

Kompensation von Artefakten bei der Rekonstruktion tomographischer Datensätze

DIPLOMARBEIT

an der Fachhochschule für Wirtschaft (FHW) Berlin
Fachbereich: Berufsakademie

vorgelegt von: Mirko Boin
Studienjahrgang 2002

Studienbereich:	Technik
Fachrichtung:	Informatik
Betreuer/Gutachter:	Dipl.-Phys. Alexander Rack Prof. Dr.-Ing. Burkhard Holznagel
Zeitraum:	15. April 2005 - 15. Juli 2005

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich die Gelegenheit nutzen und meinen Dank für die Hilfe bei der Ausführung meiner Arbeit zum Ausdruck bringen.

In erster Linie möchte ich mich bei Herrn Prof. Dr.-Ing. Burkhard Holznagel für die Betreuung während der Arbeit und die interessante Gestaltung seiner Vorlesungen im Studium bedanken.

Bei Herrn Dipl.-Phys. Alexander Rack möchte ich mich für die Möglichkeit bedanken, meine Diplomarbeit in Arbeitsgruppe Tomographie in der Abteilung SF3 des Hahn-Meitner-Instituts durchführen zu können. Besonders danken möchte ich ihm auch für die interessante Aufgabenstellung und die sehr gute Betreuung während der Arbeit.

Bei Frau Dr. Astrid Haibel möchte ich mich ganz herzlich dafür bedanken, dass sie mir Fragen zur Computertomographie stets ausführlich beantwortete und die Einarbeitung in die Abteilung SF3 erleichterte.

Ein ganz spezieller Dank geht an Herrn Dipl.-Phys. Simon Zabler, dem ich hiermit für seine Geduldigkeit bei der Beantwortung meiner Fragen und für seine detaillierten Ausführungen zur Fouriertransformation danken möchte.

Herrn Alessandro Mirone vom ESRF in Grenoble (Frankreich) möchte ich recht herzlich für seine umfangreiche und schnelle Hilfe beim Rekonstruktionsprogramm PyHST danken.

Gleichermaßen möchte ich mich bei den Herren Dr. Jürgen Goebbels, Axel Lange und Dr. Gerd Weidemann von der BAM für die ausgiebigen und fruchtbaren Diskussionen zu den Fragestellungen meiner Arbeit und den daraus entstandenen Ideen zur Artefaktkompensation bedanken.

Schließlich danke ich mich meiner Familie, meinen Freunden und meinen Kommilitonen für die Unterstützung bei der Ausarbeitung der Diplomarbeit.

Ehrenwörtliche Erklärung

„Ich erkläre ehrenwörtlich:

1. dass ich meine Diplomarbeit selbständig verfasst habe,
2. dass ich die Übernahme wörtlicher Zitate aus der Literatur sowie die Verwendung der Gedanken anderer Autoren an den entsprechenden Stellen innerhalb der Arbeit gekennzeichnet habe,
3. dass ich meine Diplomarbeit bei keiner anderen Prüfung vorgelegt habe.

Ich bin mir bewusst, dass eine falsche Erklärung rechtliche Folgen haben wird.“

.....

Mirko Boin

Berlin, den 25. Juli 2005

Zusammenfassung

Diese Arbeit dient dem Erreichen des Grades *Dipl.-Ing. (BA) Fachrichtung Informatik* an der Fachhochschule für Wirtschaft Berlin im Fachbereich Berufsakademie. Das vorliegende Dokument enthält den schriftlichen Teil der Diplomarbeit zum Thema „Kompensation von Artefakten bei der Rekonstruktion tomographischer Datensätze“. Die Arbeit wurde am 15. Juli 2005 in der Berufsakademie eingereicht. Die Durchführung der Arbeit erfolgte durch Mirko Boin in der Abteilung Werkstoffe (SF3) unter Betreuung von Herrn Dipl.-Phys. Alexander Rack.

Die Arbeitsgruppe „Tomographie“ beschäftigt sich mit der Analyse von Materialien mittels Computertomographie. Die Hauptaufgabe der Diplomarbeit ist die Reduzierung von Bildfehlern in Tomogrammen. Dazu wird detailliert auf das Verfahren der Computertomographie und die Gegebenheiten der Synchrotronstrahlung bei BESSY eingegangen. Die Kompensation von Artefakten wird von dieser Arbeit durch folgende Punkte behandelt:

1. Die zur Rekonstruktion der gemessenen Datensätze genutzte Software wird um sogenannte Fourier-Filter erweitert. Die Anwendung dieser Filter ermöglicht die Beseitigung von statistischen Fehlern, die bei der Messung von Materialien entstanden sind.
2. In einem weiteren Schritt wurden systematische Messfehler untersucht. Unter Anwendung der Schwerpunktmethodik können Bewegungsstörungen im Messprozess, welche sich durch Artefakte in den Tomogrammdaten äußern, kompensiert werden. Das vorgestellte Korrekturverfahren wird auf die Messdaten angewendet.
3. Ein großes Problem in der Computertomographie sind hochabsorbierende Stoffe wie Metalle. Die in der Rekonstruktion gemessener Daten entstandenen Metallartefakte werden durch Abschwächung der jeweiligen Messwerte reduziert. Dazu werden zwei Verfahren vorgestellt, die unabhängig vom verwendeten Rekonstruktionsverfahren angewendet werden können.

Die aus der Implementierung hervorgehenden Ergebnisse der vorgestellten Methoden zur Artefaktkompensation geben einen Einblick in die Qualität der angewendeten Verfahren. Darüber hinaus werden Vorschläge für Erweiterungsmöglichkeiten zu den einzelnen Verfahren gemacht.

Inhaltsverzeichnis

1	Einleitung	1
1.1	Aufgabenstellung	1
1.2	Das Partnerunternehmen	2
1.2.1	Geschichte	3
1.2.2	Die Abteilung SF3: Werkstoffe	4
1.3	BESSY - Synchrotron	5
2	Grundlagen der Computertomographie	9
2.1	Grundlegende Begriffe	9
2.2	Prinzip der Computertomographie	12
2.3	Rekonstruktion	14
2.3.1	Rohbildkorrekturen	14
2.3.2	Rückprojektion	15
2.3.3	Iterative Rekonstruktion	19
2.4	Bildartefakte	20
2.4.1	Klassifikation von Störungen	20
2.4.2	Kompensation von Artefakten	22
3	Fourier-Filter	25
3.1	Die gefilterte Rückprojektion	25
3.2	Entwicklung von Fourier-Filtern	28
3.3	Implementierung in PyHST	29
3.3.1	Das Rekonstruktionsprogramm PyHST	30
3.3.2	Die Filterfunktion als Plugin	31

3.4	Auswertung	33
4	Bewegungsartefakte	35
4.1	Problemstellung	35
4.2	Die Schwerpunktkorrektur	36
4.2.1	Schwerpunktermittlung	37
4.2.2	Sinusberechnung	38
4.2.3	Korrektur der Abweichungen	39
4.3	Auswertung der Schwerpunktkorrektur	40
4.3.1	Nachteile der Schwerpunktkorrektur	42
4.3.2	Ausblick und Verbesserungen	44
5	Metallartefakte	45
5.1	Experimenteller Hintergrund	45
5.2	Kompensation von Metallartefakten	47
5.2.1	Lineare Interpolation	47
5.2.2	Funktionale Anpassung	48
5.3	Ansätze zur halbautomatischen Detektion von Sinusoiden	50
6	Schlussbetrachtung	53
6.1	Ergebnisse dieser Arbeit	53
6.2	Ausblick	54
	Literatur	56
A	Quellcode - Bewegungskorrektur	57
A.1	Schwerpunktbestimmung	57
A.2	Schwerpunktbestimmung	58
B	Quellcode - Metallartefaktkompensation	59
B.1	Lineare Interpolation	59
B.2	Funktionale Anpassung	61

Abbildungsverzeichnis

1.1	BESSY II in Berlin-Adlershof	5
1.2	Elektromagnetisches Spektrum	6
1.3	Elektronenspeicherring BESSY II	7
2.1	Die Abschwächung der Strahlungsintensität	10
2.2	Schematischer Aufbau bei BESSY	13
2.3	Flatfieldaufnahme	15
2.4	Projektionen einer Schnittebene	16
2.5	Das Sinogramm als Radontransformierte	17
2.6	Die Inversion der Radontransformation	18
2.7	Die Rückprojektion mit unterschiedlicher Winkelanzahl	19
2.8	Filterung von Ringartefakten	23
3.1	Die ungefilterte Rückprojektion	26
3.2	Die gefilterte Rückprojektion	27
3.3	Filterfunktionen	29
3.4	Auswirkungen der Fourier-Filter	33
3.5	Grauwert-Histogramm	34
4.1	Bewegungsartefakte	36
4.2	Die Schwerpunktkorrektur	40
4.3	Auswirkungen der Schwerpunktkorrektur	41
4.4	Nachteile der Schwerpunktkorrektur	42
5.1	Metallartefakte durch Zahnfüllungen	46

5.2	Sinusoide und ihre Auswirkungen	47
5.3	Interpolation in Sinogrammzeilen	48
5.4	Funktionale Anpassung der Radondaten	49
5.5	Binarisierung des Sinogramm	51

Kapitel 1

Einleitung

1.1 Aufgabenstellung

Die „Kompensation von Artefakten bei der Rekonstruktion tomographischer Datensätze“ ist das Thema der vorliegenden Arbeit.

Statistische und systematische Fehler und Ungenauigkeiten im Messprozess der Computertomographie machen eine Analyse der gemessenen Daten oftmals sehr schwer oder sogar unmöglich. Die Rekonstruktion fehlerbehafteter Messdaten führt zu uneindeutigen Abbildungen und Artefakten im Tomogramm.

Diese Diplomarbeit stellt Verfahren vor, die diese Problematiken korrigieren sollen. In einem ersten Schritt wurden sogenannte Fourier-Filter in das vorhandene Rekonstruktionsprogramm implementiert. Die Anwendung dieser Filter ermöglicht eine Kompensation statistischer Fehler.

Ungenauigkeiten, die bei der Rotation gemessener Objekte auftreten, führen zu Bildfehlern in der Rekonstruktion. Mit Hilfe einer Schwerpunktkorrektur an den Messdaten sollen Bewegungsungenauigkeiten korrigiert und Artefakte im Tomogramm kompensiert werden.

In einem weiteren Schritt sollen sogenannte Metallartefakte unterdrückt werden. Dazu werden Kompensationsverfahren aus der medizinischen Computertomographie verwendet.

Die Arbeit soll Aufschluss darüber geben, in wie weit Verfahren der digitalen Bildverarbeitung zur Verbesserung der Qualität der gemessenen Daten verhelfen können und gleichzeitig die Analysemöglichkeiten im Bereich der Materialforschung verbessern. Hintergrund der Arbeit ist eine Untersuchung über die Optimierungsmöglichkeiten im Tomographieprozess des Hahn-

Meitner-Instituts. Diese umfassen auf der einen Seite die technischen Rahmenbedingungen am Messplatz und die softwarebasierende Nachbearbeitung tomographisch erfasster Datensätze auf der anderen Seite, welche durch diese Diplomarbeit untersucht werden sollen.

1.2 Das Partnerunternehmen

Das Hahn-Meitner-Institut Berlin (HMI) ist ein Forschungszentrum. Im Mittelpunkt seiner Aktivitäten steht die Erforschung neuer Materialien und komplexer Materialsysteme. Themenschwerpunkte sind die Solarenergieforschung und die Strukturforschung. In der Solarenergieforschung werden Materialien und Herstellungsprozesse zur direkten Umwandlung von Sonnenlicht in elektrische oder chemische Energie untersucht. Die Strukturforschung behandelt atomare und molekulare Strukturen. Das Ziel dieser Forschung ist das Verständnis der makroskopischen Eigenschaften auf der Basis mikroskopischer Prozesse.

Das HMI bietet Gastwissenschaftlern aus aller Welt die Möglichkeit, Untersuchen unterschiedlichster Fragestellungen in den Einrichtungen des Instituts durchzuführen. Zur Ausstattung gehören die folgenden Großgeräte:

- ein Forschungsreaktor,
- eine Beschleunigeranlage
- und Experimentierplätze zur Synchrotronstrahlung.

Die Arbeitsgebiete am HMI reichen von der Untersuchung magnetischer Phänomene über die Erforschung der Eigenschaften moderner Werkstoffe bis zur Therapie von Augentumoren mit Ionenstrahlen. Um Experimente für den Blick ins Innere der Materie durchführen zu können, stehen dem HMI die genannten Großgeräte zur Verfügung.

Der Forschungsreaktor BER II¹ dient als Quelle von Neutronenstrahlen für die Struktur- und Materialforschung. Koordiniert werden die Experimente am Reaktor vom Berliner Zentrum für Neutronenstreuung (BENSCH) im HMI. Die Beschleuniger im Ionenstrahllabor (ISL) erzeugen hochenergetische Ionenstrahlen mit einem Spektrum von wenigen Elektronenvolt bis zu mehreren 100 Millionen Elektronenvolt. Mit Hilfe von Ionenstrahlen lassen sich Oberflächen und innere Strukturen von Festkörpern analysieren und gezielt verändern. Darüber hinaus existiert ein Bestrahlungsplatz für die Therapie von Augentumoren.

Die Wissenschaftler können an über 30 hochmodernen Experimentierplätzen im BENSCH rund um den Forschungsreaktor und im Ionenstrahllabor (ISL) arbeiten. Zusätzlich wird den Forschern die Möglichkeit der Untersuchung mit Synchrotronstrahlung des Elektronenspeicherrings BESSY II in Berlin-Adlershof gegeben. Dort werden Messplätze zur Radiographie und

¹Berliner-Experimentier-Reaktor II

Tomographie zu Verfügung gestellt. Zusammen mit den komplexen Messeinrichtungen und der Kombination von Neutronen-, Ionen- und Synchrotronstrahlung bieten die drei Großgeräte eine in Deutschland einmalig regionale Möglichkeit zur Analyse der Struktur von Materie.

Die Grundlagen- und angewandte Forschung des HMI ist in Programme der Bundesregierung und der EU, der Hermann von Helmholtz-Gemeinschaft, sowie in regionale Strukturen eingebettet. Besondere Bedeutung hat die Zusammenarbeit mit den Berliner Hochschulen und dem BESSY GmbH. Darüber hinaus beteiligt sich das Hahn-Meitner-Institut am Bau von Großgeräten der nächsten Generation, wie der Europäischen Spallationsquelle für Neutronen (ESS) und des Freien-Elektronen-Lasers (FEL) am Forschungszentrum DESY in Hamburg.

Neben der Erforschung grundlegender Prozesse spielt die Bearbeitung anwendungsorientierter Fragen am Hahn-Meitner-Institut eine zunehmende Rolle. Das HMI untersucht unter anderem Eigenspannungen in Werkstücken, Materialveränderungen durch Ionenspuren, medizinische Auswirkungen der Spurenelementversorgung und die Überführung von Laborergebnissen in die Produktion von Solarzellen. [HMI05]

1.2.1 Geschichte

Die Geschichte des HMI begann 1955 als Berliner Wissenschaftler in einer Denkschrift mit dem Titel „Atomforschung und Nutzbarmachung der Atomenergie und radioaktiver Isotope in Berlin“ auf Defizite in der Forschung in Deutschland hinwiesen. Von den Hochschulen wurde zum einen der Ausbau des Atomforschungssektors innerhalb der Hochschule aber auch die Errichtung eines zentralen Instituts für Kernforschung gefordert, das den Universitäten für Forschung und Lehre zur Verfügung stehen sollte.

Das „Hahn-Meitner-Institut für Kernforschung“ wurde in Anwesenheit seiner Namenspatronen (Otto Hahn und Lise Meitner) am 14. März 1959 als nicht-rechtsfähige Anstalt des Landes Berlin gegründet. Rechtlich unterstand das Institut den Universitäten und war somit vom Senat finanziell abhängig. Der Forschungsreaktor des HMI, der Berliner-Experimentier-Reaktor wurde in den USA gekauft, wohin auch lange Zeit die verbrauchten Brennstäbe gebracht wurden.

Durch die wachsende Zahl der Forschungsbereiche stieg die finanzielle Belastung des Landes Berlin. Am 1. Januar 1963 trat ein Verwaltungsabkommen mit einer Bundesbeteiligung von 50 Prozent in Kraft, welches einer Entlastung Berlins entsprach. Mit dem steigenden Geldbedarf wuchs auch das Bedürfnis des Bundes nach Mitspracherecht, was 1971 eine Änderung der Rechtsform in eine Gesellschaft mit beschränkter Haftung (GmbH) nach sich zog. Aus dieser Änderung heraus erfolgte auch eine Umstrukturierung des Instituts in die noch heute

vorhandene, auf die Großgeräte ausgerichtete, Gliederung der Forschungsbereiche. [Wei93]

Heute wird das Institut entsprechend den Gesellschafteranteilen zu 90 Prozent vom Bund (Bundesministerium für Bildung und Forschung) und zu zehn Prozent vom Land Berlin (Senatsverwaltung für Wissenschaft, Forschung und Kultur) finanziert und beschäftigt etwa 800 Mitarbeiter.

1.2.2 Die Abteilung SF3: Werkstoffe

Die Eigenschaften der Materialien moderner Werkstoffe werden wesentlich durch deren Struktur im Mikrometer- und Nanometerbereich bestimmt. In diesem Größenbereich untersucht die Abteilung Werkstoffe (SF3) die Verbindung zwischen Struktur und Materialeigenschaften. Das aus der Forschungsarbeit gewonnene Verständnis führt zur Entwicklung und Weiterentwicklung von Materialien, die schon jetzt und in der Zukunft eine wichtige Rolle spielen.

Durch ein komplexes Spektrum an mikroanalytischen Methoden wird beispielsweise das Verständnis von Belastbarkeit, Energieabsorptionsvermögen, und der Wechselwirkung von Stoffkomponenten unter variierenden Bedingungen deutlich. Untersucht werden zum Beispiel: metallische Massivgläser, Hochtemperatur-Superlegierungen, Leichtmetall-Legierungen, metallische Schäume und Flüssigkeiten mit magnetischen Eigenschaften (Magnetofluide). [HMI05]

Die einzelnen Arbeitsgebiete der Abteilung SF3 sind:

- Mikrostruktur und Phasenstabilität
- Metallschäume
- Strukturaufklärung in Nanomaterialien mittels Kleinwinkelstreuung
- Mikrostrukturelle Modellierung
- Synchrotron- und Neutronen-Tomographie.
- Transmissions- und Raster-Elektronen-Mikroskopie

Die Abteilung untersucht Entmischungs-, Ordnungs- und Entordnungsvorgänge und deren Kinetik und Übergangsphasen in kristallinen und amorphen Legierungen, um belastungsresistente Strukturen als Voraussetzung für die optimale Nutzung eines Werkstoffs entwickeln zu können.

Mit Hilfe von tomographischen Verfahren können Massenverteilungen von realen Objekten zerstörungsfrei dreidimensional abgebildet werden. Die Röntgentomographie beruht dabei, wie die herkömmliche Radiologie, auf der Detektion von durchstrahlten Körpern geschwächer

Strahlung. In einer Arbeitsgruppe der Abteilung Werkstoffe werden insbesondere die Vorteile der Röntgentomographie mit Synchrotronstrahlung (siehe Abschnitt 1.3) genutzt. Mit Synchrotrontomographie kann der innere Aufbau eines Objekts mit sehr hohen Auflösungen (bis $1\text{ }\mu\text{m}$) dreidimensional dargestellt werden.

Das Spektrum der Anwendungsmöglichkeiten ist dabei sehr groß. Hier werden zum Beispiel Kenngrößen, wie Anteil, Größe, Form und Verteilung von metallischen Elementen, Einschlüssen oder Poren ermittelt. Durch die Visualisierung von Rissen und deren Ausbreitung in industriellen Bauteilen kann beispielsweise eine Qualitäts- und Fehleranalyse vorgenommen werden.

Eine Gruppe der Abteilung SF3 betreibt in Kooperation mit der Bundesanstalt für Materialforschung und -prüfung (BAM) einen Messplatz (die BAMline) am Elektronenspeicherring BESSY II in Berlin-Adlershof zur Synchrotrontomographie und entwickelt diesen weiter. Darüber hinaus besteht eine Kooperation mit Fraunhofer ITWM, welches u.a. Bildanalyseverfahren für die Materialforschung entwickelt.

1.3 BESSY - Synchrotron

Die 1979 gegründete Berliner Elektronenspeicherring-Gesellschaft für Synchrotronstrahlung mbH (BESSY) ist eine Forschungseinrichtung, die Synchrotronstrahlung als Dienstleistung für Wissenschaft und Industrie bereitstellt. Von 1982 bis 1999 wurde die Elektronenspeicheranlage BESSY I in Berlin-Wilmersdorf betrieben.



