

DIN EN ISO 15708-3



ICS 19.100

Entwurf

Einsprüche bis 2018-12-05
Vorgesehen als Ersatz für
DIN EN 16016-3:2012-12

**Zerstörungsfreie Prüfung –
Durchstrahlungsverfahren für Computertomografie –
Teil 3: Durchführung und Auswertung (ISO 15708-3:2017);
Deutsche und Englische Fassung prEN ISO 15708-3:2018**

Non-destructive testing –
Radiation methods and computed tomography –
Part 3: Operation and interpretation (ISO 15708-3:2017);
German and English version prEN ISO 15708-3:2018

Essais non destructifs –
Méthodes par rayonnements pour la tomographie informatisée –
Partie 3: Fonctionnement et interprétation (ISO 15708-3:2017);
Version allemande et anglaise prEN ISO 15708-3:2018

Anwendungswarnvermerk

Dieser Norm-Entwurf mit Erscheinungsdatum 2018-10-05 wird der Öffentlichkeit zur Prüfung und Stellungnahme vorgelegt.

Weil die beabsichtigte Norm von der vorliegenden Fassung abweichen kann, ist die Anwendung dieses Entwurfs besonders zu vereinbaren.

Stellungnahmen werden erbeten

- vorzugsweise online im Norm-Entwurfs-Portal von DIN unter www.din.de/go/entwuerfe bzw. für Norm-Entwürfe der DKE auch im Norm-Entwurfs-Portal der DKE unter www.entwuerfe.normenbibliothek.de, sofern dort wiedergegeben;
- oder als Datei per E-Mail an nmp@din.de möglichst in Form einer Tabelle. Die Vorlage dieser Tabelle kann im Internet unter www.din.de/go/stellungnahmen-norm-entwuerfe oder für Stellungnahmen zu Norm-Entwürfen der DKE unter www.dke.de/stellungnahme abgerufen werden;
- oder in Papierform an den DIN-Normenausschuss Materialprüfung (NMP), 10772 Berlin, Burggrafenstr. 6, 10787 Berlin.

Die Empfänger dieses Norm-Entwurfs werden gebeten, mit ihren Kommentaren jegliche relevanten Patentrechte, die sie kennen, mitzuteilen und unterstützende Dokumentationen zur Verfügung zu stellen.

Gesamtumfang 57 Seiten

DIN-Normenausschuss Materialprüfung (NMP)

Nationales Vorwort

Der Text von ISO 15708-3:2017 wurde vom Technischen Komitee ISO/TC 135, „Non-destructive testing“ der Internationalen Organisation für Normung (ISO) erarbeitet und als prEN ISO 15708-3:2018 durch das Technische Komitee CEN/TC 138 „Zerstörungsfreie Prüfung“ übernommen, dessen Sekretariat von AFNOR (Frankreich) gehalten wird.

Das zuständige deutsche Normungsgremium ist der Arbeitsausschuss NA 062-08-22 AA „Industrielle Durchstrahlungsprüfung“ im DIN-Normenausschuss Materialprüfung (NMP).

Um Zweifelsfälle in der Übersetzung auszuschließen, ist die englische Originalfassung beigefügt. Die Nutzungsbedingungen für den deutschen Text des Norm-Entwurfes gelten gleichermaßen auch für den englischen Text.

DIN EN ISO 15708 besteht unter dem allgemeinen Titel *Zerstörungsfreie Prüfung — Durchstrahlungsverfahren — Computertomografie* aus den folgenden Teilen:

- *Teil 1: Terminologie*
- *Teil 2: Grundlagen, Geräte und Proben*
- *Teil 3: Durchführung und Auswertung*
- *Teil 4: Qualifizierung*

Für die in diesem Dokument zitierten internationalen Dokumente wird im Folgenden auf die entsprechenden deutschen Dokumente hingewiesen:

ISO 15708-1:2017	siehe E DIN EN ISO 15708-1:2018-11
ISO 15708-2:2017	siehe E DIN EN ISO 15708-2:2018-11
ISO 15708-4:2017	siehe E DIN EN ISO 15708-4:2018-11

Änderungen

Gegenüber DIN EN 16016-3:2012-12 wurden folgende Änderungen vorgenommen:

- a) Normative Verweisungen aktualisiert;
- b) redaktionelle Überarbeitung des Dokumentes.

