



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 600 29 078 T2** 2007.01.18

(12) **Übersetzung der europäischen Patentschrift**

(97) **EP 1 114 617 B1**

(51) Int Cl.⁸: **A61B 6/04** (2006.01)

(21) Deutsches Aktenzeichen: **600 29 078.6**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **00 311 550.8**

(96) Europäischer Anmeldetag: **21.12.2000**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **11.07.2001**

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: **28.06.2006**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **18.01.2007**

(30) Unionspriorität:

472254 27.12.1999 US

(84) Benannte Vertragsstaaten:

DE, NL

(73) Patentinhaber:

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

(72) Erfinder:

**Li, Jianying, New Berlin, Wisconsin 53151, US;
Toth, Thomas Louis, Brookfield, Wisconsin 53005,
US**

(74) Vertreter:

Rüger und Kollegen, 73728 Esslingen

(54) Bezeichnung: **Verfahren und Gerät zur automatischen Patientenpositionierung**

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 betrifft im Wesentlichen Computertomographie-(CT)-Bildgebung und insbesondere Verfahren und Vorrichtungen zur automatischen Positionierung eines Patienten für den Scanvorgang unter Verwendung von Vorscan-Erkundungsdaten.

[0002] In wenigstens einer bekannten Computertomographie-(CT)-Bildgebungssystemkonfiguration sendet eine Röntgenquelle ein fächerförmiges Strahlbündel aus, welches so kollimiert ist, dass es in einer X-Y-Ebene eines kartesischen Koordinatensystems und allgemein als "Abbildungsebene" bezeichneten Ebene liegt. Das Röntgenstrahlbündel durchtritt das abzubildende Objekt, wie z.B. einen Patienten. Das Strahlbündel trifft nach der Abschwächung auf eine Matrix von Strahlungsdetektoren auf. Die Intensität der bei der Detektormatrix empfangenen Bündelstrahlung hängt von der Abschwächung des Röntgenstrahlbündels durch das Objekt ab. Jedes Detektorelement erzeugt ein getrenntes elektrisches Signal, das ein Messwert der Strahlbündelabschwächung an der Detektorstelle ist. Die Abschwächungsmesswerte aus allen Detektoren werden getrennt erfasst, um ein Durchlässigkeitsprofil zu erzeugen.

[0003] In bekannten CT-Systemen der dritten Generation werden die Röntgenquelle und die Detektormatrix mit einem Portal innerhalb der Bildgebungsebene und um das abzubildende Objekt herum so gedreht, dass sich der Winkel, in welchem das Röntgenstrahlbündel das Objekt schneidet, konstant verändert. Eine Gruppe von Röntgenstrahlabschwächungsmesswerten, d.h. von Projektionsdaten aus der Detektormatrix bei einem Portalwinkel, wird als "Ansicht" bezeichnet. Ein "Scan" des Objektes umfasst einen Satz von Ansichten, die bei unterschiedlichen Portalwinkeln oder Ansichtswinkeln während einer Umdrehung der Röntgenquelle und des Detektors erzeugt wurden. In einem axialen Scan werden die Projektionsdaten verarbeitet, um ein Bild aufzubauen, das einer durch das Objekt hindurch aufgenommenen zweidimensionalen Scheibe entspricht. Ein Verfahren zum Rekonstruieren eines Bildes aus einem Satz von Projektionsdaten wird im Fachgebiet als gefilterte Rückprojektionstechnik bezeichnet. Dieser Prozess wandelt die Abschwächungsmessungen aus einem Scan in als "CT-Zahlen" oder "Hounsfield-Units" bezeichnete ganzzahlige Werte um, welche dazu genutzt werden, die Helligkeit eines entsprechenden Pixels auf einer Kathodenstrahlröhrenanzeige zu steuern.

