

DIN EN 16016-2

The logo consists of the letters 'DIN' in a bold, sans-serif font, with a horizontal line above and below the letters.

ICS 19.100

**Zerstörungsfreie Prüfung –  
Durchstrahlungsverfahren - Computertomografie –  
Teil 2: Grundlagen, Geräte und Proben;  
Deutsche Fassung EN 16016-2:2011**

Non destructive testing –  
Radiation methods - Computed tomography –  
Part 2: Principle, equipment and samples;  
German version EN 16016-2:2011

Essais non destructifs –  
Méthodes par rayonnements - Tomographie numérisée –  
Partie 2: Principes, équipements et échantillons;  
Version allemande EN 16016-2:2011

Gesamtumfang 25 Seiten

Normenausschuss Materialprüfung (NMP) im DIN

## **Nationales Vorwort**

Dieses Dokument (EN 16016-2:2011) wurde vom Technischen Komitee CEN/TC 138 „Zerstörungsfreie Prüfung“ erarbeitet, dessen Sekretariat vom AFNOR (Frankreich) gehalten wird.

Das zuständige deutsche Gremium ist der NA 062-08-22 AA „Durchstrahlungsprüfung und Strahlenschutz“ im Normenausschuss Materialprüfung (NMP).

ICS 19.100

Deutsche Fassung

Zerstörungsfreie Prüfung —  
Durchstrahlungsverfahren —  
Computertomographie —  
Teil 2: Grundlagen, Geräte und Proben

Non destructive testing —  
Radiation methods —  
Computed tomography —  
Part 2: Principle, equipment and samples

Essais non destructifs —  
Méthodes par rayonnements —  
Tomographie numérisée —  
Partie 2: Principes, équipements et échantillons

Diese Europäische Norm wurde vom CEN am 29. Juli 2011 angenommen.

Die CEN-Mitglieder sind gehalten, die CEN/CENELEC-Geschäftsordnung zu erfüllen, in der die Bedingungen festgelegt sind, unter denen dieser Europäischen Norm ohne jede Änderung der Status einer nationalen Norm zu geben ist. Auf dem letzten Stand befindliche Listen dieser nationalen Normen mit ihren bibliographischen Angaben sind beim Management-Zentrum des CEN-CENELEC oder bei jedem CEN-Mitglied auf Anfrage erhältlich.

Diese Europäische Norm besteht in drei offiziellen Fassungen (Deutsch, Englisch, Französisch). Eine Fassung in einer anderen Sprache, die von einem CEN-Mitglied in eigener Verantwortung durch Übersetzung in seine Landessprache gemacht und dem Management-Zentrum mitgeteilt worden ist, hat den gleichen Status wie die offiziellen Fassungen.

CEN-Mitglieder sind die nationalen Normungsinstitute von Belgien, Bulgarien, Dänemark, Deutschland, Estland, Finnland, Frankreich, Griechenland, Irland, Island, Italien, Kroatien, Lettland, Litauen, Luxemburg, Malta, den Niederlanden, Norwegen, Österreich, Polen, Portugal, Rumänien, Schweden, der Schweiz, der Slowakei, Slowenien, Spanien, der Tschechischen Republik, Ungarn, dem Vereinigten Königreich und Zypern.



EUROPÄISCHES KOMITEE FÜR NORMUNG  
EUROPEAN COMMITTEE FOR STANDARDIZATION  
COMITÉ EUROPÉEN DE NORMALISATION

Management-Zentrum: Avenue Marnix 17, B-1000 Brüssel

## Inhalt

Seite

Vorwort .....	3
Einleitung.....	4
1 Anwendungsbereich .....	5
2 Normative Verweisungen.....	5
3 Begriffe .....	5
4 Allgemeine Grundlagen .....	5
4.1 Wesentliche Grundsätze .....	5
4.2 Vorteile der CT .....	6
4.3 Einschränkungen der CT .....	6
4.4 Hauptschritte des CT-Prozesses.....	7
4.4.1 Datenerfassung.....	7
4.4.2 Rekonstruktion.....	8
4.4.3 Darstellung und Analyse.....	8
4.5 Artefakte in CT-Bildern.....	9
5 Ausrüstung und Geräte.....	9
5.1 Allgemeines .....	9
5.2 Strahlenquellen .....	10
5.3 Detektoren .....	11
5.4 Manipulation.....	11
5.5 Erfassungs-, Rekonstruktions-, Darstellungs- und Speichersystem .....	12
6 CT-Systemstabilität .....	12
6.1 Allgemeines .....	12
6.2 Stabilität der Röntgenstrahlung .....	13
6.3 Stabilität des Manipulators .....	13
7 Geometrische Ausrichtung (Justierung).....	13
8 Betrachtungen hinsichtlich der Probe.....	14
8.1 Größe und Form der Probe .....	14
8.2 Materialien (einschließlich Tabelle Spannung/Eindringtiefe) .....	14
Anhang A (informativ) Bauteile des CT-Systems.....	16
A.1 Strahlenquellen .....	16
A.1.1 Röntgengeräte mit offener Röhre .....	16
A.1.2 Röntgengeräte mit geschlossener Röhre .....	17
A.1.3 Linearbeschleuniger.....	18
A.1.4 Röntgentargetanordnungen .....	18
A.2 Detektoren .....	19
A.2.1 Ionisationsdetektoren .....	19
A.2.2 Szintillationsdetektoren .....	20
A.2.3 Halbleiterdetektoren .....	20
A.3 Manipulation.....	20
A.4 Datenerfassungs-, Rekonstruktions-, Darstellungs- und Speichersystem .....	21
A.4.1 Datenerfassungssystem .....	21
A.4.2 Rekonstruktionssystem .....	21
A.4.3 Darstellungssystem.....	22
A.4.4 Speichersystem .....	22
Literaturhinweise .....	23

## Vorwort

Dieses Dokument (EN 16016-2:2011) wurde vom Technischen Komitee CEN/TC 138 „Zerstörungsfreie Prüfung“ erarbeitet, dessen Sekretariat vom AFNOR gehalten wird.

Diese Europäische Norm muss den Status einer nationalen Norm erhalten, entweder durch Veröffentlichung eines identischen Textes oder durch Anerkennung bis Februar 2012, und etwaige entgegenstehende nationale Normen müssen bis Februar 2012 zurückgezogen werden.

Es wird auf die Möglichkeit hingewiesen, dass einige Texte dieses Dokuments Patentrechte berühren können. CEN [und/oder CENELEC] sind nicht dafür verantwortlich, einige oder alle diesbezüglichen Patentrechte zu identifizieren.

EN 16016 besteht aus den folgenden Teilen:

- *Zerstörungsfreie Prüfung — Durchstrahlungsverfahren - Computertomografie — Teil 1: Terminologie*
- *Zerstörungsfreie Prüfung — Durchstrahlungsverfahren - Computertomografie — Teil 2: Grundlagen, Geräte und Proben*
- *Zerstörungsfreie Prüfung — Durchstrahlungsverfahren - Computertomografie — Teil 3: Durchführung und Auswertung*
- *Zerstörungsfreie Prüfung — Durchstrahlungsverfahren - Computertomografie — Teil 4: Qualifizierung*

Entsprechend der CEN/CENELEC-Geschäftsordnung sind die nationalen Normungsinstitute der folgenden Länder gehalten, diese Europäische Norm zu übernehmen: Belgien, Bulgarien, Dänemark, Deutschland, Estland, Finnland, Frankreich, Griechenland, Irland, Island, Italien, Kroatien, Lettland, Litauen, Luxemburg, Malta, Niederlande, Norwegen, Österreich, Polen, Portugal, Rumänien, Schweden, Schweiz, Slowakei, Slowenien, Spanien, Tschechische Republik, Ungarn, Vereinigtes Königreich und Zypern.

## **Einleitung**

Dieses Dokument bietet einen Leitfaden zu den allgemeinen Grundlagen der Röntgencomputertomografie (CT), der für die industrielle Bildgebung gilt (industriell bedeutet im Rahmen dieser Norm nicht medizinische Anwendungen); es bietet auch einen einheitlichen Satz von Festlegungen zu CT-Leistungsparametern, einschließlich der Art des Zusammenhangs dieser Leistungsparameter mit den Spezifikationen des CT-Systems. Das vorliegende Dokument befasst sich mit der axialen Computertomografie und schließt weitere Arten der Tomografie, wie z. B. Translationstomografie und Tomosynthese, aus.

## 1 Anwendungsbereich

Dieses Dokument legt die allgemeinen Grundlagen der Computertomografie (CT) sowie die angewendeten Geräte und grundsätzliche Überlegungen zu Proben, Materialien und Geometrie fest.

## 2 Normative Verweisungen

Die folgenden zitierten Dokumente sind für die Anwendung dieses Dokuments erforderlich. Bei datierten Verweisungen gilt nur die in Bezug genommene Ausgabe. Bei undatierten Verweisungen gilt die letzte Ausgabe des in Bezug genommenen Dokuments (einschließlich aller Änderungen).

EN 473, *Zerstörungsfreie Prüfung — Qualifizierung und Zertifizierung von Personal der zerstörungsfreien Prüfung — Allgemeine Grundlagen*

EN 16016-1:2011, *Zerstörungsfreie Prüfung — Durchstrahlungsverfahren - Computertomografie — Teil 1: Terminologie*

EN 16016-3:2011, *Zerstörungsfreie Prüfung — Durchstrahlungsverfahren - Computertomografie — Teil 3: Durchführung und Auswertung*

EN 16016-4:2011, *Zerstörungsfreie Prüfung — Durchstrahlungsverfahren - Computertomografie — Teil 4: Qualifizierung*

## 3 Begriffe

Für die Anwendung dieses Dokuments gelten die Begriffe nach EN 16016-1:2011.

