

DIN EN 16016-3

The logo consists of the letters 'DIN' in a bold, sans-serif font, enclosed within a rectangular border that has horizontal lines extending from the top and bottom bars.

ICS 19.100

**Zerstörungsfreie Prüfung –  
Durchstrahlungsverfahren - Computertomografie –  
Teil 3: Durchführung und Auswertung;  
Deutsche Fassung EN 16016-3:2011**

Non destructive testing –  
Radiation methods - Computed tomography –  
Part 3: Operation and interpretation;  
German version EN 16016-3:2011

Essais non destructifs –  
Méthode par rayonnements - Tomographie numérisée –  
Partie 3: Fonctionnement et interprétation;  
Version allemande EN 16016-3:2011

Gesamtumfang 28 Seiten

Normenausschuss Materialprüfung (NMP) im DIN

## **Nationales Vorwort**

Dieses Dokument (EN 16016-3:2011) 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 3: Durchführung und Auswertung

Non destructive testing —  
Radiation methods —  
Computed Tomography —  
Part 3: Operation and interpretation

Essais non destructifs —  
Méthodes par rayonnements —  
Tomographie numérisée —  
Partie 3: Fonctionnement et interprétation

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 Verfahrensweise zur Durchführung.....	5
4.1 Allgemeines .....	5
4.2 Aufbau des CT-Systems .....	5
4.2.1 Allgemeines .....	5
4.2.2 Geometrie .....	6
4.2.3 Röntgenstrahlenquelle .....	6
4.2.4 Detektor .....	7
4.3 Rekonstruktionsparameter .....	7
4.4 Darstellung .....	7
4.5 Analyse und Auswertung von CT-Bildern.....	7
4.5.1 Allgemeines .....	7
4.5.2 Detailprüfung/Fehlerprüfung .....	8
4.5.3 Maßprüfung .....	8
5 Anforderungen an zulässige Ergebnisse.....	11
5.1 Parameter der Bildgüte .....	11
5.1.1 Kontrast .....	11
5.1.2 Rauschen .....	12
5.1.3 Signal-Rausch-Verhältnis .....	13
5.1.4 Kontrast-Rausch-Verhältnis .....	13
5.1.5 Räumliche Auflösung.....	14
5.2 Eignung der Prüfung .....	16
5.3 Auswertung und Annahmekriterien der CT-Untersuchung .....	16
5.4 Aufzeichnungen und Berichte.....	16
5.5 Artefakte .....	17
5.5.1 Allgemeines .....	17
5.5.2 Strahlaufhärtingsartefakte.....	17
5.5.3 Kantenartefakte.....	18
5.5.4 Streustrahlung .....	19
5.5.5 Instabilitäten.....	19
5.5.6 Ringartefakte .....	20
5.5.7 Artefakte durch Abweichen des Rotationszentrums .....	20
5.5.8 Bewegungsartefakte.....	21
5.5.9 Artefakte durch eine unzureichende Anzahl von Projektionen .....	22
5.5.10 Kegelstrahlartefakte .....	22
Anhang A (informativ) Messung der räumlichen Auflösung mit Linienpaar-Messschablonen .....	23
A.1 Linienpaar-Messschablonen .....	23
A.2 Messprinzip .....	24
Literaturhinweise .....	26

## Vorwort

Dieses Dokument (EN 16016-3:2011) 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 andere Arten der Tomografie, wie z. B. Translationstomografie und Tomosynthese, aus.

## 1 Anwendungsbereich

Dieses Dokument legt einen Überblick über den Betrieb eines CT-Systems und die Auswertung der Ergebnisse fest, um dem Anwender technische Informationen zur Auswahl geeigneter Parameter zur Verfügung zu stellen.

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

EN 16016-2:2011, *Zerstörungsfreie Prüfung — Durchstrahlungsverfahren - Computertomografie — Teil 2: Grundlagen, Geräte und Proben*

## 3 Begriffe

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

## 4 Verfahrensweise zur Durchführung

### 4.1 Allgemeines

Bei zielgerichteten CT-Untersuchungsverfahren werden die Prüf- und Messaufgaben im Voraus unter Berücksichtigung der Größe und Art der zu verifizierenden Details/Fehler festgelegt; zum Beispiel durch die Spezifikation geeigneter Zulässigkeitsgrenzen und geometrischer Abweichungen. Im Folgenden werden die Prozessschritte einer CT-Anwendung beschrieben und Informationen zu deren Umsetzung gegeben.

### 4.2 Aufbau des CT-Systems

#### 4.2.1 Allgemeines

Der Aufbau des CT-Systems orientiert sich an den Anforderungen einer bestimmten Aufgabe. Aus diesen Anforderungen können die erforderliche räumliche Auflösung (unter Berücksichtigung der Röhrenbrennfleckgröße), Kontrastauflösung, Voxelgröße und Güte des CT-Bildes abgeleitet werden. Die Güte des CT-Bildes wird durch unterschiedliche Parameter bestimmt, die unter bestimmten Umständen einander entgegenwirken.

Im Folgenden werden die Systemparameter beschrieben und Informationen zur Einstellung eines CT-Systems für die Untersuchung gegeben. Auf Grund der Wechselwirkungen der verschiedenen Systemparameter kann es notwendig sein, die Einrichtungsschritte mehrmals zu durchlaufen, um optimale Daten zu erfassen.

Die optimale Energie ist die Energie, die das beste Signal-Rausch-Verhältnis ergibt, und nicht unbedingt die, die zum deutlichsten Durchstrahlungsbild führt (die Abhängigkeit der Detektoreffizienz von der Energie ist zu berücksichtigen). Um jedoch zwischen Materialien unterschiedlicher chemischer Zusammensetzung unterscheiden zu können, ist es möglicherweise notwendig, die Beschleunigungsspannung anzupassen, um den Unterschied zwischen den linearen Schwächungskoeffizienten zu maximieren.

## 4.2.2 Geometrie

Die Abstände Strahlenquelle/Detektor und Strahlenquelle/Prüfgegenstand und dementsprechend auch der verwendete Öffnungswinkel (Strahlwinkel) sollten festgelegt werden. Zum Erreichen hoher Auflösungen kann die Projektion auf den Detektor vergrößert werden. Die Vergrößerung ist gleich dem Verhältnis des Abstandes Strahlenquelle/Detektor zum Abstand Strahlenquelle/Prüfgegenstand. Eine Zunahme des Abstandes Strahlenquelle/Detektor führt zu einer verringerten Intensität am Detektor und somit zu einem reduzierten Signal-Rausch-Verhältnis. Das gilt folglich auch bei der Anwendung von Detektoren mit verbesserter Detektorauflösung, was zu einer Reduzierung des Signal-Rausch-Verhältnisses auf Grund der verringerten Intensität je Pixel führen kann. Im Allgemeinen ist aus diesem Grund eine Minimierung des Abstands Strahlenquelle/Prüfgegenstand zu bevorzugen.

Um hohe Strahlungsintensität am Detektor zu erreichen, sollte der Abstand Strahlenquelle/Detektor unter Berücksichtigung der erforderlichen Auflösung so gewählt werden, dass er möglichst klein ist, so dass der Röntgenstrahlenkegel dennoch den Detektor vollständig ausleuchtet. Um rekonstruktionsbedingte (Feldkamp-) Verzeichnungen des 3D-Modells zu minimieren, sollte im Fall von 3D-CT der (im Allgemeinen vertikale) Gesamtkegelstrahlwinkel parallel zur Rotationsachse üblicherweise weniger als  $15^\circ$  betragen, das ist jedoch probenabhängig. Außerdem gelten diese Einschränkungen nicht für den senkrechten (im Allgemeinen horizontalen) Strahlwinkel. Für eine stärkere geometrische Vergrößerung muss der Prüfgegenstand möglichst nahe an der Strahlenquelle angeordnet werden, wobei die durch die Brennfleckgröße bedingte Einschränkung der geometrischen Schärfe zu berücksichtigen ist. Die Drehung des Prüfgegenstandes muss mindestens um  $180^\circ$  zuzüglich des Öffnungswinkels des Röntgenstrahls erfolgen, wobei eine verbesserte Datenqualität das Ergebnis einer zunehmenden Anzahl von Winkelinkrementen ist. Aus diesem Grund wird der Prüfgegenstand üblicherweise um  $360^\circ$  gedreht. Die Anzahl von Winkelinkrementen sollte idealerweise mindestens  $\pi/2 \times$  Matrizengröße betragen, wobei die Matrizengröße die Anzahl der Voxel über den Probendurchmesser oder das größte Maß ist. Zu weiteren Informationen siehe 5.5.

Um möglichst vollständige Angaben über den Probekörper zu erhalten, besteht die Anforderung an eine CT im Allgemeinen darin, dass der Prüfgegenstand (oder der interessierende Ausschnitt des Prüfgegenstandes) in jeder Projektion vollständig auf den Detektor abgebildet wird. Bei großen Bauteilen, die über den Röntgenstrahlenkegel hinausreichen, wird eine sogenannte Messbereichserweiterung angewendet. Diese Messbereichserweiterung erfolgt durch laterale Verschiebung entweder des Prüfgegenstandes oder des Detektors, wobei die Projektionsdaten der aufeinander folgenden Messungen aufgezeichnet und abschließend verknüpft (verbunden) werden. Unter bestimmten Umständen ist es auch möglich, nur einen Teil des Prüfgegenstandes abzutasten (Ausschnitt-CT), was zu einer eingeschränkten Datenqualität in Form von sogenannten Abschneidungen führen kann.

Eine mögliche Abweichung der Aufnahmegeometrie (Versatz zwischen der projizierten Rotationsachse und der Mittellinie des Bildes) muss korrigiert werden, um eine Rekonstruktion zu erhalten, die möglichst präzise ist. Das kann durch sorgfältige Neuausrichtung des Systems oder durch Korrektur unter Anwendung der Software erreicht werden.

