

OCT - Optische Kohärenztomographie
Experiment im Fortgeschrittenenpraktikum
TU Dresden

Jakob Lindermeir, Richard Kindler

22. Januar 2021

Inhaltsverzeichnis

1 Einführung	2
2 Theoretischer Hintergrund	2
3 Durchführung	3
3.1 Versuchsaufbau	3
3.2 Software	4
3.3 Versuchsablauf	4
3.3.1 Time-Domain-OCT	4
3.3.2 Fourier-Domain-OCT	5
4 Auswertung	6
4.1 Auflösung des TD-OCT-Aufbaus	6
4.2 Signalverarbeitung	8
4.2.1 Bestimmung der Halbwertsbreite nach verschiedenen Prozessierungsschritten	8
4.3 Veränderung der Epidermisdicke	9
5 Fazit	9
5.1 Ergebnisse	9
5.2 Diskussion	10
6 Anhang	11
6.1 Bildnachweise	11

1 Einführung

Im Praktikumsversuch *OCT* lernen wir ein Verfahren der Weißlichtinterferometrie kennen: Die *Optische Kohärenztomographie*, kurz OCT. Das Wirkprinzip ist hier analog zu der auf Schallwellen beruhenden Ultraschall-Bildgebung. Mit dem Verfahren lassen sich berührungslos, nichtinvasiv und zerstörungsfrei z.B. Strukturuntersuchungen in Gewebeproben bis etwa 2mm Dicke anstellen. Funktionelle Erweiterungen erlauben zudem beispielsweise zeitaufgelöste Messungen sowie Rückschlüsse auf Strömungsgeschwindigkeiten und Polarisatoren im Inneren einer Probe.

Versuchsziele Der Versuch gliedert sich in zwei Hauptteile: Zunächst soll das Prinzip der Time-Domain-OCT nachvollzogen werden. Dafür wird ein OCT-Interferometer aus Einzelteilen zusammen gebaut und justiert. Als Probe dient hier ein fester Spiegel. Der Referenzarm ist durch einen weiter Spiegel realisiert, der auf einem Lautsprecher montiert ist und über dessen Ansteuerung bewegt werden kann. Danach wird ein kommerzieller Fourier-Domain-Aufbau verwendet, um die Amplitude des Lautsprechers zu bestimmen. Der Aufbau wird daraufhin verwendet, um das Aufquellen der Hornhautschicht in einem Wasserbad zu beobachten. Ein weiteres Versuchsziel ist das Verständnis der üblichen Singalverarbeitungstechniken dieser Messmethode. Der kommerzielle Aufbau ist zudem polarisations-sensitiv. Dieses Feature wurde kurz eingeführt, allerdings nicht in Messungen angewandt und soll somit in diesem Protokoll nicht weiter erwähnt werden.

2 Theoretischer Hintergrund

Wirkprinzip Zur Beleuchtung einer Probe wird eine breitbandige Lichtquelle, meist Superlumineszendiöden, eingesetzt. Das Licht wird mit Hilfe eines Strahlteilers in einen Referenzarm und den Probenarm geleitet. In der Probe kommt es je nach Beschaffenheit des Materials in unterschiedlichen Tiefen zu Rückreflexionen. Das reflektierte Licht wird mit dem Referenzlicht superponiert und das entstehende Interferenzmuster untersucht.

Es kommt jedoch nur dann zu Interferenz wenn sich der Phasenunterschied des reflektierten Lichts zur Referenz nicht größer ist als die Kohärenzlänge des eingestrahlten Lichts.

Time Domain - OCT Bei der Time Domain (TD)-OCT wird zur räumlichen Analyse ein in der axialen Länge veränderlicher Referenzarm benutzt. Verändert man nun die Länge des Referenzarms so stellt sich nur dann konstruktive Interferenz ein, wenn der Lichtweg bis zur Reflexion in der Probe innerhalb einer Kohärenzlänge um den die Länge des Lichtwegs im Refenzarm liegt. Es wird mit einem Detektor die Intensität der superponierten Referenz- bzw. Reflexionsstrahlen gemessen. Mir der bekannten zeitlich-veränderlichen (*time domain*) Referenzspiegel-Position lässt sich so die Reflexionstärke in verschiedenen Probentiefen bestimmen.

Fourier Domain - OCT Wie im Namen schon angedeutet spielt bei der Fourier Domain (FD)-OCT die Fouriertransformation eine gewichtige Rolle. Anstatt die Phaseninformation des rückreflektierten Lichts mithilfe eines veränderlichen Referenzarms wie in der TD-OCT aufzuschlüsseln, wird bei der FD-OCT z.B. ein optisches Gitter in Kombination mit einer CCD-Kamera benutzt. Das Gitter löst das Interferenzmuster räumlich auf, welches dann von der CCD-Kamera aufgenommen wird. Das aufgenommene Interferenzmuster ist mit der Wellenzahl k verknüpft. Mittels *Fourier-Transformation* wird das Muster in eine Abhängigkeit vom Weglängenunterschied $z_{ref} - z_{Probe}$ überführt.

Auflösung und Messbereich Sowohl bei der Time Domain-OCT als auch bei der Fourier Domain-OCT ist die axiale Auflösung durch die Kohärenzlänge l_c begrenzt:

$$\Delta_{axial} = l_c = \frac{2 \ln 2}{n\pi} \cdot \frac{\lambda_z^2}{\Delta\lambda} \quad (1)$$

Dabei bezeichnen die Symbole folgende Größen:

$$\begin{aligned}
 \lambda_z & \quad \text{zentrale Wellenlänge des Spektrums} \\
 \Delta\lambda & \quad \text{Halbwertsbreite (FWHM) des Spektrums} \\
 n & \quad \text{Brechungsindex in der Probe}
 \end{aligned}$$

Die laterale Aufllung bestimmt sich durch die Breite bzw. Taille des einfallenden Strahls ω_0 . Der auflösbare minimale Abstand zwischen zwei Punkten entspricht dem doppelten dieses Strahlradius:

$$\Delta_{lateral} = 2 \cdot \omega_0 \quad (2)$$

3 Durchführung

3.1 Versuchsaufbau

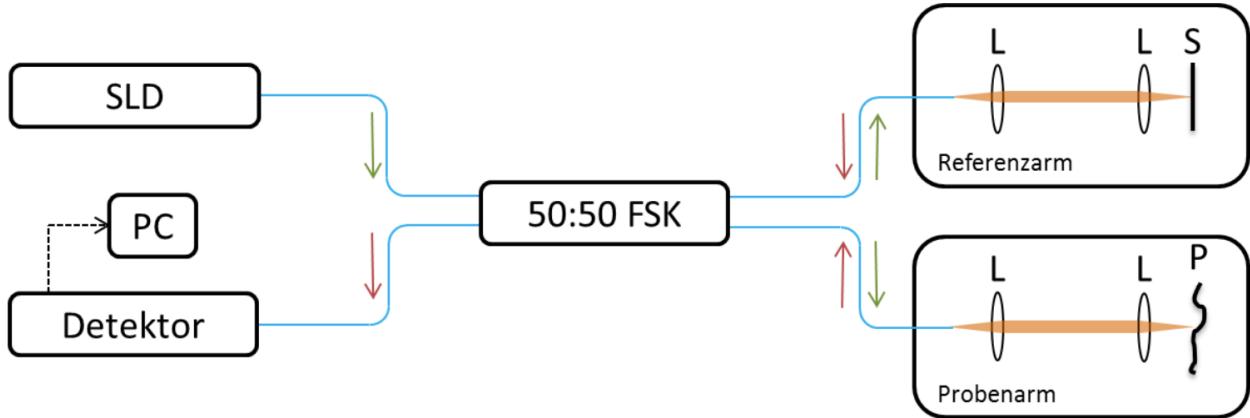


Abbildung 1: Schematischer Aufbau der Time-Domain-OCT

Abbildung 1 zeigt ein Schema des TD-OCT-Aufbaus. Das Licht wird zwischen der Lichtquelle, den Interferometerarmen und dem Detektor fasergefhrt. Als Lichtquelle dient eine Superlumineszensdiode, die das Licht direkt in eine Faser einkoppelt. Tabelle 1 zeigt die Parameter der verwendeten Diode. Der Strahlteiler des Interferometers ist als Faserschmelzkoppler realisiert. In den Referenz- und Probenarmen wird das Licht bei der Auskopplung kolimiert. Das dadurch entstehende Parallelstrahlbndel wird durch eine Linse in deren Brennpunkt gebündelt. Die Spiegel sind genau im Brennpunkt montiert, um die Rückreflexion zu maximieren. Als Probenarm dient bei diesem Versuch ein fester Planspiegel. Der Referenzarm wird durch einen Lautsprecher dargestellt, auf dem ein Stück Aluminiumfolie befestigt ist, das als Reflektor dient. Der Lautsprecher wird uber einen Frequenzgenerator angesteuert. Der Detektor ist direkt uber einen Faseranschluss mit dem Interferometer verbunden. Er wird uber eine Messkarte zeitaufgelsst ausgelesen. Die Messkarte ist per USB mit einem Computer zur Datenaufnahme verbunden.

Parameter	Wert
λ_z	844.3 nm
$\Delta\lambda$	47 nm

Tabelle 1: Parameter der Superlumineszensdiode im TD-Aufbau

Für die Fourier-Domain-OCT wurde das kommerzielle System *OCTP-1300PS* des Herstellers *ThorLabs* benutzt. Ein Foto des Geräts ist in Abbildung 4 zu sehen. Eine Prinzip-Skizze des Aufbau ist in Abbildung 3 dargestellt. Zur Messung der Epidermisdicke muss der Finger für die Zeit des B-Scans in Position gehalten werden. Hierfür wurde ein 3D-gedruckter Aufsatz für den Objektiv-Kopf benutzt.

Die Parameter der SLD im FD-Aufbau sind Tabelle 2 zu entnehmen.

