

IOLMaster zur Bestimmung von keratometrischen Ausgangsdaten zur Stärken- und Achslagenberechnung von torischen Intraokularlinsen

Wilfried Bißmann, PhD¹⁾, Marcus Blum, MD²⁾, Kathleen S. Kunert, MD²⁾

ABSTRACT:

Bei der Implantation von Intraokularlinsen (IOL) werden hohe Anforderungen an das Erreichen des refraktiven Zieles gestellt. Dies bedingt eine exakte Bestimmung der Ausgangsdaten zur IOL-Stärkenberechnung - neben der Achslänge insbesondere der Hornhautbrechkraft - und zusätzlich bei der Implantation einer torischen Linse die Stärke des Zylinders und dessen der Achslage. Dabei entsteht die Frage, welches Gerät ist, insbesondere bei Implantation von torischen Linsen besser geeignet: ein Topographiegerät, ein manuelles Keratometer oder das Keratometer des IOLMaster? Deshalb wird im Folgenden die Eignung des Keratometers des IOLMaster anhand der Wiederholbarkeit von Einzelmessungen untersucht. Die Wiederholbarkeit der Bestimmung des sphärischen Äquivalentes (SE) mit dem IOLMaster – hier mittlere Differenz des minimalen und maximalen SE von 3 Einzelmessungen pro Auge – betrug $0,09 \pm 0,06$ dpt [0 - 0,52]. Die Abweichungen innerhalb einer Messreihe waren sehr gering, bei 79% waren die Abweichungen geringer als 0,125 dpt, bei 93% geringer als 0,25 dpt, bei 99% geringer als 0,50 dpt und bei 100% geringer als 1,00 dpt. Die Wiederholbarkeit der Messung der Stärke des Astigmatismus – hier mittlere Differenz des minimalen und maximalen Astigmatismus von 3 Einzelmessungen – betrug $0,21 \pm 0,17$ dpt [0 - 1,35]. Die Abweichungen der Messwerte in den Messreihen waren auch hier gering, 43% lagen innerhalb von 0,125 dpt, 74% innerhalb von 0,25 dpt, 92% innerhalb von 0,50 dpt und 99% innerhalb von 1,00 dpt. Die Wiederholbarkeit der Messung von Achslagen war von der Stärke des Astigmatismus abhängig.

Die Abweichung der maximalen und minimalen Achswerte bei Astigmatismen ab 0,76 dpt waren im Mittel kleiner 5 Grad und ab 2,5 dpt im Mittel kleiner 2 Grad. In Bezug auf die klinischen Anforderungen zeigte der IOLMaster seine Eignung für die Bestimmung exakter Ausgangsdaten zur Berechnung und Implantation torischer Intraokularlinsen.

Torische Intraokularlinsen gewinnen zunehmend an Bedeutung zur Korrektur von stärkeren Astigmatismen, insbesondere von Kataraktpatienten. Der IOLMaster hat sich in den vergangenen 10 Jahren als Goldstandard zur Biometrie und IOL-Stärkenberechnung bewährt und hilft, bestmögliche refraktive Ergebnisse nach einer Intraokularlinsenimplantation zu erzielen.

Während bei der IOL-Stärkenberechnung von sphärischen Linsen nur die mittlere Hornhautbrechkraft von Bedeutung ist, spielt bei der Implantation von torischen Linsen zusätzlich Stärke und Lage des Hornhaut-Astigmatismus eine wesentliche Rolle.

Zur Bestimmung der Ausgangsdaten für die Berechnung einer torischen IOL stehen manuelle und Autokeratometer sowie Topographiesysteme zur Verfügung.

Mit einer retrospektiven klinischen Studie soll die Frage beantwortet werden, inwieweit die Keratometrie mit dem IOLMaster klinisch hinreichend exakte Werte zur Berechnung der Stärke einer torischen Intraokularlinse, sowie eine hinreichend genaue Achslage zur Implantation liefert. Die erhaltenen Messwerte werden an den klinischen Anforderungen gespiegelt.

1) Wilfried Bißmann, Carl Zeiss Meditec AG,

2) Marcus Blum und Kathleen S. Kunert,
HELIOS Klinikum Erfurt, Augenklinik



METHODEN:

Die Messwerte wurden im Rahmen von klinischen Studien für refraktive Hornhautchirurgie in der Augenklinik des Helios Klinikum Erfurt erhoben. Für die Studien lagen Zustimmungen der Ethikkommission der Landesärztekammer des Freistaates Thüringen vor. Es handelt sich bei den Patienten nicht um eine Kataraktpopulation, sie ist aber trotzdem gut geeignet die Wiederholbarkeit von Hornhautbrechkräftmessungen zu bewerten.

