



(12) **Patentschrift**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **11 2010 003 822.8**
(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/JP2010/065831**
(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 2011/037044**
(86) PCT-Anmeldetag: **14.09.2010**
(87) PCT-Veröffentlichungstag: **31.03.2011**
(43) Veröffentlichungstag der PCT Anmeldung
in deutscher Übersetzung: **13.09.2012**
(45) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung: **30.07.2015**

(51) Int Cl.: **A61B 6/14 (2006.01)**
A61B 6/03 (2006.01)
G03B 42/02 (2006.01)

Innerhalb von neun Monaten nach Veröffentlichung der Patenterteilung kann nach § 59 Patentgesetz gegen das Patent Einspruch erhoben werden. Der Einspruch ist schriftlich zu erklären und zu begründen. Innerhalb der Einspruchsfrist ist eine Einspruchsgebühr in Höhe von 200 Euro zu entrichten (§ 6 Patentkostengesetz in Verbindung mit der Anlage zu § 2 Abs. 1 Patentkostengesetz).

(30) Unionspriorität:
2009-223269 **28.09.2009** **JP**

(73) Patentinhaber:
The Yoshida Dental MFG. Co. Ltd., Tokio/Tokyo,
JP

(74) Vertreter:
Reichert & Kollegen, 93047 Regensburg, DE

(72) Erfinder:
Tomoe, Takeshi, Tokyo, JP

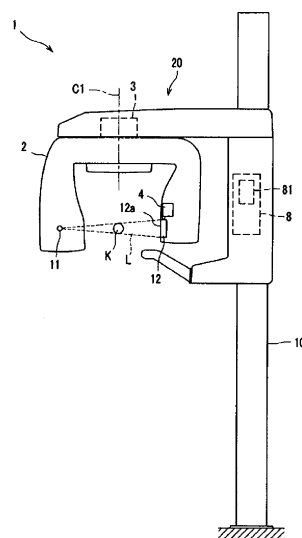
(56) Ermittelte Stand der Technik:

DE	103 13 109	A1
EP	1 219 244	B1

(54) Bezeichnung: **Vorrichtung und Verfahren zur Bildaufnahme im Dentalbereich mittels Röntgenstrahlen**

(57) Hauptanspruch: Vorrichtung (1) zur Bildaufnahme im Dentalbereich mittels Röntgenstrahlen umfasst:
eine Röntgenstrahlquelle (11), die einen Röntgenstrahl (L) auf ein Objekt (K) richtet;
ein Abbildungsmittel (12) zur Detektion des von der Röntgenstrahlquelle (11) ausgehenden und durch das Objekt (K) durchtretenden Röntgenstrahls (L);
ein Tragmittel (2) zum Haltern der Röntgenstrahlquelle (11) und des Abbildungsmittels (12) für den Röntgenstrahl (L), wobei das Tragmittel (2) ein Arm ist;
ein Schwenkmittel (3) zum Schwenken des Tragmittels (2) um eine vertikale Achse (C1), um somit die Röntgenstrahlquelle (11) und das Abbildungsmittel (12) für den Röntgenstrahl (L) um das Objekt (K) in einer horizontalen Richtung zu schwenken;
einen Schlitten (4), um das Abbildungsmittel (12) für den Röntgenstrahl (L) linear in einer Richtung entlang einer Bildaufnahmefläche (12a) zu bewegen;
ein Kontrollmittel (8), das die Betätigung der Schwenkmittel (3) und des Schlittens (4) überwacht; und
ein Bildverarbeitungsmittel (81) zum Verarbeiten eines von dem Abbildungsmittel (12) für den Röntgenstrahl (L) erhaltenen Projektionsbildes; wobei,
das Kontrollmittel (8)
einen ersten Verschiebeschritt ausführt, um das Abbildungsmittel (12) für den Röntgenstrahl (L) mit dem Schlitten (4) an eine erste Detektionsposition (P1) zu verschieben,

so dass der Röntgenstrahl (L) durch einen ersten Bereich des zu detektierenden Objekts (K) tritt;
einen ersten Abbildungsschritt ausführt, durch den das Abbildungsmittel (12) für den Röntgenstrahl (L) einen ersten Satz projizierter Bilder erhält, die durch den ersten Bereich gehen, während die Röntgenstrahlquelle (11) und das Abbildungsmittel (12) für den Röntgenstrahl (L) mittels des Schwenkmittels (3) schwenken; ...



Beschreibung

[0001] Die gegenwärtige Erfindung bezieht sich auf eine Vorrichtung zur Bildaufnahme mittels Röntgenstrahlen. Die Vorrichtung betrifft die Bildaufnahme im Dentalbereich mittels Röntgenstrahlen, wobei ein Abbildungsmittel für den Röntgenstrahl linear in einer Richtung entlang der Bildaufnahme­fläche bewegt wird und projizierte Bilder, die an den jeweiligen Positionen aufgenommen, eingefügt und zusammengeführt werden.

[0002] Ferner betrifft die Erfindung ein Verfahren zur Bildaufnahme im Dentalbereich mittels Röntgenstrahlen.

[0003] Herkömmlich enthält eine CT-Bildaufnahme­einrichtung (CT = Computertomograph) für den Dentalbereich ein Bildfenster, das auf der Größe einer Bildaufnahme­fläche und einer mechanischen Geometrie basiert (eine Röntgenstrahlquelle, den Rotationsmittelpunkt und eine geometrische Anordnung der Bildaufnahme­fläche).

[0004] Ferner ist eine Technik bekannt, mit der ein großes Bildfenster dadurch erhalten wird, dass projizierte Bilder unter Verwendung von Röntgenstrahl-Leuchtschirm-Bildaufnahme­geräten zusammengeführt werden.

[0005] Je größer jedoch die Bildaufnahme­fläche ist, umso teurer wird ein Abbildungsmittel für Röntgenstrahlung, welches für die CT-Bildaufnahme erforderlich ist, so dass die Kosten steigen, wenn die Bildaufnahme­fläche zur Vergrößerung des Bildfensters vergrößert wird. Ebenso wird eine leistungsfähigere Verarbeitungseinheit für die Bilddaten notwendig. Dies führt dazu, dass die gesamte Vorrichtung teuer wird und CT-Bildaufnahme­einrichtungen mit einem großen Bildfenster in der zahnmedizinischen Behandlung keine weite Anwendung finden.

[0006] Weiterhin ist es erforderlich, dass Vorrichtungen zur Bildaufnahme im Dentalbereich mittels Röntgenstrahlen ein äußerst präzises tomographisches Bild erhalten. So kann sich die Genauigkeit des Zusammenfügens projizierter Bilder beim Versuch, ein großes Bildfenster durch Zusammenfügen der projizierten Bilder zu erhalten, als technisches Problem erweisen. Zum Beispiel ist es beim Verfahren, das in der JP 2002-263094 A beschrieben ist, schwierig, die Bewegungsgenauigkeit des Abbildungsmittels für die Röntgenstrahlung sicher zu stellen, da das Abbildungsmittel für die Röntgenstrahlung entlang einer bogenförmigen Schiene bewegt und so die Verarbeitung der Daten aufwändig wird.

[0007] EP 1 219 244 B1 offenbart ein Verfahren zur Erstellung von Röntgenaufnahmen in Form mehrerer Transversalschichtaufnahmen von Körperteilen

eines Menschen, wobei ein von einer Strahlenquelle erzeugtes und durch eine Blendenöffnung einer Primärblende begrenztes Strahlenbündel nach Durchdringung des Aufnahmeobjekts auf eine Detektoranordnung mit mindestens einem Detektor trifft. Die strahlungsempfindliche Fläche des Detektors beträgt eine Teilfläche der zur Objektaufnahme erforderlichen Detektorfläche (Ages.). Die Bildaufnahme erfolgt in mehreren, zeitlich getrennten Abschnitten, indem nach einer ersten Teilaufnahme die Detektoranordnung in der Folge entlang der Längsachse und/oder Querachse der Detektorfläche verschoben wird und dazu die Blendenöffnung der Primärblende entsprechend angepasst wird. Eine Verschiebung der Detektoranordnung erfolgt erst dann, wenn die Teilaufnahmen einer Detektorposition für alle gewünschten Schichtaufnahmen durchgeführt worden sind.

[0008] DE 103 13 109 A1 offenbart eine röntgenstrahlenempfindliche Kamera, umfassend einen ersten röntgenstrahlenempfindlichen Bildempfänger zur Erstellung einer ersten Schichtaufnahme mit einem ersten Tiefenschärfeverlauf, wobei ein zweiter röntgenstrahlenempfindlicher Bildempfänger zur Erstellung einer zweiten Schichtaufnahme mit einem zweiten Tiefenschärfeverlauf vorgesehen ist.

[0009] Um das beschriebene Problem zu lösen, ist es Aufgabe der Erfindung, eine Vorrichtung zur Bildaufnahme im Dentalbereich mittels Röntgenstrahlen bereit zu stellen, die in der Lage ist, äußerst präzise Bilder bei gleichzeitig großem Bildfenster unter Verwendung eines günstigen Abbildungsmittel für Röntgenstrahlung mit kleiner Bildaufnahme­fläche zu erhalten.

[0010] Diese Aufgabe wird gelöst durch eine Vorrichtung mit den Merkmalen des Anspruchs 1.

[0011] Ferner ist es Aufgabe der Erfindung, ein Verfahren zur Bildaufnahme im Dentalbereich mittels Röntgenstrahlen bereit zu stellen, mit dem es möglich ist, äußerst präzise Bilder bei gleichzeitig großem Bildfenster unter Verwendung eines günstigen Abbildungsmittel für Röntgenstrahlung mit kleiner Bildaufnahme­fläche zu erhalten.

[0012] Die obige Aufgabe wird durch ein Verfahren gelöst, das die Merkmale des Anspruchs 10 umfasst.

