



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 600 14 001 T2** 2005.09.29

(12) **Übersetzung der europäischen Patentschrift**

(97) **EP 1 092 392 B1**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **600 14 001.6**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **00 308 928.1**

(96) Europäischer Anmeldetag: **11.10.2000**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **18.04.2001**

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: **22.09.2004**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **29.09.2005**

(51) Int Cl.⁷: **A61B 6/03**
A61B 6/00

(30) Unionspriorität:

419191 15.10.1999 US

(73) Patentinhaber:

General Electric Co., Schenectady, N.Y., US

(74) Vertreter:

Rüger und Kollegen, 73728 Esslingen

(84) Benannte Vertragsstaaten:

DE, NL

(72) Erfinder:

Hsieh, Jiang, Brookfield, Wisconsin 53045, US;
Woodford, Mark E., Waukesha, Wisconsin 53186,
US

(54) Bezeichnung: **Verfahren und Vorrichtung zur auf Scout basierten Verkalkungsmessung**

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99 (1) Europäisches Patentübereinkommen).

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patent- und Markenamt inhaltlich nicht geprüft.

Beschreibung

[0001] Diese Erfindung bezieht sich allgemein auf Verfahren und Einrichtungen für eine CT Bildgebung vom Herzen und insbesondere auf Verfahren und Einrichtungen, die beim Sammeln von Kalkablagerungsdaten aus Koronarabbildungen einen Einfluß der Herzbewegung minimieren.

[0002] Bei mindestens einer bekannten Konfiguration für ein Computertomografie- (CT) Bildgebungssystem projiziert eine Röntgenquelle ein fächerförmiges Strahlenbündel, das so gerichtet (collimated) ist, daß es in einer im allgemeinen als die "Bildebene" bezeichneten X-Y Ebene eines Cartesischen Koordinatensystems liegt. Das Röntgenbündel verläuft durch das abzubildende Objekt, zum Beispiel einen Patienten. Nachdem es durch das Objekt geschwächt bzw. gedämpft worden ist, trifft das Bündel auf ein Feld bzw. Array von Strahlungsdetektoren. Die Intensität der an dem Detektorfeld empfangenen abgeschwächten Bündelstrahlung ist abhängig von der Abschwächung des Röntgenbündels durch das Objekt. Jedes Detektorelement von dem Feld erzeugt ein separates elektrisches Signal, das ein Maß für die Abschwächung bzw. Dämpfung des Bündels an der (jeweiligen) Detektorstelle darstellt. Die Dämpfungsmessungen von all den Detektoren werden getrennt gewonnen, um ein Übertragungsprofil zu erzeugen.

[0003] Bei bekannten CT Systemen der dritten Generation werden die Röntgenquelle und das Detektorfeld mit einem Gestell innerhalb der Bildebene sowie um das abzubildende Objekt herum so gedreht, daß sich der Winkel, unter dem das Röntgenbündel das Objekt schneidet, in konstanter Weise ändert. Eine Gruppe von Dämpfungsmessungen der Röntgenstrahlen, d.h. die Projektionsdaten von dem Detektorfeld bei einem Gestellwinkel, wird als eine "Ansicht" bezeichnet. Eine "Abtastung" bzw. ein "Scan" des Objekts umfaßt einen Satz von Ansichten, die während eines Umlaufs der Röntgenquelle und des Detektors unter verschiedenen Gestellwinkeln oder Betrachtungswinkeln gemacht wurden. Im Zuge einer axialen Abtastung bzw. eines axialen Scans werden die Projektionsdaten weiter verarbeitet, um ein Bild zu erzeugen, das einem zweidimensionalen Schnitt (slice) durch das Objekt entspricht. Ein Verfahren zur Rekonstruktion eines Bildes aus einem Satz von Projektionsdaten wird auf dem Fachgebiet bezeichnet als die gefilterte Rückprojektionstechnik. Dieses Verfahren setzt die Dämpfungsmessungen von einem Scan in "CT Zahlen" oder "Hounsfield-Einheiten" genannte ganze Zahlen um, die zur Steuerung der Helligkeit eines entsprechenden Pixels auf einer Kathodenstrahlröhre als Display bzw. Darstellung benutzt werden.

[0004] Eine hauptsächliche Aufgabe von auf das

Herz bezogenen CT Anwendungen besteht darin, eine Bewertung von Kalkablagerungen durchzuführen, wobei es sich um eine Untersuchung handelt, bei der eine in einem Herzen von einem Patienten vorhandene Menge an Kalkablagerung abgeschätzt wird. Zumindest ein bekanntes CT Bildgebungssystem erfordert etwa 0,5s, um die Datengewinnung für eine Abbildung abzuschließen. Obwohl diese Geschwindigkeit für allgemeine Abbildungszwecke befriedigend ist, ist sie nicht schnell genug, um durch Bewegung veranlaßte Bildfehler bzw. Bildartefakte bei einer Herzdarstellung mittels CT zu vermeiden, bei der ein typischer Herzzyklus etwa 1,0s lang ist. Diese Artefakte stellen größere Probleme für die Bewertung von Kalkablagerungen am Herzen dar.

[0005] Zumindest ein weiteres bekanntes CT Bildgebungssystem reduziert durch Bewegung verursachte Bildartefakte, indem es die Daten schnell genug gewinnt, um die Herzbewegung wirksam quasi einzufrieren. Dieses Bildgebungssystem verwendet ein abtastendes (Raster-) Elektronenbündel, um eine sich bewegende Quelle von Röntgenstrahlen zu erzeugen, und zwar anstatt einer Röntgenquelle und eines Detektors auf einem sich drehenden Gestell. CT Bildgebungssysteme, die abtastende Elektronenbündel verwenden, sind jedoch ziemlich teuer und nicht in vielen Hospitälern verfügbar.

[0006] Es würde deshalb wünschenswert sein, Verfahren und Einrichtungen vorzusehen, welche durch Bewegung verursachte Artefakte überwinden, wie sie in Abbildungen erzeugt werden, die von CT Bildgebungssystemen mit relativ langsamen Abtast- und Detektionssystemen gewonnen werden, zum Beispiel solchen mit sich drehenden Gestellen. Es wäre weiterhin wünschenswert, Bewertungsverfahren und Einrichtungen für Kalkablagerungen am Herzen unter Verwendung solcher CT Bildgebungssysteme zu schaffen. Weiterhin wäre es wünschenswert, Verfahren und Einrichtungen bereitzustellen, die in einfacher Weise Kalkablagerungen erkennen und bewerten können, und zwar aus den kleinen inkrementellen Röntgenstrahlabschwächungen, wie sie von kleinen Mengen von Kalkablagerungen erzeugt werden.

