



(19)  
Bundesrepublik Deutschland  
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 602 08 495 T2** 2006.08.03

(12) **Übersetzung der europäischen Patentschrift**

(97) **EP 1 380 259 B1**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **602 08 495.4**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **02 100 792.7**

(96) Europäischer Anmeldetag: **09.07.2002**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **14.01.2004**

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: **04.01.2006**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **03.08.2006**

(51) Int Cl.<sup>8</sup>: **A61B 6/00** (2006.01)  
**G21K 1/10** (2006.01)

(73) Patentinhaber:

**Agfa-Gevaert, Mortsel, BE**

(84) Benannte Vertragsstaaten:

**BE, DE, FR, GB, NL**

(74) Vertreter:

**derzeit kein Vertreter bestellt**

(72) Erfinder:

**Cresens, Marc# c/o AGFA-GEVAERT Corp.IP  
Dept., 2640, Mortsel, BE**

(54) Bezeichnung: **Kontrastphantom**

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99 (1) Europäisches Patentübereinkommen).

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patent- und Markenamt inhaltlich nicht geprüft.

**Beschreibung**

ERFINDUNGSGEBIET

**[0001]** Die vorliegende Erfindung betrifft eine Bildqualitätsleistungsmessung von Radiographiesystemen. Die Erfindung betrifft insbesondere ein Phantom zum Bewerten der Kontrastantwort eines Radiographiesystems.

ALLGEMEINER STAND DER TECHNIK

**[0002]** Die Bildqualitätskontrolle von analogen und digitalen radiographischen Bildgebungssystemen wird in den meisten Fällen vorgenommen, indem Röntgenbilder analysiert werden, die hergestellt werden, indem spezifische Testobjekte, auch als Phantome bezeichnet, unter vordefinierten Belichtungsbedingungen belichtet werden.

**[0003]** Diese Phantome können mehrere spezifische Testobjekte umfassen, um die Verifikation von kritischen Charakteristiken eines Systems zu ermöglichen.

**[0004]** Das signalabhängige Rauschen, der Dynamikbereich und die entsprechende Kontrastauflösung sind Charakteristiken des Systems, die die Bildqualität einstellen.

**[0005]** Eine einzelne Belichtung eines im optischen Weg zwischen der Strahlungsquelle und dem Strahlungsdetektor positionierten Testphantoms reicht aus, um eine Messung dieser Charakteristiken zu ermöglichen.

**[0006]** Ein Kontrastobjekt absorbiert Teil der Strahlung, der es ausgesetzt wird, und erzeugt gemäß den Grundlagen der Projektionsradiographie und ihrer halbtransparenten Natur ein Restbild des Phantoms auf dem Detektor.

**[0007]** Durch Bestimmen der Dicke des strahlungsdämpfenden Objekts wird an jedem Punkt das Ausmaß der Dämpfung der Strahlung kontrolliert.

**[0008]** Indirekt wird auch die lokale Strahlungsintensität in dem Schattenbild, das auf dem Detektor erzeugt wird, kontrolliert.

**[0009]** Bekannte Ausführungsformen von Kontrastphantomen umfassen längliche (eindimensionale) keilartige Testobjekte, deren Dicke entweder kontinuierlich oder stufenförmig von einem kleinsten zu einem größten Wert variiert.

**[0010]** Ein Beispiel für ein derartiges Phantom ist das Phantom, das unter dem von der Firma PEHAMED vermarkteten Warenzeichen DIGRAD bezeichnet ist. Dieses Phantom, das zur Qualitätskontrolle in der digitalen Radiographie verwendet wird, umfaßt einen länglichen stufenartigen Kupferkontrastkeil.

**[0011]** Das EUROPHANTOM MAMMO (Warenzeichen) der Firma PEHAMED, das für die Qualitätskontrolle auf dem Gebiet der Mammographie verwendet wird, umfaßt ein Stufenkeilphantom aus Aluminium.

**[0012]** Es existieren weitere Ausführungsformen, bei denen die verschiedenen Teile des Kontrastphantoms über den Bereich des Kontrastphantoms hinweg verteilt sind (zweidimensional).

**[0013]** Ein Beispiel für eine derartige Ausführungsform wird in den Proceedings of SPIE, Band 4320 (2001), S. 308-315, beschrieben.

**[0014]** Das beschriebene Kontrastphantom besteht aus einer Kupferbasisplatte, zu dem an bestimmten Stellen Kupfertablets hinzugefügt sind und in die an anderen Stellen Ausschnitte vorgesehen sind, so daß verschiedene Dickewerte und ein Referenzwert erzeugt werden.

