

Vergleich von Visusbestimmungen aus bestimmten Abständen mit Defokussierungskurven

S. Pieh, C. Kellner, C. Franz-Italon, G. Schmidinger, B. Lackner, C. Simader, I. Dejaco-Ruhswurm und C. Skorpik

Universitätsklinik für Augenheilkunde und Optometrie, Refraktive Ambulanz, Wien, Österreich

Zusammenfassung. Defokussierungskurven stellen ein einfaches Verfahren dar um die Schärfentiefe zu bestimmen. Hierbei werden unterschiedliche Objektabstände durch Vorhalten von Minuslinsen simuliert. Bei 15 Augen von 14 Patienten mit einer monofokalen Intraokularlinse wurde die Sehschärfe mit bester Fernkorrektur in einem Abstand von 6 m, 2 m, 1 m, 67 cm, 50 cm und 33 cm mit Hilfe von LogMAR-Tafeln ermittelt. Defokussierungskurven von $-3,0$ D bis $-0,5$ D wurden in $0,5$ D Schritten, ausgehend von der besten Fernkorrektur, in einem Objektabstand von 6 m bestimmt. Die Ergebnisse der Visusbestimmung aus den angeführten Abständen waren besser als die Werte der Defokussierungskurve an allen Messpunkten. Die Unterschiede waren von 2 m ($-0,5$ D) bis 33 cm ($-3,0$ D) statistisch signifikant.

Schlussfolgerung: Ergebnisse von Defokussierungskurven berücksichtigen weder den Verkleinerungseffekt der vorgeetzten Minusgläser noch die eingeschränkte Objektdistanz von 6 m und die Miosis im Rahmen der Naheinstellung.

Schlüsselwörter: Defokussierungskurve, multifokale Intraokularlinsen, Schärfentiefe.

Evaluation of visual acuitis at different distances with defocus curves

Summary. Aim of this investigation was to evaluate how visual acuities at different distances correlate with results from defocus curves. In 15 eyes (14 patients, age 67.9 years \pm 9.7) with a monofocal silicone IOL (911A, Pharmacia), best corrected distance visual acuity was determined at viewing distances of 6 m, 2 m, 1 m, 67 cm, 50 cm, 40 cm and 33 cm using LogMAR charts. Defocus curves were then evaluated from -3.0 D to -0.5 D at 0.5 D increments from the best distance correction at a viewing distance of 6 m. Distance visual acuity at 6 m was $1.23'$ (minutes of arc) \pm 0.21, at 2 m $1.28' \pm 0.5$, at 1 m $1.55' \pm 0.47$, at 67 cm $2.01' \pm 0.66$, at 50 cm $2.30' \pm 0.85$, at 40 cm $2.95' \pm 0.87$ and at 33 cm $3.91' \pm 1.18$. Visual acuity decreased with defocusing with -0.5 D to $1.68' \pm 0.34$, with -1.0 D to $2.37' \pm 0.62$, with -1.5 D to $3.01' \pm 0.98$, with -2.0 D to $3.96' \pm 1.31$, with -2.5 D $5.44' \pm 1.52$ and with -3.0 D to

$6.57' \pm 1.69$. Comparison of the visual acuity results from the two tests revealed statistically significant differences in the range from 2 m (-0.5 D) to 33 cm (-3.0 D).

Results of defocus curves disregard the diminutions of minus glasses, the normally restricted viewing distance to 6 m for distance acuity determination and in particular the physiological miosis due to the near point reaction.

Key words: Depth of focus, defocus curve, multifocal IOL.

Einleitung

Unter Schärfentiefe versteht man jenen Bereich, in dem die Abbildung durch das Auge eine erforderliche Schärfe aufweist, um ein Objekt zu erkennen [1]. Um die Schärfentiefe zu prüfen, muss man Sehprobetafeln in unterschiedlichen Abständen anbieten. Eine andere Möglichkeit beruht darauf den Patienten zu defokussieren, während die Objektdistanz gleich bleibt (Abb. 1). Hierfür werden Minusgläser vorgehalten und damit unterschiedliche Objektdistanzen simuliert. Defokussierungskurven werden zur einfachen Bestimmung der Schärfentiefe verwendet insbesondere bei Patienten mit Implantaten, die eine vergrößerte Schärfentiefe aufweisen, wie zum Beispiel Multifokallinsen [2–12].

