



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 10 2007 035 673 A1** 2008.02.07

(12)

Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2007 035 673.2**

(22) Anmeldetag: **27.07.2007**

(43) Offenlegungstag: **07.02.2008**

(51) Int Cl.⁸: **A61B 6/03** (2006.01)
G01T 1/164 (2006.01)

(30) Unionspriorität:
11/498,630 03.08.2006 US

(74) Vertreter:
Rüger und Kollegen, 73728 Esslingen

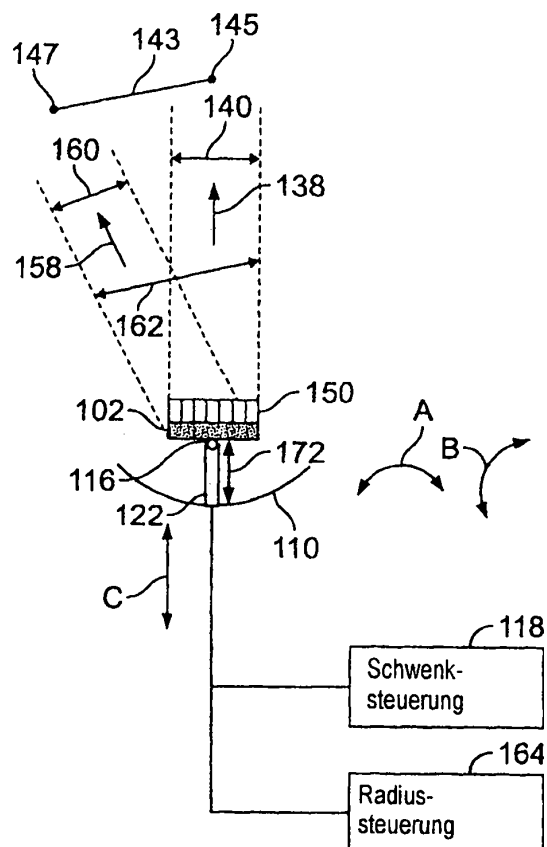
(71) Anmelder:
General Electric Co., Schenectady, N.Y., US

(72) Erfinder:
Blevis, Ira, Zichron Yaakov, IL; Hefetz, Yaron, Herzeliya, IL

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

(54) Bezeichnung: **Verfahren und Vorrichtung zur Bildgebung mit Bildgebungsdetektoren mit kleinem Sichtfeld**

(57) Zusammenfassung: Eine Vorrichtung zum Abbilden einer interessierenden Struktur (166) enthält mehrere Bildgebungsdetektoren (102-108), die an einer Gantry (110) angebracht sind. Jeder der mehreren Bildgebungsdetektoren (102-108) weist ein Sichtfeld (FOV) (140, 176) auf, ist relativ zu den einzelnen anderen Bildgebungsdetektoren unabhängig bewegbar und zum Abbilden einer interessierenden Struktur (166) in einem Patienten (142) angeordnet. Ein Datenakquisitionssystem (126) empfängt Bilddaten, die innerhalb des FOV (140, 176) jedes einzelnen der mehreren Bildgebungsdetektoren (102-108) erfasst worden sind.



Beschreibung**Hintergrund der Erfindung**

[0001] Die Erfindung bezieht sich im Wesentlichen auf die nuklearmedizinische Bildgebung und insbesondere auf ein effizientes Abbilden von interessierenden Strukturen mit mehreren Bildgebungsdetektoren, die ein kleines Sichtfeld aufweisen.

[0002] In der nuklearmedizinischen (NM) Bildgebung kann die zur Erfassung einer Aufnahme von einem Patienten benötigte Zeit lang sein, was für den Patienten zu Unbequemlichkeiten führt. Wenn der Patient sich bewegt, kann darüber hinaus das Bild beeinträchtigt werden, und die Aufnahme kann wiederholt werden müssen. Zusätzlich zu den Kosten der Ausrüstung können aufgrund der Zeit und Arbeitskraft, die zum Bedienen der Ausrüstung erforderlich sind, auch hohe Betriebskosten anfallen. Bildgebungsdetektoren mit großen Abmessungen haben durch ihre Geometrie auch eine begrenzte Manövrierbarkeit, wenn sie nahe bei einem Patienten angeordnet sind.

[0003] Bei bestimmten Arten von Scans, wenn z.B. der gesamte Körper aufgenommen wird oder bei großen Patienten, kann der abzubildende Bereich des Patienten das gesamte Sichtfeld eines konventionellen Bildgebungsdetektors mit großen Abmessungen erfordern. Wenn jedoch eine Struktur abgebildet wird, die kleiner als das Sichtfeld des Bildgebungsdetektors ist, wie z.B. das Herz, die Leber, eine Niere oder ein Tumor, werden Bereiche des Bildgebungsdetektors Patientendaten außerhalb der interessierenden Struktur erfassen. Dadurch wird eine effektive Empfindlichkeit herabgesetzt, die nicht mit der geometrischen Empfindlichkeit des Kollimators im Zusammenhang steht, sondern sich vielmehr auf die Möglichkeit bezieht, die dadurch verloren geht, dass nutzbare Informationen nicht gesammelt werden.

[0004] Zahlreiche Arten von Aufnahmen erfordern auch eine Abbildung von einer Anzahl axialer Positionen um den Patienten herum. Konventionelle Bildgebungsdetektoren erfassen z.B. häufig Daten, während sie von einer Gantry um wenigstens einen Bereich des Patienten herum gedreht werden, wie z.B. um näherungsweise 180° bis zu 360°, um für eine volumetrische Bildgebung und Verarbeitung ausreichende Daten der Struktur zu gewinnen. Dies ist zeitaufwendig, was den Patientendurchsatz begrenzt, und infolge von Patientenbewegungen fehleranfällig, wie es oben erörtert worden ist.

[0005] Demnach besteht Bedarf an Verfahren und einer Vorrichtung zur Verkürzung der Zeit, die zum Erfassen von Bilddaten kleinerer Strukturen während einer NM-Bildgebung erforderlich ist. Es ist beabsichtigt, dass bestimmte Ausführungsformen der vorlie-

genden Erfindung diese Anforderung und andere Aufgaben erfüllen, die aus der Beschreibung und den Zeichnungen, die unten dargelegt sind, ersichtlich werden.

Kurze Beschreibung der Erfindung

[0006] In einer Ausführungsform enthält eine Vorrichtung zur Abbildung einer interessierenden Struktur mehrere Bildgebungsdetektoren, die an einer Gantry angebracht sind. Jeder einzelne der mehreren Bildgebungsdetektoren hat ein Sichtfeld bzw. Field of View (FOV), ist bezogen auf die anderen Detektoren unabhängig bewegbar und zum Abbilden einer interessierenden Struktur innerhalb eines Patienten angeordnet. Ein Datenakquisitionssystem empfängt in dem FOV jedes einzelnen der Bildgebungsdetektoren erkannte Bilddaten.

[0007] In einer anderen Ausführungsform enthält ein Verfahren zum Erfassen von Bildern einer interessierenden Struktur mit mehreren Bildgebungsdetektoren ein Anordnen mehrerer Bildgebungsdetektoren nahe bei einer interessierenden Struktur. Jeder der mehreren Bildgebungsdetektoren weist ein FOV auf und ist gegenüber den jeweils anderen Detektoren unabhängig bewegbar, um das FOV zu verändern. Wenigstens eine Teilmenge der Bildgebungsdetektoren ist darauf gerichtet, wenigstens einen Bereich der interessierenden Struktur in dem FOV abzubilden. Bilddaten werden mit wenigstens der Teilmenge der mehreren Bildgebungsdetektoren erfasst, und die von den einzelnen der Bildgebungsdetektoren empfangenen Bilddaten werden zur Erstellung eines zusammengesetzten Bildes kombiniert.

[0008] In einer anderen Ausführungsform enthält eine Vorrichtung zur Abbildung einer interessierenden Struktur mehrere Bildgebungsdetektoren, die an einer Gantry angebracht sind. Jeder der mehreren Bildgebungsdetektoren hat ein Sichtfeld (FOV) und ist relativ zu den anderen unabhängig bewegbar, um das FOV zu verändern. Wenigstens eine Teilmenge der mehreren Bildgebungsdetektoren ist zum Abbilden einer interessierenden Struktur in einem Patienten angeordnet. Mehrere einstellbare Kollimatoren sind an den mehreren Bildgebungsdetektoren angebracht, und ein Datenakquisitionssystem empfängt Bilddaten, die innerhalb des FOV der mehreren Bildgebungsdetektoren erkannt worden sind.

Kurze Beschreibung der Zeichnungen

[0009] **Fig. 1** ist eine schematische Darstellung eines nuklearmedizinischen (NM) Bildgebungssystems, das mehrere kleine, an einer Gantry angebrachte Bildgebungsdetektoren enthält, gemäß einem Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung.

[0010] [Fig. 2](#) stellt eine Schwenkbewegung dar, die zum Vergrößern des wirksamen Sichtfeldes (FOV) des ersten Bildgebungsdetektors gemäß einem Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung verwendet wird.

[0011] [Fig. 3](#) stellt den ersten und den zweiten Bildgebungsdetektor aus [Fig. 1](#) beim Ausführen einer Schwenkbewegung zum Vergrößern eines wirksamen FOV zum Aufnehmen einer interessierenden Struktur gemäß einem Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung dar.

