Bei diesem Beitrag handelt es sich um einen wissenschaftlich begutachteten und freigegebenen Fachaufsatz („reviewed paper“).

doi.org/10.37544/1436-4980-2024-11-12-13

Verwendung von OCT für die geometrische Charakterisierung von miniaturisierten Glaslinsen

OCT-basierte Metrologie kleiner Glaslinsen

A. Velazquez Iturbide, R. Schmitt

ZUSAMMENFASSUNG Die genaue Charakterisierung von miniaturisierten Glaslinsen ist aufgrund der Verbindung zwischen Leistung und geometrischen Eigenschaften unerlässlich. Dieser Beitrag befasst sich mit der Verwendung der optischen Kohärenztomografie (OCT) für die Charakterisierung von miniaturisierten Glaslinsen. OCT liefert hochauflösende tomografische Bilder, die eine umfassende geometrische Charakterisierung ermöglichen, welche für Erkenntnisse über die Leistung der Linsen und die Qualitätskontrolle entscheidend ist.

STICHWÖRTER

Messtechnik, Qualitätssicherung, Automatisierung

OCT-based metrology of small glas lenses

ABSTRACT Accurate characterization of miniaturized glass lenses is essential due to the link between performance and geometrical properties. This article explores using optical coherence tomography (OCT) for miniaturized glass lens characterization. OCT provides high-resolution tomographic images allowing comprehensive geometric characterization that is crucial for performance insights and quality control.

Bild 1. Beispiele für miniaturisierte Linsen, die im Kunststoffspritzgussverfahren (links) und im Präzisionsglasgussverfahren (rechts) hergestellt wurden. *Foto: Fraunhofer IPT*

1 Einleitung

Miniaturisierte optische Systeme sind in verschiedenen Aspekten des modernen Lebens unverzichtbar geworden und erhöhen in vielen Bereichen die Sicherheit, die Gesundheit und den Komfort. Diese Systeme sind in Geräten von Endoskopen über Handykameras bis hin zu Kfz-Sensoren zu finden und beruhen in hohem Maße auf der präzisen Funktionalität optischer Komponenten mit kleinen Öffnungen. Die Kompaktheit solcher Systeme wird größtenteils durch den Einsatz von sphärischen, asphärischen und Freiformlinsen aus Glas oder Polymer erreicht. Asphärische Linsen und Freiformlinsen sind besonders vorteilhaft, da sie die Anzahl der in einem optischen System benötigten Komponenten reduzieren und gleichzeitig eine hervorragende optische Performance bieten [1]. Sie werden in der Regel durch Verfahren wie Kunststoffspritzguss [2] oder Präzisionsglasformung [3] her-

https://doi.org/10.37544/1436-4980-2024-11-12-13 https://www.inlibra.com/de/page/agb - Open Access - CC BY

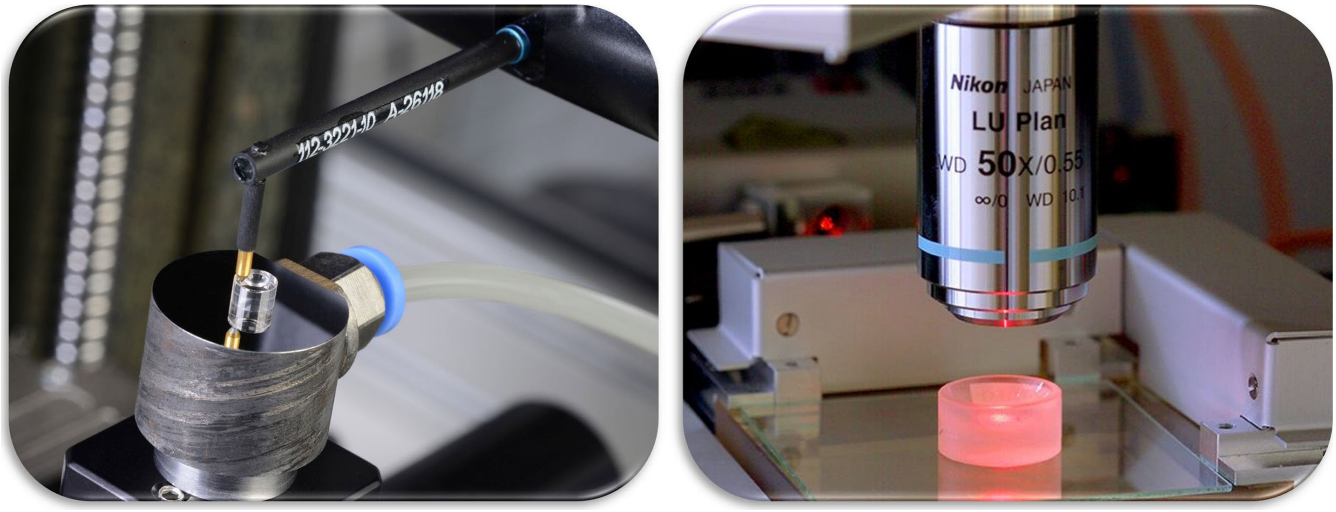

Bild 2. Taktile Messungen und Weißlichtinterferometrie-Messungen an miniaturisierten Linsen. *Foto: Fraunhofer IPT*

gestellt (**Bild 1**). Um die optische Funktion dieser Systeme zu gewährleisten, müssen die einzelnen Linsenkomponenten strenge Fertigungsspezifikationen erfüllen, insbesondere hinsichtlich der Form und Ausrichtung ihrer optischen Oberflächen [4].

Trotz der Vielfalt der verfügbaren Linsenprüfverfahren bleibt die messtechnische Charakterisierung der Form und Zentrierung von Miniaturlinsen eine Herausforderung [5]. Die Linsen haben oft komplexe Oberflächengeometrien und einen Durchmesser von weniger als 3 mm, was die Wirksamkeit vieler herkömmlicher Prüfverfahren einschränkt. Taktile Methoden (**Bild 2** links) sind zwar präzise, können aber empfindliche Linsenoberflächen beschädigen und sind zeitaufwendig, wenn vollständige topografische Messungen durchgeführt werden. Außerdem haben diese Methoden bei der Messung von Bauteilen mit steilen Flanken oder begrenztem Platzangebot mit „Flanking" zu kämpfen, was zu verzerrten Ergebnissen führt [6].

Optische Abtastverfahren wie die Weißlichtinterferometrie (WLI) (Bild 2 rechts) und die konfokale Mikroskopie (KM) bieten eine hohe Genauigkeit, benötigen jedoch Objektive mit hoher Vergrößerung, die Stitching-Routinen erfordern, um die gesamte Linsenoberfläche abzudecken. Dies führt zu langwierigen und komplexen Messprozessen, die bis zu Stunden für die Messung einer Oberfläche des miniaturisierten Bauteils dauern können.

In den letzten Jahren hat die Integration von hochauflösenden Punktsensoren, etwa chromatischen konfokalen Sensoren oder Laserinterferometern, in Koordinatenmessgeräten (KMG) die meisten Probleme im Zusammenhang mit steilen Linsenrändern gelöst und die Messzeiten bei gleichbleibend hoher Genauigkeit verbessert. Kommerzielle Systeme, wie das „Luphos" von Ametek [7] oder das „NMF" von DUI [8], sind die beiden bekanntesten Systeme, die diese Integration nutzen und es ermöglichen, Linsen unterschiedlicher Größe mit Nanometergenauigkeit in erheblich kürzerer Zeit zu messen als mit taktilen Systemen, Weißlichtinterferometern oder konfokalen Mikroskopen. Jedoch ist der Preis solcher Geräte hoch, und sie sind darauf beschränkt, jeweils eine Linsenoberfläche zu charakterisieren, ohne dass eine Dezentrierung oder zentrale Dickenmessung vorgesehen ist. Da diese Systeme zudem in einem starren Rahmen untergebracht sind, um eine präzise Bewegung jeder KMG-Achse zu gewährleisten, können sie nicht als Inline-Messlösung in den Produktionsprozess integriert werden. Daher müssen die Messungen in einem separaten Raum, weit weg von der Fertigungsmaschine, durchgeführt werden, was die Echtzeit-Optimierung während der Fertigung einschränkt.

Die Fortschritte bei der effizienten Großproduktion von Linsen wurden nicht in vollem Umfang durch ähnliche Fortschritte bei der Verkürzung der Messzeiten in der Metrologie unter Beibehaltung hoher Genauigkeit und Flexibilität erreicht. Deshalb werden in der Regel nur einige wenige Proben aus jeder Produktionscharge gemessen, was zu Unstimmigkeiten in der optischen Leistung der endgültigen Systeme führen kann. In Ermangelung einer geeigneten Methode zur schnellen und umfassenden Prüfung einzelner Komponenten werden aufwendige Funktionstests der gesamten Objektivbaugruppe durchgeführt. In einigen Fällen treten aber hohe Ausschussraten von bis zu 40 % auf [9, 10], was den industriellen Bedarf und das wirtschaftliche Potenzial einer geeigneten Methode zur messtechnischen Charakterisierung einzelner miniaturisierter Linsen verdeutlicht.

