

„Immer vor Ort - mobile medizintechnische Lösungen für eine patientenfreundliche Gesundheitsversorgung“

## **Sachbericht zum Verwendungsnachweis**

### **Teil I: Kurzbericht**

#### **zum Verbundprojekt:**

Plenophthalmologische Kamera für die mobile 3D-Netzhautdiagnostik

**Akronym:** PlenoM

Laufzeit des Vorhabens: **01.01.2019 – 30.06.2022**

Berichtszeitraum: **01.01.2019 – 30.06.2022**

Verbundpartner: **Technische Universität Ilmenau**

Unterschrift Teilkoordinator: \_\_\_\_\_

Univ.-Prof. Dr.-Ing. Sascha Klee

## „Immer vor Ort - mobile medizintechnische Lösungen für eine patientenfreundliche Gesundheitsversorgung“

Der Bedarf an augenärztlichen Leistungen nimmt in Deutschland einen überaus hohen Stellenwert ein. Betrachtet man die Gesamtbevölkerung, beträgt der Anteil derer, die pro Jahr mindestens einmal einen Augenarzt konsultieren, ca. 26%. Im Ranking der Facharztdisziplinen belegt die Ophthalmologie gemeinsam mit der Gynäkologie den zweiten Platz.

Demgegenüber steht insbesondere bei niedergelassenen Augenärzten ein eingeschränktes technisches Diagnosespektrum. Das am häufigsten eingesetzte Untersuchungsgerät ist die Spaltlampe. Dabei wird ein Lichtspalt auf das Auge gerichtet und von den einzelnen anatomischen Strukturen reflektiert. Mittels Zusatzoptiken kann der hintere Augenabschnitt betrachtet werden. Komfortabler ist dies auch mit Funduskameras möglich. Sie liefern Bilder von größeren Bereichen des Augenhintergrundes. Bei beiden Gerätetypen ist eine Diagnosestellung lediglich auf Basis eines zweidimensionalen (2D) Bildes möglich. Auffälligkeiten bedingen eine sich anschließende erweiterte Diagnostik in Kliniken. Dort finden sich Großgeräte, die u.a. durch den Einsatz von Laserscannern, Bilder mit zusätzlichen Tiefeninformationen erstellen. Diese tomografisch arbeitenden Systeme ermöglichen Veränderungen der Netzhaut dreidimensional zu vermessen. Es ergeben sich zwei wesentlichen Probleme: zum einen geht durch die verlängerte diagnostische Kette eine stark erhöhte Patientenbelastung einher, die im ländlichen Raum mit weiten Fahrtwegen und finanziellen Aufwänden verbunden ist. Zum anderen muss aufgrund langer Wartezeiten auf Facharzttermine mit einer verspäteten Diagnosestellung gerechnet werden. Kleine morphologische Veränderungen, die im tomografischen Bild nachgewiesen werden könnten, gehen im 2D-Bild unter.

Zielstellung des Projekts war es, durch eine neuartige, hochmobile Fundusbildgebung die diagnostische Kette signifikant zu verkürzen. Im Verbund mit der Raytrix GmbH sollten dabei mittels plenoptischem Prinzip, sowohl 2D- als auch 3D-Daten der anatomischen Strukturen der Netzhaut gewonnen werden. Da so auf den Einsatz aufwendiger Lasertechnik verzichtet werden kann, entsteht ein kompaktes, portables, flexibel einzusetzendes **Plenophthalmoskop**.

Ein bedeutendes Element für die Entwicklung des neuen Plenophthalmoskops war die erfolgreiche Realisierung eines neuartigen, physikalischen Augenphantoms als Maßverkörperung zur metrischen Kalibrierung des Gesamtsystems (vgl. Bild 1). Durch die Überführung von strukturellen und optischen Parametern in das Phantom, gelang es die Messalgorithmen zur Bestimmung von Tiefeninformation auf den Anwendungsbereich des menschlichen Auges zu übertragen. Darüber hinaus wurden am Phantom optische Designprinzipien entwickelt, die Messungen bei fehlsichtigen Augen (z.B. Astigmatismus) ermöglichen. Eine Prüfung der Prinzipien und deren Überführung in ein eigenes optisches Designkonzept, konnte mittels einer experimentellen Funduskamera erfolgen. Erstmals gelang durch die Kombination klassischer Funduskameraoptik mit einem Lichtfeldsensor, die Rekonstruktion der menschlichen Papillenmorphologie. Die Ergebnisse wurden im

„Immer vor Ort - mobile medizintechnische Lösungen für eine patientenfreundliche Gesundheitsversorgung“

renommierten Fachjournal „Journal of Biomedical Optics“ und weiteren Fachkonferenzen präsentiert [1-3].

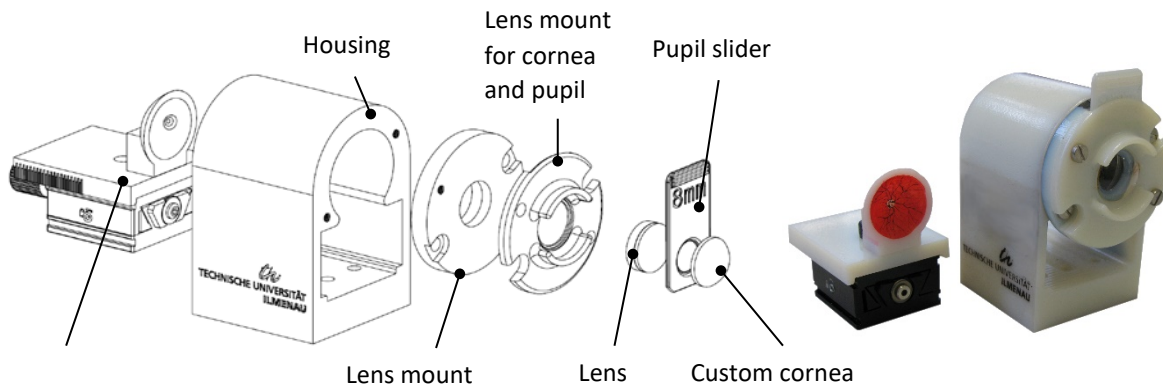


Bild 1 explorative Darstellung des Augenphantoms (links) und dessen technische Umsetzung (rechts)

Aus dem entwickelten Designkonzept folgte ein erster Experimentalaufbau des Plenophthalmoskops. Durch dessen methodische Weiterentwicklung, wurde eine eigenständige Spezialoptik für ein miniaturisiertes Lichtfeldkamarasystem ermöglicht, die prototypisch aufgebaut und an Probanden erprobt wurde (vgl. Bild 2).

