

FAU Studien aus dem Maschinenbau 459

Lorenz Butzhammer

3-D-Scantrajektorien für die dimensionelle
Röntgen-Computertomographie durch
adaptive Messobjektneigung

Lorenz Butzhammer

3-D-Scantrajektorien für die dimensionelle
Röntgen-Computertomographie durch adaptive Messobjektneigung

FAU Studien aus dem Maschinenbau

Band 459

Herausgeber/-innen:

Prof. Dr.-Ing. Jörg Franke

Prof. Dr.-Ing. Nico Hanenkamp

Prof. Dr.-Ing. habil. Tino Hausotte

Prof. Dr.-Ing. habil. Marion Merklein

Prof. Dr.-Ing. Sebastian Müller

Prof. Dr.-Ing. Michael Schmidt

Prof. Dr.-Ing. Sandro Wartzack


Lorenz Butzhammer

3-D-Scantrajektorien für die dimensionelle Röntgen- Computertomographie durch adaptive Messobjektneigung

Dissertation aus dem Lehrstuhl für Fertigungsmesstechnik
(FMT) Prof. Dr.-Ing. habil. Tino Hausotte

Erlangen
FAU University Press
2025

Bibliografische Information der Deutschen Nationalbibliothek:
Die Deutsche Nationalbibliothek verzeichnet diese Publikation in der Deutschen Nationalbibliografie; detaillierte bibliografische Daten sind im Internet über <http://dnb.d-nb.de> abrufbar.

Kontakt: Lorenz Butzhammer, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, ( <https://ror.org/oof7hpc57>), ORCID: 0000-0002-5537-4849

Bitte zitieren als

Butzhammer, Lorenz. 2025. *3-D-Scantrajektorien für die dimensionelle Röntgen-Computertomographie durch adaptive Messobjektneigung*. FAU Studien aus dem Maschinenbau Band 459. Erlangen: FAU University Press. DOI: 10.25593/978-3-96147-813-2

Das Werk, einschließlich seiner Teile, ist urheberrechtlich geschützt. Die Rechte an allen Inhalten liegen bei ihren jeweiligen Autoren. Sie sind nutzbar unter der Creative-Commons-Lizenz BY-NC.

Der vollständige Inhalt des Buchs ist als PDF über OPEN FAU der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg abrufbar: <https://open.fau.de/home>

Verlag und Auslieferung:
FAU University Press, Universitätsstraße 4, 91054 Erlangen

Druck: docupoint GmbH

ISBN: 978-3-96147-812-5 (Druckausgabe)
eISBN: 978-3-96147-813-2 (Online-Ausgabe)
ISSN: 2625-9974
DOI: 10.25593/978-3-96147-813-2

**3-D-Scantrajektorien für die dimensionelle
Röntgen-Computertomographie durch adaptive
Messobjektneigung**

Der Technischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität
Erlangen-Nürnberg

zur
Erlangung des Doktorgrades Dr.-Ing.

vorgelegt von

Lorenz Butzhammer, M.Sc.

aus Freilassing

Als Dissertation genehmigt
von der Technischen Fakultät
der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg

Tag der mündlichen
Prüfung: 10.03.25

Gutachter: Prof. Dr.-Ing. habil. Tino Hausotte
Prof. Dr. techn. habil. Christoph Heinzl

Vorwort

An dieser Stelle möchte ich allen Personen danken, die zum Gelingen dieser Arbeit beigetragen haben. An erster Stelle natürlich Prof. Dr.-Ing. habil. Tino Hausotte als Doktorvater und Erstgutachter für die Möglichkeit, das Thema an seinem Lehrstuhl bearbeiten zu können und für die großen Freiheiten bei meinen Forschungsarbeiten. Weiterhin gilt mein Dank Prof. Dr. Christoph Heinzl von der Universität Passau für die Übernahme des Zweitgutachtens. Allen Kolleginnen und Kollegen am Lehrstuhl danke ich für die angenehme Atmosphäre. Besonders zu nennen sind meine ehemaligen Bürokollegen Andreas, Elisa und Florian, die mir den Start am Lehrstuhl fachlich und auch persönlich erleichterten und mit denen es auch abseits vom Fachlichen nie langweilig wurde, was ich neben den Genannten auch für Sebastian (danke für hilfreichen Austausch zur Hexapod-Charakterisierung!) und Tamara während gemeinsam besuchter Konferenzen und auch außerhalb davon behaupten kann. Elisa, wir werden dich nicht vergessen! Weiterhin danke ich allen folgenden Personen für ihre Unterstützung speziell in Bezug auf meine Promotionsarbeiten:

- Der gesamten Arbeitsgruppe CT, speziell Florian Wohlgemuth und vor allem Andreas Müller, für die fachlichen Diskussionen und die Unterstützung während meiner Promotionszeit. Zu nennen ist auch Matthias Braun, der bereits mit seinen studentischen Arbeiten einen Beitrag geleistet hat und sich zu einem angenehmen Bürokollegen entwickelt hat.
- Den Technikern Andrej Torba, Helmut Gerschütz und Julien Schinn für die Unterstützung bei der Entwicklung und Realisierung von Prüfkörpern und Aufbauten für diese Promotionsarbeit sowie Christian Luca und vor allem Philipp Kaller für die Unterstützung mit Referenzmessungen.
- Matthias Fleßner dafür, dass er mit seinem Einsatz vor meiner Zeit am Lehrstuhl dieses Promotionsthema überhaupt erst möglich gemacht hat.
- Martin Krenkel und Daniel Weiß von der Firma Carl Zeiss Industrielle Messtechnik für die Starthilfe bezüglich der gemeinsamen Ansteuerung von Hexapod und CT und fachliche Hinweise rund um das CT-Gerät.
- Frank Dennerlein und Nicole Maaß von der Firma Siemens Healthineers für die Bereitstellung der Rekonstruktionssoftware sowie fachliche Hilfestellung bei der Einbindung der Programmierschnittstelle.
- Benjamin Bircher vom Schweizer Metrologieinstitut (METAS) für fachliche Diskussionen und seine Hilfe in Sachen Prüfkörperleihgabe.

Von Herzen danke ich meiner Frau Carolin und meinen Kindern Jakob und Emma, dass sie mich in der arbeitsintensiven Zeit unterstützt haben bzw. so

viel Geduld mit mir hatten. Großer Dank für die umfangliche Unterstützung gilt auch meinen Eltern und Schwiegereltern.

Erklärung des Autors

Die vorliegende Arbeit entstand während meiner Zeit als wissenschaftlicher Mitarbeiter am Lehrstuhl für Fertigungsmesstechnik (FMT) der Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU) unter Betreuung durch Prof. Dr.-Ing. habil. Tino Hausotte. Bestimmte Ergebnisse dieser Arbeit wurden bereits an anderer Stelle veröffentlicht, worauf in der folgenden Auflistung näher eingegangen wird. Ein Verzeichnis aller promotionsbezogener eigener Publikationen befindet sich auf Seite 209.

- [P1, P5] enthalten Ergebnisse, die in Abschnitt 6.1.1 verwendet wurden. Inhalte aus [P5] wurden ebenfalls für Abschnitt 6.2 und Abschnitt 5.4.3 verwendet.
- [P2] floss in die Beschreibung des Stands der Forschung und Technik ein (Kapitel 2, insb. Abschnitt 2.7.1).
- Inhalte aus [P4] wurden für die Abschnitte 4.3.2, 5.4.1, 5.5 sowie Anhang A.1 verwendet.
- [P6] wurde für Abschnitt 5.3 verwendet (nur eigene Anteile).
- [P7] enthält vom Autor dieser Dissertation generierte Ergebnisse, die in anderer Form auch in Abschnitt 5.5 verwendet wurden.
- Inhalte aus Abschnitt 7.2 wurden in [P9] veröffentlicht.

Die Eigenanteile an [P2, P4–P6, P9] können direkt den einzelnen Publikationen entnommen werden. [P1] wurde komplett von mir erarbeitet und verfasst. Der Eigenanteil an [P7] besteht aus dem kompletten Abschnitt 3.2, der Erstellung der Grafiken in Fig. 3 und dem redaktionellen Überarbeiten des Texts im gesamten Dokument.

Eine Liste aller promotionsbezogener studentischer Arbeiten, die von mir betreut wurden, befindet sich auf Seite 211. Wurden Inhalte übernommen, ist dies an der entsprechenden Stelle im Text gekennzeichnet.

Inhaltsverzeichnis

Formelzeichen- und Abkürzungsverzeichnis	xi
1 Einleitung	1
2 Stand der Forschung und Technik	3
2.1 Industrieller Standard: Kegelstrahl-CT mit kreisförmiger Scantrajektorie	3
2.1.1 Systemkomponenten und Messablauf	3
2.1.2 Geometriebeschreibung und Scantrajektorie	7
2.1.3 Messartefakte	10
2.2 Nicht-planare Scantrajektorien	14
2.3 Computerlaminographie	15
2.4 Iterative Rekonstruktion für beliebige Scantrajektorien	17
2.5 Multipositionale Datenfusion	20
2.6 Roboter-CT	22
2.7 Optimierungsansätze für Scantrajektorien	24
2.7.1 Bauteilorientierung bei Kreistrajektorie	25
2.7.2 Scanwinkel der Kreistrajektorie	27
2.7.3 3-D-Scantrajektorien	28
2.8 Trajektorieneinmessung	30
2.9 Zusammenfassende Bewertung	38
3 Zielsetzung und methodische Vorgehensweise	39
4 Realisierung von 3-D-Scantrajektorien mittels Hexapod-Positioniereinheit	43
4.1 Aufbau	43
4.2 Scanablauf	47
4.3 CT-Rekonstruktion	50
4.3.1 Rekonstruktionsprogramm	50
4.3.2 Berechnung von Projektionsmatrizen	53
4.4 Erzeugung gewünschter Trajektorienformen	56
5 Trajektorieneinmessung und geometrische Messgenauigkeit	61
5.1 Ableiten des Bedarfs zur Trajektorieneinmessung	61
5.2 Untersuchungen zur Positioniergenauigkeit	64
5.3 Detektion projizierter Kugelmittelpunkte	77

5.4	Einmessstrategien	80
5.4.1	Koordinatensystemeinmessung über einzelne Kugel	81
5.4.2	Koordinatensystemeinmessung über Mehrkugeleinmesskörper	89
5.4.3	Projektionsweise Trajektorieneinmessung über Mehrkugeleinmesskörper	93
5.5	Vergleich der Einmessstrategien im Hinblick auf die geometrische Messgenauigkeit	98
6	Demonstrationsbeispiele zur Reduzierung von Messartefakten	113
6.1	Vermeidung ungünstiger Durchstrahlungsrichtungen . . .	113
6.1.1	Aufgabenspezifische Neigungswinkelanpassung bei vorhandenen Störkörpern	114
6.1.2	(Multi-)Rotationslaminographie für die Messung flacher Strukturen	118
6.2	Vermeidung von Kegelstrahlartefakten	121
7	Trajektorienplanung	125
7.1	Abdeckung des maximal möglichen Trajektorienbereichs durch Fusion von Kreistrajektorien	126
7.2	Modellbasierte Auswahl von Trajektorienpunkten über geometriebasierte Güteparameter	133
7.2.1	Methodik zur Qualitätskennwertberechnung	133
7.2.2	Trajektorienerstellung	139
7.2.3	Anwendung auf reale Messaufgabe	142
8	Zusammenfassung und Ausblick	151
	Anhang	157
A.1	Koordinatentransformation	157
A.2	Vergleich von Rekonstruktionsalgorithmen	161
A.3	Korrektur systematischer Positionierabweichungen	163
A.4	Universalprüfkörper	168
A.5	Mehrkugeleinmesskörper	172
A.6	Messparameter	174
A.6.1	Taktile Messungen zur Ermittlung systematischer Positionierabweichungen des Hexapoden	174
A.6.2	CT-Messungen zur Demonstration der Artefaktreduktion durch Vermeidung ungünstiger Durchstrahlungsrichtungen	176

A.6.3	CT-Messungen zur Demonstration der Vermeidung von Kegelstrahlartefakten	177
A.6.4	CT-Messungen zur Überprüfung der Einmessstrategien	179
A.6.5	Abdeckung des maximal möglichen Trajektorienbereichs durch Fusion von Kreistrajektorien	180
A.6.6	Modellbasierte Trajektorienplanung für den Universalprüfkörper	182
A.7	Datenblatt CT-Gerät	183
A.8	Datenblatt Hexapod	188
	Literaturverzeichnis	193

Formelzeichen- und Abkürzungsverzeichnis

Abkürzungsverzeichnis

Abkürzung	Beschreibung
ART	Algebraische Rekonstruktionstechnik (engl. <i>Algebraic Reconstruction Technique</i>)
CAD	rechnergestütztes Konstruieren (engl. <i>Computer-Aided Design</i>)
CGLS	(Rekonstruktions-)Verfahren der konjugierten Gradienten (engl. <i>Conjugate Gradient Least Squares</i>)
CL	Röntgen-Computerlaminographie
CT	Röntgen-Computertomographie
DLT	Direkte Lineare Transformation
EK	Einzelkugel
FDK	Rekonstruktionsalgorithmus nach Feldkamp, Davis und Kress
KS	Koordinatensystem (verwendet in Bezug auf die Koordinatensystemeinmessung)
MK	Mehrkel(-einmesskörper)
MPE	Maximal zulässige Messabweichung (engl. <i>Maximum Permissible Error</i>)
PEEK	Polyetheretherketon
PW	Projektionsweise (verwendet in Bezug auf die Trajektorieneinmessung)
ROI	Bereich von Interesse (engl. <i>Region Of Interest</i>)
SART	Simultane Algebraische Rekonstruktionstechnik (engl. <i>Simultaneous Algebraic Reconstruction Technique</i>)
SIRT	Simultane Iterative Rekonstruktionstechnik (engl. <i>Simultaneous Iterative Reconstruction Technique</i>)
VOI	Volumenbereich von Interesse (engl. <i>Volume Of Interest</i>)

Formelzeichenverzeichnis

Symbol	Einheit	Beschreibung
$\mathbf{0}$		Nullvektor
A		Systemmatrix
α	°	Scanwinkel
\mathbf{a}_i		Zeile i der Systemmatrix
A_i	m ²	Fläche eines Dreiecks der triangulierten Bauteiloberfläche
a_{ij}		Komponenten der Systemmatrix
A^{ROI}	m ²	Fläche des Bereichs von Interesse
$A_{\text{tang}}^{\text{ROI}}$	m ²	Fläche des tangential durchstrahlten Bereichs von Interesse
β	°	Kippwinkel bzgl. ortsfester y -Achse des Weltkoordinatensystems
c	m	Abstand zwischen Hauptstrahlpunkt und Ellipsenmittelpunkt
γ	°	Winkel zwischen Strahlrichtung und Oberflächennormalenvektor
\mathcal{D}		Detektorkoordinatensystem
δ_{D}	m	Distanz der Drift des projizierten Kugelmittelpunkts
δ_{O}	m	Distanz der lateralen Drift des Objekts
δ_{S}	m	Distanz der lateralen Brennfleckdrift
δu	Pixel	Verschiebung im Pixelraster in horizontale Richtung
δv	Pixel	Verschiebung im Pixelraster in vertikale Richtung
d_k	Pixel	Projektionsabweichung
d_{rms}		Quadratisches Mittel der Projektionsabweichungen
d_{SD}	m	Quelle-Detektor-Abstand
d_{SR}	m	Abstand zwischen Quelle und Rotationsachse
\mathbf{d}_{W}		Position des Detektormittelpunkts im Weltkoordinatensystem

Symbol	Einheit	Beschreibung
e	A s	Elementarladung
E_{\max}	eV	maximale Photonenenergie
E_{MPE}	m	Grenzwert für die Längenmessabweichung (engl. <i>maximum permissible error</i>)
E_{rnd}	m	Lokale zufällige Messabweichung für die Oberfläche
E_{sys}	m	Lokale systematische Messabweichung für die Oberfläche
f		In Vektorform zusammengefasste Voxelwerte eines Volumendatensatzes
φ	°	Drehwinkel
G		Scantrajektorie (Menge an Aufnahmegeometrien)
g_j		Punkt der Scantrajektorie
\mathcal{H}		Koordinatensystem des Hexapoden in der Ausgangslage („Nullposition“)
$\tilde{\mathcal{H}}$		Mitbewegtes Koordinatensystem des Hexapoden
I		Einheitsmatrix (Identität)
I	W m^{-2}	Intensität
I_0	W m^{-2}	Ausgangsintensität
j		Laufindex der Projektionsnummer für einen Messscan
k		Laufindex der Projektionsnummer für einen Einmessscan
K		Intrinsische Kameramatrix
λ		Relaxationsfaktor
L_{major}	m	Hauptachsenlänge einer Ellipse
L_{minor}	m	Nebenachsenlänge einer Ellipse
m	m	Abstand zwischen Hauptstrahlpunkt und projiziertem Kugelmittelpunkt
M		Vergößerung
μ	m^{-1}	Schwächungskoeffizient

Symbol	Einheit	Beschreibung
\mathbf{n}		Oberflächennormalenvektor
N_{proj}		Anzahl an Projektionen eines CT-Scans
N^{ROI}		Anzahl der Dreiecke der triangulierten Oberfläche im Bereich von Interesse
$N_{\text{tang}}^{\text{ROI}}$		Anzahl der tangential durchstrahlten Dreiecke der triangulierten Oberfläche im Bereich von Interesse
Ω	$^{\circ}$	Winkelposition der Kippachse in der x - y -Ebene
\mathbf{P}		Projektionsmatrix
p		Projektionswert bzw. Projektionsintegral
\mathbf{p}		Pixelweise gemessene Projektionswerte aller Projektionen in Vektorform
p_u	m	horizontaler Pixelabstand
p_v	m	vertikaler Pixelabstand
q_{Abs}		Abschwächungsbasierter Güteparameter
q_{Comb}		Qualitätskennwert zur Trajektorienpunktbeurteilung (kombinierter Güteparameter)
q_{Tuy}		Güteparameter bzgl. Datenvollständigkeit
\mathbf{R}		Rotationsmatrix
\mathcal{S}		Quellenkoordinatensystem
\mathbf{s}_W		Position der Röntgenquelle im Weltkoordinatensystem
\mathbf{T}		Transformationsmatrix
\mathcal{T}		Drehtischkoordinatensystem
\mathbf{t}		Positions- oder Verschiebungsvektor
$\boldsymbol{\theta}$		Vektor mit zu optimierenden Parametern
\mathbf{u}		Normierter Richtungsvektor der Drehachsendarstellung
U	V	Beschleunigungsspannung der Röntgenröhre
u_0	Pixel	Horizontale Detektorkoordinate des Auftreffpunkts des Hauptstrahls

Symbol	Einheit	Beschreibung
\mathbf{u}_W		Orientierung einer Detektorzeile im Weltkoordinatensystem
v_0	Pixel	Vertikale Detektorkoordinate des Auftreffpunkts des Hauptstrahls
\mathbf{v}_W		Orientierung einer Detektorspalte im Weltkoordinatensystem
\mathcal{W}		Weltkoordinatensystem
w_Q		Spektraler Gewichtungsfaktor für das Emissionsspektrum der Röntgenröhre
\mathbf{x}		Ortsvektor

Hinweise zu den Formelzeichen und der mathematischen Notation

Für skalare Größen werden kursive Symbole verwendet (z. B. p), für Vektoren kursiv und fett gedruckte Kleinbuchstaben (z. B. \mathbf{f} , Ausnahme: Nullvektor $\mathbf{0}$) und für Matrizen kursiv und fett gedruckte Großbuchstaben (z. B. \mathbf{P}). Falls nicht anders angegeben, sind Vektoren standardmäßig als Spaltenvektoren definiert. Die Komponenten eines Vektors werden in runde Klammern gesetzt, Matrixelemente in eckige Klammern. Matrixelemente werden über die Form a_{ij} (i-te Zeile, j-te Spalte) identifiziert. Für die Matrixmultiplikation wird (wie auch für Matrix-Vektor-Produkte oder Produkte mit skalaren Größen) auf ein explizites Operatorensymbol verzichtet.

Mit $\|\dots\|_2$ wird die euklidische Norm (2-Norm), d. h. in 2D und 3D die Länge eines Vektors, gekennzeichnet.

Koordinatensysteme werden im Text und in Skizzen mit kalligrafischen Großbuchstaben (z. B. \mathcal{W}) gekennzeichnet, im Index anderer Größen zur besseren Lesbarkeit jedoch mit aufrechten Großbuchstaben (z. B. bei \mathbf{x}_W). Wird ein Vektor in homogenen Koordinaten verwendet (vgl. auch Anhang A.1), wird dies mit einem Zirkumflex gekennzeichnet (z. B. $\hat{\mathbf{x}}$). Das Koordinatensystem, in welchem ein Vektor definiert ist, kann zusätzlich über eine Angabe im Index gekennzeichnet werden (z. B. \mathbf{x}_W bzw. $\hat{\mathbf{x}}_W$).

Der Übersichtlichkeit halber sind Vektoren, die in der Arbeit in unterschiedlichen Koordinatensystemen oder auch zusätzlich mit homogenen Koordinaten verwendet werden, in obigem Formelzeichenverzeichnis nur einmalig aufgeführt. Gleiches gilt für Matrizen, die mit Koordinatensystemangaben

versehen werden können (z. B. \mathbf{P}_S oder auch \mathbf{T}_{TH} als Beispiel für ein Transformationsmatrix, vergleiche auch Anhang A.1).

1 Einleitung

Die industrielle Röntgen-Computertomographie (CT) ist ein mittlerweile etabliertes Messverfahren, nicht nur für die qualitative zerstörungsfreie Materialprüfung, sondern auch für die dimensionelle Messtechnik zur Überprüfung der geometrischen Produktspezifikation [1–3].

Im Hinblick auf die Entwicklung in der Fertigung zu immer komplexer gestalteten Bauteilen und -gruppen (beispielsweise durch additive Fertigungsverfahren für den Leichtbau) bietet die CT den Vorteil der Messbarkeit innen liegender Strukturen und der Unabhängigkeit der Messdauer von der Anzahl an gemessenen Geometrieelementen [4, Abschnitt 9.1]. Gleichzeitig erhöht die steigende Komplexität jedoch die ohnehin oft ausschlaggebenden Nachteile einer begrenzten Strukturauflösung und dimensionellen Messgenauigkeit durch eine erhöhte Messartefaktbildung beispielsweise bei Multimaterialbauteilen mit unterschiedlich starker Röntgenabsorption der einzelnen Materialien.

Die Messzeitreduktion für CT bildet eine weitere wichtige Herausforderung für zukünftige Entwicklungen [4, Abschnitt 9.4], vor allem in Hinblick auf den Trend hin zu Inline-Messsystemen [5, Abschnitt 3.5.4]. Die Messobjektgeometrie und -beschaffenheit würde hier einen vielversprechenden Ansatzpunkt bieten, da die Qualität, die ein einzelnes Röntgenbild zum Messergebnis beisteuert, objektspezifisch von der Durchstrahlungsrichtung abhängt und damit durch gezielte Auswahl der Durchstrahlungsrichtungen (= der Scantrajektorie) die notwendige Anzahl an Aufnahmen verringert werden könnte. In konventionellen CT-Anlagen erfolgt die Röntgenbildaufnahme jedoch objektunabhängig bei konstanten Winkelschritten einer einfachen Bauteilrotation.

Es existieren zwar vielversprechende Ansätze zur Anpassung und Optimierung der Scantrajektorie [6–8], diese wurden jedoch weitgehend anhand von Simulationen untersucht und mit Fokus auf Roboter-CT-Anwendungen entwickelt, bei welchen vor allem vergleichsweise große Bauteile mit geringerer Anforderung an die Messgenauigkeit geprüft werden. Für die geometrische Messung kleiner Messobjekte fehlte bisher weitgehend die Umsetzungsmöglichkeit, um angepasste dreidimensionale Scantrajektorien mit einer für die dimensionelle Messtechnik konkurrenzfähigen Genauigkeit zu realisieren. Hier setzt die vorliegende Dissertation an.

Ziel dieser Arbeit ist die Realisierung von 3-D-Scantrajektorien für die dimensionelle CT durch adaptive Messobjektneigung während des CT-Scans und die Untersuchung und Verbesserung der resultierenden Genauigkeit für geometrische Messaufgaben. Die zusätzliche Messobjektneigung soll mit

Hilfe eines Hexapoden (auch bekannt als Stewart-Gough-Plattform, siehe [9, Abschnitt 7.1.2]), welcher auf die Rotationseinheit eines gewöhnlichen kommerziellen CT-Geräts montiert wird, erreicht werden. Als hochpräzise parallelkinematische Positioniereinheiten mit sechs Freiheitsgraden stellen Hexapoden eine vielversprechende Möglichkeit zur Bauteilpositionierung dar¹. Dem Autor ist bisher jedoch nur der Einsatz für die zerstörungsfreie Prüfung mittels Computerlaminographie [10, 11] bekannt.

Neben der erfolgreichen Implementierung und den bereits genannten Untersuchungen zur dimensionellen Messgenauigkeit sind weitere Ziele dieser Arbeit die Erweiterung des aus der Literatur bekannten Methodenspektrums zur Scantrajektorieneinmessung, die Untersuchung des Potenzials zur Verringerung von Messartefakten und die Entwicklung eines konzeptionell einfachen Kriteriums zur Generierung vorteilhafter Scantrajektorien für die geometrische Messtechnik.

Bevor auf die genannten Ziele und die methodische Vorgehensweise zum Erreichen dieser in Kapitel 3 näher eingegangen wird, erfolgt zuerst in Kapitel 2 eine Betrachtung des Stands der Forschung und der Technik zu eingesetzten Scantrajektorien in der industriellen CT. Neben Ansätzen zur Erweiterung der Scantrajektorie werden auch die Defizite in der Literatur aufgezeigt, die zu den gesetzten Zielen dieser Dissertation geführt haben. In Kapitel 4 wird die gerätetechnische Umsetzung zur Generierung gewünschter 3-D-Scantrajektorien, aber auch die korrekte Berücksichtigung dieser bei der Volumenrekonstruktion vorgestellt. Kapitel 5 beschäftigt sich mit der erreichbaren Messgenauigkeit und der Verbesserung dieser durch unterschiedlich entwickelte Strategien zur Trajektorieneinmessung. In Kapitel 6 wird anhand ausgewählter Demonstrationsbeispiele das Potenzial der mit dem verwendeten Aufbau realisierten 3-D-Scantrajektorien zur Reduzierung von Messartefakten aufgezeigt, während in Kapitel 7 schließlich mess- und aufgabenspezifische Methoden entwickelt und untersucht werden, die sich der Frage widmen, wie die Scantrajektorie überhaupt gestaltet sein sollte, um möglichst geringe Messabweichungen für dimensionelle CT-Messungen zu erhalten.

¹ Handelsübliche Goniometertische oder kardanische Halterungen als Alternative erlauben ohne zusätzliche Achsen keine Anpassung des Drehpunkts, welche für die CT bei unterschiedlichen Messobjektgrößen hilfreich ist.

2 Stand der Forschung und Technik

Im Folgenden wird der Begriff der Scantrajektorie am Beispiel des industriellen Gerätestandards erklärt und definiert. Davon ausgehend wird dargelegt, welche weiteren Trajektorienformen nach dem Stand der Technik für die industrielle CT verwendet werden, wie diese geräte- und auswertungstechnisch umgesetzt werden, welche anwendungsspezifischen Vor- und Nachteile bestehen und welche Forschungsansätze bestehen, um durch eine Erweiterung oder Anpassung der Scantrajektorie die Qualität von CT-Messungen zu erhöhen.

2.1 Industrieller Standard: Kegelstrahl-CT mit kreisförmiger Scantrajektorie

Die mit Abstand am weitesten verbreitete Gerätekategorie im industriellen Umfeld basiert auf Kegelstrahl-CT mit Bauteilrotation [5]. Die Ausführungen in den folgenden Abschnitten beziehen sich auf diesen Gerätetyp und sind angelehnt an die Fachbücher von Carmignato et al. [3] (Eigenheiten industrieller CT) und Buzug [12] (Physikalische und mathematische Grundlagen der Röntgen-CT).

2.1.1 Systemkomponenten und Messablauf

Der Aufbau und Ablauf für die geometrische Messung mittels Kegelstrahl-CT ist schematisch in Abbildung 1 dargestellt. Die wesentlichen Systemkomponenten sind eine Röntgenröhre, ein Flachbilddetektor, sowie ein System mechanischer Achsen [5]. Zur Erzeugung von Röntgenstrahlung werden im Vakuum der Röntgenröhre Elektronen beschleunigt und auf dem sogenannten Target in Form eines Brennflecks fokussiert. Durch Ablenkung an den elektrischen Feldern der Atomkerne und -hüllen des Targetmaterials entsteht einerseits die sogenannte Bremsstrahlung, die ein kontinuierliches Energiespektrum für die entstehenden Photonen bewirkt. Die maximale Photonenenergie E_{\max} wird erreicht, wenn die gesamte kinetische Energie eines Elektrons bei einem Abbremsprozess abgegeben wird, und ist damit durch die Beschleunigungsspannung der Röntgenröhre U und die Elementarladung e über $E_{\max} = eU$ bestimmt. Die Bremsstrahlung wird überlagert von charakteristischer Strahlung, die nach Elektronenstoßprozessen (Ionisation) durch Energieniveauechsel in der Elektronenhülle entsteht. Durch ein Austrittsfenster wird die Röntgenstrahlung kegelstrahlförmig in Richtung des Messobjekts emittiert.

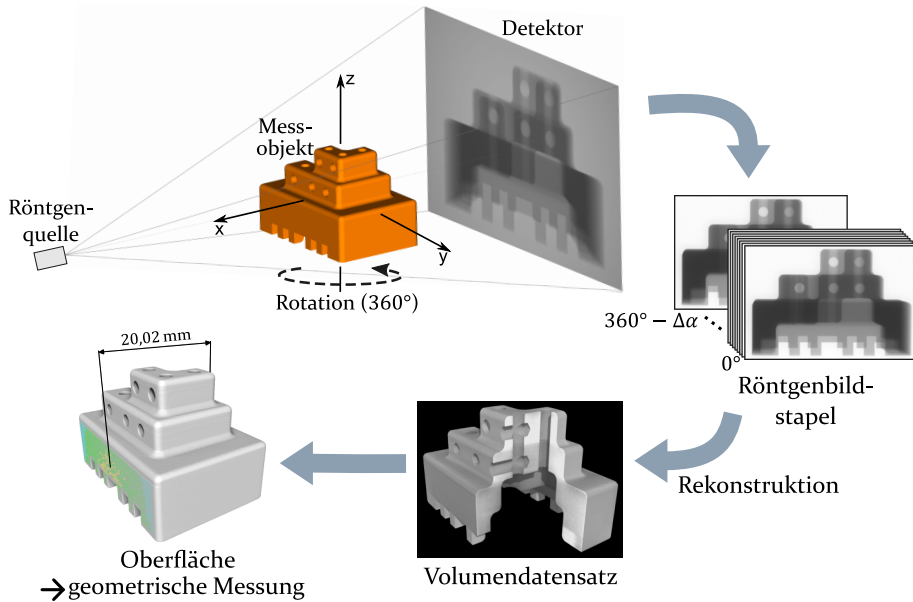


Abbildung 1: Schema für die geometrische Messung mittels Computertomographie für den industriellen Standard der Kegelstrahl-CT mit 360°-Rotation (entsprechend einer kreisförmigen Scantrajektorie). In Anlehnung an [P1].

Das Messobjekt schwächt die Strahlung in Abhängigkeit der durchstrahlten Länge und des Schwächungskoeffizienten μ des Materials ab. An der Abschwächung eines Strahls entlang seiner geradlinigen Bahn sind mehrere Mechanismen beteiligt. Im Energiebereich eingesetzter Röntgenröhren sind dies die elastische Rayleigh-Streuung, die inelastische Compton-Streuung und der Photoeffekt. Die abgeschwächte Intensität der Strahlung wird über einen ebenen Flächendetektor in Form von zweidimensionalen Durchstrahlungsbildern gemessen. Für industrielle CT-Geräte kommen hier weitestgehend Szintillations-Detektoren zum Einsatz [13].

Als Grundlage zur Beschreibung der gemessenen Intensität dient das Lambert-Beer-Gesetz

$$I = I_0 \exp(-\mu \Delta l), \quad (1)$$

welches die Abschwächung der Ausgangsintensität I_0 in einem homogenen Material mit Schwächungskoeffizienten μ nach Durchlaufen der Strecke Δl beschreibt. Berücksichtigt man die Abhängigkeit von der Photonenenergie und die lokale Variation von μ (beispielsweise durch unterschiedliche Materialien) und lässt man zusätzliche Sekundärstrahlung aufgrund von gestreuten Photonen unberücksichtigt, so kann die an einem Sensorelement (Pixel) des

Detektors auftreffende Intensität auf Grundlage des Lambert-Beer-Gesetzes folgendermaßen beschrieben werden [14–16]:

$$I = I_0 \int_0^{E_{\max}} w_Q(E) \exp\left(-\int_L \mu(\mathbf{x}, E) dl\right) dE. \quad (2)$$

Der Integrationsbereich des Linienintegrals verläuft dabei ausgehend vom Brennfleck bis zum jeweiligen Pixel. Zusätzlich zur Energie- bzw. Wellenlängenabhängigkeit des Schwächungskoeffizienten wurde in Gleichung 2 auch das Emissionsspektrum der Röntgenquelle über den Gewichtungsfaktor w_Q mit $\int_E w_Q dE = 1$ berücksichtigt. Zur Modellierung der tatsächlich vom Detektor erfassten Intensität kann zusätzlich noch die spektrale Sensitivität des Detektors über einen weiteren Gewichtungsfaktor berücksichtigt werden [14].

Mit dem System mechanischer Achsen kann bei den meisten industriellen CT-Systemen einerseits das Messobjekt rotiert werden und andererseits der Abstand des Messobjekts bzw. der Rotationsachse zur Röhre sowie der Abstand zum Detektor vor dem Messablauf eingestellt werden. Darüber wird die geometrische Vergrößerung der Abbildung des Messobjekts festgelegt. Dies wird häufig über eine Translation der Rotationseinheit mittels einer Linearachse realisiert, während die Röhre und der Detektor an einem gemeinsamen Rahmen starr befestigt sind. Andere Ausführungsformen, z. B. mit Verschiebung der Röhre und des Detektors gegenüber einer ortsfesten Rotationseinheit, sind möglich. Allen Ausführungsformen ist jedoch gemeinsam, dass der Abstand der Rotationsachse zur Röhre und zum Detektor nach Beginn des Messablaufs nicht mehr verändert wird.

Der gesamte Messablauf einer CT-Messung gliedert sich in die Aufnahme von Durchstrahlungsbildern (im Folgenden als Scan bezeichnet) und die anschließende Nachverarbeitung. Während des Scans wird das Messobjekt um üblicherweise 360° [5] rotiert und dabei nach jeweils konstanten Winkelschritten (während der kontinuierlichen Drehbewegung oder alternativ in Bewegungspausen der schrittweisen Drehbewegung) ein Durchstrahlungsbild aufgenommen. Anschließend wird der so entstandene Bildstapel vorverarbeitet. Insbesondere werden die Intensitätswerte logarithmiert:

$$p = -\ln \frac{I}{I_0}. \quad (3)$$

Die so entstehenden Projektionswerte p , welche im monoenergetischen Fall das Projektionsintegral $\int_L \mu dl$ ergeben, werden in einen Rekonstruktionsalgorithmus eingespeist. Die Aufgabe dieses Algorithmus besteht darin, den

Schwächungskoeffizienten $\mu(x)$ im Messvolumen dreidimensional ortsauflösend aus den Projektionswerten zu rekonstruieren. Es entsteht ein Volumendatensatz (siehe Abbildung 1) aus diskreten Voxeln (Volumen-Pixeln).

Für den hier betrachteten industriellen Standard wird zur Rekonstruktion ein analytischer, rechentechnisch effizienter Ansatz in Form der gefilterten Rückprojektion verwendet, der durch Feldkamp, Davis und Kress [17] approximativ auf die Kegelstrahlgeometrie erweitert wurde. Für die umfangreichen mathematischen Details und Grundlagen dieses sogenannten FDK-Algorithmus wird neben der zitierten Publikation auf entsprechende Fachbücher [12, 18, 19] verwiesen, während hier lediglich die konzeptionelle Ablauf der gefilterten Rückprojektion anhand eines einfachen zweidimensionalen Beispiels mit Parallelstrahlgeometrie vorgestellt wird. Der Messprozess und die anschließende Rekonstruktion für dieses Beispiel sind in Abbildung 2 schematisch dargestellt. Das Grundprinzip der Rückprojektion besteht darin, die Projektionswerte entlang der Linie L des Integrals in Gleichung 2 in das Messvolumen „zurückzuverschmieren“. Da dies alleine bereits im zweidimensionalen Fall zu einer unscharfen Rekonstruktion des Messobjekts führen würde, muss zusätzlich eine Filterung vorgenommen werden. Der zu wählende Filterkern kann über das Fourier-Slice-Theorem und unter Berücksichtigung einer notwendigen Koordinatentransformation hergeleitet werden, wobei zur praktischen Implementierung eine Bandlimitierung eingeführt werden muss [18]. Im Resultat ergibt sich eine Hochpassfilterung. Zur Unterdrückung von Rauschen kann im Frequenzraum zusätzlich eine Fensterfunktion eingeführt werden [12]. Im industriellen Bereich ist hier der Filter nach Shepp und Logan [21] am verbreitetsten. Die Erweiterung auf den 3-D-Kegelstrahlfall erfolgt beim FDK-Algorithmus durch Gewichtungen, die eine zeilenweise Behandlung der Projektionswerte ermöglichen.

Ist das Ziel der Untersuchungen die Überprüfung der geometrischen Produktspezifikation, so folgt im Anschluss an die Rekonstruktion die Extraktion der Bauteiloberfläche aus den Volumendaten (vgl. Abbildung 1). Für Monomaterialbauteile dient als Ausgangsbasis zur Separierung von Bauteil und Umgebung der sogenannte globale ISO-50-Schwellwert, der Mittelwert aus dem Voxelwert des Material-Peaks und dem Voxelwert des Umgebungs-Peaks im Grauwertistogramm [1, 22]. Es erfolgt eine subvoxelgenaue Bestimmung der Oberfläche durch Interpolation [1]. Die so ermittelte Oberfläche kann noch über unterschiedliche Verfahren angepasst werden, die beispielsweise den ISO-50-Schwellwert basierend auf dem lokalen Voxelwertistogramm korrigieren oder die Oberfläche basierend auf dem Punkt des stärksten Voxelwertgradienten entlang des Oberflächennormalenvektors festlegen [1]. Am resultierenden Oberflächenmodell können schließlich Regelgeometriele-

2.1 Industrieller Standard: Kegelstrahl-CT mit kreisförmiger Scantrajektorie

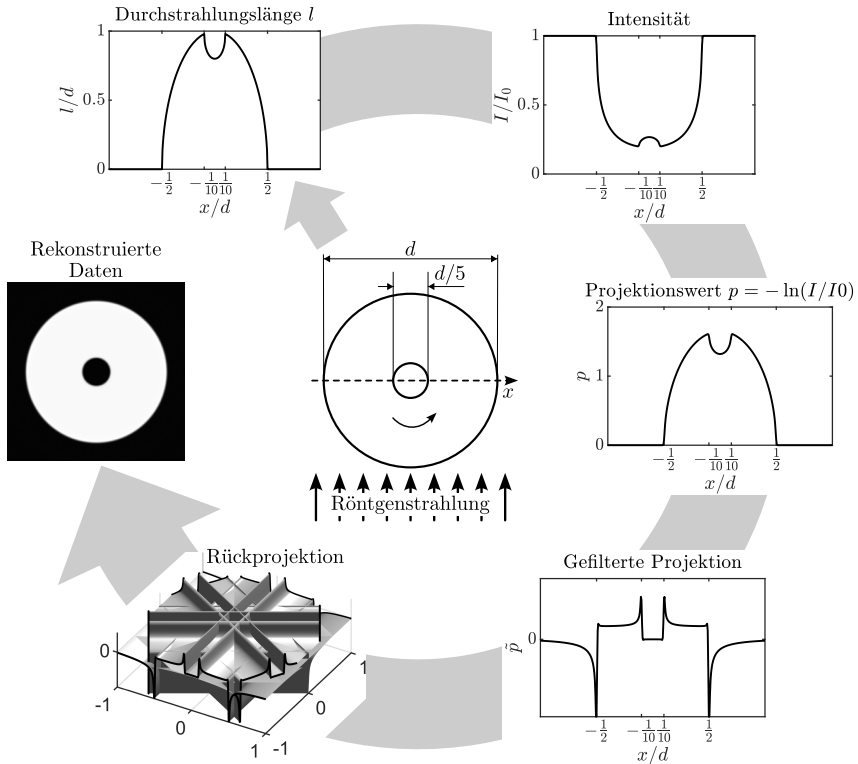


Abbildung 2: Messprozess und anschließende Rekonstruktion mit gefilterter Rückprojektion: Zweidimensionales Beispiel für eine Scheibe mit Bohrung in Parallelstrahlgeometrie (vgl. zentrales Schaubild). Die Durchstrahlungslänge wurde analytisch berechnet, die Intensität unter Verwendung eines Schwächungskoeffizienten von $\mu = 1,65/d$ und einer Gauß-Filterung (Vermeidung von Überschwingern bei der nachfolgenden Rekonstruktion). Filterung der Projektion durch Faltung im Ortsraum unter Verwendung des diskreten Shepp-Logan-Kernels [12, Gl. 7.53]. Rückprojektion (Anzahl der Projektionen identisch zu Anzahl der Projektionswerte pro Projektion) mit Hilfe der MATLAB-Funktion *iradon* [20].

mente angepasst werden, die wiederum für die Messung geometrischer Merkmale verwendet werden.

2.1.2 Geometriebeschreibung und Scantrajektorie

Im Folgenden soll dargelegt werden, wie die Durchstrahlungsgeometrie vollständig über Scantrajektorien beschrieben werden kann. Dieses Konzept kann für alle in dieser Arbeit betrachteten CT-Systeme angewandt werden.

Betrachtet man den CT-Scan nicht in einem globalen Koordinatensystem, sondern im Koordinatensystem des Drehtisches, so ergibt sich anstelle der Bauteilrotation eine Rotation der Quelle und des Detektors im entgegengerichteten Sinne.

setzten Drehsinn (siehe Abbildung 3). Im medizinischen Bereich wird diese Betrachtungsweise auch real durch eine Bewegung von Quelle und Detektor umgesetzt. Die beiden Betrachtungsweisen sind mathematisch gleichwertig und es entsteht der identische Projektionsdatensatz.

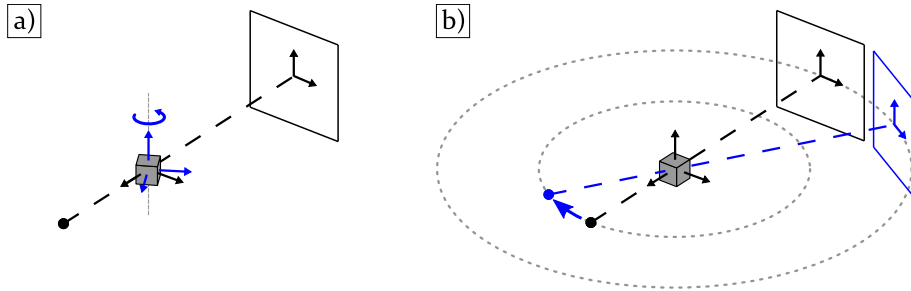


Abbildung 3: Kreistrajektorie: Die Rotation des Messobjekts um die Drehtischachse a) ist gleichbedeutend mit einer Rotation von Quelle und Detektor im entgegengesetzten Drehsinn b).

Die Scangeometrie kann somit über die kreisförmigen Bahnkurven (Trajektorien) von Quelle und Detektor beschrieben werden. Jedem Durchstrahlungsbild kann ein Punkt auf der jeweiligen Trajektorie zugeordnet werden. Vor allem im medizinischen Bereich wird die Angabe aufgrund des konstanten Quelle-Detektor-Abstands oft auf die Quellentrajektorie beschränkt.

Der Begriff Scantrajektorie wird in der Literatur nicht einheitlich gebraucht und teilweise synonym für die Quellentrajektorie verwendet. Eine sinnvolle Definition, die auch in Bezug auf die unterschiedlichsten Möglichkeiten komplexerer Anlagengeometrien allgemein anwendbar ist, findet sich in [23]:

Definition Scantrajektorie:

Menge an Aufnahmegeometrien $G := g_1, g_2, \dots, g_n$ mit Anzahl an Projektionen $n \in \mathbb{N}$, wobei jedes g_j mit $j \leq n$ alle notwendigen geometrischen Informationen für eine Röntgenprojektion enthält.

Diese Definition erlaubt unterschiedliche mathematische Beschreibungen. Bezieht man die später betrachteten komplexeren Trajektorienformen mit ein, ist neben der Position von Quelle und Detektor auch die Angabe der Detektororientierung notwendig. Unter Annahme einer idealen Quelle (isotrope Punktquelle) und eines ideal gefertigten Detektors (ideal flach, Zeilen senkrecht zu Spalten, homogener Pixelabstand) besteht eine Möglichkeit zur Beschreibung der Scantrajektorie in der Angabe folgender Parameter für jede

Projektion (Index j), bezogen auf ein globales, ortsfestes Weltkoordinatensystem \mathcal{W} :

- Die Position der Quelle $\mathbf{s}_{\mathcal{W},j}$,
- die Position des Detektors, gegeben durch den Detektormittelpunkt $\mathbf{d}_{\mathcal{W},j}$,
- die Orientierung des Detektors, beispielsweise gegeben durch drei Euler-Winkel¹.

Für die Detektororientierung werden des Öfteren auch zwei Richtungsvektoren $\mathbf{u}_{\mathcal{W},j}$, $\mathbf{v}_{\mathcal{W},j}$ für die Ausrichtung der Detektorzeilen und -spalten verwendet, über deren Länge sich auch die Pixelgröße mitangeben lässt. Die Ausdehnung des Detektors kann zusätzlich über die Anzahl und Größe der Pixel mitangegeben werden. Diese sind jedoch für ein gegebenes CT-Gerät für alle Projektionen identisch. Soll von der Annahme einer idealen Quelle abgesehen und die bauliche Ausführung der Röntgenröhre berücksichtigt werden, kann dies durch zusätzliche Angabe der Quellenorientierung berücksichtigt werden. Ansonsten wird angenommen, dass das Austrittsfenster immer in Richtung des Detektormittelpunkts orientiert ist.

Zur Beschreibung bzw. Unterscheidung von Scangeometrien kann auch die Verwendung der in Abbildung 4 dargestellten Strahlen nach Schorr [24] hilfreich sein. Ausgehend von der Quelle ist der Drehmittelpunktstrahl über die Orthogonalität zur Drehachse definiert, der Zentralstrahl über den Detektormittelpunkt und der Hauptstrahl über die Orthogonalität zur Detektor-ebene. Bei idealen Verhältnissen fallen für die Kreistrajektorie die genannten

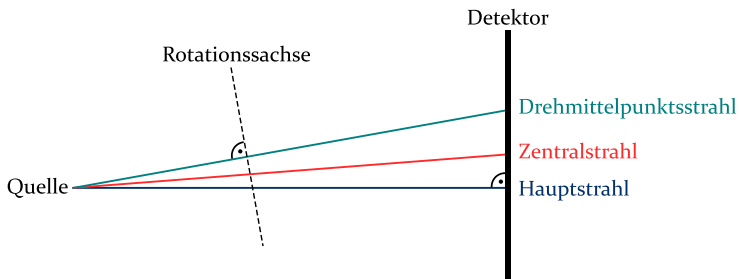


Abbildung 4: Strahlen zur Beschreibung der Scangeometrie. In Anlehnung an [24].

Strahlen aufeinander. In der Realität existieren Abweichungen, die für eine hohe Messgenauigkeit möglichst gering gehalten bzw. in der Rekonstruktion berücksichtigt werden müssen.

¹ siehe Anhang A.1 für die Definition.

2.1.3 Messartefakte

Entsprechen Voxelwerte des rekonstruierten Volumendatensatzes nicht der realen Materialverteilung im Messvolumen, so spricht man von Abbildungs- oder Messartefakten. Dies kann zu Strukturen wie Streifen, Schattenbereichen oder Verschmierungen im 3D-Volumen führen. Somit wird potenziell auch die Strukturauflösung nach [25, Def. 2.1.4.16] und die geometrische Messgenauigkeit nach [26, Def. 2.13] negativ beeinflusst.

Ein Überblick über die unterschiedlichen Artefaktursachen speziell im Hinblick auf industrielle CT findet sich beispielsweise in [27] oder [28]. Im Folgenden wird auf die wichtigsten Ursachen näher eingegangen, die auch potenziell durch eine Anpassung der Scantrajektorie beeinflussbar sind. Geometriebedingte Ursachen für Abbildungsartefakte wie eine ungewollte Bewegung des Messobjekts während des Scans oder eine unzureichende Justierung bzw. Geometriebestimmung können als Trajektorienabweichungen aufgefasst werden, auf welche an anderer Stelle in Abschnitt 2.8 genauer eingegangen wird. Im gewöhnlichen Messbetrieb mit metrologischen CT-Geräten können diese durch geeignete Maßnahmen weitgehend vermieden werden.

Der Großteil relevanter Abbildungsartefakte entsteht dadurch, dass die real gemessenen Projektionswerte p_{real} aus Gleichung 3 nicht den erwarteten Projektionsintegralen $p_{\text{ideal}} = \int_L \mu \, dl$ entsprechen. Dies kann wiederum unterschiedliche Ursachen haben. Eine davon ist bereits an der Energieabhängigkeit in Gleichung 2 (Seite 5) ersichtlich. Niederenergetische Röntgenstrahlung wird im Allgemeinen stärker abgeschwächt als hochenergetische. Dies führt zur sogenannten Strahlaufhärtung, einer Erhöhung des Anteils hochenergetischer Photonen im Energiespektrum der transmittierten Strahlung. Beim Logarithmieren von Gleichung 2 entsteht eine nichtlineare Abweichung gegenüber dem idealen Projektionsintegral. Durch die Rückprojektion im Rekonstruktionsprozess verursachen diese Abweichungen im Volumendatensatz schließlich eine Abschwächung von Voxelwerten innerer Bauteilbereiche (sogenanntes Cupping), Streifen zwischen kontrastreichen Bereichen, sowie eine Kontrastabschwächung für innenliegende Hohlräume [29]. Ein einfaches Demonstrationsbeispiel für Cupping und Kontrastabschwächung durch Strahlaufhärtung ist in Abbildung 5 zu sehen.

Die Ausprägungsstärke von Strahlaufhärtungsartefakten steigt mit zunehmenden Schwächungskoeffizienten und der Durchstrahlungslänge [28]. Strahlaufhärtungsartefakte können durch eine Vorfilterung des Röntgenstrahls mit Filterplatten, mit Hilfe der Linearisierungstechnik oder durch algorithmische Ansätze verringert werden [28].

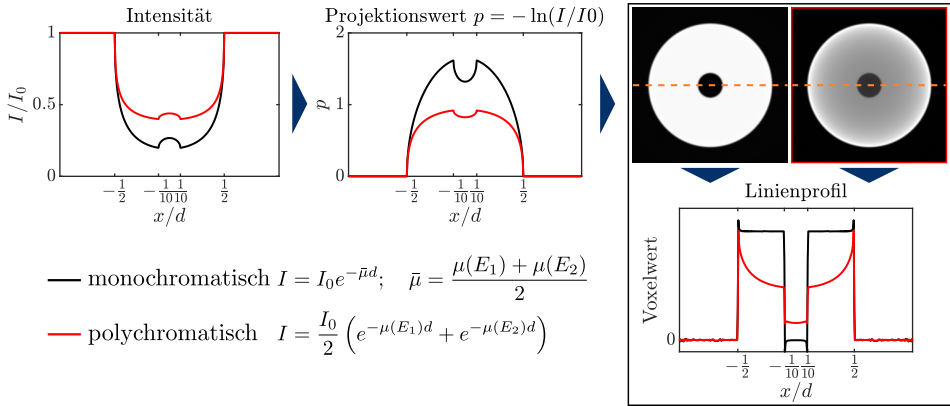


Abbildung 5: Demonstration der Strahlaufhärtung unter Verwendung des Beispiels aus Abbildung 2. Im monochromatischen Fall wurde eine einzelne Photonenenergie bzw. ein identischer Schwächungskoeffizient verwendet, im polychromatischen Fall zwei unterschiedliche Photonenenergien mit $\mu(E_1) = 10\mu(E_2)$.

Streustrahlung stellt eine weitere mögliche Ursache für eine Diskrepanz zwischen idealem Projektionsintegral und gemessenem Projektionswert dar. Durch die in Abschnitt 2.1.1 erwähnten Streumechanismen wird von einem Detektorelement nicht nur die geradlinig abgeschwächte Intensität registriert, sondern zusätzlich ein Streuteil, der von abgelenkten Photonen aus anderen Richtungen stammt. Streustrahlung macht sich durch die bereits für Strahlaufhärtung erwähnten Artefakt-Ausprägungsformen bemerkbar [28, 30]. Daneben werden das Rauschen erhöht, Materialübergänge verwaschen und ebene Oberflächenbereiche gekrümmt dargestellt [30]. Für die Reduzierung von Streustrahlungsartefakten existiert eine Vielzahl an Methoden, die auch Gegenstand aktueller Forschung sind (siehe beispielsweise [31] für einen aktuellen Überblick).

Neben Strahlaufhärtung und Streustrahlung führt auch Totalabsorption zu einer Abweichung von den angenommenen Gleichungen. Dies ist dann der Fall, wenn die Röntgenstrahlung soweit abgeschwächt wird, dass sie vom Detektor nicht mehr registriert werden kann bzw. im Bereich des Hintergrundrauschens liegt. Es entstehen schwerwiegende Artefakte, die eine geometrische Messung meist unmöglich machen.

Häufig verwendete Begrifflichkeiten wie „Metallartefakte“ (vor allem im medizinischen Bereich [12, 32, 33]) oder „Multimaterial-Artefakte“, welche eine deutliche Artefaktausprägung bei Objekten mit sehr unterschiedlich absorbierenden Materialanteilen beschreiben, bilden im Hinblick auf die Entstehungsursachen keine eigene Kategorie, sondern sind auf die bereits genannten Effekte zurückzuführen.

Die bisher genannten Artefakte basieren auf strahlbasierten Inkonsistenzen, die bereits für ein einzelnes Projektionsbild vorliegen. Daneben existieren noch Artefakte, die entstehen, wenn die aufgenommenen Projektionsdaten auch bei idealen Verhältnissen nicht ausreichen, um das Messvolumen korrekt zu rekonstruieren. Einerseits führt eine zu geringe Anzahl an Projektionen zu Abtastartefakten, die je nach Stärke der Unterabtastung lediglich zu Striemen oder auch zu einer deutlich fehlerhaften Darstellung des Messobjekts führen [1, 27]. Andererseits kann es bei der Kreistrajektorie zu sogenannten Kegelstrahlartefakten kommen. In der Literatur wird teilweise auch der Begriff „Feldkamp-Artefakte“ (siehe z. B. [28]) verwendet. Dieser suggeriert jedoch, dass der FDK-Algorithmus eine direkte Ursache darstellt. Kegelstrahlartefakte sind jedoch unabhängig vom verwendeten Rekonstruktionsalgorithmus vorhanden. Für homogene Bauteile entstehen Kegelstrahlartefakte an Oberflächenpunkten, deren Tangentialebene (Ebene senkrecht zum Oberflächennormalenvektor) durch die gewählte Aufspannung des Messobjekts nicht ausreichend gegenüber der Horizontalen geneigt ist. Der exakte Schwellwert für den erforderlichen Neigungswinkel ist ortsabhängig und kann, wie in Abbildung 6 schematisch dargestellt, geometrisch hergeleitet werden. Es wird dabei betrachtet, ab welchem Neigungswinkel

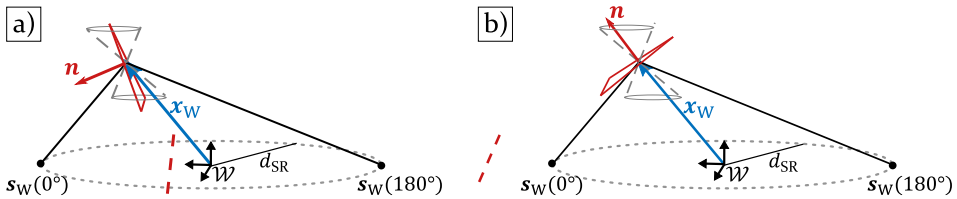


Abbildung 6: Bestimmung kegelstrahlartefaktbehafteter Oberflächensegmente: a) Befindet sich der Normalenvektor \mathbf{n} des Oberflächenpunkts \mathbf{x}_W außerhalb des Doppelkegels bzw. schneidet die Tangentialebene (angedeutet durch rotes Dreieck) die Quellentrajektorie, so ist das Oberflächensegment nicht artefaktbehaftet. b) Befindet sich der Normalenvektor innerhalb des Doppelkegels bzw. wird die Quellentrajektorie nicht von der Tangentialebene geschnitten, so ist das Segment artefaktbehaftet. In Anlehnung an [P2].

die Tangentialebene die Quellentrajektorie schneidet, sprich ab welchem Neigungswinkel mindestens ein Scanwinkel existiert, bei welchem der Oberflächenpunkt tangential durchstrahlt wird. Am Detektor ergibt sich so für den betrachteten Oberflächenpunkt der maximal mögliche Kontrast für den Materialübergang bzw. eine vollständige Erfassung dessen. Diese speziell für oberflächenbasierte Messungen hilfreiche Betrachtungsweise ist eine Konsequenz theoretischer Betrachtungen, die entweder im dreidimensionalen Radonraum (siehe [12] für eine Definition und [34] für die darauf basierende Anwendung im messtechnischen Kontext) oder im dreidimensionalen Fourierraum [35] angestellt werden können. Letztere Betrachtungsweise führt

zu einem doppelkegelförmigen Bereich fehlender Ortsfrequenzen im dreidimensionalen Raum. Bei idealen Oberflächen ergibt dies das in Abbildung 6 enthaltene Kriterium bezüglich des Oberflächennormalenvektors, welches in [36] und in eigenen Arbeiten [P2] zur Vorhersage artefaktbehafteter Oberflächenbereiche verwendet wurde.

Kegelstrahlartefakte bewirken verwaschene Materialübergänge in den betroffenen Bereichen. Die Stärke der Ausprägung nimmt mit wachsendem Abstand zur Ebene der Quellentrajektorie zu. Dies ist exemplarisch in Abbildung 7 zu sehen, mit welcher auch das aus Abbildung 6 abgeleitete Kriterium zur Ortsabhängigkeit bestätigt werden kann.

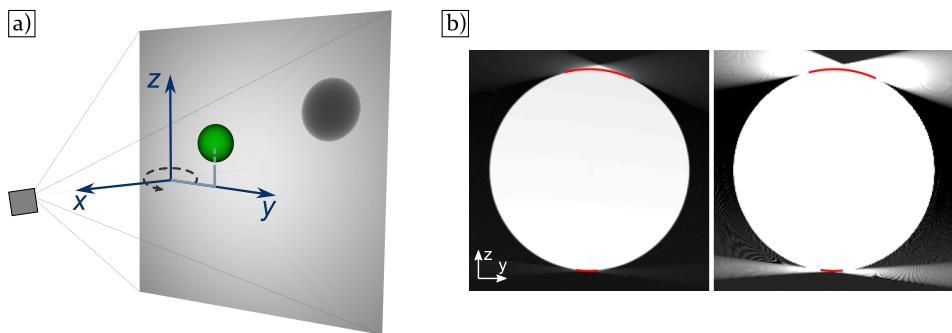


Abbildung 7: Demonstration von Kegelstrahlartefakten anhand eines simulierten CT-Scans einer außermittig platzierten Kugel. a) Sangeometrie. b) Schnitt durch das rekonstruierte Volumen (ohne/mit Kontrastanpassung) mit eingezeichneter Vorhersage artefaktbehafteter Oberflächenbereiche nach [P2]. In Anlehnung an [P2].

In Bezug auf beliebige Messobjekte, d. h. beispielsweise auch für inhomogene Objekte mit lokal variierendem Schwächungskoeffizienten, ist im Hinblick auf Kegelstrahlartefakte die Vollständigkeitsbedingung nach Tuy [37] relevant. Diese kann so formuliert werden, dass ein Projektionsdatensatz nur dann informationstechnisch vollständig ist, wenn jede Ebene, die man durch das Messobjekt legen kann, die Quellentrajektorie in mindestens einem Punkt schneidet. Die Kreistrajektorie erfüllt damit nicht die Vollständigkeitsbedingung für ein dreidimensional ausgedehntes Messobjekt. Eine mathematisch korrekte Rekonstruktion ist theoretisch nur für die zentrale horizontale Ebene (Ebene der Quellentrajektorie) erreichbar. Es sei jedoch angemerkt, dass bei homogenen Bauteilen trotz der Verletzung der Vollständigkeitsbedingung eine Rekonstruktion annähernd ohne Kegelstrahlartefakte möglich sein kann, da hier nur die Tangentialebenen der Oberfläche relevant sind. Hier ist somit die Bauteilgeometrie entscheidend. Während beispielsweise für einen Würfel durch eine geeignete Aufspannung alle Flächen nach Abbildung 6 vollständig erfasst werden können, ist dies für eine Kugel nicht möglich.

In der Literatur werden Abtast- und Kegelstrahlartefakte üblicherweise getrennt betrachtet. Während dies für die kontinuierliche Kreistrajektorie sinnvoll ist, ist die Unterscheidung bei komplexen 3-D-Scantrajektorien mit geringer Projektionsanzahl nicht mehr eindeutig. In Abschnitt 7.2 dieser Arbeit wird für homogene Messobjekte ein Kriterium zur Artefaktvermeidung eingeführt, welches eine gemeinsame Betrachtung erlaubt. Davon unabhängig wurde in der Zwischenzeit von Herl [8] eine Vollständigkeitsbedingung hergeleitet, welche das Tuy-Kriterium mit dem Nyquist-Shannon-Abtasttheorem vereint und für beliebige Scantrajektorien – auch mit geringer Anzahl an Projektionen – anwendbar ist. Diese Vollständigkeitsbedingung liefert die theoretische Validierung des in Abschnitt 7.2 vorgestellten Konzepts.

2.2 Nicht-planare Scantrajektorien

Wie im vorangehenden Abschnitt bereits dargestellt wurde, erfüllt die Kreistrajektorie nicht die Tuy-Vollständigkeitsbedingung. Unter anderem aus diesem Grund werden teilweise auch nicht-planare Quellentrajektorien eingesetzt, die eine regelmäßige geometrische Form besitzen. In Abbildung 8 sind die wichtigsten Beispiele dieser Kategorie im Vergleich zur Kreistrajektorie aufgeführt.

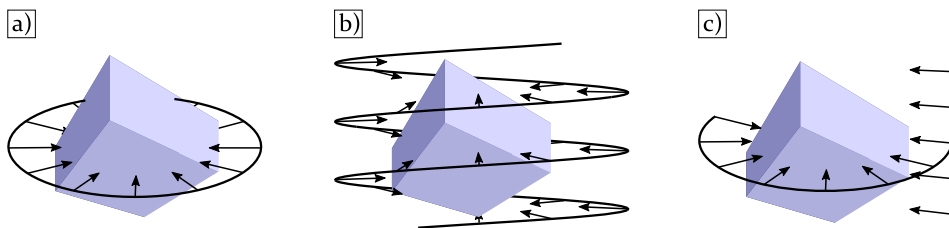


Abbildung 8: a) Planare Kreistrajektorie. b) Helixtrajektorie. c) Kreissegment + Linie.

Im medizinischen Bereich erlaubte die Einführung der Helixbahn (realisiert durch eine geradlinige Patientenbewegung bei rotierender Quelle und angepasste Rekonstruktion [38]) eine effiziente Volumenrekonstruktion für CT-Scanner mit Zeilendetektor. Der Einsatz erstreckt sich mittlerweile auch auf mehrzeilige Detektoren [18]. Im industriellen Bereich wird die Helixtrajektorie vor allem für längliche Objekte eingesetzt, die ansonsten nicht vollständig auf dem Detektor abgebildet werden können [2, 39]. Andere Formen wie eine zusammengesetzte Trajektorie aus Kreis- und Liniensegment [40] sind für industrielle Anwendungen weniger verbreitet.

Die hier betrachteten nicht-planaren Trajektorien mit regelmäßigen Geometrielementen haben folgende Gemeinsamkeiten:

- Die Scantrajektorie kann sowohl durch eine Bewegung des Messobjekts als auch durch eine gleichförmige Bewegung von Quelle und Detektor erreicht werden.
- Haupt-, Zentral- und Drehmittelpunktsstrahl fallen aufeinander.
- Es existieren angepasste analytische Rekonstruktionsalgorithmen.

Während nicht-planare Trajektorien wie die Helixbahn vor allem dann gewinnbringend sein können, wenn das Messobjekt nur in eine Richtung eine hohe Ausdehnung besitzt, können für Objekte, bei denen dies in zwei Richtungen der Fall ist, computerlaminographische Methoden vorteilhaft sein.

2.3 Computerlaminographie

Für sehr flache Objekte wie z. B. Leiterplatten kann die Kreistrajektorie aufgrund der hohen Durchstrahlungslänge in einer Richtung oder auch durch die Gefahr einer Kollision mit der Röntgenröhre bei hoher Vergrößerung nicht zielführend sein [2, 24]. Zur zerstörungsfreien Prüfung können in solchen Fällen Methoden der Computerlaminographie (CL) eingesetzt werden. Diese basieren in ihrer ursprünglichen Form auf der klassischen (analogen) Röntgen-Tomographie, bei welcher Quelle und Detektor (in diesem Fall ein Röntgenfilm) in parallelen Ebenen gegenläufig bewegt werden (vgl. auch Abbildung 9), so dass Strukturen innerhalb einer Fokusebene scharf abgebildet werden, während Strukturen außerhalb dieser verwischt werden [18]. Der Einsatz digitaler Detektoren und Rekonstruktionsalgorithmen ermöglichte eine Qualitätssteigerung und die Darstellung mehrerer Schichten [18]. Aufnahmegeometrien wie die gegenläufige Translationslaminographie (Abbildung 9 a)), bei welcher Quelle und Detektor geradlinig bewegt werden, oder die planare Rotationslaminographie (Abbildung 9 b)), bei welcher diese Bewegung kreisförmig stattfindet, werden teilweise auch als digitale Tomosynthese bezeichnet, wobei dieser Begriff strenggenommen ein Rekonstruktionsverfahren für diese Geometrien beschreibt [24].

Da Haupt- und Zentralstrahl für die in Abbildung 9 dargestellten Laminographieverfahren nicht über den gesamten Scan übereinstimmen, sind die dazugehörigen Scantrajektorien nicht mit einer reinen Bewegung des Messobjekts erreichbar. Anders verhält es sich bei der Rotationslaminographie durch gekippte Rotationsachse (Abbildung 10), bei der zwar – wie auch für die planare Rotationslaminographie – kreisförmige Quellen- und Detektortrajektorien entstehen, jedoch mit unterschiedlicher Detektororientierung. Die Scantrajektorie kann sowohl durch eine Bewegung von Quelle und Detektor (Abbildung 10 b)) als auch durch eine reine Bewegung des Messobjekts (Abbil-

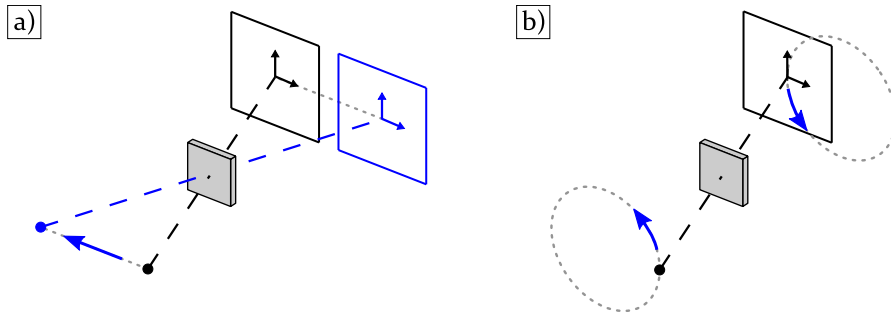


Abbildung 9: a) Gegenläufige Translationslaminographie und b) planare Rotationslaminographie.

dung 10 a)) erzielt werden, wobei letzteres umsetzungstechnisch praktikabler ist.

Ein Überblick über die erwähnten wie auch über weitere mögliche Trajektorienformen ist in [41] gegeben. Für die Computerlaminographie wird gewöhnlicherweise eine eigenen Anlagentechnik eingesetzt. Wood et al. [11] beschreiben für bestimmte Trajektorienformen jedoch auch die Möglichkeit, mit Hilfe eines Hexapoden oder Roboterarms für die Messobjektpositionierung ein gewöhnliches CT-System zu verwenden.

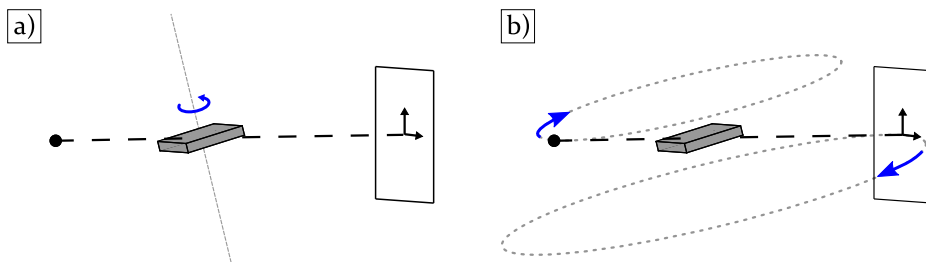


Abbildung 10: a) Rotationslaminographie durch gekippte Rotationsachse. b) Entsprechende Quellen- und Detektortrajektorie.

Die genannten Laminographieverfahren haben insgesamt den Nachteil, dass die Tuy-Bedingung nicht erfüllt wird und die Daten im Vergleich zur gewöhnlichen CT unvollständiger sind. Während laterale Strukturen insbesondere in der Fokusebene scharf dargestellt werden können, ist dies beispielsweise für die Oberflächen der Ober- und Unterseite einer Scheibe nicht möglich.

Bei Betrachtung von Abbildung 10 a) fällt die Ähnlichkeit zur gewöhnlichen CT mit Kreistrajektorie auf. Der einzige Unterschied besteht letztendlich in der gekippten Rotationsachse. Die Abgrenzung der Computerlaminographie von der CT ist nicht immer eindeutig. Dies wird dadurch verstärkt, dass die

Begriffe nicht einheitlich verwendet werden. Schorr [24] schlägt daher vor, den Begriff der Computertomographie auf solche Fälle zu beschränken, bei denen gegenseitige Orthogonalität von Zentralstrahl, Detektorebene und Rotationsachse vorliegt (d. h. Gleichheit von Haupt-, Zentral- und Drehachsenstrahl). Da für bestimmte anlagentechnische Umsetzungen wie z. B. der Roboter-CT (Abschnitt 2.6) aber keine explizite mechanische Drehachse vorhanden sein muss und die Zuordnung somit nicht geräteabhängig sondern je nach ausgeführter Scantrajektorie gemacht werden müsste, ist diese Begriffsabgrenzung nicht vollkommen zufriedenstellend.

2.4 Iterative Rekonstruktion für beliebige Scantrajektorien

Während für die bisher betrachteten regelmäßigen Trajektorienformen meist analytische Rekonstruktionsverfahren wie der FDK-Algorithmus für die Kreis- und Kreisbogen- oder Helixtrajektorie existieren, ist dies für viele der in den folgenden Abschnitten beschriebenen Techniken und den damit verbundenen Scantrajektorien nicht mehr der Fall. Als Mittel der Wahl werden hier oft iterative Rekonstruktionstechniken verwendet, die prinzipiell beliebige Scantrajektorien erlauben. Obwohl bereits in den Anfangsjahren der CT die Grundlagen gelegt waren und beispielsweise algebraische Verfahren untersucht wurden (vgl. Literaturübersicht in [19, Abschnitt 7.5]), war die praktische Anwendung lange Zeit aufgrund der hohen Rechenzeiten, insbesondere für die immer größer werdenden Datensätze, beschränkt. Im medizinischen Bereich wurden vor ca. 15 Jahren von den wichtigsten Geräteherstellern iterative Rekonstruktionsverfahren eingeführt (siehe [42] und Tabelle 2 in [43]), mit denen vor allem eine Verringerung der applizierten Dosis oder des Rauschniveaus adressiert wurden. Wie Beister et al. [43] herausstellen, hängt das Potenzial zur Rausch- und Artefaktreduktion jedoch vom Modellierungsgrad (z. B. Berücksichtigung des polychromatischen Röntgenspektrums, Ausdehnung von Detektorpixeln und Brennfleck, zu erwartende Grauwertcharakteristik des Volumendatensatzes) ab. Somit müssen sich – insbesondere für die industrielle CT, für welche die Dosisproblematik irrelevant ist – nicht per se Vorteile gegenüber analytischen Verfahren ergeben.

Iterative Rekonstruktionstechniken beruhen darauf, dass die Rekonstruktion bereits von Anfang an als diskretes Problem betrachtet wird, d. h. das zu rekonstruierende Volumen wird als Voxelraster betrachtet, dessen unbekannte Voxelwerte so bestimmt werden müssen, dass die daraus abgeleiteten Projektionsintegrale (bzw. hier die diskreten Projektionssummen) möglichst exakt zu den gemessenen Projektionswerten passen. Für eine geeignete mathematische Beschreibung werden die pixelweise gemessenen Projektionswerte aller

Projektionen in einem einzigen Vektor $\mathbf{p} = (p_1, p_2, \dots, p_M)^\top$ zusammenfasst (vgl. auch Abbildung 11). Ebenso werden alle Voxelwerte in Form eines

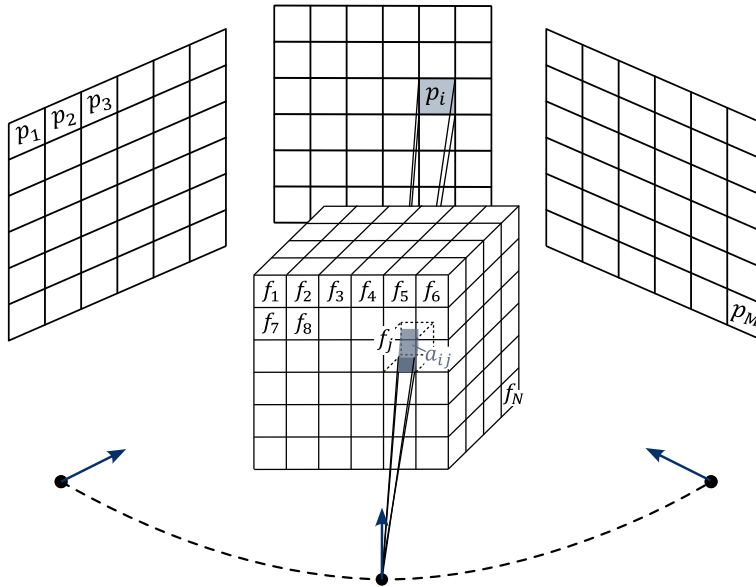


Abbildung 11: Iterative Rekonstruktion: Nummerierung von Projektionswerten (p_1, p_2, \dots, p_M) und Voxelwerten (f_1, f_2, \dots, f_N) zur Aufstellung des Gleichungssystems 4. Die Einträge a_{ij} der Systemmatrix \mathbf{A} beschreiben den Einfluss des j -ten Voxels auf den i -ten Projektionswert.

Vektors $\mathbf{f} = (f_1, f_2, \dots, f_N)^\top$ angegeben, wobei die einzelnen Werte mit dem räumlich diskretisierten Schwächungskoeffizienten gleichzusetzen sind [12]. Der Messprozess bzw. die Vorwärtsprojektion lässt sich damit durch

$$\mathbf{p} = \mathbf{A}\mathbf{f} \quad (4)$$

beschreiben [12, 44, 45]². Hierbei ist \mathbf{A} die Systemmatrix mit der Größe $M \times N$, deren Einträge a_{ij} den Einfluss des j -ten Voxels auf den i -ten Projektionswert beschreiben. Für die Komponenten a_{ij} gibt es verschiedenste Modellierungsmöglichkeiten [44], wobei eine Möglichkeit (übertragen auf den dreidimensionalen Fall) darin besteht, denjenigen Volumenanteil des j -ten Voxels zu verwenden, der von Strahlen auf dem Weg zur Fläche des Pixels des i -ten Projektionswerts durchstrahlt wird.

Gleichung 4 stellt ein typischerweise überbestimmtes Gleichungssystem dar, das nach den unbekanntenen Komponenten von \mathbf{f} gelöst werden muss. Da für

² In den zitierten Lehrbüchern wird teilweise in Bezug auf \mathbf{f} von Bild bzw. Pixeln gesprochen, da nur das zweidimensionale Problem behandelt wird. Gleichung 4 lässt sich jedoch ohne Weiteres auf den dreidimensionalen Fall anwenden.

typische CT-Messungen \mathbf{A} nicht nur nicht-quadratisch und schlecht konditioniert ist, sondern auch sehr groß ist, lassen sich keine direkten algebraischen Methoden wie die Singulärwertzerlegung anwenden [12]. Für eine nach aktuellem Stand typische industrielle CT-Messung mit Projektionsbildgrößen von 2048^2 Pixel, einer Anzahl von 2048 Projektionen und einem Volumendatensatz von bis zu 2048^3 Voxeln ergäben sich für das komplette Problem 2^{66} (d. h. mehr als 10^{19}) Einträge für die (zwar dünnbesetzte) Systemmatrix. Für den praktischen Einsatz werden deshalb iterative algebraische oder statistische Methoden eingesetzt, bei welchen nur die in jedem Schritt benötigten Komponenten berechnet werden. Im Folgenden werden algebraische Verfahren näher erläutert, da in der vorliegenden Arbeit ein solcher Algorithmus zum Einsatz kommt.

Bei algebraischen iterativen Rekonstruktionsmethoden wird mit einer initialen Schätzung für die Voxelwerte $\mathbf{f}^{(0)}$ gestartet, beispielsweise mit einem konstanten Wert für alle Voxel. Mit Hilfe von Gleichung 4 wird dann berechnet, welche Projektionswerte $\mathbf{A}\mathbf{f}^{(0)}$ sich für diese Voxelwerte ergeben würden, um nachfolgend über einen Vergleich mit den tatsächlich gemessenen Werten \mathbf{p} die initialen Voxelwerte zu korrigieren. Die korrigierten Werte werden dann wiederum als neue Startwerte für die nächste Iteration verwendet.

Unterschiedliche algebraische Algorithmen unterscheiden sich vor allem dadurch, wann die Korrektur der Voxelwerte stattfindet. Bei der Algebraischen Rekonstruktionstechnik (ART) wird die Korrektur projektionswertweise (strahlweise) durchgeführt. Das heißt, dass die Matrixmultiplikation in Gleichung 4 zeilenweise durchgeführt wird. Mit der i -ten Zeile $\mathbf{a}_i = (a_{i1}, a_{i2}, \dots, a_{iN})$ der Systemmatrix kann Schritt Nummer $(k + 1)$ des iterativen Korrekturprozesses geschrieben werden als [12]

$$\mathbf{f}^{(k+1)} = \mathbf{f}^{(k)} + \lambda \frac{p_i - \mathbf{a}_i \mathbf{f}^{(k)}}{\mathbf{a}_i \mathbf{a}_i^\top} \mathbf{a}_i^\top. \quad (5)$$

Mit dem positiven Relaxationsfaktor $\lambda \leq 1$ kann das Konvergenzverhalten beeinflusst werden. Beträgt dieser $\lambda = 1$, dann entspricht Gleichung 5 der ursprünglichen Form von ART, die identisch zur Methode von Kaczmarz [46] ist. Obwohl über die einzelnen Zeilen der Systemmatrix iteriert wird, spricht man von einer vollständigen Iteration, sobald alle Zeilen verwendet wurden.

Die Simultane Algebraische Rekonstruktionstechnik (SART) ist eine Abwandlung von ART, die von Andersen und Kak [47] eingeführt wurde und sich neben einer veränderten Berechnung der Vorwärtsprojektion (im zweidimensionalen Fall durch bilineare Interpolation) vor allem dadurch unterscheidet, dass der Korrekturschritt erst angewendet wird, wenn alle Strahlen für ein

Projektionsbild (sprich für einen Punkt der Scantrajektorie) berücksichtigt wurden. Die Korrekturformel, jetzt in Komponentenschreibweise, lautet [19, 24, 47]

$$f_j^{(k+1)} = f_j^{(k)} + \lambda \frac{\sum_{i \in g_x} \left(a_{ij} \frac{p_i - a_{ij} f_j^{(k)}}{\sum_{j=1}^N a_{ij}} \right)}{\sum_{i \in g_x} a_{ij}}. \quad (6)$$

Die Summen über i laufen dabei nun über alle Indizes bzw. Strahlen, die zum aktuell betrachteten Projektionsbild (gegeben durch den Scantrajektorienpunkt g_x) gehören und das j -te Voxel schneiden. In der ursprünglichen Formel von Andersen und Kak [47] ist der Relaxationsfaktor λ nicht enthalten. Er wird jedoch in Implementierungen teilweise verwendet (siehe z. B. [24]). Von einer vollständigen Iteration wird wiederum gesprochen, wenn alle Projektionswerte des kompletten Scans (sprich alle Projektionsbilder) verwendet wurden. Neben vergleichsweise geringem Rauschen und gutem Konvergenzverhalten [47] ist ein Vorteil von SART, dass die Berechnung der Summanden bei der programmiertechnischen Umsetzung parallelisiert werden kann.

Eine weitere, hier nicht näher betrachtete Abwandlung der ART ist die Simultane Iterative Rekonstruktionstechnik (SIRT) nach Gilbert [48], bei welcher der Korrekturschritt erst nach dem Durchlaufen aller Strahlen des kompletten Scans durchgeführt wird, was jedoch zu langsameren Konvergenzverhalten führt [19]. An dieser Stelle sei auch noch erwähnt, dass unterschiedlichste Optimierungsverfahren zur Lösung von Gleichung 4 eingesetzt werden können [18]. Das Verfahren der konjugierten Gradienten (CGLS) [45, 49, 50] ist ein vergleichsweise verbreitetes Beispiel hierfür.

Insgesamt kann festgehalten werden, dass mit allen erwähnten iterativen Ansätzen durch eine Anpassung der Systemmatrix \mathbf{A} die Rekonstruktion für beliebige Scantrajektorien anwendbar ist. Auf eine ausreichende Datenvollständigkeit (vgl. Abschnitt 2.1.3) muss jedoch genauso wie bei analytischen Rekonstruktionsverfahren geachtet werden.

2.5 Multipositionale Datenfusion

Die Idee, Messdaten aus mehreren (gewöhnlichen) CT-Scans mit jeweils unterschiedlicher Orientierung des Messobjekts zu fusionieren, wird für die dimensionelle Messtechnik bereits in frühen Veröffentlichungen [51, 52] skizziert. Ziel dabei ist es, richtungsabhängige Abbildungsartefakte durch die - bestenfalls gewichtete - Messdatenfusion zu verringern und somit die Rekonstruktionsqualität und Messgenauigkeit zu erhöhen. Die größten Herausforderungen bestehen dabei in einer genauen Registrierung der einzelnen

Datensätze zueinander und in einer sinnvollen Gewichtung. Arbeiten, die erfolgreiche Lösungsansätze für experimentelle Daten präsentieren, basieren entweder auf der Fusion einzelner Oberflächennetze [53], der Fusion der einzelnen Volumendatensätze [54, 55] oder auf einer gemeinsamen Rekonstruktion unter Verwendung aller Projektionsdaten der Einzelscans (siehe [56] und Methoden „shrinking SART“ bzw. „weighted SART“ in [8, 57]). Für Erläuterungen zu den beiden letztgenannten Methoden siehe auch Abschnitt 4.3 der Dissertation von Gabriel Herl [8].

Multipositionale Datenfusion wird meist nicht in Verbindung zu Scantrajektorien gebracht, da die Einzelmessungen typischerweise zeitlich versetzt durchgeführt und damit als separate Scans mit jeweils gewöhnlicher Kreistrajektorie betrachtet werden. Für Umsetzungen wie diejenigen von Kostenko et al. [56] und Herl et al. [57], bei denen die aufgenommenen Projektionsdaten aller Einzelmessungen gemeinsam in einen Rekonstruktionsalgorithmus eingespeist werden, besteht verarbeitungstechnisch jedoch kein Unterschied zu einem Scanvorgang, bei dem eine Quellentrajektorie bestehend aus mehreren, zueinander verkippten Kreisen in einem einzigen Ablauf abgefahren wird (vgl. Abbildung 12).

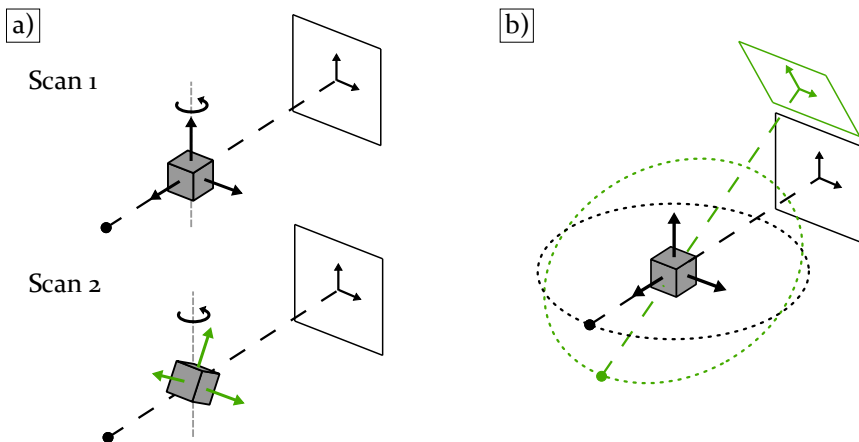


Abbildung 12: Multipositionale Datenfusion. a) Bauteilorientierung /-bewegung. b) Quellentrajektorie.

Die Methoden der beiden letztgenannten Publikationen unterscheiden sich vorrangig durch das verwendete Rekonstruktionsverfahren bzw. die dort verwendete Gewichtung. Eine Gemeinsamkeit besteht darin, dass vor der finalen Rekonstruktion zuerst die Einzelmessungen rekonstruiert werden, um durch eine Volumenregistrierung die Lage der einzelnen Kreistrajektorien zueinander zu ermitteln.

Während alle genannten Umsetzungen den Vorteil haben, dass das Bauteil jeweils beliebig und händisch positioniert werden kann, so ergibt sich andererseits der Nachteil, dass die Qualität des Endergebnisses von der Genauigkeit der Volumenregistrierung (bzw. im Fall von [53] und [8] der Oberflächenregistrierung) abhängig ist, die wiederum von der Charakteristik der Einzel-Volumendatensätze beeinflusst wird.

Durch die Verwendung gewöhnlicher Anlagentechnik sind Fusionsmethoden auf Trajektorien aus mehreren Kreisbahnen beschränkt. Eine größere Freiheit in der Trajektorienform kann durch die im folgenden Abschnitt behandelte roboterbasierte CT erreicht werden.

2.6 **Roboter-CT**

Roboterbasierte CT-Systeme werden im industriellen Umfeld in den letzten Jahren zunehmend genutzt. Einerseits werden Roboterarme verwendet, um durch eine automatisierbare Bauteilbestückung des CT-Geräts eine effiziente Einbindung in Fertigungslinien zu ermöglichen („Inline-CT“, siehe z. B. [58]). Andererseits können Roboterarme auch für den Scanprozess selbst benutzt werden, um entweder das Messobjekt oder/und die Röntgenröhre und den Detektor zu bewegen. Im Folgenden werden ausschließlich diese Systeme behandelt, da sie im Hinblick auf 3-D-Scantrajektorien relevant sind. Zum Einsatz kommen die genannten Systeme hauptsächlich für größere Messobjekte, die mit üblichen konventionellen Kegelstrahl-CT-Geräten nicht oder nur schwierig messbar sind. Von Hiller et al. [59] wird eine Einteilung nach unterschiedlichen Konfigurationsmöglichkeiten eingeführt, die in Abbildung 13 zu sehen ist.

Typ A zeigt eine Konfiguration, bei der die Röhre und der Detektor durch einen gemeinsamen, starren Rahmen von einem einzelnen Roboterarm positioniert werden. Diese als C-Bogen bezeichnete Konfiguration, die beispielsweise zur Untersuchung von Karosserieteilen verwendet werden kann [60], findet sich auch vergleichsweise häufig im medizinischen Bereich für die interventionelle Bildgebung [61]. Typ B ist eine Variante, bei welcher ausschließlich das Messobjekt bewegt wird. Von der Firma Yxlon wird in [62] eine Einmessmethode für diesen Aufbau präsentiert. Pekel et al. [63] behandeln ebenfalls die Geometrieinmessung für einen solchen Aufbau mit ähnlichen Mitteln und zeigen erste qualitative Ergebnisse. In [64] werden Verbesserungen präsentiert und die Methodik auch für dreidimensionale Scantrajektorien verwendet. Wood et al. [11] verwenden eine Typ-B-Konfiguration für computerlaminographische Anwendungen. Untersuchungen zur Genauigkeit für die dimensionelle Messtechnik finden sich in [59]. Bei Typ C werden die Röntgenröhre und der Detektor jeweils separat von einem Roboterarm posi-

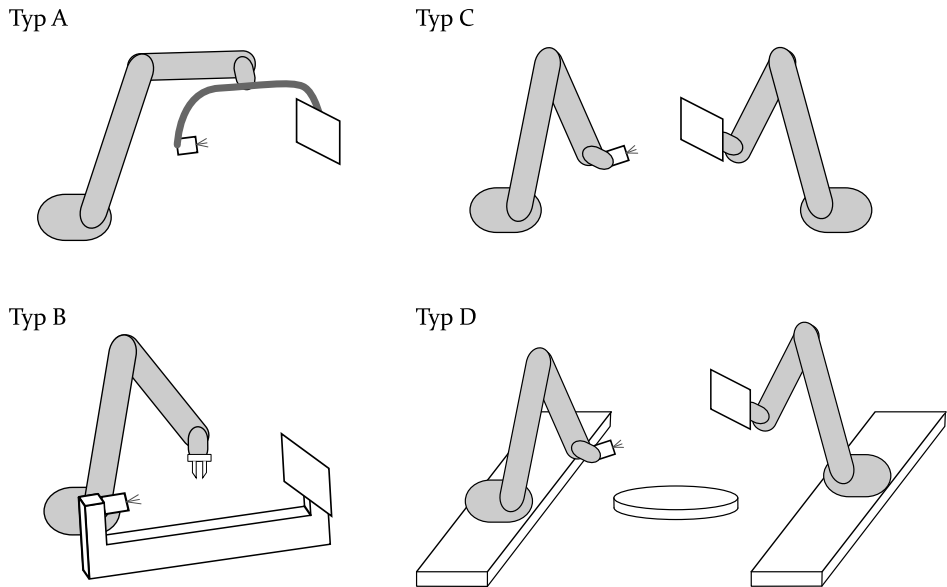


Abbildung 13: Konfigurationsmöglichkeiten für Roboter-CT. In Anlehnung an [59].

tioniert. Diese Konfiguration kann durch einen zusätzlichen Drehtisch für das Messobjekt oder auch Linearachsen für die Roboterarme erweitert und dadurch flexibler gestaltet werden (vergleiche Typ D). Wissenschaftliche Veröffentlichungen zu CT-Systemen vom Typ C und D im industriellen Umfeld existieren vorrangig für prototypenhafte Forschungs- oder Sonderanlagen (CEA LIST in Frankreich [65, 66], Fraunhofer EZRT / TH Deggendorf [59], Fraunhofer EZRT / BMW München [67]). In [68] wird eine Einmessmethode für Doppelrobotersysteme präsentiert.

Ein Nachteil roboterbasierter Systeme ist die vergleichsweise geringe Positioniergenauigkeit für metrologische Einsatzzwecke. Wie später in Abschnitt 2.8 näher ausgeführt, sind aufgrund systematischer Positionierabweichungen deshalb typischerweise Maßnahmen zu Trajektorieneinmessung notwendig [59, 69, 70].

Im Hinblick auf anwendbare Scantrajektorien ist es nur für bestimmte Konfigurationen und je nach Bauteilgröße möglich, eine gewöhnliche Kreistrajektorie zu realisieren. Für Typ C ist dies beispielsweise durch den eingeschränkten Positionierbereich der Roboterarme gewöhnlich nicht möglich. In [65] wird daher beispielsweise eine Quellentrajektorie in Form einer Helixbahn mit eingeschränktem Winkelbereich verwendet. Zur Rekonstruktion wurde ein angepasster FDK-Algorithmus sowie ein iterativer Algorithmus verwendet.

Iterative Rekonstruktionsalgorithmen (vgl. Abschnitt 2.4) bieten den Vorteil, dass beliebige Scantrajektorien ohne Anpassung des Algorithmus angewandt werden können, solange die Scantrajektorie bekannt ist. Dadurch kann auch die hohe geometrische Flexibilität der Roboterarme (abgesehen vom baulich und durch das Messobjekt gegebenen eingeschränkten Positionierbereich) potenziell gewinnbringend eingesetzt werden, um z. B. vorrangig vorteilhafte Durchstrahlungsrichtungen zu verwenden. Die Quellen- und Detektortrajektorie sind dabei nicht auf eine planare Bahnkurve beschränkt, so dass sich ein großer möglicher Abtastbereich ergibt. Auf der Roboter-CT liegt deshalb auch der hauptsächliche Fokus von existierenden Ansätzen zur Optimierung der Scantrajektorie, die im folgenden Abschnitt behandelt werden.