Im Folgenden wird eine Studie beschrieben, die das Potenzial der OCT (optische Kohärenztomografie) als effektive Lösung für die umfassende und schnelle Messung von miniaturisierten asphärischen Glaslinsen aufzeigt, um damit die derzeitigen Einschränkungen bei der messtechnischen Charakterisierung zu überwinden. OCT wird als berührungslose Methode validiert, die in der Lage ist, sowohl die Form als auch die Dezentrierung von Linsenoberflächen genau zu messen und dabei die Nachteile bestehender taktiler und optischer Techniken zu überwinden. Durch die Erforschung der Fähigkeit der OCT, gleichzeitig detaillierte topografische Daten und Dezentrierungsfehler zu erfassen, soll die OCT als praktikable Alternative zur Verbesserung der Qualitätskontrollprozesse bei der Herstellung von miniaturisierten optischen Systemen etabliert werden.

2 Methoden und Proben

Die optische Kohärenztomografie (OCT) wurde Anfang der 1990er Jahre entwickelt. Sie hat sich erheblich weiterentwickelt und ist über ihre ursprüngliche Rolle in der medizinischen Diagnostik hinausgewachsen, vor allem in der Augenheilkunde, wo sie für die Beurteilung von Netzhautstrukturen und die Diagnose von Erkrankungen wie Makuladegeneration und Glaukom von entscheidender Bedeutung ist [11].

https://doi.org/10.37544/1436-4980-2024-11-12-13 https://www.inlibra.com/de/page/agb - Open Access - CC BY

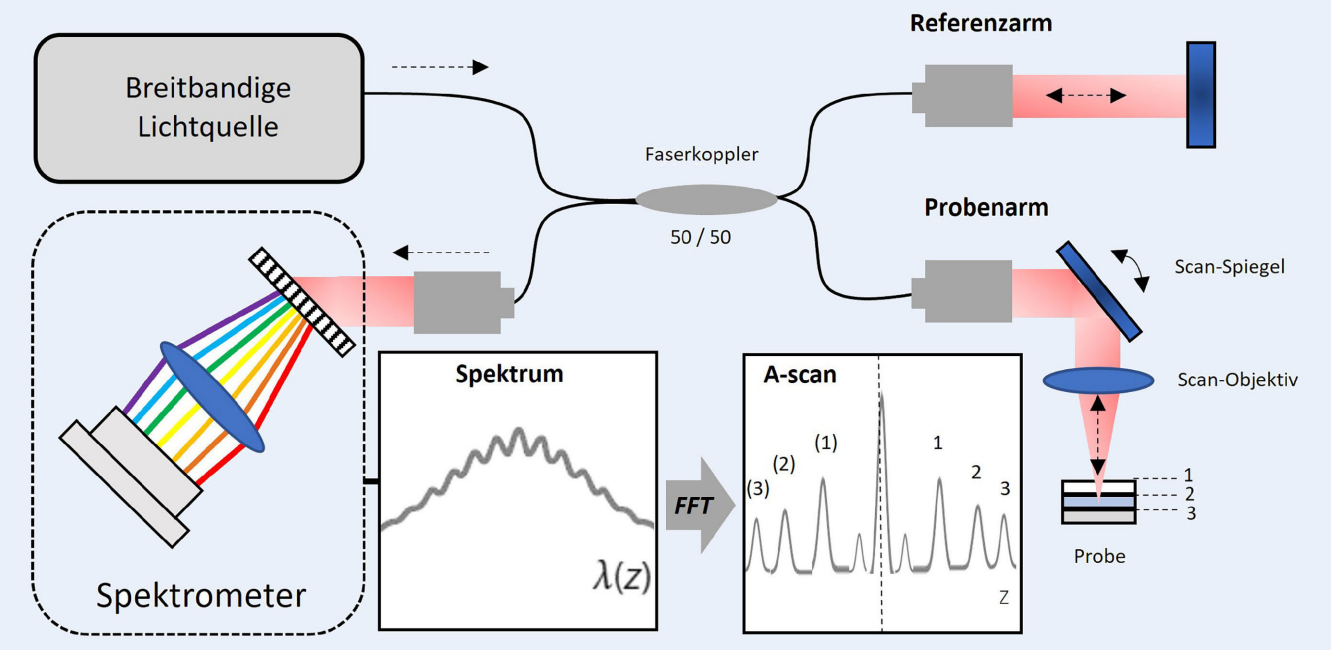

Bild 3. Faserbasierter SD-OCT (Spektral-Domain OCT)-Aufbau bestehend aus einer breitbandigen Lichtquelle (in der Regel eine Superlumineszenzdiode), einem Faserkoppler, einem Spektrometer, einem Referenzarm mit Spiegel und einem Probenarm mit Abtastspiegel und Abtastlinse. *Grafik: Fraunhofer IPT [23]*

Aufgrund ihrer Fähigkeit, nichtinvasive Bilder mit hoher Auflösung und Tiefenschärfe auch in Materialien mit stark lichtstreuenden Eigenschaften zu liefern, wird die OCT heute in verschiedenen Industriezweigen zur Qualitätskontrolle [12] und Inline-Überwachung eingesetzt [13]. Die Technologie wurde an spezifische industrielle Anforderungen angepasst. Dabei wurden Fortschritte in den Bereichen Hardware, Automatisierung und algorithmische Analyse zur Parameterextraktion berücksichtigt, die auf verschiedene Anwendungsfälle zugeschnitten sind. Dazu gehören die Erkennung von Defekten in Keramik [14], die Messung der Beschichtungsdicke von Medikamenten [15] oder Papier [16], die Bewertung von Schäden in Polymeren [17] sowie die Bereitstellung einer multidirektionalen Inline-Überwachung für Laserauftragschweiß- und Schweißprozesse [13, 18, 19].

Eine relativ neue, herausragende Anwendung der optischen Kohärenztomografie ist die Charakterisierung optischer Komponenten, wie zum Beispiel Linsen. Das Fraunhofer-Institut für Produktionstechnologie (IPT) entwickelt seit mehreren Jahren OCT-Systeme, die auf die Messung verschiedener Proben, etwa optischer Komponenten aus Polymeren, angepasst sind und Parameter wie Formabweichungen, Mittendicke und Ausrichtungsfehler, einschließlich Dezentrierung und Verkippung, extrahieren [20, 21].

Diese Arbeit untersucht die Erweiterung dieser Methoden und Algorithmen auf die Charakterisierung optischer Komponenten aus Glas.

2.1 OCT-Messprinzip

Die optische Kohärenztomografie (OCT) ist ein nichtinvasives bildgebendes Verfahren, das Breitbandlicht zur Erzeugung hochauflösender Bilder von halbtransparenten Proben nutzt. Sie funktioniert nach ähnlichen Prinzipien wie die Ultraschallbildgebung, verwendet aber statt Schallwellen Lichtwellen zur Erzeugung tomografischer Bilder [22].

Die OCT beruht auf Interferometrie. Bei der Spektral-Domain OCT (SD-OCT) (**Bild 3** [23]) wird breitbandiges Licht aus dem Probenarm des Interferometers von den Schichten der Probe zurückreflektiert und interferiert dann mit dem vom Spiegel des Referenzarms reflektierten Licht. Dieses Interferenzmuster wird vom Spektrometer erfasst, das die spektrale Interferenz zwischen den beiden Armen misst. Die Spektraldaten werden Fouriertransformiert, um das Tiefenprofil (A-Scan) an einer Stelle der Probe zu erstellen. Durch seitliches Scannen wird ein Querschnittsbild (B-Scan) erstellt, und mehrere B-Bilder ergeben ein Volumenbild (C-Scan).

Die Auflösung in der OCT ist durch axiale und laterale Komponenten beschrieben. Die axiale Auflösung, welche durch die Kohärenzlänge der Lichtquelle definiert ist, gibt an, wie genau das System zwischen Strukturen entlang der Strahlrichtung unterscheiden kann. Sie liegt in der Regel zwischen 5 und 1 Mikrometer, abhängig von der zentralen Wellenlänge und der Bandbreite. Die laterale Auflösung, die durch die Spotgröße des fokussierten Strahls und die numerische Apertur (NA) des Abbildungsobjektivs bestimmt wird, spiegelt die Fähigkeit des Systems wider, Strukturen senkrecht zum Strahl zu unterscheiden. Sie liegt ebenfalls im niedrigen Mikrometerbereich, ist aber unabhängig von der axialen Auflösung [22].

