(19) Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 11 2020 003 891 T5** 2022.05.12

(12) # Veröffentlichung

der internationalen Anmeldung mit der
(87) Veröffentlichungs-Nr.: **WO 2021/053891**
in der deutschen Übersetzung (Art. III § 8 Abs. 2 IntPatÜbkG)
(21) Deutsches Aktenzeichen: **11 2020 003 891.2**
(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/JP2020/022060**
(86) PCT-Anmeldetag: **04.06.2020**
(87) PCT-Veröffentlichungstag: **25.03.2021**
(43) Veröffentlichungstag der PCT Anmeldung in deutscher Übersetzung: **12.05.2022**

(51) Int Cl.: ***A61N 5/10*** (2006.01)
A61B 6/03 (2006.01)

(30) Unionspriorität:
2019-171361 **20.09.2019** **JP**

(71) Anmelder:
Hitachi, Ltd., Tokyo, JP

(74) Vertreter:
MERH-IP Matias Erny Reichl Hoffmann Patentanwälte PartG mbB, 80336 München, DE

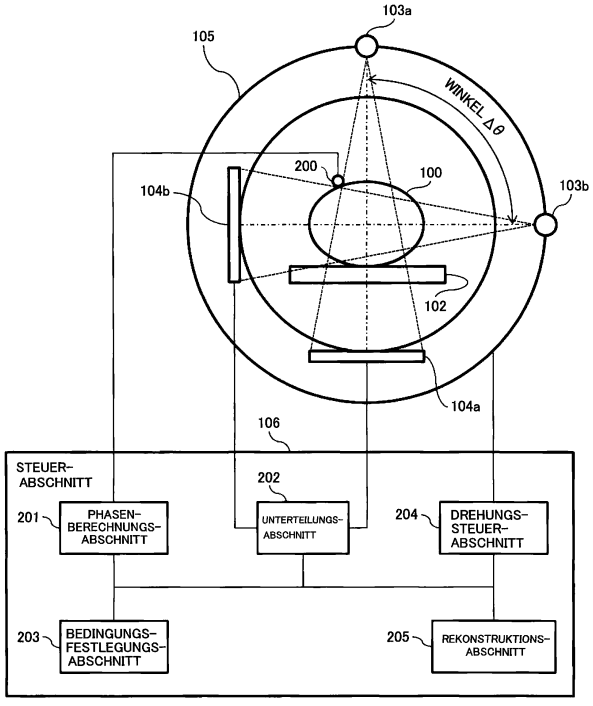
(72) Erfinder:
Baba, Rika, Tokyo, JP

Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen.

(54) Bezeichnung: **RÖNTGEN-BILDGEBUNGSVORRICHTUNG UND RÖNTGENBEHANDLUNGSVORRICHTUNG**

(57) Zusammenfassung: Artefakte in einem Tomogramm eines Subjekts umfassend ein zu behandelndes sich zyklisch bewegendes Objekt werden verringert. Eine Röntgen-Bildgebungsvorrichtung umfasst: eine Gantry, die mit zwei Mengen von Bestrahlungsmengen und Detektoren ausgestattet ist, die paarweise verwendet werden, wobei die Gantry die Strahlungsquellen und die Detektoren um ein Subjekt dreht; und einen Rekonstruktionsabschnitt; der ein Tomogramm des Subjekts auf der Basis von mehreren aus der Ausgabe der Detektoren erzeugten Projektionsbildern rekonstruiert. Die Röntgen-Bildgebungsvorrichtung umfasst ferner: einen Phasenberechnungsabschnitt, der eine Bewegungsphase auf der Basis von zyklischer Bewegung des Subjekts berechnet; einen Teilungsabschnitt, der auf einer Phase-für-Phase-Basis erste Projektionsbildgruppen von durch die erste Menge erfassten mehreren Projektionsbildern und zweite Projektionsbildgruppen von durch die zweite Menge erfassten mehreren Projektionsbildern teilt; und einen Bedingungsfestlegungsabschnitt, der Bildgebungsbedingungen zum Ermöglichen einer ersten Projektionsbildgruppe und einer zweiten Projektionsbildgruppe, die in der gleichen Phase angeordnet sind, festlegt, eine gegenseitige Kompensation für den Abstand von jeder zwischen Projektionswinkeln auszuführen. Der Rekonstruktionsabschnitt rekonstruiert ein Tomogramm durch Verwendung der ersten Projektionsbildgruppe und der zweiten Projektionsbildgruppe, die in der gleichen Phase angeordnet sind.



Beschreibung

Technisches Gebiet

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft eine Technologie zum Erfassen eines dreidimensionalen Bildes eines Subjekts und eines zu behandelnden Objekts, wenn das sich periodisch im Subjekt bewegende zu behandelnde Objekt mit einer Röntgenbehandlungsvorrichtung behandelt wird, und insbesondere eine Technologie zum Verringern von in einem dreidimensionalen Bild enthaltenen Artefakten.

Bisheriger Stand der Technik

[0002] Bei der Bestrahlung des zu behandelnden Objekts, etwas eines bösartigen Tumors der dergleichen, mit Strahlung durch die Röntgenbehandlungsvorrichtung ist ein Fokussieren des Strahls auf das zu behandelnde Objekt und ein Minimieren der Strahlung auf normale Zellen entscheidend. Insbesondere muss beim zyklischen Bewegen des zu behandelnden Objekts durch Atmen oder dergleichen die Zeit und/oder ein Punkt für die Bestrahlung mit Strahlung genau als Reaktion auf die Bewegung des zu behandelnden Objekts gesteuert werden.

[0003] PTL 1 offenbart ein Röntgenbehandlungssystem, bei dem die Behandlungsstrahlungsquelle und zwei Mengen von Bildgebungsvorrichtungen umfassend die Röntgenquellen-Detektor-Paare an der das Subjekt umkreisenden sich drehenden Haltevorrichtung montiert sind. In PTL 1 wird ein dreidimensionaler Punkt des zu behandelnden Objekts aus zwei durch die zwei Mengen von Bildgebungsvorrichtungen erfassten Projektionsbilder bestimmt und es wird ausschließlich das Projektionsbild mit dem in einem spezifizierten Bereich angeordneten zu behandelnden Objekt zum Rekonstruieren eines Tomogramms verwendet oder es werden alle Projektionsbilder zum Rekonstruieren eines Tomogramms verwendet.

Liste der Anführungen

Patentliteratur

[0004] PTL 1: Japanisches Patent Nr. 6181459

Zusammenfassung der Erfindung

Technische Aufgabe

[0005] In PTL 1 kann aber ein Artefakt im rekonstruierten Tomogramm auftreten. Insbesondere tritt im Falle der Verwendung ausschließlich des Projektionsbildes mit dem in einem spezifizierten Bereich angeordneten zu behandelnden Objekt, wenn die Verteilung von Projektionswinkeln, bei denen die Projektionsbilder erfasst werden, verzerrt ist, ein Artefakt auf. Im Falle der Verwendung von allen Projektionsbildern bewirkt die Bewegung des zu behandelnden Objekts ein Artefakt.

[0006] Somit besteht eine Aufgabe der vorliegenden Erfindung im Bereitstellen einer Röntgen-Bildgebungsvorrichtung und einer Röntgenbehandlungsvorrichtung, die zum Verringern von Artefakten in einem Tomogramm eines Subjekts umfassend eines sich zyklisch bewegenden zu behandelnden Objekts fähig sind.

Technische Lösung

[0007] Zum Erfüllen der vorhergehenden Aufgabe stellt ein Aspekt der vorliegenden Erfindung eine Röntgen-Bildgebungsvorrichtung bereit, die umfasst: eine Gantry, die mit zwei Mengen von Strahlungsquellen, von denen Strahlung zu einem Subjekt ausgestrahlt wird, und Detektoren, welche die das Subjekt passierende Strahlung erfassen, ausgestattet ist, wobei die Strahlungsquellen und die Detektoren paarweise verwendet werden, wobei die Gantry die Strahlungsquellen und die Detektoren um das Subjekt dreht; und einen Rekonstruktionsabschnitt, der ein Tomogramm des Subjekts auf der Basis von mehreren aus der Ausgabe der Detektoren erzeugten Projektionsbildern rekonstruiert. Die Röntgen--Bildgebungsvorrichtung umfasst ferner: einen Phasenberechnungsabschnitt, der eine Bewegungsphase auf der Basis von zyklischer Bewegung des Subjekts berechnet; einen Teilungsabschnitt, der auf einer Phase-für-Phase-Basis erste Projektionsbildgruppen von durch die erste Menge erfassten mehreren Projektionsbildern und zweite Projektionsbildgruppen von durch die zweite Menge erfassten mehreren Projektionsbildern teilt; und einen Bedingungsfestlegungsabschnitt, der Bildgebungsbedingungen festlegt, um einer ersten Projektionsbildgruppe der ersten Projektionsbildgruppen und einer zweiten Projektionsbildgruppe der zweiten Projektionsbildgruppen das Ausführen einer gegenseitigen Kompensation für den Abstand von jeder zwischen Projektionswinkeln zu ermöglichen, wobei die erste Projektionsbildgruppe und die zweite Projektionsbildgruppe in der gleichen Phase angeordnet sind, Der Rekonstruktionsabschnitt rekonstruiert ein Tomogramm durch Verwendung der ersten Projektionsbildgruppe und der zweiten Projektionsbildgruppe, die in der gleichen Phase angeordnet sind.

[0008] Ein weiterer Aspekt der vorliegenden Erfindung stellt eine Röntgenbehandlungsvorrichtung bereit, welche die Röntgen-Bildgebungsvorrichtung und eine Behandlungsstrahlungsquelle, von der eine Behandlungsstrahlung zu einem zu behandelnden Objekt ausgestrahlt wird, umfasst.

Vorteilhafte Wirkungen der Erfindung

[0009] Gemäß der vorliegenden Erfindung werden eine Röntgen-Bildgebungsvorrichtung und eine Röntgenbehandlungsvorrichtung bereitgestellt, die zum Verringern von Artefakten in einem Tomogramm eines Subjekts umfassend ein sich zyklisch bewegendes zu behandelndes Objekt fähig sind.

Figurenliste

Fig. 1 zeigt ein Gesamtblockdiagramm zur Darstellung einer Röntgenbehandlungsvorrichtung.

Fig. 2 zeigt ein Gesamtblockdiagramm zur Darstellung einer Röntgen-Bildgebungsvorrichtung.

Fig. 3 zeigt ein Diagramm zur Darstellung einer Phasenberechnung.

Fig. 4 zeigt ein Diagramm zur Darstellung der gegenseitigen Kompensation von Projektionsbildgruppen für den Abstand von jeder zwischen Projektionswinkeln.

Fig. 5 zeigt ein Diagramm zur Darstellung von Intervallen zwischen Projektionsbildern.

Fig. 6 zeigt ein Diagramm zur Darstellung eines beispielhaften Prozessablaufs in Beispiel 1.

Fig. 7 zeigt ein Diagramm zur Darstellung eines weiteren beispielhaften Prozessablaufs in Beispiel 1.

Fig. 8 zeigt ein Diagramm zur Darstellung eines Beispiels des Gewichts in Beispiel 2.

Fig. 9 zeigt ein Diagramm zur Darstellung eines Unterschieds zwischen Bereichen von Projektionswinkeln in der Drehungsmessung.

