

## Sicherheit moderner Zweilinsensysteme

### III. Untersuchung der Auswirkung von Lagetoleranzen auf diffraktive intraokulare Linsensysteme anhand eines computersimulierten Modellsystems

Jeremy Wernli<sup>1</sup>, Michael Mrochen<sup>1</sup>, Friedemann Kimmich<sup>2</sup>  
Zürich, Pfinztal

→ Zusammenfassung: Zweilinsensysteme aus einer kapsel-sackimplantierten Basislinse und einer im davorliegenden Sulkus lokalisierten AddOn®-Intraokularlinse stellen eine effektive Möglichkeit zur Korrektur eines postoperativen myopen und hyperopen Shifts dar. Refraktive Zweilinsensysteme wurden bereits in früheren Untersuchungen mit einem Einlinsensystem bezüglich Defokussierung, Dezentrierung und Verkippung verglichen. Dabei konnte gezeigt werden, dass bei beiden Systemen kaum Anfälligkeiten hinsichtlich Lagetoleranzen bestehen [1,2]. In der vorliegenden Untersuchung wurde analog für diffraktive Linsensysteme geprüft, inwieweit Anfälligkeiten hinsichtlich Lagetoleranzen bestehen. Diffraktive Arrays besitzen den Vorteil einer zusätzlichen Fokusslage für die Nahsicht – im Vergleich zu refraktiven Linsensystemen war die maximale Abbildungsqualität jedoch etwas geringer. Diffraktive Ein- und Zweilinsensysteme zeigen hinsichtlich Lagetoleranzen keine signifikanten Unterschiede. Bei einer Verkleinerung der Pupillengröße von 6 mm auf 3 mm wurde eine Veränderung der Fokusslage festgestellt. Eine bestimmte Hinterkammertiefe stellt immer einen Kompromiss aus skotopischem und photopischem Sehen dar. Die Lage des diffraktiven Arrays hat dagegen kaum einen Einfluss auf die Abbildungsqualität. Durch einen geringeren Abstand von Linse zu Pupille wurden keine signifikanten Vorteile ersichtlich. Die mit refraktiven Linsensystemen vergleichbaren Lagetoleranzen von diffraktiven Systemen belegen das Potential moderner Zweilinsensysteme: Eine problemlose Implantation der Sulcus-AddOn-Linse ermöglicht die nachträgliche Korrektur von Lageveränderungen der kapselsackimplantierten Basislinse. Ferner bieten moderne Zweilinsensysteme zahlreiche Kombinationsmöglichkeiten, was zu einer hohen Anzahl an Gesamtbrechkraftwerten führt und eine Kostenreduzierung zur Folge haben kann.

→ Summary: Two-lens systems consisting of a basis IOL implanted in the capsular bag and an AddOn lens implanted anterior in the sulcus, represent an effective option for the correction of a myopic and hyperopic shift. Refractive two-lens systems were compared with single IOLs in prior studies with respect to defocus, decentration and tilting. In these studies it could be shown that both systems had little susceptibility regarding location tolerances [1,2]. Diffractive lens arrays offer the advantage of an additional focus position for the close view. However, compared to refractive lens systems, the maximum image quality was slightly lower. No significant differences were observed between diffractive single-lens systems and two-lens systems in terms of location tolerances. The reduction of the pupil size from 6 mm to 3 mm results in a change of the focus position. A specific posterior chamber depth always represents a compromise of scotopic and photopic vision. In contrast, the position of the diffractive array has almost no influence on the image quality. By reducing the distance between lens and pupil, no significant advantages could be observed. The location tolerances of diffractive systems are comparable with refractive lens systems and thus demonstrate the potential offered by modern two lens systems: an unproblematic implantation of the sulcus AddOn enables a subsequent correction of location changes of the capsular bag-implanted basis IOL. Furthermore, modern two-lens systems offer numerous possible combinations, resulting in a high number of total refractive powers which also may lead to a cost reduction.

