

PD Dr. W. Wesemann,
Höhere Fachschule für Augenoptik Köln

Wellenfrontgeführte Hornhautchirurgie – Teil 2

■ Zusammenfassung

Die Hornhautchirurgie mit dem Excimer-Laser ist eine bemerkenswerte Operationstechnik, denn sie erlaubt erstmals in der Geschichte der Augenheilkunde eine chirurgische Präzision im Mikrometerbereich. Mit der in der Entwicklung befindlichen „wellenfrontgeführten Hornhautchirurgie“ könnte es darüber hinaus erstmals möglich werden, die Abbildungsqualität des Auges über das natürliche Maß hinaus zu steigern.

Der folgende Artikel beleuchtet die physikalischen, medizinischen und physiologischen Seiten dieses neuen Verfahrens und diskutiert, ob die erhoffte Verbesserung der Sehleistung des Menschen in der Praxis erreicht werden kann.

Im zweiten Teil des Artikels werden zunächst die optischen Möglichkeiten und Grenzen der wellenfrontgeführten Hornhautchirurgie untersucht. Anschließend werden die sinnens-physiologischen Grenzen erörtert. Danach werden Ergebnisse von Laborversuchen vorgestellt, in denen die Sehleistung mit optimierter Abbildungsqualität gemessen wurde. Zum Schluss wird über die derzeit vorliegenden klinischen Ergebnisse berichtet.

■ Aberrationen des menschlichen Auges

Abbildungsfehler kommen bei allen menschlichen Augen vor. Den größten Anteil hat die sphärische Fehlsichtigkeit, gefolgt vom Astigmatismus (Abb. 15, oben). Eine Aberration höherer Ordnung, die bei allen Menschen nachweisbar ist, ist die sphärische Aberration.

Insgesamt gesehen variieren die Aberrationen des Auges von Mensch zu Mensch sehr stark. Bei einem Prüfling, den der Verfasser untersucht hat, war neben einem relativ schwachen Astigmatismus von -0,45 dpt ein sehr starker dreiaxiger Astigmatismus vorhanden (Abb. 15, unten). Diese Art der Fehlsichtigkeit führte bei der subjektiven Refraktionsbestimmung mit der Kreuzzylindermethode zu einem interessanten Phänomen. Wenn man beim Achsenabgleich mit der Achslage 90° startete, endete der Achsenabgleich bei 110°. Wenn man den Achsenabgleich hingegen mit der Achslage 180° begann, endete der Achsenabgleich bei einem Wert von 160°. Je nach Ausgangslage endete die Kreuzzylindermethode also bei unterschiedlichen Werten. Dieser bemerkenswerte Effekt wur-

de offenbar durch die Überlagerung des normalen Astigmatismus mit dem mit Brillengläsern nicht korrigierbaren, dreiaxigen Astigmatismus verursacht.

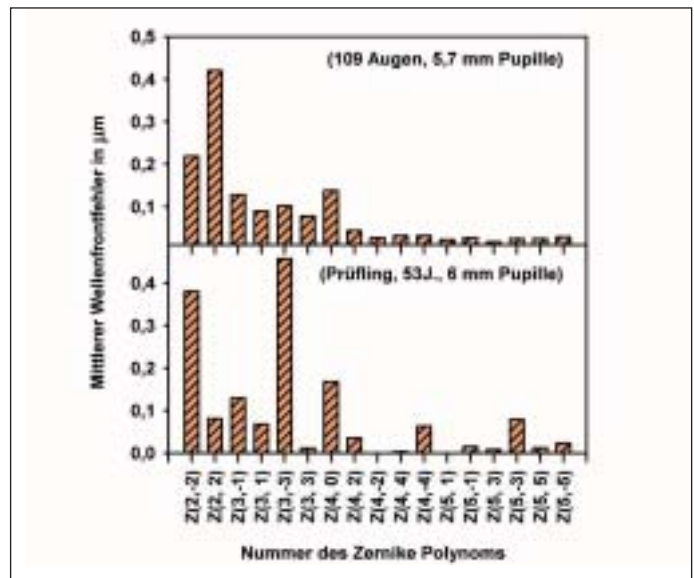


Abb. 15 oben:
Mittlerer Wellenfrontfehler gemessen bei 109 Augen. Dargestellt ist der Betrag des Wellenfrontfehlers in μm als Funktion der Zernike-Koeffizienten. Neben dem Astigmatismus, der in der Zernike-Darstellung durch die Komponenten (Z_2^2) und (Z_2^{-2}) repräsentiert wird (linke Balken), tritt auch die sphärische Aberration (Z_4^0) deutlich hervor (nach Porter et al., 2001).

Abb. 15 unten:
Wellenfrontfehler bei einem vom Verfasser untersuchten Prüfling. Dessen Augen hatten einen ausgeprägten dreiaxigen Astigmatismus, der durch die Zernike-Komponente (Z_3^{-3}) gekennzeichnet ist. Auch die sphärische Aberration (Z_4^0), der vierachsige Astigmatismus (Z_4^4) und die Komponente (Z_5^{-3}) sind bei diesem Prüfling ungewöhnlich stark.

■ Die beugungsoptische Grenze des menschlichen Auflösungsvermögens

Wenn das optische System des Auges keine Fehler hätte, könnte die Abbildungsqualität, besonders bei weiten Pupillen, sehr viel besser sein als sie tatsächlich ist. (siehe auch Wesemann, DOZ 9/2001). Ein Lichtpunkt – z. B. ein Stern am Himmel – wird aber auch von einem absolut fehlerfreien Auge nicht exakt punktförmig, sondern aufgrund der Wellennatur des Lichts als verschmierter Fleck abgebildet, der von Beu-

gungsringen umgeben ist. Der Durchmesser des zentralen unscharfen Lichtflecks - des Airy-Scheibchens - ist umso kleiner, je größer die Pupille ist.

Wenn man mit einem fehlerfreien optischen System zwei sehr nah beieinander liegende Lichtpunkte auf der Netzhaut abbildet, überlagern sich die zwei Beugungsbilder und ihre Lichtintensitäten addieren sich (Abb. 16). Um zwei nahe Lichtpunkte mit vorgegebenem Winkelabstand auflösen zu können, muss die Pupille eine bestimmte Mindestgröße haben, die nach dem „Rayleigh-Kriterium“ berechnet werden kann. In Abb. 16 oben ist diese Mindestgröße der Pupille gerade noch gegeben. In Abb. 16 unten ist die Pupille zu klein. Die zwei Beugungsmaxima verlaufen ineinander und ergeben einen länglichen Lichtfleck, aus dem man nicht mehr eindeutig ableiten kann, dass es sich ursprünglich um zwei Lichtpunkte gehandelt hat.

