

Optische und geometrische Weglänge in der Laserinterferenzbiometrie

W. Haigis

Zusammenfassung

Eine Erklärung hyperoper refraktiver Abweichungen bei langen Augen ist ohne Not durch optische Unterschiede zwischen Plus- und Minus-IOLs möglich. Refraktionsfehler können auf einfache Weise vermieden werden durch entsprechende Anpassungen der Linsenkonstanten. Die Umrechnung optischer in geometrische Weglängen in optischen Biometriegeräten hat sich bewährt. Es ist nicht nötig, hierzu nachträglich (Achslängen-)Messergebnisse zu verändern oder Neukalibrierungen einzuführen. Tatsächlich stellten sich aktuell vorgeschlagene Umrechnungsalgorithmen als fehlerhaft und/oder physikalisch wenig plausibel dar. So ergab die Analyse Fehler, die in zwei Kategorien fallen können: 1. Fehlinterpretation der IOLMaster-Kalibrierung z. B. durch fälschliche Annahme eines mittleren Brechungsindex oder falsche Deutung von Variablen. 2. Verschiebung der Fehlereinflüsse einer Variablen auf eine andere. Zusätzlich wird verschiedentlich auf Messdaten in Kontakt- anstelle von Immersionsultraschall Bezug genommen.

Summary

An explanation for hyperopic refractive outcomes in long eyes can easily be given on the basis of optical differences between plus and minus IOLs. Refractive errors can quite simply be avoided by adjustments of the respective IOL constants.

The conversion of optical into geometrical path lengths in optical biometry instruments has proved of value. For that purpose it is not necessary to alter (axial length) measurement results retroactively or introduce new calibrations schemes. In fact, currently proposed new conversion algorithms turned out to be erroneous or physically little plausible. That way an analysis yielded errors which could fall into two categories: First, misinterpretation of the IOLMaster calibration e.g. by erroneously assuming a mean group refractive index or falsely interpreting variables. Second, shifting error contributions from one variable to another. In addition, every so often measurement data from contact ultrasound rather than from immersion ultrasound are referenced.

Einleitung

Achslängenmessergebnisse mit optischen Biometriegeräten verschiedener Hersteller unterscheiden sich typischerweise nur um wenige Mikrometer, sodass davon auszugehen ist, dass alle Geräte die gleichen Umrechnungsalgorithmen zwischen optischer und geometrischer Achslänge verwenden, wie sie im Zeiss IOLMaster im-

plementiert [1] sind. Hyperope refraktive Ergebnisse bei langen Augen [2] werden von einigen Autoren mit Fehlern in dieser Umrechnungsfunktion erklärt [3–7], die durch eigene Kalibrierungsalgorithmen vermieden bzw. behoben werden sollen. Inwieweit der IOLMaster bzw. die optischen Biometriegeräte des Wettbewerbs tatsächlich fehlerhaft kalibriert sind, soll im Folgenden untersucht werden.

Material und Methoden

Zur Einschätzung der Relevanz der vorgebrachten Kritik wurden die verschiedenen Umrechnungsfunktionen einer mathematischen Analyse unterzogen, insbesondere bezüglich ihres Einflusses auf die vorausberechnete Refraktion im Rahmen der Berechnung der Intraokularlinsenstärke.

Ergebnisse

Kalibrierung des Zeiss IOLMasters

Die Achslängenkalibrierung des IOLMasters beruht auf dem direkten Vergleich der mit einem Prototyp gemessenen optischen Weglänge mit dem Ergebnis einer hochpräzisen simultanen segmentweisen Ultraschallbiometrie in Immersionstechnik. Einzelheiten sind in [1] ausführlich beschrieben. Insbesondere berichten die Autoren dort, dass die Relation (1) des Artikels [1]

$$OPL/1.3549 = AL_{\text{GBS}} \cdot 0.9571 + 1.3033 \quad (1)$$

(OPL: der Achslänge entsprechende, vom IOLMaster gemessene optische Weglänge; AL_{GBS} : mit dem Grieshaber Biometric System GBS in hochpräziser simultaner segmentweiser Ultraschallimmersionstechnik gemessene Achslänge) in der Marktversion des IOLMasters verwendet wird („... relation is ... wired in ...“).

