

AUGEN DER SPIEGEL

FEBRUAR 2023

Zeitschrift für Klinik und Praxis

KONGRESS

DGII 2023

2.-4. März in Weimar

Forum für Augenärzte

in Deutschland, Österreich und der Schweiz

SCHWERPUNKT

Katarakt

BL-CK

GLAUKOM

MIGS mit

Mikroimplantaten

The graphic features a central eye illustration with a grid of text and numbers overlaid. The text includes names of authors and medical terms, and the numbers represent values for different eye parameters.

Barrett	19.0	Barrett	19.0	Hill	21.0
Haigis	19.5	Hill	19.5	Refraction	20.5
Holladay	20.0	Refraction	20.0	Kane	20.0
HofferQ	20.5	Optimization	20.5	Barrett	19.0
SRK/T	21.0	SRK/T	21.0	Haigis	19.5
SF	20.0	SF	20.0	Holladay	20.0
ELP	20.5	ELP	20.5	Holladay	19.5
K1/K2	20.0	K1/K2	20.0	Holladay	20.0
ACD	20.5	ACD	20.5	Haigis	20.5
ELP	21.0	ELP	21.0	Holladay	21.0
SF	19.0	SF	19.0	Holladay	20.5
SRK/T	19.5	SRK/T	19.5	Haigis	21.0
Holladay	20.0	Holladay	20.0	Barrett	19.0
Haigis	20.5	Haigis	20.5	Hill	20.0
Barrett	21.0	Barrett	21.0	Refraction	19.0
Kane	19.0	Kane	19.0	Optimization	19.5
Hill	19.5	Hill	19.5	SF	20.0
Refraction	20.0	Refraction	20.0	SRK/T	20.5
Optimization	20.5	Optimization	20.5	AX	20.5
SRK/T	21.0	SRK/T	21.0	P=A-BL-CK	21.0
SF	19.0	SF	19.0	AX	19.0
ELP	19.5	ELP	19.5	K1/K2	19.0
ACD	20.0	ACD	20.0	ACD	20.0
K1/K2	20.5	K1/K2	20.5	ELP	20.5
AX	21.0	AX	21.0	SF	20.0
P=A-BL-CK	19.0	P=A-BL-CK	19.0	SRK/T	20.5
AX	19.5	AX	19.5	Holladay	21.0
P=A-BL-CK	20.0	P=A-BL-CK	20.0	Haigis	19.0
ACD	20.5	ACD	20.5	Barrett	19.5
ELP	21.0	ELP	21.0	Hill	20.0
SF	19.0	SF	19.0	Refraction	20.5
SRK/T	19.5	SRK/T	19.5	Optimization	21.0
Holladay	20.0	Holladay	20.0	Hill	19.0
Haigis	20.5	Haigis	20.5	Refraction	19.5
Barrett	21.0	Barrett	21.0	Optimization	20.0
Kane	19.0	Kane	19.0	Refraction	20.5
Hill	19.5	Hill	19.5	Holladay	21.0
Refraction	20.0	Refraction	20.0	Haigis	19.0
Optimization	20.5	Optimization	20.5	Barrett	19.5
SRK/T	21.0	SRK/T	21.0	Hill	20.0
SF	19.0	SF	19.0	Refraction	20.5
ELP	19.5	ELP	19.5	Optimization	21.0
ACD	20.0	ACD	20.0	Hill	19.0
K1/K2	20.5	K1/K2	20.5	Refraction	19.5
AX	21.0	AX	21.0	Optimization	20.0
P=A-BL-CK	19.0	P=A-BL-CK	19.0	Holladay	20.5
AX	19.5	AX	19.5	Haigis	21.0
P=A-BL-CK	20.0	P=A-BL-CK	20.0	Holladay	19.0
ACD	20.5	ACD	20.5	Barrett	20.0
ELP	21.0	ELP	21.0	Haigis	19.5
SF	19.0	SF	19.0	Hill	20.0
SRK/T	19.5	SRK/T	19.5	Refraction	20.5
Holladay	20.0	Holladay	20.0	Optimization	21.0
Haigis	20.5	Haigis	20.5	Hill	19.0
Barrett	21.0	Barrett	21.0	Refraction	19.5
Kane	19.0	Kane	19.0	Optimization	20.0
Hill	19.5	Hill	19.5	Refraction	20.5
Refraction	20.0	Refraction	20.0	Holladay	21.0
Optimization	20.5	Optimization	20.5	Haigis	19.0
SRK/T	21.0	SRK/T	21.0	Barrett	19.5
SF	19.0	SF	19.0	Hill	20.0
ELP	19.5	ELP	19.5	Refraction	20.5
ACD	20.0	ACD	20.0	Optimization	21.0
K1/K2	20.5	K1/K2	20.5	Hill	19.0
AX	21.0	AX	21.0	Refraction	19.5
P=A-BL-CK	19.0	P=A-BL-CK	19.0	Optimization	20.0
AX	19.5	AX	19.5	Holladay	20.5
P=A-BL-CK	20.0	P=A-BL-CK	20.0	Haigis	21.0
ACD	20.5	ACD	20.5	Holladay	19.0
ELP	21.0	ELP	21.0	Barrett	20.0
SF	19.0	SF	19.0	Haigis	19.5
SRK/T	19.5	SRK/T	19.5	Hill	20.0
Holladay	20.0	Holladay	20.0	Refraction	20.5
Haigis	20.5	Haigis	20.5	Optimization	21.0
Barrett	21.0	Barrett	21.0	Hill	19.0
Kane	19.0	Kane	19.0	Refraction	19.5
Hill	19.5	Hill	19.5	Optimization	20.0
Refraction	20.0	Refraction	20.0	Refraction	20.5
Optimization	20.5	Optimization	20.5	Holladay	21.0
SRK/T	21.0	SRK/T	21.0	Haigis	19.0
SF	19.0	SF	19.0	Barrett	19.5
ELP	19.5	ELP	19.5	Hill	20.0
ACD	20.0	ACD	20.0	Refraction	20.5
K1/K2	20.5	K1/K2	20.5	Optimization	21.0
AX	21.0	AX	21.0	Hill	19.0
P=A-BL-CK	19.0	P=A-BL-CK	19.0	Refraction	19.5
AX	19.5	AX	19.5	Optimization	20.0
P=A-BL-CK	20.0	P=A-BL-CK	20.0	Holladay	20.5
ACD	20.5	ACD	20.5	Haigis	21.0
ELP	21.0	ELP	21.0	Holladay	19.0
SF	19.0	SF	19.0	Barrett	20.0
SRK/T	19.5	SRK/T	19.5	Haigis	19.5
Holladay	20.0	Holladay	20.0	Hill	20.0
Haigis	20.5	Haigis	20.5	Refraction	20.5
Barrett	21.0	Barrett	21.0	Optimization	21.0
Kane	19.0	Kane	19.0	Hill	19.0
Hill	19.5	Hill	19.5	Refraction	19.5
Refraction	20.0	Refraction	20.0	Optimization	20.0
Optimization	20.5	Optimization	20.5	Refraction	20.5
SRK/T	21.0	SRK/T	21.0	Holladay	21.0
SF	19.0	SF	19.0	Haigis	19.0
ELP	19.5	ELP	19.5	Barrett	19.5
ACD	20.0	ACD	20.0	Hill	20.0
K1/K2	20.5	K1/K2	20.5	Refraction	20.5