## 4.2.3 Röntgenstrahlenquelle

An der Röntgenstrahlenquelle sind die maximale Energie des Röntgenstrahlenbündels und der Röhrenstrom so einzustellen, dass eine hinreichende Durchstrahlung des Prüfgegenstandes und eine Röhrenleistung mit einem hinreichend kleinen Brennfleck sichergestellt sind. Die erforderliche Spannung wird durch die maximale Weglänge in dem zu durchleuchtenden Material nach EN 16016-2:2011, 8.2, bestimmt. Für die besten Messergebnisse sollte ein Schwächungsverhältnis von etwa 1:10 verwendet werden. Das bedeutet, dass der Grauwert durch die Probe etwa 10 % des Weißwertes betragen sollte (beide gemessen in Bezug auf den Schwarzwert). Der optimale Bereich kann durch die Anwendung von Vorfiltern erreicht werden. Es sollte beachtet werden, dass jedes Vorfilter die Intensität verringert. Vorfilter haben den zusätzlichen Vorteil, die Strahlenaufhärtung zu verringern, obwohl weitere Verbesserungen durch Softwarekorrektur erfolgen können.

#### 4.2.4 Detektor

Die folgenden Detektoreinstellungen müssen entsprechend der abzutastenden Probe eingestellt werden:

- Belichtungszeit (Messfrequenz);
- Anzahl der Integrationen je Projektion;
- Verstärkung und Untergrund bei der Digitalisierung;
- Zusammenfassung von Pixeln/Voxeln (Binning).

Falls notwendig, sollten Untergrundkorrektur, Verstärkungskorrektur und Korrektur fehlerhafter Pixel (die von den Einstellungen für die Röntgenstrahlung abhängen können) angewendet werden.

Die einzelne CT-Projektion wird durch die Detektoreigenschaften bestimmt: seine geometrische Auflösung, Empfindlichkeit, Dynamik und Rauschen. Die Verstärkung und Belichtungszeit können zusammen mit der Strahlungsintensität der Strahlenquelle so angepasst werden, dass die maximale digitalisierte Intensität 90 % des Sättigungspegels nicht überschreitet.

Zur Verringerung der Streustrahlung können direkt vor dem Detektor ein dünnes Filter, Raster oder Lamellen angewendet werden (Nachfilterung).

Die ideale Erfassungszeit hängt von der geforderten Güte des CT-Bildes ab und ist oft durch die für die Untersuchung zur Verfügung stehende Zeit begrenzt.

#### 4.3 Rekonstruktionsparameter

Der zu rekonstruierende Volumenbereich, die Größe des CT-Bildes (bezogen auf Voxel) sowie der zugehörige dynamische Bereich (bei dem der dynamische Bereich des Detektors berücksichtigt werden sollte) müssen festgelegt werden. Um eine hinreichende Güte des CT-Bildes zu erreichen, sollten die Einstellungen für den Bildberechnungsalgorithmus oder die Korrekturen optimiert werden.

Der Volumenbereich wird durch die Anzahl der Voxel entlang der  $X$ -,  $Y$ - und  $Z$ -Achsen definiert.

#### 4.4 Darstellung

Bei Anwendung der Volumendarstellung kann ein CT-Bild als ein 3D-Objekt dargestellt werden. Einzelnen Grauwerten können bestimmte Farb- oder Opazitätswerte zugeordnet werden, um Materialien mit unterschiedlicher röntgenografischer Dichte hervorzuheben oder auszublenden. Bildvergrößerung, Verschieben (Rollen), Abstimmen von Kontrast, Helligkeit, Farbe und Beleuchtung ermöglichen eine optimale Darstellung des CT-Bildes. Außerdem ist es möglich, vom Anwender festgelegte Schnittebenen durch den Prüfgegenstand zu legen, um die innere Struktur zu untersuchen, oder das CT-Bild interaktiv darzustellen, zum Beispiel durch Drehen und Bewegen des Bildes wie ein 3D-Objekt. Bildverarbeitung kann bei CT-Bildern angewendet werden, um die Detailerkennung zu verbessern.

Es ist eventuell nicht möglich, das gesamte CT-Bild bei voller Auflösung auf einmal in den Speicher zu laden.

#### 4.5 Analyse und Auswertung von CT-Bildern

##### 4.5.1 Allgemeines

Typische Details für die Untersuchung sind Poren, Hohlräume, Risse, Einschlüsse, Verunreinigungen oder inhomogene Materialverteilungen.

Typische Messaufgaben bestehen in der Ermittlung von Maßangaben (wie z. B. Länge oder Wanddicke) oder in der Berechnung der Objektmorphologie.

## **4.5.2 Detailprüfung/Fehlerprüfung**

Details innerhalb der Probe rufen im Allgemeinen Änderungen der CT-Graustufe im CT-Bild hervor. Die Analyse von CT-Bildern erfolgt mit Software durch qualifiziertes Personal. Es wird ein geeigneter Kontrastumfang oder eine automatische bzw. manuelle Kalibrierung verwendet. Die Position, der CT-Grauwert und die Maße von Details können bestimmt werden. Dafür stehen mehrere Instrumente zur Verfügung, einschließlich manueller oder automatischer Werkzeuge, wie z. B. Messlinien (en: strobe lines) oder Schablonen (Lehren), die bei Grauwertgrenzen oder -kanten wirksam werden. Zur Untersuchung der Struktur und Lage von zusammengesetzten Bauteilen kann ein qualitativer Vergleich von CT-Bildern ohne Bestimmung der Maße hinreichend sein.

Bei einer automatischen Bestimmung unter Anwendung der Werkzeuge einer Darstellungssoftware (zum Beispiel Fehleranalyse) ist im Allgemeinen für das zu messende Probenmaterial eine Kalibrierung mithilfe der Spezifikation eines Grauwertbereichs erforderlich. Die Spezifikation der Graustufen kann manuell mit Histogrammen oder interaktiv erfolgen.

Die Erkennbarkeit von Details hängt von der Größe des Details bezogen auf die geometrische Auflösung und die Kontrastaufklärung im Vergleich zum Kontrastunterschied des Details zum Basismaterial ab sowie von der Bildgüte (Signal-Rausch-Verhältnis usw.) und möglichen Interferenzeffekten zwischen angrenzenden Voxel (Teilvolumen-Effekt). Für die Erkennbarkeit einzelner Poren, Hohlräume oder Risse sollte deren Mindestgröße üblicherweise das Doppelte bis Dreifache der unvergrößerten Pixelgröße (bei der Position der Probe) betragen.

## **4.5.3 Maßprüfung**

### **4.5.3.1 Allgemeines**

In Abhängigkeit von der Aufgabenstellung werden derzeit verschiedene Verfahren zur Bestimmung geometrischer Merkmale angewendet. Punktabstände können in CT-Schichten manuell bestimmt werden, Informationen über komplexere Merkmale können mithilfe einer Analysesoftware gewonnen werden.

Die Messung der geometrischen Eigenschaften eines Prüfgegenstandes mit CT ist ein indirektes Verfahren, bei dem das dimensionelle Messen im CT-Bild erfolgt oder aus CT-Bildern abgeleitet wird. Aus diesem Grund und um genaue Messungen zu ermöglichen, ist die genaue Kenntnis von zwei wichtigen Variablen erforderlich:

- des genauen Abbildungsmaßstabs bzw. der Voxelgröße; und
- der Grenzfläche von zwei Materialien, zum Beispiel der Bauteiloberfläche (Übergang von Material zu Luft), die mithilfe einer CT-Grauwertgrenze im CT-Bild bestimmt werden kann.

### **4.5.3.2 Bestimmung des genauen Abbildungsmaßstabs**

Der genaue Abbildungsmaßstab oder die Voxelgröße muss durch die Messung eines geeigneten Kalibrierstandards (zusammen mit der Messung des Prüfgegenstandes und unmittelbar vor/nach der Untersuchung des Prüfgegenstandes) oder unter Anwendung einer Vergleichsgeometrie beim Prüfgegenstand bestimmt werden. Dazu wird die vom CT-System festgelegte Voxelgröße oder Vergrößerung  $M$  mit der tatsächlich verfügbaren und genau (unter Anwendung des Vergleichskörpers/der Vergleichsgeometrie) bestimmten Voxelgröße oder Vergrößerung  $M^*$  verglichen. Auf diese Weise kann zum Beispiel die genaue Voxelgröße mit hoher Präzision durch Messungen ohne den störenden Einfluss weiterer Variablen (zum Beispiel der genauen Lage der Bauteiloberfläche (Grauwertgrenze) im CT-Bild) für die Achsenabstände eines Prüfstücks (z. B. Hanteln, siehe Bild 1) bestimmt werden. Bei dieser Verfahrensweise muss berücksichtigt werden, dass die CT-Grauwerte des Prüfgegenstandes unter bestimmten Umständen durch die begleitenden Vergleichskörper (zum Beispiel durch Änderungen der Kontrastverhältnisse, Interferenzen/Störeinflüsse und Artefakte) beeinflusst werden können. Bei der Verwendung der tatsächlichen, auf diese Weise bestimmten, Voxelgrößen kann die Darstellungssoftware entsprechend hinsichtlich der vom System festgelegten Voxelgröße maßstäblich angeglichen/korrigiert werden.



**Bild 1 — Vergleichsobjekte (Hanteln)**

#### **4.5.3.3 Bestimmung des Schwellenwertes**

Um das dimensionelle Messen durchführen zu können, muss die Bauteiloberfläche oder Materialkontaktfläche im CT-Bild bestimmt werden. Die Bauteiloberfläche wird im Allgemeinen aus dem Übergang von einem festen Prüfgegenstand zur umgebenden Luft abgeleitet. Die Grenzfläche wird über einen Schwellenwert definiert und ist somit abhängig von den Materialien und den Einstellungen für die Röntgenstrahlung. Dieser Schwellenwert darf global für das gesamte CT-Bild als ein gemittelter Grauwert zum Beispiel von Material und Luft festgelegt werden. Das wird mitunter als „Iso50-Schwellenwert“ bezeichnet. Ein globaler Schwellenwert oder eine Kalibrierung nach dem Iso50-Verfahren ist für viele Messaufgaben bei Prüfgegenständen geeignet, die aus homogenen Materialien bestehen.

