

Optische Kohärenztomografie – kurz und bündig

Die optische Kohärenztomografie ist ein etabliertes Messverfahren, bei dem Licht geringer Kohärenzlänge mithilfe eines Interferometers zur Entfernungsmessung partiell reflektierender Materialien eingesetzt wird. Dabei wird das Messobjekt punktwise abgetastet und so ein Bild generiert. Das Hauptanwendungsgebiet der optischen Kohärenztomografie ist die Medizin.

Axel Donges

■ Die optische Kohärenztomografie (engl.: optical coherence tomography, OCT) ist eine interferometrische Messmethode, bei der Licht mit geringer Kohärenzlänge verwendet wird. Sie erlaubt beispielsweise die Vermessung von organischen Geweben. Die Hauptanwendungen liegen im Bereich der Medizin (z.B. Ophthalmologie, Dermatologie).

Bei der optischen Kohärenztomografie (OCT) wird ausgenutzt, dass sich das Licht typischerweise einige 100 Mikrometer bis einige Millimeter in dem zu untersuchenden Gewebe ausbreitet, bevor es teilweise zurückgestreut und anschließend detektiert wird. Von daher ähnelt es der Sonografie, einer ebenfalls bildgebenden Messtechnik, die allerdings Ultraschallwellen nutzt.

Das Licht der SLD wird in ein klassisches Michelson-Interferometer eingekoppelt und dort in einen Referenz- und einen Messstrahl zerlegt. Der Referenzstrahl wird an einem verschiebbaren Spiegel reflektiert und gelangt schließlich zum Detektor. Der Messstrahl dringt zunächst in das zu untersuchende Gewebe ein, bevor er an Grenzflächen zwischen Schichten mit unterschiedlichen Brechungszahlen teilweise reflektiert wird, um dann ebenfalls zum Detektor zu laufen. Lichtwellen werden immer dann partiell reflektiert, wenn sich längs des Ausbreitungsweges die Brechzahl ändert. Beispiel: Ein Lichtstrahl breitet sich reflexionsfrei in Luft (Brechzahl der Luft: 1) aus. Trifft der Lichtstrahl auf eine Glasscheibe (Brechzahl des Glases: 1,5), wird ein Teil des auftreffenden Lichtes reflektiert.

Der Detektor misst die Überlagerung der beiden reflektierten Lichtwellen. Nur wenn der doppelte optische Wegunterschied zwischen Referenz- und Messarm kleiner als die Kohärenzlänge ist,

$$2. \quad 2|L_M - L_R| < L_K$$

(L_M : Länge des Messarms, L_R : Länge des Referenzarms, L_K : Kohärenzlänge) wird am Ort des Detektors ein Interferenzmuster – d.h. konstruktive und destruktive Interferenz – beobachtet. Anderenfalls addieren sich die Intensitäten der beiden Lichtwellen, d.h. es treten keine destruktiven und konstruktiven Interferenzen auf (siehe Abb. 2). Zur Definition der Kohärenzlänge: Wird eine Lichtwelle mit der Kohärenzlänge L_K in zwei Wellen geteilt und werden dann die beiden Teilwellen mit einem Gangunterschied Δ wieder superponiert, so wird

Prinzip

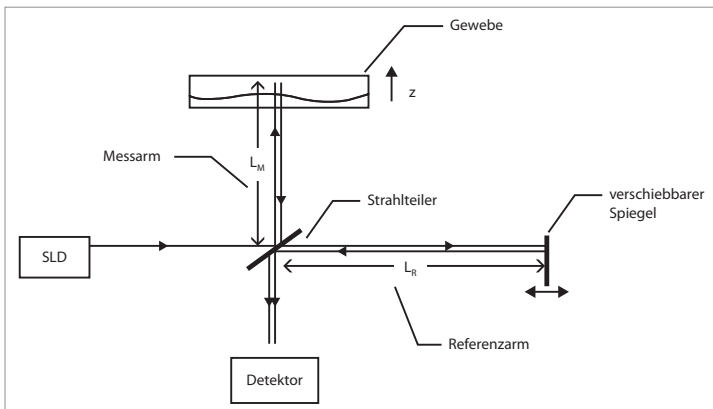


Abb. 1: Optischer Aufbau zur Kohärenztomografie.

Das Prinzip der sogenannten time-domain OCT zeigt Abbildung 1. Als Lichtquelle wird meist eine Superlumineszenz-Diode (SLD) verwendet. Verglichen mit Laserlicht emittieren SLDs Licht geringer Kohärenzlänge. Für die Kohärenzlänge gilt näherungsweise

$$1. \quad L_K \approx \frac{\lambda^2}{2\Delta\lambda}$$

(λ : zentrale Wellenlänge der SLD, $\Delta\lambda$: Bandbreite der SLD). Beispiel: Das Licht einer SLD hat bei einer angenommenen Bandbreite von 100 nm und einer zentralen Wellenlänge von 800 nm eine Kohärenzlänge von ca. 3 μ m.

