

# IOL-Berechnung und Ultraschallbiometrie: Immersions- und Kontaktverfahren

Peter C Hoffmann, Werner W Hütz, H Berthold Eckhardt, Alexander H Heuring

Augenklinik, Kreiskrankenhaus Bad Hersfeld, Seilerweg 29, D-36251 Bad Hersfeld (Chefarzt: Dr. med. W. W. Hütz)

## Zusammenfassung

**Hintergrund** Die Ultraschallbiometrie zur Bestimmung der Bulbuslänge vor Katarakt-Operation kann mittels Kontakt- und Immersionsverfahren durchgeführt werden. Wir evaluierten, ob es neben systematischen Differenzen, die durch Anpassung der Berechnungsformel ausgeglichen werden können, auch unsystematische Differenzen gibt.

**Patienten, Material und Methoden** Wir untersuchten prospektiv und randomisiert 288 Patienten in zwei Gruppen. Außer der Katarakt lagen keine weiteren Augenerkrankungen vor. Achsenlängen <21 mm und >27 mm wurden ausgeschlossen. Aus der postoperativen Refraktion und den Daten der implantierten IOL wurde der IOL-Brechwert berechnet, der genau zum angestrebten Refraktionsziel geführt hätte.

**Ergebnisse** Es besteht ein systematischer Unterschied zwischen beiden Verfahren. Beim Kontaktverfahren wird die Achsenlänge 0,15 mm kürzer bestimmt, was eine Anpassung der Formelkonstanten notwendig macht. Daneben konnten wir nachweisen, daß auch ein unsystematischer Unterschied besteht, der zu 18% größeren Berechnungsfehlern (= Differenz der präoperativ berechneten IOL von der idealen IOL) bei der Kontaktmethode führt. Der mittlere absolute Berechnungsfehler lag nach Justierung der Formelkonstanten bei  $0,43 \pm 0,38$  dpt für die Immersions- und  $0,53 \pm 0,48$  dpt für die Kontaktgruppe.

**Schlussfolgerungen** Bei der IOL-Berechnung sollte zur Fehlerminimierung der Ultraschallbiometrie im Immersionsverfahren der Vorzug gegeben werden.

**Schlüsselwörter** Intraokularlinsen – Intraokularlinsenberechnung – Katarakt – Kataraktchirurgie – Computer – Biometrie – Ultraschall

## IOL calculation and ultrasound biometry: immersion vs. contact technique

**Background** Ultrasound biometry for axial length measurement may be performed either by directly putting the probe on the cornea or by using a water immersion technique. Our goal was to examine whether there are unsystematic differences between both techniques present besides systematic differences that can be compensated by adjusting calculation formula constants.

**Patients, materials and methods** We examined 288 patients in a prospective, randomized trial. There was no ocular pathology present beside cataract. Axial lengths <21 mm and >27 mm were excluded. We calculated which IOL power would have given the desired refractive result by using the postoperative refraction and data of the lens implanted.

**Results** A systematic difference between both techniques is present. With the contact technique, axial length is measured 0,15 mm shorter. This requires adjustment of formula constants. Furthermore, there is an unsystematic difference that leads to 18% greater calculation errors (difference between IOL calculated preoperatively and ideal IOL) with the contact technique. Mean absolute error was  $0.43 \pm 0.38$  dpt for the immersion group and  $0.53 \pm 0.48$  dpt for the contact group.

**Conclusions** To minimize postoperative refractive errors, ultrasound biometry using immersion technique should be preferred.

**Key words** Intraocular lenses – calculation of intraocular lenses – cataract – cataract surgery – computer – biometry – ultrasound

Die sonographische Längenmessung des Bulbus ist für die präoperative Berechnung einer Intraokularlinse von größter Bedeutung und stellt zugleich die wichtigste Fehlerquelle der Berechnung dar (6–8, 11).

