

# Vergleich zwischen Raytracing und IOL-Formeln der 3. Generation

## Comparison between Ray-Tracing and IOL Calculation Formulae of the 3<sup>rd</sup> Generation

### Autoren

P.-R. Preußner<sup>1</sup>, P. Hoffmann<sup>2</sup>, K. Petermeier<sup>3</sup>

### Institute

<sup>1</sup> Universitätsaugenklinik, Mainz

<sup>2</sup> Augenklinik Castrop-Rauxel

<sup>3</sup> Universitätsaugenklinik Tübingen

### Schlüsselwörter

- Katarakt
- IOL-Berechnung
- Raytracing

### Key words

- Cataract
- IOL calculation
- ray-tracing

### Zusammenfassung



**Zweck:** Vergleich der verschiedenen Berechnungsmethoden an großen Patientenkollektiven, einschließlich Augen mit extremen Achsenlängen.

**Methode und Material:** Die Vorhersagefehler der Formeln nach Haigis, SRK/T, Hoffer-Q und Holladay sowie des OKULIX-Raytracings werden zunächst an 8 IOL-Modellen in insgesamt 2888 „normalen“ Augen bestimmt. Alle 5 Methoden werden für die Subkollektive der einzelnen IOL-Modelle auf einen mittleren Vorhersagefehler von null eingestellt, bei den Formeln durch Variation der „Formelkonstanten“ und beim Raytracing durch Anpassung der mittleren Vorderkammertiefe. 249 kurze Augen (mittlere Achsenlänge 21,3 mm) werden dann mit den selben Anpassungsparametern verglichen. Weiterhin werden 2 Kollektive aus 2 verschiedenen Kliniken mit sehr langen Augen (59 Augen mit mittlerer Achsenlänge von 30,4 mm und 50 Augen mit mittlerer Achsenlänge von 31,4 mm) sowie 2 extrem kurze Augen einer Patientin (16,7 mm und 16,72 mm) mit einbezogen.

**Ergebnisse:** In normalen Augen unterscheiden sich die 5 Verfahren praktisch nicht (Standardabweichung des mittleren Fehlers ~0,59 dpt, mittlerer absoluter Fehler ~0,43 dpt, Median des absoluten Fehlers ~0,33 dpt). Mit zunehmendem Abstand vom „Durchschnittsaugen“ nehmen die Unterschiede zu und erreichen bis zu 6dpt in den extrem kurzen Augen.

**Schlußfolgerung:** Solange nur zentrale Hornhautradien und Achsenlängen als Eingangsdaten verwendet werden, ist die Auswahl des Berechnungsverfahrens für Durchschnittsaugen unerheblich, da andere Fehler dominieren. Anders als die Formeln kann das Raytracing aber auch bei nicht normalen Augen (extrem kurzen oder langen) ohne durch die Berechnung bedingte Fehler verwendet werden. Insbesondere erlaubt es die

### Abstract



**Purpose:** The aim of this study was to compare the different calculation methods in large patient collectives, including eyes with extreme axial lengths.

**Method and Material:** The prediction errors of the Haigis, SRK/T, Hoffer-Q and Holladay formulae and of the OKULIX ray-tracing are compared in 2888 normal eyes implanted with 8 IOL models. The 5 methods are adjusted to zero mean prediction error for each subcolletive implanted with a particular IOL model, in the formulae by variation of the “formula constants” and in the ray-tracing by adjusting the mean anterior chamber depth. 249 short eyes (mean axial length 21.3 mm) are then compared with the same adjusting parameters. Two collectives from two hospitals with very long eyes (59 eyes with mean axial length of 30.4 mm and 50 eyes with mean axial length of 31.4 mm) and two extremely short eyes (16.7 mm and 16.72 mm) of the same patient are additionally included into the investigation.

**Results:** In normal eyes, standard deviations of the mean prediction errors ( $\approx 0.59$  D), mean absolute errors  $\approx 0.43$  D) and median of the absolute error  $\approx 0.33$  D) do not differ between the five methods. The differences increase with the distance from “normal” eyes and are up to 6 D in the extremely short ones.

**Conclusion:** As long as only axial lengths and corneal radii are used as input parameters, the choice of the calculation method appears not to be relevant in the case of normal eyes, because other errors are dominant. Other than the formulae, the ray-tracing method can be applied to non-normal eyes (extremely short or long ones) without bias induced by the calculation method. In particular, additionally measured data such as topography or spacially resolved corneal thickness can be used, e.g., in eyes after refractive surgery.

**eingereicht** 7.8.2008

**akzeptiert** 22.10.2008

### Bibliografie

**DOI** 10.1055/s-2008-1027966  
Klin Monatsbl Augenheilkd  
2009; 226: 83–89 © Georg  
Thieme Verlag KG Stuttgart ·  
New York · ISSN 0023-2165

### Korrespondenzadresse

**Prof. Paul-Rolf Preußner**  
Universitätsaugenklinik, Mainz  
Langenbeckstr. 1  
55101 Mainz  
Tel.: ++49/61 31/1722 14  
Fax: ++49/61 31/1755 77  
pr.preussner@uni-mainz.de

Einbeziehung zusätzlich gemessener Daten (Topographie, ortsaufgelöste Hornhautdicke), z.B. bei Augen nach refraktiver Chirurgie.