Es wurden im Rahmen der Voruntersuchungen von 106 Patienten (210 Augen) unter anderem Keratometriedaten mit dem IOLMaster erhoben.

Das mittlere Alter der untersuchten Population war $35,4 \pm 9,4$ Jahre [21,0 - 62,5], 58% waren weiblich und 42% männlich.

Die subjektive Refraktion betrug:

Sphäre: $-4,14 \pm 1,44$ dpt [0 bis -9,00]

Zylinder: $-0,71 \pm 0,82$ dpt [0 bis -6,00]

Sphärisches Äquivalent (SE):
 $-4,5 \pm 1,4$ dpt [-1,63 bis -9,00]

Die Verteilung des sphärischen Äquivalentes in der untersuchten Population zeigt Abb. 1. Die Brechkräfte wurden aus den gemessenen anterioren Hornhautradien mit einem Hornhautbrechungsindex von 1,3375 errechnet.

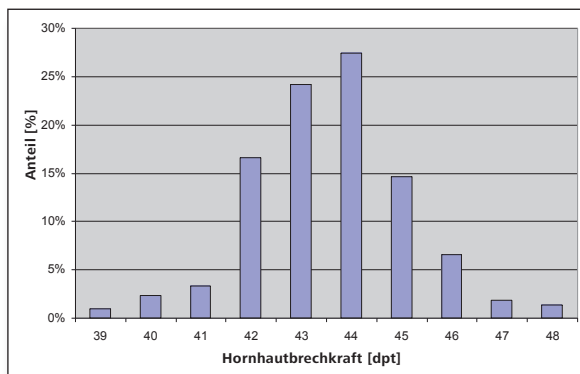


Abb. 1: Verteilung der mittleren Hornhautbrechkraft in der untersuchten Population, eingeteilt in 1 dpt - Gruppen.

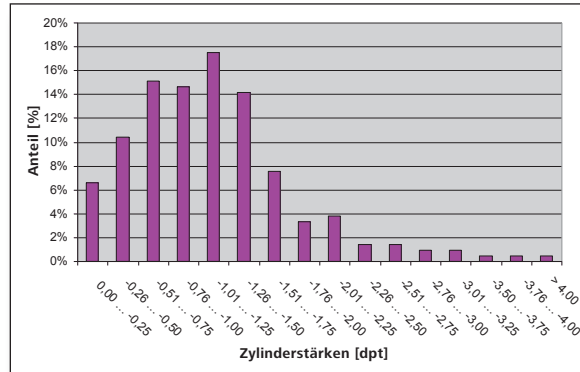


Abb. 2: Verteilung Zylinderstärken in der untersuchten Population, eingeteilt in 0,25 dpt Gruppen.

In Abb. 2 ist die Stärke der Astigmatismen, eingeteilt in Gruppen von je 0,25 dpt, dargestellt.

Ersichtlich ist in Abbildung 1 und 2 eine, für eine refraktive Korrektur der Myopie übliche, Patientenpopulation.

Die mittlere Achslänge der Population betrug $25,02 \pm 0,88$ mm [22,55 - 27,12] und die mittlere Vorderkammertiefe $3,74 \pm 0,31$ mm [2,19 - 4,39].

Neben der zu behandelnden Myopie bzw. myopen Astigmatismus bestanden keine ophthalmologischen Vorerkrankungen.

Die Patienten wurden im Rahmen der Untersuchungen u. a. mit dem Keratometer des IOLMaster vermessen. Dabei wurden unmittelbar hintereinander 3 Einzelmessungen pro Auge durchgeführt und sowohl die Brechkraft im stärksten und schwächsten Meridian als auch und die Achse bestimmt.

Die Einzelwerte wurden zur Gewinnung von Aussagen über die Wiederholbarkeit pro Auge verglichen. Dazu wurden jeweils sowohl der minimale als auch der maximale Wert der Hornhautbrechkraft pro Hauptschnitt, das sphärische Äquivalent (SE), die Stärke des Astigmatismus und die Achsenlage bestimmt. Die Differenz zwischen dem maximalen und minimalen Wert des jeweiligen Messwertes pro Auge wurde als Maß für die „Güte“ einer Messreihe pro Auge genutzt.

