

# Diagnostik vor Kataraktoperation bei Implantation torischer Linsen

## Teil 3: Fehlerquellen, erreichbare Genauigkeit

Peter Hoffmann  
Castrop-Rauxel

### Messfehler

Alle Eingangsdaten, die wir zur Berechnung einer Intraokularlinse verwenden, sind fehlerbehaftet. Es ist wichtig, das Zustandekommen und die Größenordnung dieser Fehler zu kennen.

#### Achsenlänge

Auf die Probleme beim A-Scan-Ultraschall soll an dieser Stelle nicht mehr eingegangen werden, hierzu gibt es reichlich Literatur. Stellvertretend werden hier zwei Bücher aus den 1980er und 1990er Jahren genannt [10, 11].

#### Anomale optische Medien

Optische Biometrie benötigt, wie man sich unschwer vorstellen kann, optische Medien, die eine gewisse Mindesttransmission zulassen. Ein Auge mit völlig undurchsichtiger Katarakt kann nicht optisch gemessen werden. Glücklicherweise ist dieser Fall nicht mehr sehr häufig.

Ein echtes Problem sind hintere Schalentrübungen, die im Bereich des optischen Knotenpunktes des Auges liegen. Beim IOLMaster V5 und 500 wird durch Summation und Rauschunterdrückung auch in diesen Fällen oft noch ein brauchbares Ergebnis erzielt.

Weichen Teile des optischen Pfades vom Modell ab (z.B. Aphakie, Pseudophakie, Silikon-Öl im Glaskörperaum – hier haben Teilstrecken einen anderen Brechungsindex), müssen die Messwerte kompensiert werden. Dies geschieht sowohl beim IOLMaster als auch beim Lenstar durch geräteinterne Umrechnung. Die korrigierten Werte sind sicherlich im Durchschnitt richtig. Bei dem mit Silikonöl gefüllten Auge zum Beispiel sind aber leider einige Variablen nicht bekannt. Die optische Dichte des Silikonöls kann variieren, und bei langen oder kurzen Augen ist die relative Länge des optischen Pfades im Silikonöl größer oder kleiner, was durch einen pauschalen Zu- oder Abschlag nicht vollständig kompensiert werden kann.

Gleiches gilt in geringerem Maße auch für pseudophake Augen, bei denen Dicke und Brechungsindex der IOL stark variieren können.

#### Signal-Rausch-Abstand

Im Messprotokoll der Biometer wird der Signal-Rausch-Abstand (engl.: signal to noise ratio = SNR) angegeben. Dieser ist ein Maß für die Güte des Signals und besagt, wie weit sich dieses über das Grundrauschen erhebt. Ein SNR von 2 ist extrem niedrig und die Messkurve sollte dann sorgfältig angeschaut werden, ob keine „Geistermessung“ vorliegt. Mit älteren IOLMaster-Versionen (vor 2008) war ein SNR von 40 als sehr gut zu bezeichnen, die neueren Versionen mit Summation erreichen Werte bis 400.

Der SNR-Wert ist insgesamt wichtig für die Beurteilung von Güte und Zuverlässigkeit der Messung und sollte bei der Befundung der optischen Biometrie, die ja zumeist an MTA oder Arzthelferinnen delegiert wird, beachtet werden.

#### Benutzerfehler

Die aktuellen optischen Biometer zeigen in den meisten Studien eine gute Benutzerunabhängigkeit. Dennoch sind sie nicht vor Fehlbedienungen gefeit. Dies fängt mit unterlassener Kalibrierung an, die in den vorgeschriebenen Abständen konsequent durchgeführt werden sollte.

Bei der Achsenlängenmessung sind Zentrierung und Fixation des Patienten wichtig und sollten, auch wenn in der Alltagsroutine die Zeit knapp ist, mit Ruhe und Geduld angegangen werden. In Fällen eines sehr schlechten (d. h.: sehr niedrigen) Signal-/Rauschabstandes kann unter Umständen ein falscher Peak ausgewertet werden. Dies muss geprüft und ggf. manuell geändert werden. Wenn eine Standardabweichung des Messwertes angegeben wird, sollte man diese auch beachten; es sollten nicht mehr als einige 1/100 mm sein.

Beim Lenstar sind bei der Zentrierung während laufender Messung ein „ruhiges Händchen“ und ein wenig Übung gefragt.