## 4 Allgemeine Grundlagen

### 4.1 Wesentliche Grundsätze

Computertomografie ist ein radiografisches Untersuchungsverfahren, das dreidimensionale Informationen über einen Prüfgegenstand aus einer Anzahl von radiografischen Projektionen entweder über Querschnittebenen (CT-Schichten) oder über das gesamte Volumen bereitstellt. Die Röntgenbildgebung ist möglich, weil unterschiedliche Materialien unterschiedliche Schwächungskoeffizienten für Röntgenstrahlen aufweisen. In CT-Bildern werden die linearen Schwächungskoeffizienten für Röntgenstrahlen als unterschiedliche Grauwerte (oder in Falschfarben) dargestellt. Bei der konventionellen Röntgenaufnahme wird der dreidimensionale Prüfgegenstand aus einer Richtung durchleuchtet und aus den entsprechenden über die Strahlenbahn angesammelten Werten wird eine Röntgenprojektion erzeugt. Im Gegensatz dazu werden bei einer CT-Abtastung mehrere Röntgenprojektionen eines Prüfgegenstandes unter unterschiedlichen Projektionswinkeln erfasst. Aus diesen Projektionsbildern werden die tatsächlichen Schnitte oder das Volumen rekonstruiert. Der wesentliche Vorteil gegenüber der Radiografie ist die Bewahrung der gesamten volumetrischen Information. Das sich ergebende CT-Bild (2D-CT-Schicht oder 3D-CT-Volumen) ist eine quantitative Darstellung des linearen Schwächungskoeffizienten für Röntgenstrahlen, gemittelt über das endliche Volumen des entsprechenden Volumenelements (Voxel) an jeder Stelle der Probe.

Der lineare Schwächungskoeffizient charakterisiert den lokalen Anteil, der beim Durchgang der Röntgenstrahlen durch den Prüfgegenstand während der Abtastung geschwächt wird. Die Schwächung der Röntgenstrahlen bei der Wechselwirkung mit der Materie ist das Ergebnis mehrerer verschiedener Wechselwirkungsmechanismen: Compton-Streuung und photoelektrische Absorption sind bei Röntgen-CT dabei die vorherrschenden Mechanismen. Der lineare Schwächungskoeffizient hängt von der Kernladungszahl der entsprechenden Materialien ab und ist proportional zur Materialdichte. Er hängt auch von der Energie des Röntgenstrahlenbündels ab.

## **4.2 Vorteile der CT**

Computertomografie (CT) ist ein radiografisches Verfahren, das ein hervorragendes Untersuchungsverfahren sein kann, wenn das Hauptziel in der Lokalisierung und quantitativen Bestimmung volumetrischer Einzelheiten in drei Dimensionen besteht. Da das Verfahren auf Röntgenstrahlung beruht, kann es zusätzlich bei metallischen und nichtmetallischen Proben, festen und faserartigen Materialien und Prüfgegenständen mit glatten und unregelmäßigen Oberflächen angewendet werden.

Im Gegensatz zu konventionellen Röntgenaufnahmen, bei denen die inneren Merkmale (Details) einer Probe auf eine einzelne Bildebene projiziert werden und somit einander überlagern, erscheinen in CT-Bildern die einzelnen Details der Probe getrennt voneinander, wobei die gesamten räumlichen Informationen erhalten bleiben.

Bei einer ordnungsgemäßen Kalibrierung können auch Maßprüfungen und Bestimmungen der Materialdichte erfolgen.

Eine vollständige dreidimensionale Darstellung von untersuchten Prüfgegenständen kann entweder durch Rekonstruktion und Zusammensetzen aufeinander folgender CT-Schichten (2D-CT) oder durch direkte Rekonstruktion von 3D-CT-Bildern (3D-CT) erhalten werden. Die Computertomografie ist somit nützlich auf den Gebieten der Industrieanwendung der zerstörungsfreien Prüfung, 2D- und 3D-Messtechnik und Reverse Engineering.

CT hat gegenüber den herkömmlichen Verfahren der Messtechnik verschiedene Vorteile:

- Erfassung ohne Kontakt;
- Zugang zu internen und externen Maßangaben;
- eine direkte Eingabe für die 3D-Modellierung, insbesondere von inneren Strukturen.

In einigen Fällen können CT-Untersuchungen mit zwei Energien (en: dual energy, DE) dabei helfen, Informationen über die Materialdichte und die mittlere Kernladungszahl bestimmter Materialien zu erhalten. Im Fall von bekannten Materialien können die zusätzlichen Informationen einer besseren Kontrastunterscheidung oder besseren Charakterisierung dienen.

## **4.3 Einschränkungen der CT**

CT ist ein indirektes Prüfverfahren und Messungen (z. B. der Größe der Materialfehler, der Wanddicke) müssen mit anderen absoluten Messverfahren verglichen werden, siehe EN 16016-3. Ein anderer möglicher Nachteil der CT-Bildgebung ist das mögliche Auftreten von Artefakten (siehe 4.5) in den Daten. Artefakte schränken die Möglichkeit ein, quantitative Informationen aus einem Bild zu entnehmen. Deshalb muss der Anwender, wie bei jeder Untersuchungstechnik, in der Lage sein, übliche Artefakte subjektiv zu erkennen und unberücksichtigt zu lassen.

Wie jedes bildgebende System kann ein CT-Gerät niemals ein genaues Bild des abgetasteten Prüfgegenstandes wiedergeben. Die Genauigkeit des CT-Bildes wird im Wesentlichen durch die konkurrierenden Einflüsse des bildgebenden Systems bestimmt, und zwar räumliche Auflösung (Ortsauflösung), statistisches Rauschen und Artefakte. Jeder dieser Aspekte wird kurz in 4.4.1 erörtert. Eine vollständigere Beschreibung ist in EN 16016-3 zu finden.

CT-Grauwerte können nicht zur eindeutigen Identifizierung unbekannter Materialien verwendet werden, es sei denn, es stehen Vorinformationen (A-priori-Informationen) zur Verfügung, da ein bestimmter experimenteller Wert, der an einer bestimmten Stelle gemessen wird, möglicherweise einem breiten Spektrum von Materialien entspricht.

Ein weiterer wichtiger Gesichtspunkt ist die Sicherstellung, dass eine hinreichende Röntgen(strahlen-)transmission durch die Probe bei allen Projektionswinkeln (siehe 8.2) ohne Sättigung eines beliebigen Teils des Detektors vorhanden ist.

## 4.4 Hauptschritte des CT-Prozesses

### 4.4.1 Datenerfassung

Bei einer CT-Abtastung wird eine Vielzahl von Projektionen systematisch aufgenommen: die Bilder werden aus einer Reihe von unterschiedlichen Betrachtungswinkeln erfasst. Die Detailerkennung hängt, neben anderen Faktoren, von der Anzahl der Winkel ab, aus denen die einzelnen Projektionen aufgenommen werden. Die Güte des CT-Bildes kann verbessert werden, indem die Anzahl von Projektionen einer Aufnahme erhöht wird.

Da sämtliche Bilderfassungssysteme inhärente Artefakte enthalten, beginnen CT-Abtastungen üblicherweise mit dem Erfassen von Referenzbildern für Untergrund und Verstärkung, um eine Korrektur der aufgenommenen Bilder (Flat-Field-Korrektur) zu ermöglichen; dabei werden Dunkelbilder (Röntgenstrahlung aus) und Hellbilder (Röntgenstrahlung an, wobei sich die Probe außerhalb des Sichtfeldes befindet) zur Korrektur von Detektoranomalien verwendet. Das Erfassen von Referenzbildern für die Verzeichnungskorrektur (kissenförmige Verzeichnung im Fall von kamerabasierten Detektorsystemen mit optischer Verzerrung) und Korrektur des Rotationszentrums können auch auf dieser Stufe erfolgen. Jedes nachfolgend für den CT-Datensatz erfasste Bild enthält diese darauf angewendeten Korrekturen. Einige Systeme können entweder durch Konfiguration auf die Einstellungen für die Röntgenstrahlung oder durch eine Bildverstärkung sicherstellen, dass der Hintergrundintensitätspegel der erfassten Bilder während der Dauer der CT-Abtastung konstant bleibt.

Die Güte eines CT-Bildes hängt von einer Reihe von Leistungsfaktoren auf Systemebene ab, wobei einer der wichtigsten Faktoren die räumliche Auflösung ist.

Die räumliche Auflösung wird im Allgemeinen quantitativ in Bezug auf den kleinsten Abstand bestimmt, bei dem zwei Details als getrennte Einheiten unterschieden werden können. Die Grenzen der räumlichen Auflösung werden durch Konstruktion und Ausführung des Gerätes und durch die Auflösung und Anzahl der CT-Projektionen bestimmt. Die Auflösung der CT-Projektion wird durch die maximale Vergrößerung begrenzt, bei deren Anwendung noch die Darstellung sämtlicher Teile der Probe bei allen Drehwinkeln möglich ist.

Es ist wichtig anzumerken, dass das kleinste nachzuweisende Detail in einem CT-Bild nicht dasselbe ist, wie das kleinste Detail, das räumlich aufgelöst werden kann. Ein Detail, das beträchtlich kleiner ist als ein einzelnes Voxel, kann das ihm entsprechende Voxel in einem Maß beeinträchtigen, dass es mit einem sichtbaren Kontrast erscheint, so dass er in Bezug auf die angrenzenden Voxel leicht nachgewiesen werden kann. Diese Erscheinung tritt auf Grund des „Teilvolumen-Effekts“ auf.

Obwohl die Ausschnitt-CT (lokale Tomografie) die räumliche Auflösung in festgelegten Bereichen größerer Prüfgegenstände verbessern kann, führt sie Artefakte (auf Grund unvollständiger Daten) ein, die manchmal durch spezielle Verarbeitung verringert werden können.

