



(19)  
Bundesrepublik Deutschland  
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 103 58 158 A1** 2004.06.24

(12)

## Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: **103 58 158.8**

(22) Anmeldetag: **10.12.2003**

(43) Offenlegungstag: **24.06.2004**

(51) Int Cl.<sup>7</sup>: **A61B 6/00**  
**G06T 17/00**

(30) Unionspriorität:

**0216078 16.12.2002 FR**

(74) Vertreter:

**Rüger und Kollegen, 73728 Esslingen**

(71) Anmelder:

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

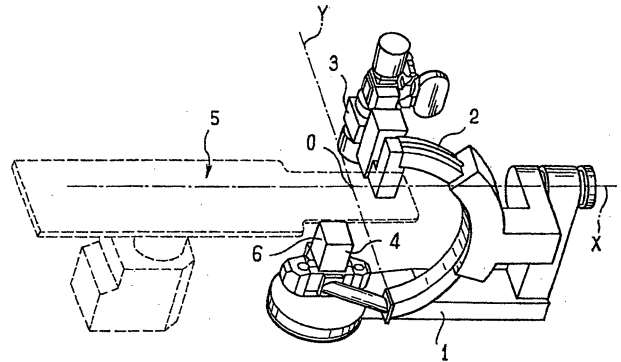
(72) Erfinder:

**Pescatore, Jeremie, Paris, FR; Riddell, Cyril, Paris,  
FR; Troussel, Yves, Palaiseau, FR; Vaillant, Regis,  
Villebon Sur Yvette, FR**

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

(54) Bezeichnung: **Verfahren und Vorrichtung zur Kalibrierung einer radiologischen bildgebenden Vorrichtung**

(57) Zusammenfassung: Auf dem Gebiet der medizinischen Bildgebung geht es um eine Minimierung der Akquisitionen, die zur Kalibrierung einer radiologischen Vorrichtung (2, 3, 4) erforderlich sind. Die Kalibrierung der radiologischen bildgebenden Vorrichtung wird dadurch erzielt, dass die Vorrichtung bezüglich eines Kalibrierungsobjekts (7) bewegt wird und eine Reihe von Akquisitionen ausgeführt wird, wobei jede Akquisition einer Kalibrierungsstellung ( $x$ ) der Vorrichtung zugeordnet ist. Basierend auf den ausgeführten Akquisitionen werden die jeder Kalibrierungsstellung ( $x$ ) der Vorrichtung zugeordneten Projektionsparameter ( $a_{x1}$ ,  $p_{x1}$ ) bestimmt. Für eine zusätzliche Stellung ( $y$ ), die während der Akquisition von der Vorrichtung nicht berücksichtigt worden ist, werden die dieser zusätzlichen Stellung zugeordneten Projektionsparameterwerte ( $a_{y1}$ ,  $p_{y1}$ ) entsprechend den den Kalibrierungsstellungen ( $x_i$ ) zugeordneten Parametern ( $a_{x1}$ ,  $p_{x1}$ ) bestimmt.



**Beschreibung****Hintergrund der Erfindung**

[0001] Die Erfindung und deren Ausführungsformen betreffen ein medizinisches Gebiet und zwar insbesondere das Gebiet radiologischer bildgebender Vorrichtungen. Diese Vorrichtungen verfügen über Mittel zur Aussendung einer Strahlung, wie etwa eine Röntgenstrahlquelle und über Mittel, um ein Bild zu erfassen oder zu akquirieren, wie etwa einen Bilddetektor, die jeweils an einem Ende eines C-förmigen Armes angebracht sind, wobei das Objekt, von dem ein Bild aufgenommen werden soll zwischen die beiden Seiten des Armes gelegt wird. Die Bilder werden von dem Detektor aufgenommen während der Arm um das Objekt umläuft, und demgemäß entsprechen die einzelnen Akquisitionen verschiedenen Blickpunkten auf das Objekt. Verarbeitungsmittel erlauben es, aus den akquirierten zweidimensionalen Bildern ein dreidimensionales Modell des Objekts zu rekonstruieren. Diese Rekonstruktion geht von der Voraussetzung aus, dass sowohl die verschiedenen Stellungen der Vorrichtung als auch deren wesentliche geometrischen Merkmale präzise bekannt sind.

[0002] Das so erhaltene dreidimensionale Modell kann von einem Heilkundigen, wie einem Chirurgen, vor einer Operation dazu benutzt werden, sich mit dem Teil der Anatomie vertraut zu machen, an dem die Operation beabsichtigt ist. Das dreidimensionale Modell kann auch während der Operation benutzt werden. Zu diesem Zwecke verfügt der Heilkundige über Geräte, die es erlauben die zweidimensionalen Ansichten des jeweiligen Teils der Anatomie in Echtzeit darzustellen, wobei diese Ansichten aus dem dreidimensionalen Modell berechnet werden.

[0003] Die Rekonstruktion des dreidimensionalen Modells setzt voraus, dass die bildgebende Vorrichtung vorher „geometrisch kalibriert“ wird. Diese Kalibrierung erlaubt es, den dreidimensionalen Raum mit der von den verschiedenen zweidimensionalen Projektionen gelieferten zweidimensionalen Information zu verknüpfen. Ist die Kalibrierung unpräzise, kommen diese Unvollkommenheiten in der Qualität des rekonstruierten dreidimensionalen Modells zum Ausdruck.

[0004] Bei einer bekannten Kalibrierungstechnik werden Markierungen innerhalb eines auf ein Geist- oder Phantombild aufgelegten Röntgenstrahlungsfeldes angebracht, die als Markierungen im Raum wirken, und es wird außerdem eine Reihe von Akquisitionen durchgeführt. Da die jeweilige Position dieser Markierungen in dem dreidimensionalen Raum bekannt ist, kann die Geometrie der Akquisition bei jeder Projektion durch Umkehrung (Inversion) eines Gleichungssystems ermittelt werden, das aus der Stellung der Markierungen auf den projizierten Bildern abgeleitet ist. Eine Technik dieser Art ist z.B. in der US-A 5,442,674 beschrieben.