2.2 OCT-Verarbeitungskette für Dezentrierung und Formmessungen

OCT ist ein leistungsfähiges bildgebendes Verfahren, das mithilfe von Lichtwellen hochauflösende Bilder von transparenten und halbtransparenten Proben, wie zum Beispiel Linsen erzeugt. Wenn der Lichtstrahl von Luft in ein Medium mit einem anderen Brechungsindex übergeht, werden die Strahlen aufgrund der

https://doi.org/10.37544/1436-4980-2024-11-12-13 https://www.inlibra.com/de/page/agb - Open Access - CC BY

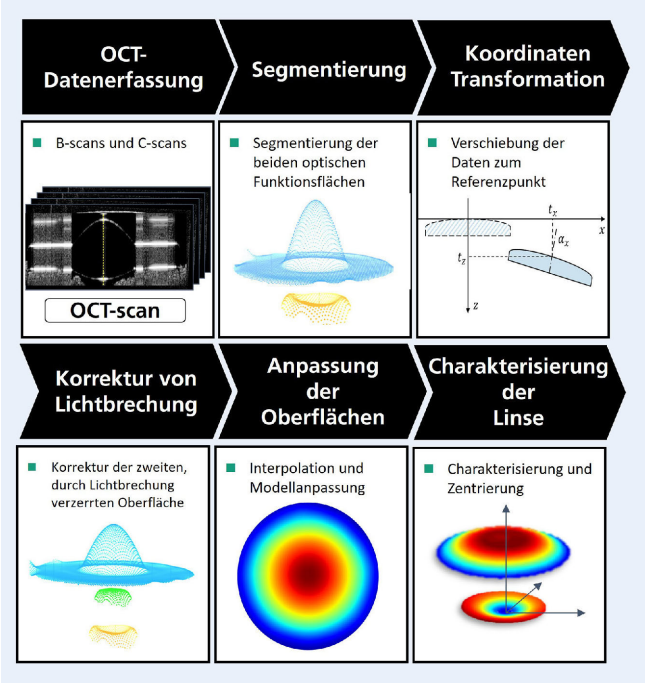

Bild 4. Verarbeitungskette für die Linsencharakterisierung mit OCT (optische Kohärenztomographie)-Messungen. *Grafik: Fraunhofer IPT*

Form der ersten Oberfläche beim Durchgang gebrochen, was zu Verzerrungen im Bild der Form und Position der zweiten optischen Oberfläche führt. Um diese durch die Brechung verursachten Verzerrungen zu korrigieren und genauere Bilder zu erhalten, sind Korrekturalgorithmen erforderlich. Solche Algorithmen wurden bereits für die Charakterisierung der Hornhautdicke und -form entwickelt [24, 25]. Für die Prüfung von Linsen sind spezielle Verarbeitungsschritte nötig, um die Topografien beider Oberflächen die mittlere Dicke (MD), die Dezentrierung und die Verkippung oder den Keil zwischen den optischen Oberflächen zu bestimmen [14]. **Bild 4** zeigt die Verarbeitungskette, die bei der OCT-Linsenprüfung verwendet wird.

Das Verfahren beginnt mit der Erfassung eines C-Scans des optischen Bauteils. Dabei wird sichergestellt, dass die Probe im Verhältnis zum Arbeitsabstand des Scan-Objektivs korrekt positioniert ist. Eine Achse im Scan-Kopf erlaubt die Feineinstellung des Abstands zwischen Objektiv und Probe. Diese Positionierung ist entscheidend für die Erfassung beider Linsenoberflächen innerhalb des axialen Bereichs des Systems, während der seitliche Scanbereich in x und y auf den Linsendurchmesser begrenzt ist. Die Objektivhalterungen (**Bild 5**) müssen einen ungehinderten Zugang zu den optischen Oberflächen ermöglichen. Dadurch werden zusätzliche Reflexionen vermieden, die zu unerwünschten „Fehlern“ im Interferogramm und damit zu Ungenauigkeiten bei der Oberflächenauswahl und Segmentierung führen könnten. Die C-Scan-Daten werden als Matrix mit den Abmessungen $m \times n \times l$ gespeichert, wobei jeder Voxelwert die Intensität des rückgestreuten Lichts innerhalb des Messbereichs darstellt.

Um relevante Linsenparameter, wie Form- und Zentrierungsinformationen, aus dem C-Scan zu extrahieren, beginnt der Prozess mit der Segmentierung der Funktionsflächen. Lokale Intensitätsmaxima werden innerhalb der 3D-Matrix identifiziert und Werte mit geringer Intensität anhand eines Schwellenwerts herausgefiltert. Ausreißer können durch die Bewertung der Nähe benachbarter Datenpunkte entfernt werden. Die Oberflächenpositionen werden dann mit Subpixel-Genauigkeit durch Gauß-Anpassung berechnet und die Daten durch Radialbasisfunktions-Interpolation weiter geglättet, um das Rauschen zu reduzieren.

Nach der Segmentierung und Rauschunterdrückung müssen die Punktwolkendaten der Ausgangsfläche an der Referenzkoordinatenachse ausgerichtet werden. Dieser Schritt ist für die Berechnung der Dezentrierung, der zentralen Dicke und der Referenzpunkte für die Anpassung von asphärischen oder sphärischen Modellen unerlässlich.

Die Brechung verursacht Unterschiede zwischen der gemessenen und der tatsächlichen geometrischen Form der sekundären Oberfläche. Dieses Problem wird durch das in [21] beschriebene Back-Ray-Tracing gelöst, bei dem Messstrahlen durch die Probe verfolgt und an Grenzflächen nach dem Snellschen Gesetz gebrochen werden. Der Strahlenausbreitungsvektor nach der Brechung an der Primäroberfläche wird berechnet und die Oberflächennormalvektoren durch Triangulation bestimmt. Die Neuberechnung der Position von Punkten auf der Grundlage des Abstands zwischen der primären und der sekundären Oberfläche ermöglicht die genaue Rekonstruktion der Letzteren. Der Abstand entspricht der optischen Weglänge, die geteilt durch den Brechungsindex des Linsenmaterials die geometrische Weglänge ergibt, die für eine genaue Rekonstruktion erforderlich ist.

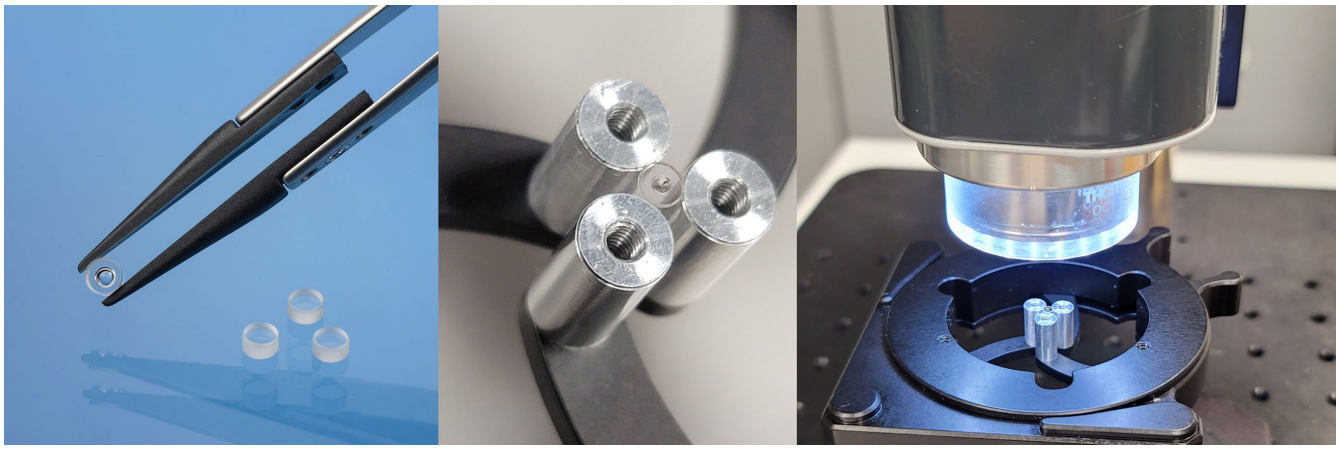

Bild 5. Endoskopische Glaslinsen, hergestellt mit Präzisionsglasformverfahren. Spezielle Halterung zur Vermeidung von Reflexionen unter der Linse und Testmessung mit OCT-System. *Foto: Fraunhofer IPT*

https://doi.org/10.37544/1436-4980-2024-11-12-13 https://www.inlibra.com/de/page/agb - Open Access - CC BY