<sup>1</sup>IROC Science to Innovation, Zürich, Schweiz  
<sup>2</sup>eyecons, Pfinztal, Deutschland

→ Grundüberlegungen für die Implantation einer zweiten Intraokularlinse bestehen seit den 1990er Jahren. Zunächst wurde diese Methode vorwiegend zum Ausgleich einer bestehenden Pseudophakie angewendet [3–5]. Weitere Einsatzmöglichkeiten sind z. B. das Erzielen einer Emmetropie in anatomisch extrem kurzen Augen [6]. Da sich die Implantation von zwei Hinterkammerlinsen in den Kapselsack als sehr problematisch erwies, etablierte sich mittlerweile die räumliche Trennung beider Linsen: Die Basislinse wird im Kapselsack, die AddOn®-Intarakularlinse (IOL) im davor liegenden Sulkus implantiert. Damit werden mögliche Komplikationen, wie sie von einer gemeinsamen Implantation in den Kapselsack bekannt sind (hyperoper Shift und interlenticuläre Opazifikation durch Einwanderung von Zellen zwischen die beiden Linsen), ausgeschlossen [8, 9, 10, 11].

In zwei vorausgegangenen Untersuchungen wurde mit Hilfe eines computergestützten Modellsystems ein derartiges Zweilinsensystem von 1stQ hinsichtlich Lagetoleranzen mit einem Einzellinsensystem verglichen [1, 2]. Anhand der durchgeführten Simulationen konnte gezeigt werden, dass

keinerlei Nachteile für die Implantation eines Zweilinsensystems bestehen. Erfolgreiche Implantationen von diffraktiven Zweilinsensystemen, bestehend aus einer refraktiven Basis-IOL im Kapselsack und einer diffraktiven AddOn-IOL im Sulkus, bei Patienten mit Katarakt sind beschrieben [12]. Daher wurden die Auswirkungen von Lageverschiebungen wie Dezentrierung, Verkippung und Defokussierung ebenfalls mittels Computersimulationen [1,2] hinsichtlich ihrer Auswirkungen auf die optische Abbildungsqualität eines diffraktiven Linsensystemes von 1stQ (Abbildung 1) analysiert. Ebenfalls untersucht wurde, welchen Einfluss die Platzierung des diffraktiven Elements (Vorder- bzw. Rückseite der Linse) hat. Durch Variieren des Abstandes zur Pupille (Blende) wurde auch geprüft, ob dieser eine mögliche Erklärung für die in der Praxis als besser empfundenen Ergebnisse des Zweilinsensystems ist. Grundlage für die Implementierung von Einzellinse und Zweilinsensystem war auch in dieser Untersuchung das Schwiegerling-Augenmodell, an dem sich Messungen an intraokularen Linsensystemen unter dem Einfluss verschiedener Parameter objektiv durchführen lassen [13,14].

### Implementierung diffraktiver Linsensysteme auf Basis des Schwiegerling- Augenmodells

Die bereits in der vorherigen Veröffentlichung [1] anhand des Schwiegerling'schen Augenmodells festgelegten Parameter für ein durchschnittliches, natürliches Auge wurden zunächst durch die von 1stQ festgelegten Parameter für ein diffraktives Einzel- sowie Zweilinsensystem ersetzt (Tabelle 1). Für die Simulation unterschiedlicher Szenarien der Lageveränderung wurden diese Daten anschließend innerhalb der Softwareumgebung Zemax (Radiant Zemax, USA) in das Modell implementiert.

In der vorliegenden Untersuchung bestand das diffraktive Einzellinsensystem aus der Kapselsacklinse „690MY“ mit diffraktivem Array auf der Vorderseite, das diffraktive Zweilinsensystem setzte sich aus einer refraktiven Kapselsacklinse „690AB“ sowie einer Sulkuslinse „A45DV03“ zusammen, welche ebenfalls auf der Vorderseite ein diffraktives Array aufwies. Die Vergleichbarkeit beider Linsensysteme wurde durch eine identische Gesamtbrechkraft sichergestellt.