Die Röntgenbildgebung, wie sie bei der CT-Untersuchung angewendet wird, wird immer durch Rauschen beeinträchtigt. In der Radiografie stammt dieses Rauschen aus zwei Strahlenquellen: (1) intrinsische Schwankungen entsprechend der Photonenstatistik der Emission und der Detektion und (2) für die angewendeten Geräte und die angewendete Verarbeitung spezifisches Rauschen. Das Rauschen in CT-Projektionen wird oft durch den Bildberechnungsalgorithmus verstärkt. In den CT-Bildern tritt das statistische Rauschen als Zufallsschwankung auf, die den CT-Grauwert von jedem Voxel überlagert und die Dichteauflösung einschränkt.

Obwohl das statistische Rauschen unvermeidbar ist, kann das Signal-Rausch-Verhältnis durch Erhöhen der Anzahl von Projektionen und/oder der Belichtungsdauer bei jeder der Projektionen, der Intensität der Röntgenstrahlenquelle oder der Voxelgröße verbessert werden. Einige dieser Maßnahmen verringern jedoch die räumliche Auflösung. Dieser Kompromiss zwischen räumlicher Auflösung und statistischem Rauschen ist der Computertomografie eigen.

#### **4.4.2 Rekonstruktion**

Bei einer CT-Abtastung wird zuerst eine Reihe von Projektionen eines Prüfgegenstands erzeugt. Die anschließende Rekonstruktion des CT-Bildes aus diesen einzelnen Projektionen ist der Hauptschritt der Computertomografie, durch den sich dieses Untersuchungsverfahren von anderen radiografischen Verfahren unterscheidet.

Mit der Rekonstruktionssoftware dürfen zusätzliche Korrekturen der CT-Projektionen während der Rekonstruktion erfolgen, z. B. die Verringerung des Rauschens, Korrektur der Strahlaufhärtung und/oder der Streustrahlung.

In Abhängigkeit vom CT-Gerät werden entweder einzelne CT-Schichten oder 3D-CT-Bilder rekonstruiert.

#### **4.4.3 Darstellung und Analyse**

Dieser Schritt schließt alle Arbeitsgänge und Datenbearbeitungen ein, um die gewünschten Informationen aus dem rekonstruierten CT-Bild zu entnehmen.

Die Darstellung kann entweder in 2D (Schichtansichten) oder 3D (Volumen) erfolgen. Die 2D-Darstellung ermöglicht dem Anwender die schichtweise Untersuchung der Daten entlang einer festgelegten Achse (im Allgemeinen kann das eine beliebige Bahn sein).

Bei der dreidimensionalen Bildgebung wird/werden das CT-Volumen oder ausgewählte, daraus abgeleitete Flächen zur Erzeugung des gewünschten Bildes nach dem optischen Modell, das dem Algorithmus zugrunde liegt, verwendet. Der Hauptvorteil dieser Art der Darstellung ist, dass die visuelle Wahrnehmung des Bildes für das menschliche Auge gut dem natürlichen Erscheinungsbild des Prüfgegenstandes entspricht, obwohl bei der 2D-Darstellung auf einem Bildschirm die Details möglicherweise überlagert erscheinen.

Bei der Darstellung können zusätzliche Artefakte unterschiedlichen Ursprungs auftreten, insbesondere bei der dreidimensionalen Bildgebung des CT-Volumens. Derartige Artefakte durch Abtastung, Filterung, Klassifikation und Mischung im Rahmen der Darstellungssoftware hängen von der angewendeten Hard- und Software sowie der vorliegenden darstellungsbezogenen Aufgabe ab. Deshalb sind derartige Artefakte nicht in der Definition von Artefakten enthalten, die in 4.5 vorliegt. Trotzdem sollte der Anwender beachten, dass auch bei diesem Prozessschritt Fehlinterpretationen der Daten auftreten können.

Zum Hervorheben der interessierenden Details bei der Darstellung können verschiedene digitale Filterfunktionen ausgeführt werden. Ein charakteristisches Merkmal sämtlicher dieser Funktionen ist, dass sie, obwohl sie eine oder mehrere Eigenschaften der Daten verbessern, gleichzeitig andere Eigenschaften verschlechtern (zum Beispiel: verschlechtert das Hervorheben der Ränder die Erkennung innerer Strukturen eines Prüfgegenstandes). Deshalb sollten Digitalfilter für bestimmte Aufgaben immer mit Bedacht angewendet werden, wobei zu beachten ist, mit welchen Vor- und Nachteilen sie verbunden sind.

Ein für die 3D-Darstellung verwendeter Computer sollte in der Lage sein, das gesamte interessierende Volumen im Arbeitsspeicher zu verarbeiten. Der zugehörige Bildschirm sollte über eine Auflösung, einen dynamischen Bereich und Einstellungen verfügen, die hinreichend für die vorliegende darstellungsbezogene Aufgabe sind. Ein angemessenes Sehvermögen des Personals ist sicherzustellen, siehe EN 473.

## 4.5 Artefakte in CT-Bildern

Ein Artefakt ist ein künstliches Merkmal (Detail), das auf dem CT-Bild erscheint, jedoch keinem physikalischen Merkmal der Probe entspricht. Artefakte sind unterschiedlichen Ursprungs; sie können in Artefakte, die durch die Messung selbst und das Gerät bedingt sind (Artefakte auf Grund einer endlichen Strahlenbündelbreite, Streustrahlung, Instabilitäten und Besonderheiten des Detektors), und verfahrenseigene Artefakte (z. B. Strahlaufhärtung) eingeteilt werden. Artefakte können auch in Erfassungsartefakte (z. B. Streustrahlung, Ringartefakte) und Rekonstruktionsartefakte (z. B. Kegelstrahlartefakte) eingeteilt werden. Einige Artefakte können durch die Anwendung einer entsprechenden Messtechnik mit geeigneten Parametern beseitigt werden, während andere nur in ihrem Ausmaß verringert werden können. Artefakte können für spezifische Messungen oder Analyseaufgaben nachteilig sein, haben aber möglicherweise keine Auswirkung auf bestimmte andere Analysen. Unter Beachtung dieser Tatsache sind die Art und das Ausmaß von Artefakten in einem Datensatz im Zusammenhang mit der entsprechenden Analyseaufgabe zu bewerten.

Rauschen und Teilvolumen-Effekte werden in der vorliegenden Norm nicht als Artefakte betrachtet.

Weitere Einzelheiten sind in EN 16016-3:2011, 5.5, angeführt.

## 5 Ausrüstung und Geräte

### 5.1 Allgemeines

In Bezug auf die Leistung kann ein CT-Gerät als aus vier Hauptbauteilen bestehend betrachtet werden: der Röntgenstrahlenquelle, dem Detektor, den Tischen für die Probenmanipulation (letztere einschließlich des gesamten mechanischen Aufbaus, der die Bildstabilität beeinflusst) und dem Rekonstruktions-/Darstellungssystem.

Im Allgemeinen sind die Strahlenquelle und der Detektor feststehend, während die Probe sich im Strahlenbündel dreht, um den notwendigen Satz von Projektionen zu erfassen. In Abtastgeräten, die zum Beispiel für In-vivo-Tieruntersuchungen oder die bildliche Darstellung von großen Strukturen ausgelegt sind, können Strahlenquelle und Detektor um die Probe kreisen, wie z. B. in medizinischen Abtastgeräten.

Bei der Mehrheit der Mikro-/Nano- oder Submikro-Tomografiesysteme wird die Auflösung in erster Linie durch die Brennfleckgröße der Röntgenröhre bestimmt. Die geometrische Vergrößerung ermöglicht es, dass der Abstand der Detektorelemente viel größer ist als die berechnete Voxelgröße und ein dickerer und somit wirksamerer Szintillator verwendet werden kann. Ein Nachteil dieser Vorgehensweise ist, dass die Probe sehr nah an der Strahlenquelle angeordnet werden sollte, um hohe Vergrößerungsverhältnisse zu erhalten. Das ist besonders dann ein Problem, wenn die Probe in einer bestimmten Art von Klimakammer oder zum Beispiel auf einem Prüftisch zur In-situ-Belastung zu befestigen ist. Das bedingt einen größeren Abstand zwischen Strahlenquelle und Probe und verringert somit die Flussdichte der Röntgenstrahlung (was zu einem geringeren Signal-Rausch-Verhältnis und/oder verlängerter Erfassungszeit führt) und erfordert, dass der Detektor in gleichem Verhältnis in größerem Abstand angebracht wird, um denselben Vergrößerungsfaktor zu erreichen. Andererseits wird, wenn der Abstand zwischen Probe und Detektor im Vergleich zum Abstand zwischen Strahlenquelle und Probe gering ist, die Detektorauflösung anstelle der Brennfleckgröße zum limitierenden Faktor. In diesem Fall bedeutet der erhöhte Abstand zwischen Strahlenquelle und Detektor wiederum eine verringerte Flussdichte der Röntgenstrahlung und hochauflösende Detektoren neigen dazu, dünnere und somit weniger wirksame Szintillatoren zu erfordern.

CT-Geräte können in Bezug auf Auflösung, Energie, Datenerfassungsgeschwindigkeit oder nur auf die Kosten optimiert werden. Obwohl ein bestimmtes Gerät über einen großen Bereich von Bedingungen betrieben werden kann, ist der Betrieb nur in einem wesentlich kleineren Bereich optimal und der Anwender sollte bei der Auswahl eines Modells statt eines anderen die Hauptanwendung berücksichtigen und nicht einfach überspezifizieren.