Prinzipiell werden in der klinischen Praxis zwei verschiedene Methoden der Ankopplung der Ultraschallsonde an das Auge verwendet. Bei der Immersionsmethode wird ein Wasserbad als Vorlaufstrecke benützt, während bei der Kontaktmethode der Schallkopf direkt auf die Kornea aufgesetzt wird.

Verschiedene klinische Studien fanden Unterschiede bei den Meßwerten, die vom verwendeten Verfahren abhängen (12, 16, 18) und empfahlen, die Formelkonstanten entsprechend anzupassen.

Wir untersuchten mittels einer prospektiven, randomisierten Studie, ob es zwischen Immersions- und Kontakttechnik nicht nur einen systematischen „offset“-Fehler gibt, sondern auch einen unsystematischen Fehler, der sich durch unterschiedliche Streuung der Refraktionsergebnisse klinisch manifestiert.

## Patienten, Material und Methoden

### Patienten

Es handelte sich um 112 Männer und 176 Frauen (39% : 61%) im Alter von 49 bis 91 Jahren (im Mittel  $73,5 \pm 8,6$  Jahre). Alle Patienten stellten sich zur routinemäßigen Katarakt-Operation in unserer Klinik vor. Es lagen außer der Katarakt keine weiteren Augenerkrankungen vor, so daß wir in allen Fällen von

einer guten prognos quoad visum ausgingen. Augen mit Nanophthalmus (Achsenlänge <21 mm) und hoher Myopie (Achsenlänge >27 mm oder Staphyloma posticum) wurden ausgeschlossen. Ausgeschlossen wurden auch solche Patienten, bei denen aufgrund des Allgemeinzustandes eine zuverlässige subjektive Refraktionierung fraglich erschien.

Der präoperative Visus-Median betrug 0,32.

Mittels einer Zufallszahlenliste wurden die insgesamt 288 Patienten in zwei Gruppen aufgeteilt. Bei Gruppe 1 („Immersion“) wurde die Achsenlänge mittels Immersionstechnik gemessen, während bei Gruppe 2 („Kontakt“) das Kontaktverfahren zum Einsatz kam. Gruppe 1 umfaßte 156, Gruppe 2 132 Patienten.

### Material und Methoden

Alle Biometrien wurden vom selben Untersucher bei beiden Gruppen mit demselben Gerät (Ocuscan Modelljahr 1992, Alcon, Fort Worth, USA) durchgeführt. Dabei wurden jeweils 10 Messungen vorgenommen und der Mittelwert zur Berechnung der IOL verwendet.

Die Hornhautradien wurden mit einem Keratometer nach Javal (Haag-Streit, Bern) gemessen. Zur Berechnung der IOL verwendeten wir die Formel SRK/T (14) und implantierten bei „Zwischenwerten“ die jeweils stärker brechende Linse. In allen Fällen wurde das Modell 728A (Voll-PMMA, 7,0 mm-Optik, 10° Haptikanwinkelung) der Firma Pharmacia & Upjohn, Uppsalla, Schweden, benutzt.

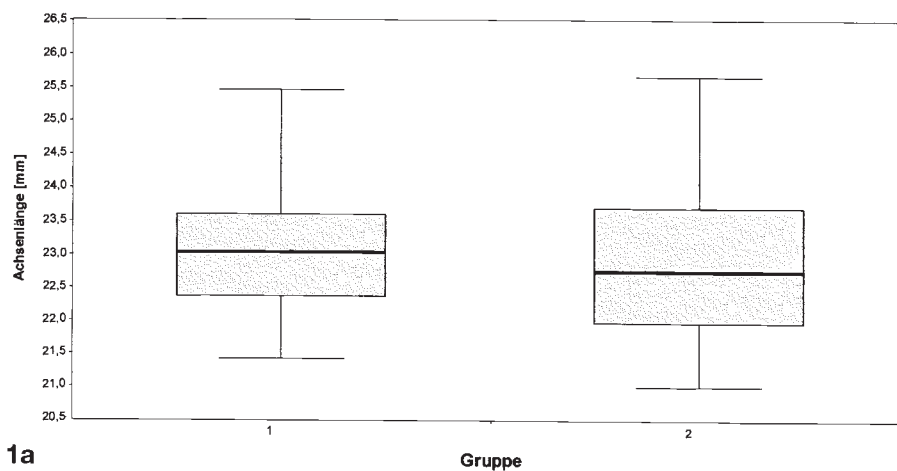
Die Operationen wurden von vier verschiedenen Operateuren durchgeführt. Es erfolgte in allen Fällen eine Phakoemulsifikation mit Hinterkammerlinsenimplantation in den Kapselsack.

