

FS-Laser-assistierte Implantation torischer Multifokallinsen

Automatisierte **korneale Formanalyse** im Vergleich zur manuellen Methode

DÜSSELDORF Durch korneale Formanalyse, in Verbindung mit automatischer Iriserkennung, kann die präoperativ gemessene steile Achse bei einer Katarakt-OP mittels des Femtosekundenlasers in einer die Zyklorotation berücksichtigenden Art und Weise markiert werden. Diese neue Technik im Rahmen der Femtosekundenlaser-assistierten Katarakt-OP (FLACS) zielt darauf ab, bei der Implantation torischer Intraokularlinsen (IOL) die Korrektur des kornealen Astigmatismus zu verbessern.

Wir vergleichen in dieser retrospektiven Datenanalyse die postoperativen Astigmatismusergebnisse dieses neuen Ansatzes mit denen der manuellen Technik in konsekutiven Fällen.

Hintergrund: Beim refraktiven Linsenaustausch (RLA) wird angestrebt, dass die Refraktionswerte postoperativ so nah wie möglich an den präoperativ bestimmten Zielwerten liegen. Entscheidet man sich für die Implantation torischer IOL, so wird normalerweise eine Eliminierung des postoperativen Astigmatismus anvisiert. Mit der Weiterentwicklung von OP-Techniken und den gestiegenen Erwartungen der Patienten gilt dieser Anspruch heutzutage auch in hohem Maße für Katarakt-Operationen (Kat-OP). Da bei solchen Eingriffen die natürliche Linse entfernt wird, spielt der korneale Astigmatismus, da er häufig von Null verschieden ist¹⁻³, die wesentliche Rolle für die korrekte Wahl des IOL-Zylinders. Für eine

erfolgreiche Astigmatismusreduktion sind zahlreiche Faktoren relevant⁴. Diese umfassen unter anderem:

1. eine präzise Messung des präoperativen totalen kornealen Astigmatismus
2. eine darauf basierende korrekte Berechnung des IOL-Zylinders
3. eine hohe Vorhersagbarkeit des durch die Inzisionen induzierten kornealen Astigmatismus (z.B. wird versucht, möglichst Astigmatismus-neutral zu operieren)
4. eine exakte intraoperative IOL-Achsenausrichtung unter Berücksichtigung der Zyklorotation und
5. eine hohe postoperative Stabilität der implantierten IOL in Bezug auf Rotation.

In Bezug auf (1) wird in der Praxis häufig nur der anteriore korneale Astigmatismus gemessen (z.B. beim IOL-Master) und von diesem dann unter Annahme eines konstanten Verhältnisses zwischen anteriorem zu posteriorem Astigmatismus auf den totalen kornealen Astigmatismus geschlossen. Dazu werden der gemessene steile und flache anteriore Hornhautradius mittels eines effektiven kornealen Brechungsindex von 1,3375 (der reale Wert beträgt etwa 1,376) in die entsprechenden Dioptrien-Werte umgerechnet⁵. Sind anteriorer und posteriorer Astigmatismus nicht gleich orientiert oder verstoßen

$$Z \in \mathbb{R}^{\leq 0}, \alpha \in [0^\circ, 180^\circ)$$

Berechnungsformel 1.

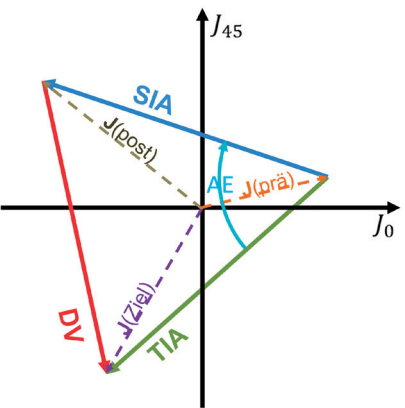


Abb. 1: J-Vektoren im Alpins-Formalismus. Für die Definition der Größen siehe Tabelle 1.

