

Scanning Laser Optical Tomography SLOT (IQ18)

Laborpraktikum durchgeführt im Block 1
22.10.2018 – 09.11.2018



Daniel Scheiermann
3227680

Felix Springer
10002537

17. Januar 2019

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	2
2	Scanning Laser Optical Tomography	2
2.1	Radontransformation	2
2.2	Funktionsweise	3
2.3	Versuchsaufbau	4
3	Ergebnisse	6
3.1	Auflösungsvermögen	6
3.2	Aufnahmen von Heuschreckengehirnen	9
3.2.1	Korrektur der Schiefelage	9
3.2.2	Darstellung der Rekonstruktion	10
3.2.3	Analyse	12

1 Einleitung

In diesem Versuch wird die Methode der Tomographie am Beispiel SLOT „Scanning Laser Optical Tomography“ untersucht. Dieses ist ein spezielles dreidimensionales Tomographie-Verfahren, das mit Lasern verschiedener Wellenlängen mittels der Ausnutzung von Streuung, Absorption und Fluoreszenz ein bildgebendes Verfahren liefert.

Das dreidimensionale Präparat wird ebenenweise durch zweidimensionale Schnitte (Tomogramme) konstruiert und zu einem dreidimensionalen Bildobjekt zusammengesetzt. Das entstandene Bildobjekt ist nun vom Präparat getrennt und virtuell verfügbar. Daraus ergibt sich der Vorteil das Präparat unbeschädigt lassen zu können und dennoch die innere Struktur des Präparates zu untersuchen [1].

2 Scanning Laser Optical Tomography

2.1 Radontransformation

Bei allen Computertomographie-Verfahren ist die Radontransformation die mathematische Grundlage, um das integrierte Signal eines Strahls durch das Präparat für eine Rekonstruktion zu nutzen.

Die Strahlen werden hierfür in Zylinderkoordinaten durch eine Schar mit Laufparameter s und parametrisiert:

$$\text{lin}_{p,q}(s) = \begin{pmatrix} \cos(\phi) & -\sin(\phi) \\ \sin(\phi) & \cos(\phi) \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} \rho \\ s \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} \rho \cdot \cos(\phi) - s \cdot \sin(\phi) \\ \rho \cdot \sin(\phi) + s \cdot \cos(\phi) \end{pmatrix} \quad (1)$$

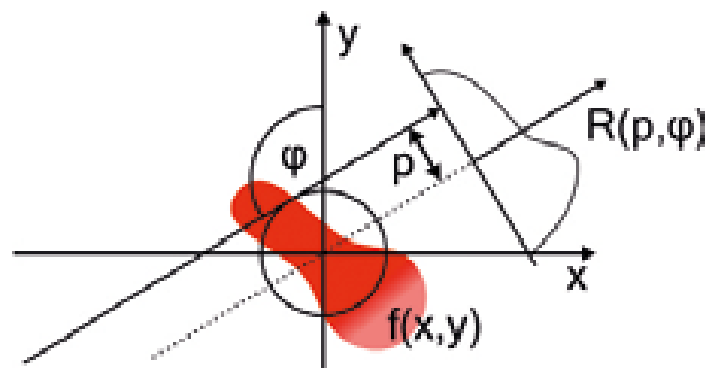


Abbildung 1: Graphische Darstellung der Radontransformation [2]

Für eine zweidimensionale Funktion $f(x, y)$ ist nun die Radontransformierte das integrierte Signal über den parametrisierten Weg durch das Präparat:

$$R(\rho, \phi) = \int_{-\infty}^{\infty} f(\text{lin}_{p,q}(s)) \, ds = \int_{-\infty}^{\infty} f \left(\begin{pmatrix} \rho \cdot \cos(\phi) - s \cdot \sin(\phi) \\ \rho \cdot \sin(\phi) + s \cdot \cos(\phi) \end{pmatrix} \right) \, ds \quad (2)$$

Entscheidend für die Nutzung bei der Tomographie ist die Invertierbarkeit der Radontransformierten $R(\rho, \phi)$, denn dies ermöglicht die Rekonstruktion der ursprünglichen Funktion $f(x, y)$, also die Rekonstruktion des Präparates [2].

2.2 Funktionsweise

SLOT basiert auf einem x-y-Scanner-System mit zwei Silberspiegeln, das den auf die Mitte des Präparates fokussierten Laser abläuft. Das Präparat muss „aufgeklart“ sein, um Streuung beim Übergang zwischen Präparat und Träger des Präparats zu verringern und eine höhere Transmission zu erreichen. Hierzu wird Wasser oder Glycerin genutzt, da dieses einen ähnlichen Brechungsindex wie organische Präparate haben. Das transmittierte Laserlicht wird von einer Photodiode hinter der Probenkammer detektiert. Um eine Rekonstruktion durchführen zu können sind Aufnahmen des Präparats von verschiedenen Richtungen aus nötig, Hintergrund ist die Radontransformation. Diese verschiedenen Aufnahmen werden durch einen Motor ermöglicht der die Kapillare und damit das Präparat dreht. Weiterhin regt das Laserlicht das Präparat zur Fluoreszenz an, welches mittels plankovexen Linsen mit dazwischen liegendem Fluoreszenz-Filter gesammelt und auf den sensitiven Photomultiplier (PMT) geleitet wird [1].

