

# ZAFH – PHOTON<sup>n</sup>

## PHOTONische Verfahren in neuen Dimensionen

Verbundprojekt der Hochschulen Aalen, Furtwangen, Konstanz, Mannheim, Offenburg und Reutlingen, des ILM Ulm und der Universität Heidelberg

### FORSCHUNGSBERICHT 2008

#### Partner:

|  |   |   |
|--|---|---|
| <b>Hochschule Aalen</b>  | Beethovenstraße 1<br>73430 Aalen                | Prof. Dr. Herbert Schneckenburger<br>Prof. Dr. Thomas Hellmuth<br>Prof. Dr. Rainer Börret |
| zusammen mit   |   |   |
| <b>Hochschule Furtwangen</b>   | Robert-Gerwig-Platz 1<br>78120 Furtwangen       | Prof. Dr. Ulrich Mescheder<br>Prof. Dr. Dietrich Kühlke                                   |
| <b>Hochschule Konstanz</b>   | Brauneggerstraße 55<br>78462 Konstanz           | Prof. Dr. Claus Braxmaier   |
| <b>Hochschule Mannheim</b>   | Windeckstraße 110<br>68163 Mannheim             | Prof. Dr. Petra Kioschis<br>Prof. Dr. Mathias Hafner                                      |
| <b>Hochschule Offenburg</b>  | Badstraße 24<br>77652 Offenburg                 | Prof. Dr. Werner Schröder<br>Prof. Dr. Christoph Nachtigall                               |
| <b>Hochschule Reutlingen</b>   | Alteburgstraße 150<br>72762 Reutlingen          | Prof. Dr. Rudolf Kessler  |
| Institut für Lasertechnologien<br>in der Medizin und Messtechnik<br>an der Universität Ulm (ILM) | Helmholtzstraße 12<br>89081 Ulm                 | Prof. Dr. Rudolf Steiner<br>PD. Dr. Alwin Kienle  |
| Universitätsklinikum Heidelberg<br>Abteilung Neuropathologie                                     | Im Neuenheimer Feld 220/221<br>69120 Heidelberg | Prof. Dr. Andreas von Deimling  |

**Sprecher:** Prof. Dr. Herbert Schneckenburger  
Hochschule Aalen  
Beethovenstraße 1  
73430 Aalen  
Telefon: 07361 / 576 - 3401  
E-mail: herbert.schneckenburger@htw-aalen.de

## 1. Übersicht und Koordination des Gesamtverbands:

Eine konstituierende Sitzung des Gesamtverbands fand am 15.02.2008 an der Hochschule Aalen unter Beteiligung aller Verbundteilnehmer sowie des wissenschaftlichen Beirats statt. Letzterer setzt sich folgendermaßen zusammen:

|                            |                           |  |
|----------------------------|---------------------------|--|
| Dr. A. Ehrhardt (Vorsitz)  | Photonics BW e.V.         | Carl-Zeiss-Straße 1, 73447 Oberkochen  |
| Prof. Dr. A. Leitenstorfer | FB Physik, Univ. Konstanz | Fach M 696, 78457 Konstanz             |
| PD Dr. W. Petrich          | Roche Diagnostics GmbH    | Sandhofer Straße 116, 68305 Mannheim   |
| Dr. K.-P. Koch             | Carl Zeiss AG             | Carl-Zeiss-Straße 22, 73447 Oberkochen |

Wesentliche Ziele dieser Sitzung waren:

- Vorstellung des Gesamtverbands sowie der Teilprojekte durch deren Sprecher;
- Absprache zum weiteren Ablauf des Forscherverbands und dessen Organisation;
- Klärung administrativer Fragen (endgültige Mittelverteilung, Rahmenbedingungen);
- Festlegung der Aufgaben des wissenschaftlichen Beirats.

Insbesondere wurde vereinbart, dass die einzelnen Teilprojekte (s.u.) separat durch jeweils einen Koordinator organisiert und von mehreren Verbundpartnern gemeinsam bearbeitet werden sollten. Hierzu fanden im Laufe des Jahres 2008 zahlreiche Besprechungen in kleinerem Kreis statt. Eine Vorstellung des Gesamtverbands erfolgte durch dessen Sprecher, Prof. Dr. H. Schneckenburger am 25.09.2008 anlässlich des Besuchs einer EU-Kommission an der Hochschule Aalen, am 22.10.2008 bei einer Informationsveranstaltung des MWK über Europäische Strukturfonds im Haus der Wirtschaft in Stuttgart, sowie am 22.11.2008 bei einem Forschungsforum der Hochschule Reutlingen.

Als nächste gemeinsame Veranstaltung ist am 23.04.2009 ein Photonik-Seminar an der Hochschule Aalen mit einer öffentlichen Vortragsreihe und einer (nicht öffentlichen) Besprechung aller Verbundteilnehmer vorgesehen. Die Aktivitäten des Zentrums sind auf einer Homepage ([www.zafh.de](http://www.zafh.de) bzw. [www.zafh-photon.de](http://www.zafh-photon.de)) hinterlegt. Der Bericht über die einzelnen Teilprojekte der Schwerpunkte „Multidimensionale Mikroskopie“ und „Photonische Sensorik“ erfolgt im Folgenden.

| <b>ZAFH – PHOTON<sup>n</sup>: PHOTONische Verfahren in neuen Dimensionen</b> |  |         |   |
|--|--|---------|---|
| <b>Übersicht über die Teilprojekte</b>                                       |  |         |   |
|  | <b><i>Multidimensionale Mikroskopie</i></b>            |         | <b><i>Photonische Sensorik</i></b>                      |
| TP 1.1.  | Tiefenauflösendes Imaging<br>Koordination: HS Aalen    | TP 2.1. | Miniatur-Lasersensor<br>Koordination: HS Konstanz       |
| TP 1.2.  | 3D-Laserpinzette<br>Koordination: HS Offenburg         | TP 2.2. | Faseroptischer Gassensor<br>Koordination: HS Furtwangen |
| TP 1.3.  | Multispektrales Imaging<br>Koordination: HS Reutlingen | TP 2.3. | Fabry-Perot-Biosensor<br>Koordination: HS Furtwangen    |
|  |  | TP 2.4. | 4D-Fertigungsmesstechnik<br>Koordination: HS Aalen      |

## 2. Bericht zu den Teilprojekten

### Schwerpunkt 1: Multidimensionale Mikroskopie

#### Teilprojekt 1.1: Tiefenauflösendes Imaging für Mikroskopie und Screening

(Koordination: HS Aalen, Projektpartner: HS Furtwangen, HS Mannheim, HS Reutlingen, Univ. Heidelberg, DKFZ)

**Gesamtziel: Aufbau und Validierung eines 3D-Imaging-Systems für die Biophotonik**

#### Projektziel 1: Tiefenauflösende Mikroskopie

Die Tiefenauflösung in der Weitfeld-Mikroskopie wird mit Hilfe der strukturierten Beleuchtung erreicht. Hierzu wird ein optisches Gitter in verschiedenen Positionen in die Probenebene abgebildet. Die Bilder werden anschließend so verrechnet, dass sich ein Schnittbild aus der Fokusebene ergibt, während Bilder von außerhalb der Fokusebene liegenden Objektbereichen eliminiert werden. Der gewählte mechanische Aufbau ist in Abb. 1.1.1, ein Anwendungsbeispiel für menschliche Glioblastomzellen in Abb. 1.1.2 aufgezeigt.

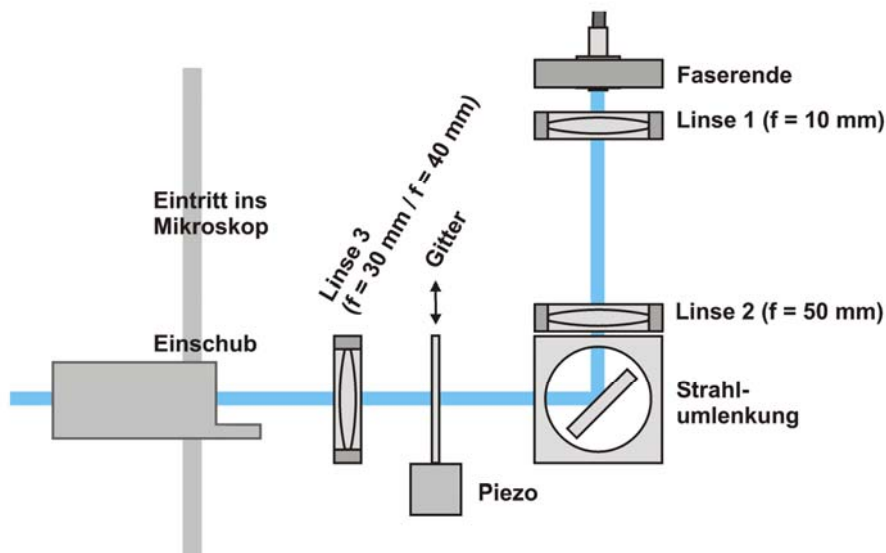


Abb. 1.1.1 Schematischer Aufbau zur Lichteinkopplung und optischen Abbildung mit strukturierter Beleuchtung (HS Aalen).

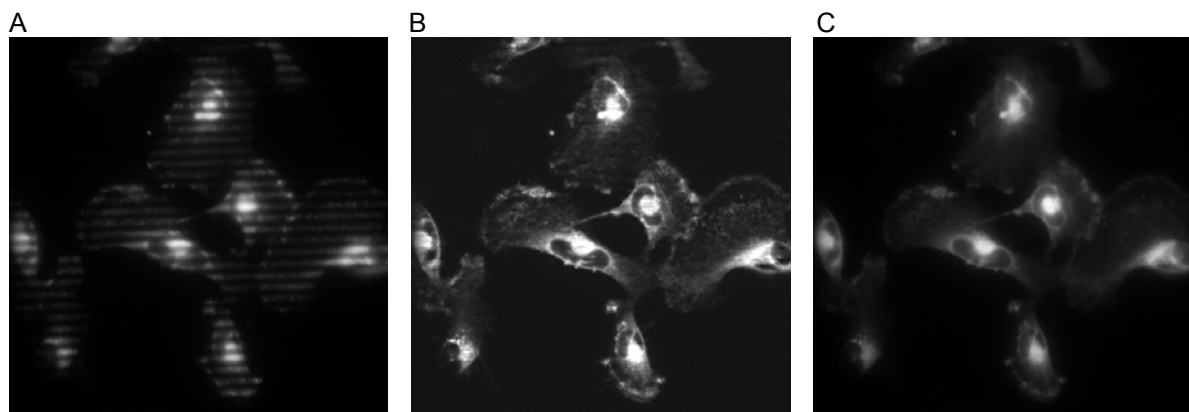


Abb. 1.1.2. Mikroskopie mit strukturierter Beleuchtung am Beispiel humaner U373MG Glioblastomzellen; (A) Bild mit strukturierter Beleuchtung; (B) errechnetes Schnittbild aus einer Fokusebene; (C) konventionelles Fluoreszenzbild.

Der in Abb. 1.1.1 skizzierte Aufbau wurde inzwischen so modifiziert, dass ein zusätzlicher fokusvariabler Spiegel nach dessen Fertigstellung an der HS Furtwangen integriert werden kann. Eine entsprechende Berechnung der Abstände und Brennweiten wurde durchgeführt, um den Fokusbereich um bis zu 20  $\mu\text{m}$  (von der Unterseite zur Oberseite einer Zelle) „auf Knopfdruck“ zu verschieben.