**[0015]** Auf diese Weise können verschiedene Stellen auf der Oberfläche des radiographischen Detektionssystems zu zueinander sehr unterschiedlichen Belichtungspegeln mit Hilfe einer einzelnen Belichtung des Kontrastphantoms ausgesetzt werden.

**[0016]** Die gemessenen Signale und das von verschiedenen Zonen der Analyse in dem detektierten Bild herrührende Rauschen werden miteinander verglichen. Abweichungen relativ zu Referenzwerten werden zum

Zweck der periodischen Kontrolle der Bildeigenqualität des ganzen radiographischen Systems von der Strahlungsquelle bis zur Bilddetektion ausgewertet.

**[0017]** Bestrahlung stammt daher, daß mit Hilfe eines Hochspannungsgenerators kurz eine einstellbare Hochspannung zwischen der Kathode und dem Anodenmaterial (dem Ziel) einer Röntgenstrahlröhre angelegt wird. Die dadurch entstehende Strahlung – der ein radiographisches Detektionssystem ausgesetzt wird – ist polychromatisch und somit von einer heterogenen Art.

**[0018]** Dieses Bündel von Photonen besteht aus einem großen Bereich von Komponenten unterschiedlicher Wellenlängen und entsprechender Energieniveaus.

**[0019]** Für jedes Anwendungsgebiet, beispielsweise Mammographie, allgemeine medizinische Diagnostik, zerstörungsfreie Materialprüfung, Radiotherapie und andere sind eine Reihe von anwendungsabhängigen Spektren hinsichtlich Anodenmaterial, Pegel der angelegten Hochspannung, Materialtyp und Dicke intrinsischer und externer Filter von Strahlung, die nahe bei der Strahlungsquelle platziert werden, definiert worden. Diese Spektren werden auch als «Strahlungsqualitäten» bezeichnet.

**[0020]** Die durch ein bestrahltes Objekt verursachte Dämpfung der Strahlung wird hauptsächlich durch Absorption von Strahlung je nach der örtlichen Dicke des bestrahlten Materials, dem Typ des Materials, aus dem das Objekt besteht, und dem Spektrum der einfallenden Strahlung verursacht.

**[0021]** Bei identischen Dicken absorbiert ein aus Aluminium hergestelltes Objekt weniger Strahlung als ein aus Kupfer hergestelltes Objekt.

**[0022]** Der Röntgenstrahlenmassendämpfungskoeffizient, der für die absorbierenden Eigenschaften des verwendeten Materials charakteristisch ist, nimmt mit steigender Atomzahl zu.

**[0023]** Im allgemeinen nimmt dieser Absorptionskoeffizient mit zunehmendem Photonenenergieniveau zu.

**[0024]** Wenn das Energieniveau der einfallenden Photonen zunimmt, nimmt die Dämpfung der Strahlung durch das Objekt ab und die Transmission des Objekts nimmt zu.

**[0025]** Dies bedeutet, daß Strahlung geringerer Energie relativ stärker gedämpft wird als Strahlung höherer Energie.

**[0026]** Im Vergleich zu der einfallenden Strahlung wird nicht nur die Intensität der Reststrahlung, die von der Durchdringung durch das Objekt herrührt, gedämpft, sondern auch das Spektrum der Reststrahlung wird infolge der ungleichmäßigen Dämpfung von nieder- und hochenergetischen Photonen geändert.

**[0027]** Der relative Beitrag von weichen niederenergetischen Komponenten der Strahlung hat relativ zu dem Beitrag von härteren hochenergetischen Verbindungen von Strahlung abgenommen.

**[0028]** Diese Störung der Energiebilanz, als der Strahlungshärtungseffekt bekannt, wird expliziter, wenn die Dicke des Objekts zunimmt und wenn die einfallende Strahlung ein breiteres Spektrum aufweist.

**[0029]** Das radiographische System, für die die Bildqualität bewertet werden soll, umfaßt einen strahlungsintegrierenden Detektor. Dieser Detektor kann die Menge einfallender Strahlung lokal messen und diese Menge in ein Strahlungsbild konvertieren.

**[0030]** Ein derartiger Detektor ist beispielsweise eine Kombination aus Röntgenfilm und einem Verstärkungsschirm oder einem Speicherleuchtstoff und einem Halbleiterstrahlungsdetektor.

**[0031]** Diese Detektoren integrieren nicht nur die einfallende Strahlung über die Zeit, sondern integrieren auch die verschiedenen Energiepegel, die in der einfallenden Strahlung (Reststrahlung) vorliegen.