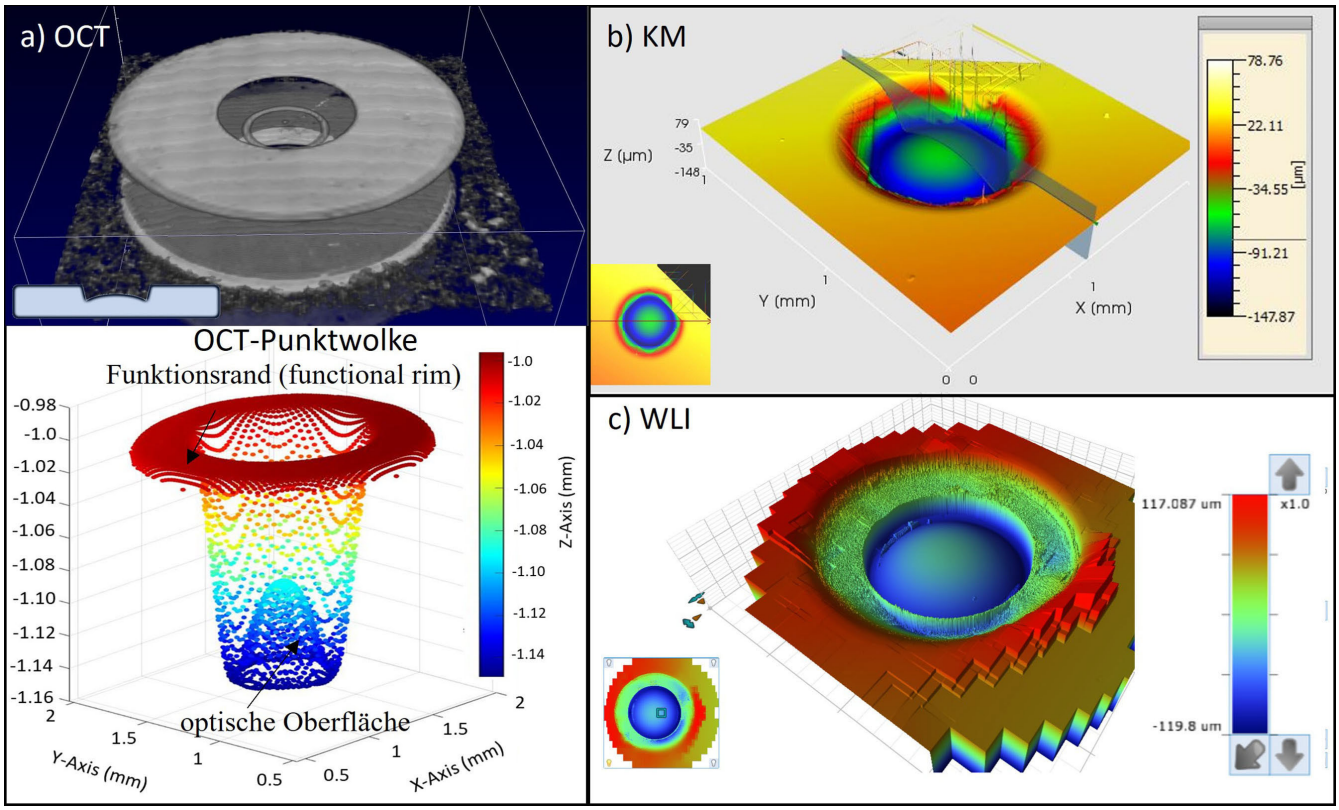

Bild 6. Messungen mit a) OCT (oben ist der vorverarbeitete 3D-Scan zu sehen, unten die nachbearbeitete Punktwolke), b) Konfokal-Mikroskop (KM) und c) Weißlichtinterferometer (WLI) an den funktionalen Rändern und der sphärischen optischen Oberfläche von Linse 1. *Grafik: Fraunhofer IPT*

Zur Validierung der optischen Komponente werden schließlich die rekonstruierten Punktwolken beider Oberflächen mit Referenzdaten verglichen, wobei ein modellbasierter Ansatz genutzt wird. Die Asphärengleichung nach ISO 10110 wird angewendet, um die Punktwolke an sphärische und asphärische Modelle anzupassen, was die Bestimmung der Formparameter ermöglicht. Durch die Ausrichtung der Oberflächen können die Unterschiede in der Rotation und Translation zwischen der primären und der sekundären Oberfläche zur Berechnung des Keilwinkels und der Dezentrierung verwendet werden. Dazu wird die Position des Scheitelpunkts der primären Oberfläche bestimmt und die berechnete Transformation auf die Punktwolke der sekundären Oberfläche angewendet, um schließlich die zentrale Dicke der Linse zu bestimmen.

2.3 Proben

In der beschriebenen Studie haben wir eine Reihe miniaturisierter, sphärischer und asphärischer Glaslinsen als Primärproben verwendet, um die Wirksamkeit der OCT bei der Messung von Linsenform, Dezentrierung und Verkippung zu untersuchen. Die Linsen, die speziell für endoskopische Systeme entwickelt wurden, stellen eine kritische Komponente in optischen Baugruppen dar, bei denen hohe Präzision und Miniaturisierung von größter Bedeutung sind. Die Proben wurden mit Präzisions-Glasformverfahren entwickelt, um sicherzustellen, dass die komplizierten sphärischen und asphärischen Profile genau reproduziert wurden und gleichzeitig die für die vorgesehene Anwendung erforderliche optische Qualität beibehalten wurde.

Zwei verschiedene Formen dieser miniaturisierten Linsen wurden charakterisiert. Die Erste ist eine plan-sphärische Linse mit einer 550 µm großen Subapertur und einem Gesamtdurchmesser von 2,2 mm, die durch Präzisionsglasformen hergestellt wurde. Der zweite Linsentyp ist eine doppelasphärische Linse mit einer Teilapertur von 800 µm und einem Durchmesser von 2,2 mm, die nach demselben Verfahren hergestellt wurde. Beide Linsen enthalten ebenfalls äußere flache Teile oder Funktionsränder. Diese Ränder sind für den Montageprozess von entscheidender Bedeutung, da sie die präzise Ausrichtung und das sichere Verkleben der Linsen in Mehrlinsensystemen erleichtern. Daher ist es wichtig, auch diese Ränder erkennen und charakterisieren zu können.

Durch den Einsatz von OCT wurde eine nichtinvasive, sehr schnelle und hochpräzise Methode zur Charakterisierung dieser Parameter entwickelt, die potenzielle Verbesserungen bei der Inline-Qualitätskontrolle und Leistungsvalidierung für miniaturisierte optische Komponenten in medizinischen und industriellen Anwendungen bietet.

3 Ergebnisse und Validierung

Für die Untersuchungen wurde die Thorlabs-Telesto-Serie verwendet, ein kommerziell erhältliches OCT-System, das bei einer zentralen Wellenlänge von 1310 nm arbeitet und eine axiale Auflösung von 6 µm in Luft hat. Die entwickelte Verarbeitungssoftware (siehe Verarbeitungsschritte in Bild 4) konnte mit verschiedenen Dateiformaten arbeiten, sodass auch C-Scans verwendet werden konnten, die mit anderen kommerziellen und nichtkommerziellen OCT-Systemen aufgenommen wurden.

https://doi.org/10.37544/1436-4980-2024-11-12-13 https://www.inlibra.com/de/page/agb - Open Access - (cc) BY

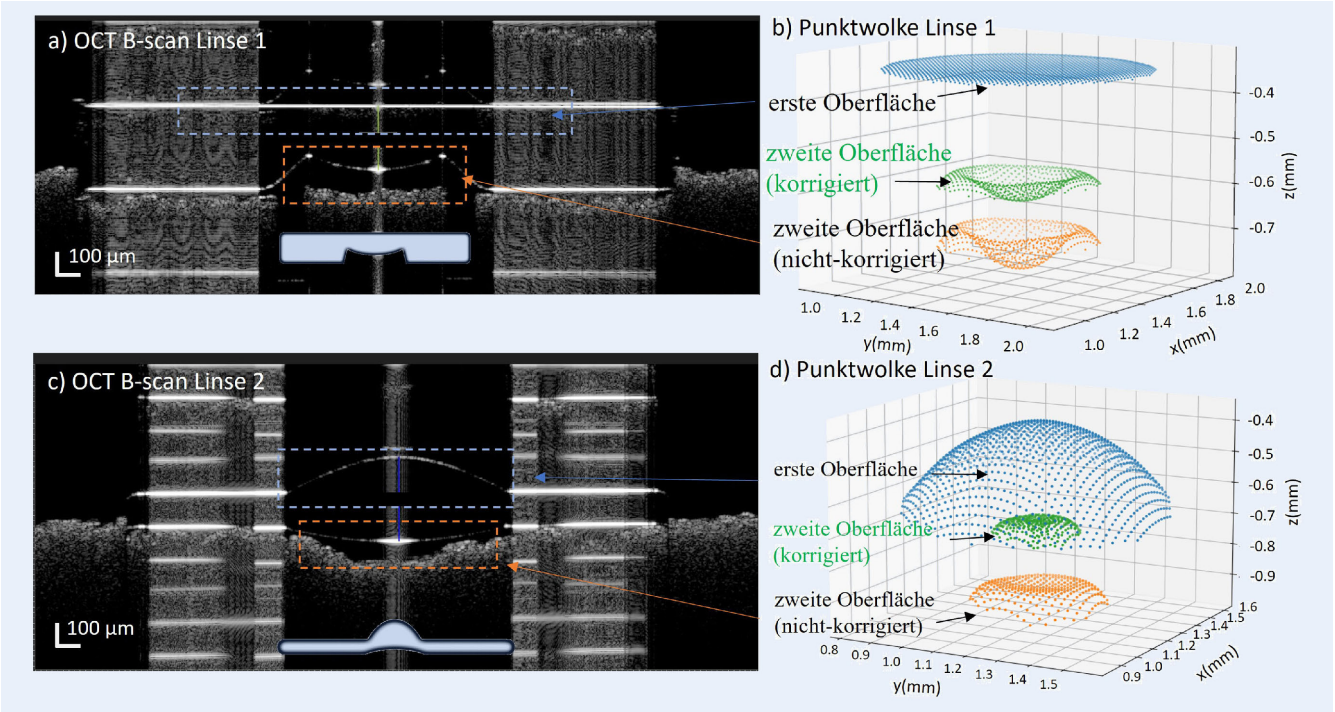

Bild 7. a) B-Scan und b) Punktwolke von Linse 1 mit der brechungskorrigierten und nicht korrigierten zweiten Fläche; c) B-Scan und d) Punktwolke von Linse 2 mit der brechungskorrigierten und nicht korrigierten zweiten Fläche. *Grafik: Fraunhofer IPT*

