



(12)

Patentschrift

(21) Aktenzeichen: 10 2011 053 081.9
(22) Anmelddatum: 29.08.2011
(43) Offenlegungstag: 01.03.2012
(45) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung: 26.11.2020

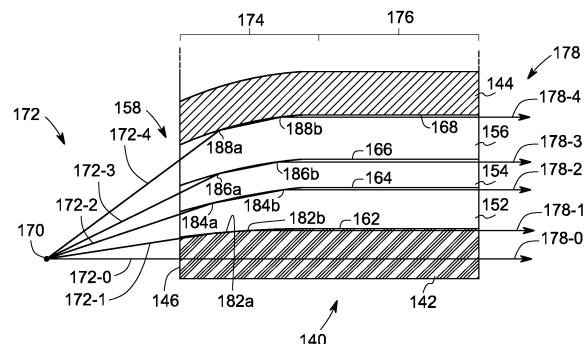
(51) Int Cl.: **H01J 35/02 (2006.01)**
G21K 1/02 (2006.01)
A61B 6/00 (2006.01)
A61B 6/03 (2006.01)
A61B 6/02 (2006.01)

Innerhalb von neun Monaten nach Veröffentlichung der Patenterteilung kann nach § 59 Patentgesetz gegen das Patent Einspruch erhoben werden. Der Einspruch ist schriftlich zu erklären und zu begründen. Innerhalb der Einspruchsfrist ist eine Einspruchsgebühr in Höhe von 200 Euro zu entrichten (§ 6 Patentkostengesetz in Verbindung mit der Anlage zu § 2 Abs. 1 Patentkostengesetz).

(30) Unionspriorität: 12/871,484 30.08.2010 US	(72) Erfinder: Lee, Susanne Madeline, Niskayuna, N.Y., US; Edic, Peter Michael, Niskayuna, N.Y., US; Hopkins, Forrest Frank, Niskayuna, N.Y., US
(73) Patentinhaber: General Electric Company, Schenectady, N.Y., US	(56) Ermittelter Stand der Technik: US 7 508 911 B1 US 2008 / 0 259 439 A1
(74) Vertreter: Rüger Abel Patent- und Rechtsanwälte, 73728 Esslingen, DE	

(54) Bezeichnung: **Fächerröntgenstrahlbildgebungssysteme, die gradierte mehrschichtige optische Bauelemente verwenden**

(57) Hauptanspruch: Röntgenbildgebungssystem, das einen oder mehrere fächerförmige Strahlen (472) erzeugt, aufweisend:
ein Target (724), das dazu dient, Röntgenstrahlen (733) zu emittieren, wenn darauf Elektronen von einer Elektronenquelle auftreffen, wobei das Target (724) wenigstens einen Targetbrennfleck (725) aufweist; und
ein oder mehrere gradierte mehrschichtige optische Bauelemente (10a, 10b, 200, 210, 260, 400, 450), die mit dem Target in Verbindung stehen, um wenigstens einen Teil der Röntgenstrahlen (733) durch interne Totalreflexion zu übertragen, um den einen oder die mehreren fächerförmigen Strahlen (472) hervorzubringen, wobei zu den gradierten mehrschichtigen optischen Bauelementen (10a, 10b, 200, 210, 260, 400, 450) gehören:
ein erster graderter mehrschichtiger Abschnitt (452) zum Umlenken und Übertragen von Röntgenstrahlen (733) durch interne Totalreflexion, zu dem gehören:
eine Schicht mit hohem Brechungsindex (102, 142, 206, 574, 592, 626) aus Material mit einem ersten komplexen Brechungsindex n_1 , der einen Realteil $Re(n_1)$ und einen Imaginärteil β_1 aufweist;
eine Materialschicht mit niedrigem Brechungsindex (104, 144, 462, 576, 627) mit einem zweiten komplexen Brechungsindex n_2 , der einen Realteil $Re(n_2)$ und einen Imaginärteil β_2 aufweist; und
eine gradierende Zone (110, 158, 402, 580, 604, 624), die zwischen der Materialschicht mit hohem Brechungsindex und der Materialschicht mit niedrigem Brechungsindex angeordnet ist, wobei die gradierende Zone ...



Beschreibung**HINTERGRUND ZU DER ERFINDUNG**

[0001] Die Erfindung betrifft Röntgenbildgebungs-systeme und speziell Röntgenbildgebungssysteme, die optische Bauelemente verwenden, um kollimierte fächerförmige Strahlen mit einer gewünschten spektralen Form hervorzubringen.

[0002] Bildgebungsanwendungen, z.B. Computertomographie und Röntgenstrahlbeugung, erfordern immer höhere Flussdichten. Eine Steigerung des Röntgenflusses kann beispielsweise erreicht werden, indem Röntgenstrahlung fokussiert wird, die von einer Röntgenstrahlenquelle emittiert worden ist. Röntgenstrahlen können fokussiert werden, indem ein einfallender Röntgenstrahl mittels interner Totalreflexion von einer Grenzfläche reflektiert wird. Die Grenzfläche kann zwischen einem ersten Material, das einen komplexen Brechungsindex n_f aufweist, und einem zweiten Material gebildet sein, das einen komplexen Brechungsindex n_s aufweist. Typischerweise kann das erste Material Luft sein, und das zweite Material kann ein Feststoff sein. Interne Totalreflexion kann erzielt werden, falls der Realteil des komplexen Brechungsindex n_s des zweiten Materials kleiner ist als der Realteil des komplexen Brechungsindex n_f des ersten Materials und falls der Einfallswinkel des Röntgenstrahls gegenüber der Grenzfläche kleiner ist als ein kritischer Winkel θ_{CR} , der für interne Totalreflexion spezifiziert ist. Allerdings ermöglicht das allein auf den Materialbrechungsindices basierende herkömmliche Verfahren zum Auswählen von Stoffen für das erste Material und für das zweite Material lediglich mäßige Steigerungen des Reflexionsvermögens.

[0003] Zusätzlich zu einer Steigerung der Flussdichtepegel ist ein spektrales Formen eines Röntgenspektrums eine weitere Forderung, um das Röntgenspektrum für spezielle Anwendungen zu optimieren. Ein häufiges Artefakt bei radiographischer und tomographischer Bildgebung ist auf die Tatsache zurückzuführen, dass die Röntgenstrahlen geringerer Energie in einem typischen (polychromatischen) Bremsstrahlungsspektrum bevorzugt geschwächt werden, während der Strahl Material durchdringt. Diese Wirkung, die zu einem Anstieg der mittleren Energie des Strahls führt, während er die Probe durchdringt, führt in die Beziehung zwischen der Intensität des abgestrahlten Strahls und der Menge des durchdrungenen Materials eine Abweichung von der Linearität ein. Diese Abweichung von der Linearität manifestiert sich als Artefakte in Bildern, die anhand der Schwächungsdaten rekonstruiert sind, z.B. solche, die auf Strahlhärtung in Computertomographie zurückzuführen sind. Der Einsatz eines Röntgenstrahls, der eine reduzierte Bandbreite von Energien aufweist, kann einige dieser Artefakte mildern. Ins-

besondere in Fällen, wo die Strahlintensität in Bezug auf die Intensität in jenem selben Bereich des ursprünglichen Spektrums konstant gehalten oder durch den Einsatz der Optik erweitert wurde, kann die Verwendung eines begrenzten Bereichs von Energien einen gewünschten Grad von Schwächung für eine spezielle Anwendung bereitstellen und kann mit Blick auf die räumliche Auflösung und auf die Kontrastempfindlichkeit ein optimales Bild hervorbringen. Das Umformen eines Spektrums von einer polychromatischen Energieverteilung zu einer monochromatischeren Verteilung gestattet derartige Verbesserungen der Röntgenbildgebungsanordnungen. In manchen Fällen kann eine Änderung der spektralen Form, beispielsweise ein Verringern des relativen Verhältnisses von Röntgenstrahlen entweder geringer oder hoher Energie, eine optimale Bildgebung einer Probe hervorbringen.

[0004] Allerdings weist multienergetische Röntgenbildgebung, die gelegentlich als dualenergetische Bildgebung oder Energieauflösungsbildgebung bezeichnet wird, eigene Vorteile auf. Beispielsweise hat sich gezeigt, dass multienergetische Röntgenbildgebung im Falle von Sicherheits-, industriellen und medizinischen Anwendungen Daten über spezielle stoffliche Zusammensetzungen in gescannten Objekten liefert. Eine solche Energieauflösungsbildgebung kann auf unterschiedlichen Wegen erreicht werden, beispielsweise durch den Einsatz von zwei oder mehr unterschiedlichen Röntgenspektren, was häufig der am einfachsten durchführbare Ansatz ist. Ein Problem basiert auf der sequentiellen Natur einer derartigen Untersuchung, bei der Bilddaten beispielsweise zunächst mittels eines Spektrums und anschließend mittels eines anderen Spektrums erzeugt werden. In einem Verfahren wird ein interessierendes Objekt zweimal abgetastet. In dem ersten Scandurchgang wird ein erster vollständiger Projektionsdatensatz für die eine Energie erzeugt, und anschließend wird in dem zweiten Scandurchgang ein zweiter vollständiger Projektionsdatensatz für die zweite Energie erzeugt. Für viele Anwendungen, bei denen ein hoher Datendurchsatz problematisch ist, eine Probenzusammensetzung dynamisch ist und/oder eine Probenpositionierung ein wiederholtes Scannen möglicherweise ausschließt, kann die Logistik eines zweifachen physikalischen Scannens eines Objekts untauglich sein.

[0005] Herkömmliche multienergetische Röntgenbildgebungsanwendungen verwendeten bisher Quellenfilterung und/oder Hochspannungsmodulation, um die Spektralcharakteristik auf eine Zeitskala rasch zu ändern, die mit der Ansicht-für-Ansicht-Abtastzeit in einem typischen Bildgebungsscanvorgang vergleichbar ist. Solche Filterung beinhaltet ein rasches und aufeinanderfolgendes Einfügen von Filtern geeigneter Zusammensetzung, um bevorzugt verhältnismäßig niedrige Röntgenstrahlenergien zu schwächen.

Solche Verfahrensweisen sind in dem Ausmaß beschränkt, bis zu dem eine Schwächung sauber getrennte Energieintervalle hervorbringen kann, was die Empfindlichkeit dieses Ansatzes zum Analysieren unterschiedlicher Materialien stark einschränkt. In manchen Fällen wurde mit beschränktem Erfolg auch Hochspannungsmodulation durchgeführt, um unterschiedliche Spektralcharakteristiken hervorzubringen. Bei beiden Ansätzen ist es schwierig, Ausrichtungsunterschiede in den Projektionen zu verringern, die auf Probenbewegung zwischen mit unterschiedlichen Energiepegeln akquirierten Datensätzen, sowie auf eine leichte Fehlausrichtung der das Objekt durchquerenden Röntgenstrahlpfade zurückzuführen sind, wie sie in Zusammenhang mit einer Modulierung des Röntgenstrahls auf der Grundlage einer Sub-Ansicht auftritt.

[0006] Typischerweise werden in vielfältigen polychromatischen Röntgenbildgebungssituationen fächerförmige Strahlen verwendet, um für Sicherheits-, industrielle und medizinische Anwendungen Daten über spezifische stoffliche Zusammensetzungen in gescannten Objekten zu erzeugen. Beispielsweise werden fächerförmige Röntgenstrahlen in der Röntgenbildgebung verwendet, z.B. für Mammographie- und allgemeine radiographische Bildgebung auf dem medizinischen Gebiet; CT-Bildgebung; Tomosynthese-Bildgebung; und Röntgenstrahlbeugungsbildgebung.

[0007] Die meisten herkömmlichen Röntgenstrahlenquellen weisen einen einzigen Röntgenstrahlerzeugungsfleck auf, dessen wirksame Abmessung und Position durch die thermische Anodenbelastung und durch den relativen Abstrahlwinkel bestimmt und/oder beschränkt werden. Der Röntgenstrahlfleck wird gewöhnlich mittels Wolfram oder Blei in der transaxialen (Fächerwinkel-) und axialen (Konuswinkel-) Bildgebungsrichtung kollimiert. Um zweidimensionale Rekonstruktionsalgorithmen für CT (d.h. gefilterte Rückprojektion) zu verwenden, wird der Röntgenstrahlfleck kollimiert, so dass lediglich dünne, pseudo-ebene, fächerförmige Flächen von Röntgenstrahlen das Bildgebungsobjekt ausleuchten. Im Ergebnis wird lediglich ein geringer Prozentsatz der von dem Fleck ausgehenden verfügbaren Röntgenstrahlphotonen zur Bildgebung genutzt, da die meisten Röntgenstrahlen auf die Kollimatorplatte auftreffen und absorbiert werden. Um einen höheren Prozentsatz der verfügbaren Röntgenstrahlen zu nutzen, kann der Konuswinkel des Röntgenstrahls verbreitert werden; jedoch sind kompliziertere Konusstrahlrekonstruktionsalgorithmen erforderlich, um eine brauchbare Bildqualität für in Betracht gezogene Anwendungen zu erreichen. Es besteht daher in jedem CT-Bildgebungssystem der Nachteil eines Kompromisses zwischen der Nutzung des Röntgenflusses und der Komplexität der Rekonstruktion.

[0008] US 7 508 911 B1 beschreibt ein Röntgenbildgebungssystem, das ein Target zum Aussenden von Röntgenstrahlen und mindestens einen Targetbrennfleck aufweist sowie eine Anordnung von mehrschichtigen optischen Vorrichtungen zum Übertragen von Röntgenstrahlen durch Totalreflexion umfasst. Die Anordnung von mehrschichtigen optischen Vorrichtungen steht in optischer Verbindung mit dem mindestens einen Targetbrennfleck. Es sind auch ein Verfahren zum Bilden eines Stapels von mehrschichtigen optischen Vorrichtungen und ein Verfahren zum Abbilden eines Objekts mit einem Röntgenbildgebungsgerät offenbart.

[0009] US 2008 / 0 259 439 A1 beschreibt einen Mehrschichtfilm-Reflexionsspiegel, der entsprechend einer gewünschten optischen Charakteristik eingerichtet sein kann. Der Mehrschichtfilm-Reflexionsspiegel enthält eine Basis und einen auf der Basis gebildeten Mehrschichtfilm. Der Mehrschichtfilm enthält mehrere Schichtpaare. Jedes Schichtpaar enthält eine jeweilige erste Schicht und eine jeweilige zweite Schicht, die abwechselnd zusammenlaminiert sind. Der Mehrschichtfilm weist erste und zweite Bereiche auf, die extrem ultraviolettes Licht (EUV-Licht) reflektieren. Die erste Schicht besteht aus einem Material mit einem großen Unterschied zwischen dem Brechungsindex für EUV-Licht und dem Brechungsindex eines Vakuums. Die zweite Schicht besteht aus einem Material mit einem kleinen Unterschied zwischen dem Brechungsindex für EUV-Licht und dem Brechungsindex eines Vakuums.

[0010] Es besteht ein Bedarf nach einer reflektierenden mehrschichtigen Konstruktion, die in der Lage ist, fächerförmige Röntgenstrahlen zu erzeugen, die eine gewünschte spektrale Form des Röntgenstrahls für Röntgenbildgebungsanwendungen aufweisen.

KURZBESCHREIBUNG DER ERFINDUNG

[0011] In einem Ausführungsbeispiel ist ein Röntgenbildgebungssystem geschaffen, das einen oder mehrere fächerförmige Strahlen erzeugt. Das Röntgensystem enthält ein Target, das dazu dient, Röntgenstrahlen zu emittieren, wenn darauf Elektronen von einer Elektronenquelle auftreffen. Das Target weist mindestens einen Targetbrennfleck und ein oder mehrere gradierte mehrschichtige optische Bauelemente auf, die mit dem Target in Verbindung stehen, um wenigstens einen Teil der Röntgenstrahlen durch interne Totalreflexion zu übertragen, um den einen oder die mehreren fächerförmigen Strahlen zu erzeugen. Die gradierten mehrschichtigen optischen Bauelemente weisen einen ersten gradierten mehrschichtigen Abschnitt auf, um Röntgenstrahlen durch interne Totalreflexion umzulenken und zu übertragen. Der erste gradierte mehrschichtige Abschnitt enthält eine Schicht mit hohem Brechungsindex aus Material mit einem ersten komplexen Brechungsindex.

dex n_1 , der einen Realteil $\text{Re}(n_1)$ und einen Imaginärteil β_1 aufweist, eine Materialschicht mit niedrigem Brechungsindex mit einem zweiten komplexen Brechungsindex n_2 , der einen Realteil $\text{Re}(n_2)$ und einen Imaginärteil β_2 aufweist, und eine gradierende Zone, die zwischen der Materialschicht mit hohem Brechungsindex und der Materialschicht mit niedrigem Brechungsindex positioniert ist, wobei die gradierende Zone eine gradierende Schicht mit einem dritten komplexen realen Brechungsindex n_3 enthält, der einen Realteil $\text{Re}(n_3)$ und einen Imaginärteil β_3 aufweist, so dass $\text{Re}(n_1) > \text{Re}(n_3) > \text{Re}(n_2)$.

[0012] In noch einem Ausführungsbeispiel ist ein multienergetisches Röntgenbildgebungssystem geschaffen, das einen oder mehrere fächerförmige Strahlen erzeugt. Zu dem System gehören: eine Elektronenquelle; ein Target, das dazu dient, Röntgenstrahlen zu bilden, wenn darauf Elektronen von der Elektronenquelle auftreffen; eine Vakuumkammer, in der das Target untergebracht ist; ein Fenster, durch das die Röntgenstrahlen die Vakuumkammer verlassen können; und wenigstens ein gradiertes mehrschichtiges optisches Bauelement, das dazu eingerichtet ist, einen gewünschten Bereich von Röntgenstrahlenenergien abzustrahlen, um den einen oder die mehreren fächerförmigen Strahlen zu erzeugen. Das gradierte mehrschichtige optische Bauelement enthält einen ersten optischen Abschnitt zum Umlenken erster optischer Röntgenstrahlen durch interne Totalreflexion und einen zweiten optischen Abschnitt zum Umlenken zweiter optischer Röntgenstrahlen, wobei die zweiten optischen Röntgenstrahlen ein anderes Energieniveau aufweisen als die ersten optischen Röntgenstrahlen.

[0013] In einem weiteren Ausführungsbeispiel ist ein Verfahren zur Bildgebung eines Objekts geschaffen. Zu dem Verfahren gehören die Schritte: Abstrahlen von Elektronenstrahlen von wenigstens einem Elektronenstrahlemitter in Richtung eines Targets, das wenigstens einen Targetbrennfleck aufweist; und Erzeugen von Röntgenstrahlen, die in Antwort des Auftreffens des Elektronenstrahls von dem Target ausgehen. Darüber hinaus beinhaltet das Verfahren den Schritt: Formen der Röntgenstrahlen zu einem oder mehreren fächerförmigen Strahlen, wobei die fächerförmigen Strahlen durch interne Totalreflexion der Röntgenstrahlen durch ein oder mehrere gradierte mehrschichtige optische Bauelemente erzeugt werden, die so angeordnet sind, dass mindestens eines der mehreren gradierten mehrschichtigen optischen Bauelemente mit dem wenigstens einen Targetbrennfleck in Verbindung steht. Außerdem beinhaltet das Verfahren den Schritt des Erzeugens eines Abbilds des Objekts unter Verwendung der emittierten Röntgenstrahlen, die durch die eine oder die mehreren gradierten mehrschichtigen Optiken abgestrahlt sind.

