

# 3D-Punktspreizfunktion – Eine universelle optische IOL-Kenngröße

Die 3D-Punktspreizfunktion beschreibt die gesamte Lichtverteilung im Bereich des Fokus einer Linse und definiert damit ihre optischen Eigenschaften. Jan Sievers M. Sc.<sup>1,2</sup>, Dr. rer. nat. Karsten Sperlich<sup>1,2</sup> und Prof. Dr. rer. nat. Oliver Stachs<sup>1,2</sup> (Rostock) haben diese Funktion einer diffraktiven trifokalen IOL in ihrem Labor mit einer selbst entwickelten optischen Bank gemessen. Anhand der Ergebnisse diskutieren sie die physikalischen Hintergründe der 3D-PSF, des Strahlprofils, der Durchfokuskurve und der Energieeffizienz sowie deren Zusammenhänge und Bestimmungsmethoden und erläutern die Rostocker-Methode zur Energieeffizienzbestimmung.

<sup>1</sup> Klinik und Poliklinik für Augenheilkunde, Universitätsmedizin Rostock; <sup>2</sup> Department Leben, Licht & Materie, Universität Rostock

**M**it progredienter Presbyopie oder Katarakt erleiden Betroffene starke Sichteinschränkungen bis hin zur Erblindung auf dem betroffenen Auge. Durch die operative Entfernung der betroffenen Augenlinse und der Implantation einer Intraokularlinse (IOL) wird die eingeschränkte oder verlorene Sehfähigkeit des betroffenen Auges wiederhergestellt. Der operative Austausch der natürlichen Augenlinse durch eine IOL ist mit rund 800.000 Eingriffen pro Jahr in Deutschland eine der am häufigsten durchgeführten Operationen. Patienten können in Deutschland prinzipiell zwischen zirka 180 Intraokularlinsen von 18 verschiedenen Herstellern auswählen (Biermann et al. 2020). Diese 180 Linsen weisen vielseitige Unterschiede in ihrer Funktionsweise, ihrem Aufbau und ihren optischen Abbildungseigenschaften auf.

Bei einer IOL handelt es sich wie bei Brillen oder Kameraobjektiven um ein abbildendes optisches System. Da diese jedoch in das menschliche Auge implantiert wird, ist die experimentelle Ermittlung der optischen Eigenschaften von Intraokularlinsen ein unabhkömmlicher Bestandteil der (prä)klinischen IOL-Überprüfung im Rahmen der Qualitätssicherung von Medizinprodukten. Dafür werden spezielle, oft kostspielige optische Bänke verwendet. Durch die Konzipierung und den Aufbau einer eigenen, ISO-Norm 11979-2-konformen, automatisierten optischen Bank können in unserem Labor die Abbildungseigenschaften von Intraokularlinsen unter anderem unter dem Einfluss verschiedener Lichtquellen, unterschiedlicher Pupillendurchmesser oder die durch die Modellkornea induzierte sphärische Aberration untersucht werden.

Beim Lesen von Produktbroschüren oder wissenschaftlichen Veröffentlichungen fällt im Zusammenhang mit multifokalen Intraokularlinsen (MIOL) immer der Begriff der Energieeffizienz. Die Energieeffizienzen einer MIOL geben Auskunft über die prozentuelle Aufteilung des durch die Linse transmittierten