### Hornhautradien

Die Hornhautradien tragen nicht im gleichen Maße wie die Achsenlänge zum Vorhersagefehler bei, sind aber dennoch eine wichtige Fehlerquelle. Dies gilt insbesondere für torische Linsen, weil die Bestimmung des IOL-Zylinders ja von der gemessenen Radiendifferenz abhängt.

### Benetzung

Eine wesentliche Störquelle bei der Radienmessung und erst recht bei der Topographie sind Benetzungsstörungen. Die Geräte messen ja in Wirklichkeit nicht die Hornhautoberfläche, sondern die Tränenfilmoberfläche. Ist die Benetzung gestört, resultieren zwangsläufig Messfehler. Diese können sich insbesondere auf die Radiendifferenz auswirken, was zu Fehlrechnungen torischer Linsen oder im Extremfall zur Diagnose eines nicht vorhandenen Astigmatismus führen kann.

### Zentrierung/Fixation

Dezentrierung und mangelnde Fixation sind ebenfalls häufige Fehlerquellen. Die Fixation des Patienten sollte ständig überprüft werden. Im Zweifel die Messung wiederholen. Zentrierungsfehler machen sich beim Astigmatismus besonders stark bemerkbar. Neuere Geräteentwicklungen wie z.B. der Nidek AL-Scan können vollautomatisch zentrieren und fokussieren, was die Untersucherunabhängigkeit der Messung verbessert.

---

## Modellfehler

---

### Hornhautbrechungsindex

Keratometer messen bekanntermaßen keine Brechkraft (dpt), sondern lokale Radien (mm). Diese Radien werden zum Zwecke der Linsenberechnung in Brechkraft umgerechnet. Da die Hornhaut eine konvex-konkave dicke Linse darstellt, ist der zusammengesetzte Brechungsindex, der die Hornhaut als unendlich dünne Linse repräsentiert, zwangsläufig deutlich verschieden vom echten Brechungsindex des Materials. Die am häufigsten verwendeten Indizes sind 1,3375 (USA) sowie 1,332 (Zeiss).

In die klassischen IOL-Formeln finden diese Indizes ebenfalls Eingang. Durch neuere Modelle der Hornhaut [8] weiß man jedoch, dass diese Indizes zu hoch angesetzt sind. Hieraus resultieren systematische Fehler (Unterschätzung der benötigten IOL-Brechkraft), welche in den Formeln über die „effektive Linsenposition“ ausgeglichen werden. Diese Kompensation funktioniert bei sehr schwachen IOL-Brechkräften nicht mehr

vollständig, was der Hauptgrund für die Abweichungen in Richtung Hyperopie bei sehr langen Augen ist.

Der Astigmatismus wird durch den Index-Fehler ebenfalls etwas zu hoch berechnet (3,1%).

### Zusammengesetzter Brechungsindex des Auges

Die verschiedenen Gewebe des Auges entlang des optischen Pfades haben unterschiedliche Brechungsindizes. Der IOLMaster verwendet einen Durchschnittswert für das gesamte Auge und macht bei Silikonöl-Füllung, Aphakie, Pseudophakie u.s.w. pauschale Zu- oder Abschläge [4].

Bei Augen, in denen beispielsweise das Verhältnis Glaskörpertiefe und Linsendicke stark vom Modell abweicht (pathologische Myopie oder Nanophthalmus), können hieraus ebenfalls Fehler resultieren.

Beim Lenstar sind für die verschiedenen Teilstrecken spezifische Indizes hinterlegt, die jedoch nicht publiziert sind. Voraussetzung ist natürlich, dass alle Teilstreckenbegrenzungen auch korrekt erfasst wurden.

---

## Position und Zentrierung der IOL

---

Die axiale und transversale Position der Linse ist ebenfalls eine wichtige Fehlerquelle. Sitzt die Linse tiefer als in der Modellannahme, resultiert eine Abweichung in Richtung Hyperopie, bei flacherem Linsensitz umgekehrt. Bei einem durchschnittlich langen Auge (23,45 mm) entspricht 1 mm Veränderung der Linsenposition zirka 1,5 dpt, bei einem 20,0 mm Auge dagegen > 2,5 dpt, bei einem 30,0 mm Auge aber < 0,3 dpt. Die möglichst gute Vorhersage der Linsenposition durch die IOL-Formel bzw. die verwendete Berechnungssoftware hat das größte Potential zur Verbesserung der IOL-Berechnung.

