



(19)  
Bundesrepublik Deutschland  
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 10 2004 038 608 A1** 2005.10.20

(12)

## Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2004 038 608.0**

(22) Anmeldetag: **09.08.2004**

(43) Offenlegungstag: **20.10.2005**

(51) Int Cl.7: **A61B 6/00**  
**H05G 1/62**

(30) Unionspriorität:

**10/646,023 22.08.2003 US**

(71) Anmelder:

**GE Medical Systems Global Technology  
Company, LLC, Waukesha, Wis., US**

(74) Vertreter:

**Rüger und Kollegen, 73728 Esslingen**

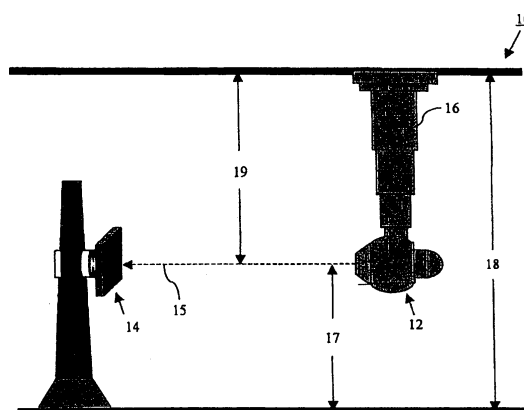
(72) Erfinder:

**Li, Baojun, Waukesha, Wis., US; Al-Khalidy,  
Abdulrahman, Clifton, N.Y., US; Eberhard, Jeffrey  
W., Albany, N.Y., US; Metz, Stephen W., Greenfield,  
Wis., US; Claus, Bernhard Erich Hermann,  
Niskayuna, N.Y., US; Battle, Vianney Pierre,  
Milwaukee, Wis., US**

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

(54) Bezeichnung: **Radiographische Tomosynthese-Bildakquisition mit asymmetrischer Geometrie**

(57) Zusammenfassung: Es wurden System und Verfahren beschrieben, die asymmetrische Geometrien zur Akquisition radiographischer Tomosynthesebilder nutzen. Ausführungsformen umfassen Tomosynthesesysteme und -verfahren zur Erzeugung eines rekonstruierten Bilds eines Objekts aus einer Anzahl zweidimensionaler Röntgenstrahlungsprojektionsbildern. Diese Systeme (10) umfassen: Einen Röntgenstrahlungsdetektor (14), eine Röntgenstrahlungsquelle (12), die in der Lage ist, auf den Röntgenstrahlungsdetektor (4) gerichtete Röntgenstrahlen (15) auszusenden, wobei das Tomosynthesesystem (10) eine asymmetrische Bildakquisitionsgemometrie nutzt, bei der während der Bildakquisition  $\Theta_1 \neq \Theta_0$ , wobei  $\Theta_1$  ein Überstreichungswinkel an einer Seite der Mittellinie des Röntgenstrahlungsdetektors (14) und  $\Theta_0$  ein Überstreichungswinkel an einer gegenüberliegenden Seite der Mittellinie des Röntgenstrahlungsdetektors (14) ist und wobei der absolute Überstreichungswinkel  $\varphi_{\text{asym}} = \Theta_1 + \Theta_0$  ist. Es können Rekonstruktionsalgorithmen benutzt werden, um aus der Anzahl zweidimensionaler Röntgenstrahlungsprojektionsbilder rekonstruierte Bilder des Objekts zu erzeugen.



**Beschreibung**

**[0001]** Die vorliegende Erfindung bezieht sich generell auf die radiographische Tomosynthese-Bildakquisition. Spezieller bezieht sich die vorliegende Erfindung auf Systeme und Verfahren, die bessere Schnittempfindlichkeit und Bildqualität liefern, als es gegenwärtig bei existierenden radiographischen Tomosynthesesystemen und -verfahren möglich ist. Spezieller bezieht sich die vorliegende Erfindung auf radiographische Tomosynthesesysteme und -verfahren, die zur Bildakquisition eine asymmetrische Geometrie nutzen und einen optimalen Gesamtüberstreichungswinkel zu liefern, der die Bildqualität maximiert, die hierbei erzielt werden kann.

## Stand der Technik

## Hintergrund der Erfindung

**[0002]** Tomosynthese ist eine fortgeschrittene, dreidimensionale radiographische Bildgebungstechnik, bei der unter verschiedenen Winkeln und/oder in verschiedenen Ebenen verschiedene 2D-Bilder eines Patienten aufgenommen werden und bei der aus diesen Bildern dann ein 3D-Bild des Volumens des Patienten rekonstruiert wird, das abgebildet worden ist. Anders als konventionelle Röntgenbildgebungstechniken liefert die radiographische Tomosynthese Tiefeninformation über einen interessierenden Bereich eines abgebildeten Objekts, wie bspw. einen Tumor oder andere anatomische Details, innerhalb eines Patienten. Tomosynthese gestattet es außerdem, aus einer einzigen Scanssequenz einer Röntgenexposition beliebige Anzahlen tomographischer Schnitte zu bestimmen, ohne dass zusätzliche Röntgenbildgebung erforderlich ist, so dass die Tomosynthese zu einem sehr zu wünschenden Charakterisierungswerkzeug wird.

**[0003]** Die beiden meist verbreiteten Tomosynthesesystemarchitekturen sind eine Tischanordnung (d.h. eine Röntgenröhre, die über dem Patienten angeordnet ist, und einen digitalen Röntgendetektor, der unter dem Patienten angeordnet ist) sowie eine wandstehende Konfiguration (d.h. eine Röntgenröhre, die vor dem Patienten, und einen digitalen Röntgendetektor, der hinter dem Patienten angeordnet ist). Die Röntgenröhre schwenkt generell entlang eines Bogenkreises, einer Ellipse, einer Hypozykloide, einer Linie oder jeder anderen geeigneten Geometrie, um eine Serie von Projektionsbildern auf dem Röntgendetektor zu erzeugen, und es wird dann an der Serie projizierter Bilder unter Verwendung eines 3D-Rekonstruktionsalgorithmus eine Rekonstruktion durchgeführt. Die Aufnahme von Bildern aus einer Anzahl von Winkeln gestattet auf diese Weise, dass Tiefeninformation in das finale Bild eingebaut wird. Jedoch können infolge der Höhe, der Größe, des Layouts, der Dimensionen des Bildgebungsraums usw. diese Bilder generell nur über einen beschränkten Bereich akquiriert werden (d.h. normalerweise Winkel unter  $50^\circ$ ), so dass die Schnittempfindlichkeit und die Qualität der akquirierten Bilddaten beschränkt ist.

**[0004]** Tomosynthese wird generell unter Verwendung einer symmetrischen Akquisitionsgeometrie durchgeführt. Mit anderen Worten, der Überstreichungswinkel oberhalb und unterhalb des Zentrums des Röntgendetektors oder auf einer Seite der Mittellinie des Röntgendetektors und auf der gegenüberliegenden Seite der Mittellinie des Röntgendetektors ist im Wesentlichen der gleiche. Wenn bspw. die Dimensionen oder andere Beschränkungen eines Raums nur einen Überstreichungswinkel von  $20^\circ$  unter dem Zentrum des Röntgendetektors gestatten, dann schwenkt das vorliegende Tomosynthesesystem lediglich um  $20^\circ$  um die Mitte des Röntgendetektors, so dass symmetrische Bildakquisition erzielt wird. Daraus ergibt sich klar, dass die Dimensionen und andere Beschränkung eines Raums den totalen Schwenk- oder Überstreichungswinkel signifikant beschränken können, der bei existierenden Tomosynthesesystemen möglich ist. Es wäre zu wünschen, Tomosynthesesysteme zur Verfügung zu haben, die eine asymmetrische Bildakquisitionsgeometrie nutzen, so dass die Dimensionen, das Layout usw. eines Raums den insgesamt möglichen Überstreichungswinkel nicht so stark beschränken. Beispielsweise wäre es zu wünschen, asymmetrisch  $30^\circ$  oberhalb und  $20^\circ$  unterhalb des Zentrums des Röntgenstrahldetektors überstreichen zu können, wenn der Raum nur dies gestattet.

**[0005]** Weil vorhandene Tomosynthesesystemen und -verfahren geometrischen Beschränkungen unterliegen, wäre es zu wünschen, Tomosynthesesysteme und -verfahren zur Verfügung zu haben, bei denen diese geometrischen Beschränkungen nicht vorliegen. Zusätzlich wäre es zu wünschen, in der Lage zu sein, die verbesserten Tomosynthesesystemen und -verfahren zu verwenden, ohne die Raumauslegung, die Dimensionen, die Röntgenröhrenaufhängung, die Röntgendetektoraufhängung usw. zu ändern.

## Aufgabenstellung

## Zusammenfassung der Erfindung

**[0006]** Entsprechend werden die oben genannten Nachteile existierender Tomosynthesesysteme und -verfahren durch Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung überwunden, die sich auf radiographische Tomosynthesesysteme und -verfahren bezieht, die asymmetrische Bildakquisitionsgeometrien nutzen. Die asymmetrische Bildakquisitionsgeometrie, die von dieser Erfindung genutzt wird, liefert eine höhere Schnittsempfindlichkeit und bessere Bildqualität als es gegenwärtig mit vorhandenen radiographischen Tomosynthesesystemen und -verfahren möglich ist.