Lichts auf die verschiedenen Fokuspunkte. Eine Besonderheit der auf dem Markt verfügbaren MIOL ist das Variieren der Energieeffizienzen in Abhängigkeit der ausgeleuchteten IOL-Fläche, was als asymmetrische Energieeffizienz bezeichnet wird (Davison et al. 2006). Im Alltag angewendet bedeutet dies, dass je nach den momentanen Lichtverhältnissen beziehungsweise der Augenpupillengröße der Anteil des Lichts in einem der Fokuspunkte zunimmt oder abnimmt, wodurch Objekte aus einer bestimmten Entfernung besser oder schlechter wahrgenommen werden. Neben den Energieeffizienzen existiert eine Vielzahl anderer IOL-Kenngrößen wie Strahlprofile, Durchfokuskurven und die Modulationstransferfunktion (MTF). Doch was verbirgt sich hinter diesen Begriffen? Im Kern haben alle diese Größen etwas gemeinsam – sie können aus der 3D-Punktspreizfunktion (3D-PSF) der IOL abgeleitet werden. Im Folgenden werden die in unserem Labor generierten Ergebnisse einer diffraktiven trifokalen IOL genutzt, um die physikalischen Hintergründe der 3D-PSF, des Strahlprofils, der Durchfokuskurve und der Energieeffizienz sowie deren Zusammenhänge und Bestimmungsmethoden zu beleuchten.

## 3D-Punktspreizfunktion von Intraokularlinsen

Die Punktspreizfunktion (PSF) definiert die Übertragungsfunktion einer Punktlichtquelle durch ein optisches System. Die PSF innerhalb eines mit einer Kamera aufgenommenen Bildes wird als 2D-PSF bezeichnet. Durch die Verschiebung der Kamera entlang der optischen Achse des Systems können Bilder von der 2D-PSF an verschiedenen axialen Positionen aufgenommen werden. Diese können anschließend zu einem 3D-Bild zusammengefügt werden. Die Lichtverteilung innerhalb des erstellten 3D-Bildes entspricht der 3D-Punktspreizfunktion (Artal et al. 2017). Abbildung 1 zeigt exemplarisch die 3D-PSF einer trifokalen IOL

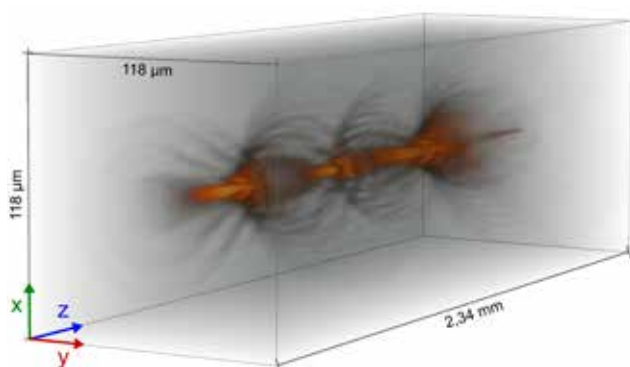


Abb. 1: Beispiel einer aufgenommenen 3D-Punktspreizfunktion einer trifokalen diffraktiven IOL in intensitätsabhängigen Falschfarben (aus: Masterarbeit Jan Sievers).

in intensitätsabhängigen Falschfarben, die in unserem Labor mit der optischen Bank aufgenommen wurde. Entlang der z-Achse der Grafik ist im linken vorderen Bildbereich zuerst der Nahfokus, gefolgt vom Intermediärfokus und Fernfokus zu erkennen. Weiterhin sind in lateraler (x-, y-)Richtung ringförmige Lichterscheinungen zu sehen. Diese Falschlichteffekte werden als Halos bezeichnet und sorgen für ungewollte Sichteinschränkungen, besonders in mesopischen Umgebungen (Puell et al. 2015). Halos, die in der Bildebene eines Fokuspunkts auftreten, können sowohl auf defokussiertes Licht von den anderen Fokuspunkten als auch auf Licht aus höheren Beugungsordnungen zurückzuführen sein (Alba Bueno et al. 2014). Wie die einzelnen Lichtstrahlen zur Bildentstehung und zur Ausbildung von Halos beitragen, kann im Detail anhand von axialen Strahlprofilen studiert werden.

### Axiales Strahlprofil

Das axiale Strahlprofil, auch axiale PSF genannt, entspricht dem Querschnittsprofil der untersuchten 3D-PSF entlang der optischen Achse. Das axiale Strahlprofil der in Abbildung 1 gezeigten 3D-PSF könnte beispielsweise ermittelt werden, indem entlang der optischen Achse in der x-z-Ebene ein schmales Scheibchen aus dem 3D-Bild herausgeschnitten wird und dieses zeilenweise in y-Richtung aufsummiert wird (Petelczyc et al. 2020).