**[0032]** Je nach der verwendeten Detektorart kann die Spektralempfindlichkeit für einfallende Strahlung variieren.

**[0033]** Materialien wie etwa Kupfer und Aluminium weisen einen Massendämpfungskoeffizienten auf, der ein kontinuierliches, stark abnehmendes Verhalten bei zunehmender Photonenenergie für das ganze Spektrum

von in den medizinischen Diagnosespektren verwendeten Energien zeigt.

**[0034]** Wenn ein Kontrastphantom mit einer im wesentlichen variierenden Dicke aus diesen Materialien oder aus Materialien mit einem ähnlichen Verhalten hergestellt wird, um einen großen Bereich an Reststrahlungsintensitäten am Detektor zu erhalten, kann es zu Problemen hinsichtlich der Spektralempfindlichkeit des Kontrastobjekts sowie hinsichtlich der Einsetzbarkeit dieses Kontrastobjekts für einen großen Bereich von Strahlungsqualitäten kommen.

**[0035]** Erstens hängen gegenseitige Verhältnisse der unterschiedlichen detektierten Reststrahlungssignale zu dem Referenzsignal, das der ungedämpften Strahlung entspricht, stark von dem Spektrum der Strahlung ab, das beim Belichten des Kontrastphantoms verwendet wird.

**[0036]** Dies wird durch die Tatsache verursacht, daß eine Wahl einer anderen Energiequalität zu der Verwendung eines höheren oder niedrigeren Energiespektrums der Strahlung führt.

**[0037]** Da der Absorptionskoeffizient des eingesetzten Kontrastobjekts für den ausgewählten Energiepegel stark empfindlich ist, treten große Differenzen bei den detektierten Signalverhältnissen für unterschiedliche Dickenstufen des Keils auf, wenn stark abweichende Energiequalitäten verwendet werden.

**[0038]** Beispielsweise weist ein Stufenkeil aus Kupfer mit einer Dicke von 3,9 mm das folgende Verhalten für verschiedene medizinische Spektren auf, die in der allgemeinen diagnostischen Radiographie verwendet werden:

Tabelle 1

Spektrum	Anode	kVp	Filter	Verhältnis ungedämpft/Rest
RQA5	W	74	2,5+21 Al	300:1 (100% Ref.)
RQA6	W	81	2,5+26 Al	127:1 (42%)
RQA7	W	90	2,5+30 Al	52:1 (17%)
RQA8	W	100	2,5+34 Al	27:1 (9%)
RQA9	W	120	2,5+40 Al	12:1 (4%)

**[0039]** Da ein kleinstes detektiertes Signalverhältnis zwischen dem ungedämpften Bestrahlungsspektrum und dem am stärksten gedämpften Restspektrum erforderlich ist, um eine sinnvolle Bildqualitätskontrolle zu erhalten, ist die Verwendung eines Kupferkeils auf die Anwendung in einem sehr begrenzten Spektralbereich beschränkt.

**[0040]** Zusätzlich können ein Komponentenstreubereich und früher Verschleiß der Röntgenröhre, eine geringfügig fehlerhafte Einstellung der Röhrenspannung oder die Tatsache, daß die Welligkeit der Generatorspannung zu hoch ist, zur Folge haben, daß ein großer Bereich der erwarteten Toleranzspielräume an den Nennsignalverhältnissen bereits verbraucht ist, ohne daß es bei der Leistung des Detektionssystems selbst irgendein Problem gibt.

**[0041]** Für ein aus Kupfer hergestelltes Kontrastphantom beträgt die Empfindlichkeit des unter einer Absorptionsstufe mit einer Dicke von 3,9 mm für eine irrtümlich eingestellte Röhrenspannung von  $\pm 1$  kV detektierten Signals:

Tabelle 2:

Spektrum	Anode	kVp- Spitze	Filter	Signaländerung / +/- 1 kV Spitze-delta
RQA5	W	74	2,5+21 mm Al	13,9%
RQA6	W	81	2,5+26 mm Al	9,1%
RQA7	W	90	2,5+30 mm Al	6,2%
RQA8	W	100	2,5+34 mm Al	3,9%
RQA9	W	120	2,5+40 mm Al	2,4%

**[0042]** Aus der europäischen Patentanmeldung 0 338 233 ist ein Kontrastphantom bekannt, das Filter umfaßt, die mindestens ein Element umfassen mit einer Atomzahl ausgewählt unter den folgenden Atomzahlen: 42, 45-51, 53, 55, 56, 64, 68, 73, 74, 78-80, 82.