[0012] [Fig. 4](#) stellt den ersten und den zweiten Bildgebungsdetektor aus [Fig. 1](#) mit daran befestigten Pinholekollimatoren gemäß einem Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung dar.

[0013] [Fig. 5](#) stellt einen einstellbaren Kollimator mit einer variablen Geometrie, der zum Vergrößern des wirksamen FOV des ersten bis N-ten Bildgebungsdetektors aus [Fig. 1](#) verwendet werden kann, gemäß einem Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung dar.

[0014] [Fig. 6](#) stellt den einstellbaren Kollimator aus [Fig. 5](#), der auf dem ersten Detektor angebracht ist, gemäß einem Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung dar.

[0015] [Fig. 7](#) stellt den ersten und den zweiten Bildgebungsdetektor aus [Fig. 1](#), die die daran angebrachten einstellbaren Kollimatoren aus [Fig. 5](#) aufweisen, gemäß einem Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung dar.

[0016] Die vorangegangene Zusammenfassung sowie die folgende detaillierte Beschreibung bestimmter Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung werden besser verstanden, wenn sie in Verbindung mit den beigefügten Zeichnungen gelesen werden. In der Weise, in der die Figuren Diagramme der funktionalen Blöcke von verschiedenen Ausführungsbeispielen darstellen, bezeichnen die funktionalen Blöcke nicht notwendigerweise die Unterteilung zwischen Hardware-Schaltungen. Dementsprechend können z.B. ein oder mehrere der funktionalen Blöcke (z.B. Prozessoren oder Speicher) in einem einzigen Hardwareelement implementiert sein (z.B. einem Vielzweck-Signalprozessor oder einem Block- oder Random Access Memory, einer Festplatte oder dergleichen). In ähnlicher Weise können die Programme eigenständige bzw. Stand-Alone-Programme sein, als Unterprogramme in ein Betriebssystem einbezogen sein oder Funktionen in einem installierten Bildgebungssoftwarepaket und dergleichen sein. Es sollte erkannt werden, dass die verschiedenen Ausführungsformen nicht auf die Anordnungen und Instrumente beschränkt sind, die in den Zeichnungen gezeigt sind.

Detaillierte Beschreibung der Erfindung

[0017] [Fig. 1](#) ist eine schematische Darstellung eines nuklearmedizinischen (NM) Bildgebungssystems **100**, das mehrere kleine Bildgebungsdetektoren enthält, die an einer Gantry angebracht sind. In [Fig. 1](#) sind ein erster, zweiter, dritter bis N-ter Bildgebungsdetektor **102**, **104**, **106** und **108** an einer Gantry **110** angebracht. Wie in [Fig. 1](#) dargestellt ist $N = 4$, wobei jedoch erkannt werden sollte, dass auch zwei, drei oder mehr als vier Bildgebungsdetektoren verwendet werden können.

[0018] Jeder einzelne von dem ersten bis N-ten Bildgebungsdetektor **102-108** ist kleiner als ein konventioneller Bildgebungsdetektor. Ein konventioneller Bildgebungsdetektor kann groß genug sein, um den größten Teil oder die gesamte Breite des Körpers eines Patienten zur gleichen Zeit abzubilden und kann einen Durchmesser von näherungsweise 40 cm aufweisen. Im Gegensatz dazu können die einzelnen von dem ersten bis N-ten Bildgebungsdetektor **102-108** Abmessungen von 4 cm bis 20 cm haben, und sie können aus Kadmium-Zink-Tellurid (CZT)-Kacheln gebildet sein. Jeder von dem ersten bis N-ten Bildgebungsdetektor **102-108** kann z.B. 8×8 cm groß und aus mehreren (nicht gezeigten) in Pixel unterteilten CZT-Modulen zusammengesetzt sein. Jedes Modul kann z.B. 4×4 cm groß sein und $16 \times 16 = 256$ Pixel aufweisen. Es sollte erkannt werden, dass der erste bis N-te Bildgebungsdetektor **102-108** voneinander verschiedene Größen und/oder Formen aufweisen können, wie z.B. eine quadratische, rechteckige, kreisförmige oder andere Form aufweisen können. Ein gegenwärtiges Sichtfeld (FOV) jedes einzelnen von dem ersten bis N-ten Bildgebungsdetektor **102-108** kann zu der Größe und Form des jeweiligen Bildgebungsdetektors direkt proportional sein.

[0019] Die Gantry **110** kann mit einer Öffnung **112** durch sie hindurch gestaltet sein, wie es dargestellt ist. Ein Patiententisch **114** ist mit einem (nicht gezeigten) Trägermechanismus versehen, um einen Patienten **142** in mehreren Betrachtungspositionen innerhalb der Öffnung **112** und relativ zu dem ersten bis N-ten Bildgebungsdetektor **102-108** zu stützen und zu tragen.

[0020] Alternativ kann die Gantry **110** mehrere (nicht gezeigte) Gantrysegmente enthalten, von denen jedes unabhängig einen Bildgebungsdetektor oder eine Teilmenge der Bildgebungsdetektoren bewegen kann. Die Gantry **110** kann auch in anderen Formen, wie z.B. als ein „C“ und ein „L“, ausgebildet und drehbar um den Patienten **142** herum angeordnet sein. Die Gantry **110** kann z.B. als ein geschlossener Ring oder Kreis oder als ein offener Bogen oder eine offene Rundung ausgebildet sein, die einen leichten Zugriff auf den Patienten **142** während der

Bildgebung ermöglicht und das Einführen und Herausnehmen des Patienten **142** erleichtert sowie die Klaustrophobie bei dafür empfänglichen Patienten **142** verringert.

[0021] Weitere (nicht gezeigte) Bildgebungsdetektoren können zur Bildung eines Bogens oder Rings um den Patienten **142** herum angeordnet sein. Alternativ kann mehr als ein Ring, Bogen oder Rundung gebildet werden. Indem mehrere Bildgebungsdetektoren an mehreren Positionen bezogen auf den Patienten **142** angeordnet werden, können für eine interessierende Struktur in dem Patienten **142** spezifische Bilddaten verglichen mit Akquisitionen unter Verwendung konventioneller Detektoren mit großen Abmessungen schneller erfasst werden.

[0022] Wahlweise können Bildgebungsdetektoren in einer dicht gepackten Anordnung um den Patienten **142** herum angeordnet sein. Wahlweise können Bildgebungsdetektoren in mehreren axialen Positionen um den Patienten **142** herum angeordnet sein. Wenn das Herz abgebildet wird, können z.B. zwei, drei, vier oder mehr Bögen von Bildgebungsdetektoren verwendet werden. Jeder Bogen kann um den Patienten **142** herum 90° bis 270° überspannen, und zusammen können die Bögen einen wesentlichen Teil des Torsos abdecken. Zum Beispiel würden drei Bögen, die zur Verwendung von 8 × 8 cm großen Bildgebungsdetektoren eingerichtet sind, ein gekrümmtes Band von über 24 cm in der Breite bilden (wobei ein gewisser, vorzugsweise minimaler Spalt zwischen den Bildgebungsdetektoren berücksichtigt wird).

[0023] Jeder von dem ersten, zweiten, dritten bis N-ten Bildgebungsdetektor **102**, **104**, **106** und **108** weist eine Strahlungserfassungsoberfläche **130**, **132**, **134** bzw. **136** auf, die auf eine interessierende Struktur innerhalb des Patienten **142** gerichtet ist. Die Strahlungserfassungsflächen **130**, **132**, **134** und **136** sind jeweils von einem Kollimator **150**, **152**, **154** bzw. **156** bedeckt. Das gegenwärtige FOV jedes einzelnen von dem ersten bis N-ten Bildgebungsdetektor **102-108** kann durch die Art des Kollimators **150-156**, wie z.B. eines Pinhole-, eines Parallelstrahl-, eines konvergierenden oder divergierenden Fächerstrahl-, eines konvergierenden oder divergierenden Kegelstrahl-, eines Mehrloch-, eines konvergierenden Mehrloch-, eines konvergierenden Mehrloch-Fächerstrahl-, eines konvergierenden Mehrloch-Kegelstrahl-, eines divergierenden Mehrlochkollimators oder eines anderen Typs von Kollimator vergrößert oder verkleinert werden oder relativ unverändert bleiben.

[0024] Wahlweise können Mehrlochkollimatoren konstruiert werden, so dass sie an Pixeln eines in Pixel unterteilten Detektors, wie z.B. eines in Pixel unterteilten CZT-Detektors ausgerichtet bzw. registriert

sind. Eine registrierte Kollimation kann die räumliche Auflösung erhöhen, indem durch ein Loch hindurchgehende Photonen gezwungen werden, in erster Linie von einem Pixel gesammelt zu werden. Zusätzlich kann die registrierte Kollimation die Empfindlichkeit und die Energieantwort von in Pixel unterteilten Detektoren erhöhen, wenn ein Detektorbereich nahe bei den Rändern eines Pixels oder zwischen zwei benachbarten Pixeln eine geringere Empfindlichkeit oder eine schlechtere Energieauflösung oder einen anderen Leistungsfähigkeitsmangel aufweisen kann. Dadurch, dass sich Kollimatorsepte direkt über den Rändern der Pixel befinden, verringert sich die Gefahr, dass Photonen auf diese Stellen mit einer verschlechterten Leistungsfähigkeit auftreffen, ohne dass die Gesamtwahrscheinlichkeit dafür, dass ein Photon durch den Kollimator hindurch tritt, verringert wird.

