

Adlerauge oder Eulenaugen - die Möglichkeiten der modernen Medizin

*Prof. Dr. Heinrich Lindner, Emeritus der Univ. Augenklinik Magdeburg
Im Winkel 5, 39291 Möser*

Unsere Augen sind das wichtigste Bindeglied zur Außenwelt. Dass 80-90 % aller Informationen über das Auge laufen ist hinlänglich bekannt. Will man das Sehvermögen maximal nutzen oder verbessern, so gibt es zwei Ansatzstellen

die Objektseite und
die Augenseite.

Dieser Vortrag befasst sich mit den Möglichkeiten, die die moderne Medizin bietet, die Leistungsfähigkeit auch des gesunden Auges zu erhöhen. Die Erkennbarkeit von Objekten wird durch die Eigenschaften des Objektes, die Lichtbedingungen und die Leistungsfähigkeit des Auges bestimmt.

Die Objektseite

Auf der Objektseite sind die entscheidenden Größen

das Kontrast- und Leuchtdichteprofil
die Reizdichte
die mittlere Leuchtdichte.

Bild 1 zeigt zwei mögliche Leuchtdichteprofile. Sie weisen einen rechteckförmigen oder sinusförmigen Verlauf auf. Für die Bestimmung des Kontrastes werden die Maximal- und Minimalwerte herangezogen.

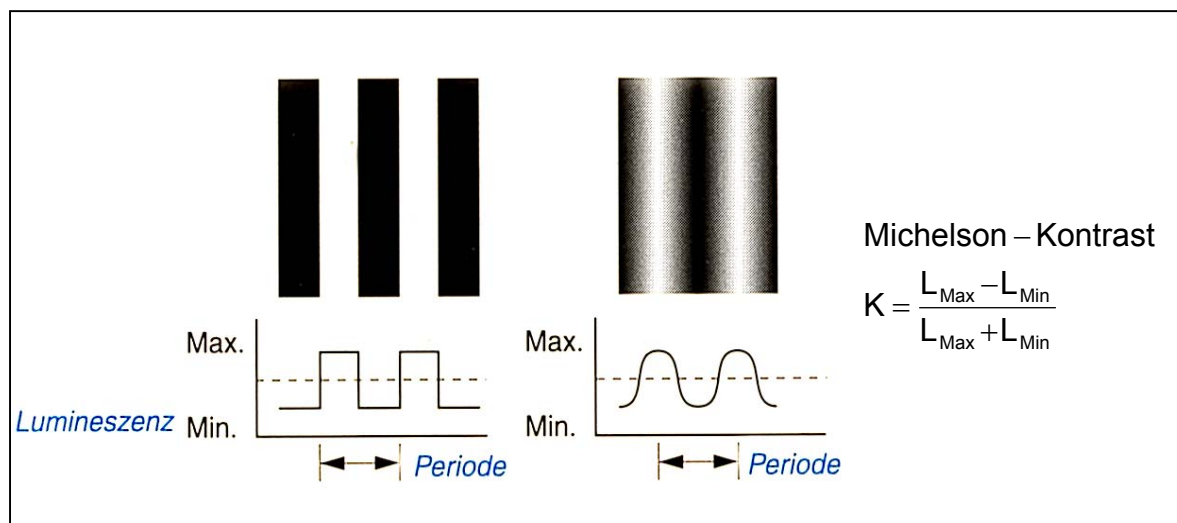


Bild 1: Kontrast und Leuchtdichteprofil

Die Bestimmung der Reizdichte oder der Raumfrequenz zeigt **Bild 2**. Die Raumfrequenz wird in Zyklen/Grad angegeben, wobei zu einem Zyklus immer ein Hell- und ein Dunkelreiz gehören. Vereinbarungsgemäß gilt für die Sehschärfe ein Visus = 1, wenn zwei Striche im Abstand von einer Bogenminute noch aufgelöst werden können. Das würde 30 Zyklen/Grad (30 Hell-Dunkelpaaren) entsprechen.

Die mittlere Leuchtdichte ist das arithmetische Mittel der Hell- und der Dunkelreize.

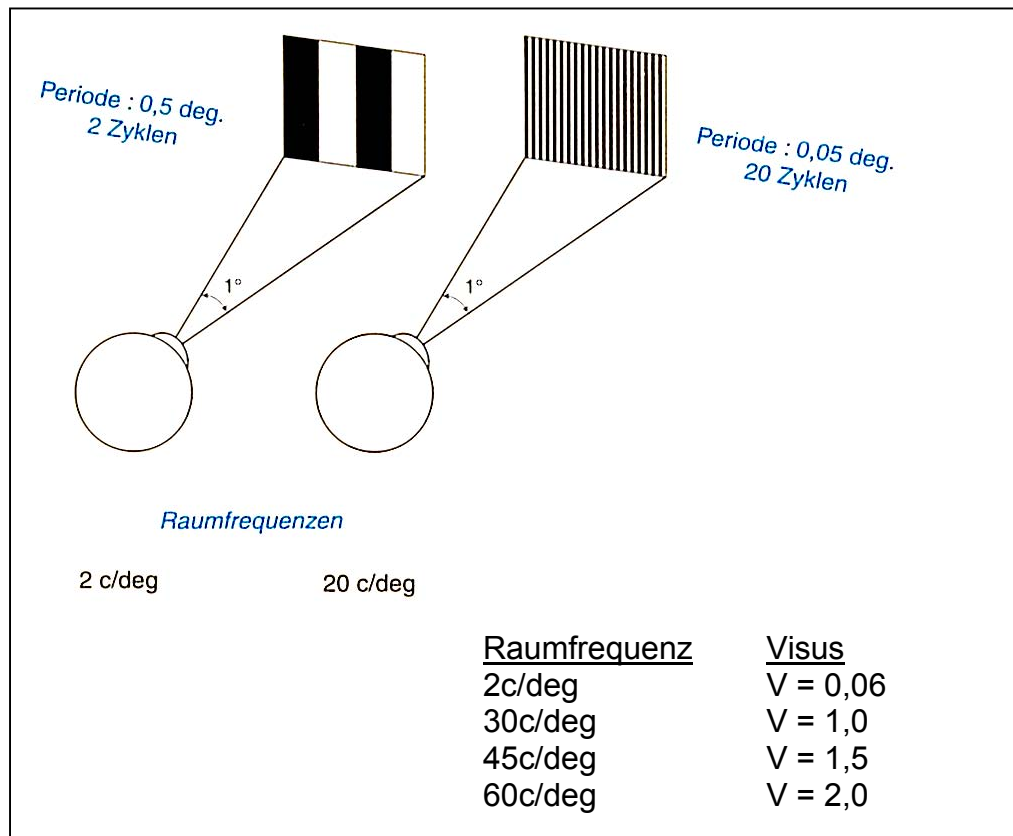


Bild 2: Reizdichte

Die Augenseite

Auf der Augenseite sind die entscheidenden Leistungsgrößen

die Kontrastempfindlichkeit
die Sehschärfe
der Adaptationszustand.