Ein globaler Schwellenwert ist für Prüfgegenstände, die aus mehreren Materialien bestehen, nicht geeignet. In derartigen Fällen sollten verschiedene Schwellenwerte entsprechend den Materialien auf beiden Seiten der Materialgrenze angewendet werden. Selbst bei Prüfgegenständen, die aus homogenen Materialien hergestellt sind, können Strahlaufhärtung, Streuung und weitere Artefakte zu örtlichen Abdunklungen oder Aufhellungen im CT-Bild führen, was zu einer Verzerrung der Messergebnisse führen würde. Zum Beispiel unterscheidet sich die Grauwertschwelle für Flächen innerhalb des Bauteils somit oft von dem Schwellenwert für Oberflächen an der Außenseite des Bauteils. Falls notwendig kann der Schwellenwert lokal aus den Grauwerten zu beiden Seiten der Materialgrenze ermittelt werden. Eine Bestimmung der Gesamtoberfläche eines Bauteils mithilfe der jeweiligen lokal bestimmten Schwellenwerte ist zwar zeitaufwändiger, jedoch auch toleranter gegenüber Kontraständerungen und Artefakteinflüssen.

#### **4.5.3.4 Anpassung geometrisch einfacher Körper**

Zusätzlich zu den einfachen Einzelpunkt-Arbeitsschritten (siehe 4.4.2) können Verfahren aus der Koordinatenmesstechnik, wie z. B. Anpassung an die Vergleichsgeometrie, eingesetzt werden. In diesem Zusammenhang werden sogenannte geometrisch einfache Körper oder Vergleichselemente (zum Beispiel Ebenen, Zylinder, Kugeln oder ähnliches) mit einer Software an die interessierenden Konturen des Prüfgegenstandes innerhalb der entsprechend kalibrierten Daten angepasst. Bei den Vergleichselementen werden die geometrischen Merkmale (zum Beispiel Durchmesser, Abstände, Winkel usw.) direkt oder durch die Kombination von Vergleichselementen bestimmt. Durch Anpassung an die üblicherweise mehreren Tausend Messpunkte der entsprechenden Daten liegt folglich durch die statistische Mittelwertbildung und Verringerung des Einflusses des Anwenders oft eine viel höhere Präzision vor als bei der manuellen Messung des Abstandes zweier Punkte.

#### **4.5.3.5 Erzeugung geometrischer Daten**

Aus den Voxeln und der kalibrierten Grauwertschwelle können sogenannte Dreiecksmodelle gewonnen werden. Diese Modelle stellen die kalibrierte Schwellenwert-Isofläche dar, d. h. die Materialoberfläche in Form von vernetzten Dreiecken. Das Dreiecksmodell enthält – als Teil der Präzision des Ableitungsprozesses (siehe nachstehend) – die geometrische Information über die Oberfläche des Prüfgegenstandes. Sie besteht nur aus zwei Arten von Informationen: den sogenannten Eckpunkten (Knoten) und der Information, welche Eckpunkte zu einem Dreieck gehören. Die Eckpunkte sind 3D-Punkte, die auf der Schwellenwert-Isofläche liegen. Die Menge aller Eckpunkte wird auch als Punktwolke bezeichnet. Sie ist am Anfang die verbindende Information, d. h. die Information, welche drei Eckpunkte jeweils ein Flächendreieck bilden, das den Verlauf der Oberfläche des Prüfgegenstandes bestimmt.

Ein Standardformat für den Datenaustausch ist das sogenannte STL-Dateiformat (ASCII oder binär und dimensionslos). Alternativ kann die Punktwolke (Eckpunkte ohne Dreieckinformation) exportiert werden, wobei im Allgemeinen wichtige Informationen über angrenzende Eckpunkte verloren gehen, und, falls erforderlich, anschließend reproduziert werden müssen.

Die geometrische Qualität der erzeugte Punktwolke oder des Dreiecksmodells hängt lediglich von der Anzahl und Lage der Eckpunkte ab. Da im Dreiecksmodell nur Dreiecke zwischen den Eckpunkten angenommen werden, können detaillierte Oberflächenstrukturen, die in den Voxeln zwischen den einzelnen Eckpunkten enthalten sind, unter bestimmten Umständen nicht dargestellt werden und folglich verloren gehen.

Die Gewinnung einer Punktwolke oder eines Dreiecksmodells aus den Voxeln entspricht einer Abtastung der Oberfläche des Prüfgegenstandes. Zur weiteren Verarbeitung muss die Datenmenge im Allgemeinen verringert werden. Die Qualität oder geometrische Präzision des Dreiecksmodells hängt davon ab, wie gut das Dreieck den tatsächlichen Verlauf der Materialoberfläche reproduzieren kann (z. B. Sehnenfehler). Mit speziellen Software-Anwendungen wird eine verlustarme Verringerung der Anzahl der Dreiecke angestrebt.

Für jeden dieser Prozessschritte gilt, dass die zugehörigen Verluste bei den nachfolgenden Schritten zu berücksichtigen sind. Auf Grund der speziellen Prozessbedingungen ist die Qualität der Maßangaben auf Plausibilität und Signifikanz zu prüfen.

#### **4.5.3.6 Soll-Ist-Vergleich**

Eine CT-Anwendung für die Maßbestimmung ist der Vergleich des untersuchten Teils (tatsächlichen Prüfgegenstandes) mit der Nenngeometrie aus dem computergestützten Entwurf (CAD) (oder anderen Quellen). Nach der Ausrichtung (Registrierung) des CT-Koordinatensystems mit dem CAD-Koordinatensystem besteht die Möglichkeit, mit geeigneter Software die geometrische Abweichung des mit CT gemessenen tatsächlichen Bauteils von der CAD-Spezifikation der Nenngeometrie zu vergleichen. Der Soll-Ist-Vergleich kann zwischen dem exportierten STL-Modell oder der Punktwolke und den CAD-Daten oder durch direkten Vergleich der Voxel mit den CAD-Daten ohne vorherige Gewinnung von STL oder Punktwolke erfolgen.

#### **4.5.3.7 Weiterverarbeitung von geometrischen Daten**

CT kann auch für die zerstörungsfreie Bestimmung geometrischer Daten (Reverse Engineering), z. B. von Bauteil-Prototypen oder nachfolgenden Bauteilen, eingesetzt werden.

CAD-Modelle basieren nicht auf Dreiecksmodellen, sondern eher auf geometrisch einfachen Körpern (z. B. Zylinder) und sogenannten Freiformflächen. Aus diesem Grund ist eine Weiterverarbeitung der geometrischen Daten in CAD-Systemen, zum Beispiel die Konstruktion der aus den Voxeln bestimmten Oberfläche in einem mit CAD erstellten Modell, erforderlich. Mit geeigneter Software können Dreiecksmodelle in CAD-kompatible Elemente überführt werden (sogenanntes Reverse Engineering), wobei mit CT untersuchte Prüfgegenstände, d. h. reale Geometrien, wieder in den CAD-Prozess einbezogen werden können.

## 5 Anforderungen an zulässige Ergebnisse

### 5.1 Parameter der Bildgüte

#### 5.1.1 Kontrast

Die bei der Röntgen-CT-Bildgebung rekonstruierte Größe ist der lineare Schwächungskoeffizient  $\mu$ . Er wird als Kehrwert der Längeneinheit gemessen (z. B.  $\text{mm}^{-1}$ ) und ist annähernd proportional zur Elektronendichte des Materials. Um unterscheidbar zu sein, muss ein Detail einen linearen Schwächungskoeffizienten  $\mu_f$  haben, der sich ausreichend von dem linearen Schwächungskoeffizienten des Hintergrundmaterials  $\mu_b$  unterscheidet.

Lineare Schwächungskoeffizienten sind Funktionen der Energie des einfallenden Röntgenstrahls. Zur Vereinfachung dieser Betrachtungen wird angenommen, dass Röntgenstrahlen eine einzige Energie  $E$  aufweisen, oder es wird von einem Näherungswert in Form einer bestimmten mittleren Energie  $\bar{E}$  ausgegangen, wenn ein Energiespektrum Anwendung findet. Ist dieses nicht bekannt, wäre ein angemessener Anhaltspunkt ein Drittel der Beschleunigungsspannung, wenn der Prüfgegenstand leicht abschwächend wirkt, oder  $2/3$ , wenn der Prüfgegenstand stark abschwächend wirkt.

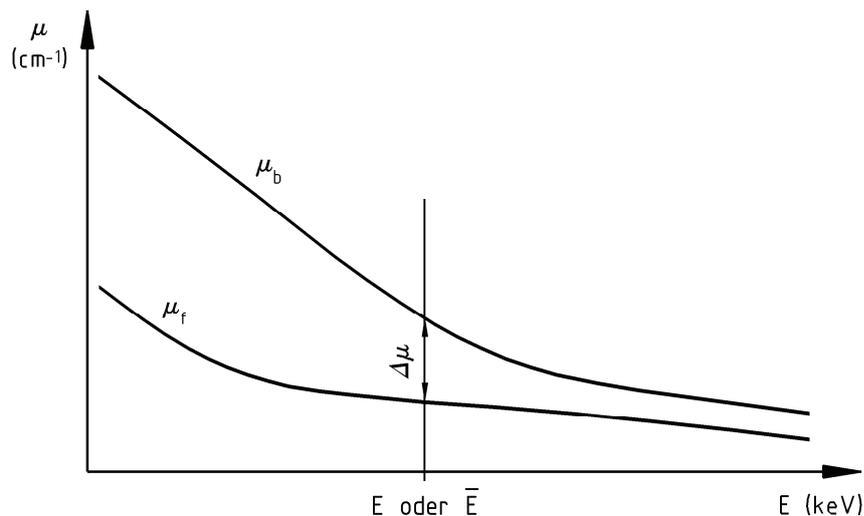
In Bild 2 ist die funktionale Energieabhängigkeit der linearen Schwächungskoeffizienten für Röntgenstrahlen von zwei hypothetischen Materialien,  $\mu_b$  und  $\mu_f$ , dargestellt.  $\Delta\mu$  ist der Schwächungsunterschied für diese beiden Materialien:

$$\Delta\mu = |\mu_b - \mu_f| \quad (1)$$

Der Kontrast wurde in der CT historisch als prozentualer Unterschied eines Details vom Hintergrundmaterial definiert.

$$\text{Kontrast: } \Delta\mu(\%) = \frac{|\mu_b - \mu_f|}{\mu_b} \times 100 \quad (2)$$

Bei dieser Definition des Kontrastes wird davon ausgegangen, dass das betreffende Detail sich über die Dicke der CT-Schicht erstreckt. Wenn das Detail eine Dicke  $h_f$  hat, jedoch mit einer Schicht von größerer Dicke  $h_s$  aufgenommen wird, wird der Kontrast zusätzlich um den Faktor  $h_f/h_s$  reduziert (Teilvolumen-Effekt).

