

Herausforderungen und Lösungsansätze der Biometrie heute

W. Haigis

Zusammenfassung

Mit den heute verfügbaren Techniken lassen sich auch für Problemaugen anspruchsvolle refraktive Ergebnisse erzielen, die nahezu denselben Qualitätskriterien genügen, wie sie für normale Augen gefordert werden.

Summary

With the technology of today it is possible even for problem eyes to obtain ambitious refractive results conforming nearly to the same quality criteria which are postulated for normal eyes.

Einleitung

Die letzten Jahre haben zunehmende Anforderungen an die Präzision der Berechnung intraokularer Linsen (IOL) mit sich gebracht. Torische, multifokale, asphärische, phake und akkommodative Linsen, refraktiver Linsentausch und vorangegangene refraktive Chirurgie stellen erhöhte Ansprüche nicht nur an die Operationstechniken, sondern im selben Maße an klinische Messmethoden und Berechnungsverfahren, die so von wesentlicher Bedeutung für das refraktive Ergebnis werden.

Im Folgenden soll versucht werden, den aktuellen Stand von Biometrie und IOL-Berechnung bei Normal- und Problemaugen unter Berücksichtigung neuer Lösungsansätze zu beschreiben.

Messverfahren zur Bestimmung okularer Größen

Messung von okularen Distanzen

Bei den Messmethoden setzen sich vermehrt optische Verfahren durch. Wurde ein halbes Jahrhundert lang Ultraschall zur okulären Längenmessung verwendet, so hat in den letzten Jahren zunehmend die Laserinterferenzbiometrie an Bedeutung gewonnen. Abbildung 1 zeigt einen Überblick über den Wandel im Einsatz der verschiedenen Biometrieverfahren durch Mitglieder der American Society for Cataract and Refractive Surgery (ASCRS) in den Jahren 1998 bis 2009. Die lange mit 95 % absolut dominierende Kontaktultraschallbiometrie ging danach bis 2009 auf unter 10 % zurück, während die optische Biometrie auf 80 % anstieg. Die Ultraschall-immersionsbiometrie erlebte eine Renaissance und erreichte 2005 fast 20 %, um in den Folgejahren wieder leicht auf unter 15 % abzufallen.

Die Methode der Wahl ist heute die optische Biometrie. Der Zeiss IOLMaster, im Herbst 1999 klinisch verfügbar geworden, hat sich dabei zum De-facto-Industrie-

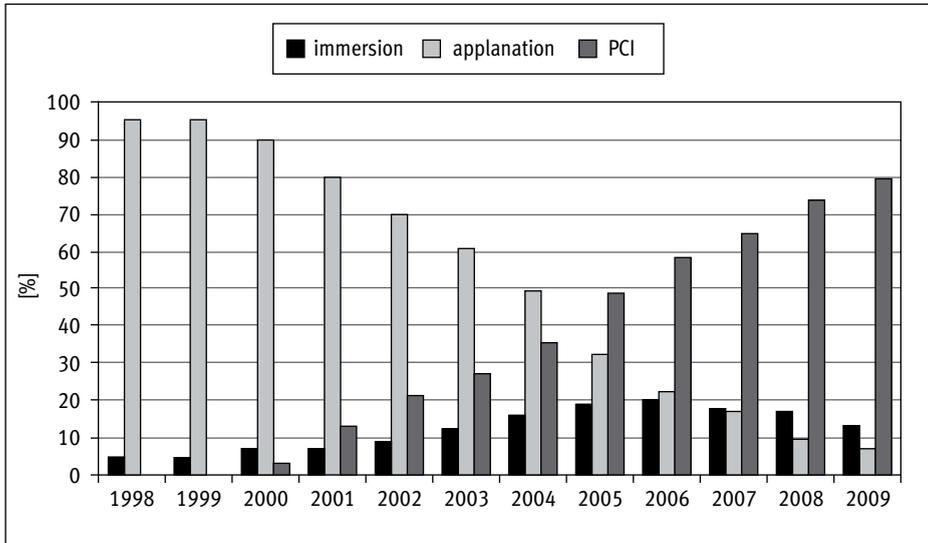


Abb. 1: Einsatz verschiedener Biometrietekniken in den USA. immersion: Immersionsultraschall; applanation: Kontaktultraschall; PCI: optische Biometrie (IOLMaster). Daten für 1998 bis 2003: [1], Daten für 2004: [2], Daten für 2005: [3], Daten für 2006 bis 2009: [4]