Figurenliste

Fig. 1A zeigt in einer detaillierten Schnittansicht ein Ausführungsbeispiel eines einzelnen graduierten mehrschichtigen Abschnitts, zu dem gehören: eine Materialschicht mit hohem Brechungsindex; eine gradierende Zone, die auf der Materialschicht mit hohem Brechungsindex angeordnet ist; und eine Schicht mit einem niedrigen Brechungsindex, die auf der gradierenden Zone angeordnet ist; wobei der graduierte mehrschichtige Abschnitt dazu eingerichtet ist, einen Umlenkabschnitt und einen Bündelungsabschnitt aufzuweisen;

Fig. 1B zeigt eine schematische Ansicht eines einzelnen gradierenden Abschnitts mit einer Anzahl n Schichten, wobei die erste Schicht die Materialschicht mit hohem Brechungsindex ist, und die N -te Schicht die Materialschicht mit niedrigem Brechungsindex ist;

Fig. 2 zeigt eine isometrische schematische detaillierte Ansicht eines mehrschichtigen optischen Bauelements, das gradierte Mehrfachmaterialschichten aufweist, die genutzt werden, um die Ausgabe einer divergierenden Röntgenstrahlquelle in einen kollimierten Fächerröntgenstrahl zu formen;

Fig. 3 zeigt eine isometrische schematische detaillierte Ansicht des optischen Bauelements von **Fig. 2**, das zusätzliche gradierte mehrschichtige Abschnitte aufweist;

Fig. 4 zeigt in einer isometrischen schematischen detaillierten Ansicht ein Ausführungsbeispiel eines mehrschichtigen optischen Bauelements, das im Sinne einer Annäherung an eine gekrümmte Fläche ebene Flächen aufweist;

Fig. 5 zeigt in einer detaillierten Schnittansicht ein Ausführungsbeispiel eines einzelnen graduierten mehrschichtigen Abschnitts, der dazu eingerichtet ist, anhand einer divergenten Röntgenstrahleingabe eine im Wesentlichen divergente Röntgenstrahlausgabe hervorzubringen;

Fig. 6 zeigt in einer detaillierten Schnittansicht ein Ausführungsbeispiel eines einzelnen mehrschichtigen Abschnitts, der dazu eingerichtet ist, anhand einer divergenten Röntgenstrahleingabe eine im Wesentlichen konvergente Röntgenstrahlausgabe hervorzubringen;

Fig. 7 zeigt in einer schematischen Darstellung ein gradiertes mehrschichtiges optisches Bauelement mit einem rechtwinkligen Querschnitt, wobei das optische Bauelement genutzt wird, um einen fächerförmigen Strahl hervorzubringen;

Fig. 8 zeigt in einer schematischen Darstellung eine eindimensionale Anordnung gradier-

ter mehrschichtiger optischer Bauelemente, die sämtliche einen kreisförmigen Querschnitt aufweisen, wobei die optischen Bauelemente dazu eingerichtet sind, einen fächerförmigen Strahl hervorzubringen;

Fig. 9 zeigt in einer detaillierten Schnittansicht ein Ausführungsbeispiel des graduierten mehrschichtigen Materialstapels mit mehrschichtigen Abschnitten, die eine Schicht mit hohem Brechungsindex, eine Schicht mit niedrigem Brechungsindex und eine gradierende Zone aufweisen, die auf mehreren gradierenden Schichten basiert, wobei zwischen Paaren von gradierenden Schichten eine Schicht mit demselben oder einem anderen hohen Brechungsindex eingefügt ist;

Fig. 10 zeigt eine detaillierte Schnittansicht eines Ausführungsbeispiels des graduierten mehrschichtigen Materialstapels mit einer oder mehreren gradierenden Verbundstoffschichten, wobei jede gradierende Verbundstoffschicht diskrete gradierende Teilschichten aufweist, und jede gradierende Teilschicht auf zwei Bestandteilmaterialien basiert, wobei jedes Bestandteilmaterial einen anderen realen Brechungsindex aufweist;

Fig. 11 zeigt in einer detaillierten Schnittansicht ein abgewandeltes Ausführungsbeispiel des graduierten mehrschichtigen Materialstapels von **Fig. 10**, wobei eine gradierende Teilschicht dargestellt ist, die eine nicht diskrete Verteilung der beiden Bestandteilmaterialien aufweist.

Fig. 12 zeigt eine schematische Ansicht eines Paares gradierter mehrschichtiger optischer Bauelemente für den Einsatz in einem Target in einem Dualenergie-Scannersystem gemäß einem Ausführungsbeispiel der Erfindung; und

Fig. 13 veranschaulicht schematisch ein Beispiel eines Computertomographiebildgebungs-systems, das die graduierten mehrschichtigen optischen Bauelemente verwendet.

AUSFÜHRLICHE BESCHREIBUNG

[0014] Die vorliegende Erfindung beschreibt die Verwendung eines oder mehrerer gradierter mehrschichtiger optischer Bauelemente, die dazu dienen, zumindest einen Teil der von der Röntgenstrahlquelle stammenden Röntgenstrahlen umzulenken, um einen kollimierten, fächerförmigen Strahl mit einer spezifizierten spektralen Form hervorzubringen. In dem hier verwendeten Sinne bezeichnet der Begriff „kollimieren“ die Erzeugung weitgehend paralleler Strahlen einer Röntgenstrahlung anhand divergenter Röntgenstrahlen. In einem Beispiel kann der Strahl ein fächerförmiger Strahl sein, der in (medizinischer, industrieller und/oder Sicherheits-) Computertomographie-(CT)-Bildgebung, Röntgenbildgebung, Tomosynthese-Bildgebung und/oder Röntgen-

strahlbeugungsbildgebung verwendet wird. In speziellen Ausführungsbeispielen werden sämtliche oder ein Teil der von dem Quellenfleck ausgehenden Röntgenstrahlen physikalisch zu einem einzelnen, kollimierten Fächerstrahl geformt, während die spektrale Verteilung gezielt verändert wird. Beispielsweise kann das Spektrum mit Blick auf sehr niedrige (< 60 keV) und/oder sehr hohe (> 200 keV) Energiergrenzen des Quellspektrums verändert werden.

[0015] In dem Verfahren und der Vorrichtung, wie sie hierin beschrieben sind, werden in einem graduierten mehrschichtigen Stapel mindestens drei unterschiedliche Materialien verwendet, um eine gegenüber der gegenwärtigen Praxis gesteigerte interne Totalreflexion zu erhalten, indem die Differenz der realen Brechungsindizes zwischen aufeinanderfolgenden Schichten maximiert wird, wobei die realen Brechungsindizes in aufeinanderfolgenden Schichten abnehmen. In einem Ausführungsbeispiel, das eine noch größere interne Totalreflexion bereitstellt, ist das Verhältnis der Änderung der Imaginärteile zu der Änderung des realen Brechungsindex zwischen aufeinanderfolgenden Schichten auf ein Minimum begrenzt, indem gleichzeitig die Änderung des Imaginärteils minimiert und die realen Brechungsindexänderungen zwischen aufeinanderfolgenden Schichten maximiert werden. Der Imaginärteil des Brechungsindex steht in Beziehung zu den Masse-Energie-Absorptionskoeffizienten des Materials, in dem sich der Röntgenstrahl bewegt. Darüber hinaus weist jede nachfolgende Schicht höhere Röntgenstrahl-Masse-Energieabsorptionsfähigkeiten auf, während der reale Brechungsindex von Schicht zu Schicht monoton abnimmt. Diese Kriterien ermöglichen gegenüber gegenwärtigen reflektierenden Röntgenstrahloptikmaterialien optimale reale Brechungsindexänderungen und Röntgenstrahlabsorptionseigenschaften.

[0016] Allgemein lässt sich der komplexe Brechungsindex „n“ eines Materials bei Röntgenstrahlenergien durch $n=1-\delta+i\beta$ ausdrücken, wobei der Term (1-5) der Realteil des komplexen Brechungsindex des Materials ist, und der Parameter β der Imaginärteil des komplexen Brechungsindex ist und mit dem Masse-Energie-Absorptionskoeffizienten in dem Material in Beziehung steht. Bei Röntgenstrahlenergien liegt der Realteil des Brechungsindex sehr nahe bei Eins und wird daher gewöhnlich als sein von Eins ausgehendes Dekrement δ ausgedrückt, wobei δ gewöhnlich in der Größenordnung von 10^{-6} oder kleiner ist.

[0017] Mit Blick auf ein verbessertes Reflexionsvermögen ist das Verhältnis der Änderung von β zu der Änderung von δ zwischen benachbarten mehrschichtigen Materialien in einem Ausführungsbeispiel allgemein auf ein Minimum reduziert. Für den Zweck dieser Beschreibung wird eine erste Schicht als benachbart zu einer zweiten Schicht angeordnet erachtet,

wenn zwischen der ersten und der zweiten Schicht keine anderen Materialien angeordnet sind, die einen realen Brechungsindex oder einen Absorptionskoeffizienten aufweisen, die sich von den entsprechenden realen Brechungsindices oder Absorptionskoeffizienten der ersten und zweiten Schicht unterscheiden. Die gradierte mehrschichtige Optik kann für den Zweck eingerichtet sein, einen einfallenden Röntgenstrahl durch interne Totalreflexion als einen reflektierten Röntgenstrahl umzulenken. Der reflektierte Röntgenstrahl kann einen fächerförmigen Strahl bilden. Der gradierte mehrschichtige Stapel kann mehrere mehrschichtige Zonen aufweisen. Das gradierte mehrschichtige optische Bauelement kann mittels der Techniken erzeugt werden, die in der auf die gemeinsame Anmelderin lautenden Anmeldung mit dem Titel „OPTIMIZING TOTAL INTERNAL REFLECTION MULTILAYER OPTICS THROUGH MATERIAL SELECTION“ und unter der Anmeldungsnummer 12/469 121 offenbart sind, auf die hier Bezug genommen ist.

[0018] Die übereinander gestapelten gradierten mehrschichtigen optischen Abschnitte können eine Außenfläche aufweisen, die zwischen einer Eintritts- und einer Austrittsfläche geneigt ist. In speziellen Ausführungsbeispielen kann jede Schicht an dem optischen Eingang (d.h. an der der Quelle nächstgelegenen Seite) mit demselben oder einem anderen Krümmungsradius gekrümmt sein, so dass die zusammengeführten Schichten in dem optischen Bauelement in der Lage sind, einen großen Quellenraumwinkel aufzunehmen, und die betreffenden Quellröntgenstrahlen in einen in hohem Maße kollimierten fächerförmigen Strahl umzulenken. Da sich die Schichten mit höherem Brechungsindex in Richtung des optischen Ausgangs krümmen, lassen sich die Röntgenstrahlen entlang der Schichten der gradierten mehrschichtigen Optiken kanalisieren. In einem Ausführungsbeispiel beträgt ein Erfassungswinkel des gradierten mehrschichtigen optischen Bauelements bis zu etwa 90°. Der Erfassungswinkel eines optischen Bauelements ist als der maximale Winkel emittierter Röntgenstrahlphotonen in Bezug auf die Symmetriehauptachse der Optik definiert. In diesem Beispiel zeigt ein Erfassungswinkel von 1 Grad an, dass Photonen, die durch eine Röntgenstrahlenquelle in einem Bereich von etwa 0 Grad bis zu etwa 1 Grad in Bezug auf die Symmetriehauptachse der Optik emittiert sind, durch das optische Bauelement aufgenommen werden. Ähnlich zeigt ein Erfassungswinkel von 90° an, dass Quellenphotonen, die in einem Bereich von etwa 0 Grad bis zu etwa 90° in Bezug auf die Symmetriehauptachse des optischen Bauelements emittiert sind, durch das optische Bauelement aufgenommen werden. In noch einem Ausführungsbeispiel können die Schichten des gradierten mehrschichtigen optischen Bauelements an der Eintrittsfläche der Optik konusförmig ausgebildet sein, um Quellenröntgenstrahlen aufzunehmen und in der senkrecht

zu den Schichten verlaufenden Richtung in parallele Strahlen umzulenken. In diesem Ausführungsbeispiel kann die Fächergestalt in einer Richtung verlaufen, die zu der Ebene von Schichten der gradierten mehrschichtigen optischen Bauelemente parallel ist. Eine Gruppe solcher gradierter mehrschichtiger optischer Bauelemente kann gestapelt sein, um eine Mehrheit (z.B. etwa 60 Prozent bis ungefähr 90 Prozent) der von der Quelle ausgehenden Röntgenstrahlen aufzunehmen, und um einen Satz paralleler Fächerstrahlen in einer zu der Ebene senkrecht verlaufenden Richtung des Fächers hervorzubringen. In einer Abwandlung können die gradierten mehrschichtigen optischen Bauelemente Paare gestapelter graderter mehrschichtiger optischer Bauelemente beinhalten. In einem Beispiel kann eine Hälfte eines Paars angeordnet sein, um ein Spiegelbild der anderen Hälfte des Paars zu bilden.

[0019] Es ist selbstverständlich, dass die Anzahl mehrschichtiger Zonen, die den mehrschichtigen Materialstapel bilden, nicht in irgendeiner Weise beschränkt ist, sondern vielmehr von der speziellen Anwendung abhängt, für die der mehrschichtige Materialstapel eingerichtet ist. Beispielsweise kann die Anzahl von Mehrfachschichten in dem Stapel im Falle einer hochauflösenden industriellen CT, bei der die Auflösung im Mikrometerbereich liegt, kleiner als zehn Schichten sein. In anderen CT-Anwendungen, bei denen große optische Erfassungswinkel gewünscht sind, kann die Anzahl von Schichten Tausende betragen. Der mehrschichtige Materialstapel kann einige Dutzende oder Tausende mehrschichtiger Abschnitte aufweisen. Zusätzlich zu einer Schicht mit hohem Brechungsindex, einer Schicht mit niedrigem Brechungsindex und einer gradierenden Zone, die eine oder mehrere gradierende Schichten aufweist, die zwischen der Schicht mit hohem Brechungsindex und der Schicht mit niedrigem Brechungsindex positioniert sind, kann das mehrschichtige optische Bauelement zudem an der äußersten Oberfläche des optischen Bauelements eine für Röntgenstrahlen undurchlässige Mantelschicht aufweisen, um zu verhindern, dass Röntgenstrahlung aus dem Inneren des optischen Bauelements durch die Ränder der nicht emittierenden Fläche der Vorrichtung abgestrahlt wird. Die für Röntgenstrahlen undurchlässige ummantelnde Schicht kann an dem optischen Bauelement angebracht sein, so dass Röntgenstrahlen durch die Eintrittsfläche in das optische Bauelement eintreten und das optische Bauelement im Wesentlichen durch die optische Austrittsfläche verlassen.

[0020] Typischerweise übertragen Materialien mit hohem Brechungsindex Röntgenstrahlen mit minimalen Verlusten, wohingegen Materialien mit niedrigem Brechungsindex Röntgenstrahlung bedeutend hemmen. Wenn Röntgenstrahlen auf die Grenzfläche zwischen einem Material mit hohem und einem

Material mit niedrigem Brechungsindex treffen, werden die Röntgenstrahlen mit hohem Wirkungsgrad in das Material mit hohem Brechungsindex zurückgeworfen, falls sich die Röntgenstrahlen von dem Material mit hohem Brechungsindex zu dem Material mit niedrigem Brechungsindex bewegen, die Differenz der Röntgenstrahlabsorption zwischen den Materialien minimal ist, und falls der Röntgenstrahleinfallswinkel an der Grenzfläche kleiner als der kritische Winkel für interne Totalreflexion ist. Der Wert des kritischen Winkels hängt von den Materialien und von der einfallenden Röntgenstrahlenergie ab. Die Verwendung des graduierten mehrschichtigen optischen Bauelements ermöglicht, dass Röntgenstrahlen gewünschter Energie mit hohem Wirkungsgrad durch interne Totalreflexion reflektiert werden. Durch Gestalten der Schichten mit der geeigneten Krümmung und durch Herstellen derselben mit den geeigneten Dicken lässt sich einen fächerförmiger Austrittsstrahl erzeugen, der in höchstem Maße kollimiert ist.

[0021] Die Breite des einfallenden Röntgenstrahls kann kleiner oder größer als eine Dicke eines mehrschichtigen Abschnitts sein. Wenn die Breite des einfallenden Röntgenstrahls größer ist als die Dicke eines mehrschichtigen optischen Bauelements, werden unterschiedliche Teile des einfallenden Röntgenstrahls hindurch gelassen und durch einige oder sämtliche der mehrschichtigen Abschnitte in dem optischen Bauelement intern totalreflektiert, und treten aus den mehrschichtigen Abschnitten als entsprechende Teile des reflektierten Photonenstrahls aus. Wenn in einer Abwandlung die Breite des einfallenden Photonenstrahls kleiner ist als die Dicke eines optischen Bauelements, erbringt das Bauelement möglicherweise kleinere Flussdichtesteigerungen, kann jedoch nützliche Umlenkfähigkeiten bereitstellen.

[0022] Die graduierten mehrschichtigen optischen Bauelemente können in Anwendungen genutzt werden, die mit Energieniveaus oberhalb von 60 keV arbeiten, beispielsweise in Computertomographie-(CT)-Bildgebung, in radiographischer Bildgebung, in Tomosynthese-Bildgebung und in hohenenergetischer Röntgenstrahlbeugungsbildgebung. Einige dieser Anwendungen können sogar bei Energieniveaus im Megavolt-Photonenenergiebereich arbeiten. In speziellen Ausführungsbeispielen kann für Anwendungen höherer Energie (in der Größenordnung von Megavolt) Silizium als das Material mit hohem Brechungsindex genutzt werden. Hingegen kann im Falle von Röntgenstrahlen mit verhältnismäßig geringer Energie Bor, Beryllium und/oder Lithiumhydrid für das Material mit hohem Brechungsindex genutzt werden. Beispielsweise kann Bor, Beryllium und/oder Lithiumhydrid für Röntgenstrahlenergien zwischen 60 keV und 100 keV verwendet werden. Für medizinische Anwendungen kann die Energie weniger als 140 keV betragen. Für Röntgenstrahlenergien von 140

keV oder darunter können Materialien mit niedrigem Brechungsindex aus der aus Wolfram, Iridium, Platin oder Osmium bestehenden Gruppe ausgewählt sein. Abhängig von den Materialien, die zur Herstellung des graduierten mehrschichtigen optischen Bauelements verwendet werden, können Röntgenstrahlenergien bis zu 10 MeV übertragen werden.

[0023] In speziellen Ausführungsbeispielen wird der Röntgenstrahl mittels des graduierten mehrschichtigen optischen Bauelements spektral geformt. Da die Brechungsindizes der sich abwechselnden Schichten die Energiekappung bestimmen, oberhalb der eine Reflexion verhindert ist, werden die höchsten Energien in der Bremstrahlung im Falle eines auf das optische Bauelement einfallenden Bremsstrahlungsspektrums abgeschnitten, was ein im Vergleich zu einem normalen Bremsstrahlungsspektrum schmales emittiertes Energiespektrum ergibt. Außerdem kann der sehr niedrige Energie aufweisende Anteil des emittierten Spektrums in Abhängigkeit von der Gestalt der Eintrittsfläche und der Austrittsfläche des optischen Bauelements beträchtlich verringert oder eliminiert werden.