**[0043]** Aus WO-A-9 412 855 ist ein Kontrastphantom gemäß dem Oberbegriff von Anspruch 1 bekannt.

#### KURZE DARSTELLUNG DER ERFINDUNG

**[0044]** Die oben erwähnten Aufgaben werden durch ein Kontrastphantom realisiert, wie es in Anspruch 1 dargelegt ist.

**[0045]** Spezifische Ausführungsformen sind in den abhängigen Ansprüchen dargelegt.

**[0046]** Das Kontrastphantom gemäß der vorliegenden Erfindung umfaßt ein Absorbermedium mit einer plötzlichen K-Kante-Absorptionsänderung des Massendämpfungskoeffizienten für mindestens ein Photonenenergieniveau zwischen der mittleren und größten Energie des untersten Energiespektrums, dem es ausgesetzt ist.

**[0047]** Der K-Kante-Charakter des Absorbermaterials ergibt sich aus der Anwesenheit mindestens eines Elements ausgewählt aus der Gruppe von Element mit einer Atomzahl im Bereich von 39 bis 46 und von 65 bis 79.

**[0048]** Das Kontrastphantom weist eine variierende Dicke auf.

**[0049]** Bei einer Ausführungsform umfaßt das absorbierende Medium mehrere chemische Elemente, die jeweils eine K-Kante-Absorption über einem anderen Energieniveau zeigen. Diese Elemente werden kombiniert, um eine gewünschte Antwort auf Strahlungsspektren zu erzielen, denen sie ausgesetzt werden, indem Schichten gestapelt werden, die jeweils mindestens eines der Elemente enthalten, oder indem die Elemente in ein Verbundmaterial eingemischt werden.

**[0050]** Ein weiterer Aspekt der vorliegenden Erfindung betrifft ein Verfahren zum Bewerten des charakteristischen belichtungsbezogenen Signals und der Rauschantwort und des Dynamikbereichs eines Strahlungsbildaufzeichnungs- und -detektionssystems, wie in den Ansprüchen dargelegt.

**[0051]** Das Verfahren umfaßt die folgenden Schritte:

- Belichten eines Kontrastphantoms wie in Anspruch 1 beschrieben mit einer Strahlungsmenge, die von einer Strahlungsquelle unter vordefinierten Belichtungsbedingungen emittiert wird, wodurch ein Strahlungsbild des Kontrastphantoms erzeugt wird,
- Aufzeichnen des Strahlungsbilds,
- Detektieren des aufgezeichneten Strahlungsbilds und Erzeugen einer digitalen Bilddarstellung entsprechend dem detektierten Strahlungsbild,
- Auswerten der digitalen Bilddarstellung.

#### AUSFÜHRLICHE BESCHREIBUNG DER ERFINDUNG

**[0052]** Die vorliegende Erfindung stellt eine Lösung für die Einschränkungen bei dem Einsatz herkömmlicher Kontrastkeile aufgrund ihrer Spektralempfindlichkeit bereit.

**[0053]** Die Erfindung sieht zudem vor, daß das gleiche Phantom mit einem großen Kontrastbereich für die Bildqualitätskontrolle von voneinander sehr verschiedenen Strahlungsspektren angewendet werden kann, wie sie innerhalb eines großen Bereichs von Anwendungen verwendet werden.

**[0054]** Die Analyse der systemspezifischen charakteristischen Belichtungsantwort des detektierten Bildsignals ist ebenfalls ein wichtiger Punkt hinsichtlich der Kontrolle der allgemeinen Bildqualität eines radiographischen Detektionssystems.

**[0055]** Wegen der Spektralempfindlichkeit des Detektors ist es wichtig, daß diese Bildqualitätskontrolle unter identischen Spektralbelichtungsbedingungen durchgeführt wird.

**[0056]** Die charakteristische Belichtungsantwortkontrolle basiert auf einer Reihe von Bildern, die mit stark unterschiedlichen Belichtungspegeln gemacht wurden, wodurch aufgrund der Variabilität der Strahlungsquelle zwischen Aufnahmen eine zusätzliche Belichtungsüberwachung erforderlich ist.

**[0057]** Das beschriebene Kontrastphantom sorgt dafür, daß die spektrale Verformung der Restspektren, wie weiter oben bezüglich der Phantome nach dem Stand der Technik beschrieben wird, größtenteils eliminiert wird. Folglich ähneln diese Restspektren viel mehr dem ungedämpften Referenzstrahlungsspektrum, was die Verwendung dieses Phantoms für die Analyse der Belichtungsantwort rechtfertigt.