Den Verlauf der Kontrastempfindlichkeit zeigt **Bild 3**. Hier ist der Schwellenkontrast über der Raumfrequenz aufgetragen. Es ergibt sich ein typischer, umgekehrt u-förmiger Verlauf. Der Schnittpunkt der Kontrastempfindlichkeitskurve mit der Raumfrequenz gibt die Sehschärfe an. Die Darstellung zeigt, dass die Sehleistung durch die Sehschärfe nur unvollständig beschrieben wird. Als drittes hängt die Sehleistung ganz entscheidend vom Adaptationszustand der Augen ab. Dieser kann skotopisch, mesopisch oder photopisch sein.

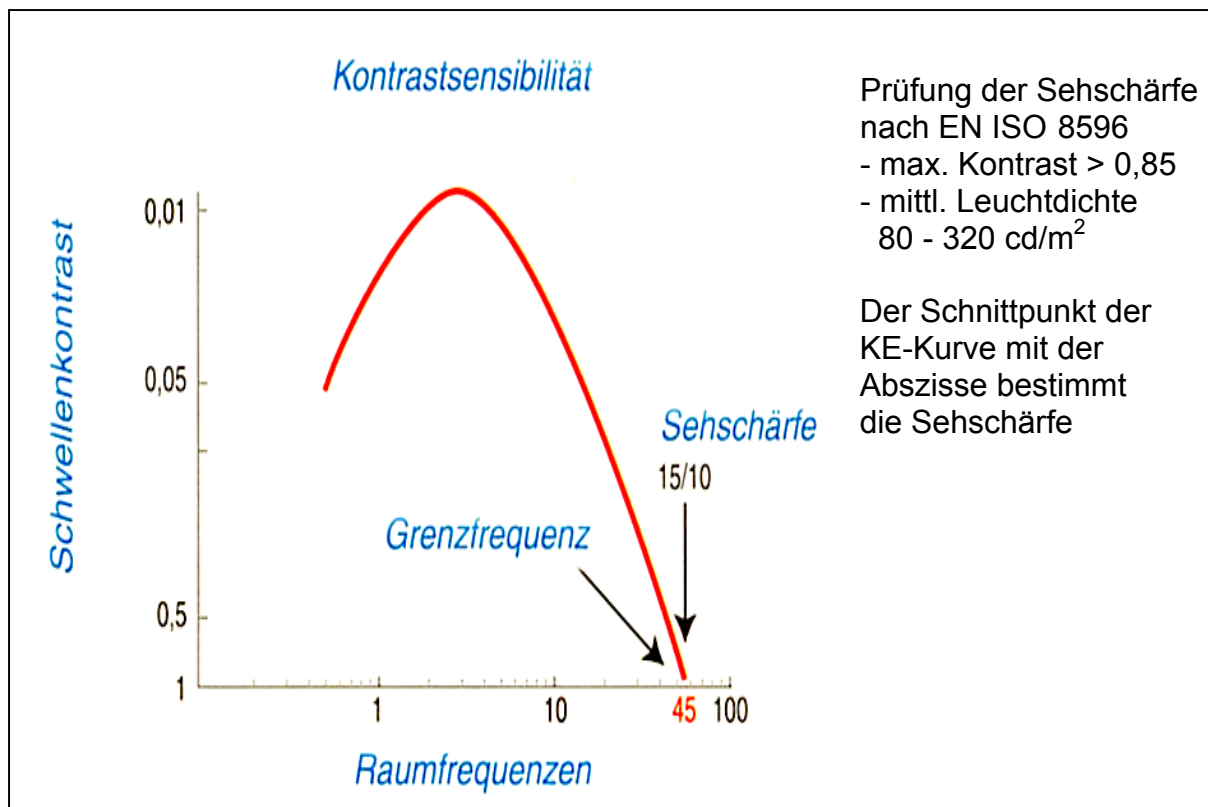


Bild 3: Kontrastempfindlichkeit

Die Bildqualität

Die Qualität der Abbildung durch das menschliche Auge wird wesentlich durch vier Einflussfaktoren bestimmt

die Beugung an der Pupille
 die Lichtstreuung im Auge
 die monochromatische Aberration
 die chromatische Aberration.

Auf die chromatische Aberration wird hier nicht eingegangen, da sie nicht korrigiert werden kann.

Die Beugung

Die Leistungsfähigkeit jedes optischen Instruments wird durch die Beugung beeinflusst. Beim Auge ist es die Beugung an der Pupille. Das Bild einer kreisrunden Öffnung bildet sich nicht als scharf begrenzter Kreis, sondern als Airy-Scheibchen mit einer definierten Helligkeitsverteilung ab. **Bild 4** zeigt das diesem Vorgang zu Grunde liegende Huygensche Prinzip.

Die Auflösungsgrenze wird durch das Rayleigh-Kriterium bestimmt. Sie ist dann erreicht, wenn der Mittelpunkt des Beugungsprofils des einen Punktes in das erste Beugungstal des zweiten Punktes fällt - **Bild 5**.

Nach dem Rayleigh-Kriterium würde die Auflösung, d.h. die Sehschärfe mit wachsendem Pupillendurchmesser stetig zunehmen. Von einem Visus $V=1,0$ bei einem

Pupillen Durchmesser von 2,3 mm bis zu einem Visus $V=3,0$ bei einem Pupillendurchmesser von 7,0 mm - **Bild 6**.

Das widerspricht zum einen unserer Erfahrung, nach der die Sehschärfe bei einem Pupillendurchmesser von 2-3 mm am höchsten ist. Zum anderen konnte durch Leuchtdichtmessungen in der Fovea (der Stelle des schärfsten Sehens in der Netzhaut) gezeigt werden, dass bei Pupillendurchmessern von $>2,5$ mm die Sehschärfe nicht durch die Beugung allein, sondern durch die Helligkeitsverteilung auf der Netzhaut bestimmt wird. Diese kann durch die Point Spread Funktion dargestellt werden. **Bild 7** zeigt die Point Spread Funktion und den Beugungsverlauf für drei verschiedene Pupillendurchmesser.

