

Versuchsprotokoll

Optische Kohärenztomographie

Michelle Roost

Marie Zech

Protokoll: 10. November 2016

Messung: 28.10.2016

Ort: MTZ

Betreuer: Jonas Golde

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung	3
1.1 Aufgabenstellung	3
1.2 Versuchsaufbau	4
1.3 Grundlagen	5
1.3.1 TD OCT	5
1.3.2 FD Domain	5
1.3.3 Doppler FD OCT	6
1.3.4 Signalverarbeitung	7
2 Durchführung	7
2.1 TD OCT	7
2.2 FD OCT	8
2.3 Doppler FD OCT	8
3 Auswertung	11
3.1 TD OCT	11
3.2 FD OCT	11
3.3 Doppler FD OCT	14
4 Diskussion	16
4.1 TD OCT	16
4.2 FD OCT	17
4.3 Doppler FD OCT	17
5 Zusammenfassung	18
6 Anhang	20

1 Einleitung

Dieser Versuch beinhaltet das Ziel, sich mit der Funktionsweise der optischen Kohärenz tomographie vertraut zu machen. Es werden die Verfahren der Time-Domain OCT (hier durch einen Lautsprecher simuliert) und Fourier-Domain OCT (mit Anwendung als Doppler Fourier-Domain OCT) verwendet.

1.1 Aufgabenstellung

Time-Domain OCT (TD OCT)

Es soll die TD OCT durch einen Lautsprecher mit aufgeklebten Spiegel simuliert werden. Dabei sollen die Oszillationen des Lautsprechers aufgenommen werden. Von diesem Signal wird anschließend die Einhüllende berechnet und damit die axiale Auflösung des OCT (mit Daten aus der FD OCT) bestimmt. Zum Schluss erfolgt ein Vergleich mit der theoretischen Auflösung aus der spektralen Bandbreite der Superlumineszenzdiode (SLD).

Fourier-Domain OCT (FD OCT)

Zuerst wird eine Amplitudenmessung des Lautsprechers durchgeführt. Daraus wird die Geschwindigkeit des Lautsprechers ermittelt, die zur Berechnung der axialen Auflösung des OCT benötigt wird.

Nach dieser Messung wird der Lautsprecher durch eine Glasplatte ersetzt. Von dieser wird der Oberflächenreflex aufgenommen und anhand des Rückstreupeaks kann die Auflösung des FD OCT bestimmt werden. Es soll ein Vergleich mit der theoretischen Auflösung der SLD vorgenommen werden (siehe TD OCT).

Medizinische Anwendung: Das Aufquellen der Hornhautschicht am Finger wird mittels OCT untersucht. Dazu werden jeweils drei Punkte eines eingecremten und eines nichteingecremten Fingers nach Einziehen der Creme betrachtet. Die Finger werden für zehn Minuten in lauwarmes Wasser gelegt und erneut die jeweiligen Punkte nach Ablauf der Zeit untersucht. Dieser Vorgang des Aufquellens und Messens wird anschließend nochmal durchgeführt. Die Dicke der Hornhautschicht soll anschließend ausgemessen werden.

Doppler FD OCT

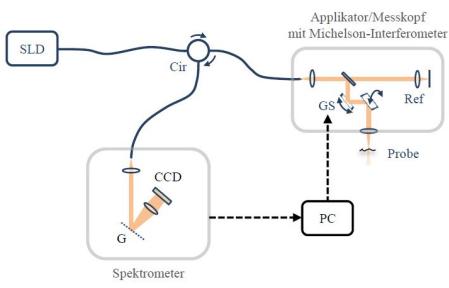
Im letzten Teil des Versuchs soll quantitativ die Flussgeschwindigkeit in einer Kapillare bestimmt werden. Dafür ist ein laminares Strömungsprofil zu verwenden.

Eine Öl-Wasser-Emulsion ist aus 48ml destilliertem Wasser und 2ml Intralipid herzustellen. Es ist einmal der Kapillardurchmesser der leeren und einmal der mit Emulsion gefüllten Kapillare zu messen, daraus soll der Brechungsindex der Emulsion bestimmt

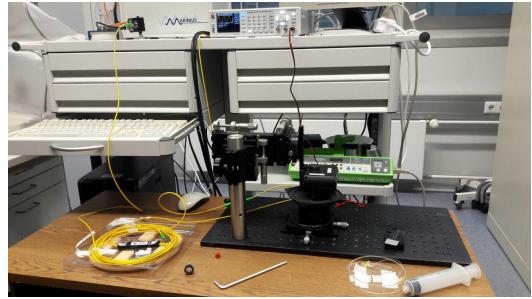
werden.

Um ein laminares Strömungsprofil herzustellen, muss der maximale Volumenstrom und die Maximalgeschwindigkeit berechnet werden, um anschließend passende Werte einzustellen zu können. Der einzustellende Dopplerwinkel muss bestimmt werden und es soll ein Vergleich erfolgen, ob der eingestellte Winkel zur Messung passt.

1.2 Versuchsaufbau



(a) Skizze des Aufbaus



(b) Foto des Aufbaus

Abbildung 1: Versuchsaufbau

Geräteliste

- Applikator mit Michelson-Interferometer
- Faserschmelzkoppler
- Spektrometer/Detektor
- SLD
- PC mit Auswertungsprogramm *LabVIEW*
- Lautsprecher
- Glasplatte
- Handcreme
- Öl-Wasser-Emulsion (destilliertes Wasser und Intralipid)
- Kapillare
- Pumpe mit Spritze

1.3 Grundlagen

1.3.1 TD OCT

Beim OCT ist das Bestreben, eine gute Auflösung im Bereich von μm zu erhalten. Dies ist durch die Weißlichtinterferometrie realisiert. Im Versuch wird eine Superlumineszenzdiode mit kleiner Kohärenzlänge und einem breitbandigen Spektrum verwendet; für eine große Eindringtiefe werden Wellenlängen im nahinfraroten Spektralbereich verwendet. Der Referenzspiegel wird über den zu betrachtenden Messbereich bewegt, um Interferenzen, welche sichtbar für eine Weglängendifferenz im Interferometer innerhalb der Kohärenzlänge, zu erzeugen, sodass das Tiefenprofil der Probenreflektivität erfasst werden kann. Die Kohärenzlänge

$$l_c = \frac{2 \cdot \ln 2}{\pi} \quad (1)$$

bestimmt direkt die axiale Auflösung des Systems (FWHM).