AX	21.0	AX	21.0	Optimization	21.0
P=A-BL-CK	19.0	P=A-BL-CK	19.0	Hill	19.0
AX	19.5	AX	19.5	Refraction	19.5
P=A-BL-CK	20.0	P=A-BL-CK	20.0	Optimization	20.0
ACD	20.5	ACD	20.5	Holladay	20.5
ELP	21.0	ELP	21.0	Haigis	21.0
SF	19.0	SF	19.0	Holladay	19.0
SRK/T	19.5	SRK/T	19.5	Barrett	20.0
Holladay	20.0	Holladay	20.0	Haigis	19.5
Haigis	20.5	Haigis	20.5	Hill	20.0
Barrett	21.0	Barrett	21.0	Refraction	20.5
Kane	19.0	Kane	19.0	Optimization	21.0
Hill	19.5	Hill	19.5	Hill	19.0
Refraction	20.0	Refraction	20.0	Refraction	19.5
Optimization	20.5	Optimization	20.5	Optimization	20.0
SRK/T	21.0	SRK/T	21.0	Refraction	20.5
SF	19.0	SF	19.0	Holladay	21.0
ELP	19.5	ELP	19.5	Haigis	19.0
ACD	20.0	ACD	20.0	Barrett	19.5
K1/K2	20.5	K1/K2	20.5	Hill	20.0
AX	21.0	AX	21.0	Refraction	20.5
P=A-BL-CK	19.0	P=A-BL-CK	19.0	Optimization	21.0
AX	19.5	AX	19.5	Hill	19.0
P=A-BL-CK	20.0	P=A-BL-CK	20.0	Refraction	19.5
ACD	20.5	ACD	20.5	Optimization	20.0
ELP	21.0	ELP	21.0	Refraction	20.5
SF	19.0	SF	19.0	Holladay	21.0
SRK/T	19.5	SRK/T	19.5	Haigis	19.0
Holladay	20.0	Holladay	20.0	Barrett	19.5
Haigis	20.5	Haigis	20.5	Hill	20.0
Barrett	21.0	Barrett	21.0	Refraction	20.5
Kane	19.0	Kane	19.0	Optimization	21.0
Hill	19.5	Hill	19.5	Hill	19.0
Refraction	20.0	Refraction	20.0	Refraction	19.5
Optimization	20.5	Optimization	20.5	Optimization	20.0
SRK/T	21.0	SRK/T	21.0	Refraction	20.5
SF	19.0	SF	19.0	Holladay	21.0
ELP	19.5	ELP	19.5	Haigis	19.0
ACD	20.0	ACD	20.0	Barrett	19.5
K1/K2	20.5	K1/K2	20.5	Hill	20.0
AX	21.0	AX	21.0	Refraction	20.5
P=A-BL-CK	19.0	P=A-BL-CK	19.0	Optimization	21.0
AX	19.5	AX	19.5	Hill	19.0
P=A-BL-CK	20.0	P=A-BL-CK	20.0	Refraction	19.5
ACD	20.5	ACD	20.5	Optimization	20.0
ELP	21.0	ELP	21.0	Refraction	20.5
SF	19.0	SF	19.0	Holladay	21.0
SRK/T	19.5	SRK/T	19.5	Haigis	19.0
Holladay	20.0	Holladay	20.0	Barrett	19.5
Haigis	20.5	Haigis	20.5	Hill	20.0
Barrett	21.0	Barrett	21.0	Refraction	20.5
Kane	19.0	Kane	19.0	Optimization	21.0
Hill	19.5	Hill	19.5	Hill	19.0
Refraction	20.0	Refraction	20.0	Refraction	19.5
Optimization	20.5	Optimization	20.5	Optimization	20.0
SRK/T	21.0	SRK/T	21.0	Refraction	20.5
SF	19.0	SF	19.0	Holladay	21.0
ELP	19.5	ELP	19.5	Haigis	19.0
ACD	20.0	ACD	20.0	Barrett	19.5
K1/K2	20.5	K1/K2	20.5	Hill	20.0
AX	21.0	AX	21.0	Refraction	20.5
P=A-BL-CK	19.0	P=A-BL-CK	19.0	Optimization	21.0
AX	19.5	AX	19.5	Hill	19.0
P=A-BL-CK	20.0	P=A-BL-CK	20.0	Refraction	19.5
ACD	20.5	ACD	20.5	Optimization	20.0
ELP	21.0	ELP	21.0	Refraction	20.5
SF	19.0	SF	19.0	Holladay	21.0
SRK/T	19.5	SRK/T	19.5	Haigis	19.0
Holladay	20.0	Holladay	20.0	Barrett	19.5
Haigis	20.5	Haigis	20.5	Hill	20.0
Barrett	21.0	Barrett	21.0	Refraction	20.5
Kane	19.0	Kane	19.0	Optimization	21.0
Hill	19.5	Hill	19.5	Hill	19.0
Refraction	20.0	Refraction	20.0	Refraction	19.5
Optimization	20.5	Optimization	20.5	Optimization	20.0
SRK/T	21.0	SRK/T	21.0	Refraction	20.5
SF	19.0	SF	19.0	Holladay	21.0
ELP	19.5	ELP	19.5	Haigis	19.0
ACD	20.0	ACD	20.0	Barrett	19.5
K1/K2	20.5	K1/K2	20.5	Hill	20.0
AX	21.0	AX	21.0	Refraction	20.5
P=A-BL-CK	19.0	P=A-BL-CK	19.0	Optimization	21.0
AX	19.5	AX	19.5	Hill	19.0
P=A-BL-CK	20.0	P=A-BL-CK	20.0	Refraction	19.5
ACD	20.5	ACD	20.5	Optimization	20.0
ELP	21.0	ELP	21.0	Refraction	20.5
SF	19.0	SF	19.0	Holladay	21.0
SRK/T	19.5	SRK/T	19.5	Haigis	19.0
Holladay	20.0	Holladay	20.0	Barrett	19.5
Haigis	20.5	Haigis	20.5	Hill	20.0
Barrett	21.0	Barrett	21.0	Refraction	20.5
Kane	19.0	Kane	19.0	Optimization	21.0
Hill	19.5	Hill	19.5	Hill	19.0
Refraction	20.0	Refraction	20.0	Refraction	19.5
Optimization	20.5	Optimization	20.5	Optimization	20.0
SRK/T	21.0	SRK/T	21.0	Refraction	20.5
SF	19.0	SF	19.0	Holladay	21.0
ELP	19.5	ELP	19.5	Haigis	19.0
ACD	20.0	ACD	20.0	Barrett	19.5
K1/K2	20.5	K1/K2	20.5	Hill	20.0
AX	21.0	AX	21.0	Refraction	20.5
P=A-BL-CK	19.0	P=A-BL-CK	19.0	Optimization	21.0
AX	19.5	AX	19.5	Hill	19.0
P=A-BL-CK	20.0	P=A-BL-CK	20.0	Refraction	19.5
ACD	20.5	ACD	20.5	Optimization	20.0
ELP	21.0	ELP	21.0	Refraction	20.5
SF	19.0	SF	19.0	Holladay	21.0
SRK/T	19.5	SRK/T	19.5	Haigis	19.0
Holladay	20.0	Holladay	20.0	Barrett	19.5
Haigis	20.5	Haigis	20.5	Hill	20.0
Barrett	21.0	Barrett	21.0	Refraction	20.5
Kane	19.0	Kane	19.0	Optimization	21.0
Hill	19.5	Hill	19.5	Hill	19.0
Refraction	20.0	Refraction	20.0	Refraction	19.5
Optimization	20.5	Optimization	20.5		