### ***Projektziel 2: Tiefenauflösendes Screening***

Der Aufbau zur strukturierten Beleuchtung wurde inzwischen im Rahmen einer Diplomarbeit so modifiziert, dass er für ein tiefenauflösendes Screening von 3D-Zellkulturen auf standardisierten Probenträgern (z.B. handelsüblichen Mikrotiterplatten) einsetzbar ist, um damit den Schritt von der Forschung in Richtung klinische Diagnostik einzuleiten.

Hierzu mussten das optische Gitter und dessen elektro-mechanische Verschiebung neu dimensioniert und eine telezentrische, 5-fach verkleinernde Abbildung des Gitters in die Probenebene ebenso realisiert werden wie die simultane Abbildung von Probe und Gitter auf den Kamerachip. Hierbei wurde eine Tiefenauflösung von ca. 10  $\mu\text{m}$  errechnet, die etwa dem Durchmesser einer Einzelzelle entspricht und für eine tiefenauflösende Abbildung von Zellschichten innerhalb von 3D-Zellkulturen ideal ist. Gegenwärtig erfolgt eine experimentelle Überprüfung des Aufbaus.

### ***Projektziel 3: Validierung an zellulären Testsystemen***

Im Hinblick auf diagnostische Anwendungen menschlicher Gehirnerkrankungen wurde an der HS Mannheim in Kooperation mit der Univ. Heidelberg und dem DKFZ ein Zellkulturmodell entwickelt und validiert, das es erlaubt, durch Ein- oder Ausschalten spezifischer Tumor-relevanter Gene Tumorstadien unterschiedlicher Malignität zu realisieren. Während im Wildtyp bzw. der Parentallinie der Glioblastom-Zelllinie U373-MG die beiden Tumorsuppressor-Gene TP53 und PTEN inaktiviert und daher die Zellen extrem maligne sind, sind Zellen, die jeweils noch mindestens einen Tumorsuppressor aktiviert haben, weniger bösartig und repräsentieren den möglichen Beginn einer Tumorentwicklung.

Erste, an der HS Aalen durchgeführte Messungen haben gezeigt, dass sich Zellen geringerer Malignität durch Veränderungen in der räumlichen Fluoreszenzverteilung, sowie im Fluoreszenzspektrum und der Fluoreszenz-Lebensdauer von Zellen hoher Malignität unterscheiden. Während diese Unterschiede im Rahmen eines anderen Forschungsprojekts quantitativ weiter erfasst werden sollen, soll im ZAFH-PHOTON<sup>n</sup> der Schwerpunkt auf die 3-dimensionale Auflösung der Fluoreszenzsignale gelegt werden.

Die o.g. Zellmodelle werden zunächst aufgrund ihrer leichteren Handhabbarkeit anstelle der ursprünglich im Antrag vorgesehenen, für die Alzheimer'sche Krankheit repräsentativen Zelllinien an den Hochschulen Mannheim, Aalen und Reutlingen verwendet.

## Teilprojekt 1.2: 3D-Laserpinzette

(Koordination: HS Offenburg, Projektpartner: HS Aalen, HS Furtwangen, ILM Ulm)

### Gesamtziel: Entwicklung eines photonischen Cell Sorting Systems

#### Projektziel 1: Realisierung mit Mikrofluidsystem und konventioneller Laserpinzette

Die Möglichkeit, kleinste Objekte im Mikroskop nicht nur zu beobachten, sondern auch aktiv mit einem Laserstrahl zu manipulieren, soll für eine Einzelzellsortierung ausgenutzt werden. Beispielsweise sollen gentechnisch veränderte Zellen in hinreichender Zahl isoliert und für molekularbiologische Untersuchungen (z.B. Polymerase-Kettenreaktion, PCR) zur Verfügung gestellt werden. Ein wesentliches und bisher ungelöstes Problem besteht im Ausschleusen einzelner Zellen über ein Mikrofluidsystem. Es wurden daher zunächst verschiedene Konzepte verfolgt, um einzelne Zellen oder Partikel durch einen über die Laserpinzette ausgeübten Impuls von einem Kanal 1 in einen Kanal 2 zu verschieben.

Ein gegenwärtig viel versprechendes Konzept ist in Abb. 1.2.1 dargestellt, in dem die Zellsuspension über eine Anschlussstelle 1 in einen oberen Kanal 2 eingeschleust wird. In der Region 3 erfolgt ein Ausschleusen genetisch veränderter Zellen (die z.B. anhand ihrer Fluoreszenz erkannt werden) mit der Laserpinzette in einen unteren Kanal 4, von dem sie über eine Anschlussstelle 5 wieder ausgeschleust werden. Die ganze Anordnung soll sich auf einem Substrat 6 aus Glas oder Kunststoff befinden und mit einem Deckglas 7 abgeschlossen werden.

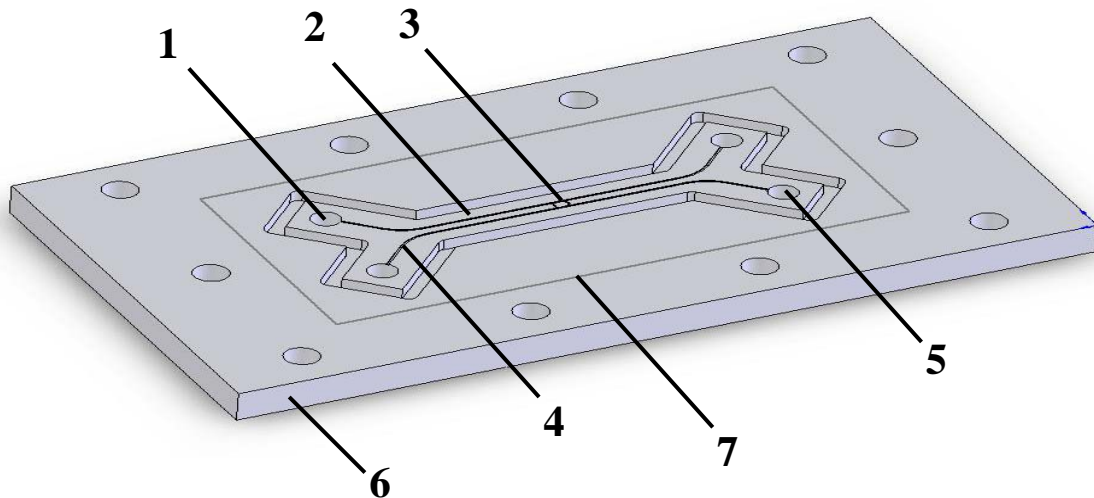


Abb. 1.2.1. Konzept eines Mikrofluid-Systems zur Ausschleusung einzelner Zellen (von einem Kanal 3 in einen Kanal 4) mittels Laserpinzette.

Während an der HS Aalen bisher prinzipielle Untersuchungen zum Mikrofluidsystem erfolgten, wurden an der HS Furtwangen Konzepte zum Ätzen der Kanäle sowie zur Konstruktion eines abgedichteten Gesamtsystems erstellt.

#### Projektziel 2: Realisierung mit holographischer Laserpinzette

Im Hinblick auf einen späteren Übergang von einer konventionellen auf eine holographische Laserpinzette wurde an der HS Offenburg eine erste Testapparatur erstellt. Hierbei dient das Liquid Crystal Display (LCD) -Array eines handelsüblichen Beamers als computergeneriertes Hologramm (Auflösung: 1024 x 768 Pixel), bei dem für jedes Pixel durch eine äußere Spannung eine Phasenverschiebung für das hindurch tretende Licht vorgegeben werden

kann. Die Umstellung von der Intensitätsmodulation des Beamers auf das Phasenhologramm ließ sich durch Entfernung der Polarisatoren leicht bewerkstelligen.

Zur Beleuchtung des Displays dient gegenwärtig ein Helium-Neon-Lasers (633 nm), der über einen Monomode-Lichtwellenleiter eingekoppelt wird und nach Kollimation als Parallelstrahl durch das LCD-Display hindurch tritt. Ein zweites LCD-Display dient zur Anzeige des vom Computer gerade ausgerechneten Phasenhologramms.

In einem ersten Ansatz wurde ein Computerprogramm geschrieben, das zwei Laser-Foki erzeugt, deren Lage in drei Dimensionen mittels einer Joystick-Steuerung in Echtzeit verändert werden kann. Bezogen auf die Laserpinzette bedeutet dies, dass zwei Zellen unabhängig voneinander bewegt werden können. Ein mit Hilfe des Hologramms erzeugtes Beugungsbild ist in Abb. 1.2.2 dargestellt, wobei für jede Interferenzordnung die beiden (von Streulicht überlagerten) Foki erkennbar sind.



Abb. 1.2.2. Beugungsbild mit jeweils 2 Laser-Foki auf einem 1 m entfernten Schirm.

Da die Intensität des Lichtes in den Foki ist im gegenwärtigen Aufbau noch zu gering ist, um Zellen zu bewegen, soll nachfolgend in einem 2. Aufbau

- ein Laser mit höherer Leistung verwendet werden, der direkt (ohne Verwendung des Lichtleiters) das LCD-Display beleuchtet, und
- eine Ankopplung an ein vorhandenes Mikroskop erfolgen, das auch eine Nutzung des in Furtwangen und Aalen entwickelten Mikrofluid-Systems ermöglicht.

Außerdem wird das entwickelte Computerprogramm zur Erzeugung der Hologramme erweitert, variabler gestaltet und an die Anforderungen der Einzelzell-Sortierung angepasst..

### Teilprojekt 1.3: Multispektrales Imaging

(Koordination: HS Reutlingen, Projektpartner: HS Mannheim, HS Aalen, ILM Ulm)

**Gesamtziel: Erweiterung der Dimensionen der Fernfeld- und Nahfeld-Mikroskopie auf unterschiedliche Spektralbereiche unter Einbeziehung der diffus-optischen Abbildung**

**Projektziel 1: Erweiterung mikroskopischer Dimensionen zum 6D-Imaging ( $x, y, z, t, \lambda_{ex}, \lambda_{em}$ )** (abgeschlossen)

#### a) Kombinierte Anregungs- /Emissionsspektroskopie

Die Etablierung der abbildenden 2D-Fluoreszenzspektroskopie erfolgte mit Hilfe eines „Liquid Crystal Tunable Filters“ (LCTF) der Firma CRI. So können bei konstanter Anregungswellenlänge bzw. Emissionswellenlänge bildgebend die dazugehörigen Emissionsspektren bzw. Anregungsspektren für jeden Pixelbereich eines Fluoreszenzbilds aufgenommen werden. Der LCTF kann zwischen 400 und 720 nm mit einer spektralen Bandbreite von 10 nm betrieben werden. In Abbildung 1.3.1 ist die Integration in das bestehende Micro-Chemical Imaging System (MCI) gezeigt.

