



(19) Bundesrepublik Deutschland  
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) DE 11 2006 003 039 T5 2008.10.09

(12)

## Veröffentlichung

der internationalen Anmeldung mit der  
(87) Veröffentlichungs-Nr.: **WO 2007/050025**  
in deutscher Übersetzung (Art. III § 8 Abs. 2 IntPatÜG)  
(21) Deutsches Aktenzeichen: **11 2006 003 039.6**  
(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/SE2006/001217**  
(86) PCT-Anmeldetag: **27.10.2006**  
(87) PCT-Veröffentlichungstag: **03.05.2007**  
(43) Veröffentlichungstag der PCT Anmeldung  
in deutscher Übersetzung: **09.10.2008**

(51) Int Cl.<sup>8</sup>: **A61B 6/02** (2006.01)  
**H05G 1/02** (2006.01)

(30) Unionspriorität:  
**11/259,861**      **27.10.2005**      **US**

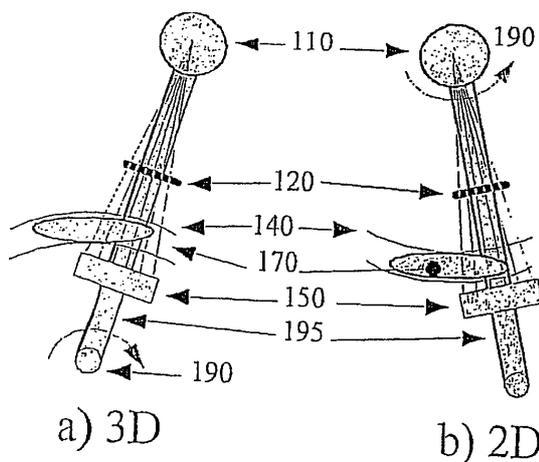
(71) Anmelder:  
**Sectra Mamea AB, Kista, SE**

(74) Vertreter:  
**Patent- und Rechtsanwälte Kraus & Weisert,**  
**80539 München**

(72) Erfinder:  
**Hjärn, Torbjörn, Vaxholm, SE; Danielsson, Mats,**  
**Täby, SE; Hemmendorff, Magnus, Arsta, SE**

(54) Bezeichnung: **Verfahren und Anordnung zur Röntgenbildgebung**

(57) Hauptanspruch: Röntgenvorrichtung (100) zur dreidimensionalen Bildgebung und insbesondere zur Tomosyntheseuntersuchung, umfassend eine Röntgenquelle (110) zur Erzeugung von Röntgenstrahlen, wobei die Röntgenstrahlen aus einem Brennfleck hervorgehen, einen Mehrschlitzkollimator (120), eine Liniendetektoranordnung (150) und ein Bestrahlungsvolumen, welches zwischen dem Kollimator (120) und der Detektorlinien umfassenden Detektoranordnung (150) angeordnet ist, wobei die Röntgenquelle (110), der Kollimator und die Detektoranordnung in Reihe angeordnet sind, so dass jede Detektorlinie mit einem entsprechenden Kollimatorschlitz und dem Brennfleck fluchtet, und simultan durch eine Rasterbewegung relativ zu dem Bestrahlungsvolumen verlagerbar sind, dadurch gekennzeichnet, dass die Rasterbewegung primär eine Drehung um eine Drehachse (190) ist, welche derart angeordnet ist, dass die Detektoranordnung (150) sich im Wesentlichen zwischen der Drehachse (190) und der Röntgenquelle (110) befindet.



**Beschreibung**

## Technisches Gebiet der Erfindung

**[0001]** Die vorliegende Erfindung betrifft ein Verfahren und eine Anordnung bei der Röntgenbildgebung, insbesondere bei einer dreidimensionalen Bildgebung und spezieller einer Tomosynthese.

## Hintergrund der Erfindung

**[0002]** Die Tomosynthese wird verwendet, um unter Verwendung von Röntgenstrahlen ein dreidimensionales Bild eines Körperteils einer Person, z. B. ihrer Brust, oder eines Objekts zu erzeugen. Derzeit ist die Tomosynthesemammographie nur für Forschungszwecke verfügbar.

**[0003]** Die Tomosynthese ist im Wesentlichen eine eingeschränkte Form der Computertomographie bzw. CT. Normalerweise werden mehrere Projektionsbilder, z. B. fünf oder dreißig, unter Verwendung eines modifizierten Röntgensystems mit einem Flat-Panel-Detektor gewonnen, wobei die Röntgenquelle zur Röhre für jedes Projektionsbild in eine besondere Position gedreht wird. Jedes Projektionsbild ist im Wesentlichen ein herkömmliches zweidimensionales digitales Röntgenbild des untersuchten Objekts. Die Projektionsbilder werden dann unter Verwendung von Spezialsoftware kombiniert, um Sektions- oder „Schnitt“-Bilder zu erzeugen, welche ungefähr einige wenige Millimeter Dicke der Brust darstellen. Betrachten der Schnitte in schneller Abfolge bietet ein volumetrisches Bild der inneren Strukturen der Brust.

**[0004]** Eine sorgfältige Optimierung des Erfassungsprozesses ist notwendig, um eine hohe Bildqualität und eine schnelle Bilderfassung zu erreichen und die Strahlendosen niedrig zu halten (ungefähr äquivalent zu einem herkömmlichen Röntgenbild). Bei einer Screening-Mammographie bestehen auch spezielle Anforderungen, welche sich auf Ergonomie, eine einfache Positionierung der Patienten und die Geschwindigkeit des Arbeitsablaufs beziehen. Zum Beispiel ist eine offene Geometrie ein Vorteil, so dass das untersuchte Objekt aus verschiedenen Richtungen erreicht und gesehen werden kann. Aus solchen Gründen kann die CT die Tomosynthese nicht ersetzen.

**[0005]** Die EP 1428473 offenbart ein Tomosynthesesystem zur Ausbildung einer dreidimensionalen Abbildung eines Objekts. Das System beinhaltet eine Röntgenquelle, welche dazu ausgestaltet ist, das Objekt aus einer Vielzahl von Positionen in einem Sektor mit einem Strahl aus Röntgenstrahlen zu bestrahlen, einen Röntgendetektor, welcher relativ zu der Röntgenquelle positioniert ist, um durch das Objekt transmittierte Röntgenstrahlen zu erfassen, und einen

Prozessor, welcher dazu ausgestaltet ist, basierend auf von dem Detektor erfassten Röntgenstrahlen eine dreidimensionale Abbildung des Objekts zu erzeugen. Der Detektor ist dazu ausgestaltet, sich relativ zu dem Objekt zu bewegen, und/oder die Röntgenquelle ist dazu ausgestaltet, das Objekt mit dem Strahl aus Röntgenstrahlen derart zu bestrahlen, dass der Strahl aus Röntgenstrahlen einem nicht bogenförmigen Pfad folgt und/oder ein Mittelpunkt des Strahls aus Röntgenstrahlen aus verschiedenen Röntgenquellenpositionen in dem Sektor im Wesentlichen an demselben Ort auf dem Detektor auftrifft.

**[0006]** Die US 6,652,142 offenbart, wie ein derartiges Tomosynthesesystem bezüglich der Geometrie kalibriert werden kann, wobei eine Gruppe von Markern verwendet wird, um die Position der Röntgenquelle an verschiedenen Positionen zu berechnen.

**[0007]** [Fig. 1](#) und [Fig. 2](#) zeigen Stand der Technik für einen Mehrschlitz-Röntgenscanner zur Erfassung von herkömmlichen zweidimensionalen Projektionsbildern zur digitalen Mammographie. Der Patient wird durch ein Bündel von dünnen Röntgenstrahlen bestrahlt, von welchen jeder durch einen entsprechenden Liniendetektor erfasst wird. Jeder Strahl hat einen rechteckigen Querschnitt, typischerweise 4 cm breit und 50 µm quer dazu. Die schmalen Strahlen werden erzeugt, indem veranlasst wird, dass die Röntgenstrahlen durch einen Kollimator **120** laufen, welcher eine Metallplatte mit mehreren schmalen linienförmigen Öffnungen ist, welche auch als Schlitze bezeichnet werden. Für jeden Schlitz ist ein entsprechender Liniendetektor vorhanden, welcher wiederum eine Siliziumanordnung aus Pixeldetektoren ist. Die Liniendetektoren sind so angeordnet, dass sie praktisch denselben Bereich des Patienten abstrahlen, was redundante Informationen liefert und eine Rauschreduzierung ermöglicht. In [Fig. 1](#) sind die Liniendetektoren in einer Detektoranordnung **150** angebracht. Die zu bestrahlende Brust wird unter Verwendung einer Kompressionsplatte **140** zusammengedrückt. Die WO 02065209, welche hierin durch Bezugnahme aufgenommen ist, offenbart ein Merkmal zur Ergonomie während der Positionierung, d. h. dem Vorgang, wenn die Brust des Patienten eingeführt wird. Der Mehrschlitz-Kollimator wird in Richtung der Röntgenquelle weggehoben, so dass der Benutzer (eine Pflegeperson) aus einem größeren Richtungsbereich sehen und anfassen kann.

