Röntgenbildgebung und Analyse

Berufspraktische Semester
Optotechnik und Bildverarbeitung,
Hochschule Darmstadt

beim

Forschungszentrum Karlsruhe GmbH
Institut für Synchrotronstrahlung - ANKA

Verfasser:	David Haas
Betreuer:	Dr. Alexander Rack
	Prof. Dr. Joachim Ohser
	Prof. Dr. Konrad Sandau
Zeitraum:	3. September 2007 – 25. Januar 2008

Inhaltsverzeichnis

1 Einleitung 2

1.1 Das Forschungszentrum Karlsruhe, das Institut für Synchrotronstrahlung und die Synchrotron-Lichtquelle ANKA 2

1.2 Aufgabenstellung 2

1.3 Ausgangspunkt 3

1.3.1 Grundlegende Begriffe 3

1.3.2 Das Synchrotron 5

2 Indirekte Röntgenpixeldetektoren 8

2.1 Aufnahmeprinzip für Röntgenbilder 8

2.2 Definierte Lichtquelle Monochromator (UV – IR Bereich) 9

2.2.1 Analyse des Spektrums 9

2.2.2 Kalibriertes Monochromator-Spektrum 10

2.3 Lichtoptiken: Auflösungsvermögen 13

2.3.1 Bestimmung mittels Testmuster 13

2.3.2 Mikroskop- und Makroskopobjektive 15

2.3.2.1 Olympus PLAPON 2X / NA: 0,08 15

2.3.2.2 Olympus UPLSAPO 4X / NA: 0,16 17

2.3.2.3 Rodenstock TV-Heliflex 50mm f/1.1 / NA: 0,43 18

2.3.2.4 Rodenstock TV-Heliflex 110mm f/1.1 20

2.4 CCD- und CMOS-Kameras 21

2.4.1 Dynamik, Linearität, Quanteneffizienz, ADU 21

2.4.1.1 Photron Fastcam Ultima SA1 23

2.4.1.2 PCO4000 25

2.4.1.3 Frelon 2k14 27

3 ImageJ Plugin: „ANKAphase“ 30

3.1 Einführung in ImageJ 30

3.2 Java und Eclipse 31

3.3 ANKAphase 32

3.3.1 Mathematische Berechnung des Phasenshifts 32

3.3.2 Funktionen des Programms ANKAphase 33

3.3.3 3D-Rekonstruktion 36

4 Diskussion und Ausblick 38

5 Literaturverzeichnis 39

6 Anhang 40

6.1 Szintillator-Kristalle 40

1 Einleitung

1.1 Das Forschungszentrum Karlsruhe und das Institut für Synchrotronstrahlung - ANKA

Das Forschungszentrum Karlsruhe (FZK) ist eine wissenschaftliche Forschungseinrichtung der Helmholtz-Gemeinschaft. Das 1956 gegründete Zentrum verfügt über ein Jahresbudget von ca. 320 Millionen Euro und beschäftigt 3800 Angestellte. Es bestehen diverse Kooperationen mit Fachhochschulen und Universitäten, sowie der Industrie und internationalen Partnern. Hierbei ist das KIT (Karlsruher Institut für Technologie) zu erwähnen, das eine Kooperation zwischen dem Forschungszentrum und der Universität Karlsruhe beschreibt. Die Schwerpunkte der Forschung des FZK und KIT liegen in den Bereichen Materie, Umwelt, Gesundheit und Energie.

Das 1997 gegründete Institut für Synchrotronstrahlung (ISS) ist Teil des Forschungszentrums Karlsruhe und kooperiert mit drei anderen Instituten des Forschungszentrums sowie zwei Max-Planck Instituten. ANKA ist der Name der Synchrotronlichtquelle (Ångströmquelle Karlsruhe), die vom ISS betrieben wird. Eine Unterabteilung des Instituts für Synchrotronstrahlung ist ANKA-COS, die für die kommerzielle Nutzung des Speicherrings zuständig ist. Die Hauptaugenmerke der wissenschaftlichen Arbeiten liegen in den Bereichen Synchrotron-, Nano- und Mikrotechnologie, sowie der Charakterisierung verschiedenster Materialien.

1.2 Aufgabenstellung

Der Inhalt des Praktikums bei ANKA besteht zum Einen darin, ein Plugin für das Bildverarbeitungsprogramm „ImageJ“ zu programmieren, das aus Röntgenbildern, die mittels Phasenkontrastbildgebung aufgenommen wurden, den Phasenshift berechnet. Der entsprechende Algorithmus, soll Anwendern ebenso als selbstständiges Programm zur Verfügung stehen.

Ein weiteres Thema ist die Charakterisierung diverser Objektive und Kameras, die am ANKA-Synchrotron, speziell an der Topo/Tomo-Beamline[1] zur Anwendung kommen.

[1] Topo/Tomo-Beamline: Messplatz am Synchrotron zur Aufnahme von topo- und tomographischen Bildern

Zwar gibt es hinsichtlich der zu vermessenden Objektive und Kameras Datenblätter, doch werden Teile dieser Angaben (Auflösungsvermögen der Objektive und Linearität, Dynamik, Elektronen per „analog-digital-unit“ von Kameras) überprüft, bzw. erstmalig gemessen.

1.3 Ausgangspunkt

1.3.1 Grundlegende Begriffe

CCD steht für „Charge-coupled Device“ (ladungsgekoppeltes Bauelement). Ein CCD ist ein lichtempfindlicher Halbleiterdetektor, der aus vielen Lichtsensoren (erzeugen Ladungsträger beim Auftreffen von Photonen), besteht [10]. CCD-Chips werden heutzutage in vielen modernen Kameras verwendet.

CMOS steht für „Complementary Metal Oxide Semiconductor” (dt. komplementärer Metall-Oxid-Halbleiter). Der CMOS-Chip ist ebenfalls ein lichtempfindlicher Halbleiterdetektor, der aus Lichtsensoren besteht. Im Gegensatz zu einem CCD-Chip, bei dem die angesammelten Elektronen zu einem Ausleseverstärker verschoben werden müssen, hat jeder Pixel in einem CMOS-Chip einen eigenen Ausleseverstärker. Dies hat den Vorteil, dass ein CMOS-Chip wesentlich schneller ausgelesen werden kann als ein CCD-Chip [10].

Pixel ist ein Akronym von picture element; in Computern werden Bilder in einer zwei-dimensionalen Matrix erfasst. Jeder einzelne Eintrag (Pixel) dieser Matrix hat einen Wert. Der Wert eines Pixels bestimmt den Farb- bzw. Grauwert seiner Position im Bild. Ein Pixel ist die kleinste Einheit im Raster einer digitalen Aufnahme.

Histogramm Grauwerthistogramm beschreibt die Helligkeitsverteilung in einem Bild. Es werden die verschiedenen Helligkeitswerte über ihre absolute Häufigkeit in einem Diagramm dargestellt. Das Histogramm wird in der Bildverarbeitung verwendet, um z.B. Kontrast und Helligkeit in einem Bild anzupassen. Des Weiteren ist es ein wichtiges Element zur Bestimmung des Schwellwertes bei einer Binarisierung eines Bildes.

Binarisierung Alle Pixel eines digitalen Bildes werden ja nach ihrem Grauwert dem Hintergrund oder dem Vordergrund zugeordnet.

Grauwertprofil ist ein Bildverarbeitungsanalysemittel, das entlang einer bestimmten Linie in einem Bild die Grauwerte gegenüber dem Verlauf der Linie aufträgt. Grauwertprofile werden z.B. benötigt, um die Steigung von Kanten in Bildern zu berechnen.

Rayleigh-Auflösungsvermögen ist für optische Systeme ein Maß dafür, wie weit zwei punktförmige Lichtquellen voneinander entfernt sein dürfen, um nach Durchlaufen des optischen Systems noch getrennt registrierbar sind.

Nach dem Rayleigh-Kriterium können zwei inkohärente punktförmige Lichtquellen mit gleicher Intensität genau noch dann aufgelöst werden, wenn ihr Abstand in der Bildebene mindestens den halben Abstand des Beugungsscheibchens besitzt, siehe Abbildung 1.1. Somit fällt das Beugungs-Maximum des einen Punktes in das erste Beugungs-Minimum des anderen Punktes [4].

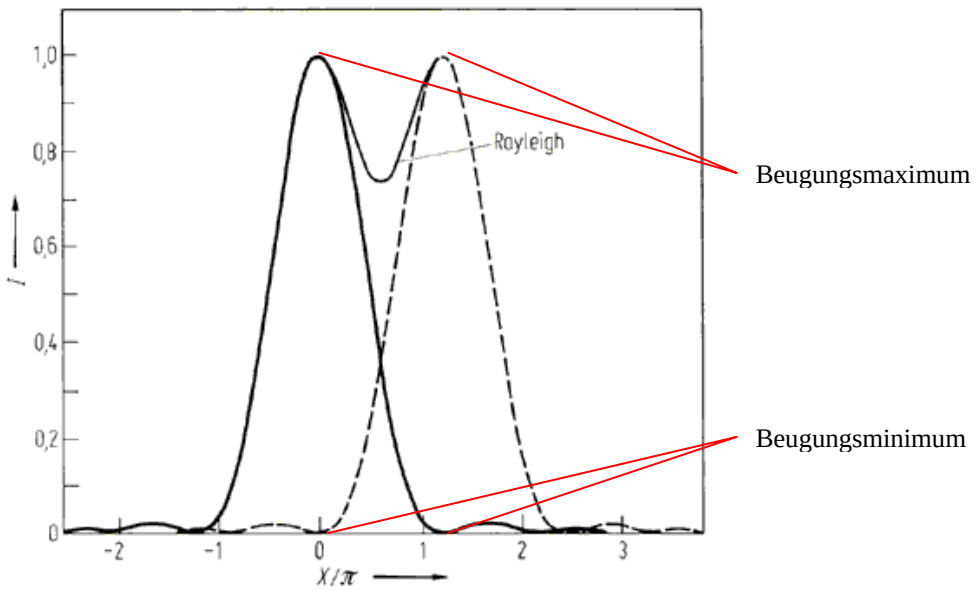


Abbildung 1.1: Rayleigh'sches Auflösungskriterium [8]

Koheränz ist die Fähigkeit von Wellen, zeitliche und räumliche Interferenzen hervorzurufen. Voraussetzung sind bestimmte Phasenbeziehungen zwischen Teilwellen.

Beugungsscheibchen entstehen, wenn punktförmige Lichtquellen durch ein optisches System abgebildet und gebeugt werden. In der abbildenden Ebene entsteht ein Maximum des Punktes mit abnehmender Intensität.

Radiogramm/Tomographie Bei einem Radiogramm handelt es sich um eine 2D-Abbildung, die mit Hilfe von Röntgenstrahlung aufgenommen wurde. Die in dem Bild gespeicherten Informationen beinhalten die Abschwächung des Röntgenstrahls durch das aufgenommene Objekt, projiziert von drei Dimensionen auf die Bildebene des Radiogramms (in der Medizin: Röntgenbild). Ein Tomogramm ist eine 3D-Rekonstruktion, die aus einzelnen, aus verschiedenen Blickwickeln aufgenommen, Radiogrammen berechnet wird.

Phasenkontrast Der Phasenkontrast in der Tomographie unterscheidet sich vom Phasenkontrast in der Lichtmikroskopie. Viele Objekte sind für harte und weiche Röntgenstrahlen (in Abhängigkeit von der Energie) näherungsweise transparent, d.h. sie haben fast keinen Einfluss auf die Amplitude der einlaufenden Röntgenwelle. Dennoch beeinflussen sie die elektromagnetische Welle, da sie einen anderen Brechungsindex als das umgebende Medium besitzen. Somit haben die Wellen, die das Objekt durchlaufen haben, eine andere Phase als diejenigen, die am Objekt vorbei gelaufen sind. Dadurch entsteht ein Kontrast, in Abhängigkeit des Versuchsaufbaus, zwischen Objekt und Hintergrund in der Bildebene.

FWHM-Bandbreite Die FWHM (FWHM = Full width at half maximum) gibt die Breite eines Spektrums an, an der das Spektrum jeweils 50% der maximalen Intensität erreicht hat.

1.3.2 Das Synchrotron

Das Synchrotron ist ein Teilchenbeschleuniger, der ein sehr großes Spektrum von elektromagnetischen Wellen bereitstellt. Es umfasst den Bereich von Radiowellen, über den Infrarotbereich bis hin zu Ultravioletten- und Gamma-Strahlen, siehe Abbildung 1.2. Dabei kann die gewünschte Wellenlänge für Messungen oder Experimente theoretisch frei gewählt werden. Sie hängt aber von den technischen Kenngrößen des Speicherrings ab. Die Synchrotronstrahlung zeichnet sich vor allem durch ihre hohe Intensität und ihrem geringen Divergenzwinkel aus. Die entscheidende Kenngröße zur Charakterisierung der verwendeten Strahlung ist die Energie bzw. die Wellenlänge.
Hierbei gilt die Planck'sche Formel,

$$E = h\nu\,, \qquad \text{mit} \qquad \nu = \frac{c}{\lambda}$$

wobei E = Energie, h = Planck'sches Wirkungsquantum, ν = Frequenz, c = Lichtgeschwindigkeit und λ = Wellenlänge ist.

