

Ophthalmologie 2022 · 119:56–63
<https://doi.org/10.1007/s00347-021-01412-6>
 Eingegangen: 3. Februar 2021
 Überarbeitet: 26. April 2021
 Angenommen: 27. April 2021
 Online publiziert: 1. Juni 2021
 © Der/die Autor(en) 2021



Achim Langenbacher¹ · Peter Hoffmann² · Jascha Wendelstein³ ·
 Nóra Szentmáry^{4,5}

¹ Institut für Experimentelle Ophthalmologie, Universität des Saarlandes, Homburg, Deutschland

² Augen- und Laserklinik Castrop-Rauxel, Castrop-Rauxel, Deutschland

³ Klinik für Augenheilkunde und Optometrie, Johannes Kepler Universität Linz, Linz, Österreich

⁴ Dr. Rolf M. Schwiete Zentrum für Limbusstammzellforschung und kongenitale Aniridie, Universität des Saarlandes, Homburg, Deutschland

⁵ Universitäts-Augenklinik, Semmelweis-Universität, Budapest, Ungarn

Einfaches Verfahren zur Abschätzung des postoperativen Abbildungsmaßstabs und der Aniseikonie bei der Kataraktoperation

In der modernen Kataraktchirurgie steht dem Ophthalmochirurgen eine fast unüberschaubare Auswahl an Linsenimplantaten und -designs, aber auch an Berechnungsformeln oder Strategien zur Verfügung. Ausgehend von den Basisformeln von Fyodorov [1] oder Gernet, Ostholt und Werner [2], wurden in den 80er- und 90er-Jahren des vergangenen Jahrhunderts die „Klassiker“ wie die Haigis-Hoffer-Q- [3, 4], Holladay1- oder SRKT-Formel [18] entwickelt, die im Vergleich zur Regressionsformel SRK oder SRK2 von Sanders, Retzlaff und Kraff deutlich geringere Vorhersagefehler für die postoperative Refraktion v. a. für lange oder kurze Augen oder Augen mit flachen oder steilen Hornhautradialen versprochen. Bei diesen Berechnungsformeln wurde ein „pseudophakes Augenmodell“ definiert, das mit biometrischen Messgrößen und ggf. daraus abgeleiteten Größen „gefüttert“ wird. All diese Formeln werden unter dem Begriff „Vergenzformeln“ subsumiert.

In den vergangenen 20 Jahren wurden dann sehr viele neue Linsenberechnungskonzepte entwickelt, die entweder auf empirischen Überlegungen, auf Kombinationen formaler Ansätze der Physik und der Empirie oder auf Raytracing-Strategien beruhen. Verfahren des ma-

schinellen Lernens (z. B. Hill-RBF-Calculator) zählen hierbei zu den empirischen Ansätzen. Die meisten der neu entwickelten Berechnungsstrategien sind nicht oder nicht vollständig offengelegt, sodass die Formeln nicht oder nur unzureichend verglichen werden können.

Bei der Biometrie wurde zunächst mit der Einführung des optischen Biometers 1999 und in der Folge mit der Einführung der optischen Teilstreckenmessung ein Standard geschaffen, der in Kombination mit den Verbesserungen bei der Linsenberechnung einen hohen Standard bei der Linsenberechnung und der Vorhersage des refraktiven Ergebnisses gewährleistet. Unter Studienbedingungen kann heute erreicht werden, dass rund 65–80 % der Augen innerhalb eines Vorhersagefehlers der postoperativen Refraktion von $\pm 0,5$ dpt landen [12, 14, 17].

Allerdings wird heute die Bedeutung des retinalen Abbildungsmaßstabs bzw. die Aniseikonie als Maß für den retinalen Bildgrößenunterschied beider Augen weitgehend ignoriert [9]. Laut Literaturlage liegt der Bildgrößenunterschied bei phaken Augen in der Regel bei unter einem halben Prozent, allerdings können Bildgrößenunterschiede von über 10 % im Einzelfall auftreten [5,

6, 11]. Die Toleranz der Aniseikonie ist in der Bevölkerung sehr uneinheitlich: So kann im Einzelfall eine Aniseikonie von 2–3 % problemlos vom Patienten toleriert werden oder auch zu schneller Ermüdung beim Lesen führen. Bei 5–7 % Bildgrößenunterschied geht man im Allgemeinen von ernststen asthenopischen Beschwerden aus, und ab einer Aniseikonie von etwa 7 % ist die Fusion der beiden Netzhautbilder stark eingeschränkt oder gar unmöglich [15, 19–21]. Anisometropie als Seitenunterschied in der Bauform beider Augen oder der Refraktion ist generell die Ursache einer Aniseikonie, aber nicht jede Anisometropie führt zwangsläufig zu einer Aniseikonie [16]. So können mehrere Parameter mit Seitendifferenz beider Augen ihren Effekt auf die Aniseikonie entweder verstärken oder auch abschwächen.

Speziell bei einer anstehenden Kataraktoperation hat der Ophthalmologe die Möglichkeit, den postoperativen Abbildungsmaßstab beider Augen aus der Biometrie vorherzusagen und damit die Aniseikonie abzuschätzen. Sofern Vergenzformeln, wie z. B. die Haigis-Formel [18], die Olsen-Formel, Castrop-Formel oder die Hoffer-Q-Formel [3, 4], für die Berechnung der Stärke einer Intraokularlinse verwendet werden, kann der