Für die Implementierung in Zemax wurde das Profil der diffraktiven IOL mittels Vektoren in der Softwareum-



Abbildung 1: Die diffraktive AddOn Linse

Tabelle 1: In Zemax implementierte Parameter der simulierten, diffraktiven Linsensysteme nach 1stQ

	Kapselsackimplantierte IOL		Sulkusfixierte IOL
Bezeichnung	690MY	690AB	A45DV03
Brechkraft refraktiv [D]	+21,0	+21,0	-
Brechkraft diffraktiv [D]	+3,5	-	+3,5
Zentrale Dicke [mm]	1	1	0,5
Krümmungsradius vorne [mm]	11,88	11,88	10,87
Krümmungsradius hinten [mm]	11,88	11,88	-10,87
Konische Konstante hinten [-]	-2,52	-2,52	0
Brechungsindex [-]	1,4612	1,4612	1,4612

gebung Matlab (The MathWorks, USA) dargestellt. Die so erhaltenen Daten für die diffraktive Oberfläche dienten als Grundlage für die zonenweise Beschreibung der Phasenfunktion der Wellenfront. Die Funktion 0. Ordnung beschreibt hierbei den rein refraktiven Strahlengang eines optischen Systems (Abbildung 2A), höhere Ordnungen beschreiben demgegenüber diffraktive Zustände. Das Einstellen der 1. Ordnung in Zemax simuliert also ein rein diffraktives Verhalten für alle Strahlen (Abbildung 2B).

Mit Hilfe von Zemax können rein refraktive oder aber rein diffraktive Simulationen durchgeführt werden (Abbildung 2). Um realitätsnahe Ergebnisse zu erhalten, wurden beide Situationen nachträglich überlagert. Daher ist von den Gütekriterien „Encircled Energy“, Wellenfront und Modulationsübertragungsfunktion (Modulation Transfer Function, MTF), die in den beiden vorangegangenen Untersuchungen verwendet wurden, bei diffraktiven Systemen nur die MTF anwendbar. Allerdings zeigten alle geprüften Gütekriterien in den vorangegangenen Untersuchungen ein sehr hohes Maß an Übereinstimmung der Ergebnisse, so dass das in der vorliegenden Untersuchung verwendete Gütekriterium Modulationsübertragungs-

funktion ausreichend sein dürfte [1, 2]. Ausgehend von den so konfigurierten Modellen wurden die optimalen Positionen bzw. die Nulllage bei Fernsicht und für eine 6 mm Pupille anhand des MTF-Kriteriums bestimmt (Tabelle 2). Um eine realistische Betrachtung zu gewährleisten, wurden diese Daten für die Analyse aller Szenarien als Referenz für den Nullpunkt verwendet.

### Szenarien zur Analyse von Lagetoleranzen

Für den Vergleich eines diffraktiven Einlinsensystems mit dem diffraktiven Zweilinsensystem von 1stQ wurden bezüglich Lagetoleranzen zahlreiche verschiedene Szenarien untersucht. Analog zu den vorausgegangenen Analysen [1, 2] wurden Defokussierung, Dezentrierung (tangential und sagittal) sowie Verkipfung der Linsen eingehender untersucht. Die Maximalwerte der Verkipfungen wurden auf +/- 5° festgelegt, da zuvor untersuchte Werte von bis zu 10° in der Praxis als eher unrealistisch erschienen. Die diffraktive Optik erlaubt scharfes Sehen für Nah- und Fernsicht. Daher wurden beide Möglichkeiten untersucht. Ferner wurde der Einfluss verschiedener Pupillengrößen (3 mm

und 6 mm) geprüft. Eine Übersicht aller simulierten Szenarien ist in Tabelle 3 dargestellt.

Im Zweilinsensystem wurden jeweils zunächst beide Linsen gemeinsam und anschließend einzeln verschoben bzw. verkippt.

### Lagetoleranzen diffraktiver Linsensysteme für Fern- und Nahsicht

Der Vergleich eines diffraktiven Einzellinsensystems mit dem diffraktiven Zweilinsensystem von 1stQ zeigt hinsichtlich des Kriteriums Modulationsübertragungsfunktion praktisch keine Unterschiede in der Abbildungsqualität. Demgegenüber hat die Pupillengröße signifikante Auswirkungen auf die Güte des untersuchten Kriteriums: So ändert sich die optimale Hinterkammertiefe hinsichtlich Fernsicht bei veränderter Pupillengröße von 3 mm auf 6 mm. Abbildung 3 zeigt die Analyse der Lagetoleranzen bei der Defokussierung einer Einzellinse sowie beider Linsen gemeinsam im Zweilinsensystem. Im Falle der Verschiebung der Einzellinse bei einer 6 mm großen Pupille liegt das Maximum der MTF bei zirka 0,5. Das Maximum des Gütekriteriums

