



(12) **Offenlegungsschrift**

(21) Aktenzeichen: 10 2016 009 676.4  
 (22) Anmeldetag: 09.08.2016  
 (43) Offenlegungstag: 16.02.2017

(51) Int Cl.: **A61N 5/10 (2006.01)**

(30) Unionspriorität:  
 2015-158790 11.08.2015 JP

(74) Vertreter:  
 Patentanwälte Henkel, Breuer & Partner, 80333 München, DE

(71) Anmelder:  
 KABUSHIKI KAISHA TOSHIBA, Tokyo, JP;  
 National Institutes for Quantum and Radiological Science and Technology, Chiba-shi, Chiba, JP

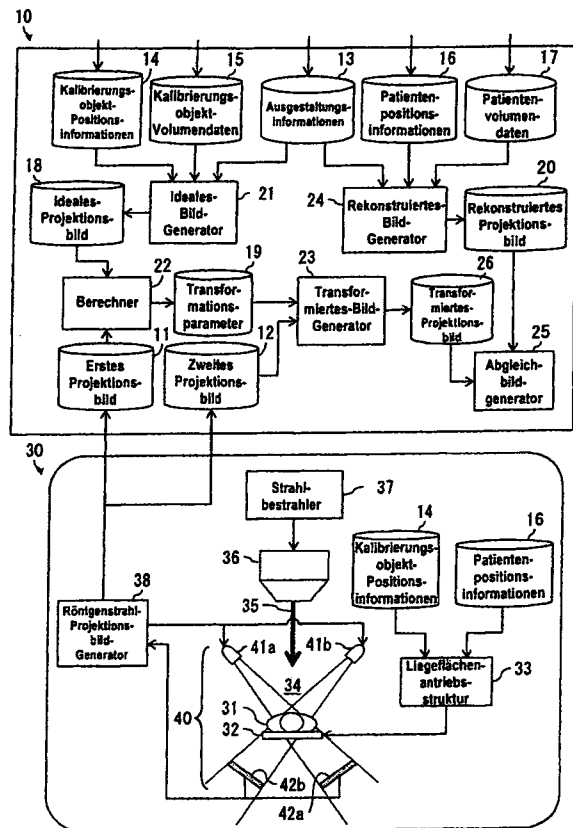
(72) Erfinder:  
 Hirai, Ryusuke, Tokyo, JP; Sakata, Yukinobu, Tokyo, JP; Taguchi, Yasunori, Tokyo, JP; Takeguchi, Tomoyuki, Tokyo, JP; Mori, Shinichiro, Chiba-shi, JP; Maruyama, Fumi, Tokyo, JP

Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

(54) Bezeichnung: **Strahlenbehandlungsvorrichtung und Strahlenbehandlungsverfahren**

(57) Zusammenfassung: Eine Strahlenbehandlungsvorrichtung umfasst einen Empfänger, der ein erstes Projektionsbild eines Kalibrierungsobjekts unter einer Röntgenstrahlbildung empfängt; einen Speicherabschnitt, der ein ideales Projektionsbild des Kalibrierungsobjekts speichert, wobei das ideale Projektionsbild basierend auf Ausgestaltungsinformationen einer Röntgenstrahlbildungsstruktur, Positionsinformationen des Kalibrierungsobjekts und Volumendaten des Kalibrierungsobjekts erzeugt ist; einen Berechner, der einen Transformationsparameter zum Transformieren des ersten Projektionsbildes in ein ideales Projektionsbild berechnet; einen Transformiertes-Bild-Generator, der ein transformiertes Projektionsbild des Patienten durch Transformieren eines zweiten Projektionsbildes eines Patienten, das unter einer Röntgenstrahlbildung erhalten ist, mit dem Transformationsparameter erzeugt; einen Rekonstruiertes-Bild-Generator, der ein rekonstruiertes Projektionsbild basierend auf Volumendaten des Patienten, Positionsinformationen des Patienten und den Ausgestaltungsinformationen erzeugt; und einen Abgleichbildgenerator, der ein Abgleichbezugsbild erzeugt, das zum Abgleichen zwischen dem transformierten Projektionsbild und dem rekonstruierten Projektionsbild verwendet wird.



**Beschreibung**

**[0001]** Diese Anmeldung nimmt die Priorität der am 11. August 2015 eingereichten japanischen Patentanmeldung Nr. 2015-158790 in Anspruch, deren gesamter Inhalt hier unter Bezugnahme enthalten ist.

**TECHNISCHES GEBIET DER ERFINDUNG**

**[0002]** Hier beschriebene Ausführungsbeispiele beziehen sich im Allgemeinen auf eine Strahlenbehandlungstechnologie zum Behandeln einer Läsion, indem die Läsion mit einem Strahl bestrahlt wird.

**HINTERGRUND DER ERFINDUNG**

**[0003]** Strahlenbehandlung ist eine Behandlungstechnik zum Zerstören einer Läsion, indem die Läsion mit einem Behandlungsstrahl bestrahlt wird. Somit besteht die Möglichkeit, sofern ein Behandlungsstrahl nicht genau auf die Position der Zielläsion gestrahlt wird, dass normales Gewebe um die Zielläsion auch zerstört wird.

**[0004]** Aus diesem Grund wird zunächst eine CT-(Computertomographie-)Bildgebung bezüglich eines Patienten in vielen Fällen vor einer Bestrahlung mit einem Behandlungsstrahl durchgeführt, um Volumendaten im Inneren des Patientenkörpers zu akquirieren und eine Position der Läsion dreidimensional zu identifizieren.

**[0005]** Dann wird ein Behandlungsplan einschließlich einer Bestrahlungsrichtung und einer Bestrahlungsintensität eines Behandlungsstrahls auf Basis der Volumendaten im Inneren des Patientenkörpers so bestimmt, dass normales Gewebe einer möglichst geringen Bestrahlung ausgesetzt wird.

**[0006]** Dann wird in einer Bestrahlungsphase eines Behandlungsstrahls eine Liegefläche, auf welcher ein Patient liegt, bewegt und so eingestellt, dass ein Behandlungsstrahl auf die mit den Patientenvolumendaten identifizierte Läsionsposition genau gerichtet wird, wobei die Läsionsposition durch den Behandlungsplan akquiriert ist.

**[0007]** Und dann wird unmittelbar vor einer Bestrahlung eines Behandlungsstrahls eine Bestätigung durchgeführt, ob der Zielpunkt eines Behandlungsstrahls tatsächlich mit der identifizierten Läsionsposition des auf der Liegefläche liegenden Patienten übereinstimmt oder nicht.

**[0008]** Eine Bestätigung eines Abgleichs zwischen dem Zielpunkt eines Behandlungsstrahls und der Läsionsposition wird auf Basis einer Abgleichverarbeitung zwischen einem Röntgenstrahlprojektionsbild, das durch Abbilden des auf einer Liegefläche liegenden Patienten unter Verwendung einer Rönt-

genstrahlbildungseinheit, die permanent an einer Strahlenbehandlungsvorrichtung angebracht ist, erhalten ist, und einem DRR ("Digitally Reconstructed Radiograph"; Digital Rekonstruiertes Röntgenbild), das als ein Projektionsbild aus den für den Behandlungsplan verwendeten Volumendaten rekonstruiert ist, durchgeführt. Insbesondere wird eine Bestätigung eines Abgleichs zwischen dem Zielpunkt eines Behandlungsstrahls und der Läsionsposition durchgeführt, indem in der vorstehend beschriebenen Abgleichverarbeitung bestimmt wird, ob die Läsionspositionen von beiden miteinander übereinstimmen oder nicht.

**[0009]** Obwohl viele Verfahren, wie etwa eine Automatisierung, für die vorstehende Bestätigung vorgeschlagen sind, überprüft letztlich ein Prüfenieur visuell, ob der Zielpunkt eines Behandlungsstrahls mit der tatsächlichen Läsionsposition übereinstimmt oder nicht.

**[0010]** In einigen Fällen wird eine Bestrahlung eines Behandlungsstrahls auf einen Patienten bei der Strahlenbehandlung für einige Male bis einige Dutzend Male über eine Vielzahl von Tagen durchgeführt, wobei die Position des Patienten auf einer Liegefläche geändert wird. Somit wird eine Bestätigung eines Abgleichs zwischen einem Zielpunkt eines Behandlungsstrahls und einer Läsionsposition bei jeder Bestrahlung des Patienten mit einem Behandlungsstrahl durchgeführt, z. B. bei einer täglichen Durchführung einer Bestrahlung.

**[0011]** Unterdessen ändern sich eine Position, ein Winkel und andere Abbildungsbedingungen einer Röntgenstrahlbildungseinheit, die permanent an einer Röntgenbehandlungsvorrichtung angebracht ist, mit der Zeit. Somit besteht das Problem, dass ein Röntgenstrahlprojektionsbild eines Patienten, das durch eine Röntgenstrahlbildungseinheit abgebildet ist, nicht notwendigerweise jedes Mal mit einem aus Volumendaten rekonstruierten Projektionsbild übereinstimmt.