IOL-Berechnung: Formeln, Konstanten und deren Optimierung

Der Ophthalmochirurg hat heutzutage aus einem großen Portfolio von Intraokularlinsen verschiedener Hersteller zu wählen. Die richtige Auswahl ist im Zeitalter der „refraktiven Kataraktchirurgie“ entscheidend für ein bestmögliches postoperatives Resultat und größtmögliche Patientenzufriedenheit. Die Kenntnis der verfügbaren Berechnungsformeln und der IOL-Konstanten sowie Optimierungen ist daher enorm wichtig. Datenbanken und Softwareprogramme helfen dabei. Dr. Andreas F. Borkenstein (Graz) gibt einen Überblick über IOL-Konstanten und deren Optimierung.

Die Anzahl an verfügbaren Intraokularlinsen wächst kontinuierlich und die exakte Berechnung der IOL, insbesondere aufgrund der Zunahme an Premiumlinsen mit speziellen optischen Eigenschaften, wird immer wichtiger. „Das, wobei unsere Berechnungen versagen, nennen wir Zufall“, lautet ein Zitat von Albert Einstein – bei der IOL-Auswahl sind Zufälle aber gänzlich unerwünscht. Neben modernsten Geräten bei Voruntersuchungen und bestmöglicher Operationstechnik scheint es besonders wichtig, die richtige Kalkulation und Konstante bei der Auswahl der IOL zu verwenden (Abb. 1).

