

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

Wellenfrontgeführte Hornhautchirurgie – Teil 1

■ 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.

■ Einführung

Die operative Beseitigung der Fehlsichtigkeit – kurz refraktive Hornhautchirurgie genannt – hat in den letzten 20 Jahren eine stürmische Entwicklung durchlaufen. In den 80er Jahren wurden zunächst Verfahren verwendet, bei denen die Formveränderung der Hornhaut mit traditionellen Operationswerkzeugen vorgenommen wurde. Weit verbreitet war die radiäre Keratotomie, bei der die angestrebte Abflachung der Hornhaut durch radiäre Einschnitte in die periphere Hornhaut erzeugt wurde (Abb. 1).



*Abb. 1:
Zustand nach
radiärer Keratotomie.
Deutlich sieht man
die radialen
Einschnitte in der
Hornhautperipherie.*

Eine neue Ära brach 1983 an, als Biophysiker erkannten, dass man mit hochenergetischem, ultraviolettem Laserlicht extrem dünne Gewebeschichten abtragen kann. Durch die hohe Pulsenergie und die kurze Wellenlänge werden die Biomoleküle auseinander gerissen und das Gewebe im Bruchteil einer Sekunde verdampft, ohne benachbartes Gewebe zu beschädigen.

Die photorefraktive Keratektomie (PRK) war das erste Excimer-Laser-gestützte Korrektionsverfahren, das am menschlichen Auge erfolgreich eingesetzt wurde. Besonders der deutsche Physiker und Augenarzt Prof. Theo Seiler hat seit 1987 maßgeblich an der Entwicklung dieses Verfahrens mitgewirkt. Ein Nachteil der PRK sind postoperative Schmerzen am Auge. Diese verringern die Akzeptanz bei den Patienten. Ein weiterer Nachteil ist die nicht optimal kontrollierbare Wundheilung.

Der nächste Meilenstein war die Laser-in-situ-Keratomileusis (LASIK), die von Pallikaris 1990 vorgestellt wurde. Bei diesem Verfahren entstehen postoperativ fast keine Schmerzen. Auch die Wundheilungsprobleme sind geringer.

Die offizielle Freigabe der Hornhautchirurgie mit dem Laser durch die amerikanische „Food and Drug Administration“ erfolgte 1995. Mittlerweile wird die Excimer-Laserchirurgie weltweit zur Korrektur der Myopie angewendet. Auch Astigmatismus und geringgradige Hyperopien können korrigiert werden.

Gegen Ende der 90er Jahre erkannte man aber, dass durch die refraktive Hornhautchirurgie neue Abbildungsfehler entstehen, die das Auge praeoperativ nicht aufwies. Diese Abbildungsfehler höherer Ordnung verschlechtern die optische Abbildung. Der Visus war postoperativ deshalb selbst mit einer Brille, die die Restfehler korrigiert, oft geringer als vor der Operation.

Seit kurzer Zeit wird nun von vielen Forschern und Firmen ein neues Verfahren propagiert, mit dem in Zukunft die Abbildungsfehler, die bei der konventionellen LASIK auftreten, ganz wesentlich verringert werden können. Dieses neue Verfahren wird „wellenfrontgeführte Hornhautchirurgie“ genannt.

Diese technologische Weiterentwicklung hat die Phantasie vieler Forscher und Journalisten beflügelt und zu zahlreichen Spekulationen über die Grenzen dieses neuen Verfahrens geführt. So wurde in der Tagespresse 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. Auch in der ophthalmologischen Fachliteratur wurde dieser Themenkreis ausgiebig diskutiert. Schwiegerling schrieb im Survey of Ophthalmology: „Die Grenzen der foveolaren Sehschärfe liegen je nach Pupillendurchmesser zwischen 1,7 und 4,0“. Prof. Bille vom Institut für angewandte

Optik in Heidelberg schrieb in einem Artikel vom „perfektem Sehen für Jedermann“. Prof. Seiler meint, dass „eine Verbesserung des Sehvermögens sowohl beim Visus, als auch beim Dämmerungssehen erreicht werden kann“.

Um besser beurteilen zu können, welches Potential in der wellenfrontgesteuerten Hornhautchirurgie steckt, werden in diesem Artikel optische, medizinische und physiologische Grundlagen der Wellenfrontkorrektion dargestellt. Die Kenntnis dieser Fakten erlaubt es, die Möglichkeiten und Grenzen der Wellenfrontkorrektion genauer einzuschätzen.

■ Der Excimer-Laser

Bei der PRK und der LASIK wird ein Argon-Fluorid (ArF) Excimer-Laser eingesetzt, der Licht mit einer Wellenlänge von 193 nm ausstrahlt. Der Begriff „Excimer“ ist eine Kurzform für „excited dimer“[1]. Er beschreibt die Lichtentstehung durch das angeregte zweiatomige Molekül Argon-Fluorid.

Der Excimer-Laser strahlt sein Licht in extrem kurzen Pulsen von ca. 15 Nanosekunden Dauer aus. Jede Art von biologischem Gewebe absorbiert die kurzwellige UV-Strahlung extrem stark. Auch Materialien, die im Visuellen vollkommen durchsichtig sind, wie die Hornhaut des Auges, sind für den Excimer-Laser vollkommen schwarz und undurchsichtig. Deshalb ist die Eindringtiefe der Strahlung sehr gering. Die gesamte Laserenergie wird bereits in der obersten Schicht des Stromagewebes vollständig absorbiert.



Abb. 2: Durch den Einschuss eines Excimer-Lasers verdampft Gewebe im Bruchteil einer Sekunde.

Die erste Anwendung des Excimer-Lasers in der Medizin gelang 1983 Trokel und Srinivasan. Sie fanden, dass die ungeheure Photonenenergie der ultravioletten Laserstrahlung zahlreiche photochemische Reaktionen im Gewebe auslöst. Die Molekülbindungen werden in weniger als 10 Picosekunden gesprengt[2]. Das Gewebe verdampft explosionsartig (Abb. 2). Der Dampf entweicht mit Überschallgeschwindigkeit.

