Detailgetreue Simulation des menschlichen Auges

William Donnelly, Breault Research Organization, Tucson, Arizona, USA

Individuell erstellte personalisierte Augenmodelle helfen, ophthalmologische Optiken und Geräte zu entwickeln, Erkrankungen und chirurgisch induzierte Veränderungen zu simulieren, und Fragen aus der Augenoptikforschung zu beantworten. Der folgende Beitrag stellt eine Reihe von Aspekten vor, die dabei in biologischen Systemen besonderes Augenmerk verdienen.

1 Einleitung

Die Augenoptik hat bereits ein hohes technisches Niveau erreicht und entwickelt sich ständig weiter. Es gibt viele Einsatzbereiche für die es sich lohnt, das menschliche Auge zu modellieren (**Bild 1**), u.a. klinische Optometrie, ophthalmologische Diagnostik, refraktive Chirurgie, bio-optische Ingenieurwissenschaften, das Design augenoptischer Korrekturlinsen, den optischen Gerätebau, die Augenoptikforschung sowie die Aus- und Weiterbildung. Das Modellieren des Auges hat dabei zum Ziel, die gesamten optischen Eigenschaften des Auges in ein vollständiges virtuelles Augenmodell einzubringen.

Einfache paraxiale Augenmodelle gibt es schon seit langer Zeit. Allerdings sind sie abseits der optischen Achse nicht gut einsetzbar und beruhen meist auf statistisch gemittelten Parametern ganzer Bevölkerungsgruppen. Refraktive Berechnungen wie z.B. für die Anpassung von Brillen, Kontaktlinsen oder intraokularen Linsenimplantaten werden stets mit einer gewissen Unsicherheit behaftet sein, wenn sie auf solchen Modellen aufsetzen.

Die Aberrometrie hat darüber hinaus Augenmodelle hervorgebracht, die realistische refraktive Ergebnisse liefern, was für LASIK-Behandlungen (Laser In-Situ Keratomileusis) oder andere Wellenfront-basierte Anwendungen nützlich ist. Allerdings lassen sich mit diesen Modellen nicht die Transmissionsverluste quantifizieren, die sich aus Absorption, Beugung, Dispersion, Fresnel-Reflektionen sowie Oberflächen- und Volumenstreuung ergeben.

Aus Gründen wie diesen werden höher entwickelte, realistische Augenmodelle benötigt. Es gibt auch bereits Geräte, die das Auge biometrisch detailliert erfassen können. So misst z.B. die okulare Wellenfront-Aberrometrie Abweichungen des Auges als Ganzes, die Kornea-Topographie stellt die Oberfläche der Hornhaut dar , Scheimpflug- und Pentacam-Systeme beschreiben die dreidimensionale Form des vorderen Augenabschnitts (Kornea, vordere Kammer, Iris und Linse), und mittels Ultraschall lässt sich die axiale Länge des Augapfels vermessen. Warum sollte man diese Daten also nicht dazu nutzen, individuelle personalisierte Augenmodelle zu erstellen? Denn hiermit lässt sich die retinale Bildqualität realistisch bestimmen.