## Einleitung

Die heute meist als „Raytracing“ bezeichnete Durchrechnung einzelner Lichtstrahlen wurde als erstes Verfahren zur Berechnung optischer Abbildungseigenschaften im frühen 17. Jahrhundert entwickelt. Bereits René Descartes wußte, daß nicht sphärische, sondern asphärische brechende Flächen für genaue Abbildungen erforderlich sind. Die exakte Strahldurchrechnung durch wiederholte Anwendung des Snellius'schen Gesetzes war also damals schon verstanden, aber leider nicht praktikabel. Versucht man nämlich, für mehr als eine brechende Fläche den Ausfallwinkel eines Lichtstrahls aus der letzten brechenden Fläche als Funktion des Einfallswinkels in die erste brechende Fläche darzustellen, erhält man sogenannte transzendente Gleichungen, die prinzipiell mathematisch nicht lösbar sind. Somit bleibt nur anstelle einer analytischen Lösung (d.h. in geschlossenen Formeln) eine numerische Lösung, bei der das Ergebnis der Lichtbrechung an einer Fläche für einen konkreten Strahl als Eingangszahlensatz für die nächste Fläche verwendet wird. Der damit verbundene enorme Rechenaufwand verhinderte lange die konkrete Berechnung optischer Systeme. Erst Carl Friedrich Gauß löste das Problem, allerdings mit Einschränkungen. Beschränkt man sich auf ein rotations-symmetrisches optisches System mit sehr kleinen Lichtstrahlwinkeln relativ zur optischen Achse, so kann man den Sinus des Snellius'schen Gesetzes durch den Winkel selbst approximieren. Damit lassen sich Formeln auch für mehrere hintereinanderliegende optisch brechende Flächen entwickeln und lösen. Begriffe wie „Brennweite“ oder „Brechkraft“ sind nur in diesem Umfeld der Gauß'schen Optik definiert. Die Gauß'sche Optik ist also ein Näherungsverfahren. Das menschliche Auge wird in Gauß'scher Optik leider nur sehr ungenau beschrieben.

Seit der Verfügbarkeit des Computers spielt der Rechenaufwand bei optischen Berechnungen kaum noch eine Rolle. Daher werden inzwischen praktisch alle Optiken auch im Konsumbereich (Kameras, Ferngläser etc.) mittels Raytracing und nicht mehr mit der deutlich ungenaueren Gauß'schen Optik berechnet.

In der Ophthalmologie wird Raytracing erstaunlicherweise kaum verwendet.

IOL-Berechnungen erfolgen heute meist mit Formeln der sogenannten „3. Generation“ [1–3, 18]. Sie verwenden Gauß'sche Optik in der Approximation dünner Linsen [8], einer weiteren Vereinfachung. Eine zusätzliche Vereinfachung ist die in den Formeln vorgenommene Zusammenfassung von Hornhautvorder- und Rückfläche zu einer einzigen brechenden Fläche. Unter der Annahme eines konstanten Verhältnisses von Hornhautrück- zu Vorderradius von 0,883 läßt sich ein fiktiver Brechungsindex von 1,3315 berechnen, der kleiner ist als der der Hornhaut als Material (1,37) und der des Kammerwassers (1,336), weil die Hornhautrückfläche eine Minuslinse ist. Für andere Annahmen erhält man andere „Hornhautbrechungsindices“, die einen der Unterschiede zwischen den verschiedenen IOL-Formeln ausmachen.

Andere Unterschiede bestehen in den Vorhersagealgorithmen für die postoperative IOL-Position. Diese entzieht sich prinzi-

piell einer exakten physikalischen Bestimmung durch Messung oder Rechnung, da sie u.a. von der individuell unterschiedlichen postoperativen Kapselsackschrumpfung abhängt. Die SRK/T-, Hoffer-Q- und Holladay-Formel enthalten Ansätze, in denen die IOL-Position von der Achsenlänge und vom Hornhautradius abhängt, während sie in der Haigis-Formel nur von der Achsenlänge und – soweit bekannt – von der präoperativen Vorderkammertiefe abhängt. Andere Ansätze, z.B. [9], verwenden Abhängigkeiten von einer noch größeren Zahl von Parametern oder Abhängigkeiten in höheren Potenzen von Achsenlänge und Hornhautradius [7].

Auch durch ein Raytracing wird das Problem der Vorhersagbarkeit der postoperativen IOL-Position nicht prinzipiell verbessert. Es stellte sich aber überraschenderweise heraus, daß eine sehr einfache, nahezu lineare Abhängigkeit von der Achsenlänge als einzigem Parameter keine schlechteren Ergebnisse erbrachte als kompliziertere Algorithmen mit mehr Parametern [14, 16].

Aufgrund ihrer schwierigen Vorhersagbarkeit wird die IOL-Position in den IOL-Formeln als Adjustierungsparameter verwendet. Die Adjustierung erfolgt so, daß der mittlere Vorhersagefehler eines Kollektivs den Wert Null haben soll [4, 5]. Allerdings kompensieren die Parameter (sogenannte „Formelkonstanten“, trotz ihrer Variabilität) zusätzlich noch eine Reihe von anderen Fehlern: Kalibrierungsfehler der verwendeten Meßgeräte, Fehler durch die Annahme dünner Linsen in Gauß'scher Optik oder Abweichungen zwischen tatsächlicher und vom Hersteller angegebener IOL-Brechkraft [6]. Zusätzlich werden auch noch häufig übersehene Einflüsse miteingefasst wie die mittlere Fokusverschiebung in einem Kollektiv durch sphärische Aberration, die von der Asphärität der Hornhaut, der Pupillenweite und vom IOL-Design abhängt.

Die genannten Adjustierungsparameter werden an Kollektiven „normaler“ Augen gewonnen. Sie können daher nicht einfach z.B. auf extrem lange oder kurze Augen und speziell nicht auf Augen nach refraktiver Chirurgie übertragen werden. In letzteren ist die Hornhautasphärität oft verschieden von der normaler Augen (oblat statt prolat). Auch ändert sich das Verhältnis von Hornhautvorder- zu Rückseitenradius, vor allem nach stärkeren refraktiven Korrekturen.

Das OKULIX-Raytracing [10, 11, 15] verwendet normalerweise keine Adjustierungsparameter. Es benötigt aber die kompletten Herstellerdaten der IOL (vorderer und hinterer Krümmungsradius, Mittendicke, Brechungsindex und Asphärität bei asphärischen IOL). Die angenommene IOL-Position ergibt sich aus der Geometrie der IOL [12] und der Achsenlänge [14]. Keratometriefehler nach refraktiver Chirurgie werden durch die Verwendung topographischer Daten vermieden [13, 17]. Falls Meßwerte bekannt sind, kann auch der hintere Hornhautradius eingegeben werden.

