

# Optische Kohärenztomografie

## Interferenz und Doppler-Effekt in der Medizin

Veronika Doblhoff-Dier

### Wo Doppler-Effekt und Interferenz die Anwendung treffen

Der Doppler-Effekt ist vielen Leuten vom Geräusch vorbeifahrender Feuerwehrautos bekannt; von Interferenz hat auch der eine oder andere schon einmal gehört. Aber wo (und ob) man so etwas im „wirklichen Leben“ brauchen könnte, ist vielen nicht klar.

Eine Anwendung beider Effekte möchte ich hier vorstellen: Es handelt sich um die optische Kohärenztomografie (engl.: optical coherence tomography, OCT). Grob gesagt ist es eine Methode, mittels kurz-kohärentem Licht streuende Materialien zu untersuchen. Eine Arbeitsgruppe des Institutes für medizinische Physik und biomedizinische Technik der Medizinischen Universität in Wien, der ich als Doktorandin angehöre, nutzt diese Methode zur nichtinvasiven Durchblutungsmessung im Auge. Dies ist ein wichtiges Forschungsgebiet, da viele Augenkrankheiten (z.B. Makuladegeneration, diabetische Retinopathie) mit Durchblutungsstörungen einhergehen. Eine Früherkennung solcher Störungen und daher frühere Behandlung der zugrundeliegenden Erkrankungen könnte Erblindungen verhindern oder zumindest verlangsamen.

### Grundlagen von OCT

OCT basiert auf dem Interferometer: Eine Quelle emittiert kurz-kohärentes Licht. Dieses wird durch einen Strahlteiler in zwei Strahlen aufgespalten. Einer der Strahlen wird im so genannten „Referenzarm“ in einer bekannten Entfernung  $d_{\text{ref}}$  reflektiert. Der andere Strahl wird auf die zu untersuchende Probe geleitet („Samplearm“) und von dieser nach einer Distanz  $d_{\text{sample}}$  zurückgestreut. Im Strahlteiler werden die beiden Strahlen wieder vereinigt und auf einen Detektor geleitet (Abb. 1).

Ist der Unterschied  $\Delta L$  in der optischen Weglänge der beiden Strahlen kleiner als die Kohärenzlänge, so kommt es zu Interferenz. Die am Detektor messbare Intensität  $I_0$  ist dann

$$I_0 \propto |E_r|^2 + |E_s|^2 + 2E_r E_s \cos(2k \cdot \Delta L) \quad ,$$

wobei  $|E_r|^2$  und  $|E_s|^2$  die jeweiligen Intensitäten von Referenz-

renz- bzw. Samplearm sind; der letzte Term ist der Interferenzterm.

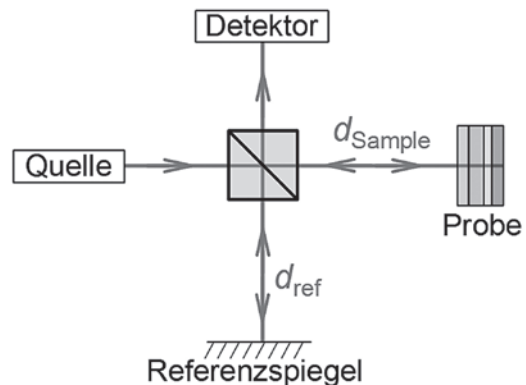


Abb. 1: Schematische Darstellung eines Interferometers

### Fourier Domain OCT

Eine Probe mit mehreren Schichten unterschiedlicher optischer Dicke (wie beispielsweise der menschliche Augenhintergrund) kann nun beispielsweise durch Verändern der Länge des Referenzarmes vermessen werden: jedes Mal, wenn die Länge des Referenzarmes der des Samplearmes entspricht, ist Interferenz messbar. Diese Methode heißt „time domain OCT“ (TDOCT). Das Verändern der Referenzarmlänge in TDOCT ist jedoch zeitraubend, weswegen das sogenannte „Fourier domain OCT“-Verfahren (FDOCT) zur Anwendung kommt. Der Vorteil dieser Methode ist, dass dabei die gesamte Tiefeninformation auf einmal gemessen werden kann, wie im Weiteren vorgestellt wird.

Aus der oben angegebenen Formel für die Intensität ist ersichtlich, dass unterschiedliche Weglängendifferenzen unterschiedliche Oszillationsfrequenzen im Interferenzterm ergeben – jede Schicht der Probe resultiert also in einer bestimmten Frequenz im Interferenzterm. Durch ein Gitter vor dem Detektor wird der einfallende Strahl nach diesen Frequenzen aufgespalten. Eine Fouriertransformation dieses Signals ergibt schließlich wieder die Tiefeninformation (Abb. 2). Eine einzelne FDOCT-Messung gibt also gleich das gesamte Tiefenprofil an einem Punkt.

