

DIE COMPUTERTOMOGRAPHIE ALS UNTERSUCHUNGS- UND DOKUMENTATIONSMETHODE ZUR BEARBEITUNG FRÜHMITTELALTERLICHER FUNDKOMPLEXE

Jörg Stelzner

1 EINLEITUNG*

Die archäologische Denkmalpflege steht angesichts eines stetig zunehmenden Fundaufkommens durch Rettungsgrabungen, verursacht durch Infrastrukturprojekte sowie die Erschließung von Neubau- und Gewerbegebieten, vor der Schwierigkeit einer zeitnahen Auswertung und wissenschaftlichen Vorlage des Fundmaterials. Ganz besonders trifft dies aufgrund der enormen Anzahl an Funden auf frühmittelalterliche Gräberfelder zu. Deren wissen-

schaftliche Bearbeitung ist insbesondere wegen der für die Restaurierung fehlenden finanziellen und personellen Mittel nicht zu bewältigen. Dies hat zur Folge, dass die Zeitspanne zwischen Ausgrabung und Auswertung kaum mehr zu vertreten ist. Alleine in Baden-Württemberg lagert in den Magazinen das Fundgut aus Dutzenden von Gräberfeldern, das bisher nicht bearbeitet werden konnte. Hinzu kommt, dass die Funde aufgrund der modernen Ausgrabungsweise, die zusätzliche Informationen wie

* Bei dem vorliegenden Beitrag handelt es sich um die korrigierte Fassung einer Dissertation, die der Verfasser im Jahr 2016 an der Staatlichen Akademie der Bildenden Künste Stuttgart eingereicht hat (Rektorin: Petra von Olschowski, Erstbetreuer: Prof. Dr. Gerhard Eggert, Zweitbetreuer: Prof. Dr. Christoph Krekel). Sie wurde online auf dem Server „Art-Dok“ der Universitätsbibliothek Heidelberg publiziert (DOI: 10.11588/artdok.00004429).

Mein Dank gilt an erster Stelle Herrn Prof. Dr. Gerhard Eggert und Herrn Prof. Dr. Christoph Krekel (Staatliche Akademie der Bildenden Künste Stuttgart) für die Betreuung und Begutachtung dieser Arbeit. Für die Gelegenheit, dieses Thema zu bearbeiten, möchte ich mich bei den Antragstellern des von der Deutschen Forschungsgemeinschaft geförderten Projektes „Lauchheim“ Herrn Prof. Dr. Sebastian Bräther (Universität Freiburg) und Herrn Prof. Dr. Dirk L. Krause sowie dem Projektkoordinator Herrn Dr. Jonathan Scheschkewitz (beide Landesamt für Denkmalpflege im Regierungspräsidium Stuttgart) bedanken. Mein besonderer Dank gilt den Projektmitarbeitern Herrn Dr. Florian Gauß, Herrn Dr. Benjamin Höke und Frau Christina Peek M. A. für die gewinnbringende Zusammenarbeit und den fachlichen Austausch. Zudem möchte ich mich bei allen Projektbeteiligten und Angestellten des Landesamtes für Denkmalpflege Baden-Württemberg bedanken, die mir mit Rat und Unterstützung bei dieser Arbeit geholfen haben. Insbesondere danke ich Herrn Dipl.-Forstwirt Sebastian Million für die holzanatomische und dendrochronologische Analyse, Herrn Dr. Marcus Meyer für die Bestimmung der Münzen, Frau Dr. Elisabeth Stephan für die zoologische Bestimmung, Frau Dipl.-Restauratorin Vera Dröber und Frau

Dipl.-Restauratorin Mareike Mehlis für die Restaurierung ausgewählter Funde sowie Frau Yvonne Mühleis für das Erstellen von Fundphotographien.

Besonders bedanken möchte ich mich bei Herrn Dr. Philipp Schütz (Eidgenössische Materialprüfungsanstalt, Hochschule Luzern) für die gemeinsame Arbeit bei der Untersuchung der Spathen sowie den Rat und die Unterstützung bei Fragen zur Computertomographie. Zudem gilt mein Dank Dr. Burkhard Schillinger (Technische Universität München) für die Zusammenarbeit und die Messungen an der Forschungs-Neutronenquelle Heinz-Meier-Leibnitz (FRM II), Herrn Dr. Daniel Berger, Herrn Dr. Joachim Lutz und Herrn Dr. Roland Schwab (Curt-Engelhorn-Zentrum Archäometrie) für ihre Beurteilung der Metallgefüge von Hochzinnbronzen und den Rat bei metallographischen Fragestellungen, Herrn Dr. Stefan Mäder (Galerie Fischer Auktionen) für seinen Rat die Schweißmusterverzierung der Spathen betreffend, Frau Dr. Daniela Handl und Herrn Henry Weber (Volume Graphics) für die Unterstützung bei der Bearbeitung der computertomographischen Daten und Frau Anastasia Bayer B.Sc., Frau Nefa Lugonja B.Sc. (Forschungsinstitut für Edelmetalle und Metallchemie), Herrn Raouf Jemmali M.A. (Deutsches Zentrum für Luft- und Raumfahrt) sowie Herrn Dipl.-Ing. Bernd Rathgeb und Herrn Dipl.-Ing. Tobias Rapp (Zeiss) für die Durchführung der CT-Messungen.

Zudem danke ich Jochen Wobser M. A., Stefan Mayr M. A. und Tobias Heyel sowie allen anderen, die Interesse an meiner Arbeit hatten.

Mein größter Dank gilt meiner Familie, insbesondere meiner Frau Dr. Ingrid Stelzner, für ihre jahrelange Unterstützung.

organische Bestandteile und komplexe Befund-situationen zu bewahren versucht, zunehmend in Blöcken geborgen werden. Dies hat einen erheblichen Zeitaufwand für die Freilegung und Restaurierung der Funde in den Werkstätten zur Folge (Krausse 2009; Gauß u. a. 2010; Scheschkewitz 2013).

Gerade die Aufarbeitung der Blockbergungen stellt die archäologische Restaurierung vor besondere Herausforderungen, denn die übliche Freilegung von Blöcken unter dem Mikroskop sowie die Dokumentation dieser Fundkomplexe in Zeichnungen, Photographien und Text sind sehr zeitaufwendig. Die konventionelle zweidimensionale Radiographie beschränkt sich zumeist auf die enthaltenen Metallobjekte und liefert nur begrenzte Informationen zur Lage und Stratigraphie der Objekte. In der Archäologie kommen außerdem zunehmend Fragestellungen hinzu, die mit einer konventionellen Restaurierung nicht zu beantworten sind und weiterführende Untersuchungen erforderlich machen (Brather 2007; 2013; Mäder 2009). Eine wissenschaftliche Fundvorlage wird angesichts dieser Situation immer weiter verzögert oder sogar unmöglich.

Erschwerend wirken sich die durch die Ausgrabung veränderten Umgebungsbedingungen auf die Funde aus. So führen Sauerstoffzutritt und Austrocknen der Objekte zur Korrosion von Metallfunden und zur Zersetzung von organischen Materialien durch Mikroorganismen. In Restaurierungswerkstätten besteht die Strategie, dies durch Aufbewahrung in Gefriermagazinen zu unterbinden. Die Kapazitäten sind jedoch meist begrenzt – und ohnehin wird bei einer jahrelangen Aufbewahrung beispielsweise die Korrosion der Eisenfunde auch in gefrorenem Zustand auf Dauer nicht verhindert (Kuhn/Eggert 2011). Insgesamt führt diese Situation zur Schädigung des Fundmaterials und hat einen erheblichen Informationsverlust zur Folge. Weitere Ausgrabungen sind nur schwer zu rechtfertigen, wenn die geborgenen Kulturgüter von Seiten der Restaurierung in der Denkmalpflege weder konservatorisch bewahrt noch für eine wissenschaftliche Auswertung aufgearbeitet werden können.