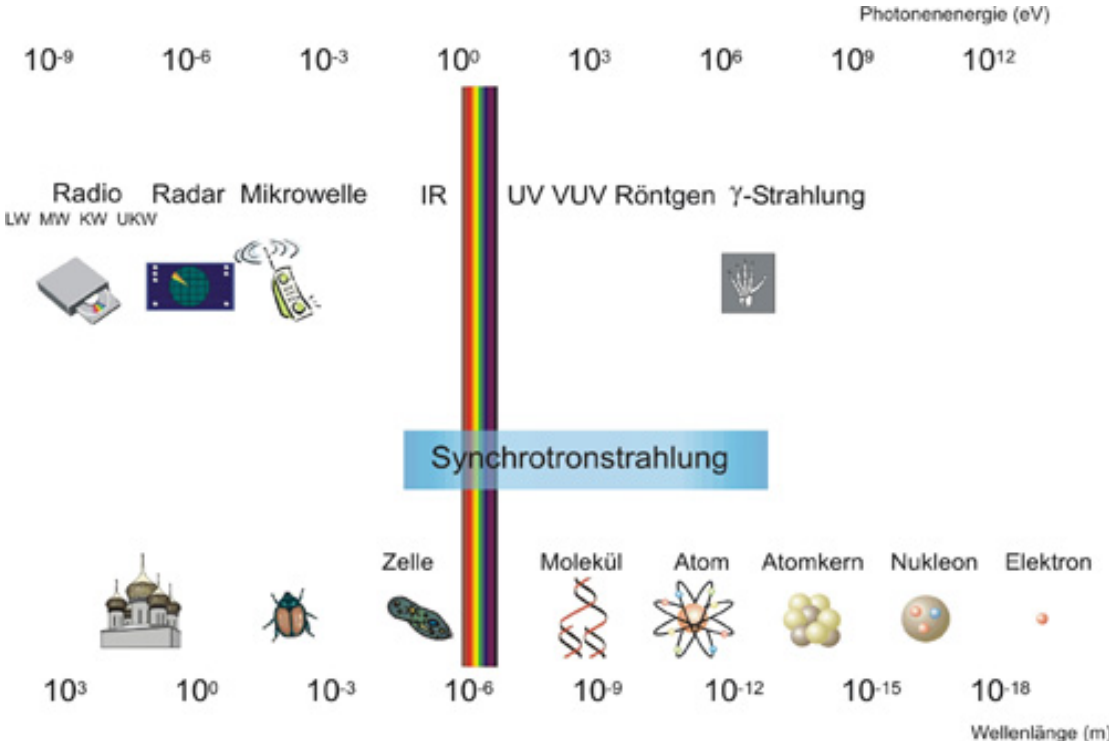


Abbildung 1.2: Elektromagnetisches Spektrum

Eine Synchrotronlichtquelle besteht aus einem Vorbeschleuniger, einem Synchrotron und einem Speicherring. Um zunächst die Elektronen zu beschleunigen, werden diese in einem Injektor erzeugt, vorbeschleunigt, bis sie ihre Endgeschwindigkeit erreicht haben und in den Speicherring injiziert. Im Falle des Speicherrings ANKA wird den Elektronen dann weiter Energie zugeführt, um die Endgeschwindigkeit aufrecht zu erhalten. Eine schematische Darstellung des Synchrotrons ist in Abbildung 1.3 zu sehen.

Die Elektronen werden im Ultrahochvakuum durch Ablenkmagnete auf der Kreisbahn gehalten. Die Beschleunigung bei der Ablenkung der Elektronen führt zur Emission von elektromagnetischer Strahlung, die dann durch Strahlrohre in Experimentierhütten geleitet wird. Diese emittierte Strahlung wird als Synchrotron-Strahlung bezeichnet.

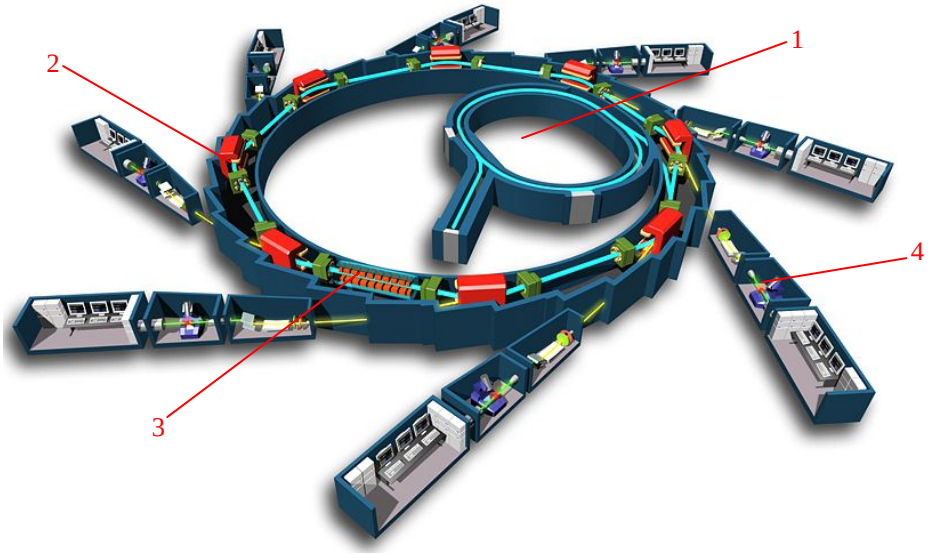


Abbildung 1.3: (1) Injektor mit Booster-Synchrotron, (2) Ablenkmagnete, (3) Insertion Device, (4) Experimentierhütten [9]

Das Synchrotron ANKA hat einen Durchmesser von 35 m und somit einen Umfang von 110 m. Der Injektor beschleunigt die Elektronen bis zu einer Energie von 500 MeV vor und injiziert diese in den eigentlichen Ring. Hier erfolgt dann die Endbeschleunigung auf 2,5 GeV und einem maximalem Strom von 200 mA. Der Ring besitzt insgesamt sechzehn Ablenkmagnete und vier straight sections für insertion devices an denen Strahlrohre zur Nutzung der Synchrotron-Strahlung aufgebaut werden können.

2 Indirekte Röntgenpixeldetektoren

2.1 Aufnahmeprinzip für Röntgenbilder

Bekannt ist das Aufnahmeprinzip für Röntgenbilder aus dem Bereich der Medizintechnik. Um 3-dimensionale Aufnahmen zu erstellen, wurde die Computer-Tomographie entwickelt. Diese berechnet aus mehreren Röntgenbildern, aufgenommen aus verschiedenen Winkeln, 3-dimensionale Objekte. Auf einem ähnlichen Prinzip basiert auch die Synchrotron-Tomographie. Auch hier wird die Eigenschaft der Röntgenschwächung durch unterschiedliche Materialien genutzt. Der Unterschied zur konventionellen Computer-Tomographie liegt in dem größeren Auflösungsvermögen, dem höheren Kontrast, dem besseren Signal-Rausch-Verhältnis, der kürzeren Belichtungszeit und weniger Artefakten. Bei der Synchrotron-Tomographie ist eine Auflösung von 1 µm pro Pixel und kleiner möglich. Weiterhin können durch den hohen Photonenfluss des Strahles kleine, sich bewegende, Systeme verschiedenster Materialen schnell und hochauflösend aufgenommen werden.

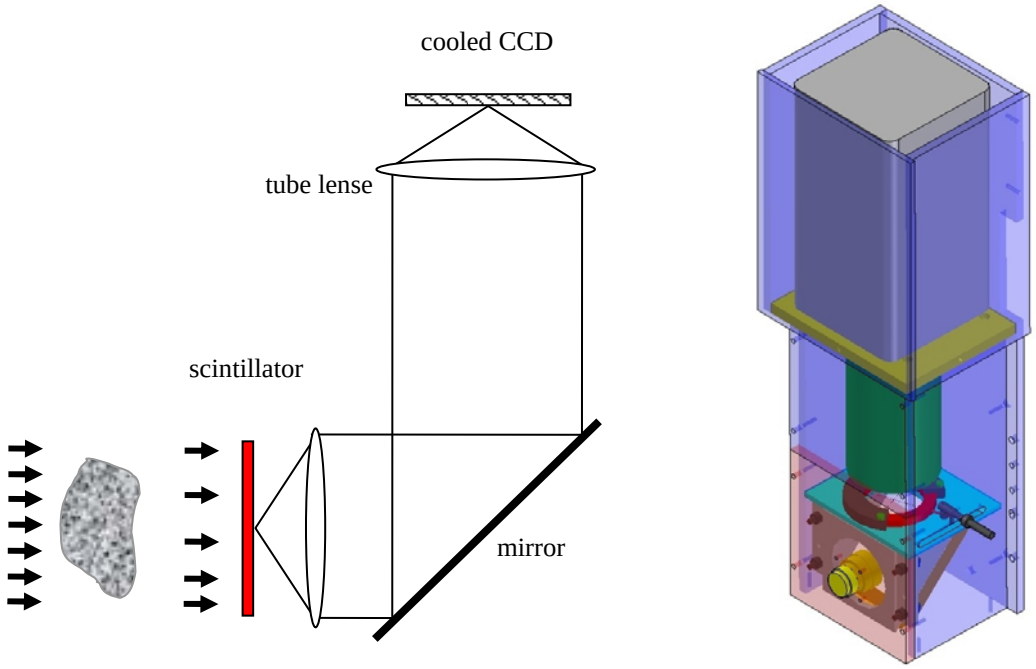


Abbildung 2.1: Prinzipieller Aufbau eines indirekten Röntgendetektors,
links: Strahlengang, **rechts:** Aufbauprinzip [11][12]

Zur Durchführung der im vorhergehenden Abschnitt beschriebenen Methode wurde ein Messplatz an dem Elektronenspeicherring ANKA eingerichtet (Topo/Tomo-Beamline). Die zu untersuchende Probe wird hierbei auf einem Drehteller montiert der in x-, y- und z-Richtung

verschiebbar ist. Zusätzlich kann der Drehteller in der xy-Ebene rotiert und in der zy-Ebene gekippt werden. Die Rotation wird zur Erstellung von tomographischen Datensätzen und die Kippung zur Justage der Probe benötigt.
Bei Messungen durchdringt der Synchrotronstrahl die Probe in z-Richtung und trifft dann auf einen fluoreszierenden Schirm (Szintillator). Dieser wandelt die Röntgenstrahlung in sichtbares Licht um, welches dann durch die Objektive auf den CCD- oder CMOS-Detektor abzubildet wird (Abbildung 2.1).

2.2 Definierte Lichtquelle Monochromator

2.2.1 Analyse des Spektrums

Ein Monochromator ist ein optisches System, das aus einer Lichtquelle einen Teilbereich des Spektrums auskoppelt, um somit eine definierte Wellenlänge mit einer gewissen Bandbreite als Lichtquelle zur Verfügung zu stellen.
Im konkreten Fall wird ein Monochromator mit einer Halogenlampe, zwei Spiegeln und einem Prisma verwendet. Durch den Monochromator können alle Wellenlängen von ca. 380 nm bis 700 nm zur Verfügung gestellt werden. Um die gewünschte Wellenlänge einstellen zu können, ist ein Potentiometer montiert, mit dem über dem Widerstand die Wellenlängen des Monochromators kalibriert werden kann.

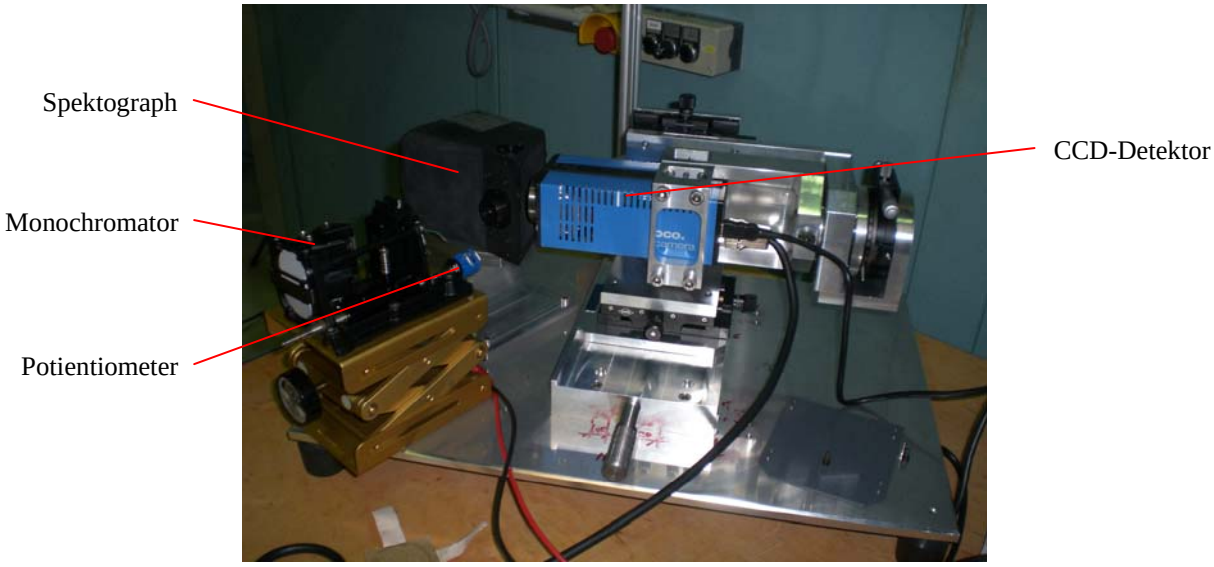


Abbildung 2.2: Aufbau zur Kalibrierung des Monochromators

Da die zum Widerstand gehörige Wellenlänge unbekannt ist, muss diese Beziehung vermessen werden. Dazu wird ein Spektrograph verwendet, mit dem in Abhängigkeit von der Wellenlänge Lichtes es aufspaltet und in seiner Brennebene ein Signal auf einen CCD-Detektor geworfen wird, Abbildung 2.2 und 2.3. Nach Justierung des Spektrographen mit zwei definierten Lasern (der Wellenlänge 633 nm bzw. 532 nm) kann über die x-Koordinate des Signals auf dem CCD-Chip, die Wellenlänge in Abhängigkeit des Widerstandes bestimmt werden.