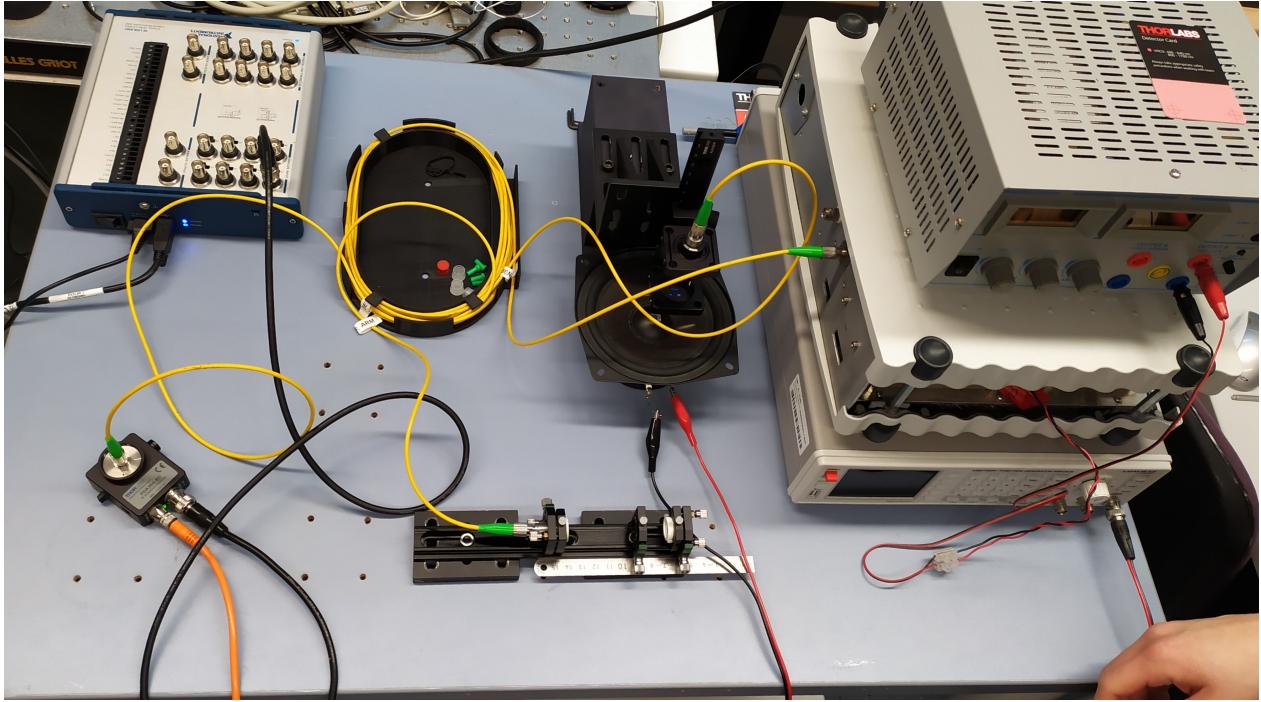


Abbildung 2: Foto: Aufbau des TD-OCT

Parameter	Wert
λ_z	1310 nm
$\Delta\lambda$	247 nm

Tabelle 2: Parameter der Superlumineszensdiode im FD-Aufbau

3.2 Software

Zum Auslesen und Speichern der Messdaten des TD-Aufbaus wurde ein LabView-Programm verwendet. Zur Steuerung des FD-Aufbaus wurde das Programm *ThorImageOCT, Version 5.4.1* genutzt. Die Signalverarbeitungsschritte für die FD-Daten wurden in einem weiteren LabView-Programm vorgenommen.

Zur Auswertung der gewonnenen Messdaten wird *Python 3.9* verwendet, das als Kernel für *jupyter*-Notebooks genutzt wird. Die Pakete *numpy*, *scipy* und *OpenCV* werden zur Auswertung und Manipulation der Daten verwendet. Die graphische Darstellung erfolgt durch das Paket *matplotlib*. Alle Messdaten und der Quellcode der Auswertungsprogramme stehen auf GitHub bereit[1].

Zur Messung der Epidermisdicke wurde Fiji (ImageJ) verwendet. Rechnung wurden anschließend in LibreOffice Calc angestellt.

3.3 Versuchsablauf

3.3.1 Time-Domain-OCT

Zunächst werden die optischen Bauteile gemäß der Anleitung aufgebaut und die notwendigen elektrischen Verbindungen hergestellt. Die Linsen werden mit Hilfe eines Lineals groß gemäß ihrer jeweiligen Brennweite eingestellt. Die Auskoppeloptik des Probenarms wird dann so entlang der optischen Achse bewegt, das der Abstand zwischen Optik und Spiegel etwa dem Referenzarm entspricht.

Danach wird die Lichtquelle eingeschaltet. Mittels einer Wandlerkarte wird der Leuchtpunkt sichtbar gemacht. Damit werden der Spiegel und die Optik des Probenarms so eingestellt, das der Lichtweg entlang der optischen Achse verläuft. Das Messprogramm wird gestartet, um Veränderungen der Signalstärke quantitativ beobachten zu können. Dabei wird eine Samplerate von 500 kHz und ein Intervall von 50.000 Messwerten

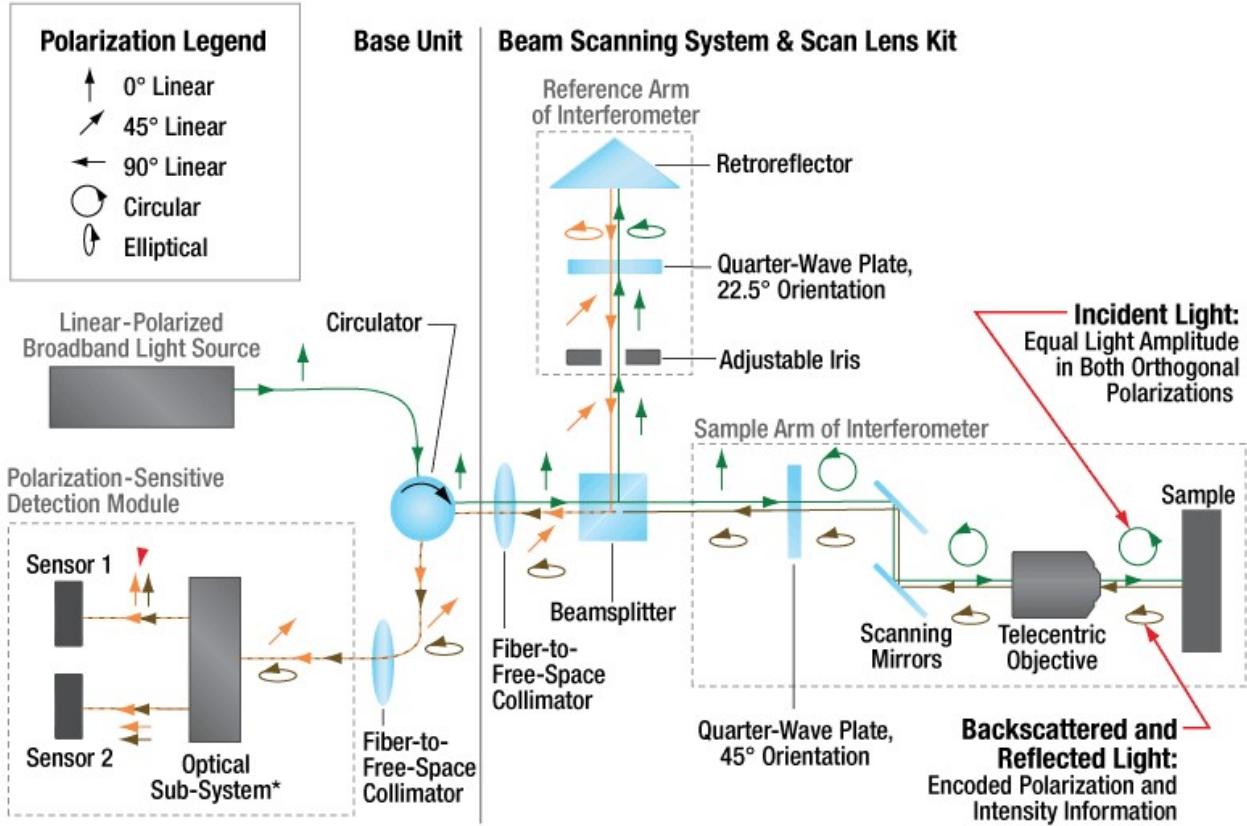


Abbildung 3: Schematischer Aufbau des FD-OCT

gewählt. Nacheinander werden nun die Arme justiert. Dazu wird ein Arm blockiert. Beim anderen Arm werden die optischen Bauteile nun so eingestellt, dass das gemessene Signal maximiert wird. Nach dem eine ausreichende Justage erfolgt ist, wird der Strahlengang wiederhergestellt.

Auf dem Frequenzgenerator wird eine Sinusschwingung von 20 Hz bei einer Amplitude von 10 V eingestellt. Die Optik des Probenarms wird nun vorsichtig entlang der optischen Achse verschoben, bis ein Interferenzsignal auf der Anzeige des Messprogramms sichtbar ist. Durch eine Feinjustierung wird erreicht, dass das Signal bei den Nulldurchgängen der Sinusschwingung auftritt. Der Datensatz wird als ASCII-Datei abgespeichert.

3.3.2 Fourier-Domain-OCT

Zunächst wird ein Glasplattenreflex untersucht, um Anhand des aufgenommenen Signal den Einfluss verschiedener Prozessierungsschritte kennenzulernen.

Im Weiterern wird die Epidermis an Zeigefinger und Mittelfinger eines Versuchspartners betrachtet. Es soll untersucht werden ob durch Handcremes der Aufquellen der Epidermis in einem Wasserbad verhindert werden kann.