Eine Möglichkeit, die Aufarbeitung von archäologischen Fundkomplexen zu beschleunigen und gleichzeitig zusätzliche Informationen über die enthaltenen Objekte zu gewinnen, bietet der Einsatz der Computertomographie (CT). Sie erlaubt im Gegensatz zur herkömmlichen Radiographie ein zu untersuchendes Objekt im Gesamten dreidimensional zu analy-

sieren. Die CT wurde bereits für unterschiedliche restauratorische und archäologische Fragestellungen erfolgreich eingesetzt (Casali 2006; Morigi u. a. 2010; Payne 2012) und bietet die Möglichkeit, Objekte in ihrem aktuellen Zustand zu dokumentieren und diese Informationen der Wissenschaft zur Verfügung zu stellen. Im Fall von Blockbergungen wurde die Röntgencomputertomographie (RCT) bisher vor allem angewendet, um Informationen für eine gezielte Freilegung und die Stabilisierung von fragilen Objekten in den Fundkomplexen zu erhalten (Jansen u. a. 2006; Re u. a. 2015). Ob sich mit dieser Methode die Möglichkeit bietet, die konventionelle Vorgehensweise der Freilegung, Zustandsanalyse und Restaurierung zu ersetzen und somit eine beschleunigte Auswertung der Objekte zu ermöglichen, gilt es zu überprüfen. Karl u. a. (2013, 77) gaben die euphorische Haltung in der Archäologie und Restaurierung gegenüber der Methode und den Mangel an kritischen Artikeln zu bedenken. Vor diesem Hintergrund soll in der vorliegenden Arbeit festgestellt werden, ob eine Dokumentation von Blockbergungen mithilfe der CT für eine Auswertung und wissenschaftliche Publikation der enthaltenen Objekte und der organischen Reste in ausreichender Qualität umsetzbar ist – und ob dies auch bei einer großen Anzahl von Funden anwendbar und praktikabel ist. Zudem gilt es zu klären, welche zusätzlichen Informationen sich gegenüber der konventionellen Vorgehensweise gewinnen lassen. Die Notwendigkeit der Konservierung ist hiervon nicht betroffen und bleibt weiterhin bestehen.

Untersuchungsgegenstand zur Beantwortung dieser Fragestellungen ist das frühmittelalterliche Gräberfeld Lauchheim „Wasserfurche“ im Ostalbkreis, das aufgrund von Baumaßnahmen im Jahr 1986 entdeckt und bis 1996 unter Leitung von Dr. Ingo Stork fast vollständig ausgegraben wurde. Es ist mit über 1300 Grabbefunden das bisher größte dokumentierte frühmittelalterliche Gräberfeld Südwestdeutschlands (Stork 1995; 1997; 2002; Gauß 2013). An die 30.000 Fundgegenstände wurden geborgen und seit ihrer Auffindung in einem Gefriermagazin bei -20 °C gelagert. Das Gräberfeld Lauchheim „Wasserfurche“ stellt somit ein Paradebeispiel für kaum zu bewältigende Fundmengen in der Denkmalpflege dar. Bis zu seiner Aufarbeitung verging ein Zeitraum von annähernd 30 Jahren, in dem nur ausgewählte Gegenstände restauriert werden konnten.¹

1 Die Aufarbeitung des Gräberfeldes Lauchheim „Wasserfurche“ erfolgte im Rahmen des von der Deutschen Forschungsgemeinschaft (DFG)

geförderten Projektes: „Lauchheim. Dokumentation, Auswertung und Publikation der Befunde und Funde des bedeutendsten frühmittelalterli-

Die aufzuarbeitenden Objekte wurden zum großen Teil in Fundkomplexen in ihrem originalen Befundzusammenhang geborgen, wobei die Funde mit der umgebenden Erde in Frischhaltefolie und Gipsbinden gesichert wurden (Cronyn 1990, 46 f.; Biel/Klonk 1998). In vielen Fällen war dies die einzige Möglichkeit, die Objekte ohne Beschädigung und Informationsverlust zu bergen, vor allem wenn diese in einem schlechten Zustand waren oder wenn komplizierte Fundsituationen mit organischen Resten vorlagen. Es handelt sich insgesamt um 305 Blockbergungen, die es erstmals erlaubten, die CT systematisch zur Ansprache des Fundmaterials einzusetzen und an einem weiten Spektrum von Objekten und Materialien als Dokumentations- und Untersuchungsmethode umfangreich zu überprüfen.

Im ersten Teil der vorliegenden Arbeit wird auf die Grundlagen geeigneter Methoden der CT mit Röntgenstrahlung und mit Neutronen eingegangen. Hierbei soll verdeutlicht werden, welche Faktoren Einfluss auf die Qualität und Auswertbarkeit der CT-Daten nehmen. Offen ist bislang, ob anhand der CT eine umfangreiche Dokumentation aller möglichen Funde in Blockbergungen in ausreichender Qualität umsetzbar ist.

Im zweiten Teil der Arbeit wird auf die technischen Voraussetzungen eingegangen, etwa CT-Systeme sowie die geeignete Software für eine Bearbeitung von Blockbergungen und für die Klärung weiterführender Fragen. An vergleichenden Beispielen werden die hier eingesetzten Anlagen der Mikro-Röntgencomputertomographie (μ -RCT), Submikro-Röntgencomputertomographie (Sub- μ -RCT) und Neutronencomputertomographie (NCT) vorgestellt und ihre Eignung für unterschiedliche Fragestellungen diskutiert.

Die zentralen Anforderungen an die Methode, die Visualisierung der Funde und die Materialbestimmung sind Inhalt des dritten Teils. Es sollte geklärt werden, ob die vorliegenden Materialien identifiziert, in ausreichender Qualität visualisiert und somit alle relevanten formalen Objektdetails für die archäologische Bestimmung der Funde in Blockbergungen gewonnen werden können. Außerdem wurde untersucht, ob anhand der CT-Daten eine stratigraphische Auswertung der Blockbergungen durchführbar ist und ob eine virtuelle Rekonstruktion von Befundzusammenhängen und fragmentierten Objekten praktikabel und zeitlich umsetzbar ist. Die Ergebnisse wurden überprüft, indem einzelne Blockbergungen gezielt geöffnet und Objekte für wei-

tere Analysen entnommen wurden. Um die Nachvollziehbarkeit der Untersuchungen zu gewährleisten, werden die einzelnen Arbeitsschritte bis zur Umsetzung einer einheitlichen Dokumentation dargestellt und mögliche Fehlerquellen wie Messartefakte diskutiert.

Darüber hinaus soll in den folgenden Kapiteln geklärt werden, inwieweit die CT für weitere Fragestellungen in Bezug auf Herstellungstechnik, Materialeigenschaften oder Datierung genutzt werden kann. Die Schwerpunkte bilden hierbei die Untersuchungen der insgesamt 105 Spathen und weiterer Metallobjekte, holzanatomische und dendrochronologische Analysen sowie Textilanalysen.

Die Auswertung der bislang umfangreichsten Studie zur Anwendung der CT in der Archäologie erlaubt eine kritische Betrachtungsweise der Vor- und Nachteile dieser Methode, die aufbauend auf den gewonnenen Erkenntnissen unter Berücksichtigung möglicher Fehlerquellen beziehungsweise Fehlinterpretationen der gewonnenen Daten abschließend vorgenommen wird.

2 GRUNDLAGEN DER COMPUTERTOMOGRAPHIE

2.1 Geschichte

Die CT basiert auf der Entdeckung, dass sich die Eigenschaften der verwendeten Strahlung nach dem Durchdringen eines Objekts verändern. Wilhelm Conrad Röntgen schaffte mit der von ihm am 8. November 1895 entdeckten und nach ihm benannten Röntgenstrahlung die erste Voraussetzung für die Entwicklung dieser Technik (Röntgen 1896). Heute wird für die bildgebenden Verfahren elektromagnetische Strahlung des gesamten Spektrums eingesetzt – von Mikrowellen bis zu γ -Strahlen, außerdem Partikel wie Protonen, Elektronen und Neutronen oder auch Schallwellen. Die Wechselwirkungen der Strahlung mit dem Objekt können sehr vielseitig sein, wie zum Beispiel Schwächung, Phasenänderung oder energetische Veränderung. Nachdem die Strahlung das Objekt durchdrungen hat, werden die Veränderungen durch geeignete Detektorsysteme erfasst (Banhart 2008b, 3). Die mathematische Grundlage für die Rekonstruktion der gewonnenen Daten, die „Radon-Transformation“, lieferte Johann Radon (1917). Mit den von Allan Cormack (1963) weitergeführten mathematischen Voraussetzungen baute Godfrey N. Hounsfield (1973) den ersten Röntgencomputertomographen. Die zunächst medizinische

RCT (Kalender 2000) wurde 1978 auch zur Untersuchung von nicht lebenden Objekten eingesetzt (Reimers u. a. 1984), was den Beginn der ab Mitte der 1990er Jahre etablierten industriellen RCT darstellt.² Vor allem seitdem hohe Auflösungen im μm -Bereich durch Mikrofokus- oder sogar im sub- μm -Bereich durch Nanofokus-Röntgenröhren erzielt werden, findet die industrielle RCT eine weitere Verbreitung (Banhart 2008b, 6).