standard entwickelt. Im Sprachgebrauch wurden Messverfahren (optische Biometrie) und Gerätenamen (IOLMaster) fast synonym verwendet, bis mit dem Lenstar LS 900 von Haag-Streit (baugleich mit dem Biograph von Wavelight) ein Wettbewerber erschien. Dieses Gerät unterscheidet sich zwar im Aufbau vom Zweistrahlprinzip des Zeiss IOLMaster, beruht aber ebenso auf der Verwendung von kurzkohärentem Licht. Etwas schwieriger zu justieren und mit größerem Zeitaufwand als bei seinem Vorbild, erlaubt der Lenstar LS 900 Messungen der okulären Teilstrecken, wie von der Ultraschallechometrie gewohnt.

In der Literatur finden sich eine Reihe von Studien (z. B. [5]), in denen IOLMaster und Lenstar verglichen wurden. Übereinstimmend zeigten dabei die Achslängenmessungen mit beiden Geräten praktisch keinen Unterschied, wohl aber fanden sich signifikante Unterschiede bei den Messungen der Vorderkammertiefe und teilweise auch bei den keratometrischen Messwerten. Ähnliche Beobachtungen machten wir in unserem Labor.

Während das Zeiss-Gerät mit dem IOLMaster 500 nunmehr in der dritten Generation vorliegt, erschien vor Kurzem mit dem Tomey OA 1000 ein weiteres Gerät des Wettbewerbs. Mit ihm sind Messungen von Achslänge, Vorderkammer und Hornhautdicke möglich. Erste Erfahrungen in unserem Labor deuten daraufhin, dass auch die Achslängenmesswerte dieses optischen Biometers direkt mit dem Zeiss IOLMaster vergleichbar sind, nicht aber die gemessenen Vorderkammertiefen.

Eine Übersicht über die momentan verfügbaren Laserinterferenzbiometrieeräte gibt die Tabelle 1.

	Zeiss IOLMaster	Zeiss ACMaster	Haag-Streit Lenstar LS 900	Tomey OA 1000
Hornhautradien	x		x	
Achslänge	x		x	x
Vorderkammer	x	x	x	x
Linsendicke		x	x	
Hornhautdicke		x	x	x
Netzhautdicke	(x)		x	
weiß-zu-weiß	x	x	x	
Pupillometrie		x	x	
Sehachse	x	x		

Tab. 1: Aktuelle optische Biometrieeräte nach dem Laserinterferenzprinzip mit kurzkohärentem Licht

Bestimmung der Hornhautbrechkraft

Klassisch werden zur Bestimmung der Hornhautbrechkraft Keratometer (Ophthalmometer) in der manuellen oder automatischen Betriebsart oder Hornhauttopographiesysteme eingesetzt. Es gibt kein Gerät, das direkt die Brechkraft messen könnte. Stattdessen wird die Krümmung der vorderen Hornhautfläche bzw. deren Radius bestimmt und über den Keratometerindex in einen Brechwert umgerechnet. Keratometerindices basieren auf Modellvorstellungen zur Geometrie der Hornhaut, insbesondere was den Zusammenhang zwischen Vorder- und Hinterradius angeht. Sie sind von Hersteller zu Hersteller verschieden: So geht etwa Zeiss von einem Wert von 1.332 aus, während in den USA 1.3375 verbreitet ist. Bei konstantem Krümmungsradius entspricht dies einem Brechkraftunterschied der Hornhaut von ca. 0.8 dpt.

Zum Problem kann der Keratometerindex bei der IOL-Berechnung werden (Abb. 2): Während die Haigis-Formel bei der IOL-Berechnung Hornhautkrümmungsradien in [mm] verlangt und so möglichen Keratometerindexproblemen aus dem Weg geht, erwarten die „amerikanischen“ Formeln „K-readings“ in [dpt]. Dabei wird ein Keratometerindex von 1.3375 unterstellt. Stammen die K-readings indes von einem Keratometer mit der Zeiss-Kalibrierung (1.332), so entsteht an dieser Stelle schon ein systematischer IOL-Berechnungsfehler von knapp 1 dpt.