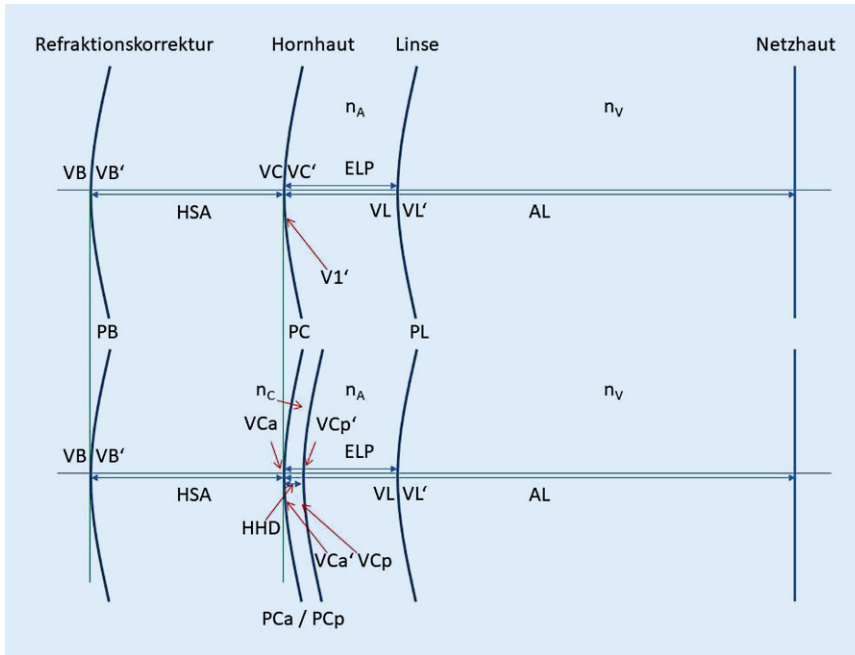


Abb. 1 ▲ Pseudophakes Augenmodell für die Berechnung der Stärke einer Intraokularlinse und für die Ermittlung des Abbildungsmaßstabs des pseudophaken Auges. Bei den meisten vergenzbasierten Linsenberechnungsformeln werden Augenmodelle mit 3 reaktiven Grenzflächen verwendet (Brillenkorrektur PB, Hornhaut PC, Linse PL, obere Abbildung), bei einigen Linsenberechnungsformeln (z. B. der Castrop-Formel) dient auch ein Augenmodell mit 4 reaktiven Grenzflächen als Basis (Brillenkorrektur PB, Hornhautvorderfläche PC_a und Rückfläche PC_p sowie Linse PL, untere Abbildung). Die zugehörigen Vergenzen vor (V) sowie hinter (V') sind entsprechend der Nomenklatur der reaktiven Grenzflächen gekennzeichnet. HSA Hornhautscheitelabstand, AL Augenlänge, ELP effektive Linsenposition, HHD zentrale Hornhautdicke

Abbildungsmaßstab aus dem Berechnungskonzept sehr einfach hergeleitet werden, da bei einer Implementierung in einem Berechnungsprogramm die benötigten Vergenzen vor und hinter den Grenzflächen entweder unmittelbar als Zwischenschritt der Berechnung vorliegen oder sehr einfach abgeleitet werden können.

In dieser Studie soll aufgezeigt werden, wie der Abbildungsmaßstab eines Auges bzw. die retinale Bildgröße im Rahmen einer Linsenberechnung bei der Kataraktchirurgie für das pseudophake Auge mit einfachen Mitteln abgeschätzt werden kann. Dieses Verfahren basiert generell auf einer Linsenberechnung mit Vergenzformeln (z. B. Haigis-, Hoffer-Q- oder Castrop-Formel) und beschränkt sich auf lineare Gauß-Optik.

Bestimmung der Vergenzen

Nahezu alle heute offengelegten Vergenzformeln zur Berechnung des Brechwertes einer Intraokularlinse basieren auf einem

vereinfachten pseudophaken Augenmodell mit 3 oder 4 reaktiven Grenzflächen [8, 10]: Die postoperative Brillenkorrektur oder Zielrefraktion (PB) berücksichtigt in der Brillenebene die Hornhaut, die entweder durch das Modell einer „dünnen Linse“ (PC, z. B. bei der Haigis-Formel) oder einer „dicken Linse“ (PC_a/PC_p, z. B. bei der Castrop-Formel) beschrieben wird, sowie die zu implantierende Kunstlinse (PL). Die **Abb. 1** stellt das Schema des pseudophaken Augenmodells für die Berechnung der Kunstlinsenstärke dar. Im oberen Teil wird die Hornhaut als „dünne Linse“ und im unteren Teil als „dicke Linse“ berücksichtigt.

Die Vergenz beschreibt die Krümmung der Wellenfront an einer bestimmten axialen Position im Auge (siehe **Abb. 2**) [13]. Bei theoretisch-optischen Formeln, basierend auf einer Vergenztransformation, wird, ausgehend von einer Objektebene im Unendlichen (Objektentfernung $o = \infty$, Fernsicht) oder im Endlichen (Objekt z. B. in 5 m vor der Brillenkorrektur, $o = 5$ m), eine Vergenz

sukzessive durch alle optischen Medien und Grenzflächen verfolgt [7, 8, 10] und so die Vergenz (VL) in der Ebene der Linse ermittelt. Dann wird die Vergenz hinter der Linse (VL') berechnet, die benötigt wird, um eine scharfe Abbildung auf der Netzhaut zu erreichen. Der Vergleich der beiden Vergenzen hinter und vor der Intraokularlinse (Differenz aus VL' und VL) ergibt den Brechwert der korrigierenden Linse PL. Für das pseudophake Augenmodell mit 3 reaktiven Grenzflächen (z. B. Haigis-Formel oder Hoffer-Q-Formel) gilt:

$$\begin{aligned}
 VB &= 0 (\text{Objekt im Unendlichen}) \\
 \text{oder} \\
 VB &= -1/o \\
 VB' &= VB + PB \\
 VC &= VB' / (1 - VB' \cdot HSA) \\
 VC' &= VC + PC \\
 VL &= VC' / (1 - VC' \cdot ELP/n_A) \\
 VL' &= n_V / (AL - ELP)
 \end{aligned} \tag{1}$$

Für das pseudophake Augenmodell mit 4 reaktiven Grenzflächen gilt:

$$\begin{aligned}
 VB &= 0 (\text{Objekt im Unendlichen}) \\
 \text{oder} \\
 VB &= -1/o \\
 VB' &= VB + PB \\
 VC &= VB' / (1 - VB' \cdot HSA) \\
 VC_a' &= VC + PC_a \\
 VC_p' &= VC_a' / (1 - VC_a' \cdot HHD/n_C) \\
 VC_p'' &= VC_p' + PC_p \\
 VL &= VC_p'' / (1 - VC_p'' \cdot (ELP - HHD)/n_A) \\
 VL' &= n_V / (AL - ELP)
 \end{aligned} \tag{2}$$

Abbildungsmaßstab bei klassischen Vergenzformeln

Exemplarisch sollen hier die Haigis-Formel, die Hoffer-Q-Formel und die Castrop-Formel, untersucht für die Vorhersage des Abbildungsmaßstabs, untersucht werden. Für Objekte in $o = \infty$ berechnet sich der Abbildungsmaßstab aus dem Verhältnis der retinalen Bildgröße zum Winkel unter dem ein Objekt wahrgenommen wird, ausgedrückt im Bogenmaß (Einheit: m). Dagegen berechnet sich der Abbildungsmaßstab für Objekte im Endlichen (z. B. $o = 5$ m) direkt

A. Langenbacher · P. Hoffmann · J. Wendelstein · N. Szentmáry

Einfaches Verfahren zur Abschätzung des postoperativen Abbildungsmaßstabs und der Aniseikonie bei der Kataraktoperation

Zusammenfassung

Hintergrund und Zielsetzung. Die Aniseikonie als mögliche Ursache asthenopischer Beschwerden tritt bei der modernen Kataraktchirurgie oft in den Hintergrund. Ziel der vorliegenden Arbeit ist es, dem Kliniker ein einfaches Berechnungsmodell an die Hand zu geben, mit dem der Abbildungsmaßstab des pseudophaken Auges abgeschätzt werden kann.

Methoden. Das Berechnungsschema für den Abbildungsmaßstab des pseudophaken Auges bezieht sich auf die formelbasierte (vergenzbasierte) Berechnung der Intraokularlinse mit theoretisch-optischen Formeln. Aus den biometrischen Größen, die in der Regel für beide Augen bei der Linsenberechnung vorliegen, kann aus den Vergenzen vor und hinter den 3 oder 4 refraktiven Grenzflächen im pseudophaken Augenmodell der Abbildungsmaßstab für Objekte im Unendlichen

oder in einer endlichen Messdistanz ermittelt werden.