Patentschrift 1: ungeprüfte japanische Patentanmeldung Veröffentlichungs-Nr. 2014-171763

**KURZE BESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN**

**[0012]** Fig. 1 ist ein Blockdiagramm, das eine Konfiguration einer Strahlenbehandlungsvorrichtung gemäß dem vorliegenden Ausführungsbeispiel darstellt,

**[0013]** Fig. 2 stellt Formeln dar, durch welche Transformationsparameter gemäß einem Prinzip des vorliegenden Ausführungsbeispiels abgeleitet sind,

**[0014]** Fig. 3 ist ein schematisches Diagramm, welches das Prinzip zum Ableiten von Transformationsparametern darstellt,

**[0015]** Fig. 4 ist ein anderes schematisches Diagramm, welches das Prinzip zum Ableiten von Transformationsparametern darstellt, und

**[0016]** Fig. 5 ist ein Flussdiagramm, das ein Strahlenbehandlungsverfahren und ein Strahlenbehandlungsprogramm des vorliegenden Ausführungsbeispiels darstellt.

#### DETAILLIERTE BESCHREIBUNG DER ERFINDUNG

**[0017]** Nachstehend werden Ausführungsbeispiele der vorliegenden Erfindung mit Bezug auf die begleitenden Zeichnungen beschrieben.

**[0018]** Wie in Fig. 1 gezeigt, umfasst eine Strahlenbehandlungsvorrichtung gemäß dem vorliegenden Ausführungsbeispiel ein Radioaktiver-Strahl-Bestrahlungssystem 30 und einen Steuercomputer 10, der konfiguriert ist, um dieses Radioaktiver-Strahl-Bestrahlungssystem 30 zu steuern.

**[0019]** Der Steuercomputer 10 der Strahlenbehandlungsvorrichtung umfasst einen ersten Empfänger (nicht gezeigt), einen Speicherabschnitt (nicht gezeigt), einen Berechner 22, einen zweiten Empfänger (nicht gezeigt), einen Transformiertes-Bild-Generator 23, einen Rekonstruiertes-Bild-Generator 24 und einen Abgleichbildgenerator 25.

**[0020]** Der erste Empfänger empfängt ein erstes Projektionsbild 11 eines Kalibrierungsobjekts, das auf eine Liegefläche 32 gelegt ist, welche in ein Bestrahlungsgebiet 34 eines Behandlungsstrahls 35 zum Behandeln eines Patienten 31 bewegt worden ist, und das erste Projektionsbild 11 wird durch Durchführen einer Röntgenstrahlbildung bezüglich des Kalibrierungsobjekts erhalten. Der Speicherabschnitt speichert ein ideales Projektionsbild 18 des Kalibrierungsobjekts, wobei das ideale Projektionsbild 18 auf Basis von (a) Ausgestaltungsinformationen 13 einer Röntgenstrahlbildungsstruktur 40, die konfiguriert ist, um eine Röntgenstrahlbildung durchzuführen, (b) Kalibrierungsobjekt-Positionsinformationen 14 in dem Bestrahlungsgebiet 34, und (c) Volumendaten 15 des Kalibrierungsobjekts erzeugt ist. Der Berechner 22 berechnet zumindest einen Transformationsparameter 19, durch welchen das erste Projektionsbild 11 in das ideale Projektionsbild 18 transformiert wird. Der zweite Empfänger empfängt ein zweites Projektionsbild 12, das durch Durchführen einer Röntgenstrahlbildung bezüglich des auf der Liegefläche 32, welche in das Bestrahlungsgebiet 34 bewegt worden ist, liegenden Patienten 31 erhalten ist. Der Transformiertes-Bild-Generator 23 erzeugt ein transformiertes Projektionsbild 26 des Patienten 31, welches ein resultierendes Bild eines Transformierens des zweiten Projektionsbildes 12 basierend auf dem Transformationsparameter 19 ist. Der Rekon-

struiertes-Bild-Generator 24 erzeugt ein rekonstruiertes Projektionsbild 20 basierend auf Volumendaten 17, die durch dreidimensionales Abbilden im Inneren des Patientenkörpers erhalten sind, Positionsinformationen 16 des Patienten 31 in dem Bestrahlungsgebiet 34 und den Ausgestaltungsinformationen 13. Der Abgleichbildgenerator 25 erzeugt ein Abgleichbezugsbild, durch welches eine Abgleichverarbeitung zwischen dem transformierten Projektionsbild 26 und dem rekonstruierten Projektionsbild 20 durchgeführt wird.

**[0021]** Das Radioaktiver-Strahl-Bestrahlungssystem 30 der Strahlenbehandlungsvorrichtung umfasst einen Strahlbestrahler 37, eine Liegeflächenantriebsstruktur 33, eine Röntgenstrahlbildungsstruktur 40 und einen Röntgenstrahl-Projektionsbildgenerator 38. Der Strahlbestrahler 37 gibt einen Behandlungsstrahl 35 aus einer Mündung 36 aus. Die Liegeflächenantriebsstruktur 33 steuert eine Position der Liegefläche 32 durch Bewegen der Liegefläche 32 innerhalb des Bestrahlungsgebiets 34 basierend auf den Kalibrierungsobjekt-Positionsinformationen 14 und den Positionsinformationen 16 des Patienten 31. Die Röntgenstrahlbildungsstruktur 40 umfasst Röntgenstrahlgeneratoren 41a und 41b und Röntgenstrahlempfänger 42a und 42b. Nachstehend werden die Röntgenstrahlgeneratoren 41a und 41b gemeinsam als der Röntgenstrahlgenerator 41 bezeichnet. In ähnlicher Weise werden die Röntgenstrahlempfänger 42a und 42b gemeinsam als der Röntgenstrahlempfänger 42 bezeichnet. Der Röntgenstrahl-Projektionsbildgenerator 38 gibt das erste Projektionsbild 11 des Kalibrierungsobjekts und das zweite Projektionsbild 12 des Patienten 31 aus, die durch Steuern der Röntgenstrahlbildungsstruktur 40 abgebildet sind.

**[0022]** Hier ist ein Behandlungsstrahl 35 ein Bündel von radioaktiven Strahlen, welche auf einen kranken Teil, wie etwa Krebs, gestrahlt werden und Zellen des kranken Teils töten. Als solche radioaktiven Strahlen sind Röntgenstrahlen,  $\gamma$ -Strahlen, Elektronenstrahlen, Protonenstrahlen, Neutronenstrahlen und Schwerteilchenstrahlen enthalten.

**[0023]** Eine Dosis an radioaktiven Strahlen auf normalem Gewebe um einen kranken Teil kann minimiert werden, indem die Mündung 36 eines Behandlungsstrahls um die Körperachse des Patienten 31 so gedreht wird, dass der kranke Teil mit einem Behandlungsstrahl 35 aus einer Vielzahl von Richtungen bestrahlt wird. Zusätzlich oder alternativ kann die Dosis an radioaktiven Strahlen auf normalem Gewebe um einen kranken Teil minimiert werden, indem die Mündung 36 fixiert und eine Position des Patienten 31 so geändert wird, dass der kranke Teil aus einer Vielzahl von Richtungen bestrahlt wird.

**[0024]** In einer Phase vor der Behandlung mit dem Radioaktiver-Strahl-Bestrahlungssystem **30** wird eine CT-(Computertomographie-)Bildgebung bezüglich des Patienten **31** in derselben Position bzw. Haltung durchgeführt, wie die Position bzw. Haltung zum Zeitpunkt einer Bestrahlung mit einem Behandlungsstrahl **35**, um die Patientenvolumendaten **17** zu akquirieren, die ein körperinternes Stereobild einschließlich des kranken Teils anzeigen, und einen Behandlungsplan zu bestimmen.

**[0025]** In einer Phase zum Bestimmen eines Behandlungsplans diskutiert spezialisiertes Personal Bestrahlungsbedingungen von radioaktiven Strahlen, die auf den kranken Teil auszustrahlen sind, wie etwa eine Dosis, einen Bestrahlungswinkel, einen Bestrahlungsbereich und eine Anzahl von Bestrahlungsbehandlungen, und dann werden die Positionsinformationen **16** des Patienten **31**, die in dem Bestrahlungsgebiet **34** einzustellen sind, bestimmt.

**[0026]** Da eine Positionsbeziehung zwischen der Liegefläche **32** und dem Patienten **31** durch z. B. ein Befestigungselement fixiert ist, kann die Liegeflächenantriebsstruktur **33** eine Position der Liegefläche **32** basierend auf den Positionsinformationen **16** des Patienten **31** so steuern, dass die Liegefläche **32** zu einer Position bewegt wird, an welcher der Zielpunkt eines Behandlungsstrahls **35** mit dem kranken Teil eines Patienten **31** übereinstimmt.

**[0027]** Die Ausgestaltungsinformationen **13** der Röntgenstrahlbildgebungsstruktur **40** sind Ausgestaltungsinformationen, die eine Anordnung von jedem der Röntgenstrahlgeneratoren **41a** und **41b** und der Röntgenstrahlempfänger **42a** und **42b**, wie etwa eine mechanische Position und ein Winkel in einem Raumkoordinatensystem anzeigen.

**[0028]** Daten der Röntgenstrahlbildgebungsstruktur **40** (d. h., der Röntgenstrahlgenerator **41** und der Röntgenstrahlempfänger **42**) und die Volumendaten **17** werden auf ein herkömmliches Raumkoordinatensystem eingestellt. Somit ist es ideal, dass eine Anordnung der Röntgenstrahlbildgebungsstruktur **40** in dem herkömmlichen Raumkoordinatensystem mit der Anordnung in einem realen Raum übereinstimmt, und eine Anordnung der Volumendaten **17** in dem herkömmlichen Raumkoordinatensystem mit einer Anordnung in einem realen Raum übereinstimmt.

