



(19)  
Bundesrepublik Deutschland  
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 10 2004 054 405 A1** 2005.07.07

(12)

## Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2004 054 405.0**

(22) Anmeldetag: **10.11.2004**

(43) Offenlegungstag: **07.07.2005**

(51) Int Cl.7: **A61B 6/03**  
**G01N 23/06**

(30) Unionspriorität:  
**10/705357 11.11.2003 US**

(71) Anmelder:  
**GE Medical Systems Global Technology  
Company, LLC, Waukesha, Wis., US**

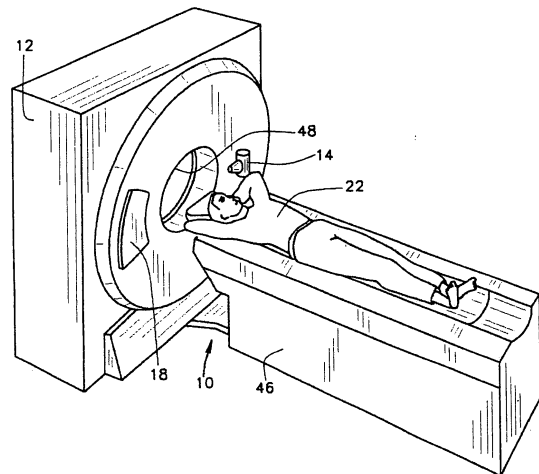
(74) Vertreter:  
**Rüger und Kollegen, 73728 Esslingen**

(72) Erfinder:  
**Hsieh, Jiang, Brookfield, Wis., US; Chao, Edward  
Henry, Oconomowoc, Wis., US; Grekowicz, Brian  
James, Waukesha, Wis., US; Thibault,  
Jean-Baptiste, Milwaukee, Wis., US**

**Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen**

(54) Bezeichnung: **Verfahren und Vorrichtung zum Vermindern von Artefakten in Computertomographiebildungssystemen**

(57) Zusammenfassung: Einige Konfigurationen der vorliegenden Erfindung schaffen ein Verfahren zum Rekonstruieren eines Bildes eines Objekts (22) eines Computertomographiebildungssystems (10), das ein Detektorarray (18) und eine Strahlungsquelle (14) enthält, bei der eine Krümmung (56) des Detektorarrays nicht konzentrisch zu einem Brennfleck der Strahlungsquelle ist. Zu dem Verfahren gehören die Schritte: Scannen des Objekts mittels des Computertomographiebildungssystems, um einen Fächerstrahlensatz zu erhalten, Neuordnen des Fächerstrahlensatzes zu einem Satz von Paralleldatensätzen und Rekonstruieren eines Bildes mittels des Satzes von Paralleldatensätzen.



**Beschreibung**

## HINTERGRUND ZU DER ERFINDUNG

**[0001]** Diese Erfindung betrifft ganz allgemein das Gebiet der Computertomographie-(CT)-Bildgebung, und im Besonderen Verfahren und Vorrichtungen zum Vermindern von Artefakten in CT-Systemen, wobei die Verfahren und Vorrichtungen besonders für Systeme mit einer weiten Tunnelgeometrie geeignet sind.

## Stand der Technik

**[0002]** In vielen klinischen Anwendungen der CT-Bildgebung ist ein größerer Gantrytunnel von Vorteil. Beispielsweise ermöglicht eine große Tunnelabmessung in onkologischen Anwendungen, einen Patient in einer ähnlichen Weise zu positionieren wie in einem Bestrahlungstherapiegerät, das in der Regel eine große Öffnung aufweist. Wenn CT-Scanner eingesetzt werden, um das Durchführen von interventionellen Verfahren zu unterstützen, ist der Zugang eines Bedieners zu einem Patienten aufgrund der Öffnungsabmessung eingeschränkt. In wenigstens einem bekannten Computertomographiesystem werden sowohl die Röntgenröhre als auch der Detektor von dem Isozentrum weggerückt, um dem Bediener einen besseren Zugang zu ermöglichen. Um Entwicklungskosten einzusparen und die Geometrie flexibel einstellen zu können, wird allerdings ein für die ursprüngliche Geometrie konstruierter Detektor verwendet, wobei die Krümmung des Detektors der Bildgebungsvorrichtung nicht konzentrisch zu einem Brennfleck der Röntgenstrahlen bleibt. Als Folge hiervon kommt es zu Bildartefakten in rekonstruierten Bildern, da der Röntgenstrahlpfad nicht mehr der von dem Rekonstruktionsverfahren vorausgesetzte ursprüngliche Pfad ist.

## Aufgabenstellung

## KURZBESCHREIBUNG DER ERFINDUNG

**[0003]** Es ist daher in einigen Konfigurationen der vorliegenden Erfindung ein Verfahren zum Rekonstruieren eines Bildes eines Objekts eines Computertomographiebildgebungssystems geschaffen, das ein Detektorarray und eine Strahlungsquelle aufweist, wobei eine Krümmung des Detektorarrays nicht konzentrisch zu einem Brennfleck der Strahlungsquelle ist. Zu dem Verfahren gehören die Schritte: Scannen des Objekts mit dem Computertomographiebildgebungssystem, um einen Projektionsdatensatz zu erhalten, Durchführen einer geometrischen Korrektur des Projektionsdatensatzes entsprechend einem korrigierten Fächerwinkel; und Rekonstruieren eines Bildes mittels des korrigierten Projektionsdatensatzes.

**[0004]** Vielfältige Konfigurationen der vorliegenden Erfindung schaffen ferner ein Verfahren zum Rekonstruieren eines Bildes eines Objekts eines Computertomographiebildgebungssystems, das ein Detektorarray und eine Strahlungsquelle aufweist, wobei eine Krümmung des Detektorarrays nicht konzentrisch zu einem Brennfleck der Strahlungsquelle ist. Das Verfahren beinhaltet ein Scannen des Objekts unter Verwendung von "Step-and-Shoot"-Scannen mittels des Computertomographiebildgebungssystems, ohne eine Wichtungsfunktion anzuwenden, um einen Projektionsdatensatz zu erhalten, wobei der Projektionsdatensatz zu einem Satz von Paralleldatensätzen neu angeordnet wird. Ein Bild wird mittels des Satzes von Paralleldatensätzen rekonstruiert.

**[0005]** Noch weitere Konfigurationen der vorliegenden Erfindung schaffen ein Verfahren zum Rekonstruieren eines Bildes eines Objekts eines Computertomographiebildgebungssystems, das ein Detektorarray und eine Strahlungsquelle aufweist, wobei eine Krümmung des Detektorarrays nicht konzentrisch zu einem Brennfleck der Strahlungsquelle ist. Diese Verfahren beinhalten ein Scannen des Objekts, wobei das Computertomographiebildgebungssystem eine spiralförmige oder Halbscanakquisition verwendet, um einen Projektionsdatensatz zu erhalten. Der Projektionsdatensatz wird gemäß einer Wichtungsfunktion  $w'$  gewichtet, die von einer Wichtungsfunktion  $w$  für eine ursprüngliche Geometrie abgeleitet wird, in der die Krümmung des Detektorarrays zu dem Brennfleck der Strahlungsquelle konzentrisch ist. Das Verfahren beinhaltet ferner Neuordnen des Projektionsdatensatzes zu einem Satz von Paralleldatensätzen und Rekonstruieren eines Bildes mittels des Satzes von Paralleldatensätzen.

**[0006]** In noch einem weiteren Aspekt der vorliegenden Erfindung ist ein Computertomographiebildgebungssystem mit einem Detektorarray und einer Strahlungsquelle geschaffen, wobei eine Krümmung des Detektorarrays nicht konzentrisch zu einem Brennfleck der Strahlungsquelle ist. Das Bildgebungssystem ist konfiguriert, um ein Objekt zu scannen, um einen Projektionsdatensatz zu erhalten, eine geometrische Korrektur des Projektionsdatensatzes entsprechend einem korrigierten Fächerwinkel durchzuführen und mittels des korri-

gierten Projektionsdatensatzes ein Bild zu rekonstruieren.