[0007] Gemäß einem ersten Aspekt der Erfindung ist ein Verfahren zum Erzeugen von CT Bildern vom Herzen eines Patienten vorgesehen, die zur Bewertung von Kalkablagerungen geeignet sind, wobei das Herz einen Herzzyklus aufweist; Das Verfahren enthält die Schritte: Gewinnen von Daten, die ein erstes Prüf-abgetastetes CT Bild von physikalischen Orten des Patientenkörpers einschließlich wenigstens eines Teils des Patientenherzens an Phasen $\phi_1(L)$ des Herzzyklus darstellen; Gewinnen von Daten, die ein zweites Prüf-abgetastetes CT Bild von physikalischen Orten des Patientenkörpers einschließlich wenigstens eines Teils der Patientenherzens an Phasen $\phi_2(L)$ des Herzzyklus, die von $\phi_1(L)$ unterschiedlich

sind, darstellen; und Ermitteln eines Differenzbildes aus den gewonnenen Daten, die das erste Prüf-abgetastete CT Bild darstellen, und aus den gewonnenen Daten, die das zweite Prüf-abgetastete CT Bild darstellen.

[0008] Der Patient bzw. die Patientin kann dabei seinen oder ihren Atem während beider Bildgewinnungsschritte anhalten.

[0009] Das Verfahren kann den Schritt der Identifizierung von Kalkablagerungen auf Abschnitten des Differenzbildes vorsehen, die sich bewegenden Körperstrukturen des Patienten entsprechen.

[0010] Der Schritt des Identifizierens von Kalkablagerungen kann unter Verwendung einer Computer-Bildbearbeitung ausgeführt werden.

[0011] Die Identifizierung von Kalkablagerungen auf Abschnitten des Differenzbildes, die sich bewegenden Körperstrukturen des Patienten entsprechen, kann enthalten, daß Intensitäten von benachbarten Pixelgruppen des Differenzbildes verglichen werden, um Differenzen in der Intensität oberhalb eines Schwellenwertes zu identifizieren, welcher auf Kalkablagerung hinweist.

[0012] Die Identifizierung von Kalkablagerungen kann ferner die Bewertung eines Anteils von Kalkablagerungen gemäß den Unterschieden in den Bildintensitäten enthalten.

[0013] Das Verfahren kann ferner den Schritt der Verarbeitung des Differenzbildes enthalten, um die Erscheinungsform der Kalkablagerungen zu verstärken.

[0014] Das Verfahren kann ferner enthalten den Schritt des Überwachens eines EKG Signals von dem Herzen des Patienten, um Triggerzeitpunkte zu ermitteln für die Gewinnung der das erste Bild darstellenden Daten sowie der das zweite Bild darstellenden Daten bei verschiedenen Phasen des Herzzyklus.

[0015] Beide Schritte der Datengewinnung können zur selben Zeit durchgeführt werden unter Verwendung von verschiedenen Detektorreihen eines CT Bildgebungssystems mit mehrfachen Schnitten bzw. Slices.

[0016] Das CT Bildgebungssystem kann einen Tisch enthalten, der so konfiguriert ist, daß er den Patienten während einer Prüf-abtastung bewegt, und es kann ferner den Schritt des Einstellens einer Geschwindigkeit enthalten, mit der sich der Tisch während der Datengewinnungsschritte in Entsprechung zu einer Herzfrequenz des Patienten bewegt.

[0017] Das in Mehrfachschnittechnik ausgeführte CT Bildgebungssystem kann mindestens drei Detektorreihen aufweisen, und das Verfahren kann ferner die Schritte zur Gewinnung von Informationen hinsichtlich der Rauschabschätzung enthalten unter Einschluß von Daten, die ein drittes Prüf-abgetastetes Bild darstellen, sowie zur Gewinnung von Informationen zur Abschätzung des Hintergrundrauschens in dem Differenzbild unter Verwendung der Informationen zur Rauschabschätzung.

[0018] Gemäß einem zweiten Aspekt der Erfindung ist ein CT Bildgebungssystem zum Erhalten von Bildern vom Herzen eines Patienten vorgesehen, die für eine Bewertung der Kalkablagerung geeignet sind, wobei das Herz einen Herzzyklus aufweist. Das System ist konfiguriert zum: Gewinnen von Daten, die ein erstes Prüf-abgetastetes CT Bild von physikalischen Orten des Patientenkörpers einschließlich wenigstens eines Teils des Patientenherzens an Phasen $\phi_1(L)$ des Herzzyklus darstellen; Gewinnen von Daten, die ein zweites Prüf-abgetastetes CT Bild von physikalischen Orten des Patientenkörpers einschließlich wenigstens eines Teils des Patientenherzens an Phasen $\phi_2(L)$ des Herzzyklus, die von $\phi_1(L)$ unterschiedlich sind, darstellen; und Ermitteln eines Differenzbildes aus den gewonnenen Daten, die das erste Prüf-abgetastete CT Bild darstellen, und aus den gewonnenen Daten, die das zweite Prüf-abgetastete CT Bild darstellen.

[0019] Das System kann ferner konfiguriert werden zum Identifizieren von Kalkablagerungen auf Abschnitten des Differenzbildes, die sich bewegenden Körperstrukturen des Patienten entsprechen.

[0020] Das System kann konfiguriert werden zum Identifizieren von Kalkablagerungen unter Verwendung einer Computer-Bildbearbeitung.

[0021] Das System kann konfiguriert werden zum Identifizieren von Kalkablagerungen auf Abschnitten des Differenzbildes, die sich bewegenden Körperstrukturen des Patienten entsprechen, und kann konfiguriert werden zum Vergleichen von Intensitäten von benachbarten Pixelgruppen des Differenzbildes, um Differenzen in der Intensität oberhalb eines Schwellenwertes zu identifizieren, der Kalkablagerung anzeigt.

[0022] Das System kann konfiguriert werden zum Identifizieren von Kalkablagerungen, und es kann weiterhin konfiguriert werden, um eine Menge an Kalkablagerungen anhand von Differenzen in den Bildintensitäten zu bewerten.

[0023] Das System kann ferner konfiguriert werden, um das Differenzbild im Sinne einer Verstärkung der Erscheinungsform der Kalkablagerungen zu verarbeiten.

[0024] Das System kann ferner konfiguriert werden, um ein EKG Signal des Herzens von dem Patienten zu überwachen, um Triggerzeitpunkte für die Gewinnung von Daten zu bestimmen, die das erste Bild darstellen, sowie von Daten, die das zweite Bild darstellen, und zwar zu verschiedenen Phasen des Herzzyklus.

[0025] Das System kann einen Detektor mit mehrfachen Scheibchen bzw. Slices aufweisen und kann konfiguriert werden, um sowohl die das erste Bild darstellenden Daten als auch die das zweite Bild darstellenden Daten zur selben Zeit zu gewinnen, und zwar unter Verwendung verschiedener Detektorreihen des mit mehrfachen Slices aufgebauten Detektors.