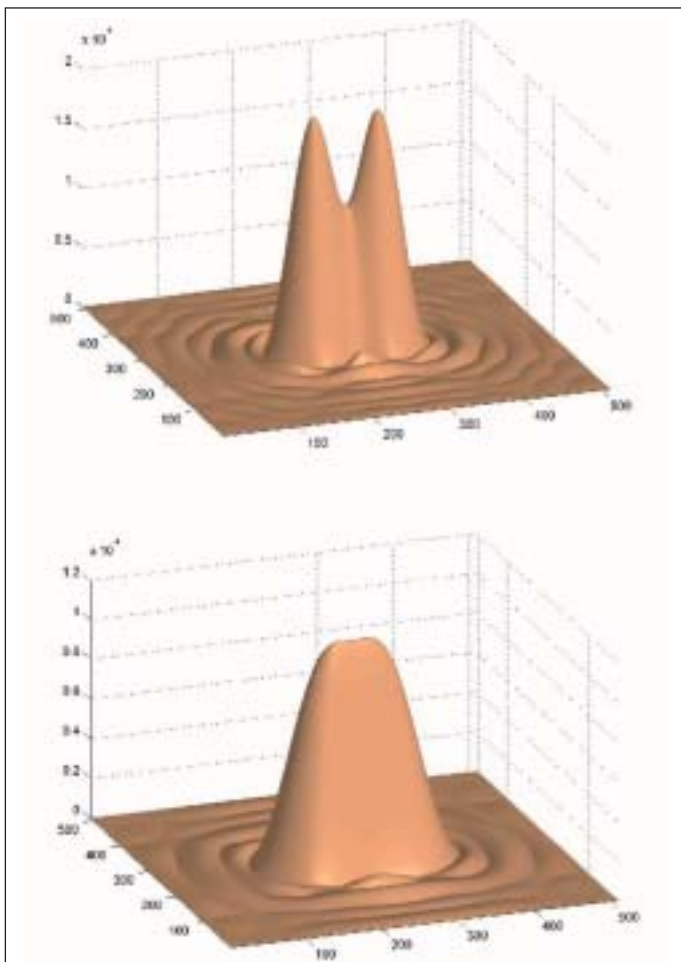


Abb. 16: Bei fehlerfreier Optik hängt das Auflösungsvermögen nur von der Lichtwellenlänge und dem Pupillendurchmesser ab. Oben: Der Pupillendurchmesser erfüllt das Rayleigh-Kriterium. Die zwei Lichtpunkte werden aufgelöst. Unten: Der Pupillendurchmesser ist zu klein. Die zwei Lichtpunkte verschmelzen zu einem länglichen Fleck.

Aus den Gesetzen der Optik folgt, dass das Auflösungsvermögen eines fehlerfreien optischen Systems nur von der Lichtwellenlänge und dem Pupillendurchmesser abhängt. Wenn man eine Wellenlänge von 582 nm (grünes Licht) annimmt, erhält man eine sehr leicht zu merkende Faustregel für den optisch maximal möglichen Visus[4].

$$\begin{aligned} &\text{Beugungsoptisch maximal möglicher Visus} \\ &= \\ &\text{Pupillendurchmesser des Auges (in Millimetern)} \end{aligned}$$

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

Wie jeder weiß, hat bis heute kein Mensch eine derartig hohe Sehschärfe erreicht. Woran liegt das? Was bringt es, wenn die Abbildungsfehler höherer Ordnung zusätzlich ausgeglichen werden? Wo liegen die Grenzen der optischen und visuellen Leistungsfähigkeit des Menschen?

Die Hauptursachen für die Begrenzung der menschlichen Sehschärfe sind optischer und physiologischer Natur. Infolge optischer Fehler des Auges treten Probleme auf, die auch durch die wellenfrontgeführte Hornhautchirurgie nicht beseitigt werden können. Infolge der vorgegebenen Zapfengröße der Netzhaut ist außerdem eine physiologische Visusobergrenze gegeben.

Die optischen Grenzen der wellenfrontgeführten Hornhautchirurgie

Chromatische Aberration

Ein Problem, das durch die wellenfrontgeführte Hornhautchirurgie nicht beseitigt werden kann, ist die chromatische Aberration. Die chromatische Aberration entsteht dadurch, dass kurzwelliges Licht vom Auge stärker gebrochen wird als langwelliges. Die chromatische Refraktionsdifferenz ist erheblich (Abb. 17). Sie beträgt zwischen 450 nm (blau) und 680 nm (rot) etwa 1,5 dpt. Dieser Brechwertunterschied wird bekanntlich beim Rot/Grün-Test der subjektiven Refraktionsbestimmung ausgenutzt. Durch den Farbfehler kann eine ideale fehlerfreie Abbildung nur für eine einzige Wellenlänge erreicht werden.

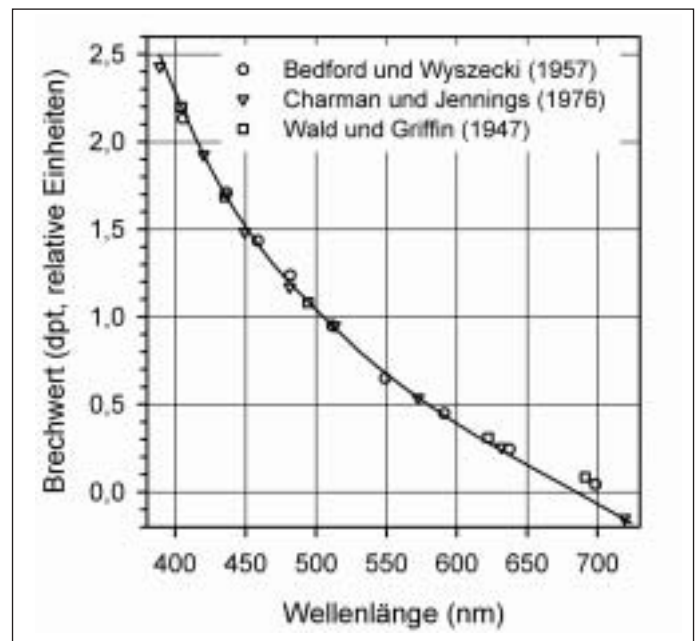


Abb. 17: Chromatische Aberration des menschlichen Auges. Dargestellt ist die Brechwertänderung als Funktion der Wellenlänge des Lichts.

Auch mit der wellenfrontgesteuerten Hornhautchirurgie kann die chromatische Aberration des Auges nicht beseitigt werden, denn eine Korrektur des Farbfehlers ist nur mit einem Linsensystem möglich, das aus mindestens zwei Linsen mit unterschiedlicher Farbdispersion zusammengesetzt ist (z.B. Achromat). Ein derartiges Linsensystem besitzt das Auge nicht.

Da die Stärke der Hornhautveränderung mit dem Excimer-Laser 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

Prof. Artal, von der Universität Murcia in Spanien, ist einer der führenden Wissenschaftler, die in den letzten Jahren neue Erkenntnisse zur Abbildungsqualität des Auges gesammelt haben. Er untersuchte z.B., wie stark sich die Abbildungsfehler höherer Ordnung verändern, wenn das Auge akkommodiert. Seine Ergebnisse sind in Abb. 18 dargestellt.

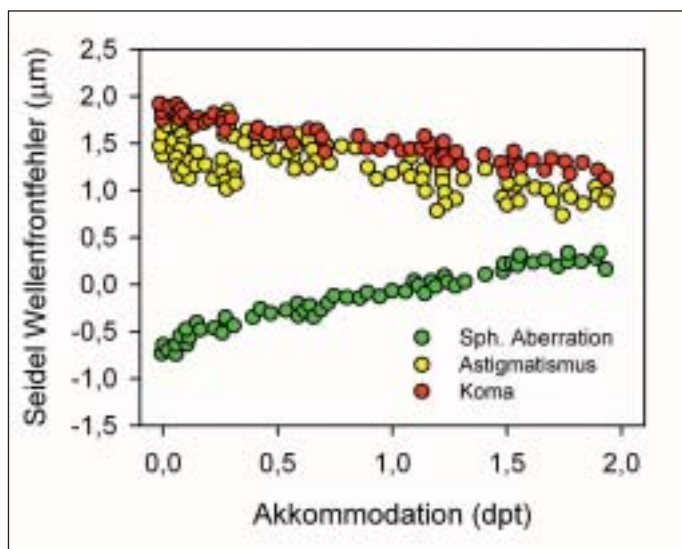


Abb. 18: Veränderung von drei Aberrationen als Funktion der Akkommodation. (nach Williams et al., 2001).

Die roten Punkte zeigen die Stärke der Koma, die gelben Punkte den Astigmatismus und die grünen Punkte die sphärische Aberration. Alle drei 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. Prof. Williams von der Universität in Rochester kommentierte dieses Ergebnis mit den Worten: „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 drittes Problem sind zeitliche Veränderungen der Aberrationen des Auges (Abb. 19). Hofer et al. fanden, dass die Stärke der Aberrationen 3., 4., 5. und 6. Ordnung nicht konstant sind, sondern sich im Laufe eines Tages merklich verändern. Eine wellenfrontgeführte Hornhautchirurgie kann das Auge aber nur für einen bestimmten Zeitpunkt optimal korrigieren.