[0013] Um die oben beschriebenen Probleme zu lösen, stellt die gegenwärtige Erfindung eine Vorrichtung zur Bildaufnahme im Dentalbereich mittels Röntgenstrahlen bereit, die eine Röntgenstrahlquelle, die einen Röntgenstrahl auf ein Objekt richtet, ein Abbildungsmittel zur Detektion des von der Röntgenstrahlquelle ausgehenden und durch das Objekt hindurchtretenden Röntgenstrahls, ein Tragmittel zum Haltern der Röntgenstrahlquelle und der Abbildungsmittel für den Röntgenstrahl, ein Schwenkmittel zum Schwen-

ken der Tragmittel um eine vertikale Achse, um somit die Röntgenstrahlquelle und die Abbildungsmittel für den Röntgenstrahl um das Objekt in einer horizontalen Richtung zu schwenken, einen Schlitten, um das Abbildungsmittel für den Röntgenstrahl linear in einer Richtung entlang der Bildaufnahme­fläche zu bewegen, ein Kontrollmittel, das die Betätigung der Schwenkmittel und des Schlittens überwacht, ein Bildverarbeitungsmittel zum Verarbeiten eines von dem Abbildungsmittel für den Röntgenstrahl erhaltenem Projektionsbild, wobei das Kontrollmittel einen ersten Verschiebeschritt ausführt, um das Abbildungsmittel für den Röntgenstrahl an eine erste Detektionsposition zu verschieben, so dass der Röntgenstrahl durch einen ersten Bereich des zu detektierenden Objekts tritt, wobei es ein erster Abbildungsschritt dem Abbildungsmittel für den Röntgenstrahl ermöglicht, einen ersten Satz projizierter Bildern zu erhalten, die durch den ersten Bereich gehen, während die Röntgenstrahlquelle und die Abbildungsmittel für den Röntgenstrahl aufgrund der Schwenkmittel schwenken, einen zweiten Verschiebeschritt ausführen, um die Abbildungsmittel für den Röntgenstrahl mit dem Schlitten an eine zweite Detektionsposition zu bewegen, an der der Röntgenstrahl durch einen zweiten Bereich des zu detektierenden Objekts tritt und ein zweiter Abbildungsschritt es dem Abbildungsmittel für den Röntgenstrahl ermöglicht, einen zweiten Satz projizierter Bildern zu erhalten, die durch den zweiten Bereich gehen, während die Röntgenstrahlquelle und die Abbildungsmittel für den Röntgenstrahl aufgrund der Schwenkmittel schwenken, umfasst. Das Bildverarbeitungsmittel führt einen Einfügungs- und Zusammenführungsschritt aus, um die projizierten Bilder aus dem ersten Satz bzw. dem zweiten Satz einzufügen und zusammenzuführen, die den gleichen Phasenwinkel haben wie das Tragmittel. Der Schlitten hat ein Detektionsmittel für eine Ursprungsposition des Abbildungsmittels für den Röntgenstrahl, und die Abbildungsmittel für den Röntgenstrahl sind linear von einer vorbestimmten Ursprungsposition zu einer ersten Detektionsposition bzw. zu einer zweiten Detektionsposition in einem ersten Verschiebeschritt und einem zweiten Verschiebeschritt bewegbar. Das Detektionsmittel für die Ursprungsposition umfasst eine Abschirmplatte für Licht, die zusammen mit dem Abbildungsmittel für den Röntgenstrahl mittels des Schlittens linear bewegbar ist und einen optischen Sensor, der eine Endposition der Abschirmplatte für Licht detektiert. Ein Zeitpunkt, an dem das Ende der Abschirmplatte für Licht den optischen Sensor in der Vorwärtsrichtung passiert, ist als Ausgangsposition detektierbar.

[0014] Der „Phasenwinkel“ des Tragmittels in dieser Beschreibung ist ein Rotationszustand des Tragmittels aus Sicht eines Objekts, das durch einen von einer willkürlichen Referenzposition aus gemessenen Rotationswinkel bestimmt wird.

[0015] Dadurch, dass die Abbildungsmittel für den Röntgenstrahl durch den Schlitten linear in einer Richtung entlang der Bildaufnahme­fläche bewegt werden, ist es möglich, eine äußerst hohe Bewegungsgenauigkeit der Abbildungsmittel für den Röntgenstrahl im ersten und im zweiten Verschiebeschritt sicherzustellen.

[0016] Die Datenverarbeitung kann dadurch erfolgen, dass das Abbildungsmittel für den Röntgenstrahl mit der linear zurückgelegten Strecke des Abbildungsmittels für den Röntgenstrahl verrechnet wird. Somit ist es möglich, einen ersten Satz projizierter Bilder, die an einer ersten Detektionsposition erhalten werden, mit einem zweiten Satz projizierter Bilder, die an einer zweiten Detektionsposition erhalten werden, äußerst präzise zusammenzuführen.

[0017] Durch Rekonfigurieren des äußerst präzisen projizierten Bilds, das durch Zusammenfügen des ersten Satzes projizierter Bilder mit dem zweiten Satz projizierter Bilder erhalten wird, ist es möglich, ein großes Bildfenster, das durch die erste und die zweite Detektionsposition des Abbildungsmittels für den Röntgenstrahl aufgespannt ist, zu erhalten.

[0018] Auf diese Weise stellt die gegenwärtige Erfindung eine Vorrichtung zur Bildaufnahme im Dentalbereich mittels Röntgenstrahlen bereit, die in der Lage ist, äußerst präzise Bilder bei gleichzeitig großem Bildfenster unter Verwendung eines günstigen Abbildungsmittel für den Röntgenstrahl mit kleiner Bildaufnahme­fläche zu erhalten.

[0019] Durch Bewegen des Abbildungsmittels für den Röntgenstrahl von der vorbestimmten Ursprungsposition zur ersten bzw. zur zweiten Detektionsposition, bezogen auf die Ursprungsposition, wird eine Strecke von der Ursprungsposition zur ersten Detektionsposition und eine Strecke von der Ursprungsposition zur zweiten Detektionsposition geregelt, wodurch die Positionsgenauigkeit der Detektionsposition verbessert wird.

[0020] Es ist erstrebenswert, dass die Schwenkrichtung der Abbildungsmittel für den Röntgenstrahl bei dem zweiten Abbildungsschritt entgegengesetzt zu der Schwenkrichtung der Abbildungsmittel für den Röntgenstrahl im ersten Abbildungsschritt ist.

[0021] Dadurch, dass die Schwenkrichtung im ersten Abbildungsschritt entgegengesetzt zu der Schwenkrichtung im zweiten Abbildungsschritt ist, ist es möglich, die Betriebszeit des Schwenkmittels für eine hin- und hergehende Bildaufnahme zu reduzieren.

[0022] Es ist erstrebenswert, dass die gegenwärtige Erfindung einen Satz von Visieren umfasst, der eine Überprüfung des Grades des gegenseitigen Überlapps des Satzes von Visieren ermöglicht und

welcher eine Differenz im Phasenwinkel zwischen der Schwenkrichtung der Abbildungsmittel für den Röntgenstrahl im zweiten Abbildungsschritt und der Schwenkrichtung der Abbildungsmittel für den Röntgenstrahl im ersten Abbildungsschritt detektiert.

[0023] Gemäß dieser Anordnung ist es durch visuelles Überprüfen des Grades des gegenseitigen Überlapps möglich, die Differenz im Phasenwinkel der Bildaufnahme durch die Tragmittel in der Vor- und Rückwärtsrichtung zu detektieren und einzustellen.

[0024] Es ist erstrebenswert, dass die gegenwärtige Erfindung ein Bildaufnahmeelement aufweist, das visuell das Maß des Überlapps prüft.

[0025] Gemäß dieser Anordnung mit dem Bildaufnahmeelement ist es möglich, die Differenz im Phasenwinkel objektiv zu detektieren und die Positionsgenauigkeit zu verbessern, so dass eine Korrektur sicher durchgeführt wird.

[0026] Die Vorrichtung zur Bildaufnahme im Dentalbereich mittels Röntgenstrahlen der gegenwärtigen Erfindung ist in der Lage, äußerst präzise Bilder bei gleichzeitig großem Bildfenster unter Verwendung eines günstigen Abbildungsmittel für den Röntgenstrahl mit kleiner Bildaufnahmefläche bereitzustellen.

[0027] Fig. 1 zeigt eine Seitenansicht einer Vorrichtung zur Bildaufnahme im Dentalbereich mittels Röntgenstrahlen gemäß einer Ausführungsform der gegenwärtigen Erfindung.

[0028] Fig. 2(a) und Fig. 2(b) zeigen jeweils eine Anordnung eines Schlittens gemäß einer Ausführungsform der gegenwärtigen Erfindung, wobei Fig. 2(a) eine Vorderansicht und Fig. 2(b) eine Seitenansicht darstellt;

[0029] Fig. 3A zeigt den Betrieb, bei dem ein erster und ein zweiter Abbildungsschritt in die gleiche Richtung ausgeführt werden. Bereich (a) und Bereich (b) zeigen Draufsichten, die die Beziehung zwischen einem Objekt und einem Arm darstellen. Bereich (c) zeigt eine schematische Darstellung eines Satzes von projizierten Bildern;

[0030] Fig. 3B zeigt eine zweite Grafik analog zu Fig. 3A, die Bereiche (a) und (b) zeigen jeweils eine Draufsicht;

[0031] Fig. 3C zeigt eine dritte Grafik analog zu Fig. 3A, die Bereiche (a) und (b) zeigen jeweils eine Draufsicht und Bereich (c) zeigt eine schematische Darstellung;

[0032] Fig. 3D ist eine vierte Grafik analog zu Fig. 3A und zeigt eine schematische Darstellung eines Einfüguungs- und Zusammenführungsvorgangs;

[0033] Fig. 4A zeigt den Betrieb, bei dem ein erster und ein zweiter Abbildungsschritt in die gegenseitig entgegengesetzte Richtung ausgeführt werden. Bereich (a) und Bereich (b) zeigen Draufsichten, die die Beziehung zwischen einem Objekt und einem Arm aufzeigen. Bereich (c) zeigt eine schematische Darstellung eines Satzes von projizierten Bildern;

[0034] Fig. 4B zeigt eine zweite Grafik analog zu Fig. 4A, die Bereiche (a) und (b) zeigen jeweils eine Draufsicht;

[0035] Fig. 4C zeigt eine dritte Grafik analog zu Fig. 4A; Bereich (a) ist eine Draufsicht, Bereich (b) zeigt einen Satz projizierter Bilder und Bereich (c) ist eine schematische Darstellung eines Satzes von projizierten Bildern mit umgekehrter Abfolge der Bildaufnahmen;

[0036] Fig. 4D ist eine vierte Grafik analog zu Fig. 4A und zeigt eine schematische Darstellung eines Einfüguungs- und Zusammenführungsvorgangs;

[0037] Fig. 5A und Fig. 5B zeigen jeweils eine Befestigung einer Einheit zur Korrektur eines Winkelversatzes für den Betrieb, bei dem ein erster und ein zweiter Abbildungsschritt in die gleiche Richtung ausgeführt werden, Fig. 5A zeigt eine Seitenansicht und Fig. 5B einen vergrößerten Grafik der Einheit zur Korrektur eines Winkelversatzes;

[0038] Fig. 6(a) bis Fig. 6(e) zeigen erklärende Grafiken eines Verfahrens zur Korrektur eines Winkelversatzes für den Betrieb, bei dem ein erster und ein zweiter Abbildungsschritt in die entgegengesetzte Richtung ausgeführt werden, die Fig. 6(a), Fig. 6(b) und Fig. 6(d) sind Draufsichten und die Fig. 6(c) und Fig. 6(e) sind Vorderansichten der Einheit zur Korrektur eines Winkelversatzes aus der Perspektive einer Kamera;

[0039] Unter Bezugnahme auf die beigelegten Zeichnungen wird eine Ausführungsform der gegenwärtigen Erfindung genauer beschrieben.

