

Trajektorienoptimierung roboterbasierter Röntgen-Computertomographie in zugangsbeschränkten Scanszenarien

Maximilian Linde

Angaben zur Veröffentlichung / Publication details:

Linde, Maximilian. 2026. "Trajektorienoptimierung roboterbasierter Röntgen-Computertomographie in zugangsbeschränkten Scanszenarien." Augsburg: Universität Augsburg.

Nutzungsbedingungen / Terms of use:

licgercopyright

Dieses Dokument wird unter folgenden Bedingungen zur Verfügung gestellt: / This document is made available under these conditions:

Deutsches Urheberrecht

Weitere Informationen finden Sie unter: / For more information see:

<https://www.uni-augsburg.de/de/organisation/bibliothek/publizieren-zitieren-archivieren/publiz/>



Trajektorienoptimierung roboterbasierter Röntgen-Computertomographie in zugangsbeschränkten Scanszenarien

Dissertation

zur Erlangung des akademischen Grades

Dr.-Ing.

eingereicht an der

Mathematisch-Naturwissenschaftlich-Technischen Fakultät der
Universität Augsburg

von

Maximilian Linde

Augsburg, März 2026



Universität
Augsburg
University

Erstgutachter:	Prof. Dr. Markus Sause
Zweitgutachterin:	Prof. Dr.-Ing. Anna Trauth
Tag der mündlichen Prüfung:	10.07.2026

Abstract

X-ray computed tomography (CT) is a non-destructive testing method for three-dimensional imaging of objects and their internal structures, with a steadily increasing number of industrial applications. If large, complexly shaped objects cannot be imaged with conventional CT systems due to limited inspection space, alternative robot-CT system configurations employing cooperative industrial robots for manipulating the X-ray hardware can potentially enable such examinations.

Scan scenarios of large-scale objects often involve highly absorbing materials as well as trajectory restrictions due to potential collision elements. The conventional circular trajectory remains prevalent in robot-CT applications due to its straightforward implementation but often results in incomplete and artifact-prone datasets under these conditions. In contrast, the flexibility of industrial robots enables complex trajectories tailored to the geometric and material-specific properties of the object, with initial research indicating significant potential through automated trajectory parameterization. Despite this potential, existing robot-CT trajectory optimizations almost exclusively rely on a predefined set of projection views with constant distance configurations, thereby failing to fully exploit the capabilities of the system configuration.

To address these limitations, the present work aims to develop optimization approaches for the projection views inherent to a trajectory, which more effectively leverage the system flexibility of robot-CT systems in scan scenarios involving large-scale objects, thereby enabling improved data quality while simultaneously reducing the influence of the currently predominantly manual parameterization process. This work particularly focuses on automotive industry applications, distinguishing between production-oriented and laboratory-based usage to systematically tailor trajectory optimization to their distinct requirements.

This work presents three optimization approaches. First, trajectory designs with variable focus-detector distance (FDD) are introduced to expand the parameter space for configuring projection views, thereby enabling more flexible trajectory designs. The subsequent optimization approaches focus on trajectory optimization in production-oriented and laboratory-based contexts within the Radon domain, based on trajectory requirements defined in this work, leveraging the advantages of variable FDDs.

All developed optimization approaches were validated through realistic simulations. The studies show that the proposed variable FDD trajectory designs improve structural interpretability in the given scenario by over 50 % compared to conventional constant FDD trajectories. In the production-oriented context, trajectory optimization reduced the number of projection views by more than 50 % compared to conventional trajectories in the simulation scenario, without compromising image quality. The presented laboratory-based trajectory optimization also demonstrated high effectiveness. Tomograms reconstructed in the studied scenario exceeded the global optimum of nearly 1000 analyzed reference trajectories from conventional designs in terms of data completeness. The simulation results confirm that the developed optimization strategies for robot-CT scans of large-scale components significantly enhance data quality while substantially reducing user influence in trajectory parameterization. Thus, they represent a meaningful contribution to the ongoing integration of robot-guided CT systems in industrial applications, particularly in the automotive sector.

Kurzfassung

Die Röntgen-Computertomographie (CT) ist ein zerstörungsfreies Verfahren zur dreidimensionalen Erfassung von Objekten und deren inneren Strukturen mit einer stetig wachsenden Zahl industrieller Anwendungen. Können großdimensionierte, komplex geformte Objekte aufgrund des begrenzten Prüfraums nicht mit konventionellen CT-Systemen tomographiert werden, lassen sich diese Scans potenziell durch alternative Roboter-CT Systemkonfigurationen mit kooperierenden Industrierobotern zur Manipulation der Röntgenhardware realisieren.

Scanszenarien großdimensionierter Objekte weisen häufig stark röntgenabsorbierende Materialien sowie durch potenzielle Kollisionselemente eingeschränkte Trajektorien auf. Die konventionelle zirkulare Trajektorie bleibt aufgrund ihrer einfachen Umsetzbarkeit auch in Roboter-CT Anwendungen verbreitet, führt unter diesen Bedingungen jedoch oft zu unvollständigen und artefaktbehafteten Datensätzen. Die Flexibilität von Industrierobotern ermöglicht hingegen komplexe, an die geometrischen und materialspezifischen Eigenschaften des Objekts angepasste Trajektorien, wobei erste Forschungsergebnisse auf ein erhebliches Potenzial durch automatisierte Trajektorienparametrisierung hinweisen. Trotz dieses Potenzials beschränken sich existierende Roboter-CT Trajektorienoptimierungen fast ausnahmslos auf ein vorgegebenes Set von Projektionsansichten konstanter Abstandskonfigurationen und schöpfen damit das Potenzial der Systemkonfiguration nicht aus.

Um diese Einschränkungen zu adressieren, zielt die vorliegende Arbeit darauf ab, Optimierungsansätze der einer Trajektorie inhärenten Projektionsansichten zu entwickeln, welche die Systemflexibilität von Roboter-CT Systemen in Scanszenarien großdimensionierter Objekte gezielter nutzen und somit eine verbesserte Datenqualität bei gleichzeitiger Reduktion des Einflusses des aktuell meist manuellen Parametriervorgangs ermöglichen. Besonderes Interesse liegt auf Anwendungen in der Automobilindustrie, wobei zwischen produktionsnahen und labornahen Nutzungskontexten differenziert wird, um deren spezifischen Anforderungen in der Trajektorienoptimierung systematisch gerecht zu werden.

Diese Arbeit umfasst drei Optimierungsansätze. Zunächst werden Trajektoriendesigns variabler Fokus-Detektor-Distanz (FDD) eingeführt, um den Parameterraum für die Konfiguration von Projektionsansichten zu erweitern und somit flexiblere Trajektoriendesigns zu ermöglichen. Die weiteren Optimierungsansätze fokussieren die Trajektorienoptimierung im produktionsnahen sowie labornahen Nutzungskontext, basierend auf in dieser Arbeit definierten Trajektorienanforderungen und unter Ausnutzung des Mehrwerts variabler FDDs.

Alle entwickelten Optimierungsansätze werden an realitätsnahen Simulationen verifiziert. Die Untersuchungen zeigen, dass die entwickelten Trajektoriendesigns variabler FDD die strukturelle Interpretierbarkeit im vorliegenden Szenario gegenüber konventionellen Trajektoriendesigns konstanter FDD um über 50 % verbessern. Die Trajektorienoptimierung des produktionsnahen Nutzungskontext reduziert die Anzahl der Projektionsansichten gegenüber der Applikation konventioneller Trajektorien im Simulationsszenario um mehr als 50 % bei gleichbleibender Bildqualität. Die vorgestellte labornahe Trajektorienoptimierung zeigte ebenfalls eine hohe Effektivität. Im untersuchten Szenario konnten Tomogramme rekonstruiert werden, die hinsichtlich der Datenvollständigkeit das globale Optimum von nahezu 1000 analysierten Referenztrajektorien konventioneller Designs übertreffen. Die Simulationsergebnisse belegen, dass die entwickelten Optimierungsstrategien für Roboter-CT Scans großdimensionierter Bauteile die Datenqualität signifikant verbessern und den Einfluss des Anwenders bei der Trajektorienparametrierung signifikant reduzieren. Damit leisten sie

einen wesentlichen Beitrag zur fortschreitenden Integration roboterbasierter CT-Systeme in industrielle Anwendungen, insbesondere im Automobilsektor.

Danksagung

An dieser Stelle möchte ich mich bei allen bedanken, die mich auf meinem Weg begleitet und unterstützt haben. Einige Personen möchte ich im Folgenden besonders hervorheben, da sie mich auf diesem Weg in entscheidender Weise geprägt haben.

Mein besonderer Dank gilt Herrn Prof. Dr. Markus Sause, meinem Doktorvater. Ohne seine Bereitschaft, mich als Doktoranden zu betreuen, wäre dieses Projekt in der Form nicht zustande gekommen. Für seine kontinuierliche fachliche Begleitung, seine Unterstützung und das in mich gesetzte Vertrauen bin ich ihm außerordentlich dankbar.

Ebenso danke ich Frau Prof. Dr. Anna Trauth, die mich zunächst in ihrer Funktion als Gruppenleiterin intensiv fachlich betreut und mein Projekt maßgeblich mitgeprägt hat. Umso mehr freue ich mich, dass sie mich auch nach ihrem Wechsel an die TU Darmstadt weiterhin begleitet und nun das Zweitgutachten übernimmt.

Mein Dank gilt auch Herrn Dr. Stephan Schmitt sowie Herrn Martin Labudda, für die Schaffung des organisatorischen Rahmens und das Vertrauen in meine Person. Ich schätze es sehr, in einem außergewöhnlich förderlichen Umfeld arbeiten zu dürfen.

Ein besonderer Dank gilt den Office-Kollegen, insbesondere aus dem Bereich der Computertomographie.

Dr. Wolfram Wiest war für mich fachlich die erste Anlaufstelle. Die zahlreichen Diskussionen, deine klare Art und deine Bereitschaft, Dinge gemeinsam durchzudenken, haben meine Arbeit wesentlich mitgeprägt. Besonders dankbar bin ich dir auch für deine beständige Ermutigung und die Zuversicht, die du mir in entscheidenden Momenten gegeben hast. Ingo Vater möchte vor allem für die Unterstützung, die über das Fachliche hinausging und mir oft Orientierung gegeben hat, danken. Du hast mich mit deiner Erfahrung, deinem ehrlichen Feedback und deinem feinen Gespür durch viele Phasen dieser Arbeit begleitet - dafür bin ich dir sehr dankbar.

Hendrik Höhe danke ich für die vielen fachlichen Anregungen und dafür, in den richtigen Momenten zu kleinen Pausen zu ermutigen. Deine Impulse, fachlich wie persönlich, haben oft geholfen, neue Klarheit zu gewinnen.

Meinen Freunden danke ich für die Momente der Leichtigkeit, des Spaßes und den wertvollen Abstand zur Arbeit. Ihr habt mich daran erinnert, dass das Leben auch außerhalb der Trajektorienoptimierung stattfindet.

Meiner Familie, insbesondere meinen Eltern, danke ich für den beständigen Rückhalt über all die Jahre hinweg, für ihre uneingeschränkte Unterstützung und Förderung, ohne die dieser Weg nicht möglich gewesen wäre.

Ein ganz besonderer Dank gebührt meiner Partnerin Lena. Diese Arbeit trägt auch ihre Handschrift – durch all die Momente der Unterstützung, des Zuhörens und der Ermutigung. Ihr gilt mein tiefster Dank.

Inhaltsverzeichnis

I.	Einführung und theoretischer Hintergrund	1
1.	Einleitung	2
1.1	Einführung	2
1.2	Zielsetzung	4
1.3	Organisation der Arbeit	5
2.	Grundlagen der Computertomographie	6
2.1	Einführung und Funktionsprinzip von CT-Systemen	6
2.2	Röntgenphysik	7
2.3	Computertomographische Bildrekonstruktion	11
2.4	Bildartefakte	17
II.	Problemstellung und Stand der Forschung	24
3.	Umriss der Problemstellung	25
3.1	Bewertung der Datenvollständigkeit	25
3.2	Technische Aspekte der roboterbasierten CT	31
4.	Einführung in die CT-Trajektorienoptimierung	38
4.1	Schlüsselaspekte der CT-Trajektorienoptimierung	38
4.2	Stand der Forschung: CT-Trajektorienoptimierung	49
III.	Optimierungsansätze	55
5.	Ansatz der Integration von Trajektoriendesigns variabler FDD	56
5.1	Sphärisches Trajektoriendesign variabler FDD bei konstanter Vergrößerung	57
5.2	Zirkulare Trajektoriendesigns variabler Vergrößerungen	60
6.	Strategie zur Trajektorienoptimierung	63
6.1	Unterscheidung few view und extensive view Szenarien	63
6.2	Trajektorienanforderungen	65
6.3	Objektspezifische Trajektorienoptimierung für few view Szenarien	72
6.4	Datenvollständigkeits-Trajektorienoptimierung für extensive view Szenarien	76
IV.	Experimente und Diskussion	84
7.	Simulationsbasierte Verifikation	85
7.1	Simulationsumgebung	85
7.2	Integration von Trajektoriendesigns variabler FDD	86
7.3	Objektspezifische Trajektorienoptimierung für few view Szenarien	95
7.4	Datenvollständigkeits-Trajektorienoptimierung für extensive view Szenarien	101
V.	Schlussbetrachtung	109
8.	Zusammenfassung	110
9.	Ausblick	112
	Literaturverzeichnis	114
	Abbildungsverzeichnis	126

Tabellenverzeichnis.....	130
Abkürzungsverzeichnis	131
Variablenverzeichnis	132
Anhang A: Liste der eigenen Publikationen	133
Anhang B: Liste der Schutzrechte	134
Anhang C: Erklärung zum Einsatz generativer KI	135
Anhang D: Pseudocode zur Spezifikation der intertrajektoriiellen FDD-Konfigurationen .	136
Anhang E: Pseudocode zur Selektion objektspezifischer Projektionsansichten.....	137
Anhang F: Pseudocode zur Selektion zirkularer Trajektorien hohen Informationsgehalts	139
Anhang G: Technische Zeichnung <i>Prüfkörper V1</i>	141
Anhang H: Technische Zeichnung <i>Prüfkörper V2</i>	143
Anhang I: Technische Zeichnung <i>Prüfkörper V3</i>	144
Anhang J: Ergänzende Erläuterung ausgewählter Bildmetriken	146
Anhang K: Visualisierung eines Objekts und einer Projektionskugel im Radonraum	149

I. Einführung und theoretischer Hintergrund

1. Einleitung

Dieses Kapitel führt in das Forschungsfeld der Trajektorienoptimierung roboterbasierter Computertomographie-Systeme ein und skizziert den industriellen Anwendungskontext, in dem die vorliegende Arbeit verortet ist. Anschließend werden die Zielsetzung sowie der strukturelle Aufbau der Arbeit dargelegt.

1.1 Einführung

Die CT ist ein integraler Bestandteil des Instrumentariums zur zerstörungsfreien dreidimensionalen Erfassung von Objekten, einschließlich deren innerer Strukturen. Abseits der human- und veterinärmedizinischen Nutzung findet die CT im industriellen Umfeld als zerstörungsfreies Mess- und Prüfverfahren breite Anwendung und erlaubt die Untersuchung einer Vielzahl unterschiedlichster Prüflinge. Das Anwendungsspektrum erstreckt sich von Materialcharakterisierungen [1] bis hin zur Analyse von Strukturen endmontierter Kraftfahrzeuge [2].

Die Vielfalt industrieller Einsatzbereiche bringt anwendungsspezifisch differenzierte Anforderungen an die CT-Technologie mit sich, was sich in der Verfügbarkeit unterschiedlichster Systemkonfigurationen widerspiegelt. Neben dem Aufbau des Manipulatorsystems lassen sich wesentliche Unterschiede zwischen CT-Systemkonfigurationen vor allem in der Auslegung des Prüfraums sowie in den verwendeten Röntgenkomponenten, konkret der Quelle und dem Detektor, identifizieren.

Ein konventionelles industrielles CT-System besteht typischerweise aus einem Aufbau aus magmatischem Tiefengestein mit einem mehrachsigen, numerisch gesteuerten Manipulatorsystem. Die Röntgenquelle und der Detektor sind auf verfahrbaren Achsen montiert, während der Prüfling auf einem Drehmanipulator zwischen den Röntgenkomponenten positioniert wird. Der verfügbare Prüfraum ergibt sich aus der geometrischen Anordnung der Systemkomponenten und deren Verfahrwegsgrenzen. Sofern konventionelle CT-Systeme aufgrund der begrenzten maximalen Photonenenergie (typischerweise mehrere hundert keV) keine ausreichende Durchstrahlung hochabsorbierender Objekte ermöglichen, können alternative Systeme zum Einsatz kommen, die Linearbeschleuniger als Strahlenquelle verwenden. Diese erzeugen hochenergetische Röntgenstrahlung im MeV-Bereich, die auch dichte oder dickwandige Materialien durchdringen kann [3]. Allerdings muss aufgrund der größeren Brennflecke und der höheren Strahlungsenergie mit geringerer Bildschärfe und verändertem Kontrast gerechnet werden.

Sofern konventionelle CT-Systeme aufgrund des begrenzten Prüfraums den Scan großdimensionierter Objekte nicht ermöglichen, können alternative Systemkonfigurationen zum Einsatz kommen, bei denen kooperierende Industrieroboter zur Manipulation der Röntgenhardware verwendet werden. In den letzten Jahren rücken solche Systeme zunehmend in den Fokus der Forschung, da die flexible Positionierung von Quelle und Detektor hochauflösende Teilbereichsscans großdimensionierter Objekte ermöglicht, die mit konventionellen CT-Systemen nicht durchführbar sind [4,5]. In Abbildung 1.1 ist eine entsprechende Systemkonfiguration dargestellt. Zudem ermöglicht die hohe Flexibilität der Industrieroboter die Realisierung komplexer Trajektorien, durch welche Projektionsansichten gezielt an die geometrischen und materialspezifischen Eigenschaften des Prüflings angepasst werden können. Es ist bekannt, dass die Bildqualität von CT-Scans maßgeblich durch die in einer Trajektorie integrierten Projektionsansichten beeinflusst wird [6]. Roboter-CT Systeme sind daher prädestiniert, die Scanqualität durch eine applikationsspezifische Auswahl der Projektionsansichten signifikant zu optimieren. Erste Forschungsarbeiten im Bereich der Trajektorienoptimierung roboterbasierter CT, wie etwa [7–9], lassen darauf schließen, dass

durch gezielte Selektion der Projektionsansichten eine wesentliche Verbesserung der Bildgebungsqualität möglich ist. Die Weiterentwicklung und Optimierung der Trajektorien bilden infolgedessen einen zunehmend relevanten Schwerpunkt der aktuellen Forschung im Bereich der Roboter-CT. Trotz des erkennbaren Potenzials und der wachsenden Forschungstätigkeit in diesem Bereich ist dem Autor zum Zeitpunkt der Abfassung dieser Arbeit kein kommerziell erwerbbares System bekannt, das Optimierungsalgorithmen für die Scantrajektorien im Routineeinsatz integriert.

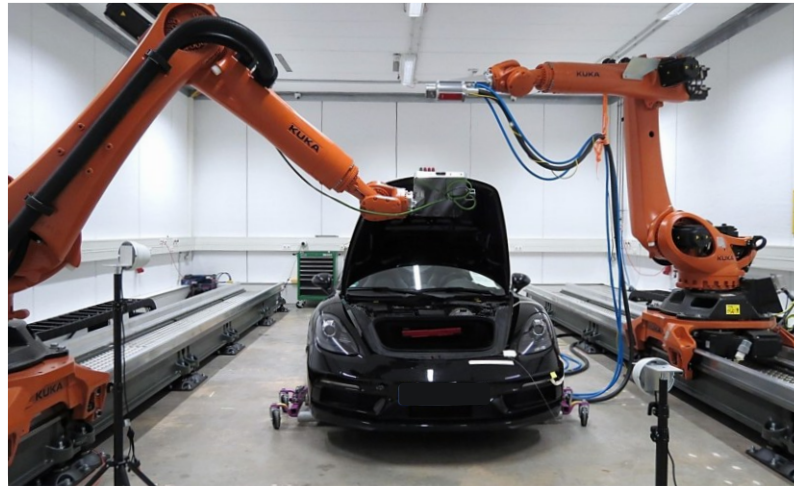


Abbildung 1.1 Ein Roboter-CT System des Fraunhofer IIS – Bereich Entwicklungszentrum Röntgentechnik (EZRT) während des Scans von Strukturen im Bereich des Schließbügels eines Automobil-Frontdeckels.

Im Folgenden werden zwei zentrale Begriffe dieser Arbeit definiert, um ein einheitliches Verständnis zu ermöglichen und ihren Zusammenhang sowie ihre Abgrenzung klarzustellen.

Eine **Projektionsansicht** v bezeichnet die geometrische Konfiguration von Röntgenquelle und Detektor zum Zeitpunkt der Aufnahme eines Projektionsbildes. Diese wird durch deren Posen P_S (Quelle) und P_D (Detektor) eindeutig beschrieben.

$$v := (P_S, P_D). \quad (1.1)$$

Eine Pose setzt sich jeweils aus den Informationen der Position und der Orientierung der Komponente relativ zu einem gemeinsamen Referenzkoordinatensystem zusammen. Im Rahmen dieser Arbeit gilt für jede Projektionsansicht, dass der Zentralstrahl das Bildgebungszentrum durchläuft und orthogonal zentriert auf dem Detektor auftrifft. Es sei angemerkt, dass der Begriff der Projektionsansicht nicht mit dem Begriff der Röntgenprojektion zu verwechseln ist, welche das aus der Projektionsansicht resultierende gemessene Röntgenprojektionsbild beschreibt.

Eine **Trajektorie** T bezeichnet die Folge von N_{Proj} Projektionsansichten, welche für die Aufnahme der Projektionsbilder eines CT-Scans verwendet wird:

$$T = \{v_1, v_2, \dots, v_{N_{Proj}}\}, \quad N_{Proj} \in \mathbb{N}. \quad (1.2)$$

Es sei angemerkt, dass der Begriff Trajektorie in anderen Anwendungsgebieten häufig den Pfad zwischen einzelnen Fixpunkten eines Roboters beschreibt. Im Rahmen dieser Arbeit wird hingegen unter Trajektorie ausschließlich die Abfolge der Projektionsansichten verstanden, während der Pfad zwischen diesen nicht darunterfällt.

1.2 Zielsetzung

Unter den in Kapitel 2 dieser Arbeit erläuterten Herausforderungen der roboterbasierten Computertomographie liegt der Fokus dieser Arbeit auf der Optimierung der in einer Trajektorie integrierten Projektionsansichten, also der Trajektorienoptimierung.

Ihre Relevanz entfaltet die vorliegende Arbeit insbesondere in Anwendungsszenarien, in denen Teilregionen großdimensionierter und komplex geformter Bauteile, wie etwa vollständiger Automobilkarosserien, gescannt werden sollen. Derartige Bauteile zeichnen sich typischerweise durch zwei den Scanvorgang wesentlich limitierende Eigenschaften aus. Einerseits ist die Zugänglichkeit der Röntgenhardware aufgrund bauteilinhärenter, die Trajektorie begrenzender Kollisionselemente eingeschränkt. Andererseits bestehen in bestimmten Regionen aufgrund der Verwendung stark röntgenabsorbierender Materialien im Rahmen der Bauteilfertigung besondere Herausforderungen für die Strahlendurchdringung. In der Konsequenz führt die Verwendung einer standardisierten zirkularen Trajektorie zur Datenerfassung häufig zu stark unterabgetasteten Daten aufgrund der eingeschränkten Zugänglichkeit [10] oder zu erheblichen Artefakten infolge der intensiven Absorption der Röntgenstrahlung [11]. Die standardisierte Kreistrajektorie ist in solchen Szenarien dementsprechend hochgradig ineffizient, da das spezifische Scanszenario in der Trajektorienplanung nicht berücksichtigt wird. Dennoch stellt die Kreistrajektorie aufgrund ihrer mechanischen Einfachheit sowie der Möglichkeit zur Anwendung analytischer Rekonstruktionsverfahren mit geringem Rechenressourceneinsatz weiterhin das in der Praxis vorherrschende Standarddesign für Trajektorien, auch bei Roboter-CT Anwendungen, dar.

Die Trajektorienparametrisierung wird üblicherweise manuell von einem erfahrenen Bediener durchgeführt, der die Parameter individuell bestimmt. Dieser Vorgang ist mit erheblichem Zeitaufwand verbunden und das Ergebnis stark erfahrungsabhängig. Wie in Linde et al. [12] gezeigt, können bereits minimale Modifikationen der Parametrisierung zirkularer Trajektorien in Scanszenarien großdimensionierter Bauteile zu erheblichen quantitativen Veränderungen der Rekonstruktionsqualität des Volumens führen.

Diese Arbeit verfolgt daher das Ziel, strukturierte Verfahren zur Optimierung einer Trajektorie inhärenten Projektionsansichten zu entwickeln, um die Qualität der rekonstruierten Volumina bei Scanszenarien großdimensionierter Bauteile zu verbessern und die Bedienerabhängigkeit der manuellen Parametrierung der Trajektorie zu reduzieren. Die im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Optimierungsansätze beschränken sich nicht wie üblich auf Projektionsansichten konstanter Abstandskonfiguration, sondern nutzen die Flexibilität des roboterbasierter CT-Systeme gezielt aus, indem variable Abstandskonfigurationen innerhalb einer Trajektorie zugelassen werden. Auf diese Weise kann ein deutlich erweiterter Parameterraum für die Konfiguration von Projektionsansichten ausgeschöpft werden, was flexible Trajektoriendesigns bis hin zu vollständig ungebundenen Projektionsansichten ermöglicht.

Im Kontext dieser Arbeit liegt das besondere Interesse auf der Anwendung roboterbasierter CT in der Automobilindustrie. Dabei wird zwischen labornahen und produktionsnahen Nutzungskontexten differenziert, um deren spezifischen Anforderungen in der Trajektorienoptimierung systematisch gerecht zu werden.

Im produktionsnahen Einsatzkontext liegt der Schwerpunkt auf der Erfüllung zykluszeitkritischer Scanzeiten bei gleichzeitig hinreichender geometrischer Aussagekraft der Bilddaten. Zu diesem Zweck wird ein Optimierungsansatz vorgestellt, der vollständig ungebundene Projektionsansichten innerhalb einer Trajektorie zulässt und sich somit von der Selektion von Projektionsansichten vordefinierter Trajektoriendesigns löst. Durch die gezielte Auswahl

einer möglichst geringen Anzahl informationsoptimaler Projektionsansichten wird eine idealisierte Abtastung der relevanten Sollgeometrie ermöglicht. Dies erlaubt eine effiziente und robuste tomographische Prüfung zur Absicherung der strukturellen Integrität sowie zur Unterstützung montagekritischer Analysen in Fertigungsumgebungen.

Im Gegensatz dazu verfolgt der labornah ausgerichtete Anwendungskontext das Ziel, innerhalb einer definierten Zielregion eine möglichst vollständige und artefaktminimierte Bilddatenerfassung zu realisieren, insbesondere in Anwendungsfeldern, in denen die innere Bauteilgeometrie zunächst unbekannt ist. Typische Einsatzgebiete sind hierbei die Bauteilforensik, das Reverse Engineering sowie die Poren- oder Faserorientierungsanalyse. In diesen Szenarien, in denen eine große Anzahl an Projektionsansichten prinzipiell zulässig ist, wird der planerische Aufwand vollständig ungebundener Projektionsansichten durch die gezielte Kombination mehrerer einfacher Teilkreistrajektorien variabler Abstandskonfigurationen reduziert.

1.3 Organisation der Arbeit

Die vorliegende Arbeit ist in fünf thematisch gegliederte Abschnitte unterteilt, die sich wie folgt darstellen:

Im ersten Abschnitt wird der Leser in die theoretischen Grundlagen der CT eingeführt. Neben dem Bildentstehungsprozess werden verschiedene Gruppen und Ursachen von Bildartefakten erläutert, um die qualitative Interpretation von CT-Schnittbildern in den folgenden Kapiteln zu erleichtern.

Der zweite Abschnitt beschreibt den Problemrahmen sowie die Notwendigkeit von Trajektorienoptimierungen für Roboter-CT Systeme. Dazu wird zunächst ein Überblick der Bewertung der Datenvollständigkeit in der CT gegeben. Im Anschluss werden die Herausforderungen bei der Verwendung von Industrierobotern als Manipulatoren der Röntgenhardware erörtert. Abschließend werden auf bestehender Literatur aufbauende zentrale Aspekte der CT-Trajektorienoptimierung sowie eine Zusammenfassung des Forschungsstands zur Trajektorienoptimierung im industriellen Umfeld dargestellt.

Im dritten Abschnitt wird die Theorie der im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Optimierungsansätze dargestellt. Zunächst wird eine Methode eingeführt, welche die konventionelle Trajektoriengeometrie konstanter FDD aufricht und dadurch in schwer zugänglichen Scanszenarien die Umfahrung von Kollisionselementen sowie die Integration zusätzlicher Projektionswinkel ermöglichen kann. Daraufaufgehend werden spezifische Anforderungen an Trajektorien definiert und erläutert, mit dem Ziel, eine möglichst hohe Qualität der Rekonstruktionsergebnisse zu gewährleisten. Aufbauend auf diesen Anforderungen werden anschließend Trajektorienoptimierungen vorgestellt, die auf Analysen im Radonraum basieren und gezielt für produktionsnahe sowie labornahe Scanszenarien entwickelt wurden.

Im vierten Abschnitt werden die vorgestellten Optimierungsansätze anhand von Simulationsdaten veranschaulicht und hinsichtlich ihrer Leistungsfähigkeit bewertet. Es zeigt sich, dass alle Optimierungsansätze die Datenqualität im Vergleich zu konventionellen Trajektorien designs verbessern können.

Im fünften Abschnitt erfolgt eine Zusammenfassung des wissenschaftlichen Beitrags dieser Arbeit. Zudem werden die Vorteile und verbleibenden Herausforderungen der vorgestellten Optimierungsansätze kritisch reflektiert. Abschließend wird ein Ausblick auf potenzielle Weiterentwicklungen und zukünftige Forschungsrichtungen gegeben.

2. Grundlagen der Computertomographie

Dieses Kapitel vermittelt die theoretischen Grundlagen der CT. Es beschreibt das Funktionsprinzip und den Bildentstehungsprozess sowie die Ursachen und Auswirkungen von Bildartefakten.

2.1 Einführung und Funktionsprinzip von CT-Systemen

Die Entdeckung einer neuen Art von Strahlen durch Wilhelm Conrad Röntgen im Jahr 1895, heute als Röntgenstrahlen bekannt, bildet die physikalische Grundlage der modernen Röntgen-Computertomographie. Röntgen beschreibt die Fähigkeit dieser Strahlen Materie zu durchdringen und deren bildgebende Erfassung. Dadurch werden innenliegende Strukturen sichtbar, die dem bloßen Auge verborgen bleiben, ohne dass eine Zerstörung erforderlich ist [13]. Röntgens Anwendung ist heute unter dem Begriff des Projektionsröntgen bekannt, bei dem zweidimensionale Schattenbilder ohne Tiefeninformation entstehen.

In den 1970er-Jahren entwickelte der britische Elektroingenieur Godfrey Hounsfield, basierend auf den theoretischen Arbeiten des aus Südafrika stammenden US-amerikanischen Physikers Allan Cormack, ein neuartiges Verfahren zur Schnittbildgebung mit Röntgenstrahlen. Er konstruierte den ersten funktionsfähigen Computertomographen [14]. Cormack hatte zuvor mathematische Methoden zur Rekonstruktion der Dichteverteilung in einem Objekt aus Röntgenprojektionen entwickelt, wobei die Rotation der Röntgenröhre um das Objekt zur Datenerfassung genutzt wurde [15]. Zwischen 1971 und 1972 wurde der erste Computertomograph erfolgreich in der klinischen Praxis eingesetzt [16,17].

Computertomographische Aufnahmen ermöglichen die volumetrische Darstellung von Objekten in Voxelgittern. Ein Voxel beschreibt das kleinstmögliche 3D-Datenelement, das die Röntgenabsorption basierend auf Material und Dichte der Struktur repräsentiert [16]. Für die Anfertigung computertomographischer Aufnahmen sind zweidimensionale Röntgenprojektionsbilder aus zahlreichen Richtungen erforderlich. Diese werden anschließend mithilfe mathematischer Rekonstruktionsalgorithmen zu einem dreidimensionalen Volumendatensatz verarbeitet. Die Aufnahmegeometrie eines Röntgenprojektionsbildes wird im Rahmen dieser Arbeit durch den Begriff der Projektionsansicht präzisiert. Dieser umfasst die Pose (d.h. Lage und Orientierung) sowohl der Röntgenquelle als auch des Röntgendetektors.

Die Computertomographie (CT) wird in der Industrie zur zerstörungsfreien Prüfung eingesetzt. Sie ermöglicht die Visualisierung innenliegender Strukturen, die mit oberflächenbasierten Mess- bzw. Prüftechniken nicht erfasst werden können. Die Hauptkomponenten konventioneller industrieller CT-Systeme umfassen die Röntgenröhre, den Drehmanipulator sowie den Röntgendetektor und sind schematisch in Abbildung 2.1 dargestellt.

Bei der Aufnahme eines Röntgenprojektionsbildes wird die von der Röntgenquelle emittierte Röntgenstrahlung durch Wechselwirkungen mit dem Prüfobjekt abgeschwächt. Die verbleibende Strahlungsintensität wird anschließend im Detektor erfasst und als Projektionsbild abgespeichert. Das Prüfobjekt wird dabei um den geometrischen Vergrößerungsfaktor $M = FDD / FOD$ vergrößert auf dem Detektor abgebildet. Die Achse entlang des Zentralstrahls der Kegelstrahlgeometrie wird deshalb auch als Vergrößerungsachse bezeichnet.

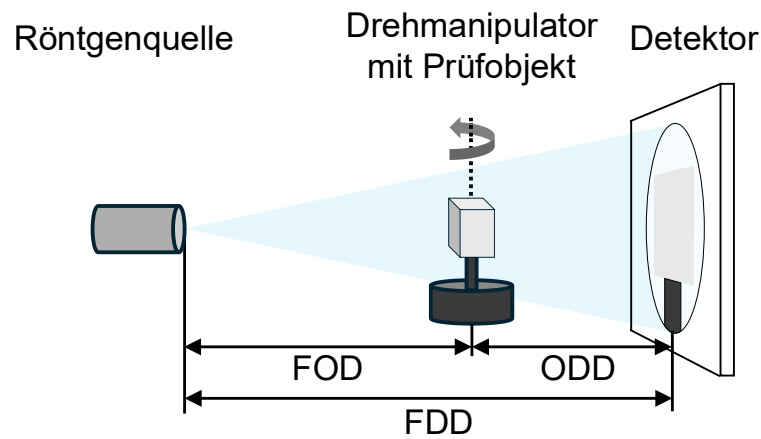


Abbildung 2.1 Schematischer Aufbau eines konventionellen industriellen Kegelstrahl-Computertomographie-Systems. Die Entfernung zwischen dem Brennfleck der Röntgenquelle und dem Prüfobjekt wird als Fokus-Objekt-Distanz (FOD) bezeichnet, die Distanz zwischen dem Prüfobjekt und dem Detektor als Objekt-Detektor-Distanz (ODD) und die Entfernung zwischen dem Brennfleck der Röntgenquelle und dem Detektor als Fokus-Detektor-Distanz (FDD).

Im Verlauf des CT-Scans erfolgt eine üblicherweise 360° umfassende Rotation des Prüfobjekts, wobei fortlaufend Röntgenprojektionsbilder erstellt werden, die anschließend zu einem CT-Volumen rekonstruiert werden können. Im Kontext dieser Arbeit wird die räumliche Anordnung der Projektionsansichten als Trajektorie bezeichnet. Die wohl bekannteste Trajektorie stellt die Kreistrajektorie dar, bei der die Projektionsansichten entlang einer kontinuierlichen Kreisbahn angeordnet sind. Diese wird im industriellen Einsatz üblicherweise durch die Rotation des Prüfobjekts realisiert (vgl. Abbildung 2.1). Es sei darauf hingewiesen, dass die Anwendung der Kreistrajektorie aufgrund der Kegelstrahlgeometrie der emittierten Röntgenstrahlung, wie in Kapitel 3.1.1 erläutert, eine unvollständige Abtastung des Prüfobjekts zur Folge hat. Diese Unvollständigkeit wird in konventionellen industriellen Anwendungen jedoch häufig in Kauf genommen. Abhängig von der Systemkonfiguration und der spezifischen Fragestellung sind auch alternative Verteilungen der Projektionsansichten im Raum möglich, die von der Kreistrajektorie abweichen. Beispiele hierfür sind die Helix-Trajektorie, die für die Abbildung langer Objekte verwendet wird [18], oder eine vollständig freie Verteilung der Projektionsansichten im Raum, die keiner festen geometrischen Form folgt [19].

Eine ausführliche Darstellung der grundlegenden Prinzipien der CT erfolgt in den folgenden Kapiteln.

2.2 Röntgenphysik

Dieses Kapitel behandelt die physikalischen Grundlagen der Röntgenbildgebung und beschreibt den Entstehungsprozess von Röntgenprojektionen, von der Erzeugung von Röntgenstrahlung über deren Wechselwirkung mit Materie bis hin zur Detektion.

2.2.1 Erzeugung von Röntgenstrahlung

Röntgenstrahlen sind elektromagnetische Wellen, deren Wellenlängen im Bereich von 10^{-8} m bis 10^{-13} m liegen. Sie ordnen sich im elektromagnetischen Spektrum zwischen der Ultraviolettstrahlung und der Gammastrahlung ein [20], wie in Abbildung 2.2 dargestellt. Es existieren verschiedene Methoden zur Erzeugung von Röntgenstrahlung. In der konventionellen industriellen CT kommen typischerweise Röntgenröhren zum Einsatz, die Spitzenphotonenenergien von bis zu 600 keV erreichen. Alternative Verfahren, wie die Nutzung radioaktiver Isotope oder Linearbeschleuniger, werden im Rahmen dieser Arbeit nicht weiter betrachtet.

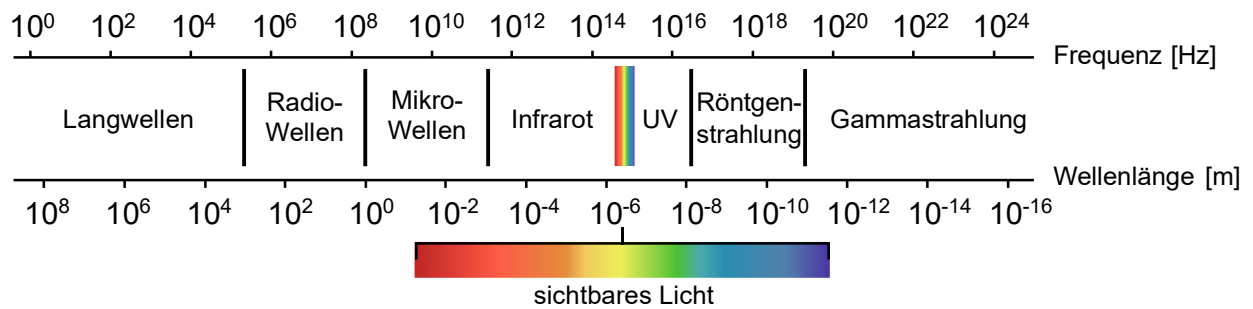


Abbildung 2.2 Darstellung des elektromagnetischen Spektrums mit den Frequenz- und Wellenlängenbereichen verschiedener Strahlungsarten.

In einer Röntgenröhre werden Elektronen im Vakuum durch den thermoelektrischen Effekt aus der stark erhitzten Glühkathode (auch Filament genannt) emittiert. Durch das Anlegen einer Beschleunigungsspannung U_B zwischen Kathode und der Anode aus Metall (auch Target genannt) werden die emittierten Elektronen zur Anode beschleunigt und erreichen eine maximale kinetische Energie von $E_{kin} = e \cdot U_B$, wobei e die Elementarladung bezeichnet [21]. Beim Eindringen der Elektronen in das Anodenmaterial entstehen Röntgenstrahlen durch zwei wesentliche physikalische Prozesse, deren Überlagerung das emittierte polychromatische Röntgenspektrum bestimmt. Der kontinuierliche Anteil des Röntgenspektrums, die Bremsstrahlung, resultiert aus der Ablenkung der Elektronen im Coulombfeld der Nuklei der Anode. Typischerweise wechselwirkt ein einfallendes Elektron während des Abbremsvorgangs wiederholt mit dem Anodenmaterial, wodurch mehrere Photonen entstehen. Die Energie der emittierten Photonen ergibt sich aus der Differenz der Elektronenenergie vor und nach der Wechselwirkung. Ein kontinuierliches Bremsspektrum entsteht. Der charakteristische Anteil des Spektrums entsteht durch das Herausschlagen von im Anodenmaterial gebundenen Elektronen durch einfallende beschleunigte Elektronen. Die verbleibenden Elektronen in den höheren Energieniveaus des Anodenmaterials fallen in den freigewordenen Platz, um einen energetisch günstigeren Zustand zu erreichen. Die resultierende Energiedifferenz wird als charakteristische Röntgenstrahlung emittiert, die im Spektrum in Form von Peaks sichtbar ist. Die Energiedifferenzen zwischen den verschiedenen Atomschalen sind dabei spezifisch für das eingesetzte Anodenmaterial. Abbildung 2.3 veranschaulicht ein von einer Röntgenröhre mit Wolframanode emittiertes polychromatisches Röntgenspektrum bei $U_B = 120 \text{ kV}$, sowie eine schematische Darstellung der zugrunde liegenden Wechselwirkungseffekte, die zur Entstehung des Spektrums führen.

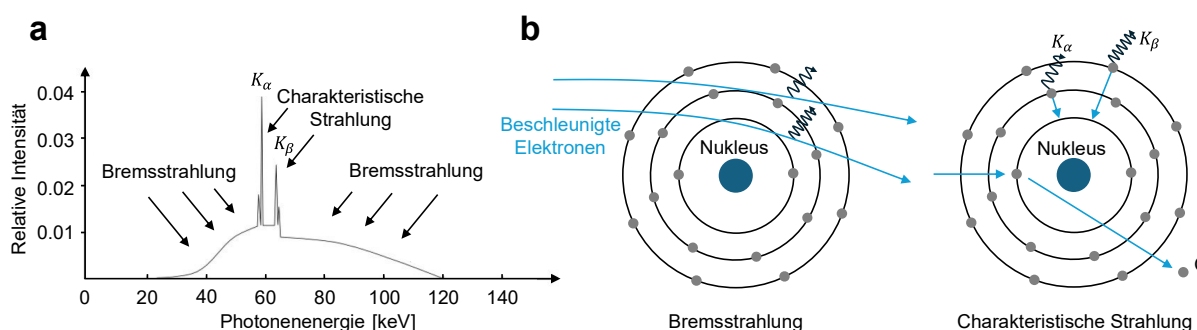


Abbildung 2.3 Polychromatisches Röntgenspektrum einer Wolfram-Anode bei einer Beschleunigungsspannung von 120 kV (a) abgewandelt nach [22]. Der kontinuierliche Anteil des Spektrums repräsentiert die Bremsstrahlung, die für jedes Material charakteristischen Peaks repräsentieren die sog. charakteristische Strahlung. Schematische Darstellung der Entstehung der verschiedenen Strahlungsarten (b), in Anlehnung an [20,22].

Das Raumgebiet, dem die Röntgenstrahlung aufgrund der eintreffenden Elektronen entspringt, wird als Brennfleck bezeichnet [23]. Typischerweise werden 99 % der kinetischen Energie der eintreffenden Elektronen in Wärme und nur 1 % in Röntgenstrahlung konvertiert

[20]. Die Ausdehnung des Brennflecks hat Einfluss auf die geometrische Schärfe der Objektabbildung [24]. Es ist daher erstrebenswert, die Ausdehnung dieses Raumgebiets möglichst zu minimieren. Dabei muss berücksichtigt werden, dass eine Verringerung der für die Wärmeabfuhr verfügbaren Fläche auch Einschränkungen der einbringbaren Röhrenleistung zur Folge hat. Unter der Röhrenleistung wird das Produkt des Kathodenstroms I_{Fil} , welcher die Filamenttemperatur reguliert und der Beschleunigungsspannung U_B bezeichnet. Diese beiden Parameter definieren die Charakteristik des spezifisch emittierten Röntgenspektrums. Die Energie der emittierten Röntgenphotonen ist eine Funktion der angelegten Beschleunigungsspannung, während die emittierte Photonenzahl durch den angelegten Kathodenstrom bestimmt wird.

2.2.2 Wechselwirkung der Röntgenstrahlung mit Materie

Als Schwächung der Röntgenstrahlung wird die Summe aller physikalischen Prozesse verstanden, die zu einer Reduktion der Anzahl der am Detektor registrierten Photonen führen. In der einfachsten Form lässt sich die Schwächung von Röntgenstrahlung beim Durchdringen homogenen Materials unter der Annahme einer monochromatischen Nadelstrahlgeometrie und unter Vernachlässigung der Detektion gestreuter Photonen durch das Lambert-Beersche Gesetz beschreiben:

$$I(\eta) = I_0 e^{-\mu\eta}. \quad (2.1)$$

Es gibt den Intensitätswert $I(\eta)$ des Röntgenstrahls nach dem Durchqueren einer Materialdicke η an, wobei I_0 die initiale Röntgenintensität und μ den linearen Schwächungskoeffizient des Materials bei einer applizierten Energie beschreibt. Der Schwächungskoeffizient setzt sich additiv aus den wesentlichen Absorptions- und Streueffekten zusammen:

$$\mu = \mu_{Photoeffekt} + \mu_{Compton} + \mu_{Rayleigh} + \mu_{Paarbildung}. \quad (2.2)$$

Die Erläuterung dieser Effekte erfolgt im weiteren Verlauf des Kapitels. Im Fall der Durchstrahlung inhomogener Objekte (Multimaterialobjekte) wird Gleichung 2.1 zu

$$I(\eta) = I_0 e^{-\int \mu(\eta) d\eta} \quad (2.3)$$

abgebildet. Wie im vorherigen Kapitel beschrieben, emittieren Röntgenröhren Photonen verschiedener Energien. Der Schwächungskoeffizient μ verhält sich energieabhängig. Für einen polychromatischen Strahl ergibt sich die Intensität als Gesamtheit der einzelnen Beiträge für jede Energie E innerhalb des Röntgenspektrums zu:

$$I(\eta) = \int_{E_{min}}^{E_{max}} I_0(E) e^{-\int \mu(E,\eta) d\eta} dE. \quad (2.4)$$

Auf Grund der linearen Dichteabhängigkeit des Schwächungskoeffizienten erfolgt die Angabe häufig in Form des Massenschwächungskoeffizienten:

$$\mu_\rho = \frac{\mu}{\rho}, \quad (2.5)$$

wobei ρ die Dichte des Materials beschreibt [20]. Am Beispiel von Eisen, einem in industriellen Anwendungen häufig zu durchstrahlendem Material, werden die Energieabhängigkeit des Massenschwächungskoeffizienten sowie die dominierenden Schwächungseffekte der Röntgenstrahlung in Abbildung 2.4 aufgezeigt.

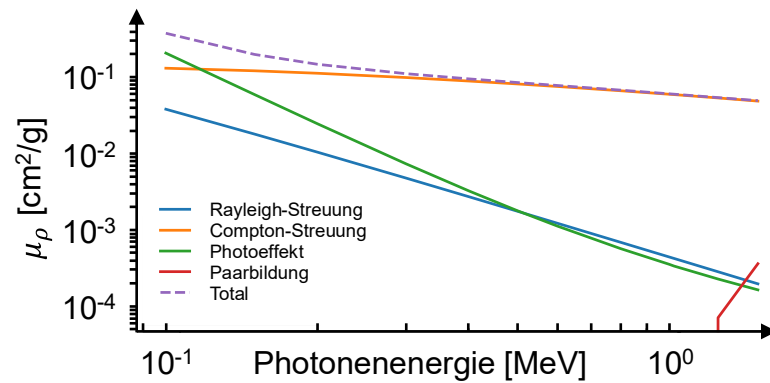


Abbildung 2.4 Energieabhängigkeit des Massenschwächungskoeffizienten von Eisen im für industrielle Anwendungen klassischen Energiebereich. Die energieabhängige Distribution der einzelnen Schwächungseffekte wird aufgezeigt. Die Daten basieren auf dem XCOM-Datensatz [25].

Die Compton-Streuung kennzeichnet den dominanten Schwächungseffekt des Röntgenstrahls im Energiebereich klassischer Industrieanwendungen bis 600 keV. Dabei trifft ein einkommendes Röntgenphoton auf ein schwach gebundenes Elektron des zu durchstrahlenden Materials und stößt das Elektron aus dem Atom. Diese Teilenergieübertragung auf das Elektron resultiert in einer inelastischen, inkohärenten Streuung des Röntgenphotons. Die Rayleigh-Streuung hingegen ist durch die elastische, kohärente Streuung eines einfallenden Photons im zu durchstrahlenden Material charakterisiert. Bei der Interaktion mit den Materialelektronen wird lediglich die Richtung des Röntgenphotons geändert, nicht jedoch die Energie. Der Photoeffekt führt zur vollständigen Absorption des einfallenden Röntgenphotons durch die Wechselwirkung mit stark gebundenen Elektronen des Atoms (im Gegensatz zur Compton-Streuung, bei der Photonen mit schwach gebundenen Elektronen wechselwirken). Ist die Bindungsenergie eines Elektrons in der inneren Schale geringer als die Energie des einfallenden Photons, so kann das Photon vollständig absorbiert werden. Das wechselwirkende Elektron wird dabei aus dem Atom herausgelöst und als Photoelektron bezeichnet. Die dadurch entstehende Leerstelle in der inneren Schale wird durch ein Elektron aus einer äußeren Schale aufgefüllt. In diesem Prozess wird charakteristische Strahlung emittiert (vgl. Kapitel 2.2.1). Die Paarbildung tritt erst bei Photonenenergien von mehr als 1.02 MeV auf. Dabei entstehen Elektron-Positron Paare im Coulombschen Feld eines Atomkerns oder Elektrons. Es sei darauf hingewiesen, dass dieser Wechselwirkungsprozess in den Energiebereichen konventioneller industrieller Anwendungen bis 600 keV nicht stattfindet und daher für diese Arbeit nicht von Relevanz ist. Für weiterführende Informationen sei auf [20,22] verwiesen.

2.2.3 Detektion von Röntgenstrahlung

Nachdem die Röntgenstrahlung das zu analysierende Objekt passiert hat, muss die verbleibende Intensität des Röntgenstrahls ortsspezifisch quantifiziert werden. Historische Röntgendetektoren beruhten auf chemischen Reaktionen in Fotofilmen oder der Ionisation von Gasen in Detektionskammern, wie beispielsweise beim Geiger-Müller-Zähler. In der modernen Industrieanwendung kommen hingegen überwiegend digitale Flächendetektoren (engl. *flat panel detectors*) zum Einsatz, die eine präzisere und effizientere Erfassung von Röntgenstrahlung ermöglichen. Die digitalen Flächendetektoren lassen sich in direkt konvertierende und indirekt konvertierende Systeme kategorisieren. Indirekt konvertierende Systeme stellen hierbei den etablierten Standard in der industriellen Computertomographie dar. Diese bestehen aus den Hauptkomponenten des Szintillationskristalls und Photodioden. Die einfallende, kurzwellige Röntgenstrahlung wird im Szintillationskristall in langwelliges Licht umgewandelt. Die Wahl des Szintillationsmaterials beeinflusst die Zeitkonstante des Konversionsprozesses, die das sogenannte Nachleuchten bestimmt, sowie die sogenannte Quanteneffizienz. Letztere gibt an, welcher Anteil der einfallenden Photonen tatsächlich

detektiert und in ein messbares Antwortsignal umgewandelt wird. Cäsiumiodid (CsI) zählt zu den etablierten Szintillationsmaterialien [20]. An die Szintillationsschicht wird eine Photodiodenmatrix gekoppelt, die die emittierten Lichtphotonen in eine elektrische Ladung umwandelt, welche in direkter Proportionalität zur Intensität der eingestrahlten Röntgenstrahlung steht. Dabei wird die gesamte einfallende Röntgenenergie über ein festgelegtes Zeitintervall ausgelesen. Indirekt konvertierende Systeme werden daher auch als Energie integrierende Systeme (engl. *energy integrating detectors*) bezeichnet. Durch die reine Messung der Lichtamplitude gehen Energie- und Phaseninformationen der einzelnen einfallenden Photonen verloren.

Direkt konvertierende Systeme konvertieren einfallende Röntgenphotonen unmittelbar in elektrische Ladungen. Die einfallenden Röntgenphotonen treffen auf einen Halbleiter, beispielsweise aus Cadmiumtellurid (CdTe) oder Silizium (Si), welcher zwischen einer Kathoden- und Anodenschicht angeordnet ist, wobei ihre Absorption zur Erzeugung von Elektronen-Loch-Paaren führt. Diese Ladungen können im Idealfall einzeln ausgelesen werden [20,22]. Somit können einzelne Photonen energiesensitiv ausgelesen werden, was sich insbesondere positiv auf die Bildgebung von Schwachkontraststrukturen auswirkt. Direkt konvertierende Detektoren werden in der Literatur auch häufig als Photonen zählende Detektoren (engl. *photon counting detectors*) referenziert. Die Technologie der Photonen zählenden Detektoren ist vergleichsweise neu und findet bislang wenig Anwendung in OEM-nahen industriellen Scanszenarien. Hauptgründe hierfür sind die hohen Anschaffungskosten sowie die begrenzte Sensitivität bei hohen Röntgenenergien, wie sie insbesondere bei stark absorbierenden Materialien auftreten. In solchen Fällen nimmt die Zahl der tatsächlich registrierten Photonen überproportional ab.

Neben den weit verbreiteten Flächendetektoren existiert auch die alternative Bauform der Zeilendetektoren, die in industriellen Anwendungen zum Einsatz kommt. Ein Zeilendetektor besteht aus einer einzigen Reihe von Detektorelementen (Pixel), die schrittweise über das Objekt bewegt werden, um die gesamte Fläche abzutasten. Durch den Einsatz von Zeilendetektoren können Streustrahlenanteile wirksam unterdrückt werden, da die schmale Detektorgeometrie eine effektive Kollimation ermöglicht und die Detektion schräg einfallender Streuphotonen begrenzt. Allerdings sind Scanprozesse unter Verwendung von Zeilendetektoren aufgrund der sequenziellen Abtastung erheblich langsamer als beim Einsatz von Flächendetektoren. Eine Konfiguration mit Zeilendetektor ist im Kontext der in dieser Arbeit untersuchten Anwendungen roboterbasierter Systemkonfigurationen aufgrund des damit verbundenen zeitlichen Mehraufwands nicht zielführend. Im Rahmen dieser Arbeit werden ausschließlich Konfigurationen mit Flächendetektoren betrachtet.

Des Weiteren ist eine Kalibrierung der Detektoren erforderlich, da bei gleichmäßiger Belichtung digitaler Detektoren Effekte von stationären Rauschmustern und variablen Pixelantworten auftreten können. Dem wird mit der sogenannten Flat-Field-Korrektur entgegengewirkt, bei der das Dunkelbild vom aufgenommenem Projektionsröntgenbild subtrahiert und durch das Flat-Field-Bild korrigiert wird. Wird auf die Kalibrierung verzichtet, so führen diese Effekte zu systematischen Fehlern in den Messdaten [26].

2.3 Computertomographische Bildrekonstruktion

In diesem Kapitel wird erläutert, wie die unabhängigen Informationen einzelner Röntgenprojektionen verwendet werden können, um eine tomographische Rekonstruktion zu realisieren. Es wird auf die umfassende Fachliteratur zum Thema der tomographischen Bildrekonstruktion verwiesen, darunter [20,27–30], wobei sich die folgenden Ausführungen insbesondere an [27] und [30] orientieren.

Die tomographische Rekonstruktion hat zum Ziel, die Verteilung der linearen Schwächungskoeffizienten innerhalb des zu untersuchenden Objekts abzubilden. Zur Vereinfachung wird zunächst der zweidimensionale Fall unter der Annahme einer Parallelstrahlgeometrie betrachtet. Sei $p(r, \varphi)$ das Linienintegral entlang des Röntgenstrahls $\mathcal{L}(r, \varphi)$ durch das zu untersuchende Objekt $f(x, y)$ unter dem Winkel φ zur x-Achse und der gerichteten Entfernung r vom Rotationszentrum. Das Linienintegral sei folgend definiert als

$$p(r, \varphi) = \int_{\mathcal{L}(r, \varphi)} f(x, y) d\ell. \quad (2.6)$$

Unter der Verwendung der Dirac-Delta Funktion, kann Gleichung 2.6 in der Form

$$p(r, \varphi) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} f(x, y) \delta(x \cos \varphi + y \sin \varphi - r) dx dy \quad (2.7)$$

geschrieben werden. Die Funktion $p(r, \varphi)$ wird auch als Radontransformation $\mathcal{R}$ der Funktion $f(x, y)$ bezeichnet.

$$p(r, \varphi) = \mathcal{R}\{f(x, y)\} \quad (2.8)$$

Die Radontransformation beschreibt demnach, wie eine zweidimensionale (Objekt)-Funktion $f(x, y)$ durch die Menge ihrer Linienintegrale dargestellt werden kann [31].

Eine Röntgenprojektion ergibt sich aus der Zusammenführung von Linienintegralen, die für einen konstanten Rotationswinkel φ ermittelt wurden. In der CT fungiert der Prozess der Bildentstehung (siehe Kapitel 2.1) als physikalische Radontransformation. Die Darstellung, in der die radialen Koordinaten gegen die Rotationswinkel der Projektionen $\{p(r, \varphi) | \varphi_{start} \leq \varphi \leq \varphi_{ende}\}$ aufgetragen sind, wird als Sinogramm bezeichnet und enthält ausreichend Informationen zur Erstellung eines Schnittbildes des zu analysierenden Objekts, sofern die radialen und angularen Abtastkriterien (siehe Kapitel 3.1.3) eingehalten werden. Das Ziel der tomographischen Rekonstruktion ist demnach die Bestimmung der Objektfunktion $f(x, y)$ aus den Projektionsdaten des Sinogramms, also die inverse Radontransformation.

Ein weiteres wichtiges Theorem der Signaltheorie ist das Fourier-Schnitt-Theorem (engl. *Fourier-Slice-Theorem*). Es besagt, dass die eindimensionale Fouriertransformation $P(w, \varphi)$ des radontransformierten Objekts $p(r, \varphi)$ (d.h. der Projektion) einer radialen Linie unter dem Winkel φ in der zweidimensionalen Fouriertransformation $F(u, v)$ des Objekts $f(x, y)$ entspricht:

$$P(w, \varphi) = F(w \cos \varphi, w \sin \varphi) = F_{polar}(w, \varphi), \quad (2.9)$$

wobei $F_{polar}(w, \varphi)$ der zweidimensionalen Fourier-Transformation in Polarkoordinaten der räumlichen Frequenzen $u = w \cos \varphi$ und $v = w \sin \varphi$ entspricht und w die räumliche Frequenz entlang der Projektion bezeichnet. Aus dem Fourier-Schnitt-Theorem folgt, dass das Objekt $f(x, y)$ durch eine inverse zweidimensionale Fouriertransformation rekonstruiert werden kann.

Da die konventionelle inverse Fouriertransformation eine Darstellung der Daten in kartesischen Koordinaten erfordert, während diese gemäß Gleichung 2.9 nach Anwendung des Fourier-Schnitt-Theorems in Polarkoordinaten vorliegen, ist eine Koordinatentransformation erforderlich. Diese kann durch Interpolationsverfahren umgesetzt werden, führt jedoch zu lokalen Fehlern im Ortsfrequenzraum, die die Rekonstruktionsgenauigkeit beeinträchtigen können.

In der Praxis wird die Rekonstruktion ausgehend von Gleichung 2.9 daher durch abgewandelte Ansätze in analytischen oder iterativen Methoden gelöst. Der Zusammenhang zwischen der Radontransformation und dem Fourier-Schnitt-Theorem wird in Abbildung 2.5 grafisch veranschaulicht.

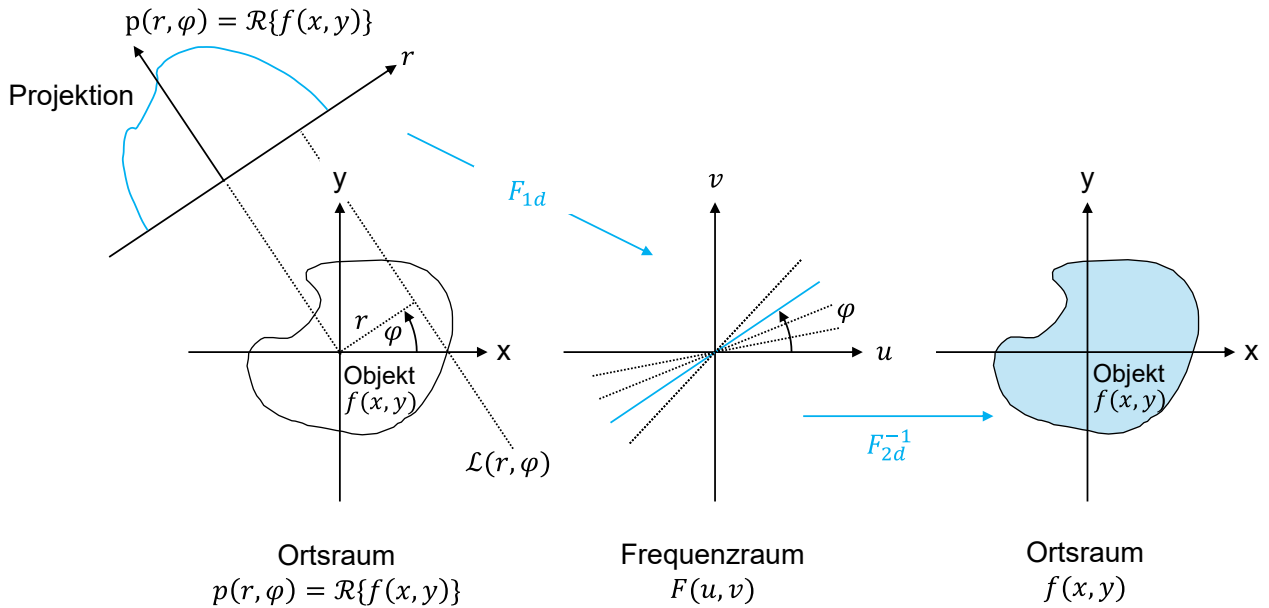


Abbildung 2.5 Visualisierung des Zusammenhangs der Radontransformation und des Fourier-Schnitt-Theorems. Unter der Annahme einer Parallelstrahlgeometrie beschreibt die eindimensionale Fouriertransformation $P(w, \varphi)$ des radontransformierten Objekts $p(r, \varphi)$ eine radiale Linie unter dem Winkel φ in der zweidimensionalen Fouriertransformation $F(u, v)$ des Objekts $f(x, y)$. In Anlehnung an [30,32].

2.3.1 Analytische Rekonstruktion

Die direkte Inversion der Radontransformation aus Gleichung 2.8, die sog. Rückprojektion (engl. *backprojection*), führt zu einer Unschärfe der rekonstruierten Daten, da hochfrequente Komponenten im Fourier-Raum untergewichtet sind und somit feine Bilddetails unzureichend wiedergegeben werden.

Das Fourier-Schnitt-Theorem bildet die theoretische Grundlage eines zentralen Verfahrens zur Bildrekonstruktion, der gefilterten Rückprojektion (FBP) (engl. *filtered backprojection*), welches im Folgenden hergeleitet wird.

Ausgehend vom Fourier-Schnitt-Theorem in Gleichung 2.9, kann die Objektfunktion $f(x, y)$ durch Anwendung der inversen Fouriertransformation von $F(u, v)$ rekonstruiert werden:

$$f(x, y) = \int_{-\infty}^{\infty} \int_{-\infty}^{\infty} F(u, v) e^{2\pi i(ux+vy)} du dv. \quad (2.10)$$

Aus der Umschreibung in von $F(u, v)$ in Polarkoordinaten durch Substitution von $u = w \cos \varphi$ und $v = w \sin \varphi$ folgt:

$$f(x, y) = \int_0^\pi \int_{-\infty}^{\infty} F_{\text{polar}}(w, \varphi) |w| e^{2\pi i w(x \cos \varphi + y \sin \varphi)} dw d\varphi. \quad (2.11)$$

Gemäß dem Fourier-Schnitt-Theorem gilt

$$F_{\text{polar}}(w, \varphi) = P(w, \varphi). \quad (2.12)$$

Durch das Einsetzen von Gleichung 2.12 in Gleichung 2.11 und die Substitution $x \cos \varphi + y \sin \varphi = r$ ergibt sich:

$$f(x, y) = \int_0^\pi \int_{-\infty}^\infty P(w, \varphi) |w| e^{2\pi i w r} dw d\varphi. \quad (2.13)$$

Die im inneren Integral von Gleichung 2.13 abgebildete Multiplikation im Frequenzraum kann durch die Faltung der Projektionsdaten mit dem Filterkern $h(r)$, welcher die inverse Fouriertransformation von $|w|$ abbildet, im Ortsraum ersetzt werden zu:

$$f(x, y) = \int_0^\pi p(r, \varphi) * h(r) |_{r=x \cos \varphi + y \sin \varphi} d\varphi. \quad (2.14)$$

Der Filterkern $h(r)$ wird aufgrund des charakteristisch rampenförmigen Verlaufs der Filterkurve als Ramp-Filter bezeichnet und fungiert als Hochpassfilter.

Zusammenfassend bildet Gleichung 2.14 die zwei Schritte der FBP anschaulich ab. Es erfolgt eine Faltung der Projektionsdaten und eine anschließende Rückprojektion (Aufsummierung) dieser über den Winkel φ .

Konventionelle industrielle CT-Systeme verwenden Kegelstrahlgeometrien, wodurch eine Anpassung der für Parallelstrahlgeometrien hergeleiteten zweidimensionalen FBP erforderlich wird. Der wohl bekannteste Algorithmus zur approximativen Rekonstruktion von 3D-Kegelstrahl-CT Daten auf Basis zirkularer Trajektorien ist der Feldkamp-Davis-Kress (FDK) Algorithmus [33]. Der Algorithmus ist insofern approximativ, als dass abseits der axialen Zentralstrahlebene aufgrund fehlender Informationen (vgl. Kapitel 3.1.1) mit zunehmendem Abstand verstärkt Kegelstrahl-Artefakte (vgl. Kapitel 2.4.1) auftreten [34]. Sei die z-Achse die Rotationsachse der zirkularen Trajektorie, so gilt:

$$f(x, y, z)_{FDK} \approx f(x, y, z) \text{ für } z \neq 0. \quad (2.15)$$

Bei kleinen Kegelstrahlwinkeln sind diese Abweichungen von $f(x, y, z)$ jedoch üblicherweise als akzeptabel anzusehen.

Die Anpassung der FBP an die Kegelstrahlgeometrie bedarf einer zeilenweisen Vorgewichtung der Projektionswerte. Der Vorgewichtungsfaktor wird durch den Kosinus des Winkels zwischen dem Strahl, der dem jeweiligen Projektionswert zugeordnet ist, und dem Zentralstrahl beschrieben. Nach dem Gewichtungsvorgang werden die Projektionen entsprechend der FBP gefiltert und zeilenweise in das Messfeld zurückprojiziert [35].

In der konventionellen CT werden analytische Bildrekonstruktionsmethoden routinemäßig aufgrund ihrer geringen Rechenzeiten für Standard-Kreistrajektorien eingesetzt. Die Anwendung dieser Rekonstruktionsmethoden auf RCT-Scans mit abweichenden, willkürlichen Trajektorien-Designs, wie sie in dieser Arbeit vorgestellt und analysiert werden, ist nicht empfehlenswert.

2.3.2 Algebraische Rekonstruktion

Während bei der zuvor erläuterten analytischen Rekonstruktion die kontinuierliche Objektfunktion f ermittelt wird, formuliert der algebraische Ansatz das zu rekonstruierende Objekt als eine Menge diskreter Voxel im dreidimensionalen Raum bzw. Pixel in zwei Dimensionen. Ein zu rekonstruierender Schnitt, wie schematisch in Abbildung 2.7a dargestellt, wird demnach durch ein diskretes Gitter unbekannter Variablen μ beschrieben, die den gesuchten Schwächungskoeffizienten entsprechen. Der physikalische Prozess der Projektion lässt sich durch ein lineares Gleichungssystem (LGS) von gewichteten Projektionssummen modellieren:

$$\sum_{j=1}^N a_{ij} \mu_j = b_i \quad \text{mit } i = 1, 2, \dots, M, \quad (2.16)$$

wobei N = Anzahl der Bildelemente (Pixel / Voxel) innerhalb des diskreten Gitters

M = Anzahl der Strahlen

$$a_{ij} = \frac{\text{durchleuchtete Fläche von Bildelement } j \text{ durch den Strahl } i}{\text{Gesamtfläche des Bildelements } j} \text{ mit } 0 \leq a_{ij} \leq 1$$

μ_j = gesuchte unbekannte Schwächungskoeffizienten des Bildelements j

b_i = Projektionswert des Strahls i .

Durch Schreiben der Projektionswerte b sowie der unbekannten Schwächungskoeffizienten μ als Spaltenvektoren ergibt sich durch die Einführung der $N \times M$ Matrix A das Gleichungssystem

$$A\mu = b. \quad (2.17)$$

A , in der CT auch als Systemmatrix bezeichnet [36], enthält die vollständigen Geometrieinformationen der Aufnahmegeometrie [37] und kann für jede Aufnahmegeometrie bestimmt werden. Der Vergleich mit Gleichung 2.8 verdeutlicht die Korrelation der Matrixdarstellung und der Radontransformation [20]:

$$\begin{array}{ccc} b & = & A \mu \\ \downarrow & & \downarrow \downarrow \\ p(r, \varphi) & = & \mathcal{R} \{f(x, y)\} \end{array} \quad (2.18)$$

Durch Inversion der Matrix A erhält man die inverse Radontransformation $A^{-1}b$ zur Bestimmung von μ . Unter realen Bedingungen ist die Inversion von A jedoch nicht praktikabel, da das LGS aufgrund von Rauschen und Diskretisierungseffekten inkonsistent wird [38]. Darüber hinaus würde die hohe Dimensionalität von A in exorbitant hohen Anforderungen an die Rechenzeiten sowie den Speicher resultieren.

Zur Herleitung approximativer Lösungen des Gleichungssystems kann ein Optimierungsproblem formuliert werden, bei dem der Lösungsvektor ermittelt werden soll, sodass die Differenz zwischen den gemessenen Projektionsdaten und einer simulierten Projektion der Lösung, gemessen an einer gewählten Norm, minimiert wird:

$$\mu^* = \operatorname{argmin}_{\mu} \|b - A\mu\|. \quad (2.19)$$

Zur Lösung dieses Optimierungsproblems werden iterative Näherungsverfahren angewendet. Die auf der Kaczmarz-Methode zur Lösung linearer Gleichungssysteme [39] aufbauende Algebraische Rekonstruktionstechnik (ART) (engl. *Algebraic Reconstruction Technique*) [40] stellt den bekanntesten algebraischen Lösungsalgorithmus dar.

Das zentrale Konzept der Kaczmarz-Methode besteht darin, dass jede Messung, entsprechend jeder Gleichung in Formel 2.17, eine Hyperfläche im Lösungsraum repräsentiert. Der Schnittpunkt aller dieser Hyperflächen stellt die Lösung des Gleichungssystems dar. Zur Bestimmung des Schnittpunktes wird die aktuelle Lösung wiederholt orthogonal auf verschiedene Hyperflächen im Lösungsraum projiziert. Der n -te Iterationsschritt des Pixels b_i und der korrespondierenden Zeile $a_i = (a_{i1}, a_{i2}, \dots, a_{iN})$ der Matrix A kann durch

$$\mu^n = \mu^{n-1} - \frac{\mu^{n-1}a_i - b_i}{a_i a_i^T} a_i^T \quad (2.20)$$

beschrieben werden [20]. Am Beispiel eines aus zwei Pixeln bestehenden Bildes $\mu = (\mu_1, \mu_2)^T$ und zwei gemessenen Projektionswerten b_1 und b_2 ergibt sich das lineare Gleichungssystem zu:

$$\begin{aligned} a_{11}\mu_1 + a_{12}\mu_2 &= b_1 \\ a_{21}\mu_1 + a_{22}\mu_2 &= b_2 \end{aligned} \quad (2.21)$$

Da es sich hierbei um einen zweidimensionalen Lösungsraum handelt, resultieren die Hyperflächen als Geraden. Die grafische Darstellung resultiert in Abbildung 2.6. Darüber wird in Abbildung 2.6 verdeutlicht, dass die Reihenfolge, in der die Projektionsrichtungen gewählt werden, entscheidend für optimale Rekonstruktionsqualitäten und Konvergenzgeschwindigkeiten ist. Bei einer sequenziellen Reihenfolge wird nur wenig neue Information je Projektionswert verarbeitet. Aus diesem Grund werden häufig zufällige Projektionsreihenfolgen verwendet.

