Optische Tomographie: Neue bildgebende Verfahren in der Medizintechnik

Udo Haberland, Vladimir Blazek, Hans J. Schmitt

Institut für Hochfrequenztechnik
RWTH Aachen, Melatener Straße. 30, 52055 Aachen
email: udo@ihf.rwth-aachen.de

Die Optische Tomographie beschäftigt sich mit der bildgebenden Darstellung funktioneller und morphologischer Aspekte in streuenden Geweben. Durch den Einsatz laufzeitselektiver Verfahren können trotz der starken Gewebestreuung absorbierende und streuende Einschüsse detektiert werden. Diese Arbeitsgruppendarstellung zeigt die Möglichkeiten und Grenzen der Optischen Kohärenten Tomographie, die zur Untersuchung oberflächennaher Schichten eingesetzt wird, auf.

Keywords: Optische Tomographie, Durchstimmbare Laser, Lichtstreuung, Kohärenz

1 Einführung

Die Erkennung und Darstellung von Strukturen in stark streuenden Medien wie dem menschlichen Gewebe unter Ausnutzung optischer Verfahren steht heute weltweit im Zentrum des Forschungsinteresses. Diese neuen nicht-invasiven, nicht-ionisierenden Techniken arbeiten im nahen infraroten Bereich, da hier die Lichtabsorption des menschlichen Gewebes gering ist. Eindringtiefen von mehreren Millimetern bei reflektometrischen Untersuchungen und die Durchleuchtung von Gewebeschichten mehrerer Zentimeter Dicke sind erreichbar. Ein Hauptproblem der optischen bildgebenden Verfahren ist die starke Lichtstreuung durch Zellmembranen und Zellorganellen. Durch den Einsatz laufzeitselektiver Verfahren ist es nun möglich geworden, den Teil des stark streuenden Lichtes (diffuse photons) von den zur Bildgebung relevanten wenig gestreuten Photonen (snake photons) zu trennen.

Anwendungsgebiete ergeben sich u.a. in der Mammographie und zum Monitoring der Sauerstoffversorgung des Gehirns von Neugeborenen. Seit 1994 wird im Rahmen des Laser 2000 Projektes vom BMBF ein Forscherverbundprojekt *Grundlagenuntersuchungen zur optischen Tomographie* für Melanomuntersuchungen in der menschlichen Haut gefördert. Die hier realisierten Systeme besitzen eine räumliche Auflösung einiger zig Mikrometer bei einer für die Bildgebung relevanten Eindringtiefe von ein bis drei Millimetern.

Am Institut für Hochfrequenztechnik wurde dazu ein optisches Tomographiesystem entwickelt, das mit einem kohärenten interferometrischen Beleuchtungsprinzip arbeitet. Durch den Einsatz elektrisch durchstimmbarer Laserdioden konnte ein Tiefenscan (A-Scan bei Ultraschall) innerhalb von 5 ms erreicht werden. Das Verfahren wurde an Kunststoffproben ausgetestet, die in ihren optischen Eigenschaften der menschlichen Haut entsprechen. Erste in vitro Aufnahmen wurden an Schweineaugen durchgeführt.

2 Funktionsprinzip

Ein Laser, dessen Wellenlänge mit der Zeit durchgestimmt werden kann, beleuchtet ein Michelson Interferometer. Der eine Arm des Interferometers ist mit einem Spiegel abgeschlossen, während der andere das zu untersuchende Objekt beleuchtet. Die vom Objekt und vom Spiegel zurückreflektierten Wellen interferieren. Sind die Laufzeiten vom Laser zum Spiegel und vom Laser zum Objekt verschieden, so haben die interferierenden Wellen auf Grund der zeitlichen Änderung der Laserwellenlänge unterschiedliche Frequenzen. Eine PIN-Photodiode liefert ein Schwebungssignal, dessen Frequenz proportional zur Position der Rückstreuung im Objekt ist. Transformiert man nun das Detektorsignal in den Spektralbereich, so ist die Stärke einer Reflexionsstelle in der Amplitude, ihre Position in der Frequenz enthalten. Bei stark streuenden Geweben erhält man statt einer diskreten Schwebungsfrequenz ein NF-Spektrum, das die Tiefenstrukturinformation des Gewebes enthält (Tiefenscan). Um 2D-Schnittbilder zu erhalten, wird der Beleuchtungsstrahl lateral verschoben und an jeder Position die Tiefenstrukturinformation ermittelt. Durch Falschfarbcodierung und durch ein geeignetes Zusammensetzen des zu jeder lateralen Position gehörenden Spektrums können 2D-Schnittbilder (Ultraschall B-Scan) des untersuchten Gewebes aufgebaut werden. (s. Abb. 1)