Zum Beispiel kann ein hochauflösendes CT-Gerät (geringe Brennfleckgröße der Röntgenröhre) bei einer Einstellung mit geringerer Ortsauflösung eine erheblich geringere Ausgangsleistung des Strahlungsflusses haben als ein Gerät, das für einen Betrieb bei einer derartigen Auflösung ausgelegt ist. Außerdem hat ein Präzisionsdrehtisch bei einem hochauflösenden Abtastgerät eine viel geringere Belastungsgrenze. Gleichmaßen erfordert ein Gerät, das für die Bildgebung mit hochenergetischer Strahlung ausgelegt ist, einen dickeren Szintillator(Phosphor)schirm, was zu einer schlechteren Auflösung im Vergleich zu einem dünneren Phosphorschirm, der bei geringeren Energien ausreichend ist, führt.

Einige CT-Geräte können über austauschbare Röntgentargetträger (für Transmission oder Reflexion, siehe Anhang A) und/oder austauschbare Detektoren verfügen, was jedoch zu einem höheren Preis führt.

Beim Vergleich von Auflösung und Abtastzeiten unterschiedlicher CT-Geräte ist es wichtig, das Signal-Rausch-Verhältnis (SRV) zu beachten, siehe EN 16016-3:2011, 5.1.3. Das Verhältnis ist abhängig von der Belichtungsdauer mit Röntgenstrahlen und folglich ist das SRV umso schlechter, je schneller die Abtastung erfolgt. Es hängt auch von der Probenart und -geometrie ab. Eine Probe mit einem hohen Hohlvolumenanteil (oder mit einem hohen Anteil von Bereichen mit verhältnismäßig geringer Absorption), wie z. B. eine Schaumprobe oder eine Probe von Knochenschwammsubstanz, weist ein besseres SRV auf als eine homogenere Probe.

Das beste SRV für eine bestimmte Belichtung wird erreicht, wenn die Röntgenbeschleunigungsspannung so eingestellt wird, dass sich eine Transmission durch die Probe von etwa 10 % bis 20 % ergibt. Ist die Transmission zu gering, führt die geringe Anzahl von nachgewiesenen Photonen zu übermäßigem Rauschen. Ist sie dagegen zu hoch, ist der Kontrast (Signal im SRV) zu gering. Die Schwankungen des SRV in Abhängigkeit von der Spannung sind jedoch nicht sehr stark, und Simulationen der Röntgenstrahlenschwächung bei Aluminium deuten darauf hin, dass das SRV nur um 20 % gegenüber dem Spitzenwert abfällt, wenn die Spannung auf eine Transmission von 35 % bzw. 40 % eingestellt wird. Bei einer gegebenen Probengröße ist die für die Beibehaltung eines festen SRV erforderliche Belichtung mit Röntgenstrahlen proportional der vierten Potenz der Auflösung (für einen gegebenen Detektor). Folglich erfordert zum Beispiel eine Verdopplung der Auflösung eine 16-fache Erhöhung der Belichtung, während eine 10-fache Erhöhung der Auflösung eine 10 000-fache Erhöhung der Belichtung erfordert. Deshalb ist es dringend erforderlich, beim Vergleich der Bildgüte von unterschiedlichen Systemen die gleichen oder ähnliche Proben zu verwenden.

## **5.2 Strahlenquellen**

Die meisten industriellen Computertomografie-Geräte verfügen über eine elektrisch betriebene Röntgenstrahlenquelle; diese können in drei Hauptarten unterteilt werden:

- Röntgengeräte mit offener Röhre (oder demontierbarer Vakuumröhre);
- Röntgengeräte mit geschlossener Röhre und konstanter Spannung;
- Linearbeschleuniger.

Jede Art der Strahlenquelle hat eine Besonderheit, manchmal werden Systeme mit mehr als einer Strahlenquelle geliefert, deshalb können sie für ein breiteres Spektrum von Proben verwendet werden. Neben Kostengründen wird die Auswahl einer geeigneten Röntgenstrahlenquelle durch das Spektrum der zu untersuchenden Proben (Größe, Zusammensetzung und Materialdichte) und die Auflösung, bei der sie zu untersuchen sind, bestimmt.

Hersteller von Röntgengeräten berechnen oft eine einzelne Brennfleckgröße; das ist eine „Nennwert“-Messung bei einer spezifischen Energieeinstellung; die Größe des Brennflecks ändert sich in Abhängigkeit von den verwendeten Einstellungen der Spannung (kV) und der Stromstärke ( $\mu\text{A}/\text{mA}$ ); je höher die Leistung, desto größer ist der Brennfleck.

Die Brennfleckgröße und die Detailerkennung, (auf die manchmal von Geräteherstellern verwiesen wird), sind nicht dasselbe wie die räumliche Auflösung des CT-Systems. Die Detailerkennung ist die Fähigkeit des gesamten Systems, ein Bild eines Prüfgegenstandes oder ein Detail innerhalb eines Prüfgegenstandes von bestimmter Größe darzustellen. Zum Beispiel ist es durchaus möglich, unter Anwendung eines Systems mit einem Röntgengerät, das bei einer Energie betrieben wird, mit der eine Brennfleckgröße von etwa 5 Mikrometer erzeugt wird, ein Bild eines Fadenkreuzes, hergestellt aus dichtem Draht mit einem Durchmesser von weniger als 1 Mikrometer, darzustellen. Das ist eher eine Anzeige der Röntgenabsorptionseigenschaften des Materials, aus dem der Draht hergestellt ist, als die tatsächliche Auflösung des CT-Gerätes, siehe 4.4.1.

Der Röntgenstrahl wird oft gefiltert, um energiearme Röntgenstrahlen und somit die Streuung und Strahlaufhärtungseffekte zu verringern.

Weitere Einzelheiten sind in Anhang A angeführt.

### **5.3 Detektoren**

Ein Strahlungsdetektor wird zur Messung der Transmission von Röntgenstrahlen durch den Prüfgegenstand entlang der unterschiedlichen Strahlenbahnen eingesetzt. Der Zweck des Detektors ist die Umwandlung des einfallenden Röntgenstrahlenflusses in ein elektrisches Signal, das mit herkömmlichen elektronischen Verarbeitungsverfahren verarbeitet werden kann. Die Anzahl der Strahlensummen in einer Projektion muss mit der Anzahl der Elemente auf der Seite der Bildmatrix vergleichbar sein. Derartige Betrachtungen führen zu einer Tendenz bei modernen Abtastgeräten, große Detektor-Arrays zu verwenden, die oft mehrere Hundert bis mehr als Tausende oder Millionen Messfühler enthalten.

Eine Filterung am Detektor durch Einbringen von Material in die Strahlenbahn vor dem Detektor (hinter dem zu untersuchenden Prüfgegenstand) kann angewendet werden. Das Filter absorbiert (und streut) die Strahlung entsprechend den Materialeigenschaften, wie in 5.1 beschrieben. Zusätzlich erfolgt durch jeden Detektor in gewissem Umfang eine Filterung beim Durchgang der Strahlen durch das Detektorgehäuse. Zur Verringerung der nachgewiesenen Streuintensität kann eine zusätzliche Filterung angewendet werden.

Es werden üblicherweise drei Arten von Detektoren eingesetzt:

- a) Gasionisationsdetektoren;
- b) Szintillationsdetektoren;
- c) Halbleiterdetektoren.

Weitere Einzelheiten sind in Anhang A angeführt.

### **5.4 Manipulation**

Die mechanischen Geräte zur Abtastung ermöglichen eine Relativbewegung zwischen dem zu untersuchenden Gegenstand, der Strahlenquelle und dem Detektor. Es spielt keine Rolle, zumindest grundsätzlich, ob der zu untersuchende Gegenstand systematisch bezüglich der Strahlenquelle und des Detektors bewegt wird oder ob die Strahlenquelle und der Detektor bezüglich des zu untersuchenden Gegenstandes bewegt werden. Physikalische Aspekte, wie z. B. Masse oder Größe des zu untersuchenden Gegenstandes müssen die bestimmenden Faktoren für die Anwendung der geeignetsten Bewegung sein.

Weitere Einzelheiten sind in Anhang A angeführt.

## **5.5 Erfassungs-, Rekonstruktions-, Darstellungs- und Speichersystem**

Sämtliche CT-Systeme verfügen über ein Datenerfassungssystem zur Erfassung der Reihenfolge der Projektionen (digitale Röntgenbilder), Steuerung der Probenmanipulation und, in den meisten Fällen, der Röntgenstrahlenquelle.

Die Projektionen werden entweder während oder nach der Erfassung an ein Rekonstruktionssystem übertragen, das entweder Teil der Erfassungseinheit oder ein einzelnes unabhängiges Gerät ist.

Nach dem Erhalt der Projektionen durch das Rekonstruktionssystem werden diese entweder gleichzeitig oder nach Abschluss der Abtastung zu einem CT-Bild verarbeitet. Das CT-Bild wird dann zur Analyse an ein Darstellungssystem weitergeleitet.

Rechnerunabhängige Speicherung und Archivierung von CT-Bildern muss in Betracht gezogen werden.

Zu weiteren Einzelheiten siehe Anhang A.

## **6 CT-Systemstabilität**

### **6.1 Allgemeines**

Da die Erfassung von CT-Projektionen einen gewissen Zeitraum in Anspruch nehmen kann, können äußere Faktoren leicht die Ergebnisse beeinflussen. Es ist deshalb wichtig, ein CT-System an einem geeigneten Standort unterzubringen, an dem die Wahrscheinlichkeit des Auftretens von äußeren Einflüssen auf ein Mindestmaß verringert ist. Die höchste Auflösung des CT-Systems bestimmt, in welchem Maß das Gerät abgegrenzt werden muss, zum Beispiel wird ein Gerät, das auf Submikron-Ebene arbeitet, leichter beeinträchtigt als ein Gerät, das auf Millimeter-Ebene arbeitet.