Beschreibung von Ausführungsformen

[0010] Nachfolgend sind Ausführungsformen einer Röntgen-Bildgebungsvorrichtung und einer Röntgenbehandlungsvorrichtung gemäß der vorliegenden Erfindung in Bezug auf die beigefügten Zeichnungen beschrieben. In der folgenden Beschreibung und den beigefügten Zeichnungen werden gleiche Bezugszeichen zum Bezeichnen von Elementen mit gleichen funktionalen Konfigurationen verwendet, um eine ähnliche Beschreibung zu vermeiden.

Beispiel 1

[0011] Nachfolgend ist die Gesamtkonfiguration der Röntgenbehandlungsvorrichtung in Bezug auf **Fig. 1** beschrieben. Die Röntgenbehandlungsvorrichtung umfasst eine Behandlungsstrahlungsquelle 101, eine Liege 102, Röntgenquellen 103, Detektoren 104, eine Gantry 105 und einen Steuerabschnitt 106.

[0012] Die Behandlungsstrahlungsquelle 101 ist eine Vorrichtung, die ein zu behandelndes Objekt in einem Subjekt 100 mit Behandlungsstrahlung bestrahlt, wobei sich das Subjekt 100 auf der Liege 102 befindet. Die Behandlungsstrahlungsquelle 101 ist mit einem Elektronenstrahlbeschleuniger und/oder dergleichen verbunden. Wenn sich das zu behandelnde Objekt bewegt, wird die Behandlungsstrahlung ausgestrahlt, sobald sich das zu behandelnde Objekt in einen Bestrahlungsbereich bewegt, und/oder die Richtung der Behandlungsstrahlung wird geändert, um dem zu behandelnden Objekt zu folgen. Die Liege 102 ist eine Vorrichtung, die das Subjekt 100 in eine geeignete Position zur Behandlung bewegt, und bewegt sich von oben nach unten, von einer Seite zur anderen Seite und von vorne nach hinten.

[0013] Die Röntgenquelle 103 ist eine Vorrichtung, die das Subjekt 100 mit den Röntgenstrahlen bestrahlt. Der Detektor 104 ist eine Vorrichtung, die eine zweidimensionale Verteilung der durch das Subjekt 100 passierenden Röntgenstrahlen erfasst, und ist an der gegenüberliegenden Seite des Subjekts 100 von der Röntgenquelle 103 angeordnet, um zu dieser Röntgenquelle 103 zu zeigen. Die Röntgenquelle 103 und der Detektor 104 sind miteinander gepaart, um ein Projektionsbild des Subjekts 100 zu erfassen, so dass ein zweidimensionaler Punkt des zu behandelnden Objekts auf dem Projektionsbild extrahiert wird. In diesem Beispiel sind zwei Paare, ein Paar einer Röntgenquelle 103a und eines Detektors 104a und ein Paar einer Röntgenquelle 103b und eines Detektors 104b, vorhanden, die somit die Berechnung eines dreidimensionalen Punkts des zu behandelnden Objekts aus den zweidimensionalen Punkten auf den von den entsprechenden Paaren erfassten entsprechenden Projektionsbildern ermöglichen.

[0014] Die Gantry 105 ist eine Vorrichtung, die mit den Paaren der Röntgenquellen 103 und der Detektoren 104 ausgestattet ist, und dreht die Röntgenquellen 103 und die Detektoren 104 um das Subjekt 100. Die zwei Paare werden zusammen mit der gleichen Geschwindigkeit zueinander durch die Gantry 105 gedreht. Die Projektionsbilder werden aus mehreren Richtungen durch Wechseln der Röntgenbestrahlung und der Detektion erfasst, während die Röntgenquellen 103 und die Detektoren 104 gedreht werden. Ein Winkel in der Richtung, in der die Röntgenstrahlen ausgestrahlt werden, wenn die Projektionsbilder erfasst werden, wird als ein „Projektionswinkel“ bezeichnet, und eine vorbestimmte Richtung, beispielsweise eine Richtung, in der das Subjekt 100 direkt von oben mit den Röntgenstrahlen bestrahlt wird, ist als der Projektionswinkel gleich null Grad definiert. Alternativ kann die Gantry 105 mit drei oder mehr Paaren der Röntgenquellen 103 und der Detektoren 104 ausgestattet sein und/oder kann mit

der Behandlungsstrahlungsquelle 101 ausgestattet sein.

[0015] Der Steuerabschnitt 106 ist eine Vorrichtung, die jeden Abschnitt der Röntgenbehandlungsvorrichtung steuert und die aus einem Computer und/oder dergleichen besteht. Bedingungen für die ·Behandlung werden von einem Bediener über eine Eingabevorrichtung wie eine Tastatur, eine Maus, einen Touchscreen und/oder dergleichen festgelegt.

[0016] Nachfolgend ist die Gesamtkonfiguration der Röntgen-Bildgebungsvorrichtung in Bezug auf **Fig. 2** beschrieben. Die Röntgen-Bildgebungsvorrichtung umfasst die Liege 102, die Röntgenquellen 103, die Detektoren 104, die Gantry 105, einen Körperbewegungs-Messabschnitt 200 und den Steuerabschnitt 106. Die Liege 102, die Röntgenquellen 103, die Detektoren 104 und die Gantry 105 sind wie in **Fig. 1** beschrieben ausgebildet. Ein durch ein Paar der Röntgenquelle 103a und des Detektors 104a und das andere Paar der Röntgenquelle 103b und des Detektors 104b gebildeter Winkel.ist als Δθ definiert, der ein konstanter Wert sein kann, beispielsweise 90 Grad, oder zu einem beliebigen Wert ungleich null und 180 Grad geändert werden kann.

[0017] Der Körperbewegungs-Messabschnitt 200 ist eine Vorrichtung, welche die Bewegung des Subjekts 100 misst, in dem das Subjekt 100 mit beispielsweise einem Laser, Ultraschallwellen, Millimeterwellen, Nahinfrarotstrahlen oder dergleichen bestrahlt wird und anschließend eine Änderung im Punkt der äußeren Fläche auf der Basis eines gemessenen Werts des Lasers oder dergleichen, der von der äußeren Fläche des Subjekts 100 reflektiert wird, gemessen wird. Alternativ kann der Körperbewegungs-Messabschnitt 200 eine Vorrichtung sein, die das Subjekt 100 mit Röntgenstrahlen, Ultraschallwellen, Magnetfeldern oder dergleichen bestrahlt und anschließend eine Änderung auf dem Punkt der internen Struktur des Subjekts 100 misst. Das heißt der Körperbewegungs-Messabschnitt 200 misst im Laufe der Zeit die Abstände zwischen einem Referenzpunkt und einem interessierenden Punkt des Subjekts 100 zum Messen der zyklischen Bewegung des Subjekts 100, beispielsweise der Atembewegung.

[0018] Der Steuerabschnitt.106 ist eine Vorrichtung, die jeden Abschnitt der Röntgen-Bildgebungsvorrichtung steuert und verschiedene Bilder, beispielsweise Tomogramme, auf der Basis der Ausgabe von den Detektoren 104 erzeugt und aus einem Computer und/oder dergleichen mit einer CPU (Central Processing Unit), einem Speicher und dergleichen besteht. Die Bedingungen für die Bildgebung werden von einem Bediener über eine Eingabevorrichtung wie eine Tastatur, eine Maus, einen Touchscreen und/oder dergleichen festgelegt. Alternativ werden die Bedingungen für die Bildgebung vom Steuerabschnitt 106 empfangen, nachdem sie von einem Bedingungsfestlegungsabschnitt 203 festgelegt wurden, der nachfolgend in Bezug auf **Fig. 2** beschrieben ist. Die vom Steuerabschnitt 106 erzeugten verschiedenen Bilder werden auf einer Anzeigevorrichtung, etwa einem Flüssigkristallbildschirm und/oder dergleichen, angezeigt und/oder auf einer Speichervorrichtung, etwa einer HDD (Hard Disk Drive), einer SSD (Solid State Drive) und/oder dergleichen, gespeichert.

[0019] Der Steuerabschnitt 106 umfasst einen Phasenberechnungsabschnitt 201, einen Teilungsabschnitt 202, einen Bedingungsfestlegungsabschnitt 203, einen Drehungssteuerabschnitt 204 und einen Rekonstruktionsabschnitt 205, die alle Hauptteile in diesem Beispiel sind. Diese Hauptteile können aus Software bestehen, die im Steuerabschnitt 106 ausgeführt wird, oder können alternativ aus spezieller Hardware bestehen. In der folgenden Beschreibung ist der Fall beschrieben, dass die Hauptteile in diesem Beispiel aus Software bestehen.

[0020] Der Phasenberechnungsabschnitt 201 berechnet Bewegungsphasen des Subjekts 100 auf der Basis der Ausgabe vom Körperbewegungs--Messabschnitt 200. Insbesondere wird die Bewegungsamplitude in mehrere Unterteilungen unterteilt und jedem Bereich von Amplitudenunterteilungen wird eine Phasennummer zugewiesen. Nachfolgend ist ein Beispiel der Phasenberechnung in Bezug auf **Fig. 3** beschrieben. Eine beispielhafte Bewegungswellenform ist durch die gepunktete Linie in **Fig. 3** dargestellt. Die vertikale Achse stellt die Bewegungsamplitude an einem gemessenen Punkt in Bezug zu einem beliebigen Referenzpunkt dar und die horizontale Achse stellt die Zeit dar. In **Fig. 3** unterteilt der Phasenberechnungsabschnitt 201 die Bewegungsamplitude in fünf Bereiche und die Phasennummern werden in abnehmender Reihenfolge des Amplitudenwerts zugewiesen, in welcher der kleinste Amplitudenbereich als Phase 5 definiert ist. Das heißt es wird eine Phase auf der Basis der Bewegungsgröße berechnet. Der Phasenberechnungsabschnitt 201 berechnet ebenfalls einen Bewegungszyklus des Subjekts 100.

[0021] Der Unterteilungsabschnitt 202 unterteilt jeden von ersten Projektionsbildgruppen und zweiten Projektionsbildgruppen auf einer Phase-für-Phase--Basis, wobei die ersten Projektionsbildgruppen von einem Paar der Röntgenquelle 103a und des Detektors 104a erfasste Projektionsbildgruppen sind und wobei die zweiten Projektionsbildgruppen vom anderen Paar der Röntgenquelle 103b und des Detektors 104b erfasste Projektionsbildgruppen sind. Während die Projektionsbilder in verschiedenen Projektionswinkeln erfasst werden, bewegt sich das Subjekt 100 zyklisch weiter. Somit wird jedes Projektionsbild

mit einer Phase der Bewegung des Subjekts 100 entsprechend der Zeit der Erfassung des Projektionsbildes verknüpft. Das heißt die mehreren Projektionsbilder werden auf einer Phase-für-Phase-Basis entsprechend dem Projektionswinkel unterteilt.