**[0008]** Die US 2005008124 und WO 05002443 beziehen sich auf eine Vorrichtung zum Gewinnen von Tomosynthesedaten eines Objekts unter Verwendung einer Mehrschlitz-Abrasterung. Ihr Hauptvorteil bezüglich zu früheren Tomosynthesesystemen ist die Fähigkeit, mehrere Projektionsbilder gleichzeitig zu erfassen. Sie umfasst eine Strahlungsquelle, welche um eine Symmetrieachse zentrierte Strahlung emittiert; einen Strahlungsdetektor, welcher einen Stapel

von Liniendetektoren umfasst, welche jeweils in Richtung der divergenten Strahlungsquelle gerichtet sind, so dass einem Strahlenbündel der Strahlung, welches sich in einem entsprechenden aus einer Vielzahl von verschiedenen Winkeln ausbreitet, ermöglicht wird, in den Liniendetektor einzutreten; einen Bestrahlungsbereich, welcher sich in dem Strahlungsweg zwischen der divergenten Strahlungsquelle und dem Strahlungsdetektor befindet, um das Objekt aufzunehmen; und eine Vorrichtung zum Bewegen der Strahlungsquelle und des Strahlungsdetektors relativ zu dem Objekt, im Wesentlichen linear in einer Richtung, welche im Wesentlichen senkrecht zu der Symmetrieachse ist, während jeder aus dem Stapel von Liniendetektoren dazu ausgestaltet ist, eine Vielzahl von Linienbildern der Strahlung aufzunehmen, wie sie in einem entsprechenden aus der Vielzahl von verschiedenen Winkeln durch das Objekt transmittiert wird.

**[0009]** Gemäß der US 6,341,156 wird eine Röntgendiagnosevorrichtung zur Tomosynthese oder laminographischen Bildgebung bereitgestellt, welche verwendet: einen Patientenpositionierungstisch, eine Röntgenquelle, welche auf einer Seite des Patientenpositionierungstisches einen Röntgenstrahl emittiert, einen Röntgendetektor, welcher auf der anderen Seite des Patientenpositionierungstisches zur Erfassung des Röntgenstrahls und zum Erzeugen von digitalen Bildern angeordnet ist, eine Vorrichtung zum Bewegen der Röntgenquelle, eine Vorrichtung zum Verschieben des Röntgendetektors und eine Vorrichtung zum Überlagern der digitalen Bilder, so dass nur die für einen Untersuchungsgegenstand in einem speziellen longitudinalen Schnitt liegenden Details scharf abgebildet werden; der Röntgendetektor wird in einem Winkel relativ zu der Bewegungsrichtung gedreht.

**[0010]** In der US 2005/01136881 sind ein Verfahren und ein System zur Erzeugung von Tomosynthesebildern der Brust eines Patienten offenbart. Eine Röntgenquelle liefert Röntgenstrahlen durch eine immobilisierte und zwischen einer Kompressionsschaukel und einer Brustplattform komprimierten Brust, welche an einem digitalen Röntgenaufnahmepanel ein Bild entstehen lassen. Mehrere Röntgenbilder werden aufgenommen, während sich die Röntgenquelle und die Aufnahmevorrichtung relativ zu der immobilisierten Brust bewegen. Bei einem bevorzugten Ausführungsbeispiel bewegt sich die Röntgenquelle von  $-15^\circ$  nach  $+15^\circ$ . Die Quelle kann sich in einem Bogen um die Brust bewegen, während die Aufnahmevorrichtung sich linear bewegt, wobei sie parallel und in demselben Abstand zu der Brustplattform bleibt. Die Röntgenbilddatensätze, welche bei verschiedenen Winkeln aufgenommen werden, werden kombiniert, so dass Tomosynthesebilder entstehen werden, welche in verschiedenen Formaten betrachtet werden können, alleine oder als Zusatz zu herkömmlichen

Mammogrammen. Die Drehachse befindet sich in dem Untersuchungsbereich.

#### Zusammenfassung der Erfindung

**[0011]** Die Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist, eine neuartige Röntgenvorrichtung zur Durchführung einer Tomosyntheseuntersuchung bereitzustellen, welche bessere und genauere Bilder erzeugt, wobei eine niedrige Röntgendosis und eine verringerte Bildaufnahmezeit verwendet werden.

**[0012]** Die Erfindung basiert auf einer Mehrschlitz-Abrasterung und einer neuartigen nicht linearen rotierenden Rasterbewegung. Der Hauptvorteil relativ zu einer Mehrschlitz-Abrasterung mit linearem Weg, z. B. WO 05002443, ist eine bessere Bildqualität für eine gegebene Kombination von Detektorbreite, Abstand zwischen Röntgenquelle und Detektor und eine gegebene Anzahl von Abrasterungen. Dank der rotierenden Rasterbewegung ist es möglich, eine erheblich größere Spanne von Projektionswinkeln, d. h. der Winkel zwischen Strahlen, welche durch einen Objektpunkt verlaufen, und somit eine erheblich bessere 3D-Bildauflösung zu erhalten.

**[0013]** Alternativ ermöglicht die Erfindung eine schmalere Detektoranordnung. Schmale Detektoranordnungen neigen dazu, die folgenden Vorteile aufzuweisen:

- geringere Risiken von Bewegungsunschärfe bzw. -artefakten, dank der kürzeren Zeit zwischen dem Durchgang des ersten und letzten Schlitzes durch einen gegebenen Objektpunkt,
- eine bessere Dosiskurve und eine besser definierte Bildgrenze, da ein kleinerer Teil des bestrahlten Bereichs nicht Strahlung aus allen Schlitzlinien empfängt,
- ein kleineres Gerät und eine einfachere Patientenpositionierung,
- kostengünstigere Herstellung, das Gewicht ist geringer, was wiederum weniger starre Mechanismen erfordert, welche den Detektor bewegen, und somit eine Reihe von geringeren Gewichten und geringeren Kosten ermöglicht,
- bessere Eignung zur Aufnahme von 2D-Bildern, was ein Vorteil ist in einem Kombosystem, welches sowohl 2D-, als auch 3D-Bilder aufnehmen kann,
- ein weniger divergentes Bündel von Röntgenstrahlen, was dabei helfen kann, den Heel-Effekt zu reduzieren und somit weniger Unterschied zwischen der Strahlung für verschiedene Schlitze.

**[0014]** Darüber hinaus neigt eine Mehrschlitzabrasterung zu den folgenden Vorteilen relativ zu Flat-Panel-Detektoren:

- parallele Erfassung von mehreren Winkeln von Projektionsbildern und somit eine erheblich schnellere Akquisitionszeit, was eine geringere

Bewegungsunschärfe impliziert,

- geringere Strahlungs-dosis,
- weniger gestreute Strahlung,
- eine bessere DQE, d. h. eine bessere Photonenabsorption,
- eine einfache und vergleichsweise kostengünstige Herstellung,
- eine Redundanz, wenn viele Schlitze praktisch denselben Bereich abrastern.

**[0015]** Aus diesem Grund wird eine Röntgenvorrichtung zur dreidimensionalen Bildgebung und insbesondere zur Tomosyntheseuntersuchung bereitgestellt. Die Vorrichtung umfasst eine Röntgenquelle, eine Detektoranordnung, einen Kollimator und einen Bestrahlungsbereich, welcher zwischen dem Kollimator und der Detektoranordnung angeordnet ist. Der Kollimator ist ein Mehrschlitzkollimator, dessen Ausgabe ein Bündel von Röntgenstrahlen ist. Die Röntgenquelle, der Kollimator und die Detektoranordnung sind in Reihe angeordnet (mit Bezug auf den Röntgenstrahlungsweg) und simultan relativ zu dem Bestrahlungsbereich und zumindest teilweise um eine Rotationsachse verlagerbar. Die Röntgenquelle, der Kollimator und die Detektoranordnung sind in Reihe angeordnet und werden um eine Drehachse gedreht, welche in einer solchen Position angeordnet ist, dass sich die Detektoranordnung zwischen der Drehachse und der Röntgenquelle befindet. Dies ist gegensätzlich zur etablierten Computertomographie (CT), bei welcher sich der Detektor in einem Bogen um das abgebildete Objekt bewegt. Bei dem erfindungsgemäßen System, bewegt sich der Detektor in einem Bogen, welcher von dem Objekt fortgewandt ist. Die Verlagerung des Detektors, des Kollimators und der Röntgenquelle wird nachstehend als Rasterbewegung bezeichnet.