[0026] Das System kann ferner einen Tisch enthalten, der so konfiguriert ist, daß er den Patienten während einer Prüf-Abtastung bewegt, und es kann ferner so konfiguriert werden, daß es eine Geschwindigkeit einstellt, mit der sich der Tisch in Entsprechung zu einer Herzfrequenz des Patienten während der Datengewinnung mittels Prüf-Abtastung bewegt.

[0027] Der Detektor mit mehrfachen Slices kann mindestens drei Detektorreihen enthalten, und das System kann ferner so konfiguriert werden, daß es Informationen bezüglich der Rauschabschätzung gewinnt unter Einschluß von Daten, die ein drittes Prüf-abgetastetes Bild darstellen, sowie um ein Hintergrundrauschen in dem Differenzbild abzuschätzen, und zwar unter Verwendung der Information zur Rauschabschätzung.

[0028] In einer Ausführung der vorliegenden Erfindung ist somit ein Verfahren vorgesehen zum Erzeugen von CT Bildern vom Herzen eines Patienten, die zur Bewertung von Kalkablagerungen geeignet sind, wobei das Herz einen Herzzyklus aufweist. Das Verfahren enthält die Schritte: des Gewinnens von Daten, die ein erstes Prüf-abgetastetes CT Bild von physikalischen Orten des Patientenkörpers einschließlich wenigstens eines Teils des Patientenherzens an Phasen $\phi_1(L)$ des Herzzyklus darstellen; des Gewinnens von Daten an physikalischen Orten L von Interesse, die ein zweites Prüf-abgetastetes CT Bild von physikalischen Orten des Patientenkörpers einschließlich wenigstens eines Teils des Patientenherzens an Phasen $\phi_2(L)$ des Herzzyklus, die von $\phi_1(L)$ unterschiedlich sind, darstellen; und des Ermitteln eines Differenzbildes aus den gewonnenen Daten, die das erste Prüf-abgetastete CT Bild darstellen, sowie aus den gewonnenen Daten, die das zweite Prüf-abgetastete CT Bild darstellen.

[0029] Die oben beschriebene Ausführung wird durch Bewegung verursachten Bildfehler bzw. Bildartefakte Herr, indem sie die Kalkablagerungssignale in einfacherer Weise beobachtbar macht als einen

Wechsel zwischen Bildern. Darüber hinaus sind selbst kleinere Mengen von Kalkablagerungen einfach identifizierbar und quantifizierbar, weil sich größere Variationen in den Röntgenabschwächungen, die sonst die Kalkablagerungen verbergen würden, (gegenseitig) aufheben.

[0030] Die Erfindung wird nun in größerem Detail anhand eines Beispiels unter Bezugnahme auf die Zeichnungen näher beschrieben. Es zeigen:

[0031] [Fig. 1](#) eine bildliche Ansicht eines CT Bildgebungssystems;

[0032] [Fig. 2](#) ein schematisches Blockschaltbild des in [Fig. 1](#) gezeigten Systems;

[0033] [Fig. 3](#) eine Darstellung eines Teils des in [Fig. 1](#) dargestellten Systems, das einen mittels des in [Fig. 1](#) gezeigten Tisches bewegten Patienten zeigt, während die Röntgenquelle sowie der Detektor während einer Prüf-Abtastung stationär bleiben;

[0034] [Fig. 4](#) eine Darstellung eines Prüfbildes, das die zeitlichen Beziehungen zwischen Datenstreifen zeigt, die das Prüfbild ausmachen;

[0035] [Fig. 5](#) eine vereinfachte grafische Darstellung eines Elektrokardiogramms, das durch Streifen dargestellte Zeiten in dem Prüfbild von [Fig. 4](#) sowie eine Beziehung zwischen einem ersten Prüfbild und einem zweiten Prüfbild in einer Ausführung der vorliegenden Erfindung zeigt;

[0036] [Fig. 6](#) eine vereinfachte grafische Darstellung der Intensität in Abhängigkeit von der Detektorposition in einer Spalte einer ersten Prüf-Abtastung;

[0037] [Fig. 7](#) eine vereinfachte grafische Darstellung der Intensität in Abhängigkeit von der Detektorposition in eine Spalte einer zweiten Prüf-Abtastung entsprechend dem in [Fig. 6](#) gezeigten Streifen;

[0038] [Fig. 8](#) eine Darstellung von einer Differenz zwischen den Intensitäten als Funktion der Detektorposition zwischen Daten, wie sie zum Beispiel in [Fig. 6](#) und [Fig. 7](#) dargestellt sind, wobei ein auf Kalk hinweisendes Signal in einer Ausführung der vorliegenden Erfindung isoliert wird. Die [Fig. 6](#), [Fig. 7](#) und [Fig. 8](#) sollten nicht notwendigerweise als im selben Maßstab gezeichnet angesehen werden.

[0039] [Fig. 9](#) eine Darstellung von Pixeln eines Bildes, das unter Verwendung der Bildverarbeitungstechniken nach einer Ausführung der vorliegenden Erfindung analysiert wurde.

[0040] Unter Bezugnahme auf die [Fig. 1](#) und [Fig. 2](#) ist ein Computertomografie (CT)-Bildgebungssystem **10** gezeigt, das ein Gestell **12** enthält, welches Sys-

tem repräsentativ ist für einen CT Scanner der "dritten Generation". Das Gestell **12** weist eine Röntgenquelle **14** auf, die ein Bündel von Röntgenstrahlen **16** in Richtung auf ein Detektorfeld **18** auf der gegenüberliegenden Seite des Gestells **12** projiziert. Das Detektorfeld **18** wird gebildet von Detektorelementen **20**, die zusammen die projizierten Röntgenstrahlen abfühlen, die durch ein Objekt **22**, zum Beispiel einen medizinischen Patienten, hindurchgehen. Das Detektorfeld **18** kann in Form einer Einzelschnitt- oder einer Mehrfachschnitt (slice) -Konfiguration hergestellt werden. Jedes Detektorelement **20** erzeugt ein elektrisches Signal, das die Intensität eines auftretenden Röntgenbündels repräsentiert und damit die Abschwächung bzw. Dämpfung des Bündels, wie es durch den Patienten **22** hindurchgeht. Um während eines Scans bzw. Abtastvorgangs Röntgenprojektionsdaten zu gewinnen, rotieren das Gestell **12** sowie die darauf angebrachten Komponenten um ein Rotationszentrum **24**.

[0041] Die Drehung des Gestells **12** sowie der Betrieb der Röntgenquelle **14** werden von einem Steuermechanismus **26** des CT Systems **10** gesteuert. Der Steuermechanismus **26** enthält eine Röntgensteuerung **28**, welche die Spannungsversorgung sowie Zeitsteuersignale für die Röntgenquelle **14** bereitstellt, und eine Gestellmotorsteuerung **30**, welche die Drehgeschwindigkeit und Position des Gestells **12** steuert. Ein Datengewinnungssystem (DAS) **32** im Steuermechanismus **26** tastet die analogen Daten von den Detektorelementen **20** ab und wandelt die Daten in digitale Signale für die nachfolgende Verarbeitung um. Ein sog. Bildrekonstruktor **34** empfängt die abgetasteten und digitalisierten Röntgenstrahlendaten vom DAS **32** und leistet die Bildrekonstruktion bzw. -erzeugung mit hoher Geschwindigkeit. Das rekonstruierte Bild wird als ein Eingang an einen Rechner **36** angelegt, der das Bild in einem Massenspeichergerät **38** speichert.