[0040] Eine Vorrichtung **1** zur Bildaufnahme im Dentalbereich mittels Röntgenstrahlen gemäß einer Ausführungsform der gegenwärtigen Erfindung umfasst, wie in Fig. 1 dargestellt, eine Säule **10** und einen Hauptkörper **20**, der frei beweglich an der Säule **10** angebracht ist, wobei der Hauptkörper **20** mit einem Arm **2**, der um die vertikale Achse C1 schwenkbar ist, versehen ist.

[0041] In der Vorrichtung **1** zur Bildaufnahme im Dentalbereich mittels Röntgenstrahlen befindet sich ein Objekt K, welches ein nicht dargestellter betroffener Teil eines Patienten/einer Patientin ist. Der Kopf des Patienten/der Patientin ist innerhalb des Arms **2** fixiert. Durch Rotieren des Arms **2** um das Objekt K

wird eine Röntgenbildaufnahme durchgeführt, wobei das Objekt K fixiert ist.

[0042] Obwohl zur Beschreibung der Erfindung in dieser Ausführungsform der Erhalt eines computer-tomographischen Bildes mittels eines Abbildungsmittels **12** für Röntgenstrahl erfolgt, kann die gegenwärtige Erfindung auch bei radiographischen Vorrichtungen für den Schädelbereich und Panorama-Bildaufnahmegeräten angewendet werden. Um der Positionierung bezüglich des Objekts K und den verschiedenen Möglichkeiten der Bildaufnahme gerecht zu werden, kann der Arm **2** innerhalb einer zweidimensionalen Ebene frei beweglich in der Rückwärts- und Vorwärtsbewegung und in der horizontalen Richtung mittels eines beweglichen Tisches oder Ähnlichem angeordnet werden.

[0043] Wie in **Fig. 1** dargestellt, umfasst die Vorrichtung **1** zur Bildaufnahme im Dentalbereich mittels Röntgenstrahlen eine Röntgenstrahlquelle **11**, die das Objekt K mit Röntgenstrahl L beaufschlagt. Das Abbildungsmittel **12** für den Röntgenstrahl detektiert den Röntgenstrahl L, der durch das Objekt K hindurchtritt. Ferner umfasst die Vorrichtung **1** zur Bildaufnahme im Dentalbereich mittels Röntgenstrahlen einen Arm **2**, der ein Tragmittel für die Röntgenstrahlquelle **11** und das Abbildungsmittel **12** für den Röntgenstrahl ist, ein Schwenkmittel **3** zum Schwenken des Arms **2** um eine Mittelachse C1 des Arms, einen Schlitten **4** zur linearen Bewegung des Abbildungsmittels **12** für den Röntgenstrahl in einer Richtung entlang der Bildaufnahme fläche **12a**, ein Kontrollmittel **8**, das den Betrieb des Schwenkmittel **3** und des Schlitten **4** kontrolliert und ein Bildverarbeitungsmittel **81** zum Verarbeiten eines projizierten Bildes, das durch Abbildungsmittel **12** für den Röntgenstrahl L aufgenommen wurde.

[0044] Die Röntgenstrahlquelle **11** und das Abbildungsmittel **12** für den Röntgenstrahl L sind an dem Arm **2** so angeordnet, dass sie sich gegenüberstehen und das Objekt K sich dazwischen befindet. Der Arm **2** wird durch das Schwenkmittel **3**, zum Beispiel ein Servo-Motor, geschwenkt. Die Röntgenstrahlquelle **11** und das Abbildungsmittel **12** für den Röntgenstrahl L werden um das Objekt K geschwenkt, und der Röntgenstrahl L, der von der Röntgenstrahlquelle **11** ausgeht und durch das Objekt K hindurchtritt, wird von dem Abbildungsmittel **12** für den Röntgenstrahl L detektiert.

[0045] Wie in **Fig. 2(a)** dargestellt, ist das Abbildungsmittel **12** für den Röntgenstrahl ein ebener Sensor mit einer rechteckigen Bildaufnahme fläche **12a**, der zum Beispiel als CMOS-Sensor, CCD-Sensor, CdTE-Sensor oder als anderer Bildsensor ausgebildet sein kann.

[0046] Wie in **Fig. 2** dargestellt, umfasst der Schlitten **4** eine Kugelumlaufspindel **41**, einen Antriebsmotor **42**, der die Kugelumlaufspindel **41** antreibt, eine Mutter **43**, die über ein Gewinde mit der Kugelumlaufspindel **41** verbunden ist, einen Halter **44**, der an der Mutter **43** befestigt ist, wobei das Abbildungsmittel **12** für den Röntgenstrahl an dem Halter **44** befestigt ist, und eine Linearführung **45**, die das Abbildungsmittel **12** für den Röntgenstrahl so abstützt, dass es entlang der Richtung der Bildaufnahme fläche **12a** und einer Ursprungsposition P0 (siehe **Fig. 3A(a)**) des Abbildungsmittels **12** für den Röntgenstrahl (Bildaufnahme fläche **12a**) hin- und herbewegbar ist.

[0047] Wie in **Fig. 2** dargestellt, umfasst das Detektionsmittel **5** für die Ursprungsposition eine Abschirmplatte **51** für Licht, die auf der Mutter **43** befestigt ist, und einen optischen Sensor **52**, der die Position eines Endes **51a** der Abschirmplatte **51** für Licht detektiert. Für den Fall, dass sich die Mutter **43** in der Vorwärtsrichtung A bewegt, detektiert das Detektionsmittel **5** zum Zeitpunkt, an dem das Ende **51a** der Abschirmplatte **51** für Licht den optischen Sensor **52** in der Vorwärtsrichtung A passiert, die Ursprungsposition als eine Ursprungsposition P0 (siehe **Fig. 3A(a)**) der Bildaufnahme fläche **12a** des Abbildungsmittels **12** für den Röntgenstrahl L.

[0048] Das Kontrollmittel **8** (siehe **Fig. 1**) bewegt das Abbildungsmittel **12** für den Röntgenstrahl in horizontaler Richtung innerhalb des Arms **2** mittels des Schlitten **4**, bis die Bildaufnahme fläche **12a** eine erste Detektionsposition P1 (siehe **Fig. 3A(a)**), ausgehend von der Ursprungsposition P0 (siehe **Fig. 3A(a)**), und eine zweite Detektionsposition P2 (siehe **Fig. 3B(b)**), ausgehend von der Ursprungsposition P0, erreicht.

[0049] Gemäß dieser Anordnung ist es möglich, ein großes Bildfenster zu erhalten, das von einem Bildfenster, das von der Bildaufnahme fläche **12a** an der ersten Detektionsposition P1, und einem Bildfenster, das von der Bildaufnahme fläche **12a** an der zweiten Detektionsposition P2 erhalten wird, aufgespannt wird.

[0050] Bezogen auf eine Vorrichtung zur Bildaufnahme im Dentalbereich mittels Röntgenstrahlen **1**, die die oben beschriebene Anordnung verwendet, werden eine erste Ausführungsform (siehe **Fig. 3A–Fig. 3D**) und eine zweite Ausführungsform (siehe **Fig. 4A–Fig. 4D**) beschrieben. Zum leichteren Verständnis der Beschreibung ist in **Fig. 3** und **Fig. 4** eine schematische Darstellung der Bildaufnahme fläche **12a** des Abbildungsmittels **12** für den Röntgenstrahl wiedergegeben.

[0051] In der ersten Ausführungsform (siehe **Fig. 3A–Fig. 3D**) werden ein erster und ein zweiter Abbildungsschritt ausgeführt, während der Arm **2** in der gleichen Richtung schwenkt. Die zweite Ausfüh-

rungsform (siehe **Fig. 4A–Fig. 4D**) unterscheidet sich von der ersten Ausführungsform dahingehend, dass die Schwenkrichtung des Arms **2** der Richtung des Abbildungsschritts im ersten und im zweiten Abbildungsschritt entgegengesetzt ist.

[0052] In der ersten und in der zweiten Ausführungsform wird gleichermaßen ein Satz von projizierten Bildern aufgenommen, während das Abbildungsmittel **12** für den Röntgenstrahl sich an der ersten Detektionsposition P1 beziehungsweise der zweiten Detektionsposition P2 befindet. Das bedeutet also, dass der Bildaufnahmebereich des Objekts K konzeptuell in zwei Bereiche aufgeteilt ist und der Satz projizierter Bilder dadurch erhalten wird, dass sich das Abbildungsmittel **12** für den Röntgenstrahl auf einer zum jeweiligen Bereich gehörigen Position befindet und der Satz projizierter Bilder entsprechend zusammengesetzt wird, um eine CT-Rekonstruktion durchzuführen.

[0053] In der ersten Ausführungsform führt das Kontrollmittel **8** zunächst einen ersten Verschiebeschritt und einen ersten Abbildungsschritt aus.

[0054] Im ersten Verschiebeschritt (siehe **Fig. 3A(a)**) wird das Abbildungsmittel **12** für den Röntgenstrahl von der Ursprungsposition (P0) zur ersten Detektionsposition (P1) bewegt. Bei einem ersten Abbildungsschritt (siehe **Fig. 3A(b)–Fig. 3A(c)**) wird ein erster Satz projizierter Bilder R1–R190 aufgenommen, die sich über den ersten Bereich des Objekts K erstrecken. Dies erfolgt dadurch, dass das Schwenkmittel **3** dazu veranlasst wird, den Arm **2** um 190° im Gegenuhrzeigersinn zu schwenken. Weiter führt das Kontrollmittel **8** einen Schritt (siehe **Fig. 3B(a)**) aus, bei dem der Arm **2** im Uhrzeigersinn geschwenkt wird, während das Abbildungsmittel **12** für den Röntgenstrahl von der ersten Detektionsposition (P1) durch den Schlitten **4** zur Ursprungsposition (P0) bewegt wird, um das Abbildungsmittel **12** für den Röntgenstrahl und die Röntgenstrahlquelle **11** zu einer Ursprungsposition (eine Bildaufnahme-Startposition im ersten Abbildungsschritt, eine Referenzposition), die in **Fig. 3B(a)** dargestellt wird, zurückzubewegen.

