



(19) Bundesrepublik Deutschland  
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) DE 10 2004 029 474 A1 2005.01.27

(12)

## Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: 10 2004 029 474.7

(22) Anmeldetag: 18.06.2004

(43) Offenlegungstag: 27.01.2005

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

(30) Unionspriorität:  
10/607317 26.06.2003 US

(74) Vertreter:  
Rüger und Kollegen, 73728 Esslingen

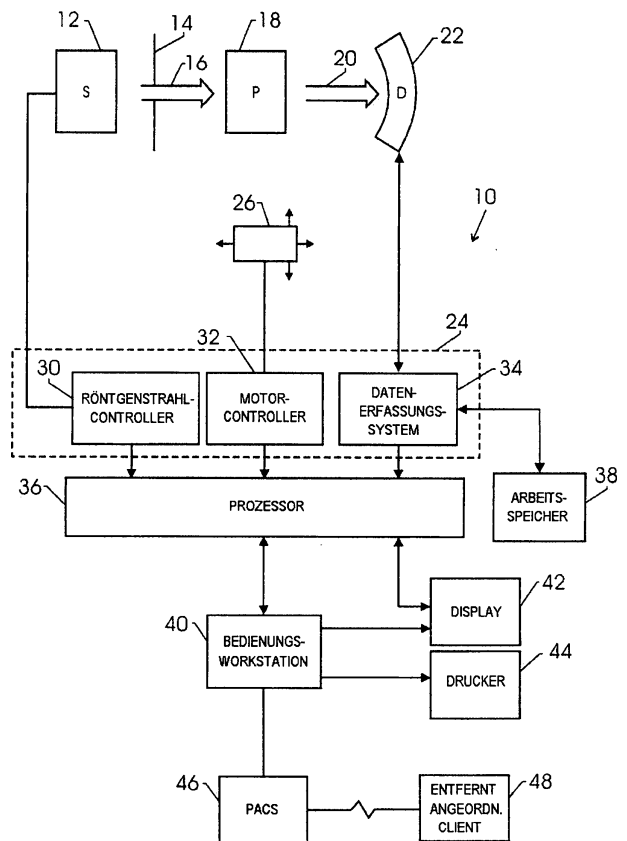
(71) Anmelder:  
General Electric Co., Schenectady, N.Y., US

(72) Erfinder:  
Eberhard, Jeffrey, Albany, N.Y., US; Al-Khalidy,  
Abdulrahman, Clifton Park, N.Y., US

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

(54) Bezeichnung: System und Verfahren zum Scannen eines Objekts in Tomosynthese-Anwendungen

(57) Zusammenfassung: Ein Tomosynthese-System (50) zum Scannen einer Region (54) in einem Objekt (18) weist eine Strahlungsquelle (12) auf, die konfiguriert ist, um in eine Vielzahl von Positionen (70) bewegt zu werden, um eine Vielzahl von Abtastrichtungen (72) zu erbringen. Jede der Vielzahl von Positionen entspricht einer jeweiligen Abtastrichtung. Darüber hinaus weist die Vielzahl von Abtastrichtungen wenigstens eine Abtastrichtung entlang einer ersten Achse (60) und eine Richtung entlang einer zweiten Achse (62) auf, wobei die zweite Achse quer zu der ersten Achse verläuft.



## Beschreibung

**[0001]** Die vorliegende Erfindung betrifft ganz allgemein das Gebiet der Bildgebung, und insbesondere das Gebiet der Tomosynthese. Insbesondere betrifft die Erfindung Tomosynthese-Systeme und Verfahren, die neue Scantrajektorien für eine Röntgenstrahlenquelle und Bilderfassungspunkte für eine Detektor nutzen, um ein verbessertes Bild eines Objekts zu erzielen.

### Stand der Technik

**[0002]** Die Tomographie ist sowohl für industrielle als auch für medizinische Anwendungen weithin bekannt. Herkömmliche Tomographie basiert auf einer Relativbewegung der Röntgenstrahlenquelle, des Detektors und des Objekts. Typischerweise werden die Röntgenstrahlenquelle und der Detektor entweder synchron entlang von Kreislinien oder einfach in entgegengesetzten Richtungen bewegt. Aufgrund jener korrelierten Bewegung bewegt sich der Ort der projizierten Bilder von Punkten innerhalb des Objekts ebenfalls. Lediglich Punkte, die zu einem speziellen Schnittbild gehören, das gewöhnlich als ein fokales Schnittbild bezeichnet wird, werden immer auf dieselbe Stelle des Detektors projiziert und daher scharf abgebildet. Objektstrukturen oberhalb und unterhalb des fokalen Schnittbilds werden ständig auf andere Orte projiziert. Aufgrund dieser Tatsache werden sie nicht scharf abgebildet und überlagern als Hintergrundintensität das fokale Schnittbild. Dieses Prinzip eines Erzeugens eines 3D-Bildes mit einem im Fokus befindlichen (fokalen) Schnittbild unter Verwendung einer diskreten Anzahl von Projektionen wird als Tomosynthese bezeichnet.

**[0003]** Tomosynthese-Systeme für medizinische Anwendungen verwenden gewöhnlich eine Röntgenstrahlenquelle, die dazu dient, einen fächer- oder konusförmigen Röntgenstrahl zu erzeugen, der gebündelt wird und den Patienten durchstrahlt, um anschließend mittels eines Satzes von Detektorelementen erfasst zu werden. Die Detektorelemente erzeugen ein auf der Schwächung der Röntgenstrahlen basierendes Signal. Die Signale können verarbeitet werden, um eine radiographische Projektion zu erzeugen. Die Quelle, der Patient oder der Detektor werden anschließend für die nächste Belichtung relativ zueinander bewegt, wobei gewöhnlich die Röntgenstrahlenquelle geeignet bewegt wird, so dass jede Projektion unter einem anderen Winkel erfasst wird.

**[0004]** Durch die Verwendung von Rekonstruktionstechniken, beispielsweise der gefilterten Rückprojektion, kann der Satz von erfassten Projektionen anschließend rekonstruiert werden, um diagnostisch verwertbare dreidimensionale Bilder zu erzeugen. Da die dreidimensionalen Daten während einer Tomo-

synthese digital gewonnen werden, lässt sich das Bild in jeder beliebigen, von dem Bediener gewählten Betrachtungsebene rekonstruieren. Typischerweise wird ein Satz von Schnittbildern rekonstruiert, der ein interessierendes gewisses Volumen des Bildgebungsobjekts repräsentiert, wobei jedes Schnittbild ein rekonstruiertes Bild ist, das Strukturen in einer Ebene repräsentiert, die parallel zu der Detektorebene verläuft, und jedes Schnittbild einem anderen Abstand der Ebene von der Detektorebene entspricht.

**[0005]** Da eine Tomosynthese dreidimensionale Daten aus Projektionen rekonstruiert, stellt sie darüber hinaus im Vergleich zu der Verwendung einer einzelnen Röntgenaufnahme eine rasche und kostengünstige Technik zum Entfernen überlagerter anatomischer Strukturen und zum Verbessern des Kontrasts in fokalen Ebenen zur Verfügung. Da die Tomosynthesedaten ferner auf einer verhältnismäßig geringen Anzahl Projektionsröntgenographien basieren, die sehr rasch, häufig mit nur einem einzigen Überstreichen der Röntgenstrahlenquelle über den Patienten erfasst werden, ist die durch den Patienten empfangene Gesamtrahldosis mit der Dosis einer einzigen herkömmlichen Röntgenaufnahme vergleichbar und gewöhnlich bedeutend geringer als die durch eine Computertomographie-(CT)-Untersuchung empfangene Dosis. Darüber hinaus ist die Auflösung des in einer Tomosynthese verwendeten Detektors gewöhnlich größer als die Auflösung von Detektoren wie sie in CT-Untersuchungen verwendet werden. Diese Eigenschaften machen die Tomosynthese für radiologische Aufgaben wie das Entdecken pulmonaler Knoten oder anderer schwierig abzubildender Pathologien tauglich.