**[0058]** Diese Ausweitung der Funktionalitäten vereinfacht größtenteils die zeitraubende und komplexe herkömmliche Prozedur, weil zusätzliche Belichtungen unter verschiedenen Belichtungsbedingungen mit zusätzlicher Belichtungsüberwachung nicht länger erforderlich sind.

**[0059]** Wie weiter oben beschrieben nimmt das Verhalten des Röntgenstrahlenmassendämpfungskoeffizienten vieler Materialien, die als Strahlungsabsorber in herkömmlichen Kontrastphantomen nach dem Stand der Technik verwendet werden, mit zunehmendem Energieniveau für alle bereitgestellten Photonenenergien monoton ab.

**[0060]** Dieses spezifische energieabhängige Absorptionsverhalten führt zu Strahlhärtung oder Spektralverformung des Restspektrums in Richtung höherer Energieniveaus.

**[0061]** Der Beitrag von hochenergetischen Strahlungskomponenten nimmt auf Kosten einer Verringerung von Komponenten niedrigerer Energie zu.

**[0062]** Die mittlere Photonenenergie und die assoziierte Halbwertsschicht der Reststrahlung nehmen beide mit der Materialdicke zu.

**[0063]** Für einen 3,9 mm dicken Kupferabsorber werden diese Werte in der folgenden Tabelle für die Spektren RQA5 und RQA9 dargestellt:

Mittlere Photonenenergie		Mittlere Photonenenergie	
Spektrum:	Ungedämpft	Rest	Verschiebung
RQA5	54,1 keV	65,8 keV	+ 11,7 keV
RQA9	76,9 keV	95,0 keV	+ 18,1 keV

Halbwertsschicht		Halbwertsschicht	
Spektrum:	Ungedämpft	Rest	Verschiebung
RQA5	7,1 mm Al	10,3 mm Al	+ 3,2 mm Al
RQA9	11,5 mm Al	14,5 mm Al	+ 3,0 mm Al

**[0064]** Der Massendämpfungskoeffizient nimmt nicht immer über den ganzen Bereich hinweg ab.

**[0065]** Aufgrund des photoelektrischen Effekts an der K-Kante kommt es zu einer erheblichen Erhöhung der Absorption für Strahlungsenergien über dem K-Kante-Punkt, der für das verwendete Absorberelement spezifisch ist.

**[0066]** Auf dem Niveau der K-Kante enthält das einfallende Röntgenstrahlenphoton ausreichende Energie zum Erregen eines Elektrons auf der K-Umlaufbahn um den Atomkern herum auf eine Weise, daß es sich zu der L-Umlaufbahn bewegt. Bei Kollision verschwindet das Photon vollständig und das Atom wird ionisiert.

**[0067]** Für Aluminium und Kupfer, die beide eine niedrige Atomzahl aufweisen, sind diese Energieniveaus an der K-Kante:

Materialtyp	Atomzahl	Energieniveau an der K-Kante
Aluminium	13	1,56 keV
Kupfer	29	8,97 keV

**[0068]** Diese K-Kante-Energien liegen weit unter dem vorgefilterten Energiebereich zwischen 30 keV und 120 keV, in dem die Strahlungsqualitäten RQA5 und RQA9 für die medizinische allgemeine diagnostische Radiographie liegen.

**[0069]** Jenseits des Energieniveaus an der K-Kante setzt der Massendämpfungskoeffizient sein monoton abnehmendes Verhalten mit zunehmenden Energieniveaus fort.

**[0070]** Analog treten abrupte Anstiege des Massendämpfungskoeffizienten auch bei elementspezifischen Energieniveaus an der L-Kante für Materialien mit einer Atomzahl über 14 und bei elementspezifischen Energieniveaus an der M-Kante für Materialien mit einer Atomzahl über 33 auf.

**[0071]** Je nach dem angestrebten Strahlungsqualitätsbereich, für den ein Kontrastphänomen entwickelt werden soll, kann diese materialspezifische plötzliche Erhöhung der Absorption aufgrund der K-Kante dazu verwendet werden, um der spektralen Verzerrung entgegenzuwirken, die von einer Strahlverhärtung des Restspektrums aufgrund des Erhöhens der Dicke des Absorbers oder der Röntgenstrahlenröhrenspannung herührt.

**[0072]** Gemäß der vorliegenden Erfindung wird ein Absorbermaterialtyp so gewählt, daß für das Strahlungsspektrum mit der niedrigsten Energie innerhalb eines gegebenen Strahlungsqualitätsbereichs dieses Material eine K-Kante-Energie aufweist, die zwischen dem Energieniveau, das der mittleren Photonenenergie entspricht, und der Höchste-Energieniveau-keV-Spitze des nicht gedämpften Strahlungsspektrums liegt.