Die Schichtdicke (Ablationstiefe), die mit einem Schuss verdampft wird, ist extrem dünn. Sie beträgt je nach Laserleistung nur 20 nm bis 500nm (Abb. 3). Bei den kommerziellen Lasersystemen wird typischerweise mit einer Laser-Energiedichte von etwa 120 mJ/cm² gearbeitet. Nach Abb. 3 wird bei dieser Energiedichte eine Gewebeschicht von etwa 120 µm abgetragen. Das ist etwa ein Viertel der Wellenlänge des sichtbaren Lichts. Um eine mehrere Mikrometer dicke Gewebeschicht aus der Hornhaut zu entfernen, müssen deshalb viele Laserpulse nacheinander in das Gewebe geschossen werden.

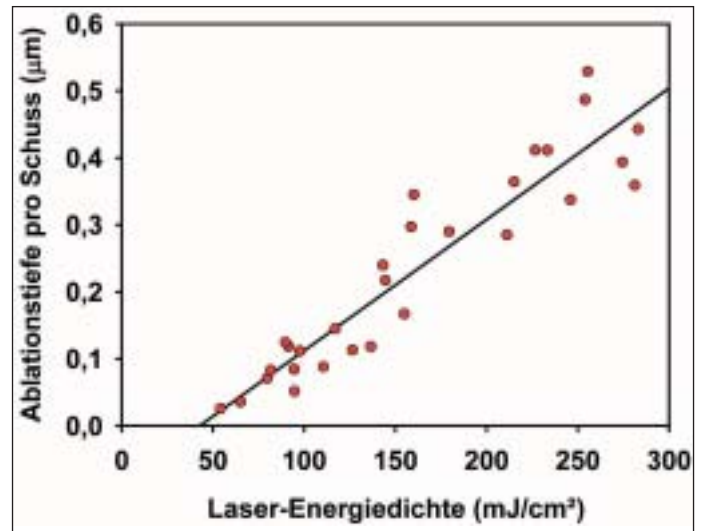


Abb. 3: Die Dicke der Gewebeschicht, die mit einem Schuss verdampft wird, hängt von der Laser-Energiedichte ab. Bei 120 mJ/cm² beträgt die Ablationstiefe ca. 120 µm.

Bei der Gewebeverdampfung mit dem Excimer-Laser treten im benachbarten Gewebe praktisch keine thermischen Schäden auf. Dies unterscheidet den Excimer-Laser von allen anderen Lasern. Deshalb bezeichnet man den ArF-Laser auch als „kalten“ Laser (Abb. 4). Im Vergleich zu anderen „kalten“ Lasern, die längere Wellenlängen ausstrahlen (z.B. Krypton-Fluorid, 248 nm oder Xenon-Chlorid, 308 nm), hat der Argon-Fluorid-Laser aber günstigere Eigenschaften. Er verursacht weniger Schäden im angrenzenden Gewebe, weniger DNA-Veränderungen und dadurch auch ein geringeres Krebsrisiko.

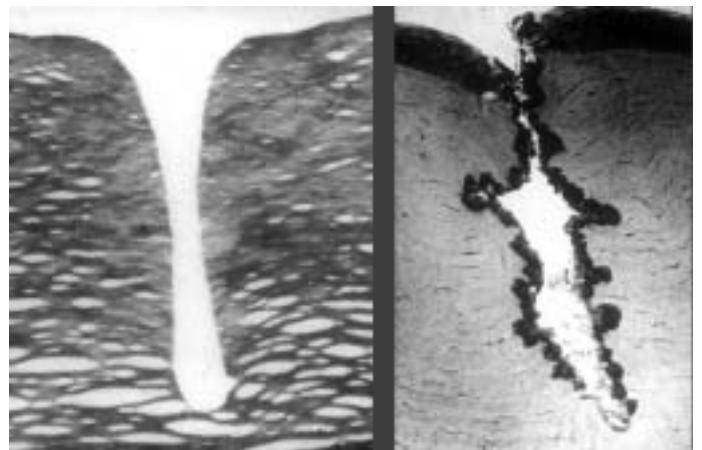


Abb. 4: Mikrophotographie eines Laser-Einschnittes in Hornhautgewebe. Links: Excimer-Laser. Die Seitenwände des Grabens wurden nicht beschädigt, die Zellen wurden glatt durchtrennt. Der Laser erzeugt keine Verbrennungen. Rechts: Argon-Laser. Der Argon-Laser verursacht beim Schneiden im Gewebe starke Verbrennungen. Die Verbrennungsrückstände enthalten toxische und krebserregende Substanzen. Er ist deshalb zur Hornhautchirurgie nicht geeignet.

Die Tatsache, dass das ultraviolette Licht von allen Materialien stark absorbiert wird, ist nicht nur von Vorteil. Zur Strahlbündelung können keine Linsen eingesetzt werden, da das UV-Licht von Glas nicht durchgelassen wird. Zur Strahlführung sind ausschließlich Spiegel und mechanische Blenden geeignet. Sogar die Luftfeuchtigkeit im Operationssaal muss konstant gehalten

werden, da der Wasserdampf in der Luft den Laserstrahl absorbiert. Die Patienten müssen am Tag der Operation auf Parfum und Deodorant verzichten, da auch diese Dämpfe den Laserstrahl in seiner Effizienz negativ beeinflussen können.

Der bahnbrechende Fortschritt der Hornhautchirurgie mit dem Excimer-Laser liegt in der erstaunlichen Präzision, mit der Hornhautgewebe entfernt werden kann. Zum ersten Mal in der Geschichte der Augenheilkunde steht ein Verfahren zur Verfügung, mit dem Gewebeschichten, die dünner sind als die Wellenlänge des sichtbaren Lichts, kontrolliert abgetragen werden können.

■ Die Munnerlyn-Formel

Wenn ein myopes Auge durch Hornhautchirurgie in ein emmetropes Auge verwandelt werden soll, muss die Vorderfläche der Hornhaut abgeflacht und der Krümmungsradius verringert werden. Dazu wird mit dem Laser ein meniskenförmiges Stück aus der Hornhaut – ein Lentikel – entfernt (Abb. 5).