[0055] Das Kontrollmittel **8** führt einen ersten Verschiebeschritt (siehe **Fig. 3B(b)**) aus, bei dem das Abbildungsmittel **12** für den Röntgenstrahl von der Ursprungsposition (P0) zur zweiten Detektionsposition (P2) bewegt wird.

[0056] Ferner führt das Kontrollmittel **8** einen zweiten Abbildungsschritt (siehe **Fig. 3A(a)–Fig. 3A(c)**) aus, bei dem das Schwenkmittel **3** dazu veranlasst wird, den Arm **2** im Gegenuhrzeigersinn um 190° zu schwenken und einen zweiten Satz von projizierten Bildern L1–L190, die sich über den zweiten Bereich des Objekts erstrecken, aufzunehmen.

[0057] Anschließend führt das Bildverarbeitungsmittel **81** einen Einfügungs- und Zusammenführungsschritt aus, bei dem jedes der Bilder des ersten Satzes von projizierten Bildern R1–R190 und jedes der Bilder des zweiten Satzes von projizierten Bildern L1–L190 eingefügt und zusammengeführt werden, wobei bei jedem Satz der gleiche Phasenwinkel des Arms **2** vorliegt.

[0058] Wie in **Fig. 3A(a)** dargestellt, wird beim ersten Verschiebungsschritt die Bildaufnahmeefläche **12a** des Abbildungsmittels **12** für den Röntgenstrahl mittels des Schlitten **4** (siehe **Fig. 2**) von der Ursprungsposition (P0) zur ersten Detektionsposition (P1) bewegt.

[0059] Es ist nicht notwendig, den Arm **2** beim ersten Verschiebeschritt zu schwenken. Jedoch ist es möglich, die Bildaufnahmeefläche zu verschieben, während der Arm **2** geschwenkt wird, weil das Schwenken des Arms **2** den Verschiebeschritt nicht beeinflusst.

[0060] Wie in **Fig. 3A(c)** dargestellt, ist der erste Satz von projizierten Bildern R1–R190 ein Satz aus 190 projizierten Bildern, die in Intervallen von einem Grad in der Schwenkbewegung des Arms **2** um 190° von der Referenzposition (Ursprung) (**Fig. 3A(a)**) aus aufgenommen werden.

[0061] In dieser Ausführungsform ist der Schwenkwinkel des Arms **2** auf 190° festgelegt. Dies entspricht oder ist größer als 180° unter der Berücksichtigung eines Einfallswinkels der Röntgenstrahlen von 180° im Falle einer halben Rekonstruktion. Muss der Einfallswinkel der Röntgenstrahlen nicht berücksichtigt werden, kann der Schwenkwinkel des Arms **2** 180° betragen und im Falle einer vollen Rekonstruktion analog 360° oder mehr.

[0062] Der erste Bereich des Objekts K ist ein Bereich des Objekts K, der zu einem Bereich gehört, indem der Röntgenstrahl L sich von der Stellung in **Fig. 3A(a)** zur Stellung in **Fig. 3A(b)** bewegt. In diesem ersten Bereich des Objekts K befindet sich die Bildaufnahmeefläche **12a** des Abbildungsmittels **12** für den Röntgenstrahl auf der ersten Detektionsposition P1.

[0063] Der Bereich des Objekts K stellt einen Bereich des Objekts K dar, durch den der Röntgenstrahl L, der von der Röntgenstrahlquelle **11** ausgeht, schwenkend hindurchtritt. Es handelt sich hierbei jedoch um einen lediglich konzeptuellen Bereich und bezieht sich nicht auf einen bestimmten Bereich des Objekts K.

[0064] Beim Zurückbewegen des Abbildungsmittels **12** für den Röntgenstrahl L und der Röntgenstrahlquelle **11** zur Ursprungsposition (Referenzposition) in

Fig. 3A(a), während das Abbildungsmittel **12** für den Röntgenstrahl L zur Ursprungsposition P0 zurückbewegt wird, arbeiten der Schlitten **4** und der Arm **2** gleichzeitig. Die gegenwärtige Erfindung ist jedoch nicht auf diese Anordnung beschränkt. Das Verschieben des Schlittens **4** und das Schwenken des Arms **2** können also auch einzeln erfolgen.

[0065] Wie in **Fig. 3B(b)** dargestellt, wird beim zweiten Verschiebeschritt die Bildaufnahme­fläche **12a** des Abbildungsmittels **12** für den Röntgenstrahl von der Ursprungsposition P0 zur zweiten Detektionsposition P2 mittels des Schlittens **4** (siehe **Fig. 2**) bewegt.

[0066] In dieser Ausführungsform wird der zweite Verschiebeschritt nach dem Zurückbewegen zur Ursprungsposition ausgeführt. Jedoch kann der zweite Verschiebeschritt auch während dem Zurückbewegen zur Ursprungsposition ausgeführt werden. Das Zurückbewegen zur Ursprungsposition kann auch nach dem zweiten Verschiebeschritt ausgeführt werden.

[0067] Kurz gesagt ist es zweckmäßig, dass das Zurückbewegen zur Ursprungsposition und der zweite Verschiebeschritt abgeschlossen sind, bevor der zweite Abbildungsschritt ausgeführt wird.

[0068] Wie in den **Fig. 3C(a)–Fig. 3C(c)** dargestellt, wird im zweiten Abbildungsschritt, während sich das Abbildungsmittel des Röntgenstrahls **12** auf der zweiten Detektionsposition P2 befindet, der Arm **2** durch das Schwenkmittel **3** im Gegenuhrzeigersinn um 190° wie im ersten Abbildungsschritt geschwenkt und der zweite Satz von projizierten Bildern L1–L190, die sich über den zweiten Bereich des Objekts K erstreckt, wird aufgenommen.

[0069] Der zweite Bereich des Objekts K ist ein Bereich des Objekts K, der zu einem Bereich gehört, in dem der Röntgenstrahl L sich von der Stellung in **Fig. 3C(a)** zur Stellung in **Fig. 3C(b)** bewegt. In diesem zweiten Bereich des Objekts K befindet sich die Bildaufnahme­fläche **12a** des Abbildungsmittels **12** für den Röntgenstrahl L auf der zweiten Detektionsposition P2 (siehe **Fig. 3C(a)**).

[0070] Im Einfügungs- und Zusammenführungsschritt haben die projizierten Bilder R1 und L1 den gleichen Phasenwinkel, weil der erste Satz projizierter Bilder R1–R190 und der zweite Satz projizierter Bilder L1–L190 Sätze projizierter Bilder sind, die jeweils durch Schwenken des Arms **2** in der gleichen Richtung um 190° im Gegenuhrzeigersinn von der gleichen Ursprungsposition aus aufgenommen werden. Entsprechend bleiben die Phasenwinkel bis zu den projizierten Bildern R190 und L190 in der Reihenfolge der Bildaufnahme gleich.

[0071] Somit werden die projizierten Bilder von R1 und L1 bis R190 und L190, die den gleichen Phasenwinkel haben, entsprechend nach einem vorbestimmten Betrag versetzt, übereinandergelegt und zusammengeführt.

[0072] Anschließend werden äußerst präzise projizierte Bilder, die durch Einfügen des ersten Satzes projizierter Bilder R1–R190 mit dem zweiten Satz projizierter Bilder L1–L190 erhalten werden, einer CT-Rekonstruktion unterzogen, so dass ein computer-tomographisches Bild mit einem großen Bildfenster, das von der ersten Detektionsposition P1 des Abbildungsmittels **12** für den Röntgenstrahl und der zweiten Detektionsposition P2 des Abbildungsmittels **12** für den Röntgenstrahl aufgespannt wird, aufgenommen wird.

[0073] Folgend wird eine zweite Ausführungsform (siehe **Fig. 4A–Fig. 4D**) beschrieben, bei der die Schwenkrichtung des Arms **2** der Richtung des Abbildungsschritts im ersten und im zweiten Abbildungsschritt entgegengesetzt ist.

[0074] In der zweiten Ausführungsform führt das Kontrollmittel **8** zunächst einen ersten Verschiebeschritt und einen ersten Abbildungsschritt aus.

[0075] Im ersten Verschiebeschritt (siehe **Fig. 4A(a)**) wird das Abbildungsmittel **12** für den Röntgenstrahl von der Ursprungsposition (P0) zur ersten Detektionsposition (P1) bewegt. Bei einem ersten Abbildungsschritt (siehe **Fig. 4A(b)–Fig. 4A(c)**) wird ein erster Satz projizierter Bilder R1–R190 erhalten, die sich über den ersten Bereich des Objekts K erstrecken. Dies erfolgt dadurch, dass das Schwenkmittel **3** dazu veranlasst wird, den Arm **2** um 190° im Gegenuhrzeigersinn zu schwenken. Weiter führt das Kontrollmittel **8** einen Schritt (siehe **Fig. 4B(a)**) aus, bei dem das Abbildungsmittel **12** für den Röntgenstrahl zur ersten Detektionsposition (P1) mittels des Schlittens **4** zur Ursprungsposition (P0) zurückbewegt wird. Das Kontrollmittel **8** führt einen zweiten Verschiebeschritt (siehe **Fig. 4B(b)**) aus, bei dem das Abbildungsmittel **12** für den Röntgenstrahl von der Ursprungsposition (P0) zur zweiten Detektionsposition (P2) bewegt wird.

[0076] Ferner führt das Kontrollmittel **8** einen zweiten Abbildungsschritt (siehe **Fig. 4C(c)**) aus, bei dem das Schwenkmittel **3** dazu veranlasst wird, den Arm **2** im Uhrzeigersinn um 190° zu schwenken und einen zweiten Satz von projizierten Bildern L1–L190, die sich über den zweiten Bereich des Objekts erstrecken, aufzunehmen.

[0077] Wie in **Fig. 4A** dargestellt, wird bei der zweiten Ausführungsform der gleiche erste Verschiebeschritt (siehe **Fig. 4A(a)**) und der gleich erste Abbildungsschritt (siehe **Fig. 4A(b)** und **Fig. 4A(c)**) wie in

der ersten Ausführungsform ausgeführt. Aus diesem Grunde wird eine wiederholte Beschreibung weggelassen.