(1) lässt sich umschreiben:

$$AL_{\text{GBS}} = 0.7711 \cdot OPL - 1.3617. \quad (2)$$

Nachdem der IOLMaster ein Präzisionsimmersionsultraschallgerät emuliert, d. h. als Messwert AL_{Zeiss} denjenigen Wert angibt, den das GBS-Gerät anzeigen würde, erhält man aus (2)

$$AL_{\text{Zeiss}} = 0.7711 \cdot OPL - 1.3617. \quad (3)$$

Die Beziehung (3) gibt somit den direkten Zusammenhang zwischen der IOLMaster-Messwertanzeige und der primär gemessenen optischen Weglänge an.

„Korrektur“ von Olsen und Thorwest

Olsen und Thorwest [3] verglichen prä- und postoperative Achslängenmessungen mittels Ultraschall mit Ergebnissen vom IOLMaster. Die Ultraschallmessungen

wurden in Kontakttechnik unter der Annahme einer mittleren Schallgeschwindigkeit – d. h. nicht segmentweise – durchgeführt. Zur Erklärung von Unterschieden zwischen prä- und postoperativen Ergebnissen nahmen sie eine fehlerhafte Achslängenkalibration des IOLMasters an, die sie wie folgt „korrigierten“.

Beziehung (1) wurde nach der optischen Weglänge aufgelöst, sodass

$$OPL = (AL_{\text{GBS}} \cdot 0.9571 + 1.3033) \cdot 1.3549. \quad (4)$$

Die „wahre“ Achslänge AL_{cor} leiteten sie aus dem bekannten Zusammenhang zwischen geometrischer und optischer Weglänge her gemäß

$$AL_{\text{cor}} = OPL/1.3616, \quad (5)$$

wobei der mittlere Gruppenbrechungsindex 1.3616 gerade so gewählt wurde, dass prä- und postoperative Ergebnisse übereinstimmten. Olsen und Thorwest setzten sodann (5) in (4) ein und erhielten [4]

$$AL_{\text{cor}} = (AL_{\text{GBS}} \cdot 0.9571 + 1.3033) \cdot 1.3549/1.3616, \quad (6)$$

bzw., da $AL_{\text{GBS}} = AL_{\text{Zeiss}}$

$$AL_{\text{cor}} = (AL_{\text{Zeiss}} \cdot 0.9571 + 1.3033) \cdot 1.3549/1.3616. \quad (7)$$

In der Echografie ist die simultane segmentweise Immersionsmessung der Goldstandard für die Bestimmung der Achslänge. Bei einer Netzhautdicke von 0.14 mm (vgl. [1]) entspricht somit die um diesen Betrag verlängerte Achslänge $AL_{\text{GBS}} + 0.14$ mm (= optisch wirksame Achslänge) der mit dem IOLMaster gemessenen optischen Weglänge OPL.

Abbildung 1 zeigt den Verlauf der Differenz zwischen der so definierten optisch effektiven Achslänge und der korrigierten Achslänge nach Olsen und Thorwest (gemäß Gleichung (7)) als Funktion der optisch wirksamen Achslänge.

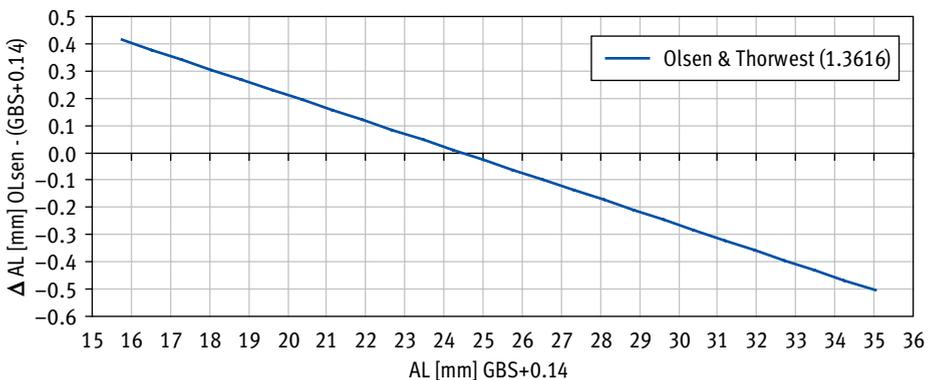


Abb. 1: Unterschied zwischen der korrigierten Achslänge AL_{cor} nach Olsen und Thorwest und der wahren Achslänge AL_{GBS} inkl. Netzhautdicke (0.14 mm)

Diskussion

Kalibrierung des Zeiss IOLMasters

Das Problem bei der Kalibrierung des IOLMasters bestand darin, dass wegen dessen Messrichtung entlang der Sehachse keine okulären Teilstrecken gemessen werden können, weil die zugehörigen okulären Grenzflächen vom Licht nicht senkrecht getroffen werden. Die Verwendung eines mittleren Gruppenbrechungsindex schied aus, da dieser wegen des unterschiedlichen Anteils der phaken Linse an der Achslänge selbst von letzterer abhängig ist. Es blieb nur ein direkter Vergleich der „neuen“ Messergebnisse mit denen des bis dato gültigen Goldstandards, d. h. des Präzisionsimmersionsultraschalls.