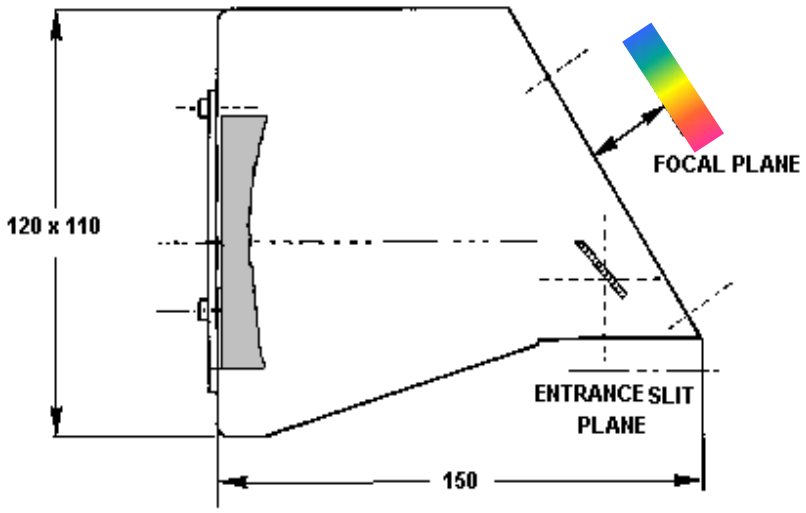


Abbildung 2.3: Prinzipskizze des Spektrographen

2.2.2 Kalibriertes Monochromator-Spektrum

Um genau auf die Wellenlänge schließen zu können, wird zunächst ein Teilgebiet des Bildes (region of interest, ROI) ausgewählt (repräsentiert das gemessene Spektrum) und ausgeschnitten. Die Grauwerte werden in Spaltenrichtung (d.h. in y-Richtung) gemittelt, um ein rauscharmes Spektrum zu erhalten. An die entsprechende diskrete Funktion lässt sich eine Gaussfunktion anpassen (fitten), deren Schwerpunkt der genauen horizontalen Lage der Wellenlänge im Bild entspricht, Abbildung 2.4. Durch das vorherige Kalibrieren mit zwei Lasern bekannter Wellenlänge kann von der x-Koordinate auf die Wellenlänge geschlossen werden. Auch lässt sich aus der gefitteten Gaussfuktion die FWHM-Bandbreite bestimmen.

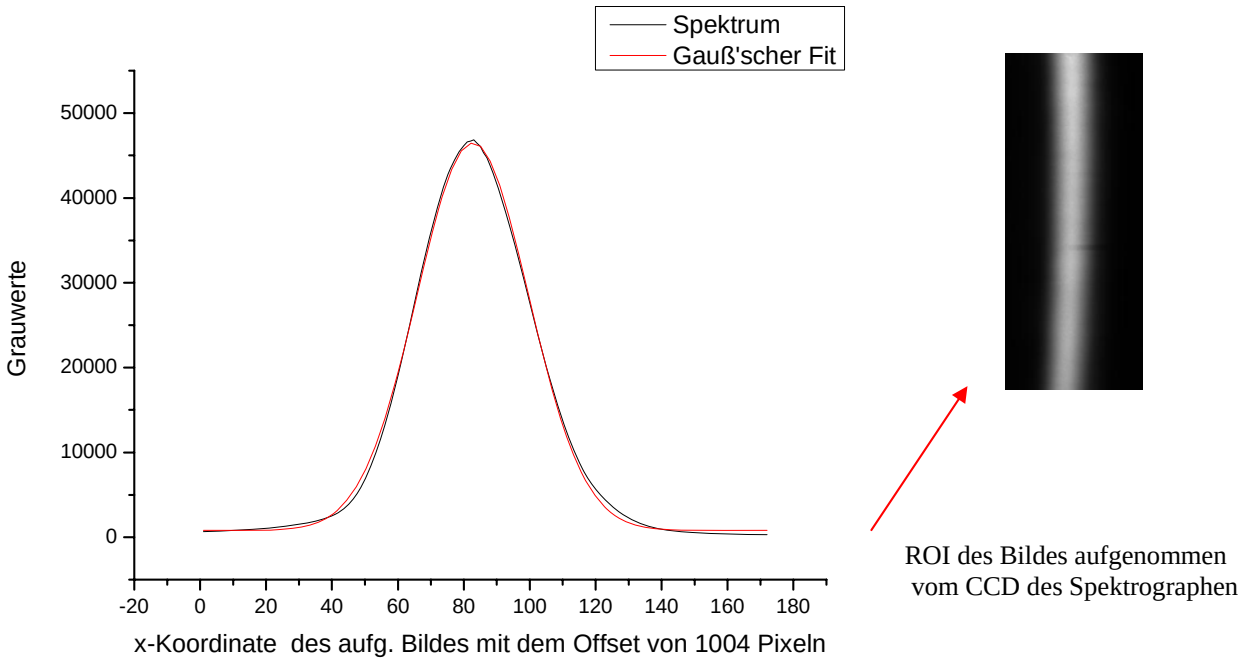


Abbildung 2.4: Aufgenommenes Spektrum (Grauwertprofil) auf dem CCD-Chip des Monochromators bei 500nm (entspricht 2991Ohm am Kalibrierwiderstand)

Die für die Wellenlängen des Monochromators bestimmten FWHM-Bandbreiten sind in Tabelle 2.1 zusammengefasst.

Wellenlänge /nm	FWHM / nm	Wellenlänge /nm	FWHM / nm
724,3	13,23	554,6	8,60
708,6	12,35	537,1	8,38
687,6	11,25	525,3	8,60
670,5	11,03	512,2	8,38
658,7	10,15	497,1	8,38
643,7	9,93	481,2	8,38
629,7	9,70	469,9	8,38
613,5	9,26	457,0	8,60
600,7	9,04	440,8	8,82
586,3	8,82	427,0	8,82
568,8	8,60	413,3	7,94

Tabelle 2.1: FWHM-Bandbreiten des Monochromators

Die mit abnehmender Wellenlänge kleiner werdende FWHM-Bandbreite lässt sich auf den Strahlengang und die Mechanik im Monochromator zurück führen.

Die in Abbildung 2.5 dargestellten Wellenlängen λ wurden (in Abhängigkeit des Widerstandes R) am Monochromator ermittelt, um danach eine lineare Regression mit den Werten durchzuführen.

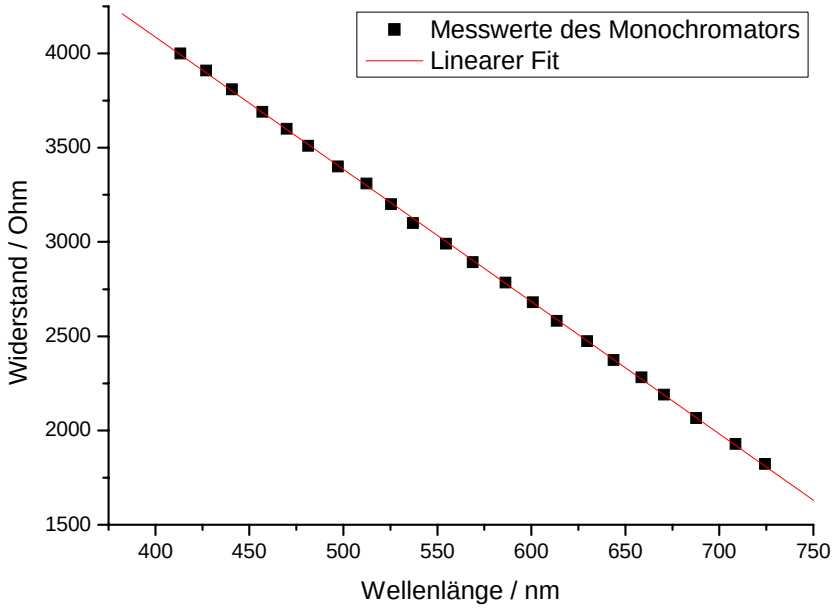


Abbildung 2.5: Beziehung von Welenlänge und Widerstand am Monochromator

Es ergibt sich eine lineare Abhängigkeit,

$$\lambda = -0{,}1425R + 982{,}32$$

Wobei die Koeffizienten durch lineare Regression bestimmt wurden.

Widerstand / Ohm	Wellenlänge / nm	Widerstand / Ohm	Wellenlänge / nm	Widerstand / Ohm	Wellenlänge / nm
1800,00	725,82	2550,00	618,95	3300,00	512,07
1850,00	718,70	2600,00	611,82	3350,00	504,95
1900,00	711,57	2650,00	604,70	3400,00	497,82
1950,00	704,45	2700,00	597,57	3450,00	490,70
2000,00	697,32	2750,00	590,45	3500,00	483,57
2050,00	690,20	2800,00	583,32	3550,00	476,45
2100,00	683,07	2850,00	576,20	3600,00	469,32
2150,00	675,95	2900,00	569,07	3650,00	462,20
2200,00	668,82	2950,00	561,95	3700,00	455,07
2250,00	661,70	3000,00	554,82	3750,00	447,95
2300,00	654,57	3050,00	547,70	3800,00	440,82
2350,00	647,45	3100,00	540,57	3850,00	433,70
2400,00	640,32	3150,00	533,45	3900,00	426,57
2450,00	633,20	3200,00	526,32	3950,00	419,45
2500,00	626,07	3250,00	519,20	4000,00	412,32

Tabelle 2.2: Beziehung von Wellenlänge und Widerstand am Monochromator

2.3 Lichtoptiken: Auflösungsvermögen

Da die verwendeten Objektive im ANKA aus diversen Komponenten (z.B. Linsen und Spiegel) bestehen und deren Abbildungseigenschaften von der Wellenlänge und Position innerhalb des Bildfeldes des abzubildenden Objektes abhängen, kann das Auflösungsvermögen bei Änderung dieser Parameter variieren.

2.3.1 Bestimmung mittels Testmuster

Um auf das Auflösungsvermögen der Objektive zu schließen, wird ein Testmuster, im konkreten Fall ein Siemensstern, siehe Abbildung 2.6, in die Brennebene des Objektivs gestellt und auf einem CCD-Chip abgebildet. Die Geometrie des Siemenssterns ist sorgfältig vermessen und folglich kann auf das kleinste noch auflösbare Detail geschlossen werden. Als Auflösungskriterium wird das Rayleighsche Auflösungskriterium zu Grunde gelegt, das besagt, dass der Kontrast zwischen zwei Objekten (Lamellen) mindestens 26% betragen muss [4]. Der Kontrast berechnet sich aus der Formel

$$K = \frac{I_{\max} - I_{\min}}{I_{\max} + I_{\min}},$$

wobei K = Kontrast, $I_{\max}$ = maximale Intensität und $I_{\min}$ = minimale Intensität ist.

Um die kleinste auflösbare Struktur zu berechnen, werden Grauwertprofile, von der Länge ca. 10 Pixeln senkrecht zum Radius des Siemenssterns bestimmt. Aus den sich daraus ergebenden maximalen und minimalen Grauwerten kann nach der genannten Formel der Kontrast berechnet werden. Berechnet wird der kleinste Abstand vom Mittelpunkt, bei dem der Kontrast größer als 26% beträgt. Bei den Messungen wurde ein Siemensstern mit Lamellenabständen zwischen 0,1 und 15 µm verwendet, siehe Abbildung 2.6.

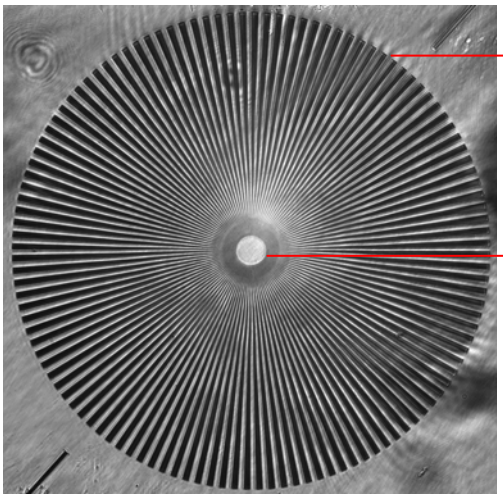


Abbildung 2.6: Testmuster (Siemensstern), Aufnahme bei λ = 700nm

Außerdem wurde das Testmuster mit monochromatischem Licht bei verschiedenen Wellenlängen und verschiedenen Positionen im Bild belichtet, um so auf das Auflösungsvermögen in Abhängigkeit der Wellenlänge und der Lage des Objektes zu schließen, Abbildung 2.7.

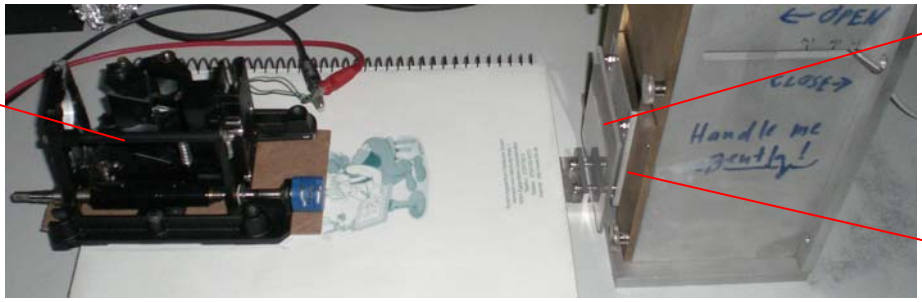


Abbildung 2.7: Anordnung zur Vermessung der Auflösung verschiedener Lichtoptiken

Das kleinste auflösbare Detail eines Systems berechnet sich aus der Pixelgröße des Detektors und der effektiven Vergrößerung des Objektivs,

$$\Delta y = \frac{s}{V}$$

wobei Δy =kleinstes auflösbares Detail [µm], s =Pixelgröße des Detektors [µm], V =effektive Vergrößerung ist.