[0022] Auch wenn sich das Subjekt 100 schneller bewegt als die Drehzahl der Gantry 105, werden die mehreren Projektionsbilder auf einer Phase-für-Phase-Basis unterteilt und die in der gleichen Phase angeordneten Projektionsbildgruppen werden zum Rekonstruieren eines Tomogramms verwendet, um ein Bild mit weniger Artefakten durch die Bewegung des Subjekts 100 zu erhalten. Beispielsweise wird wie in **Fig. 3** dargestellt ein Gewicht 1.0 den im Projektionswinkel entsprechend der Phase 5 angeordneten Projektionsbildern zugewiesen und ein Gewicht 0.0 wird den Projektionsbildern in Phase 1 bis Phase 4 zugewiesen. Somit werden die Projektionsbilder in Phase 1 bis Phase 4 nicht zum Rekonstruieren des Tomogramms verwendet und es wird ausschließlich die Projektionsbildgruppe in Phase 5 zum Rekonstruieren des Tomogramms verwendet. Wenn aber die Verteilung von Projektionswinkeln, bei denen die Projektionsbilder erfasst werden, verzerrt wird, tritt ebenfalls ein Artefakt auf. Um dies zu lösen, werden in diesem Beispiel die Bildgebungsbedingungen so festgelegt, dass die Projektionswinkel der in der gleichen Phase angeordneten Projektionsbildgruppen gleich werden.

[0023] Der Bedingungsfestlegungsabschnitt 203 legt Bildgebungsbedingungen so fest, dass die erste Projektionsbildgruppe und die zweite Projektionsbildgruppe, die in der gleichen Phase angeordnet sind, gegenseitig für den Abstand von jeder zwischen Projektionswinkeln kompensieren. **Fig. 4** zeigt ein Beispiel, wie die erste Projektionsbildgruppe und die zweite Projektionsbildgruppe gegenseitig für den Abstand von jeder zwischen Projektionswinkeln kompensieren. In **Fig. 4** ist auf der Basis einer bestimmten Phase, beispielsweise der Phase 5 in **Fig. 3**, das für die erste Projektionsbildgruppe festgelegte Gewicht mit durchgezogenen Linien dargestellt und das für die zweite Projektionsbildgruppe festgelegte Gewicht ist mit gepunkteten Linien dargestellt. Die vertikale Achse stellt ein Gewicht für eine Projektionsbildgruppe dar und die vertikale Achse stellt einen Projektionswinkel dar. Ferner verläuft der Bildgebungsbereich des Detektors 104a von einem ersten Anfangswinkel θas zu einem ersten Endwinkel θae und der Bildgebungsbereich des Detektors 104b verläuft von einem zweiten Anfangswinkel θbs zu einem zweiten Endwinkel θbe, in dem die zwei Bildgebungsbereiche außerhalb der Ausrichtung miteinander durch Δθ liegen. In **Fig. 4** legt der Bedingungsfestlegungsabschnitt 203 die Bildgebungsbedingungen so fest, dass die Gewichte der ersten Projektionsbildgruppe und der zweiten Projektionsbildgruppe gegenseitig für den Abstand von jeder zwischen Projektionswinkeln kompensieren. Durch solche Festlegungen für die Bildgebungsbedingungen werden die Projektionswinkel der in der gleichen Phase angeordneten Projektionsbildgruppen gleich und somit wird eine Verringerung von Artefakten im zu rekonstruierenden Tomogramm ermöglicht.

[0024] Eine der durch den Bedingungsfestlegungsabschnitt 203 festgelegten Bildgebungsbedingungen ist eine Drehzahl ρ der Gantry 105,die beispielsweise unter Verwendung der folgenden Gleichung berechnet wird.

$$\rho = 2\Delta\theta \,/\, \left(T \cdot \left(2n-1\right)\right) \qquad \text{(Gleichung 1)}$$

[0025] Dabei ist Δθ ein durch ein Paar der Röntgenquelle 103a und des Detektors 104a und das andere Paar der Röntgenquelle 103b und des Detektors 104b gebildeter Winkel, T ist ein Bewegungszyklus des Subjekts 100 und n ist eine natürliche Zahl. Das heißt die Drehzahl ρ der Gantry 105 wird auf der Basis eines von den zwei Paaren der Röntgenquellen 103 und der Detektoren 104 gebildeten Winkels und eines Bewegungszyklus des Subjekts 100 festgelegt.

[0026] Eine der vom Bedingungsfestlegungsabschnitt 203 festgelegten Bildgebungsbedingungen ist die Bestrahlungszeit t, mit der Röntgenstrahlen von der Röntgenquelle 103 ausgestrahlt werden und die beispielsweise unter Verwendung der folgenden Gleichung berechnet wird.

$$t = 2T/\left(2n-1\right) \qquad \text{(Gleichung 2)}$$

[0027] Das heißt die Röntgenbestrahlungszeit t wird auf der Basis eines Bewegungszyklus des Subjekts 100 festgelegt.

[0028] Ebenso legt der Bedingungsfestlegungsabschnitt 203 vorzugsweise Bildgebungsbedingungen so fest, dass die erste Projektionsbildgruppe und die zweite Projektionsbildgruppe, die in der gleichen Phase angeordnet sind, gleiche Intervalle oder den Abstand von jeder zwischen Projektionswinkeln ausfüllen. **Fig. 5** zeigt die Intervalle zwischen der ersten Projektionsbildgruppe und der zweiten Projektionsbildgruppe. In **Fig. 5** ist ähnlich wie in **Fig. 4** das für die erste Projektionsbildgruppe festgelegte Gewicht mit durchgezogenen Linien dargestellt und das für die zweite Projektionsbildgruppe festgelegte Gewicht ist mit gepunkteten Linien dargestellt. Intervall A ist ein Intervall zwischen dem Mittelpunktswinkel des Gewichts 1.0 für eine erste Projektionsbildgruppe und dem Mittelpunktswinkel des Gewichts 1.0 für eine zweite Projektionsbildgruppe und Intervall B ist ein Intervall zwischen dem Mittelpunktswinkel des Gewichts 1.0für die zweite Projektionsbild-

gruppe und dem Mittelpunktswinkel des Gewichts 1.0 für die folgende erste Projektionsbildgruppe. Da Intervall A und Intervall B näher am gleichen Wert sind, weisen die erste Projektionsbildgruppe und zweite Projektionsbildgruppe, die in der gleichen Phase angeordnet sind, Intervalle näher an gleichen Intervallen auf. Somit werden die Projektionswinkel der in der gleichen Phase angeordneten Projektionsbildgruppen gleich.

[0029] In **Fig. 5** ist Intervall C ebenso ein Intervall zwischen dem Mittelpunktswinkel des Gewichts 1.0 für eine erste Projektionsbildgruppe und dem Anfangswinkel des Gewichts 1.0 für eine zweite Projektionsbildgruppe und Intervall D ist ein Intervall zwischen dem Endwinkel des Gewichts 1.0 für die zweite Projektionsbildgruppe und dem Anfangswinkel des Gewichts 1.0 für die folgende erste Projektionsbildgruppe. Da Intervall C und Intervall D näher am gleichen Wert sind, weisen die erste Projektionsbildgruppe und zweite Projektionsbildgruppe, die in der gleichen Phase angeordnet sind, Intervalle näher an gleichen Intervallen auf. Somit werden die Projektionswinkel der in der gleichen Phase angeordneten Projektionsbildgruppen gleich.

[0030] Ebenso wird, da Intervall C und Intervall D kleiner sind, der Abstand zwischen Projektionswinkeln der ersten Projektionsbildgruppe und der zweiten Projektionsbildgruppe, die in der gleichen Phase angeordnet sind, zunehmend von den Projektionsbildern von jeder ausgefüllt. Dies ermöglicht ein Verringern von Artefakten durch das Fehlen von Projektionsbildern. Wenn Intervall C und Intervall D einen negativen Wert aufweisen, überlappen die erste Projektionsbildgruppe und die zweite Projektionsbildgruppe, die in der gleichen Phase angeordnet sind, teilweise miteinander und dies ermöglicht ein weiteres Verringern von Artefakten durch das Fehlen von Projektionsbildern. Das heißt ein Verringern von Artefakten wird durch Festlegen eines Projektionswinkelbereichs für jedes Projektionsbild ermöglicht, so dass die erste Projektionsbildgruppe und die zweite Projektionsbildgruppe, die in der gleichen Phase angeordnet sind, den Abstand von jeder zwischen Projektionswinkeln ausfüllen oder teilweise miteinander überlappen.

[0031] Der Drehungssteuerabschnitt 204 steuert die Drehung der Gantry 105 entsprechend einer Drehzahl, die eine der vom Bedingungsfestlegungsabschnitt 203 festgelegten Bildgebungsbedingungen ist.

[0032] Der Rekonstruktionsabschnitt 205 rekonstruiert das Tomogramm durch Verwendung der ersten Projektionsbildgruppe und der zweiten Projektionsbildgruppe, die in der gleichen Phase angeordnet sind. wie zuvor beschrieben rekonstruiert, weil die erste Projektionsbildgruppe und die zweite Projektionsbildgruppe, die in der gleichen Phase angeordnet sind, gegenseitig den Abstand von jeder zwischen Projektionswinkeln kompensieren, der Rekonstruktionsabschnitt 205 das Tomogramm mit weniger Artefakten.

[0033] Nachfolgend ist ein beispielhafter Prozessablauf wie in diesem Beispiel ausgeführt in Bezug auf **Fig. 6** beschrieben.

(S601)

[0034] Der Körperbewegungs-Messabschnitt 200 misst die Bewegung des Subjekts 100 vor der Projektionsbilderfassung. Ein vom Körperbewegungs--Messabschnitt 200 gemessener Wert wird an den Phasenberechnungsabschnitt 201 gesendet.

(S602)

[0035] Der Phasenberechnungsabschnitt 201 berechnet eine Bewegungsphase des Subjekts 100 auf der Basis des gemessenen Werts des Körperbewegungs-Messabschnitts 200 und berechnet den Bewegungszyklus. Beispielsweise werden ein Maximumwert und ein Minimumwert aus der durch die gepunktete Linie in **Fig. 3** dargestellten Bewegungswellenform extrahiert. Ein Intervall zwischen einem Zeitpunkt des Maximumwerts und einem Zeitpunkt des Minimumwerts wird mehrere Male berechnet und ein Durchschnittswert der ermittelten Intervalle wird mit 2 multipliziert, um den Bewegungszyklus zu berechnen. Der vom Phasenberechnungsabschnitt 201 berechnete Bewegungszyklus wird an den Bedingungsfestlegungsabschnitt 203 gesendet.

(S603)

[0036] Der Bedingungsfestlegungsabschnitt 203 berechnet auf der Basis des vom Phasenberechnungsabschnitt 201 berechneten Bewegungszyklus die Drehzahl, die eine der Bildgebungsbedingungen ist. Beispielsweise wird Gleichung 1 zur Berechnung der Drehzahl ρ der Gantry 105 verwendet. Die berechnete Drehzahl wird als eine Bildgebungsbedingung festgelegt und an den Drehungssteuerabschnitt 204 gesendet.

(S604)

[0037] Der Steuerabschnitt 106 stößt eine Drehungsmessung der Projektionsbilder an. Insbesondere dreht der Drehungssteuerabschnitt 204 die Gantry 105 entsprechend der vom Bedingungsfestlegungsabschnitt 203 festgelegten Drehzahl, so dass Projektionsbildgruppen von den Paaren der Röntgenquellen 103 und der Detektoren 104 erfasst werden, während die Gantry 105 gedreht wird. Der Körperbewegungs-Messabschnitt 200 misst die Bewegung des Subjekts 100 beim Erfassen von jedem

Projektionsbild. Der Phasenberechnungsabschnitt 201 berechnet ebenfalls eine Bewegungsphase des Subjekts 100 auf der Basis der gemessenen Werte des Körperbewegungs-Messabschnitts 200. Die berechnete Phase wird mit jedem Projektionsbild verknüpft.

