

**4. Workshop
Automatisierungstechnische
Verfahren für die Medizin vom
26. bis 27. März 2003 in
Karlsruhe**



„Einsatz der Optik-Simulation beim Virtuellen Auge“

H. Guth, A. Hellmann, K.P. Scherer, P. Stiller
Institut für Angewandte Informatik, Forschungszentrum Karlsruhe, Karlsruhe, Deutschland
E-Mail: guth@iai.fzk.de

Copyright: Forschungszentrum Karlsruhe GmbH
Band: AUTOMED 2003 - 4 . Workshop "Automatisierungstechnische Methoden
und Systeme für die Medizin"
Editors: U. Voges, G. Bretthauer
ISSN: 0947-8620
Pages: 56-57

Einsatz der Optik-Simulation beim Virtuellen Auge

H. Guth, A. Hellmann, K.P. Scherer, P. Stiller

Forschungszentrum Karlsruhe, Institut für Angewandte Informatik
Postfach 3640, 76021 Karlsruhe

guth@iai.fzk.de

EINLEITUNG

Im Rahmen einer Industriekooperation wird im Institut für Angewandte Informatik des Forschungszentrums Karlsruhe das System „Virtuelles Auge“ entwickelt. Auf der Basis gekoppelter Biomechanik- und Optik-Simulationen soll mit dem System das postoperative patientenspezifische Gewebeverhalten des menschlichen Auges bei chirurgischen Eingriffen vorher berechnet werden.

In diesem Beitrag sollen die Möglichkeiten der optischen Modellierung und Simulation kurz dargestellt werden.

Grundlage für die Modellierung des virtuellen Auges ist das von A. Gullstrand schon 1909 vorgeschlagene Modell des menschlichen Auges [Gullstrand1909] mit den Komponenten: homogene Cornea, vordere Augenkammer, Irisblende, homogene Linse in vordere und hintere Linsenschale eingebettet, homogener Glaskörper und Netzhaut.

Zur Simulation des Auges werden Verfahren aus der Freistrahloptik eingesetzt.

OPTISCHE ABBILDUNG UND SCHÄRFE

Eine Möglichkeit, die optischen Eigenschaften eines virtuellen Auges zu untersuchen, ist die optische Abbildung eines Objektes auf die Netzhaut. Dabei wird ein von jedem Objektpunkt ausgehendes homozentrisches Strahlenbündel so gebrochen, dass sich die Strahlen wieder zu einem Bündel zusammenfinden und sich idealerweise in einem Bildpunkt treffen, wie in **Abb. 1** dargestellt. Sind die Parameter Objekt-Abstand, Bild-Abstand und Brechkraft des Auges richtig eingestellt, so entsteht auf der Netzhaut ein scharfes Abbild.

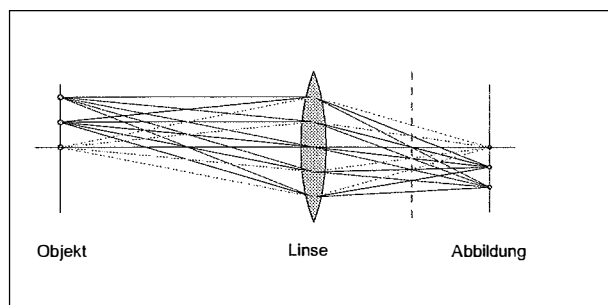


Abb. 1: Schematische Darstellung der optischen Abbildung.

In der Simulation kann eine Reihe von Abbildungen berechnet werden, bei denen der Objektabstand verändert wird. Diese Ergebnisse kann man visuell inspizieren oder mit Bildverarbeitungsmethoden weiter analysieren [Guth1995]. Mit Hilfe eines Filters, der den Kontrast benachbarter Pixel innerhalb eines Bildes ermittelt, kann für jede Abbildung ein Schärfe-Wert berechnet werden. Der Verlauf dieser Werte kann in einer Grafik dargestellt werden.