**[0007]** In noch anderen Konfigurationen der vorliegenden Erfindung ist ein Computertomographiebildungssystem mit einem Detektorarray und einer Strahlungsquelle geschaffen, wobei eine Krümmung des Detektorarrays nicht konzentrisch zu einem Brennfleck der Strahlungsquelle ist. Das Bildgebungssystem ist dazu konfiguriert, das Objekt mittels "Step-and-Shoot"-Scannens zu scannen, ohne eine Wichtungsfunktion anzuwenden, um einen Projektionsdatensatz zu erhalten, den Projektionsdatensatz zu einem Satz von Paralleldatensätzen neu anzuordnen und ein Bild mittels des Satzes von Paralleldatensätzen zu rekonstruieren.

**[0008]** Vielfältige Konfigurationen der vorliegenden Erfindung schaffen ein Computertomographiebildungssystem mit einem Detektorarray und einer Strahlungsquelle, wobei eine Krümmung des Detektorarrays nicht konzentrisch zu einem Brennfleck der Strahlungsquelle ist. Das Bildgebungssystem ist konfiguriert, um das Objekt mittels einer Spiral- oder Halbscanakquisition zu scannen, um einen Projektionsdatensatz zu erhalten und den Projektionsdatensatz gemäß einer Wichtungsfunktion  $w'$  zu gewichten, die aus einer Wichtungsfunktion  $w$  für eine ursprüngliche Geometrie abgeleitet ist, in der die Krümmung des Detektorarrays konzentrisch zu dem Brennfleck der Strahlungsquelle ist. Das Bildgebungssystem ist ferner konfiguriert, um den Projektionsdatensatz zu einem Satz von Paralleldatensätzen neu anzuordnen und mittels des Satzes von Paralleldatensätzen ein Bild zu rekonstruieren.

**[0009]** Konfigurationen der vorliegenden Erfindung sind zur Reduzierung von Artefakten in rekonstruierten Bildern von Nutzen, wenn eine größere Gantryöffnung gewünscht ist. Entwicklungskosten werden verringert, während die Flexibilität einer einstellbaren Geometrie aufrecht erhalten bleibt, indem ein Verwenden eines für die ursprüngliche Geometrie konstruierten Detektors erlaubt wird. Bildartefakte, die sonst in rekonstruierten Bildern hervorgerufen werden, werden durch Konfigurationen der vorliegenden Erfindung vermindert.

#### Ausführungsbeispiel

#### KURZBESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

**[0010]** [Fig. 1](#) zeigt eine anschauliche Ansicht eines CT-Bildgebungssystems.

**[0011]** [Fig. 2](#) zeigt ein Blockschaltbild des in [Fig. 1](#) veranschaulichten Systems.

**[0012]** [Fig. 3](#) zeigt eine Veranschaulichung der Geometrie eines großen Tunnels, bei der sowohl der Detektor als auch die Röhre von einem Isozentrum weggerückt ist.

**[0013]** [Fig. 4](#) stellt eine weitere Veranschaulichung der Geometrie nach [Fig. 3](#) dar, die zusätzliche Variablen zeigt.

**[0014]** [Fig. 5](#) veranschaulicht eine Linie, an der in einigen Konfigurationen eine Interpolation eines ursprünglichen Fächerstrahlsinogramms in einem Neuordnungsschritt durchgeführt wird.

**[0015]** [Fig. 6](#) veranschaulicht eine Darstellung einer großen Tunnelgeometrie, die einen aus dem Fokus befindlichen Röntgenstrahlbrennfleck zeigt, d. h. ein jedem Detektorelement entsprechender Fächerwinkel ist bezüglich der nominalen Konstruktion des Detektorarrays verändert.

**[0016]** [Fig. 7](#) veranschaulicht eine Linie, an der in einigen Konfigurationen ein Neuordnen von Fächerstrahl zu Parallelstrahl stattfindet, wobei ein jedem Detektorelement entsprechender Fächerwinkel verändert wird.

**[0017]** [Fig. 8](#) zeigt ein herkömmliches Scanbild eines Phantoms, das mittels eines CT-Bildgebungssystems mit einem "Step-and-Shoot"-Modus aufgenommen wurde, ohne eine Kompensation zu verwenden, wie sie durch Konfigurationen der vorliegenden Erfindung ermöglicht wird.

**[0018]** [Fig. 9](#) zeigt ein Scanbild eines Phantoms ähnlich jenem nach [Fig. 8](#), bei dem unter Verwendung einer Konfiguration der vorliegenden Erfindung für eine Kompensation gesorgt ist.

**[0019]** [Fig. 10](#) zeigt ein aus dem Stand der Technik rekonstruiertes Bild eines Spiralkörperphantoms, bei dem keine Konfigurationen der vorliegenden Erfindung zum Einstellen des Gewichtens eines Spiralscans verwendet sind.

**[0020]** [Fig. 11](#) zeigt ein rekonstruiertes Bild eines Spiralkörperphantoms ähnlich jenem nach [Fig. 10](#), bei dem eine Konfiguration der vorliegenden Erfindung zum Einstellen des Gewichtens des Spiralscans verwendet wurde.

#### DETAILLIERTE BESCHREIBUNG DER ERFINDUNG

**[0021]** In einigen bekannten Konfigurationen von CT-Bildgebungssystemen projiziert eine Röntgenstrahlenquelle einen fächerförmigen Strahl, der so gebündelt ist, dass er in einem Kartesischen Koordinatensystem innerhalb einer xy-Ebene verläuft, die im Allgemeinen als eine "Bildgebungsebene" bezeichnet wird. Der Röntgenstrahl durchquert ein abzubildendes Objekt, beispielsweise einen Patienten. Der Strahl trifft, nachdem er durch das Objekt geschwächt wurde, auf ein Array von Strahlungsdetektoren. Die Intensität der an dem Detektorarray aufgefangenen geschwächten Strahlung hängt von der Schwächung ab, die ein Röntgenstrahl durch das Objekt erfährt. Jedes Detektorelement in dem Array erzeugt ein eigenes elektrisches Signal, das die Intensität des Strahls an der Detektorposition kennzeichnet. Die Intensitätsmesswerte sämtlicher Detektoren werden getrennt erfasst, um ein Abstrahlungsprofil zu erzeugen.

**[0022]** In CT-Systemen der dritten Generation werden die Röntgenstrahlenquelle und das Detektorarray mittels eines Gantryrahmens innerhalb der Bildgebungsebene und um das abzubildende Objekt herum gedreht, so dass sich der Winkel, unter dem der Röntgenstrahl auf das Objekt fällt, ständig ändert. Eine Gruppe von Röntgenstrahlschwächungsmesswerten, d. h. unter jeweils einem Gantrywinkel von dem Detektorarray empfangene Projektionsdaten, wird als eine "Ansicht" bezeichnet. Ein "Scandurchgang" des Objekts umfasst einen Satz von Ansichten, der während einer Umdrehung der Röntgenstrahlenquelle und des Detektors unter verschiedenen Gantrywinkeln oder Blickwinkeln erzeugt wird.

**[0023]** Im Falle eines axialen Scannens werden die Projektionsdaten verarbeitet, um ein Bild zu konstruieren, das einem zweidimensionalen, durch das Objekt geführten Schnitt entspricht. Ein Verfahren zum Rekonstruieren eines Bildes aus einem Satz von Projektionsdaten ist in der Fachwelt als die gefilterte Rückprojektionstechnik bekannt. Dieses Verfahren wandelt die Schwächungsmesswerte eines Scandurchgangs in als "CT-Zahlen" oder "Hounsfield-Einheiten" (HU) bezeichnete Integerzahlen um, die verwendet werden, um die Helligkeit eines entsprechenden Pixels auf einem Datensichtgerät oder einem sonstigen Display zu steuern.