[0024] In speziellen Ausführungsbeispielen kann der von den mehrschichtigen Optiken ausgehende reflektierte Röntgenstrahl anhand eines im Wesentlichen divergenten, kollimierten oder konvergenten Eintrittsröntgenstrahls einen im Wesentlichen kollimierten, fächerförmigen Strahl bilden, der eine gewünschte spektrale Form aufweist. In einem Beispiel kann der fächerförmige Strahl einen kontinuierlichen fächerförmigen Strahl oder einen diskreten Stapel paralleler fächerförmiger Strahlen beinhalten. In einem Beispiel kann ein kontinuierlicher fächerförmiger Strahl überlappende Ausgaben von zwei oder mehr graduierten mehrschichtigen optischen Bauelementen beinhalten, und diskrete fächerförmige Strahlen können nichtüberlappende Ausgaben der zwei oder mehr graduierten mehrschichtigen optischen Bauelemente beinhalten. In einem Ausführungsbeispiel können die mehrschichtigen Optiken einen weitgehend parallelen monochromatischen fächerförmigen Strahl hervorbringen. Ein solcher monochromatischer fächerförmiger Strahl ausreichender Intensität kann in medizinischer Bildgebung und für interventionelle Behandlungen eingesetzt werden. Eine solche monochromatische Bildgebung kann dazu beitragen, eine Röntgenstrahlendosis eines Patienten zu reduzieren, während die Auflösung gesteigert wird und Artefakte, wie Strahlhärzung, die sich aus der Verwendung polychromatischer Röntgenspektren für Bildgebung ergeben, verringert werden. Die weitgehend parallele Natur des durch die optischen Bauelemente erzeugten fächerförmigen Strahls kann die Rekonstruktionsartefakte reduzieren, die von der divergenten Natur der gegenwärtig in der CT verwendeten fächerförmigen Strahlen herrühren. Die mehrschichtigen Optiken ermöglichen das Aufnehmen und Umlenken der Strah-

lung einer Röntgenstrahlenquelle über einen größeren Quellenraumwinkel, als es sonst möglich ist. Im Falle der Verwendung in medizinischen Bildgebungs-systemen kann dies für Bildgebungsverfahren wie Computertomographie (CT) eine Reduzierung der Bildgebungsbelichtungszeit und der Patientendosis, eine Vereinfachung der Bildanalyse und möglicherweise eine Verbesserung der diagnostischen Genauigkeit ermöglichen. Darüber hinaus kann die Röntgenstrahlenquelle im Falle röntgenologischer Anwendungen beispielsweise mit einer zwei- bis zehnmal geringeren Leistung betrieben werden, was die Lebensdauer der Röntgenstrahlenquelle verlängert.

[0025] Das gradierte mehrschichtige optische Bauelement ist mit Blick auf räumliche Maße und Flexibilität von Vorteil. Aufgrund der Art der mikrotechnisch hergestellten, geschichtete Struktur können die optischen Bauelemente sehr klein sein. In einem Beispiel beträgt eine Querschnittsabmessung der Vorrichtungen möglicherweise nur wenige pm. Aus der geringen Abmessung ergibt sich, dass eine Gruppe oder ein Verbund der graduierten mehrschichtigen optischen Bauelemente mit derselben spektralen Emissionscharakteristik und Geometrie innerhalb eines Bereichs (von 0,5-1,0 mm), der in den meisten medizinischen und industriellen Röntgenbildgebungsanwendungen verwendet wird, um die Strahlfleckabmessung eingebaut werden kann, um einen großen kontinuierlichen oder diskreten Strahl kollimierter Fächerstrahlen hervorzubringen.

[0026] In speziellen Ausführungsbeispielen werden die graduierten mehrschichtigen optischen Bauelemente der Erfindung in einem Röntgenbildgebungs-system verwendet, beispielsweise in einem CT-System, in einem Röntgenradiographiesystem, in einem Tomosynthese-System oder in einem Röntgenstrahlbeugungssystem. Das Bildgebungssystem enthält ein Target, das wenigstens einen Targetbrennfleck aufweist. Das Bildgebungssystem enthält ein oder mehrere graduierte mehrschichtige optische Bauelemente, die mit dem Target in Verbindung stehen, um wenigstens einen Teil der Röntgenstrahlen durch interne Totalreflexion zu übertragen, um einen oder mehrere fächerförmige Strahlen hervorzubringen. Die graduierten mehrschichtigen optischen Bauelemente weisen einen ersten graduierten mehrschichtigen Abschnitt zum Umlenken und Übertragen von Röntgenstrahlen durch interne Totalreflexion auf. Der erste graduierte mehrschichtige Abschnitt enthält eine Schicht mit hohem Brechungsindex aus Material mit einem ersten komplexen Brechungsindex n_1 . Der erste komplexe Brechungsindex n_1 weist einen Realteil $Re(n_1)$ des ersten komplexen Brechungsindex und einen Imaginärteil β_1 des ersten komplexen Brechungsindex auf. Der Realteil $Re(n_1)$ des ersten komplexen Brechungsindex lässt sich auch durch $(1-\delta_1)$ ausdrücken. Der erste graduierte mehrschichtige Abschnitt enthält ferner eine Schicht mit einem niedrigen

Brechungsindex aus Material mit einem zweiten komplexen Brechungsindex n_2 . Der zweite komplexe Brechungsindex weist einen Realteil $Re(n_2)$ des zweiten komplexen Brechungsindex und einen Imaginärteil β_2 des zweiten komplexen Brechungsindex auf. Der Realteil $Re(n_2)$ des zweiten komplexen Brechungsindex lässt sich auch durch $(1-\delta_2)$ ausdrücken. Der erste graduierte mehrschichtige Abschnitt weist ferner einen gradierenden Bereich auf, der zwischen der Materialschicht mit hohem Brechungsindex und der Materialschicht mit niedrigem Brechungsindex positioniert ist. Die gradierende Zone enthält eine gradierende Schicht mit einem dritten komplexen Brechungsindex n_3 . Der dritte komplexe Brechungsindex n_3 weist einen Realteil $Re(n_3)$ des dritten komplexen Brechungsindex und einen Imaginärteil β_3 des dritten komplexen Brechungsindex auf. Der Realteil $Re(n_3)$ des dritten komplexen Brechungsindex lässt sich auch durch $(1-\delta_3)$ ausdrücken, so dass $Re(n_1) > Re(n_3) > Re(n_2)$. In dem hier verwendeten Sinne entspricht der Begriff „Imaginärteil des komplexen Brechungsindex“ dem Masse-Energie-Absorptionskoefizienten.

[0027] Das Target kann in einem Gehäuse eingeschlossen sein, das ein für Röntgenstrahlen durchlässiges Fenster aufweist. Das gradierte mehrschichtige optische Bauelement kann innerhalb oder außerhalb der Gehäusevorrichtung befestigt sein. In einem Ausführungsbeispiel kann ein graduiertes mehrschichtiges optisches Bauelement entweder innerhalb oder außerhalb des Gehäuses mit dem Fenster optisch gekoppelt sein. In einem Beispiel kann das Fenster in dem graduierten mehrschichtigen optischen Bauelement integriert sein. D.h. das gradierte mehrschichtige optische Bauelement kann ein Teil des Fenster sein. Im Falle von Übertragungstargets kann das graduierte mehrschichtige optische Bauelement an dem Target befestigt sein oder mit dem Target einstückig ausgebildet sein. In einer Abwandlung kann das graduierte mehrschichtige optische Bauelement im Falle eines Reflexionstargets in unmittelbarer Nähe des Targets angeordnet sein.

[0028] Es ist bekannt, dass Targetbrennflecke nicht vollständig statisch sind und sich in manchen Fällen um einige Zehntelmillimeter oder mehr dynamisch bewegen können. Eine Gruppe gradierter mehrschichtiger optischer Bauelemente kann dazu eingerichtet und positioniert sein, eine Bewegung eines oder mehrerer Brennflecke zu kompensieren. Beispielsweise können der optische Kern und die optischen Schichten in der Nähe des Kerns mit dem Ziel konstruiert sein, Röntgenstrahlen wirkungsvoll aufzunehmen, die von einem Brennfleck ausgehen, der sich in einem für Brennfleckbewegungen typischen Bereich von kleiner gleich 100 µm bewegt hat. Außerdem kann die optische Gruppe größer bemessen sein als der Brennfleck, so dass der gesamte Fleck noch von den optischen Bauelementen abge-

deckt wird, wenn sich der Brennfleck bewegt. Es sollte verständlich sein, dass die Gruppe möglicherweise weniger als den gesamten Targetbrennfleck abdeckt und dennoch effizient arbeitet. In einem Beispiel ist jedes der graduierten mehrschichtigen optischen Bauelemente so hergestellt, dass die Breite des graduierten mehrschichtigen optischen Bauelements ausreicht, um das Maß des Targetflecks optisch abzudecken, wobei ein ausreichender zusätzlicher Überstreichungsbereich vorhanden ist, um jede voraussichtliche Bewegung des Targetflecks zu kompensieren. Jedes der graduierten mehrschichtigen optischen Bauelemente kann mit unterschiedlichen Breiten bemessen sein und gestapelt sein, oder sie können sämtliche mit derselben Breite bemessen sein und gestapelt sein.

[0029] **Fig. 1A** veranschaulicht schematisch einen Querschnitt eines Ausführungsbeispiels eines einzelnen graduierten mehrschichtigen Abschnitts **140**, der eine Schicht **142** mit hohem Brechungsindex, eine Schicht **144** mit niedrigem Brechungsindex und eine gradierende Zone **158** mit mehreren gradierenden Schichten **152**, **154** und **156** aufweist, die zwischen der Schicht **142** mit hohem Brechungsindex und der Schicht **144** mit niedrigem Brechungsindex positioniert sind. Wie oben erwähnt, sind Dicken der Materialschichten aus Gründen der Übersichtlichkeit der Darstellung übertrieben gezeichnet. Eine erste reflektierende Grenzfläche **162** ist zwischen der Schicht **142** mit hohem Brechungsindex und der ersten gradierenden Schicht **152** gebildet. In ähnlicher Weise ist eine zweite reflektierende Grenzfläche **164** zwischen der ersten gradierenden Schicht **152** und der zweiten gradierenden Schicht **154** ausgebildet; eine dritte reflektierende Grenzfläche **166** ist zwischen der zweiten gradierenden Schicht **154** und der dritten gradierenden Schicht **156** ausgebildet; und eine vierte reflektierende Grenzfläche **168** ist zwischen der dritten gradierenden Schicht **156** und der Schicht **144** mit niedrigem Brechungsindex ausgebildet.

[0030] Durch eine Röntgenstrahlenquelle **170** kann ein divergentes Röntgenstrahlenbündel **172** erzeugt werden, um eine Eintrittsfläche **146** der graduierten mehrschichtigen Zone **140** zu bestimmen. Obwohl der Röntgenstrahl **172** in der Darstellung als fünf divergierende Röntgenstrahlteile **172-0** bis **172-4** gezeigt ist, sollte es verständlich sein, dass der Röntgenstrahl **172** physikalisch ein kontinuierlicher Strahl ist, der über einen spezifizierten räumlichen Abstrahlwinkel verteilt ist, und dass die Darstellung des Röntgenstrahls **172** als diskrete Strahlteile lediglich dazu dient, die Erläuterung der vielfältigen Ausführungsbeispiele im Vorliegenden zu erleichtern. In einem Ausführungsbeispiel ist der graduierte mehrschichtige Abschnitt **140** dazu eingerichtet, einen Umlenkabschnitt **174** und einen Bündelungsabschnitt **176** aufzuweisen, die allgemein wie dargestellt konstruiert sind. Der Umlenkabschnitt **174** hat im Wesentlichen

die Aufgabe, den divergenten Röntgenstrahl **172** als einen im Wesentlichen kollimierten Strahl **178** zu einem gewünschten Raumbereich umzulenken und zu kollimieren. Der Bündelungsabschnitt **176** ermöglicht eine weitere Bündelung des den Umlenkabschnitt **174** verlassenden Strahls.

[0031] Die erste reflektierende Grenzfläche **162** ist mit einem gekrümmten Abschnitt in dem Umlenkabschnitt **174** dargestellt, der sich in der Schnittansicht von **Fig. 1A** in einen im Wesentlichen geraden Abschnitt in dem Bündelungsabschnitt **176** fortsetzt. Es ist selbstverständlich, dass die erste reflektierende Grenzfläche **162** physikalisch eine Fläche für die Reflexion des Röntgenstrahlteils **172-1** bildet und beispielsweise eine ebene, zylindrische, oder konische Fläche, eine Kombination von diesen Flächen, oder eine komplexere gekrümmte Fläche beinhalten kann. Die Querschnitte der reflektierenden Grenzflächen **164**, **166** und **168** sind in ähnlicher Weise in dem Umlenkabschnitt **174** als gekrümmte Linien und in dem Bündelungsabschnitt **176** als Geraden gezeigt. Die krummlinigen Abschnitte der reflektierenden Grenzflächen **164**, **166** und **168** repräsentieren physikalische Flächen mit positiver Krümmung, beispielsweise zylindrische Flächen, die dazu dienen den divergenten Röntgenstrahl **172** umzulenken oder zu bündeln. In ähnlicher Weise repräsentieren geradlinige Abschnitte der reflektierenden Grenzflächen **164**, **166** und **168** physikalische ebene oder zylindrische Flächen, oder Kombinationen von ebenen und zylindrischen Flächen.

[0032] Die Bündelung des Röntgenstrahls **172** lässt sich am besten durch Verfolgung der Übertragungspfade der Röntgenstrahlteile **172-0** bis **172-4** verstehen. Wie gezeigt, liegt das Zentrum der Röntgenstrahlenquelle **170** im Wesentlichen auf einer Achse, die durch die Mitte der Schicht **142** mit hohem Brechungsindex angeordnet ist. Ein nullter Röntgenstrahlteil **172-0** kann die Schicht **142** mit hohem Brechungsindex durchqueren, um ohne Reflexion als ein nullter kollimierter Photonenstrahlteil **178-0** hervorzutreten, wie es gezeigt ist. Im Vergleich dazu kann der erste Röntgenstrahlteil **172-1** die Schicht **142** mit hohem Brechungsindex mittels einer oder mehrerer interner Totalreflexionen durchqueren, wie es durch einen Anfangsreflexionspunkt **182a** und einen Endreflexionspunkt **182b** gezeigt ist, und als ein erster kollimierter Röntgenstrahlteil **178-1** hervortreten. Falls der zweite Röntgenstrahlteil **172-2** auf den Anfangsreflexionspunkt **184a** unter einem Winkel auftrifft, der in Bezug auf die zweite reflektierende Grenzfläche **164** kleiner ist als der kritische Winkel, kann der zweite Röntgenstrahlteil **172-2** entlang des gekrümmten Abschnitts der zweiten reflektierenden Grenzfläche **164** mehrere interne Totalreflexionen erfahren, bevor er aus der ersten Schicht **152** in der graduierten Zone als ein zweiter kollimierter Photonenstrahlteil **178-2** austritt. Diese mehrfachen internen Total-

reflexionen sind in der Zeichnung durch einen Anfangsreflexionspunkt **184a** und einen Endreflexionspunkt **184b** dargestellt, wobei die dazwischenliegenden mehrfachen internen Totalreflexionen, die zwischen dem Anfangsreflexionspunkt **184a** und dem Endreflexionspunkt **184b** auftreten, aus Gründen der Übersichtlichkeit der Darstellung nicht gezeigt sind.

[0033] In einem Ausführungsbeispiel ist die Krümmung des gekrümmten Abschnitts der zweiten reflektierenden Grenzfläche **164** zwischen dem Anfangsreflexionspunkt **184a** und dem Endreflexionspunkt **184b** so spezifiziert, dass sämtliche nachfolgenden Reflexionen des zweiten Röntgenstrahlteils **172-2** von der reflektierenden Grenzfläche **164** zwischen dem Anfangsreflexionspunkt **184a** und dem Endreflexionspunkt **184b** unter einem Winkel auftreten, der kleiner ist als der kritische Winkel, und daher interne Totalreflexionen sind.

[0034] In ähnlicher Weise kann der dritte Röntgenstrahlteil **172-3** zwischen einem Anfangsreflexionspunkt **186a** und einem Endreflexionspunkt **186b** mehrere interne Totalreflexionen erfahren, und der vierte Röntgenstrahlteil **172-4** kann mehrere interne Totalreflexionen zwischen einem Anfangsreflexionspunkt **188a** und einem Endreflexionspunkt **188b** erfahren. Die Krümmungen der gekrümmten Abschnitte der dritten und vierten reflektierenden Grenzfläche **166** und **168** sind so spezifiziert, dass entlang der Abschnitte der reflektierenden Grenzflächen **166** und **168**, die in dem Umlenkabschnitt **174** liegen, mehrere interne Totalreflexionen auftreten können. In einem Ausführungsbeispiel kann ein Röntgenstrahlteil längs einer entsprechenden gekrümmten Fläche in dem Umlenkabschnitt **174** Hunderte oder Tausende von Reflexionen erfahren, bevor er aus dem mehrschichtigen Abschnitt **140** austritt. Einem Fachmann wird einleuchten, dass die gewünschten Bahnen der kollimierten Röntgenstrahlteile **178-1** bis **178-4** erzielt sind, wenn die reflektierten Strahlteile aus dem Umlenkabschnitt **174** in den Bündelungsabschnitt **176** gelangen, d.h., wenn die Tangente an den gekrümmten Abschnitt einer Schicht am Ende des Umlenkabschnitts **174** weitgehend parallel zu dem fortlaufenden linearen Abschnitt **176** ist. Die physikalische Länge des Bündelungsabschnitts **176** bestimmt den Grad einer gewünschten Bündelung, oder sie kann spezifiziert werden, um eine bequeme physikalische Abmessung zur Handhabung des gesamten optischen Bauelements vorzusehen. Der Endreflexionspunkt kann entweder in dem Umlenkabschnitt **174** oder in dem Bündelungsabschnitt **176** vorhanden sein.

[0035] **Fig. 1B** veranschaulicht ein Beispiel eines einzelnen gradierenden Abschnitts **100**, der eine Anzahl N Schichten aufweist. In dem veranschaulichten Ausführungsbeispiel ist die erste Schicht **102** eine Materialschicht mit hohem Brechungsindex und

die N-te Schicht **104** ist eine Materialschicht mit niedrigem Brechungsindex. Die Schichten zwischen der ersten Schicht **102** und der N-ten Schicht **104** definieren eine gradierende Zone **110**. Es ist klar, dass, während das vereinfachte Modell einer internen Totalreflexion vorgibt, dass sämtliche (durch den Pfeil **112** dargestellten) Photonen mit einem Winkel, der kleiner ist als der kritische Winkel, mit einem Wirkungsgrad von 100 % (wie durch die Pfeile **114** repräsentiert) reflektiert werden, kann in Wirklichkeit ein kleiner Prozentsatz von Röntgenstrahlen, die der internen Totalreflexionsbedingung genügen, die Grenzfläche, beispielsweise die Grenzflächen **116**, **118**, **120** oder **122**, durchdringen und in die darunterliegende Schicht übertragen werden. Die mehreren Schichten in der dazwischenliegenden gradierenden Zone **110** stellen mehrere Gelegenheiten für diese übertragenen Röntgenstrahlen bereit, eine interne Totalreflexion zu erfahren und aus der Mehrfachschicht heraus reflektiert zu werden. Bis die übertragenen Röntgenstrahlen die letzte Schicht erreichen, können in einer optimalen optischen Konstruktion weniger als 10⁻⁴ % der zwischen der ersten und zweiten Schicht **102** bzw. **106** auf die Grenzfläche einfallenden Photonen die Grenzfläche zwischen der (N-1)-ten Schicht **108** und der N-ten Schicht **104** erreicht haben. In einer optimalen graduierten mehrschichtigen Konstruktion werden 99,9999 % oder mehr der einfallenden Photonen in der ersten Schicht durch die mehreren Schichten in dem graduierten mehrschichtigen Abschnitt **100** reflektiert, so dass ein reflektierter Strahl erzeugt wird, der nahezu dieselbe Intensität aufweist, wie der innerhalb des Winkelbereichs von 0 Grad bis zu dem kritischen Winkel für interne Totalreflexion einfallende Strahl.