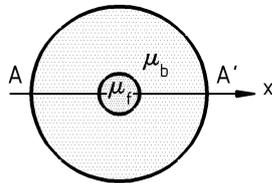


**Bild 2 —  $\Delta\mu$  als Funktion der Röntgenstrahlenergie [basierend auf ISO 15708-1:2002]**

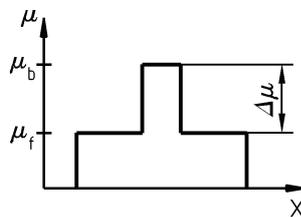
Dieser Unterschied  $\Delta\mu$  und somit der Kontrast hängt in hohem Maße von der Röntgenstrahlenergie ab, die folglich ein wichtiger Parameter ist. Die Auswahl einer niedrigen Energie maximiert den Kontrast, wirkt sich

jedoch nachteilig auf eine gute Erkennbarkeit aus (Verschlechterung des Signal-Rausch-Verhältnisses). Der optimale Kompromiss hängt eindeutig in großem Maße von der konkreten Anwendung ab.

Wenn das CT-System keine Verschlechterung einbringt, weist ein Profil durch das Zentrum des in Bild 3 a) dargestellten Prüfgegenstandes (ein auf einem Hintergrund zentriertes Detail) die in Bild 3 b) dargestellte genau definierte Form auf.



a) CT-Schicht eines Elements, dessen Schwächungskoeffizient  $\mu_f$  ist, eingeschlossen in ein Hintergrundelement mit dem Schwächungskoeffizienten  $\mu_b$



b) Grafische Darstellung des Signalprofils durch den Prüfgegenstand in a) entlang der Linie AA'

**Bild 3 — Bildliche Darstellung von Kontrast [basierend auf ISO 15708-1:2002]**

### 5.1.2 Rauschen

Die Anzahl der je Zeiteinheit erzeugten Photonen schwankt auf Grund des statistischen Charakters des Prozesses der Strahlungsemission. Die Schwankungen weisen genau definierte Merkmale auf, die durch das Phänomen beschrieben werden können, das in der Mathematik als Poisson-Statistik bezeichnet wird. Dieses allgegenwärtige radiografische Problem der Photonenstatistik wird in der CT durch hinreichend langes Integrieren (oder Zählen), um das statistische Rauschen auf einem diagnostisch zulässigen Pegel zu halten, gelöst. Was einen zulässigen Rauschpegel darstellt, wird durch die Anwendung festgelegt und kann stark variieren.

Das Photonenrauschen (oder Quantenrauschen) des Röntgensignals wird durch die Tatsache charakterisiert, dass die Varianz des Signals gleich dessen Mittelwert ist (Poisson-Statistik).

Es ist üblich, das Rauschen als Standardabweichung zu definieren, die die Quadratwurzel aus der Varianz ist. Das bedeutet, dass, wenn ein Mittelwert von  $N$  Photonen je Abtastdauer nachgewiesen wird, die Anzahl der in jeder einzelnen Abtastdauer aufgezeichneten Photonen im Bereich von  $N \pm \sqrt{N}$  in etwa 68 % des Zeitraums liegt.

Es kann zusätzliches Rauschen von der Detektorelektronik und Streustrahlung auftreten. Bei einer ausführlichen Analyse dieser Beiträge muss dies berücksichtigt werden.

Das Rauschen wird an einem Messphantom gemessen, das in Bezug auf die geprüfte Größe und Schwächung des Prüfgegenstandes repräsentativ ist (das Messphantom kann derselbe Zylinder sein, der für die Messung der MÜF verwendet wird, siehe 5.1.5). Das Messphantom muss eine hinreichend ausgedehnte homogene Fläche aufweisen, damit eine zufrieden stellende Statistik erhalten wird.

Der übliche experimentelle Prozess zur Bestimmung der Standardabweichung  $\sigma$  für eine homogene Fläche eines rekonstruierten Bildes, das  $m$  Pixel enthält, jedes mit einem bestimmten Wert  $\mu_i$ , besteht darin, zuerst den Mittelwert des Satzes von  $m$  Pixel zu bestimmen:

$$\bar{\mu} = \frac{1}{m} \sum_{i=1}^m \mu_i \quad (3)$$

und anschließend  $\sigma$ , die Standardabweichung der Werte von  $\mu_i$  über den Mittelwert  $\bar{\mu}$  wie folgt zu berechnen:

$$\sigma = \sqrt{\frac{\sum_{i=1}^m (\mu_i - \bar{\mu})^2}{m - 1}} \quad (4)$$

$\sigma$  ist nicht sehr empfindlich in Bezug auf die Anzahl der gemittelten Pixel, wenn  $m$  im Bereich von  $25 \leq m \leq 100$  liegt. Das Rauschen in einem rekonstruierten Bild weist eine Positionsabhängigkeit auf, insbesondere in der Nähe der Kanten eines Prüfgegenstandes, so dass extrem große Bereiche nicht verwendet werden dürfen. Das Rauschen in CT-Bildern ist nicht vollständig unkorreliert, die Auswirkung auf  $\sigma$  ist jedoch gering.

### 5.1.3 Signal-Rausch-Verhältnis

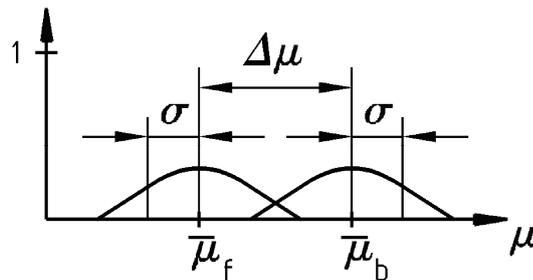
Das Signal-Rausch-Verhältnis (SRV) ist gegeben durch:

$$\text{SRV} = \frac{\bar{\mu}}{\sigma} \quad (5)$$

Das SRV hängt vom Grad der Schwächung ab und kann in Abhängigkeit von der Lage der Fläche im Prüfgegenstand oder im Rekonstruktionsdurchmesser schwanken. Das SRV nimmt mit der Röntgenstrahlendosis zu: je höher das SRV, desto besser ist die Bildgüte.

### 5.1.4 Kontrast-Rausch-Verhältnis

Das Rauschen ( $\sigma$ ) erhöht die Streuung der CT-Grauwerte ( $\mu$ ) in einem Material und kann zur Überlappung von CT-Grauwerten in verschiedenen Materialien ( $\mu_f$  und  $\mu_b$ ) führen, siehe Bild 4.



**Bild 4 — CT-Grauwertverteilung in Material und Hintergrund [basierend auf ISO 15708-1:2002]**

Das Kontrast-Rausch-Verhältnis (KRV) gibt an, ob der Schwächungsunterschied zwischen einem Detail und dessen Hintergrund größer ist als der Pegel des Hintergrundrauschens. Üblicherweise steht ein KRV-Wert von 3 für eine verlässliche Erkennbarkeit.

$$\text{KRV} = \frac{|\mu_f - \mu_b|}{\sigma_b} \quad (6)$$

Da das KRV eine Funktion von  $\mu_b$  ist, kann es nicht als absolutes Merkmal des CT-Systems betrachtet werden.

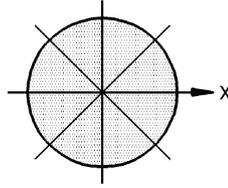
ANMERKUNG Das Kontrast-Rausch-Verhältnis (KRV) wird mitunter als Dichteauflösung bezeichnet. Es kann nur bei einer ordnungsgemäßen Kalibrierung nach EN 16016-4:2011, 6.4.4, auf die Materialdichte bezogen werden.

### **5.1.5 Räumliche Auflösung**

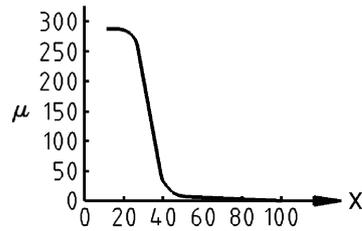
Der genormte Parameter zur Charakterisierung der räumlichen Auflösung des Systems ist das Konzept der Modulationsübertragungsfunktion (MÜF), die der Betrag der eindimensionalen Fourier-Transformation eines Dirac-Profiles ist, das mit der Punktverwaschungsfunktion (Punktbildfunktion) (en: point spread function, PSF) des Systems gefaltet wird. Die PSF ist somit die Antwort des Systems auf ein ideales punktförmiges Objekt. Die MÜF beschreibt die Fähigkeit des Systems, Ortsfrequenzen zuwiederzugeben. Im Allgemeinen werden niedrige Frequenzen (große, homogene Details) genauer reproduziert als hohe Frequenzen (kleine Details). Die MÜF ist nicht nur eine rein theoretische mathematische Darstellung. Sie wird zur Vorhersage und Messung der Systemleistung und zum Vergleich verschiedener Systeme verwendet.

In Bild 5 wird das experimentelle Verfahren zum Erhalt der MÜF aus der Abbildung eines einfachen Zylinders veranschaulicht. Die Verwendung eines Zylinders [siehe Bild 5 a)] wird bevorzugt, weil, wenn dessen Massenmittelpunkt bestimmt wurde, Profile durch diesen Punkt senkrecht zur Zylinderkante verlaufen. Viele Profile können abgestimmt und gemittelt werden, um das System- und Quantenrauschen in der Kantenverwaschungsfunktion (Kantenbildfunktion) (en: edge-response function, ERF) zu verringern [siehe Bild 5 b)].