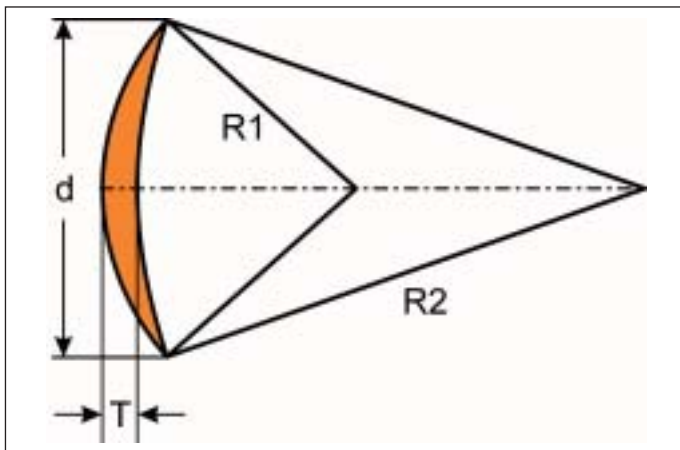


Abb. 5: Bei der Hornhautchirurgie mit dem Excimer-Laser wird die Krümmung der Hornhaut verringert. Über den gesamten Durchmesser der vom Arzt wählbaren optischen Zone d wird der präoperative Krümmungsradius $R1$ auf den postoperativen Wert $R2$ verändert. Dazu muss ein meniskenförmiges Gewebestück aus der Hornhaut entfernt werden.

Die maximale Ablationstiefe T in der Mitte des Lentikels kann mit einer von Munnerlyn angegebenen einfachen Formel näherungsweise berechnet werden. Sie hängt nur von der gewünschten Brechwertänderung ΔD und dem Durchmesser der optischen Zone d ab.

$$\text{Ablationstiefe}(\mu\text{m}) = \frac{\Delta D(\text{dpt})d^2(\text{mm}^2)}{3}$$

Um z.B. ein Auge mit einer Myopie von -6 dpt über eine optische Zone von 6 mm zu emmetropisieren, muss nach obiger Formel ein Lentikel mit einer Ablationstiefe von 72 μm abgetragen werden.

Die maximal mögliche Größe der optischen Zone hängt von der Stärke der Myopie ab.

Die Mindestdicke der Hornhaut muss postoperativ noch mindestens 250 μm betragen. Wenn die Hornhaut dünner wäre, würde die biomechanische Stabilität des Auges gefährdet und es könnte sich ein Keratokonus bilden. Da die mit dem Mikrohobel bei der LASIK abgetrennte, ca. 160 μm dicke Horn-

hautlamelle nicht mehr zur Stabilität der Hornhaut beiträgt, darf bei einer 500 μm dicken Hornhaut maximal eine Stromaschicht von 90 μm abgetragen werden. Wenn man diesen Maximalwert für die Ablationstiefe in die Munnerlyn-Formel einsetzt, ergibt sich für eine hochgradige Myope von z.B. -12 dpt ein maximal möglicher Durchmesser der optischen Zone von $4,7$ mm. Da dieser Wert deutlich kleiner ist als der Pupillendurchmesser bei Dämmerung, sind Sehstörungen in der Nacht bei diesen hohen Myopien nach LASIK nicht zu vermeiden.

■ PRK, LASIK und LASEK

Die photorefraktive Keratektomie (PRK) ist im Vergleich zur LASIK das ältere Verfahren. Sie wird aber immer noch zur Korrektur von Myopien bis ca. -5 dpt, geringgradigen Hyperopien und Astigmatismen eingesetzt. Da bei höhergradigen Fehlsichtigkeiten die Komplikationsrate ansteigt, wird die PRK dort nicht angewandt.

Bei der PRK wird zunächst das Hornhautepithel mechanisch entfernt (Abb. 6). Danach wird das Zentrum der Hornhaut mit dem Excimer-Laser so modelliert, dass die Fehlsichtigkeit kompensiert wird. Nach der Behandlung bildet sich das Epithel von den Rändern her neu und bedeckt die oberflächliche Wunde innerhalb von 48 bis 72 Stunden.

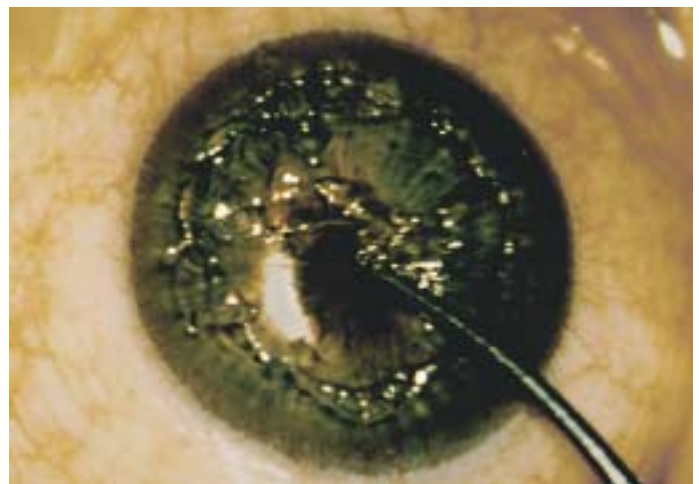


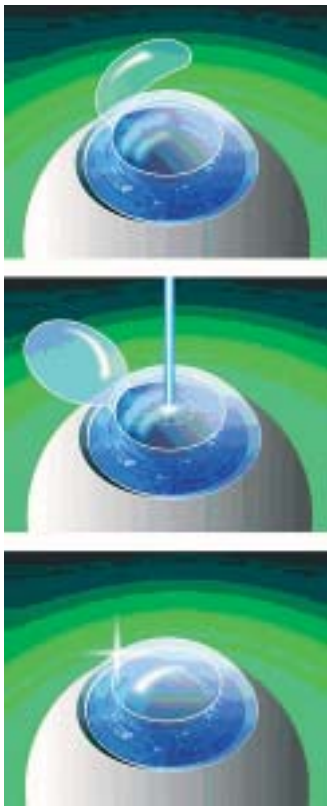
Abb. 6: Bei der PRK wird vor dem Einsatz des Lasers das Hornhautepithel mit einem „Hockeymesser“ entfernt.