**[0007]** Ausführungsformen dieser Erfindung umfassen Tomosynthesesystemen und -verfahren zur Erzeugung eines rekonstruierten Bildes eines Objekts aus einer Anzahl von zweidimensionalen Röntgenprojektionsbildern. Diese Systeme beinhalten: einen Röntgendetektor und eine Röntgenstrahlungsquelle, wobei die Röntgenstrahlungsquelle darauf eingerichtet ist, Röntgenstrahlen auf einen Röntgendetektor hin gerichtet zu senden, wobei das Tomosynthesesystem eine asymmetrische Bildakquisitionsgeometrie nutzt, bei der während der Bildakquisition  $\theta_1 \neq \theta_0$ , wobei  $\theta_1$  einen Überstreichungswinkel auf einer Seite einer Mittellinie des Röntgendetektors und  $\theta_0$  einen Überstreichungswinkel an der gegenüberliegenden Seite der Mittellinie des Röntgendetektors bezeichnet und wobei der Gesamtüberstreichungswinkel ( $\varphi_{\text{asym}}$ ) beträgt,  $\varphi_{\text{asym}} = \theta_1 \neq \theta_0$ . Bei einigen Ausführungsformen liegt  $\varphi_{\text{asym}}$  bei ungefähr  $40^\circ$  bis ungefähr  $60^\circ$ .

**[0008]** Bei einigen Ausführungsformen kann der Röntgendetektor in einer vorbestimmten Position positioniert sein, so dass Bilder der interessierenden Region, wie sie bei einem Sweep akquiriert werden, auf ein Zentrum des Röntgendetektors zentriert sind. Diese vorbestimmte Position kann das Zentrum des Sternums eines Patienten, eine Stelle oberhalb des Zentrums des Sternums des Patienten, eine Position unterhalb des Zentrums des Sternums des Patienten an dem Magen eines Patienten, an einer oder mehreren der Extremitäten eines Patienten, an den Gliedmaßen eines Patienten und/oder an jedem anderen geeigneten Ort beinhalten. Der Röntgendetektor kann so geneigt sein, dass er in einer Mittelposition eines Gesamtüberstreichungswinkels ( $\varphi_{\text{asym}}$ ) gehalten oder in einer anderen vorbestimmten Position gehalten ist.

**[0009]** Entweder die Röntgenstrahlungsquelle oder der Röntgendetektor oder beide können sich während der Bildakquisition in jeder geeigneten Weise bewegen, wie bspw. entlang eines eindimensionalen Wegs, entlang eines zweidimensionalen Wegs, entlang eines dreidimensionalen Wegs, entlang eines Bogens, entlang wenigstens eines Teils eines Kreises, entlang wenigstens eines Teils einer Ellipse, entlang wenigstens eines Teils einer Hypozykloide, entlang wenigstens eines Teils einer Linie, entlang wenigstens eines Teils einer Sphäre und/oder entlang wenigstens eines Teils eines Kegels.

**[0010]** Bei einigen Ausführungsformen bleibt der Röntgendetektor während der Bildakquisition stationär. Bei Ausführungsformen der Erfindung kann das Objekt, das der Bildgebung unterworfen wird, während der Bildakquisition bewegt werden, während sowohl die Röntgenstrahlungsquelle als auch der Röntgendetektor während der Bildakquisition stationär bleiben. Bei weiteren Ausführungsformen werden entweder die Röntgenstrahlungsquelle oder der Röntgenstrahlungsdetektor oder beide während der Bildgebung in translatorischer oder rotatorischer Weise bewegt. Der Röntgenscansvorgang kann in jeder geeigneten Richtung, wie bspw. vertikal, horizontal, schräg oder in jeder anderen geeigneten Richtung erfolgen.

**[0011]** Es kann ein Rekonstruktionsalgorithmus dazu verwendet werden, aus einer Anzahl von zweidimensionalen Röntgenstrahlprojektionsbildern, die während der Bildgebung erhalten werden, ein rekonstruiertes Bild des Objekts zu erzeugen.

**[0012]** Andere Eigenschaften, Aspekt und Vorzüge der vorliegenden Erfindung werden dem Fachmann im Laufe der folgenden Beschreibung noch deutlicher, in denen auf die zugehörigen Zeichnungen verwiesen wird, die einige bevorzugte Ausführungsformen der Erfindung veranschaulichen und wobei gleiche Bezugszeichen durch die gesamten Zeichnungen hindurch gleiche Teile bezeichnen.

## Ausführungsbeispiel

## Beschreibung der Zeichnungen

**[0013]** Die erfindungsgemäßen Systeme und Verfahren werden nachstehend mit Bezug auf verschiedene Figuren beschrieben, in denen:

[0014] [Fig. 1](#) eine schematische Zeichnung ist, die ein Rauml原因 bei einer exemplarischen wandstehenden Konfiguration eines radiografischen Tomosynthesystems zeigt, wie es bei Ausführungsformen dieser Erfindung Anwendung findet;

[0015] [Fig. 2](#) eine schematische Darstellung ist, die die Architektur des in [Fig. 1](#) veranschaulichten Tomosynthesystems zeigt;

[0016] [Fig. 3](#) eine schematische Zeichnung ist, die das Rauml原因 einer exemplarischen Tischkonfiguration eines radiografischen Tomosynthesystems zeigt, wie es bei Ausführungsformen dieser Erfindung Anwendung findet;

[0017] [Fig. 4](#) eine schematische Zeichnung ist, die die obere und untere Schwenkgrenze ein oder mehrerer Ausführungsformen dieser Erfindung zeigt;

[0018] [Fig. 5](#) ein Graf ist, der verschiedene Überstreichungswinkel über der Sternumshöhe zeigt;

[0019] [Fig. 6](#) ein Graf ist, der die Schnittempfindlichkeit über dem Überstreichungswinkel für einen Einpixel-draht zeigt;

[0020] [Fig. 7](#) ein Graf ist, der die Schnittempfindlichkeit über dem Schwenkwinkel für einen Fünfpixel-draht zeigt und

[0021] [Fig. 8](#) ein Graf ist, der die Halbmaximumsbreite über den Überstreichungswinkeln für den in [Fig. 6](#) veranschaulichten Einpixel-draht veranschaulicht.

#### Detaillierte Beschreibung der Erfindung:

[0022] Zum Zwecke der Unterstützung eines Verständnisses der Erfindung wird nun auf eine bevorzugte Ausführungsform der vorliegenden Erfindung Bezug genommen, wie sie in den [Fig. 1](#) bis [Fig. 8](#) veranschaulicht sind und es wird eine spezifische Sprache benutzt, um diese zu beschreiben. Die hier zum Zwecke der Beschreibung genutzte Terminologie ist nicht beschränkt. Spezifische strukturelle und hier geoffenbarte funktionelle Details sind nicht beschränkend sondern lediglich als eine Basis zu verstehen, um dem Fachmann eine Lehre für die Umsetzung der vorliegenden Erfindung zu geben. Jede Modifikation oder Variante der veranschaulichten Stützstrukturen und Verfahren sowie jede weitere Anwendung der Prinzipien der Erfindung, wie sie hier dargestellt wird, und wie sie normalerweise im Bereich des Fachwissens liegen, werden als im Schutzbereich der Erfindung liegend angesehen.

[0023] Die Erfindung bezieht sich auf verbesserte Tomosynthesysteme und -verfahren, die die geometrischen Restriktionen bei der Bildakquisition überwinden, die bei gegenwärtigen Tomosynthesystemen und -verfahren vorhanden sind. Diese Erfindung nutzt eine asymmetrische Bildakquisitionsgeometrie, um den Gesamtüberstreichungswinkel während der Bildakquisition zu optimieren, so dass die Schnittempfindlichkeit (oder räumliche Querebenenauflösung) erhöht wird, was eine bessere Bildqualität in den schlussendlich aus diesen erzeugten finalen Bildern erbringt.

[0024] In den [Fig. 1](#) und [Fig. 3](#) sind zwei typische Systemkonfigurationen veranschaulicht, die diese Erfindung enthalten. Es wird zunächst auf [Fig. 1](#) verwiesen, in der eine schematische Darstellung eines Rauml原因 einer exemplarischen wandstehenden Konfiguration eines radiografischen Tomosynthesystems **10** veranschaulicht ist, wie es bei Ausführungsformen der Erfindung benutzt wird. Solche Systeme **10** weisen im Wesentlichen eine Röntgenstrahlungsquelle **12** auf, die einen Strahl von Röntgenstrahlen **15** auf einen Röntgendetektor **14** richtet, der in einer Bildgebungsebene zu der Röntgenstrahlungsquelle **12** angeordnet ist. Der Röntgenstrahlungsdetektor **14** erfasst und detektiert die Röntgenstrahlen, die durch ein Objekt **22**, wie beispielsweise einen Patienten, gelaufen sind, der zwischen der Röntgenstrahlungsquelle **12** und dem Röntgenstrahlungsdetektor **14** in der Nähe des Röntgenstrahlungsdetektors **14** angeordnet ist. Ein zugeordnetes Steuersystem **150** erhält die Röntgenstrahlungsenergie von dem Röntgendetektor **14** und dann erzeugt es auf der Basis der digitalen Signale, die es empfängt und die sich auf die Intensität der erfassten Röntgenstrahlung beziehen, ein entsprechendes Diagnosebild auf einem Display. Eine über Kopf angeordnete Röntgenröhrenlagerung **16** hält eine Röntgenstrahlungsquelle **12**, so dass Röntgenstrahlen **15** von der Röntgenstrahlungsquelle **12** zu dem Röntgenstrahlungsdetektor **14** gerichtet werden können. Bei dieser Ausführungsform kann die über Kopf angeordnete Röntgenröhrenlagerung **16** in Betrieb teleskopartig auf und ab bewegt werden, um über eine vorbestimmte Distanz hinweg eine Serie von Projektionsbildern zu erhalten, während der Röntgen-

strahlungsdetektor **14** in einer vorbestimmten Stellung stationär bleibt. Bei verschiedenen alternativen Ausführungsformen kann die Röntgenstrahlungsquelle **12** stationär verbleiben und der Röntgenstrahlungsdetektor **14** kann während des Betriebs bewegt werden oder es können sowohl die Röntgenstrahlungsquelle **12** als auch der Röntgenstrahlungsdetektor **14** stationär bleiben, während der Patient während des Betriebs bewegt werden könnte. Die Ausführungsform veranschaulicht eine über Kopf angeordnete Röntgenröhrenlagerung **16**, die von der Decke hängt und einen Röntgendetektor **14**, der durch eine von dem Fußboden aufragende Säule getragen ist, wobei jedoch viele andere Anordnungen möglich sind (z.B. könnte ein an einer Wand montierter Arm entweder die Röntgenröhrenlagerung **16** oder den Röntgenstrahlendetektor **14** tragen oder der Röntgenstrahlendetektor **14** könnte von der Decke in einer geeigneten Weise herabhängen und so weiter), und alle diese Anordnungen sind von der Erfindung umfasst.