**[0024]** Um die Gesamtscanzeit zu reduzieren, kann ein "Spiral"-Scannen durchgeführt werden. Um ein "Spiral"-Scannen durchzuführen, wird der Patient bewegt, während die Daten für die vorgegebene Anzahl von Schichtbildern akquiriert werden. Ein derartiges System erzeugt anhand eines Fächerstrahls Scandurchgangs eine einzelne Spirale. Die durch den Fächerstrahl abgebildete Spirale liefert Projektionsdaten, aus denen sich Bilder in jeder vorgegebenen Schicht rekonstruieren lassen.

**[0025]** Rekonstruktionsalgorithmen zum Spiralscannen benutzen typischerweise Spiralwichtungsalgorithmen, die die gesammelten Daten als Funktion des Blickwinkel und des Detektorkanalindex wichten. Insbesondere werden die Daten vor dem Vorgang einer gefilterten Rückprojektion gemäß einem Spiralwichtungsfaktor gewichtet, der eine Funktion sowohl des Gantrywinkels als auch des Detektorwinkels ist. Die gewichteten Daten werden anschließend verarbeitet, um CT-Zahlen zu erzeugen und ein Bild aufzubauen, das einer zweidimensionalen Schicht entspricht, die durch das Objekt hindurch aufgenommen ist.

**[0026]** Um die Gesamtdauer einer Akquisition weiter zu reduzieren, wurde die Multischicht-CT eingeführt. Bei einer Multischicht-CT werden in jedem Zeitpunkt mehrere Zeilen von Projektionsdaten gleichzeitig akquiriert. Wenn das System mit einem Spiralscanmodus kombiniert wird, erzeugt es eine einzelne Spirale von Konusstrahlprojektionsdaten. Ähnlich wie im Falle des Wichtungsschemas für die Einzelschnittbildspirale kann ein Verfahren abgeleitet werden, um die Wichtung vor einer Anwendung des gefilterten Rückprojektionsalgorithmus mit den Projektionsdaten zu multiplizieren.

**[0027]** In dem hier verwendeten Sinne sollte ein im Singular genanntes Element oder Schritt, dem ein unbestimmter Artikel vorangestellt ist, nicht so verstanden werden, dass der Plural des Elements oder Schritts ausgeschlossen ist, es sei denn ein derartiger Ausschluss ist ausdrücklich erwähnt. Außerdem sollen Bezüge auf "ein Ausführungsbeispiel" der vorliegenden Erfindung nicht dahingehend interpretiert werden, dass das Vorhandensein zusätzlicher, die aufgeführten Merkmale ebenfalls verkörpernder Ausführungsbeispiele ausgeschlossen wird.

**[0028]** Außerdem ist in dem hier verwendeten Sinne mit dem Ausdruck "Rekonstruieren eines Bildes" nicht beabsichtigt, Ausführungsbeispiele der vorliegenden Erfindung auszuschließen, in denen zwar Daten erzeugt

werden, die ein Bild repräsentieren, jedoch kein betrachtbares Bild erzeugt wird. Allerdings erzeugen viele Ausführungsbeispiele wenigstens ein betrachtbares Bild (oder sind dazu eingerichtet, um ein solches zu erzeugen).

**[0029]** Unter Bezugnahme auf [Fig. 1](#) und [Fig. 2](#) wird ein Multischicht-Scanner-Bildgebungssystem, beispielsweise ein Computertomographie-(CT)-Bildgebungssystem **10** mit einem für ein CT-Bildgebungssystem der "dritten Generation" typischen Gantryrahmen **12** gezeigt. Der Gantryrahmen **12** weist eine Strahlungsquelle **14** auf, die eine Röntgenröhre **14** sein kann (hier auch als Röntgenstrahlenquelle **14** bezeichnet), die ein Strahlenbündel **16** in Richtung eines auf der gegenüberliegenden Seite des Gantryrahmens **12** angeordneten Detektorarrays **18** projiziert. (Konfigurationen der vorliegenden Erfindung sind nicht auf Röntgenstrahlenquellen oder Röntgenstrahlung beschränkt, obwohl die Konfiguration des in [Fig. 1](#) und [Fig. 2](#) gezeigten CT-Bildgebungssystems **10** eine Röntgenstrahlenquelle und Röntgenstrahlung verwendet). Das Detektorarray **18** wird durch eine Vielzahl von (nicht gezeigten) Detektorzeilen gebildet, die jeweils eine Vielzahl von Detektorelementen **20** aufweisen, die zusammen die Strahlung (d. h. in der hier beschriebenen Konfiguration, projizierte Röntgenstrahlen) erfassen, die ein zwischen dem Array **18** und der Quelle **14** angeordnetes Objekt, beispielsweise einen Patienten **22**, durchstrahlt. Jedes Detektorelement **20** erzeugt ein elektrisches Signal, das die Intensität eines auftreffenden Röntgenstrahls kennzeichnet und somit verwendet werden kann, um die Schwächung zu bewerten, die der Strahl auf seinem Weg durch das Objekt oder den Patienten **22** erfährt. Während eines Scandurchgangs zum Akquirieren von Röntgenstrahlprojektionsdaten drehen sich der Gantryrahmen **12** und die darin angebrachten Komponenten um eine Rotationsachse **24**. [Fig. 2](#) zeigt nur eine einzelne Zeile der Detektorelemente **20** (d. h. eine Detektorzeile). Ein Multischicht-Detektorarray **18** weist allerdings eine Vielzahl von parallelen Detektorzeilen von Detektorelementen **20** auf, so dass während eines Scandurchlaufs Projektionsdaten, die einer Vielzahl von quasi-parallelen oder tatsächlich parallelen Schichten entsprechen, gleichzeitig erlangt werden können.

**[0030]** Ein Kreisen der Komponenten auf der Gantry **12** und der Betrieb der Röntgenstrahlenquelle **14** werden durch einen Steuermechanismus **26** des CT-Systems **10** gesteuert. Der Steuermechanismus **26** enthält einen Röntgencontroller **28**, der Energie und Zeittaktsignale an die Röntgenstrahlenquelle **14** liefert, und einen Gantryantriebscontroller **30**, der die Rotationsgeschwindigkeit und die Position der Komponenten auf der Gantry **12** steuert. Ein in dem Steuermechanismus **26** angeordnetes Datenakquisitionssystem (DAS) **32** tastet von Detektorelementen **20** stammende analoge Daten ab und wandelt die Daten in digitale Signale um, um diese anschließend zu verarbeiten. Ein Bildrekonstruktor **34** nimmt die von dem DAS **32** ankommenden abgetasteten und digitalisierten Röntgenstrahlendaten entgegen und führt eine Hochgeschwindigkeits- Bildrekonstruktion durch. Das rekonstruierte Bild wird als Eingabe einem Rechner **36** zugeführt, der das Bild in einem Speichergerät **38** speichert. Der Bildrekonstruktor **34** kann in Form einer speziellen Hardware oder in Form von auf dem Rechner **36** auszuführender Software vorliegen.

**[0031]** Der Rechner **36** nimmt ferner über eine Konsole **40**, die eine Tastatur aufweist, Steuerbefehle und Scanparameter von einem Benutzer entgegen. Eine zugeordnete Kathodenstrahlröhre oder ein sonstiger Typ eines Displays **42** ermöglicht es der Bedienperson, das rekonstruierte Bild und andere von dem Rechner **36** ausgegebene Daten zu beobachten. Die von der Bedienperson eingegebenen Steuerbefehle und Parameter werden von dem Rechner **36** verwendet, um Steuersignale und Daten an das DAS **32**, den Röntgenstrahlcontroller **28** und den Gantryantriebscontroller **30** auszugeben. Darüber hinaus steuert der Rechner **36** einen Liegantriebscontroller **44**, der eine motorisch angetriebene Liege **46** steuert, um den Patienten **22** innerhalb des Gantryrahmens **12** zu positionieren. Insbesondere, bewegt die Liege **46** den Patienten **22** abschnittsweise durch den Gantrytunnel **48**.