**[0016]** Vorzugsweise ist die Breite der Detektoranordnung wesentlich schmaler als die Breite des Bildfeldes. Das gesamte Bildfeld wird abgedeckt, indem der Detektor bewegt wird. Eine geschickt ausgewählte Drehbewegung hat den Vorteil, dass der Winkel des Rasterarms zu einem Winkel zwischen den Schlitzen des Kollimators addiert wird, wie es in [Fig. 4](#) und anderen Teilen dieses Textes erläutert ist. Der Bestrahlungsbereich, oder das Bestrahlungsvolumen, können eine Ausdehnung von einem ersten Punkt zu einem zweiten Punkt aufweisen. Die Rasterbewegung ist eine im Wesentlichen kontinuierliche Verlagerung, wobei die Röntgenquelle dazu angeordnet ist, den Bestrahlungsbereich im Wesentlichen kontinuierlich von dem ersten Punkt zu dem zweiten Punkt zu bestrahlen. Die Detektoranordnung ist dazu ausgestaltet, im Wesentlichen kontinuierliche Strahlung aufzunehmen, wobei eine Verarbeitungseinheit mit im Wesentlichen kontinuierlichen Signalen, obwohl digital abgetastet, zur Umwandlung in Tomosynthesedaten bereitgestellt ist.

**[0017]** Am bevorzugtesten sind die Rasterbewegung und Bestrahlung kontinuierlich, und die Rasterbewegung ist vollständig um eine Drehachse herum, und die Drehachse liegt von der Röntgenquelle aus der entgegengesetzten Seite des Detektors.

**[0018]** Vorzugsweise umfasst der Kollimator eine Anzahl von schmalen Öffnungen, welche auch als Schlitze bezeichnet werden. Die Schlitzbreite ist ungefähr gleich der Pixelgröße. Die Strahlung durch jede Öffnung des Kollimators erzeugt ein Projektionsbild zur Zeit. Die Schlitzöffnungen sind bezüglich der Röntgenquelle derart angeordnet, dass mehrere Schlitze nacheinander im Wesentlichen denselben Objektbereich abrastern, und somit entstehen gleichzeitig mehrere Projektionsbilder. Jedes Projektionsbild hat einen eindeutigen Winkel bezüglich des bestrahlten Objekts. Spezieller ist der Winkel jedes Strahls für einen gegebenen Punkt in dem Objekt eindeutig, kann jedoch zwischen verschiedenen Punkten variieren.

#### Kurzbeschreibung der Zeichnungen

**[0019]** Im Folgenden wird die Erfindung auf nicht einschränkende Weise mit Bezugnahme auf die beigefügten Zeichnungen beschrieben, in welchen:

**[0020]** [Fig. 1](#) und [Fig. 2](#) schematische Darstellungen einer Röntgenanordnung gemäß dem Stand der Technik sind,

**[0021]** [Fig. 3](#) eine schematische Darstellung eines Teils einer Röntgenvorrichtung und von zwei Betriebsweisen gemäß der vorliegenden Erfindung ist, wobei die Teilfiguren 3a und 3b Betriebsweisen zur dreidimensionalen Bildgebung bzw. zweidimensionalen Bildgebung veranschaulichen,

**[0022]** [Fig. 4](#) eine Darstellung von geometrischen Beziehungen, insbesondere von Projektionswinkeln, bei der vorliegenden Erfindung, ist,

**[0023]** [Fig. 5](#) eine Darstellung von Ergonomiemerkmalen der vorliegenden Erfindung ist, insbesondere veranschaulicht die Teilfigur 5a die Vorrichtung in einem Vorbereitungs-zustand, und die Teilfigur 5b veranschaulicht die Vorrichtung in einem Zustand während der Bestrahlung, und

**[0024]** [Fig. 6](#) eine Darstellung von Ergonomiemerkmalen und von verschiedenen Betriebsweisen der vorliegenden Erfindung ist, insbesondere veranschaulichen die Teilfiguren 6a und 6b einen dreidimensionalen Bildgebungsmodus während des Zustands einer Bestrahlung bzw. einer Vorbereitung, und die Teilfiguren 6c und 6d veranschaulichen einen zweidimensionalen Bildgebungsmodus während des Zustandes einer Vorbereitung bzw. einer Bestrahlung.

## Beschreibung der Ausführungsbeispiele

**[0025]** In der folgenden Beschreibung beziehen sich in den Zeichnungen dieselben Bezugszeichen durchweg auf dieselben Teile.

**[0026]** Fig. 3a und 3b veranschaulichen einen Teil einer erfindungsgemäßen Röntgenvorrichtung, umfassend einen Rasterarm **195**, an dessen einem Ende eine Röntgenquelle **110** angebracht ist, einen Kollimator **120**, welcher beabstandet von der Quelle ist, und eine Detektoranordnung **150**. Kompressionsplatten sind mit **140** bezeichnet und das untersuchte Objekt, wie z. B. eine weibliche Brust, mit **170**.

**[0027]** Bei dem Ausführungsbeispiel von Fig. 3a, ist ein Drehzentrum **190** an dem anderen Ende des Rasterarms **195**, entgegengesetzt der Röntgenquelle **110** und unter der Detektoranordnung **150**, in der entgegengesetzten Seite des Rasterarms relativ zu der Röntgenquelle angeordnet. Vorzugsweise ist die Detektoranordnung **150** von demselben Typ, welcher bei einer zweidimensionalen Anwendung angewendet werden kann. Die Breite der Detektoranordnung **150** ist wesentlich kleiner als das Bildfeld, jedoch wird das gesamte Bildfeld durch eine Rasterbewegung abgedeckt. Der Vorteil der Drehung kann verstanden werden, wenn wir den Winkel der Strahlen untersuchen, welche während einer Abrasterung durch einen Punkt in dem Objekt laufen. Der Winkel des Rasterarms wird zu dem ausgehend von der Strahlungsquelle gemessenen Winkel zwischen den Schlitzen addiert. Spezieller ist der Winkel die Summe des Winkels zwischen den Schlitzen und des Drehwinkels des Rasterarms **195** (und der Röntgenquelle **110**). Zwei Strahlen treffen den gleichen Punkt nicht gleichzeitig, und in der Zwischenzeit dreht sich der Rasterarm um einen gewissen Winkel. Eine Drehachse unterhalb des Untersuchungsbereichs, in Fig. 3a, erhöht die Winkelspanne und bereichert dadurch die dreidimensionalen Informationen. Die Erfindung kann verglichen werden mit einer unterlegenen Alternative, bei welcher die Drehachse über dem Untersuchungsbereich liegt, was aufgrund einer Subtraktion einen kleineren Projektionswinkel bewirkt, vgl. eine herkömmliche CT mit Fächerstrahl. Ein weiterer Vergleich ist die bereits erwähnte lineare Bewegung, welche den Winkel weder erhöhen noch verringern würde. Die 3D-Rekonstruktion ergibt dank einer großen Winkelspanne von Strahlen durch denselben Bildpunkt eine bessere vertikale Auflösung.

**[0028]** Fig. 4 veranschaulicht die in dem vorangegangenen Absatz genannte Winkeladdition, d. h. die Projektionswinkel sind die Summe der Rasterbewegungsrotation und der Winkel der Schlitze des Kollimators. Mit **170** ist eine willkürlich ausgewählte Objektpunktposition in dem Untersuchungsvolumen bezeichnet, **181** und **182** bezeichnen Röntgenstrahlen durch den ersten und den letzten Schlitz des Kollima-

tors (nicht dargestellt), und **151** und **152** bezeichnen entsprechende Liniendetektoren. Eine Gesamtheit, welche die Röntgenquelle **110**, die Strahlen und den Detektor umfasst, kann um eine Drehachse **190** gedreht werden. Die Gesamtheit ist in zwei verschiedenen Positionen der Rasterbewegung dargestellt. In einer Position trifft der erste Strahl **181** auf die Objektposition **170**, und in der anderen Position trifft der andere Strahl **182** auf die Objektposition **170**. Man lasse  $\beta$  den Drehwinkel zwischen den zwei Positionen bezeichnen. In beiden Positionen ist der Winkel zwischen den Strahlen **181** und **182** gleich und mit  $\alpha$  bezeichnet. Mit anderen Worten bezeichnet  $\alpha$  den ausgehend von der Röntgenquelle gesehenen Winkel zwischen den Schlitzen. Da die Strahlen zu verschiedenen Zeitpunkten auf das Objekt treffen, wird der Winkel der Drehung zu dem Winkel der Strahlen hinzuaddiert. Wie in der Figur dargestellt ist die Differenz der Projektionswinkel  $\alpha + \beta$ . Mit anderen Worten wird der Drehwinkel zu dem Winkel zwischen den Schlitzen hinzuaddiert.