**[0006]** Obwohl die Tomosynthese über diese beträchtlichen Vorteile verfügt, weisen die im Zusammenhang mit der Tomosynthese verwendeten Techniken auch Nachteile auf.

**[0007]** Rekonstruierte Datensätze einer Tomosynthese weisen häufig in Richtung der Projektionen, die zum Erlangen der Tomosynthesedaten verwendet wurden, eine Unschärfe von Strukturen auf. Dies drückt sich in einer unzureichenden Auflösung der Tiefe der dreidimensionalen Rekonstruktion oder Tiefenunschärfe aus. Diese im Zusammenhang mit einer abgebildeten Struktur vorkommenden Artefakte variieren abhängig von der Orientierung der Struktur gegenüber der Erfassungsgeometrie. Beispielsweise wird eine lineare Struktur, die mit der linearen Bewegung eines linearen Röntgen-Tomosynthesesystems fluchtet, über die ganze Tiefe des interessierenden Volumens unscharf erscheinen, wohingegen eine derartige Struktur durch die kreisförmige Bewegung eines kreisförmig betriebenen Röntgen-Tomosynthesesystems eine wesentlich geringere Unschärfe aufweisen wird. Das Verwischen von Strukturen kann Bildartefakte erzeugen und die Unterscheidung von

Strukturen verhindern, die sich in unterschiedlichen Höhen in der Rekonstruktion des abgebildeten Volumens befinden.

#### Aufgabenstellung

**[0008]** Es besteht daher ein Bedarf, die nach dem Stand der Technik vorhandenen Tomosynthesysteme anzupassen, so dass diese über neue Scantrajektorien und Bilderfassungspunkte verfügen, um die Tiefenunschärfe des Bildgebungsobjekts zu reduzieren.

#### KURZBESCHREIBUNG DER ERFINDUNG

**[0009]** Ein Tomosynthese-System zum Scannen einer Region in einem Objekt weist eine Strahlungsquelle auf, die so angeordnet ist, dass sie in eine Vielzahl von Positionen überführt zu werden, die zu einer Vielzahl von Abtastrichtungen führen. Jede der vielen Positionen entspricht jeweils einer Abtastrichtung. Darüber hinaus gehören zu der Vielzahl von Abtastrichtungen wenigstens eine Abtastrichtung entlang einer ersten Achse und eine Richtung entlang einer zweiten Achse, wobei die zweite Achse quer zu der ersten Achse verläuft.

**[0010]** Ein Verfahren zum Scannen einer Region in einem Objekt mittels eines Tomosynthese-Systems weist den Schritt auf, die Region in dem Objekt entlang einer ersten Achse und entlang einer zweiten Achse zu scannen, wobei die zweite Achse zu der ersten Achse quer verläuft. Darüber hinaus gehört zu dem Schritt des Scannens ein Überführen einer Strahlungsquelle in viele unterschiedliche Positionen, wobei jede der Positionen jeweils einer Abtastrichtung entspricht. Zu dem Verfahren gehört ferner der Schritt eines Erfassens einer Vielzahl von Projektionsbildern der Region in dem Objekt mittels eines Detektors, der in einem vorbestimmten Abstand von dem Objekt angeordnet ist.

#### Ausführungsbeispiel

#### KURZBESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

**[0011]** Die oben erwähnten und andere Vorteile und Merkmale der Erfindung erschließen sich nach dem Lesen der nachfolgenden detaillierten Beschreibung in Verbindung mit den Zeichnungen:

**[0012]** Fig. 1 zeigt eine schematische Ansicht eines exemplarischen Bildgebungssystems in Form eines Tomosynthese-Systems zum Scannen eines Objekts, gemäß Aspekten der vorliegenden Erfindung;

**[0013]** Fig. 2 zeigt eine schematische Ansicht einer physikalischen Verwirklichung des Tomosynthese-Systems nach Fig. 1;

**[0014]** Fig. 3 zeigt eine Draufsicht auf ein herkömmliches Tomosynthese-System und mit diesem verbundene Probleme;

**[0015]** Fig. 4 zeigt eine Draufsicht auf ein Ausführungsbeispiel der vorliegenden Techniken, die dazu dienen, das in Fig. 3 veranschaulichte Problem zu lösen;

**[0016]** Fig. 5 zeigt eine Draufsicht auf noch ein Ausführungsbeispiel der vorliegenden Technik/Erfindung, das die Bewegung der Röntgenstrahlenquelle entlang der Längsachse des Patienten und quer zu der Längsachse veranschaulicht;

**[0017]** Fig. 6 zeigt eine Sammlung von Draufsichten auf mehrere Abtastrichtungen der Röntgenstrahlenquelle, gemäß Aspekten der vorliegenden Erfindung; und

**[0018]** Fig. 7 zeigt eine Reihe von Draufsichten auf Erfassungspunkte durch den Detektor, gemäß Aspekten der vorliegenden Erfindung.

#### AUSFÜHRLICHE BESCHREIBUNG SPEZIELLER AUSFÜHRUNGSBEISPIELE

**[0019]** Fig. 1 veranschaulicht schematisch ein Bildgebungssystem **10**, das zum Erfassen und Verarbeiten von Bilddaten verwendet werden kann. In dem veranschaulichten Ausführungsbeispiel ist das System **10** ein erfindungsgemäßes Tomosynthese-System, das sowohl dazu dient, ursprüngliche Bilddaten zu erfassen, als auch diese zur Anzeige auf einem Display und zur Analyse zu verarbeiten. In dem in Fig. 1 veranschaulichten Ausführungsbeispiel enthält das Bildgebungssystem **10** eine Strahlenquelle **12**, die gewöhnlich eine für eine Tomosynthese geeignete Röntgenstrahlenquelle ist, wobei die Quelle **12** im Wesentlichen innerhalb einer Ebene frei beweglich ist. In diesem Ausführungsbeispiel enthält die Röntgenstrahlenquelle **12** gewöhnlich eine Röntgenröhre und zugeordnete Träger- und Filterkomponenten.

**[0020]** Ein Bündel von Röntgenstrahlen **16** wird von der Quelle **12** emittiert und trifft auf ein Objekt **18** auf, bei medizinischen Anwendungsfällen beispielsweise auf einen Patienten. Ein Teil der Strahlung **20** durchquert das Objekt oder gelangt an diesem vorbei und fällt auf ein allgemein mit dem Bezugszeichen **22** bezeichnetes Detektorarray. Detektorelemente des Arrays erzeugen elektrische Signale, die die Intensität des einfallenden Röntgenstrahls kennzeichnen. Diese Signale werden erfasst und verarbeitet, um ein Bild der im Innern des Objekts vorhandenen Merkmale zu rekonstruieren. Ein Kollimator **14** kann die Abmessung und Gestalt des aus der Röntgenstrahlenquelle **12** austretenden Röntgenstrahls **16** definieren.

**[0021]** Die Quelle **12** wird durch einen Systemcontroller **24** geregelt/gesteuert, der für Tomosynthese-Untersuchungssequenzen sowohl Leistungs- als auch Steuersignale bereitstellt, die ein Positionieren der Quelle **12** bezüglich des Objekts **18** und des Detektors **22** einschließen. Ferner ist der Detektor **22** an den Systemcontroller **24** angeschlossen, der das Erfassen der in dem Detektor **22** erzeugten Signale steuert. Der Systemcontroller **24** kann außerdem vielfältige Signalverarbeitungs- und Filterfunktionen aktivieren, z.B. für eine anfängliche Anpassung von Dynamikbereichen, ein Interleaven von digitalen Bilddaten, und so fort. Im Allgemeinen steuert der Systemcontroller **24** den Betrieb des Bildgebungssystems, um Untersuchungsprotokolle auszuführen und erfasste Daten zu verarbeiten. Für diesen Zweck enthält der Systemcontroller **24** ferner einen Signalverarbeitungsschaltkreis, der gewöhnlich auf einem für allgemeine Zwecke ausgelegten oder anwendungsspezifischen digitalen Rechner basiert, zugeordnete Speicherschaltkreise, um durch den Rechner auszuführende Programme und Routinen zu speichern, sowie Konfigurationsparameter und Bilddaten, Interfaceschaltkreise, und so fort.