Ziel dieser Studie war es, Visusbestimmungen aus bestimmten Abständen mit den Ergebnissen einer entsprechenden Defokussierungskurve zu vergleichen.

Methode

15 pseudophake Augen von 14 Patienten (Durchschnittsalter 67,9 Jahre \pm 9,7, 53,3 bis 79,6 Jahre) wurden einbezogen. Ausschlusskriterien waren Veränderungen der Hornhaut, abnorme Pupillenreaktion, Kapselproliferation sowie vitreale und retinale Pathologien. Die genannten Ausschlusskriterien wurden mit der Spaltlampenuntersuchung festgestellt.

Die Sehschärfe mit bester Fernkorrektur wurde monokular in 6 m, 2 m, 1 m, 67 cm, 50 cm, 40 cm und 33 cm mit Hilfe der Logarithmic Visual Acuity Chart "EDTRS" Sloan Letter Charts (Chart 2 und 13, beide in dem entsprechenden Beleuchtungskasten eingesetzt, sowie die Single Sided Near Vision Card an der Phoropter Lesestange fixiert, Precision

Strahlengang in einem emmetropen, pseudophaken Auge

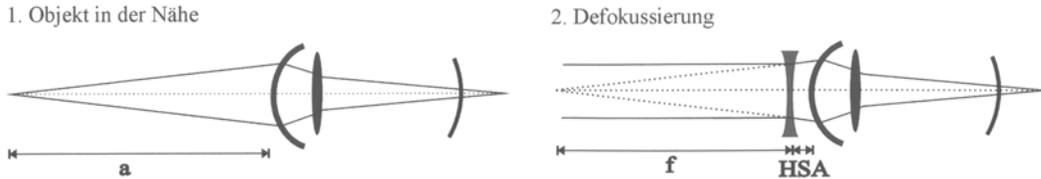


Abb. 1. 1 Divergente Lichtstrahlen von einem Objekt im Nahabstand (a) erzeugen in einem emmetropen, pseudophaken Auge ein unscharfes Netzhautbild. **2** Parallele Lichtstrahlen von einem Objekt im Unendlichen treffen auf eine Minuslinse. Diese Linse erzeugt eine virtuelle Abbildung in der Brennebene und simuliert somit einen Objektabstand entsprechend der Brennweite (f) der Linse plus dem Hornhaut-Scheitelabstand (HSA)

Vision™) untersucht. Die verwendeten Tafeln sind für einen definierten Beobachtungsabstand ausgelegt. Alle Untersuchungen wurden in dem gleichen Raum mit der gleichen künstlichen Raumbelichtung von 320 Lux durchgeführt. Die Ergebnisse in LogMAR wurden in Bogenminuten umgerechnet. Die Sehschärfe in Bogenminuten für die unterschiedlichen Objektabstände wurde entsprechend folgender Formel umgerechnet.

$$\Omega_b = \Omega_a \times a/b$$

Ω_b = tatsächlicher Schinkel

Ω_a = ermittelter Schinkel entsprechend der benutzten Sehtafel

a = Testdistanz der verwendeten Tafel

b = tatsächliche Testdistanz

Die Defokussierungskurven wurden bei den gleichen Patienten mit Logarithmic Visual Acuity Chart "EDTRS" Sloan Letter Charts (Chart 2, in dem entsprechenden Beleuchtungskasten eingesetzt, Precision Vision™) geprüft. Die Defokussierung wurde in 0,5 D Schritten von $-3,0$ D bis $-0,5$ D durchgeführt. Alle Untersuchungen wurden von dem gleichen Untersucher in dem gleichen Raum mit der gleichen Raumbelichtung wie die vorhergehende Untersuchung durchgeführt. Die LogMAR-Ergebnisse wurden in Bogenminuten umgerechnet und die Testdistanz der verwendeten Tafel entsprechend der oben angeführten Formel berücksichtigt. Der Wilcoxon-Test, ein nicht parametrischer Test für abhängige Stichproben wurde für statistische Auswertung verwendet. Aufgrund der Bonferroni-Korrektur wurde das Signifikanzlevel auf 0,008 reduziert ($\alpha/6 = 0,05/6 = 0,008$).