Es erscheint plausibel, daß das Raytracing letztlich genauere Resultate ergeben sollte als die genannten Formeln, da es mehr gemessene Parameter berücksichtigt. Auf der anderen Seite erfordert deren Messung zusätzlichen Aufwand, der bei den meisten IOL-Berechnungen nicht vorgenommen wird. Insofern entsteht die Frage, wie genau denn die Raytracing-Rechnungen im Vergleich zu den Formeln sind, wenn genau dieselben Eingangsparameter verwendet werden, also nur Achsenlängen und zentrale

Hornhautradien. In einen solchen Vergleich sollte auch die Adjustierung auf den mittleren Vorhersagefehler von null für ein Kollektiv mit einbezogen werden. Um möglichst ähnliche Bedingungen zu schaffen, wird hierzu beim Raytracing die mittlere Vorderkammertiefe (ACD) des jeweiligen IOL-Modells verwendet, auch wenn eine solche Adjustierung normalerweise nicht vorgenommen wird.

Auch bei den 4 untersuchten Formeln sollten die Bedingungen möglichst ähnlich sein. Daher wird von den 3 Parametern der Haigis-Formel nur der erste adjustiert, da die anderen Formeln auch nur jeweils einen Parameter verwenden.

Ein grundlegender, methodischer Vergleich der 4 Formeln ist ansonsten nicht Gegenstand dieser Untersuchung.

## Material und Methode



An 2888 normalen, konsekutiv operierten Augen (Gruppe a), 249 retrospektiv ausgewählten kurzen Augen mit Achsenlängen  $\leq 22,0$  mm (Gruppe b) und 59 retrospektiv ausgewählten langen Augen mit Achsenlängen  $\geq 27,0$  mm wurde eine komplikationsfreie Kataraktoperation mit zirkulärer Rhexis und Hinterkammerimplantation in der Augenklinik Castrop-Rauxel durchgeführt. Die Gruppen a, b und c sind disjunkt. Der gleiche Eingriff wurde an 50 retrospektiv ausgewählten langen Augen mit Achsenlängen  $\geq 27,0$  mm an der Universitätsaugenklinik Tübingen durchgeführt (Gruppe d). Die mittlere Achsenlänge von Gruppe a betrug  $23,33 \pm 1,19$  mm (19,9 – 29,54 mm), von Gruppe b  $21,27 \pm 0,39$  mm (19,74 – 21,98 mm), Gruppe c  $30,44 \pm 1,29$  (27,05 – 33,79 mm) und Gruppe d  $31,46 \pm 2,04$  mm (27,17 – 35,75 mm).

Zusätzlich wurden in Castrop-Rauxel 2 extrem kurze Augen der selben Patientin in gleicher Weise operiert.

In Gruppe a wurden insgesamt 8 verschiedene IOL-Modelle implantiert, in Gruppe b 4 Modelle, die in den 8 der Gruppe a enthalten sind. In den Gruppen c und d wurde dieselbe IOL implantiert, die nicht in den 8 der Gruppe a enthalten ist. Für die beiden extrem kurzen Augen wurde ein weiteres IOL-Modell verwendet.

Alle Messungen der Achsenlängen und Hornhautradien erfolgten mit dem IOLMaster (Zeiss). Für die Haigis-, SRK/T-, Hoffer-Q- und Holladay-Formel wurden die Anpassungsparameter für die 8 Subkollektive der Gruppe a auf einen mittleren Vorhersagefehler von null adjustiert. In gleicher Weise wurde die mittlere ACD der 8 IOL-Modelle beim Raytracing adjustiert. Die so gewonnenen Adjustierungsparameter wurden dann auf die 4 Subkollektive der Gruppe b angewendet. Folgende Parameter wurden beim Raytracing konstant gehalten: die numerische Exzentrizität der Hornhaut (0,5), die Hornhautdicke (0,5 mm), das Verhältnis hinterer zu vorderem Hornhautradius (0,88) sowie die Pupillenweite (2,5 mm).

Bei den beiden extrem kurzen Augen wurde zusätzlich eine Scheimpflugdarstellung des vorderen Augenabschnitts (Pentacam, Oculus) durchgeführt, die folgende Zusatzinformation ergab: numerische Exzentrizität der Hornhaut, Hornhautdicke, Hornhautrückseitenradius, Vorderkammertiefe und Dicke der natürlichen Linse.

Zur Abschätzung der postoperativen IOL-Position in diesen beiden Augen wurden 2 unterschiedliche Methoden angewendet, deren Begründung in [14] ausführlich beschrieben ist:

1. Die individuelle postoperative Vorderkammertiefe  $ACD_i$  hängt nur von der Achsenlänge ab:  $ACD_i = ACD_m \times (a_i/a_m)^{0,7}$

mit  $ACD_m$ : mittlere ACD des betreffenden IOL-Modells,  $a_m = 23,6$  mm durchschnittliche Achsenlänge und  $a_i$ : individuelle Achsenlänge. Dieser Ansatz ist der derzeitige Standard in der Raytracing-Software.

2.  $ACD_i$  hängt nur von den gemessenen Parametern der natürlichen Linse ab:  $ACD_i = ACD_p + 0,574 \times t_L - 0,632 - t/2$  mit präoperativer Vorderkammertiefe  $ACD_p$ , Dicke der natürlichen Linse  $t_L$  und Dicke der IOL  $t$ .