Während der vordere Hornhautradius einer Messung leicht zugänglich ist, gilt dies nicht für den Hinterradius. Erst moderne optische Verfahren (dynamische Scheimpflug- und Spaltbildverfahren, OCT etc.), die in bildgebenden Systemen für den Vorderabschnitt (Orbscan, Pentacam, Galilei, Sirius, div. OCT-Geräte etc.) verfügbar wurden, machten dies in den letzten Jahren auf bequeme Weise möglich. Diese Instrumente stellen die Konturen von Hornhautvorder- und rückfläche dar und erlauben daraus die Ableitung der entsprechenden anterioren und posterioren apikalen Krümmungsradien. Mit diesen Daten lässt sich dann – z. B. mit entsprechenden

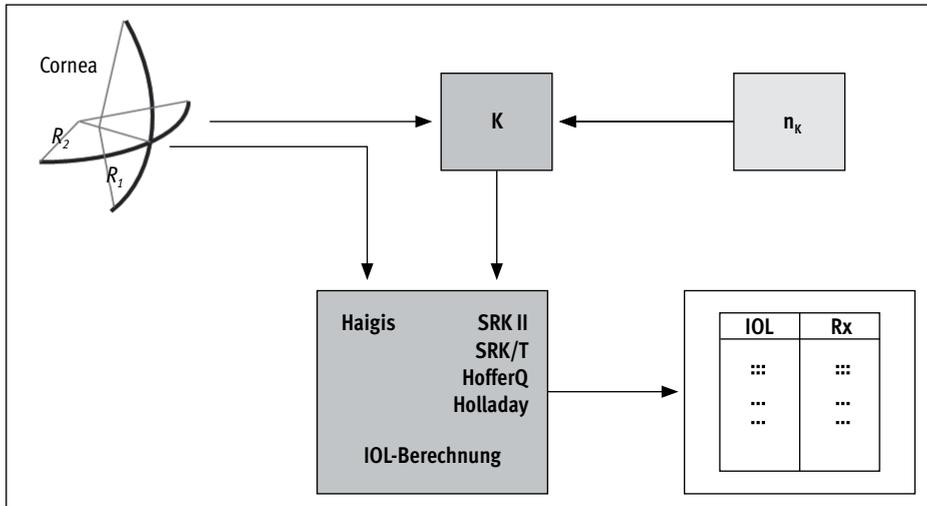


Abb. 2: IOL-Berechnung und Keratometerindex: während die Haigis-Formel bei der IOL-Berechnung Hornhautkrümmungsradien in [mm] verlangt, erwarten die „amerikanischen“ Formeln „K-readings“ in [dpt]. Dabei wird ein Keratometerindex von 1.3375 unterstellt

Formeln der Gauss'schen Optik – die Hornhautbrechkraft bestimmen, ohne dass auf Keratometerindices zurückgegriffen werden muss.

Die Ergebnisse zur Hornhautbrechkraftbestimmung mit diesen neuen Verfahren sind allerdings noch nicht richtig zufriedenstellend: So berichtet Lam [6] für die automatisierte Keratometrie von kleineren mittleren Absolutfehlern nach IOL-Implantation als für die Scheimpflug-Keratometrie. In eigenen Studien fanden wir signifikante Unterschiede bei der Hornhautgesamtbrechkraft nach LASIK zwischen Pentacam-basierten und aus der Refraktionsmethode abgeleiteten Werten [7]. Ebenso beobachteten wir größere absolute Vorhersagefehler nach IOL-Implantation in normalen Augen bei Pentacam- als bei IOLMaster-basierter Keratometrie [8].

Rechenverfahren zur Bestimmung der IOL-Stärke

Zur Bestimmung der notwendigen IOL-Stärke stehen prinzipiell verschiedene Methoden zur Verfügung: empirische, analytische, numerische oder kombinierte Verfahren. Das System Auge + Brille kann mit exaktem „raytracing“ oder in paraxialer Näherung oder mittels Matrizenoptik mit dicken oder dünnen Linsen behandelt werden. Schließlich stehen noch die klassischen analytischen „IOL-Formeln“ in Gauss'scher Optik zur Verfügung.