[0025] Eine Steuerungseinheit **120** kann die Bewegung und die Positionierung des Patiententisches **114**, der Gantry **110**, des ersten bis N-ten Bildgebungsdetektors **102-108** und der Kollimatoren **150-156** steuern. Es wird ein Bewegungsbereich während einer Akquisition oder zwischen Bildern festgelegt, um das gegenwärtige FOV jedes einzelnen von dem ersten bis N-ten Bildgebungsdetektor **102-108** zu der interessierenden Struktur hin oder auf diese gerichtet zu halten. Der Bewegungsbereich kann auf festen oder patientenspezifischen Kreisbahnen basieren, und es können kleine Bewegungen, wie z.B. ein Detektor-„Dithering“ verwendet werden. Wahlweise kann das Ausmaß oder der Bereich der Bewegung von einem vorläufigen Bild der interessierenden Struktur abhängen. Das vorläufige Bild kann von dem Bildgebungssystem **100** oder durch ein zuvor gewonnenes Bild, wahlweise von einem anderen, wahlweise verschiedenen Typ von Bildgebungssystem gewonnen werden. Zum Beispiel kann ein CT-Bild als das vorläufige Bild verwendet werden.

[0026] Die Steuerungseinheit **120** kann eine Gantrymotorsteuerung **124**, eine Tischsteuerung **141**, eine Radiussteuerung **164**, eine Schwenksteuerung **118** und eine Kollimatorsteuerung **186** enthalten. Die Steuerungen **118**, **124**, **141**, **164** und **186** können von einer Verarbeitungseinheit **196** automatisch kontrolliert oder von einem Bediener manuell gesteuert werden oder eine Kombination davon. Die Gantrymotorsteuerung **124** kann den ersten bis N-ten Bildgebungsdetektor **102-108** bezogen auf den Patienten **142** individuell in Segmenten oder gleichzeitig in einer festen Beziehung zueinander drehen. Wahlweise können eine mechanische Verbindung oder mechanische Verbindungen, die mit einer Mehrzahl oder Teilmenge der Bildgebungsdetektoren verbunden sind, die mehreren Bildgebungsdetektoren übereinstimmend bewegen. Die Tischsteuerung **141** kann den Patiententisch **114** zum Positionieren des Patienten **142** relativ zu den FOV von einem oder mehre-

ren von dem ersten bis N-ten Bildgebungsdetektor **102-108** bewegen. Der Patiententisch **114** kann z.B. in einer Aufwärts/Abwärts-Richtung **144**, einer Einwärts/Auswärts-Richtung **148** und einer Rechts/Links-Richtung **146** bewegt werden. Die Radiussteuerung **164** kann jeden einzelnen von dem ersten bis N-ten Bildgebungsdetektor **102-108** näher an eine Oberfläche des Patienten **142** heran und weiter von dieser weg bewegen, und die Schwenksteuerung **118** kann den ersten bis N-ten Bildgebungsdetektor **102-108** axial bezogen auf den Patienten **142** bewegen. Die Kollimatorsteuerung **186** kann eine Stellung eines einstellbaren Kollimators, wie z.B. eines Kollimators mit einstellbaren Streifen (oder Platten) oder einem einstellbaren Loch oder einstellbaren Löchern bzw. Pinhole(s) einstellen. Es sollte erkannt werden, dass eine Bewegung eines oder mehrerer Bildgebungsdetektoren auch in anderen Richtungen als streng axial oder radial erfolgen kann und wahlweise Bewegungen in mehreren Bewegungsrichtungen kombiniert werden können, um die gewünschte Bewegung zu erzeugen. Daher kann der Ausdruck „Bewegungssteuerung“ verwendet werden, um eine Sammelbezeichnung für alle Bewegungssteuerungen anzugeben.

[0027] Vor dem Erfassen eines Bildes der interessierenden Struktur können der erste bis N-te Bildgebungsdetektor **102-108**, die Gantry **110**, der Patiententisch **114** und/oder die Kollimatoren **150-156** wie oben erörtert auf erste oder anfängliche Bildgebungspositionen eingestellt werden. Der erste bis N-te Bildgebungsdetektor **102-108** können jeweils in Abhängigkeit von der Größe der Struktur, einem Bereich oder Bereichen von größerem Interesse innerhalb der Struktur, der Lage der Struktur innerhalb des Patienten **142** und dergleichen so angeordnet sein, dass sie die gesamte Struktur oder einen Bereich der Struktur abbilden. Alternativ können auch einer oder mehrere der Bildgebungsdetektoren **102-108** zum Erfassen von Daten nicht benutzt werden, wenn dies nicht erforderlich ist. Die Positionierung kann manuell durch den Bediener und/oder automatisch durchgeführt werden, wie z.B. durch Nutzung einer Kanten-detektion, einer vorherigen Kenntnis der Patientenanatomie, einer zuvor erfassten Abschwächungsabbildung oder durch Berechnen von Projektionsansichten der interessierenden Struktur aus einem Bild, das vor der gegenwärtigen Akquisition z.B. durch eine andere Bildgebungstechnik, wie etwa CT, MRI, Röntgen, SPECT, PET oder Ultraschall oder mit dem oben erörterten vorläufigen Bild aufgenommen worden ist. Wahlweise kann ein planares Bild oder ein Bild von geringer Qualität mit einer niedrigeren Auflösung oder einer geringen Gesamtzählrate verwendet werden, um den Patienten **142** entweder manuell oder automatisch zu positionieren. Alternativ kann ein dauerhaftes Bild verwendet werden, dass die Zählrate misst.

[0028] Nachdem der erste bis N-te Detektor **102-108**, die Gantry **110**, der Patiententisch **114** und die Kollimatoren **150-156** zu Anfang positioniert worden sind, werden von jedem verwendeten Bildgebungsdetektor ein oder mehrere Bilder erfasst. Die von den einzelnen Bildgebungsdetektoren erfassten Bilddaten können zu einem zusammengesetzten Bild kombiniert und rekonstruiert werden, das zweidimensionale (2D) Bilder, ein dreidimensionales (3D) Volumen oder ein 3D-volumen über der Zeit (4D) aufweisen kann.

[0029] In einer Ausführungsform bleiben der erste bis N-te Bildgebungsdetektor **102-108**, die Gantry **110**, der Patiententisch **114** und die Kollimatoren **150-156** stationär, nachdem sie zu Anfang positioniert worden sind. In einer anderen Ausführungsform kann das wirksame Sichtfeld für einen oder mehrere der Bildgebungsdetektoren durch eine Bewegung, wie z.B. ein Schwenken eines oder mehrerer von dem ersten bis N-ten Bildgebungsdetektor **102-108**, ein Drehen eines oder mehrerer von dem ersten bis N-ten Bildgebungsdetektor **102-108** mit der Gantry **110**, ein Einstellen eines oder mehrerer der Kollimatoren **150-156** oder ein Bewegen des Patiententisches **114** vergrößert werden.

[0030] Ein Datenakquisitionssystem (DAS) **126** empfängt die von dem ersten bis N-ten Bildgebungsdetektor **102-108** erzeugten elektrischen Signalen und wandelt diese Daten zur anschließenden Verarbeitung in digitale Signale um. Eine Bildrekonstruktionseinrichtung **128**, eine Datenspeichereinrichtung **194** und eine Verarbeitungseinheit **196** können ebenfalls vorhanden sein. Es sollte erkannt werden, dass eine oder mehrere Funktionen, die mit der Datenakquisition, der Bewegungssteuerung, der Datenverarbeitung und/oder der Bildrekonstruktion zusammenhängen, durch Software und durch gemeinsam genutzte Verarbeitungsressourcen durchgeführt werden können, die innerhalb des Bildgebungssystems **100**, nahe bei diesem oder entfernt angeordnet sein können.

[0031] [Fig. 2](#) stellt eine Schwenkbewegung dar, die zum Vergrößern des wirksamen FOV des ersten Bildgebungsdetektors **102** verwendet wird. Es sollte erkannt werden, dass die Detektorbewegung oder Neuausrichtung auch das Abtasten der Bilddaten verbessern kann. Eine weit abgetastete Datenmenge kann die Rekonstruktion verbessern und Artefakte reduzieren. Durch ein Schwenken des ersten Bildgebungsdetektors **102** können Daten aus einem Bereich gesammelt werden, der größer als das gegenwärtige FOV ist. Jeder von dem ersten bis N-ten Bildgebungsdetektor **102-108** kann geschwenkt werden, um die Richtung zu ändern, aus der die jeweilige Strahlung erfassende Oberfläche **130** Strahlung wahrnimmt.

[0032] Der erste Bildgebungsdetektor **102** kann an einem Gelenk **116** und einem Schenkel **122** angebracht sein. Es können auch andere Schwenkmechanismen verwendet werden. Die Schwenksteuerung **118** kann das Gelenk **116** anweisen, sich entlang dem Pfeil A, entlang dem Pfeil B (der zu dem Pfeil A orthogonal ist) oder einer beliebigen Position zwischen den Pfeilen A und B zu bewegen. Die Schwenkbewegung kann zusammen mit einer oder mehreren der anderen, zuvor erörterten Bewegungen ausgeführt werden.