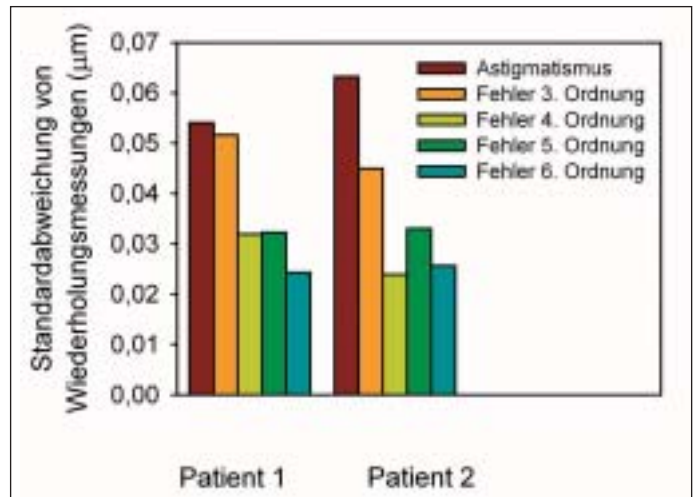


Abb. 19: Veränderung der Abbildungsfehler im Laufe eines Tages. Dargestellt ist die Standardabweichung der Messergebnisse, die sich zu verschiedenen Tageszeiten ergaben. (nach Hofer et al., 2001).

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. Diese Alterungsprozesse des Auges lassen sich auch durch die Hornhautchirurgie nicht aufhalten.

Darüber hinaus besteht eine Korrelation zwischen der Stärke der Aberrationen des Auges und dem Lebensalter. Guirao et al. fanden eine Verringerung des Krümmungsradius der Cornea mit zunehmendem Alter und einen daraus resultierenden Anstieg der sphärischen Aberration. Auch Koma und andere höhere Aberrationen vergrößerten sich signifikant mit dem Alter. Eine gelungene Korrektur der Aberrationen des Auges wird deshalb vermutlich nicht von sehr langer Dauer sein.

Abbildungsfehler bei kleiner Pupille

Bei einem kleinen Pupillendurchmesser ist der Einfluss der Aberrationen auf die Abbildungsqualität gering. Unterhalb eines Pupillendurchmessers von 1,5 mm wird die beugungsoptisch mögliche Sehschärfe in der Praxis selbst dann erreicht, wenn die Abbildung nicht fehlerfrei ist. Die Abbildungsfehler höherer Ordnung treten also bei sehr kleiner Pupille überhaupt nicht nachteilig in Erscheinung[5]. Bei Tageslicht ist die Pupille zwar größer als 1,5 mm; dennoch ist der visusmindernde Einfluss der Aberrationen höherer Ordnung bei hellem Licht im Allgemeinen relativ gering.

Mögliche Sehverbesserung in der Dämmerung

Bedeutsamer sind die Abbildungsfehler höherer Ordnung bei großen Pupillendurchmessern. Deshalb scheint eine Visusverbesserung durch eine wellenfrontgeführte Hornhautchirurgie beim Dämmerungssehen mit großer Pupille durchaus möglich zu sein. Dieser Problembereich wurde von Prof. Neill Charman von der Universität Manchester in Modellrechnungen untersucht. Im Bereich des mesopischen Sehens ist die Sehschärfe allerdings geringer als am Tage, da die Photorezep-

toren der Netzhaut durch neuronale Umorganisation zu Gruppen zusammengeschaltet werden. Bei einer retinalen Beleuchtungsstärke von 2,8 Troland (ca. 0,15 cd/m²) ergaben die Modellrechnungen von Charman eine normale Sehschärfe von 0,7. Nach der vollständigen Korrektur aller Abbildungsfehler ist nach seinen Angaben ein Visusanstieg auf 0,9 möglich.

Sehprobleme bei Dämmerung und kleiner optischer Zone

Die oben beschriebene Sehverbesserung bei Dämmerung kann nicht erreicht werden, wenn der Pupillendurchmesser größer ist als der Durchmesser der Ablationszone. Dieses Problem tritt besonders bei der Korrektur von hohen Myopien auf, denn dann muss der Operateur den Durchmesser der optischen Zone verkleinern, um die erforderliche Mindestdicke der Hornhaut von 250 µm zu bewahren (siehe Munnerlyn-Formel in Teil 1). Zur Veranschaulichung sind in Abbildung 20 links unten die Abbildungsfehler eines mit LASIK behandelten Auges in einer Höhenliniendarstellung zu sehen. In der behandelten Zone im Zentrum hat das Auge nur noch sehr geringe Restfehler (Die Höhenlinien haben einen großen Abstand). Außerhalb der behandelten Zone im Randbereich der Pupille hat das Auge aber die ursprünglich vorhandene Myopie behalten (Die Höhenlinien liegen sehr nah beieinander). Das Auge ist also gleichzeitig emmetrop und myop. Dadurch kommt es zu einem scharfen Netzhautbild, das von einem unscharfen Nebenbild überlagert wird.

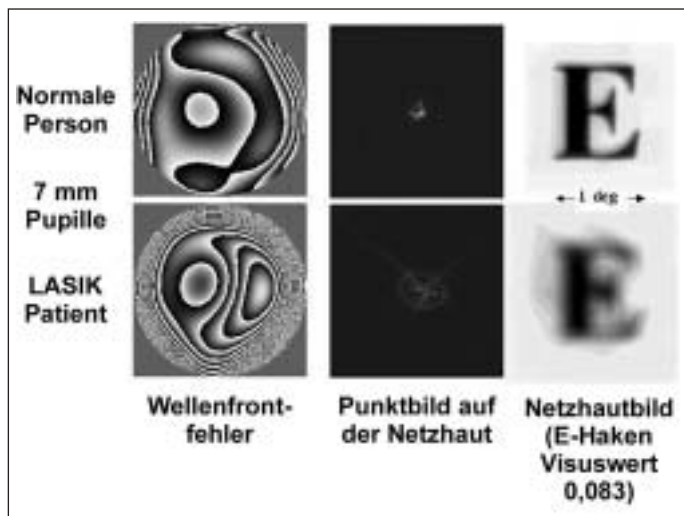


Abb. 20: Wellenfrontfehler nach LASIK bei einer kleinen optischen Zone und weiter Pupille. Links: Höhenliniendarstellung der Wellenfrontfehler. Mitte: Punktbild auf der Netzhaut. Rechts: Netzhautbild eines Snellen-Hakens nach optimaler sphäro-zylindrischer Korrektur. Obere Reihe: Versuchsperson ohne Laser-Op. Untere Reihe: LASIK-Patient. Im laserbehandelten zentralen Bereich liegen die Höhenlinien weit auseinander. Dort ist die Abbildungsqualität gut. Am Pupillenrand liegen die Höhenlinien extrem nah beieinander, da das Auge in diesem Bereich noch die ursprüngliche Myopie aufweist. (von <http://www.cvs.rochester.edu/williamslab/research>).

Die physiologische Grenze der Sehschärfe

Die physiologische Grenze der Sehschärfe des Auges ergibt sich aus der Anatomie der Netzhaut. Maßgeblich sind die Größe und der gegenseitige Abstand der Photorezeptoren in der Foveola. Die Zahl der wissenschaftlichen Untersuchungen zur

Dichte 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 Mikrometern gefunden.

Untersuchung	Zapfenabstand (µm)	maximale mögliche Sehschärfe nach Helmholtz-Hering-Modell
Osterberg (1935)	2,43	2,04
Miller (1979)	2,6	1,91
Yuodelis & Hendrickson (1986)	2,04	2,43
Curcio et al. (1987)	2,57	1,93
Curcio et al. (1990)	2,55	1,95
Williams & Coletta (1987)	2,62	1,89
Williams (1988)	2,59	1,92
Mittelwert	2,49	2,01

Tabelle 1: Zapfenabstand in der Fovea (zitiert nach Williams et al., 2001). Aus dem Zapfenabstand und dem Abstand des Knotenpunkts von der Netzhaut des Gullstrand-Auges (17,055mm) wurde die physiologisch maximal mögliche Sehschärfe nach Helmholtz-Hering berechnet und in die rechte Spalte eingetragen.