Das theoretische Auflösungsvermögen eines Objektivs ohne Berücksichtigung der Pixelgröße des Detektors, berechnet sich nach [14]. Es gilt

$$\Delta y = 0{,}61\frac{\lambda}{NA}$$

wobei Δy =kleinstes auflösbares Detail, λ =Wellenlänge, NA =numerische Apertur ist.

In den folgenden Messungen ist zu beachten, dass das kleinste auflösbare Detail jenes Objekt bedeutet, welches die effektive Pixelgröße angibt. Die 2-Punktauflösung benötigt zwei Pixel um zwei Punkte voneinander unterscheiden zu können. Somit muss man das kleinste auflösbare Detail verdoppeln um die 2-Punkt-Auflösung zu berechnen (Shannon Theorem).
Der theoretische Wert ist die Angabe der 2-Punktauflösung.

2.3.2 Mikroskop- und Makroskop-Objektive

2.3.2.1 Olympus PLAPON 2X / NA: 0,08

Aus der effektiven Vergrößerung, die sich aus der Vergrößerung des Objektives, eines weiteren Objektives zur Abbildung des Zwischenbildes (eye-piece-Objektiv) auf den CCD-Chip sowie der Pixelgröße des Detektors ergibt, lässt sich die effektive Pixelgröße ermitteln. Für eine 2-fache Vergrößerung des Objektives, eine 2,5-fache Vergrößerung des eye-piece-Objektives und eine Pixelgröße des Detektors ergibt sich eine effektive Pixelgröße von 1,8 µm.

Wellenlänge / nm	rel. y-Pos. 0,10 im Bild	rel. y-Pos. 0,28 im Bild	rel. y-Pos. 0,53 im Bild	rel. y-Pos. 0,72 im Bild	rel. y-Pos. 0,92 im Bild	Mittelwert	Theoretischer Wert
450	1,72	1,77	1,77	1,82	1,82	**1,78**	3,05
500	1,77	1,82	1,77	1,82	1,82	**1,80**	3,43
550	1,77	1,91	1,91	1,86	1,86	**1,86**	3,81
600	1,86	1,86	1,86	1,91	1,91	**1,88**	4,19
650	1,91	1,91	1,91	2,00	2,00	**1,95**	4,58
700	2,00	2,05	1,96	2,10	2,00	**2,02**	4,96

Tabelle 2.3: Kleinstes auflösbares Detail in µm in Abhängigkeit der Wellenlänge

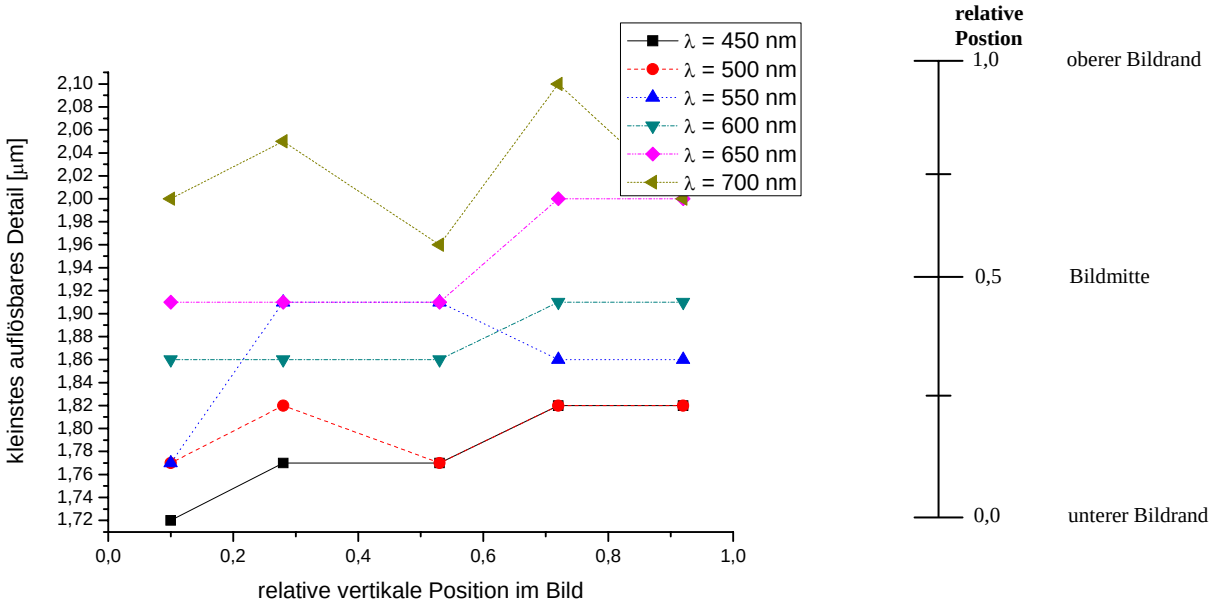


Abbildung 2.8: kleinstes auflösbares Detail gegen die Bildposition (PLAPON 2X)

Änderungen der Auflösung betragen in Abhängigkeit der Position nur ca. 100 nm und sind daher nicht von Bedeutung. Sie werden durch Streulicht oder Verschmutzung der Objektive verursacht.

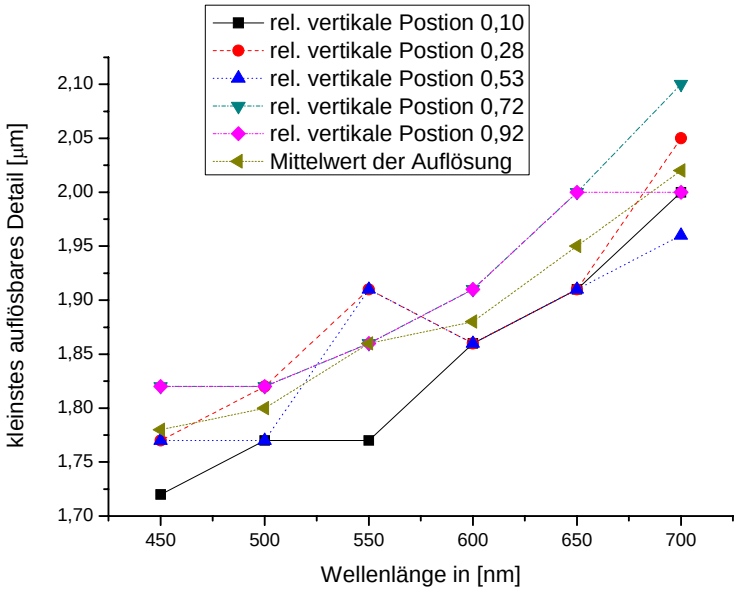


Abbildung 2.9: kleinstes auflösbares Detail gegen die Wellenlänge (PLAPON 2X)

Bei diesem Objektiv ist die Auflösung aber stark abhängig von der Wellenlänge des Lichtes. Zwar muss mit einen Messfehler von ca. 100 nm gerechnet werden, jedoch wird größerer Wellenlänge auch die Auflösung schlechter. Das kleinste auflösbare Detail vergrößert sich um ca. 250 nm, bei einer Wellenlänge von 700 nm im Vergleich zu 450 nm. Diese

Abhängigkeit lässt sich auf die Mikroskoptheorie von Abbe zurückführen, die besagt, dass sich mit größerer Wellenlänge das Auflösungsvermögen verringert.

2.3.2.2 Olympus UPLSAPO 4X / NA: 0,16

Aus der effektiven Vergrößerung, die sich aus der Vergrößerung des Objektives, eines weiteren Objektives zur Abbildung des Zwischenbildes (eye-piece-Objektiv) auf den CCD-Chip sowie der Pixelgröße des Detektors ergibt, lässt sich die effektive Pixelgröße ermitteln. Für eine 4-fache Vergrößerung des Objektives, eine 2,5-fache Vergrößerung des eye-piece-Objektives und eine Pixelgröße des Detektors ergibt sich eine effektive Pixelgröße von 0,9 µm.

Wellenlänge / nm	rel. y-Pos. 0,11 im Bild		rel. y-Pos. 0,52 im Bild		rel. y-Pos. 0,91 im Bild	Mittelwert	theoretischer Wert
450	0,95		0,91		0,93	**0,93**	1,72
500	0,86		0,98		0,89	**0,91**	1,91
550	0,91		0,89		0,95	**0,92**	2,10
600	0,89		0,93		0,86	**0,89**	2,29
650	0,91		0,91		0,91	**0,91**	2,48
700	0,93		0,89		0,89	**0,90**	2,67

Tabelle 2.4: Kleinstes auflösbares Detail in µm in Abhängigkeit der Wellenlänge

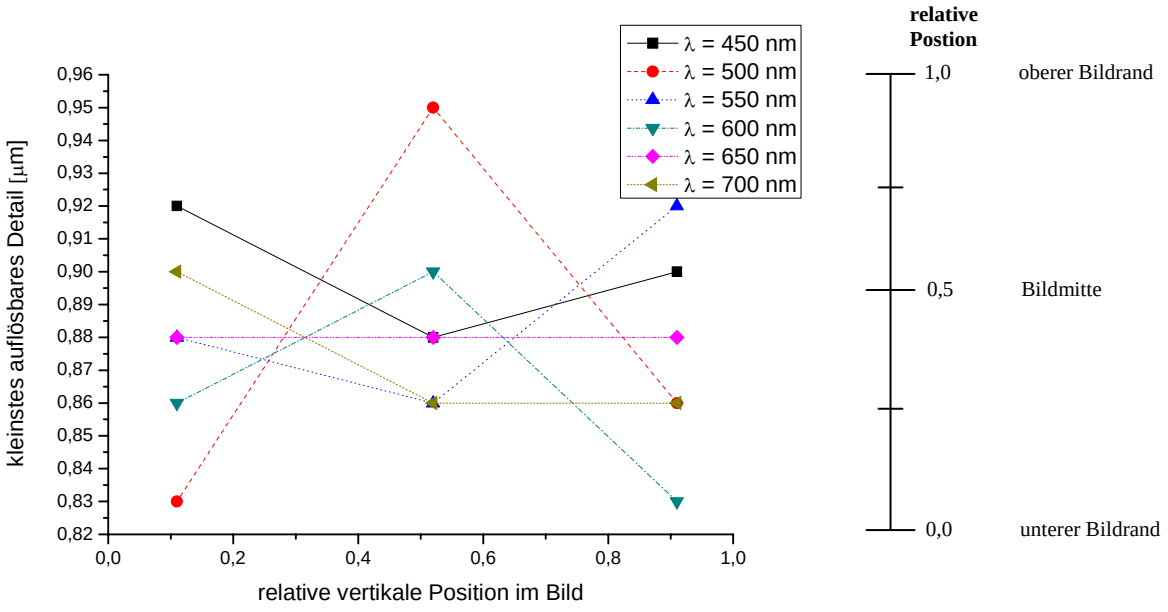


Abbildung 2.10: kleinstes auflösbares Detail gegen die Bildposition (PLAPON 4X)

Da die Schwankungen des kleinsten auflösbaren Details auch nur ca. 100 nm betragen, lassen sich auch diese Werte mit den in 2.3.1.1 genannten Messfehlern erklären.

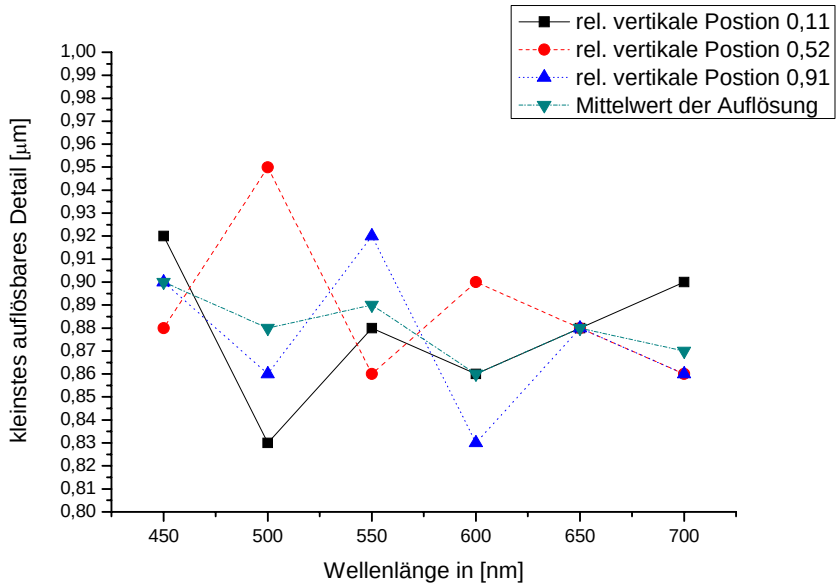


Abbildung 2.11: kleinstes auflösbares Detail gegen die Wellenlänge (PLAPON 4X)

Auch hier betragen die Schwankungen der Messungen ca. 100 nm, was auf Messfehler zurück zu führen ist.

2.3.2.3 Rodenstock TV-Heliflex 50mm f/1.1 / NA: 0,43

Aus der effektiven Vergrößerung, ermittelt aus der Brennweite des Objektivs und des Teleobjektivs ($\frac{180mm}{50mm} = 3{,}6x$) und der Pixelgröße (9 µm x 9 µm) des Detektors, lässt sich eine effektive Pixelgröße von 2,5 µm berechnen.