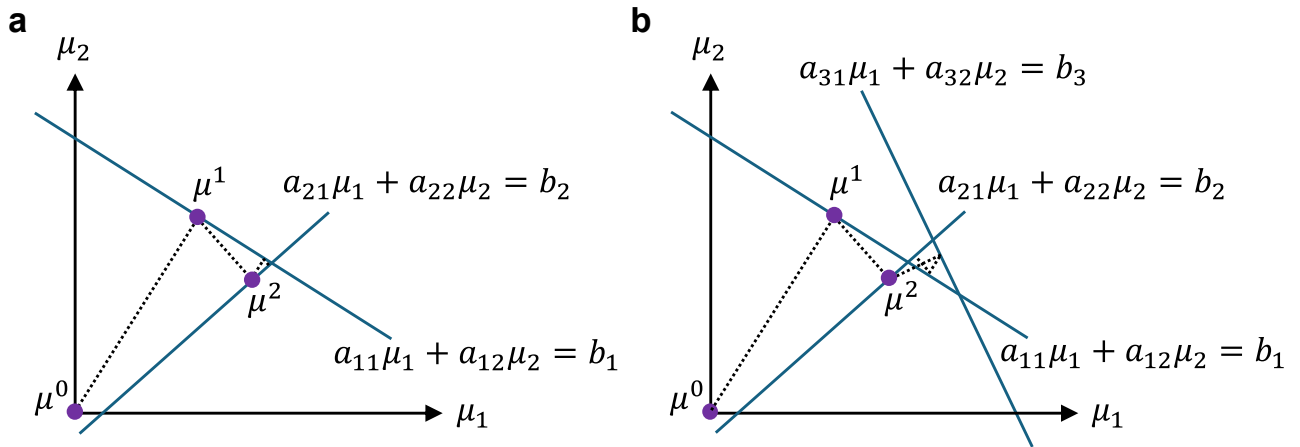


Abbildung 2.6 Grafische Darstellung der idealisierten Kaczmarz Methode (a). Bei realen Scans ($M > N$) existiert keine eindeutige Lösung bzw. kein eindeutiger Schnittpunkt (b). Das Verfahren konvergiert zu einer Kompromisslösung, da die Iterationen im Subraum oszillieren.

Im Interesse der Nachvollziehbarkeit veranschaulicht Abbildung 2.7 ein Implementierungsbeispiel der ART nach [41]. Zunächst wird ein Startbild durch eine initiale Schätzung, z.B. $\mu^0 = (0,0,0,0)$, festgelegt. Nach Berechnung der Vorwärtsprojektion gemäß Gleichung 2.17 wird ein Projektionswert aus dem Datensatz b^{scan} ausgewählt, in diesem spezifischen Fall sei $i = 2$, also $b_{i=2}$. Die Differenz des Projektionswerts der aktuellen Schätzung $n - 1$, $b_{i=2}^{n-1}$ zum gemessenen Projektionswert $b_{i=2}^{scan}$ wird anschließend auf diejenigen Bildelemente zurückprojiziert, durch die $b_{i=2}$ verläuft. Dieser Schritt entspricht der Korrektur der aktuellen Schätzung gemäß Gleichung 2.20 und führt zur n -ten Iterationslösung μ^n . Die Ausführung des Algorithmus wird beendet, sobald ein festgelegtes Abbruchkriterium erfüllt ist. Dies kann der Fall sein, wenn der Projektionsfehler einen vorgegebenen Grenzwert unterschreitet oder die maximale Anzahl an Iterationen erreicht ist. Jede Bildnäherung der ART erfolgt fortlaufend für einzelne Zeilen der Systemmatrix, d.h. gesondert für jeden Röntgenstrahl. Diese zeilenweise Bildkorrektur resultiert bei großen Systemmatrizen in hohen Zeitaufwänden.

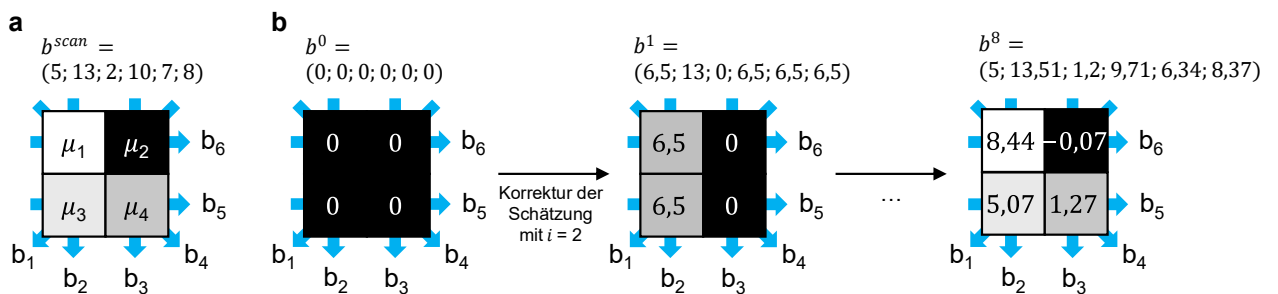


Abbildung 2.7 Schematische Darstellung des Iterationsverfahrens der ART ausgehend von einem leeren Startbild und resultierenden Projektionswerten b^0 in (b). Es gilt vereinfacht: $a_i \in \{0,1\}$. Originalbild mit gesuchten Schwächungskoeffizienten μ und den dazugehörigen Projektionswerten b der Strahlen i in (a). Es ist zu

erkennen, dass die Näherungslösung b^8 bereits nach acht Iterationen zu guten Ergebnissen führt. In Anlehnung an [41].

Es existieren verschiedenste Erweiterungen und Anpassungen der ART. Eine Übersicht kann [42] entnommen werden. Der praxisrelevanteste Ansatz ist die Simultaneous Algebraic Reconstruction Technique (SART) [43]. Anstelle der strahlweisen Anwendung der Korrekturfaktoren auf das Gesamtbild bei der ART, erfolgt bei der SART die simultane Anwendung der Korrekturterme aller Strahlen einer Projektion auf das Gesamtbild. Hierbei wird der durchschnittliche Korrekturwert jedes Bildpixels zur nächsten Bildnäherung hinzugefügt. Daraus folgt für jeden Iterationsschritt die Beziehung:

$$\mu_j^n = \mu_j^{n-1} - \frac{\sum_{b_i \in b_\gamma} \left(\frac{b_i - \sum_{k=1}^N a_{ik} \mu_k^{n-1}}{\sum_{k=1}^N a_{ik}} \right)}{\sum_{b_i \in b_\gamma} a_{ij}} a_{ij}, \quad (2.22)$$

wobei b_γ die unter dem Winkel γ erfassten Projektionsdaten beschreibt [38,44]. Im Vergleich zur klassischen ART demonstriert die SART eine erhöhte Rekonstruktionsstabilität sowie eine beschleunigte Konvergenz und ist daher üblicherweise der Standardalgorithmus bei der Verwendung algebraischer Rekonstruktionsverfahren.

2.4 Bildartefakte

Das Deutsche Institut für Normung beschreibt ein Artefakt als „ein künstliches Merkmal (Detail), das auf dem CT-Bild erscheint, jedoch keinem physikalischen Merkmal des Prüfgegenstandes entspricht“ [45]. Es existiert eine Vielzahl von Artefakten, welche meist physikalischer Natur sind. Stark artefaktbelastete Rekonstruktionsdaten erschweren die Analyse spezifischer Fragestellungen und können im Extremfall die Auswertung vollständig unmöglich machen.

Zur Gewährleistung hoher Bildqualität der rekonstruierten CT-Datensätze kommen diverse Korrekturmethode zur Anwendung, welche spezifische Störgrößen ausgleichen. Abhängig von der Korrekturmethode basiert die Anpassung entweder auf den Projektionsdaten, dem Rekonstruktionsalgorithmus oder auf nachgelagerten Verarbeitungsprozessen [46].

Um die Auswirkung der Artefakte auf die Integrität der in dieser Arbeit vorgestellten Roboter-CT Simulationsdaten spezifizieren zu können, wird in diesem Kapitel eine Auswahl der für die folgenden Analysen relevantesten Artefakte vorgestellt, konkret Artefakte unvollständiger Projektionsdaten und prüfobjektinduzierte Artefakte. Zusätzlich werden ausgewählte Korrekturmethode vorgestellt, die jedoch keinen Anspruch auf Vollständigkeit erheben. Für eine umfassende Übersicht weiterer CT-Artefakte sei der Leser auf weiterführende Literatur [20,47,48] verwiesen.

2.4.1 Unvollständige Projektionsdaten

Bestimmte industrielle CT-Anwendungen unterliegen während der Datenerfassung technischen Einschränkungen, die eine vollständige Erfassung der Projektionsdaten verhindern. Unvollständige Projektionsdaten äußern sich abhängig von dem Typ der Unvollständigkeit in unterschiedlichen Bildartefakten.

a. Limited Angle Artefakte

Die konventionelle CT setzt voraus, dass Projektionsdaten über einen vollständigen Winkelbereich erfasst werden, welcher mindestens 180° zuzüglich dem Öffnungswinkel des Kegelstrahls umfasst. Ist diese Voraussetzung nicht gegeben, handelt es sich um eine Limited Angle CT [49]. Die Rekonstruktion der dabei erfassten Datensätze ist mathematisch

unterbestimmt, was zu charakteristischen Bildartefakten führen kann. In der CT erfolgt eine präzise Rekonstruktion von Kanten eines Objekts, wenn Röntgenstrahlen, die tangential zur Kante verlaufen, erfasst werden (vgl. Kapitel 3.1.1). Das Fehlen erforderlicher Röntgenprojektionen in den entsprechenden Winkelbereichen führt zu einem signifikanten Informationsverlust hinsichtlich der Kanten, die parallel zu den nicht erfassten Röntgenstrahlen ausgerichtet sind. Die resultierenden Limited Angle Artefakte, auch bekannt als Missing Wedge Artefakte, verursachen Unschärfen und verschwommene Kanten parallel zu den fehlenden Strahlrichtungen [50]. Ein exemplarisches Beispiel für Limited Angle Artefakte ist in Abbildung 2.8b dargestellt.

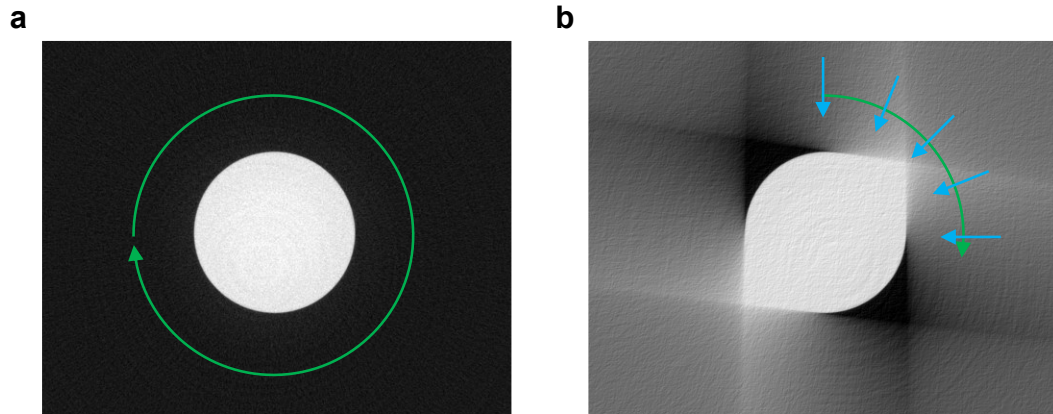


Abbildung 2.8 (a): Rekonstruiertes CT-Schnittbild eines zylinderförmigen Prüfkörpers resultierend aus einer 360° Kreistrajektorie. (b): Rekonstruiertes CT-Schnittbild des gleichen zylindrischen Prüfkörpers aus einer Teilkreistrajektorie. Die blauen Pfeile referenzieren schematisch die Strahlrichtungen der Trajektorie. Die anisotrope Artefaktausbreitung in Regionen, die nicht tangential von Röntgenstrahlen gestriffen wurden, ist ersichtlich.

Die Datenerfassung von Roboter-CT Scans an Großbauteilen ist häufig durch eingeschränkte Zugänglichkeiten der Röntgenhardware limitiert, bedingt durch den begrenzten Arbeitsraum des Roboters sowie trajektorienbegrenzende Elemente der Prüfumgebung oder des Objekts (vgl. Kapitel 3.2). Infolgedessen ist eine vollständig definierte Erfassung der Projektionsdaten nicht in jedem Fall möglich.

Generell können Limited Angle Artefakte in die Gruppe der aufnahmegeometrie-basierten Artefakte systematisiert werden. Die effektivste Strategie zur Vermeidung dieser Artefakte besteht in der konsequenten Einhaltung des für die Computertomographie geltenden Abtastkriteriums von Tuy-Smith (vgl. Kapitel 3.1.1).

Sinogramm-Interpolationsmethoden können Limited Angle Daten verbessern, jedoch keine realen Scandaten ersetzen. In den letzten Jahren wurden vermehrt Deep-Learning basierte Sinogramm-Interpolationsverfahren vorgestellt, deren Übersicht [51] entnommen werden kann. Diese Ansätze zeigen vielversprechende Ergebnisse für Limited Angle Daten und übertreffen in zahlreichen Szenarien [50,52] die Leistungsfähigkeit herkömmlicher Rekonstruktionsmethoden. Darüber hinaus können spezialisierte Rekonstruktionsverfahren wie die Discrete Algebraic Reconstruction Technique (DART) die Artefaktausbreitung in Limited Angle Daten wirksam reduzieren. DART nutzt die Annahme, dass das Objekt aus wenigen Schwächungskoeffizienten besteht, und ermöglicht so hochwertigere Bildrekonstruktionen [53].

b. Trunkierte Daten

Artefakte, die aufgrund von trunkierten Daten entstehen, werden auch als Artefakte durch Messfeldüberschreitung bezeichnet [46] und stellen einen Spezialfall der Limited Angle

Artefakte dar. Diese Artefakte treten auf, wenn das zu scannende Objekt unter spezifischen Rotationswinkeln entlang der Horizontalachse nicht vollständig im sensitiven Bereich des Detektors abgebildet wird. Der Mangel an Objektinformation unter diesen Rotationswinkeln verhindert eine vollständige Rekonstruktion des Objekts.

Artefakte durch Messfeldüberschreitung treten auch bei ROI-Scans großvolumiger Objekte auf, wie sie insbesondere in der Roboter-CT häufig vorkommen. Während der Datenerfassung können sich Objektstrukturen außerhalb der ROI in der Tiefe eines Projektionsbildes befinden, die jedoch in Projektionsbildern abweichender Rotationswinkel nicht mehr im Sichtfeld des Detektors liegen. Diese Art der Limited Angle Artefakte kennzeichnet sich durch Kontrastüberhöhungen an den trunkierten Rändern des Objekts.

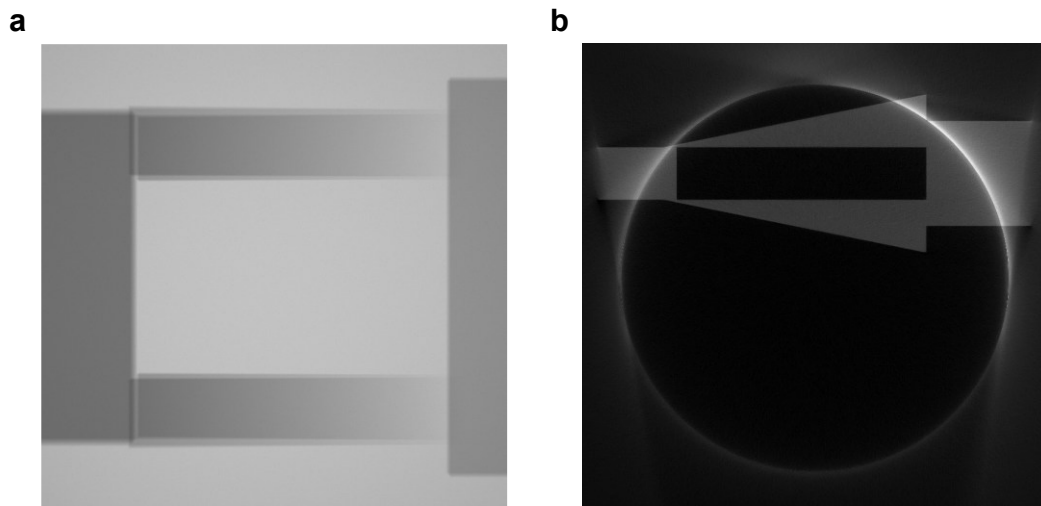


Abbildung 2.9 Artefakte aus trunkierten Daten im rekonstruierten Volumen (b) durch Messfeldüberschreitung in den Projektionsdaten (a).

Abbildung 2.9 veranschaulicht ein Objekt, das in ausgewählten Rotationswinkelbereichen nicht vollständig auf der Horizontalachse des Detektors abgebildet werden kann. Die Projektionsdaten dieser Rotationswinkel sind trunkiert, was zu den in Abbildung 2.9b veranschaulichten Artefakten führt.

Ähnlich wie bei Limited Angle Daten lassen sich diese Artefakte am effektivsten durch die Einhaltung des Tuy-Smith Datenvollständigkeitskriteriums (vgl. Kapitel 3.1.1) verhindern. In der konventionellen Computertomographie kann eine Reduktion der Vergrößerung unter Umständen dazu beitragen, das Objekt vollständig entlang der Horizontalachse des Detektors abzubilden. Alternativ existieren analog zu den Limited Angle Scans diverse Methoden zur Approximation und Prädiktion der fehlenden Daten außerhalb des Sichtfelds, um die Artefaktausbreitung zu verringern [54].

c. Kegelstrahlartefakte

Kegelstrahlartefakte resultieren bei der Anwendung von Kreistrajektorien und beschreiben Auflösungsverluste außerhalb der axialen Zentralstrahlebene, die durch die Verwendung einer Kegelstrahlgeometrie in Verbindung mit Flächendetektoren verursacht werden. Das Feldkamp-Rekonstruktionsverfahren [33] basiert auf der Annahme, dass sämtliche Bereiche des Objekts unabhängig von der Rotationswinkelposition senkrecht zur Drehachse durchstrahlt werden. Diese Voraussetzung trifft jedoch ausschließlich auf die Zentralstrahlebene zu. In den peripheren Bereichen treten hingegen Abweichungen von der Senkrechten zur Drehachse auf, wodurch die in Abbildung 2.10a dargestellten Kegelstrahlartefakte entstehen. Auch diese Art von CT-Artefakten stellt einen Spezialfall der Limited Angle Artefakte

dar. Sie werden auch als Feldkampartefakte bezeichnet, da sie insbesondere bei der Anwendung des Feldkamp-Rekonstruktionsverfahren deutlich hervortreten.

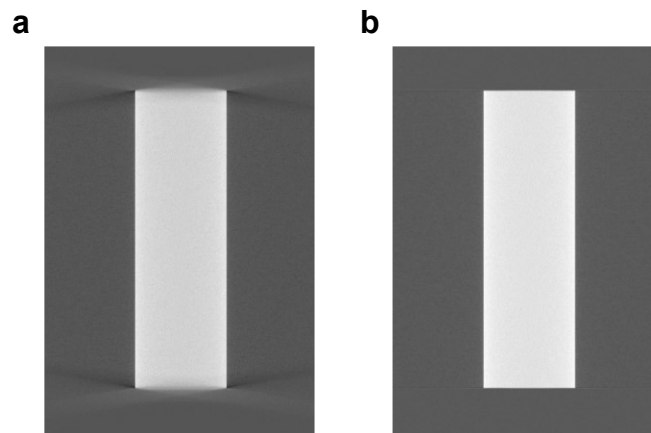


Abbildung 2.10 Rekonstruierte CT-Schnittbilder eines quaderförmigen Prüfkörpers resultierend aus einer 360° Kreistrajektorie großen Kegelstrahlöffnungswinkels (a) und kleinen Kegelstrahlöffnungswinkels (b). Die verstärkte laterale Ausbreitung der Kegelstrahlartefakte entlang der horizontalen Strukturränder außerhalb der Zentralstrahlebene ist in Teilbild (a) deutlich ausgeprägt und sichtbar.

Kegelstrahlartefakte äußern sich in unscharfen Kanten, die parallel zur Zentralstrahlebene verlaufen. Ihre Intensität nimmt mit zunehmendem Kegelstrahlöffnungswinkel zu, sodass sie mit wachsendem Abstand zur Zentralstrahlebene stärker ausgeprägt sind.

Da es sich hierbei ebenfalls um aus der Aufnahmegeometrie resultierende Artefakte handelt, besteht die effektivste Methode der Artefaktvermeidung in der Kompensation der Datenunvollständigkeit außerhalb der Zentralstrahlebene und der damit einhergehenden Einhaltung des Tuy-Smith Kriteriums (vgl. Kapitel 3.1.1). Dies kann beispielsweise durch von der Kreistrajektorie abweichende Trajektorien, wie der Helix- Trajektorie oder die Circle-Line Trajektorie, realisiert werden (vgl. Kapitel 4.1). Darüber hinaus erweist sich die Reduktion des Kegelstrahlöffnungswinkels als eine weitere effektive Maßnahme.

d. Abtastartefakte

Abtastartefakte entstehen bei der Rekonstruktion von Projektionsbildern unter Verwendung einer unzureichenden Anzahl an Projektionen. Zu große Winkelabstände zwischen den Projektionsansichten resultieren auf Grund der Verletzung des Nyquist-Theorems (vgl. Kapitel 3.1.3) in radialen Streifen senkrecht zur Rotationsachse, die besonders prominent fortlaufend des Rands dichter Strukturen verlaufen. Die erforderliche Anzahl an Projektionen ist maßgeblich von der Geometrie des zu scannenden Objekts abhängig [45]. Wie in Abbildung 2.11 dargestellt, nimmt das Ausmaß der Abtastartefakte mit einer steigenden Anzahl in die Rekonstruktion eingebetteter Projektionen ab.

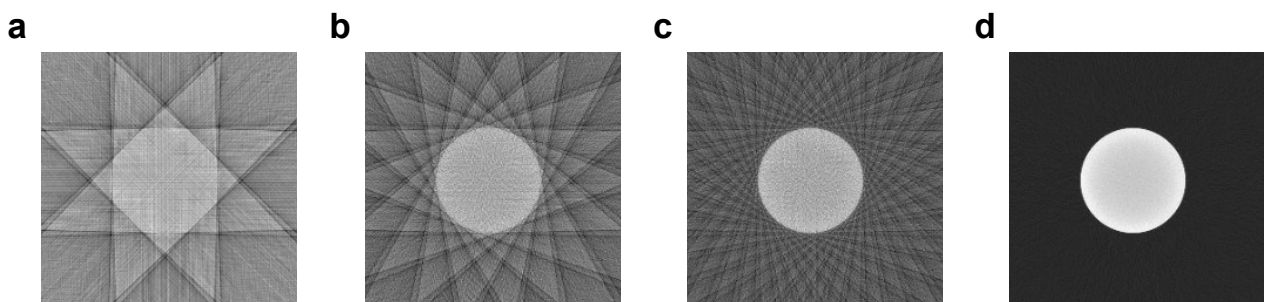


Abbildung 2.11 Rekonstruierte CT-Schnittbilder eines zylinderförmigen Prüfkörpers resultierend aus einer 360° Kreistrajektorie. Die Anzahl der Projektionen je Trajektorie nimmt von (a) nach (d) zu und variiert von 8

Projektionen (a) über 18 Projektionen (b) und 36 Projektionen (c) zu 1800 Projektionen (d). Mit abnehmender Ausprägung der Artefakte von (a) nach (d) verbessern sich die Bildqualität und die Präzision der Objektabbildung.

2.4.2 Prüfobjektinduzierte Artefakte

Prüfobjektinduzierte Artefakte umfassen in dieser Arbeit jene Bildstörungen, die durch das Prüfobjekt und dessen physikalische Wechselwirkungen mit den Röntgenstrahlen verursacht werden. Ihre Intensität nimmt in der Regel mit steigender Materialdichte zu. Damit sind insbesondere metallische Werkstoffe, wie sie im Automobilbau weit verbreitet sind, eine Quelle dieser Art von Artefakten. Daher wird für diese Gruppe von Artefakten häufig der Oberbegriff Metallartefakte verwendet, obwohl prüfobjektinduzierte Artefakte nicht ausschließlich bei metallischen Werkstoffen auftreten. Für eine detaillierte Übersicht existierender Korrekturmethode von Metallartefakten sei der Leser auf [55,56] verwiesen.

a. Strahlauhfärtung

Wie in Kapitel 2.2.1 erläutert, emittieren industrielle Röntgenröhren polychromatische Röntgenstrahlung. Konventionelle CT-Rekonstruktionsverfahren basieren jedoch auf der Annahme monochromatischer Röntgenstrahlung. Dabei wird vernachlässigt, dass Absorptions- und Schwächungsmechanismen nicht ausschließlich eine Funktion der zurückgelegten Strecke sind, sondern einer Abhängigkeit von der Strahlungsenergie unterliegen (vgl. Formel 2.4). Statt $\int_{E_{min}}^{E_{max}} I_0(E) e^{-\int \mu(E,\eta) d\eta} dE$ wird $I_0 e^{-\int \mu(\eta) d\eta}$ angenommen. Bei der Penetration polychromatischer Röntgenstrahlung durch das zu analysierende Objekt erfährt das ursprüngliche Spektrum eine Aufhärtung hin zu höheren mittleren Photonenenergien. Dieser Effekt ergibt sich aus der bevorzugten Absorption niederenergetischer Photonen. Resultierend kommt es zu einer systematischen Unterschätzung der linearen Röntgenstrahlschwächung in innenliegenden Regionen des zu analysierenden Objekts, gegenüber der Röntgenstrahlschwächung des ungefilterten Spektrums nahe der Penetrationskanten [45].

Strahlauhfärtungsartefakte kennzeichnen sich wie in Abbildung 2.12 veranschaulicht durch eine konkave Wölbung der Grauwerte zum Objektinneren im rekonstruierten Volumen und werden auch als Cupping Artefakte bezeichnet.

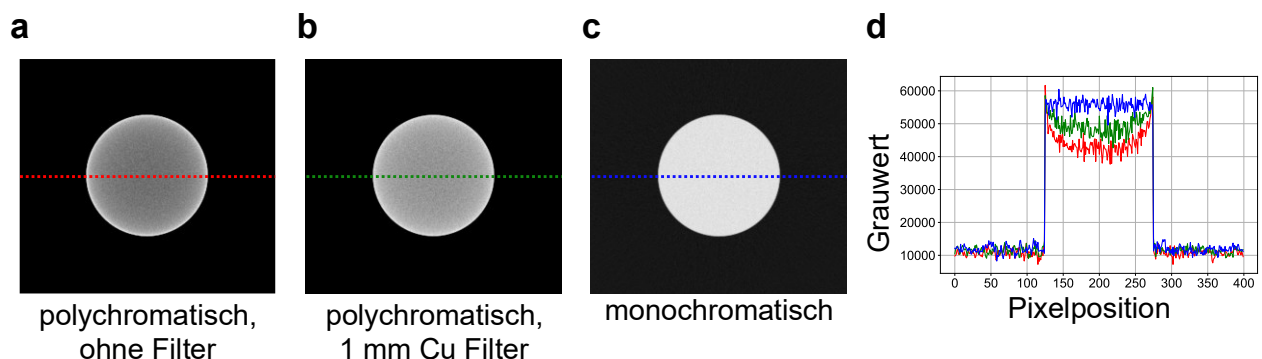


Abbildung 2.12 Ausprägung der Cupping Artefakte bei polychromatischen und monochromatischen Röntgenspektren. Die konkave Wölbung der Grauwerte zum Objektinneren ist im Profillinienplot (d) abgebildet und nimmt mit der Filterung (b) ab. Bei monochromatischen Röntgenspektren (c) tritt das Cupping Artefakt nicht auf.

Die Filterung der emittierten Strahlung mittels Metallplättchen stellt eine etablierte Gegenmaßnahme dar, bei der energiearme Anteile des Strahlenspektrums bereits vor dem Eintritt des Röntgenstrahls in das Objekt eliminiert werden [20]. Des Weiteren können diese Artefakte durch spezialisierte iterative Rekonstruktionsmethoden weiter minimiert werden.

Beispielsweise integrieren De Man et al. [57] polychromatische Modelle des Röntgenspektrums in eine iterative maximum-likelihood Rekonstruktion.

b. Streustrahlung

Wie in Kapitel 2.2.2 ausführlich diskutiert, können Röntgenphotonen durch die Wechselwirkungseffekte der Compton- und Rayleigh-Streuung von ihrer Primärtrajektorie abgelenkt werden. Folglich ist eine bildqualitätssenkende Detektion dieser abgelenkten Photonen in Detektorelementen außerhalb der Primärtrajektorie möglich, was durch konventionelle Rekonstruktionsalgorithmen nicht kompensiert wird. Diese Streustrahlungsartefakte äußern sich nicht unmittelbar durch auffällige Artefaktstrukturen im rekonstruierten Bild. Vielmehr manifestieren sie sich in einer Reduktion des Bildkontrasts und einer damit einhergehenden Unschärfe, die durch die Überlagerung der Primärstrahlung mit der Streustrahlung hervorgerufen wird.

Eine weit verbreitet eingesetzte hardwareseitige Kompensationsmethode ist das Streustrahlenraster [58]. Dabei handelt es sich um eine Maske von gerichteten Strukturen, die vor die sensitive Fläche des Detektors positioniert wird. Diese Vorrichtung reduziert den Einfall stark abgelenkter Photonen, sodass diese nicht mehr fälschlicherweise zur Bildgebung beitragen können. Des Weiteren existiert eine Vielzahl softwarebasierter Kompensationsmethoden, die in der Regel auf Streustrahlungsmodellen, z.B. auf Basis von Monte-Carlo Simulationen von Photonentrajektorien [59–61], beruhen.

c. Intensive Absorption

Bei vollständiger Absorption wird im Detektor ein unendlich hoher Schwächungskoeffizient erfasst und an den Rekonstruktionsalgorithmus vermittelt. Dies entspricht einer Situation, in der für diese Bereiche keine verwertbaren Messdaten vorliegen. Infolgedessen entstehen charakteristische Streifenartefakte mit hellen und dunklen Bereichen, die sich radial von den Regionen mit starker Absorption ausbreiten und das gesamte Bild überlagern können. In Folge kann die Bildinterpretation erheblich erschwert und die Volumenbestimmung einzelner Bauteilelemente signifikant beeinträchtigt werden. Abbildung 2.13b veranschaulicht exemplarisch die charakteristische Artefaktstruktur.

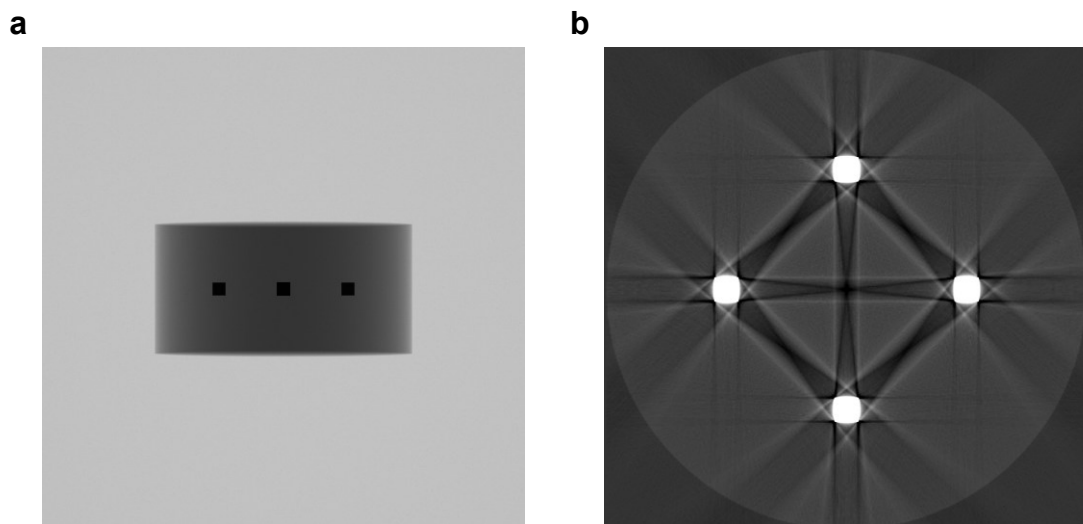


Abbildung 2.13 Eine Röntgenprojektion (a) sowie ein CT-Schnittbild (b) eines Polycarbonat-Zylinders mit integrierten Kupfer-Würfeln inklusive charakteristischer Streifenartefakte in (b) als Folge exzessiver Röntgenstrahlabsorption.

Zudem kommt es bei intensiver Schwächung der Röntgenstrahlung zu einer verstärkten Ausbildung von Artefakten, die durch Quantenrauschen bedingt sind. Quantenrauschen kann sich in CT-Bildern durch das Auftreten körniger, fleckiger oder verrauschter Strukturen manifestieren. Es entsteht aufgrund der statistischen Schwankungen in der Anzahl der Röntgenphotonen, die den Detektor erreichen, und führt zu einer ungleichmäßigen Signalverteilung. Dieses Phänomen wird verstärkt, wenn aufgrund einer intensiven Schwächung des Röntgenstrahls nur eine geringe Anzahl an Photonen im Detektor registriert werden.

Bevor Korrekturtechniken für Artefakte aufgrund zu hoher Absorption in Betracht gezogen werden, ist es ratsam, bereits präventiv gegen deren Entstehung vorzugehen. Die wohl einfachste Methode besteht darin, Scans von hoch absorbierenden Regionen zu vermeiden. Einerseits könnten Bereiche hoher Absorption wenn möglich vor dem Scan entfernt werden [62] oder bereits bei der Bauteilauslegung auf Materialien mit hoher Absorption verzichtet werden [63]. Beim Vorhandensein hochabsorbierender Strukturen können die Projektionsansichten so optimiert werden, dass die Penetrationslänge der entsprechenden Röntgenstrahlen durch das Material möglichst minimiert wird [64]. Weiterentwickelte Ansätze analysieren die Röntgenstrahlschwächung, indem sie lokal den Beitrag hochinformativer Pixelregionen des Detektors zur Bildung von Metallartefakten bewerten [8]. Des Weiteren kann die Modifikation der Scanparameter wie die Erhöhung der Röhrenspannung und des Stroms, wodurch mehr Photonen den Detektor erreichen, dazu beitragen, Artefakte durch zu hohe Absorption zu verringern [65]. Dabei gilt es zu berücksichtigen, dass eine Erhöhung der Röhrenspannung mit einer Reduktion des gesamten Bildkontrasts einhergeht. Auch die erstmals von Alvarez und Macovski [66] beschriebene Dual-Energy-CT kann Artefakte durch übermäßige Röntgenstrahlschwächung reduzieren [67]. Bei der Applikation der Dual-Energy-CT werden zwei Datensätze bei unterschiedlicher Röhrenspannung akquiriert, wodurch materialabhängige Schwächungsunterschiede analysiert werden können. Mittels einer gewichteten Kombination der beiden Datensätze lassen sich Metallartefakte gezielt reduzieren.

Lässt sich die Entstehung der Artefakte nicht vermeiden, steht eine Vielzahl an Korrekturmethode zur Verfügung. Kalender et al. stellten beispielsweise die erste auf Interpolation von Projektionsbildern basierende Korrekturmethode vor [68]. Dabei werden zunächst Metallstrukturen im Projektionsraum identifiziert und folglich als Datenlücken behandelt. Anschließend wird eine Interpolation angewendet, um diese Datenlücken zu füllen. Eine weitere Klasse der Korrekturmethode stellen auf iterativen Rekonstruktionen basierende Gewichtungsalgorithmen dar. Dabei können Voxel je nach Beeinflussung durch Metallartefakte im Rekonstruktionsprozess unterschiedlich gewichtet werden, um die Artefaktbildung zu verringern [11,69].

Eine umfassendere Analyse der Korrekturmethode ist nicht Teil dieser Arbeit und kann wie eingangs beschrieben [55,56] entnommen werden.

II. Problemstellung und Stand der Forschung

3. Umriss der Problemstellung

Dieses Kapitel gibt eine Einführung in die Bewertung der Datenvollständigkeit als zentrale Voraussetzung für hochwertige CT-Rekonstruktionen. Zudem werden verschiedene CT-Systemtypen eingeordnet, Herausforderungen beim Robotereinsatz benannt und die spezifischen Aufnahmebedingungen roboterbasierter CT erläutert.

3.1 Bewertung der Datenvollständigkeit

Die Rekonstruktionsqualität in der Computertomographie wird wesentlich von der Vollständigkeit der erfassten Projektionsdaten beeinflusst. Unvollständige Datensätze können zu Artefakten in der Rekonstruktion, einem Verlust an Bilddetails oder sogar zu nicht lösbaren Rekonstruktionsproblemen führen. Die Sicherstellung, ob CT-Aufnahmetrajektorien sämtliche erforderlichen Informationen für die Klärung der des Scans zugrundeliegenden Fragestellung beinhalten, ist nicht trivial.

Um die theoretischen Grenzen der Bildgebung zu erfassen und praktische Herausforderungen zu adressieren, werden in diesem Kapitel zentrale Kriterien und Theoreme zur Beurteilung der Datenvollständigkeit erörtert.

3.1.1 Tuy-Smith Datenvollständigkeits-Kriterium

Basierend auf den Theorien von Tuy [70] und Smith [71] legt das Tuy-Smith Datenvollständigkeits-Kriterium Anforderungen an Trajektorien für theoretisch vollständige Rekonstruktionen fest.

Es definiert, dass eine exakte Rekonstruktion möglich ist, sofern jede Ebene, die das zu scannende Objekt schneidet, mindestens einmal von der Bahn der Röntgenquelle geschnitten wird. Streng genommen handelt es sich dabei um eine idealisierte Darstellung, die auf bestimmten Annahmen beruht. So ist die Bahn der Röntgenquelle in der Realität nicht kontinuierlich, sondern besteht aus diskreten Projektionsansichten. Zudem wird vorausgesetzt, dass der Detektor hinreichend groß ist, um das gesamte Objekt in jeder Projektion vollständig innerhalb seines sensitiven Bereichs zu erfassen. Eine übersichtliche, vollständige Darstellung der Annahmen findet sich in [72].

Etwas intuitiver umformuliert besagt das Tuy-Smith-Kriterium, dass eine CT-Rekonstruktion genau dann möglich ist, wenn jede mögliche Durchstrahlungsebene, repräsentiert durch ihren Normalenvektor η im Objekt mindestens einmal tangential von einem Röntgenstrahl d der Trajektorie abgetastet wurde. Für eine gegebene Durchstrahlungsebene am Objektpunkt x muss dementsprechend eine Quellposition s existieren, sodass die folgende Bedingung erfüllt ist:

$$d_{x,s}^T \eta = 0, \quad (3.1)$$

wobei $d_{x,s}$ den Vektor formuliert, der den Röntgenstrahl von der Quellposition s zu dem Objektpunkt x abbildet.

Die praktische Implikation des Tuy-Smith-Kriteriums besteht in der Erforderlichkeit einer geeigneten Trajektorie der Röntgenquelle. Beispielsweise verletzt die konventionelle Kreis-Trajektorie das Tuy-Smith-Kriterium in bestimmten Ebenen, wie etwa in peripheren parallelen Ebenen zur Rotationsebene. Wird das Tuy-Smith-Kriterium nicht erfüllt, resultieren unvollständige Datensätze, die Artefakte in den rekonstruierten Volumen zur Folge haben, siehe Kapitel 2.4.1.

3.1.2 3D Radonraumabtastung

Der Radonraum beschreibt einen aus dem Ortsraum abgeleiteten abstrakten Raum, in dem die Radontransformation eines Objekts durch Linien- (2D) bzw. Flächenintegrale (3D) abgebildet wird. Im Kontext der CT beschreibt die Radontransformation die Abbildung des Objekts auf seine Projektionsdaten und bildet die Grundlage der Bildrekonstruktion (vgl. Kapitel 2.3). Im Folgenden wird in die 3D Radonraumabtastung eingeführt, die in den Trajektorienoptimierungsalgorithmen dieser Arbeit als Grundlage von Datenvollständigkeitskriterien dient.

Ein 3D Objekt $f(x) = f(x, y, z)$ wird durch die 3D Radontransformation auf eine Funktion abgebildet, die das Integral von $f(x)$ über Ebenen berechnet. Diese Ebenen sind durch ihren Normalenvektor $\vec{\eta}$ und ihren Abstand c vom Bildgebungsmittelpunkt o eindeutig bestimmt. Der Bildgebungsmittelpunkt o fungiert als Referenzursprung. Die mathematische Definition der 3D Radontransformation lautet:

$$Rf(\vec{\eta}, c) = \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} \int_{-\infty}^{+\infty} f(\vec{x}) \delta(\vec{x}^T \vec{\eta} - c) dx dy dz. \quad (3.2)$$

Aus geometrischer Sicht beschreibt die 3D Radontransformation eine Abbildung, bei der jede Ebene im dreidimensionalen Raum eindeutig einem Punkt im 3D Radonraum zugeordnet ist, siehe Abbildung 3.1.

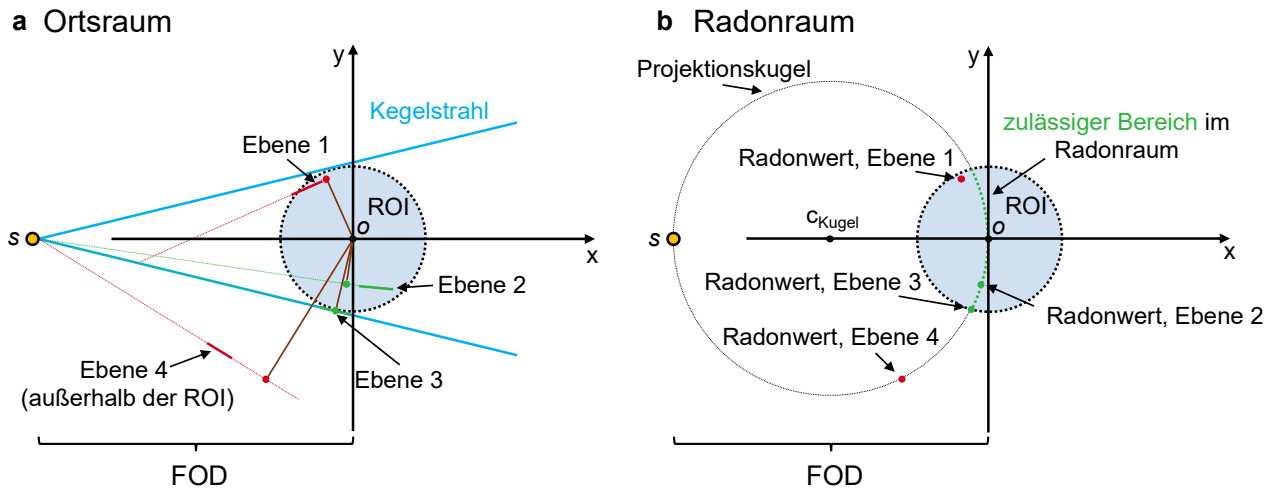


Abbildung 3.1 Schnittbilddarstellung einer Kegelstrahlprojektion im Ortsraum (a) und die korrespondierende Darstellung im Radonraum (b). Kegelstrahlprojektionen bilden Teilkreisumrisse im Zweidimensionalen (sphärische Kappen im dreidimensionalen) innerhalb der ROI, welche den zulässigen Bereich kennzeichnen. Durchstrahlungsebenen repräsentierende Radonwerte im Radonraum, welche die Oberfläche des zulässigen Bereichs schneiden, werden mit der entsprechenden Kegelstrahlprojektion nach Tuy-Smith abgetastet. In Anlehnung an [64].

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit werden diese Punkte im 3D Radonraum als Radonwerte bezeichnet. Der Positionsvektor $\vec{p}$ der Radonwerte wird durch den normierten Normalenvektor $\hat{\eta}$ der Ebene (Richtung) und den Abstand c der Ebene zum Bildgebungsmittelpunkt o (Länge) definiert:

$$\vec{p} = c\hat{\eta}. \quad (3.3)$$

Im Radonraum stellt eine Kegelstrahlprojektion die Oberfläche einer sphärischen Kappe im relevanten Bildgebungsbereich dar. Der Durchmesser der entsprechenden Kugel, welche aus der sphärischen Kappe abgeleitet wird, verbindet die Quellposition s der korrespondierenden Projektionsansicht und den Bildgebungsmittelpunkt o und entspricht dem Abstand der Röntgenquelle s zum Bildgebungsmittelpunkt o , also der FOD. Im Rahmen dieser Arbeit

wird diese Kugel als Projektionskugel bezeichnet. Die Position der Quelle $\vec{s}$ einer entsprechenden Kegelstrahlprojektion im Radonraum kann durch

$$\vec{s} = \hat{c}_{Kugel} FOD \quad (3.4)$$

bestimmt werden, wobei $\hat{c}_{Kugel}$ den Einheitsvektor in Richtung des Kugelzentrums repräsentiert. Vorausgesetzt, dass die gesamte ROI kontinuierlich im sensitiven Bereich des Detektors erfasst wird, liegen die von der zugehörigen Kegelstrahlprojektion erfassten Radonwerte auf der Oberfläche der sphärischen Kappe. Diese Radonwerte werden von Röntgenstrahlen innerhalb des Kegelstrahls tangential abgetastet, wie es das Tuy-Smith-Kriterium postuliert.

Es sei festgehalten, dass eine Durchstrahlungsebene an einem Objektpunkt sämtliche denkbaren Orientierungen annehmen kann. Daraus ergibt sich ein mit einem Objektpunkt assoziierter vollständiger Satz von Radonwerten im Radonraum, der auf einer sphärischen Oberfläche angeordnet ist, deren Durchmesser den entsprechenden Objektpunkt mit dem Bildmittelpunkt verbindet. Bei unbekannten Objekten ist der Radonraum daher für die Abbildung sämtlicher möglicher Durchstrahlungsebenen an allen Objektpunkten im Raum lückenlos mit sphärischen Radonwert-Anordnungen gefüllt [41]. In der praktischen Anwendung ergeben sich jedoch Schwierigkeiten bei der Erfassung des vollständigen Satzes von Radonwerten im Radonraum, die im Folgenden erläutert werden.

Der Einfachheit halber wird in Abbildung 3.2 zunächst der zweidimensionale Fall betrachtet, bei dem eine konventionelle zirkulare Trajektorie in der xy-Ebene zugrunde gelegt wird. Die Anordnung der einem Objektpunkt assoziierten Radonwerte im Radonraum bildet im zweidimensionalen Schnitt zirkuläre Strukturen.

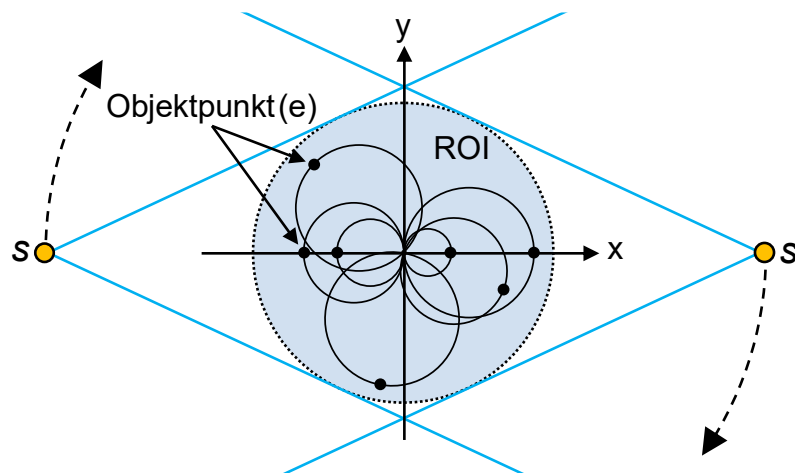


Abbildung 3.2 Kreistrajektorie in der xy-Ebene. Die Objektpunkte in der xy-Ebene formen Anordnungen von Radonwerten auf zirkulären Strukturen, wobei deren Durchmesserlinie zwischen dem Bildmittelpunkt und dem Objektpunkt im Ortsraum liegt. In Anlehnung an [41].

Überträgt man die Überlegungen zurück in die dreidimensionale Ansicht, wird in Abbildung 3.3 ersichtlich, dass die zirkulären Strukturen in der xy-Ebene den Schnitt sphärischer Oberflächen im dreidimensionalen Radonraum darstellen.

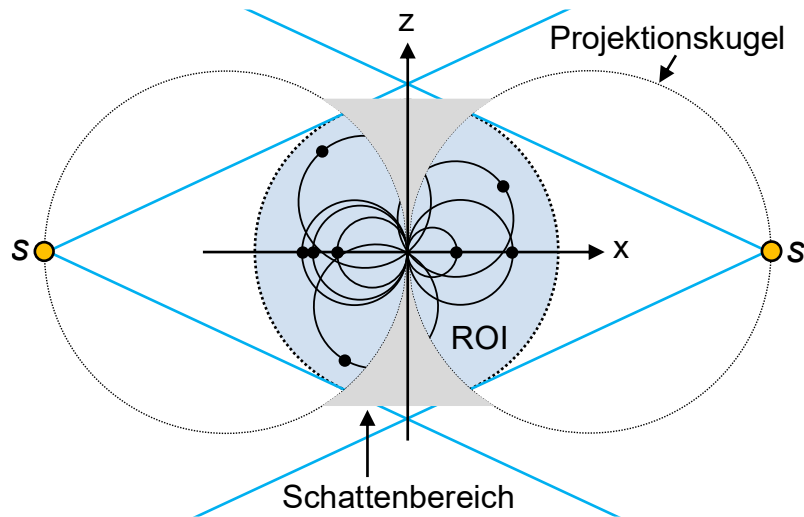


Abbildung 3.3 Schnittbilddarstellung der xz -Ebene einer zirkularen Quelltrajektorie in der xy -Ebene. Teilbereiche der Radonwerte zugehöriger Objektpunkte außerhalb der Zentralstrahlebene (xy -Ebene) fallen in die Schattenbereiche. In diesen ist die Integration der korrespondierenden Durchstrahlungsebenen nicht möglich. Eine vollständige Rekonstruktion ist lediglich für Objektpunkte innerhalb der Zentralstrahlebene möglich. In Anlehnung an [41].

Für zirkulare Quellenorbits bildet sich der sog. Schattenbereich. Für Radonwerte, die sich in diesem Bereich befinden, ist die notwendige Integration über die korrespondierende Durchstrahlungsebene nicht möglich, da diese den Quellenorbit nicht schneidet. Da für die exakte Rekonstruktion eines Objektpunktes stets die Bedingung gilt, dass der vollständige assoziierte Satz von Radonwerten bekannt sein muss, sind Objektpunkte, die außerhalb der Zentralstrahlebene liegen, nicht exakt rekonstruierbar. Bei der Applikation zirkularer Trajektorien bedeutet dies, dass lediglich die Objektpunkte innerhalb der Zentralstrahlebene vollständig rekonstruiert werden können.

Für vollständige zirkulare Quelltrajektorien ergibt sich die Ansammlung der theoretisch nach Tuy-Smith korrekt abtastbaren Radonwerte, wie in Abbildung 3.4 illustriert, innerhalb der Form eines Torus um die Rotationsachse.

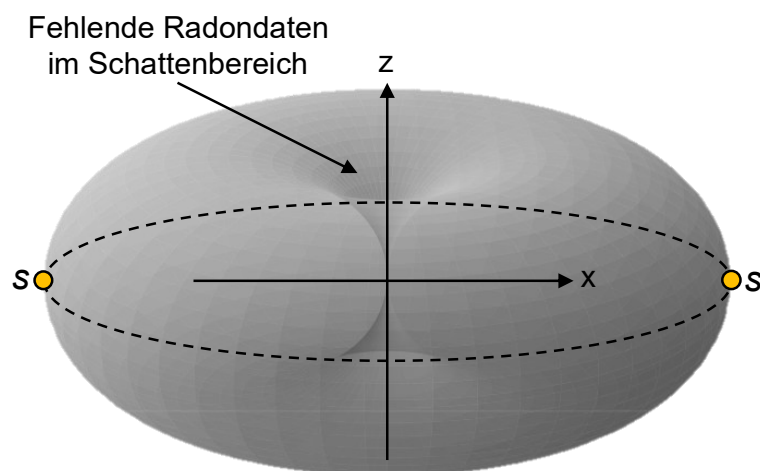


Abbildung 3.4 Für zirkulare Trajektorien entstehender Torus der theoretisch rekonstruierbaren Radonwerte. Der Schattenbereich kennzeichnet konusartige Regionen, in denen Durchstrahlungsebenen im Ortsraum nicht integriert werden können. In Anlehnung an [41].

In der Praxis ergeben sich jedoch Einschränkungen. Nicht alle Radonwerte innerhalb des Torus sind messtechnisch erfassbar, da der begrenzte Kegelstrahlöffnungswinkel den

zulässigen Bereich (vgl. Abbildung 3.1) einschränkt und eine endliche Detektorausdehnung vorliegt.

Durch die Integration angepasster Trajektoriendesigns kann der Schattenbereich mit Radonwerten gefüllt werden bzw. dessen Entstehung von vornherein verhindert werden, um vollständige Rekonstruktionen zu ermöglichen. Eine detaillierte Erläuterung ausgewählter Trajektoriendesigns ist in Kapitel 4.1.3 zu finden.

3.1.3 Nyquist-Shannon Abtasttheorem

Dieses Kapitel behandelt die Fragestellung, welche Anzahl an Detektorelementen und Projektionswinkeln erforderlich ist, um eine hinreichende Abtastung des Radonraums zu gewährleisten. Die zugehörigen Ausführungen orientieren sich dabei an [41].

Wie im vorherigen Kapitel dargelegt, generieren Projektionen von Kegelstrahlgeometrien sphärische Kappen abgetasteter Daten im Radonraum. Um eine anschaulichere Darstellung zu ermöglichen, wird in den folgenden Abschnitten von einer Parallelstrahlgeometrie ausgegangen, sodass die Projektionen als Datenebenen im Radonraum interpretiert werden können. Die erarbeiteten Erkenntnisse behalten ihre Gültigkeit auch im Kontext der Kegelstrahlgeometrie.

Da in praktischen Anwendungen lediglich eine endliche, diskretisierte Menge an Projektionswerten erfasst werden kann, ist eine vollständige Abdeckung des Radonraums durch Datenebenen grundsätzlich nicht realisierbar. Die Diskretisierung der Objektfunktion erfordert gemäß der Signaltheorie die Beachtung des Nyquist-Shannon Abtasttheorems [73,74] zur verlustfreien Rekonstruktion. Dieses impliziert, dass das abgetastete Signal eine äquivalente Informationsmenge im Vergleich zum kontinuierlichen Signal aufweist, sofern die Abtastfrequenz Δq mindestens das Doppelte der höchsten Frequenz q_{max} im Spektrum des kontinuierlichen Signals beträgt:

$$\Delta q \geq 2q_{max}. \quad (3.5)$$

Für den der räumlichen Abtastrate entsprechenden Pixelabstand $\Delta \xi$ innerhalb einer Detektordimension gilt somit:

$$\Delta \xi = \frac{1}{\Delta q} < \frac{1}{2q_{max}}. \quad (3.6)$$

Daraus ergibt sich, dass bei Kenntnis des Messfelddurchmessers d_{Mess} die minimal erforderliche Anzahl der Pixel N_{Pixel} innerhalb einer Detektordimension durch

$$N_{Pixel} = \frac{d_{Mess}}{\Delta \xi} = d_{Mess} \Delta q > 2d_{Mess}q_{max} \quad (3.7)$$

bestimmt werden kann. Für praktische Anwendungen lässt sich die höchste Frequenz des Datenspektrums q_{max} mit dem maximalen Objektdurchmesser $d_{Obj,max}$ korrelieren. Es gilt die Näherung $q_{max} = (d_{Obj,max})^{-1}$. Daraus folgt für den Pixelabstand die Forderung $\Delta \xi = (\Delta q)^{-1} < \frac{1}{2}d_{max}$. Resultierend kann N_{Pixel} näherungsweise durch

$$N_{Pixel} > \frac{2d_{Mess}}{d_{Obj,max}} \quad (3.8)$$

abgeschätzt werden.

Die Anzahl der erforderlichen Detektorelemente N_{Pixel} ist nun bekannt. Damit ist sichergestellt, dass die radialen Abstützstellen innerhalb einer Datenebene im Radonraum, die einer

Projektion entsprechen, das Abtasttheorem erfüllen. Um eine hinreichende Abdeckung des Radonraums zu gewährleisten, wird im Folgenden die erforderliche Anzahl an Datenebenen (azimutalen Abstützstellen) im Radonraum hergeleitet.

In Abbildung 3.5 wird ersichtlich, dass die höchste Frequenz in der diskreten Fouriertransformation durch folgende Beziehung gegeben ist:

$$q_{max} = \Delta q \frac{N_{Pixel}}{2}. \quad (3.9)$$

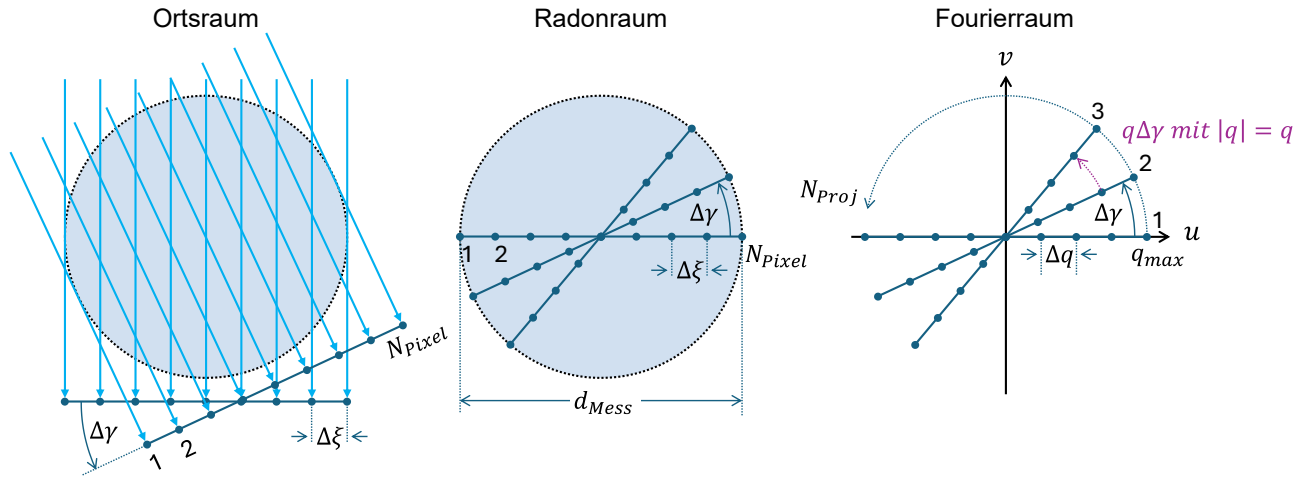


Abbildung 3.5 Schematische Darstellung der Anordnung von Abtastpunkten im Orts-, Radon- und Fourierraum. In Anlehnung an [41].

Das Fourier-Schnitt-Theorem (vgl. Kapitel 2.3) belegt, dass bei Vorliegen einer Parallelstrahlgeometrie eine vollständige zweidimensionale Fouriertransformation des Objekts erhalten werden kann, sofern Projektionen über einen Winkelbereich von mindestens 180° (π) erfasst wurden. Das hierfür notwendige Winkelinkrement $\Delta\gamma$ ergibt sich demnach zu:

$$\Delta\gamma = \frac{\pi}{N_{Proj}}, \quad (3.10)$$

wobei N_{Proj} die Anzahl der erforderlichen Projektionen (azimutalen Abstützstellen) definiert. Unter Verwendung der Approximation aus [41], dass die azimutale Distanz zwischen Datenpunkten annähernd der radialen Distanz zwischen Datenpunkten entspricht:

$$\Delta q = q_{max} \Delta\gamma, \quad (3.11)$$

kann das erforderliche Winkelinkrement $\Delta\gamma$ durch

$$\Delta\gamma = \frac{\pi}{N_{Proj}} \approx \frac{\Delta q}{q_{max}} = \frac{2}{N_{Pixel}} \quad (3.12)$$

ausgedrückt werden. Daraus folgt die erforderliche Anzahl Projektionen zu:

$$N_{Proj} \approx N_{Pixel} \frac{\pi}{2}. \quad (3.13)$$

In der industriellen Anwendung wird häufig eine zusätzliche Reduktion der Projektionsanzahl vorgenommen, basierend auf der Faustregel, dass die Anzahl der Projektionen der horizontalen Detektorpixelanzahl entsprechen muss, also $N_{Proj} \approx N_{Pixel}$ [41].

Generell sollte die Anzahl der applizierten Projektionen je nach Anwendungsfall abgewogen werden. Sofern die Dauer der Datenerfassung nicht von entscheidender Bedeutung ist, ist stets empfehlenswert, N_{Proj} möglichst groß zu wählen, um Abtastartefakte zu vermeiden und ein hohes Signal-Rausch-Verhältnis in den rekonstruierten Daten zu gewährleisten.

Es lässt sich zusammenfassen, dass die Abtastkriterien nach Nyquist-Shannon gemäß der Signaltheorie korrekte Rekonstruktionen für beliebige zu untersuchende Objekte gewährleisten. Sofern jedoch Vorwissen über das zu untersuchende Objekt vorliegt, ist es möglich, mit einer reduzierten Datenmenge äquivalente Rekonstruktionsergebnisse zu erzielen [75–77].

So ermöglicht das von Tao und Candès [78–80] sowie Donoho [81] entwickelte *Compressed Sensing* (CS) eine Rekonstruktion bei Abtastraten, welche deutlich unter den von Nyquist und Shannon definierten Grenzwerten liegen. CS ähnelt im Wesentlichen Datenkompressionsalgorithmen und nutzt die Tatsache, dass viele Signale eine erhebliche Menge redundanter Komponenten enthalten. CS setzt voraus, dass ein Signal in einer geeigneten Basis dünnbesetzt (engl. *sparse*) ist und somit nur wenige nicht-null Werte aufweist. Diese geeignete Basis kann durch mathematische Transformationen, wie die Fourier- oder Wavelet-Transformationen, definiert werden. Das dünnbesetzte Signal enthält somit nur noch die wesentlichen Informationen, die für eine nahezu exakte Rekonstruktion benötigt werden. Die in dieser Arbeit vorgestellten Ansätze zur Trajektorienoptimierung in Kapitel 6 weisen zwar Ähnlichkeiten zum CS auf, sind jedoch nicht als CS zu klassifizieren. Für weiterführende Informationen sei der Leser auf [82] verwiesen.

Zusätzlich bewies Quinto in [83], dass eine stabile Rekonstruktion von Kanten nur möglich ist, wenn diese durch tangential verlaufende Röntgenstrahlen erfasst wurden. Bei gezielter Optimierung der Kantenabbildung kann daher vom Nyquist-Shannon Abtasttheorem abgewichen werden, wodurch äquivalente Rekonstruktionsergebnisse mit einer reduzierten Anzahl an Projektionen erzielt werden können.

3.2 Technische Aspekte der roboterbasierten CT

In diesem Kapitel werden zunächst verschiedene in der Industrie eingesetzte CT-Systeme konventioneller Röntgenröhren charakterisiert, um deren spezifische Anforderungen und Anwendungen zu beleuchten. Darüber hinaus wird der Begriff der Trajektorienoptimierung im Kontext der unterschiedlichen Systemtypen diskutiert. Es ist hervorzuheben, dass die CT ursprünglich in der medizinischen Diagnostik Anwendung fand und auch dort verschiedene Systemtypen existieren [41,84]. Diese medizinischen CT-Systeme sind jedoch nicht Hauptgegenstand dieser Untersuchung. Anschließend werden die Aufnahmebedingungen robotergeführter CT-Scans im Automobilumfeld erörtert und es erfolgt eine Einführung in die Bedeutung der Trajektorienoptimierung bei RCT-Scans von Großbauteilen.

3.2.1 Charakterisierung CT-Systeme konventioneller Röntgenröhren

a. Konventionelle Kreis-CT-Systeme

In Abbildung 2.1 ist der schematische Aufbau eines konventionellen, industriellen Kegelstrahl-Kreis-CT-Systems illustriert. Dieser setzt sich aus drei zentralen Komponenten zusammen: der Röntgenquelle, dem Drehmanipulator und dem Detektor. Im Verlauf des Scanvorgangs verbleiben Röntgenquelle und Detektor in einer festgelegten Position, während das auf dem Drehmanipulator positionierte zu untersuchende Prüfobjekt rotiert wird. Dadurch entstehen entlang einer kreisförmigen Trajektorie um das Objekt angeordnete Projektionsansichten. Je nach Konfiguration ermöglichen diese Systeme durch den Einsatz von Röntgenröhren mit Mikrobrennfleck höchste Ortsauflösungen und die Darstellung von Strukturen im Material auf mikroskopischer Ebene (bis zu $< 1 \mu\text{m}$) [85,86]. Infolgedessen eröffnen sich vielseitige Anwendungsmöglichkeiten in der Automobilindustrie, die von der Schadensforensik und dem Reverse Engineering [87] über die Analyse von Fügeverbindungen [88] bis hin zur Werkstoffprüfung [89] reichen. Limitiert wird die Applikation dieser Systeme

insbesondere durch die zulässige maximale Traglast des Drehmanipulators sowie den begrenzten Scanraum, also den Raum, der für die Rotation des Objekts zwischen Röntgenquelle und Detektor vorgesehen ist. Als Faustregel lässt sich postulieren, dass mit zunehmendem Scanraum das Detailabbildungsvermögen abnimmt. Die Begrenzung des Scanraums impliziert Einschränkungen in den maximalen Objektabmessungen. Häufig ist eine Demontage der Baugruppen oder gar eine bauteilzerstörende Präparation der relevanten Bereiche erforderlich, um eine tomographische Aufnahme durchführen zu können. Die Trajektorienoptimierung im Kontext konventioneller Systeme konzentriert sich hauptsächlich auf die Positionierung des zu prüfenden Objekts auf dem Drehmanipulator [64,90,91]. Dadurch können verschiedene Kippungen der Kreistrajektorie realisiert werden. Sofern die Röntgenhardware entlang der Vergrößerungsachse verfahren werden kann, besteht zudem die Möglichkeit, den Radius der Kreistrajektorie zu optimieren. Desweiteren existieren Methoden, die Daten aus multiplen Objektorientierungen (Kreistrajektorien) kombinieren, um die Rekonstruktionsqualität zu maximieren [69,92].

b. CT-Systeme erweiterter Kinematik

Unter CT-Systemen erweiterter Kinematik werden im Rahmen dieser Arbeit Systeme zusammengefasst, welche dem Aufbau von konventionellen Kreis-CT Systemen stark ähneln, jedoch zusätzliche Freiheitsgrade bieten. Beispielsweise existieren Ansätze, in denen der Drehmanipulator konventioneller Systeme durch den Einsatz flexiblerer Objektmanipulatoren, wie Hexapods [93] oder Industrieroboter [94,95] aufgerüstet wird. Diese ermöglichen neben der klassischen Rotation des Objekts auch dessen Repositionierung während des Scanvorgangs. Dadurch wird die Realisierung komplexerer Scantrajektorien ermöglicht, die in bestimmten Anwendungsfällen dazu beitragen können, Artefakte in den rekonstruierten Volumen zu reduzieren. Zudem verringert sich der Einfluss des Benutzers bei der Positionierung des Objekts. Nach der Analyse der optimalen Objektorientierung können als ideal identifizierte Objektorientierungen durch die Objektmanipulatoren mit deutlich höherer Wiederholgenauigkeit angesteuert werden. Die Abmessungen zu analysierender Objekte ist jedoch weiterhin durch den begrenzten Scanraum und die Aufnahmeeinheit der Objektmanipulatoren eingeschränkt. Zudem existieren Systeme, die durch die Integration zusätzlicher Bewegungsachsen des Drehmanipulators oder der Röntgenhardware in der Lage sind, Laminographie- oder Helix-Trajektorien (vgl. Kapitel 4.1) abzubilden. Laminographische Scans werden bei planaren Objekten durchgeführt, um eine schichtweise Bildgebung in einer Hauptblickrichtung zu realisieren [96,97]. Die auf helixförmigen Trajektorien basierende Spiral-CT wird verwendet, um elongierte Objekte zu scannen, die nicht vollständig im sensitiven Bereich des Detektors abgebildet werden können [18,98]. Aufgrund der Anisotropie resultierender Daten ist die Laminographie nicht Gegenstand dieser Arbeit. Darüber hinaus wird die Spiral-CT ebenfalls nicht behandelt, da der Fokus der Bildgebung in dieser Arbeit auf Teilregionen komplexer Großbauteile liegt, die nicht zwangsläufig elongiert sind.

c. Roboterbasierte CT-Systeme

Hiller et al. [99] entwickelten eine Systematik zur Klassifikation für CT-Systeme mit robotischer Unterstützung. Diese basiert auf deren unterschiedlichen Konfigurationsvarianten und ist in Abbildung 3.6 veranschaulicht. In Typ A manipuliert ein Roboter einen sog. C-Bogen, auf dem Röntgenquelle und Detektor montiert sind. Derartige Systeme kommen vorrangig in der interventionellen Bildgebung zum Einsatz [100], finden jedoch auch Anwendung in industriellen Kontexten [101]. Die Grundlage des Typs B bildet ein konventionelles CT-System, das durch einen Roboter ergänzt wird, welcher als Probenmanipulator dient. In dieser Konfiguration lässt sich das Gesamtsystem auch den CT-Systemen mit erweiterter Kinematik zuordnen. Unter roboterbasierten CT-Systemen werden im Rahmen dieser Arbeit die

Systemtypen C und D bezeichnet, welche aus mindestens zwei kooperierend agierenden Industrierobotern bestehen, die mit der Röntgenquelle bzw. dem Detektor als Endeffektor bestückt sind. Typ D erweitert Typ C durch den Einsatz von Linearachsen zur Roboterführung. Optional können die Systemtypen C und D auch durch Drehmanipulatoren zur Positionierung des Prüfobjekts ergänzt werden. Im weiteren Verlauf werden ausschließlich diese Systeme betrachtet, da sie für die Trajektorienparametrisierung in limitiert zugänglichen Scanregionen von größter Relevanz sind.

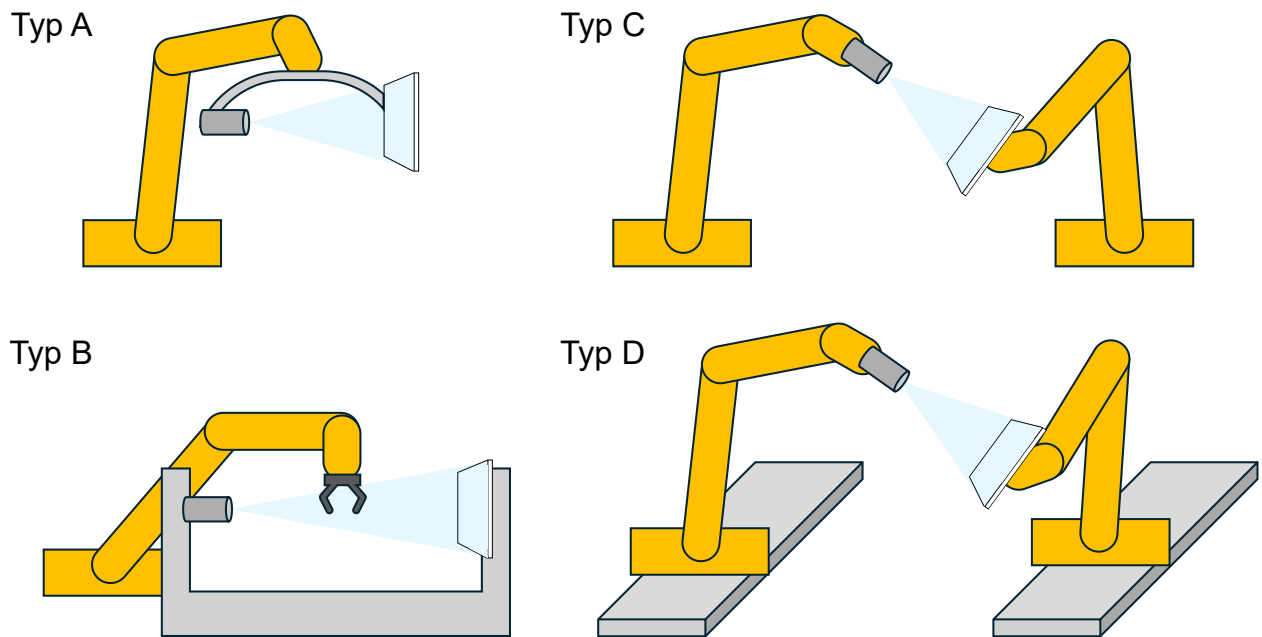


Abbildung 3.6 Übersicht möglicher Systemkonfigurationen roboterunterstützter CT-Systeme. Die Darstellung basiert auf der ursprünglichen Klassifikation nach Hiller et al. [99] und wurde in Anlehnung an die vereinfachte Darstellung in [102] für diese Arbeit überarbeitet und modifiziert.

