



(19)  
Bundesrepublik Deutschland  
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) DE 103 46 261 A1 2004.04.22

(12)

## Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: 103 46 261.9

(51) Int Cl.<sup>7</sup>: A61B 6/00

(22) Anmeldetag: 06.10.2003

(43) Offenlegungstag: 22.04.2004

(30) Unionspriorität:  
**10-265,488** 07.10.2002 US

(72) Erfinder:  
**Eberhard, Jeffrey Wayne, Albany, N.Y., US; Claus, Bernhard E.H., Niskayuna, N.Y., US; Alkhaldy, Abdulrahman, Clifton Park, N.Y., US; Dobbins, James Talmage III, Durham, N.C., US; Godfrey, Devon James, Durham, N.C., US**

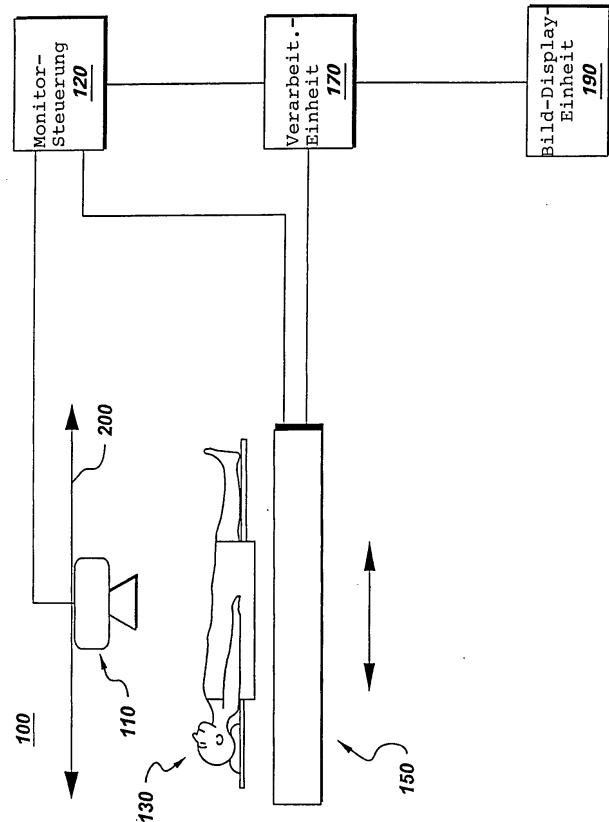
(71) Anmelder:  
**General Electric Co., Schenectady, N.Y., US; Duke University, Durham, N.C., US**

(74) Vertreter:  
**Voigt, R., Dipl.-Ing., Pat.-Anw., 65239 Hochheim**

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

(54) Bezeichnung: Einrichtung und Verfahren zum Erzeugen eines Tomosynthese-Bildes

(57) Zusammenfassung: Eine Bildgebungseinrichtung zum Ausführen einer Tomosynthese auf einen Bereich von einem Objekt enthält eine Röntgenquelle, eine Bewegungssteuerung, einen Röntgendetektor und eine Verarbeitungseinheit. Die Röntgenquelle ist in einem vorbestimmten Abstand von dem Objekt angeordnet und bewegt sich kontinuierlich entlang einer linearen Bahn relativ zu dem Objekt. Die Röntgenquelle sendet Röntgenstrahlung an einer Anzahl von vorbestimmten Stellen durch den Bereich des Objektes hindurch. Die Bewegungssteuerung ist mit der Röntgenquelle verbunden und bewegt die Röntgenquelle kontinuierlich entlang der Bahn relativ zu dem Objekt. Die Röntgenquelle minimiert Schwingungen in dem Bildgebungs- system aufgrund der kontinuierlichen Bewegung. Der Röntgendetektor ist in einem vorbestimmten Abstand von der Röntgenquelle angeordnet und detektiert die Röntgenstrahlung, die durch den Bereich des Objektes hindurch gesendet wird und gewinnt somit Röntgenbilddaten, die den Bereich des Objektes darstellen. Die Verarbeitungseinheit ist mit dem Röntgendetektor verbunden, um die Röntgenbilddaten zu wenigstens einem Tomosynthesebild von dem Bereich des Objektes zu verarbeiten.



**Beschreibung****Hintergrund der Erfindung**

[0001] Die Erfindung bezieht sich allgemein auf RAD-Tomosynthese-Systeme und insbesondere auf eine Einrichtung und ein Verfahren zum kontinuierlichen Abtasten bzw. Scannen in RAD-Tomosynthese-Systemen.

[0002] RAD-Tomosynthese-Systeme werden häufig auf dem Gebiet der Medizin verwendet, um dreidimensionale (3D) Bilder von einem Objekt zu erzeugen. Ein übliches Tomosynthese-System enthält eine Röntgenquelle, einen Röntgendetektor, eine Bewegungssteuerung und eine Verarbeitungsschaltung. Die Röntgenquelle wird üblicherweise in einer linearen Bahn bewegt und projiziert Röntgenstrahlen auf das Objekt, gewöhnlich einen Patienten. Der Röntgendetektor detektiert die Röntgenstrahlen und erzeugt einen entsprechenden Tomosynthese-Datensatz, der Projektions-Röntgenbilder bildet. Die Verarbeitungseinheit verarbeitet das Projektions-Röntgenbild, um ein 3D Bild von dem Objekt zu erzeugen.

[0003] Eine Lösung zum Projizieren von Röntgenstrahlen auf das Objekt ist die Schritt- und Schusslösung. Bei dieser Lösung wird die Röntgenquelle entlang einer linearen Bahn bewegt und auf eine Position auf dem Objekt gerichtet. Die Röntgenstrahlen werden auf die Position projiziert und es wird ein Projektions-Röntgenbild gewonnen. Die Röntgenquelle wird dann in eine zweite Position bewegt, und es wird ein zweites Projektions-Röntgenbild gewonnen. Die Röntgenquelle wird somit in mehrere Positionen relativ zu dem Objekt bewegt, um einen Satz von Projektions-Röntgenbildern zu gewinnen. Die Projektions-Röntgenbilder werden dann verarbeitet, um ein 3D Bild zu erhalten.

[0004] Im allgemeinen wird gewünscht, das abgebildete Objekt an einer stationären Position zu halten, während die Projektions-Röntgenbilder gewonnen werden. Um die Bewegung des Objektes zu minimieren, muss die Zeit, die zur Gewinnung ("Gewinnungszeit") der Projektions-Röntgenbilder benötigt wird, verkürzt werden. Bei dem Schritt- und Schuss-Verfahren ist die Gewinnungszeit beträchtlich lang, da die Gewinnungszeit die Summe der Bestrahlungszeit für jede Position und die Zeit ist, die die Röntgenquelle benötigt, um sich in verschiedene Positionen zu bewegen.

[0005] Ein anderes Problem mit der Schritt- und Schusslösung besteht darin, dass erzeugte Bilder aufgrund von Systemschwingung verzerrt bzw. unscharf sind. Um Systemschwingung zu verkleinern, ist eine kurze Zeitperiode erforderlich, damit sich die restliche Schwingung auf einen akzeptablen Wert dämpft, bevor das Projektions-Röntgenbild gewonnen wird. Die kurze Zeitperiode addiert sich zu der Gewinnungszeit, was ebenfalls unerwünscht ist.

[0006] Es ist deshalb wünschenswert, die Gewinnungszeit zur Erzeugung von 3D Bildern durch ein

Tomosynthese-System zu minimieren, während die Systemschwingung verringert wird.