[0036] Die Schicht **142** mit hohem Brechungsindex kann als ein im Wesentlichen ebener Kern oder ein Substrat ausgebildet sein, das an einem Ende eine gekrümmte oder zylindrische Fläche aufweist, um die gekrümmten Grenzflächen in dem Umlenkabschnitt **174** der graduierten mehrschichtigen Zone **140** hervorzubringen. Es können auch andere Kernkonfigurationen verwendet werden, beispielsweise eine Kernschicht, die an dem einen Ende der Kernschicht eine erste gekrümmte Fläche aufweist und an dem entgegengesetzten Ende eine zweite gekrümmte Fläche aufweist.

[0037] **Fig. 2** veranschaulicht in einer vereinfachten isometrischen schematischen Ansicht ein optisches Bauelement **200**, wobei hier gezeigt ist, wie der Ausgang der divergenten Röntgenstrahlenquelle **170** eine Eintrittsfläche **204** bestrahlt. Das optische Bauelement **200** kann genutzt werden, um eine fächerförmige kollimierte Röntgenstrahlausgabe **208** zu formen, wobei der kollimierte Röntgenstrahl **208** im Wesentlichen in einer Reihe von Ebenen übertragen wird, die zu der longitudinalen Symmetrieebene des optischen Bauelements **200** parallel verlaufen. Mit Bezug

auf **Fig. 1A** kann das optische Bauelement **200** von **Fig. 2** hergestellt werden, indem auf beiden Oberflächen einer Schicht **206**, die einen hohen Brechungsindex aufweist, gradierende Zonen **158** abgeschieden werden, und anschließend auf den gradierenden Zonen **158** Schichten **144** mit niedrigem Brechungsindex abgeschieden werden. Es ist einzusehen, dass das optische Bauelement **200** im Wesentlichen eine einheitliche Kombination des (in **Fig. 1A** gezeigten) mehrschichtigen Abschnitts **140** mit seinem Spiegelbild ist.

[0038] Durch Wiederholen des Abscheidens von Mehrfachschichten sowohl oberhalb als auch unterhalb der Schicht **206** mit hohem Brechungsindex des optischen Bauelements **200**, kann ein größeres optisches Bauelement **210** gestaltet werden, wie es in **Fig. 3** gezeigt ist. Das optische Bauelement **210** enthält auf diese Weise die zentrale Schicht **206** mit hohem Brechungsindex, über die mehrere mehrschichtige Zonen **212-1** bis **212-N** wiederholt abgeschieden wurden, um, wie im Wesentlichen gezeigt, eine ebene Stapelung von einigen Dutzenden, Hunderten, Tausenden oder Millionen mehrschichtiger Zonen zu ergeben. Ein Teil der mehrschichtigen Zonen **212-1** bis **212-N** weisen zylindrische Flächen auf, um einen Umlenkabschnitt **214** zu bilden, der in der Lage ist, einen einfallenden divergenten Photonenstrahl umzulenken und zu kollimieren.

[0039] **Fig. 4** zeigt ein optisches Bauelement **260**, das die Kernschicht **244** enthält. Mehrere ebene mehrschichtige Zonen **262-1** bis **262-N** sind seriell sowohl oberhalb als auch unterhalb der Kernschicht **244** abgeschieden, um, ähnlich wie im Falle des in **Fig. 3** gezeigten optischen Bauelements **210**, eine ebene Stapelung von Dutzenden, Hunderten, Tausenden oder Millionen mehrschichtiger Zonen zu ergeben. Der Umlenkabschnitt **215** kann eine Kombination von zwei oder mehr ebenen Flächen **248** sein. Die ebenen Flächen **248** können sämtliche ähnliche Steigungen und Abmessungen aufweisen. In einer Abwandlung können die ebenen Flächen mit Blick auf die Steigungen und Abmessungen unterschiedlich sein. Beispielsweise können einige der ebenen Flächen **248** länger sein als andere. In einer Abwandlung können einige der ebenen Flächen in Bezug auf die Kernschicht **244** einen steileren Winkel bilden als andere Ebenen. Die ebenen Flächen **248** sind so angeordnet, dass die resultierende Fläche **215** eine näherungsweise gekrümmte Fläche ist. Vorteilhafterweise lassen sich die ebenen Flächen **248** im Vergleich zu ihren gekrümmten Ausprägungen verhältnismäßig einfacher herstellen. Das Ausbilden eines Umlenkabschnitts **215** als eine Kombination unterschiedlicher ebener Flächen vereinfacht somit die Herstellung.

[0040] In einem in **Fig. 5** gezeigten abgewandelten Aspekt der Erfindung ist ein optisches Bauelement **400** dazu eingerichtet, den durch die Röntgen-

strahlenquelle **170** emittierten divergenten Eintrittsröntgenstrahl **172** in einen zweiten divergenten Röntgenstrahl **174** umzulenken. Das optische Bauelement **400** weist einen graduierten mehrschichtigen Abschnitt auf, zu dem gehören: eine Schicht mit hohem Brechungsindex, z.B. der Kern **142** mit hohem Brechungsindex; eine gradierende Zone, die auf mehreren gradierenden Schichten **402** basiert, die auf dem Kern **142** mit hohem Brechungsindex angeordnet sind; und eine Schicht **404** mit niedrigem Brechungsindex, die auf der gradierenden Zone **402** angeordnet ist. Das optische Bauelement **400** weist zwischen den mehreren Schichten krummlinige Grenzflächen auf. Im Falle einer Anordnung, bei der das optische Bauelement **400** auf einem ebenen Bauelement basiert, das dem (in **Fig. 2** gezeigten) optischen Bauelement **200** oder dem (in **Fig. 3** gezeigten) optischen Bauelement **210** ähnelt, bildet die Schicht **404** mit niedrigem Brechungsindex eine konvexe Fläche, die in Richtung der Längsachse des optischen Bauelements **400** gekrümmmt ist.

[0041] Es ist ersichtlich, dass im Falle der gekrümmten Reflexionsgrenzflächen **414**, **416** und **418**, wie sie in **Fig. 5** gezeigt sind, an der Austrittsfläche des entsprechenden optischen Bauelements an die gekrümmten Grenzflächen angelegte Tangenten - im Gegensatz zu den vergleichbaren gekrümmten Abschnitten der Reflexionsgrenzflächen **164**, **166** und **168** in der in ähnlicher Weise konfigurierten mehrschichtigen Zone **140**, wie sie in **Fig. 1A** gezeigt ist - zu der optischen Achse des optischen Bauelements nicht parallel verlaufen. Dementsprechend werden in **Fig. 5** Eintrittsröntgenstrahlteile **172-1**, **172-2** und **172-3** im Inneren des optischen Bauelements **400** nicht ausreichend umgelenkt, um einen kollimierten Strahl zu bilden, und der Austrittsröntgenstrahl **174** in **Fig. 5** ist immer noch divergent, wenn auch in geringerem Maße als der Eintrittsröntgenstrahl **172**. Im Vergleich dazu wird der in **Fig. 1A** gezeigte divergente Röntgenstrahl **172** im Wesentlichen kollimiert, indem er einen Umlenkabschnitt **174** durchquert, in dem am Ende des Umlenkabschnitts **174** an die gekrümmten Reflexionsflächen angelegte Tangenten zu einer optischen Achse des optischen Bauelements und zu den geradlinigen Reflexionsflächen in dem Bündelungsabschnitt **176** parallel verlaufen.

[0042] In einem in **Fig. 6** gezeigten weiteren Aspekt der Erfindung ist ein optisches Bauelement **450** dazu eingerichtet, den divergenten Photonenstrahl **172** in einen im Wesentlichen konvergenten Austrittsphotonenstrahl **458** umzulenken. Das optische Bauelement **450** enthält einen ersten Umlenkabschnitt **452** und einen zweiten Umlenkabschnitt **456** und kann einen eingekapselten Bündelungsabschnitt **454** enthalten oder auch nicht. Eine Schicht **462** mit niedrigem Brechungsindex und eine gradierende Zone, die auf Schichten **464**, **466** und **468** in den Umlenkabschnitten **452** und **456** basiert, weisen Reflexionsflächen

auf, die in Richtung einer Schicht **460** mit hohem Brechungsindex des optischen Bauelements **450** gekrümmt sind.

[0043] In einem Ausführungsbeispiel sind die graduierten mehrschichtigen optischen Bauelemente in einer zweidimensionalen Matrix angeordnet und dazu eingerichtet, ein fächerförmiges Strahlprofil hervorzubringen. Die vielfältigen optischen Bauelemente können unter entsprechenden Winkeln angeordnet sein, um die zweidimensionale Matrix zu bilden. Ein Fächerstrahl kann aus mehreren Strahlen mit kreisförmigem Querschnitt aufgebaut sein, die, wie in **Fig. 8** veranschaulicht, in der Fächerrichtung divergieren. In noch einem Ausführungsbeispiel weist jedes der graduierten mehrschichtigen optischen Bauelemente ein rechtwinkliges Querschnittsprofil auf. Wie in **Fig. 7** veranschaulicht, kann das einen rechtwinkligen Querschnitt aufweisende graduierte mehrschichtige optische Bauelement **470** in diesem Ausführungsbeispiel einen fächerförmigen Strahl **472** hervorbringen. **Fig. 8** veranschaulicht eine eindimensionale Matrix **474** von Optiken **476** mit kreisförmigem Querschnitt. Die Matrix **474** von optischen Elementen **476** mit kreisförmigem Querschnitt erzeugt näherungsweise einen fächerförmigen Strahl, der auf diskreten zylindrischen Strahlen **478** basiert, die in Form eines Fächers angeordnet sind.

[0044] Mit Bezugnahme auf **Fig. 9** ist ein Ausführungsbeispiel noch eines weiteren abgewandelten graduierten mehrschichtigen Materialstapels **570** veranschaulicht, der mehrere graduierte mehrschichtige Abschnitte aufweist, die hier stellvertretend durch einen graduierten mehrschichtigen Abschnitt **572-1** und einen graduierten mehrschichtigen Abschnitt **572-2** dargestellt sind. Einer oder mehrere der mehrschichtigen Abschnitte können in jedem mehrschichtigen Abschnitt eine gradierende Zone **580** mit hohem Reflexionsvermögen enthalten, die zwischen einer Schicht **574** mit hohem Brechungsindex, die aus einem Material mit einem hohen Realteil eines komplexen Brechungsindex n_1 hergestellt ist, und einer Schicht **576** mit niedrigem Brechungsindex positioniert ist, die aus einem Material mit einem niedrigen Realteil eines komplexen Brechungsindex n_2 hergestellt ist. Zu der gradierenden Zone **580** mit hohem Reflexionsvermögen gehören: eine erste gradierende Schicht **582** mit einem komplexen Brechungsindex n_3 und einem Imaginärteil des komplexen Brechungsindex β_3 ; eine zweite gradierende Schicht **584** mit einem komplexen Brechungsindex n_4 und einem Imaginärteil des komplexen Brechungsindex β_4 ; und eine dritte gradierende Schicht **586** mit einem komplexen Brechungsindex n_5 und einem Imaginärteil des komplexen Brechungsindex β_5 . In einem Ausführungsbeispiel ist $\text{Re}(n_1) > \text{Re}(n_3) > \text{Re}(n_4) > \text{Re}(n_5) > \text{Re}(n_2)$ und $\beta_1 < \beta_3 < \beta_4 < \beta_5 < \beta_2$. Zu der gradierenden Zone **580** mit hohem Reflexionsvermögen gehören ferner: eine erste gradierende Schicht **592** mit hohem

Brechungsindex, die auf Material basiert, das einen hohen Realteil eines komplexen Brechungsindex n_6 aufweist, und die zwischen der ersten gradierenden Schicht **582** und der zweiten gradierenden Schicht **584** angeordnet ist; und eine zweite gradierende Schicht **594** mit hohem Brechungsindex, die auf Material basiert, das einen hohen Realteil eines komplexen Brechungsindex n_7 aufweist, und die zwischen der zweiten gradierenden Schicht **584** und der dritten gradierenden Schicht **586** positioniert ist, mit $\text{Re}(n_6) > \text{Re}(n_3)$ und $\text{Re}(n_7) > \text{Re}(n_4)$. In einem Ausführungsbeispiel, ist $\beta_3 > \beta_6$ und $\beta_4 > \beta_7$, um eine optimale interne Totalreflexion bereitzustellen.

[0045] Es ist selbstverständlich, dass das Material mit hohem Brechungsindex, das verwendet wird, um die erste gradierende Schicht **592** mit hohem Brechungsindex und die zweite gradierende Schicht **594** mit hohem Brechungsindex auszubilden, auf dem gleichen Material basieren kann, das verwendet wird, um die Schicht **574** mit hohem Brechungsindex auszubilden, oder auf unterschiedlichen Materialien mit hohem Brechungsindex basieren kann. Die Konfiguration des graduierten mehrschichtigen Materialstapels **570** ermöglicht eine gesteigerte Röntgenstrahlübertragung, da in der gradierenden Zone **580** mit hohem Reflexionsvermögen Schichten aus Materialien mit hohem realen Brechungsindex (d.h. Regionen mit verhältnismäßig geringer Photonenabsorption) angeordnet sind. Diese Konfiguration lässt sich auf Ausführungsbeispiele anwenden, die Querschnitte aufweisen, wie sie in **Fig. 1** und **Fig. 5** gezeigt sind, beispielsweise, um die Freifläche des entsprechenden optischen Bauelements zu vergrößern, indem abwechselnde gradierende Schichten wirkungsvoll zu Übertragungsschichten gestaltet werden.

[0046] Mit Bezugnahme auf **Fig. 10** ist ein Ausführungsbeispiel eines abgewandelten graduierten mehrschichtigen Materialstapels **600** gezeigt, der mehrere mehrschichtige Abschnitte aufweist, die exemplarisch durch einen mehrschichtigen Abschnitt **602-1** und einen mehrschichtigen Abschnitt **602-2** veranschaulicht sind. Einer oder mehrere der mehrschichtigen Abschnitte können eine gradierende Zone **604** aufweisen, die auf gradierenden Schichten **604-1** und **604-3** und einer gradierenden Verbundstoffschicht **604-2** basiert. Die gradierende Schicht **604-1** enthält ein als M_1 bezeichnetes erstes Bestandteilmaterial, das einen eindeutigen komplexen Brechungsindex n_3 und einen Imaginärteil des komplexen Brechungsindex β_3 aufweist, und die gradierende Schicht **604-3** enthält ein zweites Bestandteilmaterial M_2 , das einen eindeutigen komplexen Brechungsindex n_5 und einen Imaginärteil des komplexen Brechungsindex β_5 aufweist. In dem gezeigten Ausführungsbeispiel basiert die gradierende Verbundstoffschicht **604-2**, wie in der detaillierten Ansicht auf der rechten Seite gezeigt, auf vier gradierenden Teilschichten **612** bis **618**.

[0047] In dem veranschaulichten Ausführungsbeispiel weist jede der vier gradierenden Teilschichten **612** bis **618** eine andere Zusammensetzung sowohl des ersten Bestandteilmaterials M_1 als auch des zweiten Bestandteilmaterials M_2 auf, um zwischen der gradierenden Schicht **604-1** und der gradierenden Schicht **604-3** einen monoton gestuften Übergang der optischen Eigenschaften vorzusehen. Die gradierende Teilschicht **612** kann beispielsweise auf einem Gemisch aus etwa 0,8 Volumenanteilen des ersten Bestandteilmaterials M_1 und etwa 0,2 Volumenanteilen des zweiten Bestandteilmaterials M_2 basieren, d.h. das Volumenverhältnis des ersten Bestandteilmaterials M_1 zu dem zweiten Bestandteilmaterial M_2 beträgt in der gradierenden Teilschicht **612** etwa vier zu eins. In ähnlicher Weise kann die gradierende Teilschicht **614** auf einem Volumenanteil von etwa 0,6 des ersten Bestandteilmaterials M_1 und einem Volumenanteil von etwa 0,4 des zweiten Bestandteilmaterials M_2 basieren, die gradierende Teilschicht **616** kann auf einem Volumenanteil von etwa 0,4 des ersten Bestandteilmaterials M_1 und auf einem Volumenanteil von etwa 0,6 des zweiten Bestandteilmaterials M_2 basieren, und die gradierende Teilschicht **618** kann auf einem Volumenanteil von etwa 0,2 des ersten Bestandteilmaterials M_1 und auf einem Volumenanteil von etwa 0,8 des zweiten Bestandteilmaterials M_2 basieren.

[0048] Es ist selbstverständlich, dass eine Schicht in der gradierten mehrschichtigen Zone **604** mehr als eine gradierende Verbundstoffsicht enthalten kann. Darüber hinaus sollte es verständlich sein, dass eine gradierende Verbundstoffsicht zwei oder mehr gradierende Teilschichten beinhalten kann, und dass die Mischungen der Bestandteilmaterialien in den entsprechenden gradierenden Teilschichten Verhältnisse der beiden Bestandteilmaterialien der gradierenden Schicht aufweisen können, die sich von den oben unterbreiteten Beispielen unterscheiden. Darüber hinaus sollte es verständlich sein, dass die auf Zusammensetzungen basierende Gradierung für die Schicht mit hohem Brechungsindex und für die Schicht mit niedrigem Brechungsindex angewendet werden kann und nicht allein auf die gradierende Zone beschränkt zu sein braucht. Wenn eine Schicht „A“ mit einem Bestandteilmaterial M_A vorgegeben ist, und eine Schicht „B“ mit einem Bestandteilmaterial M_B vorgegeben ist, kann allgemein zwischen der Schicht „A“ und der Schicht „B“ eine Verbundstoffsicht „C“ ausgebildet sein, die auf mehrere Teilschichten C_1, C_2, \dots, C_N basieren kann. Vorzugsweise nimmt das Verhältnis des Bestandteilmaterials der Schicht M_A in jeder der Teilschichten C_1, C_2, \dots, C_N in aufeinanderfolgende Teilschichten zwischen der Schicht A und der Schicht B ab, und das Verhältnis des Bestandteilmaterials M_B der Schicht nimmt in aufeinanderfolgenden Teilschichten C_1, C_2, \dots, C_N zwischen der Schicht A und der Schicht B zu.

[0049] Fig. 11 zeigt einen gradierten mehrschichtigen Materialstapel **620**, der ein abgewandeltes Ausführungsbeispiel des (in Fig. 10 gezeigten) gradierten mehrschichtigen Materialstapels **600** ist. Der gradierte mehrschichtige Materialstapel **620** umfasst eine Anzahl N graderter mehrschichtiger Abschnitte, zu denen ein graderter mehrschichtiger Abschnitt **622-1** und graderte mehrschichtige Abschnitte **622-2** bis zu einem (nicht gezeigten) N -ten mehrschichtigen Abschnitt gehören. Ein oder mehrere gradierte mehrschichtige Abschnitte können eine gradierende Zone **624** mit einer gradierenden Verbundstoffsicht **624-2** enthalten. Die gradierende Verbundstoffsicht **624-2** basiert auf einer Mischung des ersten Bestandteilmaterials M_1 und des zweiten Bestandteilmaterials M_2 . Das Verhältnis des ersten Bestandteilmaterials M_1 zu dem zweiten Bestandteilmaterial M_2 , die mit unterschiedlichen Graden in der gradierenden Verbundstoffsicht **624-2** abgeschieden sind, kann in Abhängigkeit von dem Abstand „z“ zu einer Schicht **626** mit hohem Brechungsindex oder zu einer Schicht **627** mit niedrigem Brechungsindex spezifiziert werden. Beispielsweise kann das relative Verhältnis der Bestandteilmaterialien M_1 und M_2 an einem beliebigen Punkt in der gradierenden Verbundstoffsicht **624-2** in Abhängigkeit von dem Parameter „z“ ausgedrückt werden durch:

$$\text{composite} = f(z) M_1 + [1 - f(z) M_2] \quad (13),$$

[0050] wobei $f(z)$ beispielsweise eine lineare, polynomische oder logarithmische monotone Funktion sein kann, die Bruchteilwerte für die Bestandteilmaterialien M_1 und M_2 spezifiziert. Die monotone Funktion erzeugt auf diese Weise eine ebenmäßige Änderung der Zusammensetzung des relativen Verhältnisses der Bestandteilmaterialien M_1 und M_2 zwischen den beiden benachbarten gradierenden Schichten **624-1** und **624-3**.