Nationaler Anhang NA
(informativ)

Literaturhinweise

E DIN EN ISO 15708-1:2018-11, *Zerstörungsfreie Prüfung — Durchstrahlungsverfahren für Computertomografie — Teil 1: Terminologie*

E DIN EN ISO 15708-2:2018-11, *Zerstörungsfreie Prüfung — Durchstrahlungsverfahren für Computertomografie — Teil 2: Grundlagen, Geräte und Proben*

E DIN EN ISO 15708-4:2018-11, *Zerstörungsfreie Prüfung — Durchstrahlungsverfahren für Computertomografie — Teil 4: Qualifizierung*

— Leerseite —

Zerstörungsfreie Prüfung — Durchstrahlungsverfahren für Computertomografie — Teil 3: Durchführung und Auswertung (ISO 15708-3:2017)

Essais non destructifs — Méthodes par rayonnements pour la tomographie informatisée — Partie 3 : Fonctionnement et interprétation (ISO 15708-3:2017)

Non-destructive testing — Radiation methods for computed tomography — Part 3: Operation and interpretation (ISO 15708-3:2017)

ICS:

Deskriptoren

Dokument-Typ: Europäische Norm
Dokument-Untertyp:
Dokument-Stage: CEN-Umfrage
Dokument-Sprache: D

STD Version 2.9d

Inhalt

	Seite
Europäisches Vorwort	3
Vorwort	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	7
4.2.4 Detektor	7
4.3 Rekonstruktionsparameter	7
4.4 Darstellung	8
4.5 Analyse und Auswertung von CT-Bildern	8
4.5.1 Allgemeines	8
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	13
5.1.3 Signal-Rausch-Verhältnis	14
5.1.4 Kontrast-Rausch-Verhältnis	14
5.1.5 Räumliche Auflösung	14
5.2 Eignung der Prüfung	16
5.3 Auswertung und Annahmekriterien der CT-Untersuchung	17
5.4 Aufzeichnungen und Berichte	17
5.5 Artefakte	17
5.5.1 Allgemeines	17
5.5.2 Strahlauhfärungsartefakte	18
5.5.3 Kantenartefakte	19
5.5.4 Streustrahlung	20
5.5.5 Instabilitäten	20
5.5.6 Ringartefakte	21
5.5.7 Artefakte durch Abweichen des Rotationszentrums	21
5.5.8 Bewegungsartefakte	22
5.5.9 Artefakte durch eine unzureichende Anzahl von Projektionen	23
5.5.10 Kegelstrahlartefakte	23
Anhang A (informativ) Messung der räumlichen Auflösung mit Linienpaar-Messschablonen	24
Literaturhinweise	28

Europäisches Vorwort

Der Text von ISO 15708-3:2017 wurde vom Technischen Komitee ISO/TC 135, „*Non-destructive testing*“ der Internationalen Organisation für Normung (ISO) erarbeitet und als prEN ISO 15708-3:2018 durch das Technische Komitee CEN/TC 138 „Zerstörungsfreie Prüfung“ übernommen, dessen Sekretariat von AFNOR gehalten wird.

Dieses Dokument ist derzeit zur CEN-Umfrage vorgelegt.

Dieses Dokument wird EN 16016-3:2011 ersetzen.

Anerkennungsnotiz

Der Text von ISO 15708-3:2017 wurde von CEN als prEN ISO 15708-3:2018 ohne irgendeine Abänderung genehmigt.

Vorwort

ISO (die Internationale Organisation für Normung) ist eine weltweite Vereinigung nationaler Normungsorganisationen (ISO-Mitgliedsorganisationen). Die Erstellung von Internationalen Normen wird üblicherweise von Technischen Komitees von ISO durchgeführt. Jede Mitgliedsorganisation, die Interesse an einem Thema hat, für welches ein Technisches Komitee gegründet wurde, hat das Recht, in diesem Komitee vertreten zu sein. Internationale staatliche und nichtstaatliche Organisationen, die in engem Kontakt mit ISO stehen, nehmen ebenfalls an der Arbeit teil. ISO arbeitet bei allen elektrotechnischen Themen eng mit der Internationalen Elektrotechnischen Kommission (IEC) zusammen.

Die Verfahren, die bei der Entwicklung dieses Dokuments angewendet wurden und die für die weitere Pflege vorgesehen sind, werden in den ISO/IEC-Direktiven, Teil 1 beschrieben. Es sollten insbesondere die unterschiedlichen Annahmekriterien für die verschiedenen ISO-Dokumentenarten beachtet werden. Dieses Dokument wurde in Übereinstimmung mit den Gestaltungsregeln der ISO/IEC-Direktiven, Teil 2 erarbeitet (siehe www.iso.org/directives).

Es wird auf die Möglichkeit hingewiesen, dass einige Elemente dieses Dokuments Patentrechte berühren können. ISO ist nicht dafür verantwortlich, einige oder alle diesbezüglichen Patentrechte zu identifizieren. Details zu allen während der Entwicklung des Dokuments identifizierten Patentrechten finden sich in der Einleitung und/oder in der ISO-Liste der erhaltenen Patenterklärungen (siehe www.iso.org/patents).