**Kurze Zusammenfassung der Erfindung**

[0007] Kurz gesagt, enthält gemäß einem Ausführungsbeispiel der Erfindung ein Bildgebungssystem, das eine Tomosynthese für einen Bereich von einem Objekt ausführt, eine Röntgenquelle, eine Bewegungssteuerung, einen Röntgendetektor und eine Verarbeitungseinheit. Die Röntgenquelle ist in einem vorbestimmten Abstand von dem Objekt angeordnet und bewegt sich kontinuierlich entlang einer linearen Bahn relativ zu dem Objekt. Die Röntgenquelle sendet Röntgenstrahlung durch den Bereich des Objektes an einer Anzahl von vorbestimmten Stellen entlang der Bahn, während sich die Röntgenquelle kontinuierlich entlang der Bahn relativ zum Objekt bewegt. Die Bewegungssteuerung ist mit der Röntgenquelle gekoppelt und bewegt die Röntgenquelle kontinuierlich entlang der Bahn relativ zu dem Objekt. Die Bewegungssteuerung der Röntgenquelle minimiert Schwingungen bzw. Vibrationen in dem Bildgebungssystem aufgrund einer kontinuierlichen Bewegung. Der Röntgendetektor ist in einem vorbestimmten Abstand von der Röntgenquelle angeordnet. Der Röntgendetektor erfasst die Röntgenstrahlung, die durch den Bereich des Objektes geschickt worden ist, und gewinnt somit Röntgenbilddaten, die den Bereich des Objektes darstellen. Die Verarbeitungseinheit ist mit dem Röntgendetektor gekoppelt zum Verarbeiten der Röntgenbilddaten zu wenigstens einem Tomosynthesebild von dem Bereich des Objektes.

[0008] Ein anderes Ausführungsbeispiel der Erfindung stellt ein Verfahren zum Erzeugen eines Tomosynthesebildes von einem Bereich von einem Objekt bereit, wobei ein Bildgebungssystem verwendet wird. Das Verfahren enthält einen ersten Schritt, bei dem eine Röntgenquelle kontinuierlich entlang einer linearen Bahn bewegt wird, die in einem vorbestimmten Abstand von dem Objekt angeordnet ist, wobei die kontinuierliche Bewegung der Röntgenquelle Vibratoren bzw. Schwingungen in dem Bildgebungssystem minimiert. In einem zweiten Schritt wird Röntgenstrahlung durch den Bereich des Objektes von einer Anzahl von vorbestimmten Stellen entlang der Bahn gesendet, während sich die Röntgenquelle kontinuierlich entlang der Bahn relativ zu dem Objekt bewegt. Der dritte Schritt enthält, dass die Röntgenstrahlung erfasst bzw. detektiert wird, die durch den Bereich des Objektes gesendet worden ist, und der vierte Schritt weist die Gewinnung von Röntgenbilddaten auf, die den Bereich des Objektes darstellen. Der fünfte Schritt enthält, dass die Röntgenbilddaten zu wenigstens einem Tomosynthesebild des Bereiches des Objektes verarbeitet werden.

[0009] In einem anderen Ausführungsbeispiel wird ein Bildgebungssystem bereitgestellt zum Ausführen einer Tomosynthese auf einen Bereich von einem Objekt. Das Bildgebungssystem enthält eine Rönt-

genquelle, die in einem vorbestimmten Abstand von dem Objekt angeordnet ist und sich kontinuierlich entlang einer linearen Bahn relativ zu dem Objekt bewegt, während Röntgenstrahlung an einer Anzahl von vorbestimmten Stellen durch den Bereich des Objektes gesendet wird. Eine Bewegungssteuerung ist mit der Röntgenquelle gekoppelt und bewegt die Röntgenquelle kontinuierlich entlang der Bahn. Die kontinuierliche Bewegung der Röntgenquelle minimiert Schwingungen in dem Bildgebungssystem. Ein Röntgendetektor ist in einem vorbestimmten Abstand von der Röntgenquelle angeordnet und detektiert die Röntgenstrahlung, die durch den Bereich des Objektes hindurch gesendet worden ist. Der Röntgendetektor gewinnt Röntgenbilddaten, die den Bereich des Objektes darstellen. Eine Verarbeitungseinheit, die mit dem Röntgendetektor gekoppelt ist, verarbeitet die Röntgenbilddaten zu wenigstens einem Tomosynthesebild von dem Bereich des Objektes.

[0010] Ein weiteres Ausführungsbeispiel stellt ein Verfahren zum Generieren eines Tomosynthesebildes von einem Bereich von einem Objekt bereit, wobei ein Bildgebungssystem verwendet wird. Das Verfahren enthält die Schritte, dass eine Röntgenquelle kontinuierlich entlang einer linearen Bahn bewegt wird, die in einem vorbestimmten Abstand von dem Objekt angeordnet ist, wobei das kontinuierliche Bewegen der Röntgenquelle Schwingungen bzw. Vibrationen in dem Bildgebungssystem minimiert. Der nächste Schritt enthält, dass Röntgenstrahlung durch den Bereich des Objektes hindurch entlang der Bahn an einer Anzahl von vorbestimmten Stellen gesendet wird, während sich die Röntgenquelle kontinuierlich entlang der Bahn relativ zum Objekt bewegt. Das Verfahren enthält ferner den Schritt, dass die Röntgenstrahlung, die durch den Bereich des Objektes geschickt worden ist, detektiert bzw. erfasst wird, Röntgenbilddaten gewonnen werden, die den Bereich von dem Objekt darstellen, und die Röntgenbilddaten zu wenigstens einem Tomosynthesebild von dem Bereich des Objektes verarbeitet werden.

#### Kurze Beschreibung der Zeichnungen

[0011] Diese und andere Merkmale, Aspekte und Vorteile der Erfindung werden besser verständlich, wenn die folgende detaillierte Beschreibung mit Bezugnahme auf die beigefügten Zeichnungen gelesen wird, in denen gleiche Bezugszahlen gleiche Teile in den Zeichnungen darstellen, wobei:

[0012] **Fig. 1** eine schematische Ansicht von einem Ausführungsbeispiel von einem Bildgebungssystem ist, das gemäß einem Aspekt der Erfindung implementiert ist;

[0013] **Fig. 2** eine schematische Ansicht ist, die die Bewegung der Röntgenquelle relativ zu dem Objekt in einem Ausführungsbeispiel des Bildgebungssystems darstellt, und

[0014] **Fig. 3** ein Fließbild ist, das das allgemeine Verfahren zum Generieren eines Tomosynthesebil-

des darstellt.

#### Detaillierte Beschreibung der Erfindung

[0015] Wie in **Fig. 1** gezeigt ist, enthält ein Bildgebungssystem **100** eine Röntgenquelle **110**, die mit einer Bewegungssteuerung **120** verbunden ist. Eine Verarbeitungseinheit **170** ist zwischen der Bewegungssteuerung **120**, einem Röntgendetektor **150** und einer Bildgebungseinheit **190** verbunden. Es sei darauf hingewiesen, dass die Verarbeitungseinheit **170** einen Mikroprozessor, eine zentrale Verarbeitungseinheit, einen Personal-Computer, eine Workstation, einen Minicomputer, einen Mainframe-Computer oder einen Supercomputer aufweisen kann. Es sei auch darauf hingewiesen, dass die Bewegungssteuerung **120** als Software in der Verarbeitungseinheit **170** enthalten sein kann, wobei eine Befehlssprache zur Bewegung der Röntgenquelle **110** verwendet wird. Es sei ferner darauf hingewiesen, dass die Verarbeitungseinheit **170** mit der Bewegungssteuerung **120**, dem Röntgendetektor **150** und der Bilddisplayeinheit **190** beispielsweise über ein Telefon- oder Kabelnetz, ein Ethernet, ein Ortszonennetz (LAN) oder ein Fernzonennetz (WAN), ein integriertes digitales Netzwerk (ISDN) oder eine digitale Teilnehmerleitung (DSL) verbunden sein kann. Es sei auch darauf hingewiesen, dass die Bilddisplayeinheit beispielsweise einen Video-Monitor, eine Flüssigkristallanzeige oder einen anderen Display-Monitor aufweisen kann. Da das Bildgebungssystem **100** die Röntgenquelle **110** während des Abtastens und der Transmission der Röntgenstrahlung kontinuierlich bewegt, sind Kosten, die mit der Konstruktion und Komponenten von einem derartigen Bildgebungssystem **100** verbunden sind, üblicherweise geringer als diejenigen von üblichen Bildgebungssystemen, wie beispielsweise Schritt- und Schusssystemen.