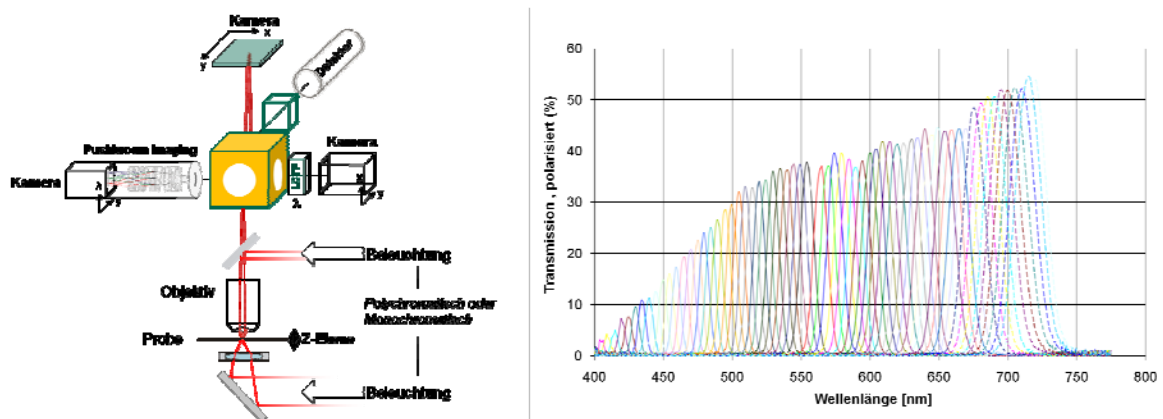


Abb. 1.3.1. Schematischer Aufbau des Micro-Chemical Imaging Systems inkl. LCTF Filter für die 2D-Fluoreszenzspektroskopie. Im dazugehörigen Diagramm sind die Transmissionswerte über der Wellenlänge des LCTF Filters aufgezeigt.

Die Parameter können dabei für jeden Wellenlängenbereich individuell eingestellt werden. So kann z.B. der Durchlauf des Filters von 20ms bis 10s variiert werden. Die Bilder werden für jede Wellenlänge erfasst und können anschließend univariat oder multivariat verarbeitet. Die 2D-Fluoreszenzspektroskopie erlaubt damit die optische Differenzierung von Molekülgemischen, ohne dass es einer vorhergehenden Trennung bedarf.

#### b) Time Correlated Single Photon Counting (TCSPC)

Für die Erweiterung der Fern- und Nahfeldmikroskopie wurde neben der  $x, y$  – Dimension die Bildgebung von zeitabhängigen Phänomenen integriert. Um das System flexibel einsetzen zu können, wurden alle Komponenten zu einer Rack-Version zusammen gebaut. Einzelphotonenereignisse können durch mehrere Detektoren simultan erfasst werden. Die Synchronisationsimpulse werden vom Lasertreiber PDL-800B ausgegeben, der eine 375nm Diode ansteuert.

Die Wiederholrate des Frequenzgenerators im Lasertreiber von 40 MHz lässt sich durch Teilen (2-, 4-, 8-, 16-fach) auf 20 MHz, 10 MHz, 5 MHz oder 2,5 MHz verkleinern. Das Zentralelement (TimeHarp 200; PicoQuant GmbH, Berlin) zählt die Photonenergebnisse und stellt sie in einem Histogramm dar. Über die Software lassen sich anschließend mittels Fit-Prozeduren Fluoreszenz-Abklingzeiten bestimmen. Das TCSPC System kann somit modular in das Fernfeld- und Nahfeldmikroskop integriert werden. Für die Bildgebung der

Fluoreszenzlebensdauer muss die Synchronisation des Piezo- Scanners mit der TimeHarp erfolgen.

### c) Mikroskopie & Spektroskopie in der z-Ebene

In das aufgebaute Micro-Chemical Imaging System (vgl. Abb. 1.3.1) wurde ein System (Fa. Schwertner GbR) integriert, mit dem über einen piezoelektrischen Hubtisch optische Schnittbild-Serien über einen Objekttraum von 50 nm bis 100  $\mu\text{m}$  erstellt werden. Diese können dann zu einem 3-D Gesamtbild integriert oder in tiefscharfer 2-D Projektion dargestellt werden.

### Projektziel 2: Implementierung der diffus-optischen Abbildung am Chromosomen-Testmodell

In Bezug auf die Implementierung der diffus-optischen Abbildung werden Messungen am Micro-Chemical Imaging (MCI) System durchgeführt. Hierzu werden als Referenzsystem Latex-Partikel unterschiedlicher Größe (2,93  $\mu\text{m}$ , 895 nm, 453 nm, 153 nm) im Dunkelfeld unter Aufsicht-Bedingungen untersucht. Als Objektträger werden Gold-beschichtete Systeme verwendet, da Vergleichsmessungen mit Chromosomen ebenfalls auf Gold gemacht werden. Die Messfeldblende für die Messungen im sichtbaren Spektralbereich wird dabei so groß gewählt, dass jeweils ein Teilchensystem eingeschlossen wird (vgl. Abb. 1.3.2.2).

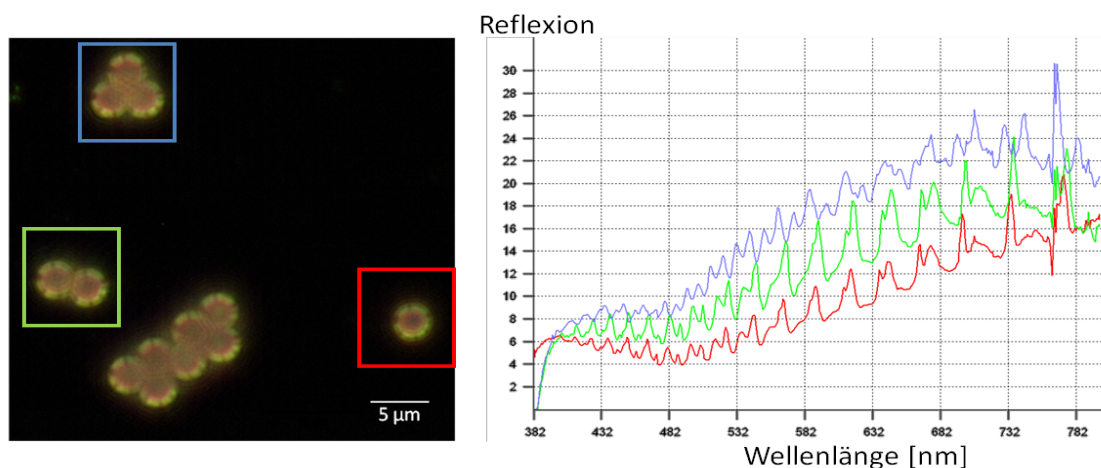


Abb. 1.3.2. Mikroskopisches Bild, sowie wellenlängenabhängige Reflexion eines Einzelpartikels bzw. eines Mehrteilchenpartikels mit 2.93  $\mu\text{m}$  Durchmesser auf Gold (die reflexionsspektren beziehen sich auf die im Bild markierten Bereiche).

Die spektralen Streumuster aus Abb. 1.3.2 zeigen Messungen an Kugeln gleicher Größe. Es kann gezeigt werden, dass die Geometrie von Einzelpartikel bzw. Mehrteilchenpartikel einen signifikanten Einfluss auf die Spektren haben. In weiteren Experimenten und Mie-Simulationen (hier nicht dargestellt) kann gezeigt werden, dass sich die charakteristischen Streuresonanzen der Latexpartikel bei kleineren Partikeln verlieren und in andere Resonanzen übergehen, die von der Goldoberfläche dominierend sind. Daraus lassen sich spektrale Abhängigkeiten wie Morphologie und Topologie für die spektrale Charakterisierung der Chromosomen ableiten.

In der Arbeitsgruppe Kienle (ILM Ulm) werden hierzu Simulationen zur winkelaufgelösten Streuung an Mehrkugelsystemen durchgeführt. Zur grundsätzlichen Untersuchung der Lichtausbreitung bzw. -streuung an mikroskopisch großen Streuern wurden verschiedene Mehrteilchensysteme sowohl mit analytischen Lösungen der Maxwellgleichungen als auch mit Monte-Carlo-Simulationen zur Lösung der Transportgleichung berechnet. Es wurden Rechnungen in zwei und drei Dimensionen durchgeführt. Im ersten Fall waren die Streuer Zylinder im zweiten Fall Kugeln. Dabei wurde jeweils die Konzentration der Streuer in einem



definierten Volumen verändert. Im Allgemeinen wurde eine sehr gute Übereinstimmung der beiden Theorien für kleine und mittlere Streudichten erhalten. Für größere Konzentrationen treten systematische Abweichungen aufgrund der abhängigen Streuung auf. Außerdem findet man bei der Berechnung des differentiellen Streuquerschnitts Unterschiede in Vorwärts- und Rückwärtsstreuung aufgrund von kohärenten Streuprozessen, die von der Monte-Carlo-Simulation nicht berücksichtigt werden. Die Abbildung 1.3.3 zeigt den berechneten differentiellen Streuquerschnitt für ein Mehrkugelsystem, das sich in einem Würfel mit einer Kantenlänge von 20  $\mu\text{m}$  befindet. Die Anzahl der Kugeln in dem Würfel wurde von einer bis zu maximal 1000 Kugeln verändert, wobei eine ebene Welle auf eine der Würfelflächen senkrecht auftrifft.

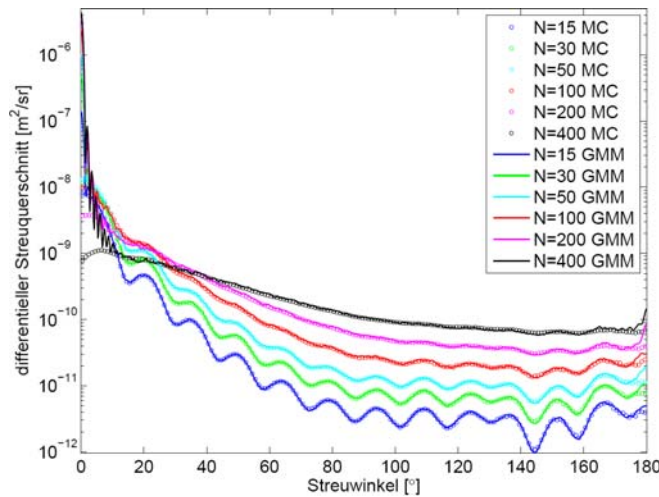


Abb.1.3.3. Differentieller Streuquerschnitt versus Streuwinkel für verschiedene Kugelkonzentrationen (N: Anzahl der Kugeln), berechnet einerseits mit analytischen Lösungen der Maxwell-Gleichung (GMM) und andererseits mit der Monte Carlo Simulation (MC). Der Durchmesser der Kugeln beträgt 2  $\mu\text{m}$ .

Im Weiteren werden nun die Ergebnisse der Messungen von Reutlingen mit den Simulationen von Ulm verglichen. Es soll ein mögliches Modell bzgl. der Lichtstreuung für die Charakterisierung der Chromosomen abgeleitet werden.

## Schwerpunkt 2: Photonische Sensorik / Teilprojekt 2.1: Miniatur-Lasersensor (Koordination: HS Konstanz, Projektpartner: HS Furtwangen)

**Gesamtziel: Aufbau und Verifikation eines miniaturisierten Lasersensor- und -aktuatorsystems zur präzisen Messung von Abständen, Winkeln und Profilen**

### **Projektziel 1: Entwicklung eines miniaturisierten Aktuators**

Der Aktuator wird im Hinblick auf die folgenden beiden Anwendungsgebiete entwickelt:

- (i) Zur Strahlkontrolle hinsichtlich zukünftiger Satellitenmissionen
- (ii) für die Profilometrie: als Aktuation des Messstrahls des Interferometers über eine zu untersuchende Oberfläche

Entsprechend den beiden Anwendungen wurden die Spezifikationen für den Aktuator festgelegt und in Zusammenarbeit der Hochschulen Konstanz und Furtwangen ein erstes Aktuorkonzept entwickelt. Im ersten Schritt wird dabei eine mikromechanische Drehspiegel-Aktuation entsprechend Abb. 2.1.1 entworfen. Der maximale Drehwinkel soll  $\pm 1$  mrad betragen, das Winkelrauschen  $< 20$  nrad/ $\sqrt{\text{Hz}}$ , und Drehachse und Spiegeloberfläche sollen möglichst exakt ( $\sim 100$  nm) zusammenfallen. Ziel ist die Minimierung von Ablagefehlern während der Verstellung, durch zwei Maßnahmen: (i) Drehachse, Spiegeloberfläche und Reflexionspunkt sind bekannt und möglichst vereint, sodass Fehler minimiert werden und (ii) die Trajektorie des Reflexionspunktes während der Aktuation ist bekannt durch Simulation. Eventuelle residuale Ablagefehler können somit durch „post-processing“ eliminiert werden.

