



## Deutscher Studienpreis 2017

### 2. Preis in der Sektion Natur- und Technikwissenschaften

Dr. Wolfgang Wieser

### Geschwindigkeit ist Trumpf: Schonende Echtzeit-3-D-Bildgebung, nicht nur für die Medizin

Die optische Kohärenztomographie (OCT) ist ein 3-D-Bildgebungsverfahren, das es erlaubt, tomographische Bilder von der inneren Struktur von Objekten anzufertigen, mit Mikrometer-Auflösung und ganz schonend ohne ionisierende Strahlung – wie »Ultraschall mit Licht«. Mir ist es zum einen gelungen, die Geschwindigkeit der OCT um zwei Größenordnungen zu steigern, und zum anderen sämtliche Verarbeitungsschritte in Echtzeit umzusetzen. Resultat ist ein weltweit einzigartiges Echtzeit-3-D-fähiges OCT-Mikroskop. Dieser Durchbruch stellt uns vor eine Vielzahl neuer Anwendungen, von denen manche im Rahmen der Arbeit bereits demonstriert wurden: Mit dem sogenannten »Heartbeat OCT« ist es erstmals möglich, ohne Bewegungsartefakte zwischen zwei Herzschlägen hochauflösende 3-D-Bilder der Herzkranzgefäße anzufertigen. Auf großes Interesse bei Firmen stoßen auch die Anwendung als Echtzeit-3-D-Operationsmikroskop für Eingriffe z.B. an Auge und Hirn sowie die Schweißnahtinspektion beim Laserschweißen.

**Dr. Wolfgang Wieser** promovierte an der Ludwig-Maximilians-Universität München, Fach- und Spezialgebiet: Optik / Optische Kohärenztomographie

Der vorliegende Beitrag wurde beim Deutschen Studienpreis 2017 mit dem 2. Preis in der Sektion Natur- und Technikwissenschaften ausgezeichnet. Er beruht auf der 2016 an der Ludwig-Maximilians-Universität München eingereichten Dissertation »Optische Kohärenztomographie mit Millionen Tiefenschnitten pro Sekunde und hoher Bildqualität« von Dr. Wolfgang Wieser.

Eine plötzliche Geschwindigkeitssteigerung um 2 Größenordnungen erlebt man nicht alle Tage, insbesondere, wenn es sich auf ein eigentlich seit Jahren etabliertes Verfahren bezieht. Doch im Rahmen meiner Dissertation an der LMU München ist genau das gelungen. Während vorher per optischer Kohärenztomographie nur zweidimensionale Schnittbilder mit flüssiger Wiederholrate erzeugt werden konnten, ist es mir gelungen, ganze dreidimensionale Volumina ruckelfrei abzubilden – und dabei auch noch in Echtzeit darzustellen. Dieser Durchbruch eröffnet nun vielfältige neue Möglichkeiten, sowohl in der medizinischen Diagnostik wie auch in der technischen Inspektion. Ein paar dieser Anwendungen wurden im Rahmen der Arbeit auch bereits demonstriert.

### Hintergrund: Was ist optische Kohärenztomographie?

Die Funktionsweise der Ultraschall-Bildgebung ist vielen Leuten bekannt: Dabei wird eine Schallwelle auf eine zu untersuchende Probe geschickt und das zurückreflektierte Echo zeitlich und räumlich ausgewertet. Die vor ca. 25 Jahren am MIT von Prof. Fujimoto erfundene OCT (Optical Coherence Tomography) funktioniert ganz ähnlich, nur mit Licht statt mit Schall. Damit ist sie zum einen kontaktfrei, und zum anderen bietet sie eine feinere Auflösung im Mikrometer-Bereich. Dazu wird Licht auf eine Probe fokussiert und das zurückgestreute Echo wieder empfangen. Eine interferometrische Analyse erlaubt es, die Laufzeit des Lichts zu bestimmen und damit prä-