Tabelle 2: Optimierung der IOL Positionen für das Kriterium Modulationsübertragungsfunktion in beiden Linsensystemen

	Einlinsensystem	Zweilinsensystem
Szenario	Fernsicht, Pupillengröße 6 mm	Fernsicht, Pupillengröße 6 mm
MTF-Kriterium*	Optimierung der IOL-Lage so, dass die Übertragung einer Frequenz von 17,2 cycles/mm (entspricht einem Visus von 1,0) maximal wird.	
Linsenabstand	-	1 mm (Vorgabe 1stQ)
optimierte Hinterkammertiefe	5,3 mm	4,0 mm

\* Je tiefer die Übertragung bei einer bestimmten Frequenz ausfällt, desto schlechter ist die Bildqualität in Bezug auf die Sehschärfe.

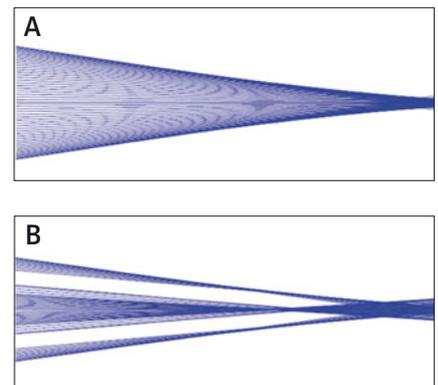


Abbildung 2: Ausschnitt des Strahlengangs des Einzellinsensystems in Zemax nahe der Netzhaut für die 0. Ordnung (A) sowie die 1. Ordnung (B)

bei gemeinsamer Verschiebung beider Linsen des Zweilinsensystems ist geringfügig höher. Die Übertragung der Frequenz nimmt bei einer Defokussierung in beide Richtungen bis auf etwa 20% des Ausgangswertes ab. Eine Defokussierung in Richtung Augennaher zeigt im Vergleich zur Defokussierung in Richtung Pupille eine stärkere Abnahme der Modulationsübertragungsfunktion. Außerdem ist ein zweites lokales Maximum erkennbar. Bei einer Pupille mit 3 mm Durchmesser liegt das Maximum der Frequenzübertragung bei einer Defokussierung von -0,5 mm und ist damit gegenüber dem Maximum bei einer 6 mm Pupille verschoben. Ab einer Defokussierung von zirka 0,25 mm ist die Abbildungsqualität des Einlinsensystems geringfügig höher als die des Zweilinsensystems. Bei beiden Linsensystemen kommt es nach einem Mini-

mum bei Defokussierung von 0,5 mm zu einem steilen Anstieg der Werte für die Modulationsübertragungsfunktion bzw. der Sehschärfe.

Für Dezentrierungen und Verkippungen war der Verlauf der MTF für alle untersuchten Szenarien sehr ähnlich. Die Dezentrierung der Linsen bei einer Pupille mit 6 mm Durchmesser hat kaum einen Einfluss auf die MTF. Bei einer Pupille mit 3 mm Durchmesser steigt hingegen die Abbildungsqualität, sobald die Linsenposition von der Nulllage abweicht. Die Toleranz gegenüber Verkippungen ist bei Fernsicht für beide getesteten Pupillendurchmesser sehr groß, der Verlauf der Modulationsübertragungsfunktion änderte sich daher kaum. Wird nur die Sulkus-AddOn-IOL allein im Zweilinsensystem verschoben, so hatte dies bei allen Betrachtungen kaum einen Einfluss auf die Abbildungsqualität. Dies kann

vermutlich durch den geringen Beitrag dieser Linse zur Gesamtbrechkraft erklärt werden.

Gleiches gilt für die Sulkus-AddOn-Linse bei der Betrachtung der Nahsicht. Alle übrigen Szenarien einer Lageverschiebung bei Nahsicht zeigten nahezu denselben Verlauf: Hinsichtlich einer Defokussierung lag das Maximum des Einzellinsensystems mit 0,5 etwas höher als das des Zweilinsensystems mit 0,4. Bei Abweichungen von der Nulllage nahm das Gütekriterium in beiden Richtungen ab.