Das Design basiert auf der an der Hochschule Furtwangen etablierten auf Silizium basierten Mikrosystemtechnologie mittels elektrostatischer Stellung, welche höchste Stabilität verspricht. Spiegel, Drehachse und Halterung werden monolithisch aus einem einzigen Siliziumwafer gefertigt. Es wurden dazu erste analytische Rechnungen sowie Modelle mittels 3D Finite-Elemente Software (ANSYS) durchgeführt, wobei verschiedene Spiegel-Geometrien simuliert wurden. Die Ergebnisse sind noch vorläufig, und das resultierende Design wird im Januar erwartet.

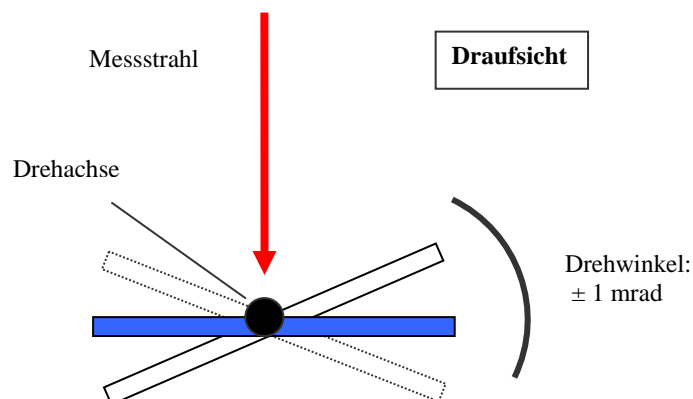


Abb. 2.1.1. Schemazeichnung des Aktuators.

### **Projektziel 2: Entwicklung eines miniaturisierten Sensorkopfes**

Ein Interferometer-Aufbau im Labor der Hochschule Konstanz wurde für Pikometer-Genauigkeit in der Translationsmessung bzw. Nanoradian-Genauigkeit in der Winkelmessung weiterentwickelt. Ein verbessertes Vakuumsystem und eine

Temperaturstabilisierung für die Optomechatronik, sowie Stabilisierungen der Intensität und Laserfrequenzen (PLL) wurden dabei implementiert. Um höchste Gleichtakt-Unterdrückung zu erhalten, wurde das Design hochsymmetrisch realisiert. Beides zusammen resultierte in einem Genauigkeitserfolg von über einem Faktor 5 ( $2\text{pm/rtHz}$  und  $3\text{rad/rtHz}$ ). Abbildung 2.1.2 zeigt den Aufbau des Lasersystems und der Optomechatronik.

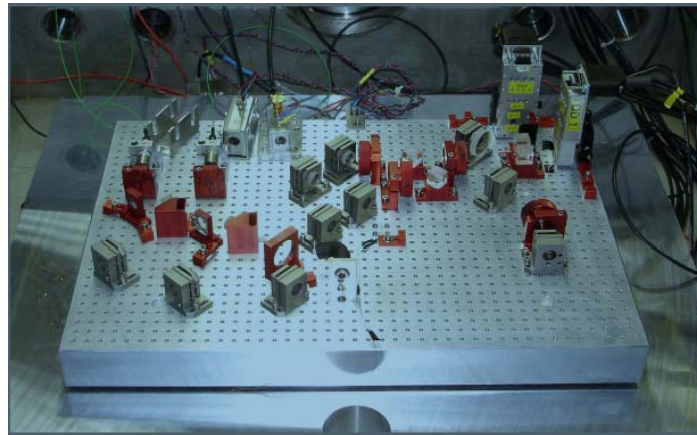


Abb. 2.1.2. Neuentwickelter hochauflösender Laserinterferometer-Setup. Links: Lasersystem mit Nd:YAG-Laser und AOMs, rechts: Interferometer-Optomechanik im Vakuum. Der Aufbau ist symmetrisch in seinen optischen Pfaden.

Im Hinblick auf den Einsatz im Weltraum wie auch in der industriellen Umgebung wird innerhalb des ZAFH-Projektes ein miniaturisierter Sensorkopf entwickelt, der die dafür notwendige mechanische und thermische Stabilität gewährleisten soll. Ein vorläufiges Design des Sensorkopfes mit einer Grundplatte aus einer thermisch und mechanisch hochstabilen Glaskeramik (Zerodur) ist Abbildung 2.1.3 gezeigt.

In einem ersten Schritt wurden Vortests zur Aufbau- und Verbindungstechnologie durchgeführt (betreffend die Verbindung der optischen Komponenten auf der Grundplatte, vgl. Abbildung 2.1.4, links). Die Hydroxide-Catalysis Bonding Technologie wie auch das Kleben mittels 2-Komponenten Kleber wurde hinsichtlich der mechanischen (Langzeit-) Stabilität sowie der Möglichkeit des Justierens der optischen Komponenten während des Klebprozesses untersucht. Bei ähnlichem Aufwand liefern beide Verbindungstechnologien die notwendige mechanische und optische Stabilität (vgl. Messung in Abbildung 2.1.5). Es zeigte sich, dass in beiden Fällen ein großer Aufwand vonnöten ist, um die Strahlen mit der nötigen Präzision zu justieren, d.h. entsprechende Justierungs-Tools müssen entwickelt werden.

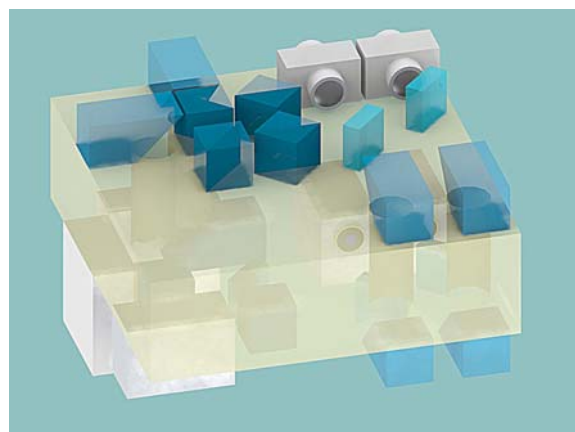
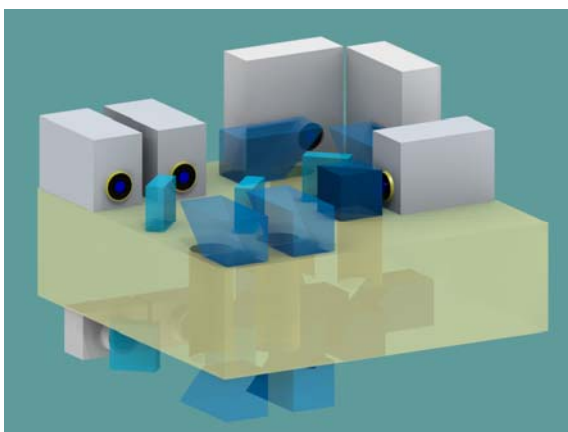


Abb. 2.1.3. CAD-Design eines Miniatur-Sensorkopfes.

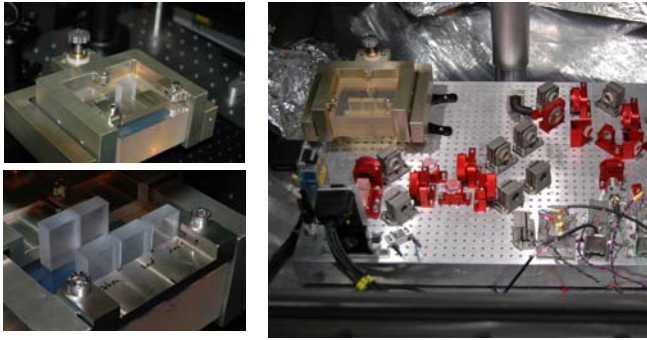


Abb. 2.1.4: Testboard aus Zerodur mit geklebten und gebondeten Spiegeln (links), sowie Testboard nach Einbau in das hoch auflösende Interferometer (rechts).

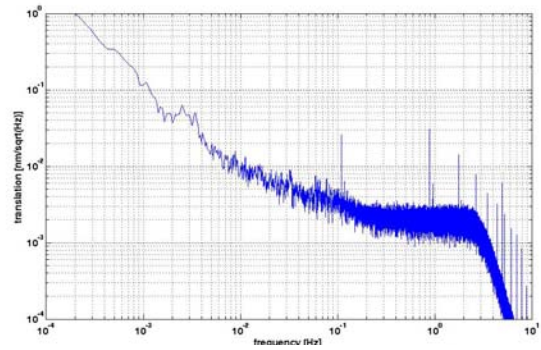


Abb. 2.1.5: Mit Interferometer gemessene spektrale Rauschdichte (Referenzspiegel gebondet, Messspiegel geklebt).

### Projektziel 3: Entwicklung eines DBR-Laserdiodenmoduls

Es wurden zwei neue Lasersysteme auf der Grundlage von DBR (Distributed Bragg Reflection) Laserdioden entwickelt, welche in einem nächsten Schritt als Lichtquelle im Interferometer eingesetzt werden sollen. Sie weisen etwa gleiche Wellenlängen auf, sodass auf bestehende Optiken und Detektoren zurückgegriffen werden kann. Vorteile dieser neuen alternativen Lasersysteme sind neben den geringeren Kosten (etwa eine Größenordnung geringer) auch die geringere benötigte elektrische Leistung, weniger Ansteuerungselektronik und ein kleineres Gewicht. Die Laserdiode (mit einer Linienbreite  $< 1$  MHz) ist auf einem temperaturstabilisierten Kupferblech montiert, das Aluminiumgehäuse beinhaltet Kollimationslinse, Isolator und Fasereinkopplungsoptik. Somit steht das Laserlicht gleich fasergekoppelt zur Weiterverarbeitung zur Verfügung. Die DBR-Dioden werden derzeit hinsichtlich Frequenz- und Amplitudenstabilität, Linienbreite und Modulationsbandbreiten charakterisiert. Die ersten Ergebnisse sind in Abbildung 2.1.6 zu sehen. Nächster Schritt ist der Eignungstest zum Einsatz in der höchstauflösenden Interferometrie. Dabei sind neben der geringer intrinsischer Linienbreite und hohe freilaufende Frequenzstabilität auch Modulationseigenschaften (ausreichend große Bandbreite) von großer Bedeutung.