Abbildung 1.1: BESSY II in Berlin-Adlershof

Seit 1998 ist mit BESSY II in Berlin-Adlershof eine noch leistungsfähigere Strahlungsquelle der dritten Generation in Betrieb. [BS04]

Synchrotronstrahlung ist im weitesten Sinne Licht mit einer großen Bandbreite verschiedener Wellenlängen. Das Spektrum der Synchrotronstrahlung ist allerdings viel größer als das sichtbare Licht und umfasst das Gebiet vom Infrarotbereich bis zu den Röntgenstrahlen (siehe Abbildung 1.2). Die spektralen Eigenschaften der Strahlung werden durch ihre Energie und Wellenlängen spezifiziert. Es gilt das Plancksche Strahlungsgesetz [Nie92]:

$$E = h \cdot \nu \quad \text{mit} \quad \nu = \frac{c}{\lambda} \quad (1.1)$$

E = Energie, ν = Frequenz, h = Plancksches Wirkungsquantum,
 c = Lichtgeschwindigkeit, λ = Wellenlänge

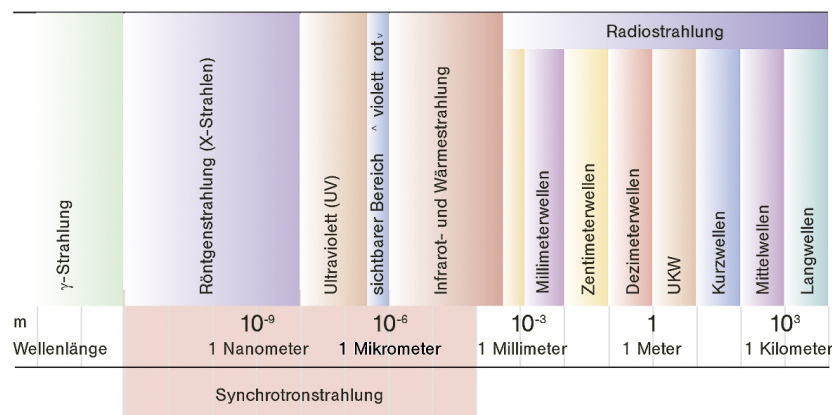


Abbildung 1.2: Elektromagnetisches Spektrum: Synchrotronstrahlung kann im Bereich von 10^{-4} m bis 10^{-12} m erzeugt werden.

Beim Beschleunigen energiereicher geladener Teilchen, zum Beispiel beim Ablenken ihrer Bewegungsrichtung, geben diese Energie in Form von elektromagnetischen Wellen (Licht) ab. Synchrotronstrahlung wird in modernen Anlagen durch Mehrfachbeschleuniger erzeugt, mit deren Hilfe die gewünschte Geschwindigkeit durch wiederholtes Zuführen von Energie erreicht wird. [Vog97]

Beim Elektronenspeicherring BESSY II wird über eine Elektronenkanone ein Strahl erzeugt, dessen Elektronen zunächst über einen Linearbeschleuniger (Mikrotron) beschleunigt werden. Dies wird durch die Hintereinanderschaltung vieler elektrischer Felder erreicht. Da die hier erzielte Energie aufgrund der begrenzten Beschleunigerstrecke noch vergleichsweise gering ist, werden die Elektronen danach durch Ablenkmagneten auf eine Kreisbahn in das Synchrotron (Ringbeschleuniger) gelenkt. Durch das mehrfache Durchlaufen der Kreisstrecke werden deutlich höhere Energien erreicht. Die Elektronen werden dabei annähernd auf Lichtgeschwindigkeit beschleunigt. Anschließend wird der Elektronenstrahl in einen Vakuum-Speicherring (Abbildung 1.3) mit weiteren elektrischen Feldern geleitet, um ihn den Messplätzen für einen längeren Zeitraum zur Verfügung zu stellen.

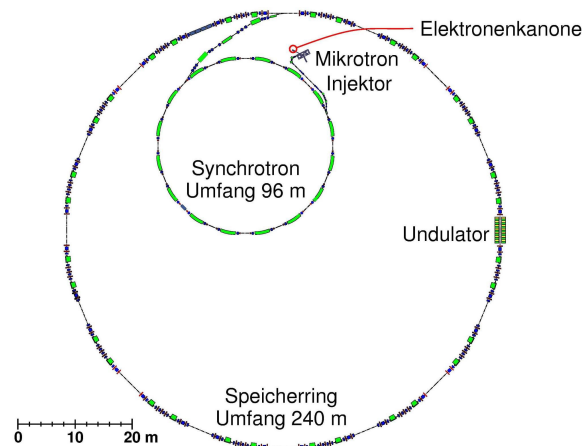


Abbildung 1.3: Elektronenspeicherring BESSY II: Durch die Elektronenkanone wird ein Elektronenstrahl mit einer Energie von 70 keV erzeugt. Durch die kombinierte Beschleunigung erreichen die Elektronen eine Energie von 1,7 GeV.

Die Arbeitsgruppe Tomographie der Abteilung SF3 vom Hahn-Meitner-Institut nutzt einen dieser Messplätze, die BAMline, zur Computertomographie. Gegenüber der herkömmlichen Röntgentomographie hat die Tomographie mit Synchrotronstrahlung entscheidende Vorteile: [Hai05]

- Die hohe Intensität der Strahlung liefert sehr rauscharme Bilder in relativ kurzer Zeit.
- Der extrem parallele Strahl erlaubt hohe räumliche Auflösungen.
- Es steht ein sehr breites Energiespektrum (hier etwa 6-80 keV) für die Durchstrahlung zur Verfügung, was eine Anpassung an die Eigenschaften des zu untersuchenden Objekts mittels Monochromator erlaubt. [Man04]

Weitere Synchrotronzentren in Europa sind zum Beispiel das Deutsche Elektronen-Synchrotron in Hamburg (DESY), die Dortmunder Elektronen-Speicherring-Anlage, das Cooler Synchrotron (COSY) im Forschungszentrum Jülich, die Angströmquelle in Karlsruhe (ANKA) GmbH, ELETTRA in Triest oder die European Synchrotron Radiation Facility (ESRF) in Grenoble.

Grundlagen der Computertomographie

In diesem Kapitel sollen wesentliche Verfahrensweisen aus dem Bereich der Computertomographie erklärt werden. Um den Einstieg zu erleichtern, werden zunächst einige grundlegende Begriffe erläutert. Im Anschluss daran wird das Prinzip der Tomographie anhand des Messplatzaufbaus bei BESSY beschrieben. Abschließend erfolgt eine Beschreibung der Rekonstruktion tomographischer Datensätze und der Problematik von Artefakten.

2.1 Grundlegende Begriffe

Pixel und Voxel In Computern werden Bilder in einer zweidimensionalen Anordnung von Pixeln repräsentiert. Der Wert eines Pixels (engl. für „picture element“) bestimmt den Farb- bzw. Grauwert einer diskreten Position innerhalb der dargestellten 2D-Matrix. Dieser Bildpunkt ist die kleinste Einheit in der digitalen Rastergrafik und kann, abhängig von der Auflösung des Darstellungsmediums (z.B. Monitor, Drucker), unterschiedlich groß ausgegeben werden.

Ein Voxel (engl. für „volume element“ bzw. „volume pixel“) ist die Erweiterung eines Pixels in den Raum. Der Begriff Voxel wird daher meist in der 3D-Computergrafik verwendet und bezeichnet bei räumlichen Datensätzen, wie beispielsweise in Tomogrammen, einen festen Farbwert einer bestimmten Stelle. [Jäh05]

Absorbtionskoeffizient Beim Durchstrahlen von Objekten wird Röntgen- bzw. Synchrotronstrahlung unterschiedlich stark absorbiert. Der Grund dafür liegt beim Absorbtionsko-

effizienten μ , der von der Dichte eines Materials und seiner Elemente abhängt.

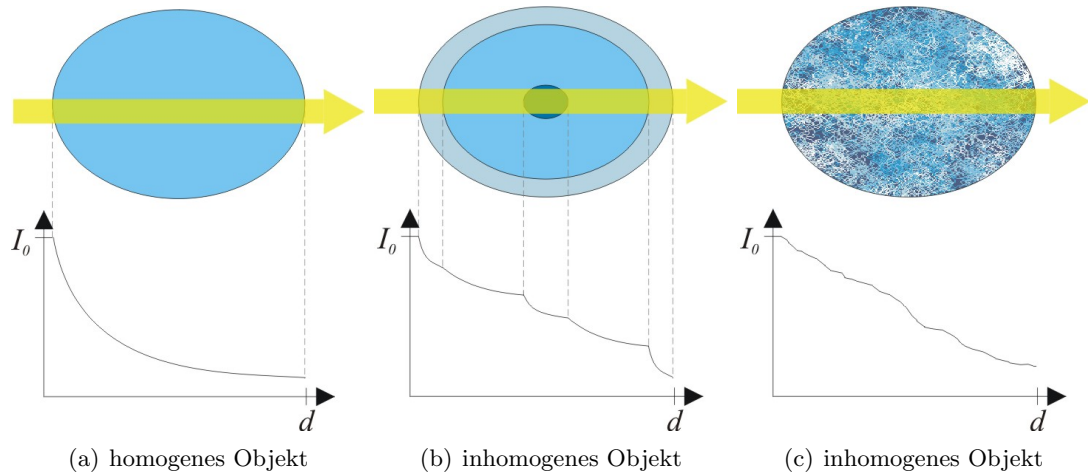


Abbildung 2.1: Die Abschwächung der Strahlungsintensität I in homogenen und inhomogenen Objekten bei monochromatischer Röntgenstrahlung

$$\begin{aligned}
 \text{zu a)} \quad I &= I_0 \cdot e^{-\mu \cdot d} \\
 \mu &= \frac{1}{d} \cdot \ln \frac{I_0}{I} = \mu \cdot d \\
 \\
 \text{zu b)} \quad I &= I_0 \cdot e^{-\mu_1 \cdot d_1 - \mu_2 \cdot d_2 - \mu_3 \cdot d_3 - \dots} \\
 \mu_i &= ? \tag{2.1} \\
 \\
 \text{zu c)} \quad I &= I_0 \cdot e^{-\int_0^d \mu \, ds} \\
 \mu(x, y) &= ?
 \end{aligned}$$

I = Intensität, d = Ausdehnung, e = eulersche Zahl

Im Rahmen der Computertomographie interessiert man sich dafür, diesen Schwächungskoeffizienten μ im Ort (x, y) bestimmen. [Kal00]

CCD Ein „Charge-coupled Device“ (ladungsgesammeltes Bauelement) ist ein lichtempfindlicher Halbleiterdetektor zur fein gerasterten Messung der Lichtstärke. Ein CCD-Chip wird heute u.a. in modernen Digitalkameras eingesetzt. Er besteht aus einer Matrix von

Lichtsensoren (Pixel), die beim Eintreffen von Lichtteilchen freie Ladungsträger erzeugen. Dieser der Lichtmenge entsprechende Strom wird ausgelesen und in digitaler Form abgespeichert. Jedes Pixel enthält anschließend ein Maß für die Intensität des aufgenommenen Lichts. [Jäh05]

Radiogramm Ein Radiogramm ist eine Röntgenaufnahme, die auf einer zweidimensionalen Abbildung dargestellt wird. Im Bild werden die Information über den durch ein Objekt geschwächten Strahl, abhängig vom Material und seiner Dichte, durch unterschiedliche Helligkeiten angezeigt.

Fouriertransformation Die Fouriertransformation ist eine Integraltransformation, die einer geeignet integrierbaren Funktion f eine andere Funktion F (ihre Fouriertransformierte) zuordnet. Die eindimensionale Fouriertransformation ist definiert durch:

$$\mathcal{F}_{t\omega} \{f(t)\} = F(\omega) = \frac{1}{\sqrt{2\pi}} \int_{-\infty}^{\infty} f(t) e^{-i\omega t} dt \quad (2.2)$$

i = imaginäre Einheit, π = Kreiszahl, e = eulersche Zahl,
 t = Definitionsmenge, ω = Frequenz $t, \omega \in \mathbb{R}$

Ist die Definitionsmenge von f diskret, wird die diskrete Fouriertransformation (DFT) verwendet. Aus Geschwindigkeitsgründen wird in der Praxis dazu oftmals die schnelle Fouriertransformation (FFT¹) verwendet. Dabei handelt es sich um einen Algorithmus, bei dem die Anzahl der Rechenschritte zur Berechnung der Fourierkoeffizienten wesentlich kleiner ist als bei einer direkten Implementation der Integration. Voraussetzung für ihre Anwendung ist, dass die Anzahl der Stützstellen bzw. Abtastpunkte eine Zweierpotenz ist. Die Fouriertransformation und ihre Umkehroperation, die inverse Fouriertransformation², ist auch für mehrere Dimensionen definiert.

Die Kombination von FFT und iFFT kann zur Manipulation von Frequenzen eingesetzt werden. Viele Operationen, wie Filterungen von Signalen lassen sich im Fourierraum sehr effektiv durchführen.[Hes83]

¹aus dem Englischen: Fast Fourier Transformation

²unter Anwendung der schnelle Fouriertransformation im Folgenden als iFFT bezeichnet

2.2 Prinzip der Computertomographie

Der Begriff „Tomographie“ stammt aus dem Griechischen und bedeutet *tomós* = schneiden und *gràphein* = schreiben bzw. zeichnen. Er beschreibt den Prozess der computergestützten Auswertung einer Vielzahl aufgenommener Röntgenaufnahmen eines Objektes zur Erzeugung eines dreidimensionalen Bildes.

Die grundlegende Technik der Computertomographie wurde im Jahr 1972 von Godfrey Hounsfield nach Vorarbeiten von Allan M. Cormack entwickelt. Die Computertomographie basiert dabei auf einem mathematischen Verfahren, welches schon 1917 durch den tschechischen Mathematiker Johann Radon entwickelt wurde. Die nach ihm benannte Radontransformation und deren Inversion, damals eine rein mathematische Erkenntnis, bietet heute die Möglichkeit der zerstörungsfreien räumlichen Aufnahme von den inneren Strukturen eines Objekts.

Wie in der Radiologie werden in der Computertomographie Aufnahmen von Röntgenbildern gemacht. Durch die Eigenschaft der Röntgen- bzw. Synchrotronstrahlung, verschiedene Materialien unterschiedlich stark zu durchdringen, können die geschwächten Intensitäten auf ein 2D-Bild projiziert werden. Im Unterschied zur Radiologie werden in der Tomographie viele Einzelbilder (Radiogramme) aus verschiedenen Betrachtungswinkeln aufgenommen. In mehreren hundert oder tausend kleinen Winkelschritten werden Aufnahmen des zu messenden Objekts gemacht, bis ein Winkelbereich von 0° bis 180° abgedeckt ist. Dazu wird entweder die Strahlenquelle um das Objekt (in der Medizin) oder das Objekt selbst (in der Materialforschung) durch einen Schrittmotor gedreht. In jeder Winkelposition wird ein Radiogramm erzeugt. Üblich für die bei BESSY durchgeführten Messungen sind Schrittweiten von $0,25^\circ$ bis $0,1^\circ$. [Kal00] [Hsi03]

Abbildung 2.2 zeigt den schematischen Aufbau eines Tomographiemessplatzes und den Strahlenverlauf bei BESSY. Die Synchrotronstrahlung (Abschnitt 1.3) verlässt über Undulatoren den Speicherring. Undulatoren bestehen aus einer Folge von supraleitenden Magneten, die in abwechselnder Nord-Süd-Ausrichtung geschaltet sind. Da sich die Elektronen im Speicherring auf einer Kreisbahn befinden, geraten sie durch den Undulator auf eine wellenförmige Bahn. Das Ergebnis ist die Aussendung von Licht, das in Form von Synchrotronstrahlung zu messen ist. Diese gelangt durch lange Stahlrohre über Spiegel und sog. Shutter (Eintrittsspalt) zu den Messplätzen. [Wie03]

Die Synchrotronstrahlung liefert ein sehr breites Spektrum an Energie. Den Wissenschaftlern an den Messplätzen ist es möglich, mit Hilfe eines Monochromators, einen Energiebereich aus diesem Spektrum auszuwählen. Mit dem austretenden Strahl wird eine Messprobe durchstrahlt. Dahinter nimmt ein Detektorsystem mit einer CCD-Kamera die Intensität der geschwächten Strahlung auf. Bei BESSY stehen maximal 70 Stationen dieser Art zur Verfü-

gung, an denen gleichzeitig und unabhängig voneinander verschiedene Messungen durchgeführt werden können.

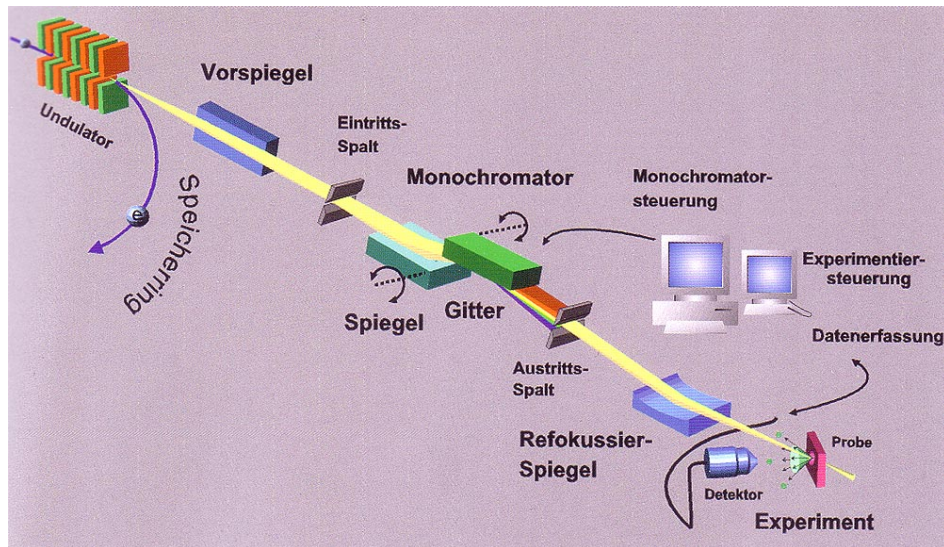


Abbildung 2.2: Schematische Strahlführung und Experimentieranordnung bei BESSY [BS04]

Ein Vorteil der Synchrotronstrahlung wird hierbei besonders genutzt. Durch die Möglichkeit der Variation der Energie der Strahlung wird eine gezielte Anpassung an die Absorptionskoeffizienten der zu untersuchenden Materialien ermöglicht. Dies erlaubt die Messung eines breiten Feldes von verschiedenen Objekten mit unterschiedlichen wissenschaftlichen Hintergründen und Zielstellungen.

Die Größe der zu messenden Objekte liegt innerhalb eines Bereich von wenigen Millimetern. Da der aktuelle Messaufbau eine maximale Raumauflösung von $0,7 \mu\text{m}$ ermöglicht und Strukturen im Mikrometerbereich sichtbar gemacht werden sollen, liegt der Schwerpunkt auf Messungen, bei denen das Material beispielsweise auf Risse oder Poren in mindestens dieser Größenordnung untersucht wird.

Die Strahlungsintensität nimmt aufgrund von Elektronenverlusten kontinuierlich ab, weshalb etwa alle acht Stunden neue Elektronen durch das Mikrotron injiziert werden muss. Die Aufnahmedauer der Radiogramme muss deshalb an die abnehmende Intensität des Strahls angepasst werden. Mit der Kamera wird versucht für die höchste gemessene Intensität die maximale Belichtungszeit zu nutzen, ohne dass die Ladungsträger, die in einem Pixel des CCD-Chips erzeugt wurden, aufgrund der endlichen Kapazität auf andere Pixel überspringen, was die Aufnahmen verfälschen würde.

2.3 Rekonstruktion

Bevor die aufgenommenen Daten zu Tomogrammen rekonstruiert werden können, müssen sie in der Regel korrigiert werden, um die Qualität der Radiogrammaufnahmen zu verbessern und physikalisch sinnvolle Analysen an den Bildern durchführen zu können.

2.3.1 Rohbildkorrekturen

Eine Rohbildaufnahme besteht im Wesentlichen aus drei Einzelaufnahmen.

- Aufnahme (hier: Radiogramm)
- Dunkelbild (Darkfield)
- Weißbild (Flatfield)

Bei der Aufnahme der Radiogramme entstehen beispielsweise Bildfehler durch ungleiche Ausleuchtung des Bildes oder kleine Staub- und Schmutzteilchen auf der Oberfläche der Kamera. Dies bewirkt eine Verfälschung bzw. Qualitätsminderung der Messdaten. Die Tatsache, dass nicht alle Pixel des CCD-Chips gleich empfindlich sind, wird durch die hier vorgestellte Korrektur berücksichtigt.