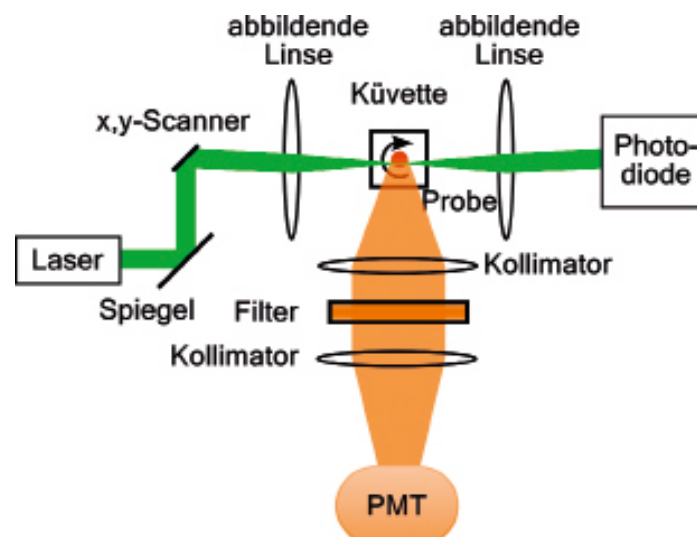


Abbildung 2: Schema eines scannenden laseroptischen Tomographen (SLOT) [2]

2.3 Versuchsaufbau

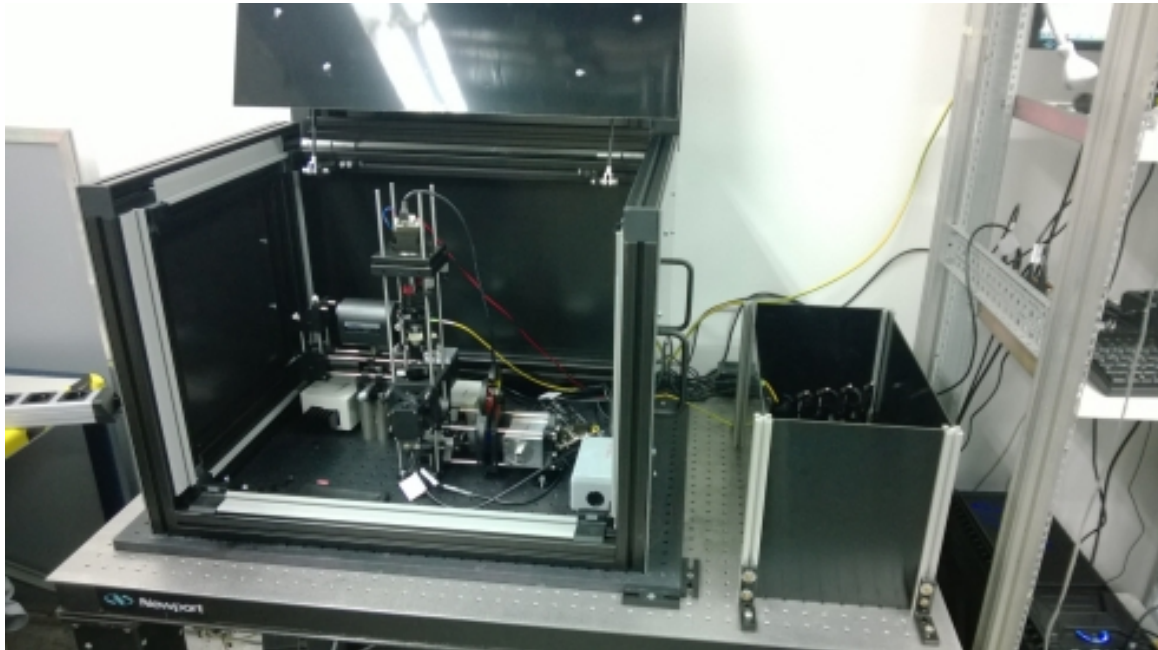
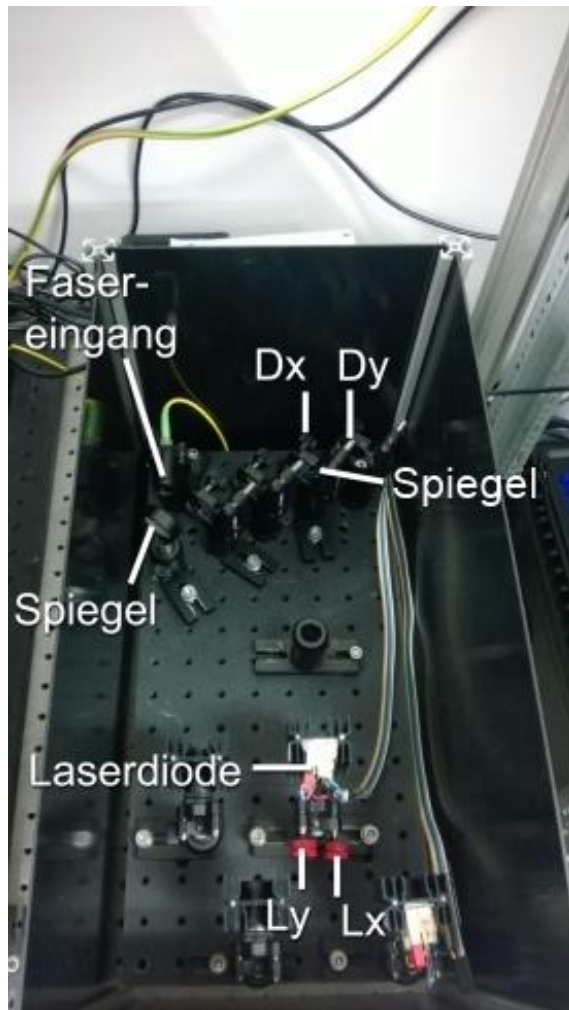