Bei der Untersuchung zum Astigmatismus wurden die Augen nach Zylinderstärken gruppiert, da bekanntermaßen die Genauigkeit von Achsbestimmungen stark von der Stärke des Zylinders abhängt.

In der beschriebenen Weise wurden Resultate sowohl zur Wiederholbarkeit des sphärischen Äquivalents, als auch zur Stärke und Lage des Zylinders erzielt.

RESULTATE:

Die Wiederholbarkeit des sphärischen Äquivalentes (SE) der Hornhautbrechkraft – mittlere Differenz des minimalen und maximalen SE der 3 Einzelmessungen pro Auge – betrug $0,09 \pm 0,06$ dpt [0 - 0,52] bei einem Variationskoeffizienten von 0,03.

Die Verteilung der Differenzen des minimalen und maximalen SE ist in Abb. 3 dargestellt.

Die Abweichungen innerhalb einer Messreihe waren sehr gering, bei 79% waren die Abweichungen geringer als 0,125 dpt, bei 93% geringer als 0,25 dpt, bei 99% geringer als 0,50 dpt und bei 100% geringer als 1,00 dpt. Damit wurde eine sehr hohe Wiederholbarkeit nachgewiesen.

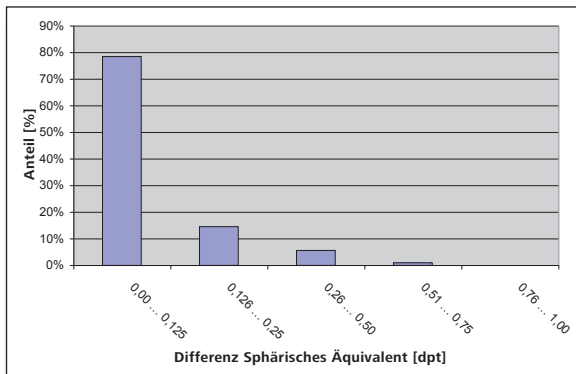


Abb. 3: Verteilung der Differenz des SE, ermittelt aus dem minimalen und maximalen SE der 3 Einzelmessungen.

Die Wiederholbarkeit der Messung der Stärke des Astigmatismus – mittlere Differenz des minimalen und maximalen Astigmatismus der Einzelmessung – betrug $0,21 \pm 0,17$ dpt [0 - 1,35].

Die Verteilung der Differenzen der Einzelmessungen zeigt Abb. 4. Die Abweichungen der Messwerte in den Messreihen waren gering, 43% lagen innerhalb von 0,125 dpt, 74% innerhalb von 0,25 dpt, 92% innerhalb von 0,50 dpt und 99% innerhalb von 1,00 dpt.

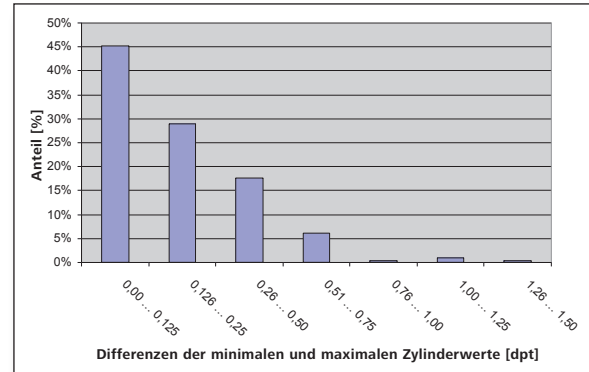


Abb. 4: Anteil der Differenzen des minimalen und maximalen Astigmatismus der Einzelmessungen in der Population – alle Augen.

In Abb. 5 ist die Teilpopulation mit einem Astigmatismus von 1 dpt und größer dargestellt, da bei geringem Astigmatismus torische Linsen in der Regel nicht indiziert sind. Von den 210 Augen sind 111 Augen in dieser Teilpopulation. Die mittlere Differenz der minimalen und maximalen Stärke des Astigmatismus betrug in dieser Teilpopulation $0,23 \pm 0,21$ dpt [0 - 1,12].

Bei 43% der Augen lag die Abweichung innerhalb von 0,125 dpt, bei 71% innerhalb von 0,25 dpt, bei 89% innerhalb von 0,50 dpt und bei 98% innerhalb von 1,00 dpt.