4 Auswertung

4.1 Auflösung des TD-OCT-Aufbaus

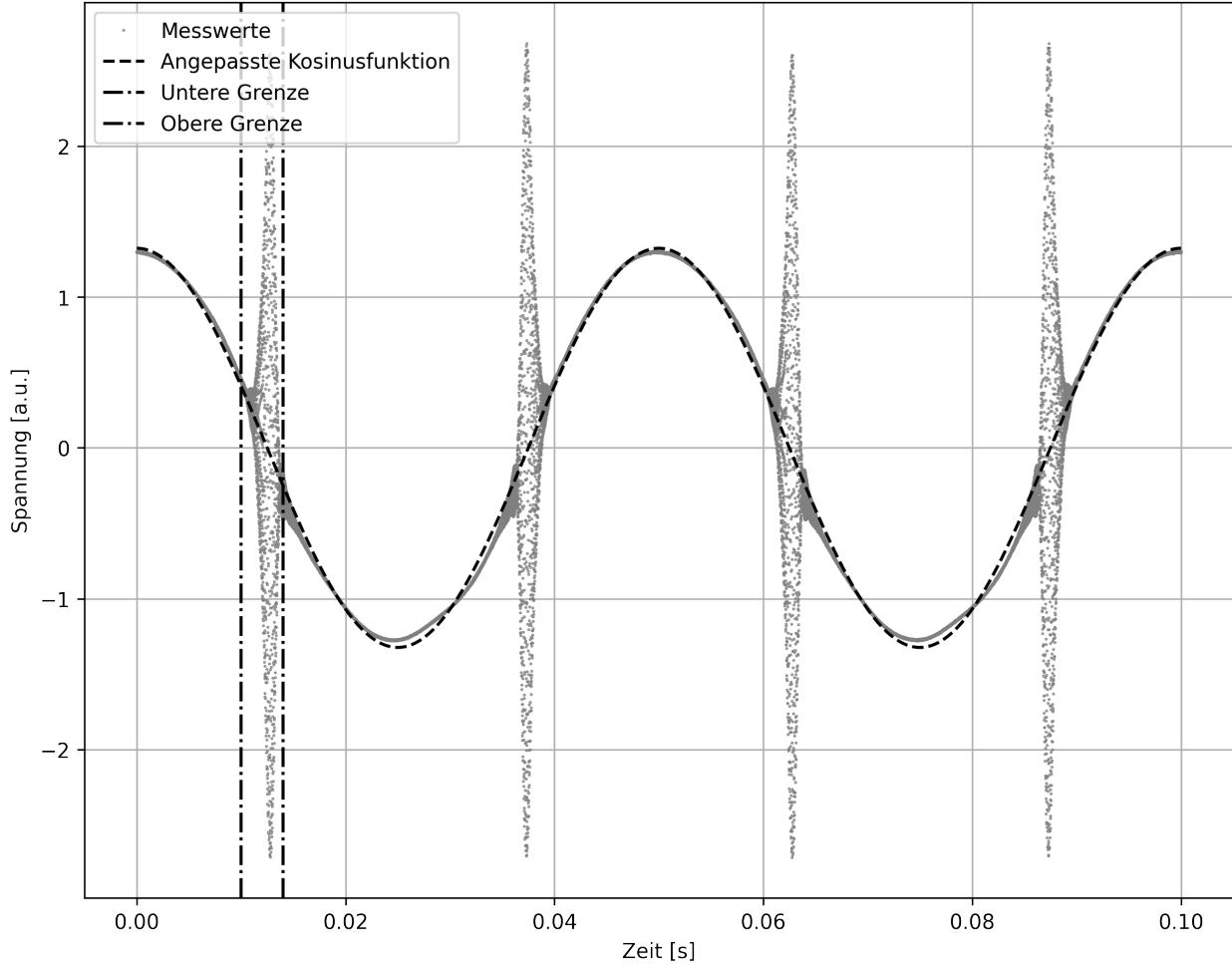


Abbildung 5: Zeitlicher Verlauf der normalisierten Detektorspannung des TD-OCT-Aufbaus. Zudem ist eine auf die Lautsprecherschwingung angepasste Kosinusfunktion eingezeichnet. Die vertikalen Linien kennzeichnen den Bereich der Messwerte, der für die folgenden Aufgabenteile verwendet wird.

Bestimmung der Einhüllenden Abbildung 5 zeigt die mit dem TD-Aufbau gemessenen Spannungswerte. Die Werte werden normalisiert, in dem der Mittelwert der Spannung von jedem Wert abgezogen und das Resultat durch die Standardabweichung der Spannungswerte geteilt wird. Dies ist möglich, da die Skalierung der Kurve für die weitere Auswertung nicht relevant ist. Die so erhaltenen Größenordnung der Messwerte gewährleistet die Stabilität der anzuwendenden numerischen Optimierungsalgorithmen.

Die Schwingung des Lautsprechers erzeugt selbst ein Signal, da der Reflektor periodisch den Fokus der Linse verlässt. Um diesen Effekt zu unterdrücken, wird eine Funktion der Form

$$U_{Kosinus}(t; A, t_{off}) = A \cdot \cos(2\pi f_{LS}(t - t_{off})) \quad (3)$$

auf die Messwerte angepasst. Tabelle 3 erklärt die Parameter der Funktion und zeigt die angepassten Werte. f_{LS} bezeichnet die Schwingungsfrequenz des Lautsprechers. Die angepasste Funktion wird von den Messwerten abgezogen, um das reine OCT-Signal zu erhalten.

Symbol	Größe [Einheit]	Wert
A	Amplitude [a.u.]	1.32
t_{off}	Phasenverschiebung [s]	5.61e-6

Tabelle 3: Parameter der angepassten Kosinusfunktion

Abbildung 6 zeigt einen Ausschnitt der so erhaltenen Daten im Intervall $t \in [0.01s, 0.014s]$. Um die Einhüllende zu bestimmen wird zunächst die Extremwerte des Datensatzes bestimmt. Die Menge der Maximalwerte wird nach folgender Vorschrift ermittelt:

$$\mathcal{U}_{max} = \{U_i | U_{i-1} < U_i > U_{i+1}\} \quad (4)$$

U_i bezeichnet dabei den i-ten Spannungsmesswert. Zur Bestimmung der Minima wird die selbe Vorschrift unter der Substitution $U \mapsto -U$ angewendet. Die Menge der Extremspannungen wird dann aus den Absolutwerten der Vereinigung beider Mengen gebildet. Auf die so gebildete Untermenge des Graphs wird eine Gaußfunktion der Form

$$U_{EH}(t; A, t_{off}, \Delta\Omega) = A \cdot \exp\left(-\frac{(\Delta\Omega(t - t_{off}))^2}{16 \cdot \ln(2)}\right) \quad (5)$$

gebildet. Tabelle 4 beschreibt die Parameter und gibt die angepassten Werte an.

Symbol	Größe [Einheit]	Wert
A	Amplitude [a.u.]	2.58
t_{off}	Position des Maximums [s]	1.27e-2
$\Delta\Omega$	Frequenzbreite [Hz]	4.67e3

Tabelle 4: Parameter der angepassten Gaußfunktion

Bestimmung der Amplitude der Lautsprecherschwingung Die Amplitude der Lautsprecherschwingung wird mit dem kommerziellen FD-Aufbau bestimmt. Abbildung 7 zeigt die gemessenen Rohdaten. Aus diesen wird die als weiße Spur sichtbare Schwingung extrahiert. Dazu wird wie folgt vorgegangen: Zunächst werden die Messwerte normalisiert, indem über die Farbkanäle gemittelt wird und die Werte der Pixel durch den bildweiten Maximalwert geteilt werden, so dass alle Werte im Intervall $[0, 1]$ liegen. Dann wird das Bild in ein Binärbild überführt, in dem alle Pixel mit einem Wert größer als einem festen Schwellenwert als *Wahr*, die anderen als *Falsch* bezeichnet werden. Der verwendete Schwellenwert beträgt 0.85. Um die weiße *scale bar* zu unterdrücken werden im weiten nur wahre Pixel beachtet, deren Zeilennummer im Intervall $[350, 550]$ liegt. Die so ermittelte Menge an Pixeln wird gemäß ihrer Indizes in Zeit- und Spannungswerte umgerechnet. Der so erzeugte Zusammenhang ist in Abbildung 8 dargestellt.

Um daraus die Amplitude der Schwingung zu ermitteln, wird eine Sinusfunktion der Form

$$z_{Sinus}(t; A, t_{off}, B) = A \cdot \sin(2\pi f_{LS}(t - t_{off})) + B \quad (6)$$

auf die Daten angepasst. Tabelle 5 beschreibt die Parameter und gibt die angepassten Werte an.

Symbol	Größe [Einheit]	Wert
A	Amplitude [mm]	0.08
t_{off}	Phasenverschiebung [s]	0.015
B	Tiefenverschiebung [mm]	-1.63

Tabelle 5: Parameter der angepassten Kosinusfunktion

Bestimmung des Auflösungsvermögens Die Kohärenzzeit ergibt sich aus den ermittelten Parametern der Formel gemäß dem folgendem Zusammenhang:

$$\tau_{1/2} = \frac{4\ln(2)}{\Delta\Omega} = 0.59 \text{ ms} \quad (7)$$

Die Geschwindigkeit der Membran kann im Nulldurchgang als Maximum der ersten Ableitung von z_{Sinus} abgeschätzt werden:

$$v = 2\pi A f_{LS} = 10.61 \frac{mm}{s} \quad (8)$$

Die axiale Auflösung ergibt sich dann aus der Halbwertsbreite der Interferenzkurve im Ortsraum:

$$a_{ax} = 2 * \tau_{1/2} * v = 12.5 \mu m \quad (9)$$

Die theoretisch mögliche Auflösung entspricht der Kohärenzlänge der Leuchtdiode und hat gemäß Gleichung 1 den Wert

$$l_c = 6.693 \mu m \quad (10)$$

4.2 Signalverarbeitung

Es wurden B-Scans von einem Glasplättchen und der Epidermis im Zeigefinger gemacht. Die Scan-Parameter sind in Tabelle 6 zu finden. Die Intensitätswerte sind als dB-Werte in 8-Bit-Grauwerte konvertiert worden. Die Umrechnung erfolgte gemäß:

$$I_{dB} = 20 \cdot \log(I) \quad (11)$$

	lateral	axial
Pixelzahl	800	1024
Pixelgröße / μm	5	3.473
Bildgröße / mm	4	3.556

Tabelle 6: Parameter B-Scans

In den Abbildungen 9 und 13 sind die nicht prozessierten Signale des Glasplattenreflex und der Epidermis dargestellt.