(S605)

[0038] Der Steuerabschnitt -106 schließt die Drehungsmessung beim Erfassen der Projektionsbilder im für die Rekonstruktion des Tomogramms erforderlichen Winkelbereich ab. Das heißt die Röntgenbestrahlung von der Röntgenquelle 103 und die Drehung der Gantry 105 werden gestoppt.

(S606)

[0039] Der Unterteilungsabschnitt 202 unterteilt die Projektionsbildgruppen auf einer Phase-für-Phase--Basis auf der Basis der vom Phasenberechnungsabschnitt 201 berechneten Bewegungsphasen.

(S607)

[0040] Der Rekonstruktionsabschnitt 205 legt ein Gewicht auf der Basis einer Phase zur Rekonstruktion des Tomogramms fest. Eine Phase der kleinsten Bewegungsamplitude kann als die Phase zur Rekonstruktion des Tomogramms ausgewählt werden oder alternativ kann die Phase zur Rekonstruktion des Tomogramms vom Bediener über die Eingabevorrichtung voreingestellt werden. Wenn die Phase der kleinsten Bewegungsamplitude ausgewählt wird, werden Gewichte festgelegt wie durch die durchgezogenen Linien **Fig. 3** dargestellt.

(S608)

[0041] Der Rekonstruktionsabschnitt 205 rekonstruiert das Tomogramm durch Verwendung der Projektionsbildgruppen multipliziert mit den in S607 festgelegten Gewichten. Das heißt durch Verwenden der durch die durchgezogenen Linien in **Fig. 3** dargestellten Gewichte werden ausschließlich die Projektionsbildgruppen entsprechend der Phase der kleinsten Bewegungsamplitude zum Rekonstruieren des Tomogramms verwendet, was in weniger Artefakten durch Bewegung resultiert.

[0042] Durch den zuvor beschriebenen Prozessablauf werden die erste Projektionsbildgruppe und die zweite Projektionsbildgruppe, die in der gleichen Phase angeordnet sind, erfasst, um gegenseitig für den Abstand von jeder zwischen Projektionswinkeln zu kompensieren. Dies ermöglicht ein Verringern von Artefakten im Tomogramm des Subjekts 100 umfassend das sich zyklisch bewegende zu behandelnde Objekt.

[0043] Nachfolgend ist in Bezug auf **Fig. 7** ein weiterer in diesem Beispiel ausgeführter beispielhafter Prozessablauf beschrieben, das heißt es ist beschrieben, wie die Drehzahl der Gantry 105 als Reaktion auf eine Änderung der Bewegung des Subjekts 100 während der Drehungsmessung geändert wird. Der Prozess von S601 bis S608 ist der gleiche wie der in **Fig. 6** und es wird auf eine Beschreibung von diesem verzichtet.

(S711)

[0044] Der Körperbewegungs-Messabschnitt 200 misst die Bewegung des Subjekts 100 während der Drehungsmessung. Der durch den Körperbewegungs-Messabschnitt 200 gemessene Wert wird an den Phasenberechnungsabschnitt 201 gesendet.

(S712)

[0045] Der Phasenberechnungsabschnitt 201 berechnet eine Phase der Bewegung des Subjekts 100 auf der Basis des gemessenen Werts des Körperbewegungs-Messabschnitts 200 und berechnet einen Bewegungszyklus. Der vom Phasenberechnungsabschnitt 201 berechnete Bewegungszyklus wird an den Bedingungsfestlegungsabschnitt 203 gesendet.

(S713)

[0046] Der Bedingungsfestlegungsabschnitt 203 berechnet die Drehzahl der Gantry 105 unter Verwendung von beispielsweise der Gleichung 1 auf der Basis des vom Phasenberechnungsabschnitt 201 berechneten Bewegungszyklus. Die berechnete Drehzahl wird als die Bildgebungsbedingung festgelegt und an den Drehungssteuerabschnitt 204 gesendet.

(S714)

[0047] Wenn eine Änderung der Bewegung des Subjekts 100 vorliegt, beispielsweise wenn ein Unterschied zwischen den in S602 und S712 berechneten Bewegungszyklen signifikant groß ist, korrigiert der Drehungssteuerabschnitt 204 die Drehzahl der Gantry 105. Während die Drehzahl erhöht/gesenkt wird, wird die Röntgenbestrahlung von der Röntgenquelle 103 gestoppt.

(S715)

[0048] Der Steuerabschnitt 106 bestimmt auf der Basis des Winkelbereichs der erfassten Projektionsbilder, ob die Drehung der Gantry 105 beendet werden soll oder nicht. Wenn die Projektionsbilder im zur Rekonstruktion des Tomogramms erforderlichen Winkelbereich erfasst sind, fährt der Prozess mit

S606 fort, und wenn sie nicht erfasst sind, kehrt der Prozess zu S711 zurück.

[0049] Durch den zuvor beschriebenen Prozessablauf werden, auch wenn eine Änderung der Bewegung des Subjekts 100 während der Drehungsmessung auftritt, die erste Projektionsbildgruppe und die zweite Projektionsbildgruppe, die in der gleichen Phase angeordnet sind, erfasst, um die gegenseitige Kompensation für den Abstand von jeder zwischen Projektionswinkeln auszuführen, was somit ein Verringern der Artefakte im Tomogramm ermöglicht.

Beispiel 2

[0050] Die Beschreibung in Beispiel 1 erfolgt für den Fall, dass ein zum Rekonstruieren des Tomogramms verwendetes Gewicht eine rechteckige Wellenform aufweist. Wenn das Gewicht eine rechteckige Wellenform aufweist, kann eine Diskontinuität der Projektionsbilder ein Auftreten von Artefakten bewirken. In diesem Beispiel ist der Fall, in dem das Gewicht eine kontinuierliche Wellenform in der Projektionswinkelrichtung aufweist, beschrieben. Gleiche Bezugszeichen dienen zum Bezeichnen von Komponenten mit der gleichen Funktionalität wie Beispiel 1 und auf eine Beschreibung wird verzichtet.

[0051] Nachfolgend ist eine Wellenform eines' Gewichts gemäß diesem Beispiel in Bezug auf **Fig. 8** beschrieben. **Fig. 8(a)** zeigt eine auf der Basis einer Wellenform mit dem Kehrwert der Amplitude der Wellenform der Bewegung des Subjekts 100 festgelegte Gewichtswellenform und **Fig. 8(b)** zeigt eine durch Näherung des Kehrwerts der Wellenform der Bewegung des Subjekts 100 durch eine trigonometrische Funktion und/oder dergleichen festgelegte Gewichtswellenform.

[0052] Die in **Fig. 8(a)** dargestellte Gewichtswellenform ist eine normalisierte Wellenform, so dass der Kehrwert der Bewegungswellenform einen Wert in einem Bereich aufweist, in dem der Maximumwert 1,0 ist und der Minimumwert um 0,0 liegt, das heißt der Einfluss der Bewegung kann verringert werden. Zum Vergleich ist in **Fig. 8(a)** die Bewegungswellenform durch die gepunktete Linie dargestellt und das Gewicht in **Fig. 3** ist durch die gestrichelten Linien dargestellt. Wie in **Fig. 8(a)** dargestellt weist das Gewicht eine kontinuierliche Wellenform in der Projektionswinkelrichtung auf, wodurch ein Verringern von Artefakten, bewirkt durch Diskontinuität der Projektionsbilder, ermöglicht wird. Das Verwenden des mit der Bewegung des Subjekts 100 verknüpften Gewichts ermöglicht ebenfalls ein Verringern von Artefakten durch die Bewegung.

[0053] Die in **Fig. 8(b)** dargestellte Gewichtswellenform ist eine durch Näherung des Kehrwerts der Bewegungswellenform durch eine trigonometrische Funktion festgelegte Gewichtswellenform. Zum Vergleich ist in **Fig. 8(b)** der Kehrwert der Bewegungswellenform durch die gepunktete Linie dargestellt und das Gewicht in **Fig. 3** ist durch die gestrichelten Linien dargestellt. Während eine ungefähre Wellenform wie in **Fig. 8(b)** verwendet wird, wird das Gewicht durch einen mathematischen Ausdruck festgelegt. Somit kann, auch wenn eine abrupte Bewegungsänderung im Subjekt 100 eintritt, der Einfluss hiervon verhindert werden, um das Risiko zu vermeiden, dass das Gewicht einen anormalen Wert darstellt. Aufgrund der kontinuierlichen Bewegungswellenform in der Projektionswinkelrichtung kann ein Verringern von Artefakten durch Diskontinuität der Projektionsbilder erzielt werden. Ein zur Näherung verwendeter Ausdruck kann ein von einer trigonometrischen Funktion abweichender Polynomausdruck sein.

[0054] **Fig. 9** zeigt ein Diagramm zur Darstellung eines Unterschieds zwischen Bereichen von Projektionswinkeln in der Drehungsmessung. **Fig. 9(a)** zeigt den Fall, in dem der Projektionswinkelbereich in der Drehungsmessung 110 Grad beträgt, und **Fig. 9(b)** zeigt den Fall, in dem er 180 Grad beträgt, wobei das Gewicht des Detektors 104a durch die durchgezogenen Linien dargestellt ist und das Gewicht des Detektors 104b durch die gepunkteten Linien dargestellt ist. Es gilt $\Delta\theta = 90$ Grad und das Gewicht des Detektors 104b über den Projektionswinkel von 180 Grad hinaus entspricht dem Gewicht über den Projektionswinkel von null Grad hinaus.

[0055] In **Fig. 9(a)** kompensieren in der Nähe der Projektionswinkel von null Grad und 90 Grad das Gewicht des Detektors 104a und das Gewicht des Detektors 104b gegenseitig den Abstand von jedem zwischen Projektionswinkeln, so dass das Fehlen von Projektionsbildern kompensiert werden kann. Ferner kompensieren in **Fig. 9(b)** im gesamten Projektionswinkelbereich das Gewicht des Detektors 104a und das Gewicht des Detektors 104b gegenseitig den Abstand von jedem zwischen Projektionswinkeln, so dass das Fehlen von Projektionsbildern kompensiert wird. Das heißt das Erweitern des Projektionswinkelbereichs in der Drehungsmessung ermöglicht ein Verringern von Artefakten durch das Fehlen von Projektionsbildern.

[0056] In der Beschreibung in Beispiel 1 werden die Röntgenstrahlen in allen Projektionswinkeln ausgestrahlt, um die Projektionsbilder zu erfassen, und von den erfassten Projektionsbildgruppen werden ausschließlich Projektionsbildgruppen entsprechend einer bestimmten Phase zum Rekonstruieren eines Tomogramms verwendet. Die Projektionsbilder, die nicht zum Rekonstruieren eines Tomogramms verwendet werden, verbrauchen die Kapazität der Speichervorrichtung und werden zu einem Faktor bei der Zunahme der überflüssigen Strahlungsexposition

des Subjekts 100. Somit wird der Pröjektionswinkelbereich, in dem die Projektionsbilder erfasst werden, vorzugsweise beschränkt. Hierzu kann die Röntgenbestrahlung auf der Basis der in **Fig. 3** und **Fig. 8** dargestellten Gewichte zum Begrenzen des Projektionswinkelbereichs, in dem die Projektionsbilder erfasst werden, durchgeführt werden.