Tatsächlich werden diese IOL-Formeln in mehr als 98 % für die praktische IOL-Berechnung eingesetzt, wie aus einer Umfrage [9] unter Mitgliedern der American Society for Cataract and Refractive Surgery (ASCRS) im Jahr 2008 hervorgeht. Tabelle 2 zeigt einen Überblick über die unterschiedlichen Variablen, die in die einzelnen IOL-Formeln eingehen.

	Haigis	HofferQ	Holladay-1	Holladay-2	SRK/T	SRK II	Olsen
K	x	x	x	x	x	x	x
AL	x	x	x	x	x	x	x
ACD	x			x			x
LD				x			x
WzW				x			x
Alter				x			
Rxprä				x			

Tab. 2: Unterschiede zwischen klassischen IOL-Formeln: Übersicht über die von den verschiedenen Formeln verarbeiteten Variablen. K: Hornhautbrechkraft, AL: Achslänge, ACD: (phake) Vorderkammertiefe, LD: Linsendicke, WzW: Weiß-zu-weiß-Durchmesser, Rxprä: präoperative Refraktion

Das klassische Verfahren des raytracing spielt für die klinische IOL-Berechnung keine Rolle, zumal in der Literatur (z. B. [10]) immer wieder von vergleichbaren Ergebnissen mit den herkömmlichen Formeln berichtet wird. Für Einzelfälle und in Wissenschaft und Forschung ist raytracing dagegen sicher von Bedeutung.

Problemaugen

Es gibt keine Universalformel für alle Fälle: Phake und pseudophake IOLs erfordern unterschiedliche Ansätze, ebenso kurze, lange und astigmatische Augen oder Augen nach refraktiver Chirurgie.

Astigmatische Augen

Die IOL-Bestimmung für astigmatische Augen lässt sich dadurch durchführen, dass man die Berechnung getrennt für den steilen und den flachen Meridian vornimmt. Ein Problem stellt sich dann bei der Linsenbestellung, da es bislang noch keinen verbindlichen ISO-Standard für die Bezeichnung einer torischen IOL gibt. So werden astigmatische Linsen sowohl in der gewohnten Weise durch Sphäre, Zylinder und Achse charakterisiert als auch durch die Kombination von sphärischem Äquivalent, Zylinder und Achse. Hier empfiehlt es sich, die Berechnungssoftware der Hersteller (online oder offline) in Anspruch zu nehmen, die zumeist über die reine Berechnung hinausgehende Zusatzservices anbietet.

Kurze und lange Augen

Die gängigen IOL-Formeln weisen unterschiedliche Abhängigkeiten ihres Vorhersagefehlers von der Achslänge auf. So haben sich HofferQ, Haigis und Holladay-2 für kurze, Holladay-1, Haigis und Holladay-2 für lange Augen bewährt [11]. Die Verwendung von SRK I wird nicht mehr als *lege artis* angesehen; SRK II sollte man auf keinen Fall bei kurzen Augen einsetzen. Für extrem lange Augen benötigte schwache Plus- oder Minuslinsen sollten durch unterschiedliche Konstanten charakterisiert

sein. Stark brechende Linsen für extrem kurze Augen sind Sonderanfertigungen; die zugehörige IOL-Berechnung wird sinnvollerweise in enger Abstimmung mit dem gewählten IOL-Hersteller vorgenommen.

Phake Augen

Die IOL-Berechnung für phake Augen ist in der Regel weniger kritisch als für aphake Augen. Während letztere zwingend auf eine präzise Achslängenmessung angewiesen ist, wird die Länge des Auges bei der phaken IOL-Berechnung nicht benötigt. Von großer Bedeutung ist hier die exakte Kenntnis der präoperativen Refraktion. Dies ist intuitiv verständlich, denn es soll ja „die Brille in das Auge eingebaut“ werden und hierzu muss sie genau bekannt sein. Hinsichtlich der Berechnung phaker Linsen wird wie bei torischen IOLs auf die Software der Hersteller verwiesen. Diese Programme bieten neben der reinen Berechnung noch eine Reihe von wertvollen Zusatzinformationen, etwa zum Abstand der IOL zum Hornhautendothel etc.

