

# 1D-Messungen physiologischer Bewegungen am Hals mit optischer Kohärenztomographie

M. Dämgen, B. Schwab, Th. Lenarz, M. Leinung

Medizinische Hochschule Hannover  
Klinik und Poliklinik für Hals-Nasen-Ohrenheilkunde  
(Direktor: Prof Dr. med. Th. Lenarz)  
Carl-Neuberg-Str. 1 30625 Hannover  
daemgen.michael@mh-hannover.de

**Kurzfassung.** In der Chirurgie insbesondere bei onkologischen Fragestellungen kommt es zu Grenzsituationen, in denen es gilt, Gewebefasern mit hoher Genauigkeit aufzutrennen, z.B. bei Infiltration von Gefäßwänden oder Nervenstrukturen durch Tumorausläufer. Oft könnte eine physiologisch funktionell wichtige Struktur erhalten werden, wenn ein chirurgisches Instrument existierte, das mit einer überaus hohen Präzision arbeitet. Hierfür ist ein (ultra-)kurzgepulster Laser geeignet, der bei kleinem Focus und minimalen thermischen Wechselwirkungen lediglich vernachlässigbare Kollateralschäden im umgebenden Gewebe erzeugt. Allerdings ist ein solches System nicht mehr allein durch den Operateur kontrollierbar. Daher wurde die Idee entwickelt, ein automatisiertes Assistenzsystem zu designen, das mit einem in entsprechender Genauigkeit arbeitenden Sensor (optische Kohärenztomographie, OCT) und einem Femtosekunden(fs)-Laser als Aktor teilautonom kritische Schritte des operativen Eingriffs unter der Kontrolle des Operateurs vornimmt. Die Vorbedingung eines solchen Systemes jedoch ist die Anpassung an physiologische Bewegungen im OP-Gebiet. Zur Messpooletablierung müssen diese physiologischen Bewegungen aufgezeichnet werden mit der den Dimensionen erforderlichen Präzision.

## 1 Einleitung

Bei der Weichgewebschirurgie treten unvermeidliche physiologische, zumeist periodische Bewegungen des Operationssitus auf. Durch Effekte wie Pulsation oder Atmung verlagert sich der Zielpunkt des Lasereingriffs kontinuierlich. Somit ist es erforderlich, dass zur suffizienten Regelung des oben beschriebenen Operationssystems diese physiologischen Bewegungen erfasst und quantifiziert werden. Dies leistet die Optische Kohärenz Tomography und darüber hinaus die Bereitstellung zusätzlicher intraoperativer Informationen [1] und [2]. Hierfür wurden punktuelle 1D-OCT-Messungen sowohl an Probanden als auch intraoperativ vorgenommen.

## 2 Methoden

Bei dem verwendeten OCT-Gerät, handelt es sich um ein System der Fa. *Light-Lab Imaging*. Als Lichtquelle dient eine Superlumineszenzleuchtdiode der Fa. *Opto Speed*, deren Zentralwellenlänge bei  $\lambda_c = 1278 \text{ nm}$  liegt mit einer spektralen Breite von  $\Delta\lambda = 39,45 \text{ nm}$ . Die Leistung der Lichtquelle liegt bei  $6 \text{ mW}$ , die nach Passieren eines optischen Zirkulators zu je 50% in Referenz- und Probenlicht aufgeteilt wird. Das von Probe und Referenzspiegel zurückgeworfene Licht überlagert sich bei Durchgang durch einen Faserkoppler und erzeugt ein um  $\frac{\pi}{2}$  phasenverschobenes Interferenzsignal. Die beiden Signale werden elektronisch subtrahiert, ein Verfahren das als dual balanciertes Detektionsverfahren bekannt ist [3].

Eine schematische Darstellung der Einzelkomponenten eines OCT Systems ist in Abbildung 1 gegeben.