[0005] Allgemein wird bei der Aufnahme eines Bildes eines Teils der Anatomie die Vorrichtung veranlasst, eine Serie von Akquisitionen unter den gleichen geometrischen Bedingungen wie bei der Serie von Kalibrierungsakquisitionen auszuführen, so dass die Geometrie jeder Akquisition genau bekannt ist. Dies ist deshalb möglich, weil die Bewegungen des C-förmigen Armes wiederholt werden können.

[0006] Wenn jedoch die Akquisitionen des Teils der Anatomie nicht unter den gleichen geometrischen Bedingungen wie bei den Kalibrierungsakquisitionen (Zahl der Ansichten, Winkelstellungen, Umlaufgeschwindigkeit, Anfangs- und Endposition) vorgenommen werden, muss eine neue Kalibrierung ausgeführt werden, die die Zahl der für die Kalibrierung erforderlichen Ansichten erhöht.

[0007] Darüberhinaus hängt die Zahl der Akquisitionen, die zur Erzielung eines dreidimensionalen Modells guter Qualität erforderlich sind, von der Art der abzubildenden anatomischen Struktur ab. Typischerweise erfordert die dreidimensionale Konstruktion der Knochenstrukturen etwa 120 Ansichten, während die dreidimensionale Rekonstruktion eines Blutgefäßes etwa 40 Ansichten notwendig macht.

[0008] Als Ergebnis gilt, dass immer so viel Kalibrierungsakquisitionen wie möglich durchgeführt werden müssen, so dass die Kalibrierung für die Bildgebung jeder beliebigen Art von Strukturen gültig ist.

**Kurze Beschreibung der Erfindung**

[0009] Eine Ausführungsform der Erfindung betrifft die Minimierung der Zahl von Akquisitionen, die zum Kalibrieren der Vorrichtung erforderlich sind. Eine Ausführungsform der Erfindung bezieht sich auf ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Kalibrierung einer radiologischen bildgebenden Vorrichtung mit einer Quelle und einem Detektor, die aufweist: Bewegen der Vorrichtung bezüglich eines Kalibrierungsobjektes und Ausführung einer Reihe von Akquisitionen, wobei jede Akquisition einer Kalibrierungsstellung der Vorrichtung zugeordnet ist;

auf der Basis der aufgeführten Akquisitionen Bestimmen der Projektionsparameter, die jeder Kalibrierungsstellung der Vorrichtung zugeordnet sind;

für eine zusätzliche Stellung, die von der Vorrichtung während des Akquisitionsschrittes nicht eingenommen wurde Bestimmen der dieser zusätzlichen Stellung zugeordneten Projektionsparameterwerte entsprechend den den Kalibrierungsstellungen sonst zugeordneten Parameter.

## Kurze Beschreibung der Zeichnung

[0010] Eine Ausführungsform der Erfindung, die lediglich zur Veranschaulichung dient und die nicht beschränkend ist, ist aus der nachfolgenden Beschreibung im Zusammenhang mit den beigegeführten Figuren einfacher zu verstehen, in denen:

[0011] **Fig. 1** schematisch eine bildgebende Vorrichtung einer Bauart mit einem C-förmigen Arm veranschaulicht;

[0012] **Fig. 2** einen C-förmigen Arm veranschaulicht, der eine Quelle und einen Detektor trägt;

[0013] **Fig. 3** die verschiedenen Stellungen (Positionen) veranschaulicht, die von der Quelle während der Kalibrierungsakquisitionen eingenommen werden;

[0014] **Fig. 4** die zusätzlichen Positionen veranschaulicht, die bei der Durchführung einer Ausführungsform des Verfahrens überdeckt werden können;

[0015] **Fig. 5** ein Blockdiagramm ist, das schematisch die verschiedenen Schritte einer Variante der Ausführungsform nach **Fig. 5** darstellt; und

[0016] **Fig. 7** ein Schaubild ist, das das Ergebnis nach dem Glätten der mit einer Ausführungsform des Verfahrens berechneten Projektionsparameter veranschaulicht.

## Detaillierte Beschreibung der Erfindung

[0017] In **Fig. 1** weist die bildgebende Vorrichtung eine Grundplatte **1** auf, die an dem Fußboden befestigt und auf der ein C-förmiger Arm **2** gelagert ist. Der C-förmige Arm trägt an seinen beiden Enden eine durch eine Röntgenstrahlröhre gebildete Quelle **3** und einem Bilddetektor **4**. Diese Elemente sind so angeordnet, dass der Brennfleck (Fokus) der Quelle **3** und die Ebene **6** des Detektors **4** auf dem C-förmigen Arm diametral einander gegenüberliegen. Die Vorrichtung ist nahe einem Tisch **5** angeordnet, auf dem ein Patient gelagert wird. Die Ebene des Tisches **5** verläuft zwischen den beiden Armteilen des C-förmigen Armes, d.h. zwischen der Quelle **3** und dem Detektor **4**. Der C-förmige Arm **2** kann um die X- oder die Y-Achse gedreht werden, wobei diese beiden Achsen sich in dem Punkt O, dem Rotationszentrum des C-förmigen Armes, schneiden.

[0018] Während der Kalibrierungsphase der Vorrichtung wird ein Geister- oder Phantombild, das Markierungen aufweist, auf dem Tisch **5** zwischen der Quelle **3** und dem Detektor **4**, mehr oder weniger auf der Höhe des Punktes **0** angeordnet. Während dieser Phase wird der C-förmige Arm in Umdrehung versetzt, wobei die Vorrichtung eine Folge von n Akquisitionen ausführt. Jedes akquirierte Bild ist eine Projektion der Markierungen des dreidimensionalen Raums auf die Ebene **6** des Detektors **4**.