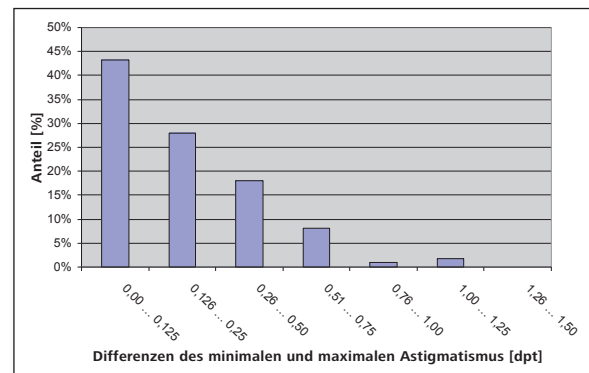


Abb. 5: Anteil der Differenzen des minimalen und maximalen Astigmatismus der Einzelmessungen in der Teilpopulation mit Astigmatismus $\geq 1,00$ dpt.

Neben der Stärke des Astigmatismus und dessen Messwertchwankungen spielt bei der Beurteilung einer Eignung des Gerätes zur Bestimmung von Ausgangswerten zur Implantation von torischen Linsen die Genauigkeit der Bestimmung der Lage des Astigmatismus eine wesentliche Rolle, da durch Fehler bei der Winkelbestimmung postoperative refraktive Abweichungen vom Ziel bei Sphäre und Zylinder auftreten können.

Da die Genauigkeit der Bestimmung der Lage von Astigmatismen stark von der Stärke des Astigmatismus abhängt, werden Patientengruppen gebildet, die sich jeweils um 0,25 dpt im Astigmatismus unterscheiden.

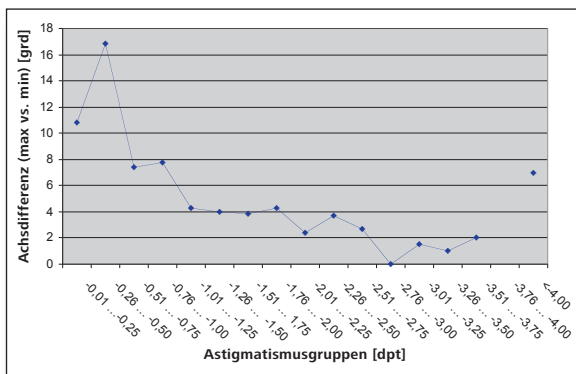


Abb. 6: Mittlere Differenz der maximalen und minimalen Achswerte des Astigmatismus innerhalb der „Astigmatismusgruppen“ bei je 3 Einzelmessungen pro Auge.

In Abb. 6 wird die Abhängigkeit der mittleren Streuung bei der Achsvermessung von der Zylinderstärke gezeigt. Achsen bei Astigmatismen bis 0,50 dpt können naturgemäß nicht hochgenau vermessen werden. Bei stärkeren Astigmatismen nahm die Messgenauigkeit zu und erreichte bei 0,76 dpt mit Werten kleiner 5 Grad und ab 2,5 dpt mit kleiner 2 Grad im Mittel eine gute Wiederholbarkeit.

In der Doppelwinkeldarstellung wird im Folgenden die Differenz der ersten und zweiten Einzelmessungen der untersuchten Patientenpopulation gegenübergestellt. Der Vergleich der ersten und dritten, bzw. zweiten und dritten Einzelmessung bringt vergleichbare Resultate.

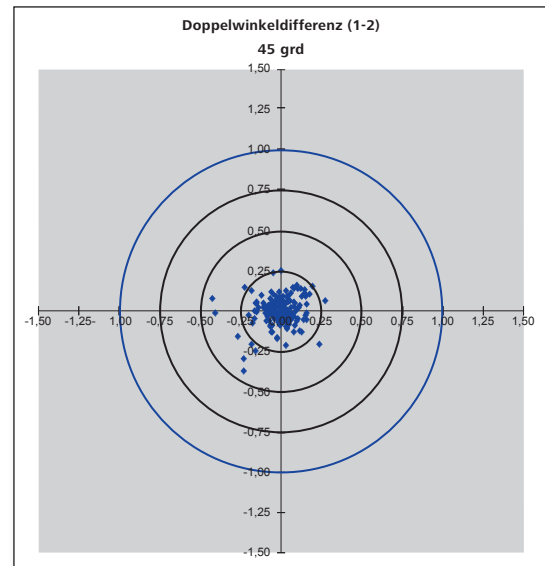


Abb. 7: Gegenüberstellung der ersten und zweiten Einzelmessung

Die Differenzen sind kleiner als 0,5 dpt, die Achsdifferenzen sind statistisch verteilt.