Diese OCT-Einheit wurde mit einem Operationsmikroskop der Fa. *Zeiss*, Typ S21 gekoppelt. Hierbei sind in einem separaten Gehäuse OCT-Scanner, Linsen und Tubus, in den die lichtführende Faser mündet, direkt unter dem Operationsmikroskop untergebracht. Ein Zielstrahl definiert das Arbeitsfeld des OCT-Scanners, das mit dem Sichtfeld des Operationsmikroskops korreliert werden muss. Ferner müssen die Foci von OCT-Strahl und OPMI in Übereinstimmung gebracht werden, da ansonsten keine genügende simultane Kontrolle zwischen Mikroskopbild und OCT realisiert werden kann.

Mit diesem funktionellen Aufbau wurden nun nicht nur die Lebensfunktionen Respiration und Puls aufgenommen sondern auch Störvorgänge, wie etwa Husten. Eine Schwierigkeit liegt in dem geringen Tiefensichtfeld der OCT-Einheit, dass rd.  $3,5 \text{ mm}$  beträgt. Die Bewegung des Messobjektes, die bei einer in vivo

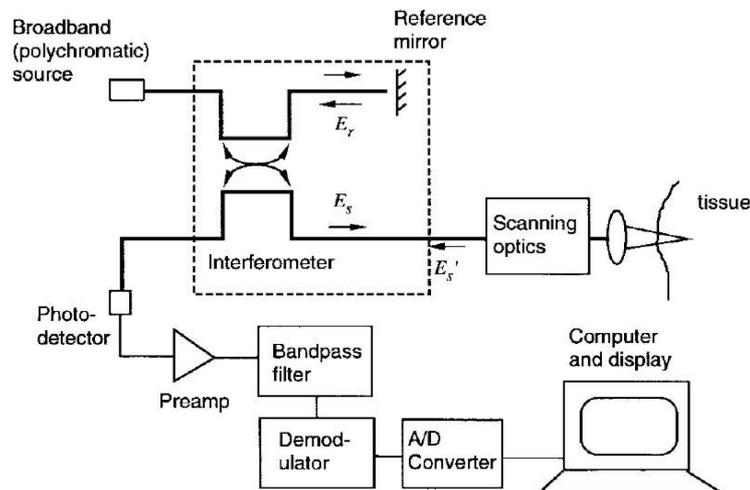


Abb. 1. Funktionelle Komponenten eines OCT-Systems

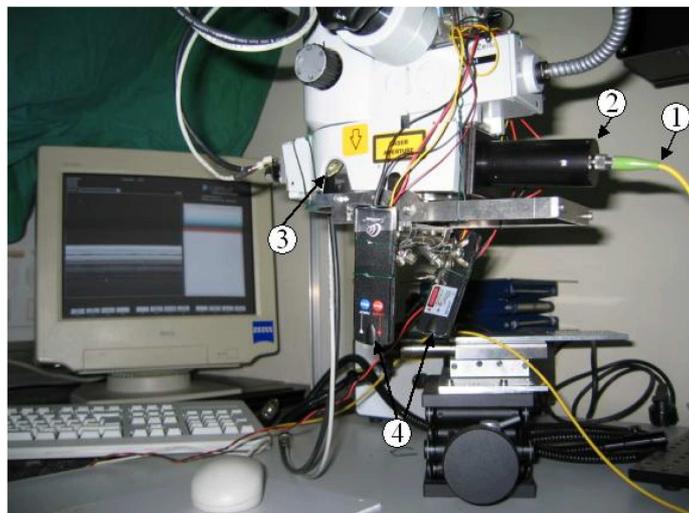
Messung grundsätzlich der Fall ist, lässt das Messobjekt leicht aus dem darstellenden Messfenster herauswandern, zumal ein konstanter Abstand von rd. 170 mm zwischen Messobjekt und Scannerspiegel eingehalten werden muss.