Aus dem Zapfenabstand von 2,4 Mikrometern kann man die maximal mögliche Sehschärfe eines normalen Auges abschätzen. Nach dem Helmholtz-Hering'schen Modell der Sehschärfe (Abb. 21) kann ein Sehzeichen nämlich nur dann erkannt werden, wenn zwischen zwei beleuchteten Zapfen mindestens ein unbeleuchteter liegt.

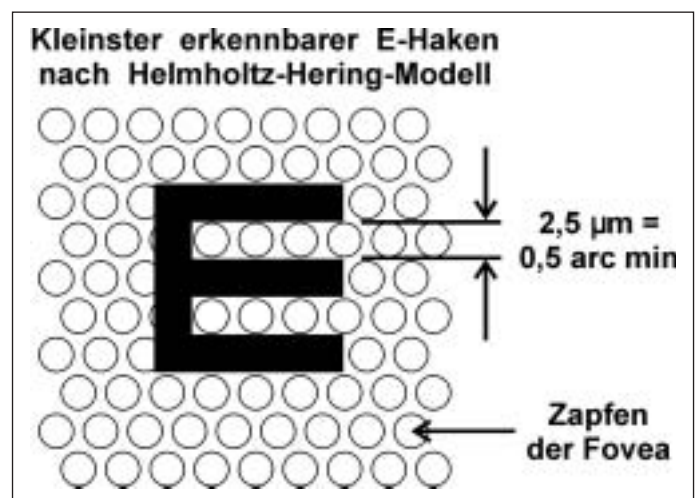


Abb. 21: Helmholtz-Hering-Modell der physiologisch maximal möglichen Sehschärfe. Damit der E-Haken vom Rezeptormosaik noch verarbeitet werden kann, darf seine Balkenbreite nicht wesentlich kleiner sein als der Abstand der foveolaren Zapfen.

Aus dieser einfachen geometrischen Forderung lässt sich ableiten, dass die Balkenbreite des in Abb. 21 eingezeichneten E-Hakens mindestens 2,49 Mikrometern groß sein sollte. Diese Balkenbreite entspricht beim normalen Auge einem Sehwinkel von etwa 0,5 Minuten und damit einem Visus von 2,0. Dieser Visus ist ein sinnvoller Schätzwert für die Sehschärfe, zu der ein normales Auge fähig ist.

Zusammenfassend lässt sich an dieser Stelle festhalten, dass es wahrscheinlich auch in Zukunft nicht möglich sein wird, eine Sehschärfe von 4,0 oder sogar 5,0 - wie in der Literatur behauptet wird - zu erreichen. Selbst wenn es gelänge, die optischen Fehler optimal zu korrigieren, ist eine derartig hohe Sehschärfe aufgrund der anatomischen Struktur der Netzhaut nicht zu erwarten.

■ Visuelle Wahrnehmung bei Komplikationen

Auf dem gegenwärtigen Entwicklungsstand treten bei der LASIK in einigen Fällen medizinische Komplikationen auf, die die Qualität der optischen Korrektur beeinträchtigen (Melki und Azar, 2001). Man kann aber davon ausgehen, dass sich die Komplikationsrate in Zukunft verringern wird. Jede dieser Komplikationen beeinflusst das Sehen auf unterschiedliche Weise. Stark vereinfachte und z.T. stark übertriebene Computersimulationen dieser Phänomene sind in den folgenden Abbildungen dargestellt.

Geisterbilder

Geisterbilder (Abb. 22) können auftreten, wenn die Hornhautlamelle nicht glatt, sondern etwas wellig verheilt. Dann treten in den verschiedenen Teilen der Hornhaut unterschiedliche prismatische Nebenwirkungen auf. Diese führen dazu, dass ein Buchstabe nicht nur einmal, sondern mehrfach auf der Netzhaut abgebildet wird. Diese Art der Sehstörung wird durch eine Sehschärfepfung oft nicht erfasst. Der Prüfling kann auch mit den Geisterbildern kleine Optotypen recht gut identifizieren und richtig benennen, da die Geisterbilder die Erkennbarkeit nicht herabsetzen. Dennoch ist die Sehqualität zweifellos schlechter als vor der Operation.



Abb. 22: Geisterbilder (aus <http://www.surgicaleyes.com>)

Starburst-Pattern

Die Ursache der „Starburst-patterns“ (Abb. 23) ist derzeit nur wenig geklärt. Wahrscheinlich sind kleine irreguläre Strukturen oder kleine längliche Zellen die Streuzentren. Möglicherweise erzeugen längliche Narben, eingewanderte Keratozyten oder plötzliche Brechungsindexsprünge diese strahlenförmigen, gerichteten Beugungsphänomene.



Abb. 23: Starburst-pattern (aus <http://www.surgicaleyes.com>)

Halos, Lichthöfe und farbige Ringe

Lichterscheinungen, die Punktlichtquellen umgeben, bezeichnet man als Halos. Sie entstehen durch Lichtbeugung an einzelnen kleinen Streuzentren. Bei uneinheitlicher Teilchengröße bildet sich ein Lichthof. Bei einheitlicher Teilchengröße entsteht ein regenbogenfarbiges Ringsystem. Farbige Ringe können auch durch ein Hornhautödem entstehen. Durch das Ödem werden die Epithelzellen durch die Wassereinlagerung räumlich voneinander getrennt, so dass das Licht an einzelnen, nahezu gleichgroßen Zellen gestreut wird.

Lichtringe bei kleiner Ablationszone.

Lichtringe können bei weiter Pupille und kleiner Ablationszone auftreten. Bei weiter Pupille fallen die Abbildungsstrahlen auch durch die unbehandelte Zone, in der noch die ursprüngliche praeoperative Fehlsichtigkeit vorliegt, in das Auge ein. Diese Zone ist ringförmig. Wenn der Patient z.B. praeoperativ eine Myopie von -8 dpt hatte, entsteht beim Sehen in der Dunkelheit um jede Straßenlaterne ein relativ scharf berandeter Ring, der vom Patienten nach den Gesetzen der geometrischen Optik unter einem Sehwinkel von etwa $1,4^\circ$ wahrgenommen wird. Bei ausgedehnten Lichtquellen überlagern sich die Lichtringe und senken den Kontrast. Die Ringe können auch das Binokularesehen und die Fusion beeinträchtigen, besonders, wenn das scharfe Bild und der Ring einen prismatischen Versatz aufweisen.

Diffuses Streulicht

Eine flächige narbige Veränderung verursacht diffuses Lichtstreuung und reduziert den Bildkontrast (Abb. 24). Das diffuse Streulicht überlagert sich dem eigentlichen Objekt und verschlechtert die Erkennbarkeit von Objektstrukturen. Die genaue Verteilung des Streulichts hängt stark von der Form und Größe der streuenden Zellen ab.