Ladungsträger im CCD-Chip können nicht nur durch Lichtteilchen sondern auch durch thermische Energie erzeugt werden. Eine entsprechende Kompensation dieser Tatsache erfolgt durch Kühlung des CCD-Chips auf etwa $-35\text{ }^{\circ}\text{C}$ und durch die sogenannte Darkfieldmessung. Ein gleichlang belichtetes Dunkelbild wird von der eigentlichen Aufnahme subtrahiert. Dazu werden Aufnahmen ohne Synchrotronstrahlung (bei geschlossenem Shutter) gemacht.

Ein Flatfieldbild ist im Allgemeinen die Aufnahme einer gleichmäßig erhellten Fläche. Die Position der Kamera zu diesem Zeitpunkt muss dabei mit der Position bei der eigentlichen Aufnahme übereinstimmen. Im Falle des Synchrotrons wird die inhomogene Struktur der Strahlung aufgenommen (siehe Abbildung 2.3). Für eine Flatfieldaufnahme wird das Messobjekt aus dem Sichtfeld der Kamera herausgefahren, um nur die Struktur des Strahls aufzunehmen.

Da die Intensität des bei BESSY zur Verfügung gestellten Strahls über lange Zeit kontinuierlich in einem bedeutsamen Maße abnimmt, ist die Aufnahme von Flatfield-Bildern besonders wichtig. Unter der Annahme, dass sich die Intensität im Intervall der Radiogrammaufnahmen nur wenig ändert, werden jedoch nur wenige Flatfieldaufnahmen für mehrere Radiogramme gemacht. Die Flatfieldkorrektur erfolgt durch Division der Radiogramme durch die jeweilige Flatfieldaufnahme.

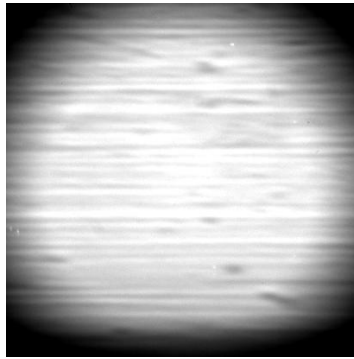


Abbildung 2.3: Die Flatfieldaufnahme der Synchrotronstrahlung zeigt deutlich inhomogene Strukturen.

$$Pixel_{korr} = \frac{Pixel_{radio} - Pixel_{dark}}{Pixel_{flat} - Pixel_{dark}} \quad (2.3)$$

Die Flatfieldaufnahme hat außerdem den Aspekt, das Verhältnis von der Eingangsstrahlung I_0 zur gemessenen Ausgangsstrahlung I zu bestimmen. Beide dargestellten Verfahren gehören zu den Rohbildkorrekturen.

2.3.2 Rückprojektion

Mit Hilfe der aufgenommenen Messdaten sollen Tomogrammbilder rekonstruiert werden. Ausgangspunkt ist die Messung der Abschwächung von Röntgenstrahlung. Die durch das Material geschwächte Strahlung besitzt, aufgrund der ortsabhängigen Absorption im Objekt, verschiedene Intensitäten. Aus den Informationen der gemessenen Intensität können Daten über das Innere des Objekts rekonstruiert werden.

Um Rekonstruktionsverfahren für die Abbildung gemessener Körper und deren inneren Strukturen entwickeln zu können, wird eine lineare Ausbreitung des Strahls entlang einer Geraden angenommen. Ausserdem geht man von einem linearem Zusammenhang zwischen dem Absorptionskoeffizienten $\mu(x, y)$ des im Material liegenden Punkt (x, y) , der jeweiligen Materialdichte und der Strahlungsabschwächung aus. Die Röntgenabschwächung wird demzufolge für jedes Element als linear proportional zur Dichte angenommen. [Hai03]

Bei einer Radiogrammaufnahme wird die Gesamtabschwächung des Strahls durch das Messobjekt entlang einer Geraden, also das Linienintegral (vgl. Abbildung 2.4c) über die Funktion $f(x, y)$, gemessen. Dieses Linienintegral, also die Abbildung einer zweidimensionalen Funktion ist durch die Radontransformation definiert.

Werden alle Winkel φ_i von 0 bis 180° und alle Strahlen s längs der Betrachtungsrichtung der Reihe nach gewählt, so erhält man alle Linienintegrale $p_\varphi(s)$ über die Funktion $f(x, y)$. Die Linienintegrale eines Winkels φ_i werden in ihrer Gesamtheit als Projektion bezeichnet.

Das zentrale Problem bei der Rekonstruktion tomographischer Datensätze ist es, den Absorptionskoeffizienten $\mu(x, y)$ als Ortsraumfunktion aus den Messdaten zu rekonstruieren. Da jedoch nur die Linienintegrale von $\mu(x, y)$ gemessen werden, wird die Inversion der Radon-Transformation zur eigentlichen Berechnung von μ benötigt.

Wie in Abschnitt 2.2 erläutert, liegen nach der Messung n Radiogramme aus den Betrachtungswinkeln φ_i von 0 bis 180° mit einer diskreten Schrittweite $\Delta\varphi_i = \frac{180^\circ}{n}$ vor. Jedes Radiogramm enthält das sogenannte Schattenbild der Durchstrahlung eines Objekts. Eine Zeile in einem Radiogramm entspricht einer Projektion, also den Linienintegralen einer Schnittebene, aus einem Betrachtungswinkel φ_i . Abbildung 2.4 zeigt die Projektionen einer Ebene aus verschiedenen Betrachtungswinkeln.

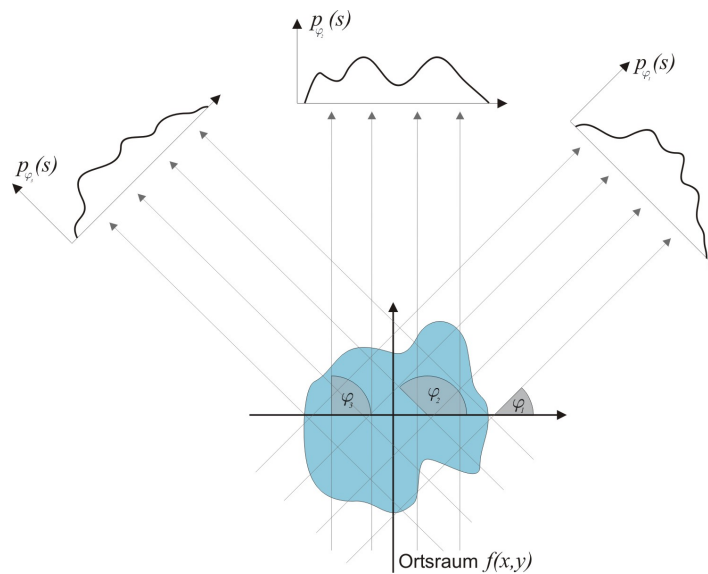


Abbildung 2.4: Projektionen einer Schnittebene aus verschiedenen Betrachtungswinkeln

Die Werte der gemessenen Linienintegrale finden sich in den Grauwerten eines Radiogramms wieder. Die Zeilen im Radiogramm repräsentieren also die Projektionen einzelner Schnittebenen des Messobjekts aus dem Betrachtungswinkel φ_i . Alle Projektionen zusammen mit $\varphi_i \in [0^\circ, 180^\circ)$ einer einzelnen Schnittebene werden als Radontransformierte bezeichnet.

Durch die Projektion eines dreidimensionalen Sachverhalts auf eine zweidimensionale Abbildung gehen Informationen verloren. Die Rekonstruktion eines Objekts aus einem einzigen Radiogramm ist deshalb trotz der für jede Ebene gespeicherten Informationen nicht möglich,

da diese nur die Radondaten eines bestimmten Betrachtungswinkels beinhalten. Möglich wird eine qualitativ hochwertige Rekonstruktion erst unter Verwendung aller Radiogramme, also aller Betrachtungswinkel.

In Abbildung 2.4 wurde bereits verdeutlicht, dass während der Messung Projektionen von jeder Ebene des Körpers (diskretisiert in Pixel bzw. Voxel) aufgenommen werden. Die Projektionen einer Ebene lassen sich in einem sogenannten Sinogramm (auch $p_\varphi(s)$ -Diagramm) als Radontransformierte dieser Ebene zusammenfassend darstellen.

Abbildung 2.5 zeigt schematisch, wie das Sinogramme einer Ebene aus den Radiogrammen einer gesamten Messung erstellt wird. Hier wird die Tatsache genutzt, dass die Grauwerte einer Radiogrammzeile den Radondaten der jeweiligen Schnittebene im Winkel φ_i entsprechen. Die Zeile y_i wird aus jedem Radiogramm als eine neue Zeile $i \cdot \Delta\varphi$ in das Sinogramm übertragen. Bildlich (Abbildung 2.5) formuliert, entsteht ein Sinogramm aus dem senkrecht zur Drehachse stehenden Querschnitt durch die hintereinandergereihten Radiogramme eines Objekts. [Jeb02]

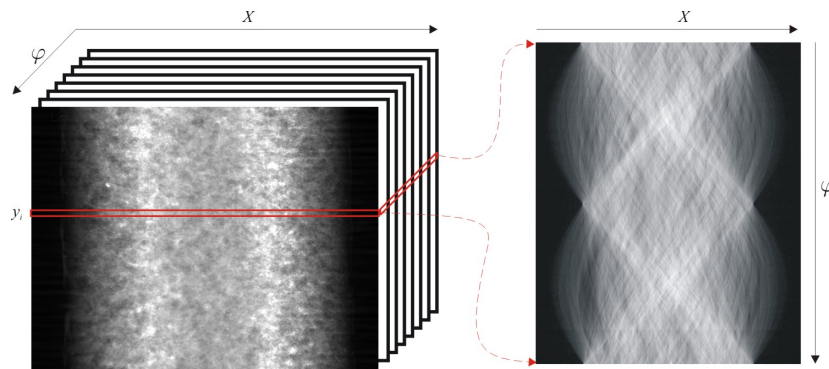


Abbildung 2.5: Das Sinogramm als Radontransformierte einer gesuchten Objekt-funktion

Ein Sinogramms ist auffassbar als eine Überlagerung von vielen Sinuskurven. Dies ergibt sich aus der Tatsache, dass sich die Elemente des Messobjekt auf einer Kreisbahn um eine Rotationsachse bewegen. Die Parallelprojektion dieser Bewegung ergibt eine Sinusbahn. Ziel ist es nun, das durchstrahlte Objekt anhand seiner Sinogramm- bzw. Radondaten in Form eines Tomogramms zu rekonstruieren.

Da durch alle Radiogramme bzw. Sinogramme die Radontransformierte der Objektfunktion $\mu(x, y)$ bekannt ist, gilt es einen Weg für die Inversion dieser Transformation zu finden. Dieses Problem kann mit Hilfe des sogenannten Fourier-Scheiben-Theorems³ gelöst werden.

Das Fourier-Scheiben-Theorem besagt: [Bon00]

³engl.: Fourier-Slice-Theorem

1. Es sei eine Funktion $f(x, y)$ sowie deren 2D-Fouriertransformierte $F(u, v)$ gegeben:

$$f(x, y) \xrightarrow{\text{2D-FFT}} F(u, v) \quad (2.4)$$

2. Es sei weiter eine Projektion $p_\varphi(s)$ von $f(x, y)$ zu einem beliebigen Winkel φ und deren 1D-Fouriertransformierte gegeben:

$$p_\varphi(s) \xrightarrow{\text{1D-FFT}} P_\varphi(w) \quad (2.5)$$

Dann beschreibt $P_\varphi(w)$ die Funktion $F(u, v)$ längs des Winkels φ durch den Ursprung.

Dadurch ergibt sich die Möglichkeit, von der Radontransformierten $p(s)$ zurück zur Funktion $f(x, y)$ zu kommen. Abbildung 2.6 zeigt schematisch die Vorgehensweise bei der praktischen Umsetzung der Inversion der Radontransformation. Zunächst werden von allen Projektionen $p_\varphi(s)$ (Zeilen eines Sinogramms) 1D-Fouriertransformierte $P_\varphi(w)$ gebildet und deren Werte auf dem zu φ gehörigen Radialstrahl auf die Funktion $F(u, v)$ abgetragen. Durch eine inverse 2D-Fouriertransformation von $F(u, v)$ erhält man $f(x, y)$ zurück.

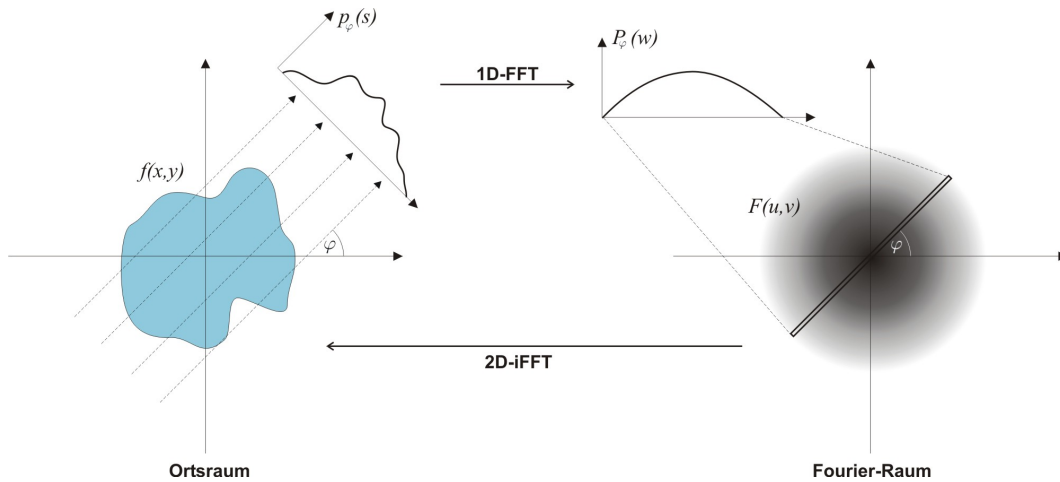


Abbildung 2.6: Die Inversion der Radontransformation mit Hilfe des Fourier-Scheiben-Theorems

In Abbildung 2.6 wird deutlich, dass sich das Bild der Funktion F aus der pixelweisen Aufsummierung der Grauwerte aller 1D-fouriertransformierten Projektionen zusammensetzt. In der Praxis greift an dieser Stelle die gefilterte Rückprojektion (siehe Abschnitt 3.1) ein. [Die05]

Abbildung 2.7 zeigt das Ergebnis der Rückprojektion anhand einzelner Schritte mit einer ausgewählten Anzahl verwendeter Projektionen. Zugleich wird hier demonstriert, dass bei einer hohen Anzahl von gemessenen Projektionen (Radiogrammbildern) eine größere Genauigkeit bei der Rekonstruktion erreicht wird.

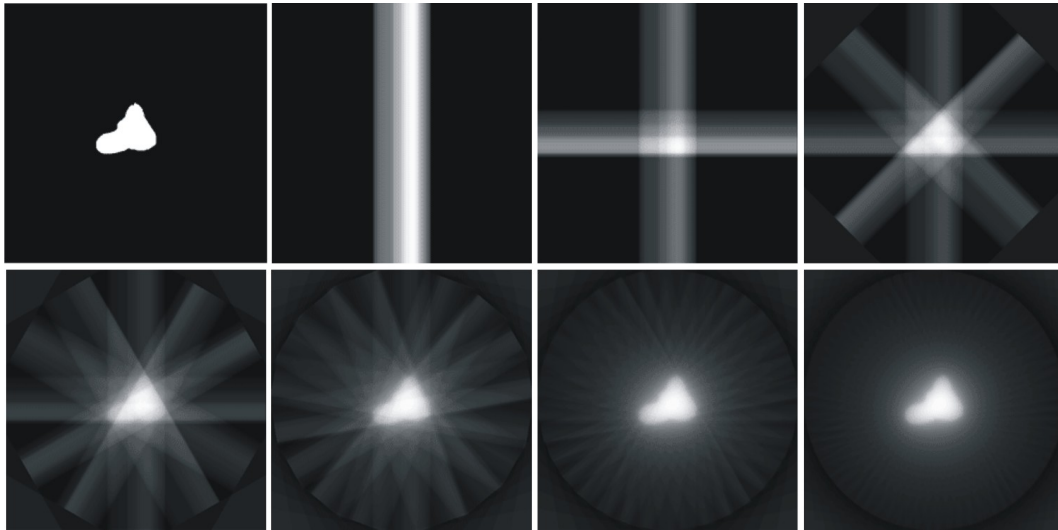


Abbildung 2.7: Rückprojektion mit unterschiedlicher Winkelanzahl: links oben Original; dann von links oben nach rechts unten werden jedem Bild mehr Projektionen hinzugefügt, was die Bildqualität Schritt für Schritt verbessert.

2.3.3 Iterative Rekonstruktion

Das in Abschnitt 2.3.2 beschriebene Rekonstruktionsverfahren der Rückprojektion (auch „gefilterte Rückprojektion“ siehe Abschnitt 3.1) ist Grundlage für das Thema dieser Arbeit. Sie ist die aktuell am häufigsten eingesetzte Methode in der Computertomographie.

Alternativ zur Rückprojektion gibt es iterative Methoden, deren prinzipieller Ablauf hier erläutert werden soll. Die Transformationsmethoden der Rückprojektionen gehen von stets von einem analytischen Modell aus, welches die gesuchte Bildfunktion berechnet. Die digitale Natur der in der Praxis gemessenen Projektionsdaten wird dabei erst bei der Implementierung des Algorithmus berücksichtigt.

Bei den iterativen Methoden, auch algebraische Rekonstruktionsstechniken (ART) genannt, wird ein Algorithmus nach einem diskreten, numerischen Modell entwickelt. Die gesuchte Bildfunktion wird dann durch schrittweise Verbesserung angenähert.

Zunächst wird eine Annahme über die Verteilung der zu untersuchenden Schichten gemacht. Aus einem daraus angenommenen Ausgangsbild werden erste Projektionen berechnet und mit den gemessenen Projektionen verglichen. Sollten diese nicht übereinstimmen, wird ein Korrekturfaktor gebildet, mit dem neue Projektionen ermittelt werden. Dies geschieht solange, bis ein Abbruchkriterium erfüllt ist. Ein Nachteil dieser Methode ist der erhöhte Rechenaufwand verglichen mit Rückprojektion. Von Vorteil ist hierbei allerdings, dass spezifische Problem-

stellungen über Abbruchkriterien und Korrekturfaktoren in die Rekonstruktion eingebunden werden können. [Hai03]

2.4 Bildartefakte

Die zuvor betrachteten Annahmen zur Rekonstruktion tomographischer Daten gingen stets davon aus, dass ideale Datensätze vorliegen, welche exakt die Radontransformierte des gemessenen Objekts beinhalten. In der Praxis ist dies jedoch schon allein durch die Diskretisierung der Anzahl der gemessenen Projektionen nicht der Fall. Prinzipiell kann die Rückprojektion der Radondaten wegen der technischen Einschränkungen nur eine Approximation an die wirkliche Objektfunktion liefern. Sind diese Eingangsdaten fehlerbehaftet oder inkonsistent, so treten unterschiedliche Erscheinungsformen von Artefakten auf, die die Bildqualität von Tomogrammen mindern. Hinzu kommt, dass sich lokale Messfehler über das ganze Bild verteilen, was eine Detektion des Orts und der Ursache der Störung im Bild schwierig macht. Störungen in CT-Messungen, beispielsweise durch Positionsungenauigkeiten der Messkoordinaten oder Fehler des Detektors, sorgen dafür, dass es sich bei den Daten nicht um die Radontransformierte des Objekts handelt. Artefakte sind also künstliche Strukturen, für die es in der Struktur des abgebildeten Objekts keine Entsprechung gibt. Dies führt in einigen Fällen dazu, dass eine Diagnose über die Analyse der auszuwertenden Daten schwierig oder sogar unmöglich erscheint, wenn Teile der zu untersuchenden Objekte in den gestörten Bereichen liegen.

2.4.1 Klassifikation von Störungen

Die Art und die Ausprägung von Artefakten hängt einerseits vom Störprozess, andererseits von der Methode der Bildrekonstruktion ab. Deshalb ist zunächst wichtig, möglichst exakt zu beschreiben, welche Fehler in den Messdaten auftreten können.

In der Computertomographie gibt es eine Vielzahl von Störungen die sich in den rekonstruierten Tomogrammen unterschiedlich äußern. Die Arten der Messfehler lassen sich zunächst in statistische und systematische Messfehler klassifizieren.