Im Gegensatz zu herkömmlichen industriellen CT-Systemen ermöglicht die Positionsflexibilität der Röntgenhardware auf den Roboterarmen flexible Aufnahmegeometrien, wodurch tomographische Aufnahmen an besonders großen und komplex geformten Objekten realisiert werden können. Die Definition von Projektionsansichten wird lediglich durch den endlichen Arbeitsraum des Roboters, die kollisionsfreie Erreichbarkeit und kinematische Einschränkungen wie Singularitäten und Gelenkgrenzen begrenzt, wodurch Trajektorien von nahezu freien Projektionsansichten im Raum ermöglicht werden.

Für eine effektive Durchstrahlung der Objekte ist der Einsatz einer ausreichend leistungsfähigen Röntgenquelle erforderlich. Die in aktuellen Systemkonfigurationen verwendeten monopolaren Röhren ermöglichen Beschleunigungsspannungen von bis zu 225 kV [4,53,103,104]. Insbesondere bei großvolumigen Objekten und komplexen Zusammenbauten ist die Eignung der Strahlungsenergie im Einzelfall zu bewerten. Die Verwendung dieser Röhren basiert vorrangig auf der limitierten Traglast des Roboters und deren günstigen Handhabungseigenschaften aufgrund der kompakten, monopolaren Bauform, die insbesondere bei Eintauchbewegungen in großdimensionierte Strukturen, etwa Fahrzeugkarosserien, von Vorteil ist. Der Einsatz leistungsstärkerer Röntgenquellen erfordert zudem deutlich umfangreichere Strahlenschutzmaßnahmen, was einen wesentlichen Kostenfaktor darstellt. Da im theoretischen Extremfall eine isotrope Emission der Röntgenstrahlung auftreten kann, ist eine Abschirmung sämtlicher Raumrichtungen der Strahlenschutzkabine auf die maximal mögliche Röhrenleistung auszulegen.

Die Vielseitigkeit der mit dieser Systemtechnik realisierbaren Trajektorien ermöglicht es, unterschiedlichste Optimierungsziele zu realisieren (vgl. Kapitel 4.1.5). Neben der Reduktion von Bildartefakten durch die gezielte Auswahl solcher Projektionsansichten, die keine artefaktverursachenden Beiträge zum Rekonstruktionsvolumen leisten, kann auch die Scanzeit durch die Integration sogenannter aufgabenabhängiger Projektionsansichten in die Trajektorie verkürzt werden. Darüber hinaus kann eine Optimierung hinsichtlich der Datenvollständigkeit innerhalb einer bestimmten Scanregion erfolgen. Weitere Details zu den Optimierungszielen finden sich in Kapitel 4.1.5.

Gemäß dem aus der Raumfahrt stammenden, jedoch branchenübergreifend angewandten Technologiereifegrad (TRL) Modell [105], haben roboterbasierte CT-Systeme durch den erfolgreichen Einsatz im Wertschöpfungsprozess erster Automobilhersteller [10] die höchste Stufe der Technologiereife, TRL 9, erreicht. Anwendung findet die Technologie unter anderem in der Karosserieprüfung, der Analyse von Verbindungstechniken oder der Absicherung von Dichtungskonzepten [4,10]. Auch die Montageanalyse von Großkomponenten sowie die Analyse von Großgussbauteilen stellen potenzielle Einsatzbereiche dar.

Bislang existieren aufgrund der noch jungen Systemtechnik nur wenige roboterbasierte CT-Systeme der Konfigurationstypen C und D. Im industriellen Umfeld sind dem Autor zum Zeitpunkt der Untersuchungen die operationalisierten Systeme des Fraunhofer IIS – Bereich Entwicklungszentrum Röntgentechnik [4], der Technischen Hochschule Deggendorf [106], der Universität Augsburg [107], des Automobilherstellers BMW [10], der French Alternative Energies and Atomic Energy Commission [108], der Radalytica a.s. [5] und der Omni NDE [109] bekannt. Es sei zu erwähnen, dass die beiden letztgenannten Systeme den Vorteil der Mobilität innehalten. Dies ermöglicht den Einsatz direkt am Objektstandort, was insbesondere dann von Relevanz ist, wenn die Größe oder die Fragilität des Prüflings einen Transport erschweren oder unmöglich machen. Neben den hier beschriebenen Systemen befinden sich weitere Systeme in Planung oder im Aufbau, die derzeit jedoch noch nicht öffentlich dokumentiert sind.

Darüber hinaus existieren weitere vergleichbare Systeme im veterinärmedizinischen Bereich zur Anwendung bei Pferden [110] sowie in der Humanmedizin [111,112].

3.2.2 Herausforderungen bei der Verwendung von Industrierobotern

Aus den Systembeschreibungen geht hervor, dass roboterbasierte CT-Systeme einen erheblichen Mehrwert in der Qualitätssicherung von Großbauteilen bieten können, da sie die einzigen Systeme sind, die Teilregionen von Großbauteilen ohne Demontage hochauflösend tomographisch abbilden können. Als Alternative zur tomographischen Inspektion von Großbauteilen seien Linearbeschleuniger-CT-Systeme zu erwähnen, die je nach Konfiguration sogar Tomographien von Komplettfahrzeugen durchführen können [2]. Allerdings weisen sie für viele Prüfaufgaben unzureichende Detailgenauigkeiten auf.

Der Einsatz von Industrierobotern als Manipulatoren der Röntgenhardware in roboterbasierten CT-Systemen führt zu neuen Herausforderungen, die in konventionellen Kreis-CT-Systemen in der Form nicht vorhanden sind. Herl et al. [113] bieten eine umfassende Analyse des aktuellen Forschungsstands sowie der maßgeblichen technischen und konzeptionellen Herausforderungen dieser Systeme. Im Rahmen dieser Arbeit werden die zentralen Herausforderungen gemäß Herl [72] wie folgt kategorisiert:

a. Optimierung der Projektionsansichten

Nicht zuletzt aufgrund der hohen Positionsflexibilität der Röntgenhardware auf den Robotern, sondern auch aufgrund von Einschränkungsparemtern wie dem begrenzten

Arbeitsraum der Roboter oder trajektorienbegrenzenden Elementen der zu scannenden Objekte, erweist sich die Optimierung der Projektionsansichten als komplexe Herausforderung. In der Praxis werden die Projektionsansichten in der Regel manuell von erfahrenen Bedienern festgelegt, wodurch die Abtastqualität entscheidend beeinflusst wird. Die Entwicklung von Methoden zur Optimierung von Projektionsansichten bildet den Kern dieser Arbeit. Der Stand der Technik wird in Kapitel 4.2 zusammengefasst, bevor in Kapitel 5 ein eigener Ansatz zur Verwendung variabler Trajektoriendesigns und in Kapitel 6 eigene Konzepte zur Optimierung der Projektionsansichten präsentiert werden.

b. Pfadplanung der Roboter

Die Pfadplanung im Kontext der roboterbasierten CT beschreibt den Prozess der Berechnung eines kollisionsfreien, effizienten Wegs der Roboter zwischen Projektionsansichten einer Trajektorie unter Berücksichtigung umgebungsabhängiger und kinematischer Restriktionen. Eine definierte Endeffektor-Pose kann multiple inverse kinematische Lösungen aufweisen, was wiederum zu einer Vielzahl möglicher Gelenkkonfigurationen des Roboters für den Pfad zwischen den Projektionsansichten führt. Die Optimierung des Pfades zur Verbindung der einzelnen Projektionsansichten einer Trajektorie fällt nicht in den Umfang dieser Arbeit.

c. Kalibrierung und mechanische Präzision

Die absolute Positionsanfahrergenauigkeit von Industrierobotern kann in Bereichen weniger Millimeter liegen [114], wodurch sie die Mindestanforderungen für den Einsatz in der Computertomographie nicht erfüllt. Für CT-Rekonstruktionen in der industriellen Anwendung auf Basis gegebener Projektionsdaten wird die Kenntnis der Posen von Röntgenquelle und Detektor mit Voxel- bzw. Pixelgenauigkeit vorausgesetzt [104]. Es ist daher von entscheidender Bedeutung, dass absolute Positions- und Orientierungsfehler systematisch erfasst und entsprechend kompensiert werden [115]. Diese Teilherausforderung roboterbasierter CT-Systeme stellt einen Forschungsschwerpunkt des Gebiets dar, ist jedoch nicht Gegenstand dieser Arbeit.

d. Rekonstruktion

Wie bereits in Kapitel 2.3.2 angemerkt, werden für non-standard Trajektorien frei angeordneter Projektionsansichten im Raum iterative Rekonstruktionsmethoden eingesetzt. Diese sind zwar rechenintensiver als analytische Methoden, können jedoch aufgrund der kontinuierlich verbesserten Rechenleistung heutzutage als Standardverfahren eingesetzt werden. Iterative Rekonstruktionsmethoden können für spezifische Anwendungsfälle, wie CTs mit verringerter Projektionsanzahl [53] oder zur Metallartefaktreduktion [11,69] angepasst werden. Im Rahmen dieser Dissertation werden verfügbare iterative Verfahren zu Rekonstruktion eingesetzt. Die Entwicklung anwendungsspezifischer Rekonstruktionsoptimierungen ist nicht Gegenstand dieser Arbeit.

3.2.3 Skizzierung der Aufnahmebedingungen roboterbasierter CT-Systeme

Die Relevanz der Optimierung von Projektionsansichten wird bei der Betrachtung der Aufnahmebedingungen von Scans roboterbasierter CT an Großbauteilen deutlich.

Wie in Kapitel 2.4.1 beschrieben, sind bei der Applikation von Industrie-Standard-Kreistrajektorien zusammenhängende Winkelbereiche von mindestens 180° zuzüglich des Öffnungswinkels des Kegelstrahls erforderlich, um das Objekt in der Zentralstrahlebene vollständig abzutasten. Bei Unterschreitung des notwendigen Trajektorienwinkels weisen

resultierende Datensätze Limited Angle Artefakte aus der Kategorie der Artefakte aus unvollständigen Projektionsdaten auf. Großbauteile komplexer, ausladender Geometrien resultieren häufig in eingeschränkten Zugänglichkeiten für die Industrieroboter, da bauteilinterne Kollisionselemente die möglichen Trajektorien der Roboter limitieren. Folglich erweist sich die Realisierung von Projektionsansichten entlang Trajektorien mit ausreichenden Trajektorienwinkeln oftmals als nicht möglich, wie schematisch in Abbildung 3.7 illustriert. Darüber hinaus gestaltet sich die Festlegung idealer Trajektorienkipnungen und -radien äußerst komplex, da resultierende lokale maximal mögliche Trajektorienwinkel nicht den globalen Maximas entsprechen müssen. Zudem weisen vollständige Baugruppen häufig erhebliche Mengen dichter Materialien auf, die prüfobjektinduzierte Artefakte verstärken. Diese Artefakte sollen, wenn möglich, vermieden werden. Es ist daher erstrebenswert, Bereiche dichter Materialien zu umgehen und stattdessen notwendige Objektabtastungen aus Substitutionsrichtungen weniger dichter Materialien im Strahlengang zu ermöglichen.

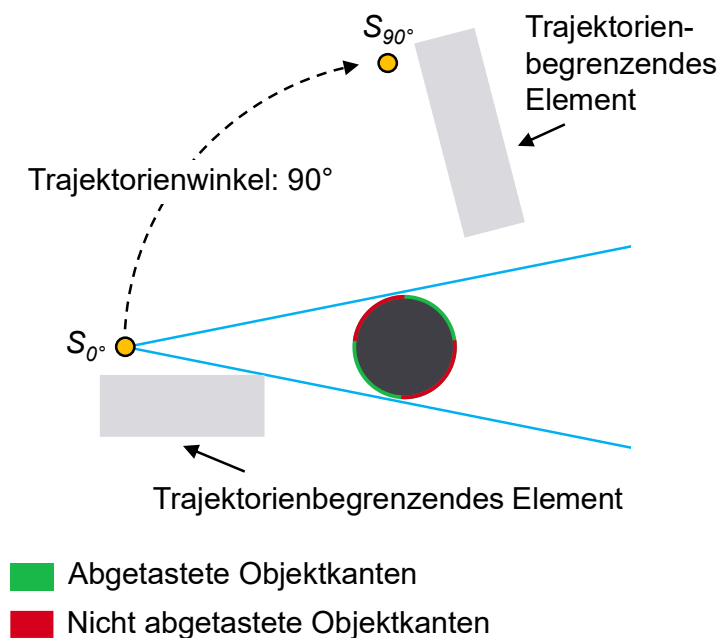


Abbildung 3.7 Schematische zweidimensionale Abbildung einer Scanregion begrenzter Zugänglichkeit. Unter Applikation der Standard-Kreistrajektorie ist lediglich ein Trajektorienwinkel von 90° möglich. Resultierend werden lediglich grün markierte Kanten des zylinderförmigen Prüfobjekts tangential von Röntgenstrahlen abgetastet.

Um diese Erkenntnisse in den realen Kontext zu übertragen, wird in Abbildung 3.8 ein reales Scanszenario skizziert.

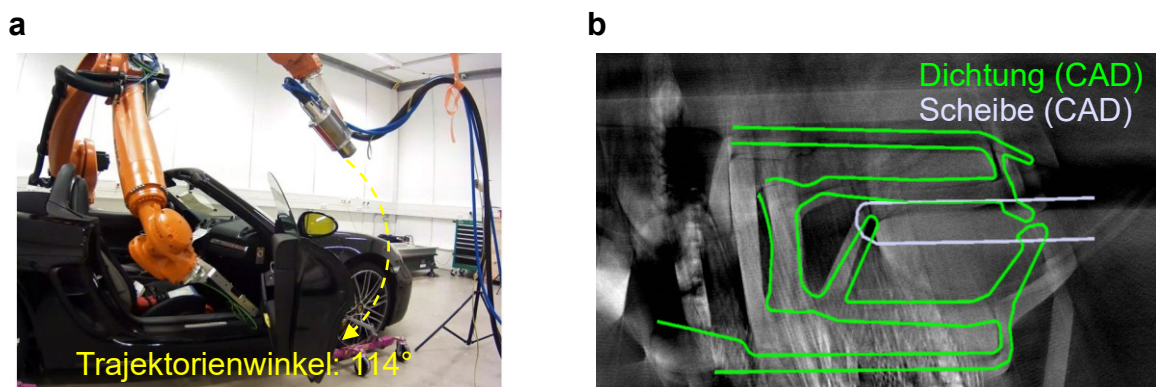


Abbildung 3.8 Platzierung des Objekts und Trajektorien-skizzierung im roboterbasierten CT-System des Fraunhofer IIS – Bereich Entwicklungszentrum Röntgentechnik in (a). Zweidimensionales Schnittbild des resultierenden Datensatzes mit CAD-Überlagerung in (b). Aufgrund der Unterabtastung des Trajektorienwinkels

erscheinen Kanten horizontaler Orientierung im Datensatz verschwommen. Vertikale Kanten erscheinen scharf, da diese tangential von Röntgenstrahlen abgetastet werden konnten.

Mittels roboterbasierter CT zu analysieren sei der Dichtungsapparat im Bereich des Spiegeldreiecks der Beifahrertür eines zweitürigen Sportwagen Cabriolets. Das Ziel sei durch die vollständige Abbildung der Dichtlippenstruktur sowie deren Zustand (anliegend / nicht anliegend) zum Scheibenglas beschrieben. Als Rahmenbedingung sei festgelegt, dass eine Standard-(Teil)-Kreistrajektorie verwendet werden soll und die Tür nicht vom Fahrzeug demontiert werden kann. Die Projektionsansichten der Trajektorie werden durch einen erfahrenen Anlagenbediener festgelegt.

Die in Abbildung 3.8b dargestellten Ergebnisdaten ermöglichen lediglich eine partielle Erfüllung der Scanziele. Die vollständige Abbildung der Dichtlippenstruktur konnte nicht realisiert werden. Der Zustand der zentral in Abbildung 3.8b lokalisierten Dichtlippe an der Scheibenkante kann als nicht anliegend klassifiziert werden. Dies ergibt sich aus der scharfen Abbildung der nahezu vertikal verlaufenden, für die Analyse relevanten, Kanten sowie der erkennbaren Region dunklerer Grauwertstufen, die auf einen Luftspalt zwischen Scheibe und Dichtung hinweist. Demgegenüber kann die Zustandsanalyse der peripheren Dichtlippen nicht gewährleistet werden, da die dafür erforderlichen, nahezu horizontalen, Kanten im Datensatz verschwommen erscheinen.

Es bleibt festzuhalten, dass die manuelle Trajektorienplanung unter Verwendung standardisierter Kreistrajektorien äußerst aufwendig ist und umfangreiches Expertenwissen erfordert. Dennoch bleibt ungewiss, ob eine selektierte Trajektorie die global optimale Trajektorie für die gegebene Fragestellung darstellt oder ob alternative Trajektorien zusätzliche Objektinformation hätten erfassen können.

Darüber hinaus ist zu betonen, dass die hohe Flexibilität der Systeme die Trajektoriengeometrie nicht auf Kreistrajektorien beschränkt. Prinzipiell sind freie Projektionsansichten im Raum möglich, die nicht durch vordefinierte Aufnahmegeometrien eingeschränkt sind, was der Trajektorienkonfiguration erhebliche Freiheiten und Komplexität verleiht. Abhängig von den Rahmenbedingungen und den angestrebten Zielen des Scans, wie beispielsweise begrenzten Scanzeiten oder dem Ziel, möglichst vollständige Objektinformationen zu erhalten (siehe Kapitel 4.1.5), muss die Definition idealer Trajektorien entsprechend der Anwendung und den angestrebten Zielen angepasst werden.

Die zugrunde liegende Idee von Algorithmen zur Optimierung von Projektionsansichten besteht darin, dass durch die automatisierte, optimierungszielspezifische Auswahl von Projektionsansichten der Einfluss des Anwenders minimiert und gleichzeitig eine konstant hohe Scanqualität sichergestellt wird.

Im Rahmen dieser Arbeit wird zwischen produktionsnaher CT mit wenigen Projektionsansichten (engl. *few view CT*) und labornaher CT mit umfangreicher Anzahl von Projektionsansichten (engl. *extensive view CT*) differenziert. Eine Einführung hierzu erfolgt in Kapitel 6.1. Grundsätzlich wird das Ziel verfolgt, automatisiert möglichst vollständige Objektinformation sicherzustellen, wobei die Vermeidung von Projektionen angestrebt wird, die prüfobjektinduzierte Artefakte verstärken.

4. Einführung in die CT-Trajektorienoptimierung

Das vorliegende Kapitel bietet eine umfassende Einführung in die CT-Trajektorienoptimierung. Im ersten Abschnitt werden auf Grundlage der bestehenden Literatur wesentliche Einflussgrößen und Aspekte der CT-Trajektorienoptimierung erläutert und durch eigene Überlegungen gezielt erweitert. Der zweite Abschnitt bietet einen Überblick bestehender Strategien der CT-Trajektorienoptimierung und klassifiziert diese Ansätze entsprechend den zuvor behandelten Schlüsselaspekten. Es existiert eine Vielzahl an Methoden, sowohl im medizinischen als auch im industriellen Kontext. In der nachfolgenden Diskussion liegt der Fokus primär auf der Optimierung der CT-Trajektorien im Rahmen der industriellen Computertomographie.

4.1 Schlüsselaspekte der CT-Trajektorienoptimierung

Im Rahmen dieser Arbeit werden die wesentlichen Einflussgrößen für die CT-Trajektorienoptimierung fortführend an die Ansätze von Hatamikia et al. [116] und Herl [72] in sechs Kategorien unterteilt. Diese umfassen die Wahl des Optimierungsansatzes, die Systembedingungen und -fähigkeiten, das initiale Trajektoriendesign sowie dessen Parametrisierungsoptionen, die erforderliche Datenbasis spezifischer Ansätze, das Optimierungsziel, sowie die verwendete Zielfunktion.

4.1.1 Optimierungsverfahren

Dieses Kapitel bietet eine grundlegende Einführung in die Optimierung sowie in Strategien zur Lösung von Optimierungsproblemen. Für weiterführende Informationen wird dem interessierten Leser die Literatur in [117,118] empfohlen, auf der die nachfolgenden Ausführungen basieren.

Die Optimierung analysiert verschiedene Parametrisierungen hinsichtlich eines festgelegten Zielkriteriums, um aus den evaluierten Parametrisierungen die optimale Lösung zu identifizieren. Die Gesamtheit der in Betracht gezogenen Parametrisierungen wird als zulässige Menge Λ definiert. Der Raum, aus dem eine Zielfunktion Φ Werte annehmen kann, wird als Zielraum Z bezeichnet. Da jeder Parametrisierung ζ aus Λ mittels Zielkriterium ein numerischer Wert zugewiesen wird, kann die Zielfunktion als eine Abbildung von Λ in den Zielraum Z formuliert werden:

$$\Phi: \Lambda \rightarrow Z, \quad x \mapsto f(\zeta). \quad (4.1)$$

Prävalent sind Randbedingungen, die bestimmte Parametrisierungen ausschließen. In solchen Situationen kann das Optimierungsproblem nicht allein durch die Korrelation zwischen Parametrisierung und Zielraum erfasst werden. Mathematisch ausgedrückt schränken k Randbedingungen $g_i, i = 1, \dots, k$ die zulässige Menge auf

$$G := \{\zeta | g_i(\zeta) \leq 0 \forall i = 1, \dots, k\} \quad (4.2)$$

ein. G enthält dementsprechend alle Parametrisierungen, welche die Randbedingungen erfüllen. Der Suchraum ergibt sich in diesen Fällen nicht durch Λ allein, sondern durch die Schnittmenge $S := \Lambda \cap G$. Eine Minimierung für die Funktion Φ über die Menge S lässt sich als Optimierungsproblem formulieren:

$$P: \min \Phi(\zeta), \text{ so dass } \zeta \in S. \quad (4.3)$$

Eine Parametrisierung $\zeta^* \in S$ wird dann als optimal betrachtet, wenn keine abweichende Parametrisierung $\zeta \in S$ einen günstigeren Zielfunktionswert erzielt. Der dieser optimalen Parametrisierung entsprechende numerische Wert kann durch

$$\varsigma = \Phi(\zeta^*) = \min_{\zeta \in S} \Phi(\zeta). \quad (4.4)$$

beschrieben werden.

Optimierungsprobleme lassen sich in konvexe und nichtkonvexe Probleme unterteilen. Ist ein Minimierungsproblem P konvex, so entspricht jedes lokale Minimum zugleich dem globalen Minimum von P . In der Praxis treten jedoch häufig nichtkonvexe Optimierungsprobleme auf. Dies trifft auch auf die CT-Trajektorienoptimierung zu, die typischerweise als nichtkonvexes Optimierungsproblem formuliert wird.

Im Allgemeinen lässt sich Gleichung 4.4 auch auf die CT-Trajektorienoptimierung übertragen. Dabei wird unter allen möglichen Trajektorienparametern $\zeta \in S$ jene Parametrisierung $\zeta^* \in S$ ermittelt, welche die jeweilige, in Abhängigkeit vom Optimierungsziel variierende Zielfunktion minimiert.

Es besteht eine große Vielfalt an Lösungsverfahren für Optimierungsprobleme, wobei die Auswahl eines geeigneten Ansatzes für ein spezifisches Problem eine anspruchsvolle Aufgabe darstellt. Im Folgenden werden die zentralen Klassen von Optimierungsansätzen, die in der Literatur zur CT-Trajektorienoptimierung bereits verwendet wurden oder potenziell künftig Anwendung finden könnten, erläutert.

Die derzeit am häufigsten eingesetzte und damit bedeutendste, jedoch kaum dokumentierte Strategie zur CT-Trajektorienoptimierung beruht auf der Expertise erfahrener Bediener [23]. Diese Fachkräfte sind in der Lage, auf ihnen vertrauten CT-Systemen durch ihr umfassendes Wissen und ihre praktische Erfahrung geeignete Parameter zu identifizieren oder zumindest suboptimale Einstellungen zu vermeiden. Allerdings ist die Abhängigkeit von individueller Erfahrung problematisch, da sie weder systematisch noch allgemeingültig reproduzierbar ist. Daher stehen in dieser Arbeit computergestützte Optimierungsverfahren im Fokus, die eine objektive und automatisierte Parameterauswahl ermöglichen.

Der Brute-Force-Ansatz stellt die methodisch am einfachsten umsetzbare Algorithmik dar. Dabei werden sämtliche im Lösungsraum zulässigen Parametrisierungen analysiert und die optimale Parametrisierung identifiziert. Es handelt sich somit um eine deterministische und exakte Methode, die in der Lage ist, die global optimale Lösung selbst bei nichtkonvexen Optimierungsproblemen zu garantieren. Dennoch erweist sich der Ansatz aufgrund des extrem hohen Rechenaufwands bei Problemen großer Parametrisierungsmöglichkeiten oft als unpraktikabel. Um dem entgegenzuwirken können Parametrisierungsmöglichkeiten vor der Optimierung gezielt eingeschränkt werden, beispielsweise durch eine vordefinierte Diskretisierung von Projektionsansichten eines Trajektoriendesigns. Anwendung in der CT-Trajektorienoptimierung findet der Brute-Force Optimierungsansatz unter anderem in [64,91].

Die heuristische gierige (engl. *greedy*) Optimierung stellt in ihrer klassischen Form ein weiteres deterministisches Verfahren dar, das in der CT-Trajektorienoptimierung Anwendung findet [7,119]. Der grundlegende Ansatz besteht darin, in jedem Iterationsschritt die Entscheidung zu treffen, die den größten unmittelbaren Nutzen in Bezug auf das Optimierungsziel verspricht. Solche lokal optimalen Entscheidungen führen jedoch nicht zwingend zu global optimalen Lösungen. Insbesondere bei nichtkonvexen Problemen besteht deshalb die Gefahr, in lokalen Optima zu verbleiben. Der Einsatz dieser Näherungsverfahren ist dennoch begründet, da sie im Vergleich zu Brute-Force-Ansätzen deutlich effizienter arbeiten, indem sie den Lösungsraum nicht vollständig explorieren.

Zudem existiert innerhalb der deterministischen Optimierungsverfahren die Klasse der gradientenbasierten Verfahren. Diese wurden z.B. von Gang et al. in [120] zur Optimierung von Kreistrajektorien angewendet. Gradientenbasierte Verfahren setzen voraus, dass die Zielfunktion differenzierbar ist. Das wohl bekannteste Verfahren ist das Gradientenabstiegsverfahren (engl. *gradient descent*), welches die Parameter iterativ in die Richtung des steilsten Abstiegs der Zielfunktion anpasst, um Minima zu identifizieren. Diese Methoden sind jedoch weniger geeignet für die Anwendung auf nichtkonvexe Zielfunktionen, da sie eine ausgeprägte Tendenz zur Stagnation in lokalen Minima aufweisen.

Auch stochastische, naturinspierte Optimierungsverfahren finden in der CT-Trajektorienoptimierung Anwendung. Aufgrund ihrer stochastischen Eigenschaften ermöglichen sie eine globale Exploration des Lösungsraums und reduzieren dadurch das Risiko, in lokalen Minima nichtkonvexer Zielfunktionen zu verbleiben. Allerdings liefern sie aufgrund ihres zufallsbasierten Charakters in der Regel lediglich Näherungslösungen anstelle exakter Optima. Zheng und Mueller [121] reformulieren das Niedrigdosis-Optimierungsproblem in ein Set-Cover-Problem, das unter Anwendung der auf Schwarmintelligenz basierenden Ant Colony Optimierung gelöst wird. Evolutionsbasierte Strategien, die Selektion, Mutation und Rekombination nutzen, werden unter anderem von Brierley et al. in [122], Matz et al. [9] und Wu et al. in [123] angewendet.

4.1.2 Systembedingungen

Die Konfigurationsmöglichkeiten sowie allgemeine Rahmenbedingungen des Scansetups sind von entscheidender Bedeutung für das Optimierungspotenzial von CT-Trajektorien.

Wie bereits in Kapitel 3.2.1 dargelegt, weisen die verschiedenen Systemtypen unterschiedliche Flexibilität des Manipulationssystems auf. Folglich ergeben sich je nach Systemflexibilität unterschiedliche Möglichkeiten von Trajektorien-Designs sowie damit einhergehende Parametrisierungsvariationen.

Zusätzlich sind räumliche Restriktionen zu berücksichtigen. Großdimensionierte und komplex geformte Geometrien der zu scannenden Objekte können zu Einschränkungen des Manipulationsbereichs führen (vgl. Kapitel 3.2.3).

Neben der Optimierung der Aufnahmegeometrien, also der Projektionsansichten, unterliegt auch die Parametrisierung der für jede Projektionsansicht zu erzeugenden Röntgenbilder systembedingten Einschränkungen. Daher ergeben sich in Abhängigkeit von der Systemkonfiguration unterschiedliche maximale Durchstrahlungswege für dasselbe Objekt in derselben Projektionsansicht.

Die Systembedingungen determinieren somit, welches Trajektorien-Design sowie welche Parametrisierungsoptionen für eine Optimierung in Betracht gezogen werden können.

4.1.3 Trajektorien-Designs und deren Parametrisierung

Die Kreistrajektorie stellt aufgrund ihrer einfachen mechanischen Umsetzbarkeit nach wie vor das am häufigsten eingesetzte Trajektorien-Design für computertomographische Scans in der Industrie dar. Dabei sind Röntgenquelle und Detektor so positioniert, dass sie sich auf gegenüberliegenden Punkten konzentrischer Bahnen um das Objekt bewegen. Die resultierende Vergrößerung wird durch den Quotienten ihrer radialen Abstände bestimmt. Kreistrajektorien gewährleisten exakte Rekonstruktionen in der Zentralstrahlebene. Mit zunehmendem Abstand von der Zentralstrahlebene nehmen jedoch die sogenannten Feldkarnpartefakte infolge der Verletzung des Tuy-Smith Datenvollständigkeitskriteriums zu (vgl. Kapitel 2.4.1). Zur Realisierung vollständiger Datensätze wurden in der Vergangenheit

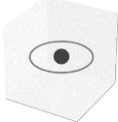
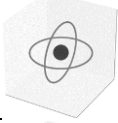
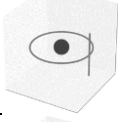
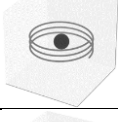
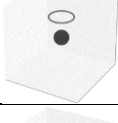
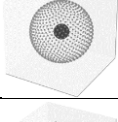
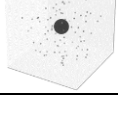
zahlreiche Trajektoriendesigns entwickelt, von denen Tabelle 4.1 einen Auszug präsentiert. Typischerweise ist die Wahl der Trajektorie in konventionellen Kreis-CT-Systemen aufgrund der begrenzten Freiheitsgrade stark eingeschränkt. Die roboterbasierte CT ermöglicht prinzipiell, bei Erreichbarkeit der Projektionsansichten, alle in Tabelle 4.1 dargestellten Trajektoriendesigns. Im Rahmen der Trajektorienoptimierung für roboterbasierte CT zeigt sich eine ausgeprägte Tendenz der Verwendung sphärischer Trajektoriendesigns konstanter Radien z.B. in [7,9,119,124]. Sphärische Aufnahmegeometrien werden bevorzugt, da sie die Möglichkeit bieten, vollständige Datensätze gemäß den Bedingungen von Tuy-Smith zu erfassen. In der Theorie ermöglichen sphärische Trajektoriendesigns eine allseitige Durchdringung jedes Voxels durch Röntgenstrahlen, wodurch eine vollständig isotrope Datenaufnahme sichergestellt werden kann. Landstorfer et al. weisen in [125] zudem darauf hin, dass sphärische Aufnahmegeometrien eine signifikante Reduktion prüfobjektinduzierter Artefakte ermöglichen können, da der erweiterte Informationsgewinn im Vergleich zur Kreistrajektorie die Beeinträchtigungen durch nahezu vollständig absorbierte Röntgenstrahlen dieser weitgehend ausgleicht. Zusätzlich zeigen Chen et al. [126] auf, dass Rekonstruktionen auf Basis sphärischer Trajektorien in Limited Angle Anwendungen sowie bei großen Kegelstrahlöffnungswinkeln der konventionellen Kreistrajektorie überlegen sind.

Sphärische Trajektoriendesigns werden aus den genannten Gründen auch im Rahmen dieser Dissertation als besonders vorteilhaft angesehen. Die Applikation sphärischer Trajektoriendesigns konstanter FDDs kann in Scanszenarien von Großbauteilen komplexer Geometrien jedoch zu Anisotropie in den Bilddaten führen, sofern Winkelrichtungen für die Röntgenhardware unzugänglich sind. Daher werden in Kapitel 5.1 sphärische Trajektoriendesigns adaptiver FDD-Konfigurationen vorgeschlagen, um Projektionsansichten aus bislang unzugänglichen Winkelrichtungen in die Trajektorie zu integrieren [127]. Es ist jedoch anzumerken, dass die Kreistrajektorie in ausreichenden Datenvollständigkeits für zahlreiche Anwendungen resultiert und eine wesentlich einfachere Konfiguration ermöglicht. Infolgedessen stellt Kapitel 5.2 ein Verfahren vor, das neben der adaptiven FDD-Konfiguration von Kreistrajektorien zusätzlich die Integration der nicht erreichbaren Winkelsektoren in die Trajektorie ermöglicht, indem die FOD der unerreichbaren Winkelbereiche systematisch erweitert wird, bis diese Sektoren zugänglich werden [127].

Weitere Trajektoriendesigns, die beispielsweise das *Field of View* durch die Kombination multipler Trajektoriendesigns erweitern, werden in dieser Arbeit nicht behandelt. Es sei jedoch darauf hingewiesen, dass jüngst durch Methoden wie dem *volume stitching* und dem *projection stitching* vielversprechende Ergebnisse in der vollständigen tomographischen Erfassung großdimensionaler Objekte mittels roboterbasierter CT erzielt werden konnten [128].

Ebenso werden spezielle Anwendungsfälle wie Offset-CT nicht berücksichtigt, da viele dieser Ansätze entweder auf spezifische Anwendungen beschränkt sind oder primär akademischen Interessen dienen. Für weiterführende Informationen zu den gelisteten Trajektoriendesigns wird auf die angegebene Literatur in Tabelle 4.1 verwiesen.

Tabelle 4.1 Übersicht relevanter Trajektoriendesigns am Beispiel eines sphärischen Objekts. Es werden lediglich die Positionen der Röntgenquelle für die jeweiligen Trajektorien dargestellt, während auf die Abbildung der Detektorpositionen verzichtet wird. In Anlehnung an [129].

Trajektoriendesign		Möglichkeit der Datenvollständigkeit nach Tuy-Smith [70,71]	Quelle
Kreistrajektorie		Ausschließlich in der Zentralstrahlebene	[20,70]
Orthogonale Kreistrajektorien		ja	[70]
Kreis plus Linie / Kreis plus Bogen		ja	[130–132]
Helix-Trajektorie		ja	[18,98]
(Rotatorische) Laminographie		nein	[96,97]
Sphärische Trajektorie		ja	[125,126,129]
Ungebundene Projektionsansichten		ja	[19]

Rekapitulierend zeigt sich basierend auf Gleichung 4.4, dass eine Parametrisierung gesucht wird, die den optimalen Zielfunktionswert erzielt. Bis dato ungeklärt bleibt die Frage, welche Parameter als Optimierungsvariablen in Betracht gezogen werden können. Im Folgenden werden daher diejenigen Parameter spezifiziert und kategorisiert, die im Rahmen der CT-Trajektorienoptimierung berücksichtigt werden können. Unter der Annahme, dass die Röntgenparametrisierung (Filter, Kathodenstrom, Beschleunigungsspannung) fixiert ist, konzentriert sich die Analyse auf geometriebasierte Parameter. Die Optimierung der Röntgenparametrisierung wie etwa in Buratti et al. [133] ist nicht Fokus der Untersuchung. Des Weiteren wird vorausgesetzt, dass der Mittelpunkt der Aufnahmegeometrien stets im Zentrum der zu analysierenden Region verortet ist.

Es wird zwischen Parametern, die auf vordefinierten Trajektoriendesigns basieren und ungebundenen Projektionsansichten differenziert. In den folgenden Beispielen wird der Fokus auf Kreistrajektorien und sphärische Trajektoriendesigns gelegt, da diese aufgrund ihrer Relevanz in der industriellen CT von besonderem Interesse sind. Parameter vordefinierter Trajektoriendesigns kennzeichnen sich dadurch, dass entweder aufgrund spezifischer Systembedingungen oder aufgrund des Implementierungsansatzes der Optimierungsstrategie ein Grundtrajektoriendesign festgelegt wurde. Die Optimierung konzentriert sich primär darauf, Parameter zu bestimmen, welche die genaue Spezifikation des Trajektoriendesigns festlegen. Klassische Vertreter dieser Parameterkategorie sind:

a. Parameter zur Formdefinition

Parameter zur Formdefinition sind häufig Gegenstand der Optimierung im Rahmen der CT-Trajektorienoptimierung. Bei dieser Kategorie der Optimierungsparameter ist das Grunddesign der Trajektorie zwar vorgegeben, jedoch wird dessen konkrete Formdefinition im Rahmen der Optimierung angepasst. Je nach vorselektiertem Trajektorien-Design ergeben sich verschiedene Möglichkeiten zur Wahl geeigneter Optimierungsparameter. Im Weiteren werden unterschiedliche exemplarische Parametrisierungsmöglichkeiten der Formdefinition für ausgewählte Trajektorienkonzepte präsentiert:

Die Kreistrajektorie stellt die meistverwendete Trajektorie dar. Dies liegt vor allem daran, dass die weit verbreiteten konventionellen Kreis-CT-Systeme auf dieses Trajektorien-Design ausgelegt sind und die Rekonstruktion mit einfachen, ressourcenschonenden, analytischen Methoden durchgeführt werden kann. Unter der oben getroffenen Annahme, dass der Mittelpunkt der Aufnahmegeometrie stets im Zentrum der zu analysierenden Region verortet ist, kann die Form der Kreistrajektorie durch deren Radius, also der FOD, sowie deren zwei Orientierungswinkel α und β eindeutig beschrieben werden. Theoretisch wurde bislang lediglich die Bewegungsbahn der Quelle berücksichtigt, während auch der Detektor eine entsprechende Kreisbahn durchläuft, die jedoch abweichende Radien, ODDs, aufweisen kann. Es ergeben sich somit die folgenden Parametrisierungsmöglichkeiten:

$$\zeta_{\text{Formdefinition Kreistrajektorie}} := \{FOD, ODD, \alpha, \beta\}. \quad (4.5)$$

In der Praxis werden FOD und ODD oftmals festgelegt, entweder aufgrund der Systembedingungen oder zur Restriktion des Parameterraums. In diesem Fall konzentriert sich die Optimierung auf die Orientierungswinkel. Die Optimierung der Objektorientierung in der konventionellen Kreis-CT kann ebenfalls in die Optimierung der Orientierungswinkel einsortiert werden. Einen Sonderfall der Kreistrajektorie sind Teilkreistrajektorien. Diese zeichnen sich dadurch aus, dass sie lediglich einen Abschnitt eines Kreises repräsentieren, dessen Ausdehnung durch Angabe des Startwinkels γ_{start} und Endwinkels γ_{ende} definiert wird. Diese Parameter werden dann ebenfalls Gegenstand der Optimierung.

Die Anwendung sphärischer Trajektorien-Designs ist in Systemen höherer Flexibilität weit verbreitet. Insbesondere die Systembedingungen von CT-Systemen mit erweiterter Kinematik sowie roboterbasierten CT-Systemen ermöglichen die Anwendung sphärischer Trajektorien-Designs. Der zentrale Vorteil sphärischer Trajektorien-Designs gegenüber Kreistrajektorien besteht darin, dass in der Theorie eine vollständig isotrope Datenaufnahme und somit die Einhaltung des Tuy-Smith Kriteriums gewährleistet werden kann. Die Formdefinition der sphärischen Aufnahmegeometrie ist ebenfalls simpel, da bei gegebenem Kugelzentrum die Form eindeutig durch den Parameter des Radius, den FOD für die Quelle und respektive den ODD für den Detektor, beschrieben werden kann:

$$\zeta_{\text{Formdefinition sphärische Trajektorie}} := \{FOD, ODD\}. \quad (4.6)$$

b. Abtastparameter

Ist das Trajektorien-Design festgelegt und die Form eindeutig definiert, so kann das Ziel der Optimierung in der Abtastung dieser Form bestehen. Korrespondierende Optimierungsziele könnten beispielsweise die Reduktion der Strahlendosis in der medizinischen Bildgebung oder die Optimierung der Scanzeit in industriellen Anwendungen darstellen.

So kann das Winkelinkrement $\Delta\gamma$ Gegenstand der Optimierung bei einfachen Kreistrajektorien sein. Durch Parametrisierung eines konstanten Winkelinkrements, $\Delta\gamma = \text{konstant}$, lässt

sich bei Kreistrajektorien eine equidistante Abtastung parametrisieren. Die Anzahl der Projektionen N_{proj} wird automatisch mitparametrisiert. Alternativ kann die Festlegung idealer dynamischer Winkelinkremente, $\Delta\gamma \neq \text{konstant}$, als Parametrisierungsmöglichkeit für die nicht equidistante Abtastung der Kreistrajektorie dienen.

Parametrisierungsgegenstand sphärischer Trajektoriendesigns könnte die Anzahl der gleichmäßig zu verteilenden Projektionsansichten sein. Die gleichmäßige Abtastung gestaltet sich bei sphärischen Geometrien zunächst nicht so trivial, wie man annehmen könnte. Eine equiangular Abtastung stellt sicher, dass der Winkelunterschied des Strahls vom Kugelzentrum zu benachbarten Abtastpunkten auf der Kugel konstant ist. Die Winkelschritte des Azimutwinkels $\Delta\varphi \in [0^\circ, 360^\circ)$ sowie des Polarwinkels $\Delta\theta \in [0^\circ, 180^\circ]$ werden dabei konstant gehalten: $\Delta\varphi = \Delta\theta$. Jedoch resultiert daraus eine ungleichmäßige Verteilung der Abtastpunkte, da in den Polarregionen eine höhere Dichte von Punkten vorliegt als in der Äquatorebene. Für eine möglichst equidistante Verteilung der Abtastpunkte auf der Kugelgeometrie existieren zahlreiche Lösungsansätze. Saff und Kuijlaars stellen in [134] eine detaillierte Analyse der mathematischen Eigenschaften und der Effektivität verschiedener Verteilungsmethoden vor. Für die Anwendung in der Parametrisierung sphärischer CT-Trajektorien wurde in einer unserer Publikationen [19] beispielsweise die nahezu equidistante Verteilung der Projektionsansichten basierend auf dem Konzept des Fibonacci-Gitters [135] beschrieben. Bauer et al. stellen in [129] hingegen die sphärische Low-Discrepancy Trajektorie vor, die auf Prinzipien statistischer Stichprobenverteilungen für Monte-Carlo Simulationen basiert. Generalisiert ausgedrückt verfolgen diese Methoden das Ziel die Punktepositionen ι_i auf der Kugeloberfläche so zu verteilen, dass die Varianz der Punktedistanzen $dist_{ij}$ minimiert wird: $\min_{\{\iota_i\}} Var(dist_{ij})$.

c. Inhärente Projektionsansichten des Trajektoriendesigns

Ist die Form des Trajektoriendesigns eindeutig definiert und sind die Abtastparameter festgelegt, so ergibt sich ein Set von N_{proj} Projektionsansichten, die inhärent in dieser Trajektorienkonfiguration enthalten sind. In diesem Fall fungieren die Projektionsansichten selbst als zu optimierende Parameter:

$$\zeta_{\text{Projektionsansichten}} := \{v_1, v_2, \dots, v_{N_{proj}}\} \text{ mit } v_i \in G, \quad (4.7)$$

wobei G das zu Grunde liegende, vordefinierte Trajektoriendesign beschreibt. Dieses Szenario stellt einen häufigen Optimierungsgegenstand in der CT-Trajektorienoptimierung roboterbasierter Systeme dar. Wie bereits zuvor erläutert, kommen hierbei überwiegend sphärische Trajektoriendesigns konstanter Vergrößerung zum Einsatz. Grundsätzlich lassen sich die zugrunde liegenden Ansätze jedoch auch auf alternative Trajektoriengeometrien übertragen. In der Literatur werden derartige Ansätze meist unter dem Begriff der Optimierung willkürlicher Projektionsansichten (engl. *arbitrary views*) geführt [116]. Aufgrund der engen Kopplung an spezifische Trajektoriendesigns erscheint dem Autor jedoch die Bezeichnung „Optimierung von trajektoriendesigninhärenten Projektionsansichten“ als sachlich präziser. Zum Zeitpunkt der Erstellung dieser Arbeit liegt keine einheitliche terminologische oder normative Festlegung zur Benennung entsprechender Verfahren vor.

Ein zentrales Problem bestehender Ansätze zur Optimierung trajektoriendesigninhärenter Projektionsansichten besteht darin, dass eine ideale Rekonstruktion nur dann realisierbar ist, sofern die durch das gegebene Trajektoriendesign gebundenen Projektionsansichten eine hinreichende Informationsdichte für die Bildgebung bereitstellen können. Gerade bei aufgabenabhängigen Optimierungsstrategien (vgl. Kapitel 4.1.5), die die tangentialen

Abtastung von Objektebenen zum Ziel haben, kommt diesem Einfluss eine besondere Relevanz zu, wie Abbildung 4.1 exemplarisch veranschaulicht.

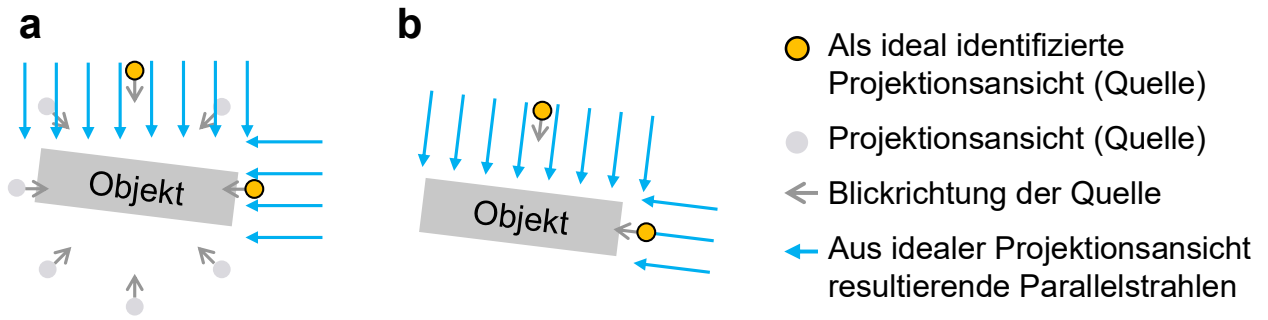


Abbildung 4.1 Schematische zweidimensionale Darstellung des Diskretisierungsproblems bei Optimierungsansätzen inhärenter Projektionsansichten des Trajektoriendesigns unter der Annahme einer vereinfachten Parallelstrahlgeometrie. (a): Keine der inhärenten Projektionsansichten des Trajektoriendesigns ermöglicht eine tangentielle Abtastung der Objektkanten. (b): Ungebundene Projektionsansichten, die objektspezifisch eine tangentielle Kantenabtastung zulassen.

Die Optimierung der Projektionsansichten muss nicht zwingend auf vordefinierten Trajektoriendesigns basieren. Projektionsansichten können auch ohne vordefiniertes Trajektoriendesign frei im Raum als Optimierungsvariable definiert werden (siehe Tabelle 4.1, letzte Zeile). Diese Parameter werden im Rahmen dieser Arbeit als ungebundene Projektionsansichten bezeichnet:

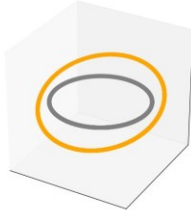
$$\zeta_{\text{Projektionsansichten ungebunden}} := \{v_1, v_2, \dots, v_{N_{\text{Proj}}}\} \text{ wobei } \forall i \text{ gilt: } P_S, P_D \in \mathbb{R}^3. \quad (4.8)$$

In Kapitel 6.3 wird eine neuartige Methode der Trajektorienoptimierung ungebundener Projektionsansichten präsentiert, bei der, im Unterschied zu konventionellen Verfahren, keine vordefinierten Trajektoriendesigns zugrunde liegen. Stattdessen erfolgt die Bestimmung der Projektionsansichten objektabhängig und räumlich ungebunden.

Die in dieser Arbeit vorgenommene Kategorisierung potenzieller Optimierungsparameter für die CT-Trajektorienoptimierung ist erneut zusammenfassend in Abbildung 4.2 dargestellt.

Parameter vordefinierter Trajektoriendesigns

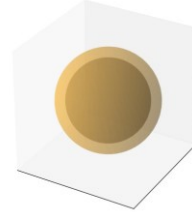
a. Formdefinition



Kreistrajektorie

$$\zeta_{\text{grau}} := \{FOD_1, \alpha_1, \beta_1\}$$

$$\zeta_{\text{orange}} := \{FOD_2, \alpha_1, \beta_2\}$$

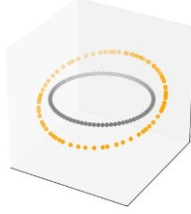


Sphärische Trajektorie

$$\zeta_{\text{grau}} := \{FOD_1\}$$

$$\zeta_{\text{orange}} := \{FOD_2\}$$

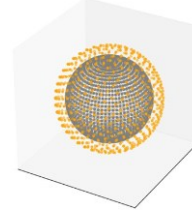
b. Abtastparameter



Kreistrajektorie

$$\zeta_{\text{grau}} := \{\Delta\gamma = \text{konstant}\}$$

$$\zeta_{\text{orange}} := \{\Delta\gamma \neq \text{konstant}\}$$

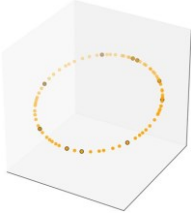


Sphärische Trajektorie

$$\zeta_{\text{grau}} := \{\Delta\varphi = \Delta\theta = \text{konstant}\}$$

$$\zeta_{\text{orange}} := \left\{ \min_{\{i\}} \text{Var}(\text{dist}_{ij}) \right\}$$

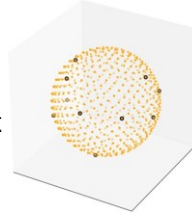
c. Projektionsansichten



Kreistrajektorie

$$\zeta_{\text{orange}} := \{v_1, \dots, v_{N_{\text{Proj}}}\}$$

● Selektierte Projektionsansicht

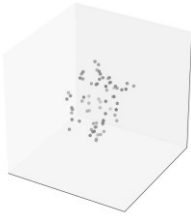


Sphärische Trajektorie

$$\zeta_{\text{orange}} := \{v_1, \dots, v_{N_{\text{Proj}}}\}$$

● Selektierte Projektionsansicht

Parameter ungebundener Trajektoriendesigns



$$\zeta_{\text{grau}} := \{v_1, \dots, v_{N_{\text{Proj}}}\}, \text{ wobei } \forall i \text{ gilt: } P_S, P_D \in \mathbb{R}^3$$

● Selektierte Projektionsansicht

Abbildung 4.2 Schematische Kategorisierung der Parameter, die bei der Optimierung von CT-Trajektorien Gegenstand der Optimierung sein können, am Beispiel von Kreistrajektorien und sphärischen Trajektorien. Die Darstellungen limitieren sich auf die Quelltrajektorien. Korrespondierende Detektortrajektorien werden nicht mit abgebildet.

4.1.4 Erforderliche Datenbasis

Die Mehrheit der bestehenden Optimierungsmethodiken für CT-Trajektorien stützt sich auf simulationsbasierte Verfahren. Zur Gewährleistung einer ausreichenden Realitätsnähe der Simulationen ist fundiertes Vorwissen über relevante Scangegebenheiten erforderlich. So wird zunächst die Kenntnis der Systembedingungen vorausgesetzt. Darunter fallen insbesondere die kinematische Flexibilität des Systems sowie räumliche Restriktionen für Quelle und Detektor, da nur unter Berücksichtigung dieser Gegebenheiten zwischen zulässigen und unzulässigen Projektionsansichten unterschieden werden kann. Wie im vorherigen Abschnitt angedeutet, wird auch die Röntgenparametrisierung von vielen existierenden Verfahren zur Trajektorienoptimierung als Bestandteil der vorliegenden Datengrundlage betrachtet.

Zahlreiche veröffentlichte Verfahren setzen die Verfügbarkeit ergänzender a priori-Informationen voraus. Daher wird im Folgenden eine kompakte Darstellung weiterer Daten

gegeben, welche potenziell in die Datenbasis von CT-Trajektorienoptimierungsansätzen integriert werden können.

a. Objektspezifische Informationen

Das Vorhandensein objektspezifischer Daten ist für objektabhängige Optimierungsansätze unerlässlich. Je nach Systembedingung können objektspezifische Informationen zum Ausschluss bestimmter Systeme aufgrund unzureichender Röhrenleistung führen. Im Rahmen dieser Arbeit wird zwischen strukturellen Objektinformationen und materialbezogenen Informationen des Objekts unterschieden. Sind beide Informationen vollständig verfügbar, liegen vollständige Objektinformationen vor.

Strukturelle Objektinformationen umfassen Daten zur Innen- und Außengeometrie des Objekts und liegen in der Regel in elektronischer Form vor, beispielsweise als CAD-Daten, wie etwa STL-Dateien. Mit diesen Daten wird eine gezielte Optimierung der Bildgebung auf spezifische Strukturen des Objekts ermöglicht, während gleichzeitig die Penetrationslängen der Röntgenstrahlen kalkulierbar sind.

Materialbezogene Informationen des Objekts ordnen jeder geschlossenen Unterstruktur im CAD-Modell spezifische Materialeigenschaften zu. Diese ermöglichen die Identifikation von Bereichen, die zu einer übermäßigen Schwächung des Röntgenstrahls und somit zu prüfobjektinduzierten Artefakten in der Rekonstruktion führen können.

b. Röntgenprojektionsbilder

Zahlreiche Ansätze nutzen Zielfunktionen, die Ausgabewerte auf der Grundlage von Röntgenprojektionsbildern generieren. Sind vollständige objektspezifische Informationen, die Röntgenparametrisierung und die zugrunde liegende Aufnahmegeometrie bekannt, können diese mit geeigneten Röntgensimulationstools erstellt werden. Alternativ können auch Röntgenprojektionen, die mit dem realen System erstellt wurden, als Datenbasis in Optimierungsverfahren integriert werden.

4.1.5 Optimierungsziele

Wie in Kapitel 3.2.3 bereits angedeutet, verfolgt die Trajektorienoptimierung in der CT ein übergeordnetes Ziel: Die zugrunde liegende Idee von Algorithmen zur Optimierung von Projektionsansichten besteht darin, dass durch die automatisierte, optimierungszielspezifische Auswahl von Projektionsansichten der Einfluss des Anwenders minimiert und gleichzeitig eine konstant hohe Scanqualität sichergestellt wird.

Der Begriff einer konstant hohen Scanqualität ist jedoch vielschichtig und kann je nach Optimierungsziel unterschiedlich definiert werden. Um eine quantitative Bewertung der Qualität eines Scans im Kontext eines bestimmten Ziels zu ermöglichen, ist die Festlegung eines Optimierungsziels von zentraler Bedeutung. Im Folgenden wird ein Überblick über potenzielle Optimierungsziele gegeben. Dabei ist zu beachten, dass sich viele Optimierungsansätze nicht eindeutig einem einzelnen Ziel zuordnen lassen. Vielmehr können sie mehreren Zielsetzungen gleichzeitig dienen.

a. Konventionelle Bildqualitätsmetriken

Ein mögliches Optimierungsziel besteht zunächst in der Verbesserung der Scandaten im Hinblick auf klassische Bildqualitätsmetriken. Dabei wird angestrebt, die erfassten Daten so

zu gestalten, dass sie möglichst günstige Werte in Bezug auf etablierte Metriken der Bildqualität aufweisen.

b. Reduktion von Artefakten, insbesondere Metallartefakten

Die Reduktion beliebiger Artefakte kann als Optimierungsziel formuliert werden. Die Reduktion von Metallartefakten, die insbesondere aus starker Absorption von Röntgenstrahlen in dichten Objektregionen resultieren (vgl. Kapitel 2.4.2), stellt ein in dieser Gruppe häufig abgebildetes Optimierungsziel dar. Eine gängige Vorgehensweise zur Erhöhung der Scanqualität besteht folglich darin, Projektionsansichten gezielt zu vermeiden, sofern deren resultierende Projektionsbilder eine zu geringe Restintensität aufweisen.

c. Reduktion der Projektionsansichten

In Industrieanwendungen ist die Reduktion der Projektionsansichten von Interesse, da sowohl die Scanzeit als auch die damit verbundenen Kosten verringert werden können. Auch in der medizinischen Bildgebung ist dieser Ansatz relevant, da neben der Zeitersparnis auch die Strahlendosis gesenkt werden kann, was wiederum das Risiko strahlenexpositionsbedingter Folgeerkrankungen für den Patienten reduziert. Anzumerken sei, dass konstante Expositionszeiten je Projektionsansicht angenommen werden und somit eine Reduktion der Anzahl an Projektionsansichten mit einer Verringerung der Expositionszeit einhergeht. Dies bedeutet jedoch nicht zwangsläufig eine Verkürzung der gesamten Scanzeit, da potenziell notwendige Verfahrenswege der Röntgenhardware zwischen den verbleibenden Projektionsansichten in dieser Betrachtung nicht berücksichtigt werden.

d. Tangentiale Kantenabtastung

Quinto [83] bewies, dass eine stabile Kantenrekonstruktion nur mit an diesen tangential verlaufenden Röntgenstrahlen möglich ist. Daher zielen Trajektorienoptimierungsansätze darauf ab, durch gezielte Ausrichtung von Projektionsansichten auf tangentielle Kantenabtastung zu optimieren, um eine genauere Rekonstruktion der Objektform zu erzielen, als es mit der gleichen Anzahl von Projektionen aus anderen Richtungen möglich wäre.

e. Datenvollständigkeit

Wie bereits in Kapitel 3.1.1 diskutiert, muss für vollständige Rekonstruktionen nach dem Tuy-Smith Datenvollständigkeits-Kriterium [70,71] jede Durchstrahlungsebene des Objekts mindestens einmal tangential von einem Röntgenstrahl der Trajektorie abgetastet werden. Auf Basis dieses Kriteriums wurden verschiedene Metriken entwickelt, um die Vollständigkeit der erfassten Daten quantitativ bewerten zu können. In Herl [72] wird eine weitere Unterteilung dieser Metriken in aufgabenabhängige (engl. *task-dependent*) und aufgabenunabhängige (engl. *task-independent*) Metriken vorgenommen. Die Aufgabenabhängigkeit ist eng verwandt mit Unterpunkt d und kennzeichnet sich durch Szenarien, in denen, wie der Begriff selbst impliziert, die Optimierung vordefinierter Aufgaben im Mittelpunkt steht, beispielsweise die Detektion spezifischer Merkmale, die mit relevanten Signalstrukturen korrespondieren. Insbesondere in solchen Verfahren ist die Wahl der Validierungsmetrik der Bildqualität kritisch, da bei der Optimierung einer spezifischen Aufgabe ausschließlich auf diese optimiert wird, während globale Bildqualitätsmetriken nach der Optimierung nicht zwangsläufig bessere Ergebnisse zeigen. Aufgabenunabhängige Szenarien gewichten alle Röntgenstrahlrichtungen als gleichwertig. Dies ist insbesondere in Anwendungen relevant, bei denen die zu optimierende Objektgeometrie a priori nicht bekannt ist, wie etwa bei der Porenanalyse von Gussbauteilen.

f. Entscheidungsfindung

Das Ziel eines CT-Scans kann in der Bereitstellung der erforderlichen Informationen für eine Entscheidung bestehen. In diesen Szenarien kann das Optimierungsziel darin liegen, die Wahrscheinlichkeit für die korrekte Entscheidung auf Basis der Scandaten zu maximieren. Es gibt verschiedene Ansätze, um zu beurteilen, inwiefern ein CT-Scan die korrekte Entscheidungsfindung fördert. Am naheliegendsten ist es Experten, beispielsweise Radiologen in medizinischen Anwendungen oder erfahrene Bediener in der industriellen Anwendung, direkt mittels visueller Bewertungsanalyse [136] zu konsultieren. Um der Subjektivität entgegenzuwirken und eine Automatisierung zu ermöglichen, kommen rechnerische Verfahren, sogenannte Modellbeobachter (engl. *model observer*), in Algorithmen der CT-Trajektorienoptimierung zum Einsatz [116]. In der CT wird mit diesen Verfahren in der Regel überprüft, ob ein spezifisch definiertes Signal detektiert wurde. Sie eignen sich daher insbesondere zur Entscheidung, ob ein interessierendes Signal vorliegt oder nicht, stellen jedoch keinen Index dar, der eine insgesamt hohe Bildqualität gewährleistet. Detaillierte Hintergrundinformationen zum Einsatz von Modellbeobachtern für die Bildqualitätsbewertung finden sich in [137].

g. Kollisionsvermeidung

Mitunter stehen für die Durchführung von CT-Scans nur begrenzte räumliche Kapazitäten zur Verfügung. Bei konventionellen Kreis-CT-Systemen kann die Rotation des Drehmanipulators durch komplexe Bauteilgeometrien eingeschränkt sein. In engem Zusammenhang dazu steht die Problematik roboterbasierter CT-Scans, bei denen, wie in Kapitel 3.2.3 erläutert, die Zugänglichkeit der Röntgenhardware durch die Objektgeometrie limitiert sein kann. Auch im medizinischen Anwendungsfall können aufgrund der Körpergröße von Patienten potenzielle Kollisionen auftreten. In diesen Szenarien bedarf es einer optimierten Trajektorie, die Kollisionen vermeidet und zugleich hinreichende Bildqualitäten sicherstellt.

4.1.6 Zielfunktionen

Zur Quantifizierung der Effektivität einer Parametrisierung $\zeta \in S$ ist die Definition einer Zielfunktion $\Phi(\zeta)$ erforderlich, die jeder Parametrisierung in Abhängigkeit der spezifischen Optimierungsziele einen numerischen Wert zuweist (vgl. Gleichung 4.4). Die konkrete Ausgestaltung der Zielfunktion erfolgt zielabhängig durch die Auswahl eines oder multipler geeigneter Qualitätskriterien. An dieser Stelle sei angemerkt, dass die Datenbasis, auf der die Zielfunktion evaluiert wird, direkten Einfluss auf die Berechnungszeit hat. So erfordert die Evaluation von $\Phi(\zeta)$ auf Basis von Projektionsdaten die Aufnahme oder Simulation dieser für jede zu evaluierende Parametrisierung. Die Evaluation auf Basis von rekonstruierten Volumen erfordert gar zusätzlichen Rechenaufwand für die Rekonstruktion. Abschließend sei darauf hingewiesen, dass die sorgfältige Definition der Zielfunktion von entscheidender Bedeutung ist, da der praktische Nutzen der Optimierung entscheidend von der Aussagekraft der gewählten Zielfunktion abhängt.

4.2 Stand der Forschung: CT-Trajektorienoptimierung

Zwar existiert eine Vielzahl publizierter Verfahren zur CT-Trajektorienoptimierung, jedoch sind dem Autor im industriellen Kontext bislang keine standardisierten Verfahren bekannt, die im kommerziellen Alltagseinsatz Anwendung finden. Dies ist unter anderem darauf zurückzuführen, dass viele Ansätze auf spezifische Scanaufgaben zugeschnitten sind, welche in der Praxis im Laborbetrieb häufig variieren. Hinzu kommt die teils erhebliche Komplexität der Verfahren, die eine robuste und flexible Integration in industrielle Arbeitsabläufe erschwert.

Im Zuge der Konsolidierung des Stands der Technik im Bereich der CT-Trajektorienoptimierung sind insbesondere die Dissertationen von Herl [72] und Bauer [138] sowie die Review-Artikel von Hatamikia et al. [116] zur Trajektorienoptimierung in der Kegelstrahl Computertomographie und von Herl et al. [113] zu den gesamtheitlichen Herausforderungen der roboterbasierten CT hervorzuheben. Alle vier Arbeiten präsentieren eine systematische Übersicht relevanter Optimierungsansätze im Bereich der CT-Trajektorien bis zum Jahr 2025. Die in den genannten Arbeiten ausführlich behandelten Ansätze werden in dieser Arbeit nicht erneut im Detail diskutiert, sondern zur besseren Übersicht in tabellarischer Form zusammenfassend dargestellt. Dadurch soll eine inhaltliche Dopplung vermieden werden. Es wird angemerkt, dass die Darstellung der Methoden nicht den Anspruch auf Vollständigkeit erhebt, sondern darauf abzielt, einen repräsentativen Überblick über zentrale und aktuelle Entwicklungen im Bereich der CT-Trajektorienoptimierung zu geben.

In der Theorie können Ansätze zur CT-Trajektorienoptimierung gemäß allen in Abschnitt 4.1 aufgeführten Schlüsselaspekten klassifiziert werden. So erfolgt beispielsweise in Bauer [138] eine Kategorisierung der Ansätze nach dem Optimierungsziel, in Hatamikia et al. [116] nach der Hauptanwendung und dem Optimierungsziel, und in Herl [72] wird die Einteilung nach der Parametrisierung vorgenommen. Die nachfolgende Kategorisierung der Ansätze orientiert sich an den jeweiligen Systembedingungen bzw. Systemtypen, wobei der Fokus auf den in Kapitel 4.2.1 und 4.2.2 dargestellten industriellen CT-Anwendungen liegt. Wesentliche, ursprünglich für die medizinische Bildgebung entwickelte Methodiken, die auch industrielle CT-Verfahren beeinflusst haben, werden zusätzlich in Abschnitt 4.2.3 kurz skizziert. Der Umriss des Stands der Technik schließt mit einer kompakten Einordnung zentraler Erkenntnisse sowie offener Herausforderungen der CT-Trajektorienoptimierung in Kapitel 4.2.4.

Es sei darauf hingewiesen, dass einem Schlüsselaspekt in der Regel mehrere Unterkategorien zugeordnet werden können, wodurch eine eindeutige Klassifikation der Methoden oftmals nicht möglich ist.

4.2.1 Trajektorienoptimierung konventioneller Kreis-CT-Systeme

Tabelle 4.2 liefert eine systematische Übersicht der Ansätze zur Optimierung von CT-Trajektorien, die vorrangig für den Einsatz in konventionellen Kreis-CT-Systemen entwickelt wurden. Es sei jedoch darauf hingewiesen, dass diese Ansätze, auch wenn sie nicht explizit für roboterbasierte CT-Systeme ausgelegt wurden, prinzipiell auf diese übertragbar und adaptierbar sind.

Tabelle 4.2 Kategorisierung verschiedener Methoden zur CT-Trajektorienoptimierung konventioneller Kreis-CT-Systeme gemäß der in Kapitel 4.1 beschriebenen Schlüsselaspekte.

Referenz	Jahr	Optimierungsverfahren	Systembedingungen	Trajektorien-design / Parametrisierung	Erforderliche Datenbasis	Optimierungsziel	Zielfunktion
Amirkhanov et al. [64]	2010	Brute force	Konventionelle Kreis-CT	Formdefinition Kreistrajektorie	Strukturelle Objektinformationen	Tangentielle Kantenabtastung, Datenvollständigkeit, Reduktion von Durchstrahlungsartefakten	3D Radonraumabtastung, Penetrationslänge
Varga et al. [139]	2010	Greedy, Simulated annealing	Konventionelle Kreis-CT	Projektionsansichten auf Kreistrajektorie	Projektionsbilder, Rekonstruktionen	Reduktion der Projektionsansichten	Absoluter Fehler rekonstruierter Pixel relativ zur Anzahl der Objektpixel

Reisinger et al. [140]	2011	Brute force	Konventionelle Kreis-CT	Formdefinition Kreistrajektorie	Strukturelle Objektinformationen	Reduktion von prüfobjektinduzierten Artefakten	Penetrationslänge
Schielein et al. [90]	2016	Brute force	Konventionelle Kreis-CT	Formdefinition Kreistrajektorie	Vollständige Objektinformationen	Bildqualitätsverbesserung durch Minimierung unterschiedlicher Grauwerte	Shannon Entropie rekonstruierter Volumen
Ametova et al. [141]	2017	Brute force	Konventionelle Kreis-CT	Formdefinition Kreistrajektorie	Strukturelle Objektinformationen	Reduktion von Kegelstrahlartefakten, tangentiale Abtastung, Datenvollständigkeit	Einhaltung Tuy-Smith Datenvollständigkeits-Kriterium für Oberflächen
Grozmani et al. [91]	2019	Brute force	Konventionelle Kreis-CT	Formdefinition Kreistrajektorie	Röntgenprojektionsbilder	Generelle Bildqualitätsverbesserung	Schätzung des Kontrast-zu-Rausch-Verhältnisses aus simulierten Projektionen
Herl et al. [11]	2019	Brute force	Konventionelle Kreis-CT	Formdefinition Kreistrajektorie	Röntgenprojektionsbilder oder rekonstruierte Volumen	Reduktion von Metallartefakten	Prozentuale Abschwächung des Röntgenstrahls
Bouhaouel et al. [142]	2020	Greedy	Nicht näher erläutert	Projektionsansichten auf Kreistrajektorie	Röntgenprojektionsbilder	Entscheidungsfindung in aufgabenabhängigen Szenarien, Reduktion der Projektionsansichten	Detectability Index verschiedener Modellbeobachter
Nikishkov et al. [143]	2020	Greedy	Konventionelle Kreis-CT, manipulierbare Vergrößerungsachse	Formdefinition Kreistrajektorie variabler Vergrößerung	Objektspezifische Informationen (Realobjekt)	Verbesserte Defektauflösung planarer Objekte großer Dimension	Maximale Vergrößerung je Rotationswinkel

4.2.2 Trajektorienoptimierung roboterbasierter CT-Systeme

In Tabelle 4.3 werden verschiedene Ansätze zur Optimierung von CT-Trajektorien systematisch dargestellt, die primär für den Einsatz in roboterbasierten CT-Systemen konzipiert wurden.

Tabelle 4.3 Kategorisierung verschiedener Methoden zur CT-Trajektorienoptimierung roboterbasierter CT-Systeme gemäß der in Kapitel 4.1 beschriebenen Schlüsselaspekte.