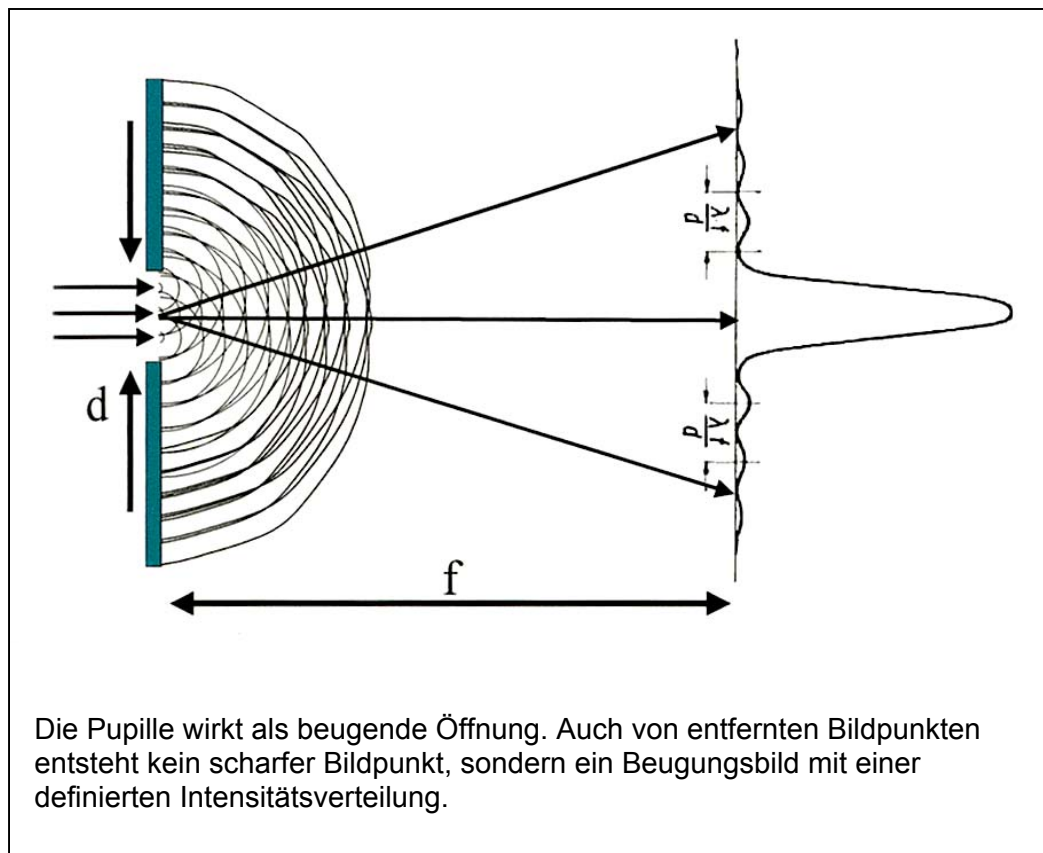


Bild 4: Das Huygen-Prinzip

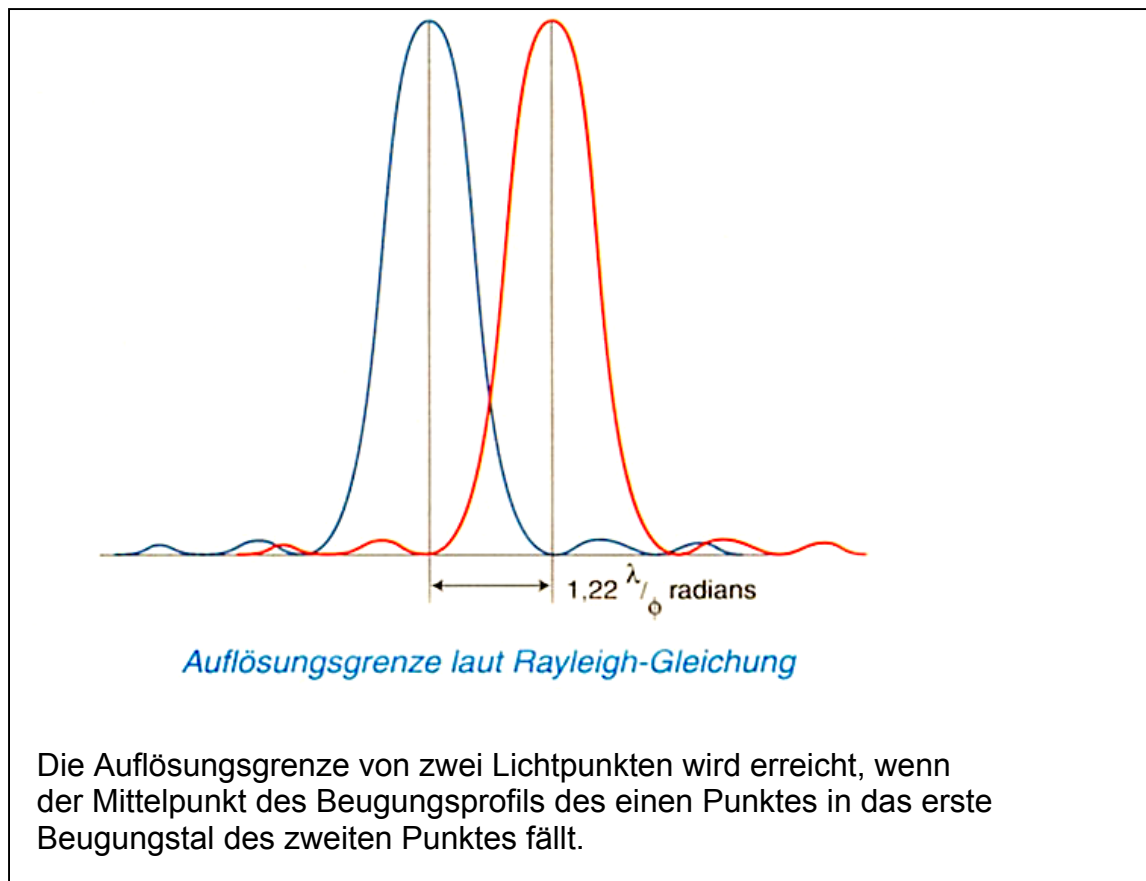


Bild 5: Das Rayleigh-Kriterium

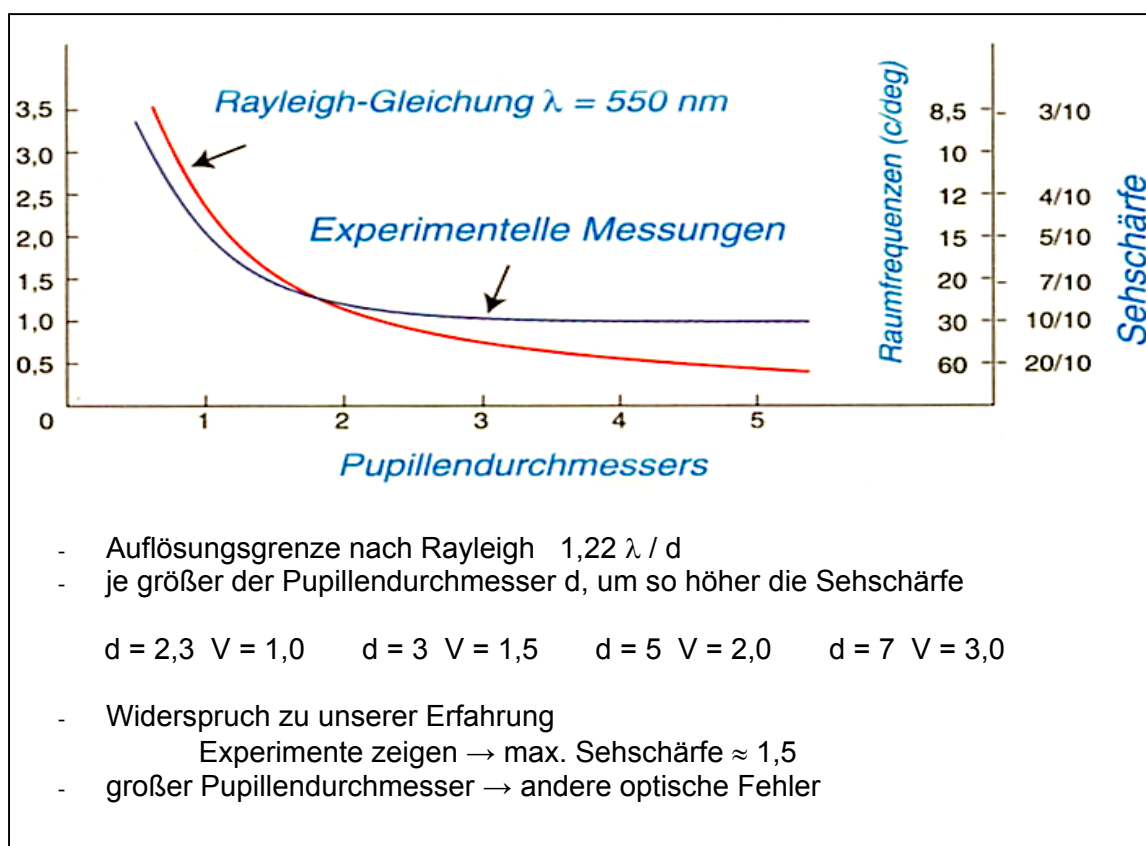


Bild 6: Rayleigh-Kriterium und Pupillendurchmesser

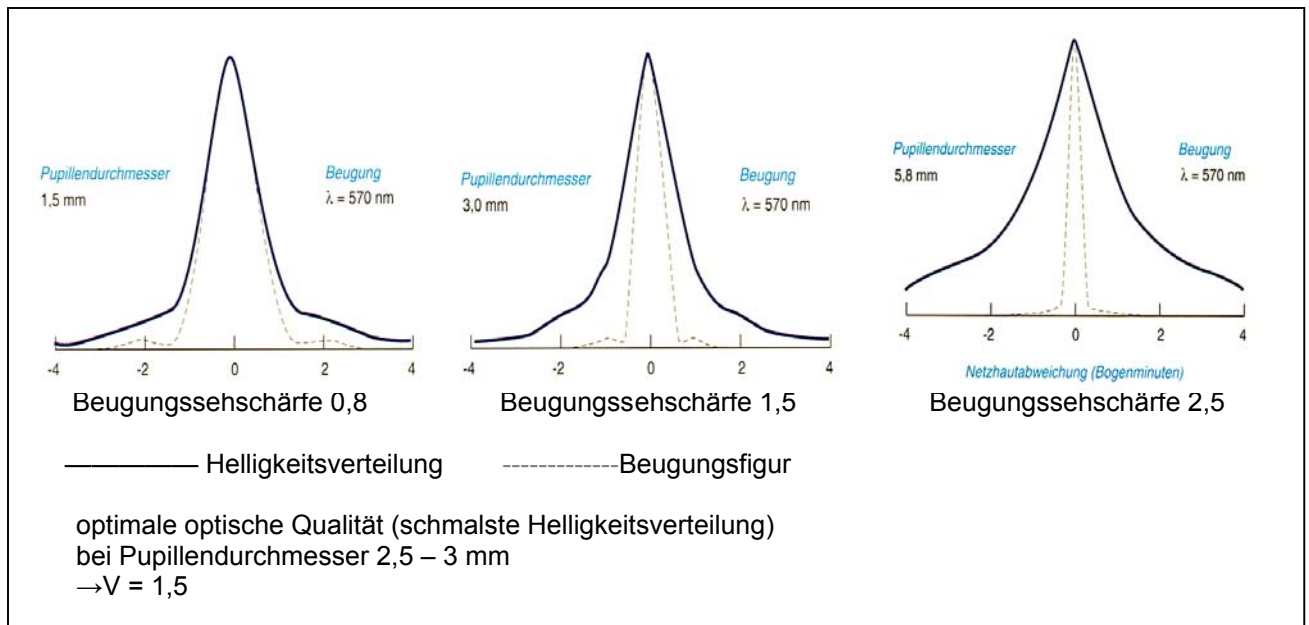


Bild 7: PSF und Beugungsfigur für 3 Pupillendurchmesser

Die Lichtstreuung

Die Streuung des Lichtes durch die Augenmedien (Hornhaut, Vorderkammer, Linse, Glaskörper) wirkt sich ebenfalls auf die Sehfunktion aus. So verändert die Streuung im Augeninnern die Point Spread Funktion im Netzhautbild.