[0004] Ein bereichsübersteuerndes Signal während der Datenerfassung kann Bildartefakte verursachen. Trotzdem ist es erwünscht, höhere Verstärkungsfaktoren in der Datenerfassung anzuwenden, um elektronisches Rauschen zu minimieren. Da eine Über-

steuerung am wahrscheinlichsten in der Mitte des Detektors auftritt, ist es möglich, eine Übersteuerung zu vermeiden, indem sichergestellt wird, dass der Patient einen Flächenbereich der Detektormitte blockiert. Es ist jedoch schwierig, den Patienten auf einem Tisch für den Scanvorgang zu zentrieren. Aufgrund unterschiedlicher Größen und Formen an unterschiedlichen Körperstellen ist es insbesondere schwierig, alle Körperteile gleichzeitig und ausreichend zu zentrieren, um eine Übersteuerung an der Detektormitte zu verhindern. Es wäre wünschenswert, ein Verfahren zur Zentrierung aller Körperteile des Patienten während des Scanvorgangs zu schaffen, um eine Übersteuerung zu verhindern.

[0005] US 5 457 724 A betrifft eine Computertomographie-(CT)-Bildgebungsvorrichtung und insbesondere die automatische Ermittlung eines Scan-Sichtfeldes, eines Anzeigesichtfeldes und von Patientenzentrierungsparametern vor dem Scannen.

[0006] US 4 481 657 A betrifft eine Patientenlagevorrichtung. Diese Veröffentlichung lehrt die automatische Durchführung einer Höhenanpassung, so dass das Isozentrum einem Pfad in Bezug auf die Lagerungseinrichtung folgt, die mit einer Linie parallel zu der Patientenlagerungseinrichtung zusammenfällt.

[0007] Es wird daher in einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung ein Verfahren zur automatischen Positionierung eines Objektes, wie z.B. eines Patienten, auf einen beweglichen Tisch unter Verwendung von Vorscan-Erkundungsdaten geschaffen. Ober- und Unterkanten und ein Mittelpunkt des Objektes werden als eine Funktion der Lage des Objektes in einer z-Achsenrichtung ermittelt. Mindestens ein Schwellenwert wird ermittelt, aus dem zu ermitteln ist, ob der Tisch zu bewegen ist. Der Tisch wird auf der Basis des Vergleichs der Schwellenwerte mit entsprechenden Abständen der Oberkante, der Unterkante und des Mittelpunktes des Objektes von Isozentrum automatisch neu positioniert.

[0008] Das vorstehend beschriebene Verfahren ermöglicht eine automatische und dynamische Einstellung der Tischhöhe auf eine Position, die eine Übersteuerung verhindert, während sie gleichzeitig die Verwendung von höheren Verstärkungen zur Reduzierung von Bildrauschen ermöglicht.

[0009] Eine Ausführungsform der Erfindung wird nun im Rahmen eines Beispiels unter Bezugnahme auf die beigefügten Zeichnungen beschrieben, in welchen:

[0010] [Fig. 1](#) eine bildliche Ansicht eines CT-Bildgebungssystems ist;

[0011] [Fig. 2](#) eine schematische Blockdarstellung

des in [Fig. 1](#) dargestellten Systems ist; und

[0012] [Fig. 3](#) eine graphische Darstellung ist, welche Zentrum, Ober- und Unterkanten eines Patienten als Funktionen der z-Richtung des Tisches darstellt.

[0013] In den [Fig. 1](#) und [Fig. 2](#) ist ein Computertomographie-(CT)-Bildgebungssystem **10** mit einem Portal **12** repräsentativ für einen CT-Scanner der "dritten Generation" dargestellt. Das Portal **12** besitzt eine Röntgenquelle **14**, die ein Bündel von Röntgenstrahlen **16** auf eine Detektormatrix **18** auf der gegenüberliegenden Seite des Portals **12** projiziert. Die Detektormatrix **18** wird durch Detektorelemente **20** gebildet, welche zusammen die projizierten Röntgenstrahlen erfassen, die durch ein Objekt **22**, wie z.B. einem medizinischen Patienten, hindurchtreten. Die Detektormatrix **18** kann in einer Einzelscheiben- oder Mehrscheibenkonfiguration hergestellt sein. Jedes Detektorelement **20** erzeugt ein elektrisches Signal, das die Intensität eines auftreffenden Röntgenstrahlbündels und somit die Abschwächung des Bündels bei dessen Durchtritt durch den Patienten **22** repräsentiert. Während eines Scanvorgangs zum Erfassen von Röntgenprojektionsdaten drehen sich das Portal **12** und die darauf montierten Komponenten um einen Drehmittelpunkt oder ein Isozentrum **24**.