[0033] Es kann ein Schwenkbereich **143** für jeden einzelnen von dem ersten bis N-ten Bildgebungsdetektor **102-108** festgelegt werden. Wenn z.B. eine Struktur abgebildet wird, die größer als das gegenwärtige FOV des ersten Bildgebungsdetektors **102** ist, kann der Schwenkbereich **143** einen Startpunkt **145** an einem Ende aufweisen, wobei das FOV einen äußeren Rand der Struktur abbildet. Wahlweise kann eine vorbestimmte Menge von umliegendem Gewebe abgebildet werden. Ein Endpunkt **147** des Schwenkbereichs **143** kann so festgelegt werden, dass ein gegenüber liegender äußerer Rand der Struktur sowie eine vorbestimmte Menge von umliegendem Gewebe abgebildet wird. Demnach kann für jeden einzelnen der Bildgebungsdetektoren ein eindeutiger Schwenkbereich **143** festgelegt werden, der für eine einzelne Aufnahme spezifisch sein kann.

[0034] Alternativ können einer oder mehrere von dem ersten bis N-ten Bildgebungsdetektor **102-108** durch einen feststehenden, vorbestimmten Schwenkbereich **143** hindurch bewegt werden. Es kann auch eine Rate oder Geschwindigkeit des Schwenkens vorbestimmt sein, durch einen Bediener festgelegt werden oder in Abhängigkeit von der aufzunehmenden Anatomie, der Größe der Struktur, dem erkannten Strahlungsniveau und dergleichen festgelegt werden. Es sollte erkannt werden, dass die Schwenkgeschwindigkeit über den Schwenkbereich **143** hinweg nicht konstant zu sein braucht, für eine andere Schwenkachse verschieden sein kann und für verschiedene Bildgebungsdetektoren oder über die Dauer der Erfassung hinweg verschieden sein kann. Die Schwenkgeschwindigkeit kann z.B. innerhalb von Teilen des Schwenkbereichs **143**, wo der erste Bildgebungsdetektor **102** auf das umliegende Gewebe gerichtet ist, höher sein. Demnach sammelt der erste Bildgebungsdetektor **102** mehr Daten von der interessierenden Struktur als von dem umliegenden Gewebe.

[0035] Gemäß einer beispielhaften Ausführungsform der Erfindung kann der erste Bildgebungsdetektor **102** Bilddaten an einer ersten Position **138** erfassen, die dem Startpunkt **145** des Schwenkbereichs **143** entspricht. Das gegenwärtige FOV **140** des ersten Bildgebungsdetektors **102** ist teilweise von dem Kollimator **150** abhängig. Der erste Bildgebungsde-

tektor **102** wird entlang der Richtung des Pfeils A durch den Schwenkbereich **143** hindurch bis zu einer zweiten Position **158** geschwenkt, die dem Endpunkt **147** mit einem gegenwärtigen FOV **160** entspricht. Es wird ein wirksames FOV **162** gebildet, das größer als jedes von den gegenwärtigen FOVs **140** und **160** ist. Der erste Bildgebungsdetektor **102** kann kontinuierlich Daten erfassen, während er von der ersten Position **138** zu der zweiten Position **158** geschwenkt wird. Alternativ kann der erste Bildgebungsdetektor **102** eine Serie von Bildern erfassen, während die Schwenksteuerung **118** den Bildgebungsdetektor durch den Schwenkbereich **143** hindurch bewegt. Alternativ kann die Schwenksteuerung **118** den ersten Bildgebungsdetektor **102** zu einer vorbestimmten Anzahl von Stellungen innerhalb des Schwenkbereichs **143** bewegen, und der erste Bildgebungsdetektor **102** erfasst in jeder dieser Stellungen Bilder. Während das Beispiel in einer einzigen Dimension dargestellt ist, sollte erkannt werden, dass das wirksame Sichtfeld durch ein Schwenken des ersten Bildgebungsdetektors **102** in weiteren Dimensionen vergrößert werden kann.

[0036] Der Schenkel **122** kann von der Radiussteuerung **164** gesteuert werden, um den ersten Bildgebungsdetektor **102** entlang des Pfeils C zu dem Patienten **142** hin und von diesem weg zu bewegen. Die Strecke **172** kann demnach verändert werden, um den Abstand von dem Patienten **142** zu vergrößern oder zu verkleinern. Der Schenkel **122** kann kolbengetrieben, federgespannt, kettengetrieben oder durch einen beliebigen anderen Typ von Aktuator betätigt werden. Alternativ kann der Schenkel **122** an einem (nicht gezeigten) Segment der Gantry **110** angebracht sein, und dadurch kann das Segment ebenfalls in der Richtung des Pfeils C angetrieben werden. Der Radius kann während einer Akquisition von Daten oder zwischen Akquisitionen verändert werden, und dies kann in Kombination mit anderen Bewegungen ausgeführt werden. Eine Antikollisionssoftware und/oder (nicht gezeigte) Sensoren können auch verwendet werden, um sicherzustellen, dass der Patient **142** nicht mit den ersten bis N-ten Bildgebungsdetektoren **102-108** kollidiert.

[0037] [Fig. 3](#) stellt den ersten und den zweiten Bildgebungsdetektor **102** und **104** aus [Fig. 1](#) dar, die eine Schwenkbewegung ausführen, um zum Scannen einer interessierenden Struktur **166** das wirksame FOV zu vergrößern. Die interessierende Struktur **166** kann in diesem Beispiel das Herz innerhalb eines Patienten **142** sein. Obwohl der erste und zweite Bildgebungsdetektor **102** und **104** in einer Dimension dargestellt sind, weisen die Strahlungserfassungsflächen **130** und **132** jeweils ein zweidimensionales FOV auf, wie es zuvor dargelegt worden ist. Der [Fig. 2](#) entsprechend werden gleiche Bezugszeichen verwendet.

[0038] Die Kollimatoren **150** und **152** sind nahe bei den Strahlungserfassungsflächen **130** bzw. **132** angebracht. In diesem Beispiel sind die Kollimatoren **150** und **152** Parallelstrahlkollimatoren, und demnach sind die gegenwärtigen FOVs des ersten und des zweiten Bildgebungsdetektors **102** und **104** näherungsweise gleich der tatsächlichen oder aktiven Größe des Bildgebungsdetektors.

[0039] Der erste Bildgebungsdetektor **102** ist an dem Gelenk **116** angebracht, das über den Schenkel **122** mit der Gantry **110** verbunden ist, wie es bei [Fig. 2](#) erörtert worden ist. Der zweite Bildgebungsdetektor **104** ist in ähnlicher Weise an einem Gelenk **168** angebracht, das über einen Schenkel **170** mit der Gantry **110** verbunden ist. Die Schwenksteuerung **118** und die Radiussteuerung **164** steuern die Bewegung des ersten und zweiten Bildgebungsdetektors **102** und **104** separat und können dadurch den ersten Bildgebungsdetektor **102** in einer Richtung bewegen oder schwenken, die von der derjenigen des zweiten Bildgebungsdetektors **104** verschieden ist. Der erste und zweite Bildgebungsdetektor **102** und **104** können auch mit voneinander verschiedenen Geschwindigkeiten sowie während der Akquisition bewegt werden.

[0040] Der erste Bildgebungsdetektor **102** erfasst ein erstes Bild in der ersten Stellung **138**, die das gegenwärtige FOV **140** aufweist. Zur selben Zeit erfasst der zweite Bildgebungsdetektor **104** ein erstes Bild in einer ersten Stellung **174** mit einem gegenwärtigen FOV **176**. Der erste und zweite Bildgebungsdetektor **102** und **104** werden aus den ersten Stellungen **138** bzw. **174** bis zu N-ten Stellungen **178** bzw. **180** geschwenkt, die gegenwärtige FOVs **182** bzw. **184** aufweisen. Das wirksame FOV **188** ist größer als die gegenwärtigen FOVs **176** und **184** des ersten Bildgebungsdetektors **102**, und das wirksame FOV **190** ist größer als die gegenwärtigen FOVs **140** und **182** des zweiten Bildgebungsdetektors **104**, und dadurch werden mehr Daten von der interessierenden Struktur **166** und dem umliegenden Gewebe erfasst.

[0041] Es können weitere Bildgebungsdetektoren um einen Bereich des Patienten **142** oder den gesamten Patienten herum angeordnet sein, um mit dem ersten und dem zweiten Bildgebungsdetektor **102** und **104** gleichzeitig Daten von der interessierenden Struktur **166** zu erfassen. Die erfassten Daten können zu einer einzigen zusammengesetzten Datenmenge kombiniert und im Vergleich zu einem Detektor mit einem größeren Sichtfeld in ein kürzeren Zeit erfasst werden.

[0042] [Fig. 4](#) stellt den ersten und den zweiten Bildgebungsdetektor **102** und **104** aus [Fig. 1](#) mit Pinholekollimatoren **244** bzw. **246** dar, die daran befestigt sind. Die dargestellten Pinholekollimatoren **244** und **246** weisen eine einzige Aperturblende auf, und

durch die Aperturblendengeometrie wird ein gegenwärtiges FOV festgelegt. Der erste und der zweite Bildgebungsdetektor **102** und **104** sind wie bei [Fig. 3](#) erörtert an der Gantry **110** angebracht und mit der Schwenksteuerung **118** und der Radiussteuerung **164** verbunden und werden von diesen angetrieben. Wie zuvor erörtert kann durch Schwenken des ersten und zweiten Bildgebungsdetektors **102** und **104** ein wirksames FOV erzielt werden, das größer als das gegenwärtige FOV ist. Es wird der zweite Bildgebungsdetektor **104** erwähnt, wobei erkannt werden sollte, dass der erste Bildgebungsdetektor **102** sowie beliebige weitere, an der Gantry **110** installierte Bildgebungsdetektoren in einer ähnlichen Weise betrieben werden können, um gleichzeitig Patientendaten zu erfassen.