Ergebnisse

Die durchschnittliche Refraktion der untersuchten Patienten betrug $-1,25$ sph $\pm 1,88$ und $1,19$ cyl $\pm 1,23$. Die durchschnittliche Sehschärfe betrug in einem Abstand von 6 m $1,23' \pm 0,2$, in 2 m $1,28' \pm 0,5$, in 1 m $1,55' \pm 0,47$, in 67 cm $2,01' \pm 0,66$, in 50 cm $2,30 \pm 0,85$, in 40 cm $2,95' \pm 0,87$ und in 33 cm $3,91' \pm 1,18$ (Abb. 2).

Die Defokussierung der Patienten ergab ausgehend von der besten Fernkorrektur mit $-3,0$ eine Sehschärfe von $6,57' \pm 1,69$, mit $-2,5$ D $5,44' \pm 1,52$, mit $-2,0$ D $3,96' \pm 1,31$, mit $-1,5$ D $3,01' \pm 0,98$, mit $-1,0$ D $2,37' \pm 0,62$ und mit $-0,5$ D $1,68' \pm 0,34$ (Abb. 2).

Die Ergebnisunterschiede der beiden Testverfahren waren an allen Vergleichspunkten statistisch signifikant (Abb. 2).

Diskussion

Mit der Defokussierung können kleinere Objektabstände simuliert werden. Der Schinkel für ein Objekt in 1 Meter kann bei bester Fernkorrektur durch Vorhalten einer $-1,0$ D

Linse annähernd erreicht werden, während das Objekt im Unendlichen verweilt (Abb. 1). Defokussierungskurven stellen eine wichtige klinische Methode zur Untersuchung der Schärfentiefe insbesondere bei Patienten mit bi- oder multifokalen Intraokularlinsen dar.

Die Ausschlusskriterien wurden gewählt um eine ungestörte Abbildung, Bildwahrnehmung und Pupillenreaktion zu gewährleisten.

Die Visusbestimmungen wurden zunächst aus 6 m Abstand durchgeführt und dann die Abstände entsprechend reduziert um mögliche Lerneffekte auszuschalten. Aus dem gleichen Grund wurde die Defokussierung mit $-3,0$ D begonnen. Um die Zuverlässigkeit der Ergebnisse zu sichern wurden alle Untersuchungen von einem Untersucher durchgeführt. Die Raumbelichtung wurde während der beiden Testverfahren mit einem kommerziell erhältlichen Luxmeter kontrolliert.

Die beiden Untersuchungsverfahren zeigten klare, statistisch signifikante Unterschiede bei allen Vergleichspunkten von 2 m ($-0,5$ D) bis 33 cm ($-3,0$ D, Abb. 2). Es gibt drei Erklärungen für diese Ergebnisse. Erstens, der Verkleinerungseffekt der Minusgläser, die in dieser Versuchsanordnung mit 2% pro Dioptrie angenommen werden können [13, 14]. Zweitens ist der Start der Defokussierungskurve mit 0,0 D bei 6 m nur eine Annäherung der gewünschten Objektanzahl im Unendlichen. Somit stellt diese Situation bereits eine Defokussierung mit $-0,167$ D (1/Objektanzahl von 6 m) dar. Die Defokussierung fand somit von $-3,0$ D bis $-0,5$ D plus $-0,167$ D statt. Um das Ausmaß dieser beiden Überlegungen zu veranschaulichen, wurde die Defokussierungskurve unter der Berücksichtigung des Verkleinerungseffektes mit 2% pro Dioptrie sowie der eigentlichen Startposition mit $-0,167$ D berechnet und als strichlierte Linie in Abb. 2 eingetragen. Der Unterschied zu der eigentlichen Defokussierungskurve ist eindeutig, erklärt aber noch nicht den gesamten Unterschied. Zusätzlich ist die Naheinstellungsreaktion mit Konvergenz, Akkommodation und Miosis zu berücksichtigen. Bringt man ein Objekt entlang der Mittellinie in die Nähe, so rotiert der M. rectus medialis das Auge nach innen, damit die Abbildung auf der Fovea zu liegen kommt, der Ziliarmuskel kontrahiert, um eine scharfe Abbildung zu ermöglichen und der M. sphincter pupillae verkleinert die Pupille um die Schärfentiefe zu erhöhen [15, 16]. Obwohl eine Akkommodation im herkömmlichen Sinne aufgrund der Kataraktoperation nicht möglich ist, finden Konvergenz und Miose statt.