[0014] Die Drehung des Portals **12** und der Betrieb der Röntgenquelle **14** werden von einem Steuermechanismus **26** des CT-Systems **10** gesteuert. Der Steuermechanismus **26** enthält eine Röntgenstrahlsteuerung **28**, die Energie- und Zeittaktsignale an eine Röntgenquelle **14** liefert, und eine Portalmotorsteuerung **30**, die die Drehgeschwindigkeit und die Position des Portals **12** steuert. Ein Datenerfassungssystem (DAS) **32** im Steuermechanismus **26** tastet analoge Daten aus den Detektorelementen **20** ab und wandelt die Daten in digitale Signale zur anschließenden Verarbeitung um. Eine Bildrekonstruktionseinrichtung **34** empfängt die abgetasteten und digitalisierten Röntgendaten aus dem DAS **32** und führt eine Hochgeschwindigkeits-Bildrekonstruktion durch. Das rekonstruierte Bild wird als eine Eingabegröße an einen Computer **36** gegeben, der das Bild in einer Massenspeichervorrichtung **38** speichert.

[0015] Der Computer **36** empfängt auch Befehle und Abtastparameter von einer Bedienungsperson über eine Konsole **40**, die eine Tastatur aufweist. Eine zugeordnete Kathodenstrahlröhrenanzeige **42** ermöglicht es der Bedienposition, das rekonstruierte Bild und weitere Daten aus dem Computer **36** zu betrachten. Die von der Bedienposition gelieferten Befehle und Parameter werden von dem Computer **36** genutzt, um Steuersignale und Information an das DAS **32**, die Röntgensteuerung **28** und Portalmotorsteuerung **30** zu liefern. Zusätzlich betreibt der Computer **36** eine Tischmotorsteuerung **44**, welche einen motorisierten Tisch **46** so steuert, dass er den Patienten

ten **22** im Portal **12** positioniert. Insbesondere bewegt der Tisch **46** Abschnitte des Patienten **22** durch die Portalöffnung **48**. Der Tisch **46** ist durch die Portalöffnung **48** entlang einer z-Achsenrichtung bewegbar.

[0016] In einer Ausführungsform umfasst ein Verfahren zum automatischen Positionieren eines Patienten für den Scanvorgang einen Erkundungs-Scanvorgang des Patienten **22** vor der Durchführung regulärer Scanvorgänge. Gemäß Darstellung in [Fig. 3](#) werden Ober- und Unterkanten des Patienten **22** $H_i(z)$ und $L_o(z)$ aus Erkundungs-Scandaten ermittelt. $H_i(z)$, $L_o(z)$ und $C(z)$ werden als Funktionen der Tischposition in der z-Achsenrichtung ermittelt. Ein Scanbereich S_r wird ebenfalls aus den Erkundungs-Scandaten ermittelt und ist in [Fig. 3](#) beispielsweise zwischen den Tischpositionen z_1 und z_2 dargestellt.

[0017] Das Bildgebungssystem **10** ermittelt dann einen Abstand $\Delta C(z)$ zwischen dem Zentrum $C(z)$ des Patienten **22** und dem Isozentrum **24**, einen Abstands $\Delta A_H(z)$ zwischen der Oberkante $H_i(z)$ des Patienten **22** und dem ISO-Zentrum **24**, und eines Abstands $\Delta A_L(z)$ zwischen der Unterkante $L_o(z)$ des Patienten **22** und dem ISO-Zentrum **24** jeweils:

$$\Delta C(z) = C(z) - \text{ISO } z_1 < z < z_2$$

$$\Delta A_H(z) = H_i(z) - \text{ISO } z_1 < z < z_2$$

$$\Delta A_L(z) = \text{ISO} - L_o(z) \quad z_1 < z < z_2$$

wobei z_1 und z_2 Grenzen des Scanbereichs darstellen und ISO das Isozentrum **24** darstellt. Ein Maximum des Abstandes $\Delta C(z)$ und Minima der Abstände $\Delta A_H(z)$ und $\Delta A_L(z)$ werden dann gemäß:

$$\Delta C(\max) = \text{MAX}(\Delta C(z))$$

$$\Delta A_H(\min) = \text{MIN}(\Delta A_H(z))$$

$$\Delta A_L(\min) = \text{MIN}(\Delta A_L(z)).$$

ermittelt.