Neben der RCT stellt die CT mit Neutronen eine der wichtigsten computertomographischen Methoden dar. Die ersten Versuche zur NCT wurden von Barton (1977) publiziert. Seitdem wird die NCT aufgrund ihrer Empfindlichkeit gegenüber Wasser vor allem als Untersuchungsmethode komplementär zur RCT eingesetzt (Lehmann/Kardjilov 2008).

2.2 Anwendungen in der Archäologie

Was die Untersuchung von archäologischem Kulturgut betrifft, wurde die RCT schon sehr früh eingesetzt, etwa zur Betrachtung von archäologischen Objekten (Tout u. a. 1979), Mumien (Harwood-Nash 1979) oder auch Fossilien (Conroy/Vannier 1984; Wind 1984). Mit der Entwicklung der μ -RCT konnten auch sehr komplexe Objekte untersucht werden, die eine hohe Auflösung erfordern, wie beispielsweise der Mechanismus von Antikythera (Freeth u. a. 2006; Ramsey 2007). Das Anwendungsspektrum der RCT in der archäologischen Forschung reicht heute von detaillierten anatomischen Analysen (Reiche u. a. 2011; Haneca u. a. 2012) bis zu groß angelegten Materialstudien (Bill u. a. 2012; Karl u. a. 2013). Neben der RCT ist die NCT die wichtigste computertomographische Methode bei der Untersuchung von Kulturgut. Zur Analyse von archäologischen Objekten wurde sie erstmals von Schillinger u. a. (1997) vorgestellt.

Der Einsatz der CT zur Untersuchung von Blockbergungen ist bislang weniger verbreitet. Zur Anwendung kamen hier sowohl medizinische Anlagen, um beispielsweise römische Glasgefäße (Jansen u. a. 2006) und Goldgewebe (O'Connor u. a. 2008) in Blockbergungen zu lokalisieren, als auch industrielle μ -RCT Anlagen zur Darstellung eines römischen Schuppenpanzers aus Bronze und Eisen (Kastner u. a. 2007), eines Bronzegefäßes (Lehmann/Meier 2007), von Gürteln mit Bronzebestandteilen

(Kress/Wicha 2008; Re u. a. 2015) sowie weiteren Metallobjekten und Glasperlen (Berg 2010). Auch das Landesamt für Denkmalpflege Baden-Württemberg unternahm bereits erste Versuche zur Bearbeitung von Fundkomplexen mit der μ -RCT, wobei zunächst die Untersuchung von Einzelobjekten mit organischen Resten im Fokus stand (Berger/Pfeifer-Schäler 2005; Blumer u. a. 2005; Nowak-Böck u. a. 2005). Die erste Dokumentation eines im Block geborgenen Taschenbefundes des Gräberfeldes Lauchheim unter Einbeziehung der μ -RCT erfolgte im Rahmen eines Seminars an der Staatliche Akademie der Bildenden Künste Stuttgart (Stelzner 2006). Sechs weitere Blockbergungen konnten innerhalb eines Methodenvergleichs anhand der μ -RCT untersucht werden (Ebinger-Rist u. a. 2009; Peek u. a. 2009; Stelzner u. a. 2010).³

Ein entscheidender Aspekt bei der Analyse archäologischer Objekte ist die Frage, ob die gewählte Untersuchungsmethode zerstörungsfrei ist. Im Fall der CT ist hier der Einfluss der Strahlung auf die zu untersuchenden Materialien anzuführen. Die ionisierende Strahlung kann Elektronen aus den Atomhüllen freisetzen und so molekularbiologische oder biochemische Analysen etwa von organischen Stoffen oder alter DNA beeinträchtigen (Grieshaber u. a. 2008; Karl u. a. 2013, 88). Untersuchungen zum Einfluss der RCT auf das Kollagen in historischem Pergament konnten jedoch keine eindeutigen Veränderungen nachweisen (Patten u. a. 2013). Gröning u. a. (2007, 323) beschrieben die RCT als „vollkommen zerstörungsfreie“ Untersuchungsmethode für die Paläoanthropologie. Die Untersuchungen von Bertini u. a. (2014a) konnten eine chemische Veränderung von Bernstein und Copal durch harte Synchrotron-Strahlung anhand der Fourier-Transform-Infrarotspektroskopie (FTIR) nachweisen, während durch Röntgenstrahlung mit einer geringeren Intensität keine Veränderung detektiert werden konnte. Im Fall von Keramikobjekten ist zu beachten, dass sich die Strahlung negativ auf die Thermolumineszenz-Datierung auswirken kann (Karl u. a. 2013, 88 f.). Zudem wurde eine durch Strahlung verursachte Veränderung der Farbgebung von Glas beobachtet (Bertini u. a. 2014b, 259). Der Begriff „zerstörungsfrei“ ist insofern nur eingeschränkt zu verwenden, wie dies Karl u. a. (2013, 90) bereits anmerkten. Es ist eine Frage

2 Im Unterschied zur medizinischen Computertomographie mit Röntgenstrahlen kann bei der industriellen Computertomographie mit einer höherenergetischen Strahlung und größeren Strahlendosen gearbeitet werden. Dadurch werden meist höhere Auflösungen erreicht, oder es können größere Objekte untersucht werden. Zudem ist es nicht erforderlich, dass sich Röntgenquelle und Detektor

um das Objekt bewegen, das Objekt wird vielmehr mittels eines Drehtellers bewegt.

3 Der Methodenvergleich erfolgte in dem von der DFG geförderten Pilotprojekt „3D-Computertomographie, Röntgen und Freilegung frühmittelalterlicher Grabfunde“ von Dezember 2007 bis August 2008.

der Definition, ob nicht der Begriff „nichtinvasive Methode“ für bestimmte Anwendungen vorzuziehen ist.

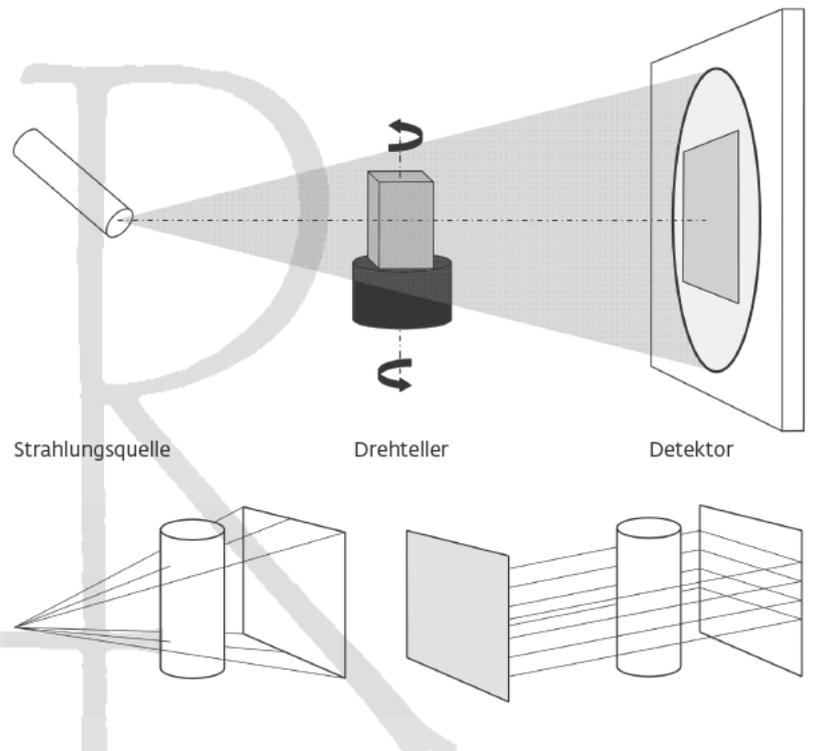
Im Fall der NCT ist zudem darauf hinzuweisen, dass die Objekte durch die Neutronen radioaktiv werden. Abgesehen von Silber und Kobalt ist die erzeugte Radioaktivität bei den meisten Materialien sehr kurzlebig. Objekte, etwa aus Silber, müssen hingegen zum Abklingen der Radioaktivität für einige Wochen im Reaktor verbleiben, bevor sie wieder in die Museen oder Institute zurückkehren können (Schillinger/Bücherl 2004, 37; Lehmann u. a. 2005, 70). Bei der Untersuchung von Blockbergungen ist des Weiteren eine mögliche Störung der Fundsituation durch das für die Messung notwendige Aufstellen zu bedenken; außerdem das Auftauen der Funde während der Messung, falls diese ansonsten in einem Gefriermagazin gelagert werden. Sowohl die RCT als auch die NCT wurden im Rahmen dieser Arbeit eingesetzt, weshalb im Folgenden auf beide Methoden eingegangen werden soll.