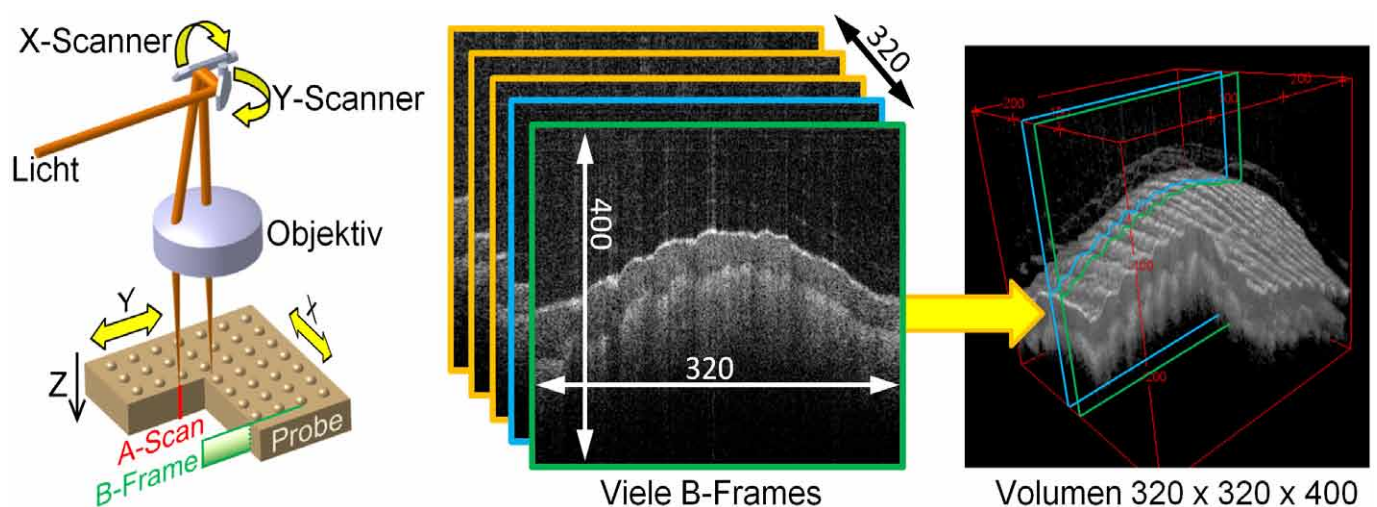


Abbildung 1: OCT-Bildgebung. Links: Typischer Aufbau zum dreidimensionalen Abrastern einer Probe. In transversaler Richtung (X,Y) wird der Lichtstrahl mittels beweglicher Spiegel zeilenweise über die Probe geführt. Als Beispiel sind zwei Strahlverläufe für verschiedene Winkel des Y-Scanner-Spiegels eingezeichnet. Das Licht wird im Objektiv auf die Probe fokussiert. An jeder transversalen Position wird ein Tiefenschnitt (A-Scan) aufgenommen. Viele solcher A-Scans nebeneinander ergeben ein 2D-Schnittbild (B-Frame). Mitte: Beispiel-OCT-Daten einer Fingerkuppe in vivo. Jedes B-Frame besteht aus 320 A-Scans. Rechts: Vollständiger 3-D-Datensatz (Volumen) der Fingerkuppe bestehend aus 320 B-Frames. Zur Visualisierung der 3-D-Funktionalität der OCT wurde nachträglich ein Teil im Volumen herausgeschnitten (eigene Aufnahmen).

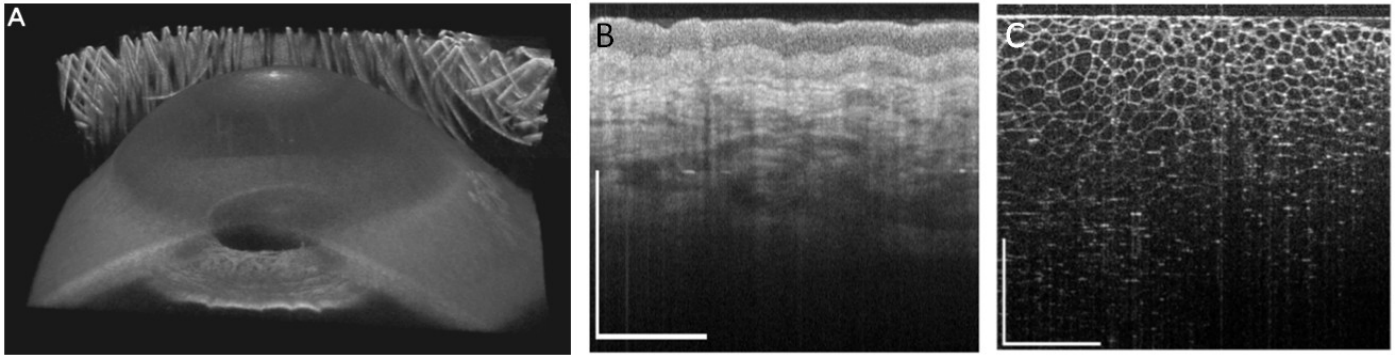


Abbildung 2: Beispiele für OCT-Bilder (allesamt selbst angefertigt): Links: 3-D-Bild des vorderen Abschnitts des menschlichen Auges mit Hornhaut und Iris sowie einigen Wimpern. Mitte: OCT-Tiefen-Schnittbild der menschlichen Haut, man erkennt Hautschichten und Fettgewebe. Rechts: Zellstruktur einer Gurke. Balken geben jeweils die Länge von 1 mm an.

zise zu messen, aus welcher Tiefe in der Probe wie viel Licht zurückgestreut wird. So wird ein eindimensionaler axialer Tiefenschnitt gewonnen. Indem eine Probenoberfläche nun zeilenweise mit dem Lichtstrahl abgerastert wird, kann ein komplettes dreidimensionales Volumenabbild erstellt werden (siehe Abbildung 1). Die Geschwindigkeit der OCT wird üblicherweise angegeben in der Anzahl solcher axialen Tiefenschnitte pro Sekunde. Ein typisches OCT-Gerät mit 27 kHz macht also 27 000 Tiefenschnitte pro Sekunde und braucht daher einige Sekunden für ein ganzes Volumen.

Untersuchen lassen sich natürlich am besten Proben, in die das Licht auch tatsächlich eindringen kann. Bei Metallen oder Papier detektiert man also nur die Oberfläche, kann aber nicht in die Tiefe sehen. Ganz anders bei biologischem Gewebe. Eine der wichtigsten Anwendungen der OCT ist die Untersuchung der Netzhaut im Auge, beispielsweise zur Frühdiagnose von Volkskrankheiten wie altersbedingter Makuladegeneration (AMD) und Glaucom (»Grüner Star«). Dafür existieren bereits seit Jahren kommerzielle Geräte, welche aber vergleichsweise langsam arbeiten und nur relativ kleine Bereiche abtasten.