[0018] Schwellenwerte V_1 und V_2 werden dann aus voreingestellten Verstärkungen des DAS **32** ermittelt und dazu genutzt, um beispielsweise zu ermitteln, ob der Patient **22** zu bewegen ist und wie weit gemäß:

IF $\Delta C(\max) < V_1$ THEN Nicht bewegen, ELSE

IF $\Delta A_H(\min) > V_2$ AND $\Delta A_L(\min) > V_2$ THEN Nicht bewegen, ELSE

IF $\Delta A_H(\min) < V_2$ THEN Bewege Tisch AUFWÄRTS um $(V_2 - \Delta A_H(\min))$

IF $\Delta A_L(\min) < V_2$ THEN Bewege Tisch ABWÄRTS um

$(V_2 - \Delta A_L(\min))$

[0019] Wenn der Tisch **46** bewegt worden ist, wird die Richtigkeit oder Falschheit des nachstehenden Vergleichs nochmals ermittelt:

$IF \Delta A_H(\min) > V_2 \text{ AND } \Delta A_L(\min) > V_2$

[0020] Wenn die vorgenannte Anweisung nicht zutrifft, kann es ratsam sein, den Scanbereich SR in Unterbereiche zu unterteilen, wobei jeder Unterbereich seine eigenen geeigneten Schwellenwerte besitzt.

[0021] Das vorstehend beschriebene Verfahren wird in einer Ausführungsform verwendet, um den Tisch **46** in einer Aufwärts- und Abwärts-, d.h., in einer y-Achsenrichtung konstant während des Scannens so zu bewegen, dass der Patient **22** immer zentriert ist. In einer weiteren Ausführungsform wird ein Scanbereich in Unterbereiche unterteilt, welche unterschiedliche Tischhöhen erfordern. Geeignete Schwellenwerte werden dann so ausgewählt, dass die Tischhöhe über einen spezifischen Scan-Unterbereich konstant gehalten wird, während gleichzeitig eine optimale Patientenposition eingehalten wird. Unterschiedliche Bilder werden dann gemäß der Tischbewegung rekonstruiert, um einen (nicht dargestellten) Bildsatz zu erzeugen, der in der y-Achsenrichtung so ausgerichtet ist, als ob sich der Tisch nicht bewegt hätte. Die vorstehend beschriebene Ausführungsform kann auch verwendet werden, um die linke und rechte Positionierung des Patienten einzurichten, um die Zentrierung sicherzustellen, wenn der Patient auf der Seite positioniert ist. Die vorstehend beschriebene Ausführungsform ermöglicht die Verwendung von höheren DAS-Verstärkungsfaktoren, um das Bildrauschen bei gleichzeitiger Vermeidung von Übersteuerung zu reduzieren.

[0022] Obwohl spezielle Ausführungsformen der Erfindung beschrieben und im Detail dargestellt wurden, dürfte es sich klar verstehen, dass dieselben nur zur Veranschaulichung und als Beispiel gedacht sind und nicht als Einschränkung zu betrachten sind. Die Schwellenwerte V_1 und V_2 sind lediglich exemplarisch und in weiteren Ausführungsformen werden Sätze von Schwellenwerten oder nur ein einzelner Schwellenwert verwendet. Die Erfindung kann unter Verwendung von Hardware, Software, Firmware oder Kombinationen davon implementiert werden. Obwohl die Erfindung unter Bezugnahme auf ein CT-System beschrieben wurde, kann die Erfindung mit anderen Arten von Bildgebungssystemen verwendet werden. Zusätzlich ist das hierin beschriebene CT-System ein System der "dritten Generation", in welchem die Röntgenquelle und der Detektor mit dem Portal rotieren. Viele weitere CT-Systeme einschließlich Systemen der "vierten Generation", in welcher der Detektor ein stationärer Vollringdetektor ist und nur die Röntgenquelle mit dem Portal rotiert, können verwendet

werden, wenn die individuellen Detektorelemente korrigiert werden, um im Wesentlichen gleichmäßige Antworten auf ein gegebenes Röntgenstrahlbündel zu liefern. Ferner führt das hierin beschriebene System einen axialen Scan aus; die Erfindung kann jedoch auch bei einem schraubenartigen Scan angewendet werden.