Am 29.11.1949 implantierte Sir Harold Ridley die erste Intraokularlinse (IOL). Ein Meilenstein in der Augenheilkunde, da sie den Kataraktpatienten zum ersten Mal ein, mehr oder weniger zufriedenstellendes, refraktives Implantat zur Verfügung stellte. In den letzten 70 Jahren haben sich sowohl Kataraktchirurgie als auch Intraokularlinsentechnologie enorm weiterentwickelt. Die Erfindung der optischen Biometrie im Jahr 1999 und die Einführung des ersten Biometers (Zeiss IOLMaster) veränderte die Kataraktchirurgie erneut grundlegend. Die erste ver-

fügbare Formelkonstanten-Datenbank (ULIB-User Group for Laser Interference Biometry) von Prof. Wolfgang Haigis mit Auflistung aller nominalen und optimierten Konstanten gilt als weiterer Meilenstein. Es wurden einige weitere Konstanten-Datenbanken (Dr. Warren, Hill) oder Suchmaschinen (IOL-Finder) vorgestellt, allerdings blieben diese immer nur begrenzt auf einige IOL-Modelle. Parallel dazu hat sich die Zahl der IOL-Hersteller sowie der IOL-Modelle und ihrer technischen Möglichkeiten in den letzten Jahrzehnten vervielfacht, so dass es für den Augenchirurgen immer schwieriger wurde, den Überblick über alle verfügbaren Optionen zu behalten.

Trend zur „refraktiven Kataraktchirurgie“

Die Kataraktoperation entwickelte sich im Verlauf immer mehr in Richtung refraktive Chirurgie. Dabei veränderten sich alle Bereiche: Die Möglichkeiten der Voruntersuchung (Gerätetechnologie), die Operationstechnik sowie die Vielzahl an vorhandenen Intraokularlinsen. Ein entscheidender Faktor, um am Ende maximale Patientenzufriedenheit zu erreichen, ist dabei die Auswahl der geeigneten und bestmöglichen Intraokularlinse. Hier sind nicht nur exakte Messungen, sondern auch die fehlerfreie Übertragung von präoperativ gewonnenen biometrischen Daten zur Berechnung der IOL essentiell. Die Verwendung der passenden Kalkulationsformel und Auswahl der richtigen Konstante spielen dabei die Hauptrolle. Aufgrund der Vielzahl verfügbarer IOL am Markt, die sich durch ihre optischen Prinzipien und ihre Geometrie (Haptikdesign) unterscheiden, scheint das fundierte Grundlagenwissen für den Ophthalmochirurgen, aber auch den niedergelassenen Facharzt grundlegend wichtig zu sein. Nur so können alle theoretisch vorhandenen Optionen an IOL-Technologien überblickt und richtig eingesetzt werden.

Es gilt als gesichert, dass bei der Planung der Kataraktoperation die Wahl des Intraokularlinsenmodells und die Bestimmung der richtigen IOL-Stärke einen der wichtigsten Schritte für den



Abb. 1: IOL-Berechnung im 21. Jahrhundert.

Behandlungserfolg darstellt. Anatomische und optische Parameter müssen berücksichtigt werden, um die angestrebte Zielrefraktion zu erreichen.

In den letzten Jahrzehnten hatten monofokale Linsen einen Marktanteil von >90 Prozent und so wurde in den allermeisten Fällen für beide Augen eine Fernmetropie angestrebt. In Einzelfällen entschied man sich für eine Monovision, also das Belassen einer geringen Myopie auf einem Auge, um dann postoperativ binokular im Alltag etwas flexibler auch im Nahbereich zu sein. Dieses (Monovision, Minimonovision) Konzept hatte sich in einigen Fällen bewährt, der Erfolg war aber aufgrund der postoperativen Neuroadaptationsvorgänge schwer vorauszusagen. Ein sicheres, exaktes „Treffen“ der angestrebten Zielrefraktion war in diesen „Standardfällen“ und bei Verwendung monofokaler Linsen wichtig. Doch seit Einführung diverser „Premiumlinsen“ (Enhanced Monofokal, Enhanced Depth of Focus/EDoF, Trifokal, Multifokal oder Torisch) ist der Anspruch an die „refraktive Treffergenauigkeit“ natürlich noch weiter gewachsen. Ein Ergebnis fernab der Zielrefraktion („Refractive Surprise“) kann in Fällen von Premiumlinsen deutliche unerwünschte Nebenwirkungen bedeuten. Aus diesem Grund sind im Zeitalter der „refraktiven Kataraktchirurgie“, in der der Anteil an „Speziallinsen“ weiter zunimmt, IOL-Berechnungsformeln, die Auswahl der richtigen Konstanten und Optimierungen dieser Konstanten so wichtig wie noch nie.

Welche IOL-Formeln gibt es?

Die Brechkraft von Intraokularlinsen kann entweder mit empirischen Formeln oder sogenannten theoretisch-optischen Formeln, die auf Deep-Learning-Algorithmen basieren, oder mit Kombinationen dieser Formeln berechnet werden.