[0057] Ebenso sind die vom Bedingungsfestlegungsabschnitt 203 festgelegten Bildgebungsbedingungen nicht auf die durch Gleichung 1 berechnete Drehzahl und die durch Gleichung 2 berechnete Röntgenbestrahlungszeit beschränkt. Beispielsweise kann auf der Basis des Bewegungszyklus T des Subjekts 100 und der Drehzahl ρ der Gantry 105 ein durch das Paar der Röntgenquelle 103a und des Detektors 104a und durch das Paar der Röntgenquelle 103b und des Detektors 104b zu bildender Winkel Δθ als Bildgebungsbedingung festgelegt werden. Eine Berechnung für den zu bildenden Winkel Δθ wird wie folgt abgeleitet von Gleichung 1 durchgeführt.

$$\Delta\theta = T \cdot \rho \cdot (2n-1) / 2 \qquad \text{(Gleichung 3)}$$

wobei n eine natürliche Zahl ist. Der zu bildende Winkel Δθ wird auf einen durch Gleichung 3 berechneten Wert festgelegt, so dass die erste Projektionsbildgruppe und die zweite Projektionsbildgruppe, die in der gleichen Phase angeordnet sind, erfasst werden, um die gegenseitige Kompensation für den Abstand von jeder zwischen Projektionswinkeln auszuführen, was wiederum ein Verringern der Artefakte im Tomogramm ermöglicht.

[0058] Ferner kann auf der Basis eines aus dem durch das Paar der Röntgenquelle 103a und des Detektors 104a und das Paar der Röntgenquelle 103b und des Detektors 104b gebildeten Winkel Δθ und aus der Drehzahl ρ der Gantry 105 berechneten Zyklus T die Zeit zum Auffordern des Subjekts 100 zum Atmen angezeigt werden. Folgendes, abgeleitet aus der Gleichung 1, wird zum Berechnen des Zyklus T verwendet.

$$T = 2\Delta\theta / \left(\rho \cdot (2n-1)\right) \qquad \text{(Gleichung 4)}$$

[0059] Auf der Basis des durch Gleichung 4 berechneten Zyklus T wird das Subjekt 100 zum Atmen aufgefordert, was es ermöglicht, die erste Projektionsbildgruppe und die zweite Projektionsbildgruppe, die in der gleichen Phase angeordnet sind, zu erfassen, um eine gegenseitige Kompensation für den Abstand von jeder zwischen Projektionswinkeln auszuführen. Somit wird ein Verringern von Artefakten im Tomogramm erzielt.

[0060] Die Röntgen-Bildgebungsvorrichtung und die Röntgenbehandlungsvorrichtung gemäß der vorliegenden Erfindung sind nicht auf die vorhergehenden Beispiele beschränkt und können durch die Vornahme von Modifikationen an den Elementen ausgeführt werden, ohne von Umfang und Gedanken der vorliegenden Erfindung abzuweichen. Ferner kann eine Vielzahl von in den vorhergehenden Beispielen offenbarten Elementen nach Bedarf kombiniert werden. Darüber hinaus können einige von allen in den vorhergehenden Beispielen offenbarten Elementen weggelassen werden.

Bezugszeichenliste

100	Subjekt
101	Behandlungsstrahlungsquelle
102	Liege
103	Röntgenquelle
104	Detektor
105	Gantry
106	Steuerabschnitt
200	Körperbewegungs-Messabschnitt
201	Phasenberechnungsabschnitt
202	Unterteilungsabschnitt
203	Bedingungsfestlegungsabschnitt
204	Drehungssteuerabschnitt
205	Rekonstruktionsabschnitt

ZITATE ENTHALTEN IN DER BESCHREIBUNG

Zitierte Patentliteratur

- JP 6181459 [0004]

Patentansprüche

1. Röntgen-Bildgebungsvorrichtung, umfassend:
eine Gantry, die mit zwei Mengen von Strahlungsquellen, von denen Strahlung zu einem Subjekt ausgestrahlt wird, und Detektoren, welche die das Subjekt passierende Strahlung erfassen, wobei die Strahlungsquellen und die Detektoren paarweise verwendet werden, wobei die Gantry die Strahlungsquellen und die Detektoren um das Subjekt dreht; und
einen Rekonstruktionsabschnitt, der ein Tomogramm des Subjekts auf der Basis von mehreren aus der Ausgabe der Detektoren erzeugten Projektionsbildern rekonstruiert,
wobei die Röntgen-Bildgebungsvorrichtung ferner umfasst:
einen Phasenberechnungsabschnitt, der eine Bewegungsphase auf der Basis von zyklischer Bewegung des Subjekts berechnet;
einen Teilungsabschnitt, der auf einer Phase-für--Phase-Basis erste Projektionsbildgruppen von durch die erste Menge erfassten mehreren Projektionsbildern und zweite Projektionsbildgruppen von durch die zweite Menge erfassten mehreren Projektionsbildern teilt; und
einen Bedingungsfestlegungsabschnitt, der Bildgebungsbedingungen festlegt, um einer ersten Projektionsbildgruppe der ersten Projektionsbildgruppen und
einer zweiten Projektionsbildgruppe der zweiten Projektionsbildgruppen das Ausführen einer gegenseitigen Kompensation für den Abstand von jeder zwischen Projektionswinkeln zu ermöglichen, wobei die erste Projektionsbildgruppe und die zweite Projektionsbildgruppe in einer gleichen Phase angeordnet sind,
wobei der Rekonstruktionsabschnitt ein Tomogramm durch Verwendung der ersten Projektionsbildgruppe und der zweiten Projektionsbildgruppe, die in der gleichen Phase angeordnet sind, rekonstruiert.

2. Röntgen-Bildgebungsvorrichtung nach Anspruch 1,
wobei die vom Bedingungsfestlegungsabschnitt festgelegten Bildgebungsbedingungen eine Drehzahl der Gantry umfassen, und
die Drehzahl auf der Basis eines Zyklus der Bewegung und eines durch die erste Menge und die zweite Menge gebildeten Winkels festgelegt wird.

3. Röntgen-Bildgebungsvorrichtung nach Anspruch 2,
wobei, wenn der gebildete Winkel $\Delta\theta$ ist, der Zyklus T ist und eine natürliche Zahl n ist, die Drehzahl ρ ausgedrückt wird durch

$$\rho = 2\Delta\theta / \left(T \cdot (2n-1)\right).$$

4. Röntgen-Bildgebungsvorrichtung nach Anspruch 1,
wobei die vom Bedingungsfestlegungsabschnitt festgelegten Bildgebungsbedingungen eine Bestrahlungszeit der Strahlung umfassen, und
die Bestrahlungszeit auf der Basis eines Zyklus der Bewegung festgelegt wird.

5. Röntgen-Bildgebungsvorrichtung nach Anspruch 4, wobei, wenn der Zyklus der Bewegung T ist, die Bestrahlungszeit t der Strahlung ausgedrückt wird durch

$$t = 2T/(2n-1).$$

6. Röntgen-Bildgebungsvorrichtung nach Anspruch 1, wobei der Bedingungsfestlegungsabschnitt einen Projektionswinkelbereich von jedem Projektionsbild zum Ermöglichen der ersten Projektionsbildgruppe und der zweiten Projektionsbildgruppe, die in der gleichen Phase angeordnet sind, festlegt, eine gegenseitige Kompensation für den Abstand von jeder zwischen Projektionswinkeln ausführen.

7. Röntgen-Bildgebungsvorrichtung nach Anspruch 1, wobei der Bedingungsfestlegungsabschnitt einen Projektionswinkelbereich von jedem Projektionsbild zum Erzeugen einer partiellen Überlappung zwischen der ersten Projektionsbildgruppe und der zweiten Projektionsbildgruppe, die in der gleichen Phase angeordnet sind, festlegt.

8. Röntgen-Bildgebungsvorrichtung nach Anspruch 1,
wobei die vom Bedingungsfestlegungsabschnitt festgelegten Bildgebungsbedingungen einen von der ersten Menge und der zweiten Menge gebildeten Winkel umfassen, und
der gebildete Winkel auf der Basis eines Zyklus der Bewegung und einer Drehzahl der Gantry festgelegt wird.

9. Röntgen-Bildgebungsvorrichtung nach Anspruch 1, ferner umfassend einen Anzeigeabschnitt zum Anzeigen der Zeit zur Aufforderung des Subjekts zum Atmen, wobei die Zeit auf der Basis eines von der ersten Menge und der zweiten Menge gebildeten Winkels und einer Drehzahl der Gantry festgelegt wird.

10. Röntgenbehandlungsvorrichtung, umfassend:
die Röntgen-Bildgebungsvorrichtung nach Anspruch 1; und
eine Behandlungsstrahlungsquelle, von der eine

Behandlungsstrahlung zu einem zu behandelnden Objekt im Subjekt ausgestrahlt wird.