**[0032]** In einem Ausführungsbeispiel gehört zu dem Rechner **36** ein Massenspeichergerät **50**, beispielsweise ein Diskettenlaufwerk, ein CD-ROM-Laufwerk, ein DVD-Laufwerk, ein magnetooptisches Plattenlaufwerk (MOD) oder ein beliebiges sonstiges digitales Gerät einschließlich eines Netzwerkverbindungsgeräts, beispielsweise ein Ethernetgerät zum Auslesen von Befehlen und/oder Daten von einem von einem Rechner lesbaren Medium **52**, beispielsweise von einer Diskette, einer CD-ROM, einer DVD oder einer sonstigen digitalen Quelle, beispielsweise einem Netzwerk oder dem Internet, sowie noch in Zukunft zu entwickelnden digitalen Mitteln. In noch einem Ausführungsbeispiel führt der Rechner **36** Befehle aus, die in Form von (nicht gezeigter) Firmware gespeichert sind. Der Rechner **36** ist programmiert, um Funktionen durchzuführen, wie sie hier beschrieben und verwendet werden, der Begriff Rechner beschränkt sich nicht lediglich auf jene integrierten Schaltkreise, die in der Fachwelt als Rechner bezeichnet werden, sondern bezieht sich im weiten Sinn auf Computer, Prozessoren, Mikrocontroller, Mikrocomputer, programmierbare Logikcontroller, anwendungsspezifische integrierte Schaltkreise und sonstige programmierbare Schaltkreise, und diese Begriffe werden hier untereinander austauschbar verwendet. Obwohl das oben erwähnte spezielle Ausführungsbeispiel sich auf ein

CT-System der dritten Generation bezieht, sind die hierin beschriebenen Verfahren in gleicher Weise auf CT-Systeme der vierten Generation (Detektor stationär – Röntgenstrahlenquelle rotierend) und CT-Systeme der fünften Generation (Detektor und Röntgenstrahlenquelle stationär) anzuwenden. Darüber hinaus wird in Erwägung gezogen, dass die Vorteile der Erfindung auch anderen Bildgebungsmodalitäten als der CT zukommen. Darüber hinaus wird, obwohl die hier beschriebenen Verfahren und Vorrichtungen in einem medizinischen Zusammenhang beschrieben sind, in Betracht gezogen, dass die Vorteile der Erfindung auch nicht medizinischen Bildgebungssystemen zugute kommen, beispielsweise Systemen, die gewöhnlich in einem industriellen Zusammenhang oder einem Transportsystem verwendet werden, wie z.B., jedoch ohne darauf beschränken zu wollen, in einem Gepäcküberwachungssystem eines Flughafens oder in sonstigen Beförderungszentren.

**[0033]** In vielfältigen Konfigurationen der vorliegenden Erfindung und gemäß [Fig. 3](#) basiert ein technischer Effekt der vorliegenden Erfindung auf der Erzeugung eines oder mehrerer Bilder eines Patienten oder eines Objekts **22**, wobei die Artefakte in dem einen oder mehreren Bildern verringert werden. Der technische Effekt wird erzielt, indem ein Benutzer ein Objekt oder einen Patienten **22** mittels eines CT-Bildgebungssystems **10** scannt und das CT-Bildgebungssystem **10** verwendet, um Bilder des gescannten Objekts zu rekonstruieren.

**[0034]** In einige Konfigurationen der vorliegenden Erfindung wird ein Detektorarray **18**, der ursprünglich für die Geometrie eines ersten CT-Bildgebungssystems **10** mit einer ersten Abmessung eines Gantrytunnels **48** konstruiert wurde, in einem zweiten CT-Bildgebungssystem **10** verwendet, dessen Gantrytunnel **48** eine andere Abmessung aufweist. In dem zweiten CT-Bildgebungssystem **10** werden sowohl die Röntgenstrahlenquelle **14** als auch das Detektorarray **18** bezüglich der Geometrie des ersten CT-Bildgebungssystems **10** um eine zusätzliche Distanz von einem Isozentrum **54** positioniert, um dadurch einem Bediener den Zugang zu erleichtern. Dieses Positionieren führt dazu, dass die Krümmung **56** des Detektorarrays **18** der Bildgebungsvorrichtung **10** nicht mehr konzentrisch gegenüber einem Brennfleck der Röntgenstrahlen ist. Beispielsweise wird ein Brennfleck der Röntgenstrahlenquelle **14** von einem ersten Punkt **58** zu einem zweiten Punkt **60** bewegt, und eine Mitte des Detektorarrays **18**, die mit dem Isozentrum **54** fluchtet, wird von einem dritten Punkt **62** zu einem vierten Punkt **64** bewegt. Einige Konfigurationen der vorliegenden Erfindung ordnen daher die Daten des ursprünglichen Fächerstrahls **16** vor einer Rekonstruktion neu zu einem Satz von Paralleldatensätzen an, um eine geometrische Korrektur an dem Fächerstrahldatensatz vorzunehmen. Mit Bezug auf [Fig. 3](#), [Fig. 4](#) und [Fig. 5](#) gehört zu dem Schritt des Neuansordnens ein Interpolieren des Sinogramms eines ursprünglichen Fächerstrahls **16** entlang einer Linie, die mathematisch definiert ist durch:

$$\beta = \beta_0 - \gamma \quad (1)$$

wobei  $\beta_0$  der Winkel des Isostrahls **66** ist,  $\gamma$  der Detektorfächerwinkel ist und  $\beta$  der Projektionswinkel ist. Wenn die Röntgenröhre **14** und das Detektorarray **18**, wie in [Fig. 6](#) veranschaulicht, rückwärts bewegt werden, ändert sich der jedem Detektorelement entsprechende Fächerwinkel **20** bezüglich der nominalen Konstruktion des Detektorarrays **18**. Ganz allgemein ist der neue Winkel  $\gamma'$  bezogen auf die neue Position **60** der Röhre **14** kleiner als der ursprüngliche Winkel  $\gamma$ , der auf den Ist-Fokus **68** des Detektorarrays **18** bezogen ist. Die beiden Winkel  $\gamma$  und  $\gamma'$  sind mathematisch verknüpft durch die Beziehung:

$$\gamma' = \tan^{-1} \left[ \frac{R \sin \gamma}{R \cos \gamma + \Delta_s + \Delta_d} \right] \quad (2)$$

wobei  $R$  der Abstand zwischen der Quelle **14** und dem Detektorelement **20** in der ursprünglichen Geometrie ist (i.e. der Krümmungsradius des Detektorarrays **18**), und  $\Delta_s$  und  $\Delta_d$  die Entfernungen sind, um die sich die Röntgenstrahlenquelle **14** bzw. das Detektorelement **20** rückwärts bewegen. Folglich, und wie [Fig. 7](#) zu entnehmen, findet die Neuordnung des Fächerstrahl in einen Parallelstrahl in einige Konfigurationen entlang einer Linie statt, die mathematisch definiert ist durch eine Gleichung:

$$\beta = \beta_0 - \gamma' \quad (3)$$

**[0035]** Einige Konfigurationen der vorliegenden Erfindung tasten die parallelen Abtastwerte von neuem ab, so dass diese einheitlich beabstandet sind. D. h. der Abstand jedes Strahls von dem Isozentrum **54** wird ermittelt, und die Abtastwerte werden zu einem uniformen Raum interpoliert. Der Abstand  $t$  jedes Strahls von dem Isozentrum **54** wird ermittelt gemäß einer Beziehung:

$$t = (r + \Delta_s) \sin \gamma' \quad (4)$$



wobei  $r$  der Abstand zwischen der Röntgenstrahlenquelle **14** und dem Isozentrum **54** in der ursprünglichen Geometrie ist. Während des Neuansordnens wird der Index  $s$  des Detektorarrays **18** anhand des Abstand  $t$  zum Isozentrum **54** gemäß einer Beziehung der folgenden Form ermittelt:

$$s = \frac{1}{\Delta\gamma} \left\{ \sin^{-1} \left[ \frac{t}{r + \Delta_s} \right] + \sin^{-1} \left[ \frac{(\Delta_s + \Delta_d)t}{R(r + \Delta_s)} \right] \right\}, \quad (5)$$

wobei  $\Delta\gamma$  der Fächerwinkel zwischen benachbarten Detektorelementen **20** in der ursprünglichen Geometrie ist. Durch die Einstellung werden Bildartefakte und Verzerrungen, wie durch die Unterschiede zwischen [Fig. 8](#) und [Fig. 9](#) dokumentiert, eliminiert oder erheblich reduziert.