Ein neu entwickelter Bildverarbeitungsalgorithmus nutzt die vorhandene Rotationssymmetrie von ausgewählten Intraokularlinsen, um hochaufgelöste und detailreiche axiale Strahlprofile mit einem hohen Signal-zu-Rausch-Verhältnis zu berechnen.

Mittels der optischen Bank wurden die 3D-PSF der trifokalen IOL in Abhängigkeit des Pupillendurchmessers unter Nutzung von grünem Licht und einer aberrationsfreien Modellkornea aufgenommen. Für die Messreihen wurden sowohl die gleiche Lichtin-

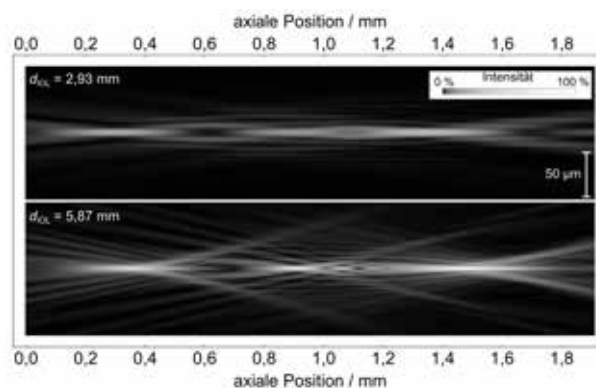


Abb. 2: Die Strahlprofile von zwei 3D-Punktspreizfunktionen einer trifokalen diffraktiven IOL, aufgenommen mit den ausgeleuchteten IOL-Durchmessern  $d_{IOL} = 2,93$  mm (oben) und  $d_{IOL} = 5,87$  mm (unten) unter Verwendung von grünem Licht, dargestellt in logarithmierten intensitätsabhängigen Grauwerten.

tenazität der grünen LED als auch die gleiche Belichtungszeit der Kamera genutzt, wodurch die aufgenommenen 2D-PSF-Bilder an den verschiedenen axialen Positionen der Messreihen direkt miteinander vergleichbar sind. Mittels eines neu entwickelten Bildverarbeitungsalgorithmus konnten detaillierte Strahlprofile aus den aufgenommenen 3D-PSF berechnet werden.

Abbildung 2 zeigt exemplarisch zwei in logarithmierten intensitätsabhängigen Grauwerten dargestellte Strahlprofile für die ausgeleuchteten IOL-Durchmesser  $d_{IOL} = 2,93$  mm und  $d_{IOL} = 5,87$  mm, die mithilfe unseres neuen Algorithmus aus den aufgenommenen 3D-PSF berechnet wurden. Der Nahfokus befindet sich bei einer axialen Position von  $\approx 0,3$  mm, der Intermediärfokus bei  $\approx 0,9$  mm und der Fernfokus bei  $\approx 1,4$  mm. Das Fokussieren und Defokussieren der einzelnen Lichtstrahlen auf die verschiedenen Fokuspunkte kommt deutlich hervor. Auffallend ist, dass entlang der optischen Achse in den Defokuszonen zwischen Nah- und Intermediärfokus sowie Intermediär- und Fernfokus kaum bis keine Intensität auftritt. In den äußeren Bildbereichen sind die Halos prägnant zu erkennen. Besonders gut zum Vorschein kommen diese auf Höhe des Intermediärfokus bei einer axialen Position von 0,9 mm. Die Vergrößerung des Pupillendurchmessers führt nicht nur zu einer Intensitätszunahme und Ausschmierung der Fokuspunkte zu höheren axialen Positionen, sondern auch zu einer Zunahme der Sichtbarkeit und Aufspaltung der Halos. Eine Besonderheit tritt in der Defokuszone zwischen dem Intermediär- und Fernfokus, bei einer axialen Position von 1,0 mm bis 1,2 mm, auf. Hier sind zwei zusätzliche Fokuspunkte zu erkennen, die auf höhere Beugungsordnungen zurückzuführen sind. Bisher wurden diese intensitätsschwachen Lichterscheinungen von keiner anderen Forschungsgruppe durch experimentelle Strahlprofile im Detail untersucht.