Abb. 24: Kontrastverminderung. Oben: Normale Straßenszene in herbstlicher Dämmerung. Unten: Die gleiche Szene bei einem Auge mit zusätzlichem Streulicht)

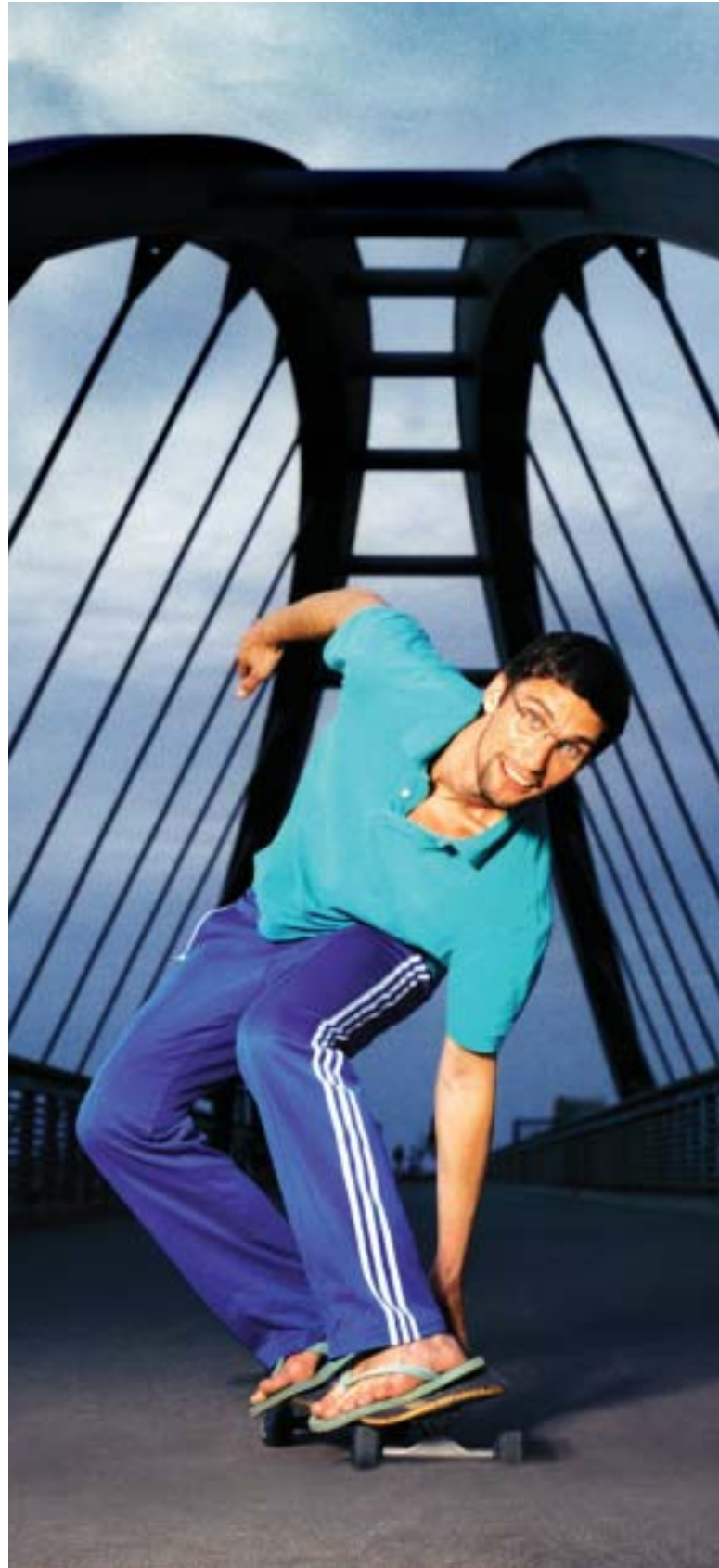
■ Derzeitiger Stand der Technik

Im Augenblick wird an verschiedenen Laserzentren versucht, die Idee der wellenfrontgeführten Wellenfrontkorrektur in die Praxis umzusetzen. Bei diesen Versuchen besteht neben dem Problem der exakten Steuerung des Excimer-Lasers 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 noch nicht perfekt.

■ Laborversuche zur Steigerung der Sehleistung durch adaptive Optik

Wenn man das Potential, das in der wellenfrontgeführten Hornhautchirurgie steckt, erkennen möchte, ist es deshalb nützlich, sich die Ergebnisse von Laborversuchen anzuschauen, in denen die Aberrationen des Auges durch eine adaptivoptische Simulation ausgeglichen wurden. Mit diesen Laborversuchen kann man die potentielle Verbesserung der Sehleistung ermitteln, ohne durch Probleme der Wundheilung gestört zu werden. Ein zweiter 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 2002 vorgelegt. In diesen Versuchen blickten die Versuchspersonen über einen deformierbaren Spiegel auf Visus- oder Kontrasttafeln (Abb.25). Während sie in das Gerät hinein-



**Schwungvoll ins neue Jahr
mit**

CONQUISTADOR[®]
BRILLEN
H.-J. MARWITZ · BERLIN

Opti München Halle C3 Stand 300

blickten, wurden die Aberrationen des Auges gemessen. Diese Information wurde anschließend ausgenutzt, um einen piezoelektrisch verformbaren Spiegel so zu verbiegen, dass die optische Abbildung ins Auge optimal wird. Durch Ein- und Ausschalten dieser Verformungselektronik konnte die normale Sehschärfe mit Brille und die Sehschärfe, die man nach zusätzlicher Korrektur der Aberrationen höherer Ordnung erreicht, direkt miteinander verglichen werden.

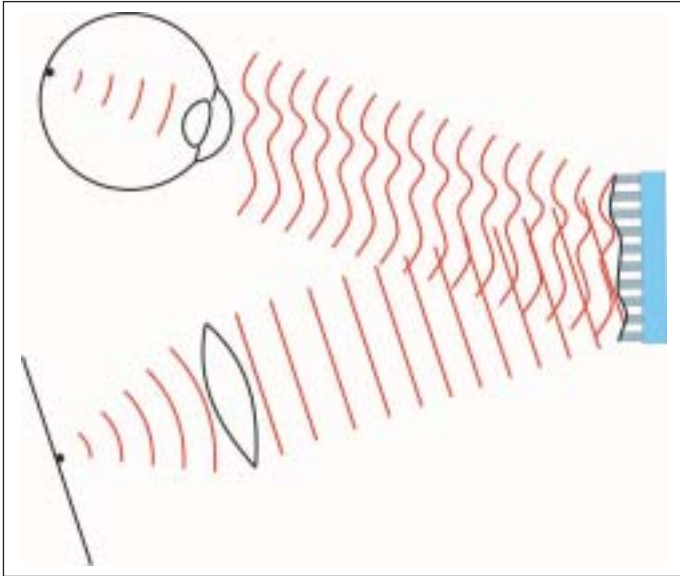


Abb. 25: Prinzip der Korrektur der Aberrationen des Auges durch adaptive Optik. Die Informationen von einem Hartmann-Shack Sensor werden an einen Computer geleitet, der einen elektronisch verformbaren Spiegel so verbiegt, dass die optische Abbildung einer Sehprobentafel ins Auge optimal wird.

Visus bei heller Beleuchtung

In der ersten Versuchsreihe wurde der Visus mit weißen Buchstaben bei heller Beleuchtung ($575 \text{ Troland} = \text{ca. } 87 \text{ cd/m}^2$) gemessen (Abb. 26). Nach Korrektur der höheren Aberrationen ergab sich bei allen Personen eine leichte Visusverbesserung, die im Mittel $0,76$ Visustufen betrug.

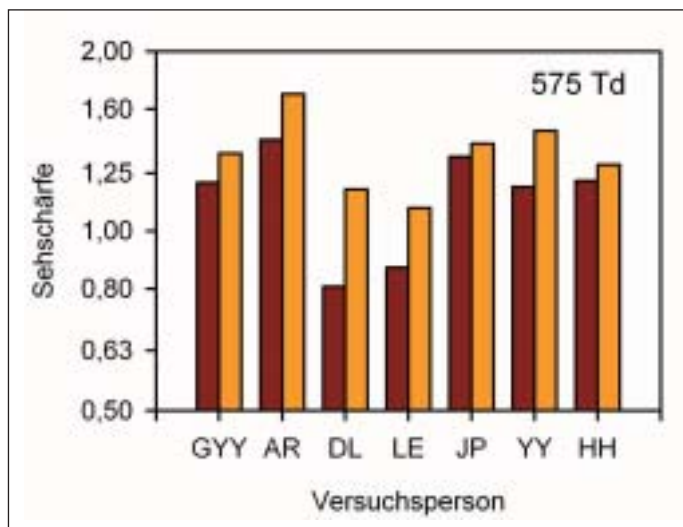


Abb. 26) Visusverbesserung bei hellem Licht nach Korrektur der Aberrationen durch adaptive Optik (7 Versuchspersonen). Brauner Balken: Visus mit Brille. Orange: Visus nach zusätzlicher Korrektur der Aberrationen und weißem Licht.