Diese Faktoren können in Form von natürlichen Umweltbedingungen, wie z. B. Temperatur und Luftfeuchte, oder künstlichen Bedingungen, wie z. B. Wärmequellen und Schwingungen, vorliegen. Im Idealfall sollte sich ein hochauflösendes CT-Gerät in einer Vorrichtung mit geregelter Temperatur und Luftfeuchte befinden und auf einer Vorrichtung zur Schwingungsdämpfung, wie sie bei Koordinatenmessgeräten (KMG) (en: Coordinate Measurement Machines, CMM) vorliegt, angebracht sein; das ist jedoch möglicherweise nicht immer praktisch durchführbar. Einfachere Lösungen können Folgendes umfassen:

- Sicherstellung, dass sich das Gerät auf festem Boden befindet, der keine Schwingungen durch den Fußgänger- oder Fahrzeugverkehr oder durch Maschinen zulässt;
- Anordnung des Gerätes in einem Bereich, der den gesamten Tag während des Betriebs keinen großen Temperaturschwankungen ausgesetzt ist;
- Befestigung des Gerätes auf schwingungsdämpfenden Füßen;
- Bereitstellung des Gerätes mit einem Temperaturstabilisierungssystem oder einer temperaturkompensierten Ausführung (d. h. einer Ausführung, die die Lagegenauigkeit über einen kleinen Temperaturbereich aufrecht erhält);
- Aufbau des Gerätes entfernt von Wärmequellen (Heizkessel, Heizkörper usw.).

Durch sorgfältige Auswahl des Standortes, an dem ein CT-System aufgestellt wird, ist es möglich, die Qualität der Ergebnisse zu verbessern.

## 6.2 Stabilität der Röntgenstrahlung

Die Computertomografie erfordert ein sehr hohes Maß an Lagegenauigkeit und widerspruchsfreie Ergebnisse der Bildgebung; es gibt viele Faktoren, die diese wesentlichen Anforderungen beeinflussen können, dazu gehört nicht zuletzt die Stabilität der Röntgenstrahlenquelle.

Im Idealfall muss die Röntgenstrahlenquelle für die besten CT-Ergebnisse ein Röntgenstrahlenbündel erzeugen, bei dem Folgendes konstant ist: Intensität, Brennfleckgröße und Brennflecklage.

Die Empfehlungen des Lieferanten der Röntgenstrahlenquelle zur Erzeugung eines stabilen Röntgenstrahlenbündels sind einzuhalten.

Bei einigen CT-Systemen ist es möglich, die Intensität des erfassten Bildes während der Bilderfassung und -verarbeitung anzupassen, um geringe Intensitätsänderungen der Röntgenstrahlen während der Abtastung auszugleichen.

## 6.3 Stabilität des Manipulators

Präzision, Wiederholpräzision und Stabilität sind entscheidende Elemente, die bei der Festlegung einer Vorrichtung für die Probenmanipulation für CT-Systeme berücksichtigt werden müssen. Es ist deshalb unbedingt notwendig, dass die Positionierungsgenauigkeit des Manipulators bei allen für die CT-Daten relevanten Achsen (d. h. Vergrößerung, horizontal, vertikal und am wichtigsten bei Rotationsachsen) so ist, dass die Probe auf mindestens ein Fünftel der höchsten Auflösung des CT-Systems wiederholt positioniert werden kann. So muss zum Beispiel bei einem System, das in der Lage ist, ein 3D-CT-Volumen mit einer Voxelgröße von 5 µm aus 3 000 Projektionen zu erzeugen, die Positionierung der Probe mithilfe der linearen Achsen (Translationsachsen) auf 1 µm und 1/15 000-stel einer vollständigen Umdrehung des Drehtisches erfolgen können.

Bei einer hohen Auflösung muss die Beziehung zwischen Röntgenstrahlenquelle, Detektor und Manipulator während der Dauer der CT-Abtastung berücksichtigt werden. Jede Bewegung des gesamten Systems kann die Qualität der Ergebnisse beeinträchtigen und deshalb müssen deren Auswirkungen sorgfältig abgewogen werden.

Bei kleinen Proben schränken oft die Genauigkeit und Stabilität der Manipulation die höchste im CT-Bild erreichbare Auflösung ein.

## 7 Geometrische Ausrichtung (Justierung)

Für eine genaue Rekonstruktion ist es wichtig, dass die Lage und Orientierung der Rotationsachse und des Detektors in Bezug auf die Strahlenquelle korrekt im Rekonstruktionsprozess wiedergegeben werden. Üblicherweise verläuft die Rotationsachse parallel zu einer der Detektorachsen und der Mittelstrahl verläuft durch die Rotationsachse zum Mittelpunkt des Detektors senkrecht zum Detektor.

In Abhängigkeit von der Komplexität des Rekonstruktionsalgorithmus ist eine Kompensation bekannter Fehlansrichtungen möglich; ein Versatz des Rotationszentrums kann üblicherweise ausgeglichen werden (besonders in der Nano-Tomografie auf Grund dessen, dass eine Ausrichtung mit der erforderlichen Präzision praktisch nicht durchführbar ist).

Eine Neigung sowohl der Rotationsachse als auch des Detektors kann bei der Rekonstruktion ausgeglichen werden, das erfordert jedoch mehr Rechenleistung und ist in handelsüblichen Systemen üblicherweise nicht enthalten. Eine teilweise Kompensation einer geringen Neigung darf durch Anpassung der Lage der Rotationsachse in Bezug auf die Schichthöhe erfolgen, das ist jedoch nur eine Annäherung und eine genaue Ausrichtung ist die bevorzugte Lösung. Die Präzision der Ausrichtung hinsichtlich der Neigung hängt von den Abmessungen des Projektionsbildes bezogen auf die Anzahl der Pixel ab.

Zum Zweck der mathematischen Kompensation oder zur Bereitstellung einer Rückmeldung zur mechanischen Anpassung ist es notwendig, über ein Prüfverfahren zur quantitativen Bestimmung der Ausrichtung zu verfügen (siehe auch EN 16016-4:2011, 5.3). Das sollte die Messung der Neigung und Lage von Rotationsachse und Detektor in Bezug auf die Strahlenquelle einschließen. Ein derartiges Verfahren kann vom Lieferanten entweder bei der Inbetriebnahme oder als Teil des regulären Wartungsplans für das System ausgeführt werden. Alternativ könnten Überprüfungen der Ausrichtung und Anpassungen vom Endanwender durchgeführt werden, das würde jedoch die Bereitstellung eines geeigneten Prüfstücks oder von geeigneten Prüfstücken sowie eine angemessene Schulung und Anleitung erfordern.

## **8 Betrachtungen hinsichtlich der Probe**

### **8.1 Größe und Form der Probe**

Die Größe und Form des Prüfgegenstandes, der abgetastet werden kann, hängt von einer Reihe von Faktoren ab. Der Prüfgegenstand sollte nicht so klein sein, dass die Brennfleckgröße die erreichbare Auflösung begrenzt, und nicht so groß, dass bei der maximalen Energie der Strahlenquelle nicht bei allen Winkeln ein Durchdringen erfolgt.

Zum Erreichen der besten Ergebnisse sollte der Prüfgegenstand auch ein kleines Seitenverhältnis aufweisen: eine ideal geformte Probe ist ein Zylinder. Außerdem erfordert eine vollständige CT-Rekonstruktion mindestens die Abtastung von 180° zuzüglich dem Öffnungswinkel der Strahlenquelle. Dafür muss eine hinreichende Drehbewegung des Prüfgegenstandes möglich sein.

In einigen Fällen begrenzen die Geometrie des Prüfgegenstandes oder die Schwächung den Winkelbereich, in dem Daten von allen Teilen des Prüfgegenstandes erfasst werden können. CT-Bilder von derartigen CT-Abtastungen können Artefakte auf Grund der Teile des Prüfgegenstandes enthalten, die nicht bei allen Winkeln abgebildet wurden.

### **8.2 Materialien (einschließlich Tabelle Spannung/Eindringtiefe)**

Die Nenndicken in mm von verschiedenen Materialien, bei denen bei einer Reihe von verschiedenen Röntgenbeschleunigungsspannungen eine Transmission von 10 % erreicht werden kann, sind in Tabelle 1 angeführt. Typische Röntgenstrahlenspektren wurden aus Berechnungen nach der Monte-Carlo-Simulation ([1], [2] für Spannungen bis 300 kV) hergeleitet. Röntgenstrahlen-Schwächungsspektren wurden der XCOM-Datenbank des National Institute of Standards and Technology (NIST) entnommen. Für Beschleunigungsspannungen von bis zu 225 kV wurde ein Caesiumiodid (CsI)-Szintillator verwendet, bei höheren Spannungen wurde Gadoliniumoxysulfid (GADOX) als Szintillatormaterial verwendet. Es ist erwähnenswert, dass bei der Verwendung eines 10 mm dicken Cadmiumwolframat (CdWO<sub>4</sub>)-Szintillators anstelle von GADOX mehr Photonen nachgewiesen werden, während der Unterschied in der Schwächung kaum wahrnehmbar ist.

Wie in 5.1 beschrieben, wird eine Transmission von 10 % empfohlen, um ein optimales SRV im CT-Bild zu erhalten. Verwendbare Daten können jedoch auch mit einer geringeren Transmission erzeugt werden, dadurch können größere Dicken untersucht werden. Eine herabgesetzte Transmission kann oft durch eine Erhöhung der Erfassungszeit kompensiert werden, obwohl die sich ergebenden Bilder möglicherweise anfälliger gegenüber Artefakten auf Grund der Strahlaufhärtung und der Streuung sind.