[0042] Der Rechner **36** erhält weiterhin Befehle und Abtastparameter von einem Bediener über die Konsole **40**, die eine Tastatur aufweist. Eine zugehörige Kathodenstrahlröhrenanzeige **42** erlaubt es dem Bediener, die rekonstruierten Bilddaten sowie andere Daten vom Rechner **36** zu beobachten. Die vom Bediener eingegebenen Befehle und Parameter werden vom Rechner **36** dazu benutzt, Steuersignale sowie Informationen zu liefern für das DAS **32**, für die Röntgensteuerung **28** sowie für die Gestellmotorsteuerung **30**. Zusätzlich betreibt der Rechner **36** eine Tischmotorsteuerung **44**, die einen mit einem Motor ausgestatteten Tisch **46** zur Positionierung eines Patienten **22** im Gestell **12** steuert. Im Einzelnen bewegt der Tisch **46** Abschnitte von dem Patienten **22** durch eine Gestellöffnung **48** längs einer z-Achse. In einigen von den unten beschriebenen Ausführungen werden Herzzyklen unter Verwendung einer EKG Einrichtung gemessen.

[0043] Eine in dem Herzsystem des Patienten **22** vorhandene Menge an Kalkablagerungen wird zuverlässig abgeschätzt aus Prüf- bzw. Erkundungsbildern, die in einer Ausführung der vorliegenden Erfindung mittels des CT Bildgebungssystems **10** gemacht werden. Der Patient **22** wird dahingehend instruiert, seinen oder ihren Atem anzuhalten, während Bilder von dem Herzen des Patienten **22** in einem Prüf- bzw. Erkundungsbetrieb für die Abbildung mittels des CT Bildgebungssystems abgetastet werden. Da der Patient **22** seinen Atem anhält, ist das einzige sich bewegende Objekt in dem Betrachtungsfeld bei der Abtastung das Herz von dem Patienten **22**. Es werden Daten für zwei Prüf-Abtastungen erhalten, und eine Differenz zwischen den Daten für die beiden Bilder wird benutzt, um eine sich nicht bewegende Körperstruktur zu entfernen und um eine Kalkablagerung hervorzuheben, wie das nachfolgend erläutert wird.

[0044] In einer Ausführung der Erfindung und unter Bezugnahme auf [Fig. 3](#) werden Prüf-abgetastete Daten von dem Patienten **22** gewonnen. Die Prüf-abgetasteten Daten werden gewonnen, indem man den Tisch **46** in einer z-Richtung durch die Gestellöffnung **48** bewegt, während das Gestell **12** stationär gehalten wird. Somit sind die Röntgenquelle **14** sowie das Detektorfeld **18** stationär, während Daten, wie sie zum Beispiel in [Fig. 4](#) dargestellt sind, gewonnen werden. Die gewonnenen Daten stellen ein CT Bild von einem Körperbereich des Patienten **22** dar. Jede Spalte bzw. jeder Streifen des Prüfbildes **52** repräsentiert die Röntgenschwächungsdaten, wie sie zu einem bestimmten Zeitpunkt erhalten werden. In einer Ausführung wird jeder Datenstreifen, zum Beispiel der Streifen **54** und der Streifen **56**, in ungefähr einer Millisekunde gewonnen. Somit wird jeder aufeinanderfolgende Streifen von gewonnenen Daten zu einer ein wenig versetzten Zeit abgetastet. In [Fig. 4](#) wird zum Beispiel der Streifen **54** zu einem Zeitpunkt t gewonnen und zwar bei einer Verschiebung p von einer Startposition der Prüf-Abtastung in einer z-Achsenrichtung. Der Streifen **56**, der unmittelbar benachbart zum Streifen **54** ist, wird zum Zeitpunkt $t+\Delta t$ gewonnen, wobei Δt etwa 1 Millisekunde beträgt. Der Streifen **56** ist bei einer Verschiebung $p+\Delta p$ von dem Startpunkt der Prüf-Abtastung lokalisiert. Ein vollständiges Prüf-Abtastbild **52**, das für die vorliegende Ausführung ausreichend ist, wird in ungefähr zwei oder drei Sekunden genommen. Es werden Daten, die physikalische Orte von einem Teil des Körpers des Patienten **22** einschließlich wenigstens eines Teils vom Herzen **58** darstellen, gewonnen und für die Bewertung einer Kalkablagerung am Herzen benutzt.

[0045] Es werden ebenfalls Daten gewonnen, die ein (nicht gezeigtes) zweites Prüfbild darstellen. Das zweite Prüf-Abtastbild wird in einer Weise gewonnen, die sicherstellt, daß entsprechende Streifen der zwei-

ten Prüf-Abtastung zu Zeitpunkten genommen werden, während denen sich das Herz **58** in einer unterschiedlichen Phase gegenüber dem ersten Prüfbild **52** befindet. Auf diese Weise werden Daten erhalten, die ein erstes und ein zweites Prüf-abgetastetes CT Bild von physikalischen Orten des Körpers von dem Patienten **22** darstellen. Die Daten für jeden physikalischen Ort werden zu unterschiedlichen Phasen des Herzzyklus in den beiden Bildern erhalten.

[0046] Unter Bezugnahme auf [Fig. 5](#) wird zum Beispiel der Streifen **54** von dem ersten Prüfbild **52** zu einer Zeit entsprechend der Phase **60** gerade vor der Systole **62** des EKG Signals **64** gewonnen. (Das EKG Signal **64** wird erhalten aus einer Überwachung des Herzens **58** des Patienten **22** unter Einsatz eines EKG Geräts **50**.) Der Streifen **56** des Prüfbilds **52** wird zu einem Zeitpunkt entsprechend der Phase **66** gewonnen. Das zweite Prüfbild wird einige Sekunden nach dem ersten Prüfbild **52** gemacht. Durch eine entsprechende Auswahl eines Startzeitpunkts für seine Gewinnung werden entsprechende Spalten des zweiten Prüfbilds in den Phasen **68** und **70** unmittelbar nach der Systole **72** gewonnen. Beide Prüfbilder werden mit derselben Geschwindigkeit gewonnen, ausgehend von derselben Position des Patienten **22**, und der Tisch **46** bewegt sich für jede Prüfbildgewinnung in dieser Ausführung mit derselben Geschwindigkeit und in derselben Richtung. Somit ist ein Starten von jeder Abtastung bei einer unterschiedlichen Phase des EKG Signals **64** ausreichend um sicherzustellen, daß entsprechende Streifen in den beiden Abtastungen unterschiedliche Phasen des Herzens **58** darstellen, und zwar unter der Annahme, daß das Herz **58** mit einer konstanten Frequenz schlägt. Diese Annahme ist anwendbar, weil der gesamte Vorgang in nur wenigen Sekunden abgeschlossen wird.