[0078] In der zweiten Ausführungsform wird, weil die Schwenkrichtung (im Uhrzeigersinn) des Abbildungsmittels **12** für den Röntgenstrahl im zweiten Abbildungsschritt entgegengesetzt zu der Schwenkrichtung im ersten Abbildungsschritt ist, der zweite Satz projizierter Bilder L1–L190, der sich über den zweiten Bereich des Objekts K erstreckt, aufgenommen, während der Arm **2** die gleiche Bahn abfährt und zur Ursprungsposition in **Fig. 4C(a)** nach Ausführung des ersten Abbildungsschritts zurückbewegt wird.

[0079] Der erste Satz projizierter Bilder R1–R190 wird aufgenommen, während der Arm um 190° im Gegenuhrzeigersinn von der Ursprungsposition (dargestellt in **Fig. 4A(a)**) aus geschwenkt wird. Der zweite Satz projizierter Bilder L1–L190 besteht aus Bildern, die aufgenommen werden, während der Arm in der entgegengesetzten Richtung im Uhrzeigersinn von einem Zustand aus, wie etwa einem Startpunkt, in welchen der Arm um 190° im Gegenuhrzeigersinn von der Ursprungsposition aus, die in **Fig. 4A(a)** dargestellt ist, zur Referenzposition, die in **Fig. 4C(a)** dargestellt ist, geschwenkt wurde. Somit hat der zweite Satz projizierter Bilder L1–L190 den gleichen Phasenwinkel wie der erste Satz projizierter Bilder R1–R190, wenn der zweite Satz der projizierten Bilder in einer umgekehrten Abfolge der Bildaufnahme von L190–L1 neu angeordnet wird.

[0080] Im Einfügungs- und Zusammenführungsschritt gemäß der zweiten Ausführungsform, dargestellt in **Fig. 4D**, werden die projizierten Bilder, die die gleichen Phasenwinkel zwischen den projizierten Bildern R1–L190 und den projizierten Bildern R190–L1 haben, entsprechend der oben beschriebenen Neuordnung jeweils zusammengeführt.

[0081] Nachfolgend wird eine Einheit **6** zur Korrektur eines Winkelversatzes für den Fall, dass ein erster und ein zweiter Abbildungsschritt in die entgegengesetzte Richtung, wie in **Fig. 5** und **Fig. 6** dargestellt, ausgeführt wird. Ausgenommen der Einheit zur Korrektur eines Winkelversatzes entsprechen die Anordnungen der oben beschriebenen Ausführungsform. Aus diesem Grunde werden die gleichen Bezugszeichen für bereits benannte Bauteile verwendet und eine wiederholte Beschreibung weggelassen.

[0082] Wie in **Fig. 5** dargestellt, umfasst eine Einheit **6** zur Korrektur eines Winkelversatzes eine Einstellereinheit **61** zur visuellen Erkennung des Grades des gegenseitigen Überlapps von projizierten Bildern und zum Detektieren einer Differenz im Phasenwinkel zwischen der Schwenkrichtung des Abbildungsmittels **12** für den Röntgenstrahl im zweiten Abbildungsschritt und der Schwenkrichtung des Abbildungsmittels

12 für den Röntgenstrahl im ersten Abbildungsschritt.

[0083] Die Einstellereinheit **61** umfasst eine zylindrische Nadel **61a** und ein pyramidenförmiges oder konisch konvexes Element **61b**, das die visuelle Erkennung des Überlapps mit der Nadel **61a** ermöglicht, die aus einem Satz von Visieren, die im Rotationsmittelpunkt des Arms **2** angeordnet sind, und einer Basis **61c**, die die Nadel **61a** und das konisch konvexe Element **61b** mit einer Biss-Sperre **20a** verbinden, besteht. Die Einstellereinheit **61** ist mit der Biss-Sperre **20a** am Hauptkörper **20** lösbar angebracht.

[0084] Gemäß dieser Anordnung veranlasst die Einheit zur Korrektur eines Winkelversatzes **6** die Röntgenstrahlquelle **11** Röntgenstrahlen auszusenden und ermöglicht einem Benutzer projizierte Bilder mit dem gleichen Phasenwinkel, zum Beispiel das 95te projizierte Bild in der Vorwärtsrichtung und das 95te projizierte Bild der Rückwärtsrichtung visuell zu überprüfen und so eine Fehlstellung des Arms **2** in Vorwärts-Schwenkrichtung (siehe **Fig. 6B**) und in der umgekehrten Schwenkrichtung (siehe **Fig. 6D**) zu korrigieren.

[0085] In dieser Ausführungsform werden die Nadel **61a** und ein konisch konvexes Element **61b** als Satz von Visieren verwendet. Die gegenwärtige Erfindung ist jedoch nicht auf diese Anordnung beschränkt und ein konkaves Element oder eine flache Platte, die mit einem Zeichnungsmuster als Markierung etc. versehen ist, kann verwendet werden, insoweit dadurch eine visuelle Erkennung des gegenseitigen Überlapps ermöglicht wird.

[0086] Wie in **Fig. 5** dargestellt, verwendet ein zweites Beispiel eine Anordnung, die zusätzlich zur Anordnung des ersten Beispiels eine Kamera **62** (siehe **Fig. 6A**) umfasst, die ein Bildaufnahmegerät zur visuellen Überprüfung des Grades des Überlapps der zylindrischen Nadel **61a** und dem pyramidenförmigen oder konisch konvexen Element **61b** ist.

[0087] Die Kamera **62** ist in einem vorbestimmten Bereich des Arms **2** (hinter dem Abbildungsmittel **12** für den Röntgenstrahl) angeordnet. Werden jedoch 190 projizierte Bilder aufgenommen, sollte die Kamera bevorzugt an einer Position angeordnet werden, an der die Bilder den gleichen Phasenwinkel aufweisen. Zum Beispiel wird das 95te projizierte Bild, das sich in der Mitte des Satzes projizierter Bilder befindet, visuell überprüft.

[0088] Gemäß dieser Anordnung veranlasst die Einheit zur Korrektur eines Winkelversatzes **6** die Kamera **62** zur visuellen Überprüfung des Grades des Überlapps der Nadel **61a** und dem konvexen Element **61b** (Fehlstellung δ , siehe **Fig. 6E**) an der gleichen Position (eine Position an der die Nadel **61a** und

die konvexe Einheit **61b** überlappen) in den entgegengesetzten Schwenkrichtungen, nämlich der Vorwärtsrichtung (siehe **Fig. 6D**) und der Rückwärtsrichtung (siehe **Fig. 6D**). Dadurch wird die Fehlstellung des Arms **2** in der Vorwärts-Schwenkrichtung und in der umgekehrten Schwenkrichtung detektiert und erfasst.

[0089] Wird der Arm **2** von der Referenzposition, die in **Fig. 6(a)** dargestellt ist, im Uhrzeigersinn (Vorwärtsrichtung) um 190° geschwenkt, wird die Kamera **62** von einer Position **62A** in **Fig. 6B** über eine Position **62B** zur visuellen Überprüfung des Grades des Überlapps (Fehlstellung δ) der Nadel **61a** mit dem konvexen Element **61b** zu einer Position **62C** bewegt.

[0090] Entsprechend passiert die Kamera **62**, wenn der Arm **2** im Gegenuhrzeigersinn (Rückwärtsrichtung) um 190° von der Position **62C** geschwenkt wird, eine Position **62D** zur visuellen Überprüfung des Grades des Überlapps (Fehlstellung δ) der Nadel **61a** mit dem konvexen Element **61b** und wird zu einer Position **62C** bewegt. Dadurch wird es möglich, die Differenz im Phasenwinkel des Arms **2** in der Vorwärtsbewegung und in der Rückwärtsbewegung zu detektieren und zu korrigieren.

[0091] Weil in dieser Ausführung die visuell einfach erkennbare Nadel **61a** und das konvexe Element **61b** verwendet werden, ist es möglich, den Winkelversatz mittels Durchführung einer Bilderkennung bei den aufgenommenen Bildern zu korrigieren. Zum Beispiel werden die horizontalen Positionen der Nadel **61a** und des konvexen Elements **61b** durch Musterausrichtung erkannt und korrigiert.

[0092] Obwohl Ausführungsformen der gegenwärtigen Erfindung oben beschrieben wurden, ist die gegenwärtige Erfindung nicht auf die beschriebenen Ausführungsformen beschränkt und kann bei Bedarf geändert und modifiziert werden.

[0093] Zum Beispiel wird der Schlitten **4** gemäß der beschriebenen Ausführungsformen in horizontaler Richtung bewegt. Wird der Schlitten **4** jedoch in vertikaler Richtung bewegt, kann das Bildfenster des Abbildungsmittels **12** für den Röntgenstrahl in vertikaler Richtung vergrößert werden. Der Bereich des Objekts **K** ist in den beschriebenen Ausführungsformen in zwei Bereiche aufgeteilt und das Abbildungsmittel **12** für den Röntgenstrahl wird von der ersten Detektionsposition **P1** und entsprechend von der zweiten Detektionsposition **P2** zu diesen zwei Bereichen bewegt. Jedoch kann der Bereich des Objekts **K** in drei oder mehr Bereiche aufgeteilt werden und das Abbildungsmittel **12** für den Röntgenstrahl kann entsprechend in die jeweiligen Bereiche bewegt werden.

[0094] In den oben beschriebenen Ausführungsformen kann jedes projizierte Bild des ersten Satzes

projizierter Bilder **R1–R190** und jedes Bild des zweiten Satzes projizierter Bilder **L1–L190** übereinandergelegt und zusammengeführt werden, aber ein zusammengeführtes Bild kann durch ledigliches Anordnen der projizierten Bilder erzeugt werden, so dass die jeweiligen Enden der projizierten Bilder aneinandergesetzt und nicht übereinandergelegt werden, solange die Bewegungsgenauigkeit der Abbildungsmittel **12** für den Röntgenstrahl in einem Mittel zur Linearbewegung sichergestellt ist.

[0095] In den beschriebenen Ausführungsformen wird, unter Berücksichtigung der Bewegungszeit, die erste Detektionsposition **P1** als weiter von der Ursprungsposition **P0** entfernt festgelegt als die zweite Detektionsposition **P2**. Jedoch ist es möglich, die erste Detektionsposition **P1** als weniger weit von der Ursprungsposition **P0** entfernt festzulegen als die zweite Detektionsposition **P2**.

[0096] Ferner werden im Abbildungsschritt der oben beschriebenen ersten Ausführungsform die Bilder aufgenommen, während der Arm **2** im Gegenuhrzeigersinn geschwenkt wird. Die Bilder können aber in der gleichen Bewegungsrichtung auch im Uhrzeigersinn aufgenommen werden. In der zweiten Ausführungsform kann die Vorwärtsrichtung und die Rückwärtsrichtung umgekehrt werden und die Bilder können aufgenommen werden, während der Arm **2** in der Vorwärtsrichtung im Uhrzeigersinn und in der umgekehrten Richtung im Gegenuhrzeigersinn geschwenkt wird.