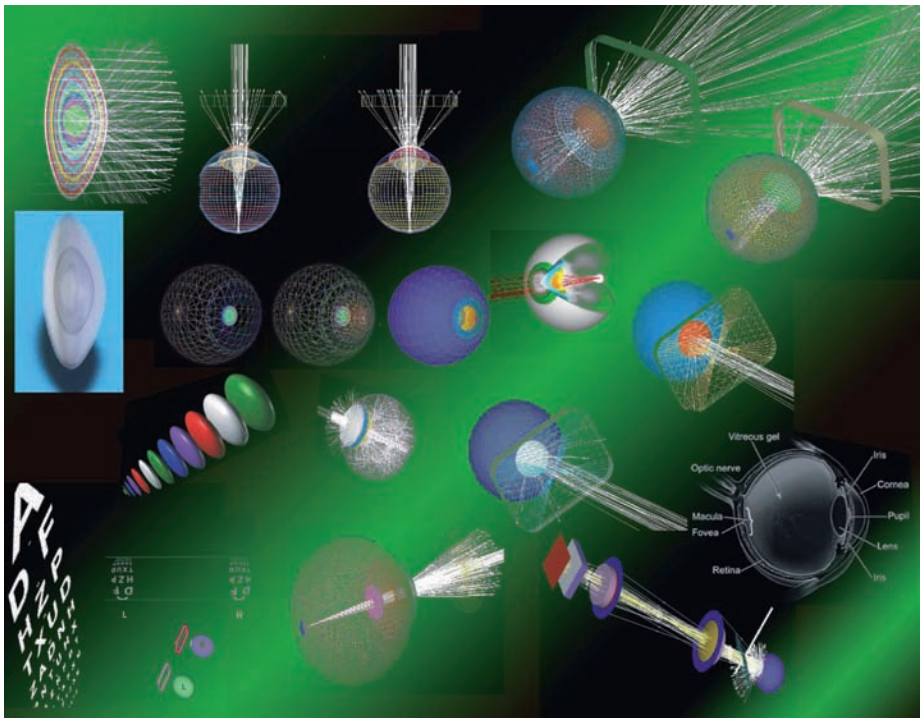


Bild 1: Augenmodelle haben viele Facetten – und ebensoviele Anwendungen

Da Aberrationen, Reflexion, Beugung, Absorption und Streuung die Bildqualität auf der Netzhaut verschlechtern, wird ein Modell, das alle diese Faktoren einschließt, realitätstreuer sein und sich mittels Biometrie auch noch individuell personalisieren lassen. Abgesehen davon sieht der Mensch mit zwei Augen. Mit einem beidäugigen Augenmodell, integriert in ein gemeinsames optisches System, wird eine noch höhere Realitätsstufe erreicht. Auch ist ein Augenmodell wünschenswert, das in andere optomechanische Systeme exportiert und dort integriert werden kann. Die Software muss CAD-Interoperabilität, nicht-sequentielles Ray-Tracing und Optimierung bieten.

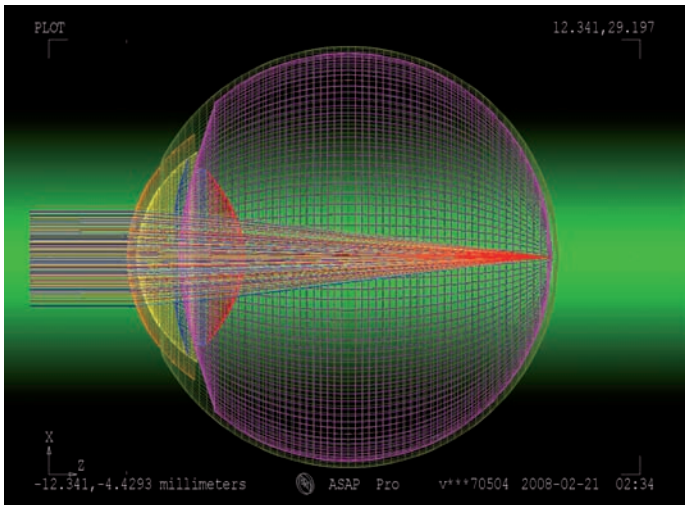


Bild 2: Querschnitt eines menschlichen Augenmodells. Eine polychromatische Punktlichtquelle (vier Wellenlängen) im Abstand von 6 m beleuchtet eine Pupille mit 5,7 mm Durchmesser

2 Aufbau eines Augenmodells

Wir beginnen mit einem Standardmodell, das die Grundeinstellungen des Arizona (AZ) Accommodative Eye Model verwendet [1]. Wesentliche Modifikationen an diesem sind z.B. polychromatische statt monochromatische Lichtquellen-Vorgaben, die Kompatibilität mit kohärenten und inkohärenten Quellen und die Option, beispielsweise Augen-Testbilder oder kundenspezifische Bildmuster zu verwenden. Darüber hinaus berücksichtigen wir Streueffekte, refraktive Korrekturen, Fehlsichtigkeit, Hornhautverkrümmung (beispielsweise mittels Zernike-Koeffizienten), variable Größe der Pupille und des Netzhautausschnitts, sowie das Einfügen weiterer Systeme (also z.B. eines Instruments, zusätzlicher Linsen oder einer Netzhautprothese). Wenn optische Änderungen eine neue Brennweite erzeugen, kann sich die Netzhaut an die neue Fokuslage anpassen (d.h. Augenwachstum) oder für nachfolgende refraktive Korrekturen fixiert bleiben. Weitere augengeometrische Abweichungen wie grauer Star (Katarakt) oder eine Verletzung (Trauma) lassen sich modellieren, und ein Stereosystem mit zwei Augen macht das Modell vielseitiger.