Statistische Fehler äußern sich durch Bildrauschen, welches sich aus der Schwankung der Röntgenstrahlung und dem elektronischen Rauschen der Detektorelektronik zusammensetzt. Die Lichtteilchen der elektromagnetischen Strahlung verursachen aufgrund ihrer Natur permanente Schwankungen in der Intensität des Strahlenfeldes. Die so verursachte Störung ist daher gleichmäßig über das gesamte Bild verteilt. Systematische Fehler dagegen sind Verfälschungen einzelner Messwerte oder das Fehlen einer ganzen Projektion. In der Rückprojektion der gemessenen Radondaten wird dieser Verlust so vertärkt, dass dies im Tomogramm als Bildfehler

zu erkennen ist. Die Ursachen weiterer systematischer Fehler sollen im Folgenden betrachtet werden. [Bon00]

- Unterabtastung
- Teilvolumenartefakte
- Strahlaufhärtung
- Kreisartefakte
- Bewegungsartefakte
- Metallartefakte

Unterabtastung (auch Undersampling) meint im Allgemeinen eine zu geringe Auswahl an Projektionen, die bei der Rekonstruktion verwendet werden. Werden zu wenig Messungen gemacht, d.h. wird das zu durchstrahlende Objekt in zu großen Winkelschritten gedreht, treten sogenannte Aliasing-Effekte (siehe Abbildung 2.7) auf. Diese äußern sich durch die Entstehung von Linien durch die Überlagerung von Projektionen bei der Rekonstruktion.

Teilvolumenartefakte kommen innerhalb eines Pixels bzw. Voxels vor, wenn dort Gebiete mit stark unterschiedlichen Absorptionskoeffizienten abgebildet werden sollen. Die detektierte Strahlungsabschwächung entspricht in diesem Fall nicht dem Mittelwert der einzelnen Strahlungsabschwächungen.

Bei dem Effekt der Strahlaufhärtung sind ähnliche Fehler zu erwarten. Röntgenröhren liefern im Allgemeinen ein breites Spektrum elektromagnetischer Wellen. Dies führt dazu, dass die niederenergetischen Lichtteilchen stärker absorbiert werden als andere. Das „Aufhärten“ des Strahls führt zu Artefakten, die nicht vorhandene Strukturen vortäuschen, da die gemessenen Intensitäten aus einem höher gelegenen Frequenzspektrum resultieren.

Die Pixel einer CCD-Kamera sind aufgrund von Produktionsungenauigkeiten unterschiedlich stark empfindlich. Wenn ein Detektorelement ständig ein zu kleines oder zu großes Signal liefert, resultieren aus der Rekonstruktion helle bzw. dunkle konzentrische Strukturen um die Rotationsachse des Objekts, welche als Ring- bzw. Kreisartefakte (siehe Abbildung 2.8) bezeichnet werden.

Bewegungsartefakte lassen sich am anschaulichsten durch Problemstellungen in der medizinischen Computertomographie beschreiben. Die Bewegung von Patienten während der Aufnahme von Projektionen führt in der Regel zu inkonsistenten Datensätzen. Aber auch in der Materialforschung können Fehler dieser Art auftreten. Diese entstehen dann, wenn die Rotation der Messprobe unkoordiniert abläuft. Beim Drehen der Proben entstehen beispielsweise Wackler, die aus einer schlechten Einbettung Probe resultieren. Ebenso kann es passieren, dass

Proben während der Messung auftauen oder austrocknen. Aufgrund der undefinierten Bewegungen stimmen die Positionskoordinaten nicht mehr mit denen anderer Messungen überein, was Verfälschungen im Ausgangsbild (Abbildung 4.1) verursachen kann.

Das Problem der Metallartefakte wird ebenfalls am ehesten anhand von medizinischen Daten deutlich. Diese treten zum Beispiel bei der Tomographie von Patienten mit metallischen Zahnfüllungen Abbildung 5.1 auf. Im Tomogramm sind zumeist deutliche Streifen und Schlieren zu sehen, weshalb diese Art der Störung auch oftmals als „Streak⁴-Artefakt“ bezeichnet wird. Generell umfasst dieses Problem jedoch alle Materialien, die nahezu das gesamte Röntgengelicht bei einer definierten Energie absorbieren und so zu starken Inhomogenitäten der Radondaten führen.

Es gilt also diesen Fehlern durch geeignete Apparaturen vorzubeugen oder sie im Nachhinein zu korrigieren.

2.4.2 Kompensation von Artefakten

Das Thema dieser Arbeit ist die Kompensation solcher Artefakte. Bevor in den weiteren Kapiteln auf spezielle Verfahren zur Verbesserung fehlerbehafteter Daten eingegangen wird, sollen kurz einige Ansätze zur Korrektur der zuvor vorgestellten Probleme genannt werden.

Das Problem der Unterabtastung wird durch eine Abschätzung über die Anzahl der zu messenden Projektionen, also die Größe der Winkelschrittweite, kompensiert. Die Breite des Mesobjekts, welches durch die Auflösung der CCD-Kamera in Pixel diskretisiert wird soll dabei als Maß für die gesuchte Anzahl an Messungen dienen.

Teilvolumenartefakte entstehen, wie zuvor beschrieben, in Strukturen mit stark unterschiedlichen Absorptionskoeffizienten. Diese Art der Störung lässt sich sehr gut durch eine feinere Auflösung und Erhöhung der Anzahl zu messender Projektionen vermindern. Im Bereich der Synchrotrontomographie spielt diese Problematik eine untergeordnete Rolle, da dort sehr hohe Auflösungen erzielt werden.

Strahlaufhärtung dagegen lässt sich durch den Einsatz von Vorfiltern oder Monochromatoren, wie dies auch schon bei BESSY geschieht, vermeiden. Hier können gezielt einzelne Energiebereiche aus dem Spektrum der Synchrotronstrahlung herausgefiltert werden, so dass es nicht zu Artefakten kommt, die aus der Aufhärtung des Strahls resultieren.

Diese hier genannten Vorgehensweisen sind Grundlage für eine qualitativ hochwertige Computertomographie. Der Messplatzaufbau an der BAMline bei BESSY berücksichtigt diese Charakteristika bereits, weshalb eine tiefere Analyse bezüglich einer Umsetzung in dieser Arbeit entfällt. Dennoch bleiben weitere Problemstellungen, wie die der Bewegungs- und Metallartefakte, offen.

Um höhere Auflösungen und qualitativ höherwertige Tomogramme zu erhalten, werden in

⁴englisch: Streifen, Schlieren

anderen Untersuchungen bezüglich einer Verbesserung der Messapparatur durchgeführt. Da zusätzliche technische Investitionen sehr kostspielig sind, soll parallel dazu eine Strategie verfolgt werden, die sich mit der Aufbereitung der tomographischen Daten beschäftigt. Wie eingangs erläutert, schlägt diese Diplomarbeit Methoden für die qualitative Verbesserung von Tomogrammdaten vor.

Als Beispiel für die Nachbereitung gemessener Daten soll die Abbildung 2.8 veranschaulichen, wie Ringartefakte durch den Einsatz von Filterverfahren kompensiert werden.

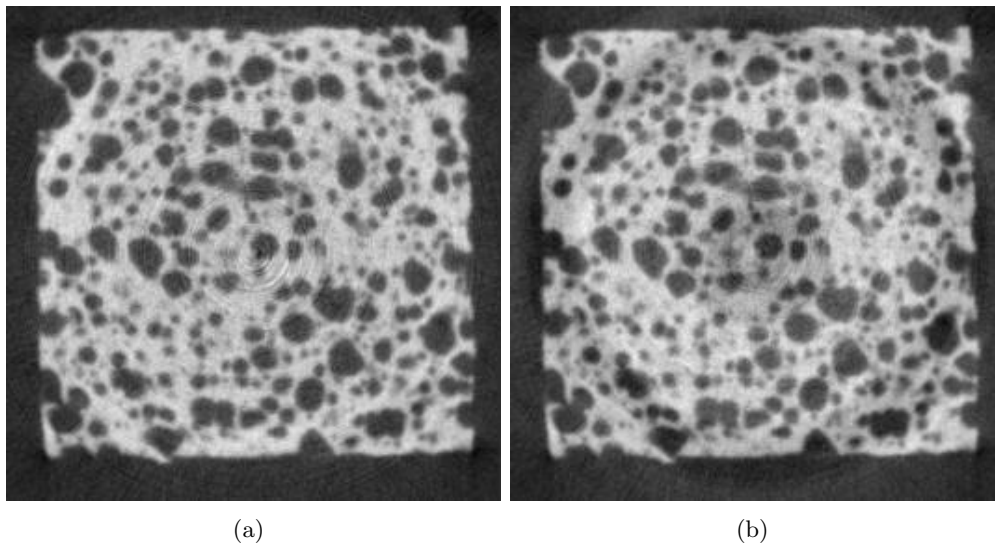


Abbildung 2.8: Die Anwendung eines Sinogrammfilters für ein Tomogramm mit Ringartefakten (a) kompensiert diese (b). [Rac05]

In den folgenden Kapiteln werden deshalb Verfahren entwickelt, die Störungen in den Tomogrammdaten beseitigen sollen.

Fourier-Filter

In diesem Kapitel werden sogenannte Fourier-Filter vorgestellt. Diese Filter sollen statistische Fehler, die sich durch ein starkes Rauschen in den Tomogrammdaten äußern, kompensieren. Dazu werden Funktionen recherchiert, die bei der Rückprojektion verwendet werden sollen, um diese statistischen Fehler auszugleichen. Diese Filter werden anschließend in das bestehende Rekonstruktionsprogramm PyHST implementiert. Abschließend erfolgt eine Auswertung über die Wirkung der eingesetzten Filter anhand von Beispielen. Zunächst wird die Rekonstruktion aus CT-Daten aufgegriffen und die gefilterte Rückprojektion detaillierter beschrieben.

3.1 Die gefilterte Rückprojektion

In Abschnitt 2.3.2 wurde die Rekonstruktion von CT-Daten anhand der Rückprojektion erklärt. Wie dort beschrieben, wird zunächst die 1D-Fouriertransformierte jeder Projektion gebildet. Deren Werte trägt man unter dem zur Projektion gehörigen Winkel auf einem Radialstrahl in die Funktion $F(u, v)$ ein, welche der 2D-Fouriertransformierten des zu rekonstruierenden Bildes entspricht. Um den Punkt (u, v) der Funktion F zu erhalten, müssen die Werte aller fouriertransformierten Projektionen, die auf diesen Punkt treffen, als Grauwerte aufaddiert werden. Das Tomogramm erhält man durch die inverse Fouriertransformation der Funktion $F(u, v)$.

Diese Aufsummierung führt jedoch zu folgendem Problem. In der Nähe des Rotationszentrums der aufgetragenen Radialstrahlen wird ein Pixel öfter getroffen als weit außerhalb des Zentrums. Es kommt so zu einer ungleichen Gewichtung der Amplituden im Fourierraum.

Interpretiert man $F(u, v)$ als Bild, so werden die Frequenzanteile des Ausgangsbildes als Grauwerte dargestellt. Im Zentrum der Fouriertransformierten liegen die niedrigen Frequenzen. Nach außen hin werden die hohen Signalanteile dargestellt. In der Mitte der Darstellung sind durch die unterschiedliche Gewichtung höhere Grauwerte zu erwarten als außerhalb des Zentrums. Die Aufsummierung zeigt im Ergebnis der ungefilterten Rückprojektion eine Verstärkung niederfrequenter Signalanteile durch höhere Amplituden bzw. eine Schwächung hoher Ortsfrequenzen.

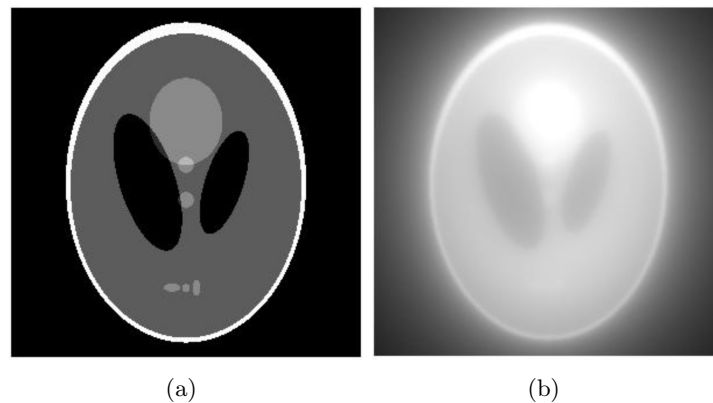


Abbildung 3.1: Die ungefilterte Rückprojektion (b) anhand des „Shepp-Logan Phantoms“ (a).

Abbildung 3.1 stellt diese Problematik anhand des „Shepp-Logan Phantoms“¹ dar. Im rekonstruierten Bild sind die inneren Strukturen kaum zu erkennen, es erscheint deutlich überbelichtet, in erster Linie jedoch sehr unscharf. Die Unschärfe resultiert aus der Betonung der niederen Frequenzanteile im Bild, welche durch die genannte Aufsummierung der Grauwerte in der 2D-Fouriertransformierten des Bildes zustande kommt. Um dies zu korrigieren, filtert man die Projektionen vor der Rückprojektion mit dem sogenannten Ram-Lak Filter².

Der Ram-Lak Filter entspricht im Fourierraum, wie in Bild 3.2 dargestellt, einer Rampenfunktion der Art $h_{RL}(u) = |u|$. Um den dargestellten Effekt der Unschärfe zu beseitigen, wird die 1D-Fouriertransformierte einer Projektion vor dem Auftragen in $F(u, v)$ mit $h_{RL}(u)$ multipliziert. Wie aus dem Diagramm der Ram-Lak-Funktion ersichtlich, werden die Amplituden der niederfrequenten Anteile in der transformierten Projektion gedämpft. Eine inverse 2D-Fouriertransformation der neuen Funktion F liefert ein deutlich schärferes Bild. Abbildung 3.2 demonstriert dies anhand der ungefilterten und gefilterten Rückprojektion von punktförmigen Objekten unterschiedlicher Dichterverteilung, dargestellt durch verschiedene Grauwerte. Im Gegensatz zur ungefilterten Rückprojektion sind diese Dichtewerte nach der Filterung mit

¹Das Phantombild eignet sich zum Test für diverse 2D-Rekonstruktionsalgorithmen; es ist aus Ellipsen mit verschiedenen Absorbtionseigenschaften aufgebaut

²benannt nach Ramachandran und Lakshminarayanan

dem Ram-Lak deutlich unterscheidbar.

Durch die Multiplikation mit der Ram-Lak-Funktion im Fourierraum ist eine gezielte wissenschaftliche Analyse des vorliegenden Sachverhalts möglich. In der Rekonstruktion lassen sich die Eigenschaften der inneren Struktur gemessener Objekte viel deutlicher erkennen als zuvor. Mathematisch formuliert, spricht man bei einer Multiplikation mit einer Filterfunktion im Frequenzraum auch von einer Faltung des Bildes im Ortsraum.

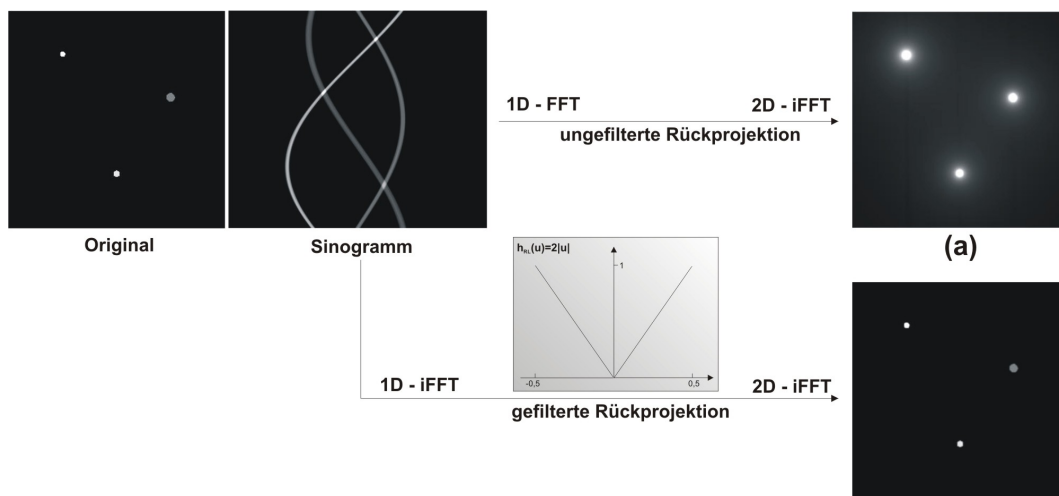


Abbildung 3.2: ungefilterte Rückprojektion (a), gefilterte Rückprojektion (b)

Die Faltung mit dem Rampenfilter ist jedoch nicht immer unproblematisch. Auch an dieser Stelle geht man von idealen Datensätzen aus, bei denen lediglich das Unschärfeproblem aus der Rekonstruktion beseitigt werden muss. In der Praxis liegen aber Daten vor, die aufgrund der Röntgenstrahlung oder des Detektorsystems verrauscht erscheinen. Rauschen in rekonstruierten Bildern äußert sich in den Differenzen der Grauwerten benachbarter Pixel. Der Ram-Lak Filter hat zwar die Eigenschaft, niedrige Frequenzen herauszufiltern, jedoch verstärkt er auch die hohen Signalanteile, also das Rauschen. Meist ist das rekonstruierte Bild trotzdem gut analysierbar. Für weitere Analyseschritte, wie beispielsweise die Binarisierung³ der Bilder, kann dies jedoch negative Auswirkungen haben. [Kir04]

Aus diesem Grund werden in den nächsten Abschnitten weitere Filter entwickelt, die dieses Problem beheben sollen.

³hier: Umwandlung in Schwarz-Weiß-Bilder

3.2 Entwicklung von Fourier-Filtern

Die grundsätzliche Aufgabe von Filtern ist es, ein Eingangssignal einer bestimmten Form in eine andere zu überführen. Aus der Elektrotechnik stammend, geht es aber besonders darum, aus einem gegebenen Signal definierte Frequenzen zu dämpfen („herauszufiltern“). Für die digitale Bildverarbeitung bedeutet dies, ein Eingangsbild mit Hilfe einer mathematischen Abbildung in ein Ausgangsbild zu überführen. Die Filterung sorgt dann für eine Extrahierung bestimmter Informationen aus einem Bild. [Ham83]

Werden Bilder durch eine Folge von Farb- bzw. Grauwerten dargestellt, spricht man von einer Darstellung im Ortsraum. Durch die Fouriertransformation lassen sich diese in den Frequenzraum überführen, in welchem die Frequenzanteile der zugrundeliegenden Punktfolge gespeichert werden. Hohe Frequenzanteile stehen dann für große Sprünge innerhalb einer Farbsequenz. Filter zur Bildverarbeitung lassen sich auch im Frequenzraum entwickeln. Eine Faltung der Farbwertfolge mit einem Filter bedeutet eine Summierung über die gesamte Länge des Filters im Ortsraum, wohingegen die Filterung im Frequenzraum lediglich das Produkt aus den beiden Fouriertransformierten, der des Bildes und der des Filters, darstellt.

Wie in Abschnitt 3.1 beschrieben, sollen die zu entwickelnden Filter, genau wie der Ram-Lak Filter, während der Rückprojektion eingesetzt werden. Für die Multiplikation mit der 1D-Fouriertransformierten einer Projektion werden lineare (eindimensionale) Filterfunktionen verwendet. In [Pra78] und [Die05] werden dazu verschiedene Funktionen vorgestellt, die ähnliche Filtereigenschaften besitzen. Zusätzlich wurde die Dokumentation der MATLAB Image Processing Toolbox⁴ für weitere Funktionen herangezogen. Auswahlkriterium für die zu untersuchenden Filter war die Eigenschaft, positive wie negative Frequenzen gleichermaßen zu behandeln, was eine Achsensymmetrie bezüglich der Frequenz u_o im Fourierraum erfordert. Die ausgewählten Filter sind in Abbildung 3.3 veranschaulicht und durch folgende Funktionen definiert:

$$\begin{aligned}
 \textbf{Shepp-Logan: } h(u) &= \frac{\sin(\pi u)}{\pi u} \\
 \textbf{Cosine: } h(u) &= \cos(\pi u) \\
 \textbf{Hamming: } h(u) &= 0.54 - 0.46 \cdot \cos(2\pi \cdot (u - 0.5)) \\
 \textbf{von Hann (Hanning): } h(u) &= 0.5 + 0.5 \cdot \cos(2\pi \cdot u) \\
 \textbf{Bartlett (Triangle): } h(u) &= 1 - 2|u| \\
 \textbf{Blackman: } h(u) &= 0.42 - 0.5 \cdot \cos(2\pi \cdot (u - 0.5)) + 0.08 \cdot \cos(4\pi \cdot (u - 0.5))
 \end{aligned} \tag{3.1}$$

⁴Sammlung von Bildbearbeitungsfunktionen für die MATLAB Entwicklungsumgebung

Das Problem der Übergewichtung des Bildrauschens durch den Ram-Lak Filter soll durch die genannten Filterfunktionen wie folgt behoben werden. Da die Rampenfunktion des Ram-Lak-Filters bereits die tiefen Frequenzen auslöscht, sollten die neuen Funktionen lediglich eine Anpassung an den restlichen Frequenzbereich vornehmen. Dieser umfasst vor allem die hohen Signalanteile, die unter anderem für das Rauschen verantwortlich sind. Die Anpassung des gesamten Frequenzspektrums erfolgt schließlich über die Multiplikation der verwendeten Filterfunktion mit dem Ram-Lak-Filter.