[0051] Unter Bezugnahme auf Fig. 12 ist ein Paar optische Bauelemente **10a** und **10b** gezeigt. Jedes dieser optischen Bauelemente **10a**, **10b** ähnelt den mit speziellem Bezug auf Fig. 1A-9 beschriebenen optischen Bauelementen. Das Paar optische Bauelemente **10a**, **10b** kann in einem multienergetischen Röntgenbildgebungssystem verwendet werden. Das System kann einen ersten optischen Abschnitt zum Umlenken erster optischer Röntgenstrahlen durch interne Totalreflexion und einen zweiten optischen Abschnitt zum Umlenken zweiter optischer Röntgenstrahlen enthalten, wobei die zweiten optischen Röntgenstrahlen ein anderes Energieniveau aufweisen als die ersten optischen Röntgenstrahlen. Beispielsweise ist der erste optische Abschnitt dazu eingerichtet, ein erstes optisches Energiespektrum hoher Energie zu erzeugen, und der zweite optische Abschnitt ist dazu eingerichtet, ein zweites optisches Energie-

spektrum niedriger Energie zu erzeugen. In diesem Beispiel ist die mittlere Energie des ersten optischen Energiespektrums größer als die mittlere Energie in dem zweiten optischen Energiespektrum. Die mittlere Energie des Spektrums ist die berechnete mittlere Energie des Spektrums, wobei jede Energieportion in dem Spektrum vor der Berechnung des Mittelwerts zunächst durch den Bruchteil der gesamten Photonen gewichtet wird, die bei jener Energie emittiert sind.

[0052] Der Unterschied zwischen den optischen Bauelementen **10a, 10b** basiert darauf, dass das eine Element gestaltet ist, um für höhere Röntgenstrahlenergien durchlässig zu sein, während das andere gestaltet ist, um für vergleichsweise geringere Röntgenstrahlenergien durchlässig zu sein. Ein Formen oder Filtern des Quellenspektrums mittels der optischen Bauelemente **10a, 10b** bietet die Möglichkeit, auf der Grundlage einer Sub-Ansicht rasch spektrale Formen mit scharfen Kappungen höherer Energie zu erzeugen, was die Materialtrennschärfe verbessert und die meisten Ausrichtungsprobleme eliminieren kann. Die Fähigkeiten, Spektren mit gewünschten spektralen Formen zu erzeugen und in kurzer Zeit herzustellen, macht derartige optische Bauelemente für eine multienergetische Bildgebung besonders geeignet.

[0053] Das multienergetische Bildgebungssystem kann auch einen Filtermechanismus aufweisen, um gewisse Energien aus einem durch das optische Bauelement übertragenen Strahl auszufiltern. Der Filtermechanismus kann sich außerhalb des optischen Bauelements befinden, oder kann in das optische Bauelement integriert sein. In einem Ausführungsbeispiel basiert der Filtermechanismus beispielsweise, jedoch ohne darauf beschränken zu wollen, auf K-Rand-Filtern, die für jedes optische Element **10_a, 10_b** eine scharfe Kappung niedriger Energie vorsehen. Ein Ausführungsbeispiel beinhaltet eine unmittelbare Dampfabscheidung des K-Rand-Filters auf beide Enden der Optik **10_a, 10_b**. In einer Abwandlung kann das K-Rand-Filter als eine getrennte Folie ausgebildet sein, die mit dem Ausgang oder dem Eingang der Optik **10_a, 10_b** fluchtend ausgerichtet ist. In diesem Fall weist jede Optik **10a, 10b** in der Regel ihr eigenes unterschiedliches K-Rand-Filter auf, das entweder in die Optik integriert ist oder davon getrennt ist.

[0054] Die optischen Bauelemente **10_a, 10_b**, die sich, wie veranschaulicht, in einer gestapelten Anordnung befinden können, stehen in optischer Verbindung mit dem Target **724** des Röntgenröhrenkopfs. Speziell werden Röntgenstrahlen **733**, die durch das Auftreffen von Elektronenstrahlen bei Brennflecken **725** an dem Target **724** gebildet werden, von den Brennflecken **725** in Richtung der Eintrittsflächen **12** der optischen Bauelemente **10a, 10b** verbreitet. In einer Abwandlung können die Brennflecke **725** im Ge-

gensatz zu dem einzelnen kontinuierlichen Targetfleck **724** jeweils in voneinander getrennten einzelnen Targetflecken oder auf voneinander unabhängigen nicht zusammenhängenden Targets angeordnet sein. Die Röntgenstrahlen **733** werden in diesem Fall, wie im Vorausgehenden beschrieben, durch die optischen Vorrichtungen **10a, 10b** fokussiert und verlassen die Austrittsflächen als umgelenkte Röntgenstrahlen **734**. Diese Geometrie kann vervielfältigt werden, um eine Gruppe von Paaren derartiger Flecke hervorzu bringen, wo eine verteilte Matrix von Röntgenstrahlenquellenflecken zu nutzen ist.

[0055] Um eine Trennung von Signalen hoher und niedriger Röntgenstrahlenergie zu unterstützen, sind eine Reihe von Optionen möglich. Eine solche Anordnung verwendet ein optisches Bauelement mit einem oder ohne ein unabhängiges K-Rand-Filter, um zwei Signale hervorzu bringen, deren Energieverteilungen sich unterscheiden. Dies wird erreicht, indem ein Bild mittels des einen optischen Bauelements aufgenommen wird, und anschließend das Bild unter Verwendung sowohl des optischen Bauelements als auch eines K-Rand-Filters erneut aufgenommen wird, um Photonen geringer Energie zu eliminieren. Eine Subtraktion der beiden geeignet normierten Signale ergibt ein Signal mit überwiegend niedrigen Energien, während das Signal, das durch die Kombination des optischen Bauelements und des K-Rand-Filters erzeugt ist, ein Signal hervorbringt, das überwiegend Photonen mit im Verhältnis höherer Energie aufweist.

[0056] In einer Abwandlung können zwei optische Bauelemente in Verbindung mit wenigstens einem K-Rand-Filter verwendet werden. Die beiden optischen Bauelemente sind aus Materialien gefertigt, die eine Umlenkung und Übertragung von Röntgenstrahlen bewirken, die zwei verschiedene Photonenenergiebereiche aufweisen, die sich überlappen können oder auch nicht. Die Schritte des Aufnehmens eines Bildes mittels dieser beiden optischen Bauelemente, des Wiederholens unter Verwendung der optischen Bauelemente und eines K-Rand-Filters, der die Übertragung der niedrigen Energiepegel sperrt, die von dem niedrigen Energiepegel übertragenden optischen Bauelement ausgehen, und des Subtrahierens der beiden geeignet normierten Bilder werden ein Bild ergeben, das ausschließlich von den niedrigen Energien abgeleitet ist, die durch die Optik übertragen wurden, die die niedrigeren Energiepegel übertrug. Das auf einem Spektrum geringerer Energie basierende Bild könnte gewonnen werden, indem dieses auf einem Spektrum höherer Energie basierende, geeignet normierte Bild von dem Bild subtrahiert wird, das mittels Photonen gebildet wurde, die von der Kombination zweier optischer Bauelemente und einem K-Rand-Filter stammen. Um eine schärfere Kappung niedriger Energie in dem auf geringerer Energie basierenden Bild zu erzeugen, könnte ein zweiter K-Rand-Filter hinzugefügt werden, der die Photonen

mit der niedrigsten Energie von der betreffenden Optik abhängt.

[0057] Eine weitere Option, die eine noch größere Energietrennung zwischen den Signalen vorsehen kann, basiert darauf, die optischen Bauelemente zu koppeln, um Targets bei unterschiedlichen Beschleunigungspotentialen zu trennen, und sequentielle Bilder mittels Röntgenstrahlen aufzunehmen, die durch jede Beschleunigungspotential/Optik-Kombination emittiert werden. Vorteilhaftweise ermöglicht das spektrale Formen es, die Effizienz einer Vielzahl von Röntgenstrahluntersuchungs- und Scanverfahren zu optimieren, die in sonstiger Weise in CT- oder Röntgenstrahlbeugungsanwendungen erforderlich sind. Obwohl die Erörterung mit Blick auf die Betrachtung von Unterschieden von Bildern bei mehreren Energien durchgeführt ist, können auch standardmäßige auf Projektion basierende und auf Bildgebung basierende Auflösungsverfahren, die auf Energie ansprechende, verwendet werden, um die tatsächliche atomare Ordnungszahl der abgebildeten Objekte zu kennzeichnen.

[0058] **Fig. 13** veranschaulicht ein herkömmliches Akquisitionssystem **700** für den Einsatz in einem Objekterfassungssystem, beispielsweise in einem Computertomographie-(CT)-Scanner. Das Akquisitionssystem **700** enthält einen Scanner **702**, der eine Halterungskonstruktion aufweist und im Inneren, wie nachfolgend eingehender beschrieben, eine oder mehrere (nicht gezeigte) stationäre oder rotierende verteilte Röntgenstrahlenquellen sowie eine oder mehrere (nicht gezeigte) stationäre oder rotierende digitale Detektoren enthält. Der Scanner **702** ist dazu eingerichtet, einen Tisch **704** oder eine sonstige Stütze für ein zu scannendes Objekt aufzunehmen, beispielsweise für Patienten, Koffer, Gepäckstücke oder industrielle Teile Gepäckstücke oder Gepäck oder Patienten. Der Tisch **704** kann durch eine Öffnung in dem Scanner bewegt werden, um die Person bzw. das Objekt in einem während der Bildgebungssequenzen abzutastenden Bildgebungsvolume bzw. Bildgebungsebene geeignet zu positionieren.

[0059] Weiter enthält das System einen Strahlungsquellencontroller **706**, eine Tisch/Fließband-Steuerungseinrichtung **708** und einen Datenakquisitionscontroller **710**, die sämtliche durch einen Systemcontroller **712** gesteuert sein können. Der Strahlungsquellencontroller **706** regelt die Zeitsteuerung für Abgaben von Röntgenstrahlung, die, wie nachfolgend erläutert, von Punkten rund um den Scanner **702** in Richtung eines Detektorelements gelenkt werden, das sich auf einer entgegengesetzten Seite des Scanners befindet. Der Strahlungsquellencontroller **706** kann in jedem Zeitpunkt eine oder mehrere Emittoren in einer verteilten Röntgenstrahlenquelle triggern, um mehrere Projektionen oder Frames zu er-

zeugen, die gemessene Projektionsdaten enthalten. In gewissen Anordnungen kann der Röntgenstrahlungsquellencontroller **706** beispielsweise sequentiell Emission von Strahlung triggern, um benachbarte oder nicht benachbarte Messdatenframes rund um den Scanner aufzunehmen. In einer Untersuchungssequenz können viele derartige Frames gesammelt werden, und der Datenakquisitionscontroller **710**, der, wie nachstehend beschrieben, mit Detektorelementen verbunden ist, nimmt von den Detektorelementen ausgegebene Signale auf und verarbeitet die Signale, um sie für eine spätere Bildrekonstruktion zu speichern. In unten beschriebenen Konfigurationen, in denen eine oder mehrere Quellen rotierbar sind, kann der Strahlungsquellencontroller **706** außerdem die Rotation einer Gantry steuern, an der die eine oder die mehreren Quellen befestigt sind. Die Tisch/Band-Steuerungseinrichtung **708**, dient dann dazu, den Tisch und die Person geeignet in einer Ebene, in der die Strahlung emittiert wird, oder im Zusammenhang mit der vorliegenden Erfindung im Wesentlichen in einem abzubildenden Volumen zu positionieren. Der Tisch lässt sich in Abhängigkeit von dem verwendeten Bildgebungsprotokoll zwischen Bildgebungssequenzen oder im Verlauf gewisser Bildgebungssequenzen verschieben. Darüber hinaus kann der Datenakquisitionscontroller **710** in unten beschriebenen Konfigurationen, in denen ein oder mehrere Detektoren oder Detektorsegmente drehbar sind, außerdem die Rotation einer Gantry steuern, an der eine oder die mehreren Detektoren befestigt sind.

[0060] Der Systemcontroller **712** regelt im Wesentlichen den Betrieb des Strahlungsquellencontrollers **706**, des Tischcontrollers **708** und des Datenakquisitionscontrollers **710**. Der Systemcontroller **712** kann somit veranlassen, dass der Strahlungsquellencontroller **706** eine Emission von Röntgenstrahlung auslöst, und kann derartige Emissionen während Bildgebungssequenzen koordinieren, die durch den Systemcontroller definiert sind. Der Systemcontroller kann außerdem die Bewegung des Tisches/ Bandes koordiniert mit einer solchen Emission regeln, um Messdaten zu sammeln, die speziell interessierenden Volumina entsprechen, oder sie in vielfältigen Bildgebungsmodi, z.B. Spiralscanmodi, durchführen. Darüber hinaus koordiniert der Systemcontroller **712** die Drehung einer Gantry, an der die Quelle(n) und/oder der (die) Detektor(en) befestigt sind. Der Systemcontroller **712** nimmt ferner Daten auf, die durch den Datenakquisitionscontroller **710** akquiriert sind, und koordiniert die Speicherung und Verarbeitung der Daten.

[0061] Es sollte berücksichtigt werden, dass die Steuerungseinrichtungen und auch unterschiedliche hierin beschriebenen Schaltkreise durch Hardwareschaltung, Firmware oder Software verwirklicht sein können. Die speziellen Protokolle für Bildgebungssequenzen werden beispielsweise im Allgemeinen

durch einen Code definiert, der von den Systemcontrollern ausgeführt wird. Darüber hinaus können eine anfängliche Verarbeitung, Aufbereitung, Filterung und sonstige Arbeitsschritte, die an den durch den Scanner akquirierten Messdaten durchzuführen sind, in einer oder mehreren der in **Fig. 13** dargestellten Komponenten ausgeführt werden. Beispielsweise werden Detektorelemente, wie nachstehend beschrieben, analoge Signale hervorbringen, die den Abbau einer Ladung in Photodioden kennzeichnen, die an Orten angeordnet sind, die Pixel des Datenakquisitionsdetektors entsprechen, solche analogen Signale werden durch Elektronikschaltkreise in dem Scanner in digitale Signale umgewandelt und zu dem Datenakquisitionscontroller **710** übertragen. An diesem Punkt kann eine partielle Verarbeitung stattfinden, und die Signale werden schließlich für eine weitere Filterung und Verarbeitung zu dem Systemcontroller übertragen. Darüber hinaus können die Steuereinrichtungen/Controller als voneinander unabhängige Instanzen verwirklicht sein, oder sie können in eine einzelne Hardware-, Firmware- oder Softwarekomponente integriert sein.

[0062] Der Systemcontroller **712** ist außerdem mit einer Bedienerchnittstelle **714** und mit einer oder mehreren Speichereinrichtungen **716** verbunden. Die Bedienerchnittstelle kann in dem Systemcontroller integriert sein und wird allgemein eine Bedienungsworkstation aufweisen, die dazu dient, Bildgebungssequenzen einzuleiten, derartige Sequenzen zu steuern und während der Bildgebungssequenzen akquirierte Messdaten zu handhaben. Die Speichereinrichtungen **716** können sich am Ort des Bildgebungs- system befinden, oder sie können teilweise oder insgesamt entfernt von dem System angeordnet sein. Somit können Bildgebungsvorrichtungen **716** lokale, magnetische oder optische Speicher, oder lokale oder entfernt angeordnete Verwahrungsorte für gemessene Daten beinhalten, die zur Rekonstruktion dienen. Darüber hinaus können die Speicher- einrichtungen dazu eingerichtet sein, unverarbeitete, teilweise verarbeitete oder vollständig verarbeitete Messdaten für eine Rekonstruktion aufzunehmen.

[0063] Der Systemcontroller **712** oder die Bediener- schnittstelle **714** oder beliebige entfernt angeordnete Systeme und Workstations können Software für die Verarbeitung und Rekonstruktion von Bildern enthalten. Wie dem Fachmann einleuchten wird, kann ein derartiges Verarbeiten von CT-Messdaten durch eine Reihe von mathematischen Algorithmen und Techniken ausgeführt werden. Beispielsweise können herkömmliche gefilterte Rückprojektionstechniken verwendet werden, um die durch das Bildgebungssystem akquirierten Daten zu verarbeiten und rekonstruieren. Es können auch andere Techniken sowie in Verbindung mit gefilterter Rückprojektion verwendete Techniken genutzt werden. In einem Beispiel wird eine Beugungsanalyse durchgeführt, und es werden

wenigstens die Kristallstruktur, Zusammensetzung und/oder Spannung/Dehnung eines Objekts identifiziert.

[0064] In dem System kann eine entfernt angeordnete Schnittstelle **718** enthalten sein, die dazu dient, Daten von dem Bildgebungssystem zu solchen entfernt angeordneten Verarbeitungseinheiten, Betrachtungsstationen oder Speichereinrichtungen zu übertragen.

[0065] In einigen Ausführungsbeispielen kann das Target **724** (siehe **Fig. 12**), beispielsweise ein drehbares oder stationäres Target, in einem Computertomographiesystem verwendet werden. Das Target **724** weist einen einzelnen Targetbrennfleck oder mehrere Targetbrennflecke **725** auf. Weiter ist das Target **724** in ein (nicht gezeigtes) Vakuumgehäuse eingeschlossen, das mindestens ein für Röntgenstrahlen durchlässiges Fenster aufweist. Das Target **724** kann drehend angetrieben werden, so dass ein Targetbrennfleck **725** mit einem der Fenster in optischer Verbindung steht. Die Targetbrennflecke **725** auf dem Target **724** werden von Elektronen erzeugt, die in Richtung des Targets beschleunigt werden; die Elektronen werden aus einem oder mehreren Elektronenemittern abgestrahlt.

[0066] Einem Fachmann wird einleuchten, dass jede der oben beschriebenen graduierten mehrschichtigen optischen Vorrichtungen **172, 200, 210, 215, 400, 450, 570, 600** und **620** eine oder mehrere der oben beschriebenen Konfigurationen gradierter mehrschichtiger Abschnitte aufweisen können, wobei ferner die zentrale oder Kernschicht eines gradierten mehrschichtigen optischen Bauelements entweder ein Material mit hohem Brechungsindex oder ein Material mit niedrigem Brechungsindex aufweisen kann, und eine äußere Schicht des optischen Bauelements ein Material mit niedrigem Brechungsindex enthalten kann. Darüber hinaus sollte es verständlich sein, dass, obwohl vielfältige hier beschriebene Ausführungsbeispiele von Kernkonfigurationen und optischen Bauelementen runde oder ebene Querschnitte aufweisen, beliebige Kernformen und Konfigurationen optischer Bauelemente verwendet werden können, um das Umlenken von Röntgenstrahlen zu bewirken, ohne dass der Schutzmfang der Erfindung berührt ist.