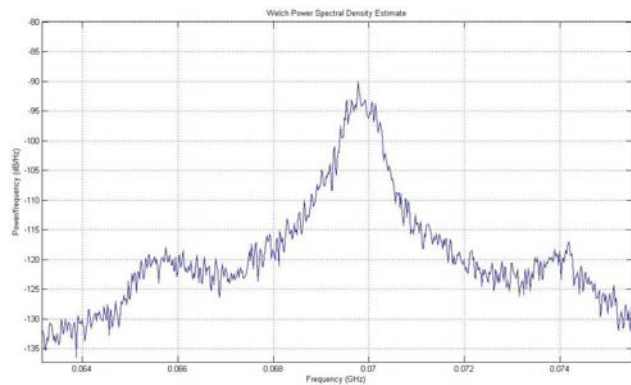
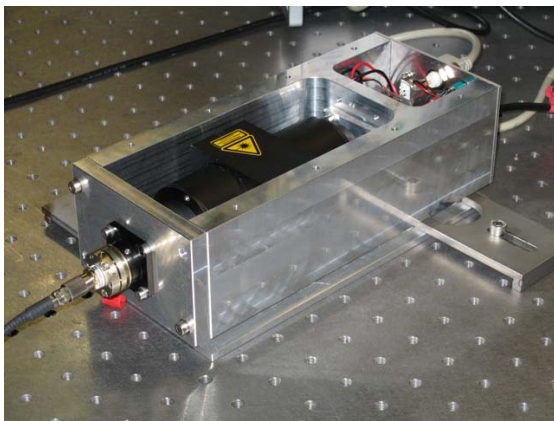


Abbildung 2.1.6: Links: Lasermodul, basierend auf einer DBR Laserdiode (mit Kollimationsoptik, optischem Isolator und Fasereinkopplung). Rechts: gemessene Linienbreite.

**Teilprojekt 2.2: Faseroptischer Gassensor**  
 (Koordination und Projektdurchführung: HS Furtwangen)

**Gesamtziel: Entwicklung und Verifikation eines kompakten Sauerstoffsensors auf der Basis der Laser-IR-Spektroskopie und photonischer Bandgap-Fasern (PCF)**

**Projektziel 1: Referenzspektrum und Abschätzung der Absorptionslänge**

Die Absorptionslinien von Sauerstoff liegen in einem Wellenlängenbereich von 760nm bis 770nm. Dabei variieren die Extinktionskoeffizienten um 2 Zehnerpotenzen [1]. Durch die Variation des Injektionsstroms von der Laserschwelle bis zum maximal möglichen Strom kann jedoch ein Wellenlängen-Durchstimmbereich einer VCSEL-Diode von nur etwa 1nm erzielt werden. Zur Abschätzung der Absorptionslänge ist daher die genaue Identifikation der Sauerstoffabsorptionslinien notwendig. Dazu wurde das Sauerstoffspektrum von Luft bei einer Absorptionslänge von 2 m durch Variation des Injektionsstroms der VCSEL-Diode aufgenommen (Abb. 2.2.1.a). Die Identifikation der Absorptionslinien wurde mit Hilfe eines Gitterspektrometers und eines Festkörper-Etalons durchgeführt (Abb.2.2.1b - d und Tab.2.2.1).

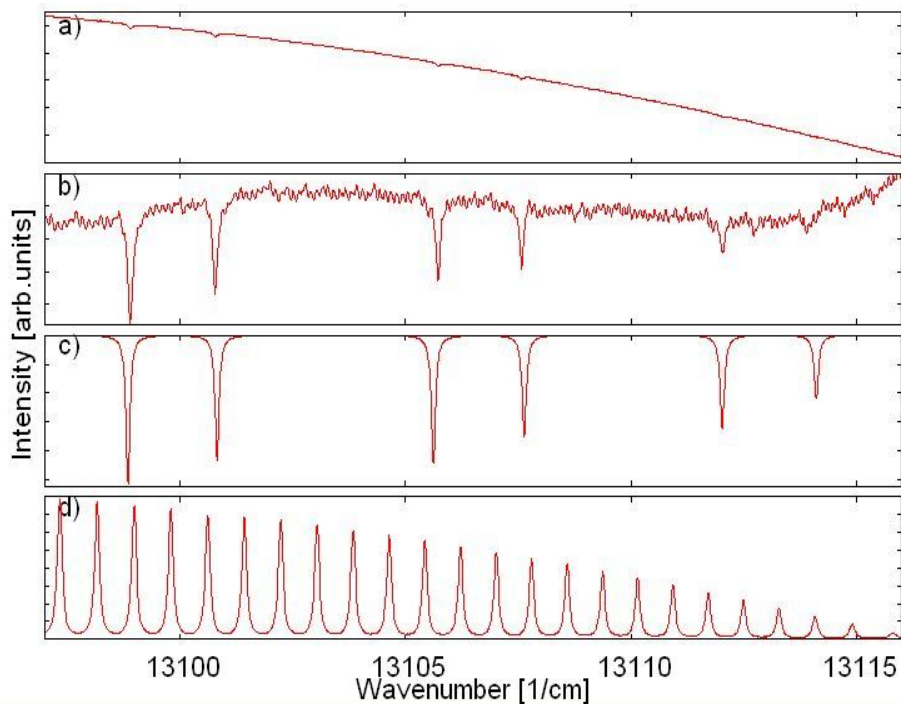


Abb.2.2.1. Referenzspektrum in Luft durch Variation des Laserstroms bei einer freien Luftstrecke von 2m (a), Differenzsignal nach Subtraktion der Grundlinie (b), mit [1] berechnetes Spektrum (c) und Signal des Festkörper-Etalons zur Identifikation der Sauerstofflinien (d).

|                                 |                |                |                |                |                |                |
|---------------------------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|----------------|
| <b>Energie[cm<sup>-1</sup>]</b> | 13114,100<br>9 | 13112,016<br>6 | 13107,629<br>1 | 13105,617<br>5 | 13100,822<br>3 | 13098,848<br>8 |
| <b>Linie</b>                    | P3Q2           | P3P3           | P5Q4           | P5P5           | P7Q6           | P7P7           |

Tab. 2.2.1: Sauerstoff-Absorptionslinien [1] (Energie in Wellenzahlen)

Die Abschätzung der notwendigen Absorptionslänge ergab hieraus einen Wert von ca. 2m.

## Projektziel 2: Entwicklung eines Vakuumadapters und erste PCF-Messungen

Ein Vakuumadapter für die Hohlleiter wurde konstruiert und gefertigt (Abb.22.2).

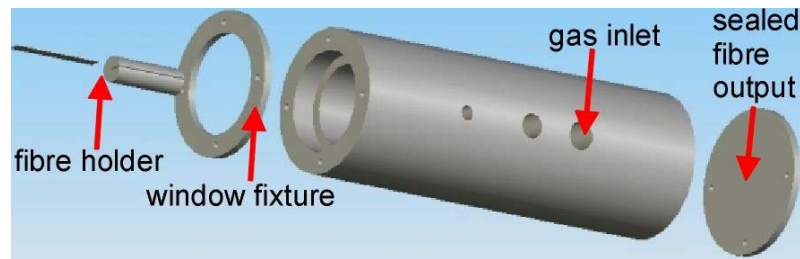


Abb.2.2.2. Vakuumadapter für PCF

Wegen der einfacheren Justage des Laserstrahls auf die Hohlleiter liegt die Laserdiode außerhalb, die Einkopplung erfolgt über eine Linse. Nachteilig ist hier, dass ein Teil des Absorptionsweges immer in Luft geführt wird. Mit diesem einfach zu justierenden System wurden Messungen mit der Hohlleiter unter unterschiedlichen Druckbedingungen (Unterdruck und Überdruck) durchgeführt (Abb.2.2.3). Es zeigte sich, dass das System grundsätzlich funktioniert. Es wurde jedoch im Vergleich zur Messung über eine freie Luftstrecke eine bedeutende Zunahme des Signalrauschens beobachtet, das die Bestimmung der Sauerstoffkonzentration mit der gewünschten Genauigkeit erheblich erschwert.

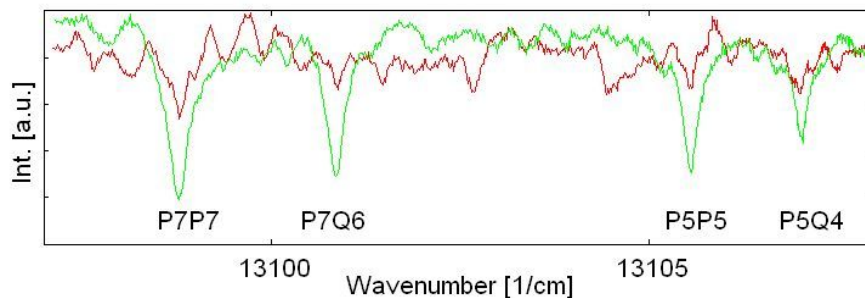


Abb. 2.2.3. Sauerstoffspektrum mit PCF und Vakuumadapter bei 100Pa (rot) und  $4 \times 10^5$  Pa (grün)

Zur weiteren Untersuchung dieses nicht erwarteten Verhaltens werden zurzeit umfangreiche Untersuchungen durchgeführt. Mit Hilfe der physikalischen Simulationssoftware COMSOL sollen Simulationsrechnungen durchgeführt werden mit dem Ziel der Analyse des PCF-Transmissionsspektrums in Bezug auf die Bandbreite der Lichtquelle und Unregelmäßigkeiten des PCF-Gitters.

Die bisherigen experimentellen Untersuchungen zu Rauschverhalten haben folgende Ergebnisse gezeigt:

- Das Signalrauschen hängt sehr empfindlich ab von der Einkopplung des Lasers in die Faser ab (eine Rückkopplung durch Reflexion in die Laserdiode konnte ausgeschlossen werden). Mechanische Belastungen der Hohlleiter ändern das Rauschen erheblich.
- Das Signalrauschen trat nicht auf, wenn ein Kantenemitterlaser mit einer höheren Bandbreite verwendet wurde. Ein derartiger Laser ist jedoch wegen seiner zu hohen Bandbreite nicht für spektroskopische Untersuchungen geeignet. Diese Beobachtung steht im Einklang mit der Transmissionskurve des Herstellers, die mit einer Lichtquelle der Bandbreite von 3nm gemessen wurde.
- Untersuchungen der spektralen Eigenschaften der eingesetzten VCSEL-Diode mit einem Fabry-Perot-Etalon zeigten, dass diese über den gesamten Strom- bzw. Wellenlängenbereich einen stabilen Einmodenbetrieb aufwies.
- Mit einem Beamprofiler wurde die aus der Hohlleiter austretende Strahlung im Fernfeld und Nahfeld untersucht. Fernfelduntersuchungen zeigten deutliche Richtungs-

abhängigkeiten der austretenden Strahlung in Abhängigkeit von der Wellenlänge. Nahfeldanalysen zeigten darüber hinaus, dass die austretende Strahlung keinem Gaussprofil entspricht (Abb.2.2.4).

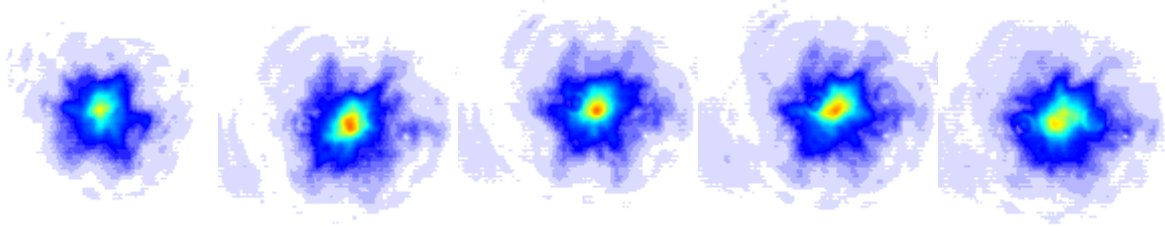


Abb.2.2.4: Nahfeldprofil am Ausgang der PCF bei unterschiedlichen Wellenlängen

Die bisherigen Ergebnisse legen den Schluss nahe, dass die Ursachen des Rauschverhaltens im spektralen Transmissionsverhalten der PCF zu suchen sind.