**[0022]** In dem in **Fig. 1** veranschaulichten Ausführungsbeispiel ist der Systemcontroller **24** an ein Positionierungssystem **26** angeschlossen, das die Röntgenstrahlenquelle **12** relativ zu dem Objekt **18** und dem Detektor **22** positioniert. In alternativen Ausführungsbeispielen kann das Positionierungssystem **26** den Detektor **22** oder sogar das Objekt **18** anstelle der Quelle **12**, oder zusammen mit der Quelle **12** bewegen. In einem weiteren Ausführungsbeispiel ist es möglich, mehr als eine Komponente durch das Positionierungssystem **26** geregelt/gesteuert zu bewegen. Gemäß vielfältigen nachstehend im Einzelnen veranschaulichten Ausführungsbeispielen können somit durch ein Verändern der relativen Positionen der Quelle **12**, des Objekts **18** und des Detektors **22** mittels des Positionierungssystems **26** unter vielfältigen durch das Objekt **18** verlaufenden Winkeln radiographische Projektionen gewonnen werden.

**[0023]** Darüber hinaus kann die Strahlungsquelle, wie für den Fachmann ersichtlich, durch einen Röntgenstrahlcontroller **30** geregelt/gesteuert werden, der innerhalb des Systemcontrollers **24** angeordnet ist. Der Röntgenstrahlcontroller **30** ist insbesondere konfiguriert, um die Röntgenstrahlenquelle **12** mit Energie zu versorgen und Zeittaktsignale an diese auszugeben. Ein Motorcontroller **32** kann verwendet werden, um die Bewegung des Positionierungssystems **26** zu steuern.

**[0024]** Weiter ist der Systemcontroller **24** auch mit einem Datenerfassungssystem **34** ausgestattet veranschaulicht. Der Detektor **22** ist gewöhnlich mit dem Systemcontroller **24** und insbesondere mit dem Da-

tenerfassungssystem **34** verbunden. Das Datenerfassungssystem **34** nimmt die durch eine Ausleseelektronik des Detektors **22** gesammelten Daten entgegen. Das Datenerfassungssystem **34** nimmt gewöhnlich von dem Detektor **22** analoge Abtastsignale entgegen und wandelt diese in digitale Signale um, die anschließend durch einen Rechner **36** verarbeitet werden.

**[0025]** Der Rechner **36** ist gewöhnlich mit dem Systemcontroller **24** verbunden. Die durch das Datenerfassungssystem **34** gesammelten Daten können an den Rechner **36** und darüber hinaus an einen Arbeitsspeicher **38** übermittelt werden. Es ist selbstverständlich, dass ein derartiges exemplarisches System **10** einen beliebigen Arbeitsspeicher verwenden kann, der geeignet ist, großen Datenmengen zu speichern. Außerdem ist der Rechner **36** dazu eingerichtet, Steuerbefehle und Scanparameter von einem Anwender über eine gewöhnlich mit einer Tastatur und anderen Eingabegeräten ausgerüstete Bedienungsworkstation **40** entgegen zu nehmen. Ein Bediener kann das System **10** über die Eingabegeräte steuern. Auf diese Weise kann der Bediener das rekonstruierte Bild und andere von dem Rechner **36** stammende Daten, die für das System maßgebend sind, beobachten, eine Bildgebung starten, und so fort.

**[0026]** Ein mit der Bedienungsworkstation **40** verbundenes Display **42** kann dazu verwendet werden, das rekonstruierte Bild zu betrachten und die Bildgebung zu steuern. Darüber hinaus kann das Bild ferner auf einem Drucker **44** ausgegeben werden, der möglicherweise an den Rechner **36** und die Bedienungsworkstation **40** angeschlossen ist. Weiter kann die Bedienungsworkstation **40** auch mit einem Bildarchivierungs- und Datenkommunikationssystem (PACS) **46** verbunden sein. Es ist zu beachten, dass das PACS **46** mit einem entfernt angeordneten System **48**, einem Datenaustauschsystem einer Radiologieabteilung (RIS), einem klinischem Datenaustauschsystem (HIS) oder einem internen oder externen Netzwerk verbunden sein kann, so dass weitere Personen an unterschiedlichen Orten auf das Bild und die Bilddaten zugreifen können.

**[0027]** Es ist ferner zu beachten, dass der Rechner **36** und die Bedienungsworkstation **46** mit weiteren Ausgabegeräten verbunden sein kann, zu denen möglicherweise Standardmonitore oder anwendungsspezifische Rechnermonitore und zugeordnete Verarbeitungsschaltkreise gehören. Ferner können eine oder mehrere Bedienungsworkstations **40** in dem System vernetzt sein, um Systemparameter auszugeben, Untersuchungen anzufordern, Bilder zu betrachten, und so fort. Im Allgemeinen können Displays, Drucker, Workstations und ähnliche in dem System mit Daten zu beliefernde Vorrichtungen in örtlicher Nachbarschaft zu den Datenerfassungskom-

onenten oder entfernt von diesen Komponenten, z.B. an einem anderen Ort innerhalb einer Institution oder Klinik, oder an einem vollkommen anderen Ort angeordnet sein, der mit dem Bilderfassungssystem über ein oder mehrere konfigurierbare Netzwerke, z.B. dem Internet, einem virtuellen privaten Netzwerk, und so fort in Verbindung steht.

**[0028]** Indem nun allgemein auf **Fig. 2** eingegangen wird, kann ein in einem vorliegenden Ausführungsbeispiel verwendetes exemplarisches Bildgebungssystem ein Tomosynthese-Bildgebungssystem **50** sein. In einer der oben beschriebenen ähnlichen Anordnung ist das Tomosynthese-Bildgebungssystem **50** mit einer Quelle **12** und einem Detektor **22** veranschaulicht, zwischen denen ein Objekt angeordnet sein kann, das hier als ein Patient **18** veranschaulicht ist. Die Strahlungsquelle **12** enthält gewöhnlich eine Röntgenröhre, die von einem Brennpunkt **52** aus Röntgenstrahlen emittiert. Die Röntgenstrahlen sind auf eine spezielle Region **54** des Patienten **18** gerichtet. Es ist zu beachten, dass die spezielle Region **54** des Patienten **18** gewöhnlich durch eine Bedienperson geeignet ausgewählt wird, so dass der für einen Bereich nützlichste Scanvorgang durchgeführt werden kann.