Ein Vorteil der PRK gegenüber der LASIK ist ihre einfache und bereits langjährig erprobte Durchführbarkeit. Die Stabilität der Hornhaut bleibt durch den nur sehr geringen Abtrag gewährleistet. Nachteile bestehen in der langsameren Heilung und den vermehrten Schmerzen nach der Behandlung. Beide Augen sollten nur in einem größeren zeitlichen Abstand behandelt werden. Postoperativ müssen über Wochen Augentropfen verabreicht werden, um einer möglichen Vernarbung entgegenzuwirken.

Ein Problem, das den Operateuren besonders in der Anfangszeit zu schaffen machte, ist die „Regression“. Mit diesem Wort bezeichnet man die Tatsache, dass sich während der Heilung Kollagengewebe bevorzugt an den Stellen ablagert, die durch den Laser absichtlich verändert wurden. Dadurch verringerte sich die eigentlich angestrebte Refraktionsveränderung. Diesen Effekt kann man durch eine absichtliche Plus-

Überkorrektur vermindern. Nach einiger Zeit stellt sich dann, wenn die Heilung entsprechend verläuft, durch die Regression die Emmetropie ein. Ein anderes Problem, das manchmal auftritt, sind postoperative Hornhauttrübungen, die im Laufe einiger Monate aber meistens wieder verschwinden.

Im Gegensatz zur PRK wird bei der LASIK die oberste Schicht der Hornhaut, das Epithel, nicht abgetragen oder abgelöst. Um das darunter liegende Hornhautgewebe mit dem Laser modellieren zu können, wird zunächst mit einem mikrochirurgischen Hobelmesser, dem Mikrokeratom, eine dünne Hornhautlamelle teilweise abgetrennt (Abb. 7). Dieser Deckel, auch Flap genannt, ist nur ca. 0,16 mm dick und kann anschließend – ähnlich einem Buchdeckel – zurückgeklappt werden. Danach wird mit dem Laser Gewebe aus der Mitte des Stromas abgetragen. Nach der Laserung wird der Flap auf die Hornhaut zurückgelegt. Die Hornhautlamelle saugt sich nach kurzer Zeit auf der



*Abb. 7:
LASIK: Zunächst wird eine dünne Hornhautlamelle mit einem Mikrohobel freipräpariert. Danach wird Stromagewebe aus der Mitte der Hornhaut entfernt. Anschließend wird der Deckel über das Wundbett gelegt. Bei der normalen LASIK wird ein breiter Laserstrahl eingesetzt, dessen Durchmesser über mechanische Blenden geregelt wird. Bei der wellenfrontgeführten Hornhautchirurgie benutzt man einen sehr dünnen Strahl, der von einem Spiegelsystem über das Auge geführt wird.*

gelaserten Hornhautschicht an. Ein festes Verwachsen kann jedoch Wochen bis Monate in Anspruch nehmen.

Ein Vorteil der LASIK besteht darin, dass nach dem Eingriff die Wundfläche sehr klein und die postoperativen Schmerzen minimal sind. Die Beschwerden sind deutlich geringer als nach der PRK. Auch die Sehverbesserung tritt nach LASIK rascher ein, meist schon innerhalb der ersten Tage nach dem Eingriff. Augentropfen brauchen in der Regel nicht langfristig verabreicht zu werden, da auch die Vernarbungstendenz geringer ausgeprägt ist und postoperative Hornhauttrübungen seltener auftreten. Ein Nachteil liegt in der wesentlich schwierigeren Operationstechnik. Beim Schneiden des Flap können z.B. Wellen in der Hornhautlamelle auftreten, die postoperativ zu starken Aberrationen führen. Besonders große Schwierigkeiten treten auf, wenn das Auge unabsichtlich mit dem Mikrokeratom perforiert wurde und sich im Anschluss entzündet.

Neben der PRK und der LASIK wurde vor wenigen Jahren eine Modifikation der PRK vorgestellt, die die oben beschriebenen Nachteile der PRK nicht mehr aufweist. Dieses Verfahren wird als Laser-Epithelial-Keratomileusis (LASEK) bezeichnet. Im Gegensatz zur PRK wird bei der LASEK die oberste Schicht der Hornhaut - das Epithel - nicht mechanisch abgekratzt, sondern vorsichtig mit einer alkoholischen Lösung abgelöst. Das Epithel bleibt bei dieser Vorbehandlung erhalten und kann als intakte Schicht zur Seite geschoben werden. Nach der Laserung wird das Epithel wieder über die Wundfläche zurückgelegt. In der Regel sind die postoperativen Beschwerden erheblich kleiner und mit denen nach LASIK vergleichbar.

Im Vergleich zur klassischen radiären Keratektomie haben alle Laserverfahren den Nachteil, dass das Gewebe in der zentralen optischen Zone der Hornhaut, die zum Sehen notwendig ist, verletzt wird. Wenn bei postoperativen Komplikationen Narben und Trübungen auftreten, so befinden sich diese bei der Laser-Chirurgie in der für das Sehen wichtigen Hornhautmitte.

Durch Narben und Trübungen kann das Sehen bei der Laser-Chirurgie stark in Mitleidenschaft gezogen werden. Dies war bei der radiären Keratotomie nicht der Fall, da die radiären Einschnitte in der Peripherie der Hornhaut durchgeführt wurden. Bei einer Vernarbung der Einschnitte blieb die Hornhautmitte klar.

Ihr Ziel ist
der Erfolg?
Hier ist
Ihr Treffer!

Distribution für Solstar Produktions GmbH in Deutschland, Österreich und der Schweiz durch die Absolut! Modebrillen GmbH
Tel.: 066 74- 82 44 | Fax: 066 74- 84 65 e-mail: g.goettlich@t-online.de

© The Official Emblem, the Official Mascots of the 2006 FIFA World Cup Germany™ and the FIFA World Cup Trophy are copyrights and trademarks of FIFA
All rights reserved. Manufactured under licence by SOLSTAR



Die Abbildungsfehler des menschlichen Auges

Mit einer perfekten Optik würde ein paralleles Lichtbündel nahezu punktförmig auf die Netzhaut fokussiert (Abb. 8). In der Realität ist die Optik des Auges aber nicht so gut. Deshalb ist das Netzhautbild eines Lichtpunktes nie punktförmig, sondern selbst bei optimaler Brillenkorrektur stets von Beugungserscheinungen und irregulären Bildfehlern umgeben.