Die Streuung ist bei älteren Personen, insbesondere durch die einsetzende Linsentrübung (Grauer Star) besonders hoch, wie Vergleichsmessungen in **Bild 8** zeigen. Das führt zu einer Verringerung der Kontrastempfindlichkeit und einer Erhöhung der Blendempfindlichkeit. Die Sehschärfe kann dabei von der Streuung unberührt bleiben.

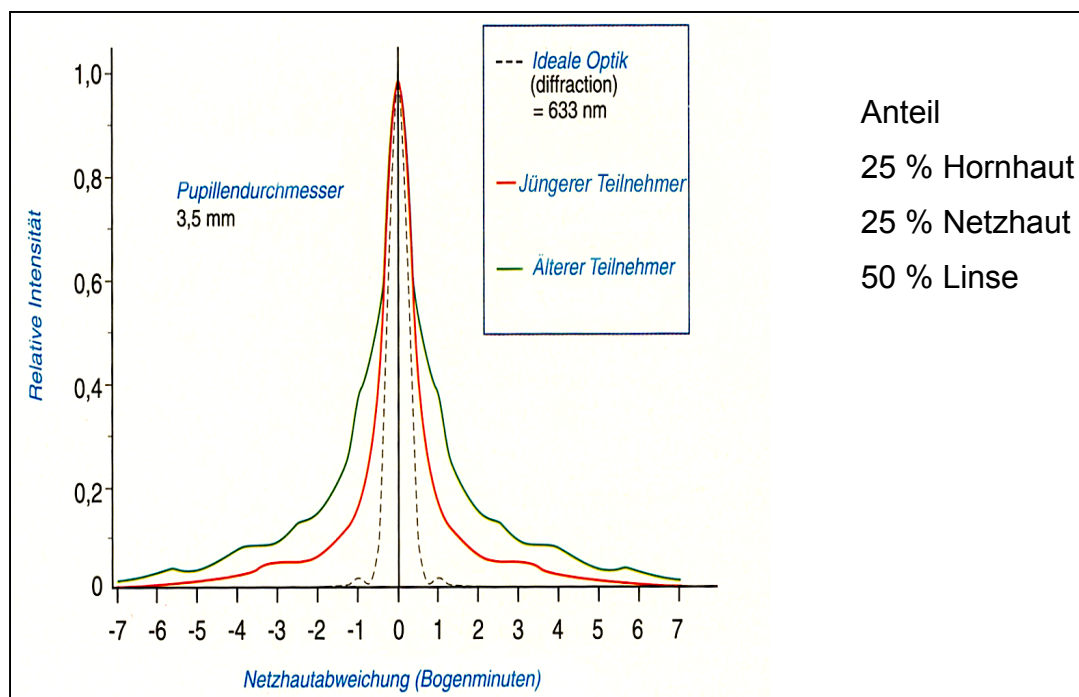


Bild 8: Helligkeitsverteilung auf der Netzhaut durch Lichtstreuung in jüngeren und älteren Augen