Bezugszeichenliste

Fig. 2

28	RÖNTGENSTEUERUNG
30	PORTALMOTORSTEUERUNG
32	DAS
34	BILDREKONSTRUKTIONSEINRICHTUNG
36	MASSENSPEICHER
40	BEDIENERKONSOLE
44	TISCHMOTORSTEUERUNG
46	TISCH

Fig. 3

A	SCANBEREICH SR
B	$H_1(z)$ -OBERKANTE DER PROJEKTION
C	C_z -PATIENTENMITTE
D	$L_0(z)$ -UNTERKANTE DER PROJEKTION
E	TISCHRICHTUNG (z)

Patentansprüche

1. Verfahren für den Betrieb eines Bildgebungssystems (**10**) zum Abbilden eines Objekts (**22**), wobei das Bildgebungssystem ein Isozentrum (**24**) hat und einen das Objekt lagernden Tisch (**46**) enthält, wobei der Tisch in einer z-Achsen-Richtung verschiebbar ist, und das Verfahren die Schritte aufweist:

Ermitteln einer Objektoberkante und einer Objektunterkante und einer Objektmittelpunktlage als eine Funktion der Objektlage in der z-Achsen-Richtung; Ermitteln wenigstens eines Schwellenwerts, aus welchem zu ermitteln ist, ob der Tisch zu bewegen ist; gekennzeichnet durch

automatisches Neupositionieren des Tisches auf der Basis eines Vergleichs des wenigstens einen Schwellenwertes mit entsprechenden Abständen der Oberkante, der Unterkante und des Mittelpunkts des Objekts von dem Isozentrum.

2. Verfahren nach Anspruch 1, wobei der Schritt der automatischen Neupositionierung des Tisches (**46**) auf der Basis eines Vergleichs des wenigstens einen Schwellenwertes mit entsprechenden Abständen der Oberkante, der Unterkante und des Mittelpunkts des Objekts (**22**) von dem Isozentrum die Schritte aufweist:

Ermitteln eines Abstands $\Delta C(z)$ zwischen dem Objektzentrum (C_z) und dem Isozentrum ISO (**24**), eines Abstands $\Delta A_H(z)$ zwischen der Objektoberkante $H_i(z)$ und dem ISO-Zentrum ISO, und eines Abstands

$\Delta A_L(z)$ zwischen der Objektunterkante $Lo(z)$ und dem ISO-Zentrum ISO jeweils gemäß:

$$\Delta C(z) = C(z) - \text{ISO} \quad z_1 < z < z_2$$

$$\Delta A_H(z) = Hi(z) - \text{ISO} \quad z_1 < z < z_2$$

$$\Delta A_L(z) = \text{ISO} - Lo(z) \quad z_1 < z < z_2$$

wobei z_1 und z_2 Grenzen des Scan-Bereichs darstellen; und

Ermitteln eines maximalen $\Delta C(z)$, eines minimalen $\Delta A_H(z)$, und eines minimalen $\Delta A_L(z)$ gemäß:

$$\Delta C(\max) = \text{MAX}(\Delta C(z))$$

$$\Delta A_H(\min) = \text{MIN}(\Delta A_H(z))$$

$$\Delta A_L(\min) = \text{MIN}(\Delta A_L(z)).$$

3. Verfahren nach Anspruch 1, wobei der wenigstens eine Schwellenwert Schwellenwerte V_1 und V_2 enthält, der Tisch (**46**) in Aufwärts- und Abwärtsrichtungen bewegbar ist, und das Verfahren ferner den Schritt der Ermittlung, ob der Tisch zu bewegen ist, aufweist, indem die Schwellenwerte V_1 und V_2 verglichen werden gemäß:

IF $\Delta C(\max) < V_1$ THEN Nicht bewegen, ELSE

IF $\Delta A_H(\min) > V_2$ AND $\Delta A_L(\min) > V_2$ THEN Nicht bewegen, ELSE

IF $\Delta A_H(\min) < V_2$ THEN Bewege Tisch AUFWÄRTS um $(V_2 - \Delta A_H(\min))$

IF $\Delta A_L(\min) < V_2$ THEN Bewege Tisch ABWÄRTS um $(V_2 - \Delta A_L(\min))$.