2.3 Die Computertomographie mit Röntgenstrahlung und mit Neutronen

2.3.1 Funktionsprinzip

Bei der klassischen industriellen RCT, wie sie hier eingesetzt wurde, wird das Objekt zwischen der Strahlungsquelle und dem Detektor auf einem Drehteller platziert und um eine fixe Achse gedreht (Abb. 1). Für jede Winkelposition werden Projektionen aufgenommen, die anschließend zu einem Volumendatensatz rekonstruiert werden (Feldkamp u. a. 1984). Dieser Aufbau entspricht auch dem der NCT, wobei hier im Gegensatz zur RCT kein Kegelbeziehungsweise Fächerstrahl vorliegt, sondern eine parallele Strahlgeometrie (Abb. 2). Bei einem Kegelstrahl muss das gesamte dreidimensionale Volumen auf einmal berechnet werden, was den vollen Winkelbereich von 360° erfordert. Bei paralleler Strahlgeometrie ist hingegen ein Winkelbereich von 180° für die Rekonstruktion ausreichend (Schillinger u. a. 2006, 68).

Für die Rekonstruktion werden diese (einige hundert) Projektionen zu der Verteilung der Schwächung in dem untersuchten Material kombiniert und anhand eines Rekonstruktionsalgorithmus lässt sich eine dreidimensionale Matrix der Schwächungskoeffizienten berechnen (Feldkamp u. a. 1984). Der rekonstruierte Wert eines individuellen Volumenelements beschreibt somit, wie stark die Strahlung



in einem bestimmten Teilbereich des durchstrahlten Objekts geschwächt wurde, wobei der Schwächungskoeffizient vor allem durch die chemische Zusammensetzung und, im Fall von Röntgenstrahlung, durch die Dichte bestimmt wird. Die gewonnene Rekonstruktion erlaubt somit, das gesamte Objekt anhand der dreidimensionalen Verteilung seiner Schwächungskoeffizienten in einer Voxelmatrix⁴ zu untersuchen. Die gewonnenen Schwächungskoeffizienten werden genutzt, um den Grauwert zu bestimmen, mit dem das entsprechende Voxel im virtuellen Abbild dargestellt wird. Zusammen mit dem Grauwert kann anhand der Schwächung für jedes Voxel ein Transparenzwert berechnet werden, der zum Beispiel in einer dreidimensionalen Ansicht erlaubt, die umgebende Luft auszublenden (Ketcham/Carlson 2001, 393; Casali 2006, 57–62).

2.3.2 Strahlungsquellen

Röntgenstrahlen sind elektromagnetische Wellen, die durch die Wechselwirkung von geladenen Teilchen mit Materie entstehen. In der Regel werden diese durch den Aufprall energiereicher Elektronen auf ein Material (Metall), auch Target genannt, erzeugt. Das Energiespektrum der Röntgenstrahlung besteht aus dem kontinuierlichen sogenannten Bremsstrahlungsspektrum und dem für das Target-Material charakteristischen Linienspektrum.

- 1 Aufbau einer industriellen RCT-Anlage (oben).
- 2 Prinzip der RCT mit Kegelstrahl (unten links) und der NCT mit Parallelstrahl (unten rechts).

⁴ Ein Voxel ist das dreidimensionale Äquivalent zu einem Pixel. Das Gitterelement ist durch seine (x,y,z)-Koordinaten bestimmt.

Für die RCT stehen unterschiedliche Röntgenquellen mit unterschiedlicher Strahlungsintensität (Photonen pro Sekunde) zur Verfügung. In erster Linie sind Röntgenröhren zu nennen, die man wiederum in Nano-, Mikro- und Makrofokus-Röntgenröhren unterteilen kann. Diese unterscheiden sich insbesondere durch ihre Brennfleckgröße sowie Stromstärke und -spannung. So erreichen Sub- μ -RCT-Anlagen sehr hohe Auflösungen durch die sehr geringen Brennfleckgrößen von bis zu 500 nm, wobei Beschleunigungsspannung und Stromstärke begrenzt sind. Im Gegensatz hierzu liefern Makro-Röntgenröhren keine allzu hohe Auflösung, erlauben jedoch Beschleunigungsspannungen von bis zu 800 kV und Stromstärken von einigen Milliampere, wodurch große und dichte Objekte gemessen werden können (Casali 2006, 50).

Weitere Strahlungsquellen für die RCT, die für diese Arbeit keine Anwendung fanden, sind zum einen Linearbeschleuniger (LINAC), in denen ein gepulster Elektronenstrahl mit sehr hoher Beschleunigungsspannung (2–15 MV) auf ein Target gelenkt wird. Dabei entsteht sehr kurzweilige, ebenfalls gepulste Bremsstrahlung, mit der auch sehr dichte und dickwandige Objekte durchstrahlt werden können. Zum anderen werden Ringbeschleuniger verwendet, in denen beschleunigte Elektronen elektromagnetische Wellen abstrahlen. Diese Synchrotron-Strahlung zeichnet sich durch eine hohe Intensität in einem breiten Frequenzbereich (Infrarot- bis Röntgenstrahlung) aus und kann für die CT genutzt werden (Casali 2006, 51; Kastner u. a. 2010, 599).

Bei der Neutronenstrahlung handelt es sich um eine Partikelstrahlung, die durch unterschiedliche Methoden produziert werden kann. Für tomographische Anwendungen sind zwei Arten üblich: zum einen Nuklearreaktoren, wo durch Spaltung von Uran oder Plutonium eine Kettenreaktion in Gang gesetzt wird, die Energie und Neutronen freisetzt; zum anderen Spallationsneutronenquellen, in denen mit hoher Energie Atome mit Teilchen beschossen werden, wodurch ebenfalls Neutronen freigesetzt werden (Casali 2006, 48; Kardjilov u. a. 2006, 31).

2.3.3 Wechselwirkung mit Materie

Röntgenstrahlung und Neutronen werden beim Durchdringen von Materie absorbiert und gestreut. Die sich hieraus ergebende Schwächung für parallele, monochromatische Strahlung folgt dem Lambert-Beerschen Gesetz (Casali 2006, 53):

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

Dabei sind I_0 , I (W cm^{-2}) die Intensitäten der Ausgangsstrahlung beziehungsweise der durch

eine Materialprobe der Dicke x transmittierten Strahlung und μ (cm^{-1}) der lineare Schwächungskoeffizient des durchstrahlten Materials. Berücksichtigt man, dass ein Objekt aus unterschiedlichen Materialien besteht, muss die Gleichung (2.1) erweitert werden (Ketcham/Carlson 2001, 386):