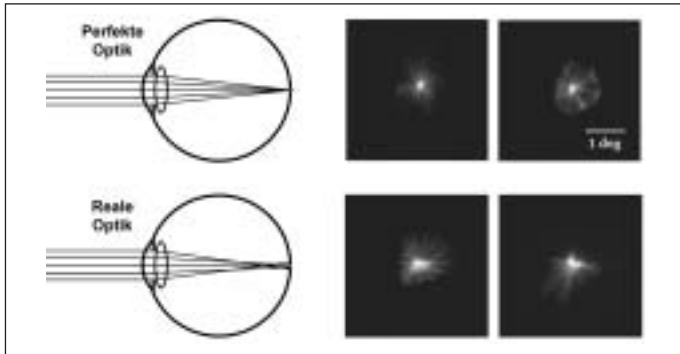


Abb. 8) Eine ideale Optik würde das Licht eines Sterns genau auf einen Punkt der Netzhaut fokussieren. In der Realität treffen sich die verschiedenen Strahlen nicht exakt. Das Bild eines hellen Lichtpunktes auf der Netzhaut des Auges ist deshalb stets von Störungen umgeben (Fotos von r.navarro@io.cfmac.csic.es mit freundlicher Genehmigung).

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 das tägliche Brot des Augenoptikers. Die höheren Abbildungsfehler des Auges, die auch als Aberrationen bezeichnet werden, kennt man erst seit gut zwanzig Jahren. Diese Fehler können mit Brillengläsern nicht korrigiert werden.

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

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 zweidimensionale 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 graphische Darstellung der Polynome (Abb. 9 oben) haben aber den Nachteil, dass die anschauliche Bedeutung nicht klar erkennbar ist. Aus diesem Grund habe ich in der unteren Reihe von Abb. 9 zusätzlich dargestellt, wie ein Lichtpunkt auf der Netzhaut abgebildet werden würde, wenn der entsprechende Abbildungsfehler in reiner Form - also nicht vergesellschaftet mit anderen Abbildungsfehlern - wirken würde.

Ein sphärischer Fehler - charakterisiert durch das Zernike-Polynom Z_2^0 - verwandelt einen Lichtpunkt in einen rotations-symmetrischen, unscharfen Lichtfleck. Der reine Astigmatismus (Z_2^2) nach Zernike führt zum Astigmatismus mixtus. Das

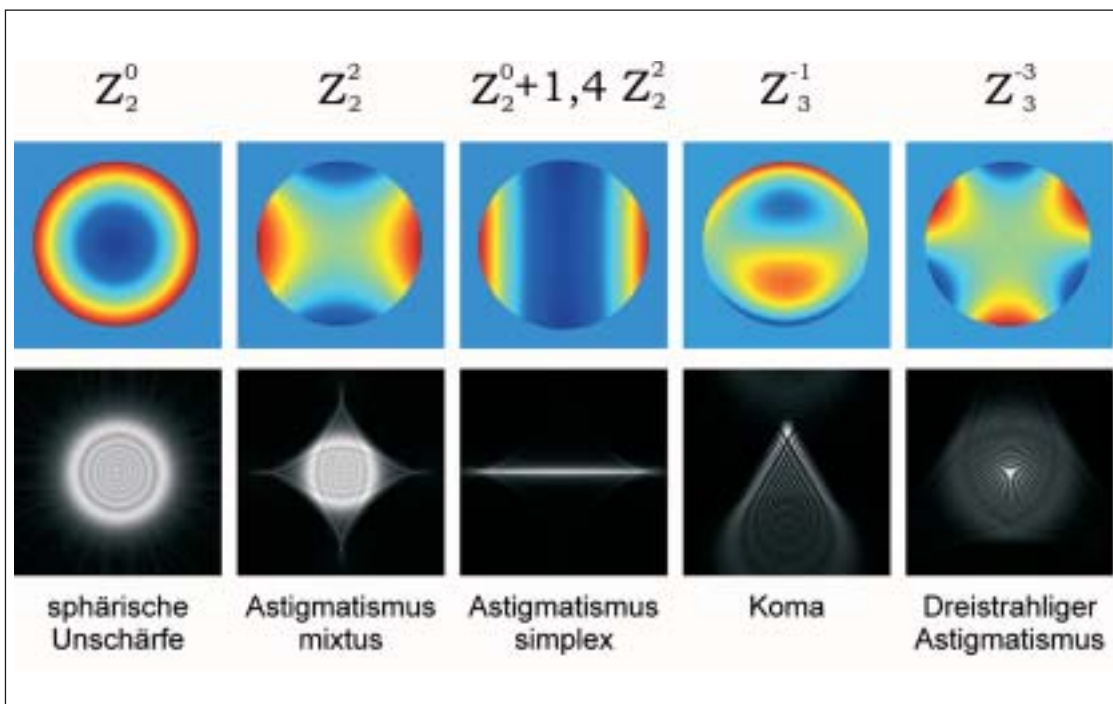


Abb. 9: Beispiele der Zernike-Polynome und der dazugehörigen Netzhautbilder. Die obere Reihe zeigt farbkodierte Darstellungen der Zernike-Polynome über den Pupillenquerschnitt. Grün: keine Wellenfrontfehler; rot: die Wellenfront läuft im Vergleich zu einer fehlerfreien Abbildung zu schnell; blau: die Wellenfront ist verzögert. Die untere Reihe zeigt, wie ein Lichtpunkt auf der Netzhaut abgebildet werden würde, wenn das optische System ausschließlich den darüber stehenden Bildfehler aufweisen würde. Weitere Erläuterungen siehe Text.

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 augenoptischen Nomenklatur würde ein Astigmatismus mixtus einen exakt kreisrunden Fleck (den „Kreis kleinster Verwirrung“) auf der Netzhaut erzeugen.