$$\begin{pmatrix} Z \\ \alpha \end{pmatrix} \mapsto \begin{pmatrix} -Z/2 \cos(2\alpha) \\ -Z/2 \sin(2\alpha) \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} J_0 \\ J_{45} \end{pmatrix} = J \in \mathbb{R}^2, \quad \begin{pmatrix} J_0 \\ J_{45} \end{pmatrix} \mapsto \begin{pmatrix} -2\sqrt{J_0^2 + J_{45}^2} \\ \tan^{-1}(J_{45}/J_0)/2 \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} Z \\ \alpha \end{pmatrix}.$$

Berechnungsformel 2.

$$\begin{aligned} \mathbf{J}(\text{pre}) &= -\frac{Z}{2} \begin{pmatrix} \cos(2\alpha) \\ \sin(2\alpha) \end{pmatrix}, \quad \mathbf{SIA} = -\frac{Z}{2} \begin{pmatrix} \cos(2(\pi/2 + \alpha + \delta)) \\ \sin(2(\pi/2 + \alpha + \delta)) \end{pmatrix} = \frac{Z}{2} \begin{pmatrix} \cos(2\alpha + 2\delta) \\ \sin(2\alpha + 2\delta) \end{pmatrix} \\ \Rightarrow IS &= \frac{|\mathbf{J}(\text{pre}) + \mathbf{SIA}|}{|\mathbf{J}(\text{pre})|} = \frac{|-Z/2| \sqrt{(\cos(2\alpha) - \cos(2\alpha + 2\delta))^2 + (\sin(2\alpha) - \sin(2\alpha + 2\delta))^2}}{|-Z/2| \sqrt{(\cos(2\alpha))^2 + (\sin(2\alpha))^2}} \\ &= \sqrt{2 - 2 \cos(2\alpha - (2\alpha + 2\delta))} = 2 \sin \delta. \end{aligned}$$

Berechnungsformel 3.

Größe	Definition	Normalfall	Bedeutung	Bereich	Ideal
J	$= (J_0, J_{45})$		Astigmatismus Vektor	$\mathbb{R}^2$	
J(prä)			Präoperativer Astigmatismus	$\mathbb{R}^2$	
J(post)			Postoperativer Astigmatismus	$\mathbb{R}^2$	J(Ziel)
J(Ziel)		$= (0, 0)$	Astigmatismus-Ziel	$\mathbb{R}^2$	
TIA	$= \mathbf{J}(\text{Ziel}) - \mathbf{J}(\text{prä})$	$= -\mathbf{J}(\text{prä})$	Target Induced Astigmatism	$\mathbb{R}^2$	
SIA	$= \mathbf{J}(\text{post}) - \mathbf{J}(\text{prä})$		Surgically Induced Astigmatism	$\mathbb{R}^2$	TIA
DV	$= \mathbf{TIA} - \mathbf{SIA}$	$= -\mathbf{J}(\text{post})$	Difference Vector	$\mathbb{R}^2$	$(0, 0)$
CI	$= \mathbf{SIA} / \mathbf{TIA} $	$= \mathbf{J}(\text{post}) - \mathbf{J}(\text{prä}) / \mathbf{J}(\text{prä}) $	Correction Index	$[0, \infty)$	1
IS	$= \mathbf{DV} / \mathbf{TIA} $	$= \mathbf{J}(\text{post}) / \mathbf{J}(\text{prä}) $	Index of Success	$[0, \infty)$	0
AE	$= (\angle \mathbf{SIA} - \angle \mathbf{TIA})/2$	$= (\angle(\mathbf{J}(\text{post}) - \mathbf{J}(\text{prä})) - \angle(-\mathbf{J}(\text{prä}))) / 2$	Angle of Error	$[0, 180^\circ)$	0°

Tab. 1: Definition, Normalfall, Bedeutung, Wertebereich sowie Idealwerte der Größen im Alpins-Formalismus.



Detlev R. H. Breyer



Philipp Hagen

gegen das angenommene Verhältnis, so führt diese Näherungsrechnung zu Fehlkalkulationen, die in manchen Fällen erheblich sein können und sich dann in postoperativen Ausreißern äußern. Für eine präzisere Berechnung ist es also wichtig, dass sowohl Vorder- als auch Rückfläche der Hornhaut vermessen werden und in die Astigmatismusberechnung eingehen⁶.