2.7 Optimierungsansätze für Scantrajektorien

Während komplexe 3-D-Scantrajektorien (d. h. nicht-planare Scantrajektorien mit unregelmäßiger Form) durch die nichttriviale Geometriebestimmung - insbesondere bei nicht zu vernachlässigenden Positionierungsunsicherheiten - bisher für metrologische Zwecke kaum experimentell umgesetzt bzw. untersucht wurden, so finden sich dennoch bereits einige Ansätze zur Optimierung von 3-D-Scantrajektorien. Bevor in Abschnitt 2.7.3 näher auf diese eingegangen wird, sollen zuerst in Abschnitt 2.7.1 die in der Literatur vorgeschlagenen Methoden zur Optimierung der Bauteilorientierung bei gewöhnlicher CT vorgestellt werden. Diese Methoden können auch als Trajektorienoptimierung aufgefasst werden, da die Bauteilorientierung wie bereits in Abschnitt 2.5 dargelegt auch als Orientierung der Kreistrajektorie im Koordinatensystem des Messobjekts aufgefasst werden kann. In diesem Sinne ist die Optimierung der Bauteilorientierung eine Optimierung der 3-D-Scantrajektorie mit der Randbedingung einer kreisförmigen Bahnkurve von Quelle und Detektor mit jeweils konstantem Durchmesser und einer konstanten Winkelschrittweite für einzelne Projektionen. Eine weitere Optimierungsmöglichkeit für die Kreistrajektorie bietet die Anpassung der Scanwinkel bei ansonsten fester Bauteilorientierung. Ansätze hierfür werden als Einschub in Abschnitt 2.7.2 beschrieben.

Ein aktueller Überblick über Ansätze zur Trajektorienoptimierung sowohl für industrielle als auch medizinische CT wird in dem Übersichtsartikel von Hatamikia et al. [6] gegeben. Eine tabellarische Zusammenstellung findet sich auch in [71, Tabelle 1]. Die folgenden Ausführungen beschränken sich auf Methoden für die industrielle CT.

Für den Anwendungsfall der geometrischen Messtechnik müsste für eine mathematische Optimierung eigentlich die Messunsicherheit für geometrische Merkmale als Zielfunktion verwendet werden. Da es sich um ein

hochgradig nichtlineares Problem handelt, bei dem sich die Zielfunktion zudem nicht analytisch in Abhängigkeit der zu optimierenden Parameter (der Bauteilorientierung) darstellen lässt, wären hierfür iterative Optimierungsalgorithmen notwendig, bei welchen für jeden einzelnen Aufruf der Zielfunktion die komplette Messkette (vom CT-Scan über die Volumenrekonstruktion und der folgenden Nachverarbeitung bis hin zur geometrischen Messung an der Bauteiloberfläche) mehrfach abgearbeitet werden müsste. Mit Hilfe einer realitätsnahen Simulation wäre dies zwar unter der Voraussetzung einer automatisierbaren Messkette theoretisch möglich, der Rechenaufwand ohne vereinfachende Annahmen jedoch nicht praktikabel. Zudem ist eine im Hinblick auf die Messunsicherheit ausreichend realistische CT-Simulation noch nicht Stand der Technik [72, 73]. Nach Kenntnisstand des Autors existiert bis zum jetzigen Zeitpunkt keine Methode zur mathematischen Trajektorienoptimierung unter Verwendung der Messunsicherheit als Zielfunktion.

Aus den genannten Gründen werden zur Trajektorienoptimierung indirekte Hilfskriterien bzw. Güteparameter als Zielfunktion eingesetzt. Diese werden in den folgenden Abschnitten gemeinsam mit den verwendeten Optimierungsalgorithmen näher betrachtet.

2.7.1 Bauteilorientierung bei Kreistrajektorie

Potenziell einsetzbare Hilfskriterien zur Optimierung der Bauteilorientierung bei gewöhnlicher Kreistrajektorie lassen sich grob nach dem Schritt in der Messprozesskette einordnen, für welchen die Zielfunktion definiert ist. So lässt sich zwischen projektionsgeometriebasierten, röntgenographischen und volumenbasierten Güteparametern unterscheiden. Teilweise werden auch unterschiedliche Gütemaße einer bestimmten Kategorie zu einer gemeinsamen Zielfunktion kombiniert. Im Allgemeinen nimmt der Rechenaufwand in der genannten Reihenfolge zu. Gleichzeitig kann davon ausgegangen werden, dass die Korrelation mit geometrischen Messabweichungen tendenziell ebenfalls zunimmt, da mehr Schritte in der Messprozesskette berücksichtigt werden.

Projektionsgeometriebasierte Güteparameter verwenden allein die Geometrie des Messobjekts und des betrachteten CT-Systems und erfordern damit keine vollständige CT-Simulation. Eine Vielzahl von Arbeiten verwendet hier die Durchstrahlungslängen [P2, 74–80]. Dabei wird hauptsächlich die maximale Durchstrahlungslänge für den kompletten Scan betrachtet [P2, 74–78], teilweise auch mittlere Durchstrahlungslängen [75, 76, 80] oder auch die projektionsweise Variation der maximalen Durchstrahlungslänge [P2] oder der Projektionsfläche [80]. Zur Beachtung von Multimaterialbauteilen kann

die Durchstrahlungslänge mit dem jeweiligen Schwächungskoeffizienten gewichtet werden. In [79] wird ein auf den Projektionswerten basierendes Kriterium zur Maximierung des Kontrast-Rausch-Verhältnisses verwendet. Für Monomaterialbauteile und ein monochromatisches Spektrum korreliert dieses Kriterium wiederum effektiv mit der mittleren Durchstrahlungslänge.

Neben Güteparametern, die sich aus der Durchstrahlungslänge ergeben, werden im Bereich der projektionsgeometriebasierten Hilfskriterien noch Kegelstrahlartefakte berücksichtigt [P2, 36, 75, 76, 79]. Dabei wird für die potenziellen Bauteilorientierungen betrachtet, welcher Anteil der triangulierten Oberfläche artefaktbehaftet ist. Während in [79] nur ein konstanter Schwellwert für den Neigungswinkel des Oberflächennormalenvektors verwendet wird, wird in den anderen zitierten Beiträgen ein exaktes Kriterium zur Vorhersage artefaktbehafteter Oberflächenbereiche (vgl. Abschnitt 2.1.3) genutzt. In [75, 76] fehlen jedoch Angaben zu der zugrundeliegenden Berechnung. In [36] wird eine Entscheidungsregel mathematisch abgeleitet³, diese muss jedoch für jeden Punkt der Quellentrajektorie angewandt werden.

In [81] wurde die Vorhersage einer optimalen Bauteilorientierung anhand der Kombination mehrerer projektionsgeometriebasierter Güteparameter (aus [76]) mit experimentellen Ergebnissen in Form von dimensionellen Messabweichungen abgeglichen. Für das verwendete CT-Gerät und die untersuchten Messobjekte kommen die Autoren zu dem Schluss, dass in den meisten Fällen eine Übereinstimmung besteht.

Röntgenographische Güteparameter basieren auf der Auswertung der Bildinformation simulierter Durchstrahlungsbilder. Mögliche Metriken sind hier beispielsweise das Signal- oder Kontrast-Rausch-Verhältnis, Bildschärfeparameter oder auch Kennwerte die auf einer Histogrammanalyse beruhen (siehe [82] für einen umfassenden Überblick). Obwohl es prinzipiell denkbar ist, lokal ausgewertete röntgenographische Güteparameter zur Optimierung der Bauteilorientierung einzusetzen, werden sie typischerweise nicht für diesen Zweck, sondern wie in [76–78, 82] zur Optimierung oder Analyse anderweitiger Aufnahmeparameter eingesetzt.

Ähnlich verhält es sich bei volumenbasierten Güteparametern. Einige der genannten röntgenographischen Güteparameter lassen sich auch auf dreidimensionale Datensätze erweitern und anwenden. Zusätzlich ist es möglich, nur den Bereich um die Messobjektoberfläche zu analysieren [53, 83–86]. Während volumenbasierte Güteparameter vor allem für die multipositionale Datenfusion [53, 56, 57] oder für die Optimierung von 3-D-Scantrajektorien (vgl. folgenden Abschnitt 2.7.3) oder anderweitiger Aufnahmeparameter [83,

³ Bei den abgedruckten Formeln der Veröffentlichung besteht Korrekturbedarf.

84, 87] eingesetzt werden, finden sich nur ansatzweise Untersuchungen [87, 88] zur Anwendung für die Optimierung der Bauteilorientierung.

Als Spezialfall kann die Bauteilorientierung auch für mehrere Scans mit Kreistrajektorie optimiert werden, die dann anschließend über Methoden der multipositionalen Datenfusion (siehe Abschnitt 2.5) fusioniert werden. Konzepte und Untersuchungen für solch eine Anwendung finden sich bei Tan et al. [55] und als Teilaspekt bei Herl [8]. Tan et al. [55] verwenden aus der Rekonstruktion der Metallanteile berechnete „Artefaktvolumina“ zur voxelweisen Gewichtung bei der Fusion von Einzelvolumina. Für die Metrik bei Herl [8] sei auf den später folgenden Abschnitt 2.7.3 verwiesen.

Die in diesem Unterabschnitt aufgeführten Optimierungsansätze verwenden *Brute-Force*-Methoden, d. h. es wird der komplette Bereich angenommener möglicher Orientierungen abgetastet und diejenige Orientierung gewählt, bei welcher die Zielfunktion ein Optimum erreicht. Für projektionsgeometriebasierte Kriterien ist der Rechenaufwand dieser Methodik vertretbar. Die genannten Ansätze, die volumenbasierte Güteparameter verwenden [87, 88], reduzieren den betrachteten Parameterraum möglicher Orientierungen auf einen einzigen Kippwinkel, was wiederum den Rechenaufwand deutlich reduziert.

2.7.2 Scanwinkel der Kreistrajektorie

Es ist bekannt, dass für den Kreisscan gewisse Projektionen stärker zu einer hohen Rekonstruktionsqualität beitragen als andere. So wurde bereits von Zheng und Mueller [89] für eine Optimierung der Scanwinkelverteilung bei Scans mit geringer Projektionszahl die Tatsache genutzt, dass scharfe Materialübergänge, die sich als Kanten in den Volumenschnittbildern manifestieren, nur dann zuverlässig rekonstruiert werden können, wenn bei einer Projektion diese Kanten auch tangential durchstrahlt wurden (d. h. dass der Materialübergang im Projektionsbild scharf abgebildet wird). Die verwendete Metrik, die auf einer Auswertung des Gradienten des Rekonstruktionsbilds bzw. -volumens beruht und damit Vorwissen zum Rekonstruktionsergebnis benötigt, ist für medizinische Anwendungsfälle einsetzbar. Tatsächlich wurde sie auch speziell für diese im Hinblick auf eine Reduzierung der Strahlendosis entwickelt. Ein viel größeres Potenzial ergibt sich aber für die industrielle CT, da bei Bauteilen als Messobjekte die Materialübergänge um ein Vielfaches schärfer und oft auch nur entlang weniger Richtungen vorhanden sind. Varga et al. [90] optimierten für simulierte Daten des einfachen Falls zweidimensionaler diskreter CT die Scanwinkelverteilung anhand der Abweichung zum in die Simulation eingespeisten Ausgangsdatensatz. Obwohl dies nicht explizit diskutiert wurde, legen die dargestellten Ergebnisse nahe, dass auch hier

vom Optimierungsalgorithmus vorrangig Projektionen gewählt wurden, bei denen Objektkanten möglichst tangential durchstrahlt werden. In einem eigenen Beitrag [P₃] konnte gezeigt werden, dass sich die Projektionswahl nach dem Kriterium der tangentialen Durchstrahlung von Bauteiloberflächen tatsächlich auch positiv im Hinblick auf dimensionelle Messabweichungen auswirkt. Die Projektionsauswahl erfolgte in [P₃] jedoch empirisch. In der Arbeit von Lifton und Poon [91] wurden die erforderlichen Winkel für die tangentielle Durchstrahlung exakt berechnet, jedoch nur für eine Betrachtung in der zentralen horizontalen Ebene, so dass eine Fusion mehrerer CT-Scans mit orthogonaler Orientierung nötig wird.

Zu beachten ist, dass die genannten Methoden und Untersuchungen auf CT-Messungen mit geringer Projektionszahl (mit dem Ziel der Messzeitverkürzung) ausgerichtet sind und für solche vorteilhaft sein können. Im Sinne der Datenvollständigkeit für die Erfassung der Bauteiloberfläche (die mit dem Prinzip der tangentialen Durchstrahlung adressiert wird) werden bei einem gewöhnlichen Kreisscan mit hoher Projektionszahl alle Oberflächenbereiche (bis auf kegelstrahlartefaktbehaftete) automatisch erfasst, so dass sich hier diesbezüglich kein Verbesserungspotenzial ergibt.

Prinzipiell ist auch eine Scanwinkeloptimierung nach dem Kriterium möglichst geringer Projektionswerte (Vermeidung von Projektionen mit starker Intensitätsabschwächung im Bereich von Interesse) denkbar, was jedoch zulasten der Datenvollständigkeit gehen kann. Bussy et al. [92] verwenden dieses Kriterium daher nur als zusätzliche Randbedingung neben einem Hauptkriterium, das sich zur Ermittlung von Projektionen mit tangentialer Durchstrahlung eignet.

Insgesamt besteht bei der reinen Scanwinkeloptimierung immer das Problem, dass die erreichbaren Trajektorienpunkte zwangsweise auf einem Kreis liegen müssen, so dass sich vergleichsweise wenig Spielraum ergibt.

2.7.3 3-D-Scantrajektorien

Die in Abschnitt 2.7.1 eingeführte Einteilung von Optimierungskriterien nach dem Schritt in der Messprozesskette lässt sich auch für 3-D-Scantrajektorien anwenden. Da die geometrische Freiheit z. B. bei Roboter-CT sehr hoch ist, ergibt sich jedoch eine sehr viel größere Anzahl möglicher Realisierungen für die Zusammenstellung einer Scantrajektorie, insbesondere wenn keine Einschränkungen auf regelmäßige Trajektorienformen vorgegeben werden. Dadurch werden *Brute-Force*-Methoden nicht mehr praktikabel und es müssen beispielsweise Konstruktions- oder Verbesserungsheuristiken (siehe z. B. [93]) verwendet werden.

In [94] wird ein röntgenographischer Optimierungsansatz vorgestellt, dessen Zielfunktion auf der Schärfe von Übergängen in simulierten Röntgenbildern, ausgewertet über die Wavelet-Transformation, beruht. Im industriellen Bereich wurden für 3-D-Scantrajektorien daneben vor allem zwei Ansätze intensiver untersucht. Einerseits die Optimierung anhand des Detektierbarkeits-Index eines *model observer* und andererseits die Optimierung anhand eines quantitativen Maßes für die Datenvollständigkeit im Sinne der Tuy-Bedingung.

Für die Hintergründe zu *model observer* für die Bildgütebeurteilung sei auf [95] verwiesen. Zur Optimierung im industriellen Bereich wurde erstmals von Fischer et al. [96] ein Detektierbarkeits-Index verwendet, der auf der lokalen Abschätzung der Modulationsübertragungsfunktion und des Rauschleistungsspektrums beruht. Vereinfacht gesagt wird für eine in einem Volumenbereich von Interesse (engl. *Volume Of Interest*) (VOI) vorgegebene räumliche Struktur des Messobjekts bzw. für die daraus resultierenden Ortsfrequenzen überprüft, wie gut diese Struktur von Rauschen unterschieden werden kann. Die zitierte Arbeit stellt eine direkte Übertragung von Methoden dar, die zuvor bereits im medizinischen Bereich entwickelt und angewandt wurden [97–99]. Die von Fischer et al. [96] vorgestellte Methodik wurde in nachfolgenden Arbeiten verbessert und intensiv untersucht [71, 100–102]. Die Dissertation von Fabian Bauer [7] gibt dazu einen umfassenden Überblick.

Die Optimierung anhand der quantitativen Bewertung der Datenvollständigkeit wurde von Herl et al. [103] für die industrielle CT eingeführt. Die Methodik basiert wiederum auf Arbeiten aus dem medizinischen Bereich [104, 105]. Die Methodik in diesen Arbeiten basiert darauf, dass für einzelne Voxel des Datensatzes betrachtet wird, welcher Prozentsatz an möglichen Radon-Ebenen (Ebenen im dreidimensionalen Radonraum) durch die Quellentrajektorie abgedeckt wird. Für die mathematischen Hintergründe zum Radonraum und der 3-D-Radontransformation sei auf [12] verwiesen. Das Maß für die Datenvollständigkeit kann anschließend über alle Voxel aufsummiert werden. Da das Ergebnis zwar abhängig von der Scantrajektorie, aber unabhängig vom Messobjekt ist, wird die Berechnung des quantitativen Vollständigkeitsmaßes in [103] dahingehend abgeändert, dass nur solche Projektionen berücksichtigt werden, für die ein Intensitätsschwellwert überschritten wird. Durchstrahlungsrichtungen, die eine hohe Absorption bewirken, werden folglich als nicht förderlich für eine Vollständigkeit der Daten gewertet. In [8] wurde dieses Konzept noch weiter verbessert.

Sowohl für den genannten Optimierungsansatz nach der quantitativen Tuy-Vollständigkeit als auch für die Optimierung unter Verwendung des Detek-

tierbarkeitsindex eines *model observer* wird jeweils ein Greedy-Algorithmus als Konstruktionsheuristik verwendet (siehe auch [106]). In [23] wird proklamiert, dass die beiden einzelnen Ansätze unzureichend sind bzw. auf zusätzliche Nutzerangaben angewiesen sind. Die Autoren stellen eine Methodik vor, die beide Ansätze kombiniert und zu insgesamt verbesserten Ergebnissen führt, was auch in [8] zusammenfassend beschrieben wird.

Die zitierten Veröffentlichungen zur Optimierung von 3-D-Scantrajektorien anhand der Tuy-Vollständigkeit und/oder des Detektierbarkeitsindex berichten deutliche Qualitätsverbesserungen durch die Optimierung, vor allem bei hoher geometrischer Freiheit und geringen Projektionszahlen. Die Bewertung erfolgte dabei hauptsächlich anhand volumenbasierter Güteparameter. Die geometrische Messgenauigkeit stand nicht im Fokus. Die experimentelle Validierung mit Roboter-CT-Systemen war, v. a. aufgrund der erforderlichen Genauigkeit bei der Umsetzung (vergleiche auch folgenden Abschnitt 2.8), nur eingeschränkt [7] oder gar nicht [8] möglich.

2.8 Trajektorieneinmessung

Damit 3-D-Scantrajektorien, die über die im vorangehenden Abschnitt vorgestellten Ansätze optimiert wurden, auch sinnvoll für die geometrische Messtechnik mit ihren hohen Genauigkeitsanforderungen verwendet werden können, müssen die Geometrieparameter der Scantrajektorie (vgl. Abschnitt 2.1.2) bei der realen Anwendung hinreichend genau bekannt sein.

Für die gewöhnliche CT mit Kreistrajektorie existiert eine Vielzahl unterschiedlicher Methoden, um die erforderlichen Parameter zu bestimmen bzw. Abweichungen gegenüber der idealen Geometrie zu korrigieren. An dieser Stelle sei auf den Übersichtsartikel von Ferrucci et al. [107] verwiesen. Bei justierter Detektororientierung (Hauptstrahl identisch mit Drehmittelpunktsstrahl, vgl. auch Abbildung 4 auf Seite 9) ist für die Kreistrajektorie neben den intrinsischen Projektionsparametern (Quelle-Detektor-Abstand d_{SD} und Auftreffpunkt des Hauptstrahls am Detektor (u_0, v_0)) lediglich der Abstand der Achse der Rotationseinheit zur Quelle d_{SR} , d. h. der Radius der Quellentrajektorie, zu bestimmen. Die genannten Parameter sind in Abbildung 14 eingezeichnet. Die meisten Rekonstruktionsprogramme erlauben eine Geometrieangabe in Form dieser oder daraus abgewandelter Parameter. Auf Basis dieser werden dann intern die Strahlwege zur Rückprojektion berechnet.

Existieren Abweichungen zwischen der für die Rekonstruktion angenommenen und der realen Scantrajektorie, macht sich dies je nach Wert und Art der Abweichungen in Form von Abbildungsartefakten im Volumendatensatz

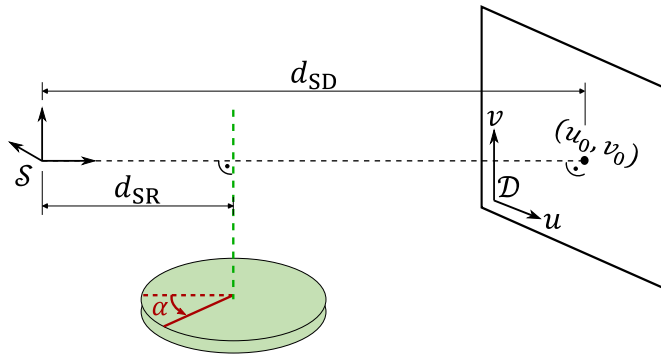


Abbildung 14: Geometrieparameter für die Kreistrajektorie bei justiertem Detektor (Hauptstrahl identisch mit Drehmittelpunktsstrahl): Quelle-Detektor-Abstand d_{SD} , Abstand zwischen Quelle und Rotationsachse d_{SR} , Auftreffpunkt des Hauptstrahls im Detektorkoordinatensystem (u_0, v_0) . Letzterer ist nur im Idealfall identisch zur Detektormitte. Der Scanwinkel α wird entsprechend der Projektionszahl unter der Annahme einer konstanten Winkelschrittweite berechnet.

und durch dimensionelle Messabweichungen bemerkbar. Abbildung 15 zeigt in übersteigerter Form typische Abbildungsartefakte, die im Falle von Trajektorienabweichungen bei der gewöhnlichen CT mit Kreistrajektorie entstehen können. Abweichungen der Rotationsachse senkrecht zur optischen Achse führen zu Doppelrändern (vgl. Abbildung 15 b) und d)), während sich Abweichungen entlang der optischen Achse weniger durch Abbildungsartefakte, sondern vor allem durch Skalierungsabweichungen (falsch angenommene Vergrößerung) bei der dimensionellen Auswertung bemerkbar machen. Eine Messobjektdrift, z. B. durch eine instabile Aufspannung, führt zu verwaschenen Übergängen in Bewegungsrichtung und je nach Bewegungsrichtung auch zu Streifenartefakten (siehe Abbildung 15 c)).

Bei vergleichsweise geringen Trajektorienabweichungen sind die Auswirkungen möglicherweise nicht mehr deutlich als Abbildungsartefakte, jedoch weiterhin in Form von dimensionellen Messabweichungen bemerkbar. In [107, Tab. 8] wird ein umfassender Überblick über die konkreten Auswirkungen von Abweichungen der einzelnen Geometrieparameter auf dimensionelle Messergebnisse mit entsprechenden Literaturangaben gegeben. In Bezug auf die Detektorposition und -orientierung finden sich auch in einem neueren Beitrag [108] systematische Untersuchungen.

Um verbleibende Abweichungen von der angenommenen Geometrie zu berücksichtigen (z. B. Abweichungen der Rotationsachse) existieren neben der Möglichkeit der mechanischen Justierung auch unterschiedliche algorithmische Korrekturmethode (siehe z. B. [109]). Diese gehören jedoch nicht

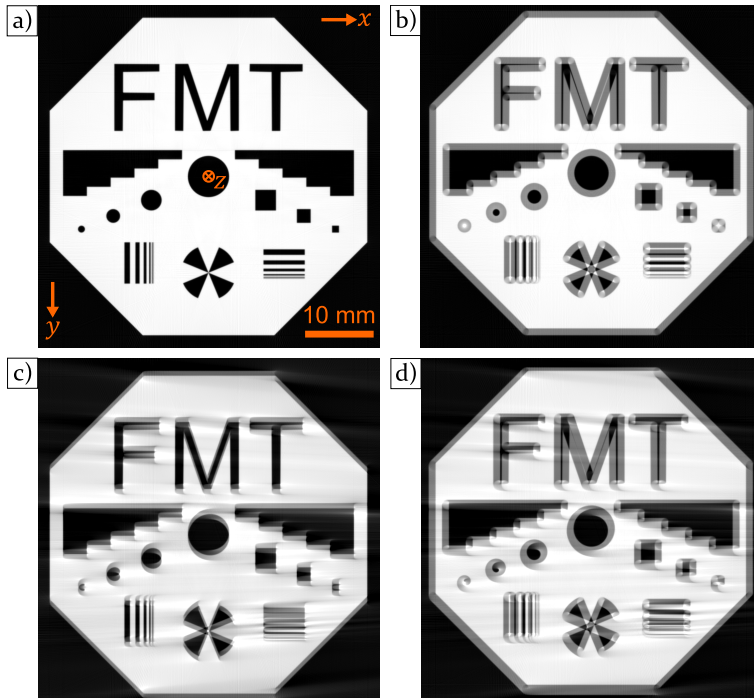


Abbildung 15: Artefaktausprägung durch Abweichungen von der angenommenen Kreistrajektorie (simuliert mittels Software aRTist 2.12 der Bundesanstalt für Materialforschung und -prüfung. Die Drehung erfolgt um die z-Achse. Die Strahlquelle befindet sich in positiver x-Richtung.). a) Ohne Trajektorienabweichung. b) Um 0,5 mm in y-Richtung verschobene Rotationsachse. c) Lineare Messobjektverschiebung um 1,5 mm entlang der mitrotierenden y-Achse. d) Lineare Verschiebung der Rotationseinheit um 1 mm entlang der ortsfesten y-Achse.

zwangsläufig zur allgemeinen Standardausstattung von Rekonstruktionsprogrammen.

Für komplexe 3-D-Scantrajektorien ist eine ungleich größere Anzahl an Parametern notwendig, um die Geometrie vollständig zu beschreiben. Wie in Abschnitt 2.1.2 bereits erwähnt, besteht eine Möglichkeit darin, für jede einzelne Projektion des CT-Scans die Position der Quelle (Freiheitsgrad 3) sowie die Position und Orientierung des Detektors (jeweils Freiheitsgrad 3) anzugeben. Somit sind $N_{\text{proj}} \times 9$ Parameter erforderlich, wenn mit N_{proj} die Anzahl der Projektionen bezeichnet wird.

Abweichungen von der für die Rekonstruktion angenommenen Scantrajektorie können auch hier zu sichtbaren Abbildungsartefakten führen. Dies ist insbesondere bei der Roboter-CT ohne weitere Kalibriermaßnahmen (unter Verwendung der reinen Positionierdaten der Roboter) zu erwarten,

wie beispielsweise in Schnittbildansichten von [59, 69, 110] zu sehen ist (siehe auch Abbildung 16). Ursache hierfür sind vergleichsweise hohe Positionierabweichungen. In [70] wird für ein Robotersystem des Typs C der Einfluss experimentell gemessener Positionierabweichungen auf darauf basierende simulierte CT-Scans untersucht. Das prinzipiell gleiche Vorgehen wird in [59] zur Untersuchung der Auswirkungen für ein Typ-B-System angewandt. Beide Forschungsgruppen kommen jeweils zu dem Ergebnis, dass systematische Positionierabweichungen für eine sinnvolle metrologische Anwendung kompensiert werden müssen. Vorgeschlagen werden hierfür Kalibriermethoden mittels externer Sensoren oder röntgenographischer Methoden. Für letztere ist eine weitere, bisher noch nicht genannte Möglichkeit zur Parametrisierung der Scantrajektorie hilfreich. Diese besteht in der Verwendung von Projektionsmatrizen. Die Grundlagen dazu werden im Folgenden beschrieben und auch für die eigene Methodenentwicklung in Kapitel 4 und 5 verwendet.

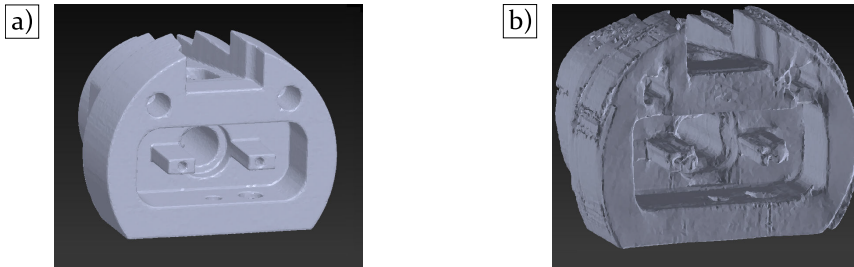


Abbildung 16: Auswirkung von Positionierabweichungen bei der Roboter-CT ohne weitere Trajektorieneinmessung. a) Ohne Positionierabweichungen. b) Mit realitätsnah simulierten Positionierabweichungen. Entnommen aus Abbildung 3 a) und f) in [69].

Projektionsmatrizen werden vor allem im Bereich der Optik zur Kamerakalibrierung verwendet [111]. Da die mathematische Beschreibung einer Kegelstrahlprojektion identisch zur Abbildungsvorschrift einer Lochkamera ist, lassen sich die Konzepte aus der Optik für die CT übernehmen. Die Projektion eines 3-D-Punkts auf die Detektorebene (vergleiche Abbildung 17) erhält man durch Matrixmultiplikation unter Verwendung homogener Koordinaten⁴. Im Folgenden werden das in Abbildung 17 gezeigte Quellenkoordinatensystem \mathcal{S} und das Detektorkoordinatensystem \mathcal{D} (Koordinaten in Pixel) verwendet. Während die Orientierung von \mathcal{S} dem weit zitierten Standardwerk von Hartley und Zisserman [111] entspricht, wurde die Orientierung des Detektorkoordinatensystems so gewählt, dass sie der des später verwendeten

⁴ Zur Mathematik der Koordinatentransformation unter Verwendung homogener Koordinaten siehe Anhang A.1. Homogene Koordinaten werden im Folgenden durch ein Zirkumflex (^) gekennzeichnet.

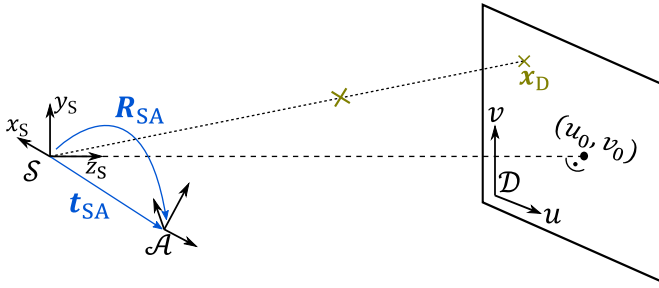


Abbildung 17: Skizze für die Projektion eines 3-D-Punktes auf den Detektor. Werden die 3-D-Koordinaten in einem beliebigen Koordinatensystem \mathcal{A} anstelle des Quellkoordinatensystems \mathcal{S} beschrieben, so muss die relative Lage von \mathcal{A} (Orientierung über R_{SA} , Position über t_{SA}) berücksichtigt werden.

Rekonstruktionsprogramms entspricht. Die aus dem Strahlensatz abgeleitete Projektionsvorschrift für den 3-D-Punkt x_S (dazugehöriger homogener Vierervektor \hat{x}_S) auf den 2-D-Punkt x_D (homogener Dreiervektor \hat{x}_D) mittels der 4×3 -Projektionsmatrix P_S lautet damit

$$\hat{x}_D = \begin{pmatrix} uw \\ vw \\ w \end{pmatrix} = P_S \hat{x}_S = K [I | \mathbf{0}] \hat{x}_S = [K | \mathbf{0}] \hat{x}_S = \begin{bmatrix} -\frac{d_{SD}}{p_u} & 0 & u_0 & 0 \\ 0 & \frac{d_{SD}}{p_v} & v_0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} \hat{x}_S. \quad (7)$$

Dabei wird durch die Verwendung des horizontalen und vertikalen Pixelabstands (p_u, p_v) die einheitenlose Darstellung im Pixelkoordinatensystem erreicht. w ist ein Skalierungsfaktor, der lediglich als Zwischenschritt zur Umrechnung von homogenen Koordinaten auf die 2-D-Detektorkoordinaten benötigt wird. In der vorliegenden Formel ist dieser identisch zur z -Komponente des 3-D-Punkts. An Gleichung 7 lässt sich jedoch auch erkennen, dass die Abbildungsvorschrift invariant gegenüber der Skalierung der Projektionsmatrix mit einem konstanten Faktor ist. Die ersten drei Spalten der Projektionsmatrix in Gleichung 7 bilden die Kameramatrix K der Größe 3×3 , die mit dem Nullvektor $\mathbf{0}$ zur Projektionsmatrix zusammengesetzt wird. Hier wurde angenommen, dass die Detektorpixel quadratisch sind. Im Gegensatz zum weit zitierten Standardwerk von Hartley

und Zisserman [111] ist durch die entgegengesetzte Orientierung zwischen der x -Achse von \mathcal{S} und der u -Achse von \mathcal{D} der erste Eintrag von \mathbf{K} negativ⁵.

Liegen die Koordinaten des 3-D-Punktes nicht in \mathcal{S} , sondern in einem anderen (z. B. sich während des CT-Scans relativ zu \mathcal{S} bewegend) Koordinatensystem vor (vergleiche \mathcal{A} in Abbildung 17), so lässt sich dies in Gleichung 7 durch eine Koordinatentransformation berücksichtigen [111]:

$$\hat{\mathbf{x}}_{\mathcal{D}} = \mathbf{K} [\mathbf{R}_{\mathcal{S}\mathcal{A}} | \mathbf{t}_{\mathcal{S}\mathcal{A}}] \hat{\mathbf{x}}_{\mathcal{A}} = \mathbf{P}_{\mathcal{A}} \hat{\mathbf{x}}_{\mathcal{A}}. \quad (8)$$

Die Rotationsmatrix $\mathbf{R}_{\mathcal{S}\mathcal{A}}$ beschreibt die Orientierung des Koordinatensystems \mathcal{A} gegenüber \mathcal{S} und der Vektor $\mathbf{t}_{\mathcal{S}\mathcal{A}}$ die Verschiebung. Zur Definition dieser Variablen wird auf Anhang A.1 verwiesen. Die zusammengesetzte Matrix $[\mathbf{R}_{\mathcal{S}\mathcal{A}} | \mathbf{t}_{\mathcal{S}\mathcal{A}}]$ wird auch als extrinsische Matrix bezeichnet. Wählt man für \mathcal{A} ein Koordinatensystem, in welchem das Messobjekt während des CT-Scans ruht, so lässt sich die Scantrajektorie über Projektionsmatrizen (eine Matrix pro Projektion) beschreiben. Setzt man die Pixelabstände des Detektors (p_u, p_v) als bekannt voraus, so ergeben sich für jede Projektion neun Freiheitsgrade zu deren Beschreibung (drei Parameter $d_{\mathcal{S}\mathcal{D}}, u_0, v_0$ der intrinsischen Matrix \mathbf{K} , drei Freiheitsgrade für die Orientierung $\mathbf{R}_{\mathcal{S}\mathcal{A}}$ z. B. über Euler-Winkel und drei Komponenten des Verschiebungsvektors $\mathbf{t}_{\mathcal{S}\mathcal{A}}$). Um diese Parameter zu bestimmen bzw. zu kalibrieren, kann wiederum auf die Verwendung von Projektionsmatrizen zurückgegriffen werden. Wird beispielsweise ein kalibrierter Mehrkugleinmesskörper⁶ verwendet, bei welchem die Kugelmittelpunktskoordinaten $\mathbf{x}_{\mathcal{A},i}$ im Einmesskörperkoordinatensystem \mathcal{A} bekannt sind, so lässt sich aus der Anwendung von Gleichung 8 auf alle Kugelmittelpunkte ein Gleichungssystem aufstellen. Werden zusätzlich die Positionen der projizierten Kugelmittelpunkte im Detektorkoordinatensystem $\mathbf{x}_{\mathcal{D},i}$ durch Bildverarbeitungsmethoden gemessen, so lässt sich das aufgestellte Gleichungssystem nach $\mathbf{P}_{\mathcal{A}}$ lösen. Dies lässt sich durch die Anwendung der Direkten Linearen Transformation (DLT) oder durch nichtlineare Optimierung (iterative Minimierung der Abstände zwischen gemessenen und berechneten 2-D-Punkten) beispielsweise über den Levenberg-Marquardt-Algorithmus erreichen [111].

⁵ Die Originaldefinition aus [111] ließe sich zwar theoretisch auch verwenden, würde jedoch bei der hier verwendeten Orientierung des Detektorkoordinatensystems zu keinem rechtshändigen Koordinatensystem für \mathcal{S} führen bzw. bei der später betrachteten Einführung eines zusätzlichen Koordinatensystems zu Matrizen $\mathbf{R}_{\mathcal{S}\mathcal{A}}$, die keine reinen Rotationsmatrizen sind.

⁶ Zur Abgrenzung von Mehrkugeldistanznormalen, die als Messobjekte speziell für Annahme- und Bestätigungsprüfungen vorgesehen sind, wird für Mehrkugelkörper, die vorrangig zur Trajektorieneinmessung eingesetzt werden, im Folgenden der Begriff „Merkugleinmesskörper“ verwendet. Da für letztere hauptsächlich eine gute Detektierbarkeit der Kugeln im Projektionsbild relevant ist, kommen hier meist Metallkugeln auf kohlenstofffaserverstärkten Kunststoff zum Einsatz.

Aus der auf diese Weise ermittelten Projektionsmatrix lassen sich die neun unbekanntes Geometrieparameter extrahieren. Durch Wiederholung dieses Verfahrens für jede einzelne Projektion eines CT-Scans lässt sich die gesamte Scantrajektorie (relativ zum Einmesskörper-Koordinatensystem) ermitteln.

Das beschriebene Verfahren zur Ermittlung der Geometrieparameter für einen Punkt der Scantrajektorie aus der Projektion eines kalibrierten Mehrkugeleinmesskörpers wird unter Verwendung der DLT ausführlich in einem Artikel von Li et al. [112] beschrieben. Die Anwendung eines Optimierungsalgorithmus findet sich in [113]. Die Vorgehensweisen in den genannten Artikeln sind wiederum eine direkte Übertragung von Methoden der allgemeinen geometrischen Optik, die beispielsweise im Buch von Hartley und Zisserman [111] aufgeführt werden. In der Literatur findet man Veröffentlichungen, die auf die Anwendung der Methodik auf nicht-kreisförmige Scantrajektorien abzielen, vor allem im medizinischen Bereich, beispielsweise bei der Laminographie [114] oder der C-Bogen-CT [115, 116]. Im Bereich der industriellen CT skizzieren Klein und Herold [62, 110, 117] die Anwendung auf ein Robotersystem des Typs B (vgl. Abbildung 13 auf Seite 23), ähnlich wie in neueren Beiträgen Pekel et al. [63, 64], die ihre Methodik jedoch mit höherem Detailgrad beschreiben. Die Geometrie-einmessung erfolgt jeweils *in situ*, d. h. die Trajektorien-einmessung und die CT-Messung erfolgen gleichzeitig, indem das Messobjekt innerhalb eines Mehrkugeleinmesskörpers angebracht ist. Mit Anwendungsfokus auf CT-Systeme mit zwei Roboterarmen (Typ C und D) verwenden auch Kang et al. [68] die Trajektorien-einmessung mittels kalibriertem Mehrkugeleinmesskörpers, wobei die Kugeln auf spezielle Weise gruppenweise kollinear angebracht sind, so dass deren Projektionen im detektierten Bild eindeutig und automatisierbar zugeordnet werden können.

Der Ansatz, die Geometrieparameter mathematisch so zu optimieren, dass der Abstand zwischen den gemessenen projizierten Kugelmittelpunkten und den über die Geometrieparameter berechneten projizierten Punkten minimal wird, findet sich auch in den umfangreichen Arbeiten von Ferrucci et al. zur Ermittlung von Geometrieabweichungen für die gewöhnliche Kreistrajektorie [118–121]. Anstelle von Projektionsmatrixmultiplikation berechnen die Autoren die projizierten Koordinaten über Vektorrechnung, was zu einer weniger prägnanten Darstellung, aber im Resultat identischen mathematische Abbildungsvorschrift führt. Ebenso für die Kreistrajektorie wurde von Bircher et al. [122] die Optimierung mittels Mehrkugeleinmesskörpers bei verschiedenen Vergrößerungen in Kombination mit Laserinterferometer-Messungen durchgeführt, um auf diese Weise den Abstand der Quelle zur Rotationsachse sowie zum Detektor genauer bestimmen zu können.

Die bisher genannten Methoden basieren auf der Projektion von mehreren Referenzmarkern mit bekannter (kalibrierter) Position im Werkstückkoordinatensystem. Für ein System, bei welchem das Messobjekt mit sechs Freiheitsgraden bewegt werden kann, wurde von Blumensath et al. [10] eine Methode vorgestellt, für welche die Position der Kugeln nicht bekannt sein muss und für die sogar eine einzelne Kugel prinzipiell ausreichend ist. Das System besteht aus einem industriellem Kegelstrahl-CT-Gerät, das zusätzlich mit einem Hexapoden und einer darauf angebrachten Rotationseinheit als Manipulatoren für die Messobjektpositionierung ausgestattet ist. Das Prinzip besteht nicht darin, die Geometrie projektionsweise für die Scantrajektorie zu ermitteln, sondern darin, zusätzlich zur intrinsischen CT-Geometrie die Lage des Koordinatensystems des Hexapoden im CT-Koordinatensystem zu bestimmen. Auf diese Weise kann die Scantrajektorie für anschließende Messabläufe rechnerisch bestimmt werden. Für die Einmessung werden Kugeln durch den Hexapoden definiert bewegt und anschließend unter Verwendung der gemessenen Detektorkoordinaten die CT-Geometrie sowie das Hexapod-Koordinatensystem über einen mehrschrittigen Optimierungsansatz extrahiert. Die Zielfunktion wird über Vektorrechnung hergeleitet. Das Verfahren basiert bzw. vertraut darauf, dass die Positionierabweichungen des Hexapoden vernachlässigbar sind. Die Methodik wurde auch für einen Roboterarm als Objektmanipulator anstelle des Hexapoden angewendet [11]. Untersuchte Anwendungen beschränken sich jeweils auf die computerlaminiographische zerstörungsfreie Prüfung flacher Messobjekte.

Vor allem aus dem medizinischen Anwendungsfokus heraus wurden neben referenzbasierten Methoden auch referenzfreie Techniken zur Geometrieinmessung entwickelt (siehe z. B. [123–125]). Eine dieser Techniken wurde in einem aktuellen Beitrag von Kang et al. [126] speziell im Hinblick auf industrielle CT-Systeme mit zwei Roboterarmen weiterentwickelt. Basierend auf der Annahme, dass eine initiale Schätzung der Projektionsgeometrie durch die Daten der Robotersteuerung möglich ist, werden immer zwei Projektionsbilder des Messobjekts aus dem CT-Scan paarweise anhand der epipolaren Konsistenz [127] verglichen. Durch Optimierung der Geometrieparameter kann eine darauf basierende Kostenfunktion minimiert werden. Die auf *Neural Rendering* basierende Rekonstruktionstechnik von Rückert et al. [128] beinhaltet ebenso eine referenzfreie Geometrieinmessung, die direkt im Rahmen der Rekonstruktion durchgeführt wird. Ausgehend von einer initial geschätzten Scantrajektorie wird die Geometrie so angepasst, dass Inkonsistenzen zwischen der gemessenen Intensität am Detektor und der über das zu rekonstruierende Volumen modellierten Intensität minimiert werden.

2.9 Zusammenfassende Bewertung

Während die konventionelle CT mit Kegelstrahlanordnung und Kreistrajektorie als robustes Messverfahren mit geringem Rekonstruktionsaufwand den dominierenden Standard im Bereich der industriellen CT darstellt, ist es mit angepassten 3-D-Scantrajektorien theoretisch möglich, nicht nur Kegelstrahlartefakte zu vermeiden, sondern auch weitere Abbildungsartefakte aufgabenspezifisch zu verringern.

Obwohl dieses Potenzial von 3-D-Scantrajektorien insbesondere durch vielfältige Untersuchungen zur Trajektorienoptimierung als vielversprechend eingeschätzt werden kann, existieren nach Wissen des Autors keine Veröffentlichungen zur vorteilhaft realisierten Anwendung mit Messabweichungen, die sich im selben Bereich bewegen wie bei der Anwendung der Kreistrajektorie mit metrologischen Kegelstrahl-CT-Geräten. Existierende Optimierungsansätze zielen vor allem auf die Roboter-CT ab, die zwar in der Lage ist, vergleichsweise große Bauteile mit hoher Freiheit bei der Trajektoriengeometrie zu messen, jedoch vergleichsweise hohe Positionierabweichungen aufweist und für kleine Messobjekte tendenziell überdimensioniert ist. Obwohl Hexapoden als hochpräzise parallelkinematische Positioniereinheiten eine Messobjektpositionierung mit sechs Freiheitsgraden erlauben, wurde eine solche Positioniereinheit bisher nur für qualitative Untersuchungen flacher Objekte mittels Computerlaminographie in Kombination mit einem konventionellen CT-Gerät eingesetzt. Ob und in welcher Form eine Trajektorienmessung für solch ein kombiniertes System zum Einsatz für die metrologische CT angewendet werden sollte, ist somit ebenso noch nicht erforscht. Eine Trajektorienmessung ermöglicht prinzipiell auch die multipositionale Datenfusion ohne Registrierung einzelner Voxeldatensätze oder Oberflächenmodelle, was bisher jedoch nach Kenntnis des Autors noch nicht umgesetzt wurde.

Existierende Ansätze zur Optimierung von 3-D-Trajektorien zielen auf die Datenvollständigkeit und Rekonstruktionsqualität bezogen auf den Volumendatensatz ab. Für die geometrische Messtechnik sind jedoch nur Ober- oder Grenzflächen relevant, so dass insbesondere im Hinblick auf die Datenvollständigkeit für diesen Einsatzzweck womöglich auch einfachere, geometrisch anhand der Bauteiloberfläche abgeleitete Optimierungskriterien anwendbar wären. Eine derartige Optimierung, die zudem auch das Abtasttheorem und die Vollständigkeitsbedingung vereint, fehlt bisher.

3 Zielsetzung und methodische Vorgehensweise

Wie aus dem skizzierten Stand der Technik zur Trajektorienoptimierung hervorgehend ist die Anwendung und Anpassung von 3-D-Scantrajektorien für die industrielle CT vielversprechend, jedoch für die am häufigsten eingesetzte Geräteklasse für die geometrische Messtechnik mit ihren hohen Genauigkeitsanforderungen kaum untersucht.

Ziel dieser Arbeit ist daher die Erweiterung der Scantrajektorie für ein metrologisches CT-Gerät auf frei wählbare dreidimensionale Formen und die Untersuchung der damit verbundenen Auswirkungen auf die dimensionelle Messgenauigkeit. Dies soll durch die Verwendung eines Hexapoden als zusätzliche Positioniereinheit mit sechs Freiheitsgraden für die Messobjektpositionierung in einem konventionellem CT-Gerät erreicht werden, wodurch sich der hauptsächlichliche Vorteil ergibt, dass sich die Messobjektrotation mit einer zusätzlichen Neigung des Objekts kombinieren lässt. Für das spezielle verwendete System sollen folgende Forschungsfragen geklärt werden:

1. Wie lässt sich eine gewünschte Scantrajektorie (gegeben durch eine Kombination aus Scan- und Kippwinkel) praktisch umsetzen und in der Rekonstruktion berücksichtigen?
2. Der Einsatz des Hexapoden bedeutet die Verwendung zusätzlicher, abweichungsbehafteter mechanischer Achsen. Somit ergeben sich die Fragen:
 - 2.1. Welche Positionierabweichungen liegen für den verwendeten Hexapoden vor?
 - 2.2. Welche notwendigen Maßnahmen für das Erreichen einer möglichst hohen Messgenauigkeit für CT-Messungen mit 3-D-Scantrajektorie lassen sich daraus ableiten?
 - 2.3. Lassen sich die Positionierabweichungen durch diese Maßnahmen so weit berücksichtigen, dass sich keine signifikanten zusätzlichen Messabweichungen im Vergleich zur Kreistrajektorie ergeben?
3. Wie groß ist das Potenzial des verwendeten Aufbaus zur Vermeidung von Messartefakten?
4. Können durch geeignete Trajektorienplanung die Messabweichungen für unterschiedliche Messszenarien im Vergleich zur Kreistrajektorie verringert werden?

Für eine ganzheitliche Betrachtung sollen auch allgemeinere Forschungsfragen adressiert werden, deren Beantwortung möglicherweise auch einen

wertvollen Beitrag für andere Umsetzungsformen zur Realisierung der 3-D-Scantrajektorien liefern kann. Auf Roboter-CT-Systeme des Typs A und B (siehe Abbildung 13 auf Seite 23) lassen sich aufgrund desselben grundlegenden Gerätesystemtyps mit konstantem Quelle-Detektor-Abstand die entwickelten Methoden und verallgemeinerte Ergebnisse prinzipiell sogar direkt übertragen. Konkret ergeben sich damit folgende weitere Forschungsfragen:

5. Lässt sich das Methodenspektrum zur Einmessung von 3-D-Scantrajektorien aus der Literatur im Hinblick auf die Anlagenzeit und Kosten, aber auch andererseits im Hinblick auf die erreichbare Messgenauigkeit für den vorliegenden Gerätesystemtyp anpassen bzw. erweitern?
6. Welche Strategie zur Trajektorieneinmessung sollte je nach Art und Höhe der Positionierabweichungen und vorliegenden Anforderungen (Anlagenzeit, Kosten, Messgenauigkeit) gewählt werden?
7. Lässt sich ein konzeptionell einfaches, speziell für geometrische Messungen geeignetes Qualitätskriterium zur Trajektorienplanung oder -optimierung angeben?

Die methodische Vorgehensweise zur Beantwortung der Forschungsfragen richtet sich bzw. untergliedert sich nach dem zukünftig geplanten Vorgehen zum Einsatz von 3-D-Scantrajektorien (siehe Abbildung 18).

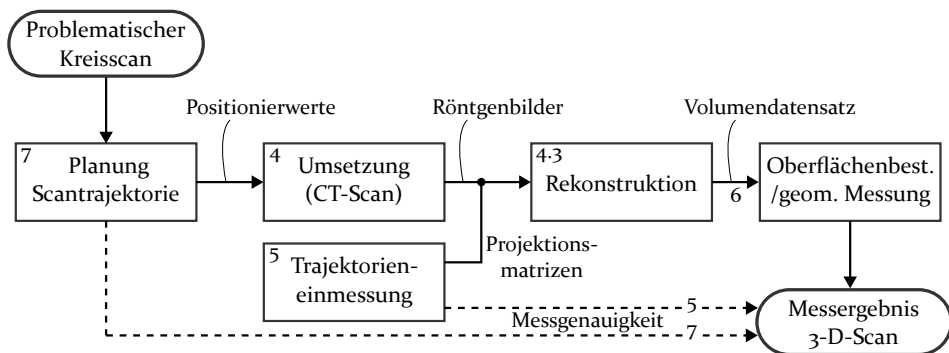


Abbildung 18: Anvisierter Ablauf für den zukünftigen Einsatz von 3-D-Scantrajektorien und daraus abgeleitete methodische Untergliederung für die nachfolgenden Kapitel (Ziffern: Kapitelnummern).

Zuerst muss die erfolgreiche und automatisierbare experimentelle Umsetzung und Rekonstruktion gewährleistet werden (Kap. 4). Für eine ausreichende Messgenauigkeit müssen Positionierabweichungen charakterisiert und eine darauf angepasste Trajektorieneinmessung entwickelt werden (Kap. 5). Ist eine ausreichende Genauigkeit gegeben und das Potenzial zur Artefaktver-

ringerung verifiziert (Kap. 6), kann schließlich untersucht werden, ob durch eine Trajektorienanpassung mit dem Zielkriterium der Artefaktverringerung eine Genauigkeitssteigerung gegenüber der konventionellen Kreistrajektorie erreicht werden kann (Kap. 7).

4 Realisierung von 3-D-Scantrajektorien mittels Hexapod-Positioniereinheit

Die Realisierung von 3-D-Scantrajektorien wurde in dieser Arbeit durch die Erweiterung eines kommerziellen CT-Geräts mit einem Hexapoden als zusätzliche Positioniereinheit für das Messobjekt erreicht. Der Hexapod erlaubt eine Positionierung mit dem Freiheitsgrad 6, wobei vor allem eine Messobjektneigung einen informationstechnischen Mehrwert liefert und nicht durch CT-eigene Achsen umgesetzt werden kann. Die Neigung kann scanwinkelspezifisch angepasst werden, so dass sich der realisierbare Bereich für die Quellentrajektorie auf den Ausschnitt einer Kugeloberfläche erweitert.

Der Aufbau des kombinierten Systems aus CT-Gerät und Hexapod wird in Abschnitt 4.1 beschrieben. Für automatisierte CT-Scans werden die beiden Geräte gemeinsam angesteuert. Der implementierte Ablauf wird in Abschnitt 4.2 vorgestellt. Um schließlich das Messvolumen aus beliebigen 3-D-Scantrajektorien rekonstruieren zu können, wurde der iterative Rekonstruktionsalgorithmus einer Programmierschnittstelle verwendet, deren Implementierung in Abschnitt 4.3 erläutert wird. In Abschnitt 4.4 wird schließlich das Vorgehen zur praktischen Umsetzung theoretisch berechneter Scantrajektorien aus gewünschten Kippwinkelverläufen vorgestellt.

4.1 Aufbau

Abbildung 19 zeigt den kombinierten Aufbau aus kommerziellem CT-Gerät (Metrotom 1500 G2, Carl Zeiss Industrielle Messtechnik GmbH, Oberkochen) und Hexapod (H-840.G2, Physik Instrumente (PI) GmbH & Co. KG, Karlsruhe) als zusätzlich implementierte Positioniereinheit.

Wesentliche Komponenten des CT-Geräts sind die Röntgenröhre mit Reflexionstarget und der Szintillationsdetektor, welche über einen starren Rahmen verbunden sind und nicht bewegt werden können. Somit ergibt sich ein fester Quelle-Detektor-Abstand von ca. 1380 mm. Der Drehtisch des CT-Geräts ist auf einem Dreiachssystem mit Linearführungen angebracht, welches wiederum auf dem Granitblock befestigt ist, der als axiale Verbindung zwischen Röhre und Detektor dient. Über eine der Linearachsen kann der Abstand zwischen Quelle und Rotationsachse und damit die Vergrößerung der Abbildung eingestellt werden. Die genauen Spezifikationen des CT-Geräts finden sich in Anhang A.7.

Der Hexapod dient als zusätzliche Positioniereinheit für das Messobjekt und ist über eine Adapterplatte auf der Dreipunktauflage des CT-Drehtisches

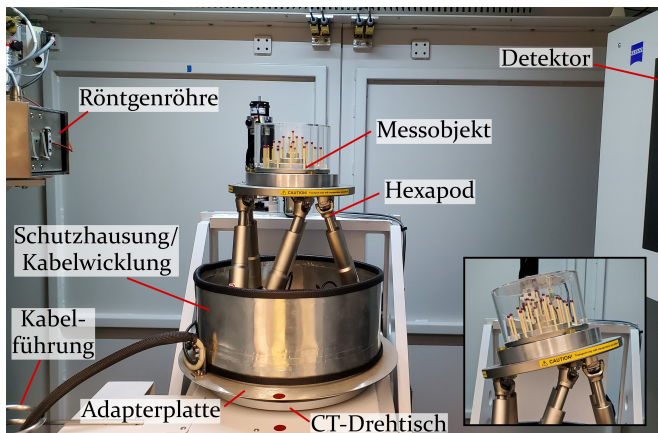


Abbildung 19: Kombiniertes Aufbau aus CT-Gerät und Hexapoden als zusätzliche Positioniereinheit für das Messobjekt. In Anlehnung an [P4].

befestigt. Der Hexapod wird somit bei einer Rotation des Drehtisches mitbewegt. Die Adapterplatte sowie eine Kabelführung wurden vom CT-Hersteller als Sonderanfertigung zur Verfügung gestellt bzw. eingebaut. Die Kabel des Hexapoden werden über eine Öffnung im Boden des CT-Gehäuses zur außerhalb liegenden Steuereinheit geführt. Diese ist wiederum mit dem Rechner verbunden, mit dem auch das CT-Gerät gesteuert wird. Um eine problemlose 360°-Rotation des Drehtisches zu ermöglichen und zusätzlich die Drehgeber der Hexapodaktoren vor Röntgenstrahlung zu schützen, wurde zusätzlich eine Schutzhausung aus eingekleidetem Blei angefertigt, auf deren Oberfläche die Kabel bei einer Drehtischrotation aufgewickelt werden.

Der Hexapod besitzt ein inhärentes Koordinatensystem, dessen Ursprung ca. 26 mm unterhalb der Oberseite des Positioniertisches liegt (siehe auch technische Zeichnung in Anhang A.8). Rotationen werden in der Grundeinstellung um die inhärenten Koordinatensystemachsen durchgeführt. Es gibt jedoch die Möglichkeit, die Rotationsachsen durch die Angabe eines Drehpunktes (Bei Drehungen unbewegter Fixpunkt, in welchem sich die Rotationsachsen schneiden, teilweise auch „Pivot-Punkt“ genannt) zu verschieben. Dies kann beispielsweise genutzt werden, um den Drehpunkt in das Zentrum eines aufgespannten Messobjekts zu setzen. Es ist daher zweckmäßig, das um den Drehpunkt verschobene Koordinatensystem als Basiskoordinatensystem des Hexapoden zu betrachten. Dieses ist schematisch als Koordinatensystem \mathcal{H} in Abbildung 20 mit derjenigen Orientierung eingezeichnet, mit welcher der Hexapod auch real im CT-Gerät eingebaut wird.

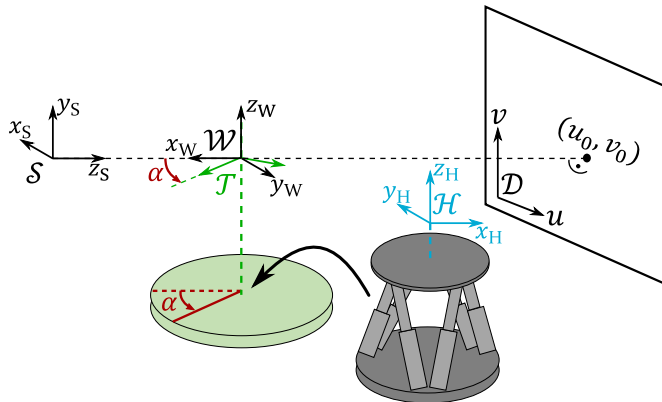


Abbildung 20: Koordinatensysteme für den kombinierten Aufbau aus CT-System und Hexapoden. In Anlehnung an [P4].

In Abbildung 20 wird neben den bereits in Abschnitt 2.8 definierten Koordinatensystemen zusätzlich das Weltkoordinatensystem \mathcal{W} eingeführt. Dessen Ursprung liegt im (idealisiert angenommenen) Schnittpunkt von Hauptachsenstrahl und Drehtischachse. Die Orientierung ist so gewählt, dass sie der Definition der später verwendeten Rekonstruktionssoftware (vgl. Abschnitt 4.3) entspricht. Davon abgeleitet wird zusätzlich das Koordinatensystem des Drehtisches \mathcal{T} eingeführt, welches bei einem Scanwinkel von $\alpha = 0$ mit \mathcal{W} übereinstimmt.

Die Lage des Hexapodtisches wird als Kombination von Position und Orientierung im Raum gemäß dem Wörterbuch für Robotikgeräte E DIN EN ISO 8373:2010-11 [129] in dieser Arbeit als „Pose“ bezeichnet. Sie wird beim Hexapoden grundsätzlich über drei Positionswerte und drei Winkelwerte eingestellt. Die Positionswerte bewirken eine Translation entlang der drei Raumachsen des Koordinatensystems \mathcal{H} . Die Winkelwerte haben die Bedeutung von Euler-Winkeln und definieren somit die Orientierung des Hexapodtisches. Der Hersteller gibt diese als sequentielle intrinsische Drehung mit der Reihenfolge x - y' - z'' an¹. Im Sinne von extrinsischen Orientierungen, mit denen im weiteren Verlauf gearbeitet wird, lässt sich dies über die umgedrehte Reihenfolge z - y - x ausdrücken. Bezeichnet man mit $\tilde{\mathcal{H}}$ das sich mit dem Hexapodtisch mitbewegende Koordinatensystem, das sich aus der Ausgangslage aus \mathcal{H} ergibt (vgl. Abbildung 21), so lässt sich die durch die sechs Einstellparamete-

¹ Zur Definition von Euler-Winkeln und zur Unterscheidung zwischen intrinsischen und extrinsischen Drehungen siehe Anhang A.1.

ter bewirkte Bewegung des Hexapodtisches als Koordinatentransformation zwischen \mathcal{H} und $\tilde{\mathcal{H}}$ folgendermaßen ausdrücken²:

$$\hat{\mathbf{x}}_{\mathcal{H}} = \mathbf{T}_{\mathcal{H}\tilde{\mathcal{H}}}\hat{\mathbf{x}}_{\tilde{\mathcal{H}}} = \begin{bmatrix} \mathbf{R}_{\mathcal{H}\tilde{\mathcal{H}}} & \mathbf{t}_{\mathcal{H}\tilde{\mathcal{H}}} \\ \mathbf{0}^\top & 1 \end{bmatrix} \hat{\mathbf{x}}_{\tilde{\mathcal{H}}}. \quad (9)$$

Die drei Euler-Winkel fließen dabei in die Rotationsmatrix über $\mathbf{R}_{\mathcal{H}\tilde{\mathcal{H}}} = \mathbf{R}_x(\varphi_{\mathcal{H}\tilde{\mathcal{H}},x})\mathbf{R}_y(\varphi_{\mathcal{H}\tilde{\mathcal{H}},y})\mathbf{R}_z(\varphi_{\mathcal{H}\tilde{\mathcal{H}},z})$ ein und die drei Positionswerte über $\mathbf{t}_{\mathcal{H}\tilde{\mathcal{H}}} = (t_{\mathcal{H}\tilde{\mathcal{H}},x}, t_{\mathcal{H}\tilde{\mathcal{H}},y}, t_{\mathcal{H}\tilde{\mathcal{H}},z})^\top$.

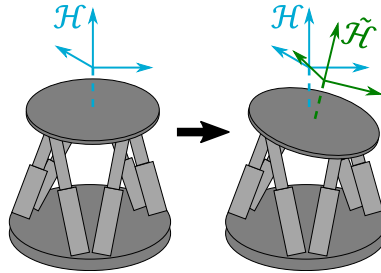


Abbildung 21: Verwendete Koordinatensysteme für den Hexapoden. \mathcal{H} ist das inhärente Koordinatensystem des Hexapoden in der Nullposition, verschoben um den eingestellten Drehpunkt. $\tilde{\mathcal{H}}$ ist das gegenüber \mathcal{H} mitverschobene Koordinatensystem nach Bewegung der Positionierplatte aus der Nullposition. Aus [P4].

Die sechs Positionierparameter lassen sich über ein Programm mit graphischer Benutzeroberfläche, aber auch über eine Programmierschnittstelle einstellen. Letztere Möglichkeit wurde im Rahmen dieser Arbeit genutzt, um automatisierte CT-Scans inklusive Hexapodbewegung durchzuführen. Dafür wurde der Makro-Modus der CT-Steuerungssoftware Metrotom OS verwendet, welcher eine programmierte Ansteuerung der CT-Komponenten als auch eine Ansteuerung des Hexapoden über die erwähnte Schnittstelle in der Programmiersprache C# ermöglicht. Details zum auf diese Weise implementierten Scanablauf finden sich im folgenden Abschnitt.

Durch den begrenzten Stellbereich der Hexapodaktoren lassen sich die sechs Positionierparameter nur in einem jeweils eingeschränkten Bereich einstellen. Die maximal möglichen Wertebereiche für Drehungen und Translationen lassen sich dem Datenblatt in Anhang A.8 entnehmen. Für die vorliegende Arbeit ist vor allem der Winkelbereich von max. $\pm 15^\circ$ um die beiden horizontalen Achsen relevant, da dieser den realisierbaren Trajektorienbereich einschränkt. Zusätzlich ist hier zu erwähnen, dass dieser Winkelbereich nur

² Gegenüber [P4] wurde die Reihenfolge der Indizes auf eine in der Robotik geläufigere Konvention abgeändert.

für eine Kippung in der Nullposition (Positionswerte jeweils bei 0 mm) um eine Achse des inhärenten Hexapod-Koordinatensystems gültig ist. Wird der Drehpunkt beispielsweise um 100 mm nach oben verschoben, so verringert sich der maximale Kippwinkel auf bis zu 13,9°. Ebenso wird der Winkelbereich umso mehr eingeschränkt, je weiter der Hexapodtisch aus der Nullposition translatiert wird.

4.2 Scanablauf

In Abbildung 22 ist der Ablaufplan für die Durchführung eines CT-Scans mit integrierter Hexapodansteuerung zu sehen. Der wesentliche Teil wird durch ein in C# geschriebenes Makro, welches als Textdatei von der Software Metrotom OS eingelesen und von dieser kompiliert wird, ausgeführt. Abbildung 22 stellt die entwicklungsstechnisch finale Implementierung dar, die an das Verhalten des CT-Geräts bei normalem Betrieb angelehnt ist. Falls nicht anders erwähnt, wurden die später vorgestellten Ergebnisse mit dieser Version oder einer Vorgängerversion mit unwesentlichen Unterschieden generiert. Nicht dargestellt in der Abbildung ist das Abspeichern von Informationen zu Einzelschritten in einer zusätzlichen Logdatei zur Dokumentation.

Vor dem Start des Makros sind, wie auch für gewöhnliche CT-Scans mit dem vorliegenden Gerät, die CT-Achsen so einzustellen, dass sich die gewünschte Vergrößerung ergibt und das Bauteil zentral auf dem Detektor abgebildet wird. Zur Feineinstellung der Zentrierung kann theoretisch auch der Hexapod eingesetzt werden, was im Hinblick auf eine potenzielle industrielle Anwendung zwar bei dem vorliegenden Gerät eine Zeitersparnis bedeuten würde³, für die vorliegende Arbeit jedoch nur in Ausnahmefällen (starre Aufspannung, die kein manuelles Verschieben erlaubt) genutzt wurde. Alle weiteren Einstellungen für den Scan werden in Form von zwei Textdateien vorbereitet, welche als Eingabedateien vom Makro eingelesen werden. In der Makrodatei selbst muss damit nur der Pfad zum Ordner angepasst werden, in dem diese beiden Dateien abgelegt sind. Die Makrostruktur erlaubt auch die Angabe mehrerer Ordner, so dass auch Wiederholmessungen mit einem einzigen Makroaufruf möglich sind.

In der ersten Eingabedatei jedes Scans werden neben den Einstellungen für die Röhre und den Detektor auch die Ausgangslage des Hexapod-Tisches (gewöhnlich in der Nullstellung) und der Drehpunkt des Hexapoden angegeben. Der Drehpunkt kann beispielsweise grob in die Mitte des Messobjekts gesetzt werden, die gewöhnlicherweise durch die vorangehende Zentrierung

³ Bei der gewöhnlichen Einrichtung eines CT-Scans muss wiederholt die Strahlung ausgeschaltet, die Beladetür geöffnet und die Messobjektaufspannung händisch verschoben werden.

4 Realisierung

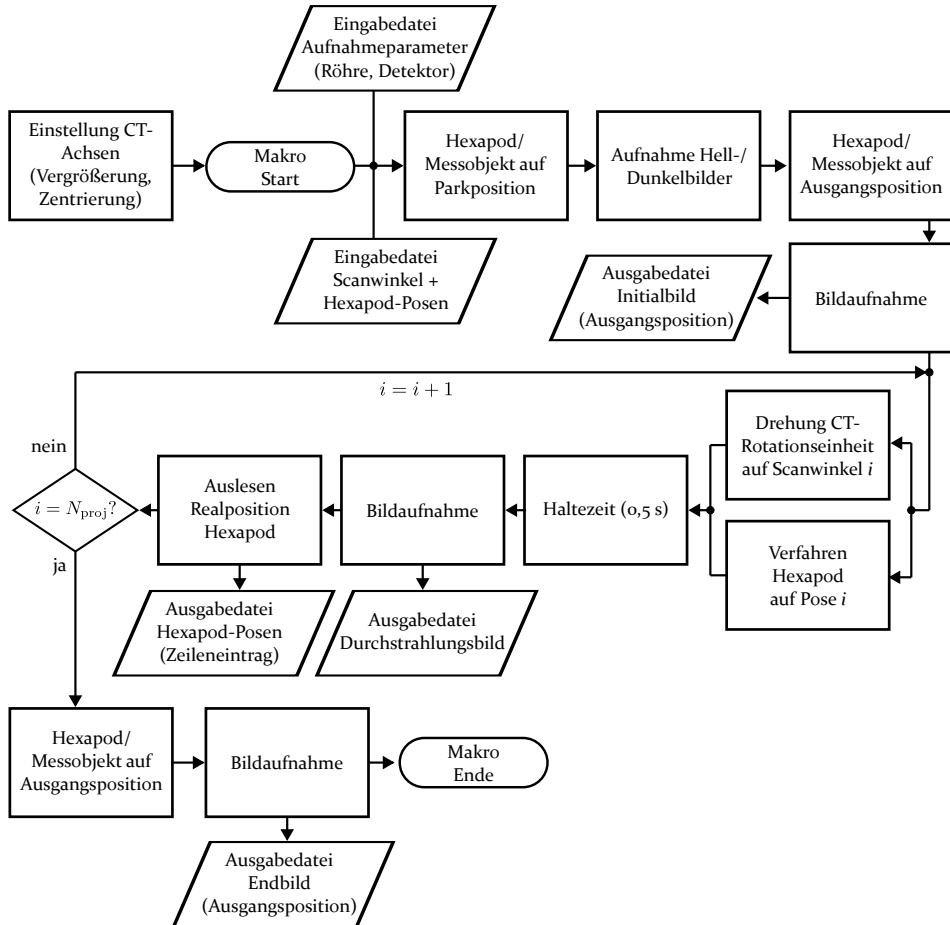


Abbildung 22: Ablaufplan eines CT-Scans mit 3-D-Scantrajektorie. CT-Gerät und Hexapod werden über ein C#-Makro gesteuert, welches vom Bedienprogramm des CT-Geräts eingelesen wird.

möglichst nahe an den Ursprung vom Koordinatensystem \mathcal{W} gesetzt wurde. Theoretisch kann durch die später in den Abschnitten 5.4.1 und 5.4.2 behandelten Einmessmethoden auch eine Anpassung mit hoher Genauigkeit an den Ursprung von \mathcal{W} oder durch einen zusätzlichen initialen Scan auch auf die Messobjektmittle erfolgen. In Abschnitt 7.2 zur modellbasierten Trajektorienplanung wird näher darauf eingegangen, inwiefern dies im Sinne einer Anpassung der Scantrajektorie auf das Messobjekt nötig und sinnvoll ist. Die zweite Eingabedatei enthält alle Positionierparameter für jede Projektion in Form einer Liste aus $N_{\text{proj}} \times 7$ numerischen Einträgen. Der erste Wert einer Zeile gibt dabei den Scanwinkel, also den Rotationswinkel des Drehtisches, an und die restlichen sechs Einträge die Hexapod-Positionierparameter für die jeweilige Projektion. Beim Einlesen der Datei werden die Parameterwerte bereits im Vorfeld des eigentlichen Scans auf ihre Anwendbarkeit (begrenzte Wertebereiche, vgl. Ausführungen in Abschnitt 4.1) überprüft.

Bei Start des Makros wird eine Verbindung zur Steuereinheit des Hexapoden aufgebaut und dessen Achsen referenziert, falls dies noch nicht im Vorfeld geschehen ist. Nach dem Einlesen der Eingabedateien wird das Messobjekt mitsamt dem Hexapoden aus dem Strahlengang gefahren, um wie bei Standardeinstellungen im normalen Messbetrieb zehn Dunkelbilder (ohne Röntgenstrahlung) und 90 Hellbilder (mit Röntgenstrahlung) aufzunehmen, die für die interne Flat-Field-Korrektur verwendet werden. Die Flat-Field-Korrektur gleicht eine ungleichmäßige Belichtung aus und entfernt detektor-eigene Inhomogenitäten. Im Laufe des Scans aufgenommene Bilder werden automatisch korrigiert abgespeichert. Die genauen Verarbeitungsschritte des internen Korrekturprozederes können nicht eingesehen werden. Typischerweise erfolgt die Korrektur jedoch nach folgender Formel [130]:

$$\tilde{B}_{ij} = \frac{B_{ij} - \bar{D}_{ij}}{\bar{H}_{ij} - \bar{D}_{ij}}. \quad (10)$$

\tilde{B}_{ij} ist hier der Pixelwert des korrigierten Bildes (i -te Zeile, j -te Spalte). B_{ij} , \bar{D}_{ij} und \bar{H}_{ij} sind dementsprechend die Pixelwerte des Ausgangsbildes, mittleren Dunkelbildes sowie mittleren Hellbildes. Um die korrigierten Bilder im identischen Rohbildformat wie die Ausgangsbilder abzuspeichern (ganzzahlige, positive Werte mit 16 bit), können die Werte aus Gleichung 10 noch mit einem konstanten Faktor (typischerweise dem durchschnittlichen Grauwert des mittleren Hellbildes [131]) multipliziert und dann auf ganze Zahlen gerundet werden.

Nach der Aufnahme der Hell- und Dunkelbilder wird das Messobjekt wieder auf die Ausgangsposition gefahren und ein Initialbild des Messobjekts auf-

genommen. Dieser Schritt ist nicht zwangsläufig notwendig, erlaubt jedoch eine Beurteilung der Stabilität der Aufspannung, indem das Bild mit einer erneuten Aufnahme in der gleichen Stellung nach dem Ende des eigentlichen Scans (letzter Schritt in Abbildung 22) verglichen wird. Zusätzlich ermöglicht die Verwendung eines Initialbildes eine Vorhersage von Kugelpositionen für die automatisierte Detektion und Zuordnung von Kugelprojektionen bei mehrkugelbasierten Einmessmethoden (siehe Abschnitt 5.4).

Der eigentliche CT-Scan erfolgt anschließend über eine Programmierschleife, innerhalb derer zuerst der Drehtisch und der Hexapod in die gewünschte Lage gefahren werden. In der finalen Implementierung erfolgen die Bewegungen zur Zeiteinsparung parallel, während sie in [P5] noch sequentiell durchgeführt wurden. Nach einer Haltezeit von 0,5 s zur Vermeidung einer möglichen beschleunigungsbedingten Drift des Messobjekts erfolgt die Aufnahme der Projektion, die als Einzeldatei abgespeichert wird. Zusätzlich werden die Realwerte der Positionierparameter des Hexapoden ausgelesen, die im Falle von Einmessscans weiterverwendet werden, jedoch typischerweise um weniger als 100 nm bzw. weniger als 1 μ rad von den Einstellwerten abweichen. Die erwähnten Schritte werden für jede Projektion wiederholt.

Der beschriebene Scanablauf bzw. das zugrundeliegende Makro wurde sowohl für Messungen angewendet als auch für die Routinen zur Trajektorien-einmessung, die in Kapitel 5 beschrieben werden. Neben dem aufgespannten Objekt müssen dadurch nur die erforderlichen Eingabedateien angepasst werden. Zum Erreichen einer bestimmten Trajektorienform muss bei der Erstellung der Eingabedatei, die die Positionierwerte enthält, beachtet werden, dass der Hexapod mit dem Drehtisch des CT-Geräte mitrotiert wird. Auf diese Problematik wird später in Abschnitt 4.4 näher eingegangen.

4.3 CT-Rekonstruktion

4.3.1 Rekonstruktionsprogramm

Zur Rekonstruktion der CT-Scans wurde die Programmierschnittstelle CERA API der Rekonstruktionssoftware CERA (Siemens Healthcare GmbH, Erlangen) in der Version 6 verwendet. Diese stellt eine Funktionsbibliothek in der Programmiersprache C++ zur Verfügung, die zur Programmierung angepasster, kommandozeilenbasierter Rekonstruktionsprogramme verwendet werden kann. Neben einer höheren Performanz [S1, S2] im Vergleich zu in der Forschung verbreiteten Open-Source-Rekonstruktionssoftware wie ASTRA [132] oder TIGRE [133] bietet CERA API den Vorteil, dass diese Schnittstelle auch im Hintergrund der Bediensoftware Metrotom OS des verwendeten CT-Geräts zur Rekonstruktion gewöhnlicher Kreisscans im Normalbetrieb verwendet

wird und daher eine größere Vergleichbarkeit mit Ergebnissen von gewöhnlich durchgeführten Scans gegeben ist. Es muss jedoch erwähnt werden, dass die Implementierung in der Software Metrotom OS nicht eingesehen werden kann und deshalb das Verhalten nur ansatzweise und basierend auf Aussagen der Entwicklungsabteilung des Geräteherstellers nachgebildet werden kann, so dass z. B. keine direkten Rückschlüsse auf die Genauigkeit des CT-Geräts gemacht werden können.

Neben der Implementierung einer FDK-Rekonstruktion wurde im Rahmen dieser Arbeit ein Rekonstruktionsprogramm mit iterativer Rekonstruktion („ART-Pipeline“ der CERA API⁴) erstellt, welches die Verarbeitung beliebiger Scantrajektorien unterstützt. CERA API bietet hierfür die Möglichkeit, die Durchstrahlungsgeometrie projektionsweise in Form von Projektionsmatrizen (vgl. Abschnitt 2.8) anzugeben. Diese Möglichkeit besteht zwar auch für die „FDK-Pipeline“, führt dort jedoch algorithmenbedingt zu starken Qualitätseinbußen, wenn die Scantrajektorie zu stark von der Kreisform mit gleichverteilten Winkelschritten abweicht. Für einen sinnvollen Vergleich unterschiedlicher Scantrajektorien werden in der späteren Ergebnisdarstellung daher durchgehend iterativ rekonstruierte Volumendatensätze herangezogen. Zur Evaluation rein algorithmenbedingter Unterschiede findet sich jedoch in Anhang A.2 auch ein Vergleich unterschiedlicher Rekonstruktionsalgorithmen für die Kreistrajektorie. Im Hinblick auf eine Trajektorienanpassung ist an dieser Stelle auch die nicht verwendete „SRM-Pipeline“ der CERA API zu erwähnen, welche für unregelmäßige Winkelschritte und eine Anpassung der Vergrößerung während des Scans geeignet ist, jedoch auf planare Scantrajektorien beschränkt ist.

Bei der Anwendung iterativer Rekonstruktionsprogramme, die unter Verwendung der „ART-Pipeline“ von CERA API erstellt wurden, stehen drei unterschiedliche Hauptalgorithmen zur Auswahl. Falls nicht anders erwähnt, wurde der Algorithmus „Basic“ verwendet. Dieser wird beschrieben als „typical adoption of the standard simultaneous algebraic reconstruction technique known in literature“ [135]. Daher wird in der Ergebnisdarstellung die Abkürzung SART verwendet. Es existieren diverse Parametrisierungsmöglichkeiten für die iterative Rekonstruktion von CERA API. Durch Parameteranpassung kann die Rekonstruktionsqualität meist weiter verbessert werden [S3]. Da jedoch keine pauschal gültigen optimalen Parameterwerte angegeben werden können, müssten diese datensatzspezifisch durch wiederholte Anpassung ermittelt werden. Da dies nicht Ziel der vorliegenden Arbeit ist und möglichst

⁴ Die „ART-Pipeline“ wurde 2019 mit Version 6 eingeführt [134] als Weiterentwicklung der mittlerweile als veraltet geltenden „ITR-Pipeline“, welche in früheren Arbeiten [P3] verwendet wurde.

allgemeingültige Ergebnisse erzielt werden sollen, wurde weitgehend mit gleichbleibenden Einstellungen rekonstruiert. Konkret bedeutet dies eine Initialisierung der Voxelwerte mit einem Wert von 0,01, eine Schrittweite für das Raycasting von 0,5 Voxel, ein Relaxationsfaktor von 0,8 und keine Verwendung von Subsets oder Regularisierung. Standardmäßig wurde mit einer einzigen Iteration rekonstruiert. Die vom Algorithmus zurückgegebenen Fließkommawerte (float32, d. h. einfache Genauigkeit mit 32 bit) des Volumendatensatzes wurden nicht auf das übliche vorzeichenlose Ganzzahlenformat mit 16 bit (uint16) skaliert, da es bei bestimmten Datensätzen zu stark divergierenden Voxelwerten im Randbereich (vor allem im Bereich einer abgeschnittenen Aufspannvorrichtung) kommen kann, die bei einer linearen Skalierung (Grauwert 0 für minimalen Voxelwert, Grauwert $2^{16} - 1 = 65\,535$ für maximalen Voxelwert) bewirken können, dass sowohl Luftanteile als auch das Messobjekt selbst durch das Runden auf ganze Zahlen auf den Grauwert 0 gesetzt werden.

Vor der Anwendung des Rekonstruktionsprogramms auf Durchstrahlungsbilder, die mit dem in den Abschnitten 4.1 und 4.2 vorgestellten Aufbau und Scanprozedere generiert wurden, werden diese vorverarbeitet. Die Vorverarbeitungsschritte dienen dazu, Korrekturmethode der Software Metrotom OS im Standardbetrieb möglichst weitgehend nachzubilden. Eine Flat-Field-Korrektur als eigener Vorverarbeitungsschritt ist nicht notwendig, da die aufgenommenen Durchstrahlungsbilder bereits durch direkt während des Scanablaufs angewandte interne Methoden von Metrotom OS korrigiert sind (siehe Abschnitt 4.2). Die Detektorverzerrung, die sich negativ auf Messergebnisse auswirken kann [136], wird durch ein Programm, welches vom CT-Hersteller zur Verfügung gestellt wurde und eine hinterlegte Verzerrungskarte berücksichtigt, korrigiert. Weiterhin werden Intensitätsfluktuationen ausgeglichen. Dazu wird die Hintergrundintensität über ein kleines Fenster in der Bildecke (60^2 Pixel im Falle voller Detektorauflösung) über den Bildstapel hinweg erfasst und daraus ein projektionsweiser Korrekturfaktor bestimmt. Im Falle des Überschreitens einer relativen Intensitätsfluktuation von 1 %, was auf eine unerwünschte Abbildung des Messobjekts in diesem Fenster hinweist, wird eine Warnung ausgegeben, so dass der Bediener einen alternativen Fensterbereich festlegen kann. Schließlich werden die Bilder zur Speicherung als Binärdateien im Ganzzahlenformat noch so skaliert, dass der maximale Pixelwert des kompletten Bildstapels beim Maximum des uint16-Wertebereichs liegt.

Die vorverarbeiteten Durchstrahlungsbilder werden anschließend durch das erstellte iterative Rekonstruktionsprogramm eingelesen. Beim Aufruf dieses Programms muss der Pfad zu einer Konfigurationsdatei (Textdatei) angegeben werden, die alle relevanten Informationen und Parameter für die

Rekonstruktion enthält. Die Struktur der Konfigurationsdatei basiert auf dem nativen Format von CERA, das um eigene Funktionalitäten erweitert wurde. Im Falle einer 3-D-Scantrajektorie muss in der Konfigurationsdatei der Pfad zu einer weiteren Textdatei angegeben werden, welche die Werte der Projektionsmatrizen zur Geometriebeschreibung enthält. Zur Berechnung dieser Werte siehe den folgenden Abschnitt 4.3.2. Die Reihenfolge für das Einspeisen der Durchstrahlungsbilder in den Rekonstruktionsalgorithmus kann über einen Einstellparameter beeinflusst werden. Falls nicht anders erwähnt, erfolgt das Einlesen für die iterative Rekonstruktion nicht sequentiell, sondern unter Verwendung einer Pseudozufallsreihenfolge, die durch eine CERA-Funktionalität generiert wird. Dies soll eine höhere Konvergenzgeschwindigkeit und -stabilität bewirken [135], da der zusätzliche Informationsgehalt bei zwei aufeinanderfolgenden Projektionen typischerweise gering ist. Nach dem Einlesen eines Durchstrahlungsbilds wird dieses zur Berechnung der Projektionswerte logarithmiert. Der dazu erforderliche Grauwert für die Hintergrundintensität kann für Durchstrahlungsbilder, die nach dem oben erwähnten Vorgehen vorverarbeitet wurden, mit dem Maximalwert des Bildstapels von 65535 angegeben werden. Nach der intern stattfindenden Rekonstruktion mit der vorab festgelegten Iterationszahl wird der Voxeldatensatz als Binärdatei abgespeichert (wie bereits beschrieben mit 32-bit-Fließkommawerten). Zusätzlich wurde das Anlegen einer VGI-Datei implementiert, mit deren Hilfe der Datensatz mit der Auswertesoftware VGStudio Max (Volume Graphics GmbH, Heidelberg) ohne Angabe von Zusatzinformationen eingelesen werden kann.

4.3.2 Berechnung von Projektionsmatrizen

Eine Möglichkeit, die Projektionsmatrizen für einen Hexapod-CT-Scan anzugeben, besteht darin, diese unter Berücksichtigung der Verkettung der in Abbildung 20 (Seite 45) gezeigten Koordinatensysteme basierend auf der mathematischen Beschreibung aus Abschnitt 2.8 zu berechnen. D. h., für jede Projektion erfolgt eine Berechnung der Projektionsmatrix aus dem eingestellten Scanwinkel des Drehtisches und der eingestellten Hexapod-Pose. Die dafür zu betrachtende dynamische Koordinatensystemkette ist in Abbildung 23 dargestellt.

Für die mathematische Beschreibung ist es im Gegensatz zur Darstellung von Gleichung 8 (Seite 35) nun zweckmäßiger, die entstehende Gleichung über $P_S = [K|0]$ auszudrücken. Auf diese Weise kann durchgehend mit Transformationsmatrizen gearbeitet werden. Somit ergibt sich für die j -te

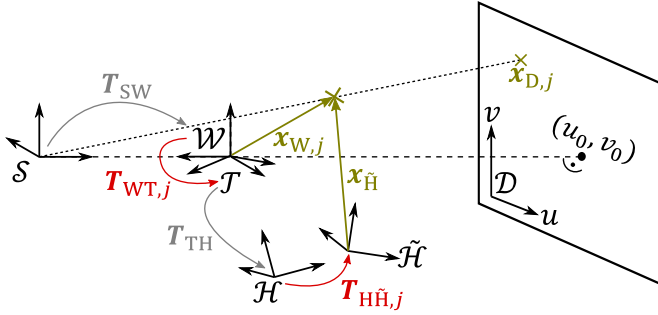


Abbildung 23: Verkettung von Koordinatensystemen (vgl. Abbildungen 20 und 21) für einen Hexapod-CT-Scan. Während die in hellem grau eingezeichneten Transformationen für einen Scan konstant sind, ändern sich die rot markierten Transformationen projektionsweise mit den eingestellten Positionierwerten. In Anlehnung an [P4]

Projektion für einen im bewegten Hexapodkoordinatensystem ortsfesten Punkt $\hat{x}_{\tilde{H}}$ eine Projektion auf den Detektorpunkt $\hat{x}_{D,j}$ über den Ausdruck

$$\hat{x}_{D,j} = \mathbf{P}_S \hat{x}_{S,j} = \mathbf{P}_S \mathbf{T}_{SW} \mathbf{T}_{WT,j} \mathbf{T}_{TH} \mathbf{T}_{H\tilde{H},j} \hat{x}_{\tilde{H}} = \mathbf{P}_{\tilde{H},j} \hat{x}_{\tilde{H}}. \quad (11)$$

Dabei wurden die Koordinaten des 3-D-Punkts vom Quellenkoordinatensystem \mathcal{S} zum bewegten Hexapod-Koordinatensystem $\tilde{\mathcal{H}}$ transformiert. Die Transformation zwischen Welt- und Quellenkoordinatensystem \mathbf{T}_{SW} lässt sich aus Abbildung 24 ableiten und lautet

$$\mathbf{T}_{SW} = \begin{bmatrix} 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ -1 & 0 & 0 & d_{SR} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}, \quad (12)$$

mit dem Abstand zwischen Quelle und Rotationsachse d_{SR} .

Das nächste Glied in der Kette stellt die Transformation $\mathbf{T}_{WT,j}$ dar, welche die Rotation des Drehtisches beschreibt. Da die Drehachse hier identisch zur z-Achse von \mathcal{W} bzw. \mathcal{T} ist, lässt sich diese Transformation ausdrücken als

$$\mathbf{T}_{WT,j} = \begin{bmatrix} \mathbf{R}_z(\alpha_j) & \mathbf{0} \\ \mathbf{0}^\top & 1 \end{bmatrix}. \quad (13)$$

α_j ist der eingestellte Scanwinkel für die Projektion j . Als weiteres Glied folgt die Transformation \mathbf{T}_{TH} , welche die Lage des Hexapod-Basis-Koordinatensystems in Bezug zum Drehtischkoordinatensystem beschreibt. Die Transfor-

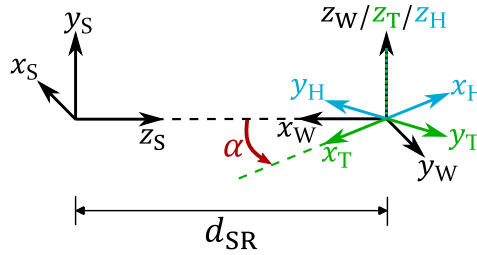


Abbildung 24: Orientierung der Koordinatensysteme (Quelle \mathcal{S} , Welt \mathcal{W} , Drehtisch \mathcal{T} und Hexapod in Nullposition \mathcal{H}) für den idealisiert angenommenen Fall, dass der Hexapod bei der mechanischen Implementierung perfekt ausgerichtet wurde (180° -Drehung gegenüber \mathcal{T}) und der Drehpunkt des Hexapoden (Ursprung von \mathcal{H}) für den CT-Scan exakt auf den Ursprung von \mathcal{T} bzw. \mathcal{W} eingestellt wurde.

mation hängt sowohl von der Montage des Hexapoden auf dem Drehteller als auch von der eingestellten Höhe des Drehtellers im CT-Gerät und vom eingestellten Drehpunkt für den Hexapoden ab. Obwohl die Aufspannung des Hexapoden durch die Dreipunktauflage vergleichsweise reproduzierbar vorgenommen werden kann, ist die exakte Lage von \mathcal{H} nicht a priori bekannt. Da die Orientierung bei der mechanischen Implementierung durch den CT-Hersteller jedoch entsprechend der in Abbildung 24 angedeuteten Ausrichtung justiert wurde, kann die Transformation mit

$$\mathbf{T}_{\text{TH}} \approx \begin{bmatrix} \mathbf{R}_z(\pi) & \mathbf{0} \\ \mathbf{0}^\top & 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (14)$$

abgeschätzt werden, wenn angenommen wird, dass der Drehpunkt des Hexapoden (also der Ursprung von \mathcal{H}) so eingestellt wird, dass er im Ursprung von \mathcal{T} bzw. \mathcal{W} liegt. Die durch die Hexapod-Positionierwerte verursachte Transformation $\mathbf{T}_{\text{H}\tilde{\mathcal{H}},j}$ schließlich wird entsprechend Gleichung 9 (Seite 46) berechnet.

Mit Gleichung 11 ergibt sich somit eine vollständige Berechnungsvorschrift für die Projektionsmatrizen. Verwendet man die auf diese Weise berechneten Matrizen für die Rekonstruktion, so erhält man einen Voxeldatensatz, der nach dem Koordinatensystem $\tilde{\mathcal{H}}$ ausgerichtet ist. Dies ist zwar für die weitere Messauswertung unproblematisch, erschwert jedoch den direkten Vergleich (beispielsweise anhand von Schnittbildern) mit Messungen, die mit gewöhnlichem Kreisscan bei Hexapod in Nullstellung durchgeführt werden. CERA API verwendet hier standardmäßig das Koordinatensystem \mathcal{W}

und gibt den Voxeldatensatz so zurück, dass die Lage des Messobjekts darin derjenigen Lage entspricht, die beim Scanwinkel $\alpha = 0^\circ$ vorlag. Um dieses Verhalten nachzubilden, werden Projektionsmatrizen benötigt, die für Punkte des Messobjekts im Weltkoordinatensystem bei Hexapod und Drehtisch in Nullstellung angewendet werden können. D. h., gesucht ist die Abbildungsvorschrift $\mathbf{x}_{W,0} \rightarrow \mathbf{x}_{D,j}$, wenn der Index $j = 0$ verwendet wird, um die Nullstellung von Drehtisch ($\mathbf{T}_{WT,0} = \mathbf{I}$, mit Einheitsmatrix \mathbf{I}) und Hexapod ($\mathbf{T}_{HH,0} = \mathbf{I}$) zu kennzeichnen. Das wiederum bedeutet, dass $\hat{\mathbf{x}}_{\text{H}}$ in Gleichung 11 in Abhängigkeit von $\hat{\mathbf{x}}_{W,0}$ ausgedrückt werden muss. Um das zu erreichen wird zuerst die inverse Abbildung betrachtet:

$$\hat{\mathbf{x}}_{W,0} = \mathbf{T}_{WT,0} \mathbf{T}_{TH} \mathbf{T}_{HH,0} \hat{\mathbf{x}}_{\text{H}} = \mathbf{I} \mathbf{T}_{TH} \mathbf{I} \hat{\mathbf{x}}_{\text{H}} = \mathbf{T}_{TH} \hat{\mathbf{x}}_{\text{H}}. \quad (15)$$

Damit ergibt sich der gewünschte Ausdruck aus der inversen Transformation⁵

$$\hat{\mathbf{x}}_{\text{H}} = \mathbf{T}_{TH}^{-1} \hat{\mathbf{x}}_{W,0}. \quad (16)$$

Eingesetzt in Gleichung 11 erhält man schließlich

$$\hat{\mathbf{x}}_{D,j} = \mathbf{P}_S \mathbf{T}_{SW} \mathbf{T}_{WT,j} \mathbf{T}_{TH} \mathbf{T}_{HH,j} \mathbf{T}_{TH}^{-1} \hat{\mathbf{x}}_{W,0} = \mathbf{P}_j \hat{\mathbf{x}}_{W,0} \quad (17)$$

mit den in die Rekonstruktion einzuspeisenden Projektionsmatrizen \mathbf{P}_j . Bei Verwendung der Approximation für \mathbf{T}_{TH} nach Gleichung 14 ergibt sich zwar nur eine 180° -Drehung für den Voxeldatensatz im Vergleich zur Verwendung der Projektionsmatrizen $\mathbf{P}_{\text{H},j}$ aus Gleichung 11, so dass man den resultierenden Voxeldatensatz auch nach der Rekonstruktion wieder zurückdrehen könnte. Liegt der Drehpunkt des Hexapoden jedoch nicht exakt im Ursprung von \mathcal{W} und ist die Orientierung nicht ideal ausgerichtet (wie später in Kapitel 5 berücksichtigt), so gestaltet sich eine nachgelagerte Transformation des Datensatzes durch das Voxelraster komplexer.