Es ist deutlich zu erkennen, dass das eigentliche Spektrum durch eine Untergrund stark überlagert ist. Ziel der Apodisation ist es diesen Untergrund heraus zu rechnen. Das Ergebnis der Apodisation ist in den Bildern 10 und 14 dargestellt. Das eigentliche Bild ist nun sichtbar geworden.

Untersucht man nun das Signal des Reflex vor der Fourier-Transformation wird deutlich, dass die Frequenz mit zunehmender Pixeltiefe abnimmt. Dieses Phänomen ist als *Chirp* bekannt. Durch das Dechirpen bzw. die k-Linearisierung wird dieses Frequenz-abhängige Feedback der Kamera linearisiert. Das linearisierte Signal ist in Abbildung 11 bzw. 15 zu sehen. Das resultierende Bild ist deutlich erkennbar schärfer.

Zuletzt wird das Signal noch mit einem Tukey-Fenster gefalten. Auf diese Weise werden Frequenzen, die nach WKS-Theorem garnicht messbar sind aus dem Signal gefiltert. Dies reduziert Rauschen und bereinigt Artefakte, was in einem erneuten (jedoch nur minimalen) Zugewinn an Bildschärfe resultiert, wie in Abbildung 12 und 16 zu sehen.

4.2.1 Bestimmung der Halbwertsbreite nach verschiedenen Prozessierungsschritten

Für die Bestimmung des Halbwertsbreite (FWHM) wurde der A-Scan (in den Bilder der B-Scans durch gelbe Linie markiert) auf den relevanten Pixelbereich von 20 bis 90 zugeschnitten. Ein Plot des A-Scan im relevanten Bereich nach den Schritten der Apodisation, Dechirp und Faltung mit Tukey-Fenster ist in Abbildung 17 dargestellt. Nach Gleichung 11 sind die Intensitätswerte in dB hinterlegt. Zur Bestimmung der FWHM gilt es also die Peakbreite bei $-6dB$ unter dem Maximum zu untersuchen:

$$20 \cdot \log(0.5) = -6,02dB \quad (12)$$

Zu erkennen ist, dass durch den Chirp der Peak erheblich verbreitet ist. Es besitzt bei einer Halbwertbreite von 24 Pixeln, also $83,4 \mu m$. Nach dem Dechirpen ist die Halbwertsbreite bereits die Grenze von einem

Pixel, also $3,5\mu m$ erreicht. Die benachbarten Pixel zur Peakspitze weisen bereits einen Unterschied von $>10dB$ auf. Die Peaks vor und nach der Faltung unterscheiden erst in einem Bereich von $-27dB$ unter der Peakspitze. Hier ist der Peak nach Faltung etwas schärfer. Aufgrund der logarithmischen Darstellung der Intensitäten ist ein geringer Unterschied in diesem Bereich jedoch wenig relevant für die Bildqualität. Dies wird dadurch deutlich, dass die B-Scans vor und nach der Faltung sich kaum unterscheiden. Dass der Peak nur einen Pixel breit ist, ist konsistent mit der Annahme, dass der Reflex nur an der Oberfläche, spich an einem einzelnen Punkt auftritt. Die theoretische axiale Auflösungsgrenze ist nach Gleichung 1 und mit den Parametern 2:

$$\Delta_{axial,FD} = \frac{2 \ln 2}{n\pi} \cdot \frac{(1310nm)^2}{247nm} = \frac{3,1\mu m}{n} \quad (13)$$

Das Messgerät arbeitet also bereits nahe der theoretischen optischen Auflösungsgrenze.

Ein Vergleich der Peaks nach Faltung mit verschiedenen Fensterfunktionen (Rechteck, Tukey, Gauß, Hann) ist in Grafik 18 abgebildet. Zu erkennen ist, dass sich die Peaks nicht in ihrer Halbwertsbreite unterscheiden. Die Fensterfunktionen haben in gegebenen Fall einen gleichwertigen Effekt. Nur der Peak nach Faltung mit einer Rechteckfunktion ist in niedrigen Intensitätsbereich breiter als die Peaks bei anderen Fensterfunktionen.

4.3 Veränderung der Epidermisdicke

Für die Untersuchung der Epidermis wurde jeweils 4 vergleichbare Stellen über die gesamte Breite des B-Scans untersucht. Die Ergebnisse sind in der Datei *Epidermis.ods* aufgelistet. Für den Brechungsindex in der Epidermis wurde $n = 1,45$ angenommen. Hier eine Zusammenfassung der Ergebnisse: Tabelle 7

Zeigefinger (nicht eingecremt)		
	mittlere Epidermisdicke / μm	Veränderung gegenüber vorher
vorher	203 ± 10	
nach 10 min Wasserbad	290 ± 16	$43,1\% \pm 3,1\%$
nach 20 min Wasserbad	292 ± 18	$44,0\% \pm 3,4\%$
Mittelfinger (eingecremt)		
	mittlere Epidermisdicke / μm	Veränderung gegenüber vorher
vorher	220 ± 11	
eingecremt	235 ± 23	$7,1\% \pm 0,8\%$
nach 10 min Wasserbad	295 ± 13	$34,1\% \pm 2,3\%$
nach 20 min Wasserbad	290 ± 16	$31,9\% \pm 2,4\%$

Tabelle 7: Veränderung der Epidermisdicke

Im Wasserbad schwollt die Epidermis erkennbar an (44% ohne bzw. 32% mit Creme). Das Aufquellen vollzieht sich dabei vollständig in den ersten 10 Minuten im Wasserbad. Ein weitere Anschwellen nach weiteren 10 min im Wasserbad konnte nicht beobachtet werden.

Das Auftragen einer Creme an sich bewirkt ein Aufquellen der Haut (7%). Allerdings quillt der behandelte Finger im Wasserbad etwa ein Viertel weniger stark als der unbehandelte Finger.

5 Fazit

5.1 Ergebnisse

Die axiale Auflösung des aufgebauten Time-Domain-OCTs wurde zu $13 \mu m$ bestimmt. Die mit der verwendeten Leuchtdiode theoretisch erreichbare Auflösung liegt bei $7 \mu m$, also etwa doppelt so hoch jedoch in einem ähnlichen Bereich. Es wurde deutlich, dass zur quantitativen Analyse der FD-Messwerte einige Prozessierungsschritte notwendig sind. Hierbei sind vor allem die Apodisation und das Dechirpen hervorzuheben. Die Apodisation macht durch Herausfiltern eines Untergrunds die Auswertung des eigentlichen Messsignals überhaupt erst möglich. Durch das Dechirpen wird die axiale Auflösung signifikant verbessert. Die resultierende Auflösung liegt nahe der theoretisch optisch möglichen Auflösung. Das Verfahren der OCT eignet sich

gut zur Untersuchung der Haut. Im Versuch konnte beobachtet werden, dass Eincremen das Aufquellen der Haut in Wasser zumindest etwas verringert.

5.2 Diskussion

Der Aufbau der TD-OCT ist sehr empfindlich gegenüber Verrückung was ein genaues justieren schwierig macht. Das Arbeiten auf einer optischen Bank mit Befestigungspunkten für alle Komponenten würde das Arbeiten erleichtern. Zwar machen Lichtleiter ein Justieren langer Lichtwege überflüssig. Allerdings zeigte sich, dass die Lichtleiter anfällig gegenüber Biegung und Verdrillung in Bezug auf ihre Polarisationseigenschaften sind. Auch dieser Fakt erschwerte die Justage.

6 Anhang

Literatur

[1] GitHub-Repository: <https://github.com/jlindermeir/TUD-FPrak/tree/main/OCT>

6.1 Bildnachweise

- Abbildung 1: Aufgabenstellung, Seite 1
- Abbildung 3: Website des Herstellers ThorLabs
https://www.thorlabs.com/images/tabcimages/TEL200PS_Schematic_D2-780.gif