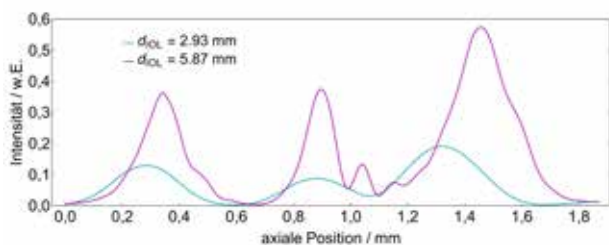


Abb. 3: Die Durchfokuskurven von zwei 3D-Punktspreizfunktion einer trifokalen diffraktiven IOL, aufgenommen mit den ausgeleuchteten IOL-Durchmessern  $d_{IOL} = 2,93$  mm und  $d_{IOL} = 5,87$  mm, unter Verwendung von grünem Licht.

Derzeit werden Strahlprofile genutzt, um die Bildentstehung und die unvermeidliche Bildüberlagerung von Intraokularlinsen im Detail zu studieren (Weeber et al. 2008; Eppig et al. 2019). Je nach optischem Konstruktionsprinzip einer IOL wird der Seheindruck oft durch Überlagerung einzelner Bildebenen und Halos unterschiedlicher Intensität verschlechtert. Um die oben beschriebenen Ergebnisse wie Zunahme und Ausschmierung der Fokuspositionen sowie das Auftreten weiterer Fokuspunkte mit zunehmenden Pupillendurchmesser näher zu evaluieren, können die zugehörigen Durchfokuskurven aus den 3D-PSF berechnet werden.

### Durchfokuskurve

Der Intensitätsverlauf entlang der optischen Achse einer 3D-Punktspreizfunktion wird Durchfokuskurve genannt und im einfachsten Fall als Intensitäts-Positions-Diagramm angegeben. Dabei wird die axiale Position in Millimeter (mm) oder entsprechenden Dioptrien (dpt) angegeben.

Die Abbildung 3 zeigt die berechneten Durchfokuskurven für die 3D-PSF der ausgeleuchteten Pupillendurchmesser  $d_{IOL} = 2,93$  mm (lila) und  $d_{IOL} = 5,87$  mm (türkis) in einem Intensitäts-Positions-Diagramm. Die drei Fokuspunkte Nah-, Intermediär- und Fernfokus kommen offensichtlich zum Vorschein. Deutliche Unterschiede sind in den Intensitäten und den axialen Abständen der Peaks in Abhängigkeit des ausgeleuchteten IOL-Durchmessers zu erkennen. Des Weiteren sind bei der Durchfokuskurve für  $d_{IOL} = 5,87$  mm zwischen dem Intermediär- und Fernfokus zwei weitere kleine Peaks zu erkennen. Es handelt sich dabei um höhere Beugungsordnungen, welche auf die diffraktiven Elemente der untersuchten MIOL zurückzuführen sind.

Während die Durchfokuskurve an der optischen Bank ermittelt wird, handelt es sich bei der klinischen Defokuskurve um den subjektiven Patientenvisus beziehungsweise dessen Sehempfindung eines Objektes in Abhängigkeit von der Entfernung zwischen Objekt und Patientenauge.

Grundlegend unterscheidet sich die Ex-vivo- von der In-vivo-Defokuskurve. Plaza-Puche et al. (2015) konnten jedoch zeigen, dass die experimentellen Durchfokuskurven mit den

klinischen Defokuskurven korrelieren. Das heißt im Umkehrschluss, dass aufwändige klinische Studien in bestimmten Fällen durch zeitsparende Messungen an einer optischen Bank ersetzt werden können.