Abbildung 4 zeigt die für die Nahsicht erhaltenen Werte der Modulationsübertragungsfunktion bei Dezentrierung der Einzellinse sowie beider Linsen gemeinsam im Zweilinsensystem.

Sowohl bei tangentialer als auch bei sagittaler Dezentrierung ist in beiden Richtungen eine Abnahme der Frequenzübertragung zu beobachten, wobei der Ausgangswert für das Einzellinsensystem jeweils etwas höher liegt. Die Verläufe sind denen sehr ähnlich, die bei der Untersuchung der Fernsicht ermittelt wurden.

Bei Verkippung der Einzellinse und beider Linsen gemeinsam im Zweilinsensystem wurden die in Abbildung 5 dargestellten Verläufe für die Modulationsübertragungsfunktion ermittelt.

Der Ausgangswert des untersuchten Gütekriteriums bleibt sowohl beim Einzel- als auch beim Zweilinsensystem für alle untersuchten Szenarien nahezu konstant.

### Einfluss der Lage des diffraktiven Arrays und des Blendenabstands

Ferner wurde geprüft, ob die Abbildungsqualität durch die Lage des diffraktiven Arrays auf der Vorderseite bzw. auf der Rückseite der Linse beeinflusst wird. Hierfür wurden das Einzellinsensystem sowie das Szenario der Nahsicht ver-

Tabelle 3: Untersuchte Szenarien im Ein- und Zweilinsensystem

	Objektdistanz	Pupillengröße	Lageveränderung
Fernsicht	$\infty$	6 mm (skotopisch)	→ Defokus (+/- 1 mm)
		3 mm (photopisch)	→ Dezentrierung tangential bzw. sagittal (+/- 1 mm)
Nahsicht	Einlinsensystem: 550 mm	3 mm (aufgrund des Naheinstellungstrias)	→ Verkippung (+/- 5°)
	Zweilinsensystem: 480 mm		

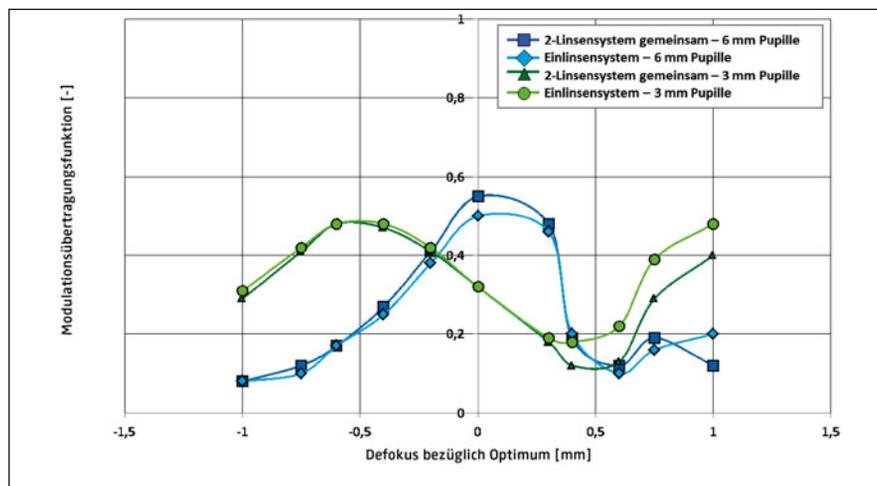


Abbildung 3: Ergebnisse der Szenarien für Defokussierung im Ein- und Zweilinsensystem (beide Linsen gemeinsam) bei Fernsicht unter Betrachtung von Pupillendurchmessern von 3 mm und 6 mm

## SICHERHEIT MODERNER ZWEILINSENSYSTEME

wendet. Bei Defokussierung der Linsen fällt nur ein minimaler Unterschied auf: Das Maximum des Gütekriteriums liegt leicht höher, wenn sich das diffraktive Array auf der Rückseite der Linse befindet. Gleiches gilt für Dezentrierungen und Verkippung der Linse, wobei hier die Werte des Gütekriteriums nicht nur für das Maximum, sondern über den gesamten Verlauf höher liegen.