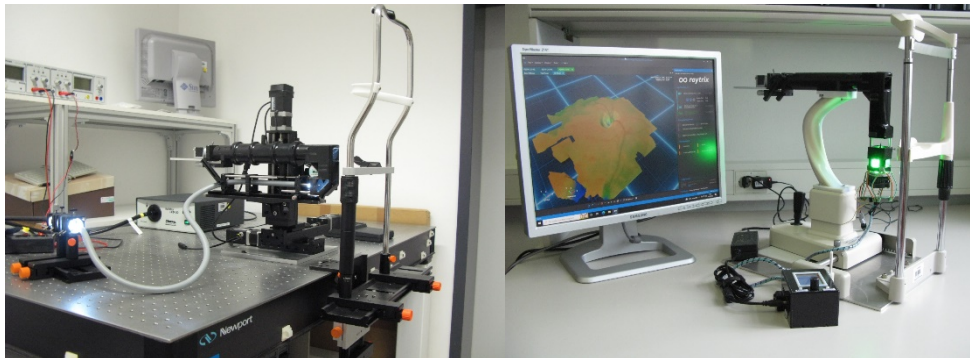


Bild 2 Experimentalaufbau (links), prototypisches Plenophthalmoskop (rechts)

Die erzielten Ergebnisse im Bereich Technik sowie Optik konnten abschließend durch eine entwickelte Bildverarbeitungsprozesskette zur morphologischen Analyse von Lichtfelddaten ergänzt werden. Die typische Anwendung dieser Analyse erfolgte innerhalb einer weiteren Probandenstudie zur Vermessung der Papille. Die Methodik wurde ebenfalls auf einer Fachkonferenz vorgestellt und befindet sich aktuell zur Begutachtung im Fachjournal „Translational Vision Science & Technology“ [4].

Zusammenfassend kann festgestellt werden, dass die Entwicklung eines kompakten, portablen und flexibel einsetzbaren Plenophthalmoskops methodisch und technisch gelungen ist.

### Literaturverzeichnis

- [1] S. Schramm, A. Dietzel, D. Link, M.-C. Blum, and S. Klee, "3D retinal imaging and measurement using light field technology," *Journal of Biomedical Optics*, vol. 26, no. 12, p. 126002, 2021.
- [2] S. Schramm, A. Dietzel, M.-C. Blum, D. Link, and S. Klee, "Technical light-field setup for 3D imaging of the human nerve head validated with an eye model," *Current Directions in Biomedical Engineering*, vol. 7, no. 2, pp. 433-436, 2021.
- [3] A. Dietzel, S. Schramm, D. Link, and S. Klee, "Light-field imaging for glaucoma diagnosis—reproducibility on one patient," *Acta Ophthalmologica*, vol. 99, 2021.
- [4] A. Dietzel, S. Schramm, M. C. Blum, D. Link, and S. Klee, "Optic nerve head assessment in Light-field fundus images—A case study," *Acta Ophthalmologica*, vol. 100, 2022.

„Immer vor Ort - mobile medizintechnische Lösungen für eine patientenfreundliche Gesundheitsversorgung“

## **Sachbericht zum Verwendungsnachweis**

### **Teil II: Eingehende Darstellung**

#### **zum Verbundprojekt:**

Plenophthalmologische Kamera für die mobile 3D-Netzhautdiagnostik

**Akronym:** PlenoM

Laufzeit des Vorhabens: **01.01.2019 – 30.06.2022**

Berichtszeitraum: **01.01.2019 – 30.06.2022**

Verbundpartner: **Technische Universität Ilmenau**

Unterschrift Teilkoordinator: \_\_\_\_\_

Univ.-Prof. Dr.-Ing. Sascha Klee

## 1 Durchgeführten Arbeiten, erzielte Ergebnisse

Im Folgenden werden die wichtigsten Tätigkeiten entsprechend der geplanten Arbeitspakete (TUI) zusammengefasst. Teilaspekte sind den vorausgegangenen Zwischenberichten zu entnehmen. Größere Finanzpositionen (0850), die mit diesen Tätigkeiten verknüpft sind und deren allgemeine Notwendigkeit werden erläutert.

### AP1

#### Ziel: Realisierung eines neuartigen physikalischen Augenphantoms als Maßverkörperung zur metrischen Kalibrierung des Plenophthalmoskops

- Es wurde ein modularer Modell-Augen-Bausatz erstellt und dessen Grundfunktionalität erfolgreich validiert.
- Hierzu wurden anatomisch relevante Strukturen identifiziert, 3d-Druck Fertigungsansätze auf ihre Verwendbarkeit geprüft und spezielle optische Eigenschaften der menschlichen Augenmedien identifiziert.
- Aus dieser Validierung konnten die Notwendigkeit für zusätzliche Augenphantomkonfigurationen deren Zielfunktionen die Kalibrierung von Wellenfronten und der Nachweis der Wirksamkeit einer softwareseitigen Wellenfrontkorrektur identifiziert werden.
- Es konnte eine konstruktive Erweiterung des Modellaugenbausatzes hinsichtlich der Abbildung menschlicher sphärischer Aberrationen umgesetzt werden.
- Zur Modellierung anatomischer Landmarken wurden erstmalig Verfahren der Laserstrukturierung am Augenphantom eingesetzt.
- In mehreren Studien konnte das finale Modellaugensystem (vgl. Bild 1) experimentell zur Anwendung gebracht werden, dabei wurde auch das im Projekt entwickelte Lichtfeldfunduskamerasystem genutzt.

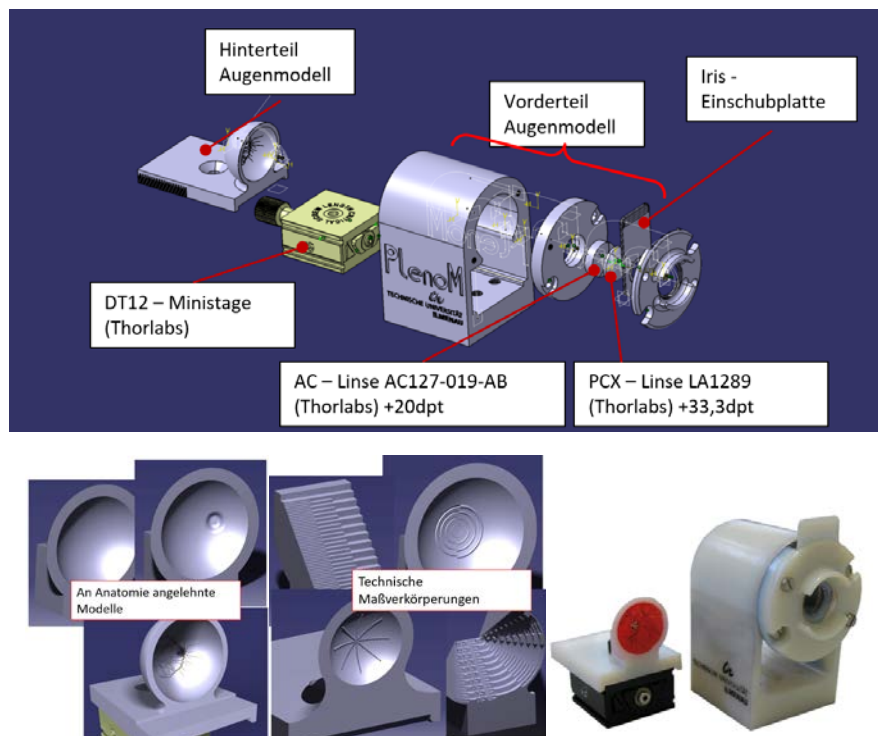
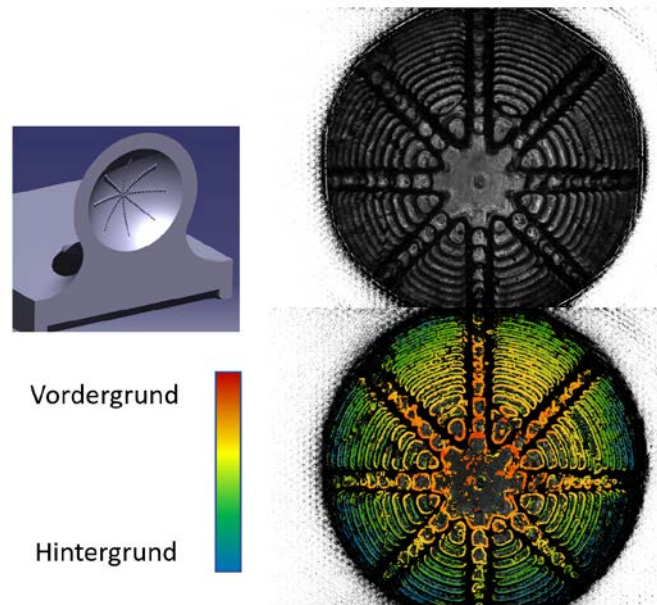