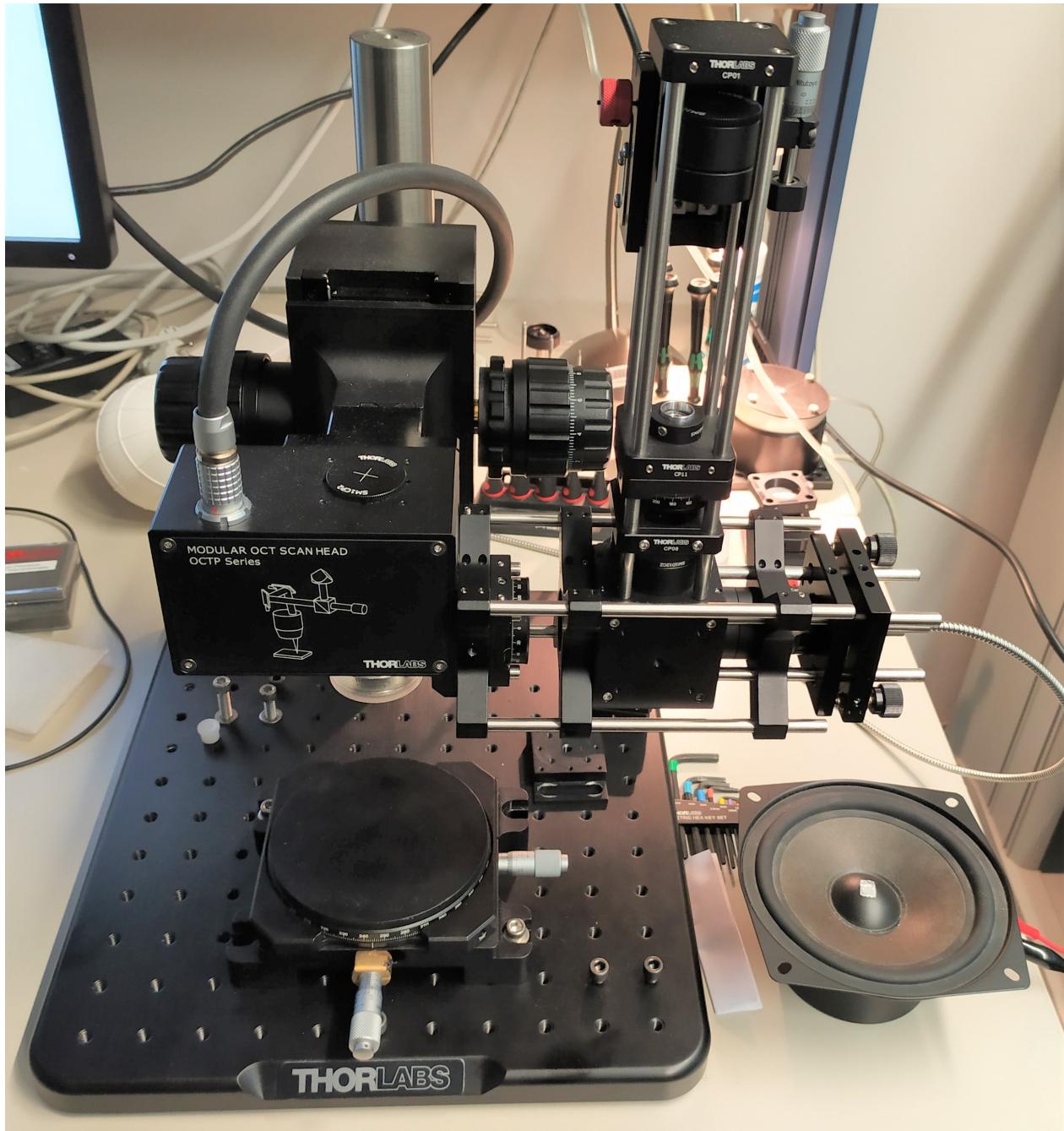


Abbildung 4: Foto: Aufbau des FD-OCT

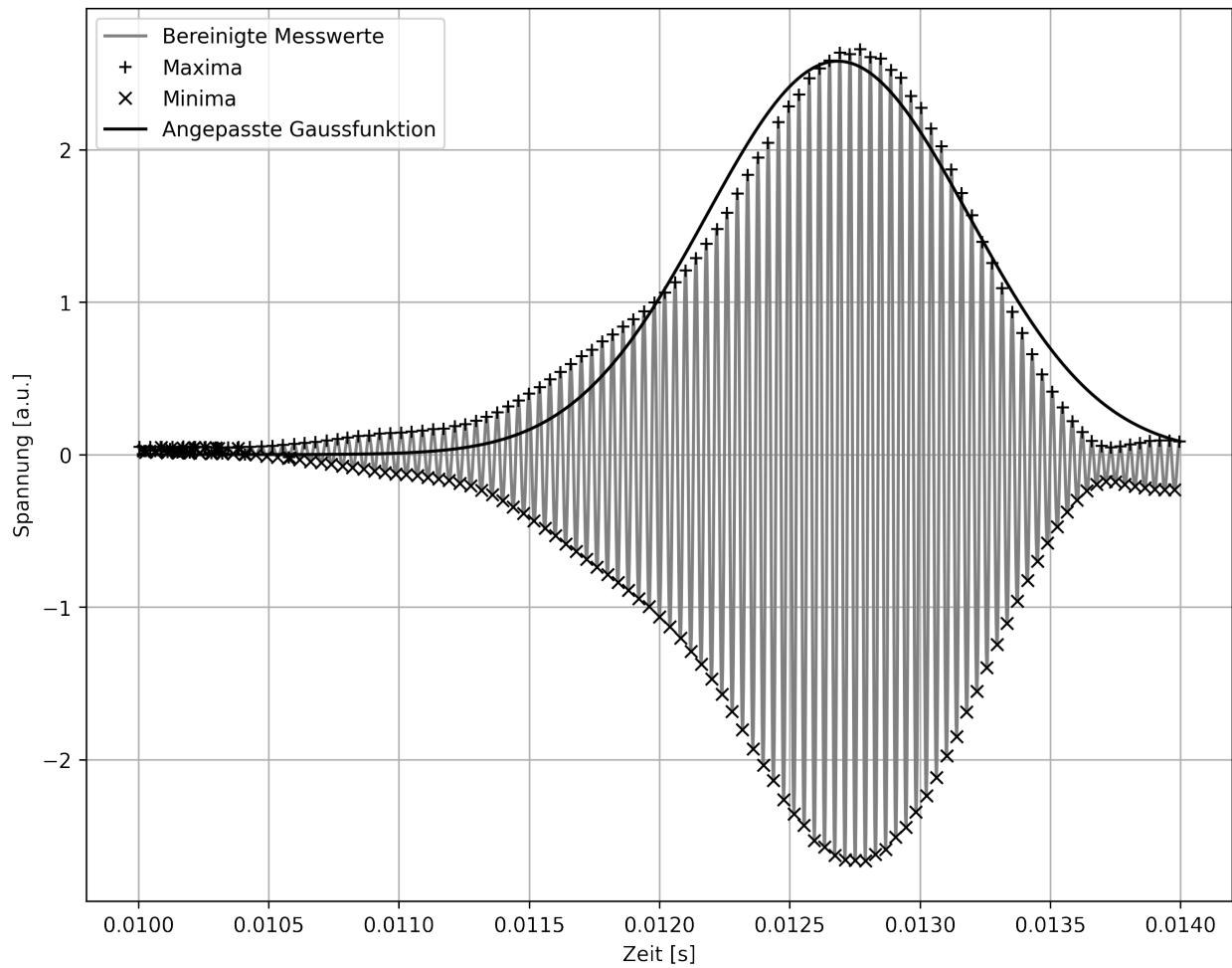


Abbildung 6: Zeitlicher Verlauf der bereinigten Detektorspannung des TD-OCT-Aufbaus in einem Intervall um das Interferenzmuster. Zudem sind Minima und Maxima der Messwerte sowie eine auf die Extremwerte angepasste Gaussfunktion eingezeichnet.

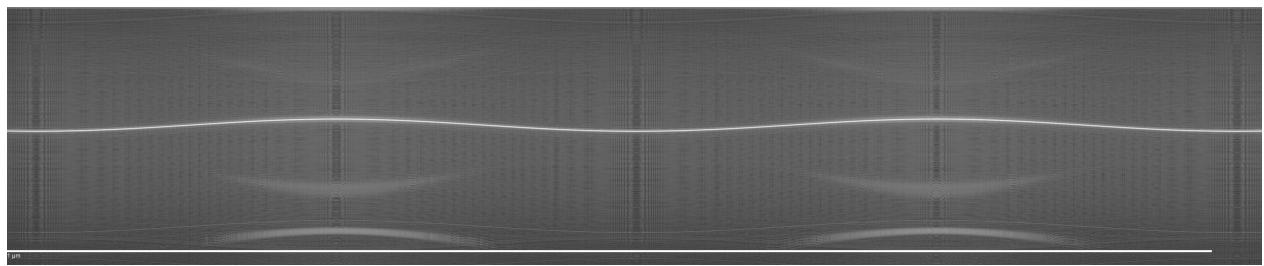


Abbildung 7: Zeitlicher Verlauf des A-Scans der Lautsprecherschwingung. Die horizontale Achse stellt den zeitlichen Verlauf in einem Zeitraum von 0.1s dar. Die vertikale Achse zeigt den Verlauf in der Tiefe von -3.56mm - 0mm.