3 Anforderungen an den Laser

Die räumliche Tiefenauflösung ist durch den Durchstimmbereich des Lasers begrenzt. Für eine Auflösung von 20 bis 30 Mikrometern ist ein Durchstimmbereich von 15 nm bei einer Zentralwellenlänge von 800 nm erforderlich. Die Meßzeit für einen Tiefenscan wird von der Durchstimmzeit des Lasers bestimmt. Um gute Signal- zu Rauschverhältnisse zu erhalten, ist eine geringe Linienbreite des Lasers mit Ausgangsleistungen im Milliwattbereich notwendig. Am IHF wurden mehrere Durchstimmkonzepte, die einen Kompromiß obiger gegenläufiger Forderungen darstellen, untersucht. Dabei ergaben External-Cavity-Laser größte Durchstimmbereiche und elektrisch durchstimmbare Dioden schnellstes Durchstimmverhalten. Weitere Verbesserungen sind durch die rasante Entwicklung bei durchstimmbaren Lasersystemen zu erwarten.

4 Ausblick

Der Einsatz nahen infraroten Lichtes zur morphologischen Bildgebung liefert zusätzliche Aussagen zu den etablierten Imaging Verfahren CT, Ultraschall, MRI, PET. Da die optischen Gewebeeigenschaften (Absorption, Streuung) je nach Gewebetyp differieren, ist eine gute Gewebedifferenzierung möglich. Desweiteren können funktionelle Aspekte durch die Kombination mit anderen optischen Diagnoseverfahren (Laser Doppler Perfusion Imaging) und durch Berücksichtigung spektraler Eigenschaften (Differenzierung Haemoglobin, Desoxyhaemoglobin) des untersuchten Gewebes evaluiert werden.

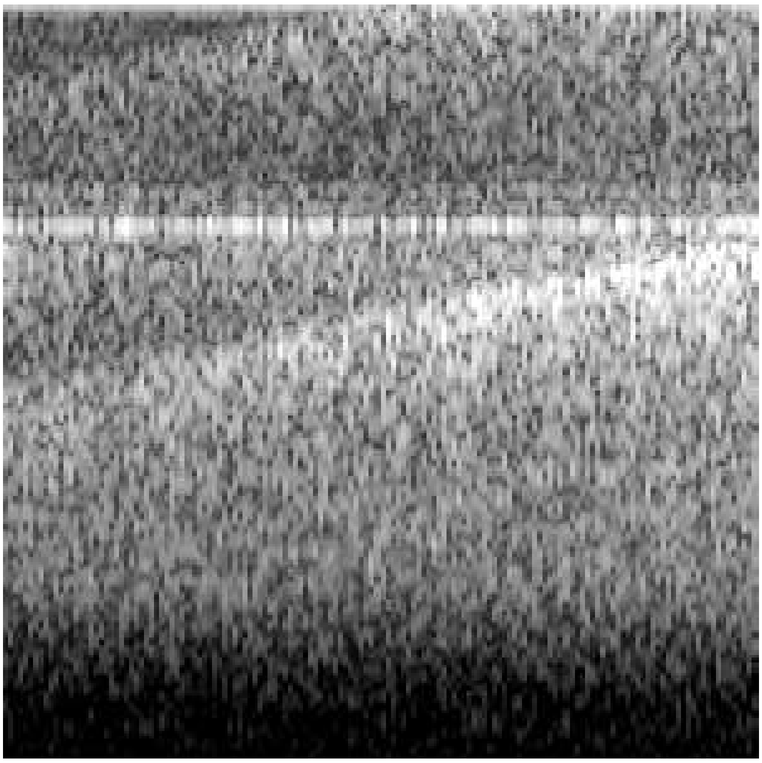

Abbildung 1: 2D Schnittbild eines Kunststoffphantoms. Eine schwach streuende keilförmige Schicht befindet sich auf einem stark streuenden Untergrund. Man erkennt die Grenzfläche des Phantoms zur Luft und die Abgrenzung des schwach streuenden Keils zum Basismaterial. Im oberen Bildteil sind für diese Aufnahmetechnik typische interne Objektinterferenzen zu erkennen. Diese liegen aber außerhalb des interessanten Bildbereichs.

Literatur

[1] H. J. Schmitt, V. Blazek, E. Gaelings, U. Haberland, Light-distribution from ultrashort laser pulses in tissue: a simulation study. SPIE Vol 2082, Proceedings Quantification and Localization, Budapest, pp114-123, 1993

[2] U. Haberland, V. Blazek, H.J. Schmitt, Investigation of highly scattering media using near-infrared continuous wave tunable semiconductor laser, SPIE Vol 2389, Proceedings Optical Tomography, pp503-513, 1995

[3] U. Haberland, V. Blazek, H.J. Schmitt, Optical coherent tomography with electrically tunable semiconductor laser using FMCW Techniques, SPIE Vol 2925, Proceedings Photon Propagation in Tissues, Vienna, in press, 1996