Für ein gaußförmiges Spektrum sieht die normierte komplexe Selbstkohärenzfunktion wie folgt aus:

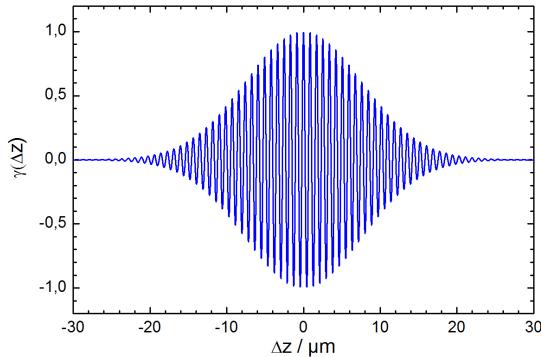


Abbildung 2: theoretisch zu erwartendes gaußförmiges Signal

Die gaußförmige Einhüllende zeigt, dass die Intensität auf Laufzeitdifferenzen um die Kohärenzzeit beschränkt ist.

$$\tau_{1/2} = \frac{4 \ln 2}{\Delta \Omega} \quad (2)$$

1.3.2 FD Domain

Bei der FD OCT wird das interferierte Licht spektral zerlegt und dann detektiert. Es wird die gesamte Tiefeninformation zur gleichen Zeit aufgenommen. Zum Tiefenprofil, welches durch den Kreuzkorrelationsterm beschrieben wird, gelangt man durch Fourier-Transformation und eine passende Filterung. Eine Bewegung des Spiegels ist bei dieser

Methode nicht erforderlich.

Die Auflösung des gaußförmigen Leistungsspektrums lässt sich berechnen durch

$$FWHM = 2\sqrt{2 \ln 2}\sigma \quad (3)$$

Für die axiale Auflösung gilt

$$FWHM_z = 2\sqrt{2 \ln 2}\sigma_z = \frac{2 \ln 2}{\pi n} \frac{\lambda_c^2}{FWHM_\lambda} \quad (4)$$

Es ist möglich, jeder Modulationsfrequenz eine eindeutige Tiefe innerhalb der Probe zuzuordnen. Die maximale darstellbare Tiefe ergibt sich zu

$$z_{max} = \frac{\pi}{2\delta k} = \frac{\lambda_c^2}{4\delta\lambda}, \quad (5)$$

wobei das k -Spektrum in δk -Intervallen vorliegt und die korrespondierende Frequenz in der Tiefe $\frac{\pi}{\delta k}$ ist.

1.3.3 Doppler FD OCT

Wenn eine Information über die Bewegung der untersuchten Probe notwendig ist, muss die Phase der komplexwertigen Amplitude angesehen werden. Durch eine axiale Verschiebung (z -Richtung) erhalten wir eine Phasendifferenz $\Delta\varphi$. Diese ist zwischen zwei aufeinanderfolgenden A-Scans mit einer Geschwindigkeit v :

$$\Delta\varphi(z) = \frac{4\pi n T_{A-Scan} v(z) \sin \vartheta}{\lambda_0} \quad (6)$$

Hierbei ist n der Brechungsindex der Probe, T_{A-Scan} das Zeitintervall zwischen zwei A-Scans, λ_0 die Zentralwellenlänge und ϑ der Dopplerwinkel.

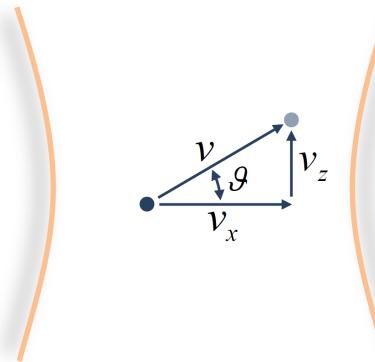


Abbildung 3: laterale und axiale Positionsveränderung zwischen zwei T_{A-Scan}

Dies wird durch das klassische Doppler-Modell beschrieben. Durch Transversalbewegung kommt es zu Abweichungen, welche damit nicht mehr beschrieben werden und ein erweitertes Doppler-Modell wird erforderlich. Für eine allgemeine Beschreibung werden dimensionslose Koordinaten δx und δz eingeführt.

$$\delta x = \frac{\Delta x}{\omega_0} \quad (7)$$

$$\delta z = \frac{2n\Delta z}{\lambda_0} \quad (8)$$

Ist $\delta x < 1$, so ist eine Beschreibung mit dem gewöhnlichen Doppler-Modell möglich.

1.3.4 Signalverarbeitung

Für die Fourier-Transformation ist es notwendig, das Spektrum im Wellenzahlraum zu haben. Eine Reskalierung in den Wellenzahlraum (Dechirp) mit Hilfe eines Referenzspektrums ist nötig, um ungewünschte Verbreiterungen nach der Fourier-Transformation zu verhindern. Danach erfolgt eine Normierung des Spektrums hinsichtlich des Referenzlichtes.

2 Durchführung

2.1 TD OCT

Zu Versuchsbeginn muss noch vor den Applikator ein Fasenschmelzkoppler eingebracht werden, um das rückreflektierte Licht zu einem Einzeldetektor zu führen. Das Auslesen des Signals erfolgt unter *LabVIEW* mit dem Programm *TD_OCT.vi*. Da das System für FD OCT konstruiert ist und kein schnelles Durchfahren der Referenzarmlänge ermöglicht, wird das TD OCT simuliert, indem ein Lautsprecher als Probe verwendet wird.

Zuerst wird der Lautsprecher so justiert, dass der aufgeklebte Spiegel sich im Fokus befindet und der Detektor wird angeschlossen. Zwischendurch muss der Referenzarm rausgenommen werden.