Bei den in dieser Arbeit beschriebenen Messungen wurden C-Scans mit einer Größe von 128 A-Scans in x- und y-Richtung aufgenommen. Jeder C-Scan hatte 512 Pixel in z-Richtung, was zu einer Voxelgröße von 2,4 mm x 2,4 mm x 1,2 mm führte.

3.1 Messungen der Form und Dezentrierung

C-Scans wurden mit dem beschriebenen System von jeder Probe innerhalb von etwa 10 Sekunden erstellt, wobei die angegebenen Erfassungswerte und Scanbereiche in x und y verwendet wurden.

Zum Vergleich und zur Validierung wurden auch Messungen mit zwei anderen optischen Systemen durchgeführt. Aufgrund der langen Messzeiten, die oft Stitching-Routinen erforderten, wurde mit diesen Systemen jeweils nur ein Exemplar jeder Linse gemessen. Wie in **Bild 6** dargestellt, wurden die Messungen mit dem beschriebenen OCT-System, einem konfokalen Mikroskop und einem WLI durchgeführt.

Die beiden anderen Systeme benötigten bis zu 2 Stunden pro Probe und boten im Vergleich zum OCT eine höhere Genauigkeit im niedrigen Nanometerbereich. Sie waren jedoch nicht in der Lage, sowohl die optischen als auch die flachen Funktionsflächen gleichzeitig fehlerfrei zu messen. Mehrere Versuche, die gesamte Linsenoberfläche in einer einzigen Messung zu erfassen, waren erfolglos und führten zu Ergebnissen, die sich nur auf den optischen Teil konzentrierten und die im Validierungsteil vorgestellt werden.

Bild 7 a) zeigt einen B-Scan, der ein Schnittbild von Linse 1 darstellt, die eine plan-sphärische Form aufwies. Die mit den blau- und orangefarben gestrichelten Linien markierten Bereiche heben die beiden optischen Oberflächen jeder Linse hervor.

Für jedes der drei gemessenen Exemplare der beiden Linsentypen wurde eine Segmentierung der optischen Oberfläche, eine Koordinatentransformation und eine Brechungskorrektur anhand des Brechungsindex des Linsenmaterials durchgeführt. Bild 7 b) stellt eine Punktwolkenkarte dar, in der die erste optische Fläche zentriert und in Blau segmentiert ist. Die entsprechende Form und Position der unkorrigierten (orange) und korrigierten (grün) zweiten Fläche in ihren jeweiligen Abständen zur ersten Fläche, vor und nach der Brechungskorrektur, sind dargestellt. Zur Berechnung der zentralen Dicke und des Versatzes wurde ein flaches, sphärisches Modell an die Oberflächen angepasst. Der Radius der sphärischen Oberfläche wich um bis zu 11 µm vom Nominalwert ab, wobei die angegebene Toleranz für den Radius ±9 µm betrug. Die gemessenen zentralen Dicken für die drei Proben von Linse 1 lagen innerhalb der erwarteten Bereiche, wie in **Tabelle 1** dargestellt.

Ein ähnlicher Nachbearbeitungsansatz wurde bei Linse 2 (Bild 7 c) und d)), der doppelt asphärischen Linse, angewendet. Die zweite korrigierte Oberfläche wurde zur Berechnung der zentralen Dicke der drei gemessenen Proben verwendet und die Werte lagen innerhalb der erwarteten Toleranzbereiche (siehe Angaben in Tabelle 1). Zusätzlich zu den Berechnungen der außermittigen und der zentralen Dicke wurde für die doppelasphärische Linse auch die Neigung zwischen den beiden optischen Flächen (Keil) bestimmt. Die Ergebnisse sind in Tabelle 1 enthalten. Für Linse 1 konnte dieser Wert nicht berechnet werden, da es nicht möglich war, die Neigung zwischen einer sphärischen und einer ebenen Fläche zu bestimmen.

Da für jedes Ergebnis die gesamte Linse vermessen wurde, einschließlich der sphärischen/asphärischen Oberflächen und der flachen funktionalen Ränder, war es möglich, die erzeugten Punktwolken im korrigierten Modell einzeln zu analysieren, um mögliche Biegungen oder Instabilitäten in den nicht-optischen Bereichen zu bewerten. Im Falle der Endoskope sind die Funktionsränder entscheidend für den späteren Montageprozess. Wie in

https://doi.org/10.37544/1436-4980-2024-11-12-13 https://www.inlibra.com/de/page/agb - Open Access - CC BY

Tabelle 1. Geometrische Messwerte (mittlere Dicke (MD), Dezentrierung und Wedge).

Linse 1 plan-sphärisch				
Probenummer	MD OCT (mm)	Soll-MD (mm)	Dezentrierung (mm)	Wedge (Grad)
1	0,290	0.300 ± 0.020	0,006	-
2	0,295		0,012	-
3	0,285		0,010	-
Linse 2 doppelt asphärisch				
Probenummer	MD OCT (mm)	Soll-MD (mm)	Dezentrierung (mm)	Wedge (Grad)
1	0,180	0.180 ± 0.020 mm	0,015	2,045
2	0,199		0,013	1,870
3	0,195		0,006	0,783

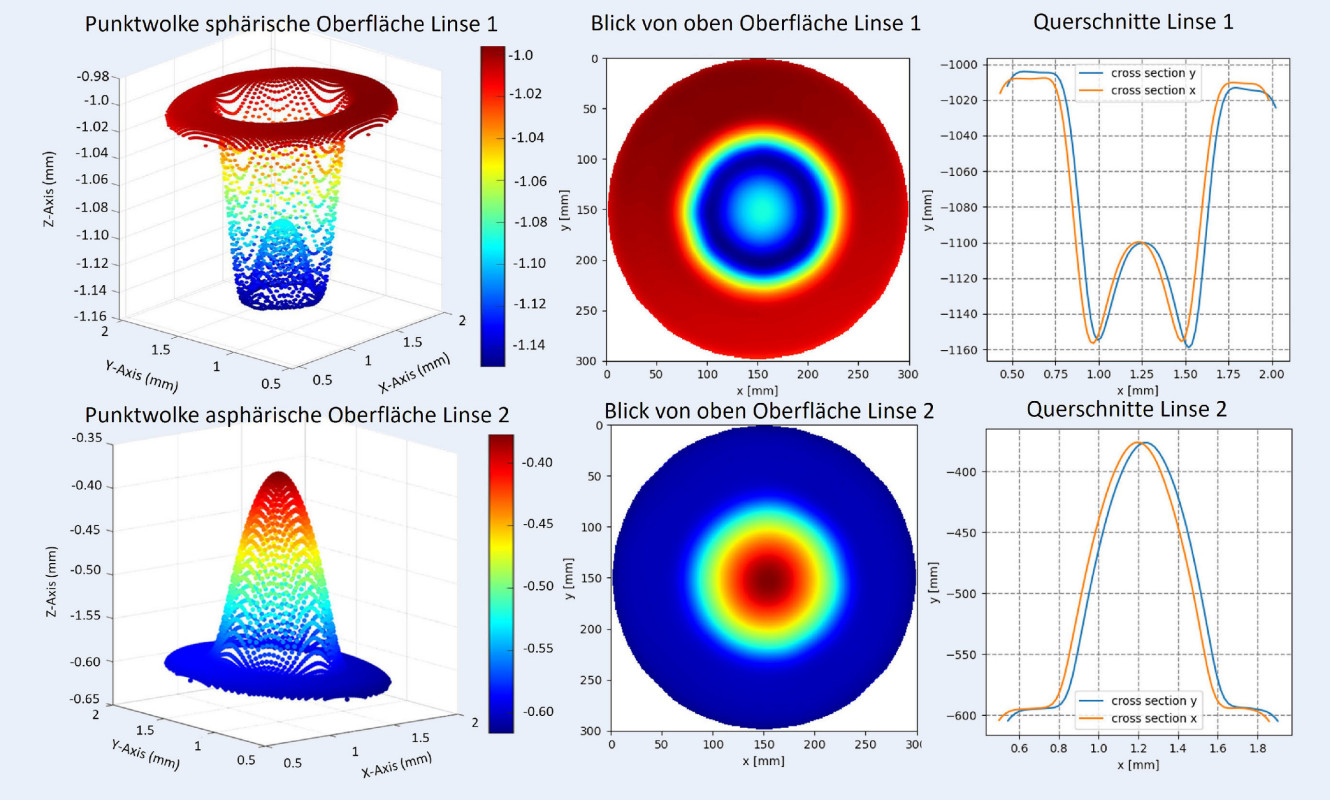

Bild 8. Punktwolken und Querschnitte der Funktionsränder und der optischen Oberfläche der sphärischen Linse 1 (oben) und der asphärischen Linse 2 (unten). *Grafik: Fraunhofer IPT*

Bild 8 dargestellt, wurden für die Analyse sowohl die optischen als auch die planaren Flächen exportiert und untersucht, um mögliche Verformungen zu ermitteln.