**[0029]** In einem typischen Betrieb wird die Röntgenstrahlenquelle **12** in einem vorbestimmten Abstand oberhalb des Patienten **18** positioniert und projiziert von dem Brennpunkt **52** aus und in Richtung des Detektorarrays **22** einen Röntgenstrahl. Der Detektor **22** ist in einer beabstandeten Beziehung relativ zu der Quelle **12** und in einem vorbestimmten Abstand zu dem Patienten **18** angeordnet. Der Detektor **22** ist im Allgemeinen aus einer Vielzahl von Detektorelementen aufgebaut, die im Wesentlichen Pixeln entsprechen, die die Röntgenstrahlen erfassen, die durch und um ein interessierendes Objekt **54**, z.B. spezielle Körperteile wie den Brustkorb, die Lungen usw., gelangen. In einem Ausführungsbeispiel weist der Detektor **22** ein rechteckiges Array aus  $2.048 \times 2.048$  Elementen auf, was einer Pixelgröße von  $200 \mu\text{m} \times 200 \mu\text{m}$  entspricht, obwohl selbstverständlich auch andere Konfigurationen und Dimensionen sowohl des Detektors **22** als auch der Pixel möglich sind. Jedes Detektorelement erzeugt ein elektrisches Signal, das die Intensität des Röntgenstrahls an der Position des Elements zu dem Zeitpunkt kennzeichnet, zu dem der Strahl auf den Detektor trifft. Außerdem kann die Quelle **12** im Wesentlichen innerhalb einer ersten Ebene **56** bewegt werden, die weitgehend parallel zu der zweiten Ebene **58** verläuft, die eine Ebene des Detektors **22** ist, so dass von dem Rechner **36** eine Vielzahl von radiographischen Ansichten aus unterschiedlichen Blickwinkeln gesammelt werden können. Die Bewegung der Röntgenstrahlenquelle ist im Einzelnen gemäß der nachstehenden Erörterung anhand von **Fig. 4** erläutert. In einem Ausführungsbeispiel beträgt der Abstand zwischen der

Quelle **12** und dem Detektor **22** etwa 180 cm und der gesamte Bereich der Bewegung der Quelle **12** beträgt zwischen 31,5 cm und 131 cm, was Winkeln von  $\pm 5^\circ$  bis  $\pm 20^\circ$  entspricht, wobei  $0^\circ$  eine mittlere Stellung bedeutet. In diesem Ausführungsbeispiel werden gewöhnlich wenigstens 11 Projektionen erfasst, die den vollen Winkelbereich abdecken.

**[0030]** Der Rechner **36** wird gewöhnlich verwendet, um das gesamte Tomosynthese-System **50** zu steuern/regeln. Der den Betrieb des Systems steuernde Hauptrechner kann geeignet konstruiert sein, um Merkmale zu steuern, die durch den Systemcontroller **24** aktiviert werden. Darüber hinaus ist die Bedienungsworkstation **40** mit dem Rechner **36** sowie mit einem Display verbunden, so dass das rekonstruierte Bild betrachtet werden kann.

**[0031]** Während die Röntgenstrahlenquelle **12** im Wesentlichen innerhalb der Ebene **56** bewegt wird, sammelt der Detektor **22** Daten der geschwächten Röntgenstrahlen. Die von dem Detektor **22** her entgegengenommenen Daten werden anschließend gewöhnlich einer Vorverarbeitung und Kalibrierung unterworfen, um die Daten so aufzubereiten, dass diese die Linienintegrale der Schwächungskoeffizienten der gescannten Objekte repräsentieren. Die üblicherweise als Projektionen bezeichneten verarbeiteten Daten werden anschließend gewöhnlich rückprojiziert, um ein Bild des gescannten Bereichs zu formulieren. Im Falle einer Tomosynthese werden, jeweils unter unterschiedlichen Winkeln bezüglich des Objekts und des Detektors, eine endliche Anzahl von Projektionen erfasst; gewöhnlich sind dies dreißig oder weniger. Rekonstruktionsalgorithmen werden typischerweise verwendet, um die Rekonstruktion an diesen Daten durchzuführen, um die Ausgangsbilder zu reproduzieren.

**[0032]** Nach der Rekonstruktion gewährt das durch das System nach **Fig. 1** und **2** erzeugte Bild Einblick in die dreidimensionale Beziehung von inneren Merkmalen des Patienten **18**. Das Bild kann auf einem Bildschirm wiedergegeben werden, um diese Merkmale und deren dreidimensionale Beziehungen zu zeigen. Obwohl das rekonstruierte Bild auf einem einzelnen rekonstruierten Schnittbild basieren kann, das Strukturen an dem entsprechenden Ort innerhalb des abgebildeten Volumen repräsentiert, ist der Aufbau aus mehr als einem Schnittbild typisch.

**[0033]** Mit Bezug auf **Fig. 3** wird nun eine Ansicht von oben eines typischen linearen Tomosynthese-Systems und das mit diesem verbundene Problem veranschaulicht. Typischerweise wird die Quelle **12** linear in einer oberhalb des Patienten **18** angeordneten Ebene bewegt, um die Region **54** abzubilden, wobei die Projektionsbilder von einem feststehenden Detektor **22** aufgefangen werden. Die Quelle **12** bewegt sich entlang der ersten Achse **60**, die die

Längsachse des Körpers des Patienten **18** ist, und bildet während dieser Bewegung die allgemein mit dem Bezugszeichen **74** bezeichnete, nicht interessierende Region ab und schließt einen allgemein mit dem Bezugszeichen **76** bezeichneten Teil der Region **54** aus. Folglich sind im Falle dieser herkömmlichen Systeme von Bereichen außerhalb (d.h. oberhalb und unterhalb) der Region **54** stammende Daten in den Projektionen und damit in den Rekonstruktionen enthalten, was Inkonsistenz in das Problem der Rekonstruktion einführt und die Bildqualität verschlechtert.

**[0034]** Fig. 4 und Fig. 5 veranschaulichen unterschiedliche Ausführungsbeispiele, um das in Fig. 3 dargestellte Problem anzugehen. Mit Bezug auf Fig. 4 ist eine Draufsicht eines Tomosynthese-Systems **50** zum Scannen einer Region **54** im Körper eines Patienten **18** veranschaulicht. Das System **50** weist eine Strahlungsquelle **12** auf, die konfiguriert ist, um eine Vielzahl von Positionen **70** zu durchlaufen, so dass sich eine Vielzahl von Abtastrichtungen **72** erzielen lassen. In dieser Konfiguration entspricht jede der Vielzahl von Positionen jeweils einer Abtastrichtung. In einem Ausführungsbeispiel ist mindestens eine der Vielzahl von Positionen **70** durch einen Rand **64** des Detektors **22** in Richtung entlang der ersten Achse **60** definiert, d. h. entlang der Längsachse des Körpers. In dieser Konfiguration eliminiert die Röntgenstrahlenquelle **12**, dadurch dass sie sich bis zu dem Rand **64** des Detektors **22** bewegt, das in Fig. 3 gezeigte Problem eines Miteinbeziehens einer nicht interessierenden Region, d. h. der überlappenden Gewebe der Region **54** während des Scansvorgangs. In einem anderen Ausführungsbeispiel sind mindestens zwei der Vielzahl von Positionen **70** durch zwei Ränder **64** des Detektors **22** definiert.

**[0035]** Weiter gehört in noch einem weiteren Ausführungsbeispiel, wie es in Fig. 5 gezeigt ist, zu der Vielzahl von Abtastrichtungen wenigstens eine Abtastrichtung entlang einer ersten Achse **60**, d. h. der Längsachse des Körpers, und eine Abtastrichtung entlang einer zweiten Achse **62**, d. h. der kurzen Achse des Körpers, wobei die zweite Achse quer zu der ersten Achse verläuft. Da über den Detektor hinaus in der Abtastrichtung kein Körpergewebe vorhanden ist, ist in diesem Fall das Problem eines außerhalb des interessierenden Bereichs befindlichen Gewebes vollständig eliminiert. Folglich erzielt eine Konfiguration eines zweidimensionalen Scannens, bei dem in der mit dem Bezugszeichen **60** bezeichneten Richtung der Körperlängsachse bis zu dem Rand des Detektors und in der mit dem Bezugszeichen **62** bezeichneten senkrechten Richtung über einen längeren Abtastpfad abgetastet wird, die Vorteile sowohl einer scharfen Auflösung in der z-Richtung als auch einer Eliminierung von Problemen aufgrund von außerhalb des interessierenden Bereichs überlappenden Gewebes. Ein Beispiel, bei dem die Ausführungs-

beispiele von Nutzen sind, beinhaltet, jedoch ohne darauf beschränkt zu sein, dass der interessierende Bereich **54** in dem Patienten **18** sich in einer Richtung (beispielsweise entlang der Achse **60**) über den Detektor **22** hinaus erstreckt.