Ergebnisse. Bei der formelbasierten Berechnung wird ein pseudophakes Augenmodell mit 3 bzw. 4 refraktiven Grenzflächen (postoperative Brillenrefraktion; dünne Hornhaut, beschrieben durch die Vorderfläche, bzw. dicke Hornhaut, beschrieben durch die Vorder- und Rückfläche; Intraokularlinse) definiert und mit den Methoden der linearen Optik die Vergenz vor und hinter jeder Grenzfläche bestimmt. Der Quotient aus dem Produkt der Vergenzen vor den Grenzflächen und dem Produkt der Vergenzen unmittelbar hinter den Grenzflächen beschreibt direkt den Abbildungsmaßstab des Auges. Aus dem Vergleich des Abbildungsmaßstabs beider Augen kann unmittelbar der retinale Bildgrößenunterschied ermittelt werden. Exemplarisch wird dies anhand der Haigis-

und Hoffer-Q-Formel (3 Flächen) und der Castrop-Formel (4 Flächen) gezeigt.

Schlussfolgerungen. Wird bei der Planung der Kataraktoperation die Biometrie und Linsenberechnung an beiden Augen durchgeführt, so kann mit einfachen Mitteln der Abbildungsmaßstab bei beiden Augen und aus dem Vergleich beider Augen die Aniseikonie des pseudophaken Patienten ermittelt werden. Eine derartige Abschätzung sollte fester Bestandteil der Linsenberechnung werden, um mögliche asthenopische Beschwerden nach der Kataraktoperation früh zu erkennen.

Schlüsselwörter

Aniseikonie · Retinale Bildgröße · Abbildungsmaßstab · Biometrie · Linsenberechnung

Simple method to estimate object to image magnification and aniseikonia following cataract surgery

Abstract

Background and purpose. Aniseikonia as one of the major risk factors for asthenopic problems is mostly overlooked in modern cataract surgery. The purpose of this study was to develop a simple calculation scheme for clinicians to predict the object to image magnification in a pseudophakic eye with biometric data.

Methods. The calculation scheme for object to image magnification in the pseudophakic eye is based on a vergence calculation of the lens power with theoretical optical formulae. From the biometric data, which are typically derived from both eyes during lens power calculation, the vergences in front of and behind the 3 or 4 refractive surfaces of the pseudophakic eye model are used to predict the magnification for objects at infinity or objects located at a finite measurement distance (e.g. 5 m).

Results. With a formula-based lens power calculation a pseudophakic eye model is set up with 3 or 4 refractive surfaces (postoperative spectacle refraction; thick cornea described by anterior surface or thick cornea characterized by anterior and posterior surfaces; intraocular lens). The vergence in front of and behind each refractive surface is derived by means of linear Gaussian optics. The quotient of the product of all vergences in front of the surfaces and the product of all vergences behind the respective surfaces describes the object to image magnification of the eye. A comparison of the object to image magnification of both eyes yields the retinal image size disparity or aniseikonia. This calculation strategy is shown in a step-by-step approach exemplarily for the Haigis and Hoffer-Q formulae (3 surfaces) and the Castrop formula (4 surfaces).

Conclusion. If during planning and lens power calculation biometry is performed for both eyes, ocular magnification of both eyes can be easily derived with this calculation scheme and aniseikonia can be extracted from a comparison of magnification of both eyes. Such a simple prediction should be established as a standard for precataract biometry and lens power calculation for early detection and avoidance of asthenopic complaints after cataract surgery.

Keywords

Aniseikonia · Retinal image size · Ocular magnification · Biometry · Lens power calculation

aus dem Verhältnis von retinaler Bildgröße zur Objektgröße (dimensionslos). Die einfachste Möglichkeit der Berechnung des Abbildungsmaßstabs $M_{\infty 3/4}$ erhält man für Objekte im Unendlichen, indem man die das Produkt aller Vergenzen unmittelbar vor refraktiven Grenzflächen (mit Ausnahme von VB, da $VB = 0$) durch

das Produkt aller Vergenzen direkt nach refraktiven Grenzflächen dividiert. Für das Modell mit 3/4 Grenzflächen bedeutet das

$$M_{\infty 3} = \frac{VC \cdot VL}{VB' \cdot VC' \cdot VL'} \quad (3)$$

$$M_{\infty 4} = \frac{VC_a \cdot VC_p \cdot VL}{VB' \cdot VC_a' \cdot VC_p' \cdot VL'} \quad (4)$$

Für Objekte im Endlichen ($VB \neq 0$) berechnet sich der Abbildungsmaßstabs $M_{3/4}$ aus dem Verhältnis aller Vergenzen vor refraktiven Grenzflächen durch das Produkt aller Vergenzen nach refraktiven

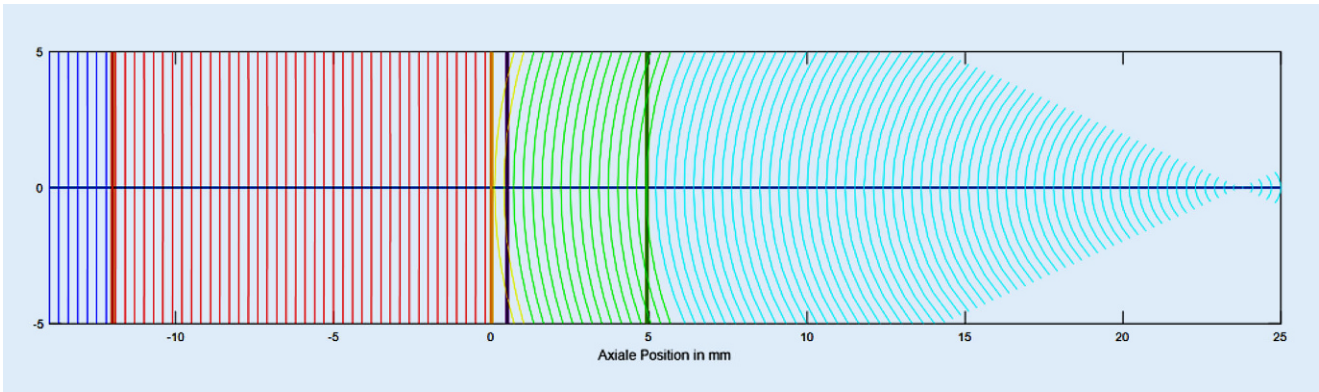


Abb. 2 ▲ Verlauf der Vergenzen (Wellenfrontkrümmung) im Auge. Für Objekte im Unendlichen trifft eine plane Wellenfront auf die Brillenkorrektur, für Objekte in endlicher Entfernung eine divergente Wellenfront mit dem Krümmungsmittelpunkt der Wellenfront in der Objektebene. Nach einer Kataraktoperation (mit einer geringen Brillenkorrektur) trifft eine Wellenfront mit einer sehr geringen Krümmung auf die Hornhaut. An der Hornhautvorderfläche erfährt die Wellenfront eine starke Krümmung, die sich an der Hornhaurückfläche wieder etwas abflacht. In der Ebene der implantierten Linse verstärkt sich die Krümmung (bei einer positiv brechenden Linse) nochmals und läuft bei einem refraktiv korrigierten Auge auf einen Bildpunkt auf der Retina zusammen. Aus den Vergenzen vor sowie nach den refraktiven Grenzflächen kann der Abbildungsmaßstab ermittelt werden