[0016] In einem Ausführungsbeispiel ist die Röntgenquelle **110** in einem vorbestimmten Abstand von dem Röntgendetektor **150** und einer Ebene des Objektes **130** angeordnet. Beispielsweise ist der vorbestimmte Abstand ein fester Abstand, der im Laufe des Röntgen-Bildgebungsprozesses (Scannen bzw. Abtasten) konstant bleibt. In einem anderen Ausführungsbeispiel kann sich der vorbestimmte Abstand relativ zu dem Röntgendetektor **150** und/oder dem Objekt **130** ändern, wenn sich die Röntgenquelle **110** entlang der Bahn **200** bewegt. Beispielsweise kann der vorbestimmte Abstand variieren, wenn die Röntgenquelle **110** entlang der Bahn **200** relativ zu dem Objekt **130** bewegt wird, wenn das Objekt **130** eine unregelmäßige oder veränderliche Form/Profil in Bezug auf die Bahn **200** hat. Der Röntgenquelle **110** wird durch die Bewegungssteuerung **120** der Befehl gegeben, sich kontinuierlich entlang einer Bahn **200** relativ zu dem Objekt **130** zu bewegen, und sie sendet Röntgenstrahlung (Röntgenstrahlen) durch unterschiedliche Bereiche des Objektes **130**. Die Bewegungssteuerung **120** ist mit der Röntgenquelle **110**

verbunden und steuert die kontinuierliche Bewegung der Röntgenquelle **110** entlang der Bahn **200** relativ zu dem Objekt **130**. In einem Ausführungsbeispiel wird die Röntgenquelle **110** geschwenkt, wobei die Röntgenquelle **110** auf einen gemeinsamen und/oder festen Punkt auf oder in Relation zu dem Objekt **130** gerichtet ist. Es sei darauf hingewiesen, dass das Objekt ein Mensch, ein Tier oder anderes Objekt (organisch oder anorganisch) sein kann, wie beispielsweise mechanische/ metallische Komponenten oder Gepäck. Es sei ferner darauf hingewiesen, dass die Röntgenquelle **110** eingerichtet sein kann, sich entlang jeder Achse relativ zu dem Objekt **130** zu bewegen, indem das Objekt **130** und/oder das Bildgebungssystem **100** in Bezug zueinander neu positioniert werden. Beispielsweise kann sich die Bahn **200** vom Kopf bis zum Fuß oder von Schulter zu Schulter bewegen, wenn das Objekt **130** einen Patienten aufweist. Da sich die Röntgenquelle **110** kontinuierlich relativ zu dem Objekt **130** bewegt, werden Schwingungen bzw. Vibrationen in dem Bildgebungssystem **100**, die mit dem Starten und Stoppen der Röntgenquelle **110** an verschiedenen Punkten verbunden sind, wesentlich verringert. Ein weiterer Vorteil des Bildgebungssystems **100** besteht darin, dass die kontinuierliche Bewegung der Röntgenquelle **110** die Abtastzeit für das Objekt **130** verkürzt. Deshalb werden alle Fehlinterpretationen in den Bilddaten, die durch eine Bewegung des Objektes **130** während der Bestrahlungszeit hervorgerufen werden, verringert, weil die gesamte Gewinnungszeit verkürzt ist im Vergleich zu üblichen Systemen, wie beispielsweise Schritt- und Schusssystemen.

[0017] Wenn sich die Röntgenquelle **110** kontinuierlich über das Objekt **130** bewegt, erfasst der Röntgendetektor **150** die Röntgenstrahlung, die von der Röntgenquelle **110** ausgesendet und an verschiedenen Bereichen durch das Objekt **130** hindurch gesendet wird. Dementsprechend gewinnt der Röntgendetektor **150** Röntgenbilddaten, die die Bereiche des Objektes **130** darstellen. Üblicherweise ist der Röntgendetektor **110** in einem vorbestimmten Abstand von der Röntgenquelle **150** angeordnet. In einem Ausführungsbeispiel ist der Röntgendetektor **150** stationär relativ zu dem Objekt **130** vor, nach und/oder während der Aussetzung des Objektes **130** gegenüber den Röntgenstrahlen aus der Röntgenquelle **110**. In einem anderen Ausführungsbeispiel ist der Röntgendetektor **150** in der Lage, sich relativ zum Objekt **130** zu bewegen vor, nach und/oder während der Aussetzung des Objektes **130** gegenüber den Röntgenstrahlen aus der Röntgenquelle **110**. In diesem Ausführungsbeispiel ist der Röntgendetektor **150** mit der Bewegungssteuerung **120** verbunden. Ferner kann in diesem Ausführungsbeispiel der Röntgendetektor **150** angepasst sein, sich linear mit der Röntgenquelle **110** oder in anderen Mustern, wie beispielsweise eindimensionalen, zweidimensionalen und/oder dreidimensionalen Bahnen, relativ zu der Röntgenquelle **110** zu bewegen. Es sei darauf hinge-

wiesen, dass der Röntgendetektor **150** einen digitalen Röntgendetektor, einen RAD Detektor oder einen Flachpanel-Detektor aufweisen kann.

[0018] Die Verarbeitungseinheit **170** ist mit dem Röntgendetektor **190** verbunden und verarbeitet Röntgenbilddaten (beispielsweise eine Anzahl von Röntgenprojektionen), die durch den Röntgendetektor **150** detektiert werden, um ein entsprechendes Tomosynthesebild von dem Bereich und/oder den Bereichen des Objektes **130** zu erzeugen. Die Erzeugung des Tomosynthesebildes beinhaltet eine Rekonstruktion der Röntgenbilddaten (Röntgenprojektionen) in ein dreidimensionales (3D) Volumen, das das Objekt **130** darstellt, das gescannt bzw. abgetastet wird. In einem Ausführungsbeispiel wird das Tomosynthesebild für einen Benutzer durch eine Bilddisplayeinheit **190** dargestellt. Wie oben allgemein beschrieben ist, erzeugt die Verarbeitungseinheit **170** auch Steuersignale für die Bewegungssteuerung **120**, um die Bewegung der Röntgenquelle **110** zu steuern. Einige Beispiele für die Art und Weise, in der die Bewegungssteuerung **120** die Röntgenquelle **110** entlang der Bahn **200** relativ zu dem Objekt **130** bewegen kann, werden nachfolgend näher erläutert.