**[0029]** Wenn die vorstehend beschriebenen idealen Bedingungen erfüllt sind, stimmt das von dem Rekonstruiertes-Bild-Generator **24** ausgegebene rekonstruierte Projektionsbild **20** mit dem von dem Röntgenstrahl-Projektionsbildgenerator **38** ausgegebenen zweiten Projektionsbild **12** (d. h., ein Projektionsbild des Patienten **31**) überein.

**[0030]** Allerdings ändern sich tatsächlich Bedingungen der permanent installierten Röntgenstrahlbildgebungsstruktur **40** mit der Zeit, und ein Abgleich zwischen dem durch die Röntgenstrahlbildgebungsstruktur **40** abgebildeten zweiten Projektionsbild **12** des Patienten **31** und dem rekonstruierten Projektionsbild **20** wird nicht gewährleistet.

**[0031]** Unterdessen wird in der medizinischen Praxis das vorstehend beschriebene Kalibrierungsobjekt im Allgemeinen als ein QA-(Qualitätssicherungs-)Phantom bezeichnet. Verschiedene Typen von Testobjekten, wie etwa ein Objektmodell für eine Vorrichtungskalibrierung, ein Objekt, das einen bösartigen Tumor simuliert und/oder körperinternes Gewebe sind/ist in dem Kalibrierungsobjekt angeordnet, und das Kalibrierungsobjekt wird zum Akquirieren von Vorrichtungsbedingungen, wie etwa Dosis und Bildqualität, verwendet. Da das Kalibrierungsobjekt wie vorstehend beschrieben künstlich ausgebildet ist, werden die Volumendaten **15**, welche die interne Struktur des Kalibrierungsobjekts anzeigen, im Voraus erzeugt.

**[0032]** Eine Kalibrierung der Röntgenstrahlbildgebungsstruktur **40** unter Verwendung dieses Kalibrierungsobjekts wird als eine tägliche Überprüfung der Strahlenbehandlungsvorrichtung durchgeführt.

**[0033]** Die Kalibrierungsobjekt-Positionsinformationen **14** sind Informationen bezüglich im Voraus bestimmter räumlicher Koordinaten des in dem Bestrahlungsgebiet **34** angeordneten Kalibrierungsobjekts zum Durchführen der vorstehend beschriebenen Kalibrierung. Wenn das Kalibrierungsobjekt an einer vorbestimmten Position bezüglich der Liegefläche **32** angeordnet ist, und bewirkt wird, dass die Liegeflächenantriebsstruktur **33** basierend auf den Kalibrierungsobjekt-Positionsinformationen **14** betrieben wird, wird das Kalibrierungsobjekt automatisch an der Position des Bestrahlungsgebiets **34**, die als eine der Bestrahlungsbedingungen eingestellt worden ist, angeordnet.

**[0034]** Nachdem das Kalibrierungsobjekt wie vorstehend beschrieben basierend auf den Positionsinformationen **14** in das Bestrahlungsgebiet **34** bewegt worden ist, empfängt der Steuercomputer **10** das erste Projektionsbild **11** des Kalibrierungsobjekts, indem bewirkt wird, dass die Röntgenstrahlbildgebungsstruktur **40** eine Röntgenstrahlbildgebung bezüglich des Kalibrierungsobjekts durchführt.

**[0035]** Ein Ideales-Bild-Generator **21** erzeugt das ideale Projektionsbild **18** des Kalibrierungsobjekts basierend auf den Ausgestaltungsinformationen **13** der Röntgenstrahlbildgebungsstruktur **40**, den Kalibrierungsobjekt-Positionsinformationen **14** und den Volumendaten **15** des Kalibrierungsobjekts, und bewirkt, dass der Speicherabschnitt des Steuercomputers

ters **10** das erzeugte ideale Projektionsbild **18** speichert.

**[0036]** Da sich Bedingungen der permanent installierten Röntgenstrahlbildungsstruktur **40** wie vorstehend beschrieben mit der Zeit ändern, stimmt eine Position der Röntgenstrahlbildungsstruktur **40** in einem realen Raum in einigen Fällen nicht mit der durch die Ausgestaltungsinformationen **13** angezeigten Position überein. Somit weicht das erste Projektionsbild **11** des Kalibrierungsobjekts von seinem idealen Projektionsbild **18** in Abhängigkeit von dem Unterschied zwischen den Ausgestaltungsinformationen **13** und den Zuständen der Röntgenstrahlbildungsstruktur **40** in einem realen Raum ab.

**[0037]** Der Berechner **22** berechnet eine Vielzahl von Transformationsparametern **19**, durch welche das erste Projektionsbild **11** des Kalibrierungsobjekts in das ideale Projektionsbild **18** transformiert werden. Die Transformationsparameter **19** ändern sich nie, solange die Bedingungen der Röntgenstrahlbildungsstruktur **40** in einem realen Raum konstant sind, und weisen einen Effekt auf zum Eliminieren des Unterschieds zwischen dem zweiten Projektionsbild **12** des Patienten **31** und dem rekonstruierten Projektionsbild **20** der Patientenvolumendaten **17**.

**[0038]** Der Transformiertes-Bild-Generator **23** erzeugt das transformierte Projektionsbild **26**, welches ein resultierendes Bild eines Transformierens des zweiten Projektionsbildes **12** ist, basierend auf den Transformationsparametern **19**.

**[0039]** Der Abgleichbildgenerator **25** erzeugt ein Abgleichbezugsbild, durch welches eine Abgleichverarbeitung zwischen dem transformierten Projektionsbild **26** des Patienten **31** und dem rekonstruierten Projektionsbild **20** durchgeführt wird. Wenn das transformierte Projektionsbild **26** des Patienten **31** und das rekonstruierte Projektionsbild **20** nicht übereinstimmen, dann besteht die Befürchtung, dass der Zielpunkt eines Behandlungsstrahls **35** von dem kranken Teil des Patienten **31** aus irgendwelchen Gründen, wie etwa eine Abnormität der Liegeflächenantriebsstruktur **33**, abweicht. Als weiterer möglicher Grund dafür kann der Patient **31** von einer vorbestimmten Position bewegt worden sein.

**[0040]** In einem solchen Fall stellt die Liegeflächenantriebsstruktur **33** die Liegeflächenposition erneut ein, bis das transformierte Projektionsbild **26** des Patienten **31** und das rekonstruierte Projektionsbild **20** übereinstimmen, und dann wird der Behandlungsstrahl **35** aus der Mündung **36** gestrahlt.

**[0041]** Im Übrigen wird eine Bestimmung, ob das transformierte Projektionsbild **26** des Patienten **31** mit dem rekonstruierten Projektionsbild **20** übereinstimmt oder nicht, durch Bildverarbeitung eines Pro-

zessors in einigen Fällen automatisch durchgeführt, und durch medizinisches Personal in einigen Fällen visuell durchgeführt.

**[0042]** Nachstehend wird das Prinzip zum Ableiten der Transformationsparameter **19** gemäß **Fig. 2** beschrieben, und nach Bedarf auf **Fig. 1** bezogen.

**[0043]** In der Strahlenbehandlung ist es erforderlich, eine dreidimensionale Position des Patienten **31** auszurichten. Falls eine dreidimensionale Position im Inneren des Patienten **31** auf Basis von nur einem Projektionsbild bestimmt wird, weist die bestimmte Position eine Unbestimmtheit auf. Somit werden zwei Projektionsbilder durch die Röntgenstrahlbildungsstruktur **40**, die mit einem Paar der Röntgenstrahlgeneratoren **41a** und **41b** und einem Paar der Röntgenstrahlempfänger **42a** und **42b** ausgerüstet ist, erhalten.

**[0044]** In einem dreidimensionalen Raum, in welchem die Röntgenstrahlbildungsstruktur **40** installiert ist, wird ein Koordinatensystem, das aus einer X-Achse, einer Y-Achse und einer Z-Achse besteht, deren Ursprung ein geeigneter Punkt ist, als ein Vorrichtungskordinatensystem eingestellt.

**[0045]** Wenn die jeweiligen Koordinatenpositionen der Röntgenstrahlgeneratoren **41a** und **41b** und der Röntgenstrahlempfänger **42a** und **42b** in dem Vorrichtungskordinatensystem spezifiziert sind, kann eine Projektionsmatrix  $p$  nach der Formel (1) in **Fig. 2** bestimmt werden. In der Formel (1) zeigen  $u$  und  $v$  eine Position  $(u, v)$  von jedem einer Vielzahl von Erfassungselementen, die den Röntgenstrahlempfänger **42** bilden, an. Zusätzlich zeigen  $X, Y$  und  $Z$  in der Formel (1) Koordinaten  $(X, Y, Z)$  in dem Vorrichtungskordinatensystem an. Ferner ist in der Formel (1) die Skalarkomponente  $\lambda$  eine beliebige reale Zahl, und die Projektionsmatrix  $p$  wird durch eine aus 3 Zeilen und 4 Spalten bestehende Matrix angezeigt.

**[0046]** Bei der Röntgenstrahlbildung werden Röntgenstrahlen, welche von den Röntgenstrahlgeneratoren **41a** und **41b** ausgegeben worden sind und gedämpft worden sind, indem sie durch den Patienten **31** oder das Kalibrierungsobjekt verlaufen sind, auf die Flachdetektorebenen bzw. flachen Erfassungsebenen der jeweiligen Röntgenstrahlempfänger **42a** und **42b** projiziert (d. h., FPD: "Flat Panel Detector"). Die Erfassungselemente korrespondierend zu jeweiligen Bildpunkten eines original erzeugten Projektionsbildes sind auf der Flachdetektorebene bzw. flachen Erfassungsebene von jedem der Röntgenstrahlempfänger **42a** und **42b** zweidimensional angeordnet.