Defokussierungskurven sind keine geeignete Methode die Sehschärfe im Nahbereich zu ermitteln, da sie die Verkleinerung von Minusgläsern, den beschränkten Abstand für

Vergleich der Sehschärfe aus bestimmten Abständen mit Defokussierungskurven

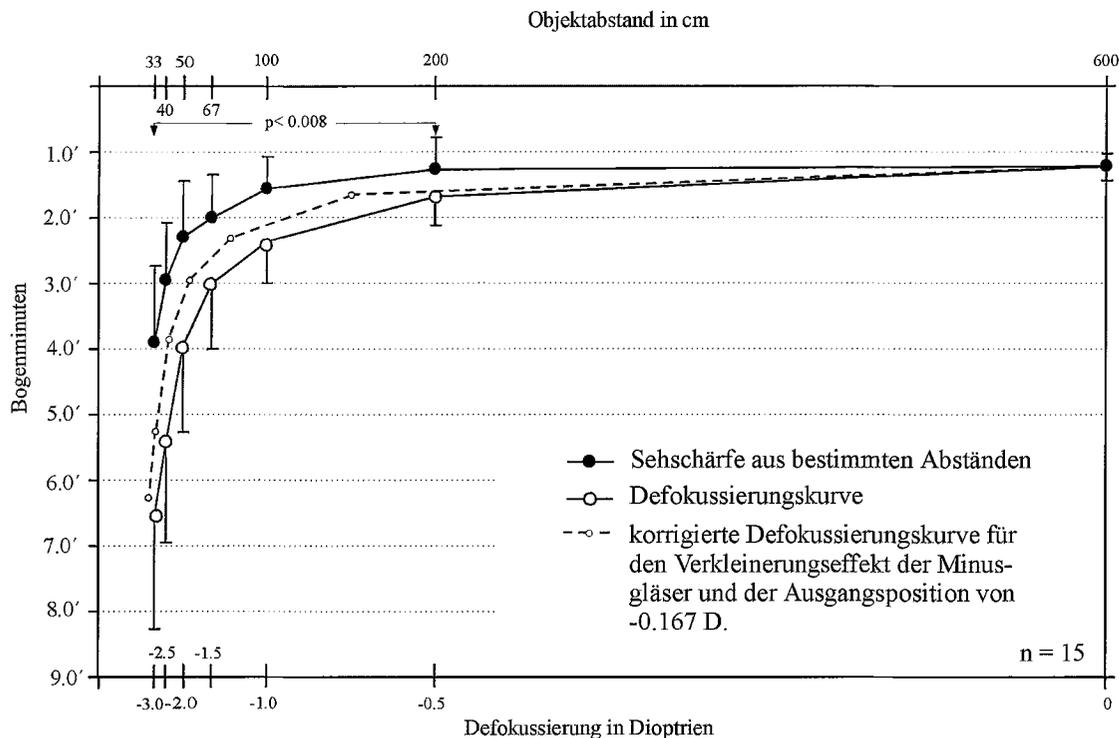


Abb. 2. Vergleich der Visusbestimmung in pseudophaken Augen ($n = 15$) mit einer monofokalen Silikonlinse (911A, Pharmacia) in einem Objekt Abstand von 6 m, 2 m, 1 m, 67 cm, 50 cm, 40 cm und 30 cm mit einer Defokussierung von $-0,5$ D bis $-3,0$ D in $0,5$ -D-Schritten. Die statistische Auswertung erfolgte mit dem Wilcoxon-Test. Die strichlierte Linie zeigt die korrigierte Defokussierungskurve unter Berücksichtigung des Verkleinerungseffektes der benutzten Minusgläser und der eingeschränkten Objektdistanz auf 6 m

die Fernvisusbestimmung und die Miosis bei der Naheinstellungsreaktion nicht berücksichtigen.