**[0025]** Es wird nun auf [Fig. 2](#) verwiesen, in der eine schematische Zeichnung wiedergegeben ist, die die Architektur des in [Fig. 1](#) veranschaulichten Tomosynthesystems **10** zeigt. Der Betrieb und die Bewegung der Röntgenstrahlungsquelle **12** werden durch einen Steuermechanismus **126** des Tomosynthesystems gesteuert. Die Steuereinrichtung **126** enthält einen Röntgenröhrencontroller **128**, der Betriebsleistung und Zeitgeber-signale an die Röntgenstrahlungsquelle **12** liefert, sowie einen Controller **130** für den Motor der Röntgenstrahlungsquelle, der die Überstreichungsgeschwindigkeit, die Position und den Projektions- bzw. Aussendungswinkel der Röntgenstrahlungsquelle **12** steuert. Ein Datenakquisitionssystem (DAS) **132** des Steuermechanismus **126** tastet analoge Daten von dem Röntgenstrahlungsdetektor **14** ab und konvertiert diese analogen Daten in digitale Daten zur nachfolgenden Verarbeitung gemäß dem Verfahren und Systemen dieser Erfindung. Eine Bildrekonstruktionseinheit **134** empfängt die gesampelten und digitalisierten Röntgenstrahlungsdaten von dem DAS **132** und führt eine Hochgeschwindigkeitsbildrekonstruktion durch. Das rekonstruierte Bild wird dann als Eingangssignal an einen Computer **136** geliefert, der dieses Bild in einer Massespeichereinrichtung **138** speichern kann. Der Computer **136** kann die gespeicherten Bilder aus der Massespeichereinrichtung **138** zur späteren Ansicht wieder hervorholen.

**[0026]** Der Computer **136** kann außerdem Befehle und Scannparameter von einem Bediener über eine Bedienkonsole **140** empfangen, die eine Tastatur, ein Touchpad oder andere geeignete Eingabeeinrichtungen aufweisen kann. Ein zugeordnetes Bildröhrendisplay **142** (oder jedes andere geeignete Display) ermöglicht es dem Bediener, das rekonstruierte Bild oder Daten von dem Computer **136** anzusehen. Die von dem Bediener gelieferten Befehle und Parameter können von dem Computer **136** dazu genutzt werden, Befehlssignale und Information an das DAS **132**, dem Röntgenstrahlungscontroller **128** und/oder den Controller **130** für den Motor der Röntgenstrahlungsquelle zu liefern.

**[0027]** Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung können Software oder Firmware nutzen, die auf dem Computer **136** läuft, um die Datenverarbeitung gemäß den Verfahren und in den Systemen dieser Erfindung auszuführen. Eine Maus oder eine andere Zeigeeinrichtung kann dazu benutzt werden, die Eingabe der Daten und/oder Bildorte zu erleichtern. Andere Ausführungsformen dieser Erfindung können einen Allzweckcomputer der eine Workstation mit einem Speicher und/oder einer Druckereinrichtung zum Speichern oder Drucken von Bildern nutzen. Geeignete Speichereinrichtungen sind bekannt und umfassen RAM's, Disketten, Festplatten, optische Medien und anderes. Ausführungsformen die solche Einzelcomputer oder Workstations nutzen, können Daten von dem Tomosynthesystem über konventionelle elektrische Speichermedien oder über eine konventionelle Kommunikationsverbindung erhalten und aus diesen Daten können Bilder rekonstruiert werden.

**[0028]** Es wird nun auf [Fig. 3](#) Bezug genommen, in der eine schematische Zeichnung veranschaulicht ist, die das Rauml原因 einer exemplarischen Tischkonfiguration eines radiografischen Tomosynthesystems **210** veranschaulicht, wie es bei Ausführungsformen dieser Erfindung verwendet wird. Solche Systeme **210** weisen generell eine Röntgenstrahlungsquelle **12** auf, die ein Röntgenstrahlenbündel **15** auf einen Röntgenstrahlungsdetektor **14** wirft, der in einer Bildgebungsebene mit der Röntgenstrahlungsquelle **12** angeordnet ist. Der Röntgenstrahlungsdetektor **14** erfasst und detektiert die Röntgenstrahlung, die durch das Objekt **22**, wie beispielsweise einen Patienten, geht, das zwischen der Röntgenstrahlungsquelle **12** und dem Röntgenstrahlungsdetektor **14** nahe bei dem Röntgenstrahlungsdetektor **14** angeordnet ist. Ein zugeordnetes Steuersystem erhält die erfasste Röntgenstrahlungsenergie von dem Röntgenstrahlungsdetektor **14** und erzeugt dann auf der Basis der digitalen Signale, die es entsprechend der Intensität der detektierten Röntgenstrahlen empfängt, ein korrespondierendes diagnostische Bild auf einem Display. Die über Kopf angeordnete Röntgenröhrenlagerung **16** trägt die Röntgenstrahlungsquelle **12**, so dass die Röntgenstrahlen **15** von der Röntgenstrahlungsquelle **12** auf das Objekt **22** gerichtet werden können, das auf der Tischoberseite **216** oberhalb des Röntgenstrahlendetektors **14** liegt. Bei dieser Ausführungsform kann sich die über Kopf angeordnete Röntgenröhrenlagerung **16** in Betrieb horizontal entlang der Decke **212** von einer Seite zur anderen bewegen, um eine Serie

von Projektionsbildern über eine vorbestimmte Distanz (d.h. den Überstreichwinkel **218**) zu erhalten, während der Röntgenstrahlungsdetektor **14** an einer vorbestimmten Stelle stationär bleibt. Wie bei der vorigen in [Fig. 1](#) veranschaulichten Ausführungsform könnte bei verschiedenen alternativen Ausführungsformen der Tischkonfiguration die Röntgenstrahlungsquelle **12** stationär bleiben und der Röntgenstrahlungsdetektor **14** könnte sich während des Betriebs bewegen, oder es könnten sowohl die Röntgenstrahlungsquelle **12** als auch der Röntgenstrahlungsdetektor **14** stationär bleiben, während sich der Patient in Betrieb der Einrichtung bewegt. Während bei dieser Ausführungsform, wie oben beschrieben, eine über Kopf angeordnete Röntgenröhrenlagerung **16**, die von der Decke **212** herabhängt und ein Röntgenstrahlungsdetektor **14** vorhanden ist, der von einem Tisch **214** getragen ist, der auf dem Fußboden angeordnet ist, können zahlreiche andere Anordnungen getroffen werden und es ist beabsichtigt, dass diese von der Erfindung umfasst werden. Bei diesen Tischkonfigurationen ist das SID der senkrechte oder rechtwinklige Quelle-zu-Bild-Abstand (d.h. der Abstand zwischen der Fokuspunktebene **220** und der Detektorebene **222**), wobei das SID rund 100 cm ist.

**[0029]** Bei vorhandenen Tomosynthesystemen wird eine symmetrische Bildakquisitionsgeometrie verwendet. Jedoch ist eine symmetrische Geometrie in vielen Fällen nicht praktikabel, beispielsweise wenn eine wandstehende Konfiguration ähnlich der in [Fig. 1](#) gezeigten verwendet wird, bei der der Bewegungsbereich der Röntgenröhre **12** durch die Raumgröße/das Rauml原因 beschränkt ist. Zwei Faktoren bestimmen den Bereich der Fokuspunkthöhe **17** (gemessen von dem Boden aufwärts) der Röntgenröhre bei solchen Konfigurationen gemeinsam: Die Deckenhöhe **18** (gemessen von dem Boden) und die Länge **19** der über Kopf hängenden Röntgenröhrenlagerung (gemessen von der Decke abwärts). Wegen dieser beiden Restriktionen ist es mit symmetrischer Geometrie schwierig, den gewünschten Gesamtüberstreichwinkel zu nutzen, um die Tomosynthese eines Patienten durchzuführen, der größer oder kleiner als ein gewisser Größenbereich ist, und somit wird die Bildqualität signifikant beeinträchtigt, wenn die Tomosynthese an solchen großen oder kleinen Patienten durchgeführt wird. Bei einer exemplarischen nicht beschränkenden Ausführungsform beträgt die Deckenhöhe **18** ungefähr 9 Fuß, 5 Zoll (2896 mm), die minimale Länge **19** der über Kopf hängenden Röntgenröhrenlagerung beträgt ungefähr 31 Zoll (787 mm), die maximale Länge **19** der über Kopf hängenden Röntgenröhrenlagerung beträgt ungefähr 102 Zoll (2589 mm), die minimale Fokuspunkthöhe **17** beträgt ungefähr 11 Zoll (309 mm) und die maximale Fokuspunkthöhe **17** beträgt ungefähr 82 Zoll (2109 mm). Es sind zahlreiche andere Layouts und Raumdimensionen möglich, ohne von dem Geist und dem Bereich der Erfindung abzuweichen.