Im Programm lässt sich nun die Lautsprecheroberfläche (Spiegel) bzw. lassen sich die Interferenzpeaks des Signals beobachten und aufnehmen. Nun müssen wir das System so positioniert werden, dass genau der Nulldurchgang des Signals aufgenommen werden kann, denn da ist die Amplitude der Einhüllenden möglichst symmetrisch verteilt und die Kohärenzlänge ist genauer zu bestimmen. Das heißt, es sollte genau ein Spektrum im Fenster zu sehen sein. Wir haben zur Bestimmung der Kohärenzlänge zwei Signalmessungen aufgenommen.

2.2 FD OCT

Hier haben wir vor allem das *LabVIEW*-Programm *OCT_MAXIMUS_Doppler.vi* verwendet, da es sowohl Anzeige und Speicherung von A/B/M-Scans, Kreuzscans und 3D-Scans ermöglicht.

Die Referenzarmleistung ist anzupassen und der Applikator so zu justieren, dass die Probe sich im Fokus befindet. Wir haben in x-Richtung 960 A-Scans und in y-Richtung 32 A-Scans durchgeführt, wobei wir die Schrittweiten in beide Richtungen auf Null gesetzt haben. Schließlich haben wir ein Bild der Schwingung (bzw. der Amplitude) aufgenommen, um später die axiale Auflösung des Systems zu berechnen.

Der Lautsprecher wird nun durch eine 5 mm dicke Glasplatte getauscht. Unsere Glasplatte wurde nicht wie vorgegeben aufgeraut. Am Anfang der Aufnahme sind Ober- und Unterseite der Platte sichtbar. Um die Rückstreuung der zweiten (unteren) Fläche zu entfernen, sollte der Winkel des Systems leicht geändert werden. Uns war es nicht möglich, die Rückstreuung der unteren Schicht komplett aus der Aufnahme zu entfernen. Der Rückstreupeak der Glasplatte soll aufgenommen werden.

Wir haben je 320 A-Scans in x- und y- Richtung vorgenommen und haben zwei Aufnahmen des Rückstreupeaks der Glasplatte gemacht.

Medizinische Anwendung: Es wird das Aufquellen der Hornhautschicht bei einem Wasserbad sowie die schützende Wirkung von Handcreme untersucht. Dazu werden an einer Hand zwei Finger, wovon einer eingecremt wurde, über einen Zeitraum beobachtet. An den Fingern werden mit Pflastern Markierungen angebracht, sodass man möglichst dieselbe Stelle am Finger bei aufeinanderfolgenden Messungen untersucht. Es werden vor dem Wasserbad pro Finger drei Messungen aufgenommen, und dann jeweils nach zweimal 10 Minuten wieder drei Messungen. Zwischen den Messungen bleiben die Finger im Wasser.

Wir haben in x-Richtung 640 A-Scans und in y-Richtung 320 A-Scans aufgenommen. Die in der Anleitung vorgeschlagene Zusatzaufgabe haben wir nicht bearbeitet.

2.3 Doppler FD OCT

Das verwendete Flussphantom besteht aus einer runden Glaskapillare mit einem Innen-durchmesser von 300 µm, um ein laminares Strömungsprofil einzustellen. Die Öl-Wasser-Emulsion wurde aus 2 ml Intralipid und 48 ml destilliertem Wasser hergestellt. Die mit der Emulsion gefüllte Spritze wurde in die Pumpenvorrichtung eingebettet. Mittels eines B-Scans wurde der Durchmesser der leeren Kapillare aufgenommen.

Um den Brechungsindex der Emulsion bestimmen zu können, haben wir noch den Durchmesser der mit Emulsion gefüllten Kapillare gemessen.

Wir haben nun rechnerisch den maximalen Volumenstrom und so auch die maximale Flussgeschwindigkeit bestimmt, bei denen noch die Bedingungen für eine laminare Strömung der Emulsion in der Kapillare erfüllt sind.

Der Volumenstrom Q berechnet sich mit:

$$Q = \int_A v \, dA, \quad (9)$$

wobei in diesem Fall $A = \pi r^2$.

Aus den Vorbereitungsunterlagen lässt sich die (konstante) Maximalgeschwindigkeit wie folgt bestimmen:

$$v_{x_{max}} = \frac{x_{max}}{\Delta t} = \frac{x_{max}}{T} = x_{max} \cdot f = \delta x \cdot \omega_o \cdot f \quad (10)$$

Damit ein laminares Strömungsprofil entstehen kann, muss $\delta x < 1$ sein! Die maximale Gesamtgeschwindigkeit lässt sich aus dieser Skizze recht einfach ableiten:

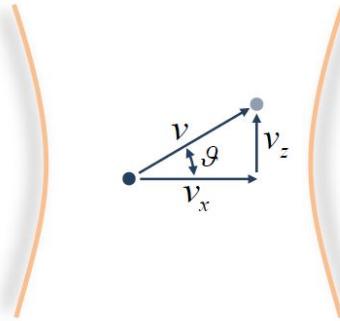


Abbildung 4: Geschwindigkeit eines Streuteilchens

Es ergibt sich also:

$$v_{ges_{max}} = \frac{v_{x_{max}}}{\cos(\vartheta)} = \frac{\delta x \cdot \omega_o \cdot f}{\cos(\vartheta)} \quad (11)$$

Für den maximalen Volumenstrom Q_{max} setzen wir nun $\cos(\vartheta) = 1$ und $\delta x = 1$. Es ergibt sich mit $v_{ges_{max}}$:

$$Q_{max} = \frac{\pi R^2}{2} \omega_o \cdot f \quad (12)$$

In den Vorbereitungsunterlagen waren die benötigten Konstanten wie folgt gegeben: $R=150 \mu\text{m}$, $\omega_o=6,7 \mu\text{m}$ und $f=11.888,2 \text{ Hz}$. Theoretisch kommt man auf einen maximalen Volumenstrom von ca. $Q_{max} = 1 \frac{\text{ml}}{\text{h}}$. Unser Ergebnis war allerdings etwa 10 mal so groß. Dies führen wir jedoch auf möglicherweise gemachte Umrechnungsfehler zurück und verwenden im weiteren Experimentverlauf den theoretischen Wert.

