

Untersuchungen der Wellenfrontaberrationen des Auges mit einem adaptiven Echtzeitphoropter im Vergleich zu einem kommerziellen Aberrometer

H. Babovsky, J. Nagadowska, A. Matusevich, A. Kießling, R. Kowarschik
Institut für Angewandte Optik der Friedrich-Schiller-Universität Jena
mailto:holger.babovsky@uni-jena.de

In diesem Artikel wird der Aufbau eines adaptiven Echtzeitphoropters, sowie die Funktionsweise von Shack-Hartmann-Wellenfrontsensoren erläutert. Um quantitativ vergleichbare Messdaten zu erhalten, werden Messungen am Phoropter und am kommerziellen Wellenfrontsensor durchgeführt und bezüglich der sphäro-zylindrischen Daten miteinander verglichen.

1 Einleitung

Zur Bestimmung von Wellenfrontfehlern des Auges werden klassischerweise so genannte Phoropter eingesetzt, welche die Wellenfront mit Hilfe von sphärischen und zylindrischen Vorsatzlinsen korrigieren, bis der Patient subjektiv den bestmöglichen Seheindruck empfindet. Dem entgegen stehen neuere Systeme, welche mit einem Shack-Hartmann-Sensor (SHS) ausgestattet, die Wellenfronten des Auges objektiv vermessen. Allerdings können diese Systeme dem Patienten keinen Eindruck der Korrektur liefern. Um dieses Problem zu umgehen, werden adaptive Echtzeitphoropter entwickelt, welche sowohl die Wellenfront mit einem SHS vermessen, als auch die benötigte Korrektur mit Hilfe eines adaptiven Spiegels realisieren können. Dies ermöglicht es, die objektiv beste Wellenfrontkorrektur mit dem subjektiven Empfinden des Probanden zu verbinden (s. z. B. [1]). Weiterhin ist es mit solchen Geräten möglich, Aberrationen höherer Ordnung (wie zum Beispiel Koma oder Dreiblatt) zu vermessen und auch zu korrigieren.

Um quantitativ verlässliche Aussagen zu erhalten, werden im folgenden die Messungen am Phoropter mit Messungen an einem kommerziellen Wellenfrontsensor verglichen.

2 Grundlagen

2.1 Shack-Hartmann-Wellenfrontsensor

Der SHS besteht aus einem Mikrolinsenarray, welches auf einer CCD-Kamera angebracht ist. Der Abstand der Mikrolinsen zur CCD ist dabei durch die Brennweite f der Linsen, wie in Abb. 1 dargestellt, gegeben. Fällt eine ebene Wellenfront auf das Array, so stimmen die Positionen der Foki auf der CCD mit den kalibrierten Grundpositionen überein. Ist nun aber die Wellenfront nicht eben, so verschieben sich die Spots auf der Kamera. Dies lässt sich näherungsweise durch

$$\Delta d \approx f \cdot \sin \alpha$$

beschreiben. Δd ist dabei die Verschiebung des Spots aus der Idealposition heraus (s. Abb. 1), während α den Winkel zur optischen Achse darstellt. Die daraus berechneten Werte beschreiben dabei allerdings nur die erste Ableitung der Wellenfront, so dass anschließend noch eine Integration durchgeführt werden muss.

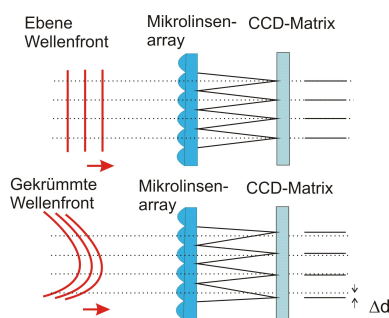


Abbildung 1 Funktionsweise eines Shack-Hartmann-Detektors

2.2 Aufbau des adaptiven Echtzeitphoropters

Da der Aufbau des Systems bereits ausführlich in [2] beschrieben wurde, wird an dieser Stelle nur noch einmal kurz darauf eingegangen. Mit Hilfe einer IR-Laserdiode mit einer Wellenlänge von 835 nm wird auf der Netzhaut des Auges ein möglichst kleiner Spot erzeugt. Das von diesem Punkt ausgehende Streulicht kann als Sekundärlichtquelle betrachtet werden. Nach Durchlauf des Auges weist die Wellenfront die vom gesamten Auge erzeugten Aberrationen auf. Anschließend wird es mit Hilfe eines teleskopischen Systems auf einen adaptiven magnetischen Spiegel (s. [3]) abgebildet, welcher somit in einer konjugierten Ebene zur Pupille des Auges liegt. Eine zweite Abbildung sorgt dafür, dass auch der genutzte SHS in einer solchen Ebene liegt. Die gemessenen Aberrationen werden anschließend in einem closed-loop Prozess korrigiert. Das subjektive Empfinden des Probanden wird mit Hilfe eines eingekoppelten Sehtestzeichens bestimmt.

Der verwendete SHS trägt die Bezeichnung HASO

32 und stammt von der Firma imagine eyes. Er besitzt 32×32 auswertbare Mikrolinsen und arbeitet mit einer Frequenz von bis zu 30 Hz.