**[0036]** In einem Tomosynthese-System mit einem Abstand von 180 cm zwischen der Quelle und dem Detektor werden in einem herkömmlichen Tomosynthese-System beim Scannen eines 7 cm vor der aktiven Detektorfläche angeordneten Objekts mit einer Dicke von 25 cm und denselben seitlichen Abmessungen wie sie der Detektor (41 cm × 41 cm) aufweist etwa 11% der an den Seiten des Objekts befindlichen Region für einen nur entlang der Längsachse des Körpers (Achse **60**) verlaufenden Scandurchgang mit keiner Röntgenstrahlprojektion abgedeckt, da das Objekt so breit wie der Detektor ist, und der Röntgenstrahl ein von dem Brennpunkt aus divergierender Kegelstrahl ist. Bei Verwendung der vorstehend beschriebenen Ausführungsbeispiele stellt ein Scandurchgang, der in seitlicher Richtung an den Rändern des Detektors angeordnete Punkte einschließt, sicher, dass jedes abgebildete Element in der Rekonstruktion Daten aus wenigstens einer Röntgenstrahlungsmessung enthält, und ermöglicht folglich eine bessere Bildqualität.

**[0037]** Wie für den Fachmann offensichtlich, sind die oben erwähnten Ausführungsbeispiele für einige Scankonfigurationen und für damit verbundene Akquisitionen durch den Detektor **22** von Vorteil. Dargestellte, nicht als beschränkend zu wertende Beispiele davon werden hier weiter unten mit Bezug auf Fig. 6 und Fig. 7 erörtert; einige weitere Konfigurationen sind möglich.

**[0038]** Fig. 6 veranschaulicht einen allgemein mit den Bezugszeichen **86**, **88**, **90**, **92**, **94** und **96** bezeichneten exemplarischen Satz von Scankonfigurationen für die vielfältigen vorstehend beschriebenen Ausführungsbeispiele. In einem Beispiel gehört zu der Vielzahl von Abtastrichtungen **72**, dass diese eine Vielzahl von Bereichen abdecken, die jeweils durch eine Vielzahl von vorbestimmten Abmessungen des Detektors **22** definiert sind. In einem Ausführungsbeispiel gehört zu der Vielzahl der vorbestimmten Abmessungen wenigstens eine Breite **66** und eine Höhe **68** des Detektors **22**. In einem anderen Beispiel gehört zu der Vielzahl von Bereichen wenigstens ein Bereich, der durch die Breite **66** und die Höhe **68** des Detektors **22** definiert ist. In noch einem weiteren Beispiel gehört zu der Vielzahl von Bereichen wenigstens ein Bereich, der durch die Breite des Detektors und einem Bruchteil der Höhe des Detektors definiert ist. Ein weiteres Beispiel schließt wenigstens einen Bereich ein, der durch die Höhe des Detektors und einem Bruchteil der Breite des Detektors definiert ist. Noch ein weiteres Beispiel schließt wenigstens einen Bereich ein, der durch die Breite

des Detektors und ein Vielfaches der Höhe des Detektors definiert ist. Ein weiteres Beispiel umfasst wenigstens einen Bereich, der durch die Höhe des Detektors und ein Vielfaches der Breite des Detektors definiert ist. Noch ein weiteres Beispiel schließt wenigstens einen Bereich ein, der durch einen Bereich der Breite und einen Bereich der Höhe des Detektors definiert ist.

**[0039]** Fig. 7 veranschaulicht einen exemplarischen Satz einer Vielzahl von an dem Detektor **22** angeordneten Erfassungspunkten **78**, die dazu dienen, die Vielzahl von allgemein mit den Bezugszeichen **98**, **100**, **102**, **104**, **106** und **108** bezeichneten Projektionsbildern zu erfassen. In einem Beispiel gehören zu der Vielzahl von vorbestimmten Erfassungspunkten mindestens zwei Punkte **78**, die an zwei entgegengesetzten Ecken **80** des Detektors **22** angeordnet sind. In einem anderen Beispiel gehören zu der Vielzahl von vorbestimmten Erfassungspunkten **78** mindestens zwei Punkte **78** an zwei entgegengesetzten Ecken **80** des Detektors und ein in der Mitte **82** des Detektors **22** angeordneter Punkt. In noch einem weiteren Beispiel gehören zu der Vielzahl von vorbestimmten Erfassungspunkten wenigstens vier Punkte **78**, die an vier Ecken **80** des Detektors **22** angeordnet sind. Ein weiteres Beispiel weist wenigstens vier Punkte **78** an vier Ecken **80** des Detektors und einen Punkt in der Mitte **82** des Detektors **22** auf. Ein weiteres Beispiel weist wenigstens Mittelpunkte **84** eines jeden Randes des Detektors und einen Punkt in der Mitte **82** des Detektors **22** auf. Noch ein weiteres Beispiel enthält wenigstens Mittelpunkte **84** eines jeden Randes des Detektors **22**. Ein weiteres Beispiel weist mindestens mehr als vier Punkte entlang einer Grenze des Detektors auf. Noch ein weiteres Beispiel weist wenigstens Punkte in einem durch die Mitte **82** des Detektors und einen Rand des Detektors definierten variierenden Abstand auf. In einem anderen Beispiel schließt die Vielzahl von vorbestimmten Erfassungspunkten **78** mindestens eine Vielzahl von Punkten ein, die außerhalb des Detektors **22** angeordnet sind, wobei die Vielzahl von Punkten außerhalb des Detektors den Strahlungsquellenpositionen **70** entsprechen, während die Abtastrichtung entlang der zweiten Achse **62** in einer Richtung quer zu der ersten Achse **60** des Patienten **18** verläuft.

**[0040]** Ein weiteres (nicht gezeigtes) Ausführungsbeispiel weist einen Detektor **22** auf, der konfiguriert ist, um in eine Vielzahl von Richtungen in einer Ebene **58** bewegt zu werden, wobei jede der Vielzahl der Richtungen jeweils einer der Vielzahl von Positionen **70** der Strahlungsquelle **12** entspricht. Wie es dem Fachmann klar ist, sind die vorstehend beschriebenen Scankonfigurationen und Akquisitionen gleichermaßen auf dieses Ausführungsbeispiel anwendbar, bei dem der Detektor konfiguriert ist, um sich zu bewegen.

**[0041]** Ein weiterer Aspekt der Erfindung ist ein Verfahren zum Scannen einer Region **54** in einem Objekt **18** mittels eines Tomosynthese-Systems **50**. Zu dem Verfahren gehört der Schritt eines Scannens der Region **54** in dem Objekt **18** entlang einer ersten Achse **60** und entlang einer zweiten Achse **62**, wobei die zweite Achse quer zu der ersten Achse verläuft. Zu dem Schritt des Scannens gehören ferner die Schritte: Bewegen einer Strahlungsquelle **12** in eine Vielzahl von Positionen **70**, wobei jede der Vielzahl von Positionen jeweils einer Abtastrichtung **72** entspricht; und Erfassen einer Vielzahl von Projektionsbildern der Region in dem Objekt mittels eines Detektors **22**, der in einem vorbestimmten Abstand zu dem Objekt angeordnet ist.

**[0042]** Eine weiterer Aspekt des oben erwähnten Verfahrens schließt ein Akquirieren einer Vielzahl von Projektionsbildern der Region **54** in dem Objekt **18** mittels eines Detektors **22** ein, der in einem vorbestimmten Abstand zu dem Objekt angeordnet ist. In diesem Aspekt ist mindestens eine der Vielzahl von Positionen durch einen Rand des Detektors in der Richtung entlang der ersten Achse **60** definiert.

**[0043]** Wie es dem Fachmann klar ist, schließt die Erfindung ferner das Verfahren zum Scannen und Akquirieren von Bildern mittels der vielfältigen vorstehend beschriebenen Ausführungsbeispiele der Erfindung ein.