VERGLEICH DER MESSWERTE

MIT DEN KLINISCHEN ANFORDERUNGEN:

Die klinischen Anforderungen an eine Wiederholbarkeit der Messung des Astigmatismus ergeben sich u. a. aus den resultierenden refraktiven Fehlern in Sphäre und Zylinder, welche sich aus einer fehlerhaften Achsbestimmung ergeben.

Zur Ermittlung der Differenzen von der geplanten und erzielten Sphäre bzw. des Zylinder wurde eine Errechnung des Errorvektors nach Eydemann⁽²⁾ vorgenommen. Unter der Annahme, dass sich im Rahmen der Implantation die sphärozyklindrischen Werte der IOL nicht ändern und die IOL postoperativ zur geplanten Achse nur um einen geringen Winkel „verdreht“ ist, wurden die Differenzen – geplant vs. erzielt – errechnet.

Dies ist in Abb. 8 und Abb. 9 dargestellt.

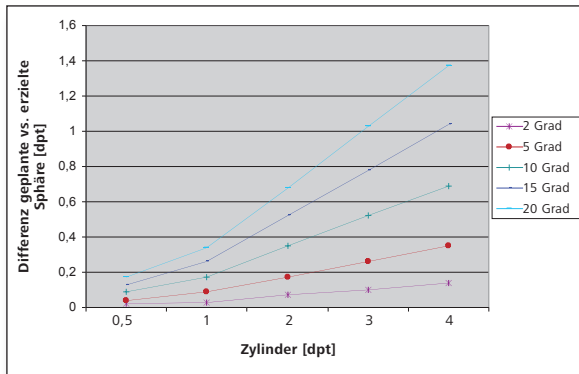


Abb. 8: Errechnete sphärische Abweichung bei einer um einen bestimmten Winkel „verdrehen“ torischen Intraokularlinse in Abhängigkeit der Stärke des präoperativen Astigmatismus.

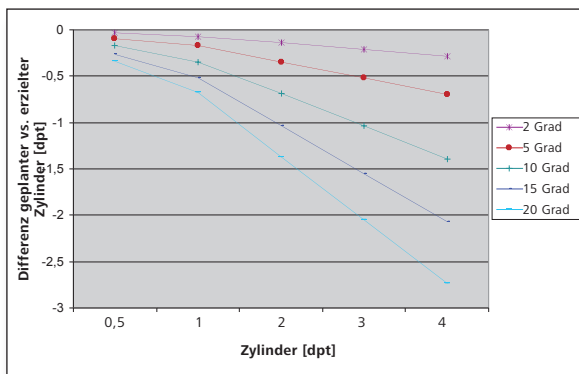


Abb. 9: Errechnete zylindrische Abweichung bei einer um einen bestimmten Winkel „verdrehen“ torischen Intraokularlinse in Abhängigkeit der Stärke des präoperativen Astigmatismus.

Die Abbildungen zeigen, dass schon bei Messfehlern von 5 Grad bei einer Korrektur des Astigmatismus mit torischen IOL mit einem zylindrischen Anteil von mehr als 3 dpt, postoperativ nennenswerte Abweichungen von der geplanten Sphäre und Zylinder auftreten können.

DISKUSSION:

Klinische Erfahrungen zeigen, dass etwa 90% der Augen nach Implantation von sphärischen Intraokularlinsen innerhalb von $\pm 0,5$ dpt zur geplanten postoperativen Refraktion (SE) liegen⁽¹²⁾.

Dafür liefert das Keratometer des IOLMaster mit einer sehr guten Wiederholbarkeit gute Ausgangsdaten (Abb. 3). Die Abweichungen des SE der hier präselektierten Messreihen waren sehr gering, bei 79%

geringer als 0,125 dpt, bei 93% geringer als 0,25 dpt, bei 99% geringer als 0,50 dpt und bei 100% geringer als 1,00 dpt.