Visus bei herabgesetzter, mesopischer Beleuchtung

Bei 57 Troland (etwa 4 cd/m^2) wurde wieder der Visus mit normaler Korrektur und nach Ausschaltung der Wellenfrontfehler gemessen (Abb. 27). Als weitere Variante des Versuchs wurde die Visustafel mit grünem, monochromatischem Licht (550 nm) beleuchtet, um zusätzlich die chromatische Aberration auszuschalten. Nach der Korrektur der Aberrationen ergab sich mit weißem Licht eine Verbesserung der Sehschärfe um $0,83$ Visustufen. Wurde monochromatisches Licht verwendet, betrug die Visusverbesserung im Mittel $1,84$ Visustufen.

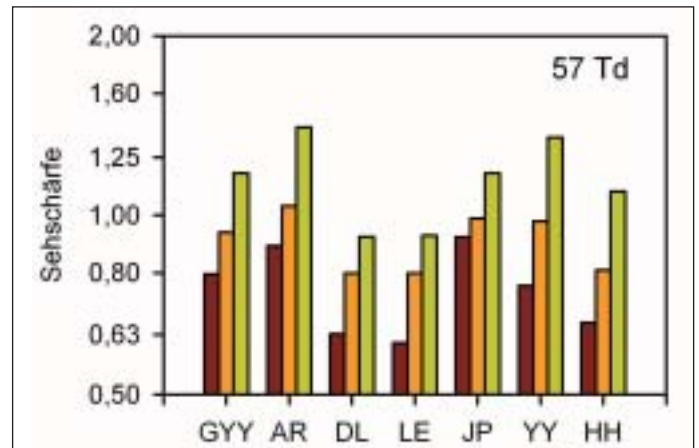


Abb. 27: Visusverbesserung bei mesopischer Leuchtdichte der Prüftafel nach Korrektur der Aberrationen durch adaptive Optik (7 Versuchspersonen). Braun: Visus mit Brille. Orange: Visus nach zusätzlicher Korrektur der Aberrationen und weißem Licht. Grün: Visus nach Korrektur der Aberrationen und monochromatischer Prüftafelbeleuchtung.

Kontrastempfindlichkeit

In Abb. 28 ist die Veränderung der Kontrastempfindlichkeit nach Korrektur der Aberrationen bei einer Versuchsperson für eine Pupillengröße von 6 mm dargestellt. Ohne Aberrationen ergab sich im weißen Licht ein deutlicher Anstieg der Kontrastempfindlichkeit. Wenn ein grünes Gitter dargeboten wurde, ergab sich eine weitere Verbesserung der Kontrastempfindlichkeit. Bei 3 mm Pupillengröße war die Verbesserung der Kontrastempfindlichkeit wesentlich geringer und nur bei sehr feinen Gittermustern signifikant.

Insgesamt gesehen haben die Ergebnisse von Yoon und Williams (2002) den Beweis erbracht, dass eine Steigerung der Sehschärfe und der Kontrastempfindlichkeit durch eine Wellenfrontkorrektur möglich ist. Die erreichte Sehschärfe überschritt aber nicht die durch die Anatomie der Netzhaut vorgegebene physiologische Grenze.

Derzeitiger Stand der klinischen Anwendung

Sieben verschiedene Firmen bieten derzeit Lasersysteme für die wellenfrontgeführte Hornhautchirurgie an. Fünf dieser Systeme messen die Wellenfrontfehler mit einem Hartmann-Shack Sensor. Die anderen zwei ermitteln die Wellenfrontfehler mit anderen Verfahren (Tscherning-Aberrometer, dynamische Skioskopie). Bei fast allen Systemen wird ein dünner Laserstrahl mit einem „Flying-Spot Scanner“ über die Hornhaut geführt. Die verwendeten Strahldurchmesser betragen $0,65 - 1,0 \text{ mm}$.

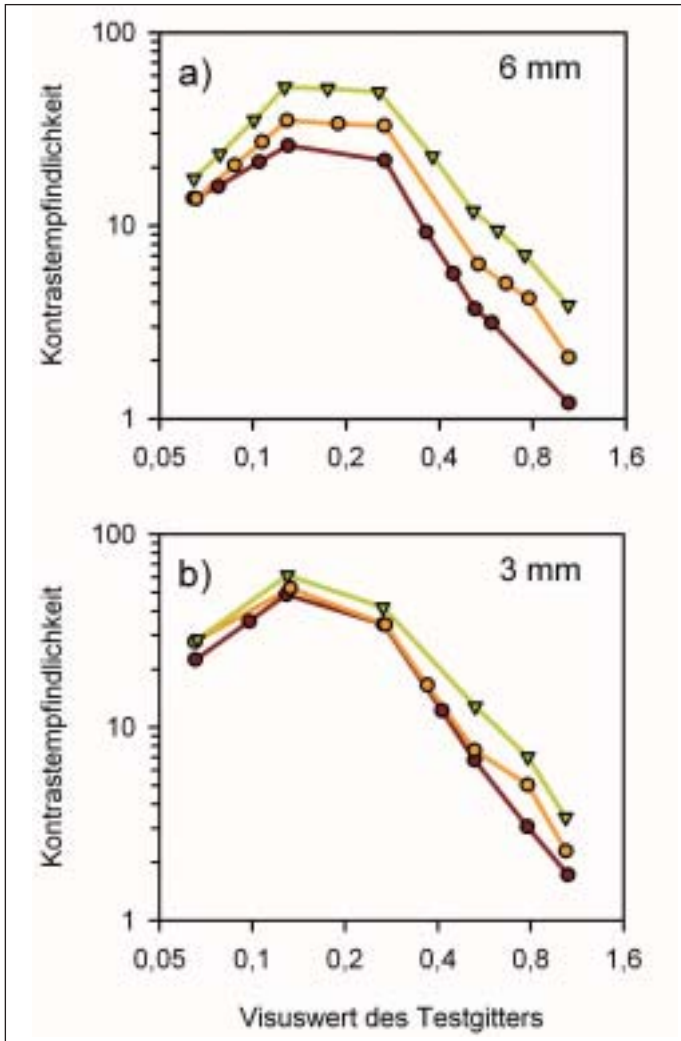


Abb. 28: Verbesserung der Kontrastempfindlichkeit nach Korrektur der Aberrationen durch adaptive Optik bei einer Versuchsperson. Braune Kurve: Mit Brillenkorrektur. Orange Kurve: Mit Brille und zusätzlicher Korrektur der Aberrationen. Grüne Kurve: Mit Brille, zusätzlicher Korrektur der Aberrationen und monochromatischer Beleuchtung des Tests.

Die derzeit vorliegenden klinischen Ergebnisse haben Prof. Kohnen und Dr. Bühren von der Universitätsaugenklinik Frankfurt in einer Übersichtsarbeit (Kohnen und Bühren, 2004) zusammengefasst. Weitere aktuelle Ergebnisse wurden von Hammer et al. (2004) publiziert.

Vorhersagbarkeit

Mit dem Begriff „Vorhersagbarkeit“ kennzeichnet man die postoperative Abweichung von der Emmetropie. Oft wird in diesem Zusammenhang die Prozentzahl der Fälle genannt, bei denen die Fehlsichtigkeit postoperativ innerhalb von ± 0,5 dpt bzw. innerhalb von ± 1,0 dpt lag. Diese Häufigkeiten kennzeichnen also die Fälle, bei denen die praeoperative Fehlsichtigkeit gut bis sehr gut korrigiert wurde. Bei 6 Studien mit jeweils mehr als 30 Patienten, die von Kohnen und Bühren zitiert wurden, lagen postoperativ 68% - 100% aller Augen innerhalb von ± 0,5 dpt und 86% - 100% innerhalb von ± 1,0 dpt.

Wirksamkeit

Mit den Begriffen „Wirksamkeit“ bzw. „Effizienz“ kennzeichnet man die Qualität der Behandlung hinsichtlich des Visus_{sc}. Eine wichtige Kennzahl für die Wirksamkeit gibt die Prozentzahl

der Fälle an, die postoperativ einen Visus von mindestens 1,0 ohne Brille hatten. Diese Kennzahl bezeichnet also die funktionelle Qualität des Operationsergebnisses. In den 6 Studien wurde postoperativ ein Visus_{sc} ≥ 1,0 in 70% - 93% der Fälle erreicht. Ein Visus_{sc} von mindestens 1,25 kam wesentlich seltener vor (2% - 64,5%).