Die OCT bietet im Vergleich zu Computertomographie (CT), Magnetresonanztomographie (MRT) und Ultraschall eine deutlich bessere Auflösung und verwendet auch keinerlei ionisierende Strahlung, wodurch sie eine Untersuchung von lebenden Patienten ohne schädliche Nebenwirkungen ermöglicht. Die größte Limitierung der

OCT ist ihre geringe Eindringtiefe, welche meist durch die Lichtstreuung in der Probe gegeben ist. Während man die durchsichtigen Teile am menschlichen Auge von Hornhaut bis Linse komplett abbilden kann (siehe Abbildung 2), ist die Eindringtiefe in hochstreuendem Gewebe wie Haut auf typischerweise 1–2 mm beschränkt. Eine Durchleuchtung des gesamten menschlichen Körpers wie mit CT oder MRT ist somit also leider unmöglich. Ausgleichen kann man dieses Manko jedoch wieder durch Katheter: Eine einzige dünne Glasfaser zusammen mit einer Scan-Optik reicht aus, um das Licht dorthin zu bringen, wo es benötigt wird. Auf diese Art und Weise lassen sich beispielsweise die Speiseröhre oder auch Blutgefäße von innen untersuchen. Mit weit über 10 Millionen Untersuchungen jährlich werden weltweit mehr OCT-Aufnahmen gemacht als CTs und MRTs zusammen. Derzeitige kommerzielle OCT-Geräte können etwa 50 000 Tiefenschnitte pro Sekunde aufnehmen. Damit ist es möglich, in vertretbarer Zeit einzelne 2D-Schnittbilder zu erstellen, aber die komplette dreidimensionale Abbildung von Volumina über größere Bereiche des menschlichen Körpers ist nicht möglich. Viele Forschungsgruppen haben versucht, schnellere OCT-Systeme zu entwickeln, da eine schnelle, »echte« Volumen-Bildgebung noch viele weitere Anwendungen ermöglichen würde. Diese Bemühungen blieben jedoch weitgehend erfolglos, sodass zu Beginn meiner Arbeit wenige Hundert kHz als das Maß aller Dinge galt, und bereits vor-

eilig mit dem Titel »Ultra High Speed« OCT bedacht wurde.

### **Durchstimmbare Laser generieren die Tiefen-Information**

Es gibt mehrere physikalisch-technische Umsetzungen der OCT. Ursprünglich musste für jeden einzelnen Tiefschnitt ein mechanischer Spiegel im Interferometer bewegt werden. Dadurch war das Verfahren sehr langsam. Später hat man erkannt, dass durch spektrale Untersuchung des Lichts dieselbe Information deutlich schneller gewonnen werden kann. Dies kann entweder durch optische Gitterspektrometer erfolgen oder durch schnell durchstimmbare Lichtquellen. Letztere können die Farbe bzw. Wellenlänge des ausgestrahlten Lichts periodisch sehr schnell ändern, d.h., man tastet das Spektrum mit einem einzigen sehr schnellen Fotosensor sequenziell ab. Für ein schnelles OCT-System braucht man daher eine möglichst schnell durchstimmbare Lichtquelle. Laserphysikalische Grundsätze beschränken jedoch die Geschwindigkeit, mit der konventionelle, für die OCT nutzbare Laser ihre Wellenlänge ändern können, auf ~200 kHz.

### **FDML: Der Turbo-Laser**

Für eine weitere Steigerung der Geschwindigkeit musste zunächst ein neues physikalisches Konzept her, gefolgt von einer sauberen technologischen Umsetzung.

Erstes wurde 2006 von meinem Doktorvater Prof. Huber, damals am MIT in Boston, geschaffen: Der neu erfundene sogenannte Fourier-Domänen-Moden-Gekoppelte(FDML)-Laser umgeht geschickt die laserphysikalischen Limitierungen der konventionellen, durchstimmbaren Lichtquellen, indem er in seinem Resonator einen gesamten Durchstimm-Zyklus speichern kann. Dazu besitzt er eine viele Hundert Meter lange Glasfaser, die genau so lang ist, dass die Umlaufzeit des Lichts gerade der Durchstimm-

Rate des Farbfilters entspricht. Zudem kann der FDML-Laser optisch fast ausschließlich mit zuverlässigen und kostengünstigen Komponenten aus der Telekommunikationsindustrie aufgebaut werden. Damit ist die Geschwindigkeit prinzipiell nur noch durch den im Laser verwendeten Filter beschränkt. Doch eben jene Filter liefen zunächst bei einer Resonanz von nur 50 kHz.

### **Konsequent alle Einzelteile frisieren**

Rein physikalisch war die Geschwindigkeitsbarriere zwar beseitigt, doch damit fingen die technologischen Herausforderungen in der Umsetzung erst an! Es hieß, alle einzelnen Teile eines OCT-Systems auf Geschwindigkeit zu bringen.

Im Rahmen meiner Arbeit war es zunächst gelungen, spezielle mikromechanische Filter zu entwickeln, die mit bis zu 400 kHz resonant durchstimmen können. Diese Erfindung wurde auch patentiert. Durch eine spezielle Interleaving-Technik, bei der Teile des Durchstimm-Zyklus zeitlich hintereinander kopiert werden, konnte ich die Geschwindigkeit weiter auf über 5 MHz steigern. Da verfügbare Laserdiodentreiber für die dazu notwendige Strommodulation viel zu langsam waren, habe ich eine eigene Treiber-Elektronik entwickelt. Auch die gesamte Synchronisation musste überarbeitet werden, um Totzeiten zu minimieren. Die eigentlichen OCT-Signale werden, wie bereits erwähnt, mit einem schnellen, differenziellen Fotosensor detektiert. Auch hier war es wieder eine Eigenentwicklung mit 1 GHz Bandbreite, die zum Durchbruch verhalf. Ferner bereitete die optische Dispersion in der langen Glasfaser des Lasers Probleme: Nicht alle Farben durchlaufen eine Glasfaser exakt gleich schnell; es ergeben sich Unterschiede im Bereich von Hunderten Pikosekunden ( $\sim 10^{-10}$  Sekunden). Doch um im FDML-Laser den gesamten Durchstimm-Zyklus im Resonator für viele Umläufe zu speichern, braucht man möglichst gleich lange Umlaufzeiten für alle Farben. Mittels spezi-