Auch die transversale Position (Dezentrierung) spielt eine – oft unterschätzte – Rolle. Je stärker asphärisch eine IOL geformt ist, desto stärker wird der Effekt der Dezentrierung sein. Dieser besteht in leichter Hyperopisierung sowie irregulärem Astigmatismus (Coma). Die mit dem Femtosekundenlaser geschchnittene Kapsulotomie hat hier möglicherweise Potential zur Verbesserung, weil Zentrierung, Form, Größe und Überlappung besser steuerbar sind.

Der Vollständigkeit halber sei auch die Verkippung (tilt) der Linse erwähnt. Typische Verkippungswinkel z.B. bei der einseitigen Tecnis-Linse liegen bei 3–5° (eigene Messungen mit dem Purkinjmeter nach Schaeffel). Winkel in dieser Größenordnung haben nur geringe Auswirkungen auf die optische Qualität.

## Qualität der postoperativen Refraktion

---

Die subjektive Refraktion hat nur eine endliche Genauigkeit und liefert durch die Stufung in 0,25 dpt Schritte für Sphäre und Zylinder auch keine stetigen Werte, sondern diskrete. Bei der Untersuchung der Biometrie-Genauigkeit gibt es daher Grenzen, die durch den Messfehler der Refraktion bedingt sind. Der Gesamtfehler der IOL-Berechnung kann logischerweise nicht besser sein als die Messgenauigkeit der Refraktionsbestimmung. Umso erstaunlicher sind manche auf Kongressen vorgetragene Ergebnisse, die Standardabweichungen des IOL-Berechnungsfehlers von 0,25 dpt und kleiner angeben. Es gibt nur wenige Studien zu diesem sehr wichtigen Punkt. Wir haben in einer eigenen Untersuchung 80 Patienten, die in unserer Praxis 1 Monat nach Kataraktoperation eine Brille angemessen bekamen, von einem externen Optiker ohne Kenntnis der ersten Refraktion nachmessen lassen und fanden eine Standardabweichung des sphärischen Äquivalents von 0,28 dpt und eine mittlere absolute Differenz von 0,16 dpt. Bullimore fand eine etwas bessere Genauigkeit [2], Leinonen [7] eine etwas schlechtere. Die Genauigkeit der Refraktion beim Pseudophaken steigt bei aberrationskorrigierenden Linsen deutlich an. Erstens fällt der Einfluss der Pupillenweite weitgehend weg und zweitens kann der Patient aufgrund der besser punktförmigen Abbildung (kaum Pseudoakkommodation) genauere Angaben machen.

## Pupillenweite

---

Aufgrund von Aberrationen höherer Ordnung – vor allem sphärischer Aberration und Coma – variiert die Refraktion mit der Pupillenweite. In den meisten Fällen wird sich das sphärische Äquivalent mit größerer Pupillenweite in Richtung Myopie verändern („Nachtmyopie“). Daher ist die Pupillenweite eine weitere Variable, die oft genug nicht beachtet wird. Mit aberrationskorrigierenden Linsen wird der Einfluss minimiert.

## Hornhautrückfläche und Asphärität

---

Die Hornhautrückfläche hat ebenfalls einen Einfluss auf das Gesamtsystem. In den herkömmlichen Formeln, welche die Hornhaut als unendlich dünne Linse annehmen, wird das nicht berücksichtigt. Gleiches gilt für die Asphärität der Hornhaut; Asphären gibt es in der Gauß'schen Optik nicht.

Bei den meisten Augen wirken sich Rückfläche und Asphärität nicht sehr stark aus ( $< 0,1$  dpt). Wir konnten in zwei

prospektiven Untersuchungen zeigen, dass die Berechnung torischer Linsen durch die Rückflächendaten verbessert wird, jedoch auch die Bedeutung der Messfehler zunimmt. Insbesondere bei der Korrektur kleinerer Zylinder z.B. bei Multifokallinsen ist die Kenntnis der Rückfläche besonders wichtig. Eine große Bedeutung bekommen Rückflächenradien und Asphärität aber bei nicht normalen Hornhäuten. Das klassische Beispiel ist der Zustand nach LASIK oder anderen hornhautchirurgischen Myopie-Korrekturen. Hier ist sowohl der Verhältnis Vorder- zu Rückflächenradien abnorm als auch die oblate Asphäre. Beides würde zu hyperopen Abweichungen führen. Sind die entscheidenden Parameter bekannt, kann durch Raytracing die IOL aber genauso sicher berechnet werden wie am nicht-voroperierten Auge.

