

Evaluation des Prototyps eines neuen intraoperativen Aberrometers für die Vorhersage der postoperativen Zielrefraktion

Evaluating the Predictability of Postoperative Target Refraction Using the Prototype of a New Intraoperative Aberrometer

Autoren

Tamer Tandogan^{1,2}, Ramin Khoramnia³ , Chul Young Choi⁴, Gerd U. Auffarth¹

Institute

- 1 Augenklinik, Pallas Kliniken AG, Olten, Schweiz
- 2 Universitäts-Augenklinik, Universitätsklinikum Heidelberg, Deutschland
- 3 International Vision Correction Research Centre (IVCRC) und David J Apple International Laboratory for Ocular Pathology, Universität Heidelberg, Deutschland
- 4 Ophthalmology, Sungkyunkwan University School of Medicine at Samsung Medical Center Cancer Center, Gangnam-gu, Republic of Korea

Schlüsselwörter

refraktive Chirurgie, Anästhesie (topisch, peribulbär), Astigmatismus, intraoperative Aberrometrie, Intraokularlinse (IOL), Katarakt

Key words

cataract, refractive surgery, anaesthesia (topical, peribulbar), astigmatism, intraocular lens (IOL), intraoperative aberrometry

eingereicht 2. 12. 2021
angenommen 19. 12. 2022
online publiziert 15. 11. 2023

Bibliografie

Klin Monatsbl Augenheilkd 2023; 240: 1405–1412
DOI 10.1055/a-2003-5900
ISSN 0023-2165
© 2023, Thieme. All rights reserved.
Georg Thieme Verlag KG, Rüdigerstraße 14,
70469 Stuttgart, Germany

Korrespondenzadresse

PD Tamer Tandogan, MD
Augenklinik, Pallas Kliniken AG
Louis Giroud-Strasse 20, 4600 Olten, Schweiz
Tel.: + 41 7 64 19 62 89
tamer.tandogan@pallas-kliniken.ch

ZUSAMMENFASSUNG

Bei allen Fortschritten der präoperativen Biometrie in der Kataraktchirurgie und der refraktiven Linsen Chirurgie sowie den verschiedenen heute gebräuchlichen Kalkulationsformeln gehören „refraktive Überraschungen“ nach wie vor zum klinischen Alltag. Besonders nachteilig und enttäuschend ist ein Abweichen von der Zielrefraktion für Patienten, die sich für eine spezielle Linse wie eine Multifokal- oder EDOF-IOL entschieden haben sowie vor allem für Patienten, die eine torische IOL implantiert bekommen, bei der schon leichte Abweichungen von der Zielachse die Sehschärfe nachteilig beeinflussen können. Die intraoperative Aberrometrie ist eine Methode, die es dem Chirurgen ohne zusätzlichen größeren Aufwand erlaubt, die Refraktion des aphaken Auges (nach Entfernung der natürlichen Linse) und kurz darauf des nunmehr pseudophaken Auges zu überprüfen. Die Methode, für die es zurzeit 3 unterschiedliche Geräte gibt, zeigt in den meisten Evaluationen eine deutlich geringere Abweichung von der Zielrefraktion als die präoperative Biometrie. Neben einer Evaluation des Prototyps des I-O-W-A-Systems zur Ausmessung des Auges während der Operation werden eigene Ergebnisse über den Einfluss des Anästhesieverfahrens und des IOL-Typs vorgestellt.

ABSTRACT

Despite all the progress in cataract and refractive lens surgery, refractive surprise is common in clinical practice. A significant postoperative refractive error is particularly annoying – and contributes to the patient's dissatisfaction with the procedure and the surgeon – when a multifocal IOL, an EDOF-IOL or a toric IOL has been implanted. The relatively new technology of intraoperative aberrometry offers the surgeon the option to intraoperatively measure the eye and its refraction, either directly after lens extraction and/or following IOL implantation. Currently, three different systems are available. In a number of studies, the technology has shown a better refractive predictability than preoperative biometry. Besides giving an evaluation of the prototype of a new intraoperative aberrometer, the I-O-W-A system, we also present our results on the influence of the kind of anaesthesia chosen and of two different IOL designs on the predictability of intraoperative aberrometry.

Einleitung

Die Kataraktchirurgie ist heute de facto immer auch refraktive Chirurgie. Das Erreichen einer Zielrefraktion, die dem Patienten eine teilweise oder – so sich dieser für ein fortgeschrittenes IOL-Design (Intraokularlinse) wie eine multifokale (MIOL) oder EDOF-IOL (EDOF: extended depth of focus) entscheidet – fast vollständige Brillenunabhängigkeit verschafft, ist ein fester Bestandteil der Operationsplanung und vielfach auch der Erwartungshaltung der Patienten. Realisiert wird dieses Ziel indes nicht immer: Nach einer großen schwedischen Statistik liegen nach Kataraktoperation 72,2% der operierten Augen innerhalb von $\pm 0,5$ dpt um die Zielrefraktion [1]. Als Standardmethoden für die präoperative Biometrie sind die partielle Kohärenz-Interferometrie, die Swept-Source-optische-Kohärenztomografie (SS-OCT) und die optische Niedrig-Kohärenz-Reflektometrie etabliert [2,3]. Jedoch liegen, je nach Berechnungsformel, nur etwa $\frac{3}{4}$ der Patienten in einem Bereich von $\pm 0,5$ dpt um die Zielrefraktion [4]. Hier könnte die Technologie der intraoperativen Aberrometrie ergänzend eine weitere Optimierung ermöglichen.