Wellenlänge / nm	rel. y-Pos. 0,11 im Bild	rel. y-Pos. 0,30 im Bild	rel. y-Pos. 0,51 im Bild	rel. y-Pos. 0,76 im Bild	rel. y-Pos. 1,00 im Bild	Mittelwert	Theoretischer Wert
400	3,13	2,93	3,07	2,87	3,33	**3,07**	0,57
450	2,47	2,53	2,47	2,47	2,53	**2,49**	0,64
500	2,47	2,40	2,47	2,60	2,60	**2,51**	0,71
550	2,67	2,80	3,07	2,87	2,93	**2,87**	0,78
600	2,93	3,13	3,33	3,27	3,27	**3,19**	0,85
650	3,20	3,33	3,47	3,60	3,73	**3,47**	0,92
700	3,20	3,47	3,53	3,80	3,80	**3,56**	0,99

Tabelle 2.5: Kleinstes auflösbares Detail in µm in Abhängigkeit der Wellenlänge

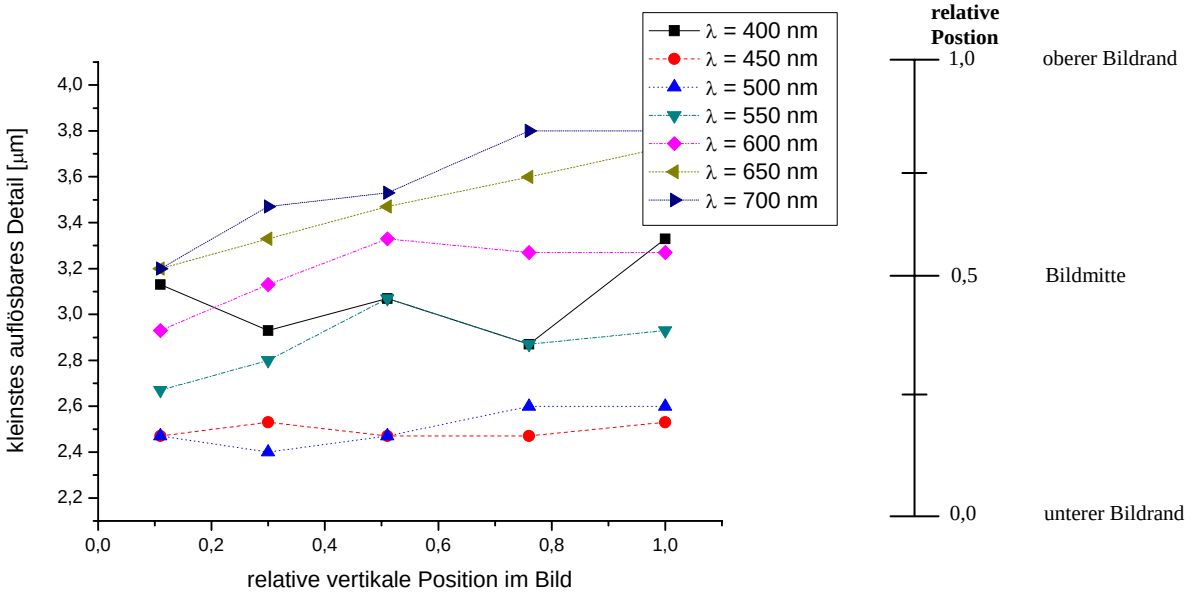


Abbildung 2.12: kleinstes auflösbares Detail gegen die Bildposition (TV-Heliflex 50mm)

Da die Steigung der Messpunkte in vertikaler Richtung nicht zunimmt, ist auch hier festzustellen, dass das Auflösungsvermögen nicht von der Position des Blickfeldes abhängig ist.

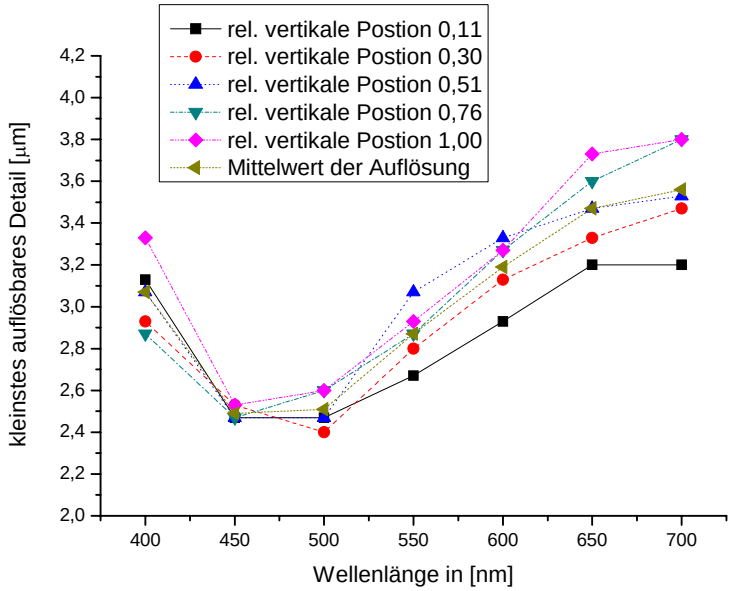


Abbildung 2.13: kleinstes auflösbares Detail gegen die Wellenlänge (TV-Heliflex 50mm)

Aus den Daten und dem Diagramm ist zu erkennen, dass das Auflösungsvermögen stark von der Wellenlänge abhängt. So erzielt man die beste Auflösung bei einer Wellenlänge von ca. 450 nm – 500 nm. Das kleinste auflösbare Detail vergrößert sich um ca 1,2 µm bei einer Wellenlänge von 700 nm gegenüber 450 nm. Um das Auflösungsvermögen bei diesem Objektiv zu optimieren,

könnte ein Bandpass der Wellenlänge von ca. 500 nm in den Strahlengang eingebeut werden oder Szintillator-Kristalle (z.B. CWO-Kristalle, siehe Anhang 6.3), die hauptsächlich eine entsprechende Wellenlänge emmitieren.

2.3.2.4 Rodenstock TV-Heliflex 122mm f/1.1 / NA 0,41

Aus der effektiven Vergrößerung, ermittelt aus der Brennweite des Objektivs und des Teleobjektivs ($\frac{180mm}{122mm} = 1{,}475x$) und der Pixelgröße (9 µm x 9 µm) des Detektors, lässt sich eine effektive Pixelgröße von 5,5 µm berechnen.

Wellenlänge / nm	rel. y-Pos. 0,05 im Bild	rel. y-Pos. 0,25 im Bild	rel. y-Pos. 0,49 im Bild	rel. y-Pos. 0,77 im Bild	rel.y-Pos. 0,96 im Bild	Mittelwert	Theoretischer Wert
400	6,00	5,67	5,33	6,00	6,17	5,83	0,60
450	7,67	6,83	6,00	7,00	7,50	7,00	0,67
500	8,00	7,67	6,67	7,83	8,33	7,70	0,74
550	8,83	8,33	7,67	8,50	9,17	8,50	0,82
600	10,33	9,83	8,33	9,17	9,67	9,47	0,89
650	11,67	11,33	9,00	10,33	11,33	10,73	0,97
700	11,33	11,17	9,33	10,83	11,50	10,83	1,04

Tabelle 2.5: Kleinstes auflösbares Detail in µm in Abhängigkeit der Wellenlänge

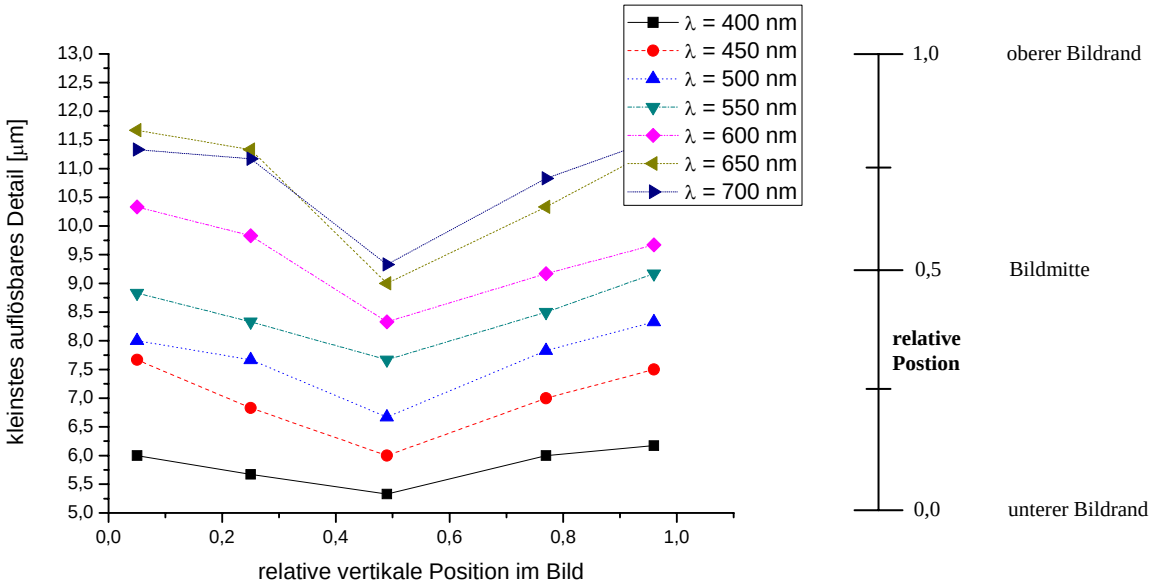


Abbildung 2.14: kleinstes auflösbares Detail gegen die Bildposition (TV-Heliflex 122mm)

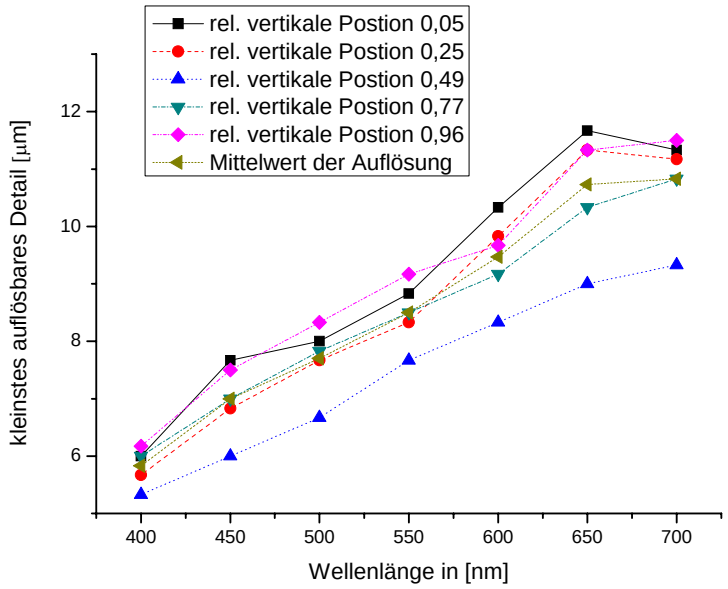


Abbildung 2.15: kleinstes auflösbares Detail gegen die Wellenlänge (TV-Heliflex 122mm)

Bei diesem Objektiv ist das Auflösungsvermögen abhängig von der Position im Bildfeld sowie von der Wellenlänge des Lichtes. Das kleinste auflösbare Detail vorgrößert sich um ca. 6 µm bei einer Wellenlängenänderung von 400 nm zu 700nm. Ebenso ist klar zu erkennen, das die beste Auflösung in der Mitte des Bildes erziehlt wird. Um auch hier das Auflösungsvermögen zu optimieren, sollte als Szintillator ein Kristall, das hauptsächlich die Wellenlänge von 400 nm emmitiert (z.B. LSO-Ce-Kristall, siehe Anhang 6.3), verwendet werden.

2.4 CCD- und CMOS-Kameras

2.4.1 Dynamik, Linearität, Quanteneffizienz, ADU

Um Einsatzmöglichkeiten von digitalen Kameras festzulegen, müssen diverse Eigenschaften charakterisiert werden. Da in der Topo/Tomo-Beamline verschiedene Kameras verwendet werden, wurden diese auf Dynamik, Linearität, Quanteneffizienz und Ladugsträger pro Bit (ADU = analog-digital-unit) vermessen.

Da die Messungen verfälscht würden, wenn keine homogene Ausleuchtung vorhanden ist, wird eine diffuse Lampe sowie ein Diffusor verwendet.

Die Dynamik wird über das Rauschen jedes einzelnen Pixels (in der z-Projektion eines Bidlstacks) der Dunkelbilder sowie über den Schwerpunkt des Histogrammes der Aufnahme kurz vor der Überteuerung des CCD- oder des CMOS-Chips berechnet [4]. Dabei ist zu beachten, dass immer eine konstante Belichtungszeit verwendet wird. Um die Fehleranfälligkeit zu

minimieren, werden mehrere dieser Bilder aufgenommen und der Median über die z-Projekion berechnet. Die Dynamik wurde aus der Formel

$$DN = \frac{x_S \{I_S(x,y) - I_D(x,y))\}}{\sigma_D}$$

hergeleitet, wobei DN =Dynamik, x_S =Schwerpunkt des Histogrammes, $I_S(x,y)$ =Intensität des Bildes kurz vor der Übersteuerung, $I_D(x,y)$ =Intensität des Dunkelstrombildes, σ_D =Standartabweichung des Rauschens jedes Pixels der Dunkelstrombilder ist.

Die Linearität eines digitalen Chips wird über verschiedene Belichtungszeiten und deren mittleren Grauwert des Bildes bestimmt. Der mittlere Grauwert wird dann gegen die Belichtungszeit aufgetragen.

Da die Varianz des Rauschens des Bildes mit zunehmender Intensität der Beleuchtung linear zunimmt, kann man über die Steigung der Funktion (Standardabweichung gegenüber dem mittleren Grauwert) den Wert Bit pro Ladungsträger eines Chips bestimmen. Um auf die „ADUs“ schließen zu können, wird der Kehrwert der Bit pro Ladugsträger berechnet [4].

$$K = \frac{g'}{\sigma_g^2}$$

K =Bit/Ladungsträger, g' =mittlerer Grauwert, σ_g^2 =Varianz des Rauschens

Die Quanteneffizienz eines CCD- oder CMOS-Chips kann über einen Monochromator bestimmt werden, dessen relative spektrale Intensität bekannt ist. Hier wird der mittlere Grauwert mit dem Wert der relativen spektralen Intensität der verwendeten Wellenlänge verrechnet und somit auf die Quanteneffizienz des Chips geschlossen.