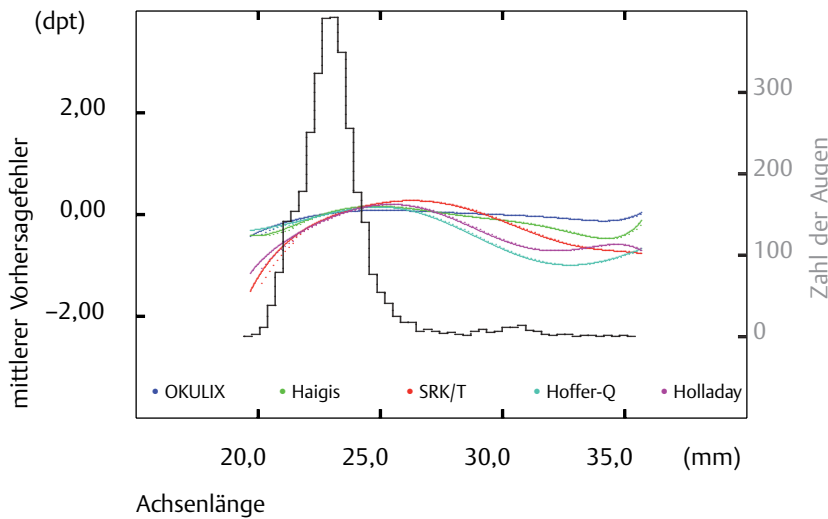
Brauchbare statistische Daten zur IOL-Berechnung sind weithin nicht bekannt im IOL-Brechkraftbereich von 40 – 60 dpt. Die 4 Formeln haben daher das prinzipielle Problem unbekannter Anpassungsparameter („Formelkonstanten“) bei extrem kurzen Achsenlängen. Die Haigis-Formel wird durch 3 Parameter  $a_0, a_1, a_2$  angepaßt, Die SRK/T-Formel durch eine A-Konstante, die Holladay-Formel durch einen „surgeon factor“ und die Hoffer-Q-Formel durch eine „personalisierte ACD-Konstante“. Alternativ werden für Haigis und Holladay Algorithmen angegeben, mit denen ihre Anpassungsparameter auch aus der A-Konstante berechnet werden können, und für die Hoffer-Q-Formel kann diese aus dem durchschnittlichen Vorhersagefehler eines Kollektivs berechnet werden. Nur als Beispiel, d. h. ohne weitere Begründung, wird im folgenden für die beiden extrem kurzen Augen eine A-Konstante von 118,4 für Haigis, SRK/T und Holladay angenommen, und für Hoffer-Q ein mittlerer Vorhersagefehler von null.

Im Fall des Raytracings werden die geometrischen Daten der eingesetzten IOL zur Berechnung von  $ACD_m$  (= 4,10 mm) verwendet, wie in [12] näher beschrieben.

## Ergebnisse

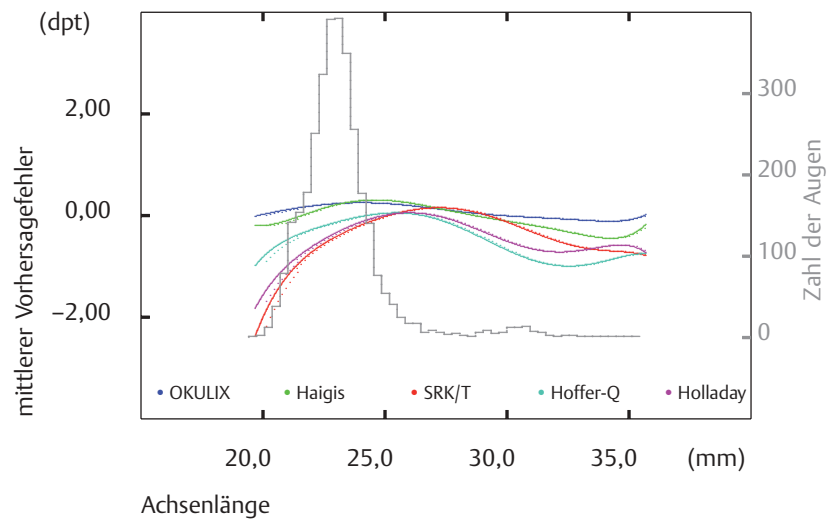


Für alle Augen in den Gruppen a und b wurde der Vorhersagefehler berechnet (Differenz der sphärischen Äquivalente von berechneter und gemessener Refraktion), jeweils mit und ohne die beschriebene Adjustierung der Parameter in Gruppe a. Die Gruppen c und d sind mit der genannten Methode prinzipiell nicht adjustierbar, Begründung s. unten. Wegen der sehr großen Zahl von Augen (3246) und IOL-Modellen (9) wurde der mittlere Vorhersagefehler als Funktion der Achsenlänge für jede der 5 Berechnungsmethoden graphisch für alle IOL-Modelle zusammengefaßt und durch ein Polynom 8. Ordnung approximiert. Die Subkollektive der einzelnen IOL-Modelle wurden tabellarisch in dieselben Abbildungen mitaufgenommen, da sie prinzipiell dieselbe Information enthalten (► **Abb. 1**). In **Abb. 2** ist derselbe Vergleich ohne die Adjustierungen dargestellt. **Abb. 3, 4** zeigen die mittleren absoluten Fehler mit und ohne Adjustierung. Die Gruppen c und d sind durch Variation der „Formelkonstanten“ nicht adjustierbar, da diese Parameter ebenso wie die mittlere ACD beim Raytracing die Position der IOL zur Anpassung verwendet. Bei sehr langen Augen hat diese Position aber kaum einen Einfluß auf die Refraktion, denn die IOL haben nur schwache positive oder negative Brechkraft. Die Position einer IOL mit Brechkraft null wäre völlig beliebig. Mathematisch formuliert bedeutet dies, daß die partielle Ableitung der Refraktion nach der IOL-Position einen Nullpunkt hat. Da sich die Mittelwerte der Vorhersagefehler der Gruppen c und d praktisch nicht unterscheiden, sind beide Gruppen zusammengefaßt in **Abb. 5** dargestellt. Anders als in den vorangegangenen Abbildungen zeigt **Abb. 5** auch die Einzelwerte, und die Vorhersagefehler sind anstelle der Polynome 8. Ordnung durch Regressionsgeraden approximiert.