Theoretisch-optische Formeln basieren auf der Fyodorov-Formel oder Gernet-Formel (unabhängig voneinander veröffentlicht 1967 und 1970) und sind auf die lineare Gauß-Optik (paraxiale Optik) beschränkt. Als sogenannte Grundformel kann die von Sanders, Retzlaff und Kraff vorgestellte Regressionsformel (SRK-Formel: $P = A - 2.5 \cdot L - 0.9 \cdot K$) angesehen werden. Die in den letzten Jahrzehnten im deutschsprachigen Raum häufig verwendeten Formeln (SRK/T, Hoffer Q, Holladay) basieren auf den Messwerten der Achsenlänge (AL), der Keratometriedaten (K) sowie auf der IOL-Konstante (A) unter Verwendung eines Keratometerindex. Zusätzlich zu vereinfachten Regressionsformeln wurden mehrere theoretisch-optische Formeln veröffentlicht, die zusätzliche Messwerte verwenden. Die Haigis-Formel beinhaltet als dritten Messwert die Vorderkammertiefe (ACD) und hat drei IOL-Konstanten a_0 , a_1 , a_2 . Die Olsen-Formel inkludiert die Linsendicke sowie die präoperativen Refraktionsergebnisse. Neuere Formeln, wie die Barrett-Formel, verwenden ein theoretisches Modellage und inkludieren den refraktiven Index des IOL-

Materials. Außerdem wird berücksichtigt, dass der horizontale Hornhautdurchmesser größer als der vertikale Hornhautdurchmesser ist und daher der Hornhauradius vertikal steiler ist. Es bestehen auch Formeln, die das Patientenalter und Geschlecht einschließen (Kane) oder mehrere Konstanten beinhalten, um bestimmte Linsendesigns oder die Lage der Linse im Kapselsack zu berücksichtigen und durch eine Kombination aus Regression und Künstlicher Intelligenz arbeiten.

Die präoperative Diagnostik (Biometrie) hat sich enorm weiterentwickelt und moderne Geräte liefern exakte Messwerte. Der einzige Parameter, der präoperativ nicht sicher vorherbestimmt werden kann, ist die Position, in der sich die IOL nach der Operation tatsächlich „niederlässt“. Die Vorhersage dieser effektiven Linsenposition (ELP) erfolgt zuerst immer durch den Hersteller einer neuen IOL in Form der A-Konstante. Die A-Konstante ist ein empirischer Wert und stark vom Design/Geometrie der IOL abhängig. Die ELP ist definiert als der effektive Abstand zwischen der vorderen Oberfläche der Hornhaut und der Linsenebene. Diese Konstante wird daher im Verlauf durch Informationen aus statistischen Optimierungen verfeinert. Außerdem sollte die persönliche Operationstechnik des Chirurgen berücksichtigt werden. Dieser Chirurgenfaktor oder Surgeon Factor (SF) ist definiert als der Abstand zwischen der vorderen Irisebene und der Wirkebene der IOL. Die postoperative effektive Linsenposition gilt als der wichtigste begrenzende Faktor für die Vorhersagbarkeit der Refraktion nach einer Kataraktoperation oder Clear Lens Exchange.

Die Vorhersage der axialen Position des dünnen IOL-Implantats erfolgt meist empirisch unter Verwendung der Formelkonstante. Es wurden in den letzten Jahren diverse mathematische Formeln für eine bestmögliche Schätzung der ELP entwickelt, von denen die meisten auf der paraxialen Optik beruhen. Zusätzlich konnte auch eine Korrelation der ELP zur klinischen Population, zu chirurgischer Technik und den Messverfahren gezeigt werden. Daher ist das Anpassen von Formelkonstanten an den Chirurgen oder das chirurgische Zentrum entscheidend. Dies wird allgemein als Konstantenoptimierung bezeichnet.

Optimierung von Konstanten

Zur Optimierung der Formelkonstanten müssen zusätzlich zu biometrischen Daten (präoperative Messungen), die Stärke der in das Patientenaugen tatsächlich eingesetzten IOL und die erreichte Refraktion (sphärisches Äquivalent, SEQ) nach der Kataraktoperation evaluiert werden. Besonderes Augenmerk sollte auf die postoperative Refraktion gelegt werden, die in einem Zeitintervall von mindestens acht Wochen nach der Kataraktoperation mittels manueller Refraktometrie durchgeführt wird. Es besteht leider weiterhin kein Konsens über die genaue Optimierungstechnik für Formelkonstanten. Daher wurden in der Vergangenheit

im Rahmen von Studien und Evaluierungen neuer Linsen auch leicht abweichende, unterschiedliche Parameter gewählt (Ein-, Ausschlusskriterien, postoperativer Beobachtungszeitraum, Fallzahl, OP-Technik). Außerdem existiert eine Vielzahl an Berechnungsformeln, einige davon wurden aber nicht wissenschaftlich geprüft und publiziert und somit auch nicht vollständig „offengelegt“ (Berechnungsstrategie) oder sind teilweise nur im Internet (webbasiert/Software) verfügbar.

Daher scheint für den niedergelassenen Augenchirurgen, der regelmäßig mit einer Vielzahl an neuen IOL am Markt konfrontiert wird, eine verlässliche und herstellerunabhängige Datenbank mit validen, geprüften Daten essentiell zu sein.