Diese Verformungen mussten beim Auftragen von Klebstoff oder beim Ausrichten der Linsen innerhalb der Baugruppe berücksichtigt werden, da sie die Bildleistung aufgrund von Abweichungen bei der Ausrichtung beziehungsweise beim Abstand zwischen den einzelnen Komponenten beeinträchtigen könnten. Bei Objektiv 2 wurden bei zwei der Proben Biegewerte von bis zu 0,1 Grad festgestellt, während bei den übrigen Proben die Werte erheblich geringer und daher vernachlässigbar waren, um mögliche Probleme bei der Montage zu verursachen. Dennoch wurden diese Informationen in den für jedes Objektiv erstellten Bericht aufgenommen, um mögliche künftige Unterschiede in der Leistung der Systeme besser zu verstehen, selbst wenn die optischen Oberflächen der Objektive innerhalb der Toleranzen lagen.

3.2 Validierung und topografischer Vergleich

Die Validierung der vorgeschlagenen OCT-basierten Messmethode erfolgte durch Vergleich der mit OCT erzielten Ergebnisse mit jenen zweier etablierter messtechnischer Verfahren: konfokale Mikroskopie und Weißlichtinterferometrie. Der Validierungsprozess konzentrierte sich auf die Bewertung der Genauigkeit und Zuverlässigkeit der OCT bei der Charakterisierung der Topografie von miniaturisierten asphärischen Glaslinsen.

https://doi.org/10.37544/1436-4980-2024-11-12-13 https://www.inlibra.com/de/page/agb - Open Access - (cc) BY

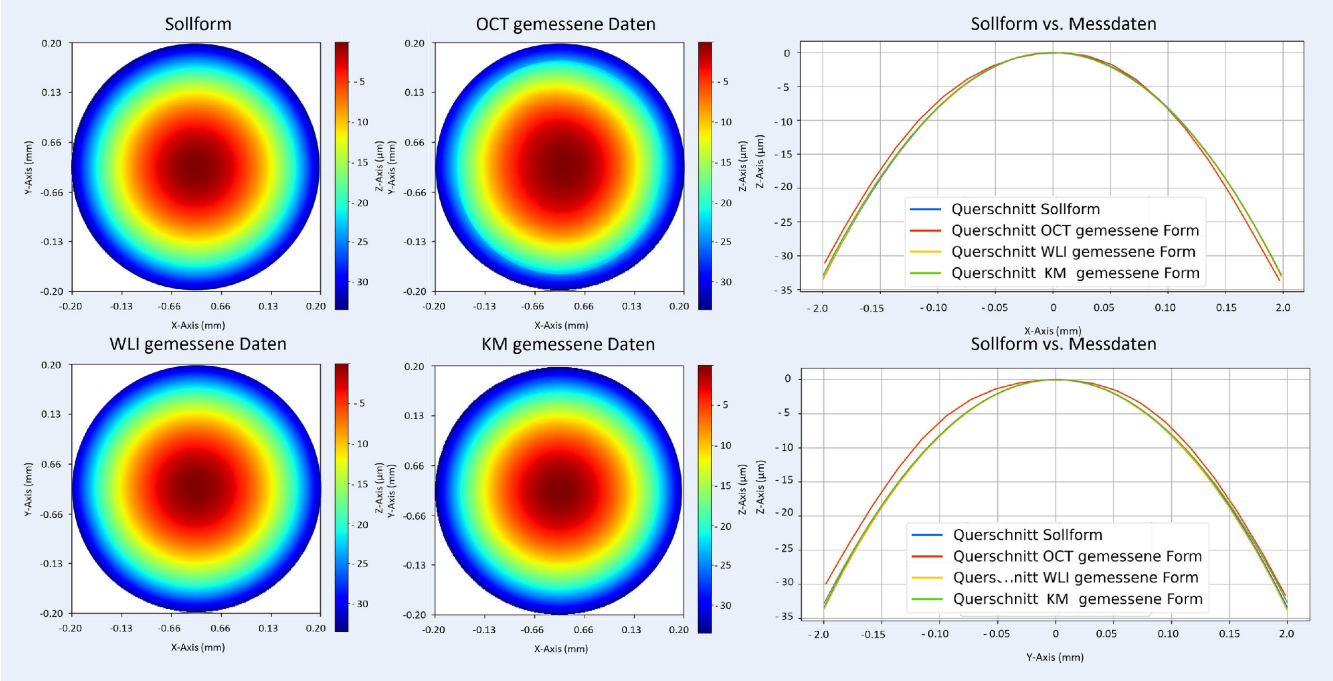

Bild 9. Topografische Darstellung der Solldaten von Linse 1 sowie der mit OCT, KM und WLI gemessenen Daten. 3D-Profile auf der linken Seite und 2D-Querschnitte auf der rechten Seite. *Grafik: Fraunhofer IPT*

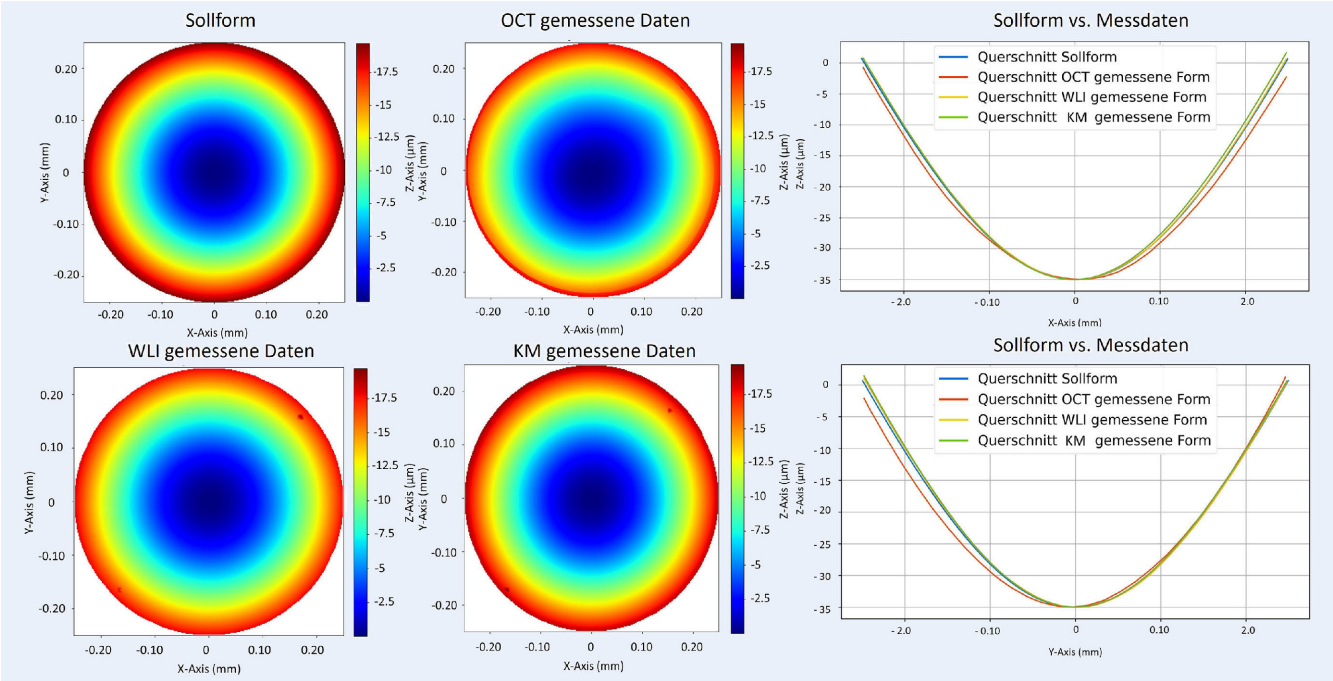

Bild 10. Topografische Darstellung der Solldaten von Linse 1 sowie der mit OCT, KM und WLI gemessenen Daten. 3D-Profile auf der linken Seite und 2D-Querschnitte auf der rechten Seite. *Grafik: Fraunhofer IPT*

Bild 9 zeigt eine topografische Messung der sphärischen Seite von Linse 1 (plan-sphärisch) mit OCT, konfokaler Mikroskopie und WLI, zusammen mit der in derselben Farbkarte dargestellten Soll-Form.