**[0030]** Es wird nun auf [Fig. 4](#) verwiesen, in der eine schematische Zeichnung die obere und untere Grenze des Überstreichungsbereichs zeigt, die sich aus den Dimensionen und dem Layout des Raums bei der Ausführungsform der Erfindung ergibt, der in [Fig. 1](#) dargestellt ist. Wenn der Überstreichungswinkel  $\theta_0$  unterhalb des Zentrums des Röntgenstrahlungsdetektors auf  $20^\circ$  begrenzt ist, wobei jedoch der Überstreichungswinkel  $\theta_1$  oberhalb des Zentrums des Röntgenstrahlungsdetektors  $30^\circ$  sein kann, dann wäre es bei dieser Erfindung zu wünschen in der Lage zu sein eine unsymmetrische Akquisitionsgeometrie zu nutzen, um aus diesem Umstand seinen Nutzen zu ziehen. In einem solchen Falle wäre der Gesamtüberstreichungswinkel eines existierenden Tomosynthesystems  $40^\circ$ , weil der Überstreichungswinkel sowohl oberhalb als auch unterhalb des Zentrums des Röntgenstrahlungsdetektors jeweils auf  $20^\circ$  begrenzt wäre, was eine Summe von  $40^\circ$  ergibt; jedoch beträgt der Gesamtüberstreichungswinkel bei der vorliegenden Erfindung  $50^\circ$ , weil es möglich ist um  $30^\circ$  oberhalb und  $20^\circ$  unterhalb des Zentrums des Röntgenstrahlungsdetektors zu schwenken, was eine Summe von  $50^\circ$  ergibt. In dem ein größerer Überstreichungswinkel zugelassen wird, als es bei existierenden Tomosynthesystemen und verfahren möglich ist, wird bei der vorliegenden Erfindung eine verbesserte Schnittempfindlichkeit und Bildqualität erreicht.

**[0031]** Es wird nun detaillierter und noch immer auf die [Fig. 1](#) und [Fig. 4](#) Bezug genommen; während der Tomosynthese kann ein Patient in einer vorbestimmten Position stehen, wie beispielsweise mit seinem Rücken gegen den Röntgenstrahlungsdetektor **14**, wobei das Zentrum der Röntgenstrahlungsquelle **12** an einem geeigneten Ort positioniert sein kann, wie beispielsweise dem Sternum des Patienten (d.h. in der Mitte der Brust des Patienten). Die Röntgenstrahlungsquelle **12** läuft vertikal auf und/oder ab, während Bilder aufgenommen werden. Der vertikale Laufweg (D) der Röntgenstrahlungsquelle **12** = dem Fokuspunkthöhenbereich (L) abzüglich der Abstände die für die Röntgenstrahlungsquelle **12** erforderlich sind, um hochzufahren (Dru) und herunterzufahren (Drd). Bei dieser Erfindung gilt:

$$D = L - Dru - Drd. \quad (1)$$

**[0032]** Bei einer Sternumshöhe (S), die in dem Bereich zwischen  $S_{\min}$  und  $S_{\max}$  fällt, gilt:

$$S = (L + F) - Dru - SID \cdot \tan(\theta_1) \quad (2)$$

und

$$S = F + \text{Drd} + \text{SID} \cdot \tan(\theta_0), \quad (3)$$

wobei F die minimale Fokuspunkthöhe und SID der rechtwinklige Quellen-Bild-Abstand ist. Hier ist T die minimale Länge der über Kopf hängenden Röntgenröhrenlagerung. Die Gleichungen (2) und (3) können umgeschrieben werden als:

$$\theta_1 = \text{atan}(L + F - S - \text{Dru})/\text{SID} \quad (4)$$

und

$$\theta_0 = \text{atan}(S - F - \text{Drd}/\text{SID}). \quad (5)$$

**[0033]** Die Verteilungen der Sternumshöhen (S) liegt bei Erwachsenen der Altersgruppe zwischen 18 und 64 in den USA wie folgt.

Wahrscheinlichkeit (%)	1	10	20	30	40	50	60	70	80	90	99
------------------------	---	----	----	----	----	----	----	----	----	----	----

Größe (cm) Männer	118	125	128	130	132	133	135	137	139	142	150
Größe (cm) Frauen	100	109	112	114	116	118	122	124	127	129	135

**[0034]** Unter Annahme verschiedener Sternumshöhen (S) zwischen 80 und 150 cm und unter Verwendung einer SID = 180 cm, L = 180 cm, F = 30,9 cm, Dru = 15 cm und Drd = 15 cm, können  $\theta_1$  und  $\theta_0$  als Funktion von S berechnet werden. Die sich ergebenden Resultate sind in [Fig. 5](#) veranschaulicht.

**[0035]** Unter Verwendung einer symmetrischen Geometrie, bei der  $\theta_1 = \theta_0 = \theta$ , wird  $\theta_1$  oder  $\theta_0$  der dominante beschränkte Faktor, je nach dem welcher von ihnen kleiner ist, und der gesamte Überstreichungswinkel ( $\varphi$ ) ist gleich:

$$\varphi_{\text{sym}} = 2\theta = 2 \cdot \min(\theta_1, \theta_0), \quad (6)$$

was in [Fig. 5](#) als Linie **300** veranschaulicht ist. Unter Verwendung einer asymmetrischen Geometrie ist der Gesamtüberstreichungswinkel gleich:

$$\varphi_{\text{asym}} = \theta_1 + \theta_0, \quad (7)$$

der ebenfalls in [Fig. 5](#) als Linie **302** veranschaulicht ist. Nachdem eine asymmetrische Geometrie zu der optimalen erzielbaren Schnittempfindlichkeit führt, zeigen diese Ergebnisse, dass mit symmetrischer Akquisitionsgometrie und konventionellen Tomosynthesystemen und -verfahren die Schnittempfindlichkeit der Tomosynthesebilder bei ungefähr 70% der männlichen Patientenpopulation suboptimal und bei ungefähr 20% der weiblichen Patientenpopulation suboptimal ist. Zusätzlich zeigt der Trend, dass die Schnittempfindlichkeit bei einem noch größerem Prozentsatz von Fällen für Sternumshöhen, die unter 80 cm oder über 150 cm liegen, nicht optimal sind.

**[0036]** Obwohl es bekannt ist, dass größere Überstreichungswinkel, die out-of-plane Artefakte reduzieren können, ist es in vielen Fällen sehr schwer, den Gesamtüberstreichungswinkel zu erhöhen. Theoretisch ist es möglich, den Gesamtüberstreichungswinkel durch Vergrößerung der Deckenhöhe **18** und/oder Erhöhung des Abstands **19** der über Kopf hängenden Röntgenröhrenlagerung zu vergrößern. Jedoch sind zu Erhöhung der Deckenhöhe Umbauten erforderlich und die Längen **19** der über Kopf hängenden Röntgenröhrenlagerung ist üblicherweise durch ihr Gewicht und die Steifigkeit der Säule beschränkt. Deshalb würden solche Lösungen die Entwicklungskosten und -zeiten signifikant erhöhen. Obwohl es möglich ist, kleinere Patienten auf einen Stuhl oder einer erhöhten Plattform irgendeiner Art zu stellen und größere Patienten auf einen Stuhl oder Sessel geeigneter Art zu setzen, würde dies den Arbeitsablauf und die Unbequemlichkeit für den Patienten erhö-

hen. Deshalb sind solche Lösungen nicht ideal. Es gibt keine unmittelbar greifbare Lösung, die den gleichen Nutzen und die gleiche Einfachheit hat, wie die vorliegende Erfindung.

**[0037]** Eine einfachere, schnellere und weniger kostenträchtige Lösung ist die Nutzung einer unsymmetrischen Bildakquisitionsgeometrie bei vorhandenen Tomosynthesesystemen, die zulässt, dass  $\theta_1 \neq \theta_0$ . Unter Verwendung einer asymmetrischen Geometrie ist der Gesamtüberstreichungswinkel:

$$\varphi_{\text{asym}} = \theta_1 + \theta_0, \quad (8)$$

was in [Fig. 5](#) als Linie **302** veranschaulicht ist. Wie in [Fig. 5](#) veranschaulicht, ist die einzige Höhe, bei der der Gesamtüberstreichungswinkel sowohl bei symmetrischen als auch bei der asymmetrischen Bildakquisitionsgeometrie optimiert ist, die Sternumshöhe **304** von ungefähr 320 cm. Für jede andere Sternumshöhe liefert die asymmetrische Bildakquisitionsgeometrie einen größeren Gesamtüberstreichungswinkel als es die symmetrische Bildakquisitionsgeometrie erbringt. Deshalb erbringt die asymmetrische Bildakquisitionsgeometrie in allen Fällen, die von einer Sternumshöhe von ungefähr 120 cm abweichen, eine bessere Auflösung als es mit der symmetrischen Bildakquisitionsgeometrie erreichbar ist.