[0043] Der zweite Bildgebungsdetektor **104** erfasst in der ersten Stellung **234**, die ein gegenwärtiges FOV **236** aufweist, ein erstes Bild. Die Schwenksteuerung **118** schwenkt den zweiten Bildgebungsdetektor **104** von der ersten Stellung **234** entlang des Pfeils A zu der N-ten Stellung **238**. Zwischen der ersten und der N-ten Stellung **234** und **238** können ein oder mehrere Bilder erfasst werden. Die Schwenksteuerung **118** kann die Schwenkbewegung während der Akquisition stoppen, oder es können Daten erfasst werden, während der zweite Bildgebungsdetektor **104** geschwenkt wird. Das FOV des zweiten Bildgebungsdetektors **104** wird von dem gegenwärtigen FOV **236** zu einem wirksamen FOV **242** aufgeweitet. Weil von mehreren Stellungen um den Patienten **142** herum oder nahe bei diesem Daten erfasst werden, werden die Daten der interessierenden Struktur **166** schneller gesammelt und die Akquisitionszeit, während der der Patient **142** bewegungslos bleiben muss, ist kürzer. Eine kürzere Datenakquisitionszeit erhöht auch den Patientendurchsatz und ermöglicht dadurch eine effizientere Nutzung des Bildgebungssystems **100**, des Raumes und des Bedienungspersonals der Klinik und verringert dadurch die Kosten pro Bild.

[0044] Zusätzlich kann die Kollimatorsteuerung **186** die Lage der Aperturblende des Pinhole-Kollimators **246** verschieben. Eine Änderung der Position der Aperturblende verändert das gegenwärtige FOV und dadurch das wirksame FOV. Alternativ können Kollimatoren mit mehreren Pinholes, die einstellbar sind, an dem ersten und zweiten Bildgebungsdetektor **102** und **104** angebracht werden. Die Kollimatorsteuerung **186** kann für jeden einzelnen Multi-Pinhole-Kollimator getrennt die Lage der mehreren Aperturblenden steuern. Es sollte erkannt werden, dass die Bewegung des ersten und des zweiten Detektors **102** und **104** relativ zu einer stationären Aperturblende auch eine Veränderung und/oder Verschiebung des FOV bewirkt. Weiterhin verändert auch eine Änderung des Abstandes zwischen dem Kollimator oder der/den Aperturblende(n) des Kollimators und dem

Detektor die Größe des FOV.

[0045] **Fig. 5** stellt einen einstellbaren Kollimator **200** mit einer variablen Geometrie dar, der zum Vergrößern des wirksamen FOV des ersten bis N-ten Bildgebungsdetektors **102-108** aus **Fig. 1** verwendet werden kann. Der einstellbare Kollimator **200** kann aus einem Material wie etwa Wolfram aufgebaut sein. Flache Bleche aus Wolfram werden in Streifen oder Platten geschnitten, wobei periodisch Material entfernt wird, um eine Kammstruktur zu bilden. Entlang einer ersten Richtung **210** sind Streifen **202** und **204** parallel zueinander angeordnet. Entlang einer zweiten Richtung **212**, die zu der ersten Richtung **210** rechtwinklig sein kann, aber nicht muss, sind Streifen **206** und **208** parallel zueinander angeordnet. Es können viele Streifen **202-208** verwendet werden. Die Bereiche des entfernten Materials ermöglichen es, dass die Stellung der Streifen **202** und **204** entlang der Richtung des Pfeils C und die Stellung der Streifen **206** und **208** entlang der Richtung des Pfeils D verändert wird. Alternativ kann der einstellbare Kollimator **200** so konstruiert sein, dass eine Menge von parallelen Streifen stationär gehalten wird, während eine zweite Menge von Streifen, die unter einem Winkel zu der ersten Gruppe von Streifen angeordnet sind, dazu in der Lage sind, geneigt zu werden. Diese Anordnung ermöglicht ein Scannen des FOV durch Wechseln einer Dimension.

[0046] **Fig. 6** stellt den einstellbaren Kollimator **200** aus **Fig. 5** dar, der an dem ersten Bildgebungsdetektor **102** angebracht ist. Die Kollimatorsteuerung **186** kann zum Steuern der Geometrie des einstellbaren Kollimators **200** durch Steuern der Bewegung der Streifen **202-208** verwendet werden. Ebenfalls unter Bezug auf **Fig. 5**: Die Kollimatorsteuerung **186** kann die Streifen **202** und **204** entlang des Pfades des Pfeils C für ein gegenwärtiges FOV **216** in eine erste Stellung **214** bewegen. Die Kollimatorsteuerung **186** kann die Streifen **202** und **204** entlang des Pfades des Pfeils C für ein gegenwärtiges FOV **220** in der entgegengesetzten Richtung zu einer N-ten Stellung **218** bewegen. In ähnlicher Weise kann die Kollimatorsteuerung **186** die Streifen **206** und **208** entlang des Pfades des Pfeils D bewegen, um entlang der ersten Richtung **210** ein größeres wirksames FOV zu erzielen. Durch Einstellen der Stellungen der Streifen **202**, **204**, **206** und **208** kann ein wesentlich größeres wirksames FOV **222** erzielt werden. Dadurch kann der erste Bildgebungsdetektor **102** zum Scannen eines größeren Bereiches, wie z.B. des Torsos des Patienten **142** verwendet werden.

[0047] **Fig. 7** stellt den ersten und den zweiten Bildgebungsdetektor **102** und **104** aus **Fig. 1** mit den daran angebrachten, einstellbaren Kollimatoren **200** aus **Fig. 5** dar. Die interessierende Struktur **224** in dem Patienten **142** ist größer als die gegenwärtigen FOVs des ersten und des zweiten Bildgebungsdetek-

tors **102** und **104**. Durch Verändern der Geometrie der einstellbaren Kollimatoren **200** kann das wirksame FOV vergrößert werden, so dass es größer als das gegenwärtige FOV ist.

[0048] Der erste und der zweite Bildgebungsdetektor **102** und **104** sind an den Gelenken **116** bzw. **168** angebracht, die durch die Schenkel **122** bzw. **170** wie in bei **Fig. 2** erörtert mit der Gantry **110** verbunden sind. Die Schwenksteuerung **118** und die Radiussteuerung **164** können wie oben erörtert zum weiteren Vergrößern des wirksamen FOV verwendet werden. Die Positionierung und die Bewegung der Bildgebungsdetektoren **102** und **104** erfolgt separat, und dadurch kann jeder einzelne von dem ersten und zweiten Bildgebungsdetektor **102** und **104** in einer optimalen Scannposition angeordnet werden.

[0049] Der zweite Bildgebungsdetektor **104** kann in einer ersten Stellung **226**, die ein gegenwärtiges FOV **228** aufweist, ein erstes Bild erfassen. Die erste Stellung **226** kann eine Kollimatorstellung, einen Winkel bezogen auf das Gelenk **168**, einen Radius, eine axiale Position bezogen auf die Gantry **110** und dergleichen definieren. Die Kollimatorsteuerung **186** bewegt alle Streifen **202-208** oder eine Teilmenge derselben durch ihren Bewegungsbereich hindurch zu der N-ten Stellung **230**, um ein wirksames FOV **232** zu bilden. Die Kollimatorsteuerung **186** kann die Streifen **202-208** um vorbestimmte Strecken bewegen, anhalten und danach ein Bild erfassen, bevor sie Streifen **202-208** zu der nächsten Bildgebungsposition bewegt werden. Alternativ kann die Kollimatorsteuerung **186** die Streifen **202-208** in einer stufenlosen, kippenden Bewegung bewegen, wobei über das wirksame FOV **232** hinweg ein einziges Bild erfasst wird. Das wirksame FOV **232** kann durch Schwenken des zweiten Bildgebungsdetektors **104** mit der Schwenksteuerung **118** weiter vergrößert werden.

[0050] Eine technische Wirkung der Erfindung ist das effiziente Abbilden einer interessierenden Struktur mit einem Bildgebungssystem, das mehrere Bildgebungsdetektoren mit FOVs aufweist, die kleiner als die interessierende Struktur sein können. Jeder der mehreren Bildgebungsdetektoren ist klein und kann bezogen auf den Patienten getrennt positioniert werden. Die mehreren Bildgebungsdetektoren erfassen Bilder der Struktur von verschiedenen Stellen um den Patienten herum, und dadurch werden die Bilddaten, die für die interessierende Struktur relevant sind, in einem kürzeren Zeitabschnitt als mit konventionellen großen Bildgebungsdetektoren erfasst. Zum Vergrößern des wirksamen FOV kann während der Akquisitionen oder zwischen denselben eine Bewegung ausgeführt werden. Die Bildgebungsdetektoren können durch ein axiales Schwenken und ein radiales Bewegen zu dem Patienten hin und von diesem weg bewegt werden, die Gantry kann gedreht werden, einstellbare Kollimatoren können durch Verschieben

von Aperturblende(n) und/oder Streifen eingestellt werden und/oder der Patiententisch kann bewegt werden.