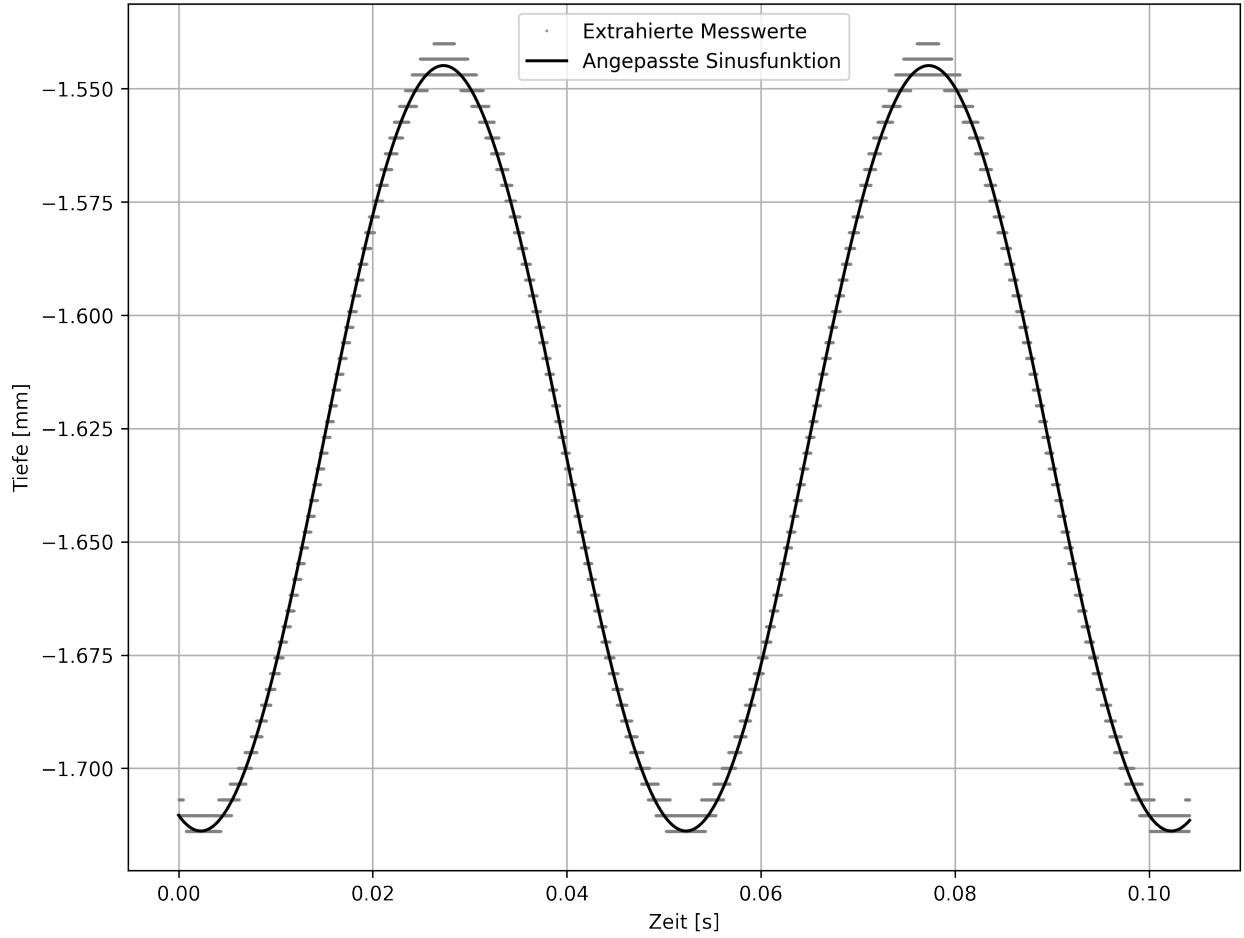


Abbildung 8: Aus Abbildung 7 extrahierte Spannungswerte in Abhängigkeit von der Zeit. Zusätzlich ist eine angepasste Sinusfunktion dargestellt.