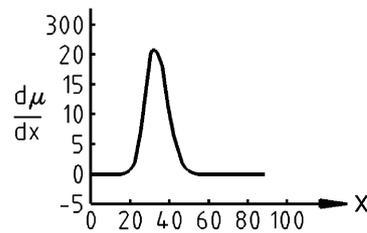
Gewöhnlich wird die Höhe der MÜF auf Eins normiert. Sie wird in Einheiten der Ortsfrequenz dargestellt, die üblicherweise als Linienpaare je Millimeter (lp/mm) angegeben werden. Dieses Verfahren ist leicht auszuführen und nicht anfällig für Fehlinterpretationen.



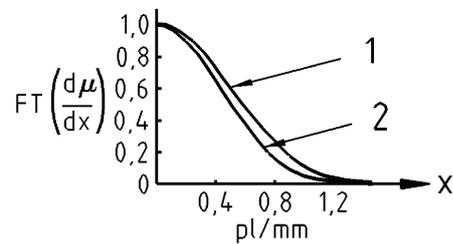
**a) CT-Bild eines Zylinders**



**b) Profil entlang eines Durchmessers: Kantenverwaschungsfunktion (ERF)**



**c) Ableitung von ERF: Linienverwaschungsfunktion (LRF) oder Punktverwaschungsfunktion (PSF)**



**Legende**

- 1 theoretische Kurve
- 2 experimentelle Kurve

**d) Betrag der Fourier-Transformation der LRF: Modulationsübertragungsfunktion (MÜF)**

**Bild 5 — Verfahren zum Erhalt der Modulationsübertragungsfunktion (MÜF) aus der Abbildung eines homogenen Zylinders [basierend auf ISO 15708-2:2002]**

Für die Messungen wird ein Messphantom empfohlen, das als einfacher Zylinder aus demselben Material hergestellt wurde wie der tatsächliche Prüfgegenstand (um für den Schwächungsgrad repräsentativ zu sein). Ein Zylinder mit der gleichen oder einer vergleichbaren Schwächung oder Größe wie das Messphantom hat den Vorteil, dass er zwei Zielen dient, der Messung von MÜF und SRV. Er schränkt jedoch auch den Umfang an Kenntnissen ein, die über MÜF-Schwankungen innerhalb der CT-Rekonstruktion gewonnen werden können. Ein Zylinder aus Material mit größerer Schwächung als der Prüfgegenstand kann viel kleiner sein als der Rekonstruktionsdurchmesser und hat den Vorteil, ein Maß für die Modulationsübertragungsfunktion (MÜF) in Abhängigkeit von der Position zu sein. In diesem Fall ist möglicherweise ein getrenntes Messphantom erforderlich, um repräsentative Ergebnisse zu erhalten.

Zur direkten Bestätigung der MÜF an diskreten Punkten dürfen Linienpaar-Messschablonen eingesetzt werden. Das Messverfahren unter Anwendung derartiger zweckgebundener Prüfgegenstände ist in Anhang A ausführlich dargelegt.

## **5.2 Eignung der Prüfung**

Die Prozessschritte/Verfahren, die zu messenden Details und die erforderliche Genauigkeit sind zu dokumentieren. Die Ergebnisse sind mithilfe des Vergleichs mit den entsprechenden Spezifikationen, zum Beispiel zur Dichteauflösung, des Nachweises „kritischer Fehler“ oder der Genauigkeit und Unsicherheit der Messung geometrischer Merkmale zu bewerten.

Die Eignung der Prüfung wird erreicht, wenn die Spezifikationen beachtet werden. Die Parameter der Bildgüte werden in Abhängigkeit von der Anwendung ausgewählt. Um zum Beispiel die beste Dichteauflösung zu erhalten, ist das SRV zu optimieren, während beim dimensionellen Messen die räumliche Auflösung zu optimieren ist. Bei einer zeitlich begrenzten Abtastung ist es nicht möglich, beide gleichzeitig zu optimieren.

## **5.3 Auswertung und Annahmekriterien der CT-Untersuchung**

Die Auswertung kann manuell, computergestützt oder vollständig automatisch erfolgen.

Es ist nicht zweckmäßig zu versuchen, die „absolute Leistung“ eines CT-Gerätes zu bewerten. Eine derartige Bewertung muss immer im Zusammenhang mit den geprüften Teilen erfolgen.

Deshalb muss jeder Käufer eines CT-Gerätes zum Zeitpunkt des Kaufes die Annahmekriterien mit dem Lieferanten vereinbaren.

## **5.4 Aufzeichnungen und Berichte**

In Tabelle 1 sind die Parameter enthalten, deren Aufnahme in Aufzeichnungen und Untersuchungsberichte zweckmäßig ist.

**Tabelle 1 — Parameter, deren Aufzeichnung zweckmäßig ist**

Abtastparameter	Rekonstruktionsparameter
<ul style="list-style-type: none"> <li>— Spannung oder Energie</li> <li>— Strahlenintensität oder -fluss</li> <li>— Brennfleckgröße und/oder Größe des Hauptkollimators</li> <li>— Aufnahmegeometrie</li> <li>— Typ und Eigenschaften des Detektors</li> <li>— Detektorgröße oder Größe des Nebenkollimators</li> <li>— Anzahl der Projektionen</li> <li>— Erfassungsintervalle</li> <li>— Erfassungsfelder</li> <li>— Integrationszeit</li> <li>— Material und Dicke des Filters</li> <li>— Format der erfassten Daten</li> <li>— Bedienperson</li> </ul>	<ul style="list-style-type: none"> <li>— Art des angewendeten Algorithmus</li> <li>— Bezeichnung und Version der Software</li> <li>— Rekonstruktionsgröße (in Pixel oder Voxel)</li> <li>— rekonstruierte Ebene oder rekonstruiertes Volumen</li> <li>— Softwarefilterung</li> <li>— Format der rekonstruierten Daten</li> <li>— Bedienperson</li> </ul>

## 5.5 Artefakte

### 5.5.1 Allgemeines

Ein Artefakt ist ein künstliches Merkmal (Detail), das auf dem CT-Bild erscheint, jedoch keinem physikalischen Merkmal des Prüfgegenstandes entspricht. Alle bildgebenden Systeme, ob CT oder nicht, weisen Artefakte auf. Einige dieser Artefakte sind in der Physik und Mathematik der CT begründet und können nicht eliminiert werden, wie z. B. „Kanteneffekte“ an den Kanten von Flächen mit hoher Schwächung. Andere sind durch Hardware- oder Softwaremängel in der Ausführung bedingt und können durch verbesserte technische Lösungen verringert werden. Beispiele für die letztere Art von Artefakten sind Artefakte auf Grund von Streustrahlung und Abweichungen beim Ansprechverhalten von verschiedenen Detektoren.

Artefakte, die an der Grenzfläche zwischen Materialien mit unterschiedlicher Schwächung auftreten, sind feiner. An einer derartigen Grenze tritt oft ein Überschwingen oder Unterschwingen im Graustufenprofil auf. Das kann zu einer Fehlinterpretation (Scheinanzeigen von Fehlern oder, wichtiger, Situationen, in denen Fehler unentdeckt bleiben) führen. Die Art und Schwere von Artefakten sind einige der Faktoren, die ein CT-System vom anderen bei ansonsten identischen Spezifikationen unterscheiden.

Der Kunde und der Anbieter von CT-Untersuchungen müssen die Unterschiede zwischen diesen Artefakten und die Art und Weise ihrer Auswirkung auf die Integrität der CT-Untersuchung verstehen. Zum Beispiel werden Messungen der absoluten Dichte stark durch nicht kompensierte Strahlaufhärtungsartefakte beeinträchtigt, siehe 5.5.2, derselbe Artefakt wirkt sich aber wahrscheinlich nicht auf die Erkennbarkeit von Radialrissen aus.

### 5.5.2 Strahlaufhärtungsartefakte

Strahlaufhärtung ist ein Effekt, der bei polychromatischen Röntgenstrahlenquellen, wie z. B. Röntgenröhren oder Linearbeschleunigern (LINAC), anzutreffen ist. Derartige Quellen von Bremsstrahlung erzeugen, im Unterschied zu monoenergetischen (d. h. Isotopen-) Strahlenquellen, einen Strahlenfluss, dessen mittlere Strahlungsenergie beim Durchdringen eines Prüfgegenstandes zunehmend höher wird, weil vorzugsweise die Photonen mit niedrigerer Energie im Vergleich zu denen mit höherer Energie absorbiert werden. Da dieses gefilterte Röntgenstrahlenbündel härter ist, führt es zu einer Unterschätzung der linearen Schwächung im Inneren der Probe im Vergleich zur Schwächung des ungefilterten Strahlenbündels näher an der Probekante. Eine derartige Verringerung der Schwächung innerhalb der Probe ist auch als „Cupping-Artefakt“ bekannt (siehe Bild 6). Obwohl dieser Effekt teilweise durch bewusste Auswahl technischer Möglichkeiten kontrolliert werden kann, stellt er im Allgemeinen ein signifikantes Problem dar und sollte auf einer bestimmten Stufe des Rekonstruktionsprozesses korrigiert werden.

Ein typisches Korrekturverfahren besteht in der Erfassung des Signals eines Stufenkeils, der einen hinreichenden Bereich von Dicken umfasst und aus dem gleichen Material besteht wie die Probe. Anschließend können die Grauwerte in den Projektionsdaten in wahre Dickenwerte umgerechnet werden und somit wird eine korrigierte Schicht rekonstruiert. Bei Proben, die aus verschiedenen Materialien bestehen, ist dieses Verfahren jedoch möglicherweise nicht zulässig.