3 Modelleigenschaften und Beispiele

Sind die Einstellungen vorgenommen, so ist das System bereit für das Ray-Tracing, das Grafiken und numerische Messwerte liefert für die weitere Analyse, zur Nachverarbeitung und zur Messwerterfassung. Wir zeigen hier nur einen kleinen Ausschnitt vieler grafischer Ausgabebeispiele (**Bilder 2 – 4**).
Ein Modell wie das Advanced Human Eye Model, ein Modul der Optiksoftware ASAP von Breault Research, kann Kombinationen von Brillen, Kontaktlinsen, Intraokularlinsen (IOLs) und jeglicher sonstiger Optik berücksichtigen. Bild 4 zeigt ein aberriertes Auge mit schrägem Astigmatismus. Die Optimierung einer gerahmten Brille führt zu einer Korrektur, die einer augenärztlichen Verschreibung von -0.75 -0.75 X 135 entspricht. Die Optimierung zielt darauf ab, den Radius der retinalen Fleckgröße zu minimieren, unter Vorgabe der im Kreis eingeschlossenen Energie. Es lassen sich auch CAD-generierte Dateien von intraokularen Linsen und Kontaktlinsen verwenden. Das Positionieren und Skalieren solcher Linsen kann sowohl manuell als auch automatisch durch Optimierung erfolgen (**Bild 5**).

3.1 Streuung

Lichtstreuung macht das Bild auf der menschlichen Retina kontrastärmer. Mit Hilfe bidirektionaler Streuverteilungsfunktionen (Bi-directional Scatter Distribution Function, BSDF) lässt sich die Streuung an Grenzflächen des Auges, an zusätzlichen Linsen, und auch an der Netzhaut selbst simulieren. Dazu vermisst man IOLs oder Kontaktlinsen, passt BSDFs an die gemessenen Streudaten an, und setzt diese BSDFs ins Simulationsmodell ein.
Die Rayleigh-Mie-Streuung eignet sich, um Streueffekte an kleinen Partikeln in einem optischen Medium zu modellieren. **Bild 6** zeigt eine Simulation von grauem Star, bei dem kleine Partikeln in der Augenlinse das Licht streuen [2].

3.2 Zweiäugigkeit

Jedes Auge ist einzigartig, und im Falle eines Augenpaars muss ein realitätstreues Modell eventuelle Unterschiede in der

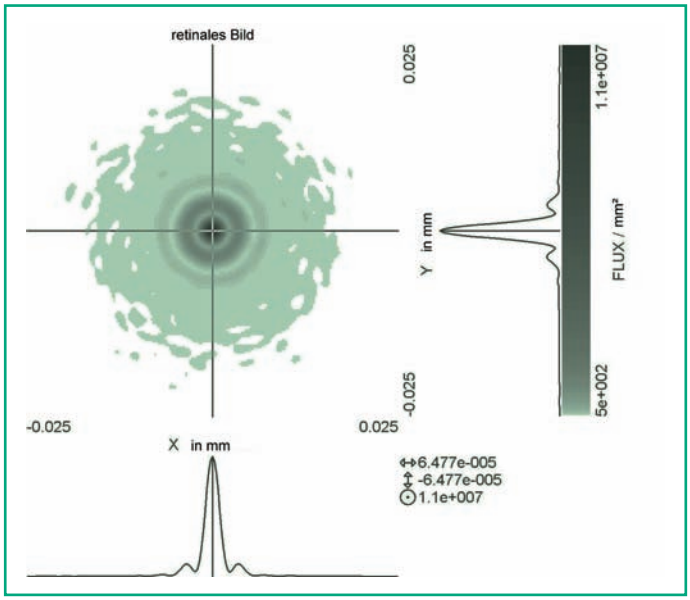


Bild 3: Zweidimensionale Ansicht und Schnittkurven der Punktverteilungsfunktion (point spread function, PSF, Luftbild eines Punktes auf einem spezifizierten Netzhautabschnitt).