Eine einfache Anwendung der experimentellen Durchfokuskurve ist die Bestimmung der Verschiebung der Fokuspunkte in Abhängigkeit der ausgeleuchteten IOL-Fläche (Abb. 3). Millán et al. nutzen Durchfokuskurven, um den Einfluss der Wellenlänge auf die Lage der Fokuspunkte, auch longitudinale chromatische Aberration (LCA) genannt, sowie den Einfluss der Wellenlängen auf das Verhältnis der Peakhöhen der Foki, die so genannte Energy Efficiency Difference Ratio (EEDR), für verschiedene MIOLs zu untersuchen (Millán et al. 2020). LCA und EEDR haben, wie die oben erwähnten Halos, einen negativen Einfluss auf das Sehempfinden eines Patienten. LCA äußert sich in Unschärfe sowie auftretenden Farbsäumen an den Kanten von betrachteten Objekten.

### Energieeffizienz

Patienten sehen durch eine implantierte MIOL simultan mehrere scharfe Bilder. Durch den Vorgang der Neuroadaption erlernen Patienten die Wahrnehmung des „passenden“ scharfen Bildes für Objekte aus einer bestimmten Distanz (Alió et al. 2019). Die Energieeffizienzen drücken quantitativ aus, wie viel Intensität in einem Fokus gebündelt wird. Somit erlauben diese Größen zu prognostizieren, wie gut das scharfe Bild in einer bestimmten Distanz gegenüber den anderen defokussierten Bildern wahrgenommen wird. Es gilt: Je kleiner die Energieeffizienz an einem bestimmten Fokus ist, desto stärker ist das scharfe Bild von den anderen defokussierten Bildern überlagert und folglich umso schlechter ist der allgemeine Seheindruck auf dieser Distanz. Die Energieeffizienzen einer MIOL sind wichtige Kenngrößen, die unter anderem in Abhängigkeit der Pupillengröße, der eingestrahlten Wellenlänge des Lichts und der sphärischen Aberration der Kornea variieren. Bei den vom IOL-Hersteller angegebenen Energieeffizienzen handelt es sich in den meisten Fällen um theoretisch ermittelte Werte (Vega et al. 2014). Es ist anzunehmen, dass aufgrund von Einflüssen wie Falsch-, Blendlicht und Herstellungstoleranzen Varianzen zwischen theoretischen und experimentellen Werten auftreten. Um dies zu überprüfen, ist die experimentelle Bestimmung der Energieeffizienzen von IOL essenziell. Die Energieeffizienz für einen Fokuspunkt lässt sich aus der zugehörigen 2D-PSF ermitteln, in dem die Intensität des zentralen Peaks ermittelt wird und durch die Gesamtintensität des Bildes geteilt wird. Die Schwierigkeit besteht hierfür bei der Bestimmung der Fokusintensität.

Thibos et al. wendeten die „Light-in-the-Bucket“-Metrik an. Die Fläche für die Berechnung der eingeschlossenen Intensität des zentralen Peaks der aufgenommenen PSF wird durch die Größe des zentralen Beugungsscheibchens der beugungsbegrenzten PSF

des optischen Systems definiert (Thibos et al. 2004). Der Nachteil dieser Metrik ist die notwendige Kenntnis über die Abbildungseigenschaften der verbauten optischen Komponenten für die Berechnung der Größe des zentralen Beugungsscheibchens.

Vega et al. konnten dieses Problem durch die Nutzung eines Kantenalgorithmus lösen (Vega et al. 2014). Ein Kantenalgorithmus beruht auf der Detektion von starken Schwankungen zwischen den Grauwerten der einzelnen Pixel und separiert folglich den Fokusbereich vom restlichen Bildbereich. Der Vorteil dieser Methode ist, dass die Fokussfläche nicht wie bei der Light-in-the-Bucket-Methode vordefiniert wird. Dennoch zeigten eigene Untersuchungen mit dieser Methode, dass die erzielten Separationen stark mit den gewählten Parametern schwanken und kein Parametersatz existiert, mit dem arbeitsgruppenübergreifend reproduzierbare Ergebnisse erzielt werden können. Ausgehend von den beiden Methoden wurde die Rostocker-Methode für die Energieeffizienzbestimmung von Intraokularlinsen ausgearbeitet. Diese Methode befindet sich derzeit noch in der Testphase und verspricht gegenüber den beschriebenen Bestimmungsmethoden die großen Vorteile der Unabhängigkeit von Vorberechnungen als auch die Unabhängigkeit von gewählten Parametern. Eine umfassende Publikation in Ergänzung zu diesem Artikel ist in Vorbereitung.