Datenerfassung, Nachsorge und Statistik erfolgten nach bereits früher beschriebem Schema (6).

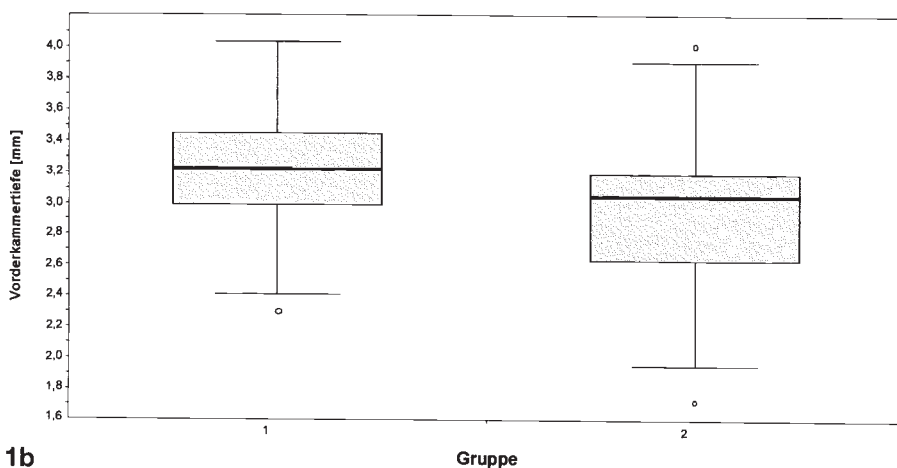
Die früh-postoperativen Daten wurden am ersten Tag nach der Operation in der Klinik erhoben, die spät-postoperativen 3 bis 6 Monate (im Mittel 129 Tage) später bei dem nachsorgenden Kollegen in der Praxis.

### Ergebnisse

Die Achsenlänge wurde in Gruppe 1 mit  $23,03 \pm 0,82$  mm und in Gruppe 2 mit  $22,88 \pm 1,07$  mm gemessen. Die Vorderkammertiefe wurde in Gruppe 1 mit  $3,21 \pm 0,39$  und in Gruppe 2 mit  $2,91 \pm 0,44$  mm bestimmt. Die **Abb. 1a** und **1b** zeigen die Daten als Box & Whisker-Plot. Die Verteilung der Vorderkammer-Meßwerte in Gruppe 2 ist stark asymmetrisch (siehe **Abb. 1b**). Die Unterschiede zwischen beiden Gruppen sind statistisch signifikant (Mann-Whitney-Test;  $P < 0,05$  für die Achsenlänge bzw.  $P < 0,0001$  für die Vorderkammertiefe).



1a



1b

**Abb. 1a** Achsenlänge in der Immersionsgruppe (1) und in der Kontaktgruppe (2). Erläuterungen siehe Text  
**Abb. 1b** Vorderkammertiefe in der Immersionsgruppe (1) und in der Kontaktgruppe (2). Erläuterungen siehe Text

Die Refraktion am ersten postoperativen Tag betrug  $-0,38 \pm 0,78$  dpt sphärisches Äquivalent. Am Ende des Beobachtungszeitraumes maßen wir respektive  $-0,61 \pm 0,84$  dpt. Die durchschnittliche Myopisierung von 0,23 dpt ist statistisch signifikant (Wilcoxon-Test,  $P < 0,0001$ ).

