human eye. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 42:1390–1395
20. MacRae SM, Krueger RR, Applegate RA (2001) *Customized corneal ablation: the quest for supervision*. Slack, Thorofare
21. Miller WH (1979) Ocular optical filtering. In: Autrum H (ed) *Handbook of sensory physiology*, Vol. VII/6A. Springer, Berlin Heidelberg New York, pp 70–143
22. Miller D, Williams DR, Morris GM, Liang J (1996) Images of the cone mosaic in the living human eye. *Vision Res* 36:1067–1080
23. Miller DT (2000) Retinal imaging and vision at the frontiers of adaptive optics. *Physics Today*, Januar 2000, pp 31–36
24. Moreno-Barriuso E, Lloves JM, Marcos S et al. (2001) Ocular aberrations before and after myopic corneal refractive surgery: LASIK-induced changes measured with laser ray tracing. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 42:1396–1403
25. Navarro R, Losada MA (1997) Shape of stars and optical quality of the human eye. *J Opt Soc Am A* 14:353–360
26. Oshika T, Klyce SD, Applegate RA, Howland HC (1999) Changes in corneal wavefront aberrations with ageing. *Invest Ophthalmol Visual Sci* 40:1351–1355
27. Oshika T, Klyce SD, Applegate RA et al. (1999) Comparison of corneal wavefront aberrations after photorefractive keratectomy and laser in situ keratomileusis. *Arch Ophthalmol* 117:1–7
28. Østerberg GA (1935) Topography of the layer of rods and cones in the human retina. *Acta Ophthalmologica* 13 [Suppl 6]:1–97
29. Roorda A, Williams DR (1999) The arrangement of the three cone classes in the living human eye. *Nature* 397:520–522
30. Roorda A, Williams DR (2001) Retinal imaging using adaptive optics. In: MacRae SM, Krueger RR, Applegate RA (eds) *Customized corneal ablation: the quest for supervision*. Slack, Thorofare, pp 41–48
31. Schwiergerling J (2000) Theoretical limits to visual performance. *Survey Ophthalmol* 45:139–146
32. Seiler T (2000) *Wellenfrontgeführte LASIK: mehr als Kosmetik*. *Ophthalmologische Nachrichten* 9
33. Stevens JD, Sekundo W (2003) *Wellenfontanalyse und adaptive Optiken*. *Ophthalmologie* 100:593–601
34. Wesemann W (2002) Sehschärfestimmung mit Freiburger Visustest, Bailey-Lovie-Tafel und Landoltring-Tafel. *Klin Monatsbl Augenheilkd* 219:660–667
35. Wesemann W (2002) *Spektakuläre Verbesserung der Sehschärfe astronomischer Fernrohre durch adaptive Optik*. *Dtsch Optiker Zeitung* 10:32–37
36. Williams DR, Coletta NJ (1987) Cone spacing and the visual resolution limit. *J Opt Soc Am A* 4:1514–1523
37. Williams DR (1988) Topography of the foveal cone mosaic in the living human eye. *Vision Res* 28:433–454
38. Williams DR, Yoon GY, Guirao A et al. (2001) How far can we extend the limits of human vision? In: MacRae SM, Krueger RR, Applegate RA (eds) *Customized corneal ablation: the quest for supervision*. Slack, Thorofare, pp 12–32
39. Yoon GY, Williams DR (2002) Visual performance after correcting the monochromatic and chromatic aberrations of the eye. *J Opt Soc Am A* 19:266–275
40. Yuodelis C, Hendrickson A (1986) A qualitative and quantitative analysis of the human fovea during development. *Vision Res* 26:847–855
41. Zernike F, Biographie: <http://www.nobel.se/physics/laureates/1953/zernike-bio.html>

Fragen zur Zertifizierung (nur eine Antwort ist möglich)

1. Bei einem vollkommen fehlerfreien Auge mit Pupillendurchmesser 6 mm ist nach der Beugungstheorie des Lichts folgender Visus möglich:

- a) 1,0.
- b) 2,0.
- c) 4,0.
- d) 6,0.
- e) 8,0.

2. Ein Hartmann-Shack-Sensor erzeugt eine Vielzahl von Lichtpunkten auf einer CCD-Kamera. Aus welcher Eigenschaft der Lichtpunkte wird der Brechwert des Auges an den verschiedenen Orten innerhalb der Pupille berechnet?