DI Veronika Doblhoff-Dier hat an der TU Wien Technische Physik studiert und arbeitet am Zentrum für Medizinische Physik und Biomedizinische Technik der Medizinischen Universität Wien an ihrer Dissertation. Gleichzeitig studiert sie Lehramt für Physik und Englisch. E-Mail: veronika.doblhoff-dier@meduniwien.ac.at

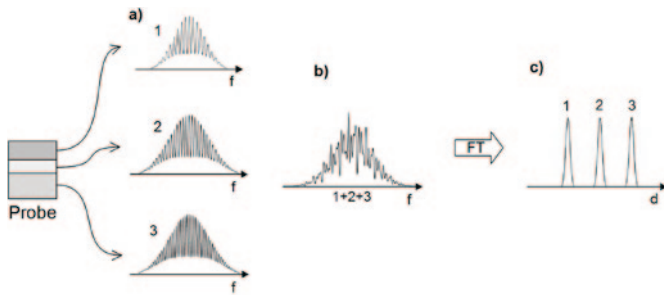


Abb. 2: FDOCT: Jede Schicht der Probe verursacht eine Interferenz mit bestimmter Frequenz (nach Davis, 2008)

Bewegt man den Messstrahl nun über die Probe (in unserem Fall den Augenhintergrund), so bekommt man einen „Schnitt“ durch die Schichten, aus denen der Augenhintergrund besteht (Abb. 3).

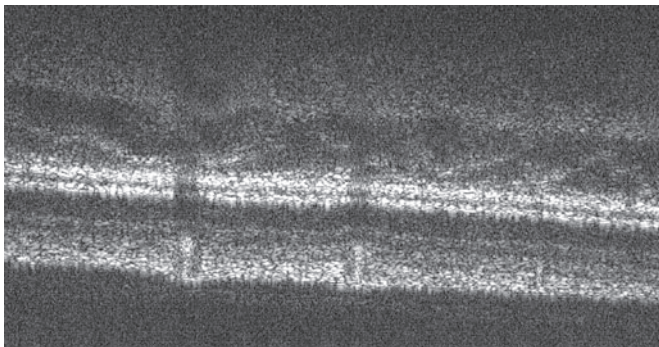


Abb. 3: FDOCT-Aufnahme des Augenhintergrundes mit seinen „Schichten“

## Doppler OCT

Inzwischen ist klar, dass man mit Interferenz verschiedene Schichten im Auge vermessen kann. Was hat das aber alles mit dem Doppler-Effekt zu tun? Und wie kann man denn nun die Blutflussgeschwindigkeit messen?

Das Licht, mit dem man den Augenhintergrund vermisst, wird nicht nur von den ruhenden Gewebeschichten reflektiert, sondern auch von bewegten Blutkörperchen (Abb. 4). Genau wie beim altbekannten Feuerwehrauto führt der Dopplereffekt auch bei den Blutkörperchen zu einer Phasenverschiebung  $\Delta\Phi$  des Messstrahls. Kennt man die Wellenlänge  $\lambda_0$  des Lichtes, den Auftreffwinkel  $\alpha$  des Lichtstrahls auf das Blutgefäß, die Zeit  $\tau$  zwischen zwei Messungen und den Brechungsindex  $n$  des Mediums, so kann man die Geschwindigkeit des Blutflusses ausrechnen.

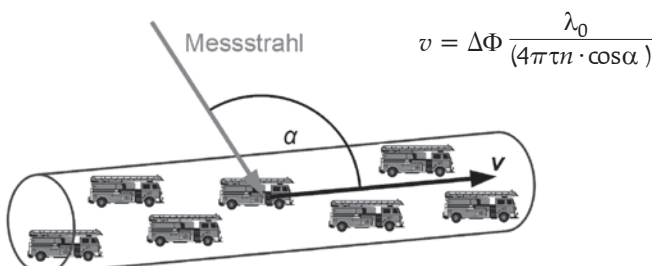


Abb. 4: Messung der Geschwindigkeit  $v$  der Blutkörperchen („Feuerwehrautos“) mittels Doppler-OCT

## Zweistrahliges Doppler OCT

Da der Dopplerwinkel  $\alpha$  im Allgemeinen unbekannt ist, kann man sich mittels eines zweiten Messstrahles unterschiedlicher Polarisation behelfen. Die Formel für die Geschwindigkeit der Blutkörperchen beinhaltet dann nur noch den Winkel  $\gamma$  zwischen den beiden Messstrahlen und den Winkel  $\beta$  des Gefäßes in einer Ebene normal auf die beiden Strahlen. Letzterer kann aus einer Aufnahme des Augenhintergrundes, wie sie mit vielen kommerziellen Geräten leicht zu erhalten ist, einfach ausgemessen werden (Werkmeister et al., 2008).