Referenz	Jahr	Optimierungsverfahren	Systembedingungen	Trajektorien-design / Parametrisierung	Erforderliche Datenbasis	Optimierungsziel	Zielfunktion
Fischer et al. [144]	2016	Greedy	Industrielle CT, idealerweise roboterbasierte CT	Inhärente Projektionsansichten des Trajektorienendesigns	Röntgenprojektionsbilder	Entscheidungsfindung in aufgabenabhängigen Szenarien, Reduktion der Projektionsansichten	Detectability Index des Non-Prewhitening Matched Filter (NPWMF) Modellbeobachters
Brierley et al. [122]	2018	Genetischer Algorithmus	Multiple 2D Bildgebung, idealerweise roboterbasierte CT	Projektionsansichten basierend auf festgelegten Translations- und Rotationsparametern	Vollständige Objektinformationen, vollständige Defektinformationen	Aufgabenabhängige Optimierung - Defekterkennung	Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis der zu erwartenden Defekte
Bauer et al. [7]	2020	Greedy	Roboterbasierte CT	Inhärente Projektionsansichten des Trajektorienendesigns	Röntgenprojektionsbilder	Reduktion der Projektionsansichten	Selektion relevanter Fourier-Koeffizienten
Herl et al. [8]	2020	Greedy	Roboterbasierte CT	Inhärente Projektionsansichten des Trajektorienendesigns	Röntgenprojektionsbilder	Datenvollständigkeit, Reduktion von Metallartefakten, Reduktion der Projektionsansichten	Objektspezifische Datenvollständigkeit nach Tuy
Herl et al. [119]	2021	Greedy	Roboterbasierte CT	Inhärente Projektionsansichten des Trajektorienendesigns	Röntgenprojektionsbilder	Entscheidungsfindung in aufgabenabhängigen Szenarien, Reduktion der Projektionsansichten, Reduktion von Metallartefakten	Kombination Detectability Index des Non-Prewhitening (NPW) Modellbeobachters und Datenvollständigkeit nach Tuy
Matz et al. [9]	2022	Genetischer Algorithmus	Roboterbasierte CT	Inhärente Projektionsansichten des Trajektorienendesigns	Röntgenprojektionsbilder	Reduktion von Artefakten, tangentiale Kantenabtastung	Wavelet Analyse der Projektionen, um Anteil der Kanteninformationen zu extrahieren
Bauer et al. [103]	2022	Greedy	Roboterbasierte CT	Inhärente Projektionsansichten des Trajektorienendesigns	Röntgenprojektionsbilder	Reduktion der Projektionsansichten, tangentiale Kantenabtastung, Reduktion von Metallartefakten, Entscheidungsfindung	Detectability Index des NPW Modellbeobachters und geometrische Gewichtungsfunktion

Schneider et al. [124]	2022	Binäres Integer Optimierungsproblem, Optimierungsverfahren nicht explizit beschrieben	Roboterbasierte CT	Inhärente Projektionsansichten des Trajektorienendesigns	Röntgenprojektionsbilder	Reduktion der Projektionsansichten, verbesserte Defekterkennung, Entscheidungsfindung	Mithilfe eines regressiven ResNet-34 vorhergesagter Detectability Index des NPWMF Modellbeobachters
Müller et al. [145]	2024	Greedy	Roboterbasierte CT	Inhärente Projektionsansichten des Trajektorienendesigns (2D Inspektion)	Röntgenprojektionsbilder	Maximierung der aufgabenspezifischen Relevanz, Reduktion von Artefakten, Kollisionsvermeidung	Kombinationsmetrik der Abschwächung des Röntgenstrahls und der aufgabenspezifischen Relevanz der Projektion

4.2.3 Trajektorienoptimierung CT-Systeme in der Humanmedizin

Tabelle 4.4 bietet eine Übersicht ausgewählter Ansätze zur Optimierung von CT-Trajektorien aus der Humanmedizin, wobei der Fokus auf solchen Methoden liegt, die sich in späteren Publikationen als relevant für industrielle Anwendungen etabliert haben.

In Zheng und Mueller [121] wird, neben der Arbeit von Amirkhanov [64], eine der ersten CT-Trajektorienoptimierungen unter Verwendung der Radonraumanalyse vorgestellt, die sehr vielversprechende Ergebnisse erzielt. Die aufgeführte Arbeit der Forschungsgruppe um Stayman und Siewerdsen [146] steht exemplarisch für frühe CT-Trajektorienoptimierungen, bei denen der Detectability Index des NPWMF-Modellbeobachters eingesetzt wurde, der auch in späteren industriellen Anwendungen Verwendung findet. Zaech et al. [147] präsentieren hingegen eine erste Optimierungsmethodik, die nahezu in Echtzeit Trajektorienanpassungen ermöglicht. Solche Echtzeitoptimierungen könnten insbesondere für industrielle Anwendungen mit hohem Durchsatz verschiedenster Bauteile in Zukunft von erheblicher Bedeutung sein.

Tabelle 4.4 Kategorisierung verschiedener Methoden zur CT-Trajektorienoptimierung in der Humanmedizin gemäß der in Kapitel 4.1 beschriebenen Schlüsselaspekte.

Referenz	Jahr	Optimierungsverfahren	Systembedingungen	Trajektorien-design / Parametrisierung	Erforderliche Datenbasis	Optimierungsziel	Zielfunktion
Zheng und Mueller [121]	2011	Ant Colony Optimierung	Konventionelle CT (Humanmedizin)	Inhärente Projektionsansichten des Trajektorienendesigns	Existierende CT-Scans	Reduktion von Projektionsansichten (Reduktion der Strahldosis), tangentiale Kantenabtastung	3D Radonraumabtastung
Stayman und Siewerdsen [146]	2013	Greedy	C-Bogen	Freie Projektionsansichten sphärischer Trajektorienendesigns	Existierende CT-Scans	Entscheidungsfindung zur Verbesserung der aufgabenspezifischen Bildqualität	Detectability Index des NPW Modellbeobachters
Zaech et al. [147]	2019	Greedy	C-Bogen	Ideale Winkeldefinition von C-Bogen Systemen	Projektionen in nahezu Echtzeit	Entscheidungsfindung zur Verbesserung der aufgabenspezifischen Bildqualität	Konvolutionales neuronales Netzwerk zur Regression eines Detectability Index basierend auf dem NPW Modellbeobachter

4.2.4 Zusammenfassung zentraler Erkenntnisse

Die CT-Trajektorienoptimierung umfasst ein umfangreiches Repositorium an Methodiken, die unterschiedliche Zielfunktionen zur Optimierung spezifischer Zielgrößen verwenden. Trajektorienoptimierungsansätze können in zahlreichen Szenarien zu signifikanten Verbesserungen der Bildgebung führen. So lassen sich beispielsweise Scanzeiten durch die Reduktion der für die Bildgebung erforderlichen Anzahl an Projektionen verkürzen [7], Metallartefakte durch die gezielte Auswahl von Projektionen mit hoher Restintensität vermeiden

[8], die Abbildung von Objektgeometrien durch die Sicherstellung einer tangentialen Abtastung dieser optimieren [64] oder die aufgabenspezifische Detektierbarkeit von Strukturen durch den Einsatz von Modellbeobachtern steigern [103]. Dennoch bestehen nach wie vor signifikante Herausforderungen, die bisher nicht in vollem Umfang adressiert werden konnten.

Ein Großteil der Optimierungsansätze basiert auf Simulationsdaten. In diesem Zusammenhang werden häufig mehrere vereinfachende Annahmen getroffen. So ist festzuhalten, dass die erfolgreiche Implementierung dieser Optimierungen auf dem Realsystem eine exakte Ausrichtung des Objekts innerhalb des Systems erfordert. Zudem setzen simulationsbasierte Ansätze eine mechanische Präzision der Industrieroboter voraus, die in der Realität nicht ohne Weiteres eingehalten werden kann. Insbesondere bei Optimierungszielen, die eine hochpräzise Umsetzung der selektierten Projektionsansichten erfordern, wie etwa bei der tangentialen Kantenabtastung, können signifikante Probleme auftreten. Ferner vernachlässigen einige Ansätze die Berücksichtigung der Kollisionskontrolle der Projektionsansichten und setzen deren kollisionsfreie Erreichbarkeit unkritisch voraus.

In vielen Fällen erfordern CT-Trajektorienoptimierungen komplexe Berechnungen, die selbst auf modernen Hochleistungsrechnern mehrere Stunden in Anspruch nehmen können. In der Regel stellt die längere Berechnungsdauer jedoch kein wesentliches Hindernis dar, da simulationsbasierte Verfahren es gestatten, die Realanlage während des Berechnungsprozesses ungehindert zu nutzen, sodass parallel zur Trajektorienoptimierung andere Scans durchgeführt werden können. Insbesondere bei Inline-CT oder Reihenscans erscheint der zeitliche Aufwand der Trajektorienoptimierung gerechtfertigt, da die Investition der Zeit nur einmal erforderlich ist, das Ergebnis anschließend jedoch auf mehrere Scans angewendet werden kann. Für die Integration einer prüfaufgabenspezifischen Trajektorienoptimierung im Laborumfeld, bei dem kontinuierlich wechselnde Optimierungsziele und Objekte berücksichtigt werden müssen, wären jedoch Methodiken von Vorteil, die eine Optimierung der Trajektorie in signifikant kürzeren Zeiträumen, idealerweise sogar in Echtzeit, ermöglichen.

Aufgrund der Vielzahl an Optimierungszielen existiert keine universell anwendbare Optimierungsstrategie, die als der „Goldstandard“ betrachtet werden kann. Dies impliziert, dass die Auswahl der geeigneten Technik eine hohe Komplexität aufweist und Expertenwissen erfordert. Ein ähnliches Problem besteht bei der Vergleichbarkeit der Methoden, da aufgrund der vielfältigen Optimierungsziele standardisierte Verfahren zur systematischen Evaluierung und Vergleichbarkeit der verschiedenen Ansätze fehlen.

Es fällt auf, dass die Mehrheit der Ansätze zur CT-Trajektorienoptimierung auf der Parametrisierung inhärenter Projektionsansichten vordefinierter Trajektoriendesigns basiert. Die Optimierungsergebnisse sind daher stark von der Wahl des Trajektoriendesigns abhängig und erfordern somit weiteres Expertenwissen. Zudem zeichnen sich die verwendeten Trajektoriendesigns traditionell durch konstante FDDs aus. Diese Einschränkungen der Parametrisierung limitieren den Raum potenzieller Projektionsansichten erheblich und resultieren, wie schematisch in Abbildung 4.1 dargestellt, in zahlreichen Anwendungsfällen nicht in idealen Trajektorien. Das Potenzial roboterbasierter CT-Systeme wird durch diese Einschränkungen nicht vollständig ausgeschöpft.

Im Rahmen der vorliegenden Arbeit werden simulationsbasierte Methodiken vorgestellt, die insbesondere die Einschränkungen von Trajektoriendesigns konstanter FDD auflösen und darauf abzielen, den erforderlichen Nutzereinfluss bei der Festlegung optimaler Trajektorien zu minimieren. Ziel ist es, die Rekonstruktionsergebnisse von Scans roboterbasierter CT-

Systeme in ausgewählten Regionen großdimensionierter Bauteile signifikant zu verbessern. Kapitel 5 präsentiert methodische Ansätze, die aufzeigen, dass durch die Integration von Trajektoriendesigns variabler FDD eine deutliche Verbesserung der geometrischen Abbildungsqualität erzielt werden kann. In den Kapiteln 6.3 und 6.4 werden darauf aufbauend verschiedene Ansätze zur CT-Trajektorienoptimierung vorgestellt, die auf spezifische Szenarien ausgerichtet sind. Kapitel 6.3 präsentiert eine objektspezifische Optimierungsmethode, die gezielt auf die Verbesserung der Kanten- und Geometrieabbildung bei der Verwendung möglichst geringer Projektionsanzahlen ausgerichtet ist. Im Unterschied zu konventionellen Ansätzen basiert die Optimierung nicht auf vordefinierten Trajektoriendesigns, sondern erlaubt erstmals die freie Definition ungebundener Projektionsansichten. Angesichts dessen führten Herl et al. [113] diese Methodik in ihrem Reviewpaper jüngst als „recent advancement“ auf. Kapitel 6.4 stellt eine Trajektorienoptimierung für labornahe Anwendungsfälle vor, bei denen die Außengeometrie (z.B. durch CAD-Daten oder ein Realobjekt) bekannt ist, die Innengeometrie jedoch unbekannt bleibt, etwa in der Schadensforensik oder der Porenanalyse. Zur Sicherstellung einer möglichst hohen Datenvollständigkeit werden (Teil)-Kreistrajektorien identifiziert, die den Nutzereinfluss deutlich reduzieren und eine global optimale Datenvollständigkeit ermöglichen.

III. Optimierungsansätze

5. Ansatz der Integration von Trajektoriendesigns variabler FDD

Wie in Kapitel 4.2.4 zusammenfassend dargestellt, basiert die Vielzahl der Methoden zur Trajektorienoptimierung auf vordefinierten Trajektoriendesigns konstanter FDD. Nicht nur im Rahmen der wissenschaftlichen Forschung, sondern auch in der täglichen Praxis dominieren weiterhin Trajektorien mit konstanter FDD-Konfiguration. Durch die Einschränkung konstanter FDDs bleiben wesentliche Freiheitsgrade roboterbasierter CT-Systeme ungenutzt, wodurch das Potenzial des Gesamtsystems nicht voll zur Entfaltung kommt. Insbesondere bei großdimensionierten Bauteilen, die für die Roboter nur eingeschränkt zugänglich sind, wird der Raum möglicher Projektionsansichten häufig durch trajektorienbegrenzende Elemente limitiert, was eine vollständige Abbildung der ROI erschwert. Im Rahmen roboterbasierter CT-Scans großdimensionierter Bauteile unter Verwendung von Trajektoriendesigns konstanter FDD zeigen die resultierenden Datensätze folglich häufig eine ausgeprägte Anisotropie der Bilddaten.

Ansätze zur gezielten Einbindung variabler Abstände der Röntgenhardware während eines Scans wurden in bisherigen Forschungen nur in begrenztem Maße adressiert. Dabravolski et al. entwickelten in [148] den sog. *variable distance approach* (dt. *Ansatz variabler Abstände*), wobei die kleinstmögliche FOD für jeden einzelnen Projektionswinkel innerhalb planarer Trajektorien anhand der konvexen Hülle des Objekts so gewählt wird, dass das zu analysierende Objekt stets vollständig vom Detektor abgebildet wird. Gegenüber zirkularen Trajektorien zeigt der Ansatz eine verbesserte Rekonstruktionsgüte und erhöhte räumliche Auflösung bei elongierten Objekten. Eine vergleichbare Methodik wurde von Nikishov et al. [143] vorgestellt, die als *variable zoom technique* (dt. *variable Zoom-Technik*) bezeichnet wird. Auch diese Technik variiert die FOD für jeden Projektionswinkel entlang zirkularer Trajektoriendesigns, um hochauflösende Scans von ROIs in Bauteilen signifikanter in-plane Ausdehnung zu erzeugen. Beide Publikationen setzen sich zum Ziel durch die Integration variabler FODs die Ortsauflösung bei Scans elongierter Objekte zu optimieren. Unter der Prämisse einer geringfügig verminderten räumlichen Auflösung kann die zirkulare Trajektorie konstanter FDDs nach wie vor als Alternative in Betracht gezogen werden. In beiden Publikationen ist für jeden Projektionswinkel innerhalb der Trajektorienebene eine zugängliche Projektionsansicht gewährleistet.

Davis et al. beschreiben in ihrer Studie [149] den Einsatz zirkulärer Trajektorien adaptiver Vergrößerung, um die Durchführung von CT-Scans im Rahmen der bildgestützten Strahlentherapie zu ermöglichen. Hintergrund ist die Problematik drohender Kollisionen zwischen Patient und Gerät, die durch die Größe, die Position oder die Fixierungseinrichtungen des Patienten verursacht werden können. Durch die adaptive Anpassung der ODD lassen sich diese Kollisionen vermeiden, sodass eine sichere und vollständige Bildgebung gewährleistet werden kann, die qualitativ mit konventionellen zirkularen CT-Trajektorien vergleichbar ist. Die Studie von Davis et al. belegt demnach im medizinischen Kontext, dass Trajektorien variabler FDDs ein signifikantes Potenzial für die datenvollständige Bildgebung in Szenarien limitierter Zugänglichkeit besitzen. Strukturbereiche, die im Rahmen planar ausgelegter Trajektoriendesigns aufgrund potenzieller Kollisionen selbst bei der Integration variabler FDDs nicht tangential erfasst werden können, lassen sich ggfs. durch geeignete Substitutionsrichtungen im dreidimensionalen Raum gezielt abtasten.

Folglich werden in den folgenden zwei Unterkapiteln Methoden zur Erweiterung der Trajektoriendesigns durch die Integration variabler FDDs erläutert. Die geometrischen Distanzvariationen der Röntgenhardware innerhalb einer Trajektorie sollen insbesondere in schwer zugänglichen Scanregionen die Fähigkeit roboterbasierter CT-Systeme nutzen,

Kollisionsstrukturen zu umfahren. Dadurch wird die Abtastung von Geometrien ermöglicht, die mit konventionellen Trajektoriendesigns nicht erfassbar sind, wodurch eine verbesserte Interpretierbarkeit der Objektstrukturen erzielt werden kann. Im Rahmen dieser Arbeit werden zwei Methoden erläutert, die in [127] bereits veröffentlicht und eingeführt wurden. Im ersten Verfahren werden kollisionsfreie Projektionspositionen entlang einer sphärischen Trajektorie variabler FDD realisiert. Dabei bleibt das Sichtfeld konstant, indem das Verhältnis zwischen FOD und ODD aufrechterhalten wird, während die FDD gezielt variiert wird. Der zweite Ansatz verfolgt eine konzeptionell direktere Strategie, bei der bislang nicht zugängliche Winkelbereiche zirkularer Trajektoriendesigns durch gezieltes Umfahren von Kollisionsstrukturen mittels einer Variation der FOD erschlossen werden. Es sei bemerkt, dass die Zielsetzung der Methodiken im Aufbrechen konventioneller Trajektoriendesigns konstanter FDDs durch die Integration von alternativen Projektionsansichten variabler FDDs in von Kollisions- und Erreichbarkeitseinschränkungen betroffenen Bereichen besteht. Weitere Optimierungskriterien (vgl. Kapitel 4.1.5) werden im Folgenden nicht berücksichtigt, sind jedoch theoretisch integrierbar.

5.1 Sphärisches Trajektoriendesign variabler FDD bei konstanter Vergrößerung

Es folgt die Beschreibung des in dieser Arbeit als *adaptiver Distanzvariationsansatz* (engl. *adaptive distance variation approach*) bezeichneten Verfahrens. Eine begleitende graphische Darstellung des Verfahrensablaufs kann dem Flussdiagramm in Abbildung 5.1 entnommen werden. Zur Realisierung des Verfahrens wird eine Vielzahl sphärischer Trajektorien T definiert, deren jeweilige intertrajektoriellen Projektionsansichten v ein konstantes Sichtfeld aufweisen, während die FDD intertrajektoriell auf Basis eines Distanzvariationsfaktors f_{var} variiert. Dem Konzept liegt die Überlegung zugrunde, dass Winkelbereiche, die innerhalb einer Trajektorienkonfiguration aufgrund drohender Kollisionen oder Einschränkungen der Roboterkinematik als ungültig klassifiziert wurden, durch geeignete alternative FDD-Konfigurationen potenziell wieder als zugänglich klassifiziert werden können. Die Sicherstellung des konstanten Sichtfelds aller Projektionsansichten über sämtliche FDD-Konfigurationen, wird durch die folgende Definition des Verhältnisses zwischen FOD und ODD erreicht:

$$\frac{FOD}{ODD} = \textit{konstant}. \quad (5.1)$$

Die iterative Spezifikation der intertrajektoriellen FDD-Konfigurationen bildet den ersten Vorgang des in Abbildung 5.1 dargestellten Flussdiagrammss. Diese wird im Anhang D, Tabelle A.1, anhand von Pseudocode detailliert erläutert.

Wie in [127] beschrieben, ist dabei die maximal zulässige FDD anwendungsorientiert vom erfahrenen Bediener zu parametrisieren. Neben den Grenzen des Arbeitsraums der verwendeten Roboterhardware können auch weitere anwendungsspezifische Restriktionen, wie die maximal zulässige Belichtungszeit als Kriterien der Parametrisierung der $FDD_{\max}$ fungieren. Es sei angemerkt, dass eine Zunahme der FDD mit einer Zunahme der Belichtungszeit t einhergeht, um adäquate Strahlendosen für alle FDD-Konfigurationen sicherzustellen. Der Intensitätsabfall der Röntgenstrahlung folgt dabei dem allgemein bekannten Abstandsquadratgesetz (engl. *inverse square law of radiation*), wonach die Intensität I umgekehrt proportional zum Quadrat des Abstands r von einer punktförmigen Quelle abnimmt [150]:

$$I(r) \propto \frac{1}{r^2}. \quad (5.2)$$

Unter Bezugnahme einer Referenzintensität I_0 bei einer definierten Referenz-FDD von r_0 lässt sich die Strahlenintensität in Abhängigkeit der variierenden FDD-Konfigurationen durch

$$I(FDD) = I_0 \frac{r_0^2}{FDD^2} \quad (5.3)$$

beschreiben. Um die im Detektor integrierte Strahlung unter jeder möglichen FDD-Konfiguration konstant zu halten, muss

$$I(FDD)t(FDD) = I_0 t_0 \quad (5.4)$$

gelten. Durch Einsetzen von Gleichung 5.3 in Gleichung 5.4 lässt sich durch Umformung die für eine gegebene FDD-Konfiguration erforderliche Belichtungszeit ermitteln, die eine konstante Strahlendosis in Abhängigkeit von der Referenzbelichtungszeit t_0 bei einer definierten Referenz-FDD r_0 gewährleistet:

$$t(FDD) = t_0 \left(\frac{FDD}{r_0} \right)^2. \quad (5.5)$$

Die Referenzbelichtungszeit sowie die zugehörige Referenz-FDD werden im Rahmen dieser Arbeit auf Grundlage der kleinstmöglichen FDD-Konfiguration gemäß Tabelle A.1 durch den erfahrenen Bediener festgelegt. Die Anpassung der Belichtungszeit für nachfolgende FDD-Konfigurationen erfolgt unter Anwendung von Gleichung 5.5.

Die Belichtungszeit wird als singulärer Steuerparameter der Röntgenparametrisierung intertrajektorieller FDD-Konfigurationen verwendet, um spektrale Veränderungen der Röntgenstrahlung infolge variierender Beschleunigungsspannungen zu vermeiden. Auf Anpassungen des Kathodenstroms wird ebenfalls verzichtet, da hohe Ströme die Größe des Brennflecks und damit das Auflösungsvermögen des Systems nachteilig beeinflussen könnten. Es sei angemerkt, dass zusätzlich für jede erfolgte Röntgenparametrisierung eine neue Flat-Field-Korrektur angewendet wird, um resultierende Projektionsröntgenbilder durch Flat-Field-Bilder der aktuellen Parametrisierung zu korrigieren (vgl. Kapitel. 2.2.3)

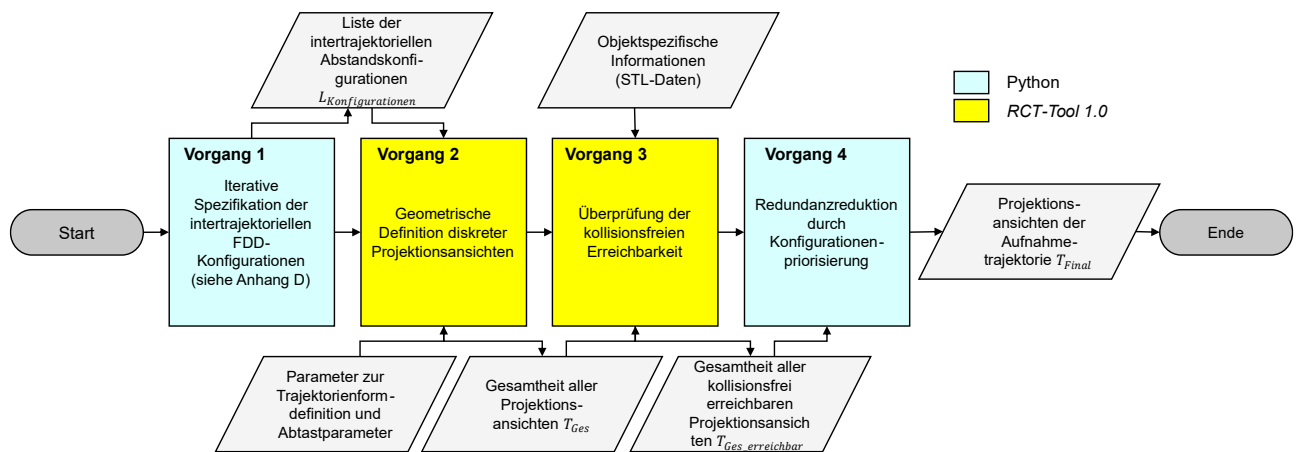


Abbildung 5.1 Flussdiagramm der Trajektoriendefinition des adaptiven Distanzvariationsansatzes. In Anlehnung an eigene Veröffentlichung [127].

Die Definition diskreter Projektionsansichten auf Basis der in Tabelle A.1 resultierenden Konfigurationen sphärischer Trajektorien-Designs wird im *RCT-Tool 1.0* in Vorgang 2 des Flussdiagramms umgesetzt. Dabei handelt es sich um ein Softwaremodul, welches die geometrisch vollständige Definition von Projektionsansichten auf Basis der in Tabelle A.1 ausgegebenen Konfigurationen unterstützt. Eine detaillierte Beschreibung des Moduls findet sich in Kapitel 6.2.1.

Es resultiert für jede FDD-Konfiguration $\{1, \dots, N_{Konfig}\}$ die Menge der Projektionsansichten der i -ten FDD-Konfiguration:

$$T_{Konfig_i} = \{v_1^{(i)}, v_2^{(i)}, \dots, v_{N_{Proj}}^{(i)}\}. \quad (5.6)$$

Die Anzahl der Projektionsansichten N_{Proj} je FDD-Konfiguration wird durch die Diskretisierungsparametrisierung innerhalb des *RCT-Tools 1.0* klassifiziert. Dabei wird jeder Projektionsansicht ein eindeutiges Winkelpaar $(\varphi_{v_i}, \theta_{v_i})$ zugeordnet, welches zusammen mit den Geometrieconfigurationen aus Tabelle A.1 unter der Bedingung, dass der Zentralstrahl den festgelegten Prüfpunkt durchquert und orthogonal auf das Detektorzentrum auftrifft, die Aufnahmegeometrie eindeutig beschreibt. Das Winkelpaar besteht aus dem Azimutwinkel $\varphi \in [-175^\circ, 180^\circ]$ und dem Polarwinkel $\theta \in [0^\circ, 180^\circ]$, jeweils in diskreten Schritten von 5° . Es sei darauf hingewiesen, dass je nach Anwendungsfall auch feinere oder gröbere Diskretisierungen der Winkelpaare zulässig bzw. sinnvoll sein können.

Die Gesamtheit aller möglichen Projektionsansichten, die sich aus der Trajektorienauslegung variabler FDD-Konfigurationen ergeben, ist folglich gegeben durch:

$$T_{Ges} = \bigcup_{i=1}^{N_{Konfig}} T_{Konfig_i}. \quad (5.7)$$

Im Folgenden erfolgt in Vorgang 3 die Überprüfung der kollisionsfreien Erreichbarkeit einzelner Projektionsansichten durch den Roboter. Auf diese Weise können Projektionsansichten, die aufgrund von Einschränkungen der kollisionsfreien Erreichbarkeit als unzulässig gelten, gezielt aus dem weiteren Verlauf ausgeschlossen werden. Es resultiert:

$$T_{Ges_erreichbar} = \{v \in T_{Ges} | v \text{ ist kollisionsfrei erreichbar}\}. \quad (5.8)$$

Aus allen zulässigen Projektionsansichten innerhalb $T_{Ges_erreichbar}$ mit identischem Winkelpaar wird in Vorgang 4 ausschließlich jene mit der kleinsten FDD-Konfiguration in die finale Trajektorie T_{Final} übernommen, um redundante Erfassungen identischer Projektionsrichtungen zu vermeiden. Darüber hinaus wird auf diese Weise eine Minimierung der notwendigen Belichtungszeit sowie eine möglichst geringe Anzahl zusätzlich durchstrahlter Komponenten erreicht. Jedoch ist zu berücksichtigen, dass eine bevorzugte Auswahl kleinerer FDDs eine Verstärkung des Streueffekts der Probe zur Folge hat.

Es sei angemerkt, dass Projektionsansichten identischer Winkelpaare, jedoch unterschiedlicher FDD-Konfiguration, trotz gleicher Winkelausrichtung geringfügig unterschiedliche Strukturen des Objekts nach Tuy-Smith (vgl. Kapitel 3.1.1) korrekt abtasten, da sich der effektive Kegelstrahlöffnungswinkel durch die variierenden FDDs leicht verändert. Im Rahmen der Ausführungen dieser Arbeit wird dieser Effekt vernachlässigt. Um den Effekt dennoch zu minimieren, wurde die Diskretisierung der Projektionsansichten mit Schrittweiten von 5° vergleichsweise fein gewählt.

Abschließend zeigt Abbildung 5.2 exemplarisch eine zweidimensionale Darstellung einer ROI bei einem Polarwinkel θ von 90° . Die Abbildung veranschaulicht nochmals die Idee, variable FDDs bei konstantem Verhältnis von FOD und ODD zu verwenden, um bei konstantem Sichtfeld Kollisionsstrukturen zu umfahren und somit zusätzliche Projektionsrichtungen in die Trajektorie zu integrieren.

Eine exemplarische simulative Verifizierung der entwickelten Methodik wird in Kapitel 7.2 vorgestellt.

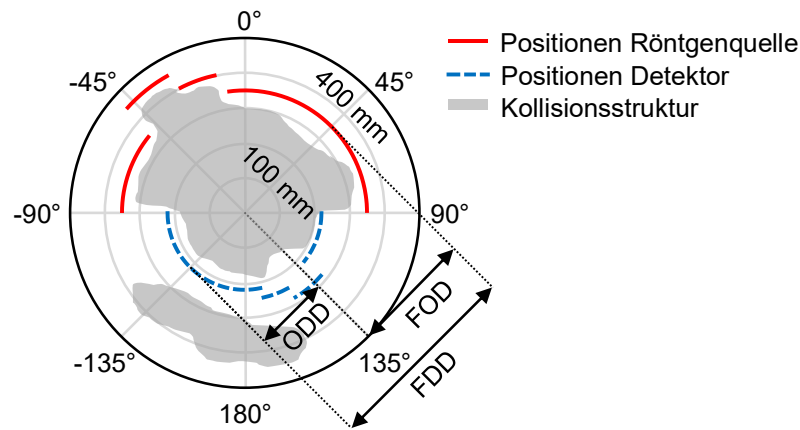


Abbildung 5.2 Zweidimensionale schematische Darstellung des adaptiven Distanzvariationsansatzes. Abgebildet ist der exemplarische vollständige Azimutwinkelbereich einer Trajektorie T_{Final} bei der Polarwinkelkonfiguration $\theta = 90^\circ$. Kollisionsstrukturen können durch variierende FDD-Konfigurationen vermieden werden, während das Verhältnis zwischen FOD und ODD konstant gehalten wird. Es sei darauf hingewiesen, dass die Methode in der Anwendung in drei Dimensionen auf der Kugeloberfläche realisiert wird. In Anlehnung an eigene Veröffentlichung [127].

5.2 Zirkulare Trajektoriendesigns variabler Vergrößerungen

Im vorangegangenen Kapitel wurde der *adaptive Distanzvariationsansatz* vorgestellt, welcher die Integration sphärischer Trajektoriendesigns variierender FDDs umfasst, um systembedingte Erreichbarkeitseinschränkungen von Projektionsansichten zu kompensieren. Sphärische Trajektoriendesigns ermöglichen im Allgemeinen eine effizientere Ausschöpfung der hohen Flexibilität robotergeführter CT-Systeme im Vergleich zu zirkularen Trajektoriendesigns. Die dreidimensionale Abtastgeometrie sphärischer Trajektoriendesigns ermöglicht grundsätzlich die Abtastung vollständiger Richtungsinformationen, während zirkulare Trajektoriendesigns bei Kegelstrahlgeometrien stets Feldkampartefakte infolge der Verletzung des Tuy-Smith Datenvollständigkeitskriteriums aufweisen (vgl. Kapitel 4.1.3). Dennoch besitzen auch zirkulare Trajektoriendesigns unter bestimmten Bedingungen eine wissenschaftlich und technisch gerechtfertigte Relevanz.

Zirkulare Trajektoriendesigns zeichnen sich durch ein geringe geometrische Parametrisierungskomplexibilität sowie eine hohe Reproduzierbarkeit und Robustheit der Rekonstruktionsergebnisse aus. Deshalb stellt die konventionelle zirkulare Trajektorie das in der industriellen Anwendung gegenwärtig am weitesten verbreitete Trajektoriendesign dar. Zur Gewährleistung einer möglichst vollständigen Datenakquisition wird angestrebt, die ROI über einen möglichst großen Winkelbereich zu erfassen. Für die vollständige mathematische Bestimmtheit des Datensatzes in der Zentralstrahlebene ist dabei mindestens ein Abtastwinkelbereich von 180° zuzüglich des Kegelstrahlöffnungswinkels erforderlich [151]. Die Realisierbarkeit dieser notwendigen Winkelabdeckung ist in Scanszenarien begrenzter Zugänglichkeit der Röntgenkomponenten, insbesondere bei großdimensionierten Prüfobjekten, mittels konventioneller zirkularer Trajektorie häufig nicht gegeben. Zur Kompensation fehlender Winkelinformationen wird im Folgenden eine Methodik vorgestellt, die es ermöglicht, bislang aufgrund potenzieller Kollisionen nicht erreichbare Winkelbereiche systematisch zu erfassen. Dies geschieht durch die gezielte Integration von Projektionen mit dynamisch variierender Vergrößerung.

Das methodische Vorgehen ist durch eine klar strukturierte und einfach nachvollziehbare Abfolge definiert, wodurch es sich für eine unkomplizierte Integration in die

Trajektorien-Definition im Tagesgeschäft eignet. Im Folgenden wird das Verfahren detailliert beschrieben und durch das in Abbildung 5.3 dargestellte Flussdiagramm graphisch veranschaulicht.

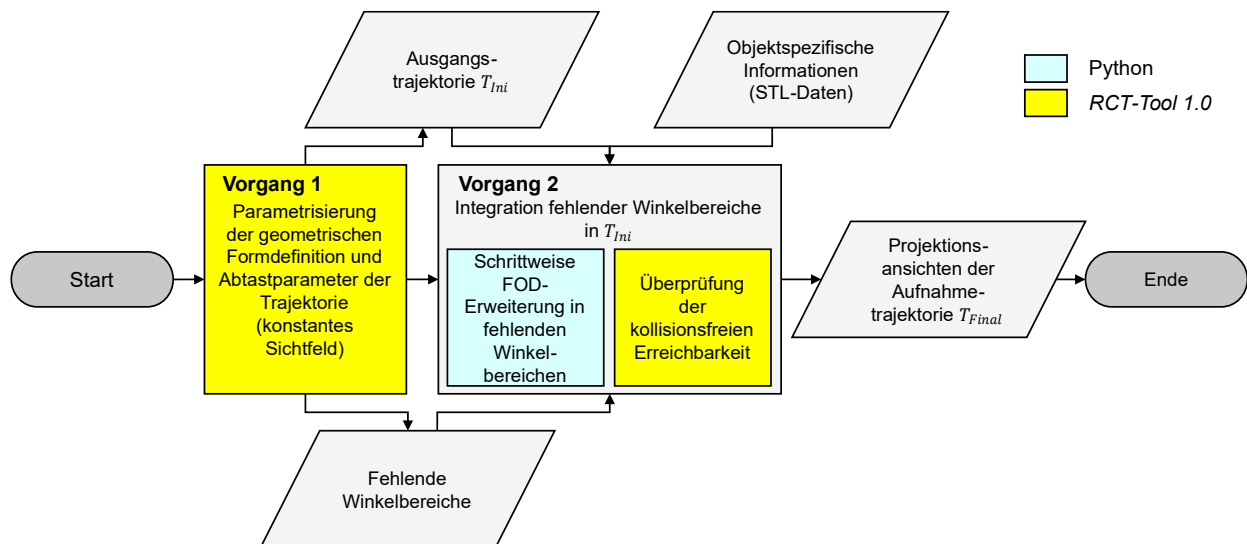


Abbildung 5.3 Flussdiagramm der Trajektorien-Definition des Ansatzes der Integration von Projektionsansichten variabler Vergrößerung in zirkulare Trajektorien-Designs. In Anlehnung an eigene Veröffentlichung [127].

Im ersten Schritt wird die partielle zirkulare Trajektorie bestimmt, die unter der Nebenbedingung eines konstanten Sichtfelds eine maximale Integration der verfügbaren, kollisionsfrei erreichbaren Winkelbereiche ermöglicht. Als Grundlage für diese Bestimmung kann entweder eine vom erfahrenen Bediener ausgewählte konventionelle Trajektorie konstanter FDD dienen oder alternativ der durch die Methode des *adaptiven Distanzvariationsansatzes* generierte Datensatz $T_{Ges_erreichbar}$ herangezogen werden. Es liegt nun eine wie in Abbildung 5.4a dargestellte Ausgangstrajektorie T_{Ini} vor, die aus Projektionsansichten besteht, welche entlang eines zirkularen Trajektorien-Designs angeordnet sind und ein konstantes Sichtfeld aufweisen.

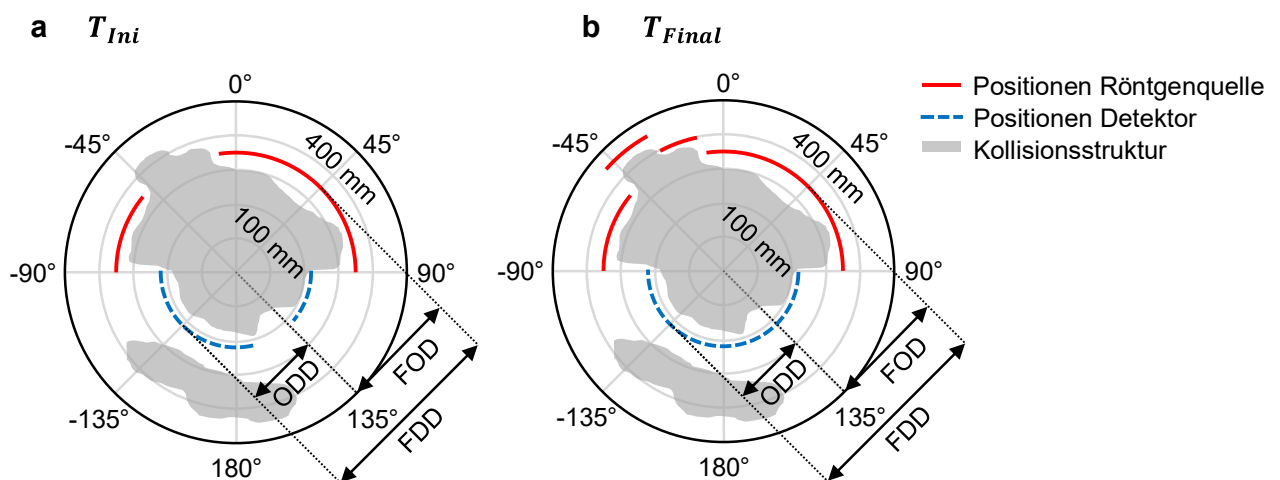


Abbildung 5.4 Zweidimensionale schematische Darstellung der Integration von Projektionsansichten dynamischer Vergrößerung auf einem zirkularen Trajektorien-Design. Kollisionsstrukturen können durch variierende FOD-Konfigurationen in T_{Final} (b) vermieden werden. Nicht erreichbare Winkelbereiche der Trajektorie konstanter FDD T_{Ini} in (a) können somit in die Trajektorie integriert werden. In Anlehnung an eigene Veröffentlichung [127].

Zur Integration der fehlenden Winkelsektoren wird die aktuelle FOD in den zuvor nicht zugänglichen Bereichen im zweiten Vorgang schrittweise um das vom erfahrenen Bediener

definierte Inkrement Ink erhöht, bis deren kollisionsfreie Erreichbarkeit, nachfolgend als Zustand A bezeichnet, sichergestellt ist:

$$\min\{FOD_{neu} | A(FOD_{neu}) \text{ erfüllt ist, wobei } FOD_{neu} = FOD_{aktuell} + n \cdot Ink, n \in \mathbb{N}\}. \quad (5.9)$$

Dabei bezeichnet FOD_{neu} jene FOD, bei welcher der Zustand A erstmals eintritt. Für die resultierende FOD_{neu} ist zu überprüfen, ob die maximal zulässige FDD überschritten wird. Die Festlegung der maximal zulässigen FDD erfolgt dabei anwendungsorientiert durch den erfahrenen Bediener, analog zum in Kapitel 5.1 beschriebenen Ansatz. Im Falle einer Überschreitung der maximal zulässigen FDD ist die ODD schrittweise unter Verwendung der vom erfahrenen Bediener gesetzten Distanzkonstante K_{Dist} so zu verringern, dass die FDD die vorgegebene Obergrenze nicht überschreitet:

$$\max\{ODD_{neu} | FDD(ODD_{neu}) \leq FDD_{max} \text{ und } A(ODD_{neu}) \text{ erfüllt ist}\}. \quad (5.10)$$

mit

$$ODD_{neu} = ODD_{aktuell} - n \cdot K_{Dist}, \quad n \in \mathbb{N}. \quad (5.11)$$

Die schrittweise Vergrößerung der ODD in rotationslimitierten Bereichen des Detektors stellt eine alternative Strategie zur Integration fehlender Winkelsektoren in T_{Ini} dar. Dabei gilt es jedoch zu beachten, dass Sichtfeldtrunkierungen infolge der mit der ODD-Erweiterung einhergehenden Vergrößerung auftreten können.

Die zusätzlichen Projektionsansichten bis dato fehlender Winkelbereiche unter modifizierten Bedingungen gemäß FOD_{neu} und, sofern erforderlich, ODD_{neu} , werden der Ausgangstrajektorie T_{Ini} hinzugefügt, wodurch die zur Bildgebung verwendete Trajektorie T_{Final} entsteht.

Wie auch beim *adaptiven Distanzvariationsansatz* wird für jede variierende Abstandskonfiguration der Röntgenhardware eine separate Flat-Field-Korrektur durchgeführt. Darüber hinaus wird auch in diesem Verfahren die Belichtungszeit als alleiniger Steuerparameter der Röntgenparametrisierung variierender FDD-Konfigurationen eingesetzt, um spektrale Veränderungen der Röntgenstrahlung infolge schwankender Beschleunigungsspannungen oder Kathodenströme zu vermeiden.

Eine exemplarische simulative Verifizierung der entwickelten Methodik wird in Kapitel 7.2 vorgestellt.

6. Strategie zur Trajektorienoptimierung

Dieses Kapitel führt die im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Strategien zur Optimierung der CT-Trajektorien ein, mit dem Ziel, die Rekonstruktionsqualität roboterbasierter CT-Scans in Teilbereichen großdimensionierter Bauteile, insbesondere im Kontext der Automobilentwicklung und -fertigung, gezielt zu verbessern.

In diesem Kontext lassen sich zwei primäre Anwendungsbereiche der Anlagentechnik identifizieren: Zum einen few view Szenarien (dt. *Szenarien niedriger Projektionsanzahlen*), in denen kurze Scanzeiten und ein hoher Durchsatz an Prüfobjekten, etwa in produktionsnahen Umgebungen, im Vordergrund stehen. Zum anderen extensive view Szenarien (dt. *Szenarien hoher Projektionsanzahlen*), bei denen die zeitliche Effizienz nachrangig ist, jedoch eine möglichst vollständige Erfassung komplexer und unbekannter Geometrien erforderlich ist, wie sie typischerweise in der bauteilforensischen Analyse im labornahen Einsatz auftreten. Eine detaillierte Erläuterung dieser Szenarien erfolgt in Kapitel 6.1.

Kapitel 6.2 widmet sich der Ableitung zentraler Anforderungen, die aus der Perspektive der Autoren als grundlegend für eine ideale Trajektorie anzusehen sind. Kapitel 6.3 und 6.4 führen anschließend in die Methodiken der im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Optimierungsverfahren ein.

6.1 Unterscheidung few view und extensive view Szenarien

Die Darstellung beginnt mit einer Einführung in few view Szenarien und geht anschließend auf die Charakteristika der extensive view Szenarien ein.

Die Informationsbeiträge der einzelnen Projektionen zur Bildrekonstruktion variieren signifikant, wodurch sich heterogene Informationsgehalte der Projektionen innerhalb einer Trajektorie ergeben [6]. Ein hoher Informationsgewinn ergibt sich insbesondere dann, wenn die Projektionsrichtung so gewählt wird, dass Röntgenstrahlen tangential zur jeweiligen Kante des zu analysierenden Objekts ausgerichtet sind [83]. Voraussetzung für eine derartige tangentielle Kantenabtastung ist die Kenntnis des Sollzustands der Objektgeometrie. Im industriellen Umfeld stellt dies in der Regel kein Problem dar, da entsprechende CAD-Daten üblicherweise verfügbar sind. Wie in Abbildung 4.1 veranschaulicht, lassen sich bei Objektgeometrien geringer Komplexität, d. h. Geometrien planarer Flächen und geradliniger Kanten, bereits mit wenigen Projektionsrichtungen aussagekräftige Rekonstruktionen erzielen. Es sei jedoch angemerkt, dass dies im Umkehrschluss impliziert, dass theoretisch eine beliebig hohe Anzahl an Projektionsrichtungen erforderlich ist, um gekrümmte Geometrien vollständig abzubilden. Aufgrund der Voxel-basierten Diskretisierung des rekonstruierten CT-Volumens, welche rechnerisch einer Approximation gekrümmter Geometrien durch eine Vielzahl kleiner geradliniger Kanten entspricht, genügt in der Praxis eine endliche, wenngleich hohe Anzahl an Projektionen für eine hinreichend präzise Rekonstruktion von gekrümmten Geometrien [138].

Mehrere Studien unterstreichen die Relevanz einer strategischen Auswahl von Projektionsrichtungen, insbesondere im Kontext von few view Szenarien. Varga et al. [152] stellten fest, dass sich Objekte einfacher Geometrien, insbesondere in few view Szenarien, in Bezug auf die Richtungsabhängigkeit der Projektionen empfindlicher verhalten als Objekte komplexerer Geometrien. Diese Erkenntnis steht im Einklang mit der Theorie von Quinto [83], da bei equiangular angeordneten few view Trajektorien die Gefahr besteht, dass bei einer geringen Anzahl an Projektionen die Objektkanten nicht tangential abgetastet werden. Dabravolski et al. [153] demonstrierten anhand eines Algorithmus zur dynamischen Projektionswinkelwahl bei Kreistrajektorien, dass die gezielte Selektion der Projektionswinkel die

Bildrekonstruktionsqualität signifikant beeinflusst. Die beschriebenen Beobachtungen legen nahe, dass sich bei Objekten einfacher Geometrie durch eine gezielte Auswahl geeigneter Projektionsrichtungen die Anzahl notwendiger Projektionen, und damit die Scanzeit, signifikant reduzieren lässt, ohne Einbußen in der Rekonstruktionsqualität gegenüber konventionellen Kreistrajektorien hunderter Projektionen in Kauf nehmen zu müssen.

Die genannten Randbedingungen der zeitlichen Restriktionen, also der Anforderung eines hohen Objektdurchsatzes bei Bauteilen einfacher Geometrie, sind insbesondere in produktionsnahen Szenarien relevant. In diesen Anwendungsfeldern müssen festgelegte Taktzeiten eingehalten werden, wodurch die maximal verfügbare Scanzeit begrenzt ist. Dies macht eine umfassende Automatisierung der Prozessschritte erforderlich, um die zeitlichen Vorgaben zuverlässig einzuhalten. Die zu untersuchenden Objekte sind dabei in der Regel klar spezifiziert und ihre Sollgeometrie liegt in Form von CAD-Daten vor. Durch eine gezielte Abbildung relevanter Kanten mit möglichst wenigen Projektionen lassen sich beispielsweise Montageanalysen wie die Analyse von Soll-Ist-Abständen oder die Prüfung auf das Vorhandensein bestimmter Bauteile effizient durchführen.

Im Gegensatz zu few view Szenarien unterliegen extensive view Szenarien keinen nennenswerten Einschränkungen hinsichtlich der Scanzeit. Sie eignen sich daher insbesondere für die Bildgebung komplexer oder gänzlich unbekannter Objektgeometrien, bei denen eine vollständige Abtastung der jeweiligen ROI angestrebt wird. Liu et al. betonen in [154]:

The data completeness should be an important criterion in the [trajectory] selection process, because it provides a simple indication of the extent to which artifacts might degrade the image quality in the reconstructed CT images.

Sinngemäß lässt sich daraus ableiten, dass die Datenvollständigkeit innerhalb der ROI ein entscheidendes Kriterium bei der Auswahl der Trajektorie ist, da sie Rückschlüsse auf das potenzielle Artefaktmaß in den rekonstruierten CT-Daten erlaubt. Während Automatisierung in labornahen Szenarien zur Verringerung benutzerspezifischer Variabilität beitragen kann, ist sie aufgrund fehlender zeitlicher Restriktionen nicht in vergleichbarem Umfang erforderlich wie in produktionsnahen Anwendungen.

Besonders relevant sind extensive few Szenarien hoher Datenvollständigkeit in labornahen Anwendungen der Automobilindustrie. Häufig liegen unbekannte Objektgeometrien vor, da beispielsweise bei Bauteilanalysen die geometrischen Merkmale, die zu den Auffälligkeiten führen, nicht bekannt sind. Ebenso können bei Crashtestanalysen die durch Verformung entstandenen, vom Vor-Crash-Zustand abweichenden, inneren Geometrien unbekannt sein.

Tabelle 6.1 fasst die charakteristischen Unterschiede der beiden Szenarien tabellarisch zusammen. Im Rahmen dieser Arbeit wurden für jedes der beiden Szenarien spezifische Optimierungsstrategien entwickelt, welche die in Kapitel 5 skizzierten Erkenntnisse zum Mehrwert variabler Trajektoriendesigns aufgreifen. Nach der Definition zentraler Trajektorienanforderungen im folgenden Kapitel werden diese Strategien in den Kapiteln 6.3 und 6.4 im Detail vorgestellt.

Tabelle 6.1 Vergleich zwischen few view und extensive view Szenarien im Kontext der industriellen CT in der Automobilindustrie.

Kriterium	Produktionsnahes few view Szenario	Labornahes extensive view Szenario
Objektgeometrie	Abzubildende Geometrie bekannt. Eigenschaften: planare Ebenen, geradlinige Kanten	Abzubildende Geometrie komplex oder unbekannt
Zeitliche Restriktion	Hoch (Taktzeiten)	Gering
Automatisierungsanforderung	Hoch	Mittel
Durchsatz	Hoch (Reihenprüfungen gleicher Objekte)	Gering (Meist wechselnde Einzelobjekte)
Bildgebungsfokus	Kantenabbildung	Datenvollständigkeit
Beispielanwendung	Montageanalyse	Bauteilforensik, Crashtestanalysen

6.2 Trajektorienanforderungen

Projektionsansichten optimierter Trajektorien müssen spezifische Eigenschaften erfüllen, um als hochwertig deklariert zu werden. Die folgenden Ausführungen widmen sich daher der Erläuterung und Sicherstellung der im Rahmen dieser Arbeit als zentral angesehenen Anforderungen an die Selektion von Projektionsansichten, im Einzelnen:

1. der kollisionsfreien Erreichbarkeit von Projektionsansichten
2. der Sicherstellung hohen Informationsgehalt von aus Projektionsansichten resultierenden Projektionen
3. der Prävention von Metallartefakten in rekonstruierten Volumen durch gezielte Wahl der Projektionsansichten
4. der Informationsdiversität der einer Trajektorie inhärenten Projektionsansichten

Die in den Kapiteln 6.3 und 6.4 vorgestellten CT-Trajektorienoptimierungsstrategien integrieren diese zentralen Anforderungen unmittelbar im Optimierungsalgorithmus. Dabei wird implizit vorausgesetzt, dass vollständige Objektinformationen der Kollisionsstruktur (vgl. Kapitel 4.1.4) als Vorwissen verfügbar sind. Im industriellen Umfeld stellt diese Prämisse keine einschränkende Bedingung dar, da die zu prüfenden Objekte in der Regel bereits als CAD-Modelle in entsprechenden Datenbanken hinterlegt sind.

6.2.1 Kollisionsfreie Erreichbarkeit von Projektionsansichten

Es zeigt sich, dass die Anzahl tatsächlich erreichbarer Projektionsansichten im Raum typischerweise durch potenzielle Kollisionen mit dem Prüfobjekt oder dem Robotersystem selbst, das Auftreten von Singularitäten sowie den räumlich begrenzten Arbeitsraum des Robotersystems eingeschränkt ist. Für eine anwendungsnahe und realitätsgerechte Planung von Trajektorien ist die Gewährleistung der kollisionsfreien Erreichbarkeit aller in einer Trajektorie integrierten Projektionsansichten, insbesondere in Scanszenarien großdimensionierter Objekte, unerlässlich. Daher wird im Rahmen dieser Arbeit der boolesche Erreichbarkeitsstatus a_i für jede potenzielle Projektionsansicht v_i innerhalb der betrachteten Trajektorien wie folgt definiert:

$$a_i = \begin{cases} \text{true,} & \text{falls eine kollisionsfreie Lösung der inversen Kinematik für } v_i \text{ existiert} \\ \text{false,} & \text{sonst} \end{cases} \quad (6.1)$$

Zur Validierung des Status a_i wurde im Rahmen dieser Arbeit ein ergänzendes Softwaremodul für die *3DEXPERIENCE* Plattform [155] der Firma *Dassault Systèmes* konzipiert und durch die *EngRoTec Consulting GmbH* implementiert. Im Folgenden wird dieses Softwaremodul unter dem Namen *RCT-Tool* geführt.

Innerhalb der *3DEXPERIENCE* Plattform wird *DELMIA V5* [156] verwendet. Dies ist eine eigenständige Modulgruppe, die unter anderem zur Planung und Simulation von Fertigungsprozessen, Fabriklayouts und Roboteranwendungen eingesetzt werden kann. *DELMIA V5* basiert auf derselben Datenstruktur wie die 3D CAD-Software *CATIA V5* [157] und ist funktional unmittelbar in die *CATIA* Benutzeroberfläche integriert.

Im Rahmen dieser Arbeit wurde das in [4] beschriebene *RoboCT*-System des EZRT in seinen Abmaßen einschließlich der Roboterkinematik sowie der Röntgenhardware in *DELMIA V5* abgebildet. Grundsätzlich ist auch die Abbildung alternativer Anlagenkonfigurationen möglich, erfordert jedoch eine entsprechende Anpassung sowie zusätzlichen Implementierungsaufwand. Die Kollisionsgeometrien zu prüfender Objekte können über vorhandene Datenbankschnittstellen in die Abbildung der Anlage in *DELMIA V5* importiert werden.

Es wurden zwei Versionen des *RCT-Tools* implementiert, die unterschiedliche Funktionalitäten zur Validierung des Status a_i bereitstellen:

a. *RCT-Tool 1.0*

Diese Version ermöglicht die Definition und Ausgabe kollisionsfreier sowie vom Roboter erreichbarer diskreter Projektionsansichten. Sie wurde in [127] angewendet. Der dazugehörige Arbeitsablauf gliedert sich in vier aufeinanderfolgende Schritte:

- I. Die Generierung von Projektionsansichten eines benutzerdefinierten Trajektoriendesigns
- II. Die statische Kollisionsprüfung der Endeffektoren (Röntgenquelle und Detektor)
- III. Die kinematische Simulation zur Ermittlung der kollisionsfreien Erreichbarkeit der Projektionsansichten
- IV. Der Ausgabe verbleibender Projektionsansichten

Der Anwender kann über die grafische Benutzeroberfläche zunächst einen Prüfpunkt auf dem importierten Prüfobjekt festlegen. Basierend auf diesem Prüfpunkt (Rotationszentrum) können sämtliche zur Definition der Projektionsansichten erforderlichen Parameter eingegeben werden. Dazu zählen insbesondere das Trajektoriendesign, wobei sowohl sphärische als auch zirkuläre Trajektorien unterstützt werden, sowie Parameter zur Formdefinition und Abtastung, siehe Kapitel 4.1.3. Für jede Projektionsansicht gilt, dass der von der Röntgenquelle emittierte Zentralstrahl den festgelegten Prüfpunkt durchquert und orthogonal auf das Detektorzentrum auftrifft.

Auf Basis der parametrisierten Trajektorie erzeugt das Tool in Schritt 1 die resultierenden Projektionsansichten, die in einem zweiten Schritt einer statischen Kollisionsprüfung der Endeffektoren unterzogen werden. Hierbei wird überprüft, ob Kollisionen zwischen den Endeffektoren und den im digitalen Zwilling geladenen Objekten auftreten. Projektionsansichten, die zu einer Kollision führen, werden automatisch ausgeschlossen.

Im Anschluss wird für jede verbliebene Projektionsansicht in Schritt 3 die inverse Kinematik gelöst, um festzustellen, ob diese vom Roboter kollisionsfrei erreichbar ist. Projektionsansichten, für die keine gültige Roboterpose gefunden werden kann, werden ebenfalls aussortiert.

Die endgültige Menge an kollisionsfreien und erreichbaren, diskreten Projektionsansichten kann über einen Exportbefehl in Schritt 4 im CSV-Format ausgegeben werden.

b. *RCT-Tool 2.0*

Diese Version ermöglicht die Definition und Ausgabe kollisionsfreier sowie vom Roboter erreichbarer Räume, getrennt für den Quellroboter und für den Detektorroboter. Sie wurde in [12,19] angewendet. Der dazugehörige Arbeitsablauf gliedert sich in die folgenden fünf Schritte:

- I. Die Generierung von Projektionsansichten sphärischer Trajektoriendesigns variierender FDD
- II. Die statische Kollisionsprüfung der Endeffektoren (Röntgenquelle und Detektor)
- III. Die kinematische Simulation zur Ermittlung der kollisionsfreien Erreichbarkeit der Projektionsansichten
- IV. Approximation der kollisionsfrei erreichbaren Bereiche, getrennt für Röntgenquelle und Detektor durch sphärische Volumenelemente
- V. Export der kollisionsfrei erreichbaren Bereiche als 3D Oberflächennetze im STL-Format zur weiteren Nutzung in nachgelagerten Simulationstools

In dieser Version hat der Anwender ebenfalls die Möglichkeit, über die grafische Benutzeroberfläche zunächst einen Prüfpunkt auf dem importierten Prüfobjekt zu definieren. Der Prüfpunkt fungiert als Rotationszentrum. Das Tool ermöglicht die Parametrisierung sphärischer Trajektoriendesigns innerhalb eines festzulegenden FDD-Bereichs. Auf Basis dieser Parametrisierung werden im ersten Schritt die entsprechenden Projektionsansichten generiert. Wie auch in der Version 1.0 gilt für jede der generierten Projektionsansichten, dass der von der Röntgenquelle emittierte Zentralstrahl den Prüfpunkt durchquert und orthogonal im Zentrum der Detektorfläche auftrifft.

Analog zum *RCT-Tool* in Version 1.0 erfolgt in den Schritten zwei und drei eine Überprüfung der generierten Projektionsansichten hinsichtlich kollisionsfreier Erreichbarkeit. Lediglich diejenigen Projektionsansichten, welche sowohl den Status der Kollisionsfreiheit als auch der Erreichbarkeit tragen, werden in Schritt vier überführt.

In Schritt vier wird für jede verbleibende, kollisionsfrei erreichbare Projektionsansicht an den Quell- und Detektorpositionen eine separate sphärische Struktur aufgespannt. Die Vielzahl an Einzelsphären wird mithilfe eines Hüllflächengenerators zu je einem geschlossenen Oberflächenmodell für die Quell- und Detektorposen zusammengeführt, das anschließend in Schritt fünf als STL-Datei exportiert werden kann. Diese resultierenden STL-Dateien repräsentieren die jeweils kollisionsfrei zugänglichen Bereiche der Röntgenquelle K_S und des Detektors K_D , wie schematisch in Abbildung 6.1 illustriert. Auf Grundlage der Oberflächenmodelle lässt sich für die gegebene Prüfkongfiguration unter Anwendung des Raycasting-Verfahrens in Kombination mit der Paritätsregel überprüfen, ob beliebige Projektionsansichten als zulässig eingestuft werden können. Ist dies der Fall, wird der Erreichbarkeitsstatus a_i der entsprechenden Projektionsansicht v_i gemäß der in Gleichung 6.1 definierten Zuordnungsregel auf den booleschen Wert *true* gesetzt. Andernfalls wird a_i der Wert *false* zugeordnet.

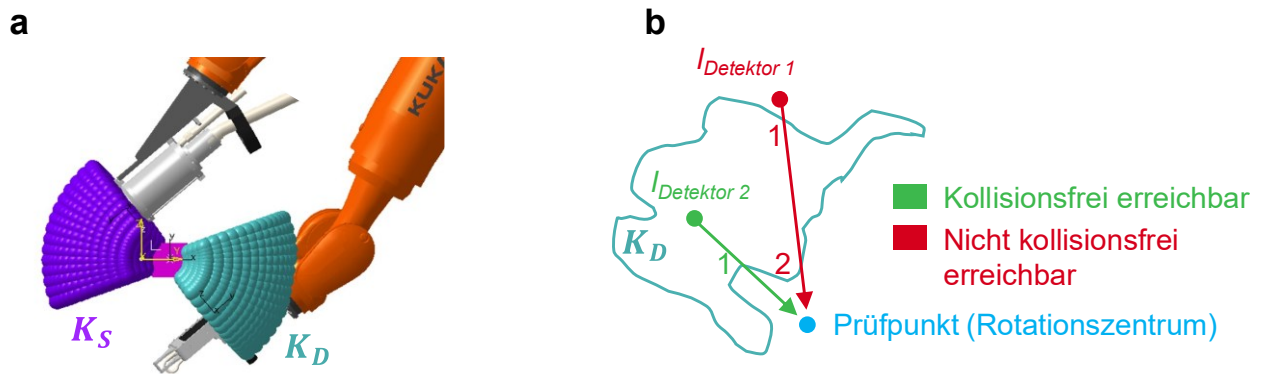


Abbildung 6.1 Exemplarisch dargestellte kollisionsfrei erreichbaren Bereiche K_S und K_D für parametrisierte Teilkegeltrajektorien variabler FDD an einem würfelförmigen Prüfbjekt in (a), berechnet mittels RCT-Tool 2.0. Schematische Darstellung der anschließenden Auswertung eines generierten Bereichs K_D in einem zweidimensionalen Schnitt in (b). Die Anwendung von Raycasting in Kombination mit der Paritätsregel erlaubt eine Lageanalyse der Detektorposition relativ zur umschließenden Hüllstruktur.

Abschließend sei auf einige praktische Aspekte und Einschränkungen des entwickelten Tools hingewiesen.

Ein vereinfachter Ansatz zur Definition von zumindest kollisionsfreien Projektionsansichten besteht darin, ein festes Trajektorien-Design zu verwenden und alle Projektionsansichten auszuschließen, die innerhalb der konvexen Hülle des Prüfbjekts verortet sind. Da dabei Einbuchtungen und Vertiefungen vernachlässigt werden, ist dieser Ansatz für komplexe Geometrien wie Fahrzeugkarosserien ungeeignet. Die automatische Bestimmung idealer Positionen der Roboter entlang der Linearachsen ist derzeit nicht implementiert und kann bei Bedarf manuell vorgenommen werden. Trotz dieser Einschränkungen bietet das Tool in beiden Versionen eine sehr gute Näherung zur Kalkulation kollisionsfrei erreichbarer Projektionsansichten. Für den Einsatz im realen System wird jedoch empfohlen, kritische Projektionsansichten manuell zu überprüfen, um potenzielle Abweichungen durch die sphärische Modellierung in Version 2.0 sowie durch Positionierungsungenauigkeiten des Prüfkörpers zu berücksichtigen.

6.2.2 Hoher Informationsgehalt von Projektionen

Wie in Kapitel 6.1 ausgeführt, variiert der Informationsbeitrag einzelner Projektionen innerhalb einer Trajektorie teils erheblich [6]. Es liegt daher nahe, bei der Trajektoriengestaltung bevorzugt Projektionsansichten von hohem Informationsgehalt zu berücksichtigen.

Die Bewertung des Informationsgehalts einzelner Projektionen erfolgt in dieser Arbeit auf Grundlage der in Kapitel 3.1.2 detailliert erläuterten 3D Radonraumabastung. Die 3D Radontransformation bildet dabei das Integral eines dreidimensionalen Objekts über Ebenen ab. Integrationsebenen im Ortsraum werden in der 3D Radonraumrepräsentation einer ROI als diskrete Punkte, sogenannte Radonwerte, dargestellt, welche Positions- und Orientierungsinformationen der Integrationsebenen kodieren (vgl. Kapitel 3.1.2). Die in Abbildung 3.1 dargestellte Beziehung wird herangezogen, nach der eine gegebene Projektionsansicht im Radonraum durch eine sogenannte Projektionskugel repräsentiert wird, deren sphärische Kappe innerhalb der ROI diejenigen Radonwerte schneidet, die durch diese Projektionsansicht tangential abgetastet werden. Der Durchmesser der zugehörigen Projektionskugel spannt sich zwischen der Quellposition s der jeweiligen Projektionsansicht und dem Bildgebungsmittelpunkt o auf und entspricht der FOD.

Es gilt nun jene sphärischen Kappen im 3D Radonraum zu identifizieren, die den Bildgebungsmittelpunkt o schneiden und dabei möglichst viele Radonwerte innerhalb einer

zulässigen Abweichungstoleranz d_f erfassen. Eine entsprechende Projektionskugel hohen Informationsgehalts samt ihrer sphärischen Kappe ist exemplarisch in Abbildung 6.2 dargestellt. Eine exemplarische Darstellung des Zusammenhangs zwischen Objekt, dessen Radonraumrepräsentation und einer Projektionskugel hohen Informationsgehalts findet sich in Anhang K.

An dieser Stelle sei angemerkt, dass je nach Anwendungsfall nicht ausschließlich die Abdeckung möglichst vieler Radonwerte angestrebt wird. Vielmehr kann auch deren jeweilige Gewichtung in die Bewertung einfließen, sodass Projektionen anhand der maximal erfassten gewichteten Radonsummen ausgewählt werden. Dies ermöglicht es, entweder eine hohe Informationsdiversität sicherzustellen oder gezielt bestimmte Radonwerte bevorzugt abzutasten. Eine detaillierte Beschreibung dieses Vorgehens erfolgt in Kapitel 6.2.4.

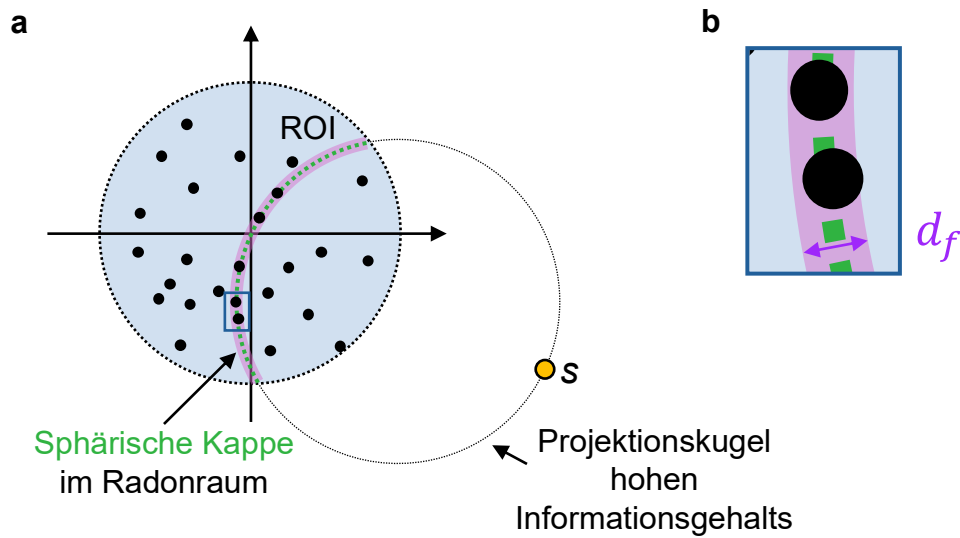


Abbildung 6.2 Schematische Schnittdarstellung einer Projektionskugel hohen Informationsgehalts im Radonraum in (a). Die entsprechende sphärische Kappe ermöglicht die Abtastung zahlreicher Radonwerte innerhalb der zulässigen Abweichungstoleranz d_f . Darstellung von d_f in (b). In Anlehnung an eigene Veröffentlichung [19].

Die zulässige Abweichungstoleranz d_f wird im Folgenden approximiert. Die Herleitung erfolgt zur intuitiven Veranschaulichung in Parallelstrahlgeometrie, ist jedoch in ihrer Aussagekraft auch auf die Kegelstrahlgeometrie übertragbar.

Abbildung 6.3 zeigt die Anordnung radialer Datenlinien im Radonraum, die Projektionen im Ortsraum entsprechen (vgl. Kapitel 3.1.3). Es wird ersichtlich, dass der zulässige Abstand benachbarter radialer Datenlinien im Radonraum durch

$$d_r \approx |\xi| \Delta\gamma \quad (6.2)$$

beschrieben werden kann [41]. Dabei kennzeichnet $|\xi|$ den radialen Abstand der Datenlinien zum Bildgebungsmittelpunkt und $\Delta\gamma$ das Winkelinkrement zwischen den benachbarten Datenlinien. Das Winkelinkrement $\Delta\gamma$ kann in Abhängigkeit der in einer Dimension zur Bildgebung verwendeten Anzahl von Detektorelementen N_{Pixel} gemäß Nyquist-Shannon wie in Kapitel 3.1.3 hergeleitet zu

$$\Delta\gamma \approx \frac{\pi}{N_{Pixel}} \quad (6.3)$$

approximiert werden. Unter Verwendung einer Kegelstrahlgeometrie entspricht die sphärische Kappe einer Projektionskugel einer Datenlinie im Radonraum unter Parallelstrahlgeometrie. Daraus lässt sich folgern, dass Radonwerte, die innerhalb einer Toleranzhülle der

Dicke d_r von der sphärischen Kappe liegen, als abgetastet gelten können. Infolgedessen wird d_f zu

$$d_f := d_r \quad (6.4)$$

definiert.

Abbildung 6.3 verdeutlicht zudem, dass der Abstand der Datenlinien im Radonraum mit zunehmendem radialen Abstand $|\xi|$ der Datenlinien zum Bildgebungsmittelpunkt zunimmt. Dementsprechend steigt auch die zulässige Abweichungstoleranz d_f mit zunehmendem Abstand zum Bildgebungsmittelpunkt.

Die Anwendung der Trajektorienanforderung mit dem erklärten Ziel, nach Möglichkeit Projektionsansichten zu integrieren, die einen hohen Beitrag zur Informationsgewinnung liefern, wird in den jeweiligen Ausführungen zu den in dieser Arbeit vorgestellten Optimierungsmethoden in den Kapiteln 6.3 und 6.4 beschrieben.

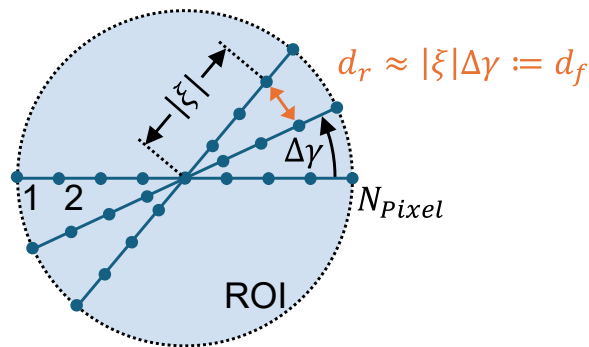


Abbildung 6.3 Radiale Datenlinien im Radonraum unter Annahme einer Parallelstrahlgeometrie. Die zulässige Abweichungstoleranz von Radonwerten d_f zu einer Datenlinie (Projektion) wird näherungsweise durch den zulässigen Abstand d_r benachbarter radialer Datenlinien im Radonraum beschrieben. In Anlehnung an [19,41].

6.2.3 Prävention von Metallartefakten in rekonstruierten Volumen durch gezielte Wahl der Projektionsansichten

Insbesondere die starke Schwächung des Röntgenstrahls durch hochabsorbierende Materialien führt bei computertomographischen Scans von Bauteilen in der Automobilindustrie regelmäßig zur Ausprägung von Metallartefakten. Wie in Kapitel 2.4.2 dargestellt, existieren verschiedene Korrekturverfahren zur Reduktion dieser Artefakte. Anstelle einer Korrektur verfolgt der hier gewählte Ansatz die gezielte Selektion und Entfernung potenziell artefaktverursachender Projektionen vor der Rekonstruktion.

Dazu ist es zunächst erforderlich, jene Projektionen zu identifizieren, die potenziell zur Entstehung von Artefakten beitragen. Anschließend können diese gezielt aus dem Rekonstruktionsprozess ausgeschlossen werden. Um das Artefaktpotenzial einzelner Projektionspixel abzuschätzen, wird eine Entscheidungsfunktion Q definiert, die auf einer schwellenwertbasierten Analyse der Pixelrestintensität in (simulierten) Röntgenbildern beruht:

$$Q(v_i, w, t_{Schwell}) = \begin{cases} 1, & \text{wenn } R(v_i, w) > t_{Schwell} \\ 0, & \text{sonst} \end{cases}, \quad (6.5)$$

wobei v_i = Projektionsansicht

w = festgelegte Röntgenparametrisierung des zugehörigen Projektionsbilds

$t_{Schwell}$ = Schwellwert zur Restintensitätsanalyse von Detektorpixeln

$R(v_i, w)$ = Restintensität der Detektorpixel bei gegebener Parametrisierung.