Auch ist die exakte Ausrichtung der Linse (4) von Bedeutung, da bei großen kornealen Zylindern schon relativ kleine Winkelfehler bei der Ausrichtung klinisch relevante postoperative residuale Astigmatismen zur Folge haben (s. Berechnung in „Material und Methoden“). Uns interessierte daher die Frage, wie sich Verbesserungen in vor allem diesem letzten Punkt effektiv auf die Astigmatismusreduktion auswirken.

Material und Methoden/ Berechnungen

Astigmatismus wird im Praxisalltag häufig durch Minuszylinder mit zugehörigem Winkel ausgedrückt

(s. Berechnungsformel 1). Es handelt sich also um eine zweiparametrig, sprich zweidimensionale Größe. In dieser polarkoordinatenähnlichen Darstellung ist die Durchführung von Rechenschritten allerdings umständlich und fehleranfällig. Wir benutzen daher den von Alpins^{7,8} beziehungsweise Thibos⁹ entwickelten Formalismus, der auf den folgenden Hin- und Rücktransformationen basiert (s. Berechnungsformel 2).

Mit den zweidimensionalen J-Vektoren können nun wie gewohnt Summen, Mittelwerte et cetera gebildet werden. In diesem Vektorraum lassen sich präoperativer, postoperativer und Zielastigmatismus definieren sowie alle Differenzen dieser Vektoren (s. Abb. 1 u. Tab. 1 mit zugehörigen Definitionen). Im Falle der Katarakt-OP ist der präoperative Astigmatismus gerade der totale präoperative korneale Astigmatismus. Der Zielastigmatismus ist außerdem der Nullvektor. Damit vereinfachen sich viele der Definitionen. In diesem Modell kann nun genau hergeleitet werden, wie

sich der in (4) erwähnte Winkelfehler bei der IOL-Ausrichtung auf den Index of Success (IS), also den Prozentsatz an nicht korrigiertem Astigmatismus, auswirkt.

Liegt ein präoperativer Zylinder Z beim Winkel α vor, so muss dieser mittels eines ebenso großen um 90° versetzten Zylinders korrigiert werden. Wird dabei ein Fehler δ gemacht, so gilt unter Anwendung trigonometrischer Identitäten Berechnungsformel 3.

Ein Winkelfehler von nur sieben Grad hätte demnach $IS = 24,4$ Prozent zur Folge, was bei einem präoperativen kornealen Zylinder von beispielsweise $Z = -2$ dpt bereits circa eine halbe Dioptrien an postoperativem Zylinder verursacht. Dies gilt es natürlich möglichst zu vermeiden.

Betrachtet wurden alle Augen (konsekutive Fälle), bei denen eine Femtosekundenlaser-assistierte Katarakt-OP (FLACS) mit anschließender Phakoemulsifikation und Implantation einer refraktiven segmentalen torischen EDOF-Linse (Comfort LS-313 MF15, +1,5 dpt Addition, Oculentis) durchgeführt wurde. Diese IOL wurde sowohl in der individuellen Variante (Zylinder-Schrittweite: 0,01 dpt) als auch in der standardisierten Form (Zylinder-Schrittweite: 0,75 dpt) implantiert. Bezüglich der Astigmatismuskorrektur verglichen wir die Ergebnisse zweier Untergruppen:

Manuell: Augen, welche mit der manuellen Technik versorgt wurden. Präoperative Markierung der horizontalen Achse mittels YAG-Laser und intraoperative Ausrichtung der torischen IOL mittels durchsichtiger Winkelscheibe (STACY n. Breyer), die über einen Videomonitor gelegt wurde (54 Augen).

IntelliAxis: Augen, bei denen die IOL-Implantationsachse durch präoperative korneale Formanalyse mittels Cassini (i-Optics) bestimmt wurde. Die steile Achse des totalen kornealen Astigmatismus wurde dabei relativ zur Iris gemessen und die Datenübertragung erfolgte über eine drahtlose Datenverbindung (Streamline) an den LensAR (Topcon). Das IntelliAxis-System markiert dann die steile Achse automatisch mittels kornealer Laserspots, was einen direkten Achsenabgleich mit der später zu implantierenden torischen Linse ermöglicht (86 Augen).