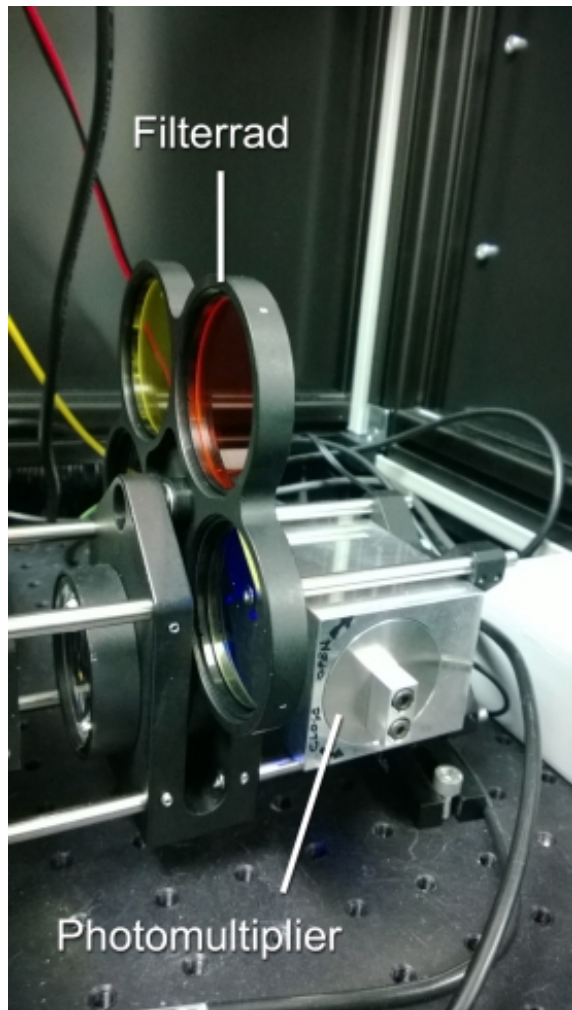
Abbildung 3: Versuchsaufbau [1]



Abbildung 4: Teleskop und Scanner [1]



(a) Einkopplung der Laserdiode



(b) Filterrad und Photomultiplier (PMT)

Abbildung 5: Trennung der Laserkonfiguration vom restlichen Versuchsaufbau [1]

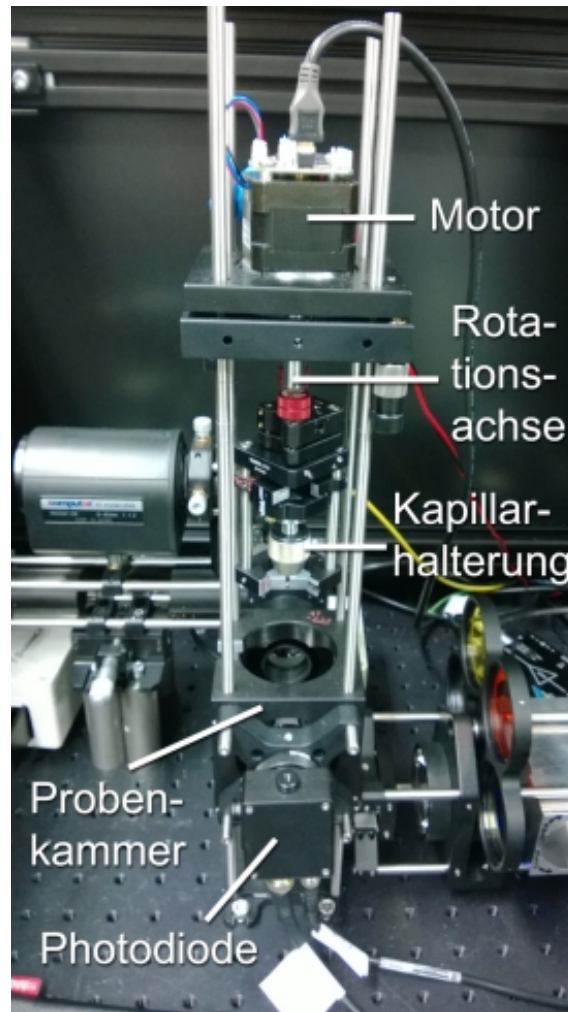


Abbildung 6: Turm mit Rotationsachse [1]

3 Ergebnisse

3.1 Auflösungsvermögen

Der Kontrast in Abhängigkeit von der horizontalen und vertikalen Auflösung wurde für verschiedene Fokussierungen, Strahlendurchmesser und Wellenlängen des Lasers gemessen. Dadurch ergibt sich die Modulationsübertragungsfunktion.

Bei allen Messungen wurde die Dunkelaufnahme von der normalen abgezogen, um ein Rauschen herauszurechnen.

Für geringe Auflösung wurde die Modulationsübertragungsfunktion in Abhängigkeit zur horizontalen Auflösung in Abbildung 7 und zur vertikalen Auflösung in Abbildung 8 dargestellt.