Die Wellenfront-Aberrometrie hat seit vielen Jahren überwiegend im Bereich der refraktiven Laserchirurgie Anwendung gefunden. Wellenfrontmessungen wurden genutzt, um eine genauere und individuellere Behandlung zu planen. Auch in der Kataraktchirurgie kommt diese Technologie zunehmend zum Einsatz. Im-

plantationen von Premiumlinsen (die o. g. IOL mit Sonderfunktion wie EDOF-IOL, MIOL, torische IOL) steigen kontinuierlich an [5]. Ein wesentliches Problem sind, je nach Ausprägung der Katarakt, schwankende refraktive Indexe der kristallinen Linse [6,7]. Zu den neueren Ansätzen zählt die intraoperative Wellenfrontmessung, mit der einige der Fehlerquellen der klassischen Biometrie, die auf Achsenlängenmessung, natürlicher Linse und Keratometrie beruhen, theoretisch überwunden werden können [8].

Derzeit verfügbare Systeme zur intraoperativen Aberrometrie

Für den intraoperativen Einsatz während der Kataraktoperation sind spezielle Voraussetzungen der Geräte notwendig. Der geringe Messabstand zum Auge, die Größe und das hohe Gewicht von bis zu 15 kg der älteren Systeme verhindern eine Montage am Mikroskop im OP. Daher mussten die Gerätehersteller hier neue Wege gehen.

Die ▶ **Tab. 1** und **2** bieten einen Überblick über die derzeit verfügbaren Systeme. Das ORA-System (Alcon, USA) setzt ein Talbot-Moiré-Interferometer ein und transformiert das Bildmuster in den Frequenzbereich. Beim I-O-W-A-Wellenfrontmessgerät (Eye-sight&Vision GmbH, Nürnberg) scannt ein Laserstrahl die Kornea ab, was einem sequenziellen Tscherning-Messprinzip entspricht (▶ **Abb. 1**). Beim HOLOS-IntraOp-System (Clarity Medical Systems, USA) wiederum wird durch eine Blende ein sequenzieller

▶ **Tab. 1** Verfügbare intraoperative Aberrometer.

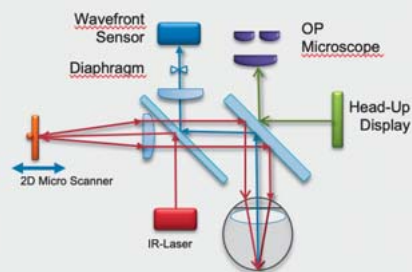
Gerät	Schnittstelle	Messbereich (dpt)	Anwendung	Zulassung
ORA	Panel-PC mit Internetanschluss Kabelverbindung zum Wellenfrontsensor	- 5 – + 20	Refraktion aphakes und pseudophakes Auge	2010 FDA 2012 CE
I-O-W-A	berührungslose Steuerung, 3-D-Einspiegelung ins Mikroskop, PC-Anbindung nicht erforderlich	- 8 – + 25	Markierung Zylinderachse	2013 CE
HOLOS	Panel-PC mit Kabelverbindung zum Sensor	- 10 – + 30	limbale und korneale relaxierende Inzisionen (LRI und CRI)	2014 FDA

Quelle: Herstellerangaben

▶ **Tab. 2** Produkteigenschaften intraoperativer Aberrometer.

	ORA	I-O-W-A	HOLOS
Echtzeit			
▪ Refraktion	+	+	+
▪ IOL-Berechnung	aus 40 Bildern (4 s)	+	+
Durchmesser optische Zone	keine Angabe	einstellbar 3–6 mm	keine Angabe
Arbeitsabstand	150–200 mm	150–175 mm	150–200 mm
Bedienung Touchpad	+	+	+
Gestensteuerung/Fußpedal	-	+	-

I-O-W-A Messverfahren



Signalverarbeitung

- Sequentielles Flying-Spot Tscherning Verfahren
- Variable Cornea & Retina Bildgröße
- Hohe Zuverlässigkeit, kein (overlapping oder crossover) wie beim Hartmann-Shack-Sensor
- Echtzeitmessung

► **Abb. 1** Messprinzip des I-O-W-A-Systems.

Hartmann-Shack-Sensor realisiert. Alle 3 Geräte können an die Biomhalterung des Mikroskops montiert werden (► **Abb. 2**).

ORA-System (Alcon, USA)

Dieses intraoperative Wellenfront-Aberrometer wurde ursprünglich entwickelt, um die Astigmatismuskorrektur während der Kataraktchirurgie sowie refraktive Hornhautchirurgie wie arkuate Hornhautinzisionen oder limbale relaxierende Inzisionen (LRI) zu unterstützen. Die Messungen erfolgen zwar in Echtzeit, müssen jedoch über eine sichere Internetverbindung an den Server gesendet werden. Dort werden sie mit den präoperativ übermittelten Biometriedaten sowie der errechneten effektiven Linsenposition (ELP) verglichen. Durch Nutzung einer serverseitigen IOL-Datenbank kann die Brechkraft der optimalen IOL berechnet werden [9].

HOLOS IntraOp (Clarity Medical Systems, Pleasanton, CA, USA)

Beim HOLOS-System ähnelt die Messung dem ursprünglichen Hartmann-Shack-Sensor. Allerdings werden einzelne Bereiche der Wellenfront sequenziell analysiert. Die Stellung eines 2-D-Mikroskannerspiegels regelt, welcher Teil der Wellenfront durch eine Blende auf einen Positionsdetektor (PSD) abgebildet wird. Die Verschiebung des Lichtflecks auf dem PSD ist ein Maß für die lokale Fehlsichtigkeit des Auges. Diese Refraktionswerte werden in Echtzeit in Sphäre, Zylinder und Zylinderachse umgerechnet [10].