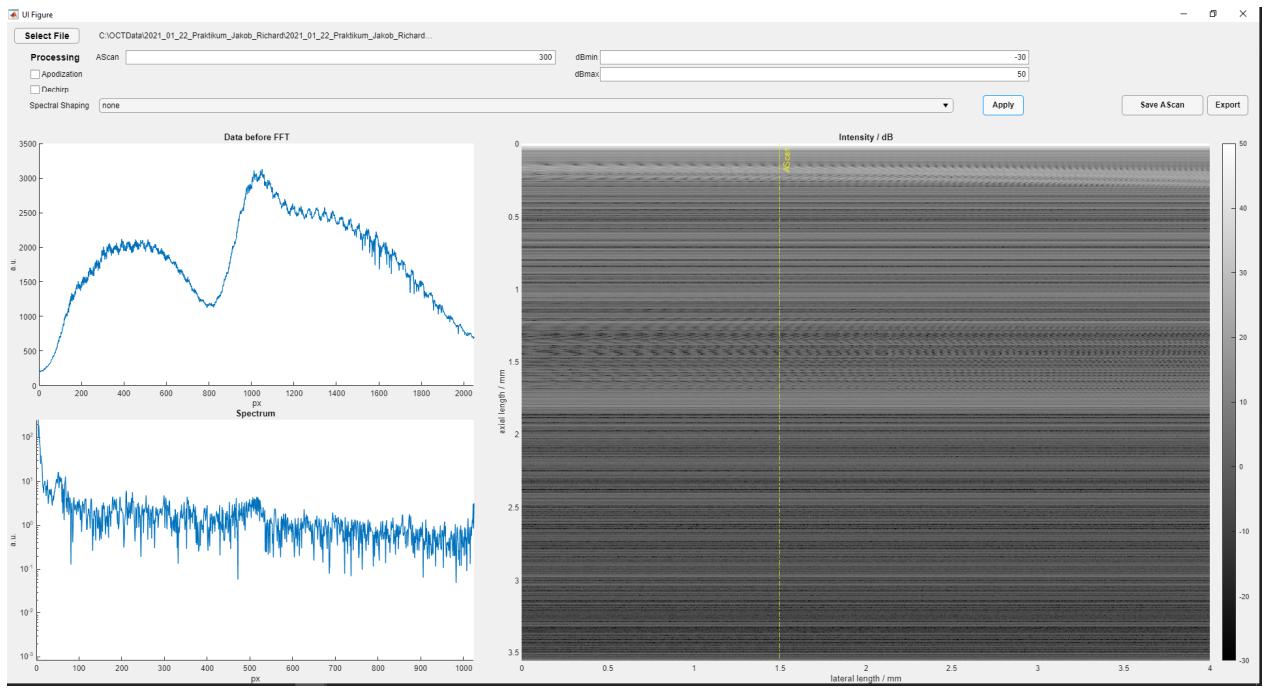


Abbildung 9: Glasplattenreflex ohne Prozessierung

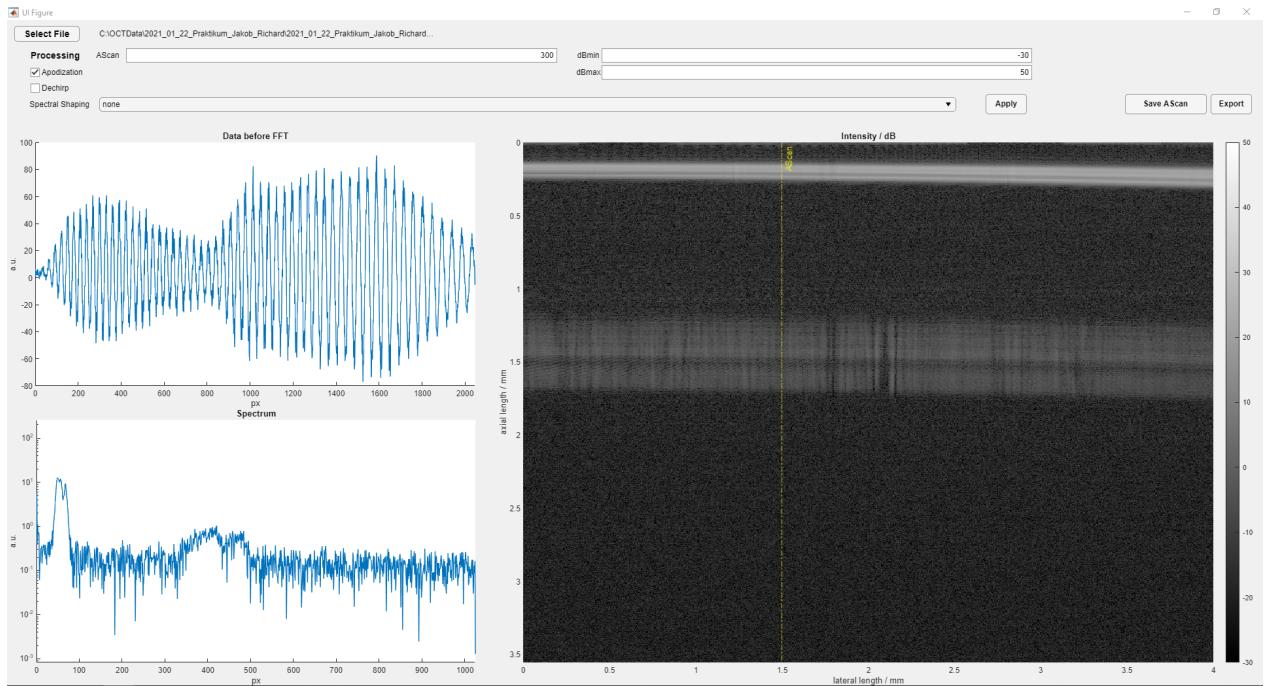


Abbildung 10: Glasplattenreflex nach Apodisation

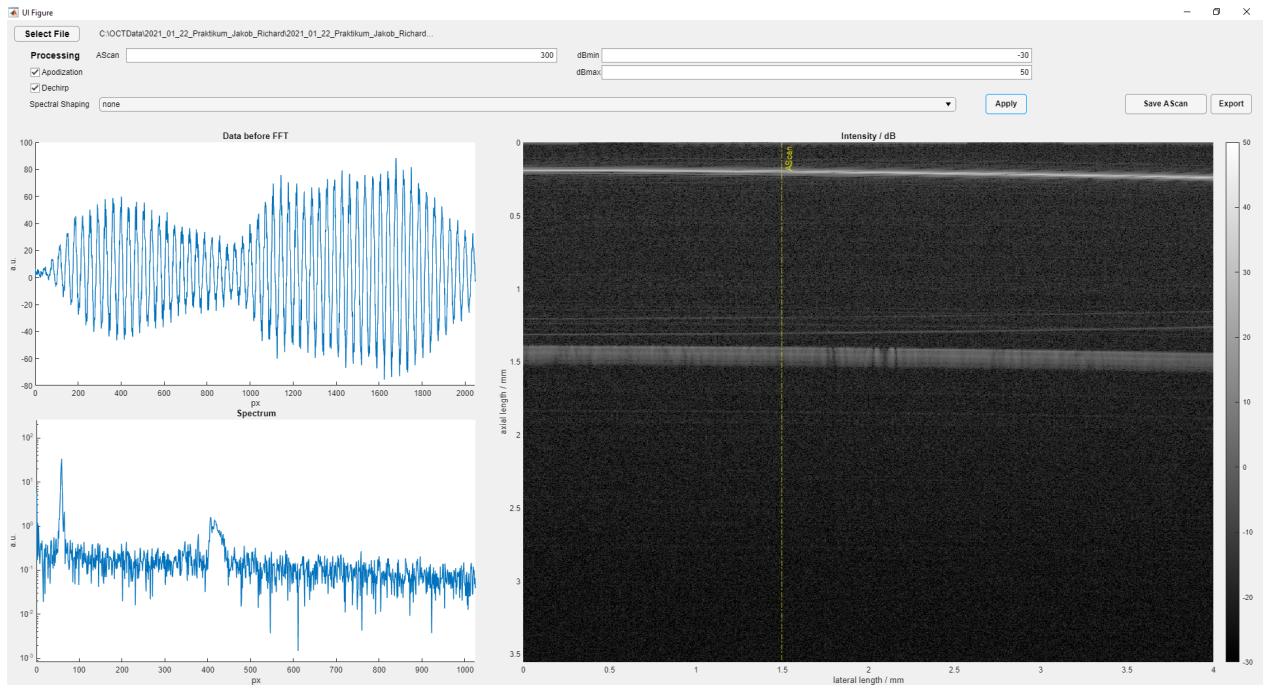


Abbildung 11: Glasplattenreflex nach Apodisation und Dechirp

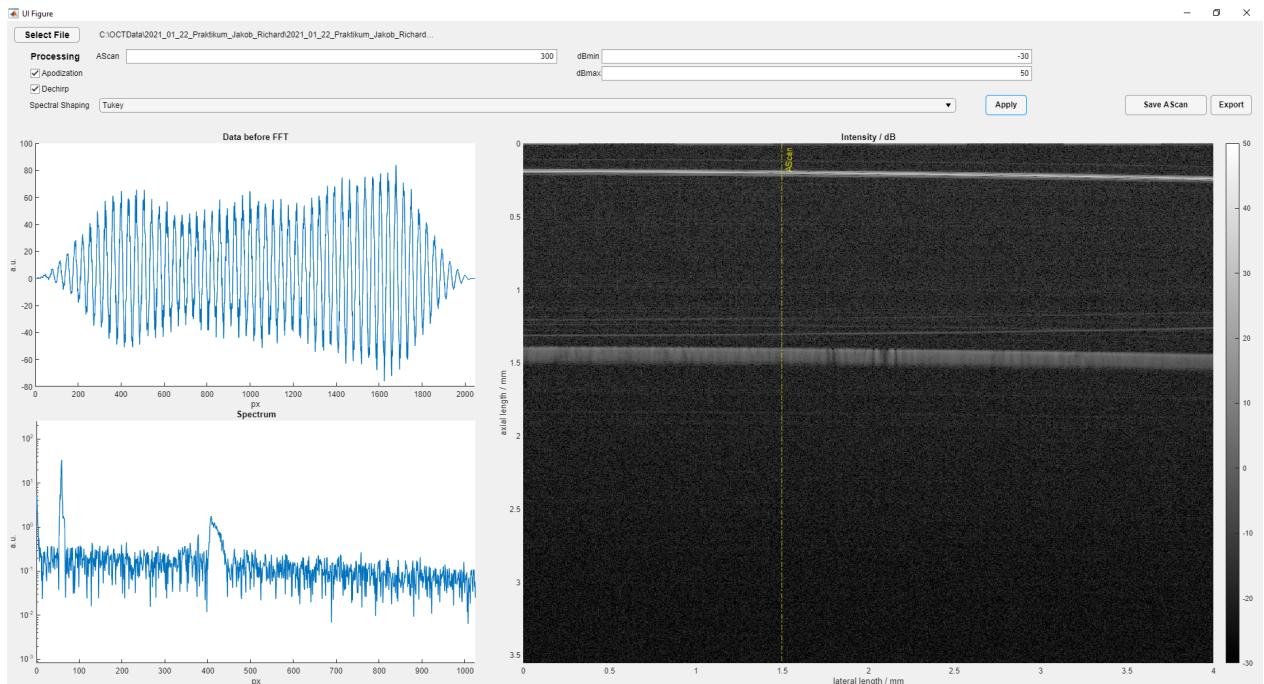


Abbildung 12: Glasplattenreflex nach Apodisation, Dechirp und Faltung mit Tukey-Fenster