Unabhängig davon, ob die Ursachen für das Signalrauschen herausgefunden werden können, werden zurzeit folgende Lösungsansätze zur erfolgreichen Messung der Sauerstoffkonzentration mit der gewünschten Genauigkeit verfolgt:

- Elimination des Signalrauschens durch piezomechanisches Wobbeln der Faser (Wobbelfrequenz kHz  $\gg$  Messfrequenz  $\approx$  100Hz).
- Da das Signalrauschen relativ stabil erscheint bei gleichbleibenden Messbedingungen, kann bei 0% Sauerstoffkonzentration eine Referenzmessung durchgeführt werden, die dann von der jeweiligen Konzentrationsmessung subtrahiert wird.

Mögliche Alternativen, die ebenfalls verfolgt werden, sind:

- Einsatz von flexiblen Glaskapillaren (Hohlleiter mit normalen Reflexionseigenschaften, d.h. keine Totalreflexion und damit höhere Dämpfung)
- FMS (Frequency Modulation Spectroscopy) und WMS (Wavelength Modulation Spectroscopy) als mpfindlichkeitssteigernde Messmethoden

### ***Projektziel 3: Entwicklung eines Vakuumadapters mit integrierter Laserdiode***

Zur Vermeidung des Einflusses des Umgebungsluftwegs, wie es mit dem oben beschriebenen Vakuumadapter unumgänglich ist, wird im Augenblick ein Vakuumadapter entwickelt, bei dem die Laserstrahlung über eine GRIN-Linse in die Hohlleiter eingekoppelt wird. Da der Abstand der Laserdiode zur GRIN-Linse nur wenige Millimeter beträgt, kann die Laserdiode außerhalb des Vakuumadapters liegen. Die GRIN-Linse bildet zugleich das Einkoppelfenster. Auf diese Weise werden aufwändige elektronische Durchführungen in die Vakuumkammer vermieden. Insgesamt ist die Gesamtjustierung von Laserdiode, GRIN-Linse und Hohlleiter nicht unproblematisch, jedoch mit Hilfe feinwerktechnischer Führungen realisierbar.

### ***Zusammenfassung und Ausblick***

Erste Messungen der Sauerstoffkonzentration waren erfolgreich, jedoch von nicht erwartetem erhöhtem Signalrauschen begleitet. Es gibt erfolgversprechende Ansätze, die aufgetretenen Probleme zu lösen. Offen sind ebenfalls noch Untersuchungen zu Füll- und Evakuierungszeit der PCF bei den erforderlichen Längen.

### ***Literatur***

[1] Rothman, L.S. et al, "The HITRAN 2004 molecular spectroscopic database", Journal of Quantitative Spectroscopy and Radiative Transfer 96, 139-204 (2005)

## **Teilprojekt 2.3: Fabry-Perot-Biosensor**

*(Koordination: HS Furtwangen; Projektpartner: HS Aalen, ILM Ulm)*

### **Gesamtziel: Entwicklung und Validierung eines miniaturisierten photonischen Biosensors**

Das Projekt „Fabry-Perot-Biosensor“ umfasst die Entwicklung und Validierung eines miniaturisierten photonischen Biosensors. Die physikalische Grundstruktur des mikrotechnischen Fabry-Pérot-Biosensors ist ein Fabry-Perot-Interferometer, das aus mehreren Schichten besteht, wobei jeweils 3 aufeinanderfolgende Schichten (zwei DBRs; dielectric bragg reflectors) und eine dazwischen liegende, ebenfalls dielektrische Abstandsschicht (optische Dicke  $\lambda/2$ ) eine Einheit bilden. Alle Schichten sollen durch poröses Silizium ausgebildet werden, das als multifunktionales Material dient und dessen Brechungsindex während des Herstellungsprozess (Anodisierung) in den jeweiligen Schichten gezielt und passend eingestellt wird. Auf diese Weise entsteht ein schmalbandiges optisches Filter. Wellenlänge und Finesse können durch den Aufbau (insbesondere Anzahl der Perioden und Brechungsindexdifferenz zwischen den Einzelschichten) auf die jeweilige Anwendung angepasst werden.

### **Projektziel 1: Design des Biosensors**

*Modellierung und Simulation.* Wichtige Fragestellungen zum Sensordesign konnten bereits erarbeitet werden. So können wir mit Hilfe des speziell für das Projekt beschafften Simulationsprogramms Macleod für verschiedene Zielcharakteristika der Multilayer-Strukturen (z.B. spektrale Charakteristik eines DBR) die erforderlichen Schichtfolgen bestimmen und die kritischen Parameter und deren Einfluss auf das Resultat der entstehenden Struktur verstehen. Der Ansatz über Modellbildung und Simulation beschleunigt den gesamten Entwicklungsprozess und liefert sehr gezielte Anforderungen für die technologischen Arbeiten (Projektziel 2). Ein Vergleich mit Literaturwerten für den zu erwartenden Brechungsindex von porösem Silizium zeigt, dass die gewünschten Grundstrukturen prinzipiell mit unserem Ansatz herstellbar sind. Die erforderlichen Dicken der Einzelschichten liegen bei typisch 30-80 nm, die Brechungsindizes im Bereich zwischen 1,2 und 2,2. Als Beispiel sind in Abb. 2.3.1 die simulierten Spektren verschiedener Grundstrukturen dargestellt.

### *Sensorgesamtkonzept*

Neben der photonischen Grundstruktur (z.B. Fabry-Perot-Interferometer) sind weitere Komponenten erforderlich, die zu einem Gesamtsystem integriert werden können und dann das Biosensorsystem bilden. Neben der stets möglichen Auswertung der spektralen Information mittels eines miniaturisierten Spektrometers wird derzeit eine deutlich kostengünstigere Variante untersucht, bei der durch mehrere LEDs eine geeignete spektrale Lichtverteilung erzeugt werden kann, aus der in Verbindung mit den photonischen, z.B. als optische Filter wirkenden (s. Abb. 2.3.1 unten) Grundstrukturen das Sensorsignal extrahiert werden kann.

### **Projektziel 2: Technologieentwicklung DBR, Schichtcharakterisierung und -optimierung**

Die ersten Arbeitspunkte für die Herstellung von porösem Silizium mit passendem Brechungsindex, wie z.B. in Abb. 2.3.1 verwendet, wurden durch Auswertung der Literatur festgelegt. Es wurden erste poröse Schichten hergestellt, die in ihrem Brechungsindex nahe an den gewünschten Werten liegen sollten. Bei der Auswertung der ellipsometrischen Messungen an zunächst realisierten Einzelschichten müssen Modellannahmen zur Schicht



gemacht werden. Die Ellipsometriemessungen lassen sich nur mit einem Dreischichtmodell fitten (Siliziumsubstrat, poröses Silizium,  $\text{SiO}_2$ ). Mit einem Zweischichtsystem nur mit Siliziumsubstrat und poröses Silizium können die Ergebnisse nicht gefittet werden. Verändert man nun die Anodisierungsbedingungen (z.B. Stromdichte  $j$ ), so ändert sich nach der die Messergebnisse nachbildenden Simulation v.a. die Dicke der  $\text{SiO}_2$ -Schicht im Dreierpaket. Dieses Ergebnis ist zwar qualitativ durchaus verständlich, da bei porösem Silizium mit Porgößen und Porzwischenräumen im Bereich weniger Nanometer durchaus von der Ausbildung von natürlichem Oxid auszugehen ist, das dann entsprechend einen großen Volumenanteil hat. Quantitativ ist allerdings das Modellierungsergebnis insofern überraschend, dass sich die Herstellungsbedingungen zumindest gemäß der Anpassung an die experimentellen Kurven praktisch nicht auf den Brechungsindex der zentralen Schicht, nämlich der porösen, auswirken. Die Gültigkeit des verwendeten Modells und die sich daraus ergebenden Schlussfolgerungen für die Schichtherstellung müssen in Zukunft noch genauer überprüft werden.

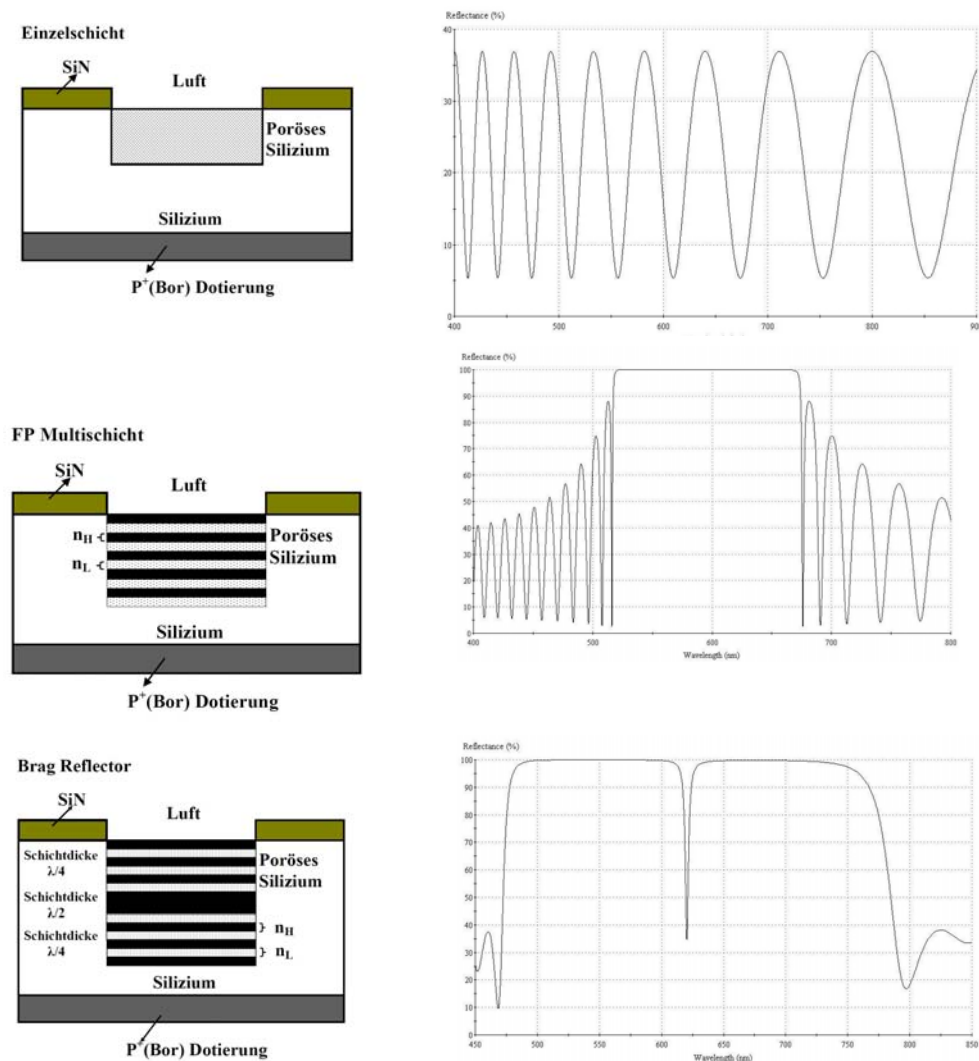
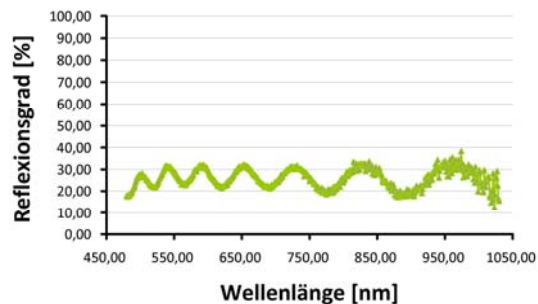
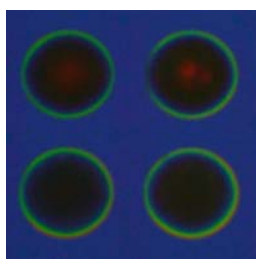