Bezugszeichenliste

1	Vorrichtung zur Bildaufnahme im Dentalbereich mittels Röntgenstrahlen
2	Arm (Tragmittel)
3	Schwenkmittel
4	Schlitten
5	Detektionsmittel für die Ursprungsposition
6	Einheit zur Korrektur eines Winkelversatzes
8	Kontrollmittel
10	Säule
11	Röntgenstrahlquelle
12	Abbildungsmittel für den Röntgenstrahl
12a	Bildaufnahme­fläche
20	Hauptkörper
41	Kugelumlaufspindel
42	Antriebsmotor
43	Mutter
44	Halter
45	Linearführung
51	Abschirmplatte für Licht
51a	Ende der Abschirmplatte für Licht
52	optischer Sensor

61	Einstelleinheit
61a	Nadel (Visier)
61b	Konvexes Element (Visier)
61c	Basis
62	Kamera (Bildaufnahmeelement)
81	Bildverarbeitungsmittel
K	Objekt
L	Röntgenstrahl
C1	vertikale Achse
P0	Ursprungsposition
P1	Erste Detektionsposition
P2	Zweite Detektionsposition
R1–R190	Satz projizierter Bilder
L1–L190	Satz projizierter Bilder

Patentansprüche

1. Vorrichtung (1) zur Bildaufnahme im Dentalbereich mittels Röntgenstrahlen umfasst:
eine Röntgenstrahlquelle (11), die einen Röntgenstrahl (L) auf ein Objekt (K) richtet;
ein Abbildungsmittel (12) zur Detektion des von der Röntgenstrahlquelle (11) ausgehenden und durch das Objekt (K) durchtretenden Röntgenstrahls (L);
ein Tragmittel (2) zum Haltern der Röntgenstrahlquelle (11) und des Abbildungsmittels (12) für den Röntgenstrahl (L), wobei das Tragmittel (2) ein Arm ist;
ein Schwenkmittel (3) zum Schwenken des Tragmittels (2) um eine vertikale Achse (C1), um somit die Röntgenstrahlquelle (11) und das Abbildungsmittel (12) für den Röntgenstrahl (L) um das Objekt (K) in einer horizontalen Richtung zu schwenken;
einen Schlitten (4), um das Abbildungsmittel (12) für den Röntgenstrahl (L) linear in einer Richtung entlang einer Bildaufnahmefläche (12a) zu bewegen;
ein Kontrollmittel (8), das die Betätigung der Schwenkmittel (3) und des Schlittens (4) überwacht; und
ein Bildverarbeitungsmittel (81) zum Verarbeiten eines von dem Abbildungsmittel (12) für den Röntgenstrahl (L) erhaltenen Projektionsbildes; wobei,
das Kontrollmittel (8)
einen ersten Verschiebeschritt ausführt, um das Abbildungsmittel (12) für den Röntgenstrahl (L) mit dem Schlitten (4) an eine erste Detektionsposition (P1) zu verschieben, so dass der Röntgenstrahl (L) durch einen ersten Bereich des zu detektierenden Objekts (K) tritt;
einen ersten Abbildungsschritt ausführt, durch den das Abbildungsmittel (12) für den Röntgenstrahl (L) einen ersten Satz projizierter Bilder erhält, die durch den ersten Bereich gehen, während die Röntgenstrahlquelle (11) und das Abbildungsmittel (12) für den Röntgenstrahl (L) mittels des Schwenkmittels (3) schwenken;
einen zweiten Verschiebeschritt ausführt, um das Abbildungsmittel (12) für den Röntgenstrahl (L) mit dem Schlitten (4) an eine zweite Detektionsposition (P2) zu bewegen, an der der Röntgenstrahl (L) durch ei-

nen zweiten Bereich des zu detektierenden Objekts (K) tritt; und
einen zweiten Abbildungsschritt ausführt, durch den das Abbildungsmittel (12) für den Röntgenstrahl (L) einen zweiten Satz projizierter Bilder erhält, die durch den zweiten Bereich gehen, während die Röntgenstrahlquelle (11) und das Abbildungsmittel (12) für den Röntgenstrahl (L) mittels des Schwenkmittels (3) schwenken;
wobei das Bildverarbeitungsmittel (81) einen Einfügings- und Zusammenführungsschritt ausführt, um die projizierten Bilder aus dem ersten Satz bzw. dem zweiten Satz einzufügen und zusammenzuführen, wobei die Bilder aus dem ersten Satz und dem zweiten Satz den gleichen Phasenwinkel haben wie das Tragmittel (2) und Durchführen einer CT-Rekonstruktion anhand der Projektionsbilder, um ein computer-tomographisches Bild zu erzeugen;
der Schlitten (4) ein Detektionsmittel (5) für eine Ursprungsposition (P0) des Abbildungsmittels (12) für den Röntgenstrahl (L) hat; und
das Abbildungsmittel (12) für den Röntgenstrahl (L) linear von einer vorbestimmten Ursprungsposition (P0) zu einer ersten Detektionsposition (P1) bzw. zu einer zweiten Detektionsposition (P2) in dem ersten Verschiebeschritt und dem zweiten Verschiebeschritt bewegbar ist;
wobei das Detektionsmittel (5) für die Ursprungsposition (P0) umfasst:
eine Abschirmplatte (51) für Licht, die zusammen mit dem Abbildungsmittel (12) für den Röntgenstrahl (L) mittels des Schlittens (4) linear bewegbar ist; und
einen optischen Sensor (52), der ein Ende (51a) der Abschirmplatte (51) für Licht detektiert;
wobei als Ursprungsposition (P0) des Abbildungsmittels (12) für den Röntgenstrahl (L) diejenige Position des Abbildungsmittels (12) festgelegt ist, die an demjenigen Zeitpunkt vorliegt, an dem das Ende (51a) der Abschirmplatte (51) für Licht den optischen Sensor (52) in der Vorwärtsrichtung passiert.

2. Vorrichtung (1) nach Anspruch 1, wobei eine Schwenkrichtung des Abbildungsmittels (12) für den Röntgenstrahl (L) bei dem zweiten Abbildungsschritt entgegengesetzt zu der Schwenkrichtung des Abbildungsmittels (12) für den Röntgenstrahl (L) im ersten Abbildungsschritt ist.

3. Vorrichtung (1) nach Anspruch 2, wobei eine Einstelleinheit (61) mit einem Satz von Visieren vorgesehen ist, der eine Überprüfung des Grades des gegenseitigen Überlapps des Satzes von Visieren ermöglicht und welcher eine Differenz im Phasenwinkel zwischen der Schwenkrichtung der Abbildungsmittel (12) für den Röntgenstrahl (L) im zweiten Abbildungsschritt und der Schwenkrichtung der Abbildungsmittel (12) für den Röntgenstrahl (L) im ersten Abbildungsschritt erfasst.

4. Vorrichtung (1) nach Anspruch 3, wobei die Einstelleinheit (61) umfasst:

eine zylindrische Nadel (61a),
ein pyramidenförmiges oder konisch konvexes Element (61b), das die visuelle Erkennung des Überlapps mit der Nadel (61a) ermöglicht, die den Satz von Visieren umfasst, die im Rotationsmittelpunkt des Tragmittels (2) angeordnet sind, und
eine Basis (61c), die die Nadel (61a) und das konisch konvexe Element (61b) mit einer Biss-Sperre (20a) verbindet,
wobei die Einstelleinheit (61) mit der Biss-Sperre (20a) an einem Hauptkörper (20) der Vorrichtung (1) lösbar angebracht ist.

5. Vorrichtung (1) nach Anspruch 3, wobei die Einstelleinheit (61) umfasst:

ein konkaves Element oder eine flache Platte, die mit einem Zeichnungsmuster als Markierung versehen ist zur visuellen Erkennung des gegenseitigen Überlapps.

6. Vorrichtung (1) nach Anspruch 3, wobei ein Bildaufnahmeelement (62) vorgesehen ist, das visuell das Maß des Überlapps prüft.

7. Vorrichtung (1) nach Anspruch 6, wobei das Bildaufnahmeelement (62) eine Kamera ist.

8. Vorrichtung (1) nach einem der voran stehenden Ansprüche, wobei das Abbildungsmittel (12) ein ebener Sensor mit einer rechteckigen Bildaufnahme- fläche (12a) ist, der zum Beispiel als CMOS-Sensor, CCD-Sensor, CdTE-Sensor ausgebildet ist.

9. Vorrichtung (1) nach einem der voran stehenden Ansprüche, wobei der Schlitten (4) umfasst:

eine Kugelumlaufspindel (41);
einen Antriebsmotor (42), der die Kugelumlaufspindel (41) antreibt;
eine Mutter (43), die über ein Gewinde mit der Kugelumlaufspindel (41) verbunden ist;
einen Halter (44), der an der Mutter (43) befestigt ist, wobei das Abbildungsmittel (12) für den Röntgenstrahl (L) an dem Halter (44) befestigt ist; und
eine Linearführung (45), die das Abbildungsmittel (12) so abstützt, dass es entlang der Richtung der Bildaufnahme- fläche (12a) und der Ursprungsposition (P0) des Abbildungsmittels (12) hin- und her bewegbar ist.