I-O-W-A-System (Eyesight&Vision GmbH, Nürnberg)

Bei dem I-O-W-A-Wellenfrontmessgerät scannt ein 2-dimensionaler Mikroskannerspiegel das Auge flächendeckend mit einem dünnen Laserstrahl in ca. 40 ms. Ein Bildpunkt auf der Retina verlässt als reflektierter Strahl den Apex des Auges und wird auf einen PSD abgebildet. Die daraus gewonnenen Informationen über die Wellenfront (die Refraktionsmessung in Form von Sphäre, Zylinder und Achse) wird dem Chirurgen über ein Display in das Mikroskop eingeblendet.

Dadurch wird in Echtzeit das Ablesen des sphärischen Wertes sowie die Ausrichtung einer torischen IOL ermöglicht. Die Refraktionswerte werden im Sekundentakt aktualisiert. Ein Vorteil be-



► **Abb. 2** I-O-W-A-Montage an das OP-Mikroskop.

steht darin, dass keine Datenweitergabe an einem zentralen Server erfolgt und damit Datenschutz gewährleistet ist.

Die Anforderungen für den intraoperativen Einsatz während der Kataraktoperation erfüllen alle 3 Geräte. Das I-O-W-A- und das HOLOS-Gerät sind im Gegensatz zum ORA-System in der Lage, die Wellenfront für unterschiedlich große optische Zonen zu messen. I-O-W-A und HOLOS wären aufgrund ihres Messprinzips auch in der Lage, die Aberrationen höherer Ordnung zu berechnen. Durch die Transformation des Bildmusters in den Frequenzbereich kann das ORA-System zwar erkennen, dass Aberrationen höherer Ordnung das Punktemuster verzerren. Die Aberrationen höherer Ordnung lassen sich allerdings nur durch den Vergleich mit Referenzmustern von diversen Kalibrierobjekten bestimmen (laut Herstelleraussage).

Ziel dieser Arbeit war es – neben einer Vorstellung dieser Technologie – den Einsatz und Funktionsweise dieses neuen Aberrometrieerätes im chirurgischen Alltag zu evaluieren.

Material und Methoden

Das intraoperative Aberrometriegerät I-O-W-A wurde bei allen Patienten im Operationsalltag an 2 Zentren als Double-Pass-Verfahren konsekutiv eingesetzt. Es wurde der Einsatz des Prototyps im Standard-OP-Setting evaluiert. Es wurden Augen von konsekutiven Patienten am jeweiligen OP-Programm unilateral inkludiert. Bei der Phakoemulsifikation wurde die Stopp-and-Chop-Technik und bei der Entfernung der Rinde eine bimanuelle Irrigations-Aspirations-Technik angewendet. Die Hauptinzision der Hornhaut wurde als posterior limbale selbstabdichtende Tunnelinzision von 2,5 mm Breite durchgeführt. Weiterhin wurden 2 Parazentesen jeweils 90° entfernt von der Hauptinzision platziert. Die Validierung von Messergebnissen im Vergleich zu den bereits vorhandenen präoperativen Messmethoden und Kalkulationsformeln wurde untersucht. Die möglichen Einflüsse auf die Messgenauigkeit, Reproduzierbarkeit der Messungen sowie die Vorhersagegenauigkeit der Zielrefraktion wurden untersucht. Dabei wurden die Ergebnisse der intraoperativen Messungen mit den subjektiven Refraktionswerten 6 Wochen postoperativ verglichen.

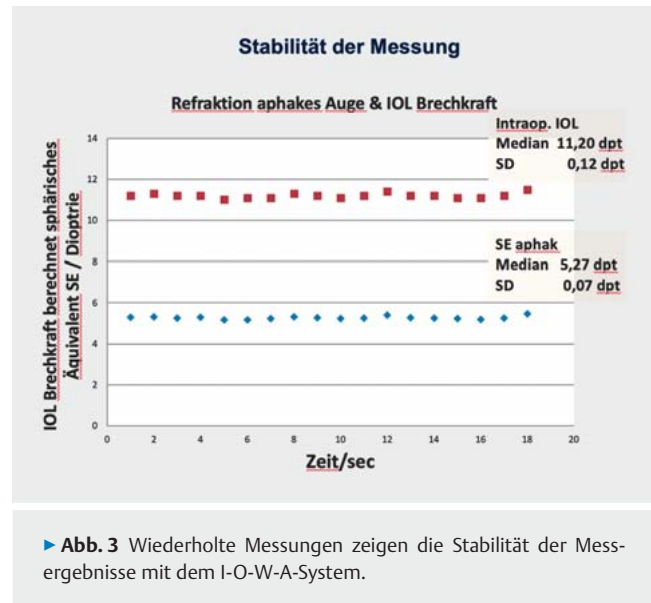
Besonderer Wert wurde im Rahmen dieser Studie darauf gelegt, festzustellen, bei wieviel Prozent der Augen die Messung durchführbar war, wie lange die Messung gedauert hat und ob die Messungen reproduzierbar waren. Weiterhin haben wir untersucht, wie die Handhabung des Gerätes sowie die Lernkurve beim Einsatz im chirurgischen Alltag waren und ob Komplikationen beobachtet wurden.