[0019] In **Fig. 2** sind jeweils schematisch der C-förmige Arm **2**, der Brennpunkt S der Quelle **3** und die Ebene **6** des Detektors **4** wie auch ein Objekt **10** veranschaulicht, von dem ein dreidimensionales Modell angefertigt werden soll.

[0020] Die geometrischen Akquisitionsparameter der Vorrichtung sind z.B. wie folgt:

Sechs äußere (extrinsische) Parameter (drei Translationen, drei Rotationen), die die Stellung des C-förmigen Armes im Raum in einem dreidimensionalen Bezugssystem (X,Y,Z) definieren; fünf innere (intrinsische) Parameter, die die Projektion in der Detektorebene definieren: zwei Zoomfaktoren ( $\alpha_u$ ,  $\alpha_v$ ) längs zweier Achsen eines mit der Ebene verknüpften zweidimensionalen Bezugssystems (u,v), die Koordinaten ( $u_0$ ,  $v_0$ ) der Projektion s des Brennpunktes S der Quelle **3**, ebenso wie ein Abweichungswinkel, der normalerweise als nicht vorhanden betrachtet wird.

[0021] Angenommen sei ein Punkt M des abzubildenden Objekts mit den Raumkoordinaten ( $X_M$ ,  $Y_M$ ,  $Z_M$ ) und m als dessen projiziertes Bild mit den Koordinaten ( $U_M$ ,  $V_M$ ) in der Detektorebene. Dies ergibt:

$$\begin{bmatrix} su_m \\ sv_m \\ s \end{bmatrix} = P \cdot \begin{bmatrix} X_M \\ Y_M \\ Z_M \\ 1 \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} \alpha_u & 0 & u_0 & 0 \\ 0 & \alpha_v & v_0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \end{bmatrix} - [R/T] - \begin{bmatrix} X_M \\ Y_M \\ Z_M \\ 1 \end{bmatrix} \quad (1)$$

wobei R und T die Rotations- bzw. die Translationsmatrix ist, die die Stellung des C-förmigen Armes in dem dreidimensionalen Bezugssystem (X,Y,Z) definieren und s ein Maßstabsfaktor ist.

[0022] Die Projektionsmatrix P ist deshalb eine 3x4 Matrix, deren 12 Koeffizienten das Ergebnis von Kombinationen der 11 Parameter (sechs äußere Parameter und fünf innere Parameter) und eines Maßstabsfaktors sind.

[0023] **Fig. 5** veranschaulicht die verschiedenen Schritte eines dreidimensionalen Rekonstruktionsverfahrens. Dieses Verfahren beinhaltet vorab eine Kalibrierungsphase **100** und eine Akquisitionsphase **200** des abzubildenden anatomischen Teils.

[0024] In dem Schritt 110 der Kalibrierungsphase wird ein Geister- oder Phantombild auf den Tisch aufgelegt, und der C-förmige Arm wird in Umdrehung versetzt.

[0025] **Fig. 3** veranschaulicht die Ansichten in den verschiedenen Stellungen  $x_1, x_2, x_n$ , die von der Quelle **3** während der Folge von Kalibrierungsakquisitionen um das Geister- oder Phantombild **7** herum aufgenommen werden.

[0026] In dem in **Fig. 5** veranschaulichten Schritt 120 berechnen Verarbeitungsmittel für jede Stellung  $X_1, X_2, X_3, \dots, X_n$  der Quelle **3** eine Projektionsmatrix  $PX$  (die durch die oben stehende Gleichung (1) definiert ist.) Die einer Stellung  $x_1$  der Quelle zugeordnete Projektion  $P$  wird aus der Konfiguration der Markierungen auf dem akquirierten Bild bestimmt, wobei die Position der Markierungen im Raum bekannt ist. Ein von den Verarbeitungsmitteln benutzter Kalibrierungsalgorithmus erlaubt es, jede Kalibrierungsstellung  $X_1, X_2, X_3 \dots X_n$  einer Projektion  $PX_1, PX_2, PX_3, \dots, PX_n$  zuzuordnen.

[0027] In dem Schritt 130 bestimmen die Berechnungsmittel die geometrischen Parameter  $a_{x1}, a_{x2}, \dots, a_{xn}$  der Akquisition durch die Vorrichtung. Für jede Projektion  $P_{x1}$  gibt es 11 solche Parameter  $a_{x1}$  (sechs äußere Parameter und fünf innere Parameter), wie vorher definiert.

[0028] In dem Schritt 140 schätzen die Verarbeitungsmittel die geometrischen Akquisitionsparameter  $a_{y1}, a_{y2}, \dots, a_{yn-1}$  für diese zusätzlichen Stellungen  $y_i$ .

[0029] Wie in **Fig. 4** veranschaulicht, wird eine Reihe zusätzlicher Stellungen  $y_0, y_1, y_2, \dots, y_n$  betrachtet, die über den Bewegungsweg der Quelle verteilt sind. Die Stellung  $y_0$  liegt z.B. vor der  $x_1$ -Stellung und die  $y_n$ -Stellung liegt hinter der  $x_n$ -Stellung. Jede Stellung  $y_i$  ( $i = 1 \dots n - 1$ ) ist auf dem Bewegungsweg der Quelle zwischen zwei aufeinanderfolgenden Kalibrierungsstellungen  $x_i$  und  $x_{i+1}$  ( $i < n$ ) angeordnet.

[0030] Die Schätzung der geometrischen Akquisitionsparameter  $a_{y1}, a_{y2}, \dots, a_{yn-1}$ , ist deshalb möglich, weil der Bewegungsweg der Quelle kontinuierlich ist. Als Ergebnis folgt, dass auch die Veränderung der Akquisitionsparameter kontinuierlich ist.