[0019] In Fig. 2 wird die Bewegung der Röntgenquelle **110** relativ zu dem Objekt **130** bereitgestellt, wobei sich die Röntgenquelle **110** über dem Objekt **130** bewegt. Es sei darauf hingewiesen, dass die Bahn **200**, an der sich die Röntgenquelle **110** entlangbewegt, eine lineare Bahn (gerade Linie) oberhalb und über das Objekt **130** hinweg aufweisen kann. In einem Ausführungsbeispiel, wo das Objekt **130** ein menschlicher Patient ist, bewegt sich die Röntgenquelle **110** linear entlang der Achse (von Kopf bis Fuß) des Patienten. Wie in Fig. 2 gezeigt ist, ist in einem Ausführungsbeispiel der Röntgendetektor **150** unter dem Objekt **130** angeordnet. Es wird ferner deutlich, dass in anderen Ausführungsbeispielen die Röntgenquelle **110** sich in eindimensionalen, zweidimensionalen und/oder dreidimensionalen Bahnen relativ zu dem Röntgendetektor **150** während des Abtastens bewegen kann.

[0020] Die Röntgenquelle **110** ist in einem vorbestimmten Abstand von dem Objekt **130** angeordnet. In einem Ausführungsbeispiel beträgt der vorbestimmte Abstand etwa 180 Zentimeter (cm). Die Röntgenquelle **110** bewegt sich kontinuierlich entlang der Bahn **200** relativ zu dem Objekt **130**. In einem Ausführungsbeispiel wird die Röntgenquelle **110** kontinuierlich mit einer vorbestimmten Geschwindigkeit vom Punkt S1 zum Punkt S2 bewegt. Es sei darauf hingewiesen, dass der Begriff kontinuierliche Bewegung als Bewegung der Röntgenquelle **110** vom Punkt S1 zum Punkt S2 ohne Stoppen definiert ist. In einem Ausführungsbeispiel beträgt die Strecke, auf der die Röntgenquelle **110** zwischen dem Punkt S1 und dem Punkt S2 wandert, 130 cm. Die Röntgenquelle **110** sendet Röntgenstrahlung durch Bereiche des Objektes **130** an vorbestimmten Orten bzw. Stellen A, B bzw. C entlang der Bahn **200**, während sich

die Röntgenquelle **110** kontinuierlich entlang der Bahn **200** vom Punkt S1 zum Punkt S2 relativ zum Objekt **130** bewegt. In diesem Ausführungsbeispiel erhält, wenn die Röntgenquelle **110** an anderen Stellen als den vorbestimmten Stellen A, B und C ist, die Röntgenquelle **110** keinen Befehl, Röntgenstrahlen zu senden. Beispielsweise beträgt in einem Ausführungsbeispiel die Abtastzeit, die die Röntgenquelle **110** benötigt, um sich vom Punkt S1 zum Punkt S2 zu bewegen, etwa 5 Sekunden. Wie weiterhin in **Fig. 2** gezeigt ist, hat in einem Ausführungsbeispiel das Objekt **130** eine Tiefe oder Dicke von etwa 25 cm, und der Röntgendetektor **150** ist etwa 7 cm unter dem Objekt angeordnet. In diesem Ausführungsbeispiel beträgt die durchschnittliche Geschwindigkeit der Röntgenquelle **110** während des Abtastens etwa 26 cm/Sek. Die Zeitdauer, in der die Röntgenquelle **110** Röntgenstrahlen durch das Objekt **130** an jeder der vorbestimmten Stellen sendet (Bestrahlungszeit), beträgt etwa 2,5 Millisekunden (msek), was einer Röntgenquelle entspricht, die sich während einer Bestrahlung etwa 0,65 mm bewegt. In diesem Ausführungsbeispiel mit den vorgenannten Geschwindigkeiten und Abmessungen beträgt eine maximale Unschärfe an dem Röntgendetektor **150** etwa 0,12 Millimeter (mm) oder grob eine Hälfte (1/2) von einem Pixel, wenn der Röntgendetektor **150** ein RAD Detektor ist. Es sei darauf hingewiesen, dass eine Unschärfe in diesem Umfang (etwa 0,12 mm oder ½ von einem Pixel) praktisch keinen Einfluss auf die Qualität der Röntgenbilddaten hat. Der Röntgendetektor **150** erfasst die Röntgenbilddaten von dem Röntgenstrahl, der an den vorbestimmten Stellen A, B und C durch das Objekt **130** gesendet wird. Es sei weiterhin darauf hingewiesen, dass die Röntgenquelle **110** Röntgenstrahlung an mehr oder weniger vorbestimmten Stellen senden kann, als sie in **Fig. 2** gezeigt sind. In einem anderen Ausführungsbeispiel gewinnt der Röntgendetektor **150** Röntgenbilddaten an vorbestimmten Zeitintervallen während der kontinuierlichen Bewegung der Röntgenquelle **110** vom Punkt S1 zum Punkt S2. Es sei darauf hingewiesen, dass in diesem Ausführungsbeispiel die vorbestimmten Zeittintervalle, in denen der Röntgendetektor **150** die Röntgenbilddaten gewinnt, Zeiten entsprechen können, zu denen die Röntgenquelle **110** an vorbestimmten Stellen, beispielsweise den Punkten A, B und C, angeordnet ist.

[0021] In einem anderen Ausführungsbeispiel bewegt die Bewegungssteuerung **120** die Röntgenquelle **110** mit unterschiedlichen Geschwindigkeiten, wenn sich die Röntgenquelle **110** kontinuierlich vom Punkt S1 zum Punkt S2 bewegt. In diesem Ausführungsbeispiel bewegt sich die Röntgenquelle **110** beispielsweise mit einer ersten Geschwindigkeit vom Punkt S1 zu einem Punkt A. Wenn die Röntgenquelle **110** den Punkt A erreicht, bewegt sich die Röntgenquelle mit einer zweiten Geschwindigkeit für eine vorbestimmte Zeitdauer. In diesem Ausführungsbeispiel beträgt die Bestrahlungszeit an diesem Punkt etwa

2,5 msec. Weiterhin kann sich, nachdem die Röntgenquelle **110** sich mit einer zweiten Geschwindigkeit für die vorbestimmte Zeit bewegt hat, die Röntgenquelle **110** wieder mit der ersten Geschwindigkeit vom Punkt A zu einem Punkt B bewegen. Wieder kann sich, wenn die Röntgenquelle **110** den Punkt B erreicht, die Röntgenquelle **110** mit der zweiten Geschwindigkeit für eine vorbestimmte Zeit bewegen. Nachdem die vorbestimmte Zeit vergangen ist, kann sich die Röntgenquelle **110** mit der ersten Geschwindigkeit vom Punkt B zum Punkt C bewegen. Wenn die Röntgenquelle **110** den Punkt C erreicht, bewegt sich die Röntgenquelle **110** mit der zweiten Geschwindigkeit für eine vorbestimmte Zeit. Nachdem die vorbestimmte Zeit vergangen ist, kann sich die Röntgenquelle **110** vom Punkt C zum Punkt S2 mit der ersten Geschwindigkeit bewegen, und dann kann die Röntgenquelle **110** am Punkt S2 stoppen. In einem Ausführungsbeispiel kann die Röntgenquelle **110** Röntgenstrahlen senden, während sie sich mit der zweiten Geschwindigkeit bewegt, und der Röntgendetektor **150** gewinnt Röntgenbilddaten, während sich die Röntgenquelle mit der zweiten Geschwindigkeit bewegt. In einem anderen Ausführungsbeispiel sendet die Röntgenquelle **110** kontinuierlich Röntgenstrahlen, wenn sie sich entlang der Bahn **200** bewegt. Gemäß einem Aspekt von diesem Ausführungsbeispiel gewinnt der Röntgendetektor **150** kontinuierlich Röntgenbilddaten, wenn sich die Röntgenquelle **110** entlang der Bahn **200** bewegt und Röntgenstrahlen aussendet. In einem anderen Aspekt von diesem Ausführungsbeispiel gewinnt der Röntgendetektor **150** Bilder zu vorbestimmten Zeiten, und die vorbestimmten Zeiten entsprechen Zeiten, zu denen sich die Röntgenquelle **110** mit der zweiten Geschwindigkeit bewegt. In einem Ausführungsbeispiel ist die erste Geschwindigkeit größer als die zweite Geschwindigkeit. Es sei darauf hingewiesen, dass sich in anderen Ausführungsbeispielen die Röntgenquelle **110** mit verschiedenen Geschwindigkeiten bewegen kann, wenn sie sich kontinuierlich vom Punkt S1 zum Punkt S2 bewegt. In einem Ausführungsbeispiel kann die erste Geschwindigkeit in einem Bereich von etwa 20 cm/Sek. bis etwa 26 cm/Sek. liegen, und die zweite Geschwindigkeit kann etwa die Hälfte der ersten Geschwindigkeit aufweisen. In einem weiteren Ausführungsbeispiel weist die erste Geschwindigkeit eine Geschwindigkeit von mehr als etwa 26 cm/Sek. (26 cm/Sek. plus ein vorbestimmtes Delta) auf, und die zweite Geschwindigkeit weist eine Geschwindigkeit von etwa 13 cm/Sek. auf. In anderen Ausführungsbeispielen müssen die erste Geschwindigkeit und die zweite Geschwindigkeit an den verschiedenen vorbestimmten Stellen entlang der Bahn **200** nicht gleich sein. Es sei ferner darauf hingewiesen, dass in anderen Ausführungsbeispielen der Übergang zwischen der ersten Geschwindigkeit zu der zweiten Geschwindigkeit und der zweiten Geschwindigkeit zu der ersten Geschwindigkeit eine Übergangs-Verlangsamung bzw. -Beschleunigung