| | Einheit | Beispiel 1 OD | Beispiel 1 OS | Beispiel 2 OD | Beispiel 2 OS |
|--------------------------------------|---------|---|------------------|------------------|------------------|
| Zielrefraktion PB | dpt | -1,20 | 0,00 | -2,40 | -0,20 |
| Hornhautscheitelabstand HSA | mm | 12 mm | | | |
| Augenlänge AL | mm | 22,77 | 22,71 | 29,10 | 27,45 |
| Hornhautradius vorne R _a | mm | 7,70 | 7,80 | 7,43 | 7,45 |
| Vorderkammertiefe ACD | mm | 2,80 | 2,80 | 3,20 | 3,30 |
| Phake Linsendicke LD | mm | 4,60 | 4,60 | 4,50 | 4,45 |
| Hornhautradius hinten R _p | mm | 6,43 | 6,47 | 6,21 | 6,22 |
| Hornhautdicke HHD | µm | 568 | 578 | 499 | 4,95 |
| Formelkonstanten | | Haigis: a ₀ =0,10; a ₁ =0,17; a ₂ =0,18 Hoffer-Q: pACD=5,32 Castrop: C=0,40; H=-0,09, R=0,14 | | | |
| Haigis-Formel PL o=∞/5 m | dpt | 24,53/24,79 | 23,87/24,15 | 5,26/5,55 | 6,12/6,42 |
| Hoffer-Q-Formel PL o=∞/5 m | dpt | 24,47/24,75 | 23,71/24,00 | 4,52/4,84 | 5,44/5,77 |
| Castrop-Formel PL o=∞/5 m | dpt | 24,45/24,72 | 23,86/24,14 | 6,06/5,33 | 5,99/6,27 |

Abb. 3 ▲ Biometrische Messdaten und Zielrefraktion für die 2 klinischen Beispiele. Die Formelkonstanten sowie der Hornhautscheitelabstand wurden für alle Beispiele als identisch angenommen. Die Vorderkammertiefe des phaken Auges (ACD) wurde ausschließlich für die Haigis- und Castrop-Formel verwendet und die Linsendicke (LD), der Rückflächenradius der Hornhaut (R_p) und die zentrale Hornhautdicke (HHD) des phaken Auges nur für die Castrop-Formel. Im unteren Teil der Tabelle wurde jeweils für Objekte im Unendlichen (o = ∞) sowie für o = 5 m der Brechwert PL der resultierenden Linse, ermittelt mit der Haigis-, Hoffer-Q- sowie der Castrop-Formel, aufgelistet

Grenzflächen dividiert. Für das Modell mit 3/4 Grenzflächen bedeutet das

$$M_3 = \frac{VB \cdot VC \cdot VL}{VB' \cdot VC' \cdot VL'} \quad (5)$$

$$M_4 = \frac{VB \cdot VC_a \cdot VC_p \cdot VL}{VB' \cdot VC'_a \cdot VC'_p \cdot VL'} \quad (6)$$

Die Haigis-Formel ist charakterisiert durch ein pseudophakes Augenmodell mit 3 refraktiven Grenzflächen (s. **Abb. 1** oben). Bei der Haigis-Formel leitet sich der Brechwert der Hornhaut aus dem Krümmungs-

radius der Vorderfläche R_a ab mit $PC = (1,3315 - 1,00)/R_a$. Die effektive Linsenposition ELP [13, 14] berechnet sich zu $ELP = a_0 + a_1 \cdot ACD + a_2 \cdot AL$, wenn ACD und AL die Augenlänge sowie die phake Vorderkammertiefe bezeichnen. Mit den Brechungsindizes für Kammerwasser und Glaskörper $n_A = n_V = 1,336$ und dem Hornhautscheitelabstand HSA = 12 mm, der den Abstand zwischen dem hinteren Scheitel der Brillenkorrektur und dem Hornhautscheitel beschreibt, und Gln. 1 sowie Gl. 3

bzw. 5 kann man direkt den Abbildungsmaßstab für Objekte im Unendlichen/Endlichen ermitteln.

Die Hoffer-Q-Formel ist ebenfalls charakterisiert durch ein pseudophakes Augenmodell mit 3 refraktiven Grenzflächen (s. **Abb. 1** oben). Bei der Hoffer-Q-Formel [3, 4, 18] wird zunächst die Augenlänge nach oben begrenzt auf 31 mm sowie nach unten auf 18,5 mm. Der Brechwert der Hornhaut ergibt sich aus dem Krümmungsradius der Vorderfläche R_a zu $PC = (1,3375 - 1,00)/R_a$. Die Berechnung der effektiven Linsenposition ELP ist in der Veröffentlichung [4, 18] im Detail beschrieben. Mit $n_A = n_V = 1,336$ und HSA = 12 mm und Gln. 1 sowie Gl. 3 bzw. 5 kann man direkt den Abbildungsmaßstab für Objekte im Unendlichen/Endlichen ermitteln.

Die Castrop-Formel ist beschrieben durch ein pseudophakes Augenmodell mit 4 refraktiven Grenzflächen (s. **Abb. 1** unten) und 3 Formelkonstanten C, H und R. Der Korrekturwert R wird auf die vorhergesagte Refraktion in der Brillenebene aufaddiert. Der Brechwert der Hornhautvorderfläche ergibt sich aus dem Krümmungsradius der Vorderfläche R_a zu $PC_a = (1,376 - 1,00)/R_a$ und der Brechwert der Rückfläche PC_p aus der Hornhaurückflächenkrümmung R_p zu $PC_p = (1,376 - 1,336)/R_p$. Die Berechnung der effektiven Linsenposition ELP erfolgt aus der phaken

Tab. 1 Effektive Linsenposition (ELP), Brechwert der Intraokularlinse (PL) sowie die Vergenzen vor (V₁)/hinter (V₂) den refraktiven Grenzflächen im pseudophaken Auge für die Beispiele 1 bis 3. Die Vergenzen sind in **Abb. 1** bezeichnet und aus den Gln. 1 und 2 berechnet. Die Berechnungen wurden für Objekte im Unendlichen (Objektstand $o = \infty$) sowie für Objekte in einem Objektstand von $o = 5$ m durchgeführt. Aus den Vergenzen berechnet sich direkt der Abbildungsmaßstab M