Aus dem Vorbereitungsmaterial kann man entnehmen, das $\vartheta \approx 45^\circ$ (blauer Bereich):

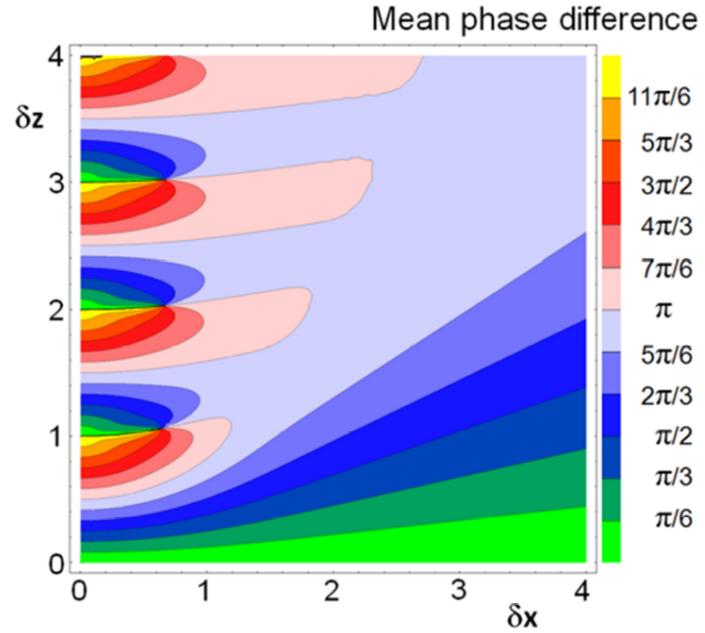


Abbildung 5: genutztes Modell

Damit ergibt sich ein einzustellender Volumenstrom von $Q=0,4 \frac{\text{ml}}{\text{h}}$ und eine Phasendifferenz $\Delta\varphi \approx 0,25$.

Der für das Fluid einzustellende Winkel ist also $2,69^\circ$. Durch den Brechungsindex der Emulsion muss man jedoch einen scheinbaren Winkel von $3,61^\circ$ einstellen.

Da in unserem Experiment nach einigen Versuchen die Phasenverschiebung einfach nicht sichtbar in der Aufnahme geworden ist, nehmen wir an, dass die verwendete Pumpenvorrichtung möglicherweise teilweise defekt ist. Wir haben deshalb den Volumenstrom auf $4,4 \frac{\text{ml}}{\text{h}}$ gewechselt, da ab diesem Wert eine Phasenverschiebung sichtbar wurde. Ob der eingestellte Volumenstrom noch eine laminare Strömung ermöglicht und ob der so gemessene Winkel mit unseren Einstellungen übereinstimmt, werden wir in der Auswertung dieses Versuchs erörtern.

Wir haben schließlich einen scheinbaren Winkel von $2,4^\circ$ (obere Kante) bzw. $3,96^\circ$ (untere Kante) eingestellt. Dazu haben wir einmal die Phasenverschiebung über 50 Scans gemittelt und auch einen unmittelbaren Scan aufgenommen.

3 Auswertung

3.1 TD OCT

Das aufgenommene Signal des Lautsprechers ist in der untenstehenden Grafik (Abb.6) zu sehen. Die obere Einhüllende des Signals, sowie ein Gauß-Fit dieser sind auch eingezeichnet. Die berechnete FWHM des Gauß-Fits beträgt $1039,9 \pm 2,0$ samples. Die somit zu bestimmende axiale Auflösung des OCT-Systems berechnen wir im FD-OCT Abschnitt.

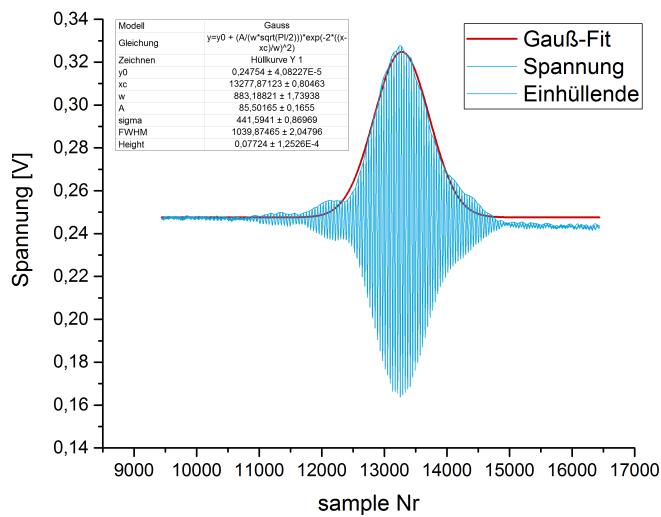


Abbildung 6: Signal mit Einhüllender

3.2 FD OCT

Amplitudenmessung des Lautsprechers Um die Geschwindigkeit des Lautsprechers und somit die Auflösung des OCT-Systems zu bestimmen, mussten wir die Amplitude des Lautsprechers ausmessen: Aus der Grafik konnten wir mithilfe des Messprogramms *fiji* messen, dass zwei Amplituden zusammen 17 Pixel groß sind, das heißt eine Amplitude entspricht 8,5 Pixel. Da ein Pixel in Luft fünf μm entspricht, ist eine Amplitude also 42,5 μm lang. Um daraus die Geschwindigkeit des Lautsprechers zu bestimmen, haben wir folgende bekannte Gleichung verwendet, wobei y die Amplitude des Lautsprechers

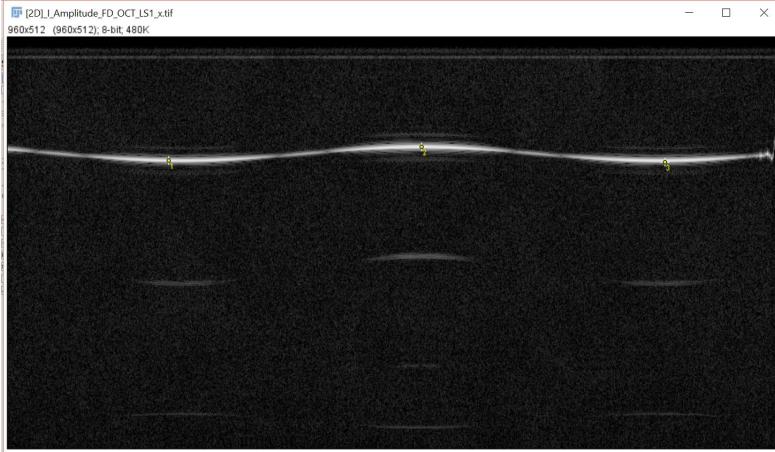


Abbildung 7: aufgenommene Lautsprecheramplitude

bezeichnet und f die Frequenz (20Hz):

$$v = y \cdot 2\pi \cdot f \quad (13)$$

Unsere berechnete Geschwindigkeit beträgt $5,3407 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$.