Aus jeder Messung wurden Querschnitte sowohl in X- als auch in Y-Richtung extrahiert und mit der Sollform verglichen. Die Ergebnisse zeigten, dass die OCT zwar eine recht genaue Darstellung der Linsenoberfläche lieferte, aber im Vergleich zu den präziseren Messungen, die mit der konfokalen Mikroskopie und WLI durchgeführt wurden, leichte Abweichungen zu beobachten waren. Der mit OCT gemessene Radius der sphärischen Oberfläche wich um bis zu 11 µm vom Nominalwert ab, während die mit KM und WLI gemessenen Werte um 7 µm beziehungsweise 9 µm abwichen.

Dieser Unterschied wurde in den Querschnitten in Bild 8 deutlicher, in welchen die mit den drei verschiedenen Systemen

https://doi.org/10.37544/1436-4980-2024-11-12-13 https://www.inlibra.com/de/page/agb - Open Access - CC BY

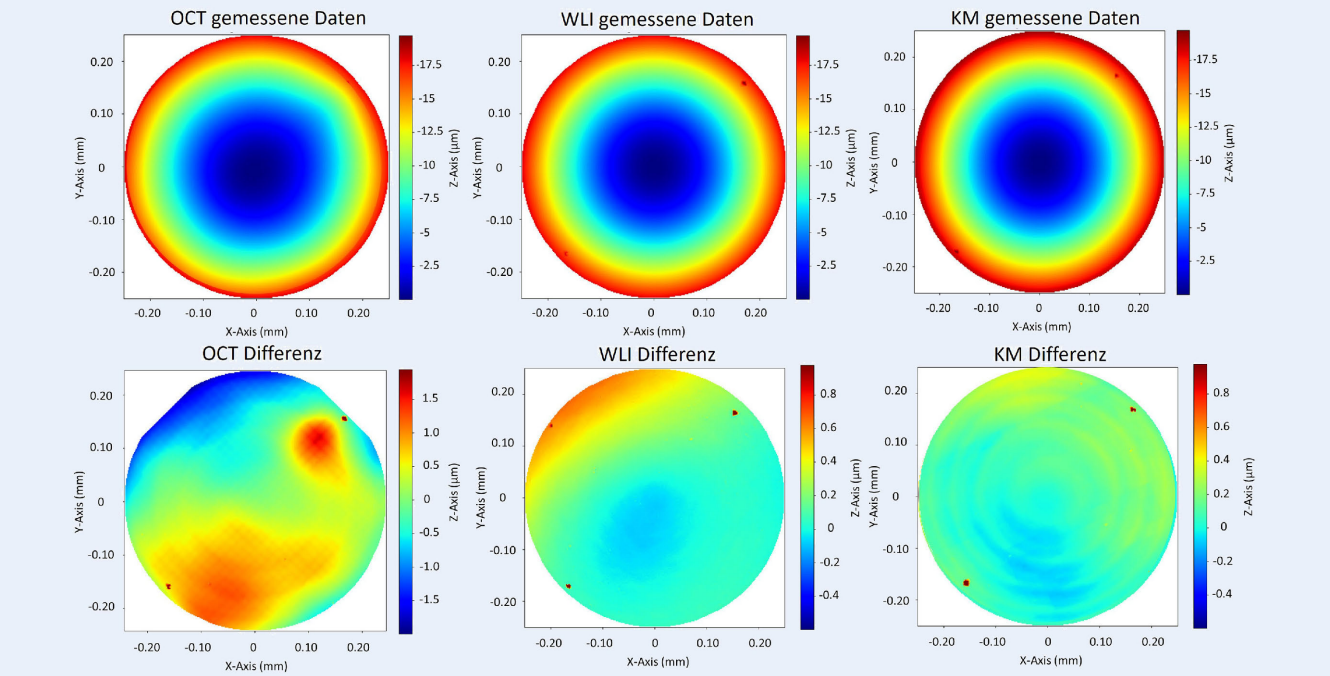

Bild 11. Topografische Messungen, die mit den drei verschiedenen optischen Methoden an Linse 2 durchgeführt wurden (oben) und 3D-Differenz in Bezug auf die Soll-Form (unten). *Grafik: Fraunhofer IPT*

Tabelle 2. RMS- und PV-Werte, berechnet aus den 3D-Differenzen zwischen den Soll-Daten und den gemessenen Daten für jede Linse und jede Methode.

Linse 1 plan-sphärisch				
Probenummer	MD OCT (mm)	Soll-MD (mm)	Dezentrierung (mm)	Wedge (Grad)
1	0,290	0.300 ± 0.020	0,006	-
2	0,295		0,012	-
3	0,285		0,010	-
Linse 2 doppelt asphärisch				
Probenummer	MD OCT (mm)	Soll-MD (mm)	Dezentrierung (mm)	Wedge (Grad)
1	0,180	0.180 ± 0.020 mm	0,015	2,045
2	0,199		0,013	1,870
3	0,195		0,006	0,783

gemessenen Daten dargestellt und mit den Soll-Daten verglichen wurden. Dabei zeigte sich, dass die mit OCT gemessene Kurve eine größere Abweichung im Vergleich zu den anderen aufwies. Diese Unterschiede konnten auf mehrere Faktoren zurückgeführt werden, zum Beispiel auf die geringere Anzahl von Punkten, die mit OCT im Vergleich zu den beiden anderen optischen Methoden erfasst wurden, sowie auf Probleme bei der Nachbearbeitung des Signals aufgrund des inhomogenen Reflexionsprofils der Linse an verschiedenen Punkten der Oberfläche. **Bild 10** erweitert diesen Vergleich auf eine der asphärischen Oberflächen von Linse 2 (doppelt asphärisch).

Ähnlich wie bei der sphärischen Oberfläche werden die topografischen Messungen des OCTs, der konfokalen Mikroskopie und des WLI neben der Sollform dargestellt. Die Querschnittsprofile zeigen, dass das OCT, obwohl es etwas ungenauer ist, der allgemeinen Kontur der asphärischen Oberfläche immer noch genau folgt. Um die Unterschiede zwischen den Messverfahren weiter zu verdeutlichen, zeigt **Bild 11** die topografische Messung derselben asphärischen Oberfläche wie in Bild 10, zusammen mit Differenzkarten, die jede Messung mit den Solldaten vergleichen.

Diese Differenzkarten zeigen die große Ähnlichkeit zwischen den Ergebnissen der konfokalen Mikroskopie und der WLI, während die OCT-Daten bei den hohen und mittleren Frequenzen einige Diskrepanzen aufweisen. Diese Diskrepanzen sind auf die geringere Genauigkeit der OCT zurückzuführen, die wohl durch das Fehlen von Streueigenschaften des Materials verursacht wird, was zu einem inhomogenen Reflektivitätsprofil führt. Dies kann zu Fehlern bei der Oberflächenanpassung und Interpolation führen, was eine weniger präzise Messung zur Folge hat.

Trotz dieser Einschränkungen zeigen die in **Tabelle 2** dargestellten Peak-to-Valley (PV)- und Root-Mean-Square (RMS)-Werte, dass die OCT-Messungen innerhalb eines akzeptablen Ge-

https://doi.org/10.37544/1436-4980-2024-11-12-13 https://www.inlibra.com/de/page/agb - Open Access - CC BY

nauigkeitsbereichs liegen. Die OCT-Ergebnisse sind zwar nicht so präzise wie die Ergebnisse der konfokalen Mikroskopie und des WLI, liefern aber dennoch wertvolle Informationen, die effektiv für Korrekturmaßnahmen im Linsenformungsprozess genutzt werden können. Dies zeigt, dass die OCT aufgrund ihrer Schnelligkeit und Berührungslosigkeit ein nützliches Instrument für die schnelle Bewertung und Qualitätskontrolle von miniaturisierten asphärischen Linsen sein kann, vor allem in Situationen, in denen andere hochpräzise Techniken unpraktisch oder zu zeitaufwendig sind.

4 Zusammenfassung und Überblick

In dieser Studie wurde die Wirksamkeit der optischen Kohärenztomografie (OCT) für die schnelle, berührungslose Charakterisierung von miniaturisierten asphärischen Glaslinsen nachgewiesen. Durch präzise Messungen von Linsenform, Dezentrierung und zentraler Dicke hat sich die OCT als wertvolles Werkzeug für die Qualitätskontrolle bei der Herstellung miniaturisierter optischer Systeme erwiesen.