Bild 1 3D-Konstruktion des Augenphantoms (oben), verschieden strukturierte Augenhintergründe (unten links + Mitte), technische Umsetzung des Augenphantoms mit Netzhautstrukturen (unten rechts)

## „Immer vor Ort - mobile medizintechnische Lösungen für eine patientenfreundliche Gesundheitsversorgung“

- Aus den Rekonstruktionen der Modellaugenhintergründe (vgl. Bild 2) ließen sich Qualitätsparameter ableiten, die im Projektverlauf wesentlich die Optikentwicklung beeinflusst haben.



*Bild 2 rekonstruierte Tiefenkarte eines Modellaugenhintergrunds*

### **Wichtigste Positionen des zahlenmäßigen Nachweises:**

- Bereits in der frühen Phase des Projekts, wurden Lichtfeldrekonstruktionen auf Basis der Messungen am Augenphantom nötig (vgl. Bild 2).
- Daher wurden zunächst herkömmliche Funduskameras (als Experimentalversion) mit einem Lichtfeldsensor kombiniert, dieser ging dann im weiteren Projektverlauf in den Aufbau des Plenophthalmoskops ein.
- Der Lichtfeldsensor wurde in Form des RX Systems der Firma Raytrix GmbH beschafft:  
**110312 RX-Camera, A 2224/069/2019** **94.010,00 €**

## **AP2**

### **Ziel: Multispektrale Beleuchtung zur signifikanten Erhöhung von Kontrast und möglicher Wahl der Schichttiefe des reflektierten Lichts**

- Aus der Untersuchung relevanter Wellenlängen anhand von Simulationen, konnten erste praktische Aufnahmen mit bestehenden Funduskamerasystemen erfolgen.
- Für letztere wurde eine spezielle Ankoppeloptik erarbeitet, die prinzipielle Funktions- und Parameterabschätzungen eines Lichtfeldsensors ermöglichte – in diesem Fall Lichtfeldparameter in Abhängigkeit der Beleuchtung (vgl. Bild 3).
- Durch die Kombination dieser Systeme mit verschiedenen Lichtfeldsensoren wurden prinzipielle Kausalitäten und Grenzen der Tiefenschätzung identifiziert.

## „Immer vor Ort - mobile medizintechnische Lösungen für eine patientenfreundliche Gesundheitsversorgung“

- Die Erkenntnisse ermöglichten die Entwicklung und den Aufbau erster Beleuchtungsmodule mit unterschiedlichen spektralen Eigenschaften.
- Die Validierungen der Tiefenbestimmungsalgorithmen in Abhängigkeit spektraler Beleuchtungsszenarien, konnten in Probandenstudien umgesetzt werden (vgl. Bild 4).
- Aus den Arbeiten gingen weitere Optimierungsstrategien, die sich auf die Erzeugung artifizierlicher Strukturen (strukturierte Beleuchtung) beziehen, hervor.
- Darüber hinaus wurde bereits weiteres Optimierungspotential in Simulationen und technischen Aufbauten aufgezeigt – darunter fällt z.B. Pupillensegmentierung, Multispektralblitzreihenaufnahmen, Fertigung und Montage eines Lichtwellenleiterkonzeptes zur Ringlichtformung.
- Im Ergebnis wurde ein finales multifunktionales LED-Beleuchtungskonzept entwickelt und mehrfach getestet.
- Für das im Projekt entwickelte Lichtfeldfunduskamerasystem kam ein, im Funktionsumfang reduziertes, System zum Einsatz (vgl. Bild 5).

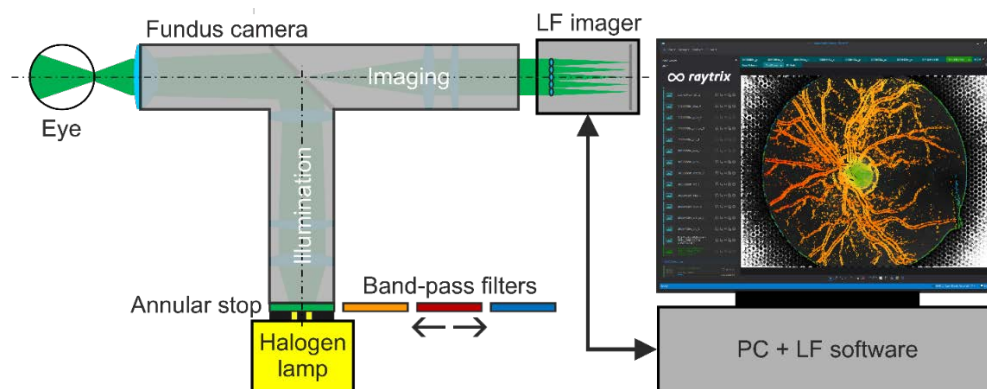


Bild 3 Funduskamera mit angekoppelten Lichtfeldsensor und wellenlängenabhängiger Beleuchtung



„Immer vor Ort - mobile medizintechnische Lösungen für eine patientenfreundliche Gesundheitsversorgung“