Einen weiteren Unterschied zwischen der normalen optometrischen Darstellung der Brechwerte in Dioptrien und dem Zernike-Formalismus erkennt man, wenn man einen sphärischen Fehler mit einem Astigmatismus kombiniert. Um eine „Brennlinie“ auf der Netzhaut zu erhalten (Ast. simplex), muss man in der Zernike-Darstellung nämlich den $\sqrt{2}$ -fachen Zylinder zu der Sphäre hinzuzählen ($Z_2^0 + 1,4 Z_2^2$ in Abb. 9). In der üblichen optometrischen Schreibweise liegt hingegen ein Astigmatismus simplex vor, wenn zum sphärischen Äquivalent der halbe Zylinderwert hinzugezählt wird. 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. Ebenso wenig kann der dreiaxige Astigmatismus (Z_3^3 , engl.: „trefoil“) mit Brillengläsern ausgeglichen werden. Durch diesen Abbildungsfehler wird ein Lichtpunkt zu einem unscharfen Fleck mit einer dreistrahligen Symmetrie verzerrt.

■ Messung der Aberrationen mit dem Hartmann-Shack-Sensor

Die Aberrationen des Auges konnten bis vor wenigen Jahren nur in aufwendigen Laborversuchen gemessen werden. Seit einiger Zeit stehen aber eine Reihe praxistauglicher Aberrometer zur Verfügung. Die zugrunde liegenden Messprinzipien wurden zum Teil schon vor vielen Jahren von Astronomen zur Qualitätskontrolle astronomischer Fernrohre entwickelt. Ein sehr häufig benutztes Messverfahren ist der Hartmann-Shack-Sensor[3], der 1994 von dem chinesischen Physiker Liang aus der Arbeitsgruppe von Prof. Bille erstmals auf das menschliche Auge angewandt wurde.

Das Messprinzip eines Hartmann-Shack-Sensors ist in Abb. 10 schematisch dargestellt. Ein Laserstrahl wird durch die Mitte der Augenpupille auf die Netzhaut des Auges fokussiert (nicht eingezeichnet). Das von der Netzhaut zurück 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. 10a) verlässt eine ebene Welle das Auge. Dies führt zu einem

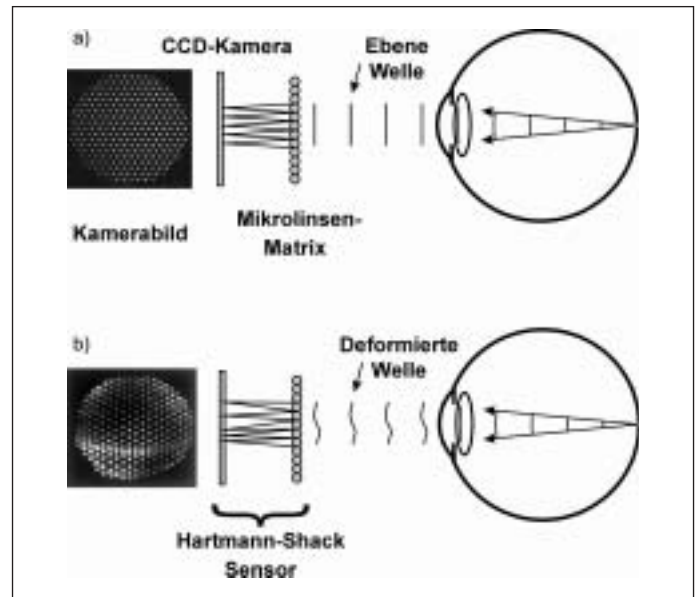


Abb. 10: Prinzip des Hartmann-Shack Sensors. Oben: Das von einem Lichtpunkt auf der Netzhaut zurück reflektierte Licht verlässt bei einer fehlerfreien Optik das Auge als „ebene Welle“. Diese wird durch die Linsen der Mikrolinsen-Matrix zu einem äquidistanten Punktmuster auf der Kamera fokussiert. Unten: Bei einer fehlerbehafteten Optik ist die austretende Lichtwelle deformiert. Die Lichtpunkte auf der Kamera sind deshalb nicht mehr äquidistant. Aus dem gegenseitigen Abstand der Lichtpunkte auf der CCD-Kamera kann der Brechwert an jeder Stelle der Pupille errechnet werden.

Kamerabild mit äquidistanten Lichtpunkten. Bei einem Auge mit schlechter optischer Qualität (Abb. 10b) 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 mehr als 100 Orten innerhalb der Pupille ausgerechnet werden.

■ Wie groß sind die höheren Aberrationen des gesunden menschlichen Auges?

Die Unregelmäßigkeiten der Optik sind normalerweise klein. Sie verursachen beim normalen Auge Wellenfrontfehler in der Größenordnung von 1 Mikrometer. 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 Mikrometern. In diesem Fall sind die Aberrationen höherer Ordnung also mehr als zehnmals so groß wie im Normalfall.



■ Abbildungsfehler höherer Ordnung nach Hornhautchirurgie

Ende der 90er Jahre zeigte sich, dass durch die Excimer-Laserchirurgie häufig Abbildungsfehler höherer Ordnung entstehen. Eine spanische Arbeitsgruppe publizierte z.B. im Jahr 2001, dass sich bei LASIK-Patienten die höheren Aberrationen des Auges postoperativ im Mittel um einen Faktor 1,7 bis 1,9 vergrößerten. Den größten Anteil an dem Anstieg hatte die sphärische Aberration. Dieser Anstieg der Abbildungsfehler nach PRK und LASIK wurde mittlerweile auch von vielen anderen Arbeitsgruppen nachgewiesen. Die Entstehung dieser zusätzlichen Abbildungsfehler ist zumeist auf chirurgische oder technische Probleme zurückzuführen. Aber auch Narbenbildung nach PRK oder Falten im Flap nach LASIK können postoperativ zu deutlichen Aberrationen höherer Ordnung führen. Außerdem führen schon kleine Dezentrationen der behandelten Zone von weniger als 0,5 mm zu einer merklichen Zunahme von sphärischer Aberration und Koma. Schließlich scheint die Hornhautschicht, die mit einem einzelnen Laserpuls abgetragen wird, nicht immer exakt gleich dick zu sein, so dass sich bei der Behandlung unterschiedlich starke Laserwirkungen zeigen, die vom Operateur nicht genau kontrolliert werden können.