**[0047]** Das erste Projektionsbild **11** des Kalibrierungsobjekts und das zweite Projektionsbild **12** des Patienten **31** können akquiriert werden, indem Ener-

gieintensitätswerte, die durch die auf dem Röntgenstrahlempfänger **42** zweidimensional angeordneten jeweiligen Erfassungselemente erfasst sind, in Helligkeitswerte von Bildpunkten, welche bezüglich ihrer Position zu den jeweiligen Erfassungselementen korrespondieren, transformiert werden.

**[0048]** Eine Energie  $P_i$  von Röntgenstrahlen, welche von dem Röntgenstrahlgenerator **41** ausgestrahlt werden und die Position  $i \in \mathbb{R}^2$  der Erfassungselemente auf der flachen Ebene des Röntgenstrahlempfängers **42** erreichen, kann durch die Formel (2) in Fig. 2 angezeigt werden.

**[0049]** In der Formel (2) ist  $P_0$  die Energie von Röntgenstrahlen, unmittelbar nachdem sie von dem Röntgenstrahlgenerator **41** ausgestrahlt worden sind, und  $\mu(1, P)$  ist ein linearer Dämpfungskoeffizient  $\mu$  des Patienten **31** oder des Kalibrierungsobjekts an der Position 1. Es ist zu beachten, dass der lineare Dämpfungskoeffizient  $\mu$  ein Wert ist, welcher sich in Abhängigkeit von der Energie  $P$  von Röntgenstrahlen, die das Kalibrierungsobjekt oder den Patienten **31** durchdringen, ändert.

**[0050]** Gemäß der Formel (2) wird der Wert, der durch Durchführen eines Linienintegrals bezüglich eines linearen Dämpfungskoeffizienten von jeder Substanz auf dem Pfad von Röntgenstrahlen von dem Röntgenstrahlgenerator **41** zu der Position  $i$  von einem spezifizierten Erfassungselement des Röntgenstrahlempfängers **42** erhalten ist, zu der an der Position  $i$  von diesem Erfassungselement erfassten Energie von Röntgenstrahlen.

**[0051]** Ein Helligkeitswert von jedem Bildpunkt des ersten und zweiten Projektionsbildes **11** und **12**, die durch Röntgenstrahlbildung erhalten sind, wird gemäß einer Summe von Produkten von Substanzen (z. B. der Patient) auf dem Pfad von Röntgenstrahlen bestimmt, welche von den Röntgenstrahlgeneratoren **41a** und **41b** ausgegeben sind und das Erfassungselement, dessen Position zu diesem Bildpunkt in dem Röntgenstrahlempfänger **42a** oder **42b** korrespondiert, erreichen.

**[0052]** Das zweite Projektionsbild **12** ( $I(u, v)$ ) des Patienten **31**, das durch die Röntgenstrahlbildungsstruktur **40** abgebildet ist, wird in das transformierte Projektionsbild **26** ( $I'(u', v')$ ) unter Verwendung der Transformationsparameter **19** und der Formel (3) in Fig. 2 geometrisch transformiert. Dann werden durch die Formel (4) in Fig. 2 angezeigte Abbildungsvorschriften  $f_x$  und  $f_y$  bestimmt, und die durch die Formel (5) in Fig. 2 angezeigte Beziehung wird aus den Projektionsmatrizen  $p$  und  $p'$  erhalten.

**[0053]** Außerdem wird die durch die Formel (6) in Fig. 2 angezeigte Beziehung aus dem Gleichungssystem der Formel (5) in Fig. 2 erhalten. In der For-

mel (6) ist  $H(\lambda)$  eine aus 3 Zeilen und 3 Spalten bestehende Matrix einschließlich jeder Skalarkomponente  $\lambda$ , und sie ist äquivalent zu den Transformationsparametern **19**.

**[0054]** Die Projektionsmatrix  $p$  von ausgewählten Bedingungen der Röntgenstrahlbildungsstruktur **40** wird durch Kalibrierung unter Verwendung des Kalibrierungsobjekts bestimmt. Da die aus 3 Zeilen und 4 Spalten in der Formel (1) bestehende Projektionsmatrix  $p$  eine Unbestimmtheit einer konstanten Multiplikation  $\lambda$  umfasst, werden elf Elemente bestimmt. Wenn  $(u, v)$  und  $(X, Y, Z)$  in der Formel (1) bekannt sind, werden zwei Gleichungen von Bedingungen bezüglich der zu bestimmenden elf Elemente erhalten. Anders ausgedrückt, falls ein Objekt vorliegt, durch welches zumindest sechs  $(u, v)$  und  $(X, Y, Z)$  bestimmt werden können, kann die Projektionsmatrix  $p$  eindeutig bestimmt werden.

**[0055]** Somit kann die Projektionsmatrix  $p$  durch die folgenden zwei Schritte eindeutig bestimmt werden. In dem ersten Schritt wird das Kalibrierungsobjekt, das intern zumindest sechs Objekte umfasst, deren dreidimensionale Positionen bekannt sind, abgebildet. Beispielsweise können Metallmarkierungen für die zumindest sechs Objekte im Inneren des Kalibrierungsobjekts verwendet werden. Dann wird die Projektionsmatrix  $p$  bestimmt, indem Koordinaten  $(u, v)$  von jedem der zumindest sechs Objekte im Inneren des Kalibrierungsobjekts bezüglich des in dem ersten Schritt erhaltenen Bildes in Verbindung mit den bekannten dreidimensionalen Positionen  $(X, Y, Z)$  von den zumindest sechs Objekten spezifiziert werden.

**[0056]** Außerdem ist  $p'$  eine Ausgestaltungsbedingung, und es wird angenommen, dass sie im Voraus erhalten wird.

**[0057]** Im Folgenden wird die Formel (6) mit Bezug auf Fig. 3 detailliert beschrieben.

**[0058]** Die Bezugszeichen **41'** und **42'** in Fig. 3 zeigen jeweils eine Position des Röntgenstrahlgenerators **41** und eine Erfassungsebene des Röntgenstrahlempfängers **42** in dem auf Basis der Ausgestaltungsinformationen **13** bestimmten Vorrichtungskoordinatensystem an. In ähnlicher Weise zeigen die Bezugszeichen **41** und **42** in Fig. 3 jeweils eine Position des Röntgenstrahlgenerators **41** und eine Erfassungsebene des Röntgenstrahlempfängers **42** in dem auf Basis der ausgewählten Bedingungen der Röntgenstrahlbildungsstruktur **40** in einem realen Raum bestimmten Vorrichtungskoordinatensystem an. Es ist zu beachten, dass die Erfassungsebene des Röntgenstrahlempfängers **42** durch gerade Linien **42** und **42'** angezeigt ist, und dass die Tiefe des Röntgenstrahlempfängers **42** der Einfachheit halber in Fig. 3 nicht dargestellt ist. Der Schnittpunkt zwischen der Erfassungsebene des Röntgenstrahlemp-

fängers **42** und der Verlängerungslinie der geraden Linie, die einen Zielpunkt **51** mit dem Bezugszeichen **41** verbindet, wird als ein Bezugspunkt **52** definiert.

**[0059]** Der Zielpunkt **51** ist die Position  $(u'_d, v'_d)$  eines Erfassungselements bezüglich des zweiten Projektionsbildes **12**, das durch den Röntgenstrahlempfänger **42'** abzubilden ist. Hier wird angenommen, dass der Zielpunkt **51** in dem Vorrichtungskoordinatensystem derselbe Punkt wie ein Schnittpunkt ist, dessen Koordinaten  $(X_d, Y_d, Z_d)$  in dem Vorrichtungskoordinatensystem sind. Die Position  $(u_d, v_d)$  des sich an dem Bezugspunkt **52** des Röntgenstrahlempfängers **42** befindenden Erfassungselements bezüglich des durch diesen Röntgenstrahlempfänger **42** abzubildenden Projektionsbildes kann bestimmt werden, indem  $(X_d, Y_d, Z_d, 1)$  für die rechte Seite der ersten Gleichung der Formel (5) in Fig. 2 (d. h.,  $(X, Y, Z, 1)^T = (X_d, Y_d, Z_d, 1)$ ) substituiert wird. In dem vorstehenden Substitutionsprozess kann  $\lambda_d$  auch bestimmt werden. Somit kann durch Substituieren des vorbestimmten  $\lambda_d$  und der Position  $(u_d, v_d)$  in der Formel (6) die Position  $(u'_d, v'_d)$  des sich an dem Zielpunkt **51** des Röntgenstrahlempfängers **42'** befindenden Erfassungselements auf dem durch den Röntgenstrahlempfänger **42'** abzubildenden Projektionsbild auf Basis der Formel (7) in Fig. 2 bestimmt werden.

**[0060]** Wenn ein Punkt in dem Vorrichtungskoordinatensystem extrahiert wird, dann werden die Bildkoordinaten bezüglich der Erfassungsebenen der jeweiligen Röntgenstrahlempfänger **42** und **42'**, auf welchen von dem Röntgenstrahlgenerator **41** ausgegebene Röntgenstrahlen einfallen und durch den extrahierten Punkt verlaufen, bestimmt. Wenn die Bildkoordinaten der vorstehenden zwei Punkte bestimmt werden, dann kann der Bildpunkt  $l'(u', v')$  des transformierten Projektionsbildes **26** auf Basis der Formel (3) bestimmt werden.