Es folgen 8 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

FIG. 1

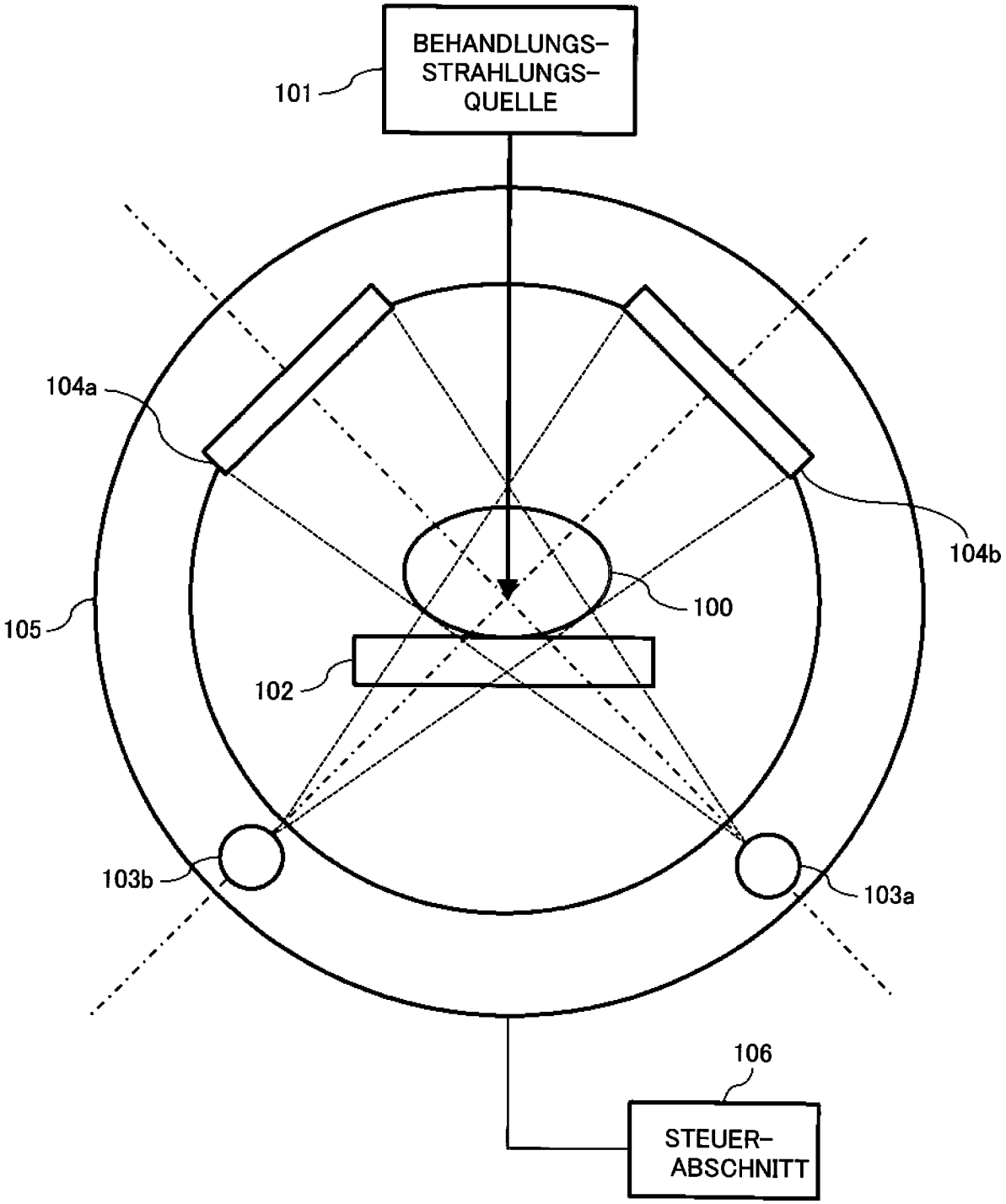


FIG. 2

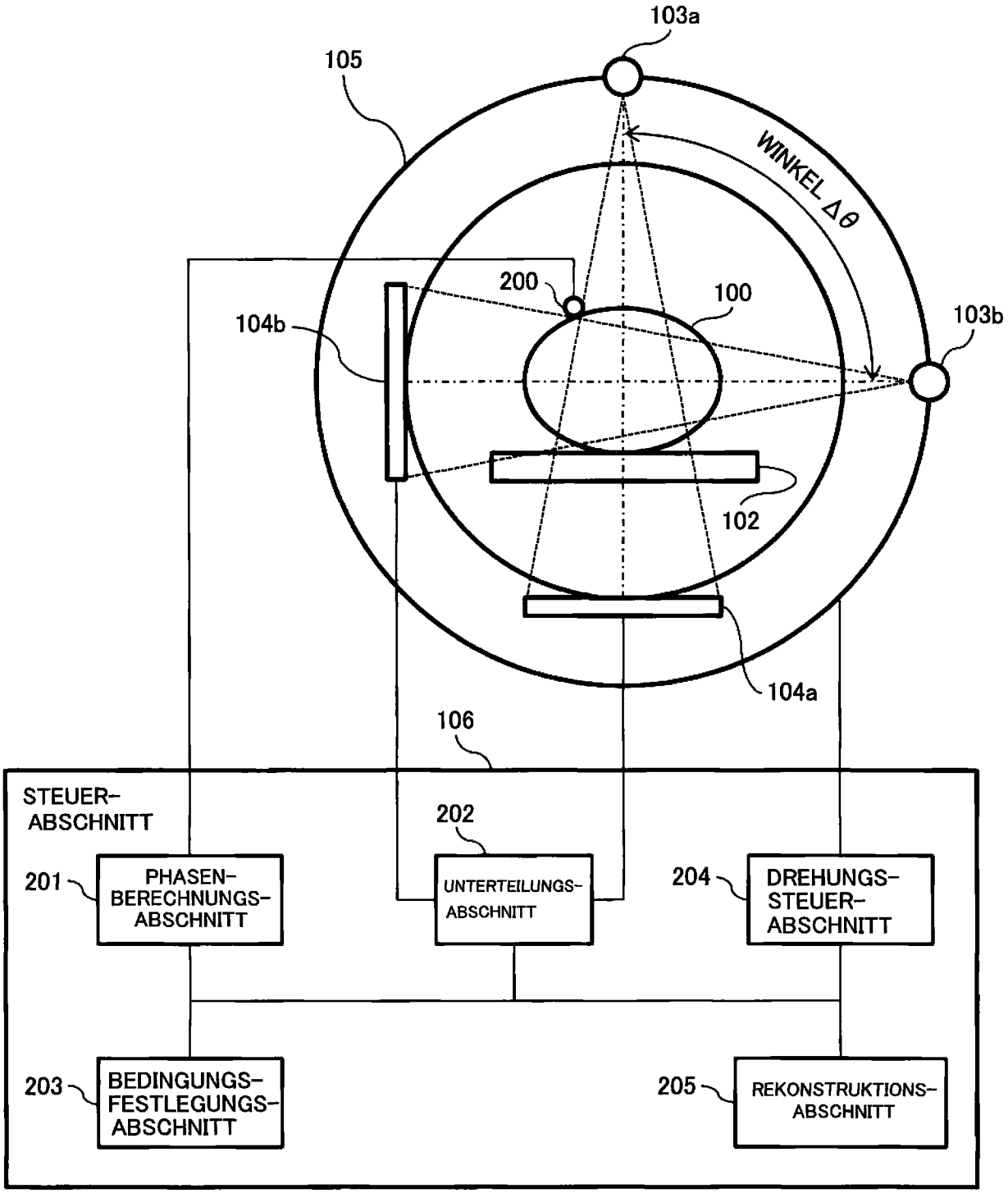

103a
105
WINKEL Δθ
200
100
104b
103b
102
104a
106
STEUER-
ABSCHNITT
202
201
PHASEN-
BERECHNUNGS-
ABSCHNITT
UNTERTEILUNGS-
ABSCHNITT
204
DREHUNGS-
STEUER-
ABSCHNITT
203
BEDINGUNGS-
FESTLEGUNGS-
ABSCHNITT
205
REKONSTRUKTIONS-
ABSCHNITT

FIG. 3

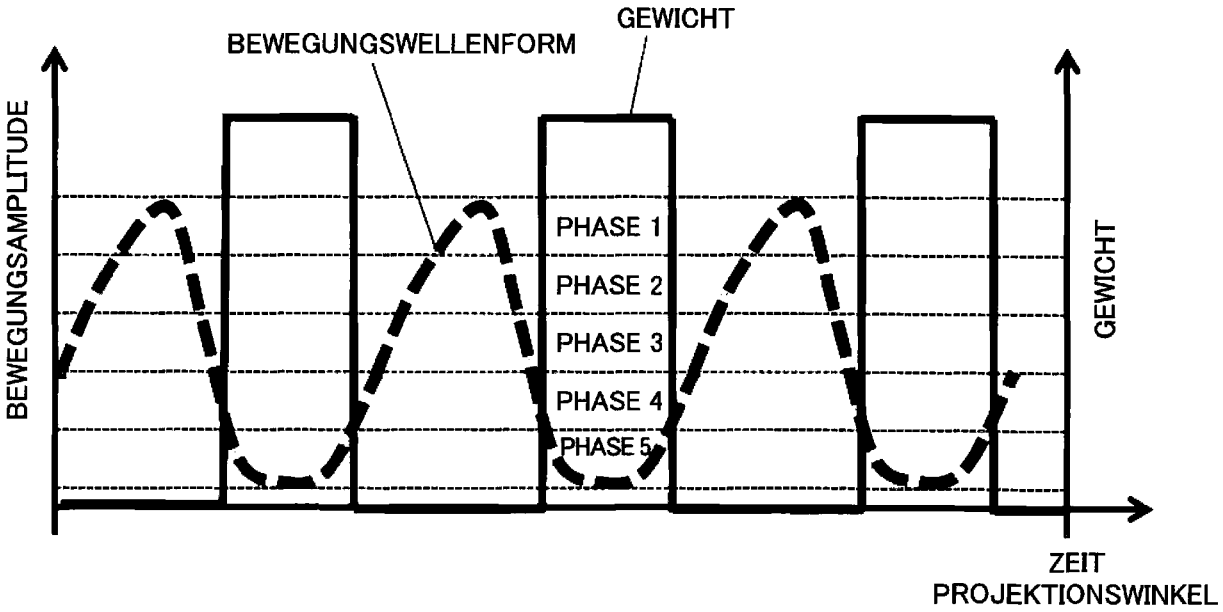

GEWICHT
BEWEGUNGSWELLENFORM
BEWEGUNGSAMPLITUDE
PHASE 1
PHASE 2
PHASE 3
PHASE 4
PHASE 5
GEWICHT
ZEIT
PROJEKTIONSWINKEL

FIG. 4

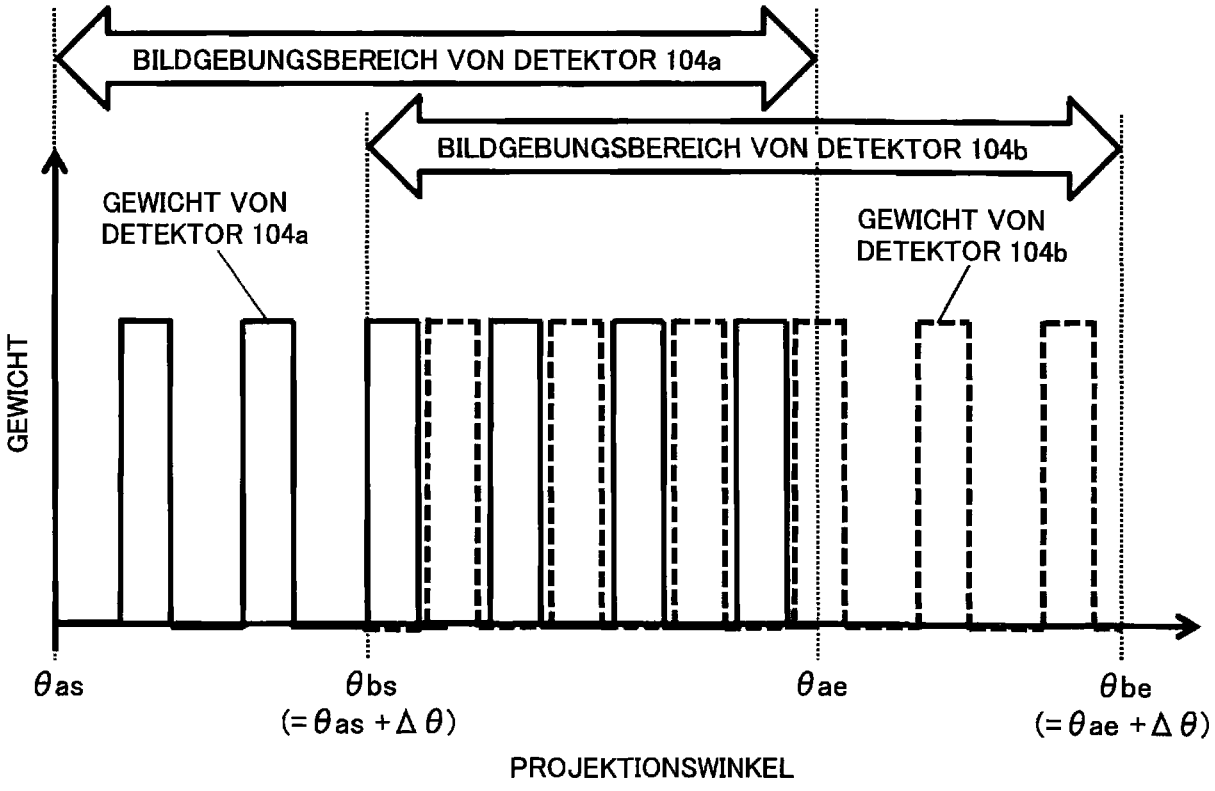

BILDGEBUNGSBEREICH VON DETEKTOR 104a
BILDGEBUNGSBEREICH VON DETEKTOR 104b
GEWICHT VON DETEKTOR 104a
GEWICHT VON DETEKTOR 104b
GEWICHT
θas
θbs
(=θas +Δθ)
θae
θbe
(=θae +Δθ)
PROJEKTIONSWINKEL