Über die Wahl des Schwellenwerts t_{Schwell} in der Entscheidungsfunktion Q lässt sich gezielt steuern, welcher Anteil der Projektionsdaten als ausreichend verwertbar eingestuft wird. Die Feinabstimmung des Schwellenwerts sollte anwendungsspezifisch und durch erfahrene Bediener erfolgen. Ein initialer Schwellenwert von 10 % der maximalen Pixelintensität hat sich als geeignete Ausgangsparametrisierung erwiesen [158].

Die Entscheidungsfunktion Q klassifiziert Pixel, die als verwertbar eingestuft werden, mit dem Funktionswert 1 und kritische Pixel, die aufgrund zu intensiver Absorption potenziell zur Artefaktbildung beitragen, mit dem Funktionswert 0. Daraus resultiert eine binäre Maske der Abmessungen des jeweiligen Röntgenbildes, welche die potenziell artefaktverursachenden Pixel identifiziert. Abhängig von der Anwendung lässt sich die resultierende Maske lokal zur Bewertung spezifischer Bildbereiche oder global zur Einschätzung der Gesamtauglichkeit einer Projektion heranziehen. Die spezifischen Anwendungen der Entscheidungsfunktion Q im Rahmen dieser Arbeit sind in den Kapitel 6.3 und 6.4 näher erläutert.

6.2.4 Informationsdiversität der einer Trajektorie inhärenten Projektionsansichten

Basierend auf den Überlegungen in Kapitel 6.1 ergeben sich zwei relevante Projektionsbereiche: produktionsnahe few view Szenarien sowie labornahe extensive view Szenarien. Ziel in beiden Szenarien ist die wiederholte Abtastung identischer Strukturen und ein daraus resultierendes Anhäufen von Projektionsansichten ähnlicher Blickrichtungen (engl. *projection clustering*) zu vermeiden. Insbesondere in Szenarien geringer Projektionsanzahl besitzt die Informationsdiversität einzelner Projektionen eine zentrale Bedeutung. Die Vermeidung redundanter Objektabtastungen kann wesentlich zur Steigerung der Abbildungstreue bei gleichzeitiger Einsparung von Scanzeiten beitragen.

Zur Sicherstellung einer hohen Informationsdiversität einzelner Projektionen wird jedem Radonwert innerhalb der ROI im dreidimensionalen Radonraum eine Gewichtung $u \in [0,1]$ zugewiesen. Der Gewichtungsfaktor $u_i(z)$ beschreibt dabei die Abtastrelevanz des Radonwerts i zum Zeitpunkt z , wobei $i \in \{1, \dots, N_{RW}\}$, $i \in \mathbb{N}$ die Gesamtheit aller N_{RW} Radonwerte innerhalb der ROI abbildet. Standardmäßig wird zu Beginn $u_i(0) = 1$ für alle i gesetzt. Eine gezielte Bevorzugung einzelner Radonwerte lässt sich theoretisch durch eine entsprechende Erhöhung ihrer Anfangsgewichtung realisieren. Bei der Abtastung eines Radonwerts durch die aktuelle Projektionsansicht wird dessen Gewichtung $u_i(z)$ um den Informationsredundanzfaktor $\Xi \in [0,1]$ reduziert. Der Parameter Ξ stellt eine empirisch festgelegte Konstante dar. Für Prüfobjekte mit einer Vielzahl unterschiedlich ausgerichteter Strukturen empfiehlt sich eine Erhöhung von Ξ , um eine möglichst umfassende und differenzierte Abtastung der Oberflächen sicherzustellen. Eine exemplarische Visualisierung des Konzepts für eine einzelne Projektionsansicht ist in Abbildung 6.4 dargestellt.

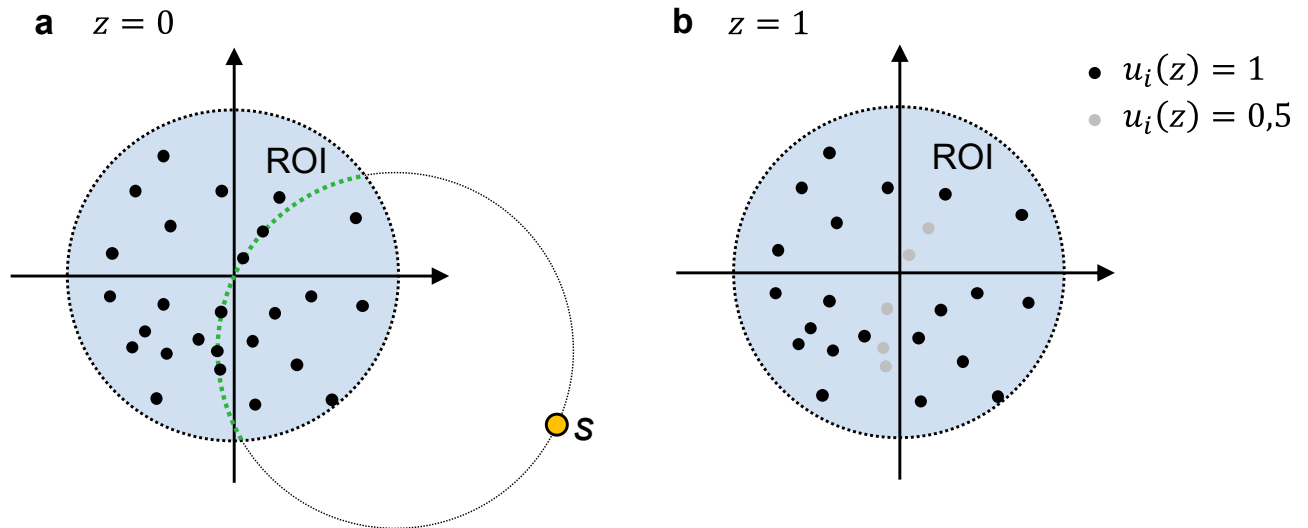


Abbildung 6.4 Schematische Schnittbildarstellung einer aus der Quellposition s resultierenden Projektionskugel hohen Informationsgehalts im Radonraum zum Zeitpunkt $z = 0$ in (a). Resultierende Verteilung der Gewichtungsfaktoren $u_i(z)$ nach Auswahl der Projektionsansicht, basierend auf einem Informationsredundanzfaktor $\Xi = 0.5$ zum Zeitpunkt $z = 1$ in (b). In Anlehnung an eigene Veröffentlichung [19].

Für jede im Rahmen der Trajektorienoptimierung selektierte Projektionsansicht lässt sich abschließend die folgende Beziehung formulieren:

$$u_i(z+1) = \begin{cases} \max(0, u_i(z) - \Xi), & \text{wenn der Radonwert } i \text{ in der aktuellen Projektionsansicht abgetastet wurde} \\ u_i(z), & \text{sonst} \end{cases} \quad (6.6)$$

Möchte man jede Ebene im Ortsraum lediglich einmal abtasten, kann der Informationsredundanzfaktor auf $\Xi = 1$ festgelegt oder alternativ vollständig auf die Gewichtung der Radonwerte verzichtet werden. In diesem Fall genügt es, Radonwerte, die bereits durch vorangegangene Projektionsansichten abgetastet wurden, aus dem Radonraum zu eliminieren, um den Informationsgehalt der folgenden Projektionsansichten zu evaluieren (vgl. Kapitel 6.4.2).

6.3 Objektspezifische Trajektorienoptimierung für few view Szenarien

Die nachfolgenden Ausführungen erläutern die methodische Vorgehensweise der im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Trajektorienoptimierungstechnik für roboterbasierte few view CT-Szenarien im produktionsnahen Umfeld, welche durch die in Tabelle 6.1 dargestellten Eigenschaften charakterisiert sind. Die Ausführungen finden sich in anderer Form ebenfalls in einer begleitenden Veröffentlichung [19] wieder.

6.3.1 Rahmenbedingungen und Vorgehensweise

Ziel der Methodik ist es, bei gegebener Objektgeometrie durch Optimierung der Trajektorie eine möglichst präzise Kanten- und Strukturrekonstruktion aus einer begrenzten Anzahl an Projektionsansichten zu ermöglichen. Anders als existierende Ansätze zur Trajektorienoptimierung in few view CT-Szenarien gestattet die entwickelte Methodik eine objektspezifische Selektion von Projektionsansichten im Raum, wobei keine Einschränkung auf diskrete Ausgangsprojektionsansichten vordefinierter Trajektorien Designs konstanter FDD besteht. Über die Beseitigung der Einschränkungen diskretisierter Ausgangstrajektorien Designs hinaus (vgl. Abbildung 4.1) eröffnet die Methode insbesondere in zugangsbeschränkten Szenarien Vorteile, indem sie, anders als Optimierungsverfahren auf Basis standardisierter Trajektorien Designs konstanter FDD, die Vermeidung von Kollisionsstrukturen durch flexible FDDs der Projektionsansichten erlaubt. Zur Sicherstellung der Vergleichbarkeit mit bestehenden Methoden erfolgt in Tabelle 6.2 eine Einordnung der vorgestellten Methodik in die im Kapitel 4.1 beschriebenen Schlüsselaspekte der CT-Trajektorienoptimierung.

Tabelle 6.2 Kategorisierung der in diesem Kapitel und [19] vorgestellten CT-Trajektorienoptimierung gemäß der im Kapitel 4.1 beschriebenen Schlüsselaspekte.

Referenz	Jahr	Optimierungsverfahren	Systembedingungen	Trajektorien-design / Parametrisierung	Erforderliche Datenbasis	Optimierungsziel	Zielfunktion
Linde et al. [19]	2025	Greedy	Roboterbasierte CT	Ungebundene Projektionsansichten	Vollständige Objektinformationen	Tangentiale Kantenabtastung, Reduktion der Projektionsansichten, Reduktion von Metallartefakten	Maximale Summe der gewichteten Radonwerte

Das in Abbildung 6.5 dargestellte Flussdiagramm vermittelt einen schematischen Überblick über den Ablauf der Optimierungstechnik. Die darin übersichtlich dargestellten einzelnen Prozessvorgänge werden in den folgenden Abschnitten ausführlich und detailliert erläutert.

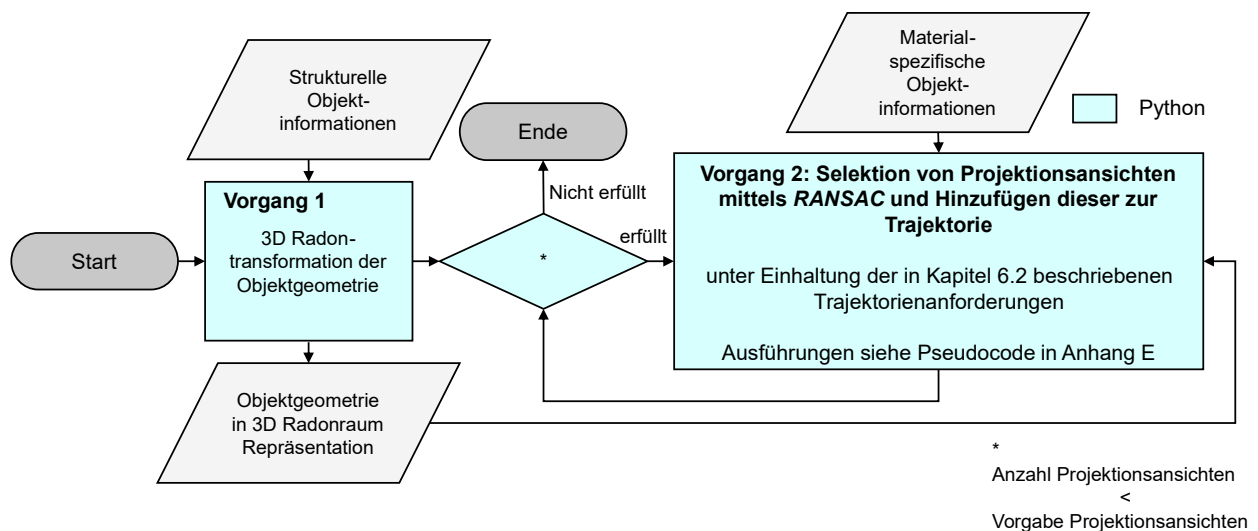


Abbildung 6.5 Flussdiagramm der vorgestellten objektspezifischen Trajektorienoptimierung für few view Szenarien.

Die Methodik setzt das Vorliegen vollständiger Objektinformationen voraus. Diese Voraussetzung stellt in produktionsnahen Anwendungen für gewöhnlich keine Restriktion dar, da die Sollgeometrien der Bauteile üblicherweise in Form von CAD-Daten vorliegen. Im Prozessvorgang 1 wird die Objektgeometrie (STL-Datei) mittels der in Kapitel 3.1.2. ausführlich erläuterten 3D Radontransformation in Radonwerte transformiert. Dabei wird jeder Flächeneinheit (jedem Dreieck) der strukturellen Objektinformation im Ortsraum ein Radonwert im Radonraum zugeordnet, welcher die Positions- und Orientierungsinformationen der korrespondierenden Flächeneinheit kodiert. Um eine gleichmäßige Dichteverteilung der Flächeneinheiten über die gesamte Oberfläche des STL-Modells sicherzustellen, wird die maximal zulässige Kantenlänge von Flächeneinheiten bei der STL-Erstellung auf niedrige Werte gesetzt. Dadurch wird gewährleistet, dass sowohl große planare Flächen als auch kleine oder gekrümmte Flächen jeweils entsprechend ihres relativen Flächenanteils mit Radonwerten abgebildet werden.

Nachdem die vorgegebene Anzahl an Projektionsansichten parametrisiert wurde, wird in einer Schleife überprüft, ob die Anzahl der selektierten Projektionsansichten kleiner als die Vorgabe ist. Ist dies nicht der Fall, endet der Algorithmus, da die gewünschte Anzahl an Projektionsansichten für das Prüfzenario erreicht wurde. Andernfalls werden im nächsten

Schritt weitere Projektionsansichten gesucht. Die detaillierte schrittweise Vorgehensweise zur Auswahl der Projektionsansichten im Rahmen des Prozessschritts 2 ist in Pseudocode in Anhang E dargestellt. Im Folgenden erfolgt eine Erläuterung dieser Vorgehensweise im Hinblick auf die Sicherstellung der in Kapitel 6.2 formulierten Anforderungen an die Trajektorien.

6.3.2 Strategie zur Sicherstellung der Trajektorienanforderungen

Kollisionsfreie Erreichbarkeit von Projektionsansichten

Wie in Kapitel 6.2.1 beschrieben, wird die Validierung des booleschen Erreichbarkeitsstatus a_i für jede potenzielle Projektionsansicht v_i mittels des entwickelten Softwaremoduls *RCT-Tool* in der Version 2.0 sichergestellt. Dieses gibt die kollisionsfrei zugänglichen Bereiche für den Quellroboter (K_S) und den Detektorroboter (K_D) in Form von geschlossenen Oberflächenmodellen aus. Für eine gegebene Projektionsansicht v_i wird unter Verwendung von Raycasting und der Paritätsregel geprüft, ob deren Quell- und Detektorpositionen innerhalb der kollisionsfrei zulässigen Bereiche liegen. Entsprechend der Zuordnungsregel in Gleichung 6.1 wird der Erreichbarkeitsstatus auf *true* oder *false* gesetzt.

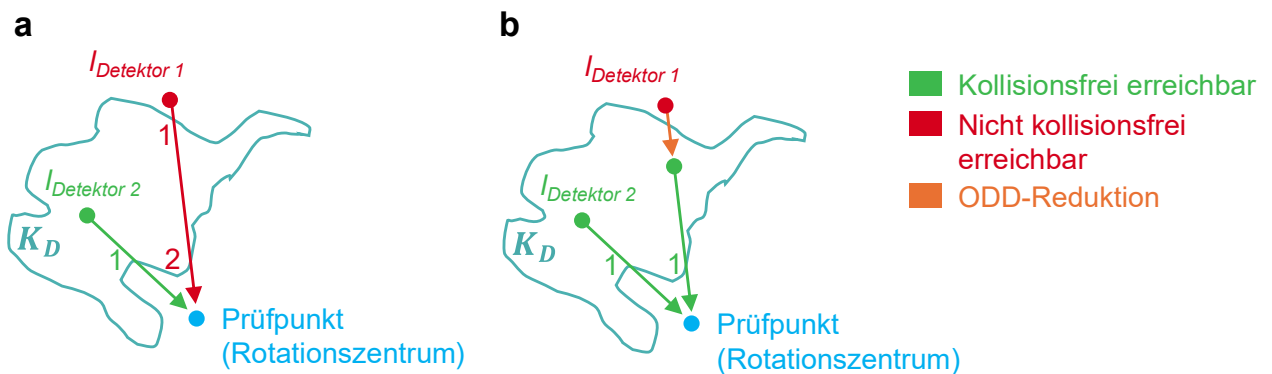


Abbildung 6.6 Schematische Darstellung eines kollisionsfrei zugänglichen Bereichs K_D in einem zweidimensionalen Schnitt. In (a) sind eine Detektorposition des Erreichbarkeitsstatus *true* in grün ($l_{\text{Detektor 2}}$) sowie eine Detektorposition des Erreichbarkeitsstatus *false* in rot ($l_{\text{Detektor 1}}$) dargestellt. Die dynamische Vergrößerungsoption in (b) ermöglicht durch Reduktion der ODD die Änderung des Erreichbarkeitsstatus von $l_{\text{Detektor 1}}$ auf *true*.

Trägt das boolesche Erreichbarkeitsattribut a_i einer Projektionsansicht v_i aufgrund des Detektorroboters den Wert *false*, so ist eine in Abbildung 6.6 illustrierte, dynamische Vergrößerungsoption implementiert, die eine iterative Reduktion der ODD ermöglicht, um die entsprechende Projektionsansicht v_i gegebenenfalls als zugänglich zu kennzeichnen. Auf eine Erweiterung der ODD ist zu verzichten, um das Risiko einer Trunkierung der ROI auf dem Detektor durch die damit einhergehende zunehmende Objektvergrößerung auszuschließen. Eine Anpassung der Konfiguration des Quellroboters ist ebenfalls nicht zielführend, da dies die Analyse der Informationsqualität der zugehörigen Projektionsansicht im Radonraum verfälschen würde.

Hoher Informationsgehalt von Projektionsansichten

Wie in Kapitel 6.3.1 beschrieben, erfolgt in Prozessschritt 1 die dreidimensionale Radontransformation der bekannten Sollgeometrie des zu prüfenden Objekts. Dabei wird jede Flächeneinheit der STL-Repräsentation des Soll-Objekts in einen entsprechenden Radonwert überführt. Jedem dieser Radonwerte wird zusätzlich ein Abtastgewicht $u \in [0,1]$ zugewiesen, das standardmäßig mit dem Wert 1 initialisiert wird, sofern allen Flächenelementen des Objekts eine einheitliche Abtastrelevanz zugeordnet wird. Die in Kapitel 6.2.2 hergeleitete

Beziehung zwischen den Projektionskugeln im Radonraum, den Radonwerten und den Projektionsansichten im Ortsraum wird im Folgenden genutzt, um Projektionsansichten von hohem Informationsgehalt systematisch zu identifizieren.

Zur Identifikation idealer Projektionskugeln im Radonraum, also geeigneter Parametrisierungen von Projektionsansichten, wird zunächst ein Random Sample Consensus (RANSAC)-Algorithmus eingesetzt [159]. Dabei handelt es sich um ein robustes iteratives Verfahren zur Parameterschätzung, das speziell für Datensätze hohen Ausreißeranteils entwickelt wurde. Durch wiederholtes Zufallssampling wird eine Modellhypothese (Projektionskugel), die die Mehrheit hoch gewichteter Radonwerte (Datenpunkte) abtastet, identifiziert. Die detaillierte Ausführung des RANSAC-Algorithmus zur Auswahl idealer Projektionskugeln ist im Pseudocode in Anhang E, Zeilen 28 bis 36 beschrieben. Grundsätzlich werden über N_{It} Iterationen hinweg zufällige Parametrisierungen von Projektionskugeln, die das Bildgebungszentrum o schneiden, generiert. Diese Parametrisierungen liegen innerhalb der vom erfahrenen Bedienpersonal vorzugebenden zulässigen Grenzen der minimal und maximal zulässigen Abstandskonfigurationen der Röntgenhardware. Für jede erzeugte Projektionskugel wird anschließend die Summe der Gewichtungen jener Radonwerte berechnet, die innerhalb des Toleranzbands d_f (vgl. Kapitel 6.2.2) korrekt abgetastet wurden (vgl. Zeile 33 im Pseudocode, Anhang E). Die fünf Projektionskugeln mit den höchsten Gewichtungssummen gelten im Sinne des RANSAC-Algorithmus als diejenigen mit dem höchsten Informationsgehalt und werden als Ergebnis ausgegeben.

Die Auswahl der fünf besten Projektionsansichten, anstelle einer einzelnen, erfolgt mit dem Ziel, die Effizienz und Aussagekraft der nachfolgenden Restintensitätsanalyse der Grauwerte in den simulierten Projektionsbildern zu gewährleisten. Eine vollständige Simulation für sämtliche N_{It} generierten Projektionsansichten wäre mit einem unverhältnismäßig hohen Rechenaufwand verbunden und ist somit aus praktischer Sicht nicht umsetzbar. Die ausschließliche Betrachtung der besten Projektionsansicht würde hingegen keine belastbare Vergleichsbasis innerhalb der folgenden Analyse der Restintensität der Grauwerte liefern. Dadurch bestünde die Gefahr, Projektionsansichten in die Trajektorie aufzunehmen, die im rekonstruierten Volumen zu erheblichen Metallartefakten führen und somit die Bildqualität maßgeblich beeinträchtigen könnten.

Es sei zudem angemerkt, dass die Anzahl der Iterationen N_{It} des RANSAC-Algorithmus empirisch bestimmt wird. Hierzu wird N_{It} für den jeweiligen Anwendungsfall variiert, die resultierenden Trajektorien simuliert und die entsprechenden Röntgenprojektionsbilder rekonstruiert. Theoretisch entspricht die Rekonstruktion der höchsten Bildqualität dem optimalen Wert für N_{It} . In der Praxis zeigt sich jedoch, dass bei bestimmten Größen von N_{It} lediglich marginale Verbesserungen der Rekonstruktionsqualität erzielt werden, während der Rechenaufwand deutlich ansteigt.

Prävention von Metallartefakten in rekonstruierten Volumen durch gezielte Wahl der Projektionsansichten

Für die im Rahmen des RANSAC-Algorithmus ermittelten Projektionsansichten wird, wie in Kapitel 6.2.3 beschrieben, eine Analyse der Pixelrestintensitäten in simulierten Röntgenprojektionsbildern durchgeführt. Die detaillierte Funktionsbeschreibung ist im Pseudocode in Anhang E, Zeilen 6-20 abgebildet. Der Funktionsaufruf findet in Zeile 37 statt. Zunächst werden Röntgenprojektionsbilder der korrespondierenden besten Projektionsansichten simuliert. Die automatisiert kalkulierte Belichtungszeit stellt, analog zur in Kapitel 5.1 ausführlich begründeten Vorgehensweise, den einzigen variablen Röntgenparameter dar.

Folgend werden die durch die jeweilige Projektionsansicht abgetasteten Radonwerte mittels entsprechender Projektionsmatrizen auf den zweidimensionalen Detektor abgebildet:

$$b = M_p B. \quad (6.7)$$

Dabei bezeichnet $B = (X, Y, Z, 1)^T$ einen Radonwert in homogenen Weltkoordinaten, M_p die 3×4 Projektionsmatrix und $b = (x, y, 1)^T$ die Pixelposition der Radonwertabbildung auf dem zweidimensionalen Detektor in homogenen Detektorkoordinaten. Anschließend wird um den projizierten Punkt b ein Bereich mit dem Radius r definiert, innerhalb dessen mittels der Entscheidungsfunktion Q (vgl. Kapitel 6.2.3) geprüft wird, ob die Restintensität in diesem Bereich einen festgelegten Schwellenwert $t_{Schwell}$ überschreitet. Gibt die Entscheidungsfunktion Q den Wert *false* aus, so wird dem korrespondierenden Radonwert für die betrachtete Projektionsansicht ein Gewicht von null zugewiesen. Auf diese Weise fließen geometrisch korrekt abgetastete Radonwerte, die infolge starker Absorption jedoch keinen Beitrag zur Bildqualität leisten, nicht mehr in die Bewertung der Projektionseignung ein. Durch erneute Summenbildung der gewichteten Radonwerte über die im RANSAC-Verfahren identifizierten besten Projektionsansichten ergibt sich die optimale Projektionsansicht.

Informationsdiversität der einer Trajektorie inhärenten Projektionsansichten

Nach Auswahl einer Projektionsansicht werden die Gewichtungen $u \in [0,1]$ jener Radonwerte, die durch diese Projektionsansicht erfasst wurden, wie in Gleichung 6.6 dargestellt, um den Informationsredundanzfaktor $\Xi \in [0,1]$ reduziert. Durch die Reduktion der Gewichtungen wird die erneute Abtastung bereits erfasster Radonwerte in nachfolgenden Projektionsansichten geringer bewertet, wodurch ihre Auswahlwahrscheinlichkeit entsprechend sinkt. Die Funktionsbeschreibung der Sicherstellung der Informationsdiversität ist im Pseudocode in Anhang E in den Zeilen 21-24 abgebildet, der Funktionsaufruf findet in Zeile 38 statt.

6.4 Datenvollständigkeits-Trajektorienoptimierung für extensive view Szenarien

Die nachfolgenden Ausführungen erläutern die methodische Vorgehensweise der im Rahmen dieser Arbeit entwickelten Trajektorienoptimierungstechnik für roboterbasierte extensive view CT-Szenarien im labornahen Umfeld, welche durch die in Tabelle 6.1 dargestellten Eigenschaften charakterisiert sind. Die Ausführungen finden sich in anderer Form ebenfalls in der die vorliegende Methodik begleitenden Veröffentlichung [12] wieder.

6.4.1 Rahmenbedingungen und Vorgehensweise

Die Analyse der Datenvollständigkeit in der Kegelstrahl-CT basiert grundlegend auf dem Tuy-Smith Datenvollständigkeitskriterium (vgl. Kapitel 3.1.1). Darauf aufbauend existieren in der Literatur Methoden, um die Datenvollständigkeit beliebiger Trajektorien zu bewerten [154,160]. Grundlage der Überlegung ist, dass eine exakte Rekonstruktion eines Punktes im Volumen nur möglich ist, wenn alle durch diesen Punkt verlaufenden Ebenen im Sinne der 3D Radonraumabtastung (vgl. Kapitel 3.1.2) erfasst wurden. Zur Bestimmung der Datenvollständigkeit im gesamten Volumen wird die Erfüllung dieser Rekonstruktionsvoraussetzung voxelweise analysiert und quantitativ bewertet. Die quantitative Bewertung der Datenvollständigkeit erfolgt dabei unabhängig vom Prüfobjekt und dessen Materialeigenschaften. Modifikationen dieser Ansätze finden in der CT-Trajektorienoptimierung Anwendung. Herl et al. [8] erweitern die Methodik durch den Einsatz eines Greedy-Algorithmus, der jene Projektionsansichten auswählt, die eine möglichst vollständige Abdeckung des Radonraums gewährleisten. Gleichzeitig werden Projektionen übermäßiger Röntgenabsorption verworfen, um die Formierung von Metallartefakten im rekonstruierten Volumen zu

minimieren. Schneider et al. [161] führen diesen Ansatz weiter, indem sie statt eines Greedy-Verfahrens eine ganzzahlige Optimierungsmethode einsetzen. Wie die meisten Trajektorienoptimierungsverfahren in der industriellen CT basieren auch die Ansätze in [8,161] auf vordefinierter Projektionsansichten eines festgelegten Trajektoriendesigns konstanter FDD, aus der anschließend die Projektionsansichten für die Trajektorie ausgewählt werden. Wie in [127] aufgezeigt, ist die Rekonstruktionsqualität bei Scans limitierter Zugänglichkeit jedoch wesentlich von der gewählten FDD abhängig. Zudem bleibt das Problem der Pfadplanung bestehen, da die resultierenden optimierten Trajektorien infolge der meist diskontinuierlichen und weiträumigen Verteilung der Projektionsansichten mechanisch anspruchsvoll sind. Dies führt zudem zu Ineffizienz, da die effektive Belichtungszeit gering ist und ein erheblicher Teil der Scanzeit durch Roboterbewegungen beansprucht wird. In diesem Kontext erscheint der Einsatz konventioneller zirkularer Trajektorien als die zweckmäßigere Lösung.

Auch in der Praxis werden selbst für Scans komplexester Objektgeometrien nach wie vor überwiegend zirkulare Trajektorien verwendet. Die Parametrisierung des Trajektoriendesigns für vollständige Datenabtastungen stellt insbesondere bei anspruchsvollen Prüfaufgaben eine komplexe Herausforderung dar. Ursächlich hierfür sind die eingeschränkte Zugänglichkeit der Röntgenhardware, das Vorhandensein stark absorbierender Materialkombinationen sowie lange Durchstrahlungswege. Üblicherweise erfolgt die Parametrisierung manuell durch den Anlagenbediener, wodurch die Qualität der Bildgebung maßgeblich von dessen Erfahrung und fachlicher Expertise abhängt.

Vor diesen Hintergründen wird im Folgenden ein Verfahren zur Optimierung von CT-Trajektorien vorgestellt, das in zugangsbeschränkten Scanszenarien innerhalb des laborgestützten Umfelds kontinuierliche, zirkulare Trajektorienabschnitte identifiziert. Ziel ist es, eine maximale Datenvollständigkeit bei gleichzeitiger Minimierung ausgeprägter Metallartefakte in der Rekonstruktion zu erreichen und somit den Bedienereinfluss in der Parametrisierung der Trajektorienform zu eliminieren. Die Methode ermöglicht die Festlegung realisierbarer und informationsreicher Trajektorien für eine Vielzahl von Prüfaufgaben an großformatigen Bauteilen, wie beispielsweise kompletten Fahrzeugkarosserien.

Zur Sicherstellung der Vergleichbarkeit mit bestehenden Methoden der CT-Trajektorienoptimierung erfolgt in Tabelle 6.3 eine Einordnung der vorgestellten Methodik in die im Kapitel 4.1 beschriebenen Schlüsselaspekte der CT-Trajektorienoptimierung.

Tabelle 6.3 Kategorisierung der in diesem Kapitel und [12] vorgestellten CT-Trajektorienoptimierung gemäß der im Kapitel 4.1 beschriebenen Schlüsselaspekte.

Referenz	Jahr	Optimierungsverfahren	Systembedingungen	Trajektorien-design / Parametrisierung	Erforderliche Datenbasis	Optimierungsziel	Zielfunktion
Linde et al. [12]	2025	Evolutionsbasiert: Differential Evolution	Roboterbasierte CT	Formdefinition multipler zirkularer Trajektorien	Soll-Objektinformationen, Röntgenprojektionsbilder	Datenvollständigkeit, Reduktion von Artefakten, Kollisionsvermeidung	Datenvollständigkeitsmetrik FOM_{RW}

Das in Abbildung 6.7 dargestellte Flussdiagramm vermittelt einen schematischen Überblick über den Ablauf der Optimierungstechnik. Die darin übersichtlich dargestellten einzelnen Prozessvorgänge werden in den folgenden Abschnitten ausführlich und detailliert erläutert.

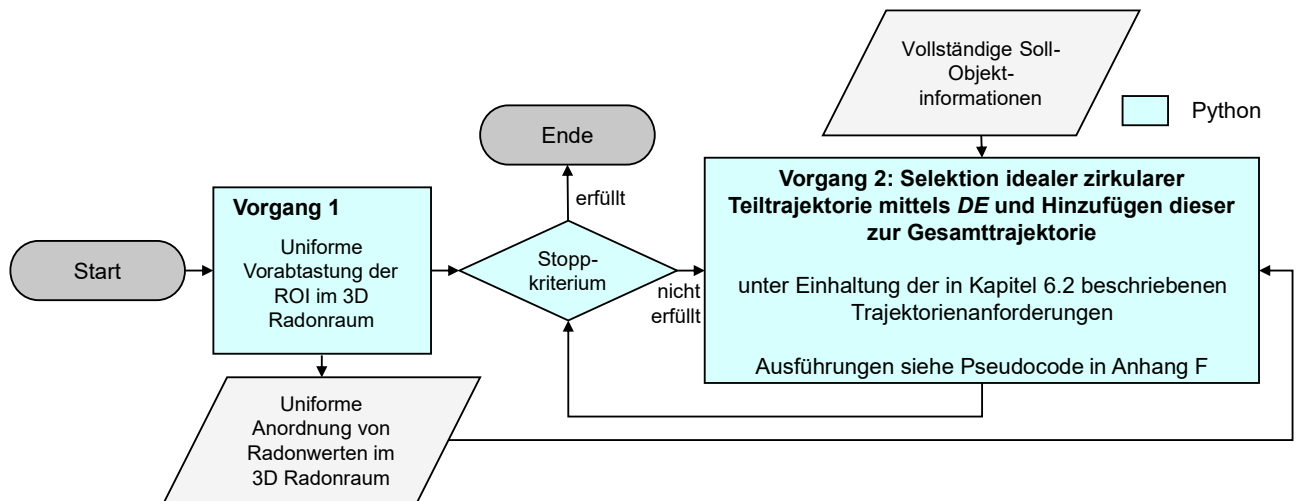


Abbildung 6.7 Flussdiagramm der vorgestellten Datenvollständigkeits-Trajektorienoptimierung für extensive view Szenarien.

Die entwickelte Zielfunktion basiert auf einem quantitativen Maß zur Bewertung der Abtastvollständigkeit im 3D Radonraum. Anders als in [154,160] wird dabei nicht analysiert, inwieweit Radontransformationen durch einzelne Punkte im Zielvolumen erfasst wurden. Stattdessen wird der 3D Radonraum in einem vorgelagerten Schritt (vgl. Vorgang 1 in Abbildung 6.7) mittels einer stochastischen Abtastung approximiert, die eine annähernd uniforme Verteilung von Radonwerten innerhalb der ROI gewährleistet. Ziel dieser Vorgehensweise ist es, eine möglichst große Bandbreite an Ebenenlagen und -orientierungen im Ortsraum abzubilden. Die Datenvollständigkeit einer Trajektorie wird durch den Anteil abgetasteter Radonwerte definiert. Im Rahmen des Prozessvorgangs 2 erfolgt die Optimierung der Trajektorienparameter mittels eines Differential-Evolution(DE)-Algorithmus [162], der sich durch seine Fähigkeit auszeichnet, lokalen Optima zu entgehen und stattdessen das globale Optimum effizient zu ermitteln. Als populationsbasierter Optimierungsansatz zählt der DE-Algorithmus zur Klasse der evolutionären Verfahren. Sein Ablauf gliedert sich in eine initiale Generierung möglicher Lösungen und anschließende iterative Anwendung von Mutations-, Rekombinations- und Selektionsoperationen, mit dem Ziel, die Lösungsqualität iterativ zu steigern. Unter der Annahme konstanter Vergrößerung und Abtastparametrisierung beschränkt sich der Optimierungsraum auf zwei Freiheitsgrade: die FOD und die räumliche Ausrichtung der Trajektorienebene. Letztere wird als extrinsische Rotation der Ausgangsebene (xy) beschrieben, wobei die Parameter φ und θ die Drehung um die x- bzw. y-Achse im Koordinatensystem der ROI festlegen. Das Zentrum der ROI (der Prüfpunkt) fungiert dabei als Koordinatensystemursprung.

Solange das Abbruchkriterium nicht erfüllt ist, identifiziert der DE-Algorithmus zirkuläre Teiltrajektorien von hohem Informationsgehalt, die iterativ zur Gesamtrajektorie T_{opt} hinzugefügt werden. Als Abbruchkriterium können beispielsweise eine maximale Anzahl an zirkulären Teiltrajektorien innerhalb der Gesamtrajektorie, eine zeitliche Begrenzung oder die Abwesenheit von abzutastenden Radonwerten innerhalb der ROI definiert werden. Die detaillierte, schrittweise Vorgehensweise zur Auswahl der zirkulären Teiltrajektorien im Rahmen des Prozessschritts 2 ist in Pseudocode in Anhang F dargestellt. Nachfolgend werden der DE-Algorithmus und die verwendete Zielfunktion in Anlehnung an die begleitende Veröffentlichung [12] näher erläutert. Ausführlichere Beschreibungen des DE-Algorithmus finden sich in der Literatur [162–164], welche zugleich als Grundlage für die nachfolgenden Erläuterungen dient.

Dem allgemeinen numerischen Optimierungsproblem liegt die Zielsetzung zugrunde, jenen aus E reellwertigen Parametern bestehenden Lösungsvektor ζ^* zu bestimmen, für den die Zielfunktion $\Phi(\zeta)$ ein globales Minimum annimmt [162]:

$$\text{Bestimme } \zeta^*, \text{ sodass } \Phi(\zeta^*) \leq \Phi(\zeta) \quad \forall \zeta. \quad (6.8)$$

Zur Bestimmung von ζ^* wird, wie zuvor erläutert, der von Storn und Price [163] erstmals im Jahr 1995 vorgestellte DE-Algorithmus verwendet. In der Initialisierung werden die Wertebereiche für jeden einzelnen Parameter spezifiziert. Dabei werden N_p Vektoren, bestehend aus jeweils E Parametern, stochastisch innerhalb des definierten erlaubten Wertebereichs generiert, um die initiale Population

$$\begin{aligned} P_{\zeta, g_0} &= (\zeta_{i, g_0}), \quad i = 1, \dots, N_p \\ \zeta_{i, g_0} &= (\zeta_{i, j, g_0}), \quad j = 1, \dots, E \end{aligned} \quad (6.9)$$

zu erzeugen. Der Index $g = 0, 1, \dots, g_{max}$ kennzeichnet dabei die Generation, zu der ein Vektor innerhalb des Optimierungsprozess zugeordnet ist. Eine Iteration des Algorithmus wird durch die differentielle Mutation (engl. *differential mutation*) initialisiert, welche sog. Mutationsvektoren $m_{i, g}$ erzeugt. Hierzu wird die gewichtete Differenz zweier zufällig aus der aktuellen Generation g gewählter Vektoren r_1 und r_2 zu einem dritten, ebenfalls zufällig gewählten Vektor r_0 addiert:

$$m_{i, g} = \zeta_{r_0, g} + F(\zeta_{r_1, g} - \zeta_{r_2, g}), \quad F \in (0, 1+). \quad (6.10)$$

Der Faktor F fungiert als Skalierungsfaktor und reguliert den Einfluss der differentiellen Variation (engl. *differential variation*) $(\zeta_{r_1, g} - \zeta_{r_2, g})$ im Mutationsprozess. Im nächsten Schritt erfolgt der Kreuzungsprozess (engl. *crossover*), in dem aus dem aktuellen Vektor $\zeta_{i, g}$ und dem erzeugten Mutationsvektor $m_{i, g}$ durch die folgende Kombinationsvorschrift einzelner Parameter ein neuer Prüfvektor (engl. *trial vector*) $u_{i, g}$ gebildet wird:

$$u_{i, g} = u_{i, j, g} = \begin{cases} m_{i, j, g}, & \text{wenn } (rand_j(0,1) \leq CR \text{ oder } j = j_{rand}) \\ \zeta_{i, j, g}, & \text{sonst} \end{cases}. \quad (6.11)$$

Dabei bezeichnet $CR \in [0, 1]$ die vom erfahrenen Bediener festgelegte Kreuzungswahrscheinlichkeit, die bestimmt, welcher Anteil der Parameter eines Prüfvektors $u_{i, g}$ aus dem Mutationsvektor $m_{i, g}$ übernommen wird. Eine Iteration wird durch den Selektionsprozess abgeschlossen, welcher Zielfunktionswerte des Prüfvektors $u_{i, g}$ und dem jeweils aktuellen Vektor der Population $\zeta_{i, g}$ vergleicht. Erzielt der Prüfvektor $u_{i, g}$ eine gleichwertige oder geringere Zielfunktionsbewertung als der aktuelle Vektor $\zeta_{i, g}$, so ersetzt dieser $\zeta_{i, g}$ in der nachfolgenden Generation $g + 1$:

$$\zeta_{i, g+1} = \begin{cases} u_{i, g}, & \text{wenn } \Phi(u_{i, g}) \leq \Phi(\zeta_{i, g}) \\ \zeta_{i, g}, & \text{sonst} \end{cases}. \quad (6.12)$$

Die Folgepopulation $P_{\zeta, g+1}$ durchläuft anschließend erneut den Optimierungsprozess, der so lange iteriert wird, bis entweder Konvergenz erreicht wird oder ein festgelegtes Abbruchkriterium erfüllt wird.

In der vorliegenden Arbeit kommt die *rand/1/bin* Strategie der DE zum Einsatz, welche sich durch explorative Sucheigenschaften kennzeichnet. Die Bezeichnung *rand* kennzeichnet die zufällige Auswahl eines Basisvektors $\zeta_{r_0, g}$ während der differentiellen Mutation in Gleichung 6.10. Dies erhöht die Diversität von Mutationsvektoren und wirkt vorzeitiger Konvergenz entgegen. Die Kennzeichnung *1* gibt an, dass eine einzelne, skalierte Differenz zweier weiterer zufällig gewählter Vektoren in der differentiellen Variation in Gleichung 6.10 verwendet wird. Das *bin*-Schema steht für die binäre Kreuzung in Gleichung 6.11, bei der für

jede Dimension zufällig entschieden wird, ob ein Wert aus dem Mutations- oder dem Prüfvektor übernommen wird. Für die Implementierung wird die im Modul *scipy.optimize* der Python-Bibliothek *SciPy* [165] bereitgestellte Methode der differentiellen Evolution verwendet. Dabei kommen die Standardparameter dieser Implementierung zum Einsatz, insbesondere ein Skalierungsfaktor von $F = 0,5$ sowie eine Kreuzungswahrscheinlichkeit von $CR = 0,7$.

Wie bereits ausgeführt, beschreiben die FOD und die Ausrichtung der Trajektorienebene die variablen Parameter der Zielfunktion. Die räumliche Zugänglichkeit von Röntgenquelle und Detektor, definiert durch die kollisionsfrei erreichbaren Bereiche K_S und K_D (vgl. Kapitel 6.2.1), sowie eine vorgegebene minimale Restintensität $t_{Schwell}$ der Grauwerte von Röntgenbildern (vgl. Kapitel 6.2.3) agieren als Nebenbedingungen der Zielfunktion. In Abbildung 6.8 wird der Prozess zur Ermittlung des Zielfunktionswerts für einen exemplarischen Parametersatz ($\zeta = FOD, \varphi, \theta$) schematisch dargestellt.

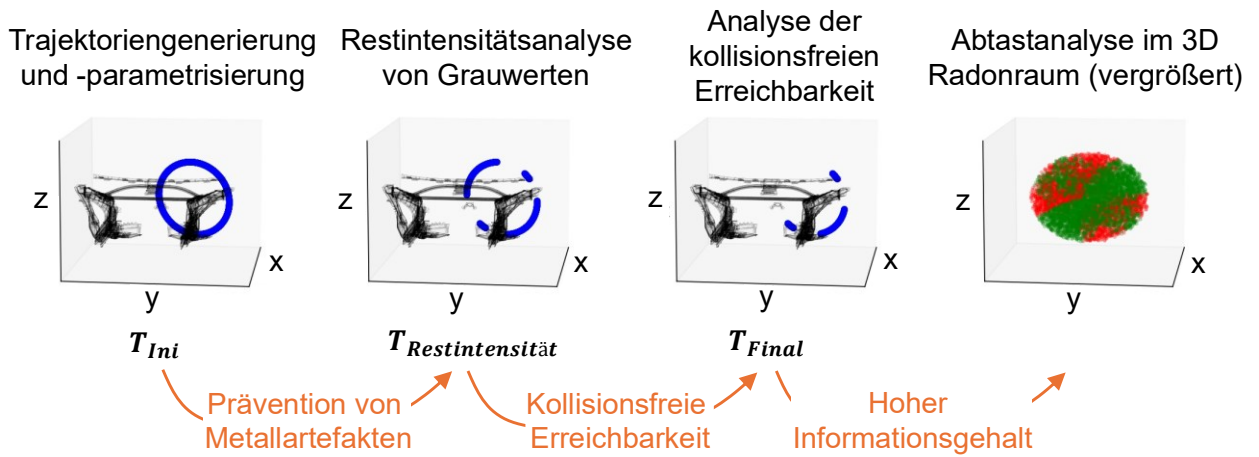


Abbildung 6.8 Schematischer Ablauf der Zielfunktionsbewertung für einen exemplarischen Parametersatz ($\zeta = FOD, \varphi, \theta$). Blaue Elemente kennzeichnen Positionen der Röntgenquelle. Mit T_{Final} abgetastete Radonwerte werden in grün, nicht abgetastete Radonwerte in rot dargestellt. Die Verortung der Sicherstellung der in Kapitel 6.2 definierten Trajektorienanforderungen im Prozess ist in orange dargestellt. Zusätzlich ist die Zielfunktionsbewertung im Pseudocode in Anhang F in den Zeilen 1 bis 7 dargestellt. In Anlehnung an eigene Veröffentlichung [12].

Auf Grundlage der Parametrisierung wird zunächst die zugehörige zirkuläre Trajektorie T_{Ini} erzeugt. Dabei besteht jede T_{Ini} aus N_{Proj} Projektionsansichten. Die ODD wird in der Ausführung der FOD gleichgesetzt, wobei dieses Verhältnis theoretisch über einen veränderbaren Skalierungsfaktor flexibel angepasst werden kann. Anschließend erfolgt eine Restintensitätsanalyse der Grauwertprojektionen, mittels derer Projektionsansichten von starker Absorption aussortiert werden. Für die verbleibenden Projektionsansichten in $T_{Restintensität}$ wird die kollisionsfreie Erreichbarkeit überprüft. Nicht erreichbare Projektionsansichten werden erneut aussortiert. Die endgültige Menge der Projektionsansichten, bezeichnet als T_{Final} , bildet die Grundlage zur Berechnung der Anzahl der abgetasteten Radonwerte. Die Zielfunktion gibt diese Anzahl als skalaren Wert aus:

$$\Phi(FOD, \varphi, \theta; K_S, K_D, t_{Schwell}) = \text{Anzahl abgetasteter Radonwerte}, \quad (6.13)$$

wobei die einschränkenden Randbedingungen K_S und K_D systemseitig vorgegeben sind und $t_{Schwell}$ als benutzerspezifische Eingabe des erfahrenen Bedieners definiert wird. Wie in Gleichung 6.13 zu erkennen, wird eine Maximierung der Zielfunktion $\Phi(\zeta)$ angestrebt. Der DE-Algorithmus ist jedoch auf Minimierungsprobleme ausgelegt (vgl. Gleichung 6.12). Demensprechend wird Gleichung 6.8 in der Form modifiziert, dass die Minimierung des negativen Werts der Zielfunktion angestrebt wird:

$$\text{Bestimme } \zeta^*, \text{ sodass } -\Phi(\zeta^*) \leq -\Phi(\zeta) \quad \forall \zeta. \quad (6.14)$$

Im Folgenden erfolgt eine detailliertere Erläuterung in Abbildung 6.8 aufgezeigten Prozessschritte der Zielfunktionsbewertung einzelner Parametersätze im Hinblick auf die Sicherstellung der in Kapitel 6.2 formulierten Anforderungen an die Trajektorien.

6.4.2 Strategie zur Sicherstellung der Trajektorienanforderungen

Prävention von Metallartefakten in rekonstruierten Volumen durch gezielte Wahl der Projektionsansichten

Nachdem eine zirkulare Trajektorie T_{Ini} gemäß vorgegebener Parameter erzeugt wurde, wird im Zuge der Zielfunktionsbewertung eine Analyse der Restintensität von aus in der Röntgensimulationssoftware *aRTist* [166] simulierten Projektionsgrauwerten durchgeführt, um metallinduzierte Artefakte im Rekonstruktionsvolumen zu vermeiden. Für die Durchführung dieses Verfahrensschritts setzt die Methode materialspezifische Konstruktionsdaten des zu analysierenden Gesamtbauteils voraus, welche üblicherweise als a priori bekannt bzw. verfügbar gelten. Fokus dieses Prozessschritts ist nicht die vollständige Unterdrückung kleinerer Metallartefakte, sondern die Vermeidung signifikanter Blindzonen im rekonstruierten Volumen, wie sie bei der Durchstrahlung dichter Teilregionen verursacht werden können. Da größere, dichte Teilregionen bei der Applikation zirkularer Trajektorien in mehreren aufeinanderfolgenden Projektionsansichten abgebildet werden, genügt es einzelne, intervallrepräsentierende Projektionsbilder zu analysieren. Die Reduktion des Analyseumfangs auf selektive Projektionsbilder ermöglicht eine signifikante Einsparung von Rechenkapazität und Analysezeit. Es wird eine Analysedistanz h definiert, anhand derer jeweils k Intervalle L_k gebildet werden, die jeweils aus h aufeinanderfolgenden Projektionsansichten bestehen. Die Analyse beschränkt sich dabei auf das Projektionsbild der zentralen Ansicht $v_{zentral,k}$ jeden Intervalls. Die Restintensitätsanalyse der selektierten Projektionsbilder basiert auf der Vorschrift in Gleichung 6.5. Es wird ein Parameter $q_{Schwell}$ eingeführt, welcher den maximal zulässigen Anteil der Pixel definiert, deren Restintensität weniger als 10 % ($t_{Schwell}$) des maximalen Intensitätswerts I_{max} beträgt, um eine Projektion als gültig zu klassifizieren. Die Wahl dieses Schwellenwertes orientiert sich an den Vorgaben gemäß DIN EN ISO 15708-2:2025-05 [158]. Wird eine Projektionsansicht im Rahmen der Prüfung als unzureichend bewertet, werden alle zugehörigen Projektionsansichten des betreffenden Intervalls aus der Trajektorie T_{Ini} ausgeschlossen. Nach Abschluss der Restintensitätsbewertung resultiert daraus die Trajektorie $T_{Restintensität}$ mit folgenden validen Einträgen:

$$T_{Restintensität} = \bigcup_{\{k | RI(v_{zentral,k}) < q_{Schwell}\}} L_k. \quad (6.15)$$

Hierbei steht $RI(v_n)$ für den prozentualen Anteil jener Pixel im Projektionsbild, deren Restintensitätswert unter 10 % ($t_{Schwell}$) des maximalen Intensitätswerts I_{max} liegt. Zur Sicherstellung der Erkennung hoch absorbierender Strukturen während der Rotation bei gleichzeitig vertretbarem Rechenaufwand wird eine Analysedistanz h von ~ 10 Grad empfohlen. Der korrespondierende Funktionsaufruf ist im Pseudocode in Anhang F in Zeile 4 dargestellt.

Kollisionsfreie Erreichbarkeit von Projektionsansichten

Entsprechend der Vorgehensweise in Kapitel 6.3.2, wird die Validierung des booleschen Erreichbarkeitsstatus a_i für jede verbleibende Projektionsansicht $v_i \in T_{Restintensität}$ mittels des entwickelten Softwaremoduls *RCT-Tool* in der Version 2.0 (vgl. Kapitel 6.2.1) sichergestellt:

$$T_{Final} = \{v_i \in T_{Restintensität} | \text{Innerhalb}(\text{Position}_{i,Quelle}, K_S) \wedge \text{Innerhalb}(\text{Position}_{i,Detektor}, K_D)\}. \quad (6.16)$$

Dabei evaluiert die Funktion *Innerhalb(Position, zulässiger Bereich)* den Erreichbarkeitsstatus a_i für die spezifische *Position* entsprechend der Zuordnungsregel in Gleichung 6.1 unter Verwendung von Raycasting und der Paritätsregel (vgl. Kapitel 6.2.1). An dieser Stelle sei darauf hingewiesen, dass für die Berechnung von K_S und K_D die vollständige Objektinformation der Kollisionsgeometrie erforderlich ist. Diese ist in der Industrie typischerweise in Form von CAD-Modellen vorliegend. Das Vorhandensein der meist unbekannten zu untersuchenden Geometrie innerhalb der Objektgeometrie ist hingegen nicht erforderlich. Der korrespondierende Funktionsaufruf ist im Pseudocode in Anhang F in Zeile 5 dargestellt.

Hoher Informationsgehalt von Projektionsansichten

Da die zu optimierende Geometrie im labornahen Szenario nicht bekannt ist (vgl. Kapitel 6.1), wird in Prozessschritt 1, wie in Kapitel 6.4.1 beschrieben, eine Approximation einer gleichmäßigen Verteilung der Radonwerte innerhalb der ROI mittels stochastischer Punktgenerierung vorgenommen. Die in Kapitel 6.2.2 hergeleitete Beziehung zwischen den Projektionskugeln im Radonraum und den Projektionsansichten im Ortsraum wird im Folgenden genutzt, um Projektionsansichten von hohem Informationsgehalt systematisch zu identifizieren.

Für die bereits gefilterten Projektionsansichten der Trajektorie T_{final} wird die Anzahl der abgetasteten Radonwerte nach der in Kapitel 6.2.2 beschriebenen Vorgehensweise bestimmt. Dies stellt das zentrale Bewertungskriterium im Optimierungsprozess dar (vgl. Gleichung 6.13).

Es erweist sich als erforderlich, die Abtastung von Radonwerten einzelner Projektionsansichten gesondert zu analysieren, anstatt ausschließlich den durch eine zirkuläre Trajektorie entstehenden torusförmigen Datenbereich im Radonraum zu betrachten (vgl. Kapitel 3.1.2). Der Grund hierfür liegt darin, dass bei partiellen zirkularen Trajektorien, wie in Abbildung 6.9 dargestellt, nicht sichergestellt werden kann, dass das gesamte entsprechende Volumen im toroidalen Ausschnitt vollständig abgetastet wird.

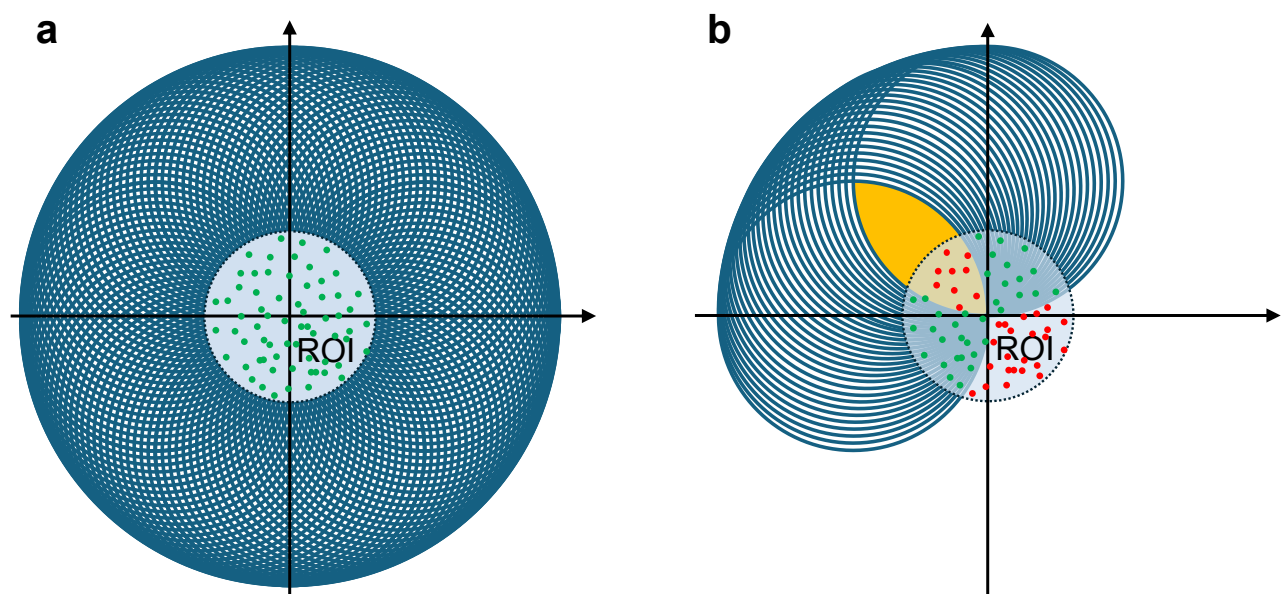


Abbildung 6.9 Schematische Darstellung eines ROI-Querschnitts durch die Zentralstrahlebene im 3D Radonraum. Grüne Punkte repräsentieren abgetastete Radonwerte, rote Punkte repräsentieren nicht abgetastete Radonwerte. In (a): Eine vollständige zirkuläre Trajektorie deckt mit den Kugelkappen die gesamte ROI ab. In (b): Zirkulares Trajektoriensegment von 90° Winkelausdehnung, bei dem der orange markierte Bereich zwar innerhalb des partiellen Torus liegt, jedoch nicht von den Oberflächen der Kugelkappen abgedeckt wird. In Anlehnung an eigene Veröffentlichung [12].

Es sei erneut angemerkt, dass eine gleichmäßige Verteilung der Radonwerte innerhalb der ROI essenziell ist, da partielle Kreisbahnen nur bestimmte Bereiche des Radonraums abtasten (vgl. Abbildung 6.9b). Andernfalls droht eine Disproportionalität der gesampelten ROI-Bereiche, etwa wenn ein Teilbereich der ROI deutlich über- oder unterrepräsentiert wird. Der korrespondierende Funktionsaufruf ist im Pseudocode in Anhang F in Zeile 6 dargestellt.

Informationsdiversität der einer Trajektorie inhärenten Projektionsansichten

Die Parametrisierung ζ^* , welche zum Zeitpunkt g_{max} des DE-Algorithmus die höchste Bewertung der Zielfunktion in der zugehörigen Trajektorie T_{Final,ζ^*} erzielt, wird als Idealparametrisierung gespeichert. T_{Final,ζ^*} wird folglich in die Gesamttrajektorie T_{Opt} integriert, siehe Pseudocode in Anhang F, Zeile 35. Die durch T_{Final,ζ^*} abgetasteten Radonwerte werden in der Folge aus der Radonraumrepräsentation entfernt, um die Suche nach weiteren Trajektorienparametrisierungen zu ermöglichen, welche verbleibende, bislang unberührte Radonwerte abdecken. Der Funktionsaufruf ist im Pseudocode in Anhang F in Zeile 36 dargestellt. Dieser Prozess wird wiederholt, solange die maximale Anzahl zirkularer Teiltrajektorien nicht erreicht ist, keine zeitliche Begrenzung überschritten wurde oder keine abzutastenden Radonwerte innerhalb der ROI mehr vorhanden sind.

IV. Experimente und Diskussion

7. Simulationsbasierte Verifikation

Zur Demonstration der Anwendungsrelevanz der in Abschnitt III entwickelten Optimierungsansätze im Kontext industrienaher Scanszenarien erfolgt in diesem Kapitel deren simulative Verifikation. Da sämtliche Studien dieses Kapitels auf Simulationen basieren, wird in Kapitel 7.1 zunächst die zugrunde liegende Simulationsumgebung detailliert erläutert. Wie bei den meisten Verfahren zur Trajektorienoptimierung roboterbasierter CT-Systeme basieren auch die Versuche dieser Arbeit auf simulierten Daten, da zum Zeitpunkt der Durchführung kein gesicherter Zugang zu einem realen System bestand und synthetische Datensätze kostengünstiger und effizienter erzeugt werden können. Es sei erwähnt, dass für den vorgestellten Ansatz der objektspezifischen Trajektorienoptimierung derzeit zusätzlich eine experimentelle Validierung am Realsystem durchgeführt wird. Erste Scans wurden durchgeführt und zeigen eine hohe qualitative Übereinstimmung mit den in Kapitel 7.3 simulativ vorhergesagten Trends. Die detaillierte Auswertung ist Gegenstand einer zukünftigen Publikation. In den anschließenden Kapiteln 7.2 bis 7.4 erfolgt die exemplarische Anwendung der entwickelten Optimierungsansätze auf verschiedene industrienahen Anwendungsfälle. Hierfür werden CAD-Daten von schwer zugänglichen Prüfregionen an Automobilkarossen herangezogen, da insbesondere diese Bereiche in realen Szenarien der roboterbasierten CT als besonders herausfordernd gelten. Die eingeschränkte Erreichbarkeit dieser Regionen stellt hohe Anforderungen an die Planung und Optimierung der Trajektorien und entspricht somit dem angestrebten primären Einsatzbereich der vorgestellten Methoden. Durch die gezielte Einbeziehung solcher komplexen, großdimensionierten Geometrien wird eine praxisnahe und realitätsgetreue Bewertung der Leistungsfähigkeit der entwickelten Verfahren ermöglicht. Für jede der in den Kapiteln 7.2 bis 7.4 betrachteten Studien wird zunächst das jeweilige Versuchsszenario beschrieben, bevor die Optimierungsanwendung und deren erzielte Ergebnisse dargestellt und analysiert werden.

7.1 Simulationsumgebung

Die nachstehend aufgeführten Softwareumgebungen bilden, sofern nicht ausdrücklich anders vermerkt, die Grundlage sämtlicher im Rahmen dieser Arbeit durchgeführten Simulationsstudien.

Optimierung und Versuchssteuerung

Die mathematische Optimierung der CT-Trajektorien sowie die algorithmische Steuerung der Studien wurde in der Programmiersprache *Python* [167] (Version 3.10.0) implementiert. Neben den Modulen der Python-Standardbibliothek wurden im Rahmen dieser Arbeit die in Tabelle 7.1 gelisteten externen Bibliotheken verwendet. Zur Entwicklung und Ausführung dieser Komponenten wurde die Entwicklungsumgebung *PyCharm* [168] (Version 2022.2.2) genutzt.

Tabelle 7.1 Übersicht der im Rahmen dieser Arbeit verwendeten externen Python-Bibliotheken.

Bibliothek	Version	Anwendung
<i>NumPy</i> [169]	1.26.4	Datenmanipulation, Berechnungen
<i>numpy-stl</i> [170]	3.1.1	Verarbeitung von STL-Files (Kollisionsstrukturen und Prüfkörper)
<i>Trimesh</i> [171]	4.4.4	Verarbeitung von STL-Files (Kollisionsstrukturen und Prüfkörper)
<i>SciPy</i> [165]	1.14.0	Optimierungsalgorithmik
<i>Matplotlib</i> [172]	3.8.3	Visualisierung von Daten
<i>Pillow</i> [173]	10.2.0	Bildverarbeitung und -manipulation
<i>artistlib</i> [174]	0.0.5	Fernsteuerung und Automatisierung der Röntgensimulationssoftware <i>aRTist</i> [166]

Virtuelle Modellierung der Roboteranlage

Wie in Kapitel 6.2.1 ausführlich dargestellt, wird das RoboCT-System des EZRT in seinen geometrischen Abmessungen sowie der Roboterkinematik in *DELMIA V5* [156] virtuell abgebildet. *DELMIA V5* ist eine Modulgruppe der *3DEXPERIENCE* Plattform [155] der Firma Dassault Systèmes, welche unter anderem zur Planung und Simulation von Fertigungsprozessen, Fabriklayouts und Roboteranwendungen eingesetzt werden kann. *DELMIA V5* basiert auf derselben Datenstruktur wie die 3D CAD-Software *CATIA V5* [157] und ist funktional unmittelbar in die *CATIA* Benutzeroberfläche integriert. Die Analyse der kollisionsfreien Erreichbarkeit definierter Projektionsansichten erfolgt mithilfe des Zusatzmoduls *RCT-Tool*, das in die Simulationsumgebung *DELMIA V5* eingebunden wurde (vgl. Kapitel 6.2.1).

Röntgensimulation

Zur Simulation der Röntgenprojektionen kommt die Software *aRTist* [166] (Version 2.12) der Bundesanstalt für Materialforschung und -prüfung (BAM) zum Einsatz. Die Software erzeugt synthetische Daten auf Grundlage eines analytischen Modells zur Berechnung der Wechselwirkungen zwischen Röntgenstrahlung und den durchstrahlten Objekten, welche dafür in materialgetrennten STL-Dateien vorliegen müssen. Sofern die Projektionsgeometrien sowie die Objektgeometrien und deren Materialabbildungen korrekt modelliert werden, ermöglicht dieser Ansatz eine hinreichend realitätsnahe Abbildung von Röntgenprojektionsbildern, auch wenn gewisse idealisierende Annahmen zu Abweichungen gegenüber realen Messdaten führen können.

CT-Rekonstruktion

Die Volumenrekonstruktion der simulierten Projektionsdaten erfolgte mithilfe der in der Softwareplattform für 3D-Röntgenbildgebung *CERA 6* [175] (Version 6.1.1) integrierten ART der Siemens Healthineers AG. Die geometrische Beschreibung der jeweiligen Projektionsansichten wurden in Form von Projektionsmatrizen über eine entsprechende Datei eingebunden. Interessierte Leserinnen und Leser werden zur Herleitung der Projektionsmatrizen auf [176] verwiesen. Sofern nicht anders angegeben, wurden die Standardparametrisierungen der ART verwendet.

7.2 Integration von Trajektoriendesigns variabler FDD

Die nachfolgende simulative Fallstudie zur Anwendung der in Kapitel 5 beschriebenen erweiterten Trajektoriendesigns basiert auf einem industrienahen Scanszenario limitierter Zugänglichkeit. Zentrale Ergebnisse wurden bereits in [127] veröffentlicht und dienen den folgenden Ausführungen als Grundlage.

7.2.1 Szenariobeschreibung

Diese simulationsbasierte Studie veranschaulicht ein typisches Anwendungsszenario roboterbasierter CT in der Automobilindustrie: den Scan mechanischer Fügeverbindungen an einer Rohkarosserie. Als Prüfkörper dienen zwei durch Hohlstanzierte gefügte Aluminiumbleche, die im Bereich des Trägerrahmens auf der Fahrerseite der Karosserie positioniert sind. Im Folgenden wird dieser Prüfkörper als *Prüfkörper V1* bezeichnet. Die zugehörige technische Zeichnung ist Anhang G zu entnehmen. Abbildung 7.1 bildet die Scanregion schematisch ab. Ziel des Scans ist eine möglichst exakte Rekonstruktion der Geometrie der Nietverbindungen sowie die Analyse, inwiefern die Integration zusätzlicher Projektionswinkel, die aufgrund mangelnder Zugänglichkeit in einer Standardtrajektorie konstanter FDD nicht berücksichtigt werden können, die Bildgebung der ROI beeinflusst.

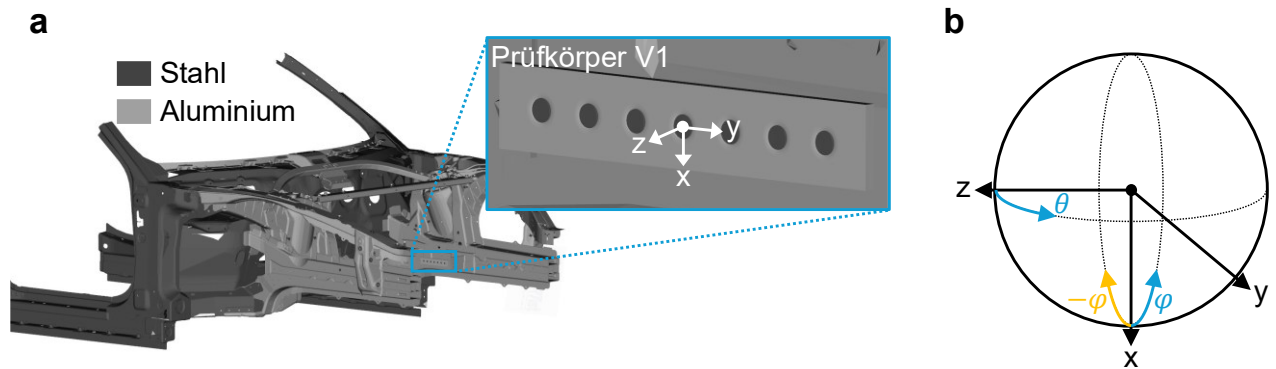


Abbildung 7.1 Positionierung des *Prüfkörpers V1* im untersuchungsrelevanten Bereich des Hauptträgers in (a). Die Zugänglichkeit ist durch trajektorienbegrenzende Strukturelemente wie dem Trägerrahmen oder der Versteifungsstrebe erheblich limitiert. Systemgeometrie des Winkelpaares von Aufnahmeposes in (b). In Anlehnung an eigene Veröffentlichung [127].

Im Folgenden wird eine simulationsbasierte Gegenüberstellung des präsentierten *adaptiven Distanzvariationsansatzes* (vgl. Kapitel 5.1) mit dem herkömmlichen sphärischen Trajektorien- und konstanter FDD präsentiert. Zusätzlich zeigt eine weiterführende Simulation in Kapitel 7.2.3 auf, wie zirkuläre Trajektorien variierender Vergrößerungen die Bildqualität durch die Integration zusätzlicher Informationen in schwer zugänglichen Scanregionen verbessern. Für die folgenden Experimente wurden die Röntgenparameter wie folgt definiert: $U_B = 220 \text{ kV}$, $I_{Fil} = 0,2 \text{ mA}$, $Mittelung = 2$, $Skip = 0$, $Filter = 1 \text{ mm Cu}$. Die Detektorkonfiguration umfasst einen Flächendetektor von $3000 \text{ Pixel} \times 3000 \text{ Pixel}$ bei einer Pixelgröße von $0,1 \text{ mm}$.

7.2.2 Anwendung und Ergebnisanalyse sphärisches Trajektorien- und konstanter FDD bei konstanter Vergrößerung (*adaptiver Distanzvariationsansatz*)

Zur Definition der Projektionsansichten im Rahmen des *adaptiven Distanzvariationsansatzes* wird das in Kapitel 5.1 detailliert beschriebene Verfahren herangezogen. Im ersten Schritt werden die intertrajektoriiellen FDD-Konfigurationen der sphärischen Trajektorien- und konstanter FDD iterativ mittels des in Anhang D, Tabelle A1 dargestellten Algorithmus spezifiziert. Die hierfür verwendeten Eingabeparameter sowie der daraus resultierende Ausgabeparameter, die Liste intertrajektoriieller Abstandskonfigurationen $L_{Konfigurationen}$, sind in Tabelle 7.2 aufgeführt. Ergänzend sei darauf hingewiesen, dass zur Steuerung der Gesamtscanzeit die Belichtungsdauer auf maximal 2000 ms begrenzt wurde. Ausgehend von den definierten Röntgenparametern ergibt sich daraus eine maximal zulässige FDD von $1010,25 \text{ mm}$.

Tabelle 7.2 Ein- und Ausgabeparameter der iterativen FDD-Konfigurationsspezifikation gemäß Anhang D, Tabelle A1. Übernommen aus eigener Veröffentlichung in [127].

Eingabeparameter		Ausgabeparameter $L_{Konfigurationen} = [Konfig_1, Konfig_2, Konfig_3]$			
$D_x, D_y \text{ [mm]}$	300, 300		FDD [mm]	FOD [mm]	ODD [mm]
$\phi_{ROI} \text{ [mm]}$	155	$Konfig_1$	412,1	213,0	199,1
$\alpha \text{ [}^\circ\text{]}$	20	$Konfig_2$	618,2	319,5	298,7
f_{var}	1,5	$Konfig_3$	927,3	479,2	448,1
$FDD_{max} \text{ [mm]}$	1010,25				

Im zweiten Schritt erfolgt die geometrische Definition der aus $L_{Konfigurationen}$ resultierenden diskreten Projektionsansichten (vgl. Gleichung 5.7). In Anlehnung an Kapitel 5.1 erfolgt die eindeutige Beschreibung der Aufnahmegeometrie jeder Projektionsansicht durch die Kombination aus Abstandskonfiguration und Winkelpaar (φ, θ) . In dieser Anwendung erfolgt die Diskretisierung der Winkel in jeweils 5° Schritten. Nach der Analyse der Projektionsansichten auf kollisionsfreie Erreichbarkeit der Röntgenhardware werden alle nicht erreichbaren

Projektionsansichten aussortiert, sodass sich die Menge $T_{Ges_erreichbar}$ ergibt (vgl. Gleichung 5.8). In Abbildung 7.2 sind die resultierenden kollisionsfrei erreichbaren Quellpositionen für die einzelnen Abstandskonfigurationen aus $T_{Ges_erreichbar}$, sowie die zwischen den Abstandskonfigurationen variierenden Belichtungszeiten je Projektion dargestellt.