Damit erhält man ein objektives Maß, mit dem die simulierten Bilder auf der Retina hinsichtlich ihrer Schärfe abhängig vom Objektabstand beurteilt werden können. Insbesondere ist es möglich, den Ort der maximalen Schärfe zu bestimmen.

ABERROSKOPIE

Eine weitere Möglichkeit zur Bestimmung der optischen Eigenschaften des virtuellen Auges könnte neben der optischen Abbildung eines Objektmusters der Einsatz aberroskopischer Methoden sein.

Dabei werden zur Analyse der optischen Eigenschaften des Auges aberroskopische Bilder durch einen speziellen Strahlengang auf der Netzhaut erzeugt. Basierend auf dem von Tscherning schon 1894 publizierten Aberroskop [Tscherning1994] können Bilder simuliert werden, die eine objektive und physiologisch relevante Bewertung des gesamten optischen Apparates Auge zulassen. Unter anderem werden mit diesem Verfahren an der Augenklinik des Klinikums der Technischen Universität Dresden die monochromatischen Aberrationen des menschlichen Auges bestimmt [Mierdel1997], die als Grundlage für LASIK-Operationen dienen. Als ähnliches Verfahren ist die Aberroskopie nach Hartmann-Shack zu nennen [Liang1997].

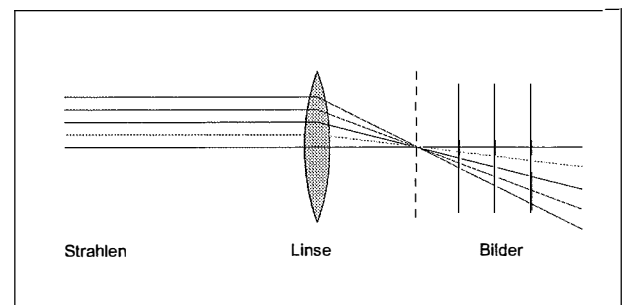


Abb. 2: Schematische Darstellung des aberroskopischen Strahlengangs nach Tscherning.

Wie bei der optischen Abbildung sind auch hier alle refraktiven Komponenten bei der Erstellung eines Bildes auf der Netzhaut beteiligt. Im Gegensatz zur optischen Abbildung, bei der jeweils die gesamte Oberfläche der Komponenten integrierend zur Abbildung eines einzelnen Punktes auf der Netzhaut beiträgt, sind beim Aberroskop nur die vom Strahl berührten Flächenteile der Komponenten am Zustandekommen eines Punktes beteiligt. Die einzelnen achsenparallel ausgesandten Strahlen (Abb. 2) sind in einem quadratischen Raster angeordnet, das von der Dimension und der Strahlanzahl der Apertur des jeweiligen optischen Systems angepasst ist. Die Strahlen erzeugen ein Muster, das auf einer Fläche in beliebiger Entfernung beobachtet werden kann, da keine optische Abbildung stattfindet.

Für das Auge bedeutet dies, dass jeder Strahl entsprechend seiner lokalen Position vom jeweiligen refraktiven Medium gebrochen wird und auf der Retina einen Lichtfleck erzeugt. Das Muster der Lichtpunkte kann analysiert werden und gibt Aufschluss über die optischen Eigenschaften des Auges.

ERGEBNISSE

Auf der Basis der oben beschriebenen Berechnungen wurde ein reales Patientenauges simuliert, für das die Diagnose Keratokonus lautete (spezielle Verkrümmung der Hornhaut). Es wurden die Geometrien der vorderen und hinteren Hornhautflächen vermessen und an diese Daten per Least-Squares-Verfahren die Koeffizienten eines Polynoms 6. Ordnung angepasst.

Die Daten der Hornhautflächen wurden in das Modell des Gullstrandauges integriert und für die Simulation der optischen Abbildung und der Aberroskopie benutzt.

Bei der in Abb. 3 dargestellten Simulation des Abbildungsverhaltens in Abhängigkeit vom Objekt-Abstand sind deutlich die stäbchenförmigen Verzerrungen der abgebildeten Punkte zu sehen, deren Richtungen, ähnlich wie bei Astigmatismus, am Anfang bzw. Ende der Serie vertikal zueinander sind. Im Gegensatz zum Astigmatismus sind jedoch in den Positionen dazwischen Punkte mit Fähnchen in beide Richtungen vorhanden.