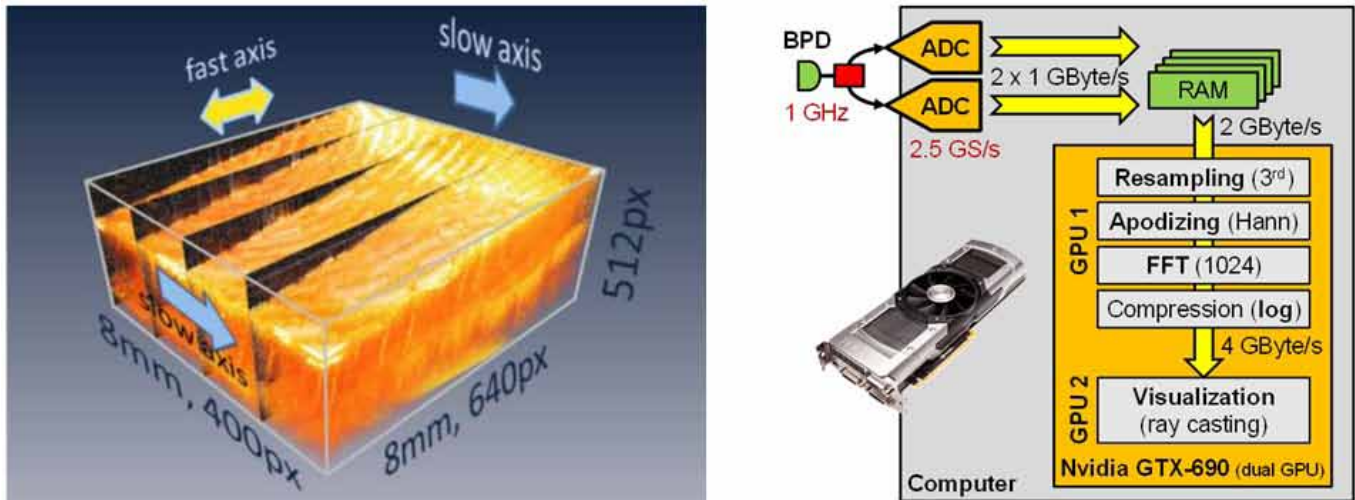


Abbildung 3: Links: Abrastern eines ganzen 3-D-Volumens mit 4 versetzten Strahlen in Parallel. Eingezeichnet ist jeweils ein 2D-Schnittbild für jeden eingesetzten Strahl. Damit gelang es mir, ein 3-D-Volumen in 1/40stel einer Sekunde aufzunehmen (selbst angefertigte OCT-Aufnahme der Haut; die vertikalen Strukturen sind Schweißdrüsen). In so einer kurzen Zeitspanne war es zuvor nur möglich, einzelne 2D-Schnittbilder anzufertigen. Rechts: Daten-Verarbeitungskette im 4D-OCT-System auf einer Grafikkarte mit zwei GPU-Kernen mittels eigens entwickelter Software. Die Messwerte werden von ADC-Karten erfasst und auf einer GPU in Tomographie-Daten umgerechnet (die Schritte sind eingezeichnet) und anschließend auf einer zweiten GPU dreidimensional am Bildschirm dargestellt. Dies alles funktioniert in Echtzeit.

eller optischer Gitter zur Dispersionskompensation ist es mir gelungen, den Effekt der Dispersion um einen Faktor 100 zu verringern, was die OCT-Bildqualität verbessert hat. Dafür habe ich eigens ein ultraschnelles Verfahren zur Messung der Dispersion entwickelt, welches wesentlich schneller ist und mehr Messpunkte aufnimmt, als derzeit käufliche Geräte und mittlerweile auch schon kommerziell im Einsatz ist.

Um die Geschwindigkeit weiter zu steigern, habe ich zusätzlich die Probe mit bis zu 4 versetzten Strahlen gleichzeitig abgetastet, sodass ich im Jahr 2010 eine Abtast-Rate von über 20 Millionen Tiefenschnitten pro Sekunde demonstrieren konnte (Abbildung 3 links). Ein komplettes 3-D-Volumen war damit innerhalb von nur 1/40stel Sekunde aufgenommen. Das war eine Steigerung um den Faktor 100 gegenüber dem Stand der Technik und ein echter Paukenschlag – umso mehr, da die Bildqualität immer noch ausgezeichnet war. Auf einmal war es möglich, ein ganzes 3-D-Volumen in einer Zeit aufzunehmen, in der bislang nur 2D-Schnittbilder gefertigt wurden!

Da Bezeichnungen wie »ultraschnelle OCT«

bereits in der wissenschaftlichen Fachliteratur mit wesentlich langsameren Geschwindigkeiten belegt waren, haben wir uns für den Term »MHz-OCT« entschieden. MHz-OCT bedeutet eine Abtast-Rate im MHz-Bereich, also mit Millionen Tiefenschnitten pro Sekunde.