- a) Aus der Bildschärfe.
- b) Aus Unterschieden in der Lichtintensität.
- c) Aus den Veränderungen der Lichtfarbe.
- d) Aus dem gegenseitigen Abstand.
- e) Aus der Lichtverteilung innerhalb jedes einzelnen unscharfen Punktes.

3. Die Aberrationen des gesunden Auges werden durch Unregelmäßigkeiten in der Optik des Auges hervorgerufen. Die Größe der dadurch entstehenden Wellenfrontfehler beträgt beim normalen Auge etwa:

- a) 0,1 μm .
- b) 1 μm .
- c) 10 μm .
- d) 100 μm .
- e) 1,0 mm.

4. Nach dem Helmholtz-Hering-Model der Sehschärfe kann ein E-Haken erkannt werden, wenn ...

- a) die Pupille mindestens 1,5 mm groß ist.
- b) die Lückenbreite des E-Hakens gleich 1 Sehwinkelminute ist.

- c) zwischen 2 beleuchteten Photorezeptoren mindestens 1 unbeleuchteter liegt.
- d) der Kontrast des E-Hakens größer ist als die Kontrastempfindlichkeit des Auges.
- e) die Photorezeptoren größer sind als die Balkenbreite.

5. Welcher Abbildungsfehler kann mit der Wellenfrontkorrektur prinzipiell nicht korrigiert werden?

- a) Sphärische Aberration.
- b) Chromatische Aberration.
- c) Dreistrahligter Astigmatismus.
- d) Koma.
- e) Sphärischer Fehler.

6. Vergleichen Sie den Durchmesser eines foveolaren Zapfens mit der Lückenbreite eines auf die Netzhaut abgebildeten Landolt-Rings vom Visuswert 1,0. Wie groß sind die foveolaren Rezeptoren im Vergleich zur Lücke eines Landolt-Rings vom Visuswert 1,0? Die foveolaren Zapfen sind ...

- a) wesentlich kleiner.
- b) halb so groß.
- c) genauso groß.
- d) 2-mal so groß.
- e) 4-mal so groß.

7. Der Farbfehler des gesunden menschlichen Auges entsteht dadurch, dass kurzwelliges Licht stärker gebrochen wird als langwelliges. Wie groß ist die Brechwertdifferenz zwischen blauem Licht mit $\lambda=400$ nm und rotem Licht mit $\lambda=700$ nm?

- a) 0,6 dpt.
- b) 1,2 dpt.
- c) 1,8 dpt.
- d) 2,4 dpt.
- e) 3,0 dpt.

8. Bei der Refraktionsbestimmung wird manchmal eine stenopäische Blende verwendet, um die Schärfentiefe zu erhöhen. Eine stenopäische Blende von 1,0 mm beschränkt den erreichbaren Visus aber auf ca. ...

- a) 1,0.
- b) 2,0.
- c) 4,0.
- d) 6,0.
- e) 8,0.

9. Wenn die Visusbestimmung normgerecht nach DIN durchgeführt wird, erreichen junge voll korrigierte Erwachsene im Mittel eine binokulare Sehschärfe von etwa ...

- a) 1,0.
- b) 1,5.
- c) 1,65.
- d) 1,9.
- e) 2,5.

10. Die Abbildungsfehler höherer Ordnung ...

- a) können durch spezielle Brillengläser korrigiert werden.
- b) entstehen durch Unterschiede der Photorezeptorgröße.
- c) werden nach einer klassischen LASIK verringert.
- d) können mit den heutigen technischen Möglichkeiten nicht gemessen werden.
- e) lassen sich mathematisch mit den Zernike-Polynomen beschreiben.



Wichtige Hinweise:

Geben Sie die Antworten bitte über das CME-Portal ein: cme.springer.de

Online-Einsendeschluss ist am **01.07.2004**

Die Lösungen zu dieser Fortbildungseinheit erfahren Sie in der übernächsten Ausgabe an dieser Stelle.

Beachten Sie bitte, dass per Fax oder Brief eingesandte Antworten nicht berücksichtigt werden können.

Die Lösungen der Zertifizierten Fortbildung aus Ausgabe **03/2004** lauten:

1d, 2b, 3a, 4b, 5e, 6c, 7a, 8d, 9e, 10a