**[0061]** Somit kann, durch Einstellen des Schnittpunktes an der Position von jedem Erfassungselement bezüglich des Röntgenstrahlempfängers **42'**, jeder Bildpunkt  $l'(u', v')$  des transformierten Projektionsbildes **26** erzeugt werden. Es ist zu beachten, dass ein Einstellen des Schnittpunktes auf eine Position bezüglich des Röntgenstrahlempfängers **42** oder **42'** nicht beschränkt ist.

**[0062]** Ein bevorzugter Fall eines Einstellverfahrens des Schnittpunktes wird mit Bezug auf Fig. 4 durch eine zu Fig. 3 ähnliche Notation beschrieben.

**[0063]** Das Bezugszeichen **41'** in Fig. 4 zeigt eine Position des Röntgenstrahlgenerators **41** in dem Vorrichtungskoordinatensystem an, das auf Basis der Ausgestaltungsinformationen **13** bestimmt ist. Das Bezugszeichen **41** in Fig. 4 zeigt eine Position des Röntgenstrahlgenerators **41** in dem Vorrichtungskoordinatensystem an, das auf Basis der ausgewählten

Bedingungen der Röntgenstrahlbildungsstruktur **40** in einem realen Raum bestimmt ist. Es ist zu beachten, dass die Erfassungsebene des Röntgenstrahlempfängers **42** durch die geraden Linien **42** und **42'** angezeigt wird, und die Tiefe des Röntgenstrahlempfängers **42** der Einfachheit halber in Fig. 3 nicht dargestellt ist.

**[0064]** Obwohl Fig. 4 einen Fall darstellt, in welchem die Erfassungsebene des Röntgenstrahlempfängers **42** basierend auf den ausgewählten Bedingungen der Röntgenstrahlbildungsstruktur **40** in einem realen Raum mit der Erfassungsebene des Röntgenstrahlempfängers **42'** basierend auf den Ausgestaltungsinformationen **13** der Röntgenstrahlbildungsstruktur **40** bezüglich der Position übereinstimmt, sogar falls beide nicht übereinstimmen, kann dieselbe Theorie wie nachstehend beschrieben angewendet werden.

**[0065]** Zunächst wird der Bildpunkt  $l'(u', v')$  des transformierten Projektionsbildes **26**, dessen Position zu dem Erfassungselement in dem Zielpunkt **51** korrespondiert, bestimmt.

**[0066]** Wenn der Schnittpunkt als ein Punkt in dem Vorrichtungskoordinatensystem auf dieselbe Position wie der Zielpunkt **51** auf eine ähnliche Weise wie in dem Fall von Fig. 3 eingestellt ist, dann wird die Energie von durch den geradlinigen Pfad **61**, der den Röntgenstrahlgenerator **41** mit dem Schnittpunkt **51** verbindet, verlaufenden Röntgenstrahlen in einen Bildpunktwert des zu dem Zielpunkt **51** bezüglich der Position korrespondierenden Bildpunkt umgewandelt. In diesem Fall wird der Bezugspunkt derselbe Punkt wie der Zielpunkt **51**, und der geradlinige Pfad **61** verläuft nicht durch den Patienten **31**.

**[0067]** Allerdings verläuft der geradlinige Pfad **61'**, der den Röntgenstrahlgenerator **41'** mit dem Schnittpunkt **51** verbindet, durch den Patienten **31**. Somit wird die Energie von durch den geradlinigen Pfad **61'** verlaufenden Röntgenstrahlen in einen Bildpunktwert umgewandelt, der sich von dem vorstehend beschriebenen Bildpunktwert korrespondierend zu dem geradlinigen Pfad **61** unterscheidet.

**[0068]** Im Folgenden wird der Fall betrachtet, in welchem sich der Schnittpunkt **51** zu dem Schnittpunkt **52** ändert. In diesem Fall wird der Bildpunktwert des Bildpunktes, der bezüglich der Position zu dem Erfassungselement in dem Zielpunkt **51** korrespondiert, der Bildpunktwert des Bildpunktes, der bezüglich der Position zu dem Erfassungselement in dem Bezugspunkt **53** bezüglich der Erfassungsebene des Röntgenstrahlempfängers **42** korrespondiert.

**[0069]** Der Bildpunktwert des Bildpunktes, der bezüglich der Position zu dem Erfassungselement in dem Bezugspunkt **53** korrespondiert, strahlt Energie von



durch den geradlinigen Pfad **62**, der den Röntgenstrahlgenerator **41** mit dem Schnittpunkt **52** verbindet, verlaufenden Röntgenstrahlen zurück. Da der geradlinige Pfad **62** durch den Patienten **31** wie der geradlinige Pfad **61** verläuft, wird der Bildpunktwert des Bildpunkts, der bezüglich der Position zu dem Erfassungselement in dem Bezugspunkt **53** korrespondiert, näher zu dem Bildpunktwert des Bildpunkts, der bezüglich der Position zu dem Erfassungselement in dem Zielpunkt **51** korrespondiert, als der Bildpunktwert des Bildpunkts, der bezüglich der Position zu dem Erfassungselement in dem Bezugspunkt **51** korrespondiert.

**[0070]** Wie vorstehend beschrieben, ist es hinsichtlich eines Abbildens wünschenswert, dass ein durch den Patienten **31** verlaufender geradliniger Pfad nahe zu einem Pfad basierend auf den Ausgestaltungsinformationen **13** ist. Somit wird der Schnittpunkt auf eine Position eingestellt, an welcher sich der Patient **31** befindet. In dem Fall, in welchem einer Position eines Behandlungsziels eine Wichtigkeit verliehen wird, wird eine Vielzahl von Schnittpunkten in einer Ebene einschließlich einer geraden Linie, entlang welcher der Behandlungsstrahl verläuft, eingestellt. Zusätzlich oder alternativ kann eine Position von jedem Schnittpunkt auf Basis der Volumendaten **17** im Inneren des Patientenkörpers, die durch CT-Bildgebung akquiriert sind, eingestellt werden.

**[0071]** Da eine Analyse von spezifizierten Volumenelementen, welche die Volumendaten **17** bilden, einen Namen oder einen Typ eines an diesen spezifizierten Volumenelementen positionierten Gewebes vorsehen, wird ein Positionsabgleich eines mit einem höheren Kontrast bezüglich eines Projektionsbildes abgebildeten Teils, wie etwa ein Knochengewebe, bei der Bestätigung eines Positionierungsergebnisses als wichtig erachtet. Somit wird ein Schnittpunkt auf eine dreidimensionale Position eingestellt, an welcher der Volumenelementwert von einem Knochengewebe unterschieden werden kann.

**[0072]** In Abhängigkeit von einem Einstellen von jedem Schnittpunkt ist es nicht möglich, jeweilige Positionen von allen Erfassungselementen in dem transformierten Projektionsbild **l'** zu bestimmen, und einige Bildpunkte des transformierten Projektionsbildes werden in einigen Fällen nicht erzeugt. In solchen Fällen wird ein allgemeines Bildpunkt-Interpolationsverfahren, wie etwa ein Nächster-Nachbar-Verfahren ("Nearest Neighbor Method"), ein bilineares Verfahren, ein bikubisches Verfahren zum Vervollständigen aller Bildpunkte des transformierten Projektionsbildes verwendet.

**[0073]** Der Transformiertes-Bild-Generator **23** kann eine Vielzahl von transformierten Projektionsbildern **26** unter Verwendung der Matrix  $H(\lambda)$  erzeugen, deren Elemente (d. h., Skalarkomponenten  $\lambda$ ) eine Viel-

zahl von Transformationsparametern **19** sind und bezüglich des Wertes voneinander verschieden sind. Dann wird auf Basis des Abgleichbezugsbildes, dessen Abgleichgrad mit Bezug auf das rekonstruierte Projektionsbild **20** am Höchsten ist, eine Bestimmung durchgeführt, ob der Zielpunkt eines Behandlungsstrahls **35** mit der Position des kranken Teils des Patienten **31** übereinstimmt oder nicht.

**[0074]** Im Übrigen können das für eine Abgleichverarbeitung zwischen dem erzeugten transformierten Projektionsbild **26** des Patienten **31** und dem rekonstruierten Projektionsbild **20** verwendete Abgleichbezugsbild parallel angezeigt werden, und das Subtraktionsbild zwischen beiden kann angezeigt werden. Zusätzlich kann die Vielzahl von transformierten Projektionsbildern **26** so angezeigt werden, dass eines der angezeigten transformierten Projektionsbilder **26** über eine Eingabevorrichtung ausgewählt wird, und ein Abgleich zwischen dem rekonstruierten Projektionsbild **20** und dem ausgewählten transformierten Projektionsbild **26** wird durchgeführt.

**[0075]** Im Folgenden werden das Strahlenbehandlungsverfahren und das Strahlenbehandlungsprogramm des vorliegenden Ausführungsbeispiels gemäß der Schrittzahl in dem in Fig. 5 gezeigten Flussdiagramm, nach Bedarf unter Bezugnahme auf Fig. 1, beschrieben.

**[0076]** Zunächst ist die Routine der Schritte S11 bis S15 eine Kalibrierung der Röntgenstrahlbildungsstruktur **40** unter Verwendung des Kalibrierungsobjekts, die als tägliche Überprüfung der Strahlenbehandlungsvorrichtung durchzuführen ist.