Die Behandlungsschritte der beiden Gruppen sind in Tabelle 2 aufgelistet, die präoperativen Patientendaten in Tabelle 3. Wie man sieht, ist mit der manuellen Methode bei vier Schritten ein manueller Winklabgleich zweier Achsen notwendig, wohingegen das IntelliAxis-System nur einen derartigen Schritt erfordert. Jeder solche Abgleich ist nur bis auf wenige Grad genau und stellt eine potenzielle Fehlerquelle dar. Beim IntelliAxis-System ist die Zahl solcher Fehlerquellen also im Vergleich reduziert. Um zu überprüfen, ob sich dies auch in der Reduktion des Astigmatismus widerspiegelt, wurde ein bis drei

Manuell	IntelliAxis™
• Messung der steilen Achse sowie • Messung des kornealen Astigmatismus durch Abgleich zwischen: ○ Scheimpflug Tomografie (Pentacam), ○ Aberrometrie (KR-1W) und ○ optischer Biometrie (IOL-Master)	• Messung der steilen Achse: ○ korneale Topografie (Cassini) relativ zur Iris • Messung des kornealen Astigmatismus durch Abgleich zwischen: ○ kornealer Topografie (Cassini), ○ Scheimpflug Tomografie (Pentacam), ○ Aberrometrie (KR-1W) und ○ optischer Biometrie (IOL-Master)
(MA) Setzen von 2 Horizontalmarkierungen auf der Kornea mittels YAG-Laser	Daten werden über Cloud (Streamline) an LENSAR übertragen LENSAR kompensiert Zyklorotation durch Abgleich der Irisbilder LENSAR markiert steileste Achse durch 2 korneale Laserspots
Linsenfragmentation und Capsulorhexis mittels LENSAR	
Phakoemulsifikation und Implantation der torischen IOL	
(MA) Einstellen der steilsten Achse auf STACY Winkelschablone	(MA) Ausrichtung der torischen MIOL-Achse anhand der LENSAR-Markierungen
(MA) Ausrichtung der STACY Winkelschablone am OP-Monitor mittels kornealen YAG-Horizontalmarkierungen	
(MA) Ausrichtung der IOL-Achse anhand der steilsten Achse auf Schablone	

Tab. 2: Verfahren zur Achsenausrichtung der Markierungen der torischen Comfort LS-313 MF15 in den beiden Behandlungsgruppen. MA = Behandlungsschritt erfordert manuellen Achsenabgleich.

► Fortsetzung von Seite 10

Monate nach der OP die subjektive Refraktion mittels Phoropter und ETDRS-Lesetafel in vier Metern Entfernung bestimmt. Im Alpins-Formalismus wurden daraus und aus dem präoperativen kornealen Zylinder dann typische Parameter berechnet und für beide Methoden verglichen.

Gruppe		Manuell	IntelliAxis™
Anzahl	Augen	54	86
	CAT-OP	47	56
	RLA	7	30
Verhältnis	M:W [%]	48:52	48:52
Mittelwert ± Standardabweichung	Alter [Jahre]	67 ± 11	62 ± 11
	Sphärisches Äquivalent (SÄ) [dpt]	-3.3 ± 4.5	-3.1 ± 5.0
	Kornealer Zylinder [dpt]	-1.4 ± 0.4	-1.5 ± 0.7
	IOL-SÄ [dpt]	17.2 ± 4.7	18.3 ± 6.1
	IOL-Zylinder [dpt]	2.0 ± 0.6	2.1 ± 0.9

Tab. 3: Präoperative Patientendaten.