Abbildung 11 zeigt die Vergrößerung der Aberrationen am Beispiel einer Patientin von Williams mit einer praeoperativen 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 mit der jeweils besten Brillenkorrektur gemessen. Die beiden linken Bilder erlauben einen direkten Vergleich der Stärke der höheren Aberrationen. Die beiden rechten Bilder zeigen jeweils das resultierende bestmögliche Netzhautbild. Im Bild links unten liegen die Konturlinien, die die Veränderung der Aberrationen über den gesamten Pupillenquerschnitt anzeigen, viel enger

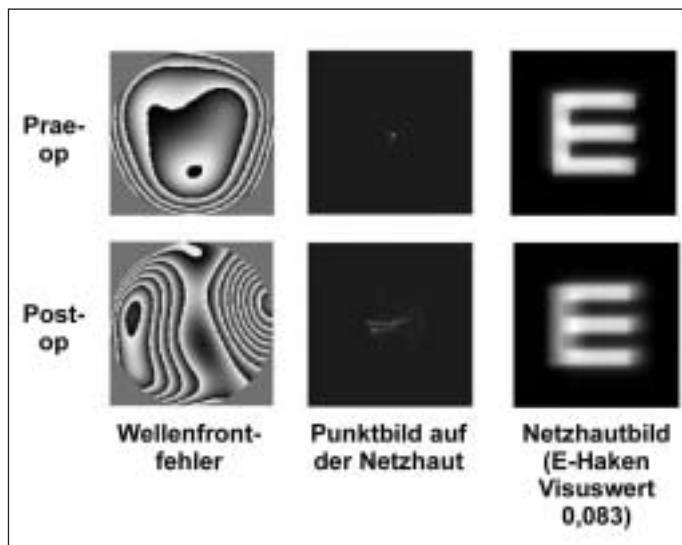


Abb. 11: Wellenfrontfehler vor und nach LASIK. Links: Höhenliniendarstellung der Wellenfrontfehler. Mitte: Punktbild auf der Netzhaut. Rechts: Netzhautbild eines Snellen-Hakens nach optimaler sphäro-zylindrischer Korrektur. Obere Reihe: praeoperativ. Untere Reihe: postoperativ. In diesem Beispiel ist die Bildqualität postoperativ deutlich schlechter als praeoperativ. (von <http://www.cvs.rochester.edu/williamslab/research>).

beieinander als im Bild links oben. D.h. nach LASIK waren die Wellenfrontfehler höherer Ordnung stärker als vorher. Dementsprechend ist das optimale Netzhautbild rechts unten wesentlich schlechter als rechts oben. Dies bedeutet, dass postoperativ das Netzhautbild nicht mehr so scharf ist wie vorher, selbst wenn man die Restfehler mit einem Brillenglas ausgleicht.

■ Die Grundidee der wellenfrontgesteuerten Hornhautchirurgie

Seit man die Abbildungsfehler des Auges messen kann, steht die spannende Frage im Raum, ob man auch die höheren Aberrationen des Auges mit dem Excimer-Laser korrigieren kann. Zahlreiche Wissenschaftler und Laserhersteller versuchen derzeit, geeignete Verfahren zu entwickeln.

Die Grundidee dieser Verfahren beruht darauf, die Fehlsichtigkeit und die Abbildungsfehler in einem auf den Patienten individuell zugeschnittenen mehrstufigen Prozess zu korrigieren (Abb. 12). Im ersten Schritt werden die Fehlsichtigkeit und die Aberrationen höherer Ordnung über den gesamten Pupillenquerschnitt mit einem Aberrometer wie dem Hartmann-Shack-Sensor gemessen. Im zweiten Schritt wird aus den Messdaten ein patientenbezogenes, asphärisches Ablationsprofil errechnet, mit dem die Fehlerverteilung des Auges individuell korrigiert wird. Im dritten Schritt soll dieses Ablationsprofil mit dem Laser in die Hornhaut eingearbeitet werden.

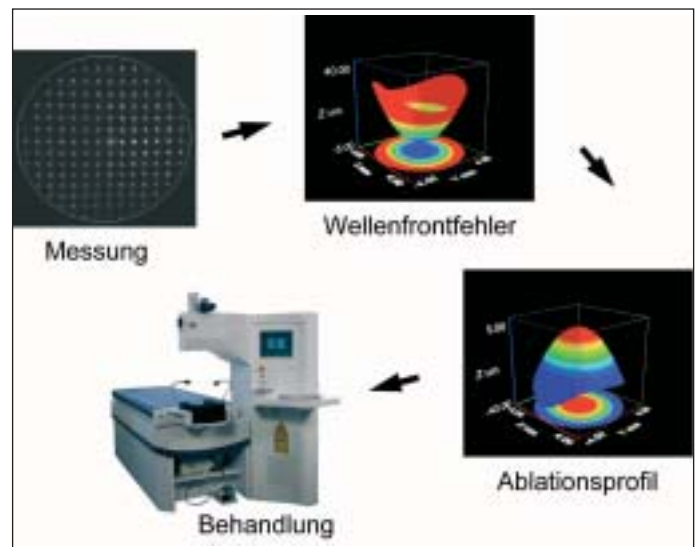


Abb. 12: Schema der wellenfrontgeführten Hornhautchirurgie. Im ersten Schritt werden die Abbildungsfehler des Auges mit einem Hartmann-Shack Sensor genau gemessen. Im zweiten Schritt berechnet ein Computer das ideale Ablationsprofil. Im dritten Schritt wird dieses Ablationsprofil von einem Excimer-Laser mit sehr kleinem Strahlquerschnitt, der computergesteuert über die Hornhaut geführt wird, in die Hornhaut eingearbeitet. (Abbildung von Kohnen und Bühren mit freundlicher Genehmigung des Springer Verlages)

Um dieses hochgesteckte Ziel zu erreichen, sind neue Lasergeräte notwendig, die einen sehr kleinen Strahlquerschnitt haben. Nur so kann der Materialabtrag an jeder Stelle der Hornhaut individuell und exakt genug gesteuert werden. Derzeit werden so genannte „Flying-spot Laser-Scanner“ entwickelt, bei denen ein sehr dünner Laserstrahl mit einem Durchmesser deutlich unter 1 mm computergesteuert über

die verschiedenen Areale der Hornhaut geführt und an jeder Stelle der Hornhaut exakt soviel Material abgetragen werden kann, wie vorher berechnet wurde.