**[0038]** Der Nutzen der asymmetrischen Bildakquisitionsgeometrie ist dreifach: (1) Der gewünschte Gesamtüberstreichungswinkel kann für Patienten nahezu jeder Größe erzielt werden, so dass sich die Bildqualität nahezu für jedermann verbessert, (2) nahezu der gesamte Überstreichungswinkel kann für alle Patienten genutzt werden, wobei die Konsistenz der Bildqualität unter dem Patienten verbessert wird, und (3) die asymmetrisch Bildakquisitionsgeometrie gestattet die Erhöhung des Gesamtüberstreichungswinkels über das Maß hinaus, das die konventionelle symmetrische Bildakquisitionsgeometrie für die meisten Patientengrößen gestattet, ohne dass physische Modifikationen an dem Tomosynthesesystem und/oder dem Tomosyntheseraum erforderlich sind.

**[0039]** Diese Erfindung gestattet außerdem die Optimierung der Schnittempfindlichkeit. Die Schnittempfindlichkeit oder räumliche Querebenenauflösung eines Tomosynthesesystems beschreibt die Fähigkeit des Systems Objekte in unterschiedlichen tomographischen Ebenen aufzulösen. Die Schnittempfindlichkeit ist der Schlüsselunterschied zwischen der radiographischen Tomosynthese und konventioneller Radiographie. Höhere Schnittempfindlichkeit führt zu geringeren out-of-plane Artefakten in den rekonstruierten Bildern und ergibt deshalb eine bessere Bildqualität. Deshalb ist es zu wünschen, ein Tomosynthesesystem zu haben, das eine hohe Schnittempfindlichkeit aufweist.

**[0040]** Die [Fig. 6](#) und [Fig. 7](#) veranschaulichen die Ergebnisse der Schnittempfindlichkeitsprofile über einer Anzahl von Überstreichungswinkeln für zwei computersimulierte Drahtphantome, deren Durchmesser jeweils 1 und 5 Pixel betragen. In den [Fig. 6](#) und [Fig. 7](#) gilt, dass je enger die Kurve ist, desto besser die Schnittempfindlichkeit und die Auflösung des endgültigen Bilds ist. Deshalb zeigen die [Fig. 6](#) und [Fig. 7](#) quantitativ, dass sich die Schnittempfindlichkeit mit der Erhöhung des Überstreichungswinkels erhöht. Beispielsweise ist die Kurve für einen Gesamtüberstreichungswinkel **306** von  $60^\circ$  in [Fig. 6](#) enger als die Kurve für einen Gesamtüberstreichungswinkel **308** von  $5^\circ$ , was anzeigt, dass die Schnittempfindlichkeit für einen Gesamtüberstreichungswinkel von  $60^\circ$  höher ist als die des Gesamtüberstreichungswinkels von  $5^\circ$ , was wiederum anzeigt, dass der Gesamtüberstreichungswinkel von  $60^\circ$  zu einer besseren Auflösung des letztendlichen Bilds führt, als der Gesamtüberstreichungswinkel von  $5^\circ$ .

**[0041]** [Fig. 8](#) ist ein Graph, der über dem Schwenkwinkel aufgetragen die Breite der Kurve bei der Hälfte des Maximums für den in [Fig. 6](#) veranschaulichten 1-Pixel-Draht wiedergibt (FWHM). Auf der y-Achse gilt, dass je niedriger der Wert FWHM oder die z-Auflösung ist, desto besser ist die Auflösung in dem sich ergebenden Bild. Diese Figur zeigt, dass die Schnittempfindlichkeit unter Verwendung unter der asymmetrischen Bildakquisition nahe beim Optimum ist, wenn der Gesamtüberstreichungswinkel irgendwo zwischen ungefähr  $40^\circ$  und ungefähr  $60^\circ$  liegt. Deshalb bei einigen nicht einschränkenden Ausführungsbeispielen der gewünschte Gesamtüberstreichungswinkel ungefähr zwischen  $40^\circ$  und  $60^\circ$ , bei anderen liegt er ungefähr bei  $40^\circ$  bis  $50^\circ$  und bei wieder anderen ungefähr bei  $40^\circ$  bis  $45^\circ$  und in noch anderen bei ungefähr  $43^\circ$  bis  $44^\circ$ . Jedoch kann der Gesamtüberstreichungswinkel für unterschiedliche Tomosynthesesysteme verschieden optimiert werden und deshalb sollen diese Bereiche nicht einschränkend interpretiert werden.

**[0042]** Zur Verbesserung der Bildqualität können verschiedene kleinere Anpassungen an dem erfindungsgemäßen Tomosynthesesystem gemacht werden, falls es nötig ist. Wenn bspw. die Röntgenstrahlungsquelle **12** um mehr als 50% ihres vertikalen Gesamtbewegungswegs (D) über oder unterhalb der Sternumshöhe (S) liegt, kann der Röntgenstrahlungsdetektor **14** bspw. niedriger bzw. höher als S positioniert werden, so dass die Bil-

der der interessierenden Region (d.h. des Sternumsbereichs des Patienten) während einer Überstreichung um das Zentrum des Röntgendetektor **14** herum angeordnet ist. Zusätzlich oder alternativ kann es in einigen Fällen zweckmäßig sein, den Röntgenstrahlungsdetektor **14** zu neigen, so dass er in der Mittelposition des Sweep- bzw. Überstreichungsbereichs gehalten ist.

**[0043]** Wie oben beschrieben, ermöglicht diese Erfindung, dass Tomosynthesebilder mit höherer Qualität und mit besserer räumlicher Querebenenauflösung aufgenommen werden, als es gegenwärtig mit vorhandenen Tomosynthesesystemen und Verfahren möglich ist. Vorteilhafterweise sind, wenn überhaupt, lediglich kleinere Modifikationen an vorhandenen Tomosynthesesystemen erforderlich, um diese Erfindung zu verwirklichen, wodurch diese Lösung besonders attraktiv wird. Dem Fachmann erschließen sich außerdem viele weitere Vorteile.

**[0044]** Es wurden Systeme und Verfahren beschrieben, die asymmetrische Geometrien zur Akquisition radiographischer Tomosynthesebilder nutzen. Ausführungsformen umfassen Tomosynthesesysteme und -verfahren zur Erzeugung eines rekonstruierten Bilds eines Objekts aus einer Anzahl zweidimensionaler Röntgenstrahlungsprojektionsbildern. Diese Systeme (**10**) umfassen:

Einen Röntgenstrahlungsdetektor **14**, eine Röntgenstrahlungsquelle **12** die in der Lage ist, auf den Röntgenstrahlungsdetektor **4** gerichtete Röntgenstrahlen **15** auszusenden, wobei das Tomosynthesesystem **10** eine asymmetrische Bildakquisitionsgeometrie nutzt, bei der während der Bildakquisition  $\theta_1 \neq \theta_0$  wobei  $\theta_1$  ein Überstreichungswinkel an einer Seite der Mittellinie des Röntgenstrahlungsdetektors **14** und  $\theta_0$  ein Überstreichungswinkel an einer gegenüberliegenden Seite der Mittellinie des Röntgenstrahlungsdetektors **14** ist und wobei der absolute Überstreichungswinkel  $\varphi_{\text{asym}} = \theta_1 + \theta_0$  ist. Es können Rekonstruktionsalgorithmen benutzt werden, um aus der Anzahl zweidimensionaler Röntgenstrahlungsprojektionsbildern rekonstruierte Bilder des Objekts zu erzeugen.

**[0045]** Im Hinblick auf die verschiedenen Bedürfnisse, die die Erfindung erfüllt, sind verschiedene Ausführungsformen der Erfindung beschrieben worden. Es sollte bemerkt werden, dass diese Ausführungsformen lediglich das Prinzip der verschiedenen Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung illustrieren. Zahlreiche Modifikationen und Anpassungen sind dem Fachmann geläufig, die den Geist und den Schutzbereich der Erfindung nicht verlassen. Die Techniken dieser Erfindung können auf zahlreiche unterschiedliche Wege verwirklicht werden, ohne den Geist der Erfindung zu verlassen, wobei alle solche Abwandlungen hier mit erfasst sind. Beispielsweise kann die wandstehende Konfiguration, die hier detailliert diskutiert worden ist, außerdem bei einer Tischkonfiguration oder bei jeder anderen geeigneten Konfiguration benutzt werden. Somit wird beabsichtigt, dass die vorliegende Erfindung in allen geeigneten Modifikationen und Variationen von dem Schutzbereich der nachfolgenden Ansprüchen und deren Äquivalente erfasst werden.