Die Projektionsmatrixberechnung nach Gleichung 17 bringt – insbesondere bei Verwendung der erwähnten Approximation nach Gleichung 14 – Probleme hinsichtlich der Messgenauigkeit mit sich. Diese werden in Kapitel 5 behandelt.

4.4 Erzeugung gewünschter Trajektorienformen

Neben der bereits geklärten Berücksichtigung der Hexapod-Positionierung für die CT-Rekonstruktion stellt sich zudem die Frage, welche Positionierparameter überhaupt gewählt werden müssen, um eine bestimmte gewünschte Trajektorienform zu erreichen. Für die Fusion von Mehrfachmessungen

⁵ Siehe Anhang A.1 für die Definition der inversen Transformation

bei unterschiedlicher Bauteilorientierung (vergleiche Abschnitt 2.5) ist die Umsetzung vergleichsweise einfach, da lediglich die initiale Bauteilorientierung geändert werden muss, die ansonsten während der einzelnen Kreisscans konstant bleibt. Um andere, komplexe Trajektorienformen mit potenziellem Mehrwert zu generieren, ist es sinnvoll, die Rotation der CT-Dreheinheit mit einer anschließenden Kippung des Messobjekts um die ortsfeste y_W -Achse zu kombinieren (siehe Abbildung 25 a)). Dadurch erweitert sich der abtastbare Bereich für die Quellentrajektorie von einem Kreis zu einer Kugelzone⁶, wie in Abbildung 25 b) zu sehen ist. Wie später gezeigt wird, lassen sich auf diese

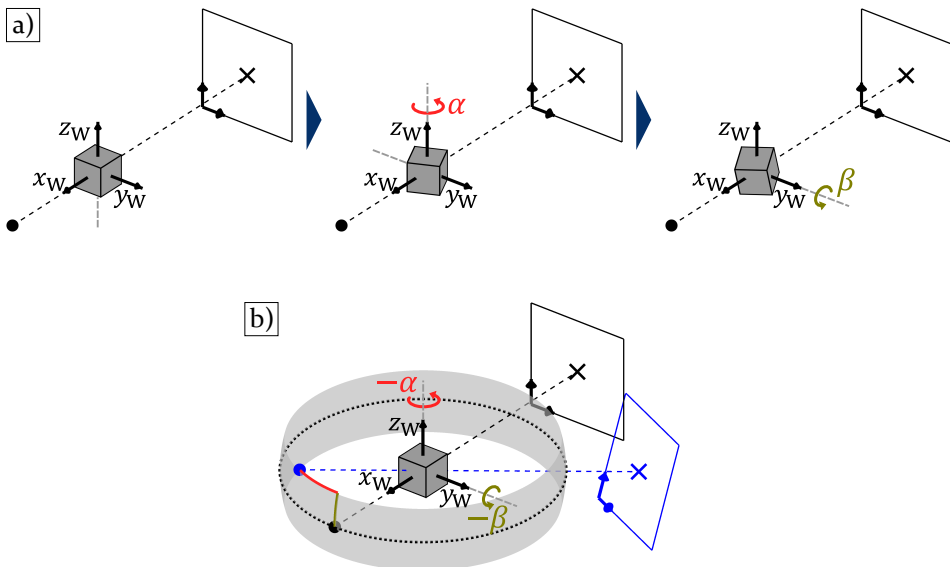


Abbildung 25: Generierung einer Scantrajektorie durch Verkettung von Messobjektdrehung (Scanwinkel α um z_W) mit anschließender Kippung um die horizontale Achse, welche senkrecht zum Hauptstrahl steht (Kippwinkel β um y_W). a) Bauteiltransformation für eine Projektion. b) Entsprechender Punkt der Quellentrajektorie, entstehend durch Rotationen um die negativen Winkel in umgekehrter Reihenfolge. Der grau eingezeichnete Bereich möglicher Trajektorienpunkte entspricht einer Kugelzone⁶.

Weise Scantrajektorien erzeugen, mit denen Kegelstrahlartefakte vermieden werden. Eine der Drehtischrotation nachgelagerte Kippung um die x_W -Achse würde dagegen informationstechnisch keinen Gewinn bringen. Reine oder zusätzliche Translationen durch den Hexapoden sind nicht im Fokus dieser Arbeit. Diese könnten einerseits auch mit ähnlicher Genauigkeit durch die mechanischen Achsen des CT-Systems umgesetzt werden und beschränken andererseits den einstellbaren Winkelbereich für Kippungen. Prinzipiell ist

⁶ Als Kugelzone wird die Oberfläche einer Kugel zwischen zwei Breitenkreisen bezeichnet [137]

jedoch eine zusätzliche Erweiterung des applizierbaren Trajektorienbereichs denkbar.

Um nun die in Abbildung 25 a) angedeutete finale Bauteilorientierung zu erhalten, die einer Rotation um den Scanwinkel α und einer anschließenden Kippung um den Winkel β entspricht, muss beachtet werden, dass der Hexapod auf dem CT-Drehtisch befestigt ist und sich mit diesem mitdreht. In Bezug auf die kinematische Kette bedeutet dies, dass die effektive Reihenfolge der Transformationen genau umgekehrt zur gewünschten ist. Mathematisch gesehen findet zuerst die Kippung mit dem Hexapoden und anschließend die Rotation der Dreheinheit statt. In Gleichung 17 wurde bereits die daraus resultierende Transformation für die initialen Messobjektkoordinaten $\mathbf{x}_{W,0}$ verwendet, so dass sich direkt aus dieser Gleichung ableiten lässt:

$$\hat{\mathbf{x}}_{W,j} = \mathbf{T}_{WT,j} \mathbf{T}_{TH} \mathbf{T}_{H\hat{H},j} \mathbf{T}_{TH}^{-1} \hat{\mathbf{x}}_{W,0}. \quad (18)$$

Um nun die gesuchte Transformation $\mathbf{T}_{H\hat{H},j}$ zu erhalten, wird die resultierende Transformationsmatrix (Transformationsmatrixprodukt aus Gleichung 18) der gewünschten Transformationsmatrix nach

$$\hat{\mathbf{x}}_{W,j} = \mathbf{T}_{\text{tilt},j} \mathbf{T}_{WT,j} \hat{\mathbf{x}}_{W,0} \quad (19)$$

gleichgesetzt. Mit $\mathbf{T}_{\text{tilt},j}$ wird dabei die Transformation der gewünschten Kippung um β_j bezeichnet, die sich somit über

$$\mathbf{T}_{\text{tilt},j} = \begin{bmatrix} \mathbf{R}_{y,j}(\beta_j) & \mathbf{0} \\ \mathbf{0}^\top & 1 \end{bmatrix} \quad (20)$$

ausdrücken lässt. Das Gleichsetzen der resultierenden Transformationsmatrizen aus den Gleichungen 18 und 19 ergibt nun

$$\mathbf{T}_{H\hat{H},j} = \mathbf{T}_{TH}^{-1} \mathbf{T}_{WT,j}^{-1} \mathbf{T}_{\text{tilt},j} \mathbf{T}_{WT,j} \mathbf{T}_{TH}. \quad (21)$$

Aus $\mathbf{T}_{H\hat{H},j}$ lassen sich schließlich die Positionierparameter für den Hexapoden (drei Positionswerte und drei Winkelwerte) extrahieren. Zur Berechnung der Winkelwerte aus $\mathbf{T}_{H\hat{H},j}$ siehe Anhang A.1.

Soll die Quellentrajektorie (fiktive Position der Quelle $\hat{\mathbf{s}}_{W,j}$) berechnet werden, so muss beachtet werden, dass für die fiktive Bewegung der Quelle von einer aktiven auf eine passive Betrachtungsweise gewechselt wird und die Quellenbewegung durch die inverse Transformation gegeben ist [138]:

$$\hat{\mathbf{s}}_{W,j} = (\mathbf{T}_{\text{tilt},j} \mathbf{T}_{WT,j})^{-1} \hat{\mathbf{s}}_{W,0} = \mathbf{T}_{WT,j}^{-1} \mathbf{T}_{\text{tilt},j}^{-1} \hat{\mathbf{s}}_{W,0}. \quad (22)$$

Wie in Abbildung 25 b) angedeutet findet für den Quellenpunkt die Rotation folglich in umgekehrter Reihenfolge und mit den negativen Winkeln $-\beta$ bzw. $-\alpha$ statt.

5 Trajektorieneinmessung und geometrische Messgenauigkeit

In diesem Kapitel wird die Einmessung der Scantrajektorie und die damit verbundene erreichbare geometrische Messgenauigkeit behandelt. Diese Punkte sind wesentlich für den erfolgreichen Einsatz von 3-D-Scantrajektorien für metrologische Zwecke, weshalb dieses Kapitel auch den Schwerpunkt dieser Arbeit darstellt. In Abschnitt 5.1 wird zuerst dargelegt, warum die Rekonstruktion eines CT-Scans nach den im vorangehenden Kapitel vorgestellten Methoden ohne weitere Einmessung für die messtechnische Anwendung zu unzufriedenstellenden Ergebnissen führt. Es wird abgeleitet, dass die Stärke und Art der Positionierabweichungen die Auswahlmöglichkeiten an zielführend anwendbaren Einmessstrategien beeinflusst. Daher werden die Positionierabweichungen des verwendeten Hexapoden im anschließenden Abschnitt 5.2 genauer charakterisiert. In Abschnitt 5.3 wird eine Methode zur Detektion projizierter Kugelmittelpunkte vorgestellt. Diese wird für die entwickelten Einmessstrategien, die in Abschnitt 5.4 vorgestellt werden, benötigt. Im abschließenden Abschnitt 5.5 werden die unterschiedlichen Einmessstrategien einerseits im Hinblick auf die erreichbare geometrische Messgenauigkeit, aber auch im industriell relevanten Kontext von Aufwand und Kosten verglichen. Auf diese Weise sollen Aussagen und Entscheidungskriterien erzielt werden, die auch auf die Anwendung anderer Positioniersysteme übertragbar sind.

5.1 Ableiten des Bedarfs zur Trajektorieneinmessung

Verwendet man die nach Gleichung 17 (Seite 56) berechneten Projektionsmatrizen unter Verwendung der Approximation nach Gleichung 14 (Seite 55), so zeigt sich über verschiedene Datensätze hinweg, dass im Vergleich zum Kreisscan zusätzliche Artefakte auftreten, die auch die dimensionelle Messgenauigkeit verschlechtern. Dies ist exemplarisch in Abbildung 26 dargestellt. Details zur verwendeten 3-D-Scantrajektorie und den Messparametern für dieses Beispiel finden sich in Anhang A.6.4. Das verwendete Messobjekt, das auch in den folgenden Kapiteln für Vergleichsuntersuchungen bezüglich der geometrischen Messgenauigkeit verwendet wird, wird im Folgenden als *Universalprüfkörper* bezeichnet und in Anhang A.4 genauer beschrieben.

Ein naheliegender Grund für die unzureichende Qualität sind Abweichungen der realen Lage des Hexapod-Koordinatensystems gegenüber der angenommenen Lage (T_{TH} nach Gleichung 14). Eine weitere Ursache könnte jedoch auch in Positionierabweichungen des Hexapoden liegen, also Abweichungen

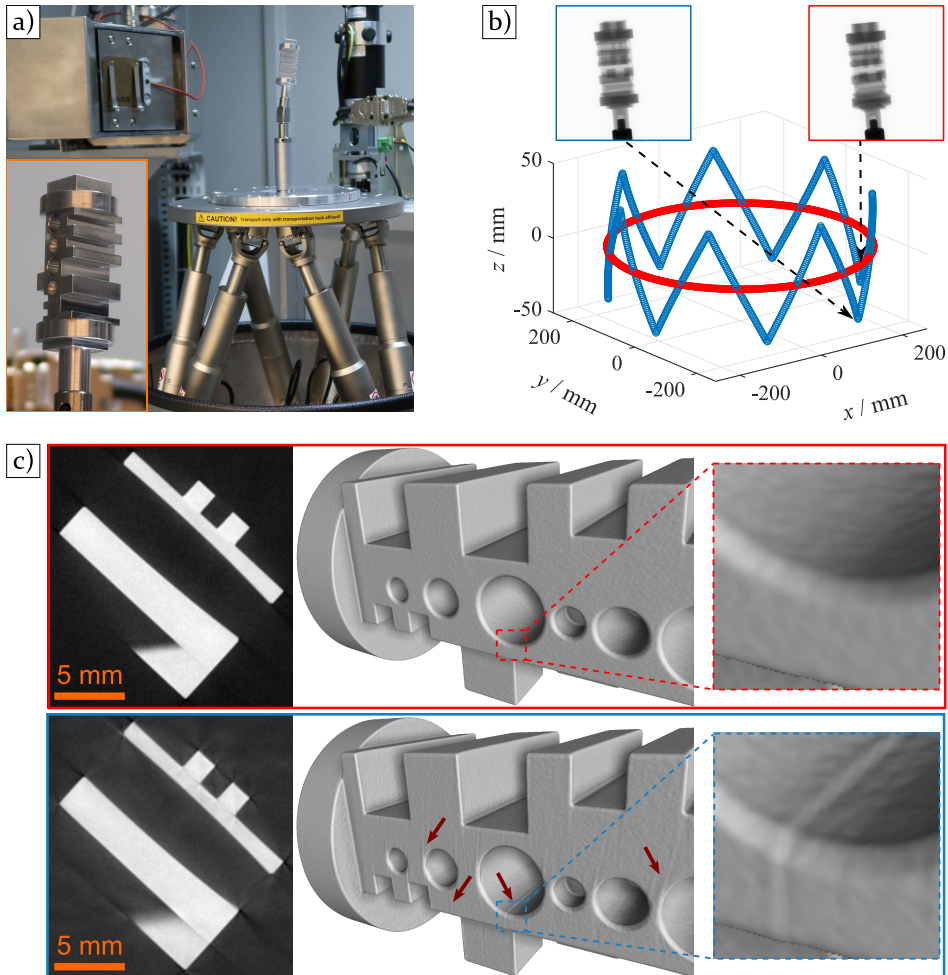


Abbildung 26: Qualitative Ergebnisse für eine 3-D-Scantrajektorie bei Verwendung berechneter Projektionsmatrizen nach Gleichung 17 und der näherungsweise angenommenen Hexapodlage nach Gleichung 14 im Vergleich zur Kreistrajektorie. a) Aufgespanntes Messobjekt *Universalprüfkörper*. b) Quellentrajektorien. c) Schnittbild durch den Volumendatensatz und rekonstruierte Oberfläche. Beispielhafte Stellen mit prägnanten Artefakterscheinungen bei der 3-D-Scantrajektorie sind mit Pfeilen gekennzeichnet.

für die Transformationen $T_{HH,j}$. Bei den Komponenten P_S , T_{SW} und $T_{WT,j}$ ist davon auszugehen, dass die Abweichungen gering sind, da diese Komponenten auch für den Kreisscan angewendet werden, welcher keine deutlichen Artefakte aufweist.

Insgesamt kann gefolgert werden, dass eine geeignete Methode zur Trajektorieneinmessung notwendig ist. Je nachdem, welche Positioniergenauigkeit der Hexapod im realen Anwendungsfall aufweist, ergeben sich hierbei unterschiedliche Anforderungen. Besitzt der Hexapod eine hohe Positioniergenauigkeit, d. h. vernachlässigbare systematische als auch zufällige Abweichungen, so ist es ausreichend die unbekannte Ausgangslage T_{TH} im Vorfeld exakt zu ermitteln (Koordinatensystemeinmessung). Die Projektionsmatrizen für beliebige Scantrajektorien können dann über Gleichung 17 berechnet werden. Das Vorgehen für die Koordinatensystemeinmessung ist schematisch in Abbildung 27 a) skizziert.

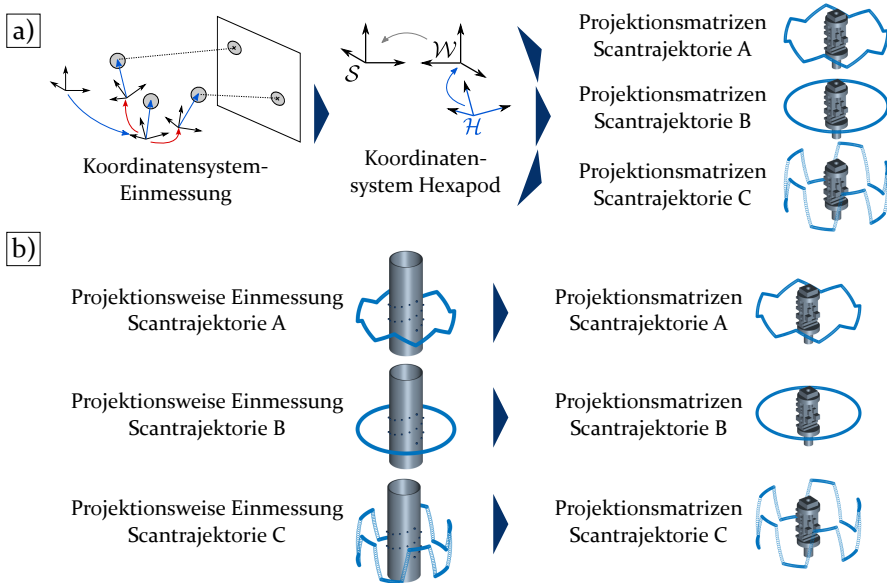


Abbildung 27: Unterschiedliche Strategien für die Trajektorieneinmessung. a) Koordinatensystemeinmessung mit anschließender Berechnung der Scantrajektorie in Form von Projektionsmatrizen. b) Projektionsweise Einmessung mittels kalibriertem Mehrkugleinmesskörper. Für diese Methodik ist auch eine Einmessung in situ (gleichzeitiges Scannen von Einmesskörper und Messobjekt) denkbar.

Liegen signifikante systematische Positionierabweichungen bei gleichzeitig zu vernachlässigenden zufälligen Abweichungen vor, so können die systematischen Abweichungen (falls hinreichend genau bekannt) entweder rechnerisch korrigiert, d. h. in Gleichung 17 für $T_{HH,j}$ berücksichtigt werden, oder

aber die Projektionsmatrixbestimmung findet nicht rechnerisch, sondern projektionsweise durch Wiederholung des Scans mit einem Mehrkugleinmesskörper und Anwendung einer entsprechenden Einmessmethode (siehe Abbildung 27 b) und Ausführungen in Abschnitt 2.8) statt. Letzteres hat den Vorteil, dass theoretisch auch eventuelle Abweichungen der mechanischen Komponenten des CT-Geräts mit berücksichtigt werden, aber auch den Nachteil, dass bei Veränderung der Scantrajektorie jeder Scan mit dem Einmesskörper wiederholt werden muss.

Liegen zusätzlich auch signifikante zufällige Positionierabweichungen vor, so ist eine In-situ-Einmessmethode notwendig, beispielsweise durch gleichzeitiges Scannen von Messobjekt und Mehrkugleinmesskörper. Dies kann jedoch je nach Ausgestaltung des Einmesskörpers durch die zusätzlich zu durchstrahlenden Komponenten zu zusätzlichen Abbildungsartefakten führen.

Um eine Abschätzung treffen zu können, welche Einmessstrategien für den verwendeten Hexapoden zielführend sein könnten, werden im nachfolgenden Abschnitt die Positionierabweichungen genauer charakterisiert.

5.2 Untersuchungen zur Positioniergenauigkeit

Das Datenblatt des Hexapod-Herstellers (siehe Anhang A.8) liefert nur unzureichende Informationen für die vorliegenden Zwecke, da keine Angaben zur absoluten Positioniergenauigkeit, d. h. unter Berücksichtigung systematischer Abweichungen, enthalten sind. Die „Wiederholgenauigkeit“¹ für Translationen ist mit $\pm 0,5 \mu\text{m}$ für die horizontalen Koordinatensystemachsen und mit $\pm 0,4 \mu\text{m}$ für vertikale Translationen angegeben. Für Kippungen um die horizontalen Koordinatensystemachsen, die für die vorliegende Arbeit vor allem relevant sind, wird die Wiederholgenauigkeit mit $\pm 7 \mu\text{rad}$ angegeben. Für einen um 100 mm vom Drehpunkt entfernten Punkt bedeutet dies eine räumliche Abweichung von 0,7 μm von der Sollposition. Im Kontext der angegebenen maximalen Längenmessabweichung für das verwendete CT-Gerät (E_{MPE} nach VDI/VDE 2630 Blatt 1.3 [141] von über 9 μm , vgl. Anhang A.7) kann davon ausgegangen werden, dass ein In-situ-Einmessverfahren für die Scantrajektorie nicht notwendig ist, sofern die angegebenen Werte zur Wiederholpräzision eingehalten werden. Um dies nachzuprüfen und auch systematische Positionierabweichungen charakterisieren zu können, wurden diverse Untersuchungen mit unterschiedlichen Messsystemen durchgeführt.

¹ Bei dieser Angabe handelt es sich nach [139] um eine leicht veränderte Definition der *positioning repeatability* nach ISO 230-2 [140] und damit um ein Maß für die Wiederholpräzision.

Kippwinkelabweichungen wurden mit Hilfe eines Autokollimationsfernrohrs (TriAngle 300-38, TRIOPTICS GmbH) gemessen [S4]. Über verschiedene Messreihen hinweg ergab sich hier betragsmäßig eine maximale Absolutabweichung von $8 \mu\text{rad}$, welche im Kontext der Herstellerangaben zur Wiederholpräzision ($\pm 7 \mu\text{rad}$) und der Genauigkeitsangabe für das Autokollimationsfernrohr ($\pm 3,6 \mu\text{rad}$) als gering eingestuft werden kann. Einschränkend muss jedoch erwähnt werden, dass mit dem Autokollimationsfernrohr ohne zusätzlichen Polygonspiegel nur sehr kleine Kippwinkel bis maximal $0,3^\circ$ überprüfbar waren.

Aus Erfahrungen am Lehrstuhl für Fertigungsmesstechnik zum Einsatz eines Hexapoden für messtechnische Zwecke [142] war zu erwarten, dass die Eigen Erwärmung der elektrischen Antriebe insbesondere nach einem Kaltstart und bei intensiver Bewegung zu einer thermisch bedingten Ausdehnung der Hexapodaktoren und folglich zu einer Drift des Messobjekts führen kann, die nicht in den Angaben des Datenblatts berücksichtigt ist. Um diese Drift über einen längeren Zeitraum und auch während einer kontinuierlich durchgeführten Bewegung der Plattform analysieren zu können, wurde hierfür ein röntgenographischer Ansatz gewählt, bei welchem das CT-System selbst genutzt wird. Wie in Abbildung 28 zu sehen ist, wird dabei die Projektion einer Metallkugel, die in eine schwach absorbierende Aufspannhülse eingepresst ist, verfolgt. Die Position der Kugelprojektion im Pixelraster lässt einen Rückschluss auf laterale Bewegungen der Kugel zu. Da der parallelkinematische Aufbau des Hexapoden rotationssymmetrisch ist und die Drift vorrangig in vertikale Richtung erwartet wird, wird es als unproblematisch betrachtet, dass die axiale Komponente (in Richtung des Hauptstrahls) nicht erfasst wird bzw. nur unzureichend über den Durchmesser der Kugelprojektion erfasst werden könnte.

Für die durchgeführten Messungen wurde an einem der Hexapodaktoren ein Kontakttemperatursensor befestigt, um Verschiebungen auf die Erwärmung des Hexapoden zurückführen zu können. An dieser Stelle ist zu erwähnen, dass das Ziel der Temperaturmessung nur eine qualitative Vergleichsmöglichkeit zur Korrelation mit den Positionsdriften war. Zur Erfassung des kompletten, orts- und zeitaufgelösten Temperaturfelds des Geräts wäre ein deutlich höherer messtechnischer Aufwand nötig, auf den hier verzichtet wurde. Die Messungen wurden – wenn nicht anders erwähnt – mit einer Röhrenspannung von 120 kV, einem Röhrenstrom von $180 \mu\text{A}$ und einer Vergrößerung von $M = 7,25$ durchgeführt.

Bei Messungen mit dem in Abbildung 28 gezeigten Aufbau ist zu beachten, dass die Komponenten des CT-Geräts wie der Detektor und insbesondere die Röntgenröhre ein dynamisches thermisches Verhalten aufweisen. So

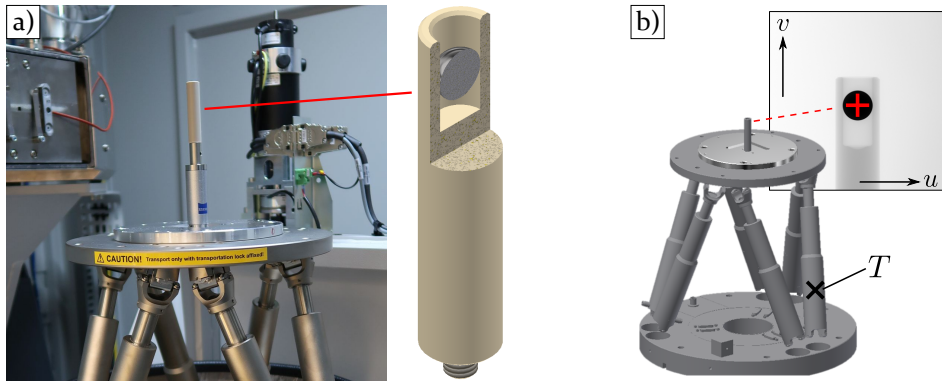


Abbildung 28: Röntgenographische Messung der thermischen Drift durch Eigenerwärmung. a) Messaufbau. b) Detektion des projizierten Kugelmittelpunkts. An der mit „T“ markierten Stelle wurde ein Kontakttemperatursensor befestigt. In Anlehnung an [P1] und [P4].

kann es auch bei diesen zu Temperaturänderungen und damit zu ausdehnungsbegründeten Verschiebungen des Brennflecks [143] kommen. Genau diese Einflüsse können jedoch auch mit der vorliegenden Methode (ohne Einsatz des Hexapoden) charakterisiert werden, so dass die zusätzlichen Abweichungen durch den Hexapoden dazu ins Verhältnis gesetzt werden können. Gleichzeitig kann die Genauigkeit des Kugeltrackings, welches in Abschnitt 5.3 im Detail beschrieben wird und eine wichtige Grundlage für die nachfolgenden Einmessmethoden darstellt, abgeschätzt werden.

Vor den eigentlichen Messreihen zur Charakterisierung des Hexapoden wurden daher mehrstündige Messungen ohne eingebauten Hexapoden bzw. auch mit eingebautem, aber ausgeschaltetem Hexapoden durchgeführt. Die Ergebnisse sind in Form der horizontalen/vertikalen Pixelverschiebung (δu , δv) der projizierten Kugel in Abbildung 29 zu sehen.

Obwohl zwischen den einzelnen Messreihen mehrere Monate liegen, zeigt sich konsistent eine systematische Drift im Detektorbild nach links unten, die sich mit fortschreitender Messdauer verlangsamt. Zwischen den Messreihen sind nur geringfügige Unterschiede erkennbar. Für den Fall, dass die Drift rein auf eine Verschiebung des Brennflecks der Röntgenröhre zurückzuführen ist, lässt sich unter der Verwendung der Vergrößerung $M = 7,25$ die Distanz der lateralen Brennfleckdrift δ_S aus der Distanz der Kugelprojektionsdrift δ_D nach

$$\delta_S = \frac{1}{M - 1} \delta_D \quad (23)$$

berechnen. Die Kugelprojektionsdrift wird dabei über $\delta_D = \|(p_u \delta u, p_v \delta v)^\top\|_2$ mit den Pixelabständen $p_u = p_v = 0,2$ mm erhalten. Für die in Abbildung 29

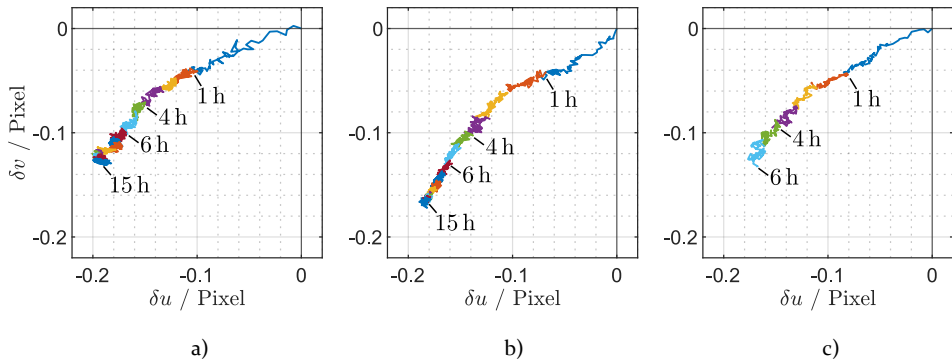


Abbildung 29: Drift der detektierten Projektion des Kugelmittelpunktes bei Langzeitmessreihen. a) Ohne eingebauten Hexapoden. b) Mit eingebautem, jedoch ausgeschaltetem Hexapoden. c) Wiederholung von b) bei verkürzter Messdauer. Die Positionsdrift (horizontale/vertikale Abweichung $\delta u/\delta v$ in Pixel) ist stundenweise eingefärbt. Zwischen den Durchführungen der drei Messreihen liegen mehrere Monate. Im Falle einer reinen Brennfleckdrift entsprechen 0,1 Pixel einer Brennfleckverschiebung von 3,2 μm .

gezeigten Messreihen würde sich nach Gleichung 23 für eine Pixeldrift von 0,1 Pixel eine Brennfleckverschiebung von 3,2 μm ergeben. Die maximale Drift (Abstand zwischen Anfangs- und Endposition) in Teilbild b) entspräche so einer Brennfleckverschiebung von ca. 8 μm .

Zur Abschätzung der erzielbaren Präzision der Methode zur Kugelverfolgung (für den Einsatzzweck der Charakterisierung des Hexapoden) werden die letzten fünf Stunden der längeren Messreihen betrachtet. In diesem Zeitraum ist nur noch eine vernachlässigbare Drift erkennbar. Aus der empirischen Verteilung der u - und v -Komponenten der Pixelpositionen ergibt sich, dass sich 95 % der Einzelwerte innerhalb eines Bereichs von ca. $\pm 0,007$ Pixel befinden.

Die ermittelte Präzision für die Kugelverfolgung sowie die Drift durch das CT-System selbst ist bei den nachfolgenden Messreihen zur Charakterisierung des Hexapoden zu berücksichtigen.

Als nächster Schritt wurde untersucht, wie sich die Eigenerwärmung nach dem Einschalten des Hexapoden – jedoch noch ohne Verfahren der Plattform – auswirkt. Dieser Versuch wurde bei einer Vergrößerung von $M = 8,6$ durchgeführt. Um die Einflüsse der Drift der CT-Komponenten gering zu halten, wurde für diese Messreihe die Röntgenstrahlung bereits ca. eine Stunde vor der Messung eingeschaltet. Aufgrund der – trotz der Wartezeit – nun deutlich erhöhten Drift der Kugelprojektion kann diese hauptsächlich auf eine Bewegung der Kugel bzw. Ausdehnung des Hexapoden zurückgeführt werden. Daher wurde bei den in Abbildung 30 gezeigten Ergebnissen bereits

von der Kugelprojektionsdrift δ_D auf die Objektdrift δ_O (Positionsdrift der Kugel) zurückgerechnet. Dafür wurde folgender Zusammenhang verwendet:

$$\delta_O = \frac{1}{M} \delta_D. \quad (24)$$

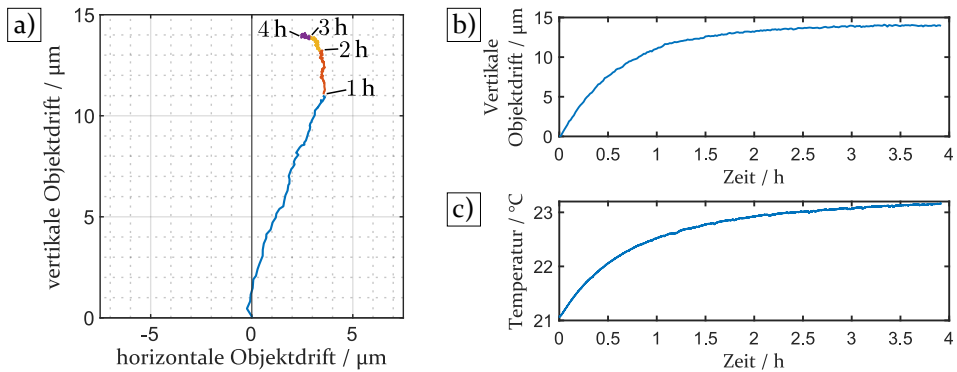


Abbildung 30: Drift nach Einschalten des Hexapoden. a) Laterale Drift der Kugel. b) Zeitlicher Verlauf der vertikalen Komponente. c) Temperatur am Hexapodaktor.

Aus Teilbild 30 a) lässt sich erkennen, dass die Kugeldrift eine deutliche vertikale Komponente nach oben aufweist. Betrachtet man nur diese im zeitlichen Verlauf (Teilbild b)), ist eine deutliche Korrelation mit dem Temperaturverlauf (Teilbild c)) zu erkennen, was die thermische Ausdehnung als Ursache bestätigt. Die Positionsdrift nach 4 h beträgt 14 µm, wobei beachtet werden muss, dass mit diesem Wert die Positionsdrift der Kugel möglicherweise durch verbleibende Einflüsse einer Brennfleckdrift leicht zu gering eingeschätzt wurde.

Um zu analysieren, welche Auswirkungen ein dynamischer Betrieb des Hexapoden verursacht, wurden weitere Messreihen durchgeführt, bei denen die Kugel vier Stunden lang kontinuierlich zwischen zwei Positionen (± 20 mm in vertikale Richtung) wechselt (siehe Abbildung 31 a)). Die Bewegung wird dabei nur während der Belichtungszeit der Bildaufnahme unterbrochen. Die Objektdrift wird anhand der Kugelprojektionsdrift für die obere Stellung ermittelt. Die Objektdrift wurde nach den vier Stunden der Bewegungsphase bei zwei Messreihen noch für zwei weitere Stunden bei Stillstand des Hexapoden aufgenommen. Für eine der Messreihen wurden die in Abbildung 31 b) zu sehenden Zusatzgewichte (4,4 kg) montiert, um eine mögliche Lastabhängigkeit ermitteln zu können. Die Teilbilder c) und d) zeigen, dass ein qualitativ ähnlicher Verlauf wie bei der Inbetriebnahme ohne Bewe-

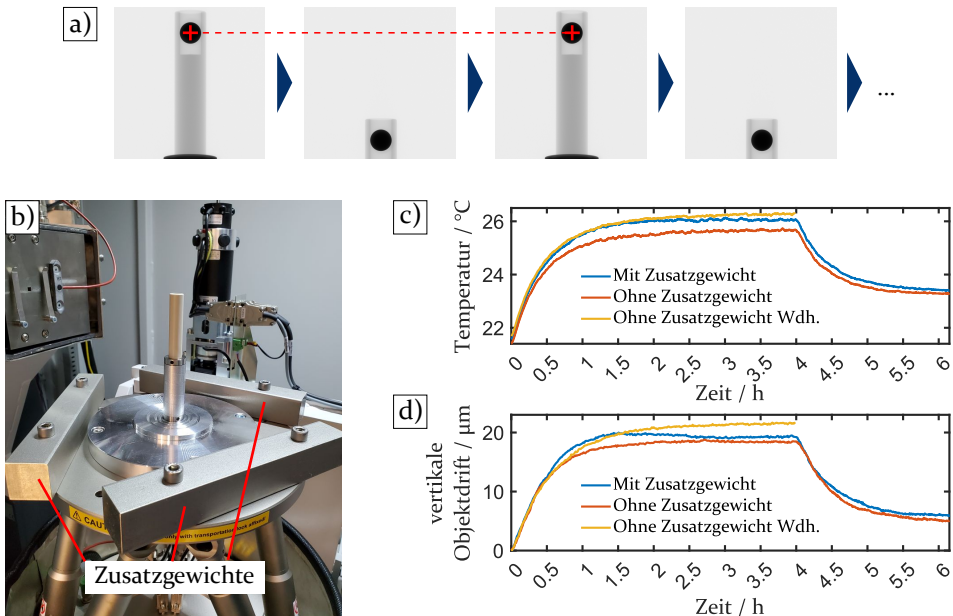


Abbildung 31: Drift nach Einschalten und anschließender kontinuierlicher Auf-Ab-Bewegung des Hexapoden mit und ohne Zusatzgewicht. Nach 4 h wurde die Bewegung abgebrochen und der Hexapod im eingeschalteten Zustand belassen. Der erste Teil der Messung ohne Zusatzgewicht wurde in einem Abstand von fünf Monaten wiederholt.

gung vorliegt. Sowohl die Temperatur mit ca. $26\text{ }^{\circ}\text{C}$ als auch die vertikale Objektdrift mit Werten zwischen $18,5\text{ }\mu\text{m}$ und $21,5\text{ }\mu\text{m}$ erreichen jedoch ein höher liegendes Niveau und der Anstieg verläuft steiler. Nach dem Beenden der Auf-/Ab-Bewegung stellt sich zwar ein ähnliches Temperaturniveau wie beim statischen Versuch ein, das sich einpendelnde Niveau der Objektdrift weicht mit $5\text{ }\mu\text{m}$ bis $6\text{ }\mu\text{m}$ jedoch stark ab. Mögliche Ursachen könnten neben unterschiedlichen Umweltbedingungen und einer nicht erkennbaren unterschiedlichen Temperaturverteilung über das Gesamtgerät auch die nicht erfassbare unterschiedliche Totzeit zwischen manueller Inbetriebnahme des Hexapoden und Aufnahme der ersten Projektion sein. Die Unterschiede bei Wiederholung einer Messreihe sind größer als der Unterschied, der sich mit bzw. ohne Zusatzgewichte ergibt. Von einer Lastabhängigkeit kann daher für typische Messobjektgewichte nicht ausgegangen werden.

Die bisherigen Ergebnisse konnten das thermisch bedingte Driftverhalten bereits gut charakterisieren. Mit der verwendeten röntgenographischen Methode kann zusätzlich auch die erreichbare Präzision des Hexapoden untersucht werden, indem die Streuung detektierter Kugelpositionen für bestimmte Posen des Hexapoden analysiert werden. Dafür wurde eine zusätz-

liche Messung durchgeführt, bei der eine Sequenz an Kippungen um horizontal liegende Rotationsachsen (siehe Abbildung 32 a)) über einen Zeitraum von 18 Stunden wiederholt wurde. Kippungen um horizontale Drehachsen wurden deshalb gewählt, weil hauptsächlich mit diesen eine vorteilhafte Generierung von 3-D-Scantrajektorien erreicht werden kann, was auch in den Untersuchungen der Kapitel 6 und 7 genutzt wurde. Für Translationen in vertikale Richtung, die bisher verwendet wurden, wäre eine höhere Positioniergenauigkeit zu erwarten, die dann jedoch nicht dem Anwendungsfall entsprechen würde. Entsprechend der potenziellen Anwendung wurde der Drehpunkt grob auf die Höhe der Kugel gesetzt (Drehpunkteinstellung von $(0; 0; 50 \text{ mm})^T$ im Hexapod-Basiskoordinatensystem). Die lange Aufnahme-

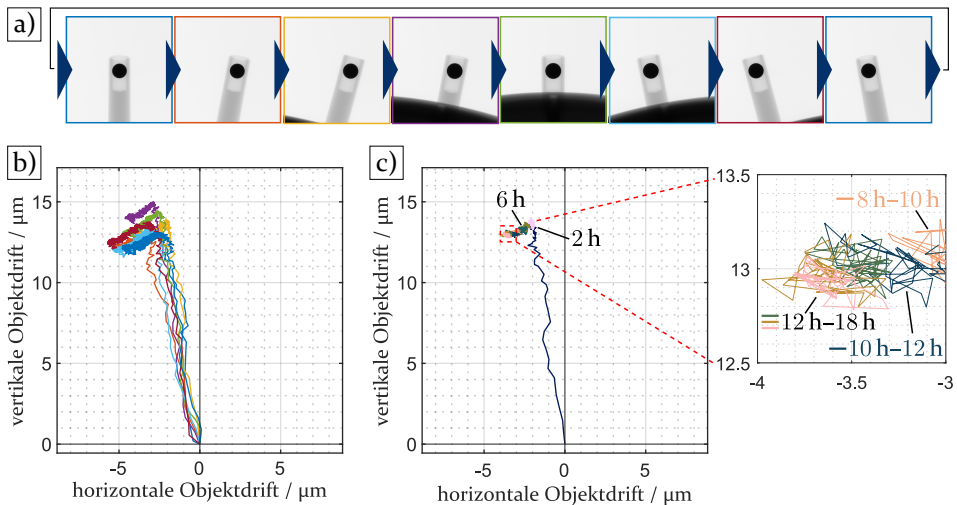


Abbildung 32: Untersuchung zur Drift und Präzision für Kippungen um horizontale Achsen. a) Wiederholte Sequenz an 15° -Kippungen um horizontale Drehachsen (45° -Versatz zwischen den Drehachsen). b) Objektdrift ausgewertet für die acht farbcodierten Posen der Sequenz. c) Beispielhaft dargestellte dritte Pose der Sequenz, farbcodiert mit zweistündigen Intervallen.

dauer wurde gewählt, damit ein thermisch stabiler Zustand aller Komponenten erreicht wird, der dann die Untersuchung zufälliger Positionierabweichungen ermöglicht. Um dennoch zusätzlich die Einflüsse der Drift des Hexapoden und der CT-Komponenten mit abbilden zu können, wurde die Aufnahmereihe direkt nach dem Kaltstart des Hexapoden gestartet. Die Veränderung der Position der Kugelprojektion über die Zeit wurde dann für jede einzelne Pose der Sequenz analysiert. In Abbildung 32 b) sieht man diese Veränderung, bereits zurückgerechnet auf eine Objektdrift der Kugel. Die einzelnen Posen liefern einen weitgehend konsistenten Verlauf. Systematische Abweichungen können sich durch den unterschiedlichen Zeitpunkt für die Aufnahme der ersten Projektion jeder Pose ergeben. In Teilbild c)

ist exemplarisch die dritte Pose der Sequenz einzeln dargestellt. Die Kurve ist hier farblich nach zweistündigen Intervallen eingefärbt. Nach der etwa zweistündigen Ausdehnungsphase ist eine langsamere Drift nach links unten zu erkennen. Für die acht Posen entspricht diese langsame Drift im Mittel einer Kugelprojektionsverschiebung von ca. 0,08 Pixel. Vergleicht man diesen Wert mit Abbildung 29, so kann vermutet werden, dass die langsame Drift nach links unten nicht durch den Hexapoden, sondern durch die CT-Komponenten (vermutlich durch eine Röhren-/Brennfleckdrift) verursacht wurde.

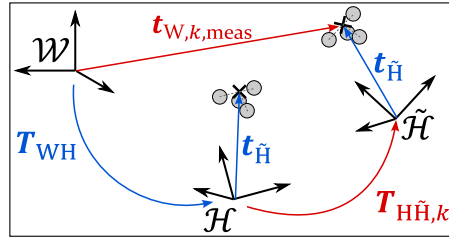
Zur Auswertung der Präzision wurden die Datenpunkte aller Posen der letzten vier Stunden verwendet, da in diesem Zeitraum keine Drift mehr erkennbar ist (vgl. vergrößerte Ansicht in Abbildung 32 c)). Unter Annahme einer Normalverteilung ergibt sich hier für die Streuung um die Mittelwerte ein 95-%-Vorhersageintervall von $\pm 0,26 \mu\text{m}$ für die horizontale Komponente und $\pm 0,19 \mu\text{m}$ für die vertikale Komponente. Basierend auf diesen geringen Werten lässt sich festhalten, dass der Hexapod prinzipiell in der Lage zu einer hohen Wiederholpräzision ist, die im Vergleich zum Driftverhalten des CT-Geräts vernachlässigbar ist. Problematisch ist aber die Erwärmung und thermische Ausdehnung des Hexapoden, der insbesondere nach einem Kaltstart zu vergleichsweise hohen systematischen Positionierabweichungen führen kann. Eine ausreichende Aufwärmphase kann hier zu einer Verbesserung beitragen, jedoch bleibt die Abhängigkeit vom zeitlichen Bewegungsablauf. Für den Fall einer projektionsweisen Trajektorieneinmessung mit identischer Wiederholung des CT-Scans mit einem Mehrkugleinmesskörper kann jedoch davon ausgegangen werden, dass das zeitliche Aufwärm- und Abkühlverhalten weitgehend identisch ist, so dass eine ausreichende Wiederholpräzision für diese Zwecke angenommen werden kann.

Für eine Koordinatensystemeinmessung hingegen sind systematische Positionierabweichungen relevant. Zur Ermittlung dieser wurde ein Ansatz auf Basis von Messungen mittels taktilem Koordinatenmessgerät, ähnlich wie in der Veröffentlichung von Metzner und Hausotte [142] beschrieben, verwendet. Abbildung 33 zeigt die gewählte zugrundeliegende Methodik. Im Folgenden wird das Vorgehen grob umrissen, bevor die genauen Details der einzelnen Schritte inklusive der mathematischen Betrachtung beschrieben werden. Auf den Hexapoden wurden vier Tastkugeln (Kugelmateriale Rubin) aufgespannt, die normalerweise als Antastkugeln für taktile Koordinatenmessungen dienen und daher sowohl eine geringe Geometrieabweichung (Rundheit) als auch günstige mechanische Eigenschaften besitzen. Mit dem aufgewärmten Hexapoden wurden verschiedene Posen angefahren und für jede dieser Posen die Position des geometrischen Schwerpunkts aus den vier taktile gemessenen Kugelmittelpunktpositionen bestimmt. Aus diesen Messdaten lässt sich

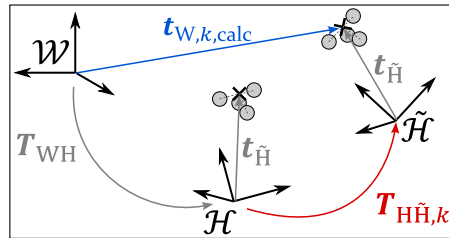
Messung Schwerpunkt aus vier Kugelmittelpunkten für N Posen



Ermittlung Lage Hexapodkoordinatensystem (Optimierung, Verwendung aller Posen)



Errechnete Position (Einzelne Pose)



Positionsabweichung für einzelne Pose:
 $\Delta t_k = \|t_{W,k,calc} - t_{W,k,meas}\|_2$

Abbildung 33: Methodik zur Bestimmung von systematischen Positionierabweichungen mittels taktiler Koordinatenmessung und Optimierungsansatz. Rot gekennzeichnete Parameter sind Eingabewerte, blau gekennzeichnete Parameter Ausgabewerte (aus Optimierung oder Berechnung) und grau gekennzeichnete Parameter Konstanten.

in einem ersten Schritt die Lage des Hexapodbasiskoordinatensystems \mathcal{H} im Maschinen- bzw. Weltkoordinatensystem des Koordinatenmessgeräts \mathcal{W} bestimmen (ausgedrückt durch die Transformation T_{WH}), so dass anschließend durch einen Vergleich von theoretisch berechneten und tatsächlich gemessenen Positionen die absolute Positionierabweichung für einzelne Posen bestimmt werden kann.

Die konkrete Durchführung der beschriebenen Methodik wurde mit $N = 30$ Posen durchgeführt, wobei zwei Posen zusätzlich vor und nach dem Messablauf wiederholt wurden, um die zeitliche Stabilität beurteilen zu können. Neben reinen Translationen und reinen Rotationen wurden auch Posen mit kombinierter Transformation angefahren. Eine Auflistung der genauen Posen befindet sich in Anhang A.6.1. Die Messung der Kugelmittelpunktskoordinaten wurde mit Hilfe des taktilen Koordinatenmessgeräts UPMC 1200 CARAT S-ACC (Carl Zeiss Industrielle Messtechnik GmbH, Oberkochen) durchgeführt. Wie in der oberen Schemazeichnung in Abbildung 33 angedeutet,

wird so für jede Pose $k \in \{1, \dots, N\}$ der geometrische Schwerpunkt aus den Kugelmittelpunkten (arithmetisches Mittel der Koordinaten) in Form des Vektors $\mathbf{t}_{W,k,\text{meas}}$ gemessen. Die durchgeführte Transformation der Hexapodplattform $\mathbf{T}_{H\tilde{H},k}$ ist aus den gewählten Parametern für jede Pose bekannt (Berechnung aus den Positionierparametern, siehe Gleichung 9 auf Seite 46). Die Lagebestimmung für das Hexapodkoordinatensystem (\mathbf{T}_{WH}) wird nun über einen Optimierungsansatz durchgeführt, der aus den später gezeigten Methoden zur Scantrajektorieneinmessung (Abschnitt 5.4) heraus motiviert war und auf einer Koordinatensystemverkettung basiert, wie sie bereits in Abschnitt 4.3.2 zur Berechnung von Projektionsmatrizen verwendet wurde. Der Messpunkt $\mathbf{t}_{W,k}$ lässt sich über die kinematische Kette ausdrücken als

$$\hat{\mathbf{t}}_{W,k} = \mathbf{T}_{WH} \mathbf{T}_{H\tilde{H},k} \hat{\mathbf{t}}_{\tilde{H}}. \quad (25)$$

Dabei ist $\hat{\mathbf{t}}_{\tilde{H}}$ die Schwerpunktposition in homogenen Koordinaten im mitbewegten Hexapod-Koordinatensystem $\tilde{\mathcal{H}}$ und damit zwar konstant, aber nicht bekannt. Die Lösung des Gleichungssystems 25 nach den unbekannt Parametern von \mathbf{T}_{WH} und $\hat{\mathbf{t}}_{\tilde{H}}$ stellt ein nichtlineares Optimierungsproblem dar. Prinzipiell ließe sich anstelle des Schwerpunkts auch jede Kugel einzeln betrachten und ein entsprechendes Gleichungssystem aufstellen. Dies wurde auch testweise durchgeführt. Die Ergebnisse waren jedoch weniger robust, weshalb auf eine detailliertere Betrachtung dieser Alternative verzichtet wird.

Für die Optimierung wird eine Zielfunktion festgelegt, welche iterativ durch Parameteranpassung minimiert wird. Unter Verwendung der dreidimensionalen Positionsabweichung des Schwerpunkts für jede Pose

$$\Delta \mathbf{t}_k = \mathbf{t}_{W,k,\text{calc}}(\boldsymbol{\theta}) - \mathbf{t}_{W,k,\text{meas}} \quad (26)$$

lässt sich als Zielfunktion die Summe der quadrierten, betragsmäßigen Positionsabweichungen (Distanzen Δt_k) festlegen:

$$\min_{\boldsymbol{\theta}} \sum_k \Delta t_k^2(\boldsymbol{\theta}) = \min_{\boldsymbol{\theta}} \sum_k \|\mathbf{t}_{W,k,\text{calc}}(\boldsymbol{\theta}) - \mathbf{t}_{W,k,\text{meas}}\|_2^2. \quad (27)$$

Dabei wurden die zu optimierenden Komponenten von \mathbf{T}_{WH} und $\hat{\mathbf{t}}_{\tilde{H}}$ in der Variable $\boldsymbol{\theta}$ zusammengefasst:

$$\boldsymbol{\theta} = (\varphi_{WH,x}, \varphi_{WH,y}, \varphi_{WH,z}, t_{WH,x}, t_{WH,y}, t_{WH,z}, t_{\tilde{H},x}, t_{\tilde{H},y}, t_{\tilde{H},z}). \quad (28)$$

Die Kleinste-Quadrate-Minimierung kann über den Levenberg-Marquardt-Algorithmus [144] durchgeführt werden. Für die vorliegenden Untersuchungen wurde dazu die *Optimization Toolbox* der Software MATLAB (The

MathWorks, Inc., Natick, MA, USA) verwendet [145]. Die resultierenden optimierten Parameter werden mit θ_{opt} bezeichnet.

Als Startwerte für die Optimierung wurden abgeschätzte Werte verwendet. Für eine schnellere Konvergenz wurden zudem die gemessenen Koordinaten von $t_{W,k,\text{meas}}$ um den Mittelwert über alle N Posen normiert. Nach der Optimierung lässt sich für jede einzelne Pose die dreidimensionale Positionsabweichung für den Schwerpunkt Δt_k mittels Gleichung 26 unter Verwendung von θ_{opt} berechnen. Das Ergebnis ist in Abbildung 34 a) zu sehen. Für eine übersichtlichere Darstellung wurden hier nur die Abweichungen von Posen eingezeichnet, die einer reinen Translation oder einer reinen Rotation entsprechen. Das quadratische Mittel der Positionsabweichungen über alle Posen

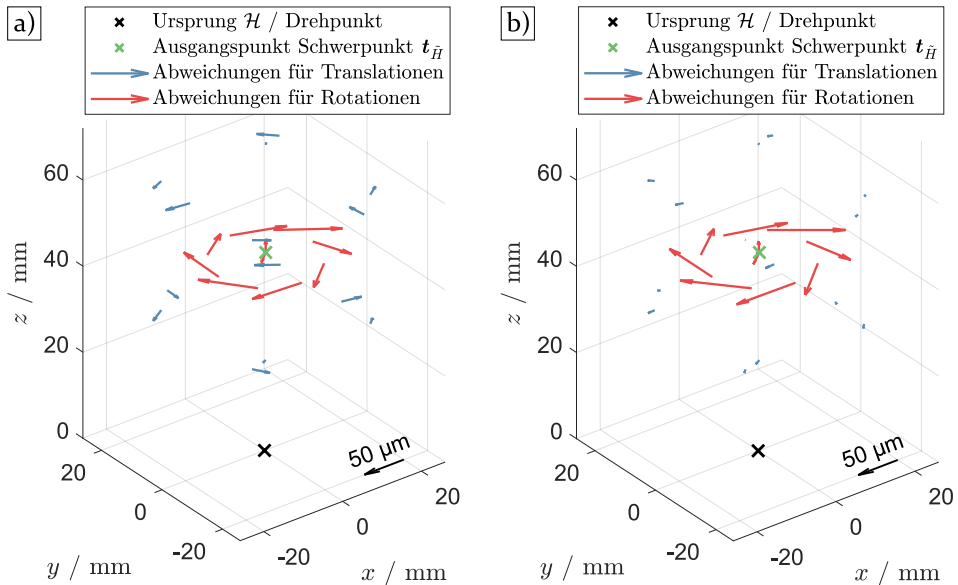


Abbildung 34: 3-D-Positionierabweichungen des Hexapoden, bestimmt nach der Methodik aus Abbildung 33. Die Pfeile zeigen jeweils vom berechneten transformierten Schwerpunkt in Richtung des gemessenen transformierten Schwerpunkts, wobei die Pfeillänge 200-fach vergrößert wurde. a) Ergebnis bei Ausgleich (Lagebestimmung des Hexapod-Koordinatensystems T_{WH}) über alle Posen. b) Ergebnis bei zweischrittigem Ausgleich (Bestimmung der Orientierung R_{WH} über reine Translationen und anschließende Positionsbestimmung des Ursprungs $t_{Ht,W}$ über reine Rotationen). Gegenüber Teilbild a) sind die Positionsabweichungen für Translationen (blaue Pfeile) in b) deutlich verringert.

beträgt $31 \mu\text{m}$, die maximale Abweichung $70 \mu\text{m}$. Auffällig in Abbildung 34 a) ist, dass ein systematisches rotationssymmetrisches Muster für die Rotationen um horizontale Achsen vorliegt (kreisförmige Anordnung roter Pfeile). Die Abweichungen bei Translationen zeigen teilweise ein gegenläufiges Muster. Daraus lässt sich ableiten, dass für Rotationen effektiv ein verändertes

Koordinatensystem vorliegt, das gegenüber dem Koordinatensystem bei reinen Translationen um die z-Achse verdreht ist. Da der Optimierungsansatz einen Ausgleich über alle Posen durchführt, wird ein mittleres (Ausgleichs-)Koordinatensystem erhalten. Legt man dagegen fest, dass die reinen Translationen die korrekte Orientierung des Koordinatensystems vorgeben, lässt sich dies durch einen zweischrittigen Optimierungsansatz berücksichtigen. Dabei werden zuerst nur reine Translationen verwendet um die Orientierung $\mathbf{R}_{WH}(\varphi_{WH,x}, \varphi_{WH,y}, \varphi_{WH,z})$ zu optimieren. Anschließend wird der Drehpunkt, d. h. die Lage des Ursprungs \mathbf{t}_{WH} des Hexapod-Ausgangskoordinatensystems unter Verwendung reiner Rotationen optimiert. Das Ergebnis ist in Abbildung 34 b) zu sehen. Für reine Translationen verringert sich damit das quadratische Mittel der Positionsabweichungen von 18,4 μm auf 5,6 μm und der Maximalwert von 27,2 μm auf 8,9 μm . Für reine Rotationen erhöht sich die Maximalabweichung dagegen von 70 μm auf 79 μm . Das rotationssymmetrische Abweichungsmuster für Rotationen um horizontale Achsen ist weiterhin deutlich erkennbar, während das Muster für Translationen verschwunden ist. Die Verdrehung des effektiven Koordinatensystems für Kippungen gegenüber dem für Translationen lässt sich somit noch deutlicher feststellen.

Zur Einordnung der Werte sei hier noch erwähnt, dass bei den wiederholt angefahrenen Posen (Messung zu Beginn, in der Mitte der Messreihe und am Ende) eine Drift von ca. 3 μm vorlag, wobei die x-Komponente am stärksten betroffen war, was für eine weitgehend relaxierte Erwärmung und thermische Ausdehnung spricht. Eine weitere Durchführung der kompletten Messreihe, bei der zusätzlich eine zwischenzeitliche mehrtägige Unterbrechung vorlag, ergab keine Veränderungen, die in Abbildung 34 erkennbar wären (Veränderung der quadratischen Mittel um $\leq 0,6 \mu\text{m}$).

Da die Abweichungen für Rotationen um horizontale Achsen eine sehr systematische Charakteristik aufweisen, bietet es sich prinzipiell an, diese genauer zu quantifizieren bzw. zu modellieren, um sie rechnerisch korrigieren zu können. Ein derartiger Versuch zur Korrektur der systematischen Positionierabweichungen für Kippungen wurde entwickelt und untersucht und ist in Anhang A.3 beschrieben. Wie dort näher ausgeführt, konnten die bei der taktilen Koordinatenmessung angefahrenen Posen zwar erfolgreich korrigiert werden, für die geometrische Messgenauigkeit bei CT-Scans mit Koordinatensystemeinmessung konnten jedoch keine Verbesserungen erzielt werden. Daher wird die Korrektur im Folgenden standardmäßig nicht angewandt.

Zusammenfassung der Untersuchungen zur Positioniergenauigkeit

Insgesamt lassen sich die wichtigsten Resultate dieses Abschnitts in folgenden Punkten zusammenfassen:

- Nach einem Kaltstart und durch Bewegungen der Plattform erwärmen die Motoren und elektrischen Komponenten des Hexapoden das Gerät, was zu einer Wärmeausdehnung in vertikale Richtung bis in den zweistelligen Mikrometerbereich führt. Für den Betrieb als CT-Positioniereinheit sollte eine ausreichende Aufwärmzeit oder Aufwärmfahrt (z. B. 1 Stunde für eine Verringerung der ausdehnungsbedingten Drift auf grob unter 2 μm) durchgeführt werden.
- Die Genauigkeit bzw. Wiederholpräzision der Positionierung ist aufgrund der oben genannten wärmeausdehnungsbedingten Einflüsse abhängig von der zeitlichen Historie durchgeführter Bewegungen und Stillstandszeiten.
- Im thermisch stabilen Zustand erreicht der Hexapod für Kippungen um horizontale Achsen, die hauptsächlich für die CT-Anwendung vorgesehen sind, eine hohe Wiederholpräzision im Submikrometerbereich, die im Vergleich zur ebenfalls charakterisierten Drift der CT-Komponenten vernachlässigbar ist.
- Während für Translationen sich die absolute Positioniergenauigkeit im Bereich der wärmeausdehnungsbedingten Abweichungen bewegt, liegen für Kippungen um horizontale Achsen beim untersuchten Anwendungsfall vergleichsweise hohe Positionierabweichungen im hohen zweistelligen Mikrometerbereich vor, die auf eine Verdrehung des Koordinatensystems bzw. der Lage der Drehachsen zurückzuführen ist.

Im Hinblick auf die Anwendbarkeit potenzieller Einmessstrategien mit dem Ziel einer nicht-signifikanten Erhöhung von Messabweichungen für 3-D-Scantrajektorien kann als Fazit festgehalten werden:

- Die Anwendbarkeit einer Koordinatensystemeinmessung ist aufgrund der ermittelten systematischen Positionierabweichungen fraglich.
- Die projektionsweise Trajektorien-Einmessung über Scanwiederholung mit Mehrkugleinmesskörper ist aufgrund der vergleichsweise hohen Wiederholpräzision vielversprechend.
- Die In-situ-Durchführung der letztgenannten Methode wird damit als nicht notwendig erachtet.

Für eine ganzheitliche Betrachtung wird auch die Koordinatensystemeinmessung weiterverfolgt. Im Sinne der Übertragbarkeit von Ergebnissen ist die Methodenentwicklung für diese insbesondere für Anwender mit genaueren Positioniervorrichtungen oder der Möglichkeit zur erfolgreichen Kompensation systematischer Abweichungen potenziell relevant.

Bevor auf die einzelnen entwickelten Einmessstrategien genauer eingegangen wird, soll zuerst auf die in dieser Arbeit verwendete Methodik zur Detektion projizierter Kugelmittelpunkte eingegangen werden, da diese für jede der Einmessstrategien mit möglichst hoher Genauigkeit benötigt wird.

5.3 Detektion projizierter Kugelmittelpunkte

Alle später vorgestellten Einmessstrategien beruhen auf der Detektion und Positionsermittlung einer oder mehrerer Kugeln im Durchstrahlungsbild. Für die Messung der Position eines projizierten Kugelmittelpunkts im Detektorkoordinatensystem gibt es dabei mehrere Möglichkeiten. In Vorversuchen stellte sich die Messung über die Kontur der projizierten Kugel als genauer heraus im Vergleich zu Methoden, die auf der projizierten Fläche beruhen (z. B. mit pixelweiser Gewichtung je nach Grauwert).

Bei der Bestimmung des projizierten Kugelmittelpunkts aus der Kontur der projizierten Kugel ist zu beachten, dass die Projektion einer Kugel eine elliptische Kontur ergibt und der Ellipsenmittelpunkt C nicht mit dem projizierten Kugelmittelpunkt M übereinstimmt (siehe Abbildung 35) [146].

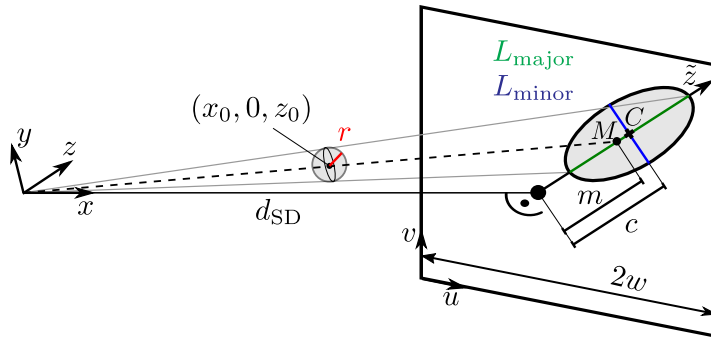


Abbildung 35: Kegelstrahlprojektion einer Kugel (Koordinatensystem gemäß [147]). Aus [P6].

Dennoch wird teilweise der Ellipsenmittelpunkt als projizierter Kugelmittelpunkt verwendet (siehe z. B. [121]). Aus der Literatur [147] ist jedoch auch ein Korrekturalgorithmus bekannt, mit Hilfe dessen rein aus den Parametern der Ellipse theoretisch exakt auf M geschlossen werden kann. Die zugehörige Formel lautet:

$$m = c - \frac{L_{\text{major}}^2 - L_{\text{minor}}^2}{4c}. \quad (29)$$

Die enthaltenen Parameter können aus Abbildung 35 abgeleitet werden.

Eigene Untersuchungen zeigten, dass die Korrekturformel in bestimmten Fällen anfällig gegenüber Abweichungen bei der Bestimmung der Ellipsenparameter ist und das Ergebnis sogar verschlechtern kann [P6, S5]. Es wurde daher eine abgewandelte Korrekturformel entwickelt, die auf einer Näherung basiert und gleichzeitig ausnutzt, dass der Quelle-Detektor-Abstand d_{SD}

für die vorliegenden Untersuchungen sehr genau bekannt ist. Diese Formel lautet [P6]

$$m \approx c \left(1 - \frac{L_{\text{minor}}^2}{4 d_{\text{SD}}^2} \right) \quad (30)$$

und wurde durchgehend für die Untersuchungen in dieser Dissertation eingesetzt. In [P6] konnte gezeigt werden, dass sich durch die Verwendung dieser Formel keinerlei Nachteile ergeben und die Probleme der Originalformel vermieden werden können.

Für die Anwendung von Gleichung 30 müssen folglich der Ellipsenmittelpunkt (C bzw. c) und die Nebenachsenlänge L_{minor} bestimmt werden. Im Folgenden wird der vollautomatisierte Ablauf dafür näher erläutert. In Abbildung 36 ist dieser für den Fall einer einzelnen Kugel dargestellt. Die Erweiterung auf die Projektion von Mehrkugleinmesskörpern ist dann ohne weiteres möglich.

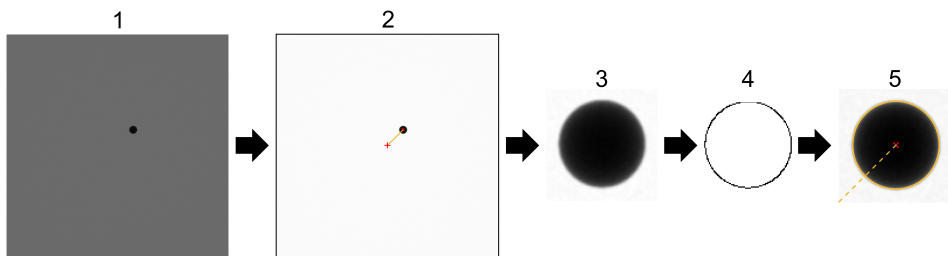


Abbildung 36: Ablauf zur Detektion des Ellipsenmittelpunkts für die Projektion einer Kugel. 1: Ausgangsbild. 2: Bild nach Kontrastanpassung mit eingezeichnetem Hauptstrahlpunkt und vorläufig detektierter Kugelprojektion. 3: Ausgeschnittener Bildbereich. 4: Kontur nach Kantenerkennung. 5: Angepasste Ellipse mit vorgegebener Hauptachsenrichtung entsprechend der Verbindungslinie vom Hauptstrahlpunkt zum Ellipsenmittelpunkt. Aus [P6].

Zunächst wird der Kontrast für das Röntgenbild verbessert, indem durch lineare Skalierung der maximal mögliche Grauwertbereich ausgenutzt wird. Im Falle experimentell erhaltener Daten, für welche die in Abschnitt 4.3.1 erläuterten Vorverarbeitungsschritte mitsamt Kontrastanpassung durchgeführt wurden, kann dieser Schritt entfallen. Es folgt eine vorläufige, automatische Detektion aller projizierten Kugeln im Bild durch die Anwendung der MATLAB-Funktion *imfindcircles*, welche auf einer Hough-Transformation für Kreise basiert [148]. Anhand der gefundenen Mittelpunkte und Radien wird ein kleiner Bereich um jede Kugel ausgeschnitten (siehe Punkt 3 in Abbildung 36). Für diese ausgeschnittenen Bilder wird dann die eigentliche Ellipsenermittlung durchgeführt. Zunächst erfolgt eine Kantenerkennung nach [149] mit Hilfe der MATLAB-Funktion *edge* unter Verwendung einer

automatischen Schwellwertbestimmung². Anschließend wird die Kontur automatisch analysiert und bei Bedarf über morphologische Filter nachkorrigiert. Dazu wird überprüft, ob sich Kantenpixel außerhalb einer vorgegebenen Radiustoleranz ($\pm 8\%$ des Radius der vorläufigen Kreisdetektion) befinden. Dies kann theoretisch der Fall sein, wenn durch Rauschen oder durch eine zu hohe Absorption des Trägermaterials, auf welchem die Kugel aufgebracht ist, falsch detektierte Kantenpixel vorliegen. Ist dies der Fall, wird ein Korrekturprozedere iterativ wiederholt, bis die Radiustoleranz erfüllt ist (siehe Abbildung 37). Zuerst wird überprüft, ob mehr als zwei Kantenob-

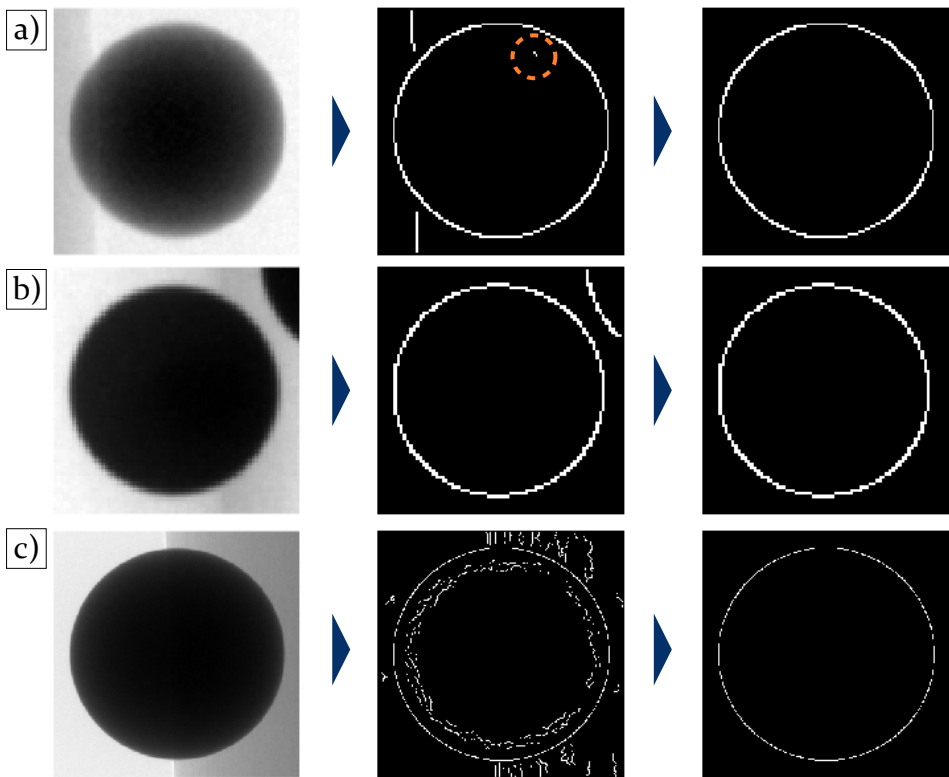


Abbildung 37: Beispiele für die automatische iterative Korrektur falsch detektierte Kantenpixel durch morphologische Operatoren. Durch Analyse des Abstands vom Mittelpunkt können Falschdetektionen durch Kanten des Aufspannkörpers oder angrenzender Kugeln als auch durch Rauschen erkannt werden. Die Beispiele a) und b) stammen von eigenentwickelten Mehrkugleinmesskörpern (siehe Anhang A.5) und dem in dieser Arbeit verwendeten CT-Gerät. Beispiel c) stammt von einem Mehrkugleinmesskörper und von einem CT-Gerät des Schweizer Metrologieinstituts.

² Die Verwendung einer Kantendetektion mit Subpixelgenauigkeit [150] lieferte zwar vielversprechende Ergebnisse, war jedoch für die große Anzahl an Datensätzen mit leicht variierenden Bildeigenschaften nicht robust genug für die automatische Anwendung

jekte (zusammenhängende Kantenpixel) vorliegen. Für diesen Fall wird das kleinste Objekt entfernt. Existiert nur ein Kantenobjekt, werden die Endpixel entfernt. Diese Schritte werden iterativ so lange durchgeführt, bis die Radiustoleranz eingehalten wird. Mit dem gewählten Vorgehen konnten Ungenauigkeiten durch falsch detektierte Kantenpixel für den praktischen Einsatz quasi vollständig vermieden werden.

Die Ellipsenanpassung an die Koordinaten der detektierten Kantenpixel erfolgte schlussendlich mittels Singulärwertzerlegung (siehe Beschreibung in [112]). Für die Untersuchungen in dieser Arbeit wurde dabei die Orientierung als Randbedingung festgehalten, da aufgrund der theoretischen Betrachtungen bekannt ist, dass die Hauptachsenrichtung entlang der Verbindungslinie vom Auftreffpunkt des Hauptstrahls zum Ellipsenmittelpunkt (bzw. Kreismittelpunkt als Schätzung für die Orientierung) verlaufen muss.

Wurden Projektionen von Mehrkugleinmesskörpern ausgewertet, so wurde standardmäßig ein Sicherheitsabstand von vier Pixeln zwischen den Konturen einzelner Kugeln festgelegt. D. h., dass Kugeldetektionen, bei denen Überlappungen bzw. eine Unterschreitung des Sicherheitsabstands vorlag, nicht für die Trajektorieneinmessung verwendet wurden.

5.4 Einmessstrategien

Aufgrund der bereits in Abschnitt 5.2 genannten Gründe wurden sowohl für die Koordinatensystemeinmessung als auch die projektionsweise Trajektorieneinmessung Methoden entwickelt und untersucht. Im folgenden Abschnitt 5.4.1 wird zuerst eine Koordinatensystemeinmessung basierend auf einem Ablauf mit nur einer Kugel vorgestellt. Die Ermittlung des Hexapod-Koordinatensystems erfolgt bei diesem Ansatz über einen Optimierungsansatz und einer mathematischen Beschreibung der Kugelmittelpunktsprojektion über Projektionsmatrizen. Ein vergleichbares Grundprinzip, für welches auch prinzipiell eine einzelne Kugel ausreichend ist, wurde von Blumensath et al. [10] publiziert, wobei dort eine alternative mathematische Beschreibung über Vektorrechnung und ein mehrschrittiger Optimierungsansatz verwendet wurde. Das Verfahren wurde dort zudem rein für die zerstörungsfreie Prüfung mittels Computerlaminographie und nicht für die dimensionelle Messtechnik mit CT angewandt.

In Abschnitt 5.4.2 folgt die Erweiterung der Methodik zur Koordinatensystemeinmessung auf die Verwendung von Mehrkugleinmesskörpern. Der zugrundeliegende Gedanke ist hier eine mögliche Genauigkeitsverbesserung durch eine stabilere und präzisere Optimierung.

In Abschnitt 5.4.3 wird schließlich die entwickelte Methodik zur projektionsweisen Trajektorieneinmessung mit Mehrkugleinmesskörpern, bei der die Lage des Objekts projektionsweise direkt aus den Kugelmittelpunktsprojektionen ermittelt wird, vorgestellt.

Alle genannten Einmessstrategien heben sich von den im Theorieteil aufgeführten Ansätzen aus der Literatur dadurch ab, dass nicht das komplette CT-System eingemessen wird, sondern lediglich die extrinsischen Parameter (relative Bewegung des Hexapod-Koordinatensystems im CT-Anlagenkoordinatensystem). Da beim verwendeten CT-Gerät durch eine vom Hersteller vorgegebene geräteinterne Einmessung (über einen Mehrkugleinmesskörper mit 50 Kugeln) die intrinsischen Parameter wie der Quelle-Detektor-Abstand bereits genau bekannt und metrologisch verifiziert sind, kann eine Genauigkeitsverbesserung erzielt werden, indem die Anzahl der zu optimierenden Parameter verringert wird. Für eine hohe Zuverlässigkeit der intrinsischen Parameter wurde die genannte geräteinterne Einmessung direkt vor allen experimentellen Untersuchungen durchgeführt.

5.4.1 Koordinatensystemeinmessung über einzelne Kugel

Der Ablauf zur Datenerfassung dieser Einmessstrategie ist in Abbildung 38 dargestellt. Falls nicht anders erwähnt, wurde in den folgenden Versuchen eine Kugel aus Wolframcarbid mit einem Durchmesser von 8 mm verwendet, die in eine Kunststoffhülse aus Polyetheretherketon (PEEK) gepresst wurde (siehe Abbildung 38 a)). Diese Hülse wird dann starr auf den Hexapodtisch aufgespannt (Teilbild b)). Es folgt die Einmessroutine, bei welcher der Hexapod unterschiedliche Posen anfährt, die beliebig aus Translationen und Rotationen zusammengesetzt sein können. In Abbildung 38 c) ist dies schematisch für ein 3×3 -Positionsraaster mit jeweils durchgeführten Kippungen um jede Achse dargestellt. Bei jeder Pose wird ein Projektionsbild aufgenommen, so dass sich ein Bildstapel wie in Teilbild d) angedeutet (hier für das $3 \times 3 \times 3$ -Positionsraaster mit Rotationen um $\pm 5^\circ$ um jede der Achsen bei jeder Position) ergibt. Während in [P4] und entsprechend in Abbildung 38 die Rotationseinheit des CT-Geräts für die Einmessroutine in der Ausgangsstellung ($\alpha = 0^\circ$) belassen wurde, ist es prinzipiell möglich, die angefahrenen Hexapod-Posen mit unterschiedlichen Scanwinkeln der CT-Rotationseinheit zu kombinieren, weshalb im Folgenden dieser allgemeinere Fall betrachtet wird.

In den aufgenommenen Projektionsbildern der Einmessroutine werden die Koordinaten des projizierten Kugelmittelpunkts nach dem in Abschnitt 5.3 beschriebenen Vorgehen detektiert. Über einen Optimierungsansatz, der den Abstand zwischen den gemessenen Koordinaten und den über eine mathe-

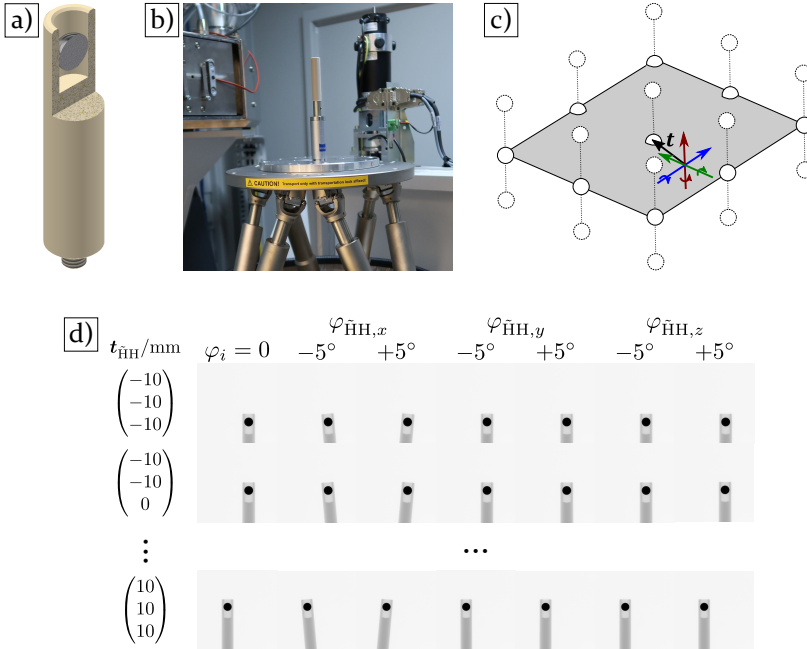


Abbildung 38: Ablauf der Koordinatensystemeinmessung mittels einzelner Kugel. a) In Kunststoffhülse eingepresste Metallkugel. b) Aufgespannte Hülse. c) Schema für ein exemplarisches Muster an angefahrenen Posen (Positionsraaster mit hier 3^3 Stützpunkten). d) Resultierender Projektionsstapel für die angefahrenen Posen. In Anlehnung an [P4].

matische Beschreibung unter Verwendung der Hexapod-Positionierwerte berechneten Koordinaten minimiert, kann schließlich die Lage des Hexapod-Basiskoordinatensystems ermittelt werden. Die dazu notwendige mathematische Beschreibung der Projektion kann anhand von Abbildung 39, in welcher die vorliegende Koordinatensystemverkettung zu sehen ist, abgeleitet werden. Wird die Position des Kugelmittelpunkts im bewegten Hexapodkoordinatensystem \tilde{H} mit $t_{\tilde{H}}$ bezeichnet, so lässt sich die Projektion auf den Detektor formulieren als

$$\hat{x}_{D,k} = P_S T_{SW} T_{WT,k} T_{TH} T_{H\tilde{H},k} \hat{t}_{\tilde{H}}. \quad (31)$$

Die Parameter P_S und T_{SW} sind für jede Projektion konstant und bereits durch die geräteeigene CT-Einmessung bzw. die eingestellte Vergrößerung bekannt. Die in Abbildung 39 rot eingefärbten Transformationen $T_{WT,k}$ und $T_{H\tilde{H},k}$ können für jede Projektion k der Einmessroutine aus den eingestellten bzw. ausgelesenen Positionierwerten für die CT-Rotationseinheit und den Hexapoden berechnet werden. Die Lage des Hexapodkoordinatensystems T_{TH} sowie die Position der Kugel $t_{\tilde{H}}$ sind nicht exakt bekannt und müssen daher über den Optimierungsansatz ermittelt werden, wobei T_{TH} schlussendlich

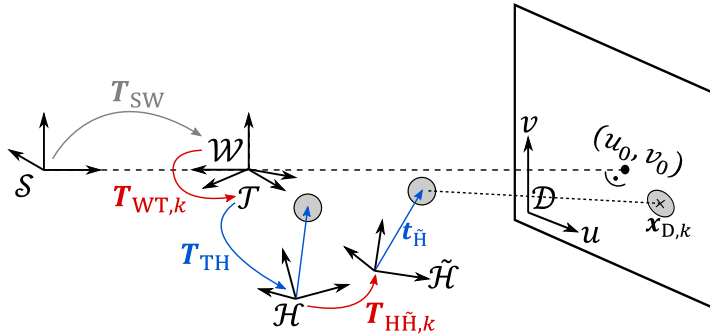


Abbildung 39: Koordinatensystemverketzung für die Einmessroutine mit einzelner Kugel. Blau gekennzeichnete Parameter sind unbekannt und müssen über Optimierung bestimmt werden. Die je nach Projektion k variierenden Positioniereinstellungen (rot gekennzeichnete Transformationen) sowie die konstante Transformation T_{SW} sind bekannt.

verwendet wird, um über Gleichung 17 aus Abschnitt 4.3.2 die Projektionsmatrizen für Messungen mit 3-D-Scantrajektorie zu berechnen.

Der Optimierungsansatz zur Ermittlung der unbekannt Parameter ist identisch zu demjenigen, der für die Überprüfung des Hexapoden mittels taktile Koordinatenmessung verwendet wurde (vgl. Seite 73 f.). In der Zielfunktion werden nun jedoch keine 3-D-Abstände, sondern die Abstände d_k (genau genommen deren Quadrate) zwischen berechneten und detektierten Punktprojektionen im 2-D-Detektorkoordinatensystem minimiert:

$$\min_{\theta} \sum_k d_k^2(\theta) = \min_{\theta} \sum_k \|\mathbf{x}_{D,k,\text{calc}}(\theta) - \mathbf{x}_{D,k,\text{meas}}\|_2^2. \quad (32)$$

$\mathbf{x}_{D,k,\text{meas}}$ sind hierbei die über Bildverarbeitungsmethoden (Abschnitt 5.3) in den Durchstrahlungsbildern gemessenen Koordinaten der projizierten Kugelmittelpunkte, während $\mathbf{x}_{D,k,\text{calc}}$ die über Gleichung 31 berechneten Koordinaten darstellen, die von den zu optimierenden Parametern abhängen. Diese werden in der Optimierungsvariable θ zusammengefasst:

$$\theta = (\varphi_{TH,x}, \varphi_{TH,y}, \varphi_{TH,z}, t_{TH,x}, t_{TH,y}, t_{TH,z}, t_{\tilde{H},x}, t_{\tilde{H},y}, t_{\tilde{H},z}). \quad (33)$$

Die Winkel $\varphi_{TH,x}$, $\varphi_{TH,y}$ und $\varphi_{TH,z}$ stellen die Orientierungswinkel dar, aus denen nach Anhang A.1 die Rotationsmatrix \mathbf{R}_{TH} berechnet wird, welche wiederum mit der Translation \mathbf{t}_{TH} zur Transformationsmatrix \mathbf{T}_{TH} zusammengesetzt wird. Diese kann schließlich zur Evaluation der Zielfunktion gemeinsam mit $\mathbf{t}_{\tilde{H}}$ in Gleichung 31 eingesetzt werden. Eine Verwendung von Quaternionen (siehe Anhang A.1) anstelle von Orientierungswinkeln für die Optimierung, wie es z. B. in [151] empfohlen wird, brächte bei stichprobenarti-

ger Überprüfung auch für die anderen Einmessstrategien keine Unterschiede im Ergebnis, weshalb hierauf verzichtet wurde.

Die Optimierung wird grundsätzlich mit der Funktion *lsqnonlin* [145] der Software MATLAB unter Verwendung des Levenberg-Marquardt-Algorithmus [144] durchgeführt. Die Abbruchkriterien wurden im Vorfeld so ermittelt und eingestellt, dass die Verwendung einer höheren Anzahl an Iterationen nur eine Änderung von nichtsignifikanten Stellen bei den resultierenden Werten für die Komponenten von θ bewirken würde. Als Startpunkt wird $\theta_0 = (0, 0, \pi, 0, 0, 0, 0, 0)$ gesetzt. Dies entspricht der Approximation aus Gleichung 14 für T_{TH} , die ohne Einmessung für die Rekonstruktion von 3-D-Scantrajektorien verwendet werden würde, sowie einer Projektion der Kugel auf die Detektormitte. Die optimierten Parameter werden mit θ_{opt} bezeichnet.

Grundsätzlich stellt sich die Frage, ob die mathematische Optimierung auch tatsächlich zu einer Konvergenz hin zu den tatsächlichen Werten, die im Folgenden mit θ_{real} bezeichnet werden, führt. Da letztere für den experimentellen Aufbau nicht bekannt sind, wurde zur Validierung des Optimierungsansatzes auf eine Simulation der Einmessroutine zurückgegriffen. Dabei wurde das in Abbildung 38 gezeigte Positionierschema verwendet und für zwei unterschiedliche Ausgangsvergrößerungen ($M = 2,7$ und $M = 5,3$) angewendet. Die gewählten Vergrößerungen entsprechen denen der CT-Messungen, die in Abschnitt 5.5 zur Untersuchung der Auswirkung unterschiedlicher Einmessstrategien herangezogen werden. Zusätzlich wurde das Schema jeweils auch mit 2^3 sowie 5^3 Stützpunkten im Positionsraster untersucht (mit gleichbleibender Anzahl und Art von Kippungen pro Stützpunkt).

In einem ersten Schritt wurden sowohl die exakt berechneten 3-D-Positionen der Kugel als auch die exakt berechneten 2-D-Koordinaten des projizierten Kugelmittelpunkts eingespeist. Die Optimierung konvergierte dabei jeweils im Rahmen von numerischen Rundungsabweichungen exakt auf θ_{real} . Dies zeigt, dass das Optimierungsproblem grundsätzlich lösbar ist.

Um auch den Einfluss von Rauschen und zufälligen Messabweichungen zu berücksichtigen, wurde die Einmessroutine mittels Durchstrahlungssimulation unter Verwendung der Software aRTist 2.12 der Bundesanstalt für Materialforschung und -prüfung simuliert. Für die Kegelstrahlgeometrie, Röhren- sowie Detektoreigenschaften wurden Einstellungen verwendet, die im Rahmen von [73] an das verwendete CT-Gerät angepasst wurden. Zur Simulation der Kugelpositionierung mittels Hexapoden wurden Skripte in der Programmiersprache Tcl verwendet. Die enthaltenen Befehle können von aRTist eingelesen und ausgeführt werden und wurden im Vorfeld unter Berücksichtigung der Koordinatensystemverkettung unter Verwendung der

Software MATLAB erstellt. Die Detektion des projizierten Kugelmittelpunkts erfolgte identisch im Vergleich zu realen Messungen.

Im Folgenden werden die Ergebnisse für eine Vergrößerung von $M = 5,3$ näher analysiert, da für diese Vergrößerung neben den bereits in [P4] veröffentlichten Einzelsimulationen im Rahmen der Masterarbeit von Matthias Braun [S6] auch statistisch auswertbare Wiederholungen durchgeführt wurden. Konkret wurden 20 Wiederholungen der Einmessroutine mit 3^3 Stützpunkten im Positionsraster simuliert, da für später gezeigte reale CT-Messungen ebenfalls diese Anzahl an Stützpunkten für die Einmessung verwendet wurde.

Die resultierenden Abweichungen der Parameter von \mathbf{T}_{TH} bzw. $\boldsymbol{\theta}$ für die Simulationsuntersuchungen sind gemeinsam mit dem quadratischen Mittel der Projektionsabweichungen d_{rms} in Abbildung 40 aufgeführt. d_{rms} ist hier definiert als

$$d_{\text{rms}} = \sqrt{\frac{1}{N_{\text{proj}}} \sum_k d_k^2} = \sqrt{\frac{1}{N_{\text{proj}}} \sum_k \|\mathbf{x}_{\text{D},k,\text{calc}}(\boldsymbol{\theta}_{\text{opt}}) - \mathbf{x}_{\text{D},k,\text{meas}}\|_2^2} \quad (34)$$

und stellt somit das quadratische Mittel der Distanzen zwischen den (nach Optimierung) berechneten und den gemessenen Kugelmittelpunktsprojektionen in Pixel dar. Das quadratische Mittel wird verwendet, da es im direkten Zusammenhang mit der zu minimierenden Funktion (Gleichung 32) steht.

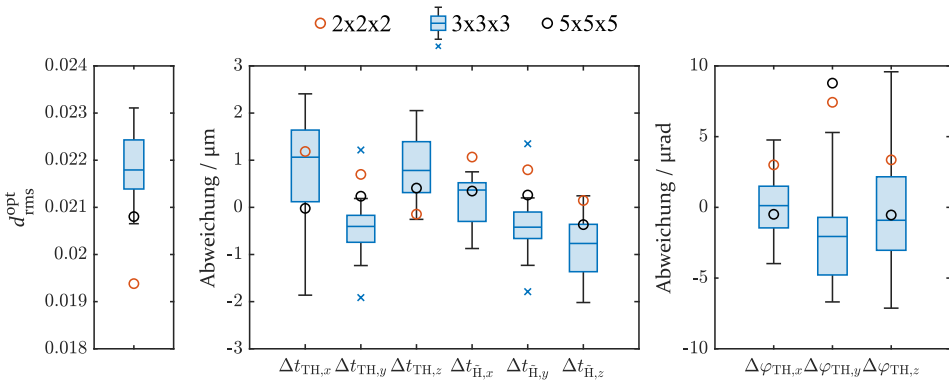


Abbildung 40: Optimierungsergebnisse für simulierte Koordinatensystemeinmessungen mit Einzelkugel bei Verwendung einer unterschiedlichen Anzahl an Stützpunkten für das Positionierschema (von 2^3 bis 5^3). Die Diagramme zeigen das quadratische Mittel der Projektionsabweichungen d_{rms} sowie die Messabweichungen der optimierten Parameter. Für das Positionierschema mit 3^3 Stützstellen wurden 20 Wiederholungen analysiert. Ausreißer sind mit einem blauen Kreuz gekennzeichnet.