[0047] In einer Ausführung werden die Prüf-Abtastungen manuell gestartet. Zum Beispiel werden die Phasen des EKG Signals **64** von dem EKG Gerät **50** manuell überwacht, um die Triggerzeitpunkte für den Beginn jeder Prüf-abgetasteten Datengewinnung zu bestimmen. In einer anderen Ausführung werden die Abtastungen automatisch gestartet. Zum Beispiel ist der Rechner **36** des CT Bildgebungssystems **10** so konfiguriert, daß er das EKG Signal **64** oder ein Äquivalent davon für die Bestimmung der Triggerzeiten empfängt und überwacht.

[0048] Während der Abtastung hält der Patient **22** seinen oder ihren Atem an und verhält sich so ruhig wie möglich, um Abweichungen zwischen dem ersten und dem zweiten Prüfbild mit Ausnahme solcher mit der Herzbewegung zusammenhängender Abweichungen möglichst gering zu halten. Wegen der Kürze des Vorgangs ist es vernünftig, von den Patienten zu erwarten, daß sie ihren Atem während des Abtastens anhalten, und für die Patienten ist es zumutbar, dieser Anforderung nachzukommen.

[0049] Es wird dabei beobachtet werden, daß die Daten für jedes Prüfbild, zum Beispiel für das Bild **52**, zusammengesetzt sind und verschiedene Phasen des Herzens **58** darstellen. Jeder von den Daten des ersten Prüfbilds dargestellte physikalische Ort **L** wird bei einer Phase $\phi_1(L)$ des Herzzyklus gewonnen. Für das zweite Prüfbild werden die Daten für den Ort **L** bei einer Phase $\phi_2(L)$ gewonnen, wobei $\phi_1(L) \neq \phi_2(L)$ ist.

[0050] Wegen der Zeit, die der Tisch **46** braucht, um sich von einem Ende bei einer jeden Prüfabtastung zu dem anderen Ende zu bewegen, sind weder ϕ_1 noch ϕ_2 über jedes Prüfbild hinweg konstant. Ihre Differenz ist jedoch an jedem Ort **L** konstant oder nahezu konstant. Die vorliegende Erfindung nutzt in vorteilhafter Weise diese Differenz, um eine Kalkablagerung am Herzen in der Darstellung hervorzuheben.

[0051] Spalten bzw. Streifen von Intensitäts- (oder in äquivalenter Weise von Schwächungs-) Daten werden vom Detektorfeld **18** erhalten, während sich der Tisch **46** bewegt, um eine Prüf-Abtastung zu erhalten. Jeder Streifen, zum Beispiel der in [Fig. 4](#) gezeigte Streifen **54**, stellt Daten dar, die gleichzeitig von verschiedenen Detektorelementen **20** des Detektorfelds **18** erhalten werden. [Fig. 6](#) stellt eine Aufzeichnung von Intensitätsdaten dar, die für einen Streifen in einer ersten Prüf-Abtastung als Funktion der Position der Detektorelemente in den Streifen empfangen wurden. (Der Pfeil A ist in den [Fig. 6](#), [Fig. 7](#) und [Fig. 8](#) gezeigt, um einen Richtungsbezug im Hinblick auf [Fig. 4](#) vorzusehen. Es sollte jedoch nicht davon ausgegangen werden, daß die [Fig. 6](#), [Fig. 7](#) und [Fig. 8](#) notwendigerweise das in [Fig. 4](#) gezeigte Bild darstellen, noch sollte angenommen werden, daß die [Fig. 6](#), [Fig. 7](#) und [Fig. 8](#) im selben Maßstab gezeichnet sind.) Obwohl in [Fig. 6](#) Daten für eine herzmäßige Kalkablagerung vorliegen, ist ein solches Kalkablagerungssignal nicht unmittelbar offensichtlich. [Fig. 7](#) zeigt eine ähnliche Aufzeichnung von einem Streifen in einer zweiten Prüf-Abtastung des Patienten **22**, die Daten enthält, welche dieselben physikalischen Orte des Patienten darstellen, aber zu einer unterschiedlichen Phase im Herzzyklus vom Herzen **58**. Ein Beispiel für die Abweichungen zwischen den beiden Streifensignalen, zum Beispiel den von [Fig. 6](#) und von [Fig. 7](#), ist in [Fig. 8](#) aufgezeichnet. Da der Körper des Patienten **22** mit Ausnahme des Herzschlags **58** im wesentlichen bewegungslos ist (wenn man die Bewegung des Tisches **46** außer acht läßt), werden übereinander liegende, sich nicht bewegend Körperstrukturen des Patienten **22** bei einer Berechnung der Unterschiede zwischen den beiden Prüfbildern entfernt. Als Folge davon stellen die in [Fig. 8](#) gezeigten Signale im wesentlichen lediglich das sich bewegend Herz **58** dar. Da Kalkablagerungssignale stärker sind als solche von weichem Gewebe, und da Kalkablagerungen sich mit dem Herzen **58** zusammen bewegen, fallen Signale

von Kalkablagerungen, wie zum Beispiel die Spitze **74**, sehr deutlich auf. Wenn somit ein Differenzbild ermittelt wird aus den beiden Bildern, welche die in den [Fig. 6](#) und [Fig. 7](#) dargestellten Streifen enthalten, sind Spitzen, wie zum Beispiel die Spitze **74**, einfach zu sehen. Die Spitze **74** wird somit in einfacher Weise als eine Kalkablagerung auf einem Abschnitt des Bildes identifiziert, was einer sich bewegenden Körperstruktur des Patienten **22** entspricht. In einer Ausführung errechnet der Rechner **36** Differenzbilder und bringt die errechneten Differenzbilder auf einer CRT Anzeigevorrichtung **42** zur Darstellung. Eine Beurteilung der Kalkablagerung wird in einfacher Weise ermöglicht unter Benutzung dieser errechneten Differenzbilder, und zwar entweder manuell unter Verwendung einer Abbildung auf der CRT Anzeigevorrichtung **42** oder in automatischer Weise unter Einsatz von Bildverarbeitungstechniken.