$$I = I_0 e^{-\sum_i (\mu_i x_i)} \quad (2.2)$$

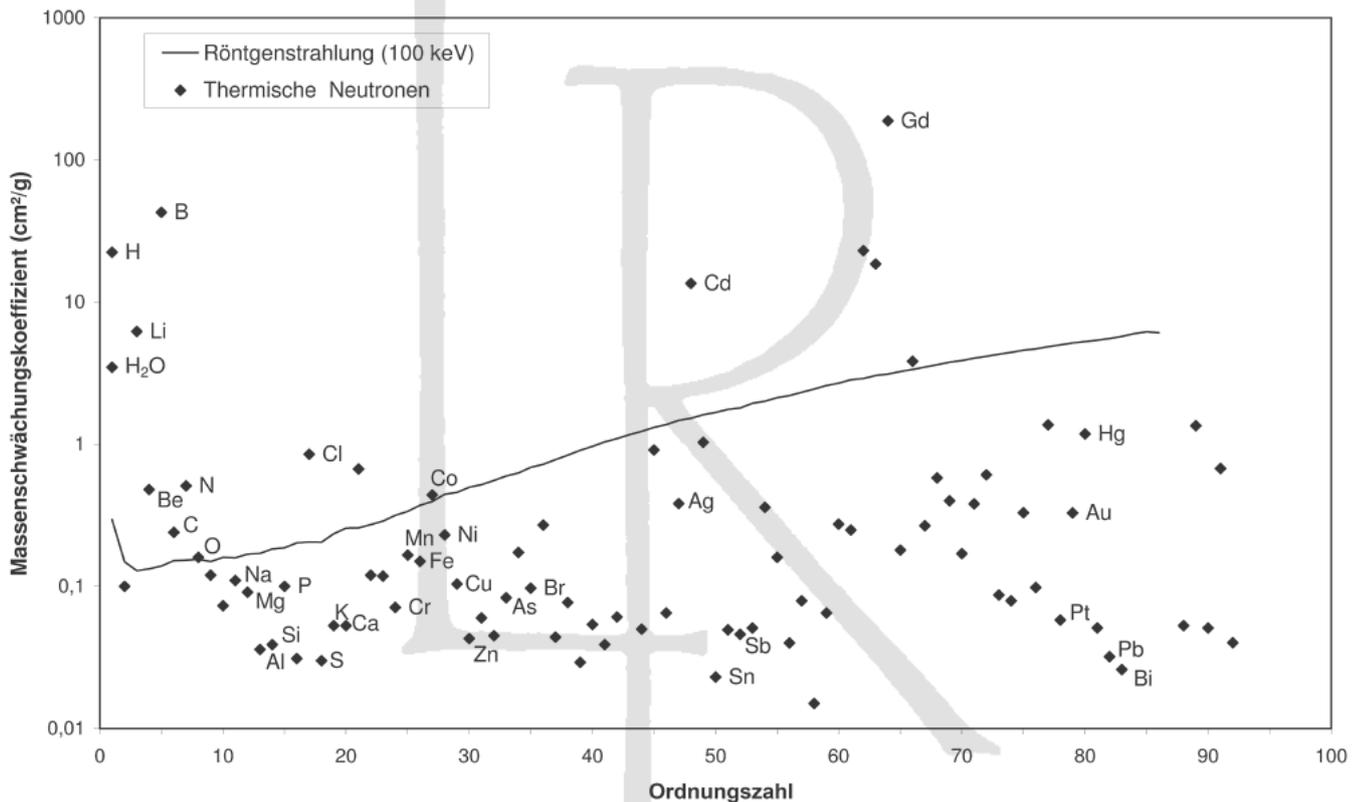
Jeder Index i beschreibt ein einzelnes Material mit dem Schwächungskoeffizienten μ_i über eine lineare Distanz x_i . Die Schwächung ist zudem abhängig von der Energie der Strahlung, welche bei Standardröntgenanlagen zwischen wenigen und 500 keV variieren kann. Zieht man in Betracht, dass der Schwächungskoeffizient von der Energie E der Strahlung abhängig ist, ergibt sich (Ketcham/Carlson 2001, 386):

$$I = \int I_0(E) e^{-\sum_i (\mu_i(E) x_i)} dE \quad (2.3)$$

Dabei ist I_0 die Intensität je Energieintervall dE der Strahlung. Für Photonen repräsentiert der lineare Schwächungskoeffizient μ (cm^{-1}) alle möglichen Absorptions- und Schwächungsreaktionen wie Photoeffekt, Compton-Streuung oder Paarbildung und beschreibt den Anteil der Röntgenstrahlung, der pro Einheit der Dicke eines Mediums absorbiert oder gestreut wurde. Im Allgemeinen steht dieser Wert für die Anzahl der Atome in einem Kubikzentimeter eines Materials und die Wahrscheinlichkeitsdichte (pro Länge), dass ein Photon durch eines dieser Atome absorbiert oder gestreut wird (Buzug 2008, 32). Für Neutronen wird die Schwächung durch den makroskopischen Querschnitt Σ (cm^{-1}) beschrieben, der die gesamte Zielfläche der Wechselwirkung eines gegebenen Neutronenstrahls mit einem Kubikzentimeter eines Materials darstellt (Markgraf/Matfield 1992, 26). Um die Dichte ρ ($\text{g}\cdot\text{cm}^{-3}$) eines Materials mit einzubeziehen, ist es üblich, μ und Σ durch die Dichte zu teilen. Das Ergebnis ist der Massenschwächungskoeffizient μ/ρ oder Σ/ρ ($\text{cm}^2\cdot\text{g}^{-1}$), und die Gleichung (2.1) wird zu (Casali 2006, 53):

$$I = I_0 e^{-\left(\frac{\mu}{\rho}\right)\rho x} \quad (2.4)$$

Für bildgebende Verfahren mit Neutronen werden normalerweise kalte oder thermische Neutronen mit geringen Energien von einigen meV eingesetzt. Die Anwendung von schnellen Neutronen ist weniger üblich (Lehmann u. a. 2005, 69). Abbildung 3 zeigt die Massenschwächungskoeffizienten für Röntgenstrahlung mit einer Energie von 100 keV und thermischen Neutronen (25 meV) in Abhängigkeit von der Ordnungszahl der relevanten Elemente.



Das unterschiedliche Verhalten von thermischen Neutronen und Röntgenstrahlung ist offensichtlich. Die abweichende Schwächung der beiden Strahlungsarten kann durch die Art der stattfindenden Wechselwirkung erklärt werden. Während Neutronen mit dem Kern eines Atoms in Wechselwirkung treten, reagieren Röntgenstrahlen hauptsächlich mit den Elektronen in der Atomhülle. Demnach nimmt der Massenschwächungskoeffizient für Röntgenstrahlen mit höheren Ordnungszahlen zu, da mit der größeren Anzahl an Elektronen auch die Wahrscheinlichkeit einer Wechselwirkung zunimmt (Deschler-Erb u. a. 2004, 648). Dies führt dazu, dass Röntgenstrahlung von Metallen stark absorbiert wird, während organische Materialien leicht durchdrungen werden. Im Gegensatz zu Röntgenstrahlen zeigen thermische Neutronen keine generelle Tendenz der Schwächungskoeffizienten. Die Wahrscheinlichkeit, dass Neutronen mit einem Atomkern reagieren, hängt von dem Absorptionskoeffizienten und den Wirkungsquerschnitten der Streustrahlung ab, die keine systematische Abhängigkeit von der Ordnungszahl der Elemente haben und auch für die unterschiedlichen Isotope variieren (Sears 1992; Kardjilov u. a. 2006, 31). Die Schwächung von thermischen Neutronen ist oft komplementär zu den Eigenschaften von Röntgenstrahlung; leichte Elemente wie Wasserstoff oder Lithium ergeben hohe Bildkontraste durch die Schwächung der Strahlung,

wohingegen schwere Elemente wie Blei oder Wismut leicht von thermischen Neutronen durchdrungen werden können (Sears 1992). Generell sind Metalle transparenter für Neutronen als für Röntgenstrahlen. Wasserhaltige organische Materialien wie etwa Leder, Holz oder Textilien ergeben einen sehr viel höheren Kontrast mit Neutronen als mit Röntgenstrahlung.

2.3.4 Detektion

Die Strahlung wird von einem Detektor erfasst und die verbleibende Intensität I wird gemessen, nachdem sie das zu untersuchende Objekt durchdrungen hat und abgeschwächt wurde. Detektoren beeinflussen die CT-Bildqualität durch ihre Größe (effektive Detektorfläche), Quantität (Pixelgröße und -abstand) und ihren dynamischen Bereich (Effizienz, das Energiespektrum und die Intensität einer Strahlungsquelle zu erfassen).