Darüber hinaus wurden Faktoren ermittelt, die die Messung beeinflusst haben sowie für die Vorhersagegenauigkeit der postoperativen Zielrefraktion relevant waren. Es wurde auch untersucht, ob die Messungen valide waren bez. Vorhersagefähigkeit der Zielrefraktion. Und schließlich führten wir einen Vergleich der Messungen mit diesem neuen Gerät mit bereits bewährten präoperativen Messmethoden in Kombination mit IOL-Kalkulationsformeln durch.

Wir führten die intraoperative Aberrometrie mit dem I-O-W-A-System bei 87 Augen durch, bei denen wir die Vorhersagegenauigkeit unter Tropfanästhesie untersuchten. In einem anderen Kollektiv wurde die Erreichung der Zielrefraktion in Abhängigkeit der IOL-Brechkraft untersucht. Hierbei wurde analysiert, ob eine systematische Abweichung zu ermitteln ist. Dafür wurde präoperativ die Brechkraft der zu implantierenden IOL bei insgesamt 42 Patienten biometrisch mit dem NIDEK-AL-Scan oder dem IOLMaster ermittelt. In 15 Augen wurde eine Alcon SN60AT, in 27 Augen eine 1stQ Basis Z hydrophilic-IOL eingesetzt. Direkt nach der IOL-Implantation wurde die Refraktion des pseudophaken Auges intraoperativ mit dem I-O-W-A-Aberrometer gemessen. Diesen intraoperativ erhobenen Refraktionswerten wurden die subjektiven, mehr als 6 Wochen postoperativ ermittelten Nachuntersuchungsergebnisse gegenübergestellt und daraus Korrekturfaktoren ermittelt.

Ergebnisse

Bei allen Patienten konnte eine Messung mit IOWA unter den üblichen Bedingungen der Kataraktchirurgie durchgeführt und dabei ein Messergebnis erzielt werden. Die Handhabung des Gerätes



► **Abb. 3** Wiederholte Messungen zeigen die Stabilität der Messergebnisse mit dem I-O-W-A-System.

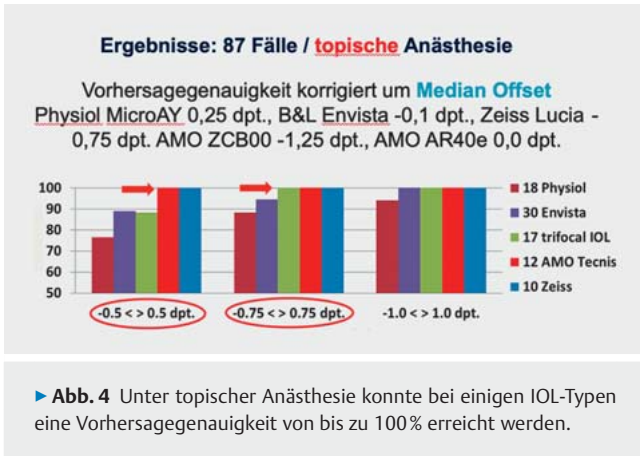
erwies sich als unkompliziert. Es wurden keine durch den Einsatz des Gerätes entstandenen Komplikationen beobachtet.

Es zeigte sich eine steile Lernkurve bei der Bedienung des Gerätes. Bei den ersten 10 Patienten hat die Messung pro Auge jeweils bis zu 1 min gedauert. Bei der Untersuchung der nachfolgenden Augen betrug die Dauer der intraoperativen Messung mit dem Aberrometer maximal 30 s. In der Anfangsphase war es mehrfach zu einem Kontakt des Chirurgen mit dem Messgerät gekommen, was auf die leicht reduzierte Arbeitsdistanz zurückzuführen ist. Durch das sterile Abdecken des Gerätes mit einer Schutzfolie konnte dieses Problem behoben werden.

Weiterhin erwies es sich als wichtig, jegliche Deformation des Bulbus zu verhindern. Der Druck des Lidsperrers auf den Bulbus führte wiederholt zu Abweichungen der Messwerte. Auch eine gute Benetzung der Augenoberfläche sowie gute Ausrichtung des Auges konnte als relevant für zuverlässige und reproduzierbare Messungen identifiziert werden.

Die intraoperativ ermittelten Werte zeigten eine hohe Stabilität der Messung; bei wiederholten Messungen über bis zu 20 s waren die Werte des sphärischen Äquivalents de facto gleich (► **Abb. 3**). Bei unserer Evaluierung des Einflusses der zur Anästhesie gewählten Methode zeigte sich eine deutliche Tendenz zu genaueren Messergebnissen bei topischer Anästhesie im Vergleich zur retrobulbären bzw. peribulbären Anästhesie. Bei einigen IOL-Designs lagen unter dieser Form der Schmerzausschaltung 100% der operierten Augen binnen einer halben Dioptrie um die Zielrefraktion. Mit der peribulbären Anästhesie war aufgrund der von dieser verursachten, wenn auch leichten, Bulbusverformung nur eine geringere Vorhersagegenauigkeit möglich. Die Ergebnisse der Messungen unter Tropfanästhesie sind in ► **Abb. 4** dargestellt.