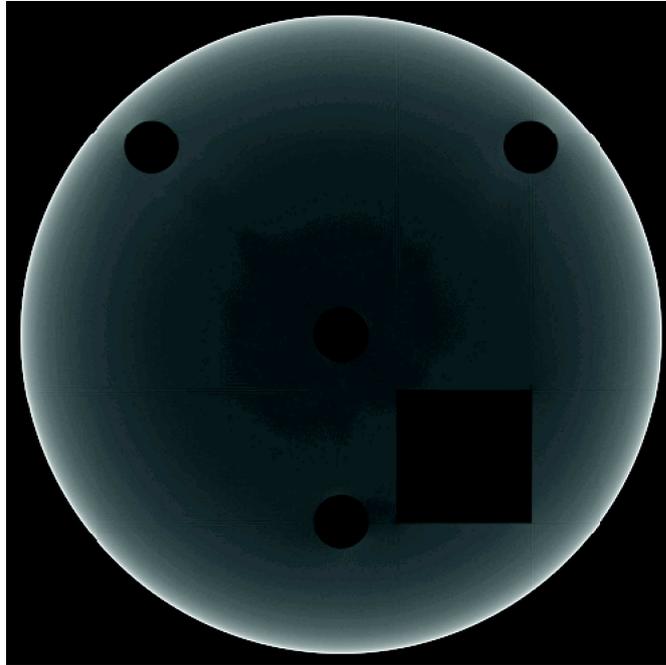


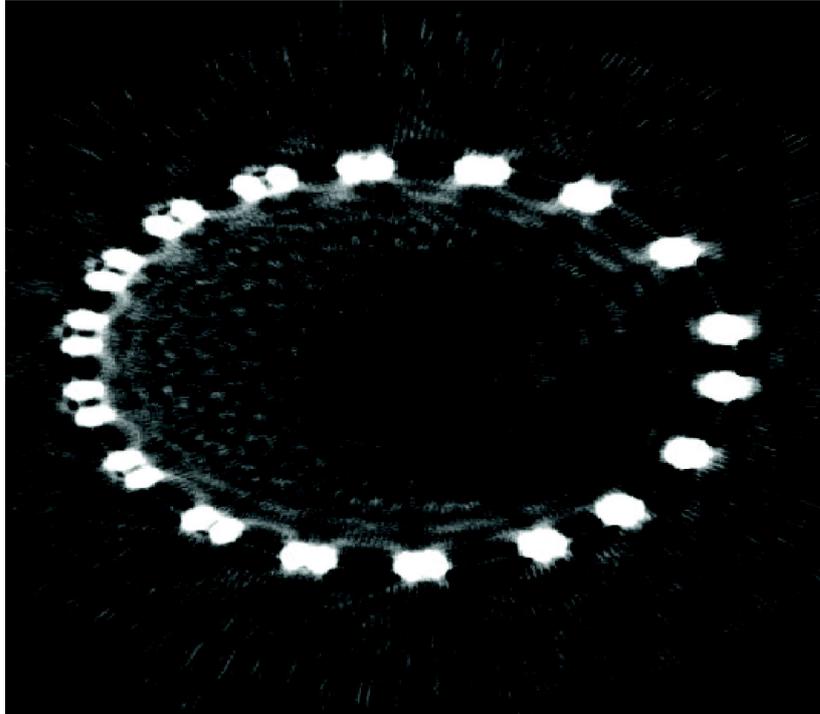
Bild 6 — Beispiel für einen Cupping-Artefakt [4]

### 5.5.3 Kantenartefakte

Eine andere Ursache von Schwierigkeiten ist die endliche Breite des Strahlenbündels. Ein Bündel von Röntgenstrahlen ist geometrisch durch die Brennfleckgröße der Röntgenstrahlenquelle und die aktive Fläche jedes Detektorelements festgelegt. Jede Messung stellt eine Faltung des gewünschten Linienintegrals mit dem Profil des Strahlenbündels dar. Im Allgemeinen ist die Breite des Streifenintegrals schmal genug, damit, obwohl ein bestimmter Verlust an räumlichen Informationen auftritt, keine störenden Artefakte erzeugt werden. Die Ausnahme tritt ein, wenn sprunghafte Änderungen im Signalpegel vorhanden sind. Der Fehler wird dann signifikant genug, um Artefakte im rekonstruierten Bild zu erzeugen, die in Form von Streifen zwischen kontrastreichen Kanten im Bild erscheinen, siehe Bild 7. Diese Kantenartefakte werden durch den Unterschied zwischen den gemessenen Größen und den Anforderungen des Rekonstruktionsprozesses hervorgerufen. Gemessen wird der mit dem Profil des Strahlenbündels gefaltete Logarithmus des Linienintegrals. Der Rekonstruktionsprozess erfordert die Faltung des Strahlenbündelprofils mit dem Logarithmus des Linienintegrals. Das ist mathematisch nicht gleichwertig.

Leider können Kantenartefakte nicht durch einfache Verringerung der effektiven Größe des Brennflecks oder der Detektoraperturen oder beides durch angemessene Kollimation eliminiert werden. Wenn die Bereichsintegrale reduziert werden, um eine bessere Annäherung an Linienintegrale zu erhalten und die Anfälligkeit gegenüber Kantenartefakten zu verringern, verkürzen sich die Zählraten stark, was entweder zu verrauschteren Bildern oder zu längeren CT-Abtastzeiten oder zu beidem führt. In der Praxis sind die Brennfleckgröße und die aktive Fläche jedes Detektorelements in Übereinstimmung mit der angewendeten Vergrößerung so ausgelegt, dass sie so klein wie praktisch möglich sind, und wenn weitere Verringerungen des Gehalts an Kantenartefakten erforderlich sind, müssen diese über die Software erfolgen. Softwarekorrekturen bedingen jedoch eine Art von Rückfaltungsverfahren zur Korrektur des Strahlenbündelprofils und werden durch die Tatsache erschwert, dass das Intensitätsprofil des Strahlenbündels eine komplexe geometrische Form hat, die sich entlang der Bahn der Röntgenstrahlen ändert.

Kantenartefakte, die selbst als Streifen zwischen kontrastreichen Kanten im rekonstruierten Bild erscheinen, können auftreten, wenn sprunghafte Änderungen im Signalpegel vorhanden sind.



**Bild 7 — Dunkle Streifen zwischen kontrastreichen Kanten auf Grund von Kantenartefakten [4]**

#### **5.5.4 Streustrahlung**

Eine weitere Quelle von Problemen entsteht durch das Vorliegen von Streustrahlung. Wenn mehrere Detektorelemente verwendet werden, besteht immer die Möglichkeit, dass Strahlung, die durch Compton-Wechselwirkungen von dem einfallenden Strahlenfluss abgetrennt wird, durch ein anderes Detektorelement registriert wird. Diese Streustrahlung, die mit zunehmender Energie zunimmt, kann nicht leicht von dem wahren Signal unterschieden werden und verfälscht deshalb die Messungen. Dieses Problem kann durch die Anwendung einer angemessenen Kollimation verringert, jedoch nicht eliminiert werden.

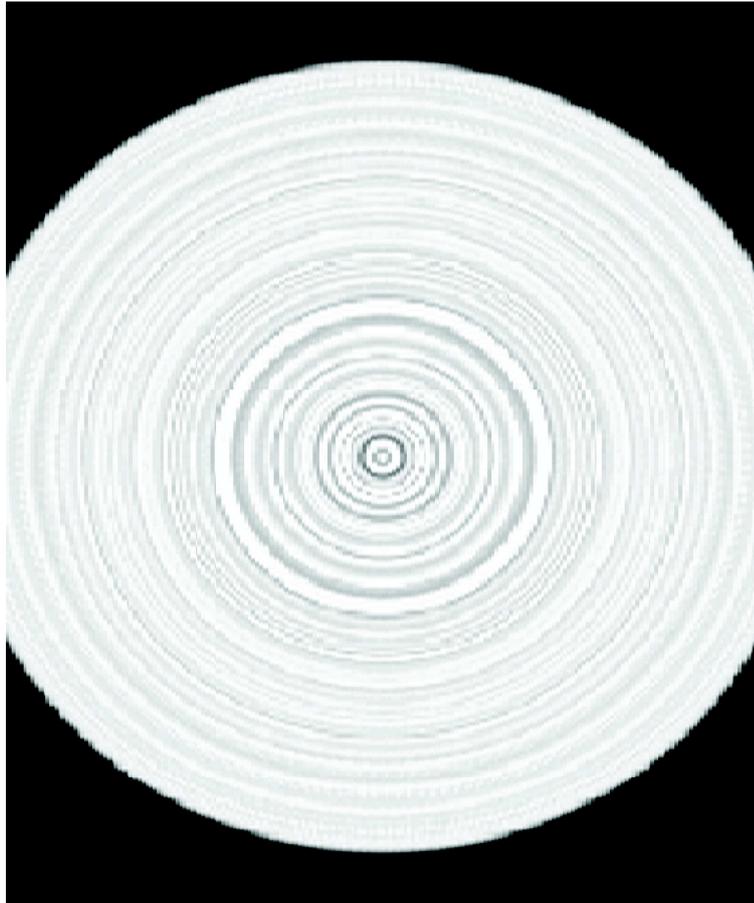
Elektronische und mechanische Nichtlinearitäten und Instabilitäten können durch korrigierbare technische Mängel oder grundlegende physikalische Einschränkungen der einzelnen Bauteile des CT-Systems bedingt sein. In einigen Fällen kann das Problem mittels Software korrigiert (oder verringert) werden; in anderen Fällen kann es nur durch technische Überarbeitung des das Problem verursachenden Teilsystems behoben werden. Es ist ein beträchtlicher Aufwand erforderlich, um diese Fehlerarten im Vergleich zu anderen, weniger kontrollierbaren Fehlerquellen, wie z. B. den vorstehend erörterten, gering zu halten.

#### **5.5.5 Instabilitäten**

Elektronische und mechanische Nichtlinearitäten und Instabilitäten sind auch Ursache für Ungenauigkeit. Diese können durch korrigierbare technische Mängel oder grundlegende physikalische Einschränkungen der vorliegenden Bauteile bedingt sein. Die Gültigkeit der Daten wird in jedem Fall beeinflusst. In einigen Fällen kann das Problem mittels Software korrigiert (oder verringert) werden; in anderen Fällen kann es nur durch technische Überarbeitung des das Problem verursachenden Teilsystems behoben werden. Da der Großteil der zu diesem äußerst wichtigen Thema vorliegenden Informationen wirtschaftlich sensibel und deshalb (rechtlich) geschützt ist, liegt verhältnismäßig wenig Literatur vor. Alles, was in diesem Zusammenhang zu diesem Thema gesagt werden kann, ist, dass ein beträchtlicher Aufwand erforderlich ist, um diese Fehlerarten im Vergleich zu anderen, weniger kontrollierbaren Fehlerquellen, wie z. B. den vorstehend erörterten, gering zu halten.