[0031] Die Verarbeitungsmittel führen eine Interpolation der für die Stellungen  $x_1, x_2, \dots, x_n$  bestimmten geometrischen Parametern  $a_{x1} \dots a_{xn}$ , durch. Jeder geometrische Parameter  $a_{y1}$  ist deshalb eine Kombination der  $a_{xi}$ -Parameter:

$$a_{yj} = \sum_{i=1}^n c_{ij} \times a_{xi}$$

[0032] Diese Interpolation berücksichtigt lediglich eine begrenzte Zahl von Kalibrierungsstellungen und zwar weniger als fünf. Die Verarbeitungsmittel können z.B. lediglich die beiden Stellungen  $x_i$  und  $x_{i+1}$  der Quelle berücksichtigen, die unmittelbar die  $y_i$ -Stellung umgeben. Für die Extremstellungen  $y_0, y_n$  führen die Verarbeitungsmittel eine Extrapolation der für die Stellungen  $x_1, x_2, \dots, x_n$  bestimmten geometrischen Parameter  $a_{x1}, a_{x2} \dots a_{xn}$  durch. In gleicher Weise berücksichtigt diese Extrapolation lediglich eine begrenzte Anzahl von Kalibrierungsstellungen und zwar weniger als fünf. Die Verarbeitungsmittel können z. B. die beiden Stellungen  $x_i$  und  $x_{i+1}$  der Quelle berücksichtigen, die der Stellung  $y_i$  am nächsten liegen.

[0033] Die von den beiden Stellungen aus jeweils durchgeführten Interpolationen und Extrapolationen können vorzugsweise linear sein. Bei einer größeren Zahl von zu berücksichtigenden Stellungen, können die Interpolationsfunktionen polynome, rationale oder andere Arten von Funktionen sein.

[0034] In dem Schritt 150 ziehen die Verarbeitungsmittel von diesen Parametern die Korrektionsmatrizen  $Py_1, Py_2, \dots, Py_n$ , ab, die den zusätzlichen Stellungen  $y_0, y_1, y_2, \dots, y_n$  zugeordnet sind.

[0035] Die Wirkung der Kalibrierungsphase **100** besteht darin, die Zahl der erhaltenen Kalibrierungsstellungen bezüglich der ursprünglichen Zahl  $n$  der Akquisitionsstellungen zu erhöhen. Die bildgebende Vorrichtung wird dann veranlasst, während der Akquisitionsphase **200** ein Bild der anatomischen Struktur eines Patienten zu erzeugen.

[0036] In dem Schritt 210 wird ein Patient auf dem Tisch gelagert und der C-förmige Arm wird in Umdrehung versetzt. Die Bildakquisition kann für alle oder für einen Teil der Kalibrierungsstellungen  $y_0, x_1, x_2, y_2, x_3, \dots, x_n, y_n$  der Quelle durchgeführt werden.

[0037] In dem Schritt 220 rekonstruieren die Verarbeitungsmittel ein dreidimensionales Modell der anatomischen Strukturen des Patienten aus den akquirierten Bildern und den diesen Bildern zugeordneten Projektionen  $P_{x1}, P_{y1}, P_{x2}, P_{y2}, P_{x3}, \dots, P_{xn}, P_{yn}$ . **Fig. 6** veranschaulicht eine Variante des dreidimensionalen Rekonstruktionsverfahrens der **Fig. 5**.

[0038] Das Verfahren ist ähnlich jenem nach **Fig. 6**, mit der Ausnahme, dass die Koeffizienten  $p_{y0}, p_{y1}, \dots, p_{yn}$  usw. der Projektionsmatrizen  $p_{y1}, p_{y2}, p_{y3}, \dots, p_{yn}$ , durch Interpolation oder Extrapolation der Koeffizienten  $p_{x1}, p_{x2}, \dots, p_{xn}$  der  $p_{y0}, p_{y1}, \dots, p_{yn}$ -Matrizen direkt bestimmt werden.

[0039] In dem Schritt 150 führen deshalb die Verarbeitungsmittel eine Interpolation der bei dem Schritt 120 für die Stellungen  $x_1, x_2, x_3 \dots x_n$  bestimmten Matrizen  $p_{x1}, p_{x2}, p_{x3}, \dots, p_{xn}$  durch. Jede  $P_y$ -Matrix ist deshalb eine Kombination dieser  $P_x$ -Matrizen:

$$Py_j = \sum_{i=1}^n C_{ij} \times Px_i$$

[0040] In gleicher Weise wie im Vorstehenden erläutert kann diese Interpolation lediglich eine begrenzte Zahl von Kalibrierungsstellungen, und zwar weniger als fünf berücksichtigen. So können z.B. die Verarbeitungsmittel lediglich die beiden Positionen  $x_i$  und  $x_{i+1}$  berücksichtigen, die unmittelbar die Position  $x_i$  umgeben. Für die Extrempositionen  $y_0, y_n$  führen die Verarbeitungsmittel eine Extrapolation der für die Stellungen  $x_1, x_2, \dots, x_n$  bestimmten geometrischen Parameter  $a_{x1}, a_{x2}, \dots, a_{xn}$  durch. In gleicher Weise berücksichtigt diese Extrapolation lediglich eine beschränkte Zahl Kalibrierungsstellungen, und zwar weniger als fünf. So können z.B. die Verarbeitungsmittel lediglich die beiden Quellenstellungen  $x_i$  und  $x_{i+1}$  berücksichtigen, die der Stellung  $y_i$  am nächsten liegen.

[0041] Die von zwei Stellungen aus durchgeführten Interpolationen und Extrapolationen können linear sein.

[0042] Die in **Fig. 6** veranschaulichte Variante des Bildrekonstruktionsverfahrens erfordert keinen Schritt 130 zur Berechnung der geometrischen Projektionsparameter, weil die Interpolation unmittelbar aus den während der Kalibrierung bestimmten Projektionsmatrixen  $p_{x1}, p_{x2}, p_{x3} \dots p_{yn}$  ausgeführt wird. Demgemäß ist diese Variante im Vergleich mit dem Verfahren nach **Fig. 5** vereinfacht, was bedeutet, dass die Verarbeitungszeit kürzer ist.