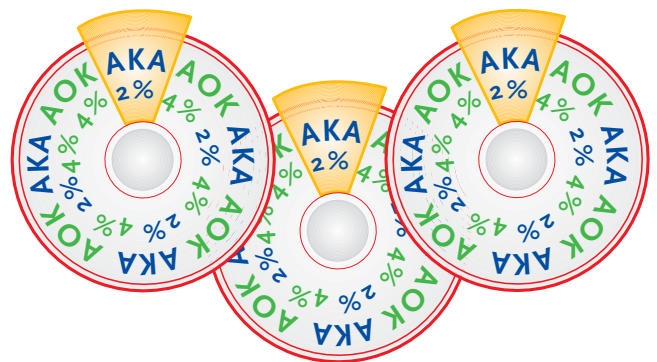
Sicherheit

Mit dem Begriff „Sicherheit“ kennzeichnet man die Veränderung des Visus_{cc}. Dieses Maß zeigt an, ob sich die bestmögliche Sehschärfe nach der Operation verändert hat. Dazu vergleicht man die praeoperative Sehschärfe mit Brille mit der postoperativen Sehschärfe mit bestmöglicher Brillenkorrektur. Die bislang publizierten Ergebnisse zur wellenfrontgeführten Hornhautchirurgie zeigen eine gegenüber der konventionellen LASIK gesteigerte Qualität der Behandlung. In 20% - 71% aller Fälle hatten die Patienten postoperativ einen um mindestens eine Visusstufe höheren Visus. Ein Verlust von einer oder mehreren Visusstufen trat hingegen in 3% - 30% aller Fälle auf. Daten zur Sicherheit haben auch Hammer et al. (2004) publiziert. Sie bestimmten den Visus_{cc} von 62 Patienten 6 Monate nach wellenfrontgeführter LASIK und verglichen diesen Visus mit dem praeoperativen Wert (Abb. 29).

HOA-RMS-Wert

Der HOA-RMS-Wert („Higher order aberrations root mean square“) berechnet sich aus der Summe aller quadrierten Zernike-Koeffizienten höherer Ordnung. Dieser Wert gibt Auskunft

Mit Sicherheit ein Gewinn!



Die AKA senkt zum 1. Januar 2005 ihre Beiträge!

Das zeigt: Die AKA ist ein starkes Team – gemeinsam günstig. Ein Wechsel zur AKA, der brancheneigenen Pflichtkasse von Augenoptikern für Augenoptiker, geht jederzeit. Kostensenkungen bis zu 50 % sind möglich. Sie sparen bis zu 1.000 € bei 50.000 € Lohnkosten im Jahr! Ein Anruf genügt!



AKA – gemeinsam günstig

AKA (ab 1.1.2005)	z. B. AOK	Augenoptiker Ausgleichskasse AKA Ruhrallee 9 44139 Dortmund fon 02 31.55 22-120 fax 02 31.55 22-129 www.aka-dortmund.de info@aka-dortmund.de
Beitragssatz U1	2,0%	4,0%
Erstattung	80%	80%

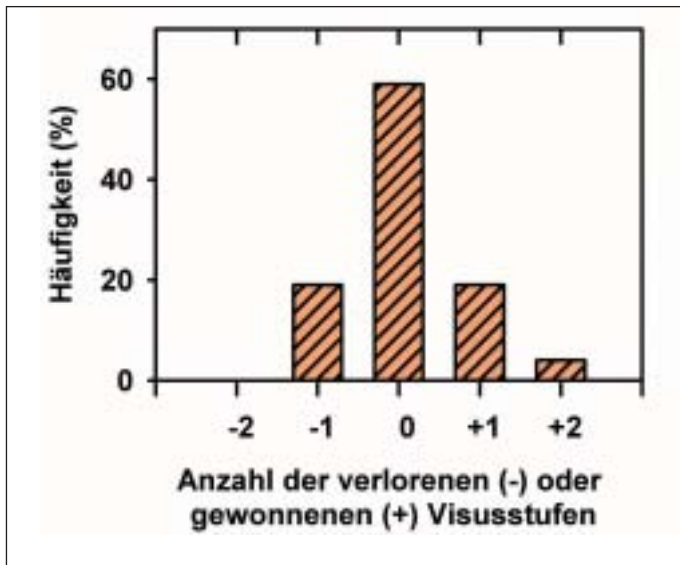


Abb. 29: Prozentuale Häufigkeit von Veränderungen des Visus mit bester Brillenkorrektion nach wellenfrontgeführter LASIK im Vergleich zur praeoperativen Situation. Die postoperativen Visuswerte wurden 6 Monate nach LASIK gemessen (nach Hammer et al. 2004).

über die mittlere Stärke aller Wellenfrontfehler. Durch einen Vergleich der praeoperativen und postoperativen HOA-RMS-Werte kann man erkennen, ob sich die Wellenfrontfehler postoperativ vergrößert oder verkleinert haben. Aus den von Kohnen und Bühren zitierten Arbeiten erkennt man, dass das Ziel der wellenfrontgeführten Hornhautchirurgie derzeit noch lange nicht erreicht ist. Trotz der verbesserten Operationstechnik waren die Wellenfrontfehler im Mittel postoperativ um 22% - 92% größer als praeoperativ. Bei diesen Patienten fand man aber große interindividuelle Unterschiede. Das heißt, dass es durchaus einige Fälle gab, bei denen die Wellenfrontfehler postoperativ kleiner waren als vorher. Im Augenblick scheint eine Reduktion der Aberrationen höherer Ordnung nur bei jedem 5. Patienten zu gelingen. Im Vergleich zur konventionellen Operationstechnik wurde mit der wellenfrontgeführten Technik dennoch eine deutliche Verbesserung der Ergebnisse erreicht, denn bei konventioneller LASIK ist der durch die Operation induzierte Anstieg der Wellenfrontfehler meist wesentlich größer.

Die Laserchirurgen versuchen deshalb, die Ursachen für den immer noch vorhandenen Anstieg der Wellenfrontfehler zu ermitteln. Kohnen und Bühren unterscheiden in diesem Zusammenhang die sog. „primäre und sekundäre Induktion“. Mit primärer Induktion wird eine Vergrößerung der praeoperativ vorhandenen Aberrationen bezeichnet - also eine Behandlung in die falsche Richtung. Unter sekundärer Induktion versteht man eine Überkorrektur einer Aberration - also eine übertrieben starke Behandlung. Aus den vorliegenden Daten kann man dabei ablesen, dass die Beseitigung der sphärischen Aberration derzeit noch besonders große Schwierigkeiten macht.

■ Auswirkungen technischer Probleme auf die Genauigkeit der Korrektur

Die bis heute veröffentlichten Studien haben gezeigt, dass die wellenfrontgeführte LASIK im Mittel bessere Behandlungsergebnisse liefert als die konventionelle LASIK. Dennoch ist

das Ziel noch lange nicht erreicht, denn bislang können die Abbildungsfehler höherer Ordnung auch mit der neuen Methode noch nicht beseitigt werden. Derzeit besteht also eine deutliche Diskrepanz zwischen der angestrebten und der tatsächlich erreichten Behandlungsqualität.

Warum die Abbildungsfehler auch mit der neuen Methode noch nicht verschwinden, ist nicht genau bekannt. Zur Zeit werden unter anderem folgende mögliche Ursachen diskutiert:

Messunsicherheit

Meistens wird praeoperativ nur eine Aufnahme mit dem Hartmann-Shack Sensor gemacht. Durch Fehler in der Ausrichtung des Sensors zum Auge, durch Schwankungen in der Akkommodation oder Schwankungen in der Fixation des Prüflings könnten aber Messfehler auftreten, die das Hartmann-Shack-Ergebnis die Qualität des postoperativen Resultats verschlechtern. Diese Fehler lassen sich durch Wiederholungsmessungen und durch eine bessere Einweisung des Patienten möglicherweise verringern.