**[0029]** Eine reine Drehung ist nicht das einzige Mittel zum Erreichen einer Winkeladdition. Die Drehung kann kombiniert werden mit einer Linearbewegung oder einer Bewegung entlang einer Kurve, ohne vom Umfang der Erfindung abzuweichen. Es gibt verschiedene mögliche alternative Ausführungsbeispiele der nicht reinen Drehungen, bei welcher sich die Röntgenquelle derart in einer Richtung dreht, dass die Projektionswinkel erhöht werden. Zum Beispiel kann sich die Drehachse bewegen, oder das System kann entlang zweier geradliniger oder gekrümmter Spuren gleiten, wobei sich die obere Spur schneller bewegt als die untere Spur, oder wobei die obere Spur horizontal ist und ein Punkt unterhalb des Detektors sich entlang einer vertikalen Spur bewegt. Alle solche Lösungen haben gemeinsam, dass die Gesamtheit von Kollimator und Röntgenquelle sich entlang einer Kurve bewegt und sich währenddessen die Gesamtheit auch dreht. Die Drehung ist in derselben Richtung, als wenn die Gesamtheit um das abgebildete Objekt gedreht würde, jedoch ist die Geschwindigkeit der Drehung langsamer. Eine reine Drehung ist die beste Wahl, da alle anderen bekannten Lösungen teurer herzustellen sind. Außerdem erfordern nicht reine Drehungen einen zusätzlichen Raum um die Detektoranordnung und den Kollimator, da die Bewegungsrichtung nicht entlang der Richtung ihrer flachen Oberfläche ist (d. h. der Kollimator ist im Wesentlichen eine dünne Platte und er überstreicht praktisch kein Volumen, wenn er sich in einer Richtung entlang seiner Oberfläche bewegt). Der Raum ist wichtig, da die Bildqualität aufgrund der Größe des Brennflecks der Röntgenquelle von einem Kollimator nahe dem abgebildeten Volumen profitiert. Der Brennfleck kann auch außerhalb der Röntgenquelle angeordnet sein.

**[0030]** Das Wort Drehachse wird im mathemati-

schen Sinn verwendet, um eine Bewegung zu beschreiben, d. h. ein Drehzentrum. Vorzugsweise wird eine Drehachse implementiert, indem mechanische Teile entlang der Drehachse verwendet werden, z. B. Rolllager, jedoch ohne von dem Umfang der Erfindung abzuweichen, kann eine Drehachse auch ohne jegliche mechanische Teile nahe der Drehachse implementiert sein.

**[0031]** Da die dreidimensionale 3D-Bildgebung niemals vollständig die zweidimensionale 2D-Bildgebung ersetzen wird, ist ein Aspekt der Erfindung eine Komboröntgenvorrichtung, welche sowohl 3D- als auch 2D-Bilder erfassen kann, wobei für 2D eine zusätzliche Rasterbewegung verwendet wird. Es wäre keine Alternative, ein volles 3D-Bild zu erfassen und einem Computer die Information zu einem 2D-Bild kondensieren zu lassen, da dies zu einem erheblichen Verlust an Bildqualität oder einer erhöhten Strahlendosis führen würde, da viel Strahlung zur Erfassung von 3D-Informationen aufgewendet und dann verworfen wird, vgl. Fourier-Transformationen und das Fourier-Schnitt-Theorem.

**[0032]** Um eine hohe Leistung sowohl für die 2D- als auch die 3D-Bildgebung zu bieten, kann die Erfindung zwischen zwei möglichen Drehzentren **190** der Rasterbewegung umschalten. **Fig. 3a** betrifft die 3D-Bildgebung; der Detektor sollte positioniert werden, wie anderweitig in diesem Text beschrieben, um eine Winkeladdition zu erreichen. **Fig. 3b** betrifft eine 2D-Bildgebung; die Drehachse sollte durch die Strahlungsquelle verlaufen, wie bei einer früheren Vorrichtung zur 2D-Röntgenbildgebung in **Fig. 2**. Wenn zwischen den Drehzentren gewechselt wird, können auch die Kompressionsplatten **140** gewechselt oder umgedreht werden, um besser der Kurve der Rasterbewegungen zu folgen. Ein weiterer Aspekt des Wechsels der Kombovorrichtung aus dem 3D-Modus in den 2D-Modus ist, den Abstand von der Röntgenquelle zu dem Kollimator und Detektor einzustellen; der Kollimator, Detektor und/oder die Röntgenquelle können entlang des Rasterarms eingestellt werden, um einen optimalen Abstand zwischen dem Detektor und der Röntgenquelle sowohl für die 2D- als auch die 3D-Bildgebung zu erhalten. Ein kurzer Abstand hat Vorteile bei der 3D-Bildgebung, um einen höheren Röntgenstrahlenfluss und einen größeren Winkel zwischen den Schlitzen zu erreichen. Ein langer Abstand ist vorteilhaft für die 2D-Bildgebung, um schärfere Bilder und eine einfachere Patientenpositionierung zu erreichen, da die vorliegende Erfindung das Risiko reduziert, dass der Detektor und der Kollimator ein Hindernis für die Positionierung des Patienten **170** zwischen den Kompressionsplatten **140** darstellen.

**[0033]** Bei einem Ausführungsbeispiel sind die doppelten Drehachsen unter Verwendung von zwei festen Drehachsen implementiert, wobei nur eine Achse

zur Zeit verwendet wird, abhängig davon, ob 2D- oder 3D-Bilder erfasst werden. Die nicht verwendete Achse ist abgekuppelt. Dieselben Steuerungs- und Antriebseinheiten für die Rasterbewegung können sowohl im 2D-Modus als auch im 3D-Modus der Kombovorrichtung verwendet werden, wodurch die Kosten und Raumerfordernisse verringert werden.

**[0034]** Wie bei dem früheren 2D-Schlitz-Rastersystem (**Fig. 1** und **Fig. 2**) muss der neuartige 3D-Tomosynthesescanner kalibriert werden. Die Kalibrierung ist im Wesentlichen ein Satz von Messungen, welcher für Korrekturen verwendet wird, welche durch Software bei der Bildrekonstruktion angewendet werden. Die folgenden Kalibrierungen sollten durchgeführt werden:

- Abrasterungsgeometrie, bezüglich des Abstands zwischen den Kollimatorschlitzen und der relativen Positionierung von Detektorlinien, gemessen in der Pixeldomäne, und der Position der Drehachse,
- Graustufe jedes einzelnen Kanals in jeder Detektorlinie, was teilweise abhängt von Schwellenwerten von Photonenenergien und der Breite von Kollimatorschlitzen.

**[0035]** Die Graustufe sollte kalibriert werden für einen Satz von verschiedenen Dicken des bestrahlten Objekts oder der Patientenbrust. Ein Grund ist, eine Strahlhärtung auszugleichen, d. h. die Intensität eines nicht monochromatischen Röntgenstrahls durch ein homogenes Objekt fällt aufgrund eines gemischten Spektrums von Röntgenphotonenenergien nicht gemäß einer perfekten Exponentialkurve bezüglich der Objektdicke ab. Eine Strahlhärtung ist ein Problem für 3D-Rekonstruktionsalgorithmen, welche annehmen, dass der Logarithmus der erfassten Intensität linear bezüglich der Dicke eines homogenen Objekts ist. Daher können Graustufen auf eine perfekte Exponentialkurve bezüglich der Dicke abgebildet werden, jedoch wird jegliche bekannte Kurve für Zwischenergebnisse genügen. Bei dem bevorzugten Ausführungsbeispiel ist die Kurve im Wesentlichen logarithmisch, was die Intensität des korrigierten Bildes linear bezüglich der Objektdicke macht, und daher eine lineare Interpolation von Kalibrierungsdaten rechtfertigt.

**[0036]** Wenn der neuartige Merschlitzzscanner im 2D-Modus läuft, d. h. mit einer Drehung um die Röntgenquelle, kann der größte Teil der Kalibrierung gemäß dem Stand der Technik ausgeführt werden. Frühere 2D-Routinen können verwendet werden, um die Graustufe und Position von Liniendetektor und Schlitzen zu kalibrieren. Nach Umschaltung in den 3D-Modus, kann die Drehachse kalibriert werden durch Abrastern eines bekannten oder teilweise bekannten Objekts und Auffinden seiner entsprechenden relativen Koordinaten in jedem der Projektionsbilder, entweder indem Koordinaten von Kanten aufgefunden

werden oder unter Verwendung eines beliebigen Bildregistrierungsalgorithmus. Lange Kanten neigen dazu, mehr statistische Daten zu umfassen als kleine Marker, jedoch kann eine einzige Kante nur verwendet werden, um Positionen in einer Richtung, senkrecht zu der Kante, zu messen. Daher sollten mehrere Kanten verschiedener Orientierung kombiniert werden. Mehrere Gleichungen, welche auf grundlegenden geometrischen Beziehungen basieren, ergeben sich und werden gelöst. Zur höchsten Genauigkeit werden sehr viel mehr Gleichungen als Unbekannte verwendet, und die überbestimmten Gleichungssysteme werden im Sinne der kleinsten Quadrate gelöst.