Die monochromatische Aberration

Betrachtet man eine Punktlichtquelle - **Bild 9** - so breiten sich von dieser Lichtstrahlen sinusförmig mit Lichtgeschwindigkeit in alle Richtungen aus.

Werden nun Punkte gleicher Phasenlage verbunden, so entsteht eine kugelförmige Wellenfront, die auf jedem Lichtstrahl senkrecht steht. Für eine unendlich weit entfernte oder eine flächenförmige Lichtquelle würde sich eine ebene Wellenfront ergeben. Änderungen der Phasenbeziehungen oder der optischen Weglänge während der Ausbreitung des Lichts führen zu einer Deformation der Wellenfront.

Die Abweichungen zwischen der deformierten Wellenfront und der idealen Wellenfront werden als Wellenfrontaberrationen bezeichnet. Aberrationsfrei in diesem Sinne ist die ideale „dünne Linse“. Alle praktischen optischen Systeme weisen Wellenfrontaberrationen auf - so auch das Auge.

Wie man sich die Wellenfrontaberration am Auge vorstellen kann ist in **Bild 10** dargestellt. Es zeigt Beispiele für Wellenfronten und die Point Spread Funktion an einen idealen aberrationsfreien optischen System (links) und an einem System mit Abbildungsfehlern (rechts). Hier sind die Wellenfronten deformiert und es ergibt sich an Stelle eines punktförmigen ein verzerrtes Netzhautbild, weil die Abbildungsstrahlen nicht mehr in einem Fokus auf der Netzhaut zusammenlaufen.