■ Die Korrektion der Abbildungsfehler höherer Ordnung ist möglich

Die technische Machbarkeit einer wellenfrontgeführten Korrektion optischer Systeme ist bereits bewiesen worden. Auf diesem Gebiet ist besonders die Astronomie der Augenheilkunde deutlich voraus. Mehrere Teleskope der Europäischen Südsternwarte ESO in Chile wurden zum Beispiel mit Spiegeln ausgerüstet, die man während der Himmelsbeobachtung aktiv verbiegen kann. Durch diese adaptive Optik soll die Bildunschärfe, die durch die Unruhe der Luft entsteht, on-line (in „real-time“) auskorrigiert werden.

Bei diesen neuen Himmelsteleskopen werden die Wellenfrontfehler, die durch die Turbulenzen der Luft entstehen, 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 müsste, damit die Wellenfrontfehler verschwinden. Diese Korrekturdaten werden an piezoelektrische Verschiebeelemente geleitet, die die Form des Spiegels mehr als 200-mal pro Sekunde verbiegen können. Durch diesen Trick kann man die Wellenfrontfehler, die durch die Luftturbulenzen der Atmosphäre entstehen, fast vollständig beseitigen. Mit dieser sich selbst anpassenden „adaptiven Optik“ konnte die Abbildungsqualität astronomischer Fernrohre um den Faktor 10 gesteigert werden (siehe Wesemann, DOZ 10/2002).

■ Die wellenfrontkorrigierte Funduskamera der Univ. Rochester

An der Universität Rochester wurden diese Ideen aus der Astronomie auf das Auge übertragen. Dort wurde eine wellenfrontgeführte Funduskamera konstruiert, mit der man die höheren Abbildungsfehler des Auges im Laborversuch ausgleichen kann. Bei dieser Kamera blickt der Prüfling über einen deformierbaren Spiegel auf ein Fixationsobjekt. Ein Hartmann-Shack-Sensor misst dann die Aberrationen. Über eine Compu-

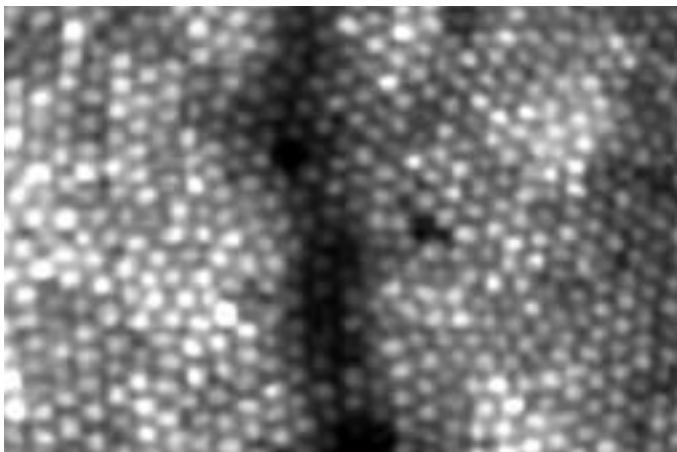


Abb. 13: Foto der lebenden Netzhaut, aufgenommen mit einer Funduskamera mit adaptiver Optik. Auf dem Photo sind die einzelnen Zapfen deutlich zu erkennen (Netzhautfoto von Roorda und Williams mit freundlicher Genehmigung).

tersteuerung wird der Spiegel anschließend so verbogen, dass die Aberrationen verschwinden.

Roorda und Williams gelang es mit dieser Funduskamera, die Photorezeptoren der lebenden Netzhaut zu fotografieren (Abb. 13). Dies war bislang mit keiner Funduskamera möglich. Die Fotos der Zapfen haben eine noch nie dagewesene Qualität. Damit ist der Beweis erbracht, dass es auch bei optometrischen Anwendungen – zumindest beim Blick in das Auge hinein – möglich ist, die höheren Aberrationen des Auges zu korrigieren.

Die Ergebnisse dieser Laborversuche haben den Forschungseifer zahlreicher Mediziner und Physiker angestachelt. In der Zeitschrift „Physics Today“ wurden schon Computersimulationen der zukünftig erreichbaren Abbildungsqualität vorgestellt. Am Beispiel der Freiheitsstatue wurde veranschaulicht, dass sich das Auflösungsvermögen des Auges in Zukunft deutlich steigern lässt (Abb. 14).



Abb. 14: Computersimulation, die zeigen soll, wie sehr sich die Abbildungsqualität des Auges durch eine wellenfrontgeführte Hornhautchirurgie verbessern lässt. Dargestellt ist die Freiheitsstatue, wie sie der Mensch aus einer Entfernung von 3 km sehen würde. Die Statue erscheint aus dieser Entfernung unter einem Sehwinkel von $0,9^\circ$. Unter dem gleichen Sehwinkel erscheint eine Euro-Münze in 1,5 m Abstand. Links: Normale Abbildungsqualität auf der Netzhaut mit bester sphäro-zylindrischer Korrektion. Mitte: Theoretisch mögliche Abbildungsqualität nach Korrektion aller Aberrationen bei 3 mm Pupillenweite. Rechts: Theoretisch mögliche Abbildungsqualität nach Korrektion aller Aberrationen bei 8 mm Pupillenweite (aus Miller, 2000).

Was ist dran an diesen Spekulationen? Wo liegen die optischen und physiologischen Grenzen des neuen Verfahrens? Wie weit haben sich die Versprechungen der Hersteller in der Praxis erfüllt? Diese und andere Fragen werden in der nächsten Ausgabe der DOZ behandelt.

Anschrift des Verfassers:

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

Anmerkungen:

- [1] Dimer: niedrigste Form von Polymeren; entstanden durch die Zusammenlagerung von zwei Atomen oder Molekülen.
- [2] Um sich besser vorstellen zu können, wie kurz 10 Picosekunden sind, zwei anschauliche Beispiele: a) In dieser Zeit legt ein Lichtstrahl 3mm Wegstrecke zurück. b) Ein Vergleich: 10 ps verhalten sich zu 1 Sekunde wie 1 Sekunde zu 3171 Jahren.
- [3] Johannes Franz Hartmann (1865 - 1936) veröffentlichte bedeutende Arbeiten zur Astrospektroskopie.