Die Auswirkungen einer Veränderung des Abstandes zwischen Pupille und diffraktiver Linse wurden im Einlinsensystem mit einer Pupillenweite von

3 mm und Nahsicht untersucht. Für rein paraxial einfallende Lichtstrahlen hat eine Verschiebung der Pupillenebene in Richtung der Vorderkammer eine Verkleinerung des Strahlendurchmessers, welcher die Linse erreicht, zur Folge, was in dem bereits beschriebenen Szenario einer verkleinerten Pupille ohne deren Lageverschiebung entspricht. Daher wurde ein Strahlengang untersucht, welcher nicht parallel zur optischen Achse einfällt (in diesem Fall  $10^\circ$ ). Der Abstand zur Blende (Pupille) hatte bei Dezentrierungen nur einen

geringen Einfluss auf den Verlauf der Modulationsübertragungsfunktion.

### Zusammenfassung und Diskussion

Bei der Toleranzanalyse gegenüber Defokussierung, Dezentrierung und Verkippung einer diffraktiven Einzellinse im Vergleich zu einem Zweilinsensystem aus Basislinse und diffraktiver Sulkus-AddOn-IOL wurden keine für die Praxis relevanten Unterschiede festgestellt. Ein Vergleich der hier untersuchten diffraktiven mit den bereits beschriebenen refraktiven Systemen [1, 2] zeigt:

#### → Fernsicht (6 mm Pupille, skotopisch)

Die Werte der Modulationsübertragungsfunktion für eine Defokussierung bei Fernsicht zeigten, dass die Maxima mit zirka 0,55 etwas niedriger waren als rein refraktive Linsensysteme mit 0,66 [1]. Refraktive Linsensysteme sind demnach bezüglich Defokustoleranz insofern vorteilhaft, als dass sie bedingt durch ihr höheres Maximum auch bei leichtem Defokus noch höhere Werte des Gütekriteriums aufweisen als ein diffraktives System bei gleichem Defokus. Die tieferen Werte für das Gütekriterium beim diffraktiven System bei Fernsicht ergeben sich aus dessen diffraktivem Anteil, da dieser nur bei Nahsicht sein Optimum erreicht. Die etwas höheren Maximalwerte des diffraktiven Zweilinsensystems gegenüber dem diffraktiven Einlinsensystem sind in der Praxis wahrscheinlich weniger von Bedeutung.

Bei Dezentrierung der Linsen wurden im Vergleich zu refraktiven Linsensystemen [2] entsprechend ebenfalls etwas niedrigere Maximalwerte für die Frequenzübertragung ermittelt. Generell zeigte eine Dezentrierung bezüglich der optischen Achse bei diffraktiven Linsensystemen keinen signifikanten Einfluss auf die Abbildungsqualität. Gleichermäßen

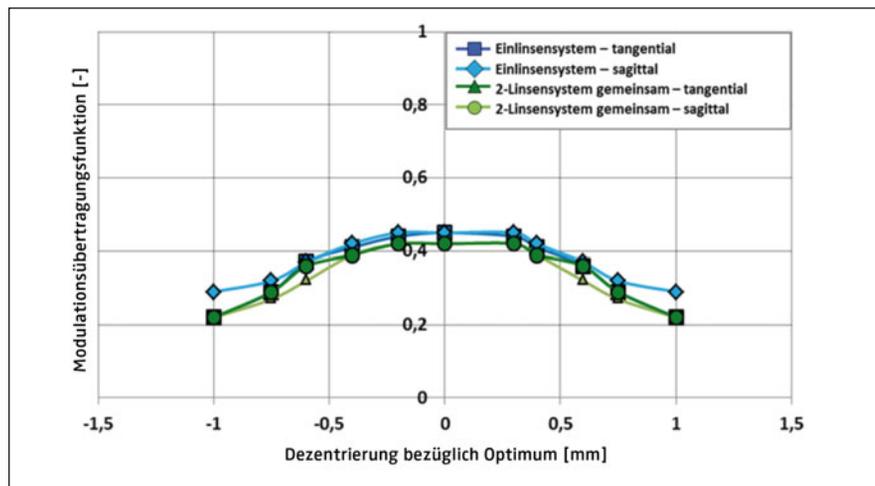


Abbildung 4: Ergebnisse der Szenarien für Dezentrierung im Ein- und Zweilinsensystem (beide Linsen gemeinsam) bei Nahsicht und einem Pupillendurchmesser von 3 mm