## Erreichbare Genauigkeit

---

Wie genau kann man eine Linse berechnen? Diese Frage ist in Zeiten von Premium-Linsen, Zuzahlungen und sehr hohen Ansprüchen deshalb so wichtig, weil der Arzt wissen muss, was er dem Patienten versprechen kann.

Mit konventioneller Technik, d.h. optische Biometrie, klassische IOL-Formeln, Phakoemulsifikation mit Schnittbreiten 2,75 bis 3,0 mm, nicht-aberrationskorrigierende IOL kommen wir auf mittlere Absolutfehler von 0,41 bis 0,44 dpt sowie 90 – 94 % aller Augen innerhalb 1,0 dpt um die Zielrefraktion [1, 3, 5, 9].

Werden alle Register gezogen, welche die Technik zur Zeit hergibt, d. h. optische Biometrie inklusive Linsendickendaten, Raytracing, aberrationsneutrale Mikroinzision mit asphärisch-aberrationskorrigierender Linse, sinkt der mittlere Absolutfehler auf 0,27 dpt und 99% aller Augen sind innerhalb 1,0 dpt um die Zielrefraktion [6]. Wir dringen hier in Dimensionen vor, in denen auch die Fertigungstoleranz bzw. die Etikettierung der IOL eine spürbare Rolle spielt.

Bei sehr kurzen Augen ist mit allen Berechnungsverfahren die Streuung etwas höher, weil sich hier zum einen Abweichungen der IOL-Position viel stärker bemerkbar machen und zum anderen auch die erlaubte Fertigungstoleranz der Linsen erheblich größer ist.

Bei sehr langen Augen kann mit geeigneter Berechnungsmethodik eine Genauigkeit erzielt werden wie bei normalen Augen.

*Die Beitragsserie wird fortgesetzt mit Teil 4: „Torische IOL als Sonderfall“.*

### Literatur – Teil 3

---

1. *Aristodemou P, Knox Cartwright NE, Sparrow JM, Johnston RL (2011)* Formula choice: Hoffer Q, Holladay 1, or SRK/T and refractive outcomes in 8108 eyes after cataract surgery with biometry by partial coherence interferometry. *J Cataract Refract Surg* 37: 63–71
2. *Bullimore MA, Fusaro RE, Adams CW (1998)* The repeatability of automated and clinician refraction. *Optom Vis Sci* 75: 617–622
3. *Covert DJ, Henry CR, Koenig SB (2010)* Intraocular lens power selection in the second eye of patients undergoing bilateral, sequential cataract extraction. *Ophthalmology* 117: 49–54
4. *Haigis W (2001)* Pseudophakic correction factors for optical biometry. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 239: 589–598
5. *Hoffmann PC (2009)* Ergebnisse und Optimierung der Biometrie bei 3046 Augen. In: 23. Kongreß der DGII (Hrsg: Fabian E, Auffarth GU, Kohnen T) S. 203–214. Biermann, Köln
6. *Hoffmann PC, Wahl J, Preußner P-R (2012)* Currently achievable intraocular lens (IOL) calculation accuracy with raytracing. *J Refract Surg* 38: 1–4
7. *Leinonen J, Laakkonen E, Laatikainen L (2006)* Repeatability (test-retest variability) of refractive error measurement in clinical settings. *Acta Ophthalmol Scand* 84: 532–536
8. *Liou HL, Brennan NA (1997)* Anatomically accurate, finite model eye for optical modeling. *J Opt Soc Am A Opt Image Sci Vis* 14: 1684–1695
9. *Olsen T (2007)* Improved accuracy of intraocular lens power calculation with the Zeiss IOLMaster. *Acta Ophthalmol Scand* 85: 84–87
10. *Retzlaff JA, Kraff MC, Sanders DR (1990)* Lens implant power calculation. Thorofare/NJ, Slack Incorporated
11. *Steinert R (1994)* A-scan biometry and intraocular lens power calculation. In: Principles and practice of ophthalmology (Hrsg: Albert DM, Jakobiec FA) Vol 1, S 603–606. Saunders, Philadelphia



Dr. med. Peter Hoffmann  
Dortmunder Straße 39  
44575 Castrop-Rauxel  
E-Mail: ph@augenlinik-castrop-rauxel.de