Augen nach refraktiver Chirurgie

Für Augen nach refraktiver Chirurgie gilt in besonderer Weise, dass es nicht eine Formel für alle Augen geben kann. Die Schwierigkeiten der IOL-Berechnung bei diesen Augen lassen sich auf die optische Zone, die verwendeten Messgeräte und die eingesetzten IOL-Formeln zurückführen [12]. Entsprechend sind spezifische Korrekturen für die jeweiligen Einflussfaktoren notwendig. Diese hängen zusätzlich von der Zeit ab, da sich Behandlungsmodalitäten wie auch klinische Messgeräte mit der Zeit ändern. Für die Zukunft ist demnach mit neuen Formeln zu rechnen.

In der Literatur findet man mittlerweile eine Vielzahl von Arbeiten, die sich der Thematik angenommen haben. Eine grobe Einteilung der veröffentlichten Methoden lässt sich anhand der Frage vornehmen, ob zur IOL-Berechnung historische Daten benötigt werden oder ob aktuell durchführbare Messungen ausreichen. Letztere sind zweifellos die klinisch relevanteren, denn oft sind historische Messdaten nicht mehr vorhanden oder es ist kein Zugriff darauf (mehr) möglich.

Was die Anzahl der analysierten klinischen Fälle angeht, scheint unser Labor die größten Zahlen vorweisen zu können. So überblicken wir im Moment 278 Augen [13] nach Kataraktchirurgie, von denen 222 vormals myop und 56 hyperop waren bzw. sich einer entsprechenden refraktiven Laserchirurgie unterzogen haben. Die myopen Augen wurden von 64 Operateuren aus der ganzen Welt mit 35 verschiedenen IOL-Typen versorgt; 15 Operateure behandelten die hyperopen Augen mit 13 verschiedenen IOL-Typen. Biometrie und Keratometrie wurden bei allen Patienten mit dem Zeiss IOLMaster durchgeführt. Zur IOL-Berechnung wurde die im IOLMaster implementierte Haigis-L-Formel [12] verwendet, in den meisten Fällen prospektiv. Die mittleren arithmetischen Vorhersagefehler waren -0.08 ± 0.71 dpt für die myopen und -0.06 ± 0.77 dpt für die hyperopen Augen; die jeweiligen Mediane des Absolutfehlers betragen 0.37 dpt und 0.40 dpt. Die Prozentsätze korrekter Refraktionsvorhersagen innerhalb ± 2 dpt, ± 1 dpt und ± 0.5 dpt bei den myopen Augen lagen bei 98,6 %, 82,9 % und 59,9 %. Bei den hyperopen Augen waren die entsprechenden Werte 96,4 %, 82,1 % und 58,9 %.

Fehlerquellen

Die Genauigkeit der präoperativen Vorhersage der postoperativen Refraktion ist durch systematische und stochastische Fehler begrenzt. Messfehler breiten sich entsprechend der Gauss'schen Fehlerfortpflanzung aus. Ein typischer mittlerer arithmetischer Fehler (ME) bei Verwendung der optischen Biometrie mit personalisierten Konstanten liegt heute bei 0.0 ± 0.5 dpt. Ohne Konstantenoptimierung wird etwa 1.0 ± 0.5 dpt erreicht. Mit diesen Werten lässt sich aus den mathematischen Eigenschaften der Gauss-Funktion leicht der Anteil korrekter Refraktionsvorhersagen innerhalb vorgegebener Grenzen berechnen. So erkennt man in Tabelle 3 deutlich den Gewinn durch die Konstantenoptimierung vor allem für den Prozentsatz kleiner Refraktionsabweichungen: Während die Vorhersagen innerhalb ± 2 dpt fast unberührt bleiben, wird der Anteil korrekter Vorhersagen innerhalb ± 1 dpt durch Optimierung nahezu verdoppelt und der innerhalb ± 0.5 dpt mehr als vervierfacht.

Konstantenoptimierung – wie man sieht – lohnt sich.