Für die Detektion von Röntgenstrahlung kann eine Vielzahl an Detektoren Verwendung finden (Casali 2006, 68 f.). In der Vergangenheit und auch heute noch erfolgt die Detektion mit radiographischen Filmen, auf denen die auftreffende Röntgenstrahlung photochemische Reaktionen erzeugt, anhand derer das Projektionsbild des Objekts nach der Entwicklung als Schwärzung sichtbar gemacht werden kann (Lindegard-Andersen u. a. 1988). Die gängigen Detektoren für digitale Aufnahmen

3 Massenschwächungskoeffizienten für Röntgenstrahlung bei 100 keV und thermische Neutronen bei 25 meV entsprechend der Ordnungszahl der Elemente.

können in zwei Kategorien erfasst werden: Flächendetektoren und Bildverstärker-Kamera-Kombinationen. Bei Flächendetektoren wird die Röntgenstrahlung zunächst in sichtbares Licht umgewandelt. Dies erfolgt mithilfe von Szintillationsschichten, die zumeist aus Cäsiumjodid (CsJ) oder Gadoliniumoxisulfid (GOS) bestehen. Das Licht wird durch amorphe Silizium (a-Si)-Photodioden und Dünnschichttransistoren oder über CMOS (Complementary Metal Oxide Semiconductor)-Sensoren in elektrische digitale Signale umgewandelt. Moderne CMOS-Detektoren können anhand von Materialien wie Cadmiumtellurid (CdTe) Röntgenstrahlung auch direkt konvertieren. Bildverstärker-Kamera-Kombinationen bestehen ebenfalls aus einer Szintillationsschicht, von wo aus das Licht über einen Spiegel und zumeist eine Linse auf eine optische Kamera gelenkt wird (Casali 2006, 68 f.).

Im Gegensatz zu Röntgenstrahlung können Neutronen nicht direkt über einen Szintillationsprozess erfasst werden. Notwendig hierfür ist ein zusätzliches Umwandlungsmaterial (z. B. das Lithium-Isotop ${}^6\text{Li}$ oder Gadolinium), welches die Neutronen absorbiert und dadurch ionisierende Sekundärstrahlung wie Röntgen- oder α -Strahlung abgibt. Diese Sekundärstrahlung kann dann durch ein Szintillationsmaterial wie Zinksulfid (ZnS) in Licht umgewandelt und mit einem konventionellen Detektorsystem wie etwa einer optischen Kamera erfasst werden (Kardjilov u. a. 2006, 32; 2011, 249).

2.3.5 Rekonstruktion

Grundlage für die Rekonstruktion von Schnittbildern (Tomogrammen) sind die Projektionen (Radiographien), die bei der Messung des Prüfstücks aus einer Vielzahl von Winkelpositionen aufgenommen werden. Der Projektionsdatensatz ist zentral für die Rekonstruktion einer kompletten 3D-Abbildung, da er die Integrale der lokalen Verteilung der Schwächungskoeffizienten μ in einem Objekt aus (idealerweise allen) unterschiedlichen Richtungen darstellt.⁵ Die Projektionen $P_\theta(t)$ können durch Linienintegrale beschrieben werden, die durch den Winkel θ und den Parameter t (Abstand vom Ursprung) eindeutig definiert sind (Kak/Slaney 1988, 49). Dieser Abstand lässt sich für jede Position (x, y) im Objekt berechnen zu:

$$t = x \cos \theta + y \sin \theta \quad (2.5)$$

Die Ermittlung der Schwächung erfolgt durch die detektierte Veränderung der Strahlungsintensität, basierend auf dem Lambert-

Beerschen Gesetz (2.1). Die zur Rekonstruktion verwendeten Projektionen $P_\theta(t)$ ergeben sich aus dem natürlichen Logarithmus des Verhältnisses von ursprünglicher zu geschwächter Intensität (Stock 2009, 22):

$$\ln \frac{I_0}{I} = \int_{(\theta,t)} \mu(x,y) ds = P_\theta(t) \quad (2.6)$$

Hierbei wird die Verteilung der Schwächungskoeffizienten μ an einer bestimmten Position x, y entlang eines Strahls t als zweidimensionale Funktion $f(x,y)$ angenommen. Da die Schwächungseigenschaften von der Energie der Röntgenstrahlung abhängen, ist die Berechnung mit dem Logarithmus nur eine Approximation, die allerdings in den meisten Fällen sehr gute Resultate liefert.⁶

Das Linienintegral $P_\theta(t)$ wird als die Radon-Transformation der Funktion $f(x,y)$ bezeichnet und beschreibt die Summen der Funktionswerte entlang aller Geraden in der xy -Ebene (Kak/Slaney 1988, 50):

$$P_\theta(t) = \int_{\text{Gerade } (\theta,t)} f(x,y) ds \quad (2.7)$$

Die genormten Projektionen (Dunkel-/Hellfeld korrigiert und logarithmiert) können als Sinogramme betrachtet werden, wobei diese die Gesamtheit aller Projektionen über eine Drehung (von 0° bis 360°) darstellen und jedes Sinogramm eine Schnittebene im Projektionsstapel eines definierten Winkels repräsentiert. Anhand dieser werden die Schnittbilder des Tomogramms rekonstruiert. Mathematisch betrachtet ist die Rekonstruktion der Funktion $f(x,y)$ aus den Projektionsdaten äquivalent zum Invertieren der Radon-Transformation (Kak/Slaney 1988). Für die Rückprojektion werden Filterfunktionen zur Vermeidung von Abbildungsfehlern durch fehlende Informationen (praktisch können nicht alle Winkel gemessen werden), Bildrauschen, Artefakte und andere Bildanomalien wie der Ram-Lak-Filter (Ramachandran/Lakshminarayanan 1971) oder Shepp-Logan-Filter (Shepp/Logan 1974) eingesetzt. Praktisch bedeutet dies, dass eine explizite und rechnerisch effiziente, diskretisierte Version der inversen Radon-Transformation verwendet wird, wodurch Daten aus Parallelstrahlgeometrien wie bei der NCT rekonstruiert werden können (Haibel 2008, 144). Für die direkte Rekonstruktion in drei Dimensionen, wie dies bei Daten aus Kegelstrahlgeometrien notwendig ist, wird zumeist der Feldkamp-Davis-Kress-Algorithmus angewendet (Feldkamp u. a. 1984; Hsieh u. a. 2013). Neben der hier angesprochenen analytischen Rekonstruktion,

⁵ Zur Klärung der Prinzipien wird hier nur auf die Rekonstruktion von 2D-Bildern eingegangen, zu der die 3D-Rekonstruktion analog ist.

⁶ Freundliche Mitteilung Dr. Philipp Schütz (17. November 2015).

welche die Rekonstruktion in einer in sich geschlossenen Gleichung löst, versucht die weniger übliche, weil rechenintensive, iterative Rekonstruktion das abschließende Ergebnis als Lösung von mehreren Gleichungen respektive als Lösung eines Optimierungsproblems, welches in einer iterativen Form angegangen wurde, zu formulieren. Darüber hinaus gibt es weitere Rekonstruktionsalgorithmen, welche im Allgemeinen als Hybrid-Algorithmen zusammengefasst werden können respektive statische Optimierungskriterien verwenden (Hsieh u. a. 2013).