**[0037]** Bei einer Kalibrierung ohne Hilfe aus dem 2D-Modus ist die Kalibrierung anspruchsvoller. Es muss unter Verwendung lediglich einer Rasterbewegung kalibriert werden, welche nicht durch die Röntgenquelle verläuft. Es sind sehr viel mehr Unbekannte in den Gleichungen, welche sich ergeben, wenn Projektionsbilder von bekannten oder teilweise bekannten Objekten angepasst werden. Die zusätzlichen Unbekannten sind viele: Graustufe jedes Detektorkanals und relative Position von Detektorlinien und Schlitzen. Entweder arbeitet ein Computer einen schwierigen numerischen Optimierungsalgorithmus ab oder es wird eine Reihe von speziellen Phantomen verwendet, welche es ermöglichen, einige Parameter ohne Abhängigkeit von anderen Parametern zu kalibrieren. Eine Graustufenkalibrierung kann vereinfacht werden, indem ein Satz von aus PMMA oder anderen Kunststoffen hergestellten langen zylindrischen Phantomen verwendet wird, welche senkrecht zu den Röntgenstrahlen eingesetzt werden, wodurch alle Projektionsbilder dank des kreisförmigen Querschnitts dasselbe Graustufenprofil erhalten. Das Graustufenprofil ist unter der Annahme, dass der Zylinder senkrecht zu den Strahlen eingesetzt ist, unabhängig von dem Auftreffwinkel, und somit erhalten alle Projektionsbilder dieselbe Graustufe. Es wird die Tatsache vernachlässigt, dass ein gerader Zylinder nicht senkrecht zu Strahlen im Vorderbereich und Hinterbereich des Untersuchungsbereichs sein kann, da eine gleichförmige Variation der Graustufe senkrecht zu der Rasterrichtung die Bildqualität nicht beeinträchtigt. Solche Variationen können auch berücksichtigt werden, wenn der Zylinder mit einer geringen Genauigkeit eingesetzt wird. Eine weitere Möglichkeit ist, PMMA-Platten unterschiedlicher Dicke zu verwenden und die Spitzenintensität zu finden, bei welcher Röntgenstrahlen senkrecht durch die Platte verlaufen, was dort ist, wo der auftreffende Strahl senkrecht zu der Platte ist.

**[0038]** Die Kanten von PMMA-Zylindern können ebenfalls verwendet werden, um den Abstand zwischen den Kollimatorschlitzen und dem Drehzentrum zu kalibrieren. Um Gleichungen für die Detektorpositionen entlang der Schlitze zu erhalten, muss ein zu-

sätzliches Phantom mit Kanten, welche parallel zu der Rasterrichtung oder wenigstens nicht senkrecht zu der Rasterrichtung sind, abgerastert werden.

**[0039]** Bei einem typischen Ausführungsbeispiel besteht ein Kompromiss bei der Auswahl des Abstands zwischen dem Drehzentrum und dem Untersuchungsbereich. Ein kleiner Radius ergibt einen großen Effekt für die Winkelspanne, jedoch ruft ein kurzer Radius verschiedene Nachteile hervor, wie z. B. ein gekrümmtes Bildfeld. Sehr schmale Detektoren verursachen eine erhöhte Streuung (obwohl die Streuung nach wie vor sehr klein ist im Vergleich zu Flat-Panel-Detektoren und herkömmlicher Film-Folien-Mammographie). Bei einem typischen Ausführungsbeispiel der Erfindung wird, abhängig von der Anwendung, die Geometrie so ausgewählt, dass die Projektionswinkel relativ zu den Winkeln zwischen den Schlitzen verdoppelt oder verdreifacht werden.

**[0040]** Aus ergonomischen Gründen und wegen des Vorgangs der Positionierung des Patienten **170** ermöglichen zwei verschiedene Ausführungsbeispiele der Erfindung, Bildgebungsteile während des Positionierungsvorgangs, d. h. des Setzens der Brust des Patienten in eine richtige Position, weiter weg von dem Patienten zu bewegen. Der Benutzer der Vorrichtung kann ausgehend von verschiedenen Winkeln sehen und anfassen, während der Patient positioniert wird. Wie zuvor erwähnt ist ein Bewegen des Kollimators bereits offenbart, jedoch ist ein Bewegen des Detektors ein Aspekt der vorliegenden Erfindung, bei welcher sich der Rasterarm **195** über den Detektor hinaus erstreckt und sich Vorteile aus einer Umkehrung ergeben, so dass der Detektor oberhalb der Brust des Patienten ist.

**[0041]** Fig. 6a–6d zeigen ein Ausführungsbeispiel, bei welchem der Kollimator und der Detektor entlang des Rasterarms **195** bewegt werden können. Ein Grund ist, ein stärker divergentes Bündel von Röntgenstrahlen für 3D zu verwenden als für 2D. Das wichtigste ist jedoch die Ergonomie und die Positionierungserleichterung des zu bestrahlenden Patienten oder Objekts **170** zwischen den Kompressionsplatten **140**. Viele Kliniken oder Untersuchungsstätten haben einen sehr schnellen Arbeitsablauf für die 2D-Mammographie und es ist wichtig, dass der Kollimator und der Detektor kein Hindernis für die Hände einer Pflegeperson sind, wenn die Brust eines Patienten positioniert wird. Die Erfahrung zeigt auch, dass eine niedrige Röntgenröhre bei der 2D-Bildgebung ein Hindernis für den Kopf des Patienten sein kann.

**[0042]** Fig. 6a zeigt die Position während der Erfassung von 3D-Bildern. Fig. 6b zeigt, dass der Kollimator und Detektor bei der Vorbereitung zur 3D-Erfassung in entfernte Positionen bewegt werden können. Fig. 6c zeigt, dass dieselben Positionen bei der Vor-

bereitung für eine 2D-Erfassung verwendet werden können, außer dass die Kompressionsplatten um das Drehzentrum für 2D gekrümmt sind. **Fig. 6d** zeigt, dass der Kollimator während der Erfassung von 2D-Bildern abgesenkt ist.

**[0043]** Aus ergonomischen Gründen kann die Röntgenvorrichtung umgekehrt oder in einem beliebigen anderen Winkel angeordnet sein. **Fig. 5a** und **5b** zeigen schematisch, dass die Röntgenvorrichtung **100** mit ihrer Röntgenquelle **110** ausgehend von einer Position unterhalb des Untersuchungsbereichs abstrahlend angeordnet ist, anstelle von oberhalb wie bei etablierten 2D-Mammographiesystemen. Dieses Ausführungsbeispiel hat Vorteile bezüglich Ergonomie und Positionierung des Patienten. Der Kopf des Patienten ist weit entfernt von der Röntgenröhre und das Bildfeld ist in einer entgegengesetzten Richtung relativ zu der Brust des Patienten gekrümmt. Bei der herkömmlichen 2D-Mammographie ist es üblich, Bilder bei um 45 bis 60 Grad geneigter Röhre zu erfassen, und einige 2D-Systeme drehen basierend auf dem Untersuchungstyp automatisch über einen Computer. Wie bei 2D-Systemen des Stands der Technik, kann sich das bevorzugte Ausführungsbeispiel des erfindungsgemäßen 3D-Systems automatisch zu einem vordefinierten Winkel drehen, basierend auf dem durchzuführenden Untersuchungstyp und in Übereinstimmung mit einem internen oder externen Computersystem.

**[0044]** **Fig. 5b** zeigt auch eine weitere Implementierung einer einfachen Position zur 3D-Bildgebung. Der Detektor **150**, der Kollimator **120** und die Röhre **110** können während der Positionierung für eine 3D-Untersuchung von dem Patienten weggezogen werden. **Fig. 5b** schlägt vor, dass eine Gesamtheit, welche den Rasterarm, den Detektor, den Kollimator und die Röhre umfasst, entlang einer geradlinigen Spur weggezogen wird. Bei einem weiteren Ausführungsbeispiel wird die Gesamtheit um eine Drehachse weggedreht. Die Kompressionsplatten **140** werden nicht bewegt, da sie zur Positionierung des Patienten benötigt werden.