Wir haben bei 5 Probanden 1D-OCT-Messungen im Halsbereich über die Zeit aufgezeichnet, um Verlagerungen des Operationssitus in in Richtung der Messachse zu dokumentieren. Hierbei wurde sowohl bei Atmung als auch bei Respirationpausen gemessen sowie Messpunkte direkt auf den arteriellen und venösen Blutleitern, bzw. in verschiedenen Entfernungen zu diesen erfasst. Mithilfe eines auf der Programmierplattform *LabVIEW* editierten Algorithmus' erfolgte anschließend die Extrapolation der Gewebeoberfläche aus den Schnittbildern, Artefakteliminierung sowie die Auswertung der generierten Kurven hinsichtlich Amplitude und Geschwindigkeit der physiologischen Bewegungsmuster.

Zum vereinfachten Auffinden des korrekten Arbeitsabstandes der OCT/Mikroskop Einheit zum Messpunkt wurden zwei Laserpointer an beiden Seiten des Gehäuses befestigt Abbildung 2. Die Fokusebene ist dann durch die Überlagerung der beiden Laserspots gegeben. Im Folgenden wird der OCT Scanner deaktiviert, sodass der OCT Strahl lediglich stationär genutzt wird und weshalb diese Methode eindimensional (1D in Sichtachse) genannt wird.

### 3 Ergebnisse

Die gewonnenen Daten zeigten selbst im Ruhezustand (keine Atmung, Messpunkt in größtmöglichem Abstand von Blutgefäßen) eine mittlere Amplitude



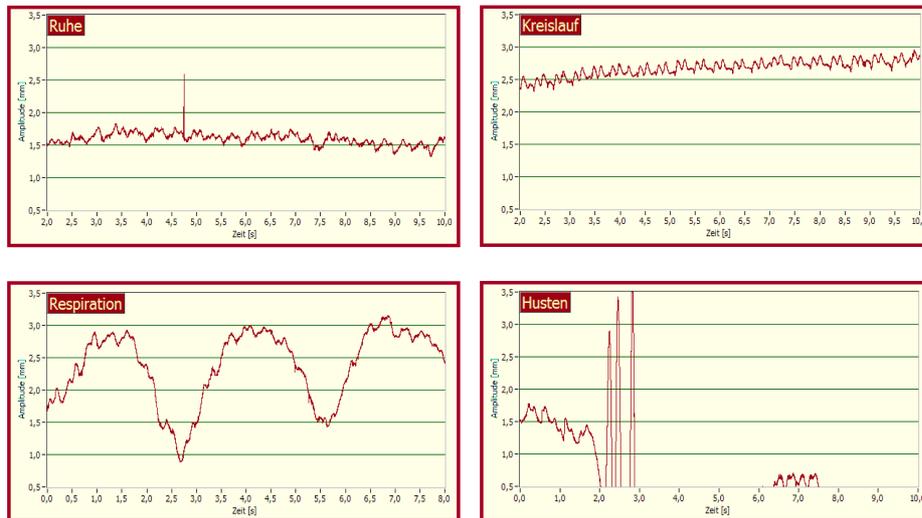
**Abb. 2.** Experimenteller Aufbau: Mikroskopkopf mit OCT und Laserzieleinrichtung. Die lichtführende Faser (1) führt in den Tubus (2). Der Strahl wird weitergeführt zum Scannerkopf mit Spiegel (3). Am Metallrahmen sind seitlich zwei Laserpointer befestigt (4), die sich im Fokus des OCT Strahles überlagern.

von 0,22 mm mit einer maximalen Geschwindigkeit (= Anstiegsteilheit der Kurve) von 2,13 mm/s. Hier zeigte sich eine doppelgipflige Pulscurve, wie sie aus intraarterieller Druckmessung bekannt ist. Wurde nun ein Punkt direkt über der Bifurkation der Arteria carotis (Halsschlagader) als Messpunkt gewählt, so blieb die Amplitude mit 0,21 mm annähernd konstant bei einer signifikant höheren mittleren Geschwindigkeit von 5,54 mm/s. Dies muss somit durch ein geeignetes Nachfahren des Laserfokus in alle drei Raumrichtungen kompensiert werden.