4. Verfahren nach Anspruch 1, wobei die Ermittlung einer Oberkante des Objekts (**22**), einer Objektunterkante und einer Objektmittelpunktlage in der z-Achsen-Richtung den Schritt der Durchführung eines Erkundungs-Scans über das Objekt beinhaltet.

5. Verfahren nach Anspruch 1, wobei das Bildgebungssystem (**10**) dafür konfiguriert ist, Verstärkungsfaktoren in der Datenerfassung anzuwenden, und der wenigstens eine Schwellenwert in Abhängigkeit von einem Erfassungsverstärkungsfaktor festgelegt wird.

6. Verfahren nach Anspruch 1, welches ferner den Schritt der Neupositionierung (**29**) des Objekts (**22**) auf der Basis eines Vergleichs des wenigstens einen Schwellenwerts mit Abständen der Oberkante, Unterkante und des Mittelpunktes des Objektes von dem ISO-Zentrum (**24**) aufweist.

7. Bildgebungssystem (**10**), das einen bewegli-

chen Tisch (**46**) mit einer z-Achsen-Bewegungsrichtung aufweist, wobei der Tisch dafür konfiguriert ist, ein Objekt (**22**) zum Scannen zu lagern, das Bildgebungssystem ein Isozentrum (**24**) besitzt und dafür konfiguriert ist:

eine Objektoberkante, eine Objektunterkante und eine Objektmittelpunktlage als eine Funktion der Objektlage in der z-Achsen-Richtung zu ermitteln; und

wenigstens einen Schwellenwert zu ermitteln, aus welchem zu ermitteln ist, ob der Tisch zu verschieben ist; gekennzeichnet durch

die automatische Neupositionierung des Tisches auf der Basis eines Vergleichs des wenigstens einen Schwellenwerts mit entsprechenden Abständen der Objektoberkante, der Unterkante und des Mittelpunkts von dem ISO-Zentrum.

8. System (**10**) gemäß Anspruch 7, wobei das System dafür konfiguriert ist, automatisch den Tisch (**46**) auf der Basis eines Vergleichs des wenigstens einen Schwellenwerts mit entsprechenden Abständen der Oberkante, der Unterkante und des Mittelpunkts des Objektes (**22**) von dem ISO-Zentrum neu zu positionieren, wobei das System dafür konfiguriert ist:

einen Abstand $\Delta C(z)$ zwischen dem Objektzentrum (Cz) und dem Isozentrum ISO, einen Abstand $\Delta A_H(z)$ zwischen der Objektoberkante $Hi(z)$ und dem ISO-Zentrum ISO, und einen Abstand $\Delta A_L(z)$ zwischen der Objektunterkante $Lo(z)$ und dem ISO-Zentrum ISO, jeweils gemäß:

$$\Delta C(z) = C(z) - \text{ISO} \quad z_1 < z < z_2$$

$$\Delta A_H(z) = Hi(z) - \text{ISO} \quad z_1 < z < z_2$$

$$\Delta A_L(z) = \text{ISO} - Lo(z) \quad z_1 < z < z_2$$

zu ermitteln, wobei z_1 und z_2 Grenzen des Scan-Bereichs darstellen; und

ein maximales $\Delta C(z)$, ein minimales $\Delta A_H(z)$, und ein minimales $\Delta A_L(z)$ gemäß:

$$\Delta C(\max) = \text{MAX}(\Delta C(z))$$

$$\Delta A_H(\min) = \text{MIN}(\Delta A_H(z))$$

$$\Delta A_L(\min) = \text{MIN}(\Delta A_L(z))$$

zu ermitteln.