**[0077]** In Schritt S11 wird das Kalibrierungsobjekt auf eine vorbestimmte Position auf der Liegefläche **32** gelegt.

**[0078]** Im nächsten Schritt S12 wird bewirkt, dass die Liegeflächenantriebsstruktur **33** basierend auf den Positionsinformationen **14** so angetrieben wird, dass das Kalibrierungsobjekt automatisch zu einer im Voraus bestimmten Einstellposition in dem Bestrahlungsgebiet **34** bewegt wird.

**[0079]** Im nächsten Schritt S13 führt die Röntgenstrahlbildungsstruktur **40** eine Röntgenstrahlbildung bezüglich des Kalibrierungsobjekts so durch, dass das erste Projektionsbild **11** des Kalibrierungsobjekts erzeugt wird.

**[0080]** Im nächsten Schritt S14 akquiriert der Berechner **22** das erste Projektionsbild **11** und das ideale Projektionsbild **18** des Kalibrierungsobjekts. Das ideale Projektionsbild **18** wird basierend auf den Ausgestaltungsinformationen **13** der Röntgenstrahlbildungsstruktur **40**, den Positionsinformationen **14** des Kalibrierungsobjekts und den Volumendaten **15**



des Kalibrierungsobjekts im Voraus erzeugt und gespeichert.

**[0081]** Im nächsten Schritt S15 berechnet der Berechner 22 die Transformationsparameter 19, durch welche das erste Projektionsbild 11 in das ideale Projektionsbild 18 transformiert werden, auf Basis des erzeugten ersten Projektionsbildes 11 und des idealen Projektionsbildes 18.

**[0082]** Im Folgenden ist die Routine der Schritte S21 bis S31 eine Verarbeitung, die für die Strahlenbehandlung des Patienten 31 relevant ist.

**[0083]** Zunächst wird in Schritt S21 ein Befestigungselement, durch welches der Patient 31 an der Liegefläche 32 befestigt wird, so ausgestaltet, dass der kranke Teil mit einem Behandlungsstrahl genau bestrahlt wird.

**[0084]** Im nächsten Schritt S22 wird vor der Bestrahlung mit einem Behandlungsstrahl eine CT-Bildgebung bei dem Patienten 31 in derselben Position bzw. Haltung durchgeführt, wie die Position bzw. Haltung zum Zeitpunkt einer Bestrahlung mit einem Behandlungsstrahl mit angebrachtem Befestigungselement, und dadurch werden die Patientenvolumendaten 17 akquiriert.

**[0085]** Im nächsten Schritt S23 diskutiert medizinisches Personal einen Behandlungsplan für diesen Patienten 31. Insbesondere wird die Position des kranken Teils basierend auf den Volumendaten 17 im Inneren des Patientenkörpers dreidimensional identifiziert. Dann werden Hauptbestrahlungsbedingungen, wie etwa eine Bestrahlungsintensität und eine Bestrahlungsrichtung eines Behandlungsstrahls so bestimmt, dass normales Gewebe einer so geringen Bestrahlung wie möglich ausgesetzt wird.

**[0086]** Im nächsten Schritt S24 werden die Positionsinformationen 16 des Patienten 31 in dem Bestrahlungsgebiet 34 bestimmt. Da der Patient 31 an der Liegefläche 32 befestigt ist, werden Steuerbedingungen der Liegeflächenantriebsstruktur 33 auf Basis der Positionsinformationen 16 des Patienten 31 eindeutig bestimmt.

**[0087]** Hier kann zu einem beliebigen Zeitpunkt vor Schritt 30, wie nachstehend beschrieben, d. h., in Schritt 16, das rekonstruierte Projektionsbild 20 als zweidimensionale Informationen aus den Patientenvolumendaten 17, welche dreidimensionale Informationen sind, auf Basis der Positionsinformationen 16 des Patienten 31 in dem Bestrahlungsgebiet 34 und der Ausgestaltungsinformationen 13 der Röntgenstrahlbildungsstruktur 40 erzeugt werden.

**[0088]** Von dem nächsten Schritt S25 an beginnt eine Behandlungsphase unter Verwendung der Strahlenbehandlungsvorrichtung.

**[0089]** In Schritt S25 wird der Patient 31 mit dem Befestigungselement an der Liegefläche 32 befestigt.

**[0090]** Im nächsten Schritt S26 wird die Liegefläche 32 zu einer vorbestimmten Position in dem Bestrahlungsgebiet 34 basierend auf den Positionsinformationen 16 des Patienten 31 bewegt.

**[0091]** Im nächsten Schritt S27 führt die Röntgenstrahlbildungsstruktur 40 eine Röntgenstrahlbildung bei dem Patienten 31 so durch, dass das zweite Projektionsbild 12 des Patienten 31 erzeugt wird.

**[0092]** Im nächsten Schritt S28 akquiriert der Transformiertes-Bild-Generator 23 das zweite Projektionsbild 12 und die Transformationsparameter 19.

**[0093]** Im nächsten Schritt S29 berechnet der Transformiertes-Bild-Generator 23 das transformierte Projektionsbild 26 des Patienten 31, welches ein resultierendes Bild eines Transformierens des zweiten Projektionsbildes 12 unter Verwendung der Transformationsparameter 19 ist.

**[0094]** Im nächsten Schritt S30 wird ein Abgleichbezugsbild des rekonstruierten Projektionsbildes 20 und des transformierten Projektionsbildes 26 des Patienten 31 erzeugt. Ferner wird auf Basis einer automatischen Musterabgleichanalyse dieser Bilder automatisch bestimmt, ob das rekonstruierte Projektionsbild 20 und das transformierte Projektionsbild 26 des Patienten 31 übereinstimmen. Es ist zu beachten, dass anstelle der vorstehend beschriebenen automatischen Bestimmung medizinisches Personal visuell bestimmen kann, ob das rekonstruierte Projektionsbild 20 und das transformierte Projektionsbild 26 des Patienten 31 übereinstimmen oder nicht.

**[0095]** Falls das Abgleichbestimmungsergebnis negativ ist (korrespondierend zu NEIN in Schritt 30), kehrt die Verarbeitung zu Schritt S26 zurück, und es wird bewirkt, dass die Liegeflächenantriebsstruktur 33 erneut angetrieben wird, sodass der Fluss der Schritte S26 bis S30 erneut durchgeführt wird.

**[0096]** Falls das Abgleichbestimmungsergebnis bejaht wird (korrespondierend zu JA in Schritt 30), fährt die Verarbeitung zu Schritt S31 fort, in welchem der Behandlungsstrahl 35 aus der Mündung 36 gestrahlt wird, und die in Fig. 5 gezeigte gesamte Verarbeitung wird beendet.

**[0097]** Gemäß einer Strahlenbehandlungsvorrichtung von zumindest einem der vorstehend beschriebenen Ausführungsbeispiele wird ein Abgleichgrad

zwischen einem Röntgenstrahlprojektionsbild eines Patienten, das durch eine Röntgenstrahlbildungsstruktur abgebildet ist, und einem Projektionsbild, das aus Volumendaten des Patienten rekonstruiert ist, unter Verwendung von jedem Transformationsparameter eines Projektionsbildes, das durch Durchführen einer Röntgenstrahlbildung bezüglich des Kalibrierungsobjekts erzeugt ist, verbessert, wodurch die Genauigkeit eines auf einen kranken Teil gestrahlten Behandlungsstrahls verbessert wird.

**[0098]** Während bestimmte Ausführungsbeispiele beschrieben worden sind, sind diese Ausführungsbeispiele lediglich beispielhaft dargestellt worden, und sie beabsichtigen nicht, den Umfang der Erfindung zu beschränken. Tatsächlich können die hier beschriebenen Verfahren und Systeme in einer Vielzahl von anderen Formen dargestellt werden; außerdem können verschiedene Auslassungen, Substitutionen und Änderungen in der Form der hier beschriebenen Verfahren und Systeme gemacht werden, ohne von dem Geiste der Erfindung abzuweichen. Die begleitenden Patentansprüche und ihre Äquivalente sollen solche Formen oder Modifikationen abdecken, die in den Umfang und Geiste der Erfindung fallen würden.

**[0099]** Der Steuercomputer **10** der vorstehend beschriebenen Strahlenbehandlungsvorrichtung umfasst eine Steuervorrichtung, in welcher Prozessoren, wie etwa ein spezieller Chip (d. h., integrierte Schaltung), ein FPGA ("Field Programmable Gate Array"), eine GPU ("Graphics Processing Unit") oder eine CPU ("Central Processing Unit") integriert sind, eine Speichervorrichtung, wie etwa ein ROM ("Read Only Memory") und ein RAM ("Random Access Memory"), eine externe Speichervorrichtung, wie etwa ein HDD ("Hard Disk Drive") und ein SSD ("Solid State Drive"), eine Anzeigevorrichtung, wie etwa eine Anzeige, eine Eingabevorrichtung, wie etwa eine Maus und eine Tastatur, und eine Kommunikationsschnittstelle. Der Steuercomputer **10** kann durch eine Hardwarestruktur eines herkömmlichen Computers realisiert werden.

**[0100]** Programme, die durch den Steuercomputer **10** der Strahlenbehandlungsvorrichtung ausgeführt werden, sind vorgesehen, indem sie in eine Speicherschaltung, wie etwa ein ROM, im Voraus installiert werden.