	N	OKULIX	Haigis	SRK/T	Ho?er-Q	Holladay
Acri-tec 44LC	26	0.00 ± 0.56	0.00 ± 0.52	0.00 ± 0.57	0.00 ± 0.54	0.00 ± 0.54
Alcon MA50BM	65	0.00 ± 0.77	0.00 ± 0.83	0.00 ± 0.91	0.00 ± 0.73	0.00 ± 0.80
Alcon SA60AT	987	0.00 ± 0.61	0.00 ± 0.59	0.00 ± 0.60	0.00 ± 0.58	0.00 ± 0.59
AMO Sensor AR40e	464	0.00 ± 0.54	0.00 ± 0.55	0.00 ± 0.56	0.00 ± 0.53	0.00 ± 0.54
AMO Clariflex	394	0.00 ± 0.59	0.00 ± 0.62	0.00 ± 0.60	0.00 ± 0.58	0.00 ± 0.59
AMO Tecnis Z9000	27	0.00 ± 0.35	0.00 ± 0.43	0.00 ± 0.49	0.00 ± 0.47	0.00 ± 0.46
AMO Tecnis Z9002	4	0.00 ± 0.50	0.00 ± 0.66	0.00 ± 0.47	0.00 ± 0.76	0.00 ± 0.53
HumanOptics MS612	921	0.00 ± 0.57	0.00 ± 0.59	0.00 ± 0.66	0.00 ± 0.58	0.00 ± 0.61
alle Augen Gruppe a	2888	0.00 ± 0.58	0.00 ± 0.59	0.00 ± 0.62	0.00 ± 0.57	0.00 ± 0.59
AMO Sensor AR40e	34	0.01 ± 0.71	0.15 ± 0.78	-0.39 ± 0.67	0.00 ± 0.68	-0.27 ± 0.68
AMO Clariflex	45	0.16 ± 0.60	0.08 ± 0.95	-0.04 ± 0.91	0.21 ± 0.86	-0.05 ± 0.88
HumanOptics MS612	107	-0.28 ± 0.68	-0.36 ± 0.85	-0.84 ± 0.90	-0.29 ± 0.80	-0.71 ± 0.85
Alcon SA60AT	63	-0.06 ± 0.73	-0.22 ± 0.97	-0.41 ± 0.93	-0.11 ± 0.95	-0.39 ± 0.95
alle Augen Gruppe b	249	-0.11 ± 0.68	-0.18 ± 0.89	-0.53 ± 0.88	-0.12 ± 0.83	-0.45 ± 0.85
Alcon MA60MA Gruppe c	59	-0.10 ± 0.79	-0.24 ± 0.78	-0.33 ± 0.82	-0.85 ± 0.78	-0.63 ± 0.78
Alcon MA60MA Gruppe d	50	-0.04 ± 0.77	-0.27 ± 0.77	-0.39 ± 0.87	-0.86 ± 0.79	-0.63 ± 0.78

Abb. 1 Mittlere Vorhersagefehler (adjustiert). Die Graphik oben zeigt die mittleren Vorhersagefehler für alle Augen als Funktion der Achsenlänge, die Tabelle unten Mittelwerte und Standardabweichungen für die einzelnen Subkollektive. Die Mittelwerte der Subkollektive von Gruppe a sind per definitionem null aufgrund der Adjustierungen. Die Zahlen der Augen sind als Histogramm in Grauer hinterlegt. Man erkennt dabei die Überlagerungen der einzelnen Gruppen.



	N	OKULIX	Haigis	SRK/T	Ho?er-Q	Holladay
Acri-tec 44LC	26	0.80 ± 0.60	0.56 ± 0.54	-0.25 ± 0.58	0.28 ± 0.54	-0.10 ± 0.54
Alcon MA50BM	65	0.04 ± 0.77	0.19 ± 0.95	-0.15 ± 1.02	-0.42 ± 0.93	-0.20 ± 0.93
Alcon SA60AT	987	0.23 ± 0.61	0.19 ± 0.58	-0.38 ± 0.61	-0.09 ± 0.58	-0.31 ± 0.59
AMO Sensor AR40e	464	0.28 ± 0.54	0.42 ± 0.58	-0.10 ± 0.57	0.12 ± 0.56	-0.05 ± 0.56
AMO Clariflex	394	0.11 ± 0.59	0.00 ± 0.62	-0.62 ± 0.62	0.02 ± 0.59	-0.51 ± 0.60
AMO Tecnis Z9000	27	-0.16 ± 0.36	0.02 ± 0.38	-0.56 ± 0.44	-0.65 ± 0.36	-0.53 ± 0.42
AMO Tecnis Z9002	4	0.36 ± 0.51	0.55 ± 0.71	-0.24 ± 0.83	0.08 ± 0.74	-0.09 ± 0.79
HumanOptics MS612	921	0.19 ± 0.57	0.12 ± 0.60	-0.52 ± 0.70	-0.38 ± 0.61	-0.45 ± 0.65
alle Augen Gruppe a	2888	0.21 ± 0.59	0.18 ± 0.60	-0.41 ± 0.64	-0.14 ± 0.59	-0.34 ± 0.61
AMO Sensor AR40e	34	0.42 ± 0.71	0.68 ± 0.78	-0.50 ± 0.67	0.19 ± 0.68	-0.30 ± 0.68
AMO Clariflex	45	0.32 ± 0.60	0.10 ± 0.95	-0.73 ± 0.95	0.26 ± 0.85	-0.57 ± 0.91
HumanOptics MS612	107	0.02 ± 0.68	-0.19 ± 0.84	-1.50 ± 0.95	-0.86 ± 0.83	-1.22 ± 0.87
Alcon SA60AT	63	0.26 ± 0.73	0.02 ± 0.97	-0.84 ± 0.94	-0.22 ± 0.95	-0.70 ± 0.95
alle Augen Gruppe b	249	0.19 ± 0.68	0.04 ± 0.89	-1.06 ± 0.91	-0.35 ± 0.84	-0.84 ± 0.87
Alcon MA60MA Gruppe c	59	-0.10 ± 0.79	-0.24 ± 0.78	-0.33 ± 0.82	-0.85 ± 0.78	-0.63 ± 0.78
Alcon MA60MA Gruppe d	50	-0.04 ± 0.77	-0.27 ± 0.77	-0.39 ± 0.87	-0.86 ± 0.79	-0.63 ± 0.78

Abb. 2 Mittlere Vorhersagefehler (nicht adjustiert) Wie Abb. 1, jedoch ohne die Adjustierungen. Da für die Gruppen c und d keine Adjustierung in der beschriebenen Weise möglich ist, sind die Kurven im Bereich langer Achsenlängen identisch mit denen von Abb. 1.