### 5.5.6 Ringartefakte

Ringartefakte sind systematische Fehler, die immer mit einem Messbereichsfehler im Detektor (fehlerhaftes Element im Sensorfeld, Nichtlinearität des Ansprechens, Alterung des Detektors oder dergleichen) oder einer nicht optimalen Kalibrierung verbunden sind. Außerdem fördert eine hohe räumliche Auflösung die Entstehung von Ringartefakten. Diese Artefakte erscheinen im rekonstruierten Bild als eine Reihe konzentrischer Ringe, deren Mittelpunkte auf der Rotationsachse des CT-Systems liegen, siehe Bild 8. Eine Verringerung der Ringartefakte ist durch entsprechende Kalibrierung, durch Korrektur des Untergrundes und der Verstärkung, die die Erstellung eines „leeren“ Bildes ohne den entsprechenden Prüfgegenstand einschließt, oder durch Nachverarbeitungsverfahren möglich.

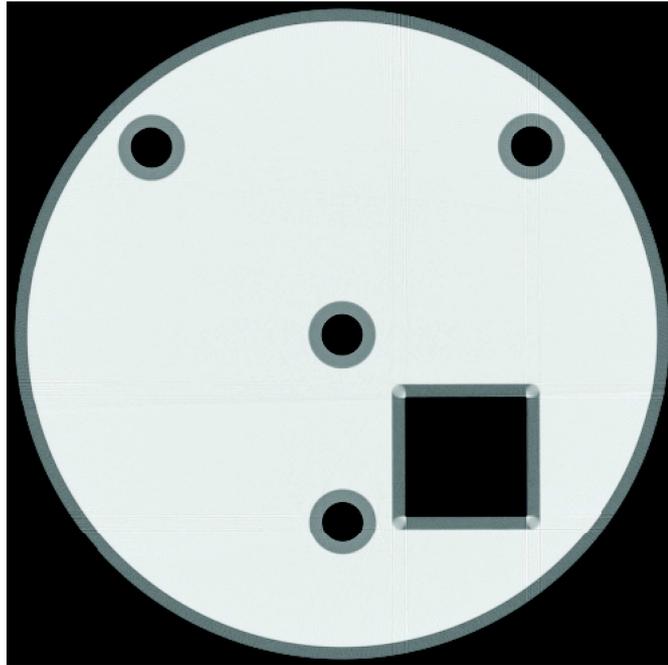


**Bild 8 — Ringartefakte [4]**

### 5.5.7 Artefakte durch Abweichen des Rotationszentrums

Artefakte durch Abweichen des Rotationszentrums sind systematische Fehler auf Grund eines Fehlers bei der Messung der Prüfgeometrie. Wenn die Rotationsachse nicht genau gemessen wird, werden die Projektionsbilder nicht korrekt volumentechnisch rückprojiziert und ein bestimmtes punkartiges Detail im Projektionsbild wird im CT-Volumen nicht als Punkt sondern kreisförmig rekonstruiert. Der Gesamteffekt besteht darin, dass Schichten senkrecht zur Rotationsachse verdoppelt werden, ohne dabei die Schichten parallel zur Rotationsachse zu beeinflussen, siehe Bild 9.

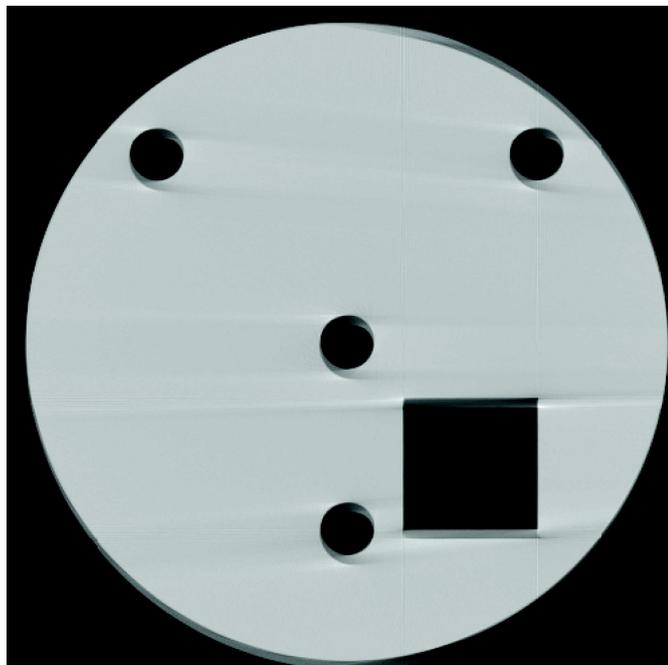
Die meisten Arten von Erfassungs- und/oder Rekonstruktionssoftware sollten die korrekte Rotationsachse automatisch bestimmen oder es dem Anwender ermöglichen, sie zu bestimmen. Eine beliebige Neigung der Rotationsachse in Bezug auf die vertikalen Pixel-Spalten im Detektor sollte durch die Rekonstruktionssoftware korrigiert werden.



**Bild 9 — Artefakte durch Abweichen des Rotationszentrums [4]**

#### **5.5.8 Bewegungsartefakte**

Bewegungsartefakte werden durch die Bewegung der Probe während der CT-Abtastung hervorgerufen. Da eine derartige Bewegung üblicherweise nur in eine Richtung verläuft, neigen die eingebrachten Streifenartefakte dazu, nur in eine Richtung orientiert zu sein. Oft tritt innerhalb der CT-Schicht eine Verdopplung auf, diese ist jedoch asymmetrisch und nicht symmetrisch wie bei Artefakten durch Abweichen des Rotationszentrums, siehe Bild 10.



**Bild 10 — Bewegungsartefakte [4]**

### 5.5.9 Artefakte durch eine unzureichende Anzahl von Projektionen

Wenn die Anzahl der Projektionen in einer CT-Aufnahme unzureichend ist (die genaue Anzahl der benötigten Projektionen hängt von der Form des Prüfgegenstandes ab), dann können in CT-Schichten senkrecht zur Rotationsachse radiale Streifen auftreten. Die Stärke dieser Artefakte nimmt ab, wenn mehr Projektionen in die Rekonstruktion einbezogen werden. Die Stärke der Artefakte schwankt in Abhängigkeit von der Probengeometrie und ist in der Nähe von eckigen Bauteilen größer, siehe Bild 11.

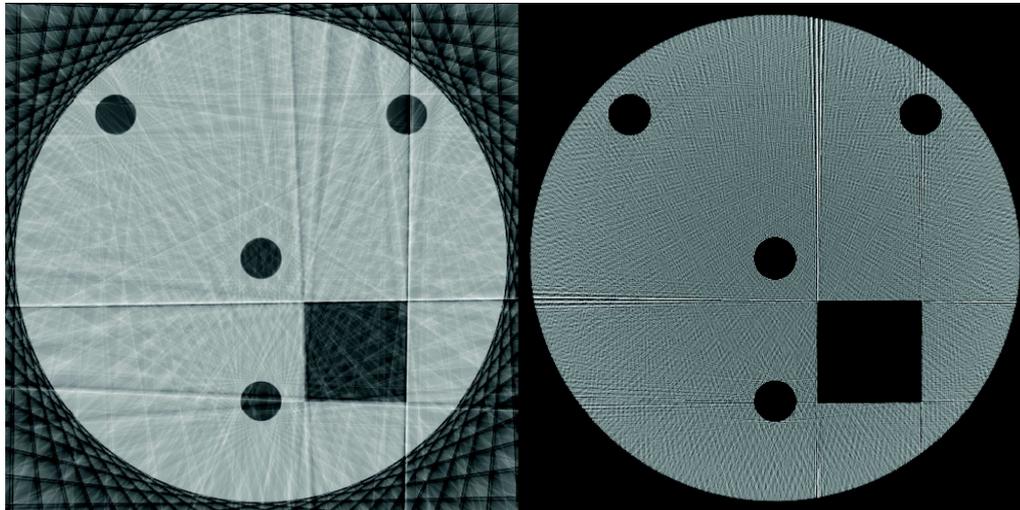


Bild 11 — Artefakte durch eine unzureichende Anzahl von Projektionen [4]

### 5.5.10 Kegelstrahlartefakte

Bestimmte Bildberechnungsalgorithmen, z. B. Feldkamp-Algorithmus für einen Kegelstrahl, setzen voraus, dass alle Teile einer Probe von einer Reihe von Winkelpositionen, die senkrecht zur Rotationsachse verlaufen, aus betrachtet werden. Das ist nur für die Teile der Probe auf der Strahlachse wahr und die geringen Abweichungen des Restes der Probe von der Rechtwinkligkeit können sogenannte „Kegelstrahlartefakte“ einbringen, siehe Bild 12.

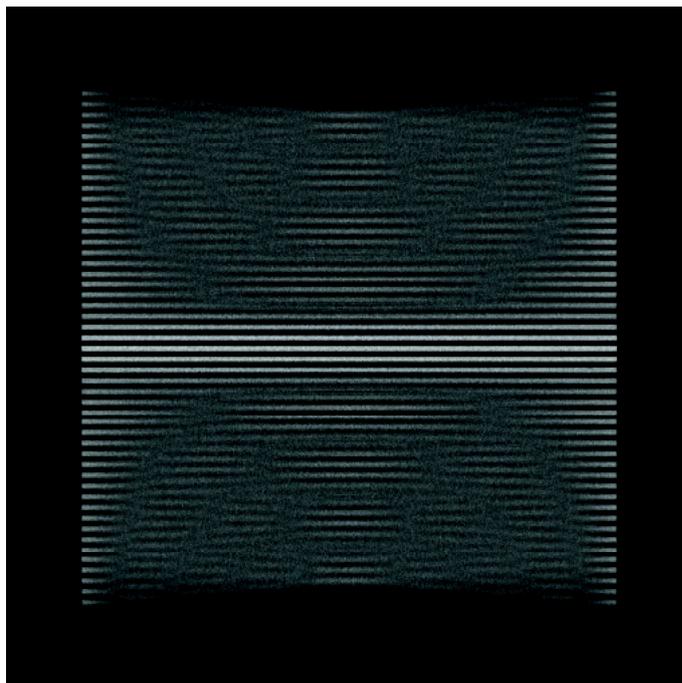


Bild 12 — Kegelstrahlartefakte in einem Stapel von Scheiben[4]