**[0044]** Es wird dem Fachmann ferner einleuchten, dass die obigen Ausführungsbeispiele auch in anderen Bildgebungsmodalitäten von Vorteil sind, zu denen als nicht beschränkend zu wertende Beispiele zählen wie Stereotaxie, Stereo-Bildgebung, wie sie in Mammographiebildgebungssystemen verwendet werden. Zusätzlich zu dem Nutzen in der medizinischen Bildgebung sind die oben erwähnten Ausführungsbeispiele ferner auch im Zusammenhang mit industrieller Bildgebung nützlich, beispielsweise für ein Testen von flachen Bauelementen wie mehrschichtigen gedruckten Leiterplatten oder Schweißnähten in großen Komponenten.

**[0045]** Ein Tomosynthese-System **50** zum Scannen einer Region **54** in einem Objekt **18** weist eine Strahlungsquelle **12** auf, die konfiguriert ist, um in eine Vielzahl von Positionen **70** bewegt zu werden, um eine Vielzahl von Abtastrichtungen **72** zu erbringen. Jede der Vielzahl von Positionen entspricht einer jeweiligen Abtastrichtung. Darüber hinaus weist die Vielzahl von Abtastrichtungen wenigstens eine Abtastrichtung entlang einer ersten Achse **60** und eine Richtung entlang einer zweiten Achse **62** auf, wobei die zweite Achse quer zu der ersten Achse verläuft.

**[0046]** Während die Erfindung vielfältigen Abwandlungen und alternativen Ausprägungen zugänglich sein kann, sind hier spezielle Ausführungsbeispiele

in den Figuren exemplarisch gezeigt und im Einzelnen erläutert. Es sollte allerdings klar sein, dass nicht beabsichtigt ist, die Erfindung auf die offenbarten Ausprägungen zu beschränken. Vielmehr soll die Erfindung sämtliche Abwandlungen, äquivalenten Formen und Möglichkeiten einschließen, die in den durch die nachfolgenden Ansprüche definierten Schutzbereich der Erfindung fallen.

### Patentansprüche

1. Tomosynthese-System (50) zum Scannen einer Region (54) in einem Objekt (18), wobei das System aufweist:

eine Strahlungsquelle (12), die dazu eingerichtet ist, eine Anzahl von Positionen (70) zu durchlaufen, die zu einer Anzahl von Abtastrichtungen (72) führen, wobei jede der Positionen jeweils einer Abtastrichtung entspricht, und wobei die Abtastrichtungen wenigstens eine Abtastrichtung entlang einer ersten Achse (60) und eine Richtung entlang einer zweiten Achse (62) enthalten, wobei die zweite Achse quer zu der ersten Achse verläuft.

2. System nach Anspruch 1, zu dem ferner ein Detektor (22) gehört, der dazu dient, mittels des durch das Objekt geschwächten Röntgenstrahls (20) eine Anzahl von Projektionsbildern der Region (54) in dem Objekt (18) zu akquirieren, wobei der Detektor in einer beabstandeten Beziehung bezüglich der Quelle (12) und in einem vorbestimmten Abstand von dem Objekt angeordnet ist.

3. System nach Anspruch 2, bei dem mindestens eine der Vielzahl von Positionen (70) durch einen Rand (64) des Detektors (22) in der Richtung entlang der ersten Achse (60) definiert ist.

4. System nach Anspruch 2, bei dem mindestens zwei der Vielzahl von Positionen (70) durch zwei Ränder (64) des Detektors (22) definiert sind.

5. System nach Anspruch 2, bei dem die Region (54) in dem Objekt (18) sich über den Detektor (22) hinaus erstreckt.

6. System nach Anspruch 2, bei dem zu der Anzahl von Abtastrichtungen (72) gehört, dass diese eine Anzahl von Bereichen abdecken, die jeweils durch eine Anzahl von vorbestimmten Abmessungen des Detektors (22) definiert sind, wobei zu der Anzahl der vorbestimmten Abmessungen wenigstens eine Höhe (68) und eine Breite (66) des Detektors gehören.

7. System nach Anspruch 2, bei dem der Detektor (22) dazu eingerichtet ist, die Projektionsbilder an einer Vielzahl von vorbestimmten Erfassungspunkten (78) an dem Detektor zu akquirieren.

8. System nach Anspruch 7, bei dem zu der Vielzahl von vorbestimmten Erfassungspunkten (78) wenigstens Punkte in einem variierenden Abstand gehören, der durch die Mitte (82) des Detektors und einen Rand (64) des Detektors definiert ist.

9. System nach Anspruch 7, bei dem zu der Vielzahl von vorbestimmten Erfassungspunkten (78) mindestens eine Vielzahl von Punkten außerhalb des Detektors (22) gehören, wobei die Vielzahl von Punkten außerhalb des Detektors den Strahlungsquellenpositionen (70) während der Abtastrichtung entlang der zweiten Achse (62) entsprechen.

10. System nach Anspruch 2, bei dem der Detektor (22) dazu eingerichtet ist, in verschiedene Orientierungen bewegt zu werden, wobei jede Orientierung jeweils einer der Positionen (70) der Strahlungsquelle (12) entspricht.