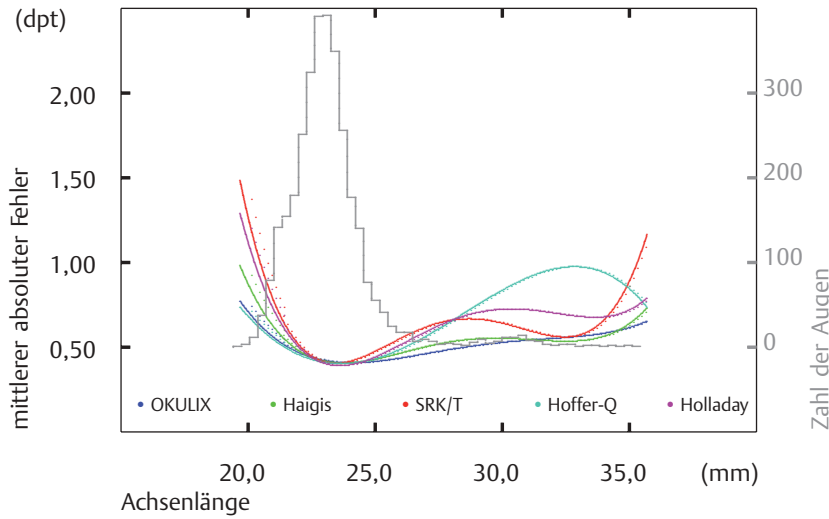


Abb. 3 Mittlerer absoluter Fehler (adjustiert).

	N	OKULIX	Haigis	SRK/T	Ho?er-Q	Holladay
Acri-tec 44LC	26	0.41	0.42	0.43	0.42	0.41
Alcon MA50BM	65	0.54	0.58	0.72	0.55	0.62
Alcon SA60AT	987	0.44	0.43	0.44	0.42	0.43
AMO Sensar AR40e	464	0.41	0.42	0.43	0.41	0.41
AMO Clariflex	394	0.44	0.45	0.42	0.42	0.42
AMO Tecnis Z9000	27	0.28	0.33	0.32	0.32	0.32
AMO Tecnis Z9002	4	0.37	0.43	0.31	0.49	0.36
HumanOptics MS612	921	0.42	0.43	0.49	0.42	0.45
alle Augen Gruppe a	2888	0.43	0.43	0.46	0.42	0.43
AMO Sensar AR40e	34	0.52	0.61	0.56	0.49	0.52
AMO Clariflex	45	0.49	0.65	0.63	0.57	0.62
HumanOptics MS612	107	0.57	0.69	1.03	0.62	0.91
Alcon SA60AT	63	0.59	0.73	0.74	0.66	0.76
alle Augen Gruppe b	249	0.55	0.68	0.82	0.60	0.77
Alcon MA60MA Gruppe c	59	0.53	0.56	0.61	0.94	0.77
Alcon MA60MA Gruppe d	50	0.56	0.57	0.66	0.91	0.74

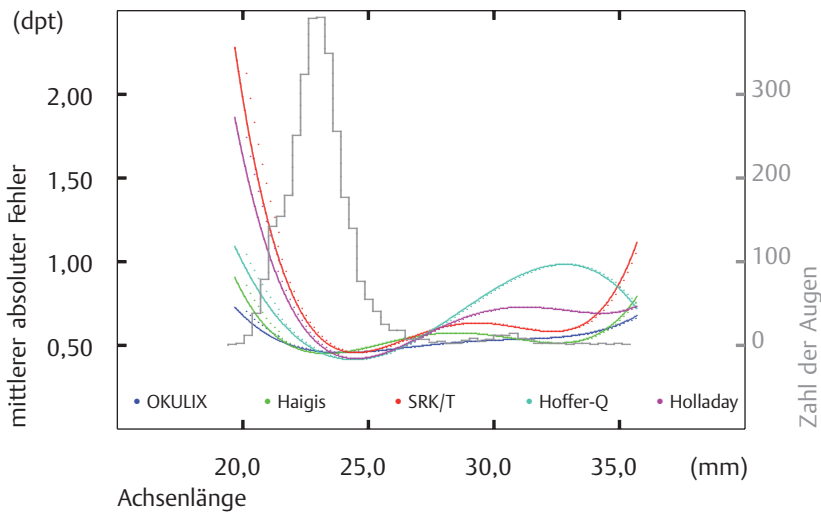
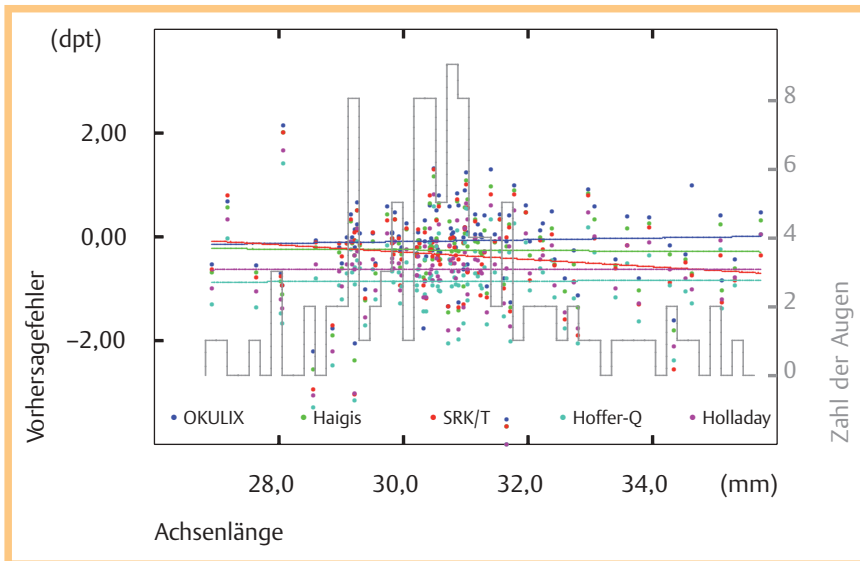


Abb. 4 Mittlerer absoluter Fehler (nicht adjustiert).