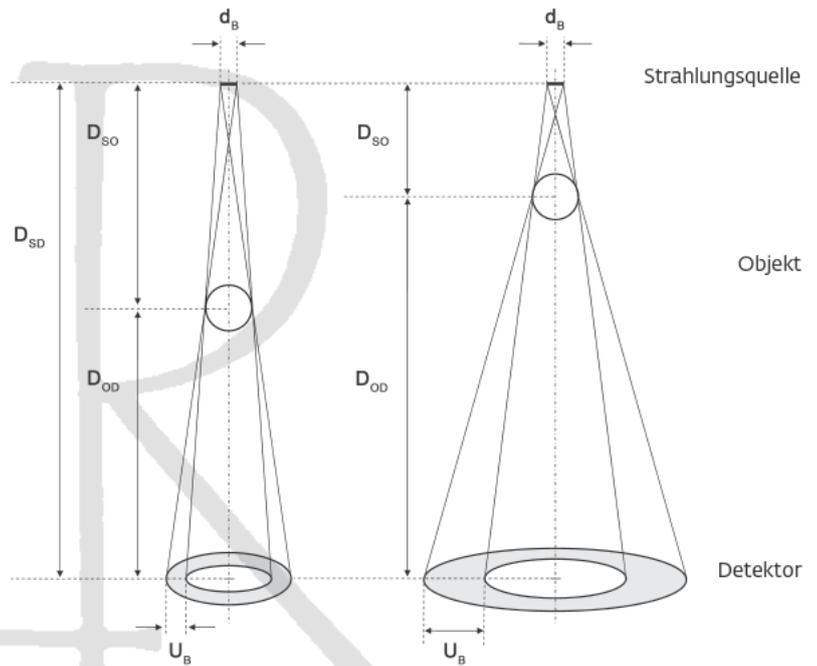
2.4 Qualität und Auswertbarkeit

Das Messergebnis und somit die Messunsicherheit wird von einer Vielzahl von Einflussgrößen bestimmt, welche in die Kategorien CT-Gerät (Röntgenquelle, Manipulator, Detektor, Systemumgebung), Anwendung (Werkstück, Messparameter, Messanordnung), Auswertung (Rekonstruktion, Datenkorrektur, Datenauswertung) und Bedienung (Messstrategie, Erfahrung) unterteilt werden können. Die 2010 erschienene Richtlinie des Vereins Deutscher Ingenieure (VDI/VDE 2630, Blatt 1.2 / Part 1.2) widmet sich diesem Thema und spricht entsprechende Empfehlungen aus (Flisch u. a. 2010, 146). Eine vergleichende Studie zur Messgenauigkeit unterschiedlicher industrieller CT-Systeme wurde von Simone Carmignato (2012) publiziert. Die Messunsicherheit wird bei kommerziellen Anlagen üblicherweise durch eine Kalibrierung des Herstellers für verschiedene Vergrößerungsstufen bestimmt. Die für die Auflösung und die damit verbundene Erkenn- und Auswertbarkeit von Details einer Messung entscheidenden Parameter sind die geometrische Auflösung und die Kontrastauflösung. Zudem können auftretende Artefakte das Messergebnis beeinträchtigen (Reimers/Goebbels 1983, 733; Stelzner u. a. 2016).

2.4.1 Geometrische Auflösung

Die geometrische Auflösung ist eine Angabe für das Ausmaß, in dem ein abbildendes System die Form eines Objekts genau reproduziert und ist ein Maß für die Schärfe einer CT-Messung (Burstein/Bossi 1990, 3). Es gibt viele Faktoren, welche die geometrische Auflösung beeinflussen und die vereinfachend als die Systemunschärfe U_{sys} beschrieben werden können. Diese ergibt sich aus den Unschärfen des Brennflecks U_B , des Detektors U_D und des Rekonstruktionsalgorithmus U_R (Maisl 1992, 19; Kasperl 2005, 24):

$$U_{sys} = \sqrt{U_B^2 + U_D^2 + U_R^2} \quad (2.8)$$



Die Unschärfe des Brennflecks U_B wird im Fall der RCT bestimmt durch die bei der Kegelstrahlgeometrie bestehende Vergrößerung ($M = \text{Magnification}$) und durch die Brennfleckgröße d_B (Abb. 4):

$$U_B = (M-1)d_B \quad (2.9)$$

Die Unschärfe des Detektors U_D ergibt sich aus dem Durchmesser des Detektors d_D und der Vergrößerung M :

$$U_D = \frac{d_D}{M} \quad (2.10)$$

Für die Unschärfe des Rekonstruktionsalgorithmus U_R sind der verwendete Rekonstruktionsfilter β_R und die Unschärfe des Detektors U_D maßgebend:

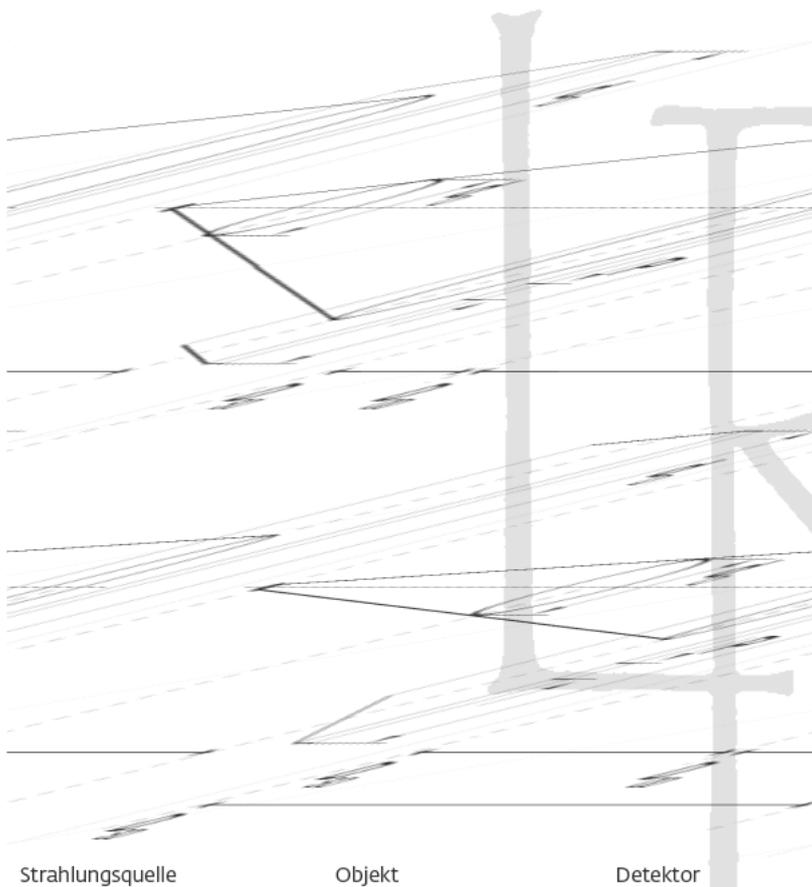
$$U_R = \beta_R U_D \quad (2.11)$$

Hierbei wird deutlich, dass die geometrische Auflösung einer Messung durch den Vergrößerungsfaktor M bestimmt wird, der sich aus dem Verhältnis der Abstände Strahlungsquelle–Detektor D_{SD} und Strahlungsquelle–Objekt D_{SO} ergibt (Mouze 1996, 140):

$$M = \frac{D_{SD}}{D_{SO}} \quad (2.12)$$

Mit zunehmendem Abstand zwischen Strahlungsquelle und Detektor D_{SD} erhöht sich auch die geometrische Unschärfe des Systems (Abb. 4). Um in hochvergrößernden Anwendungen Abbildungen mit einer geringen Unschärfe zu erreichen, ist die Brennfleckgröße d_B essentiell (Flisch u. a. 2012).

4 Schematische Darstellung der Kegelstrahlgeometrie und der Abhängigkeit der Unschärfe des Brennflecks U_B von der Position des Objekts und der damit einhergehenden Vergrößerung M .



Objekt während der Messung um 360° drehen soll. Wird das gesamte Objekt erfasst, so wird die Vergrößerung M auch durch das Verhältnis Durchmesser Objekt d_o zu Durchmesser Detektor d_D vorgegeben (Bergmann u. a. 2006):

$$M_{\max} = \frac{d_D}{d_o} \quad (2.14)$$

Überschreitet der Objektdurchmesser d_o den Durchmesser des Detektors d_D , kann durch eine Messkreiserweiterung, bei der der Detektor horizontal bewegt wird, das gesamte Objekt erfasst werden. Dies führt allerdings zu einer geringeren geometrischen Auflösung. Erforderlich wird eine Messkreiserweiterung, wenn die Maße von zwei Seiten des Objekts die Ausmaße des Detektors überschreiten. Betrifft dies nur eine Seite, können mehrere Messungen entlang der y-Achse angefertigt werden, wobei sich Röntgenquelle und Detektor vertikal parallel zueinander bewegen und die einzelnen Messungen anschließend mit der entsprechenden Software kombiniert werden. In speziellen Fällen, in denen eine höhere geometrische Auflösung notwendig ist, kann ein Bereich des Objekts im Detail gemessen werden. Abhängig von der Größe eines Details kann eine solche „Region of Interest“ (ROI) mit der maximalen geometrischen Auflösung der eingesetzten Anlage dargestellt werden (Maaß u. a. 2010, 252).