Abb. 2.3.1. Links: Aufbau der jeweilig untersuchten Grundstruktur (Querschnitt), rechts: Simulationsergebnisse; von oben nach unten: Einzelschicht, Multischicht, FP Filter

Parallel zur Charakterisierung von Einzelschichten wurden schon orientierende Versuche mit Mehrschichten gemacht. Einen optischen Eindruck bekommt man aus Abb. 2.3.2.a. Abb. 2.3.2.b zeigt das gemessene Spektrum. Die Struktur war eigentlich so ausgelegt, dass sich eine DBR-Schichtfolge (Abb. 2.3.1 Mitte) ergeben sollte. Demgegenüber entspricht das gemessene Spektrum eher einer Einzelschicht auf Si-Substrat. Vermutlich konnten mit den ersten Technologiedurchläufen noch nicht die optimalen Parameter bestimmt werden. Wir gehen davon aus, dass derzeit die Variation des Stroms während der sehr kurzen

Anodisierungszeit pro Einzelschicht (im Bereich von Prozesszeiten von einigen Sekunden) noch nicht zur Einstellung von Gleichgewichtsbedingungen führt und dadurch die eigentlich angestrebte Modulation des Brechungsindexverlaufs sich noch nicht eingestellt hat.



a

b

Abb. 2.3.2: (a) Mikroskopaufnahme der runden Teststrukturen und (b) Messung einer Multischicht aus porösem Silizium, Prozessbedingungen: Silizium: 10-15  $\Omega$  cm, Anzahl der Schichten: 20, Elektrolyt: 30w.t.%;HF, Stromdichten: 70mA/cm<sup>2</sup> und 20mA/cm<sup>2</sup>

#### Benetzung der inneren Oberfläche der porösen Schicht:

Für die spätere Anwendung von porösem Silizium als Biosensor ist es erforderlich, dass sich eine gute Benetzung der inneren Oberflächen (Poren) einstellen lässt. Benetzungsversuche mit Kontaktwinkelmessungen liefern folgende Ergebnisse:

- Native PS Schicht: hydrophob, nur 1%-2% der spezifischen Oberfläche wird benetzt
- Oxidierte PS Schicht: hydrophil, ca. 30%-43% der spezifischen Oberfläche wird benetzt

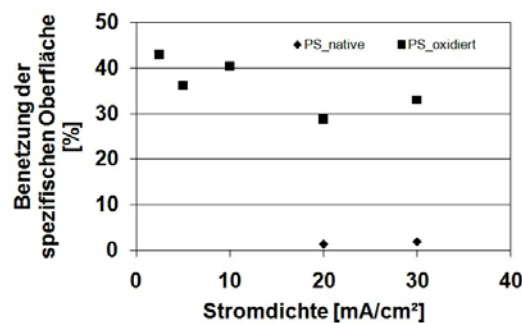


Abb. 2.3.3 Benetzung der inneren Oberfläche von PS

Die Abhängigkeit der Benetzung von der Stromdichte und die Wirkung der thermischen Oxidation ist in Abb. 2.3.3 dargestellt. Thermische Oxidation hat mehrere Funktionen: es verbessert die Benetzung der inneren Oberfläche, reduziert die Absorptionsverluste, stabilisiert die Oberfläche und verbessert die Langzeitstabilität.

#### Zusammenfassung und Ausblick:

Obwohl die Arbeiten in diesem Teilprojekt erst im Sommer 2008 aufgenommen werden konnten, da erst zu diesem Zeitpunkt ein Projektmitarbeiter zur Verfügung stand, konnten schon wichtige Aufgaben erledigt werden. Da das Sensordesign (erster Arbeitspunkt) sehr stark von den technologischen Parametern - insbesondere Brechungsindexverlauf im porösen Silizium - abhängt, haben wir Teile des 2. Arbeitspunkt, der erst zwischen den 7. und 12. Projektmonat geplant war, vorgezogen.

Beiträge der Projektpartner kommen erst in einer späteren Projektphase zum Tragen. Die Arbeiten befinden sich im Zeitplan. Die für Multilayer-Strukturen erforderliche Brechungsindex-Variation soll durch Verwendung von hochdotiertem Silizium (0.01 $\Omega$ cm) und Optimierung der Elektrolytkonzentration erreicht werden.

## **Teilprojekt 2.4: 4D-Fertigungsmesstechnik**

*(Koordination: HS Aalen; Projektpartner: HS Furtwangen und Konstanz)*

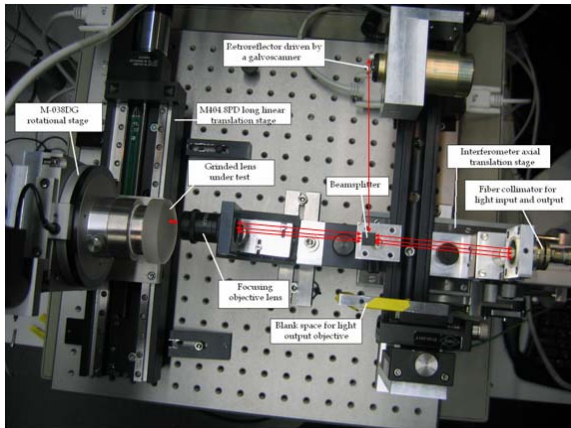
### **Gesamtziel: Entwicklung und Validierung der 4D-Fertigungsmesstechnik in der Prozesskontrolle zur Herstellung geschliffener Formflächen**

Bei der Herstellung von asphärischen- und Freiformflächen aus Glas, spielt die Messung von geschliffenen Glasteilen mit einer hohen Genauigkeit eine sehr wichtige Rolle in Bezug auf die erreichbare Oberflächenqualität, sowie auf die Fertigungskosten. Deshalb ist es notwendig ein Messgerät zu haben, um wichtige Aspekte wie z.B. Oberflächentopographie und Tiefenschädigung (SSD - subsurface damages) während und nach einem Schleifprozess zu überprüfen. Die üblicherweise verwendeten taktilen Messgeräte haben eine ausreichende Genauigkeit für die Vermessung von geschliffenen Oberflächentopographien, sind jedoch eingeschränkt in ihrer Lateralauflösung, welche für die Erkennung von Tiefenschädigungen erforderlich ist. Insbesondere die zerstörungsfreie Messung von SSD ist eine große Herausforderung bei der Vermessung von geschliffenen Oberflächen. Um SSD zu detektieren wurde im Jahr 2007 eine dreidimensionale optische Methode, basierend auf der Kurzkohärenzinterferometrie, in der HS Aalen aufgebaut und erste Tests durchgeführt.

Im Rahmen dieses Teilprojekts sollen an der HS AA in Zusammenarbeit mit der HS FU neue interferometrische Verfahren auf der Basis der optischen Kohärenztomographie (OCT) zur Vermessung geschliffener Freiformflächen entwickelt und prozessnah erprobt werden. Die Aufgaben für das erste Jahr sind, den OCT-Aufbau aufzubauen, zu testen und die Eignung für die Tiefenschädigungsmessungen (SSD-Messung) nachzuweisen (Abb. 2.4.1).

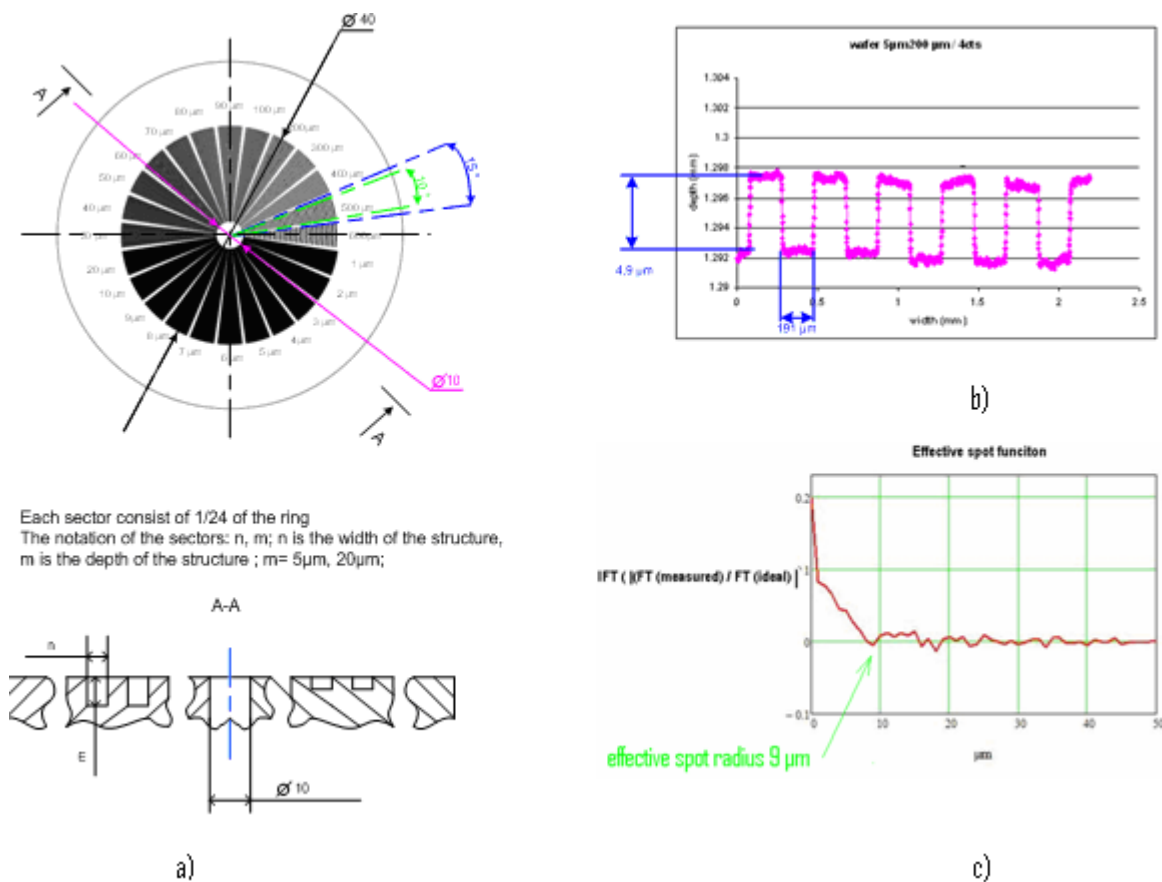
### **Projektziel 1: Scannender optischer Kohärenztomograph mit schnellem Autofokus**