	N	OKULIX	Haigis	SRK/T	Ho?er-Q	Holladay
Acri-tec 44LC	26	0.81	0.60	0.46	0.46	0.42
Alcon MA50BM	65	0.55	0.59	0.78	0.75	0.68
Alcon SA60AT	987	0.48	0.45	0.56	0.44	0.52
AMO Sensar AR40e	464	0.47	0.55	0.44	0.43	0.42
AMO Clariflex	394	0.45	0.45	0.69	0.43	0.60
AMO Tecnis Z9000	27	0.31	0.30	0.66	0.68	0.61
AMO Tecnis Z9002	4	0.56	0.71	0.74	0.49	0.61
HumanOptics MS612	921	0.44	0.43	0.68	0.55	0.62
alle Augen Gruppe a	2888	0.46	0.46	0.60	0.48	0.55
AMO Sensar AR40e	34	0.66	0.88	0.64	0.52	0.53
AMO Clariflex	45	0.54	0.65	0.94	0.57	0.83
HumanOptics MS612	107	0.50	0.61	1.60	1.02	1.34
Alcon SA60AT	63	0.61	0.68	1.05	0.70	0.95
alle Augen Gruppe b	249	0.56	0.68	1.21	0.79	1.04
Alcon MA60MA Gruppe c	59	0.53	0.56	0.61	0.94	0.77
Alcon MA60MA Gruppe d	50	0.56	0.57	0.66	0.91	0.74





**Abb. 5** Vorhersagefehler der extrem langen Augen. Dargestellt sind die Vorhersagefehler und die Regressionsgeraden für die 109 extrem langen Augen, in die eine Alcon MA60 MA implantiert wurde.

**Tab. 1** Daten der extrem kurzen Augen.

Auge	OD	OS
präoperative Refraktion (SA) (dpt)	+ 15,50	+ 15,50
Achsenlänge (mm)	16,72	16,70
vorderer Hornhautradius R1 (mm)	6,90	6,86
vorderer Hornhautradius R2 (mm)	6,80	6,76
vordere numerische Exzentrizität	0,40	0,43
mittlerer Rückseitenradius $R_p$ (mm)	5,53	5,60
präoperative ACD (mm)	2,37	2,32
Dicke der natürlichen Linse (mm)	3,34	3,34
vorhergesagte ACD <sub>a</sub> nach Achsenlänge (mm)	3,167	3,164
vorhergesagte ACD <sub>c</sub> nach natürl. Linse (mm)	3,105	3,055
$\partial$ (Refraktion)/ $\partial$ (ACD) (dpt/mm)	+ 4,2	+ 4,3
IOL-Modell	Acri.Tec ExtremeD	Acri.Tec ExtremeD
implantierte Brechkraft (dpt)	+ 49,0	+ 48,0
Refraktionsvorhersage OKULIX mit ACD <sub>a</sub> (dpt)	-1,09	-0,71
Refraktionsvorhersage OKULIX mit ACD <sub>c</sub> (dpt)	-1,35	-1,16
angenommene A-Konstante (dpt)	118,4	118,4
Refraktionsvorhersage Haigis (dpt)	+ 1,66	+ 2,18
Refraktionsvorhersage SRK/T (dpt)	-4,07	-3,39
Refraktionsvorhersage Hoffer-Q (dpt)	+ 2,07	+ 2,70
Refraktionsvorhersage Holladay (dpt)	-3,54	-2,96
postop. gemessene Refraktion (SA) (dpt)	-1,00	0,00

Die Daten der extrem kurzen Augen sind in **Tab. 1** zusammengefasst.