[0052] In einer Ausführung werden Bildverarbeitungstechniken vom Rechner **36** angewendet, um Kalkablagerungsspitzen, zum Beispiel die Spitze **74**, weiter zu isolieren, zu identifizieren und zu bewerten. Es werden zum Beispiel die Intensitäten von kleinen Pixelgruppen **76** eines Differenzbildes **78**, teilweise gezeigt in [Fig. 9](#), verglichen mit den Intensitäten von benachbarten kleinen Pixelgruppen **80**, wobei sich der Ausdruck "kleine Pixelgruppe" entweder auf ein Pixel oder auf einige wenige Pixel in einem Haufen bzw. Cluster bezieht. Wenn eine Differenz ermittelt wird als größer als ein vorbestimmter Schwellenwert, der auf eine Kalkablagerung hinweist, werden von den Pixeln **76** dargestellte Stellen als Kalkablagerungsstellen für eine weitere Untersuchung identifiziert. In einer Ausführung werden die Ergebnisse aus dem Intensitätsvergleich direkt für die Bewertung einer Menge an Kalkablagerung gemäß den Abweichungen in den Bildintensitäten benutzt. Die Bewertungsergebnisse werden als eine Richtschnur für eine weitere Untersuchung verwendet.

[0053] In einer Ausführung wird ein Differenzbild mittels einer Bildverarbeitung verbessert, um die Augenscheinlichkeit der Kalkablagerung **74** zu verbessern, und zwar indem man zum Beispiel Algorithmen zur Kontrastverstärkung anwendet. Differenzverfahren oder andere Bildverarbeitungsverfahren, die für die Kontrastverstärkung benötigt werden, werden zum Beispiel implementiert in Form von Hardware, Software oder Firmware im Bildrekonstruktor **34** oder im Rechner **36** oder in beiden. In einer Ausführung ist der Rechner **36** so programmiert, daß er sowohl ein Differenzbild auf einer CRT **42** darstellt als auch automatisch mittels einer Analyse des Differenzbildes die Kalkablagerung **74** erkennt und bewertet.

[0054] In einer Ausführung werden die Abtastungen für die beiden Prüfbilder getriggert von dem EKG Signal **64** aus dem EKG Gerät **50**. Das EKG Signal wird an den Rechner **36** geliefert, der die Abtastung und

Gewinnung der Bilddaten in dem CT Bildgebungssystem **10** steuert. Der Rechner **36** stellt sicher, daß es sich bei den beiden genommenen Prüfbildern um Abbildungen von demselben Körperbereich des Patienten **22** handelt, und zwar indem er die Bewegung des Tisches **46** entsprechend steuert. Der Rechner **36** stellt weiterhin sicher, daß sich das Herz in einer unterschiedlichen Herzphase befindet, indem er die Abtastungen an verschiedenen Punkten in einem Herzzyklus startet.

[0055] Bei einer Ausführung, bei der es sich bei dem CT Bildgebungssystem um ein Mehrfachschnitt-Bildgebungssystem mit mehr als einer Reihe von Detektorelementen **20** handelt, werden ähnliche Prozeduren für die Bewegung des Tisches **46** vorgenommen. Es werden jedoch mehrere Differenzbilder erhalten, und zwar je eines für jede Reihe von Detektoren **18**.

[0056] In einer anderen Ausführung werden mehrfache Detektorreihen eines Detektors **16** in einem CT Mehrfachschnitt-Bildgebungssystem **10** in einem einzelnen Durchlauf benutzt, um ein Differenzbild zu erzeugen. Der Rechner **36** stellt während der Datengewinnung die Geschwindigkeit für die Bewegung des Tisches **46** derart ein, daß ein kleiner Zeitverzug zwischen der Gewinnung von Bilddaten von denselben Körperabschnitten des Patienten **22** über verschiedene Reihen des Detektorfeldes **18** auftritt. Der Rechner **36** wählt einen Wert der Zeitverzögerung entsprechend einer Herzschlagrate des Patienten **22** aus, die zum Beispiel von dem EKG Signal **64** bestimmt wird. Die Größe für den Zeitverzug wird so gewählt, um sicher zustellen, daß die Bilddaten von verschiedenen Reihen des Detektors **18** während verschiedener Abschnitte eines Herzzyklus gewonnen werden. Auf diese Weise werden von zwei unterschiedlichen Reihen eines Mehrfachschnittdetektors **18** gewonnene Bilddaten, die während eines einzelnen Durchlaufs einer Prüfabtastung erhalten werden, benutzt, um zwei geeignete Prüfbilder zu erhalten. Es wird ein Differenzbild für die Auswertung errechnet aus diesen Abschnitten der beiden Prüfbilder, die wenigstens einen Teil des Herzens **58** enthalten und die dieselben physikalischen Orte des Körpers von dem Patienten **22** darstellen. Nicht überlappende Abschnitte von jedem Bild, das von den beiden Reihen von Detektoren **18** gewonnen wurde, werden einfach ignoriert.

[0057] In einer weiteren Ausführung, die ein CT Mehrfachschnitt-Bildgebungssystem **10** mit mehr als zwei Detektorreihen verwendet, werden zusätzliche Informationen zur Abschätzung des Hintergrundrauschens erhalten. Zum Beispiel erhalten drei oder mehr Reihen von Detektoren drei oder mehr Prüfbilder, und zwar einschließlich von zwei Bildern zum Errechnen eines Differenzbildes, sowie von Informationen zur Abschätzung des Rauschens einschließlich wenigstens eines dritten Prüfbildes. Das Hinter-

grundrauschen in dem Differenzbild wird abgeschätzt und reduziert unter Verwendung der Informationen für die Rauschabschätzung sowie mittels standardmäßiger Signalverarbeitungstechniken.

[0058] Aus der vorhergehenden Beschreibung von verschiedenen Ausführungen der vorliegenden Erfindung ist ersicht, daß das Problem der durch Bewegung verursachten Artefakte in CT Bildgebungssystemen überwunden wird, und zwar speziell für die Zwecke einer Bewertung von Kalkablagerungen. Darüber hinaus wird durch eine Reduzierung oder Eliminierung von sich nicht bewegendenden Körperteilen in einem Differenzbild in einfacher Weise eine Bewertung von Kalkablagerungen erzielt, selbst wenn lediglich kleine inkrementelle Röntgenschwächungen durch die Kalkablagerung erzeugt werden.

Patentansprüche

1. Verfahren zum Erzeugen von CT Bildern vom Herzen (**58**) eines Patienten (**22**), die zur Bewertung von Kalkablagerungen geeignet sind, wobei das Verfahren die Schritte enthält:

Gewinnen von Daten, die ein erstes Prüf-abgetastetes CT Bild (**52**) von physikalischen Orten des Patientenkörpers einschließlich wenigstens eines Teils des Patientenherzens an Phasen $\phi_1(L)$ des Herzzyklus darstellen,
Gewinnen von Daten, die ein zweites Prüf-abgetastetes CT Bild von physikalischen Orten des Patientenkörpers einschließlich wenigstens eines Teils des Patientenherzens an Phasen $\phi_2(L)$ des Herzzyklus, die von $\phi_1(L)$ unterschiedlich sind, darstellen,
Ermitteln eines Differenzbildes (**78**) aus den gewonnenen Daten, die das erste Prüf-abgetastete CT Bild darstellen, und den gewonnenen Daten, die das zweite Prüf-abgetastete CT Bild darstellen.