Akkommodation und der physiologischen Geometrie berücksichtigen, wie auch das Schielen und andere Abweichungen in der Ausrichtung der Augen. **Bild 7** zeigt die Simulation eines Stereo-Bildpaares.

3.3 Gradientenindex-Linsen

Die Linse des menschlichen Auges ist aus zwiebelartigen Kristallin-Schichten mit unterschiedlichen Brechungsindizes aufgebaut, wobei die Schichtform einem Cosinus hyperbolicus entspricht [3]. Insgesamt entsteht so eine Gradientenindex-Linse. Das Augenmodell simuliert Alterung und Akkommodation, indem es diese GRIN-Linse skaliert, streckt oder komprimiert. Es kann auch hilfreich sein, verschiedenen Linsenschichten unterschiedliche Streueigenschaften zuzuordnen, da z.B. beim Kernstar Schichten des Linsenkerns mehr zur Streuung beitragen, als Schichten der Linsenrinde (Kortex), während es sich bei einer UV-bedingten kortikalen Linsentrübung genau umgekehrt verhält [4].

3.4 Kompatibilität

Der Anwender eines Augenmodells wird möglicherweise CAD-Daten importieren müssen, z.B. von einem retinalen Implantat, kundenspezifischen Kontaktlinsen, IOLs mit oder ohne Kunstlinse, Lesebrillen oder modischen Sonnenbrillen, einem Mikroskop, einem LASIK-System, einem Netzhaut-Scanner etc. Dabei ist es wichtig, diese Systeme nach dem Import noch anpassen und als binäre Systemdateien speichern zu können, so dass sie sich leicht in andere optische Systeme integrieren lassen. Die Vorteile der binären Systemdatei sind ihre erhöhte Verarbeitungsgeschwindigkeit beim Ray-Tracing und die Code-Kompression. Auch extrem komplexe Augenmodelle lassen sich so sehr schnell bearbeiten, selbst wenn weitere Geräte wie z.B. ein Wellenfrontsensor anwesend sind (**Bild 8**).

4 Zusammenfassung

Hochentwickelte Simulationswerkzeuge für das menschliche Auge ermöglichen individuell erstellte personalisierte Augenmodelle. Damit unterstützen sie das Design ophthalmologischer Optiken und Geräte, die Simulation von Erkrankungen sowie von chirurgisch hervorgerufenen Abweichungen oder die Untersuchung wissenschaftlicher Fragestellungen in der Augenheilkunde, um nur ein paar Beispiele zu nennen. Hiervon können sowohl Augenoptiker und Augenärzte als auch Lehrkräfte und Optikentwickler profitieren.

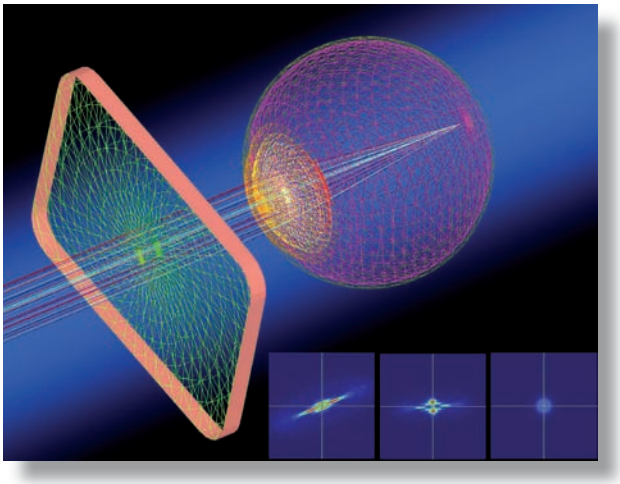


Bild 4:
Aberriertes Auge mit optimierter brillenoptischer Korrektur. Die Details unten rechts zeigen PSFs der Netzhaut-Bilder beim aberrierten, korrigierten und normalsichtigen Auge