| Formel | Objektstand | ELP/Brechwert; Vergenz | Beispiel 1 OD | Beispiel 1 OS | Beispiel 2 OD | Beispiel 2 OS |
|-----------------|--------------|------------------------------------|---------------|---------------|---------------|---------------|
| Haigis-Formel | $o = \infty$ | ELP in mm/PL in dpt | 4,7/24,52 | 4,7/23,87 | 5,8/5,26 | 5,6/6,12 |
| | | VB/VB' | 0/-1,20 | 0/0 | 0/-2,40 | 0/-0,20 |
| | | VC/VC' | -1,18/41,93 | 0/42,56 | -2,33/42,84 | -0,20/44,97 |
| | | VL/VL' | 49,16/73,69 | 50,01/73,88 | 52,71/57,97 | 55,36/61,48 |
| | $o = 5$ m | ELP in mm/PL in dpt | 4,7/24,79 | 4,7/24,15 | 5,8/5,55 | 5,6/6,42 |
| | | VB/VB' | -0,20/-1,40 | -0,20/-0,20 | -0,20/-2,60 | -0,20/-0,40 |
| | | VC/VC' | -1,38/41,74 | -0,20/42,36 | -2,52/42,65 | -0,40/44,77 |
| | | VL/VL' | 48,89/73,69 | 49,73/73,88 | 52,43/57,98 | 55,06/61,48 |
| Hoffer-Q-Formel | $o = \infty$ | ELP in mm/PL in dpt | 4,9/24,47 | 4,9/23,71 | 6,5/4,52 | 6,2/5,44 |
| | | VB/VB' | 0/-1,2 | 0/0 | 0/-2,40 | 0/-0,20 |
| | | VC/VC' | -1,18/42,65 | 0/43,27 | -2,33/43,59 | -0,20/45,72 |
| | | VL/VL' | 50,93/75,41 | 51,72/75,43 | 56,28/60,80 | 58,93/64,37 |
| | $o = 5$ m | ELP in mm/PL in dpt | 4,9/24,75 | 4,9/24,00 | 6,5/4,84 | 6,2/5,77 |
| | | VB/VB' | -0,2/-1,40 | -0,20/-0,20 | -0,20/-2,60 | -0,20/-0,40 |
| | | VC/VC' | -1,38/42,45 | -0,20/43,07 | -2,52/43,30 | -0,40/45,52 |
| | | VL/VL' | 50,66/75,41 | 51,43/75,43 | 55,96/60,80 | 58,60/64,37 |
| Castrop-Formel | $o = \infty$ | ELP in mm/PL in dpt | 4,6/24,45 | 4,6/23,86 | 4,9/5,06 | 5,0/5,99 |
| | | VB/VB' | 0/-1,06 | 0/0,14 | 0/-2,26 | 0/-0,06 |
| | | VC _a /VC _a ' | -1,05/47,78 | 0,14/48,35 | -2,20/48,96 | -0,06/51,10 |
| | | VC _p /VC _p ' | 48,75/42,53 | 49,35/43,17 | 49,84/43,40 | 52,05/45,62 |
| | $o = 5$ m | ELP in mm/PL in dpt | 4,6/24,72 | 4,6/24,14 | 4,9/5,33 | 5,0/6,27 |
| | | VB/VB' | -0,2/-1,26 | -0,20/-0,06 | -0,20/-2,46 | -0,20/-0,26 |
| | | VC _a /VC _a ' | -1,24/47,59 | -0,06/48,15 | -2,39/48,77 | -0,26/50,90 |
| | | VC _p /VC _p ' | 48,54/42,32 | 49,14/42,96 | 49,65/43,20 | 51,85/45,42 |
| | | VL/VL' | 48,43/73,15 | 49,25/73,38 | 50,39/55,72 | 53,65/59,92 |

Vorderkammertiefe ACD und Linsendicke LT mit $ELP = ACD + C \cdot LD + H$. Mit $n_A = n_V = 1,336$ und $HSA = 12$ mm und Gln. 2 sowie Gl. 4 bzw. 6 kann man direkt den Abbildungsmaßstab für Objekte im Unendlichen/Endlichen ermitteln.

Ergebnisse

Die Anwendung dieses einfachen Verfahrens zur Abschätzung des Abbildungsmaßstabs des (brillenkorrigierten) pseudophaken Auges nach der Kataraktoperation aus den biometrischen Daten sowie der intendierten Refraktion auf Brillenebene soll anhand beider Augen von 2 Beispielen gezeigt werden.

Beispiel 1 illustriert die klinisch nicht seltene Situation, dass das zweite Auge auf Emmetropie operiert werden soll, am ersten Auge aber postoperativ eine Ametropie vorliegt (refraktive Aniseikonie).

Beispiel 2 zeigt die ebenfalls gängige Situation einer Anisomyopie. Hier gilt es, zwischen Aniseikonie und Anisometropie abzuwägen und einen refraktiven Kompromiss zu finden (axiale Aniseikonie).

Die den Beispielen zugrunde gelegten biometrischen Daten sind in **Abb. 3** zusammengefasst. Für die Hoffer-Q-Formel werden neben der Formelkonstante („personalized ACD“ [pACD]) ausschließlich die Augenlänge AL sowie der Radius der Hornhautvorderfläche R_a benötigt. Für die Haigis-Formel wird neben dem Konstanten-Triplet $a_0/a_1/a_2$, der AL und R_a die phake Vorderkammertiefe ACD zur Abschätzung der effektiven Linsenposition herangezogen. Die Castrop-Formel interpretiert die Hornhaut als „dicke“ Meniskuslinse und greift auf den Krümmungsradius beider Hornhautflächen zu. Daneben werden 3 Formelkon-

stanten (C, H und R) sowie AL, ACD, die phake Linsendicke LD sowie die Hornhautdicke HHD in die Berechnung einbezogen.

In **Tab. 1** sind die geschätzten Linsenpositionen (ELP) sowie die resultierenden Brechwerte der Linsen (PL) für die 4 Augen (2 Beispiele) jeweils berechnet mit den 3 Formeln und für Objekte im Unendlichen sowie Objekte in einem Objektstand von 5 m protokolliert. Daneben sind in **Tab. 1** die jeweiligen Vergenzen vor und hinter den 3 (Haigis-Formel und Hoffer-Q-Formel) bzw. 4 (Castrop-Formel) refraktiven Grenzflächen notiert, die aus den Gln. 1 und 2 berechnet wurden. Diese Vergenzen werden in einem weiteren Schritt herangezogen, um mit den Gln. 3 und 4 bzw. den Gln. 5 und 6 den Abbildungsmaßstab des pseudophaken Auges für ein pseudophakes Augenmodell mit 3 bzw. 4 refraktiven Grenzflä-