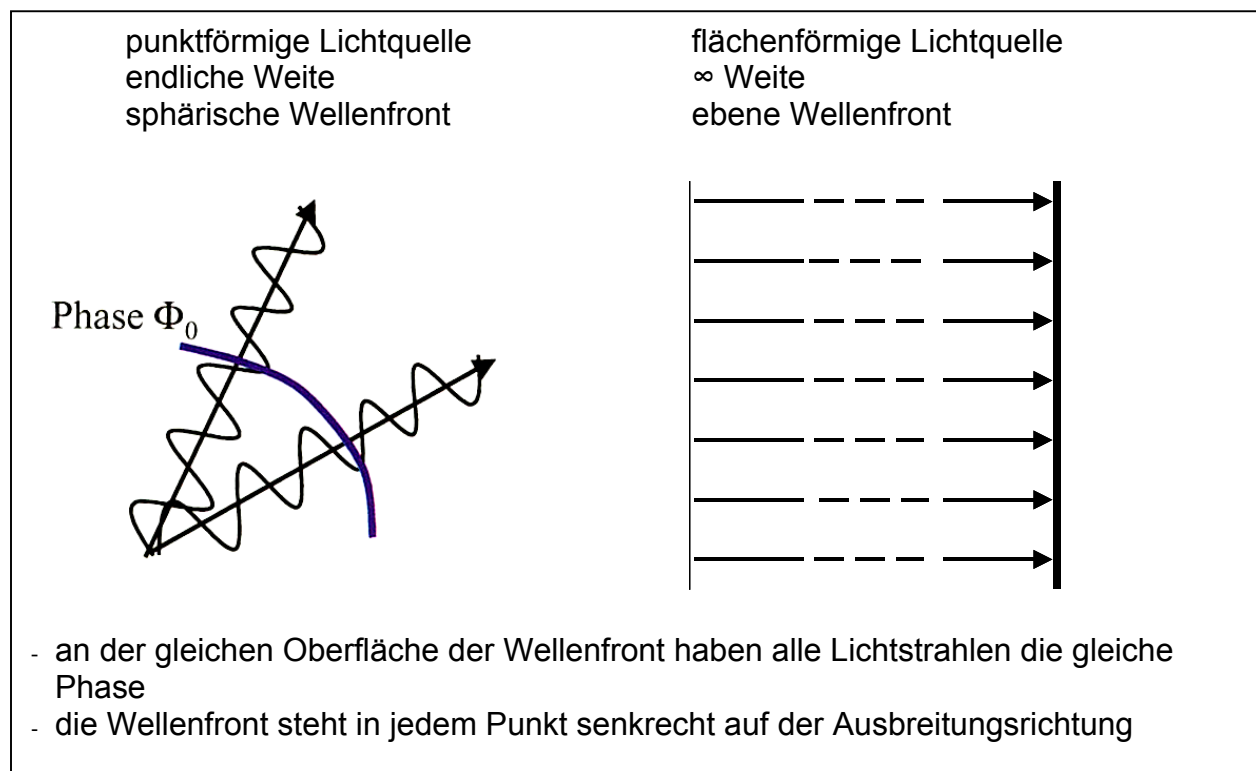


Bild 9: Monochromatische Aberration: die Wellenfront

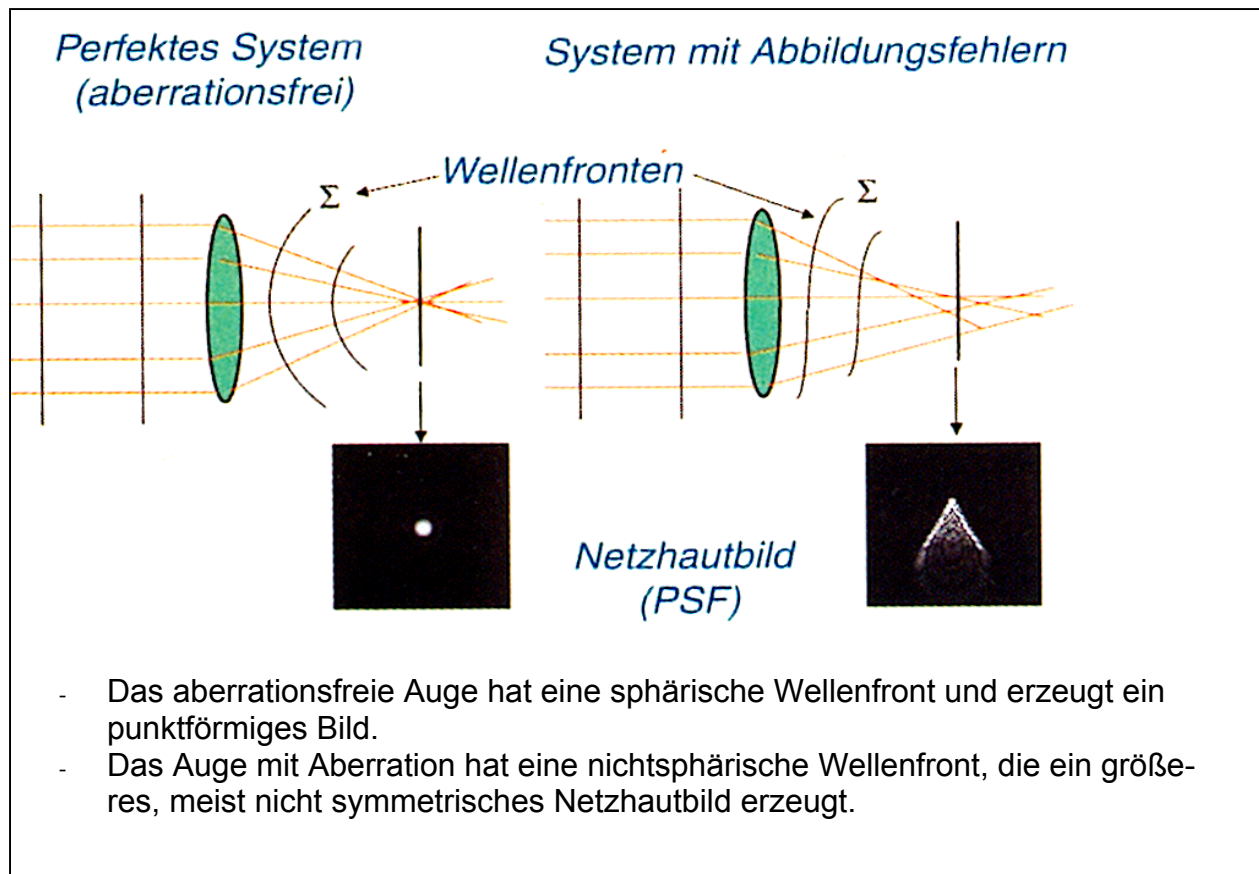


Bild 10: Wellenfrontaberration am Auge

Die Zernike-Polynome

Für die Beschreibung der Wellenfrontaberrationen hat Fritz Zernike in der 40iger Jahren des vorigen Jahrhunderts ein komplexes Funktionssystem - die nach ihm benannten Zernike Polynome entwickelt. Sie wurden zuerst in der technischen Optik - insbesondere in der Astrophysik – eingesetzt, um Abbildungsfehler zu beschreiben. Nachdem man seit einigen Jahren Wellenfrontaberrationen auch am Auge messen kann, fanden die Zernike Polynome auch Eingang in die physiologische Optik. Jedes dieser Polynome beschreibt einen typischen Abbildungsfehler. Neben Defokus und Astigmatismus lassen sich so auch Bildfehler höherer Ordnung quantifizieren und klassifizieren.

Bild 11 zeigt das System der Zernike Polynome und die zugehörigen Bildfehler. Die Potenz mit der die Bildfehler vom Pupillenradius abhängen wird als Zernike-Ordnung bezeichnet.

Bildfehler bis zur 2. Ordnung werden Fehler niedriger Ordnung genannt. Hauptsächlich sind das Defokus und Astigmatismus. Sie werden langjährig durch die konventionelle Brillen- und Kontaktlinsenoptik korrigiert.

Fehler ab der 3. Ordnung sind Fehler höherer Ordnung. Sie sind einer Korrektur am Auge erst seit kurzer Zeit durch adaptive Optiken oder Laserchirurgie an der Hornhaut zugänglich.

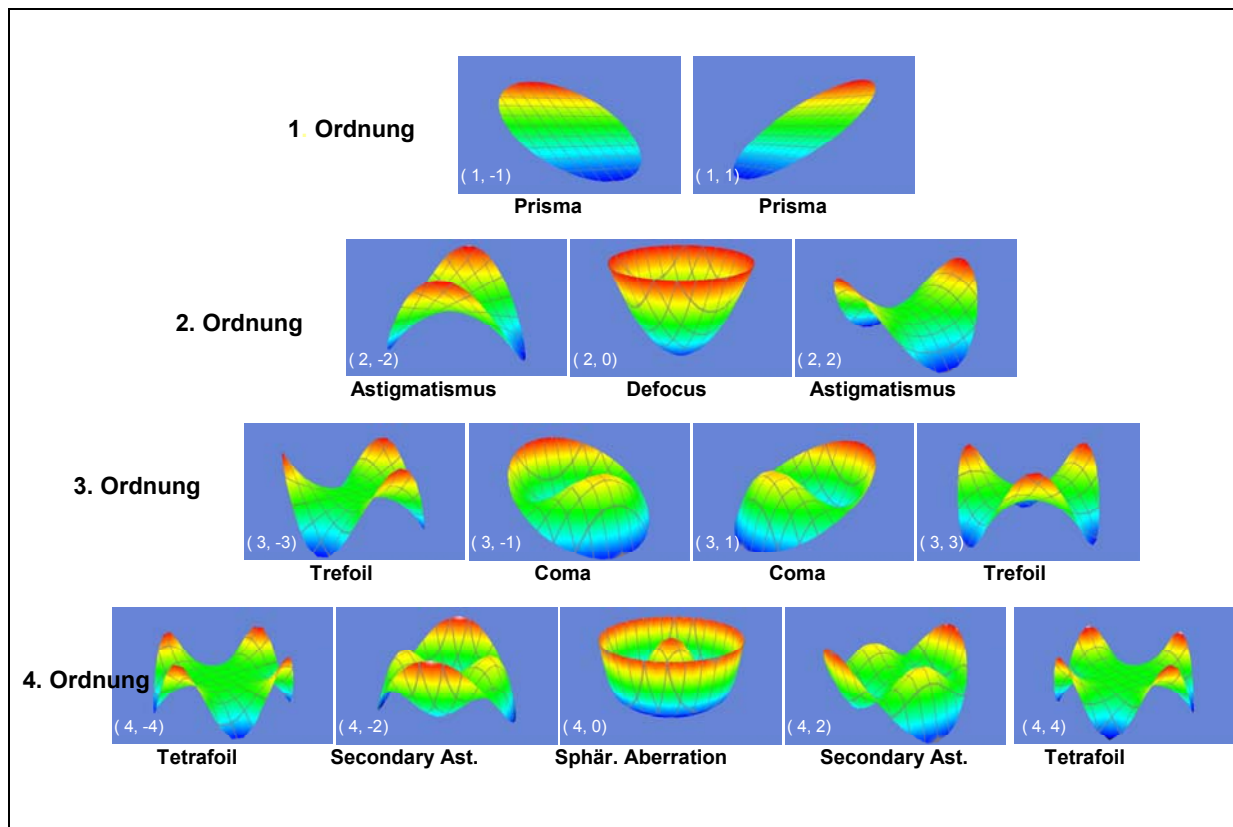


Bild 11: Zernike Polynome

Die optische Qualität

Die optische Qualität des menschlichen Auges wird in der physiologischen Optik durch zwei Kennzahlen ausgedrückt.