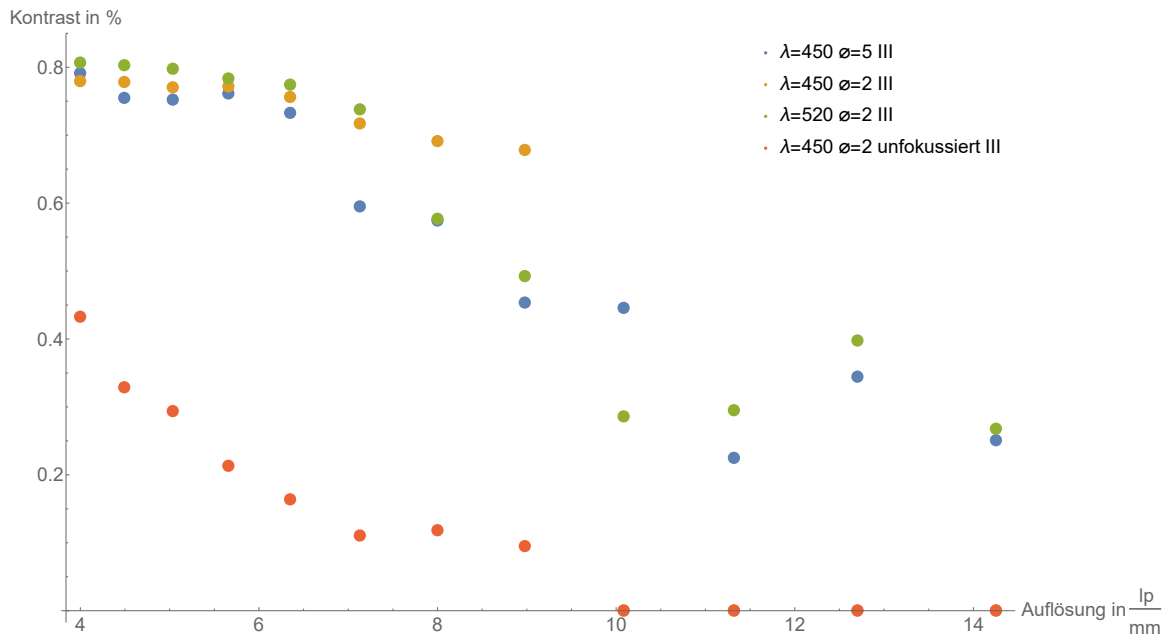


Abbildung 7: Kontrast bei geringer Auflösung (horizontal)

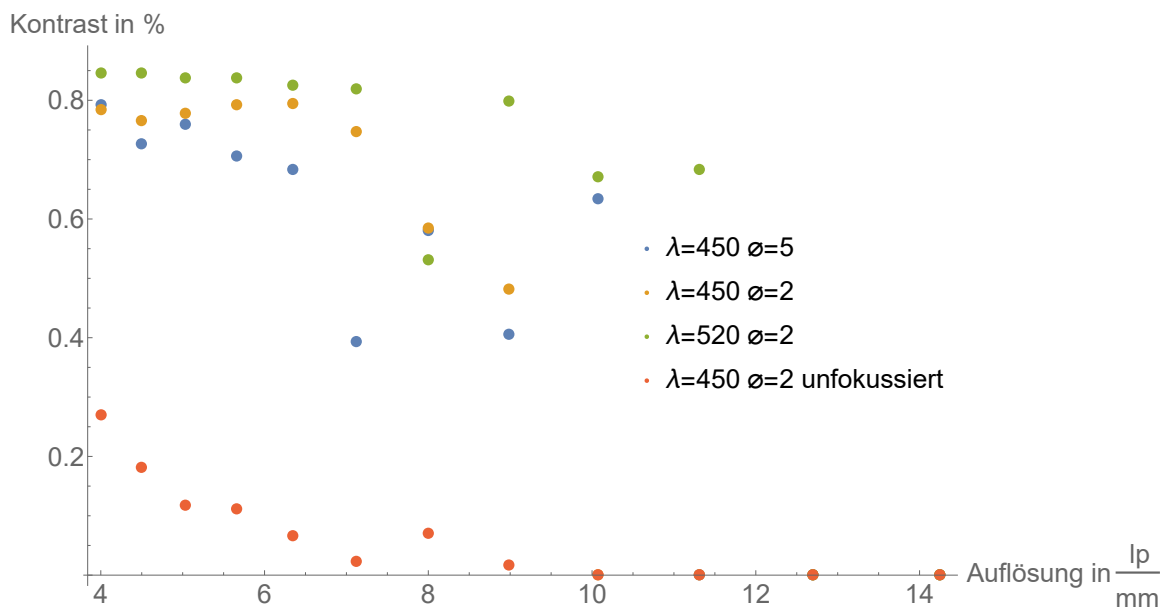


Abbildung 8: Kontrast bei geringer Auflösung (vertikal)

Ein erhöhter Strahlendurchmesser verbessert den Kontrast.
Bei geringer Auflösung ist der Kontrast für eine höhere Wellenlänge höher.
Der Kontrast ist in horizontaler und vertikaler Richtung von vergleichbarer Höhe.
Weiterhin sinkt der Kontrast rapide, falls ohne Fokussierung gemessen wird.

Für hohe Auflösung ist diese zur horizontalen Auflösung in Abbildung 9 und zur vertikalen Auflösung in Abbildung 10 dargestellt.

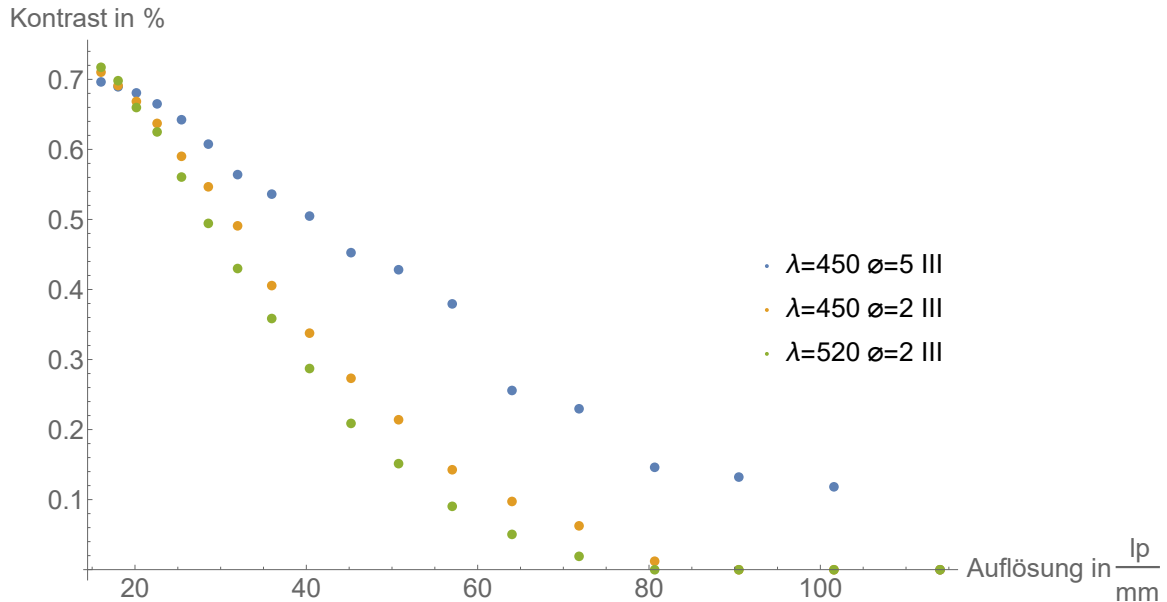


Abbildung 9: Kontrast bei hoher Auflösung (horizontal)