Ergebnisse und Fazit

In Abbildung 2 ist die Verteilung des prä- und postoperativen Zylinders für die beiden Methoden dargestellt. In beiden Fällen zeigt sich eine effektive Reduktion der Werte. Die Unterschiede zwischen beiden Gruppen waren nicht signifikant. In Tabelle 4 sind die Parameter Angle of Error (AE), Difference Vector (DV), Correction Index (CI)

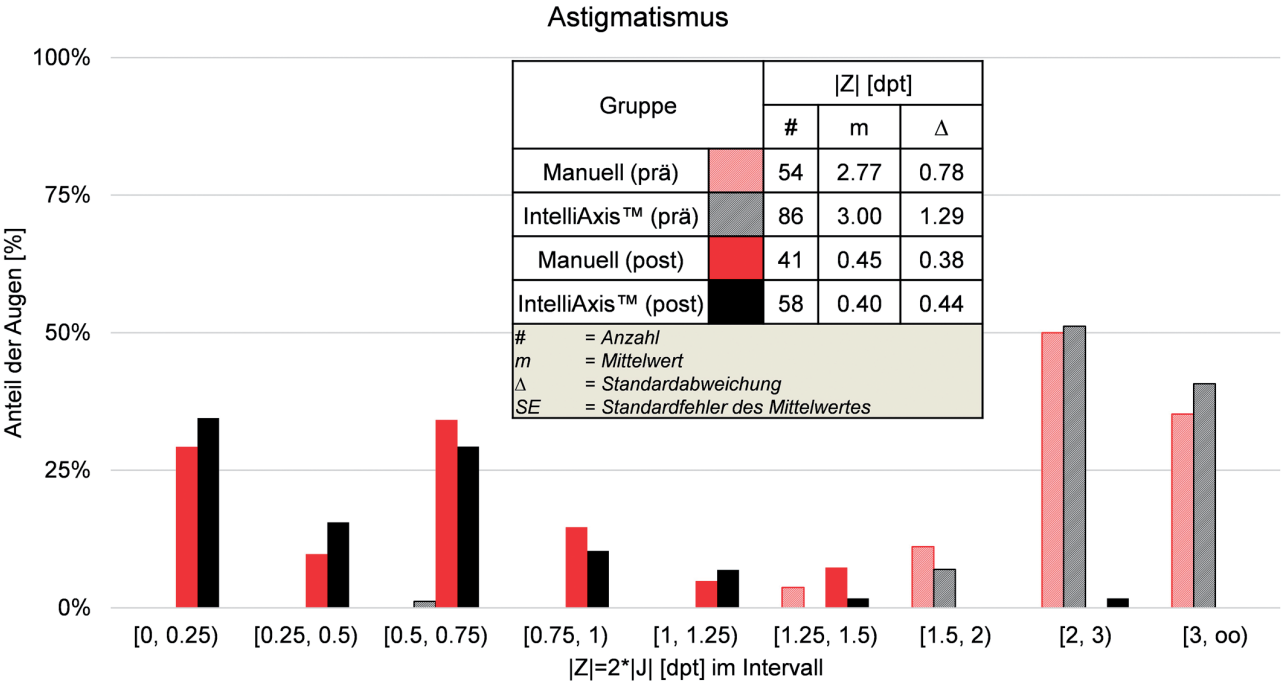


Abb. 2: Präoperativer kornealer Zylinder und postoperativer Zylinder der subjektiven Refraktion beider Gruppen im Vergleich.

sowie Index of Success (IS) aufgelistet. In keinem der Parameter zeigten sich signifikante Unterschiede zwischen den beiden Gruppen. Man sieht jedoch, dass die Mittelwerte für DV, CI und IS in der IntelliAxis-Gruppe etwa zehn Prozent näher an den Idealwerten 0,0 dpt, 1,0, beziehungsweise 0,0 liegen als in der manuellen Gruppe. Als Fazit ist zu ziehen: Aus unserer Datenanalyse ergaben sich in der Gruppe mit automatisierter Erkennung der steilen Achse unter Kompensation der Zyklorotation nur leichte

Vorteile in Bezug auf die Astigmatismusreduktion. Die Unterschiede in den Parametern AE, DV, CI sowie IS waren zwischen beiden Gruppen nicht signifikant. Datentransfer, Workflow und die Vermeidung von Ablesefehlern sind jedoch naturgemäß besser mit dem IntelliAxis-System, weshalb wir dieses in unserer täglichen Praxis bevorzugen.