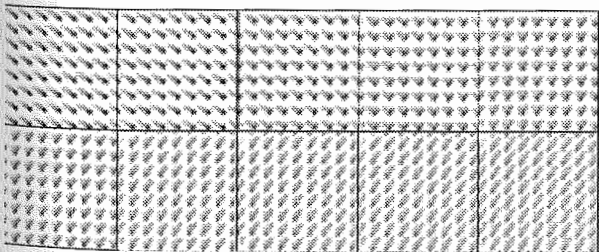


Abb. 3: Simulationsserie der optischen Abbildung bei Änderung des Objektabstandes.

Bei der Simulation der Aberroskopie nach Tscherning, deren Ergebnis in Abb. 4 (linkes Bild) dargestellt wird, ist deutlich die Verschiebung des auf der Retina erzeugten Musters im Vergleich zum rechten

Bild zu erkennen. Als Ursache für die Verschiebung kommt nur die Form der Cornea in Betracht, da die restlichen refraktiv wirksamen Flächen identisch sind. Durch die Auswertung der Abweichung der Punkte von ihrer „Sollposition“ könnten Rückschlüsse auf die Verformung der Cornea gezogen und Parameter für einen refraktiven Eingriff gewonnen werden.

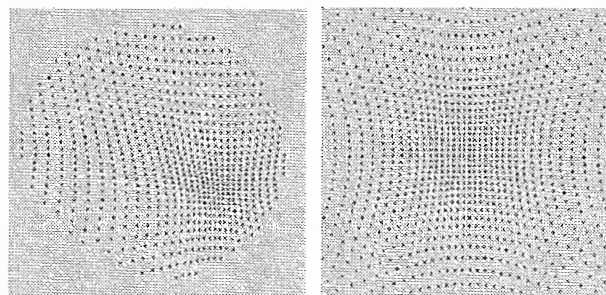


Abb. 4: Simulation der Aberroskopie nach Tscherning. Links ist das Simulationsergebnis mit Patientencornea dargestellt, rechts das Ergebnis für das Gullstrandauge (die kissenförmigen Verzeichnungen sind durch die vereinfachte sphärische Beschreibung aller refraktiven Flächen bedingt).

SCHLUSSFOLGERUNGEN

Wie gezeigt wurde, sind die angewandten Methoden geeignet, das Sehverhalten des menschlichen Auges mit den dargestellten Methoden zu simulieren. Da es auch möglich ist, Ergebnisse aus der Biomechanik-Simulation des Systems „Virtuelles Auge“ als Eingangsgrößen zu benutzen, kann man den Einfluss des Gewebeverhaltens auf die optischen Eigenschaften nach simulierten refraktiven Eingriffen beurteilen.

LITERATURHINWEISE

[Gullstrand1909]

A. Gullstrand „Handbuch der physiologischen Optik“ 3. Aufl. Vol.1, L. Voss, Hamburg Leipzig 1909.

[Guth1995]

H. Guth, A. Hellmann, „Zweidimensionale Vermessung von Mikrostrukturen mit bildanalytischen Methoden“ in Proc. 4. Zwickauer Automatisierungsforum – Automatisierung, Mikrosystemtechnik, Qualitätsmanagement., Zwickau, 1995.

[Liang1997]

J. Liang, D.R. Williams, „Aberrations and retinal image quality of the normal human eye“, *J. Opt. Soc. Am. A* Vol 14 No 11, p 2873, 1997.

[Mierdel1997]

P. Mierdel, H.-E. Krinke, W. Wiegand, M. Kaemerer, T. Seiler, „Messplatz zur Bestimmung der monochromatischen Aberration des menschlichen Auges“, *Der Ophthalmologe* Vol 94, p 441, 1997.

[Tscherning1894]

M. Tscherning, „Die monochromatische Aberration des menschlichen Auges“, *Z. Psychol. Sinne* Vol 6, p 456, 1894.