2. Verfahren nach Anspruch 1, wobei der Patient seinen oder ihren Atem während beider Bildgewinnungsschritte anhält.

3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, wobei ferner der Schritt der Identifizierung von Kalkablagerungen auf Abschnitten (**74**) des Differenzbildes vorgesehen ist, die sich bewegendenden Körperstrukturen des Patienten entsprechen.

4. Verfahren nach Anspruch 3, wobei der Schritt des Identifizierens von Kalkablagerungen unter Verwendung einer Computer-Bildbearbeitung ausgeführt wird.

5. Verfahren nach Anspruch 3, wobei die Identifizierung von Kalkablagerungen auf Abschnitten des Differenzbildes, die sich bewegendenden Körperstrukturen des Patienten entsprechen, aufweist, dass Intensitäten von benachbarten Pixelgruppen (**76, 80**) des Differenzbildes verglichen werden, um Differenzen in

der Intensität oberhalb eines Schwellenwertes zu identifizieren, der Kalkablagerung anzeigt.

6. CT Bildgebungssystem (**10**) zum Erhalten von Bildern vom Herzen (**58**) eines Patienten (**22**), wobei das Herz einen Herzzyklus aufweist, wobei das System konfiguriert ist zum:

Gewinnen von Daten, die ein erstes Prüf-abgetastetes CT Bild (**52**) von physikalischen Orten des Patientenkörpers einschließlich wenigstens eines Teils des Patientenherzens an Phasen $\phi_1(L)$ des Herzzyklus darstellen,

Gewinnen von Daten, die ein zweites Prüf-abgetastetes CT Bild von physikalischen Orten des Patientenkörpers einschließlich wenigstens eines Teils des Patientenherzens an Phasen $\phi_2(L)$ des Herzzyklus, die von $\phi_1(L)$ unterschiedlich sind, darstellen, und
Ermitteln eines Differenzbildes (**78**) aus den gewonnenen Daten, die das erste Prüf-abgetastete CT Bild darstellen, und den gewonnenen Daten, die das zweite Prüf-abgetastete CT Bild darstellen.

7. System (**10**) nach Anspruch 6, ferner konfiguriert zum Identifizieren von Kalkablagerungen auf Abschnitten (**74**) des Differenzbildes, die sich bewegendenden Körperstrukturen des Patienten entsprechen.

8. System (**10**) nach Anspruch 7, konfiguriert zum Identifizieren von Kalkablagerungen unter Verwendung einer Computer-Bildbearbeitung.

9. System (**10**) nach Anspruch 7, wobei das System, das zum Identifizieren von Kalkablagerungen auf Abschnitten des Differenzbildes konfiguriert ist, die sich bewegendenden Körperstrukturen des Patienten entsprechen, enthält, dass das System konfiguriert ist zum Vergleichen von Intensitäten von benachbarten Pixelgruppen (**76, 80**) des Differenzbildes, um Differenzen in der Intensität oberhalb eines Schwellenwertes zu identifizieren, der Kalkablagerung anzeigt.

10. System (**10**) nach Anspruch 9, wobei das System, das zum Identifizieren von Kalkablagerungen konfiguriert ist, ferner enthält, dass das System zum Bewerten einer Menge an Kalkablagerung gemäss Differenzen in Bildintensitäten konfiguriert ist.