10. Verfahren (1) zur Bildaufnahme im Dentalbereich mittels Röntgenstrahlen umfasst die folgenden Schritte:

dass ein Röntgenstrahl (L) einer Röntgenstrahlquelle (11) auf ein Objekt (K) gerichtet wird;
dass ein Abbildungsmittel (12) den von der Röntgenstrahlquelle (11) ausgehenden und durch das Objekt (K) durchtretenden Röntgenstrahl (L) detektiert;

dass mit einem Schwenkmittel (3) ein Tragmittel (2) um eine vertikale Achse (C1) geschwenkt wird, um somit die Röntgenstrahlquelle (11) und das Abbildungsmittel (12) für den Röntgenstrahl (L) um das Objekt (K) in einer horizontalen Richtung zu schwenken;

dass mit einem Schlitten (4) das Abbildungsmittel (12) für den Röntgenstrahl (L) linear in einer Richtung entlang einer Bildaufnahme- fläche (12a) bewegt wird;
dass mit einem Kontrollmittel (8) die Betätigung der Schwenkmittel (3) und des Schlittens (4) überwacht wird; und

dass mit einem Bildverarbeitungsmittel (81) ein von dem Abbildungsmittel (12) für den Röntgenstrahl (L) erhaltenes Projektionsbild verarbeitet wird; wobei, das Kontrollmittel (8):

einen ersten Verschiebeschritt ausführt, um das Abbildungsmittel (12) für den Röntgenstrahl (L) mit dem Schlitten (4) linear von einer vorbestimmten Ursprungsposition (P0) an eine erste Detektionsposition (P1) zu verschieben, so dass der Röntgenstrahl (L) durch einen ersten Bereich des zu detektierenden Objekts (K) tritt;

ein erster Abbildungsschritt veranlasst wird, durch den das Abbildungsmittel (12) für den Röntgenstrahl (L) einen ersten Satz projizierter Bilder erhält, die durch den ersten Bereich gehen, während die Röntgenstrahlquelle (11) und das Abbildungsmittel (12) für den Röntgenstrahl (L) mittels des Schwenkmittels (3) schwenken;

ein zweiter Verschiebeschritt veranlasst wird, um das Abbildungsmittel (12) für den Röntgenstrahl (L) mit dem Schlitten (4) von einer vorbestimmten Ursprungsposition (P0) linear an eine zweite Detektionsposition (P2) zu bewegen, an der der Röntgenstrahl (L) durch einen zweiten Bereich des zu detektierenden Objekts (K) tritt; und

ein zweiter Abbildungsschritt veranlasst wird, durch den das Abbildungsmittel (12) für den Röntgenstrahl (L) einen zweiten Satz projizierter Bilder erhält, die durch den zweiten Bereich gehen, während die Röntgenstrahlquelle (11) und das Abbildungsmittel (12) für den Röntgenstrahl (L) mittels des Schwenkmittels (3) schwenken;

dass durch das Bildverarbeitungsmittel (81) ein Einfügungs- und Zusammenführungsschritt ausgeführt wird, um die projizierten Bilder aus dem ersten Satz bzw. dem zweiten Satz einzufügen und zusammenzuführen, wobei die Bilder aus dem ersten Satz und dem zweiten Satz den gleichen Phasenwinkel haben wie das Tragmittel und Durchführen einer CT-Rekonstruktion anhand der Projektionsbilder, um ein computertomographisches Bild zu erzeugen; und

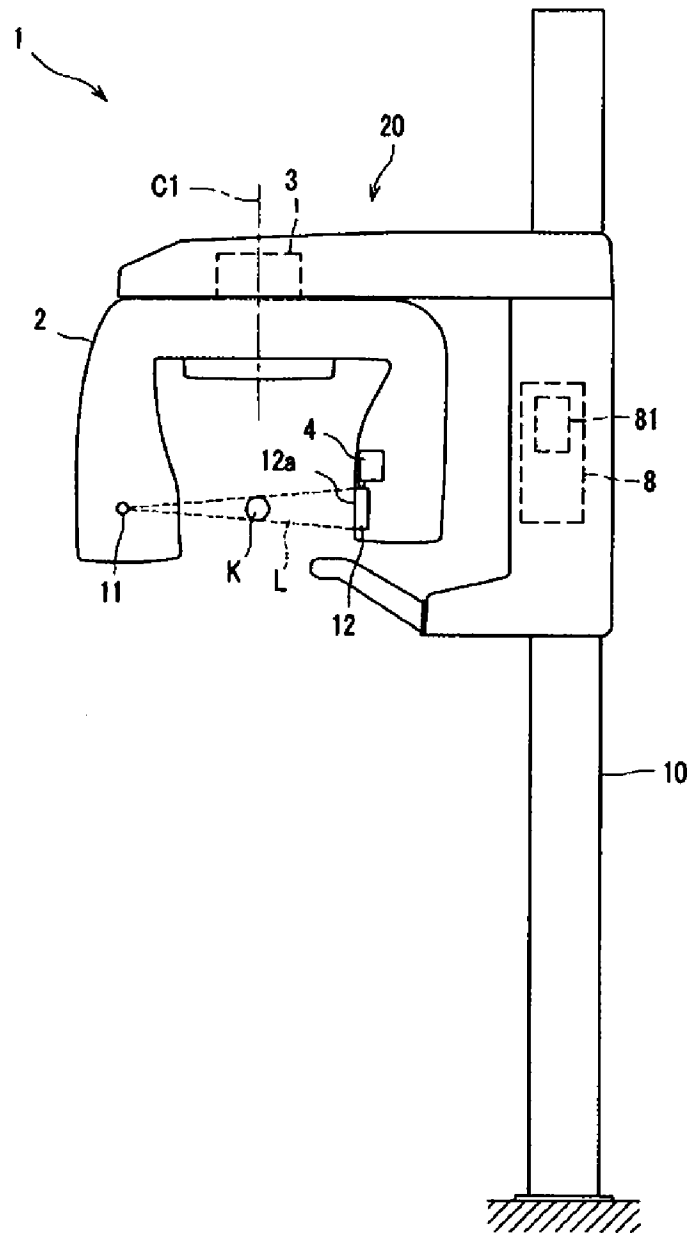
dass mit einem Detektionsmittel (5) am Schlitten (4) die Ursprungsposition (P0) erfasst wird, wobei als Ursprungsposition (P0) des Abbildungsmittels (12) für den Röntgenstrahl (L) diejenige Position des Abbildungsmittels (12) festgelegt wird, die an demjenigen Zeitpunkt vorliegt, an dem ein Ende (51a) der Ab-

schirmlatte (51) für Licht einen optischen Sensor
(52) in der Vorwärtsrichtung passiert.