**[0101]** Zusätzlich oder alternativ können durch den Steuercomputer **10** ausgeführte Programme vorgesehen sein, indem sie in Form von installierbaren oder ausführbaren elektronischen Dateien in einem Speichermedium, welches durch einen Computer gelesen werden kann, gespeichert werden. Als Beispiele des vorstehend beschriebenen Speichermediums, welches durch einen Computer gelesen werden kann, sind eine CD-ROM, eine CD-R, eine Speicher-

karte, eine DVD und eine flexible Scheibe bzw. Floppy-Disk umfasst.

**[0102]** Außerdem können Programme, die durch den Steuercomputer **10** der Strahlenbehandlungsvorrichtung des vorliegenden Ausführungsbeispiels ausgeführt werden, in einem Computer gespeichert sein, der mit einem Netzwerk verbunden ist, wie etwa dem Internet, und sie können über das Netzwerk heruntergeladen werden.

**[0103]** Ferner kann der Steuercomputer **10** konfiguriert sein, indem separate Module, welche jeweilige Funktionen des Steuercomputers **10** implementieren, über ein Netzwerk oder eine dedizierte Leitung verbunden werden und die verbundenen Module kombiniert werden.

**ZITATE ENTHALTEN IN DER BESCHREIBUNG**

*Diese Liste der vom Anmelder aufgeführten Dokumente wurde automatisiert erzeugt und ist ausschließlich zur besseren Information des Lesers aufgenommen. Die Liste ist nicht Bestandteil der deutschen Patent- bzw. Gebrauchsmusteranmeldung. Das DPMA übernimmt keinerlei Haftung für etwaige Fehler oder Auslassungen.*

**Zitierte Patentliteratur**

- JP 2015-158790 [0001]
- JP 2014-171763 [0011]

## Patentansprüche

1. Strahlenbehandlungsvorrichtung, aufweisend:  
 einen ersten Empfänger, der konfiguriert ist, um ein erstes Projektionsbild eines Kalibrierungsobjekts, das auf eine Liegefläche gelegt ist, welche in ein Bestrahlungsgebiet eines Behandlungsstrahls zum Behandeln eines Patienten bewegt worden ist, zu empfangen, wobei das erste Projektionsbild unter einer Röntgenstrahlbildung erhalten ist,  
 einen Speicherabschnitt, der konfiguriert ist, um ein ideales Projektionsbild des Kalibrierungsobjekts zu speichern, wobei das ideale Projektionsbild basierend auf Ausgestaltungsinformationen einer Röntgenstrahlbildungsstruktur, welche die Röntgenstrahlbildung durchführt, Positionsinformationen des Kalibrierungsobjekts in dem Bestrahlungsgebiet, und Volumendaten des Kalibrierungsobjekts erzeugt ist,  
 einen Berechner, der konfiguriert ist, um zumindest einen Transformationsparameter, durch welchen das erste Projektionsbild in das ideale Projektionsbild transformiert wird, zu berechnen,  
 einen zweiten Empfänger, der konfiguriert ist, um ein zweites Projektionsbild zu empfangen, das erhalten wird, indem die Röntgenstrahlbildung bezüglich des auf der Liegefläche, welche in das Bestrahlungsgebiet bewegt worden ist, liegenden Patienten durchgeführt wird,  
 einen Transformiertes-Bild-Generator, der konfiguriert ist, um zumindest ein transformiertes Projektionsbild des Patienten, welches ein resultierendes Bild eines Transformierens des zweiten Projektionsbildes basierend auf dem zumindest einen Transformationsparameter ist, zu erzeugen,  
 einen Rekonstruiertes-Bild-Generator, der konfiguriert ist, um ein rekonstruiertes Projektionsbild basierend auf Volumendaten, die durch ein dreidimensionales Abbilden im Inneren des Körpers des Patienten erhalten sind, Positionsinformationen des Patienten in dem Bestrahlungsgebiet und den Ausgestaltungsinformationen zu erzeugen, und  
 einen Abgleichbildgenerator, der konfiguriert ist, um ein Abgleichbezugsbild zu erzeugen, durch welches eine Abgleichverarbeitung zwischen dem transformierten Projektionsbild und dem rekonstruierten Projektionsbild durchgeführt wird.

2. Strahlenbehandlungsvorrichtung nach Anspruch 1,  
 wobei der zumindest eine Transformationsparameter eine Vielzahl von Transformationsparametern aufweist,  
 die Vielzahl von Transformationsparametern durch eine Matrix einschließlich Skalarkomponenten angezeigt sind, und  
 der Transformiertes-Bild-Generator konfiguriert ist, um eine Vielzahl von transformierten Projektionsbildern unter Verwendung der Vielzahl von Transformationsparametern, welche bezüglich des Skalarkom-

ponentenwerts voneinander verschieden sind, zu erzeugen.

3. Strahlenbehandlungsvorrichtung nach Anspruch 1, ferner mit einem Strahlbestrahler, der konfiguriert ist, um den Behandlungsstrahl auszustrahlen, wenn das transformierte Projektionsbild und das rekonstruierte Projektionsbild in der Abgleichverarbeitung basierend auf dem Abgleichbezugsbild miteinander übereinstimmen.

4. Strahlenbehandlungsverfahren, aufweisend:  
 Empfangen eines ersten Projektionsbildes eines Kalibrierungsobjekts, das auf eine Liegefläche gelegt ist, welche in ein Bestrahlungsgebiet eines Behandlungsstrahls zum Behandeln eines Patienten bewegt worden ist, wobei das erste Projektionsbild unter einer Röntgenstrahlbildung erhalten ist,  
 Speichern eines idealen Projektionsbildes des Kalibrierungsobjekts, wobei das ideale Projektionsbild basierend auf Ausgestaltungsinformationen einer Röntgenstrahlbildungsstruktur, welche die Röntgenstrahlbildung durchführt, Positionsinformationen des Kalibrierungsobjekts in dem Bestrahlungsgebiet und Volumendaten des Kalibrierungsobjekts erzeugt ist,  
 Berechnen eines Transformationsparameters, durch welchen das erste Projektionsbild in das ideale Projektionsbild transformiert wird,  
 Empfangen eines zweiten Projektionsbildes, das durch Durchführen der Röntgenstrahlbildung bezüglich des auf der Liegefläche, welche in das Bestrahlungsgebiet bewegt worden ist, liegenden Patienten erhalten ist,  
 Erzeugen eines transformierten Projektionsbildes des Patienten, welches ein resultierendes Bild eines Transformierens des zweiten Projektionsbildes basierend auf dem Transformationsparameter ist,  
 Erzeugen eines rekonstruierten Projektionsbildes basierend auf den Ausgestaltungsinformationen, Positionsinformationen des Patienten in dem Bestrahlungsgebiet und Volumendaten, die durch dreidimensionales Abbilden im Inneren des Körpers des Patienten erhalten sind, und  
 Erzeugen eines Abgleichbezugsbildes, durch welches eine Abgleichverarbeitung zwischen dem transformierten Projektionsbild und dem rekonstruierten Projektionsbild durchgeführt wird.

Es folgen 4 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

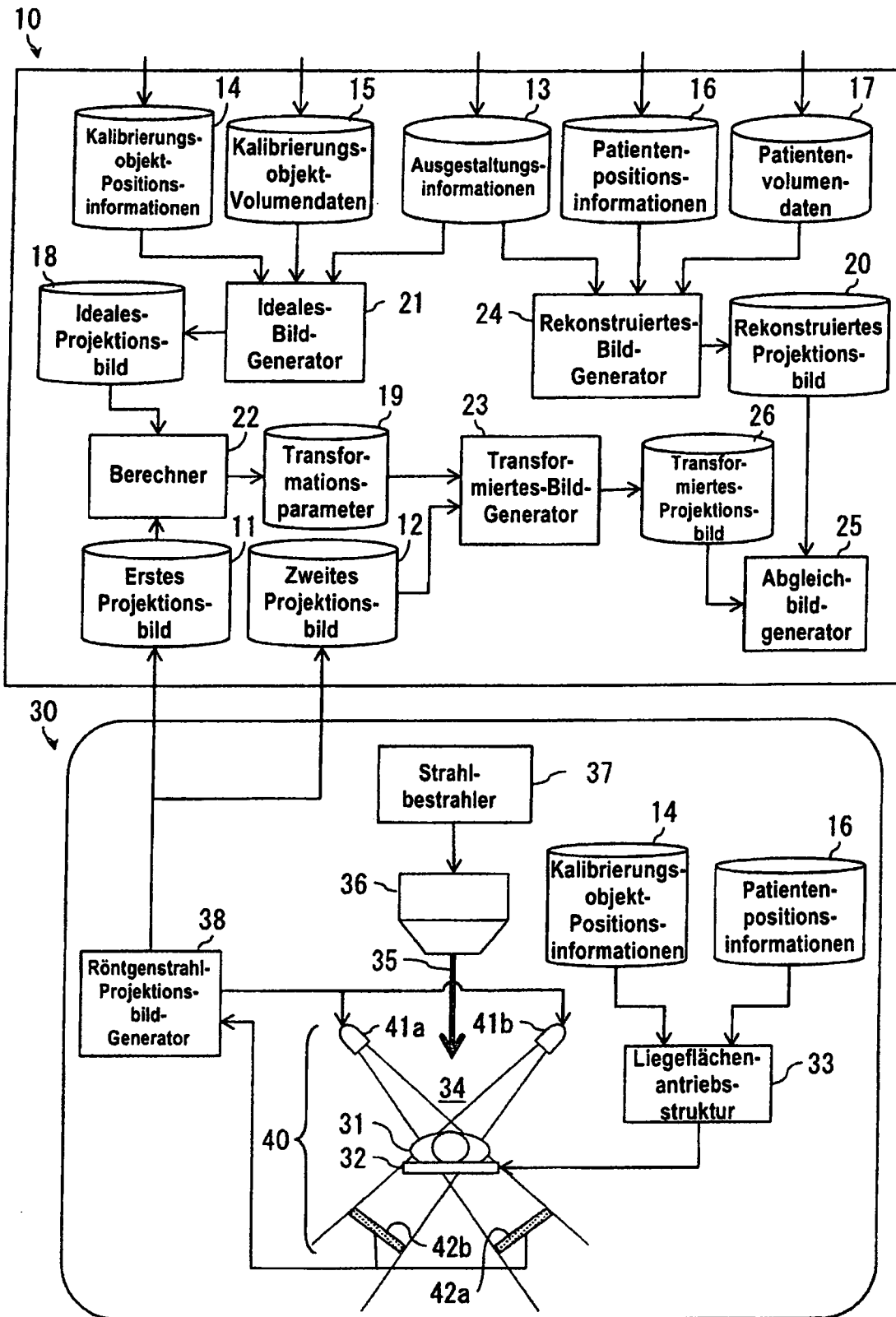


FIG. 1

$$\lambda \begin{pmatrix} u \\ v \\ 1 \end{pmatrix} = p \begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{pmatrix} \quad (1)$$