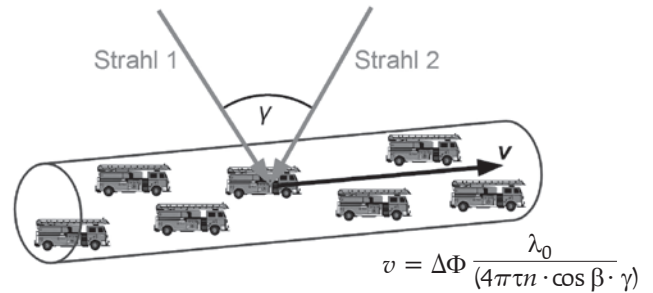


Abb. 5: Geschwindigkeitsmessung mittels zweistrahligem Doppler OCT

## Messung der Blutflussgeschwindigkeit

Nach der Abhandlung der theoretischen Grundlagen stellt sich die Frage, wie denn jetzt die Praxis aussieht. Ein Großteil der Arbeit ist, nebst der anfänglichen Planung eines OCT-Aufbaus, die Justage von Spiegeln, Linsen, Strahlteilern und anderen optischen Komponenten. Da der Aufbau sehr sensitiv ist und die infraroten Messstrahlen mit freiem Auge nicht sichtbar sind, erfordert das viel Zeit und Geduld. Ein Foto des Aufbaus von René Werkmeister, der schon für medizinische Studien herangezogen wird, ist in Abb. 6 gezeigt.

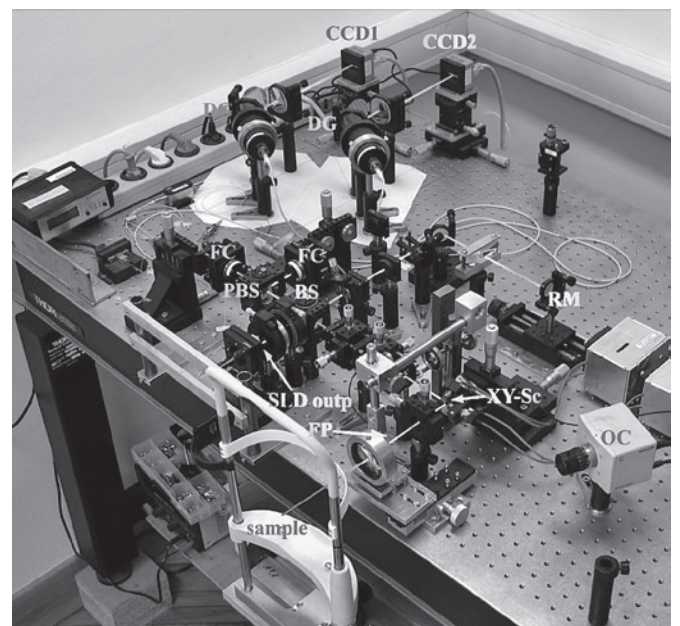


Abb. 6: OCT-Aufbau in der Praxis (Werkmeister 2010)

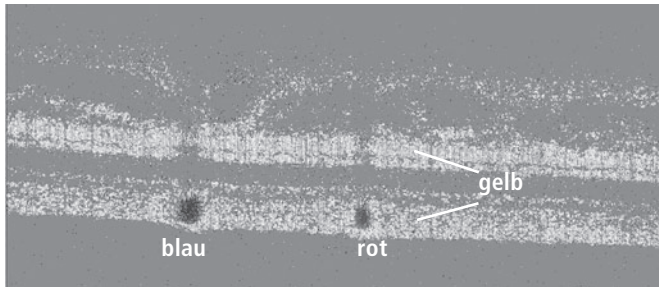


Abb. 7: Phasenbild der in Abb. 3 gezeigten FDOCT-Aufnahme

Abb. 7 zeigt, wie die Resultate einer Geschwindigkeitsmessung mit einem solchen System aussehen. Betrachtet man die Phaseninformation des in Abb. 3 gezeigten Bildes, so kann man deutlich die roten und blauen Gefäße erkennen. Die Farben sind dabei Falschfarben, die den Phasenwert angeben (gelb: keine Phasenverschiebung, blau: negative Phasenverschiebung, rot: positive Phasenverschiebung). Durch Mittelung der Gefäßdaten über mehrere Messungen kann die Genauigkeit der Auswertungen weiter erhöht werden.

## Zusammenfassung

Schon als Schülerin waren für mich immer diejenigen Dinge am interessantesten, für die ich einen praxisnahen

Grund sah, sie zu lernen. Ich hoffe, dieser Artikel konnte einen Einblick geben, wieso ich mich ausgerechnet für OCT interessiere. Obwohl Interferenz und Dopplereffekt schon lange bekannt sind, können sie noch immer spannend sein, haben noch unerforschte Anwendungsgebiete.

Doppler-OCT ist aber nicht nur eine praktische Anwendung physikalischer Prinzipien. Es handelt sich vielmehr um ein aktuelles, faszinierendes Forschungsgebiet, das hoffentlich schon in allernächster Zeit zu einem fixen Bestandteil in der Ophthalmologie wird, und vielleicht in Zukunft vielen Menschen das Leben verbessern kann.

## Bibliographie

- Davis, A. M. 2008. Development of Fourier domain optical coherence tomography for applications in developmental biology. Dissertation.
- Werkmeister, R. M., N. Dragostinoff, et al. 2008. Bidirectional Doppler Fourier-domain optical coherence tomography for measurement of absolute flow velocities in human retinal vessels. *Opt. Lett.* 33 (24): 2967-2969.
- Werkmeister, R. 2010. Dual-beam Bidirectional Doppler Fourier-Domain Optical Coherence Tomography. Dissertation.