#### Bezugszeichenliste

<b>10</b>	Tomosynthesesystem
<b>12</b>	Röntgenstrahlungsquelle, Röntgenstrahlungsröhre
<b>14</b>	Röntgenstrahlungsdetektor
<b>15</b>	Röntgenstrahlen
<b>16</b>	Über Kopf hängende Röntgenröhrenlagerung
<b>17</b>	Fokuspunkthöhe
<b>18</b>	Deckenhöhe
<b>19</b>	Länge der über Kopf hängenden Röntgenröhrenlagerung
<b>22</b>	Objekt (d.h. Patient)
<b>126</b>	Steuereinrichtung
<b>128</b>	Kontroller der Röntgenstrahlungsquelle
<b>130</b>	Kontroller des Motors der Röntgenstrahlungsquelle
<b>132</b>	Datenakquisitionssystem (DAS)
<b>134</b>	Bildrekonstruktionseinrichtung
<b>136</b>	Computer
<b>138</b>	Massespeicher
<b>140</b>	Bedienkonsole
<b>142</b>	Bildwiedergaberöhre
<b>150</b>	Steuersystem
<b>210</b>	Tomosynthesesystem
<b>212</b>	Decke
<b>214</b>	Tisch

<b>216</b>	Tischfläche
<b>218</b>	Überstreichungs Winkel
<b>220</b>	Fokuspunktebene
<b>222</b>	Detektorebene
<b>300</b>	Gesamtüberstreichungs Winkel-Symmetrisch
<b>302</b>	Gesamtüberstreichungs Winkel-Asymmetrisch
<b>304</b>	Die einzige Höhe bei der der Gesamtüberstreichungs Winkel sowohl für die symmetrische als auch für die asymmetrische Bildakquisitionsgeometrie optimiert ist. (120 cm)
<b>306</b>	60° Gesamtüberstreichungs Winkel
<b>308</b>	5° Gesamtüberstreichungs Winkel

### Patentansprüche

1. Tomosynthesesystem (10) zur Erzeugung eines rekonstruierten Bilds eines Objekts aus einer Anzahl zweidimensionaler Röntgenstrahlungsprojektionsbilder, wobei das System beinhaltet:

Einen Röntgenstrahlungsdetektor (14) und

eine Röntgenstrahlungsquelle (12), die in der Lage ist, auf den Röntgenstrahlungsdetektor (14) gerichtete Röntgenstrahlen (15) auszusenden,

wobei das Tomosynthesesystem (10) eine unsymmetrische Bildakquisitionsgeometrie nutzt, wobei während der Bildakquisition  $\theta_1 \neq \theta_2$ , wobei  $\theta_1$  ein Überstreichungs Winkel zu einer Seite der Mittellinie des Röntgenstrahlungsdetektors (14) und  $\theta_0$  ein Überstreichungs Winkel zu der gegenüberliegenden Seite der Mittellinie des Röntgenstrahlungsdetektors (14) ist.

2. Tomosynthesesystem nach Anspruch 1, bei dem der Gesamtüberstreichungs Winkel (10) ( $\varphi_{\text{asym}}$ ) beträgt:

$$\varphi_{\text{asym}} = \theta_1 + \theta_0.$$

3. Tomosynthesesystem nach Anspruch 2, bei dem  $\varphi_{\text{asym}}$  ungefähr 40° bis ungefähr 60° ist.

4. Tomosynthesesystem nach Anspruch 1, bei dem der Röntgenstrahlungsdetektor (14) in einer vorbestimmten Position positioniert ist, so dass Bilder der interessierenden Region, wie sie während eines Überstreichungsdurchlaufs akquiriert werden, um die Mitte des Röntgenstrahlungsdetektors (14) zentriert sind.

5. Tomosynthesesystem nach Anspruch 4, bei dem die vorbestimmte Position wenigstens eine aus der nachfolgend genannten Gruppe ist:

Das Zentrum eines Patientensternums, oberhalb des Zentrums des Patientensternums, unterhalb des Zentrums des Patientensternums, der Magen des Patienten, an einer oder mehreren Extremitäten des Patienten und an den Gliedmaßen des Patienten.

6. Tomosynthesesystem nach Anspruch 1, bei dem der Röntgenstrahlungsdetektor (14) geneigt ist, so dass er in einer Mittelposition des gesamten Überstreichungs Winkel  $\varphi_{\text{asym}}$  liegt.

7. Tomosynthesesystem nach Anspruch 1, bei dem sich die Röntgenstrahlungsquelle (12) und/oder der Röntgendetektor (14) während der Bildakquisition bewegt.

8. Tomosynthesesystem nach Anspruch 7, bei dem sich die Röntgenstrahlungsquelle (12) und/oder der Röntgenstrahlungsdetektor (14) während der Bildakquisition in wenigstens einer der folgenden Weisen bewegt:

Entlang eines eindimensionalen Wegs, entlang eines zweidimensionalen Wegs, entlang eines dreidimensionalen Wegs, entlang eines Bogens, entlang wenigstens eines Abschnitts eines Kreises, entlang wenigstens eines Abschnitts einer Ellipse, entlang wenigstens eines Abschnitts einer Hypozykloide, entlang wenigstens eines Abschnitts einer Linie, entlang wenigstens eines Abschnitts einer Sphäre und entlang wenigstens eines Abschnitts eines Kegels.

9. Tomosynthesesystem nach Anspruch 1, bei dem der Röntgenstrahlungsdetektor (14) während der Bildakquisition stationär ruht.

10. Tomosynthesesystem nach Anspruch 1, bei dem sich das abgebildete Objekt während der Bildakquisition bewegt, während sowohl die Röntgenstrahlungsquelle (12) als auch der Röntgenstrahlungsdetektor (14)

während der Bildakquisition in Ruhe verbleiben.

11. Tomosynthesystem nach Anspruch 1, bei dem die Röntgenstrahlungsquelle (**12**) und/oder der Röntgenstrahlungsdetektor (**14**) während der Bildakquisition translatorisch oder rotatorisch bewegt werden.

12. Tomosynthesystem nach Anspruch 1, bei dem der Röntgenabtastvorgang in wenigstens einer der folgenden Richtungen erfolgt:  
vertikal, horizontal oder schräg.

13. Tomosynthesystem nach Anspruch 1, bei dem ein Rekonstruktionsalgorithmus aus einer Anzahl von zweidimensionalen Röntgenstrahlungsprojektionsbildern ein rekonstruiertes Bild eines Objekts erzeugt.