**[0045]** Bei einem typischen Ausführungsbeispiel kann ein Computer, welcher extern oder intern angeordnet ist, zur Rekonstruktion des 3D-Bildes verwendet werden. Der Computer kann eine Kombination aus einem herkömmlichen Computer und unter Umständen spezieller Computerhardware sein, auf welcher Bildkonstruktionsalgorithmen laufen. Unter wohlbekannten Algorithmen finden sich eine gefilterte Rückprojektion mit speziell ausgestaltetem Filter, iterative Algorithmen, wie z. B. EM-, kleinste Quadrate und ML-Optimierungen, welche von Lange und Fessler vorgeschlagen wurden.

**[0046]** Diese Erfindung ist nicht auf ein Gerät mit Einfachabrasterung beschränkt. Es ist möglich, zwei

oder mehr Abrasterungen durchzuführen, um eine doppelte oder vielfache Anzahl von Projektionsbildern zu erhalten.

**[0047]** Die oben erwähnten und beschriebenen Ausführungsbeispiele sind lediglich als Beispiele angegeben und sollen nicht einschränkend für die vorliegende Erfindung sein. Andere Lösungen, Verwendungen, Aufgaben und Funktionen innerhalb des Umfangs der Erfindung wie in den unten beschriebenen Patentansprüchen beansprucht sollten für diejenigen mit Kenntnis der Technik ersichtlich sein.

#### Kurzzusammenfassung

**[0048]** Die vorliegende Erfindung stellt eine neuartige Röntgenvorrichtung (**100**) zur dreidimensionalen Bildgebung und insbesondere zur Tomosyntheseuntersuchung bereit, welche eine Röntgenquelle (**110**) zur Erzeugung von aus einem Brennfleck hervorgehenden Röntgenstrahlen, einen Mehrschlitzkollimator (**120**), eine Liniendetektoranordnung (**150**) und ein zwischen dem Kollimator und der Detektoranordnung angeordnetes Bestrahlungsvolumen umfasst. Die Röntgenquelle, der Kollimator und die Detektoranordnung sind in Reihe angeordnet, so dass jede Detektorlinie mit einem entsprechenden Kollimatorschlitz und dem Brennfleck fluchtet, und simultan durch eine Rasterbewegung relativ zu dem Bestrahlungsvolumen verlagerbar. Die Rasterbewegung ist primär eine Drehung um eine Drehachse, welche derart angeordnet ist, dass die Detektoranordnung sich im Wesentlichen zwischen der Drehachse und der Röntgenquelle befindet. Die Erfindung ermöglicht auch eine kombinierte zwei- und dreidimensionale Untersuchung.

**ZITATE ENTHALTEN IN DER BESCHREIBUNG**

*Diese Liste der vom Anmelder aufgeführten Dokumente wurde automatisiert erzeugt und ist ausschließlich zur besseren Information des Lesers aufgenommen. Die Liste ist nicht Bestandteil der deutschen Patent- bzw. Gebrauchsmusteranmeldung. Das DPMA übernimmt keinerlei Haftung für etwaige Fehler oder Auslassungen.*

**Zitierte Patentliteratur**

- EP 1428473 [0005]
- US 6652142 [0006]
- WO 02065209 [0007]
- US 2005008124 [0008]
- WO 05002443 [0008, 0012]
- US 6341156 [0009]
- US 2005/01136881 [0010]

### Patentansprüche

1. Röntgenvorrichtung (**100**) zur dreidimensionalen Bildgebung und insbesondere zur Tomosyntheseuntersuchung, umfassend eine Röntgenquelle (**110**) zur Erzeugung von Röntgenstrahlen, wobei die Röntgenstrahlen aus einem Brennfleck hervorgehen, einen Mehrschlitzkollimator (**120**), eine Liniendetektoranordnung (**150**) und ein Bestrahlungsvolumen, welches zwischen dem Kollimator (**120**) und der Detektorlinien umfassenden Detektoranordnung (**150**) angeordnet ist, wobei die Röntgenquelle (**110**), der Kollimator und die Detektoranordnung in Reihe angeordnet sind, so dass jede Detektorlinie mit einem entsprechenden Kollimatorschlitz und dem Brennfleck fluchtet, und simultan durch eine Rasterbewegung relativ zu dem Bestrahlungsvolumen verlagerbar sind, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Rasterbewegung primär eine Drehung um eine Drehachse (**190**) ist, welche derart angeordnet ist, dass die Detektoranordnung (**150**) sich im Wesentlichen zwischen der Drehachse (**190**) und der Röntgenquelle (**110**) befindet.

2. Röntgenvorrichtung nach Anspruch 1, wobei das Intervall von Projektionswinkeln durch eine Position in dem Bestrahlungsvolumen wesentlich größer ist als das Intervall von Winkeln von entsprechenden Kollimatorschlitzen ausgehend von einem Standpunkt der Röntgenquelle.

3. Röntgenvorrichtung nach Anspruch 2, wobei die Rasterbewegung eine reine Drehung um die Drehachse ist.

4. Röntgenvorrichtung nach einem der Ansprüche 2 oder 3, darüber hinaus umfassend ein zusätzliches Drehzentrum der Rasterbewegung, welches durch die Röntgenquelle angeordnet ist, wobei die Vorrichtung auch zweidimensionale Bilder erfassen kann.

5. Röntgenvorrichtung nach einem der Ansprüche 1–4, wobei die Detektoranordnung weg von dem Bestrahlungsvolumen verlagerbar, vor oder während einer Positionierung eines Patienten oder nach einer Bestrahlung, angeordnet ist.

6. Röntgenvorrichtung nach Anspruch 5, wobei der Detektor, der Kollimator und die Röntgenquelle auf einer gemeinsamen Gesamtheit angebracht sind, welche starr und im Wesentlichen horizontal weg von einem Objekt in dem zu bestrahlenden Volumen beweglich angeordnet ist.

7. Röntgenvorrichtung nach Anspruch 5, wobei die Detektoranordnung, der Kollimator und die Röntgenquelle auf einer gemeinsamen Gesamtheit angebracht sind, welche unter Verwendung einer Drehung um wenigstens eine Drehachse von einem Objekt in

dem Volumen beweglich ist.

8. Röntgenvorrichtung nach Anspruch 5, wobei der Detektor und der Kollimator auf einem gemeinsamen Rasterarm angebracht sind und der Detektor in einer Richtung entlang des Rasterarms weiter weg von dem Bestrahlungsvolumen verlagerbar ist.

9. Verfahren zur Erzeugung eines dreidimensionalen Bildes in einer Röntgenvorrichtung (**100**), welche eine Röntgenquelle (**110**), einen in einer Detektoranordnung (**150**) angeordneten Satz von Liniendetektoren, einen Kollimator (**120**) und ein zwischen dem Kollimator (**120**) und der Detektoranordnung (**150**) angeordnetes Bestrahlungsvolumen umfasst, wobei der Kollimator ein Mehrschlitzkollimator ist, wobei die Röntgenquelle, der Kollimator und die Detektoranordnung in Reihe und zur simultanen Verlagerung relativ zu dem Bestrahlungsvolumen und um eine gemeinsame Drehachse (**190**) angeordnet sind, wobei das Bestrahlungsvolumen eine Ausdehnung von einem ersten Punkt zu einem zweiten Punkt aufweist, wobei das Verfahren die Schritte eines Drehens der Röntgenquelle (**110**), des Kollimators (**120**) und der Detektoranordnung (**150**), welche in Reihe angeordnet sind, um die Drehachse umfasst, welche in einer solchen Position angeordnet ist, dass die Detektoranordnung sich zwischen der Drehachse und der Röntgenquelle oder einem Brennfleck befindet.

10. Verfahren nach Anspruch 9, wobei ein Intervall von Projektionswinkeln wesentlich größer ist als das Intervall von Winkeln zwischen entsprechenden Schlitzen des Kollimators ausgehend von einem Standpunkt der Röntgenquelle.

11. Verfahren nach Anspruch 9 oder 10, darüber hinaus umfassend den Schritt eines Bewegens der Detektoranordnung weiter weg von dem beabsichtigten Bestrahlungsvolumen vor dem Einsetzen eines zu bestrahlenden Körperteils eines Patienten (**170**), wobei der Körperteil aus einem größeren Bereich von Richtungen zugänglich ist, und wobei nach Positionierung des Körperteils die Detektoranordnung zurück in ihre zur Bestrahlung des Bestrahlungsvolumens bestimmte Position bewegt wird.

12. Verfahren nach Anspruch 11, darüber hinaus umfassend den Schritt eines Bewegens der Detektoranordnung weg von dem Bestrahlungsvolumen in einer Richtung eines Rasterarms, an welchem sowohl der Kollimator als auch der Detektor angebracht sind.