Um die Genauigkeit der beiden Meßverfahren zu bestimmen, berechneten wir rückwirkend die IOL-Brechkraft, die eine Emmetropisierung bzw. genau die angestrebte Ametropie des Auges bewirkt hätte (sphärisches Äquivalent). Die Abweichung der mittels SRK/T-Formel bestimmten IOL von dieser idealen IOL-Stärke („Berechnungsfehler“) zogen wir als Maß für die Genauigkeit des gesamten Meß- und Berechnungsverfahrens heran. Der „absolute Fehler“ ist der Berechnungsfehler ohne Berücksichtigung des Vorzeichens.

Wird die vom Hersteller angegebene A-Konstante (hier:  $A=118,8$ ) zur Berechnung benutzt, so ergibt sich für Gruppe 1 spät postoperativ ein IOL-Fehler von  $-0,01 \pm 0,57$  dpt und für Gruppe 2 ein Fehler von  $0,53 \pm 0,70$  dpt. Der absolute Fehler liegt bei  $0,43 \pm 0,38$  dpt für Gruppe 1 und bei  $0,64 \pm 0,60$  dpt für Gruppe 2. Dieser Unterschied ist statistisch signifikant (Mann-Whitney-Test,  $P < 0,0001$ ).

Nach Justierung der Konstanten ( $A = 118,79$  für Gruppe 1 und  $A = 118,42$  für Gruppe 2) ergibt sich für Gruppe 1  $0,00 \pm 0,57$  dpt und für Gruppe 2  $0,01 \pm 0,71$  dpt. Der absolute Fehler ist in Gruppe 1  $0,43 \pm 0,38$  dpt und in Gruppe 2  $0,53 \pm 0,48$  dpt. Auch dieser Unterschied ist statistisch signifikant (Mann-Whitney-Test,  $P < 0,05$ ).

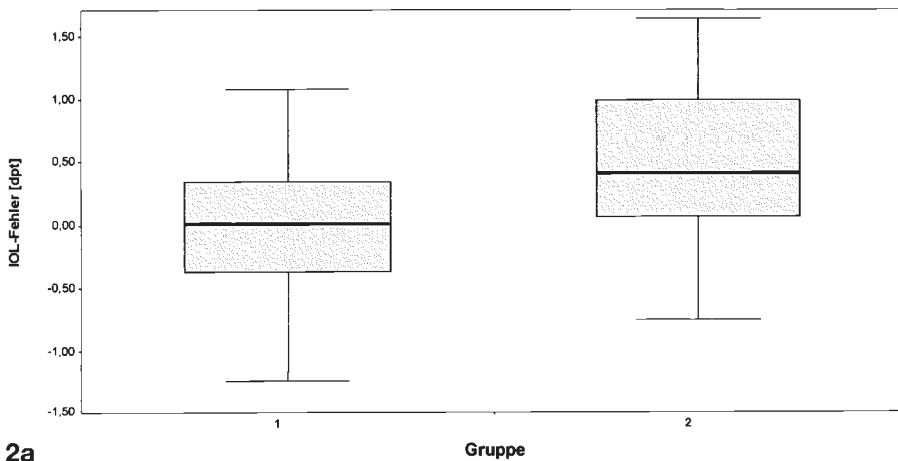
Die **Abb. 2a** ( $A = 118,8$ ) und **2b** (justierte A-Konstante) zeigen die Berechnungsfehler als Box & Whisker-Plots.

Die Verteilung der Berechnungsfehler in Gruppe 2 ist stärker asymmetrisch als in Gruppe 1 (siehe **Abb. 2a** und **2b**).