FIG. 5

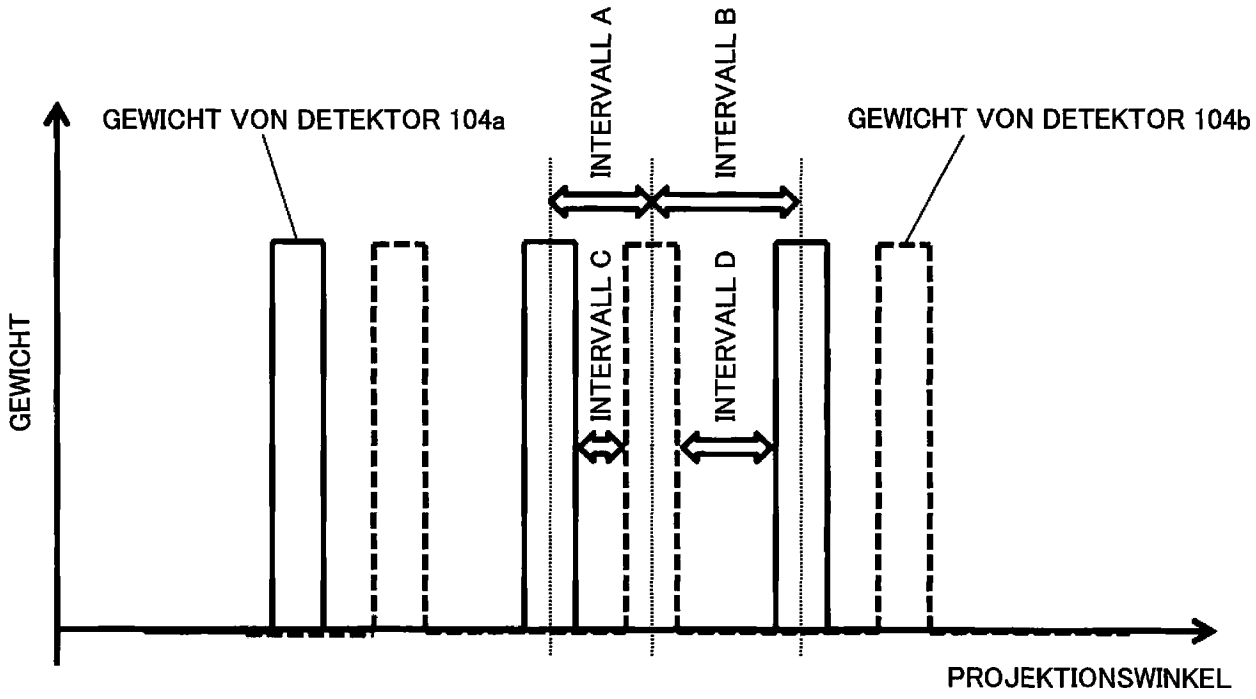

GEWICHT VON DETEKTOR 104a
INTERVALL A
INTERVALL B
GEWICHT VON DETEKTOR 104b
INTERVALL C
INTERVALL D
GEWICHT
PROJEKTIONSWINKEL

FIG. 6

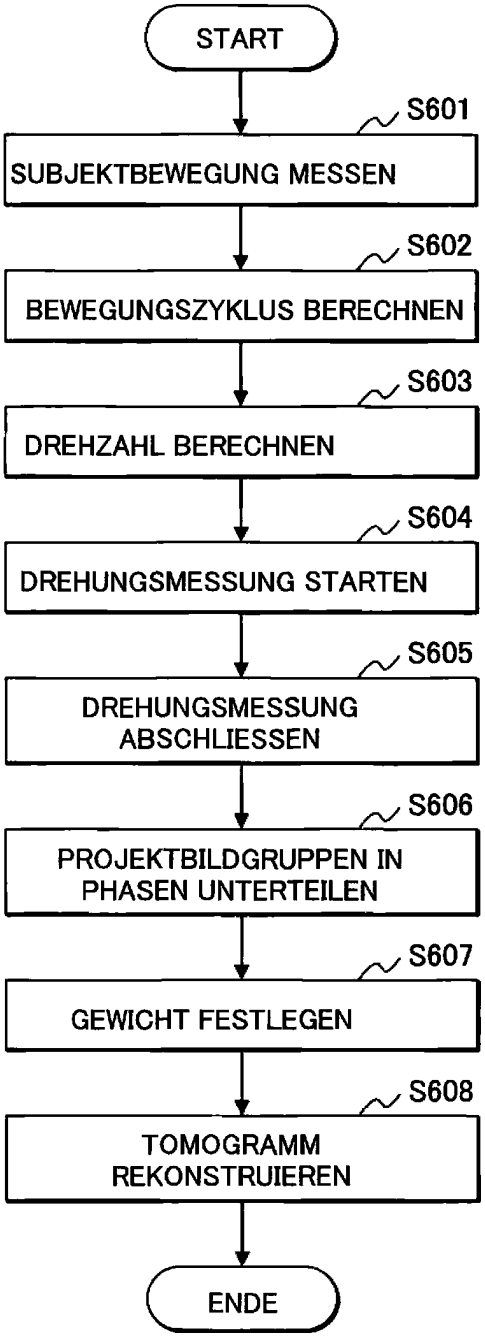

START
S601
SUBJEKTBEWEGUNG MESSEN
S602
BEWEGUNGSZYKLUS BERECHNEN
S603
DREHZAHL BERECHNEN
S604
DREHUNGSMESSUNG STARTEN
S605
DREHUNGSMESSUNG ABSCHLIESSEN
S606
PROJEKTBILDGRUPPEN IN PHASEN UNTERTEILEN
S607
GEWICHT FESTLEGEN
S608
TOMOGRAMM REKONSTRUIEREN
ENDE

FIG. 7

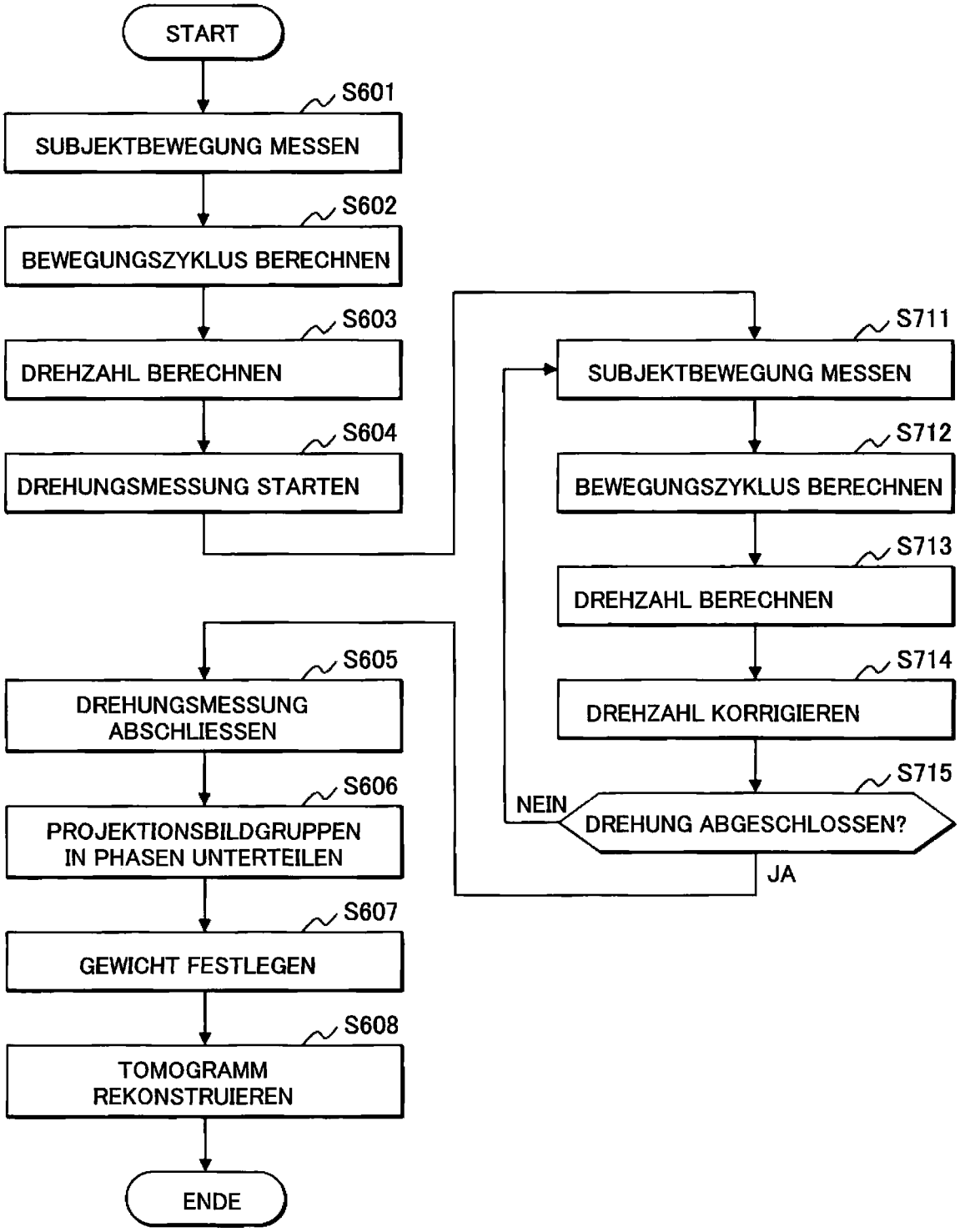
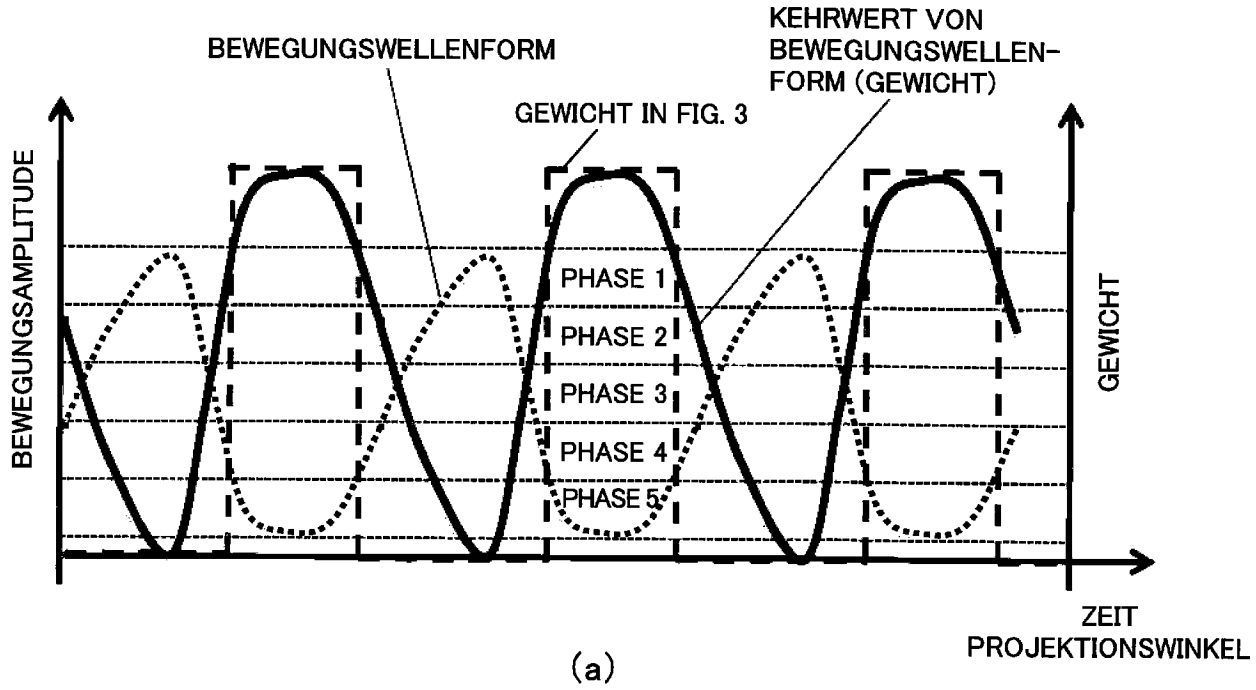
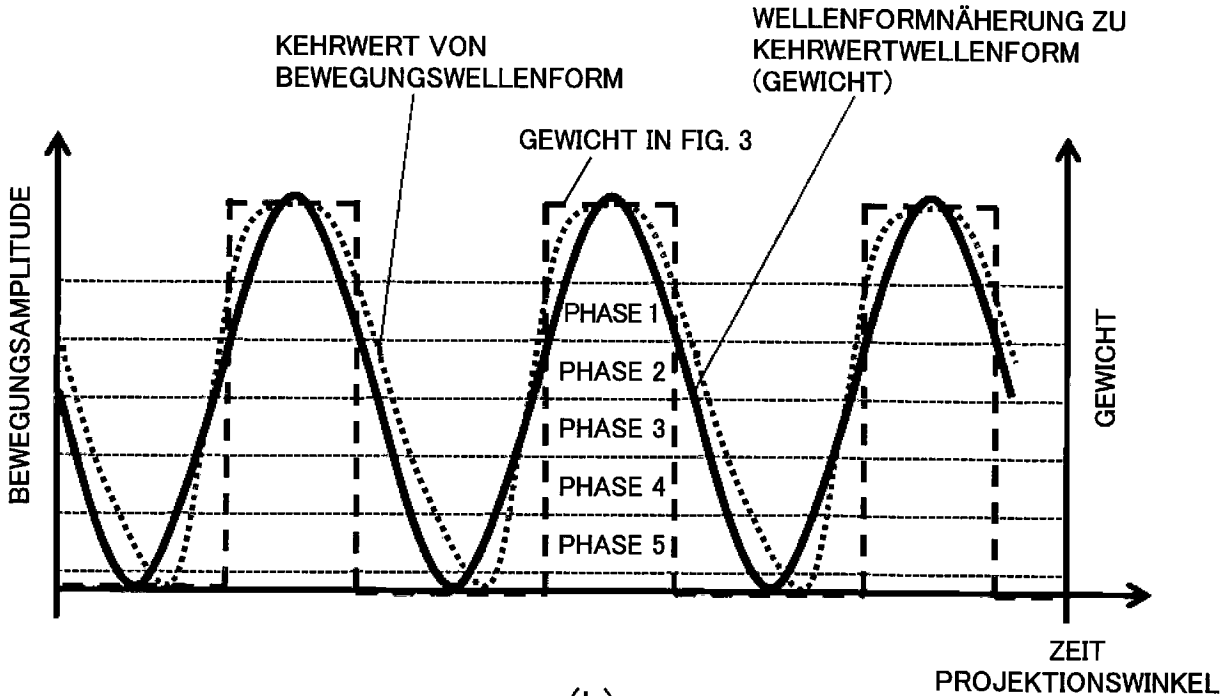