[0067] Vorteilhafterweise mildert oder eliminiert das graduierte mehrschichtige optische Bauelement einen Kompromiss, der im Falle herkömmlicher CT-Bildgebungssysteme zwischen Röntgenflussnutzung und Rekonstruktionskomplexität einzugehen ist. Beispielsweise mildert das graduierte mehrschichtige optische Bauelement den Kompromiss zwischen der Röntgenflussnutzung und der Rekonstruktionskomplexität, indem ein Mittel bereit gestellt wird, um einen höheren Prozentsatz des von dem Brennfleck

ausgehenden verfügbaren Röntgenflusses zu nutzen, während eine Topologie bereitgestellt wird, die in der Lage ist, Grundzüge zweidimensionaler Rekonstruktion zu nutzen. Um dieses Ergebnis zu erreichen, werden mehrere gradierte mehrschichtige optische Bauelemente verwendet, um die verfügbaren Röntgenstrahlen zu sammeln und sie in einen (diskreten oder kontinuierlichen) Stapel paralleler Fächerstrahlen umzulenken. Im Ergebnis lässt sich die Nutzung einer hohen Flussdichte erreichen, während mit Blick auf eine angemessene Bildqualität einfachere zweidimensionale Rekonstruktionsgrundzüge verwendet werden. Die gradierten mehrschichtigen optischen Bauelemente vereinfachen die Rekonstruktionsstrategien für hochauflösende, eine hohen Datendurchsatz voraussetzende Systeme beträchtlich, indem sie die Konusstrahlrekonstruktionsartefakte ausschließen. Diese Optiken werden außerdem Detektorkosten verringern, indem sie es erlauben die Detektorabmessung, die zur Abdeckung eines spezifizierten Objekts erforderlich ist, zu reduzieren, da Vergrößerungsprobleme in Längsrichtung eliminiert sind. Zusätzlich zu der Einrichtung ebener Abtastungsgeometrien, die die einfachere und genauere zweidimensionale Rekonstruktionen erlauben, würde eine Matrix von Optiken außerdem eine Gleichmäßigkeit und Konsistenz der spektralen Form, der optische Abmessung des Strahlflecks und des Strahlfleckorts für sämtliche Detektorelemente in einer Multischichtmatrix vorsehen, was die Abweichungen jener Parameter verringert, die für herkömmliche CT-Systeme charakteristisch sind, die einen Einzelfleck und weite Winkel verwenden. Konstruktionen der nächsten Generation werden daher von den Wirkungen dieser Vorteile profitieren. Eine bessere Nutzung der verfügbaren Röntgenstrahlphotonen kann außerdem die Lebensdauer der Röhre steigern. Da ein größerer Teil der Röntgenstrahlphotonen für die Bildgebung verfügbar ist, kann der Strom in dem auf die Anode treffenden Elektronenstrahl reduziert werden. Dies reduziert die thermische Wechselbeanspruchung des Targets, gestattet eine Vereinfachung von Kühlungsmaßnahmen und erlaubt eine Steigerung der Röhrenlebensdauer.

[0068] Obwohl die Vorteile der mehrschichtigen Röntgenoptikbauelemente beispielsweise die Verbesserung des Wirkungsgrads verfügbarer Röntgenstrahlphotonen und die Verringerung der thermischen Wechselbeanspruchung des Targets im obigen in Zusammenhang mit einer CT-Bildgebung erörtert sind, sind sie gleichermaßen auf Röntgenbildgebung, Tomosynthese-Bildgebung und Röntgenstrahlbeugungsbildgebung anwendbar.

[0069] Die vorliegende Beschreibung verwendet Beispiele, um die Erfindung zu beschreiben, und um es außerdem einem Fachmann zu ermöglichen, die Erfindung in der Praxis einzusetzen, beispielsweise beliebige Einrichtungen und Systeme herzustel-

len und zu nutzen und beliebige damit verbundene Verfahren durchzuführen. Der patentfähige Schutzmfang der Erfindung ist durch die Ansprüche definiert und kann andere dem Fachmann in den Sinn kommende Beispiele umfassen. Solche anderen Beispiele sollen in den Schutzmfang der Ansprüche fallen, falls sie strukturelle Elemente aufweisen, die sich von dem wörtlichen Inhalt der Ansprüche nicht unterscheiden, oder falls sie äquivalente strukturelle Elemente mit unwesentlichen Unterschieden gegenüber dem wörtlichen Inhalt der Ansprüche enthalten.

[0070] Beschrieben ist ein Röntgenbildgebungssystem **700**, das eine oder mehrere fächerförmige Strahlen erzeugt. Das System enthält ein Target **724** zum Abstrahlen von Röntgenstrahlen **733**, das mindestens einen Targetbrennfleck **725** und ein oder mehrere gradierte mehrschichtige optische Bauelemente aufweist, die mit dem Target **724** optisch verbunden sind. Die Optik überträgt wenigstens einen Teil der Quelleröntgenstrahlen **733**, um den einen oder die mehreren fächerförmigen Strahlen zu erzeugen. Die gradierten mehrschichtigen optischen Bauelemente enthalten wenigstens einen ersten gradierten mehrschichtigen Abschnitt zum Umlenken und Übertragen von Röntgenstrahlen **734**) durch interne Totalreflexion. Zu dem gradierten mehrschichtigen Abschnitt gehören: eine Schicht mit hohem Brechungsindex aus Material mit einem ersten komplexen Brechungsindex n_1 ; eine Materialschicht mit niedrigem Brechungsindex mit einem zweiten komplexen Brechungsindex n_2 ; und eine gradierende Zone, die zwischen den Materialschichten mit hohem Brechungsindex und mit niedrigem Brechungsindex positioniert ist. Die gradierende Zone weist eine gradierende Schicht mit einem dritten komplexen Brechungsindex n_3 auf, so dass $Re(n_1) > Re(n_2) > Re(n_3)$.

Bezugszeichenliste

100	Einzelner gradierender Abschnitt
102	Erste Schicht
104	N-te Schicht
106	Zweite Schicht
108	(N-1)-te Schicht
110	Gradierende Zone
112	Photonen
114	Kritischer Winkel
116-122	Grenzflächen
140	Einzelner gradiert mehrschichtiger Abschnitt
142	Schicht mit hohem Brechungsindex

144	Schicht mit niedrigem Brechungsindex	400	Optisches Bauelement
		402	Gradierende Zone
152	Mehrere gradierende Schichten	414	Gekrümmte Reflexionsgrenzfläche
154	Mehrere gradierende Schichten	416	Gekrümmte Reflexionsgrenzfläche
156	Mehrere gradierende Schichten	418	Gekrümmte Reflexionsgrenzfläche
158	Gradierende Zone	450	Optisches Bauelement
162	Erste reflektierende Fläche	452	Erster Umlenkabschnitt
164	Zweite reflektierende Fläche	454	Eingekapselter Bündelungsabschnitt
166	Dritte reflektierende Fläche	456	Zweiter Umlenkabschnitt
168	Vierte reflektierende Fläche	470	Schicht mit niedrigem Brechungsindex
170	Röntgenstrahlenquelle	472	Gradiertes mehrschichtiges optisches Bauelement
172	Divergentes Röntgenstrahlenbündel	474	Fächerförmiger Strahl
172-0-172-4	Divergierende Röntgenstrahlteile	476	Eindimensionale Matrix
174	Umlenkabschnitt	474	Optischen mit kreisförmigem Querschnitt
176	Bündelungsabschnitt	476	Matrix von Optiken mit kreisförmigem Querschnitt
178	Kollimierter Strahl	476	Optiken mit kreisförmigem Querschnitt
178-0-178-4	Röntgenstrahlteile	478	Diskrete zylindrische Strahlen
182a	Anfangsreflexionspunkt	570	Gradierter mehrschichtiger Materialstapel
182b	Endreflexionspunkt	570	Gradierter mehrschichtiger Abschnitt
184a	Anfangsreflexionspunkt	572-1-572-2	Schicht mit hohem Brechungsindex
184b	Endreflexionspunkt	574	Schicht mit niedrigem Brechungsindex
186a	Anfangsreflexionspunkt	574	Gradierende Zone mit hohem Reflexionsvermögen
186b	Endreflexionspunkt	576	Erste gradierende Schicht
200	Optisches Bauelement	576	Zweite gradierende Schicht
206	Schicht mit hohem Brechungsindex	580	Dritte gradierende Schicht
210	Größeres optisches Bauelement	582	Gradierende Schicht mit hohem Brechungsindex
215	Umlenkabschnitt	584	Zweite gradierende Schicht mit hohem Brechungsindex
212-1-12-N	Mehrere mehrschichtige Zonen	586	Zweite gradierende Schicht mit hohem Brechungsindex
244	Kernschicht	592	Dritte gradierende Schicht mit hohem Brechungsindex
248	Ebene Flächen	594	Optisches Bauelement mit hohem Brechungsindex
260	Optisches Bauelement	594	Mehrere mehrschichtige Zonen
262-1-262-N	Mehrere mehrschichtige Zonen		

600	Gradierter mehrschichtiger Materialstapel	optischen Bauelementen (10a, 10b, 200, 210, 260, 400, 450) gehören:
602-1-602-2	Mehrschichtiger Abschnitt	ein erster gradierter mehrschichtiger Abschnitt (452) zum Umlenken und Übertragen von Röntgenstrahlen (733) durch interne Totalreflexion, zu dem gehören: eine Schicht mit hohem Brechungsindex (102, 142, 206, 574, 592, 626) aus Material mit einem ersten komplexen Brechungsindex n_1 , der einen Realteil $Re(n_1)$ und einen Imaginärteil β_1 aufweist; eine Materialschicht mit niedrigem Brechungsindex (104, 144, 462, 576, 627) mit einem zweiten komplexen Brechungsindex n_2 , der einen Realteil $Re(n_2)$ und einen Imaginärteil β_2 aufweist; und
604	Gradierende Zone	eine gradierende Zone (110, 158, 402, 580, 604, 624), die zwischen der Materialschicht mit hohem Brechungsindex und der Materialschicht mit niedrigem Brechungsindex angeordnet ist, wobei die gradierende Zone (110, 158, 402, 580, 604, 624) eine gradierende Schicht (582) enthält, die einen dritten komplexen realen Brechungsindex n_3 mit einem Realteil $Re(n_3)$ und einem Imaginärteil β_3 aufweist, so dass $Re(n_1) > Re(n_3) > Re(n_2)$
604-1-604-2	Gradierende Schichten	
612-618	Gradierende Teilschichten	
620	Gradierter mehrschichtiger Materialstapel	
622-1-622-N	Gradierte mehrschichtige Abschnitte	
624	Gradierende Zone	2. System nach Anspruch 1, wobei das Target (724) in einem Gehäuse eingeschlossen ist, das ein für Röntgenstrahlen (733) durchlässiges Fenster aufweist, wobei die gradierten mehrschichtigen optischen Bauelemente (10a, 10b, 200, 210, 260, 400, 450) im Inneren des Gehäuses befestigt sind, außerhalb des Gehäuses befestigt sind, als das Fenster hergestellt sind, oder in das Fenster integriert sind.
624-2	Gradierende Verbundstoffschicht	3. System nach Anspruch 1, wobei das eine oder die mehreren gradierten mehrschichtigen optischen Bauelemente (10a, 10b, 200, 210, 260, 400, 450) im Falle von Übertragungstargets auf dem Target (724) oder im Falle von Reflexionstargets in der Nähe des Targets (724) befestigt sind.
626	Schicht mit hohem Brechungsindex	4. System nach Anspruch 1, wobei der fächerförmige Strahl (472) einen kontinuierlichen fächerförmigen Strahl oder einen diskreten Stapel paralleler fächerförmiger Strahlen beinhaltet.
627	Schicht mit niedrigem Brechungsindex	
700	Akquisitionssystem	5. System nach Anspruch 1, wobei das eine oder die mehreren gradierten mehrschichtigen optischen Bauelemente (10a, 10b, 200, 210, 260, 400, 450) Paare gestapelter gradierter mehrschichtiger optischer Bauelemente beinhalten, wobei eine Hälfte eines Paars positioniert ist, um ein Spiegelbild der anderen Hälfte des Paars zu bilden.
702	Scanner	
704	Tabelle	
710	Datenakquisitionscontroller	
712	Steuereinrichtung	
714	Bedienerschnittstelle	
716	Speichereinrichtungen	
718	Entfernt angeordnete Schnittstelle	
724	Target	
725	Brennflecke	
733	Röntgenstrahlen	
734	Röntgenstrahlen	

Patentansprüche

1. Röntgenbildgebungssystem, das einen oder mehrere fächerförmige Strahlen (472) erzeugt, aufweisend:
 ein Target (724), das dazu dient, Röntgenstrahlen (733) zu emittieren, wenn darauf Elektronen von einer Elektronenquelle auftreffen, wobei das Target (724) wenigstens einen Targetbrennfleck (725) aufweist; und
 ein oder mehrere gradierte mehrschichtige optische Bauelemente (10a, 10b, 200, 210, 260, 400, 450), die mit dem Target in Verbindung stehen, um wenigstens einen Teil der Röntgenstrahlen (733) durch interne Totalreflexion zu übertragen, um den einen oder die mehreren fächerförmigen Strahlen (472) hervorzubringen, wobei zu den gradierten mehrschichtigen

5. System nach Anspruch 1, wobei das eine oder die mehreren gradierten mehrschichtigen optischen Bauelemente (10a, 10b, 200, 210, 260, 400, 450) Paare gestapelter gradierter mehrschichtiger optischer Bauelemente beinhalten, wobei eine Hälfte eines Paars positioniert ist, um ein Spiegelbild der anderen Hälfte des Paars zu bilden.

6. System nach Anspruch 1, wobei das eine oder die mehreren gradierten mehrschichtigen optischen Bauelemente (10a, 10b, 200, 210, 260, 400, 450) dazu eingerichtet sind, eine Bewegung des wenigstens einen Brennflecks (725) auf dem Target (724) zu kompensieren.

7. System nach Anspruch 1, wobei das Röntgenbildgebungssystem (700) in einem Computertomographie-(CT)-System, in einem Röntgenradiographiesystem, in einem Tomosynthese-System, oder in einem Röntgenstrahlbeugungssystem verwendet wird.

8. Multienergetisches Röntgenbildgebungssystem, das einen oder mehrere fächerförmige Strahlen (472) erzeugt, aufweisend:
 eine Elektronenquelle;
 ein Target (724), das dazu dient, Röntgenstrahlen (733) zu formen, wenn darauf Elektronen von der Elektronenquelle auftreffen;
 ein Vakuumkammer, in der das Target (724) untergebracht ist;
 ein Fenster, durch das die Röntgenstrahlen (733) die Vakuumkammer verlassen können;
 wenigstens ein gradiertes mehrschichtiges optisches Bauelement (10a, 10b, 200, 210, 260, 400, 450), das dazu eingerichtet ist, einen gewünschten Bereich von Röntgenstrahlenergien zu übertragen, um den einen oder die mehreren fächerförmigen Strahlen (472) zu erzeugen, wobei das wenigstens eine gradierte mehrschichtige optische Bauelement (10a, 10b, 200, 210, 260, 400, 450) aufweist:
 einen ersten optischen Abschnitt (452) zum Umlenken erster optischer Röntgenstrahlen (733) durch interne Totalreflexion; und
 einen zweiten optischen Abschnitt (456) zum Umlenken zweiter optischer Röntgenstrahlen (733), wobei die zweiten optischen Röntgenstrahlen ein anderes mittleres Energieniveau aufweisen als die ersten optischen Röntgenstrahlen.

9. Multienergetisches Röntgenbildgebungssystem nach Anspruch 8, wobei:
 der erste optische Abschnitt (452) dazu eingerichtet ist, ein Spektrum mit einer hohen mittleren Energie zu erzeugen; und
 der zweite optische Abschnitt (456) dazu eingerichtet ist, ein Spektrum mit einer niedrigen mittleren Energie zu erzeugen, wobei die mittlere Energie des ersten optischen Energiespektrums größer oder gleich der mittleren Energie in dem zweiten optischen Energiespektrum ist.

10. Verfahren zum Abbilden eines Objekts, mit den Schritten:
 Abstrahlen von Elektronenstrahlen von wenigstens einem Elektronenstrahlemitter in Richtung eines Targets (724), das wenigstens einen Targetbrennfleck (725) aufweist;
 Erzeugen von von dem Target (724) ausgehenden Röntgenstrahlen (733) in Antwort auf ein Auftreffen der Elektronenstrahlen;
 Formen der Röntgenstrahlen (733) zu einem oder mehreren fächerförmigen Strahlen (472), wobei die fächerförmige Strahlen (472) mittels interner Totalreflexion der Röntgenstrahlen (733) durch eine oder

mehrere gradierte mehrschichtige optische Bauelemente (10a, 10b, 200, 210, 260, 400, 450) erzeugt werden, die so angeordnet sind, dass mindestens eines der mehreren gradierten mehrschichtigen optischen Bauelemente mit dem wenigstens einen Targetbrennfleck (725) optisch verbunden ist; und Erzeugen eines Abbilds des Objekts unter Verwendung der emittierten Röntgenstrahlen (733), die durch das eine oder die mehreren gradierten mehrschichtigen optischen Bauelemente (10a, 10b, 200, 210, 260, 400, 450) übertragen werden.