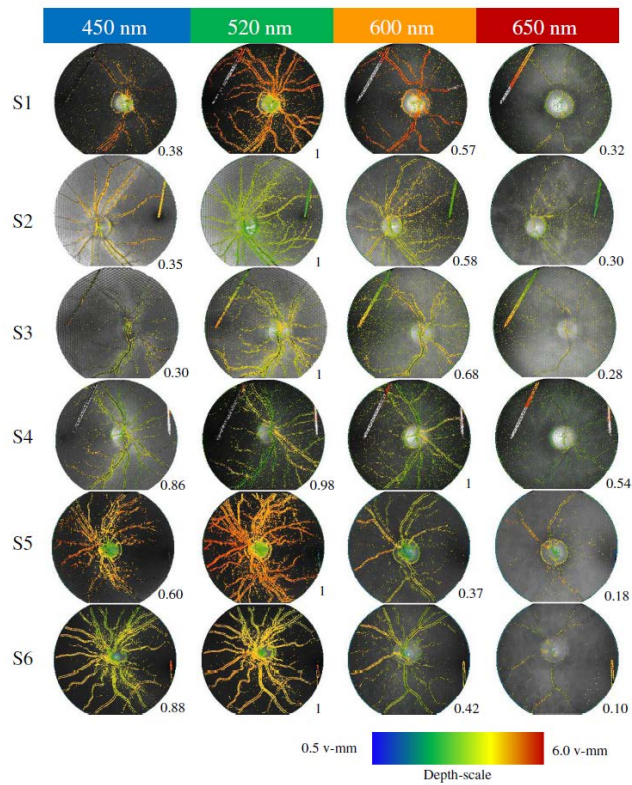


Bild 4 Anzahl der tiefenbestimmbaren Messpunkte in der Fundusbildaufnahme der jeweiligen Probanden (S1–S6) in Abhängigkeit unterschiedlicher spektraler Beleuchtungsszenarien



Bild 5 finale Ausführung des Beleuchtungsmoduls (links), Ansteuereinheit mit wählbaren Beleuchtungsmodi (rechts)

#### Wichtigste Positionen des zahlenmäßigen Nachweises:

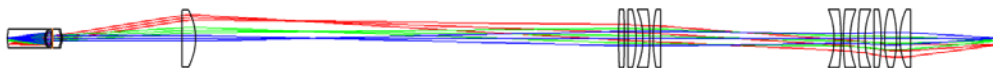
- Auch in diesem AP wurde auf den in AP1 beschriebenen Lichtfeldsensor zurückgegriffen, der neben der Verwendung in Herkömmlichen Funduskameras (Bild 3) auch im Plenophthalmoskop eingesetzt wurde.

## AP3

### Ziel: Optisches Design, Aufbau und Validierung eines miniaturisierten Plenophthalmoskops

- Entsprechen der unter AP1 und AP2 durchgeführten Methodenentwicklung und Experimente wurden alle Optikdesigns nach dem Prinzip der indirekten Ophthalmoskopie ausgeführt (vgl. Bild 6).
- Insbesondere die Einkopplung des Beleuchtungsstrahlengangs wurde nach den Parametern: Reflexerzeugung, Transmissionsverluste, Beobachtungsstrahlengang-Freiheit und Wärmeentwicklung optimiert.
- Nach Festlegung des Abbildungsmaßstabs und der baulichen Ausführung mittels telezentrischen Strahlengangs inkl. Fokussierglied, erfolgte die Lichteinkopplung vor der Frontlinse.
- Zum Aufbau der Demonstratoreinheiten erfolgte der 3d-Druck von Optikfassungen, integrierten Optikfassungen und ganzer Optikbaugruppen.
- Für die geplanten Anwendungen des Plenophthalmoskops innerhalb von praktischen Studien, wurde ein ergonomisches Design entwickelt (vgl. Bild 7).
- In Zusammenarbeit mit dem klinischen Partner (geplanter Unterauftragnehmer) Prof. Dr. med. Marcus Blum wurde im Labor die Funktionsweise aus medizinischer Anwendersicht bewertet und iterativ in das ergonomische Design eingearbeitet.
- Für die optische / technische Bewertung des entwickelten Plenophthalmoskops wurde ein spezieller MTF-Messplatz (Messanordnung zur Bestimmung der Modulationsübertragungsfunktion) entwickelt, wobei die Messergebnisse ebenfalls in die Anpassungen des Optikdesign einfließen.
- Der Sicherheitsnachweiß für die Anwendung am menschlichen Auge, erfolgte nach den Normen DIN EN ISO 10940 (Funduskamera) und DIN EN ISO 15004 (ophthalmische Geräte).

#### Abbildung Variante 2 mit Asphäre



#### Abbildung Variante 1 mit Frontobjektiv

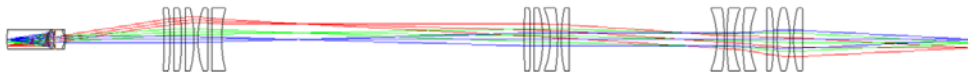


Bild 6 verschieden Optikdesigns nach dem Prinzip der indirekten Ophthalmoskopie

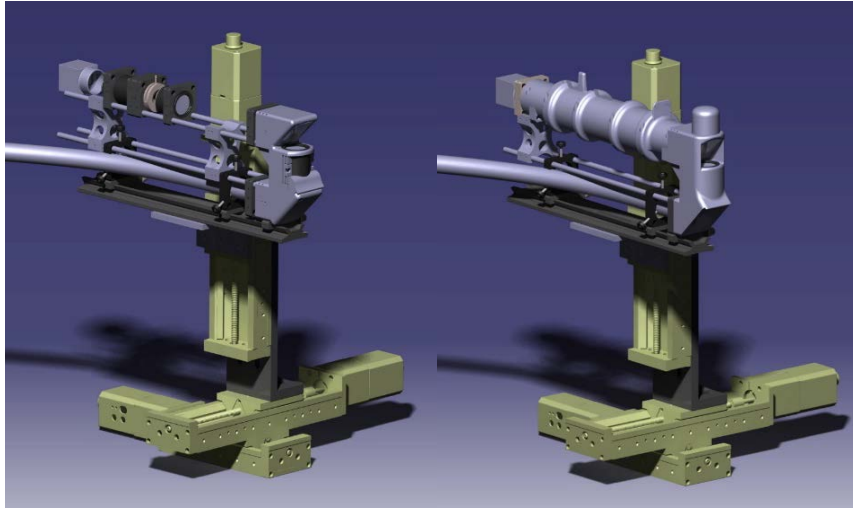


Bild 7 CAT Konstruktionen zur ergonomischen Gestaltung des Plenophthalmoskops

#### Wichtigste Positionen des zahlenmäßigen Nachweises:

- Eine elementare Voraussetzung für den optischen Aufbau des Plenophthalmoskops (vgl. Bild 6) und die damit verbundenen Simulationsergebnisse, war die Anschaffung einer Optik-Simulationsumgebung / Software.
- Bevor mit konkreten Linsen gearbeitet wurde, konnten so Optimierungen und Toleranzanalysen umgesetzt werden.
- Aus Software kam OpticStudio der Zemax Europe Ltd zum Einsatz:  
**612200187 SW OpticStudio, A 2224/075/2019** **16.536,24 €**

#### AP4

#### Ziel: Erstellung von Bildverarbeitungsprozessketten, die zur Detektion sowie zur parametrischen Beschreibung der Morphologie der anatomisch hoch variablen biologischen Strukturen in der Lage sind

- Dieses Arbeitspaket nutzte zunächst die Erkenntnisse und Messdatenerhebung der Experimente mit dem unter AP1 entwickelten Augenphantom, wobei die Datenlage sukzessive mit Probandenmessungen erweitert wurde.
- Hieraus erfolgte die Erstellung eines Merkmalskatalogs, der mittels hochauflösender konventioneller 3D-Messtechnik (z.B. optische Kohärenztomographie – OCT) praktisch abgeglichen wurde.
- Aus dem Katalog konnten morphologische Zielparameter entwickelt (z.B. mittlere Papillentiefe) und die damit verbundene Messdatenqualität/-ausprägung definiert werden.
- Entsprechend aktuell relevanter und bekannter Bildverarbeitungsmethoden wurde ein erstes Set mit zugehörigen Vorverarbeitungsschritten definiert.
- Diese erste Prozesskette kam in einer frühen Probandenstudie zum Einsatz (vgl. Bild 8).
- Um die Güte der Bildverarbeitung und der resultierenden morphologischen Parameter zu beurteilen, erfolgte erneut der Abgleich mit etablierter 3D-Messtechnik durch das OCT (vgl. Bild 9).