Defokussierungskurven sollten daher nur als Vergleichsmethode für die Schärfentiefenbestimmung verwendet werden.

Literatur

1. Thal E, Miller K, Rosenthal P, Schechter R, Steiner R, Beardsley T: Optics, Refraction and Contact Lenses. Basic and Clinical Science Course 1998–1999. American Academy of Ophthalmology
2. Weghaupt H, Pieh S, Skorpik C (1998) Comparison of pseudoaccommodation and visual quality between a diffractive and refractive multifocal intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 22: 663–665
3. Walkow T, Liekfeld A, Anders N, Pham D T, Hartmann C, Wollensack J (1997) A prospektive evaluation of a diffractive versus a refractive designed multifocal intraocular lens. *Ophthalmology* 104: 1380–1386
4. Weghaupt H, Pieh S, Skorpik C (1996) Visual properties of the foldable AMO Array multifocal intraocular lens. *J Cataract Refract Surg* 22 [Suppl 2]: 1313–1317
5. Post CT (1992) Comparison of depth of focus and low – contrast acuities for monofocal versus multifocal intraocular lens patients at 1 year. *Ophthalmology* 99: 1658–1664
6. Jakobi KW, Eisenmann D (1993) Asymmetrische Mehrzonenlinsen – ein neues Konzept multifokaler Intraokularlinsen. *Klin Monatsbl Augenheilkd* 202: 309–314
7. Hunold W, Auffahrt G, Wesendahl T, Mehdorn E, Kuck G (1993) Pseudoakkommodation diffraktiver Multifokallinsen und Monofokallinsen. *Klin Monatsbl Augenheilkd* 202: 19–23
8. Auffahrt GU, Hunold W, Wesendahl TA, Mehdorn E (1993) Depth of focus and functional results in patients with multifocal intraocular lenses: a long-term follow-up. *J Cataract Refract Surg* 19: 685–689
9. Schmidt FU, Häring G, Rochels R (1994) Funktionelle Ergebnisse nach Implantation von refraktiven multifokalen Intraokularlinsen vom Typ ARRAY. *Ophthalmologie* 91: 469–472
10. Liekfeld A, Pham DT, Wollensack J (1995) Funktionelle Ergebnisse bei bilateraler Implantation einer faltbaren refraktiven multifokalen Hinterkammerlinse. *Klin Monatsbl Augenheilkd* 207: 283–286
11. Jacobi FK, Kammann J, Jacobi KW, Grosskopf U, Walden K (1999) Bilateral implantation of asymmetrical diffractive multifocal intraocular lenses. *Arch Ophthalmol* 117(1): 17–23
12. Eisenmann D, Jacobi KW, Reiner J (1992) Beurteilung der Abbildungsqualität bi- und multifokaler Intraokularlinsen durch ein neues optisches System. *Klin Monatsbl Augenheilkd* 201: 381–387
13. Guyton D, West C, Miller J, Wisnicki H: Ophthalmic optics and clinical refraction. Wilmer Institute, 233, John Hopkins Hospital, Baltimore, MD 21287–9028
14. Bleckmann H, Conrad R (1986) Intraokulare Linsen und ihre Implantation. Berlin de Gruyter
15. Hart William M (1992) Adler's physiology of the eye. Mosby – Year Book
16. Remington LA (1998) Clinical anatomy of the visual system. Butterworth – Heinemann

Korrespondenz: Univ.-Prof. Dr. Stefan Pieh, Universitätsklinik für Augenheilkunde und Optometrie, Währinger Gürtel 18–20, A-1090 Wien (E-Mail: stefan.pieh@univie.ac.at).