Folgerichtig enthält die Kalibrierfunktion (3) auch keine Gruppenbrechungsindices als Variable. Dass der Wert 1.3549 in (1) explizit auftaucht, bedeutet nicht, dass hier ein Brechungsindex einzusetzen ist. Diese Zahl entspricht zwar dem mittleren Gruppenbrechungsindex für das Gullstrand-Auge (vgl.[1]), dient hier aber lediglich zur Skalierung des Messwerts der optischen Weglänge im IOLMaster-Prototyp, um ein Messergebnis in der Größenordnung realer Achslängen zu erhalten. Entsprechend darf dieser Skalierungsfaktor nachträglich auch nicht verändert werden.

„Korrektur“ von Olsen und Thorwest

Das Vorgehen von Olsen und Thorwest [3, 4] missachtet den in den Vergleichsmessungen herrschenden Zusammenhang zwischen den mit dem Faktor $1/1.3549$ skalierten Messwerten für die optische Weglänge OPL, die den Achslängen aus den Immersionsultraschallmessungen gegenübergestellt wurden. Stattdessen wurde ein mittlerer Gruppenbrechungsindex eingeführt, der – da achslängenabhängig – nur für eine einzige Achslänge gültig sein kann, darüber und darunter aber Fehler erzeugen muss. Dies zeigt deutlich Abbildung 1, in der lediglich eine optisch wirksame Achslänge von 24.5 mm mit der „korrigierten“ Achslänge von Olsen und Thorwest übereinstimmt; bei 18 mm beträgt die Abweichung 0.3 mm, bei 35 mm -0.5 mm. Der Vorschlag der Autoren erzeugt damit gerade den Fehler, den diese der Original-IOLMaster-Kalibrierung vorwerfen.

Die „Korrektur“ von Olsen und Thorwest ignoriert nicht nur den Zusammenhang zwischen der vom IOLMaster gemessenen optischen Weglänge OPL und dem vom Gerät angezeigten Achslängenmesswert AL_{Zeiss} – vgl. (3). Zusätzlich gehen die Autoren bei ihren Überlegungen von Ergebnissen aus nicht segmentweisen Ultraschallkontaktmessungen aus, die anerkanntermaßen wesentlich ungenauer als segmentweise Immersionsmessungen sind, wie sie für die Originalkalibrierung verwendet worden waren. Hinzu kommt, dass von den Autoren kein plausibler Grund angegeben wurde, warum der Gruppenbrechungsindex der phaken Linse von dem von Hitzemberger [8] angegebenen Wert von 1.4070 auf 1.4290 geändert werden sollte – abgesehen davon, dass sich dann prä- und postoperative Achslängenmessungen nicht mehr unterscheiden.

Offensichtlich erzeugt der Vorschlag von Olsen und Thorwest fehlerhafte Achslängen und ist nicht geeignet, eine höhere Genauigkeit für die IOL-Berechnung zu erreichen.

„Korrekturvorschläge“ anderer Autoren

Preussner et al. [5, 6] betonen, dass für ihr optisches ray-tracing die IOLMaster-Werte retransformiert werden müssen. Sie geben – basierend auf 189 Augen – folgende Umrechnung zwischen transformierter Achslänge AL_t und angezeigter Achslänge $AL_{IOLMaster}$ an [6]

$$AL_t = 0.9479 \cdot AL_{IOLMaster} + 1.0848,$$

für die der Vorhersagefehler für 189 Augen verschwand. Es wurde allerdings nicht mitgeteilt, ob die Ultraschallvergleichsmessungen in Kontakttechnik – wie zu vermuten – oder in Immersion durchgeführt wurden.

Dieser Datenbasis stehen 678 Augen gegenüber, deren Achslängenergebnisse aus Ultraschallimmersionsmessungen [9] für die Originalkalibrierung des IOL-Masters verwendet wurden.