Im Jahre 2017 hatte Professor Achim Langenbacher (Homburg/Saar) eine solche Datenbank mit dem Namen „IOLCon“ vorgestellt (<http://www.iolcon.org>). Es handelt sich hierbei um eine internetbasierte, frei zugängliche Datenbank zur fortlaufenden Archivierung und automatischen, herstellerunabhängigen Optimierung von Intraokularlinsen-Konstanten (Abb. 2). Die Eingabe der IOL-Daten erfolgt nach Benutzerregistrierung. Auch eine Übersicht über technische IOL-Spezifikationen ist in der Datenbank inkludiert. Eine Such- und Filterfunktion erlaubt eine kriterienbasierte Selektion einzelner IOL-Modelle. Angemeldete Ophthalmochirurgen können die relevanten Untersuchungsergebnisse für eine spezifische Optimierung als Datei hochladen. Die erfassten Daten werden nach einer Validitätsprüfung zur Berechnung von global optimierten Konstanten genutzt. Darüber hinaus können registrierte Benutzer auf ihre individuellen IOL-Konstanten rasch zugreifen. Alle Konstanten stehen über ein offenes Datenaustauschformat (XML) für diverse Biometrieeräte zur Verfügung. Verlaufsbeobachtungen von neuen IOL und Optimierungen der Konstanten über die Zeit werden daher leicht ersichtlich und können in den klinischen Alltag übernommen werden. Auch die Anzahl der bisher für eine Konstantenoptimierung eingeschlossenen Fälle sowie der mittlere Vorhersagefehler wird angezeigt und der Anwender kann einfach und schnell sehen, wie viele Fälle postoperativ in einem gewissen Zielrefraktionsbereich ($<0,5$ dpt, $<1,0$ dpt, $1,5$ dpt) liegen. Auf der IOLCon-Plattform sind derzeit Informationen von >450 IOL-Typen von 28 Herstellern gesammelt und die Informationen werden laufend aktualisiert und erweitert. Außerdem steht ein „Lens Power Calculation Module“ zu Verfügung, welches den Anwender bei der Auswahl der IOL unterstützt.

Da der Ophthalmochirurg nicht nur für die Operation, sondern auch für die präoperative Auswahl der IOL verantwortlich ist, können diese Funktionen zusätzliche Sicherheit im Praxisalltag bringen. Aus diesem Grund erfreut sich die firmenunabhängige und verlässliche Datenbank seit der Erstvorstellung großer Belieb-

heit unter Augenchirurgen weltweit. Zuverlässig und unkompliziert können neueste Formeloptimierungen von Anwendern heruntergeladen werden und in ihren eigenen Biometrieeräten gespeichert werden. Eine kürzlich durchgeführte Evaluierung zur Bestimmung der optimalen Anzahl an Fällen, die benötigt wird, um Konstanten für Formelberechnungen zu optimieren, ergab dass 80 bis 100 Fälle bei Formeln mit einer Konstante ausreichend sind, um Konvergenz zu erreichen. Bei der Haigis-Formel mit drei Konstanten sind 200 bis 300 Fälle nötig, um verlässliche Daten zu erhalten. Eine weitere Verbesserung des mittleren absoluten Refraktionsfehlers ist nicht zu erwarten, wenn mehr klinische Datenpunkte berücksichtigt werden. Es konnte auch gezeigt werden, dass es große stochastische Schwankungen im Herstellungsprozess, in der Linsenstärke und der Qualität der klinischen Daten gibt, die den mittleren absoluten Refraktionsfehler für verschiedene Linsentypen beeinflussen.

Welche Formel für welches Auge?

Die Berechnung der IOL-Brechkraft kann mit einer Vielzahl von Formeln durchgeführt werden. Diverse Studien und klinische Fallserien in der Vergangenheit versuchten, Unterschiede herauszuarbeiten und die Genauigkeit dieser Formeln zu evaluieren (Abb. 3). Entsprechend aktueller Übersichtsarbeiten kann man für normale Achsenlängen (AL) von 22,5 bis 24,5 mm (Emmetropie) diverse Formeln anwenden mit nur minimalen Diskrepanzen. Andere Studien zeigten, dass die Hoffer-Q-Formel bei kurzen Augen (AL $<22,0$ mm) die zuverlässigsten Ergebnisse lieferte, während die SRK/T-Formel und Haigis-Formel bei normalen und langen Augen (AL $>26,0$ mm) überlegen war. In einer weiteren Studie konnte auch die Barrett-II-Formel bei myopen, langen Augen mit hoher Genauigkeit sehr gute Ergebnisse liefern. Man sollte betonen, dass Formeln der vierten Generation, wie die Barrett-, Haigis- oder Holladay-2-Formel, den Vorteil bieten, dass sie die nichtproportionale Beziehung zwischen ACD und AL mit einbeziehen und daher die höchste Genauigkeit über den gesamten Bereich der Achsenlänge bieten können. Die Barrett-Universal-2-Formel verwendet ein theoretisches Modellauge, bei dem die Vorderkammertiefe (ACD) mit der Achsenlänge und der Keratometrie in Beziehung gesetzt wird. Eine Beziehung zwischen der A-Konstante und einem „Linsenfaktor“ wird ebenfalls zur Bestimmung der ACD verwendet. Daher ist die Lage der Hauptbrechungsebene der IOL eine relevante Variable in der Barrett-2-Formel und unterscheidet diese von anderen Formeln. Daher kann diese Formel für normale bis lange Augen empfohlen werden.