„Immer vor Ort - mobile medizintechnische Lösungen für eine patientenfreundliche Gesundheitsversorgung“

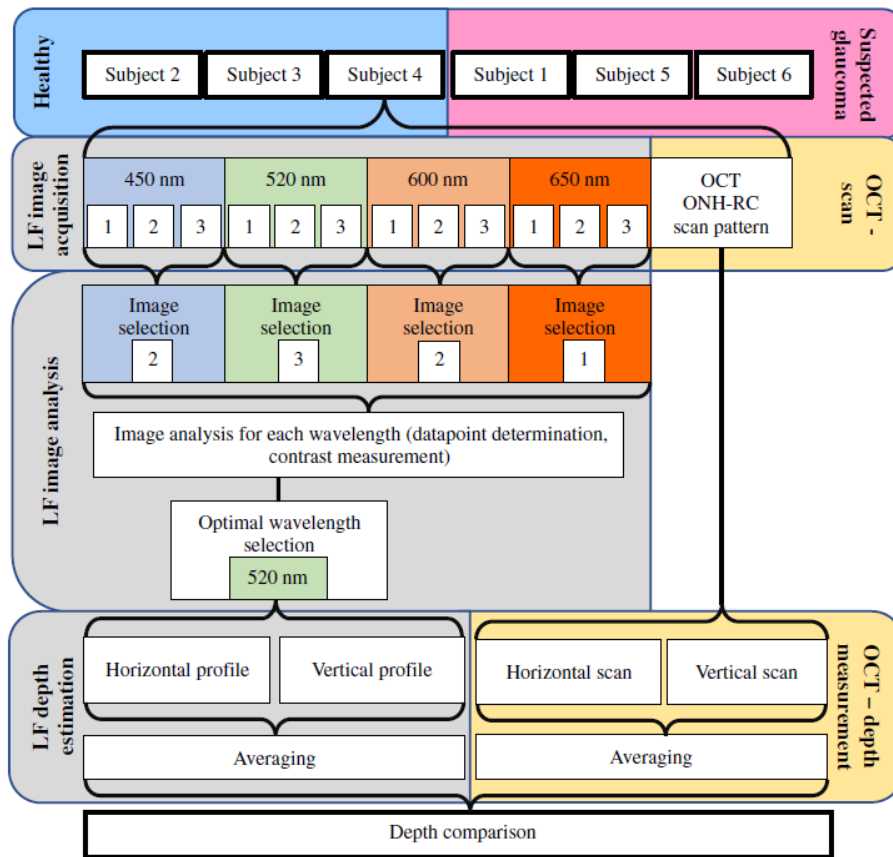


Bild 8 Gesamtprozesskette innerhalb einer Probandenstudie, im letzten Prozessblock wurden erste Bildverarbeitungsalgorithmen zur Bestimmung morphologischer Parameter kombiniert

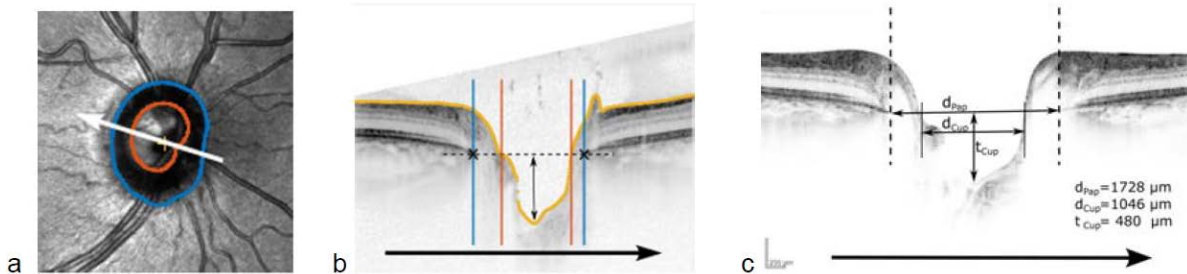


Bild 9 3D-Messtechnik (OCT) zur Erstellung morphologischer Vergleichsparameter

- Die hierdurch ermöglichte Verarbeitungsoptimierung im Bereich Datensegmentierung, Klassifizierung und Parametrisierung, resultierte in für die Lichtfeldtechnik angepassten 3D-Fitting Algorithmen.
- Durch Erweiterung der Datenbasis mittels flankierender Probandenexperimente, gelang es einen weiteren Verarbeitungsansatz, basierend auf statistischen Methoden zur Segmentierung zu nutzen.
- Der zurzeit in Publikation befindlichen Verarbeitungsprozess ist in Bild 10 dargestellt.