## Anhang A (informativ)

### Messung der räumlichen Auflösung mit Linienpaar-Messschablonen

#### A.1 Linienpaar-Messschablonen

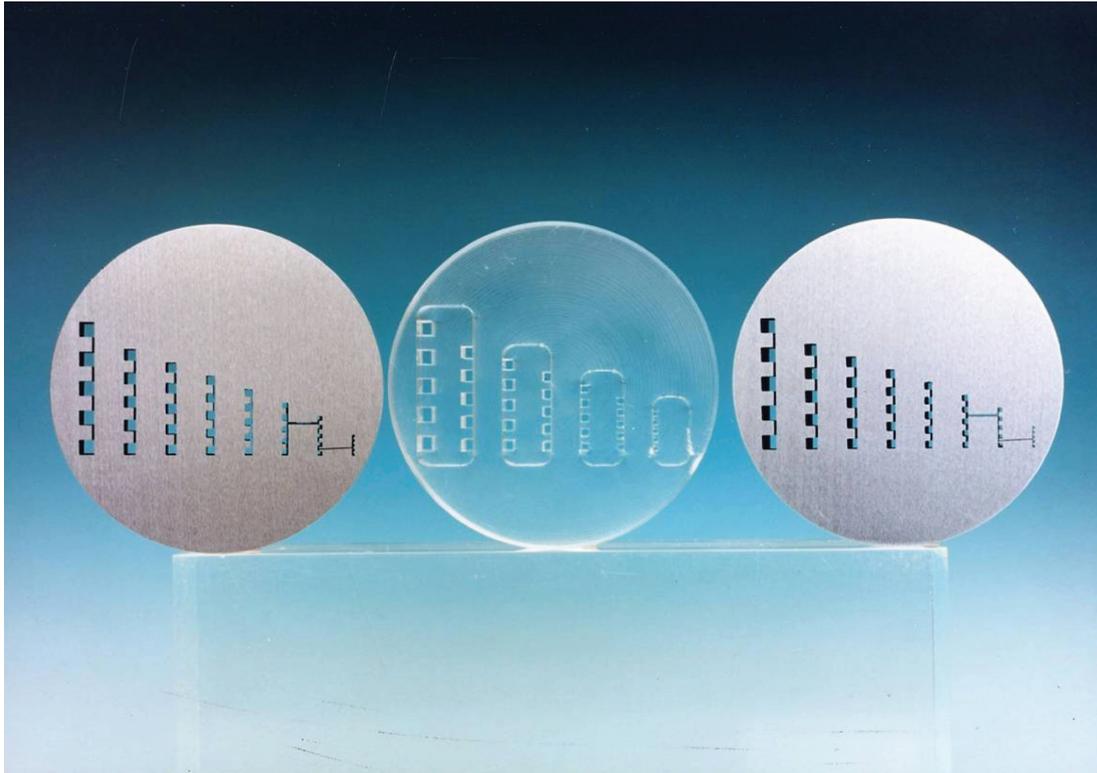
Die Vergleichsobjekte, die für die Entwicklung des Messverfahrens im beschriebenen experimentellen Fall ausgewählt wurden, bestehen aus einem Zylinder mit einem Durchmesser von 65 mm, in den quadratische Ausschnitte in 8 Reihen mit 5 Öffnungen in einem Abstand, der gleich der Länge ihrer Seiten ist, gestanzt wurden. Diese quadratischen Ausschnitte variieren von 0,4 mm × 0,4 mm bis 2,5 mm × 2,5 mm (siehe Bild A.1).

Die Reihen der Öffnungen wurden nach ihrer Ähnlichkeit mit dem im Allgemeinen in der herkömmlichen Radiografie verwendeten Bildgüteprüfkörper (BPK) gewählt, angezeigt von Systemen mit Linienpaaren. Die Korrelationen zwischen den Reihen von kalibrierten Öffnungen und den Linienpaaren je Zentimeter sind in Tabelle A.1 dargestellt.

**Tabelle A.1 — Korrelation zwischen den Öffnungsgrößen und deren Äquivalenz in Linienpaaren je Zentimeter**

Reihe mm	Äquivalente Linienpaare/cm
0,4 × 0,4	12,5
0,75 × 0,75	6,67
1 × 1	5
1,25 × 1,25	4
1,5 × 1,5	3,33
1,75 × 1,75	2,86
2 × 2	2,5
2,5 × 2,5	2

Um die Anforderungen der unterschiedlichen im Vergleichssystem verwendeten Anlagen zu erfüllen, wurden drei Materialien mit unterschiedlicher Schwächung verwendet, um diese Vergleichsobjekte herzustellen: Plexiglas, eine Aluminiumlegierung und nichtrostender Stahl. Die drei Teile sind in Bild A.1 dargestellt.

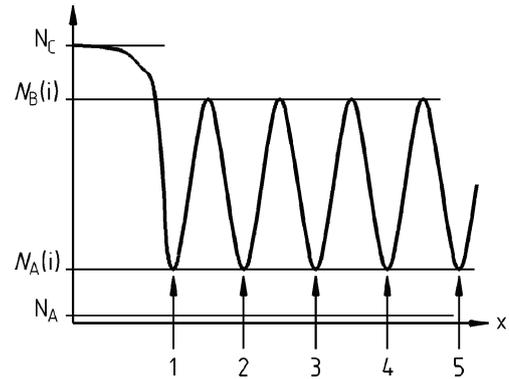
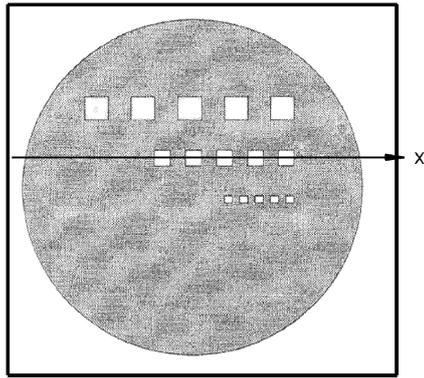


**Bild A.1 — Beispiel für Vergleichsobjekte zur Messung der räumlichen Auflösung, hergestellt aus unterschiedlichen Materialien (von links nach rechts Aluminium, Plexiglas bzw. Stahl)**

Diese drei nach demselben Prinzip gefertigten Teile werden als Referenz verwendet. Die Auswahl der Materialien und die Anzahl der hergestellten Teile sind nicht begrenzt. Sie können in Übereinstimmung mit den in EN 16016-2:2011, Abschnitt 5, festgelegten Grundlagen so ausgewählt werden, dass sie speziell den Anforderungen der durchzuführenden Prüfungen entsprechen.

## **A.2 Messprinzip**

Zweck der Messung ist es, lediglich das Ansprechen des CT-Systems auf die Besonderheiten des Vergleichsobjekts (beschrieben in Bild A.1 und Tabelle A.1) anzuzeigen. Der bestimmende Faktor für diese Messung wird als Koeffizient  $R$  angenommen, der den Prozentwert des Kontrastes als Funktion der Auflösung in Linienpaaren je Zentimeter anzeigt. Die grafische Darstellung von  $R$  als Kurve ist ein wirksames Mittel zum Vergleich verschiedener CT-Systeme.



a) Schematische Darstellung der quadratischen Öffnungen im Zylinder

b) Signalprofil entlang einer Linie mit konstanter Ortsfrequenz

### Legende

- $N_A$  Signal innerhalb der Öffnungen
- $N_B$  Signal zwischen den Öffnungen
- $N_C$  Materialsignal

**Bild A.2 — Messprinzip für den Ansprechfaktor unter Anwendung von Linienpaar-Messchablonen**

Dieser in Prozent angegebene Ansprechfaktor wird durch die Gleichung (A.1) festgelegt:

$$R(i) = \frac{N_B(i) - N_A(i)}{N_C - N_A} \times 100 \quad (\text{A.1})$$

Dabei ist

- $N_A(i)$  der Mittelwert der CT-Grauwerte in den 5 Öffnungen in Reihe  $i$ ;
- $N_B(i)$  der Mittelwert der CT-Grauwerte zwischen zwei Öffnungen in Reihe  $i$ .

Diese beiden Werte werden unter Anwendung eines Graustufenprofils gemessen, das entlang der Achse der Öffnungen gemessen und nicht gemittelt wurde (siehe Bild A.2).

$N_C$  ist der Mittelwert des Grauwertes des Materials, gemessen auf einer Fläche von mindestens 10 Quadratpixel, gelegen außerhalb des Vergleichsbauteils.

$N_A$  ist der Mittelwert des Grauwertes der Luft, gemessen auf einer Fläche von mindestens 10 Quadratpixel.

$N_A(i)$ ,  $N_B(i)$ ,  $N_B$  und  $N_A$  sind in Bild A.2 dargestellt. Es ist zu beachten, dass der Ansprechfaktor positiv oder negativ sein kann, da unterschiedliche CT-Systeme unterschiedliche dynamische Grauwertbereiche aufweisen können, so dass Luft einen höheren oder niedrigeren Wert als ein dichtes Material haben kann.

Um die statistische Grauwertverteilung in die Messungen einzubeziehen, wird eine als  $\frac{\Delta S}{3\sigma}$  bezeichnete Größe wie folgt festgelegt:

$$\frac{\Delta S}{3\sigma}(i) = \frac{|N_B(i) - N_A(i)|}{3\sigma} \quad (\text{A.2})$$

Dabei ist

- $\sigma$  die Standardabweichung der CT-Grauwerte des Hintergrundmaterials, gemessen über eine Fläche von mindestens 10 Quadratpixel (Rauschen).

## Literaturhinweise

- [1] EN 16016-4:2011, *Zerstörungsfreie Prüfung — Durchstrahlungsverfahren - Computertomografie — Teil 4: Qualifizierung*
- [2] ISO 15708-1:2002, *Non-destructive testing — Radiation methods - Computed tomography — Part 1: Principles*
- [3] ISO 15708-2:2002, *Non-destructive testing — Radiation methods - Computed tomography — Part 2: Examination practices*
- [4] Davis, G. R., Elliot, J. C.: Artefacts in X-ray microtomography of materials. *Mat. Sci. Tech*, **22**: S. 1011 - 1018