Es folgen 5 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

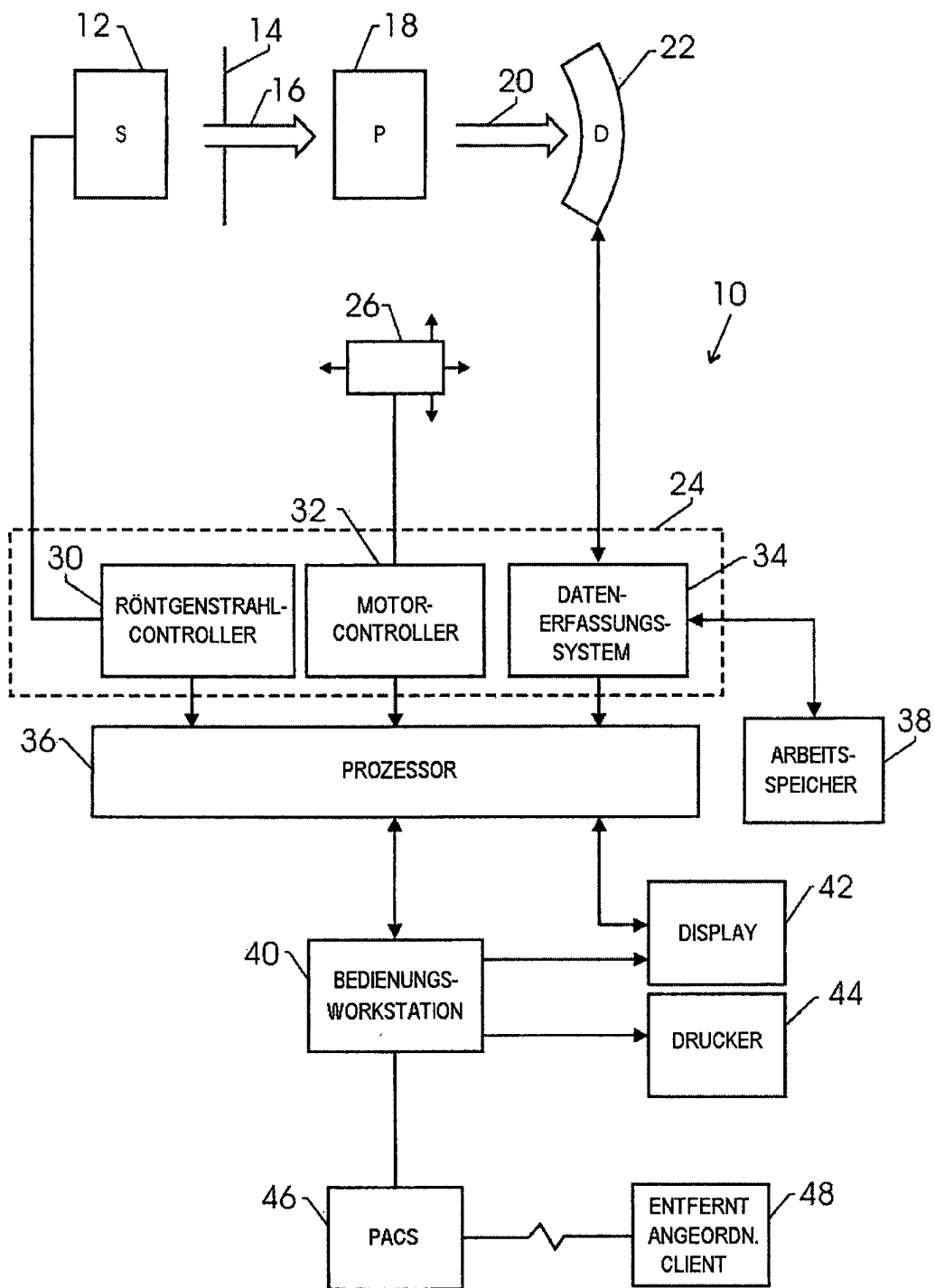


FIG. 1

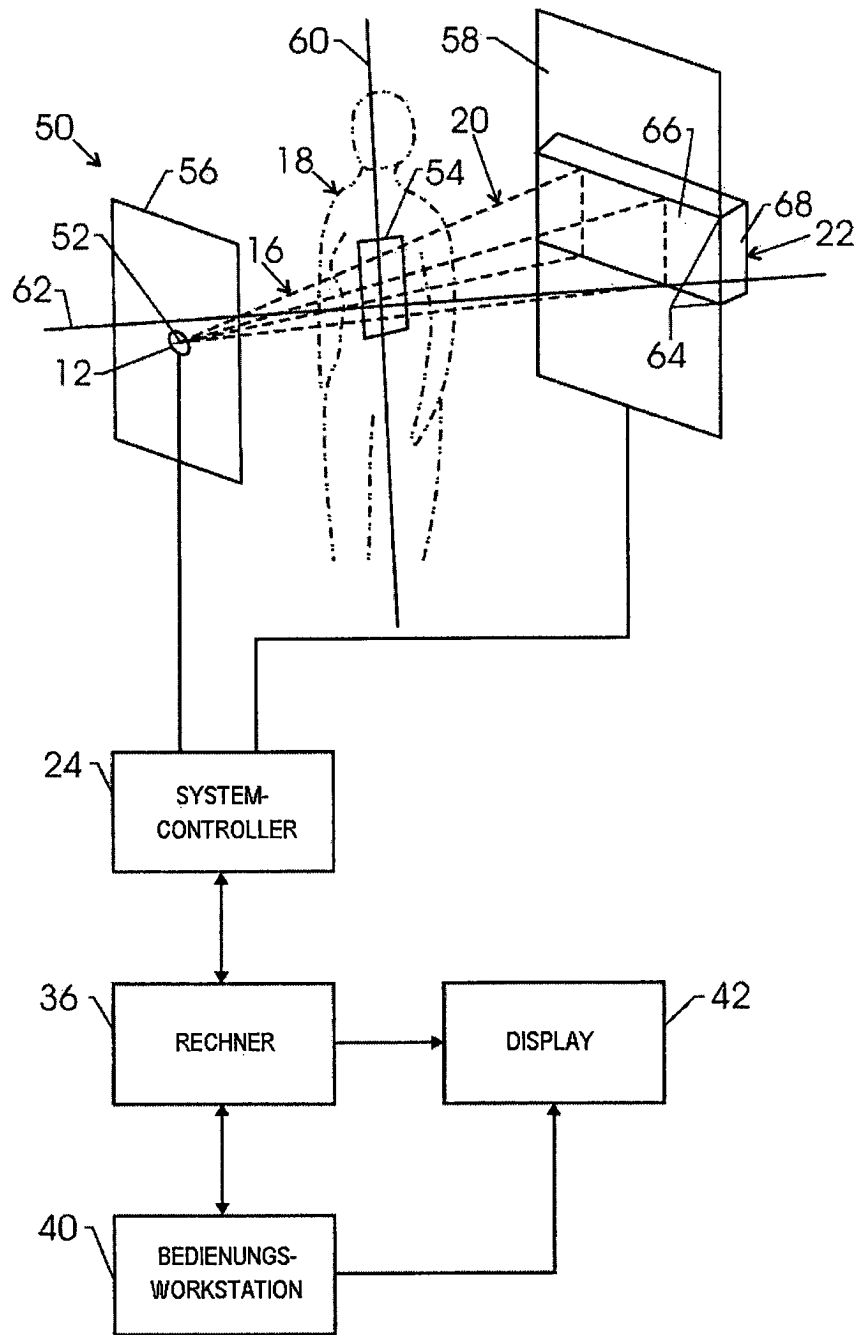


FIG. 2

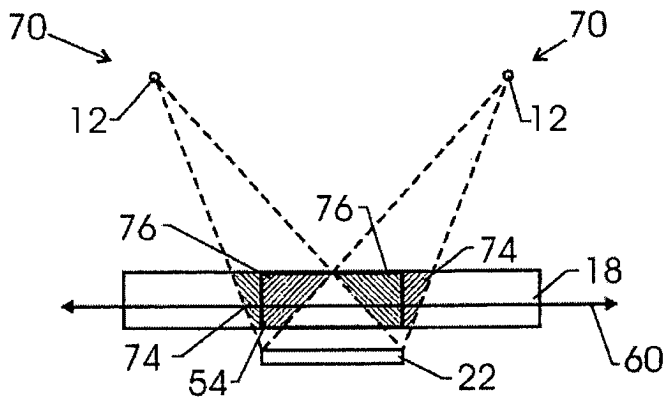