Mit dem OCT-basierten Ansatz werden die wichtigsten Einschränkungen herkömmlicher Messmethoden, zum Beispiel die Unmöglichkeit, beide Linsenoberflächen gleichzeitig zu messen, und die Herausforderungen bei der Integration der Messtechnik in die Produktionslinie überwunden. Obwohl die OCT im Vergleich zur konfokalen Mikroskopie und zur Weißlichtinterferometrie (WLI) einige Genauigkeitsabweichungen aufweist, bleibt sie in einem für industrielle Anwendungen akzeptablen Bereich und ist damit eine praktische Alternative für die Inline-Qualitätskontrolle.

Künftige Forschungsarbeiten sollten sich auf die Verbesserung der OCT-Genauigkeit konzentrieren, indem die Korrekturalgorithmen verfeinert und ihre Anwendung auf ein breiteres Spektrum optischer Komponenten untersucht werden. Darüber hinaus könnte die Integration von OCT mit anderen messtechnischen Verfahren die umfassende Linsencharakterisierung verbessern und zu robusteren Qualitätskontrollverfahren führen. Potenzielle Korrekturmaßnahmen, wie etwa Anpassungen des Linsenformungsprozesses auf der Grundlage von OCT-Daten, könnten Fehler weiter reduzieren und die Gesamtleistung miniaturisierter optischer Systeme verbessern.

Literatur

[1] Yin, S.; Jia, H.; Zhang, G. et al.: Review of small aspheric glass lens molding technologies. Frontiers of Mechanical Engineering 12 (2017), pp. 66–76, doi.org/10.1007/s11465–017–0417–2

[2] Peixoto, C.; Valentim, P.T.; Sousa, P.C. et al.: Injection molding of high-precision optical lenses: A review. Precision Engineering 76 (2022), pp. 29–51, doi.org/10.1016/j.precisioneng.2022.02.002

[3] Asgar, Md. A.; Kim, J.; Haq, M. R. et al.: A Comprehensive Review of Micro/Nano Precision Glass Molding Molds and Their Fabrication Methods. Micromachines 12 (2021) 7, p. 812, doi.org/10.3390/mi12070812

[4] Krappig, R.; Schmitt, R.: Präzision und Sensorspezifikationen der wellenfrontbasierten Justage kleinaperturiger optischer Systeme. tm – Technisches Messen 83 (2016) 4, S. 182–191, doi.org/10.1515/teme-2015–0115

[5] Beutler, A.: Metrology for the production process of aspheric lenses. Advanced Optical Technologies 5 (2016) 3, pp. 211–228, doi.org/10.1515/aot-2016–0011

[6] Fang, F. Z.; Zhang, X. D.; Weckenmann, A. et al.: Manufacturing and measurement of freeform optics. CIRP Annals 62 (2013) 2, pp. 823–846, doi.org/10.1016/j.cirp.2013.05.003

[7] Petter, J.: OP4 – Multi Wavelength Interferometry for High Precision Distance Measurement. Proceedings OPTO 2009 & IRS2 2009, doi.org/10.5162/opto09/op4

[8] Henselmans, R.; Gubbels, G.; van Drunen, C. et al.: NANOMEFOS non-contact measurement machine for aspheric and freeform optics. Proceedings of SPIE 10565 (2017), pp. 129–132, doi.org/10.1117/12.2309250

[9] Hyeong-soo, L.: Galaxy S5 faces dilemma with low lens production yield. etnews – Korea IT News. Stand: March 2014. Internet: english.etnews.com/news/article.html?id=20140317200006. Zugriff am 13.11.2024

[10] Korgs, M.: Some iPhone 14 rear camera lenses have 'quality issues' according to Kuo. Internet: gagadget.com/en/151271-some-iphone-14-rear-camera-lenses-have-quality-issues-according-to-kuo. Zugriff am 13.11.2024

[11] Everett, M.; Magazzeni, S; Schmoll, T. et al.: Optical coherence tomography: From technology to applications in ophthalmology. Translational Biophotonics 3 (2021) 1, #e202000012, doi.org/10.1002/tbio.202000012

[12] Meng-Yu, F.; Yin, Z.; Xiao-Yong, Y. et al.: The Progress of Optical Coherence Tomography in Industry Applications. Advanced Devices & Instrumentation 5 (2024), #0053, doi.org/10.34133/adi.0053

[13] Zechel, F.; Jasovski, J; Schmitt, R. H.: Dynamic, Adaptive Inline Process Monitoring for Laser Material Processing by Means of Low Coherence Interferometry. Applied Sciences 11 (2021) 16, #7556, doi.org/10.3390/app11167556

[14] Bashkansky, M.; Duncan, M. D.; Reintjes, J.: High-Speed High-Resolution Subsurface Defect Detection in Ceramics Using Optical Gating Techniques. In: Thompson, D. O., Chimenti, D.E. (eds): Review of Progress in Quantitative Nondestructive Evaluation. Boston/MA: Springer 1998, doi.org/10.1007/978–1–4615–5339–7_231

[15] Wahl, P. R.; Peter, A. ; Wolfgang, M. et al.: How to measure coating thickness of tablets: Method comparison of optical coherence tomography, near-infrared spectroscopy and weight-, height- and diameter gain. European Journal of Pharmaceutics and Biopharmaceutics 142 (2019), pp. 344–352, doi.org/10.1016/j.ejpb.2019.06.021

[16] Prykäri, T.; Czajkowski, J.; Alarousu, E. et al.: Optical coherence tomography as an accurate inspection and quality evaluation technique in paper industry. Optical Review 17 (2010), pp. 218–222, doi.org/10.1007/s10043–010–0039-y

[17] Jianing, Y.; Rolland, J. P.: Optical Coherence Tomography for Polymer Film Evaluation. In: Wang, M. R. (ed.): Optical Coherence Tomography and Its Non-Medical Applications. London: IntechOpen 2020, doi.org/10.5772/intechopen.90445

[18] Stehmar, C.; Gipperich, M; Kogel-Hollacher, M. et al.: Inline Optical Coherence Tomography for Multidirectional Process Monitoring in a Coaxial LMD-w Process. Applied Sciences 12 (2022) 5, #2701, doi.org/10.3390/app12052701

[19] Schmitt, R.; Mallmann, G.; Devrient, M. et al.: 3D Polymer Weld Seam Characterization Based on Optical Coherence Tomography for Laser Transmission Welding Applications. Physics Procedia 56 (2014), pp. 1305–1314, doi.org/10.1016/j.phpro.2014.08.055.

[20] Riediger, M.; Schmitt, R.: Verfahren zur kombinierten Form- und Zentrierprüfung mikrooptischer Asphären mit optischer Kohärenztomographie. tm – Technisches Messen 86 (2019) 4, S. 208–215, doi.org/10.1515/teme-2019–0002

[21] Riediger, M.; Berger, M.; Hoeren, M. et al.: OCT measurement of aspheric polymer lenses for adaptive assembly of micro-optical imaging objectives. Proceedings SPIE 11276, Optical Components and Materials XVII (2020), #1127613, doi.org/10.1117/12.2546119

[22] Drexler, W.; Fujimoto, J. G. (eds.): Optical coherence tomography. Technology and Applications. Heidelberg: Springer-Verlag 2008

[23] Velazquez Iturbide, A.; Schmitt, R.: Fast, semi-automated geometric and functional characterization of miniaturized lenses using optical coherence tomography-based systems and wavefront sensors. Proceedings SPIE 12755, Tenth European Seminar on Precision Optics Manufacturing (2023), doi.org/10.1117/12.2675885

[24] Ortiz, S.; Siedlecki, D.; Grulkowski, I. et al.: Optical distortion correction in Optical Coherence Tomography for quantitative ocular anterior segment by three-dimensional imaging. Optics Express 18 (2010) 3, pp. 2782–2796, doi.org/10.1364/OE.18.002782

[25] Zhao, M.; Kuo, A.N.; Izatt, J.A.: 3D refraction correction and extraction of clinical parameters from spectral domain optical coherence tomography of the cornea. Optics Express 18 (2010) 9, pp. 8923–8936, doi.org/10.1364/OE.18.008923

https://doi.org/10.37544/1436-4980-2024-11-12-13 https://www.inlibra.com/de/page/agb - Open Access - (cc) BY

Alfredo Velazquez Iturbide, M.Sc., MBA
alfredo.velazquez.iturbide@ipt.fraunhofer.de
Tel. +49 241 / 8904-311
Foto: Fraunhofer IPT / Guido Flüchter

Fraunhofer-Institut für Produktionstechnologie IPT
Steinbachstr. 17, 52074 Aachen
www.ipt.fraunhofer.de

Prof. Dr.-Ing. Robert H. Schmitt

Werkzeugmaschinenlabor WZL der RWTH Aachen
Campus-Boulevard 30, 52074 Aachen
r.schmitt@wzl.rwth-aachen.de

LIZENZ

Dieser Fachaufsatz steht unter der Lizenz Creative Commons Namensnennung 4.0 International (CC BY 4.0)

https://doi.org/10.37544/1436-4980-2024-11-12-13 https://www.inlibra.com/de/page/agb - Open Access -