Die Projektionsabweichungen in Abbildung 40 bewegen sich im Bereich der Detektiergenauigkeit für Kugelmittelpunktsprojektionen (vgl. [P6]). Die Optimierung kann somit als erfolgreich gewertet werden. Bei Betrachtung der Abweichungen für die Komponenten von \mathbf{t}_{TH} und $\mathbf{t}_{\hat{\text{H}}}$ fällt auf, dass hier offensichtlich teilweise Korrelationen vorliegen. So entsprechen die Abweichungen $\Delta t_{\text{TH},y}$ in etwa den Werten von $\Delta t_{\hat{\text{H}},y}$ und die Abweichungen $\Delta t_{\text{TH},z}$ in etwa den Werten von $\Delta t_{\hat{\text{H}},z}$ mit umgedrehten Vorzeichen. Für Simulationen bei niedrigerer Vergrößerung von $M = 2,7$ (hier nicht gezeigt, vgl. [P4]), bei denen insgesamt tendenziell leicht erhöhte Abweichungen für die optimierten Geometrieparameter bis in den zweistelligen Mikrometerbereich bzw. Mikroradbereich vorliegen, liegt dieses Verhalten ebenso vor. Als Ursache wird vermutet, dass sich der Effekt von Abweichungen für \mathbf{t}_{TH} zumindest teilweise durch quasi entgegengewirkende Abweichungen für $\mathbf{t}_{\hat{\text{H}}}$ kompensieren lässt. Mathematisch lässt sich dies anhand von Formel 31 nachvollziehen. So lässt sich die Position der Kugel im Drehtischkoordinatensystem schreiben als

$$\hat{\mathbf{t}}_{\text{T},k} = \mathbf{T}_{\text{TH}} \mathbf{T}_{\text{H}\hat{\text{H}},k} \hat{\mathbf{t}}_{\hat{\text{H}}}. \quad (35)$$

Geht man von der Darstellung mit homogenen Koordinaten über auf die gewöhnliche Darstellung als Vektor im 3-D-Raum, so wird Gleichung 35 zu

$$\mathbf{t}_{\text{T},k} = \mathbf{R}_{\text{TH}} \mathbf{R}_{\text{H}\hat{\text{H}},k} \mathbf{t}_{\hat{\text{H}}} + \mathbf{R}_{\text{TH}} \mathbf{t}_{\text{H}\hat{\text{H}},k} + \mathbf{t}_{\text{TH}}. \quad (36)$$

Für abweichungsbehaftete Parameter $\mathbf{t}_{\hat{\text{H}}}^* = \mathbf{t}_{\hat{\text{H}}} + \Delta \mathbf{t}_{\hat{\text{H}}}$ und $\mathbf{t}_{\text{TH}}^* = \mathbf{t}_{\text{TH}} + \Delta \mathbf{t}_{\text{TH}}$ dagegen ergibt sich

$$\mathbf{t}_{\text{T},k}^* = \mathbf{R}_{\text{TH}} \mathbf{R}_{\text{H}\hat{\text{H}},k} (\mathbf{t}_{\hat{\text{H}}} + \Delta \mathbf{t}_{\hat{\text{H}}}) + \mathbf{R}_{\text{TH}} \mathbf{t}_{\text{H}\hat{\text{H}},k} + (\mathbf{t}_{\text{TH}} + \Delta \mathbf{t}_{\text{TH}}). \quad (37)$$

Sollen sich nun die Abweichungen der Einzelparameter komplett kompensieren, so müsste $\mathbf{t}_{\text{T},k}^* = \mathbf{t}_{\text{T},k}$ sein, sprich $\mathbf{t}_{\text{T},k}^* - \mathbf{t}_{\text{T},k} = 0$. Eingesetzt müsste folglich folgende Bedingung erfüllt sein:

$$\mathbf{R}_{\text{TH}} \mathbf{R}_{\text{H}\hat{\text{H}},k} \Delta \mathbf{t}_{\hat{\text{H}}} + \Delta \mathbf{t}_{\text{TH}} = 0. \quad (38)$$

Da diese Gleichung von k abhängt und bei der Einmessroutine unterschiedliche Drehungen $\mathbf{R}_{\text{H}\hat{\text{H}},k}$ vorlagen, kann keine allgemeingültige gegenseitige Kompensation der Abweichungen $\Delta \mathbf{t}_{\text{TH}}$ und $\Delta \mathbf{t}_{\hat{\text{H}}}$ vorliegen. Für diejenigen Posen, für welche jedoch reine Translationen vorliegen, also $\mathbf{R}_{\text{H}\hat{\text{H}},k} = \mathbf{I}$ gilt, kann Gleichung 38 tatsächlich erfüllt sein und dadurch zumindest eine teilweise gegenseitige Kompensation vorhanden sein.

Zum Testen dieser Hypothese wurde für die folgende Abbildung 41 im Teilbild a) anstelle der getrennten Abweichungen $\Delta \mathbf{t}_{\text{TH}}$ und $\Delta \mathbf{t}_{\hat{\text{H}}}$ die kombinierte Größe $\mathbf{a} = \mathbf{R}_{\text{TH}} \Delta \mathbf{t}_{\hat{\text{H}}} + \Delta \mathbf{t}_{\text{TH}}$ nach Gleichung 38 eingezeichnet. Man sieht, dass

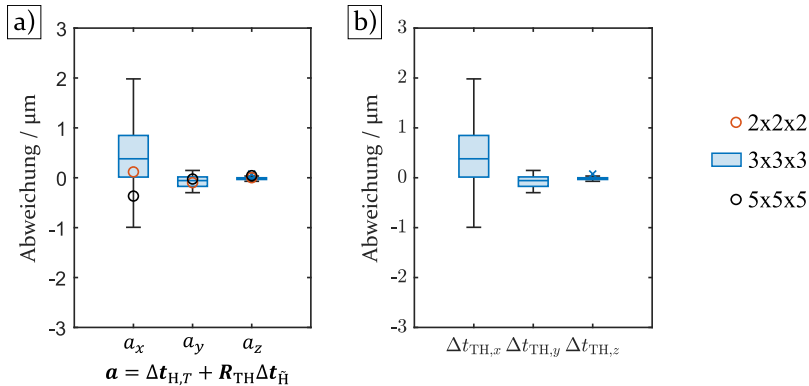


Abbildung 41: Diagramme zur Analyse der Korrelation von Parameterabweichungen. a) Betrachtet man die kombinierte Größe \mathbf{a} , so kompensieren sich die Abweichungen von Komponenten, bei welchen in Abbildung 40 eine Korrelation vorlag. Die Werte der kombinierten Größe \mathbf{a} bewegen sich im annähernd identischem Bereich im Vergleich zu den Abweichungen $\Delta \mathbf{t}_{TH}$ aus Teilbild b), die sich bei exakt bekannter Kugelposition ergeben würden.

hier tatsächlich die y - und z -Komponenten im Vergleich zu den Einzelabweichungen weitgehend verschwinden. Die x -Komponente dagegen hat sich nicht wesentlich verringert. Als Ursache wird die Tatsache vermutet, dass die x -Achse in Richtung der optischen Achse verläuft und eine Änderung der Komponente im Vergleich zu den anderen Achsen nur eine geringe Änderung des Auftreffpunktes der Kugelmittelpunktsprojektion bewirkt. Die größere Ungenauigkeit bei der Bestimmung der x -Komponente lässt sich auch überprüfen, indem die Optimierung nur für t_{TH} durchgeführt wird, während für $t_{\tilde{H}}$ die exakten Werte als Konstanten eingespeist werden. Das Ergebnis dieses reduzierten Optimierungsproblems ist in Abbildung 41 b) zu sehen und ist quasi identisch zu dem der kombinierten Abweichung \mathbf{a} aus Teilbild a).

Als Fazit aus den Simulationsreihen kann somit festgehalten werden, dass für die Koordinatensystemeinmessung die beiden Parameter \mathbf{T}_{TH} und $\mathbf{t}_{\tilde{H}}$ nicht vollständig unabhängig voneinander bestimmt werden können, sobald die Detektion der Kugelmittelpunktsprojektionen abweichungsbehaftet ist. Die verbleibenden Abweichungen sind für die Simulationsuntersuchungen mit Werten im kleinen einstelligen Mikrometerbereich für t_{TH} jedoch so gering, dass keine signifikanten Auswirkungen dieses Effekts für CT-Messungen erwartet wird. Ein um $5 \mu\text{m}$ falsch angenommener Drehpunkt des Hexapoden bewirkt beispielsweise für einen um 200 mm in der gleichen Richtung entfernten Punkt bei einer Kippung um 15° lediglich eine Abweichung in der berechneten Position von ca. $1,3 \mu\text{m}$.

Die real durchgeführten Einmessroutinen wurden aufgrund einer möglichen verbleibenden Drift (vgl. Abschnitt 5.2) mit einer Zufallsreihenfolge für das Positionierschema, ansonsten jedoch mit identischen Einstellungen, durchgeführt. Für die real durchgeführten Experimente zeigte sich, dass bei Wiederholung der Einmessroutine die Schwankungen in den Werten der resultierenden Geometrieparameter bereits größer sind als die simulativ ermittelten Absolutabweichungen. Betrachtet man die Projektionsabweichungen d_k , so fällt neben den um eine Größenordnung höheren Werten im Vergleich zur Simulation auf, dass für Kippungen um die y -Achse des Hexapoden höhere Projektionsabweichungen vorliegen als für die anderen Posen (vgl. Abbildung 42 b)). Beim testweisen Durchführen der identischen Einmessroutine mit einer konstanten Stellung des CT-Drehtisches auf $\alpha = 90^\circ$ waren anstelle der d_k -Werte für y -Rotationen die Werte für x -Rotationen erhöht. Als Ursache wurden die nachgewiesenen Positionierabweichungen des Hexapoden angenommen. Die Vermutung war hierbei, dass sich diese vor allem für Rotationen bemerkbar machen, bei denen die Kugel vorrangig in Richtung der optischen Achse bewegt wird. Daher wurde für die in Abschnitt 5.5 durchgeführten Vergleichsmessungen die Koordinatensystemeinmessung mit Einzelkugel immer so durchgeführt, dass für y -Rotationen der CT-Drehtisch auf $\alpha_k = 90^\circ$ gesetzt wurde. Wie in Abbildung 42 c) zu sehen ist, konnten auf diese Weise die Projektionsabweichungen verringert werden.

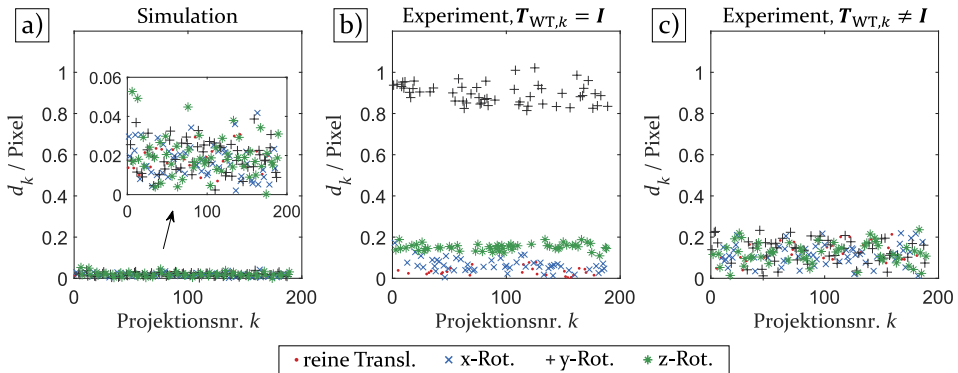


Abbildung 42: Projektionsabweichung d_k für die Koordinatensystemeinmessung mittels einzelner Kugel bei Verwendung eines $3 \times 3 \times 3$ -Positionsrasters. a) Simulation. b) Experiment ohne Verwendung der CT-Rotationseinheit. c) Experiment mit Verwendung der CT-Rotationseinheit ($\alpha_k = 90^\circ$ für y -Rotationen). Für b) und c) wurden die Posen der Einmessroutine unter Verwendung einer Zufallsreihenfolge abgefahren.

5.4.2 Koordinatensystemeinmessung über Mehrkugeleinmesskörper

Die im vorangehenden Abschnitt vorgestellte Methode zur Koordinatensystemeinmessung mit einer einzelnen Kugel lässt sich erweitern auf die Verwendung eines Mehrkugeleinmesskörpers. Als Mehrkugeleinmesskörper wird in dieser Arbeit ein Objekt aus mehreren Kugeln bezeichnet, für welches die Kugelmittelpunktskoordinaten im objekteneigenen Koordinatensystem durch eine rückgeführte Referenzmessung (im Folgenden auch Einmesskörperkalibrierung genannt) ermittelt wurden. Im Gegensatz zu Mehrkugeldistanznormalen als CT-Messobjekte für Annahme- und Bestätigungsprüfungen werden Mehrkugeleinmesskörper vorrangig für die Geometrieinmessung über die Detektion von Kugeln in den Projektionsbildern verwendet. Beispiele für verwendbare Mehrkugeleinmesskörper sind in der Abbildung 47 des anschließenden Abschnitts zu sehen, wobei für die Koordinatensystemeinmessung lediglich die lehrstuhleigenen Einmesskörperkonstruktionen verwendet wurden, da die Methodik erst nach Rückgabe der Einmesskörperleihgabe vom Schweizer Metrologieinstitut (METAS) entwickelt wurde. Die Motivation zur Erweiterung der Methodik lag in einer möglichen Genauigkeitssteigerung der Koordinatensystemeinmessung, die möglicherweise auch eine Verringerung der Anzahl an Projektionen für die Einmessung erlaubt.

Für das Aufstellen der Projektionsvorschrift muss bei der Koordinatensystemverkettung die Einzelkugel durch die Kugeln des Mehrkugeleinmesskörpers ersetzt werden (siehe Abbildung 43). Da die Kugelkoordinaten aus der Referenzmessung in einem objekteneigenen Koordinatensystem, hier als \mathcal{C} bezeichnet, vorliegen, kann die Verkettung über die Transformation $\mathbf{T}_{\tilde{\text{H}}\text{C}}$ vervollständigt werden, welche die konstante Lage des Einmesskörperkoordinatensystems gegenüber dem bewegten Hexapodkoordinatensystem beschreibt.

Die Projektionsvorschrift für die mit i durchnummerierten Kugeln lautet damit

$$\hat{\mathbf{x}}_{\text{D},k,i} = \mathbf{P}_S \mathbf{T}_{\text{SW}} \mathbf{T}_{\text{WT},k} \mathbf{T}_{\text{TH}} \mathbf{T}_{\text{H}\tilde{\text{H}},k} \mathbf{T}_{\tilde{\text{H}}\text{C}} \hat{\mathbf{t}}_{\text{C},i}. \quad (39)$$

Da die Lage $\mathbf{T}_{\tilde{\text{H}}\text{C}}$ des Einmesskörperkoordinatensystems – beschrieben durch die drei Orientierungswinkel $\varphi_{\tilde{\text{H}}\text{C},x}$, $\varphi_{\tilde{\text{H}}\text{C},y}$ und $\varphi_{\tilde{\text{H}}\text{C},z}$ sowie die drei Einträge des Positionsvektors $\mathbf{t}_{\tilde{\text{H}}\text{C}}$ – nicht a priori bekannt ist, muss sie zusätzlich als zu

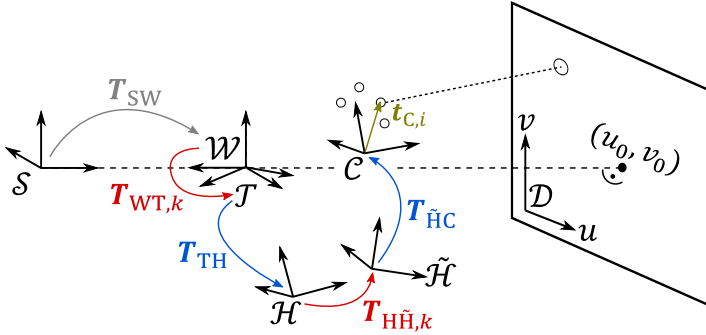


Abbildung 43: Koordinatensystemverkettung für die Einmessroutine mit Mehrkugleinmesskörper. Blau gekennzeichnete Parameter sind unbekannt und müssen über Optimierung bestimmt werden. Die je nach Projektion k variierenden Positioniereinstellungen (rot gekennzeichnete Transformationen), die konstante Transformation $T_{WT,S}$ sowie die kalibrierten Kugelmittelpunktskoordinaten $\hat{t}_{C,i}$ sind bekannt.

optimierende Größe mit aufgenommen werden. Die Optimierungsvariable ändert sich damit zu

$$\theta = (\varphi_{TH,x}, \varphi_{TH,y}, \varphi_{TH,z}, t_{TH,x}, t_{TH,y}, t_{TH,z}, \varphi_{\tilde{H}C,x}, \varphi_{\tilde{H}C,y}, \varphi_{\tilde{H}C,z}, t_{\tilde{H}C,x}, t_{\tilde{H}C,y}, t_{\tilde{H}C,z}) \quad (40)$$

und das Optimierungsproblem zu

$$\min_{\theta} \sum_{k,i} d_{k,i}^2(\theta) = \min_{\theta} \sum_{k,i} \|\mathbf{x}_{D,k,i,calc}(\theta) - \mathbf{x}_{D,k,i,meas}\|_2^2. \quad (41)$$

Die Summe läuft nun nicht nur über alle Projektionen, sondern zusätzlich über alle Kugeln. Während sich im Vergleich zur Koordinatensystemeinmessung mit einer einzelnen Kugel die Anzahl der zu optimierenden Parameter von neun auf zwölf erhöhen, erhöht sich die Anzahl an Gleichungen durch die Verwendung von bis zu 34 Kugelprojektionen pro Bild deutlich stärker, so dass eine robustere Optimierung erwartet wird. Daher wurde für Einmessroutinen, wenn nicht anders erwähnt, ein Positionsrastrer von 2^3 Stützstellen verwendet und lediglich ein positiver Kippwinkel von 5° um jede Achse, so dass sich insgesamt $2^3 \cdot 4 = 32$ Projektionen pro Einmessroutine ergeben. Der experimentelle Aufbau und beispielhafte Projektionen für eine Vergrößerung von $M = 5,3$ sind in Abbildung 44 zu sehen. Für die experimentelle Durchführung wurden die einzelnen Posen mit einer Zufallsreihenfolge abgefahren.

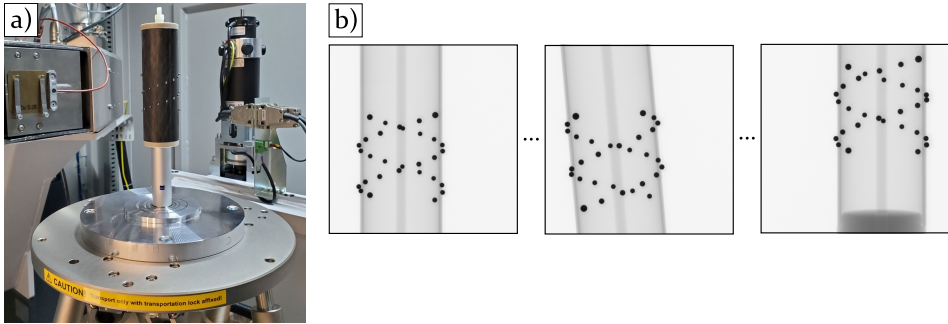


Abbildung 44: Durchführung der Koordinatensystemeinstellung mit Mehrkugleinmesskörper. a) Aufbau. b) Exemplarische Durchstrahlungsbilder der Einmessroutine.

Wie aus den beispielhaft abgebildeten Projektionen bereits zu erahnen ist, kann es vorkommen, dass sich mehrere Kugelprojektionen überlappen. Da es dadurch zu Ungenauigkeiten bei der Mittelpunktserkennung kommen kann, wurden für die Optimierung nur Kugelprojektionen verwendet, deren Kontur um mehr als vier Pixel von der Kontur der nächstgelegenen Kugelprojektion entfernt ist. Eine zusätzliche Herausforderung bei der Verarbeitung des Projektionsdatensatzes für die Optimierung besteht darin, dass die Kugelprojektionen in allen Bildern der jeweils richtigen Kugel bzw. deren Kalibrierkoordinaten zugeordnet werden müssen. Hierfür wurde ein halbautomatischer Ansatz im Verarbeitungsprogramm (Software MATLAB) gewählt. So müssen für das standardmäßig bei jedem Aufnahmevorgang mit aufgenommene Initialbild, bei welchem der Hexapod in der Ausgangsposition ist, in einer grafischen Benutzeroberfläche die Kugelprojektionen in der richtigen Reihenfolge angeklickt werden (vgl. oberes Bild in Abbildung 45 a)). Dabei ist es unwesentlich, wie genau der Kugelmittelpunkt getroffen wird, da es hier rein um die korrekte Zuordnung geht und die eigentliche Ellipsendetektion zur Bestimmung der Kugelmittelpunktsprojektion automatisiert über die in Abschnitt 5.3 beschriebene Methodik abläuft.

Um nun in allen weiteren Projektionsbildern der Einmessroutine eine automatische Kugelzuweisung zu erreichen, werden die Auftreffpunkte der Kugelmittelpunktsprojektionen über Gleichung 39 vorhergesagt. Hierfür müssen die a priori unbekanntenen Transformationen \mathbf{T}_{TH} und \mathbf{T}_{HC} grob abgeschätzt werden. Für \mathbf{T}_{TH} kann die bereits mehrfach erwähnte Abschätzung aus Gleichung 14 (Seite 55) verwendet werden. Die Lage des Mehrkugleinmesskörpers \mathbf{T}_{HC} wird dagegen anhand des Initialbilds abgeschätzt. Dabei wird der zuvor beschriebene Optimierungsansatz dahingehend abgeändert, dass lediglich die Komponenten von \mathbf{T}_{HC} ermittelt werden und rein das Initialbild ($k = 0$) verwendet wird. Für diese initiale Optimierung wird das approximierten \mathbf{T}_{TH}

verwendet. Wie im unteren Bild von Abbildung 45 a) erkennbar, lässt sich so eine ausreichende Vorhersage für eine korrekte Zuordnung in allen weiteren Projektionsbildern erreichen. An dieser Stelle sei nochmals darauf hingewiesen, dass die Vorhersage der Detektorkoordinaten rein für die korrekte Kugelzuordnung verwendet wird. Für die Optimierung nach Gleichung 41 werden die genaueren, über Bildverarbeitungsmethoden gemessenen Koordinaten benutzt und der komplette Projektionsdatensatz verwendet.

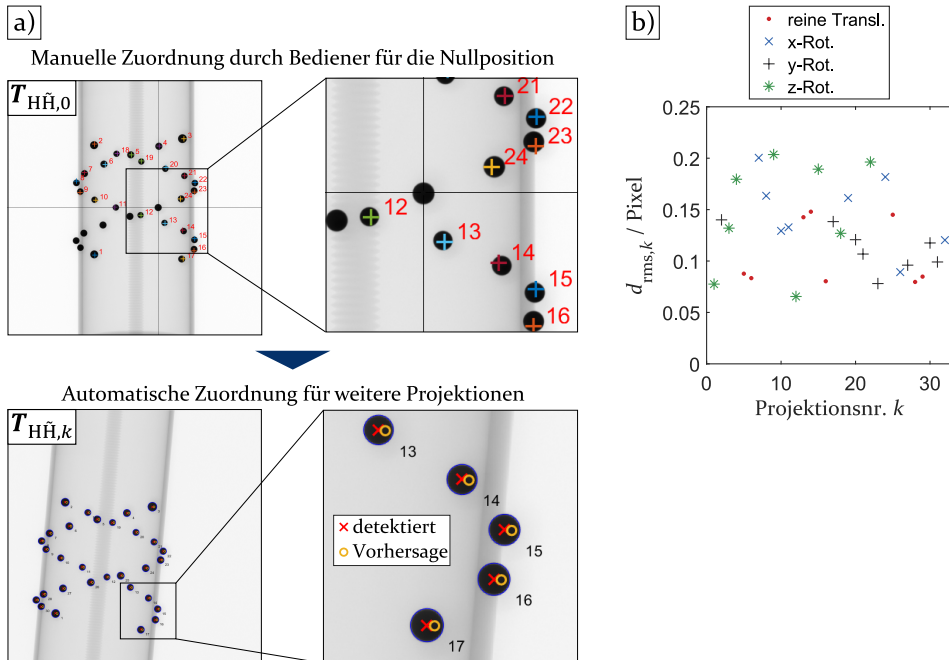


Abbildung 45: Auswertung der Koordinatensystemeinmessung mit Mehrkugleinmesskörper. a) Methodik zur korrekten Kugelzuordnung. b) Optimierungsergebnis in Form des projektionsweisen quadratischen Mittels der Projektionsabweichungen für eine Vergrößerung von $M = 5,3$ (Experiment, $T_{WT,k} \neq I$ für y -Rotationen).

Als Qualitätskriterium für die Güte der Optimierung sind in Abbildung 45 b) die resultierenden Projektionsabweichungen zu sehen. Für das Diagramm wurden die Abweichungen aller Kugeln projektionsweise über das quadratische Mittel zusammengefasst. Die Werte liegen für die vorliegende Vergrößerung von $M = 5,3$ im gleichen Bereich wie bei der Einzelkugelmethode (vgl. Abbildung 42 c)). Eine signifikante Genauigkeitssteigerung für die Geometrieparameterbestimmung ist daher nicht zu erwarten.

Um auch die resultierenden Geometrieparameter mit denjenigen aus der Einzelkugelmethode vergleichen zu können, wurden die jeweiligen Einmess-

methoden innerhalb einer Versuchsreihe bei einer konstanten Vergrößerung von $M = 5,3$ und ohne Demontage des Hexapoden durchgeführt. Die Ergebnisse sind in Tabelle 1 aufgeführt. Für die Einzelkugelmethode wurde

Tabelle 1: Ergebnisse für die experimentell unterschiedlich durchgeführte Koordinatensystemeinmessung bei einer Vergrößerung von $M = 5,3$.

Typ	Verwendung CT-Drehtisch	$t_{TH,x}$ / mm	$t_{TH,y}$ / mm	$t_{TH,z}$ / mm	$\varphi_{TH,x}$ / °	$\varphi_{TH,y}$ / °	$\varphi_{TH,z}$ / °
Einzelkugel	nein	1,06	0,41	4,89	-0,057	0,105	179,878
Einzelkugel	ja	1,01	0,41	4,85	-0,058	0,106	179,873
Mehrkugel	ja	1,02	0,40	4,86	-0,058	0,107	179,878

die Einmessung wie in Abschnitt 5.4.1 beschrieben mit und ohne Verwendung der CT-Rotationseinheit für y -Kippungen durchgeführt. Die Ergebnisse resultieren aus den Experimenten, die bereits für Abbildung 42 verwendet wurden. Wie in der Tabelle zu sehen ist, ergeben sich konsistente Ergebnisse, jedoch auch mit Schwankungen im zweistelligen Mikrometerbereich sowie auf der dritten Nachkommastelle in Grad (umgerechnet im zweistelligen μ rad-Bereich). Wie in Abschnitt 5.5 gezeigt werden wird, haben diese Schwankungen und auch die Wiederholpräzision der Koordinatensystemeinmessungen im Gegensatz zu anderen Einflüssen jedoch keine signifikante Auswirkung auf die dimensionelle Messgenauigkeit für CT-Messungen mit 3-D-Scantrajektorie.

5.4.3 Projektionsweise Trajektorieneinmessung über Mehrkugeleinmesskörper

Statt die Bewegung des Hexapoden wie bei der Koordinatensystemeinmessung zu modellieren, wird bei der projektionsweisen Trajektorieneinmessung rein die Relativbewegung eines Mehrkugeleinmesskörpers betrachtet. Beim Einmessscan muss dabei die identische Trajektorie verwendet werden wie für das Messobjekt bei der eigentlichen CT-Messung. Die Lage und die Positioniereinstellungen des Hexapoden bleiben für die Einmessung völlig unbeachtet. Dies ist auch der Koordinatensystemverketzung in Abbildung 46 zu entnehmen, die für die später beschriebene Optimierung verwendet wird.

Die Projektionsvorschrift ändert sich nun zu

$$\hat{\mathbf{x}}_{D,j,i} = \mathbf{P}_S \mathbf{T}_{SW} \mathbf{T}_{WC,j} \hat{\mathbf{t}}_{C,i} = \mathbf{P}_S \mathbf{T}_{SC,j} \hat{\mathbf{t}}_{C,i} = \mathbf{P}_{C,j} \hat{\mathbf{t}}_{C,i}. \quad (42)$$

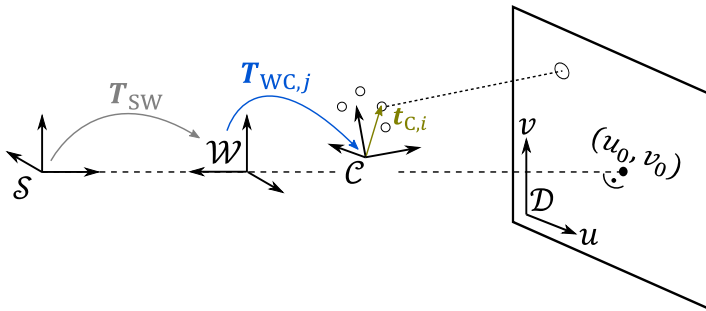


Abbildung 46: Koordinatensystemverketzung für die projektionsweise Trajektorieneinmessung mit Mehrkugleinmesskörper. Die unbekannte Lage $T_{WC,j}$ des Einmesskörperkoordinatensystems wird für jede Projektion der identisch zum Messscan abgefahrenen Scantrajektorie über mathematische Optimierung bestimmt.

Die Detektorkoordinaten $x_{D,j,i}$ der Kugelmittelpunktsprojektionen werden identisch zur Koordinatensystemeinmessung gemessen und den Kugeln zugeordnet. Eine automatisierte Zuordnung der Kugeln, basierend auf den vorhergesagten Koordinaten, ist für die projektionsweise Einmessung umso wichtiger, da die Anzahl an Projektionen (da identisch zum Messscan) typischerweise um ein Vielfaches höher als bei der Koordinatensystemeinmessung ist. Die bereits beschriebene, entwickelte Methodik hat sich hier als robust erwiesen, um auch für Messungen mit mehreren tausend Projektionen beim automatisierten Ablauf keine Fehldetektionen zu erhalten.

Verwendbare Mehrkugleinmesskörper für die Trajektorieneinmessung sind in Abbildung 47 zu sehen. Bei der Konstruktion der Eigenentwicklungen wurde darauf geachtet, dass für den Kippwinkelbereich des Hexapoden eine möglichst homogene Verteilung der Kugeln über den Detektor und eine möglichst geringe Anzahl an überlappenden Kugelprojektionen vorliegt.

Die in diesem Abschnitt beschriebene Einmessmethodik ist eng angelehnt an die in Abschnitt 2.8 aufgeführten Einmessmethoden. In den dort zitierten Arbeiten werden die kompletten (intrinsischen als auch extrinsischen) Geometrieparameter ermittelt, beispielsweise wie in [112] beschrieben über die Projektionsmatrixbestimmung mittels Direkte Lineare Transformation (DLT) und anschließender QR-Faktorisierung. Voruntersuchungen im Rahmen dieser Dissertation ergaben jedoch, dass sich über diese Methodik vergleichsweise ungenaue Ergebnisse ergeben, die verbessert werden können, indem nicht die komplette Projektionsgeometrie, sondern nur die extrinsischen Geometrieparameter der Relativbewegung als Unbekannte bestimmt werden. Wie im Überabschnitt eingangs erwähnt, wurden deshalb auch bei der projektionsweisen Trajektorieneinmessung die intrinsischen Parameter als

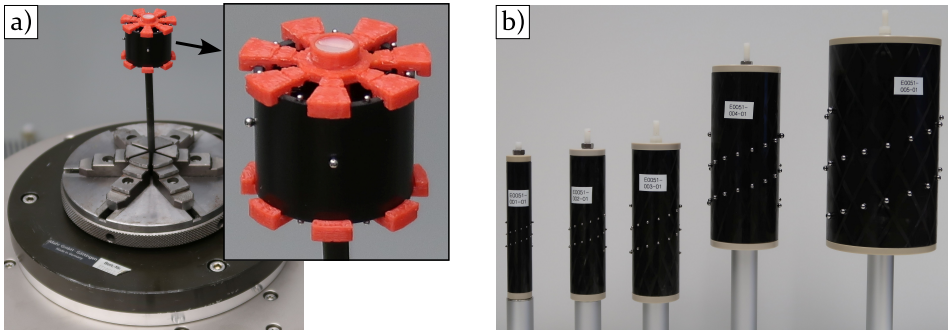


Abbildung 47: Mehrkugeleinmesskörper für die Trajektorieneinmessung. a) Leihgabe des nationalen Metrologieinstituts des Schweiz (vgl. [122], taktile Kalibrierung nach [152]) mit 17 Kugeln. b) Eigens entwickelte Einmesskörper für unterschiedliche Vergrößerungsstufen mit 30 bis 34 Kugeln, siehe auch Anhang A.5.

vorgegebene Eingangsgrößen verwendet. Im Gegensatz zu CT-Systemen mit Roboterarmen (siehe z. B. [68]) ist dies für das vorliegende System möglich.

Aus den genannten Gründen wurde die Direkte Lineare Transformation lediglich zur Startparameterermittlung für jede Projektion j verwendet. Hierbei wurde nach dem Abschnitt II.C. der Veröffentlichung von Li et al. [112] vorgegangen, um die Projektionsmatrix $\mathbf{P}_{C,j}$ zu erhalten. Die Matrixeinträge werden anschließend noch wie in [111, Algorithmus 7.1.] vorgeschlagen über den Levenberg-Marquardt-Algorithmus verfeinert, wobei die dort erwähnte Normalisierung der Koordinaten verwendet wird. Im Anschluss erfolgt die Extraktion der Geometrieparameter nach [112, Abschnitt II.D.], wobei die minimal unterschiedliche Definition für die intrinsische Matrix \mathbf{K} und ein Fehler in Gleichung 37 in [112] (P_{12} muss durch K_{12} ersetzt werden) beachtet werden müssen. Auf diese Weise werden die Parameter der Transformation $\mathbf{T}_{SC,j}$ erhalten. Um aus diesen noch die Parameter von $\mathbf{T}_{WC,j}$ zu erhalten, die dann als Startwerte für die eigentliche Optimierung verwendet werden können, kann nach Gleichung 42

$$\mathbf{T}_{WC,j} = \mathbf{T}_{SW}^{-1} \mathbf{T}_{SC,j} \quad (43)$$

berechnet werden.

Der Vorteil des beschriebenen Vorgehens zur Startwertfindung für $\mathbf{T}_{WC,j}$ mittels initialer DLT liegt vor allem darin, dass die Startwerte bei beliebiger Einmesskörperlage automatisiert ohne Benutzereingaben oder -anpassungen ermittelt werden können.

Die eigentliche Optimierung wird nun für die sechs Parameter der Transformationsmatrix $\mathbf{T}_{WC,j}$ einer jeden Projektion j durchgeführt. Die Optimierungsvariable lautet damit

$$\boldsymbol{\theta}_j = (\varphi_{WC,j,x}, \varphi_{WC,j,y}, \varphi_{WC,j,z}, t_{WC,j,x}, t_{WC,j,y}, t_{WC,j,z}) \quad (44)$$

und das Optimierungsproblem

$$\min_{\boldsymbol{\theta}_j} \sum_i d_i^2(\boldsymbol{\theta}_j) = \min_{\boldsymbol{\theta}_j} \sum_i \|\mathbf{x}_{D,j,i,calc}(\boldsymbol{\theta}_j) - \mathbf{x}_{D,j,i,meas}\|_2^2. \quad (45)$$

Die Kugeln des Mehrkugleinmesskörpers werden wie zuvor über den Index i durchnummeriert. Für die Optimierung wurde ein Trust-Region-Verfahren verwendet, das für die Kleinste-Quadrate-Minimierung in der *Optimization Toolbox* von MATLAB zur Verfügung steht [153] und bei stichprobenartigen Überprüfungen quasi identische Ergebnisse im Vergleich zum eng verwandten Levenberg-Marquardt-Algorithmus lieferte.

Mit den optimierten Transformationen $\mathbf{T}_{WC,j}$ und der für allgemeine 3-D-Punkte umgeschriebenen Gleichung 42

$$\hat{\mathbf{x}}_{D,j} = \mathbf{P}_S \mathbf{T}_{SW} \mathbf{T}_{WC,j} \hat{\mathbf{x}}_C = \mathbf{P}_{C,j} \hat{\mathbf{x}}_C \quad (46)$$

könnten nun die Projektionsmatrizen $\mathbf{P}_{C,j}$ berechnet und in den Rekonstruktionsalgorithmus eingespeist werden. Der Voxeldatensatz wäre dann jedoch nach der Lage des Koordinatensystems \mathcal{C} des Mehrkugleinmesskörpers bei der ersten Projektion ausgerichtet und zentriert. Wie bereits in Abschnitt 4.3.2 ausgeführt, ist für eine direkte Vergleichbarkeit der Volumendatensätze jedoch das Ziel, das Messobjekt im Weltkoordinatensystem \mathcal{W} bei Hexapod und CT-Rotationseinheit in Nullstellung (ausgedrückt durch $j = 0$) zu erhalten. Das heißt, es müssen Projektionsmatrizen ermittelt werden, die auf $\hat{\mathbf{x}}_{W,0}$ anstelle auf $\hat{\mathbf{x}}_C$ anwendbar sind. Um dies zu erreichen, kann der in Gleichung 46 enthaltene Koordinatensystemwechsel

$$\hat{\mathbf{x}}_{W,0} = \mathbf{T}_{WC,0} \hat{\mathbf{x}}_C \quad (47)$$

verwendet werden, welcher in umgekehrter Richtung lautet:

$$\hat{\mathbf{x}}_C = \mathbf{T}_{WC,0}^{-1} \hat{\mathbf{x}}_{W,0}. \quad (48)$$

Wird dieser Ausdruck wiederum in Gleichung 46 für \hat{x}_C eingesetzt, so erhält man die gewünschten Projektionsmatrizen, die analog zu Abschnitt 4.3.2 mit P_j bezeichnet werden:

$$\hat{x}_{D,j} = P_S T_{SW} T_{WC,j} T_{WC,0}^{-1} \hat{x}_{W,0} = P_j \hat{x}_{W,0} \quad (49)$$

Die Transformation $T_{WC,0}$ wird anhand des Initialbilds mit derselben Methodik wie bei der Bestimmung der $T_{WC,j}$ ermittelt.

Abbildung 48 zeigt exemplarisch ein ausgewertetes Projektionsbild sowie die Projektionsabweichungen für einen Scan bei Vergrößerung $M = 5,3$ unter Verwendung der 3-D-Scantrajektorie, die bereits für Abbildung 26 auf Seite 62 verwendet wurde. Es lässt sich erkennen, dass sich das quadratische Mittel der Projektionsabweichungen überwiegend in einem Bereich von 0,03 Pixel bis 0,05 Pixel bewegt und damit eindeutig unter dem Bereich für die Koordinatensystemeinmessung mit Mehrkugeleinmesskörper (vgl. Abbildung 45), der von ca. 0,05 Pixel bis 0,2 Pixel reicht.

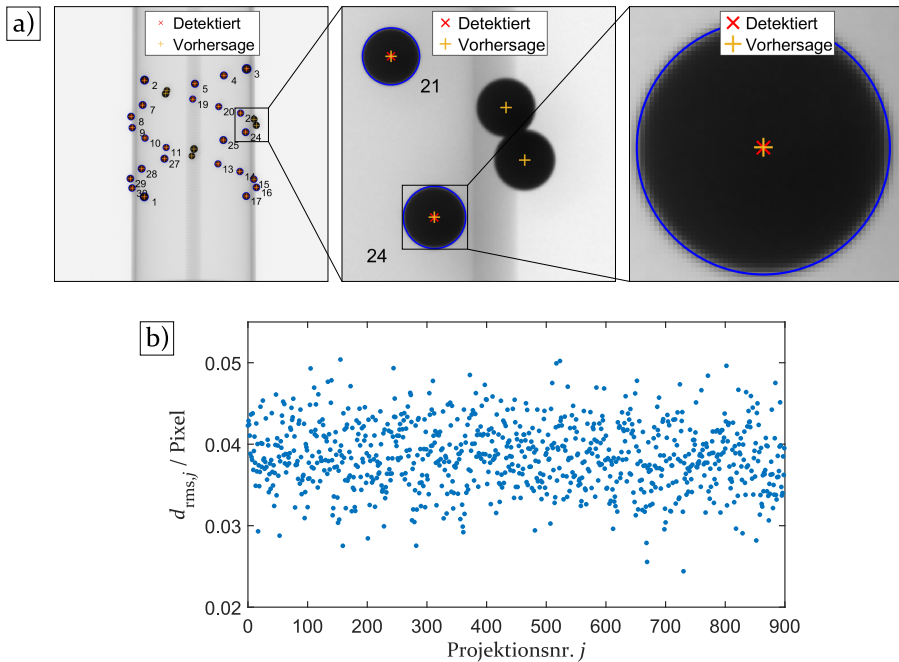


Abbildung 48: a) Exemplarisches, ausgewertetes Durchstrahlungsbild und b) Projektionsabweichungen (Projektionsweises quadratisches Mittel $d_{rms,j}$) für eine projektionsweise Trajektorieneinmessung mittels Mehrkugeleinmesskörper bei einer Vergrößerung von $M = 5,3$ und einer Scantrajektorie nach Abbildung 26.

Die geringeren Projektionsabweichungen für die projektionsweise Trajektorieneinmessung gegenüber der Koordinatensystemeinmessung könnten durch den fehlenden Einfluss der systematischen Positionierabweichungen, die in Abschnitt 5.2 ermittelt wurden, begründet sein. Ebenso könnte jedoch auch der fehlende Einfluss zufälliger Positionierabweichungen eine weitere Ursache sein. Zufällige Positionierabweichungen machen sich für die projektionsweise Einmessung erst bemerkbar, wenn die eingemessenen Projektionsmatrizen für die Rekonstruktion eines weiteren Scans (des eigentlichen Messobjekts) eingesetzt werden, was im folgenden Abschnitt genauer untersucht und analysiert wird.

5.5 Vergleich der Einmessstrategien im Hinblick auf die geometrische Messgenauigkeit

Die unterschiedlichen Einmessstrategien werden im Folgenden jeweils für das Messobjekt *Universalprüfkörper* aus Aluminium und diejenige Scantrajektorie getestet, welche bereits zur Demonstration der Auswirkungen einer fehlenden Einmessung verwendet wurden (Abbildung 26 auf Seite 62). Der am Lehrstuhl für Fertigungsmesstechnik entwickelte *Universalprüfkörper* (vgl. Anhang A.4) zeichnet sich neben dem Vorhandensein einer Vielzahl an Geometrieelementen und überprüfbarer Maße vor allem dadurch aus, dass eine robuste Ausrichtung der Messdatensätze durch die Verwendung von Zylinderachsen und Symmetrieebenen erreicht wird. Somit eignet er sich gut für die automatisierte Auswertung von Messungen mit schwankender Qualität des Volumendatensatzes. Für Vergleichszwecke werden im Falle des *Universalprüfkörpers* im Folgenden vor allem Messabweichungen für die Oberfläche analysiert.

Zusätzlich wurde auch das in Abbildung 49 zu sehende Mehrkugeldistanznormal *Metrotom Check* (Carl Zeiss Industrielle Messtechnik GmbH, Oberkochen) als Messobjekt verwendet. Dieses besteht aus 27 Taststiften (jeweils Präzisionskugel aus Rubin mit Nenndurchmesser 5 mm auf Keramik-Schaft), die auf einem Grundkörper aus Invar und unter einer Acrylglasshaube angebracht sind [154]. Es kann davon ausgegangen werden, dass die Kugeln die Genauigkeitsklasse G5 nach DIN 5401:2002-08 [155] aufweisen, welche eine maximale Abweichung vom Nenndurchmesser von $\pm 5,63 \mu\text{m}$ und eine Rundheit von max. $\pm 0,13 \mu\text{m}$ erlaubt. Für die Kugelmittelpunktsabstände liegt ein Kalibrierschein vor. Aus der dem Kalibrierschein zugrundeliegenden Messung existieren zusätzlich Werte für die Kugeldurchmesser, jedoch ohne Messunsicherheitsangabe. Die größte Abweichung vom Nenndurchmesser beträgt hier $-5,6 \mu\text{m}$, die mittlere Abweichung $-3,4 \mu\text{m}$ und die Spannweite der Kugeldurchmesser $2,6 \mu\text{m}$. Das Objekt wurde für die CT-Messungen

über eine speziell gefertigte Vorrichtung mit Dreipunktauflage und seitlicher Klemmung aufgespannt. Die abgebildete 3-D-Scantrajektorie wird durch einen sinusförmigen Kippverlauf mit $\pm 4^\circ$ erreicht. Details hierzu und zu den Messparametern sind in Anhang A.6.4 aufgeführt.

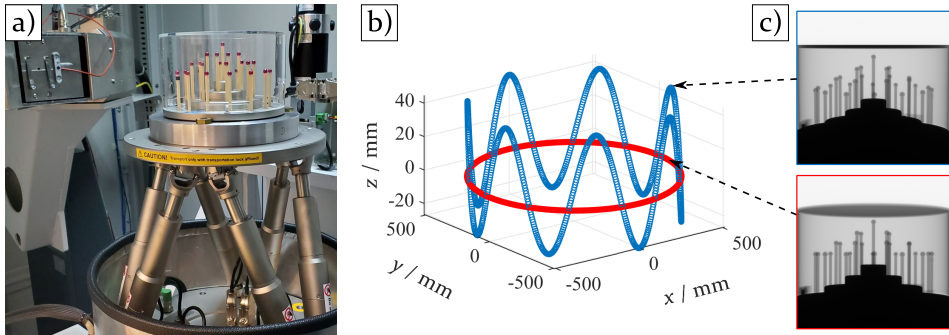


Abbildung 49: Mehrkugeldistanznormal *Metrotom Check* als zweites verwendetes Messobjekt zur Überprüfung der dimensionellen Messgenauigkeit für eine unterschiedlich eingemessene 3-D-Scantrajektorie. a) Aufgespanntes Messobjekt. b) Untersuchte 3-D-Quellentrajektorie (blau) im Vergleich zur Kreistrajektorie (rot) als Referenz. c) Exemplarische Durchstrahlungsbilder. In Anlehnung an [P4].

Die beiden Messobjekte und die gewählten Aufspannungen und Vergrößerungen wurden bewusst so gewählt, dass die Objekte problemlos, d. h. ohne größere Artefaktausprägung und mit geringen Messabweichungen, mit der Kreistrajektorie messbar sind. Somit eignen sich die Messaufgaben gut, um zu überprüfen, ob durch die Verwendung des Hexapoden zusätzliche Messabweichungen induziert werden.

Für das Messobjekt *Metrotom Check* wurde der Messscan mit 3-D-Scantrajektorie einmalig durchgeführt, die Scans der verschiedenen Einmessstrategien jedoch doppelt (jeweils vor bzw. nach dem Messscan). So soll eine Aussage über die Wiederholpräzision erreicht werden. Zusätzlich wurde für Vergleichszwecke ein Messscan mit Kreistrajektorie, aber ansonsten identischen Einstellungen, angewandt und unter Annahme eines idealen Kreises für die Quelltrajektorie rekonstruiert. Zur direkten Vergleichbarkeit wurden alle Datensätze mittels des in Abschnitt 4.3 beschriebenen iterativen Algorithmus rekonstruiert. Die Vergrößerung für die Messscans als auch für die Einmessroutinen betrug konstant $M = 2,7$. Für Einmessstrategien mit mehreren Kugeln wurde der Mehrkugleinmesskörper E0051-005-01 (siehe Anhang A.5) verwendet. Dieser wurde einerseits durch das taktile Koordinatenmessgerät UPMC 1200 CARAT S-ACC (Carl Zeiss Industrielle Messtechnik GmbH, Oberkochen) und andererseits über das verwendete CT-Gerät selbst kalibriert, so dass auch der Einfluss der Einmesskörperkalibrierung untersucht

werden kann. Die Koordinatensystemeinmessungen wurden ohne Verwendung der CT-Rotationseinheit durchgeführt, da die Berücksichtigung dieser chronologisch erst nach Durchführung der hier präsentierten Messungen implementiert wurde.

Da sich für die rekonstruierten Volumendatensätze des Prüfkörpers *Metrotom Check* keine mit dem Auge erkennbaren qualitativen Unterschiede ergaben, erfolgt der Vergleich im Folgenden ausschließlich anhand gemessener geometrischer Merkmale. Die Auswertung wurde dabei mittels automatischer Stapelverarbeitung der Software VGStudio Max 2022.4 (Volume Graphics GmbH, Heidelberg) durchgeführt. Gemessen wurden die Kugelmittelpunktsabstände sowie die Durchmesser und Sphärizitäten der Kugeln. Die Sphärizität ist hierbei definiert als die minimal mögliche Differenz zwischen den Radien zweier konzentrischer Kugeln, zwischen derer Oberflächen sich alle Antastpunkte befinden [156]. Die Sphärizität ist damit die Erweiterung der Rundheit auf eine komplett dreidimensionale Betrachtung der Formabweichung. Sie wurde verwendet, da die Auswertesoftware keine Ermittlung der Rundheit bzw. Kugelformabweichung wie in [155] spezifiziert anbietet. Da nicht zu erwarten ist, dass sich Rundheit und Sphärizität der Kugeln stark unterscheiden und die realen Sphärizitäten somit im Submikrometerbereich liegen sollten, können mit CT gemessene Sphärizitätswerte (typischerweise im zweistelligen Mikrometerbereich) näherungsweise als Messabweichungen interpretiert werden. Bei der Erstellung des Prüfplans für alle Messgrößen wurden die kompletten Kugeloberflächen mit einer hohen Anzahl an Fitpunkten für den Geometrieelementausgleich versehen. Dahingehend und durch die verwendete Software unterscheidet sich die Auswertung vom Vorgehen, das für Annahme- und Bestätigungsprüfungen für das CT-Gerät vom Gerätehersteller verwendet wird. Es sei deshalb darauf hingewiesen, dass ein Vergleich mit spezifizierten MPE-Werten (maximal zulässige Messabweichung (engl. *Maximum Permissible Error*)) bzw. unter Berücksichtigung der Kalibrierunsicherheit mit dem Akzeptanzbereich nach DIN EN ISO 14253-1:2013-12 [157] – auch durch den unterschiedlichen Aufnahmeprozess – nur bedingt Rückschlüsse auf die erreichbare Genauigkeit des CT-Geräts zulässt. Eine stichprobenartige Auswertung der CT-Messungen mit der Software Calypso (Carl Zeiss Industrielle Messtechnik GmbH, Oberkochen) unter Verwendung des Prüfplans, der auch für taktile Messungen vom Hersteller benutzt wird, ergab nur geringfügig veränderte Messabweichungen, die zu keiner Veränderung der Gesamtaussage führen. Im Folgenden werden lediglich die mit VGStudio Max erzielten Ergebnisse präsentiert.

Abbildung 50 zeigt die Ergebnisse für die Kugelmittelpunktsabstände. In erster Linie ist zu beobachten, dass die Messabweichungen für die 3-D-Scantrajektorie für alle Einmessstrategien innerhalb der Akzeptanzgrenzen liegen

und vergleichbar zur Kreistrajektorie sind, im Gegensatz zur 3-D-Trajektorie ohne Einmessung, für welche große negative Abweichungen mit linearem Trend vorliegen. Rein bezogen auf die Kugelmittelpunktsabstände können somit alle Strategien zur Trajektorieneinmessung als erfolgreich gewertet werden. Die hohen Abweichungen ohne Einmessung lassen sich dadurch erklären, dass bei der vorliegenden Messung das Koordinatensystem \mathcal{H} des Hexapoden laut Ergebnissen der Koordinatensystemeinmessungen ca. 7,5 mm oberhalb des Drehtischkoordinatensystems \mathcal{T} lag³, während ohne Einmessung fälschlicherweise angenommen wird, dass der Ursprung von \mathcal{H} mit dem Ursprung von \mathcal{T} übereinstimmt. Somit wurde ohne Einmessung die Position des Drehpunkts des Hexapoden falsch eingeschätzt und folglich die Projektionsgeometrie falsch berechnet. Durch schrittweises Anpassen der Komponente $t_{\text{TH},z}$ ausgehend von der Approximation $t_{\text{TH},z} = 0$ nach Gleichung 14 auf Seite 55 lässt sich ermitteln (hier nicht gezeigt), dass die Messabweichungen vollständig innerhalb des MPE liegen, sobald die Abweichung für den angenommenen Wert von $t_{\text{TH},z}$ gegenüber dem über die Einmessungen ermittelten weniger als ca. 1,5 mm beträgt.

Bemerkenswert bei Betrachtung von Abbildung 50 a) und b) ist, dass die Koordinatensystemeinmessung robust nahezu identische Ergebnisse liefert, unabhängig davon, ob die Einmessung vor oder nach dem Messscan durchgeführt wurde und auch davon, ob die Koordinatensystemeinmessung mit Einzelkugel oder Mehrkugeleinmesskörper angewandt wurde. Während die Art der Einmesskörperkalibrierung bei der Koordinatensystemeinmessung keinen signifikanten Einfluss auf die Messergebnisse hat, unterscheiden sich bei der projektionsweisen Einmessung (Abbildung 50 c) die Messabweichungen, je nachdem, ob die taktil oder über CT ermittelten 3-D-Kugelkoordinaten verwendet wurden. Während bei der Koordinatensystemeinmessung der Ausgleich über eine Vielzahl an Projektionen und damit einer großen Anzahl an Gleichungen für das Optimierungsproblem stattfindet, haben die Charakteristik des Mehrkugeleinmesskörpers und die Kalibrierwerte für die Kugelkoordinaten bei der projektionsweisen Einmessung durch die geringere Anzahl an Gleichungen vermutlich einen höheren Einfluss.

Aus Abbildung 50 c) lässt sich ansatzweise vermuten, dass die taktile Kalibrierung des Einmesskörpers bei der projektionsweisen Einmessung zu tendenziell geringeren Messabweichungen führt als die Einmesskörperkalibrierung über CT. Eine allgemeingültige Aussage lässt sich jedoch durch die relativ geringen Unterschiede der Absolutabweichungen nur schwer tätigen. Für

³ Die Lage hängt neben der Ausführung der Montage des Hexapoden auf dem Drehteller auch von der für die CT-Messung eingestellten Höhe des Drehtellers im CT-Gerät und vom eingestellten Drehpunkt für den Hexapoden ab.

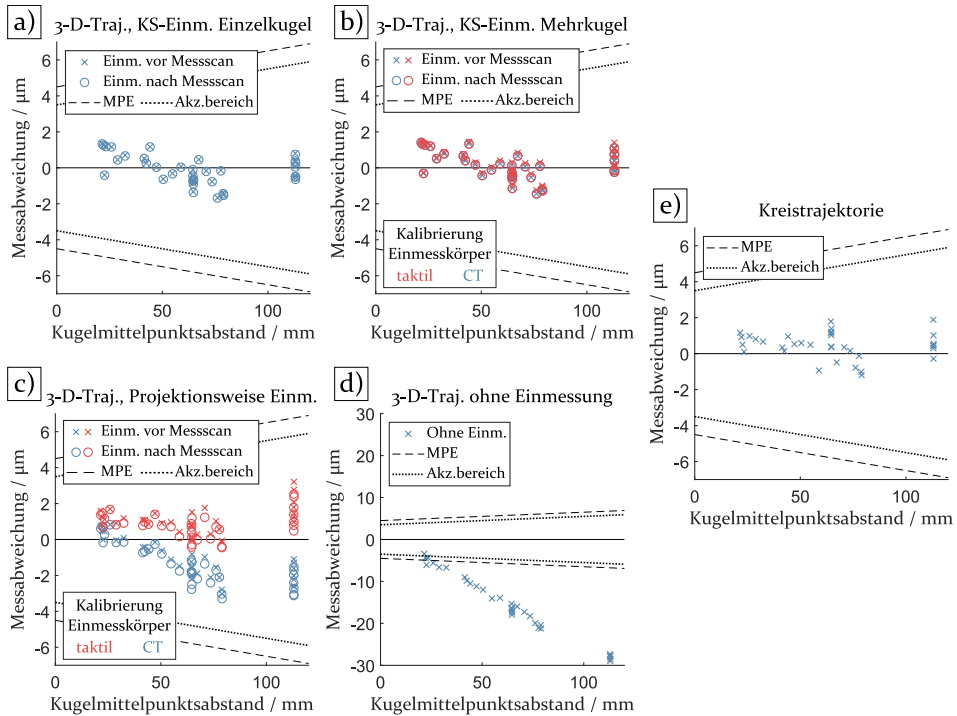


Abbildung 50: Messabweichungen für die Kugelmittelpunktsabstände des Mehrkugeldistanznormals *Metrotom Check* für die 3-D-Scantrajektorie aus Abbildung 49 bei Verwendung der unterschiedlichen Strategien zur Trajektorieneinmessung im Vergleich zu Messergebnissen bei Verwendung der Kreistrajektorie. Zu beachten ist die veränderte y-Skala bei der 3-D-Trajektorie ohne Einmessung. Zur Einordnung sind die MPE-Werte bzw. die Grenzen des Akzeptanzbereichs nach [157] für das Gerät eingezeichnet.

die weiteren in dieser Arbeit durchgeführten projektionsweisen Trajektorieneinmessungen wurde die Kalibrierung des Mehrkugeleinmesskörpers mit CT durchgeführt. Dies hat mehrere Gründe. Einerseits wurde bei Betrachtung der Kalibrierhistorie für die verschiedenen Mehrkugeleinmesskörper festgestellt, dass die Langzeitstabilität der Kugelkoordinaten beschränkt ist. Eine Kalibrierung mit CT war mit vergleichsweise geringem Aufwand zeitnah – in den meisten Fällen sogar am selben Tag der Messungen – möglich. Zusätzlich kann dadurch die Kalibrierung mit der gleichen Aufspannung und unter den gleichen Umgebungsbedingungen wie bei der späteren Messung durchgeführt werden. Neben der Tatsache, dass die notwendige Verwendung eines Drehtisches bei der taktilen Messung möglicherweise zu erhöhten Messabweichungen führt⁴, schloss ein irreparabler Defekt des verwend-

⁴ Eine Messunsicherheitsermittlung nach [158] war durch die Drehtischverwendung nicht möglich.

ten taktilen Koordinatenmessgeräts eine zu den CT-Untersuchungsreihen zeitnahe taktile Kalibrierung aus.

Im Vergleich zur Koordinatensystemeinmessung (Abbildung 50 a) und b)) sind die Unterschiede zwischen der Einmessung vor und nach dem Messscan bei der projektionsweisen Einmessung (Abbildung 50 c)) unabhängig von der Art der Einmesskörperkalibrierung höher. Als Ursache werden hier hauptsächlich zufällige Positionierabweichungen des Hexapoden vermutet, welche dazu führen, dass sich die angenommene Projektionsgeometrie unterscheidet, je nachdem welcher Einmessscan verwendet wurde. Da sich bei der Koordinatensystemeinmessung die zufälligen Positionierabweichungen bei der Einmessung durch die Optimierung weitgehend „wegmitteln“ und die Projektionsmatrizen anschließend rein rechnerisch bestimmt werden, sind hier die Unterschiede bei den angenommenen Projektionsgeometrien wesentlich geringer.

Nach den Kugelmittelpunktsabständen werden in der Abbildung 51 nun auch die Messergebnisse für die Durchmesser und Sphärizitäten der Kugeln des Prüfkörpers *Metrotom Check* verglichen. Für diese Abbildung wurden die Einmessungen vor dem Messscan verwendet und im Falle der mehrkugelbasierten Methoden die mittels CT kalibrierten Kugelmittelpunktskoordinaten für die Einmessung verwendet.

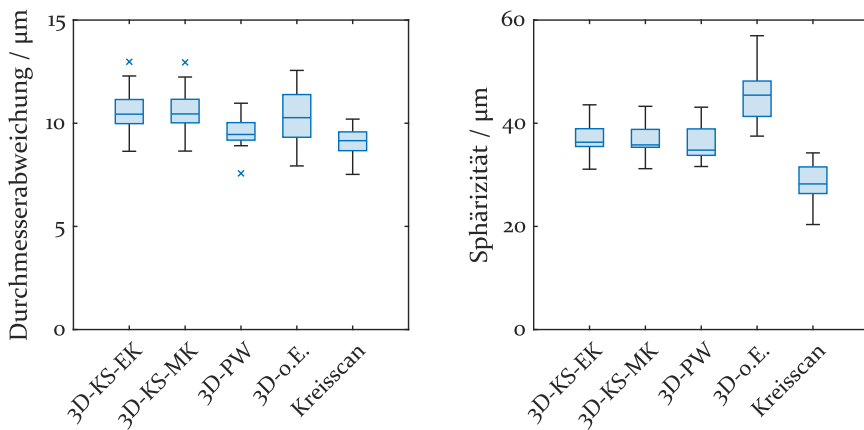


Abbildung 51: Durchmesserabweichungen (Messabweichungen gegenüber taktiler Referenzmessung) und Sphärizitätsmesswerte für die Kugeln des Messobjekts *Metrotom Check* unter Verwendung der 3-D-Scantrajektorie („3D“) aus Abbildung 49 und unterschiedlichen Strategien zur Trajektorieneinmessung im Vergleich zu Messergebnissen bei Verwendung der Kreistrajektorie („Kreisscan“). Beschriftung: KS: Koordinatensystemeinmessung, EK: Einzelkugel, MK: Mehrkugel, PW: Projektionsweise, o. E.: ohne Einmessung.

Die beiden Koordinatensystemeinmessungen führen für beide Messgrößen zu nahezu identischen Ergebnissen, was sich mit den Ergebnissen der zuvor betrachteten Kugelmittelpunktabständen deckt. Bei den Durchmesserabweichungen sind die Mediane für die Koordinatensystemeinmessung sowie für die Rekonstruktion ohne Einmessung im Vergleich zur projektionsweisen Einmessung und zum Kreisscan leicht erhöht. Die Kugeldurchmesser sind gegenüber Skalierungs- und Formabweichungen vergleichsweise robust, weshalb sich die Abweichungen für die Rekonstruktion ohne Einmessung nicht erkennbar beispielsweise von den Rekonstruktionen auf Basis der Koordinatensystemeinmessungen abheben. Im Falle der Sphärizität sind ohne Einmessung jedoch höhere Abweichungen erkennbar. Hier schneidet der Kreisscan besser ab im Vergleich zu der unterschiedlich rekonstruierten 3-D-Scantrajektorie. Ein Grund könnten zufällige Positionierabweichungen des Hexapoden beim Messscan sein oder ein Einfluss der Trajektorienform an sich. Die im späteren Verlauf dieser Arbeit (Abschnitt 6.2) analysierte Messung einer einzelnen Stahlkugel unter Verwendung einer ähnlichen Scantrajektorie zeigte im Hinblick auf die Kugelform dazu übereinstimmend erhöhte Form- bzw. Antastpunktabweichungen außerhalb der Polbereiche. Ein signifikanter Einfluss der unterschiedlichen Überdeckung von Kugeln und Schäfte des *Metrotom Check* in den Projektionsbildern aufgrund der verschiedenen Trajektorien ist daher eher unwahrscheinlich. Das Ausmaß der Überdeckung war für beide Trajektorienformen zudem vergleichbar. Im Gegensatz zu der erwähnten Einzelkugelmessung sind für die hier betrachtete Messung Kegelstrahlartefakte, die mit Hilfe der 3-D-Scantrajektorie potenziell vermieden werden können, aufgrund des geringen Abstands der Kugeln zur zentralen horizontalen Ebene nicht relevant.

Während für den Prüfkörper *Metrotom Check* die Einmessungen für einen einzelnen Messscan wiederholt wurden, wurden für den *Universalprüfkörper* die unterschiedlichen Einmessungen nur einmalig durchgeführt und stattdessen der Messscan mit insgesamt zehn Durchläufen (für die 3-D-Scantrajektorie wie auch für die Kreistrajektorie) wiederholt, so dass auch für die mehrfache Anwendung – vor allem im Hinblick auf die Wiederholpräzision des Hexapoden – verlässliche Aussagen getroffen werden können. Für jeden 3-D-Einzelscan des Messobjekts kann die Rekonstruktion auf Basis der unterschiedlichen Einmessungen durchgeführt werden, so dass sich insgesamt effektiv vier Messreihen für die 3-D-Scantrajektorie ergeben (Koordinatensystemeinmessung mit Einzelkugel sowie mit Mehrkugleinmesskörper, projektionsweise Einmessung, Rekonstruktion ohne Einmessung). Für die Einmessungen mit Mehrkugleinmesskörper wurde das Objekt E0051-003-01 (siehe Anhang A.5) verwendet. Die eingestellte Vergrößerung betrug $M = 5,3$. Die verwendeten Einmessungen wurden bereits für die Ergebnisse

in Abschnitt 5.4.1 bis 5.4.3 benutzt, so dass die direkte Vergleichbarkeit mit den dort erhaltenen Ergebnissen wie beispielsweise den Projektionsabweichungen gegeben ist.

Beim qualitativen Vergleich der Volumendatensätze ergeben sich nur geringfügige Unterschiede bei der Betrachtung des kompletten Bauteils. In bestimmten Detailbereichen sind jedoch in den Datensätzen der 3-D-Trajektorie, die ohne Einmessung oder mit Koordinatensystemeinmessung entstanden sind, Abbildungsartefakte erkennbar. Beispielhafte Ausschnitte aus Schnittbildern, an denen dies zu erkennen ist, sind in Abbildung 52 zu sehen. Für die Koordinatensystemeinmessungen (mit Einzelkugel oder Mehrkugleinmesskörper) sind diese Artefakte gleich stark ausgeprägt. Demgegenüber ist die Ausprägung bei der Rekonstruktion ohne Einmessung noch einmal leicht erhöht. Zwischen projektionsweise eingemessener 3-D-Trajektorie und Kreistrajektorie sind in den vorliegenden Ausschnitten keine Qualitätsunterschiede erkennbar.

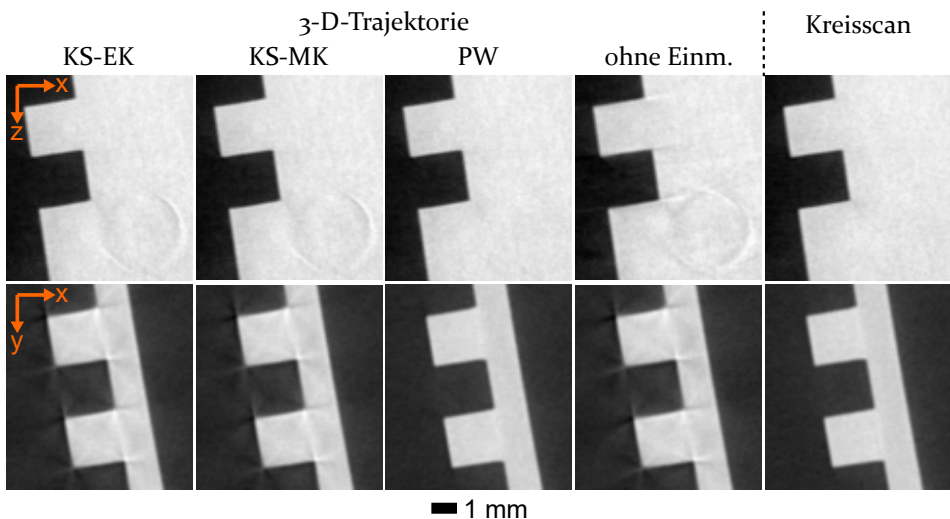


Abbildung 52: Detailausschnitte von Schnittbildern durch die unterschiedliche gemessenen bzw. rekonstruierten Volumendatensätze des *Universalprüfkörpers*. Nomenklatur siehe Abbildung 51. Für die Schnittbilder der 3-D-Trajektorie wurde der identische Messscan verwendet. Die kreisförmigen Abbildungsartefakte in der oberen Reihe stammen von einer Bohrung aus angrenzenden Schnittbildebenen.

Der Vergleich von Schnittbildern erlaubt noch keine Aussage im Hinblick auf die geometrische Messgenauigkeit. Um eine solche statistisch fundiert, aber auch unter Berücksichtigung der kompletten Messobjektoberfläche zu erhalten, wurden die aus den Messreihen erhaltenen Volumendatensätze bzw. daraus abgeleiteter Oberflächen in Form von Dreiecksnetzen mit der

Methodik aus [159], die vom Autor der zitierten Arbeit in Form von MATLAB-Programmen zur Verfügung gestellt wurde, ausgewertet. Diese Methodik ermöglicht die Ermittlung der systematischen wie auch zufälligen Messabweichungen für die Oberfläche, falls ein entsprechendes Referenzmodell für die reale Bauteiloberfläche (korrigiert um Fertigungsabweichungen) zur Verfügung steht.

Als Referenzmodell wurde das um Fertigungsabweichungen korrigierte CAD-Modell (genauer: das aus dem CAD-Modell abgeleitete Dreiecksnetz) verwendet, das bereits in [P4] genutzt wurde und von Andreas Müller nach [160] erstellt wurde. Hierfür wurde die Oberfläche des Objekts soweit wie möglich mittels des taktilen Koordinatenmessgeräts UPMC 1200 CARAT S-ACC punktweise gemessen und anschließend die Netzpunkte des aus dem CAD-Modell abgeleiteten Dreiecksnetzes der Messung entsprechend über Voronoi-Interpolation angepasst. Da bei gewöhnlichen taktilen Koordinatenmessungen Bauteilkanten nicht erfasst werden können, wurden diese wie auch kleinere nichtantastbare Bereiche nicht angepasst. Sie entsprechen im Referenzmodell somit weiterhin der Nominalgeometrie des CAD-Modells. Bauteilkanten sind somit bei der Diskussion von CT-Messergebnissen nicht zu berücksichtigen. Das Dreiecksnetz des Referenzmodells besitzt eine räumliche Abtastung von ca. 0,1 mm und wurde zur Anwendung der Methodik aus [159] noch anhand derselben Geometrielemente im Koordinatensystem ausgerichtet, die auch für die Registrierung von CT-Messungen verwendet werden.

Neben dem beschriebenen Referenzmodell sind noch die gemessenen und ausgerichteten Oberflächen der einzelnen Messreihen in Form von Dreiecksnetzen notwendig. Um diese zu erhalten, wurden über die Stapelverarbeitung der Software VGStudio Max 2022.4 für die rekonstruierten Volumendatensätze jeweils die Bauteiloberfläche bestimmt, die Geometrielemente des Prüfplans angepasst, die Ausrichtung anhand dieser vorgenommen und schließlich die registrierte Oberfläche in Form eines Dreiecksnetzes exportiert. Über die Methodik aus [159] kann schließlich die lokale systematische Messabweichung für eine Messreihe bestimmt werden. Diese wird im Folgenden mit E_{sys} bezeichnet und ist für einen Oberflächenpunkt definiert als das arithmetische Mittel (über die Messreihe) des vorzeichenbehafteten Abstands des Oberflächenpunktes vom Referenzmodell. Ebenso können die lokalen zufälligen Messabweichungen, die im Folgenden mit E_{rnd} bezeichnet werden, über die Standardabweichung definiert werden.

In Abbildung 53 sind nun die ermittelten systematischen Messabweichungen E_{sys} der Oberfläche für die Messreihen des *Universalprüfkörpers* dargestellt. Für einen weiteren quantitativen Vergleich wurden für jeden der Datensätze aus Abbildung 53 die empirischen Verteilungen für den Betrag von E_{sys}

ermittelt, indem jeweils der kumulierte Oberflächenanteil berechnet wird, für den E_{sys} unterhalb einer gewissen Grenze liegt. Die so entstandenen Kurven sind gemeinsam mit den empirischen Verteilungen der zufälligen Messabweichungen E_{rnd} , die ebenfalls berechnet wurden, in Abbildung 54 eingezeichnet.

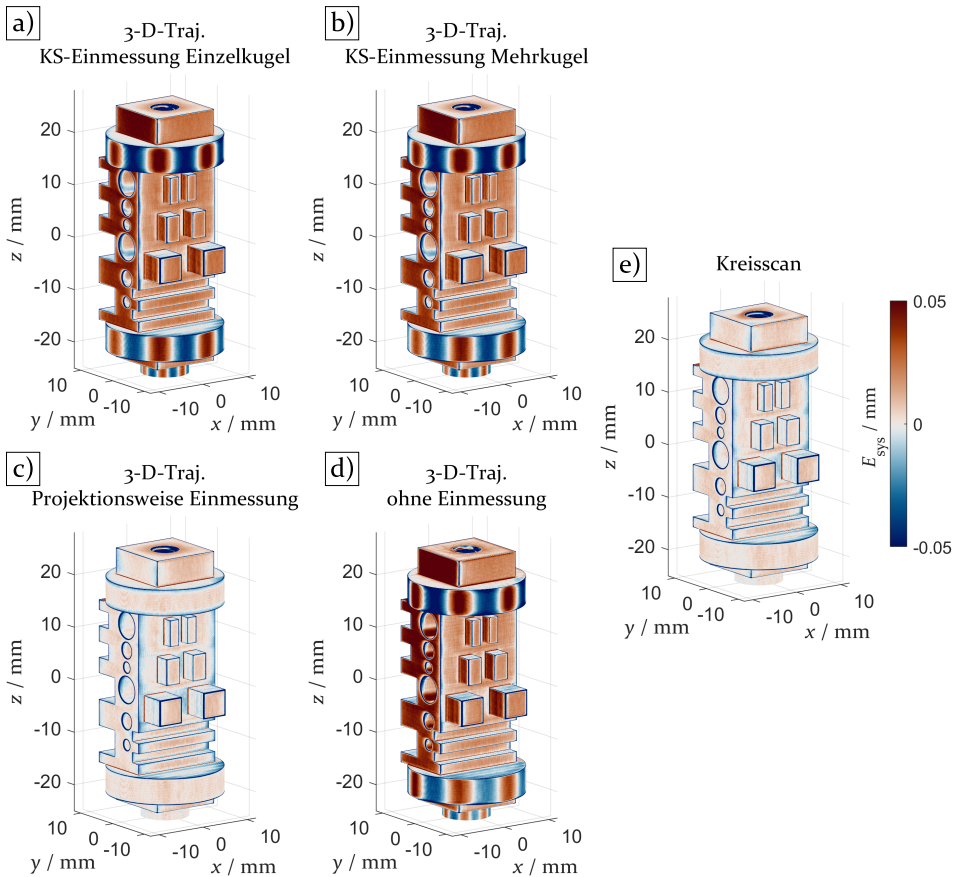


Abbildung 53: Lokale systematische Messabweichung für die Oberfläche E_{sys} nach [159] für die Wiederholmessungen des *Universalprüfkörpers* (3-D-Scantrajektorie, unterschiedliche Einmessstrategie) im Vergleich zu den Wiederholmessungen mit Kreistrajektorie. Zur besseren Vergleichbarkeit werden Abweichungen mit Betrag größer als 0,05 mm einheitlich mit den Extrema der Farbzurordnungstabelle (vik aus [161]) dargestellt.

Auffallend in Abbildung 53 sind die hohen Abweichungen sowohl für die Koordinatensystemeinmessung als auch ohne Einmessung der 3-D-Scantrajektorie, was passend zu den qualitativ beobachteten Qualitätsunterschieden aus Abbildung 52 ist. Die stärksten Abweichungen liegen auf den beiden großen zylindrischen Oberflächen im oberen/unteren Bereich des Prüfbodens.

vor. Hier ist ein periodisches Muster mit abwechselnd negativen/positiven Abweichungen zu sehen. Die Periodizität dieses Muster entspricht der Periodizität des verwendeten Kippwinkelverlaufs des Hexapoden, welcher für die 3-D-Scantrajektorie verwendet wurde (vgl. Abbildung 26 b)). Es ist deshalb davon auszugehen, dass die Abweichungen durch eine ungenügende Modellierung der Hexapodbewegung für die Projektionsmatrixberechnung begründet sind. Während dies für die Rekonstruktion ohne Einmessung erwartbar ist, müssen für die Koordinatensystemeinmessung Einflüsse vorliegen, die entweder die Einmessung an sich oder aber die Anwendbarkeit auf die Messscans negativ beeinflussen. Als hauptsächliche Ursache werden hier die systematischen Positionierabweichungen des Hexapoden vermutet. Da die stark abweichungsbehafteten Zylinderflächen für die Primärausrichtung der gemessenen Oberflächen verwendet werden, führen die Abweichungen auch zu einer fehlerhaften Ausrichtung, da die Zylinderachse verschoben gemessen wird. Dies macht sich in Abbildung 53 a), b) und d) dadurch bemerkbar, dass für die dem Betrachter zugewandten vertikalen Flächen eine einheitlich positive Messabweichung angezeigt wird (rote Färbung), während auf der Rückseite (in der Abbildung nicht sichtbar) einheitlich negative Abweichungen vorliegen. Die Absolutwerte sind in diesen Bereichen daher nur begrenzt aussagekräftig.

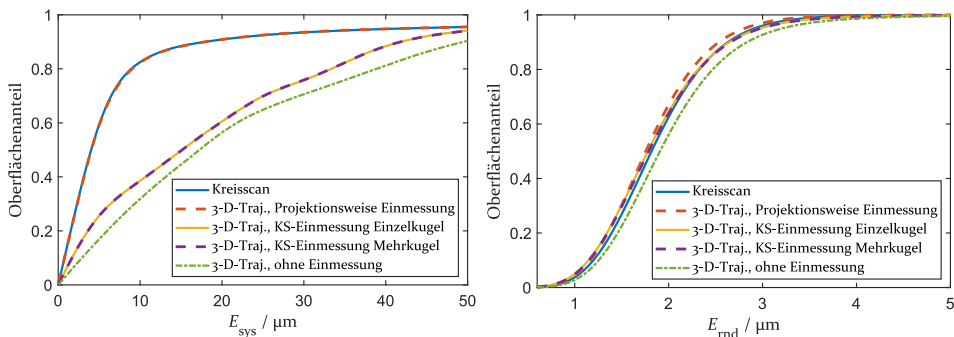


Abbildung 54: Empirische Verteilungsfunktion für den Betrag von E_{sys} aus Abbildung 53 sowie für die lokalen zufälligen Messabweichungen für die Oberfläche E_{rnd} nach [159] für die Messreihe des *Universalprüfkörpers*.

Für die projektionsweise Trajektorieneinmessung sind keine periodischen Abweichungsmuster erkennbar und die Größe und räumliche Verteilung der Abweichungswerte sind vergleichbar mit denen der Kreistrajektorie. Dieser visuelle Eindruck wird auch durch die quantitative Analyse in Abbildung 54 bestätigt. Die Kurven der empirischen Verteilungsfunktion liegen hier mit hoher Übereinstimmung aufeinander. Abbildung 54 bestätigt, dass die beiden verschiedenen Methoden zur Koordinatensystemeinmessung quasi identi-

sche Ergebnisse liefern. Gegenüber den rekonstruierten Datensätzen ohne Einmessung kann durch die Koordinatensystemeinmessung lediglich eine leichte Verbesserung für E_{sys} erzielt werden. Bei den zufälligen Messabweichungen liegen alle Messreihen auf einem ähnlichen Niveau. Da innerhalb einer Messreihe immer dieselbe Geometriebeschreibung bzw. Einmessung verwendet wurde, ist dies erwartbar.

Für die vorliegenden Messreihen des *Universalprüfkörpers* wurde laut den Optimierungsergebnissen der Koordinatensystemeinmessung (vgl. Tabelle 1 auf Seite 93) ohne Einmessung die Position des Drehpunkts des Hexapoden um eine räumliche Distanz von ca. 5 mm falsch angenommen. Die Korrektur dieser abweichungsbehafteten Annahme bewirkt jedoch wie bereits erwähnt nur eine geringfügige Verbesserung für die geometrische Messgenauigkeit beim Endergebnis. Um zu analysieren, inwieweit sich durch die Koordinatensystemeinmessung zumindest die Geometriebeschreibung der Scantrajektorie verbessert, wird im Folgenden noch die Trajektorienabweichung zu derjenigen Scantrajektorie betrachtet, die über projektionsweise Einmessung ermittelt wurde. Da die projektionsweise Einmessung erwiesenermaßen eine zuverlässige Geometriebeschreibung liefert, kann diese als Referenz für die 3-D-Scantrajektorie verwendet werden. Der Vergleich erfolgt über die unterschiedlich ermittelten Transformationsmatrizen, die die Bewegung des Messobjekts im Weltkoordinatensystem bezogen auf die Ausgangslage beschreiben. Dazu werden noch einmal die für die Projektionsmatrixermittlung verwendeten Koordinatensystemverkettungen betrachtet. Für die Anwendung der Koordinatensystemeinmessung als auch der Approximation (ohne Einmessung) wurde Gleichung 17 verwendet, welche lautet:

$$\hat{\mathbf{x}}_{D,j} = \mathbf{P}_S \mathbf{T}_{SW} \mathbf{T}_{WT,j} \mathbf{T}_{TH} \mathbf{T}_{H\bar{H},j} \mathbf{T}_{TH}^{-1} \hat{\mathbf{x}}_{W,0}. \quad (50)$$

Die projektionsweise Einmessung wurde dagegen über Gleichung 49 angewendet, welche lautet:

$$\hat{\mathbf{x}}_{D,j} = \mathbf{P}_S \mathbf{T}_{SW} \mathbf{T}_{WC,j} \mathbf{T}_{WC,0}^{-1} \hat{\mathbf{x}}_{W,0} \quad (51)$$

Nun kann die Abweichung von $\mathbf{T}_{WT,j} \mathbf{T}_{TH} \mathbf{T}_{H\bar{H},j} \mathbf{T}_{TH}^{-1}$ aus Gleichung 50 bei Koordinatensystemeinmessung bzw. ohne Einmessung gegenüber $\mathbf{T}_{WC,j} \mathbf{T}_{WC,0}^{-1}$ aus Gleichung 51 bei projektionsweiser Einmessung berechnet werden. Dazu wird das in Anhang A.1 beschriebene Vorgehen zur Ermittlung von Transformationsabweichungen verwendet und das Ergebnis über $\Delta \mathbf{t}$ (translatorische Abweichungen) und $\Delta \boldsymbol{\varphi}$ (rotatorische Abweichungen) im mitbewegten Koordinatensystem angegeben. Die Ergebnisse für die Komponenten der Abweichungen $\Delta \mathbf{t}$ und $\Delta \boldsymbol{\varphi}$ sind in Abbildung 55 projektionsweise (Index j)

aufgetragen. Für die Koordinatensystemeinmessung wurde die Variante mit Einzelkugel verwendet.

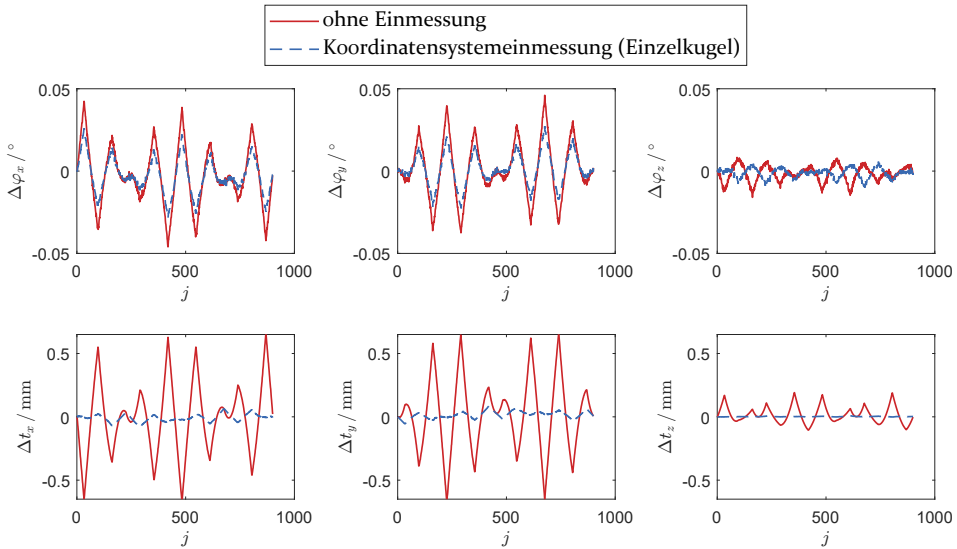


Abbildung 55: Rotatorische ($\Delta\phi$) und translatorische (Δt) Abweichungen der ohne Einmessung bzw. mit Koordinatensystemeinmessung bestimmten Scantrajektorie für die Messung des *Universalprüfkörpers* gegenüber der über projektionsweise Einmessung bestimmten Trajektorie.

In der Abbildung ist zu erkennen, dass die translatorischen Abweichungen durch die Koordinatensystemeinmessung deutlich reduziert werden konnten (betragsmäßig auf unter 84 μm). Bei den Orientierungsabweichungen konnte nur eine leichte Verbesserung erzielt werden. Obwohl somit insgesamt die Trajektorienabweichungen verringert werden konnten, verbleiben immer noch Abweichungen, die offensichtlich so hoch sind, dass sie für die CT-Scans zu deutlich höheren Messabweichungen bei Koordinatensystemeinmessung im Vergleich zur projektionsweisen Einmessung zu führen.

Zusammenfassend kann datensatzübergreifend festgehalten werden, dass bei der Verwendung des Hexapoden zur Generierung von 3-D-Scantrajektorien für metrologische Anwendungszwecke eine Trajektorieneinmessung zwingend erforderlich ist. Die hier vorgestellte projektionsweise Trajektorieneinmessung führte zu geometrischen Messabweichungen, die vergleichbar sind zu denen bei kreisförmiger Trajektorie. Es kann damit bestätigt werden, dass die Wiederholpräzision des Hexapoden ausreichend ist, um keine zusätzlichen Abweichungen aufgrund der – im Vergleich zu gewöhnlichen CT-Systemen – zusätzlichen mechanischen Achsen zu generieren. Durch die

beiden vorgestellten Methoden zur Koordinatensystemeinmessung konnte zwar das Ergebnis im Vergleich zur Rekonstruktion ohne Einmessung verbessert werden, großteils jedoch nur in geringfügigem Maße. Als Ursachen werden vorrangig systematische Positionierabweichungen des Hexapoden vermutet. Diese sind zwar messtechnisch belegt, konnten aber – wie in Anhang A.3 näher ausgeführt – nicht erfolgreich für beliebige Kippwinkel bei der Endanwendung korrigiert werden. Es ist zwar denkbar, dass mit hohem messtechnischem Aufwand noch eine hinreichende Modellierung der Positionierabweichungen möglich wäre. Es ist dann aber fraglich, ob dieser Aufwand im Hinblick auf den eigentlichen Vorteil der Koordinatensystemeinmessung im Vergleich zur projektionsweisen Trajektorieneinmessung – den geringen Aufwand für die Anwendung auf 3-D-Scantrajektorien – noch vertretbar ist. Zudem existieren vielversprechende aktuelle Entwicklungen auf dem Gebiet der Rekonstruktionstechnik, Positionierabweichungen im Zuge der Rekonstruktion automatisch zu korrigieren [128, P7]. So konnten im Rahmen einer Kooperation [P7] mit Hilfe des vom Erstautor des zitierten Konferenzbeitrags entwickelten iterativen Rekonstruktionsalgorithmus die Auswirkungen einer fehlenden Trajektorieneinmessung für einen der Datensätze aus diesem Abschnitt nahezu vollständig kompensiert werden. Als Nachteil ist jedoch der vergleichsweise hohe Rechenaufwand zu nennen. Für weitere Messszenarien (u. a. auch im Bereich der Roboter-CT mit niedrigerer Positioniergenauigkeit) ergaben sich zudem höhere Messabweichungen im Vergleich zur konventionellen Rekonstruktion mit projektionsweiser Trajektorieneinmessung, so dass letztere nach aktuellem Stand keinesfalls obsolet ist.

Abschließend werden die entwickelten Einmessmethoden in Tabelle 2 noch unabhängig von den speziell in dieser Arbeit eingesetzten Geräten verglichen. Liegt beispielsweise eine Positioniervorrichtung mit vernachlässigbaren oder korrigierbaren systematischen Positionierabweichungen vor, so bietet die Koordinatensystemeinmessung mit Einzelkugel durchaus entscheidende Vorteile. Einerseits ist der Implementierungsaufwand vergleichsweise gering, da eine einzelne Metallkugel kostengünstig und leicht zu beschaffen ist, sich einfach aufspannen lässt (notfalls auch durch einfaches Einpressen in expandiertes Polystyrol), sich auch bei unterschiedlichen Vergrößerungen und größeren Kippwinkeln noch einfach im Projektionsbild halten lässt und leicht zu detektieren ist. Maßnahmen im Hinblick auf sich überlappende Kugeln und einer korrekten Zuordnung entfallen. Außerdem muss die Kugel in keiner Weise kalibriert werden. Im Vergleich zur projektionsweisen Einmessung, bei der jede neue Scantrajektorie identisch zum Messscan erneut abgefahren werden muss, wird bei der Koordinatensystemeinmessung nur wenig zusätzliche Anlagenszeit benötigt, insbesondere bei Verwendung eines

Mehrkugeleinmesskörper mit einer geringen Anzahl an Projektionen. Dies ist jedoch der einzige Vorteil der Koordinatensystemeinmessung mit Mehrkugeleinmesskörper gegenüber der Verwendung einer Einzelkugel. Die erhoffte Genauigkeitssteigerung konnte in den vorliegenden Untersuchungen nicht bestätigt werden und die Nachteile des erhöhten Implementierungsaufwands und der erforderlichen Normalkalibrierung überwiegen somit deutlich. Der Nachteil der projektionsweisen Einmessung in Bezug auf die CT-Anlagenzeit verringert sich, wenn mit identischer Scantrajektorie z. B. bei der Serienprüfung identischer Messobjekte gemessen werden soll.

Tabelle 2: Vergleich der Methoden zur Trajektorieneinmessung durch subjektive Bewertung unterschiedlicher Aspekte. KS-EK: Koordinatensystemeinmessung mit Einzelkugel. KS-MK: Koordinatensystemeinmessung mit Mehrkugelkörper. PW: Projektionsweise Einmessung (mit Mehrkugelkörper).

Bewertung in Bezug auf...	KS-EK	KS-MK	PW
Implementierungsaufwand	++	-	o
Aufwand/Kosten Normalkalibrierung	++	o*	o*
Aufwand/Kosten zusätzliche CT-Anlagenzeit	+	++	--**
Anfälligkeit gegenüber syst. Positionierabweichungen	--	--	++
Anfälligkeit gegenüber zufälligen Positionierabweichungen	o	o	-

*Bei Verwendung des CT-Geräts.

**Unter Annahme eines häufigen Wechsels des Messobjekts / der Scantrajektorie.

Die Anfälligkeit der Koordinatensystemeinmessung bzw. deren Anwendung gegenüber systematischen Positionierabweichungen schloss die metrologische Anwendung für die hier verwendeten Geräte aus. Hier liegt der stärkste Vorteil der projektionsweisen Trajektorieneinmessung, die lediglich anfällig gegenüber zufälligen Positionierabweichungen ist. Diese waren für den verwendeten Hexapoden jedoch vernachlässigbar. Für Manipulatoren mit höheren zufälligen Abweichungen könnte die Methodik jedoch auch in situ durchgeführt werden (gleichzeitiges Scannen von Messobjekt und Kugelmärnern). Der Aufwand für die Normalkalibrierung kann für die Methoden mit Mehrkugeleinmesskörper noch dadurch im Rahmen gehalten werden, dass das CT-Gerät selbst zur Normalkalibrierung verwendet wird. Da die Rückführungskette beim CT-Gerät durch andere Normale und Prüfkörper gewährleistet ist und zudem nur die extrinsischen Parameter der CT-Geometrie ermittelt werden, ist dies eine akzeptable Vorgehensweise.

6 Demonstrationsbeispiele zur Reduzierung von Messartefakten

In diesem Kapitel wird an beispielhaften Messobjekten und -aufgaben demonstriert, wie sich mit Hilfe von 3-D-Scantrajektorien, die über die adaptive Bauteilneigung mittels Hexapoden generiert werden, bestimmte Messartefakte verringern oder vermeiden lassen.

Das Verbesserungspotenzial durch Vermeidung ungünstiger Durchstrahlungsrichtungen mit hoher Intensitätsabschwächung wird in Abschnitt 6.1 einerseits anhand einer Demonstratorvorrichtung mit hochabsorbierenden Störkörpern und andererseits anhand eines scheibenförmigen Monomaterialbauteils gezeigt. Die Vermeidung von Kegelstrahlartefakten wird in Abschnitt 6.2 exemplarisch anhand einer gemessenen Kugel untersucht.

6.1 Vermeidung ungünstiger Durchstrahlungsrichtungen

Insbesondere bei Baugruppen mit Metallanteilen, bei welchen jedoch auch Kunststoffkomponenten ohne Demontage der Baugruppe gemessen werden sollen, ist es denkbar, dass durch eine adaptive Kippung des Messobjekts während der 360-Grad-Drehung ungünstige Durchstrahlungsrichtungen vermieden werden können. Ungünstige Durchstrahlungsrichtung bedeutet in diesem Fall, dass die zu messende Kunststoffkomponente im Durchstrahlungsbild von hochabsorbierenden Metallteilen wie Schrauben oder ähnlichen Störkörpern überdeckt werden. Dies führt typischerweise zu deutlichen Abbildungsartefakten bei der CT-Rekonstruktion, was wiederum in vielen Fällen eine dimensionelle Messung der Kunststoffkomponente unmöglich macht. Um ein solches Szenario künstlich zu generieren, wurde eine Demonstratorvorrichtung erstellt, die in Abschnitt 6.1.1 vorgestellt und untersucht wird.

Ungünstige Durchstrahlungsrichtungen können jedoch auch bei Monomaterialbauteilen vorliegen, wenn sich die Durchstrahlungslängen während der 360-Grad-Drehung stark verändern. Für flache Objekte bietet hier die Computerlaminographie einen Ansatzpunkt für Verbesserungen bei der Untersuchung von Strukturen in einer Ebene. Mit dem in dieser Arbeit verwendeten Aufbau ist die Umsetzung der Rotationslaminographie durch gekippte Rotationsachse (vgl. Abbildung 10 in Abschnitt 2.3) möglich. Dieses Verfahren wird in Abschnitt 6.1.2 auf die Verwendung einer mehrfach gekippten Drehachse erweitert und das Verbesserungspotenzial gegenüber der gewöhnlichen CT anhand eines scheibenförmigen Messobjekts demonstriert.