[0043] Das in **Fig. 5** veranschaulichte Verfahren erlaubt aber einen Zugriff auf die geometrischen Parameter  $a_{x1}, a_{x2} \dots a_{xn}$ . Insbesondere ermöglicht es das Verfahren diese Parameter zu glätten. Deshalb ist es wie in **Fig. 5** gestrichelt angedeutet möglich gewisse, von dem Kalibrierungsalgorithmus berücksichtigten Parametern Beschränkungen aufzuerlegen, die es ermöglichen, die geometrischen Kalibrierungsakquisitionsparameter zu bestimmen.

[0044] So wird z.B. eine Vorschrift auferlegt, die bestimmte, von dem Algorithmus berücksichtigte Parameter definiert. Diese Vorschrift kann beinhalten, dass bestimmte Parameter festgesetzt oder durch eine komplexere Funktion, abhängig von zuvor bekannter Information und/oder von anderen geometrischen Projektionsparametern, definiert werden. Zum Beispiel kann auferlegt werden, dass die Position der Projektion der Projektion der Quelle  $s$  immer im Zentrum des jeweiligen Detektors liegt, die der Einstellung  $(u_0, v_0)$  äquivalent ist. Es ist auch möglich die Fokal-Entfernung zu dem Brennpunkt der Quelle einzustellen, was gleichwertig mit der Einstellung der Zoomfaktoren  $(\alpha_u, \alpha_v)$  ist.

[0045] Die Einstellung eines oder mehrerer oder dieser Parameter kann das erhaltene Ergebnis genauer machen und demgemäß die darin enthaltenden parasitären Erscheinungen eliminieren.

[0046] **Fig. 7** veranschaulicht die Änderung eines Koeffizienten  $t_y$  der T-Matrix, der die Translation des C-förmigen Armes längs der Y-Achse für eine Gruppe von Stellungen definiert, die jeweils durch den Drehwinkel des C-förmigen Armes angegeben sind. Die Kurve A veranschaulicht die Ergebnisse, die erhalten werden, wenn keine geometrischen Parametern eingestellt sind. Die Kurve B veranschaulicht die Ergebnisse, die erhalten werden, wenn die Parameter  $(u_0, v_0)$  eingestellt worden waren.

[0047] Das beschriebene Rekonstruktionsverfahren erlaubt es die Projektionsparameter für zusätzliche Quellenstellungen zu berechnen für die keine Kalibrierungsakquisition durchgeführt worden ist. Abhängig von den Anforderungen der endgültigen dreidimensionalen Rekonstruktion, kann jede beliebige Zahl von zusätzlichen Stellungen, die irgendwo auf dem Bewegungsweg der Quelle liegen, auftreten. Insbesondere ist es möglich, so viel zusätzliche Stellungen  $y_i$  zwischen die Kalibrierungsstellungen  $x_i$  einzufügen wie jeweils erforderlich sind.

[0048] Dieses Verfahren kann auf jede beliebige Zahl von zusätzlichen, gegenüber den Kalibrierungsstellungen unterschiedlichen Stellungen angewandt werden. Die Wirkung besteht darin, dass die Zahl der erhaltenen Kalibrierungsstellungen durch Rechnung vermehrt wird. Demgemäß macht dieses Verfahren es möglich, lediglich eine begrenzte Zahl von Akquisitionen durchzuführen. Darüberhinaus vermeidet das Verfahren, dass neue Kalibrierungsakquisitionen in dem Fall durchgeführt werden müssen, dass die Zahl der ausgeführten Akquisitionen unzureichend ist. Die Projektionsparameter können geometrische Parameter sein, die für die jeweilige Stellung der Vorrichtung im Raum (äußere Parameter) kennzeichnend sind oder geometrische Parameter, die für die Quelle und den Detektor (innere Parameter) charakteristisch sind. Diese Parameter können auch Koeffizienten einer umfassenden Matrix sein, die die Projektion eines Objektes im dreidimensionalen Raum in der Ebene des Detektors definiert.

[0049] Der Fachmann kann eine Reihe von Änderungen des Aufbaus, der Bauweise und/oder Funktion und/oder der Ergebnisse der geoffenbarten Ausführungsformen und deren Äquivalente ausführen oder vorschlagen, ohne den Schutzbereich der Erfindung zu verlassen.

## Patentansprüche

1. Verfahren zum Kalibrieren einer radiologischen bildgebenden Vorrichtung, das beinhaltet;
  - Bewegen der Vorrichtung (2,3,4) bezüglich eines Kalibrierungsobjektes (7) und Durchführung einer Reihe

von Akquisitionen, wobei jede Akquisition einer Kalibrierungsstellung ( $x$ ) der Vorrichtung zugeordnet ist;  
 – basierend auf den ausgeführten Akquisitionen Bestimmen von Projektionsparametern ( $a_{x1}, p_{x1}$ ), die jeder Kalibrierungsstellung ( $x$ ) der Vorrichtung zugeordnet sind;  
 – Bestimmen für eine zusätzliche Stellung ( $y$ ), die während des Akquisitionsschrittes von der Vorrichtung nicht berücksichtigt wurde, der dieser zusätzlichen Stellung zugeordneten Projektionsparameter-Werte ( $a_{y1}, p_{y1}$ ) anhand der in den Kalibrierungsstellungen ( $x_i$ ) zugeordneten Parameter ( $a_{x1}, p_{x1}$ )

2. Verfahren nach Anspruch 1, bei dem die Projektionsparameter ( $a_{x1}, p_{x1}$ ) geometrische Parameter aufweisen, die für die Lage der Vorrichtung im Raum charakteristisch sind.

3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2 bei dem die Projektionsparameter ( $a_{x1}, p_{x1}$ ) geometrische Parameter aufweisen, die charakteristisch für Mittel zum Aussenden von Strahlung (3) und für Mittel zum Akquirieren eines Bildes (4) sind.

4. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, bei dem die Projektionsparameter Koeffizienten ( $p_{x1}$ ) einer Gesamtmatrix aufweisen, die die Projektion eines Objektes im dreidimensionalen Raum in einer Ebene (6) von Mitteln (4) zur Akquisition eines Bildes definiert.

5. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, bei dem die der zusätzlichen Stellung ( $x_i$ ) zugeordneten Projektionsparameter ( $a_{x1}, p_{x1}$ ) durch eine Interpolationsoder Extrapolationsvorschrift bezüglich der den Kalibrierungsstellungen zugeordneten Projektionsparameter ( $a_{x1}, p_{x1}$ ) bestimmt werden.

6. Verfahren nach Anspruch 5, bei dem die Interpolationsvorschrift linear, polynomial oder rational ist.

7. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, bei dem die der zusätzlichen Stellung ( $y_i$ ) zugeordneten Projektionsparameter ( $a_{x1}, p_{x1}$ ), durch eine Kombination der Projektionsparameter ( $a_{x1}, p_{x1}$ ), die den der zusätzlichen Stellung ( $y_i$ ) zunächst liegenden Kalibrierungsstellungen ( $x_i$ ) zugeordnet sind bestimmt werden, wobei die Zahl der berücksichtigten Stellungen kleiner als 5 ist.

8. Verfahren nach Anspruch 7, bei dem die Zahl der berücksichtigten Stellungen ( $x_i$ ) kleiner als 2 ist.

9. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, bei dem während des Schrittes bei dem die jeder der Kalibrierungsstellungen ( $x_i$ ) in der Vorrichtung zugeordneten Projektionsparameter ( $a_{x1}, p_{x1}$ ) bestimmt werden, einige der Projektionsparameter mittels einer Vorschrift definiert werden, die von einer vorher bekannten Information und/oder von anderen geometrischen Projektionsparametern abhängig ist.

10. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche bei dem ein dreidimensionales Modell aus akquirierten Bildern eines Mittel (3) zum Aussenden einer Strahlung aufweisenden Vorrichtung rekonstruiert werden, das beinhaltet:

- eine Kalibrierungsphase (100) entsprechend einem der Ansprüche 1 bis 9;
- eine Akquisitionsphase (200), die beinhaltet:

Bewegen der Vorrichtung (2,3,4) bezüglich eines abzubildenden Objektes (10) und Ausführen einer Folge von Akquisitionen, wobei jede Akquisition einer Kalibrierungsstellung oder einer zusätzlichen Stellung ( $x_i, y_i$ ) der Strahlungsaussendemitel (3) zugeordnet ist; und

Rekonstruieren eines dreidimensionalen Modells des Objektes (10) aus den akquirierten Bildern und den zugeordneten Projektionsparametern ( $a_{x1}, p_{x1}, a_{y1}, p_{y1}$ ), die während der Kalibrierungsphase bestimmt worden waren.

11. Einrichtung zum Kalibrieren einer radiologischen bildgebenden Vorrichtung mit:

- Mitteln (3) zum Aussenden einer Strahlung;
- Mitteln zum Bereitstellen eines Kalibrierungsobjekts (7)
- Mitteln zum Akquirieren von Bildern des Kalibrierungsobjekts,
- Mitteln zum Bewegen der Vorrichtung bezüglich des Kalibrierungsobjekts (7);
- Mitteln um eine Folge von Akquisitionen durchzuführen, wobei jede Akquisition einer Kalibrierungsstellung der Vorrichtung zugeordnet ist;
- Mitteln zur auf den ausgeführten Akquisitionen basierenden Bestimmung von jeder Kalibrierungsstellung der Vorrichtung zugeordneten Projektionsparametern; und
- Mitteln, um für eine zusätzliche Stellung, die während der Akquisition von der Vorrichtung nicht berücksichtigt worden ist, dieser zusätzlichen Stellung zugeordnete Projektionsparameterwerte entsprechend den den Kalibrierungsstellungen zugeordneten Parametern zu bestimmen.

12. Einrichtung zum Rekonstruieren eines dreidimensionalen Modells aus akquirierten Bildern mit:

- Mitteln **(3)** zum Aussenden einer Strahlung;
- Mitteln zum Bereitstellen eines Kalibrierungsobjekts **(7)** ;
- Mitteln zum Akquirieren von Bildern des Kalibrierungsobjekts;
- Mitteln zur Bewegung der Vorrichtung bezüglich des Kalibrierungsobjekts **(7)**;
- Mitteln zum Bereitstellen eines abzubildenden Objekts **(10)**;
- Mitteln, um eine Reihe von Akquisitionen auszuführen, wobei jede Akquisition einer Kalibrierungsstellung der Vorrichtung zugeordnet ist;
- Mitteln, um auf der Basis der durchgeführten Akquisitionen Projektionsparameter zu bestimmen, die jeder Kalibrierungsstellung der Vorrichtung zugeordnet sind;
- Mitteln, um für eine zusätzliche Stellung, die von der Vorrichtung während der Akquisition nicht berücksichtigt worden ist, um dieser zusätzlichen Stellung zugeordnete Projektionsparameterwerte entsprechend den den Kalibrierungsstellungen zugeordneten Parametern zu bestimmen; und
- Mitteln, um das dreidimensionale Modell des Objekts **(10)** aus den akquirierten Bildern und den zugeordneten, während der Kalibrierungsphase bestimmten Projektionsparametern ( $a_{x1}$ ,  $p_{x1}$ ,  $a_{y1}$ ,  $p_{y1}$ ) zu rekonstruieren.