### Nicht in den Datenmengen ertrinken

Die größte verbleibende Herausforderung war das Verarbeiten der anfallenden Datenmengen. Das 20-MHz-System produzierte eine Datenmenge von 5 GBytes/s, das entspricht etwa einer kompletten DVD pro Sekunde! Daher konnte nur ein einziges Volumen aufgenommen werden, die anschließende Datenübertragung und -auswertung dauerte jedoch Minuten.

Mein Ziel war es ganz klar, ein OCT-System zu erschaffen, das nicht nur Daten mit MHz-Geschwindigkeit aufnimmt, sondern diese auch gleich verarbeiten und direkt dreidimensional am Bildschirm darstellen kann. Es vergingen nun noch mehrere Jahre, bis Fortschritte auf einem ganz anderen Gebiet Abhilfe schafften: GPU-Com-

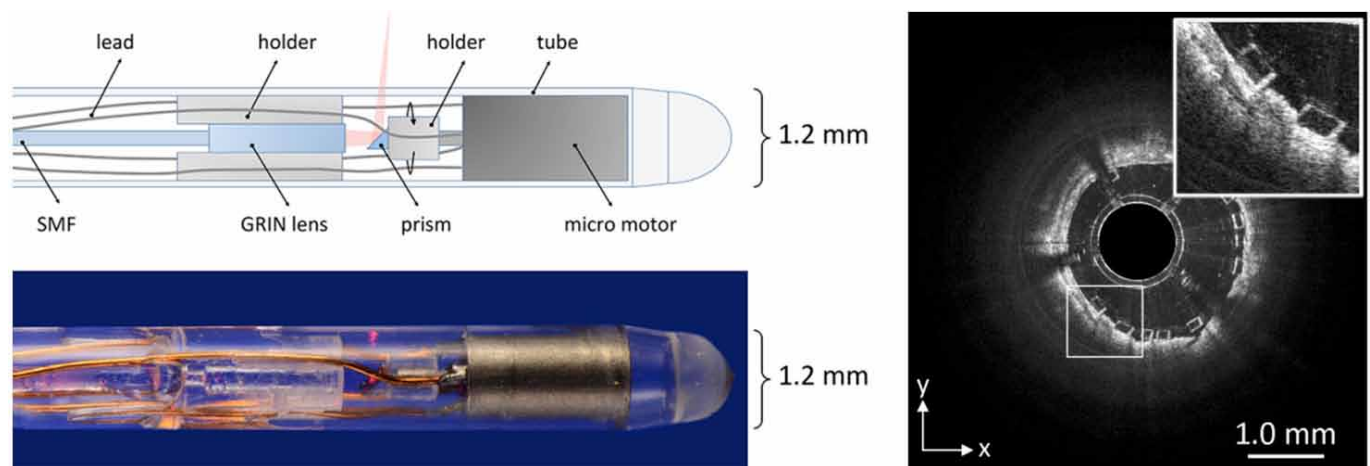


Abbildung 4: Links: OCT-Katheter für intravasculäre Bildgebung mit speziellem Mikromotor, der mehr als 3000 Rotationen pro Sekunde ausführen kann, entwickelt vom Erasmus Medical College in Rotterdam. Die Kombination dieses Mikromotor-Katheters mit meinem MHz-OCT-System ermöglicht das Abbilden der Gefäßinnenwände in hoher Auflösung zwischen zwei Herzschlägen (»Heartbeat-OCT«). Rechts: Beispiel-Schnittbild aus dem Volumen-Datensatz einer Arterie mit einem biologisch abbaubaren Stent, besonders gut sichtbar in der Vergrößerung rechts oben (aus eigener Veröffentlichung entnommen).

puting, also das Rechnen auf Grafikkarten, erlebte in den Folgejahren eine rasante Entwicklung. Berechnungen, die vorher fast eine Großrechenanlage erforderten, konnten auf einmal auf einer einzigen Grafikkarte durchgeführt werden.

### Vom Foto zum Film

Durch den parallelen Einsatz von zwei schnellen Datenerfassungskarten und einer eigens mit Co-Autor Wolfgang Draxinger entwickelten GPU-Computing-Software (Abbildung 3 rechts) gelang uns dann der finale Durchbruch, gewissermaßen der Übergang vom 3-D-Foto zum 3-D-Film: Ein Echtzeit-OCT-System, welches in der Lage ist, hochauflösende 3-D-Volumina (320 x 320 x 400) mit einer Volumen-Rate von etwa 25 Hz optisch abzutasten, umzurechnen und nur Sekundenbruchteile später in Echtzeit flüssig am Bildschirm anzuzeigen. In diesem 4D-OCT-System (3 Raumdimensionen und Zeit) wird eine kontinuierliche Datenrate von über 2 GBytes/s verarbeitet.

### Beginn einer neuen Ära

Durch MHz-OCT können nicht nur beste-

hende Anwendungen verbessert werden, sondern es eröffnen sich vollständig neue Anwendungsfelder. Der Innovationsgrad sowie die wissenschaftliche und wirtschaftliche Bedeutung meiner Arbeit zeigen sich an insgesamt 6 Patentanmeldungen, 36 Zeitschriftenbeiträgen mit Peer Review, weiteren 19 mehrseitigen Konferenzbeiträgen in Buchform sowie insgesamt 79 zumeist internationalen Konferenzbeiträgen (Poster und Vorträge). Die ursprüngliche Veröffentlichung des 20-MHz-OCT wurde mittlerweile über 360-mal zitiert und zusammen mit der Veröffentlichung zum Echtzeit-4D-OCT jeweils von der Optical Society of America (OSA) zum »Spotlight on Optics« gewählt. Im Folgenden wird auf eine Auswahl der vermutlich relevantesten neuen Anwendungen eingegangen.