6.1.1 Aufgabenspezifische Neigungswinkelanpassung bei vorhandenen Störkörpern

Zur Demonstration des maximal möglichen Verbesserungspotenzials, das mit dem vorhandenen Aufbau und einer aufgabenspezifisch angepassten 3-D-Scantrajektorie beim Vorliegen hochabsorbierender Störkörper erreichbar ist, wurde die in Abbildung 56 a) dargestellte Demonstratorvorrichtung erstellt. Eine noch überarbeitete Erstversion dieser Vorrichtung wurde im Rahmen von [S7] entworfen. Die final realisierte Variante besteht aus einer Aluminiumscheibe sowie einem Aluminiumring, die jeweils mit Stahlstiften bestückt sind und über Kunststoff-Abstandshalter so zueinander positioniert werden, dass es sich bei einer gewöhnlichen CT-Messung des innenliegenden Messobjekts (im Falle von Abbildung 56 ein in expandiertes Polystyrol eingebetteter Klemmbaustein 4211210/3003, Lego System A/S, Dänemark) nicht vermeiden lässt, dass bei einzelnen Durchstrahlungsbildern eine Überdeckung von Messobjekt und Stahlstiften vorliegt (vergleiche Kreistrajektorie in Abbildung 56 c)). Die Demonstratorvorrichtung hat den Vorteil, dass sich die Stahlstifte entfernen lassen, während das Messobjekt aufgespannt bleibt. Dadurch sind direkte Vergleichsmessungen ohne Störkörper möglich.

Das Messobjekt wurde neben der Kreistrajektorie mit der in Abbildung 56 b) blau eingezeichneten 3-D-Quellentrajektorie gemessen. Diese entsteht dadurch, dass während der 360-Grad-Drehung mit konstanten Winkelschritten der Aufbau abschnittsweise um $\pm 15^\circ$ um die ortsfeste y_W -Achse geneigt wird. Wie in Abbildung 56 c) angedeutet, kann so erreicht werden, dass es bei keiner Projektion zu einer Überdeckung von Klemmbaustein und Metallteilen kommt. Um die CT-Rekonstruktion für die 3-D-Scantrajektorie durchführen zu können, wurde die projektionsweise Trajektorieneinmessung nach Abschnitt 5.4.3 angewandt.

Zusätzlich wurden zu weiteren Vergleichszwecken die Durchstrahlungsbilder des Kreisscans in der Form ausgedünnt, dass nur Projektionen verwendet werden, bei welchen keine Überlappung von Messobjekt und Störkörpern vorliegt. Prinzipiell ist denkbar, dass auch so Abbildungsartefakte vermieden werden können. Die Vollständigkeitsbedingung nach [8, Abschnitt 5.2.1] wird jedoch durch die fehlenden Scanwinkelsegmente nicht eingehalten.

Ebenso wie für die 3-D-Scantrajektorie muss bei der Kreistrajektorie mit Scanwinkelauswahl die iterative SART-Rekonstruktion verwendet werden, um ein qualitativ hochwertiges Ergebnis zu erhalten. Für die gewöhnliche Kreistrajektorie wurde zu Vergleichszwecken sowohl SART als auch die FDK-Rekonstruktion angewandt. Alle untersuchten Scans und Rekonstruktionen

6.1 Vermeidung ungünstiger Durchstrahlungsrichtungen

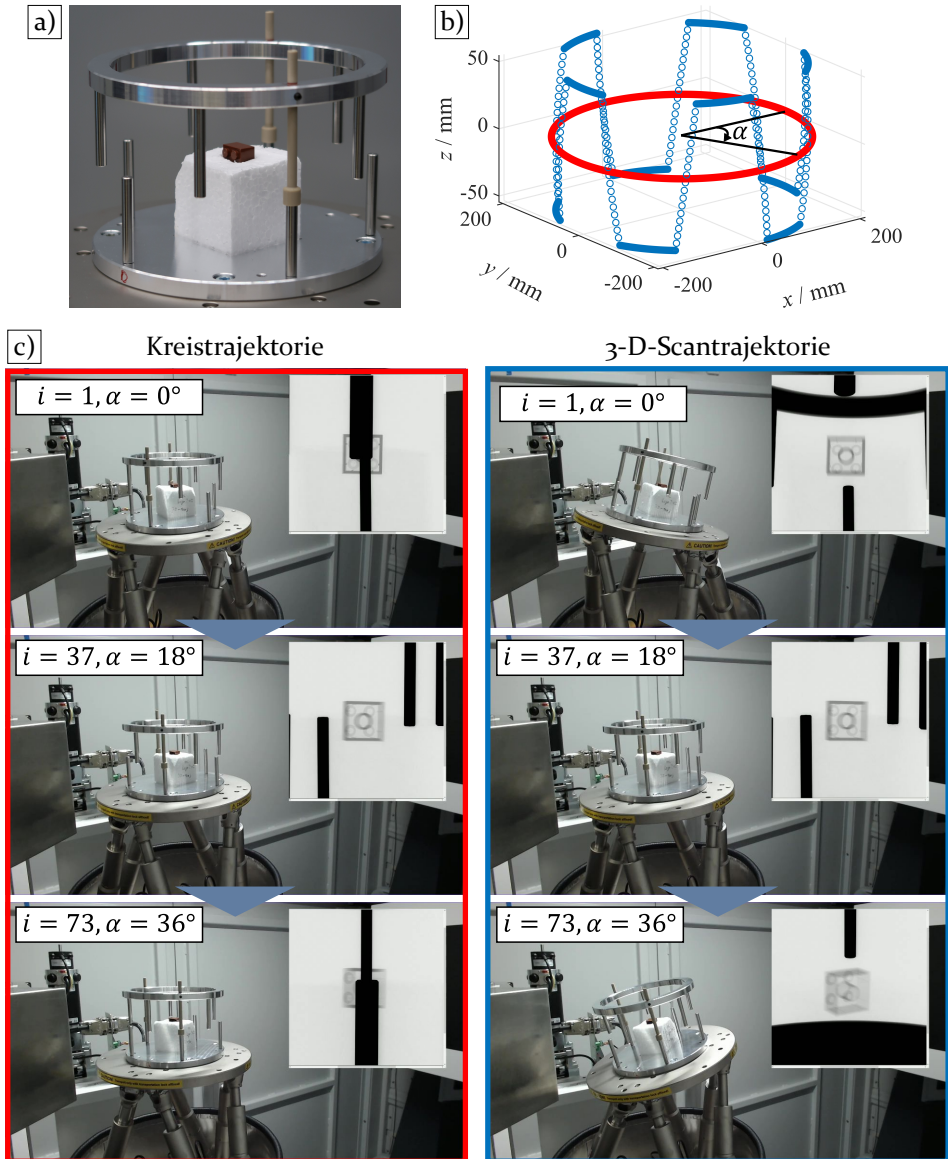


Abbildung 56: Klemmbaustein als Messobjekt in einer Demonstratorvorrichtung mit hochabsorbierenden Stahlstiften. a) Aufspannung. b) Untersuchte Quellentrajektorien (Scanwinkel α). c) Exemplarische, aus den Scantrajektorien resultierende Hexapodstellungen und dazugehörige Durchstrahlungsbilder (Projektionsnummer i). In Anlehnung an [P5].

wurden sowohl mit als auch ohne Störkörper durchgeführt. Die Messparameter sind in Anhang A.6.2 detailliert aufgeführt.

Qualitative Ergebnisse für die Demonstratorvorrichtung sind in Abbildung 57 zu sehen. Während bei der gewöhnlichen Kreistrajektorie ohne Störkörper das Bauteil unabhängig vom gewählten Rekonstruktionsalgorithmus mit hoher Qualität rekonstruiert werden kann, kommt es bei vorhandenen Störkörpern durch die hohe Absorption und die Bewegung der Stahlstifte aus den Bildbereich zu starker Artefaktbildung, die eine Detektion der Bauteiloberfläche unmöglich machen. Bei der Kreistrajektorie mit ausgewählten Scanwinkeln sind auch bei der Messung ohne eingesetzte Störkörper bereits Qualitätseinbußen erkennbar (raue Seitenfläche in der 3-D-Darstellung), die durch die unzureichende Abtastung zustande kommen. Obwohl diese somit auch bei eingesetzten Störkörpern vorhanden sein müssen, überwiegt in diesem Fall der positive Effekt der Scanwinkelauswahl (im Vergleich zur normalen Kreistrajektorie mit Störkörpern). Eine automatische Oberflächenbestimmung ist jedoch auch hier nicht möglich. Bei der 3-D-Scantrajektorie dagegen werden sowohl ungünstige Durchstrahlungsrichtungen vermieden als auch eine ausreichende Abtastung sichergestellt. Zwischen der Messung mit Störkörpern und derjenigen ohne Störkörper sind nur leichte Unterschiede erkennbar. Die Störkörper bewirken zwar starke Abbildungsartefakte im Datensatz, diese befinden sich aber außerhalb des Bereichs des Messobjekts.

Insgesamt kann für die Demonstratorvorrichtung bestätigt werden, dass durch die Vermeidung ungünstiger Durchstrahlungsrichtungen über die Bauteilneigung das Ergebnis deutlich verbessert werden kann. Die Vorrichtung wurde jedoch speziell für diese Zwecke konstruiert und stellt somit quasi das maximal mögliche Verbesserungspotenzial dar. Für reale Messaufgaben muss objektspezifisch betrachtet werden, inwieweit der Kippwinkelbereich des Hexapoden ausreichend ist und ob überhaupt signifikante Verbesserungen durch eine aufgabenspezifische Anpassung des Neigungswinkels erzielt werden können.

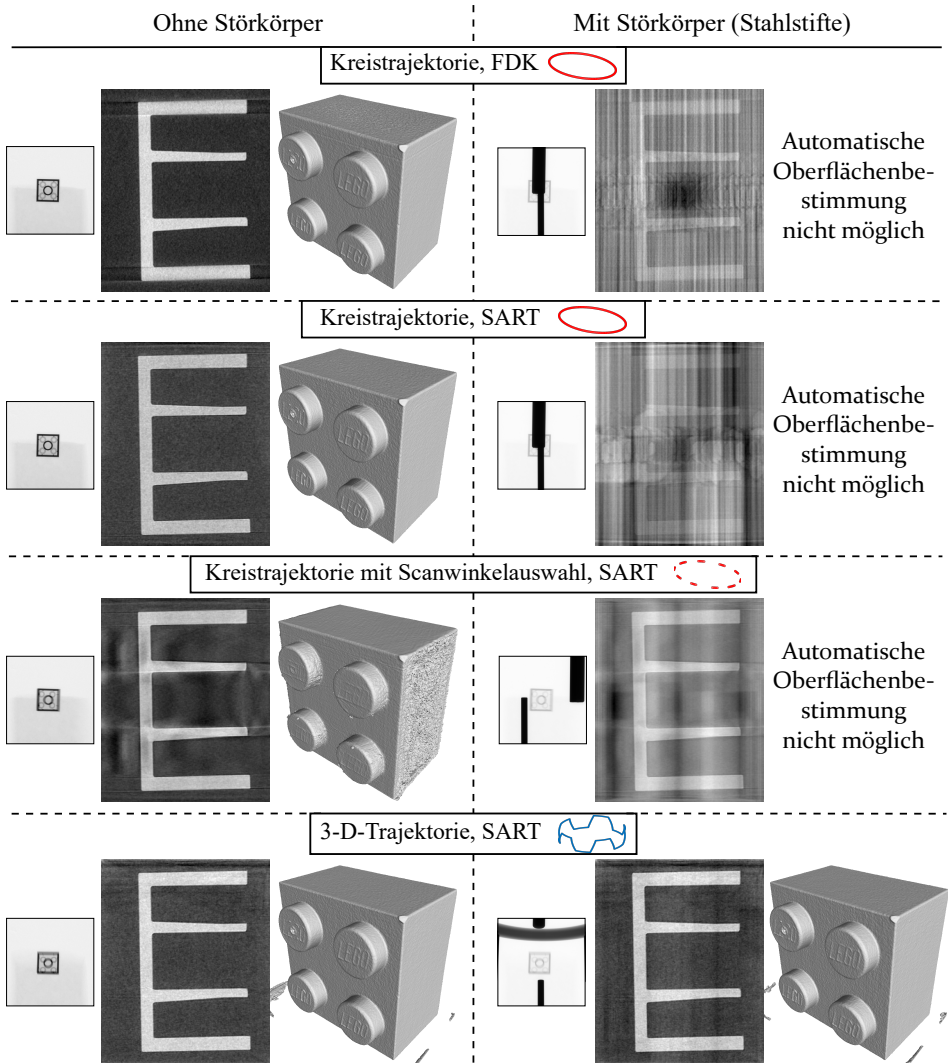


Abbildung 57: Qualitative Ergebnisse für unterschiedliche Scantrajektorien und Rekonstruktionsalgorithmen für den Klemmbaustein in Form von vertikalen Schnittbildern und 3-D-Darstellungen der extrahierten Oberfläche. Das erste Durchstrahlungsbild eines jeden Scans ist exemplarisch mit abgedruckt. In Anlehnung an [P1, P5].

6.1.2 (Multi-)Rotationslaminographie für die Messung flacher Strukturen

Wie im Stand der Technik in Abschnitt 2.3 beschrieben, kann für flache Messobjekte die Computerlaminographie (CL) gegenüber der CT im Vorteil sein, da bei laminographischen Verfahren das Messobjekt nicht entlang der längeren Seite durchstrahlt werden muss. Die in Abschnitt 2.3 aufgeführten Scantrajektorien laminographischer Verfahren können mit gewöhnlichen industriellen CT-Geräten nicht umgesetzt werden. Der Hexapod im vorliegenden Aufbau erlaubt jedoch die Umsetzung einer Scantrajektorie, die derjenigen der Rotationslaminographie mit gekippter Drehachse (vgl. auch Abbildung 10 auf Seite 16) entspricht.

Dazu muss für jeden Scanwinkel α_j der für CT gewöhnlichen 360° -Rotation das Messobjekt zusätzlich um einen konstanten Kippwinkel $\beta_j = \beta$ um die ortsfeste y_W -Achse gekippt werden. Effektiv ergibt sich so die identische Scantrajektorie, die sich bei einer Verkipfung der CT-Rotationseinheit um β , also einer gekippten Drehachse, ergeben würde. Um die erforderliche Transformation bzw. die einzustellenden Euler-Winkel für den Hexapoden zu berechnen, kann auf Gleichung 21 aus Abschnitt 4.4 zurückgegriffen werden, die für den speziellen Fall einer (im Weltkoordinatensystem) konstanten Kippung lautet:

$$\mathbf{T}_{\text{Hf},j} = \mathbf{T}_{\text{TH}}^{-1} \mathbf{T}_{\text{WT},j}^{-1} \mathbf{T}_{\text{tilt}} \mathbf{T}_{\text{WT},j} \mathbf{T}_{\text{TH}}, \quad (52)$$

mit der Kippung

$$\mathbf{T}_{\text{tilt}} = \begin{bmatrix} \mathbf{R}_y(\beta) & \mathbf{0} \\ \mathbf{0}^\top & 1 \end{bmatrix}. \quad (53)$$

Zur Demonstration der Rotationslaminographie mit gekippter Drehachse wurde der Prüfkörper aus Abbildung 58 a) untersucht. Es handelt sich um einen achteckigen Blechausschnitt (Blechstärke 1,5 mm) aus Edelstahl, aus welchem mittels Laserschneiden diverse Strukturen ausgeschnitten wurden. Um die Artefaktproblematik aufgrund der hohen Absorption noch weiter zu erhöhen, wurde für die CT- bzw. CL-Untersuchungen der Blechausschnitt zwischen zwei weiteren Blechteilen mit identischer Dicke und Außengeometrie angeordnet. So kann auch der Anwendungsfall einer Messung innen liegender Strukturen nachgebildet werden. Die so entstehenden, von hochabsorbierendem Material umgebenen Hohlräume stellen für die gewöhnliche CT eine Herausforderung dar. Da bei der Laminographie die Höhe und Variation der maximalen Durchstrahlungslänge über den Scanverlauf deutlich geringer ist, wird hier eine potenzielle Verbesserung erwartet.

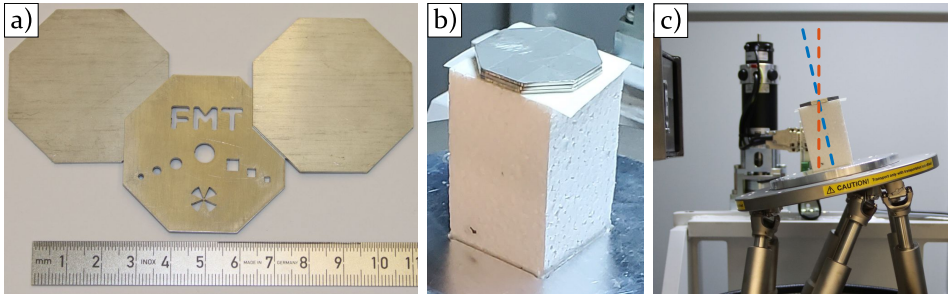


Abbildung 58: a) Prüfkörperanordnung aus Blechausschnitten. b) Aufspannung in Nullposition des Hexapoden. c) Um 13° geneigte Stellung mit Rotationsachse für die gewöhnliche CT (rot gestrichelt) und effektiv gekippte Rotationsachse für die Rotationslaminographie (blau gestrichelt).

Die gestapelten Blechausschnitte wurden mittels Klebeband fixiert und flach liegend auf den Positioniertisch des Hexapoden aufgespannt (siehe Abbildung 58 b)), so dass der Prüfkörper definiert gekippt werden kann und Schnittbilder des rekonstruierten Volumendatensatzes später automatisch parallel oder senkrecht zur Blechebene ausgerichtet sind. In Abbildung 58 c) ist die Aufspannung mit einer Kippung von $\beta = 13^\circ$ zu sehen, die für die einfache Rotationslaminographie verwendet wurde. Der Referenzscan mit gewöhnlicher CT wurde ebenfalls mit um 13° gekipptem Messobjekt durchgeführt. Während für den Referenzscan der Hexapod jedoch während des gesamten Scans in konstanter Stellung belassen wird, wird bei der Rotationslaminographie die Lage des Objekts immer so eingestellt, dass das Objekt während des Scans immer konstant zur Quelle hin geneigt ist, so dass sich die in Abbildung 58 c) geneigt eingezeichnete effektive Drehachse ergibt.

Da es durch die iterative Rekonstruktion und die Einmessmethoden aus Abschnitt 5.4 möglich ist, auch beliebig aus einzelnen Trajektorienteilen zusammengesetzte Scantrajektorien zu verwenden (vgl. auch die Fusion von Kreistrajektorien im späteren Abschnitt 7.1), wurde zusätzlich zur einfachen Rotationslaminographie mit gekippter Achse auch eine weitere Form untersucht, bei der mehrfach mit unterschiedlichen Winkeln gekippt wird. Diese Form, deren Verwendung in der Literatur dem Autor dieser Arbeit bisher nicht bekannt ist, wird im Folgenden als Multirotationslaminographie bezeichnet. Im konkreten Beispiel wurden dazu die Winkel -13° , -5° , 5° und 13° verwendet.

In Abbildung 59 sind die untersuchten Scantrajektorien im Weltkoordinatensystem (ohne Hexapodkipfung) zusammengefasst. Für die einfache Rotationslaminographie ergibt sich ein Kreis, der oberhalb der zentralen horizontalen Ebene ($z = 0$, transparent grau mit eingezeichnet) liegt. Diese

Form ist nicht zu verwechseln mit der Kreistrajektorie der gewöhnlichen CT (Teilbild c)), die für das vorliegende Beispiel einen gekippten Kreis ergibt, da das Messobjekt initial flach aufgespannt war und erst zu Beginn des Scans einmalig gekippt wurde. Die Multirotationslaminographie ergibt vier Kreise (siehe Abbildung 59 c)), die sich auf einer Kugelzone (vgl. Abschnitt 4.4) befinden. Details zu den Messparametern für alle durchgeführten Scans befinden sich in Anhang A.6.2.

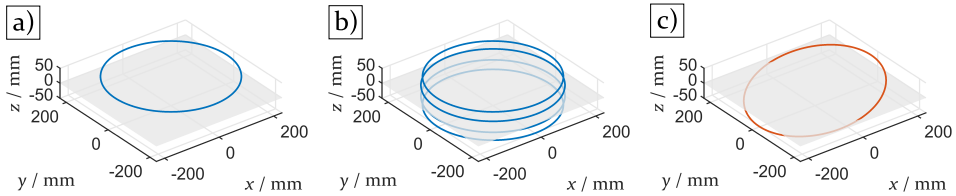


Abbildung 59: Quelltrajektorie für a) Rotationslaminographie, b) Multirotationslaminographie und c) gewöhnlicher CT für die Blechanordnung. Zu beachten ist, dass sich die Trajektorien auf die Lage gegenüber dem Messobjekt in der Hexapod-Nullposition (nicht-gekippter Zustand) beziehen.

Als Ergebnisse aus den unterschiedlichen Scantrajektorien werden in Abbildung 60 horizontale als auch vertikale Schnittbilder betrachtet. Insgesamt sind deutliche Abbildungsartefakte aufgrund von Strahlaufhärtung und Streustrahlung zu erkennen. Als auffälliger Unterschied zwischen gewöhnlicher CT und Rotationslaminographie ist in den Vertikalschnitten erkennbar, dass die Ober- und Unterseite des Blechs nur bei der gewöhnlichen CT scharf abgebildet werden kann. Dies liegt daran, dass diese Grenzflächen im Sinne der Datenvollständigkeit bei der Rotationslaminographie nicht vollständig erfasst werden (da nicht tangential durchstrahlt, vgl. Abschnitt 2.1.3 und auch die späteren Untersuchungen in Abschnitt 7.2). Diesen Nachteil nimmt man bei der Laminographie jedoch gegenüber einer besseren Abbildungsqualität in der horizontalen Ebene bewusst in Kauf.

Die ausgeschnittenen Strukturen können mit den laminographischen Verfahren besser rekonstruiert werden. Bei der gewöhnlichen CT sind die Materialausparungen nur noch ansatzweise erkennbar, bei der Rotationslaminographie dagegen noch vergleichsweise deutlich. Im Vergleich zwischen den beiden Laminographieverfahren lässt sich als einziger Vorteil der Multirotationslaminographie festhalten, dass der verwaschene Materialübergang für die Blechober- und Blechunterseite durch die zusätzlichen, betragsmäßig kleineren Kippwinkel weniger stark ausfällt. Da der Fokus bei der Laminographie jedoch wie bereits erwähnt auf der horizontalen x - y -Ebene liegt, ist dieser Vorteil nur von untergeordneter Bedeutung.

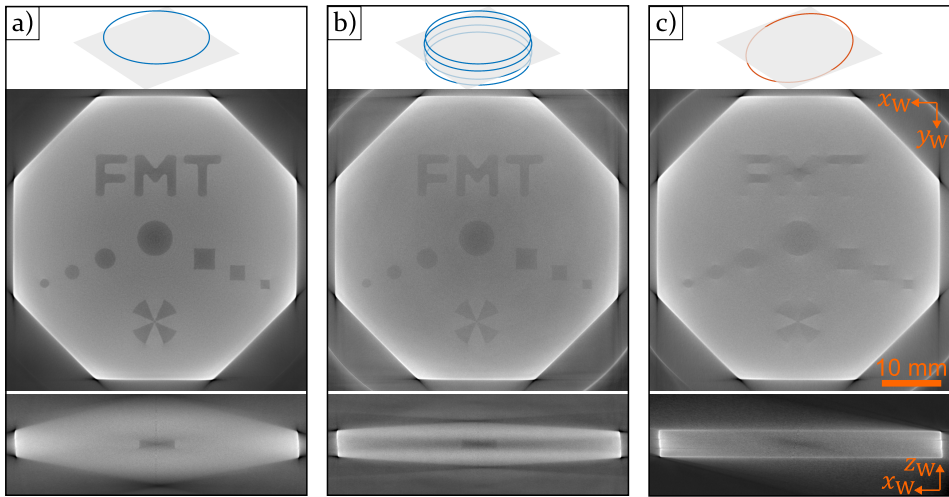


Abbildung 60: Horizontale und vertikale Schnittbildansichten durch das rekonstruierte Volumen für a) Rotationslaminographie, b) Multirotationslaminographie und c) gewöhnlicher CT. Während die Ober- und Unterseite der Blechanordnung nur durch die gewöhnliche CT scharf abgebildet werden können, ergeben sich Vorteile der Rotationslaminographie für die Erfassung der ausgeschnittenen Strukturen in der horizontalen Ebene. Der Kontrast der Schnittbilder wurde durch Fensterung (Veränderung der Schwellwerte für schwarz/weiß anhand identischer Quantile) angepasst.

Anders als hier bei der Rotationslaminographie lässt sich die Datenvollständigkeit (für das gesamte Messobjekt) durch 3-D-Scantrajektorien gegenüber der gewöhnlichen CT auch positiv beeinflussen, was im folgenden Unterabschnitt bei der Betrachtung von Kegelstrahlartefakten untersucht wird.

6.2 Vermeidung von Kegelstrahlartefakten

Kegelstrahlartefakte lassen sich bei gewöhnlichen CT-Messungen für viele Messobjekte weitgehend vermeiden, indem die Aufspannung so gewählt wird, dass Oberflächensegmente gegenüber der Horizontalen ausreichend geneigt sind. Für manche Messobjekte ist dies jedoch nicht möglich. Eine Kugel stellt hier ein einfaches Beispiel dar, welches auch im Folgenden zur Demonstration der Vermeidung von Kegelstrahlartefakten durch 3-D-Scantrajektorien verwendet wird.

Gemessen wurde eine Stahlkugel mit einem Durchmesser von 8 mm der Genauigkeitsklasse G10 nach DIN 5401:2002-08 [155]. In Abbildung 61 sind die Aufspannung der Kugel, eine beispielhafte Projektion, sowie die untersuchten Quelltrajektorien dargestellt. Die Kugel wurde in Styropor gebettet und leicht unterhalb der zentralen horizontalen Ebene positioniert, um eine

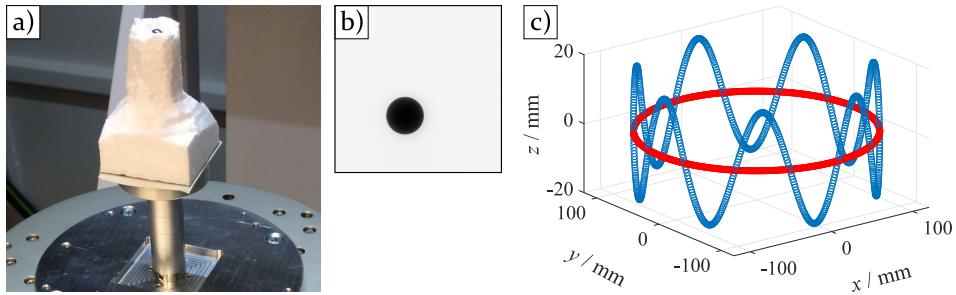


Abbildung 61: CT-Messung einer Stahlkugel. a) Aufsponnung. b) Exemplarisches Durchstrahlungsbild. c) Untersuchte Quellentrajektorien. In Anlehnung an [P5]

prägnantere Ausprägung von Kegelstrahlartefakten am unteren Pol zu erhalten. Für den oberen Pol sind dagegen kaum Kegelstrahlartefakte zu erwarten. Zur Generierung der 3-D-Scantrajektorie wurde ein sinusförmiger Kippwinkelverlauf mit Maximal-/Minimalwinkel von $\pm 8^\circ$ gewählt. Da der halbe Kegelwinkel des Kegelstrahllaufbaus (bezogen auf die Detektorbreite /-höhe) ca. $8,5^\circ$ beträgt, ist anzunehmen, dass das klassische Tuy-Kriterium [37] für den Bereich der Kugel bei der 3-D-Scantrajektorie erfüllt ist und daher Kegelstrahlartefakte vermeidbar sind. Die Trajektorieneinmessung erfolgte nach der projektionsweisen Methode aus Abschnitt 5.4.3. Die Einstellparameter für die durchgeführten Messungen finden sich in Anhang A.6.3.

In Abbildung 62 ist das Ergebnis aus der 3-D-Scantrajektorie im Vergleich zum Kreisscan zu sehen. In den Schnittbildern mit angepasstem Kontrast ist bereits zu sehen, dass durch die 3-D-Trajektorie die an der Unterseite der Kugel tangential weglauenden Abbildungsartefakte verschwinden. Nach Oberflächenbestimmung und Ausgleichsanpassung einer idealen Kugel an die Oberfläche kann durch die verschwindenden Fitpunktabweichungen am Pol die Vermeidung der Kegelstrahlartefakte bestätigt werden. Im Falle der Kreistrajektorie liegen hier noch Oberflächenabweichungen von über $10 \mu\text{m}$ vor. Außerhalb des Polbereichs ergeben sich vergleichbare Abweichungen. Für Abbildung 62 wurde für beide Trajektorien die iterative Rekonstruktion verwendet. Im Gegensatz zur Abbildung in [P5], in der für die Kreistrajektorie die Ergebnisse des FDK-Algorithmus dargestellt wurden, ist somit sichergestellt, dass Unterschiede rein auf die Scantrajektorie zurückzuführen sind (Für die FDK-Rekonstruktion der Kreistrajektorie ergeben sich im Vergleich zur iterativen Rekonstruktion stärker ausgeprägte Kegelstrahlartefakte, aber gleichzeitig geringere Antastpunktabweichungen außerhalb des Polbereichs).

Insgesamt kann festgehalten werden, dass der Hexapod erfolgreich eingesetzt werden kann, um über 3-D-Scantrajektorien Kegelstrahlartefakte zu vermei-

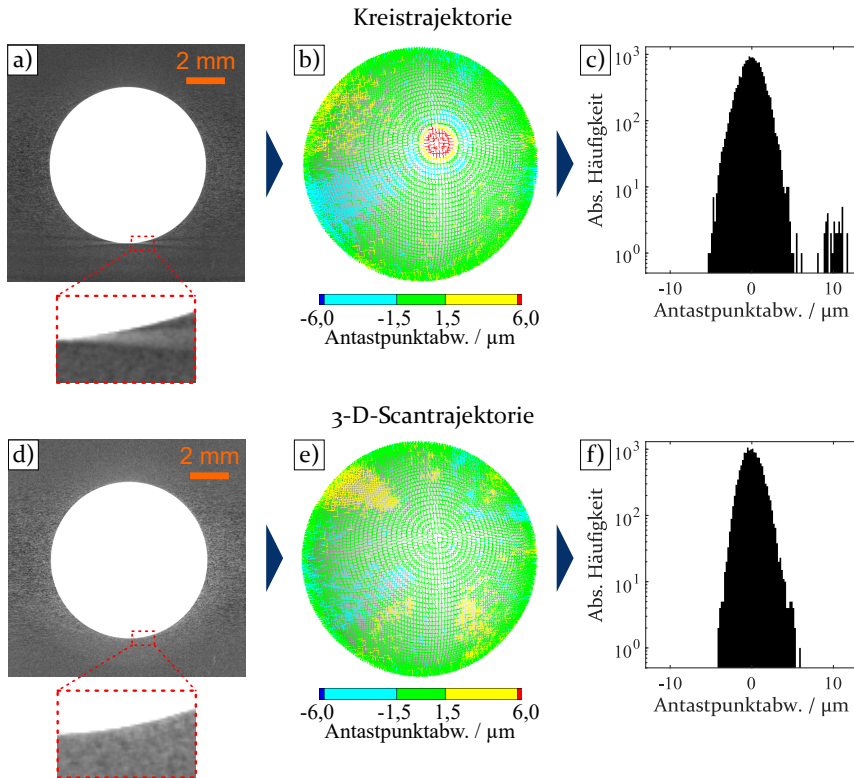


Abbildung 62: Ergebnisse für die gemessene Stahlkugel aus Abbildung 61 für Kreistrajektorie a)-c) und 3-D-Scantrajektorie d)-f). a) und d) zeigen vertikale Schnitte durch den rekonstruierten Volumendatensatz (Kontrast zur besseren Visualisierung angepasst), b) und e) Antastpunktabweichungen für eine Kugelanpassung an die extrahierte Oberfläche und c) und f) Histogramme der Antastpunktabweichungen. In Anlehnung an [P5].

den. Bei genauer Betrachtung war dies bereits auch für das in Abschnitt 6.1 untersuchte Messobjekt der Fall. Prinzipiell lassen sich Kegelstrahlartefakte zwar auch beispielsweise durch eine Helixtrajektorie, die auch ohne zusätzlichen Objektmanipulator realisierbar ist, vermeiden. Es ergäbe sich aber nicht die Möglichkeit, die Vermeidung von Kegelstrahlartefakten mit den Möglichkeiten zur Vermeidung ungünstiger Durchstrahlungsrichtungen wie in Abschnitt 6.1 demonstriert oder auch mit einer objektspezifischen Trajektorienanpassung wie im nachfolgenden Kapitel behandelt zu kombinieren.

7 Trajektorienplanung

Im vorangehenden Kapitel wurde das Verbesserungspotenzial durch 3-D-Scantrajektorien für Anwendungsfälle demonstriert, bei denen weitgehend offensichtlich war, in welcher Weise die Scantrajektorie verändert werden muss, um eine Verbesserung zu erzielen. Im vorliegenden Kapitel werden nun Ansätze für eine systematische Trajektorienplanung vorgestellt, die für verschiedenste Messobjekte und -aufgaben anwendbar sein sollen.

In Abschnitt 7.1 wird die Strategie verfolgt, den mit dem Hexapoden realisierbaren Trajektorienbereich maximal auszunutzen. Dies wird mit einer Scantrajektorie erreicht, die einem Fusionsscan bei unterschiedlichen Bauteilorientierungen entspricht. Die Forschungshypothese ist hierbei, dass sich hierdurch vor allem für Monomaterialbauteile, bei denen keine offensichtlich ungünstigen Durchstrahlungsrichtungen identifiziert werden können, eine Verbesserung erzielen lässt. Bei dieser Strategie steht somit die Qualitätsverbesserung bzw. die Verringerung von Messabweichungen im Fokus, während die Messzeit in den Hintergrund rückt.

Bei der in Abschnitt 7.2 vorgestellten Methode sollen dagegen speziell Projektionen ausgewählt werden, die für das vorliegende Messobjekt bzw. die vorliegende Messaufgabe einen möglichst hohen Informationsgehalt besitzen, wobei gleichzeitig das Entstehen von Abbildungsartefakten so weit wie möglich unterdrückt werden soll. Durch die intelligente Auswahl von Projektionen kann somit neben einer Qualitätsverbesserung auch eine Scanzeitverkürzung ein adressiertes Ziel sein. Während das Potenzial der Methodik zur Genauigkeitssteigerung vor allem bei Multimaterialbauteilen mit komplexen Geometrien gesehen wird, ist die Anwendung zur Scanzeitverkürzung auch für Monomaterialbauteile vielversprechend, falls die für dimensionelle Messaufgaben relevanten Oberflächenbereiche vor allem aus planen Segmenten bestehen. Für 3-D-Scantrajektorien existieren bereits diverse Ansätze zur Scantrajektorienoptimierung (siehe Abschnitt 2.7). Diese sind zwar vielversprechend, weisen zum Großteil aber den Nachteil auf, dass sie methodisch und umsetzungstechnisch komplex und wenig intuitiv sind. Das Methodenspektrum aus der Literatur soll daher um ein vergleichsweise einfaches Qualitätskriterium erweitert werden, welches – bis auf den grob abgeschätzten mittlere Absorptionsgrad der beteiligten Materialien – rein auf der Messobjekt- und CT-Geometrie beruht. Für die Anwendung ist ein Geometriemodell des Messobjekts nötig, welches aus einem CAD-Modell, prinzipiell aber auch aus einer 3-D-Messung, gewonnen werden kann.

7.1 Abdeckung des maximal möglichen Trajektorienbereichs durch Fusion von Kreistrajektorien

Wird das Messobjekt zwischen mehreren gewöhnlichen Kreisscans mit dem Hexapoden umorientiert (jedoch nicht während der einzelnen Scans), so entstehen zueinander verkippte Kreistrajektorien, die zusammengenommen als 3-D-Trajektorie aufgefasst und behandelt werden können (vgl. Abschnitt 2.5). Durch entsprechende Vorbereitung der Eingabedateien können die Einzelscans mit dem in Abschnitt 4.2 vorgestelltem Vorgehen selbst in einem einzigen Scanablauf durchgeführt werden. Durch das Ausnutzen der maximalen Kippung um beide horizontalen Hexapodachsen lässt sich der maximal mögliche Trajektorienbereich weitestgehend gleichmäßig abdecken und gleichzeitig die Vermeidung von Kegelstrahlartefakten sicherstellen. Ein weiterer untersuchungstechnischer Vorteil ist, dass die Kreisscans auch einzeln rekonstruiert und fusioniert werden können, so dass hier eine breite Vergleichsbasis, auch in Bezug auf die Fusionsmethoden aus der Literatur (siehe Abschnitt 2.5), geschaffen werden kann.

In Abbildung 63 sind die erwähnten unterschiedlichen Methoden zur Fusion von Kreisscans bei unterschiedlicher Bauteilorientierung, wie sie beispielsweise auch in [8] herausgearbeitet werden, nochmals schematisch im Detail dargestellt. Einerseits können die Durchstrahlungsbilder der einzelnen

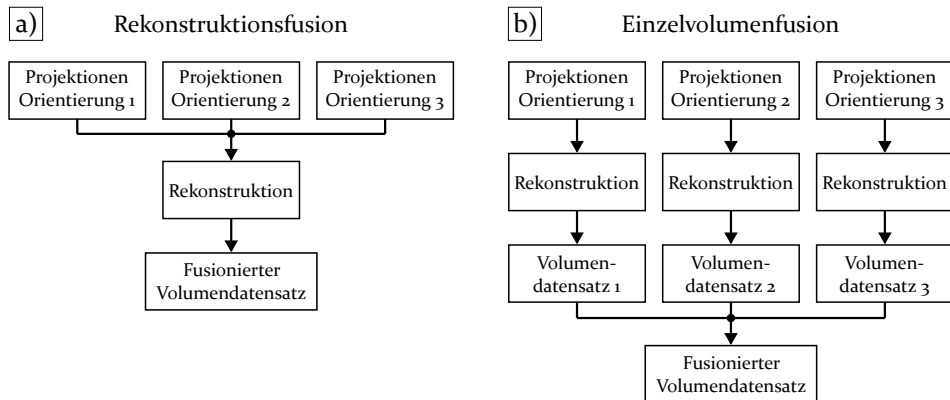


Abbildung 63: a) Rekonstruktionsfusion und b) Einzelvolumenfusion als unterschiedliche Methoden zur Fusion von Kreisscans mit unterschiedlicher Messobjektorientierung.

Kreisscans zusammengefasst und als einziger Rekonstruktionsstapel in einer gemeinsamen Rekonstruktion verarbeitet werden. Dies wird im Folgenden „Rekonstruktionsfusion“ genannt. Die Methodik wurde bereits in [P8] zur Prüfung einer Nietverbindung eingesetzt. Andererseits können die Kreisscans

einzelnen rekonstruiert werden und anschließend die resultierenden Volumendatensätze zu einem einzigen Volumendatensatz fusioniert werden, was in dieser Arbeit mit „Einzelvolumenfusion“ bezeichnet wird. Beide Methoden werden im Folgenden für unterschiedliche Messobjekte angewandt und mit Ergebnissen eines einfachen Kreisscans mit identischer Gesamtprojektionszahl verglichen.

Im Gegensatz zu Arbeiten, die Methoden zur Gewichtung anhand unterschiedlicher Metriken mit dem Ziel einer zusätzlichen Artefaktverringering verwenden [8, 53–57], wurde für die vorliegenden Untersuchungen weder für die Rekonstruktionsfusion noch für die Einzelvolumenfusion eine spezielle Datengewichtung verwendet. Da in der vorliegenden Arbeit für die Anwendung der Datenfusion hauptsächlich Monomaterialmessobjekte adressiert wurden, die keine stark ausgeprägten ungünstigen Durchstrahlungsrichtungen aufweisen, stand die Implementierung oder Entwicklung von Gewichtungsmethoden nicht im Fokus.

In einem Punkt hebt sich die in dieser Arbeit verwendete Methodik jedoch von den eben zitierten Arbeiten ab. Weder für die Rekonstruktionsfusion noch für die Einzelvolumenfusion ist eine fehleranfällige Registrierung von Volumendatensätzen oder Oberflächennetzen erforderlich. Stattdessen wird hier die Lage der Kreistrajektorien zueinander bzw. die Durchstrahlungsgeometrie für jede einzelne Projektion über die projektionsweise Trajektorieneinmessung durch einen zusätzlichen Scan mit Mehrkugleinmesskörper nach Abschnitt 5.4.3 bestimmt. Durch die Verwendung der so ermittelten Projektionsmatrizen wird das Messobjekt beispielsweise bei der Einzelvolumenfusion (Abbildung 63 b)) immer in der identischen Lage im Voxelgitter rekonstruiert, so dass die Volumendatensätze direkt ohne nachgelagerte Registrierung fusioniert werden können. Zur Fusion wurde dabei das arithmetische Mittel verwendet, welches bei Voruntersuchungen minimal bessere qualitative Ergebnisse zeigte als der Median.

Als erstes Untersuchungsobjekt wurde der bereits verwendete *Universalprüfkörper* aus Aluminium verwendet. Abbildung 64 zeigt das Messobjekt im aufgespannten Zustand in der Nullstellung des Hexapoden und die realisierte Quellentrajektorie, die aus vier Einzelkreisen mit jeweils 900 Projektionen, folglich insgesamt aus 3600 Projektionen, besteht. Zur Generierung dieser Kreise wurde das Messobjekt um $\pm 12^\circ$ um die x - und y -Achse gekippt. Zum Vergleich wurde auch ein zusätzlicher Kreisscan mit einer identischen Gesamtprojektionszahl von $N_{\text{proj}} = 3600$ als Referenz durchgeführt. An dieser Stelle ist zu erwähnen, dass bereits die Projektionszahl von 900 eines einzelnen Kreises der 3-D-Trajektorie eine ausreichende Winkelabstastung

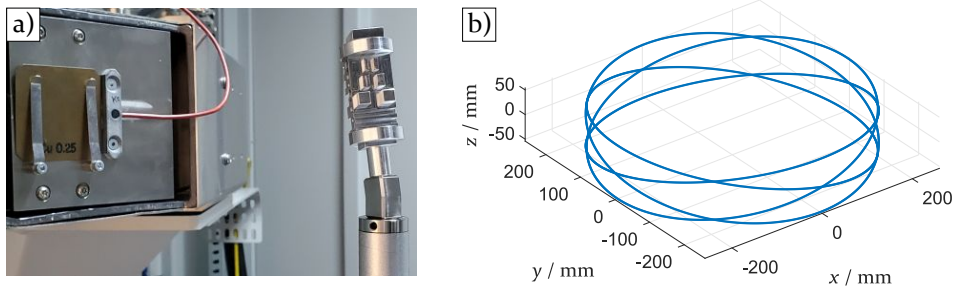


Abbildung 64: Fusion von Kreisscans bei unterschiedlicher Bauteilorientierung für den *Universalprüfkörper* aus Aluminium. a) Initiale Aufspannung ohne Kippung. b) Resultierende Quellentrajektorie.

entsprechend der Daumenregel aus [12, Abschnitt 7.5] gewährleistet. Die weiteren Messparameter sind in Anhang A.6.5 aufgeführt.

Abbildung 65 zeigt Ergebnisse für den *Universalprüfkörper* in Form vertikaler Schnitte. Insgesamt sind abgesehen vom Bereich der abgeschnittenen Aufspannung keine deutlichen Qualitätsunterschiede zwischen dem Referenz-Kreisscan und den beiden unterschiedlich fusionierten Datensätzen der 3-D-Scantrajektorie erkennbar. Bei näherer Betrachtung unter angepasstem Kontrast sind jedoch für den Referenz-Kreisscan trotz des gekippten Messobjekts Kegelstrahlartefakte an Kanten und im Bereich der Gewindebohrung sichtbar. Für die Rekonstruktionsfusion sind diese erwartungsgemäß weitgehend eliminiert. Bei der Einzelvolumenfusion sind die Kegelstrahlartefakte verringert, aber noch vorhanden. Dies liegt daran, dass jeder Einzel-Kreisscan artefaktbehaftet ist und die reine Mittelung der Fusion dies nur ansatzweise kompensieren kann. Auffällig bei der Einzelvolumenfusion ist jedoch das durch die Mittelung deutlich verringerte Rauschniveau gegenüber den anderen beiden Datensätzen.

Ein quantitativer Vergleich mit Bezug auf die geometrische Messgenauigkeit kann anhand der Oberflächenabweichungen durchgeführt werden. Als Referenzoberfläche wurde dabei das nach [160] an Kalibrierdaten angepasste Oberflächenmodell (ausgenommen Kanten) verwendet. Die lokale Messabweichung der Oberfläche wurde mittels einer verbesserten Version des in [162] vorgestellten Algorithmus, die wiederum auf einem Algorithmus aus [163] basiert und vom Autor zur Verfügung gestellt wurde, berechnet. Die Ergebnisse sind in Abbildung 66 zu sehen.

Die Abbildung zeigt, dass keine signifikanten Unterschiede zwischen den unterschiedlich fusionierten 3-D-Scantrajektorien und der einfachen Kreistrajektorie vorliegen. Beim Diagramm der empirischen kumulativen Verteilung

7.1 Abdeckung des maximal möglichen Trajektorienbereichs durch Fusion von Kreistrajektorien

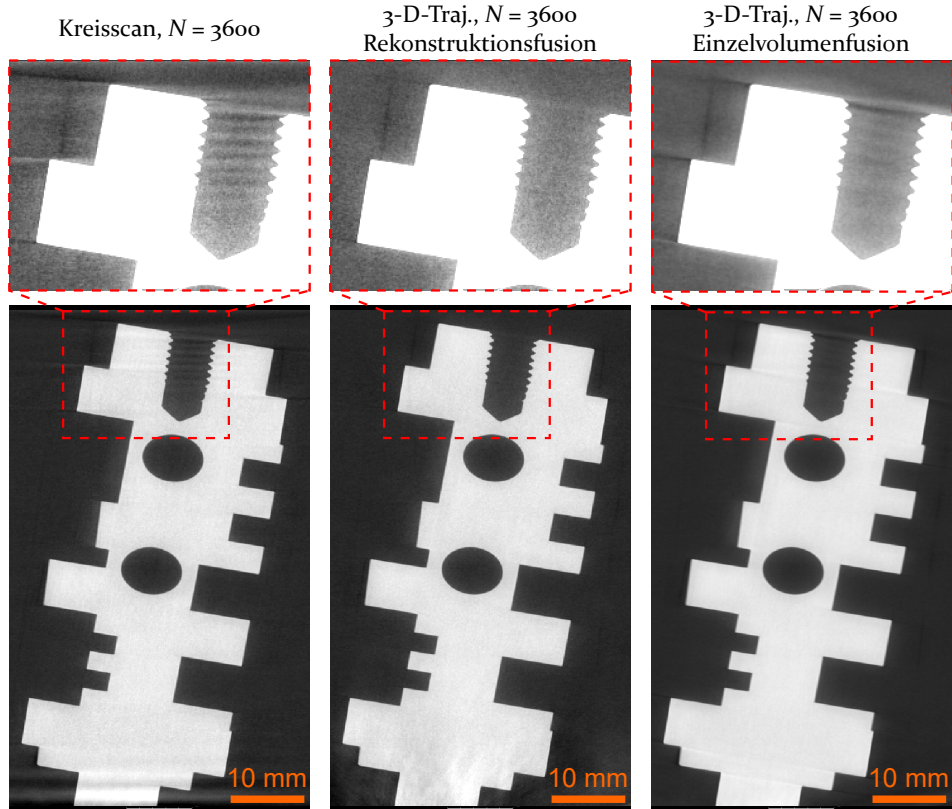


Abbildung 65: Vertikaler Schnitt durch den Volumendatensatz des Referenz-Kreisscans sowie den unterschiedlich fusionierten Datensätzen der 3-D-Scantrajektorie für den *Universalprüfkörper*. Für die Detailansichten wurde der Kontrast der Darstellung durch Fensterung (einheitliche Veränderung der Schwellwerte für schwarz/weiß) angepasst.

für die Oberflächenabweichungen in Abbildung 66 b) existieren nur minimale Unterschiede mit leichtem Vorteil für die 3-D-Scantrajektorie im vorderen Kurvenbereich, die jedoch auch aufgrund veränderter Messbedingungen zwischen den Scans verursacht sein können.

Als weiteres Messobjekt, das im Hinblick auf die Durchstrahlbarkeit eine höhere Herausforderung darstellt, wurde die Femurkomponente einer Knieprothese untersucht. Das Objekt ist im aufgespannten Zustand in Abbildung 67 a) zu sehen. Das Material der verwendeten Prothese ist nicht bekannt, absorbiert die Röntgenstrahlung jedoch deutlich stärker als Aluminium. Im Unterschied zu den zuvor präsentierten Untersuchungen wurde die 3-D-Scantrajektorie für die Knieprothese aus fünf Einzelkreisen zusammengesetzt. Der fünfte Kreis entsteht dadurch, dass neben der Kippung um $\pm 12^\circ$ um die beiden horizontalen Achsen das Messobjekt auch im ungekippten

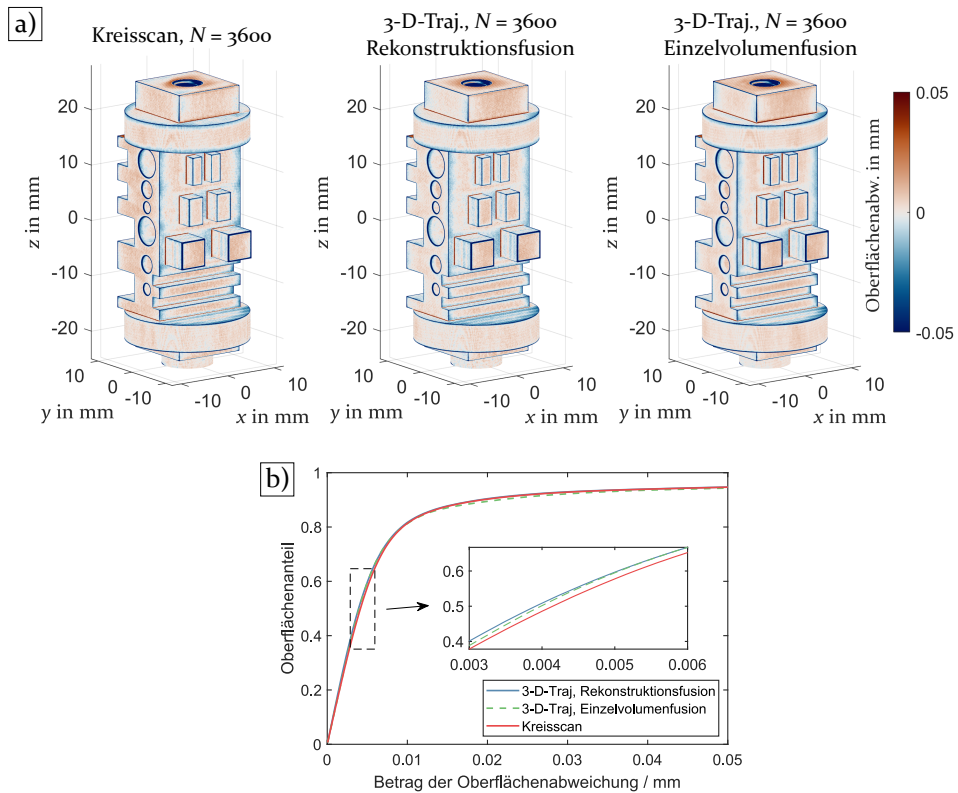


Abbildung 66: Oberflächenabweichungen nach [162] für die unterschiedliche fusionierte 3-D-Scantrajektorie aus Abbildung 64 im Vergleich zum Referenz-Kreisscan. a) 3-D-Darstellung (Verwendete Farbzuordnungstabelle: vik aus [161]). b) Empirische Verteilungsfunktion für den Betrag der Oberflächenabweichungen.

Zustand gescannt wird. Insgesamt ergeben sich so 4500 Projektionen. Die weiteren Messparameter sind in Anhang A.6.5 aufgeführt.

Ergebnisse für die Knieprothese in Form von Schnittbildansichten sind in Abbildung 68 dargestellt. Die Rekonstruktionsfusion weist zwar eine leicht geringere Ausprägung einzelner Striemen- und Ringartefakte im Vergleich zum Referenz-Kreisscan auf, insgesamt jedoch eine vergleichbare Qualität. Die Einzelvolumenfusion zeigt wie bereits beim *Universalprüfkörper* beobachtet ein reduziertes Bildrauschen, ansonsten jedoch eine ähnliche Artefaktausprägung wie bei den anderen Datensätzen.

Da zur Auswertung von Oberflächenabweichungen keine Referenzmessungen vorlagen, erfolgt in Abbildung 69 ein rein visueller Vergleich der extrahierten Bauteiloberflächen, der jedoch aufgrund der starken Artefaktauswirkungen bereits eine gute Vergleichsmöglichkeit bietet. Für die Darstellungen

7.1 Abdeckung des maximal möglichen Trajektorienbereichs durch Fusion von Kreistrajektorien

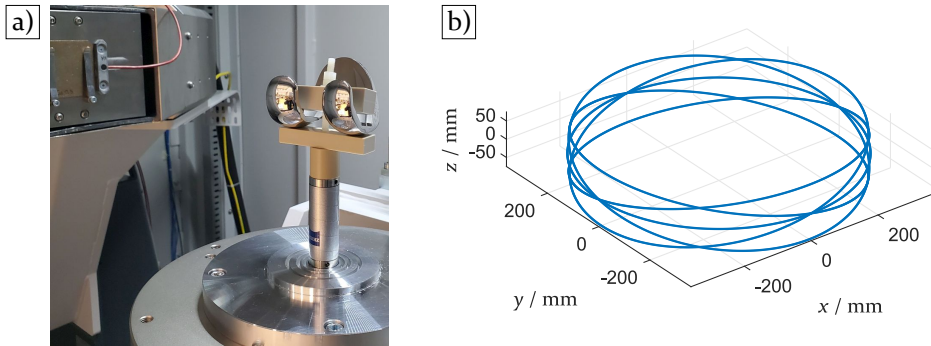


Abbildung 67: Fusion von Kreisscans bei unterschiedlicher Bauteilorientierung für die Messung einer Knieprothese. a) Initiale Aufspannung ohne Kippung. b) Resultierende Quellentrajektorie.

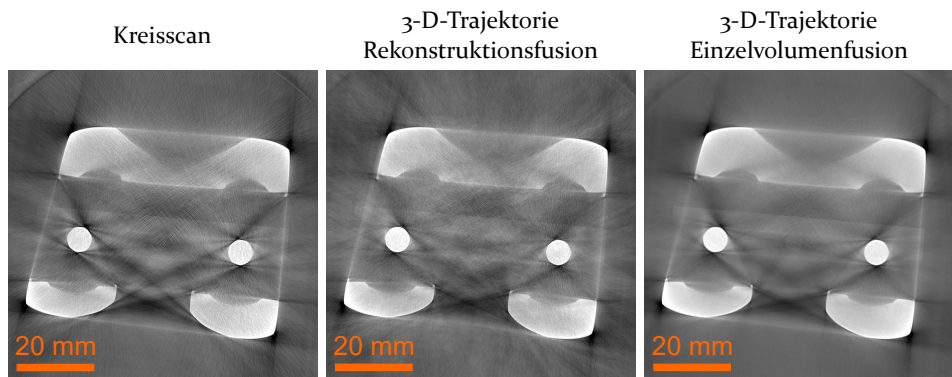


Abbildung 68: Horizontaler Schnitt durch den Volumendatensatz des Referenz-Kreisscans sowie den unterschiedlich fusionierten Datensätzen der 3-D-Scantrajektorie für die Knieprothese. Die verwendete Projektionszahl beträgt jeweils 4500.

in Abbildung 69 wurde die Oberflächenbestimmung (Methode „Erweitert (klassisch)“ in der Software VGStudio Max [156]) einmal nach automatischer Startkonturermittlung über den 50%-Isowert und einmal nach manuellem Setzen des Isowerts für die Startkontur durchgeführt. Für letzteres wurde der Isowert auf die Position des Minimums des Grauwertistogramms zwischen Luft- und Materialniveau gesetzt. In beiden Fällen ist aus Abbildung 69 ersichtlich, dass zwischen Rekonstruktionsfusion und Kreisscan nur geringe Unterschiede vorliegen, während durch die Einzelvolumenfusion eine Verbesserung erzielt werden kann, die vermutlich in erster Linie auf das verringerte Rauschniveau zurückzuführen ist.

Über beide untersuchten Messobjekte hinweg lässt sich festhalten, dass durch die Fusion höchstens minimale, aber keine signifikanten Verbesserungen

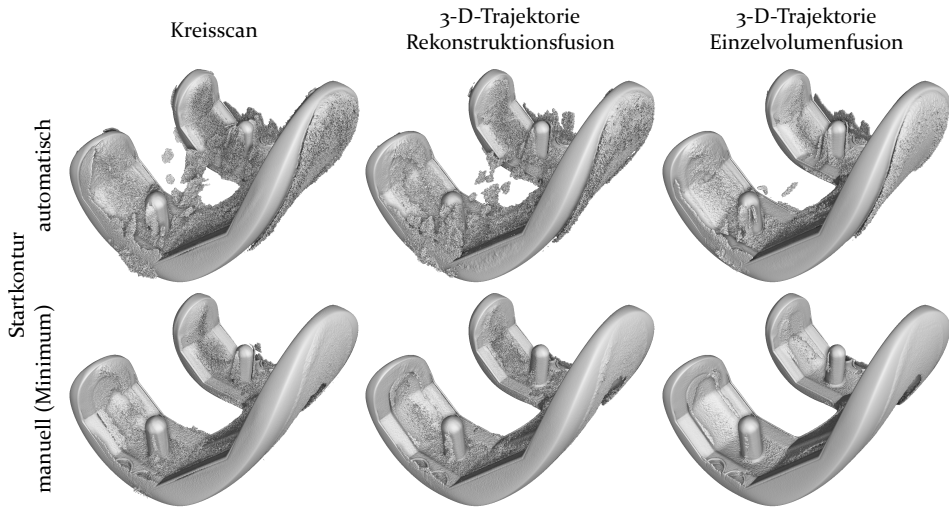


Abbildung 69: Rekonstruierte Oberfläche für die Knieprothese für unterschiedliche Trajektorien bzw. Fusionsmethodik. Während für die obere Zeile die Startkontur für die Oberflächenfindung automatisch bestimmt wurde, wurde sie in der unteren Zeile anhand des Minimums des Grauerthistogramms manuell eingestellt.

gegenüber dem Kreisscan erzielt werden können. Da eine vergleichsweise hohe Anzahl an Gesamtprojektionen verwendet wurde, lag für die Einzelvolumenfusion bereits eine akzeptable Qualität für die Einzelkreise der 3-D-Trajektorie vor, so dass durch die Fusion zusätzlich das Rauschniveau im Volumendatensatz reduziert werden konnte. Kegelstrahlartefakte konnten durch die Rekonstruktionsfusion vermieden werden, Ringartefakte konnten sowohl durch die Rekonstruktionsfusion als auch die Einzelvolumenfusion verringert werden. Beide Artefaktkategorien waren für die vorliegenden Messaufgaben jedoch nicht ausschlaggebend.

Zumindest für die Messung der Knieprothese, bei welcher Abbildungsartefakte einen deutlichen Einfluss auf die Oberflächenqualität und damit auf die geometrische Messgenauigkeit haben, könnte das Verbesserungspotenzial von Fusionsmessungen durch die Anwendung von Gewichtungsmethoden, wie beispielsweise in [8] untersucht, erhöht werden. Noch ausgeprägter wird dies für Multimaterialmessobjekte erwartet. Hier könnten auch innovative Rekonstruktionstechniken wie in [128, P7] vorgestellt Verbesserungen bringen.

7.2 Modellbasierte Auswahl von Trajektorienpunkten über geometriebasierte Güteparameter

Wird der Hexapod dahingehend verwendet, dass neben der Drehung der CT-Rotationseinheit (Scanwinkel α) eine zusätzliche Kippung (Kippwinkel β) erlaubt wird (siehe Abbildung 25 auf Seite 57), so ergibt sich für die Menge M möglicher Trajektorienpunkte die Kombinationsmöglichkeiten aus den beiden Winkeln α und β :

$$M = \{(\alpha, \beta) \in \mathbb{R}^2 \mid 0 \leq \alpha \leq 360^\circ, -\beta_{\max} \leq \beta \leq \beta_{\max}\}, \quad (54)$$

wobei β_{\max} von der Lage des Drehpunkts abhängt und für den verwendeten Hexapoden maximal 15° betragen kann. Ziel ist es jetzt, die Scantrajektorie möglichst vorteilhaft aus einzelnen Trajektorienpunkten $g_j = (\alpha_j, \beta_j)$ zusammensetzen.

7.2.1 Methodik zur Qualitätskennwertberechnung

Die Bewertung der Scantrajektorie bzw. einzelner Trajektorienpunkte erfolgt anhand zweier geometriebasierter Güteparameter, die zu einem einzigen Qualitätskennwert kombiniert werden. Der erste Güteparameter basiert auf der Intensitätsabschwächung und beruht auf der Tatsache, dass es bei hoher Absorption zu verstärkter Artefaktbildung kommt. Die Intensitätsabschwächung wurde bereits teilweise in der Literatur zur Trajektorienoptimierung genutzt (vgl. allgemein Abschnitt 2.7). Der zweite Güteparameter soll die Datenvollständigkeit für die Erfassung der Bauteiloberfläche abbilden. Er beruht auf dem Konzept der tangentialen Durchstrahlung, welches in der Literatur ebenfalls bereits ansatzweise verwendet wird, jedoch bisher hauptsächlich für die Scanwinkeloptimierung bei Kreisscans (vgl. Abschnitt 2.7.1). Die Berechnung der zwei erwähnten Güteparameter wird im Folgenden näher erläutert. Die Implementierung in Form einer Klassenbibliothek für objektorientiertes Programmieren erfolgte in der Programmierumgebung der Software MATLAB (MathWorks) unter Verwendung der Versionen R2019b bis R2023a. Als Eingangsdaten werden neben dem Bauteilmodell (und eventuell zusätzlicher Modelle z. B. für die Aufspannvorrichtung) in der gewünschten Ausgangsorientierung in Form eines triangulierten Oberflächennetzes im STL-Format¹ und den intrinsischen Parametern des CT-Geräts lediglich die abgeschätzten mittleren Schwächungskoeffizienten der beteiligten Materialien benötigt. Die Berechnung für beide Güteparameter kann sowohl bezogen

¹ Eine MATLAB-Klassenbibliothek, mit Hilfe derer eine STL-Datei in MATLAB importiert werden kann wurde freundlicherweise von Andreas Müller zur Verfügung gestellt.

auf das komplette Messobjekt als auch eingeschränkt auf gewisse Oberflächenbereiche, die als ROI definiert werden, erfolgen.

7.2.1.1 Abschwächungsbasierter Güteparameter

Das Konzept für die Berechnung des abschwächungsbasierten Güteparameters ist in Abbildung 70 zu sehen. Er bewertet die maximale Abschwächung, die für eine Pose und das vorgegebene Material vorliegt, anhand der berechneten Projektionswerte. Für jede der Posen, für welche der Parameter berechnet werden soll, wird die Geometrie für die Durchstrahlung virtuell nachgebildet (siehe Teilbild a) in Abbildung 70). Für die programmiertechnische Umsetzung wurde der Ansatz gewählt, dass die Röntgenquelle und der Detektor bewegt werden während das Bauteil in der Ausgangslage belassen wird. Wie in Abbildung 70 a) angedeutet, werden von der Quelle ausgehend geradlinige Strahlen auf die einzelnen Detektorpixel gebildet. Falls im Folgenden nicht anders erwähnt, wurden 1024^2 Pixel verwendet, was dem Binning-Modus des verwendeten CT-Geräts entspricht, der auch weitgehend für die experimentellen Messungen verwendet wurde. Für diejenigen Strahlen, welche die ROI (bzw. das komplette Messobjekt, falls keine explizite ROI definiert wurde) schneiden, wird das Projektionsintegral p berechnet (siehe Teilbild b) in Abbildung 70). Die dafür notwendigen Durchstrahlungslängen werden über die Schnittpunkte der Strahlen mit der Bauteiloberfläche berechnet². Durch die Betrachtung lediglich von Strahlen, welche die ROI schneiden, reduziert sich der Rechenaufwand – insbesondere bei kleinen ROIs – um ein Vielfaches. Um numerisch oder geometrisch bedingte Ausreißer auszuschließen, wird für ein stabileres Ergebnis anstelle des Maximums das 99%-Perzentil $p_{0,99}^{\text{ROI}}$ der Projektionswerte im ROI-Bereich verwendet. Um schlussendlich einen Gütewert zu erhalten, wird das Ergebnis in Relation zu einem Projektionswert gesetzt, der einer Abschwächung auf 10 % der Ausgangsintensität entspricht und zusätzlich das Vorzeichen umgekehrt. Der so resultierende Güteparameter

$$q_{\text{Abs}} = \frac{p_{0,99}^{\text{ROI}}}{\ln 0,1} \quad (55)$$

nimmt somit immer negative Werte an, ist nach oben hin durch den Wert 0 begrenzt (keine Intensitätsabschwächung) und hat im Falle einer Abschwächung der Ausgangsintensität um 10 % einen Wert von $q_{\text{Abs}} = -1$. Je größer der Betrag von q_{Abs} ist, desto schlechter wird die bewertete Pose eingeschätzt.

² Eine MATLAB-Klassenbibliothek zur recheneffizienten (parallelisierte Berechnung auf der Grafikkarte) Ermittlung der Schnitte zwischen Strahlen und Dreiecken nach dem Algorithmus von Möller und Trumbore [164] wurde freundlicherweise von Andreas Müller (siehe auch [159]) zur Verfügung gestellt.

Die verwendete Skalierung hat den Hintergrund, dass eine einfache Kombination mit dem zweiten Güteparameter durch Addition ohne weitere Gewichtung erfolgen kann.

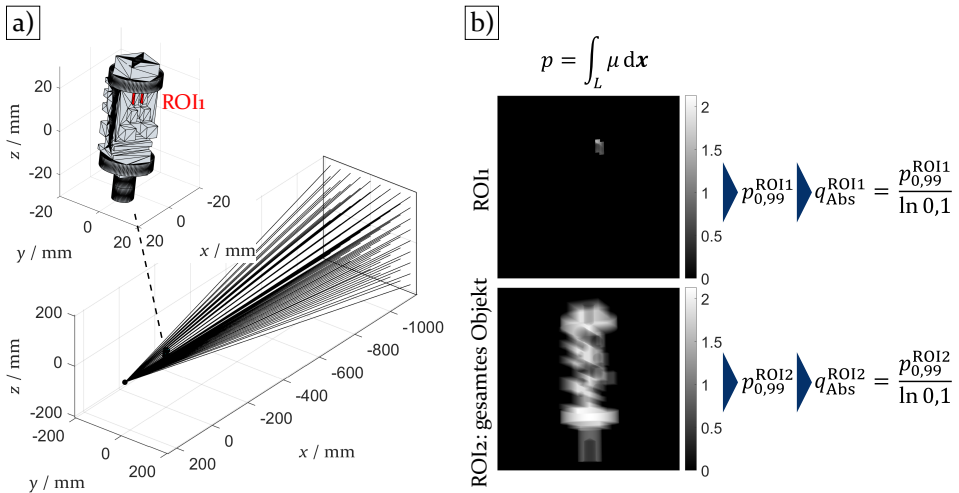


Abbildung 70: Methodik zur Berechnung des abschwächungsbasierten Güteparameters q_{Abs} . a) Virtuell nachgebildete CT-Szene mit ange deuteten Röntgenstrahlen. b) Projektionsbilder (Projektionsintegral p) für die jeweilige ROI und daraus abgeleitetes 99-%-Perzentil $p_{0,99}^{ROI}$ und Güteparameter q_{Abs} .

Tastet man den zugelassenen Trajektorienbereich nach Gleichung 54 mit diskreten Winkeln ab, so lässt sich eine Qualitätskarte für den Güteparameter q_{Abs} erstellen. Die programmiertechnische Umsetzung erfolgte dabei so, dass für eine möglichst hohe Anzahl an Posen (begrenzt durch den Grafikkartenspeicher) die Projektionsintegrale parallel berechnet werden. In Abbildung 71 ist exemplarisch das Ergebnis für den Demonstratoraufbau aus Abschnitt 6.1 abgebildet, welcher bis auf das Messobjekt (der Klemmbaustein wurde durch einen Vollquader ersetzt) exakt an die experimentelle Messung angepasst wurde. Als ROI wurde die gesamte Messobjektfläche gewählt. Für die Winkelabtastung wurden hier Schrittweiten von jeweils 1° verwendet³, so dass der Güteparameter für insgesamt $360 \times 31 = 11\,160$ Projektionen zu berechnen war. Auf dem Rechner des Lehrstuhls FMT (Grafikkarte NVIDIA Quadro RTX A6000) betrug die Rechenzeit hierfür ca. eine Stunde.

³ Eine Abtastung mit konstanten Scan- und Kippwinkelschritten ergibt zwar streng genommen keine gleichmäßige Abtastung einer Kugelzone (vgl. [101, 165]), stellt durch den vergleichsweise geringen Kippwinkelbereich jedoch eine ausreichend gute Annäherung daran dar.

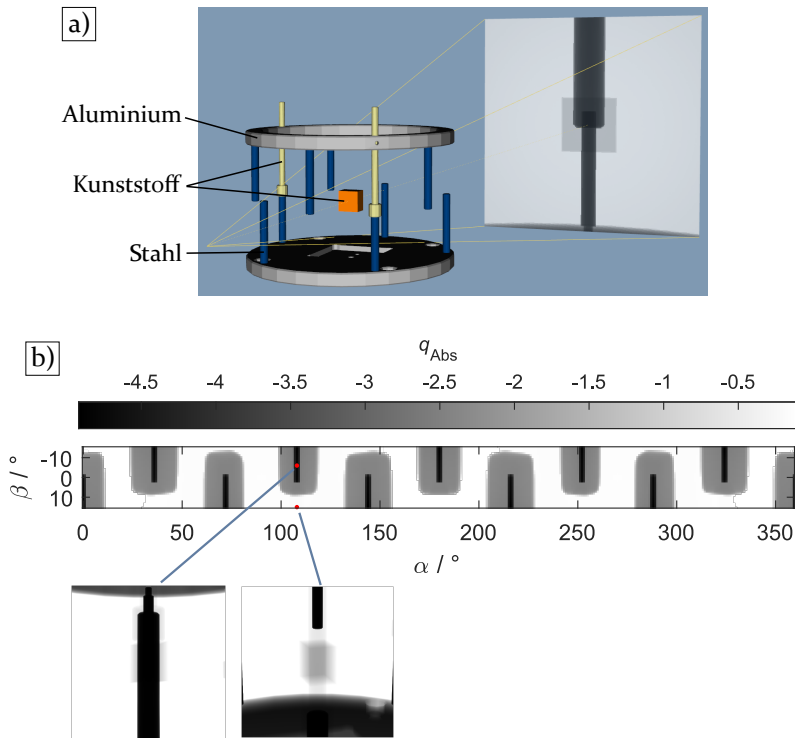


Abbildung 71: Abschwächungsbasierter Güteparameter für die Demonstratorvorrichtung aus Abschnitt 6.1. a) CT-Aufbau mit den verwendeten Materialklassen. b) Qualitätskarte für den Güteparameter q_{Abs} mit exemplarischen, aus dem simulierten Projektionsintegral berechneten Röntgenbildern. In Anlehnung an [P9].

7.2.1.2 Güteparameter bezüglich Datenvollständigkeit⁴

Zur Berechnung des zweiten Güteparameters, welcher die Datenvollständigkeit im Sinne der oberflächenbasierten metrologischen Auswertung repräsentieren soll und in Anlehnung an die bekannte Vollständigkeitsbedingung nach Tuy [37] im Folgenden mit dem Formelzeichen q_{Tuy} bezeichnet wird, wird betrachtet, welche Oberflächensegmente (in Form von Dreiecken des STL-Oberflächennetzes) bei einer bestimmten Pose bzw. bei einem bestimmten Trajektorienpunkt tangential durchstrahlt werden. In Abbildung 72 wird dies sinnbildlich dargestellt. Konkret wird der Winkel γ zwischen Strahlrichtung (Verbindungsline von Röntgenquelle zu Oberflächendreieck) und Oberflächennormalenvektor \mathbf{n} betrachtet. Beträgt $\gamma = 90^\circ$, so liegt tangentielle Durchstrahlung vor. Da in diesem Fall alle Oberflächenpunkte innerhalb

⁴ Die Methodik wurde zeitlich vor der Veröffentlichung der Dissertation von Herl [8] und damit unabhängig davon entwickelt. In [8, Abschnitt 5.2.1] wird eine Vollständigkeitsbedingung hergeleitet, die in ähnlicher Form auch für die vorliegende Methodik als Grundlage dient.

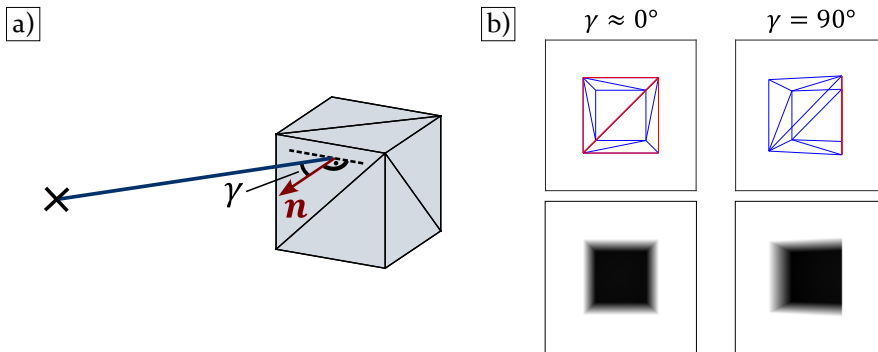


Abbildung 72: Tangentiale Durchstrahlung als Grundprinzip zur Beurteilung der Datenvollständigkeit im Sinne der oberflächenbasierten metrologischen Auswertung. a) Strahlgeometrie mit Winkel γ zwischen Strahlrichtung und Oberflächennormalenvektor \mathbf{n} . b) Senkrechte Durchstrahlung ($\gamma \approx 0^\circ$) ohne informationstechnischen Beitrag für die Erfassung der rot markierten Oberflächensegmente, sowie tangentielle Durchstrahlung ($\gamma = 90^\circ$) mit maximalem Informationsgehalt. In Anlehnung an [P9].

des Dreiecks tangential durchstrahlt werden (vgl. Abbildung 72 b) rechts), ist es zweitrangig, welcher Strahlauftreffpunkt genau zur Definition der Strahlrichtung verwendet wird. Für die programmiertechnische Implementierung wurde hier der Schwerpunkt des Dreiecks gewählt.

Um nun eine Qualitätskarte analog zum abschwächungsbasierten Güteparameter zu erstellen, wird für alle abgetasteten Posen untersucht, welcher Anteil an der Gesamtoberfläche tangential durchstrahlt wird. Da durch die diskrete Abtastung mit endlicher Schrittweite der Fall $\gamma = 90^\circ$ meist nicht exakt erreicht wird, wird ein Oberflächensegment dann als tangential durchstrahlt betrachtet, wenn γ um weniger als die halbe Winkelschrittweite von 90° abweicht. Dadurch wird das Eintreten tangentialer Durchstrahlung für ein Oberflächensegment quasi dem nächstgelegenen abgetasteten Trajektorienpunkt zugeordnet. Der Güteparameter berechnet sich dann nach

$$q_{\text{Tuy}} = \frac{A_{\text{tang}}^{\text{ROI}}}{A^{\text{ROI}}} = \frac{\sum_{j=1}^{N_{\text{tang}}^{\text{ROI}}} A_j}{\sum_{i=1}^{N^{\text{ROI}}} A_i}, \quad (56)$$

wobei $A_{\text{tang}}^{\text{ROI}}$, A^{ROI} und A_j bzw. A_i jeweils für die tangential durchstrahlte Fläche der ROI, die Gesamtfläche der ROI und die Fläche eines einzelnen Dreiecks stehen. Die Summe über j läuft über die ROI-Dreiecke, die beim vorliegenden Trajektorienpunkt als tangential durchstrahlt gewertet werden (Anzahl $N_{\text{tang}}^{\text{ROI}}$), die Summe über i über alle Dreiecke der ROI. Bei einem Wert von $q_{\text{Tuy}} = 0$ wird somit kein Dreieck der ROI-Fläche tangential erfasst

und bei einem Wert von $q_{\text{Tuy}} = 1$ die gesamte ROI-Fläche. Da die Rechenzeit für die komplette Qualitätskarte (in der Größenordnung von Sekunden für typische Realbauteile mit Rundungen und STL-Export mit hoher Qualitätseinstellung) im Vergleich zur Ermittlung der Qualitätskarte für den abschwächungsbasierten Güteparameter vernachlässigbar ist, wurde keine Beschleunigung z. B. durch Parallelisierung angestrebt. Für das Beispiel aus Abbildung 71 ist die entstandene Qualitätskarte in Abbildung 73 zu sehen.

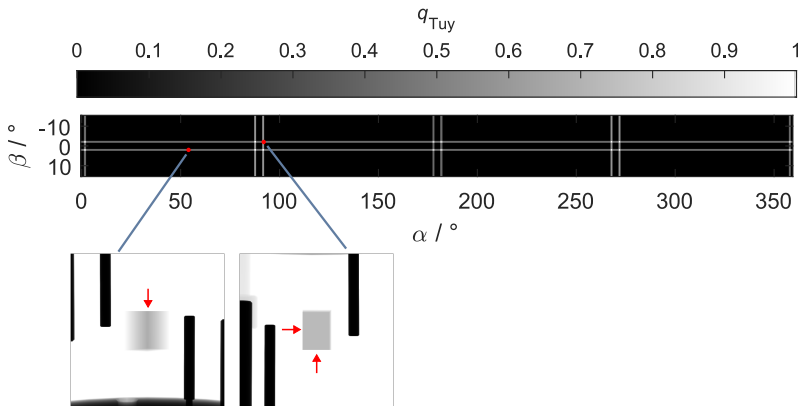


Abbildung 73: Güteparameter bzgl. Datenvollständigkeit q_{Tuy} für das Demonstrationsbeispiel aus Abbildung 71. Es lassen sich maximal zwei Seitenflächen des Quaders gleichzeitig scharf abbilden (siehe eingezeichnete Pfeile im Röntgenbild für $\alpha = 92^\circ$, $\beta = -2^\circ$).

Für die Erstellung einer Scantrajektorie ist zu beachten, dass jedes ROI-Oberflächensegment mindestens einmal tangential erfasst wird. Auf die Berücksichtigung dieser Anforderung wird im späteren Verlauf noch eingegangen.

7.2.1.3 Kombination der Güteparameter zu einem Qualitätskennwert

Die beiden zuvor behandelten Güteparameter werden schließlich durch einfache Addition zu einem einzigen Qualitätskennwert kombiniert:

$$q_{\text{Comb}} = q_{\text{Abs}} + q_{\text{Tuy}} \quad (57)$$

In Abbildung 74 ist das Ergebnis für das zuvor behandelte Beispiel zu sehen. Durch die mitabgebildeten, beispielhaften Röntgenbilder ist ersichtlich, dass bestimmte Trajektorienpunkte zwar im Sinne der Datenvollständigkeit eine hohe Qualität aufweisen, aufgrund einer Verdeckung durch hochabsorbierende Komponenten jedoch unvorteilhaft sind. Wie unvorteilhaft eine Verdeckung eingestuft wird, hängt von den jeweiligen Schwächungskoeffizienten – also Materialien – und Durchstrahlungslängen ab. Theoretisch ließen sich

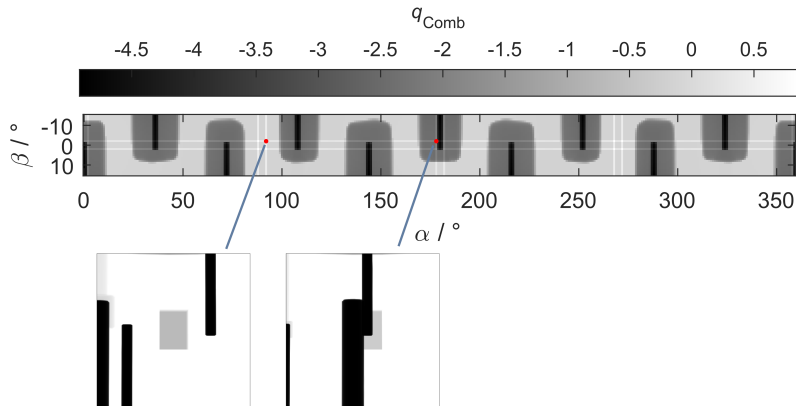


Abbildung 74: Aus den einzelnen Güteparametern kombinierter Qualitätskennwert für das Demonstrationsbeispiel aus Abbildung 71.

auch Schwellwerte oder ein zusätzlicher, variabler Faktor zur Gewichtung der Anteile von q_{Abs} und q_{Tuy} einführen. Da dies bei den im Rahmen dieser Arbeit betrachteten Problemstellungen als nicht notwendig erachtet wurde und einen zusätzlichen, möglichst zu vermeidenden Bedeinereinfluss mit sich bringen würde, wurde darauf verzichtet.

7.2.2 Trajektorienerstellung

Auf Basis der Qualitätskennwertkarte kann mit Hilfe der entwickelten MATLAB-Klassenbibliothek interaktiv eine Scantrajektorie erstellt werden. Hierfür wurden zwei Optionen implementiert: Die Erstellung einer Trajektorie mit Einzelpunkten („Einzelpunktmethode“) sowie die Generierung eines kontinuierlichen Kurvenverlaufs durch Interpolation zwischen gesetzten Stützstellen („Interpolationsmethode“). Während erstere Variante vor allem für Scantrajektorien mit geringer Projektionszahl gedacht ist, bietet letztere Methode die Möglichkeit, eine Trajektorie mit hoher Projektionszahl ohne signifikanten Mehraufwand zu erstellen.

Die interaktive Trajektorienerstellung ist anhand des bereits zuvor verwendeten Demonstrationsbeispiels in Abbildung 75 angedeutet, hier unter Verwendung der Einzelpunktmethode. Im jeweils ersten Diagramm können Trajektorienpunkte (bzw. Stützstellen im Falle der Interpolationsmethode) in der Qualitätskennwertkarte durch Mausklick hinzugefügt, gelöscht oder verschoben werden. Die auf diese Weise aktuell generierte Trajektorie ist im jeweils zweiten Diagramm zu sehen. Im Falle der Einzelpunktmethode sind die generierten Trajektorienpunkte identisch zu den gesetzten Punkten im jeweils ersten Diagramm.

7 Trajektorienplanung

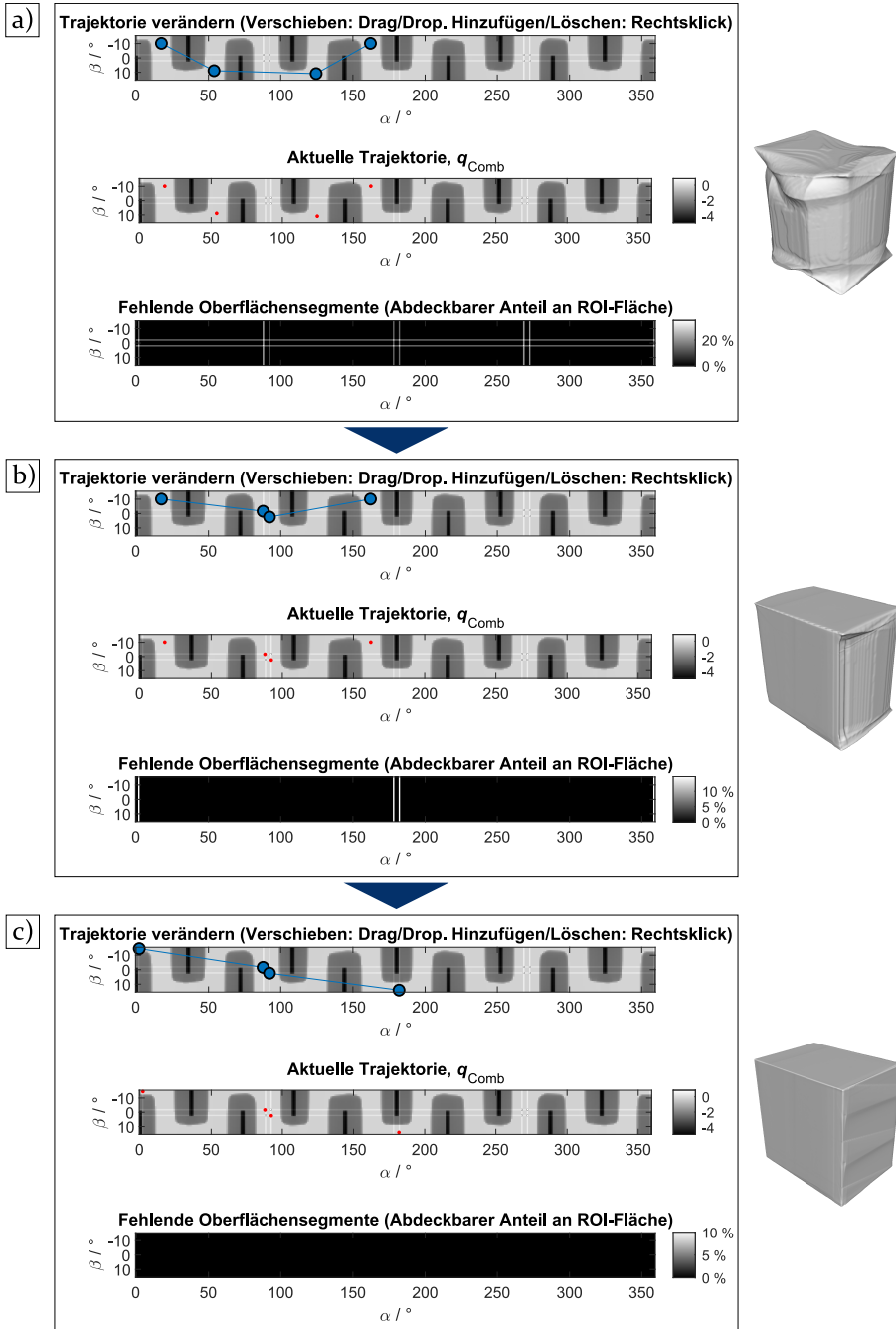


Abbildung 75: Trajektorienplanung mit Einzelpunkten ($N_{\text{proj}} = 4$) für das Demonstrationsbeispiel aus Abbildung 71. a) Initial gesetzte Punkte. b) Trajektorie nach Anpassung von zwei Projektionen. c) Finale Trajektorie.

Für die Erstellung der Scantrajektorie ist die Karte des Qualitätskennwerts zwar hilfreich, aber für sich alleine unzureichend, da rein aus der Karte nicht oder nur schwer beurteilt werden kann, welche ROI-Oberflächensegmente durch die gesetzten Trajektorienpunkte bereits mit tangentialer Durchstrahlung erfasst wurden. Deshalb wird laufend ein drittes Diagramm angezeigt, welches für die aktuelle Trajektorie wiedergibt, an welchen Stellen ein zusätzlicher oder verschobener Trajektorienpunkt bisher fehlende Oberflächensegmente erfassen würde. Die Farbkodierung gibt dabei den Anteil der ROI-Oberfläche an, der dadurch zusätzlich abgedeckt werden würde. Auf diese Weise kann die Trajektorie so lange angepasst werden, bis die vollständige ROI-Oberfläche oder zumindest ein möglichst hoher Anteil abgedeckt ist. Für den Quader aus Abbildung 75 reichen beispielsweise bei den hier unterstellten idealen Verhältnissen bereits vier Projektionen für eine vollständige Abdeckung der Quaderoberfläche aus, vergleiche Abbildung 75 c).

Mit abgebildet in Abbildung 75 ist jeweils eine simulierte Rekonstruktion der Bauteiloberfläche unter Verwendung der aktuellen Trajektorie. Um diese zu erhalten, wurde die Strahlverfolgung, welche auch zur Berechnung des abschwächungsbasierten Güteparameters (siehe Abbildung 70) verwendet wurde, genutzt, um aus den Projektionsintegralen Röntgenbilder zu berechnen, die anschließend in die CT-Rekonstruktion (siehe Abschnitt 4.3.1) eingespeist wurden. Dabei wurde der Algorithmus „Sparse“ verwendet. Da nur abgeschätzte mittlere Schwächungskoeffizienten verwendet werden, handelt es sich um eine idealisierte CT-Simulation mit monoenergetischer Röntgenstrahlung. Die in diesem Kapitel beschriebene Klassenbibliothek für MATLAB bietet die Möglichkeit für diese vereinfachte CT-Simulation in automatisierter Weise.

Wird anstelle der Einzelpunktmethode die Interpolationsmethode gewählt, so werden die gesetzten Trajektorienpunkte als Stützstellen verwendet, zwischen denen durch kubische Interpolation ein glatter Kurvenverlauf mit stetiger erster Ableitung generiert wird. Hierfür wird die MATLAB-Funktion „makima“ [166] verwendet. Liegen Punkte außerhalb des realisierbaren Kippwinkelbereichs, so wird der Kippwinkel auf den betragsmäßig maximalen Wert gesetzt. Ein Beispiel zur Anwendung der Methode bei der interaktiven Trajektorienerstellung ist in Abbildung 76 zu sehen.

In einem Nachbearbeitungsschritt kann zusätzlich noch die Abtastung in bestimmten Scanwinkelbereichen verringert oder erhöht werden. Auf die konkrete Ausgestaltung dieser Nachbearbeitung wird an geeigneter Stelle bei der späteren Darstellung von Ergebnissen eingegangen.

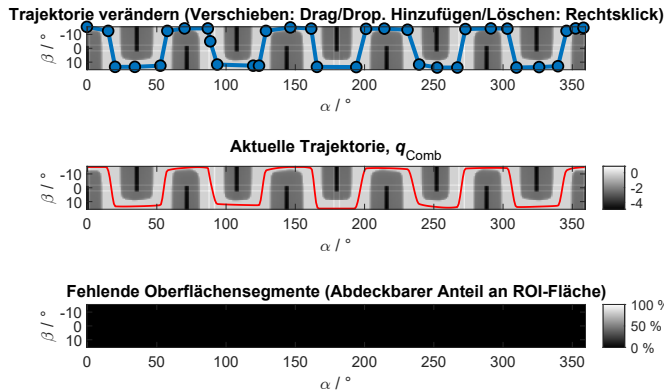


Abbildung 76: Erstellung eines stetigen Trajektorienverlaufs unter Verwendung der Interpolationsmethode.

7.2.3 Anwendung auf reale Messaufgabe

Abbildung 77 zeigt schematisch den Ablauf zur Anwendung der modellbasierten Trajektorienplanung auf eine reale Messaufgabe. Um eine Quali-

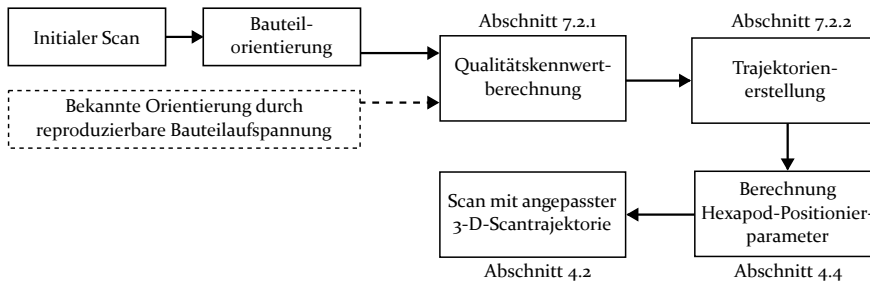


Abbildung 77: Allgemeiner Ablauf zur Anwendung der modellbasierten Trajektorienplanung auf eine reale Messaufgabe.

tätskennwertkarte erstellen zu können, die auch die real vorliegenden Verhältnisse berücksichtigt, muss die initiale Orientierung des Messobjekts im CT-System bekannt sein. Um diese zu ermitteln, kann ein initialer CT-Scan durchgeführt werden. Auf Details dieses Vorgehens wird im folgenden Anwendungsbeispiel eingegangen. Zudem ist es vorstellbar, dass bei einer Serienprüfung baugleicher Messobjekte beispielsweise eine 3-D-gedruckte Objektaufspannung verwendet wird, die eine bekannte und reproduzierbare Messobjektorientierung gewährleistet. Nach der Qualitätskennwertberechnung und Trajektorienerstellung liegen die Trajektorienpunkte als Kombinationen aus Scanwinkel α und Kippwinkel β vor. Um aus diesen die

erforderlichen Hexapod-Positionierparameter abzuleiten, wird das Vorgehen nach Abschnitt 4.4 verwendet (Gleichung 21 auf Seite 58).

Im Folgenden wird der geschilderte Ablauf aus Abbildung 77 anhand des bereits in den vorangehenden Kapiteln verwendeten *Universalprüfkörpers* aus Aluminium demonstriert und damit gewonnene Ergebnisse präsentiert. Ziel dieses Anwendungsbeispiels ist die Untersuchung des Potenzials zur Scanzeitverkürzung durch deutliche Verringerung der Projektionszahl bei gleichzeitig möglichst geringer Zunahme der Messabweichungen. Als Vergleichsmaßstab für den Genauigkeitsverlust durch die Scanzeitverkürzung dient dabei die Kreistrajektorie mit hoher Projektionszahl. Zur Beurteilung des Vorteils der Trajektorienanpassung wird die nicht angepasste Kreistrajektorie mit identisch geringer Projektionszahl herangezogen.

Abbildung 78 a) zeigt die Aufspannung des Objekts vor dem Röhrenaustrittsfenster. Der Abstand zum Brennfleck der Röntgenquelle betrug ca. 260 mm. Nach einem initialen Kreisscan (Mess- und Auswerteparameter – auch für alle weiteren Messungen – siehe Anhang A.6.6) wurde die Bauteiloberfläche im Drehtischkoordinatensystem \mathcal{T} über die Software VGStudio Max ermittelt. Diese ist im mittleren Bild von Abbildung 77 a) zu sehen. Anschließend wurde die STL-Datei des CAD-Oberflächenmodells importiert und über Bestanpassung an die gemessene Oberfläche ausgerichtet (siehe rechtes Teilbild). Das so registrierte STL-Modell wurde anschließend in der resultierenden Lage exportiert, so dass es für die anschließende Trajektorienplanung mittels MATLAB mit der passenden Position und Orientierung eingelesen werden konnte.