Es folgen 4 Blatt Zeichnungen

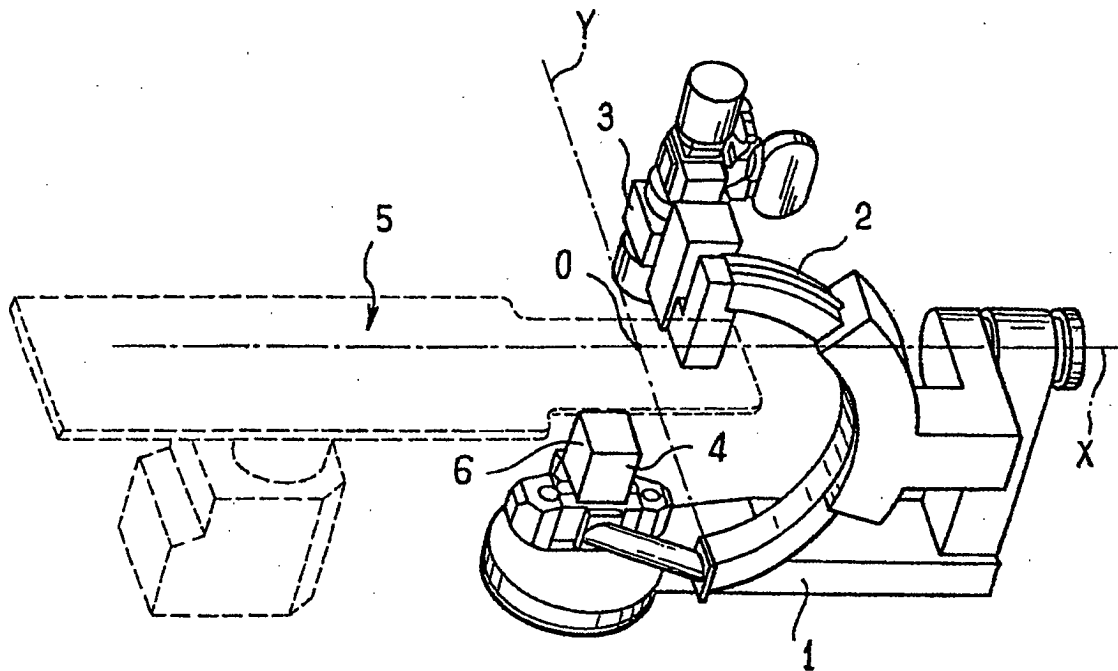


FIG. 1

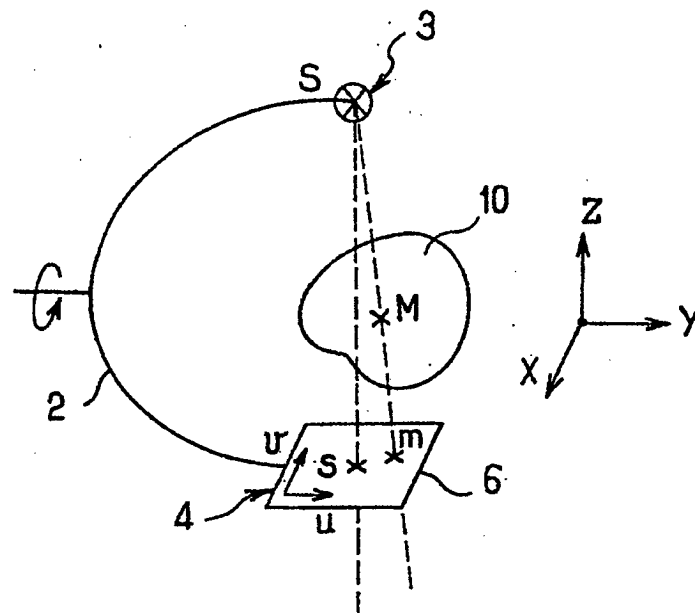


FIG. 2



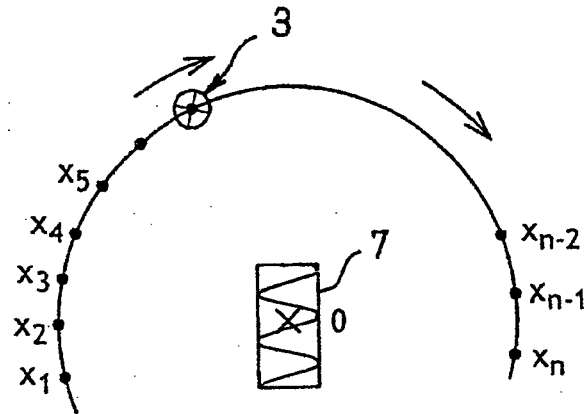


FIG. 3