**[0073]** Eine derartige Auswahl ergibt, daß zunehmende Materialdicke oder Röntgenstrahlenröhrenspannung zur Folge hat, daß ein zunehmender Anteil der höheren Photonenenergie aus dem Restspektrum entfernt wird.

**[0074]** Dieser Effekt kompensiert die Zunahme der mittleren Photonenenergie und der Halbwertsschichtdicke, so daß bei einer entsprechenden Auswahl des Absorbermaterials die Energiebilanz des Restspektrums wiederhergestellt wird.

**[0075]** Spektrale Variabilität oder Fluktuationen der Strahlungsquelle auf dem Gebiet, die auf die höherenergetischen Komponenten in dem verfügbaren Spektrum einen stärkeren Einfluß haben, wirken sich folglich viel weniger auf die detektierten Signalverhältnisse aus. Dies impliziert eine erhöhte spektrale Immunität des K-Kante-ausgeglichenen Kontrastphantoms gemäß der vorliegenden Erfindung.

**[0076]** Folglich verbessert sich die Stabilität der detektierten Signalverhältnisse als Funktion des eingestellten Strahlungsspektrums innerhalb eines großen Spektralbereichs, wodurch die Anwendbarkeit des K-Kante-ausgeglichenen Kontrastphantoms für einen großen Bereich von Strahlungsqualitäten zunimmt.

**[0077]** Wenn zur Herstellung eines Kontrastphantoms nur ein einzelner Materialtyp gewählt wird, dann liefert Hafnium mit einer Atomzahl von 72 und M-, L- und K-Energien bei 2,6, 11,3 und 65,4 keV die höchste spektrale Stabilität für die allgemeinen radiographischen Strahlungsqualitäten RQA5 bis RQA9.

**[0078]** Das ungedämpfte RQA5-Spektrum mit der niedrigsten Energie weist eine mittlere Photonenenergie bei 54,1 keV und eine maximale Photonenenergie bei 74 keV auf, so daß die K-Kante von Hafnium bei 65,4 keV etwa in der Mitte von beiden liegt.

**[0079]** Der Einsatz eines 1,03 mm dicken Hafnium-Kontrastphantoms zeigt die folgenden Ergebnisse:

Spektrum	Anode	kVp	Filter	Verhältnis ungedämpft/Rest
RQA5	W	74	2,5+21 Al	300:1 (100%)
RQA6	W	81	2,5+26 Al	269:1 (90%)
RQA7	W	90	2,5+30 Al	289:1 (96%)
RQA8	W	100	2,5+34 Al	326:1 (108%)
RQA9	W	120	2,5+40 Al	265:1 (88%)

**[0080]** Die Stabilität der detektierten Signalverhältnisse variiert innerhalb des Spektralbereichs RQA5 bis RQA9 zwischen +8% und -12%.

**[0081]** Es ist klar, daß dieses Ergebnis viel besser ist als die Kontraststabilität eines Kupfer-Kontrastphantoms mit einer Dicke von 3,9 mm, das den gleichen Kontrast für RQA5 liefert, durch das aber die Kontraststabilität größtenteils für höherenergetische Spektren abnimmt, so daß lediglich 4% des Anfangskontrasts bei RQA9 übrigbleiben.

**[0082]** Das Restspektrum des Hafnium-Kontrastobjekts weist eine mittlere Photonenenergie und eine Halbwertsschicht auf, die mit den entsprechenden Werten des ungedämpften Spektrums besser übereinstimmen.

Mittlere Photonenenergie		Mittlere Photonenenergie	
Spektrum:	Ungedämpft	Rest	Differenz
RQA5	54,1 keV	60,6 keV	+ 6,5 keV
RQA6	58,6 keV	60,9 keV	+ 2,3 keV
RQA7	63,2 keV	61,1 keV	- 2,1 keV
RQA8	68,0 keV	62,0 keV	- 6,0 keV
RQA9	76,9 keV	78,0 keV	+ 1,1 keV

Halbwertsschicht		Halbwertsschicht	
Spektrum:	Ungedämpft	Rest	Differenz
RQA5	7,10 mm Al	9,27 mm Al	+ 2,17 mm Al
RQA6	8,16 mm Al	9,35 mm Al	+ 1,19 mm Al
RQA7	9,10 mm Al	9,39 mm Al	+ 0,29 mm Al
RQA8	10,13 mm Al	9,52 mm Al	- 0,61 mm Al
RQA9	11,50 mm Al	11,70 mm Al	+ 0,20 mm Al

**[0083]** Die gemessenen Differenzen sind eindeutig viel kleiner als jene, die für ein Kupfer-Phantom mit einer



Dicke von 3,9 mm gemessen werden, wodurch die mittlere Verschiebung der mittleren Photonenenergie etwa +14 keV und die mittlere Verschiebung der Halbwertsschicht etwa +3,1 mm Aluminium beträgt.