Die Wiederholbarkeit des sphärischen Äquivalentes (SE) – hier mittlere Differenz des minimalen und maximalen SE der 3 Einzelmessungen pro Auge – betrug $0,09 \pm 0,06$ dpt [0 - 0,52]. Dies stimmt sehr gut mit den von Vogel et al. gefundenen Werten von 0,069 dpt bzgl. der Variabilität innerhalb einer Messreihe eines Untersuchers und 0,088 dpt bei der Variabilität innerhalb einer Untersucherguppe überein.⁽¹¹⁾ Verschiedene Studien verglichen den IOLMaster mit Scheimpflug-Kameras⁽⁴⁾, manuellen Keratometern^(5, 6), anderen Biometrie-^(7, 8, 9) und Topographie-systemen^(10, 11) und zeigten bzgl. IOLMaster vergleichbare Ergebnisse. Um bei der Implantation von torischen Linsen eine vergleichbare hohe refraktive Zielgenauigkeit wie bei der Implantation von sphärischen Linsen zu ermöglichen, ist eine hohe Zuverlässigkeit bei der Bestimmung der präoperativen Zylinderachse erforderlich, da auch andere Einflussgrößen das refraktive Ziel beeinflussen können.

Um Abweichungen von Sphäre und Zylinder bei etwa je 0,25 und 0,50 dpt, alleine durch eine evtl. Achsdrehung, nicht zu übersteigen, bedarf es einer Genauigkeit der Bestimmung der Achse des präoperativen Zylinders von etwa 5 Grad bei einem Zylinder von 2 dpt Zylinder und von etwa 2 Grad bei einem Zylinder von 4 dpt (Abb. 8 und 9). Nach Abb. 6 sind diese Anforderungen beim Keratometer des IOLMaster im Mittel erfüllt.

90% der Einzelmessungen liegen innerhalb von 5 Grad bei einem Zylinder von 2 dpt und mehr (19 von 21 Augen) und 86% innerhalb von 2 Grad bei 2,75 dpt und mehr (6 von 7 Augen). Für einen Zylinder von größer 4 dpt lag allerdings nur ein Messwert vor.

FAZIT:

Der IOLMaster zeigt bei Keratometermessungen eine sehr gute Wiederholbarkeit. Er erfüllt die klinischen Anforderungen nicht nur zur Bestimmung der keratometrischen Ausgangsdaten für sphärische Intraokularlinsen, sondern ist auch sehr gut geeignet, die Ausgangsdaten für torische Linsen zu bestimmen.

LITERATUR:

1. Vogel A, Dick HB, Krummenauer F. Reproducibility of optical biometry using partial coherence interferometry : intraobserver and interobserver reliability, J Cataract Refract Surg. 2001;27(12):1961-8.
2. Eydelman, Drum B, Holladay J, Hilmantel G, Kezirian G, Durrie D, Stulting D, Sanders D, Wong B. Standardized analyses of correction of astigmatism by laser systems that reshape the cornea. J Ref Surg. 2006;22:81-95.
3. Haigis W, Optical Coherence Biometry, Kohnen T, Modern Cataract Surgery, Dev Ophthalmol. Basel, Karger, 2002, vol 34, pp 119-130
4. Reuland MS, Reuland AJ, Nishi Y, Auffarth GU, Corneal radii and anterior chamber depth measurements using the IOLmaster versus the Pentacam. J Refract Surg, 23(4): 368-73 2007
5. Gantenbein CP, Ruprecht KW, Comparison between optical and acoustical biometry, J Fr Ophtalmol, 27(10): 1121-7 2004
6. Nemeth J, Fekete O, Pesztenlehrer N, Optical and ultrasound measurement of axial length and anterior chamber depth for intraocular lens power calculation, J Cataract Refract Surg, 29(1): 85-8 2003
7. Holzer MP, Mamusa M, Auffarth GU, Accuracy of a new partial coherence interferometry analyser for biometric measurements, Br J Ophthalmol, 93(6): 807-10 2009
8. Buckhurst PJ, Wolffsohn JS, Shah S, Naroo SA, Davies LN, Berrow EJ, A new optical low coherence reflectometry device for ocular biometry in cataract patients, Br J Ophthalmol, 93(7): 949-53 2009
9. Rohrer K, K, Frueh BE, Waelti R, Clemetson IA, Tappeiner C, Goldblum D; Comparison and Evaluation of Ocular Biometry Using a New Noncontact Optical Low-Coherence Reflectometer
10. Cucera A, Lang GK, Buchwald HJ; Intra- und interindividueller Vergleich der Hornhautbrechkraft gemessen mit IOLMaster vs. Hornhauttopografen; Klein Monatsbl Augenheilkd, 2008, 225:957-962
11. Shirayama M, Wang L, Weikert M, Koch DD; Comparison of Corneal Powers Obtained from 4 Different Devices, Am J of Ophthalm 2009
12. Olsen T, Improved accuracy of intraocular lens power calculation with the Zeiss IOLMaster, Acta Ophthalmol Scand, 85(1): 84-7 2007