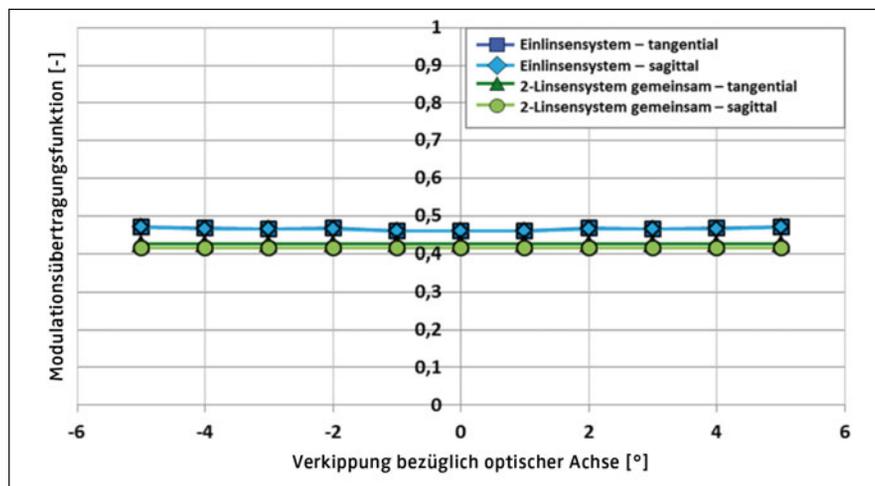


Abbildung 5: Ergebnisse der Szenarien für Verkippung im Ein- und Zweilinsensystem (beide Linsen gemeinsam) bei Nahsicht und einem Pupillendurchmesser von 3 mm

wurden bei Verkipungen bis zu +/- 5° im diffraktiven Ein- bzw. Zweilinsensystem wie auch in den zuvor untersuchten refraktiven Linsensystemen [2] eine hohe Lagetoleranz nachgewiesen.

## → Fernsicht (3 mm Pupille, photopisch)

Bei Verkleinerung des Pupillendurchmessers von 6 auf 3 mm änderte sich die optimale Fokusslage deutlich, wahrscheinlich aufgrund sphärischer Aberration. Demnach gibt es weder für das Ein- noch für das Zweilinsensystem eine Position, welche gleichzeitig für beide Pupillengrößen das Maximum der Modulationsübertragungsfunktion erreicht. Die gewählte Position ist damit jeweils ein Kompromiss aus photopischem und skotopischem Sehen bei Fernsicht. Eine Verbesserung der Abbildungsqualität ab einer Defokussierung von 0,5 mm wird durch den diffraktiven Teil der Linse erzielt, welcher eine Optimierung der Nahsicht zur Folge hat. Interessanterweise hatte die Dezentrierung bei einer 3 mm Pupille bezüglich Fernsicht einen positiven Effekt auf das Gütekriterium. Dies ist durch die für den Nahbereich optimierte Fokusslage zu erklären, welche sich bei einer Dezentrierung nicht mehr vollständig innerhalb der Apertur befindet. Daher kommt in diesem Fall der refraktive Teil der Linse zum Tragen. Eine Verkipung der Linsen bei photopischer Sicht zeigte bei keinem Szenario einen signifikanten Einfluss auf den Verlauf der Modulationsübertragungsfunktion.

## → Nahsicht

Untersuchungen der Nahsicht zeigten für das Gütekriterium Werte von zirka 0,5, welche mit denen der Fernsicht vergleichbar sind. Das Maximum des Zweilinsensystems liegt für die Nahsicht minimal unter dem des Einzellinsensystems.