**[0036]** In einige Konfigurationen, in denen die Fächerstrahlrekonstruktionsformel zur Anwendung kommt, werden die oben erwähnten Beziehungen verwendet, um eine dem korrigierten Fächerwinkel  $\gamma'$  entsprechende geometrische Korrektur an dem Fächerstrahl Datensatz vorzunehmen, indem zuerst die Fächerstrahl Daten zu einem einheitlich beabstandeten Fächerstrahl Datensatz interpoliert werden. Das Rückprojektionsverfahren wird gemäß der neuen Geometrie durchgeführt.

**[0037]** Oben erörterte Konfigurationen der vorliegenden Erfindung können in Verbindung mit "Step-and-Shoot"-Scanvorgängen verwendet werden, bei denen keine Wichtungsfunktion angewendet wird, ebenso wie in Konfigurationen, die "Step-and-Shoot"-Modus einsetzen, und bei denen eine Wichtungsfunktion angewendet wird. In Konfigurationen, bei denen eine Wichtungsfunktion für eine Spiralakquisition oder einen Halbscan erforderlich ist, wird die ursprüngliche Wichtungsfunktion angepasst, um Artefakte zu vermeiden. Zur Veranschaulichung zeigt [Fig. 10](#) spiralförmig akquirierte Daten, die ohne geeignete Einstellung für die Spiralscangewichtung rekonstruiert sind. Ganz offensichtlich treten Bildartefakte auf.

**[0038]** Mit einer Notation der Wichtungsfunktion, die in der Bildgebungsvorrichtung **10** mit ursprünglicher Geometrie verwendet wird, durch  $w(\gamma, \beta, n)$ , wobei  $n$  für den Zeilenindex des Detektorarrays **18** steht, wird eine neue Wichtungsfunktion  $w'$  aus der ursprünglichen Funktion abgeleitet, indem  $\gamma$  durch  $\gamma'$  ersetzt wird, wobei  $\gamma'$  wie in Gleichung (2) definiert ist:

$$w' = w(\gamma', \beta, n) \quad (6)$$

**[0039]** [Fig. 11](#) zeigt dasselbe Scanbild, das nun mit der korrigierten Wichtungsfunktion rekonstruiert ist, wobei zu erkennen ist, dass der Artefakt einer Schattenbildung eliminiert oder erheblich vermindert ist.

**[0040]** Oben beschriebene Konfigurationen der vorliegenden Erfindung sind Einzelschicht- Konfigurationen des CT-Bildgebungssystems **10**, bei denen ein Fächerstrahl Datensatz verwendet wird. Allerdings sind viele Konfigurationen der vorliegenden Erfindung ebenso für Multischicht-Konusstrahl Datensätze geeignet, wenn ein Multischicht-Detektorarray **18** verwendet wird. Die hier beschriebenen Gleichungen und Beziehungen sind gleichermaßen auf Einzel- und Multi-Schichtbildkonfigurationen, und sowohl auf Fächerstrahl Datensätze als auch auf Konusstrahl Datensätze anwendbar. Somit lassen sich allgemeinere Konfigurationen der vorliegenden Erfindung eher als auf Projektions Datensätze anwendbar beschreiben, und sind nicht auf Fächerstrahl Datensätze oder Konusstrahl Datensätze beschränkt.

**[0041]** Dementsprechend ist ersichtlich, dass Konfigurationen der vorliegenden Erfindung für ein Reduzieren von Artefakten in rekonstruierten Bildern von Nutzen sind, wenn eine größere Gantryöffnung gewünscht ist. Entwicklungskosten werden verringert, während die Flexibilität einer einstellbaren Geometrie aufrecht erhalten wird, indem ein Verwenden eines für die ursprüngliche Geometrie konstruierten Detektors erlaubt wird. Bildartefakte, die sonst in rekonstruierten Bilder hervorgerufen werden, sind durch Konfigurationen der vorliegenden Erfindung verringert. Allgemeiner ausgedrückt ist es als Vorteil anzusehen, dass Konfigurationen der vorliegenden Erfindung in vielen Fällen nützlich sind, wo eine Krümmung **56** eines Detektorarrays **18** eines Bildgebungssystems **10** nicht konzentrisch zu einem Brennfleck einer Röntgenstrahlenquelle **14** ist.

**[0042]** Einige Konfigurationen der vorliegenden Erfindung schaffen ein Verfahren zum Rekonstruieren eines Bildes eines Objekts **22** eines Computertomographiebildgebungssystems **10**, das ein Detektorarray **18** und eine Strahlungsquelle **14** enthält, bei der eine Krümmung **56** des Detektorarrays nicht konzentrisch zu einem Brennfleck der Strahlungsquelle ist. Zu dem Verfahren gehören die Schritte: Scannen des Objekts mittels des Computertomographiebildgebungssystems, um einen Fächerstrahl Datensatz zu erhalten, Neuansordnen des Fächerstrahl Datensatz zu einem Satz von Paralleldatensätzen; und Rekonstruieren eines Bildes mittels des Satzes von Paralleldatensätzen.

**[0043]** Während die Erfindung anhand vielfältiger spezieller Ausführungsbeispiele beschrieben wurde, wird der Fachmann erkennen, dass es möglich ist, die Erfindung mit Abwandlungen zu verwirklichen, ohne von dem Schutzbereich der Ansprüche abzuweichen.

#### Bezugszeichenliste

10	Computertomographie-(CT)-Bildgebungssystem
12	Gantryrahmen
14	Strahlungsquelle oder Röntgenröhre
16	Strahlenbündel
18	Detektorarray
20	Detektorelemente
22	Objekt oder Patient
24	Rotationszentrum
26	Steuervorrichtung
28	Röntgenstrahlcontroller
30	Gantryantriebscontroller
32	Datenakquisitionssystem (DAS)
34	Bildrekonstruktor
36	Rechner
38	Speichervorrichtung
40	Konsole
42	Display
44	Liegenantriebscontroller
46	Liege
48	Gantrytunnel
50	Massenspeichergerät
52	von Rechner auslesbares Medium
54	Isozentrum
56	Krümmung
58	Erster Punkt
60	Zweiter Punkt
62	Dritter Punkt
64	Vierter Punkt
66	Winkel des Isostrahls
68	Ist-Fokus

#### Patentansprüche

1. Verfahren zum Rekonstruieren eines Bildes eines Objekts (**22**) eines Computertomographiebildungssystems (**10**), das ein Detektorarray (**18**) und eine Strahlungsquelle (**14**) enthält, wobei eine Krümmung (**56**) des Detektorarrays nicht konzentrisch zu einem Brennfleck der Strahlungsquelle ist, wobei zu dem Verfahren die Schritte gehören:

Scannen des Objekts mittels des Computertomographiebildungssystems, um einen Projektionsdatensatz zu erhalten;

Durchführen einer geometrischen Korrektur des Projektionsdatensatzes gemäß einem korrigierten Fächerwinkels; und

Rekonstruieren eines Bildes mittels des korrigierten Projektionsdatensatzes.

2. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem zu dem Durchführen einer geometrischen Korrektur ein Interpolieren des Projektionsdatensatzes zu einem einheitlich beabstandeten Projektionsdatensatz gehört.

3. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem zu dem Durchführen einer geometrischen Korrektur ein Neuordnen des Projektionsdatensatzes zu einem Satz von Paralleldatensätzen gehört.

4. Verfahren nach Anspruch 3, zu dem ferner ein erneutes Abtasten der parallelen Datensätze gehört, so dass die Datensätze einheitlich beabstandet sind.

5. Verfahren zum Rekonstruieren eines Bildes eines Objekts (**22**) eines Computertomographiebildungssystems (**10**), das ein Detektorarray (**18**) und eine Strahlungsquelle (**14**) enthält, bei der eine Krümmung



(56) des Detektorarrays nicht konzentrisch zu einem Brennfleck der Strahlungsquelle ist, wobei zu dem Verfahren die Schritte gehören:

Scannen des Objekts unter Verwendung von "Step-and-Shoot"-Scannen mittels des Computertomographiebildgebungssystems, ohne eine Wichtungsfunktion anzuwenden, um einen Projektionsdatensatz zu erhalten; Neuordnen des Projektionsdatensatzes zu einem Satz von Paralleldatensätzen; und Rekonstruieren eines Bildes mittels des Satzes von Paralleldatensätzen.

6. Computertomographiebildgebungssystem (10) mit einem Detektorarray (18) und einer Strahlungsquelle (14), wobei eine Krümmung (56) des Detektorarrays nicht konzentrisch zu einem Brennfleck der Strahlungsquelle ist, wobei das Bildgebungssystem konfiguriert ist, um:

ein Objekt (22) zu scannen, um einen Projektionsdatensatz zu erhalten;

eine geometrische Korrektur des Projektionsdatensatzes gemäß einem korrigierten Fächerwinkel durchzuführen; und

ein Bild mittels des korrigierten Projektionsdatensatzes zu rekonstruieren.

7. System (10) nach Anspruch 6, bei dem zum Durchführen einer geometrischen Korrektur das System konfiguriert ist, um den Projektionsdatensatz zu einem einheitlich beabstandeten Projektionsdatensatz zu interpolieren.

8. System (10) nach Anspruch 6, bei dem zum Durchführen einer geometrischen Korrektur das System konfiguriert ist, um den Projektionsdatensatz in einen Satz von Paralleldatensätzen neu zu ordnen.

9. Computertomographiebildgebungssystem (10) mit einem Detektorarray (18) und einer Strahlungsquelle (14), bei dem eine Krümmung (56) des Detektorarrays nicht konzentrisch zu einem Brennfleck der Strahlungsquelle ist, wobei das Bildgebungssystem konfiguriert ist, um:

das Objekt (22) zu scannen, um einen Projektionsdatensatz zu erhalten;

den Projektionsdatensatz zu einem Satz von Paralleldatensätzen neu anzuordnen, wobei zu dem Schritt ein Interpolieren eines Sinogramms entlang einer Linie gehört, die durch die Beziehung definiert ist:

$$\beta = \beta_0 - \gamma'$$

wobei:

$$\gamma' = \tan^{-1} \left[ \frac{R \sin \gamma}{R \cos \gamma + \Delta_s + \Delta_d} \right]$$

und  $\beta_0$  ein Winkel eines Isostrahls (66) eines von der Strahlungsquelle stammenden Strahlungsbündels (16) ist,  $\gamma$  ein Detektorfächerwinkel ist,  $\beta$  ein Projektionswinkel ist,  $R$  eine Abstand zwischen der Strahlungsquelle und dem Detektorelement (20) in einer ursprünglichen Geometrie ist, in der eine Krümmung des Detektorarrays konzentrisch zu einem Brennfleck der Strahlungsquelle ist, und  $\Delta_s$  und  $\Delta_d$  Abstandswerte sind, um die die Strahlungsquelle bzw. das Detektorelement von deren entsprechenden Positionen in der ursprüngliche Geometrie entfernt sind;

die parallelen Datensätze von neuem abzutasten, so dass die Datensätze einheitlich beabstandet sind; und ein Bild mittels des Satzes von erneut abgetasteten Paralleldatensätzen zu rekonstruieren.

10. Computertomographiebildgebungssystem (22) mit einem Detektorarray (18) und einer Strahlungsquelle (14), wobei eine Krümmung (56) des Detektorarrays nicht konzentrisch zu einem Brennfleck der Strahlungsquelle ist, wobei das Bildgebungssystem konfiguriert ist, um:

das Objekt (22) mittels "Step-and-Shoot"-Scannens zu scannen, ohne eine Wichtungsfunktion anzuwenden, um einen Projektionsdatensatz zu erhalten;

den Projektionsdatensatz zu einem Satz von Paralleldatensätzen neu anzuordnen; und

ein Bild mittels des Satzes von Paralleldatensätzen zu rekonstruieren.