### Anwendung: Heartbeat-OCT

Herz-Kreislauf-Erkrankungen sind die häufigste Todesursache in den meisten Industriestaaten und für etwa 40% aller Sterbefälle in Deutschland verantwortlich. Zentrale Problematik sind Ablagerungen an Gefäßwänden und Gefäßverengungen, insbesondere am Herzen. Allein in Deutschland werden in Herzkranzgefäße jährlich über 200 000 Stents eingebracht. Das sind gitter-

artige Strukturen, welche die Adern von innen offen halten und per Katheter ohne Öffnen des Brustkorbs eingesetzt werden können. Nach jeder dieser Operationen ist eine zentrale Fragestellung, ob der Stent richtig sitzt, d.h. ob er gut an der Gefäßwand anliegt und ob beim Einbringen nichts beschädigt wurde. In späteren Kontrollen möchte man ferner feststellen, ob sich eine durchgehende Schicht an Epitelzellen ausgebildet hat und keine weiteren Ablagerungen direkt am Stent auftreten. Dazu ist eine hochauflösende Bildgebung notwendig. Die Magnetresonanztomographie und die Computertomographie scheiden mangels Auflösung von vornherein aus und Ultraschall liefert vergleichsweise schlechte Bilder. Etabliert hat sich hier die OCT, bei der mittels eines etwa 1 mm dicken optischen Glasfaserkatheters das Licht in die Adern gebracht wird. Durch eine rotierende Katheterspitze wird die Gefäßwand dabei per Spiral-Scan entlang der Ader abgetastet. Doch kommerzielle Geräte schaffen

das nur lückenhaft, und obendrein brauchen sie mehrere Sekunden für ein Bild, sodass aufgrund der Bewegung des Herzens manche Bereiche mehrfach und andere fast gar nicht abgebildet werden können. Eine ordentliche Begutachtung der Lage ist damit erschwert, Brüche des Stents können nicht zuverlässig erkannt werden, und die bei der OCT immer notwendige Injektion von durchsichtigem Spülmittel direkt vor jeder Aufnahme limitiert die Anzahl der Versuche. Ach, dürfte man den Herzschlag nur stoppen!

Oder man ist eben schnell genug! Mittels MHz-OCT war es uns nun erstmals möglich, eine lückenlose, hochauflösende Inspektion von Stent und Gefäßwand in der Zeit zwischen zwei Herzschlägen vorzunehmen, also in deutlich unter einer Sekunde (siehe Abbildung 4). Dies wurde möglich durch eine Zusammenarbeit mit dem Erasmus Medical College in Rotterdam, denn erst mit dem dort entwickelten 30-mal schnelleren Katheter kann das Potenzial meines MHz-OCT

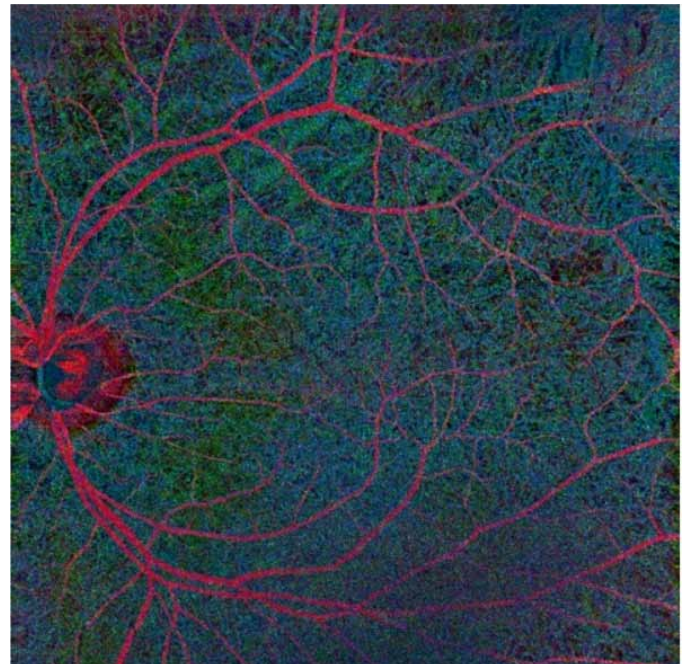


Abbildung 5: Links: OCT-Volumen-Datensatz des menschlichen Auges aus 1000 x 1000 Tiefenschnitten, aufgenommen in nur einer Sekunde (erstellt von Thomas Klein, einem Kollegen in der Arbeitsgruppe). Gezeigt ist lediglich die Frontalaufsicht, jedoch ist an jeder Stelle tiefenaufgelöste Information vorhanden. In der Mitte befindet sich der Fleck des schärfsten Sehens (»Sehgrube«); der dunkle Fleck links ist der Nervenkopf, wo der Sehnerv vom Auge ins Hirn läuft. Kommerzielle Geräte nehmen nur einen wesentlich kleineren Bereich auf. Rechts: Blutflussdarstellung (Angiographie) aus OCT-Daten über einen weiten Bereich der Netzhaut ohne Gabe von Kontrastmitteln (Datenauswertung per Kollaboration mit der Universität Wien).

überhaupt sinnvoll genutzt werden.