Ein höheres Gütekriterium wird in beiden Systemen dadurch verhindert, dass ein diffraktives System einen Kompromiss zwischen Fern- und Nahsicht darstellt. Bei Dezentrierungen tritt im Gegensatz zur Fernsicht bei Nahsicht eine Abnahme der Modulationsübertragungsfunktion auf, da sich der für die Nahsicht verantwortliche diffraktive Teil der Linse zunehmend aus der Apertur bewegt. Das untersuchte Kriterium ist im Nahbereich bei Verkipungen über das gesamte untersuchte Intervall praktisch konstant, was auf eine große Toleranz gegenüber dieser Art von Lageveränderungen hinweist.

## → Lage des diffraktiven Arrays

Die Lage des diffraktiven Arrays hat offensichtlich praktisch keinen Einfluss auf die Lagetoleranz der Linse im Einlinsensystem. Befindet sich das diffraktive Array auf der Rückseite der Linse, so liegt der einzige Unterschied im minimal erhöhten Maximum des Gütekriteriums. Grund hierfür könnte jedoch auch die veränderte optimale Objektdistanz durch die Lokalisierung des diffraktiven Arrays auf der Vorderseite der Linse sein.

## → Blendenabstand

Ein geringer Abstand von der Pupille zeigte bei der durchgeführten Simulation keine eindeutigen Vorteile gegenüber einem großen Abstand.

Diffraktive Linsensysteme haben Vor- und Nachteile: Durch ein diffraktives Array entsteht zwar eine zusätzliche Fokusslage im Nahbereich, andererseits ist das Maximum des Gütekriteriums im Vergleich zu rein refraktiven Systemen etwas niedriger. Der theoretische Vergleich eines diffraktiven Einzel- und Zweilinsensystems zeigt keine relevanten Unterschiede bezüglich Lagetoleranzen beider Linsensysteme. Somit

stellt auch im diffraktiven Fall die Verwendung einer Sulkus-AddOn-IOL zur Korrektur der Basislinse aufgrund der vergleichsweise leichten Austauschbarkeit sowie der Kostenreduzierung durch vielfältige Kombinationsmöglichkeiten und Gesamtbrechkraftwerte eine vielversprechende Alternative zum Einzellinsensystem dar.

## Literatur

1. Wernli J, Mrochen M, Kimmich F (2013) Ophthalmol-Chirurgie 25 (Suppl 2): 1–6
2. Wernli J, Mrochen M, Kimmich F (2013) Ophthalmol-Chirurgie 25 (Suppl 4): 1–6
3. Boisvert C, Beverly DT, McClatchey SK (2009) J AAPOS 13: 555–557
4. Holladay JT, Gills JP, Leidlein J et al (1996) Ophthalmology 103: 1118–1123
5. Gayton JL, Sanders V, Van der Karr M, Raanan MG (1999) Ophthalmology 106: 56–59
6. Basarir B, Kaya V, Altan C et al (2012) Eur J Ophthalmol 22: 898–903
7. Hahot-Wilner Z, Sachs D, Cahane M et al (2005) J Cataract Refract Surg 31: 2101–2103
8. Shugar J, Schwartz T (1999) J Cataract Refract Surg 25: 863–867
9. Werner L, Mamalis N, Stevens S (2006) J Cataract Refract Surg 32: 655–661
10. Werner L, Shugar JK, Apple D J, Pandey SK, Escobar-Gomez M, Visessook N, Evans BB (2000) J Cataract Refract Surg 26: 1612–1619
11. Trivedi R H, Izak A M, Werner L, Macky TA, Pandey S K, Apple D J (2001) Int Ophthalmol Clin 41: 47–62
12. Gerten G, Kermani O, Schmiedt K (2009) J Cataract Refract Surg 35: 2136–2143
13. Schwiegerling JT (1995) Visual performance prediction using schematic eye models. Dissertation submitted to the Faculty of the Committee on optical Sciences in the Graduate College of the University of Arizona 1995.
14. Greivenkamp JE, Schwiegerling J, Miller JM, Mellingner MD (1995) Am J Ophthalmol 120: 227–240

Korrespondenzadresse:

Prof. Dr. rer. medic. Michael Mrochen  
IROC Science to Innovation  
Technoparkstrasse 1  
CH-8005 Zürich