Die Übereinstimmung der virtuellen Nachbildung des CT-Aufbaus und der Prüfkörperlage kann mit Hilfe der Durchstrahlungsbildsimulationsfunktion der MATLAB-Klassenbibliothek beurteilt werden. Diese wurde auch genutzt, um den mittleren effektiven Schwächungskoeffizienten anzupassen. Wie in Abbildung 77 b) zu sehen ist, ergibt sich qualitativ eine gute Übereinstimmung zwischen realer und nachgebildeter Projektion. Da die Komponenten der Messobjektaufspannung im realisierbaren Trajektorienbereich nie die Oberflächenbereiche verdecken, welche laut Spezifikation relevant für dimensionelle Messgrößen sind, wurde die in der realen Projektion sichtbare Säule nicht mitsimuliert.

Bei der folgenden Berechnung der Qualitätskennwertkarte wurde die komplette Bauteiloberfläche als ROI definiert. Die Trajektorienplanung wurde einmal für eine sehr geringe Projektionszahl von $N_{\text{proj}} = 12$ mit der Einzelpunktmethodem durchgeführt und weiterhin mit der Interpolationsmethode und anschließender Nachbearbeitung mit einer final resultierenden Projektionszahl von $N_{\text{proj}} = 151$. Im Vergleich zur Projektionszahl, die sich

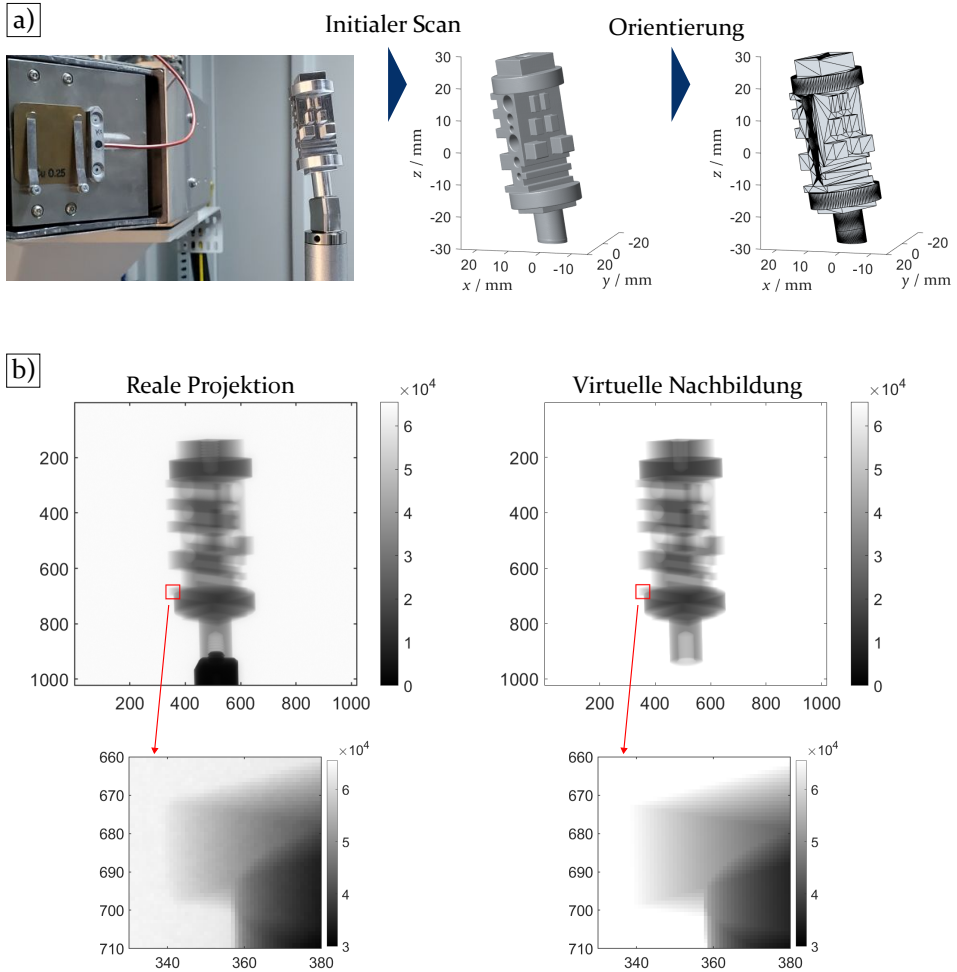


Abbildung 78: Extraktion der Bauteillage zur virtuellen Nachbildung der CT-Szene und Qualitätskennwertermittlung für den *Universalprüfkörper* aus Aluminium. a) Ermittlung der Messobjektlage anhand der detektierten Bauteiloberfläche bei einem initialen CT-Scan. b) Qualitative Überprüfung der virtuellen Nachbildung anhand eines simulierten Durchstrahlungsbildes.

aus der Daumenregel für eine ausreichende Abtastung beim Kreisscan [12, Abschnitt 7.5] für das vorliegende Messzenario zu $N_{\text{proj}} \approx 550$ ergeben würde, stellt dies somit immer noch eine vergleichsweise geringe Projektionszahl dar.

In Abbildung 79 ist die gewählte Scantrajektorie sowie das daraus resultierende Ergebnis für $N_{\text{proj}} = 12$ im Vergleich zum Kreisscan mit konstanter Winkelschrittweite abgebildet. Bei der Trajektorienerstellung wurden die

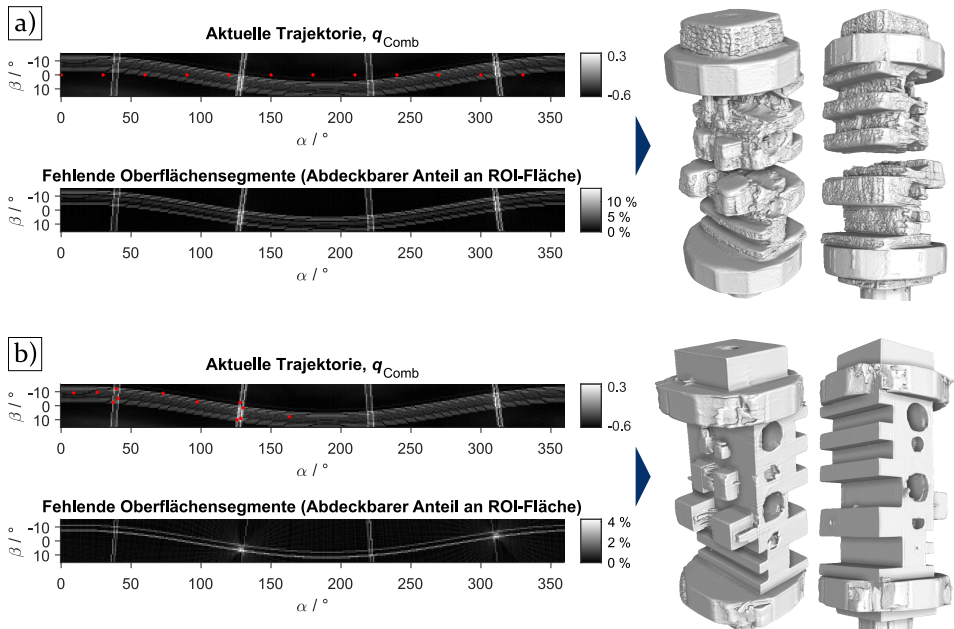


Abbildung 79: Trajektorienanpassung mittels Einzelpunktmethode für $N_{\text{proj}} = 12$. a) Kreis-trajektorie mit konstanter Scanwinkelschrittweite. b) Angepasste 3-D-Scantrajektorie. Die Ergebnisse zeigen die detektierte Bauteiloberfläche nach Anwendung der jeweiligen Trajektorie auf den realen Versuchsaufbau. In Anlehnung an [P9].

Punkte nur in einem Scanwinkelbereich bis ca. 180° gesetzt, da außerhalb dieses Bereichs im Sinne fehlender Oberflächensegmente nur redundante Trajektorienpunkte vorliegen. Neben der Abdeckung von Bereichen, an denen q_{Comb} hohe Werte aufweist, und der Minimierung fehlender Oberflächensegmente wurde darauf geachtet, dass zwischen den Trajektorienpunkten ein hoher Abstand vorliegt, falls dies nicht gegen die erstgenannten Kriterien spricht.

Betrachtet man für die letztlich gewählte Trajektorie das Diagramm der fehlenden Oberflächensegmente, so ist ersichtlich, dass durch das Hinzufügen eines weiteren Trajektorienpunkts nur ca. 4 % der Gesamtoberfläche zusätz-

lich mit abgedeckt werden könnte, während man bei der Kreistrajektorie ca. 14 % der Gesamtoberfläche durch einen zusätzlichen Trajektorienpunkt hinzugewinnen könnte. Die Kreistrajektorie deckt folglich einen geringeren Oberflächenanteil ab. Die Trajektorienpunkte zwischen $\alpha = 150^\circ$ und $\alpha = 210^\circ$ liefern hier beispielsweise keinen signifikanten Informationsgewinn.

Die angepasste 3-D-Scantrajektorie sowie zu Vergleichszwecken die Kreistrajektorie wurden direkt im Anschluss an die Trajektorienerstellung am experimentellen Aufbau umgesetzt. Das Messobjekt wurde seit dem initialen Scan nicht abmontiert, um die Bauteillage korrekt zu berücksichtigen. Bei der Berechnung der Hexapod-Positionierparameter wurde die Lage des Hexapodkoordinatensystems abgeschätzt (siehe Anhang A.6.6).

Die Ergebnisse der experimentell durchgeführten CT-Scans mit den Trajektorien aus Abbildung 79 sind in der Abbildung jeweils in Form der detektierten Bauteiloberfläche mit dargestellt. Die Ergebnisse bestätigen, dass im Falle der angepassten Scantrajektorie ein weitaus größerer Anteil der Bauteiloberfläche sinnvoll erfasst wurde. Lediglich für die zylindrischen Geometrielemente mit vertikal orientierter Achse liefert der Kreisscan durch die homogenere Abtastung ein besseres Ergebnis. An dieser Stelle sei nochmals darauf hingewiesen, dass in Abbildung 79 im Gegensatz zu Abbildung 75 des Demonstrationsbeispiels die abgebildeten Bauteildarstellungen Ergebnisse von real durchgeführten CT-Scans und nicht von Simulationen sind.

Bei der Trajektorienerstellung mittels Interpolationsmethode wurde der Kippwinkelverlauf so gelegt, dass er weitgehend dem Band folgt, das durch annähernd horizontal liegende Oberflächensegmente gebildet wird (vgl. Abbildung 80 b)). Initial entsteht so eine Kurve, die mit einer konstanten Scanwinkelschrittweite von 1° abgetastet wird und so zu einer Trajektorie mit 360 Projektionen führt. Da das Ziel hier eine Scantrajektorie mit ca. 150 Projektionen war, wurde zunächst die Abtastung dementsprechend geändert. Da bei der so entstandenen Trajektorie annähernd horizontal liegende Ebenen aber sehr viel besser abgedeckt würden als annähernd vertikal orientierte (annähernd vertikal liegende Oberflächensegmente führen in der Qualitätskennwertkarte ebenfalls zu annähernd vertikalen Linien), wurde in einem weiteren Nachbearbeitungsschritt noch die Abtastung in den vier Scanwinkelbereichen, in welchen die annähernd vertikal liegenden Oberflächen scharf abgebildet werden (jeweils Bereiche von ca. 15°), um den Faktor 3 erhöht, während sie in den anderen Bereichen gleichzeitig um einen konstanten Faktor so verringert wurde, dass die Gesamtprojektionszahl ungefähr konstant gehalten wird. Durch das Resampling in einzelnen Scanwinkelbereichen verbunden mit dem Runden auf eine ganzzahlige Projektionszahl kann es zu

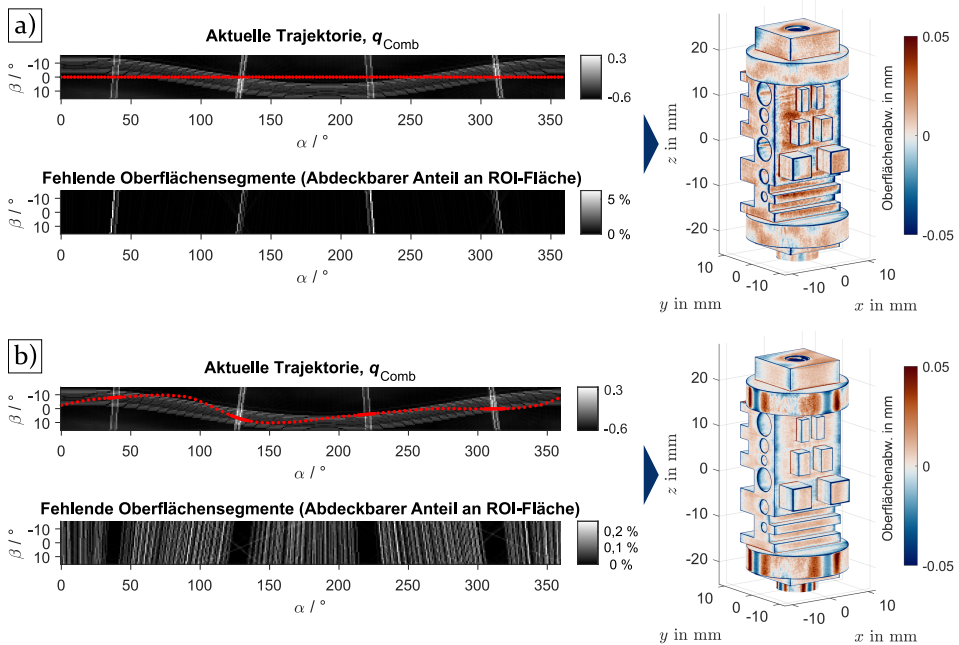


Abbildung 80: Trajektorienanpassung mittels Interpolationsmethode für $N_{\text{proj}} \approx 150$. a) Kreistrajektorie mit konstanter Scanwinkelschrittweite. b) Angepasste 3-D-Scantrajektorie. Die Ergebnisse zeigen nach [162] ermittelte Oberflächenabweichungen nach Anwendung der jeweiligen Trajektorie auf den realen Versuchsaufbau. Zur besseren Vergleichbarkeit werden Abweichungen mit Betrag größer als 0,05 mm einheitlich mit den Extrema der Farbzunordnungsstabelle (vik aus [161]) dargestellt. In Anlehnung an [P9].

geringfügigen Abweichungen von der gewünschten Gesamtprojektionszahl kommen, weshalb im vorliegenden Beispiel für die finale Scantrajektorie $N_{\text{proj}} = 151$ vorliegt.

Da rein aus der Visualisierung der rekonstruierten Bauteiloberfläche für $N_{\text{proj}} = 151$ qualitativ kein Unterschied zwischen Kreistrajektorie und angepasster Trajektorie erkennbar ist, sind in Abbildung 80 die ermittelten Oberflächenabweichungen farbcodiert dargestellt. Während für die beiden vertikal orientierten zylindrischen Geometrielemente die Kreistrajektorie geringere Oberflächenabweichungen aufweist, führt im Bereich der Prüfgeometrielemente (Quader, Nuten und horizontale Bohrungen) die angepasste 3-D-Trajektorie zu geringeren Abweichungen.

Bezogen auf die Gesamtoberfläche des Bauteils können durch die angepasste 3-D-Trajektorie die Oberflächenabweichungen für $N_{\text{proj}} = 151$ leicht verringert werden, was aus dem Diagramm der empirischen kumulativen Verteilung für die Oberflächenabweichungen in Abbildung 81 abgeleitet werden kann. In

diesem Diagramm sind auch die Kurven für $N_{\text{proj}} = 12$ mit eingezeichnet, für welche der Vorteil der Trajektorienanpassung um ein Vielfaches deutlicher ist.

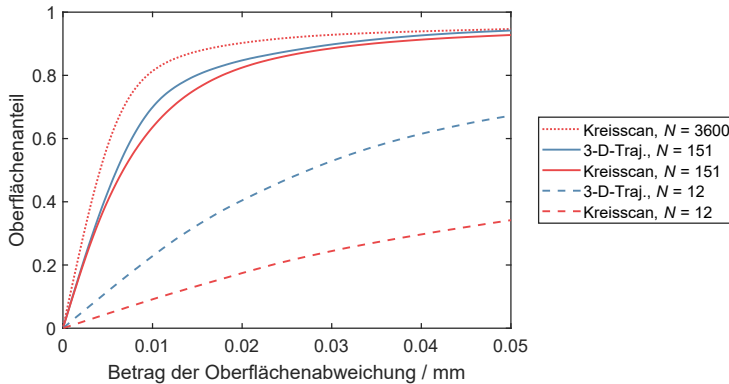


Abbildung 81: Empirische Verteilungsfunktion für den Betrag der Oberflächenabweichungen der untersuchten Trajektorien aus den Abbildungen 79 und 80 im Vergleich zur Kreistrajektorie mit hoher Anzahl an Projektionen ($N = 3600$) als Referenz. In Anlehnung an [Pg].

Die Scanzeiten für die angepassten 3-D-Scantrajektorien von 11,9 min ($N_{\text{proj}} = 151$) bzw. 5,6 min ($N_{\text{proj}} = 12$) könnten für Serienmessungen theoretisch noch deutlich verringert werden, wenn auf die wiederholte Aufnahme der Hell- und Dunkelbilder für die Flat-Field-Korrektur (100 Bilder) verzichtet wird. Inwieweit der Endanwender die Scanzeit verringern kann, ist abhängig von den vorgegebenen Toleranzen, die einen Einfluss auf die noch als akzeptabel zu wertenden Messunsicherheiten haben. Die Rekonstruktionszeiten für die Datensätze (im Bereich weniger Sekunden, hauptsächlich limitiert durch Lese-/Schreibprozesse) sind gegenüber den Scanzeiten zu vernachlässigen. An dieser Stelle sei noch angemerkt, dass für die Kreisscans geringere Scanzeiten von 10,4 min bzw. 3,6 min vorlagen. Die Ursache liegt darin, dass bei den geringen Projektionszahlen und den gewählten Kippwinkelsprüngen die Bewegung des Hexapoden zwischen zwei Projektionen während der Drehung der CT-Rotationseinheit teilweise noch nicht abgeschlossen war.

Insgesamt lässt sich für das untersuchte Messobjekt festhalten, dass durch die modellbasierte Trajektorienplanung gegenüber der Kreistrajektorie Verbesserungen für dimensionelle Messungen erzielt werden können, wobei der Vorteil umso höher ausfällt je niedriger die Projektionszahl ist. Eine modellbasierte Trajektorienauswahl mit hoher Anzahl an Projektionen wurde für das vorliegende Beispiel zwar nicht explizit untersucht, es ist aber auch im Hinblick auf die Ergebnisse zur Messdatenfusion in Abschnitt 7.1

davon auszugehen, dass sich hier keine relevanten Vorteile bzw. Unterschiede gegenüber der Kreistrajektorie ergeben.

Auch ist festzuhalten, dass das Verbesserungspotenzial allgemein geometrieabhängig ist. Während für rechtwinklige Geometrielemente mit ebenen Oberflächen das Verbesserungspotenzial hoch ist, liefert für vertikal orientierte Zylinder die Kreistrajektorie mit konstanter Winkelschrittweite bereits die ideale Abtastung der runden Oberfläche.

8 Zusammenfassung und Ausblick

Aus vor allem simulationsbasierten Untersuchungen der Literatur ist bekannt, dass 3-D-Scantrajektorien potenziell gewinnbringend für die industrielle Computertomographie eingesetzt werden könnten. Die gerätetechnische Umsetzung und messtechnische Validierung für kleine bis mittlere Bauteile mit dem Anspruch einer konkurrenzfähigen Messgenauigkeit im Vergleich zu konventionellen metrologischen CT-Geräten fehlte jedoch bisher weitestgehend.

Ziel dieser Arbeit war daher die Realisierung und Untersuchung von 3-D-Scantrajektorien für die dimensionelle Computertomographie durch adaptive Messobjektneigung. Diese konnte durch die Verwendung eines Hexapoden als zusätzliche Positioniereinheit auf der Rotationseinheit eines kommerziellen CT-Geräts erreicht werden. Im Folgenden werden die Forschungsfragen, wie sie in Kapitel 3 formuliert wurden, mit der entsprechenden Nummerierung beantwortet. Für das konkret verwendete Anlagensystem kann dabei festgehalten werden:

1. Durch mathematische Modellierung der kombinierten kinematischen Kette konnte aus einem gewünschten Kippwinkelverlauf (im ortsfesten Weltkoordinatensystem) die erforderlichen Positionierparameter für den (mitrotierenden) Hexapoden berechnet werden. Dieselbe Modellierung konnte auch zur Berechnung von Projektionsmatrizen genutzt werden, welche wiederum zur Geometriebeschreibung der Scantrajektorie für die iterative CT-Rekonstruktion verwendet werden konnten. Durch spezielle Anpassung der mathematischen Beschreibung wurde erreicht, dass die Volumenrekonstruktion immer im selben Koordinatensystem wie beim gewöhnlichen Kreisscan (360° -Rotation des Messobjekts) stattfindet, so dass Volumendatensätze ohne weitere Registrierungsmaßnahmen direkt miteinander vergleichbar sind.
2. In Bezug auf die Auswirkung der zusätzlichen, abweichungsbehafteten mechanischen Achsen, die durch den Hexapoden mit integriert werden, kann festgestellt werden:
 - 2.1. Die Erwärmung der Hexapodaktoren nach einem Kaltstart führt zu einer ausdehnungsbedingten vertikalen Messobjektdrift bis in den zweistelligen Mikrometerbereich. Diese kann jedoch durch geeignete Maßnahmen berücksichtigt werden. Die Wiederholpräzision hängt von der Bewegungs- und damit Temperaturhistorie ab. Im thermisch stabilen Zustand liegt sie im vernachlässigbaren Submikrometerbereich. Während für Translationen nur geringfügige systematische

- Positionierabweichungen festgestellt werden konnten, lagen für die bei CT-Messungen ausschließlich eingesetzten Kippungen um horizontale Achsen vergleichsweise hohe systematische Abweichungen vor, die auf eine systematische Verdrehung des Koordinatensystems für Rotationen zurückzuführen sind.
- 2.2. Eine Trajektorieneinmessung wurde bereits aufgrund der ungenauen Abschätzung der Hexapod-Lage im CT-Koordinatensystem als notwendig identifiziert. Eine In-situ-Einmessung konnte jedoch aufgrund der vergleichsweise geringen zufälligen Positionierabweichungen als nicht notwendig erachtet werden. Aufgrund der hohen systematischen Positionierabweichungen war zu erwarten, dass die Methode der Koordinatensystemeinmessung nur zu einer hohen Messgenauigkeit führt, wenn diese Abweichungen erfolgreich korrigiert werden. Die Methode der projektionsweisen Trajektorieneinmessung mit Wiederholung des Messscans ist dagegen unempfindlich gegenüber systematischen Positionierabweichungen und damit uneingeschränkt für eine hohe Messgenauigkeit zu empfehlen.
 - 2.3. Ohne Trajektorieneinmessung ergaben sich deutlich erhöhte Messabweichungen im Vergleich zu Kreistrajektorie. Durch die Verwendung der Koordinatensystemeinmessung (unabhängig ob mit Einzelkugel oder mit Mehrkugeleinmesskörper) konnte zwar das Ergebnis im Vergleich zur Rekonstruktion ohne Trajektorieneinmessung verbessert werden, größtenteils jedoch nur in geringfügigem Maße. Dies wurde auf die systematischen Positionierabweichungen zurückgeführt, deren Einfluss auch durch einen Korrekturansatz nicht ausreichend kompensiert werden konnte. Die projektionsweise Trajektorieneinmessung führte dagegen zu Messabweichungen, die vergleichbar zu denen der Kreistrajektorie sind.
3. 3-D-Scantrajektorien konnten erfolgreich zur Vermeidung von Kegelstrahlartefakten eingesetzt werden. Dies macht sie besonders interessant für Messobjektgeometrien, für welche Kegelstrahlartefakte bei der Kreistrajektorie nicht vermeidbar sind. Anhand einer Demonstratorvorrichtung konnte gezeigt werden, dass sich prinzipiell auch Abbildungsartefakte aufgrund von ungünstigen Durchstrahlungsrichtungen mit hoher Absorption vermeiden lassen. Hier ist jedoch anzumerken, dass die Vorrichtung speziell für diese Zwecke entworfen wurde und die bestmögliche Verbesserung durch eine angepasste Bauteilneigung demonstriert. Das Verbesserungspotenzial ist jedoch sehr stark messobjektabhängig. Eine tatsächlich signifikante Verringerung absorptionsbedingter Artefakte ist nach Einschätzung des Autors nur in wenigen Anwendungsfällen zu erwarten.

4. Im Sinne der Trajektorienplanung wurde einerseits die Ausnutzung des realisierbaren, erweiterten Trajektorienbereichs in Form der Fusion von Kreistrajektorien untersucht. Dabei wurde sowohl die Rekonstruktionsfusion als auch die Einzelvolumenfusion verwendet. Im Vergleich zum Stand der Forschung (vgl. [53–57]) konnte eine Fusion ohne explizite Volumen- oder Oberflächenregistrierung demonstriert werden. Insgesamt konnten jedoch keine signifikanten Verbesserungen gegenüber der einfachen Kreistrajektorie festgestellt werden, was vermutlich durch die fehlende Ausnutzung der zusätzlichen Information in Form von Gewichtungen oder Anpassungen des Rekonstruktionsalgorithmus begründet ist. Weiterhin wurde zur Trajektorienplanung die modellbasierte Auswahl von Trajektorienpunkten mittels geometriebasierter Güteparameter untersucht. Für Messungen mit geringer Projektionszahl konnte gezeigt werden, dass durch die entwickelte Methodik Oberflächenabweichungen reduziert werden können. Die Vorteile gegenüber der Kreistrajektorie mit gleichverteilten Winkelschritten nahmen dabei mit sinkender Projektionszahl zu.

Unabhängig von der in dieser Arbeit konkret gewählten Umsetzungsform bzw. von den konkret verwendeten Geräten lassen sich folgende verallgemeinerbare Ergebnisse und Erkenntnisse festhalten, die auch im Sinne der Übertragbarkeit auf spezifische Roboter-CT-Systeme (z. B. C-Bogen-CT) relevant sind:

5. Das Methodenspektrum zur Einmessung von 3-D-Scantrajektorien aus der Literatur konnte vor allem für Systeme mit festem Quelle-Detektor-Abstand durch die entwickelten Methoden der Koordinatensystemeinmessung erweitert werden. Nach einer einmaligen Einmessung kann bei Verwendung dieser Methoden die Schangeometrie für beliebige Trajektorien rechnerisch bestimmt werden, was eine deutliche Zeitersparnis gegenüber der projektionsweisen Einmessung darstellt, bei der jede neue Scantrajektorie neu eingemessen werden muss. Im Gegensatz zu Blumensath et al. [10] wurden eine mathematische Betrachtungsweise über Projektionsmatrizen, die durch Koordinatensystemverkettung formuliert werden können, und ein einschrittiger Optimierungsansatz gewählt. Außerdem wurden die intrinsischen Parameter wie der Quelle-Detektor-Abstand als gegeben verwendet. Insbesondere die Koordinatensystemeinmessung mit Einzelkugel stellt eine einfache und kostengünstige Methode dar, die jedoch nur bei vernachlässigbaren oder korrigierbaren systematischen Positionierabweichungen zu einer hohen Messgenauigkeit führt. Dies gilt auch für die Erweiterung der Koordinatensystemeinmessung auf die Verwendung kalibrierter Mehrkugleinmesskörper, die in dieser Dissertation erstmalig eingeführt wurde.

Die projektionsweise Trajektorieneinmessung (durch Wiederholung des Messscans mit Mehrkugleinmesskörper), welche zum Stand der Forschung für die Trajektorieneinmessung von Roboter-CT-Systemen gehört, wurde dahingehend modifiziert, dass zur Genauigkeitssteigerung nur die extrinsischen Geometrieparameter optimiert wurden. Zudem wurde die mathematische Betrachtung auf die Verwendung eines zusätzlichen Koordinatensystems erweitert.

Für alle untersuchten Einmessmethoden wurde die Methodik zur Detektion von Kugelmittelpunktsprojektionen aus der Literatur durch einen gerichteten Ellipsenfit und v. a. durch eine robustere Korrektur der Ellipsenverzerrung erweitert.

6. Die Frage, welche Strategie zur Trajektorieneinmessung gewählt werden sollte, ist einerseits abhängig von der Art und Höhe der Positionierabweichungen des Manipulatorsystems und andererseits von den gegebenen Anforderungen bezüglich Anlagenzeit, Kosten und Messgenauigkeit. Liegen starke zufällige Positionierabweichungen vor, so sollte für eine zufriedenstellende Messgenauigkeit eine projektionsweise In-Situ-Einmessung durchgeführt werden. Da dies weder für das in dieser Arbeit verwendete System, noch für typische Robotersysteme der Fall ist, wurde diese Methodik jedoch nicht näher betrachtet. Liegen geringe zufällige Positionierabweichungen vor und sind zudem die systematischen Abweichungen vernachlässigbar oder korrigierbar, so bietet sich die Koordinatensystemeinmessung mit Einzelkugel als einfache und kostengünstige Möglichkeit an. Die Koordinatensystemeinmessung mit Mehrkugeln bringt außer einer potenziellen Verkürzung der Einmessroutine keine Vorteile mit sich und ist aufgrund der ansonsten entstehenden Kosten höchstens dann zu empfehlen, falls ein geeigneter kalibrierter Mehrkugelnkörper bereits vorhanden ist. Bei nicht vernachlässigbaren systematischen Positionierabweichungen ist zwischen erreichbarer Genauigkeit und Aufwand/Kosten abzuwägen. Ist eine hohe Messgenauigkeit unabdingbar, sollte die projektionsweise Trajektorieneinmessung mit Mehrkugelnkörper verwendet werden.
7. Für die Planung von 3-D-Scantrajektorien wurde ein speziell im Hinblick auf die oberflächenbasierte geometrische Messtechnik entwickelter Qualitätskennwert eingeführt, der sich aus zwei einzelnen Güteparametern zusammensetzt, wobei keine benutzerdefinierte Gewichtung notwendig ist. Einerseits wird die maximale Intensitätsabschwächung bewertet, da eine hohe Absorption zu verstärkter Artefaktbildung führt. Andererseits wurde ein Güteparameter zur Bewertung der Datenvollständigkeit eingeführt, der rein auf der Erfassung von Oberflächensegmenten im Sinne der tangentialen Durchstrahlung beruht. Der kombinierte Qualitätskennwert kann sowohl für das gesamte Messobjekt als auch nur für Teilbereiche der

Oberfläche ROI-basiert bestimmt werden. Als Besonderheit für die Trajektorienherstellung werden die fehlenden Oberflächensegmente im Sinne der Datenvollständigkeit dynamisch (unter Beachtung bereits gewählter Trajektorienpunkte) betrachtet. Während in dieser Arbeit die Methodik rein für die manuelle interaktive Trajektorienherstellung verwendet wurde, ist sie prinzipiell auch anwendbar für eine mathematische Optimierung der Scantrajektorie. Ebenso ist sie ohne weiteres übertragbar auf die Scanwinkeloptimierung für die Kreistrajektorie.

Insgesamt kann festgehalten werden, dass komplexe 3-D-Scantrajektorien erfolgreich für ein kommerzielles CT-Gerät für metrologische Anwendungszwecke umgesetzt werden konnten. Abweichungsursachen durch das zusätzlich eingebrachte mechanische System konnten erfolgreich berücksichtigt werden. Es sind jedoch auch einige Nachteile bzw. Unzulänglichkeiten zu nennen.

- Kegelstrahlartefakte können prinzipiell auch durch regelmäßige 3-D-Scantrajektorien (z. B. Helixform), für die keine zusätzliche Positioniereinheit notwendig ist, vermieden werden (jedoch unter Umständen verbunden mit einer Scanzeiterhöhung [39]).
- Laufende Entwicklungen im Bereich der Rekonstruktionsalgorithmen für 3-D-Scantrajektorien mit automatischer Korrektur von Trajektorienabweichungen [P7] könnten den Einsatz zumindest der Koordinatensystemeinmessung obsolet machen – jedoch mit dem möglicherweise ausschlaggebenden Nachteil eines ungleich höheren Rechenaufwands.
- Hexapoden erlauben nur einen eingeschränkten Neigungswinkelbereich. Das Verbesserungspotenzial sowohl bei der Vermeidung von ungünstigen Durchstrahlungsrichtungen durch angepasste Messobjektneigung als auch bei der Fusion von Kreistrajektorien ist jedoch umso höher, je größer der realisierbare Trajektorienbereich ist.
- Verbesserungen durch Trajektorienanpassung konnten nur für spezielle Messszenarien mit komplexer Objektgeometrie bzw. -anordnung oder für geringe Projektionszahlen erreicht werden. Für ein zylindrisches Objekt beispielsweise stellt die Kreistrajektorie mit gleichverteilten Winkelschritten bereits eine optimale Trajektorienform dar.

Nichtsdestotrotz kann für spezielle Anwendungen wie der Serienprüfung mit möglichst geringer Projektionszahl das untersuchte System prinzipiell durchaus vorteilhaft eingesetzt werden. Für zukünftige Untersuchungen könnte jedoch vor allem die Übertragung der Methoden auf Robotersysteme mit festem Quelle-Detektor-Abstand interessant sein. Dies ist neben der Erforschung der Auswirkung von 3-D-Scantrajektorien auf die metrologische Strukturauflösung, welche im Rahmen dieser Dissertation bisher nicht unter-

sucht wurde, u. a. eines der Ziele des Lehrstuhls bzw. des Teilprojekts Co5 im von der Deutschen Forschungsgemeinschaft geförderten Sonderforschungsbereich/Transregio 285 in der angelaufenen zweiten Förderperiode.

Weiterhin bietet sich als Forschungsfrage für zukünftige Untersuchungen an, inwiefern die mit dem vorliegenden System umgesetzte multipositionale Datenfusion durch eine Gewichtung bzw. angepasste Rekonstruktion verbessert werden könnte. Der entwickelte Qualitätskennwert zur Trajektorienplanung sollte zur weiteren Validierung mit existierenden Ansätzen zur Trajektorienoptimierung abgeglichen werden. Die Einsatzfähigkeit als Zielfunktion für eine mathematische Optimierung mit dem Ziel der Minimierung von Messabweichungen ist zu prüfen. Die entwickelten Methoden zur Trajektorieneinmessung könnten schließlich in weiteren Arbeiten beispielsweise für die Bestimmung von Rotationsachsenabweichungen bei der konventionellen CT genutzt werden. Diese stellen eine wichtige Eingangsgröße für die Ermittlung von Messunsicherheiten durch Simulation dar, welche Gegenstand aktueller Forschungsaktivitäten ist [167]. Erste Untersuchungen im Rahmen von [S8] lieferten in Bezug auf die erreichbare Genauigkeit bereits vielversprechende Ergebnisse.

Anhang

A.1 Koordinatentransformation

Die folgenden Ausführungen sind großteils angelehnt an [P4] und richten sich nach Lehrbuchwissen, dass beispielsweise in [138, 168] einzusehen ist. Die Transformation zwischen zwei rechtshändigen kartesischen 3-D-Koordinatensystemen wird über eine Translation und eine Rotation beschrieben. Werden homogene Koordinaten verwendet, so lässt sich die Transformation als Matrixmultiplikation ausdrücken. Wird ein Vektor in homogenen Koordinaten ausgedrückt, so wird ein zusätzlicher Eintrag zu den Ortskoordinaten hinzugefügt. Ein 3-D-Ortsvektor $\mathbf{r} = (r_x, r_y, r_z)^\top$ wird in homogenen Koordinaten geschrieben als $\hat{\mathbf{r}} = (ar_x, ar_y, ar_z, a)^\top$, wobei $a \in \mathbb{R} \setminus \{0\}$ ein beliebiger Skalierungsfaktor ist, der zweckmäßigerweise als $a = 1$ gewählt werden kann¹. Analog kann ein 2-D-Vektor in homogenen Koordinaten mit drei Einträgen geschrieben werden. Werden die Koordinaten eines Punkts, welcher im Koordinatensystem \mathcal{A} gegeben ist, im Koordinatensystem \mathcal{B} benötigt, so lautet die Umrechnung im dreidimensionalen Fall mit Hilfe der Transformationsmatrix² \mathbf{T}_{BA}

$$\hat{\mathbf{r}}_B = \mathbf{T}_{BA} \hat{\mathbf{r}}_A = \begin{bmatrix} \mathbf{R}_{BA} & \mathbf{t}_{BA} \\ \mathbf{0}^\top & 1 \end{bmatrix} \hat{\mathbf{r}}_A = \begin{bmatrix} R_{BA}^{(1,1)} & R_{BA}^{(1,2)} & R_{BA}^{(1,3)} & t_{BA,x} \\ R_{BA}^{(2,1)} & R_{BA}^{(2,2)} & R_{BA}^{(2,3)} & t_{BA,y} \\ R_{BA}^{(3,1)} & R_{BA}^{(3,2)} & R_{BA}^{(3,3)} & t_{BA,z} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \begin{pmatrix} r_{A,x} \\ r_{A,y} \\ r_{A,z} \\ 1 \end{pmatrix}. \quad (58)$$

Dabei ist \mathbf{R}_{BA} die Rotationsmatrix, die die Orientierung zwischen den Koordinatensystemen beschreibt und \mathbf{t}_{BA} die Verschiebung (definiert im Koordinatensystem \mathcal{B} , siehe Abbildung 82).

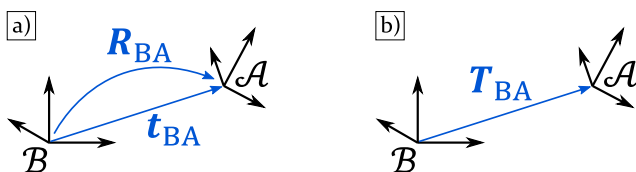


Abbildung 82: In dieser Arbeit verwendete Darstellungsformen für die Transformation zwischen verschiedenen Koordinatensystemen. a) Darstellung über Rotationsmatrix \mathbf{R}_{BA} und Verschiebung \mathbf{t}_{BA} . b) Darstellung über Transformationsmatrix \mathbf{T}_{BA} .

¹ Für 3-D-Richtungsvektoren kann $(r_x, r_y, r_z, 0)^\top$ verwendet werden [138].

² Gegenüber [P4, P5] wurde die Reihenfolge der Indizes auf eine in der Robotik geläufigere Konvention abgeändert.

Die inverse Transformation lässt sich angeben als [138]

$$\hat{\mathbf{r}}_A = \mathbf{T}_{BA}^{-1} \hat{\mathbf{r}}_B = \begin{bmatrix} \mathbf{R}_{BA}^{-1} & -\mathbf{R}_{BA}^{-1} \mathbf{t}_{BA} \\ \mathbf{0}^\top & 1 \end{bmatrix} \hat{\mathbf{r}}_B, \quad (59)$$

wobei die Inverse einer Rotationsmatrix identisch zur Transponierten ist ($\mathbf{R}_{BA}^{-1} = \mathbf{R}_{BA}^\top$).

Eine beliebige Rotation in 3D lässt sich durch die Verkettung von drei Elementarrotationen und damit durch drei Winkel beschreiben (in dieser Arbeit allgemein als Euler-Winkel bezeichnet). Hierbei gibt es unterschiedliche Möglichkeiten, um eine solche Verkettung aus den folgenden Elementarrotationen \mathbf{R}_x , \mathbf{R}_y und \mathbf{R}_z zusammensetzen.

$$\mathbf{R}_x(\alpha) = \begin{bmatrix} 1 & 0 & 0 \\ 0 & \cos \alpha & -\sin \alpha \\ 0 & \sin \alpha & \cos \alpha \end{bmatrix}, \quad (60)$$

$$\mathbf{R}_y(\beta) = \begin{bmatrix} \cos \beta & 0 & \sin \beta \\ 0 & 1 & 0 \\ -\sin \beta & 0 & \cos \beta \end{bmatrix}, \quad (61)$$

$$\mathbf{R}_z(\gamma) = \begin{bmatrix} \cos \gamma & -\sin \gamma & 0 \\ \sin \gamma & \cos \gamma & 0 \\ 0 & 0 & 1 \end{bmatrix}. \quad (62)$$

In dieser Arbeit werden standardmäßig die Drehwinkel und die dazugehörige Verkettung verwendet, die in [168] als x - y - z -Kardan-Winkel bezeichnet werden. Die Verkettung ist folgendermaßen definiert:

$$\begin{aligned} \mathbf{R} &= \mathbf{R}_x(\alpha) \mathbf{R}_y(\beta) \mathbf{R}_z(\gamma) \\ &= \begin{bmatrix} c\beta c\gamma & -c\beta s\gamma & s\beta \\ c\alpha s\gamma + s\alpha s\beta c\gamma & c\alpha c\gamma - s\alpha s\beta s\gamma & -s\alpha c\beta \\ s\alpha s\gamma - c\alpha s\beta c\gamma & c\alpha s\beta s\gamma + s\alpha c\gamma & c\alpha c\beta \end{bmatrix}. \end{aligned} \quad (63)$$

In Gleichung 63 wurden die Abkürzungen s und c für Sinus und Kosinus verwendet. Die Verkettung kann einerseits als intrinsische Drehung (sequentielle Drehungen um die mitrotierten, lokalen Koordinatenachsen) mit der Drehreihenfolge x - y' - z'' (zuerst um x -Achse, dann um mitgedrehte y -Achse,

dann um mitgedrehte z-Achse) interpretiert werden. Die mitgedrehten Achsen werden durch Prime-Zeichen gekennzeichnet. Andererseits kann die Verkettung auch als extrinsische Drehungen (sequentielle Drehungen um die ortsfesten, globalen Koordinatenachsen) mit der Drehreihenfolge z-y-x gesehen werden. Die in Gleichung 63 gewählte Drehreihenfolge ist identisch zu derjenigen, die vom Hexapodhersteller verwendet wird. Handelt es sich bei einer Rotationsmatrix um eine Beschreibung der Orientierung in einem Koordinatensystem nach Gleichung 58, so werden die drei Drehwinkel aus Gleichung 63 in dieser Arbeit mit $\varphi_{BA,x}$, $\varphi_{BA,y}$ und $\varphi_{BA,z}$ bezeichnet.

Aus einer gegebenen Rotationsmatrix können die Drehwinkel α , β und γ aus den Einträgen der Rotationsmatrix abgeleitet werden. Das Vorgehen dazu ist beispielsweise in [168] beschrieben. Aus dem Eintrag $R_{1,3} = \sin \beta$ ergeben sich zwei Lösungsmöglichkeiten für β . Schränkt man β auf den Bereich von $-\pi/2 \leq \beta \leq \pi/2$ ein, so lässt sich die Lösung angeben als

$$\beta = \arcsin R_{1,3}. \quad (64)$$

Falls $\beta \neq \pm\pi/2$ (keine kardanische Blockade), sind die Winkel α und β über folgende Gleichungen festgelegt:

$$\cos \gamma = \frac{R_{1,1}}{\cos \beta}, \quad \sin \gamma = -\frac{R_{1,2}}{\cos \beta}, \quad (65)$$

$$\cos \alpha = \frac{R_{3,3}}{\cos \beta}, \quad \sin \alpha = -\frac{R_{2,3}}{\cos \beta}. \quad (66)$$

Die Gleichungen einzeln betrachtet liefern keine eindeutige Lösung im Bereich von 0° bis 360° . Eine eindeutige Lösung der beiden Gleichungssysteme für α und β kann über die atan2 -Funktion [169] erreicht werden:

$$\gamma = \text{atan2} \left(-\frac{R_{1,2}}{\cos \beta}, \frac{R_{1,1}}{\cos \beta} \right), \quad (67)$$

$$\alpha = \text{atan2} \left(-\frac{R_{2,3}}{\cos \beta}, \frac{R_{3,3}}{\cos \beta} \right). \quad (68)$$

Im Rahmen dieser Dissertation wurde auch die Drehzeigerdarstellung verwendet. Nach dem Satz von Euler kann eine beliebige Rotation bzw. Orientierung (gegeben durch eine Rotationsmatrix \mathbf{R}) auch durch eine einzige Drehung um eine durch den Ursprung verlaufende Achse beschrieben werden [168]. Die Rotation wird dann über den normierten Richtungsvektor der Achse \mathbf{u}

und dem Winkel φ , um den gedreht wird, parametrisiert. Mit der Abkürzung $k = 1 - \cos \varphi$ ergibt sich [168]:

$$\mathbf{R}(\mathbf{u}, \varphi) = \begin{pmatrix} u_x^2 k + \cos \varphi & u_x u_y k - u_z \sin \varphi & u_x u_z k + u_y \sin \varphi \\ u_y u_x k + u_z \sin \varphi & u_y^2 k + \cos \varphi & u_y u_z k - u_x \sin \varphi \\ u_z u_x k - u_y \sin \varphi & u_z u_y k + u_x \sin \varphi & u_z^2 k + \cos \varphi \end{pmatrix} \quad (69)$$

Um aus einer gegebenen Rotationsmatrix die vier Komponenten der Drehzeigerdarstellung zu ermitteln, können diese über den Umweg der Ermittlung der sogenannten Euler-Parameter bestimmt werden. Diese sind definiert als

$$\mathbf{q} = \begin{bmatrix} s \\ \mathbf{v} \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \cos \frac{\varphi}{2} \\ \mathbf{u} \sin \frac{\varphi}{2} \end{bmatrix}. \quad (70)$$

Die Euler-Parameter können wiederum aus der Rotationsmatrix über den Algorithmus von Shepperd [170] bestimmt werden, welcher auch in [168, S. 92] beschrieben wird. Schließlich ergibt sich

$$\varphi = 2 \arccos s, \quad (71)$$

$$\mathbf{u} = \frac{\mathbf{v}}{\|\mathbf{v}\|}. \quad (72)$$

Die Berechnung des Drehzeigers aus einer Rotationsmatrix ist in der Programmierumgebung MATLAB über den Befehl *rotm2axang* möglich [171].

Euler-Parameter können mathematisch als Quaternionen behandelt werden, deren Algebra eine vorteilhafte rechnerische Behandlung von Rotationen erlaubt [168]. Im Gegensatz zur Verwendung von Euler- bzw. Kardanwinkeln wird mit Quaternionen das Problem von Singularitäten vermieden. Da die testweise Verwendung von Quaternionen anstelle von Kardan-Winkeln zur Optimierung von Rotationen bzw. Orientierungen in dieser Arbeit keine Unterschiede in den Ergebnissen mit sich brachte, wurde auf deren durchgängige Verwendung zugunsten der leichter interpretierbaren Kardanwinkeln verzichtet.

Im Rahmen dieser Arbeit werden auch Transformationsabweichungen betrachtet, d. h. die Abweichung von einer angenommenen Lage. Zur Definition dieser wird – wie in Abbildung 83 dargestellt – die Transformation $\Delta \mathbf{T}$ vom Referenzkoordinatensystem \mathcal{R} (angenommene Lage, beschrieben durch „Solltransformation“ \mathbf{T}_{OR} gegenüber einem globalen Bezugskoordinatensystem

tem \mathcal{O}) zum tatsächlich vorliegenden Koordinatensystem \mathcal{A} (tatsächliche Lage, beschrieben durch „Isttransformation“ $T_{\mathcal{O}\mathcal{A}}$) verwendet:

$$\Delta T = T_{\mathcal{R}\mathcal{A}} = T_{\mathcal{O}\mathcal{R}}^{-1} T_{\mathcal{O}\mathcal{A}}. \quad (73)$$

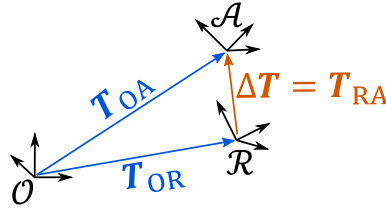


Abbildung 83: Definition der Transformationsabweichung ΔT als Transformation von der Referenzlage \mathcal{R} zur tatsächlich vorliegenden Lage \mathcal{A} .

Aus der Transformationsabweichung ΔT können die translatorischen Abweichungen als $\Delta \mathbf{t} = \mathbf{t}_{\mathcal{R}\mathcal{A}}$ und die rotatorischen Abweichungen z. B. über die aus $\mathbf{R}_{\mathcal{R}\mathcal{A}}$ extrahierten x - y - z -Kardan-Winkel $\Delta \boldsymbol{\varphi} = (\varphi_{\mathcal{R}\mathcal{A},x}, \varphi_{\mathcal{R}\mathcal{A},y}, \varphi_{\mathcal{R}\mathcal{A},z})$ angegeben werden. Bei der Interpretation der so bestimmten Abweichungsparameter ist zu beachten, dass diese in Bezug zum Referenzkoordinatensystem \mathcal{R} vorliegen. Eine Änderung des Bezugs auf \mathcal{O} ist möglich, wird in der vorliegenden Arbeit jedoch nicht verwendet und deshalb hier nicht näher ausgeführt.

A.2 Vergleich von Rekonstruktionsalgorithmen

Der quantitative Vergleich von Scantrajektorien in dieser Arbeit wurde unter Verwendung des identischen iterativen Rekonstruktionsalgorithmus (SART) durchgeführt. Um die Ergebnisse – vor allem im Vergleich zum weitverbreiteten FDK-Algorithmus – besser einordnen zu können, werden im Folgenden noch die Ergebnisse für die Kreistrajektorie aus Abschnitt 5.5 nach Anwendung unterschiedlicher Rekonstruktionsalgorithmen verglichen. Die Kreistrajektorie wird deshalb für den Vergleich verwendet, weil für die untersuchten 3-D-Scantrajektorien keine zuverlässigen Ergebnisse mit FDK-Rekonstruktion erreicht werden konnten.

Für die Rekonstruktionen wurde eine ideale Kreisgeometrie für die Quellentrajektorie angenommen. Für die FDK-Rekonstruktion wurde ein mit CERA API erstelltes Rekonstruktionsprogramm verwendet und als Filterkernel der weitverbreitete Shepp-Logan-Filter [21] eingestellt.

Abbildung 84 zeigt die Ergebnisse für den Prüfkörper *Metrotom Check*. Die Abweichungen der Kugelmittelpunktsabstände fallen insgesamt für SART

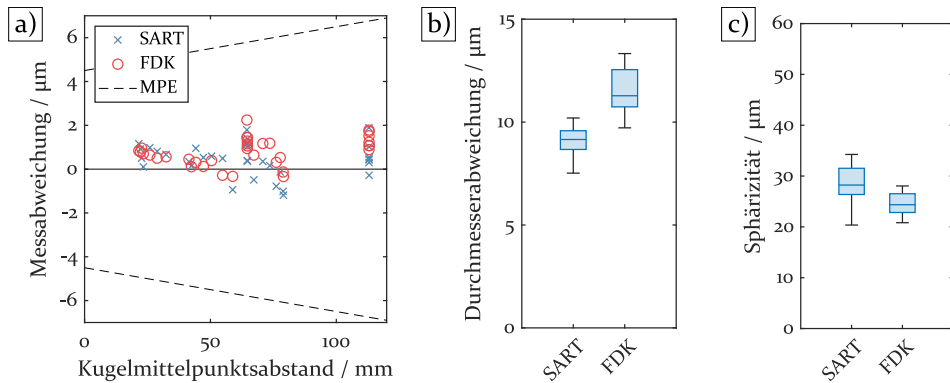


Abbildung 84: Messwerte bzw. -Abweichungen für den unterschiedlichen rekonstruierten Kreisscans des Prüfkörpers Metrotom Check. a) Kugelmittelpunktsabstände. b) Durchmesser. c) Sphärizität. Vgl. auch Abbildungen 50 und 51 in Abschnitt 5.5).

(arithmetischer Mittelwert 0,45 μm , quadratisches Mittel 0,85 μm) etwas geringer aus als für FDK (arithmetischer Mittelwert 0,80 μm , quadratisches Mittel 1,00 μm). Während SART zu geringeren Durchmesserabweichungen führt, ergeben sich für die Sphärizität leichte Vorteile für FDK. Insgesamt sind die Unterschiede zwischen den beiden Rekonstruktionsalgorithmen in einer vergleichbaren Größenordnung wie die Unterschiede aufgrund unterschiedlicher Scantrajektorien (vgl. Abbildungen 50 und 51 in Abschnitt 5.5).

Im Falle des *Universalprüfkörpers* wurden alle Wiederholmessungen des Kreisscans erneut rekonstruiert. Dabei wurden nicht nur die beiden mit CERA API erstellten Rekonstruktionsprogramme (SART und FDK) verwendet, sondern zusätzlich noch eine MATLAB-Implementierung der Rekonstruktionstoolbox ASTRA [132, 172] in der Version 2.1, mit welcher sowohl der FDK-Algorithmus als auch die iterativen Algorithmen SIRT und CGLS ausgeführt werden können. Als Filterkernel für den FDK-Algorithmus ist in ASTRA der sogenannte Ram-Lak-Filter (nach Ramachandran und Lakshminarayanan [173]) vorimplementiert. Dieser kann nicht geändert werden. Die Anzahl an Iterationen für die iterativen Algorithmen wurde nach qualitativer Überprüfung von Testresultaten für möglichst gute Ergebnisse auf 500 für SIRT und 35 für CGLS festgelegt.

Ausgewertet wurden, wie bereits in Abschnitt 5.5, die empirischen Verteilungsfunktionen der systematischen wie auch zufälligen Messabweichungen für die Oberfläche nach [159]. Diese sind in Abbildung 85 dargestellt. Es ist zu erkennen, dass zwischen den einzelnen Rekonstruktionsalgorithmen nur geringfügige Unterschiede vorliegen und für die dimensionelle Messgenauigkeit kein pauschaler Vor- oder Nachteil iterativer Rekonstruktionsver-

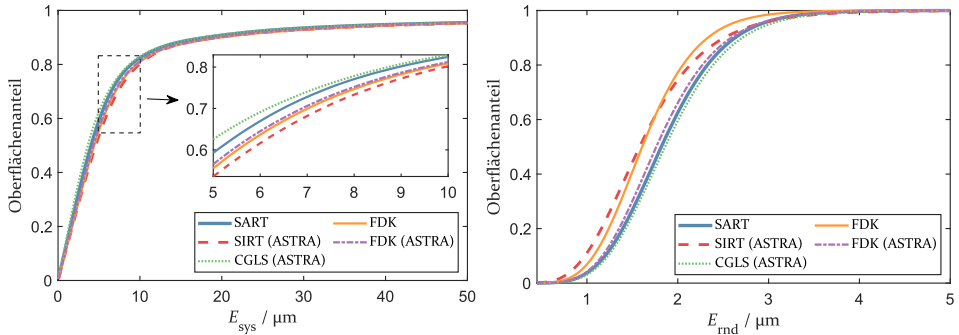


Abbildung 85: Empirische Verteilungsfunktion für den Betrag von E_{sys} sowie für die lokalen zufälligen Messabweichungen für die Oberfläche E_{rnd} nach [159] für die unterschiedlich rekonstruierte Messreihe mit Kreistrajektorie des *Universalprüfkörpers* (vergleiche auch Abbildung 54 auf Seite 54).

fahren gegenüber dem analytischen FDK-Algorithmus vorliegen. Es ist aber anzumerken, dass die Wahl der Rekonstruktionsparameter (insb. Anzahl an Iterationen) bei den iterativen Verfahren einen großen Einfluss auf das Ergebnis haben kann.

A.3 Korrektur systematischer Positionierabweichungen

Die Ergebnisse aus Abschnitt 5.2 zur Ermittlung systematischer Positionierabweichungen des Hexapoden mittels taktile Koordinatenmessung legen nahe, dass für Rotationen ein effektiv verdrehtes Koordinatensystem vorliegt. Um diese Verdrehung näher zu analysieren, wurde für jede der betroffenen Rotationen über Optimierung die Lage der real vorliegenden Drehachse im Raum bestimmt und zur jeweiligen Soll-Lage der Drehachse in Relation gesetzt. In Abbildung 86 wird die Betrachtung auf die x - y -Ebene reduziert, da die horizontalen Drehachsen hauptsächlich in dieser Ebene verdreht sind. Mit Ω wird hier die Lage der nominellen Drehachse als Winkel gegenüber der x -Achse parametrisiert. Die vorzeichenbehaftete Abweichung der Winkelposition für die real vorliegende Drehachse wird mit $\Delta\Omega$ bezeichnet. Wie in Abbildung 86 b) zu erkennen ist, liegt eine systematische Abweichung von ca. $-0,3^\circ$ vor. Eine zusätzliche sinusförmige Modulation ist zu vermuten (vgl. angepasste Kurve). Die Auswirkung dieser Verdrehung auf die Positionsabweichung für einen transformierten Punkt hängt davon ab, wie weit dieser von der Drehachse entfernt ist. Da die für die taktile Messung vorliegenden Verhältnisse und Einstellungen repräsentativ für typische CT-Messszenarien sind, kann für letztere von Positionsabweichungen in ähnlicher Größenordnung ausgegangen werden.

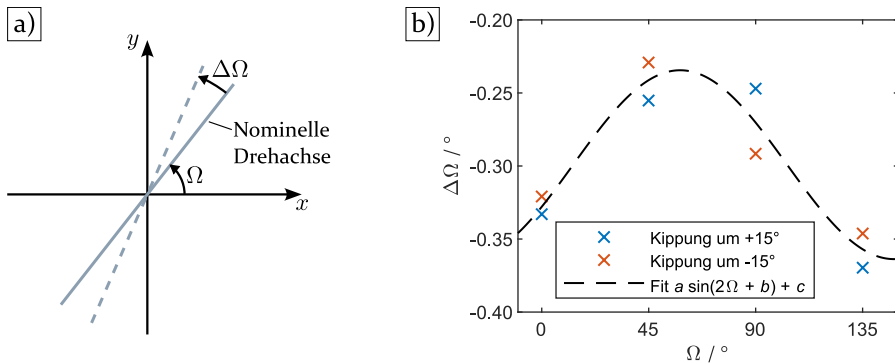


Abbildung 86: Abweichungen für die Lage der Drehachse bei Kippungen um horizontale Achsen. a) Parametrisierung in der x - y -Ebene über die Winkelposition Ω . b) Abweichungen der Winkelposition.

Abbildung 86 liefert eine Möglichkeit, um im Nachgang die angenommenen (eingestellten) Positionierwerte des Hexapoden für Kippungen um horizontale Achsen zu korrigieren. Aus den für den Hexapod eingestellten Euler-Winkeln wird dazu zuerst auf die Drehzeigerdarstellung umgerechnet³. Anschließend kann die in Abbildung 86 b) gestrichelt eingezeichnete Ausgleichskurve verwendet werden, um die nominelle Drehachse zu korrigieren. Anschließend wird mit der korrigierten Achse und dem applizierten Kippwinkel wieder auf Euler-Winkel als Einstellparameter für den Hexapod umgerechnet. Werden die rechnerisch korrigierten Positionierwerte anstelle der eingestellten Werte in den Optimierungsalgorithmus eingespeist, so ergeben sich die in Abbildung 87 b) dargestellten Positionierabweichungen. Es ist zu sehen, dass sich die Positionierabweichungen für die bei der Untersuchung angefahrenen Posen durch die Korrektur weitgehend korrigieren lassen.

Um die Auswirkung der Korrektur auf CT-Messungen zu analysieren, wurden die Positionierwerte des Hexapoden mit der selben Methodik wie in Abbildung 87 nachträglich sowohl für einen der Messscans des *Universalprüfkörpers* aus Abschnitt 5.5 als auch für die dazugehörige Koordinatensystem-einmessung mit Einzelkugel korrigiert. Die resultierenden Oberflächenabweichungen mit und ohne Korrektur der systematischen Positionierabweichungen sind in Abbildung 88 in Form der empirischen Verteilungsfunktion dargestellt.

Es ist zu sehen, dass sich die Kurven kaum unterscheiden. Die Korrektur bewirkt demnach keinerlei Verbesserung im Endergebnis. Um zu untersuchen, ob sich zumindest die Trajektorienabweichungen verringern, wurden

³ Siehe Anhang A.1 für die dazu notwendigen Formeln.

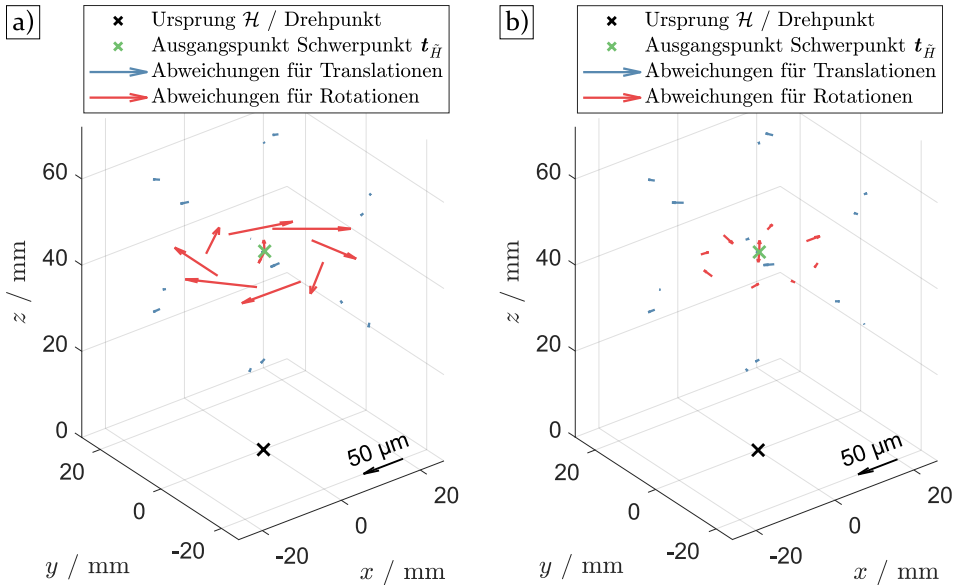


Abbildung 87: 3-D-Positionierabweichungen des Hexapoden a) vor und b) nach rechnerischer Korrektur der Positionierparameter für Kippungen um horizontal liegende Achsen nach Abbildung 86.

diese nach dem identischen Vorgehen ausgewertet wie bereits für Abbildung 55 in Abschnitt 5.5. Wiederum wurde stellvertretend die Variante der Koordinatensystemeinmessung mit Einzelkugel verwendet. Die Ergebnisse für die Komponenten der Abweichungen $\Delta \mathbf{t}$ und $\Delta \boldsymbol{\varphi}$ sind in Abbildung 89 projektionsweise (Index j) aufgetragen.

Wie aus Abbildung 89 ersichtlich ändern sich durch den Korrekturversuch lediglich die x -Komponente und y -Komponente der Orientierungsabweichungen erkennbar. Offensichtlich ist die Korrektur für $\Delta \varphi_x$ und $\Delta \varphi_y$ jedoch zu stark, da nun Abweichungswerte mit umgedrehtem Vorzeichen vorliegen. Insgesamt bringt die Korrektur keine signifikanten Verbesserungen, was auch konsistent zu den Endergebnissen der CT-Messungen ist.

Als Ursache dafür, dass die Korrektur zwar bei der taktilen Koordinatenmessung zu deutlichen Verbesserungen führt, nicht jedoch bei CT-Messungen, wird vermutet, dass der in Abbildung 86 ermittelte Abweichungsverlauf nicht ausreichend reproduzierbar ist oder komplexere Abhängigkeiten als modelliert vorliegen. So könnte beispielsweise für Kippwinkel, die betragsmäßig kleiner als 15° sind, ein anderer Abweichungsverlauf als in Abbildung 86 vorliegen. Außerdem legt Abbildung 89 nahe, dass auch nicht modellierte translatorische Abweichungen vorlagen. Da der Zusammenhang zwischen

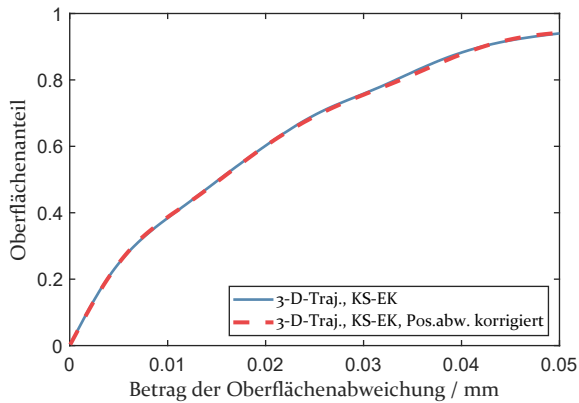


Abbildung 88: Oberflächenabweichungen nach [162] für einen der Scans mit 3-D-Scantrajektorie des *Universalprüfkörpers* (vergleiche Abbildung 54 auf Seite 108) und Koordinatensystemeinmessung mit Einzelkugel mit und ohne Korrektur der systematischen Positionierabweichungen.

den eingestellten Positionierparametern und den resultierenden Abweichungen somit sehr komplex sein könnte, erschwert dies auch die Modellierungsmöglichkeiten.

Im Rahmen der Untersuchungen in diesem Abschnitt wurde auch überprüft, inwiefern die zusätzliche Drehtischverwendung bei γ -Kippungen – wie in Abschnitt 5.4.1 beschrieben – eine Auswirkung hat. Hier ergaben sich ebenfalls keine erkennbaren Unterschiede in den Endergebnissen. Die Projektionsabweichungen bei der Einmessung (vgl. Abbildung 42 auf Seite 88) liefern somit auch nur eine begrenzte Aussagekraft im Hinblick auf die geometrische Messgenauigkeit.

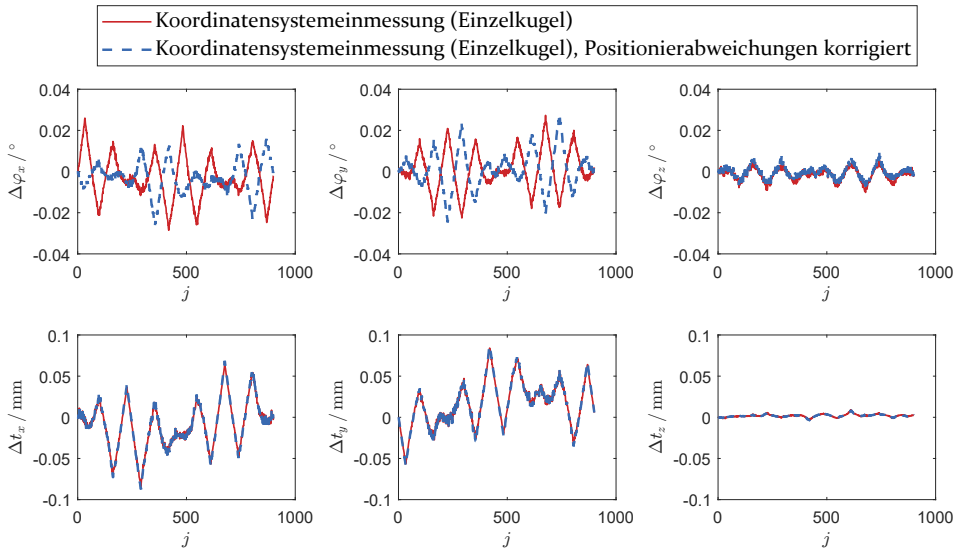


Abbildung 89: Rotatorische ($\Delta\varphi$) und translatorische (Δt) Abweichungen der Scantrajektorie für die Messung des *Universalprüfkörpers* gegenüber der über projektionsweise Einmessung bestimmten Trajektorie bei Verwendung der unkorrigierten oder korrigierten Positioniereinstellungen des Hexapoden.

A.4 Universalprüfkörper

Das in dieser Arbeit als *Universalprüfkörper* bezeichnete Messobjekt wurde am Lehrstuhl für Fertigungsmesstechnik entwickelt. Eine noch stark überarbeitete Erstversion wurde in [S7] entworfen. Der Prüfkörper wurde erstmals in [P2] verwendet.

Abbildung 90 zeigt einige der hervorzuhebenden Eigenschaften des Objekts als Prüfkörper für die dimensionelle Messtechnik. Für die Aufspannung auf den Hexapoden ist die stabile Fixiermöglichkeit über Gewindestifte vorteilhaft, die eine hohe Stabilität auch bei Kippungen mit dem Hexapoden gewährleistet. Der Prüfkörper beinhaltet eine Vielzahl an Geometrieelementen und überprüfbarer (sowohl schwellwertabhängiger als auch -unabhängiger) Maße. Da einzelne Maße jedoch teilweise eine beschränkte Aussagekraft haben, wurde in dieser Arbeit die komplette Oberfläche und deren Abweichungen betrachtet.

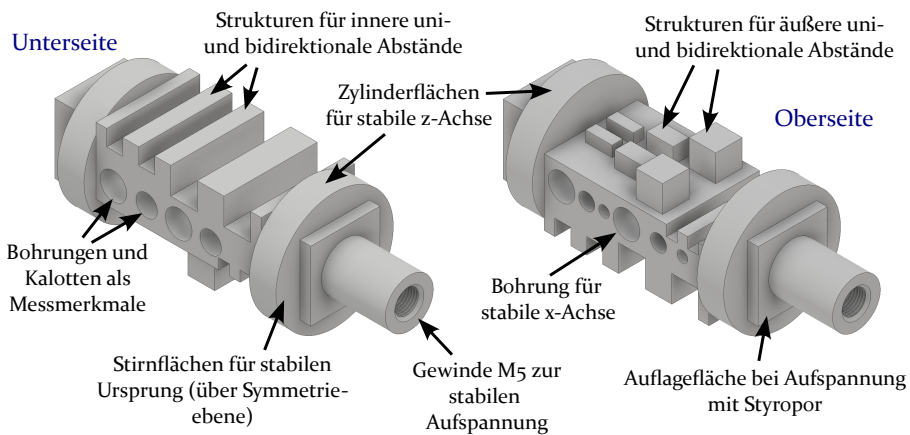


Abbildung 90: Eigenschaften des *Universalprüfkörpers*.

Der Prüfkörper zeichnet sich vor allem durch eine stabile Registrierung aus (siehe Abbildung 91 zur Registrierungsvorschrift), da hier ausschließlich schwellwertunabhängige Geometrieelemente (Zylinder, Bohrung, Symmetrieebene) verwendet werden.

Die technische Zeichnung der Konstruktion ist im Folgenden angehängt.

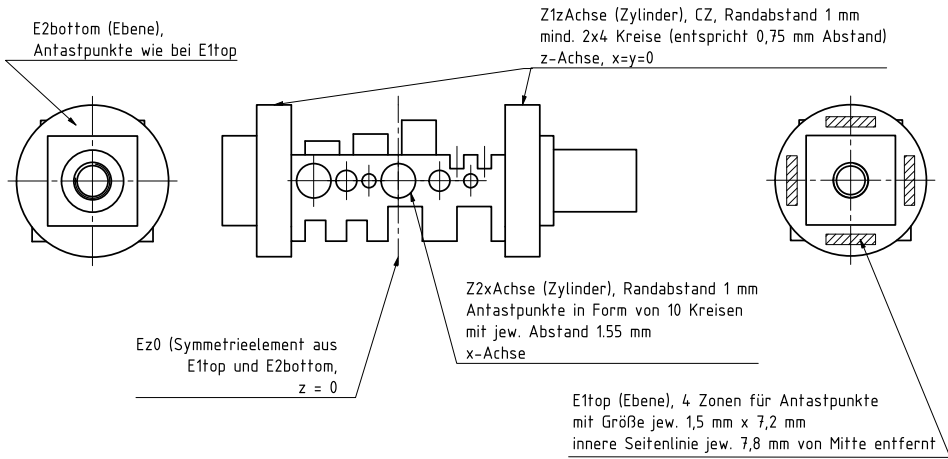


Abbildung 91: Geometrielemente zur Registrierung von Datensätzen.

A.5 Mehrkugeleinmesskörper

Für die eigenentwickelten Mehrkugeleinmesskörper wurden Hartmetallkugeln aus Wolframcarbid auf Carbonrohre (kohlenstofffaserverstärkter Kunststoff, Faservolumengehalt bis 65 %) geklebt. Die Fasern der Rohre sind innen (ca. 85 %) unidirektional, in der Mitte (ca. 5 %) mit einem Winkel von 90° und außen (ca. 10 %) mit einem Winkel von 45° orientiert. Die Oberfläche der Rohre wurde mit Senkbohrungen versehen, in welche die Kugeln mit Zweikomponentenkleber eingeklebt wurden.

Insgesamt wurden fünf Einmesskörper mit unterschiedlichen Rohrdurchmessern (18 mm bis 80 mm), Rohrlängen (95 mm bis 140 mm), Wandstärken (1 mm bis 2 mm) Anzahl an Kugeln (30 bis 34) und Kugeldurchmessern (1 mm bis 5 mm) gefertigt (siehe angehängte Zeichnung mit darin enthaltenen Tabellen). Wie aus der Zeichnung ersichtlich wurden die Kugeln jeweils in Form einer Doppelhelix angeordnet. Jeweils drei Kugeln besitzen einen größeren Durchmesser, so dass eine eindeutige Orientierung und Kugelnummerierung möglich ist. Die Höhe der Doppelhelix und damit der Höhenversatz zwischen den Kugeln wurde jeweils so gewählt, dass im Detektorbild die Höhe und Breite des von den projizierten Kugeln eingenommenen Bereichs annähernd identisch sind. Auf diese Weise ergeben sich Höhenversätze zwischen den Kugeln von 1,25 mm (kleinster Einmesskörper) bis 4,7 mm (größter Einmesskörper).

Zur Kalibrierung der Kugelmittelpunktskoordinaten wurde die Registrierung bzw. das Koordinatensystem verwendet, das in der Zeichnung beschrieben ist. Das Einmesskörperkoordinatensystem liegt damit ungefähr in der Mitte des von den Kugeln eingenommenen Rohrbereichs und ist abhängig von den drei größeren Kugeln.

A.6 Messparameter

A.6.1 Taktile Messungen zur Ermittlung systematischer Positionierabweichungen des Hexapoden

Die für die Bestimmung von systematischen Positionierabweichungen durchgeführten taktilen Koordinatenmessungen wurden bei den Posen durchgeführt, die in Tabelle 3 aufgeführt sind. Die Posen der Nummern 1, 2, 33 und 34 wurden lediglich zur Überprüfung der zeitlichen Stabilität angefahren und nicht für die im Hauptteil beschriebene Optimierung verwendet. Der Drehpunkt des Hexapoden wurde für die Messungen auf $(0; 0; 50 \text{ mm})^T$ eingestellt. Die Posen 25 bis 28 entsprechen in etwa einer Kippung um $\pm 15^\circ$ um die beiden Diagonalen in der x - y -Ebene. Die Einstellwinkel für den Hexapoden (Kardanwinkel) wurden hierfür über die Gleichungen 69 sowie 63–68 berechnet und auf die erste Nachkommastelle gerundet (Dies wurde in den Auswertungen berücksichtigt).

Tabelle 3: Positionierparameter des Hexapoden für die taktile Überprüfung.

Nr.	$t_{\text{H}\ddot{\text{H}},x}$ / mm	$t_{\text{H}\ddot{\text{H}},y}$ / mm	$t_{\text{H}\ddot{\text{H}},z}$ / mm	$\varphi_{\text{H}\ddot{\text{H}},x}$ / °	$\varphi_{\text{H}\ddot{\text{H}},y}$ / °	$\varphi_{\text{H}\ddot{\text{H}},z}$ / °
1	0	0	0	0	0	0
2	1	2	3	4	5	6
3	-15	-15	-15	0	0	0
4	15	15	15	0	0	0
5	-15	-15	15	0	0	0
6	15	15	-15	0	0	0
7	-15	15	15	0	0	0
8	15	-15	-15	0	0	0
9	-15	15	-15	0	0	0
10	15	-15	15	0	0	0
11	25	0	0	0	0	0
12	-25	0	0	0	0	0
13	0	25	0	0	0	0
14	0	-25	0	0	0	0
15	0	0	25	0	0	0
16	0	0	-25	0	0	0
17	0	0	0	0	0	0
18	1	2	3	4	5	6
19	0	0	0	-15	0	0
20	0	0	0	15	0	0
21	0	0	0	0	-15	0
22	0	0	0	0	15	0
23	0	0	0	0	0	-15
24	0	0	0	0	0	15
25	0	0	0	10,7	10,5	-1
26	0	0	0	10,7	-10,5	1
27	0	0	0	-10,7	-10,5	-1
28	0	0	0	-10,7	10,5	1
29	-6	-7,5	-8	5	4,5	4
30	8	6	7,5	-4	-4,5	5
31	7,5	6	-8	-4	4,5	5
32	-7,5	-8	6	4,5	4	-5
33	0	0	0	0	0	0
34	1	2	3	4	5	6

A.6.2 CT-Messungen zur Demonstration der Artefaktreduktion durch Vermeidung ungünstiger Durchstrahlungsrichtungen

Für die Messung des Klemmbausteins (4211210/3003, Lego System A/S) innerhalb der Demonstratorvorrichtung wurden die Messparameter aus Tabelle 4 und für die projektionsweise Einmessung die Mehrkugleinmesskörper-Leihgabe des Schweizer Metrologieinstituts verwendet. Die 3-D-Scantrajektorie wurde generiert durch abschnittsweise Kippen des Messobjekts um $\pm 15^\circ$ um die ortsfeste y_W -Achse. Jedes dieser Abschnitte mit konstantem Kippwinkel erstreckt sich über einen Scanwinkelbereich von 26° . Zwischen diesen Plateaus wurde ein linearer Übergang des Kippwinkels gewählt, der sich jeweils über einen Scanwinkelbereich von 10° erstreckt. Die Periode des Kippwinkelverlaufs beträgt $360^\circ/5$.

Tabelle 4: Demonstration der Artefaktreduktion: Messparameter für den Klemmbaustein innerhalb der Demonstratorvorrichtung. PW: Projektionsweise Einmessung (mit Mehrkugleinmesskörper).

Messparameter	3-D-Messscan	PW	Kreistrajektorie
Röhrenspannung / kV	100	100	100
Röhrenstrom / μA	350	350	350
Vorfilterstärke (Cu) / mm	–	–	–
Belichtungszeit / ms	667	667	667
Elektr. Detektorverstärkung	8x	8x	8x
2 × 2-Pixelbinning	ja	nein	ja
Optische Vergrößerung	6,6	6,6	6,6
Anzahl an Projektionen	720	720	720
Bildmittellung	–	–	–
Drehpunkt Hexapod			
(x, y, z) / mm	(0, 0, 50)	(0, 0, 50)	–
Scandauer / min	49*	49*	34
Voxelkantenlänge / μm	61,1	–	61,1

*Bewegung Hexapod und CT-Rotationseinheit sequentiell.

Für die Untersuchungen zur Rotationslaminographie wurden die Messparameter aus Tabelle 5 verwendet. Die Einmessung wurde projektionsweise mit dem Einmesskörper E0051-002-01 durchgeführt. Um auch den Referenz-CT-Scan mit Kreistrajektorie im selben Koordinatensystem wie für die Trajektorien der Rotationslaminographie (nicht-gekippter Zustand des Messobjekts)

zu rekonstruieren, wurde die projektionsweise Einmessung auch für den Referenz-CT-Scan durchgeführt und angewandt.

Tabelle 5: Demonstration der Artefaktreduktion: Messparameter für die Untersuchungen zur Rotationslaminographie. RL: Rotationslaminographie, MRL: Multirotationslaminographie, PW: Projektionsweise Einmessung (mit Mehrkugeleinmesskörper).

Messparameter	RL	MRL	Referenz- CT-Scan	PW*
Röhrenspannung / kV	225	225	225	225
Röhrenstrom / μA	320	320	320	160
Vorfilterstärke (Cu) / mm	0,25	0,25	0,25	0,25
Belichtungszeit / ms	500	500	500	1000
Elektr. Detektorverstärkung	16x	16x	16x	8x
2 × 2-Pixelbinning	ja	ja	ja	nein
Optische Vergrößerung	6,6	6,6	6,6	6,6
Anzahl an Projektionen	1000	4000	1000	1000/4000
Bildmittlung	-	-	-	-
Drehpunkt Hexapod (x, y, z) / mm	(0, 0, 112,35)	(0, 0, 112,35)	-	(0, 0, 112,35) / -
Scandauer / min	45	171	45	54/205/54
Voxelkantenlänge / μm	61,1	61,1	61,1	-

*Angaben gültig für RL, MRL und CT.

A.6.3 CT-Messungen zur Demonstration der Vermeidung von Kegelstrahlartefakten

Die Messung der Kugel fand mit den Messparameter aus Tabelle 6 statt. Die projektionsweise Trajektorieneinmessung wurde mit der Mehrkugeleinmesskörper-Leihgabe des Schweizer Metrologieinstituts durchgeführt. Der projektionsweise Kippwinkel β_j lässt sich in rad angeben als

$$\beta_j = \frac{8\pi}{180} \sin\left(7\alpha_j - \frac{7\pi}{20}\right). \quad (74)$$

Tabelle 6: Demonstration der Vermeidung von Kegelstrahlartefakten: Messparameter für das Messobjekt Stahlkugel. PW: Projektionsweise Einmessung (mit Mehrkugeleinmesskörper).

Messparameter	3-D-Messscan	PW	Kreistrajektorie
Röhrenspannung / kV	210	210	210
Röhrenstrom / μA	85	85	85
Vorfilterstärke (Cu) / mm	0,25	0,25	0,25
Belichtungszeit / ms	2000	2000	2000
Elektr. Detektorverstärkung	8x	8x	8x
2 \times 2-Pixelbinning	nein	nein	nein
Optische Vergrößerung	11,4	11,4	11,4
Anzahl an Projektionen	900	900	900
Bildmittellung	-	-	-
Drehpunkt Hexapod			
(x, y, z) / mm	(0, 0, 170)	(0, 0, 170)	-
Scandauer / min	95*	95*	70
Voxelkantenlänge / μm	17,5	-	17,5

*Bewegung Hexapod und CT-Rotationseinheit sequentiell.

A.6.4 CT-Messungen zur Überprüfung der Einmessstrategien

Die 3-D-Scantrajektorie für den *Universalprüfkörper* wurde durch einen dreiecksförmige Kippwinkelmodulation mit einer Amplitude von 8° , einer Phasenlage von 90° und 7 Perioden über die komplette Drehung erreicht. Der Kippwinkel für jede Projektion mit Scanwinkel α_j lautet

$$\beta_j = \frac{28}{45} \left| \left(\left(\alpha_j + \frac{\pi}{14} \right) \bmod \left(\frac{2\pi}{7} \right) \right) - \frac{\pi}{7} \right| - \frac{2\pi}{45}. \quad (75)$$

Die Messparameter sind in Tabelle 7 gelistet.

Tabelle 7: Überprüfung der Einmessstrategien: Messparameter für den *Universalprüfkörper*. KS-EK: Koordinatensystemeinmessung mit Einzelkugel. KS-MK: Koordinatensystemeinmessung mit Mehrkugleinmesskörper. PW: Projektionsweise Einmessung (mit Mehrkugleinmesskörper). Die Scandauer der Vergleichsmessung mit Kreistrajektorie (identische Einstellungen zum 3-D-Messscan) betrug ebenfalls 48 min.

Messparameter	3-D-Messscan	KS-EK	KS-MK	PW
Röhrenspannung / kV	180	180	180	180
Röhrenstrom / μA	370	370	370	370
Vorfilterstärke (Cu) / mm	0,25	0,25	0,25	0,25
Belichtungszeit / ms	1000	1000	1000	1000
Elektr. Detektorverstärkung	8x	8x	8x	8x
2 \times 2-Pixelbinning	ja	nein	nein	nein
Optische Vergrößerung	5,3	5,3	5,3	5,3
Anzahl an Projektionen	900	189	32	900
Bildmittellung	-	3x	3x	-
Drehpunkt Hexapod				
(x, y, z) / mm	(0, 0, 160)	(0, 0, 160)	(0, 0, 160)	(0, 0, 160)
Scandauer / min	48	80	17	50
Voxelkantenlänge / μm	75,6	-	-	-

Die 3-D-Scantrajektorie für das Messobjekt *Metrotom Check* wurde durch einen sinusförmigen Verlauf der Kippung mit 7 Perioden über die vollständige Drehung, einer Amplitude von 4° und einem Offset von 1° erreicht. Der projektionsweise Kippwinkel β_j lässt sich somit in rad mit

$$\beta_j = \frac{\pi}{180} + \frac{4\pi}{180} \sin(7\alpha_j) \quad (76)$$

angeben. Die Messparameter für das Objekt *Metrotom Check* sind in Tabelle 8 gelistet.

Tabelle 8: Überprüfung der Einmessstrategien: Messparameter für das Messobjekt *Metrotom Check*. KS-EK: Koordinatensystemeinmessung mit Einzelkugel. KS-MK: Koordinatensystemeinmessung mit Mehrkugleinmesskörper. PW: Projektionsweise Einmessung (mit Mehrkugleinmesskörper). Die Scandauer der Vergleichsmessung mit Kreistrajektorie (identische Einstellungen zum 3-D-Messscan) betrug ebenfalls 53 min.

Messparameter	3-D-Messscan	KS-EK	KS-MK	PW
Röhrenspannung / kV	180	120	120	180
Röhrenstrom / μA	350	600	600	350
Vorfilterstärke (Cu) / mm	–	–	–	–
Belichtungszeit / ms	1000	1000	1000	1000
Elektr. Detektorverstärkung	8x	8x	8x	8x
2 × 2-Pixelbinning	ja	nein	nein	nein
Optische Vergrößerung	2,7	2,7	2,7	2,7
Anzahl an Projektionen	1000	189	32	1000
Bildmittellung	–	2x	2x	–
Drehpunkt Hexapod				
(x, y, z) / mm	(0, 0, 110)	(0, 0, 110)	(0, 0, 110)	(0, 0, 110)
Scandauer / min	53	42	9	53
Voxelkantenlänge / μm	148,2	–	–	–

A.6.5 Abdeckung des maximal möglichen Trajektorienbereichs durch Fusion von Kreistrajektorien

Der Referenz-Kreisscan sowie die 3-D-Trajektorie aus mehreren Einzelkreisen wurde für den *Universalprüfkörper* mit den Messparametern aus Tabelle 9 durchgeführt. Für die projektionsweise Einmessung wurde der Mehrkugleinmesskörper E0051-003-01 verwendet.

Für die Knieprothese wurden die Messparameter aus Tabelle 10 und der Mehrkugleinmesskörper E0051-004-01 verwendet.

Tabelle 9: Fusion von Kreistrajektorien: Messparameter für den *Universalprüfkörper*. PW: Projektionsweise Einmessung (mit Mehrkugeleinmesskörper).

Messparameter	3-D-Messscan	PW	Kreistrajektorie
Röhrenspannung / kV	180	180	180
Röhrenstrom / μA	370	370	370
Vorfilterstärke (Cu) / mm	0,25	0,25	0,25
Belichtungszeit / ms	1000	1000	1000
Elektr. Detektorverstärkung	8x	8x	8x
2 × 2-Pixelbinning	ja	nein	ja
Optische Vergrößerung	5,3	5,3	5,3
Anzahl an Projektionen	3600	3600	3600
Bildmittellung	–	–	–
Drehpunkt Hexapod			
(x, y, z) / mm	(0, 0, 160)	(0, 0, 160)	–
Scandauer / min	185	185	183
Voxelkantenlänge / μm	75,5	–	75,5

Tabelle 10: Fusion von Kreistrajektorien: Messparameter für die Knieprothese. PW: Projektionsweise Einmessung (mit Mehrkugeleinmesskörper).

Messparameter	3-D-Messscan	PW	Kreistrajektorie
Röhrenspannung / kV	225	225	225
Röhrenstrom / μA	460	460	460
Vorfilterstärke (Cu) / mm	0,5	0,5	0,5
Belichtungszeit / ms	500	500	500
Elektr. Detektorverstärkung	16x	16x	16x
2 × 2-Pixelbinning	ja	ja	ja
Optische Vergrößerung	3,8	3,8	3,8
Anzahl an Projektionen	4500	4500	4500
Bildmittellung	–	–	–
Drehpunkt Hexapod			
(x, y, z) / mm	(0, 0, 160)	(0, 0, 160)	–
Scandauer / min	192	192	153
Voxelkantenlänge / μm	104,6	–	104,6

A.6.6 Modellbasierte Trajektorienplanung für den Universalprüfkörper

Für die modellbasiert angepassten 3-D-Trajektorien sowie die Vergleichsmessungen mit Kreistrajektorie wurden die Messparameter aus Tabelle 11 verwendet. Für die projektionsweise Einmessung der 3-D-Scantrajektorien (in der Tabelle nicht explizit gelistet) wurde der Mehrkugleinmesskörper E0051-003-01 benutzt und bis auf die Durchführung ohne Pixelbinning die identischen Messparameter wie für das Messobjekt verwendet.

Tabelle 11: Modellbasierte Trajektorienplanung: Messparameter für den *Universalprüfkörper*.

Messparameter	3-D	Kreis	3-D	Kreis
	$N_{\text{proj}} = 12$	$N_{\text{proj}} = 12$	$N_{\text{proj}} \approx 150$	$N_{\text{proj}} \approx 150$
Röhrenspannung / kV	180	180	180	180
Röhrenstrom / μA	370	370	370	370
Vorfilterstärke (Cu) / mm	0,25	0,25	0,25	0,25
Belichtungszeit / ms	1000	1000	1000	1000
Elektr. Detektorverstärkung	8x	8x	8x	8x
2 × 2-Pixelbinning	ja	ja	ja	ja
Optische Vergrößerung	5,3	5,3	5,3	5,3
Anzahl an Projektionen	12	12	151	151
Bildmittellung	-	-	-	-
Drehpunkt Hexapod				
(x, y, z) / mm	(0, 0, 160)	-	(0, 0, 160)	-
Scandauer / min	5,6	3,6	11,9	10,4
Voxelkantenlänge / μm	75,5	75,5	75,5	75,5

Für den initialen Kreisscan zur Extraktion der Lage des Messobjekts wurden die Parameter aus Tabelle 11 verwendet, jedoch unter Anwendung von 3600 Projektionen. Die unnötig hohe Anzahl begründet sich aus der Tatsache, dass diese Messung auch für andere Untersuchungszwecke verwendet wurde. Für die virtuelle Nachbildung wurde ein Schwächungskoeffizient von $0,067 \text{ mm}^{-1}$ verwendet. Die Lage des Hexapodkoordinatensystems zur Berechnung der Positionierparameter wurde folgendermaßen abgeschätzt:

$$\mathbf{T}_{\text{TH}} \approx \begin{bmatrix} -1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & -1 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 8,15 \text{ mm} \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{bmatrix} \quad (77)$$

Der Wert von $t_{\text{TH},z} = 8,15 \text{ mm}$ ergibt sich aus der empirisch ermittelten Abhängigkeit vom Positionierwert der z -Achse des CT-Geräts und der z -Komponente des für den Hexapod gesetzten Drehpunkts. Die Trajektorien wurden jedoch zusätzlich auch mit der noch gröberen Abschätzung $t_{\text{TH},z} = 0 \text{ mm}$ erstellt. In den Endergebnissen ergab sich kein signifikanter Unterschied.

A.7 Datenblatt CT-Gerät [174]



ZEISS METROTOM
Technische Daten

Stand: Mai 2016



Systembeschreibung

Betriebsart	Stop and go mode; Messen im Bild
Messprinzip	Messung der Abschwächung von Röntgenstrahlung durch Materie und Volumenrekonstruktion von lokalen Schwächungswerten mittels Kegelstrahlrekonstruktionsverfahren
Ausführung Sensorik	Flächendetektor
Software	Bediensoftware: ZEISS METROTOM OS
Anwendungen	Dimensionelle Messungen und Materialanalyse

Strahlungserzeugung und Sensorik

ZEISS System		ZEISS METROTOM 800/130 kV	ZEISS METROTOM 800/225 kV	ZEISS METROTOM 1500/225 kV
Mikrofokusröhre	Röhrenspannung max. in kV	130	225	225
	Röhrenstrom max. in μ A	300	3000	3000
	Targetleistung max. in W	39	500	500
	Brennfleckgröße min. in mm	0,005	0,007	0,007
Flächendetektor	Anzahl Pixel ¹⁾	1536 x 1920	1024 x 1024	2048 x 2048
	Pixelgröße in μ m	127 x 127	200 x 200	200 x 200

Auflösung (ISO 15708) ²⁾

Maximale Ortsauflösung bei 10 % Kontrastübertragung in μ m	3,5 (143 lp/mm ³⁾)	6,0 (83 lp/mm ³⁾)	4,0 (125 lp/mm ³⁾)
--	--------------------------------	-------------------------------	--------------------------------

Genauigkeit (MPE nach VDI/VDE 2630 Blatt 1.3) ⁴⁾

Längenmessabweichung ⁵⁾	E (TS)	in μ m	6,9+L/100	8+L/100	9+L/50	
	Antastabweichung	PS (TS)	in μ m	3	3	3
		PF (TS)	in μ m	4	4	4
Kugelmittelpunktabstandsabweichung ¹⁾	SD (TS)	in μ m	2,9+L/100	4,0+L/100	4,5+L/50	

Messbereich und Werkstückmasse

Max. Durchmesser im Bild in mm	Landscape	190	170	350	
	Portrait	150	-	-	
	Landscape mit Bildfelderweiterung	330	300	600	
	Portrait mit Bildfelderweiterung	275	-	-	
Max. Höhe im Bild in mm	Landscape	130	150	300	
	Portrait	170	-	-	
	Landscape mit Bildfelderweiterung	370	390	625	
	Portrait mit Bildfelderweiterung	415	-	-	
Max. zulässige Werkstückmasse	in kg	5	5	50	
Verfahrweg	X-Achse	in mm	700	700	1033
	Y-Achse	in mm	270	270	300
	Z-Achse	in mm	270	270	395

1) 90% aktive Pixel
 2) Prüfung im Werk vor Auslieferung
 3) lp/mm = Linienpaare pro Millimeter
 4) Die angegebenen Genauigkeiten gelten für die im Abnahmeprotokoll aufgeführten Betriebsbedingungen.
 5) Messlänge L in mm.