[0051] Eine Vorrichtung zum Abbilden einer interessierenden Struktur **166** enthält mehrere Bildgebungsdetektoren **102-108**, die an einer Gantry **110** angebracht sind. Jeder der mehreren Bildgebungsdetektoren **102-108** weist ein Sichtfeld (FOV) **140, 176** auf, ist relativ zu den einzelnen anderen Bildgebungsdetektoren unabhängig bewegbar und zum Abbilden einer interessierenden Struktur **166** in einem Patienten **142** angeordnet. Ein Datenakquisitionssystem **126** empfängt Bilddaten, die innerhalb des FOV **140, 176** jedes einzelnen der mehreren Bildgebungsdetektoren **102-108** erfasst worden sind.

[0052] Während die Erfindung mit den Begriffen verschiedener spezieller Ausführungsbeispiele beschrieben worden ist, werden Fachleute erkennen, dass die Erfindung innerhalb des Geistes und Bereiches der Ansprüche auch mit Abwandlungen in die Praxis umgesetzt werden kann.

Bezugszeichenliste

100	Bildgebungssystem
102	Erster Bildgebungsdetektor
104	Zweiter Bildgebungsdetektor
106	Bildgebungsdetektor
108	Bildgebungsdetektor
110	Gantry
112	Öffnung
114	Patiententisch
116	Gelenk
118	Schwenksteuerung
120	Steuerungseinheit
122	Schenkel
124	Gantrymotorsteuerung
126	Datenakquisitionssystem (DAS)
128	Bildrekonstruktionseinrichtung
130	Strahlungserfassungsfläche
132	Strahlungserfassungsfläche
134	Strahlungserfassungsfläche
136	Strahlungserfassungsfläche
138	Erste Stellung
140	Gegenwärtiges FOV
141	Tischsteuerung
142	Patient
143	Schwenkbereich
144	Aufwärts/Abwärts-Richtung
145	Startpunkt
146	Rechts/Links-Richtung
147	Endpunkt
148	Einwärts/Auswärts-Richtung
150	Kollimator
152	Kollimator
154	Kollimator
156	Kollimator
158	Zweite Stellung

160	Gegenwärtiges FOV
162	Wirksames FOV
164	Radiussteuerung
166	Interessierende Struktur
168	Gelenk
170	Schenkel
172	Strecke
174	Erste Stellung
176	Gegenwärtiges FOV
178	N-te Stellung
180	N-te Stellung
182	Gegenwärtiges FOV
184	Gegenwärtiges FOV
186	Kollimatorsteuerung
188	Wirksames FOV
190	Wirksames FOV
194	Datenspeichereinrichtung
196	Verarbeitungseinheit
200	Einstellbarer Kollimator
202	Streifen
204	Streifen
206	Streifen
208	Streifen
210	Erste Richtung
212	Zweite Richtung
214	Erste Stellung
216	Gegenwärtiges FOV
218	N-te Stellung
220	Gegenwärtiges FOV
222	Gegenwärtiges FOV
224	Interessierende Struktur
226	Erste Stellung
228	Gegenwärtiges FOV
230	N-te Stellung
232	Wirksames FOV
234	Erste Stellung
236	Gegenwärtiges FOV
238	N-te Stellung
242	Wirksames FOV
244	Pinholekollimator
246	Pinholekollimator

Patentansprüche

1. Vorrichtung zum Abbilden einer interessierenden Struktur (**166**), wobei die Vorrichtung aufweist: Mehrere Bildgebungsdetektoren (**102-108**), die an einer Gantry (**110**) angebracht sind, wobei jeder der mehreren Bildgebungsdetektoren (**102-108**) ein Sichtfeld (FOV) (**140, 176**) aufweist, und jeder der mehreren Bildgebungsdetektoren (**102-108**) bezogen auf die anderen unabhängig bewegbar ist, wobei die mehreren Bildgebungsdetektoren (**102-108**) zum Abbilden einer interessierenden Struktur (**166**) innerhalb eines Patienten (**142**) angeordnet sind, und ein Datenakquisitionssystem (**126**) zum Empfangen von innerhalb des FOV (**140, 176**) jedes der mehreren Bildgebungsdetektoren (**102-108**) erfassten Bilddaten.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, bei der die mehreren Bildgebungsdetektoren (**102-108**) in einem Bogen und/oder einem Kreis nahe bei dem Patienten (**142**) an der Gantry (**110**) angebracht sind.

3. Vorrichtung nach Anspruch 1, die weiterhin mehrere einstellbare Kollimatoren (**200**) enthält, die auf den mehreren Bildgebungsdetektoren (**102-108**) angebracht sind, wobei die mehreren einstellbaren Kollimatoren (**200**) das FOV (**140, 176**) weiter festlegen.

4. Vorrichtung nach Anspruch 1, die weiterhin mehrere an den mehreren Bildgebungsdetektoren (**102-108**) angebrachte Kollimatoren aufweist, wobei wenigstens einer der mehreren Kollimatoren ein Mehrlochkollimator, ein konvergierender Mehrlochkollimator, ein konvergierender Mehrloch-Fächerstrahlkollimator, ein konvergierender Mehrloch-Kegelstrahlkollimator, ein divergierender Mehrlochkollimator oder ein Pinholekollimator (**244**) ist.

5. Vorrichtung nach Anspruch 1, die ferner mehrere Gelenke (**116**) aufweist, die die Gantry (**110**) und die mehreren Bildgebungsdetektoren (**102-108**) verbinden, wobei jedes der mehreren Gelenke (**116**) eine Schwenkbewegung der mehreren Bildgebungsdetektoren (**102-108**) zum Verändern des FOV ermöglicht und/oder steuert.

6. Vorrichtung nach Anspruch 1, die weiterhin aufweist:
Mehrere einstellbare Kollimatoren, die an den mehreren Bildgebungsdetektoren (**102-108**) angebracht sind, und
eine Kollimatorsteuerung (**186**), die wenigstens einen der mehreren einstellbaren Kollimatoren zum Verändern des FOV (**140, 176**) wenigstens eines der mehreren Bildgebungsdetektoren (**102-108**) einstellt.

7. Vorrichtung zum Abbilden einer interessierenden Struktur (**166**), wobei die Vorrichtung aufweist:
Mehrere an einer Gantry (**110**) angebrachte Bildgebungsdetektoren (**102-108**), wobei jeder der Bildgebungsdetektoren (**102-108**) ein Sichtfeld (FOV) (**140, 176**) aufweist und bezogen auf die anderen Bildgebungsdetektoren zum Verändern des FOV (**140, 176**) unabhängig bewegbar ist, wobei wenigstens eine Teilmenge der mehreren Bildgebungsdetektoren (**102-108**) zum Abbilden einer interessierenden Struktur (**166**) in einem Patienten (**142**) angeordnet ist,
mehrere einstellbare Kollimatoren, die an den mehreren Bildgebungsdetektoren (**102-108**) angebracht sind, und
ein Datenakquisitionssystem (**126**) zum Empfangen von innerhalb des FOV (**140, 176**) der mehreren Bildgebungsdetektoren (**102-108**) erfassten Bilddaten.

8. Vorrichtung nach Anspruch 7, die weiterhin

mehrere Gelenke (**116**) aufweist, die die Gantry (**110**) und wenigstens einen der mehreren Bildgebungsdetektoren (**102-108**) verbinden, wobei die mehreren Gelenke (**116**) die mehreren Bildgebungsdetektoren (**102-108**) zum Verändern des FOV (**140, 176**) bewegen.

9. Vorrichtung nach Anspruch 7, die weiterhin eine Kollimatorsteuerung (**186**) aufweist, die eine Anfangsstellung wenigstens eines der mehreren einstellbaren Kollimatoren einstellt, um das FOV (**140, 176**) zu verändern.

10. Vorrichtung nach Anspruch 7, bei der wenigstens einer der mehreren einstellbaren Kollimatoren weiterhin Streifen (**202-208**) aus Material aufweist, die entlang einer ersten und einer zweiten Richtung angeordnet sind, wobei die erste und die zweite Richtung voneinander verschieden sind und die Streifen (**202-208**) aus dem Material einstellbar sind, um das FOV (**140, 176**) zu verändern.