Die *Strehlzahl* SZ ist definiert durch das Intensitätsmaximum einer auf der Netzhaut abgebildeten Punktlichtquelle bei einer aberrierten Optik, geteilt durch das Intensitätsmaximum der derselben Lichtquelle bei aberrationsfreier (beugungsbegrenzter) Optik.

$$SZ = \frac{I_{\text{max-aberr. Optik}}}{I_{\text{max-aberr. freie Optik}}}$$

Eine Optik wird als praktisch aberrationsfrei angesehen, wenn die Strehlzahl $SZ > 0,8$ ist.

Der *Wellenfrontfehler* RMS (Root Mean Square) beschreibt die statistische Modulation der Wellenfront über der Pupille. Er berechnet sich direkt aus der Wellenfront, in dem man zunächst die Wellenfrontfehler quadriert („square“), den Mittelwert bildet („mean“) und dann die Quadratwurzel aus dem Mittelwert („root“) zieht.

$$RMS = \sqrt{\frac{WF_1^2 + WF_2^2 + \dots + WF_n^2}{n}}$$

Zur Bewertung der optischen Qualität wird das Maréchal-Kriterium herangezogen.

Dieses besagt, dass eine Optik dann als aberrationsfrei (d.h. nur beugungsbegrenzt) gilt, wenn der Wellenfrontfehler $\text{RMS} < 1/14\lambda$ ist.

Für eine Wellenlänge von 532 nm (grüner Laser) würde sich ein RMS-Grenzwert von 0,04 μm ergeben.

Die Messung der Aberrationen

Die Messung der optischen Aberration des Auges gelang erstmals 1994 mit einem aus der Astronomie bekanntem Messverfahren. Das Prinzip eines solchen Aberrometers zeigt **Bild 12**. Ein aufgeweiteter Laserstrahl (532 nm) bildet eine Lochmaske auf der Netzhaut des zu untersuchenden Auges ab. Das entstehende Punktmuster ist durch die Aberration des Auges verzerrt. Dieses verzerrte Punktmuster wird dem ursprünglichen (unverzerrten) Punktmuster überlagert und auf einer CCD-Kamera abgebildet. Aus den Punktverschiebungen werden die optischen Aberrationen berechnet.

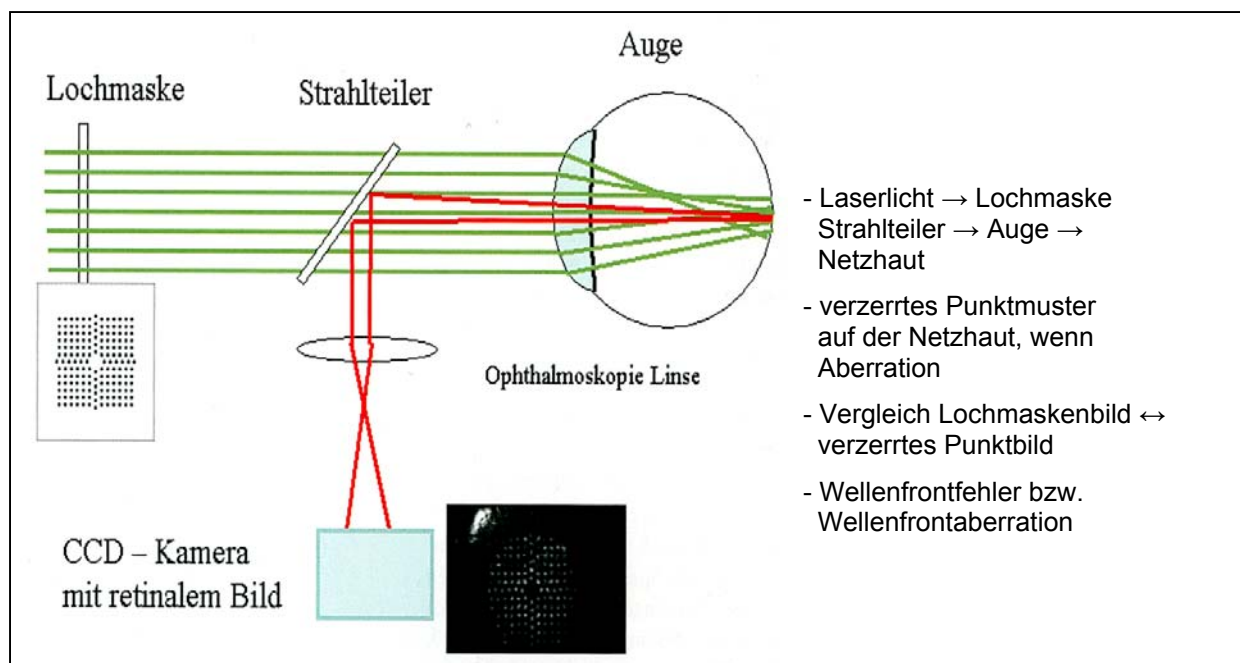


Bild 12: Aberration: Tscherning Aberrometer

Bild 13 gibt ein entsprechendes Messprotokoll wieder. Es zeigt, dass das Marèchal-Kriterium für Koma und sphärische Aberration erfüllt ist. Die zwei vorhandenen Bildfehler haben ihre Ursache im Defokus und Astigmatismus.

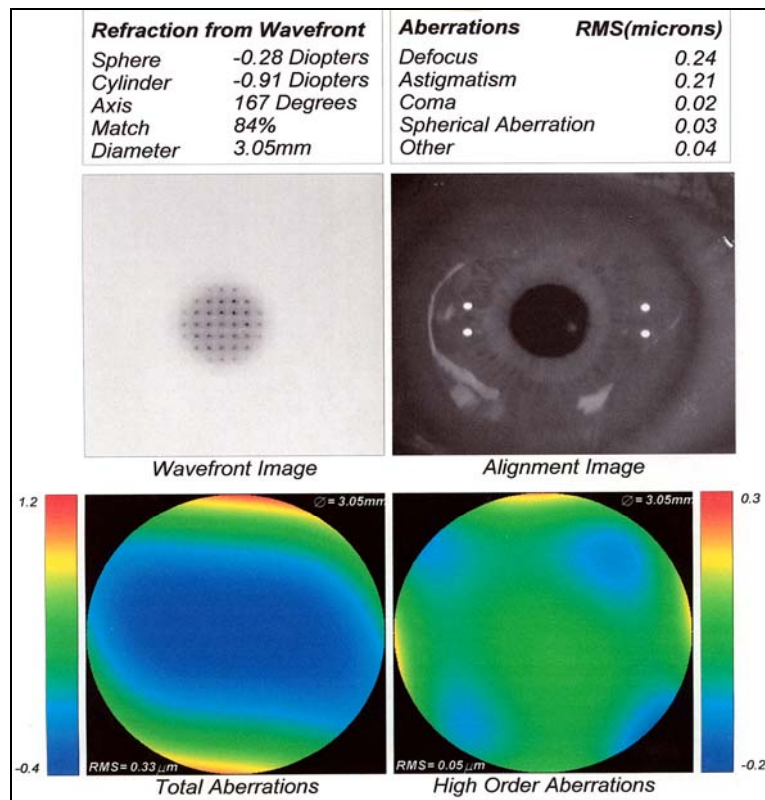


Bild 13: Messprotokoll – rechtes Auge

Die Beseitigung optischer Aberrationen

Für die Beseitigung optischer Aberrationen gibt es zwei Methoden.