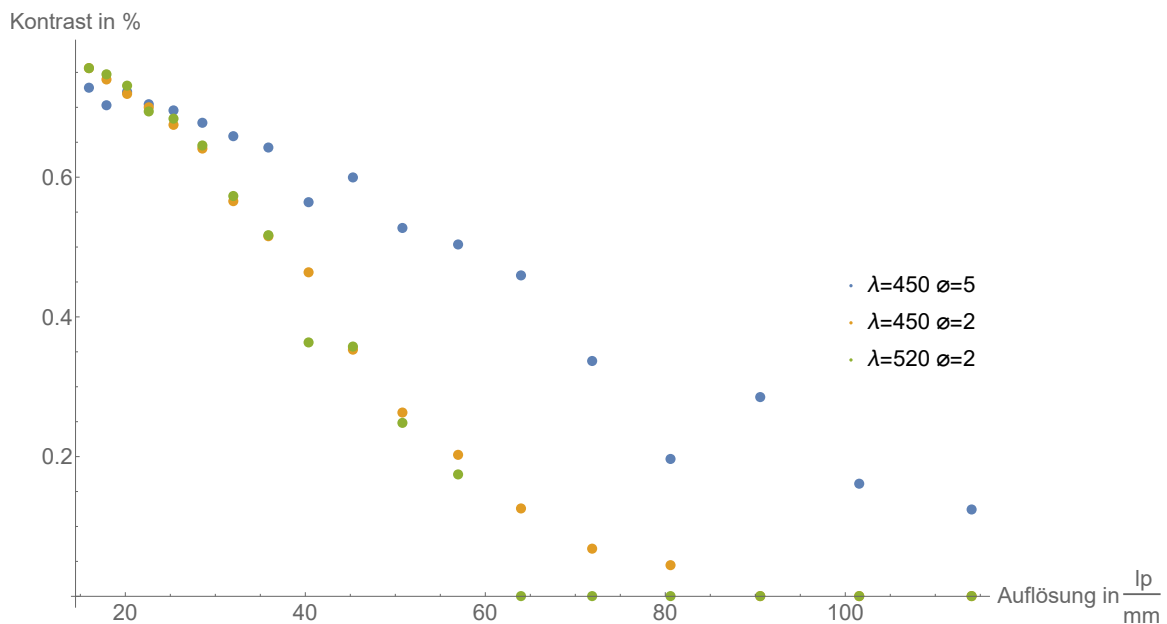


Abbildung 10: Kontrast bei hoher Auflösung (vertikal)

Auch bei hoher Auflösung verbessert ein erhöhter Strahlendurchmesser den Kontrast. Zwar ist der Kontrast bei einer geringen Auflösung bei einer höheren Wellenlänge höher, aber ab etwa einer Auflösung von $20 \frac{\text{lp}}{\text{mm}}$ erhöht eine kleine Wellenlänge den Kontrast.

Weiterhin sind die Modulationsübertragungsfunktionen für hohe Auflösungen in Abbildung 11 dargestellt, um diese untereinander besser vergleichen zu können.

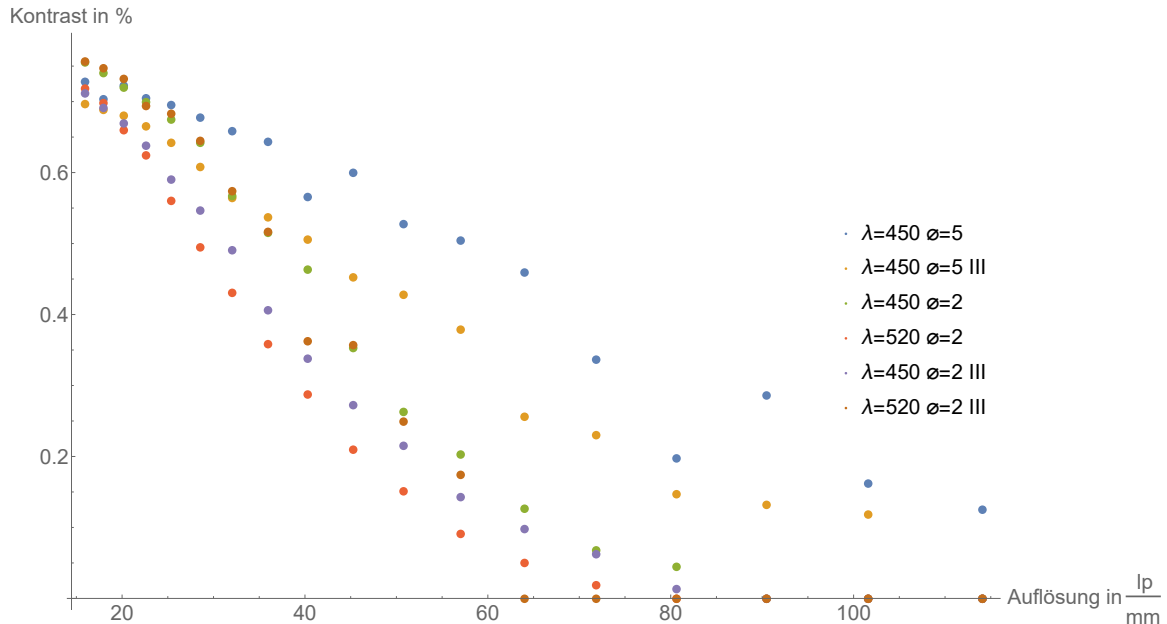


Abbildung 11: Kontrast bei hoher Auflösung (horizontal & vertikal)

3.2 Aufnahmen von Heuschreckengehirnen

In diesem Versuchsabschnitt wurde als Probe ein präpariertes Heuschreckengehirn gewählt. Die Probe wurde in einer Küvette von oben in Glycerin getaucht und wurde um die z -Achse gedreht. Mit einer 360° -Drehung um die z -Achse wurden die Aufnahmen unter verschiedenen Winkeln aufgenommen. Interessant war bei dieser Messung, dass die Fluoreszenz mit dem Photomultiplier (PMT) dargestellt werden konnte, da es sich hier, im Gegensatz zum USAF-Target, um eine dreidimensionale Probe handelt, die fluoresziert.