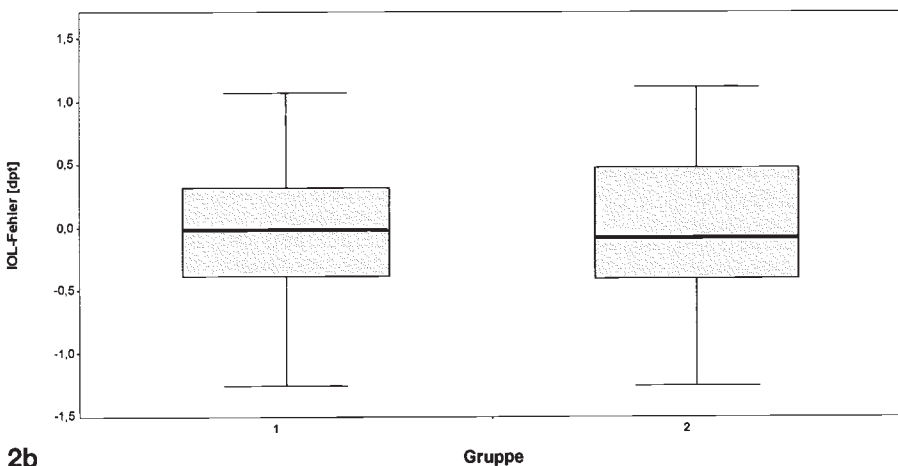
**Diskussion**

In Hinblick auf das Gaußsche Fehlerfortpflanzungsgesetz empfiehlt es sich, die Untersuchungsmethode mit dem geringsten Einzelfehler zu verwenden, um den unvermeidlichen Gesamtfehler klein zu halten.

Der Gesamtfehler, bezogen auf die Abweichung des angestrebten vom erreichten Refraktionsziel spät-postoperativ liegt bei etwa  $\pm 0,8$  bis 1,0 dpt (Brillenrefraktion) (6, 10, 13, 17).



**2a**



**2b**

**Abb. 2a** IOL-Berechnungsfehler unter Verwendung der vom Hersteller angegebenen A-Konstanten ( $A = 118,8$ ) in der Immersionsgruppe (1) und in der Kontaktgruppe (2). Erläuterungen siehe Text

**Abb. 2b** IOL-Berechnungsfehler unter Verwendung modifizierter A-Konstanten in der Immersionsgruppe (1) ( $A = 118,79$ ) und in der Kontaktgruppe (2) ( $A = 118,42$ ). Erläuterungen siehe Text

Die wesentlichen Fehlerquellen sind:

- Achsenlängenmessung
- Keratometrie
- Design und Brechwertangabe der IOL
- Formelwahl
- Exakte Position der IOL im Kapselsack (Lage der IOL-Hauptebene in bezug zur Hornhauthauptebene)
- Postoperative Refraktionsbestimmung

Postoperativ läßt sich eine mittlere Myopisierung von ca. 0,2 dpt feststellen, die wir in erster Linie auf die Kapselsackschrumpfung mit konsekutiver Vorwärtsverlagerung der IOL zurückführen. Hyperope Augen mit hohen IOL-Brechwerten sind hiervon stärker betroffen.

Eine ausführliche Würdigung des Stellenwertes der o. g. Faktoren erfolgte in einer früheren Arbeit (6).

Eine IOL-Berechnung ohne Kenntnis der Achsenlänge ist sehr ungenau und obsolet. In Ausnahmefällen kann, falls eine Biometrie nicht genau genug möglich ist (z. B. exzessive Myopie mit Staphylom, Glaskörperschwarten, asteroide Hyalose, Gerätedefekt etc.) eine intraoperative objektive Refraktionierung im aphaken Zustand die konventionellen Berechnungsverfahren ersetzen (4).

Da die sonographisch bestimmte Achsenlänge den größten Anteil am Gesamtfehler hat (6–8, 11), empfiehlt es sich, hier besondere Sorgfalt walten zu lassen.

Schelenz und Kamman untersuchten 100 Augen und fanden dabei, daß die Kontaktbiometrie 0,2 bis 0,3 mm kürzere Achsenlängenwerte ergibt (16). Eine Aussage, welche Methode genauer ist und ob sich eine klinische Relevanz ergibt, wurde nicht getroffen. Zudem wurden bei dieser Untersuchung für die beiden Meßmethoden unterschiedliche Sonographiegeräte verwendet, so daß etwaige Differenzen auch auf Geräteunterschieden beruhen könnten. Statistische Signifikanz ist nicht angegeben. Zwei andere Studien (12, 18) fanden Unterschiede von 0,14 bzw. 0,24 mm.