Jeder in diesem Dokument verwendete Handelsname dient nur zur Unterrichtung der Anwender und bedeutet keine Anerkennung.

Eine Erläuterung zum freiwilligen Charakter von Normen, der Bedeutung ISO-spezifischer Begriffe und Ausdrücke in Bezug auf Konformitätsbewertungen sowie Informationen darüber, wie ISO die Grundsätze der Welthandelsorganisation (WTO) hinsichtlich technischer Handelshemmnisse (TBT) berücksichtigt, enthält der folgende Link: www.iso.org/iso/foreword.html.

Dieses Dokument wurde vom Europäischen Komitee für Normung (CEN) (als EN 16016-3) erarbeitet und wurde mithilfe eines speziellen „Schnellverfahrens“ vom Technischen Komitee ISO/TC 135, *Non-destructive testing*, Unterkomitee SC 5, *Radiographic testing*, parallel mit Zustimmung der ISO-Mitgliedsorganisationen, angenommen.

Diese erste Fassung von ISO 15708-3 ersetzt ISO 15708-2:2002, die technisch überarbeitet wurde. Es berücksichtigt Entwicklungen auf dem Gebiet der Computertomographie (CT) und Rechenleistung über den Verlauf der zurückliegenden Dekade.

Eine Liste aller Teile der Normenreihe ISO 15708 kann auf der ISO-Internetseite abgerufen werden.

1 Anwendungsbereich

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

Es gilt für die *industrielle* Bildgebung (d. h. nicht medizinische Anwendungen) und bietet einen einheitlichen Satz von Festlegungen zu CT-Leistungsparametern, einschließlich der Art des Zusammenhangs dieser Leistungsparameter mit den Spezifikationen des CT-Systems.

Dieses Dokument befasst sich mit der axialen Computertomografie und schließt weitere Arten der Tomografie, wie z. B. Translationstomografie und Tomosynthese, aus.

2 Normative Verweisungen

Die folgenden Dokumente werden im Text in solcher Weise in Bezug genommen, dass einige Teile davon oder ihr gesamter Inhalt Anforderungen des vorliegenden Dokuments darstellen. 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).

ISO 15708-1:2017, *Non-destructive testing — Radiation methods for computed tomography — Part 1: Terminology*

ISO 15708-2:2017, *Non-destructive testing — Radiation methods for computed tomography — Part 2: Principle, equipment and samples*

3 Begriffe

Für die Anwendung dieses Dokuments gelten die Begriffe nach ISO 15708-1.

ISO und IEC stellen terminologische Datenbanken für die Verwendung in der Normung unter den folgenden Adressen bereit:

— IEC Electropedia: unter <http://www.electropedia.org/>

— ISO Online Browsing Platform: unter <http://www.iso.org/obp>

4 Verfahrensweise zur Durchführung

4.1 Allgemeines

Bei zielgerichteten Computertomographie-(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° 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° 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° gedreht. Die Anzahl von Winkelinkrementen sollte idealerweise mindestens $\pi/2 \times \text{Matrizengröße}$ (ungerade Anzahl von Projektionen je 360°) betragen, wobei die Matrizengröße die Anzahl der Voxel über den Probendurchmesser oder das größte Maß ist. Zu weiteren Informationen siehe 5.5.

Die Anzahl der Projektionen sollte $> \pi \times \text{Matrizengröße}$ betragen, für die beste Rekonstruktionsqualität (gerade oder ungerade Anzahl von Projektionen je 360°).

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 muss durch die maximale Weglänge in dem zu durchleuchtenden Material nach ISO 15708-2:2017, 8.2, bestimmt werden. 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 (Zwischenfilterung).

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 (Roller), 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 Kontrastauflösung 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 Kalibriernormals (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 Strahlenaufhärtung, Streuung und weitere Artefakte zu örtlichen Abdunkelungen 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 4.5.3) 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 μ . Er wird als Kehrwert der Längeneinheit gemessen (z. B. mm^{-1}) und ist annähernd proportional zur Elektronendichte des Materials. Um unterscheidbar zu sein, muss ein Detail einen linearen Schwächungskoeffizienten μ_f haben, der sich ausreichend von dem linearen Schwächungskoeffizienten des Hintergrundmaterials μ_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, μ_b und μ_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).