Zentrierfehler

Eine Dezentration der Ablationszone trat früher auf, wenn der Patient während der Laserung Augenbewegungen ausführte. Durch computergesteuerte „Eye-tracking Systeme“ können moderne Lasersysteme kleine Blickbewegungen ausgleichen. Nicht ausgeglichen werden systematische Zentrierfehler. Solche Fehler könnten zum Beispiel auftreten, wenn ein Patient bei der Messung und der Behandlung etwas unterschiedlich fixiert.

Zyklotorsion

Die Messung der Aberrationen erfolgt derzeit im Sitzen, während die Laserbehandlung im Liegen durchgeführt wird. Es wird vermutet, dass sich das Auge beim Liegen durch Zyklorotation des Bulbus in eine etwas andere Achsenlage dreht. Wenn das so ist, ist es kein Wunder, dass die Korrektur der Aberrationen nicht optimal klappt. Derzeit werden Hilfssysteme entwickelt, die die Irisstruktur beobachten und eine Bulbusrotation aktiv erkennen und ausgleichen sollen.

Aufteilung der Hornhaut

Schließlich könnte die Durchtrennung der Kollagenfasern des Hornhautstromas möglicherweise zu einer leichten biomechanischen Schwächung der Hornhaut führen. Dadurch könnte es zu einer geringen Aufteilung der peripheren Hornhaut und zu einem überproportionalen Anstieg der positiven sphärischen Aberration kommen.

■ Zusammenfassung.

1.) 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.

2.) Die Abbildungsfehler höherer Ordnung können heute mit verschiedenen Verfahren, z.B. mit einem Hartmann-Shack Sensor, gemessen werden.

3.) 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.

4.) Die entscheidende Begrenzung der Sehschärfe des menschlichen Auges ergibt sich aus dem Abstand der Zapfen in der Fovea. Aus den histologischen Daten folgt, dass physiologisch eine Sehschärfe von etwa 2,0 möglich ist. Dieser Visus kann nicht wesentlich überschritten werden.

5.) Durch eine konventionelle PRK oder LASIK werden die Abbildungsfehler höherer Ordnung oft deutlich vergrößert. Dadurch ist die Sehschärfe mit bester Brillenkorrektur postoperativ häufig geringer als vor der Operation.

6.) Durch eine wellenfrontgeführte Hornhautchirurgie, mit der ein individuell berechnetes asphärisches Ablationsprofil in die Hornhaut eingearbeitet wird, ist eine Korrektur der Aberrationen höherer Ordnung prinzipiell möglich. Ungeklärt ist, ob sich die dazu notwendige Schnittpräzision im Submikrometerbereich technisch realisieren lässt und die Probleme der Wundheilung bewältigt werden können.

7.) Eine perfekte beugungsbegrenzte Abbildung kann durch die wellenfrontgesteuerte Laserchirurgie nicht erreicht werden, da u.a.

- a) die Korrektur des Farbfehlers des Auges nicht möglich ist,
- b) die Aberrationen vom Akkommodationszustand abhängen und
- c) die Aberrationen sich im Laufe der Zeit verändern.

8.) Bei den bislang durchgeführten wellenfrontgeführten LASIK-Behandlungen wurde ein unkorrigierter Visus von mindestens 1,0 bei einer höheren Patientenzahl erzielt als bei der konventionellen LASIK. Visuswerte von 1,6 und besser erreicht nur ein kleiner Teil der Patienten.

9.) Auf dem gegenwärtigen Entwicklungsstand konnte eine Reduktion der Aberrationen höherer Ordnung nur in einem Teil der Fälle, eine Elimination sämtlicher Abbildungsfehler in keinem Fall beobachtet werden.

10.) Mit der derzeitigen wellenfrontgeführten LASIK-Behandlung werden aber bereits deutlich weniger Aberrationen höherer Ordnung induziert als mit konventioneller LASIK.

In den kommenden Jahren wird es zunächst darum gehen, die Technik der Excimer-Laser weiter zu verbessern. Ob es eines Tages möglich sein wird, postoperativ eine höhere Sehschärfe als mit einer normalen Brillenkorrektur zu erreichen, lässt sich derzeit noch nicht sagen. Am ehesten erscheint dies bei Patienten möglich, die aufgrund angeborener 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 (1,6) erreichen oder eine Pupillengröße unter 3 mm aufweisen, ist eine Steigerung der Sehschärfe eher unwahrscheinlich.

Mit Brillengläsern ist auch in Zukunft nur eine Korrektur der sphärischen und zylindrischen Fehlsichtigkeit möglich. Mit Kontaktlinsen könnte eine Korrektur der Aberrationen höherer Ordnung aber ebenfalls in gewissem Rahmen möglich werden.

Anmerkungen:

- [4] 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:

$$\text{theoretische Visusobergrenze} = R/30$$

in den beugungsoptisch maximal möglichen Visus umrechnen.

- [5] Bei der Refraktionsbestimmung wird manchmal eine stenopäische Blende verwendet, um die Schärfentiefe zu erhöhen und ein deutlicheres Netzhautbild zu erzeugen. Die Abbildungsfehler des Auges machen sich bei kleiner Pupille praktisch nicht bemerkbar. Deshalb sieht man mit einer stenopäischen Blende auch bei einer unkorrigierten Fehlsichtigkeit relativ scharf. Mit einer kleinen Blende von z.B. 1,0 mm Durchmesser kann man aber nicht mehr den vollen Visus erreichen, sondern höchstens einen Visus von etwa 1,0.

Anschrift des Verfassers:

**PD Dr. W. Wesemann, Höhere Fachschule für Augenoptik,
Bayenthalgürtel 6-8, 50968 Köln,
E-Mail: wesemann@hfak.de**

Literatur

Zahlreiche weiterführende Informationen sowie mehr als 400 Literaturstellen finden sich in den Literaturstellen 2, 4, 6 und 7:

- 1.) Hammer T, Duncker G, Gießler S (2004) Ergebnisse der wellenfrontgestützten LASIK. Ophthalmologie 101: 824-829.
- 2.) Kohnen T, Bühren J (2004) Derzeitiger Stand der wellenfrontgeführten Hornhautchirurgie zur Korrektur von Refraktionsfehlern. Ophthalmologie 101: 631-647.
- 3.) Porter J, Guirao A, Cox IG, Williams (2001) Monochromatic aberrations of the human eye in a large population. J Opt Soc Am A; 18: 1793-1803.
- 4.) Melki und Azar, (2001) LASIK complications: Etiology, management, and prevention. Survey of Ophthalmology 46: 95-116.
- 5.) Miller DT (2000) Retinal imaging and vision at the frontiers of adaptive optics. Physics Today, Januar 31-36.
- 6.) Mrochen M, Seiler T (2001) Grundlagen der wellenfrontgeführten refraktiven Hornhautchirurgie. Ophthalmologie 98: 703-714.
- 7.) Wesemann W (2004) Optische und physiologische Grenzen der wellenfrontgesteuerten Hornhautchirurgie. Ophthalmologie 101: 521-536.
- 8.) Williams DR, Yoon GY, Guirao A, Hofer H, Porter J (2001) How far can we extend the limits of human vision? In: MacRae SM, Krueger RR, Applegate RA, Customized corneal ablation: The quest for supervision. Slack, Thorofore, 12 - 32.

Druckfehlerkorrektur für den Teil 1

Die Bildunterschrift von Abb.3 in Teil 1 enthält einen gravierenden Fehler. Richtig ist, dass bei einer Laser-Energiedichte von 120 Joule/cm² mit einem Laserschuss eine etwa 120 nm dicke Gewebeschicht abgetragen wird.

120 nm sind weniger als ein Viertel der Wellenlänge des sichtbaren Lichts!

Head-Light-Set 3000

Band-Messbrillen

+ ohne lästige Druckstellen
+ universell einstellbar

www.sehen-mosch.de