3.2.1 Korrektur der Schiefelage

Die durchschnittliche Schiefelage der Probe α konnte bei der Auswertung ausgeglichen werden. Dazu wurde der Drehachsendurchlauf am oberen und unteren Bildrand gemessen und der Winkel α nach folgender Formel berechnet:

$$\alpha = \arcsin \left(\frac{\Delta x_{\text{oben}} - \Delta x_{\text{unten}}}{y_{\text{max}}} \right)$$

Hier entspricht y_{\max} der Anzahl der Pixel auf der y -Achse im Bild. Δx_{oben} und Δx_{unten} beziehen sich hierbei auf die äußersten Pixel am Bildrand oben und unten.

Um Δx_{oben} und Δx_{unten} zu messen wurde die jeweilige Ebene mit 100 verschiedenen x -Achsenverschiebungen mit „tilt“ rekonstruiert und anschließend das beste Bild herausgesucht (Reduzierung der Ringartefakte).

Im Folgenden wurde die Aufnahme mit „ImageJ“ um den jeweiligen Winkel gedreht und das Ergebnis wieder mit „tilt“, aber dieses mal für alle Ebenen rekonstruiert. Dabei wurde auch die mittlere x -Achsenverschiebung beachtet:

$$\Delta x = \frac{\Delta x_{\text{oben}} - \Delta x_{\text{unten}}}{2}$$

3.2.2 Darstellung der Rekonstruktion

Eine Verlängerung der Integrationszeit Δt von 1 zu 2 Sekunden hatte nur eine Aufhellung des PMT-Bildes zur Folge. Da bei dieser Aufnahme jedoch ein unpassender Filter verwendet wurde, zeigt das PMT-Bild auch nur das gestreute Licht. Das Ergebnis ist in Abbildung 12 zu sehen.

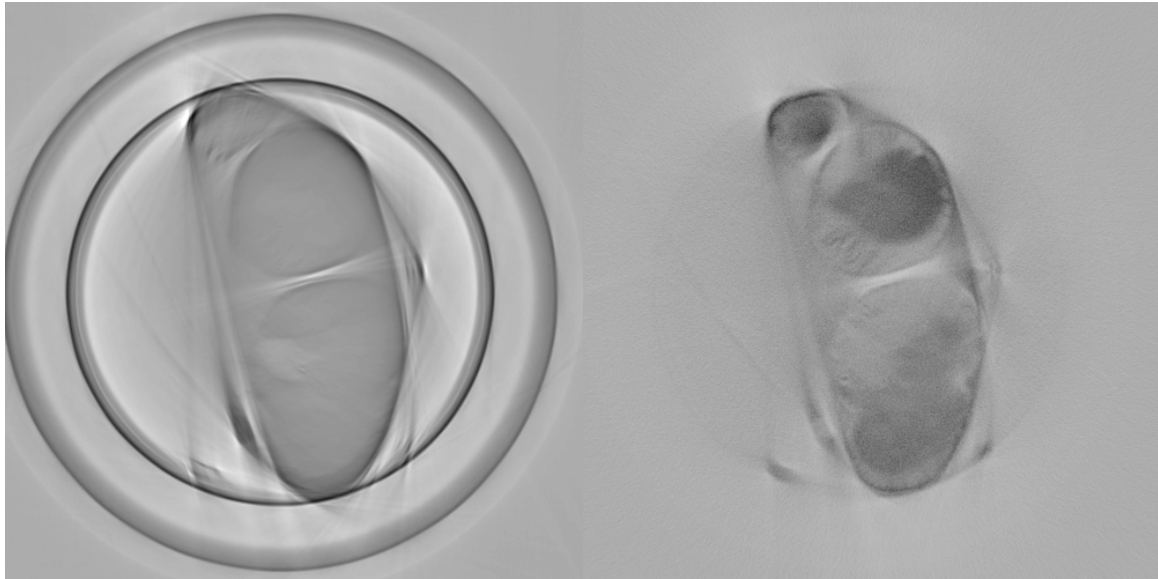


Abbildung 12: Rekonstruktion: Photodiode links, PMT rechts; $\lambda = 450\text{nm}$, $\Delta t = 2\text{s}$, $\lambda_{\text{Filter}} = (520 \pm 36)\text{nm}$, $d_{\text{Strahl}} = 5\text{mm}$, Kontrast angepasst

Mit der Photodiode lassen sich die äußeren Umrisse gut erkennen, mit dem Photomultiplier sogar die Dichte im Inneren.

In Abbildung 13 sind 2 Rekonstruktionen der Bilder der Photodiode dargestellt. Es ist erkennbar, dass das Bild mit der längeren Wellenlänge feinere Strukturen im Heuschreckengehirn auflöst.