Für die Implementierung in das bestehende Rekonstruktionsprogramm mussten einige dieser Funktionen aus Symmetriegründen auf den Definitionsbereich des im Programm modifizierten Fourierraums angepasst werden. Dies wird beispielsweise durch Verschieben der Funktion im Fourierraum erreicht. Die oben genannten Funktionen berücksichtigen diese Tatsache bereits, weshalb diese Angaben etwas von den in der Literatur beschriebenen Definitionen abweichen. Die untersuchten Filter ergeben nach der Multiplikation mit dem Ram-Lak Filter die in Bild 3.3 dargestellten Funktionsgraphen.

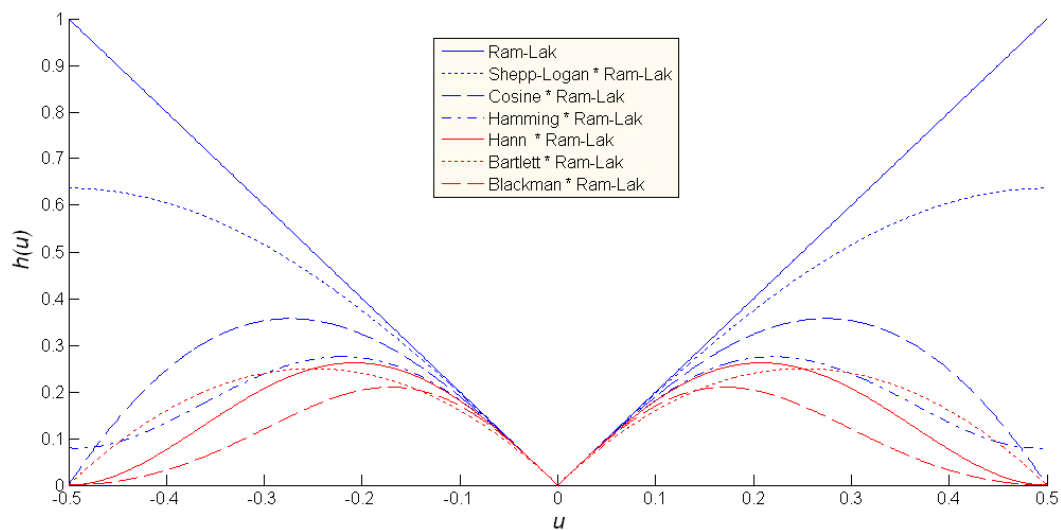


Abbildung 3.3: Funktionsgraphen der untersuchten Filterfunktionen

3.3 Implementierung in PyHST

Die Implementation der entwickelten Filterfunktionen in das bestehende Rekonstruktionsprogramm soll im folgenden beschrieben werden. Dazu wird zunächst jedoch das Programm selbst vorgestellt.

3.3.1 Das Rekonstruktionsprogramm PyHST

PyHST steht für „High Speed Tomography in Python“ und wurde durch Alessandro Mirone an der ESRF in Grenoble, Frankreich, entwickelt. Das Programm ist ein Derivat von Andy Hammersleys „HST“ und steht unter `ftp://ftp.esrf.fr/pub/scisoft/ESRF_sw/` für Linux und Solaris frei zur Verfügung. PyHST ist ein tomographisches Rekonstruktionsprogramm, was für die Daten an der ESRF entwickelt wurde. Über ein Konvertierungsprogramm lassen sich aber auch die Daten, die an der BAMline bei BESSY gemessen wurden, mit diesem Programm rekonstruieren. Das Programm nutzt den bereits beschriebenen Algorithmus der gefilterten Rückprojektion. Die Programmiersprache Python [HM01] wird zur Vorverarbeitung (engl. „preprocessing“) der zur Rekonstruktion notwendigen Informationen genutzt. Die eigentliche Verarbeitung während der Rückprojektion geschieht in der Programmiersprache C.

Durch die zur Verfügung gestellten Quellen ist PyHST auf die Bedürfnisse der Tomographieumgebung der Arbeitsgruppe erweiterbar. Das Programm läuft komplett ohne graphische Oberfläche. Es ist somit ideal für die Benutzung auf Servern geeignet, da auf solchen Rechnern oftmals keine graphischen Systeme, wie das „X Window System“ unter Linux, installiert sind. Der Aufruf des Programms erfolgt daher auf der Kommandozeile. Die Informationen zu den tomographischen Daten, die das Programm zur Rekonstruktion benötigt, werden dem Programm über eine Parameterdatei übergeben. Einige dieser Parameter sollen kurz vorgestellt werden.

```
SINOGRAM_PREFIX = sino
SINOGRAM_POSTFIX = .edf

NUM_FIRST_SINOGRAM = 0 ! No. of first sinogram file
NUM_LAST_SINOGRAM = 19 ! No. of last sinogram file

! defining the sinogram file format
NUM_IMAGE_1 = 1891 ! Number of pixels horizontally
NUM_IMAGE_2 = 1500 ! Number of pixels vertically

! defining experiment
ANGLE_BETWEEN_PROJECTIONS = 0.150000 ! Increment angle in degrees
ROTATION_AXIS_POSITION = 929 ! Position in pixels

! defining output file
OUTPUT_FILE = MetalFoam_20slices.vol
```

In der Parameterdatei werden die Dateinamen zu den gemessenen Radondaten ermittelt. Über die Anzahl der Sinogrammdateien⁵ (`NUM_FIRST_SINOGRAM` und `NUM_LAST_SINOGRAM`) lässt sich die Größe des Volumens, also die Anzahl zu rekonstruierender Ebenen festlegen. Neben der Angabe zu den Dimensionen müssen beispielsweise auch die Schrittweite zwischen den gemessenen Radiogrammen und die Rotationsachse definiert werden. Der Parameter zur Ausgabedatei darf natürlich auch nicht fehlen.

Mit Hilfe dieser Datei wird die Kompatibilität zum Programm HST hergestellt, da sie auch für die Rekonstruktion mit diesem Programm verwendet werden kann. HST selbst bietet dagegen zusätzlich die Möglichkeit, diese Parameterdatei über eine graphische Bedienoberfläche, in der die gemessenen Daten als Vorschau geladen werden, zu erstellen. PyHST bietet diese Option nicht. Detailliertere Informationen zu den Parametern sind in der Dokumentation zu HST in [Ham01] zu finden.

PyHST bietet über die Vorverarbeitung in Python die Möglichkeit, das Programm durch Plugins um neue Funktionalitäten zu erweitern. Dazu wurden Funktionen entwickelt, die es dem Anwender über die Parameterdatei ermöglichen, mit Hilfe von Bildfilterverfahren in den Rekonstruktionsprozess einzugreifen.

3.3.2 Die Filterfunktion als Plugin

Wie in bereits erwähnt, eignet sich PyHST besonders für die Entwicklung neuer Tomographie begleitender Problemlösung, um anwenderfreundliche Funktionen für den Rekonstruktionsprozess in Form von Plugins zur Verfügung zu stellen. Einige neue Funktionen wurden bereits prototypisch in das Programm implementiert, so dass dem Entwickler und dem Nutzer Schnittstellen für die Lösung anwendungsspezifischer Probleme zur Verfügung stehen. Eine dieser Funktionen ist die Auswahl der hier besprochenen Filter für die gefilterte Rückprojektion, die implementiert werden sollten. Diese Funktion ermöglicht es, die Fourier-Filter in der Parameterdatei zu definieren. Das Programm sucht diese Funktionsdefinition aus der Parameterdatei und wendet diese in der gefilterten Rückprojektion an.

Augenscheinlich sollte sich die Implementierung der Filter über die Parameterdatei recht einfach umsetzen lassen. Alessandro Mirone hatte bereits eine dafür vorgesehene Funktion implementiert. Die Definition der jeweiligen Funktion erfolgt dabei lediglich durch die Verwendung einer Python-Syntax⁶ innerhalb der Parameterdatei.

⁵Tomogramme lassen sich in PyHST gleichermaßen aus allen Radiogrammen rekonstruieren

⁶Regeln für die Zusammenstellung von Anweisungen in der Programmiersprache Python

```
# SHEPP-LOGAN
def FOURIER_FILTER(self, x): return math.sin(math.pi*(x))/(math.pi*(x))

# COSINE filter
def FOURIER_FILTER(self, x): return abs(math.cos(math.pi*(x)))

# HAMMING Filter
def FOURIER_FILTER(self, x): return 0.54-0.46*math.cos(2*math.pi*(x-0.5))

# HANN Filter
def FOURIER_FILTER(self, x): return 0.5 + 0.5*math.cos(2*math.pi*x)

# BARTLETT Filter
def FOURIER_FILTER(self, x): return 1 - abs(2*x)

# BLACKMAN Filter
def FOURIER_FILTER(self, x): return 0.42 - 0.5*math.cos(2*math.pi*(x-0.5)) +
    0.08*math.cos(4*math.pi*(x-0.5))
```

Das Rekonstruktionsprogramm PyHST ermittelt die definierten Filter in der Parameter über die bereits angesprochene Funktion und berechnet deren Funktionswerte. Die Berechnung dieser Werte erfolgt dabei lediglich über den Frequenzbereich $0 \leq u \leq 0.5$, obwohl ebenfalls die negativen Frequenzen, also der gesamte Fourierraum $-0.5 \leq u \leq 0.5$, gefiltert werden müssen. Aus der Tatsache, dass die Fouriertransformierte eines reellen Signals immer symmetrisch ist, werden die ermittelten Werte für die positiven Signalanteile auf die negativen übertragen.

Nachdem die Definitionen der Filter in der Parameterdatei festgehalten wurden, wurde das Verhalten dieser Filter anhand realer Datensätze getestet. Hierbei traten jedoch Probleme auf, die sich an den rekonstruierten Tomogrammen bemerkbar machten. Die Fehler äußerten sich zunächst sehr unterschiedlich. Filter, die ihrer Funktion im Rekonstruktionsprozess nicht gerecht wurden, waren Shepp-Logan, Hamming und Blackman. Alle anderen Filterfunktionen lieferten erwartungsgemäße Ergebnisse in den Bildern der Tomogramme (mehr dazu in Abschnitt 3.4). Nach einer Analyse des Programms wurden die Ursachen für diese Fehler im Programm PyHST gefunden und in Zusammenarbeit mit Herrn Alessandro Mirone beseitigt. In Folge dieser Korrektur filterten auch die drei genannten Funktionen entsprechend den Erwartungen.

3.4 Auswertung

Die implementierten Filterfunktionen wurden an realen Datensätzen getestet. Die Ergebnisse sollen an dieser Stelle vorgestellt werden.

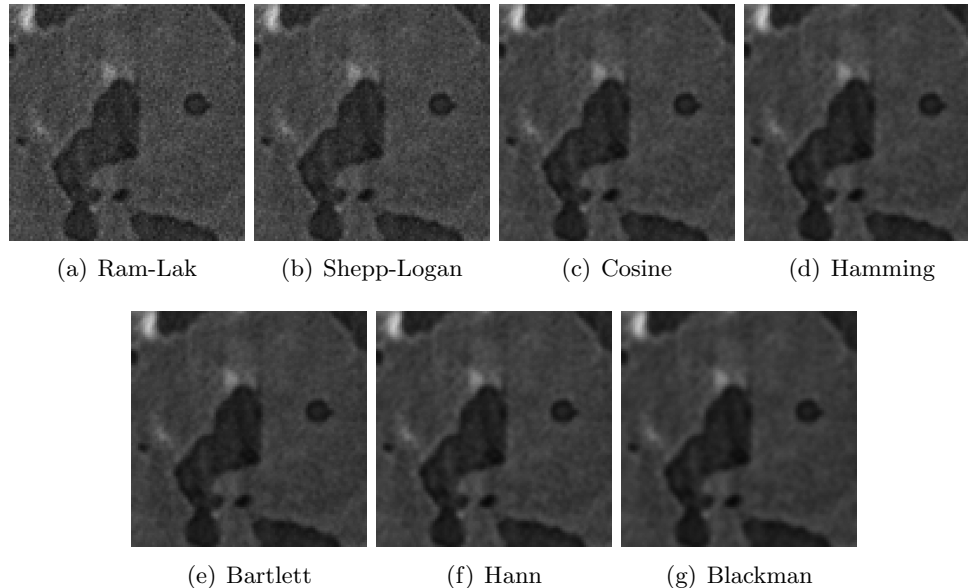


Abbildung 3.4: Auswirkungen der Fourier-Filter an einem Tomogramm: Die hohen Frequenzanteile werden durch die Filter unterschiedlich stark gedämpft, was sich in der Unschärfe der Bilder zeigt.

Die Abbildungen 3.4 zeigen einen Metallschaum, der mit einer $1,4 \mu\text{m}$ Auflösung im Mai 2005 gemessen wurde. Das erste Bild zeigt den Zustand der Rekonstruktion vor Implentierung der neuen Filter. Das Tomogramm wurde lediglich durch Ram-Lak gefiltert und zeigt in diese Detailansicht scharfe Kanten, aber zugleich auch ein hohes Rauschen.

Die neu implementierten Filter demonstrieren die eingangs erwähnte Schwächung der hohen Frequenzen in unterschiedlicher Stärke, was sich anhand des Verlaufs der Funktionsgraphen aus Abbildung 3.3 ordnen lässt. Je nach Einfluss der Dämpfung wird das Rauschen im Bild kompensiert. Am bedeutsamsten zeigt dies der Blackman Filter. Da die Kompensation des Rauschens jedoch durch die Auslöschung der hohen Frequenzen zustandekommt, fallen die niedrigeren Signalanteile wieder stärker ins Gewicht. Das Tomogramm wird unschärfer.

Die Veränderung des Rauschens lässt sich am besten in einem Histogramm visualisieren. In einem Histogramm wird die Häufigkeitsverteilung von Messwerten dargestellt. Das Histogramm eines Grauwertbildes zeigt demzufolge die Grauwertverteilung des Bildes an. In Abbildung 3.5 wurde ein Grauwert-Histogramm über einen Ausschnitt eines Tomogramms erzeugt. Der würfelförmige Ausschnitt erfolgte an einer möglichst homogenen Stelle, um minimale Veränderung des Rauschens in Form einer Änderung der Grauwertverteilung sichtbar

zu machen.

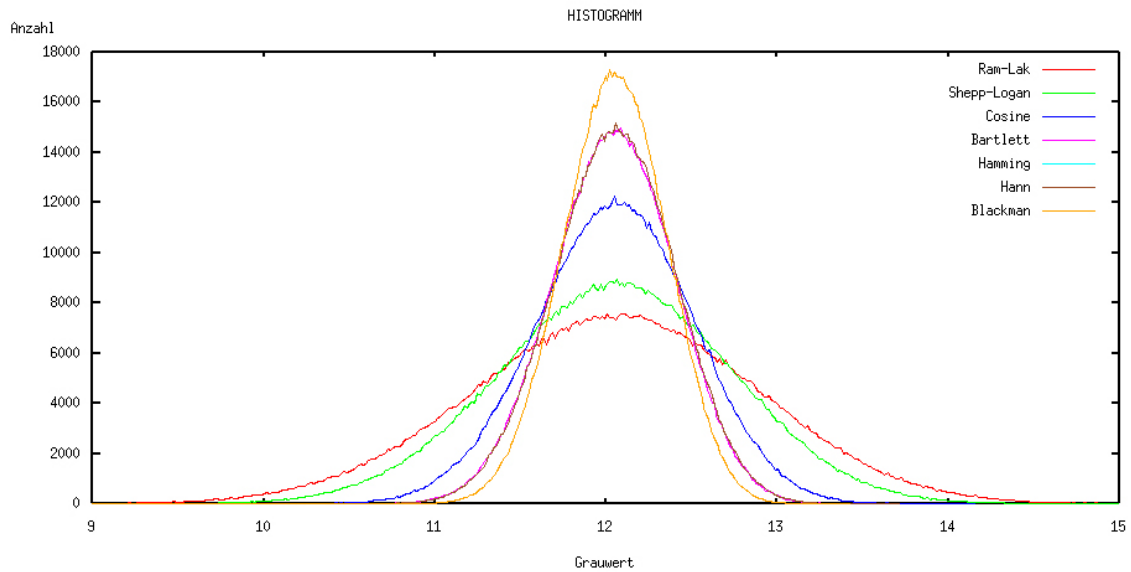


Abbildung 3.5: Grauwert-Histogramm: Auswirkung der verschiedenen Fourier-Filter anhand der Grauwertverteilung eines Tomogrammausschnitts

In der Abbildung ist deutlich zu erkennen, dass sich die Grauwertverteilung durch die Filterung ändert. Je stärker eine Filterfunktion die hohen Signalanteile dämpft, desto geringer ist die Verteilung der Grauwerte im rekonstruierten Bild. Im Histogramm entsteht dadurch eine spitzere Kurve.

Die Ergebnisse haben gezeigt, dass das Rauschen auf einfachem Wege schon während der Rekonstruktion ausgeglichen werden kann, jedoch auch immer auf Kosten der Schärfe. Eine Abwägung bezüglich der Nutzung eines der genannten Filter, bleibt schließlich dem Benutzer überlassen. Die Anwendung dieser Funktionen gestaltet sich dennoch sehr einfach, da sie lediglich in die Parameterdatei eingetragen werden müssen.

Bewegungsartefakte

Bewegungsartefakte in Tomogrammbildern äußern sich häufig durch lokale Verwischungen und Unschärfe von Konturen. Die gefilterte Rückprojektion hat gezeigt, dass eine Rekonstruktion nur dann korrekte Ergebnisse liefert, wenn sich die Lage des durchstrahlten Objekts relativ zur Drehachse während der Messung nicht verändert bzw. wenn die Projektionen der Tomographiemessungen konsistente Daten enthalten und ein und dasselbe Objekt beschreiben. Bewegt sich das Objekt, beispielsweise der Patient in der Medizin, entstehen Inkonsistenzen bei den aufgenommenen Radondaten, die sich in Form von Artefakten über das gesamte Tomogramm verteilen können.

4.1 Problemstellung

Im Allgemeinen geht man bei der Tomographie von idealen Bedingungen bezüglich der Bewegungen des zu messenden Materials aus. Die Probe wird auf einem Drehteller befestigt und um 180° rotiert. Gedreht wird dabei in definierten Schritten, deren Genauigkeit durch einen Schrittmotor gewährleistet wird. Für Flatfieldmessungen wird das Objekt während der gesamten Messung mehrmals aus dem Aufnahmebereich heraus- und wieder hineingefahren. Von der verwendeten CCD-Kamera ist bekannt, dass nicht alle Bildpunkte die gleiche Lichtempfindlichkeit besitzen, was die in Abschnitt 2.4.1 erläuterten Ringartefakte verursachen kann. Um die bekannten Pixelbereiche in Relation zu den anderen Regionen dennoch gleichmäßig „auszuleuchten“, wird die Probe zwischen den Einzelmessung zusätzlich mehrere Male um die bekannten Bereiche verschoben. Dadurch werden gleiche Bildbereiche von verschiedenen

Pixeln detektiert. Die definierten Positionen dieser Bewegungen, sollen durch die Schrittmotoren garantiert werden, so dass eine korrekte Rückrechnung um diese Positionen konsistente Messdaten gewährleistet.

Das ideale Sinogramm einer Messung repräsentiert die Radontransformierte eines Objekts, also alle gemessenen Projektionen. Da es sich dabei um eine Rotation handelt, sind, wie bereits angesprochenen, sinusförmig verlaufende Strukturen zu erwarten. Bei den Sinogrammen einiger Messungen, wie am Beispiel von Abbildung 4.1, sind teilweise recht deutliche horizontale Verschiebung zu erkennen.

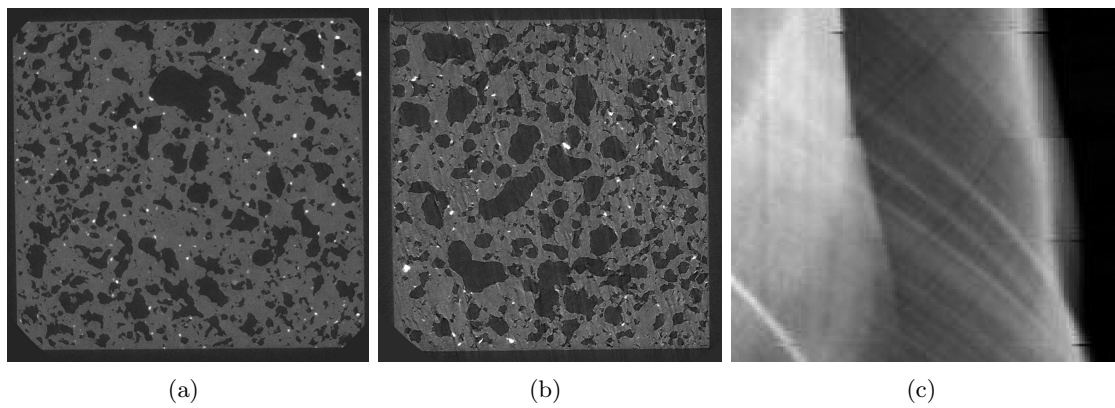


Abbildung 4.1: Vergleich von wackelfreien (a) und verwackelten Tomogrammdaten (b): Der Ausschnitt eines Sinogramms (c) mit horizontale Verschiebungen verdeutlicht die Ursachen der Artefakte.