Um die Genauigkeit der Tiefen- und Lateralauflösung des Aufbaus zu überprüfen, wurde eine auf einem geätzten Silicium-Wafer basierende Testprobe konstruiert und gefertigt (Abb. 2.4.2a). Die rechteckige Gitterform wurde mit OCT (Abb. 2.4.2.b), mit einem Abstand von  $1\mu\text{m}$  zwischen zwei Messpunkten gemessen. Mit dem vorhandenen Aufbau war es möglich, Strukturen oberhalb  $10\mu\text{m}$  mit einer Tiefenauflösung von  $0.09\mu\text{m}$  und von Strukturen zwischen  $10\mu\text{m}$  und  $4\mu\text{m}$  mit einer Tiefenauflösung von  $2\mu\text{m}$  zu vermessen. Strukturen unterhalb  $4\mu\text{m}$  konnten allerdings mit der vorhandenen Konfiguration des Aufbaus nicht aufgelöst werden. Der berechnete effektive Spotdurchmesser des Aufbaus beträgt etwa  $18\mu\text{m}$  (Abb. 2.4.2.c). Während des ersten Projektabschnitts haben wir verschiedene Messungen mit dem OCT-Aufbau durchgeführt, um die Eignung des Geräts zu überprüfen. So wurden Materialien wie Glas (geschliffen und poliert), Silber- und Goldspiegel, verschiedene Keramiken sowie Silicium-Wafer bezüglich ihrer Tiefenschädigungen gemessen und geprüft. Eine dieser Messungen sowie die daraus gewonnenen Ergebnisse sind in den Bildern 2.4.3 und 2.4.4 zu sehen. Die Idee war, drei verschiedene Glasproben zu erstellen, die mit drei verschiedenen Werkzeugen (Diamantwerkzeuge mit Korngrößen von  $20\mu\text{m}$ ,  $45\mu\text{m}$  und  $96\mu\text{m}$ ) geschliffen werden. Dadurch kann das Ausmaß der entstehenden Tiefenschädigungen bereits im Vorfeld abgeschätzt werden. Als Faustformel ("COM summer school, Funkenbusch, 1997") kann man annehmen, dass die SSD für eine geschliffene Linse etwa der halben Korngröße des verwendeten Diamantwerkzeugs entspricht. Bei der Messung von sehr rauen Oberflächen liefert das OCT im Gegensatz zu bereits vorhandenen Messgeräten, wie z.B. dem Weisslichtinterferometer Zygo NewView 200 (Abb. 2.4.3.d, e, f), welches viele ungültige Messwerte (schwarze Pixel) erzeugt, sehr gute Messergebnisse. In Zukunft soll eine Verbesserung der Messgenauigkeit durch Modifikationen des bestehenden Aufbaus folgendermaßen erreicht werden: Wechsel vom Zeit- in den Frequenzbereich um die Scanzeit zu verringern, Vereinfachung des Justagevorgangs, Analyse der Anwendbarkeit des Aufbaus zur Untersuchung der SSD bei verschiedenen Materialien.

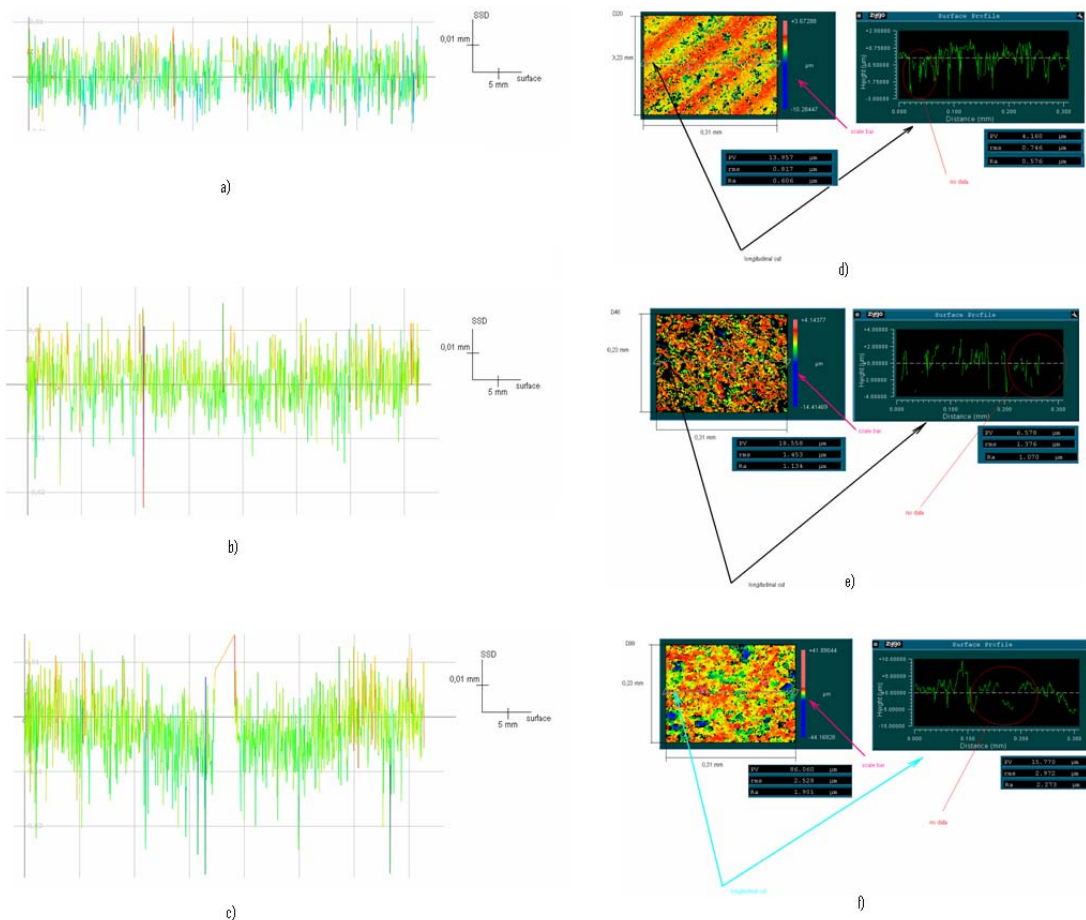


**Abbildung 2.4.1. OCT Aufbau:** Grundsätzlich ist das OCT ein Michelson-Interferometer (Abb.1). Licht wird aus einer breitbandigen, kurzkohärenten (oder „weißen“; in unserem Fall eine SLD mit  $\lambda=670\text{ nm}$ ) Lichtquelle emittiert. Durch einen Strahlteiler wird es in zwei Arme aufgeteilt – Referenz- und Messarm. Die Referenzwellenfront wird von einem periodisch scannenden Spiegel zurückgeworfen. Die Messwellenfront, welche durch ein Objektiv („Luminar 16mm 1:2.5“) auf die Probe fokussiert wird, wird von der Probe reflektiert. Diese zwei Wellenfronten werden im Anschluss daran wieder überlagert und zum Detektor weitergeleitet. Wenn der Weglängenunterschied der beiden

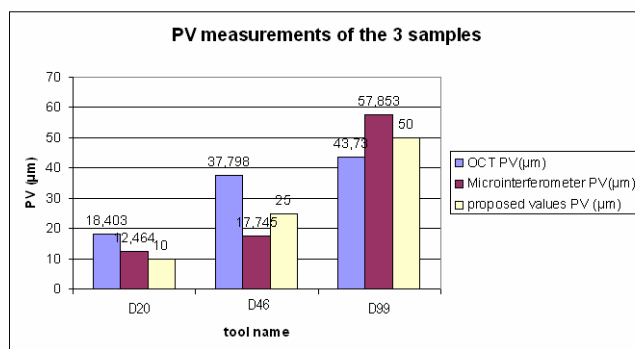
Wellenfronten klein ist (innerhalb der Kohärenzlänge der Lichtquelle), wird der Detektor Interferenzen sehen. Andernfalls werden die Wellenfronten nicht interferieren und der Detektor wird nur den Mittelwert der Intensität sehen. Der Computer steuert einerseits die Scannerspiegelbewegungen, andererseits speichert er das aufgenommene Signal des Detektors als Funktion der Spiegelposition. Das Signal des schwingenden Detektors wird demoduliert, um die Hüllkurve des Signals zu bekommen. Die Aufgabe ist es, das Maximum der Interferenzfunktion zu finden. Das Maximum entspricht der Position des Scannerspiegels, an welcher die beiden Lichtwege exakt gleich lang sind. Diesen Messvorgang bezeichnet man als A-Scan. Der Computer verschiebt daraufhin die Probe lateral und macht weitere A-Scans. Die Reihe der A-Scans bildet einen sogenannten B-Scan (lateraler Scan). Durch eine Kombination der verschiedenen B-Scans von Oberflächenschnitten ist es möglich eine ganze 3D-Oberfläche zu erzeugen.



**Abbildung 2.2.4 (a) schematische Darstellung der Probe:** Der Durchmesser jedes Wafers ist 4 Zoll. Es handelt sich hierbei um ein winkelaufgelöstes Testobjekt für unseren Messaufbau. Es besteht aus 24 Kreisausschnitten (je 13 Grad mit 2 Grad Abstand) mit Strukturen (rechteckige Z-Profile) verschiedener Raumfrequenzen (von 1,2mm pro Periode bis  $2\mu\text{m}$  pro Periode; (b) Messungen von Strukturen des Wafers von  $5\mu\text{m}$  Tiefe und  $100\mu\text{m}$  Breite; (c) Effektive Spotfunktion



**Abbildung 2.4.3.** Die Messergebnisse von 3 verschiedenen Proben die unter Verwendung von 3 verschiedenen Schleifwerkzeugen (D20, D46, D99) erzeugt wurden. (a, b, c) Ergebnisse der OCT-Messungen über die Mitte der Linsen, die Scanlänge ist ca. 35mm. (d, e, f) Ergebnisse der Mikrointerferometermessungen, Messfeldgröße 0,23mm × 0,31mm



**Abbildung 2.4.4.** Vergleich der Ergebnisse von OCT, Mikrointerferometer und der Ergebnisse nach der Faustformel.

Die weiteren Projektziele sind für die Folgejahre zur Bearbeitung vorgesehen.

### **3. Abschlussbemerkungen**

Die Arbeiten im ZAFH-PHOTON<sup>n</sup> erfolgten in Übereinstimmung mit dem Projektantrag und im vorgegebenen zeitlichen Rahmen.

Das Jahr 2008 war durch die Startphase der Verbundprojekte gekennzeichnet, in der vielfach neue Wege beschritten und neues Personal eingestellt wurden. Hierbei kam es in Einzelfällen zu zeitlichen Verzögerungen bei der Einstellung von Mitarbeitern und damit bei der Bearbeitung einzelner Teilvorhaben. Im Gegenzug wurden jedoch einige für das 2. Jahr geplante Teilprojekte bereits im 1. Projektjahr begonnen.

Die Teilprojekte wurden gemeinsam von den jeweils aufgeführten Kooperationspartnern bearbeitet; einige weitere Partner werden im 2. Projektjahr noch integriert. Zusätzlich zu den genannten Arbeitsgruppen wurden mit weiteren (externen) Partnern, insbesondere aus der Industrie, engere Kontakte geknüpft. Dies erfolgte nicht zuletzt auf Initiative von Mitgliedern des wissenschaftlichen Beirats.

Die erarbeiteten Ergebnisse sollen auf dem Photonik-Seminar am 23.04.2009 an der Hochschule Aalen vorgestellt und diskutiert werden. Hierbei bietet sich auch die Gelegenheit, auf der Basis dieser Ergebnisse kleinere Korrekturen oder Ergänzungen einzubringen bzw. neue Partner zu gewinnen.

Bedingt durch die Startphase und die Neuheit der bearbeiteten Teilprojekte resultieren noch keine Publikationen und nur eine kleinere Zahl wissenschaftlicher Vorträge. Mit entsprechenden Veröffentlichungen ist aber ab dem 2. Projektjahr zu rechnen.

Aalen, den 15.01.2009

Prof. Dr. H. Schneckenburger  
Sprecher des ZAFH - PHOTON<sup>n</sup>