Um jetzt die axiale Auflösung des OCT-Systems zu bestimmen, haben wir noch die FWHM des Lautsprechersignals in Hz statt Samples umgerechnet. Die Samperrate betrug 500 kHz, unsere FWHM beträgt also $(2,080 \pm 0,004)$ ms. Die axiale Auflösung bestimmt sich daraus ganz einfach aus dem Produkt von Geschwindigkeit und FWHM. Für unser System beträgt die axiale Auflösung $(11,12 \pm 0,01)$ μm . Die theoretische Auflösung des Systems beträgt 9,002 μm . Unsere berechnete axiale Auflösung ist also ein wenig größer, demnach ist das System in der Realität ein wenig ungenauer als theoretisch bestimmt.

Glasplatte

Wir haben die gegebenen Grauwerte gemittelt und diese in Intensität in dB umgerechnet mit

$$I_{dB} = \frac{GW \cdot 78 \text{ dB}}{255} - 18 \text{ dB}, \quad (14)$$

wobei GW die gegebenen Grauwerte sind. GW 0 entspricht -18 dB und GW 255 entspricht 60 dB. Aus den Grauwerten haben wir den größten Peak gesucht und ihn in Intensität dargestellt. Mit fünf Punkten wurde ein Parabelfit gemacht und dort die FWHM berechnet, welche identisch ist mit der Breite des Fits 6 dB unterhalb des Maximums. Wir kommen somit auf eine FWHM von $(2,2 \pm 0,5)$ px, was $(11 \pm 2,5)$ μm entspricht.

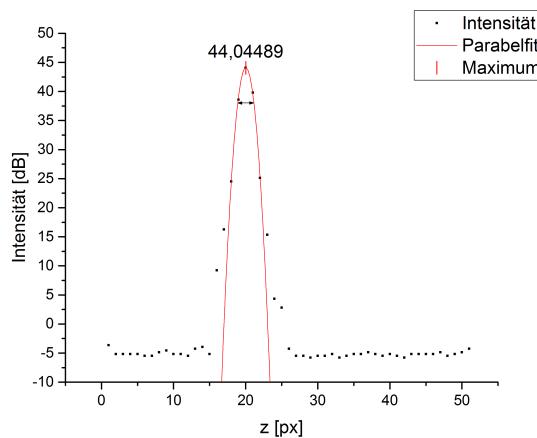


Abbildung 8: Rückstreupeak mit parabolischem Fit sowie der eingezeichneten FWHM

Medizinische Anwendung

Die Untersuchung der Epidermis ergab folgende Werte:

Messung	Stelle	ohne Creme		mit Creme	
		Abstand	Mittelung	in μm	Abstand
1	1	46			44
	2	52	47,67	170,24	49
	3	45			51
2	1	57			42
	2	58	59	210,71	54
	3	62			48
3	1	62			50
	2	64	61,33	219,05	49
	3	58			46

Tabelle 1: Ausmessungen der Epidermis an einem eingecremten und einem uneingecremten Finger mit Messung 1 vor dem Wasserbad, Messung 2 nach 10 Minuten Wasserbad und Messung 3 nach 20 Minuten Wasserbad

Die Epidermis des uneingecremten Fingers quoll nach 20 Minuten Wasserbad auf 128,7% an, die des eingecremten Fingers nur auf 100,7%.

Wir gingen bei der Auswertung davon aus, dass die Epidermis einen Brechungsindex von

$n = 1,4$ hat. Da ein Pixel bei Luft $5 \mu\text{m}$ entsprechen, multiplizierten wir die Mittelung mit $\frac{5}{1,4}$, um auf die tatsächliche Dicke zu kommen.

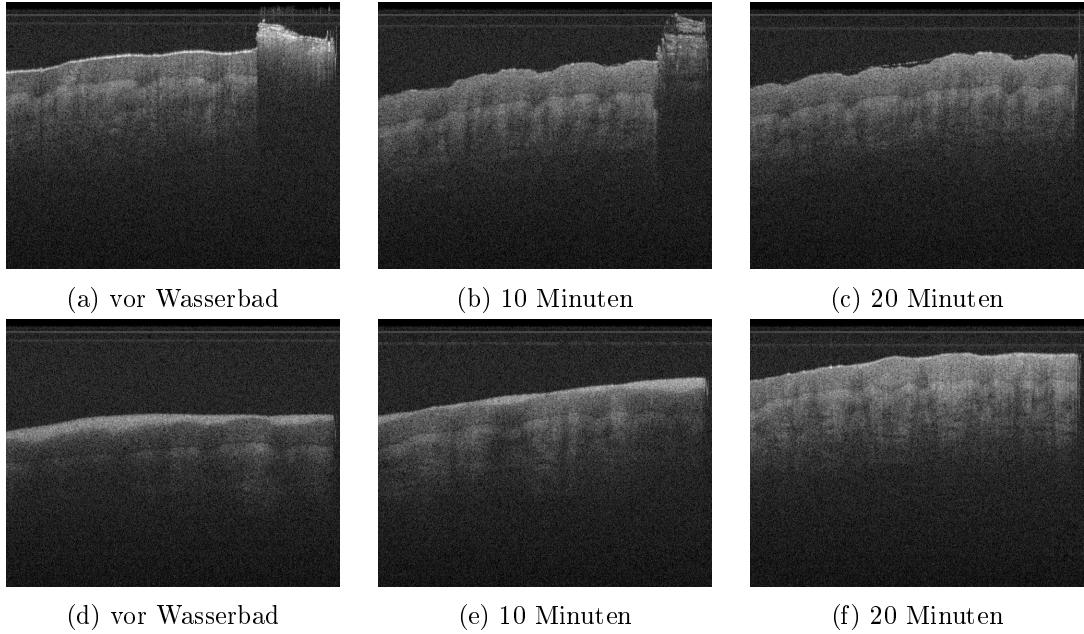


Abbildung 9: OCT-Aufnahmen der Epidermis, Aufnahmen (a) bis (c) ohne Creme, Aufnahmen (d) bis (f) mit Creme

3.3 Doppler FD OCT

Der Durchmesser der leeren verwendeten Kapillare beträgt 59 px, d.h. $295 \mu\text{m}$, im Gegensatz dazu beträgt der Durchmesser der mit Intralipid gefüllten Kapillare 80 px, d.h. $400 \mu\text{m}$. Daraus schließen wir, dass der Brechungsindex von der Intralipidflüssigkeit zu Luft ca. 1,356 beträgt.