Es folgen 5 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

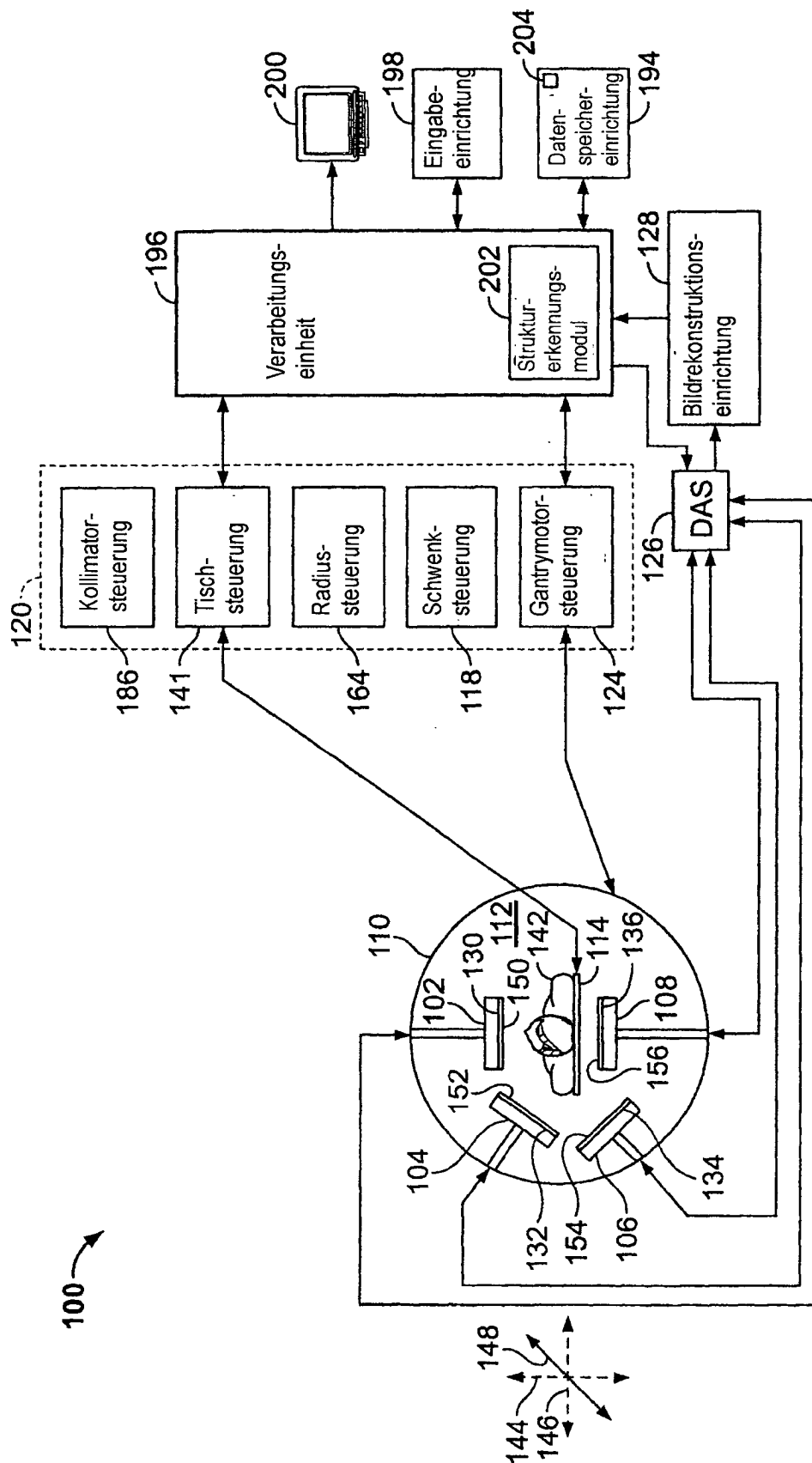


FIG. 1

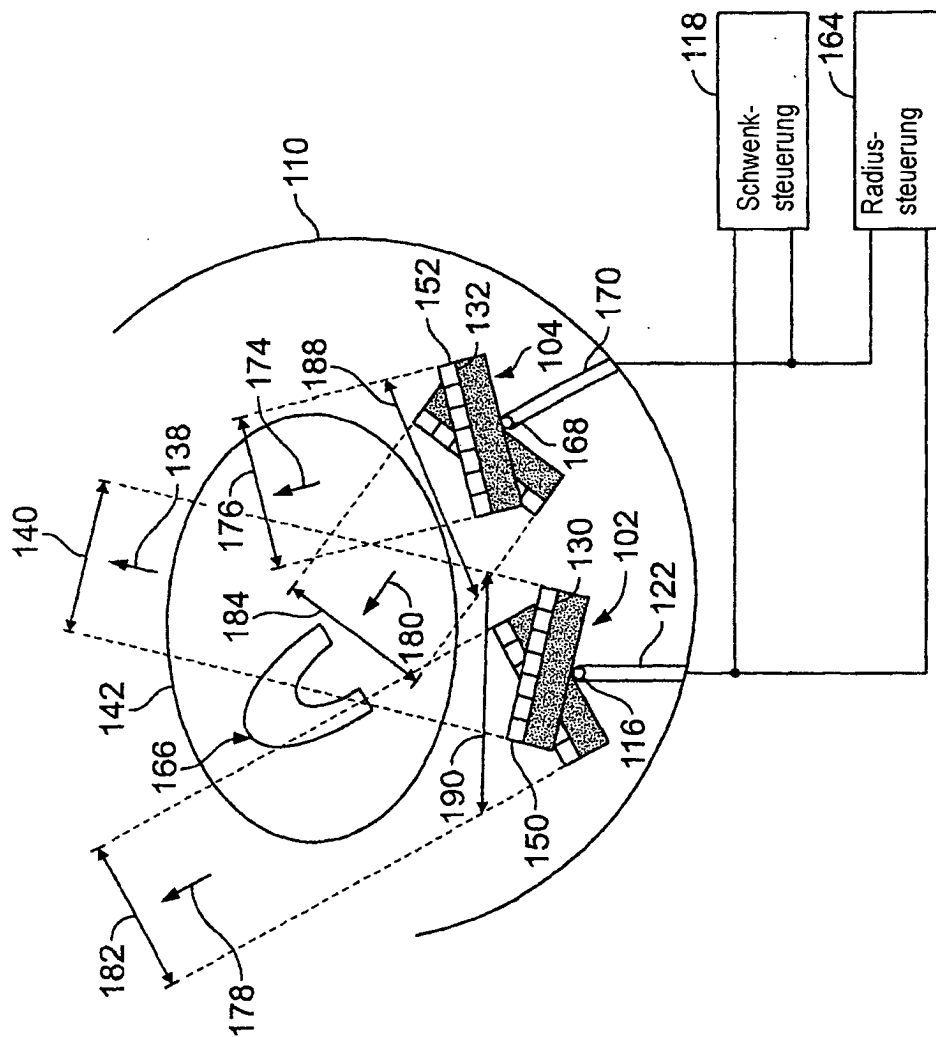


FIG. 3

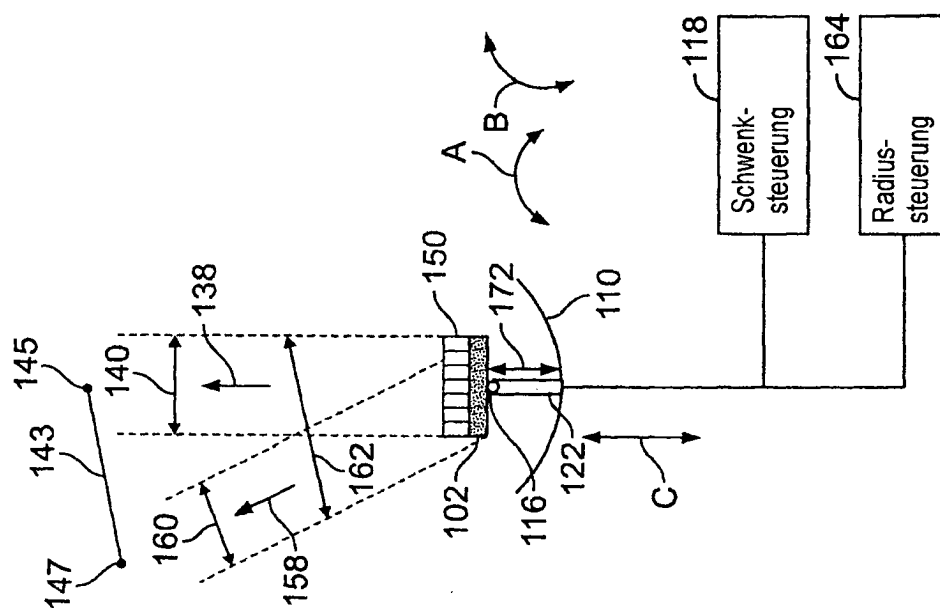