START
S601
SUBJEKTBEWEGUNG MESSEN
S602
BEWEGUNGSZYKLUS BERECHNEN
S603
DREHZAHL BERECHNEN
S604
DREHUNGSMESSUNG STARTEN
S605
DREHUNGSMESSUNG ABSCHLIESSEN
S606
PROJEKTIONSBILDGRUPPEN IN PHASEN UNTERTEILEN
S607
GEWICHT FESTLEGEN
S608
TOMOGRAMM REKONSTRUIEREN
ENDE
S711
SUBJEKTBEWEGUNG MESSEN
S712
BEWEGUNGSZYKLUS BERECHNEN
S713
DREHZAHL BERECHNEN
S714
DREHZAHL KORRIGIEREN
S715
NEIN
DREHUNG ABGESCHLOSSEN?
JA

FIG. 8

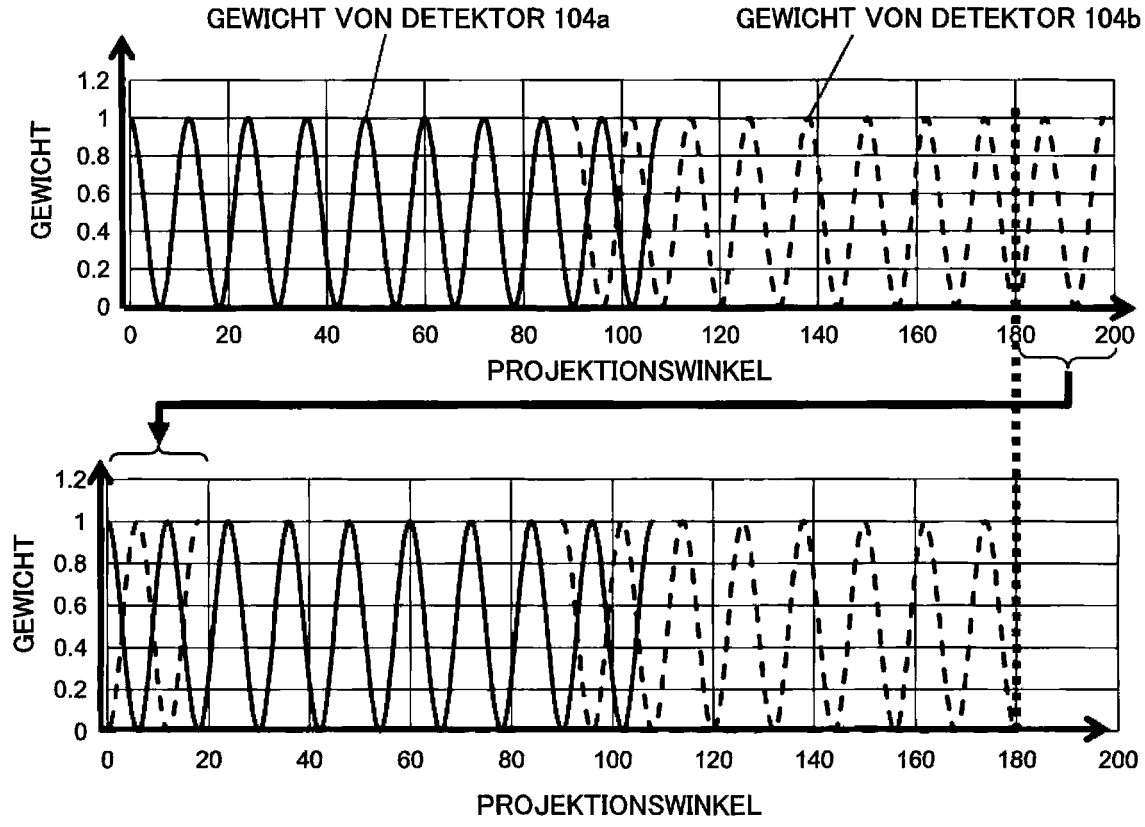

BEWEGUNGSWELLENFORM
KEHRWERT VON BEWEGUNGSWELLEN-FORM (GEWICHT)
GEWICHT IN FIG. 3
BEWEGUNGSAMPLITUDE
PHASE 1
PHASE 2
PHASE 3
PHASE 4
PHASE 5
GEWICHT
ZEIT
PROJEKTIONSWINKEL

(a)

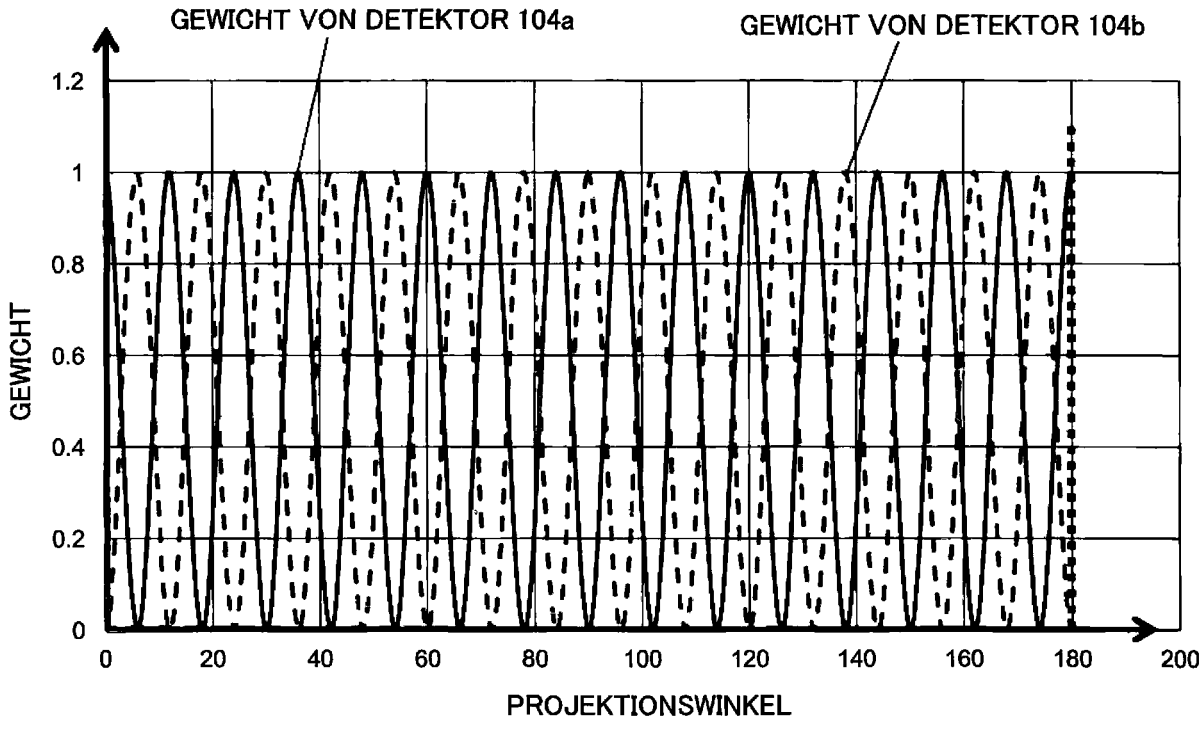

KEHRWERT VON BEWEGUNGSWELLENFORM
WELLENFORMNÄHERUNG ZU KEHRWERTWELLENFORM (GEWICHT)
GEWICHT IN FIG. 3
BEWEGUNGSAMPLITUDE
PHASE 1
PHASE 2
PHASE 3
PHASE 4
PHASE 5
GEWICHT
ZEIT
PROJEKTIONSWINKEL

(b)

FIG. 9



(a)



(b)

 Das Dokument wurde durch die Firma Luminess hergestellt.