Tab. 2 Abbildungsmaßstab ($\times 1000$) für Objekte im Unendlichen bzw. für Objekte in einer Objektentfernung $o = 5$ m für die Beispiele 1 bis 3, berechnet aus der Haigis-Formel, der Hoffer-Q-Formel (beide mit 3 refraktiven Grenzflächen) sowie der Castrop-Formel (mit 4 refraktiven Grenzflächen). Die Berechnung erfolgt aus den in **Abb. 1** angegebenen Vergenzen vor sowie hinter den refraktiven Grenzflächen nach den Gln. 3–6. Der relative Abbildungsmaßstabunterschied (Relativ in %) wurde berechnet als Quotient der Differenz des Abbildungsmaßstabs (OS-OD) dividiert durch den Mittelwert des Abbildungsmaßstabs beider Augen

| Abbildungsmaßstab $M \times 1000$ | Objektstand | Beispiel 1 OD | Beispiel 1 OS | Beispiel 2 OD | Beispiel 2 OS |
|-----------------------------------|------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|--------------------------|
| Haigis-Formel | $o = \infty$ (m) | $M_{\infty 3} = 15,6833$ | $M_{\infty 3} = 15,9028$ | $M_{\infty 3} = 20,6302$ | $M_{\infty 3} = 19,9740$ |
| | Relativ in % | 1,3898 | | -3,2318 | |
| | $o = 5$ m (1) | $M_3 = -3,1268$ | $M_3 = -3,1703$ | $M_3 = -4,1123$ | $M_3 = -3,9812$ |
| | Relativ in % | 1,3840 | | -3,2385 | |
| Hoffer-Q-Formel | $o = \infty$ (m) | $M_{\infty 3} = 15,6130$ | $M_{\infty 3} = 15,8459$ | $M_{\infty 3} = 20,6420$ | $M_{\infty 3} = 19,9752$ |
| | Relativ in % | 1,4809 | | -3,2838 | |
| | $o = 5$ m (1) | $M_3 = -3,1125$ | $M_3 = -3,1588$ | $M_3 = -4,1136$ | $M_3 = -3,9805$ |
| | Relativ in % | 1,4759 | | -3,2894 | |
| Castrop-Formel | $o = \infty$ (m) | $M_{\infty 4} = 15,7686$ | $M_{\infty 4} = 15,9842$ | $M_{\infty 4} = 20,7635$ | $M_{\infty 4} = 20,0846$ |
| | Relativ in % | 1,3578 | | -3,3243 | |
| | $o = 5$ m (1) | $M_4 = -3,1438$ | $M_4 = -3,1866$ | $M_4 = -4,1396$ | $M_4 = -4,0037$ |
| | Relativ in % | 1,3519 | | -3,3378 | |

chen mit einem Objekt im Unendlichen bzw. in einer endlichen Entfernung abzuschätzen. Je nach Implementierung in einem Softwaremodul sind die Vergenzen vor und hinter den Grenzflächen als Zwischenschritte der Berechnung direkt abrufbar oder können sehr einfach bereitgestellt werden.

Die Ergebnisse für den Abbildungsmaßstab M sind in **Tab. 2** zusammengetragen. Liegt die Objektebene im Unendlichen, so beschreibt der mit den Beziehungen 3 und 4 ermittelte Abbildungsmaßstab M_{∞} das Verhältnis aus retinaler Bildgröße zum Eingangswinkel unter dem ein Objekt wahrgenommen wird. So wird in Beispiel 1 am rechten Auge (OD) mit der Haigis-Formel/Hoffer-Q-Formel/Castrop-Formel ein Abbildungsmaßstab von $M_{\infty} = 0,015683 \text{ m}/0,01561 \text{ m}/0,01577 \text{ m}$ ermittelt. Das bedeutet dass ein Objekt, das unter einem Winkel von 1 Bogenminute entsprechend einer Sehschärfe von 100 % abgebildet wird (z.B. Öffnung eines Landolt-Ringes) auf der Netzhaut eine Bildgröße von $4,562/4,542/4,587 \mu\text{m}$ aufweist.

Verwendet man dagegen eine Sehzientafel für die Visusstufe 1,0 in einem Abstand von 5 m (gemäß ISO-Norm ist eine Sehschärfepfung mit einer Messstrecke von 4–6 m vorgesehen) und die Berechnung des Abbildungsmaßstabs anhand der Formelbeziehungen 5 und 6, so kann die Größe der

Öffnung des Normsehzeichens (z.B. Landolt-Ring) in der Projektionsebene (5 m) über die retinale Bildgröße (z.B. $4,56 \mu\text{m}$) und den Abbildungsmaßstab M in **Tab. 2** abgeschätzt werden. Anhand von Beispiel 1 erhält man hier für das rechte Auge mit der Haigis-Formel/Hoffer-Q-Formel/Castrop-Formel einen Abbildungsmaßstab von $M = -0,00313/-0,00311/-0,00314$ und für eine retinale Bildgröße von $4,56 \mu\text{m}$ die Öffnung des Normsehzeichens in einem Abstand von $o = 5$ mit $1,458/1,465/1,450 \text{ mm}$. Das negative Vorzeichen bei M deutet an, dass das retinale Bild gegenüber dem Objekt invertiert ist.

Vergleicht man die retinale Bildgröße beider Augen für Beispiel 1 für die Haigis/Hoffer-Q/Castrop-Formel für einen Objektstand von 5 m miteinander, so ergibt sich ein relativer Bildgrößenunterschied derart, dass das linke Auge (Brillenrefraktion plan) gegenüber dem rechten Auge (Brillenrefraktion $-1,2 \text{ dpt}$) mit dem in **Abb. 3** angegebenen Linsenbrechwert $1,38\%/1,47\%/1,35\%$ vergrößert abbildet. Für Beispiel 2 bildet entsprechend das rechte Auge (mit einer Brillenrefraktion von $-2,4 \text{ dpt}$) mit dem in **Abb. 3** angegebenen Linsenbrechwert um $3,24\%/3,29\%/3,34\%$ gegenüber dem linken Auge (mit einer Brillenrefraktion von $-0,2 \text{ dpt}$) vergrößert ab.

Diskussion

Eine überwiegende Mehrheit der Berechnungskonzepte für Intraokularlinosenbrechwerte basieren auf Vergenzen. Dabei wird für eine Objektentfernung im Unendlichen $o = \infty$ bzw. Objektentfernungen im Endlichen (z.B. Messdistanz bei der Refraktometrie mit $o = 5 \text{ m}$) die Eingangsvergenz in der Brillenebene berechnet ($VB = 0$ bzw. $VB = -1/o$). Anschließend wird sukzessive in der Ebene jeder refraktiven Grenzfläche die Vergenz um den jeweiligen Brechwert korrigiert und beim Durchlaufen eines optischen Mediums mit der Dicke d und dem Brechungsindex n die Vergenz V nach der klassischen Vergenzformel $V/(1-V \cdot d/n)$ transformiert. Diese Vergenztransformation ist z.B. aus der Umrechnung einer Brillenrefraktion in eine Kontaktlinsenrefraktion in der Ophthalmologie allgemein gebräuchlich. Die Vergenz, die hinter der Linse benötigt wird, um scharf auf die Netzhaut abzubilden, berechnet sich aus $n_V/(AL-ELP)$, wenn n_V den Brechungsindex des Glaskörpers und AL-ELP die Glaskörperstrecke hinter der Linse beschreibt. Die (dünne) Intraokularlinse muss nun das Vergenzdefizit (Vergenz hinter der Linse abzüglich der Vergenz vor der Linse) ausgleichen [8].