Adaptive Optiken sind individuell gefertigte intra-okulare Linsen oder Kontaktlinsen, die als Wellenfrontkorrektur ein negatives Profil der Aberrationsfehler des Auges enthalten. So entsteht aus der Kombination von Wellenfrontkorrektur und Auge mit Abbildungsfehlern eine aberrationsfreies Auge.

Die **wellenfrontgeführte Hornhautchirurgie** ist die Hauptmethode zur Beseitigung optischer Aberrationen. Die Vorgehensweise ist in **Bild 14** gezeigt. Aus den mit dem Aberrometer gemessenen Abbildungsfehlern wird ein individuelles Abtragungsprofil für die Gewebeabtragung an der Hornhaut berechnet. Dieses Profil wird dann in einzelne Laserschüsse zerlegt. Hierfür werden Software Algorithmen verwendet, die die Position der einzelnen Laserschüsse auf der Hornhaut so optimieren, dass eine Gesamtgenauigkeit $< 1 \mu\text{m}$ erreicht wird. Mit Laserspotdurchmessern von 0,6 - 0,8 mm können so Aberrationen bis zur 6. Zernike-Ordnung beseitigt werden.

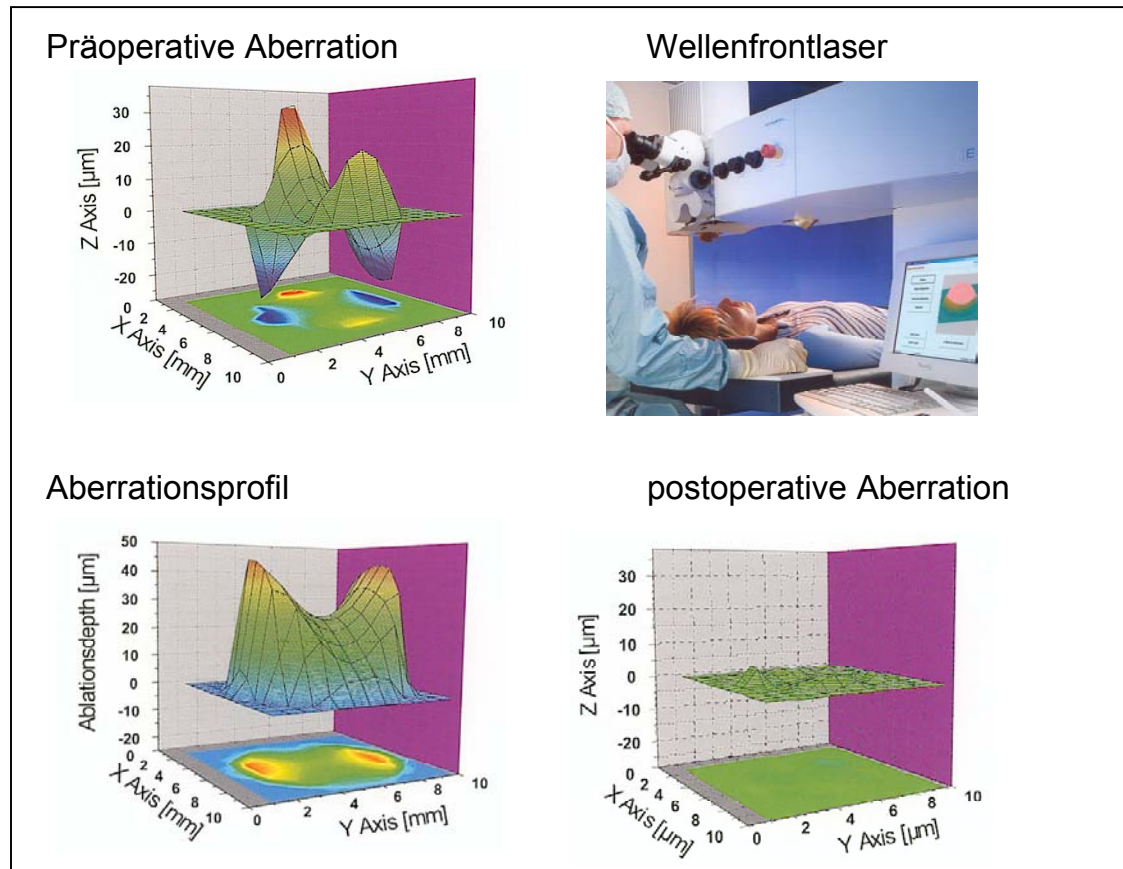


Bild 14: Wellenfrontgeführte Hornhautoperation

Zusammenfassung

Wellenfrontaberrationen höherer Ordnung sind verantwortlich für Blendprobleme (Halos) und schlechtes Kontrastsehen.

Die technischen und medizinischen Möglichkeiten für die Korrektur von Wellenfrontfehlern bis zur 6. Zernike-Ordnung sind vorhanden.

Ziel der wellenfrontgeführten Hornhautchirurgie ist die Verbesserung des mesopischen Sehens durch die Beseitigung von Aberrationen höherer Ordnung. Das heißt Reduzierung von Blendung und Halos und Verbesserung des Kontrastsehens → **Eulenaugen**.

Eine Supervision mit Visuswerten $> 3,0$ → **Adleraugen** ist nicht real, da die Sehschärfe physiologisch auf einen Visuswert von 1,5... (2,0) optimiert ist

Literatur

Mrochen M, Seiler T. Grundlagen der wellenfrontgeführten refraktiven Hornhautchirurgie. Der Ophthalmologe 2001; 98: 703-714

Simonet P. Die Sehschärfe: Physikalische und physiologische Grundlagen. Points de vue 2001; 45: 3-17

Artal P. Der Weg zur «Supervision» : Realität und Fiktion. Points de vue 2002; 46 : 3-16

Corbé C. Extreme Sehschärfe: Mythos oder Wirklichkeit. Points de vue 2002; 47 : 4-17

Preußner P R. Die Anwendbarkeit der Wellenfrontkorrektur in der Augenheilkunde. Klin. Monatsbl. Augenheilkd. 2004; 221: 456 - 453