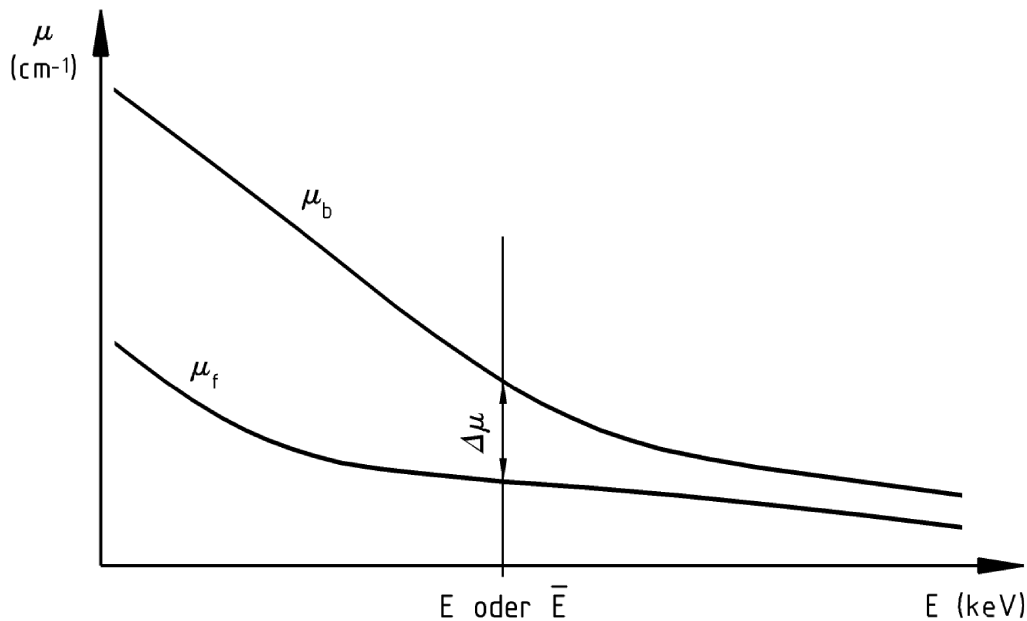
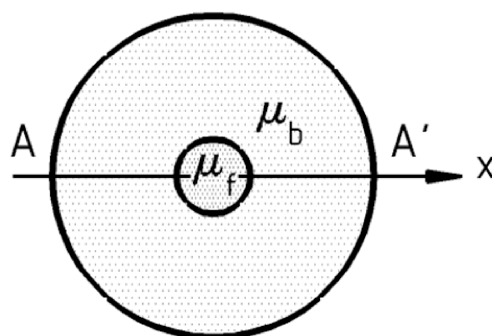


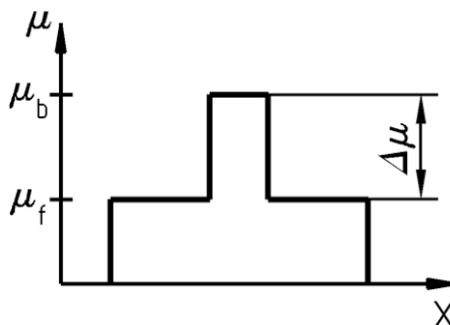
Bild 2 — $\Delta\mu$ als Funktion der Röntgenstrahlenergie

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 μ_f ist, eingeschlossen in ein Hintergrundelement mit dem Schwächungskoeffizienten μ_b



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

Bild 3 — Bildliche Darstellung von Kontrast

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 σ für eine homogene Fläche eines rekonstruierten Bildes, das m Pixel enthält, jedes mit einem bestimmten Wert μ_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 σ , die Standardabweichung der Werte von μ_i über den Mittelwert $\bar{\mu}$ wie folgt zu berechnen:

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

σ 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 σ ist jedoch gering.

5.1.3 Signal-Rausch-Verhältnis

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

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

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 (σ) erhöht die Streuung der CT-Grauwerte (μ) in einem Material und kann zur Überlappung von CT-Grauwerten in verschiedenen Materialien (μ_f und μ_b) führen, siehe Bild 4.

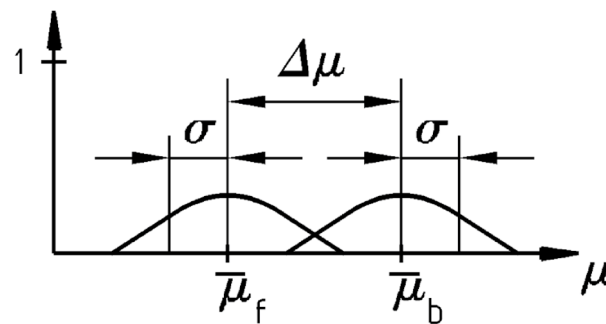


Bild 4 — CT-Grauwertverteilung in Material und Hintergrund

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.

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

Da das KRV eine Funktion von μ_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 ISO 15708-4:2016, 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 wiederzugeben. Im Allgemeinen werden niedrige Frequenzen (große, homogene Details) genauer reproduziert als hohe