Technische Eigenschaften

ZEISS System	ZEISS METROTOM 800/130 kV	ZEISS METROTOM 800/225 kV	ZEISS METROTOM 1500/225 kV
Positioniersystem	Bauart: Stahl-Schweißkonstruktion mit drei Linearachsen	Bauart: Stahl-Schweißkonstruktion mit drei Linearachsen	Bauart: Stahl-Schweißkonstruktion mit drei Linearachsen
Längenmesssystem	Elektrooptisches Auflichtsystem, fotoelektrisch, Auflösung 0,2 µm	Elektrooptisches Auflichtsystem, fotoelektrisch, Auflösung 0,2 µm	Elektrooptisches Auflichtsystem, fotoelektrisch, Auflösung 0,1 µm.
Schutzkabine	Das System ZEISS METROTOM 800 erfüllt die Bedingungen der Anlage 2, Punkt 3 der RöV; es entspricht damit den Anforderungen an ein Vollschutzgerät	Das System ZEISS METROTOM 800 erfüllt die Bedingungen der Anlage 2, Punkt 3 der RöV; es entspricht damit den Anforderungen an ein Vollschutzgerät	Das System ZEISS METROTOM 1500 erfüllt die Bedingungen der Anlage 2, Punkt 3 der RöV; es entspricht damit den Anforderungen an ein Vollschutzgerät.
Werkstückaufnahme	Wechselpalette auf Drehtisch	Wechselpalette auf Drehtisch	Wechselpalette auf Drehtisch

Umgebungsbedingungen ¹⁾

Relative Luftfeuchtigkeit	40 % bis 70 %	40 % bis 70 %	40 % bis 70 %
Messbezugstemperatur	+18°C bis +22°C	+18°C bis +22°C	+18°C bis +22°C
pro Tag	2,0 K/d	2,0 K/d	2,0 K/d
pro Stunde	1,0 K/h	1,0 K/h	1,0 K/h
räumlich	1,0 K/m	1,0 K/m	1,0 K/m

Bedingungen für Betriebsbereitschaft

Relative Luftfeuchtigkeit	40 % bis 70 %	40 % bis 70 %	40 % bis 70 %
Umgebungstemperatur	+15°C bis +35°C	+15°C bis +35°C	+15°C bis +35°C
Elektrische Anschlusswerte	1/N/PE 100/110/120/125/230/240 V~ (±10%); 50-60 Hz. Leistungsaufnahme: max. 2500 VA, inkl. Rechnertechnik, Mittlere Leistungsaufnahme: 1000 W	Netzspannung 400 / 230 V~ (±10 %) Stromart 3/N/PE Frequenz 50 bis 60 Hz (±3,5 %) Leistungsaufnahme Maximum: 15 kVA Normal: 1,5 - 6 kW (Die Leistungsaufnahme ist abhängig von den eingebauten Komponenten.) Sicherung C 25A	Netzspannung: 400 / 230 V~ (±10 %) Stromart 3/N/PE Frequenz 50 bis 60 Hz (±3,5 %) Leistungsaufnahme Maximum: 15 kVA Normal: 1,5 - 6 kW (Die Leistungsaufnahme ist abhängig von den eingebauten Komponenten.) Sicherung C 25A

Zulassungen

Bestimmungen	ZEISS METROTOM 800 und ZEISS METROTOM 1500 erfüllen die EG-Maschinenrichtlinie 2006/42/EG und EMV-Richtlinie 2014/30/EU. IEC/EN 61010-2-091, CFR 1020.40
--------------	--



Entsorgung	An uns zurückgeschickte ZEISS Produkte und Verpackungen werden gemäß den geltenden gesetzlichen Bestimmungen entsorgt.
------------	--

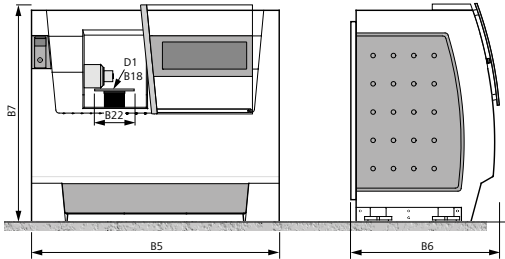
Zertifizierung / Akkreditierung

Qualitätsmanagementsystem	ISO 9001:2008, VDA 6, Teil 4, 2. Auflage 2005
Umweltmanagementsystem	ISO 14001:2004
Arbeitsschutzmanagementsysteme	BS OHSAS 18001:2007
Akkreditiert	ISO / IEC 17025:2005

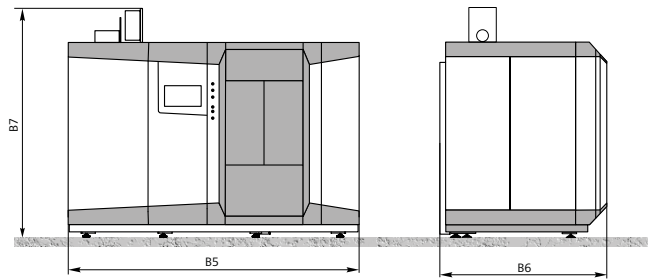
1) Zur Gewährleistung der spezifizierten Genauigkeiten.

ZEISS METROTOM Baugrößen	Abmessungen in mm						Masse in kg
	Maschine Gesamtabmessungen			Max. Werkstückgröße		Drehtisch	
	Breite	Länge	Höhe	Durchmesser	Höhe	Durchmesser	
	B6	B5	B7	D1	B18	B22	
ZEISS METROTOM 800/130 kV	2190	1310	1960	360 ¹⁾	600	170	5700
ZEISS METROTOM 800/225 kV	3330	1900	2600	360 ¹⁾	700	170	3550
ZEISS METROTOM 1500/225 kV	4150	1950	2650	600 ¹⁾	700	170	7400

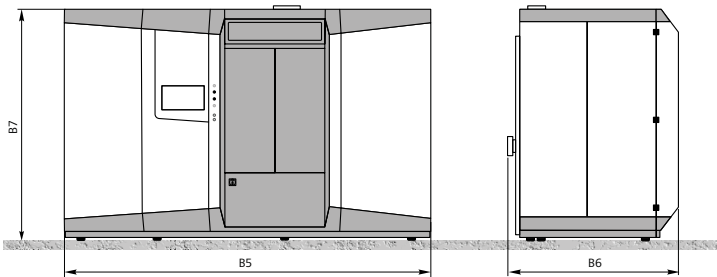
ZEISS METROTOM 800/130 kV



ZEISS METROTOM 800/225 kV



ZEISS METROTOM 1500/225 kV



Hinweis: Die angegebenen Abmessungen und Massen sind Näherungswerte. Änderungen sind vorbehalten.
Tatsächliches Aussehen bestimmter Baugrößen kann von Darstellung abweichen. Bemaßung in Anlehnung an DIN 4000-167:2009.

1) Max. Angabe - nicht in Kombination möglich

Carl Zeiss
Industrielle Messtechnik GmbH
73446 Oberkochen
Germany

Vertrieb: +49 7364 20-6336
Service: +49 7364 20-6337
Fax: +49 7364 20-3870
Email: info.metrology.de@zeiss.com
Internet: www.zeiss.de/imt

A.8 Datenblatt Hexapod [175]



6- Achsen- Hexapod

KOSTENGÜNSTIG, PRÄZISE UND SCHNELL



H-840

- + Belastbarkeit bis 30 kg
- + Stellwege bis 100 mm / 60°
- + Aktorauflösung bis 16 nm
- + Wiederholgenauigkeit bis $\pm 0,4 \mu\text{m}$
- + MTBF 20.000 h
- + Geschwindigkeit bis 50 mm/ s
- + Arbeitet in jeder Orientierung
- + Schnelles Ansprechverhalten
- + Leistungsfähiger Controller mit Vektorsteuerung, virtueller Pivotpunkt
- + Umfangreiches Softwarepaket
- + CIPA zertifiziert

6- Achsen- System der Präzisionsklasse

Parallelkinematischer Aufbau für sechs Freiheitsgrade, dadurch wesentlich kompakter und steifer als Seriellkinematik- Systeme, höhere Dynamik, keine bewegten Kabel: Höhere Zuverlässigkeit, reduzierte Reibung

Antriebsvarianten

H-840.Gxx mit DC- Getriebemotor

H-840.Dxx mit leistungsstarken DC- Motoren für höhere Geschwindigkeit

Leistungsfähiger Digitalcontroller, offene Softwarearchitektur

Stabiler Pivotpunkt, per Software im Raum frei wählbar. Positionsvorgabe in kartesischen Koordinaten. Makroprogrammierung. Open- Source LabVIEW- Treiber und Bibliotheken. Simulation des Arbeitsraums. Virtuelle Maschine zur Hexapodemulation. Optional: Software zur Vermeidung von Kollisionen. Hexapoden werden ab Werk als System mit Controller konfiguriert und ausgeliefert

- C-887.52 Kompaktes Tischgerät für geringeren Systempreis. Digitale I/ O- Schnittstellen z.B. für externes Triggern
- C-887.11 19"- Controller, enthält Ansteuerung für zwei weitere Einzelachsen mit Servomotoren. Optionen: Ansteuerung von Piezoachsen, Photometerkarten für sichtbares Licht oder Infrarotbereich

Optionale Erweiterungen für C-887.11 (mitbestellen)

- Analoge Schnittstellen- / Photometerkarten für sichtbares Licht (F-206.VVU) oder für den Infrarotbereich (F-206.iIU)
- F-206.NCU Schnelles Piezo- Nanojustiersystem für Justagen mit Nanometer- Präzision

Zubehör

- C-887.MC Manuelle Bedieneinheit für Hexapoden, USB, 3 m Kabel
- C-887.VM1 PIVerMove Software zur Kollisionsprüfung



Einsatzgebiete

Industrie und Forschung. Für Werkzeugkontrolle, Life- Science, Mikrofertigung

Spezifikationen

	H-840.Gxx	H-840.Dxx	Einheit	Toleranz
	für hohe Lasten und Haltekraft	für höhere Geschwindigkeiten		
Aktive Achsen	X, Y, Z, θ_x , θ_y , θ_z	X, Y, Z, θ_x , θ_y , θ_z		
Bewegung und Positionieren				
Stellweg* X, Y	±50	±50	mm	
Stellweg* Z	±25	±25	mm	
Stellweg* θ_x , θ_y	±15	±15	°	
Stellweg* θ_z	±30	±30	°	
Rechnerische Aktorauflösung	0,017	0,5	µm	
Kleinste Schrittweite X, Y	1	3	µm	typ.
Kleinste Schrittweite Z	0,5	1	µm	typ.
Kleinste Schrittweite θ_x , θ_y , θ_z	5	5	µrad	typ.
Umkehrspiel X, Y	3	3	µm	typ.
Umkehrspiel Z	0,2	0,2	µm	typ.
Umkehrspiel θ_x , θ_y	20	20	µrad	typ.
Umkehrspiel θ_z	30	30	µrad	typ.
Wiederholgenauigkeit X, Y	±0,5	±0,5	µm	typ.
Wiederholgenauigkeit Z	±0,4	±0,4	µm	typ.
Wiederholgenauigkeit θ_x , θ_y	±7	±7	µrad	typ.
Wiederholgenauigkeit θ_z	±12	±12	µrad	typ.
Max. Geschwindigkeit X, Y, Z	2,5	50	mm/ s	
Max. Geschwindigkeit θ_x , θ_y , θ_z	30	600	mrad/ s	
Typ. Geschwindigkeit X, Y, Z	2	30	mm/ s	
Typ. Geschwindigkeit θ_x , θ_y , θ_z	20	300	mrad/ s	
Mechanische Eigenschaften				
Belastbarkeit (Grundplatte horizontal / beliebig)	30 / 10	10 / 3	kg	max.
Haltekraft, unbestromt (Grundplatte horizontal / beliebig)	100 / 25	15 / 5	N	max.
Motortyp	DC- Getriebemotor	DC- Motor		
Anschlüsse und Umgebung				
Betriebstemperaturbereich	-10 bis 50	-10 bis 50	°C	
Material	Aluminium	Aluminium		
Masse	12	12	kg	±5 %
Kabellänge	3	3	m	±10 mm

Technische Daten werden bei 20 ±3 °C spezifiziert.

Sonderausführungen auf Anfrage.

* Die maximalen Stellwege der einzelnen Koordinaten (X, Y, Z, θ_x , θ_y , θ_z) sind voneinander abhängig. Die genannten Daten geben den maximalen Stellweg einzelner Achsen an, bei denen alle anderen Achsen und der Pivotpunkt auf Referenzposition stehen.

Bestellinformation

H-840.D2

Hexapod- Mikroroboter, Direktantrieb, 50 mm/ s, 10 kg Last, D- Sub- Stecker, Kabelsatz 3 m

H-840.G2

Hexapod- Mikroroboter, getriebeübersetzt, 2,5 mm/ s, 30 kg Last, D- Sub- Stecker, Kabelsatz 3 m

Empfohlener Controller

C-887.52

6D- Controller für Hexapoden, TCP/ IP, RS-232, Tischgerät, inkl. Ansteuerung von zwei Zusatzachsen

Zubehör

C-887.MC

Manuelle Bedieneinheit für Hexapoden, USB, 3 m Kabel

C-887.VM1

PIVeriMove Software zur Kollisionsprüfung

Hexapodsysteme mit Feldbus- Schnittstelle

H-840.D31

Hexapod- Mikroroboter, Direktantrieb, 50 mm/ s, 10 kg Last, Kabelsatz 6 m, mit 6D- Controller für Hexapoden, EtherCAT®- Schnittstelle

Optional erweiterbare Konfiguration, als System zu bestellen

H-840.D11

Hexapod- Mikroroboter, Direktantrieb, 50 mm/ s, 10 kg Last, Kabelsatz 3 m, mit 6D- Controller für Hexapoden, inkl. Ansteuerung von zwei Zusatzachsen, TCP/ IP und RS-232- Schnittstelle, 19"- Chassis

H-840.G11

Hexapod- Mikroroboter, getriebeübersetzt, 2,5 mm/ s, 30 kg Last, Kabelsatz 3 m, mit 6D- Controller für Hexapoden, inkl. Ansteuerung von zwei Zusatzachsen, TCP/ IP und RS-232- Schnittstelle, 19"- Chassis

Optionale Erweiterungen, bitte mitbestellen

F-206.NCU

Schnelles 3- Achsen Piezo- Nanopositioniersystem zur Verwendung in Kombination mit Hexapodsyste-men. Besteht aus P-611.3SF NanoCube® XYZ- Nanopositioniersystem, 100 µm × 100 µm × 100 µm, DMS- Sensoren mit integriertem Faserhalter und E-760.3S0 NanoCube® Piezocontrollerkarte, ISA- Bus

F-206.IIU

Photometerkarte, 2 Kanäle, infrarot

F-206.VVU

Photometerkarte, 2 Kanäle, sichtbares Licht

Sonderausführungen auf Anfrage.

Controller / Treiber / Verstärker

[C-887 Controller für Hexapod- Positioniersysteme](#)

Verwandte Produkte

[P-587 6- Achsen- Piezopräzisionsverstärker](#)

[H-206 6- Achsen- Justiersystem](#)

[H-810 6- Achsen- Miniatur- Hexapod](#)

[H-811 6- Achsen- Miniatur- Hexapod](#)

[H-824 6- Achsen- Hexapod](#)

[H-850 6- Achsen- Hexapod](#)

[H-880KMAG Hochdynamischer Hexapod](#)

[H-820 6- Achsen Positionierer mit Controller](#)

Technologie

[Hexapodspezifische Software von PI | Hexapoden erfordern aufgrund ihres parallelekinematischen Aufbaus eine besonders komplexe Ansteuerung. Weiterlesen ...](#)

[Hexapoden – Parallelekinematische Positioniersysteme | Ein Hexapod ist ein System für die Bewegung und Positionierung, Justierung und Verschiebung von Lasten in sechs Achsen im Raum, drei linearen und drei rotatorischen. Weiterlesen ...](#)

[Hexapoden als Bewegungssimulator | Bewegungssimulatoren haben höhere Anforderungen an die Dynamik der Bewegung \(Shaker\). Weiterlesen ...](#)

Literaturverzeichnis

- [1] Kruth, J. P.; Bartscher, M.; Carmignato, S.; Schmitt, R.; De Chiffre, L. und Weckenmann, A. „Computed tomography for dimensional metrology“. *CIRP Annals - Manufacturing Technology* 60 (2011), S. 821–842.
- [2] De Chiffre, L.; Carmignato, S.; Kruth, J.-P.; Schmitt, R. und Weckenmann, A. „Industrial applications of computed tomography“. *CIRP Annals - Manufacturing Technology* 63 (2014), S. 655–677.
- [3] Carmignato, S.; Dewulf, W. und Leach, R., Hrsg. *Industrial X-Ray Computed Tomography*. Cham: Springer International Publishing, 2018.
- [4] Buratti, A.; Bredemann, J.; Pavan, M.; Schmitt, R. und Carmignato, S. „Applications of CT for Dimensional Metrology“. *Industrial X-Ray Computed Tomography*. Hrsg. von Carmignato, S.; Dewulf, W. und Leach, R. Springer International Publishing, 2018, S. 333–369.
- [5] Ametova, E.; Probst, G. und Dewulf, W. „X-ray Computed Tomography Devices and Their Components“. *Industrial X-Ray Computed Tomography*. Hrsg. von Carmignato, S.; Dewulf, W. und Leach, R. Springer International Publishing, 2018, S. 69–98.
- [6] Hatamikia, S.; Biguri, A.; Herl, G.; Kronreif, G.; Reynolds, T.; Kettenbach, J.; Russ, T.; Tersol, A.; Maier, A.; Figl, M.; Siewerdsen, J. H. und Birkfellner, W. „Source-detector trajectory optimization in cone-beam computed tomography: a comprehensive review on today’s state-of-the-art“. *Physics in Medicine & Biology* 67 (2022), 16TR03.
- [7] Bauer, F. „Trajectory Optimization for Sparsely Sampled Computed Tomography“. Diss. Technische Universität München, 2022.
- [8] Herl, G. „Multipositional X-ray Tomography for Avoidance and Reduction of Image Artefacts“. Diss. Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), 2022.
- [9] Lenarčič, J.; Bajd, T. und Stanišić, M. M. *Robot Mechanisms*. Springer Netherlands, 2013.
- [10] Blumensath, T.; O’Brien, N. und Wood, C. E. „Calibration of Robotic Manipulator Systems for Cone-Beam Tomography Imaging“. *IEEE Transactions on Nuclear Science* 65 (2018), S. 1384–1393.
- [11] Wood, C. E.; O’Brien, N.; Denysov, A. und Blumensath, T. „Computed Laminography of CFRP Using an X-Ray Cone-Beam and Robotic Sample Manipulator Systems“. *IEEE Transactions on Nuclear Science* 66 (2019), S. 655–663.

- [12] Buzug, T. M. *Computed tomography. From photon statistics to modern cone-beam CT*. Berlin: Springer, 2008.
- [13] Hermanek, P.; Rathore, J. S.; Aloisi, V. und Carmignato, S. „Principles of X-ray Computed Tomography“. *Industrial X-Ray Computed Tomography*. Hrsg. von Carmignato, S.; Dewulf, W. und Leach, R. Cham: Springer International Publishing, 2018, S. 25–67.
- [14] Kasperl, S. „Qualitätsverbesserungen durch referenzfreie Artefaktreduzierung und Oberflächennormierung in der industriellen 3D-Computertomographie“. Diss. Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, 2005.
- [15] Yan, C. H.; Whalen, R. T.; Beaulieu, G. S.; Yen, S. Y. und Napel, S. „Reconstruction algorithm for polychromatic CT imaging: application to beam hardening correction“. *IEEE Transactions on Medical Imaging* 19 (2000), S. 1–11.
- [16] Gao, H.; Jia, S. und Fu, G. „A practical analysis of scatter-to-primary ratio after beam hardening correction for x-ray CT“. *Medical Imaging 2019: Physics of Medical Imaging*. Hrsg. von Bosmans, H.; Chen, G.-H. und Schmidt, T. G. SPIE, 2019.
- [17] Feldkamp, L. A.; Davis, L. C. und Kress, J. W. „Practical cone-beam algorithm“. *JOSA A* 1 (1984), S. 612–619.
- [18] Hsieh, J. *Computed Tomography. Principles, Design, Artifacts, and Recent Advances, Fourth Edition*. SPIE, 2022.
- [19] Kak, A. und Slaney, M. *Principles of Computerized Tomographic Imaging*. Classics in Applied Mathematics. Society for Industrial und Applied Mathematics, 2001.
- [20] The MathWorks, Inc. *iradon – Inverse Radon transform*. 2023. <https://de.mathworks.com/help/images/ref/iradon.html> (besucht am 26. 09. 2023).
- [21] Shepp, L. A. und Logan, B. F. „The Fourier reconstruction of a head section“. *IEEE Transactions on Nuclear Science* 21 (1974), S. 21–43.
- [22] Heinzl, C.; Amirkhanov, A. und Kastner, J. „Processing, Analysis and Visualization of CT Data“. *Industrial X-Ray Computed Tomography*. Hrsg. von Carmignato, S.; Dewulf, W. und Leach, R. Springer International Publishing, 2018, S. 99–142.
- [23] Herl, G.; Hiller, J.; Thies, M.; Zaech, J.-N.; Unberath, M. und Maier, A. „Task-Specific Trajectory Optimisation for Twin-Robotic X-Ray Tomography“. *IEEE Transactions on Computational Imaging* 7 (2021), S. 894–907.

- [24] Schorr, C. „Optimierung iterativer Rekonstruktionsverfahren bei unvollständigen Daten zur Anwendung in der Computerlaminographie“. Diss. Universität des Saarlandes Saarbrücken, 2013.
- [25] VDI-Richtlinie: VDI/VDE 2630 Blatt 1.1. *Computertomografie in der dimensionellen Messtechnik - Grundlagen und Definitionen*. VDI-Richtlinie. VDI/VDE-Gesellschaft Mess- und Automatisierungstechnik (GMA), 2016.
- [26] Brinkmann, B. *Internationales Wörterbuch der Metrologie - Grundlegende und allgemeine Begriffe und zugeordnete Benennungen (VIM) - Deutsch-Englische Fassung ISO/IEC-Leitfaden 99:2007 - Korrigierte Fassung 2012*. Beuth Verlag, 2012.
- [27] Davis, G. R. und Elliott, J. C. „Artefacts in X-ray microtomography of materials“. *Materials Science and Technology* 22 (2006), S. 1011–1018.
- [28] Stolfi, A.; Chiffre, L. D. und Kasperl, S. „Error Sources“. *Industrial X-Ray Computed Tomography*. Hrsg. von Carmignato, S.; Dewulf, W. und Leach, R. Springer International Publishing, 2018, S. 143–184.
- [29] Lifton, J. J.; Malcolm, A. A. und McBride, J. W. „An experimental study on the influence of scatter and beam hardening in x-ray CT for dimensional metrology“. *Measurement Science and Technology* 27 (2016), S. 015007.
- [30] Schörner, K. „Development of Methods for Scatter Artifact Correction in Industrial X-ray Cone-beam Computed Tomography“. Diss. Technische Universität München, 2012.
- [31] Trapp, P.; Maier, J.; Susenburger, M.; Sawall, S. und Kachelrieß, M. „Empirical scatter correction: CBCT scatter artifact reduction without prior information“. *Medical Physics* 49 (2022), S. 4566–4584.
- [32] Boas und Fleischmann. „CT artifacts: Causes and reduction techniques“. *Imaging Med.* 4 (2012), S. 229–240.
- [33] Barrett, J. F. und Keat, N. „Artifacts in CT: Recognition and Avoidance“. *RadioGraphics* 24 (2004), S. 1679–1691.
- [34] Heinzl, C.; Kastner, J.; Amirhanov, A.; Gröllner, E. und Reiter, M. „Fast Estimation of Optimal Specimen Placements in 3D X-ray Computed Tomography“. *International Symposium on Digital Industrial Radiology and Computed Tomography (DIR 2011)* (Berlin). 2011.
- [35] Bartolac, S.; Clackdoyle, R.; Noo, F.; Siewerdsen, J.; Moseley, D. und Jaffray, D. „A local shift-variant Fourier model and experimental validation of circular cone-beam computed tomography artifacts“. *Medical Physics* 36 (2009), S. 500–512.

- [36] Ametova, E.; Ferrucci, M. und Dewulf, W. „A tool for reducing cone-beam artifacts in computed tomography data“. *7th Conference on Industrial Computed Tomography (iCT 2017)* (Leuven, Belgien). 2017.
- [37] Tuy, H. „An Inversion Formula for Cone-Beam Reconstruction“. *SIAM Journal on Applied Mathematics* 43 (1983), S. 546–552.
- [38] Kalender, W. A.; Seissler, W.; Klotz, E. und Vock, P. „Spiral volumetric CT with single-breath-hold technique, continuous transport, and continuous scanner rotation“. *Radiology* 176 (1990), S. 181–183.
- [39] Aloisi, V.; Carmignato, S.; Schlecht, J. und Ferley, E. „Computed Tomography Helical Scanning for Dimensional Metrology: Evaluation of Measurement Errors“. *Materials Evaluation* 74 (2016), S. 1055–1059.
- [40] Katsevich, A. „Image reconstruction for the circle and line trajectory“. *Physics in Medicine and Biology* 49 (2004), S. 5059–5072.
- [41] O’Brien, N. S.; Boardman, R. P.; Sinclair, I. und Blumensath, T. „Recent Advances in X-ray Cone-beam Computed Laminography“. *Journal of X-Ray Science and Technology* 24 (2016), S. 691–707.
- [42] Geyer, L. L.; Schoepf, U. J.; Meinel, F. G.; Nance, J. W.; Bastarrika, G.; Leipsic, J. A.; Paul, N. S.; Rengo, M.; Laghi, A. und De Cecco, C. N. „State of the Art: Iterative CT Reconstruction Techniques“. *Radiology* 276 (2015), S. 339–357.
- [43] Beister, M.; Kolditz, D. und Kalender, W. A. „Iterative reconstruction methods in X-ray CT“. *Physica Medica* 28 (2012), S. 94–108.
- [44] Maier, A.; Steidl, S.; Christlein, V. und Hornegger, J., Hrsg. *Medical Imaging Systems. An Introductory Guide*. Springer, 2018.
- [45] Zeng, G. L. *Medical Image Reconstruction. A Conceptual Tutorial*. Peking, China: Higher Education Press, 2010.
- [46] Kaczmarz, S. „Angenäherte Auflösung von Systemen linearer Gleichungen“. *Bulletin International de l’Académie Polonaise des Sciences et des Lettres* (1937), S. 355–357.
- [47] Andersen, A. H. und Kak, A. C. „Simultaneous Algebraic Reconstruction Technique (SART): A Superior Implementation of the Art Algorithm“. *Ultrasonic Imaging* 6 (1984), S. 81–94.
- [48] Gilbert, P. „Iterative methods for the three-dimensional reconstruction of an object from projections“. *Journal of Theoretical Biology* 36 (1972), S. 105–117.
- [49] Kawata, S. und Nalcioglu, O. „Constrained Iterative Reconstruction by the Conjugate Gradient Method“. *IEEE Transactions on Medical Imaging* 4 (1985), S. 65–71.

- [50] Sluis, A. van der und Vorst, H. A. van der. „SIRT- and CG-type methods for the iterative solution of sparse linear least-squares problems“. *Linear Algebra and its Applications* 130 (1990), S. 257–303.
- [51] Heinzl, C.; Kastner, J.; Möller, T. und Gröller, E. „Statistical Analysis of Multi-Material Components using Dual Energy CT“. *VMV 2008, Vision, Modeling and Visualization* (Konstanz, Deutschland). 2008, S. 179–188.
- [52] Schmitt, R.; Hafner, P. und Pollmanns, S. „Kompensation von Metallartefakten in tomographischen Aufnahmen mittels Bilddatenfusion“. *Industrielle Computertomographie Tagung* (Wels, Österreich). 2008, S. 117–122.
- [53] Müller, A. M. und Hausotte, T. „Data fusion of surface data sets of X-ray computed tomography measurements using locally determined surface quality values“. *Journal of Sensors and Sensor Systems* 7 (2018), S. 551–557.
- [54] Herl, G.; Rettenberger, S.; Hiller, J. und 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, Österreich). 2018.
- [55] Tan, Y.; Ohtake, Y. und Suzuki, H. „Scan angle selection and volume fusion for reducing metal artifacts by multiple X-ray CT scanning“. *Precision Engineering* 74 (2022), S. 384–395.
- [56] Kostenko, A.; Andriashen, V. und Batenburg, K. J. „Registration-based multi-orientation tomography“. *Optics Express* 26 (2018), S. 28982–28995.
- [57] Herl, G.; Hiller, J. und Sauer, T. „Artifact reduction in X-ray computed tomography by multipositional data fusion using local image quality measures“. *9th Conference on Industrial Computed Tomography (iCT 2019)* (Padua, Italien). 2019.
- [58] Schlotterbeck, M.; Fritsch, C.; Sievers, T. und Wojek, C. „Inline-Computertomographie zur automatisierten Bauteilbewertung im Takt der Fertigung“. *tm - Technisches Messen* 87 (2020), S. 122–129.
- [59] Hiller, J.; Landstorfer, P.; Marx, P. und Herbst, M. „Evaluation of the impact of faulty scanning trajectories in robot-based x-ray computed tomography“. *Measurement Science and Technology* 32 (2020), S. 015401.

- [60] Krumm, M.; Sauerwein, C.; Hämmerle, V.; Heile, S.; Schön, T.; Jung, A. und Sindel, M. „Rapid robotic X-ray computed tomography of large assemblies in automotive production“. *8th Conference on Industrial Computed Tomography (iCT 2018)* (Wels, Österreich). 2018.
- [61] Becker, C.; Loose, R.; Meißner, O. und Reiser, M. „C-Bogen-CT – ein Meilenstein der interventionellen Bildgebung“. *Der Radiologe* 49 (2009), S. 810.
- [62] Klein, P. und Herold, F. „Comparison of Reconstruction Methods for Computed Tomography with Industrial Robots using Automatic Object Position Recognition“. *19th World Conference on Non-Destructive Testing (WCNDT 2016)* (München). 2016.
- [63] Pekel, E.; Schaff, F.; Dierolf, M.; Pfeiffer, F. und Lasser, T. „X-ray computed tomography with seven degree of freedom robotic sample holder“. *Engineering Research Express* 4 (2022), S. 035022.
- [64] Pekel, E.; Dierolf, M.; Pfeiffer, F. und Lasser, T. „Spherical acquisition trajectories for x-ray computed tomography with a robotic sample holder“. *Engineering Research Express* 5 (2023), S. 035045.
- [65] Banjak, H.; Costin, M.; Vienne, C. und Kaftandjian, V. „X-ray Computed Tomography Reconstruction on Non-Standard Trajectories for Robotized Inspection“. *19th World Conference on Non-Destructive Testing 2016* (München). 2016.
- [66] Vienne, C. und Costin, M. „Adapted acquisition trajectory and iterative reconstruction for few-views CT inspection“. *8th Conference on Industrial Computed Tomography (iCT 2018)* (Wels, Österreich). 2018.
- [67] Holub, W.; Brunner, F. und Schön, T. „RoboCT Application for in-situ Inspection of Join Technologies of large scale Objects“. *International Symposium on Digital Industrial Radiology and Computed Tomography – DIR2019* (Fürth). 2019.
- [68] Kang, R.; Probst, G.; Vlaeyen, M.; Fei, G.; Guerrero, P.; Haitjema, H.; Slaets, P. und Dewulf, W. „Geometric qualification for robot CT with flexible trajectories“. *11th Conference on Industrial Computed Tomography (iCT 2022)* (Wels, Österreich). 2022.
- [69] Landstorfer, P.; Hiller, J. und Herbst, M. „Investigation of positioning accuracy of industrial robots for robotic-based X-Ray Computed Tomography“. *9th Conference on Industrial Computed Tomography (iCT 2019)* (Padua, Italien). 2019.
- [70] Kang, R.; Probst, G. M.; Slaets, P. und Dewulf, W. „Investigation of the impact of various robot properties on a twin Robot-CT system“. *Nondestructive Testing and Evaluation* 35 (2020), S. 276–286.

- [71] Bauer, F.; Forndran, D.; Schromm, T. und Grosse, C. U. „Practical Part-Specific Trajectory Optimization for Robot-Guided Inspection via Computed Tomography“. *Journal of Nondestructive Evaluation* 41 (2022), S. 55.
- [72] Binder, F.; Bircher, B. A.; Laquai, R.; Küng, A.; Bellon, C.; Meli, F.; Deresch, A.; Neuschaefer-Rube, U. und Hausotte, T. „Methodologies for model parameterization of virtual CTs for measurement uncertainty estimation“. *Measurement Science and Technology* 33 (2022), S. 104002.
- [73] Wohlgemuth, F. A. „Digital Twins of Computed Tomography Systems - Contributions to a Systematic Approach“. Diss. Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg (FAU), 2022.
- [74] Schmitt, R. und Niggemann, C. „Einfluss der Bauteilorientierung auf die Messunsicherheit bei dimensionellen Computertomografie Messungen“. *3rd Industrielle Computertomografie Tagung (iCT 2010)* (Wels, Österreich). 2010.
- [75] Amirkhanov, A.; Heinzl, C.; Reiter, M. und Gröller, E. „Visual Optimality and Stability Analysis of 3DCT Scan Positions“. *IEEE Transactions on Visualization and Computer Graphics* 16 (2010), S. 1477-1486.
- [76] Heinzl, C.; Kastner, J.; Amirkhamov, A.; Gröller, E. und Gusenbauer, C. „Optimal specimen placement in cone beam X-ray computed tomography“. *NDT & E International* 50 (2012), S. 42-49.
- [77] Reisinger, S.; Kasperl, S.; Franz, M.; Hiller, J. und Schmid, U. „Simulation-Based Planning of Optimal Conditions for Industrial Computed Tomography“. *International Symposium on Digital Industrial Radiology and Computed Tomography (DIR 2011)* (Berlin). 2011.
- [78] Niggemann, C. „Wissensbasiertes System zur Verbesserung dimensioneller Messungen mittels Röntgen-Computertomografie“. Diss. Rheinisch-Westfälische Technische Hochschule (RWTH) Aachen, 2012.
- [79] Grozmani, N.; Buratti, A. und Schmitt, R. H. „Investigating the influence of workpiece placement on the uncertainty of measurements in industrial computed tomography“. *9th Conference on Industrial Computed Tomography (iCT 2019)* (Padua, Italien). 2019.
- [80] Ito, T.; Ohtake, Y. und Suzuki, H. „Orientation Optimization and Jig Construction for X-ray CT scanning“. *10th Conference on Industrial Computed Tomography (iCT 2020)* (Wels, Österreich). 2020.

- [81] Villarraga-Gómez, H.; Amirkhanov, A.; Heinzl, C. und Smith, S. T. „Assessing the effect of sample orientation on dimensional X-ray computed tomography through experimental and simulated data“. *Measurement* 178 (2021), S. 109343.
- [82] Schabunow, A. „Einstellung von Aufnahmeparametern mittels projektionsbasierter Qualitätskenngrößen in der industriellen Röntgen-Computertomographie“. Diss. Karlsruher Institut für Technologie (KIT), 2018.
- [83] Christoph, R.; Weise, H.; Leinweber, C. und Kachelrieß, M. „Examination of a Method for the Optimization of Scan Parameters for Measuring with Computed Tomography“. *8th Conference on Industrial Computed Tomography (iCT 2018)* (Wels, Österreich). 2018.
- [84] Christoph, R.; Leinweber, C.; Fischer, A.; Weise, H. und Kachelrieß, M. „Validation of a Method for the Optimization of Scan Parameters for Measuring with Computed Tomography“. *9th Conference on Industrial Computed Tomography (iCT 2019)* (Padua, Italien). 2019.
- [85] Fleßner, M. und Hausotte, T. „Verfahren und System zur Bestimmung der lokalen Qualität von aus Volumendaten extrahierten Oberflächendaten“. Europ. Pat. 3195258B1. Volume Graphics GmbH. Priorität: 17.09.2014. Erteilung: 09.09.2020.
- [86] Fleßner, M. „Beitrag zu Methoden zur Validierung und Überwachung eines virtuellen metrologischen Computertomographen“. Diss. Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, 2023.
- [87] Schielein, R. „Analytische Simulation und Aufnahmeplanung für die industrielle Röntgencomputertomographie“. Diss. Universität Würzburg, 2018.
- [88] Xue, L. und Suzuki, H. „Evaluation of Scanning Parameters Based on Image Entropy for Dimensional Computed Tomography Metrology“. *Journal of Manufacturing Science and Engineering* 139 (2017), S. 071001.
- [89] Zheng, Z. und 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). 2011, S. 480.
- [90] Varga, L.; Balázs, P. und Nagy, A. „Direction-Dependency of a Binary Tomographic Reconstruction Algorithm“. *International Symposium Computational Modeling of Objects Represented in Images (Compl-MAGE 2010)* (Buffalo, NY, USA). 2010, S. 242–253.

- [91] Lifton, J. J. und Poon, K. Y. „IntelliScan: Improving the quality of x-ray computed tomography surface data through intelligent selection of projection angles“. *Journal of X-Ray Science and Technology* 31 (2023), S. 119–129.
- [92] Bussy, V.; Vienne, C.; Escoda, J. und Kaftandjian, V. „Best projections selection algorithm based on constrained QDEIM for sparse-views X-ray Computed Tomography“. *12th Conference on Industrial Computed Tomography (iCT 2023)* (Fürth). 2023.
- [93] Schneider, J. J. und Kirkpatrick, S. *Stochastic optimization*. Scientific computation. Berlin: Springer, 2006.
- [94] Matz, A.; Holub, W. und Schielein, R. „Trajectory Optimization in Computed Tomography Based on Object Geometry“. *11th Conference on Industrial Computed Tomography (iCT 2022)* (Wels, Österreich). 2022.
- [95] Barrett, H. H.; Yao, J.; Rolland, J. P. und Myers, K. J. „Model observers for assessment of image quality.“ *Proceedings of the National Academy of Sciences of the United States of America* 90 (1993), S. 9758–9765.
- [96] Fischer, A.; Lasser, T.; Schrapp, M.; Stephan, J. und Noël, P. B. „Object Specific Trajectory Optimization for Industrial X-ray Computed Tomography“. *Scientific Reports* 6 (2016), S. 19135.
- [97] Stayman, W.; Gang, G. J. und Siewerdsen, J. H. „Task-Based Optimization of Source-Detector Orbits in Interventional Cone-beam CT“. *Proceedings of the 13th International Meeting on Fully Three-Dimensional Image Reconstruction in Radiology and Nuclear Medicine* (Newport, Rhode Island, USA). 2015, S. 55–58.
- [98] Stayman, J. W.; Capostagno, S.; Gang, G. J. und Siewerdsen, J. H. „Task-driven source-detector trajectories in cone-beam computed tomography: I. Theory and methods“. *Journal of Medical Imaging* 6 (2019), S. 025002.
- [99] Capostagno, S.; Stayman, J. W.; Jacobson, M. W.; Ehtiati, T.; Weiss, C. R. und Siewerdsen, J. H. „Task-driven source–detector trajectories in cone-beam computed tomography: II. Application to neuroradiology“. *Journal of Medical Imaging* 6 (2019), S. 025004.
- [100] Bouhaouel, F.; Bauer, F. und Grosse, C. U. „Task-Specific Acquisition Trajectories optimized using Observer Models“. *10th Conference on Industrial Computed Tomography (iCT 2020)* (Wels, Österreich). 2020.

- [101] Bauer, F.; Goldammer, M. und Grosse, C. U. „Selection and evaluation of spherical acquisition trajectories for industrial computed tomography“. *Proceedings of the Royal Society A: Mathematical, Physical and Engineering Sciences* 477 (2021), S. 20210192.
- [102] Bauer, F.; Goldammer, M. und Grosse, C. „Scan Time Reduction by Fewer Projections – an Approach for Part-Specific Acquisition Trajectories“. *World Conference on Non-Destructive Testing (WCNDT 2020)*. 2022.
- [103] Herl, G.; Hiller, J. und Maier, A. „Scanning trajectory optimisation using a quantitative Tuybased local quality estimation for robot-based X-ray computed tomography“. *Nondestructive Testing and Evaluation* 35 (2020), S. 287–303.
- [104] Liu, B.; Bennett, J.; Wang, G.; De Man, B.; Zeng, K.; Yin, Z.; Fitzgerald, P. und Yu, H. „Completeness map evaluation demonstrated with candidate next-generation cardiac CT architectures“. *Medical Physics* 39 (2012), S. 2405–2416.
- [105] Maier, A.; Kugler, P.; Lauritsch, G. und Hornegger, J. „Discrete Estimation of Data Completeness for 3D Scan Trajectories with Detector Offset“. *Bildverarbeitung für die Medizin 2015*. Hrsg. von Handels, H.; Deserno, T. M.; Meinzer, H.-P. und Tolxdorff, T. Springer Berlin Heidelberg, 2015, S. 47–52.
- [106] Korte, B. und Vygen, J. *Kombinatorische Optimierung. Theorie und Algorithmen*. Springer, 2008.
- [107] Ferrucci, M.; Leach, R. K.; Giusca, C.; Carmignato, S. und Dewulf, W. „Towards geometrical calibration of x-ray computed tomography systems – a review“. *Measurement Science and Technology* 26 (2015), S. 092003.
- [108] Reuter, T.; Borges de Oliveira, F.; Plotzki, D. und Hausotte, T. „Influence of detector misalignments on different geometrical and dimensional measurands using a dedicated test specimen“. *11th Conference on Industrial Computed Tomography (iCT 2022)* (Wels, Österreich). 2022.
- [109] Kyriakou, Y.; Lapp, R. M.; Hillebrand, L.; Ertel, D. und Kalender, W. A. „Simultaneous misalignment correction for approximate circular cone-beam computed tomography“. *Physics in Medicine & Biology* 53 (2008), S. 6267.
- [110] Klein, P. und Herold, F. „Methode zur automatischen Bestimmung der Projektionsgeometrie“. *DGZfp Jahrestagung 2017* (Koblenz). 2017.

- [111] Hartley, R. und Zisserman, A. *Multiple View Geometry in Computer Vision*. 2. Aufl. USA: Cambridge University Press, 2003.
- [112] Li, X.; Zhang, D. und Liu, B. „A generic geometric calibration method for tomographic imaging systems with flat-panel detectors – A detailed implementation guide“. *Medical Physics* 37 (2010), S. 3844–3854.
- [113] Rougée, A.; Picard, C.; Ponchut, C. und Troussel, Y. „Geometrical calibration of x-ray imaging chains for three-dimensional reconstruction“. *Computerized Medical Imaging and Graphics* 17 (1993), S. 295–300.
- [114] Chang, C.-H.; Ni, Y.-C.; Huang, S.-Y.; Hsieh, H.-H.; Tseng, S.-P. und Tseng, F.-P. „A geometric calibration method for the digital chest tomography synthesis with dual-axis scanning geometry“. *PLOS ONE* 14 (2019), e0216054.
- [115] Strobel, N. K.; Heigl, B.; Brunner, T. M.; Schuetz, O.; Mitschke, M. M.; Wiesent, K. und Mertelmeier, T. „Improving 3D image quality of X-ray C-arm Imaging Systems by Using Properly Designed Pose Determination Systems for Calibrating the Projection Geometry“. *Medical Imaging 2003: Physics of Medical Imaging* (San Diego, Kalifornien, USA). 2003, S. 943–954.
- [116] Thürauf, S.; Hornung, O.; Körner, M.; Vogt, F.; Knoll, A. und Naseri, M. A. „Model-Based Calibration of a Robotic C-Arm System Using X-Ray Imaging“. *Journal of Medical Robotics Research* 03 (2018), S. 1841002.
- [117] Klein, P. und Herold, F. „Automatic Object Position Recognition: Increasing the Position-Accuracy in Robot-CT“. *6th Conference on Industrial Computed Tomography (iCT 2016)* (Wels, Österreich). 2016.
- [118] Ferrucci, M.; Heřmánek, P.; Ametova, E.; Sbettega, E.; Vopalensky, M.; Kumpová, I.; Vavřík, D.; Carmignato, S.; Craeghs, T. und Dewulf, W. „Measurement of the X-ray computed tomography instrument geometry by minimization of reprojection errors – Implementation on experimental data“. *Precision Engineering* 54 (2018), S. 107–117.
- [119] Ferrucci, M.; Heřmánek, P.; Ametova, E.; Carmignato, S. und Dewulf, W. „Measurement of the X-ray computed tomography instrument geometry by minimization of reprojection errors – Implementation on simulated data“. *Precision Engineering* 54 (2018), S. 7–20.
- [120] Ferrucci, M. „Systematic approach to geometrical calibration of X-ray computed tomography instruments“. Diss. KU Leuven, 2018.

- [121] Ferrucci, M.; Dewulf, W. und Dönmez, A. „Measurement of sample stage error motions in cone-beam X-ray computed tomography instruments by minimization of reprojection errors“. *Precision Engineering* 67 (2021), S. 48–57.
- [122] Bircher, B. A.; Meli, F.; Küng, A. und Thalmann, R. „CT geometry determination using individual radiographs of calibrated multi-sphere standards“. *9th Conference on Industrial Computed Tomography (iCT 2019)* (Padua, Italien). 2019.
- [123] Panetta, D.; Belcari, N.; Guerra, A. D. und Moehrs, S. „An optimization-based method for geometrical calibration in cone-beam CT without dedicated phantoms“. *Physics in Medicine & Biology* 53 (2008), S. 3841.
- [124] Meng, Y.; Gong, H. und Yang, X. „Online Geometric Calibration of Cone-Beam Computed Tomography for Arbitrary Imaging Objects“. *IEEE Transactions on Medical Imaging* 32 (2013), S. 278–288.
- [125] Sawall, S.; Hahn, A.; Maier, J.; Kuntz, J. und Kachelrieß, M. „Technical Note: Intrinsic raw data-based CT misalignment correction without redundant data“. *Medical Physics* 46 (2019), S. 173–179.
- [126] Kang, R.; Guerrero, P.; Probst, G.; Slaets, P. und Dewulf, W. „Reference free method for robot CT imaging geometry estimation“. *Precision Engineering* 78 (2022), S. 102–113.
- [127] Aichert, A. „Die Epipolare Konsistenz in der Transmissionsbildgebung“. Diss. Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, 2019.
- [128] Rückert, D.; Wang, Y.; Li, R.; Idoughi, R. und Heidrich, W. „NeAT: neural adaptive tomography“. *ACM Transactions on Graphics* 41 (2022), S. 55.
- [129] E DIN EN ISO 8373:2010-11. *Roboter und Robotikgeräte – Wörterbuch (ISO/DIS 8373:2010); Deutsche Fassung prEN ISO 8373:2010 (Entwurf)*.
- [130] Nieuwenhove, V. V.; Beenhouwer, J. D.; Carlo, F. D.; Mancini, L.; Marone, F. und Sijbers, J. „Dynamic intensity normalization using eigen flat fields in X-ray imaging“. *Optics Express* 23 (2015), S. 27975–27989.
- [131] Kwan, A. L. C.; Seibert, J. A. und Boone, J. M. „An improved method for flat-field correction of flat panel x-ray detector“. *Medical Physics* 33 (2006), S. 391–393.
- [132] Aarle, W. van; Palenstijn, W. J.; Cant, J.; Janssens, E.; Bleichrodt, F.; Dabrovolski, A.; Beenhouwer, J. D.; Batenburg, K. J. und Sijbers, J. „Fast and flexible X-ray tomography using the ASTRA toolbox“. *Optics Express* 24 (2016), S. 25129.

- [133] Biguri, A.; Dosanjh, M.; Hancock, S. und Soleimani, M. „TIGRE: a MATLAB-GPU toolbox for CBCT image reconstruction“. *Biomedical Physics & Engineering Express* 2 (2016), S. 055010.
- [134] Siemens Healthcare GmbH. *Imaging Solutions Newsletter – CERA 6.o. Newsletter*. 2019.
- [135] Siemens Healthcare GmbH. *CERA API User manual, English, Version 6*. 2019.
- [136] Weiß, D.; Lonardoni, R.; Deffner, A. und Kuhn, C. „Geometric image distortion in flat-panel X-ray detectors and its influence on the accuracy of CT-based dimensional measurements“. *4th Conference on Industrial Computed Tomography (iCT 2012)* (Wels, Österreich). 2012.
- [137] Zeidler, E., Hrsg. *Springer-Taschenbuch der Mathematik. Begründet von I.N. Bronstein und K.A. Semendjaew - Weitergeführt von G. Grosche, V. Ziegler und D. Ziegler - Herausgegeben von E. Zeidler*. 3. Aufl. Gabler, Betriebswirt.-Vlg, 2012.
- [138] Jazar, R. N. *Theory of applied robotics: kinematics, dynamics, and control*. 2. Aufl. New York, NY: Springer, 2010.
- [139] Grabowski, A.; Diez, P. und Schulze, B. *So misst PI - Teil II. Positioniergenauigkeit, Wiederholgenauigkeit und verwandte Messungen: Messprozedur und Datenaufbereitung bei PI*. Hrsg. von Physik Instrumente (PI). 2020. https://www.physikinstrumente.de/fileadmin/user_upload/physik_instrumente/files/WP/PI-WP4032D-Positioniergenauigkeit-Wiederholgenauigkeit-und-verwandte-Messungen.pdf (besucht am 18. 06. 2024).
- [140] ISO 230-2:2014. *Test code for machine tools – Part 2: Determination of accuracy and repeatability of positioning of numerically controlled axes*.
- [141] VDI-Richtlinie: VDI/VDE 2630 Blatt 1.3. *Computertomografie in der dimensionellen Messtechnik – Leitfaden zur Anwendung von DIN EN ISO 10360 für Koordinatenmessgeräte mit CT-Sensoren*.
- [142] Metzner, S. und Hausotte, T. „Extension of the registration possibilities and determination of the positioning precision of a multi-scale fringe projection system“. *Proc. of SPIE*. Hrsg. von Zhang, S. und Harding, K. G. Bd. 11397. SPIE, 2020, S. 1139703.
- [143] Hiller, J.; Maisl, M. und Reindl, L. M. „Physical characterization and performance evaluation of an x-ray micro-computed tomography system for dimensional metrology applications“. *Measurement Science and Technology* 23 (2012), S. 085404.

- [144] Marquardt, D. W. „An Algorithm for Least-Squares Estimation of Nonlinear Parameters“. *Journal of the Society for Industrial and Applied Mathematics* 11 (1963), S. 431–441.
- [145] The MathWorks, Inc. *lsqnonlin – Solve nonlinear least-squares (non-linear data-fitting) problems*. 2023. <https://de.mathworks.com/help/optim/ug/lsgnonlin.html> (besucht am 17. 03. 2023).
- [146] Clackdoyle, R. und Mennessier, C. „Centers and centroids of the cone-beam projection of a ball“. *Physics in Medicine and Biology* 56 (2011), S. 7371–7391.
- [147] Deng, L.; Xi, X.; Li, L.; Han, Y. und Yan, B. „A method to determine the detector locations of the cone-beam projection of the balls’ centers“. *Physics in Medicine and Biology* 60 (2015), S. 9295–9311.
- [148] The MathWorks, Inc. *imfindcircles – Find circles using circular Hough transform*. 2023. <https://de.mathworks.com/help/images/ref/imfindcircles.html> (besucht am 23. 08. 2023).
- [149] Canny, J. „A Computational Approach to Edge Detection“. *IEEE Transactions on Pattern Analysis and Machine Intelligence* PAMI-8 (1986), S. 679–698.
- [150] Trujillo-Pino, A. *Accurate subpixel edge location*. Hrsg. von MATLAB Central File Exchange. 2018. <https://www.mathworks.com/matlabcentral/fileexchange/48908-accurate-subpixel-edge-location>.
- [151] Garcia, E. „Bayes-Filter zur Genauigkeitsverbesserung und Unsicherheitsermittlung von dynamischen Koordinatenmessungen“. Diss. Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, 2014.
- [152] Küng, A.; Meli, F. und Thalmann, R. „Ultraprecision micro-CMM using a low force 3D touch probe“. *Measurement Science and Technology* 18 (2007), S. 319–327.
- [153] The MathWorks, Inc. *Least-Squares (Model Fitting) Algorithms – Trust-Region-Reflective Least Squares*. 2023. <https://de.mathworks.com/help/optim/ug/least-squares-model-fitting-algorithms.html> (besucht am 17. 07. 2023).
- [154] Zeiss Industrielle Messtechnik GmbH, Hrsg. *Metrotom Check – Kalibrierkörper für Metrotom 1500 – Bedienungsanleitung*. 2011.
- [155] DIN 5401:2002-08. *Wälzlager- Kugeln für Wälzlager und allgemeinen Industriebedarf*.
- [156] Volume Graphics GmbH, Hrsg. *VGSTUDIO MAX Referenzhandbuch*. 2022.

- [157] DIN EN ISO 14253-1:2013-12. *Geometrische Produktspezifikationen (GPS) – Prüfung von Werkstücken und Messgeräten durch Messen – Teil 1: Entscheidungsregeln für den Nachweis von Konformität oder Nichtkonformität mit Spezifikationen.*
- [158] Wäldele, F. und Schwenke, H. „Automatische Bestimmung der Messunsicherheiten auf KMGs auf dem Weg in die industrielle Praxis (Automated Calculation of Measurement Uncertainties on CMMs – Towards Industrial Application)“. *tm– Technisches Messen* 69 (2002), S. 550.
- [159] Müller, A. M. „Definition and applications of the spatially discrete metrological descriptor framework for triangle mesh geometry data in 3D coordinate metrology“. Diss. Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, 2024.
- [160] Müller, A. M. und Hausotte, T. „Improving template-based CT data evaluation by integrating CMM reference data into a CAD model-based high fidelity triangle mesh“. *Nondestructive Testing and Evaluation* 37 (2022), S. 692–706.
- [161] Crameri, F.; Shephard, G. E. und Heron, P. J. „The misuse of colour in science communication“. *Nature Communications* 11 (2020), S. 5444.
- [162] Müller, A. M. und Hausotte, T. „Comparison of different measures for the single point uncertainty in industrial X-ray computed tomography“. *9th Conference on Industrial Computed Tomography (iCT 2019)* (Padua, Italien). 2019.
- [163] Ericson, C. *Real-Time Collision Detection*. CRC Press, 2004.
- [164] Möller, T. und Trumbore, B. „Fast, Minimum Storage Ray-Triangle Intersection“. *Journal of Graphics Tools* 2 (1997), S. 21–28.
- [165] Saff, E. B. und Kuijlaars, A. B. J. „Distributing many points on a sphere“. *The Mathematical Intelligencer* 19 (1997), S. 5–11.
- [166] The MathWorks, Inc. *makima – Modified Akima piecewise cubic Hermite interpolation*. 2023. <https://de.mathworks.com/help/matlab/ref/makima.html> (besucht am 26. 09. 2023).
- [167] Reuter, T.; Borges de Oliveira, F.; Abt, C.; Ballach, F.; Bartscher, M.; Bellon, C.; Dennerlein, F.; Fuchs, P.; Günnewig, O.; Hess, J.; Kasperl, S.; Maass, N.; Kimmig, W.; Schielein, R.; Schmid, M. von; Suppes, A.; Wagner, G.; Watzl, C.; Wohlgemuth, F. und Hausotte, T. „Introduction to “Realistic Simulation of real CT systems with a basic-qualified Simulation Software - CTSimU2““. *12th Conference on Industrial Computed Tomography (iCT 2023)* (Fürth). 2023.

- [168] Woernle, C. *Mehrkörpersysteme*. Springer Berlin Heidelberg, 2022.
- [169] The MathWorks, Inc. *atan2 – Four-quadrant inverse tangent*. 2023. <https://de.mathworks.com/help/matlab/ref/atan2.html> (besucht am 09. 05. 2022).
- [170] Shepperd, S. W. „Quaternion from Rotation Matrix“. *Journal of Guidance and Control* 1 (1978), S. 223–224.
- [171] The MathWorks, Inc. *rotm2axang – Convert rotation matrix to axis-angle rotation*. 2023. <https://de.mathworks.com/help/robotics/ref/rotm2axang.html> (besucht am 22. 08. 2023).
- [172] imec-Vision Lab, University of Antwerp; CWI, Hrsg. *The ASTRA Toolbox*. 2022. <https://astra-toolbox.com/> (besucht am 17. 01. 2024).
- [173] Ramachandran, G. N. und Lakshminarayanan, A. V. „Three-dimensional Reconstruction from Radiographs and Electron Micrographs: Application of Convolutions instead of Fourier Transforms“. *Proceedings of the National Academy of Sciences* 68 (1971), S. 2236–2240.
- [174] Carl Zeiss Industrielle Messtechnik GmbH. *ZEISS METROTOM Technische Daten*. 2016.
- [175] Physik Instrumente (PI) SE & Co. KG. *6-Achsen-Hexapod H-840 (Datenblatt)*. 2014.

Verzeichnis promotionsbezogener, eigener Publikationen

- [P1] Butzhammer, L. und Hausotte, T. „Komplexe 3D-Scantrajektorien für die dimensionelle Computertomographie durch Verwendung eines Hexapoden“. *VDI-Berichte 2390, 10. VDI-Fachtagung Messunsicherheit praxisgerecht bestimmen - Prüfprozesses in der industriellen Praxis 2021* (Erfurt). 2021, S. 235–246.
- [P2] Butzhammer, L.; Müller, A. M. und Hausotte, T. „Comparison of Geometrically Derived Quality Criteria regarding Optimal Workpiece Orientation for Computed Tomography Measurements“. *10th Conference on Industrial Computed Tomography (iCT 2020)* (Wels, Österreich). 2020.
- [P3] Butzhammer, L. und Hausotte, T. „Effect of iterative sparse-view CT reconstruction with task-specific projection angles on dimensional measurements“. *9th Conference on Industrial Computed Tomography (iCT 2019)* (Padua, Italien). 2019.
- [P4] Butzhammer, L.; Müller, A. M. und Hausotte, T. „Calibration of 3D scan trajectories for an industrial computed tomography setup with 6-DOF object manipulator system using a single sphere“. *Measurement Science and Technology 34* (2022), S. 015403.
- [P5] Butzhammer, L. und Hausotte, T. „Complex 3D scan trajectories for industrial cone-beam computed tomography using a hexapod“. *Measurement Science and Technology 32* (2021), S. 105402.
- [P6] Butzhammer, L.; Braun, M. und Hausotte, T. „CT scan trajectory calibration based on projected metal spheres: When and how should errors from elliptical distortion be corrected?“ *12th Conference on Industrial Computed Tomography (iCT 2023)* (Fürth). 2023.
- [P7] Rückert, D.; Butzhammer, L.; Wittl, S.; Herl, G.; Hausotte, T. und Kurth, P. „Uncalibrated CT Reconstruction for One-Shot Scanning of Arbitrary Trajectories“. *13th Conference on Industrial Computed Tomography (iCT 2024)* (Wels, Österreich). 2024.
- [P8] Busch, M.; Butzhammer, L. und Hausotte, T. „Herausforderungen bei computertomografischen Untersuchungen von Fügeverbindungen“. *tm - Technisches Messen 89* (2022), S. 83–88.
- [P9] Butzhammer, L. und Hausotte, T. „Task-specific scan trajectory modification for dimensional X-ray Computed Tomography with high throughput“. *tm - Technisches Messen 91* (2024), S. 2–7.

- [P10] Müller, A. M.; Butzhammer, L. und Hausotte, T. „Implementation of a beam hardening correction method for mono material parts using a linearization technique“. *International Symposium on Digital Industrial Radiology and Computed Tomography (DIR 2019)* (Berlin). 2019.
- [P11] Müller, A. M.; Butzhammer, L.; Wohlgemuth, F. und Hausotte, T. „Automated evaluation of the surface point quality in dimensional X-ray computed tomography“. *Technisches Messen* 87 (2020), S. 111-121.
- [P12] Hausotte, T.; Butzhammer, L. und Reuter, T. „Konformitäts- oder Nichtkonformitätsnachweis mit Spezifikationen: Theorie und Praxis“. *11. VDI-Fachtagung Messunsicherheit praxisgerecht bestimmen - Prüfprozesse in der industriellen Praxis* (Erfurt). VDI Verlag, 2023, S. 29-42.

Verzeichnis promotionsbezogener, studentischer Arbeiten

- [S1] Yang, B. „Vergleich von Software-Paketen zur Rekonstruktion industrieller CT-Messungen“. Masterarbeit. Lehrstuhl für Fertigungsmesstechnik, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, 2022.
- [S2] Hottner, M. „Erweiterung und Vergleich von Programmen zur Rekonstruktion industrieller CT-Messungen“. Projektarbeit. Lehrstuhl für Fertigungsmesstechnik, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, 2022.
- [S3] Giering, S. „Parametereinfluss bei der iterativen Rekonstruktion industrieller CT-Messungen“. Bachelorarbeit. Lehrstuhl für Fertigungsmesstechnik, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, 2020.
- [S4] Krahl, A. „Untersuchungen zur Positioniergenauigkeit eines Hexapoden“. Bachelorarbeit. Lehrstuhl für Fertigungsmesstechnik, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, 2024.
- [S5] Braun, M. R. O. „Einfluss einer Korrekturmethode zur Bestimmung der Koordinaten projizierter Kugelmittelpunkte in Röntgenbildern“. Projektarbeit. Lehrstuhl für Fertigungsmesstechnik, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, 2022.
- [S6] Braun, M. R. O. „Untersuchung von Einmessmethoden für 3D-Scantrajektorien bei industriellen CT-Messungen“. Masterarbeit. Lehrstuhl für Fertigungsmesstechnik, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, 2023.
- [S7] Klein, C. „Development of Test Specimens for industrial Computed Tomography“. Masterarbeit. Lehrstuhl für Fertigungsmesstechnik, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, 2018.
- [S8] Herath, C. „Untersuchungen zur CT-Kalibrierung mit Mehrkugelprüfkörpern“. Projektarbeit. Lehrstuhl für Fertigungsmesstechnik, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, 2023.
- [S9] Schmitt, F. K. „Simulationsbasierte Ermittlung von Lageabweichungen bei der Bauteilauflage für metrologische CT-Messungen“. Masterarbeit. Lehrstuhl für Fertigungsmesstechnik, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, 2018.
- [S10] Utz, J. „Porositätsanalyse additiv gefertigter Prüfkörper mittels Röntgen-Computertomografie“. Bachelorarbeit. Lehrstuhl für Fertigungsmesstechnik, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, 2018.

- [S11] Sapuk, D. „Untersuchungen zur Optimierung der Bauteilorientierung für industrielle CT-Messungen“. Bachelorarbeit. Lehrstuhl für Fertigungsmesstechnik, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, 2020.
- [S12] Gninkeu, B. J. „Umsetzung einer CT-Einmessroutine ohne Prüfkörper-Kalibrierung“. Bachelorarbeit. Lehrstuhl für Fertigungsmesstechnik, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, 2023.
- [S13] Herath, C. „Aufgabenspezifische Scanwinkelwahl für die dimensionelle Röntgen-Computertomographie“. Masterarbeit. Lehrstuhl für Fertigungsmesstechnik, Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, 2024.

Reihenübersicht

Koordination der Reihe (Stand 2025):
Geschäftsstelle Maschinenbau, Dr.-Ing. Oliver Kreis, www.mb.fau.de/diss/

Im Rahmen der Reihe sind bisher die nachfolgenden Bände erschienen.

Band 1 – 52
Fertigungstechnik – Erlangen
ISSN 1431-6226
Carl Hanser Verlag, München

Band 53 – 307
Fertigungstechnik – Erlangen
ISSN 1431-6226
Meisenbach Verlag, Bamberg

ab Band 308
FAU Studien aus dem Maschinenbau
ISSN 2625-9974
FAU University Press, Erlangen

Die Zugehörigkeit zu den jeweiligen Lehrstühlen ist wie folgt gekennzeichnet:

Lehrstühle:

FAPS	Lehrstuhl für Fertigungsautomatisierung und Produktionssystematik
FMT	Lehrstuhl für Fertigungsmesstechnik
KTmfk	Lehrstuhl für Konstruktionstechnik
LFT	Lehrstuhl für Fertigungstechnologie
LGT	Lehrstuhl für Gießereitechnik
LPT	Lehrstuhl für Photonische Technologien
REP	Lehrstuhl für Ressourcen- und Energieeffiziente Produktionsmaschinen

Band 1: Andreas Hemberger

Innovationspotentiale in der rechnerintegrierten Produktion durch wissensbasierte Systeme
FAPS, 208 Seiten, 107 Bilder. 1988.
ISBN 3-446-15234-2.

Band 2: Detlef Classe

Beitrag zur Steigerung der Flexibilität automatisierter Montagesysteme durch Sensorintegration und erweiterte Steuerungskonzepte
FAPS, 194 Seiten, 70 Bilder. 1988.
ISBN 3-446-15529-5.

Band 3: Friedrich-Wilhelm Nolting

Projektiertung von Montagesystemen
FAPS, 201 Seiten, 107 Bilder, 1 Tab.
1989. ISBN 3-446-15541-4.

Band 4: Karsten Schlüter

Nutzungsgradsteigerung von Montagesystemen durch den Einsatz der Simulationstechnik
FAPS, 177 Seiten, 97 Bilder. 1989.
ISBN 3-446-15542-2.

Band 5: Shir-Kuan Lin

Aufbau von Modellen zur Lageregelung von Industrierobotern
FAPS, 168 Seiten, 46 Bilder. 1989.
ISBN 3-446-15546-5.

Band 6: Rudolf Nuss

Untersuchungen zur Bearbeitungsqualität im Fertigungssystem Laserstrahlschneiden
LFT, 206 Seiten, 115 Bilder, 6 Tab.
1989. ISBN 3-446-15783-2.

Band 7: Wolfgang Scholz

Modell zur datenbankgestützten Planung automatisierter Montageanlagen
FAPS, 194 Seiten, 89 Bilder. 1989.
ISBN 3-446-15825-1.

Band 8: Hans-Jürgen Wißmeier

Beitrag zur Beurteilung des Bruchverhaltens von Hartmetall-Fließpreßmatrizen
LFT, 179 Seiten, 99 Bilder, 9 Tab.
1989. ISBN 3-446-15921-5.

Band 9: Rainer Eisele

Konzeption und Wirtschaftlichkeit von Planungssystemen in der Produktion
FAPS, 183 Seiten, 86 Bilder. 1990.
ISBN 3-446-16107-4.

Band 10: Rolf Pfeiffer

Technologisch orientierte Montageplanung am Beispiel der Schraubtechnik
FAPS, 216 Seiten, 102 Bilder, 16 Tab.
1990. ISBN 3-446-16161-9.

Band 11: Herbert Fischer

Verteilte Planungssysteme zur Flexibilitätsteigerung der rechnerintegrierten Teilefertigung
FAPS, 201 Seiten, 82 Bilder. 1990.
ISBN 3-446-16105-8.

Band 12: Gerhard Kleineidam

CAD/CAP: Rechnergestützte Montagefeinplanung
FAPS, 203 Seiten, 107 Bilder. 1990.
ISBN 3-446-16112-0.

Band 13: Frank Vollertsen

Pulvermetallurgische Verarbeitung eines übereutektoiden verschleißfesten Stahls
LFT, XIII u. 217 Seiten, 67 Bilder, 34 Tab.
1990. ISBN 3-446-16133-3.

Band 14: Stephan Biermann

Untersuchungen zur Anlagen- und Prozeßdiagnostik für das Schneiden mit CO₂-Hochleistungslasern
LFT, VIII u. 170 Seiten, 93 Bilder, 4 Tab.
1991. ISBN 3-446-16269-0.

Band 15: Uwe Geißler

Material- und Datenfluß in einer flexiblen Blechbearbeitungszelle
LFT, 124 Seiten, 41 Bilder, 7 Tab.
1991. ISBN 3-446-16358-1.

Band 16: Frank Oswald Hake

Entwicklung eines rechnergestützten Diagnosesystems für automatisierte Montagezellen
FAPS, XIV u. 166 Seiten, 77 Bilder.
1991. ISBN 3-446-16428-6.

Band 17: Herbert Reichel

Optimierung der Werkzeugbereitstellung durch rechnergestützte Arbeitsfolgenbestimmung
FAPS, 198 Seiten, 73 Bilder, 2 Tab.
1991. ISBN 3-446-16453-7.

Band 18: Josef Scheller

Modellierung und Einsatz von Softwaresystemen für rechnergeführte Montagezellen
FAPS, 198 Seiten, 65 Bilder. 1991.
ISBN 3-446-16454-5.

Band 19: Arnold vom Ende

Untersuchungen zum Biegeumformung mit elastischer Matrize LFT, 166 Seiten, 55 Bilder, 13 Tab.
1991. ISBN 3-446-16493-6.

Band 20: Joachim Schmid

Beitrag zum automatisierten Bearbeiten von Keramikguß mit Industrierobotern
FAPS, XIV u. 176 Seiten, 111 Bilder, 6 Tab.
1991. ISBN 3-446-16560-6.

Band 21: Egon Sommer

Multiprozessorsteuerung für kooperierende Industrieroboter in Montagezellen
FAPS, 188 Seiten, 102 Bilder. 1991.
ISBN 3-446-17062-6.

Band 22: Georg Geyer

Entwicklung problemspezifischer Verfahrensketten in der Montage
FAPS, 192 Seiten, 112 Bilder. 1991.
ISBN 3-446-16552-5.

Band 23: Rainer Flohr

Beitrag zur optimalen Verbindungstechnik in der Oberflächenmontage (SMT)
FAPS, 186 Seiten, 79 Bilder. 1991.
ISBN 3-446-16568-1.

Band 24: Alfons Rief

Untersuchungen zur Verfahrensfolge Laserstrahlschneiden und -schweißen in der Rohkarosseriefertigung
LFT, VI u. 145 Seiten, 58 Bilder, 5 Tab.
1991. ISBN 3-446-16593-2.

Band 25: Christoph Thim

Rechnerunterstützte Optimierung von Materialflußstrukturen in der Elektronikmontage durch Simulation
FAPS, 188 Seiten, 74 Bilder. 1992.
ISBN 3-446-17118-5.

Band 26: Roland Müller

CO₂-Laserstrahlschneiden von kurzglasverstärkten Verbundwerkstoffen
LFT, 141 Seiten, 107 Bilder, 4 Tab.
1992. ISBN 3-446-17104-5.

Band 27: Günther Schäfer

Integrierte Informationsverarbeitung bei der Montageplanung
FAPS, 195 Seiten, 76 Bilder. 1992.
ISBN 3-446-17117-7.

Band 28: Martin Hoffmann

Entwicklung einer CAD/CAM-Prozesskette für die Herstellung von Blechbiegeteilen
LFT, 149 Seiten, 89 Bilder. 1992.
ISBN 3-446-17154-1.

Band 29: Peter Hoffmann

Verfahrensfolge Laserstrahlschneiden und -schweißen: Prozeßführung und Systemtechnik in der 3D-Laserstrahlbearbeitung von Blechformteilen
LFT, 186 Seiten, 92 Bilder, 10 Tab. 1992. ISBN 3-446-17153-3.

Band 30: Olaf Schrödel

Flexible Werkstattsteuerung mit objektorientierten Softwarestrukturen
FAPS, 180 Seiten, 84 Bilder. 1992. ISBN 3-446-17242-4.

Band 31: Hubert Reinisch

Planungs- und Steuerungswerkzeuge zur impliziten Geräteprogrammierung in Roboterzellen
FAPS, XI u. 212 Seiten, 112 Bilder. 1992. ISBN 3-446-17380-3.

Band 32: Brigitte Bärnreuther

Ein Beitrag zur Bewertung des Kommunikationsverhaltens von Automatisierungsgeräten in flexiblen Produktionszellen
FAPS, XI u. 179 Seiten, 71 Bilder. 1992. ISBN 3-446-17451-6.

Band 33: Joachim Hutfless

Laserstrahlregelung und Optikdiagnostik in der Strahlführung einer CO₂-Hochleistungslaseranlage
LFT, 175 Seiten, 70 Bilder, 17 Tab. 1993. ISBN 3-446-17532-6.

Band 34: Uwe Günzel

Entwicklung und Einsatz eines Simulationsverfahrens für operative und strategische Probleme der Produktionsplanung und -steuerung
FAPS, XIV u. 170 Seiten, 66 Bilder, 5 Tab. 1993. ISBN 3-446-17604-7.

Band 35: Bertram Ehmann

Operatives Fertigungscontrolling durch Optimierung auftragsbezogener Bearbeitungsabläufe in der Elektronikfertigung
FAPS, XV u. 167 Seiten, 114 Bilder. 1993. ISBN 3-446-17658-6.

Band 36: Harald Kolléra

Entwicklung eines benutzerorientierten Werkstattprogrammiersystems für das Laserstrahlschneiden
LFT, 129 Seiten, 66 Bilder, 1 Tab. 1993. ISBN 3-446-17719-1.

Band 37: Stephanie Abels

Modellierung und Optimierung von Montageanlagen in einem integrierten Simulationssystem
FAPS, 188 Seiten, 88 Bilder. 1993. ISBN 3-446-17731-0.

Band 38: Robert Schmidt-Hebbel

Laserstrahlbohren durchflußbestimmender Durchgangslöcher
LFT, 145 Seiten, 63 Bilder, 11 Tab. 1993. ISBN 3-446-17778-7.

Band 39: Norbert Lutz

Oberflächenfeinbearbeitung keramischer Werkstoffe mit XeCl-Excimerlaserstrahlung
LFT, 187 Seiten, 98 Bilder, 29 Tab. 1994. ISBN 3-446-17970-4.

Band 40: Konrad Grampp

Rechnerunterstützung bei Test und Schulung an Steuerungssystemen von SMD-Bestücklinien
FAPS, 178 Seiten, 88 Bilder. 1995. ISBN 3-446-18173-3.

Band 41: Martin Koch

Wissensbasierte Unterstützung der Angebotsbearbeitung in der Investitionsgüterindustrie
FAPS, 169 Seiten, 68 Bilder. 1995. ISBN 3-446-18174-1.

Band 42: Armin Gropp

Anlagen- und Prozeßdiagnostik beim Schneiden mit einem gepulsten Nd:YAG-Laser
LFT, 160 Seiten, 88 Bilder, 7 Tab. 1995. ISBN 3-446-18241-1.

Band 43: Werner Heckel

Optische 3D-Konturerfassung und on-line Biegewinkelmessung mit dem Lichtschnittverfahren
LFT, 149 Seiten, 43 Bilder, 11 Tab. 1995. ISBN 3-446-18243-8.

Band 44: Armin Rothhaupt

Modulares Planungssystem zur Optimierung der Elektronikfertigung
FAPS, 180 Seiten, 101 Bilder. 1995. ISBN 3-446-18307-8.

Band 45: Bernd Zöllner

Adaptive Diagnose in der Elektronikproduktion
FAPS, 195 Seiten, 74 Bilder, 3 Tab. 1995. ISBN 3-446-18308-6.

Band 46: Bodo Vormann

Beitrag zur automatisierten Handhabungsplanung komplexer Blechbiegeteile
LFT, 126 Seiten, 89 Bilder, 3 Tab. 1995. ISBN 3-446-18345-0.

Band 47: Peter Schnepf

Zielkostenorientierte Montageplanung
FAPS, 144 Seiten, 75 Bilder. 1995. ISBN 3-446-18397-3.

Band 48: Rainer Klotzbücher

Konzept zur rechnerintegrierten Materialversorgung in flexiblen Fertigungssystemen
FAPS, 156 Seiten, 62 Bilder. 1995. ISBN 3-446-18412-0.

Band 49: Wolfgang Greska

Wissensbasierte Analyse und Klassifizierung von Blechteilen
LFT, 144 Seiten, 96 Bilder. 1995. ISBN 3-446-18462-7.

Band 50: Jörg Franke

Integrierte Entwicklung neuer Produkt- und Produktionstechnologien für räumliche spritzgegossene Schaltungsträger (3-D MID)
FAPS, 196 Seiten, 86 Bilder, 4 Tab. 1995. ISBN 3-446-18448-1.

Band 51: Franz-Josef Zeller

Sensorplanung und schnelle Sensorregelung für Industrieroboter
FAPS, 190 Seiten, 102 Bilder, 9 Tab. 1995. ISBN 3-446-18601-8.

Band 52: Michael Solvie

Zeitbehandlung und Multimedia-Unterstützung in Feldkommunikationssystemen
FAPS, 200 Seiten, 87 Bilder, 35 Tab. 1996. ISBN 3-446-18607-7.

Band 53: Robert Hopperditzel

Reengineering in der Elektro- und Elektronikindustrie
FAPS, 180 Seiten, 109 Bilder, 1 Tab. 1996. ISBN 3-87525-070-2.

Band 54: Thomas Rebhahn
Beitrag zur Mikromaterialbearbeitung mit Excimerlasern - Systemkomponenten und Verfahrensoptimierungen
LFT, 148 Seiten, 61 Bilder, 10 Tab.
1996. ISBN 3-87525-075-3.

Band 55: Henning Hanebuth
Laserstrahlhartlöten mit Zweistrahltechnik
LFT, 157 Seiten, 58 Bilder, 11 Tab.
1996. ISBN 3-87525-074-5.

Band 56: Uwe Schönherr
Steuerung und Sensordatenintegration für flexible Fertigungszellen mitkooperierenden Robotern
FAPS, 188 Seiten, 116 Bilder, 3 Tab.
1996. ISBN 3-87525-076-1.

Band 57: Stefan Holzer
Berührungslose Formgebung mit Laserstrahlung
LFT, 162 Seiten, 69 Bilder, 11 Tab.
1996. ISBN 3-87525-079-6.

Band 58: Markus Schultz
Fertigungsqualität beim 3D-Laserstrahlschweißen von Blechformteilen
LFT, 165 Seiten, 88 Bilder, 9 Tab.
1997. ISBN 3-87525-080-X.

Band 59: Thomas Krebs
Integration elektromechanischer CA-Anwendungen über einem STEP-Produktmodell
FAPS, 198 Seiten, 58 Bilder, 8 Tab.
1997. ISBN 3-87525-081-8.

Band 60: Jürgen Sturm
Prozeßintegrierte Qualitätssicherung in der Elektronikproduktion
FAPS, 167 Seiten, 112 Bilder, 5 Tab.
1997. ISBN 3-87525-082-6.

Band 61: Andreas Brand
Prozesse und Systeme zur Bestückung räumlicher elektronischer Baugruppen (3D-MID)
FAPS, 182 Seiten, 100 Bilder. 1997.
ISBN 3-87525-087-7.

Band 62: Michael Kauf
Regelung der Laserstrahlleistung und der Fokusparameter einer CO₂-Hochleistungslaseranlage
LFT, 140 Seiten, 70 Bilder, 5 Tab.
1997. ISBN 3-87525-083-4.

Band 63: Peter Steinwasser
Modulares Informationsmanagement in der integrierten Produkt- und Prozeßplanung
FAPS, 190 Seiten, 87 Bilder. 1997.
ISBN 3-87525-084-2.

Band 64: Georg Liedl
Integriertes Automatisierungskonzept für den flexiblen Materialfluß in der Elektronikproduktion
FAPS, 196 Seiten, 96 Bilder, 3 Tab.
1997. ISBN 3-87525-086-9.

Band 65: Andreas Otto
Transiente Prozesse beim Laserstrahlschweißen
LFT, 132 Seiten, 62 Bilder, 1 Tab.
1997. ISBN 3-87525-089-3.

Band 66: Wolfgang Blöchl
Erweiterte Informationsbereitstellung an offenen CNC-Steuerungen zur Prozeß- und Programmoptimierung
FAPS, 168 Seiten, 96 Bilder. 1997.
ISBN 3-87525-091-5.

Band 67: Klaus-Uwe Wolf
Verbesserte Prozeßführung und Prozeßplanung zur Leistungs- und Qualitätssteigerung beim Spulenzwickeln
FAPS, 186 Seiten, 125 Bilder. 1997.
ISBN 3-87525-092-3.

Band 68: Frank Backes
Technologieorientierte Bahnplanung für die 3D-Laserstrahlbearbeitung
LFT, 138 Seiten, 71 Bilder, 2 Tab.
1997. ISBN 3-87525-093-1.

Band 69: Jürgen Kraus
Laserstrahlumformen von Profilen
LFT, 137 Seiten, 72 Bilder, 8 Tab.
1997. ISBN 3-87525-094-X.

Band 70: Norbert Neubauer
Adaptive Strahlführungen für CO₂-Laseranlagen
LFT, 120 Seiten, 50 Bilder, 3 Tab.
1997. ISBN 3-87525-095-8.

Band 71: Michael Steber
Prozeßoptimierter Betrieb flexibler Schraubstationen in der automatisierten Montage
FAPS, 168 Seiten, 78 Bilder, 3 Tab.
1997. ISBN 3-87525-096-6.

Band 72: Markus Pfestorf
Funktionale 3D-Oberflächenkenngrößen in der Umformtechnik
LFT, 162 Seiten, 84 Bilder, 15 Tab.
1997. ISBN 3-87525-097-4.

Band 73: Volker Franke
Integrierte Planung und Konstruktion von Werkzeugen für die Biegebearbeitung
LFT, 143 Seiten, 81 Bilder. 1998.
ISBN 3-87525-098-2.

Band 74: Herbert Scheller
Automatisierte Demontagesysteme und recyclinggerechte Produktgestaltung elektronischer Baugruppen
FAPS, 184 Seiten, 104 Bilder, 17 Tab. 1998. ISBN 3-87525-099-0.

Band 75: Arthur Meßner
Kaltmassivumformung metallischer Kleinstteile - Werkstoffverhalten, Wirkflächenreibung, Prozeßauslegung
LFT, 164 Seiten, 92 Bilder, 14 Tab.
1998. ISBN 3-87525-100-8.

Band 76: Mathias Glasmacher
Prozeß- und Systemtechnik zum Laserstrahl-Mikroschweißen
LFT, 184 Seiten, 104 Bilder, 12 Tab.
1998. ISBN 3-87525-101-6.

Band 77: Michael Schwind
Zerstörungsfreie Ermittlung mechanischer Eigenschaften von Feinblechen mit dem Wirbelstromverfahren
LFT, 124 Seiten, 68 Bilder, 8 Tab.
1998. ISBN 3-87525-102-4.

Band 78: Manfred Gerhard
Qualitätssteigerung in der Elektronikproduktion durch Optimierung der Prozeßführung beim Löten komplexer Baugruppen
FAPS, 179 Seiten, 113 Bilder, 7 Tab.
1998. ISBN 3-87525-103-2.

Band 79: Elke Rauh
Methodische Einbindung der Simulation in die betrieblichen Planungs- und Entscheidungsabläufe
FAPS, 192 Seiten, 114 Bilder, 4 Tab.
1998. ISBN 3-87525-104-0.

Band 80: Sorin Niederkorn

Mefseinrichtung zur Untersuchung der Wirkflächenreibung bei umformtechnischen Prozessen
LFT, 99 Seiten, 46 Bilder, 6 Tab.
1998. ISBN 3-87525-105-9.

Band 81: Stefan Schubert

Regelung der Fokuslage beim Schweißen mit CO₂-Hochleistungslasern unter Einsatz von adaptiven Optiken
LFT, 140 Seiten, 64 Bilder, 3 Tab.
1998. ISBN 3-87525-106-7.

Band 82: Armando Walter Colombo

Development and Implementation of Hierarchical Control Structures of Flexible Production Systems Using High Level Petri Nets
FAPS, 216 Seiten, 86 Bilder. 1998. ISBN 3-87525-109-1.

Band 83: Otto Meedt

Effizienzsteigerung bei Demontage und Recycling durch flexible Demontagetechnologien und optimierte Produktgestaltung
FAPS, 186 Seiten, 103 Bilder. 1998. ISBN 3-87525-108-3.

Band 84: Knuth Götz

Modelle und effiziente Modellbildung zur Qualitätssicherung in der Elektronikproduktion
FAPS, 212 Seiten, 129 Bilder, 24 Tab. 1998. ISBN 3-87525-112-1.

Band 85: Ralf Luchs

Einsatzmöglichkeiten leitender Klebstoffe zur zuverlässigen Kontaktierung elektronischer Bauelemente in der SMT
FAPS, 176 Seiten, 126 Bilder, 30 Tab. 1998. ISBN 3-87525-113-7.

Band 86: Frank Pöhlau

Entscheidungsgrundlagen zur Einführung räumlicher spritzgeossener Schaltungsträger (3-D MID)
FAPS, 144 Seiten, 99 Bilder. 1999. ISBN 3-87525-114-8.

Band 87: Roland T. A. Kals

Fundamentals on the miniaturization of sheet metal working processes
LFT, 128 Seiten, 58 Bilder, 11 Tab.
1999. ISBN 3-87525-115-6.

Band 88: Gerhard Luhn

Implizites Wissen und technisches Handeln am Beispiel der Elektronikproduktion
FAPS, 252 Seiten, 61 Bilder, 1 Tab.
1999. ISBN 3-87525-116-4.

Band 89: Axel Sprenger

Adaptives Streckbiegen von Aluminium-Strangpreßprofilen
LFT, 114 Seiten, 63 Bilder, 4 Tab.
1999. ISBN 3-87525-117-2.

Band 90: Hans-Jörg Pucher

Untersuchungen zur Prozeßfolge Umformen, Bestücken und Laserstrahllöten von Mikrokontakten
LFT, 158 Seiten, 69 Bilder, 9 Tab.
1999. ISBN 3-87525-119-9.

Band 91: Horst Arnet

Profilbiegen mit kinematischer Gestalterzeugung
LFT, 128 Seiten, 67 Bilder, 7 Tab.
1999. ISBN 3-87525-120-2.

Band 92: Doris Schubart

Prozeßmodellierung und Technologieentwicklung beim Abtragen mit CO₂-Laserstrahlung
LFT, 133 Seiten, 57 Bilder, 13 Tab.
1999. ISBN 3-87525-122-9.

Band 93: Adrianus L. P.

Coremans
Laserstrahlsintern von Metallpulver - Prozeßmodellierung, Systemtechnik, Eigenschaften laserstrahlgesinterter Metallkörper
LFT, 184 Seiten, 108 Bilder, 12 Tab.
1999. ISBN 3-87525-124-5.

Band 94: Hans-Martin Biehler

Optimierungskonzepte für Qualitätsdatenverarbeitung und Informationsbereitstellung in der Elektronikfertigung
FAPS, 194 Seiten, 105 Bilder. 1999. ISBN 3-87525-126-1.

Band 95: Wolfgang Becker

Oberflächenausbildung und tribologische Eigenschaften excimerlaserstrahlbearbeiteter Hochleistungskeramiken
LFT, 175 Seiten, 71 Bilder, 3 Tab.
1999. ISBN 3-87525-127-X.

Band 96: Philipp Hein

Innenhochdruck-Umformen von Blechpaaren: Modellierung, Prozeßauslegung und Prozeßführung
LFT, 129 Seiten, 57 Bilder, 7 Tab.
1999. ISBN 3-87525-128-8.

Band 97: Gunter Beitinger

Herstellungs- und Prüfverfahren für thermoplastische Schaltungsträger
FAPS, 169 Seiten, 92 Bilder, 20 Tab.
1999. ISBN 3-87525-129-6.

Band 98: Jürgen Knoblach

Beitrag zur rechnerunterstützten verursachungsgerechten Angebotskalkulation von Blechteilen mit Hilfe wissensbasierter Methoden
LFT, 155 Seiten, 53 Bilder, 26 Tab.
1999. ISBN 3-87525-130-X.

Band 99: Frank Breitenbach

Bildverarbeitungssystem zur Erfassung der Anschlußgeometrie elektronischer SMT-Bauelemente
LFT, 147 Seiten, 92 Bilder, 12 Tab.
2000. ISBN 3-87525-131-8.

Band 100: Bernd Falk

Simulationsbasierte Lebensdauer vorhersage für Werkzeuge der Kaltmassivumformung
LFT, 134 Seiten, 44 Bilder, 15 Tab.
2000. ISBN 3-87525-136-9.

Band 101: Wolfgang Schlögl

Integriertes Simulationsdaten-Management für Maschinenentwicklung und Anlagenplanung
FAPS, 169 Seiten, 101 Bilder, 20 Tab. 2000. ISBN 3-87525-137-7.

Band 102: Christian Hinsel

Ermüdungsbruchversagen hergestoffbeschichteter Werkzeugstähle in der Kaltmassivumformung
LFT, 130 Seiten, 80 Bilder, 14 Tab.
2000. ISBN 3-87525-138-5.

Band 103: Stefan Bobbert

Simulationsgestützte Prozessauslegung für das Innenhochdruck-Umformen von Blechpaaren
LFT, 123 Seiten, 77 Bilder. 2000. ISBN 3-87525-145-8.

Band 104: Harald Rottbauer
Modulares Planungswerkzeug zum Produktionsmanagement in der Elektronikproduktion
FAPS, 166 Seiten, 106 Bilder. 2001.
ISBN 3-87525-139-3.

Band 105: Thomas Hennige
Flexible Formgebung von Blechen durch Laserstrahlumformen
LFT, 119 Seiten, 50 Bilder. 2001.
ISBN 3-87525-140-7.

Band 106: Thomas Menzel
Wissensbasierte Methoden für die rechnergestützte Charakterisierung und Bewertung innovativer Fertigungsprozesse
LFT, 152 Seiten, 71 Bilder. 2001.
ISBN 3-87525-142-3.

Band 107: Thomas Stöckel
Kommunikationstechnische Integration der Prozeßebene in Produktionssysteme durch Middleware-Frameworks
FAPS, 147 Seiten, 65 Bilder, 5 Tab. 2001. ISBN 3-87525-143-1.

Band 108: Frank Pitter
Verfügbarkeitssteigerung von Werkzeugmaschinen durch Einsatz mechatronischer Sensorlösungen
FAPS, 158 Seiten, 131 Bilder, 8 Tab. 2001. ISBN 3-87525-144-X.

Band 109: Markus Korneli
Integration lokaler CAP-Systeme in einen globalen Fertigungsdatenverbund
FAPS, 121 Seiten, 53 Bilder, 11 Tab. 2001. ISBN 3-87525-146-6.

Band 110: Burkhard Müller
Laserstrahljustieren mit Excimer-Lasern - Prozeßparameter und Modelle zur Aktorkonstruktion
LFT, 128 Seiten, 36 Bilder, 9 Tab. 2001. ISBN 3-87525-159-8.

Band 111: Jürgen Göhringer
Integrierte Telediagnose via Internet zum effizienten Service von Produktionssystemen
FAPS, 178 Seiten, 98 Bilder, 5 Tab. 2001. ISBN 3-87525-147-4.

Band 112: Robert Feuerstein
Qualitäts- und kosteneffiziente Integration neuer Bauelementetechnologien in die Flachbaugruppenfertigung
FAPS, 161 Seiten, 99 Bilder, 10 Tab. 2001. ISBN 3-87525-151-2.

Band 113: Marcus Reichenberger
Eigenschaften und Einsatzmöglichkeiten alternativer Elektroniklote in der Oberflächenmontage (SMT)
FAPS, 165 Seiten, 97 Bilder, 18 Tab. 2001. ISBN 3-87525-152-0.

Band 114: Alexander Huber
Justieren vormontierter Systeme mit dem Nd:YAG-Laser unter Einsatz von Aktoren
LFT, 122 Seiten, 58 Bilder, 5 Tab. 2001. ISBN 3-87525-153-9.

Band 115: Sami Krimi
Analyse und Optimierung von Montagesystemen in der Elektronikproduktion
FAPS, 155 Seiten, 88 Bilder, 3 Tab. 2001. ISBN 3-87525-157-1.

Band 116: Marion Merklein
Laserstrahlumformen von Aluminiumwerkstoffen - Beeinflussung der Mikrostruktur und der mechanischen Eigenschaften
LFT, 122 Seiten, 65 Bilder, 15 Tab. 2001. ISBN 3-87525-156-3.

Band 117: Thomas Collisi
Ein informationslogistisches Architekturkonzept zur Akquisition simulationsrelevanter Daten
FAPS, 181 Seiten, 105 Bilder, 7 Tab. 2002. ISBN 3-87525-164-4.

Band 118: Markus Koch
Rationalisierung und ergonomische Optimierung im Innenausbau durch den Einsatz moderner Automatisierungstechnik
FAPS, 176 Seiten, 98 Bilder, 9 Tab. 2002. ISBN 3-87525-165-2.

Band 119: Michael Schmidt
Prozeßregelung für das Laserstrahl-Punktschweißen in der Elektronikproduktion
LFT, 152 Seiten, 71 Bilder, 3 Tab. 2002. ISBN 3-87525-166-0.

Band 120: Nicolas Tiesler
Grundlegende Untersuchungen zum Fließpressen metallischer Kleinstteile
LFT, 126 Seiten, 78 Bilder, 12 Tab. 2002. ISBN 3-87525-175-X.

Band 121: Lars Pursche
Methoden zur technologieorientierten Programmierung für die 3D-Lasermikrobearbeitung
LFT, 111 Seiten, 39 Bilder, 0 Tab. 2002. ISBN 3-87525-183-0.

Band 122: Jan-Oliver Brassel
Prozeßkontrolle beim Laserstrahl-Mikroschweißen
LFT, 148 Seiten, 72 Bilder, 12 Tab. 2002. ISBN 3-87525-181-4.

Band 123: Mark Geisel
Prozeßkontrolle und -steuerung beim Laserstrahlschweißen mit den Methoden der nichtlinearen Dynamik
LFT, 135 Seiten, 46 Bilder, 2 Tab. 2002. ISBN 3-87525-180-6.