FIG. 3

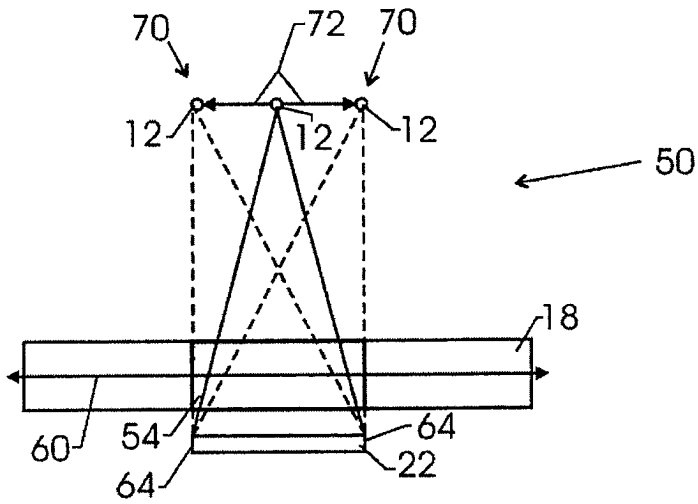


FIG. 4

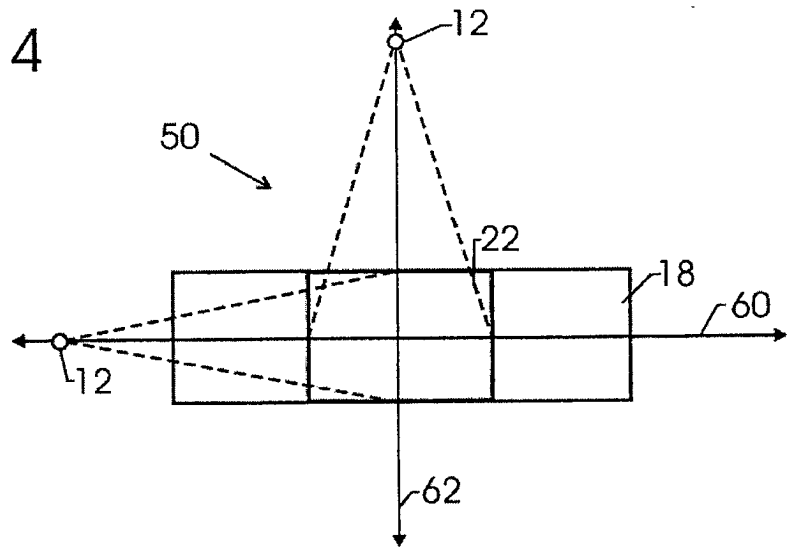


FIG. 5

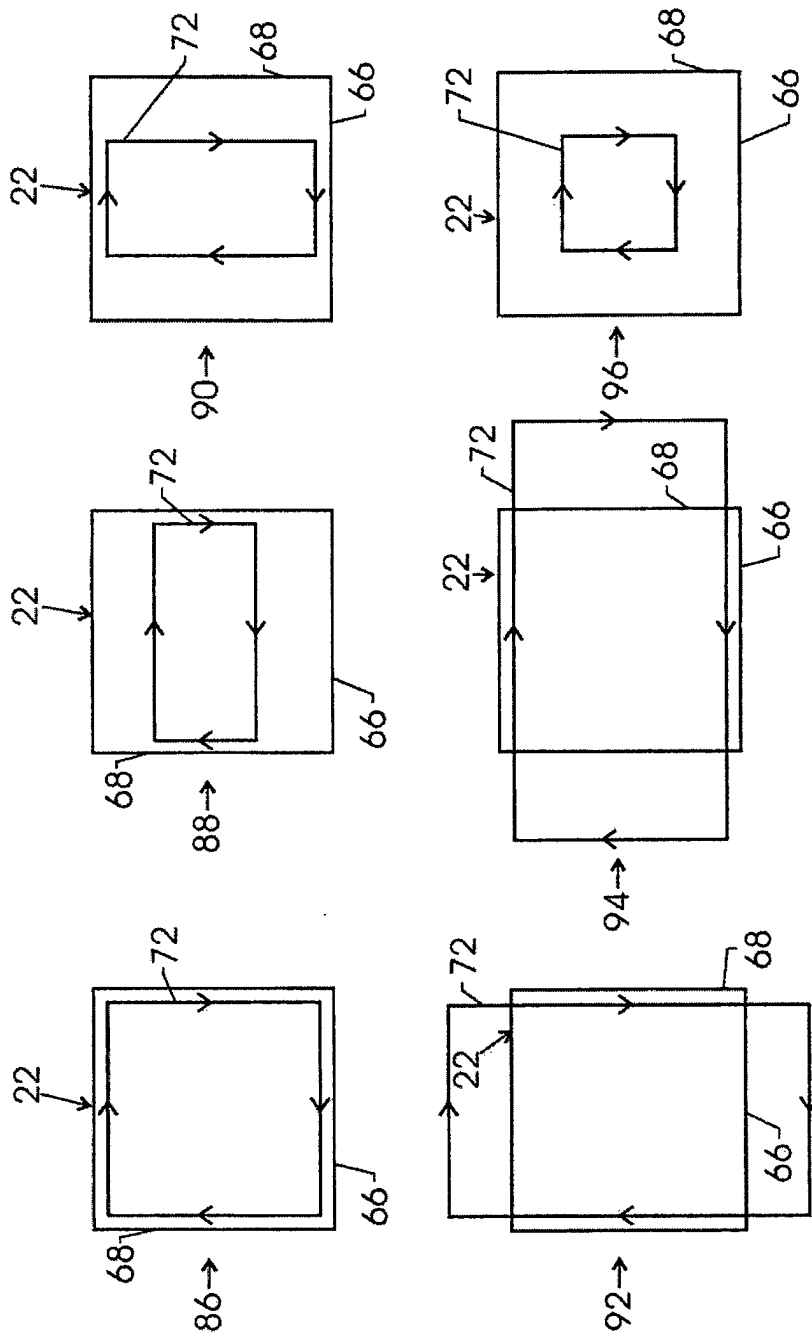


FIG. 6

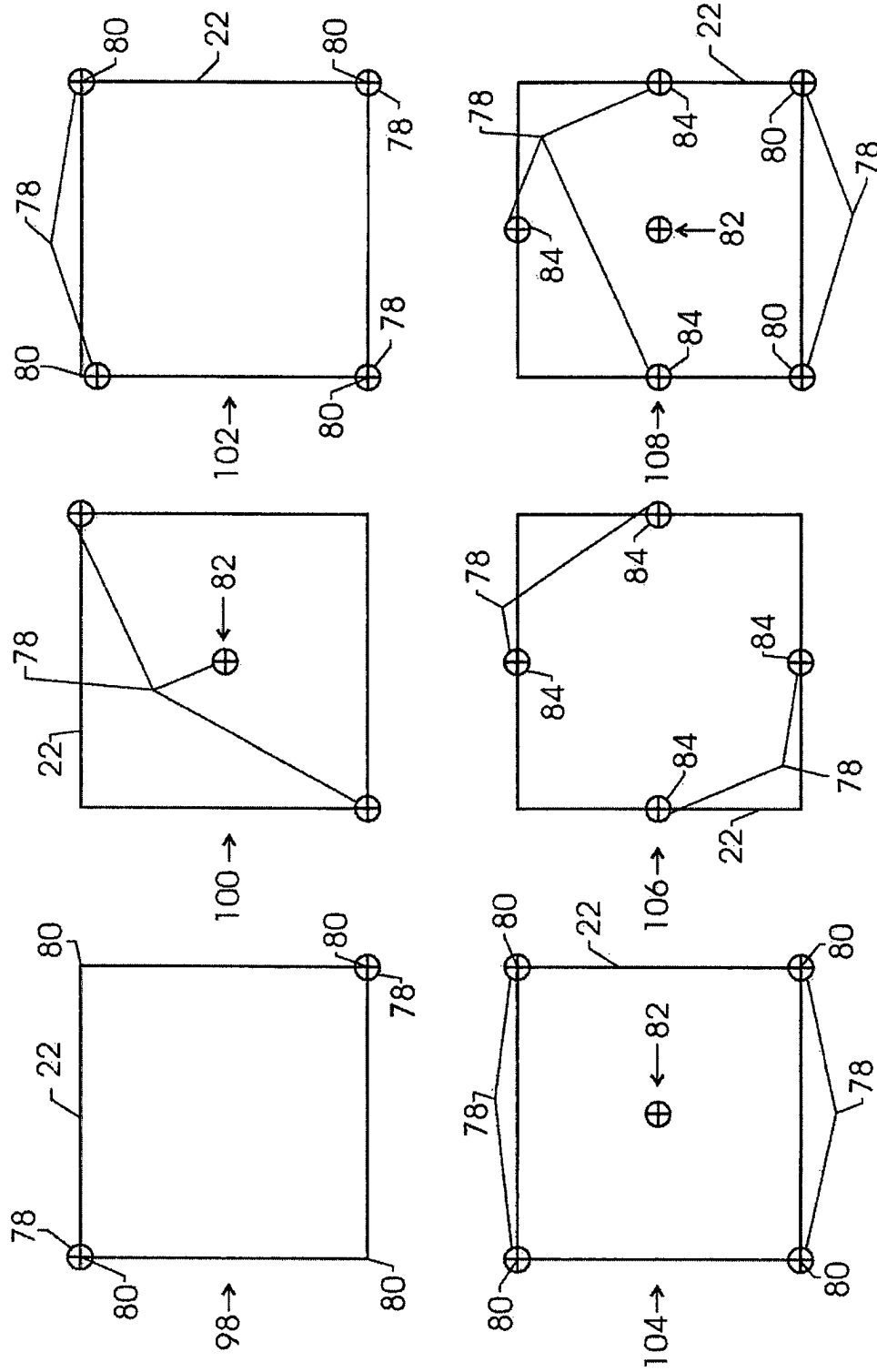


FIG. 7