13. Röntgenvorrichtung (**100**) zur Erfassung von sowohl zweidimensionalen als auch dreidimensionalen Bildern, umfassend eine Röntgenquelle (**110**) zur Erzeugung von aus einem Brennfleck hervorgehenden Röntgenstrahlen, einen Mehrschlitzkollimator (**120**), einen in einer Detektoranordnung (**150**) ange-

ordneten Satz von Liniendetektoren und ein zwischen dem Kollimator und der Detektoranordnung angeordnetes Bestrahlungsvolumen, wobei die Röntgenquelle, der Kollimator und die Detektoranordnung in Reihe angeordnet sind, so dass jeder Liniendetektor mit einem entsprechenden Kollimatorschlitz und dem Brennfleck fluchtet, und simultan relativ zu dem Bestrahlungsvolumen verlagerbar sind, um Bilddaten für jede Position in dem Bestrahlungsvolumen zu erfassen, wobei die Röntgenquelle (**110**), der Kollimator (**120**) und die Detektoranordnung (**150**) durch eine Rasterbewegung verlagerbar angeordnet sind, welche eine Drehung um eine Drehachse (**190**) während der Bestrahlung des Bestrahlungsvolumens umfasst, dadurch gekennzeichnet, dass die Drehachse in wenigstens einer ersten und einer zweiten Position angeordnet ist, wobei die erste Position durch den Brennfleck ist und die zweite Position derart angeordnet ist, dass die Detektoranordnung sich im Wesentlichen zwischen der Drehachse und der verschiedenen Projektionswinkel bereitstellenden Röntgenquelle befindet.

14. Röntgenvorrichtung nach Anspruch 13, wobei die Drehachse durch die Röntgenquelle bestimmt ist zur Erfassung von zweidimensionalen Bildern und die andere Position der Drehachse verwendet werden kann zur Erfassung von dreidimensionalen Bildern.

15. Röntgenvorrichtung nach Anspruch 13 oder 14, wobei das Intervall von Winkeln von verschiedenen Röntgenstrahlen durch eine Position in dem Bestrahlungsvolumen wesentlich größer ist als der Winkel zwischen den Schlitzen des Kollimators ausgehend von der Röntgenquelle gesehen.

16. Röntgenvorrichtung nach Anspruch 15, wobei ein Abstand von dem Detektor zu der Röntgenquelle variabel ist und zwei oder mehr Abstände während einer Bestrahlung des Bestrahlungsvolumens derart verwendet werden können, dass die Änderung des Abstandes im Wesentlichen den ausgehend von der Röntgenquelle gesehenen Winkel zwischen den Kollimatorschlitzen erhöht oder verringert.

17. Röntgenvorrichtung nach Anspruch 15, umfassend Mittel zur Kalibrierung, bei welchen Bilder zunächst unter Verwendung einer Rasterbewegung erfasst werden, welche eine reine Drehung um eine Drehachse durch die Röntgenquelle ist, um Graustufen zu kalibrieren.

18. Röntgenvorrichtung nach Anspruch 17, wobei die Detektorempfindlichkeit und die Erfassungsgeometrie kalibriert werden, indem ein oder mehrere bekannte Objekte abgerastert werden und die Kalibrierungskoeffizienten aus Gleichungen aufgelöst werden, welche sich ausgehend von Beziehungen von gemessenen Daten und grundlegender physika-

lischer Theorie ergeben, wie z. B. Geometrie und Röntgenstrahldämpfung.

19. Röntgenvorrichtung nach Anspruch 15, wobei der Detektor an einem Rasterarm angebracht ist und während oder vor der Vorbereitung zur Bestrahlung in einer Richtung entlang des Rasterarms weiter weg von dem Patienten bewegt werden kann.

20. Röntgenvorrichtung nach Anspruch 15, wobei die Detektoranordnung, der Kollimator und die Röntgenquelle an einer gemeinsamen Gesamtheit angebracht sind, welche vor einer Patientenpositionierung weiter weg von dem Patienten bewegt werden kann, und wobei die Gesamtheit vor der Bestrahlung in Richtung des Patienten zurückkehrt.

21. Röntgenvorrichtung (**100**) zur dreidimensionalen Bildgebung und insbesondere zur Tomosyntheseuntersuchung, umfassend eine Röntgenquelle (**110**) mit einem Brennfleck, einen Mehrschlitzkollimator (**120**), eine Detektoranordnung (**150**) und ein Bestrahlungsvolumen, welches zwischen dem Kollimator und der Detektoranordnung angeordnet ist, wobei die Röntgenquelle, der Kollimator und die Detektoranordnung in Reihe angeordnet sind, so dass jede Detektorlinie mit einem entsprechenden Kollimatorschlitz und dem Brennfleck fluchtet, und simultan relativ zu dem Bestrahlungsvolumen verlagerbar sind, um Bilddaten für jede Position in dem Bestrahlungsvolumen bei verschiedenen Projektionswinkeln aufzunehmen, und die Detektoranordnung weiter weg von dem Patienten bewegt werden kann, während nicht bestrahlt wird.

22. Röntgenvorrichtung nach Anspruch 21, wobei die Detektoranordnung weiter weg von dem Bestrahlungsvolumen oder einem Patienten oder einem zu bestrahlenden Objekt (**170**) beweglich angeordnet ist, während eine Bestrahlung vorbereitet wird, und unmittelbar vor der Bestrahlung zurückbewegt wird.

23. Röntgenvorrichtung (**100**) zur Erfassung von sowohl zweidimensionalen als auch dreidimensionalen Mammographiebildern, umfassend eine Röntgenquelle zur Erzeugung von aus einem Brennfleck hervorgehenden Röntgenstrahlen, einen Mehrschlitzkollimator (**120**), einen Satz von in einer Detektoranordnung (**150**) angeordneten Liniendetektoren und ein Bestrahlungsvolumen, welches zwischen dem Kollimator und der Detektoranordnung angeordnet ist, wobei die Röntgenquelle, der Kollimator und die Detektoranordnung in Reihe angeordnet sind, so dass jeder Liniendetektor mit einem entsprechenden Kollimatorschlitz und dem Brennfleck fluchtet, und simultan relativ zu dem Bestrahlungsvolumen verlagerbar sind, um Bilddaten für jede Position in dem Bestrahlungsvolumen aufzunehmen, dadurch gekennzeichnet, dass die Röntgenquelle, der Kollimator und die Detektormittel durch eine Rasterbewe-

gung während einer Bestrahlung des Bestrahlungsvolumens verlagerbar sind und eine Rasterbewegung zur Erfassung von zweidimensionalen Bildern eine Drehung um eine Drehachse durch die Röntgenquelle ist, und während einer Vorbereitung für eine dreidimensionale Abrasterung der Detektor in einer Vorbereitungsposition sein kann, welche eine andere Position ist als die während der Bestrahlung verwendete Position, wodurch der Benutzer der Röntgenvorrichtung ein untersuchtes Objekt (**170**) aus mehreren Richtungen erreichen kann.

24. Röntgenvorrichtung nach Anspruch 23, wobei der Kollimator, der Detektor und die Röntgenquelle auf einer gemeinsamen starren Gesamtheit angebracht sind, welche horizontal weiter weg von dem Patienten in die Vorbereitungsposition bewegt werden kann.

25. Röntgenvorrichtung nach Anspruch 23, wobei der Kollimator, der Detektor und die Röntgenquelle an einem Rasterarm angebracht sind und die Detektoranordnung sich relativ zu dem Rasterarm in die Vorbereitungsposition bewegen kann.