Es folgen 8 Blatt Zeichnungen

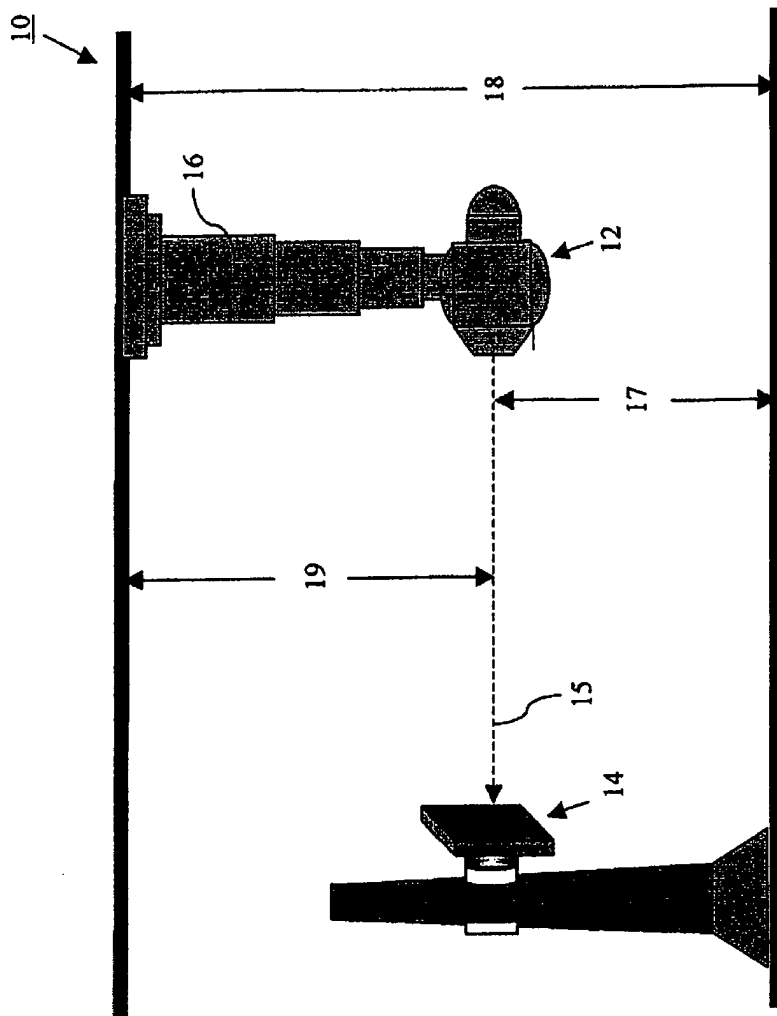


FIG. 1

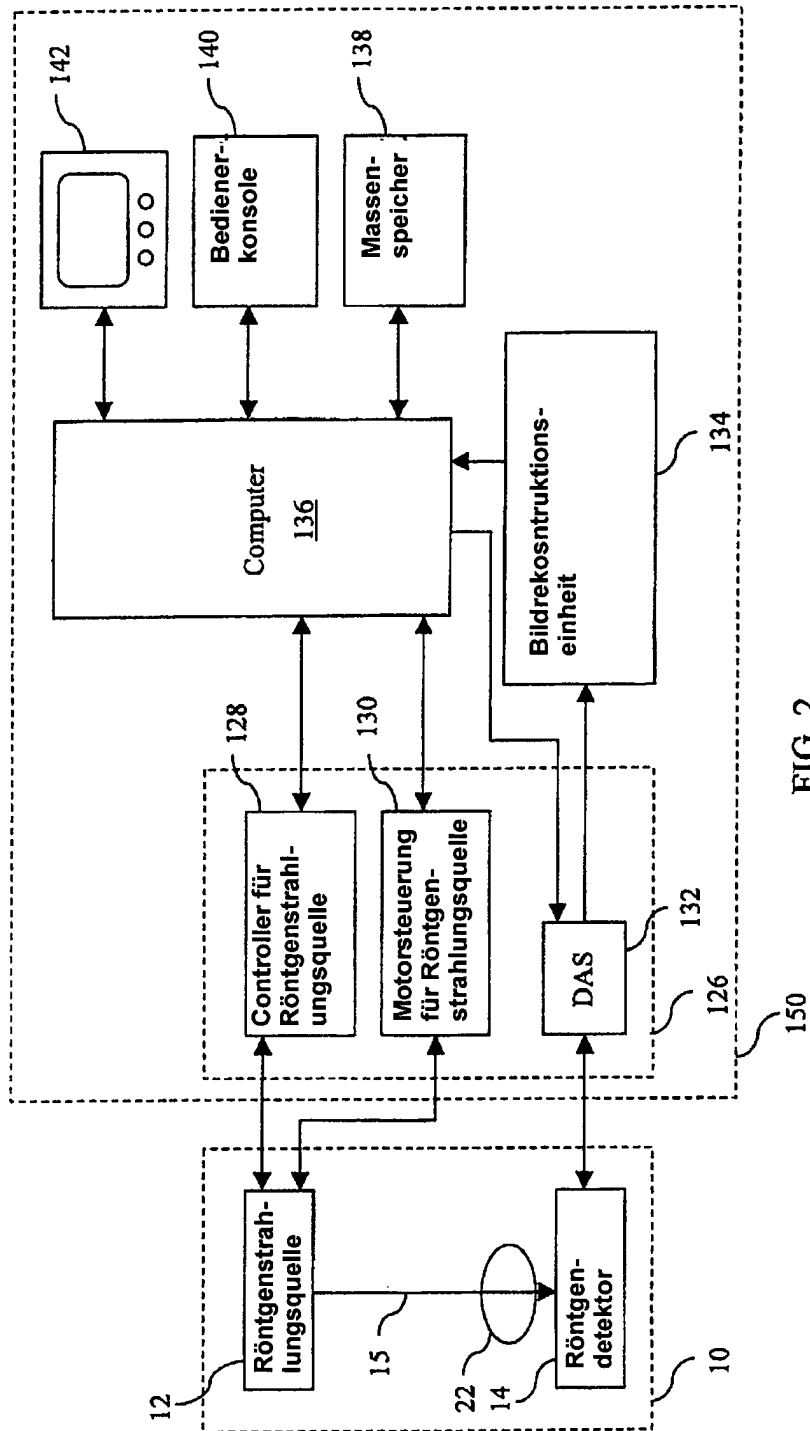


FIG. 2

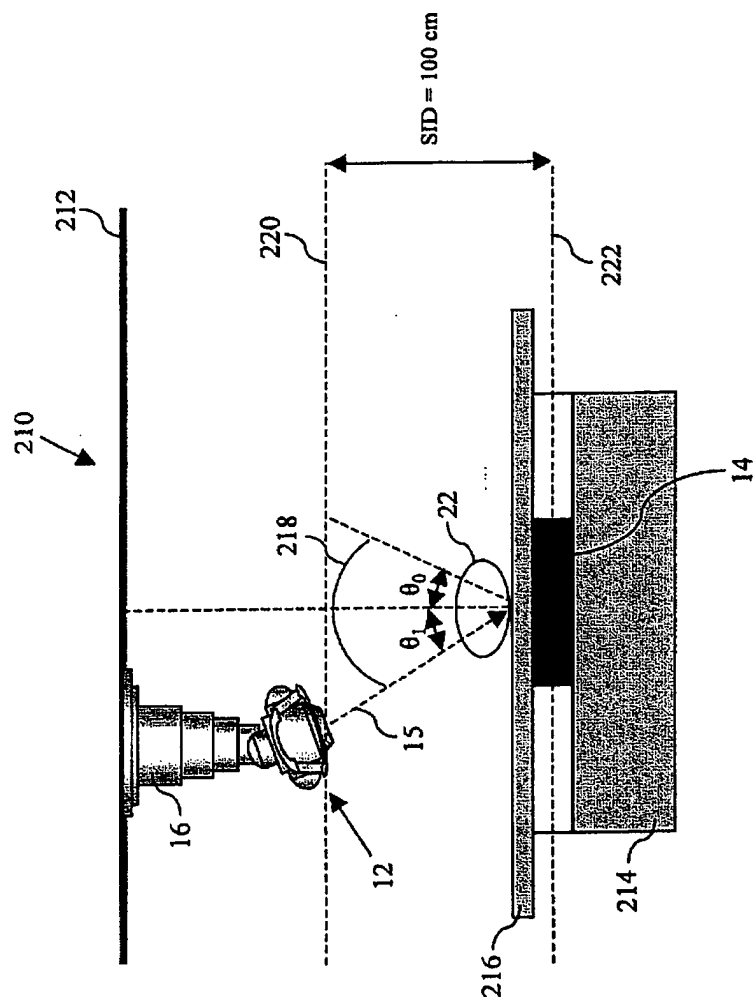


FIG. 3

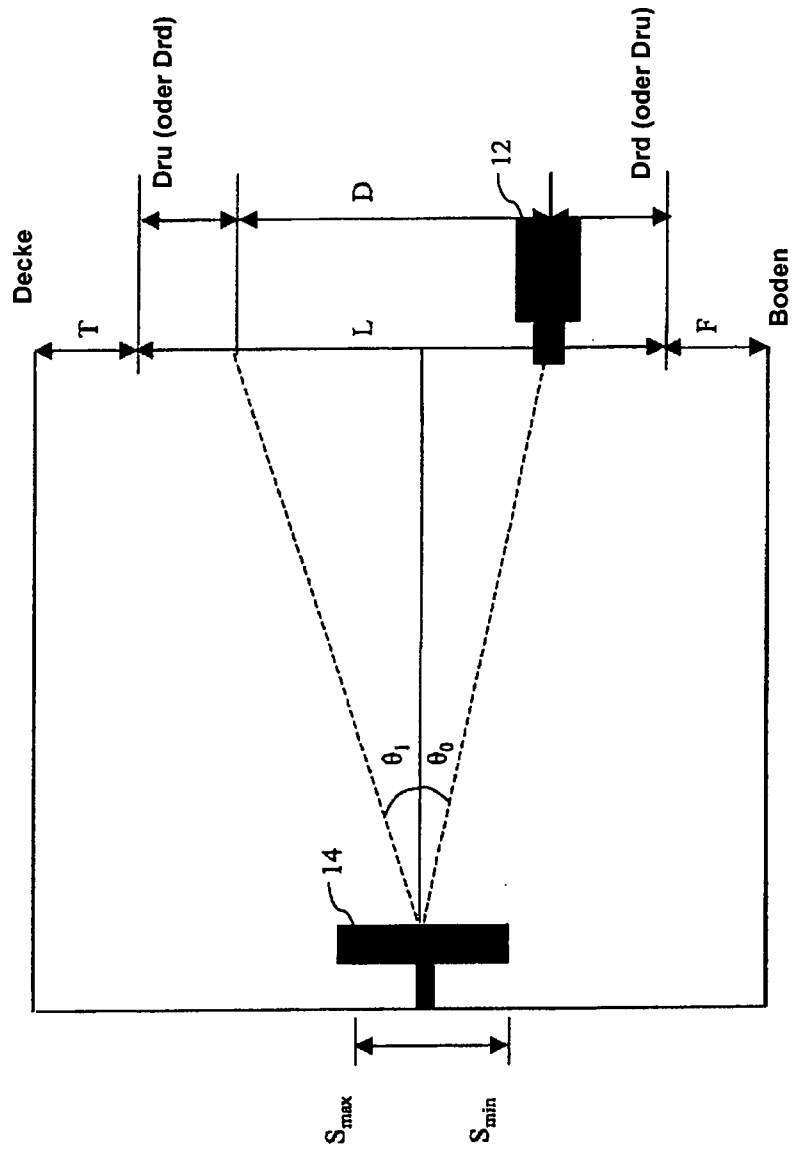