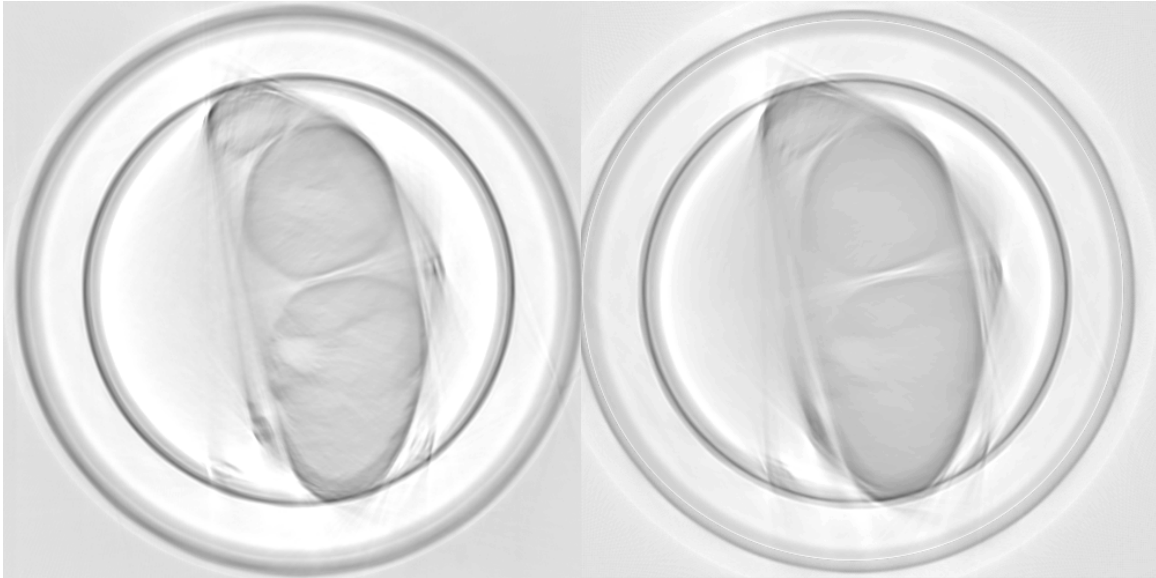


Abbildung 13: Rekonstruktion: $\lambda = 520\text{nm}$ links, $\lambda = 450\text{nm}$ rechts; Photodiode, $\Delta t = 1\text{s}$, $\lambda_{\text{Filter}} = (520 \pm 36)\text{nm}$, $d_{\text{Strahl}} = 5\text{mm}$, Kontrast angepasst

In Abbildung 14 wurden Bilder des PMT vom jeweiligen Fluoreszenzlicht der Laser rekonstruiert. Im Vergleich ist festzustellen, dass bei $\lambda = 520\text{nm}$ die Auflösung höher ist.

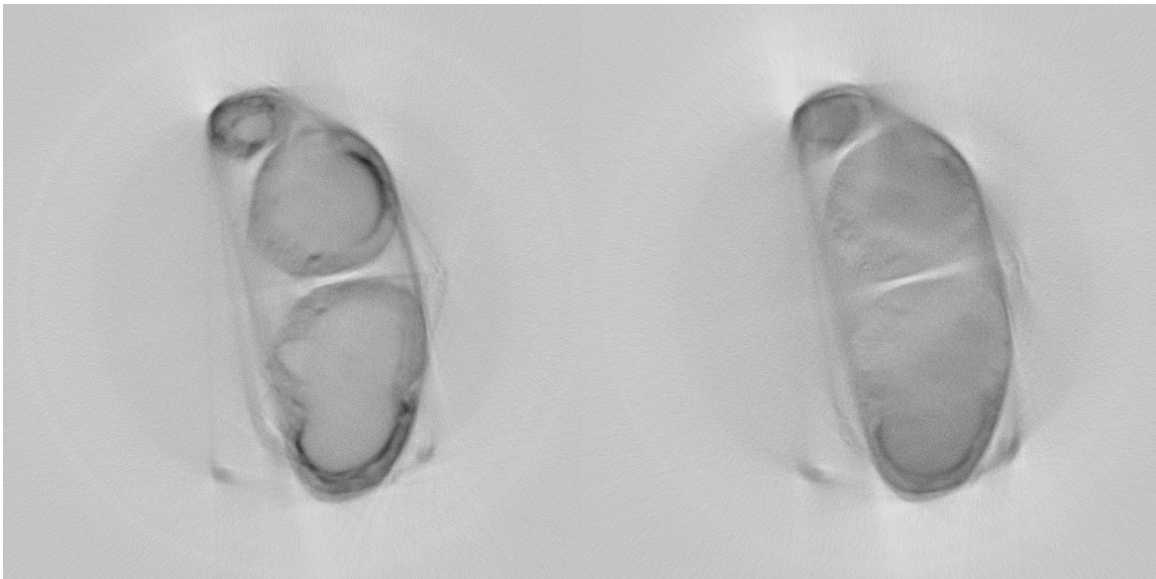


Abbildung 14: Rekonstruktion: $\lambda = 520\text{nm}$ mit $\lambda_{\text{Filter}} = (676 \pm 29)\text{nm}$ links, $\lambda = 450\text{nm}$ mit $\lambda_{\text{Filter}} \geq 570\text{nm}$ rechts; PMT, $\Delta t = 1\text{s}$, $d_{\text{Strahl}} = 5\text{mm}$, Kontrast angepasst

Mit dem ImageJ-Plugin „Volume Viewer“ ist es nach der Rekonstruktion möglich verschiedene Ansichten auf das Heuschreckengehirn zu generieren. Ein mögliche Ansicht ist in Abbildung 15 dargestellt.