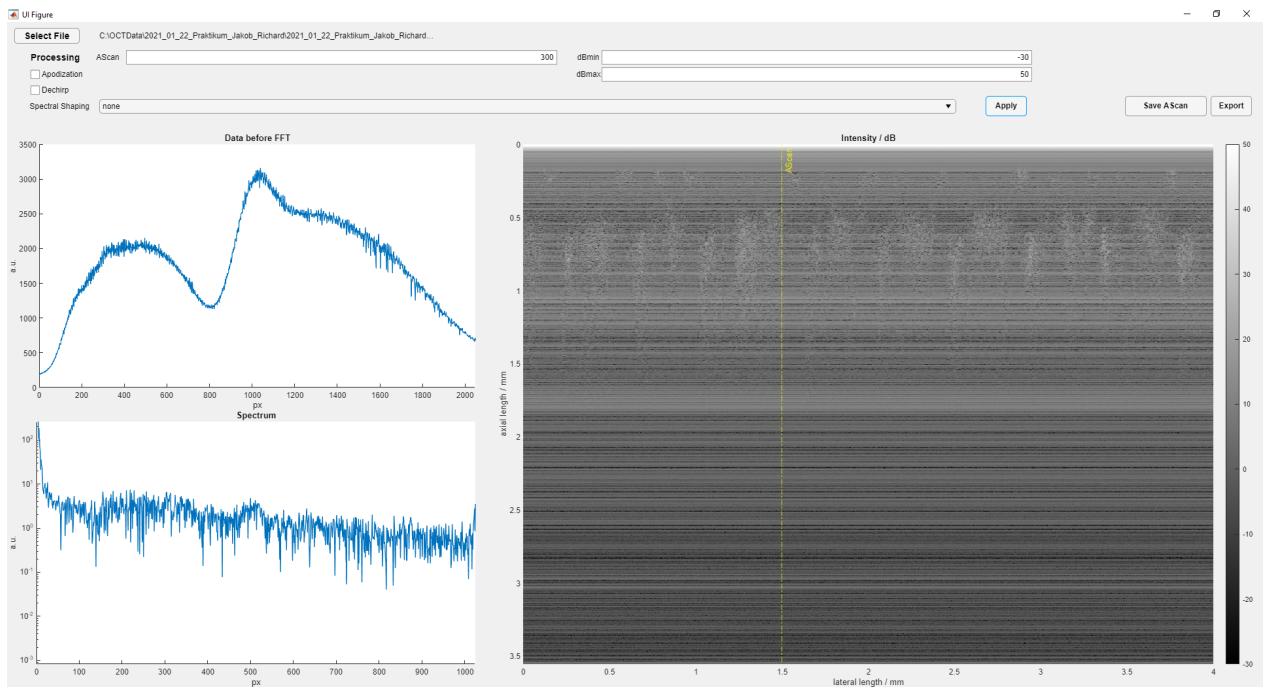


Abbildung 13: Epidermis ohne Prozessierung

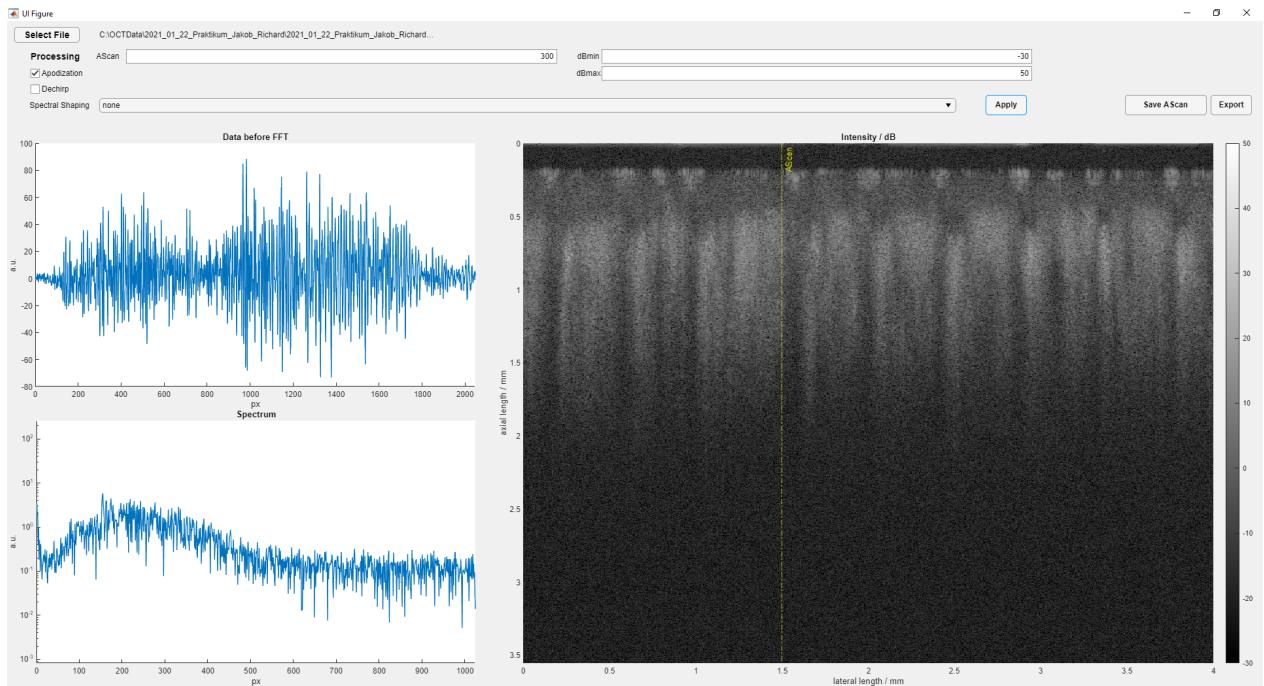


Abbildung 14: Epidermis nach Apodisation

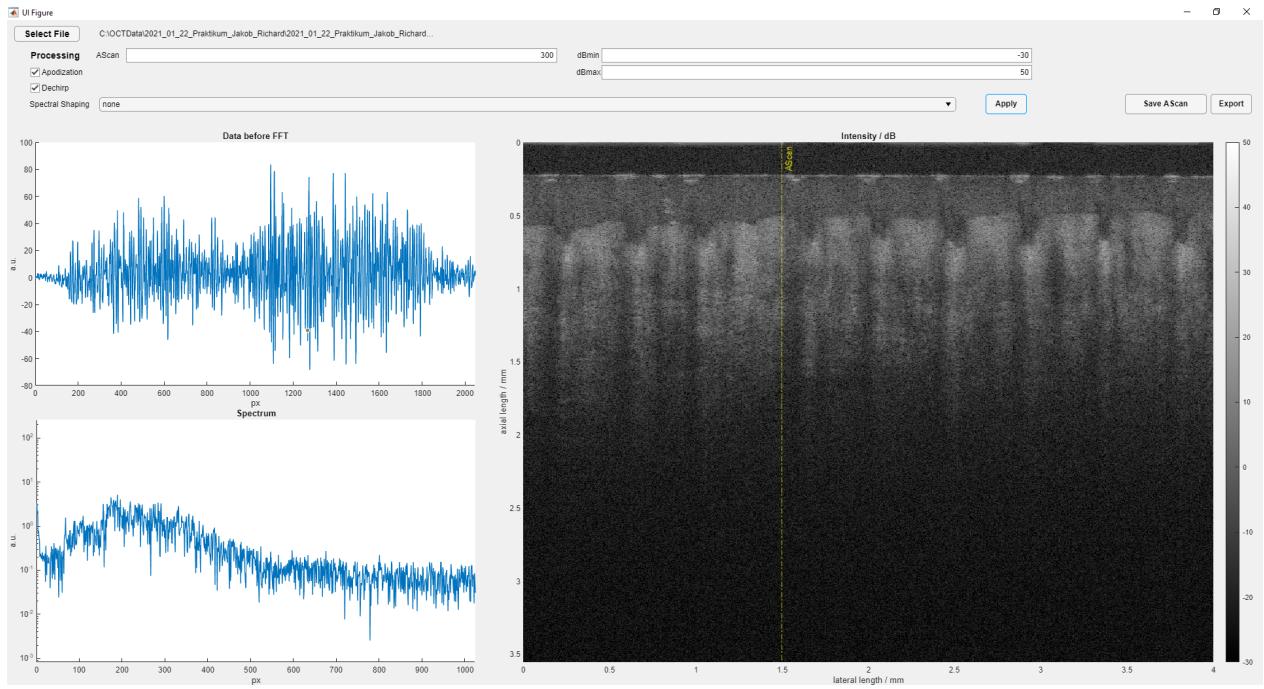


Abbildung 15: Epidermis nach Apodisation und Dechirp

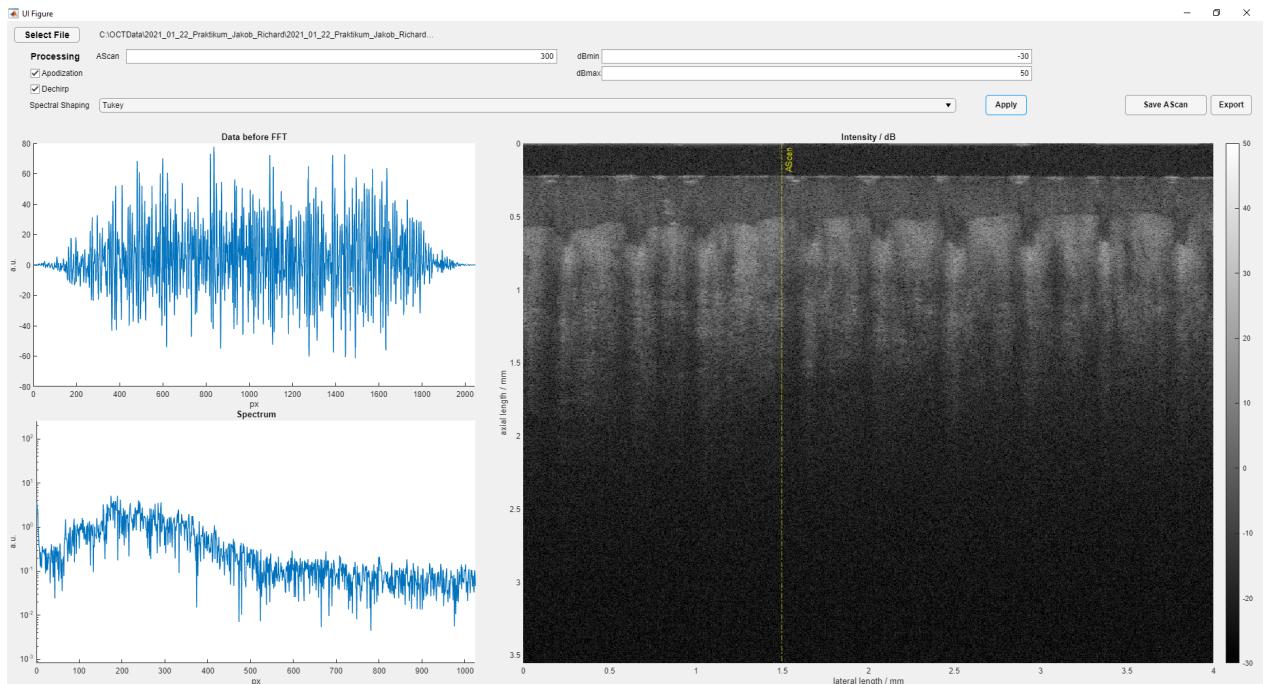


Abbildung 16: Epidermis nach Apodisation, Dechirp und Faltung mit Tukey-Fenster

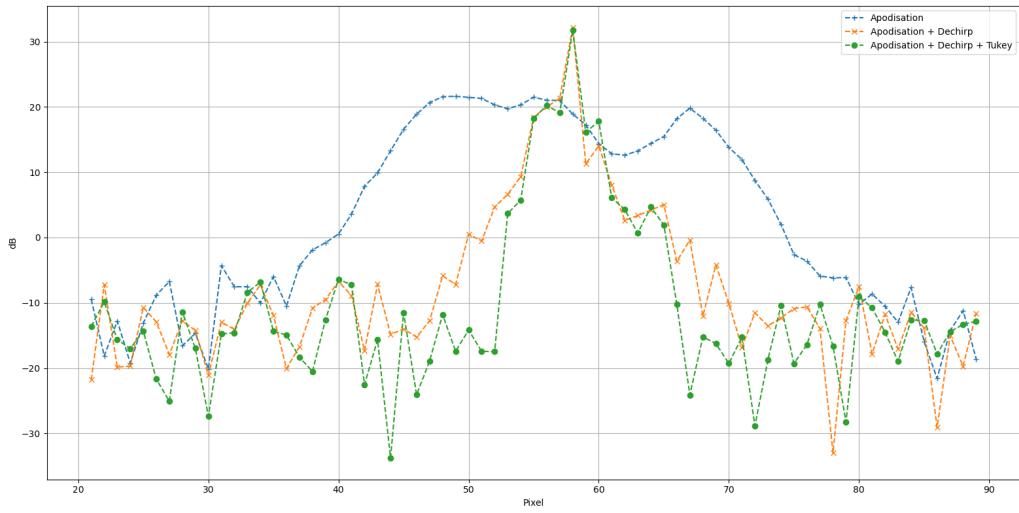


Abbildung 17: Vergleich der Peakbreite nach Apodisation, Dechirp und Faltung mit Tukey-Fenster

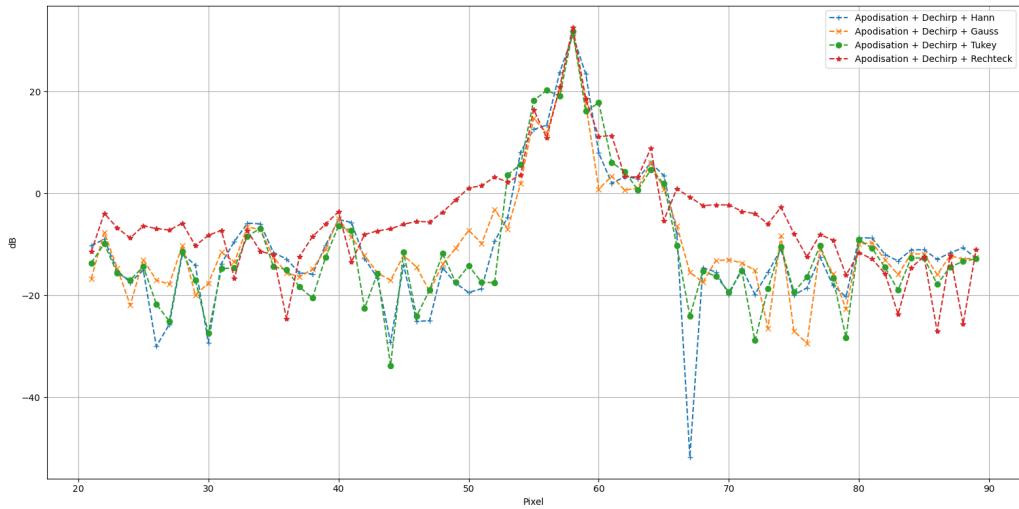


Abbildung 18: Vergleich der Peakbreite bei verschiedenen Fensterfunktionen