der Röntgenquelle **110** beinhaltet, um Vibrationen in dem Bildgebungssystem **100** zu minimieren.

[0022] In anderen Ausführungsbeispielen brauchen die erste Geschwindigkeit und die zweite Geschwindigkeit an den verschiedenen vorbestimmten Stellen entlang der Bahn **200** nicht die gleichen zu sein. In einem Ausführungsbeispiel entspricht die Zeit zwischen der Aussendung von Röntgenstrahlen durch die Röntgenquelle **110** wenigstens der Auslesezeit von dem Röntgendetektor **150**. Beispielsweise kann die Ausleesezeit des Röntgendetektors **150** in dem Bereich zwischen 125 bis 180 msec. liegen, und deshalb die erste Geschwindigkeit um einen Faktor von etwa zwei oder mehr gesenkt werden, um die zweite Geschwindigkeit während der Röntgentransmissionszeit mit minimalen Einfluss auf die Geschwindigkeit zwischen den Sendungen zu erhalten. In einem anderen Ausführungsbeispiel kann eine Hochleistungs-Röntgenquelle **110** auch die Unschärfe, die durch die Bewegung der Röntgenquelle **110** hervorgerufen wird, während Röntgenstrahlen gesendet werden, verringern, weil die Hochleistungs-Röntgenquelle **110** gestattet, dass die Röntgenbestrahlung in einer Zeit von weniger als 2,5 msec. geliefert wird. Ein Ausführungsbeispiel von einer Hochleistungs-Röntgenquelle **110** kann eine Röntgenröhre aufweisen, die eine Leistung in dem Bereich von etwa 20 bis etwa 30 Kilowatt (kW) hat. In einem anderen Ausführungsbeispiel weist eine Hochleistungs-Röntgenquelle **110** eine Röntgenröhre auf, die eine Leistung von etwa 64 kW hat.

[0023] Wie in **Fig. 3** gezeigt ist, wird ein Verfahren zum kontinuierlichen Bewegen einer Röntgenquelle **110** um ein Objekt **130**, um Röntgenbilddaten zu gewinnen, bereitgestellt. Die Röntgenquelle **110** wird kontinuierlich entlang einer linearen Bahn in Bezug auf den Detektor **200** bewegt (Schritt 310). Die Röntgenquelle **110** wird in einem vorbestimmten Abstand von dem Objekt **130** positioniert. Durch kontinuierliches Bewegen der Röntgenquelle **110** linear entlang der Bahn **200** werden Vibrationen bzw. Schwingungen in dem Bildgebungssystem **100** minimiert, weil die Röntgenquelle **110** entlang der Bahn **200** nicht gestoppt und erneut gestartet wird. Röntgenstrahlung wird durch einen Bereich von dem Objekt **130** gesendet (Schritt 330). In einem Ausführungsbeispiel wird die Röntgenstrahlung von der Röntgenquelle **110** gesendet, wenn die Röntgenquelle **110** eine Anzahl vorbestimmter Stellen entlang der Bahn **200** erreicht. In einem anderen Ausführungsbeispiel wird die Röntgenstrahlung von der Röntgenquelle **110** und durch den Bereich des Objektes **130** hindurch gesendet, wenn sich die Röntgenquelle **110** kontinuierlich entlang der Bahn **200** relativ zum Objekt **130** bewegt. Der Röntgendetektor **150** detektiert die Röntgenstrahlung, die durch den Bereich des Objektes **130** hindurch gesendet wird (Schritt 350). Eine Verarbeitungseinheit **170** gewinnt Röntgenbilddaten, die den Bereich des Objektes **130** darstellen (Schritt 370). Die Verarbeitungseinheit **170** verarbeitet die

Röntgenbilddaten zu wenigstens einem Tomosynthesebild von dem Bereich des Objektes **130** (Schritt 390).

[0024] Wie oben beschrieben ist, wird die Unschärfe des Bildes, die aufgrund der Schwingungen des Bildgebungssystems **100** hervorgerufen wird, im Vergleich zu üblichen Schritt- und Schusssystemen und -verfahren verkleinert. Weiterhin könnte eine Unschärfe bewirkt werden, weil sich die Röntgenquelle **110** bewegt, während der Röntgendetektor **130** die Röntgenbilddaten gewinnt, aber diese Unschärfe kann reduziert oder eliminiert werden, indem die Röntgentransmissionszeit während des Abtastens verkürzt wird. Jedoch kann das erzeugte Tomosynthesebild aufgrund verschiedener anderer Faktoren unscharf werden, wie beispielsweise Vibration aufgrund der Bewegung der Röntgenquelle **110**, Vibration, die durch Bewegung des Röntgendetektors **130** verursacht wird, und Bewegung des Objektes **130** während des Abtastens. Üblicherweise kann die Bewegung des Objektes **130** während des Abtastens in drei Bewegungstypen charakterisiert werden, wenn das Objekt **130** ein Patient ist. Eine derartige Bewegung kann Grobbewegung (große Bewegung des Patienten), Herzbewegung (Schlagen des Herzens) und Atmungsbewegung (Bewegung der Lungen) genannt werden. Alle Bewegungstypen können Fehlininterpretationen der Patientenstrukturen während einer Algorithmus-Rekonstruktion bewirken, aber die Grobbewegung ist eine der Lästigsten. Das Bildgebungssystem **100** verwendet eine kontinuierliche Bewegung der Röntgenquelle **110**, um die gesamte Gewinnungszeit und deshalb die gesamte Zeit zu verkürzen, die für den Patienten für eine Bewegung zur Verfügung steht. Somit sorgt das Bildgebungssystem **100** für einen Vorteil gegenüber anderen Systemen, indem die gesamte Gewinnungszeit verkürzt wird, was die Anzahl von Fehldarstellungen von Patientenstrukturen verkleinern kann, die durch eine Bewegung des Patienten bewirkt werden.