Als weiterer wichtiger Faktor zur Verbesserung der Vorhersagegenauigkeit stellten sich IOL-typische Korrekturfaktoren heraus. Sowohl das IOL-Design als auch die optischen Eigenschaften der Kunstlinse beeinflussen die Genauigkeit der intraoperativen Aberrometrie. Diese zeigten eine deutliche Abhängigkeit vom implantierten IOL-Typ und von der präoperativ mit dem IOLMaster 500



gemessenen Biometrie des Auges. So lag bei der 1stQ-Linse im Median eine Abweichung von - 1,1 dpt, bei der Alcon-IOL eine Abweichung im Median von - 0,2 dpt vor. Die Ergebnisse dieser Messungen zeigen die ► **Abb. 5** und **Abb. 6**.

Für die 1stQ-Linse ermittelten wir einen Korrekturfaktor von $y = 0,0266 x + 0,5843$, für die Alcon-IOL einen Korrekturfaktor von $y = -0,0667 x + 1,4799$. Mithilfe dieser Korrekturfaktoren kann die Vorhersagegenauigkeit der Zielrefraktion künftig verbessert werden. Auch in diesem Kollektiv zeigte sich eine höhere Refraktionsgenauigkeit in den 15 Augen, die unter topischer Anästhesie operiert worden waren. Alle Augen erreichten einen Refraktionswert, der maximal 0,75 dpt von der Zielrefraktion entfernt lag. Mit dem I-O-W-A-System konnten wir eine gute Korrelation – mit einer Pearson-Korrelation von $r = 0,96$ – der präoperativ berechneten Refraktion mit der intraoperativen Messung am aphaken Auge zeigen (► **Abb. 7**).

Diskussion

Die neuen Technologien für intraoperative Wellenfrontmessung haben das Potenzial, den Anteil der Patienten zu erhöhen, die nach Linsen Chirurgie die vorgegebene Zielrefraktion erreichen.

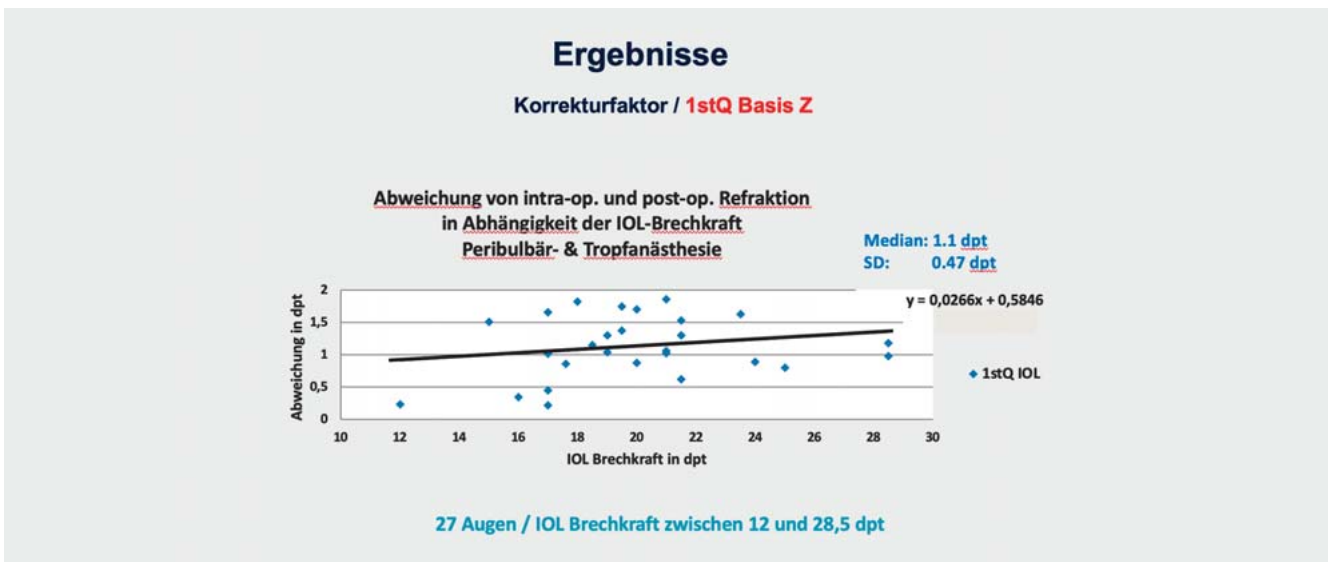
Die Wellenfrontmessung basiert, wie die meisten Methoden zur Messung der monochromatischen Aberrationen des menschlichen Auges, auf der Strahlverfolgung, dem sog. Raytracing. Man unterscheidet dabei das „Single-Pass“- und das „Double-Pass“-Verfahren. Beim Single-Pass-Verfahren nach Tscherning durchläuft das einfallende Licht das Auge nur einmal und der Patient beschreibt die eigenen okularen Aberrationen. Moderne objektive Messmethoden, die seit 1999 in der refraktiven Laserchirurgie eingesetzt werden, sind ausschließlich „Double-Pass“-Verfahren. In diesem Fall wird das von der Retina reflektierte Licht außerhalb des Auges von einem Sensor vermessen. Weil hierbei der Messstrahl das optische System Auge ein 2. Mal passiert, können sich die Aberrationen verstärken. Um das zu verhindern, muss entweder die Eintritts- oder Austrittspupille in ihrer Größe beschränkt werden [11].

In dieser Publikation soll die neue Methode der intraoperativen Aberrometrie anhand erster eigener klinischer Erfahrungen vorgestellt werden, wobei die Ziele der Erhebung die Treffsicherheit im Vergleich zur präoperativen Biometrie sowie die Ermittlung eines etwaigen Einflusses von Anästhesieverfahren und dem Gebrauch des Lidsperrers sind.