Abgesehen von rein empirischen Formeln (Regressionsformeln oder Verfahren des maschinellen Lernens) und Raytracingansätzen („full aperture ray-

tracing“) machen sich quasi alle theoretisch optischen Formeln diese einfachen Zusammenhänge der linearen Gauß-Optik mit ihrer Vereinfachung auf den paraxialen Raum zunutze. Die Variation der heute verfügbaren Berechnungskonzepte bezieht sich in der Hauptsache auf die unterschiedliche Interpretation der biometrischen Messgrößen bei der Einarbeitung in das pseudophake Augenmodell, in der Hauptsache die Abschätzung der Linsenposition im pseudophaken Auge auf der Basis der biometrischen Größen des phaken Auges sowie verschiedener Interpretationen (z. B. Hornhautbrechwert aus dem Krümmungsradius der Vorderfläche) oder Korrekturwerte („fudge factors“). Je nachdem wie die Formel in einem Softwaremodul implementiert wurde, liegen die Vergenzen unmittelbar vor und hinter den refraktiven Grenzflächen des pseudophaken Modells unmittelbar vor, sodass sie direkt für die Abschätzung des retinalen Abbildungsmaßstabs herangezogen werden können. Liegen diese Zwischenschritte nicht vor, so stellt eine entsprechende Erweiterung der Programmierung keinen großen Aufwand dar.

In den vergangenen Jahren wurden große Anstrengungen unternommen, die Biometrie weiter zu verbessern und die Linsenberechnung weiter zu optimieren, sodass heute bei einer Kataraktoperation unter „Standardbedingungen“ ein mittlerer absoluter Vorhersagefehler in der Refraktion von 0,3–0,4 dpt durchaus zu erwarten ist, dabei liegen etwa 65–80 % der Refraktionsergebnisse in einem Bereich von $\pm 0,5$ dpt um die avisierte Zielrefraktion. Diese Fortschritte in der Biometrie und der Linsenberechnung waren das Fundament für moderne Linsenkategorien, wie z. B. Enhanced-Depth-Of-Focus (EDOF)-Linsen, die nur dann sinnvoll eingesetzt werden können, wenn die Zielrefraktion auch tatsächlich erreicht wird.

Die retinale Bildgröße bzw. die Aniseikonie als den retinalen Bildgrößenunterschied beider Augen hat man bei der Suche nach der perfekten Refraktion und der Verbesserung der Abbildungseigenschaft durch neue Optikkonzepte (z. B. aberrationskorrigierende Lin-

sen) aus den Augen verloren. In den meisten Fällen sind Augen isometrisch aufgebaut, die biometrischen Messgrößen sowie die Refraktion beider Augen weichen nicht wesentlich voneinander ab. So liegt die Aniseikonie beim phaken Auge in der Regel bei Werten unterhalb von 0,5 %. Ab einer Aniseikonie von 0,75 % können erste Symptome auftreten (Wilkinson und Shahid, persönliche Kommunikation), und in manchen Fällen wird ein Bildgrößenunterschied von 5 % oder mehr gemessen. Für pseudophake Augen liegen nur sehr dürftige Studien vor über die Prävalenz oder Ausprägung von Aniseikonien [21]. Allerdings kann man davon ausgehen, dass die Problematik durch die Kataraktoperation eher verschärft als vermindert wird. Und gerade für Patienten, bei denen nur 1 Auge zur Kataraktoperation vorgesehen ist (z. B. traumatische Katarakt) oder ein großes Zeitintervall geplant ist zwischen den Operationen beider Augen, sollten auch die optischen Bedingungen nach dem Eingriff an einem Auge berücksichtigt werden.

Generell können Aniseikonien in Form eines Bildgrößenunterschiedes beider Augen zu Übelkeit, Kopfschmerzen, Einschränkung oder Verlust des Stereosehens bis hin zur Desorientierung, Störungen des Gleichgewichtssinns oder Suppression führen. Die Literatur beschreibt, dass maximal 2–5 % Bildgrößenunterschied beider Augen für einen kurzen Zeitraum möglicherweise toleriert werden, auf Dauer treten bei Bildgrößenunterschieden von 2–3 % jedoch bereits erhebliche Fusionsprobleme auf [19]. Für asthenopische Beschwerden liegt die Toleranzschwelle womöglich noch deutlich geringer, allerdings wird eine erhebliche Streuung in der Bevölkerung vermutet [5–7, 9, 11, 15, 16, 19, 20]. Für pseudophake Augen sind hier keine gesicherten Literaturdaten bekannt, und speziell im Hinblick auf moderne EDOF oder Multifokallinsen wären Untersuchungen zur Toleranz von Bildgrößenunterschieden essenziell.

Bei der Biometrie und Linsenberechnung im Vorfeld einer Kataraktoperation sind alle für die Abschätzung des Abbildungsmaßstabs beider Augen notwendigen Messgrößen verfügbar. So kann, spe-

ziell wenn mit vergenzbasierten Formeln wie der Haigis-, Hoffer-Q-, Olsen-, Castrop-Formel oder auch vielen anderen Berechnungskonzepten gearbeitet wird, immer dann, wenn die effektive Linsenposition ELP im Berechnungskonzept explizit abgeschätzt wird [13, 14], mit einer sehr einfachen Zusatzberechnung der Abbildungsmaßstab für Objekte im Unendlichen oder für Objekte in einer Refraktionsmessdistanz berechnet werden. Da in der Regel beide Augen bei der Biometrie gemessen werden, kann aus dem Vergleich des Abbildungsmaßstabs beider Augen die Aniseikonie nach der Kataraktoperation ermittelt werden. Dass die Ergebnisse im Vergleich der 3 hier untersuchten Formeln geringe Unterschiede aufweisen (s. **Tab. 2**), ist von untergeordneter Bedeutung, sofern man für die Beurteilung der zu erwartenden Aniseikonie das gleiche Berechnungskonzept (auf der Basis derselben Formel) heranzieht.

Entsprechend können dann, wenn postoperativ mit einer klinisch relevanten Aniseikonie zu rechnen ist, entsprechende Gegenmaßnahmen eingeleitet werden. Kennt man die Biometriedaten, dann kann im Einzelfall durch eine Modifikation der Zielrefraktion und einen Ausgleich mit einer Brillen- oder Kontaktlinsenkorrektur [21], durch eine einzeitige oder zweizeitige Kombination der Kataraktoperation mit einem hornhautchirurgischen Eingriff, eine Kombination der Kapselsacklinse mit einer Add-on-Linse [8] oder auch durch die Wahl eines geeigneten Linsendesigns gegengesteuert werden. So kann z. B. aus der Bandbreite der kommerziell verfügbaren Intraokularlinsenmodelle mit der Auswahl eines Optikmaterials (Brechungsindex bzw. zentrale Linsendicke) oder des Coddington-Shape-Faktors der Abbildungsmaßstab im Sinne eines eikonischen Linsendesigns in Grenzen variiert werden. Eine deutlich größere Variationsmöglichkeit steht selbstredend mit einer Kombination aus postoperativer Brillenkorrektur und entsprechender Anpassung der Linsenstärke zur Verfügung, was allerdings mit dem Patienten im Vorfeld abgeklärt werden sollte.