Was die geometrische Auflösung betrifft, besteht zwischen der RCT und der NCT ein entscheidender Unterschied. Dieser liegt in der unterschiedlichen Strahlgeometrie, die Einfluss auf die erzielte geometrische Auflösung einer Messung hat. Im Gegensatz zu Röntgenröhren, die einen kleinen und intensiven Brennfleck auf dem Target erzeugen, muss bei der NCT mit angenäherter Parallelstrahlgeometrie gemessen werden, da eine punktuelle Neutronenquelle mit ausreichender Strahlungsintensität nicht realisierbar ist. Die Quelle bei der NCT für die Reaktorneutronen ist ein Kollimator mit einigen Zentimetern Durchmesser und einem anschließenden Flugrohr von 10 bis 15 m (Abb. 6). Entscheidend für die Bildqualität ist die Kollimation der Strahlung, die durch das Verhältnis der Distanz L von Strahlungsquelle zu Objekt zum Durchmesser D der Blende definiert ist (Schillinger u. a. 2008, 73). Je größer das Verhältnis L/D , desto besser ist die Parallelität der Strahlung. Typische Werte liegen zwischen 200 und 500. Bei einem definierten Verhältnis L/D wird jeder Bereich eines Objekts auf der Detektorfläche mit dem Durchmesser d projiziert, wobei l die Distanz zwischen Objekt und Detektor ist (Kardjilov u. a. 2006, 32):

5 Schematische Darstellung der Kegelstrahlgeometrie und der Abhängigkeit der Vergrößerung M von der Objektposition zwischen Strahlungsquelle und Detektor.

Eine gängige Angabe für die geometrische Auflösung einer Messung ist die Voxelgröße V . Diese zeigt über die Nyquist-Beziehung die Größe der Objektdetails an, die aufgelöst werden können (Hiller/Kasperl 2010, 157). Bestimmt wird die Voxelgröße V durch die Vergrößerung M , die Brennfleckgröße d_B und die Detektorauflösung (P = Pixelgröße) (Mouze 1996, 141):

$$V = \frac{P}{M} + \left(1 - \frac{1}{M}\right) d_B \quad (2.13)$$

Für eine möglichst hohe Vergrößerung M muss D_{so} möglichst klein sein (Abb. 5). Demgegenüber reduziert ein hierdurch erhöhter D_{SD} die detektierten Photonen und erhöht damit entweder die erforderliche Zeit der Messung oder das Rauschen in den rekonstruierten Bildern (Stelzner u. a. 2016). Durch das Fokussieren des Strahls kann hier jedoch der Verlust von Photonen eingedämmt werden.⁷ Die zu erreichende geometrische Auflösung ist zudem vom Durchmesser des zu untersuchenden Objekts d_o abhängig, da der möglichst klein zu wählende D_{so} nicht den Durchmesser des Objekts unterschreiten kann, wenn sich das

⁷ Freundliche Mitteilung Dr. P. Schütz (16. Oktober 2015).

$$d = \frac{l}{\left(\frac{L}{D}\right)} \quad (2.15)$$

Hierbei ist zu beachten, dass der anzustrebende minimale Abstand l durch den Durchmesser des zu untersuchenden Objekts vorgegeben ist (Kardjilov u. a. 2006, 32).

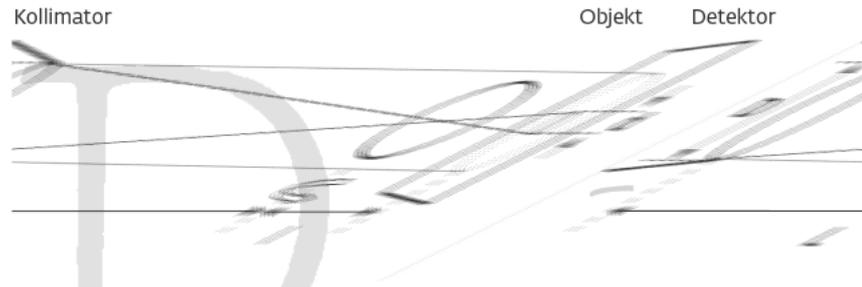
Ein Nachteil der Parallelstrahlgeometrie ist die fehlende implizite Vergrößerung des Abbildes, wie sie bei der RCT durch die Kegelstrahlgeometrie entsteht (Abb. 2). Hierdurch bleibt die Auflösung auf die tatsächliche Detektorauflösung beschränkt (Schillinger u. a. 2008, 74; Kardjilov u. a. 2011, 249).

2.4.2 Kontrastauflösung

Der Kontrast zwischen Materialien ist die Voraussetzung für deren Unterscheidung. Die Kontrastauflösung definiert, wie genau Materialvariationen eines Objekts in einer CT-Messung reproduziert werden. Begrenzt wird die Kontrastauflösung durch das Rauschen in einer Abbildung, was der quantitativen Körnung im Bild entspricht (Burstein/Bossi 1990, 5). Der Kontrast k wird oft hinsichtlich des Verhältnisses der unterschiedlichen Signale von Material sig_m und Hintergrund sig_h definiert (Stock 2009, 16):

$$k = \frac{(|sig_m - sig_h|)}{sig_h} \quad (2.16)$$

Wichtige Faktoren für den Kontrast sind die Integrationszeit sowie die Energie und Intensität der verwendeten Strahlung. Je mehr Photonen detektiert werden, desto zuverlässiger ist die Darstellung der Intensitätsunterschiede und daher die Kontrastwiedergabe des Bildes. Im Fall der RCT spielt neben der Intensität vor allem das Spektrum der Röntgenstrahlung eine Rolle. So ist etwa für die Durchdringung von dichten Materialien und großen Wandstärken eine hohe Photonenenergie notwendig. Je höher die Beschleunigungsspannung ist, umso härter ist die Röntgenstrahlung. Mit härterer Röntgenstrahlung nimmt zwar die Durchdringungsfähigkeit zu, dies hat aber auch eine Verschlechterung des Kontrasts in den Projektionen zur Folge, was die Unterscheidung von Details erschwert. Demzufolge wird die Beschleunigungsspannung möglichst so gewählt, dass die Strahlung gerade noch das Objekt durchdringt (Karl u. a. 2013, 82). Weitere entscheidende Faktoren für den Kontrast sind der dynamische Bereich des Detektors und das Rauschen durch Streustrahlung in den aufgenommenen Projektionen. Im Fall der RCT verschlechtert sich die Qualität der Projektionen durch die Wechselwirkung der Strahlung – insbesondere Compton-Streuung – im Ob-



jekt und den Komponenten des Computertomographen (Casali 2006, 53; Schütz u. a. 2013). Bei der NCT hingegen wird ein störendes Hintergrundrauschen durch gestreute Neutronen und vor allem sekundäre γ -Strahlung verursacht, welche durch Wechselwirkung mit dem Objekt und dem Strukturmaterial der Anlage entsteht. Die aus dem Strahl gestreuten Photonen beziehungsweise Neutronen können einzelne oder mehrere benachbarte Bildelemente des Detektors treffen, was zu einer Überlagerung der Primärstrahlung und einer systematischen Erhöhung der Grauwerte führt. Der Effekt ist inhomogen und von der Geometrie sowie vielen weiteren Parametern abhängig. Ein Maß für die Grauwerte ist das Signal-Rausch-Verhältnis (SRV), das sich aus dem Verhältnis N_p/N_s von den Detektor erreichender Primärstrahlung N_p und sekundärer Streustrahlung N_s ergibt (Casali 2006, 55; Banhart 2008c; Lehmann/Kardjilov 2008). Eine Vielzahl unterschiedlicher Maßnahmen kann das SRV verbessern: eine verlängerte Belichtungszeit, geeignete Kollimatoren, Anpassung der Objektposition, Veränderung des Anlagenaufbaus und des Detektors etc. (Lehmann u. a. 2004, 229; Casali 2006, 55; Schütz u. a. 2013).

6 Schematische Darstellung der Neutronenstrahlgeometrie.

2.4.3 Artefakte

Zahlreiche unterschiedliche Artefakte können das Messergebnis beeinträchtigen und verfälschen, wobei diese das Produkt diverser Ursachen sind. Die meisten Artefakte können auf Strahlaufhärtung und Streustrahlung, auf Ausrichtungsfehler des Objekts oder einen ungünstigen Apparaturaufbau sowie auf unzureichende Daten oder ungeeignete Algorithmen zurückgeführt werden (Burstein/Bossi 1990, 5). Durch die Bewegung des Objekts während der Messung kann es zu Messwertverfälschungen und verschwommenen Abbildungen kommen (Abb. 7). Eine nicht zentrische Ausrichtung des Objekts kann bei der anschließenden Rekonstruktion zu Fehlern führen, was unscharfe Abbildungen und vor allem bei der Oberflächenbestimmung Messabweichungen zur Folge hat. Eine zu geringe Abtastrate (Anzahl der Projektionen) bei der Messung kann das Messergebnis beeinträchtigen und zu sogenannten Aliasing-Artefakten führen (Stock