Intraoperative Aberrometrie: ihr Potenzial für die klinische Anwendung

In der klinischen Praxis sind die Vorzüge der intraoperativen Aberrometrie vielfältig:

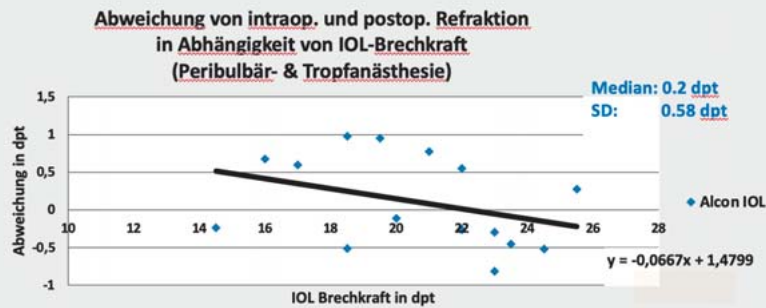
- Mit der Methode können die präoperativ erhobenen Biometriedaten intraoperativ validiert werden.



► **Abb. 5** Abweichung von intra- und postoperativer Refraktion sowie Korrekturfaktor für 1stQ Basis Z.

Ergebnisse

Korrekturfaktor / Alcon SN60AT



15 Augen / IOL Brechkraft zwischen 14,5 und 25,5 dpt

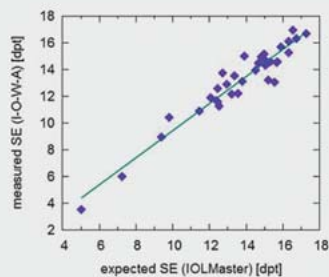
► **Abb. 6** Abweichung von intra- und postoperativer Refraktion sowie Korrekturfaktor für Alcon SN60AT.

Korrelation mit Zeiss IOLMaster

Gute Korrelation ($r=0,96$)

präop. berechneter Refraktion mit intraop. Messung am aphaken Auge

$$\text{erwartetes SE: } SE = \frac{1336}{AL} - K_{preop}$$



Statistik

$m = 1.01$ Steigung der Geraden
 $c = -0.7$ Offset in Dioptrien

$SD = 0.79$ Standard-Abweichung
in Dioptrien

Korrelation

$r = 0.96$ Pearson's Korrelation

► **Abb. 7** Gute Korrelation der intraoperativ ermittelten mit den präoperativ (mit dem IOLMaster) gemessenen Werten.

- Die Vorder- und Rückseite der Kornea werden kombiniert gemessen.
- Chirurgisch induzierte Änderung der Hornhautbrechkraft können sofort erkannt bzw. verifiziert werden.
- Der Zugang ist auch bei klinischen Befunden möglich, die sich einer genauen präoperativen Messung oft entziehen, wie z. B. mature Katarakte, Fälle von Keratokonus, Augen nach LASIK, Keratoplastik und anderen Eingriffen.
- Die IOL-Berechnung aufgrund intraoperativer Daten ist mit vielen Formeln wie Haigis, Hoffer und Holladay möglich.
- Die Zylinderachse wird intraoperativ markiert.
- Die Refraktionsüberprüfung gegen Ende der Operation am nunmehr pseudophaken Auge erlaubt – so notwendig – eine finale Korrektur wie das Drehen einer torischen IOL oder (schlimmstenfalls) einen IOL-Austausch.

Die Entwicklung neuer Technologien zur zuverlässigen intraoperativen Messung der Gesamtbrechkraft des Auges kann helfen, die Abweichung von der postoperativen Zielrefraktion nach Kataraktoperation und in der refraktiven Linsenchirurgie zu reduzieren. Die intraoperative Aberrometrie kann als ein chirurgisches Refraktometer betrachtet werden, das es dem Chirurgen erlaubt, während des Eingriffs und nach Entfernung der natürlichen Linse eine Refraktionsbestimmung vorzunehmen und die präoperativ biometrisch ermittelte Brechkraft der zu implantierenden IOL zu überprüfen – und bei grober Abweichung ggf. eine andere Kunstlinse zu implantieren [12]. Nach dem Implantationsvorgang kann an dem nunmehr pseudophaken Auge eine erneute Messung vorgenommen werden, um ein eventuelles Restrefraktionsdefizit nachzuweisen.

Einfluss des Lidsperrers

- Lidsperrer kann aufs Auge drücken und Messung verfälschen
- In der Regel ist der Einfluss aber vernachlässigbar



► **Abb. 8** Der vom Lidsperrer ausgeübte Druck auf den Bulbus kann die Messergebnisse der intraoperativen Aberrometrie beeinflussen.

In der wahrscheinlich größten bisherigen Untersuchung zu dieser insgesamt noch sehr neuen und noch entwicklungsfähigen Technologie an mehr als 30000 Augen konnte ein deutlich niedrigerer absoluter Vorhersagefehler (prediction error) bei der intraoperativen Aberrometrie gegenüber der präoperativen Planung dokumentiert werden [13]. Allerdings haben einige andere Autoren keine derartig deutlichen Unterschiede gefunden [14, 15]. In diesen Arbeiten waren aber die Kollektive deutlich kleiner.