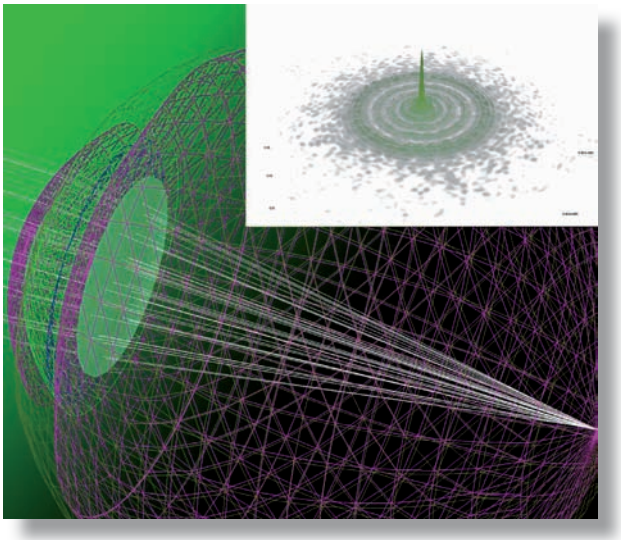


Bild 5:
Modell eines Auges mit eingebetteter Intraokularlinse (IOL). Dazu wurde eine diffraktive IOL aus einer CAD-Datei importiert und im Augenmodell optimiert. Das Detailbild zeigt die PSF des Beugungsbildes auf der Netzhaut bei einer Pupille mit 8 mm Durchmesser

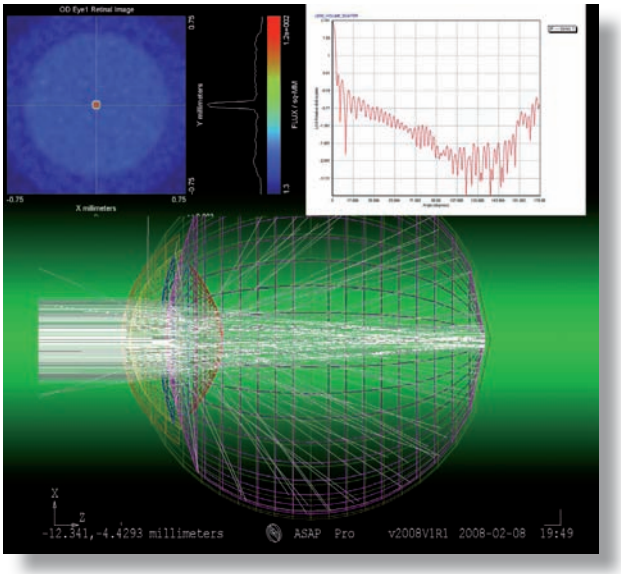


Bild 6:
Augenmodell unter Berücksichtigung von Volumenstreuung, berechnet mittels Rayleigh-Mie-Streuung. Oben links die durch Partikel-Streueffekte verschleierte PSF, oben rechts die relative Vorwärts- und Rückstreuung, logarithmisch über dem Winkel aufgetragen

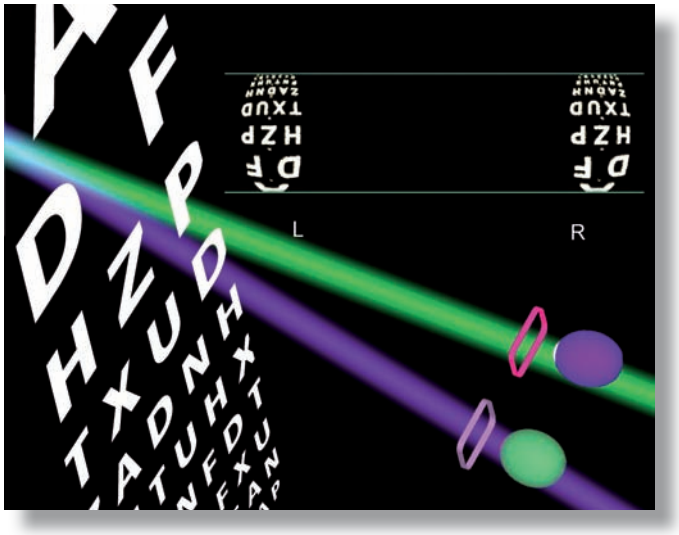


Bild 7: Simulation des beidäugigen Stereosehens. Zwischen den grünen Linien sind das linke und rechte Netzhautbild dargestellt, so, wie es die beiden Augen beim Betrachten des Testbildes erzeugen – kopfüber, entsprechend der Abbildung im Auge. Wenn man diese beiden (gedruckten) Bilder betrachtet und in Deckung bringen kann, lässt sich der räumliche Eindruck einer Krümmung wahrnehmen. Diese entspricht der Netzhautkrümmung. Ein derartiges Augenmodell kann anhand dreidimensionaler Objekte räumliches Sehen repräsentieren