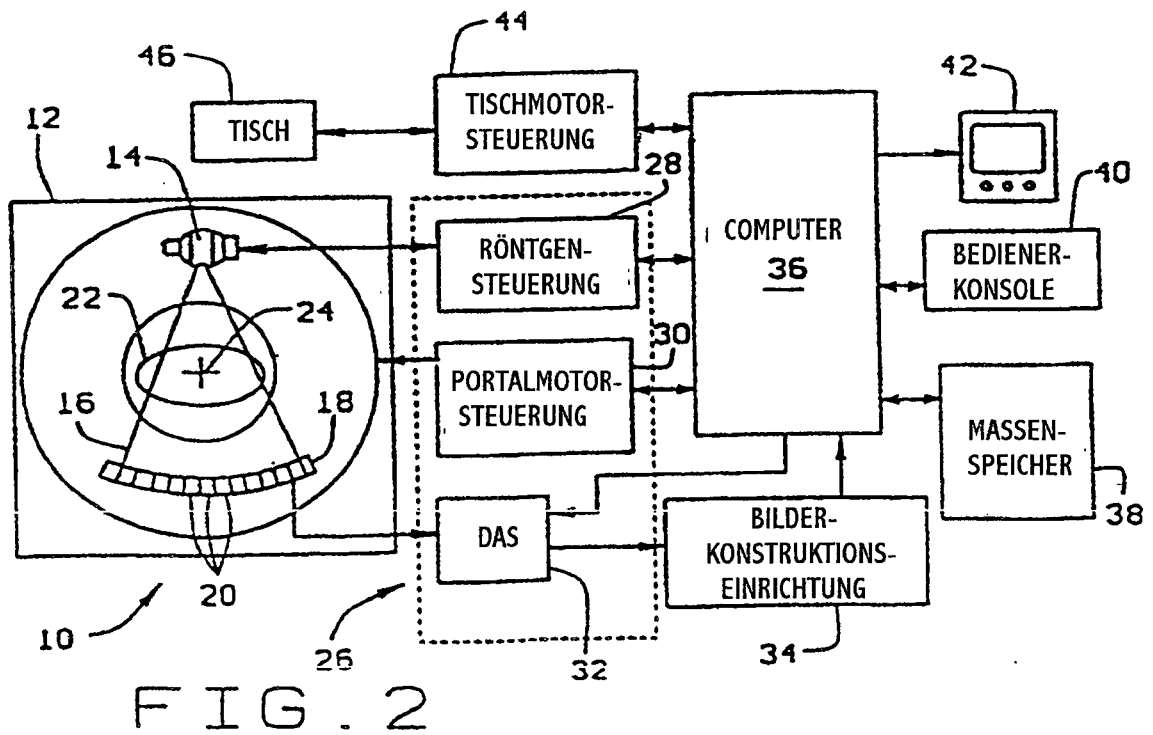
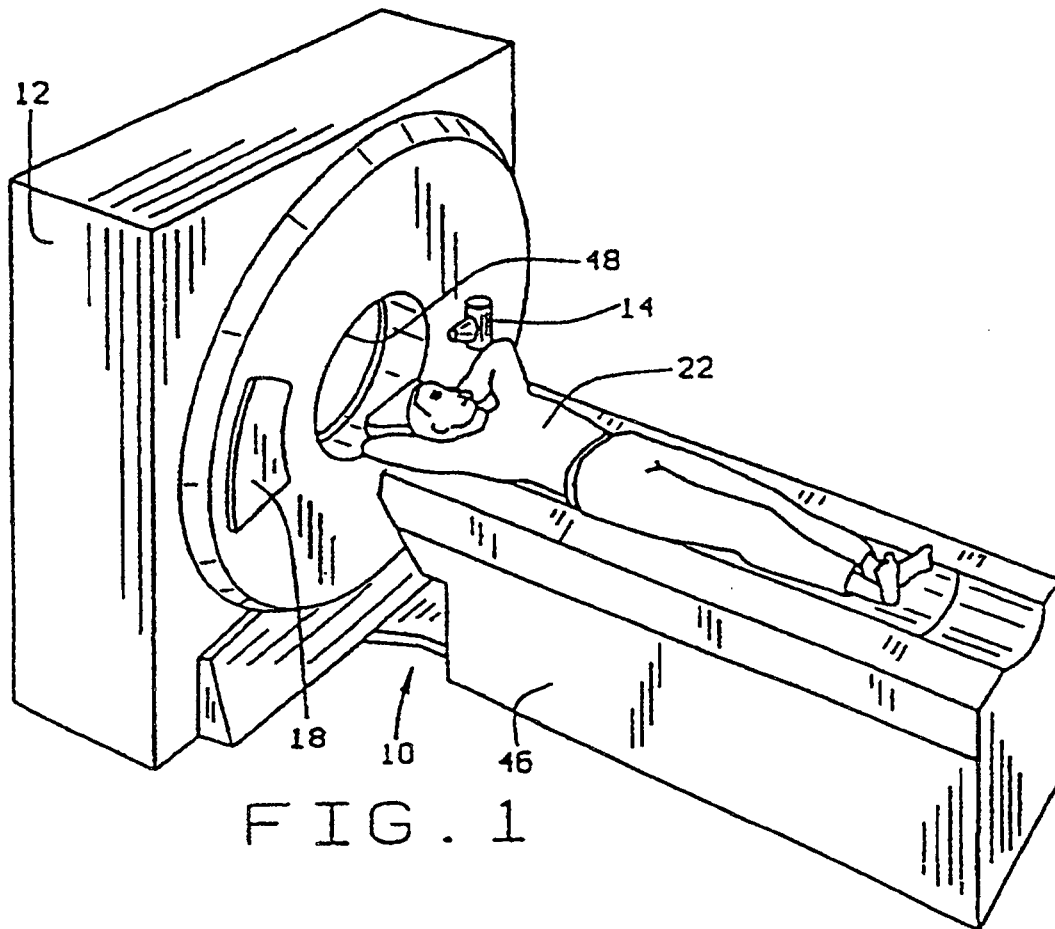
9. System (**10**) nach Anspruch 7, wobei das System dafür konfiguriert ist, eine Oberkante des Objekts (**22**), eine Objektunterkante und eine Objektmittelpunktlage in der z-Achsen-Richtung zu ermitteln, wobei das System dafür konfiguriert ist, einen Erkundungs-Scans über das Objekt auszuführen.