In Augen, die aufgrund eines Astigmatismus mit einer torischen IOL versorgt werden, kann in diesem Stadium die optimale Ausrichtung der Achse überprüft werden. Die exzellente Vorhersagbarkeit gerade bei torischen IOL konnten Blaylock et al. in einer Publikation an 151 Augen von 106 Patienten belegen. In diesem Kollektiv hatten 89,4% der Augen unter Verwendung der intraoperativen Aberrometrie ein sphärisches Refraktionsdefizit von 0,5 dpt und nur 85,4% auf der Basis der präoperativen Planung. Einen unkorrigierten Fernvisus von 0,10 logMAR oder besser hatten postoperativ 124 Augen (82,1%) und einen solchen von 0,00 logMAR oder besser wiesen 90 Augen (59,6%) auf [12].

Eine Echtzeitmessung der Gesamtrefraktion des Auges noch während der Operation kann eine unmittelbare Korrektur in der gleichen Sitzung ermöglichen und dadurch zur Kosten- und Risikoreduktion beitragen. Die intraoperative Messung und Anpassung der Zylinderstärke sowie die genauere Positionierung einer torischen Intraokularlinse ermöglicht eine Unabhängigkeit von der Bulbuszyklorotation. Des Weiteren könnte diese Technologie eine deutliche Verbesserung der refraktiven Ergebnissen in komplizierten Situationen wie z. B. Zustand nach refraktiver Hornhautchirurgie, Cataracta matura oder Glaskörpereinblutung ermöglichen.

Es sind jedoch noch einige potenzielle Einschränkungen der Messgenauigkeit zu beachten: Ein wichtiger Punkt ist, dass die Brechkraft des Auges während der Operation stark schwanken kann. Dabei spielen die Bulbusdeformierung durch den Lidsperrer (► **Abb. 8**), die Benetzung der Hornhautoberfläche sowie eine mögliche, durch die Operation bedingte Bulbushypotonie eine Rolle [16]. Ferner können ein Hornhautepithelödem sowie eine Stromaqueellung (diffus oder sektorförmig) eine signifikante Än-

Ausrichtung in der Sehachse

- Ausrichtung von Gerät und Auge anhand von Purkinje-Bildern
- I-O-W-A Fadenkreuz auf Pupillenmitte ausrichten
- Patient muss auf Target fixieren
- > Überprüfung anhand von Purkinje-Bildern



► **Abb. 9** Mit den Purkinje-Bildern wird die optimale Ausrichtung in der Sehachse kontrolliert.

derung der Refraktion verursachen, auch wenn sie so diskret sind, dass sie vom Operateur unter dem Mikroskop nicht erkannt werden können.

Der Einfluss der Anästhesiemethode und des IOL-Designs

Bei unseren eigenen Untersuchungen ging es speziell darum, die Genauigkeit der Aberrometrie bei verschiedenen Anästhesiearten und in Abhängigkeit von 2 IOL-Designs zu untersuchen. Hierbei stellte sich heraus, dass die Genauigkeit bei der topischen Anästhesie am größten war. Der Grund dafür liegt u. E. in einer klinisch möglicherweise dezenten, die Messgenauigkeit aber signifikant beeinflussenden Bulbusverformung durch die peribulbäre Injektion eines Lokalanästhetikums.

Ferner konnten wir feststellen, dass verschiedene IOL-Modelle zum Erreichen einer bestmöglichen Vorhersagegenauigkeit der Zielrefraktion unterschiedliche Korrekturfaktoren benötigen. Diese Daten werden mit einer zu erwartenden zunehmenden Verbreitung der intraoperativen Aberrometrie auch für andere IOL-Typen ermittelt werden; eine eigene Studie dazu steht kurz vor der Einreichung. Auf das Messergebnis und damit auf einen evtl. zu applizierenden Korrekturfaktor haben verschiedene Parameter theoretisch und offenbar auch in der klinischen Praxis einen Einfluss. Hierzu gehören die Asphärität der IOL, chromatische Aberrationen sowie der Entfaltungsprozess der IOL.

Grundsätzlich muss in der intraoperativen Aberrometrie bei allen Messungen eine richtige Zentrierung auf die optische Achse gewährleistet sein, da es sonst zu deutlichen Abweichungen kommen kann. Eine gute Mitarbeit des Patienten unter Tropfanästhesie bzw. sorgfältige Kontrolle durch den Operateur bei Intubationsnarkose oder peribulbärer Anästhesie spielen daher eine wichtige Rolle bei einer zuverlässigen Messung. So erlaubt das I-O-W-A-System eine Überprüfung der Fixation des Patienten durch Purkinje-Bilder (► **Abb. 9**), die im OP-Mikroskop als konzentrisch angeordnet erscheinen müssen. Freilich bedarf diese Überprüfung einer adäquat benetzten Augenoberfläche (z. B. mittels BSS), da bei trockener Hornhaut die Purkinje-Bilder verschwim-

men können, was in der Aberrometrie in einer zu niedrigen Messung des sphärischen Äquivalents resultieren kann.

Diese Technologie kann durch eine Modifikation und Verkleinerung des Prototyps in Operationsmikroskope und auch teilweise in die Phakoemulsifikationsgeräte integriert werden. Dadurch kann die Reduktion des Arbeitsabstandes durch das Aberrometer verhindert werden, was während der Operation störend wirken könnte. Die intraoperative Messung der Gesamtrefraktion und Aberration des Auges bieten neue Möglichkeiten, die eine Erreichung der Zielrefraktion bei der modernen Linsen Chirurgie erhöhen könnte. Zurzeit sind diese Technologien noch nicht in der Lage, die präoperative Biometrie und IOL-Kalkulationsmethoden vollständig zu ersetzen. Es ist indes eine neue Technologie, deren volles Potenzial bei Weitem noch nicht ausgenutzt ist und die für Operateure und Patienten in der Katarakt- und refraktiven Linsen Chirurgie noch einiges erwarten lässt.