$$P_i = P_0 \exp\{-\phi \mu(l, P) dl\} \quad (2)$$

$$I'(u', v') = I(u, v) \quad (3)$$

$$\begin{cases} u' = f_x(u, v) \\ v' = f_y(u, v) \end{cases} \quad (4)$$

$$\begin{cases} \lambda \begin{pmatrix} u \\ v \\ 1 \end{pmatrix} = p \begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{pmatrix} \\ \lambda' \begin{pmatrix} u' \\ v' \\ 1 \end{pmatrix} = p' \begin{pmatrix} X \\ Y \\ Z \\ 1 \end{pmatrix} \end{cases} \quad (5)$$

$$\lambda' \begin{pmatrix} u' \\ v' \\ 1 \end{pmatrix} = H(\lambda) \begin{pmatrix} u \\ v \\ 1 \end{pmatrix} \quad (6)$$

$$\lambda' \begin{pmatrix} u_d' \\ v_d' \\ 1 \end{pmatrix} = H(\lambda_d) \begin{pmatrix} u_d \\ v_d \\ 1 \end{pmatrix} \quad (7)$$

**FIG. 2**

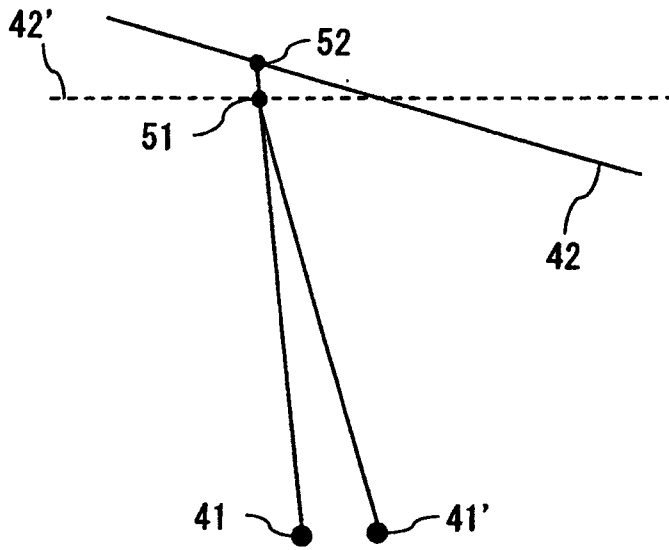


FIG. 3

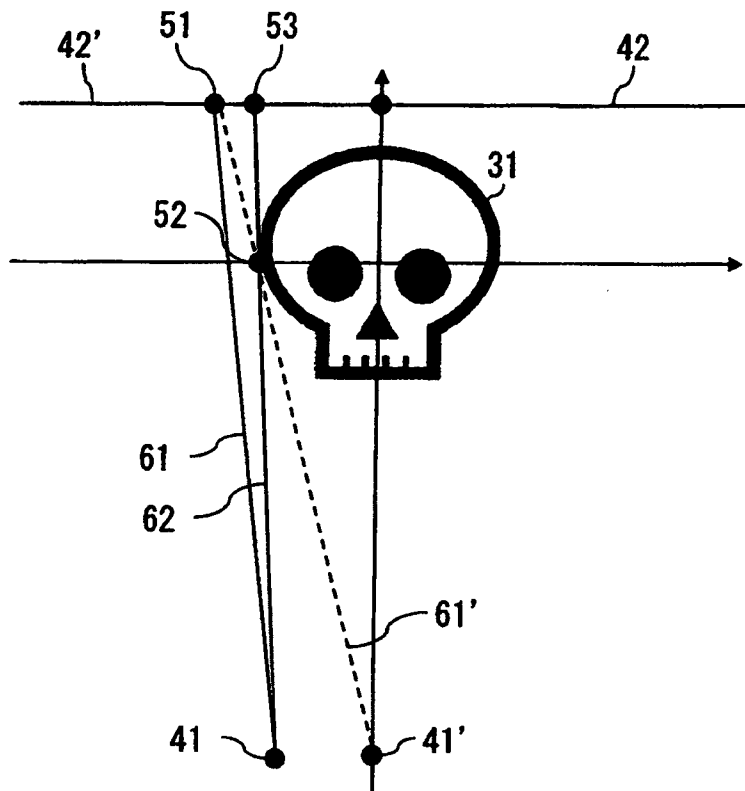


FIG. 4



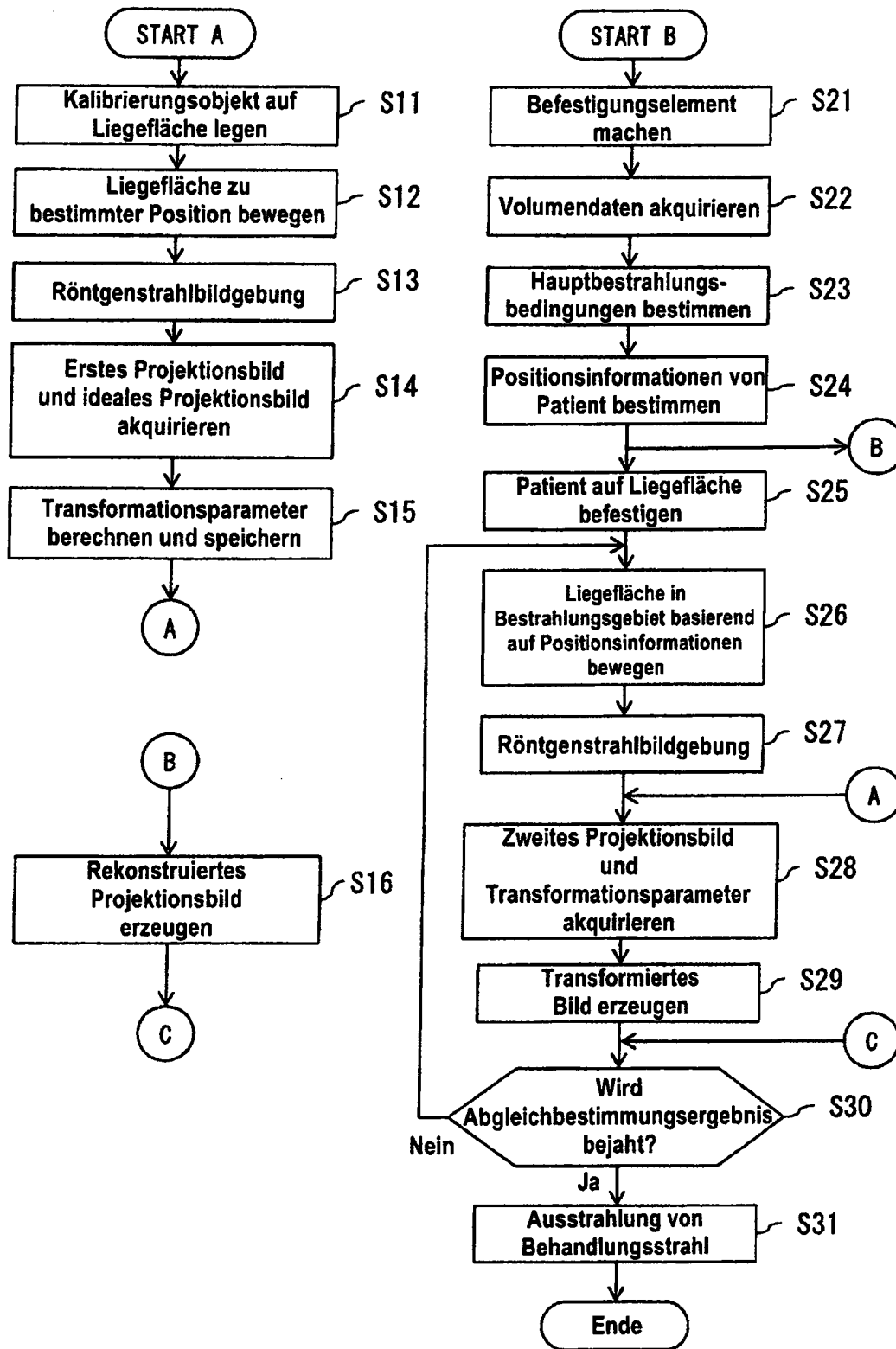


FIG. 5