Es folgen 6 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

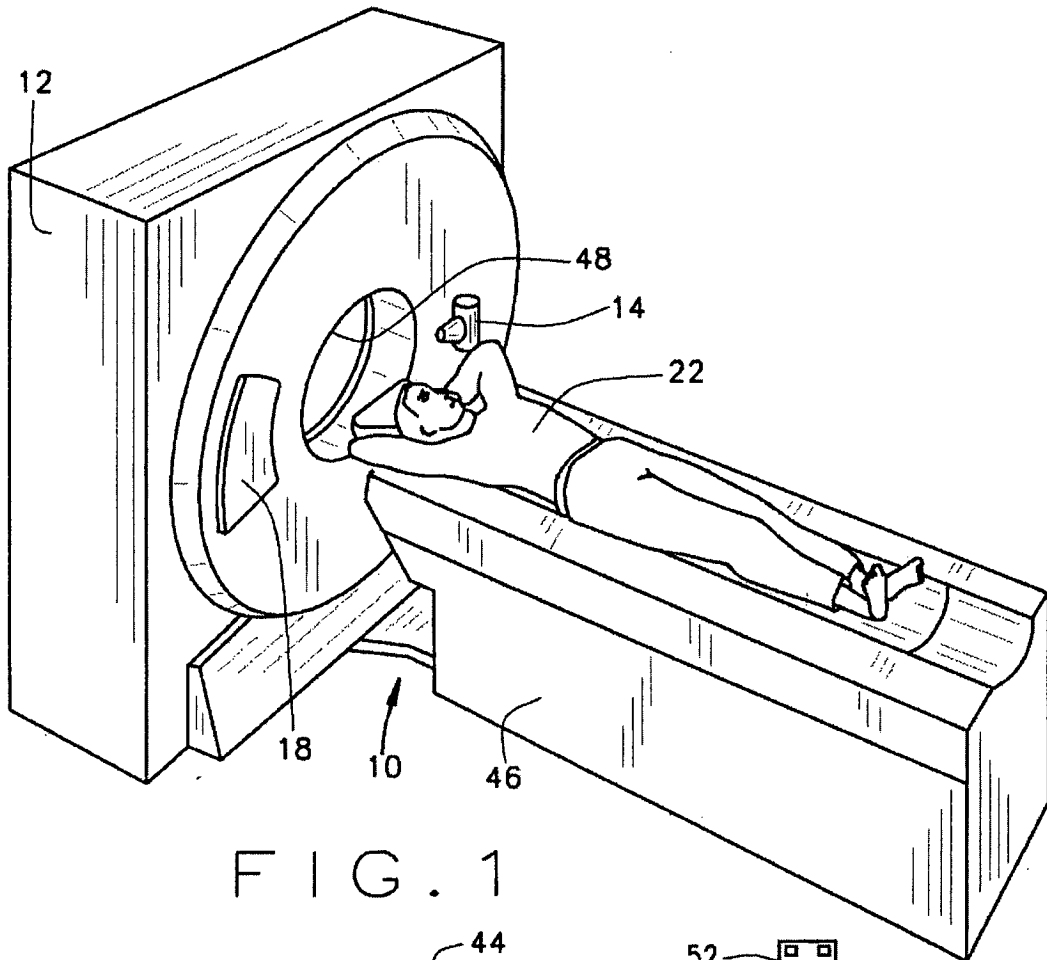


FIG. 1

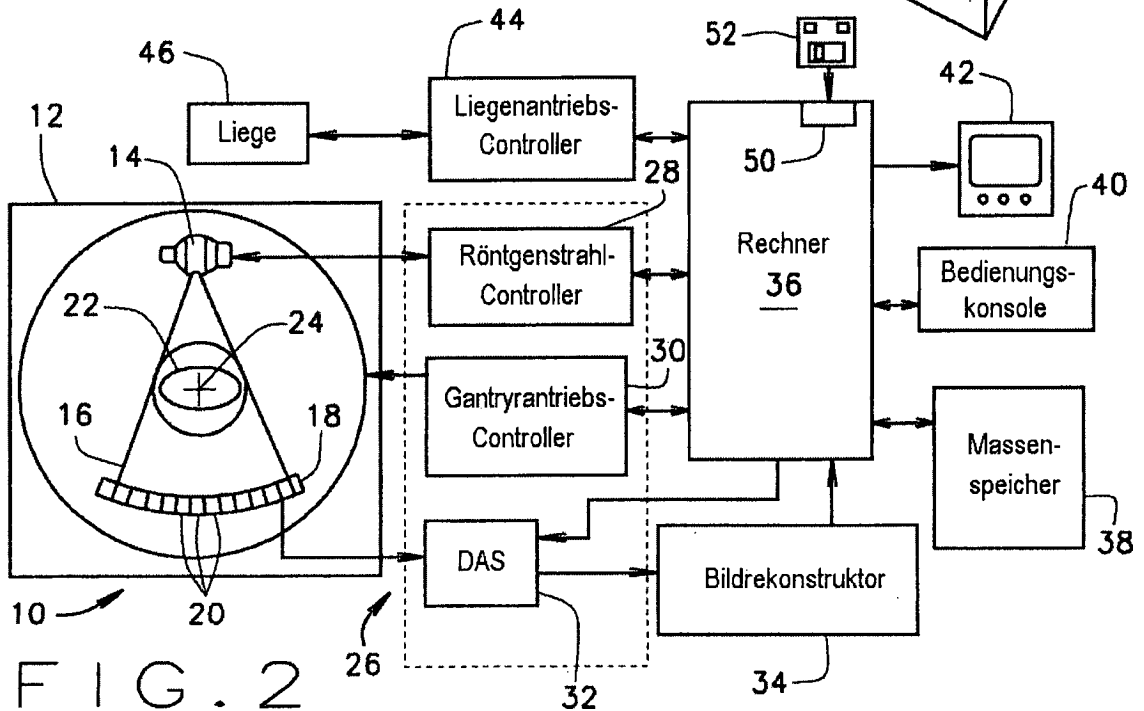


FIG. 2

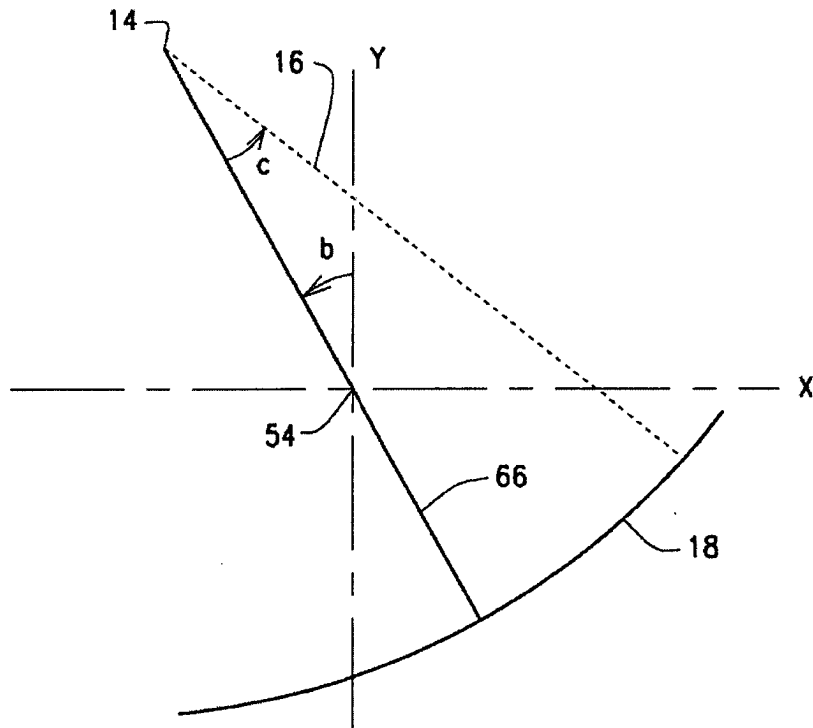


FIG. 4

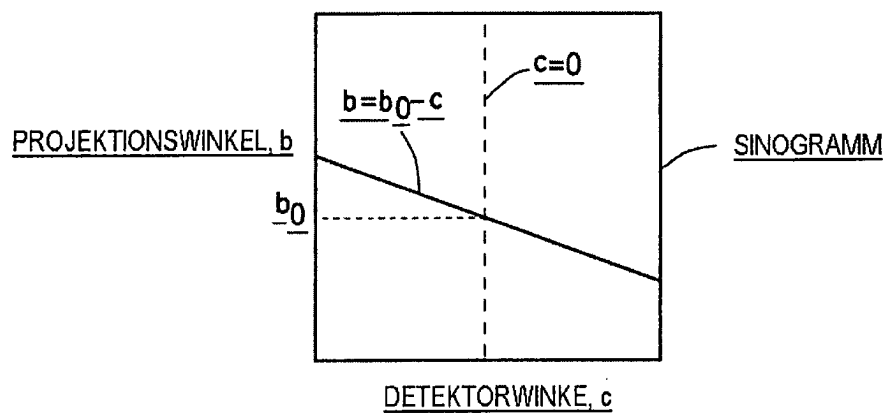


FIG. 5

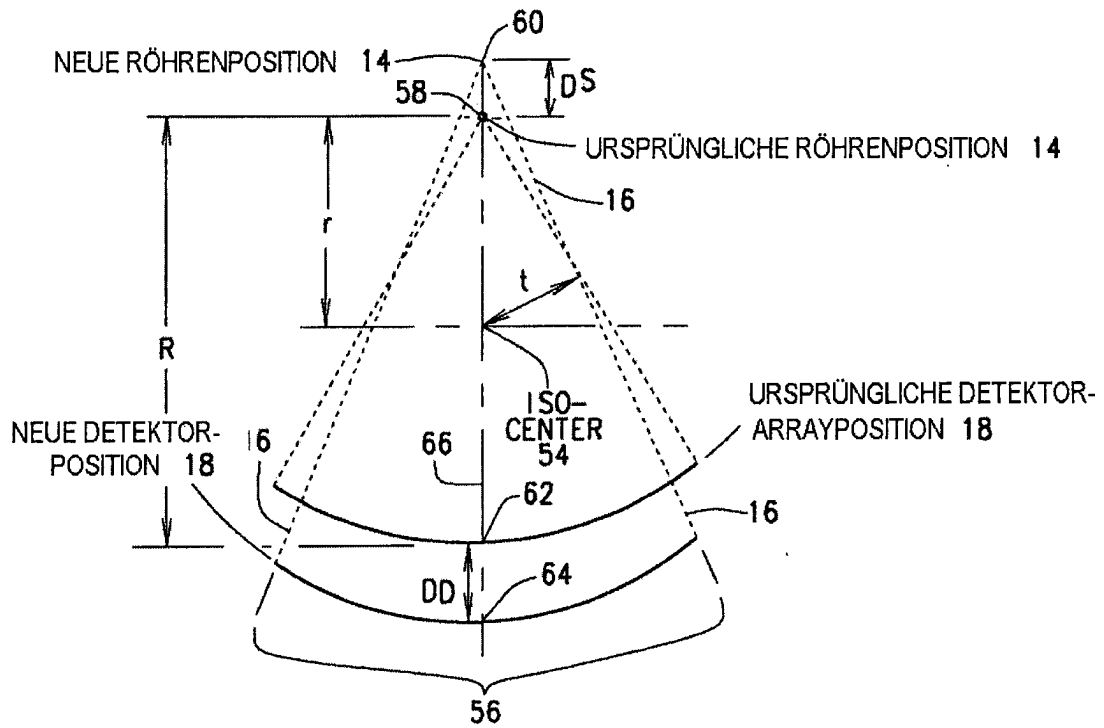


FIG. 3