Diese Evaluation der ersten Erfahrungen mit der Technologie hat natürlich einige Limitationen: Unsere Fallzahl ist sehr klein und es gab zwar eine Trainingskohorte, jedoch keine Validierungskohorte. Die von uns ermittelten Korrekturfaktoren müssen in Zukunft an einer größeren prospektiven Kohorte validiert werden.

FAZITBOX

Bereits bekannt:

- Die Echtzeit-Refraktionsmessung im Rahmen der Operation bietet einen deutlichen Vorteil in der Ergebnisoptimierung.
- Die intraoperative Aberrometrie, für die es zurzeit 2 unterschiedliche Geräte gibt, zeigt in den meisten Evaluationen eine deutlich geringere Abweichung von der Zielrefraktion als die präoperative Biometrie.

Neu beschrieben:

- In dieser Publikation soll die neue Methode der intraoperativen Aberrometrie anhand erster eigener klinischer Erfahrungen vorgestellt werden, wobei die Verbesserung der Erreichung von Zielrefraktion sowie Ermittlung von etwaigen Einflüssen auf die Messmethode untersucht wird.
- Unter den gängigen Anästhesieverfahren ist die topische Lokalanästhesie gegenüber der peribulbären Injektion für die intraoperative Aberrometrie vorzuziehen, da mit ihr nach unseren Untersuchungen eine höhere refraktive Genauigkeit erreicht wird.
- Durch zusätzliche IOL-typische Korrekturfaktoren kann die Vorhersagegenauigkeit erhöht werden.

Interessenkonflikt

Für diese Arbeit haben die Autoren keine Honorare erhalten, jedoch für das Lab allgemein gelten die folgenden Erklärungen: Das IVCRC/und David J Apple Laboratory (David J Apple Center for Vision Research.) wird von diesen Firmen unterstützt: Alcon, Johnson&Johnson, Hoya, Physioly, Rayner, personal fees, and non-financial support from Kowa, Ophtec, Oculentis/Teleon, Santen, and Acufocus, outside the submitted work.

Literatur

- [1] Lundström M, Dickmann M, Henry Y et al. Risk factors for refractive error after cataract surgery: Analysis of 282 811 cataract extractions reported to the European Registry of Quality Outcomes for cataract and refractive surgery. *J Cataract Refract Surg* 2018; 44: 447–452
- [2] Rabsilber TM, Jepsen C, Auffarth GU et al. Intraocular lens power calculation: clinical comparison of 2 optical biometry devices. *J Cataract Refract Surg* 2010; 36: 230–234
- [3] Sahin A, Hamrah P. Clinically relevant biometry. *Curr Opin Ophthalmol* 2012; 23: 47–53
- [4] Melles RB, Holladay JT, Chang WJ. Accuracy of intraocular lens calculation formulas. *Ophthalmology* 2018; 125: 169–178
- [5] Hemmati HD, Gologorsky D, Pineda R. Intraoperative wavefront aberrometry in cataract surgery. *Semin Ophthalmol* 2012; 27: 100–106
- [6] Shammas HJ, Shammas MC, Jivrajka RV et al. Effects on IOL power calculation and expected clinical outcomes of axial length measurements based on multiple vs. single refractive indices. *Clin Ophthalmol* 2020; 14: 1511–1519
- [7] Cooke DL, Cooke TL, Suheimat M et al. Standardizing sum-of-segments axial length using refractive index models. *Biomed Opt Express* 2020; 11: 5860–5870
- [8] Savini G, Hoffer KJ, Carballo L et al. Comparison of different methods to calculate the axial length measured by optical biometry. *J Cataract Refract Surg* 2022; 48: 685–689
- [9] Ianchulev T, Hoffer KJ, Yoo SH et al. Intraoperative refractive biometry for predicting intraocular lens power calculation after prior myopic refractive surgery. *Ophthalmology* 2014; 121: 56–60
- [10] Krueger RR, Shea W, Zhou Y et al. Intraoperative, real-time aberrometry during refractive cataract surgery with a sequentially shifting wavefront device. *J Refract Surg* 2013; 29: 630–635
- [11] Charman WN. Wavefront technology: past, present and future. *Cont Lens Anterior Eye* 2005; 28: 75–92
- [12] Blaylock JF, Hall BJ. Clinical Outcomes of monofocal toric IOLs using digital tracking and intraoperative aberrometry. *Clin Ophthalmol* 2021; 15: 3593–3600
- [13] Cionni RJ, Breen M, Hamilton C et al. Retrospective analysis of an intraoperative aberrometry database: a study investigating absolute prediction in eyes implanted with low cylinder power toric intraocular lenses. *Clin Ophthalmol* 2019; 13: 1485–1492
- [14] Raufi N, James C, Kuo A et al. Intraoperative aberrometry vs. modern preoperative formulas in predicting intraocular lens power. *J Cataract Refract Surg* 2020; 46: 857–861
- [15] Davison JA, Potvin R. Preoperative measurement vs. intraoperative aberrometry for the selection of intraocular lens sphere power in normal eyes. *Clin Ophthalmol* 2017; 11: 923–929
- [16] Stringham J, Pettey J, Olson RJ. Evaluation of variables affecting intraoperative aberrometry. *J Cataract Refract Surg* 2012; 38: 470–474