Natürlich muss der Anwender nach Prüfung aller biometrischen Daten individuell im jeweiligen Fall entscheiden und es sollten keine pauschalen Ansätze verfolgt werden. Zusätzliche Ein-

Intraocular Lens			Manufacturer / ULIB Constants					Our Optimized Constants ³					
Image	Lens Name	Comment / Trade Name	Nominal (A)	Haigis (a ₁ / a ₂ / a ₃)	Hoffer Q/QST (pACD)	Holladay 1 (SF)	SRK/T (A)	Barrett (LF / DF)	Haigis (a ₁ / a ₂ / a ₃)	Hoffer Q (pACD)	Holladay 1 (SF)	SRK/T (A)	Castrop (C / H / R)
	1stQ												
	A4EW0M	AddOn progressiv (trifokal)											
	A4PW00	AddOn torisch											
	A4MW00	AddOn SML											
	A4SW00	AddOn sphärisch											
	B1ABY0	Basis Z hydrophob preloaded gelb		1.32 0.4 0.1	5.46	1.7	118.9	0.8751 0.2659 0.1416	5.6	1.809	119.033		
	B1ADY0	Basis Z hydrophob gelb		1.32 0.4 0.1	5.46	1.7	118.9	0.8751 0.2659 0.1416	5.6	1.809	119.033		
	B1AP00	Basis Z preloaded		1.243 0.4 0.1	5.46	1.67	118.9						
	B1APY0	Basis Z preloaded gelb		1.243 0.4 0.1	5.46	1.67	118.9						
	B1AW00	Basis Z klar		0.325 0.255 0.141	5.01	1.25	118.1	0.0701 0.2811 0.1491	5.038	1.267	118.127		
	B1AW00 (AD)	Basis Z klar		0.19 0.192 0.173	5.431	1.682	118.83	0.1657 0.3113 0.1631	5.529	1.76	118.943		
	B1AWY0	Basis Z gelb		0.325 0.255 0.141 0.19	5.01	1.25	118.1	0.0701 0.2811 0.1491 0.1657	5.038	1.267	118.127		

Abb. 2: IOLCon-Formelkonstanten-Datenbank von Prof. Achim Langenbacher (<http://www.iolcon.org>).

flussfaktoren (intraoperativ, postoperativ) dürfen nicht ignoriert werden. Daher ist das Optimieren von Konstanten enorm wichtig, um die Genauigkeit weiter zu erhöhen. Es scheint, dass die aktive Mitarbeit und Eingabe von Daten in öffentlich zugängliche Datenbanken (wie IOLCon) genauso wichtig ist, um die Fallzahlen zu erhöhen, wie die Möglichkeit, sich aus diesen Datenbanken selber Informationen herauszunehmen.

Eine weitere Herausforderung, mit welcher Augenärzte im klinischen Alltag immer öfter konfrontiert werden, ist die Berechnung der geeigneten Kunstlinse nach vorangegangenen refraktiven Hornhautlasereingriffen. Barrett True-K-, Haigis-L- und Shammas-PL-Formel (no-history formula), Holladay-Formel oder EVO 2.0 Formel scheinen hier gute Optionen zu sein. Die Wahrscheinlichkeit einer „Refractive Surprise“ bleibt in diesen Fällen trotz allem höher und sollte vorab mit Patienten mit allen Korrekturoptionen auch detailliert besprochen werden. Die Olsen-Formel ist eine so genannte „Dicke Linsen“-Formel und berücksichtigt die Dicke und die Geometrie beziehungsweise Radien der Linse und ist nicht an IOL Konstanten gebunden. Mittels Raytracing werden alle brechenden Flächen berücksichtigt. Außerdem ist die Olsen-Formel eine so genannte „No History“-Formel. Sie benötigt nicht zwangsläufig prä-operative Daten wie Refraktion oder Keratometrie für die IOL-Power-Kalkulation nach LASIK-Eingriffen.

Raytracing

Das Raytracing oder die „Strahlenverfolgung“ ist eine Methode, den Weg eines einzelnen Lichtstrahls durch ein bestimmtes optisches System zu verfolgen. Wenn ein Strahl ein optisches System durchläuft, wird er, ausgehend von einem bestimmten Punkt und Winkel relativ zur optischen Achse des Systems, an jeder optischen Oberfläche gebrochen, wodurch der Strahl seine Richtung ändert. Die Winkel dieser Richtungsänderungen können nach dem Snell'schen Gesetz berechnet werden. Die Okulix-Software verwendet ein pseudophakes Augenmodell für das Raytracing. Die vorderen und hinteren Hornhautoberflächen werden topographisch gemessen und mittels Softwareschnittstelle zu diversen Geräten (Tomey, Oculus, Haag-Streit) übertragen. Es werden Radien der vorderen und hinteren Krümmung, die Asphärizität der Oberflächen, die zentrale IOL-Dicke und der Brechungsindex der IOL verwendet. Die Position der IOL in dieser Berechnung ist nicht irgendein fiktiver ELP, sondern die tatsächliche geometrische Position, wie sie durch die Vorderkammertiefe (ACD) definiert ist: das heißt der Abstand zwischen dem hinteren Hornhautscheitel und dem vorderen IOL-Scheitelpunkt. Es sollte aber betont werden, dass Raytracing für die Vorhersage der postoperativen IOL-Position nicht vorteilhafter ist als IOL-Formeln der dritten Generation. Vorhersagemethoden für die postoperative Vorderkammertiefe (ACD) sollten jedoch direkt mit