Die folgende Tabelle ist nur als grobe Orientierungshilfe für die Angabe der Gesamtmaterieldicke einer Probe vorgesehen, um in unterschiedlichen Röntgensystemen eine optimale Bildgebung zu erreichen, bei gekrümmter Geometrie sollte übrigens auch die Sehnenlänge beachtet werden.

Tabelle 1 — 10 %-Transmissionsdicken für verschiedene Materialien und Energien

Materialien	10 %-Transmissionsdicken mm				
	Beschleunigungsspannung				
	90 kV	160 kV	225 kV	300 kV	450 kV
	Szintillationsschirm				
	100 µm CsI	150 µm CsI	200 µm CsI	300 µm Gadolonium-oxysulfid	500 µm Gadolonium-oxysulfid
	Filterung				
	0,25 mm Cu	0,5 mm Cu	2 mm Cu	1 mm Pb	3 mm Pb
Al	25	35	50	60	80
Fe	2	4	9	16	26
Ti	5	10	20	30	50
Pb	0,3	0,5	0,7	2	5
W	0,2	0,3	0,4	1,3	3,5
Ni	1,4	3	7	13	20
Zirconiumdioxid	1,1	2,4	6	15	30
PMMA	95	105	120	140	170
Wasser	100	115	130	150	200

## Anhang A (informativ)

### Bauteile des CT-Systems

#### A.1 Strahlenquellen

##### A.1.1 Röntgengeräte mit offener Röhre

Üblicherweise sind Strahlenquellen mit offener Röhre hochauflösende Einheiten mit relativ niedriger Energie, die bei kleineren Proben mit geringer Dichte, die eine hochauflösende Bildgebung erfordern, angewendet werden. Der Energiebereich bei Strahlenquellen mit offenen Röhren liegt üblicherweise im Bereich von 0 kV bis 225 kV und 0 mA bis 3 mA (unstetig gegenüber der Spannung), obwohl in zunehmendem Maße auch Röntgengeräte mit höherer Energie zur Verfügung stehen, die in der Lage sind, Röntgenstrahlen mit bis zu 450 kV zu erzeugen.

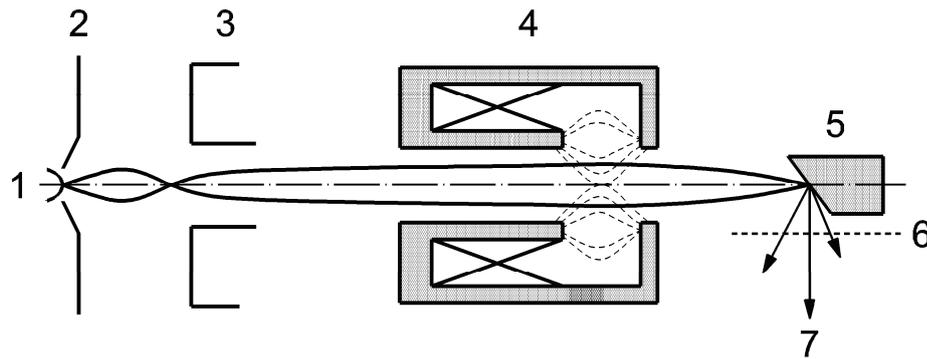
Die meisten Ausführungen von offenen Röhren werden in Röntgengeräten mit einer Brennflecknennggröße von weniger als 100 Mikrometer Durchmesser eingesetzt. Diese Art der Strahlenquelle wird oft als Mikrofokus-Röntgengerät oder, wenn die Brennflecknennggröße weniger als 1 Mikrometer beträgt, als Nanofokus-Röntgengerät bezeichnet.

Ein Röntgengerät mit offener Röhre besteht, ebenso wie eines mit geschlossener Röhre, aus einem Hochspannungserzeuger, der mit einer Vakuumkammer verbunden ist, die einen Glühfaden, eine Kathodenbaugruppe, eine Anode, magnetische oder elektrostatische Linse (oder Linsen) und ein Target umgibt. Die offene Röhre unterscheidet sich von der geschlossenen durch die Ausstattung mit einer Vakuumkammer, die geöffnet werden kann, um den Austausch von Glühfäden zu ermöglichen.

Da die Vakuumkammer zur Atmosphäre geöffnet werden kann, ist ein externes Vakuumsystem erforderlich, um die Kammer zu evakuieren. Üblicherweise ist das System mit einer Turbomolekularpumpe (Turbopumpe) ausgestattet, die direkt an der Vakuumkammer angebracht ist, und anschließend mit einer Vorvakuumpumpe (Vorpumpe), die über ein Vakuummessgerät und eine Rohrleitung mit der Vakuumkammer verbunden ist. Die Vorvakuumpumpe wird dazu eingesetzt, um zu Beginn das Anfangsvakuum herzustellen, bis vom Messgerät ein vorher festgelegter Unterdruck gemessen wird, etwa bei 10 mbar bis 2 mbar, und die Turbopumpe in Betrieb gesetzt wird, um das Vakuum weiter zu ziehen und etwa bei 10 mbar bis 4 mbar zu halten, während das Gerät hochgefahren wird; zwischenzeitlich schaltet die Vorvakuumpumpe um und wird zur Hilfspumpe, um die von der Turbopumpe abgesaugte Luft zu evakuieren.

Wie bereits erwähnt, kann die Vakuumkammer geöffnet werden, um den Austausch von Glühfäden zu ermöglichen; um eine sehr geringe Brennfleckgröße zu erreichen, wird ein feiner Wolframdraht oder in einigen Fällen ein Lanthanhexaborid ( $\text{LaB}_6$ )-Kristall als Glühfaden verwendet. Diese Glühfäden werden sehr stark beansprucht und versagen infolgedessen, wodurch ein Austausch notwendig wird; deshalb ist eine offene Röhre notwendig. Ein Glühfaden aus Wolframdraht hat üblicherweise eine Lebensdauer von bis zu 250 Stunden Röntgeneinschaltdauer und ein  $\text{LaB}_6$ -Kristall von 6 000 Stunden oder mehr, wobei die Lebensdauer der Glühfäden jedoch vollständig von den Betriebsbedingungen abhängt. Der Glühfaden befindet sich genau in der Mitte eines „Fokussierzylinders“, was zusammen die Kathodenbaugruppe darstellt.

Zur Erzeugung von Röntgenstrahlen wird eine Stromanforderung an das Filament gestellt ( $\mu\text{A}/\text{mA}$ ), was zur Emission eines Elektronenstroms führt; gleichzeitig wird zwischen der Kathode und Anode eine Potentialdifferenz (kV) angelegt, die die Elektronen beschleunigt. Die Elektronen werden zwischen der Kathode und Anode beschleunigt, gehen durch eine Öffnung im Zentrum der Anode hindurch und werden durch ein Strahlrohr weitergeleitet, das von einer magnetischen Linse umgeben ist. Diese Linse fokussiert den Elektronenstrahl auf die erforderliche Größe auf ein metallisches Targetmaterial; die sich daraus ergebenden Wechselwirkungen auf atomarer Ebene zwischen dem eintreffenden Elektronenstrahl und den Elektronen innerhalb des Targetmaterials erzeugen Röntgenstrahlen.



### Legende

- 1 Glühfaden
- 2 Kathodenbaugruppe
- 3 Anode
- 4 magnetische Linse
- 5 wasser- oder luftgekühltes Reflexionstarget einschließlich Materialauswahl
- 6 Vakuumschicht
- 7 Röntgenstrahlen

**Bild A.1 — Vereinfachte schematische Darstellung eines Röntengerätes mit offener Röhre**

### A.1.2 Röntengeräte mit geschlossener Röhre

Röntengeräte mit geschlossener Röhre funktionieren im Wesentlichen auf dieselbe Weise wie Geräte mit offener Röhre, mit der Ausnahme, dass die Vakuumschicht, wie der Name bereits nahelegt, ein dichtschießender Behälter ist. Das bedeutet natürlich, dass es nicht möglich ist, einen Glühfaden oder das Targetmaterial bei einem Versagen auszutauschen, sondern das erfordert den Austausch der Röhre oder des „Einsatzes“; in den meisten Fällen kann das Röhrengehäuse beibehalten werden und eine Ersatzröhre eingebaut werden.

Da es nicht möglich ist, in einer geschlossenen Einheit den Glühfaden auszutauschen, wird üblicherweise ein Draht mit größerem Durchmesser verwendet und der Elektronenstrahl wird nicht so gezielt auf das Targetmaterial gerichtet, das ebenfalls nicht ausgetauscht werden kann. Das führt dazu, dass bei geschlossenen Röhren die Brennfleckengröße größer ist (üblicherweise mehr als 250 Mikrometer) als bei offenen Röhren, sie können jedoch bei wesentlich höheren Leistungsstufen betrieben werden.

Geschlossene Röhren werden oft zur Abbildung größerer Proben oder von Proben mit höherer Dichte eingesetzt, bei denen die Durchdringung von größerer Bedeutung ist als die höchstmögliche Auflösung. Üblicherweise sind geschlossene Röhren für die Energiebereiche von 0 kV bis 450 kV und 0 mA bis 60 mA (unstetig gegenüber der Spannung) erhältlich, es sind jedoch auch geschlossene Röhren mit höherer Energie in der Entwicklung.

Es gibt natürlich Röntgenstrahlenquellen in Form von geschlossenen „Mikrofokus“-Röhren; damit diese jedoch eine kleine Brennfleckgröße und eine angemessene Lebensdauer der Röhre erreichen, werden sie bei sehr geringen Leistungen im Vergleich zu gleichwertigen Strahlenquellen mit offener Röhre betrieben.

### **A.1.3 Linearbeschleuniger**

Obwohl er nicht so häufig eingesetzt wird wie Röntgenstrahlenquellen mit offener bzw. geschlossener Röhre, ist der Linearbeschleuniger (oder LINAC) eine weitere Röntgenstrahlenquelle, die für die industrielle Computertomografie eingesetzt wird, wenn sehr hohe Energien erforderlich sind, üblicherweise bei dichten Materialien.