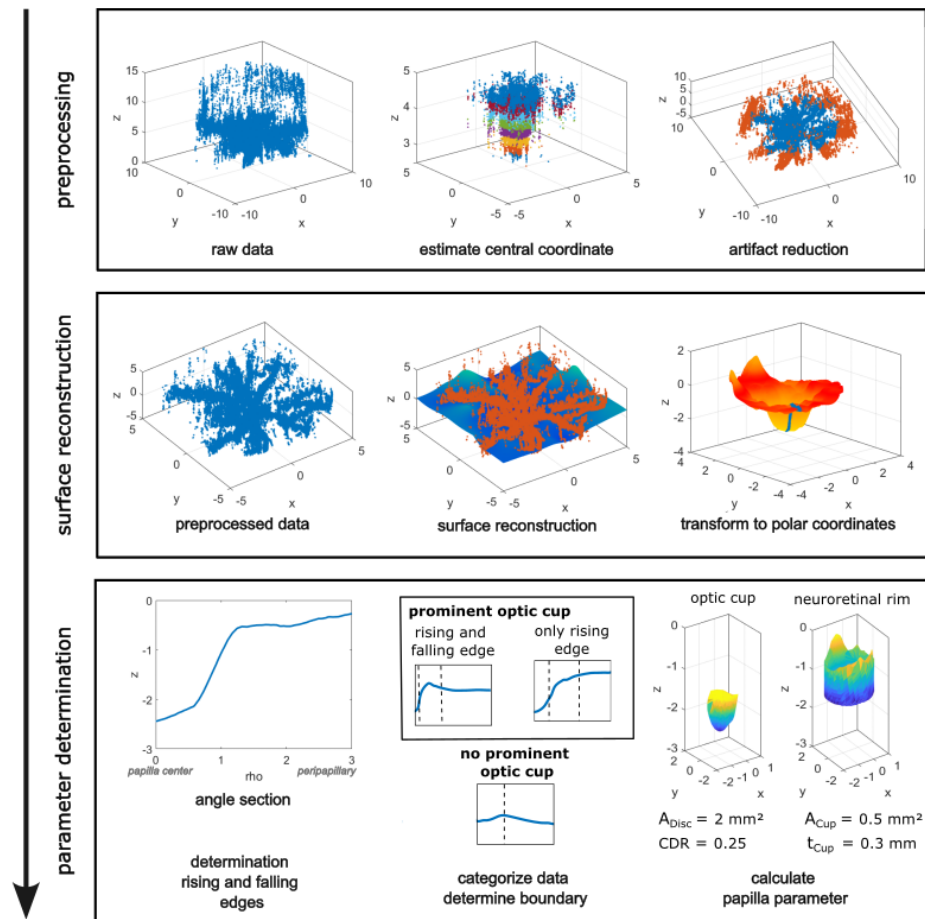


Bild 10 aktuelle Verarbeitungsprozesskette von Lichtfelddaten zur Bestimmung morphologischer Parameter am Beispiel der Papille

- Auf Basis der dargestellten stabilen Prozesskette erfolge ein Rückbezug zur technologischen Lichtfelddatenbasis bzgl. möglicher Fehlereinflüsse.
- Hierzu wurde eine iterative Charakterisierung und Bewertung plenoptischer Bildeigenschaften vorgenommen, wobei generische Abbildungsfehlerklassen, basierend auf deren spezifischen Vorkommens, definiert wurden.
- In Verbindung mit den Erkenntnissen aus AP2, erfolgte die Entwicklung methodischer Ansätze zur Inklusion der strukturierten Beleuchtung sowie der Wellenfrontkalibrierung mit dem Ziel der Fehlereinflussminimierung.
- Insbesondere die Wellenfrontkalibrierung wurde in Zusammenarbeit mit der Raytrix GmbH dabei neu bewertet.
- In einem finalen Schritt konnten am speziellen Anwendungsbeispiel relevante und vergleichbarer Netzhautparameter zur Glaukomdiagnose am Sehnervenkopf entwickelt werden.

#### Wichtigste Positionen des zahlenmäßigen Nachweises:

- Auch in diesem Paket kam zur Gewinnung der der Datengrundlage der Lichtfeldsensor zum Einsatz.
- Durch die enormen Datenmengen, die innerhalb der umfangreichen Probandenstudien gewonnen wurden sowie der erweiterte Funktionsumfang der Raytrix Tiefenalgorithm, folgte die Notwendigkeit einer leistungstärkeren Lichtfeld-Rekonstruktionsumgebung.
- Diese neue Engine (GPU-Einheiten und Softwareumgebung) ermöglichte das Datenhandling und stellte somit die Basis zur Entwicklung der Bildverarbeitungsprozesskette dar.



„Immer vor Ort - mobile medizintechnische Lösungen für eine patientenfreundliche Gesundheitsversorgung“

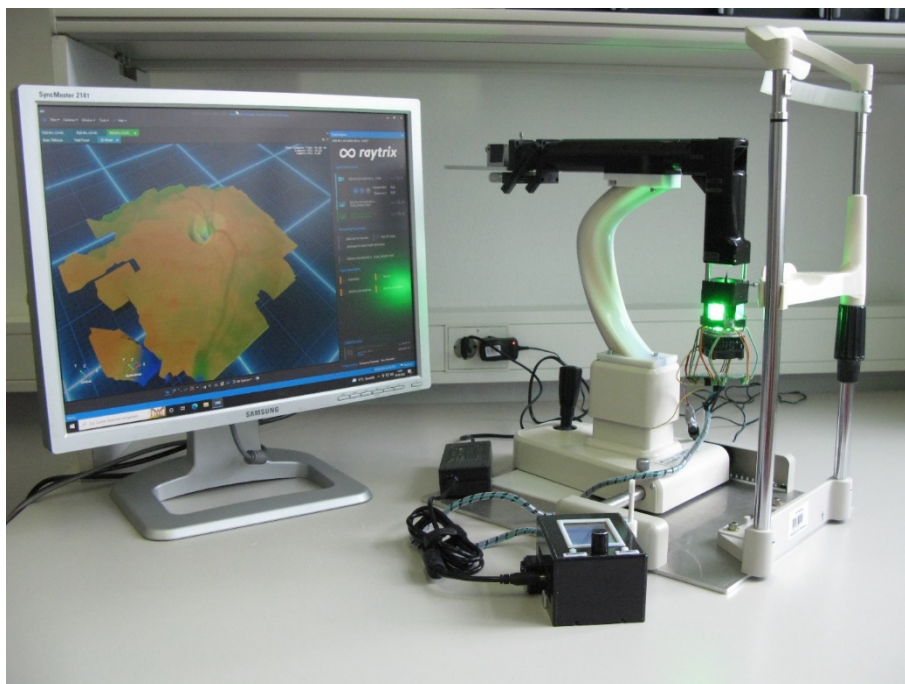
- Die Engine wurde bei der Firma Raytrix GmbH beschafft:  
**110515-6 Light-Field-Engine, A 2224/029/2020**

**17.850,00 €**

## AP5

### **Ziel: Validierung und Optimierung des Gesamtsystems (Hard- und Software) am menschlichen Auge zum präklinischen Nachweis der Machbarkeit**

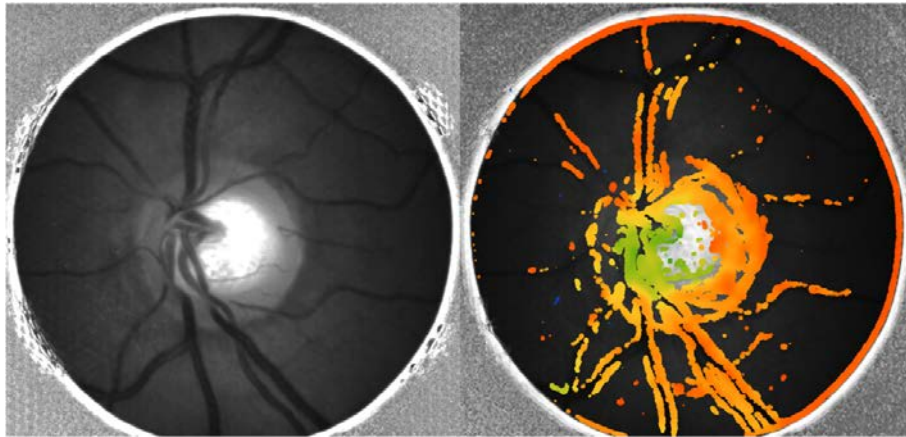
- Die unter Aufsicht des mit dem BMTI assoziierten Mediziners Prof. Dr. med. habil. Edgar Nagel kontinuierlich absolvierten Probandenexperimente, stellten die Basis der Systemvalidierung dar.
- Beginnend beim Konzept der Beleuchtungseinheit über das Optikdesign, bis hin zur Bildverarbeitungsprozesskette, flossen die Messungen an den Probanden Augen kontinuierlich in die Arbeitsschritte ein.
- Leider konnte das Gesamtsystem nicht wie geplant in einer klinischen Machbarkeitsanalyse im Helios Klinikum Erfurt durch den Partner Prof. Dr. med. Marcus Blum getestet werden. Ursächlich sind hier Corona bedingte Organisationsmaßnahmen am Klinikum zu nennen.
- Es gelang jedoch ein Treffen zum Thema Ergonomie und mögliche Anwendungsfelder am Klinikum wahrzunehmen und in Folge eine praktische Bewertung des Plenophthalmoskops durch Prof. Blum in den Laboren des BMTI zu realisieren.
- Die dabei festgestellten Punkte – beispielsweise ein fehlender spezieller Beleuchtungsmodus zum Einstellen des Plenophthalmoskops auf die gewünschte morphologische Zielstruktur des Probanden / Patienten, oder die direkte mechanische Verfahrung des Plenophthalmoskops ohne den Einsatz von Schrittmotoren – wurden im finalen Design berücksichtigt.
- In Bild 11 ist das finale Plenophthalmoskop als Experimentalaufbau dargestellt.