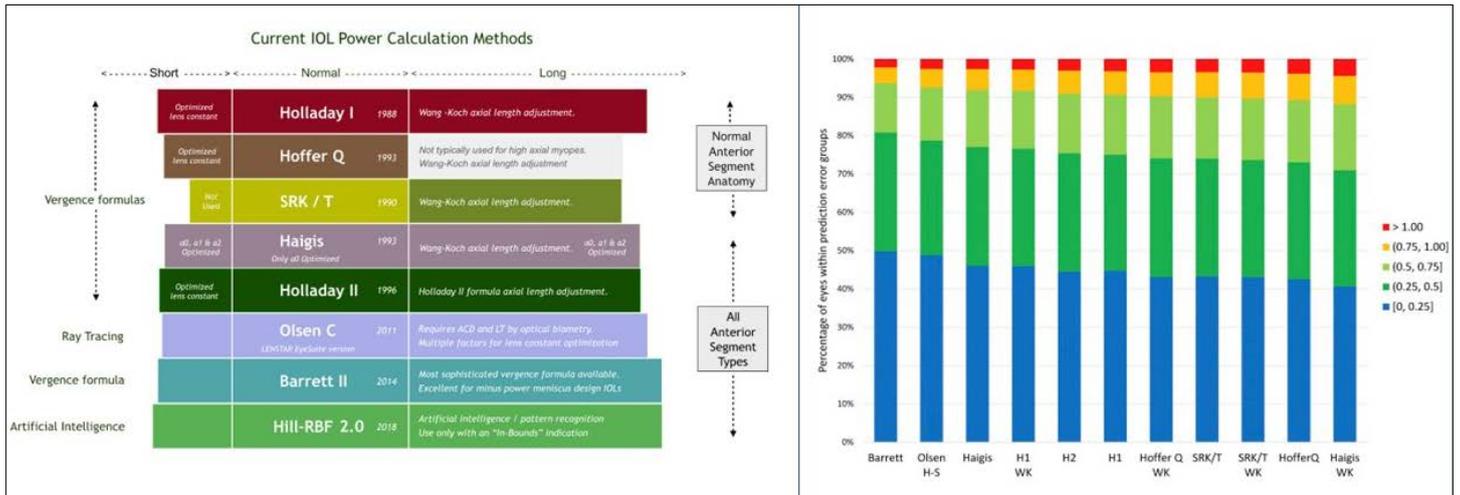


Abb. 3: Überblick der Kalkulationsformeln und Prozentsatz der Fälle innerhalb der Vorhersagefehlergruppen. (Zusammenfassung aus: Update on Intraocular Lens Calculation Formulas. Ophthalmology 2019. Melles RB, Kane JX, Olsen T, Chang WJ).

entsprechenden ACD-Messungen verglichen werden und dies ist mit Raytracing möglich, nicht aber mit der fiktiven ELP, die mit Formeln der dritten Generation berechnet wird, die auf den Prinzipien der Gaußschen Optik beruhen. Man könnte also zusammenfassen, dass bei durchschnittlich großen (normalen) Augen Raytracing und die Formeln der dritten Generation zu ähnlichen Ergebnissen und Vorhersagefehlern führen. In diesen Fällen sind die meisten Fehler auf die Position der IOL nach der Operation (ELP) zurückzuführen. Bei Augen, die länger oder kürzer als normale Augen sind, sowie bei Augen nach refraktiven Eingriffen unterscheiden sich die Vorhersagefehler der Raytracing-Formeln und der Formeln der dritten Generation jedoch erheblich. Nach refraktiven Eingriffen können Vorhersagefehler auftreten, wenn Hornhautradien mit Keratometern gemessen werden. Keratometer werden unter der Annahme einer sphärischen oder mäßig asphärischen Hornhautkrümmung kalibriert. Die tatsächliche Form der Hornhaut nach refraktiver Chirurgie ist meist verändert und asphärisch. Algorithmen zur Extraktion dieser Fehler können also das Gesamtergebnis verbessern. Das bedeutet auch, wenn die Topographie sowohl an der vorderen als auch an der hinteren Hornhautoberfläche durchgeführt wird, muss nicht zwischen normalen Augen und Augen nach refraktiven Eingriffen unterschieden werden. Dies kann ein Vorteil des Raytracing sein, um Fehler zu vermeiden.

Schlussfolgerung

Der Ophthalmochirurg des 21. Jahrhunderts sollte einen fundierten Überblick über alle Optionen zur IOL-Berechnung haben: Verfügbare Formeln mit Vor- und Nachteilen, Konstanten und deren Optimierung sowie rezente wissenschaftliche Veröffentlichung zu diesem Thema sollten bekannt sein. Firmenun-

abhängige Datenbanken wie IOLCon bieten eine hervorragende Möglichkeit sowohl aktiv eigene Daten einzupflegen als auch passiv als Anwender vorhandene Ergebnisse abzufragen, um im klinischen Alltag die größte Sicherheit zu erhalten. Man kann seine eigenen Konstanten in IOLCon optimieren, wenn man genug Datensätze hochgeladen hat. Die Konstantenoptimierung sollte mit weiteren Details und Informationen der Linse (Geometrie, Design, optisches Prinzip, Haptik, Verhalten im Kapselsack) kombiniert werden und für den Operateur leicht zugänglich bleiben. So kann diese Information firmenunabhängig und objektiv abgerufen werden. Trotz modernster Geräte, exakter Messverfahren und präziser Kalkulationsformeln bleibt ein gewisses Restrisiko für refraktive Überraschungen. Aufgrund der steigenden Zahlen von Premiumlinsenimplantationen erscheint es besonders wichtig, Patienten präoperativ aufzuklären: Wie in anderen Bereichen der Medizin gibt es auch hier keine absolute, 100-prozentige Sicherheit.

Literatur auf Anfrage in der Redaktion und per AUGENSPIEGEL-App direkt abrufbar.

Dr. Andreas F. Borkenstein

Borkenstein & Borkenstein, Praxis für Augenheilkunde
Privatklinik der Kreuzschwestern, Graz
E-Mail: ordination@borkenstein.at