2.4.1.1 Photron Fastcam Ultima SA1

Linearität:

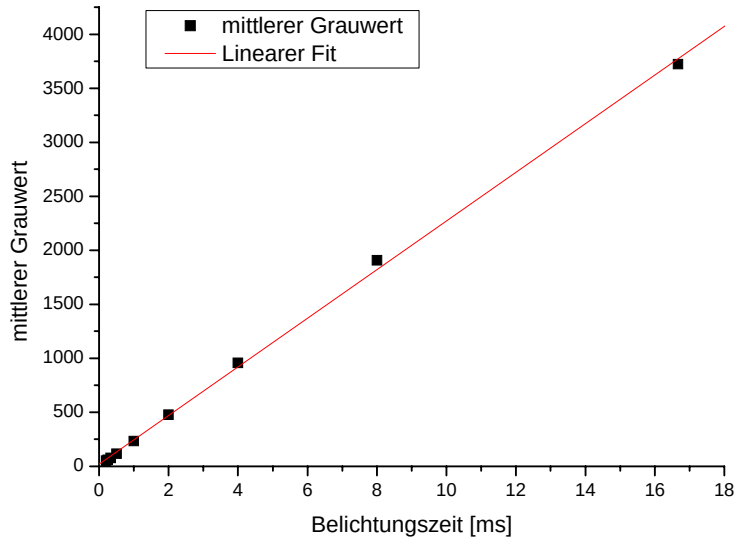


Abbildung 2.16: Linearität des CMOS-Chips der Photron Fastcam Ultima SA1

Es ist zu erkennen, dass der CMOS-Chip Ladungsträger linear zur Belichtungszeit (Intensität) in Bits umwandelt.

Quanteneffizienz:

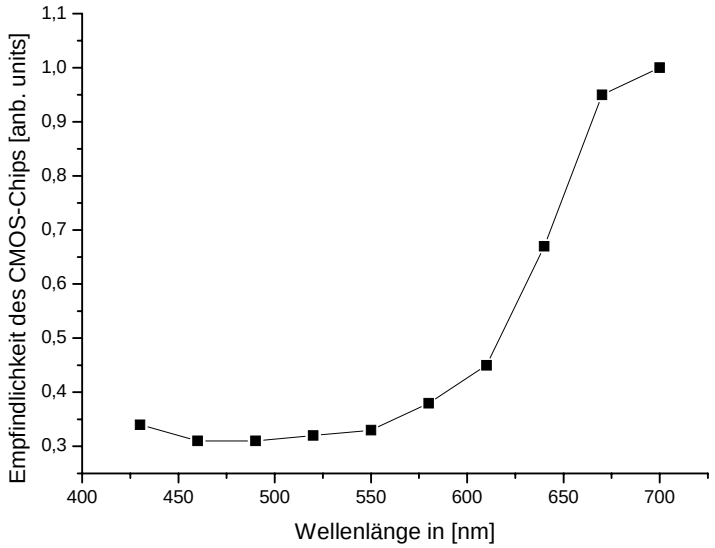


Abbildung 2.17: Quanteneffizienz des CMOS-Chips der Photron Fastcam Ultima SA1

Um bei Messungen möglichst gut belichtete Bilder zu erhalten sollte man bei der Photron Fastcam Ultima SA1 möglichst Szintillator-Kristalle, die eine Wellenlänge größer 650 nm emmittieren, verwenden.

Berechnung der Ladungsträger pro Bit (ADU):

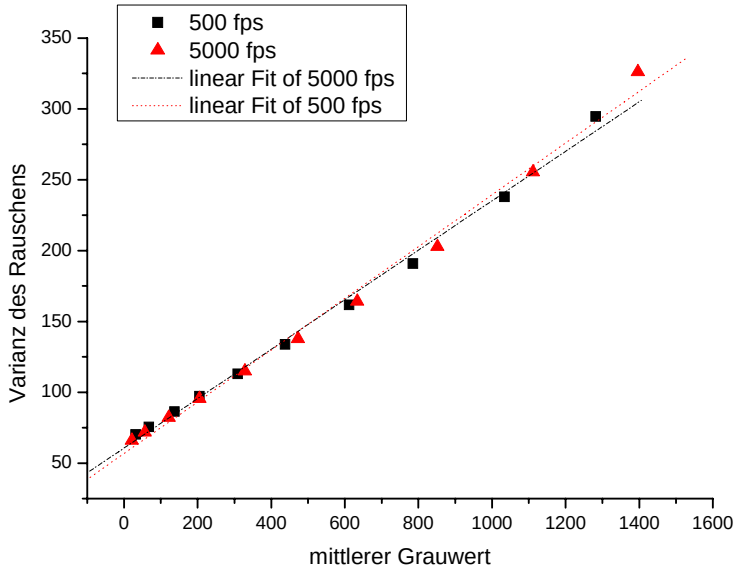


Abbildung 2.18: Ladungsträger pro Bit des CMOS-Chips der Photron Fastcam Ultima SA1

Durch den linearen Fit lässt sich eine Funktion berechnen, die die Abhängigkeit des mittleren Grauwerts proportional zur Varianz des Rauschens beschreibt.

500 fps: $\sigma_{g'}^2 = 0{,}1746g' + 60{,}624$

5000 fps: $\sigma_{g'}^2 = 0{,}1826g' + 56{,}753$

$\sigma_{g'}^2$ = Varianz des Rauschens, g' = mittlerer Grauwert

Nimmt man den Kehrwert der Steigung dieser Funktion, so erhält man die Anzahl der Ladungsträger, die die Kamera in ein Bit umwandelt. Daraus ergeben sich folgende Werte:

500 fps: $5{,}73 \frac{Ladungsträger}{Bit}$

$$5000\ \text{fps:} \qquad 5{,}48\,\frac{Ladungsträger}{Bit}$$

Dynamik:

Belichtungszeit / fps	dynamischer Bereich / Grauwertstufen
50	666,22
500	834,41
5000	780,78
10000	768,93

Tabelle 2.6: Dynamischer Bereich der Photron Fastcam Ultima SA1

Der dynamische Bereich dieser Kamera beträgt durchschnittlich je nach Belichtungszeit 750 – 850 Graustufen.

2.4.1.2 PCO4000

Linearität:

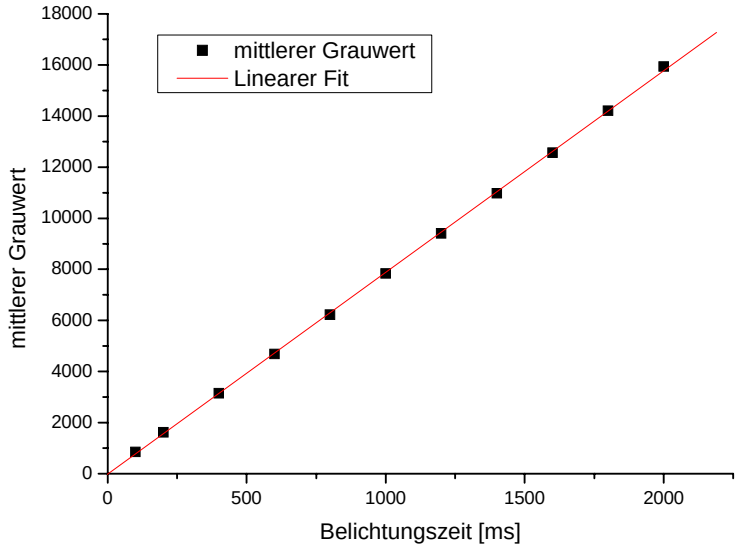


Abbildung 2.19: Linearität des CCD-Chips der PCO4000

Es ist zu erkennen, dass der CCD-Chip Ladungsträger linear zur Belichtungszeit (Intensität) in Bits umwandelt.

Berechnung der Ladungsträger pro Bit (ADU):

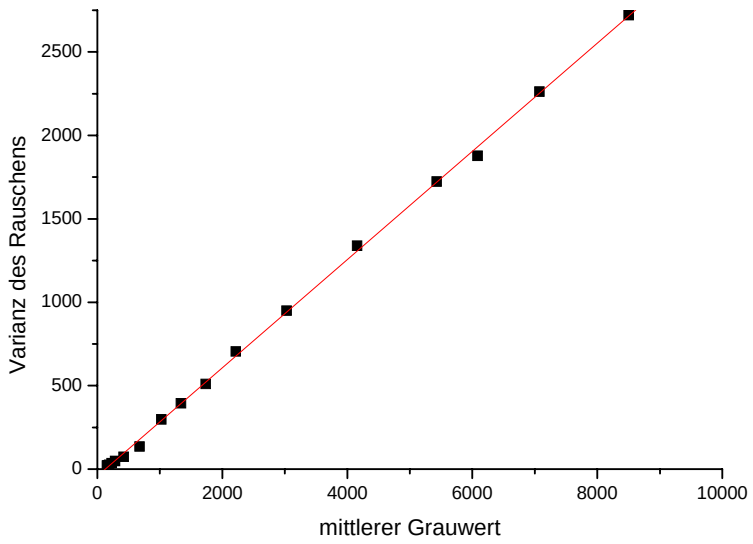


Abbildung 2.20: Ladungsträger pro Bit des CCD-Chips der PCO4000

Durch den linearen Fit lässt sich eine Funktion berechnen, die die Abhängigkeit des mittleren Grauwerts proportional zur Varianz des Rauschens beschreibt.

$$\sigma_{g'}^2 = 0{,}3242g' - 40{,}789$$

$\sigma_{g'}^2$ = Varianz des Rauschens, g' = mittlerer Grauwert

Nimmt man den Kehrwert der Steigung dieser Funktion, so erhält man die Anzahl der Ladungsträger, die die Kamera in ein Bit umwandelt. Daraus ergibt sich folgender Wert:

$$3{,}08\,\frac{Ladungsträger}{Bit}$$

Auffällig an dieser Funktion ist, dass sie einen negativen Schnittpunkt mit der y-Achse besitzt. Dies kann von einer elektronischen Offset-Korrektur auf dem CCD-Chip stammen.

Dynamik:

Belichtungszeit / s	Dynamik
0,1	5001,27
0,5	4815,77
1,0	4973,63
10,0	4540,68

Tabelle 2.7: Dynamischer Bereich der PCO4000

Der dynamische Bereich dieser Kamera beträgt durchschnittlich je nach Belichtungszeit 4500 – 5000 Graustufen.

2.4.1.2 Frelon 2k14

Linearität:

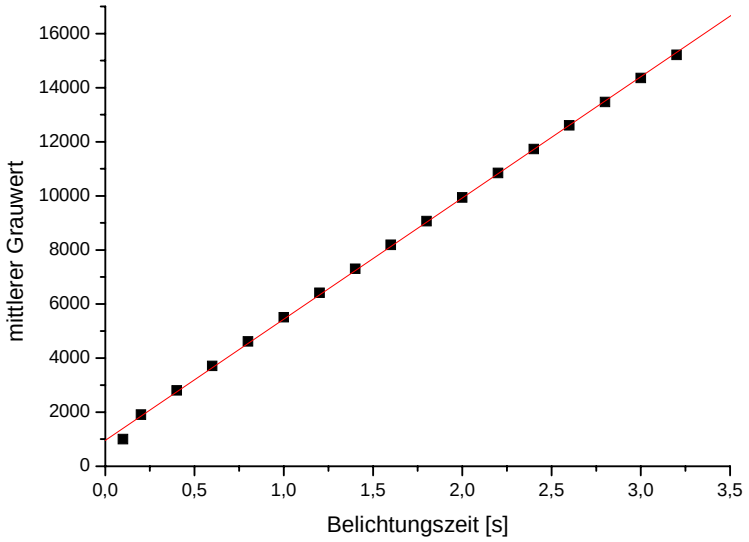


Abbildung 2.21: Linearität des CCD-Chips der Frelon 2k14

Es ist zu erkennen, dass der CCD-Chip Ladungsträger linear zur Belichtungszeit (Intensität) in Bits umwandelt.

Quanteneffizienz:

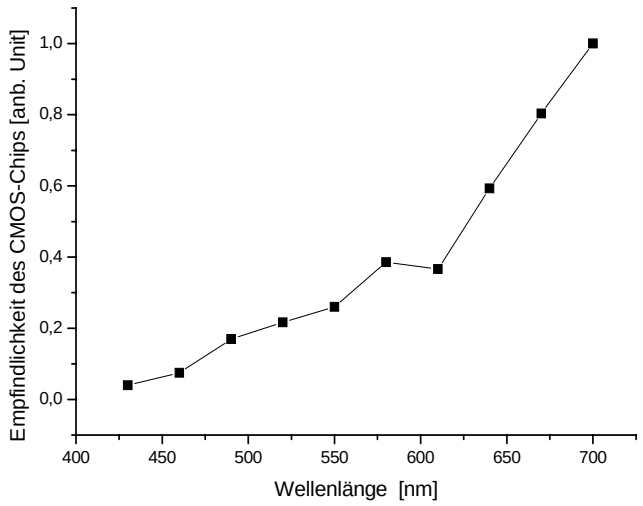


Abbildung 2.22: Quanteneffizienz des CCD-Chips der Frelon 2k14

Um bei Messungen möglichst gut belichtete Bilder zu erhalten sollte man bei der Frelon möglichst Szintillator-Kristalle, die eine Wellenlänge größer 650 nm emmittieren, verwenden.