## Diskussion

Die experimentelle Untersuchung der Abbildungseigenschaften von Intraokularlinsen ist eine wichtige Grundlage zur Entwicklung von neuen IOL-Designs. Die 3D-Punktspreizfunktion stellt dabei eine universelle Kenngröße dar, aus der alle optisch interessanten IOL-Größen abgeleitet werden können. Aufgrund der hohen Datenmengen sind die Aufnahme und Auswertung der 3D-PSF ein sowohl ambitioniertes und zeitaufwändiges als auch rechenintensives Unterfangen. Das Problem mit der zeitaufwändigen Aufnahme der 3D-PSF konnte durch die Konzipierung und Realisierung einer ISO-Norm 11979-2-konformen, automatisierten optischen Bank gelöst werden. Darüber hinaus kann die 3D-Punktspreizfunktion von IOL unter dem

Einfluss verschiedener Lichtquellen, unterschiedlicher Pupillendurchmesser und der durch die Modellkornea induzierten sphärischen Aberration untersucht werden. Mit einer Länge von 62,5 cm ist die optische Bank noch verhältnismäßig groß. Durch einige Anpassungen und geeignete Wahl von optischen Komponenten kann die Länge auf unter 30 cm mit einem Gewicht von maximal 2 kg reduziert werden. Das Ergebnis wäre eine automatisierte, leichte, hochgradig portable, ISO-Norm 11979-2-konforme optische Bank, die auf flexible Art und Weise die breite Untersuchung von Intraokularlinsen ermöglichen könnte.

Eine mittelstarke Workstation besitzt genug Rechenleistung, um aus den großen Datenmengen der 3D-PSF in akzeptablen Rechenzeiten innerhalb einiger Stunden wichtige Kenngrößen wie MTF, Durchfokuskurven, Strahlprofile und Energieeffizienzen zu berechnen.

Die Publikationsliste zu den Themen axiale Strahlprofile oder experimentell bestimmter Energieeffizienzen ist im Gegensatz zu der Publikationsliste zu den Themen klinische IOL-Studien, Durchfokuskurven- und MTF-Untersuchungen sehr überschaubar. Besonders im Bereich der Energieeffizienzuntersuchungen besteht eine große Anzahl von multifokalen IOL, deren Energieeffizienzen noch nicht von unabhängigen Forschungsinstitutionen bestimmt und veröffentlicht worden sind. Da es sich bei den Energieeffizienzen um das Alleinstellungsmerkmal einer MIOL handelt, sollte deren experimentelle Bestimmung mehr in den Fokus der IOL-Untersuchungen gerückt werden. Das fehlende Forschungsinteresse an der Energieeffizienz könnte darauf zurückzuführen sein, dass die bestehenden Methoden Mängel aufweisen und deshalb gegenwärtig keine vollständig anerkannte Methode für die Bestimmung der Energieeffizienzen von Intraokularlinsen existiert.

Literatur auf Anfrage in der Redaktion und per AUGENSPIEGEL-App direkt abrufbar.

Jan Sievers, Dr. Karsten Sperlich, Prof. Dr. Oliver Stachs  
AG Experimentelle Ophthalmologie, Klinik und Poliklinik für  
Augenheilkunde, Universitätsmedizin Rostock  
E-Mail: oliver.stachs@uni-rostock.de



**DER DIGITALE  
AUGENSPIEGEL**

ERHÄLTlich  
IN DEN APP STORES