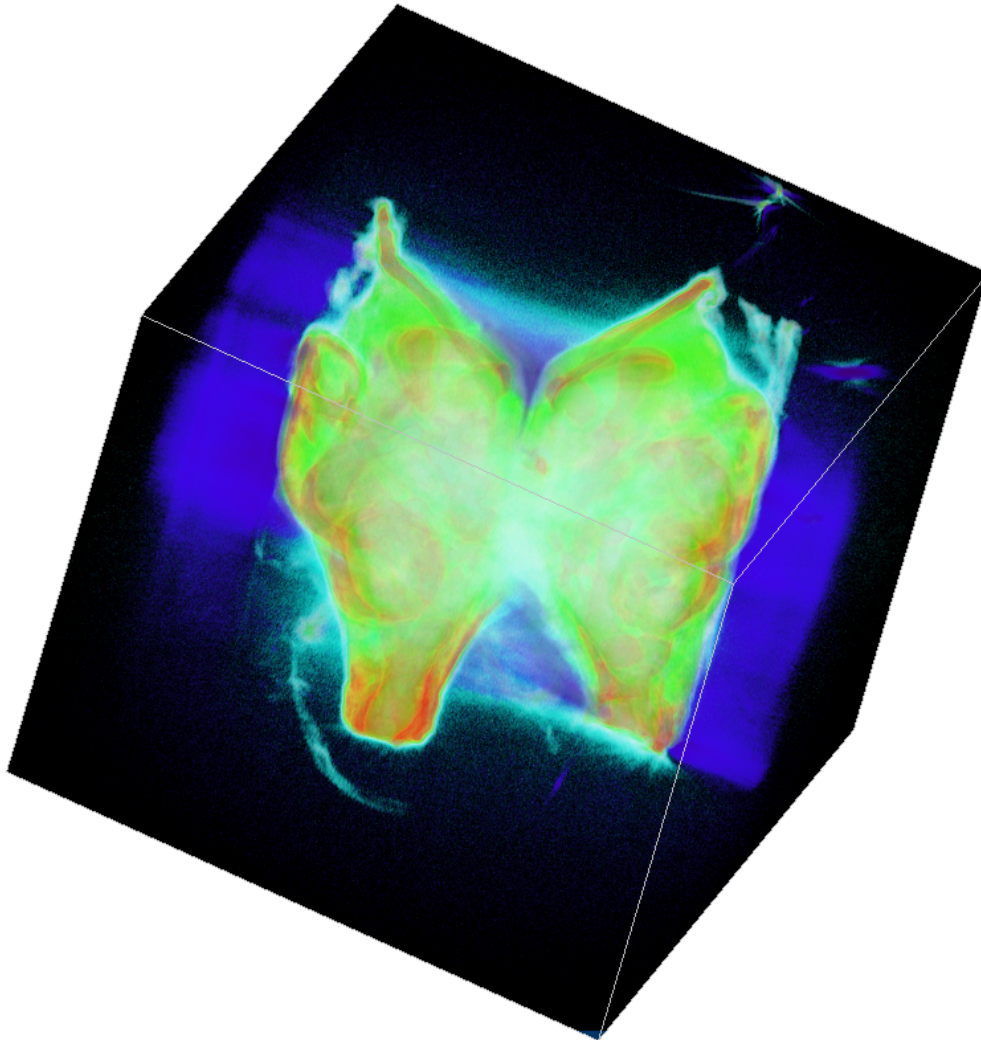


Abbildung 15: 3-dimensionale Ansicht einer PMT-Aufnahme: $\lambda = 520\text{nm}$ mit $\lambda_{\text{Filter}} = (676 \pm 29)\text{nm}$, $\Delta t = 1\text{s}$, $d_{\text{Strahl}} = 5\text{mm}$

3.2.3 Analyse

Wichtig für die Auswertung dieser Messung war, dass die Drehachse der Probe nicht präzisiert, was durch die Justage am Aufbau nicht ganz vermieden werden konnte. Die Achse wandert folglich circa 4 Pixel in horizontaler Richtung.

Abbildungsverzeichnis

1	Graphische Darstellung der Radontransformation [2]	2
2	Schema eines scannenden laseroptischen Tomographen (SLOT) [2] . .	3
3	Versuchsaufbau [1]	4
4	Teleskop und Scanner [1]	4
5	Trennung der Laserkonfiguration vom restlichen Versuchsaufbau [1] .	5
6	Turm mit Rotationsachse [1]	6
7	Kontrast bei geringer Auflösung (horizontal)	7
8	Kontrast bei geringer Auflösung (vertikal)	7
9	Kontrast bei hoher Auflösung (horizontal)	8
10	Kontrast bei hoher Auflösung (vertikal)	8
11	Kontrast bei hoher Auflösung (horizontal & vertikal)	9
12	Rekonstruktion: Photodiode links, PMT rechts; $\lambda = 450\text{nm}$, $\Delta t = 2\text{s}$, $\lambda_{\text{Filter}} = (520 \pm 36)\text{nm}$, $d_{\text{Strahl}} = 5\text{mm}$, Kontrast angepasst	10
13	Rekonstruktion: $\lambda = 520\text{nm}$ links, $\lambda = 450\text{nm}$ rechts; Photodiode, $\Delta t = 1\text{s}$, $\lambda_{\text{Filter}} = (520 \pm 36)\text{nm}$, $d_{\text{Strahl}} = 5\text{mm}$, Kontrast angepasst .	11
14	Rekonstruktion: $\lambda = 520\text{nm}$ mit $\lambda_{\text{Filter}} = (676 \pm 29)\text{nm}$ links, $\lambda =$ 450nm mit $\lambda_{\text{Filter}} \geq 570\text{nm}$ rechts; PMT, $\Delta t = 1\text{s}$, $d_{\text{Strahl}} = 5\text{mm}$, Kontrast angepasst	11
15	3-dimensionale Ansicht einer PMT-Aufnahme: $\lambda = 520\text{nm}$ mit $\lambda_{\text{Filter}} =$ $(676 \pm 29)\text{nm}$, $\Delta t = 1\text{s}$, $d_{\text{Strahl}} = 5\text{mm}$	12

Literatur

- [1] LENA NOLTE, *Versuchsanleitung: IQ18 SLOT für das Laborpraktikum Atom- und Molekülphysik der Leibniz Universität Hannover* (2015)
- [2] RAOUL-AMADEUS LORBEER, *Dreidimensionale und effiziente Erfassung mesoskopischer Proben* (2013)