Einschränkend sei angemerkt, dass die physikalisch-optische Aniseikonie nicht

notwendigerweise mit der subjektiv empfundenen identisch sein muss. So kann abhängig von der Augenlänge die Dichte der retinalen Photorezeptoren im Bereich der Fovea variieren. Bei Anisometropie kann zudem die unterschiedliche Brillenkorrektur die Aniseikonie erheblich beeinflussen.

Schlussfolgernd soll diese Arbeit daran erinnern, dass die retinale Bildgröße bzw. der Abbildungsmaßstab als mögliche Ursache für asthenopische Beschwerden stets ins Kalkül gezogen werden sollte. Bei der Planung einer Kataraktoperation liegen speziell bei vergenzbasierten (sog. theoretisch optischen) Formeln alle Größen vor, die für eine Abschätzung der retinalen Bildgröße sowie des Abbildungsmaßstabs nach der Kataraktoperation mit Implantation einer Kunstlinse benötigt werden. Da in aller Regel die biometrische Vermessung an beiden Augen durchgeführt wird, sollte der Abbildungsmaßstab für beide Augen ermittelt werden, sodass der Vergleich der Netzhautbildgrößen ein Maß für die zu erwartende Aniseikonie nach der Kataraktoperation liefert. Das hier vorgestellte Berechnungskonzept wurde exemplarisch für 3 gängige Linsenberechnungsformeln gezeigt, es kann aber sehr einfach auch auf andere Berechnungsformeln erweitert werden, sofern explizit die axiale Position der Kunstlinse im Auge und der Hornhaut- und der Brechwert der für die Implantation vorgesehenen Kunstlinse bekannt sind.

Korrespondenzadresse

Prof. Dr. Achim Langenbacher
Institut für Experimentelle Ophthalmologie,
Universität des Saarlandes
Kirrberger Str., Gebäude 22, 66421 Homburg,
Deutschland
achim.langenbacher@uks.eu

Funding. Open Access funding enabled and organized by Projekt DEAL.

Einhaltung ethischer Richtlinien

Interessenkonflikt. A. Langenbacher, P. Hoffmann, J. Wendelstein und N. Szentmáry geben an, dass keine finanziellen Interessen an den im Manuskript beschriebenen Methoden oder den Ergebnissen vorliegen.

Für diesen Beitrag wurden von den Autoren keine Studien an Menschen oder Tieren durchgeführt. Für die aufgeführten Studien gelten die jeweils dort angegebenen ethischen Richtlinien.

Open Access. Dieser Artikel wird unter der Creative Commons Namensnennung 4.0 International Lizenz veröffentlicht, welche die Nutzung, Vervielfältigung, Bearbeitung, Verbreitung und Wiedergabe in jeglichem Medium und Format erlaubt, sofern Sie den/die ursprünglichen Autor(en) und die Quelle ordnungsgemäß nennen, einen Link zur Creative Commons Lizenz beifügen und angeben, ob Änderungen vorgenommen wurden.

Die in diesem Artikel enthaltenen Bilder und sonstiges Drittmaterial unterliegen ebenfalls der genannten Creative Commons Lizenz, sofern sich aus der Abbildungslegende nichts anderes ergibt. Sofern das betreffende Material nicht unter der genannten Creative Commons Lizenz steht und die betreffende Handlung nicht nach gesetzlichen Vorschriften erlaubt ist, ist für die oben aufgeführten Weiterverwendungen des Materials die Einwilligung des jeweiligen Rechteinhabers einzuholen.

Weitere Details zur Lizenz entnehmen Sie bitte der Lizenzinformation auf <http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/deed.de>.

Literatur

1. Fyodorov SN, Galin MA, Linksz A (1975) Calculation of the optical power of intraocular lenses. Invest Ophthalmol 14:625–628
2. Gernet H, Ostholt H, Werner H (1970) Die präoperative Berechnung intraocularer Binkhorst-Linsen. 122. Vers. d. Ver. Rhein.-Westf. Augenärzte. Zimmermann, Balve, S 54–55
3. Hoffer KJ (1980) Steps for IOL power calculation. Am Intraocul Implant Soc 6(4):370
4. Hoffer KJ (1993) The Hoffer Q formula: a comparison of theoretic and regression formulas. J Cataract Refract Surg 19(6):700–712
5. Katsumi O, Tanino T, Hirose T (1986) Effect of aniseikonia on binocular function. Invest Ophthalmol Vis Sci 27(4):601–604
6. Krzizok T, Kaufmann H, Schwerdtfeger G (1996) Binokulare Probleme durch Aniseikonie und Anisophorie nach Katarakt-Operation. Klin Monbl Augenheilkd 208(6):477–480
7. Langenbacher A, Reese S, Huber S, Seitz B (2005) Compensation of aniseikonia with toric intraocular lenses and spherocylindrical spectacles. Ophthalmic Physiol Opt 25(1):35–44
8. Langenbacher A, Szentmáry N, Seitz B (2007) Magnification and accommodation with phakic intraocular lenses. Ophthalmic Physiol Opt 27(3):295–302
9. Langenbacher A, Szentmáry N (2008) Anisometropie und Aniseikonie – ungelöste Probleme der Kataraktchirurgie. Klin Monbl Augenheilkd 225(9):763–769
10. Langenbacher A, Viestenz A, Seitz B, Brüner H (2007) Computerized calculation scheme for retinal image size after implantation of toric intraocular lenses. Acta Ophthalmol Scand 85(1):92–98
11. Lubkin V, Shippman S, Bennett G, Meininger D, Kramer P, Poppinga P (1999) Aniseikonia quantification: error rate of rule of thumb estimation. Binocul Vis Strabismus Q 14(3):191–196
12. Melles RB, Kane JX, Olsen T, Chang WJ (2019) Update on intraocular lens calculation formulae. Ophthalmology 126(9):1334–1335
13. Olsen T, Hoffmann P (2014) C constant: new concept for ray tracing-assisted intraocular lens power calculation. J Cataract Refract Surg 40(5):764–773
14. Olsen T (2007) Calculation of intraocular lens power: a review. Acta Ophthalmol Scand 85(5):472–485
15. Pittke EC (1987) Fusionsbreite und Aniseikonie. Experimentelle Untersuchungen zur Aniseikonietoleranz bei einseitiger Aphakie. Klin Monbl Augenheilkd 191(6):462–472
16. Rabin J, Bradley A, Freeman RD (1983) On the relation between aniseikonia and axial anisometropia. Am J Optom Physiol Opt 60(7):553–558
17. Savini G, Taroni L, Hoffer KJ (2020) Recent developments in intraocular lens power calculation methods-update 2020. Ann Transl Med 8(22):1553
18. Shammas HJ (2004) Intraocular lens power calculations. Slack, Thorofare
19. South J, Gao T, Collins A, Turuwhenua J, Robertson K, Black J (2019) Aniseikonia and anisometropia: implications for suppression and amblyopia. Clin Exp Optom 102(6):556–565
20. Westheimer G (2007) First description of aniseikonia. Br J Ophthalmol 91(1):6
21. Winn B, Ackerley RG, Brown CA, Murray FK, Prais J, St John MF (1988) Reduced aniseikonia in axial anisometropia with contact lens correction. Ophthalmic Physiol Opt 8(3):341–344