Eine deutlich größere Amplitude ergab die Messung respiratorischer Bewegungen mit einer Amplitude von 1,71 mm bei einer Geschwindigkeit von 3,45 mm. Bei der Messung des Hustenimpulses wurde der Darstellungsbereich des Visualisierungsfensters überschritten, sodass die sehr große Amplitude auf etwa 7 mm geschätzt werden musste.

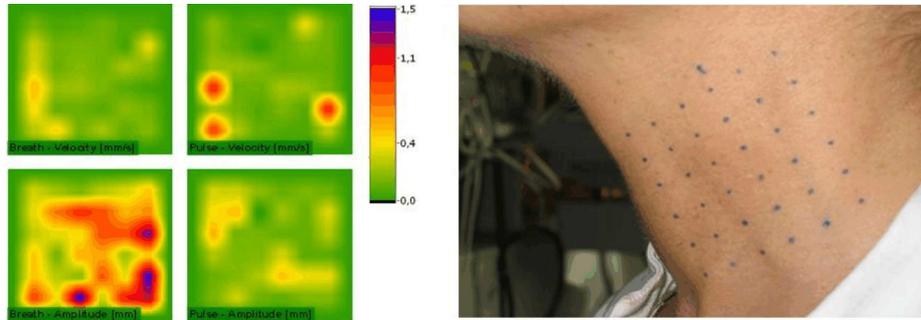
Schematisch dargestellt in Abbildung 3 an einem gesunden Probanden.

Große Atembewegungen finden sich demnach entsprechend brustkorbnah und im kaudalen Halsbereich, einzelne Pulsspitzen über der den Aa. carotis communis, externa und interna, wie in Abbildung 4 dargestellt.



**Abb. 3.** Messkurven der physiologischen Bewegungen der Halsweichteile in 3 cm Entfernung (li. oben) und über der Bifurkation (re. oben). An der Aa. Carotis konnte der charakteristische Doppelpuls registriert werden. Der Doppelpuls konnte ebenfalls trotz Überlagerung durch die Atemkurve (li. unten) festgestellt werden. Ein Hustenereignis (re. unten) überschreitet den Erfassungsbereich des genutzten OCT.

**Abb. 4.** a) Position der 36 Messpunkte am Hals auf der Hautoberfläche b) Kartierung der Halsweichteile unter Benutzung des beschriebenen Messaufbaues: das farbcodierte Diagramm zeigt eine größere Amplitude während des Atemvorganges bei vergleichsweise zur Pulsation niedrigerer Geschwindigkeit.



#### 4 Fazit und Ausblick

Mit dem OCT lassen sich physiologische Bewegungsmuster von Weichgeweben auf Grund von Respiration und Puls in der für die Aufgabenstellung hinreichenden Genauigkeit darstellen.

Auf Grund dieser Datenbasis können für das oben beschriebene Operationssystem zwingend erforderliche Leistungsparameter (Arbeitsraum, Nachführgeschwindigkeit des Laserfokus in  $x$ -,  $y$ - und  $z$ -Richtung) definiert werden. Ggf. wird über die Periodizität dieser Bewegungen diese mathematisch modelliert werden und der Laser entsprechend (prospektiv) verfahren werden können.

Ferner dient die vorgestellte Messmethodik zur Identifikation nicht periodischer Effekte (z.B. Hustenstoß), die – sofern sie nicht in Echtzeit mit genügender Sicherheit kompensiert werden können – zu einem Abbruch des autonomen Operationsvorganges führen müssen.

#### Literaturverzeichnis

1. Huang D, Swanson E, Lin C, et al. Optical coherence tomography. *Science*. 1985;254:1178–1181.
2. Swanson E, Huang D, Hee M, et al. High speed optical coherence domain reflectometry. *Opt Lett*. 1992;17:151–153.
3. Drexler W, Morgner U, Kärtner F, et al. In vivo ultrahigh-resolution optical coherence tomography. *Opt Lett*. 1999;24:1221–1223.