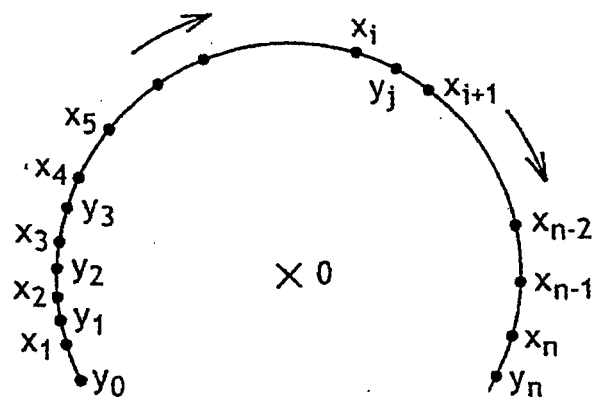
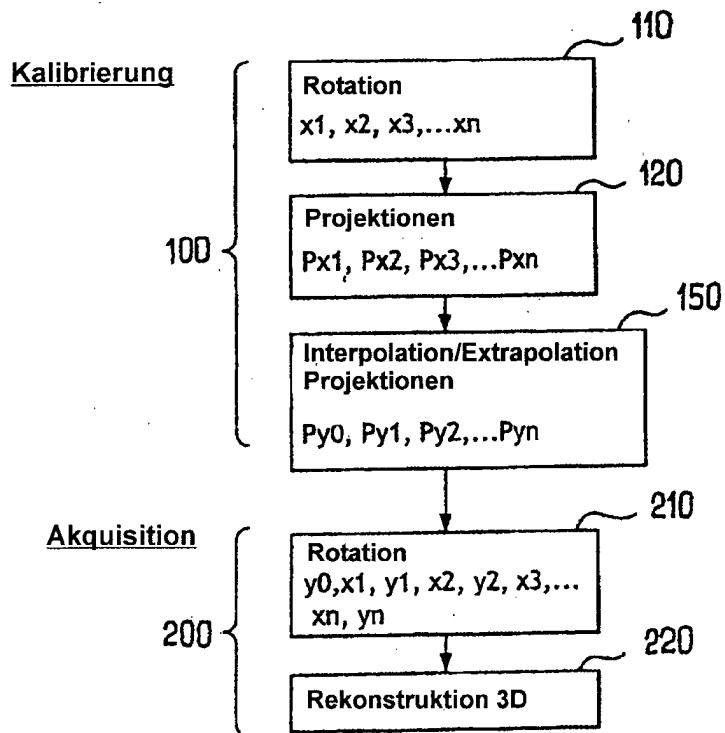
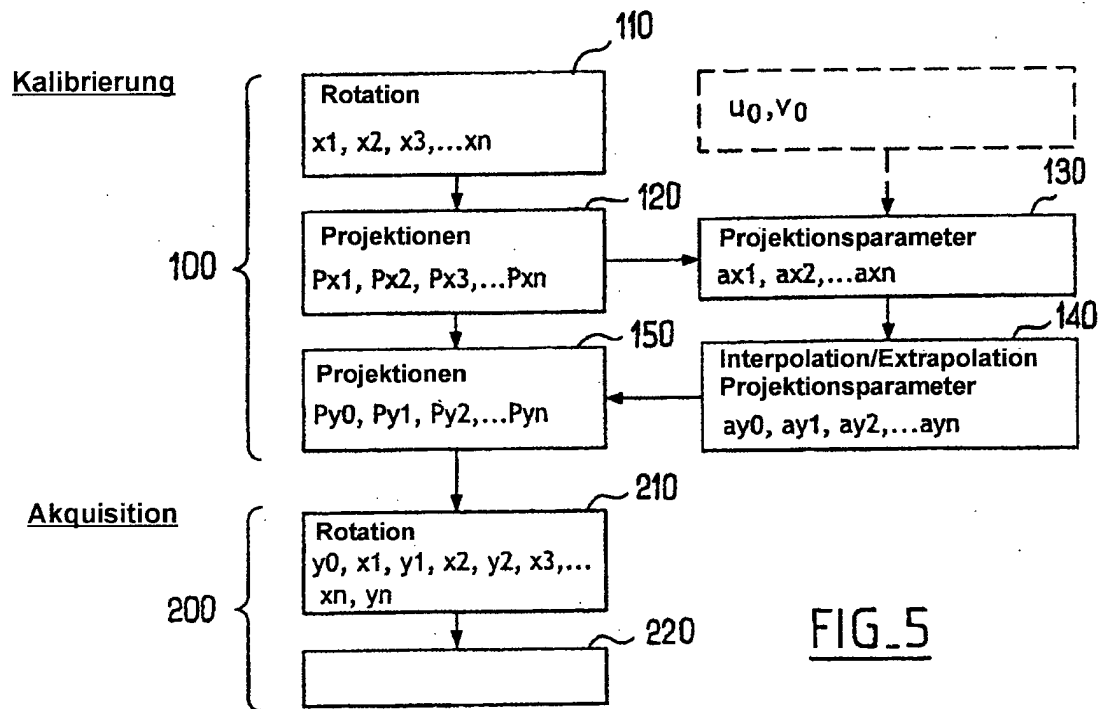


FIG. 4



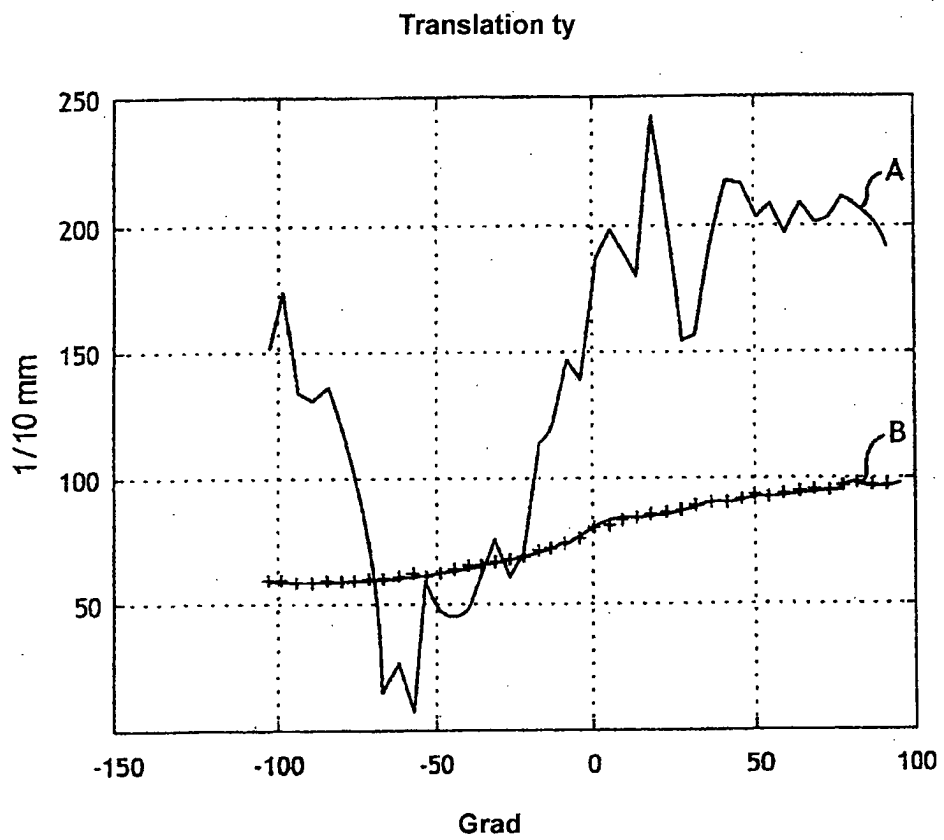


FIG. 7