[0025] Wie vorstehend beschrieben ist, kann diese Unschärfe in den Bildgebungsdaten verringert werden, indem die Geschwindigkeit verändert wird, mit der die Röntgenquelle **110** wandert, wenn die Röntgenbilddaten durch den Röntgendetektor **130** gewonnen werden. Üblicherweise kann die Unschärfe, die durch Bewegung der Röntgenquelle **110** bewirkt wird, unter Verwendung der Geschwindigkeit der sich bewegenden Röntgenquelle **110**, der Geometrie von dem Bildgebungssystem **100** und den bekannten Charakteristiken des abgebildeten Objektes, wie beispielsweise Röntgenabsorptions-Charakteristiken, charakterisiert werden. Üblicherweise eliminiert der sich bewegende Röntgendetektor **150** eine Unschärfe und/oder er gestattet eine Steuerung dieser Unschärfe, die während des Abtastens verursacht und durch die Röntgenquelle **110** bewirkt wird, die sich während des Abtastens bewegt. In einem Ausführungsbeispiel können der sich bewegende Röntgendetektor **150** und auch die Röntgenquelle **110** eine

Unschärfe verringern, die durch Bewegung der Röntgenquelle **110** verursacht wird. In einem Ausführungsbeispiel wird der Röntgendetektor **150** bewegt, wenn die Röntgenquelle **110** Röntgenstrahlen aussendet. In einem anderen Ausführungsbeispiel kann sich der Röntgendetektor **150** kontinuierlich mit der Röntgenquelle **110** bewegen. In einem noch anderen Ausführungsbeispiel kann die Unschärfe von Tomosynthesebildern, die unter Verwendung der gewonnenen Röntgenbilddaten generiert werden, und/oder die Unschärfe des entstehenden Tomosynthesebildes entfernt werden, indem verschiedene Datenrekonstruktionstechniken verwendet werden.

[0026] Die vorstehende Erläuterung der Erfindung ist zu Zwecken der Darstellung und Beschreibung gegeben worden. Ferner soll die Beschreibung nicht die Erfindung auf die hier offenbare Form beschränken. Infolgedessen liegen Abänderungen und Modifikationen in Übereinstimmung mit den obigen Lehren und mit der Erfahrung und Kenntnis des relevanten Standes der Technik innerhalb des Schutzmanganges der vorliegenden Erfindung. Das oben beschriebene Ausführungsbeispiel soll ferner die beste Art der gegenwärtig bekannten Ausführung der Erfindung erläutern und es anderen Fachleuten möglich machen, die Erfindung als solche oder in anderen Ausführungsbeispielen und mit den verschiedenen Modifikationen zu verwenden, die durch deren besondere Anwendung oder Nutzungen der Erfindung erforderlich sind. Es ist beabsichtigt, dass die beigefügten Ansprüche alternative Ausführungsbeispiele bis zu dem Umfang einschließen sollen, der durch den Stand der Technik erlaubt ist.

### Patentansprüche

1. Bildgebungseinrichtung (**100**) zum Ausführen von Tomosynthese auf einen Bereich von einem Objekt (**130**), wobei das Bildgebungssystem (**100**) enthält:

eine Röntgenquelle (**110**), die in einem vorbestimmten Abstand von dem Objekt (**130**) angeordnet ist und sich kontinuierlich entlang einer linearen Bahn (**200**) relativ zu dem Objekt (**130**) bewegt, wobei die Röntgenquelle (**110**) Röntgenstrahlung durch den Bereich von dem Objekt (**130**) hindurch an einer Anzahl von vorbestimmten Stellen entlang der Bahn (**200**) sendet, während sich die Röntgenquelle (**110**) kontinuierlich entlang der Bahn (**200**) relativ zu dem Objekt (**130**) bewegt,

eine Bewegungssteuerung (**120**), die mit der Röntgenquelle (**110**) verbunden ist und kontinuierlich die Röntgenquelle (**110**) entlang der Bahn (**200**) relativ zu dem Objekt (**130**) bewegt, wobei die sich kontinuierlich bewegende Röntgenquelle (**110**) Schwingungen bzw. Vibrationen in dem Bildgebungssystem (**100**) minimiert,

einen Röntgendetektor (**150**), der in einem vorbestimmten Abstand von der Röntgenquelle (**110**) angeordnet ist und der die Röntgenstrahlung detektiert,

die durch den Bereich des Objektes (**130**) hindurch gesendet werden ist, wobei der Röntgendetektor (**150**) Röntgenbilddaten gewinnt, die den Bereich des Objektes (**130**) darstellen, und eine Verarbeitungseinheit (**170**), die mit dem Röntgendetektor (**150**) verbunden ist, zum Verarbeiten der Röntgenbilddaten zu wenigstens einem Tomosynthesebild von dem Bereich des Objektes (**130**).

2. Bildgebungseinrichtung nach Anspruch 1, wobei die Bewegungssteuerung (**120**) die Röntgenquelle (**110**) mit einer ersten Geschwindigkeit an der Anzahl vorbestimmter Stellen entlang der Bahn (**200**) bewegt und die Bewegungssteuerung (**120**) die Röntgenquelle (**110**) mit einer zweiten Geschwindigkeit außerhalb der Anzahl von vorbestimmten Stellen entlang der Bahn (**200**) bewegt.

3. Bildgebungseinrichtung (**100**) nach Anspruch 2, wobei die zweite Geschwindigkeit größer als die erste Geschwindigkeit ist.

4. Bildgebungseinrichtung (**100**) nach Anspruch 1, wobei die Röntgenbilddaten eine Anzahl von Projektions-Röntgenbildern mit niedriger Dosis aufweist.

5. Bildgebungseinrichtung (**100**) nach Anspruch 1, wobei die Verarbeitungseinheit (**170**) eine Beseitigung von Unschärfe auf dem wenigstens einen Tomosynthesebild ausführt, um die Wirkungen von Unschärfe zu verringern, die wenigstens durch die kontinuierliche Bewegung der Röntgenquelle (**110**) hervorgerufen ist.

6. Bildgebungseinrichtung (**100**) nach Anspruch 1, wobei die Bestrahlungszeit beim Senden der Röntgenstrahlung durch den Bereich des Objektes (**130**) an der Anzahl vorbestimmter Stellen eine vorbestimmte Zeit ist.

7. Bildgebungseinrichtung (**100**) nach Anspruch 6, wobei die vorbestimmte Zeit **2,5** Millisekunden beträgt.

8. Bildgebungseinrichtung (**100**) nach Anspruch 1, wobei der Röntgendetektor (**150**) einen RAD Röntgendetektor aufweist.

9. Bildgebungseinrichtung (**100**) nach Anspruch 1, wobei der Röntgendetektor (**150**) mit der Bewegungssteuerung (**120**) verbunden und selektiv relativ zum Objekt (**130**) bewegbar ist.

10. Bildgebungseinrichtung (**100**) nach Anspruch 1, wobei der Röntgendetektor (**150**) relativ zu dem Objekt (**130**) stationär ist.

11. Bildgebungseinrichtung (**100**) nach Anspruch 1, wobei der vorbestimmte Abstand, in dem die Röntgenquelle (**110**) relativ zu dem Objekt (**130**) angeord-

net ist, ein fester Abstand ist.

12. Bildgebungseinrichtung (100) nach Anspruch 1, wobei die Röntgenquelle (110) in einem linearen zweidimensionalen Muster bewegbar ist.