Handelsübliche Linearbeschleuniger sind gewöhnlich für die Energiebereiche von 1 MeV bis 16 MeV bei einer Brennfleckengröße von weniger als 2 mm erhältlich. Die Strahlenbündeleinstellungen erfolgen nicht inkrementell wie bei herkömmlichen Röntgengeräten, stattdessen verfügt der Linearbeschleuniger über einige voreingestellte Energiewerte (zum Beispiel 3 MeV und 6 MeV) mit bekannter Dosis, aus der die gewünschte Belichtungsdauer berechnet werden kann.

Zur Erzeugung des energiereichen Röntgenstrahlenbündels nutzt ein Linearbeschleuniger anstelle einer Potentialdifferenz einen Hochfrequenzhohlleiter, um die von einem Elektronenstrahlerzeuger gelieferten Elektronen auf das Target (Wolfram ist auch hier das am häufigsten verwendete Targetmaterial) zu beschleunigen. Das Target ist stark abgeschirmt und verfügt über eine kollimierte Blendenöffnung, um eine minimale sekundäre Röntgenemission vom Gerät und ein „sauberes“ Primärstrahlenbündel sicherzustellen.

### **A.1.4 Röntgentargetanordnungen**

#### **A.1.4.1 Allgemeines**

Es gibt zwei Hauptarten von Targetanordnungen (Baugruppen), die bei Röntgenstrahlenquellen sowohl mit offenen als auch mit geschlossenen Röhren verwendet werden — Transmissions- und Reflexionstargets.

#### **A.1.4.2 Transmissionsstargets**

Bei einem Transmissionsstarget wird der Elektronenstrahl auf ein dünnes Targetmaterial gerichtet, das nahe an dem Austrittsfenster der Röhre befestigt oder damit verbunden ist. Wechselwirkungen beschränken sich auf einen kleinen Bereich auf dem Target und bei dünnen Materialien für sowohl Target als auch Austrittsfenster wird die Eigenfilterung ebenfalls auf ein Mindestmaß verringert.

Transmissionsstargets ergeben die kleinsten Brennfleckgrößen und dadurch, dass der Brennpunkt so nahe am Austrittsfenster liegt, sind die höchsten geometrischen Vergrößerungen möglich. Die Intensität des Röntgenstrahlenbündels ist jedoch gering, da die Leistung auf Grund der begrenzten Möglichkeiten der Kühlung des Targetmaterials gering gehalten werden muss; die Kühlung erfolgt üblicherweise durch Konvektion mittels Zwangsbelüftung oder einem Wärmeaustauscher.

#### **A.1.4.3 Reflexionstargets**

Der Elektronenstrahl wird auf einen abgeschrägten Block oder Stab aus Targetmaterial gerichtet, die Wechselwirkungen finden auf oder sehr nahe der Targetoberfläche statt und das sich ergebende Röntgenstrahlenbündel wird von derselben Seite wie der Elektronenstrahl ausgesendet und dann durch ein Austrittsfenster geleitet.

Da das Targetmaterial direkt gekühlt wird, üblicherweise durch Druckluft, Umwälzung von gekühltem Wasser oder Öl, kann dem Elektronenstrahl weit mehr Energie zugeführt werden.

Da der Brennfleck von einem Reflexionstarget größer ist als der von einem Transmissionsstarget und der Abstand zwischen der Lage des Brennpunktes und der Probe größer ist (was eine Verringerung der geometrischen Vergrößerung bedingt), ist die Intensität des Röntgenstrahlenbündels wesentlich größer und das Strahlenbündel hat einen genauer definierten Kegel.

Reflexionstargets sind auch durch eine geringere Eigenfilterung gekennzeichnet als Transmissionsstargets, weil das Röntgenstrahlenbündel nur durch das Austrittsfenster dringen muss, nicht auch durch das Targetmaterial. Daher sind Strahlenquellen mit Reflexionstargets für Untersuchungen von Materialien mit geringerer Dichte und Anwendung von Strahlung niedriger Energie besser geeignet.

#### **A.1.4.4 Weitere Target-Arten**

Neben Reflexions- und Transmissionstargets verfügen offene Röhren über weitere Ausführungen von austauschbaren Targets, von denen einige für CT-Anwender von Interesse sind. Targetbaugruppen, wie z. B. hochtourige Drehanoden, machen eine höhere Leistungsfähigkeit von offenen Röhren möglich, wobei ein sehr kleiner Brennpunkt beibehalten wird.

#### **A.1.4.5 Targetabbau**

Unabhängig von der Art oder vom Material des Targets entsteht in dem Bereich des Targetmaterials, auf den der Elektronenstrahl gerichtet ist, letztendlich eine „Oberflächenvertiefung“, weil das Material als Plasma verdampft wurde. Wenn sich eine Oberflächenvertiefung bildet, nimmt die Brennfleckgröße zu. Bei geschlossenen Röhren kann das nur durch Austausch der Röhre behoben werden; eine offene Röhre hat den Vorteil, dass ein Austausch des Targetmaterials oder, in einigen Fällen, dessen Anordnung an eine andere Stelle möglich ist.

#### **A.1.4.6 Röntgentargetmaterialien und Filterung**

In nahezu allen Industrie-Röntengeräten mit geschlossenen und offenen Röhren wird Wolfram als Standardtargetmaterial verwendet, bei geschlossenen Röhren ist es unüblich, andere Metalle einzusetzen. Bei den spezielleren Systemen auf der Basis von offenen Röhren sind jedoch relativ häufig aus anderen Metallen hergestellte Targets zu finden.

Andere Metalle als Wolfram können verwendet werden, um unterschiedliche charakteristische Röntgenstrahlen zur Verbesserung von Untersuchungen bei Proben mit geringer Schwächung unter Anwendung energiearmer Strahlung zu erhalten.

Sämtliche Röntengeräte weisen eine bestimmte Eigenfilterung bedingt durch das Targetmaterial und das Austrittsfenster auf, durch Hinzufügen von zusätzlichen externen Metallfiltern in Form von dünnen Platten/Folien bekannter Dicke kann es für den Anwender jedoch möglich sein, die Bildgüte zu verbessern.

Die Anwendung einer charakteristischen Röntgenstrahlung und der Effekte der Filterung fallen nicht in den Anwendungsbereich des vorliegenden Dokumentes, der Anwender sollte jedoch die Möglichkeit von deren Anwendung in Betracht ziehen.

## **A.2 Detektoren**

### **A.2.1 Ionisationsdetektoren**

Bei diesen Detektoren ionisieren die eintreffenden Röntgenstrahlen ein Edelgas, das entweder in gasförmigem oder, wenn der Druck hoch genug ist, in flüssigem Zustand vorliegt. Die ionisierten Elektronen werden durch Anlegen einer elektrischen Spannung in Richtung einer Anode beschleunigt, wo sie eine Ladung proportional zum ankommenden Signal erzeugen. In CT-Systemen eingesetzte Ionisationsdetektoren werden üblicherweise eher im Modus der Stromintegration als im Impulszählmodus betrieben. Bei einigen Umsetzungen der Technologie kann auch eine Ladungsverstärkung ausgeführt werden. Ionisationsdetektoren sind robust und zugänglich für verschiedene Anwendungen. Ein einzelnes Detektorgehäuse kann unterteilt sein, um lineare Arrays mit vielen hundert diskreten Messfühlern zu schaffen. Derartige Detektoren wurden erfolgreich mit 2-MV-Röntgenstrahlenquellen angewendet und es ist anzunehmen, dass sie auch bei höheren Energien zweckmäßig sind.

### A.2.2 Szintillationsdetektoren

Diese Detektoren nutzen die Tatsache, dass bestimmte Materialien die nützliche Eigenschaft aufweisen, eine sichtbare Strahlung abzugeben, wenn sie Röntgenstrahlen ausgesetzt sind. Durch die Auswahl von fluoreszierenden Materialien, die proportional zum einfallenden Strahlenfluss szintillieren, und deren Verbindung mit einer bestimmten Geräteart, die ein optisches Eingangssignal in ein elektrisches Signal umwandelt, können für die CT geeignete Messfühler entwickelt werden. Die Umwandlung von Lichtsignalen in elektrische Signale kann auf vielfältige Weise erreicht werden. Die Verfahren schließen Phosphorschirme in Verbindung mit Photodioden oder Photoelektronenvervielfacher und Bilderfassungsgeräte (d. h. ladungsgekoppelte Bauelemente (en: charge coupled device (CCD), Videosysteme usw.) ein. Wie auch Ionisationsdetektoren verfügen Szintillationsdetektoren über eine bedeutende Gestaltungsfreiheit und sind ziemlich robust. Szintillationsdetektoren werden oft angewendet, wenn ein sehr hohes Bremsvermögen, sehr schnelle Impulzzählung oder 2D-Messfühler erforderlich sind.

Digitale Detektor-Arrays (DDA), auch bekannt als „Flächendetektoren“, die eine amorphe Siliziumschicht (a-Si) und einen Szintillator (üblicherweise  $Gd_2O_2S$  oder CsI) nutzen, sind inzwischen weitverbreitet, wobei die Erfassung dabei über eine Fläche von bis zu 400 mm × 400 mm erfolgen kann.

Ihre Anwendung in der Tomografie erfordert dieselben Vorsichtsmaßnahmen und Kalibrierungen (Ausgleichskorrektur, Verstärkungskorrektur und Korrektur fehlerhafter Pixel) wie bei den anderen Detektoren.