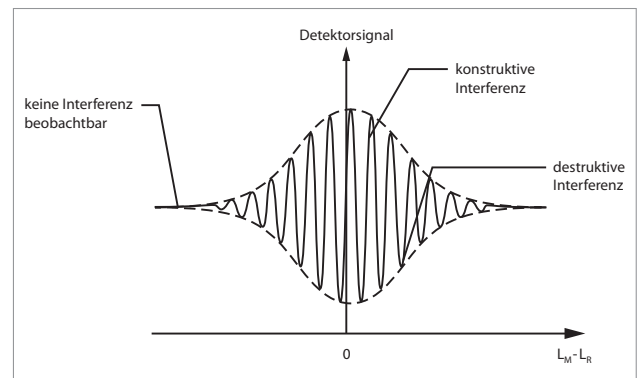


Abb. 2: Typisches Detektorsignal bei Verschiebung des Spiegels im Referenzarm bei einer einzigen Reflexionsschicht im Gewebe.

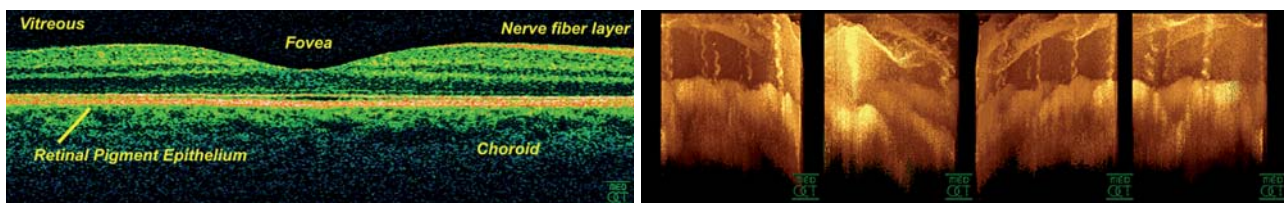


Abb. 3: OCT-Aufnahme einer Retina bei 800 nm mit einer axialen Auflösung von 3 µm. Copyright: GNU-FDL, medOCT-group, Dept of Med. Physics, Med. Univ. Vienna, Austria, 2004.³ – **Abb. 4:** OCT-Aufnahme der Fingerkuppe (Leistenhaut) mit Schweißdrüsengängen, Grundfläche 1 mm x 1 mm, Tiefe ca. 600 µm. Quelle: medOCT group, Center of biomedical Engineering and Physics, Medical University Vienna, Austria.³

im Fall $\Delta \geq L_k$ keine Interferenz und im Fall $\Delta < L_k$ Interferenz beobachtet.

Damit ist das Messprinzip klar: Das gemessene Interferenzsignal (destruktive und konstruktive Interferenzen, siehe Abb. 2) bezieht sich immer auf diejenige Gewebeschicht, für die

3. $L_M = L_R$

gilt. Aus dem Modulationsgrad des Interferenzsignals

4. $\frac{I_{\max} - I_{\min}}{I_{\max} + I_{\min}}$

(I_{\max} : maximales Detektorsignal, I_{\min} : minimales Detektorsignal) kann auf den Brechzahlgradienten der betreffenden Schicht zurückgeschlossen werden. Durch Verschieben des Referenzspiegels kann das Gewebe in verschiedenen Tiefen (z) vermessen werden. Dabei beträgt das axiale Auflösungsvermögen (d.h. in z-Richtung) etwa

5. $\Delta z_{\min} \approx \frac{L_k}{2}$

Wird zusätzlich noch der einfallende Lichtstrahl bzw. die Probe quer zur z-Richtung verschoben, lässt sich mithilfe eines Computers – Punkt für Punkt – ein dreidimensionales Bild der Probe erstellen (Tomografie). Das trans-

versale Auslösungsvermögen Δr_{\min} (d.h. quer zur z-Richtung) wird durch den fokussierten Durchmesser des Lichtstrahls bestimmt. Es gilt näherungsweise

6. $\Delta r_{\min} \approx \frac{\lambda f}{d}$

(λ : zentrale Wellenlänge, f: Brennweite der Fokussieroptik, d: Durchmesser der Fokussieroptik). Da d/f bei guten Objektiven maximal den Wert 1 annehmen kann, gilt unter dieser Annahme $\Delta r_{\min} \approx \lambda$.

Anwendungsbeispiele (Abb. 3 und 4)

Die Abbildungen zeigen abschließend zwei OCT-Aufnahmen aus dem Bereich Ophthalmologie und Dermatologie. ■



■ KONTAKT

Prof. Dr. Axel Donges
 Fachhochschule u. Berufskollegs NTA
 Seidenstraße 12–35
 88316 Isny im Allgäu
 donges@nta-isny.de



ANZEIGE

Werden Sie Autor für unsere Journale.



Bitte kontaktieren Sie Georg Isbaner
 ✉ g.isbaner@oemus-media.de