Die Vorteile dieses von uns »Heartbeat-OCT« getauften Verfahrens liegen auf der Hand: Da die Zeit zwischen zwei Herzschlägen ausreicht, wird ein durchgehender 3-D-Datensatz ohne Bewegungsartefakte aufgenommen. Trotz der geringeren Gesamtdauer ist durch die hohe Geschwindigkeit die Auflösung immer noch deutlich besser als die von kommerziellen Geräten, sodass die Gitterstruktur des Stents klar auflösbar ist. MHz-OCT erlaubt damit eine deutliche Verbesserung der intravasculären Diagnose.

### Anwendung: Weitfeld-Angiografie

Die wichtigste medizinische Anwendung der OCT ist derzeit die Augenheilkunde. Dort wird die OCT verwendet zur Früherkennung von Volkskrankheiten wie altersbedingter Makuladegeneration (AMD) und Glaucom (»Grüner Star«) sowie zur Diagnose bei vielen weiteren Pathologien bis hin zur Netzhautablösung. Doch kommerzielle Geräte tasten nur einen relativ kleinen Teil der Netzhaut ab. Erschwert wird die Bildaufnahme durch unfreiwillige Augenbewegungen, so-

genannte Sakkaden.

Auch hier kann die neu gewonnene Geschwindigkeit der MHz-OCT ihre Stärken ausspielen. Wie wir in der Forschungsgruppe und durch Kooperation mit der Augenklinik der LMU München zeigen konnten, ist es jetzt erstmals möglich, ein 3-D-Volumen der menschlichen Netzhaut über einen viel weiteren Bereich in unter einer Sekunde aufzunehmen – und das auch noch mit einer Auflösung von 1000 x 1000 Tiefenprofilen (Abbildung 5 links).

Durch die kurze Aufnahmezeit lassen sich Sakkaden weitgehend vermeiden, und durch das gleichzeitig große Blickfeld hat man in einem Durchgang alle Informationen erfasst. Der Arzt kann nachträglich verschiedene Stellen der Netzhaut begutachten, ohne sich bei der Aufnahme schon zu überlegen, wo die Schnittbilder gesetzt werden sollen. Wurden die Daten abgespeichert, können in einer Verlaufskontrolle Jahre später Stellen inspiziert werden, die man andernfalls gar nicht aufgenommen hätte.

Aber damit nicht genug! Eine wichtige funktionelle Untersuchung ist die sogenannte Angiographie. Dabei wird der Blutfluss in der Netz-

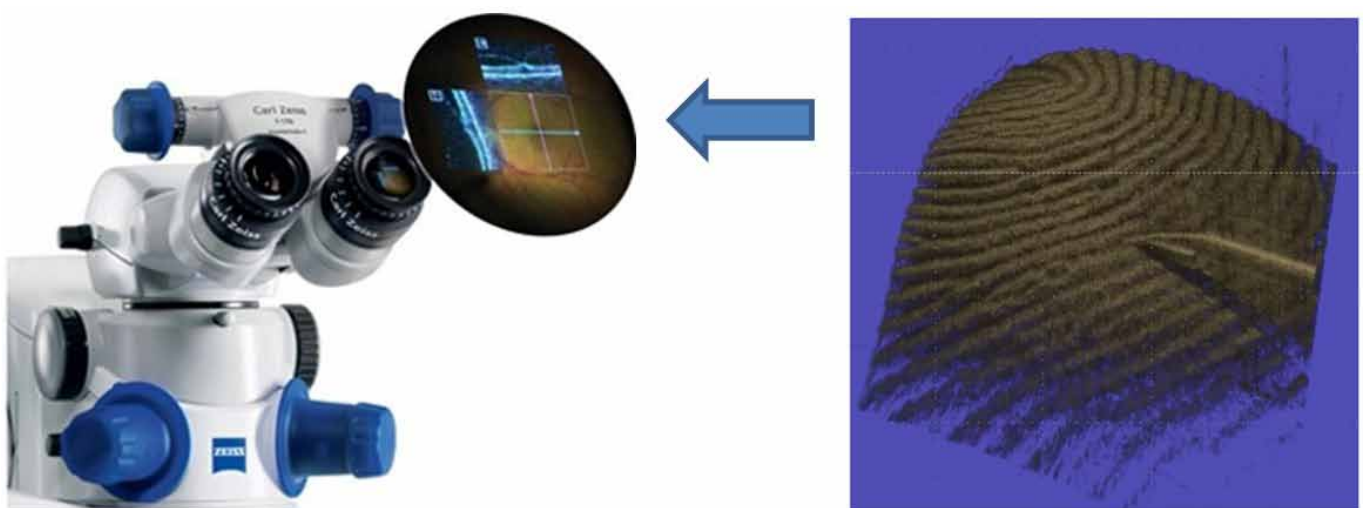


Abbildung 6: Links: Derzeitiges kommerzielles Operationsmikroskop der Firma Zeiss mit OCT-Unterstützung. Dem Arzt werden dabei zwei 2D-Schnittbilder eingeblendet (entnommen aus Werbematerial). Rechts: Eigene Demonstration eines 3-D-Echtzeit-OCT mit Spritzenadel auf meiner Fingerkuppe. Aufgrund der hohen Geschwindigkeit konnte ich in Echtzeit ruckelfrei und mit geringer Latenz vollständige 3-D-Volumina aufnehmen und anzeigen. Man sieht die Nadel, während man damit auf der Fingerkuppe hantiert. Die 3-D-OCT-Bilder sind dabei wesentlich plastischer als der Blick durch ein konventionelles Mikroskop. Derartige Technologie ist ein heißer Kandidat für die Integration in zukünftige Operationsmikroskope.



haut untersucht, ein wichtiges Diagnosemerkmal vieler Augenkrankheiten. Bislang ist es dazu notwendig, ein Kontrastmittel ins Blut zu spritzen, welches dann im Auge mit einem Laser angeregt wird.