	Guter Chirurg, gute Messtechnik, ohne Konstantenoptimierung	Guter Chirurg, gute Messtechnik, mit Konstantenoptimierung
Mittlerer arithmetischer Fehler ME [dpt]	ME = 1.0 ± 0.5	ME = 0.0 ± 0.5
Korrekte Refraktionsvorhersagen innerhalb ± 2.0 dpt [%]	97.73	99.99
Korrekte Refraktionsvorhersagen innerhalb ± 1.0 dpt [%]	50.01	95.45
Korrekte Refraktionsvorhersagen innerhalb ± 0.5 dpt [%]	15.74	68.27

Tab. 3: Typische prozentuale Anteile korrekter Refraktionsvorhersagen bei Verwendung aktueller Messtechnik ohne und mit Optimierung von IOL-Konstanten

Ausblick

Der heute erreichbare mittlere Absolutfehler unter optimierten Bedingungen liegt typisch in der Größenordnung von 0.4 bis 0.5 dpt. Unter besonderen Bedingungen werden in Einzelfällen sogar Werte von 0.25 bis 0.3 dpt berichtet.

Für normale Augen schlugen Gale und Mitarbeiter [14] vor, dass 85 % aller Refraktionsvorhersagen innerhalb von ± 1 dpt, 55 % innerhalb von ± 0.5 dpt der intendierten Refraktion liegen sollten. Ein Vergleich dieses Vorschlags mit unseren Ergebnissen bei Augen nach refraktiver Chirurgie zeigt, dass diese die 55%-Marke für die ± 0.5 -dpt-Gruppe überschreiten und sehr nahe an den geforderten 85 % für die ± 1 -dpt-Gruppe liegen. Die Problemaugen zeigen also fast schon Ergebnisse, wie sie momentan für Normalaugen gefordert werden.

Literatur

1. LEAMING DV: Practice styles and preferences of ASCRS members – 2003 survey. *J Cataract Refract Surg* 2004;30:892–900
2. LEAMING DV: Practice styles and preferences of ASCRS members 2004 survey (via CZM)
3. MORAN JR: Optimized lens constants: influence of diagnostic and surgical technique. Symposium on Cataract, IOL and Refractive Surgery, American Society of Cataract and Refractive Surgery (ASCRS), San Francisco, CA, USA, March 18–22, 2006
4. LEAMING DV: Highlights of the 2008 ASCRS member practice style survey. Symposium on Cataract, IOL and Refractive Surgery, American Society of Cataract and Refractive Surgery (ASCRS), San Francisco, CA, USA, April 05–08, 2009
5. BUCKHURST PJ, WOLFFSON JS, SHA S ET AL.: A new optical low coherence reflectometry device for ocular biometry in cataract patients. *Br J Ophthalmol* 2009;93:949–953
6. LAM S: Comparing conventional automated keratometry with pupil-size based Scheimpflug keratometry in refractive outcomes after cataract surgery in patients with virgin corneas. *J Cataract Refract Surg* 2011 (in print)
7. HAIGIS W, LEGE B: Hornhautbrechwertbestimmung nach LASIK mit der Pentacam. In: Fabian E, Auffarth GU, Kohnen T (Hrsg.): 23. Kongress der DGIL. Köln: Biermann Verlag 2010;197–202
8. HAIGIS W: IOL calculation using the Pentacam. 5th IPC meeting, Roses, Spain, Sept 09–11, 2009
9. LEAMING D: Highlights of the 2008 ASCRS member practice style survey. Poster presented at the Symposium on Cataract, IOL and Refractive Surgery, American Society of Cataract and Refractive Surgery (ASCRS), San Francisco, CA, USA, April 3–8, 2009
10. NORRBY S, LYDAHL E, KORANYI, TAUBE M: Clinical application of the lens haptic plane concept with transformed axial lengths. *J Cataract Refract Surg* 2005;31:1338–1344
11. HAIGIS W: IOL-Kalkulation bei hohen Ametropien. *Ophthalmologie* 2008;105:999–1004
12. HAIGIS W: IOL calculation after refractive surgery for myopia: the Haigis-L formula. *J Cataract Refract Surg* 2008;34(10):1658–1663
13. HAIGIS W: Unveröffentlichte Daten, 2011
14. GALE RP, SALDANA M, JOHNSTON RL ET AL.: Benchmark standards for refractive outcomes after NHS cataract surgery. *Eye* 2009;23(1):149–152