Wang et al. [7] schließen sich der Meinung von Olsen und Thorwest [3, 4] an, der mittlere Gruppenbrechungsindex des Auges sei nicht korrekt und daher verantwortlich für fehlerhafte Achslängen bei langen Augen, die zu hyperopen refraktiven Ergebnissen führen. Sie schlagen vor, für jede IOL-Formel die Achslängen langer Augen so zu „optimieren“, dass der Vorhersagefehler bei Verwendung der Hersteller-IOL-Konstanten verschwindet. Herstellerkonstanten sind allerdings in der Regel derart unsicher, dass man üblicherweise das entgegengesetzte Verfahren einsetzt, d. h. die Verwendung von Messdaten zur Optimierung von IOL-Konstanten.

Eine weitere Möglichkeit, hohe Achslängen zur Vermeidung hyperoper Ergebnisse zu korrigieren, besteht darin, von der erreichten Zielrefraktion auf die verursachende Achslänge zurückzurechnen.

Beide letztgenannten Verfahren beruhen also darauf, die Fehlereinflüsse einer Variablen für die IOL-Berechnung auf eine andere zu verschieben.

Im vorliegenden Fall wurde ohne Not die Messgröße „Achslänge“ als fehlerhaft aufgefasst und zu ihrer Korrektur eine andere Einflussgröße auf die IOL-Stärke verändert. Es wäre naheliegend, Messwerte per se als sicherer anzusehen als Größen, die in der IOL-Berechnung gerade dazu dienen, die Rolle von Anpasskonstanten (fudge factors) zu übernehmen.

Tatsächlich zeigt sich, dass die optisch gebotene individuelle Behandlung von Plus- und Minuslinsen, die das refraktive Ergebnis bei langen Augen bestimmen, das Problem dieser Augen schon löst. Werden Plus- und Minuslinsen entsprechend ihrer Geometrie mit unterschiedlichen IOL-Konstantensets versehen, so lassen sich hyperope refraktive Abweichungen vermeiden, ohne dass Achslängenmesswerte des IOLMasters auf irgendeine Weise „korrigiert“ werden müssten.

Literatur

1. HAIGIS W, LEGE B, MILLER N, SCHNEIDER B: Comparison of immersion ultrasound biometry and partial coherence interferometry for intraocular lens calculation according to Haigis. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 2000;238:765–773
2. PETERMEIER K, GEKELER F, MESSIAS A et al.: Intraocular lens power calculation and optimized constants for highly myopic eyes. *J Cataract Refract Surg* 2009;35(9):1575–1581
3. OLSEN T, THORWEST M: Calibration of axial length measurements with the Zeiss IOLMaster. *J Cataract Refract Surg* 2005;31:1345–1350
4. OLSEN T: Intraocular lens power calculation errors in long eyes. Letter. *J Cataract Refract Surg* 2012;30:733–734
5. PREUSSNER PR: Intraocular lens calculation in extreme myopia. Letter. *J Cataract Refract Surg* 2010;36(3):531–532
6. PREUSSNER PR, OLSEN T, HOFFMANN P, FINDL O: Intraocular lens calculation accuracy limits in normal eyes. *J Cataract Refract Surg* 2008;34:802–808
7. WANG L, SHIRAYAMA M, XINGXUAN JM et al.: Optimizing intraocular lens power calculations in eyes with axial lengths above 25.0 mm. *J Cataract Refract Surg* 2011;37:2018–2027
8. HITZENBERGER CK: Optical measurement of the axial eye length by laser Doppler interferometry. *Invest Ophthalmol Vis Sci* 1991;2:616–624
9. HAIGIS W, LEGE BAM: Ultraschallbiometrie und optische Biometrie. In: T. Kohnen, C. Ohrloff, M. Wenzel (Hrsg.): 13. Kongress der DGf. Köln: Biermann Verlag 2000;180–186
10. HAIGIS W: Intraocular lens calculation in extreme myopia. Reply. *J Cataract Refract Surg* 2010;36(3):532–534
11. HAIGIS W: Intraocular lens calculation in extreme myopia. *J Cataract Refract Surg* 2009;35:906–911
12. HAIGIS W: Optische Biometrie bei extrem langen Augen. In: Amon M, Kuchenbecker J, Kohnen T (Hrsg.): 25. Kongress der DGf. Köln: Biermann Verlag 2011;127–131