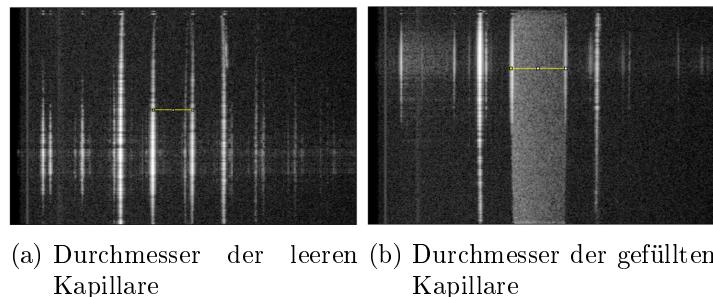
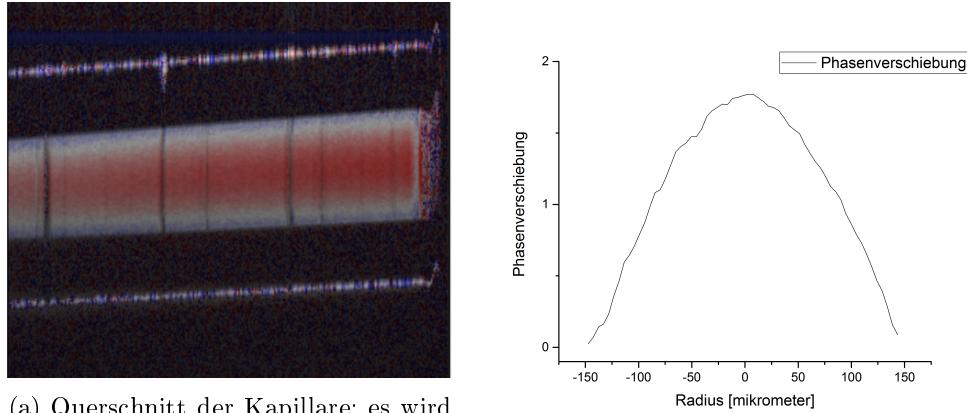


Abbildung 10: Vergleich der Kapillardurchmesser

Um das Geschwindigkeitsprofil in der Kapillare zu berechnen, haben wir die Phasenverschiebungen gemittelt aufgenommen:



(a) Querschnitt der Kapillare: es wird deutlich, dass die Phasenverschiebung in der Mitte größer ist (roter Bereich) als am Rand der Kapillare
 (b) Plot der gemittelten Phasenverschiebung über den Querschnitt der Kapillare

Abbildung 11: Phasenverschiebung, über 50 Scans gemittelt

Daraus folgt direkt mit der im Protokoll stehenden Formel [6] das Geschwindigkeitsprofil innerhalb der Kapillare:

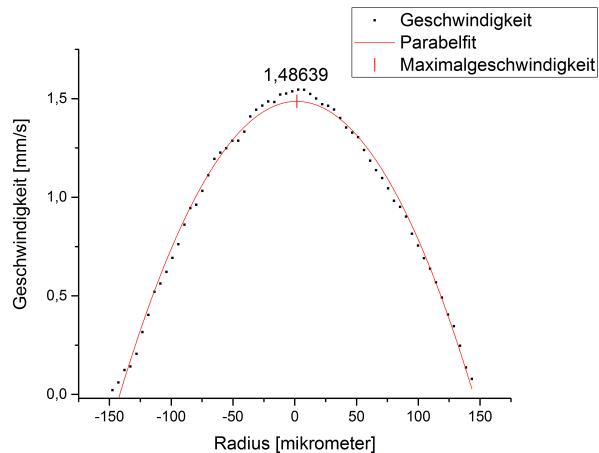


Abbildung 12: Geschwindigkeitsprofil in der Kapillare

Durch einen Parabelfit der errechneten Werte haben wir eine Maximalgeschwindigkeit von $v_{max} = 1,486 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$ bestimmt. Theoretisch sollte mit einem eingestellten Volumenstrom von $Q = 4,4 \frac{\text{ml}}{\text{h}}$ die Maximalgeschwindigkeit $17,88 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$ betragen.

Zu unserem Geschwindigkeitsprofil haben wir noch ein Volumenstromprofil in der Kapillare bestimmt und mit einem Parabelfit angepasst:

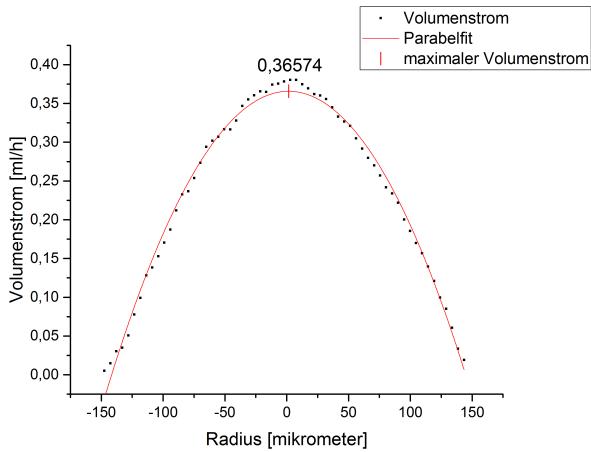


Abbildung 13: Volumenstromprofil in der Kapillare

In unserem Fit haben wir damit einen maximalen Volumenstrom von $Q_{max} = 0,3657 \frac{\text{ml}}{\text{h}}$ bestimmt.