Die in den oben genannten Untersuchungen gefundenen Differenzen sind systematische Unterschiede, die theoretisch durch „Pfuscher-Faktoren“ in der IOL-Berechnungsformel ausgeglichen werden können – in der beliebten „SRK-Familie“ die sog. A-Konstante. Wird diese Konstante korrekt eingestellt – in unserem Fall 118,4 für die „Kontaktgruppe“ und 118,8 für die „Immersiongruppe“ – wird der mittlere Fehler Null. Ob sich nach korrekter Einstellung ein klinisch nachweisbarer Unterschied für den Gesamtfehler ergibt, bleibt in den oben erwähnten Untersuchungen offen.

Ziel unserer Untersuchung war es, herauszufinden, ob eines der Verfahren eine klinisch bedeutsame größere Streuung (unsystematischer Fehler) produziert.

Die um etwa 0,2 mm kürzeren Messungen zeigten sich auch in unserer Untersuchungsreihe, wobei zu berücksichtigen ist, daß hier – anders als in den genannten Studien – „ungepaarte“ Gruppen vorliegen.

Wir konnten zeigen, daß die Standardabweichung des Berechnungsfehlers sowie der mittlere absolute Fehler in der „Kontaktgruppe“ signifikant höher sind. Durch Einsatz des Immersionsverfahrens läßt sich der Betrag des Gesamtfehlers um über 18% senken. Diese Unterschiede liegen (für den untersuchten Achsenlängenbereich  $21 \text{ mm} \geq \text{AL} < 27 \text{ mm}$ ) auf dem gleichen Niveau wie die Unterschiede zwischen den besten und schlechtesten Berechnungsformeln (6).

Der Grund für die Unterlegenheit des Kontaktverfahrens liegt in der nicht genau zu kalkulierenden Indentation und Applanation der Kornea (Rigidität, orthogrades Aufsetzen des Schallkopfes, „zarte Hand“ des Untersuchers). Die größere Asymmetrie der Meßwerte in Gruppe 2 hin zu kürzeren Achsenlängen bzw. Vorderkammertiefen zeigt dies ebenfalls.

Diese Fehlerquelle fällt bei der Immersionsmethode weitgehend weg. Gerade im Bereich der kurzen Achsenlängen, welche bei mitteleuropäischen Patienten erheblich häufiger sind als bei amerikanischen (2, 5, 6, 13, 15), ist die genaue Messung der Achsenlänge besonders wichtig, da sich hier geringe Meßfehler stärker bemerkbar machen.

Bei IOL-Berechnungsformeln, welche die präoperative Vorderkammertiefe mit einbeziehen (3, 13), dürfte sich die geringere Genauigkeit der Vorderkammertiefenmessung beim Kontaktverfahren noch stärker bemerkbar machen als bei der von uns verwendeten SRK/T-Formel.

Einen interessanten Ansatz zur Verbesserung der Achsenlängenmessung – allerdings mit hohem technischen Aufwand – beschreiben Jensen et al. (9), mit deren Methode sich die Standardabweichung der Achsenlängenmessung von 0,1 auf 0,04 mm reduzieren ließ. Eine noch stärkere Verbesserung – um etwa den Faktor 10 gegenüber der konventionellen Technik – läßt eine laserinterferometrische Methode erwarten, die von Findl et al. (1) beschrieben wurde; dieses Verfahren läßt sich als optisches Meßverfahren bei sehr weit fortgeschrittener Katarakt jedoch nicht durchführen.

Da die meisten Biometriegeräte die Möglichkeit bieten sowohl im Kontakt- als auch im Immersionsverfahren zu messen, sollte man der Immersionstechnik den Vorzug geben, um den Gesamtfehler zu minimieren. Neue Verfahren lassen für die Zukunft weitere Verbesserungen erwarten.