Die Vermutung liegt sehr nahe, dass es sich dabei um Bewegungsstörungen handelt, die während der Messungen auftraten und welche durch Ungenauigkeiten der Schrittmotoren verursacht werden können. Im rekonstruierten Tomogramm äußert sich dieses Problem glücklicherweise nicht sehr stark. Die meisten dieser Tomogramme lassen sich trotz dieser Verschiebung im Sinogramm sehr gut analysieren und auswerten, da das Verhalten der Artefakte nicht sonderlich ausgeprägt erscheint. Gleichzeitig erwartet man intuitiv eine Verbesserung der Bildqualität im Falle einer Korrektur dieser Problematik. Diesbezüglich soll an dieser Stelle eine Untersuchung zur Korrekturmöglichkeit dieser Bewegungsstörung vorgestellt werden.

4.2 Die Schwerpunktkorrektur

Eine Störung, die durch eine nicht berücksichtigte Bewegung entstanden ist, lässt sich anhand aller Projektionsdaten einer Ebene beobachten. Da diese in einem Sinogramm zusammengefasst sind, erfolgt die Korrektur zur Bewegungskompensation anhand der Radondaten einer Ebene.

Das Bild eines Sinogramms stellt die Überlagerung vieler Sinuskurven dar, die aus der Drehung um die Rotationsachse resultieren. Geht man davon aus, dass diese Drehung ideal, also ohne Störung, verlaufen ist, sollten auch diese Kurven echten Sinusfunktionen entsprechen. Folglich kann eine Abweichung dieser Tatsache über einen Vergleich mit einer errechneten Sinusfunktion festgestellt werden. Da eine Analyse über alle im Sinogramm befindlichen Sinuskurven überproportional aufwendig erscheint, beschränkt man diese auf den Schwerpunktverlauf im Sinogramm.

Unter der Tatsache, dass ein ideales Sinogramm die Radontransformation eines durchstrahlten Objekts repräsentiert, geht man davon aus, dass der Schwerpunkt einer Projektion, also einer Sinogrammzeile, Element einer Sinusfunktion ist. Im Umkehrschluss bedeutet dies, dass eine Sinusfunktion durch die Schwerpunkte aller Projektionen repräsentiert wird. Treten Abweichungen gegenüber einer optimalen Sinusfunktion auf, die unter der Annahme betrachtet werden, dass sich der Schrittmotor undefiniert bewegt, lassen sich die Bewegungsstörungen in Form einer Verschiebung von Sinogrammzeilen durch Zurückverschieben korrigieren.

Die Schwerpunktkorrektur umfasst also folgende Arbeitsschritte:

- Ermittlung der Schwerpunkte für jede Sinogrammzeile
- Finden einer Sinusfunktion anhand der ermittelten Schwerpunkte
- Bestimmen der Abweichungen der Schwerpunkte gegenüber des Funktionswertes der Sinusfunktion in jeder Sinogrammzeile
- Verschieben jeder einzelnen Sinogrammzeile, so dass ihr Schwerpunkt, auf der Sinusfunktion liegt.

Die Implementation dieser Teilschritte soll im Folgenden beschrieben werden.

4.2.1 Schwerpunktermittlung

Die Ermittlung des Schwerpunkts einer Projektion erfolgt über die Berechnung eines Massenschwerpunkts aus der klassischen Mechanik. Der Massenschwerpunkt eines Körpers wird durch Mittlung wie folgt berechnet:

$$\vec{r}_s = \frac{\int \vec{r} dm}{\int dm} \quad \text{oder} \quad \vec{r}_s = \frac{\sum_i \vec{r}_i \cdot m_i}{\sum_i m_i} \quad (\text{für diskrete Systeme}) \quad (4.1)$$

s = Schwerpunkt, $\vec{r}$ = Punktvektor zum Voxel, m_i = Teilmasse

Dies lässt sich auf die Berechnung des Schwerpunktes einer Sinogrammzeile übertragen. Der Punktvektor entspricht einem Pixel x_i aus dieser Zeile. Die Masse eines Pixels wird durch seinen zugeordneten Grauwert bestimmt. Folglich ergibt sich die Gesamtmasse einer Projektion

aus der Summe aller Grauwerte einer Sinogrammzeile. Der Schwerpunkt einer Zeile lässt sich also mit Hilfe der oben genannten Formel 4.1 ermitteln.

Sind die Schwerpunkte aller Projektionen bestimmt, werden diese abgespeichert und zur Errechnung der Sinusfunktion genutzt.

4.2.2 Sinusberechnung

Die Berechnung der Sinusfunktion ist der aufwändigste Teil dieser Korrektur. Die allgemeine Sinusfunktion ist gegeben durch:

$$f(x) = a \cdot \sin\left(\frac{2\pi}{b} \cdot (x - c)\right) + d \quad (4.2)$$

a = Amplitude, b = Signaldauer, c = Phasenverschiebung),
 d = y-Verschiebung

Um eine optimale Sinusfunktion zu erhalten, gilt es die vier Parameter a, b, c, d zu berechnen. Dazu wurde ein iterativer Lösungsweg gewählt.

Der Parameter b bestimmt die Periodenlänge bzw. die Frequenz des Sinussignals. Dadurch, dass bei den Messungen eine definierte Drehung um 180° gegeben sind, lässt sich dieser Parameter über die Anzahl N der gemessenen Projektionen, errechnen.

$$b = \frac{2\pi}{N} \quad (N = \text{Anzahl der Projektionen}) \quad (4.3)$$

Der Parameter d ist ebenfalls schon gegeben. Dieser entspricht der Rotationsachse, um die die Probe rotiert wurde und welche zur Rekonstruktion bekannt sein muss.

$$d = \text{Rotationsachse} \quad (4.4)$$

Über die Summe der kleinsten Quadrate (engl. „least square method“) werden nun die beiden anderen Parameter a und c schrittweise ermittelt. Für a und c werden initiale Werte vergeben und die Funktionswerte der Sinusfunktion errechnet. Die Sinusfunktion hat dann ihren optimalen Verlauf durch die Schwerpunkte x_{i_s} der Sinogrammeilen, wenn die Summe aller Quadrate der Abstände von x_{i_s} und $f(x_i)$ am kleinsten ist. Dazu werden a und c über den Bereich des Sinogramms verändert.

$$\text{Kostenfunktion: } \sum_{i=0}^N (x_{i_s} - f(x_i))^2 \quad (4.5)$$

$$N = \text{Anzahl der Projektionen}, \quad f(x) = a \cdot \sin\left(\frac{2\pi}{b} \cdot (x - c)\right) + d$$

4.2.3 Korrektur der Abweichungen

Ist eine optimale Sinusfunktion bestimmt worden, müssen die eigentlichen Korrekturen an den Radondaten durchgeführt werden. Hierzu werden zwei unterschiedliche Möglichkeiten vorgestellt.

4.2.3.1 Pixelgenaues Verschieben

Das erste Verfahren sieht eine exakte Verschiebung (engl. „shifting“) einer Sinogrammzeile vor, ohne die gemessenen Grauwerte zu verändern. Die Weite und Richtung der Verschiebung wird über die Differenz des Schwerpunktes und dem zugehörigen Funktionswert der Sinusfunktion ermittelt. Da es sich hier bei um diskrete Pixel x handelt, muss die Verschiebung Δx auf ganzzahlige Werte gerundet werden. Erst dann können die Grauwerte der Sinogrammzeile verschoben werden. Für dieses Wertefeld eignen sich besonders Push- und Popmethoden, da die am Ende verschobenen Werte am Anfang wieder eingefügt werden sollen.

Ein Vorteil dieser Methode, ist dass sie die Messdaten (Radondaten) nicht verändert. Nachteilig bleiben aber die diesbezüglichen Ungenauigkeiten der Verschiebungen aufgrund der Rundungen, weshalb eine exakte Schwerpunktkorrektur auf die Sinusbahn ausbleibt.

4.2.3.2 Verschiebung im Fourierraum

Um den Schwerpunkt einer Projektion exakt, also „subpixelgenau“, in die Sinusbahn zu verschieben, wird eine andere Methode gewählt. Dies bedeutet, man muss die Diskretisierung, die Einteilung in Pixel, übergehen und die Grauwerte bezüglich des neuen durch die Sinusfunktion gegebenen Schwerpunkts interpolieren. Eine sehr schnelle Variante dieser Interpolation erfolgt über die Fouriertransformierte der Projektion.

Die Verschiebung a der Funktion $f(x)$ in die Funktion $f(x - a)$ wird über eine Eigenschaft der Fouriertransformation dargestellt (Gleichung 4.6). [PN03]

$$f(x - \mathbf{a}) \xrightarrow{\text{FFT}} e^{2\pi i \mathbf{a} u} \cdot F(u) \quad (4.6)$$

Zunächst wird die Fouriertransformierte F jeder Projektion f bestimmt. Diese wird dann mit der Exponentialfunktion G im Fourierraum multipliziert. Die inverse Fouriertransformation des Produkts beider Funktionen ergibt die exakt um a verschobene Projektion, deren neuer Schwerpunkt auf der optimalen Sinuskurve liegt. Die Gleichungen 4.7 veranschaulichen dies.

$$\begin{aligned}
F &= \mathcal{F}\{f(x)\} \\
G &= e^{2\pi i a u} \\
f_{neu} &= \mathcal{F}^{-1}\{F \cdot G\}
\end{aligned} \tag{4.7}$$

i = imaginäre Einheit, a = Verschiebung des Schwerpunkts,
 e = eulersche Zahl, π = Kreiszahl, f = Projektion bei φ

In der Implementation muss der Raum der Fouriertransformierten der Projektion zusätzlich um einen sicheren Bereich erweitert werden, weil sonst die positiven Frequenzen die negativen Signale bei der Verschiebung beeinflussen. Um dies zu verhindern, wird der Frequenzbereich positiv wie negativ erweitert und mit Nullen initialisiert („zero padding“). Außerdem sollte explizit nur der Realteil der inversen Fouriertransformation der interpolierten Projektion den zugewiesen werden, da imaginäre Anteile vernachlässigt werden können.

4.3 Auswertung der Schwerpunktkorrektur

Zur Auswertung der Ergebnisse dieser Korrektur mussten zunächst Tomogramme aus den korrigierten Sinogrammen rekonstruiert werden. Erst dann konnten Aussagen über Qualität des Verfahrens gemacht werden. In Abbildung 4.2 wurden die Schwerpunkte anhand der Radondaten einer Ebene bestimmt und daraus eine optimale Sinusfunktion ermittelt.

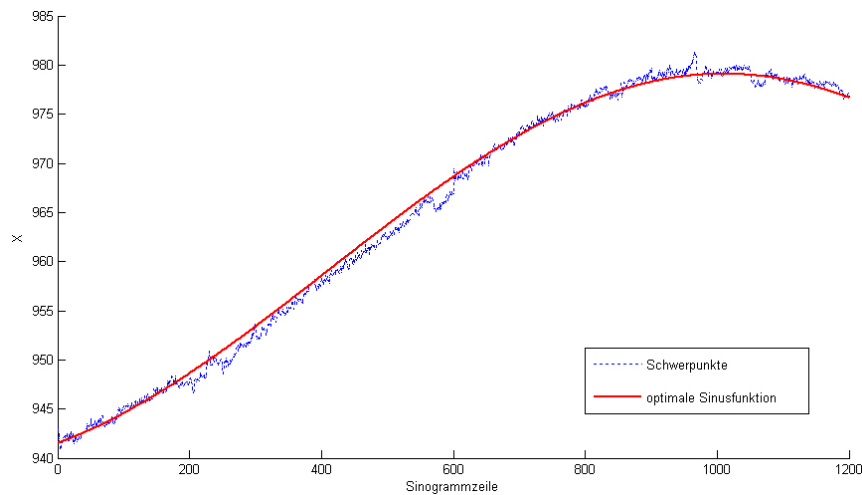


Abbildung 4.2: Die Schwerpunktkorrektur: Anhand der ermittelten Schwerpunkte (blau) in den Sinogramm, wird eine optimale Sinusfunktion (rot) ermittelt. Die Sinogrammzeilen werden so verschoben, dass ihr Schwerpunkt auf dieser Sinusbahn liegt.

Es ist deutlich zu erkennen, dass die Korrektur der einzelnen Schwerpunkte lediglich über einen Raum von wenigen Pixeln stattfindet, da die Differenz der Schwerpunkte und der jeweiligen Sinuswerte nur sehr klein ist.

Die Rekonstruktion des Bildes liefert entsprechend der gering ausgefallenen Korrektur keine überraschenden Ergebnisse. Auch bei detaillierter Betrachtung des Tomogramms sind lediglich kleine Veränderungen zu beobachten, die sich durch eine geringe Kantenverschärfung wie in Bild 4.3 äußern.

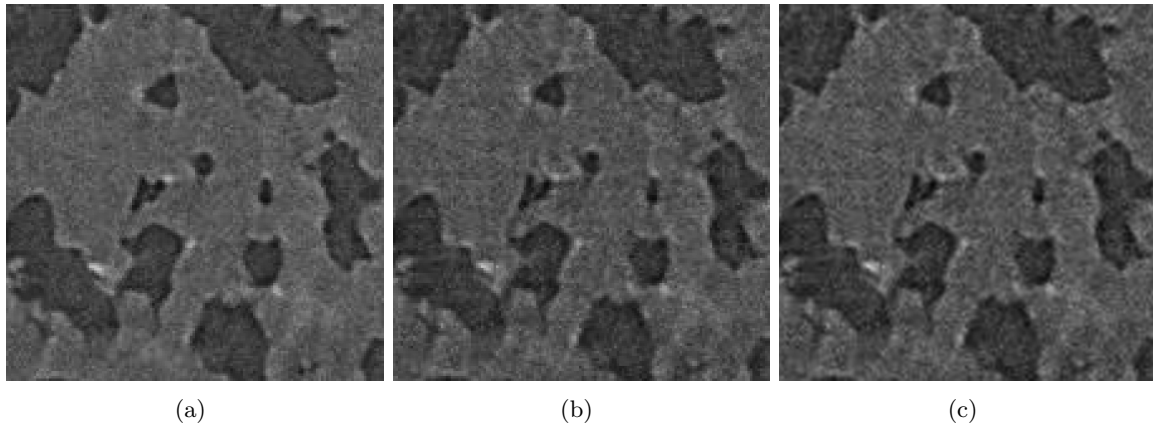


Abbildung 4.3: Die Auswirkungen der Schwerpunktkorrektur zeigen nur geringe Veränderungen in der Bildqualität. Im Gegensatz zu den unbehandelten Daten in (a) wirken die Strukturen nach einer pixelgenauen Verschiebung (b) und der Verschiebung im Fourierraum (c) etwas schärfer. Ein Unterschied zwischen (b) und (c) ist nicht zu erkennen.

Die Korrektur der Schwerpunkte findet in einem minimalen Bereich von nur wenigen Pixeln statt. Der Unterschied zwischen der pixelgenauen Verschiebung und der Verschiebung im Fourierraum ist daher nicht zu erkennen, weshalb eine Analyse bezüglich des Verhaltens der verschiedenen Methoden entfällt.

Die durch die beiden Abbildungen 4.2 und 4.3 dargestellten Schwerpunktkorrektur zeigt, dass die Verschiebung der Sinogrammzeilen geringe Auswirkungen bezüglich den Qualitätsveränderungen im Tomogramm hat. Man kann also davon ausgehen, dass die Korrektur der gemessenen Radondaten unterhalb der Genauigkeit der Messapparatur bzw. unter ihrer Auflösung liegt. Fällt das Ausmaß der Korrektur noch geringer aus, d.h. werden die Projektion um noch kleinere Beträge verschoben, so sind keine Verbesserungen zu beobachten.

Die bisher vorgestellten Ergebnisse wurden anhand von Radondaten durchgeführt, bei denen keine auffälligen Sprünge in den Sinogrammzeilen zu erkennen waren. Sie wurden jedoch verwendet, um auch innerhalb dieser Daten Qualitätsverbesserungen festzustellen. Der Verlauf der Schwerpunktkorrektur anhand dieser Daten kann also ideal eingestuft werden, da

keine Verschlechterungen und nur geringe Verbesserungen in den Tomogrammen zu erkennen sind. Im Folgenden sollen die Ergebnisse anhand von groben Störungen vorgestellt werden, die durch Zeilensprünge wie in Abbildung 4.1 zu identifizieren sind.

4.3.1 Nachteile der Schwerpunktkorrektur

Die hier präsentierten Ergebnisse resultieren aus einem großen Teil der Messreihe vom Mai 2005 bei BESSY in Berlin-Adlershof. Ziel war es, Zeilensprünge im Sinogramm zu korrigieren und so die Qualität der Tomogrammbilder zu verbessern. Die Daten dieser Messreihe offenbarten jedoch genügend Schwierigkeiten, bei den die Schwerpunktkorrektur keine Lösung für hier betrachteten Bewegungsstörungen liefert. Das Diagramm 4.4 zeigt, dass die ermittelten Schwerpunkte der Projektionen teilweise viel deutlicher von der daraus ermittelten Sinusfunktion abweichen, als dies noch in Abbildung 4.2 der Fall war. Für die Korrektur hieße das, die Sinogrammzeilen müssten weit aus stärker verschoben werden als zuvor. Die Rekonstruktion in Bild 4.4 zeigt exemplarisch welche Auswirkungen diese Korrektur hat. Das Tomogramm wirkt völlig zerstört, es sind keine Materialstrukturen zu erkennen.

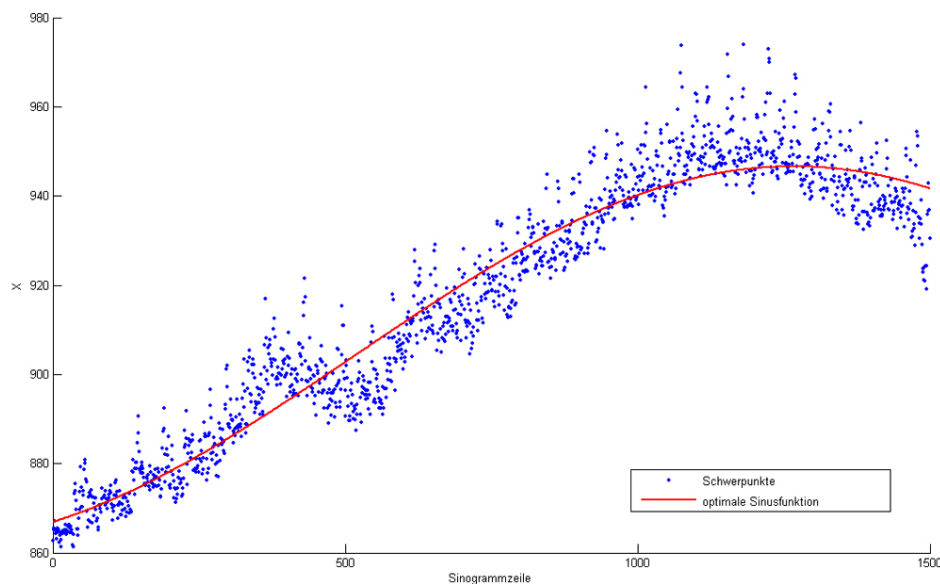


Abbildung 4.4: Verursacht durch hohes Rauschen schwanken die ermittelten Schwerpunkte im mehrere Pixel. Die Verschiebung der Sinogrammzeilen würde die Rekonstruktion erheblich verschlechtern.