Bei der Anwendung von Flächendetektoren liegt aus zwei Gründen ein relativ hoher Anteil an Streustrahlung vor. Erstens passt die Nutzung des zweidimensionalen Messfeldes mit Detektorbreite nicht zu einer engen Kollimation des Strahls. Außerdem erzeugt der Aufbau des Detektors eine bestimmte Menge Rückstreuung. Das kann bei der Nutzung von energiereichen Röntgenstrahlen ein Problem sein.

Im Gegensatz zu linearen Detektoren werden Flachbildschirme zur schnellen Erfassung aller zweidimensionalen Projektionen, die für die Objektvolumen-Tomografie erforderlich sind, verwendet.

### A.2.3 Halbleiterdetektoren

Das sind 2D-Detektoren (Flächendetektoren), die unter Verwendung von Halbleitern, wie z. B. Selen oder Cadmium-Tellurid, die einfallende Strahlung direkt in elektrische Ladung umwandeln.

Die direkte Umwandlung hat den Vorteil, dass Lichtstreuung in einem Szintillator vermieden und somit die Bildauflösung verbessert wird.

## A.3 Manipulation

Die Aufnahme einer Reihe von Röntgenbildern für die Rekonstruktion in einer 2D-Schicht oder einem 3D-Volumen erfordert eine bestimmte Form der Bewegung; entweder der Probe, des Röntgenstrahls/bildgebenden Systems oder einer Kombination von beiden. In den meisten Fällen ist die Bewegung eine Drehbewegung um eine Achse, die im rechten Winkel zum primären Röntgenstrahlenbündel verläuft. Es existieren auch andere Techniken, diese sind jedoch auf einzelne Probleme zugeschnittene Lösungen und nicht geeignet für die Aufnahme in dieses Dokument.

Die Probe wird entweder auf einem Drehtisch angeordnet und gedreht, wobei die Projektionen in regelmäßigen Abständen erfasst werden, oder alternativ werden die Röntgenstrahlenquelle und der Detektor um die zu untersuchende Probe gedreht und dabei die Projektionen erfasst. In Abhängigkeit von den Anforderungen des CT-Bildberechnungsalgorithmus durchläuft die Drehbewegung während des Ablaufs der Projektionserfassung eine halbe, eine oder mehrere Umdrehungen.

Zusätzlich zu der Drehbewegung fügen einige CT-Systeme während der Erfassung noch eine regellose Linearbewegung quer zum Röntgenstrahlenbündel hinzu (eine Technik, die manchmal als „Jittering“ (Zittern) oder „Shuttling“ (Hin- und Herbewegung) bekannt ist). Die Strecke und die Richtung dieser Bewegung werden sehr genau aufgezeichnet, damit die erfassten Projektionen während des Vorgangs der Korrektur des Untergrundes und der Verstärkung und Verzeichnungskorrektur neu ausgerichtet werden. Diese regellose Bewegung wird verwendet, um die Verringerung von Artefakten zu unterstützen, die durch Unregelmäßigkeiten (Defekte) im Röntgenstrahlungsdetektor bedingt sind. Ein weiteres angewendetes mechanisches Verfahren zur Verringerung von Artefakten ist die Durchführung eines Erfassungszyklus mit "kontinuierlicher Drehung", bei dem die Rotationsbewegung nicht in inkrementellen Schritten sondern als eine sehr langsame kontinuierliche Drehung erfolgt, wobei die Auslesezeit des Detektors die Lage des Inkrements für die Rekonstruktion bestimmt.

Die meisten industriellen CT-Geräte verfügen über eine horizontale Röntgenachse, es sind jedoch auch Geräte mit vertikaler Achse in Gebrauch. Diese arbeiten entweder wie ein medizinisches CAT-Abtastgerät (CAT: axiale Computertomografie), bei dem sich die Röntgenstrahlenquelle und der Detektor um eine Probe drehen, die auf einer horizontalen Ebene liegt, oder sie verfügen über eine Probenhalterung am vertikal angebrachten Drehtisch, um die Probe festzuhalten. CT-Systeme mit vertikaler Achse und Probendrehtisch sind eher auf kleinere Proben beschränkt, die leicht am Tisch befestigt werden können.

Ist ein CT-System mit einem Zeilendetektor ausgestattet, ist eine zusätzliche Bewegungsachse erforderlich, die eine Anpassung der Probenhöhe an die Rotationsachse ermöglicht. Das ermöglicht die Anpassung oder inkrementelle Bewegung der Position der Schicht beim Erzeugen eines Datensatzes für die dreidimensionale Rekonstruktion.

## **A.4 Datenerfassungs-, Rekonstruktions-, Darstellungs- und Speichersystem**

### **A.4.1 Datenerfassungssystem**

Die Datenerfassung erfolgt bei einem CT-System über die Hauptsteuereinheit für das gesamte System. Gewöhnlich ist das ein Computer, auf dem ein vom Systemhersteller entwickeltes Software-Paket läuft, das alle Aspekte des CT-Systems steuert und eine Bedienerschnittstelle darstellt. Von dieser Schnittstelle aus hat der Anwender Zugang zu den verschiedenen Bedienelementen, die für die Betätigung des Geräts notwendig sind; und zwar Röntgensteuereinheit, Manipulator und Aufnahme sowie automatische Regelungen/Steuerungen zur Durchführung einer CT-Abtastung und in einigen Fällen einer Rekonstruktion. Zusätzlich zu den computergestützten Regelungen/Steuerungen verfügen einige Systeme auch über manuell bedienbare „Steuerknüppel“ für die einzelnen Manipulatorachsen; Signale von diesen Steuerknüppeln werden durch die steuernde Software geleitet, um sicherzustellen, dass diese zu jedem Zeitpunkt die Position des Manipulators kennt.

In Abhängigkeit von der steuernden Software stellt die Bedienperson, bevor sie zum Start der CT-Abtastung übergeht, entweder selbst die Parameter für die Röntgenstrahlung, den Manipulator und die Aufnahme ein, wählt eine vorprogrammierte CT-Messesequenz (für die wiederholte Prüfung identischer Bauteile) aus, oder setzt eine automatische Sequenz zum Herausfinden der idealen Parameter und zum anschließenden Auslösen der Abtastung ein.

Die für die Rekonstruktion notwendigen Informationen müssen aufgezeichnet werden. Dazu gehören die Position des Probentisches, Einstellungen für die Röntgenstrahlung, Dateinamen für die Korrektur und CT-Projektionen, Voxelgrößen, Anzahl der Projektionen, Winkelinkrement usw.

### **A.4.2 Rekonstruktionssystem**

Die Rekonstruktionssoftware kann auf dem Computer mit dem Erfassungssystem oder auf einem für die Rekonstruktion bestimmten Computer (oder auf einer Gruppe/einem Netzwerk von Computern) installiert sein. Der (Die) Computer, der (die) die CT-Projektion zu einem CT-Bild rekonstruieren, erfordern einen großen Arbeitsspeicher, hohe Rechenleistung und viel Speicherplatz für den Rekonstruktionsprozess.

### **A.4.3 Darstellungssystem**

Während viele Hersteller von CT-Geräten einfache Schicht-Betrachtungsmöglichkeiten in ihre Rekonstruktionssoftware einschließen, bieten einige ihre eigene Software für die Volumenwiedergabe zur Darstellung vollständiger dreidimensionaler CT-Bilder für die Analyse an. Für die Darstellung und Analyse von CT-Bildern werden oft Pakete mit eigenständiger herstellerspezifischer Software angeboten.

Diese Software-Pakete ermöglichen dem Anwender, seine Daten im 3D-Format mit herkömmlichen Anzeigen oder mit modernen Anzeigegegeräten zur 3D-Darstellung als Vollbilder, Schnittbilder und Teilbilder sowie mit Maßstab darzustellen.

### **A.4.4 Speichersystem**

CT-Projektionen und deren rekonstruierte CT-Bilder belegen große Mengen an Speicherplatz auf Speichermedien. Da diese sehr schnell die Festplatte des Computers füllen können, ist eine Datenverwaltung wichtig. Der Anwender muss in Betracht ziehen, welche und wie viele Daten aufzubewahren sind, wie schnell diese Daten abzufragen sind und ob ein formales Datenarchiv erforderlich ist.

Bei der Überlegung, welche Daten aufzubewahren sind, ist es Sache des Anwenders zu entscheiden, ob die unbearbeiteten CT-Projektionen, nur die CT-Bilder, die berechneten Ergebnisse aus den CT-Bildern oder Kombinationen aller drei aufbewahrt werden sollen.

Werden die unbearbeiteten CT-Projektionen zurückbehalten, ist es möglich, die Daten erneut zu bearbeiten, um die Schlussfolgerungen zu überprüfen, oder im Zuge der Weiterentwicklung der Rekonstruktionstechnologie die Daten erneut und effektiver zu verarbeiten, neue Algorithmen oder neue Hardware zu prüfen.

Werden nur die CT-Bilder zurückbehalten, ist die erneute Beurteilung auf die Auflösung und die Bereiche beschränkt, die von der (den) ursprünglichen Rekonstruktion(en) erfasst wurden.

Die Aufbewahrung der resultierenden Bilder nimmt den geringsten Speicherplatz ein, erfordert jedoch Vertrauen in die ursprünglichen Schlussfolgerungen, so dass eine erneute Analyse der Daten nicht erforderlich ist und dass hinreichend Informationen erfasst wurden.

## Literaturhinweise

- [1] Poludniowski, G. G., Evans, P. M.: Calculation of X-ray spectra emerging from an X-ray tube. Part I: Electron penetration characteristics in X-ray targets. Med. Phys. Juni 2007; 34(6): S. 2164 – 2174
- [2] Poludniowski, G. G.: Calculation of X-ray spectra emerging from an X-ray tube. Part II: X-ray production and filtration in X-ray targets. Med. Phys. Juni 2007; 34(6): S. 2175 – 2186