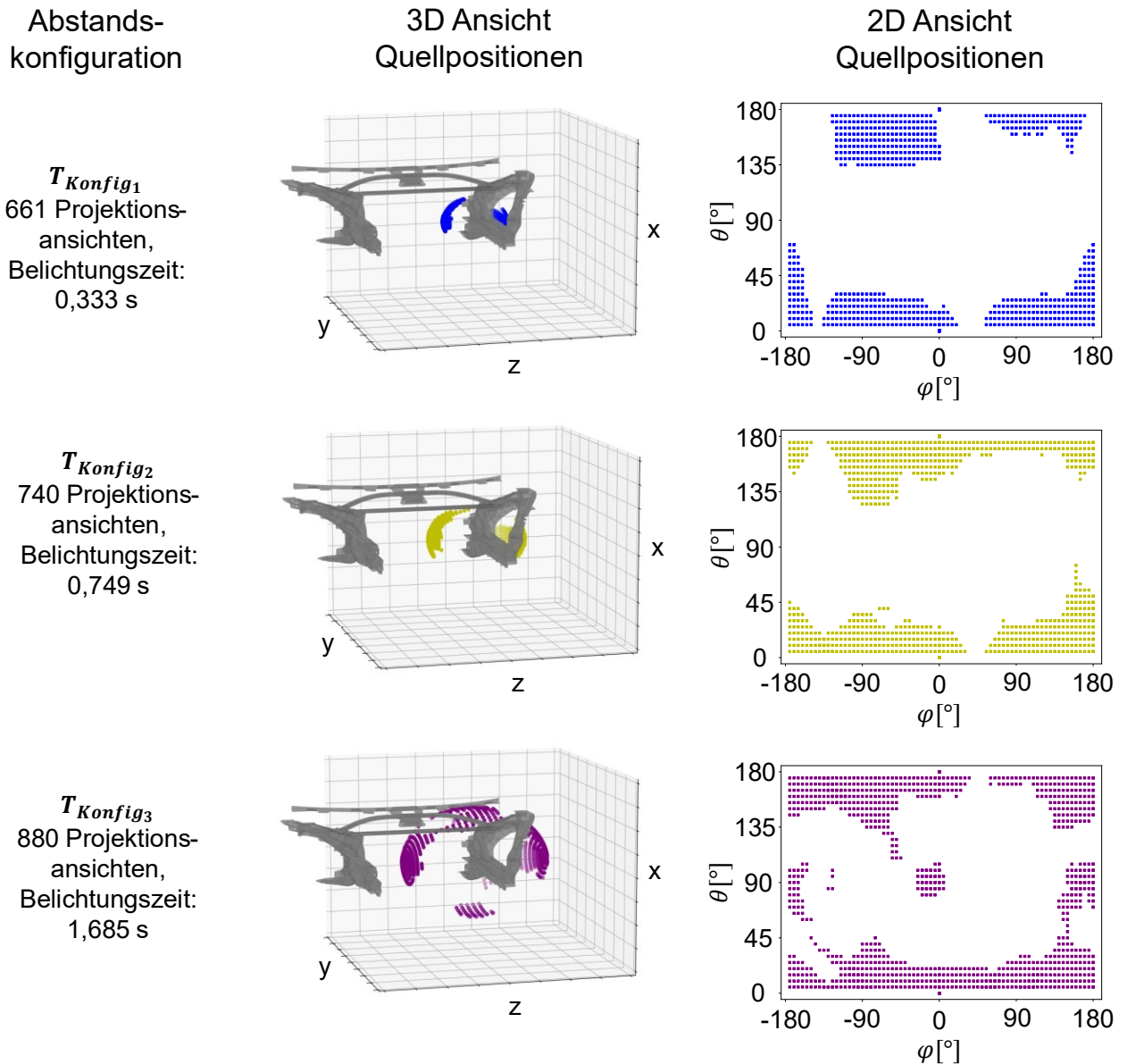


Abbildung 7.2 Darstellung der Quellpositionen der einzelnen Abstandskonfigurationen in kartesischen Koordinaten unter Berücksichtigung kollisionsrelevanter Strukturelemente der Rohkarosserie sowie deren zweidimensionale Projektion in Kugelkoordinaten. In Anlehnung an eigene Veröffentlichung [127].

Es wird deutlich, dass in Abhängigkeit von der gewählten Abstandskonfiguration unterschiedliche Winkelbereiche in jeweils unterschiedlichem Umfang zugänglich werden. Die Konfiguration *Konfig₃* ermöglicht erstmals vertikale Projektionsrichtungen, da kollisionsrelevante Strukturelemente, wie etwa die Versteifungsstrebe, in diesen Bereichen erstmals umfahren werden können. Wie in Abbildung 7.2 ersichtlich, zeigt die Prüfregion mit zunehmender FDD eine Tendenz zur Deklaration einer größeren Anzahl kollisionsfrei zugänglicher Projektionsansichten. Es sei jedoch angemerkt, dass eine größere Anzahl zugänglicher Projektionsansichten nicht zwangsläufig zu besseren Rekonstruktionsergebnissen führt. Entscheidend ist vielmehr die Güte der jeweiligen Projektionsansichten (vgl. Kapitel 6.2). Die Überprüfung dieser Kriterien ist nicht Bestandteil des vorliegenden Versuchs, da es sich hierbei um keine Trajektorienoptimierung durch Anwendung von Gütekriterien im

klassischen Sinne handelt. Dennoch tragen die zusätzlich integrierbaren Projektionswinkel zur Erfüllung des Kriteriums eines hohen Informationsgehalts bei. Im letzten Schritt erfolgt gemäß der Beschreibung in Kapitel 5.1 eine Reduktionsstrategie zur Minimierung redundanter Projektionswinkel durch Priorisierung der kleinsten Abstandskonfigurationen. Auf diese Weise wird angestrebt, eine möglichst große Projektionswinkelvielfalt bei gleichzeitig minimaler Gesamtbelichtungszeit in die finale Trajektorie T_{Final} zu integrieren. Die resultierende Trajektorie der Kombination von $Konfig_1$ und $Konfig_2$ wird im Folgenden als $T_{Final\ 1,2}$ bezeichnet, jene von $Konfig_1$, $Konfig_2$ und $Konfig_3$ als $T_{Final\ 1,2,3}$. Die resultierenden Quellpositionen dieser Trajektorien können Abbildung 7.3 entnommen werden.

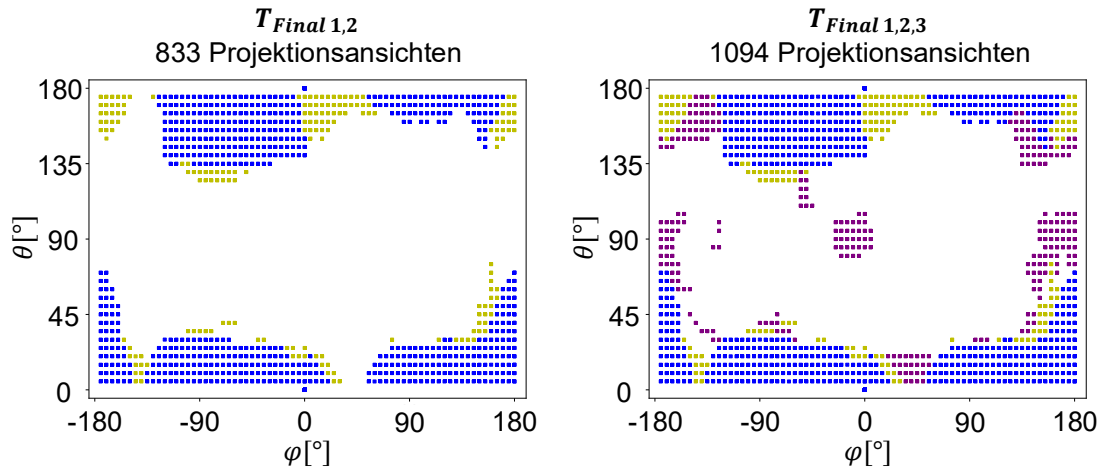


Abbildung 7.3 Erreichbare Quellpositionen der finalen Trajektorien in Kugelkoordinaten, farblich kodiert gemäß der jeweiligen Ausgangskonfiguration in Abbildung 7.2. In Anlehnung an eigene Veröffentlichung [127].

Die Volumenrekonstruktion der aus den Projektionsansichten simulierten Projektionsbilder der verschiedenen Trajektorienkonfigurationen erfolgt auf einem Voxelraster von $300 \times 2500 \times 2500$ Voxeln bei einer Voxelkantenlänge von 0,1 mm. Ein qualitativer Vergleich der zentralen Hohlstanznietstruktur ergibt sich aus den rekonstruierten Schnittbildern in Abbildung 7.4. Die Rekonstruktionen der Trajektorien T_{Konfig_1} und T_{Konfig_2} zeigen vergleichbare Artefaktstrukturen. Insbesondere horizontale Kanten in der Frontal- und Seitenansicht konnten nicht rekonstruiert werden, wodurch weder der Nietkopf noch die auf der Matrizen-seite liegenden Endbereiche des Nietfußes darstellbar sind. Im Gegensatz dazu sind Kanten entlang der z-Achse, also der Nietschaft, vollständig und artefaktfrei abgebildet. Dieses Verhalten lässt sich durch die integrierten Projektionsrichtungen erklären. Wie in Abbildung 7.2 dargestellt, enthalten beide Konfigurationen zwar Projektionsrichtungen entlang der z-Achse, jedoch konnten aufgrund geometrischer Einschränkungen keine Projektionsdaten entlang der x- oder y-Achse erfasst werden. Auch die Rekonstruktion der Kombinationstrajektorie $T_{Final\ 1,2}$ zeigt ein vergleichbares Artefaktverhalten, da die für eine vollständige Rekonstruktion erforderlichen Projektionsinformationen in x- bzw. y-Richtung ebenfalls nicht vorliegen. Durch die in T_{Konfig_3} realisierte Umfahrung von Kollisionselementen wird erstmals die Integration von Projektionsansichten in Polarwinkelbereichen um ca. 90° ermöglicht. Dies resultiert in einer deutlich verbesserten Rekonstruktion horizontaler Kanten in der Frontal- und der Seitenansicht. In der Kombinationstrajektorie $T_{Final\ 1,2,3}$ können die erweiterten Winkelinformationen aus T_{Konfig_3} genutzt werden. Gleichzeitig bleibt die akkumulierte Belichtungszeit vergleichsweise gering, da die übernommenen Projektionen aus T_{Konfig_1} und T_{Konfig_2} nur kurze Belichtungszeiten aufweisen.

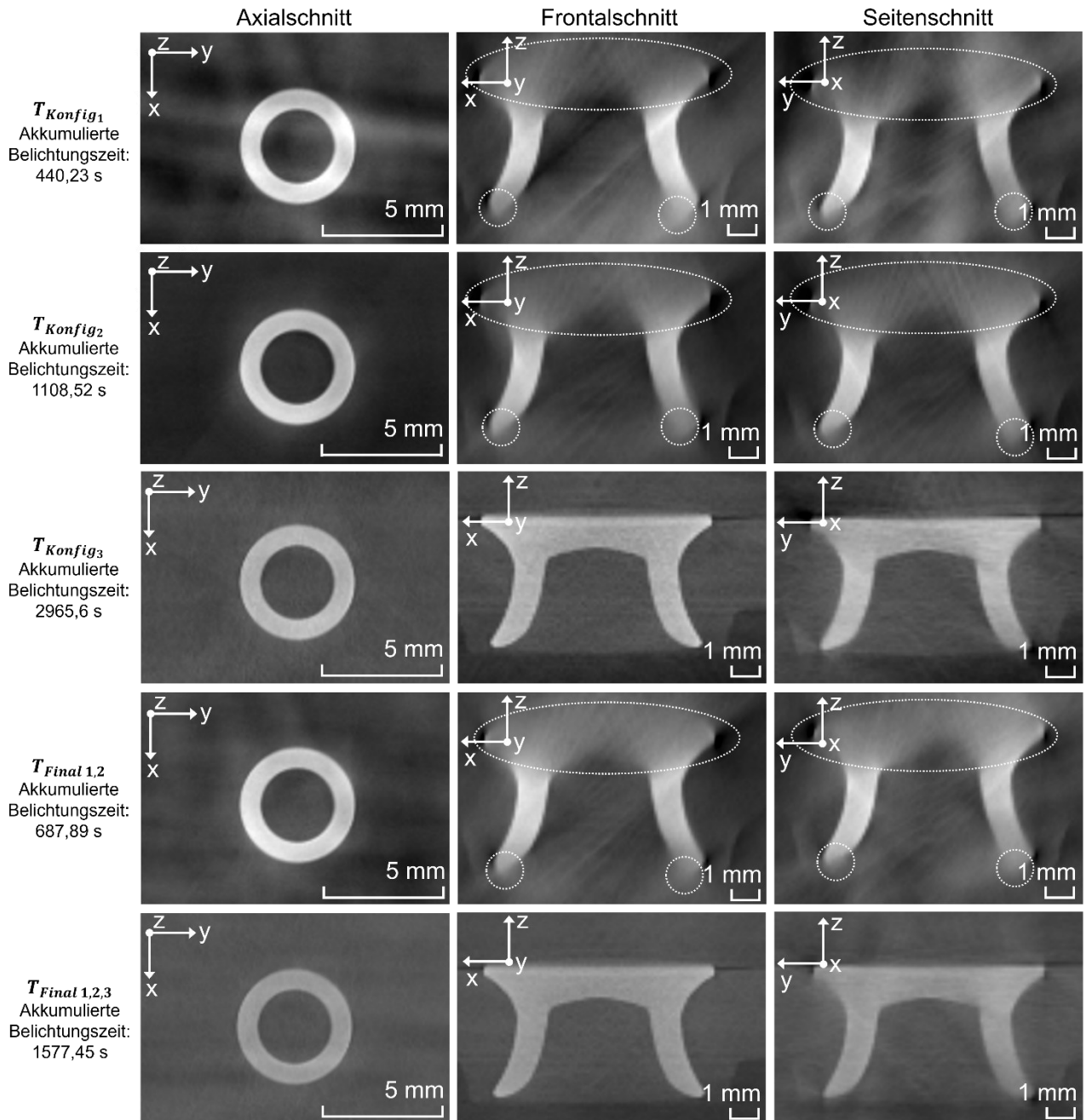


Abbildung 7.4 Rekonstruktion von Schnittbildern des zentralen Hohlstanzniets. Bereiche mit signifikantem Informationsverlust sind entsprechend markiert. In Anlehnung an eigene Veröffentlichung [127].

Die Ergebnisse der qualitativen Analyse werden durch den in Abbildung 7.5 dargestellten Soll-Ist-Vergleich in Falschfarbendarstellung zwischen den rekonstruierten Hohlstanznietvolumen und der CAD-Sollgeometrie visuell bestätigt.

Für die quantitative Analyse werden die referenzbasierten Bildmetriken *Structural Similarity* (SSIM)-Index [177], *Root Mean Square Error* (RMSE) [178] und *Pearson Correlation Coefficient* (PCC) [179] herangezogen. Weiterführende Informationen zu den Metriken sind der angegebenen Literatur oder Anhang J zu entnehmen. Diese Metriken werden auf 32-Bit float Schnittbildern der jeweiligen Rekonstruktion des zentralen Hohlstanzniets bei einer Abmessung von 10×6 mm angewandt und ermöglichen gemeinsam eine fundierte Bewertung der Übereinstimmung mit dem Grauwert-Ground-Truth-Bild. Als Ground-Truth wird ein idealisierter Referenzscan der ROI unter Vernachlässigung der Kollisionsanalyse verwendet. Nach Registrierung des CAD-Modells auf das Referenzvolumen erfolgt die mittlere Grauwertermittlung für Niet, Blech und Luft innerhalb der CAD-Konturen.

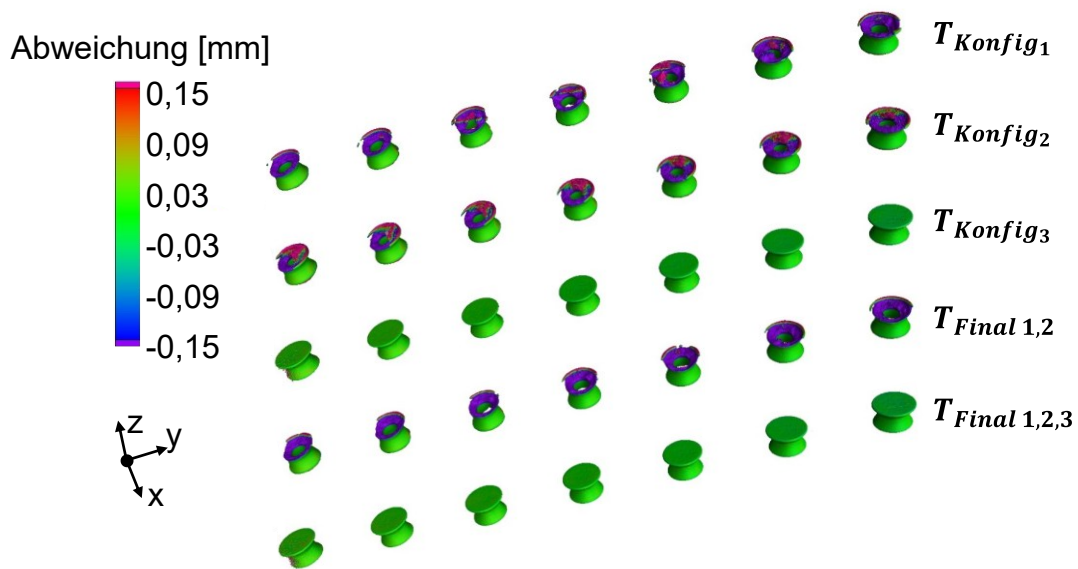


Abbildung 7.5 Soll-Ist-Vergleich der Hohlstanznietrekonstruktionen im 3D-Falschfarbenrendering. Die Oberflächenbestimmung erfolgte mit der erweiterten Oberflächenbestimmung in *VGSTUDIO MAX 2022.1* der Firma Volume Graphics GmbH (Einstellungen: Suchradius 4 Voxel, keine Nachbearbeitung). Die Volumenregistrierung wurde mittels Best-Fit durchgeführt. In Anlehnung an eigene Veröffentlichung [127].

Auf diese Weise entsteht eine strukturelle Idealreferenz in Grauwerten, die es ermöglicht Rekonstruktionsartefakte in der Objektabbildung zu analysieren. Die Auswertung konzentriert sich auf den zentralen Hohlstanzniet, ist jedoch repräsentativ für alle Hohlstanzniete im *Prüfkörper V1* innerhalb eines Rekonstruktionsvolumens, da eine Projektionsstrunkierung und Kegelstrahlartefakte vermieden werden. Die Ergebnisse können Tabelle 7.3 entnommen werden.

Tabelle 7.3 Quantitative Ergebnisse der angewandten Metriken für die rekonstruierten Trajektorien. Übernommen aus eigener Veröffentlichung [127].

Trajektorie	SSIM (Besser, wenn ↑)			RMSE (Besser, wenn ↓)			PCC (Besser, wenn ↑)		
	Axial	Frontal	Seite	Axial	Frontal	Seite	Axial	Frontal	Seite
T_{Konfig_1}	0,5437	0,3567	0,3539	0,0326	0,0783	0,0793	0,9543	0,6418	0,6412
T_{Konfig_2}	0,6137	0,3977	0,3631	0,0299	0,0716	0,0735	0,9781	0,7384	0,7266
T_{Konfig_3}	0,6044	0,4641	0,4795	0,0223	0,0459	0,0375	0,9854	0,9396	0,9623
$T_{Final\ 1,2}$	0,5960	0,4141	0,3721	0,0299	0,0691	0,0690	0,9679	0,7480	0,7665
$T_{Final\ 1,2,3}$	0,5267	0,5200	0,5460	0,0571	0,0520	0,0479	0,9810	0,9478	0,9581

Dabei fällt zunächst auf, dass die SSIM-Werte des Axialschnitts keinen eindeutigen Trend erkennen lassen. Dieses Ergebnis spiegelt die in Abbildung 7.4 dargestellte qualitative Analyse wider, bei der die axiale Abbildung des Nietschafts in sämtlichen Rekonstruktionen eine vergleichbare visuelle Abbildungsgüte aufweist. Die SSIM-Werte der Frontal- und Seitenansichten zeigen hingegen ein konsistentes Muster. Mit zunehmendem Informationsgehalt der Trajektorie, d. h. wachsender Winkelabdeckung, steigt tendenziell auch der SSIM-Wert. Im günstigsten Fall, d.h. beim Vergleich der Seitenansicht der Trajektorien T_{Konfig_1} und $T_{Konfig_{1,2,3}}$, kann eine Verbesserung des SSIM von über 50 % erzielt werden. Auch RMSE und PCC zeigen ein vergleichbares Verhalten und unterstreichen die Abhängigkeit der Rekonstruktionsqualität von der Abdeckung des Winkelbereichs. Besonders deutlich wird dies in der quantitativen Analyse der Frontal- und Seitenansichten, deren Metrikwerte über alle betrachteten Trajektorien hinweg eine enge Übereinstimmung aufweisen.

7.2.3 Anwendung und Ergebnisanalyse zirkulares Trajektorien-Design variabler Vergrößerung

Zur Definition der Projektionsansichten zirkularer Trajektorien-Designs variabler Vergrößerung wird das in Kapitel 5.2 detailliert beschriebene Verfahren herangezogen. Ziel ist die Erhöhung des strukturellen Informationsgehalts in spezifischen Bereichen des rekonstruierten Volumens durch Integration zirkularer Trajektorien dynamischer Vergrößerung innerhalb bislang unzugänglicher Winkelbereiche. In Schritt 1 erfolgt die Parametrisierung der geometrischen Formdefinition sowie der Abtastparameter der initialen zirkularen Trajektorie von konstantem Sichtfeld T_{Ini} . Die Winkelschrittweite der Projektionsansichten wird auf $0,1^\circ$ festgelegt, um der Faustregel zu entsprechen, dass die Anzahl der Projektionen bei zirkularen Trajektorien etwa der Anzahl der horizontalen Detektorelemente entsprechen sollte [20]. Für die geometrische Formdefinition werden die Ergebnisse des *adaptiven Distanzvariationsansatzes* aus der vorherigen Studie herangezogen (vgl. $T_{Final\ 1,2,3}$ in Abbildung 7.3), da sich zirkulare Trajektorien aus diesen Daten ableiten lassen. Jede vertikale Linie konstanten Azimutwinkels φ in Abbildung 7.3 beschreibt eine Halbkreistrajektorie, die durch die Projektionsansichten bei $\varphi = \varphi + 180^\circ$ zu einer geschlossenen zirkularen Trajektorie vervollständigt werden kann. Die geometrische Formdefinition von T_{Ini} ergibt sich folglich aus den Polarwinkeln θ der Projektionsansichten bei $\varphi = 0^\circ$ und $\varphi = 180^\circ$, da diese Konfiguration den maximalen abdeckbaren Winkelbereich für die gegebene ROI repräsentiert. Die Formdefinition von T_{Ini} kann Abbildung 7.6 entnommen werden.

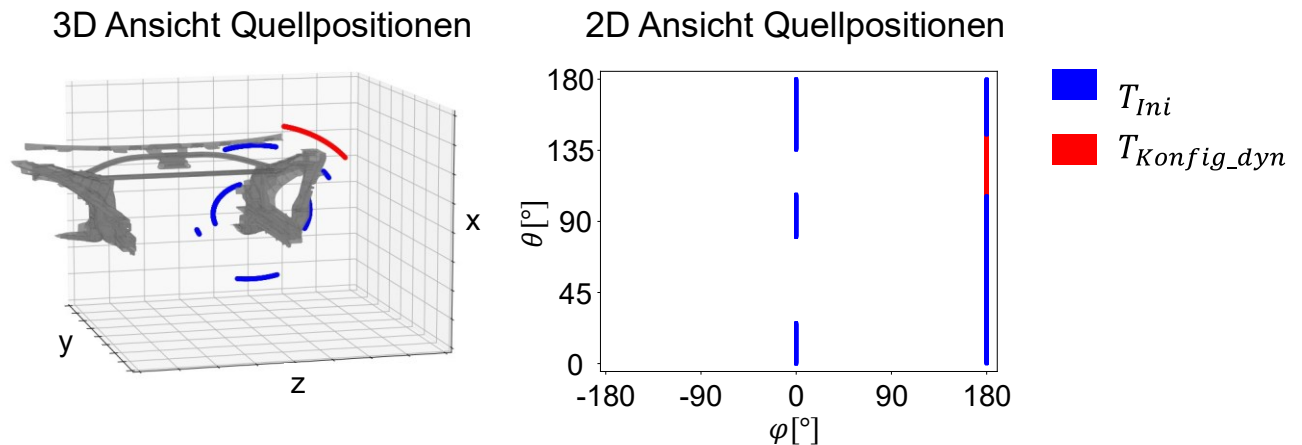


Abbildung 7.6 Darstellung der Quellpositionen der Initialtrajektorie T_{Ini} sowie der zusätzlich integrierten Projektionsansichten dynamischer Vergrößerung T_{Konfig_dyn} in bis dato nicht abgetasteten Winkelsektoren. Die Kombination aller Projektionsansichten resultiert in der Aufnahmetrajektorie T_{Final} . In Anlehnung an eigene Veröffentlichung [127].

Es wird deutlich, dass innerhalb T_{Ini} keine zusammenhängende Teilkreistrajektorie existiert, welche die erforderliche Bedingung einer Abtastwinkelspanne von mindestens 180° zuzüglich des Kegelstrahlöffnungswinkels erfüllt. Es lassen sich drei fehlende Winkelsektoren identifizieren. Der fehlende Winkelsektor im Bereich $\varphi = 0^\circ$ und $\theta = 30^\circ$ bis 80° resultiert aus einer drohenden Kollision des Detektors mit dem Radhaus. Der Bereich $\varphi = 0^\circ$ und $\theta = 110^\circ$ bis 135° ist aufgrund drohender Kollisionen des Detektors mit den Versteifungsquerstreben ebenfalls nicht zugänglich. Der dritte fehlende Winkelsektor im Bereich $\varphi = 180^\circ$ und $\theta = 110^\circ$ bis 140° ergibt sich durch eine drohende Kollision der Röntgenquelle mit dem Radhaus. Da die in Kapitel 5.2 beschriebene Technik durch Vergrößerung der FOD zusätzliche Winkelbereiche erschließt, können die zuvor nicht abgedeckten Bereiche des dritten Winkelsektors mit T_{Konfig_dyn} ergänzt werden. Durch diese Erweiterung der Trajektorie entsteht aus T_{Ini} die Aufnahmetrajektorie T_{Final} . Die geometrische

Parametrisierung sowie die nach Formel 5.5 angepasste Belichtungszeit von T_{Konfig_dyn} ist Tabelle 7.4 zu entnehmen.

Tabelle 7.4 Formparametrisierung und Belichtungszeit der zusätzlich zu T_{Ini} integrierten Projektionsansichten dynamischer Vergrößerung in T_{Konfig_dyn} . Übernommen aus eigener Veröffentlichung [127].

Trajektorie	FDD [mm]	FOD [mm]	ODD [mm]	Azimutwinkel φ [°]	Polarwinkel θ [°]	Belichtungszeit [s]
T_{Konfig_dyn}	1010,25	630,0	380,25	180	110-140	2

Abbildung 7.7 veranschaulicht die Schnittbilder der auf Grundlage der Projektionsansichten in T_{Ini} und T_{Final} sowie der in Kapitel 7.2.2 verwendeten Parametrisierung simulierten Rekonstruktionsvolumina.

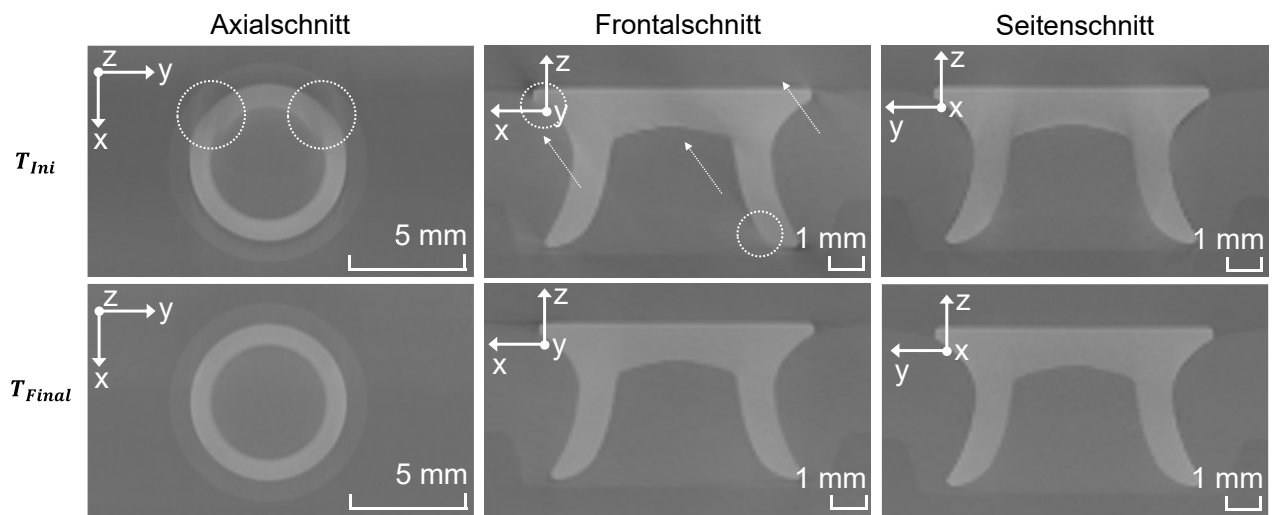


Abbildung 7.7 Rekonstruktion von Schnittbildern des zentralen Hohlstanziets. Bereiche mit signifikantem Informationsverlust sind entsprechend markiert. In Anlehnung an eigene Veröffentlichung [127].

Insbesondere im axialen Schnitt der Rekonstruktion von T_{Ini} treten auffällige Artefakte in den markierten Bereichen des Nietschafts auf. Vergleichbare Artefakte lassen sich auch im frontalen Schnitt beobachten, wobei insbesondere Kanten entlang der markierten Pfeilrichtungen eine deutliche Unschärfe aufweisen. Hervorzuheben ist zudem, dass die Innenkontur des matrizenseitigen Endes des Nietschafts besonders stark durch Artefakte beeinflusst ist. Ein Vergleich dieser Artefaktbereiche mit den in Abbildung 7.6 dargestellten integrierten Projektionswinkeln legt nahe, dass es sich hierbei um Limited Angle Artefakte handelt. Diese sind auf fehlende Projektionsrichtungen in den Winkelsegmenten bei $\varphi = 0^\circ$ und $\theta = 40^\circ$ bis 70° sowie bei $\varphi = 180^\circ$ und $\theta = 110^\circ$ bis 140° zurückzuführen. In den Schnittbildern von T_{Final} sind die in T_{Ini} sichtbaren Artefakte nicht mehr vorhanden. Die zusätzlichen Projektionen aus T_{Konfig_dyn} kompensieren die Unterabtastung und ermöglichen eine artefaktfreie Rekonstruktion. Abbildung 7.8 zeigt die in Abbildung 7.7 beschriebenen Artefakte als Falschfarbendarstellung im Rahmen eines Soll-Ist-Vergleichs mit der CAD-Referenzstruktur. Deutlich erkennbar ist auch hier, dass durch die Integration von Projektionen mit variierender Vergrößerung und das damit ermöglichte Umfahren von Kollisionselementen eine vollständige Rekonstruktion der Objektstruktur erzielt werden kann.

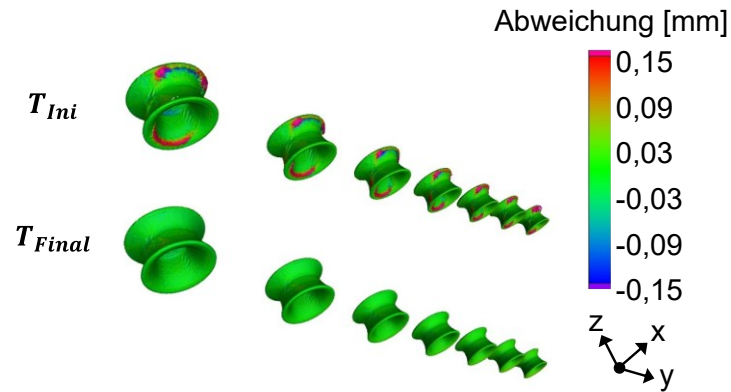


Abbildung 7.8 Soll-Ist-Vergleich der Hohlstanznietrekonstruktionen im 3D-Falschfarbenrendering. Die Oberflächenbestimmung erfolgte mit der erweiterten Oberflächenbestimmung in *VGSTUDIO MAX 2022.1* der Firma Volume Graphics GmbH (Einstellungen: Suchradius 4 Voxel, keine Nachbearbeitung). Die Volumenregistrierung wurde mittels Best-Fit durchgeführt. In Anlehnung an eigene Veröffentlichung [127].

Die quantitative Analyse der Schnittbilder in Tabelle 7.5 bestätigt die Ergebnisse der zuvor durchgeführten qualitativen Auswertung.

Tabelle 7.5 Quantitative Ergebnisse der angewandten Metriken für die rekonstruierten Trajektorien. Das Vorgehen der Oberflächenbestimmung entspricht dem aus Kapitel 7.2.2. Übernommen aus eigener Veröffentlichung [127].

Trajektorie	SSIM (Besser, wenn ↑)			RMSE (Besser, wenn ↓)			PCC (Besser, wenn ↑)		
	Axial	Frontal	Seite	Axial	Frontal	Seite	Axial	Frontal	Seite
T_{Ini}	0,3048	0,1818	0,3427	0,0556	0,0688	0,0540	0,9483	0,9400	0,9229
T_{Final}	0,6029	0,5472	0,5475	0,0196	0,0339	0,0350	0,9803	0,9478	0,9438

Alle Bildmetriken zeigen in T_{Final} eine deutliche Verbesserung gegenüber T_{Ini} . Dies weist auf eine höhere Übereinstimmung mit der Grauwert-Ground-Truth hin und belegt eine verbesserte Abtastung des Prüfkörpers.

7.2.4 Vergleichende Schlussfolgerung

In Scanumgebungen eingeschränkter Zugänglichkeit gestaltet sich die Rekonstruktion vollständiger Daten als besonders anspruchsvoll. Die in dieser Arbeit vorgestellten Trajektorien-Designs ermöglichen durch die Integration von Projektionsrichtungen variierender FDD eine deutliche quantitative Verbesserung der Erfassung von Objektstrukturen bei gleichzeitiger Reduktion von Artefakten als Trajektorien konstanter FDD. Dadurch wird eine differenziertere Abbildung von Objektgeometrien ermöglicht. Generell besteht ein zentraler Vorteil sphärischer Trajektorien-Designs darin, dass Objektbereiche, die von einer zirkularen Trajektorie nicht tangential erfasst werden können, unter der Voraussetzung der Erreichbarkeit aus Substitutionsrichtungen außerhalb der Kreisebene abgetastet werden können. Dies zeigt sich auch im Vergleich der axialen und frontalen Schnittbilder von $T_{Final\ 1,2,3}$ in Abbildung 7.4 mit denen von T_{Ini} in Abbildung 7.7. Obwohl beiden Trajektorien-Designs identische Konfigurationsmöglichkeiten hinsichtlich der FDD zugrunde liegen, treten Limited Angle Artefakte ausschließlich im zirkularen Design von T_{Ini} auf. Ein Vorteil des zirkularen Ansatzes liegt in der vergleichsweise einfachen und intuitiven Umsetzbarkeit. Theoretisch lassen sich die Trajektorien nach dem zirkularen Ansatz auch manuell konfigurieren, was insbesondere dem erfahrenen Bediener eine Implementierung ohne umfangreiche Softwareunterstützung ermöglicht. Es ist jedoch zu beachten, dass die geometrische Festlegung der Initialtrajektorie T_{Ini} ergebniskritisch ist und damit eine gewisse Komplexität mit sich bringt. Ein zusätzlicher Vorteil der Methode zirkularen Trajektorien-Designs liegt in der Kompatibilität mit der klassischen FBP-Rekonstruktion, sofern eine vergrößerungsabhängige Vorverarbeitung der Projektionen erfolgt. Das sphärische Design hingegen setzt aufgrund seiner geometrischen

Komplexität den Einsatz rechenintensiver, algebraischer Rekonstruktionsalgorithmen voraus.

Zusammenfassend belegen beide Verfahren im gegebenen Scanszenario eingeschränkter Zugänglichkeit eine qualitativ wie quantitativ verbesserte Objektabbildung. Dies unterstreicht den Mehrwert der Einbindung von Trajektoriendesigns variabler FDD. In bestimmten Anwendungssituationen eröffnen sich dadurch Analyseoptionen auf Basis der rekonstruierten Bilddaten, die mit konventionellen Trajektorien nicht realisierbar wären. Der damit verbundene erhöhte Rechenaufwand erscheint vor diesem Hintergrund gegenüber der manuellen Anwendung einfacher Standardtrajektorien als gerechtfertigt.

Es sei betont, dass die beschriebenen Ansätze keine Zielfunktionen zur gezielten Auswahl von Projektionsansichten heranziehen und daher nicht im klassischen Sinne als Trajektorienuptimierung zu verstehen sind. Vielmehr stellen sie eine Erweiterung bestehender Trajektoriendesigns dar. Die aus diesen Konzepten abgeleiteten Trajektoriendesigns bieten jedoch ein vielversprechendes Potenzial als Ausgangspunkt für weiterführende Optimierungsalgorithmen. Insbesondere in schwer zugänglichen Bereichen könnten so deutlich hochwertigere Abtastungen von Daten bei zugleich verbesserter Zeiteffizienz erzielt werden.

7.3 Objektspezifische Trajektorienoptimierung für few view Szenarien

Die nachfolgende simulative Fallstudie zur Anwendung der in Kapitel 6.3 beschriebenen objektspezifischen Trajektorienoptimierung für few view Szenarien basiert auf einem industriennahen Scanszenario limitierter Zugänglichkeit. Zentrale Ergebnisse wurden bereits in [19] veröffentlicht und dienen den folgenden Ausführungen als Grundlage.

7.3.1 Szenariobeschreibung

In produktionsnahen Atline- oder Inline-Anwendungen computertomographischer Scans steht häufig die Analyse der bekannten bzw. gewünschten Sollgeometrien im Vergleich zum aktuellen Ist-Zustand im Fokus. Aufgrund begrenzter Taktzeiten müssen dabei definierte Prüfregionen bei einer limitierten Anzahl von Projektionsansichten mit möglichst hoher Abbildungsqualität der Geometrie erfasst werden. Typische Anwendungsbeispiele sind die Analyse von Bauteillagen oder die Bewertung von Spaltmaßen. Ein entsprechendes Szenario wird im Rahmen der vorliegenden simulationsbasierten Studie nachgebildet. Zur Simulation praxisnaher Bedingungen wurde ein Aluminium-Prüfkörper, im Folgenden als *Prüfkörper V2* bezeichnet, konstruiert, der typische Strukturen industrieller Bauteile aufweist. Dazu zählen unterschiedlich ausgerichtete Flächen, eine Bohrung und ein Langloch. Die zugehörige technische Zeichnung ist Anhang H zu entnehmen.

Im Rahmen der Fallstudie werden zwei Referenztrajektorien konstanter FDD von 600 mm eingesetzt: Die in der Industrie etablierte, equiangular Kreistrajektorie sowie ein sphärisches Trajektoriendesign, wie es vor allem in der Forschung verwendet wird. Letzteres basiert auf einer Fibonacci-Verteilung [135], die eine nahezu gleichmäßige Platzierung der Projektionsansichten auf der Kugeloberfläche ermöglicht. Die Referenztrajektorien werden mit der Trajektorie des objektspezifischen Optimierungsansatzes verglichen. Dabei liegt der Fokus auf Trajektoriengrößen von maximal 200 Projektionsansichten, da aufgrund limitierter Taktzeiten höhere Projektionszahlen nicht praktikabel erscheinen. Für die Referenztrajektorien werden ergänzend Rekonstruktionen mit 400 Projektionsansichten simuliert, um zu analysieren, ab welchen Projektionsanzahlen diese eine vergleichbare Bildqualität zur vorgeschlagenen Methode liefern.

Zusätzlich zur qualitativen Analyse werden drei quantitative Metriken herangezogen. Zunächst kommt die referenzfreie DoM-Metrik von Kumar et al. [180] zum Einsatz, welche

Differenzen von Differenzen in Grauwerten mediangefilterter Bilder bewertet. Sie dient als Indikator für die Kantenschärfe, ein entscheidender Faktor sowohl für die visuelle Beurteilung durch Menschen als auch im vorliegenden Anwendungsfall. Zur anwendungsnahen Bewertung der Abbildungsgenauigkeit der Objektoberflächen wird außerdem die in *VGSTUDIO MAX 2023.4* der Firma *Volume Graphics GmbH* berechnete Verteilung der Soll-Ist-Abweichungen zwischen Rekonstruktionen und dem CAD-Modell des Prüfkörpers herangezogen. Dabei wird der Prozentsatz der Oberfläche ermittelt, der eine maximale Abweichung von 100 µm nicht überschreitet, da dies einem Schwellenwert gängiger industrieller Auflösungsanforderungen entspricht. Weiterführende Informationen zu den Metriken sind der angegebenen Literatur oder Anhang J zu entnehmen.

Für die folgende Studie wurden die Röntgenparameter wie folgt gesetzt: $U_B = 225 \text{ kV}$, $I_{Fil} = 0,22 \text{ mA}$, $Filter = 0,5 \text{ mm Cu}$. Die Belichtungszeit wird in der Röntgensimulation automatisiert spezifiziert, sodass die maximale Intensität im Flat-Field-Bild konstant bei 90 % des maximal möglichen Grauwerts liegt. Um stationären Rauschmustern und variablen Pixelantworten entgegenzuwirken, wird für jede Projektion eine Flat-Field-Korrektur angewendet. Die Detektorkonfiguration umfasst einen Flächendetektor von 3000 Pixel x 3000 Pixel bei einem Pixelabstand von 0,1 mm. Sämtliche Rekonstruktionsvolumina bestehen aus 1000^3 Voxeln bei einer Voxelkantenlänge von 0,1 mm. Der in Kapitel 6.3.2 eingeführte Informationsredundanzfaktor Ξ wird im Folgenden mit $\Xi = 0,2$ angesetzt.

Für die folgende simulierte Anwendung wird der *Prüfkörper V2* gezielt in einem schwer zugänglichen Bereich, mittig unterhalb des Windschutzrahmens einer Rohkarosserie positioniert. Die Lage des Prüfkörpers unterhalb des aus Stahl und Aluminium bestehenden Rahmensegments ist in Abbildung 7.9 dargestellt. Als Bildgebungsmittelpunkt wurde das geometrische Zentrum der den *Prüfkörper V2* umschließenden Bounding Box (dt. *Umgrenzungsrahmen*) festgelegt. Eine vereinfachte Anwendung der Methodik unter Bedingungen idealisierter Zugänglichkeit kann ergänzend [19] entnommen werden.

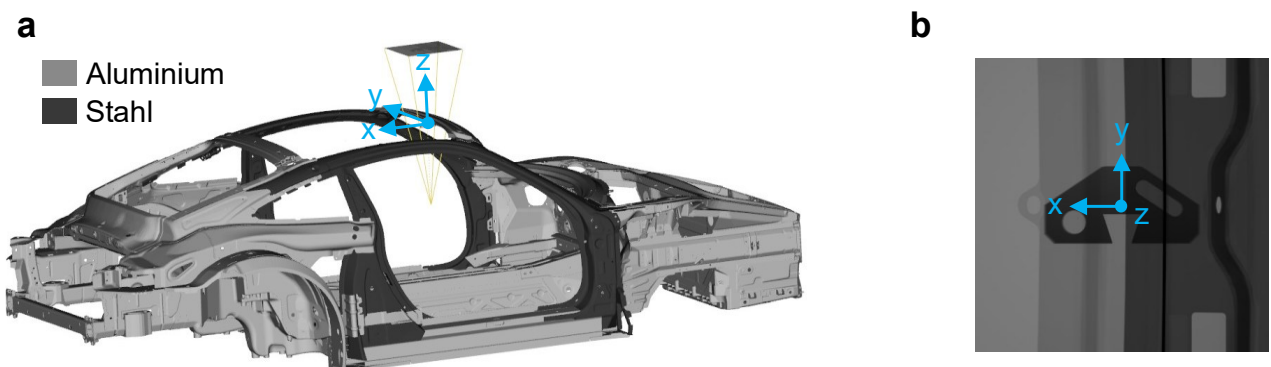


Abbildung 7.9 Positionierung und Definition des Koordinatensystems des *Prüfkörpers V2* im untersuchungsrelevanten Bereich des Windschutzrahmens in (a). Gezeigt wird eine exemplarische Projektionsansicht in *aR-Tist* [166]. In (b) ist das zugehörige Röntgenprojektionsbild vergrößert dargestellt, um die zentrale Platzierung des Prüfkörpers unterhalb des Windschutzrahmens zu veranschaulichen. In Anlehnung an eigene Veröffentlichung [19].

7.3.2 Anwendung und Ergebnisanalyse

Im ersten Schritt erfolgt die Radontransformation der Sollgeometrie anhand der Gleichung 3.2. In der Radonraumrepräsentation wird jedes Flächenelement, wie in Abbildung 7.10 veranschaulicht, durch einen Radonwert charakterisiert.

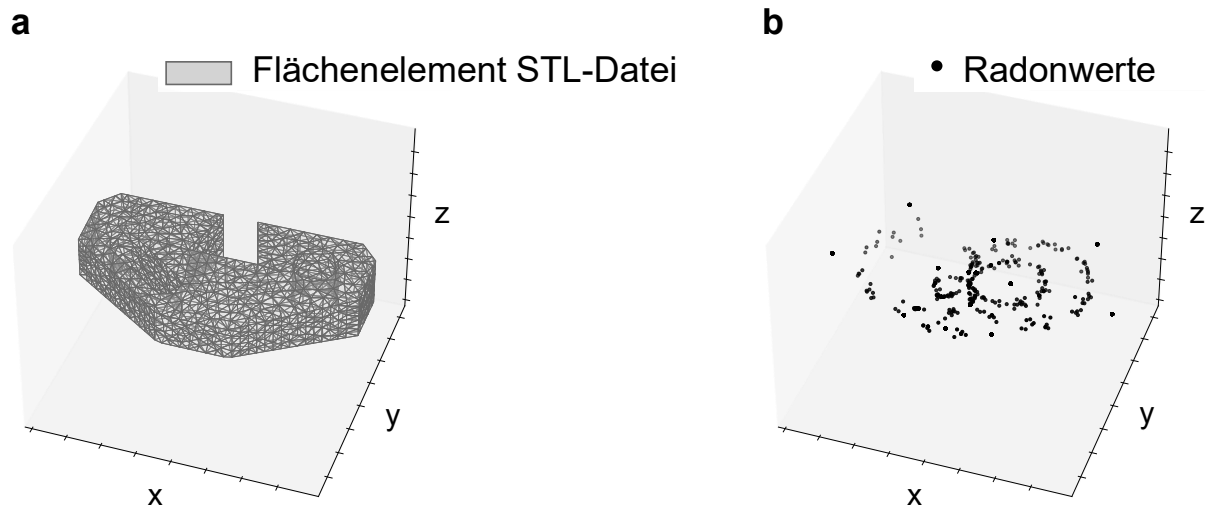


Abbildung 7.10 Prüfkörper V2 als STL-Datei mit einer maximal zulässigen Kantenlänge von 0,5 mm pro Flächenelement in (a). Die resultierende Radonraumrepräsentation ist in (b) dargestellt.

Im Folgenden werden Projektionsansichten selektiert und den Trajektorien hinzugefügt. Resultierende Quellpositionen der Projektionsansichten zum Vergleich der Lage der Referenztrajektorien und der vorgestellten objektspezifischen Trajektorie im Raum sind exemplarisch für 20 Projektionsansichten in Abbildung 7.11 dargestellt.

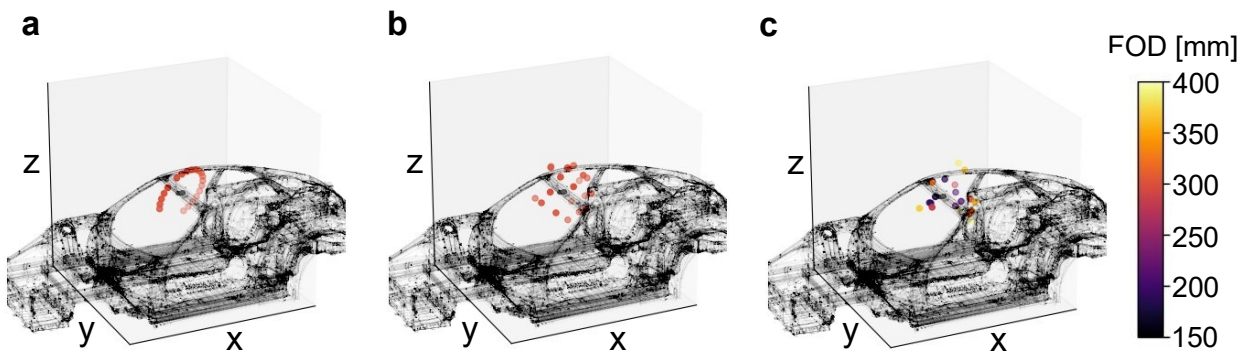


Abbildung 7.11 exemplarische Quellpositionen von 20 Projektionsansichten der Referenztrajektorien und der vorgestellten objektspezifischen Trajektorie. (a): zirkuläre Referenztrajektorie, (b): sphärische Referenztrajektorie, (c): objektspezifische Trajektorie. In Anlehnung an eigene Veröffentlichung [19].

Insbesondere in der zirkulären Trajektorie treten die durch den Windschutzrahmen sowie den Eintauchbereich der Frontscheibe bedingte Unzugänglichkeiten deutlich hervor. In diesen Bereichen ist eine Ansteuerung entsprechender Projektionsansichten nicht möglich.

Für die qualitative Bewertung der Objektrekonstruktion sind in Abbildung 7.12 exemplarische Schnittbilder gezeigt, die aus Trajektorien mit 20, 60 und 200 Projektionsansichten rekonstruiert wurden. Bei der Betrachtung der Schnittbilder fallen zunächst verschiedene Artefakte auf, die auf die umliegenden durchstrahlten Geometrien der Karosserie zurückzuführen sind. Für alle betrachteten Trajektorien zeigt sich wie erwartet eine qualitative Verbesserung der rekonstruierten Daten mit zunehmender Projektionsanzahl. Die rekonstruierten Schnittbilder der Referenztrajektorien zeigen innerhalb der Grenzen der menschlichen visuellen Wahrnehmung eine vergleichbare Bildschärfe. Grund dafür ist, dass beide Referenztrajektorien zwar die grobe Geometrie abbilden können, die exakte tangentielle Abtastung von Objektkanten bei niedrigen Projektionszahlen jedoch zufallsabhängig bleibt. Die rekonstruierten Schnittbilder des vorgestellten objektspezifischen Ansatzes vermitteln den subjektiv schärfsten Eindruck. Im Seitenschnitt der Rekonstruktion mit 20

Projektionsansichten ist deutlich zu erkennen, dass große planare Objektoberflächen bereits bei geringer Projektionsanzahl mit hoher Schärfe dargestellt werden können. Im Axialschnitt derselben Rekonstruktion wird hingegen ersichtlich, dass kleinere Strukturen zu diesem Zeitpunkt noch nicht abgebildet werden. Dies resultiert aus der Konzeption des Suchmechanismus des Algorithmus, der gezielt Projektionsansichten von höchstem Informationsgehalt im Radonraum präferiert und somit Projektionsansichten, die größere Oberflächenbereiche abtasten, früher in die Trajektorie integriert als Projektionsansichten, die kleinere Objektbereiche abtasten. Aus demselben Grund lässt sich auch erklären, weshalb die Bohrung und das Langloch im objektspezifischen Ansatz erst bei höheren Projektionszahlen (hier: 200) scharf dargestellt werden. Die Vielfalt der zu diesen Strukturen zugehörigen, unterschiedlich orientierten Tangenten erfordert multiple Projektionsansichten, um diese Strukturen vollständig abzubilden.

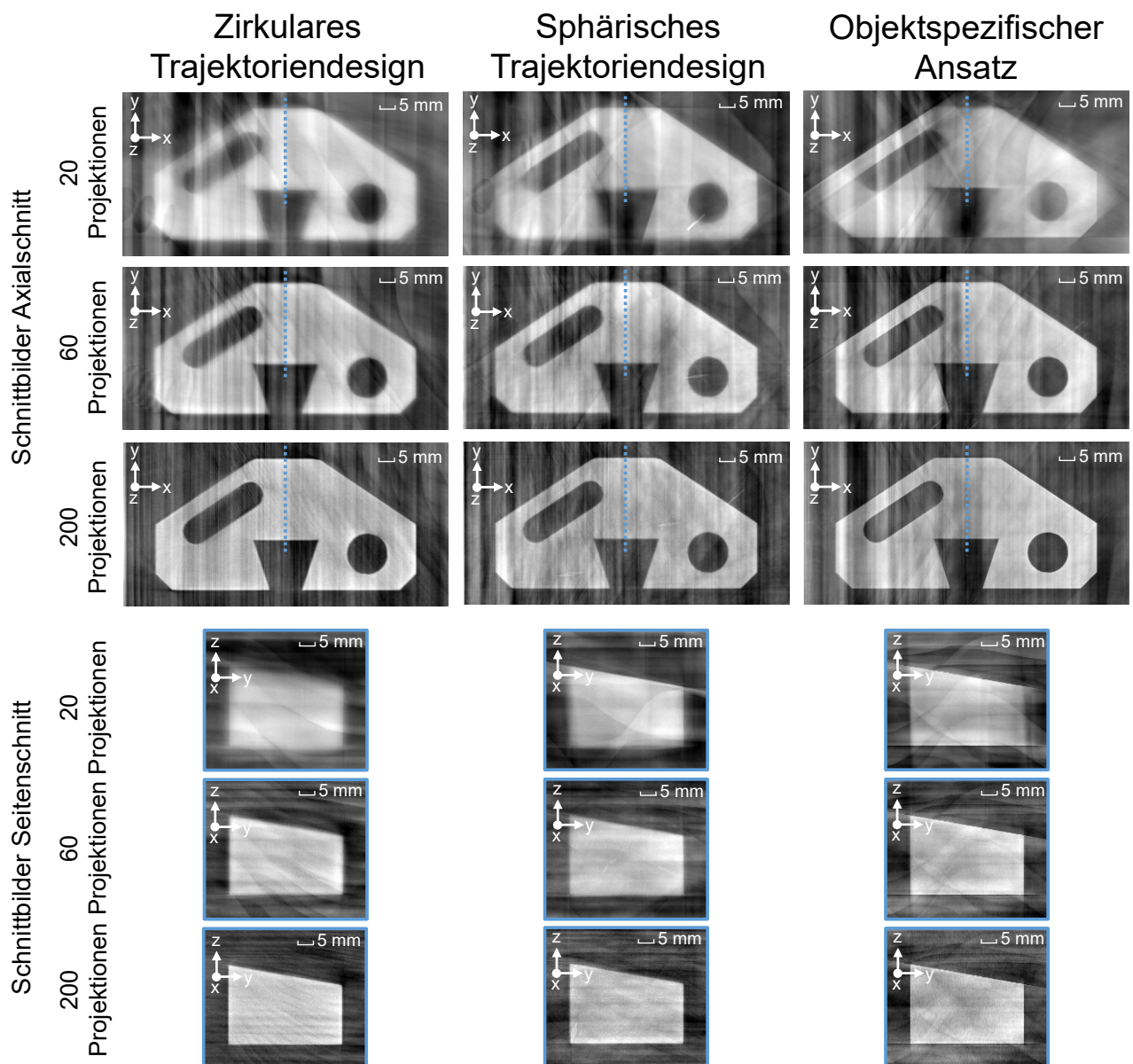


Abbildung 7.12 Rekonstruierte Schnittbilder in der zentralen Schnittebene der jeweiligen Trajektorien. In Anlehnung an eigene Veröffentlichung [19].

Abbildung 7.13 bestätigt den visuellen Eindruck, indem sie die Ergebnisse der Analyse der Kantenschärfe mithilfe der DoM-Metrik als Projektionsqualitätskurven sowohl für den Axialschnitt als auch den Seitenschnitt darstellt.

Es zeigt sich zunächst, dass die Schärfe der Kantenrepräsentation in den rekonstruierten Bildern mit steigender Projektionsanzahl für alle Trajektorien zunimmt. Diese Beobachtung steht mit der qualitativen Analyse in Abbildung 7.12 im Einklang. Zudem bestätigt sich quantitativ der qualitative Eindruck, dass die optimierte Trajektorie eine überlegene Kantenschärfe gegenüber beiden Referenztrajektorien aufweist, insbesondere in Bereichen mit geringer Projektionsanzahl. Darüber hinaus wird deutlich, dass die Abweichungen zwischen den beiden Referenztrajektorien vergleichsweise gering ausfallen, insbesondere im Verhältnis zum Zugewinn an Kantenabbildungsqualität durch die vorgestellte objektspezifische Trajektorie. Dies legt nahe, dass die gezielte objektabhängige Optimierung der Trajektorie ein signifikant höheres Potenzial zur Kantenabbildung bietet als die Applikation konventioneller Referenztrajektorien.

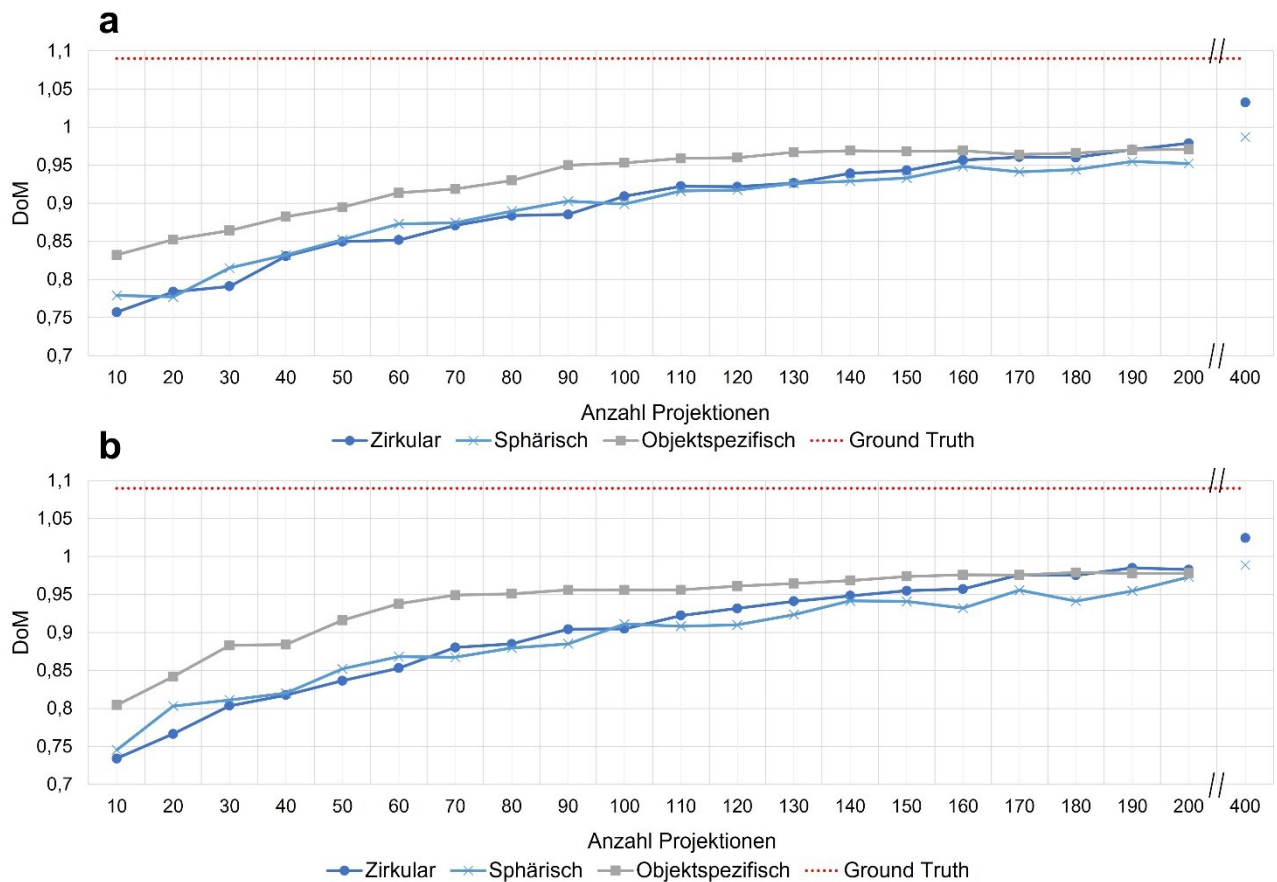


Abbildung 7.13 Quantitative Analyse der Bildschärfe in Form von Projektionsqualitätskurven basierend auf der DoM Metrik zur Schärfewertung [180] für die zu vergleichenden Rekonstruktionen. Axialschnitt in (a), Seitenschnitt in (b). Zur Referenz ist der DoM-Wert einer in der Praxis nicht realisierbaren, vollständig zugänglichen zirkularen Trajektorie mit 2880 Projektionsansichten enthalten, der als Ground Truth dient. Übernommen aus eigener Veröffentlichung [19].

Die in Abbildung 7.14 dargestellte Übereinstimmung zwischen der rekonstruierten und der realen Objektoberfläche unterstreicht den Mehrwert der vorgeschlagenen objektspezifischen Trajektorienoptimierung hinsichtlich einer präziseren geometrischen Abbildung, insbesondere bei kleinen Trajektoriengrößen.

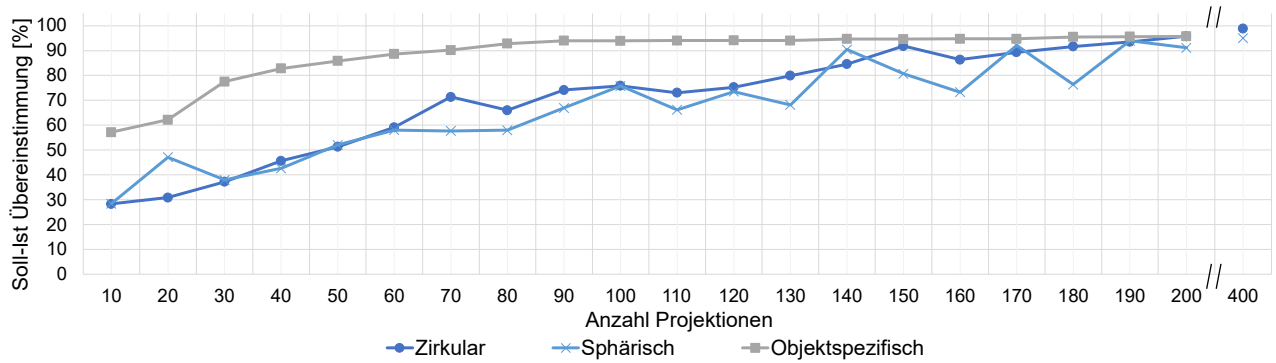


Abbildung 7.14 Soll-Ist-Vergleich der rekonstruierten Volumenoberflächen aus den jeweiligen Trajektorien mit einer maximalen Abweichung von unter 100 μm zum Referenz-CAD-Modell. Übernommen aus eigener Veröffentlichung [19].

Innerhalb des gesamten Untersuchungsbereichs von bis zu 200 Projektionsansichten weisen die rekonstruierten Objektoberflächen der Referenztrajektorien signifikant geringere Übereinstimmungsgrade mit dem Ground-Truth-CAD-Modell auf als die Oberflächen, die aus den Projektionsansichten der objektspezifischen Trajektorie rekonstruiert wurden. Es ist anzumerken, dass keine der rekonstruierten Objektoberflächen innerhalb der vorgegebenen Toleranzgrenzen eine vollständige Übereinstimmung mit dem CAD-Modell aufweist. Diese Abweichungen sind auf die anspruchsvollen Scanbedingungen zurückzuführen, die durch trajektorienbegrenzende Kollisionselemente sowie das Vorhandensein stark absorbierender Materialien verursacht werden. Die daraus resultierenden Artefakte können trotz Anwendung der Artefaktvermeidungsstrategie nicht vollständig unterdrückt werden. Dennoch bleibt abschließend anzumerken, dass die Oberflächenrekonstruktionen der optimierten Trajektorie im Durchschnitt eine um 20,37 % verbesserte Übereinstimmung mit dem Ground-Truth-CAD-Modell aufweisen, verglichen mit den Ergebnissen der Referenztrajektorien bis zu 200 Projektionen. In Extremfällen, wie den Rekonstruktionen bei Trajektoriengrößen von 40 Projektionsansichten, kann die Oberflächenübereinstimmung sogar um bis zu 40,3 % übertroffen werden. Die Falschfarbendarstellung dieser Soll-Ist-Vergleiche ist exemplarisch in Abbildung 7.15 dargestellt und unterstreicht erneut die Stärke des vorgestellten Verfahrens, insbesondere bei Scanszenarien geringer Projektionsanzahlen.

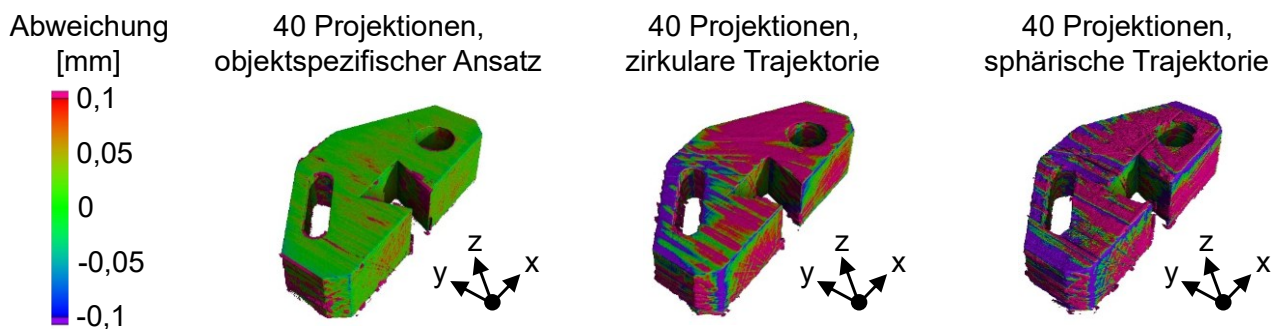


Abbildung 7.15 Exemplarische Falschfarbendarstellung des Soll-Ist-Vergleichs der rekonstruierten Volumenoberflächen aus den jeweiligen Trajektorien mit einer maximalen Abweichung von unter 100 μm zum Referenz-CAD-Modell. In Anlehnung an eigene Veröffentlichung [19].

Insgesamt bestätigt die Studie das Potenzial der objektspezifischen CT-Trajektorienoptimierung zur geometrischen Abbildungsverbesserung in few view Scanszenarien, insbesondere in planaren Objektbereichen. In Objektbereichen gekrümmter Oberfläche ist aufgrund der Richtungsvielfalt der lokalen Tangenten eine höhere Anzahl divergenter Röntgenstrahlen erforderlich, sodass eine vollständige Abtastung erst bei erhöhter Projektionsanzahl erreicht wird. An dieser Stelle sei angemerkt, dass auch die vorgestellte Methodik bei extremer Unzugänglichkeit bestimmter Objektbereiche oder bei der notwendigen Durchstrahlung stark

absorbierender Materialien an ihre Grenzen stößt. Die Qualität der Geometrieabbildung steigt mit den verfügbaren erreichbaren Projektionsrichtungen des CT-Systems, da eine breite Abdeckung unterschiedlicher Projektionsrichtungen die Optimierung wesentlich unterstützt.

Zahlreiche industrielle Einsatzszenarien der roboterbasierten CT bieten substanzielle Optimierungsmöglichkeiten durch die objektspezifische CT-Trajektorienoptimierung. Insbesondere bei der atline / inline Hochqualitätsrekonstruktion funktionskritischer Teilbereiche, etwa zur Analyse von Bauteillage, Fügepunkten oder Spaltmaßen. Insbesondere die automatisierte Inspektion von Teilregionen mehrerer großdimensionierter Bauteile mit identischen Sollgeometrien stellt ein naheliegendes Einsatzszenario für die vorgeschlagene Methodik dar.

7.4 Datenvollständigkeits-Trajektorienoptimierung für extensive view Szenarien

Die nachfolgende simulative Fallstudie zur Anwendung der in Kapitel 6.4 beschriebenen Datenvollständigkeits-Trajektorienoptimierung für extensive few Scanszenarien basiert auf einem industrienahen Scanszenario limitierter Zugänglichkeit. Zentrale Ergebnisse wurden bereits in [12] veröffentlicht und dienen den folgenden Ausführungen als Grundlage.

7.4.1 Szenariobeschreibung

In labornahen Applikationen der Computertomographie liegt der Fokus häufig auf der Analyse unbekannter Geometrien im Rahmen forensischer Studien von Bauteilen. Ein entsprechendes Szenario wird im Rahmen der vorliegenden simulationsbasierten Studie nachgebildet. Dazu wurde ein Prüfkörper, im Folgenden als *Prüfkörper V3* bezeichnet, gemäß der Darstellung in Abbildung 7.16 in einer limitiert zugänglichen Scanregion im Zentrum der Federbeinaufnahme auf der Fahrerseite einer automobilen Karosseriestruktur platziert.

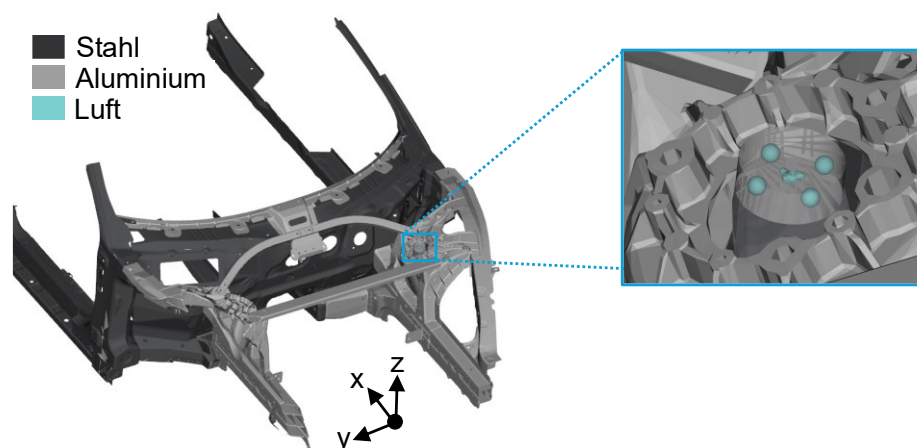


Abbildung 7.16 Positionierung des *Prüfkörpers V3* im untersuchungsrelevanten Bereich der Federbeinaufnahme. Die Zugänglichkeit ist durch trajektorienbegrenzende Strukturelemente erheblich limitiert. In Anlehnung an eigene Veröffentlichung [12].

Der *Prüfkörper V3* bildet ein simuliertes Gussbauteil mit einem zentralen, aus CT-Daten realer Porosität modellierten Lufteinschluss ab. Ergänzend wurden vier künstliche Lufteinschlüsse in Kugelgeometrie integriert, um Abtasteffekte zu untersuchen. Aufgrund ihrer isotrop verteilten Oberflächennormalen lassen sich Kugeln nur bei ausreichender und richtungsvielfältiger Abtastung im Radonraum vollständig rekonstruieren und eignen sich daher besonders zur Validierung der Rekonstruktionsqualität unter extremen Bedingungen. Ziel

der Simulationsstudie ist eine bestmögliche Geometrierekonstruktion der Luftstrukturen. Die zu dem *Prüfkörper V3* zugehörige technische Zeichnung ist Anhang I zu entnehmen.

Im Kontext der Fallstudie wird die vorgeschlagene Trajektorienoptimierung zur Sicherstellung der Datenvollständigkeit konventionellen industriellen Referenztrajektorien gegenübergestellt. Hierzu werden Trajektorien zirkularer Designs mit konstantem Vergrößerungsfaktor von $M = 2$ und variierenden Orientierungen herangezogen. Die Referenztrajektorien basieren auf drei unterschiedlichen FDDs von 800 mm, 1050 mm und 1300 mm. Die Kippwinkel werden im Bereich von 0° bis 170° in 10° -Schritten sowohl um die x-Achse (φ) als auch um die y-Achse (θ) variiert. In Kombination mit den drei FDDs resultieren daraus insgesamt 972 Referenztrajektorien. Die initialen Trajektorien T_{Ini} sind durch 3000 equiangular verteilte Projektionsansichten parametrisiert. Zur Begrenzung der Gesamtprojektionsanzahl auf praxisübliche Werte im unteren bis mittleren vierstelligen Bereich wurde die Optimierungsmethodik auf drei Iterationen des DE-Algorithmus beschränkt. Weitere Iterationen liefern nur noch geringen Informationsgewinn, da wesentliche Anteile des Radonraums bereits durch Projektionsansichten aus vorherigen Iterationen abgetastet wurden.

Abbildung 7.17a veranschaulicht die zugrunde liegende Aufnahmegeometrie sowie die in der Optimierung berücksichtigten Parameter FOD, φ und θ . Für sämtliche initialen Trajektorien T_{Ini} ist das Rotationszentrum im Mittelpunkt des *Prüfkörper V3* verortet.