Doch Geschwindigkeit ist Trumpf: Mit ausreichend schnellem OCT kann man dem Blut direkt beim Fließen zusehen! Dies funktioniert vereinfacht gesagt so, dass man dieselbe Stelle der Netzhaut mehrmals hintereinander optisch abtastet und kleinste Veränderungen im Bild auswertet (sog. Speckle-Varianz). Die hohe Geschwindigkeit von MHz-OCT ist dabei aus vielerlei Gründen wichtig: Zum einen müssen prinzipbedingt mehrere vollständige OCT-Aufnahmen durchgeführt werden, was die Aufnahmezeit vervielfacht. Zum anderen müssen die Zeitintervalle zwischen zwei Aufnahmen der jeweils selben Stelle klein genug sein, damit die Auswertung richtig funktioniert. So konnten wir durch eine Zusammenarbeit mit einer OCT-Forschungsgruppe an der Universität Wien erstmals ein Angiogramm über einen großen Bereich der Netzhaut erstellen, ganz ohne die Gabe von Kontrastmittel (Abbildung 5 rechts). OCT-Angiographie ist mittlerweile eines der heißesten Themen für die nächste Gerätegeneration fast aller kommerziellen Hersteller von OCT-Geräten.

### **Anwendung: Operationsmikroskop**

Bestimmte Operationen werden unter einem Mikroskop durchgeführt. Dazu zählen unter anderem viele Eingriffe am Auge. Beispielsweise werden in Deutschland jährlich über 700 000 Katarakt-Operationen durchgeführt, also das Ersetzen einer getrübbten Linse im Auge durch eine Kunstlinse (»Grauer Star«). Die Operation ist knifflig, da die Linse relativ klein ist, und obendrein sind Linse, Linsensack und Hornhaut komplett durchsichtig und daher schwer zu erkennen. Kommerzielle Operationsmikroskope wie beispielsweise das Lumera von Zeiss haben daher bereits eine OCT-Bildgebung integriert, welche

aber nur 2D-Schnittbilder einblenden kann (Abbildung 6 links).

Viel plastischere Bilder erhält man jedoch per Echtzeit-3-D-OCT, denn damit lässt sich die gesamte Probe dreidimensional abtasten und darstellen. Das von mir demonstrierte OCT-System ist dabei so schnell, dass es gut aufgelöste Volumina (320 x 320 x 400 Voxel) flüssig mit etwa 25 Volumen pro Sekunde darstellen kann. Der Operateur »sieht« also direkt, dreidimensional und mit geringer Latenz, wie er hantiert. Die Integration dieser Technologie in Operationsmikroskope könnte eine kleine Revolution auslösen. Insbesondere dann, wenn es auch noch gelingt, die gewonnenen OCT-Daten zusätzlich im Computer gezielt aufzubereiten und beispielsweise dem Arzt die dreidimensionale Lage bestimmter Schichten noch deutlicher einzuzeichnen oder die geplante Lage von Schnitten zu projizieren. Mehrere Firmen für Operationsmikroskope haben bereits Interesse an der Technologie bekundet.

### **Anwendung: Schweißnaht-Inspektion**

Ganz abseits von der medizinischen Welt erfährt die OCT auch technische Anwendungen. Eine sehr interessante besteht in der Inspektion von Schweißnähten beim Laserschweißen. Die OCT kann dabei optisch durch das gleißend helle Plasma des Schweißprozesses hindurch sehen und genau die Lage der Metalloberfläche bestimmen. Dies ist wichtig für die Qualitätskontrolle sowie die optimale Steuerung des Schweißprozesses. Genau genommen reduziert sich die OCT hier auf ein Verfahren zur Bestimmung einer einzigen Oberfläche. Jedoch im Gegensatz zu anderen optischen Messverfahren ist sie immun gegen das beim Schweißen erzeugte Licht und kann koaxial mit dem Schweißlaser eingekoppelt werden. Eine höhere OCT-Geschwindigkeit ermöglicht es hier, nicht nur die Naht selbst abzutasten, sondern auch noch abwechselnd vor und hinter der Schweißnaht die Lage des Rohmaterials und die Form der erstarrten Naht zu überwachen.

**Ausblick**

In den letzten Jahren erfuhr die OCT einen regelrechten Boom. Viele Firmen arbeiten daran, die Technik für verschiedenste Anwendungsbereiche nutzbringend einzusetzen. Nicht zuletzt mein Beitrag, die Geschwindigkeitssteigerung zum MHz-OCT, setzt den Grundstein für vielfältige neue Anwendungsgebiete und zeigt das volle Potenzial der Technologie. Einige der dadurch neu entstandenen Möglichkeiten wurden oben erläu-

tert, so die Verbesserungen der Operationsmikroskope, der Untersuchung der Koronararterien am Herzen sowie der Diagnose am Auge. Die gesellschaftliche Relevanz meiner Arbeit zeigt sich daran, dass solche medizinischen Eingriffe, die von der neuen Technologie profitieren können, Hunderttausende Male im Jahr allein in Deutschland durchgeführt werden. Und auch abseits der Medizin ergeben sich Vorteile, beispielsweise bei der technischen Produktinspektion und Prozesskontrolle.