FIG. 2

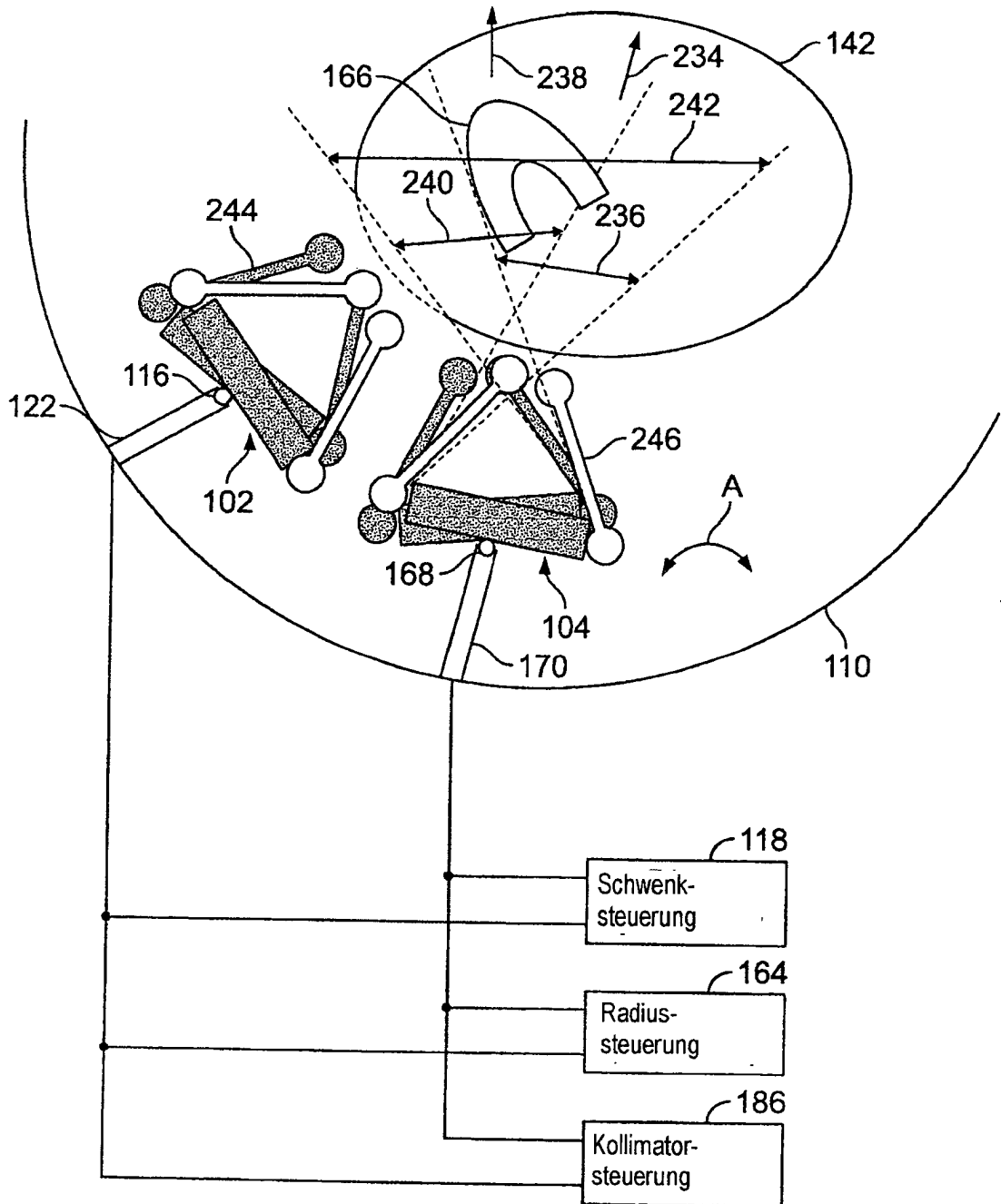


FIG. 4

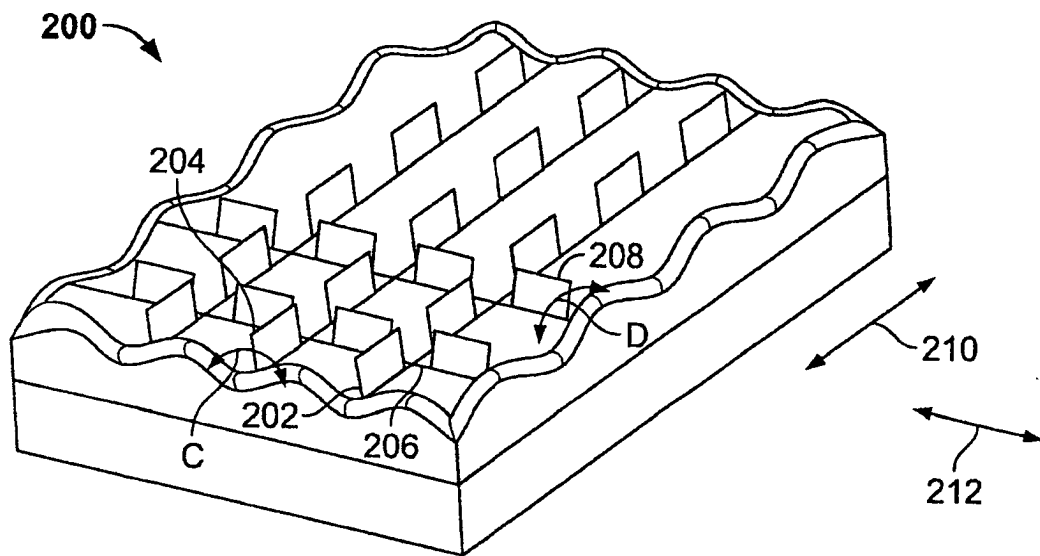


FIG. 5

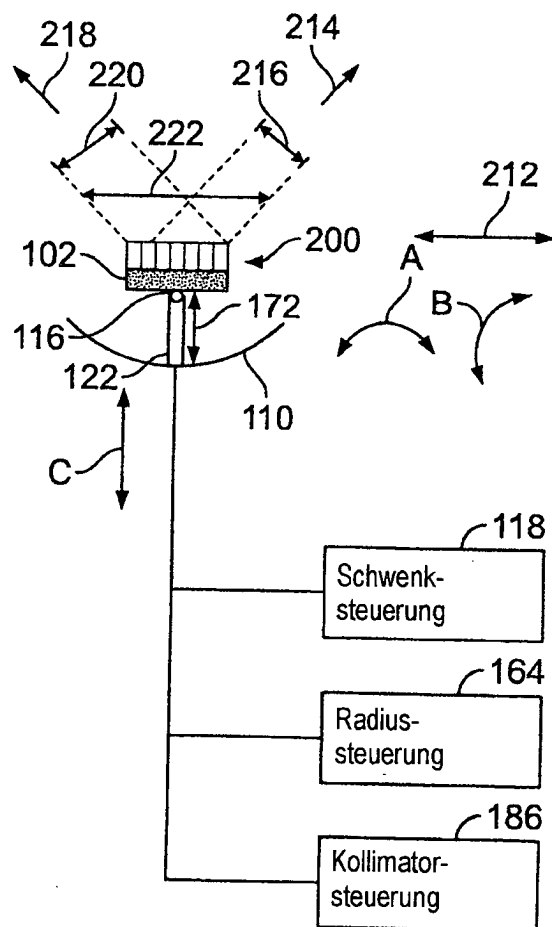


FIG. 6

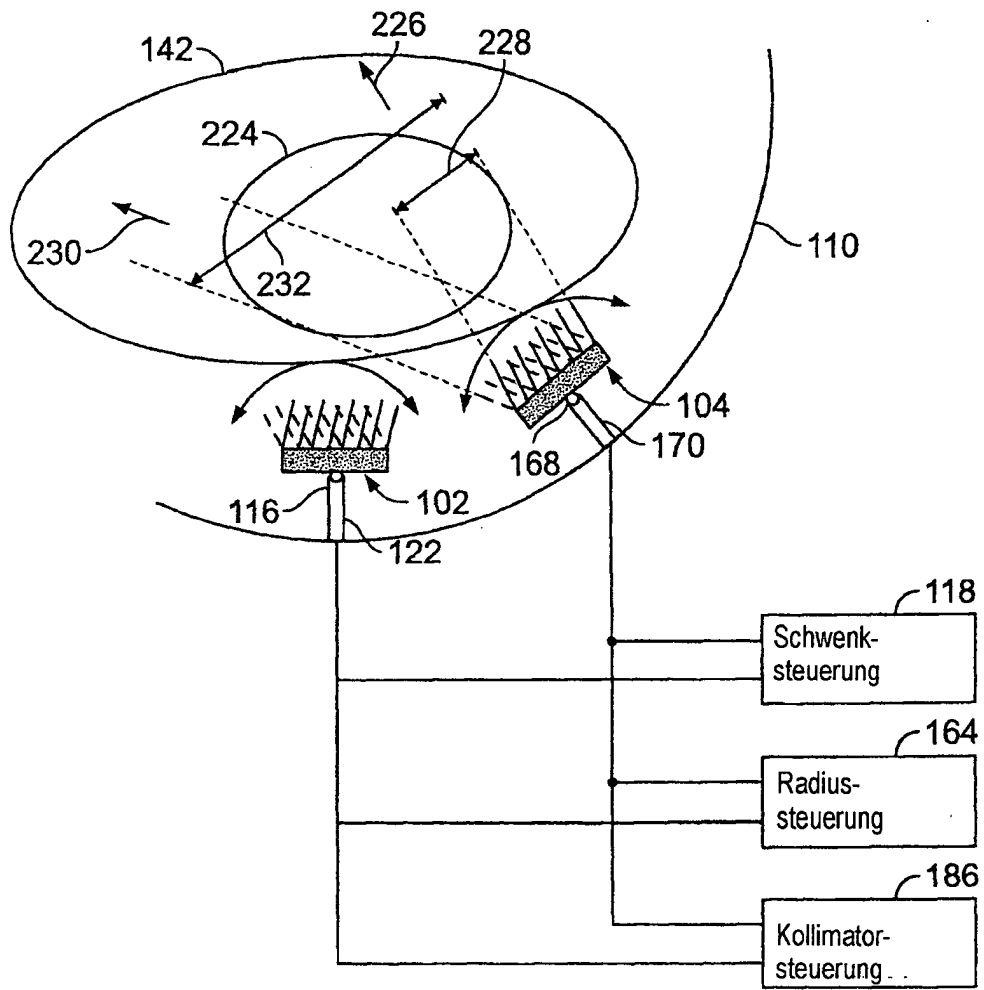


FIG. 7