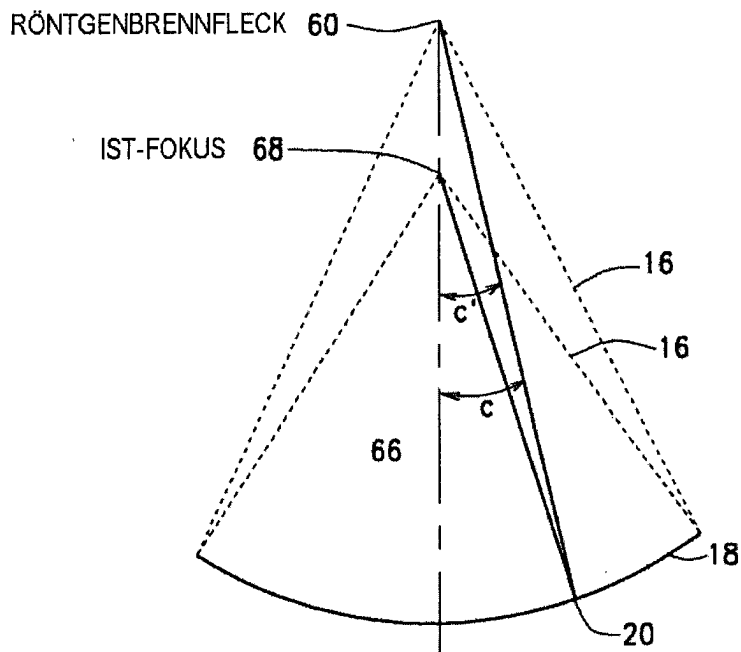


FIG. 6

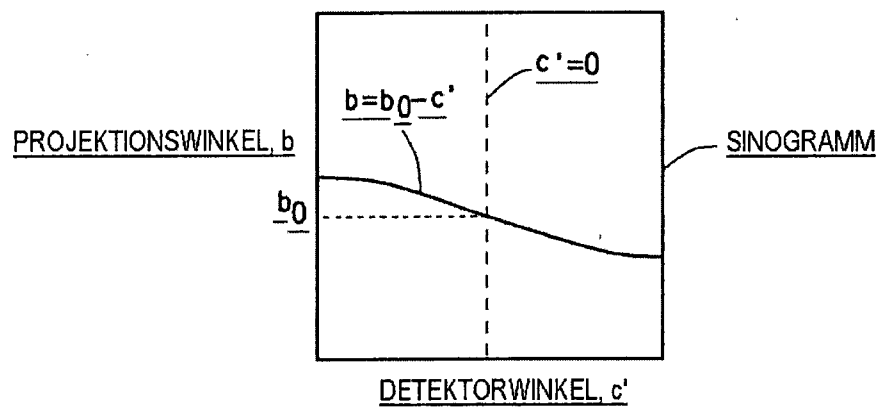


FIG. 7

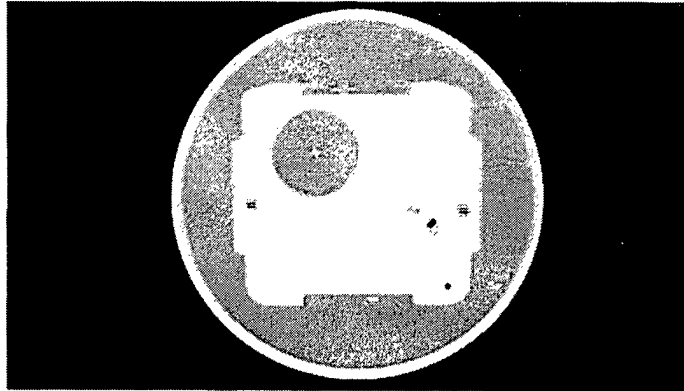


Fig. 8  
(Stand der Technik)

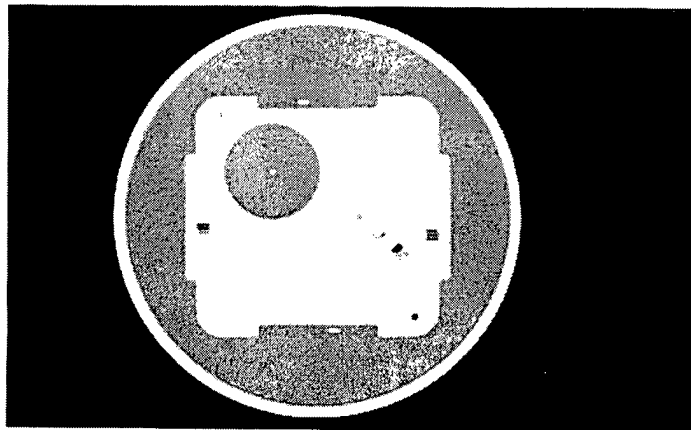


Fig. 9



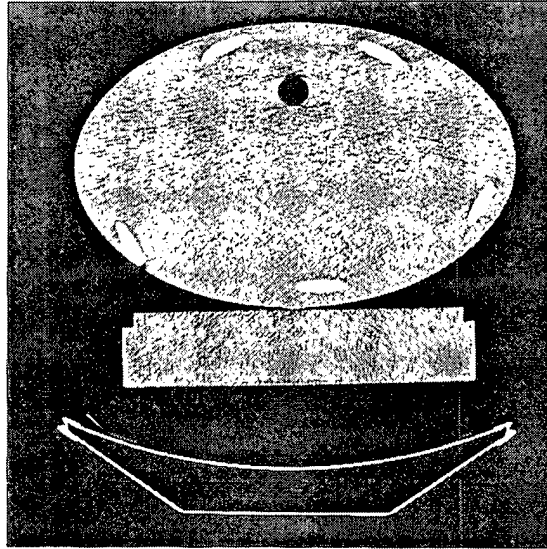


Fig. 10  
(Stand der Technik)

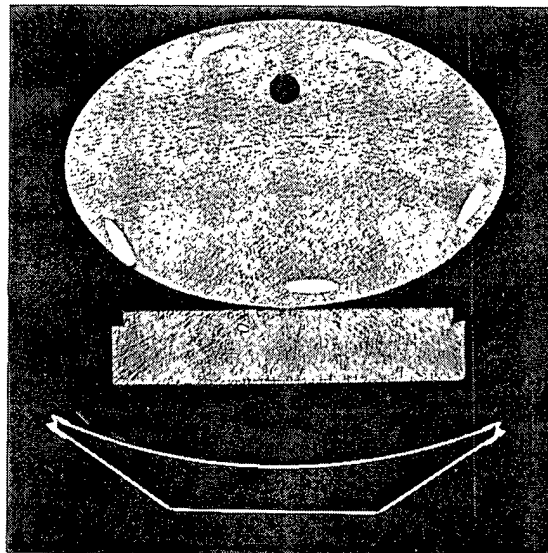


Fig. 11