**[0084]** Wenn aus der folgenden Liste ein anderes Absorbermaterial gewählt wird, um das Kontrastphantom herzustellen, kann ein kleinerer Stabilitätszuwachs für Spektren zwischen RQA5 und RQA9 erzielt werden:

Element:	Symbol:	Atomzahl	Z:	K-Kante [keV]
TERBIUM	Tb	65		52,0
DYSPROSIUM	Dy	66		53,8
HOLMIUM	Ho	67		55,6
ERBIUM	Er	68		57,5
THULIUM	Tm	69		59,4
YTTERBIUM	Yb	70		61,3
LUTETIUM	Lu	71		63,3
HAFNIUM	Hf	72		65,4
TANTAL	Ta	73		67,4
WOLFRAM	W	74		69,5
RHENIUM	Re	75		71,7
OSMIUM	Os	76		73,9
IRIDIUM	Ir	77		76,1
PLATIN	Pt	78		78,4
GOLD	Au	79		80,7

**[0085]** Wenn ein K-Kante-stabilisiertes Kontrastphantom, das aus einem einzelnen Materialtyp besteht, der sich auf die Mammographie-Photonenenergien anwenden läßt, die zwischen 8 keV und 35 keV liegen, angestrebt wird, wird eine Materialwahl aus der folgenden Liste für die spektrale Stabilität von Vorteil sein:

Element:	Symbol:	Atomzahl	Z:	K-Kante [keV]
YTTRIUM	Y	39		17,0
ZIRKONIUM	Zr	40		18,0
NIOB	Nb	41		19,0
MOLYBDÄN	Mo	42		20,0
TECHNETIUM	Tc	43		21,0
RUTHENIUM	Ru	44		22,1
Element:	Symbol:	Atomzahl	Z:	K-Kante [keV]
RHODIUM	Rh	45		23,2
PALLADIUM	Pd	46		24,4

**[0086]** Indem das Kontrastphantom aus zwei oder mehr Materialien unterschiedlicher Typen hergestellt wird,

die ausgewählt sind aus den in den obigen Tabellen aufgezählten Materialien, ist es möglich, die spektrale Stabilität der detektierten Signalverhältnisse weiter zu verbessern, so daß die Anwendbarkeit des Kontrastkeils zum Messen der charakteristischen belichtungsbezogenen Signalantwort noch mehr gerechtfertigt ist.

**[0087]** Mittlere bis hohe Konzentrationen einer oder mehrerer der oben aufgezählten K-Kante-Materialien können in Kombination mit anderen Materialien in Form einer homogenen Legierung verwendet werden, oder diese verschiedenen Materialien können als gestapelte Materialfolien zu einem spektral stabilisierten Kontrastphantom verbunden werden.

**[0088]** Ein Kontrastphantom gemäß der vorliegenden Erfindung kann eine Absorberdicke aufweisen, die kontinuierlich von einer Position zu einer anderen variiert.

**[0089]** Alternativ kann die Absorberdicke stufenmäßig von einer Position zu einer anderen variieren.

**[0090]** Die Absorberdicke kann sich entlang einer gegebenen Richtung oder alternativ in zwei Richtungen ändern.

**[0091]** Die Variation bei der Dicke kann erzielt werden, indem Absorberschichten mit unterschiedlichen Größen gestapelt werden.

**[0092]** Alternativ kann eine Absorberdickenvariation erzeugt werden, indem ein monolithischer Block geformt wird.

**[0093]** Ein Kontrastphantom kann aus mehreren Feldern aus dem gleichen Absorbermedium und mit konstanter Dicke hergestellt werden, wobei die Felder räumlich verteilt sind.

**[0094]** Ein stark absorbierendes Abschirmmaterial kann um den Absorber herum und bevorzugt hinter (oder vor) dem Absorber angeordnet sein, um die Signalreflexkomponente zu reduzieren, die sich aus ungedämpfter Strahlung ergibt, die neben dem Absorbermaterial des Kontrastphantoms auf dem Detektor auftrifft.