13. Bildgebungseinrichtung (100) nach Anspruch 1, wobei die Röntgenquelle (110) eine Röntgenröhre ist.

14. Bildgebungseinrichtung (100) zum Ausführen von Tomosynthese auf einen Bereich von einem Objekt (130), wobei das Bildgebungssystem (100) ent-hält:

eine Röntgenquelle (110), die in einem vorbestim-mten Abstand von dem Objekt (130) angeordnet ist und sich kontinuierlich entlang einer linearen Bahn (200) relativ zu dem Objekt (130) bewegt, wobei die Rönt-genquelle (110) Röntgenstrahlung durch den Bereich von dem Objekt (130) hindurch an einer Anzahl von vorbestimmten Stellen sendet, während sich die Röntgenquelle (110) kontinuierlich entlang der Bahn (200) relativ zu dem Objekt (130) bewegt,

eine Bewegungssteuerung (120), die mit der Rönt-genquelle (110) verbunden ist und kontinuierlich die Röntgenquelle (110) entlang der Bahn (200) relativ zu dem Objekt (130) bewegt, wobei die sich kontinu-ierlich bewegende Röntgenquelle (110) Schwingun-gen bzw. Vibrationen in dem Bildgebungssystem (100) minimiert,

einen Röntgendetektor (150), der in einem vorbe-stimmten Abstand von der Röntgenquelle (110) an-geordnet ist und der die Röntgenstrahlung detektiert, die durch den Bereich des Objektes (130) hindurch gesendet worden ist, wobei der Röntgendetektor (150) Röntgenbilddaten gewinnt, die den Bereich des Objektes (130) darstellen, und

eine Verarbeitungseinheit (170), die mit dem Rönt-gendetektor (150) verbunden ist, zum Verarbeiten der Röntgenbilddaten zu wenigstens einem Tomo-synthesebild von dem Bereich des Objektes (130).

15. Bildgebungseinrichtung nach Anspruch 14, wobei wobei die Röntgenbilddaten eine Anzahl von Projektions-Röntgenbildern mit niedriger Dosis auf-weist.

16. Bildgebungseinrichtung (100) nach Anspruch 14, wobei die Verarbeitungseinheit (170) eine Besei-tigung von Unschärfe auf dem wenigstens einen To-mosynthesebild ausführt, um die Wirkungen von Un-schärfe zu verringern, die wenigstens durch die kon-tinuierliche Bewegung der Röntgenquelle (110) her-vorgerufen ist.

17. Bildgebungseinrichtung (100) nach Anspruch 14, wobei die Bestrahlungszeit beim Senden der Röntgenstrahlung durch den Bereich des Objektes (130) an der Anzahl vorbestimmter Stellen eine vor-bestimmte Zeit ist.

18. Bildgebungseinrichtung (100) nach Anspruch 14, wobei die vorbestimmte Zeit 2,5 Millisekunden beträgt.

19. Bildgebungseinrichtung (100) nach Anspruch 14, wobei der Röntgendetektor (150) einen RAD Röntgendetektor aufweist.

20. Bildgebungseinrichtung (100) nach Anspruch 14, wobei der Röntgendetektor (150) mit der Bewe-gungssteuerung (120) verbunden und selektiv relativ zum Objekt (130) bewegbar ist.

21. Bildgebungseinrichtung (100) nach Anspruch 14, wobei der Röntgendetektor (150) relativ zu dem Objekt (130) stationär ist.

22. Bildgebungseinrichtung (100) nach Anspruch 14, wobei der vorbestimmte Abstand, in dem die Röntgenquelle (110) relativ zu dem Objekt (130) an-geordnet ist, ein fester Abstand ist.

23. Bildgebungseinrichtung (100) nach Anspruch 14, wobei die Röntgenquelle (110) in einem linearen zweidimensionalen Muster kontinuierlich bewegbar ist.