Es folgen 6 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

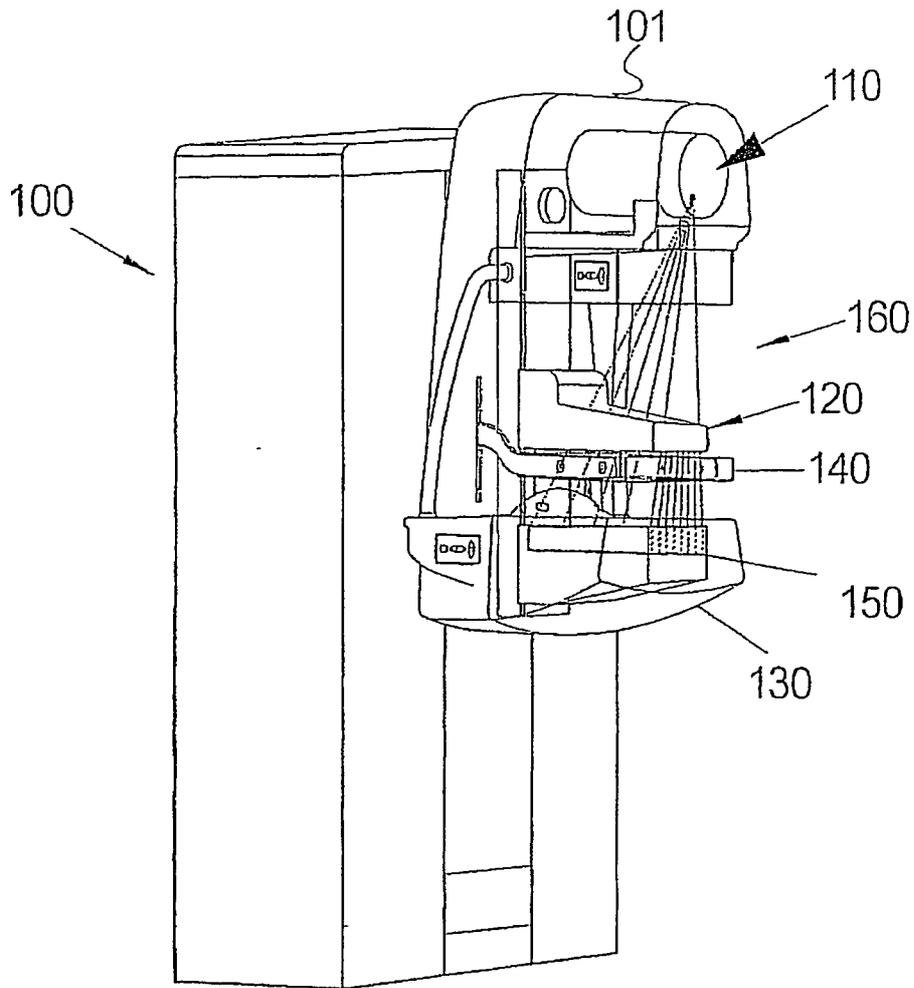


Fig. 1

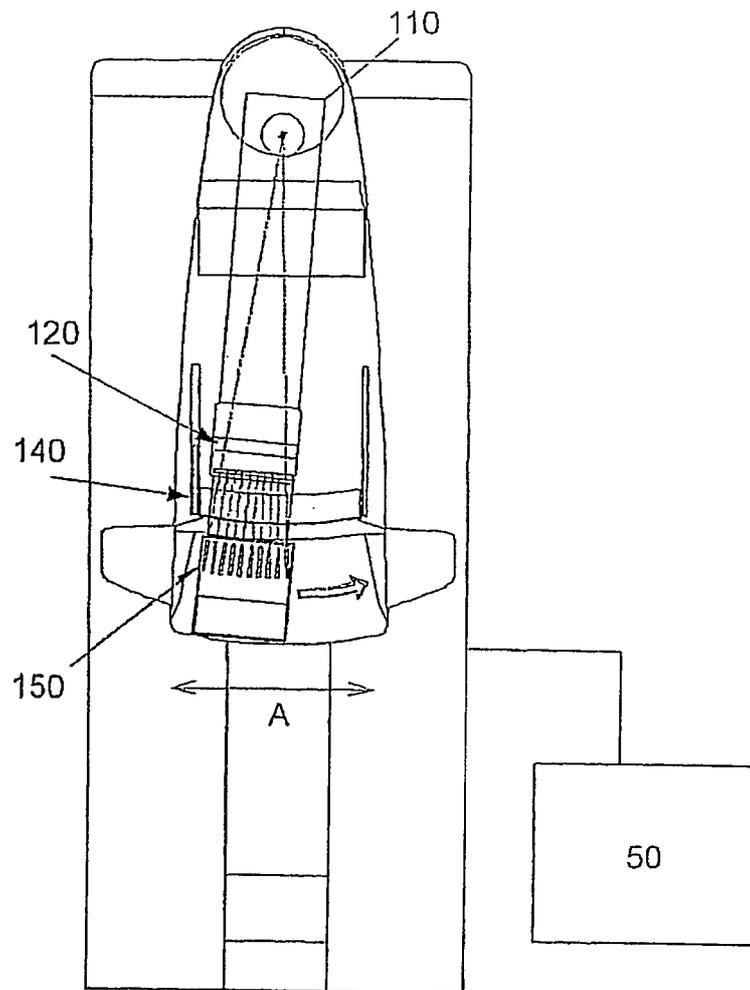
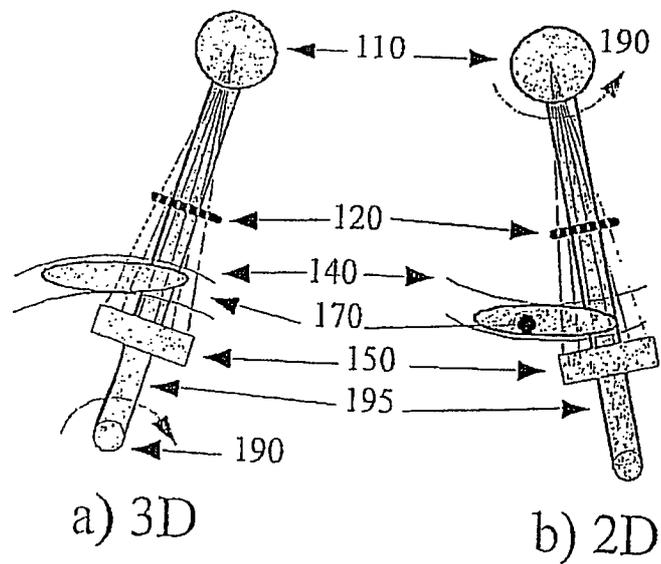


Fig. 2



a) 3D

b) 2D

Fig. 3

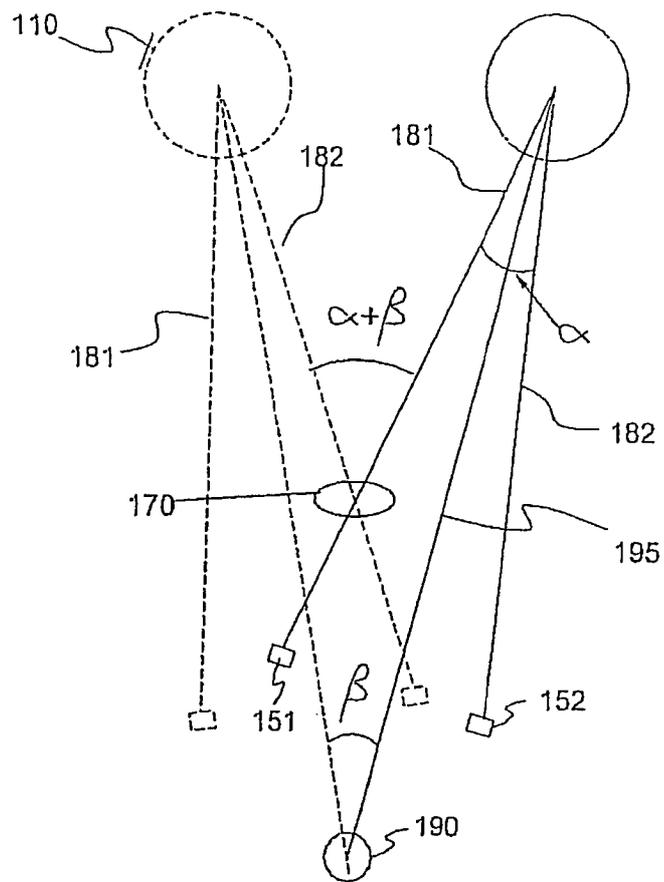


Fig. 4



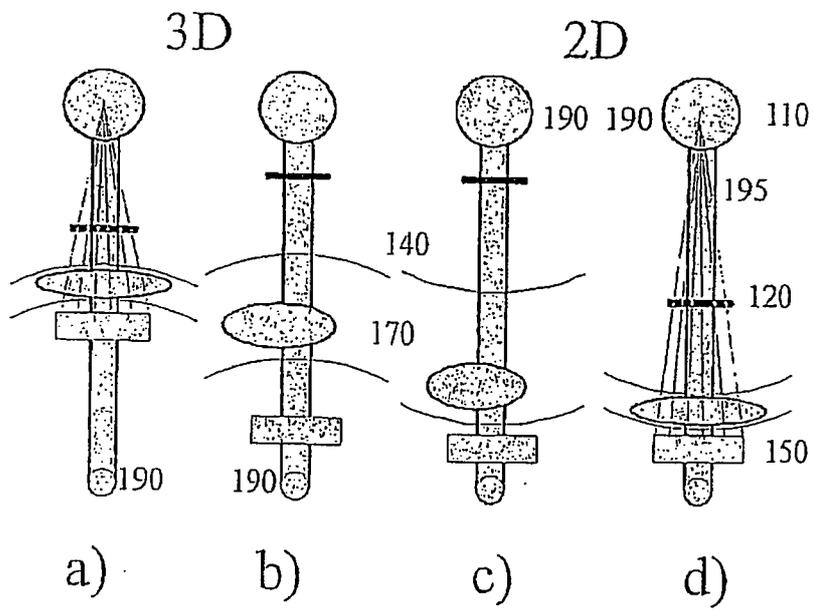


Fig. 6