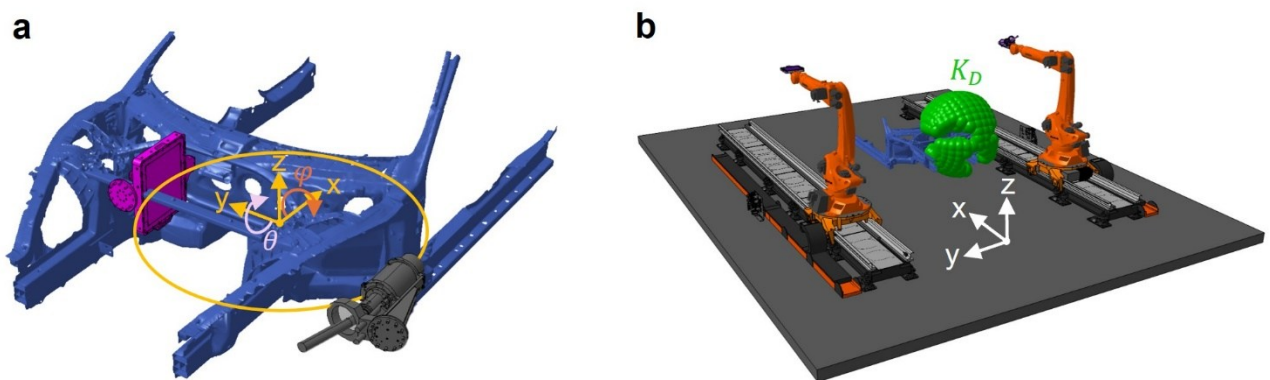


Abbildung 7.17 Darstellung der Aufnahmegeometrie sowie der berücksichtigten Optimierungsparameter $\zeta = FOD, \varphi$ und θ in (a). Abgebildet ist eine exemplarische Trajektorienparametrisierung für $\varphi = 0^\circ$ und $\theta = 0^\circ$. Die Rotationen erfolgen in extrinsischer xy-Reihenfolge. Es sei darauf hingewiesen, dass die violette Hervorhebung des Detektors auf ein mögliches Kollisionsszenario hinweist. Positionierung der Karosserie und kollisionsfrei erreichbarer Raum des Detektors K_D in (b). In Anlehnung an eigene Veröffentlichung [12].

Zur optimalen Ausnutzung des Roboterarbeitsraums wird die Karosserie mittig zwischen den linearen Achsen positioniert und um etwa 1 m angehoben, um vertikale Projektionsrichtungen zu ermöglichen. Bei der Berechnung der kollisionsfreien Erreichbarkeitsräume K_S und K_D werden in erster Näherung Hilfsstrukturen wie Hebeschlaufen und Tragevorrichtungen vernachlässigt. Die resultierende Positionierung sowie der kollisionsfrei erreichbare Raum K_D des Detektors sind in Abbildung 7.17b dargestellt.

Zum quantitativen Vergleich der vorgeschlagenen Methode mit den Referenztrajektorien kommen vier Metriken zum Einsatz. Ausgehend von der absoluten Anzahl mit einer Trajektorie abgetasteter Radonwerte, wie sie durch die Zielfunktion in Gleichung 6.13 bestimmt wird, wird die Kalkulation der relativen Bewertungsgröße FOM_{RW} zur quantitativen Analyse der Abtastdatenvollständigkeit herangezogen. Darüber hinaus erfolgt, analog zu den vorangegangenen simulativen Studien, eine Auswertung der in *VGSTUDIO MAX 2023.4* (Volume Graphics GmbH) berechneten Soll-Ist-Abweichungen zwischen den CT-Rekonstruktionen und dem CAD-Modell des Prüfkörpers. Hierbei wird der Anteil der Oberfläche bestimmt,

dessen Abweichung 100 μm nicht überschreitet. Für die Oberflächenrekonstruktion wird das Modul der erweiterten Oberflächenbestimmung verwendet. Als initiale Kontur dient das Ground-Truth-STL-Modell der Luftstrukturen, die Suchdistanz beträgt 1 mm. Ergänzend werden zwei referenzbasierte STL-Metriken aus den rekonstruierten Oberflächen der Luftstrukturen berechnet: die Chamfer-Distanz (CD) [181] zur Erfassung des mittleren minimalen Punktabstands zwischen zwei Punktmengen sowie die Volumendifferenz zur Quantifizierung globaler Formabweichungen. Alle verwendeten STL-Dateien wurden mittels Objektkonvertierung in *VGSTUDIO MAX* im Modus „Accurate“ (Punktreduktionstoleranz: 0,025 mm) und ohne Geometrievereinfachung erzeugt. Weiterführende Informationen zur CD sind der angegebenen Literatur oder Anhang J zu entnehmen.

Für die folgende Studie wurden die Röntgenparameter so gewählt, dass die maximale Leistung des kleinsten Brennflecks der simulierten Röntgenquelle vollständig ausgenutzt wird: $U_B = 225 \text{ kV}$, $I_{Fil} = 0,89 \text{ mA}$, $Filter = 1 \text{ mm Al}$. Die Belichtungszeit wird in der Röntgensimulation automatisiert spezifiziert, sodass die maximale Intensität im Flat-Field-Bild konstant bei 90 % des maximal möglichen Grauwerts liegt. Um stationären Rauschmustern und variablen Pixelantworten entgegenzuwirken, wird für jede Projektion eine Flat-Field-Korrektur angewendet. Die Detektorkonfiguration umfasst einen Flächendetektor von 2500 Pixel x 2500 Pixel bei einem Pixelabstand von 0,1 mm. Sämtliche Rekonstruktionsvolumina bestehen aus 2500^3 Voxeln bei einer Voxelkantenlänge von 0,1 mm. Der in Kapitel 6.4 eingeführte Parameter $q_{Schwell}$ wird im Folgenden empirisch auf $q_{Schwell} = 20 \%$ angesetzt. Für die abgebildete Simulationsstudie wird die Trajektoriennomenklatur $T_{Trajektorienbezeichnung}^{FOD;\varphi;\theta}$ verwendet.

7.4.2 Anwendung und Ergebnisanalyse

Im ersten Schritt wird der 3D Radonraum mittels einer stochastischen Abtastung approximiert, die eine annähernd uniforme Verteilung von Radonwerten innerhalb der ROI gewährleistet. Basierend auf empirischen Analysen wurde die Anzahl der Radonwerte auf 1000 festgelegt, da sich dieser Wert als ausreichend für eine repräsentative Abdeckung des Radonraums erwiesen hat. Abbildung 7.18 veranschaulicht die zentrisch, innerhalb der ROI angeordnete Verteilung der Radonwerte.

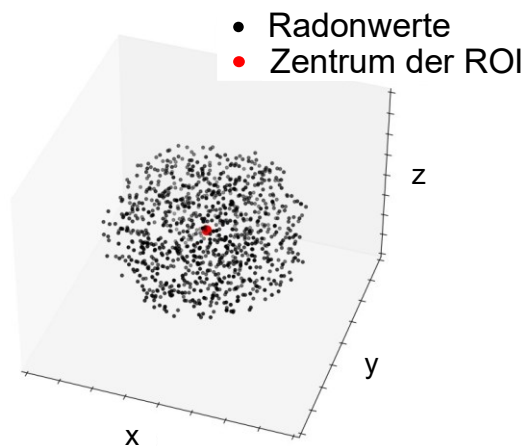


Abbildung 7.18 Annähernd uniforme Verteilung von Radonwerten innerhalb einer sphärischen Kugelhülle, deren Durchmesser und Positionierung denen der ROI entspricht.

Folglich wird, wie in Kapitel 6.4 beschrieben, diejenige Trajektorienparametrisierung ζ^* gesucht, welche die höchste FOM_{RW} aufweist. Abbildung 7.19 veranschaulicht die Verteilung der FOM_{RW} für die Parametrisierungen der Referenztrajektorien mittels Falschfarbendarstellung.

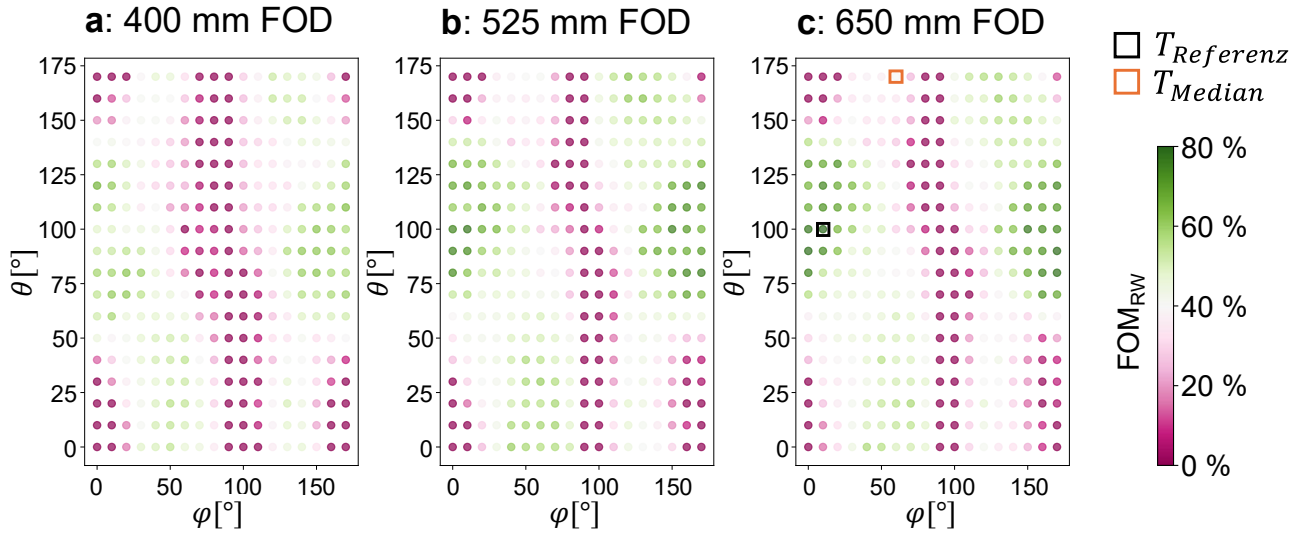


Abbildung 7.19 Falschfarbendarstellung der FOM_{RW} für die integrierten Referenztrajektorien. Plot (a) veranschaulicht die Ergebnisse für eine FOD von 400 mm, (b) für eine FOD von 525 mm und (c) für eine FOD von 650 mm. Die Trajektorie der Parametrisierung $T^{650;10;100}$ bildet die beste Abtastung des Radonraums bei $FOM_{RW} = 79,3\%$ ab und wird im Folgenden als $T_{Referenz}$ bezeichnet. Die Parametrisierung $T^{650;60;170}$ bildet mit $FOM_{RW} = 40,1\%$ den Medianwert der Ergebnisse und wird als T_{Median} referenziert. In Anlehnung an eigene Veröffentlichung [12].

Es fällt auf, dass Trajektorien ähnlicher Orientierung unabhängig von der gewählten FOD-Parametrisierung zu vergleichbaren FOM_{RW} führen. Dieses Verhalten lässt sich auf den in den Gleichungen 6.15 und 6.16 abgebildeten Filterprozess von Projektionsansichten zurückführen, der entweder durch unzureichende Restintensitäten oder geometrisch bedingte Zugänglichkeitseinschränkungen beeinflusst wird. Es lässt sich ein leichter Anstieg der Zugänglichkeit mit zunehmender FOD beobachten, weshalb auch die FOM_{RW} mit zunehmender FOD eine Tendenz zu leicht höheren Werten aufweist. Dieses Verhalten ist jedoch als regionsspezifisch zu interpretieren und lässt sich nicht pauschal auf andere Szenarien übertragen: Abhängig von der Lage und Form der Prüfregion können auch geringere FODs eine günstigere Abdeckung des Radonraums und somit eine höhere FOM_{RW} bewirken. Darüber hinaus wird der signifikante Einfluss der Trajektorienorientierung auf die Qualität der Abtastung deutlich. Bereits geringe Orientierungsabweichungen von 10° können im Extremfall eine um bis zu 50 % niedrigere FOM_{RW} zur Folge haben. Dies verdeutlicht die hohe Sensitivität gegenüber benutzerbedingten Variationen in der Trajektorienparametrisierung und legt eine systematische Reduktion dieses Einflusses nahe. In Abbildung 7.19 sind zwei exemplarische Trajektorienparametrisierungen hervorgehoben. Die Parametrisierung $T^{650;10;100}$ weist mit einem FOM_{RW} von 79,3 % die beste Abdeckung des Radonraums auf und wird im Folgenden als $T_{Referenz}$ bezeichnet. Die Parametrisierung $T^{650;60;170}$ repräsentiert mit einem FOM_{RW} von 40,1 % den Medianwert der untersuchten Referenztrajektorien und wird folglich als T_{Median} referenziert. Beide Trajektorien dienen im weiteren Verlauf als Vergleichsgrundlage für die durch das Verfahren zur Optimierung der Datenvollständigkeit generierten Trajektorien. Darüber hinaus wird eine ergänzende Trajektorie $T_{Referenz_gro\beta}$ definiert, welche die geometrische Parametrisierung der leistungsstärksten Referenztrajektorie $T_{Referenz}$ übernimmt, jedoch greift diese auf dieselbe Anzahl an Projektionen zurück wie die umfangreichste der durch das Optimierungsverfahren generierten Trajektorien. Tabelle 7.6 enthält eine strukturierte Übersicht der in die Untersuchung einbezogenen Trajektorien und ihrer jeweiligen Bezeichnungen.

Unter den betrachteten Trajektorien resultiert aus T_{Median} die qualitativ mit Abstand schwächste Volumenrekonstruktion. Diese Beobachtung ist konsistent mit der niedrigsten FOM_{RW} der verglichenen Trajektorien und verdeutlicht den Einfluss der Abtastqualität auf das Rekonstruktionsergebnis.

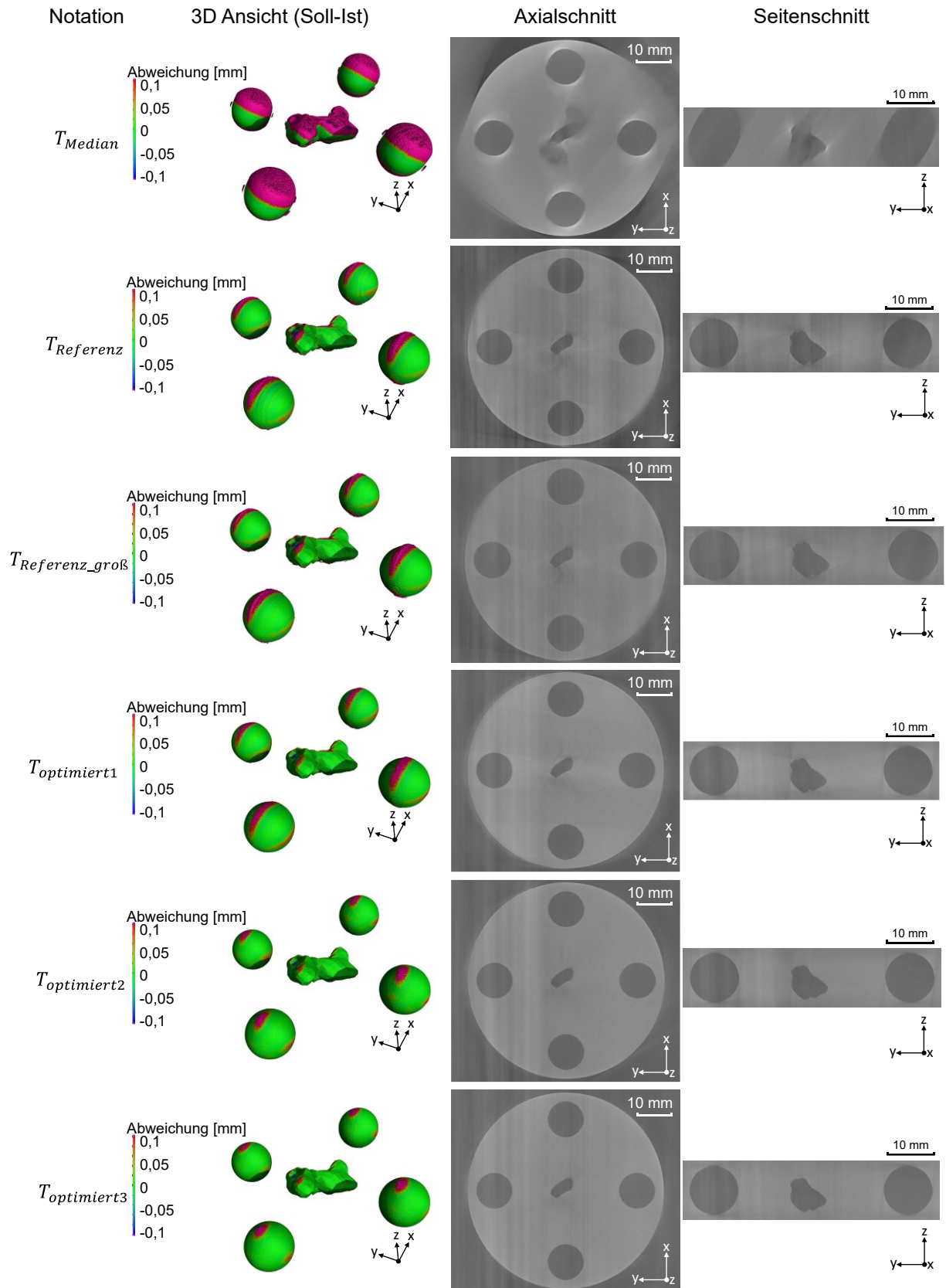


Abbildung 7.21 Gegenüberstellung der aus unterschiedlichen Trajektorien resultierenden Volumenrekonstruktionen zum qualitativen Vergleich. In Anlehnung an eigene Veröffentlichung [12].

Weiterhin lässt sich beobachten, dass die Trajektorien $T_{\text{optimiert1}}$, T_{Referenz} und $T_{\text{Referenz_groß}}$ ähnliche Artefaktmuster und -richtungen aufweisen. Diese Übereinstimmungen sind auf vergleichbare geometrische Trajektorienparametrisierungen beziehungsweise eine identische geometrische Parametrisierung bei T_{Referenz} und $T_{\text{Referenz_groß}}$ zurückzuführen. Die Artefakte, die sich in den axialen Schnittbildern entlang einer Linie von etwa 4 Uhr bis 10 Uhr erstrecken, treten bei $T_{\text{optimiert1}}$ etwas schwächer in Erscheinung als bei T_{Referenz} . Diese Beobachtung korreliert mit der um 5,2 Prozentpunkte höher bewerteten FOM_{RW} in Tabelle 7.7. Das rekonstruierte Volumen der Trajektorie $T_{\text{optimiert2}}$ weist eine weitere Reduktion von Artefakten auf, insbesondere in den Polregionen der Luftvolumina, was in der dreidimensionalen Darstellung deutlich erkennbar ist. Dies deutet auf eine erneute qualitative Verbesserung der Abtastung sowie der Volumenrekonstruktion im Rahmen der zweiten Iteration des vorgestellten Algorithmus hin. Die visuelle Bewertung des rekonstruierten Volumens von $T_{\text{optimiert3}}$ lässt eine weitere, wenn auch nur marginale Verbesserung der Abbildungsqualität erahnen. Diese Fortschritte sind jedoch deutlich geringer als bei der zweiten Iteration und stehen im Einklang mit der nur geringfügigen Steigerung der FOM_{RW} um 2,6 %, siehe Tabelle 7.7. Insbesondere in der dreidimensionalen Ansicht wird deutlich, dass in den Polbereichen der rekonstruierten Luftstrukturen weiterhin Artefakte vorherrschen. Ursächlich hierfür ist das Scanszenario, welches Projektionsansichten in der xy-Ebene aufgrund fehlender Zugänglichkeit oder aufgrund zu geringer Restintensität der Röntgenstrahlen im Projektionsbild, welche mehrere Dezimeter Aluminium durchstrahlen müssten, nicht realisierbar macht.

Auch die ergänzende Betrachtung der Visualisierung der FOM_{RW} -Werte der Referenztrajektorien in Abbildung 7.19 bestätigt, dass Trajektorien innerhalb der xy-Ebene keine Radonwerte erfassen können. Daraus lässt sich schließen, dass im vorliegenden Scanszenario aufgrund nicht realisierbarer Projektionsansichten in der xy-Ebene eine vollständige Abdeckung des Radonraums grundsätzlich ausgeschlossen ist.

Im Folgenden sind die Ergebnisse der quantitativen Analyse der rekonstruierten Volumina Tabelle 7.7 zu entnehmen.

Tabelle 7.7 Quantitative Analyse der aus den Trajektorien rekonstruierten Volumina. Übernommen aus eigener Veröffentlichung [12].

	Besser, wenn	T_{Median}	T_{Referenz}	$T_{\text{Referenz_groß}}$	$T_{\text{optimiert1}}$	$T_{\text{optimiert2}}$	$T_{\text{optimiert3}}$
FOM_{RW} [%]	↑	40,1	79,3	79,6	84,5	93,3	95,9
Oberflächenabweichung < 100 μm [%]	↑	28,1	83,9	83,1	93,7	96,7	96,8
Chamfer Distanz [mm]	↓	0,4759	0,2910	0,2930	0,2463	0,2389	0,2403
Volumendifferenz [mm^3]	↓	198,3	40,4	40,5	18,7	10,5	8,7

Die Metrik FOM_{RW} dient als Grundlage des Selektionsprozesses und verdeutlicht den mit jeder Iteration zunehmenden Abdeckungsgrad des Radonraums durch die vorgeschlagene Trajektorienoptimierung. Nach drei Iterationen wird eine nahezu vollständige Radondatenakquisition bei gleichzeitiger signifikanter Reduktion bedienerinduzierter Einflüsse ermöglicht. Im Vergleich zur besten Referenztrajektorie, T_{Referenz} , wird die mittels FOM_{RW} quantifizierte Radonraumabtastung durch die Optimierung um 16,6 % verbessert. Die Analyse der Abweichungen zwischen den rekonstruierten Oberflächen der Luftstrukturen und dem Referenzmodell zeigt eine hohe Übereinstimmung mit der Bewertung der Radonraumabtastung durch FOM_{RW} . Es zeigt sich, dass die Trajektorien der vorgestellten Trajektorienoptimierung zu einer messbaren Erhöhung der Oberflächenkonformität gegenüber dem

Referenzmodell führt, mit relativen Verbesserungsraten im Vergleich zu $T_{Referenz}$ von 9,8 %, 12,8 % und 12,9 % in den simulierten Iterationen. Die STL-basierten Metriken untermauern den zuvor identifizierten Optimierungstrend. Bereits nach der initialen Iteration der Optimierungsroutine übertrifft die generierte Trajektorie, $T_{optimiert1}$, sämtliche Referenztrajektorien. Die nachfolgenden Iterationen führen diesen Verlauf einer sukzessiven Leistungsverbesserung fort. Eine Ausnahme bildet hierbei die Chamfer Distanz von $T_{optimiert3}$, deren geringfügig abweichende Entwicklung durch eine inhomogene Verteilung lokaler Abweichungen innerhalb des rekonstruierten Oberflächenmodells zu erklären ist. Auch die Reduktion der Volumendifferenz infolge artefaktärmer Rekonstruktionen weist auf den positiven Einfluss einer Abtastung höheren Datenvollständigkeitsgrads durch die vorgeschlagenen Trajektorien hin.

Zusammenfassend bestätigen alle Metriken konsistent den beobachteten Trend: Der DE-Algorithmus generiert im Vergleich zu den Referenztrajektorien systematisch Trajektorien höherer Datenvollständigkeitsgrade, deren Parametrisierung durch die jeweilige Abtastung des Radonraums geleitet wird. Die Methodik demonstriert damit nicht nur das Potenzial, die Rekonstruktionsqualität in schwer zugänglichen Scanszenarien unbekannter Zielgeometrie substantiell zu verbessern, sondern ermöglicht zugleich eine signifikante Reduktion des anwenderabhängigen Einflusses bei der Parametrisierung der Trajektorien. Es wird angemerkt, dass die vorgestellte Methodik unter bestimmten physikalischen und geometrischen Bedingungen an ihre Grenzen stößt. Ist eine Scanregion aufgrund stark absorbierender Materialien nicht durchstrahlbar oder können infolge extremer Einschränkung der Zugänglichkeit keine aussagekräftigen Projektionsansichten generiert werden, ist auch mit der optimierten Trajektorie keine hinreichende Rekonstruktionsqualität zu erzielen. Zur Schaffung geeigneter Randbedingungen für die Datenerfassung und nachfolgende Optimierung wird daher empfohlen, nicht-prüfrelevante Anbauteile, sofern technisch möglich, vor der Aufnahme zu demontieren.

V. Schlussbetrachtung

8. Zusammenfassung

Der Einsatz roboterbasierter CT-Systeme im industriellen Umfeld gewinnt zunehmend an Bedeutung. Besonders relevant ist diese Technologie für die tomographische Untersuchung von Teilbereichen großdimensionierter und komplex geformter Bauteile, welche die geometrischen Einschränkungen des Prüfraums konventioneller CT-Systemkonfigurationen überschreiten.

Wie in zahlreichen, überwiegend simulationsbasierten Studien gezeigt wurde, kann die gezielte, automatisierte Auswahl der einer Trajektorie integrierten Projektionsansichten in der industriellen CT, insbesondere in komplexen mittels Roboter-CT durchgeführter Scanszenarien großdimensionierter Objekte, von erheblichem Vorteil sein. Konventionelle Standardtrajektorien, welche typischerweise auf zirkularen Trajektorien-Designs basieren, erweisen sich in solchen Szenarien häufig als suboptimal, da diese in der Regel manuell, ohne Berücksichtigung der objektspezifischen Geometrie und Materialzusammensetzung definiert werden. Da Großbauteile typischerweise durch eine limitierte Zugänglichkeit der Röntgenhardware infolge trajektorienbegrenzender Strukturelemente sowie durch das Vorhandensein stark absorbierender Materialien gekennzeichnet sind, ist die Berücksichtigung des objektspezifischen Scanszenarios bei der Auswahl der Projektionsansichten von zentraler Bedeutung für die erzielbare Scanqualität. Zudem erfolgt die Parametrisierung der Trajektorie in der industriellen Praxis in der Regel manuell durch den erfahrenen Bediener, wobei die Festlegung relevanter Parameter stark subjektiv und erfahrungsbasiert erfolgt. Dies führt zu einer hohen Variabilität in der Scanqualität und erschwert die Reproduzierbarkeit der Ergebnisse. Automatisierte Trajektorienoptimierungsverfahren bieten in diesem Kontext nicht nur das Potenzial zur gezielten Verbesserung der Datenqualität durch eine adaptive Auswahl idealer Projektionsansichten, sondern auch zur Reduktion des benutzer-spezifischen Einflusses auf den Scanprozess. Dadurch wird eine höhere Standardisierung, Effizienz und Objektivität bei der Durchführung von CT-Scans großdimensionierter Objekte ermöglicht.

Ein Großteil der in der Literatur beschriebenen Trajektorienoptimierungstechniken basiert auf einem initialen Set von Projektionsansichten, das durch Diskretisierung von Trajektorien-Designs konstanter Abstandskonfigurationen erzeugt wird. Anschließend erfolgt in der Regel eine Auswahl der optimalen Projektionsansichten aus diesem diskretisierten Kandidatenpool anhand einer definierten Zielfunktion. Dabei bleibt jedoch unberücksichtigt, dass die Restriktion des initialen Sets von Projektionsansichten konstanter Abstandskonfiguration die vorhandene Systemflexibilität nicht hinreichend ausschöpft. Insbesondere in Scanregionen komplexer Geometrie ermöglichen variable Abstandskonfigurationen der Projektionsansichten potenziell das gezielte Eintauchen der Röntgenhardware sowie die Umfahrung kollisionskritischer Strukturelemente. Dies eröffnet die Möglichkeit, zusätzliche, bislang unberücksichtigte Winkelinformationen zu integrieren und somit die Datenerfassung zu erweitern. Zudem wurde der Einfluss der Diskretisierung der Projektionsansichten in bestehenden Arbeiten bislang weitgehend vernachlässigt. Dieser Aspekt gewinnt insbesondere bei der strukturgetreuen Abtastung von Sollgeometrien an Bedeutung, da bei einer zu groben Diskretisierung potenziell optimale Projektionsansichten im initialen Set nicht enthalten sind und somit von der Optimierungstechnik ausgeschlossen bleiben.

Ziel dieser Arbeit war daher die Entwicklung systematischer Optimierungsverfahren zur gezielten Auswahl idealer Projektionsansichten, mit dem übergeordneten Ziel, die Rekonstruktionsqualität in Scanszenarien großdimensionierter Bauteile zu steigern und die Abhängigkeit von erfahrungsbasierter, manueller Trajektorienparametrierung zu verringern. Im Gegensatz zu der Mehrheit der bestehenden Ansätze, die sich auf Projektionsansichten konstanter Abstandskonfigurationen beschränken, nutzen die im Rahmen dieser Arbeit

entwickelten Methoden die Flexibilität roboterbasierter CT-Systeme aus, indem sie variable Abstandskonfigurationen innerhalb einer Trajektorie zulassen. Dadurch kann ein signifikant erweiterter Parameterraum für die Optimierung erschlossen werden, was die Realisierung adaptiver und hochflexibler Trajektoriendesigns bis hin zur vollständig freien Anordnung einzelner Projektionsansichten ermöglicht.

Die Arbeit widmet sich im Detail Optimierungsansätzen, die gezielt für den Einsatz in roboterbasierten CT-Scans großdimensionierter Bauteile konzipiert wurden. Zum einen wird ein Verfahren vorgestellt, das Trajektoriendesigns variabler FDDs integriert. Dieses ermöglicht die automatisierte Einbindung kollisionsfrei erreichbarer Projektionsansichten mit variabler Abstandskonfiguration in eine Trajektorie und erlaubt somit die Umfahrung geometrischer Kollisionselemente. Der entwickelte Ansatz stellt eine Erweiterung klassischer Trajektoriendesigns dar und kann zugleich als initiales Set von Projektionsansichten für nachgelagerte Optimierungsalgorithmen dienen. Zum anderen werden Optimierungsstrategien vorgestellt, die dem Bereich der klassischen Trajektorienoptimierung zuzuordnen sind. Im Hinblick auf die spezifischen Anforderungen industrieller CT-Anwendungen in der Automobilindustrie unterscheidet die Arbeit zwei charakteristische Scanszenarien: das produktionsnahe few view Szenario, bei dem aus Ressourcengründen nur eine begrenzte Anzahl an Projektionsansichten zur Verfügung steht, sowie das labornahe extensive view Szenario, das eine umfangreiche Datenerfassung erlaubt. Für jedes der beiden Szenarien wurde eine dedizierte Trajektorienoptimierungsstrategie auf Basis von Analysen im Radonraum entwickelt, die gezielt auf die jeweiligen anwendungs- und prozessspezifischen Rahmenbedingungen abgestimmt ist.

Im Rahmen dieser Arbeit wurden vier zentrale Anforderungen an ideale Projektionsansichten formuliert. Diese bilden die Grundlage der Umsetzbarkeit und Qualität der optimierten Trajektorien. Zunächst ist die kollisionsfreie Erreichbarkeit einer Projektionsansicht sicherzustellen. Nur wenn die Projektionsansicht anfahrbar ist, kann sie in die Trajektorie integriert und praktisch umgesetzt werden. Eine weitere zentrale Anforderung besteht im hohen Informationsgehalt der Projektionsansicht, der maßgeblich zur Rekonstruktionsqualität beiträgt. Dieser wird in der vorliegenden Arbeit durch eine Analyse des Radonraums innerhalb der relevanten ROI bewertet. Ebenso ist die Vermeidung von Artefakten infolge übermäßiger Strahlenabsorption zu berücksichtigen. Zur Detektion potenziell ungeeigneter Projektionsansichten wird eine grauwertbasierte Restintensitätsanalyse auf simulierten Röntgenbildern durchgeführt, die eine zu starke Abschwächung des Strahls frühzeitig erkennt und solche Projektionen aussortiert. Schließlich spielt auch die Informationsdiversität innerhalb der Trajektorie eine entscheidende Rolle. Um die Abtastung redundanter Objektinformationen zu vermeiden, wird die Selektion der Projektionsansichten anhand einer Gewichtung bereits erfasster Radonwerte gesteuert.

Alle in dieser Arbeit entwickelten Optimierungsstrategien wurden anhand von realitätsnahen Simulationsexperimenten an Automobilkarosseriemodellen verifiziert und hinsichtlich ihrer Wirksamkeit und Anwendbarkeit evaluiert. Die durchgeführten Untersuchungen legen nahe, dass die in dieser Arbeit entwickelten Trajektoriendesigns variabler FDD zu einer verbesserten strukturellen Interpretierbarkeit des Objekts führen, insbesondere im Vergleich zu konventionellen Trajektoriendesigns konstanter FDD. Auf Basis des SSIM wurden Verbesserungen von über 50 % gegenüber dem konventionellen Referenztrajektoriendesign beobachtet. Im Rahmen der vorgestellten produktionsnahen Trajektorienoptimierung konnte gezeigt werden, dass die Methode herkömmliche Trajektorien gleichmäßig verteilter Projektionsansichten hinsichtlich der Abbildung der Objektgeometrie signifikant übertrifft. Basierend auf geometriebasierten Bildqualitätsmetriken ermöglicht die Trajektorienoptimierung eine Reduzierung der Anzahl der erforderlichen Projektionsansichten um mehr als 50 %, ohne

dabei Einbußen in der Bildqualität hinnehmen zu müssen. Auch die Effektivität der vorgestellten labornahen Trajektorienoptimierung erwies sich als äußerst zufriedenstellend. Es ließen sich Tomogramme rekonstruieren, die das globale Optimum hinsichtlich der Datenvollständigkeit von nahezu 1000 analysierten Referenztrajektorien konventioneller Trajektorien-Designs übertreffen. Grundsätzlich belegen die Simulationsexperimente, dass die in dieser Arbeit vorgestellten Optimierungsstrategien für Roboter-CT Scans an großdimensionierten Bauteilen die Erzeugung deutlich verbesserter Daten ermöglichen und zugleich den erheblichen Benutzereinfluss bei der Trajektorienparametrierung weitgehend eliminieren. Somit stellen die Beiträge einen bedeutenden Fortschritt für die Integration roboterbasierter CT-Systeme im industriellen Umfeld, insbesondere im Automobilbereich, dar.

9. Ausblick

Die entwickelten Frameworks wurden mit Blick auf eine potenzielle industrielle Anwendbarkeit in verschiedenen Scanszenarien konzipiert. Für den Einsatz im Tagesgeschäft sind jedoch noch zentrale Aspekte zu optimieren und zu präzisieren. So ist die generelle Anwendbarkeit zwar erfolgreich durch die Simulationsexperimente in Abschnitt IV verifiziert worden, jedoch weist die Umsetzung einzelner Teilaspekte der in dieser Arbeit entwickelten Optimierungsstrategien noch Verbesserungsbedarf im Hinblick auf eine industrielle Anwendung der Strategien auf.

Trotz des Schwerpunkts auf automatisierte Optimierungsstrategien mit minimalem Benutzereinfluss erfordern bestimmte Parameter wie der Distanzvariationsfaktor f_{var} oder der Informationsredundanzfaktor Ξ weiterhin eine manuelle Initialisierung, die einen gewissen Erfahrungsschatz des Bedieners voraussetzt. Zur Reduktion dieser Abhängigkeit wären weiterführende empirische Analysen notwendig, um objektabhängige Richtwerte datengetrieben abzuleiten und automatisiert zu initialisieren.

Auch im Kontext der rechnerischen Effizienz bestehen signifikante Optimierungspotenziale, insbesondere im Teilbereich der Kollisionserkennung. Für zukünftige Implementierungen erscheint der Verzicht auf raycasting-basierte Verfahren zugunsten effizienterer, approximativer Näherungsmethoden vielversprechend. Dies verdeutlicht ein exemplarischer Versuch des Scanszenarios in Simulationsexperiment 7.3: Die Ermittlung einer kollisionsfrei erreichbaren idealen Projektionsansicht erfordert bei Ausklammerung der Kollisionserkennung lediglich etwa 5 % der ursprünglichen Rechenzeit. Es sei jedoch angemerkt, dass vergleichsweise hochaufgelöste kollisionsfrei erreichbare Räume K_S und K_D zur Anwendung kamen, deren Vereinfachung eine weitere substanzielle Reduktion des Berechnungsaufwands bei der Kollisionsprüfung erwarten lässt.

Die hier vorgestellten sowie die Mehrheit der in der Literatur vorliegenden Trajektorienoptimierungsansätze basieren auf Simulationsdaten. Dies ist vor allem darauf zurückzuführen, dass der Zugriff auf Roboter-CT Systeme aktuell nur eingeschränkt und mit hohen Kosten verbunden ist. Simulationsdaten stellen somit eine praktikable und effiziente Grundlage für die Entwicklung dar. Nichtsdestotrotz sind weiterführende Untersuchungen erforderlich, um die Übereinstimmung der auf Simulationen basierenden Optimierungen mit realen Messdaten systematisch zu evaluieren und damit die Übertragbarkeit der Methoden auf den industriellen Einsatz sicherzustellen. Eine experimentelle Verifikation des vorgestellten objektspezifischen Trajektorienoptimierungsansatzes am Realsystem ist derzeit in Arbeit und soll zeitnah in einer separaten Publikation dargestellt werden.

Des Weiteren sei angemerkt, dass insbesondere für die vorgestellte Trajektorienoptimierung im produktionsnahen Umfeld ein signifikanter Einfluss der Objektgeometrie besteht. Es

konnte gezeigt werden, dass die Abtastung planarer Flächen vorteilhaft funktioniert, während die Erfassung gekrümmter Strukturen aufgrund der Vielzahl unterschiedlicher Oberflächentangenten eine deutlich höhere Anzahl an Röntgenprojektionen zur vollständigen Abdeckung erfordert. Daraus lässt sich ableiten, dass die Optimierungsstrategie die Sollgeometrie zwar effizienter abtastet als konventionelle Trajektorien, jedoch nicht alle Objektgeometrien gleichermaßen von diesem Ansatz profitieren.

Für zukünftige Arbeiten ist es nach Meinung des Autors von zentraler Bedeutung, zuverlässigere und standardisierte Qualitätsmetriken für rekonstruierte 3D-Volumen sowie geeignete Testphantome zu entwickeln, um die Vergleichbarkeit verschiedener Optimierungsmethoden zu erhöhen. Zahlreiche Trajektorienoptimierungsstrategien mit unterschiedlichen Zielsetzungen existieren bereits, jedoch fehlen bislang etablierte Verfahren für eine systematische Evaluierung und vergleichende Analyse. Deshalb wäre es wünschenswert, öffentlich zugängliche Referenz-Scanszenarien (Benchmarks) und standardisierte Prüfkörper bereitzustellen, die eine einheitliche Methodenevaluierung und Vergleichbarkeit ermöglichen, wie es in anderen Forschungsbereichen bereits gängige Praxis ist. Für die verschiedenen Anwendungsfelder sollten spezifische Testprotokolle erarbeitet werden, um eine belastbare und reproduzierbare Vergleichbarkeit der Methoden sicherzustellen.

Darüber hinaus könnte in zukünftigen Arbeiten die Objektpositionierung als weiterer Optimierungsparameter berücksichtigt werden, was ein erhebliches Potenzial für Verbesserungen birgt. Im Scanszenario aus Kapitel 7.4 wurden wesentliche vertikale Projektionsansichten erst durch die Anhebung der Karosserie ermöglicht. Eine automatisierte Bestimmung der Bauteilposition zur Optimierung der kollisionsfreien Erreichbarkeit der Röntgenhardware könnte zusätzliches Optimierungspotenzial erschließen.

Des Weiteren stellt die Pfadplanung weiterhin eine zentrale Herausforderung dar, welche im Kontext der klassischen CT-Trajektorienoptimierung meist vernachlässigt wird. Auch im Rahmen dieser Arbeit wurde der Bewegungsablauf des Roboters zwischen selektierten Projektionsansichten nicht berücksichtigt. Insbesondere Scanszenarien limitierter Zugänglichkeit könnten in komplexen Pfaden zwischen Projektionsansichten resultieren, welche zeitaufwendig sind und ein erhöhtes Kollisionsrisiko bergen. Die Einbindung der Pfadplanung in die Optimierungsstrategie bietet sich daher als weitere vielversprechende Maßnahme an, um die Effizienz und Sicherheit des Scanprozesses für die Umsetzung am realen System maßgeblich zu verbessern.

Abschließend sei hervorgehoben, dass neben der hier fokussierten Trajektorienoptimierung weitere Forschungsbereiche der roboterbasierten Computertomographie entscheidend zur Weiterentwicklung und Kommerzialisierung dieser Technologie beitragen werden. Dazu zählen unter anderem die Verkürzung der Scanzeiten, beispielsweise durch den Einsatz von Flyby-CT-Verfahren, die Implementierung spezialisierter Rekonstruktionsalgorithmen zur Optimierung der Bildqualität sowie Fortschritte in den Bereichen Kalibrierung und mechanische Präzision. Hierbei liegt der Fokus auf schnelleren und ressourcenschonenderen Kalibrierungsmethoden sowie der Steigerung der Absolutgenauigkeit der Roboterposen.

Literaturverzeichnis

- [1] Vásárhelyi L, Kónya Z, Kukovecz Á, Vajtai R. Microcomputed tomography–based characterization of advanced materials: a review. *Materials Today Advances* 2020;8:100084.
- [2] Salamon M, Reims N, Böhnelt M, Zerbe K, Michael Schmitt, Uhlmann N, et al. XXL-CT capabilities for the inspection of modern electric vehicles. 19th World Conference on Non-Destructive Testing, vol. 2, Munich, Germany: 2016.
- [3] Borghi D, Esposito F, Benuzzi S, Gay L. High Energy Computed Tomography of high-density alloys using a 6 MeV Linear Accelerator: detectability and use of Artificial Intelligence. 13th Conference on Industrial Computed Tomography, (iCT 2024), Wels, Austria: 2024, p. 1–11.
- [4] Holub W, Brunner F, Schön T. Robot-application for in-situ inspection of joint technologies of large scale objects. International Symposium on Digital Industrial Radiology and Computed Tomography, vol. 11, Fürth, Germany: 2019, p. 1–7.
- [5] Uher J, Boháčová J. RadalyX–Robotic X-ray scanner: applications in aerospace and material industry. *E-Journal of Nondestructive Testing* 2024;29.
- [6] Kazantsev I. Information content of projections. *Inverse Problems* 1991;7:887.
- [7] Bauer F, Goldammer M, Grosse CU. Scan time reduction by fewer projections-an approach for part-specific acquisition trajectories. 20th World Conference on Non-Destructive Testing, 2020.
- [8] Herl G, Hiller J, Maier A. Scanning trajectory optimisation using a quantitative Tuyba-based local quality estimation for robot-based X-ray computed tomography. *Non-destructive Testing and Evaluation* 2020;35:287–303.
- [9] Matz A, Holub W, Schielein R. Trajectory optimization in computed tomography based on object geometry. 11th Conference on Industrial Computed Tomography, (iCT 2022), Wels, Austria: 2022.
- [10] Ziertmann A, Jahnke P, Kerscher S, Koch M, Holub W. Robot guided computed tomography—production monitoring in automotive industry 4.0. *Journal of the Japan Society for Precision Engineering* 2020;86:316–22.
- [11] Herl G, Hiller J, Sauer T. Artifact reduction in X-ray computed tomography by multi-positional data fusion using local image quality measures. *Proceedings of the 9th Conference on Industrial Computed Tomography (iCT 2019)*, Padova, Italy: 2019.
- [12] Linde M, Wiest W, Trauth A, Sause MGR. Automated Robot-Based Computed Tomography Trajectory Optimization using Differential Evolution in 3D Radon Space. *Journal of Nondestructive Evaluation* 2025;44:71.
- [13] Röntgen WC. Ueber eine neue Art von Strahlen. *Phys.-med. Gesellschaft*; 1895.
- [14] Newbold HG. Method and apparatus for measuring x-or 565-radiation absorption or transmission at plural angles and analyzing the data. U.S. Patent No. 3,778,614, 1973.
- [15] Cormack AM. Representation of a function by its line integrals, with some radiological applications. *Journal of Applied Physics* 1963;34:2722–7.

- [16] Kalender WA. X-ray computed tomography. *Physics in Medicine & Biology* 2006;51:29.
- [17] Villarraga-Gómez H, Herazo EL, Smith ST. X-ray computed tomography: from medical imaging to dimensional metrology. *Precision Engineering* 2019;60:544–69.
- [18] Banjak H. X-ray computed tomography reconstruction on non-standard trajectories for robotized inspection. PhD Thesis. Université de Lyon, 2016.
- [19] Linde M, Wiest W, Trauth A, Sause MG. Trajectory optimization for few-view robot-based CT: Transitioning from static to object-specific acquisition geometries. *Tomography of Materials and Structures* 2025;7:100058.
- [20] Buzug TM. *Computed Tomography. From Photon Statistics to Modern Cone-Beam CT*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg; 2008.
- [21] Dössel O. *Bildgebende Verfahren in der Medizin*. 2nd ed. Springer-Verlag Berlin Heidelberg; 2016.
- [22] Maier A, Steidl S, Christlein V, Hornegger J. *Medical imaging systems: An introductory guide*. Springer Open; 2018.
- [23] Schielein R. *Analytische Simulation und Aufnahmeplanung für die industrielle Röntgencomputertomographie*. PhD Thesis. Universität Würzburg, 2018.
- [24] Gorham S, Brennan PC. Impact of focal spot size on radiologic image quality: a visual grading analysis. *Radiography* 2010;16:304313.
- [25] Berger MJ, Hubbell JH, Seltzer SM, Chang J, Coursey JS, Sukumar R, et al. NIST standard reference database 8 (XGAM) 2010.
- [26] Seibert JA, Boone JM, Lindfors KK. Flat-field correction technique for digital detectors. *SPIE Conference on Physics of Medical Imaging*, San Diego, USA: 1998, p. 348–54.
- [27] Kak AC, Slaney M. *Principles of computerized tomographic imaging*. Society for Industrial and Applied Mathematics; 2001.
- [28] Natterer F. *The mathematics of computerized tomography*. Society for Industrial and Applied Mathematics; 2001.
- [29] Panetta D. *Computed Tomography. Comprehensive Biomedical Physics*. 1st ed., Elsevier; 2014.
- [30] Fessler JA. *Fundamentals of CT Reconstruction in 2D and 3D. Comprehensive Biomedical Physics*. 1st ed., Elsevier; 2014.
- [31] Radon J. Über die Bestimmung von Funktionen längs gewisser Mannigfaltigkeiten. *Sächsische Akademie Der Wissenschaften* 1917;69:262–77.
- [32] Birnbacher L, Viermetz M, Noichl W, Hammel, Johannes. *X-ray Computed Tomography: Advanced Lab Course No. 79*. Department of Physics, Munich School of Bioengineering, Technical University of Munich; 2021.
- [33] Feldkamp LA, Davis LC, Kress JW. Practical cone-beam algorithm. *Journal of the Optical Society of America A* 1984;1:612–9.
- [34] Kalender WA, Kyriakou Y. Flat-detector computed tomography (FD-CT). *European Radiology* 2007;17:2767–79.

- [35] Turbell H. Cone-Beam Reconstruction Using Filtered Backprojection. PhD Thesis. Linkopings Universitet, 2001.
- [36] Toft PA. The Radon Transform - Theory and Implementation. PhD Thesis. Technical University of Denmark, 1996.
- [37] Hornegger J, Maier A, Kowarschik M. CT Image Reconstruction Basics. MR and CT perfusion and pharmacokinetic Imaging: Clinical Applications and Theoretical Principles, Lippincott Williams & Wilkins; 2016, p. 14–22.
- [38] van Eyndhoven G, Sijbers J. Iterative Reconstruction Methods in X-ray CT. Handbook of X-ray Imaging: Physics and Technology. 1st ed, CRC Press; 2017, p. 693–712.
- [39] Kaczmarz S. Angenäherte Auflösung von Systemen linearer Gleichungen. Bulletin International de l'academie Polonaise Des Sciences et Des Lettres 1937:355–7.
- [40] Gordon R, Bender R, Herman GT. Algebraic reconstruction techniques (ART) for three-dimensional electron microscopy and X-ray photography. Journal of Theoretical Biology 1970;29:471–81.
- [41] Buzug TM. Einführung in die Computertomographie: Mathematisch-physikalische Grundlagen der Bildrekonstruktion. Remagen, Germany: Springer-Verlag Berlin Heidelberg; 2004.
- [42] Beister M, Kolditz D, Kalender WA. Iterative reconstruction methods in X-ray CT. Physica Medica 2012;28:94–108.
- [43] Andersen AH, Kak AC. Simultaneous algebraic reconstruction technique (SART): a superior implementation of the ART algorithm. Ultrasonic Imaging 1984;6:81–94.
- [44] Vaegler S. Entwicklung eines neuen vorwissensbasierten Bildrekonstruktionsalgorithmus für die Cone-Beam-CT Bildgebung in der Strahlentherapie. PhD Thesis. Universität Würzburg, 2016.
- [45] DIN EN ISO 15708-3:2025-09 Zerstörungsfreie Prüfung - Durchstrahlungsverfahren für Computertomographie - Teil 3: Durchführung und Auswertung 2025.
- [46] Hiller J. Abschätzung von Unsicherheiten beim dimensionellen Messen mit industrieller Röntgen-Computertomographie durch Simulation. PhD Thesis. Albert-Ludwigs-Universität Freiburg, 2011.
- [47] Boas FE, Fleischmann D. CT artifacts: Causes and reduction techniques. Imaging Med 2012;4:229–40.
- [48] Barrett JF, Keat N. Artifacts in CT: Recognition and Avoidance. Radiographics 2004;24:1679–91.
- [49] Friel J, Quinto ET. Characterization and reduction of artifacts in limited angle tomography. Inverse Problems 2013;29:125007.
- [50] Anirudh R, Kim H, Thiagarajan JJ, Mohan KA, Champlsey K, Bremer T. Lose the views: Limited angle CT reconstruction via implicit sinogram completion. Proceedings of the IEEE Conference on Computer Vision and Pattern Recognition, Salt Lake City, USA: 2018, p. 6343–52.
- [51] Wang T, Xia W, Lu J, Zhang Y. A review of deep learning ct reconstruction from incomplete projection data. IEEE Transactions on Radiation and Plasma Medical Sciences 2023;8:138–52.

- [52] Dong X, Vekhande S, Cao G. Sinogram interpolation for sparse-view micro-CT with deep learning neural network. *Medical Imaging 2019: Physics of Medical Imaging* 2019;10948:692–8.
- [53] Banjak H, Costin M, Vienne C, Guillaumet R, Kaftandjian V. Iterative CT reconstruction on limited angle trajectories applied to robotic inspection. *AIP Conference Proceedings*, vol. 1, Atlanta, USA: 2017, p. 020009.
- [54] Chityala R, Hoffmann KR, Rudin S, Bednarek DR. Artifact reduction in truncated CT using sinogram completion. *Proceedings of SPIE - The International Society for Optical Engineering* 2005;5747:2110–7.
- [55] Gjestebj L, Man B, Jin Y, Paganetti H, Verburg J, Giantsoudi D, et al. Metal artifact reduction in CT: where are we after four decades? *IEEE Access* 2016;4:5826–49.
- [56] Selles M, van Osch JAC, Maas M, Boomsma MF, Wellenberg RHH. Advances in metal artifact reduction in CT images: A review of traditional and novel metal artifact reduction techniques. *European Journal of Radiology* 2024;170:111276.
- [57] Man B, Nuyts J, Dupont P, Marchal G, Suetens P. An iterative maximum-likelihood polychromatic algorithm for CT. *IEEE Transactions on Medical Imaging* 2001;20:999–1008.
- [58] Alexeev T, Kavanagh B, Miften M, Altunbas C. Two-dimensional antiscatter grid: A novel scatter rejection device for Cone-beam computed tomography. *Medical Physics* 2018;45:529–34.
- [59] Kyriakou Y, Riedel T, Kalender WA. Combining deterministic and Monte Carlo calculations for fast estimation of scatter intensities in CT. *Physics in Medicine & Biology* 2006;51:4567.
- [60] Thing RS, Bernchou U, Mainegra-Hing E, Brink C. Patient-specific scatter correction in clinical cone beam computed tomography imaging made possible by the combination of Monte Carlo simulations and a ray tracing algorithm. *Acta Oncologica* 2013;52:1477–83.
- [61] Xu Y, Bai T, Yan H, Ouyang L, Pompos A, Wang J, et al. A practical cone-beam CT scatter correction method with optimized Monte Carlo simulations for image-guided radiation therapy. *Physics in Medicine & Biology* 2015;60:3567.
- [62] Gray WA, Sekaran S, Tanyi JA, Holland JM. Implications of dental artifacts on radiotherapy planning for head and neck cancer. *Proc. Multidisciplinary Head Neck Symp*, 2012.
- [63] Weese JL, Rosenthal MS, Gould H. Avoidance of artifacts on computerized tomograms by selection of appropriate surgical clips. *The American Journal of Surgery* 1984;147:684–7.
- [64] Amirkhanov A, Heinzl C, Reiter M, Gröller E. Visual optimality and stability analysis of 3DCT scan positions. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics* 2010;16:1477–86.
- [65] Moon SG, Hong SH, Choi J-Y, Jun WS, Kang H-G, Kim H-S, et al. Metal artifact reduction by the alteration of technical factors in multidetector computed tomography: a 3-dimensional quantitative assessment. *Journal of Computer Assisted Tomography* 2008;32:630–3.

- [66] Alvarez RE, Macovski A. Energy-selective reconstructions in x-ray computerised tomography. *Physics in Medicine & Biology* 1976;21:733–44.
- [67] Coupal TM, Mallinson PI, McLaughlin P, Nicolaou S, Munk PL, Ouellette H. Peering through the glare: using dual-energy CT to overcome the problem of metal artefacts in bone radiology. *Skeletal Radiology* 2014;43:567–75.
- [68] Kalender WA, Hebel R, Ebersberger J. Reduction of CT artifacts caused by metallic implants. *Radiology* 1987;164:576–7.
- [69] Kostenko A, Andriashen V, Batenburg KJ. Registration-based multi-orientation tomography. *Optics Express* 2018;26:28982–95.
- [70] Tuy HK. An inversion formula for cone-beam reconstruction. *SIAM Journal on Applied Mathematics* 1983;43:546–52.
- [71] Smith BD. Image reconstruction from cone-beam projections: necessary and sufficient conditions and reconstruction methods. *IEEE Transactions on Medical Imaging* 1985;4:14–25.
- [72] Herl G. Multipositional x-ray tomography for avoidance and reduction of image artefacts. PhD Thesis. Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, 2022.
- [73] Nyquist H. Certain topics in telegraph transmission theory. *Transactions of the American Institute of Electrical Engineers* 1928;47:617–44.
- [74] Shannon CE. Communication in the presence of noise. *Proceedings of the IRE* 1949;37:10–21.
- [75] Morotti E, Piccolomini EL. Sparse Regularized CT Reconstruction: An Optimization Perspective. *Handbook of Mathematical Models and Algorithms in Computer Vision and Imaging: Mathematical Imaging and Vision*, Springer International Publishing; 2023, p. 551–84.
- [76] Zeng GL. Sparse-view tomography via displacement function interpolation. *Visual Computing for Industry, Biomedicine, and Art* 2019;2.
- [77] Zhang Z, Liang X, Dong X, Xie Y, Cao G. A sparse-view CT reconstruction method based on combination of DenseNet and deconvolution. *IEEE Transactions on Medical Imaging* 2018;37:1407–17.
- [78] Candes EJ, Romberg JK, Tao T. Stable signal recovery from incomplete and inaccurate measurements. *Communications on Pure and Applied Mathematics: A Journal Issued by the Courant Institute of Mathematical Sciences* 2006;59:1207–23.
- [79] Candès EJ. Compressive sampling. *Proceedings of the international congress of mathematicians, Madrid, Spain: 2006*, p. 1433–52.
- [80] Candès EJ, Romberg J, Tao T. Robust uncertainty principles: Exact signal reconstruction from highly incomplete frequency information. *IEEE Transactions on Information Theory* 2006;52:489–509.
- [81] Donoho DL. Compressed sensing. *IEEE Transactions on Information Theory* 2006;52:1289–306.
- [82] Brunton SL, Kutz JN. *Data-driven science and engineering: Machine learning, dynamical systems, and control*. Cambridge University Press; 2022.
- [83] Quinto ET. Singularities of the X-ray transform and limited data tomography in $\mathbb{R}^2$ and $\mathbb{R}^3$. *SIAM Journal on Mathematical Analysis* 1993;24:1215–25.

- [84] Flohr T. Computertomographie – Messprinzip, Bildrekonstruktion, Gerätetypen und Aufnahmetechniken. In: Alkadhi H, Leschka S, editors. *Wie funktioniert CT?* 2nd ed, Springer Berlin Heidelberg; 2024, p. 3–19.
- [85] Kastner J, Plank B, Heinzl C. Advanced X-ray computed tomography methods: High resolution CT, quantitative CT, 4DCT and phase contrast CT. *Proceedings of the Digital Industrial Radiology and Computed Tomography Conference*, Gent, Belgium: 2015, p. 120–32.
- [86] Zabler S, Ullherr M, Fella C, Schielein R, Focke O, Zeller-Plumhoff B, et al. Comparing image quality in phase contrast subμ X-ray tomography - A round-robin study. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment* 2020;951:162992.
- [87] Bauer W, Bessler FT, Zabler E, Bergmann RB. Computer tomography for non-destructive testing in the automotive industry. *Developments in X-Ray Tomography IV* 2004;5535:464–72.
- [88] Schromm T, Beckmann F, Moosmann J, Berthe D, Pfeiffer F, Grosse C. Challenges in non-destructive X-ray CT testing of riveted joints in the automotive industry. *Discover Applied Sciences* 2024;6:333.
- [89] Garcea SC, Wang Y, Withers PJ. X-ray computed tomography of polymer composites. *Composites Science and Technology* 2018;156:305–19.
- [90] Schielein R, Scholz G, Wagner R, Kretzer C, Fuchs T, Kasperl S, et al. The MUSICES Project: Simulative automated CT acquisition planning for historical brass instruments improves image quality. *6th Conference on Industrial Computed Tomography (iCT 2016)*, Wels, Austria: 2016.
- [91] Grozmani N, Buratti A, Schmitt RH. Investigating the influence of workpiece placement on the uncertainty of measurements in industrial computed tomography. *9th Conference on Industrial Computed Tomography (iCT 2019)*, Padova, Italy: 2019.
- [92] Herl G, Rettenberger S, Hiller J, Sauer T. Metal artifact reduction by fusion of ct scans from different positions using the unfiltered backprojection. *8th Conference on Industrial Computed Tomography (iCT 2018)*, Wels, Austria: 2018.
- [93] Butzhammer L, Hausotte T. Complex 3D scan trajectories for industrial cone-beam computed tomography using a hexapod. *Measurement Science and Technology* 2021;32:105402.
- [94] Bliedtner K, Dedyaeva P, Krohne K, Herold F. Automated Trajectory Generation for Region of Interest Computed Tomography using Industrial Robots. *12th Conference on Industrial Computed Tomography (iCT 2023)*, Fürth, Germany: 2023.
- [95] Pekel E, Schaff F, Dierolf M, Pfeiffer F, Lasser T. X-ray computed tomography with seven degree of freedom robotic sample holder. *Engineering Research Express* 2022;4:035022.
- [96] Maisl M, Porsch F, Schorr C. Computed laminography for x-ray inspection of light-weight constructions. *2nd International Symposium on NDT in Aerospace*, Hamburg, Germany: 2010.
- [97] O'Brien NS, Boardman RP, Sinclair I, Blumensath T. Recent advances in X-ray cone-beam computed laminography. *Journal of X-Ray Science and Technology* 2016;24:691–707.

- [98] Brinek A, Laznovsky J, Zikmund T, Salplachta J, Kaiser J. Helical XCT measurement for correlative imaging. 9th Conference on Industrial Computed Tomography (iCT 2019), Padova, Italy: 2019.
- [99] Hiller J, Landstorfer P, Marx P, Herbst M. Evaluation of the impact of faulty scanning trajectories in robot-based x-ray computed tomography. *Measurement Science and Technology* 2020;32:015401.
- [100] Orth RC, Wallace MJ, Kuo MD. C-arm Cone-beam CT: General Principles and Technical Considerations for Use in Interventional Radiology. *Journal of Vascular and Interventional Radiology* 2008;19:814–20.
- [101] Krumm M, Sauerwein C, Hämmerle V, Heile S, Schön T, Jung A, et al. Rapid robotic X-ray computed tomography of large assemblies in automotive production. 8th Conference on Industrial Computed Tomography (iCT 2018), Wels, Austria: 2018.
- [102] Butzhammer L. 3-D-Scantrajektorien für die dimensionelle Röntgen-Computertomographie durch adaptive Messobjektneigung. FAU Studien Aus Dem Maschinenbau Band 459, Erlangen: FAU University Press 2025.
- [103] Bauer F, Forndran D, Schromm T, Grosse CU. Practical part-specific trajectory optimization for robot-guided inspection via computed tomography. *Journal of Non-destructive Evaluation* 2022;41:55.
- [104] Weiss A, Wittl S, Herl G, Zabler S. Simulated and experimental evaluation of the accuracy of twin robotic CT systems. 12th Conference on Industrial Computed Tomography (iCT 2023), Fürth, Germany: 2023.
- [105] DIN EN 16603-11:2020-02 Raumfahrttechnik - Definition des Technologie-Reifegrades (TRL) und der Beurteilungskriterien 2020.
- [106] Wittl S, Weiss A, Herl G, Zabler S. Keep attention to the mapping: application of AI for geometric X-ray CT scan calibration. 12th Conference on Industrial Computed Tomography (iCT 2023), Fürth, Germany: 2023.
- [107] KI-Produktionsnetzwerk Augsburg. Unsere Halle 43. Forschungsinfrastruktur 2026. <https://www.uni-augsburg.de/de/forschung/einrichtungen/institute/ki-produktionsnetzwerk/halle43/> (accessed January 16, 2026).
- [108] Costin M, Vienne C. Adapted acquisition trajectory and iterative reconstruction for few-views CT inspection. 8th Conference on Industrial Computed Tomography (iCT 2018), Wels, Austria: 2018.
- [109] Bennett J, Gonzalez K, Gruber J, Mayr G, Glinz J, Kastner J, et al. Multi-modal imaging and non-destructive evaluation of a carbon fiber overwrapped pressure vessel (COPV). 13th Conference on Industrial Computed Tomography (iCT 2024), Wels, Austria: 2024.
- [110] Shepard L. Robot revolution: New Bolton Center’s new technology will benefit animals and humans. 2016.
- [111] Fieselmann A, Steinbrener J, Jerebko AK, Voigt JM, Scholz R, Ritschl L, et al. Twin robotic x-ray system for 2D radiographic and 3D cone-beam CT imaging. *Medical Imaging 2016: Physics of Medical Imaging*, vol. 9783, San Diego, USA: SPIE; 2016, p. 128–33.
- [112] Zhao C, Herbst M, Vogt S, Ritschl L, Kappler S, Siewerdsen J, et al. A robotic X-ray cone-beam CT system: trajectory optimization for 3D imaging of the weight-bearing

- spine. Medical Imaging 2019: Physics of Medical Imaging, vol. 10948, San Diego, USA: SPIE; 2019, p. 399–405.
- [113] Herl G, Wittl S, Jung A, Handke N, Weiss A, Eberhorn M, et al. RoboCT: The State and Current Challenges of Industrial Twin Robotic CT Systems. *Sensors* 2025;25:3076.
 - [114] Nubiola A, Bonev IA. Absolute calibration of an ABB IRB 1600 robot using a laser tracker. *Robotics and Computer-Integrated Manufacturing* 2013;29:236–45.
 - [115] Kang R, Probst GM, Slaets P, Dewulf W. Investigation of the impact of various robot properties on a twin Robot-CT system. *Nondestructive Testing and Evaluation* 2020;35:276–86.
 - [116] Hatamikia S, Biguri A, Herl G, Kronreif G, Reynolds T, Kettenbach J, et al. Source-detector trajectory optimization in cone-beam computed tomography: a comprehensive review on today's state-of-the-art. *Physics in Medicine & Biology* 2022;67:16TR03.
 - [117] Stein O. *Grundzüge der Globalen Optimierung*. Springer-Verlag Berlin Heidelberg; 2021.
 - [118] Grimme C, Bossek J. *Einführung in die Optimierung: Konzepte, Methoden und Anwendungen*. Wiesbaden, Germany: Springer Fachmedien Wiesbaden; 2018.
 - [119] Herl G, Hiller J, Thies M, Zaech J-N, Unberath M, Maier A. Task-specific trajectory optimisation for twin-robotic x-ray tomography. *IEEE Transactions on Computational Imaging* 2021;7:894–907.
 - [120] Gang GJ, Stayman JW, Ehtiati T, Siewerdsen JH. Task-driven image acquisition and reconstruction in cone-beam CT. *Physics in Medicine & Biology* 2015;60:3129.
 - [121] Zheng Z, Mueller K. Identifying sets of favorable projections for few-view low-dose cone-beam CT scanning. 11th International meeting on fully three-dimensional image reconstruction in radiology and nuclear medicine, Potsdam, Germany: 2011, p. 314–7.
 - [122] Brierley N, Bellon C, Lazaro Toralles B. Optimized multi-shot imaging inspection design. *Proceedings of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences* 2018;474:20170319.
 - [123] Wu P, Sheth N, Sisniega A, Uneri A, Han R, Vijayan R, et al. C-arm orbits for metal artifact avoidance (MAA) in cone-beam CT. *Physics in Medicine & Biology* 2020;65:165012.
 - [124] Schneider L-S, Thies M, Schielein R, Syben C, Unberath M, Maier A. Learning-based Trajectory Optimization for a Twin Robotic CT System. 12th Conference on Industrial Computed Tomography (iCT 2023), Fürth, Germany: 2022.
 - [125] Landstorfer P, Herl G, Hiller J. Investigation of Non-circular Scanning Trajectories in Robot-based Industrial X-ray Computed Tomography of Multi-material Objects. *Proceedings of the 16th International Conference on Informatics in Control, Automation and Robotics (ICINCO 2019)*, Prague, Czech Republic: SCITEPRESS – Science and Technology Publications, Lda.; 2019, p. 518–22.
 - [126] Chen P, Han Y, Gui Z. CT scanning imaging method based on a spherical trajectory. *Plos One* 2016;11:e0149779.

- [127] Linde M, Wiest W, Trauth A, Sause MG. Selecting feasible trajectories for robot-based X-ray tomography by varying focus-detector-distance in space restricted environments. *Journal of Nondestructive Evaluation* 2024;43:65.
- [128] Wittl S, Weiss A, Herl G, Zabler S, Dewailly P, Le Goff R. Unveiling the Full Picture: Advanced Scanning Procedure for Complete Large Component Scans via Twin Robotic Computed Tomography. *E-Journal of Nondestructive Testing* 2024;29.
- [129] Bauer F, Goldammer M, Grosse CU. Selection and evaluation of spherical acquisition trajectories for industrial computed tomography. *Proceedings of the Royal Society A* 2021;477:20210192.
- [130] Hoppe S, Hornegger J, Dennerlein F, Lauritsch G, Noo F. Accurate image reconstruction using real C-arm data from a Circle-plus-arc trajectory. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery* 2012;7:73–86.
- [131] Katsevich A. Image reconstruction for the circle and line trajectory. *Physics in Medicine & Biology* 2004;49:5059.
- [132] Zeng GL, Gullberg G. A cone-beam tomography algorithm for orthogonal circle-and-line orbit. *Physics in Medicine & Biology* 1992;37:563.
- [133] Buratti A, Ferrucci M, Achour SB, Dewulf W, Schmitt R. An analytical method for optimizing imaging parameters in industrial x-ray computed tomography for dimensional measurements on multimaterial workpieces. *Developments in X-Ray Tomography X*, vol. 9967, SPIE; 2016, p. 76–82.
- [134] Saff EB, Kuijlaars AB. Distributing many points on a sphere. *The Mathematical Intelligencer* 1997;19:5–11.
- [135] Swinbank R, Purser JR. *Fibonacci Grids*, Denver, USA: 1999.
- [136] Verdun F, Racine D, Ott J, Tapiovaara M, Toroi P, Bochud F, et al. Image quality in CT: From physical measurements to model observers. *Physica Medica* 2015;31:823–43.
- [137] Barrett HH, Yao J, Rolland JP, Myers KJ. Model observers for assessment of image quality. *Proceedings of the National Academy of Sciences* 1993;90:9758–65.
- [138] Bauer F. Trajectory optimization for sparsely sampled computed tomography. PhD Thesis. Technische Universität München, 2022.
- [139] Varga L, Balázs P, Nagy A. Projection selection algorithms for discrete tomography. *Advanced Concepts for Intelligent Vision Systems (ACIVS): 12th International Conference*, Sydney, Australia: Springer-Verlag Berlin Heidelberg; 2010, p. 390–401.
- [140] Reisinger S, Kasperl S, Franz M, Hiller J, Schmid U. Simulation-based planning of optimal conditions for industrial computed tomography. *International Symposium on Digital Industrial Radiology and Computed Tomography*, Berlin, Germany: 2011.
- [141] Ametova E, Ferrucci M, Dewulf W. A tool for reducing cone-beam artifacts in computed tomography data. *The E-Journal of Nondestructive Testing* 2017.
- [142] Bouhaouel F, Bauer F, Grosse CU. Task-specific acquisition trajectories optimized using observer models. *10th Conference on Industrial Computed Comography (iCT 2020)*, Wels, Austria: 2020.
- [143] Nikishkov Y, Kuksenkov D, Makeev A. Variable zoom technique for X-ray computed tomography. *NDT & E International* 2020;116:102310.

- [144] Fischer A, Lasser T, Schrapp M, Stephan J, Noël PB. Object specific trajectory optimization for industrial x-ray computed tomography. *Scientific Reports* 2016;6:19135.
- [145] Müller J, Herl G, Schromm T, Jahnke P, Maier A. Task-specific View Selection for 2D X-ray Inspection of Large Objects with Robotic CT Systems. *E-Journal of Non-destructive Testing* 2024.
- [146] Stayman JW, Siewerdsen JH. Task-based trajectories in iteratively reconstructed interventional cone-beam CT. *Proceedings of the 12th International Meeting on Fully Three-Dimensional Image Reconstruction in Radiology and Nuclear Medicine, Lake Tahoe, USA: 2013*, p. 257–60.
- [147] Zaech J-N, Gao C, Bier B, Taylor R, Maier A, Navab N, et al. Learning to Avoid Poor Images: Towards Task-aware C-arm Cone-beam CT Trajectories. *Medical Image Computing and Computer Assisted Intervention – MICCAI 2019*, vol. 11768, Shenzhen, China: Springer International Publishing; 2019, p. 11–9.
- [148] Dabravolski A, Batenburg KJ, Sijbers J. Adaptive zooming in X-ray computed tomography. *Journal of X-Ray Science and Technology* 2014;22:77–89.
- [149] Davis AM, Pearson EA, Pan X, Pelizzari CA, Al-Hallaq H. Collision-avoiding imaging trajectories for linac mounted cone-beam CT. *Journal of X-Ray Science and Technology* 2019;27:1–16.
- [150] Voudoukis N, Oikonomidis S. Inverse square law for light and radiation: A unifying educational approach. *European Journal of Engineering and Technology Research* 2017;2:23–7.
- [151] Kalender WA. *Computed tomography: fundamentals, system technology, image quality, applications*. 3., revised edition. Erlangen, Germany: Publicis Publishing; 2011.
- [152] Varga L, Balázs P, Nagy A. Direction-dependency of binary tomographic reconstruction algorithms. *Graphical Models* 2011;73:365–75.
- [153] Dabravolski A, Batenburg KJ, Sijbers J. Dynamic angle selection in x-ray computed tomography. *Nuclear Instruments and Methods in Physics Research Section B: Beam Interactions with Materials and Atoms* 2014;324:17–24.
- [154] Liu B, Bennett J, Wang G, De Man B, Zeng K, Yin Z, et al. Completeness map evaluation demonstrated with candidate next-generation cardiac CT architectures. *Medical Physics* 2012;39:2405–16.
- [155] 3DEXPERIENCE. Vélizy-Villacoublay, France: Dassault Systèmes; n.d.
- [156] DELMIA V5. Vélizy-Villacoublay, France: Dassault Systèmes; n.d.
- [157] CATIA V5. Vélizy-Villacoublay, France: Dassault Systèmes; n.d.
- [158] DIN EN ISO 15708-2:2025-05 Zerstörungsfreie Prüfung - Durchstrahlungsverfahren für Computertomographie - Teil 2: Grundlagen, Geräte und Proben 2025.
- [159] Fischler MA, Bolles RC. Random sample consensus: a paradigm for model fitting with applications to image analysis and automated cartography. *Communications of the ACM* 1981;24:381–95.
- [160] Maier A, Kugler P, Lauritsch G, Hornegger J. Discrete Estimation of Data Completeness for 3D Scan Trajectories with Detector Offset. In: Handels H, Deserno TM, Meinzer H-P, Tolxdorff T, editors. *Bildverarbeitung für die Medizin* 2015:

Algorithmen-Systeme-Anwendungen, Lübeck, Germany: Springer-Verlag Berlin Heidelberg; 2015, p. 47–52.