Berechnung der Ladungsträger pro Bit (ADU):

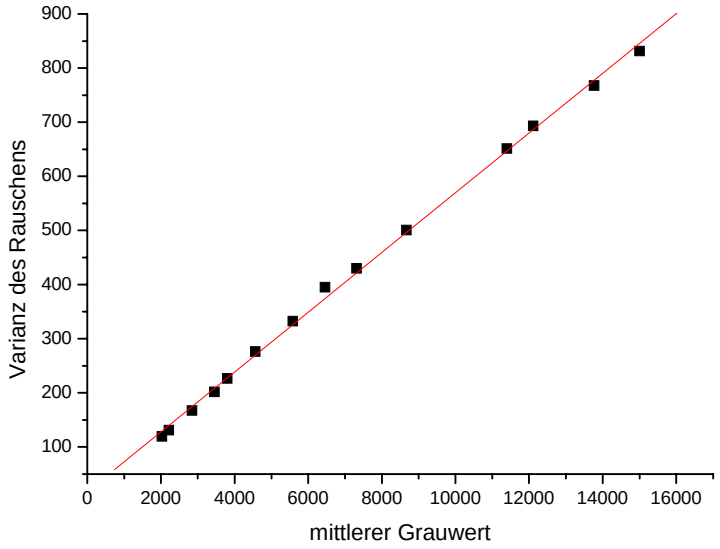


Abbildung 2.23: Ladungsträger pro Bit des CCD-Chips der Frelon 2k14

Durch den linearen Fit lässt sich eine Funktion berechnen, die die Abhängigkeit des mittleren Grauwerts proportional zur Varianz des Rauschens beschreibt.

$$\sigma_{g'}^2 = 0{,}05517g' + 17{,}881$$

$\sigma_{g'}^2$ = Varianz des Rauschens, g' = mittlerer Grauwert

Nimmt man den Kehrwert der Steigung dieser Funktion, so erhält man die Anzahl der Ladungsträger, die die Kamera in ein Bit umwandelt. Daraus ergeben sich folgende Werte:

$$18{,}13 \frac{Ladungsträger}{Bit}$$

Dynamik:

Der dynamische Bereich der dieser Kamera liegt bei 13838 Graustufen bei einer Belichtungszeit von 0,05 s.

3 ImageJ Plugin: „ANKAphase“

3.1 Einführung in ImageJ

ImageJ (Image Processing and Analysis in Java) ist ein frei verfügbares Programm (benötigt keine Lizenzen), das für die Bildverarbeitung genutzt werden kann. Da es in Java programmiert wurde, ist es plattformunabhängig und kann auf den Betriebssystemen Windows, Mac OS und Linux/Unix betrieben werden.

ImageJ unterstützt gängige Bildformate wie PNG, JPEG, GIF, TIFF oder RAW und kann diese auch gegebenenfalls mit bis zu 32 Bit Tiefe verarbeiten. Als Verarbeitungsalgorithmen beinhaltet das Programm alle üblichen Routinen, die für die Bildverarbeitung benötigt werden. Diese sind verschiedene mathematische Operationen (z.B. Logarithmieren, Standardabweichung eines Bildes), sowie Bildverarbeitungsoperationen (z.B. Binarisierung, Fast-Fourier-Transformation eines Bildes).

Da ImageJ ein Open-Source Progamm ist und auch einen Plugin-Manager zur Verfügung stellt, können nicht vorhandene Funktionen in Java-Code geschrieben und in das Programm implementiert werden.

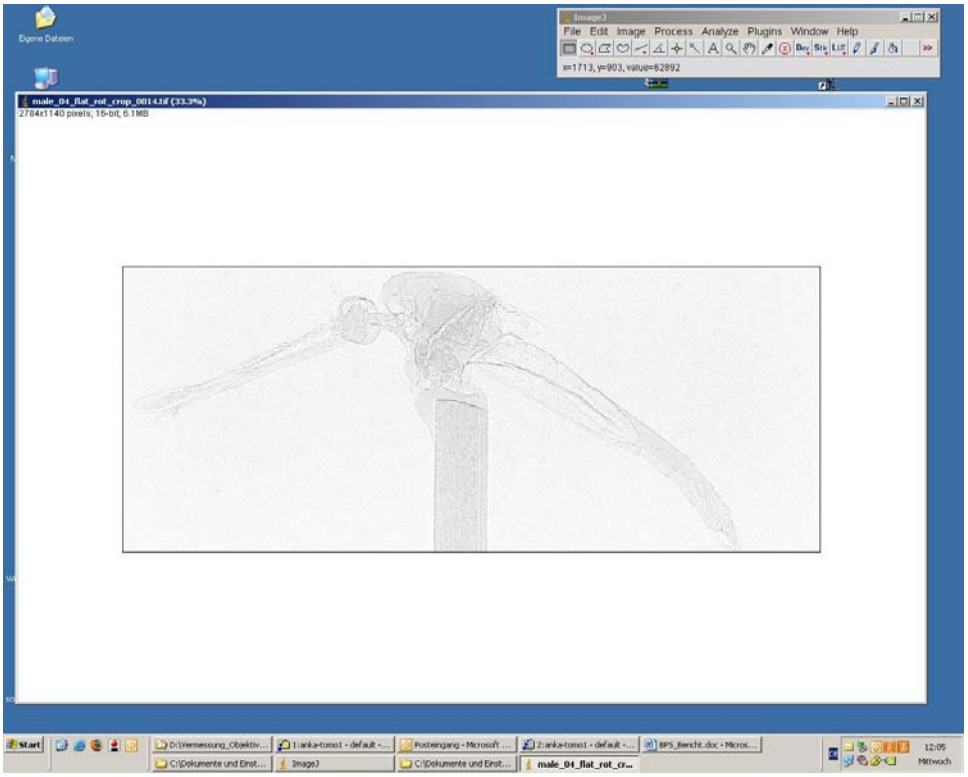


Abbildung 3.1: Screenshot des Programms ImageJ

3.2 Java und Eclipse

Java ist eine objektorientierte Programmiersprache, die von der Firma „Sun Microsystems“ entwickelt wurde. Es gibt Java für verschiedene Betriebssysteme wie z.B. Windows, Linux und Mac OSX.

Da Java-Programme in Bytecode übersetzt werden und der Bytecode von der Java Virtual Machine des Betriebssystems ausgeführt wird, können Java-Programme ohne weitere Anpassungen auf jedem System gestartet werden (siehe Abbildung 3.2).

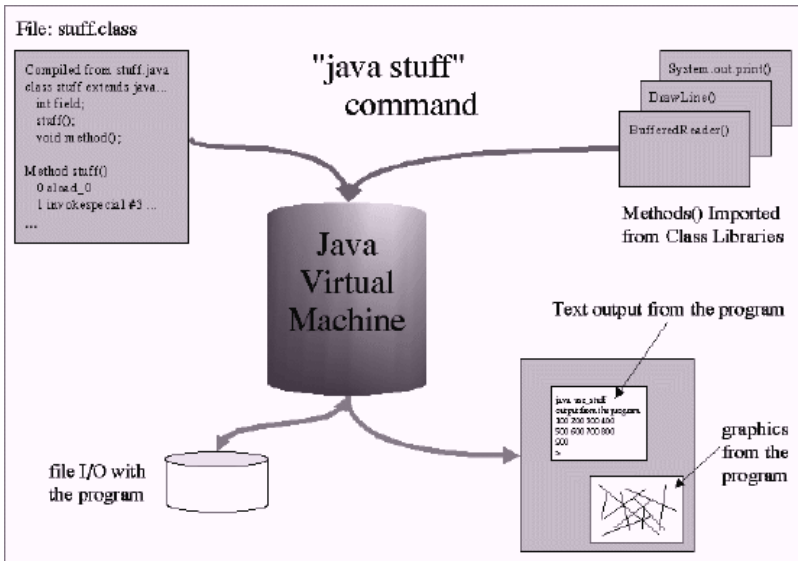


Abbildung 3.2: Funktionsweise der Java Virtual Machine [6]

Die Syntax von Java ist an die Syntax der Programmiersprache C++ angelehnt. Die Hauptunterschiede zu C++ sind, dass die Zeigerarithmetik und weitgehend die interne Speicherverwaltung entfällt. Die Speicherverwaltung übernimmt der Garbage-Collector [2][3].

Eclipse ist ein Open-Source-Programm zur Entwicklung von Software. Am bekanntesten ist Eclipse für die Entwicklung von Java-Programmen, jedoch kann durch das Plugin-System auch in anderen Programmiersprachen wie z.B. in C++ entwickelt werden [1].

3.3 ANKAphase

ANKAphase ist ein Programm, das aus Röntgen-Phasenkontrastbildern den Phasenshift, verursacht durch das abgebildete Objekt, berechnet und diesen in einem Bild ausgibt. Besonderen Wert wird auf die Benutzeroberfläche (GUI) gelegt, da das Programm zum freien Download zur Verfügung steht und somit eine einfache Bedienbarkeit erforderlich ist.
Des Weiteren ist das Programm ANKAphase so konzipiert, dass es als Plugin in das Bildverarbeitungsprogramm ImageJ eingebunden werden kann. Jedoch ist es auch als Standalone-Tool ausführbar.
Da ImageJ ein Java basierendes Programm ist, wurde auch das Plugin ANKAphase in Java programmiert, um es einfacher in ImageJ einbinden zu können.

3.3.1 Mathematische Berechnung des Phasenshifts

Da die Qualität der Röntgen-Phasenkontrastbilder durch Verschmutzungen der Objektive, Verschnmutzung des Leuchtschirms, den inhomogenen Strahl und des CCD-Chips sowie durch Rauschen des CCD-Chips beeinträchtig wird, werden die Phasenkontrastbilder zunächst mit Darkfield-Bildern (Bilder ohne Intensität) und Flatfield-Bildern (Bilder ohne Objekt) korrigiert. Die Korrektur berechnet sich aus folgender Formel:

$$I_c = \frac{I(x,y)}{I_0(x,y)} = \frac{S_0(x,y) - S_d(x,y)}{S_f(x,y) - S_d(x,y)}$$

I_c =korrigiertes Bild, S_0 =Phasenkontrastbild, S_d =Darkfield-Bild, S_f =Flatfield-Bild

Diese Korrektur bewirkt, dass das Rauschen und Artefakte durch die beschriebenen Verschmutzungen minimiert werden.
Nach der Korrektur des Phasenkontrastbildes wird das korrigierte Bild fouriertransformiert und mit einem Kernel multipliziert. Hierbei wird im Frequenzraum mit dem inversen LaPlace-Operator (Betragsquadrat der Frequenzkoordinaten) multipliziert, um die Kantenüberhöhung, verursacht durch Fresnel-Beugung im Phasenkontrastbild, zurück zu rechnen. Des Weiteren berechnet der Kernel aus dem Real- sowie dem Imaginärteil des Brechungsindexes des abgebildeten Objektes, der Energie des verwendeten Strahls, der Distanz vom Objekt zum CCD-Sensor sowie der Effektiven Pixelgröße des CCD-Chips den Phasenshift, der das vermessene Objekt verursacht hat. Nach der inversen Fouriertransformation erhält man den

rekonstruierten Phasenshift. Dieses Vorgehen beschreibt folgende Formel und wird in der Kernel-Klasse des Programms ANKAphase umgesetzt [5]:

$$t(x,y) = -\frac{1}{\mu}\left(F^{-1}\left[\frac{\mu * F\left[I(x,y)\right]}{\mu + z\delta\sqrt{u^2+v^2}} \right]\right)$$

$t(x,y)$ =Rekonstruktion des Phaseshifts, μ = Absorptionskoeffizient, z =Distanz,

δ =Realteil des Brechungsindexes, u,v =komplex-konjugierten Koordinaten von x,y ,

$I(x,y)$ =korrigiertes Phasenkontrastbild

mit $\mu = \frac{4\pi}{\lambda}$ und $\lambda = \frac{12{,}398424 \cdot 10^{-7}}{E}$

λ =Wellenlänge, E =Energie des Strahls

3.3.2 Funktionen des Programms ANKAphase

Zunächst liest das ANKAphase einen Stack von Bildern ein, bei denen eine Phasen-Rekonstruktion durchgeführt werden soll. Diese können vor der Rekonstruktion noch mit Darkfield- und Flatfieldbildern korrigiert werden. Um ein einzelnes Bild der Darkfield- und Flatfield-Stacks zu berechnen, wird in z-Richtung des Stacks der Median jedes Pixels berechnet. Wenn zwei Flatfield-Datensätze vorhanden sind, können diese wahlweise linear interpoliert oder blockweise verarbeitet werden.

Des Weiteren müssen die Parameter beta (Imaginärteil des Brechungsindexes), delta (Realteil des Brechungsindexes), Distanz (Distanz: Objekt – CCD-Detektor), Energie (Energie des Strahls) und die effektive Pixelgröße ($\frac{\text{Pixelgröße des CCD - Detektors}}{\text{Vergrößerung der Optik}}$) angegeben werden. Als Ausgabeformate der rekonstruierten Bilder stehen die Bildformate „TIFF“ in acht und sechzehn Bit, sowie „JPEG“, „PNG“, „BMP“ in acht Bit zur Verfügung. Das Ausgabeformat in „EDF float“ wird benötigt um eine weitergehende 3D-Rekonstruktion mit dem Programm PyHST durchzuführen.

Auch stehen mehrere Anzeige- sowie Speicheroptionen zur Verfügung:

- Anzeige des Powerspektrums des Eingabebildes
- Anzeige des Eingabebildes

- Anzeige des Flat- und Darkfield korrigierten Bildes
- Anzeige des rekonstruierten Phasenshiftes
- es können nur die Dark- und Flatfield korrigierten Bilder berechnet werden
- es können die Dark- und Flatfield korrigierten Bilder abgespeichert werden

Des Weiteren stehen verschieden Skalierungsmöglichkeiten für die Ausgabe der Bilder zur Verfügung. So können die Ausgabebilder auf ihr Minimum sowie ihr Maximum nach der Formel

$$b_{ij} = b_{\min} + \left[\frac{a_{ij} - a_{\min}}{a_{\max} - a_{\min}} \times (b_{\max} - b_{\min}) \right]$$

mit,

a_{ij} = Wert des Pixels (i,j) des Eingabebildes, $a_{\max}$ = maximaler Pixelwert des Eingabebildes,

$a_{\min}$ = minimaler Pixelwert des Eingabebildes, b_{ij} = Wert des Pixels (i,j) des Ausgabebildes,

$b_{\max}$ = maximaler Pixelwert des Ausgabebildes, $b_{\min}$ = minimaler Wert des Ausgabebildes

skaliert werden.