**Literatur**

- <sup>1</sup> Findl O, Drexler W, Menapace R, Rainer G, Vass C, Hitzemberger CK, et al. Teilkohärenz-Laserinterferometrie: eine neue hochpräzise Biometrie-Methode zur Verbesserung der Refraktion nach Kataraktchirurgie. *Klin Monatsbl Augenheilkd* 1998; 212 (Suppl. 2): 29



- <sup>2</sup> Haigis W. Biometrie. In: Straub W, Kroll P, Kühle HJ, Hrsg. Augenärztliche Untersuchungsmethoden. Stuttgart: Enke, 1995: 255–304
- <sup>3</sup> Haigis W. IOL-Berechnung nach Haigis. Internet 1996; <http://www.uni-wuerzburg.de/uslab/iol/haid.html>
- <sup>4</sup> Happe W, Wiechens B, Haigis W, Behrendt S, Duncker G. Intraoperative Skioskopie zur Bestimmung des Brechwertes einer zu implantierenden Intraokularlinse. Klin Monatsbl Augenheilkd 1997; 210: 207–212
- <sup>5</sup> Hoffer KJ. Biometry of 7500 cataractous eyes. Am J Ophthalmol 1980; 90: 360–368
- <sup>6</sup> Hoffmann PC, Hütz WW, Eckhardt HB. Bedeutung der Formelwahl für die postoperative Refraktion nach Katarakt-Operation. Klin Monatsbl Augenheilkd 1997; 211: 168–177
- <sup>7</sup> Holladay JT, Prager TC, Chandler TY, Musgrove KH, Lewis JW, Ruiz RS. A three-part system for refining intraocular lens power calculations. J Cataract Refract Surg 1988; 14: 17–24
- <sup>8</sup> Holladay JT, Prager TC, Ruiz RS, Lewis JW, Rosenthal H. Improving the predictability of intraocular lens power calculations. Arch Ophthalmol 1986; 104: 539–541
- <sup>9</sup> Jensen PK, Rask R, Olsen T. Video controlled M-mode biometry. Acta Ophthalmol Scand 1995; 73: 61–65
- <sup>10</sup> Nüsch J, Reiner J. Herleitung und kritische Analyse der Formeln zur Berechnung der Brechkraft intraokularer Linsen. Klin Monatsbl Augenheilkd 1985; 186: 66–73
- <sup>11</sup> Olsen T. Sources of error in intraocular lens power calculation. J Cataract Refract Surg 1992; 18: 125–129
- <sup>12</sup> Olsen T, Nielsen PJ. Immersion versus contact technique in the measurement of axial length by ultrasound. Acta Ophthalmol (Copenh) 1989; 67: 101–102
- <sup>13</sup> Olsen T, Thim K, Corydon L. Theoretical versus SRK I and SRK II calculation of intraocular lens power. J Cataract Refract Surg 1990; 16: 217–225
- <sup>14</sup> Retzlaff JA, Sanders DR, Kraff MC. Development of the SRK/T intraocular lens implant power calculation formula. J Cataract Refract Surg 1990; 16: 333–340
- <sup>15</sup> Sanders DR, Retzlaff JA, Kraff MC, Gimbel HV, Raanan MG. Comparison of the SRK/T formula and other theoretical and regression formulas. J Cataract Refract Surg 1990; 16: 341–346
- <sup>16</sup> Schelenz J, Kammann J. Comparison of contact and immersion techniques for axial length measurement and implant power calculation. J Cataract Refract Surg 1989; 15: 425–428
- <sup>17</sup> Seiler T, Wollensak J. Die Äquivalenz verschiedener Berechnungsmodi von Linsenbrechkraften. Klin Monatsbl Augenheilkd 1985; 187: 69–72
- <sup>18</sup> Shammas HJ. A comparison of immersion and contact techniques for axial length measurement. J Am Intraocul Implant Soc 1984; 10: 444–447

---

Dr. med. P. Hoffmann

Praxis und Praxisklinik Dr. Hoffmann & Partner  
Münsterplatz 6  
D-44575 Castrop-Rauxel