24. Bildgebungseinrichtung (100) nach Anspruch 14, wobei die Röntgenquelle (110) eine Röntgenröh-re ist.

Es folgen 3 Blatt Zeichnungen

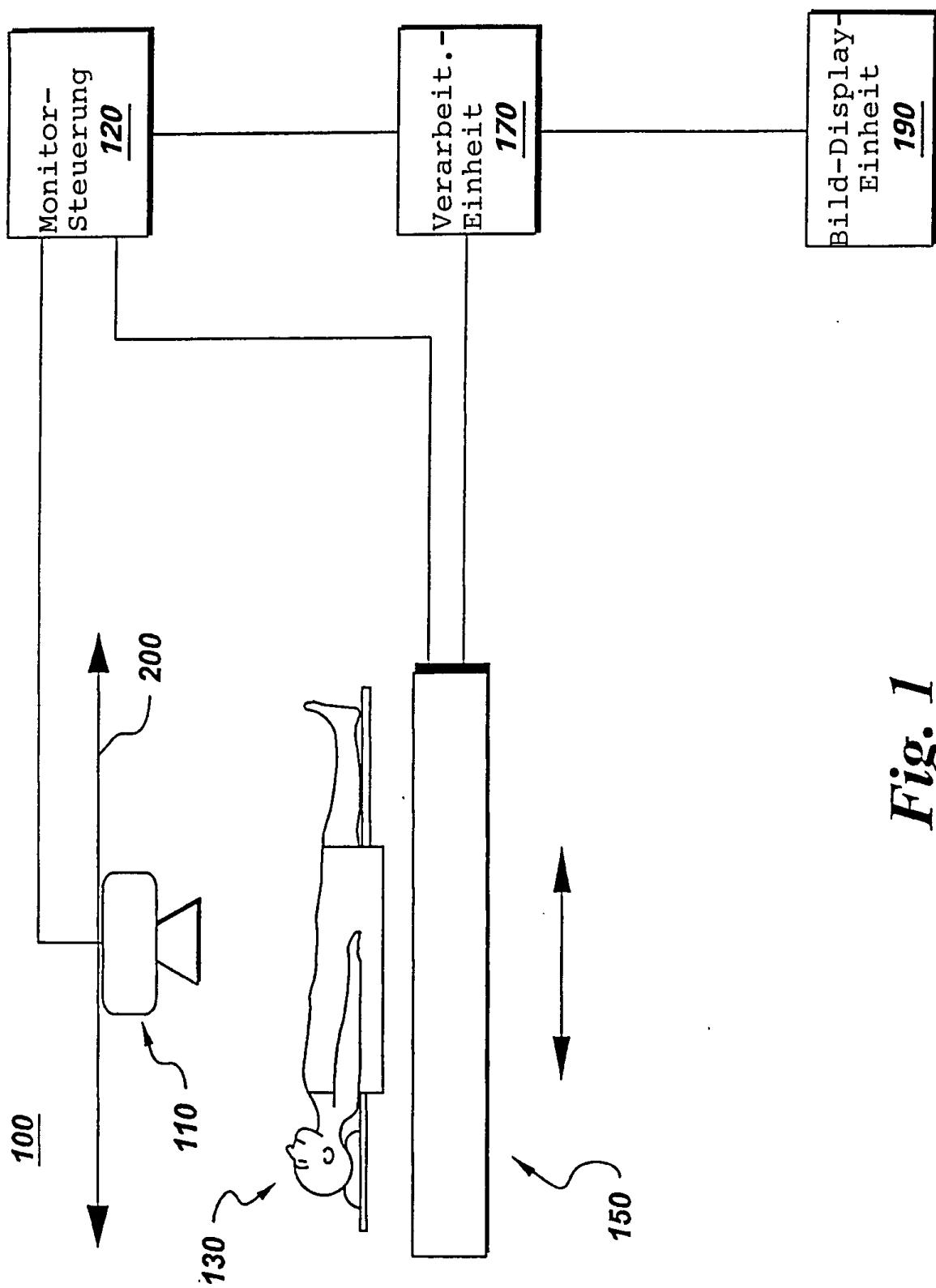


Fig. 1

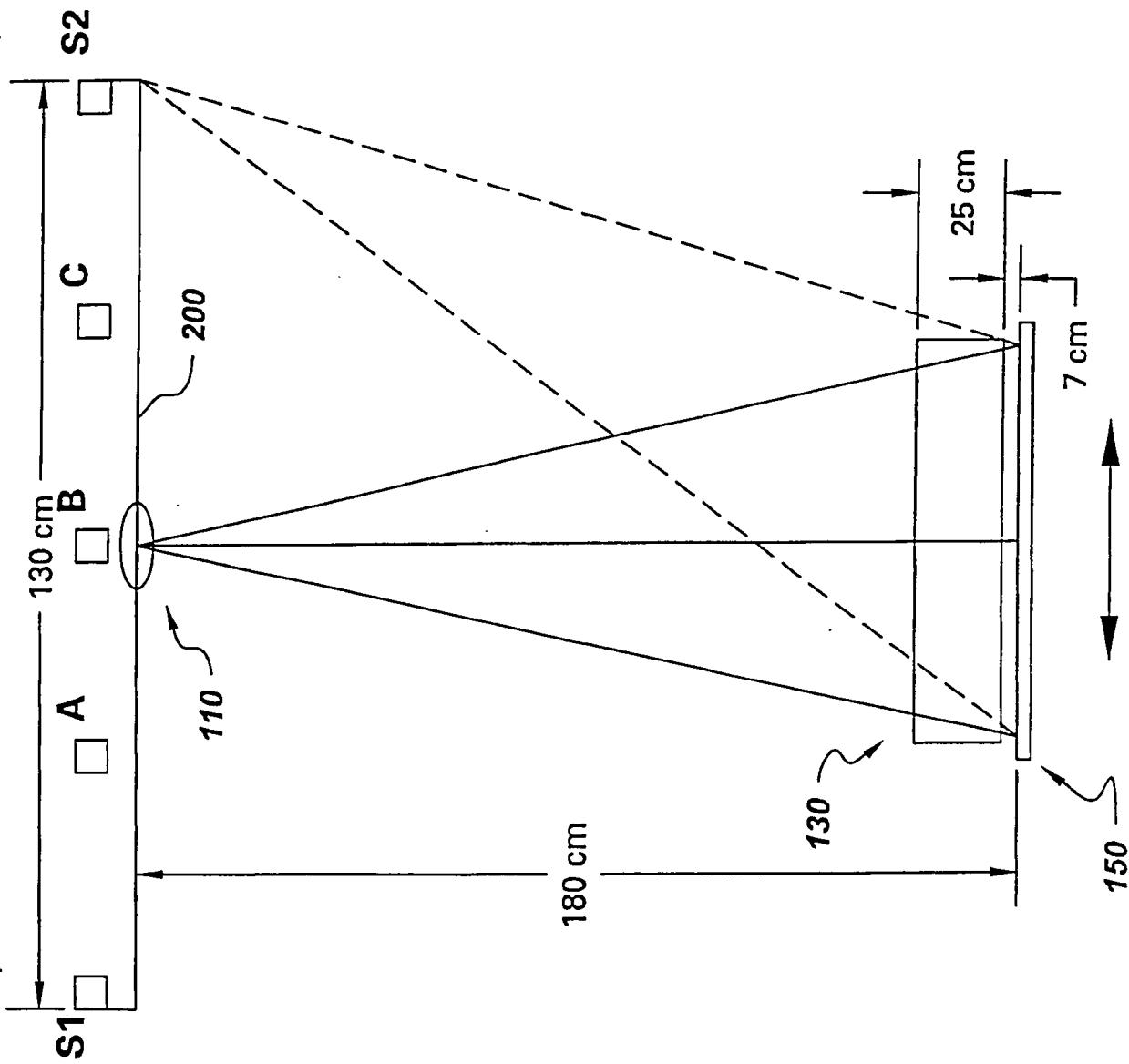
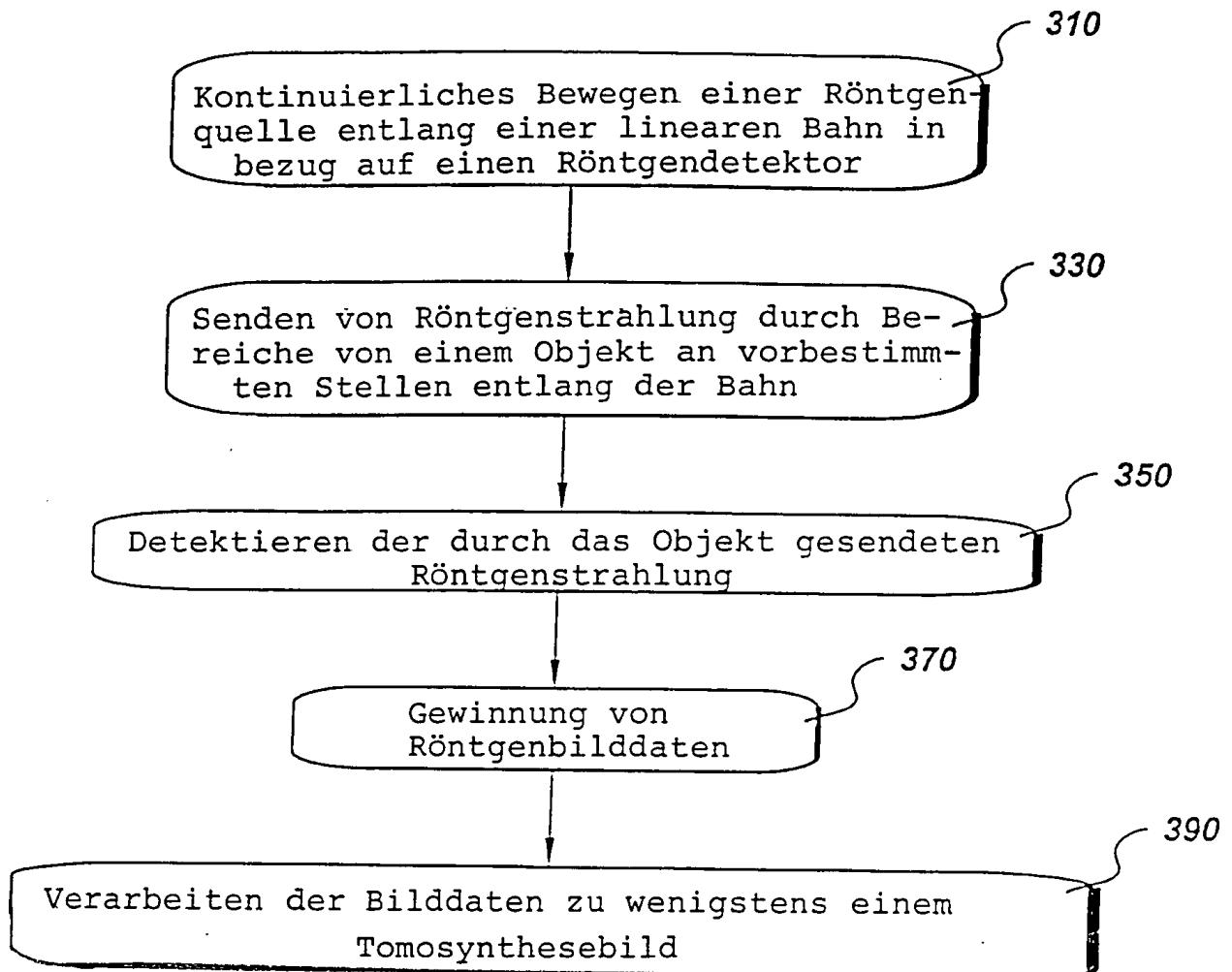


Fig. 2



*Fig. 3*