- [161] Schneider L-S, Herl G, Maier A. Integer Optimization of CT Trajectories using a Discrete Data Completeness Formulation. ArXiv preprint arXiv:2402.10223 2024.
- [162] Price KV. Differential Evolution. In: Zelinka I, Snášel V, Abraham A, editors. Handbook of Optimization: From Classical to Modern Approach, Springer-Verlag Berlin Heidelberg; 2013, p. 187–214.
- [163] Storn R. Differential evolution-a simple and efficient adaptive scheme for global optimization over continuous spaces. Technical Report, International Computer Science Institute 1995;11.
- [164] Price KV, Storn RM, Lampinen JA, editors. The Differential Evolution Algorithm. Differential Evolution: A Practical Approach to Global Optimization, Springer-Verlag Berlin Heidelberg; 2005, p. 37–134.
- [165] Virtanen P, Gommers R, Oliphant TE, Haberland M, Reddy T, Cournapeau D, et al. SciPy 1.0: fundamental algorithms for scientific computing in Python. Nature Methods 2020;17:261–72.
- [166] Bellon C, Deresch A, Gollwitzer C, Jaenisch G-R. Radiographic simulator aRTist: version 2. 18th World Conference on nondestructive testing, Durban, South Africa: 2012, p. 16–20.
- [167] Rossum G van, Drake FL. The Python language reference. Release 3.0.1 [Repr.]. Hampton, USA: Python Software Foundation; 2010.
- [168] PyCharm Community Edition, Version 2022.2.2. JetBrains s.r.o.; 2022.
- [169] Harris CR, Millman KJ, Van Der Walt SJ, Gommers R, Virtanen P, Cournapeau D, et al. Array programming with NumPy. Nature 2020;585:357–62.
- [170] van Hattem R. numpy-stl, Version 3.1.1. 2023.
- [171] Dawson-Haggerty et al. trimesh, Version 3.2.0. 2019.
- [172] Hunter JD. Matplotlib: A 2D Graphics Environment. Comput Sci Eng 2007;9:90–5.
- [173] Clark A et al. Pillow (pil fork) documentation 2015.
- [174] Bellon C. Artistlib - remote control the radiographic simulator aRTist from Python. 10th International Symposium on Digital Industrial Radiography and Computed Tomography (DIR 2025), Paris, France: ndt.net; 2025.
- [175] CERA CT-Rekonstruktion, Version 6.1.1. Erlangen, Germany: Siemens Healthineers AG; n.d.
- [176] Hartley R, Zisserman A. Multiple view geometry in computer vision. 2nd edition. Cambridge, United Kingdom: Cambridge University Press; 2003.
- [177] Zhou Wang, Bovik AC, Sheikh HR, Simoncelli EP. Image quality assessment: from error visibility to structural similarity. IEEE Transactions on Image Processing 2004;13:600–12.
- [178] Sara U, Akter M, Uddin MS. Image Quality Assessment through FSIM, SSIM, MSE and PSNR - A Comparative Study. JCC 2019;07:8–18.

- [179] Starovoitov VV, Eldarova EE, Iskakov KT. Comparative analysis of the SSIM index and the pearson coefficient as a criterion for image similarity. *EJMCA* 2020;8:76–90.
- [180] Kumar J, Chen F, Doermann D. Sharpness estimation for document and scene images. *Proceedings of the 21st International Conference on Pattern Recognition (ICPR2012)*, Tsukuba, Japan: IEEE; 2012, p. 3292–5.
- [181] Achlioptas P, Diamanti O, Mitliagkas I, Guibas L. Learning Representations and Generative Models for 3D Point Clouds. In: Dy J, Krause A, editors. *Proceedings of the 35th International Conference on Machine Learning*, vol. 80, Stockholm, Sweden: PMLR; 2018, p. 40–9.
- [182] Chen G-H, Yang C-L, Po L-M, Xie S-L. Edge-based structural similarity for image quality assessment. *International Conference on Acoustics Speech and Signal Processing (icassp)*, vol. 2, Toulouse, France: IEEE; 2006, p. 933–6.
- [183] Mason A, Rioux J, Clarke SE, Costa A, Schmidt M, Keough V, et al. Comparison of Objective Image Quality Metrics to Expert Radiologists' Scoring of Diagnostic Quality of MR Images. *IEEE Transactions on Medical Imaging* 2020;39:1064–72.
- [184] Thung K-H, Raveendran P. A survey of image quality measures. *2009 International Conference for Technical Postgraduates (TECHPOS)*, Kuala Lumpur, Malaysia: IEEE; 2009.
- [185] Sadykova D, James AP. Quality assessment metrics for edge detection and edge-aware filtering: A tutorial review. *2017 International Conference on Advances in Computing, Communications and Informatics (ICACCI)*, Udipi, India: IEEE; 2017, p. 2366–9.

Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1.1 Roboter-CT System bei einem Frontdeckelscan	3
Abbildung 2.1 Schematischer Aufbau eines konventionellen industriellen Kegelstrahl-Computertomographie-Systems	7
Abbildung 2.2 Elektromagnetisches Spektrum mit Frequenz- und Wellenlängenbereichen	8
Abbildung 2.3 Polychromatisches Röntgenspektrum (Wolfram, 120 kV) und schematische Darstellung der Strahlungsarten	8
Abbildung 2.4 Energieabhängigkeit des Schwächungskoeffizienten von Eisen	10
Abbildung 2.5 Zusammenhang Radontransformation und Fourier-Schnitt-Theorem	13
Abbildung 2.6 Grafische Visualisierung der Kaczmarz Methode	16
Abbildung 2.7 Schematische Darstellung des Iterationsverfahrens der ART	16
Abbildung 2.8 Visualisierung der anisotropen Artefaktausbreitung bei Limited Angle Artefakten	18
Abbildung 2.9 Artefakte aus trunkierten Daten im rekonstruierten Volumen	19
Abbildung 2.10 Kegelstrahlartefakte außerhalb der zentralstrahlebene	20
Abbildung 2.11 Abtastartefakte bei zu geringer Projektionsanzahl	20
Abbildung 2.12 Artefakte aus Strahlaufhärtung	21
Abbildung 2.13 Artefakte aus exzessiver Röntgenstrahlabsorption	22
Abbildung 3.1 Kegelstrahlprojektion im Ortsraum und deren korrespondierende Darstellung im Radonraum	26
Abbildung 3.2 Anordnung der einem Objektpunkt assoziierten Radonwerte im Radonraum im zweidimensionalen Schnitt	27
Abbildung 3.3 Anordnung der einem Objektpunkt assoziierten Radonwerte im Radonraum in der dreidimensionalen Überlegung. Bildung des Schattenbereichs bei der Verwendung von Kreistrajektorien	28
Abbildung 3.4 Torus der theoretisch rekonstruierbaren Radonwerte einer Kreistrajektorie	28
Abbildung 3.5 Anordnung von Abtastpunkten im Orts-, Radon- und Fourierraum	30
Abbildung 3.6 Systemkonfigurationen roboterunterstützter CT-Systeme	33
Abbildung 3.7 Schematische zweidimensionale Abbildung einer Scanregion begrenzter Zugänglichkeit	36

Abbildung 3.8 Beispielhaftes Realscanszenario limitierter Zugänglichkeit	36
Abbildung 4.1 Einfluss der Diskretisierung bei der Optimierung inhärenter Projektionsansichten eines Trajektoriendesigns	45
Abbildung 4.2 Schematische Einordnung optimierbarer CT-Trajektorienparameter	46
Abbildung 5.1 Flussdiagramm der Trajektoriendefinition des adaptiven Distanzvariationsansatzes	58
Abbildung 5.2 Adaptiver Distanzvariationsansatz bei $\theta = 90^\circ$ (2D-Schema)	60
Abbildung 5.3 Flussdiagramm der Trajektoriendefinition des Ansatzes der Integration von Projektionsansichten variabler Vergrößerung in zirkulare Trajektoriendesigns	61
Abbildung 5.4 Zweidimensionale schematische Darstellung der Integration von Projektionsansichten dynamischer Vergrößerung auf einem zirkularen Trajektoriendesign	61
Abbildung 6.1 Visualisierung der kollisionsfrei erreichbaren Räume K_S und K_D inkl. zur Erreichbarkeitserkennung verwendetem Raycasting-Prinzip	68
Abbildung 6.2 Schematische Schnittbilddarstellung einer Projektionskugel hohen Informationsgehalts im Radonraum	69
Abbildung 6.3 Visualisierung der zulässigen Abweichungstoleranz d_f von Radonwerten zu einer Datenlinie im Radonraum	70
Abbildung 6.4 Gewichtung von Radonwerten zur Sicherstellung der Informationsdiversität von Projektionsansichten	72
Abbildung 6.5 Flussdiagramm der vorgestellten objektspezifischen Trajektorienoptimierung für few view Szenarien	73
Abbildung 6.6 Dynamische Vergrößerungsoption zur Integration zusätzlicher Projektionswinkel für schwer zugängliche Scanbereiche	74
Abbildung 6.7 Flussdiagramm der vorgestellten Datenvollständigkeits-Trajektorienoptimierung für extensive view Szenarien	78
Abbildung 6.8 Visualisierung der Schritte der Zielfunktionsbewertung der Datenvollständigkeits-Trajektorienoptimierung für einen exemplarischen Parametersatz ($\zeta = FOD, \varphi, \theta$)	80
Abbildung 6.9 Unterschied der Radonraumabtastung vollständiger Kreistrajektorien und Teilkreistrajektorien	82
Abbildung 7.1 Positionierung <i>Prüfkörper V1</i> im Simulationsexperiment der Integration von Trajektoriendesigns variabler FDD	87
Abbildung 7.2 Resultierende zugängliche Quellpositionen im Simulationsexperiment der Integration von Trajektoriendesigns variabler FDD	88

Abbildung 7.3 Resultierende Quellpositionen der kombinierten Trajektorien im Simulationsexperiment der Integration von Trajektoriendesigns variabler FDD	89
Abbildung 7.4 Rekonstruktion von Schnittbildern des zentralen Hohlstanznietes im Simulationsexperiment der Integration von Trajektoriendesigns variabler FDD	90
Abbildung 7.5 Soll-Ist-Vergleich der Hohlstanznietrekonstruktionen im Simulationsexperiment der Integration von Trajektoriendesigns variabler FDD	91
Abbildung 7.6 Integration von Projektionsansichten dynamischer Vergrößerung im Simulationsexperiment der Integration von Trajektoriendesigns variabler FDD	92
Abbildung 7.7 Rekonstruktion von Schnittbildern des zentralen Hohlstanznietes bei dynamischer Vergrößerung im Simulationsexperiment der Integration von Trajektoriendesigns variabler FDD	93
Abbildung 7.8 Soll-Ist-Vergleich der Hohlstanznietrekonstruktion dynamischer Vergrößerung im Simulationsexperiment der Integration von Trajektoriendesigns variabler FDD	94
Abbildung 7.9 Positionierung und Koordinatensystem <i>Prüfkörper V2</i> im Simulationsexperiment der objektspezifischen Trajektorienoptimierung	96
Abbildung 7.10 Radonraumdarstellung des <i>Prüfkörpers V2</i> im Simulationsexperiment der objektspezifischen Trajektorienoptimierung	97
Abbildung 7.11 Exemplarische vergleichende Anordnung der Quellpositionen im Simulationsexperiment der objektspezifischen Trajektorienoptimierung	97
Abbildung 7.12 Rekonstruierte Schnittbilder im Simulationsexperiment der objektspezifischen Trajektorienoptimierung	98
Abbildung 7.13 Projektionsqualitätskurven (Bildschärfe) im Simulationsexperiment der objektspezifischen Trajektorienoptimierung	99
Abbildung 7.14 Projektionsqualitätskurven (Soll-Ist-Vergleich) im Simulationsexperiment der objektspezifischen Trajektorienoptimierung	100
Abbildung 7.15 Exemplarische Falschfarbendarstellung des Soll-Ist-Vergleichs im Simulationsexperiment der objektspezifischen Trajektorienoptimierung	100
Abbildung 7.16 Positionierung <i>Prüfkörper V3</i> im Simulationsexperiment der Datenvollständigkeits-Trajektorienoptimierung	101
Abbildung 7.17 Darstellung der Aufnahmegeometrie sowie der berücksichtigten Optimierungsparameter $\zeta = FOD, \varphi$ und θ im Simulationsexperiment der Datenvollständigkeits-Trajektorienoptimierung	102
Abbildung 7.18 Annähernd uniforme Verteilung von Radonwerten im Simulationsexperiment der Datenvollständigkeits-Trajektorienoptimierung	103
Abbildung 7.19 Falschfarbendarstellung der FOM_{RW} für die integrierten Referenztrajektorien im Simulationsexperiment der Datenvollständigkeits-Trajektorienoptimierung	104

Abbildung 7.20 Quellpositionen der vergleichenden Trajektorien im Simulationsexperiment der Datenvollständigkeits-Trajektorienoptimierung	105
Abbildung 7.21 Gegenüberstellung der resultierenden Volumenrekonstruktionen im Simulationsexperiment der Datenvollständigkeits-Trajektorienoptimierung	106
Abbildung A.1 Visualisierung des Zusammenhangs der Radonraumrepräsentation eines Objekts und einer Projektionskugel hohen Informationsgehalts	149

Tabellenverzeichnis

Tabelle 4.1 Übersicht relevanter Trajektoriendesigns	42
Tabelle 4.2 Übersicht CT-Trajektorienoptimierungen konventioneller Kreis-CT-Systeme	50
Tabelle 4.3 Übersicht CT-Trajektorienoptimierungen roboterbasierter CT-Systeme	51
Tabelle 4.4 Übersicht CT-Trajektorienoptimierungen in der Humanmedizin	52
Tabelle 6.1 Klassifikation few view und extensive view Scanszenarien	65
Tabelle 6.2 Kategorisierung der objektspezifischen Trajektorienoptimierung gemäß der Schlüsselaspekte der CT-Trajektorienoptimierung	73
Tabelle 6.3 Kategorisierung der Datenvollständigkeits-Trajektorienoptimierung gemäß der Schlüsselaspekte der CT-Trajektorienoptimierung	77
Tabelle 7.1 Im Rahmen dieser Arbeit verwendete externe Python-Bibliotheken	85
Tabelle 7.2 Ein- und Ausgabeparameter der iterativen FDD-Konfigurationsspezifikation im Simulationsexperiment der Trajektoriendesigns variabler FDD	87
Tabelle 7.3 Quantitative Analyse der rekonstruierten Schnittbilder im Simulationsexperiment der Trajektoriendesigns variabler FDD	91
Tabelle 7.4 Formparametrisierung der Trajektorie dynamischer Vergrößerung im Simulationsexperiment der Trajektoriendesigns variabler FDD	93
Tabelle 7.5 Quantitative Analyse der rekonstruierten Schnittbilder der Trajektorie dynamischer Vergrößerung im Simulationsexperiment der Trajektoriendesigns variabler FDD	94
Tabelle 7.6 Trajektoriennotationen und Anzahl integrierter Projektionen im Simulationsexperiment der Datenvollständigkeits-Trajektorienoptimierung	105
Tabelle 7.7 Quantitative Analyse der aus den Trajektorien rekonstruierten Volumina im Simulationsexperiment der Datenvollständigkeits-Trajektorienoptimierung	107
Tabelle A.1 Pseudocode zur Bestimmung der intertrajektoriiellen FDD-Konfiguration sphärischer Trajektoriendesigns	136
Tabelle A.2 Pseudocode der Ermittlung objektspezifischer Projektionsansichten	137
Tabelle A.3 Pseudocode der Ermittlung zirkularer Trajektorien hohen Informationsgehalts	139
Tabelle A.4 Zeichnungsinformationen zu <i>Prüfkörper V1</i>	142
Tabelle A.5 Zeichnungsinformationen zu <i>Prüfkörper V2</i>	143
Tabelle A.6 Zeichnungsinformationen zu <i>Prüfkörper V3</i>	145

Abkürzungsverzeichnis

ART	Algebraische Rekonstruktionstechnik
BAM	Bundesanstalt für Materialforschung und -prüfung
CD	Chamfer-Distanz (Metrik für die Abweichung von Punktwolken)
CS	Compressed Sensing
CT	Röntgen-Computertomographie
DART	Diskrete algebraische Rekonstruktionstechnik
DE	Differential Evolution (evolutionärer Optimierungsalgorithmus)
DoM	Differenz von Differenzen in Grauwerten medianfilterter Bilder (Metrik zur Analyse der Bildschärfe)
EZRT	Fraunhofer IIS – Bereich Entwicklungszentrum Röntgentechnik
FBP	Gefilterte Rückprojektion
FDD	Fokus-Detektor-Distanz
FDK	Feldkamp-Davis-Kress (Algorithmus zur approximativen Rekonstruktion von 3D-Kegelstrahl-CT Daten)
FOD	Fokus-Objekt-Distanz
LGS	Lineares Gleichungssystem
ODD	Objekt-Detektor-Distanz
PCC	Pearson-Korrelationskoeffizient (Metrik zur Ähnlichkeitsbestimmung zweier Bilder in Bezug auf deren Helligkeitsverteilung)
RANSAC	Random Sample Consensus (Schätzalgorithmus, der aus zufälligen Stichproben Modelle erstellt)
RMSE	Root Mean Square Error (Durchschnittlicher quadratischer Fehler)
ROI	Region of Interest (Region von Interesse)
SART	Simultane algebraische Rekonstruktionstechnik
SSIM	Structural Similarity Index (Metrik zur Analyse der strukturellen Ähnlichkeit zwischen Bildern)
STL	Standard Triangle Language (Dateiformat von 3D Oberflächenmodellen basierend auf vernetzten Dreiecken)
TRL	Technology Readiness Level (Maß für den Reifegrad einer Technologie)

Variablenverzeichnis

Das folgende Variablenverzeichnis enthält die in dieser Arbeit zentralen, erklärungsbedürftigen Variablen. Weitere Größen werden im jeweiligen Kontext im Fließtext erläutert. Standardnotationen und allgemein gebräuchliche Symbole, wie Laufvariablen sind hier nicht aufgeführt. Vereinzelt auftretende, lokal verwendete Dopplungen bei der Notation folgen den in der Literatur üblichen Konventionen und sind jeweils im Text eindeutig beschrieben.

a	Boolescher Erreichbarkeitsstatus einer Projektionsansicht, eingeführt ab Kapitel 6.2.1
d_f	Zulässige Abweichungstoleranz von Radonwerten zur Projektionskugel
f_{Var}	Distanzvariationsfaktor zur Steuerung der intertrajektoriellen FDD
K_D	Kollisionsfrei erreichbarer Raum des Detektors
K_S	Kollisionsfrei erreichbarer Raum der Röntgenquelle
N_{Proj}	Anzahl Projektionsansichten bzw. Anzahl Projektionen
o	Bildgebungsmittelpunkt
P_D	Pose des Detektors
P_S	Pose der Röntgenquelle
s	Quellposition
$t_{Schwell}$	Schwellwert zur Restintensitätsanalyse von Detektorpixeln
T	Trajektorie $T = \{v_1, v_2, \dots, v_{N_{Proj}}\}$
u	Gewichtung von Radonwerten zur Steuerung der Abtastrelevanz
v	Projektionsansicht ($v := (P_S, P_D)$)
w	Röntgenparametrisierung
ζ^*	Idealparametrisierung
Ξ	Informationsredundanzfaktor zur Gewichtungssteuerung von Radonwerten
$\Phi(\zeta)$	Zielfunktion in Abhängigkeit einer Parametrisierung ζ

Anhang A: Liste der eigenen Publikationen

Zentrale Abschnitte dieser Arbeit liegen in eigenständigen Journal-Publikationen vor, auf die im Text an den entsprechenden Stellen bereits Bezug genommen wurde. Diese Publikationen durchliefen jeweils ein Peer-Review-Verfahren und werden im Folgenden aufgeführt:

1. Linde, M., Wiest, W., Trauth, A., & Sause, M. G. (2024). Selecting feasible trajectories for robot-based X-ray tomography by varying focus-detector-distance in space restricted environments. *Journal of Nondestructive Evaluation*, 43(2), 65.
2. Linde, M., Wiest, W., Trauth, A., & Sause, M. G. (2025). Trajectory optimization for few-view robot-based CT: Transitioning from static to object-specific acquisition geometries. *Tomography of Materials and Structures*, 7, 100058.
3. Linde, M., Wiest, W., Trauth, A., & Sause, M. G. (2025). Automated Robot-Based Computed Tomography Trajectory Optimization using Differential Evolution in 3D Radon Space. *Journal of Nondestructive Evaluation*, 44(3), 71.

Anhang B: Liste der Schutzrechte

Die im Zuge der vorliegenden Dissertation entwickelten Schutzrechte werden im Folgenden aufgeführt.

1. Amtliches Kennzeichen: DE10 2024 132 169
Vorläufige Bezeichnung: Verfahren zur Ermittlung von optimierten Projektionsansichten für eine scharfe Objektkantenabbildung
2. Amtliches Kennzeichen: DE10 2025 110 282
Vorläufige Bezeichnung: Computerimplementiertes Verfahren zur Optimierung einer Kreistrajektorie, ein Computerprogrammprodukt, sowie ein computerlesbares Speichermedium

Anhang C: Erklärung zum Einsatz generativer KI

Basierend auf Empfehlungen der Deutschen Forschungsgesellschaft (DFG), wird anbei eine Erklärung zum Einsatz generativer KI im vorliegenden Werk abgegeben:

Art der wissenschaftlichen Arbeit:	Dissertation
Titel der wissenschaftlichen Arbeit:	Trajektorienoptimierung roboterbasierter Röntgen-Computertomographie in zugangsbeschränkten Scanszenarien
Autor:	Maximilian Linde, geb. 12.05.1997, Ludwigsburg

Erklärung:

Bei der Ausarbeitung der vorliegenden Arbeit wurde das folgend gelistete generative KI-System verwendet:

Merkmal	Beschreibung
Entwickelndes Unternehmen	OpenAI
Produkt	ChatGPT
Modell	GPT-3.5, GPT-4, GPT-4-turbo und GPT-5
Nutzungszeitraum	Januar 2023 – Dezember 2025

Ich erkenne meine volle Verantwortung als Verfasser dieser Arbeit für die Richtigkeit und Integrität der darin dargestellten Informationen und Aussagen an. Ich habe das oben genannten KI-System wie unten angegeben angewendet:

Anwendungsgebiet	Beschreibung
Textformulierung	Überarbeitung und Verbesserung der sprachlichen Formulierungen des Textes anhand der Empfehlungen von ChatGPT.

Weissach, 24.02.2026

Maximilian Linde

Anhang D: Pseudocode zur Spezifikation der intertrajektoriel- len FDD-Konfigurationen

Der folgende Pseudocode ergänzt die Ausführungen in Kapitel 5.1, indem die iterative Spezifikation der intertrajektoriel- len FDD-Konfigurationen sphärischer Trajektoriendesigns be-
schrieben wird. Die ermittelten Parameter werden in einer Liste $L_{Konfigurationen}$ gespeichert
und zur weiteren Verarbeitung, wie in Kapitel 5.1 beschrieben, herangezogen.

Tabelle A.1 Pseudocode zur Bestimmung der intertrajektoriel- len FDD-Konfigurationen sphärischer Trajekto-
riendesigns im Rahmen der Methodik des adaptiven Distanzvariationsansatzes.

Spezifikation der intertrajektoriel- len FDD-Konfigurationen sphärischer Trajektoriendesigns		
Eingabe		
D_x, D_y [mm]		Detektorabmessungen in x- und y- Richtung
$\emptyset ROI$ [mm]		Durchmesser der ROI
α [°]		Kegelstrahlöffnungswinkel der Röntgenquelle
f_{Var}		Distanzvariationsfaktor
FDD_{max} [mm]		Maximal zulässige FDD
<i>Datenpfad</i>		Speicherort der Ergebnisse
Ausgabe		
$L_{Konfigurationen}$		Liste aller erzeugten Trajektorienkonfigurationen
Implementierung		
1	$IF(\emptyset ROI > \min(D_x, D_y)) THEN BREAK$	Die ROI muss innerhalb der Detektorabmaße abgebildet werden können
2	$M_{max} = \frac{\min(D_x, D_y)}{\emptyset ROI}$	Bestimmung der maximalen Vergrößerung M_{max} zur Si- cherstellung bestmöglicher Voxelauflösung
3	$FDD = \frac{(\min(D_x, D_y))^{\frac{1}{2}}}{\tan(\alpha)}$	Bestimmung der kleinstmöglichen FDD (Ausgangskonfigu- ration)
4	$FOD = \frac{FDD}{M_{max}}$	Bestimmung der kleinstmöglichen FOD (Ausgangskonfigu- ration)
5	$ODD = FDD - FOD$	Bestimmung der kleinstmöglichen ODD (Ausgangskonfigu- ration)
6	$i = 0$	Initialisierung des Iterators i
7	$L_{Konfigurationen} = []$	Initialisierung der Liste $L_{Konfigurationen}$
8	$WHILE (FDD \leq FDD_{max}) DO$	Die Durchführung der Operationen erfolgt, bis die Ober- grenze der zulässigen FDD überschritten wird
9	$L_{Konfigurationen}[i] = [FDD, FOD, ODD]$	Die Geometrieinformationen der i -ten sphärischen Trajek- torienkonfiguration werden in die Liste $L_{Konfigurationen}$ auf- genommen
10	$ODD = ODD \cdot f_{Var}$	Berechnung der ODD für die folgende $(i + 1)$ Trajektorien- konfiguration
11	$FOD = FOD \cdot f_{Var}$	Berechnung der FOD für die folgende $(i + 1)$ Trajektorien- konfiguration
12	$FDD = FOD + ODD$	Berechnung der FDD für die folgende $(i + 1)$ Trajektorien- konfiguration
13	$i = i + 1$	Inkrementieren des Iterators
14	$Save (L_{Konfigurationen}, Datenpfad)$	Die Liste $L_{Konfigurationen}$ wird am Speicherort gespeichert, der durch den Pfad <i>Datenpfad</i> definiert ist

Anhang E: Pseudocode zur Selektion objektspezifischer Projektionsansichten

Der folgende Pseudocode ergänzt die Ausführungen in Kapitel 6.3, indem die Selektion objektspezifischer Projektionsansichten (Vorgang 2 in Abbildung 6.5) beschrieben wird. Die selektierten Projektionsansichten werden in einer Liste T_{Opt} gespeichert.

Tabelle A.2 Pseudocode der Ermittlung objektspezifischer Projektionsansichten im Rahmen der Vorgehensbeschreibung in Kapitel 6.3.

Vorgehensweise zur Ermittlung objektspezifischer Projektionsansichten		
Eingabe		
N_{It}		Anzahl Iterationen des RANSAC
o		Bildgebungsmittelpunkt (Zentrum der ROI)
d_{min}		Minimal gewünschte FOD, applikationsspezifisch von erfahrenem Bediener festzulegen
d_{max}		Maximal gewünschte FOD, applikationsspezifisch von erfahrenem Bediener festzulegen
Radonwerte		Radonwerte des radontransformierten Objekts
$u = [1 \text{ für jeden Radonwert in Radonwerte}]$		Initialgewichtung aller Radonwerte
w		Röntgenparametrisierung (Filter, Skip, Mittelung, U_B , I_{Fil})
$t_{Schwell}$		Schwellwert für die Restintensitätsanalyse
$\Xi \in [0,1]$		Parametrisierung Informationsredundanzfaktor
N_{Proj}		Anzahl gewünschter Projektionen
R		Radius des Bereichs der lokalen Restintensitätsanalyse
Datenpfad		Speicherort der Ergebnisse
Ausgabe		
T_{Opt}		Liste der selektierten Projektionsansichten
Implementierung		
1	<i>Funktion Erstelle_Projektionsansicht(o, d_{min}, d_{max})</i>	Funktion zur Auswahl einer Projektionsansicht
2	<i>richtung = Zufälliger_Richtungsvektor()</i>	Auswahl eines zufälligen Richtungsvektors des Kugelzentrums
3	<i>radius = Zufälliger_Wert($\frac{d_{min}}{2}, \frac{d_{max}}{2}$)</i>	Auswahl eines zufälligen Kugelradius zwischen $\frac{d_{min}}{2}$ und $\frac{d_{max}}{2}$
4	<i>model = Berechne_Kugel($o, richtung, radius$)</i>	Kalkulation der Kugelparameter (Mittelpunkt und Radius)
5	<i>RETURN model</i>	Rückgabe der Kugelparameter
6	<i>Funktion RI($Top_{sets}, t_{Schwell}, w, Radonwerte, u, R$)</i>	Entscheidungsfunktion der Restintensitätsanalyse
7	<i>Projektionsbilder = Berechne_Projektion(Top_{sets}, w)</i>	Berechnung der Projektionsbilder in <i>aRTist</i> [166]
8	<i>Radonwerte_{ident} = Ident_Radonwerte($Top_{sets}, Radonwerte$)</i>	Liste abgetasteter Radonwerte je Projektionsansicht in Top_{sets}
9	<i>FOR EACH v_i in Top_{sets} DO</i>	Iteriere durch alle Projektionsansichten in Top_{sets}
10	<i>locations = Projiziere_RW_D($v_i, Radonwerte_{ident}[v_i]$)</i>	Projiziere mit v_i abgetastete Radonwerte auf den Detektor und speichere diese Information in <i>locations</i>
11	<i>pass = Q(locations, Radonwerte_{ident}[v_i], $t_{Schwell}, R$)</i>	Lokale Prüfung der Restintensität der Grauwerte im Bereich des Radius R um die in <i>locations</i> auf dem Detektor abgebildeten abgetasteten Radonwerte. <i>pass</i> beschreibt eine Liste von <i>true/false</i> , je Radonwert
12	<i>$u_{Kopie} = Kopie_Von_u_Für_Radonwerte_{ident}[v_i]()$</i>	Lokale Kopie der zugehörigen Gewichtungen u
13	<i>FOR $j = 0$ to Länge(<i>pass</i>) – 1 DO</i>	Für alle abgetasteten <i>Radonwerte_{ident}[v_i]</i>

14	<i>IF</i> $pass[j] == false$ <i>THEN</i>	Sofern zu geringe Restintensität an der <i>location</i> des <i>j</i> -ten Radonwerts
15	$u_{Kopie}[j] = 0$	Setze die Gewichtung diesen Radonwerts auf 0
16	<i>END IF</i>	
17	<i>END FOR</i>	
18	$Score[v_i] = Summe_Gewichtungen(u_{Kopie})$	Summe der gültigen Gewichtungen berechnen und Zwischenspeichern
19	<i>END FOR</i>	
20	<i>RETURN</i> ($v_{i,selektiert} = v_i$ mit maximalem $Score[v_i]$)	Rückgabe der Projektionsansicht höchster Gewichtung
21	<i>Funktion</i> $Informationsdiv(v_{i,selektiert}, Radonwerte, u, \Xi)$	Funktion zur Sicherstellung der Informationsdiversität
22	$Radonwerte_{ident} = Ident_Radonwerte(v_{i,selektiert}, Radonwerte)$	Identifikation der mit $v_{i,selektiert}$ abgetasteten Radonwerte
23	$u = Anpassung_Gewichtung(u, \Xi, Radonwerte_{ident})$	Anpassung der Gewichtung abgetasteter Radonwerte mittels Gleichung 6.6
24	<i>RETURN</i> u	Rückgabe der aktualisierten Gewichtungen
25	$T_{opt} = []$	Initialisierung der Trajektorie (Liste von Projektionsansichten)
26	<i>WHILE</i> $Länge(T_{opt}) < N_{proj}$ <i>DO</i>	Solange noch nicht genug Projektionsansichten in der Trajektorie, führe durch
27	$Top_{sets} = [None, None, None, None, None]$	Initialisierung der Liste für die fünf besten Projektionsansichten
28	<i>FOR</i> $i = 1$ to N_{it} <i>DO</i>	Wiederhole den Prozess N_{it} -mal
29	$v_i = Erstelle_Projektionsansicht(o, d_{min}, d_{max})$	Auswahl einer Projektionsansicht v_i
30	<i>IF</i> v_i ist nicht kollisionsfrei erreichbar	Prüfe auf geometrische Erreichbarkeit mittels <i>RCT-Tool 2.0</i> (vgl. Kapitel 6.2.1)
31	<i>CONTINUE</i>	Falls nicht erreichbar – fahre mit nächster Iteration fort
32	$Konsensmenge = Ident_Radonwerte(v_i, Radonwerte)$	Identifikation der mit v_i abgetasteten Radonwerte
33	$Score = Summe_Gewichtungen(Konsensmenge)$	Berechnung des Scores (Summe der Gewichte u der Konsensmenge)
34	<i>IF</i> $Score > Score_min(Top_{sets})$ <i>THEN</i>	Vergleich mit schlechtestem Score der aktuell besten Projektionsansichten
35	$Ersetze\ schlechtestes\ Set\ in\ Top_{sets}\ durch\ v_i$	Falls besser, ersetze schlechtesten Eintrag
36	<i>END FOR</i>	
37	$v_{i,selektiert} = RI(Top_{sets}, t_{Schwell}, w, Radonwerte, u)$	Prävention von Metallartefakten: Anpassung der Scores der Kandidaten in Top_{sets} hinsichtlich ihrer Wahrscheinlichkeit, zur Bildung von Metallartefakten beizutragen. Selektion der Projektionsansicht höchster Bewertung
38	$u = Informationsdiv(v_{i,selektiert}, Radonwerte, u, \Xi)$	Anpassung der Gewichtung der Radonwerte, um Projektionsclustering zu vermeiden und eine Diversität der Informationen zu gewährleisten
39	$T_{opt}.append(v_{i,selektiert})$	Hinzufügen der selektierten Projektionsansicht $v_{i,selektiert}$ zur Trajektorie T_{opt}
40	<i>ELSE</i>	
41	$Save(T_{opt}, Datenpfad)$	Die Trajektorie T_{opt} wird am Speicherort gespeichert, der durch den Pfad <i>Datenpfad</i> definiert ist

Anhang F: Pseudocode zur Selektion zirkularer Trajektorien hohen Informationsgehalts

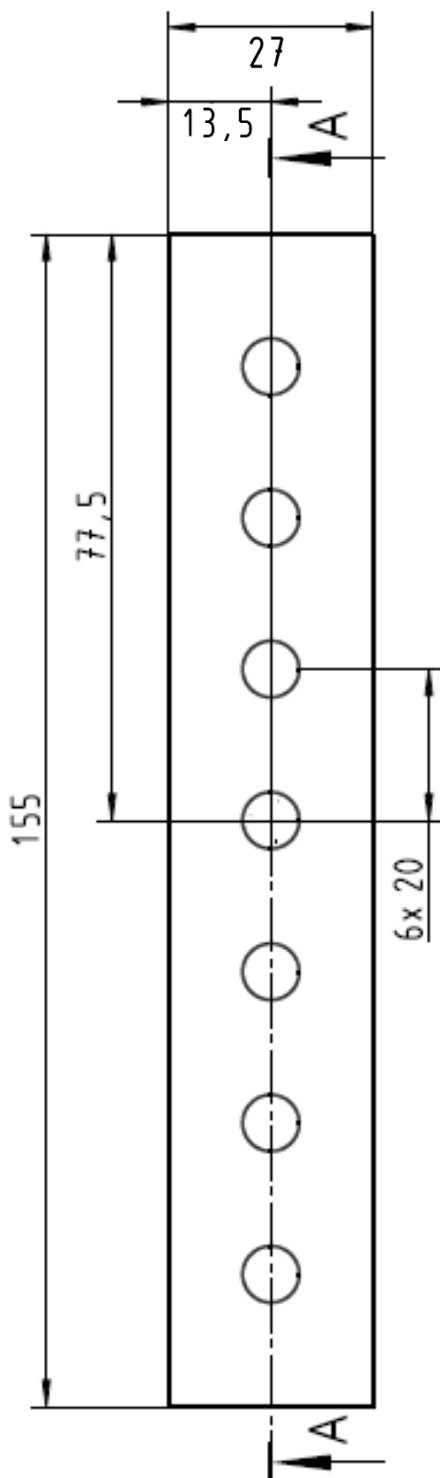
Der folgende Pseudocode ergänzt die Ausführungen in Kapitel 6.4, indem die Selektion zirkularer Teiltrajektorien hohen Informationsgehalts (Vorgang 2 in Abbildung 6.7) beschrieben wird. Die selektierten Teilkreistrajektorien werden in einer Liste T_{Opt} gespeichert.

Tabelle A.3 Pseudocode der Ermittlung zirkularer Teiltrajektorien hohen Informationsgehalts im Rahmen der Vorgehensbeschreibung in Kapitel 6.4.

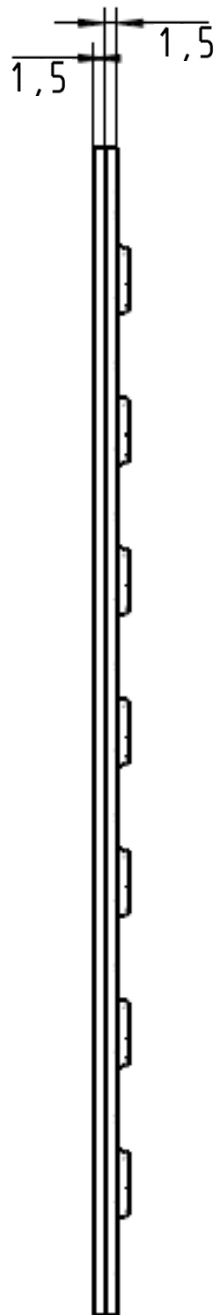
Vorgehensweise zur Ermittlung zirkularer Teiltrajektorien hohen Informationsgehalts		
Eingabe		
$params = \{K_S, K_D, t_{Schwell}, q_{Schwell}, h, w, N_{Proj}\}$		Global definierte Parameter in einem Dictionary. Variablen werden im Folgenden erläutert
K_S		Kollisionsfrei erreichbarer Raum der Quelle
K_D		Kollisionsfrei erreichbarer Raum des Detektors
$t_{Schwell}$		Restintensitätsschwelle, hier $t_{Schwell} = 0,1 \cdot I_{max}$
$q_{Schwell}$		Maximaler relativer Anteil der Pixel, deren Restintensität unter $t_{Schwell}$ liegt
h		Analysedistanz der Restintensitätsanalyse
w		Röntgenparametrisierung (Filter, Skip, Mittelung, U_B , I_{Fil})
N_{Proj}		Anzahl Projektionsansichten je Initialtrajektorie T_{Ini}
Radonwerte		Positionsinformationen der uniformen Radonwertverteilung innerhalb der ROI
Wertebereiche = $[[FOD_{min}, FOD_{max}], [\varphi_{min}, \varphi_{max}], [\theta_{min}, \theta_{max}]]$		Festlegen und Speichern der Parametergrenzen in Variable
Datenpfad		Speicherort der Ergebnisse
Ausgabe		
T_{Opt}		Liste der selektierten Projektionsansichten in der Gesamttrajektorie
Implementierung		
1	Funktion $\Phi(\zeta, params)$	Definition der Zielfunktion nach Gleichung 6.13.
2	$[FOD, \varphi, \theta] = \zeta$	$K_S, K_D, t_{Schwell}$ in $params$ fungieren als Randbedingungen Inhalt des Parametervektors ζ auf die zu optimierenden Zielvariablen schreiben
3	$T_{Ini} = \text{Generiere_Trajektorie}(FOD, \varphi, \theta, params.N_{Proj})$	Generiert zirkulare Trajektorie mit N_{Proj} Projektionsansichten. Das Zentrum der ROI fungiert als Koordinatensystemursprung
4	$T_{Restintensität} = \text{Restintensitätsanalyse}(T_{Ini}, params.t_{Schwell}, params.q_{Schwell}, params.h, params.w)$	Aussortieren von aus Projektionsansichten resultierenden Projektionen, die zu starke Schwächung aufweisen, nach Gleichung 6.15
5	$T_{Final} = \text{Erreichbarkeitsanalyse}(T_{Restintensität}, params.K_S, params.K_D)$	Aussortieren von nicht kollisionsfrei erreichbaren Projektionsansichten nach Gleichung 6.16
6	Zielwert = $\text{Abtastung_Radonwerte}(\text{Radonwerte}, T_{Final})$	Kalkulation der Anzahl der mit den in T_{Final} abgetasteten Radonwerte
7	RETURN Zielwert	Rückgabe der Anzahl der mit den in T_{Final} abgetasteten Radonwerte
8	Funktion $\text{Initialisiere_Population}(N_p, \text{Wertebereiche})$	Funktion zur zufallsbasierten Initialisierung der Startpopulation P_{ζ, g_0} (Generation g_0) siehe Gleichung 6.9
9	$E = \text{Länge}(\text{Wertebereiche})$	Anzahl der zu optimierenden Parameter E (hier: drei)
10	$P_{\zeta, g_0} = []$	Initialisierung einer leeren Liste für P_{ζ, g_0}
11	FOR $i = 1$ to N_p DO	Iteriere bis Populationsgröße N_p erreicht ist
12	$\zeta_i = []$	Initialisierung leere Liste von Vektoren

13	<i>FOR</i> $j = 1$ to E <i>DO</i>	Iteriere durch die E Parameter der Vektoren
14	$[min_j, max_j] = \text{Wertebereiche}[j]$	Zulässige Wertebereiche je Parameter
15	$\zeta_{i,j} = \text{Zufallswert} \in [min_j, max_j]$	Erzeuge zufällige Parametrisierung innerhalb des zulässigen Wertebereichs
16	$\zeta_i.append(\zeta_{i,j})$	Füge Parametrisierung dem Vektor ζ_i hinzu
17	$P_{\zeta,g_0}.append(\zeta_i)$	Füge Vektor ζ_i zur Initialpopulation P_{ζ,g_0} hinzu
18	<i>RETURN</i> (P_{ζ,g_0})	Gebe die Initialpopulation P_{ζ,g_0} zurück
19	<i>Funktion</i> <i>Parametersel_DE</i> (<i>Wertebereiche</i> , <i>params</i>)	Funktion zur Selektion optimaler Parametrisierungen zirkularer Trajektorien mittels DE-Algorithmus
20	$[N_p, F, CR, g_{max}] = \text{Definiere_DE_Parameter}()$	Definition der DE-Parameter (Alternativ hier: Standardparameter der SciPy Implementierung [165])
21	$P_{\zeta,g_0} = \text{Initialisiere_Population}(N_p, \text{Wertebereiche})$	Initialisierung der Startpopulation, siehe Gleichung 6.9
22	<i>FOR</i> $g = 1$ to g_{max} <i>DO</i>	Führe für alle Generationen das Folgende durch. Anmerkung: g_{max} kann festgelegt sein, durch ein Abbruchkriterium wie eine Maximalzeit oder das Eintreten von Konvergenz erreicht werden.
23	<i>FOR EACH</i> ζ_i in $P_{\zeta,g}$	Für jeden Vektor ζ_i in der Population der aktuellen Generation
24	$[\zeta_{r_0,g}, \zeta_{r_1,g}, \zeta_{r_2,g}] = \text{Zufälliger_Vektor_Aus_}P_{\zeta,g}()$	Selektiert drei zufällige Vektoren
25	$m_{i,g} = \text{Mutation}(\zeta_{r_0,g}, \zeta_{r_1,g}, \zeta_{r_2,g}, F)$	Mutationsprozess nach Gleichung 6.10
26	$u_{i,g} = \text{Binäre_Kreuzung}(m_{i,g}, \zeta_{i,g}, CR)$	Binäre Kreuzung nach Gleichung 6.11
27	$\zeta_{i,g+1} = \text{Selektion}(\text{Zielwert}_{u_{i,g}} = \Phi(u_{i,g}, \text{params}), \text{Zielwert}_{\zeta_{i,g}} = \Phi(\zeta_{i,g}, \text{params}))$	Selektionsprozess nach Gleichung 6.12
28	$\zeta^* = \text{Beste_Parametrisierung}(P_{g_{max}}, \text{params})$	Auswahl der besten Parametrisierung ζ^* nach Gleichung 6.14
29	<i>RETURN</i> ζ^*	Rückgabe der besten Parametrisierung $\zeta^* = [FOD_{ideal}, \varphi_{ideal}, \theta_{ideal}]$
30	$T_{opt} = []$	Initialisierung der Gesamttrajektorie T_{opt} (Liste von Projektionsansichten)
31	<i>Abbruchkriterium</i> = <i>Definiere_Abbruchkriterium</i> ()	Definition eines Abbruchkriteriums. Z.B. maximale Anzahl integrierter Parametrisierungen ζ^* , zeitliche Begrenzung, vollständige Radonraumabtastung
32	<i>WHILE</i> <i>Abbruchkriterium</i> != <i>erfüllt</i> <i>DO</i>	Führe aus, solange das <i>Abbruchkriterium</i> nicht erfüllt ist
33	$\zeta^* = \text{Parametersel_DE}(\text{Wertebereiche}, \text{params})$	Selektion idealer Parametrisierungen zirkularer Trajektorien designs
34	$T_{Final,\zeta^*} = \text{Gefilterte_Traj}(\zeta^*, \text{params})$	Entspricht der Funktion Φ bis zur Ausgabe von T_{Final} in Zeile 5.
35	$T_{opt}.append(T_{Final,\zeta^*})$	Hinzufügen der Idealtrajektorie aus Iteration 1 zur Optimalen Gesamttrajektorie T_{opt}
36	<i>Radonwerte</i> = <i>Informationsdiversität</i> (<i>Radonwerte</i> , T_{Final,ζ^*})	Sicherstellung der Informationsdiversität zur nächsten Iteration
37	<i>Save</i> (T_{opt} , <i>Datenpfad</i>)	Die Trajektorie T_{opt} wird am Speicherort gespeichert, der durch den Pfad <i>Datenpfad</i> definiert ist

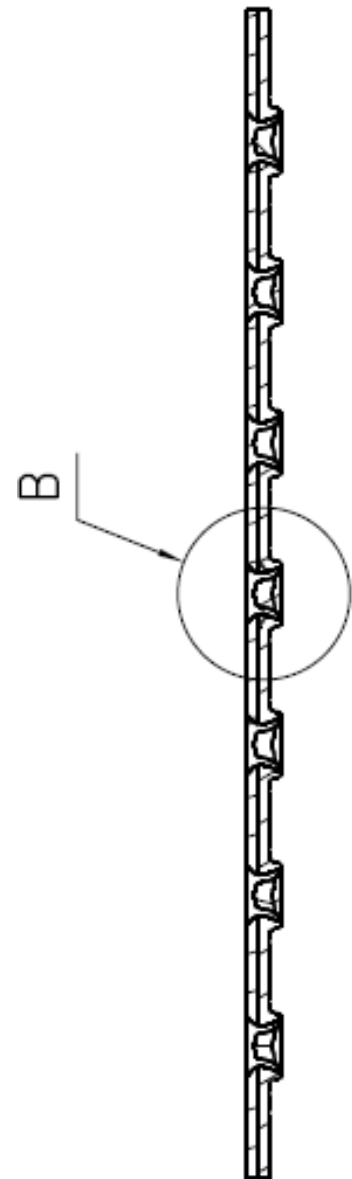
Anhang G: Technische Zeichnung *Prüfkörper V1*



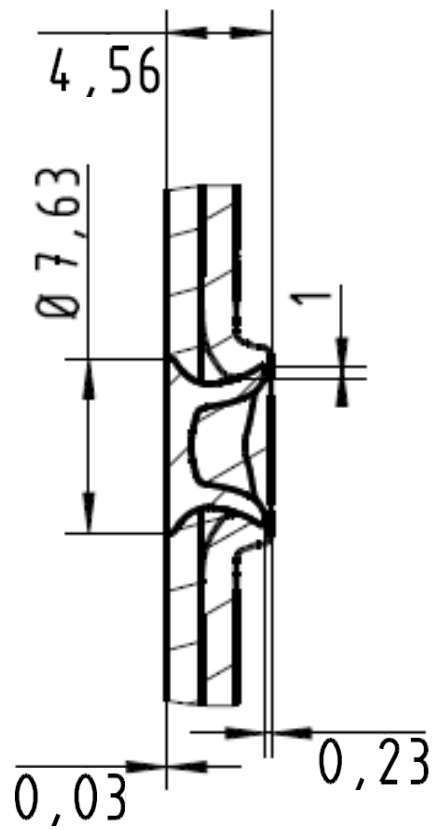
Draufsicht



Vorderansicht



Schnitt A-A



Detailansicht B (Maßstab: 3:1)

Tabelle A.4 Zeichnungsinformationen zu *Prüfkörper V1*.

Bauteilbezeichnung	<i>Prüfkörper V1</i>
Maßstab	1:1 (3:1 in Detailansicht B)

Anhang H: Technische Zeichnung *Prüfkörper V2*

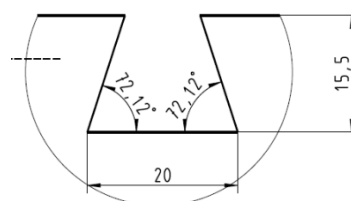
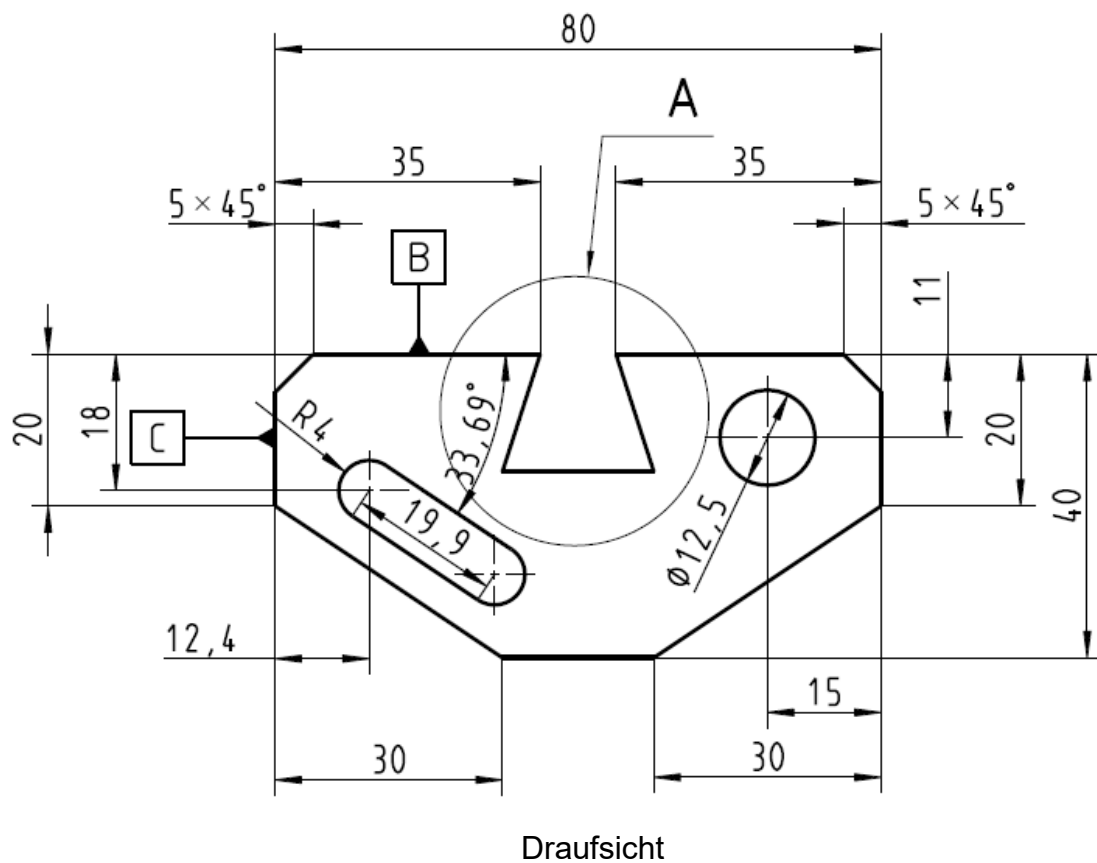
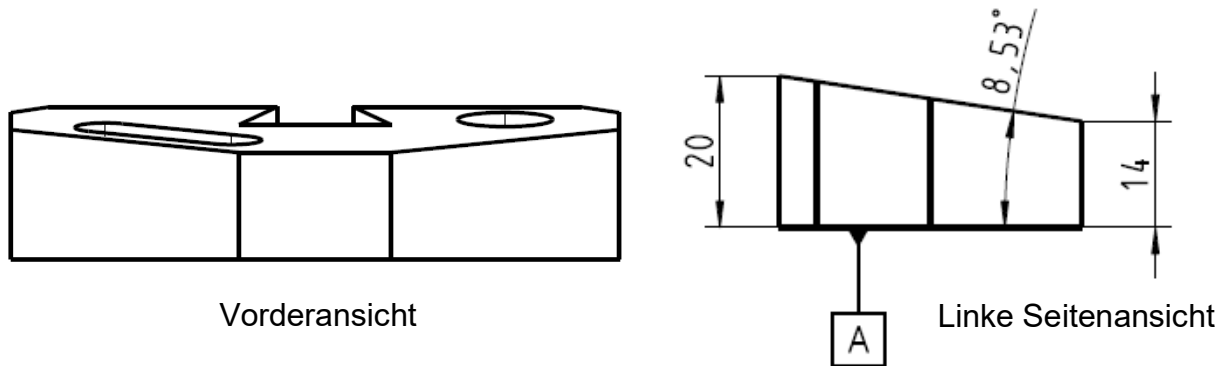
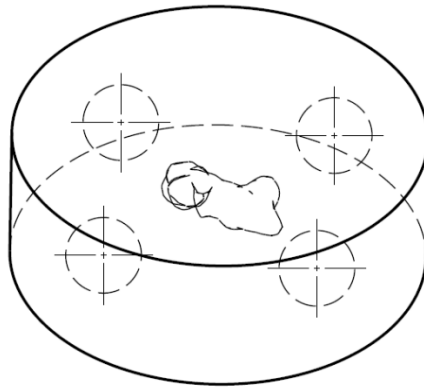


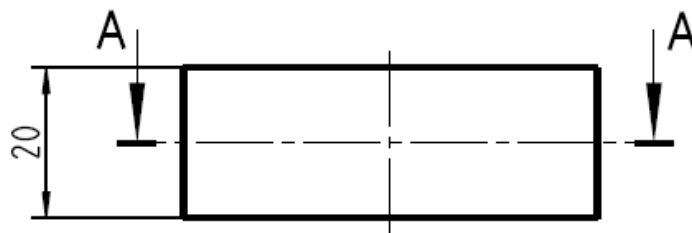
Tabelle A.5 Zeichnungsinformationen zu *Prüfkörper V2*.

Bauteilbezeichnung	<i>Prüfkörper V2</i>
Maßstab	1:1

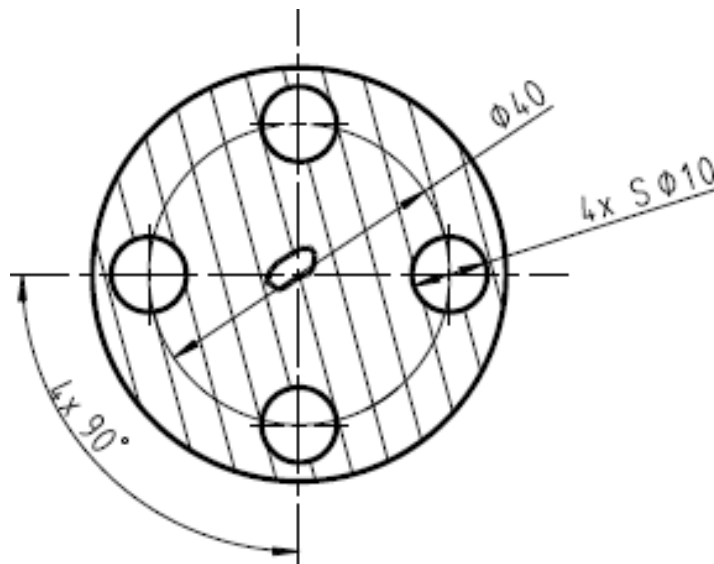
Anhang I: Technische Zeichnung *Prüfkörper V3*



Isometrische Darstellung



Vorderansicht



Schnitt A-A

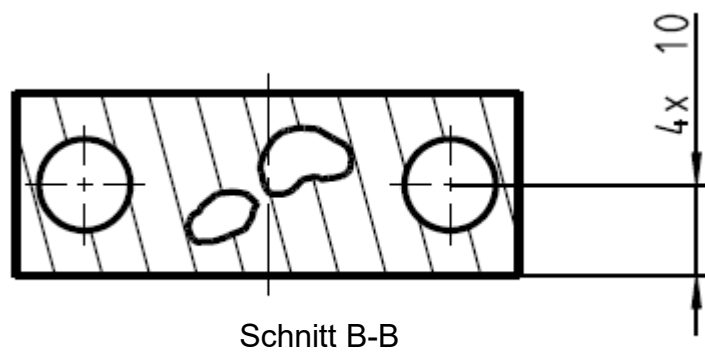
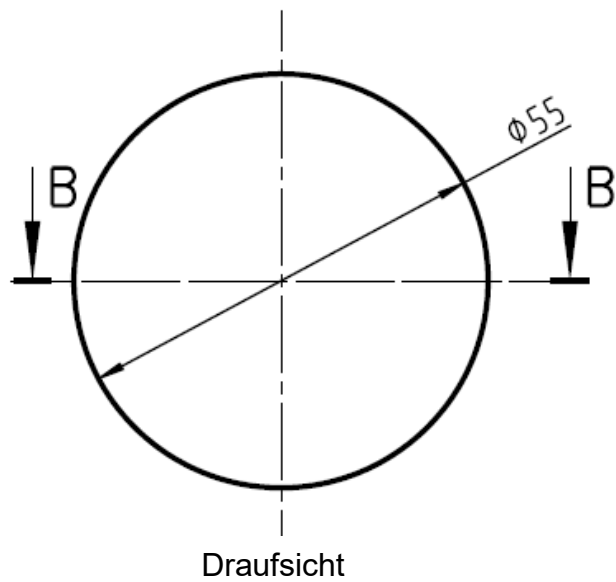


Tabelle A.6 Zeichnungsinformationen zu *Prüfkörper V3*.

Bauteilbezeichnung	<i>Prüfkörper V3</i>
Maßstab	1:1

Anhang J: Ergänzende Erläuterung ausgewählter Bildmetriken

Nachfolgend werden jene Bildmetriken näher erläutert, deren Anwendung oder Interpretation im Rahmen der experimentellen Verifizierung (Kapitel 7) eine weiterführende Erklärung erfordert.

SSIM-Index

Der SSIM-Index ist eine referenzbasierte Bildqualitätsmetrik und quantifiziert die strukturellen Abweichungen zwischen einem Referenz- und einem Testbild. Dabei orientiert er sich an der Wahrnehmungsfähigkeit des menschlichen Sehsystems [177]. Da das menschliche Sehsystem empfindlich auf strukturelle Abweichungen reagiert, eignen sich strukturbezogene Unterschiede zwischen Referenz- und Testbild als Maß zur Beurteilung der Bildqualität [182]. Der SSIM-Index wird wie folgt kalkuliert:

$$SSIM(x, y) = \frac{(2\mu_x\mu_y + c_1)(2\sigma_{xy} + c_2)}{(\mu_x^2 + \mu_y^2 + c_1)(\sigma_x^2 + \sigma_y^2 + c_2)}.$$

Dabei stehen x und y für die zu vergleichenden Bilder, μ_x und μ_y für deren Mittelwerte sowie σ_x und σ_y für die jeweiligen Standardabweichungen. Zur Stabilisierung der Division werden die Konstanten c_1 und c_2 eingesetzt [177]. Der Wertebereich des SSIM-Index reicht von -1 bis 1, wobei höhere Werte eine stärkere strukturelle Ähnlichkeit der verglichenen Bilder anzeigen. Es sei jedoch angemerkt, dass negative Werte bei den im Kontext dieser Arbeit verwendeten ähnlichen Bilddaten kaum zu beobachten sein dürften. Die Methode ist ein etabliertes Verfahren zur Analyse von CT-Bilddaten und findet auch in der bestehenden Literatur im Rahmen der CT-Trajektorienoptimierung Anwendung [7, 103, 124]. Es sei darauf hingewiesen, dass der SSIM-Index bei der Auswertung unscharfer Bilder mitunter unzuverlässige Ergebnisse liefert [182]. Besonders in few view Szenarien und ausgeprägten Artefakten in den Bilddaten sollte dies sorgfältig berücksichtigt werden.

RMSE

Der RMSE misst den durchschnittlichen quadratischen Unterschied von Pixelintensitäten zweier Bilder und stellt eines der etablierten standardisierten Kriterien zur referenzbasierten Bewertung der Bildqualität dar [178, 183]. Auch die häufig verwendeten Metriken des *Mean Squared Error* (MSE) und des *Peak Signal-to-Noise Ratio* (PSNR) sind eng mit dem RMSE verwandt [184]. Der RMSE wird wie folgt kalkuliert:

$$RMSE(x, y) = \sqrt{\frac{1}{n} \sum_{i=1}^n (x_i - y_i)^2}.$$

Dabei bezeichnen x und y die zu vergleichenden Bilder, n die Gesamtanzahl der verglichenen Pixel und i den Index eines einzelnen Pixels im Bild. Ein RMSE von 0 zeigt identische Bilder an. Der Maximalwert des RMSE wird ausschließlich durch den Dynamikbereich der Pixelintensitäten begrenzt. Es wird angemerkt, dass der RMSE nicht immer ideal mit der Wahrnehmungsfähigkeit des menschlichen Sehsystems korreliert [183]. Das liegt daran, dass der RMSE ausschließlich numerische Pixelabweichungen berücksichtigt und weder visuelle noch strukturelle Bildmerkmale, wie etwa Kanten oder Texturen, in die Bewertung einbezieht. So kann er selbst bei für den Menschen visuell identischen Bildern, etwa bei 8-Bit- und 16-Bit-Darstellungen desselben Motivs, hohe Fehlerwerte aufweisen. Obgleich der RMSE gewisse Einschränkungen aufweist, dient er in der vorliegenden Arbeit als Referenzmaß, um die Ergebnisse anhand einer weithin anerkannten Metrik zu bewerten.

PCC

In der CT-Bildqualitätsanalyse kann der PCC genutzt werden, um die globale Ähnlichkeit zwischen einem Referenzbild und einem Testbild zu bewerten. Dabei erfasst er den linearen Zusammenhang zwischen den Intensitätswerten beider Bilder. Der PCC wird wie folgt kalkuliert:

$$PCC(x, y) = \frac{\sum_{i=1}^n (x_i - \mu_x)(y_i - \mu_y)}{\sqrt{\sum_{i=1}^n (x_i - \mu_x)^2 \sum_{i=1}^n (y_i - \mu_y)^2}}.$$

Dabei stehen x und y für die zu vergleichenden Bilder, n für die Gesamtanzahl der betrachteten Pixel, i den Index eines einzelnen Pixels sowie μ_x und μ_y für den Mittelwert der Intensitätswerte der jeweiligen Bilder. Die Studie von Starovoitov et al. [179] legt nahe, dass der PCC in bestimmten Fällen eine differenziertere Bewertung der Bildähnlichkeit ermöglicht als der SSIM-Index. Der PCC bietet dementsprechend eine ergänzende Bewertungsgrundlage für die Bildähnlichkeit, insbesondere in Fällen, in denen der SSIM die subjektive visuelle Wahrnehmung nicht adäquat abbildet. Der PCC kann Werte im Bereich von -1 bis 1 annehmen. Ein Wert von 1 entspricht einer perfekten positiven linearen Korrelation zwischen den Intensitätswerten zweier Bilder, während -1 eine perfekte negative lineare Korrelation anzeigt. Ein Wert von 0 weist auf das Fehlen eines linearen Zusammenhangs hin. Hohe positive Werte deuten auf eine starke Übereinstimmung der Helligkeitsverteilungen und damit auf eine hohe Ähnlichkeit zwischen den Bildern hin.

DoM

Die von Kumar et al. [180] vorgestellte DoM-Metrik wird als nicht-referenzbasierte Kennzahl zur Bewertung der Kantenschärfe eingesetzt, da der Erhalt von Kanten sowohl für die visuelle Wahrnehmung [185] als auch für die Qualität der Auswertbarkeit von CT-Rekonstruktionen von zentraler Bedeutung ist. Die DoM-Metrik weist eine überdurchschnittliche Leistungsfähigkeit im Vergleich zu diversen anderen referenzfreien Schärfeindikatoren auf und bietet eine enge Übereinstimmung mit der Wahrnehmungsfähigkeit des menschlichen Sehsystems [180]. Die Berechnung der DoM-Metrik erfolgt getrennt entlang der vertikalen und horizontalen Bildachse. Im Folgenden wird auf Basis der Ausführungen in [180] und [19] exemplarisch die Vorgehensweise zur Bestimmung des Werts in horizontaler Richtung dargestellt:

$$DoM_x(x, y) = [I_m(x + 2, y) - I_m(x, y)] - [I_m(x, y) - I_m(x - 2, y)].$$

Dabei wird unter $I_m(x, y)$ der Grauwert eines mediangefilterten Bildes an der Bildstelle (x, y) verstanden. Die horizontale Schärfekomponente $S_x(x, y)$ an dieser Bildstelle wird durch

$$S_x(x, y) = \frac{\sum_{x-w \leq q \leq x+w} |DoM_x(q, y)|}{\sum_{x-w \leq q \leq x+w} |I(q, y) - I(q-1, y)|}$$

berechnet. Dabei bezeichnet $w = 2$ die Fenstergröße, welche die Breite der betrachteten Kante definiert und $I(q, y)$ steht für den Grauwert des Pixels an der Bildstelle (q, y) . Durch Applikation des Schwellwerts von $0,0001$ wird für jeden Pixel entschieden, ob dieser als scharf klassifiziert wird. Nach Kalkulation der richtungsabhängigen Schärfekomponenten $S_x(x, y)$ und $S_y(x, y)$ ergibt sich die globale Bildschärfe S_I durch folgende Zusammenführung:

$$S_I = \sqrt{\left(\frac{\#sharp\ pixels_x}{\#edge\ pixels_x}\right)^2 + \left(\frac{\#sharp\ pixels_y}{\#edge\ pixels_y}\right)^2}.$$

Chamfer-Distanz

Die Chamfer-Distanz beschreibt den durchschnittlichen Abstand zwischen jeweils nächstgelegenen Punkten zweier Punktmengen A und B . Sie dient zur quantitativen Bewertung der geometrischen Ähnlichkeit zwischen dem STL-Modell der Referenzgeometrie (Ground Truth) und dem aus den rekonstruierten Volumendaten abgeleiteten STL-Modell. Die Chamfer-Distanz wird wie folgt kalkuliert [181]:

$$CD(A, B) = \frac{1}{|B|} \sum_{b \in B} \min_{a \in A} \|b - a\| + \frac{1}{|A|} \sum_{a \in A} \min_{b \in B} \|a - b\|.$$

Niedrige Werte weisen auf eine hohe geometrische Übereinstimmung hin, während hohe Werte auf signifikante Unterschiede schließen lassen. Die Metrik ist robust gegenüber Ausreißern und einfach zu berechnen, jedoch empfindlich gegenüber unvollständigen oder ungleichmäßig verteilten Punktwolken. Zudem kann sie lokale Unterschiede übersehen, wenn diese in der globalen Mittelung untergehen.

Anhang K: Visualisierung eines Objekts und einer Projektionskugel im Radonraum

Abbildung A.1 dient als ergänzende Veranschaulichung zu den Ausführungen in Kapitel 6.2.2 und verdeutlicht den Zusammenhang zwischen der Darstellung eines Objekts im Radonraum und einer Projektionskugel hohen Informationsgehalts. Als Objekt wird ein Würfel mit Phase verwendet, der zentriert um den Bildgebungsmittelpunkt $o = (0,0,0)$ positioniert ist.

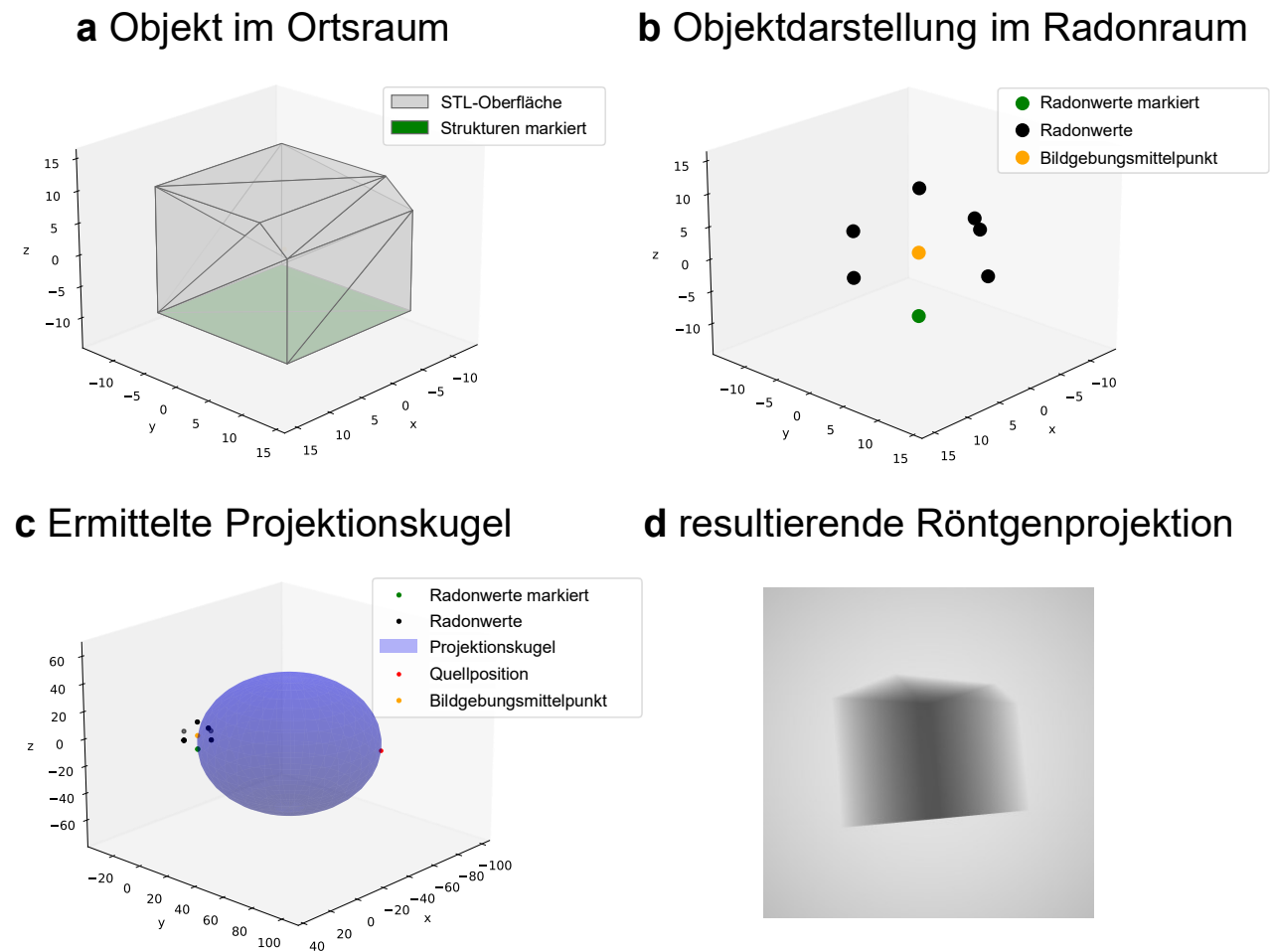


Abbildung A.1 Exemplarische Visualisierung des Zusammenhangs der Radonraumrepräsentation eines Objekts und einer Projektionskugel hohen Informationsgehalts.

Ausgewählte Objektstrukturen sowie deren Repräsentation im Radonraum sind in der Farbe Grün markiert. In Abbildung A.1c wird deutlich, dass die markierten Radonwerte auf der Oberfläche der abgebildeten Projektionskugel liegen. Im resultierenden Röntgenprojektionsbild sind die korrespondierenden Ebenen des Objekts daher tangential abgebildet.