Band 124: Gerd Eßer
Laserstrahlunterstützte Erzeugung metallischer Leiterstrukturen auf Thermoplastsubstraten für die MID-Technik
LFT, 148 Seiten, 60 Bilder, 6 Tab. 2002. ISBN 3-87525-171-7.

Band 125: Marc Fleckenstein
Qualität laserstrahl-gefügter Mikroverbindungen elektronischer Kontakte
LFT, 159 Seiten, 77 Bilder, 7 Tab. 2002. ISBN 3-87525-170-9.

Band 126: Stefan Kaufmann
Grundlegende Untersuchungen zum Nd:YAG- Laserstrahlfügen von Silizium für Komponenten der Optoelektronik
LFT, 159 Seiten, 100 Bilder, 6 Tab. 2002. ISBN 3-87525-172-5.

Band 127: Thomas Fröhlich
Simultanes Löten von Anschlußkontakten elektronischer Bauelemente mit Diodenlaserstrahlung
LFT, 143 Seiten, 75 Bilder, 6 Tab. 2002. ISBN 3-87525-186-5.

Band 128: Achim Hofmann

Erweiterung der Formgebungsgrenzen beim Umformen von Aluminiumwerkstoffen durch den Einsatz prozessangepasster Platinen
LFT, 113 Seiten, 58 Bilder, 4 Tab.
2002. ISBN 3-87525-182-2.

Band 129: Ingo Kriebitzsch

3 - D MID Technologie in der Automobilelektronik
FAPS, 129 Seiten, 102 Bilder, 10 Tab.
2002. ISBN 3-87525-169-5.

Band 130: Thomas Pohl

Fertigungsqualität und Umformbarkeit laserstrahlgeschweißter Formplatinen aus Aluminiumlegierungen
LFT, 133 Seiten, 93 Bilder, 12 Tab.
2002. ISBN 3-87525-173-3.

Band 131: Matthias Wenk

Entwicklung eines konfigurierbaren Steuerungssystems für die flexible Sensorführung von Industrierobotern
FAPS, 167 Seiten, 85 Bilder, 1 Tab.
2002. ISBN 3-87525-174-1.

Band 132: Matthias Nегendanck

Neue Sensorik und Aktorik für Bearbeitungsköpfe zum Laserstrahlschweißen
LFT, 116 Seiten, 60 Bilder, 14 Tab.
2002. ISBN 3-87525-184-9.

Band 133: Oliver Kreis

Integrierte Fertigung - Verfahrensintegration durch Innenhochdruck-Umformen, Trennen und Laserstrahlschweißen in einem Werkzeug sowie ihre tele- und multimediale Präsentation
LFT, 167 Seiten, 90 Bilder, 43 Tab.
2002. ISBN 3-87525-176-8.

Band 134: Stefan Trautner

Technische Umsetzung produktbezogener Instrumente der Umweltpolitik bei Elektro- und Elektronikgeräten
FAPS, 179 Seiten, 92 Bilder, 11 Tab.
2002. ISBN 3-87525-177-6.

Band 135: Roland Meier

Strategien für einen produktorientierten Einsatz räumlicher spritzgegossener Schaltungsträger (3-D MID)
FAPS, 155 Seiten, 88 Bilder, 14 Tab.
2002. ISBN 3-87525-178-4.

Band 136: Jürgen Wunderlich

Kostensimulation - Simulationsbasierte Wirtschaftlichkeitsregelung komplexer Produktionssysteme
FAPS, 202 Seiten, 119 Bilder, 17 Tab.
2002. ISBN 3-87525-179-2.

Band 137: Stefan Novotny

Innenhochdruck-Umformen von Blechen aus Aluminium- und Magnesiumlegierungen bei erhöhter Temperatur
LFT, 132 Seiten, 82 Bilder, 6 Tab.
2002. ISBN 3-87525-185-7.

Band 138: Andreas Licha

Flexible Montageautomatisierung zur Komplettmontage flächenhafter Produktstrukturen durch kooperierende Industrieroboter
FAPS, 158 Seiten, 87 Bilder, 8 Tab.
2003. ISBN 3-87525-189-X.

Band 139: Michael Eisenbarth

Beitrag zur Optimierung der Aufbau- und Verbindungstechnik für mechatronische Baugruppen
FAPS, 207 Seiten, 141 Bilder, 9 Tab.
2003. ISBN 3-87525-190-3.

Band 140: Frank Christoph

Durchgängige simulationsgestützte Planung von Fertigungseinrichtungen der Elektronikproduktion
FAPS, 187 Seiten, 107 Bilder, 9 Tab.
2003. ISBN 3-87525-191-1.

Band 141: Hinnerk Hagenah

Simulationsbasierte Bestimmung der zu erwartenden Maßhaltigkeit für das Blechbiegen
LFT, 131 Seiten, 36 Bilder, 26 Tab.
2003. ISBN 3-87525-192-X.

Band 142: Ralf Eckstein

Scherschneiden und Biegen metallischer Kleinstteile - Materialeinfluss und Materialverhalten
LFT, 148 Seiten, 71 Bilder, 19 Tab.
2003. ISBN 3-87525-193-8.

Band 143: Frank H. Meyer-Pittroff

Excimerlaserstrahlbiegen dünner metallischer Folien mit homogener Lichtlinie
LFT, 138 Seiten, 60 Bilder, 16 Tab.
2003. ISBN 3-87525-196-2.

Band 144: Andreas Kach

Rechnergestützte Anpassung von Laserstrahlschneidbahnen an Bauteilabweichungen
LFT, 139 Seiten, 69 Bilder, 11 Tab.
2004. ISBN 3-87525-197-0.

Band 145: Stefan Hierl

System- und Prozesstechnik für das simultane Löten mit Diodenlaserstrahlung von elektronischen Bauelementen
LFT, 124 Seiten, 66 Bilder, 4 Tab.
2004. ISBN 3-87525-198-9.

Band 146: Thomas Neudecker

Tribologische Eigenschaften keramischer Blechumformwerkzeuge - Einfluss einer Oberflächenendbearbeitung mittels Excimerlaserstrahlung
LFT, 166 Seiten, 75 Bilder, 26 Tab.
2004. ISBN 3-87525-200-4.

Band 147: Ulrich Wenger

Prozessoptimierung in der Wickeltechnik durch innovative maschinenbauliche und regelungstechnische Ansätze
FAPS, 132 Seiten, 88 Bilder, 0 Tab.
2004. ISBN 3-87525-203-9.

Band 148: Stefan Slama

Effizienzsteigerung in der Montage durch marktorientierte Montagestrukturen und erweiterte Mitarbeiterkompetenz
FAPS, 188 Seiten, 125 Bilder, 0 Tab.
2004. ISBN 3-87525-204-7.

Band 149: Thomas Wurm

Laserstrahljustieren mittels Aktoren - Entwicklung von Konzepten und Methoden für die rechnerunterstützte Modellierung und Optimierung von komplexen Aktorsystemen in der Mikrotechnik
LFT, 122 Seiten, 51 Bilder, 9 Tab.
2004. ISBN 3-87525-206-3.

Band 150: Martino Celeghini
Wirkmedienbasierte Blechumformung: Grundlagenuntersuchungen zum Einfluss von Werkstoff und Bauteilgeometrie
LFT, 146 Seiten, 77 Bilder, 6 Tab.
2004. ISBN 3-87525-207-1.

Band 151: Ralph Hohenstein
Entwurf hochdynamischer Sensor- und Regelsysteme für die adaptive Laserbearbeitung
LFT, 282 Seiten, 63 Bilder, 16 Tab.
2004. ISBN 3-87525-210-1.

Band 152: Angelika Hutterer
Entwicklung prozessüberwachender Regelkreise für flexible Formgebungsprozesse
LFT, 149 Seiten, 57 Bilder, 2 Tab.
2005. ISBN 3-87525-212-8.

Band 153: Emil Egerer
Massivumformen metallischer Kleinstteile bei erhöhter Prozesstemperatur
LFT, 158 Seiten, 87 Bilder, 10 Tab.
2005. ISBN 3-87525-213-6.

Band 154: Rüdiger Holzmann
Strategien zur nachhaltigen Optimierung von Qualität und Zuverlässigkeit in der Fertigung hochintegrierter Flachbaugruppen
FAPS, 186 Seiten, 99 Bilder, 19 Tab.
2005. ISBN 3-87525-217-9.

Band 155: Marco Nock
Biegeumformen mit Elastomerwerkzeugen Modellierung, Prozessauslegung und Abgrenzung des Verfahrens am Beispiel des Rohrbiegens
LFT, 164 Seiten, 85 Bilder, 13 Tab.
2005. ISBN 3-87525-218-7.

Band 156: Frank Niebling
Qualifizierung einer Prozesskette zum Laserstrahlsintern metallischer Bauteile
LFT, 148 Seiten, 89 Bilder, 3 Tab.
2005. ISBN 3-87525-219-5.

Band 157: Markus Meiler
Großserientauglichkeit trocken-schmierstoffbeschichteter Aluminiumbleche im Presswerk Grundlegende Untersuchungen zur Tribologie, zum Umformverhalten und Bauteilversuche
LFT, 104 Seiten, 57 Bilder, 21 Tab.
2005. ISBN 3-87525-221-7.

Band 158: Agus Sutanto
Solution Approaches for Planning of Assembly Systems in Three-Dimensional Virtual Environments
FAPS, 169 Seiten, 98 Bilder, 3 Tab.
2005. ISBN 3-87525-220-9.

Band 159: Matthias Boiger
Hochleistungssysteme für die Fertigung elektronischer Baugruppen auf der Basis flexibler Schaltungsträger
FAPS, 175 Seiten, 111 Bilder, 8 Tab.
2005. ISBN 3-87525-222-5.

Band 160: Matthias Pitz
Laserunterstütztes Biegen höchstfester Mehrphasenstähle
LFT, 120 Seiten, 73 Bilder, 11 Tab.
2005. ISBN 3-87525-223-3.

Band 161: Meik Vahl
Beitrag zur gezielten Beeinflussung des Werkstoffflusses beim Innenhochdruck-Umformen von Blechen
LFT, 165 Seiten, 94 Bilder, 15 Tab.
2005. ISBN 3-87525-224-1.

Band 162: Peter K. Kraus
Plattformstrategien - Realisierung einer varianz- und kostenoptimierten Wertschöpfung
FAPS, 181 Seiten, 95 Bilder, 0 Tab.
2005. ISBN 3-87525-226-8.

Band 163: Adrienn Cser
Laserstrahlschmelzabtrag - Prozessanalyse und -modellierung
LFT, 146 Seiten, 79 Bilder, 3 Tab.
2005. ISBN 3-87525-227-6.

Band 164: Markus C. Hahn
Grundlegende Untersuchungen zur Herstellung von Leichtbauverbundstrukturen mit Aluminiumschaumkern
LFT, 143 Seiten, 60 Bilder, 16 Tab.
2005. ISBN 3-87525-228-4.

Band 165: Gordana Michos
Mechatronische Ansätze zur Optimierung von Vorschubachsen
FAPS, 146 Seiten, 87 Bilder, 17 Tab.
2005. ISBN 3-87525-230-6.

Band 166: Markus Stark
Auslegung und Fertigung hochpräziser Faser-Kollimator-Arrays
LFT, 158 Seiten, 115 Bilder, 11 Tab.
2005. ISBN 3-87525-231-4.

Band 167: Yurong Zhou
Kollaboratives Engineering Management in der integrierten virtuellen Entwicklung der Anlagen für die Elektronikproduktion
FAPS, 156 Seiten, 84 Bilder, 6 Tab.
2005. ISBN 3-87525-232-2.

Band 168: Werner Enser
Neue Formen permanenter und lösbarer elektrischer Kontaktierungen für mechatronische Baugruppen
FAPS, 190 Seiten, 112 Bilder, 5 Tab.
2005. ISBN 3-87525-233-0.

Band 169: Katrin Melzer
Integrierte Produktpolitik bei elektrischen und elektronischen Geräten zur Optimierung des Product-Life-Cycle
FAPS, 155 Seiten, 91 Bilder, 17 Tab.
2005. ISBN 3-87525-234-9.

Band 170: Alexander Putz
Grundlegende Untersuchungen zur Erfassung der realen Vorspannung von armierten Kaltfließpresswerkzeugen mittels Ultraschall
LFT, 137 Seiten, 71 Bilder, 15 Tab.
2006. ISBN 3-87525-237-3.

Band 171: Martin Prechtel
Automatisiertes Schichtverfahren für metallische Folien - System- und Prozesstechnik
LFT, 154 Seiten, 45 Bilder, 7 Tab.
2006. ISBN 3-87525-238-1.

Band 172: Markus Meidert
Beitrag zur deterministischen Lebensdauerabschätzung von Werkzeugen der Kaltmassivumformung
LFT, 131 Seiten, 78 Bilder, 9 Tab.
2006. ISBN 3-87525-239-X.

Band 173: Bernd Müller
Robuste, automatisierte Montagesysteme durch adaptive Prozessführung und montageübergreifende Fehlerprävention am Beispiel flächiger Leichtbauteile
FAPS, 147 Seiten, 77 Bilder, 0 Tab.
2006. ISBN 3-87525-240-3.

Band 174: Alexander Hofmann
Hybrides Laserdurchstrahlschweißen von Kunststoffen
LFT, 136 Seiten, 72 Bilder, 4 Tab.
2006. ISBN 978-3-87525-243-9.

Band 175: Peter Wölflick

Innovative Substrate und Prozesse mit feinsten Strukturen für blei-freie Mechatronik-Anwendungen
FAPS, 177 Seiten, 148 Bilder, 24 Tab. 2006.

ISBN 978-3-87525-246-0.

Band 176: Attila Komlodi

Detection and Prevention of Hot Cracks during Laser Welding of Aluminium Alloys Using Advanced Simulation Methods

LFT, 155 Seiten, 89 Bilder, 14 Tab. 2006. ISBN 978-3-87525-248-4.

Band 177: Uwe Popp

Grundlegende Untersuchungen zum Laserstrahlstrukturieren von Kaltmassivumformwerkzeugen
LFT, 140 Seiten, 67 Bilder, 16 Tab. 2006. ISBN 978-3-87525-249-1.

Band 178: Veit Rückel

Rechnergestützte Ablaufplanung und Bahngenerierung Für kooperierende Industrieroboter
FAPS, 148 Seiten, 75 Bilder, 7 Tab. 2006. ISBN 978-3-87525-250-7.

Band 179: Manfred Dirscherl

Nicht-thermische Mikrojustier-technik mittels ultrakurzer Laserpulse

LFT, 154 Seiten, 69 Bilder, 10 Tab. 2007. ISBN 978-3-87525-251-4.

Band 180: Yong Zhuo

Entwurf eines rechnergestützten integrierten Systems für Konstruktion und Fertigungsplanung räumlicher spritzgegossener Schal-tungsträger (3D-MID)

FAPS, 181 Seiten, 95 Bilder, 5 Tab. 2007. ISBN 978-3-87525-253-8.

Band 181: Stefan Lang

Durchgängige Mitarbeiterinforma-tion zur Steigerung von Effizienz und Prozesssicherheit in der Pro-duktion

FAPS, 172 Seiten, 93 Bilder. 2007. ISBN 978-3-87525-257-6.

Band 182: Hans-Joachim Krauß

Laserstrahlinduzierte Pyrolyse prä-keramischer Polymere

LFT, 171 Seiten, 100 Bilder. 2007. ISBN 978-3-87525-258-3.

Band 183: Stefan Junker

Technologien und Systemlösungen für die flexibel automatisierte Be-stückung permanent erregter Läu-fer mit oberflächenmontierten Dauermagneten

FAPS, 173 Seiten, 75 Bilder. 2007. ISBN 978-3-87525-259-0.

Band 184: Rainer Kohlbauer

Wissensbasierte Methoden für die simulationsgestützte Auslegung wirkmedienbasierter Blechum-formprozesse

LFT, 135 Seiten, 50 Bilder. 2007. ISBN 978-3-87525-260-6.

Band 185: Klaus Lamprecht

Wirkmedienbasierte Umformung tiefgezogener Vorformen unter besonderer Berücksichtigung maßge-schneiderter Halbzeuge

LFT, 135 Seiten, 81 Bilder. 2007. ISBN 978-3-87525-265-1.

Band 186: Bernd Zolleiß

Optimierte Prozesse und Systeme für die Bestückung mechatroni-scherBaugruppen

FAPS, 180 Seiten, 117 Bilder. 2007. ISBN 978-3-87525-266-8.

Band 187: Michael Kerausch

Simulationsgestützte Prozessausle-gung für das Umformen lokal wär-mebehandelter Aluminiumplatin-en

LFT, 146 Seiten, 76 Bilder, 7 Tab. 2007. ISBN 978-3-87525-267-5.

Band 188: Matthias Weber

Unterstützung der Wandlungsfä-higkeit von Produktionsanlagen durch innovative Softwaresysteme

FAPS, 183 Seiten, 122 Bilder, 3 Tab. 2007. ISBN 978-3-87525-269-9.

Band 189: Thomas Frick

Untersuchung der prozessbestim-menden Strahl-Stoff-Wechselwir-kungen beim Laserstrahlschwei-ßen von Kunststoffen

LFT, 104 Seiten, 62 Bilder, 8 Tab. 2007. ISBN 978-3-87525-268-2.

Band 190: Joachim Hecht

Werkstoffcharakterisierung und Prozessauslegung für die wirk-medienbasierte Doppelblech-Um-formung von Magnesiumlegierun-gen

LFT, 107 Seiten, 91 Bilder, 2 Tab. 2007. ISBN 978-3-87525-270-5.

Band 191: Ralf Völkl

Stochastische Simulation zur Werkzeuglebensdaueroptimierung und Präzisionsfertigung in der Kaltmassivumformung

LFT, 178 Seiten, 75 Bilder, 12 Tab. 2008. ISBN 978-3-87525-272-9.

Band 192: Massimo Tolazzi

Innenhochdruck-Umformen ver-stärkter Blech-Rahmenstrukturen

LFT, 164 Seiten, 85 Bilder, 7 Tab. 2008. ISBN 978-3-87525-273-6.

Band 193: Cornelia Hoff

Untersuchung der Prozesseinfluss-größen beim Presshärten des höchstfesten Vergütungsstahls 22MnB5

LFT, 133 Seiten, 92 Bilder, 5 Tab. 2008. ISBN 978-3-87525-275-0.

Band 194: Christian Alvarez

Simulationsgestützte Methoden zur effizienten Gestaltung von Löt-prozessen in der Elektronikpro-duktion

FAPS, 149 Seiten, 86 Bilder, 8 Tab. 2008. ISBN 978-3-87525-277-4.

Band 195: Andreas Kunze

Automatisierte Montage von mak-romechatronischen Modulen zur flexiblen Integration in hybride Pkw-Bordnetze

FAPS, 160 Seiten, 90 Bilder, 14 Tab. 2008. ISBN 978-3-87525-278-1.

Band 196: Wolfgang Hußnätter

Grundlegende Untersuchungen zur experimentellen Ermittlung und zur Modellierung von Fließ-ortkurven bei erhöhten Tempera-turen

LFT, 152 Seiten, 73 Bilder, 21 Tab. 2008. ISBN 978-3-87525-279-8.

Band 197: Thomas Bigl

Entwicklung, angepasste Herstellungsverfahren und erweiterte Qualitätssicherung von einsatzgerechten elektronischen Baugruppen

FAPS, 175 Seiten, 107 Bilder, 14 Tab. 2008. ISBN 978-3-87525-280-4.

Band 198: Stephan Roth

Grundlegende Untersuchungen zum Excimerlaserstrahl-Abtragen unter Flüssigkeitsfilmen

LFT, 113 Seiten, 47 Bilder, 14 Tab. 2008. ISBN 978-3-87525-281-1.

Band 199: Artur Giera

Prozesstechnische Untersuchungen zum Rührreißschweißen metallischer Werkstoffe

LFT, 179 Seiten, 104 Bilder, 36 Tab. 2008. ISBN 978-3-87525-282-8.

Band 200: Jürgen Lechler

Beschreibung und Modellierung des Werkstoffverhaltens von presshärtbaren Bor-Manganstählen

LFT, 154 Seiten, 75 Bilder, 12 Tab. 2009. ISBN 978-3-87525-286-6.

Band 201: Andreas Blankl

Untersuchungen zur Erhöhung der Prozessrobustheit bei der Innenhochdruck-Umformung von flächigen Halbzeugen mit vor- bzw. nachgeschalteten Laserstrahlflügeoperationen

LFT, 120 Seiten, 68 Bilder, 9 Tab. 2009. ISBN 978-3-87525-287-3.

Band 202: Andreas Schaller

Modellierung eines nachfrageorientierten Produktionskonzeptes für mobile Telekommunikationsgeräte

FAPS, 120 Seiten, 79 Bilder, 0 Tab. 2009. ISBN 978-3-87525-289-7.

Band 203: Claudius Schimpf

Optimierung von Zuverlässigkeitsuntersuchungen, Prüfabläufen und Nacharbeitsprozessen in der Elektronikproduktion

FAPS, 162 Seiten, 90 Bilder, 14 Tab. 2009. ISBN 978-3-87525-290-3.

Band 204: Simon Dietrich

Sensoriken zur Schwerpunktslagebestimmung der optischen Prozessmissionen beim Laserstrahlfließschweißen

LFT, 138 Seiten, 70 Bilder, 5 Tab. 2009. ISBN 978-3-87525-292-7.

Band 205: Wolfgang Wolf

Entwicklung eines agentenbasierten Steuerungssystems zur Materialflussorganisation im wandelbaren Produktionsumfeld

FAPS, 167 Seiten, 98 Bilder. 2009. ISBN 978-3-87525-293-4.

Band 206: Steffen Polster

Laserdurchstrahlschweißen transparenter Polymerbauteile

LFT, 160 Seiten, 92 Bilder, 13 Tab. 2009. ISBN 978-3-87525-294-1.

Band 207: Stephan Manuel**Dörfler**

Rührreißschweißen von walzplattiertem Halbzeug und Aluminiumblech zur Herstellung flächiger Aluminiumschaum-Sandwich-Verbundstrukturen

LFT, 190 Seiten, 98 Bilder, 5 Tab. 2009. ISBN 978-3-87525-295-8.

Band 208: Uwe Vogt

Seriennahe Auslegung von Aluminium Tailored Heat Treated Blanks

LFT, 151 Seiten, 68 Bilder, 26 Tab. 2009. ISBN 978-3-87525-296-5.

Band 209: Till Laumann

Qualitative und quantitative Bewertung der Crashtauglichkeit von höchstfesten Stählen

LFT, 117 Seiten, 69 Bilder, 7 Tab. 2009. ISBN 978-3-87525-299-6.

Band 210: Alexander Diehl

Größeneffekte bei Biegeprozessen - Entwicklung einer Methodik zur Identifikation und Quantifizierung

LFT, 180 Seiten, 92 Bilder, 12 Tab. 2010. ISBN 978-3-87525-302-3.

Band 211: Detlev Staud

Effiziente Prozesskettenauslegung für das Umformen lokal wärmebehandelter und geschweißter Aluminiumbleche

LFT, 164 Seiten, 72 Bilder, 12 Tab. 2010. ISBN 978-3-87525-303-0.

Band 212: Jens Ackermann

Prozesssicherung beim Laserdurchstrahlschweißen thermoplastischer Kunststoffe

LPT, 129 Seiten, 74 Bilder, 13 Tab. 2010. ISBN 978-3-87525-305-4.

Band 213: Stephan Weidel

Grundlegende Untersuchungen zum Kontaktzustand zwischen Werkstück und Werkzeug bei umformtechnischen Prozessen unter tribologischen Gesichtspunkten

LFT, 144 Seiten, 67 Bilder, 11 Tab. 2010. ISBN 978-3-87525-307-8.

Band 214: Stefan Geißdörfer

Entwicklung eines mesoskopischen Modells zur Abbildung von Größeneffekten in der Kaltmassivumformung mit Methoden der FE-Simulation

LFT, 133 Seiten, 83 Bilder, 11 Tab. 2010. ISBN 978-3-87525-308-5.

Band 215: Christian Matzner

Konzeption produktspezifischer Lösungen zur Robustheitssteigerung elektronischer Systeme gegen die Einwirkung von Betaung im Automobil

FAPS, 165 Seiten, 93 Bilder, 14 Tab. 2010. ISBN 978-3-87525-309-2.

Band 216: Florian Schüßler

Verbindungs- und Systemtechnik für thermisch hochbeanspruchte und miniaturisierte elektronische Baugruppen

FAPS, 184 Seiten, 93 Bilder, 18 Tab. 2010. ISBN 978-3-87525-310-8.

Band 217: Massimo Cojutti

Strategien zur Erweiterung der Prozessgrenzen bei der Innhochdruck-Umformung von Rohren und Blechpaaren

LFT, 125 Seiten, 56 Bilder, 9 Tab. 2010. ISBN 978-3-87525-312-2.

Band 218: Raoul Plettke

Mehrkriterielle Optimierung komplexer Aktorsysteme für das Laserstrahljustieren

LFT, 152 Seiten, 25 Bilder, 3 Tab. 2010. ISBN 978-3-87525-315-3.

Band 219: Andreas Dobroschke
Flexible Automatisierungslösungen für die Fertigung wickeltechnischer Produkte
FAPS, 184 Seiten, 109 Bilder, 18 Tab. 2011. ISBN 978-3-87525-317-7.

Band 220: Azhar Zam
Optical Tissue Differentiation for Sensor-Controlled Tissue-Specific Laser Surgery
LPT, 99 Seiten, 45 Bilder, 8 Tab. 2011. ISBN 978-3-87525-318-4.

Band 221: Michael Rösch
Potenziale und Strategien zur Optimierung des Schablonendruckprozesses in der Elektronikproduktion
FAPS, 192 Seiten, 127 Bilder, 19 Tab. 2011. ISBN 978-3-87525-319-1.

Band 222: Thomas Rechtenwald
Quasi-isothermes Laserstrahlsintern von Hochtemperatur-Thermoplasten - Eine Betrachtung werkstoff-prozessspezifischer Aspekte am Beispiel PEEK
LPT, 150 Seiten, 62 Bilder, 8 Tab. 2011. ISBN 978-3-87525-320-7.

Band 223: Daniel Craiovan
Prozesse und Systemlösungen für die SMT-Montage optischer Bauelemente auf Substrate mit integrierten Lichtwellenleitern
FAPS, 165 Seiten, 85 Bilder, 8 Tab. 2011. ISBN 978-3-87525-324-5.

Band 224: Kay Wagner
Beanspruchungsangepasste Kaltmassivumformwerkzeuge durch lokal optimierte Werkzeugoberflächen
LFT, 147 Seiten, 103 Bilder, 17 Tab. 2011. ISBN 978-3-87525-325-2.

Band 225: Martin Brandhuber
Verbesserung der Prognosegüte des Versagens von Punktschweißverbindungen bei höchstfesten Stahlgüten
LFT, 155 Seiten, 91 Bilder, 19 Tab. 2011. ISBN 978-3-87525-327-6.

Band 226: Peter Sebastian Feuser
Ein Ansatz zur Herstellung von pressgehärteten Karosseriekomponenten mit maßgeschneiderten mechanischen Eigenschaften: Temperierte Umformwerkzeuge. Prozessfenster, Prozesssimulation und funktionale Untersuchung
LFT, 195 Seiten, 97 Bilder, 60 Tab. 2012. ISBN 978-3-87525-328-3.

Band 227: Murat Arbak
Material Adapted Design of Cold Forging Tools Exemplified by Powder Metallurgical Tool Steels and Ceramics
LFT, 109 Seiten, 56 Bilder, 8 Tab. 2012. ISBN 978-3-87525-330-6.

Band 228: Indra Pitz
Beschleunigte Simulation des Laserstrahlumformens von Aluminiumblechen
LPT, 137 Seiten, 45 Bilder, 27 Tab. 2012. ISBN 978-3-87525-333-7.

Band 229: Alexander Grimm
Prozessanalyse und -überwachung des Laserstrahlhartlötens mittels optischer Sensorik
LPT, 125 Seiten, 61 Bilder, 5 Tab. 2012. ISBN 978-3-87525-334-4.

Band 230: Markus Kaupper
Biegen von höhenfesten Stahlblechwerkstoffen - Umformverhalten und Grenzen der Biegebarkeit
LFT, 160 Seiten, 57 Bilder, 10 Tab. 2012. ISBN 978-3-87525-339-9.

Band 231: Thomas Kroiß
Modellbasierte Prozessauslegung für die Kaltmassivumformung unter Berücksichtigung der Werkzeug- und Pressenauffederung
LFT, 169 Seiten, 50 Bilder, 19 Tab. 2012. ISBN 978-3-87525-341-2.

Band 232: Christian Goth
Analyse und Optimierung der Entwicklung und Zuverlässigkeit räumlicher Schaltungsträger (3D-MID)
FAPS, 176 Seiten, 102 Bilder, 22 Tab. 2012. ISBN 978-3-87525-340-5.

Band 233: Christian Ziegler
Ganzheitliche Automatisierung mechatronischer Systeme in der Medizin am Beispiel Strahlentherapie
FAPS, 170 Seiten, 71 Bilder, 19 Tab. 2012. ISBN 978-3-87525-342-9.

Band 234: Florian Albert
Automatisiertes Laserstrahllöten und -reparaturlöten elektronischer Baugruppen
LPT, 127 Seiten, 78 Bilder, 11 Tab. 2012. ISBN 978-3-87525-344-3.

Band 235: Thomas Stöhr
Analyse und Beschreibung des mechanischen Werkstoffverhaltens von presshärtbaren Bor-Manganstählen
LFT, 118 Seiten, 74 Bilder, 18 Tab. 2013. ISBN 978-3-87525-346-7.

Band 236: Christian Kägeler
Prozessdynamik beim Laserstrahlschweißen verzinkter Stahlbleche im Überlappstoß
LPT, 145 Seiten, 80 Bilder, 3 Tab. 2013. ISBN 978-3-87525-347-4.

Band 237: Andreas Sulzberger
Seriennahe Auslegung der Prozesskette zur wärmeunterstützten Umformung von Aluminiumblechwerkstoffen
LFT, 153 Seiten, 87 Bilder, 17 Tab. 2013. ISBN 978-3-87525-349-8.

Band 238: Simon Opel
Herstellung prozessangepasster Halbzeuge mit variabler Blechdicke durch die Anwendung von Verfahren der Blechmassivumformung
LFT, 165 Seiten, 108 Bilder, 27 Tab. 2013. ISBN 978-3-87525-350-4.

Band 239: Rajesh Kanawade
In-vivo Monitoring of Epithelium Vessel and Capillary Density for the Application of Detection of Clinical Shock and Early Signs of Cancer Development
LPT, 124 Seiten, 58 Bilder, 15 Tab. 2013. ISBN 978-3-87525-351-1.

Band 240: Stephan Busse
Entwicklung und Qualifizierung eines Schneidclinchverfahrens
LFT, 119 Seiten, 86 Bilder, 20 Tab. 2013. ISBN 978-3-87525-352-8.

Band 241: Karl-Heinz Leitz
Mikro- und Nanostrukturierung mit kurz und ultrakurz gepulster Laserstrahlung
LPT, 154 Seiten, 71 Bilder, 9 Tab.
2013. ISBN 978-3-87525-355-9.

Band 242: Markus Michl
Webbasierte Ansätze zur ganzheitlichen technischen Diagnose
FAPS, 182 Seiten, 62 Bilder, 20 Tab.
2013. ISBN 978-3-87525-356-6.

Band 243: Vera Sturm
Einfluss von Chargenschwankungen auf die Verarbeitungsgrenzen von Stahlwerkstoffen
LFT, 113 Seiten, 58 Bilder, 9 Tab.
2013. ISBN 978-3-87525-357-3.

Band 244: Christian Neudel
Mikrostrukturelle und mechanisch-technologische Eigenschaften widerstandspunktgeschweißter Aluminium-Stahl-Verbindungen für den Fahrzeugbau
LFT, 178 Seiten, 171 Bilder, 31 Tab.
2014. ISBN 978-3-87525-358-0.

Band 245: Anja Neumann
Konzept zur Beherrschung der Prozessschwankungen im Presswerk
LFT, 162 Seiten, 68 Bilder, 15 Tab.
2014. ISBN 978-3-87525-360-3.

Band 246: Ulf-Hermann Quentin
Laserbasierte Nanostrukturierung mit optisch positionierten Mikrolinsen
LPT, 137 Seiten, 89 Bilder, 6 Tab.
2014. ISBN 978-3-87525-361-0.

Band 247: Erik Lamprecht
Der Einfluss der Fertigungsverfahren auf die Wirbelstromverluste von Stator-Einzelzahnblechpaketen für den Einsatz in Hybrid- und Elektrofahrzeugen
FAPS, 148 Seiten, 138 Bilder, 4 Tab.
2014. ISBN 978-3-87525-362-7.

Band 248: Sebastian Rösel
Wirkmedienbasierte Umformung von Blechhalbzeugen unter Anwendung magnetorheologischer Flüssigkeiten als kombiniertes Wirk- und Dichtmedium
LFT, 148 Seiten, 61 Bilder, 12 Tab.
2014. ISBN 978-3-87525-363-4.

Band 249: Paul Hippchen
Simulative Prognose der Geometrie indirekt pressgehärteter Karosseriebauteile für die industrielle Anwendung
LFT, 163 Seiten, 89 Bilder, 12 Tab.
2014. ISBN 978-3-87525-364-1.

Band 250: Martin Zubeil
Versagensprognose bei der Prozesssimulation von Biegeumform- und Falzverfahren
LFT, 171 Seiten, 90 Bilder, 5 Tab.
2014. ISBN 978-3-87525-365-8.

Band 251: Alexander Kühn
Flexible Automatisierung der Statormontage mit Hilfe einer universellen ambidexteren Kinematik
FAPS, 142 Seiten, 60 Bilder, 26 Tab.
2014. ISBN 978-3-87525-367-2.

Band 252: Thomas Albrecht
Optimierte Fertigungstechnologien für Rotoren getriebeintegrierter PM-Synchronmotoren von Hybridfahrzeugen
FAPS, 198 Seiten, 130 Bilder, 38 Tab.
2014. ISBN 978-3-87525-368-9.

Band 253: Florian Risch
Planning and Production Concepts for Contactless Power Transfer Systems for Electric Vehicles
FAPS, 185 Seiten, 125 Bilder, 13 Tab.
2014. ISBN 978-3-87525-369-6.

Band 254: Markus Weigl
Laserstrahlschweißen von Mischverbindungen aus austenitischen und ferritischen korrosionsbeständigen Stahlwerkstoffen
LPT, 184 Seiten, 110 Bilder, 6 Tab.
2014. ISBN 978-3-87525-370-2.

Band 255: Johannes Noneder
Beanspruchungserfassung für die Validierung von FE-Modellen zur Auslegung von Massivumformwerkzeugen
LFT, 161 Seiten, 65 Bilder, 14 Tab.
2014. ISBN 978-3-87525-371-9.

Band 256: Andreas Reinhardt
Ressourceneffiziente Prozess- und Produktionstechnologie für flexible Schaltungsträger
FAPS, 123 Seiten, 69 Bilder, 19 Tab.
2014. ISBN 978-3-87525-373-3.

Band 257: Tobias Schmuck
Ein Beitrag zur effizienten Gestaltung globaler Produktions- und Logistiknetzwerke mittels Simulation
FAPS, 151 Seiten, 74 Bilder.
2014. ISBN 978-3-87525-374-0.

Band 258: Bernd Eichenhüller
Untersuchungen der Effekte und Wechselwirkungen charakteristischer Einflussgrößen auf das Umformverhalten bei Mikroumformprozessen
LFT, 127 Seiten, 29 Bilder, 9 Tab.
2014. ISBN 978-3-87525-375-7.

Band 259: Felix Lütteke
Vielseitiges autonomes Transportsystem basierend auf Weltmodellerstellung mittels Datenfusion von Deckenkameras und Fahrzeugsensoren
FAPS, 152 Seiten, 54 Bilder, 20 Tab.
2014. ISBN 978-3-87525-376-4.

Band 260: Martin Grüner
Hochdruck-Blechumformung mit formlos festen Stoffen als Wirkmedium
LFT, 144 Seiten, 66 Bilder, 29 Tab.
2014. ISBN 978-3-87525-379-5.

Band 261: Christian Brock
Analyse und Regelung des Laserstrahltiefschweißprozesses durch Detektion der Metaldampffackelposition
LPT, 126 Seiten, 65 Bilder, 3 Tab.
2015. ISBN 978-3-87525-380-1.

Band 262: Peter Vatter
Sensitivitätsanalyse des 3-Rollen-Schubbiegens auf Basis der Finite Elemente Methode
LFT, 145 Seiten, 57 Bilder, 26 Tab.
2015. ISBN 978-3-87525-381-8.

Band 263: Florian Klämpfl
Planung von Laserbestrahlungen durch simulationsbasierte Optimierung
LPT, 169 Seiten, 78 Bilder, 32 Tab.
2015. ISBN 978-3-87525-384-9.

Band 264: Matthias Domke
Transiente physikalische Mechanismen bei der Laserablation von dünnen Metallschichten
LPT, 133 Seiten, 43 Bilder, 3 Tab.
2015. ISBN 978-3-87525-385-6.

Band 265: Johannes Götz
Community-basierte Optimierung des Anlagenengineering
FAPS, 177 Seiten, 80 Bilder, 30 Tab.
2015. ISBN 978-3-87525-386-3.

Band 266: Hung Nguyen
Qualifizierung des Potentials von Verfestigungseffekten zur Erweiterung des Umformvermögens aus-härtbarer Aluminiumlegierungen
LFT, 137 Seiten, 57 Bilder, 16 Tab.
2015. ISBN 978-3-87525-387-0.

Band 267: Andreas Kuppert
Erweiterung und Verbesserung von Versuchs- und Auswertetechniken für die Bestimmung von Grenzformänderungskurven
LFT, 138 Seiten, 82 Bilder, 2 Tab.
2015. ISBN 978-3-87525-388-7.

Band 268: Kathleen Klaus
Erstellung eines Werkstofforientierten Fertigungsprozessfensters zur Steigerung des Formgebungsvermögens von Aluminiumlegierungen unter Anwendung einer zwischengeschalteten Wärmebehandlung
LFT, 154 Seiten, 70 Bilder, 8 Tab.
2015. ISBN 978-3-87525-391-7.

Band 269: Thomas Svec
Untersuchungen zur Herstellung von funktionsoptimierten Bauteilen im partiellen Presshärteprozess mittels lokal unterschiedlich temperierter Werkzeuge
LFT, 166 Seiten, 87 Bilder, 15 Tab.
2015. ISBN 978-3-87525-392-4.

Band 270: Tobias Schrader
Grundlegende Untersuchungen zur Verschleißcharakterisierung beschichteter Kaltmassivumformwerkzeuge
LFT, 164 Seiten, 55 Bilder, 11 Tab.
2015. ISBN 978-3-87525-393-1.

Band 271: Matthäus Brela
Untersuchung von Magnetfeld-Messmethoden zur ganzheitlichen Wertschöpfungsoptimierung und Fehlerdetektion an magnetischen Aktoren
FAPS, 170 Seiten, 97 Bilder, 4 Tab.
2015. ISBN 978-3-87525-394-8.

Band 272: Michael Wieland
Entwicklung einer Methode zur Prognose adhäsiven Verschleißes an Werkzeugen für das direkte Presshärten
LFT, 156 Seiten, 84 Bilder, 9 Tab.
2015. ISBN 978-3-87525-395-5.

Band 273: René Schramm
Strukturierte additive Metallisierung durch kaltaktives Atmosphärendruckplasma
FAPS, 136 Seiten, 62 Bilder, 15 Tab.
2015. ISBN 978-3-87525-396-2.

Band 274: Michael Lechner
Herstellung beanspruchungsangepasster Aluminiumblechhalbzeuge durch eine maßgeschneiderte Variation der Abkühlgeschwindigkeit nach Lösungsglühen
LFT, 136 Seiten, 62 Bilder, 15 Tab.
2015. ISBN 978-3-87525-397-9.

Band 275: Kolja Andreas
Einfluss der Oberflächenbeschaffenheit auf das Werkzeugeinsatzverhalten beim Kaltfließpressen
LFT, 169 Seiten, 76 Bilder, 4 Tab.
2015. ISBN 978-3-87525-398-6.

Band 276: Marcus Baum
Laser Consolidation of ITO Nanoparticles for the Generation of Thin Conductive Layers on Transparent Substrates
LPT, 158 Seiten, 75 Bilder, 3 Tab.
2015. ISBN 978-3-87525-399-3.

Band 277: Thomas Schneider
Umformtechnische Herstellung dünnwandiger Funktionsbauteile aus Feinblech durch Verfahren der Blechmassivumformung
LFT, 188 Seiten, 95 Bilder, 7 Tab.
2015. ISBN 978-3-87525-401-3.

Band 278: Jochen Merhof
Sematische Modellierung automatisierter Produktionssysteme zur Verbesserung der IT-Integration zwischen Anlagen-Engineering und Steuerungsebene
FAPS, 157 Seiten, 88 Bilder, 8 Tab.
2015. ISBN 978-3-87525-402-0.

Band 279: Fabian Zöller
Erarbeitung von Grundlagen zur Abbildung des tribologischen Systems in der Umformsimulation
LFT, 126 Seiten, 51 Bilder, 3 Tab.
2016. ISBN 978-3-87525-403-7.

Band 280: Christian Hezler
Einsatz technologischer Versuche zur Erweiterung der Versagensvorhersage bei Karosseriebauteilen aus höchstfesten Stählen
LFT, 147 Seiten, 63 Bilder, 44 Tab.
2016. ISBN 978-3-87525-404-4.

Band 281: Jochen Bönig
Integration des Systemverhaltens von Automobil-Hochvoltleitungen in die virtuelle Absicherung durch strukturmechanische Simulation
FAPS, 177 Seiten, 107 Bilder, 17 Tab.
2016. ISBN 978-3-87525-405-1.

Band 282: Johannes Kohl
Automatisierte Datenerfassung für diskret ereignisorientierte Simulationen in der energieflexiblen Fabrik
FAPS, 160 Seiten, 80 Bilder, 27 Tab.
2016. ISBN 978-3-87525-406-8.

Band 283: Peter Bechtold
Mikroschockwellenumformung mittels ultrakurzer Laserpulse
LPT, 155 Seiten, 59 Bilder, 10 Tab.
2016. ISBN 978-3-87525-407-5.

Band 284: Stefan Berger
Laserstrahlschweißen thermoplastischer Kohlenstofffaserverbundwerkstoffe mit spezifischem Zusatzdraht
LPT, 118 Seiten, 68 Bilder, 9 Tab.
2016. ISBN 978-3-87525-408-2.

Band 285: Martin Borschlegl
Methods-Energy Measurement - Eine Methode zur Energieplanung für Fügeverfahren im Karosseriebau
FAPS, 136 Seiten, 72 Bilder, 46 Tab.
2016. ISBN 978-3-87525-409-9.

Band 286: Tobias Rackow
Erweiterung des Unternehmenscontrollings um die Dimension Energie
FAPS, 164 Seiten, 82 Bilder, 29 Tab.
2016. ISBN 978-3-87525-410-5.

Band 287: Johannes Koch
Grundlegende Untersuchungen zur Herstellung zyklisch-symmetrischer Bauteile mit Nebenformelementen durch Blechmassivumformung
LFT, 125 Seiten, 49 Bilder, 17 Tab.
2016. ISBN 978-3-87525-411-2.

Band 288: Hans Ulrich Vierzigmann

Beitrag zur Untersuchung der tribologischen Bedingungen in der Blechmassivumformung - Bereitstellung von tribologischen Modellsversuchen und Realisierung von Tailored Surfaces
LFT, 174 Seiten, 102 Bilder, 34 Tab.
2016. ISBN 978-3-87525-412-9.

Band 289: Thomas Senner
Methodik zur virtuellen Absicherung der formgebenden Operation des Nasspressprozesses von Gelege-Mehrschichtverbunden
LFT, 156 Seiten, 96 Bilder, 21 Tab.
2016. ISBN 978-3-87525-414-3.

Band 290: Sven Kreitlein
Der grundoperationsspezifische Mindestenergiebedarf als Referenzwert zur Bewertung der Energieeffizienz in der Produktion
FAPS, 185 Seiten, 64 Bilder, 30 Tab.
2016. ISBN 978-3-87525-415-0.

Band 291: Christian Roos
Remote-Laserstrahlschweißen verzinkter Stahlbleche in Kehlnahtgeometrie
LPT, 123 Seiten, 52 Bilder, 0 Tab.
2016. ISBN 978-3-87525-416-7.

Band 292: Alexander Kahrimanidis
Thermisch unterstützte Umformung von Aluminiumblechen
LFT, 165 Seiten, 103 Bilder, 18 Tab.
2016. ISBN 978-3-87525-417-4.

Band 293: Jan Tremel
Flexible Systems for Permanent Magnet Assembly and Magnetic Rotor Measurement / Flexible Systeme zur Montage von Permanentmagneten und zur Messung magnetischer Rotoren
FAPS, 152 Seiten, 91 Bilder, 12 Tab.
2016. ISBN 978-3-87525-419-8.

Band 294: Ioannis Tsoupis
Schädigungs- und Versagensverhalten hochfester Leichtbauwerkstoffe unter Biegebeanspruchung
LFT, 176 Seiten, 51 Bilder, 6 Tab.
2017. ISBN 978-3-87525-420-4.

Band 295: Sven Hildering
Grundlegende Untersuchungen zum Prozessverhalten von Silizium als Werkzeugwerkstoff für das Mikroscherschneiden metallischer Folien
LFT, 177 Seiten, 74 Bilder, 17 Tab.
2017. ISBN 978-3-87525-422-8.

Band 296: Sasia Mareike Hertweck
Zeitliche Pulsformung in der Lasermikromaterialbearbeitung - Grundlegende Untersuchungen und Anwendungen
LPT, 146 Seiten, 67 Bilder, 5 Tab.
2017. ISBN 978-3-87525-423-5.

Band 297: Paryanto
Mechatronic Simulation Approach for the Process Planning of Energy-Efficient Handling Systems
FAPS, 162 Seiten, 86 Bilder, 13 Tab.
2017. ISBN 978-3-87525-424-2.

Band 298: Peer Stenzel
Großserientaugliche Nadelwickeltechnik für verteilte Wicklungen im Anwendungsfall der E-Traktionsantriebe
FAPS, 239 Seiten, 147 Bilder, 20 Tab.
2017. ISBN 978-3-87525-425-9.

Band 299: Mario Lušić
Ein Vorgehensmodell zur Erstellung montageführender Werkerinformationssysteme simultan zum Produktentstehungsprozess
FAPS, 174 Seiten, 79 Bilder, 22 Tab.
2017. ISBN 978-3-87525-426-6.

Band 300: Arnd Buschhaus
Hochpräzise adaptive Steuerung und Regelung robotergeführter Prozesse
FAPS, 202 Seiten, 96 Bilder, 4 Tab.
2017. ISBN 978-3-87525-427-3.

Band 301: Tobias Laumer
Erzeugung von thermoplastischen Werkstoffverbunden mittels simultanem, intensitätsselektivem Laserstrahlschmelzen
LPT, 140 Seiten, 82 Bilder, 0 Tab.
2017. ISBN 978-3-87525-428-0.

Band 302: Nora Unger
Untersuchung einer thermisch unterstützten Fertigungskette zur Herstellung umgeformter Bauteile aus der härtesten Aluminiumlegierung EN AW-7020
LFT, 142 Seiten, 53 Bilder, 8 Tab.
2017. ISBN 978-3-87525-429-7.

Band 303: Tommaso Stellin
Design of Manufacturing Processes for the Cold Bulk Forming of Small Metal Components from Metal Strip
LFT, 146 Seiten, 67 Bilder, 7 Tab.
2017. ISBN 978-3-87525-430-3.

Band 304: Bassim Bachy
Experimental Investigation, Modeling, Simulation and Optimization of Molded Interconnect Devices (MID) Based on Laser Direct Structuring (LDS) / Experimentelle Untersuchung, Modellierung, Simulation und Optimierung von Molded Interconnect Devices (MID) basierend auf Laser Direktstrukturierung (LDS)
FAPS, 168 Seiten, 120 Bilder, 26 Tab.
2017. ISBN 978-3-87525-431-0.

Band 305: Michael Spahr
Automatisierte Kontaktierungsverfahren für flachleiterbasierte Pkw-Bordnetzsysteme
FAPS, 197 Seiten, 98 Bilder, 17 Tab.
2017. ISBN 978-3-87525-432-7.

Band 306: Sebastian Suttner
Charakterisierung und Modellierung des spannungszustandsabhängigen Werkstoffverhaltens der Magnesiumlegierung AZ31B für die numerische Prozessauslegung
LFT, 150 Seiten, 84 Bilder, 19 Tab.
2017. ISBN 978-3-87525-433-4.

Band 307: Bhargav Potdar
A reliable methodology to deduce thermo-mechanical flow behaviour of hot stamping steels
LFT, 203 Seiten, 98 Bilder, 27 Tab.
2017. ISBN 978-3-87525-436-5.

Band 308: Maria Löffler
Steuerung von Blechmassivumformprozessen durch maßgeschneiderte tribologische Systeme
LFT, viii u. 166 Seiten, 90 Bilder, 5 Tab.
2018. ISBN 978-3-96147-133-1.

Band 309: Martin Müller

Untersuchung des kombinierten Trenn- und Umformprozesses beim Fügen artungleicher Werkstoffe mittels Schneidlinchverfahren

LFT, xi u. 149 Seiten, 89 Bilder, 6 Tab. 2018. ISBN 978-3-96147-135-5.

Band 310: Christopher Kästle
Qualifizierung der Kupfer-Drahtbondtechnologie für integrierte Leistungsmodule in harschen Umgebungsbedingungen

FAPS, xii u. 167 Seiten, 70 Bilder, 18 Tab. 2018. ISBN 978-3-96147-145-4.

Band 311: Daniel Vipavc

Eine Simulationsmethode für das 3-Rollen-Schubbiegen

LFT, xiii u. 121 Seiten, 56 Bilder, 17 Tab. 2018. ISBN 978-3-96147-147-8.

Band 312: Christina Ramer

Arbeitsraumüberwachung und autonome Bahnplanung für ein sicheres und flexibles Roboter-Assistenzsystem in der Fertigung

FAPS, xiv u. 188 Seiten, 57 Bilder, 9 Tab. 2018. ISBN 978-3-96147-153-9.

Band 313: Miriam Rauer

Der Einfluss von Poren auf die Zuverlässigkeit der Lötverbindungen von Hochleistungs-Leuchtdioden

FAPS, xii u. 209 Seiten, 108 Bilder, 21 Tab. 2018.

ISBN 978-3-96147-157-7.

Band 314: Felix Tenner

Kamerabasierte Untersuchungen der Schmelze und Gasströmungen beim Laserstrahlschweißen verzinkter Stahlbleche

LPT, xxiii u. 184 Seiten, 94 Bilder, 7 Tab. 2018. ISBN 978-3-96147-160-7.

Band 315: Aarief Syed-Khaja

Diffusion Soldering for High-temperature Packaging of Power Electronics

FAPS, x u. 202 Seiten, 144 Bilder, 32 Tab. 2018. ISBN 978-3-87525-162-1.

Band 316: Adam Schaub

Grundlagenwissenschaftliche Untersuchung der kombinierten Prozesskette aus Umformen und Additive Fertigung

LFT, xi u. 192 Seiten, 72 Bilder, 27 Tab. 2019. ISBN 978-3-96147-166-9.

Band 317: Daniel Gröbel

Herstellung von Nebenformelementen unterschiedlicher Geometrie an Blechen mittels Fließpressverfahren der Blechmassivumformung

LFT, x u. 165 Seiten, 96 Bilder, 13 Tab. 2019. ISBN 978-3-96147-168-3.

Band 318: Philipp Hildenbrand

Entwicklung einer Methodik zur Herstellung von Tailored Blanks mit definierten Halbzeugeigenschaften durch einen Taumelprozess

LFT, ix u. 153 Seiten, 77 Bilder, 4 Tab. 2019. ISBN 978-3-96147-174-4.

Band 319: Tobias Konrad

Simulative Auslegung der Spann- und Fixierkonzepte im Karosserie-rohbau: Bewertung der Baugruppenmaßhaltigkeit unter Berücksichtigung schwankender Einflussgrößen

LFT, x u. 203 Seiten, 134 Bilder, 32 Tab. 2019. ISBN 978-3-96147-176-8.

Band 320: David Meinel

Architektur applikationsspezifischer Multi-Physics-Simulationskonfiguratoren am Beispiel modularer Triebzüge

FAPS, xii u. 166 Seiten, 82 Bilder, 25 Tab. 2019.
ISBN 978-3-96147-184-3.

Band 321: Andrea Zimmermann

Grundlegende Untersuchungen zum Einfluss fertigungsbedingter Eigenschaften auf die Ermüdungsfestigkeit kaltmassivumgeformter Bauteile

LFT, ix u. 160 Seiten, 66 Bilder, 5 Tab. 2019. ISBN 978-3-96147-190-4.

Band 322: Christoph Amann

Simulative Prognose der Geometrie nassgepresster Karosseriebauteile aus Gelege-Mehrschichtverbunden

LFT, xvi u. 169 Seiten, 80 Bilder, 13 Tab. 2019. ISBN 978-3-96147-194-2.

Band 323: Jennifer Tenner

Realisierung schmierstofffreier Tiefziehprozesse durch maßgeschneiderte Werkzeugoberflächen

LFT, x u. 187 Seiten, 68 Bilder, 13 Tab. 2019. ISBN 978-3-96147-196-6.

Band 324: Susan Zöller

Mapping Individual Subjective Values to Product Design KTMfk, xi u. 223 Seiten, 81 Bilder, 25 Tab. 2019.

ISBN 978-3-96147-202-4.

Band 325: Stefan Lutz

Erarbeitung einer Methodik zur semiempirischen Ermittlung der Umwandlungskinetik durchhärtender Wälzlagerstähle für die Wärmebehandlungssimulation

LFT, xiv u. 189 Seiten, 75 Bilder, 32 Tab. 2019. ISBN 978-3-96147-209-3.

Band 326: Tobias Gnibl

Modellbasierte Prozesskettenabbildung rührreibgeschweißter Aluminiumhalbzeuge zur umformtechnischen Herstellung höchstfester Leichtbau-strukturteile

LFT, xii u. 167 Seiten, 68 Bilder, 17 Tab. 2019. ISBN 978-3-96147-217-8.

Band 327: Johannes Bürner

Technisch-wirtschaftliche Optionen zur Lastflexibilisierung durch intelligente elektrische Wärmespeicher

FAPS, xiv u. 233 Seiten, 89 Bilder, 27 Tab. 2019.
ISBN 978-3-96147-219-2.

Band 328: Wolfgang Böhm

Verbesserung des Umformverhaltens von mehrlagigen Aluminiumblechwerkstoffen mit ultrafeinkörnigem Gefüge

LFT, ix u. 160 Seiten, 88 Bilder, 14 Tab. 2019. ISBN 978-3-96147-227-7.

Band 329: Stefan Landkammer

Grundsatzuntersuchungen, mathematische Modellierung und Ableitung einer Auslegungsmethodik für Gelenkantriebe nach dem Spinnenprinzip

LFT, xii u. 200 Seiten, 83 Bilder, 13 Tab. 2019. ISBN 978-3-96147-229-1.

Band 330: Stephan Rapp

Pump-Probe-Ellipsometrie zur Messung transienter optischer Materialeigenschaften bei der Ultrakurzpuls-Lasermaterialbearbeitung

LPT, xi u. 143 Seiten, 49 Bilder, 2 Tab. 2019. ISBN 978-3-96147-235-2.

Band 331: Michael Scholz
Intralogistics Execution System mit integrierten autonomen, servicebasierten Transportentitäten
FAPS, xi u. 195 Seiten, 55 Bilder, 11 Tab. 2019. ISBN 978-3-96147-237-6.

Band 332: Eva Bogner
Strategien der Produktindividualisierung in der produzierenden Industrie im Kontext der Digitalisierung
FAPS, ix u. 201 Seiten, 55 Bilder, 28 Tab. 2019. ISBN 978-3-96147-246-8.

Band 333: Daniel Benjamin Krüger
Ein Ansatz zur CAD-integrierten muskuloskelettalen Analyse der Mensch-Maschine-Interaktion
KTmfk, x u. 217 Seiten, 102 Bilder, 7 Tab. 2019. ISBN 978-3-96147-250-5.

Band 334: Thomas Kuhn
Qualität und Zuverlässigkeit laserdirektstrukturierter mechatronisch integrierter Baugruppen (LDS-MID)
FAPS, ix u. 152 Seiten, 69 Bilder, 12 Tab. 2019. ISBN 978-3-96147-252-9.

Band 335: Hans Fleischmann
Modellbasierte Zustands- und Prozessüberwachung auf Basis sozio-cyber-physischer Systeme
FAPS, xi u. 214 Seiten, 111 Bilder, 18 Tab. 2019. ISBN 978-3-96147-256-7.

Band 336: Markus Michalski
Grundlegende Untersuchungen zum Prozess- und Werkstoffverhalten bei schwingungsüberlagerter Umformung
LFT, xii u. 197 Seiten, 93 Bilder, 11 Tab. 2019. ISBN 978-3-96147-270-3.

Band 337: Markus Brandmeier
Ganzheitliches ontologiebasiertes Wissensmanagement im Umfeld der industriellen Produktion
FAPS, xi u. 255 Seiten, 77 Bilder, 33 Tab. 2020. ISBN 978-3-96147-275-8.

Band 338: Stephan Purr
Datenerfassung für die Anwendung lernender Algorithmen bei der Herstellung von Blechformteilen
LFT, ix u. 165 Seiten, 48 Bilder, 4 Tab. 2020. ISBN 978-3-96147-281-9.

Band 339: Christoph Kiener
Kaltfließpressen von gerad- und schrägverzahnten Zahnrädern
LFT, viii u. 151 Seiten, 81 Bilder, 3 Tab. 2020. ISBN 978-3-96147-287-1.

Band 340: Simon Spreng
Numerische, analytische und empirische Modellierung des Heißcrimpprozesses
FAPS, xix u. 204 Seiten, 91 Bilder, 27 Tab. 2020. ISBN 978-3-96147-293-2.

Band 341: Patrik Schwingenschlögl
Erarbeitung eines Prozessverständnisses zur Verbesserung der tribologischen Bedingungen beim Presshärten
LFT, x u. 177 Seiten, 81 Bilder, 8 Tab. 2020. ISBN 978-3-96147-297-0.

Band 342: Emanuela Affronti
Evaluation of failure behaviour of sheet metals
LFT, ix u. 136 Seiten, 57 Bilder, 20 Tab. 2020. ISBN 978-3-96147-303-8.

Band 343: Julia Degner
Grundlegende Untersuchungen zur Herstellung hochfester Aluminiumblechbauteile in einem kombinierten Umform- und Abschreckprozess
LFT, x u. 172 Seiten, 61 Bilder, 9 Tab. 2020. ISBN 978-3-96147-307-6.

Band 344: Maximilian Wagner
Automatische Bahnplanung für die Aufteilung von Prozessbewegungen in synchrone Werkstück- und Werkzeugbewegungen mittels Multi-Roboter-Systemen
FAPS, xxi u. 181 Seiten, 111 Bilder, 15 Tab. 2020. ISBN 978-3-96147-309-0.

Band 345: Stefan Härter
Qualifizierung des Montageprozesses hochminiaturisierter elektrischer Bauelemente
FAPS, ix u. 194 Seiten, 97 Bilder, 28 Tab. 2020. ISBN 978-3-96147-314-4.

Band 346: Toni Donhauser
Ressourcenorientierte Auftragsregelung in einer hybriden Produktion mittels betriebsbegleitender Simulation
FAPS, xix u. 242 Seiten, 97 Bilder, 17 Tab. 2020. ISBN 978-3-96147-316-8.

Band 347: Philipp Amend
Laserbasiertes Schmelzkleben von Thermoplasten mit Metallen
LPT, xv u. 154 Seiten, 67 Bilder. 2020. ISBN 978-3-96147-326-7.

Band 348: Matthias Ehlert
Simulationsunterstützte funktionale Grenzlagenabsicherung
KTmfk, xvi u. 300 Seiten, 101 Bilder, 73 Tab. 2020. ISBN 978-3-96147-328-1.

Band 349: Thomas Sander
Ein Beitrag zur Charakterisierung und Auslegung des Verbundes von Kunststoffsubstraten mit harten Dünnschichten
KTmfk, xiv u. 178 Seiten, 88 Bilder, 21 Tab. 2020. ISBN 978-3-96147-330-4.

Band 350: Florian Pilz
Fließpressen von Verzahnungselementen an Blechen
LFT, x u. 170 Seiten, 103 Bilder, 4 Tab. 2020. ISBN 978-3-96147-332-8.

Band 351: Sebastian Josef Katona
Evaluation und Aufbereitung von Produktsimulationen mittels abweichungsbehafteter Geometrie-Modelle
KTmfk, ix u. 147 Seiten, 73 Bilder, 11 Tab. 2020. ISBN 978-3-96147-336-6.

Band 352: Jürgen Herrmann
Kumulatives Walzplattieren. Bewertung der Umformigenschaften mehrlagiger Blechwerkstoffe der ausscheidungshärtbaren Legierung AA6014
LFT, x u. 157 Seiten, 64 Bilder, 5 Tab. 2020. ISBN 978-3-96147-344-1.

Band 353: Christof Küstner
Assistenzsystem zur Unterstützung der datengetriebenen Produktentwicklung
KTmfk, xii u. 219 Seiten, 63 Bilder, 14 Tab. 2020.
ISBN 978-3-96147-348-9.

Band 354: Tobias Gläsel
Prozessketten zum Laserstrahlschweißen von flachleiterbasierten Formspulenumwicklungen für automobiler Traktionsantriebe
FAPS, xiv u. 206 Seiten, 89 Bilder, 11 Tab. 2020.
ISBN 978-3-96147-356-4.

Band 355: Andreas Meinel
Experimentelle Untersuchung der Auswirkungen von Axialschwingungen auf Reibung und Verschleiß in Zylinderring-lagern
KTmfk, xii u. 162 Seiten, 56 Bilder, 7 Tab. 2020.
ISBN 978-3-96147-358-8.

Band 356: Hannah Riedle
Haptische, generische Modelle weicher anatomischer Strukturen für die chirurgische Simulation
FAPS, xxx u. 179 Seiten, 82 Bilder, 35 Tab. 2020.
ISBN 978-3-96147-367-0.

Band 357: Maximilian Landgraf
Leistungselektronik für den Einsatz dielektrischer Elastomere in aktorischen, sensorischen und integrierten sensomotorischen Systemen
FAPS, xxiii u. 166 Seiten, 71 Bilder, 10 Tab. 2020.
ISBN 978-3-96147-380-9.

Band 358: Alireza Esfandiyari
Multi-Objective Process Optimization for Overpressure Reflow Soldering in Electronics Production
FAPS, xviii u. 175 Seiten, 57 Bilder, 23 Tab. 2020.
ISBN 978-3-96147-382-3.

Band 359: Christian Sand
Prozessübergreifende Analyse komplexer Montageprozessketten mittels Data Mining
FAPS, XV u. 168 Seiten, 61 Bilder, 12 Tab. 2021.
ISBN 978-3-96147-398-4.

Band 360: Ralf Merkl
Closed-Loop Control of a Storage-Supported Hybrid Compensation System for Improving the Power Quality in Medium Voltage Networks
FAPS, xxvii u. 200 Seiten, 102 Bilder, 2 Tab. 2021.
ISBN 978-3-96147-402-8.

Band 361: Thomas Reitberger
Additive Fertigung polymerer optischer Wellenleiter im Aerosol-Jet-Verfahren
FAPS, xix u. 141 Seiten, 65 Bilder, 11 Tab. 2021. ISBN 978-3-96147-400-4.

Band 362: Marius Christian Fechter
Modellierung von Vorentwürfen in der virtuellen Realität mit natürlicher Fingerinteraktion
KTmfk, x u. 188 Seiten, 67 Bilder, 19 Tab. 2021.
ISBN 978-3-96147-404-2.

Band 363: Franziska Neubauer
Oberflächenmodifizierung und Entwicklung einer Auswertemethodik zur Verschleißcharakterisierung im Presshärteprozess
LFT, ix u. 177 Seiten, 42 Bilder, 6 Tab. 2021. ISBN 978-3-96147-406-6.

Band 364: Eike Wolfram Schäffer
Web- und wissensbasierter Engineering-Konfigurator für roboterzentrierte Automatisierungslösungen
FAPS, xxiv u. 195 Seiten, 108 Bilder, 25 Tab. 2021.
ISBN 978-3-96147-410-3.

Band 365: Daniel Gross
Untersuchungen zur kohlenstoffdioxidbasierten kryogenen Minimalmengenschmierung
REP, xii u. 184 Seiten, 56 Bilder, 18 Tab. 2021. ISBN 978-3-96147-412-7.

Band 366: Daniel Junker
Qualifizierung laser-additiv gefertigter Komponenten für den Einsatz im Werkzeugbau der Massivumformung
LFT, vii u. 142 Seiten, 62 Bilder, 5 Tab. 2021. ISBN 978-3-96147-416-5.

Band 367: Tallal Javied
Totally Integrated Ecology Management for Resource Efficient and Eco-Friendly Production
FAPS, xv u. 160 Seiten, 60 Bilder, 13 Tab. 2021. ISBN 978-3-96147-418-9.

Band 368: David Marco Hochrein
Wälzlager im Beschleunigungsfeld – Eine Analysestrategie zur Bestimmung des Reibungs-, Axialschub- und Temperaturverhaltens von Nadelkränzen –
KTmfk, xiii u. 279 Seiten, 108 Bilder, 39 Tab. 2021.
ISBN 978-3-96147-420-2.

Band 369: Daniel Gräf
Funktionalisierung technischer Oberflächen mittels prozessüberwachter aerosolbasierter Drucktechnologie
FAPS, xxii u. 175 Seiten, 97 Bilder, 6 Tab. 2021.
ISBN 978-3-96147-433-2.

Band 370: Andreas Gröschl
Hochfrequent fokusbandsmodulierte Konfokalsensoren für die Nanokoordinatenmesstechnik
FMT, x u. 144 Seiten, 98 Bilder, 6 Tab. 2021. ISBN 978-3-96147-435-6.

Band 371: Johann Tüchsen
Konzeption, Entwicklung und Einführung des Assistenzsystems D-DAS für die Produktentwicklung elektrischer Motoren
KTmfk, xii u. 178 Seiten, 92 Bilder, 12 Tab. 2021.
ISBN 978-3-96147-437-0.

Band 372: Max Marian
Numerische Auslegung von Oberflächenmikrostrukturen für geschmierte tribologische Kontakte
KTmfk, xviii u. 276 Seiten, 85 Bilder, 45 Tab. 2021.
ISBN 978-3-96147-439-4.

Band 373: Johannes Strauß
Die akustooptische Strahlformung in der Lasermaterialbearbeitung
LPT, xvi u. 113 Seiten, 48 Bilder. 2021. ISBN 978-3-96147-441-7.

Band 374: Martin Hohmann

Machine learning and hyper spectral imaging: Multi Spectral Endoscopy in the Gastro Intestinal Tract towards Hyper Spectral Endoscopy LPT, x u. 137 Seiten, 62 Bilder, 29 Tab. 2021. ISBN 978-3-96147-445-5.

Band 375: Timo Kordaf

Lasergestütztes Verfahren zur selektiven Metallisierung von epoxidharzbasierten Duromeren zur Steigerung der Integrationsdichte für dreidimensionale mechatronische Package-Baugruppen FAPS, xviii u. 198 Seiten, 92 Bilder, 24 Tab. 2021. ISBN 978-3-96147-443-1.

Band 376: Philipp Kestel

Assistenzsystem für den wissensbasierten Aufbau konstruktionsbegleitender Finite-Elemente-Analysen KTmfk, xviii u. 209 Seiten, 57 Bilder, 17 Tab. 2021. ISBN 978-3-96147-457-8.

Band 377: Martin Lerchen

Messverfahren für die pulverbettbasierte additive Fertigung zur Sicherstellung der Konformität mit geometrischen Produktspezifikationen FMT, x u. 150 Seiten, 60 Bilder, 9 Tab. 2021. ISBN 978-3-96147-463-9.

Band 378: Michael Schneider

Inline-Prüfung der Permeabilität in weichmagnetischen Komponenten FAPS, xxii u. 189 Seiten, 79 Bilder, 14 Tab. 2021. ISBN 978-3-96147-465-3.

Band 379: Tobias Sprügel

Sphärische Detektorflächen als Unterstützung der Produktentwicklung zur Datenanalyse im Rahmen des Digital Engineering KTmfk, xiii u. 213 Seiten, 84 Bilder, 33 Tab. 2021. ISBN 978-3-96147-475-2.

Band 380: Tom Häfner

Multipulseffekte beim Mikro-Materialabtrag von Stahllegierungen mit Pikosekunden-Laserpulsen LPT, xxviii u. 159 Seiten, 57 Bilder, 13 Tab. 2021. ISBN 978-3-96147-479-0.

Band 381: Björn Heling

Einsatz und Validierung virtueller Absicherungsmethoden für abweichungs-behaftete Mechanismen im Kontext des Robust Design KTmfk, xi u. 169 Seiten, 63 Bilder, 27 Tab. 2021. ISBN 978-3-96147-487-5.

Band 382: Tobias Kolb

Laserstrahl-Schmelzen von Metallen mit einer Serienanlage – Prozesscharakterisierung und Erweiterung eines Überwachungssystems LPT, xv u. 170 Seiten, 128 Bilder, 16 Tab. 2021. ISBN 978-3-96147-491-2.

Band 383: Mario Meinhardt

Widerstandselementschweißen mit gestauchten Hilfsfügeelementen - Umformtechnische Wirkzusammenhänge zur Beeinflussung der Verbindungsfestigkeit LFT, xii u. 189 Seiten, 87 Bilder, 4 Tab. 2022. ISBN 978-3-96147-473-8.

Band 384: Felix Bauer

Ein Beitrag zur digitalen Auslegung von Fügeprozessen im Karosseriebau mit Fokus auf das Remote-Laserstrahlschweißen unter Einsatz flexibler Spanntechnik LFT, xi u. 185 Seiten, 74 Bilder, 12 Tab. 2022. ISBN 978-3-96147-498-1.

Band 385: Jochen Zeitler

Konzeption eines rechnergestützten Konstruktionssystems für optomechatronische Baugruppen FAPS, xix u. 172 Seiten, 88 Bilder, 11 Tab. 2022. ISBN 978-3-96147-499-8.

Band 386: Vincent Mann

Einfluss von Strahloszillation auf das Laserstrahlschweißen hochfester Stähle LPT, xiii u. 172 Seiten, 103 Bilder, 18 Tab. 2022. ISBN 978-3-96147-503-2.

Band 387: Chen Chen

Skin-equivalent opto-/elastofluidic in-vitro microphysiological vascular models for translational studies of optical biopsies LPT, xx u. 126 Seiten, 60 Bilder, 10 Tab. 2022. ISBN 978-3-96147-505-6.

Band 388: Stefan Stein

Laser drop on demand joining as bonding method for electronics assembly and packaging with high thermal requirements LPT, x u. 112 Seiten, 54 Bilder, 10 Tab. 2022. ISBN 978-3-96147-507-0

Band 389: Nikolaus Urban

Untersuchung des Laserstrahlschmelzens von Neodym-Eisen-Bor zur additiven Herstellung von Permanentmagneten FAPS, x u. 174 Seiten, 88 Bilder, 18 Tab. 2022. ISBN 978-3-96147-501-8.

Band 390: Yiting Wu

Großflächige Topographiemessungen mit einem Weißlichtinterferenzmikroskop und einem metrologischen Rasterkraftmikroskop FMT, xii u. 142 Seiten, 68 Bilder, 11 Tab. 2022. ISBN: 978-3-96147-513-1.

Band 391: Thomas Papke

Untersuchungen zur Umformbarkeit hybrider Bauteile aus Blechgrundkörper und additiv gefertigter Struktur LFT, xii u. 194 Seiten, 71 Bilder, 16 Tab. 2022. ISBN 978-3-96147-515-5.

Band 392: Bastian Zimmermann

Einfluss des Vormaterials auf die mehrstufige Kaltumformung vom Draht LFT, xi u. 182 Seiten, 36 Bilder, 6 Tab. 2022. ISBN 978-3-96147-519-3.

Band 393: Harald Völk

Ein simulationsbasierter Ansatz zur Auslegung additiv gefertigter FLM-Faserverbundstrukturen KTmfk, xx u. 204 Seiten, 95 Bilder, 22 Tab. 2022. ISBN 978-3-96147-523-0.

Band 394: Robert Schulte

Auslegung und Anwendung prozessangepasster Halbzeuge für Verfahren der Blechmassivumformung LFT, x u. 163 Seiten, 93 Bilder, 5 Tab. 2022. ISBN 978-3-96147-525-4.

Band 395: Philipp Frey

Umformtechnische Strukturierung metallischer Einleger im Folgerverbund für mediendichte Kunststoff-Metall-Hybridbauteile LFT, ix u. 180 Seiten, 83 Bilder, 7 Tab. 2022. ISBN 978-3-96147-534-6.

Band 396: Thomas Johann Luft
Komplexitätsmanagement in der Produktentwicklung - Holistische Modellierung, Analyse, Visualisierung und Bewertung komplexer Systeme
KTmfk, xiii u. 510 Seiten, 166 Bilder, 16 Tab. 2022.
ISBN 978-3-96147-540-7.

Band 397: Li Wang
Evaluierung der Einsetzbarkeit des lasergestützten Verfahrens zur selektiven Metallisierung für die Verbesserung passiver Intermodulation in Hochfrequenzanwendungen
FAPS, xxii u. 151 Seiten, 72 Bilder, 22 Tab. 2022. ISBN 978-3-96147-542-1.

Band 398: Sebastian Reitelshöfer
Der Aerosol-Jet-Druck Dielektrischer Elastomere als additives Fertigungsverfahren für elastische mechatronische Komponenten
FAPS, xxv u. 206 Seiten, 87 Bilder, 13 Tab. 2022.
ISBN 978-3-96147-547-6.

Band 399: Alexander Meyer
Selektive Magnetmontage zur Verringerung des Rastmomentes permanenterregter Synchronmotoren
FAPS, xv u. 164 Seiten, 90 Bilder, 18 Tab. 2022. ISBN 978-3-96147-555-1.

Band 400: Rong Zhao
Design verschleißreduzierender amorpher Kohlenstoffschichtsysteme für trockene tribologische Gleitkontakte
KTmfk, x u. 148 Seiten, 69 Bilder, 14 Tab. 2022.
ISBN 978-3-96147-557-5.

Band 401: Christian P. J. Schwarzer
Kupfersintern als Fügetechnologie für Leistungselektronik
FAPS, xxvii u. 234 Seiten, 125 Bilder, 24 Tab. 2022.
ISBN 978-3-96147-566-7.

Band 402: Alexander Horn
Grundlegende Untersuchungen zur Gradierung der mechanischen Eigenschaften pressgehärteter Bauteile durch eine örtlich begrenzte Aufkohlung
LFT, xii u. 204 Seiten, 58 Bilder, 6 Tab. 2022. ISBN 978-3-96147-568-1.

Band 403: Artur Klos
Werkstoff- und umformtechnische Bewertung von hochfesten Aluminiumblechwerkstoffen für den Karosseriebau
LFT, x u. 192 Seiten, 73 Bilder, 12 Tab. 2022. ISBN 978-3-96147-572-8.

Band 404: Harald Schmid
Ganzheitliche Erarbeitung eines Prozessverständnisses von Tiefziehprozessen mit Ziehsicken auf Basis mechanischer und tribologischer Analysen
LFT, xiii u. 211 Seiten, 78 Bilder, 5 Tab. 2022. ISBN 978-3-96147-577-3.

Band 405: Johannes Henneberg
Blechmassivumformung von Funktionsbauteilen aus Bandmaterial
LFT, viii u. 176 Seiten, 101 Bilder, 2 Tab. 2022. ISBN 978-3-96147-579-7.

Band 406: Anton Schmailzl
Festigkeits- und zeitoptimierte Prozessführung beim quasi-simultanen Laser-Durchstrahlsschweißen
LPT, xiii u. 157 Seiten, 84 Bilder, 7 Tab. 2022. ISBN 978-3-96147-583-4.

Band 407: Alexander Wolf
Modellierung und Vorhersage menschlichen Interaktionsverhaltens zur Analyse der Mensch-Produkt Interaktion
KTmfk, x u. 207 Seiten, 69 Bilder, 10 Tab. 2022.
ISBN 978-3-96147-585-8.

Band 408: Tim Weikert
Modifikationen amorpher Kohlenstoffschichten zur Anpassung der Reibungsbedingungen und zur Erhöhung des Verschleißschutzes
KTmfk, xvii u. 258 Seiten, 91 Bilder, 9 Tab. 2022.
ISBN 978-3-96147-589-6.

Band 409: Stefan Götz
Frühzeitiges konstruktionsbegleitendes Toleranzmanagement
KTmfk, ix u. 276 Seiten, 127 Bilder, 13 Tab. 2022.
ISBN 978-3-96147-593-3.

Band 410: Markus Hubert
Einsatzpotenziale der Rotationschneidtechnologie in der Verarbeitung von metallischen Funktionsfolien für mechatronische Produkte
FAPS, xviii u. 139 Seiten, 86 Bilder, 7 Tab. 2022.
ISBN 978-3-96147-603-9.

Band 411: Manfred Vogel
Grundlagenuntersuchungen und Erarbeitung einer Methodik zur Herstellung maßgeschneiderter Halbzeuge auf Basis eines neuartigen flexiblen Walzprozesses
LFT, ix u. 176 Seiten, 61 Bilder, 11 Tab. 2022. ISBN 978-3-96147-605-3.

Band 412: Michael Weigelt
Multidimensionale Optionenanalyse alternativer Antriebskonzepte für die individuelle Langstreckenmobilität
FAPS, xv u. 222 Seiten, 89 Bilder, 38 Tab. 2022. ISBN 978-3-96147-607-7.

Band 413: Frank Bodendorf
Machine Learning im Cost Engineering des Supply Managements
FAPS, xiii u. 165 Seiten, 75 Bilder, 13 Tab. 2023.
ISBN 978-3-96147-609-1.

Band 414: Maximilian Metzner
Planung und Simulation taktischer, intelligenter und kollaborativer Roboterfähigkeiten in der Montage
FAPS, xix u. 174 Seiten, 72 Bilder, 3 Tab. 2023.
ISBN 978-3-96147-611-4.

Band 415: Tina Buker
Ein Ansatz zur Reduktion produktinduzierter Nutzerstigmatisierung durch Förderung einer gleichermaßen gebrauchstauglichen wie emotionalen Produktgestalt
KTmfk, x u. 236 Seiten, 54 Bilder, 44 Tab. 2022.
ISBN 978-3-96147-613-8.

Band 416: Marlene Kuhn
Model-based Traceability System Development for Complex Manufacturing Applying Blockchain and Graphs
FAPS, xv u. 167 Seiten, 63 Bilder, 10 Tab. 2022. ISBN 978-3-96147-615-2.

Band 417: Benjamin Lengenfelder

Remote photoacoustic sensing using speckle-analysis for biomedical imaging
LPT, xv u. 124 Seiten, 86 Bilder, 10 Tab. 2023. ISBN 978-3-96147-617-6.

Band 418: Benjamin Pohrer

Analyse des Zusammenhangs zwischen dem tribochemischen Aufbau von Grenzschichten und der Ausbildung von White Etching Crack-Schäden
KTmfk, xv u. 258 Seiten, 103 Bilder, 10 Tab. 2023. ISBN 978-3-96147-621-3.

Band 419: Matthias Friedlein

Zuverlässigkeitsmethoden zur Beschleunigung von Qualifizierungsuntersuchungen für Steckkontakte
FAPS, xxv u. 162 Seiten, 98 Bilder, 7 Tab. 2023.
ISBN 978-3-96147-625-1.

Band 420: Thomas Stoll

Laser Powder Bed Fusion von Kupfer auf Aluminiumoxid-Keramiken
FAPS, xxvii u. 236 Seiten, 103 Bilder, 11 Tab. 2023. ISBN 978-3-96147-631-2.

Band 421: Eric Eschner

Relation of Particle Motion and Process Zone Formation as a Basis for Sensing Approaches within PBF-LB/M
LPT, xiv u. 143 Seiten, 87 Bilder, 0 Tab. 2023.
ISBN 978-3-96147-633-6.

Band 422: Fanuel Mehari

Laser-induced Breakdown Spectroscopy (LIBS) as a diagnostics tool for biological tissue analysis.
LPT, xv u. 145 Seiten, 68 Bilder, 12 Tab. 2023. ISBN 978-3-96147-641-1.

Band 423: Uwe Leicht

Ultraschallüberlagertes Umformen und Verstemmen von Stahlwerkstoffen
LFT, xi u. 165 Seiten, 65 Bilder, 6 Tab. 2023. ISBN 978-3-96147-643-5.

Band 424: Thomas Braun

Potenzialanalyse der plasmabasierten, strukturierten Metallisierung thermoaktiver Oberflächen im industriellen Hausbau
FAPS, xvii u. 152 Seiten, 72 Bilder, 11 Tab. 2023. ISBN 978-3-96147-653-4.

Band 425: Reinhardt Seidel

Modellbasierte Optimierung des Selektivwellenlötprozesses
FAPS, xxii u. 167 Seiten, 73 Bilder, 23 Tab. 2023.
ISBN 978-3-96147-651-0.

Band 426: Matthias Lenzen

Maßgeschneiderte Werkstoffcharakterisierung für die numerische Auslegung von Blechumformprozessen
LFT, xi u. 187 Seiten, 77 Bilder, 13 Tab. 2023. ISBN 978-3-96147-663-3.

Band 427: Matthias Graser

Analyse lokaler Kurzzeitwärmebehandlungsmethoden zur Verbesserung des Umformverhaltens und der Bauteileigenschaften von Aluminiumstrangpresshohlprofilen
LFT, xi u. 169 Seiten, 81 Bilder, 1 Tab. 2023.
ISBN 978-3-96147-666-4.

Band 428: Markus Lieret

Sicheres autonomes Flugrobotersystem für den Einsatz im Produktions- und Logistikumfeld
FAPS, xix u. 198 Seiten, 54 Bilder, 7 Tab. 2023.
ISBN 978-3-96147-668-8.

Band 429: Petar Vukovic

Simulation komplexer Kommunikationssysteme in der Fertigungsautomatisierung
FAPS, xiv u. 163 Seiten, 57 Bilder, 21 Tab. 2023. ISBN 978-3-96147-673-2.

Band 430: Fabian Knieps

Finite Elemente Simulation dünnter Verpackungsstähle: Entwicklung einer geeigneten Charakterisierungs- und Validierungsstrategie
LFT, xix, 189 Seiten, 122 Bilder, 17 Tab. 2023. ISBN 978-3-96147-689-3

Band 431: Julian Seßner

Multimodale Bildsegmentierung gering strukturierter Umgebungen für die Navigation am Beispiel eines Assistenzsystems für sehbeeinträchtigte Personen
FAPS, xxv, 203 Seiten, 57 Bilder, 25 Tab. 2023. ISBN 978-3-96147-697-8

Band 432: Benjamin Samuel Lutz

Smart Manufacturing System for Process Optimization Regarding Deviations among Material Batches
FAPS, xix, 208 Seiten, 77 Bilder, 14 Tab. 2023. ISBN 978-3-96147-703-6

Band 433: Michael Jüttner

Bewertung von Kantenpressungen auf Basis von Simulationen mehrfach überrollter elasto-plastischer Kontakte
KTmfk, xii, 162 Seiten, 59 Bilder, 7 Tab. 2024.
ISBN 978-3-96147-713-5.

Band 434: Sebastian Wiesenmayer

Untersuchungen zur Stoffflusssteuerung beim Fügen durch Umformen von hochfesten Aluminiumlegierungen mittels lokaler Kurzzeitwärmebehandlung
LFT, xii u. 197 Seiten, 81 Bilder, 19 Tab. 2024. ISBN 978-3-96147-715-9.

Band 435: Clara-Maria Kuball

Grundlegende Untersuchungen zur umformtechnischen Herstellung von Halbhohlstanzen aus hochverfestigenden Werkstoffen
LFT, viii u. 180 Seiten, 64 Bilder, 13 Tab. 2024.
ISBN 978-3-96147-717-3.

Band 436: Martin Roth

Sampling-based Tolerance-Cost Optimization: The Key to Optimal Tolerance Allocation
KTmfk, xxxvii u. 337 Seiten, 97 Bilder, 56 Tab. 2024.
ISBN 978-3-96147-719-7.

Band 437: Stephan Schirdewahn

Verbesserung des tribologischen Einsatzverhaltens im Presshärteprozess durch Verwendung maßgeschneiderter laserimplantierter Werkzeuge
LFT, viii u. 177 Seiten, 63 Bilder, 7 Tab. 2024. ISBN 978-3-96147-721-0.

Band 438: Andreas Rohmoser
Erarbeitung eines grundlegenden Verständnisses zum Fließpressen betriebsangepasster Verzahnungen für den Einsatz in der Materialpaarung Metall-Kunststoff
LFT, x u. 166 Seiten, 94 Bilder, 6 Tab. 2024. ISBN 978-3-96147-723-4.

Band 439: Andreas Selmaier
DMAICS-Zyklus zur Digitalisierung in produzierenden Unternehmen
FAPS, xv u. 185 Seiten, 73 Bilder, 19 Tab. 2024. ISBN 978-3-96147-733-3.

Band 440: Thomas Kistner
Entwicklung von Modellen der Oberflächenform für die Messunsicherheitsbestimmung von taktilen Koordinatenmessungen durch Simulation
FMT, xiii u. 134 Seiten, 64 Bilder, 9 Tab. 2024.
ISBN 978-3-96147-735-7.

Band 441: Fabian Dworschak
Selbstverstärkendes Lernen als Beitrag zur Automatisierung der Anpassungskonstruktion
KTmfk, x, 205 Seiten, 87 Bilder, 16 Tab. 2024. ISBN 978-3-96147-739-5.

Band 442: Martin Killmann
Vorspannung und Ermüdung von Kaltmassivumformwerkzeugen für unrunde Bauteilgeometrien
LFT, ix u. 160 Seiten, 85 Bilder, 6 Tab. 2024. ISBN 978-3-96147-741-8.

Band 443: Ann-Kathrin Wiemann
Beitrag zur Messunsicherheitsermittlung für die Messung großer Zahnräder zur Erweiterung des virtuellen Koordinatenmessgerätes der Physikalisch-Technischen Bundesanstalt
FMT, xxiv u. 133 Seiten, 41 Bilder, 22 Tab. 2024.
ISBN 978-3-96147-747-0.

Band 444: Andreas Jobst
Eigenspannungen beim Voll-Vorwärts-Fließpressen – Entstehung, Einstellung und Stabilität
LFT, ix u. 162 Seiten, 89 Bilder, 5 Tab. 2024.
ISBN 978-3-96147-749-4.

Band 445: Martin Anton Kraus
Grundlagenwissenschaftliche Untersuchungen zum Kaltfließpressen kleinster metallischer Pin-Strukturen aus der Blechebene
LFT, x u. 191 Seiten, 64 Bilder, 10 Tab. 2024.
ISBN 978-3-96147-757-9.

Band 446: Moritz Späth
Assessment of microcirculation by shifted position-diffuse reflectance imaging (SP-DRI)
LPT, xi u. 109 Seiten, 37 Bilder, 8 Tab. 2024. ISBN 978-3-96147-759-3.

Band 447: Benedikt Göddeke
Methode zur Auswahl eines alternativen Blechwerkstoffes für flexibel gewalzte und direkt warmumgeformte Karosseriestrukturbau-
teile
LFT, xvi u. 222 Seiten, 66 Bilder, 27 Tab. 2024. ISBN 978-3-96147-762-3.

Band 448: Jan Hafenecker
Systematische Untersuchung zur Blechumformung von Hybridbauteilen
LFT, xxi u. 173 Seiten, 78 Bilder, 6 Tab. 2024.
ISBN 978-3-96147-764-7.

Band 449: Sven Wirsching
Numerische Optimierung von sekundären, geschmierten Punkt- und Ellipsenkontakten zur gezielten Auslegung von Rollenlagern
KTmfk, xxv u. 206 Seiten, 70 Bilder, 16 Tab. 2024.
ISBN 978-3-96147-766-1.

Band 450: Tobias Lechler
Der Digitale Zwilling im Ramp-down automatisierter Produktionssysteme
FAPS, xvii u. 152 Seiten, 83 Bilder, 4 Tab. 2024.
ISBN 978-3-96147-691-6.

Band 451: Eva Russwurm
Kombinierte Material- und Energieflussimulation gleichstrombasierter, automatisierter Produktionsanlagen
FAPS, xvi u. 165 Seiten, 67 Bilder, 13 Tab. 2024.
ISBN 978-3-96147-770-8.

Band 452: Janik Schaude
Untersuchungen zur rasterkraft- und konfokalmikroskopischen Charakterisierung nanometrologischer Referenzkörper
FMT, x u. 167 Seiten, 74 Bilder, 4 Tab. 2024.
ISBN 978-3-96147-776-0.

Band 453: Philipp Bräuer
Nahinfrarot-Laser-Strukturierung und nasschemische Metallisierung von Aluminiumoxid mittels Laser-Absorptionsschicht
FAPS, xx u. 152 Seiten, 55 Bilder, 19 Tab. 2024.
ISBN 978-3-96147-780-7.

Band 454: Andreas Michael Müller
Definition and applications of the spatially discrete metrological descriptor framework for triangle mesh geometry data in 3D coordinate metrology
FMT, x u. 220 Seiten, 75 Bilder, 16 Tab. 2024.
ISBN 978-3-96147-782-1.

Band 455: Sina Martin
Einstellung anisotroper Eigenschaften dielektrischer Elastomersysteme mittels eines selektiven Druckverfahrens
FAPS, xxiii u. 166 Seiten, 76 Bilder, 6 Tab. 2024.
ISBN 978-3-96147-789-0.

Band 456: Manuel Reck
Grundlegendes Prozessverständnis zur Herstellung von Bauteilen mit texturierten Oberflächen durch Mikroprägen in einem kombinierten Umformprozess
LFT, ix u. 170 Seiten, 83 Bilder, 10 Tab. 2025.
ISBN 978-3-96147-798-2.

Band 457: Simone Neermann
Untersuchung photonischer Sinterverfahren und Entwicklung eines neuen elektrischen Messverfahrens zur Qualifizierung der Sinterung gedruckter Elektronik
FAPS, xix u. 145 Seiten, 75 Bilder, 6 Tab. 2025. ISBN 978-3-96147-800-2.

Band 458: Christian Witzgall

Berücksichtigung vorausgegangener Ermüdungsschädigung in der Crashsimulation kurzfaserverstärkter Thermoplaste
KTmfk, xxiv u. 201 Seiten, 109 Bilder, 19 Tab. 2025.
ISBN 978-3-96147-802-6.

Band 459: Lorenz Butzhammer

3-D-Scantrajektorien für die dimensionelle Röntgen-Computertomographie durch adaptive Messobjektneigung
FMT, xvi u. 212 Seiten, 81 Bilder, 11 Tab. 2025.
ISBN 978-3-96147-812-5.

Abstract

In this thesis, the scan trajectory for dimensional Computed Tomography was extended through adaptive component tilting during the scan. For this purpose, a hexapod was used as additional positioning unit in a commercial CT device. By correctly considering the kinematic chain for CT reconstruction and suitable trajectory determination, 3D scan trajectories could successfully be applied without loss of measurement accuracy, despite the additionally introduced positioning errors. The methodology from literature regarding trajectory calibration has been extended, among other things, through a cost-efficient method using only a single sphere, which however comes with a high sensitivity to systematic positioning errors. The potential for avoiding cone beam artefacts and reducing imaging artefacts by avoiding high absorption in regions of interest has been successfully demonstrated. For trajectory planning, two different approaches were examined. The comprehensive sampling of the maximum possible trajectory range through the fusion of circular trajectories without further action did not yield substantial improvements. On the other hand, the use of a quality measure specifically developed for surface-based metrology led to a significant reduction of measurement errors, especially for a small number of projections.

In dieser Dissertation wurde die Erweiterung der Scantrajektorie für die dimensionelle Computertomographie durch adaptive Bauteilneigung untersucht. Hierfür wurde ein Hexapod als zusätzliche Positioniereinheit in einem kommerziellen CT-Gerät verwendet. Durch eine korrekte Berücksichtigung der kinematischen Kette bei der CT-Rekonstruktion und eine geeignete Trajektorieneinmessung konnten komplexe 3-D-Scantrajektorien erfolgreich und ohne Genauigkeitsverlust trotz zusätzlicher Positionierabweichungen realisiert werden. Das Methodenspektrum zur Trajektorieneinmessung konnte u. a. durch eine kostengünstige Methode mit einer einzelnen Kugel, welche jedoch sensitiv auf systematische Positionierabweichungen ist, erweitert werden. Das Potenzial zur Vermeidung von Kegelstrahlartefakten und zur Verringerung von Messartefakten durch die Vermeidung hoher Absorption in relevanten Bereichen konnte erfolgreich demonstriert werden. Zur Trajektorienplanung wurden zwei unterschiedliche Ansätze untersucht. Während die möglichst umfangreiche Abtastung des maximal möglichen Trajektorienbereichs durch die Fusion von Kreistrajektorien ohne weitere Maßnahmen keine entscheidenden Vorteile brachte, konnten durch einen speziell für die oberflächenbasierte dimensionelle Messtechnik entwickelten Qualitätskennwert vor allem für geringe Projektionszahlen Messabweichungen deutlich reduziert werden.