## Diskussion

Die hier vorgestellte Untersuchung versucht, die 5 verschiedenen Berechnungsverfahren unter Bedingungen zu vergleichen, die so ähnlich wie möglich sind. Dies hat natürlich logische Grenzen aufgrund der Unterschiede der Methoden. SRK/T, Hoffer-Q und Holladay verwenden jeweils einen Adjustierungsparameter, der letztlich die mittlere, angenommene IOL-Position verändert, Haigis verwendet hierzu 3 Parameter. Das Raytracing benutzt die IOL-Position normalerweise nicht zur Adjustierung, sondern nur hier. Außerdem werden im Raytracing mehrere Variable auf feste Werte gesetzt, die, falls bekannt, als Meßwerte eingegeben werden könnten: Hornhautsphärität, Hornhautdicke, Verhältnis von hinterem zu vorderem Hornhautradius (oder hinterer Radius selbst) und Pupillenweite. Trotz dieser methodischen Unterschiede sind die Ergebnisse bei „normalen“ Augen (Gruppe a) praktisch identisch. Ob die geringen Unterschiede „statistisch signifikant“ sind, wurde bewußt nicht getestet, da sie in jedem Fall klinisch irrelevant sind. Quantitativ sind die Vorhersagefehler bei normalen Augen fast identisch mit denen anderer Autoren, z.B. [2]. Für nicht normale Augen werden die Unterschiede größer. Bei hochmyopen Augen sollten Berechnungen in Gaußscher Optik generell kleinere Fehler aufweisen als bei normalen oder gar kurzen Augen, denn bei gleicher Pupillenweite sind die Randwinkel der Lichtstrahlen zur optischen Achse bei langen Augen kleiner als bei kurzen, d.h., der Approximationsfehler der Gaußschen Optik ist kleiner. Die Vorhersagefehler der Formeln unterscheiden sich jedoch deutlich, offensichtlich, weil andere Fehler hinzukommen. Hierzu gehören vor allem die Unterschiede in den fiktiven „Hornhautbrechungsindices“. Ein weiterer Fehler, nämlich die Abweichung zwischen der tatsächlichen und der für die Berechnungen angenommenen „effektiven Linsenposition“ (ELP) spielt gerade bei den langen Augen fast keine Rolle, da die resultierende Refraktion bei ihnen nur sehr schwach und bei IOL-Brechkraft null gar nicht von der IOL-Position abhängt. Bei kurzen Augen gewinnen Fehler in der IOL-Position zunehmend an Bedeutung. Wenn die IOL-Position als Parameter für normale Augen auf einen mittleren Vorhersagefehler von null adjustiert wird, und mit dieser Adjustierung dann bei kurzen Augen systematische Abweichungen auftreten, kann daraus auf eine falsche funktionale Abhängigkeit der IOL-Position von der Achsenlänge geschlossen werden. Diese wird auch dadurch mit verursacht, daß nicht die physikalische (geometrische) Position, sondern eine fiktive ELP verwendet wird. Anders als bei den untersuchten Formeln empfohlen, verwendet das Raytracing normalerweise keine Parameteradjustierungen. Sie erfolgten hier nur aus Gründen der methodischen Vergleichbarkeit. Ohne diese Adjustierung würde der mittlere absolute Fehler nur von 0,43dpt auf 0,46dpt ansteigen (**Abb. 1, 2**). Außerdem gibt es neben der „mittleren IOL-Position“ eine ganze

Heruntergeladen von: Peter Hoffmann. Urheberrechtlich geschützt.

Reihe von anderen Einflußgrößen, die Fehler in der Größenordnung von 0,1 – 0,2 dpt verursachen könnten [14, 16].

Generell erscheint für die Zukunft das Einbeziehen weiterer Meßwerte in die IOL-Berechnung sinnvoll, speziell bei stärker von der Norm abweichenden Augen. Die gesamte IOL-Anpassung sollte insofern eher als ein Problem der Meß- und Rechentechneik und weniger als ein statistisches Problem angesehen werden.

Einsatz der alten Rechtschreibung auf ausdrücklichen Wunsch des Autors.

**Interessenkonflikt:** Nein

## Literatur

- 1 Haigis W, Lege B, Miller N et al. Comparison of immersion ultrasound biometry and partial coherence interferometry for intraocular lens calculation according to Haigis. *Graefes Arch Clin Exp Ophthalmol* 2000; 238: 765–773
- 2 Hoffer KJ. The Hoffer-Q formula. A comparison of theoretic and regression formulas. *J Cataract Refract Surg* 1993; 19: 700–712
- 3 Holladay JT, Musgrove KH, Prager CT et al. A three-part system for refining intraocular lens power calculations. *J Cataract Refract Surg* 1988; 14: 17–24
- 4 Holladay JT. Standardizing constants for ultrasonic biometry, keratometry and intraocular lens power calculations. *J Cataract Refract Surg* 1997; 23: 1356–1370
- 5 Korynta J. Importance of individualizing the formula for improving the accuracy of calculating emmetropia in intraocular lenses before cataract surgery. *Cesk Slov Oftalmol* 1995; 51: 45–50
- 6 Norrby NES, Grossman LW, Geraghty EP et al. Accuracy in determining intraocular lens dioptric power assessed by interlaboratory tests. *J Cataract Refract Surg* 1996; 22: 983–993
- 7 Norrby NES, Koranyi G. Prediction of intraocular lens power using the lens haptic plane concept. *J Cataract Refract Surg* 1997; 23: 254–259
- 8 Olsen T. Theoretical approach to intraocular lens calculation using Gaussian optics. *J Cataract Refract Surg* 1987; 13: 141–145
- 9 Olsen T. Prediction of the effective postoperative (intraocular lens) anterior chamber depth. *J Cataract Refract Surg* 2006; 32: 419–424
- 10 Preußner PR, Wahl J. Konsistente numerische Berechnung der Optik des pseudophaken Auges. *Ophthalmologe* 2000; 97: 126–141
- 11 Preußner PR, Wahl J, Lahdo H et al. Raytracing for intraocular lens calculation. *J Cataract Refract Surg* 2000; 28: 1412–1419
- 12 Preußner PR, Wahl J, Weitzel D et al. Predicting postoperative anterior chamber depth and refraction. *J Cataract Refract Surg* 2004; 30: 2077–2083
- 13 Preußner PR, Wahl J, Weitzel D. Topography based IOL power selection. *J Cataract Refract Surg* 2005; 31: 525–533
- 14 Preußner PR, Olsen T, Hoffmann P et al. IOL calculation accuracy in normal eyes. *J Cataract Refract Surg* 2008; 34: 802–808
- 15 Preußner PR. Consistent IOL calculation in normal and odd eyes with the raytracing program OKULIX. In: Garg A, Hoyos JE, Dementiev D (Hrsg). *Mastering the techniques of IOL power calculations*. New Delhi: Jaypee brothers medical publishers ltd. (ISBN 81-8061-539-1), 2005
- 16 Preußner PR. Genauigkeitsgrenzen bei der IOL-Berechnung: aktueller Stand. *Klin Monatsbl Augenheilkd* 2007; 224: 893–899
- 17 Rabsilber TM, Reuland AJ, Holzer MP et al. Intraocular lens power calculation using ray tracing following excimer laser surgery. *Eye* 2007; 21: 697–701
- 18 Retzlaff J, Sanders DR, Kraff MC. Development of the SRK/T intraocular lens implant power calculation formula. *J Cataract Refract Surg* 1990; 16: 333–340, Erratum in: *J Cataract Refract Surg* 1990; 16:528