*Bild 11 finales Design des Plenophthalmoskops nach Validierung und Optimierung des Gesamtsystems*

„Immer vor Ort - mobile medizintechnische Lösungen für eine patientenfreundliche Gesundheitsversorgung“

- Eine Aufnahme eines Glaukomverdachtfalls und die entsprechende Tiefenkarte ist in Bild 12 dargestellt.



*Bild 12 Lichtfeldaufnahme eines Glaukomverdachtfalls und entsprechende Tiefenkarte, aufgenommen mit dem finalen Plenophthalmoskop innerhalb einer Probandenuntersuchung am BMTI*

## 2 Voraussichtlicher Nutzen, Verwertbarkeit des Ergebnisses

Die Verwertbarkeit der Ergebnisse gliedert sich prinzipiell in drei Bereiche. Neben dem technologisch verknüpften Bereich, folgen biologisch-morphologische und medizinisch-klinische Verwertungsmöglichkeiten.

### **technologische Verwertung**

- Es konnte die Umsetzbarkeit einer Beleuchtungseinkopplung vor der Frontlinse gezeigt werden. Typischerweise wird diese Einkopplung bei der indirekten Ophthalmoskopie zwischen Ophthalmoskoplinsen und der weiteren Optik zur Abbildung auf einem Sensor umgesetzt.
- Aus dem klassischen Ansatz folgen hohe Anforderungen im Bereich der Strahlentrennung (Trennung von Beleuchtung und Beobachtung) und der Strahlfaltung, was zu aufwendigeren Optiken und größeren Bauformen führt.
- Der von uns gewählte Ansatz liefert die Möglichkeit Standardlinsen zu nutzen und eine überaus kompakte Bauform zu erreichen.
- Verbessert man das Temperaturmanagement weiter (im Laboraufbau nicht notwendig), kann die Beleuchtung noch näher an den Beobachtungsstrahlengang geführt werden.
- Es entsteht dann ein nahezu horizontaler Aufbau.
- Dieses Optikprinzip lässt sich auch auf die konventionelle Funduskopie übertragen.

### **biologisch-morphologische Verwertung**

- Durch die Notwendigkeit mit Messungen in einem geeigneten Phantom / Modell zu beginnen, wurde eine neue Klasse von Augenphantomen entwickelt.
- Im Zusammenhang mit der Entwicklung von ophthalmischen Geräten existierten bisher Augenmodelle, die die optischen Eigenschaften des Auges nachbilden. Als Zielfunktion kam beispielsweise die Abbildungsgüte zum Einsatz.
- Speziellere Modelle, die aus der Ausbildung von ophthalmischen Chirurgen bekannt sind, bilden mechanische Besonderheiten ab, die Anforderungen an die feinmotorischen Fertigkeiten der Chirurgen stellen (Kataraktchirurgie).
- Modelle die für laserbasierte Bildgebung geeignet sind (OCT), nutzen hingegen Materialien mit besonderen Brechungseigenschaften und spezifischen optischen Dichten, um den Einfluss verschiedener Augenschichten auf den Laser zu simulieren.
- Das von uns entwickelte modulare Augenphantom setzt Verfahren zur laserbasierten Mikrostrukturierung ein, um morphologisch relevante Gebiete direkt nachzubilden.
- Ophthalmische Messverfahren können damit unmittelbar bewertet werden.
- Eine Übertragung auf weitere biologisch interessante Strukturen ist zukünftig möglich.

### **medizinisch-klinische Verwertung**

- Die bisherige laserbasierte Messung von 3D-Informationen am Auge, nutzt scannende, feinmechanische Bauelemente.
- Hieraus folgen teure und zeitaufwändige medizinische Verfahren (Zeitspanne der Messung liegt im zweistelligen Sekundenbereich, mit daraufhin nötigen Korrekturverfahren der Augenbewegung).
- Unser Ansatz liefert vergleichbare, diagnostisch relevante Parameter, unter klassischer indirekter Ophthalmoskopie, mit nur einer Aufnahme (siehe: S. Schramm, A. Dietzel, D. Link,



## „Immer vor Ort - mobile medizintechnische Lösungen für eine patientenfreundliche Gesundheitsversorgung“

M.-C. Blum, and S. Klee, "3D retinal imaging and measurement using light field technology," *Journal of Biomedical Optics*, vol. 26, no. 12, p.)

- Zukünftige bildgebende Systeme könnten somit kompakter und preisgünstiger konstruiert werden.
- Eine Nutzung im mobilen Bereich kann ebenfalls erfolgen.
- Im Hauptergebnis lässt sich so die augendiagnostische Kette deutlich kürzer und effizienter abbilden.

Der Nutzen des Projekts folgt aus den drei hier aufgezeigten Verwertungsmöglichkeiten. Wobei der medizinisch-klinische Nutzen im Vordergrund steht. Leider gelang es nicht eine Anschluss- / Folgefinanzierung umzusetzen, die weiterführende Fragestellungen adressieren sollte. Der geeignete Umgang mit Fehlsichtigkeit (z.B. Astigmatismus), der die Rekonstruktion der morphologischen Strukturen und deren Tiefenschätzungen beeinflusst, wurde am Ende des Projekts identifiziert. Weitere Forschungen hierzu sind nötig und zunächst seitens der TU Ilmenau mit Eigenmitteln geplant. Gemeinsam mit der Raytrix GmbH sollen alternative Anschlussfinanzierungen gefunden werden.