**[0095]** Ein stark absorbierendes Abschirmmaterial kann auch zwischen und bevorzugt hinter (oder vor) den benachbarten Stufen angeordnet sein, um die Nebensprechkomponente zu reduzieren, die sich aus den verschiedenen Niveaus gestreuter Strahlung ergibt, die von den umgebenden Stufen emittiert werden.

### Patentansprüche

1. Kontrastphantom zum Bewerten des charakteristischen belichtungsbezogenen Signals und der Rauschantwort und des Dynamikbereichs eines Bildaufzeichnungs- und -detektionssystems, wobei das Kontrastphantom Strahlung gegebener Energiespektren ausgesetzt ist, die von einer Strahlungsquelle emittiert werden, um ein Strahlungsbild des Phantoms zu erzeugen, und wobei eine digitale Bilddarstellung entsprechend dem Strahlungsbild erzeugt und ausgewertet wird, wobei das Kontrastphantom eine im wesentlichen variierende Dicke aufweist, **dadurch gekennzeichnet**, daß das Kontrastphantom aus einem Material hergestellt ist, das folgendes umfaßt: ein Absorbermedium mit einer plötzlichen K-Kante-Absorptionsänderung des Massendämpfungskoeffizienten für mindestens ein Photonenenergieniveau zwischen der mittleren und größten Energie des untersten Energiespektrums, dem es ausgesetzt ist, durch das Vorliegen mindestens eines Elements ausgewählt aus der Gruppe von Elementen mit einer Atomzahl im Bereich von 39 bis 46 und von 65 bis 79.

2. Kontrastphantom nach Anspruch 1, wobei das Absorbermedium HAFNIUM ist.

3. Kontrastphantom nach Anspruch 1, wobei das Absorbermedium TANTAL ist.

4. Kontrastphantom nach Anspruch 1, wobei das absorbierende Medium mehrere chemische Elemente umfaßt, die jeweils eine K-Kante-Absorption über einem anderen Energieniveau zeigen, wobei diese Elemente kombiniert werden, um eine gewünschte Antwort auf Strahlungsspektren zu erzielen, denen sie ausgesetzt wird, indem Schichten gestapelt werden, die jeweils mindestens eines der Elemente enthalten, oder indem die Elemente in ein Verbundmaterial eingemischt werden.

5. Kontrastphantom nach Anspruch 1, wobei die Dicke des Absorbermediums kontinuierlich von einer Position zu einer anderen variiert.

6. Kontrastphantom nach Anspruch 1, wobei die Dicke des Absorbermediums auf stufenartige Weise von einer Position zu einer anderen variiert.

7. Kontrastphantom nach Anspruch 1, wobei sich die Dicke des Absorbermediums entlang einer gegebenen Richtung ändert.

8. Kontrastphantom nach Anspruch 1, wobei sich die Dicke des Absorbermediums in zwei Richtungen ändert.

9. Kontrastphantom nach einem der Ansprüche 6-8, wobei die Variation der Dicke erzielt wird durch Stapeln von Absorberschichten mit unterschiedlichen Größen.

10. Kontrastphantom nach einem der Ansprüche 5-8, wobei die Variation der Dicke des Absorbermediums durch Gestalten eines monolithischen Blocks erzeugt wird.

11. Kontrastphantom nach Anspruch 6, das aus mehreren Feldern aus dem gleichen Absorbermedium und mit konstanter Dicke besteht, wobei die Felder räumlich verteilt sind.

12. Verfahren zum Bewerten des charakteristischen belichtungsbezogenen Signals und der Rauschantwort und des Dynamikbereichs eines Bildaufzeichnungs- und -detektionssystems, mit den folgenden Schritten:  
– Belichten eines Kontrastphantoms mit einer Strahlungsmenge, die von einer Strahlungsquelle unter vordefinierten Belichtungsbedingungen emittiert wird, wodurch ein Strahlungsbild des Kontrastphantoms erzeugt wird,

– Aufzeichnen des Strahlungsbilds,

– Detektieren des aufgezeichneten Strahlungsbilds und Erzeugen einer digitalen Bilddarstellung entsprechend dem detektierten Strahlungsbild,

– Auswerten der digitalen Bilddarstellung,

wobei das Kontrastphantom eine plötzliche K-Kante-Absorptionsänderung des Massendämpfungskoeffizienten für mindestens ein Röntgenstrahlenenergieniveau zwischen der mittleren und größten Energie des untersten Energiespektrums, dem es ausgesetzt ist, zeigt.

Es folgt kein Blatt Zeichnungen