Es folgen 13 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

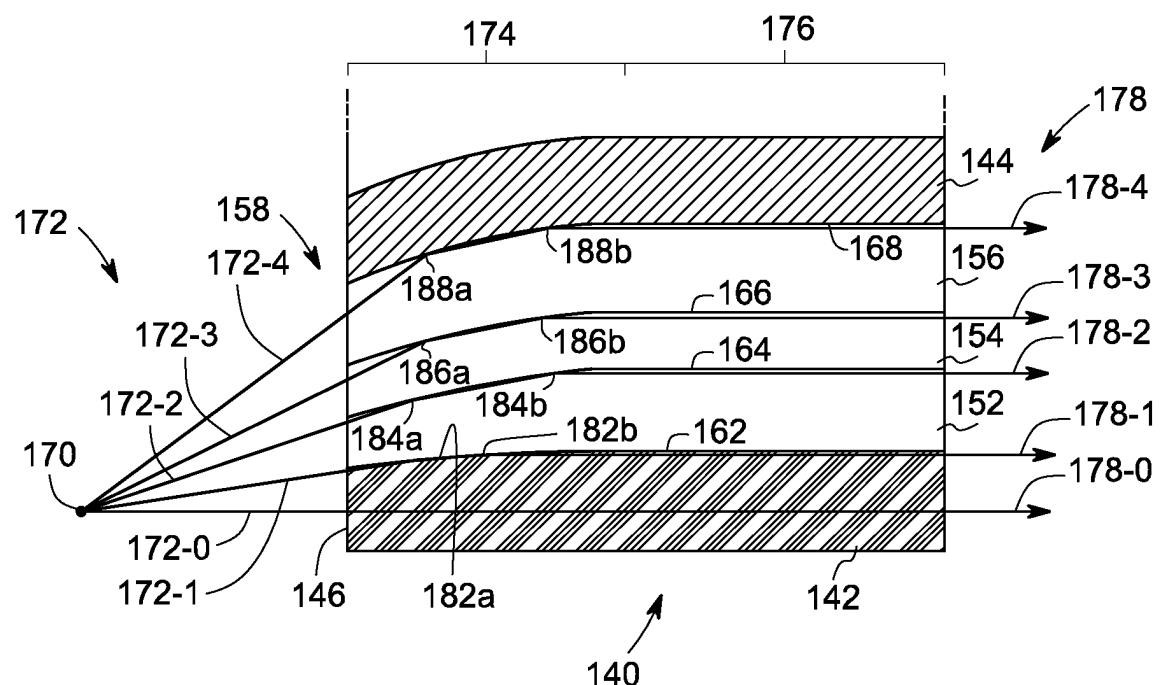


FIG. 1A

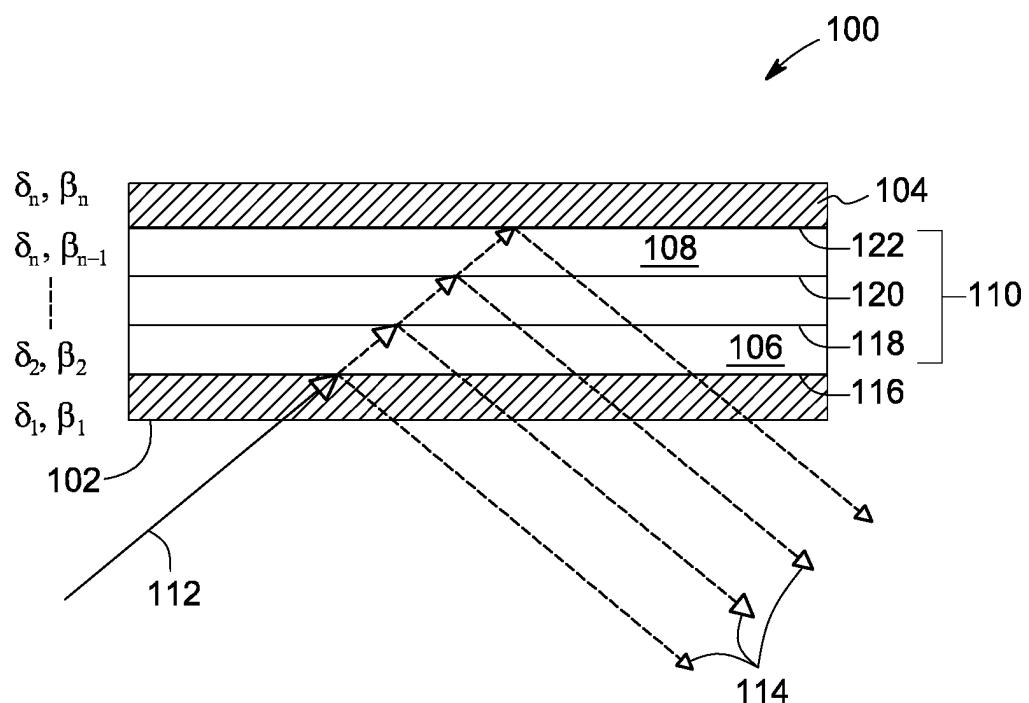


FIG. 1B

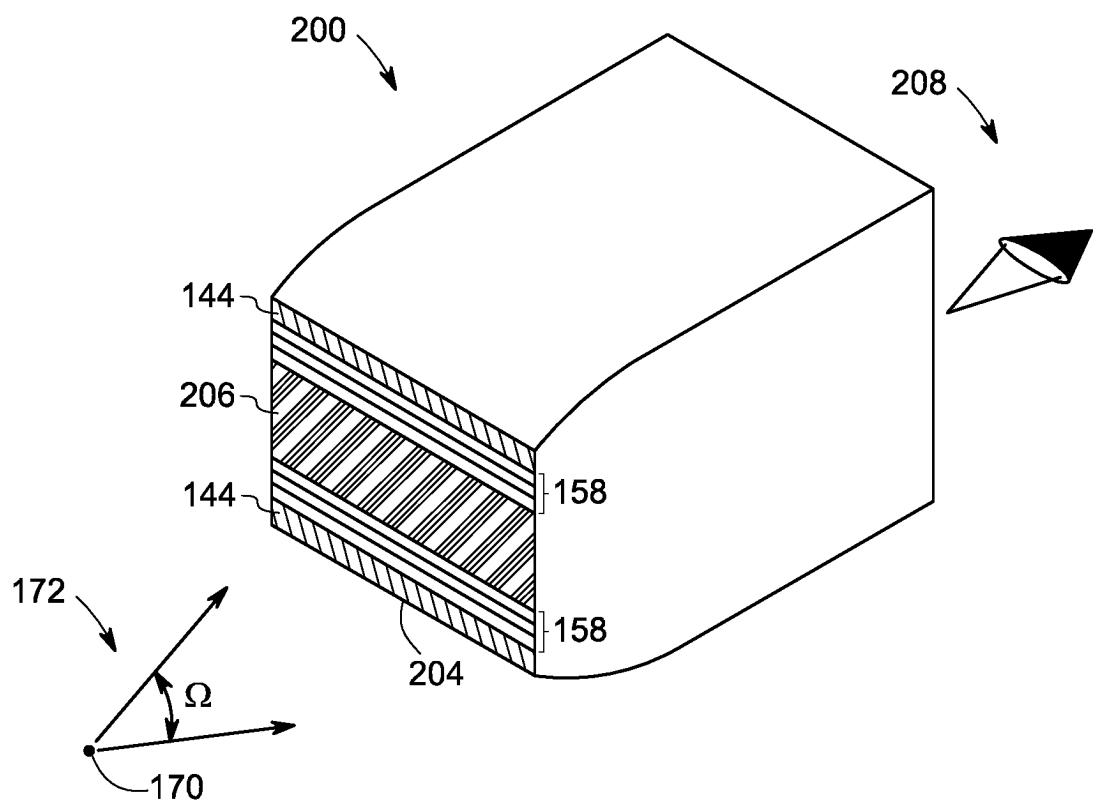


FIG. 2

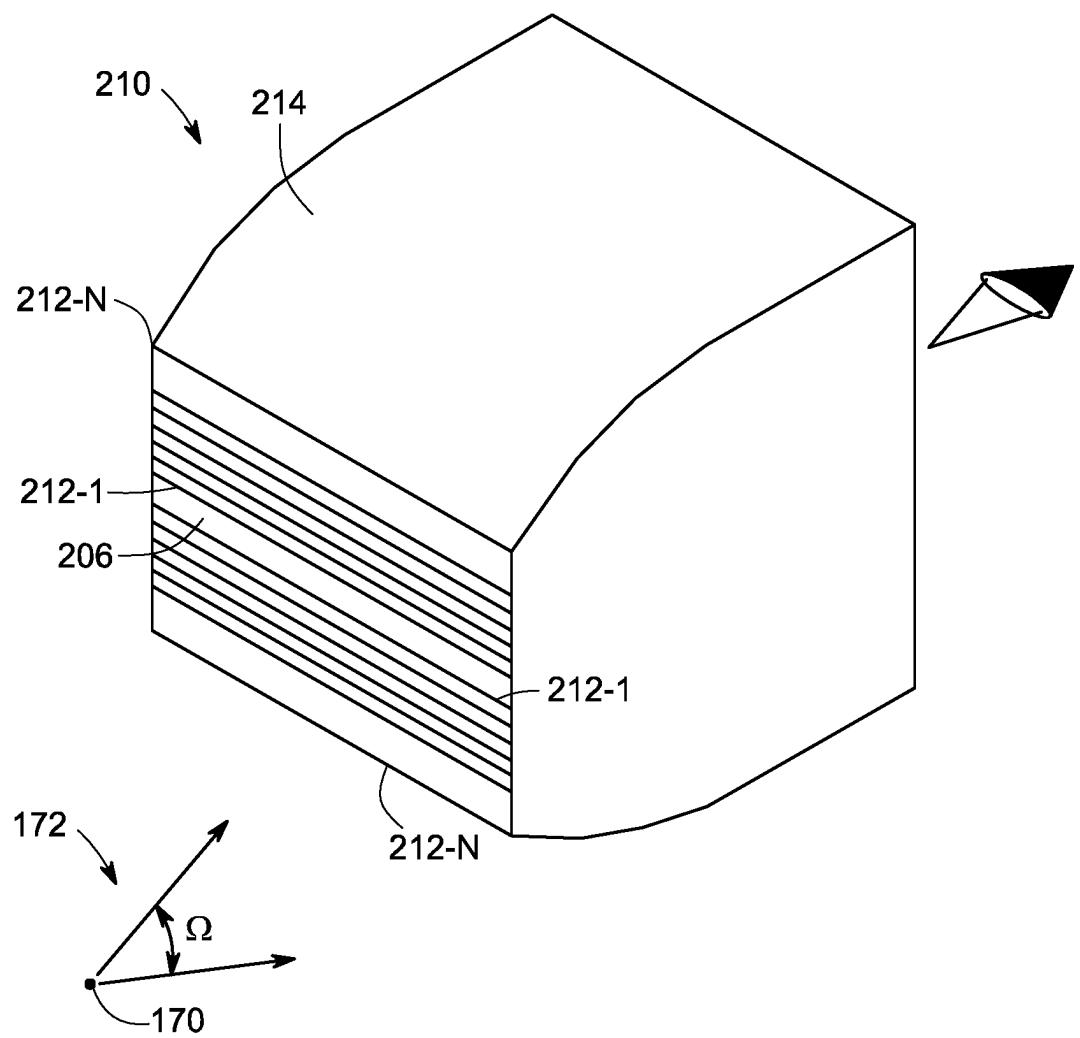


FIG. 3

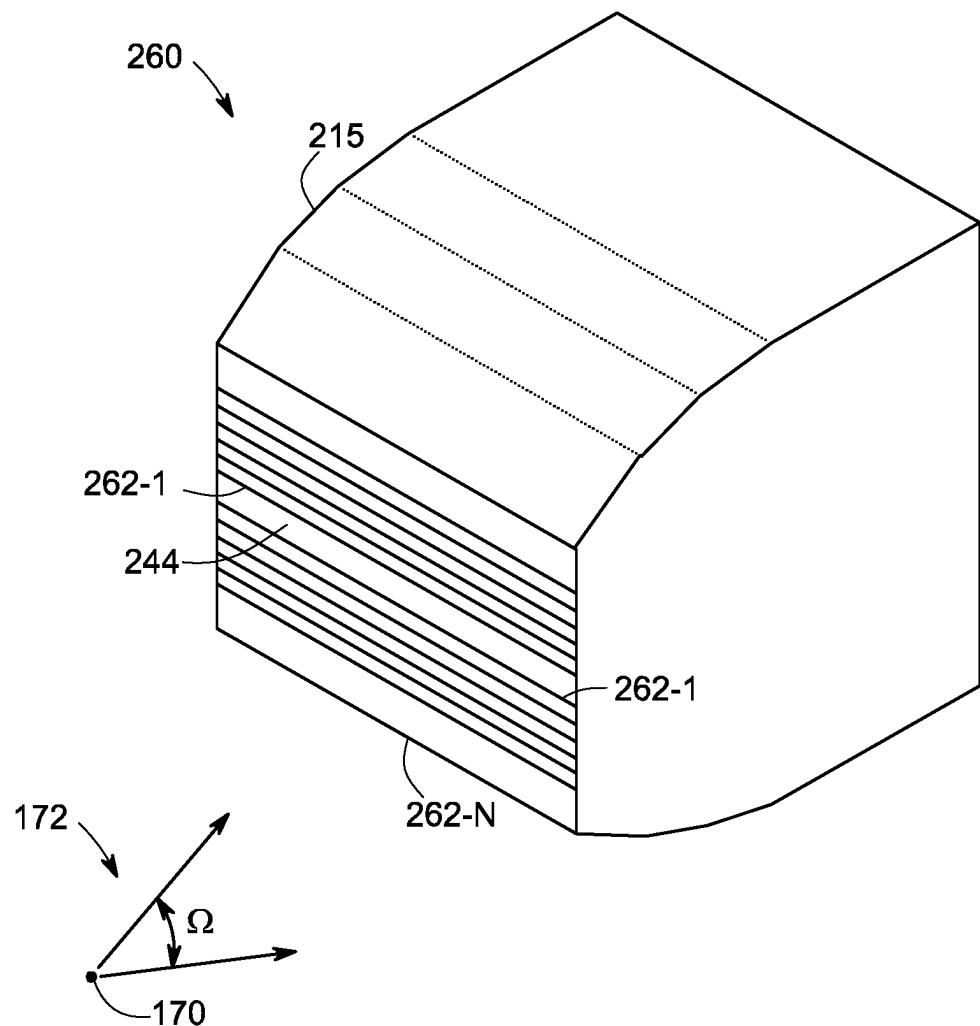


FIG. 4

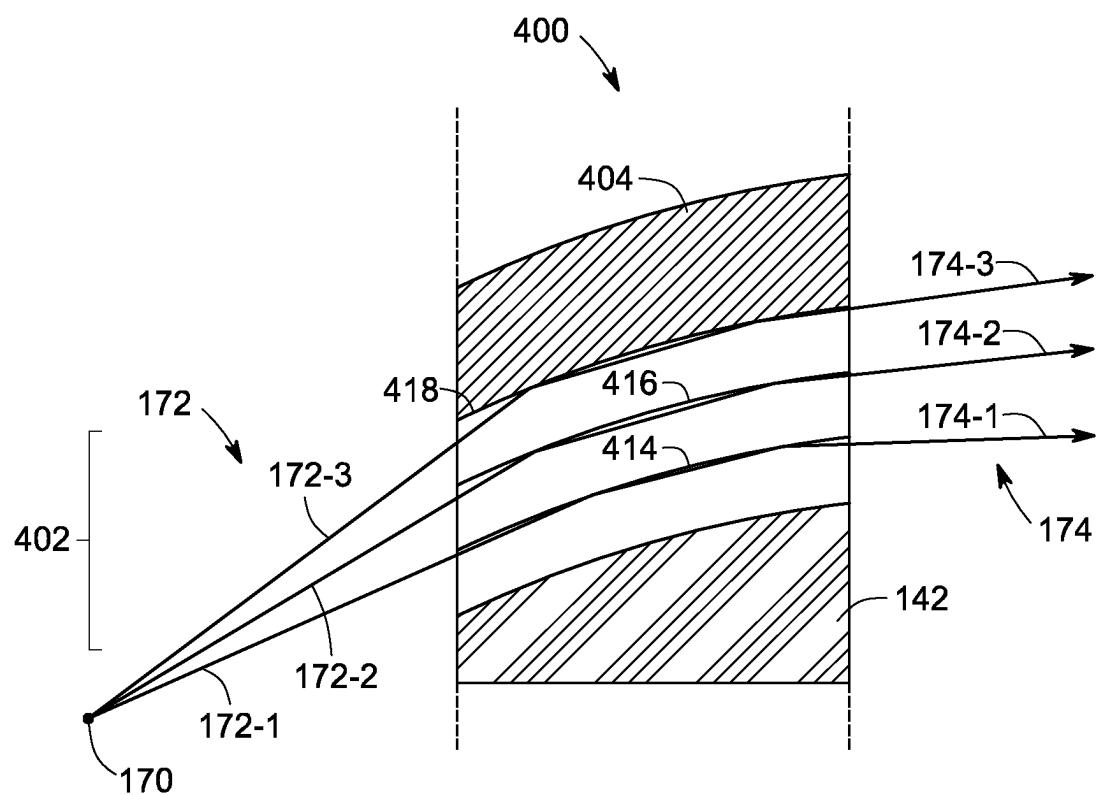


FIG. 5