2.3 WASCA Analyzer

Als Vergleichsmessgerät wird der WASCA Analyzer der Firma Carl-Zeiss-Meditec verwendet. Auch er basiert auf einem SHS, jedoch mit 1452 Mikrolinsen. Die verwendete Strahlungsquelle ist eine Superluminiszenzdiode bei 850 nm und die typische Messzeit beträgt 8 ms.

3 Messungen und Ergebnisse

3.1 Vergleich der sphärischen Aberration

In diesem Versuch wurden vor ein Kunstauge Linsen mit sphärischen Aberrationen unterschiedlicher Stärke angebracht und mit beiden Systemen vermessen. Anschließend wurden diese Werte in einem Diagramm kombiniert, welches die Abhängigkeit der WASCA-Messungen von denen der HASO zeigt (s. Abb. 2). $Z(2,0)$ steht dabei für den entsprechenden Zernikekoeffizienten.

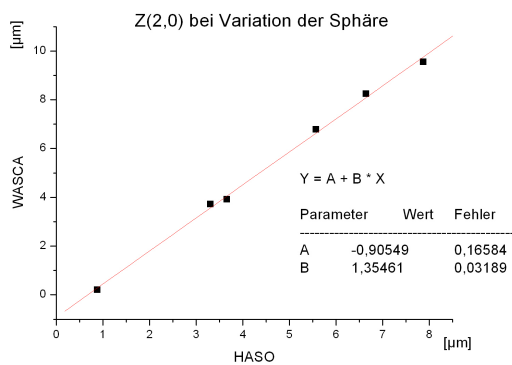


Abbildung 2 Vergleich der Messwerte des Phoropecters mit denen der WASCA bei Variation der sphärischen Aberration

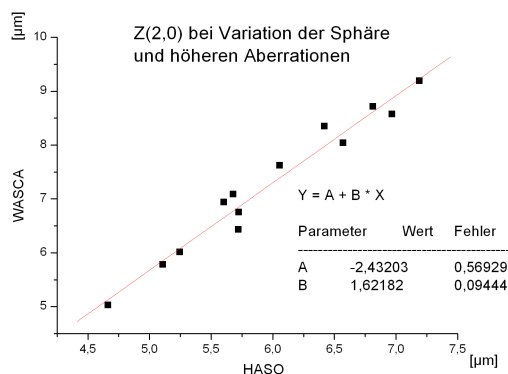


Abbildung 3 Vergleich der Messwerte des Phoropecters mit denen der WASCA bei Variation der sphärischen Aberration bei Vorhandensein höherer Aberrationen

Des Weiteren wurde eine Messreihe durchgeführt, bei der zusätzlich zu den sphärischen Linsen in jeder Messung eine Kunststofflinse mit höheren Aberrationen (HOA) angebracht wurde. Die Ergebnisse sind in Abb. 3 dargestellt.

3.2 Vergleich der Astigmatismen

In dieser Messreihe wurde an Stelle der sphärischen eine Zylinderlinse verwendet und gedreht. Dadurch konnten sowohl für den 0° als auch für den 45° Astigmatismus eine Vielzahl unterschiedlicher Werte erzeugt werden, welche für 0° Abb. 4 entnommen werden können. Weiterhin ist der Verlauf für 45° dem gezeigten ähnlich.

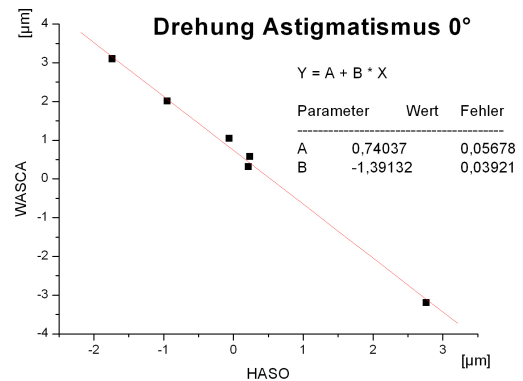


Abbildung 4 Vergleich der Messwerte des Phoropecters mit denen der WASCA bei Variation des 0° Astigmatismus

Zusammenfassend ist für alle durchgeführten Messungen ein linearer Zusammenhang zwischen den Werten beider Messgeräte ersichtlich. Außerdem zeigte sich eine erhöhte Unsicherheit der Messung bei vorhandenen HOA's.

Das Vorhaben wird mit Mitteln des Bundesministeriums für Bildung und Forschung unter dem Förderkennzeichen 01EZ0608 gefördert.

Literatur

- [1] Porter et al., "Adaptive Optics for Vision Science. Principles, Practices, Design and Applications," Wiley 2006.
- [2] H. Babovsky et al., "Korrektur der Abbildungsfehler des Auges in Echtzeit mit einem adaptiven, magnetisch gesteuerten Spiegel," Proc. DGaO, p. B25 (2007).
- [3] Fernandez et al., "Adaptive optics with a magnetic deformable mirror: applications in the human eye," in Optics Express, 14(20), 8900–8917 (2006).