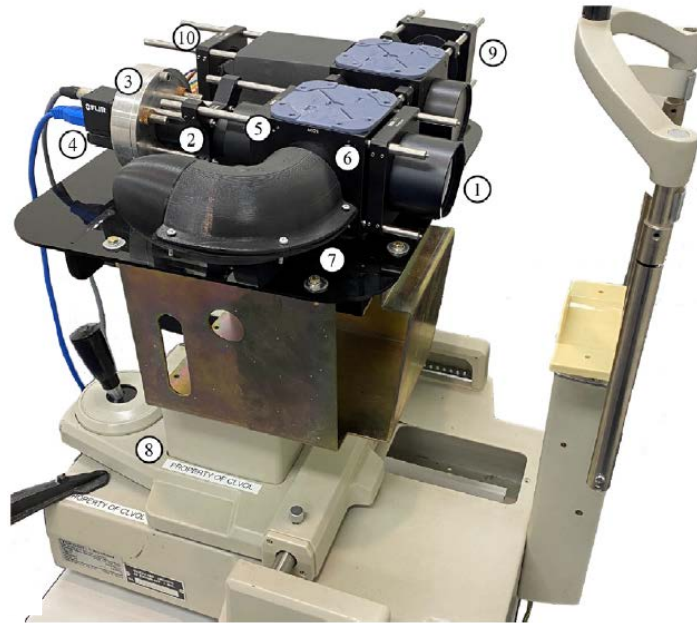
### 3 Bekannt gewordenen Fortschritt auf dem Gebiet des Vorhabens bei anderen Stellen

Während der Projektlaufzeit wurde durch die Gruppe von Anjali Jaiprakash (Centre for Biomedical Technologies, Queensland University of Technology (QUT), Brisbane, QLD 4000, Australia) eine ähnliche Entwicklung angestoßen und publiziert:

- T. Coppin et al., "Design of a focused light field fundus camera for retinal imaging," *Signal Process-Image*, vol. 109, Nov 2022, doi: ARTN 116869.

Im Wesentlichen wurde eine Lichtfeld-Funduskamera (vgl. Bild 13) auf der Grundlage der Funduskamera ISO-Norm konstruiert und technologisch Standardkameras gegenübergestellt. Die Gruppe konnte zeigen, dass die räumliche Auflösung verglichen mit früheren eigenen Laborarbeiten von 17,96 lp/mm auf 33,3 lp/mm vergrößert werden konnte. Sie resümieren, dass die Möglichkeit, Bilder neu zu fokussieren und Blendungen nach der Aufnahme zu entfernen, große Vorteile gegenüber den derzeitigen Funduskameras darstellen.

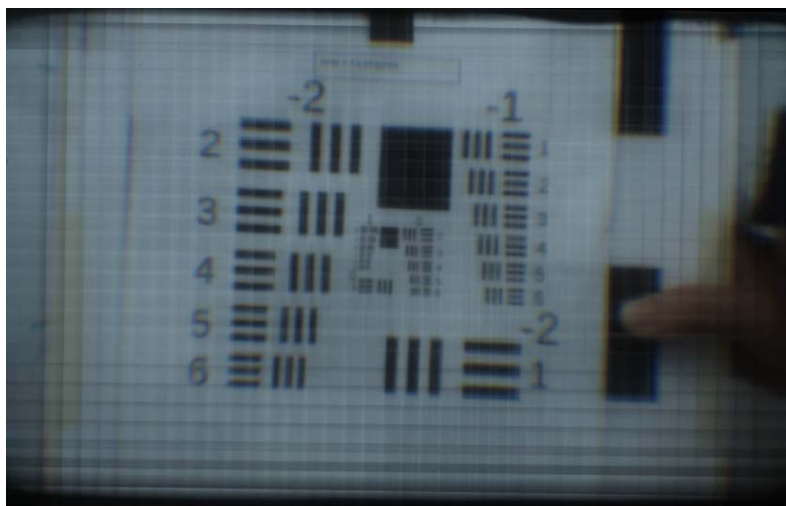
„Immer vor Ort - mobile medizintechnische Lösungen für eine patientenfreundliche Gesundheitsversorgung“



**Fig. 7.** A photo of the assembled prototype. Labels are as follows: (1) is the objective lens, (2) is the relay lens, (3) is the microlens array, (4) is the sensor, (5) is the aperture, (6) is the beam splitter, (7) is a light trap, (8) is the translational stage, (9) is the illumination path and (10) is the fixation path. Note that the light trap, illumination path and fixation path were not used in this work.

*Bild 13 Lichtfeld-Funduskamera der Gruppe um Anjali Jaiprakas (aus obiger Publikation)*

Fundusbilder von Probanden wurden jedoch noch nicht aufgenommen. Die zur Ermöglichung dieses Schrittes notwendige Entwicklung eines Augenphantoms erfolgte ebenfalls noch nicht. Die Autoren zeigen lediglich Aufnahmen an einem technischen „Target“ zur Auflösungsbestimmung (vgl. Bild 14).



*Bild 14 gerendertes Bild des Auflösungs-Targets (aus obiger Publikation)*

Man kann somit resümieren, dass der Anspruch einer diagnostischen verwertbaren Rekonstruktion von morphologischen Marken auf der Netzhaut durch diese Arbeit nicht besetzt wird. Darüber hinaus erfolgte noch keine Planung von Probanden oder Patientenmessungen.

## 4 Erfolgte oder geplanten Veröffentlichungen

- **Erfolgte Veröffentlichungen:**

- [1] A. Dietzel, S. Schramm, M. C. Blum, D. Link, and S. Klee, "Optic nerve head assessment in Light-field fundus images—A case study," *Acta Ophthalmologica*, vol. 100, 2022.
- [2] S. Schramm, B. Solf, and S. Klee, "Scatter measurement in the human eye based on a Shack-Hartmann wavefront aberrometer with extended field of view," *Acta Ophthalmologica*, vol. 99, 2021.
- [3] S. Schramm, A. Dietzel, D. Link, M.-C. Blum, and S. Klee, "3D retinal imaging and measurement using light field technology," *Journal of Biomedical Optics*, vol. 26, no. 12, p. 126002, 2021.
- [4] S. Schramm, A. Dietzel, M. C. Blum, D. Link, and S. Klee, "Light-Field imaging of the human optic nerve head at different wavelengths—a case study," *Acta Ophthalmologica*, vol. 99, 2021.
- [5] S. Schramm, A. Dietzel, M.-C. Blum, D. Link, and S. Klee, "Technical light-field setup for 3D imaging of the human nerve head validated with an eye model," *Current Directions in Biomedical Engineering*, vol. 7, no. 2, pp. 433-436, 2021.
- [6] D. Link and S. Klee, "Fundus image quality assessment for an eye model with cataract using adapted illumination patterns," *Acta Ophthalmologica*, vol. 99, 2021.
- [7] D. Link and S. Klee, "Raspberry Pi controlled flicker stimulation in dynamic retinal vessel analysis," *Investigative Ophthalmology & Visual Science*, vol. 60, no. 9, pp. 5733-5733, 2019.

- **Geplante Veröffentlichungen:**

Three-dimensional light field fundus imaging: Automatic determination of diagnostically relevant optic nerve head parameters for glaucoma diagnosis. in *Translational Vision Science & Technology* 2023. **minor revision**