FIG. 4

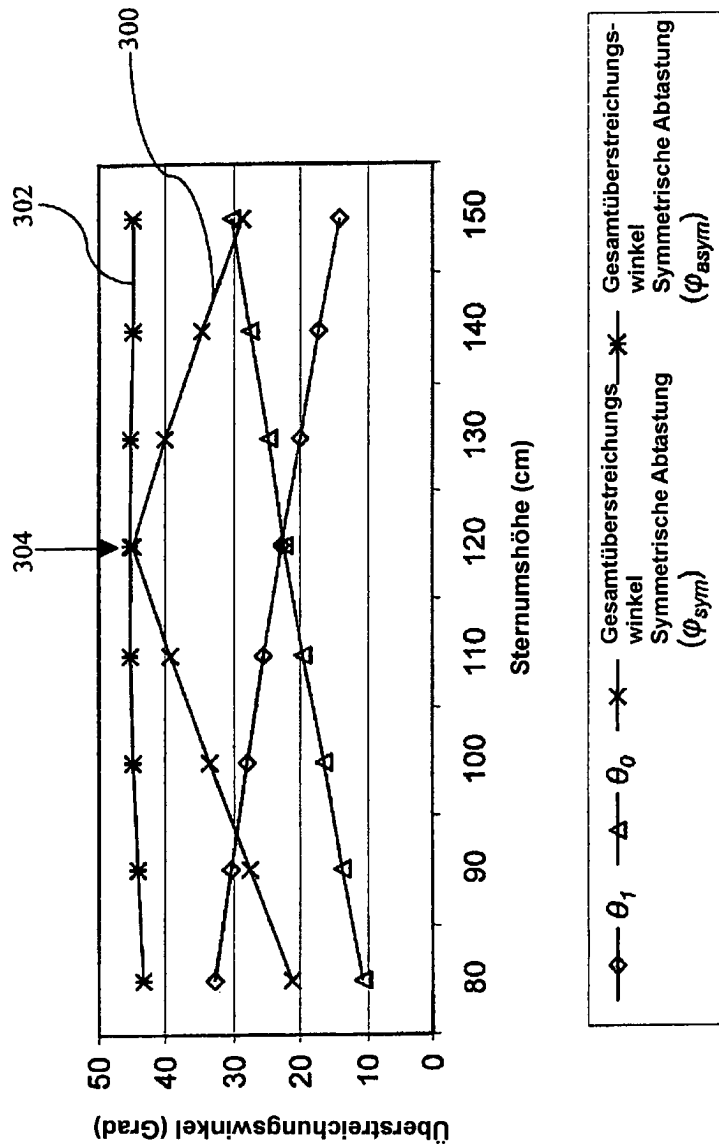


FIG. 5

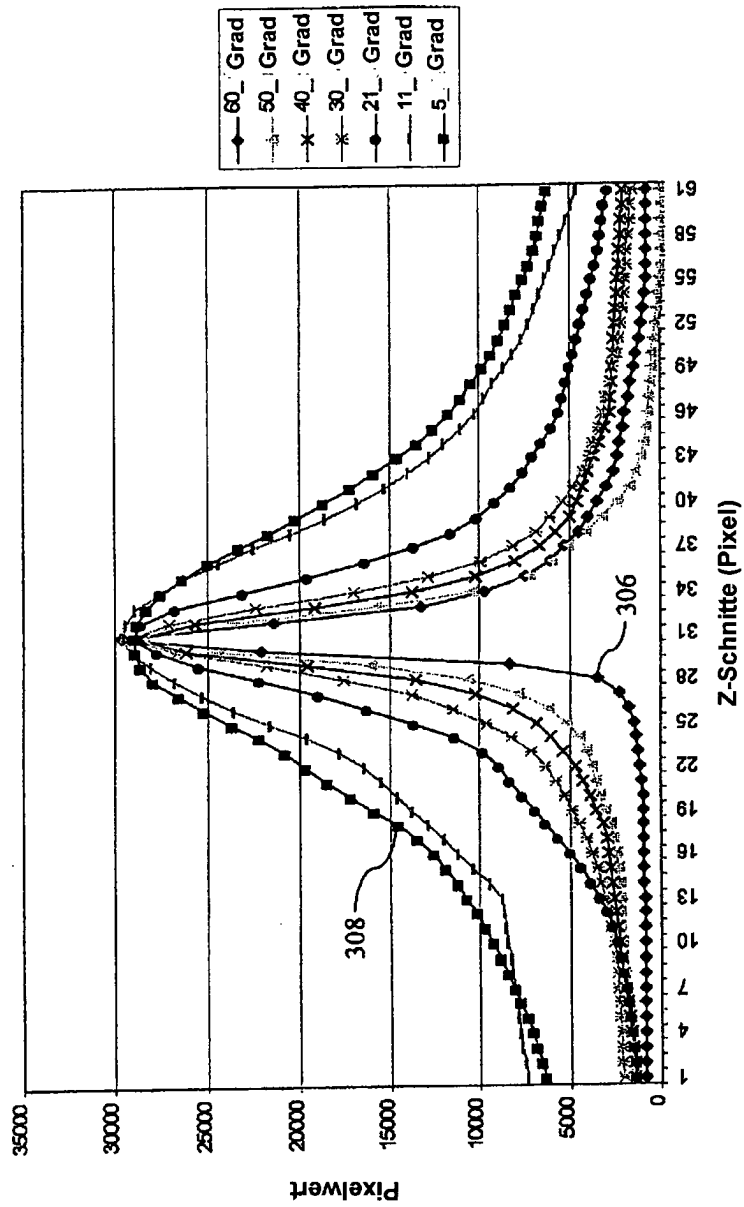


FIG. 6

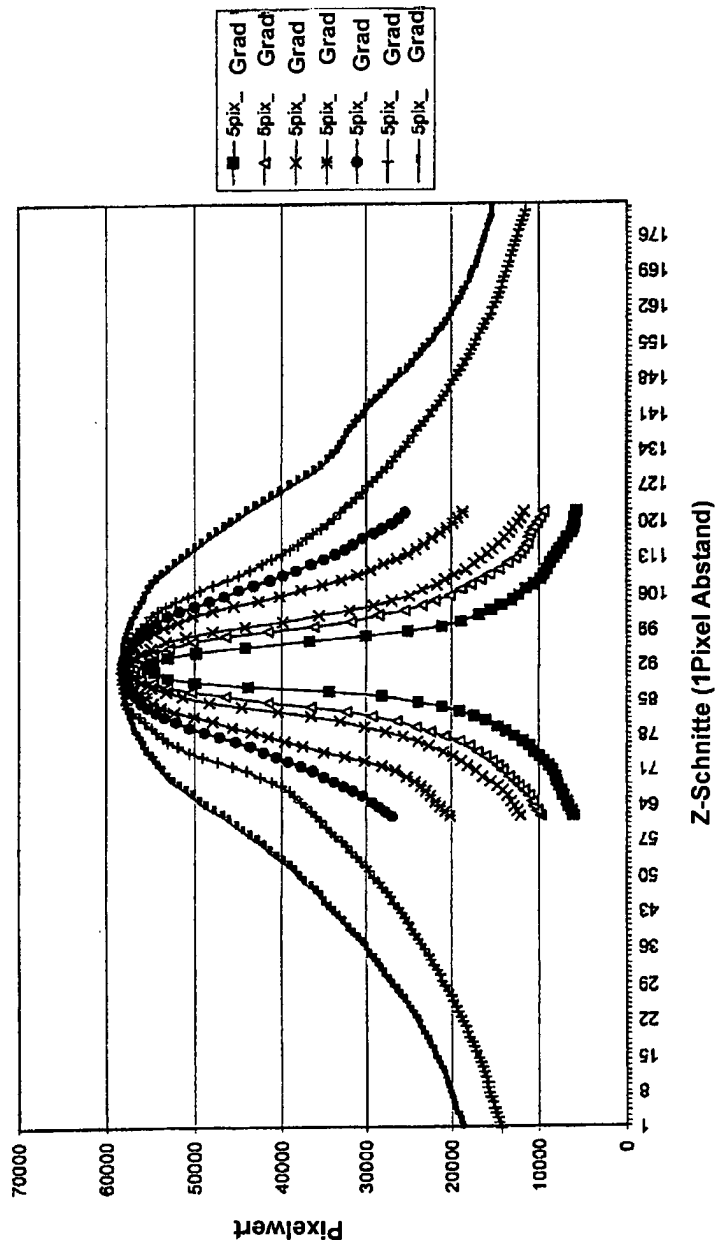


FIG. 7

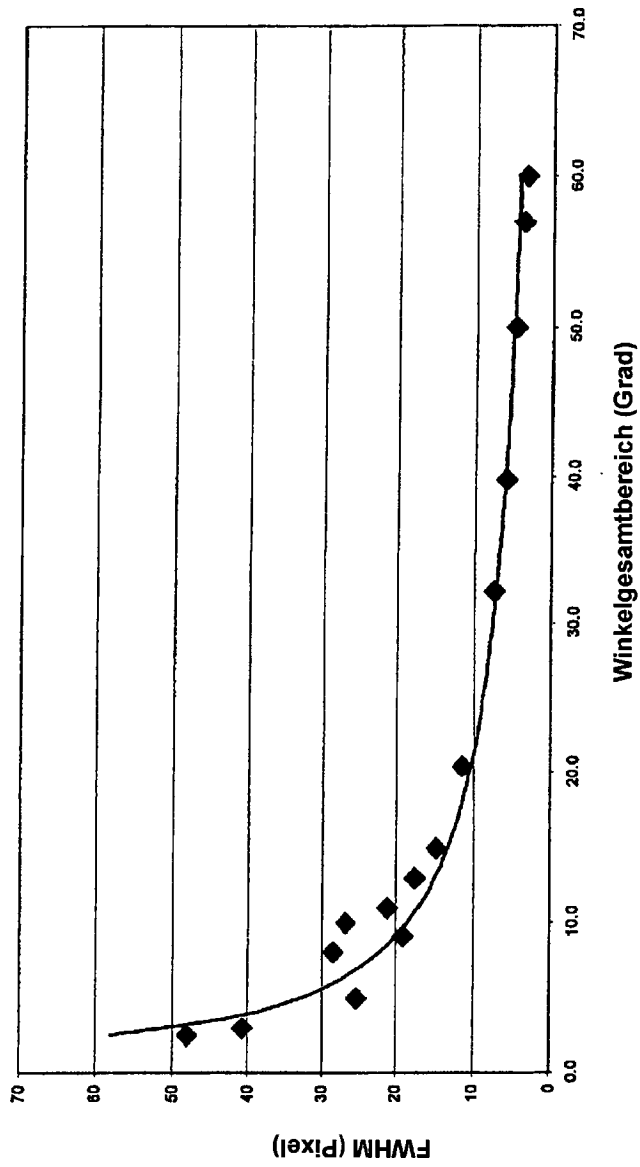


FIG. 8