Dieses Verhalten wurde in allen Daten dieser Messserie festgestellt, sowohl für Messung mit Zeilensprüngen im Sinogramm als auch ohne diese. Eine Erklärung für diese Problem lässt

sich aus den ermittelten Schwerpunkten im Diagramm 4.4 ableiten. Die großen Schwankungen dieser Punkte resultieren aus einem hohen Rauschen innerhalb der Radondaten. Jede Sinogrammzeile, also jede Projektion, besitzt stark unterschiedliche Schwerpunkte. Dies wiederum resultiert aus den gemessenen Intensitäten der Ausgangsstrahlung, die sich von Projektion zu Projektion stark unterscheiden. Dass die Intensität der Strahlung im Laufe einer Messung abnimmt, ist bekannt und soll durch die Flatfieldkorrektur kompensiert werden. Die Aufnahme von Flatfieldbildern zeigt deutlich die inhomogene Ausleuchtung (Bestrahlung) der CCD-Kamera, die durch den Strahl verursacht wird. Die Vorgehensweise dieser Korrektur wurde in Abschnitt 2.3.1 vorgestellt. Diese Art der Korrektur behebt jedoch nicht eventuelle Schwankungen der Intensität, da dazu zuwenig Flatfieldaufnahmen zwischen den Einzelmessungen gemacht werden. Schwankt bzw. „atmet“ der Strahl in seiner Lage, werden die Bereiche einer zu messenden Probe während der gesamten Messung unterschiedlich stark ausgeleuchtet. Eine einzelne Projektion spiegelt demzufolge Intensitäten in Form von Grauwerten wieder, die deutlich von denen anderer Projektionen abweichen. Glücklicherweise resultiert daraus keine wesentliche Verschlechterung im Rekonstruktionsprozess. Für die Methode der Schwerpunktkorrektur hat dies jedoch fatale Folgen, da sich diese Abweichungen in den Schwerpunktberechnungen der Sinogrammzeilen auswirken. Die ermittelten Schwerpunkte sind stark verstreut und lassen nur sehr schwer einen sinusförmigen Verlauf erahnen.

Anhand der Sinogramme unterschiedlichster Messungen wurden schon zuvor Schwankungen der Strahlage bei BESSY während dieser Messzeit vermutet. Diese Annahmen lassen sich nun durch die durchgeführten Untersuchungen bestätigen.

Für die hier aufgetretenen Probleme kann diese Methode zur Kompensation von Bewegungsstörungen als unbrauchbar eingestuft werden. Es lässt sich schlussfolgern, dass der Einsatz dieses Verfahrens sehr stark von der Strahlage und deren Auswirkung auf das Rauschen innerhalb der Sinogrammdaten abhängig ist.

Ein weiterer Aspekt, der in diesem Zusammenhang betrachtet werden muss, ist, dass durchaus Messungen durchgeführt werden, bei denen die Probe aufgrund ihrer Größe aus dem Gesichtsfeld der Kamera herausragt. Für die Aufnahme der Radiogramme bedeutet dies, dass nicht alle Elemente der Probe erfasst werden. Folglich sind die Radondaten lediglich auf einen Teil der Probe konsistent. Im Sinogramm ist dann deutlich zu erkennen, dass die sinusförmigen Strukturen über den Bildrand hinausgehen. Dies macht die Berechnung der Schwerpunkte einer Sinogrammzeile unmöglich, da nicht alle Elemente der Probe abgebildet werden. Die ermittelten Punkte würden keinen sinusförmigen Verlauf nehmen. Die Anwendung der Schwerpunktkorrektur ist für diese Fälle deshalb zu verwerfen.

Das Ergebnis dieser Untersuchung macht deutlich, dass eine Verwendung der hier vorgestellten Methode nur für wenig Fälle sinnvoll erscheint und wenig qualitative Verbesserungen bringt.

Selbst für geeignete Fälle liegt die Schwerpunktkorrektur augenscheinlich unterhalb der Genauigkeit der Messapparatur an der BAMline bei BESSY, was allerdings gegen den dortigen Aufbau spricht. Die Möglichkeiten zur Verbesserung der Schärfe werden in [Rac05] gemacht. Unter Verwendung der dort vorgestellten technischen Mittel sollten sich die Ergebnisse der Schwerpunktkorrektur qualitativ verbessern.

4.3.2 Ausblick und Verbesserungen

Die Schlussfolgerungen, die sich aus den genannten Ergebnissen ziehen lassen, erfordern eine Diskussion über andere Möglichkeiten, Bewegungsfehler zu kompensieren. Es wurde gezeigt, dass die Schwerpunktmethode nur im beschränkten Maße einsetzbar ist. Die Korrekturen wurden zum größten Teil an Messungen mit einer Auflösung von $1,5 \mu m$ gemacht. Die optische Abbildung bei dieser Auflösung ist jedoch relativ schlecht, da sich die Unschärfe zum Teil über 4 bis 6 Pixel erstreckt. Die Schwerpunktkorrektur liegt bei rauscharmen Datensätzen also innerhalb dieser Unschärfe.

Die Kompensation von Störungen, die aus Bewegungsfehlern resultieren, wurde im Radonraum durchgeführt, da diese in den Sinogrammbildern am ehesten zu erkennen sind. Eine weitere Möglichkeit, die Korrektur der Zeilensprünge in den Sinogrammdaten vorzunehmen, ist, die Suche nach auffälligen Kanten (Hell-Dunkel-Übergänge), in denen diese Sprünge zu sehen sind, wie zum Beispiel im Bild 4.1. Diese Kanten könnten durch Binarisierungsverfahren, wie sie in [Kir04] entwickelt wurden, detektiert werden. Wie bei der Schwerpunktkorrektur könnte eine Funktion durch die gewonnenen Punkte gelegt werden, die festlegt, wie weit und in welche Richtung die einzelnen Projektionen korrigiert werden müssen. Dazu könnten die hier entwickelten Methoden zur Verschiebung der Zeilen angewendet werden. Dieses Verfahren hätte den Vorteil, dass es nahezu unabhängig von der Stärke des Rauschens ist. Die Lösung kann aber ebenfalls nicht global auf alle Daten angewendet werden, da solche eindeutigen Kanten, die sich über alle Zeilen erstrecken, nur in den Sinogrammen sehr weniger Messungen vorkommen.

Metallartefakte

In diesem Kapitel soll die Problematik der Metallartefakte, die durch hochabsorbierende Objekte wie die Ausscheidung von Titan oder Kupfer in einer Aluminium-Matrix entstehen, behandelt werden. Dazu wird zunächst die Ursache für derartige Bildstörungen im Tomographieprozess verdeutlicht. Im darauffolgenden Abschnitt werden Kompensationsstrategien zur Beseitigung dieser Fehler vorgestellt und angewendet. Diese Verfahren arbeiten unabhängig von dem nachfolgend angewendeten Rekonstruktionsverfahren. Abschließend werden die Resultate dieser Methoden ausgewertet und offene Fragestellungen diskutiert.

5.1 Experimenteller Hintergrund

In Abschnitt 2.4.2 wurde bereits eine Klassifikation unterschiedlicher Bildstörungen vorgenommen. Metallartefakte lassen sich intuitiv durch medizinische Problemstellungen verdeutlichen. Computertomographische Aufnahmen von Patienten mit metallischen Fremdkörpern, wie zum Beispiel implantierte Schrauben oder Zahnfüllungen, wirken sich sehr negativ auf die Bildqualität des Tomogramms aus. In Abbildung 5.1 wird das Problem der Bildstörung anhand des Tomogramms eines Kopfes mit metallischen Zahnfüllungen verdeutlicht. Im Bild sind deutliche Streifenartefakte zu erkennen, die sich nahezu über das gesamte Bild erstrecken und eine Diagnose im Kieferbereich unmöglich machen.

Diese Problematik tritt allerdings nicht nur innerhalb der Medizin auf. Im Allgemeinen spricht man von Metallartefakten, weil die Röntgenstrahlung durch Stoffe wie Metall sehr stark absorbiert wird. In der Materialforschung werden Proben untersucht, die aus unterschiedlichen

Elementen und Verbindungen bestehen. Haben einige dieser Stoffe sehr hohe Absorbtienseigenschaften, kommt es zu Bildstörungen im Tomogramm. Dabei handelt es sich immer um Materialien aus gemischten Strukturen, wovon einige geringe und andere höhere Absorbtienseigenschaften besitzen. Da in der Computertomographie möglichst alle Materialstrukturen abgebildet werden sollen, durchstrahlt man die Proben u.a. mit niedrigeren Energien, so dass auch die geringe Absorption einiger Elemente bei der Messung erfasst werden kann. Diese die Wellenlängen der niederenergetischen Strahlung wird von sehr dichten Metallen zu 100% absorbiert.

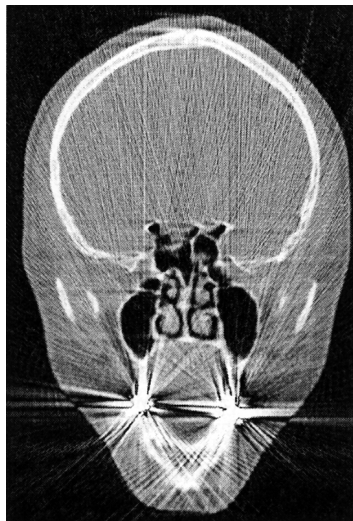


Abbildung 5.1: Metallartefakte: Hochabsorbierende Zahnfüllungen verursachen Streifen und Schlieren im Tomogrammbild. Eine Diagnose über die Bereiche des Kiefers erscheint unmöglich. [Hai03]

Die Probleme der Bildstörungen entstehen dadurch, dass im Grenzbereich der Numerik gearbeitet werden muss, Um Informationen über die Innere Struktur der Objekte zu erhalten, müssen diese durchstrahlt sein. Empirisch ermittelt, versucht man hier $\mu \cdot d = 2$ zu erreichen. Da bestimmte Stoffe die gesamte Strahlenintensität absorbieren, werden auf CCD-Kamera kaum Lichtteilchen detektiert. In diesem Fall bleibt zwar die korrekte Zuordnung der Messgeraden zu Punkten im Radonraum erhalten, jedoch kann die Annahme, dass die Messung dem Linienintegral entspricht, nicht gehalten werden. [Hai03] Dies äußert sich dies durch sprunghafte Kanten in den Sinogrammzeilen.

Die Inversion der Radontransformation über die gefilterte Rückprojektion der Daten stellt dabei ein Problem dar, wenn ein Teil der Linienintegrale verloren geht oder verfälscht wird. Die Inversion der Radontransformation ist numerisch sehr instabil, was bedeutet, dass kleine Messfehler zu großen Fehlern in den Tomogrammdaten führen können. Diese Schlechtgestelltheit der Rücktransformation macht sich insbesondere bei ausgeprägten Kanten bemerkbar, die durch die hohe Absorption in metallischen Objekten entstehen. [Hai03]

5.2 Kompensation von Metallartefakten

Die Ursachen und Gründe für die Entstehung von Artefakten sind sehr unterschiedlich. Die jeweiligen Auswirkungen sind anhand der Tomogrammbilder zu beschreiben. Die Klassifikation der Artefakte im Ortsraum ist allerdings sehr schwierig, weshalb die gemessenen Radondaten betrachtet werden. Im vorigen Abschnitt wurde bereits beschrieben, wie sich die Störungen von hochabsorbierenden Stoffen im Radonraum äußern. Es liegt also nahe, Kompensationsverfahren zur Reduzierung der Metallartefakte an den Radondaten zu entwickeln. Zugleich hat dies den Vorteil, dass die entwickelten Verfahren unabhängig vom Rekonstruktionsverfahren arbeiten und als eine Art Vorverarbeitung zu implementieren sind.

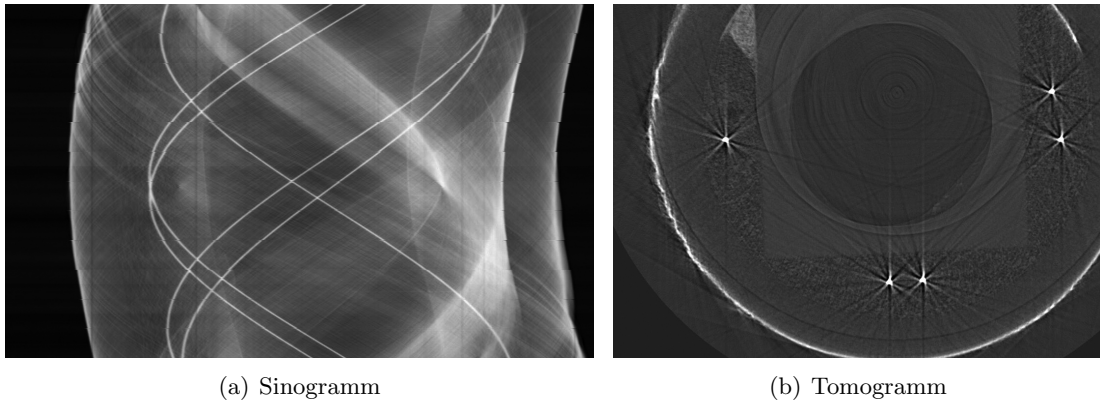


Abbildung 5.2: Sinusoide und ihre Auswirkungen: Im Sinogramm (a) eines Kunststoffbauteils mit Lötstellen sind die hervorgehobenen Kurven deutlich zu erkennen. Die Rekonstruktion verursacht dadurch Bildstörungen im Tomogramm (b).

Die im Folgenden vorgestellten Verfahren sollen anhand des in Abbildung 5.2a dargestellten Sinogramms eines Kunststoffbauteils mit fünf Lötstellen durchgeführt werden. Abbildung 5.2b zeigt das rekonstruierte Tomogramm, in dem sternförmige Artefaktstrukturen, die durch diese hochabsorbierenden Lötstellen verursacht werden, zu erkennen sind. Im Sinogramm treten deutlich fünf sinusförmige Linien hervor, die im Folgenden als Sinusoide bezeichnet und deren Auswirkungen kompensiert werden sollen.

5.2.1 Lineare Interpolation

In [Zer98] wird ein Verfahren zur linearen Interpolation über die detektierten Sinusoiden beschrieben. Ziel ist es, die hohen Kanten, dargestellt durch die Grauwerte g , die an den linken und rechten Rändern (d_l und d_r) der Sinusoiden entstehen, durch zeilenweises Interpolieren abzuschwächen. Dazu wird in jeder Sinogrammzeile φ_i eine Umgebung betrachtet, die links und rechts knapp außerhalb des Metalls liegt. Über die Linienintegrale aus dieser Umgebung

wird eine Mittlung durchgeführt. Formal ergibt sich für die Interpolation der gestörten Daten $g(d, \varphi)$ folgende Berechnung.

$$\bar{g}(d, \varphi) = \frac{d - d_l(\varphi)}{d_r(\varphi) - d_l(\varphi)} m_l(\varphi) + \frac{d_r(\varphi) - d}{d_r(\varphi) - d_l(\varphi)} m_r(\varphi)$$

mit

$$m_l(\varphi) = \frac{1}{P} \sum_{i=0}^{P-1} g(d_l - i, \varphi) \tag{5.1}$$

$$m_r(\varphi) = \frac{1}{P} \sum_{i=0}^{P-1} g(d_r + i, \varphi)$$

P = Anzahl der zu mittelnden Linienintegrale,

φ = Projektionswinkel (Sinogrammzeile)

In Abbildung 5.3 ist die Verbesserung der Bildqualität deutlich zu Erkennen. Im Sinogramm werden nach Anwendung dieses Verfahrens horizontale Strukturen deutlich, die aus der Interpolation mit den zur Sinusoiden benachbarten Bereichen resultieren. Dies hat auch zur Folge, dass weiterhin streifenförmige Strukturen im Tomogramm zu sehen sind, welche aber nicht mehr das Ausmaß wie zuvor haben.

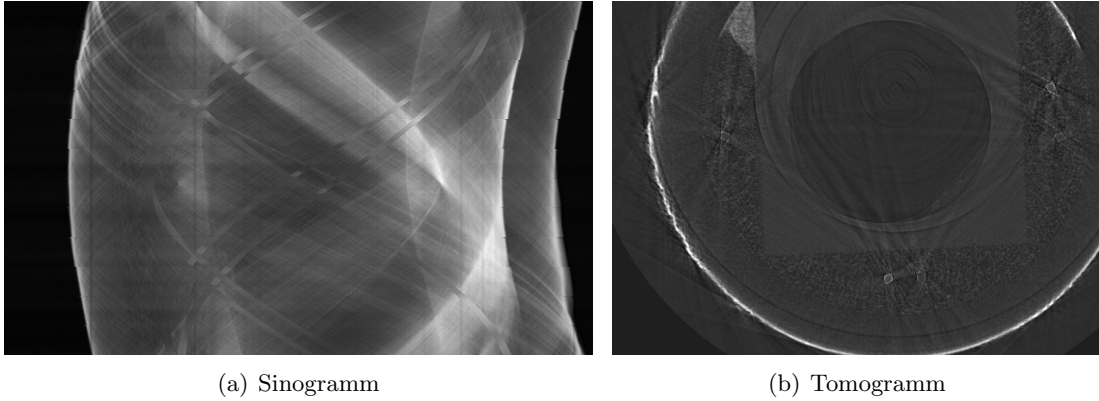


Abbildung 5.3: Die zeilenweise Interpolation über die Grauwerte im Sinogramm (a) wird durch horizontale Strukturen deutlich. Im daraus rekonstruierten Tomogramm (b) wurden die Artefakte reduziert.

5.2.2 Funktionale Anpassung

Das Ziel der im Folgenden vorgestellten Methode ist eine Dämpfung der Messwerte, die von hochabsorbierenden Objekten beeinflusst sind. Wichtig ist hierbei, dass der Einfluss dieser

Messdaten beschränkt bleibt und zugleich qualitative Bildeigenschaften erhalten bleiben. Das in [Hai03] präsentierte Verfahren nutzt eine gezielt lokal funktionale Anpassung der Radondaten. Im Wesentlichen geht es hier darum, die Dämpfung der Messdaten von dem Abstand zur Sinusoiden abhängig zu machen. Ausgangspunkt der Abschwächung ist der Rand $\widetilde{M}$ der zur Menge M gehörenden hochabsorbierenden Punkte. Im Sinogramm entspricht dies dem linken und dem rechten Rand der Sinusoiden. Sind diese bekannt, werden die Linienintegrale x einer Projektion φ , also alle Grauwerte $g_\varphi(x)$ einer Sinogrammzeile, in Abhängigkeit vom Abstand $r(g(\varphi, x), \widetilde{M}(\varphi))$ zum Rand $\widetilde{M}$ gedämpft. Um die Grauwerte einer Sinogrammzeile zu verändern, wird folgende Funktion vorgeschlagen.

$$\bar{g}_\varphi(x) = \text{sgn}(x) \cdot |x|^{(1+d \cdot e^{-(a + b \cdot r(g(\varphi, x), \widetilde{M}(\varphi)))^c})^{-1}} \quad (5.2)$$

$a, b, c, d \in \mathbb{R}^+$, sgn = Signumfunktion, e = eulersche Zahl

Diese Methode erfordert zwar die Auswahl konkreter Parameter, allerdings ist die Funktion sehr robust gegenüber der Veränderung von diesen. Die lokal funktionale Anpassung dämpft die hohen Intensitätswerte der Linienintegrale an den Stellen der hochabsorbierenden Objekten überproportional. Mit zunehmendem Abstand verringert sich jedoch das Maß der Abschwächung. Die Exponentialfunktion sorgt für einen sanften Übergang von starker Abschwächung der gemessenen Daten hin zu schwacher Dämpfung.

Mit anschließend gefilterter Rückprojektion ergibt sich die Artefaktreduzierung in Bild 5.4. In der Umgebung der metallischen Objekte fallen zwar die dunklen Schatten auf, jedoch sind die Strukturen im Bereich um die metallischen Objekte besser erkennbar. Dies ist zum Beispiel bei der späteren Binarisierung [Kir04] sehr wichtig.

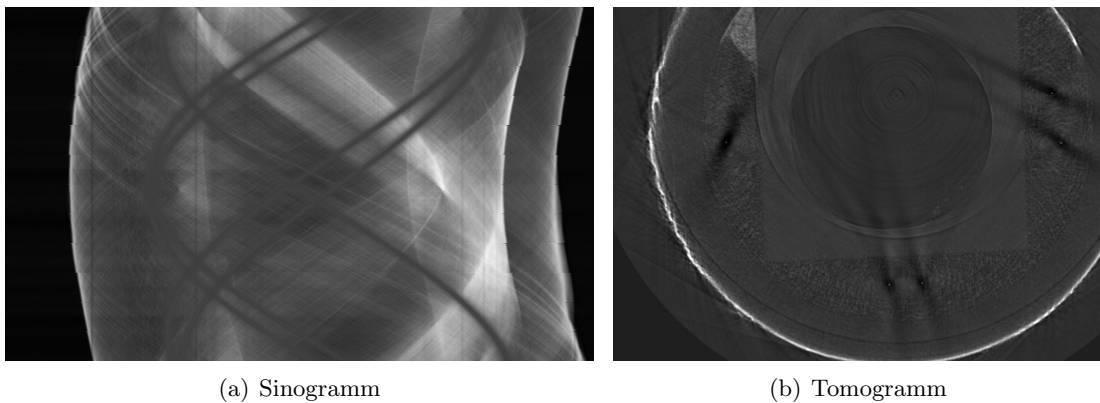


Abbildung 5.4: Die gezielt funktionale Anpassung der Radondaten ist durch Verschmierungen an den Sinusoiden im Sinogramm (a) zu erkennen. Die Strukturen der in der Nähe der Metallobjekte liegenden Bereiche sind nach der Rekonstruktion (b) deutlicher zu erkennen als zuvor.