10. System (**10**) nach Anspruch 7, das dafür kon-

figuriert ist, Verstärkungsfaktoren in der Datenerfassung anzuwenden, und den wenigstens einen Schwellenwert in Abhängigkeit von Erfassungsverstärkungsfaktoren festzulegen.

Es folgen 2 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen



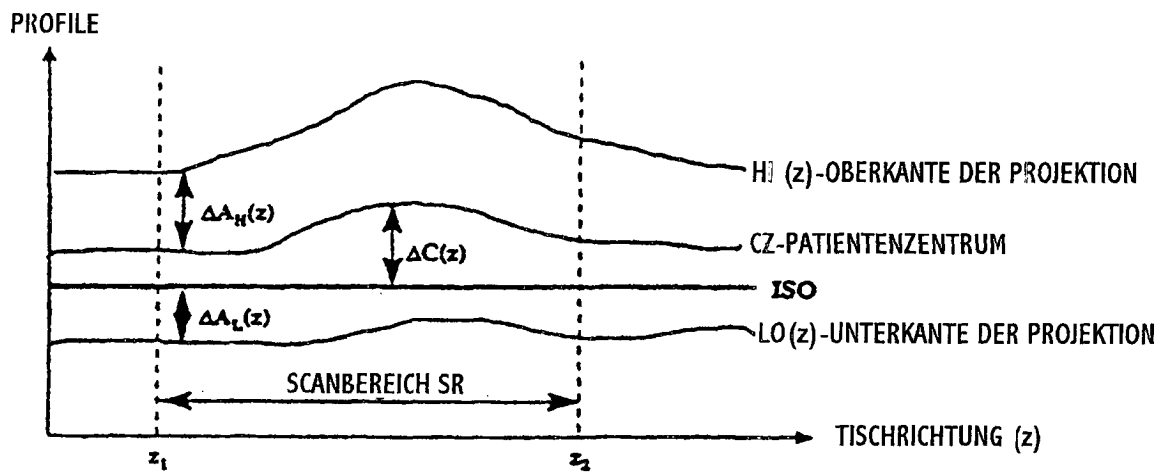


FIG. 3