Es folgen 3 Blatt Zeichnungen

FIG.1

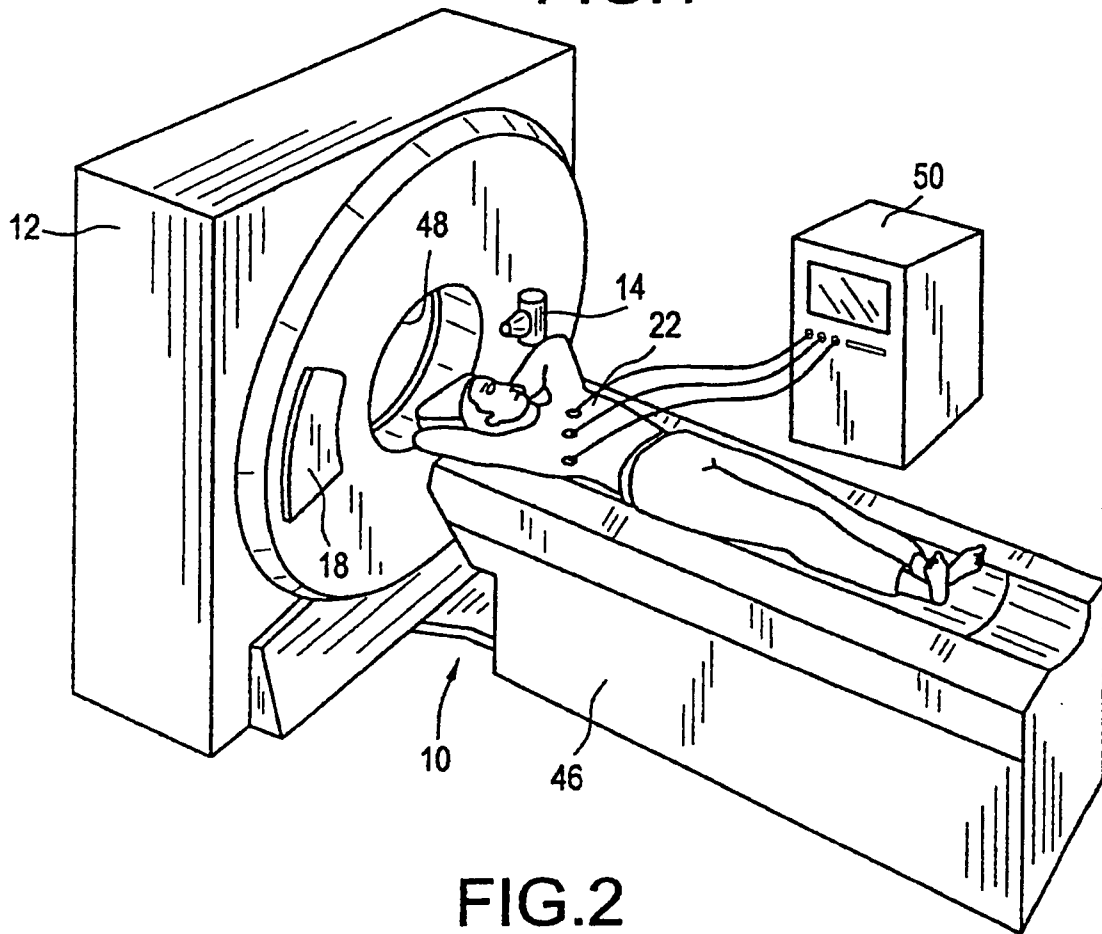


FIG.2

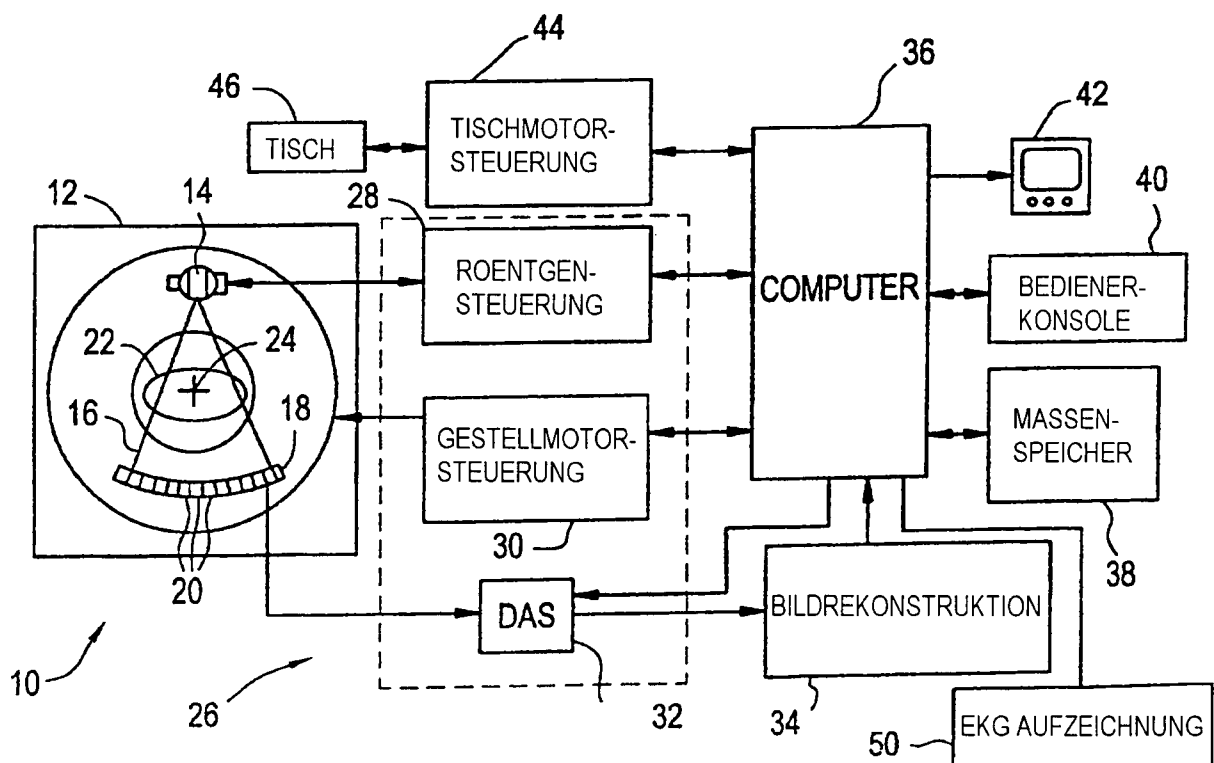


FIG. 3

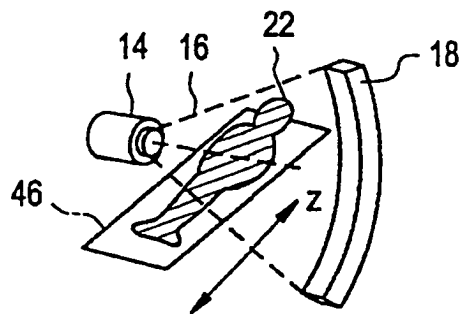


FIG. 4

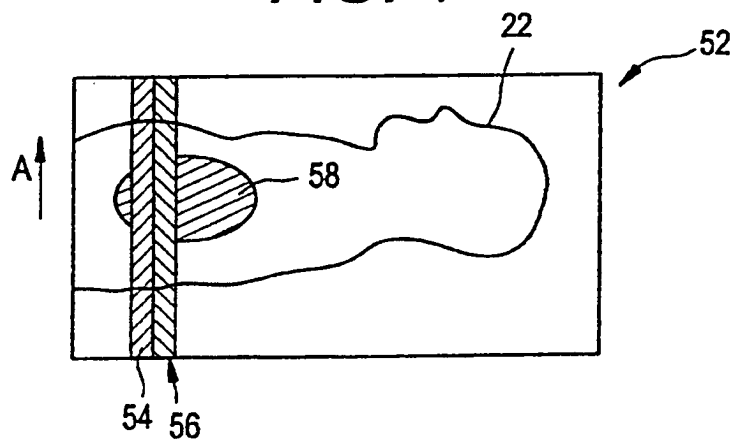


FIG. 5

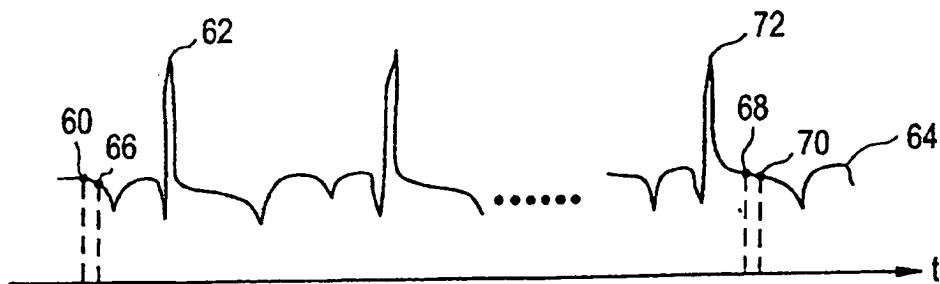


FIG. 6

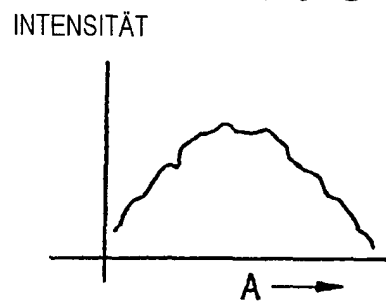


FIG. 7

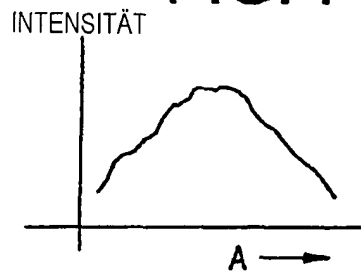


FIG. 8

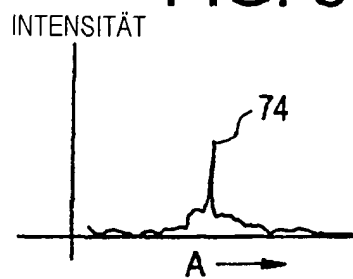


FIG. 9