5.3 Ansätze zur halbautomatischen Detektion von Sinusoiden

Die in Abschnitt 5.2 vorgestellten Verfahren haben gezeigt, dass eine Kompensation der Artefakte, die durch hochabsorbierende Objekte entstehen, möglich ist. Es wurden Methoden angewendet, die aufgrund von medizinischen Problemstellungen entwickelt wurden. In diesem Kapitel wurde gezeigt, dass die Implementierung der vorgeschlagenen Algorithmen möglich ist, ohne in den Prozess der Rekonstruktionsverfahren einzugreifen. Die Kompensationsmethoden werden auf den gemessenen Rohdaten angewendet und laufen im Vorfeld der Rückprojektion ab.

Offen bleiben jedoch Fragen über die Detektion der Störungen durch metallische Objekte. In den Verfahren wurde stets von einer bekannten Menge M aller im Metall befindlichen Punkte (x, y) ausgegangen. Anhand dieser Menge liess sich der Rand bzw. die Kante der Metallobjekte ermitteln. In beiden Methoden wurde diese Kante als Anhaltspunkt für die abzuschwächenden Grauwerte genutzt. Die Implementierung dieser Verfahren erforderte jedoch, das Wissen über die Positionen der Objekte im Radonraum. Die Lage der Sinusoiden konnte nur abgeschätzt werden, weshalb die gezeigten Ergebnisse auch nach der Kompensation mit geringen Fehlern behaftet waren. Die Aussicht auf eine Verbesserung der Bilddaten durch die dargestellten Methoden ist also um so größer.

Die Frage nach der Lokalisierung dieser Kanten steht eng im Zusammenhang mit der Suche nach einer Möglichkeit, Metallartefakte in einem automatischen bzw. halbautomatischen Verfahren, zu beseitigen. Im Bereich des Userbetriebs an Großgeräten heißt dies gleichzeitig, Methoden zu finden, die anwenderfreundlich sind. Dazu sollen an dieser Stelle Ansatzpunkte zur Detektion von Sinusoiden diskutiert werden.

Mit Hilfe eines Schwellwerts kann ein Bild binarisiert werden. Die Werte unterhalb dieser Schwelle werden somit von den Werten oberhalb dieser Grenze abgetrennt. Wie in Abschnitt 5.1 erwähnt werden Störungen, die durch hochabsorbierende Stoffe entstehen, am besten in den entsprechenden Sinogrammdaten detektiert. Die Objekte machen sich durch sehr helle Sinusoide bemerkbar. Ein möglicher Ansatz, diese zu selektieren, ist die Binarisierung des Sinogramm mit einem Schwellwert, der dem Grauwert am Rand der Sinusoiden entspricht. Die sinusförmige Linie würde somit vom Rest der Radondaten separiert werden. Durch diese Linie wäre die Menge der im Metallobjekt befindlichen Punkte bekannt. Die Kompensation der sprunghaften Kanten am Rand dieser Menge würde optimale Bedingungen erhalten. Problematisch ist diese Methode dadurch, dass in den Sinogrammdaten gleichermaßen Strukturen auftreten können, die ähnliche oder gar größere Intensitätswerte besitzen. Die Binarisierung (Abbildung 5.5) enthält dann nicht nur die gesuchte Punktmenge der Sinusoiden. Im Unterschied zu den Sinusoiden besitzen diese aber keine scharfen Kanten, weshalb die Rekonstruktion in diesen Bereichen numerisch stabil ist.

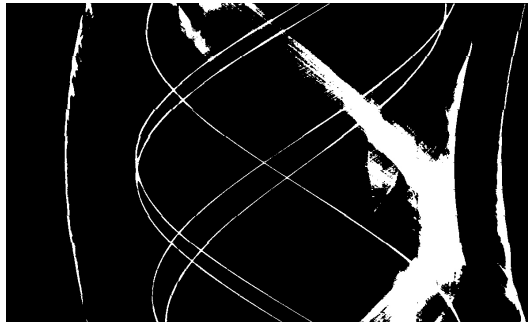


Abbildung 5.5: Die Binarisierung eines Sinogramms enthält nicht immer nur die Punktmenge der gesuchten Sinusoiden.

Einen anderes Verfahren, Sinusoide in den Radondaten zu selektieren, nutzt auch einen Schwellwert. Die Tatsache, dass es sich bei der Rotation der Körper um eine kreisförmige Bewegung handelt, wird zur Ermittlung von geeigneten Sinusfunktionen genutzt. Ähnlich wie bei der im Kapitel 4 beschriebenen Schwerpunktmethode, werden alle möglichen Sinusfunktionen auf das Sinogramm gelegt. Jeder Funktionswert der Sinusfunktion entspricht einem Pixel im Sinogramm. Besitzt der Pixel einen Grauwert über dem zuvor gewählten Schwellwert, so könnte er Bestandteil einer Sinusoiden sein. Eine Abschätzung über alle Funktionswerte aller Sinusfunktionen könnte so zur gesuchten Punktmenge der Sinusoiden führen. Ein Nachteil an dieser Methode ist der hohe Rechenaufwand, wenn alle möglichen Sinusbahnen durch das Sinogramm gelegt und auf Schwellwerte geprüft werden sollen. Außerdem vernachlässigt diese Herangehensweise Bewegungstörungen im Messprozess. Die Schiefelage der Rotationsachse und Zeilensprünge im Sinogramm, wie sie Abschnitt 4.1 beschrieben wurden, führen dann dazu, dass die vorhandenen Sinusoiden nicht gefunden werden.

Eine völlig andere Betrachtungsweise ist die Abschätzung der gesuchten Punktmenge über den Ortsraum im Tomogramm. Da Metallartefakte meist durch sternförmige Strukturen im rekonstruierten Bild auftreten, können die Objekte über einen Grenzwert selektiert werden. Das eigentliche Objekt befindet sich im Zentrum dieser sternförmigen Struktur. Die Intensitätswerte sind dort am höchsten, weshalb eine Binarisierung über einen Schwellwert zu Eingrenzung der hochabsorbierenden Objekte führt. Andernfalls könnten die Objekte auch durch den Anwender über eine graphische Benutzeroberfläche selektiert werden.

Die ermittelte Punktmenge muss nun in den Radonraum übertragen werden. Dazu müssen erneut Projektionen von den gefunden Objekten gemacht werden. Die daraus hervorgehende Radontransformierte enthält die nur die Punktmenge der gesuchten Sinusoiden. Diese Methode scheint augenscheinlich die Sicherste zu sein. Dennoch ist auch hier ein erheblicher zusätzlicher Rechenaufwand zu erwarten.

Schlussbetrachtung

6.1 Ergebnisse dieser Arbeit

Die Arbeit hat einen ausführlichen Einblick in die Computertomographie gegeben. Anhand der vorgestellten Problematiken wurden Verfahren entwickelt und angewendet, die zur besseren Qualität auszuwertender Daten verhelfen.

Die Thematik der Schwerpunktkorrektur hat einen Einblick in die Qualität und in den Stand der Entwicklungen der Tomographiemessungen im Hahn-Meitner-Institut gegeben. Darüber hinaus wurden anhand der Korrekturen Probleme beim Messen am Elektronenspeicherring BESSY II verdeutlicht. Die Tatsache, dass eine gelungene Schwerpunktkorrektur für die Messungen an der BAMline unterhalb der Auflösung bleibt, verdeutlicht auch, dass die eingesetzte Technik am Messplatz verbessert werden kann. Die Aussicht auf geringere Unschärfen während der Messung steigert das Potential der Schwerpunktmethode.

Das eingesetzte Rekonstruktionsprogramm PyHST hat seine Stärken bezüglich der Erweiterbarkeit von Funktionen durch Plugins demonstriert. Das Programm wurde um die in Kapitel 3 beschriebenen Filterfunktionen erweitert und dem Benutzer zur Verfügung gestellt. Dies bietet die Möglichkeit, die intensitätsabhängige Qualität des Synchrotronstrahls, wie das Rauschen in Tomogrammen, in unterschiedlicher Stärke herauszufiltern.

In Kapitel 5 wurden Verfahren zur Kompensation von Artefakten beschrieben, die im Tomogramm durch hochabsorbierende Elemente einer Messprobe verursacht werden. Die Umsetzung dieser Methoden lieferte erfolgreiche Ergebnisse, hat aber zugleich Fragestellungen

bezüglich der Detektion dieser Elemente aufgeworfen. Messungen mit Proben, in denen stark unterschiedlich absorbierende Elemente auftreten, führten dazu, dass eine Auswertung über die innere Struktur der Proben ausblieb. Die entstandenen Artefakte machten eine Analyse der Daten unzuverlässig bzw. unbrauchbar. Die Anwendung der vorgestellten Kompensationsverfahren machen dies jedoch möglich und erweitern das Spektrum zu untersuchender Sachverhalte durch die Computertomographie.

6.2 Ausblick

Die in der Arbeit vorgestellten Algorithmen haben sich in der Kompensation von Bildstörungen bewiesen. Da die in Kapitel 4 und Kapitel 5 getesteten Kompensationsmethoden ohne eine Betrachtung des genutzten Rekonstruktionsverfahrens entwickelt werden konnten, steht in erster Linie eine Einbettung dieser Methoden in die Umgebung der benutzten Rekonstruktionsprogramme an.

Darüber hinaus können die in Abschnitt 5.3 genannten Ideen zur Detektion der Ursachen von Bildstörungen vertieft und weiterentwickelt werden. Die Computertomographie des Hahn-Meitner-Instituts stellt auch eine Art der Dienstleistung für andere Forschungseinrichtungen, Universitäten und Industrie dar. Der Wunsch nach (halb-) automatischen Kompensationsverfahren ist deshalb sehr stark. Viele der Benutzer der Rekonstruktionanwendungen könnten auftretende Bildstörungen auf sehr einfachem Wege kompensieren.

Das angewendete Verfahren zur Dämpfung von Bewegungsstörungen hat gezeigt, dass die Kompensation nur in einem begrenzten Maße durchführbar ist. In Abschnitt 4.3.2 wurde dazu eine alternative Methode vorgestellt, welche näher untersucht werden sollte. Außerdem bezieht sich die Kompensation lediglich auf Störungen, die durch horizontale Verschiebungen des Messobjekts entstehen. Gleichermäßen könnten auch sogenannte Taumelfehler auftreten, die durch Schwankungen der Rotationsachse entstehen. PyHST bietet bereits die Möglichkeit über eine weitere Parameterdatei Korrekturen an der Drehachse vorzunehmen. Diesbezüglich fehlen jedoch Ansätze, diesen Fehler zu detektieren und entsprechende Korrekturfaktoren zu bestimmen.

Literaturverzeichnis

- [Bon00] BONN, MATTHIAS: Computer-Tomographie. http://www.matze-bonn.de/informatik/Seminar_CT.pdf, WS 1999/2000. Seminar: Robotik in der Medizin, Letzter Zugriff: 14. Juli 2005.
- [BS04] BOST, R. und M. SAUERBORN: Berliner Elektronenspeicherring - Gesellschaft für Synchrotronstrahlung m.b.H., 2004. Broschüre.
- [Die05] DIERICK, MANUEL: Tomographic Imaging Techniques using Cold and Thermal Neutron Beams, 2005. Dissertation.
- [Hai03] HAIMERL, MARTIN: Modalitätsspezifische Anpassung medizinischer Bilddaten, 2003. Dissertation.
- [Hai05] HAIBEL, ASTRID: Tomographie und Radiographie mit Synchrotronstrahlung, 2005. Flyer.
- [Ham83] HAMMING, RICHARD W.: Digitale Filter. VCH Verlagsgesellschaft, 1. Auflage, 1983.
- [Ham01] HAMMERSLEY, ANDY: HST: High Speed Tomography Reference Manual. http://www.esrf.fr/computing/scientific/HST/HST_REF/hst.html, 2001. Anleitung, Letzter Zugriff: 13. Juli 2005.
- [Hes83] HESSELMANN, NORBERT: Digitale Signalverarbeitung. Vogel-Buchverlag, 1. Auflage, 1983.
- [HM01] HARMS, DARYL und KENNETH McDONALD: Go To Python. Addison Wesley, deutsche Übersetzung Auflage, 2001.

- [HMI05] Das Hahn-Meitner-Institut Berlin. <http://www.hmi.de/hmi/>, 2005. Letzter Zugriff: 14. Juli 2005.
- [Hsi03] HSIEH, JIANG: Computed Tomography - Principles, Design, Artifacts and Recent Advances. SPIE, 1. Auflage, 2003.
- [Jeb02] JEBALI, ASMA: Numerical Reconstruction of semi-transparent objects in Optical Diffraction Tomography. <http://www.ifh.ee.ethz.ch/~jebali/Diplome.pdf>, 2002. Diploma Project, Letzter Zugriff: 14. Juli 2005.
- [Jäh05] JÄHNE, B.: Digital Image Processing. Springer Verlag, 6. überarbeitete und erweiterte Auflage, 2005.
- [Kal00] KALENDER, WILLI A.: Computed Tomography. Publicis MCD Verlag, 2000.
- [Kir04] KIRSTE, STEFAN: Entwicklung einer 64 bit-Software zur Separation morphologischer Strukturen in dreidimensionalen Bildern, 2004. Diplomarbeit.
- [Man04] MANKE, INGO: Zerstörungsfreie Messmethoden am Hahn-Meitner-Institut, 2004. Sonderdruck aus der ZfP-Zeitung 88.
- [Nie92] NIEDRIG, HEINZ: Physik. Springer Verlag, 1992.
- [PN03] PROFFEN, TH. und R.B. NEDER: Interactive Tutorial about Diffraction. http://www.uni-wuerzburg.de/mineralogie/crystal/teaching/pha_a.html, 2003. Exercise, Letzter Zugriff: 14. Juli 2005.
- [Pra78] PRATT, WILLIAM K.: Digital Image Processing. A Wiley-Interscience Publication, John Wiley & Sons, 1. Auflage, 1978.
- [Rac05] RACK, ALEXANDER: Charakterisierung komplexer Materialsysteme mittels Synchrotrontomographie und 3D-Bildanalyse, wird veröffentlicht 2005. Dissertation.
- [Vog97] VOGEL, HELMUT: Physik. Springer Verlag, 19. Auflage, 1997.
- [Wei93] WEISS, BURGHARD: Das HMI - Aspekte seiner Geschichte, Von den Anfängen bis zur GmbH, 1993. Überarbeitete Fassung eines Vortrages.
- [Wie03] WIEDEMANN, HELMUT: Synchrotron Radiation. Springer Verlag, 2003.
- [Zer98] ZERFOWSKI, DETLEF: Kompensation von Metallartefakten in der Computertomographie. <http://www.ubka.uni-karlsruhe.de/cgi-bin/psgunzip/1998/informatik/22/22.pdf>, 1998. Paper, Letzter Zugriff: 12. Juli 2005.

Quellcode - Bewegungskorrektur

A.1 Schwerpunktbestimmung

Listing A.1: Schwerpunktermittlung

```
1
2 % Mirko Boin, Juli 2005
3 % Matlab-Quellcode
4 %
5 % Funktionen:
6 %   getCentersOfMass - ermittelt den Schwerpunkt jeder Zeile
7
8 function CENTERS = getCentersOfMass(image2d, height)
9
10 % Schwerpunkt-array
11 CENTERS = [];
12 width = length(image2d);
13 b = 1:1:width;
14
15 % jede Sinogrammzeile
16 for y = 1:1:height
17     a = image2d(y,:);
18     % Massenschwerpunkt aus der klassischen Mechanik
19     center = sum(a.*b)/sum(a);
20     CENTERS = cat( 2, CENTERS, center );
21 end
22 return;
```

A.2 Schwerpunktbestimmung

Listing A.2: Schwerpunktkorrektur

```

1
2 % Mirko Boin, Juli 2005
3 % Matlab-Quellcode
4 %
5 % Funktionen:
6 %   shift      - pixelgenaues Verschieben einer Sinogrammzeile
7 %   interpolate - Verschiebung im Fourierraum
8
9 function image2d = shift(image2d, width, height, shiftvalues)
10
11 % jede Sinogrammzeile korrigieren
12 for y = 1:1:height
13     % Zeile extrahieren
14     a = image2d(y,:);
15     % Rundung auf Ganze Zahl
16     s = round(shiftvalues(y));
17     % Verschieben mit einer Queue
18     a = circshift(a,[1 -s]);
19     image2d(y,:) = a;
20 end
21 return;
22
23
24 function image2d = interpolate(image2d, width, height, shiftvalues)
25
26 % jede Sinogrammzeile korrigieren
27 for y = 1:1:height
28     % Zeile extrahieren
29     a = image2d(y,:);
30     % Fourierraum festlegen
31     xrand = floor((length(a)-1)/2);
32     x = -xrand:1:xrand;
33     % Radialsymmetrie herstellen
34     f = fftshift(-1/2:1/(2*xrand):1/2);
35
36     % Verschiebung im Fourierraum
37     ta = fft(a);
38     sh = shiftvalues(y);
39     S = exp(2*pi*i*(sh*f));
40     % reeler Anteil
41     sa = real(ifft(S.*ta));
42     image2d(y,:) = sa;
43 end
44 return;

```

Quellcode - Metallartefaktkompensation

B.1 Lineare Interpolation

Listing B.1: Lineare Interpolation nach Zerfowski

```

1  /*****
2                                     lineareInterpolation.c  -  description
3                                     -----
4      begin                        : Die Jun 07 08:35:34 MEST 2005
5      copyright                    : (C) 2005 by Mirko Boin
6      email                       : boin@hmi.de
7  *****/
8  #include "lineareInterpolation.h "
9
10
11 /* lineare Interpolation nach Zerfowski*/
12 int lineareInterpolation( float **line, int xMax, int d, int width) {
13
14     if ( width<1 )
15         return -1;
16
17     float *pixel = *line;
18     int i,dr,dl;
19
20     /* Anzahl der Mittlungen*/
21     int P=30;
22
23     for(i=d-width; i<d+width+1; ++i) {

```

```
24     dr = i + width;
25     dl = i - width;
26
27     /* Interpolation */
28     pixel[i] = ((float)(i-dl)/((float)(dr-dl))*ml(pixel,P,dl) + ((float)(dr-i)
                /((float)(dr-dl))*mr(pixel,P,dr));
29     pixel[i] = 2*pixel[i];
30 }
31
32 line = &pixel;
33 return 0;
34 }
35
36
37 /* Mittlung über Nachbarn links */
38 float ml(float *pixel, int P, int dl) {
39
40     int i;
41     float value=0;
42
43     for(i=0; i<P; ++i)
44         value += pixel[dl-i];
45
46     value = value / P;
47     return value;
48 }
49
50
51 /* Mittlung über Nachbarn rechts */
52 float mr(float *pixel, int P, int dr) {
53
54     int i;
55     float value=0;
56
57     for(i=0; i<P; ++i)
58         value += pixel[dr+i];
59
60     value = value / P;
61     return value;
62 }
```


B.2 Funktionale Anpassung

Listing B.2: Gezielt lokal funktionale Anpassung nach Haimerl

```

1  /*****
2
3          funktionaleAnpassung.c  -  description
4          -----
5      begin          : Die Jun 07 10:15:32 MEST 2005
6      copyright      : (C) 2005 by Mirko Boin
7      email          : boin@hmi.de
8  *****/
9  #include "funktionaleAnpassung.h"
10
11
12  /* Signumfunktion definieren */
13  float signum(float value) {
14
15      if( value == 0 )
16          return 0;
17      else if ( value > 0)
18          return 1;
19      else
20          return -1;
21  }
22
23
24  /* gezielt lokal funktionale Anpassung nach Haimerl */
25  int funktionaleAnpassung(float **line, int xMax, int x, int width) {
26
27      if ( width<1 )
28          return -1;
29
30      float *pixel = *line;
31
32      /* parameters */
33      float
34          a=1,
35          b=4,
36          c=0.4,
37          d=35;
38      int i;
39      float exponent;
40
41      /* linker Rand */
42      x = x - 3;
43      for(i=x-50; i<x+50; ++i) {
44          exponent = pow( 1+d*exp(-pow( a+b*(abs(i-x)),c )), -1 );

```

```
45     pixel[i] = signum( pixel[i] ) * pow( fabs(pixel[i]),exponent );
46 }
47
48 /* rechter Rand */
49 x = x + 6;
50 for(i=x-50; i<x+50; ++i) {
51     exponent = pow( 1+d*exp(-pow( a+b*(abs(i-x)),c )), -1 );
52     pixel[i] = signum( pixel[i] ) * pow( fabs(pixel[i]),exponent );
53 }
54
55 line = &pixel;
56 return 0;
57 }
```