4 Diskussion

4.1 TD OCT

In Abb. [6] ist unsere Einhüllende des Lautsprechersignals zu sehen. Sie erfüllt leider keine perfekte gaußförmige Symmetrie, sodass Abweichungen für die Berechnung der Auflösung des Systems entstehen können. Die Nullposition der einzelnen Signalamplituden musste händisch eingestellt werden und die zu verwendende Einstellschraube hat nur "ruckartig" Veränderungen übernommen; es war also gar nicht möglich so feine Justierungen vorzunehmen, dass eine fast perfekte Symmetrie erreicht werden könnte. Des Weiteren hat das Aufnahmeprogramm Amplituden über 0,55 V nicht mehr aufgenommen, weshalb wir um überhaupt eine Einhüllende berechnen zu können, eine Position finden, in der die Amplitude kleiner als 0,55 V ist. Insgesamt lässt sich sagen, dass das komplette System sehr empfindlich auf Erschütterungen und dergleichen reagiert, wodurch sicherlich auch Messfehler entstehen können. Um diese zu minimieren, sollte man den Versuch möglicherweise in einer geschützteren Umgebung (als bei uns auf einem normalen Tisch) durchführen. Außerdem sollte das Problem des Programms, das die Amplituden nach über 0,55 V abschneidet, behoben werden.

4.2 FD OCT

Amplitudenmessung des Lautsprechers und Auflösung

Die bestimmte axiale Auflösung der TD OCT mit $(11,12 \pm 0,01) \mu\text{m}$ stimmt relativ gut mit dem theoretischen Wert von $9,002 \mu\text{m}$ überein. Die Abweichungen können daher kommen, dass der Nulldurchgang für weitere Berechnungen nicht genau getroffen wurde. Dies wäre genauer durchzuführen. Weiterhin können Unsicherheiten bei der Geschwindigkeitsbestimmung mit dem Programm *fiji* hinzugekommen sein, die wir nicht näher bestimmen können.

Glasplatte

Die bestimmte Auflösung von $(11 \pm 2,5) \mu\text{m}$ liegt oberhalb des theoretischen Wertes von $9,002 \mu\text{m}$, jedoch mit der Messunsicherheit ist der theoretische Wert eingeschlossen. Es war, ähnlich wie beim Lautsprecher, zu erwarten, dass die experimentell bestimmte Auflösung größer ist. Gründe für die Abweichung könnten sein, dass die Glasplatte nicht perfekt im Fokus liegt und dass der Parabelfit mit wenigen Messpunkten durchgeführt wurde. Außerdem wurde im Versuch (nicht wie in der Anleitung empfohlen) eine nicht aufgerautete Glasplatte verwendet. Der Rückstreupeak der Unterseite der Glasplatte ließ sich auch durch Anwinkeln des Systems nicht vollständig vermeiden. Er könnte also unter anderem zu Ungenauigkeiten bei der Bestimmung des ersten Rückstreupeaks geführt haben.

Medizinische Anwendung

Die schützende Wirkung von Creme ist eindeutig erkennbar; nach 20 Minuten Wasserbad quoll die Epidermis des uneingecremten Fingers auf 128,7% auf, die des eingecremten Fingers nur auf 100,7%. Nach den ersten 10 Minuten im Wasserbad ist die Hornhautschicht des eingecremten Fingers außerdem überhaupt gar nicht aufgequollen. Schwankungen sind möglich, da es sehr schwierig war, für jede Messung denselben Punkt auf der Fingerkuppe zu vermessen, sondern nur eine kleine Umgebung. Des Weiteren verursachten durch das Wasserbad die angebrachten Markierungspflaster leicht und die Rillen der Fingerkuppen beeinträchtigen das Ergebnis zusätzlich.

4.3 Doppler FD OCT

Der berechnete Brechungsindex der Emulsion mit 1,356 erscheint und als realistisch. Es war sehr schwierig unseren berechneten Winkel von $2,69^\circ$ einzustellen, da das System sehr empfindlich auf kleinste Änderungen reagiert. Es war so kaum möglich sehr präzise zu arbeiten. Nach mehreren Versuchen haben wir einen Winkel von $2,4^\circ$ eingestellt, wodurch es zu Abweichungen zu unseren Berechnungen gekommen sein kann.

Mit unserer berechneten Maximalgeschwindigkeit $v_{max} = 1,486 \frac{\text{mm}}{\text{s}}$ ist der maximale Volumenstrom $Q_{max} = 0,3657 \frac{\text{ml}}{\text{h}}$. Mit diesem Volumenstrom ist, wie auch in Abb. 12 zu erkennen, ein laminares Strömungsprofil vorhanden.

Im Gegensatz dazu sollte mit dem eingestellten Volumenstrom von $Q = 4,4 \frac{\text{ml}}{\text{h}}$ nach unseren Berechnungen kein laminares Strömungsprofil mehr vorhanden sein. Wir schlussfolgern, dass die verwendete Pumpe defekt ist und nicht den eingestellten Volumenstrom wiedergeben kann.