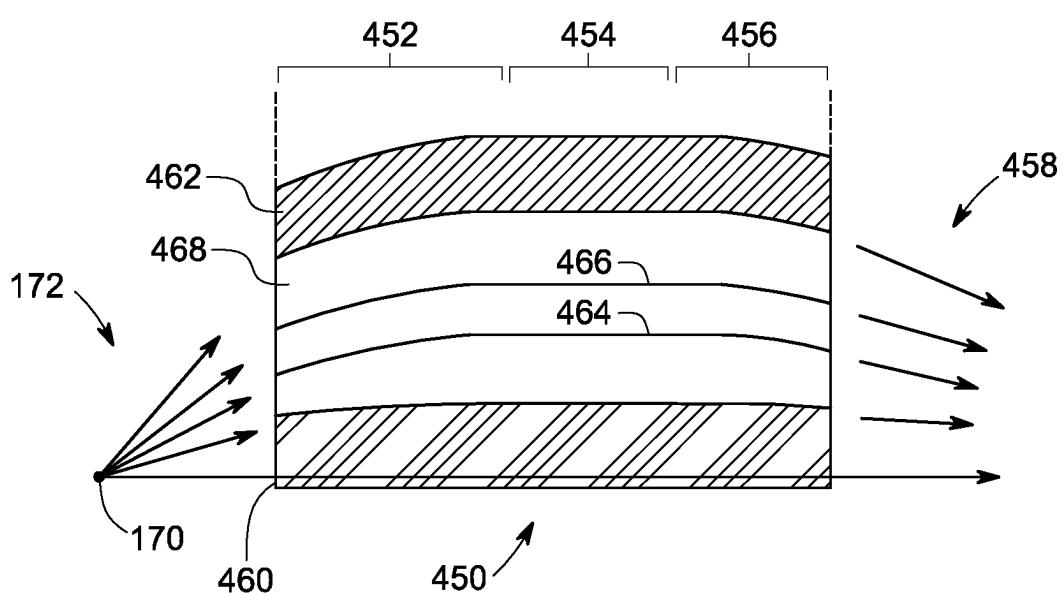


FIG. 6

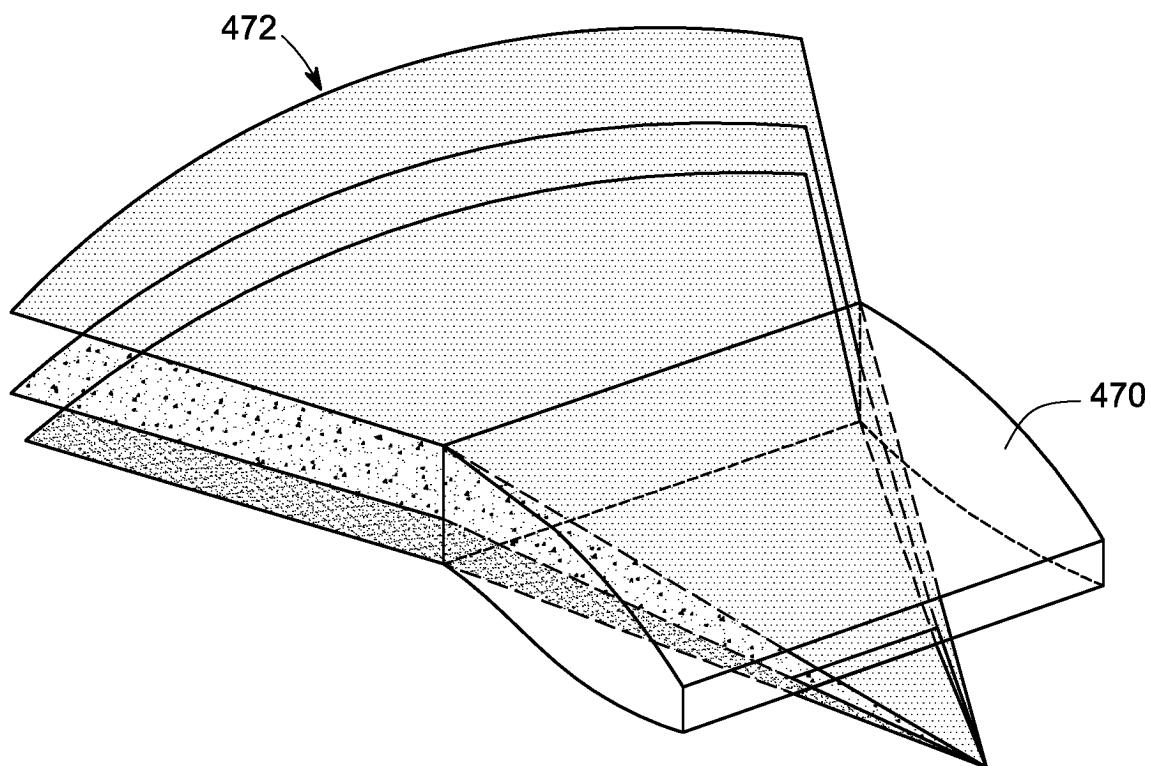


FIG. 7

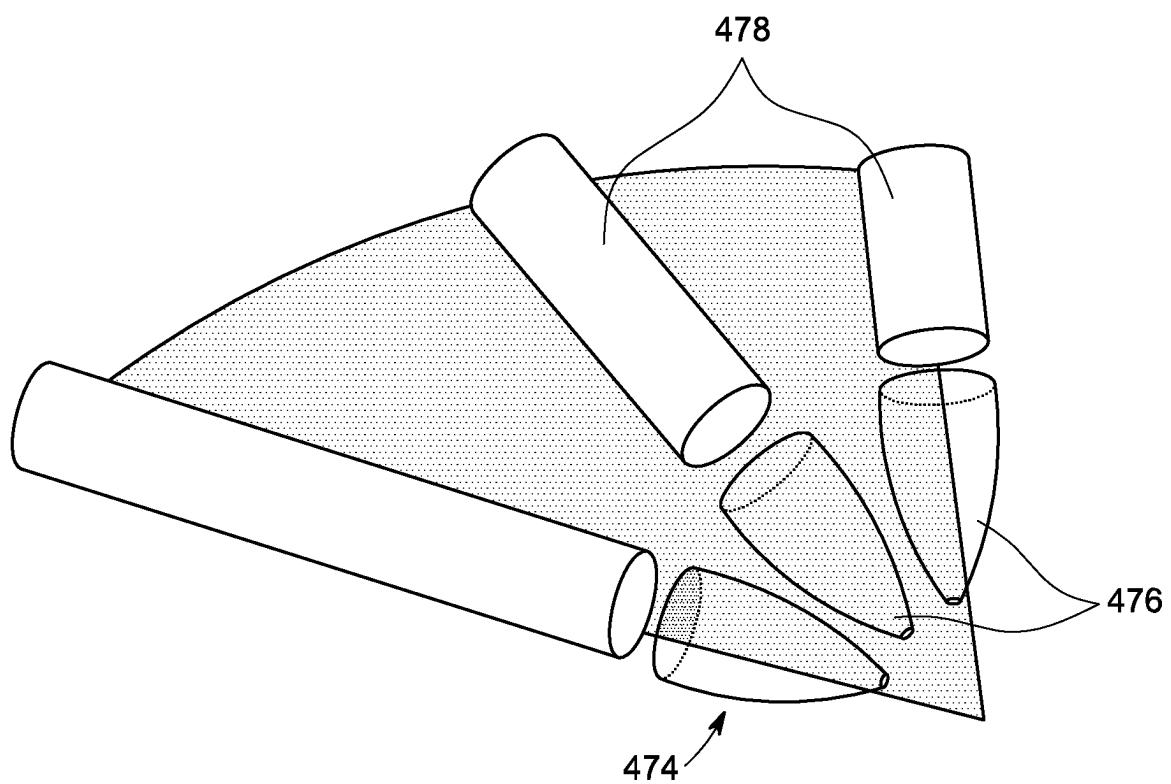


FIG. 8

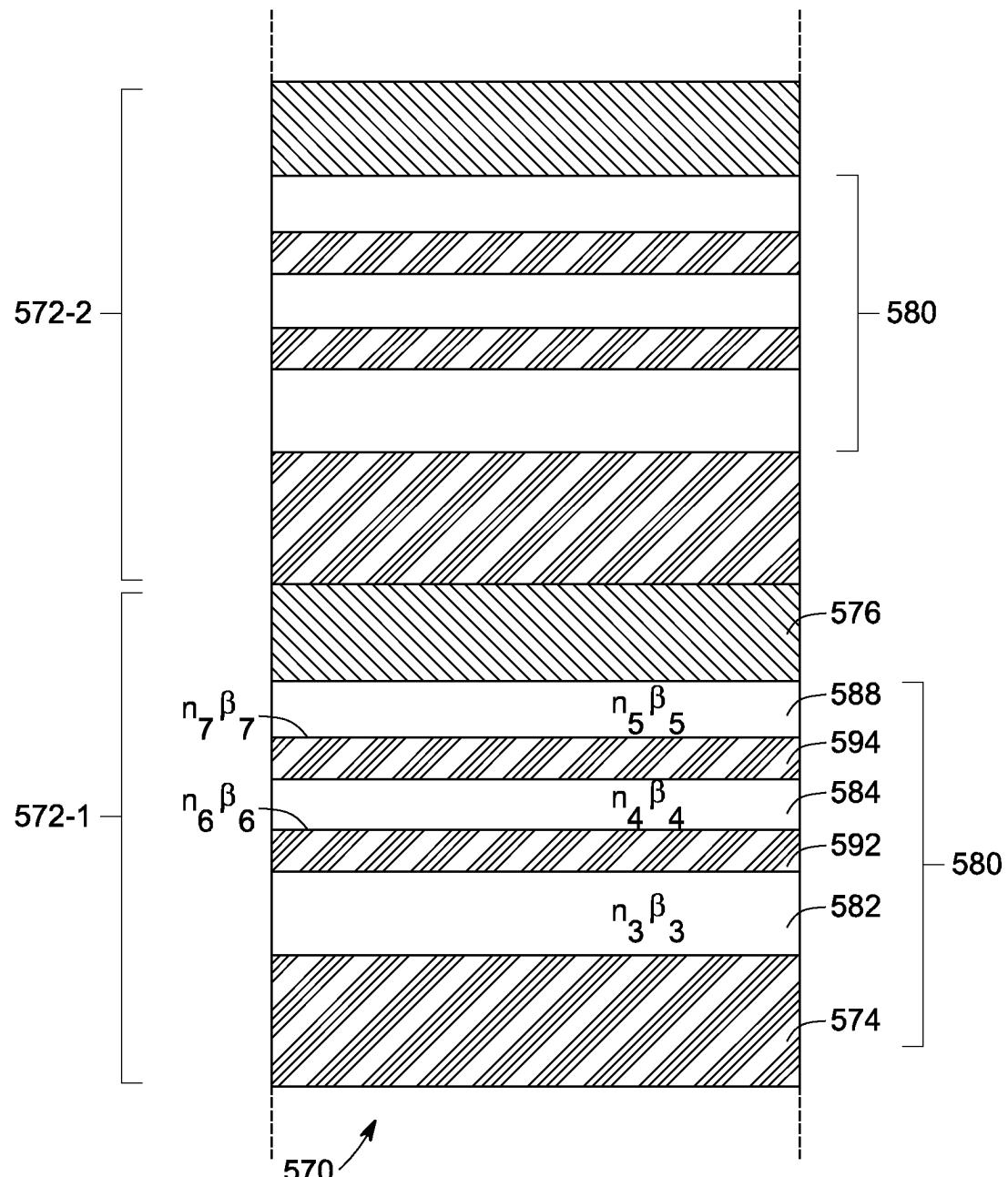


FIG. 9

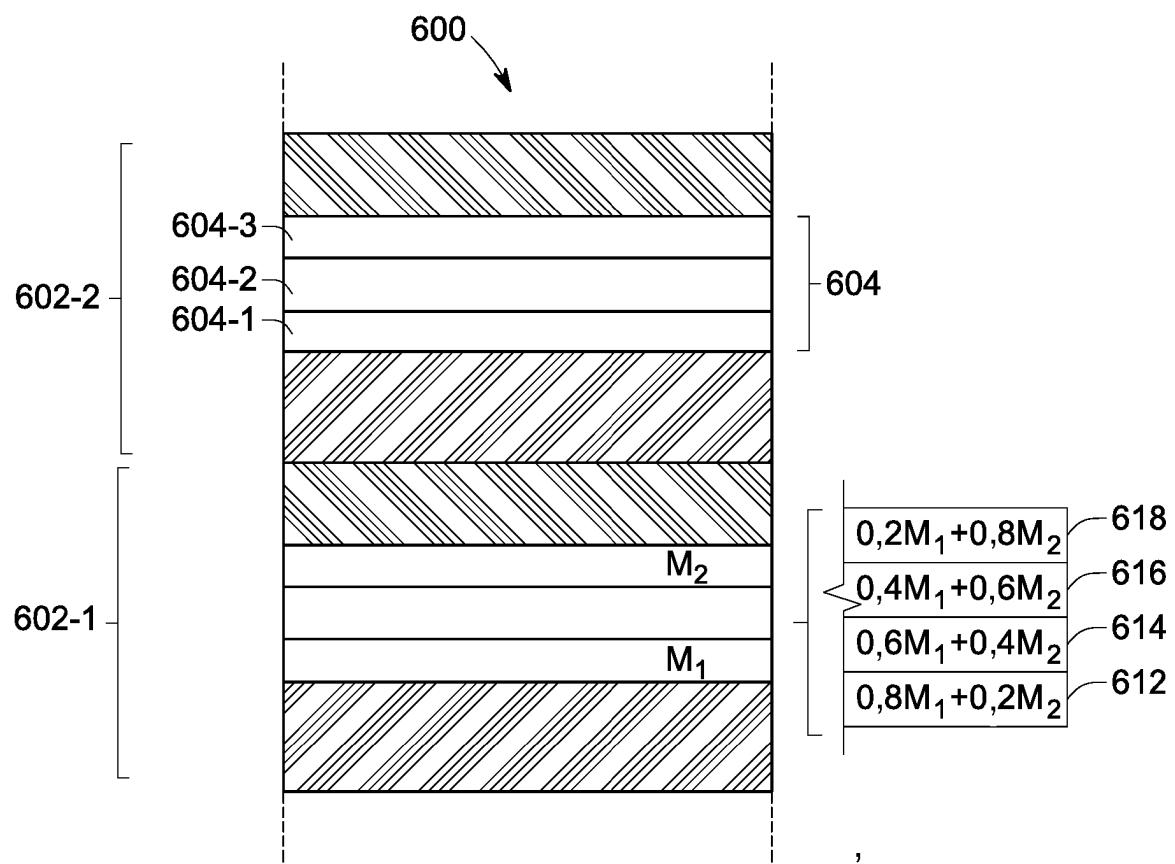


FIG. 10

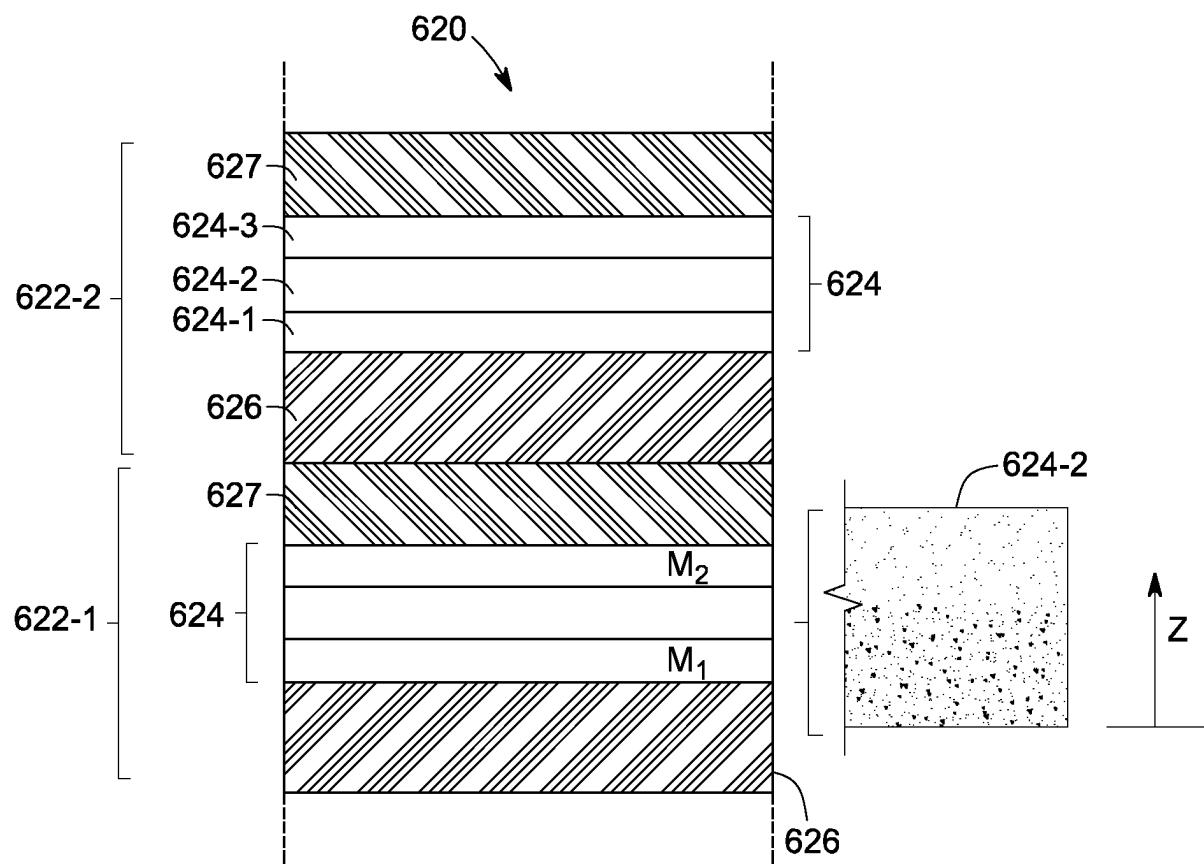


FIG. 11

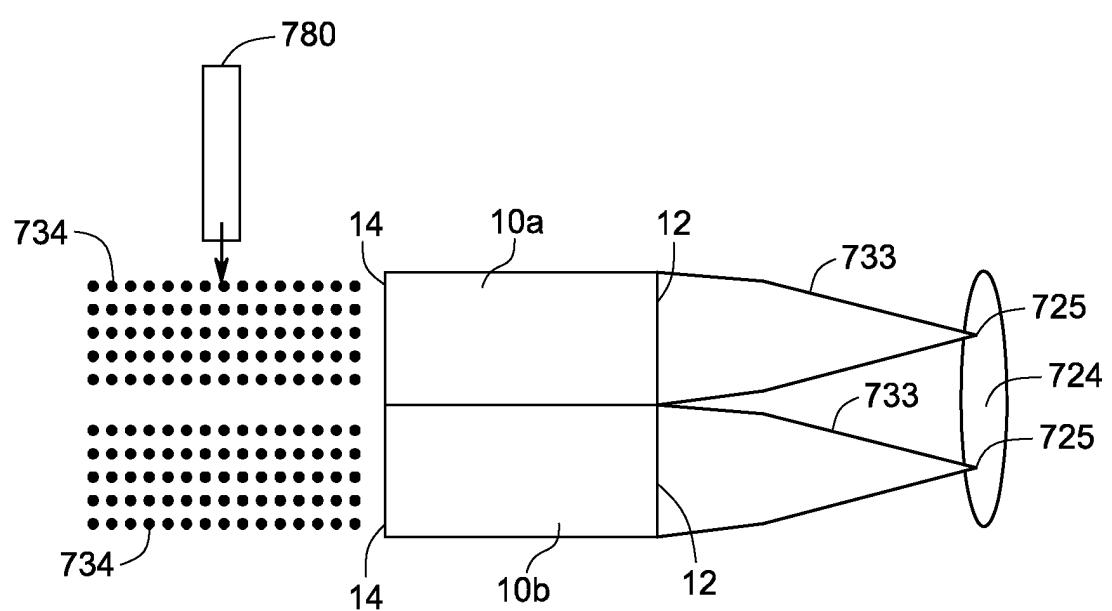


FIG. 12

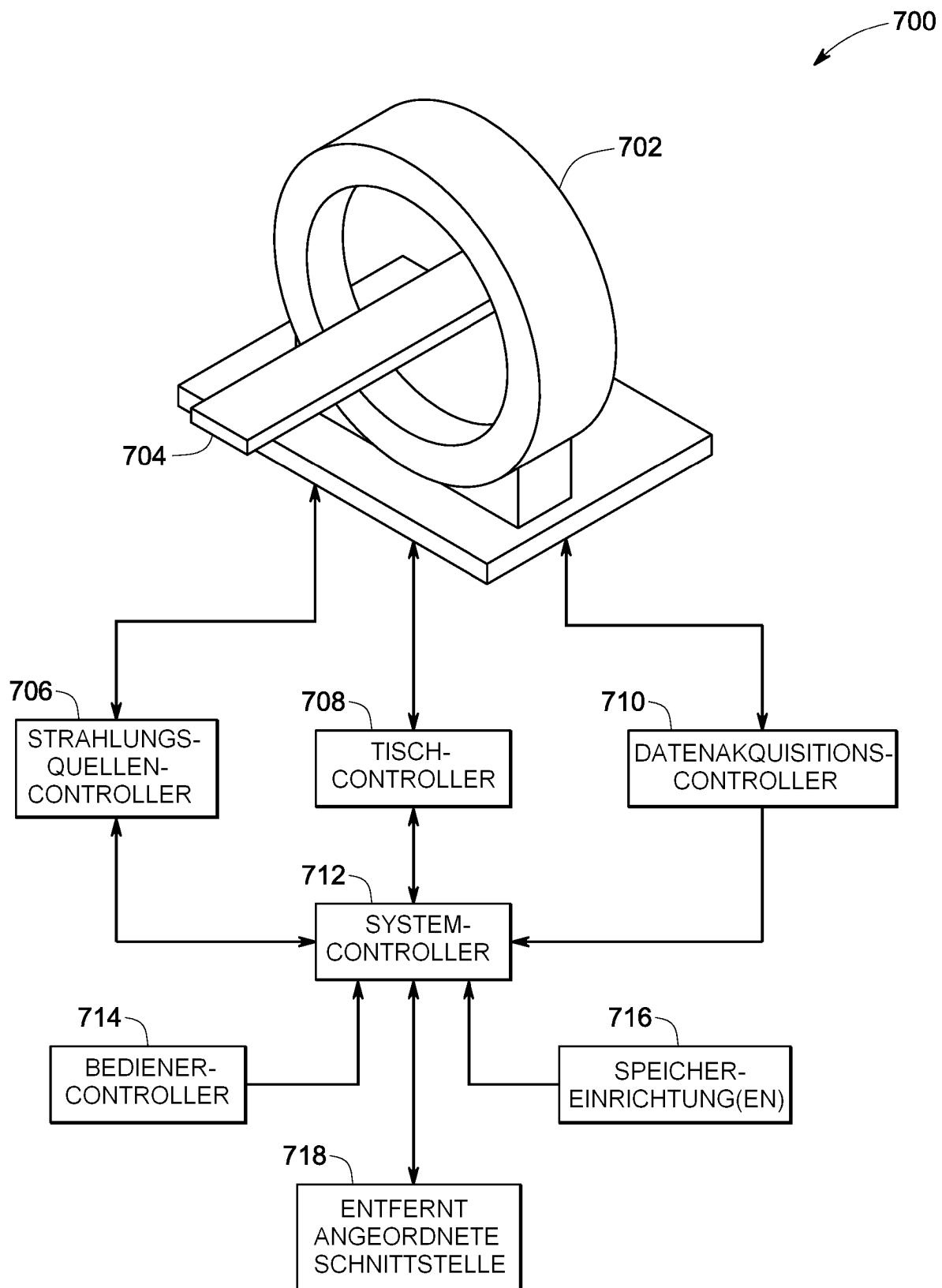


FIG. 13