Ein Schwachpunkt unserer Analyse ist neben ihrem retrospektiven Charakter auch die nicht stringente

Gruppe	Anzahl der Augen	AE [°]	DV [dpt]	CI	IS
Manuell	41	-0.5 ± 9.5	0.45 ± 0.38	1.08 ± 0.30	0.33 ± 0.31
IntelliAxis	51	3.2 ± 10.7	0.40 ± 0.44	0.99 ± 0.22	0.29 ± 0.30

Tab. 4: Astigmatismusreduktion ausgedrückt in Parametern des Alpins-Formalismus. Mittelwert ± Standardabweichung. AE = Angle of Error, DV = Difference Vector, CI = Correction Index, IS = Index of Success.

Fortsetzung siehe Seite 12 ►

► Fortsetzung von Seite 11

Bestimmung des präoperativen kornealen Zylinders, die – wie in Tabelle 2 dargestellt – unter Einbeziehung unterschiedlicher Messverfahren erfolgte und bei der zum Teil auch Erfahrungswerte des Operators mit einflossen. Es wurde hier also lediglich untersucht, wie sich eine erhöhte Genauigkeit bei der Achsenpositionierung auf die Astigmatismusreduktion auswirkt. Im Rahmen einer prospektiven Studie bliebe daher zu untersuchen, ob eine ausschließlich auf Cassini beruhende Bestimmung des Zylinders zu weiteren Verbesserungen führt. Theoretisch sollte dies der Fall sein, da das Cassini im Gegensatz zum KR-1W und zum IOL-Master sowohl Hornhautvorder- als auch -rückfläche vermisst. Scheimpflugtomographie mittels Pentacam leistet dies zwar ebenfalls, jedoch erzeugt die relativ lange Messdauer von mehreren Sekunden Artefakte.

Der Weiteren wäre es auch interessant zu untersuchen, wie stabil sich die IOL-Achsenposition postoperativ verhält (s. Punkt (5) im Abschnitt Hintergrund).

► **Autoren:**
Detlev R. H. Breyer, P. R. Hagen, A. Osinga, H. Kaymak, K. Klabe, C. Ullman, F. T. A. Kretz, G. U. Auffarth
Breyer, Kaymak und Klabe Augenchirurgie
Berliner Allee 15

40212 Düsseldorf
E-Mail: d.breyer@augenchirurgie.clinic
p.hagen@augenchirurgie.clinic
a.osinga@augenchirurgie.clinic

Literatur

1. Hoffer KJ. Biometry of 7,500 cataractous eyes. Am J Ophthalmol 1980 Sep;90(3): 360–368.
2. Ferrer-Blasco T, Montés-Micó R, Peixoto-de-Matos SC, González-Méijome JM, Cerviño A. Prevalence of corneal astigmatism before cataract surgery. J Cataract Refract Surg 2009 Jan;35(1): 70–75.
3. Hoffmann PC, Hütz WW. Analysis of biometry and prevalence data for corneal astigmatism in 23,239 eyes. J Cataract Refract Surg 2010 Sep;36(9):1479–1485.
4. Hirnschall N, Hoffmann PC, Draschl P, Maedel S, Findl O. Evaluation of factors influencing the remaining astigmatism after toric intraocular lens implantation. J Refract Surg 2014 Jun;30(6):394–400.
5. Koch DD, Ali SF, Weikert MP, Shirayama M, Jenkins R, Wang L. Contribution of posterior corneal astigmatism to total corneal astigmatism. J Cataract Refract Surg 2012 Dec;38(12):2080–2087.
6. Hoffmann P, Abraham M, Zumhagen L. Evaluation verschiedener Methoden zur Berücksichtigung der Hornhau-trück-fläche bei der Berechnung torischer Linsen. DGII Dortmund 2017; Vortrag 058.
7. Alpíns NA. A new method of analyzing vectors for changes in astigmatism. J Cataract Refract Surg 1993 Jul;19(4): 524–533.
8. Alpíns NA. Astigmatism analysis by the Alpíns method. J Cataract Refract Surg 2001 Jan;27(1):31–49.
9. Thibos LN, Horner D. Power vector analysis of the optical outcome of refractive surgery. J Cataract Refract Surg 2001;27: 80–85.