5 Zusammenfassung

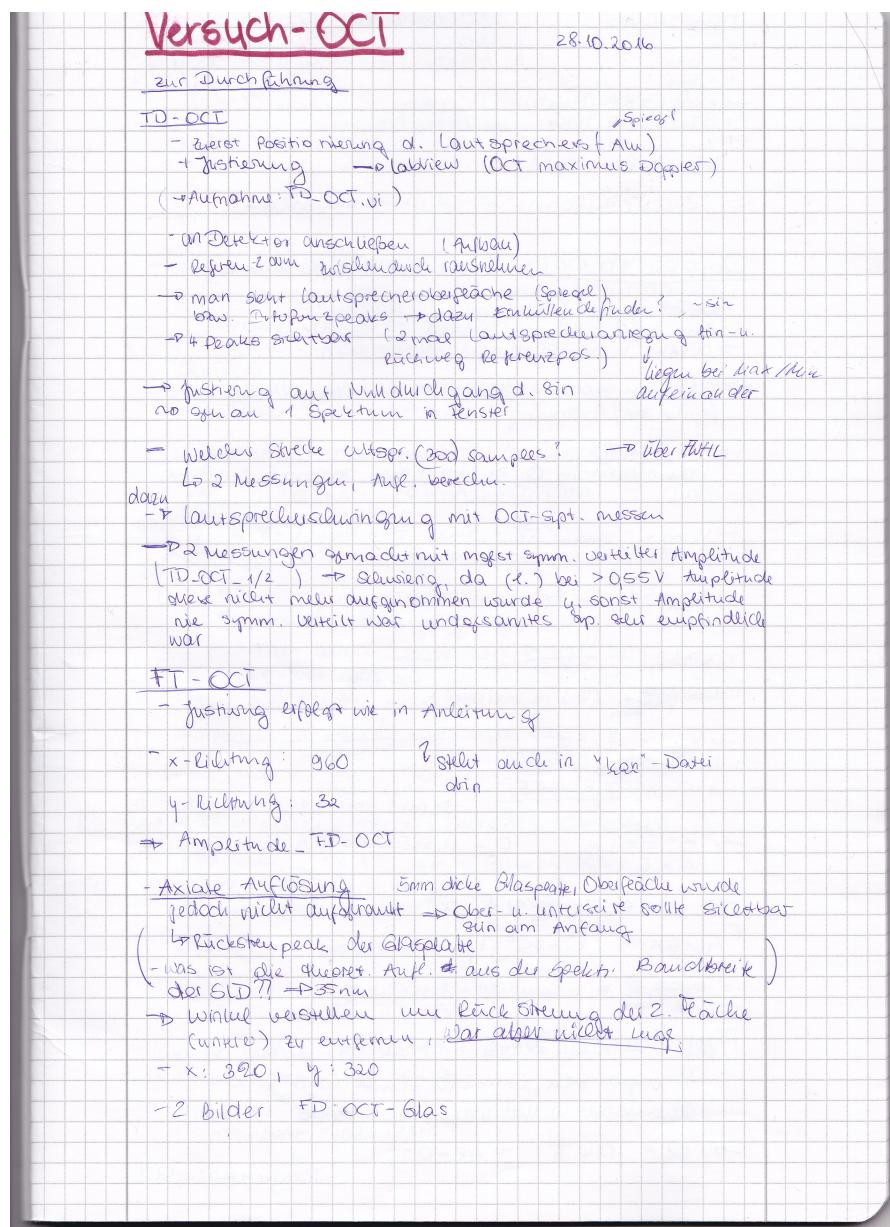
Das OCT-System ist ein gutes bildgebendes Verfahren, um dünne biologische Schichten darzustellen und zu untersuchen. Bei beiden Verfahren sind wir trotz der oben genannten Schwierigkeiten nah an die theoretische Auflösung des Systems gekommen.

Die meisten Schwierigkeiten hatten wir bei der korrekten Justierung der Proben sowie bei der Einstellung des Volumenstroms an der Pumpe.

Literatur

- [1] Optische Kohärenztomografie (OCT) (2012), *Anleitung*, 10. Nov. 2016.

6 Anhang



Nummer

$x: 640$
 $y: 320$

- exakt der Anleitung gefolgt
- 3 Fingre pro Finger in Zeit
- nur 10 min einzählen statt 15, aber da Referenzfinger nicht so wichtig
- ⇒ "Zusatzaufgabe" wurde nicht bearbeitet

unterschieden M-A Scan:

M-Scan: nur genau ein Punkt
A-Scan: Abtasten über Ax u. Ay

Doppler FD OCT (nur bis Aufgabe 6 b)

- SMOF Lipid = Intralipid
- 2ml Lipid : 48 ml Wasser $\rightarrow \approx 1\%$, Emulsion
- direkt in Spritze/Flasche abmessen
- Volumenstrom so einstellen, dass v_{max} noch laminare Strömung!
- d.h. zuerst v_{max} maf. berechnen, um so den Volumenstrom Q zu bestimmen, den man einstellen darf.

$$Q = \int_A v \cdot dA = \dot{V} \quad A = \pi r^2 \quad s_x = \frac{\Delta x}{w_0}$$

$$\rightarrow v_{x,max} = x_{max} \cdot \frac{1}{\Delta t} = x_{max} \cdot \frac{1}{T} = x_{max} \cdot f - s_x \cdot w_0 \cdot f \quad (w_0 \dots \text{lateraler Strahlendurchmesser})$$

$s_{x,max} < 1$! für brauchbare Strömung
aber ausnahmsweise abh. da nicht v_x



$$\rightarrow v_{r,max} = \frac{v_{x,max}}{\cos \theta} = \frac{s_{x,max} \cdot w_0 \cdot f}{\cos \theta}$$

$$\rightarrow Q = \int v \cdot d(\pi r^2) = \dot{V}$$

$$\rightarrow \dot{V} = \frac{\pi}{2} r^2 v_{r,max} = \frac{\pi}{2} r^2 \frac{s_{x,max} \cdot w_0 \cdot f}{\cos \theta}$$

$$= \frac{\pi R^2 w_0 \cdot s_x}{2 \cos \theta} \quad \rightarrow \text{mit } \cos \theta = 1 \quad (\text{theoret. } \cdot \frac{1}{10} \text{ noch } \approx \text{ Ergebnis})$$

$$\rightarrow Q = \frac{150}{2} \mu\text{m} \quad f = 11.888,2 \text{ Hz} \quad (\text{A-Scan Frequenz})$$

$$w_0 = 6,7 \mu\text{m}$$

$$\text{Ergebnis: } (10^{-6})^2 \cdot 10^{-6} \cdot 10^4 \frac{1}{\text{s}}$$

$$\rightarrow \dot{V} = \cancel{0,1} \cdot \cancel{10^4} \approx 1 \frac{\text{ml}}{\text{h}}$$

Annahme $\theta = 45^\circ$ für einstellen

→ ~~0,1~~ in Sonderarten Betrachtung
→ ~~10^4~~

Ziel: "leitblauer Bereich" im Modell \Rightarrow

da ergibt sich Winkel für Fluid: $2,65^\circ$

schwieriger Winkel wegen $n = 3,4$ (so inst.)

$$\rightarrow Q = 0,4 \frac{\text{ml}}{\text{h}} \quad \rightarrow \Delta P = 0,25 \quad \downarrow$$

Flüssigkeit maßgeblich!