Auch können das Maximum $a_{\max}$ und das Minimum $a_{\min}$ manuell angeben werden.

Organisiert werden diese Funktionen im Quelltext durch die Main-Klasse, die dann die benötigten Funktionen aufruft (siehe Anhang 6.1).

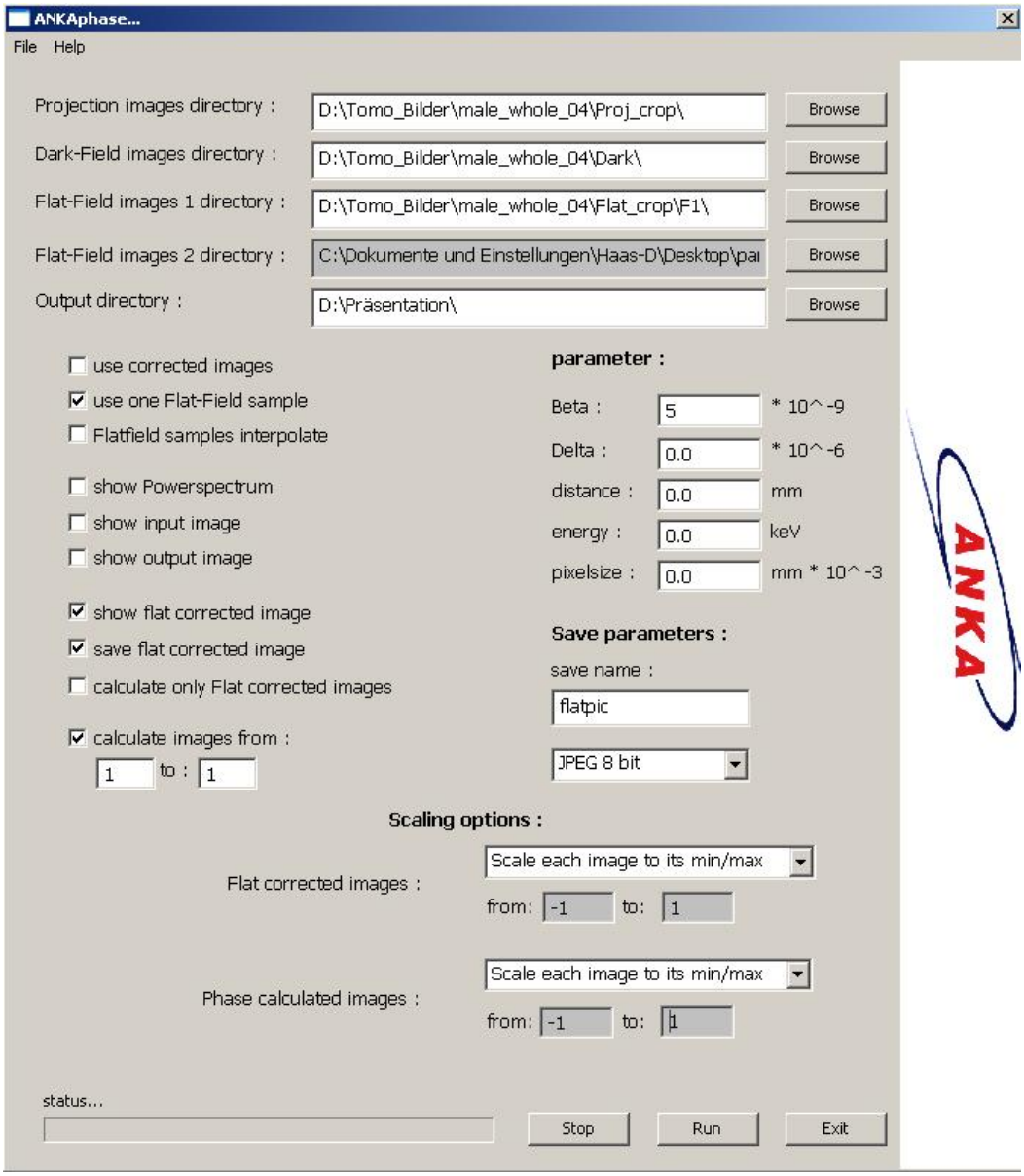


Abbildung 3.3: Screenshot des Programms ANKAphase

3.3.3 3D-Rekonstruktion

Als Beispiel wurde eine mexikanische Fruchtfliege tomographiert und 3D-rekonstruiert. Zunächst wird durch Verwendung des Programms ANKAphase der Phasenshift des Phasenkontrastbildes, wie in 3.3.1 beschrieben, berechnet (Abbildung 3.4, 3.5).

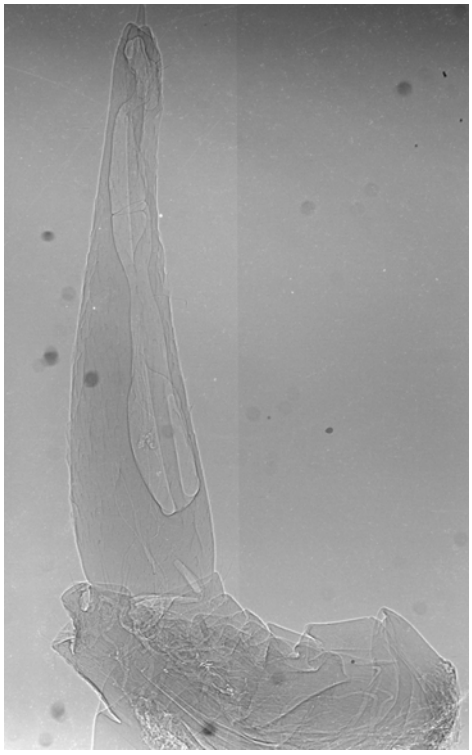


Abbildung 3.4: Phasenkontrastbild

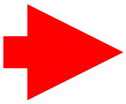


Abbildung 3.5: berechneter Phasenshift

Nach der Phasenshiftberechnung jedes einzelnen Bildes des tomographischen Datensatzes, werden diese Bilder mit Hilfe des Programms PyHST verrechnet, um ein 3D-Objekt zu erstellen. In den Abbildungen 3.6 – 3.8 sind Schnittebenen des 3D-Objekts zu sehen, die durch PyHST rekonstruiert werden.

Abbildung 3.6: Schnittebene 239 des Objekts

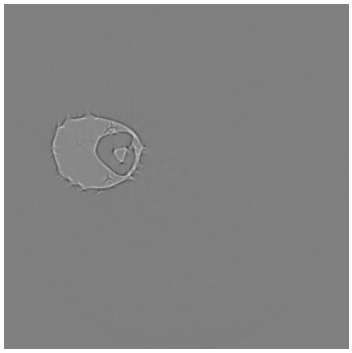


Abbildung 3.7: Schnittebene 839 des Objekts

Abbildung 3.8: Schnittebene 1539 des Objekts

Um das 3D-Objekt darzustellen, wird das Volumen-File (berechnet von PyHST), in VGStudioMax geladen, dort segmentiert und ausgeleuchtet (Abbildung 3.9).

Abbildung 3.9: Rekonstruiertes 3D-Objekt, dargestellt in VGStudioMax

4 Diskussion und Ausblick

Nachdem das Auflösungsvermögen der Objektive in Abhängigkeit der Wellenlänge und der Position im Bildfeld vermessen wurde, ist es möglich z.B. ein Bandpass der richtigen Wellenlänge in den Strahlengang einzufügen, um so das Auflösungsvermögen der Bildaufnahme zu optimieren.
Da die Position des Objekts im Bildfeld bei nur einem Objektiv Einfluss auf das Auflösungsvermögen hatte, kann diese in der Regel bei zukünftigen Experimentieraufbauten vernachlässigt werden.
Außerdem können die Aufbauten der Experimente auf die Eigenschaften der CCD- und CMOS-Detektoren abgestimmt werden. Beispielsweise ist es im speziellen Fall der Photron Ultima Fastcam SA1-Kamera wichtig, die Belichtungszeit nicht zu hoch und nicht zu niedrig zu wählen, da sich ansonsten der dynamische Bereich verringert.

Das Programm ANKAphase wurde entwickelt, um Nutzern des Synchrotron-Speicherrings ein Tool zur Verfügung zu stellen, mit dem eine logische und einfache Benutzeroberfläche den Phasenshift aus Röntgenphasenkontrast-Bildern errechnet werden kann. Das Programm könnte noch in Hinsicht auf Geschwindigkeit optimiert werden. Auch wäre es wünschenswert die Funktionen des Programms in einen zusammenhängenden Prozess der 3D-Bildrekonstruktion einzubinden, um so eine schnelle Datenanalyse zu ermöglichen.

5 Literaturverzeichnis

[1] T. KÜNNETH: *Einstieg in Eclipse 3.3 – Einführung, Programmierung, Plugin-Nutzung.* Galileo Computing, Bonn, 2007.

[2] W. BURGER, M. J. BURGE: *Digitale Bildverarbeitung – Eine Einführung in Java und ImageJ.* Springer, Heidelberg, 2006.

[3] R. CADENHEAD, L. LEMAY: *Java 5 in 21 Tagen – Schritt für Schritt zum Profi.* Markt und Technik, 2006.

[4] B. JÄHNE: *Digitale Bildverarbeitung.* Springer, Berlin, 2005.

[5] D. PAGANIN, S. C. MAYO, T. E. GUREYEV, P. R. MILLER, S. W. WILKINS: *Simultaneous phase and amplitude extraction from a single defocused image of a homogeneous object.* Journal of Microscopy, April 2002, Ausgabe 206, Seite 33-40.

[6] *Berkeley Foundation for Opportunities - What is a Java Program and How do I Create One?.* http://www.bfoit.org/Intro_to_Programming/JavaProgram.html, letzter Zugriff Januar 2008.

[7] *Berliner Elektronenspeichering – Gesellschaft für Synchrotronstrahlung m.b.H..* http://www.bessy.de/?idcat=163&changelang=3, letzter Zugriff Januar 2008.

[8] J.S. SLIMMER: *Wie gut muss das Seeing sein ?.* http://www.epsilon-lyrae.de/Seeing/MTF2/ArtikelMTF2.html, letzter Zugriff November 2007.

[9] *Synchrotron Soleil - EPSIM 3D/JF Santarelli.* http://it.wikipedia.org/wiki/Immagine: Sch%C3%A9ma_de_principe_du_synchrotron.jpg, letzter Zugriff November 2007.

[10] S.M. SZE: *Physics of Semiconductor Devices.* Wiley, New York, 1981.

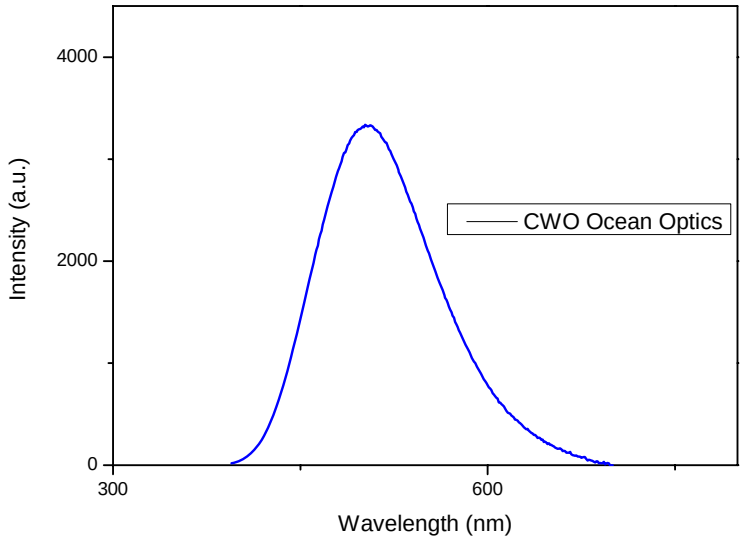
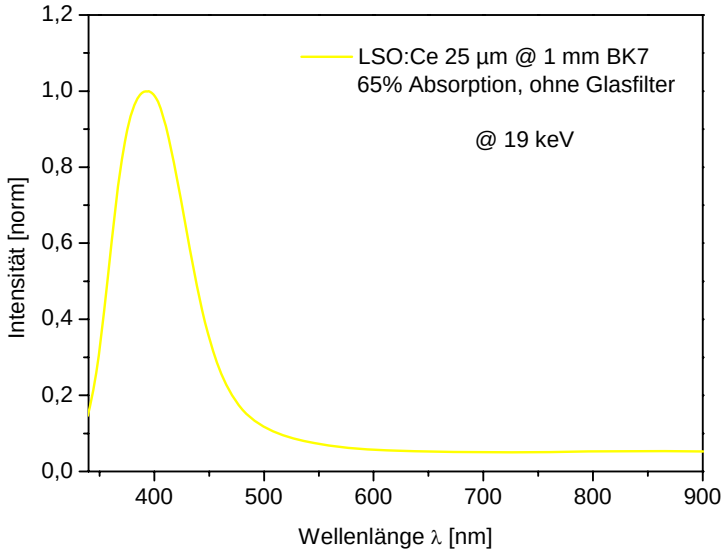
[11] A. RACK: *Charakterisierung komplexer Materialsysteme mittels Synchrotron-Tomographie und 3D-Bildanalyse*. Berlin, 07.02.06.

[12] U. BONSE, F. BUSCH: *X-ray computed microtomography (μCT) using synchrotron radiation (SR).* Prog. Biophys. Molec. Biol., 1996, Ausgabe 65, Seite 133-169.

6 Anhang

6.1 Szintillator-Kristalle

Spektrum: CWO-Kristall [11]



Spektrum: LSO-Kristall [11]