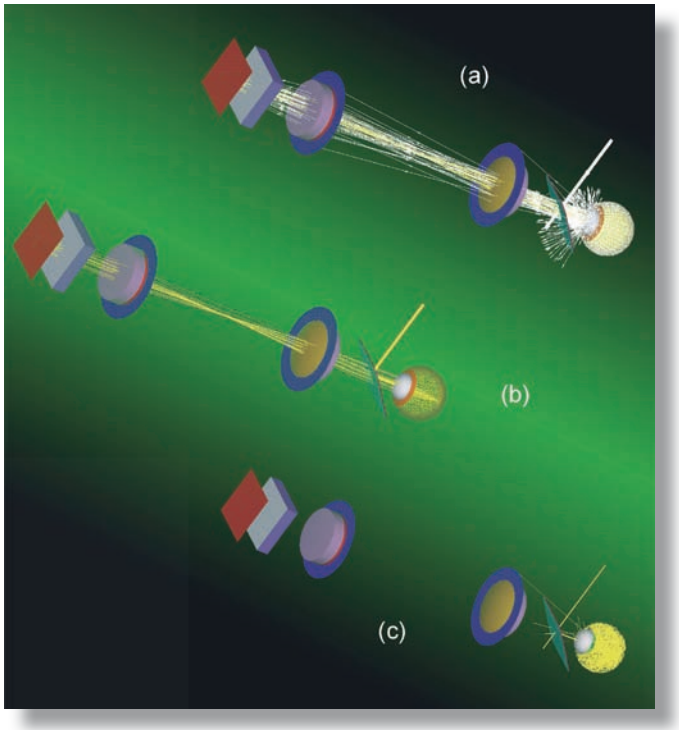


Bild 8: Veranschaulichung ausgewählter Strahlengänge des Augenmodels in Verbindung mit dem modellierten optischen System eines Shack-Hartmann-Wellenfrontsensors. (a) Alle Strahlengänge sind gezeigt. (b) Gezeigt sind nur Strahlen, die von der Netzhaut reflektiert oder gestreut werden, und dann durch die Linsen gehen und auf den Detektor treffen. (c) Nur Strahlen, die von der Hornhaut aus vorwärts auf die Netzhaut gestreut werden

Literaturhinweise:

[1] J. Schwiegerling, *Field Guide to Visual and Ophthalmic Optics*, SPIE Field Guides Vol. FG04, Bellingham, Washington, USA, SPIE Press, 2004
[2] K.O. Gilliland, C.D. Freel, S. Johnsen, W.C. Fowler, M.J. Costello, *Distribution, spherical structure and predicted Mie scattering of multilamellar bodies in human age-related nuclear cataracts*, Exp. Eye. Res., 2004, 79(4):563-76
[3] H.T. Kasprzak, *New approximation for the whole profile of the human crystalline lens*, Ophthal. Physiol. Opt., 2000, 20(1):31-43
[4] R.P. Hemenger, *Light scatter in cataractous lenses*, Oph. Phys. Opt., 1990, 10(4):394-6

Kontakt:



Dr. William J. Donnelly III
Senior Optical Engineer
Breault Research Organization
6400 East Grant Road, Suite 350
Tucson, Arizona, USA
Tel. +1/520/721-0500
Fax +1/520/721-9630
wdonnelly@breault.com
www.breault.com



Dr. Bernhard Michel
Simuloptics GmbH
O'Brien Str. 2
D-91126 Schwabach
Tel. 09122/830-300
Fax 09122/830-303
bm@simuloptics.de
www.simuloptics.de

www.photonik.de Webcode **B002**