Es folgen 12 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

FIG.1



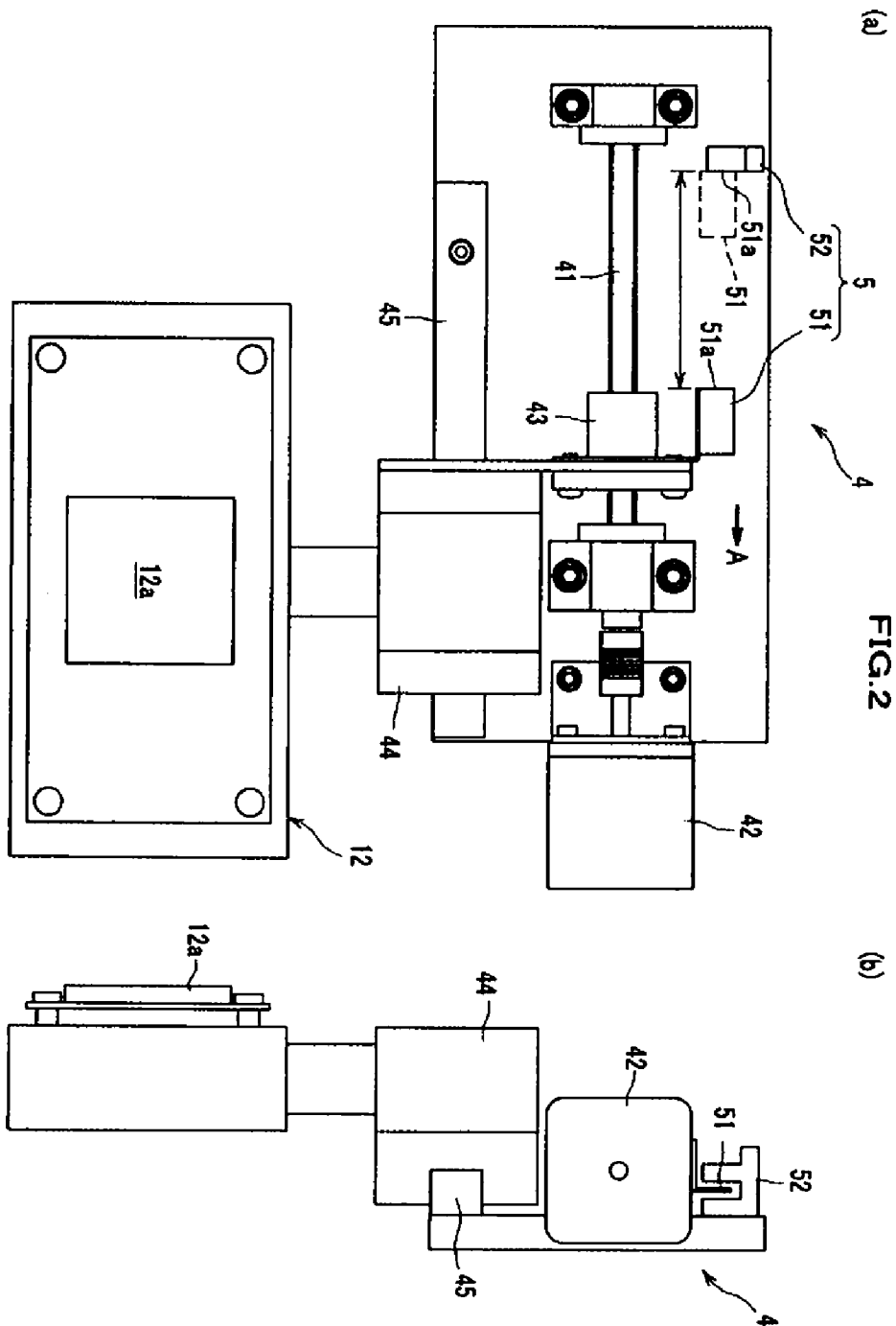


FIG. 3A

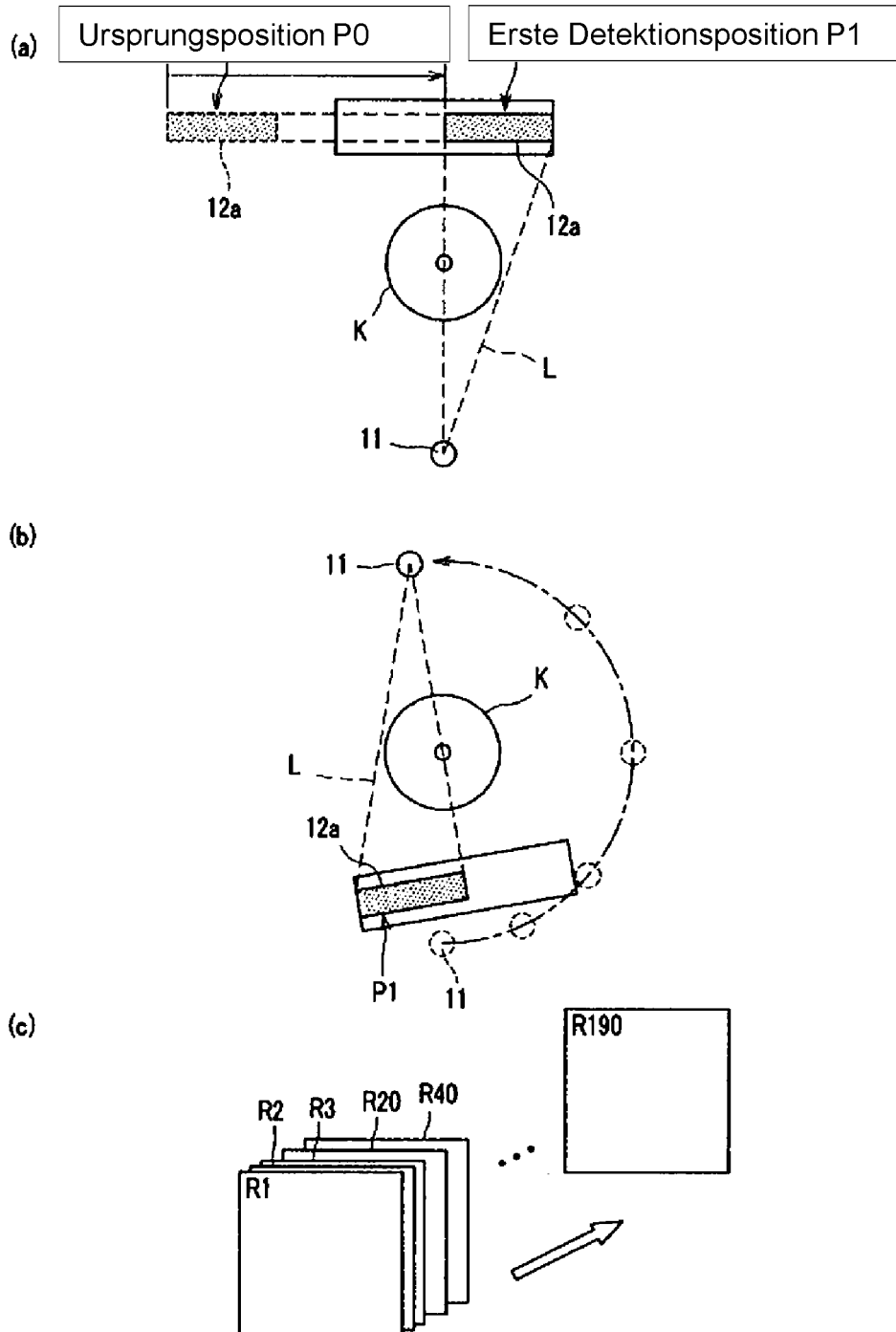


FIG. 3B

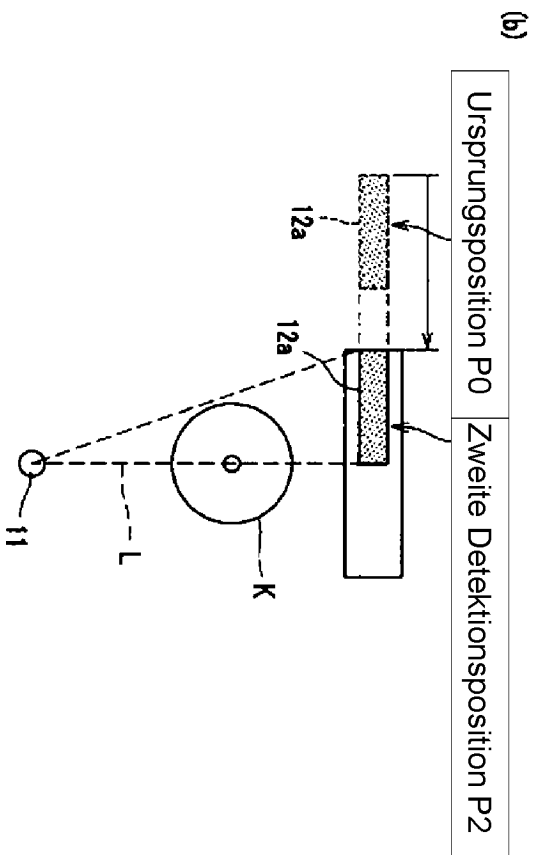
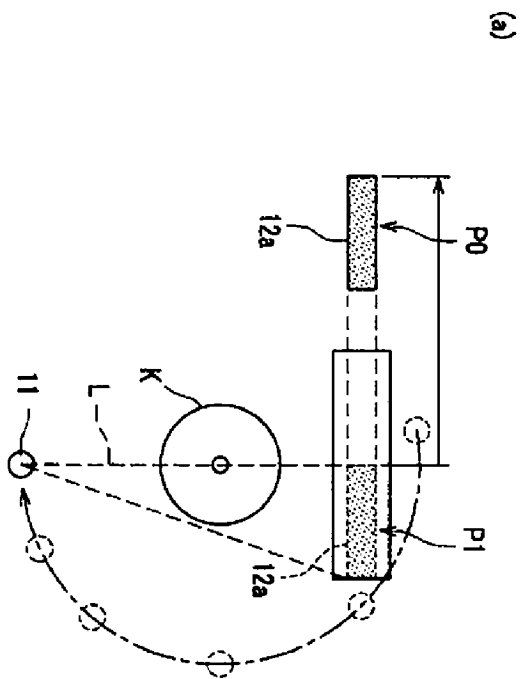
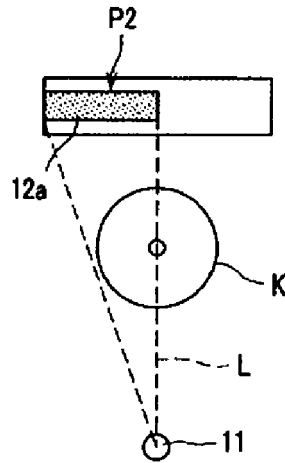
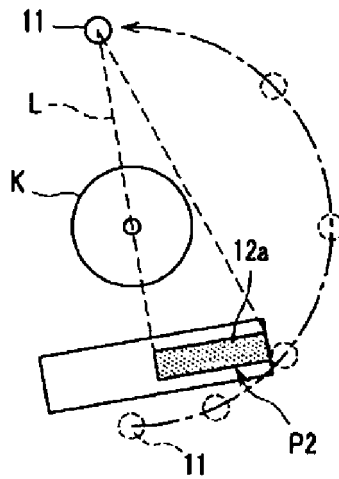


FIG.3C

(a)



(b)



(c)

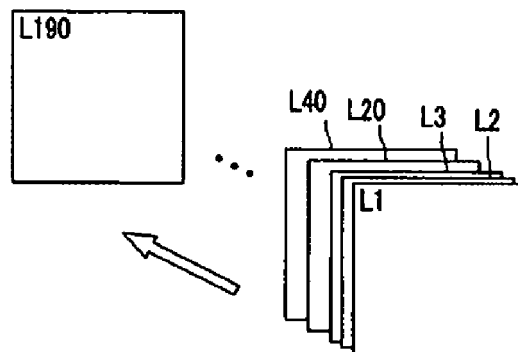


FIG.3D

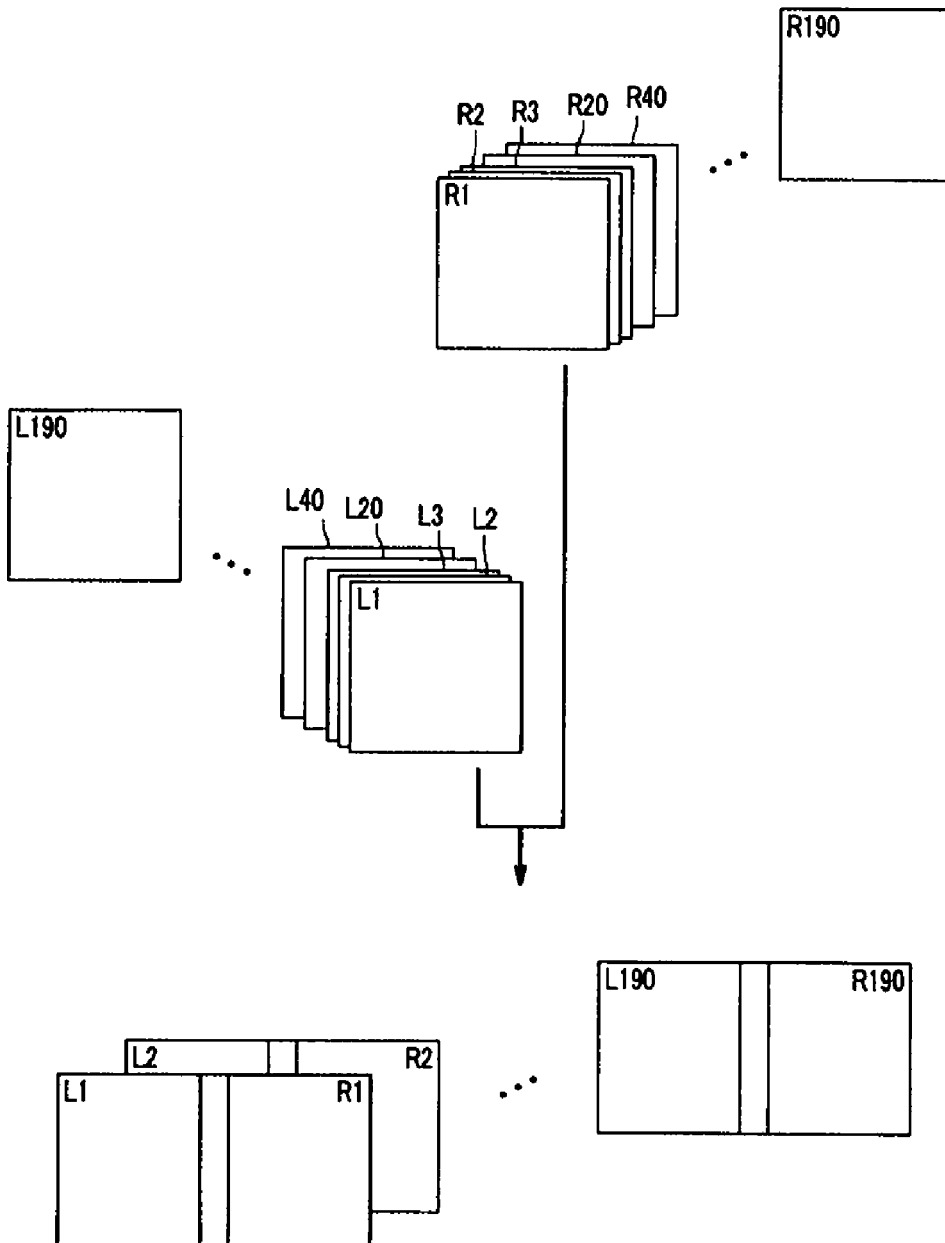


FIG. 4A

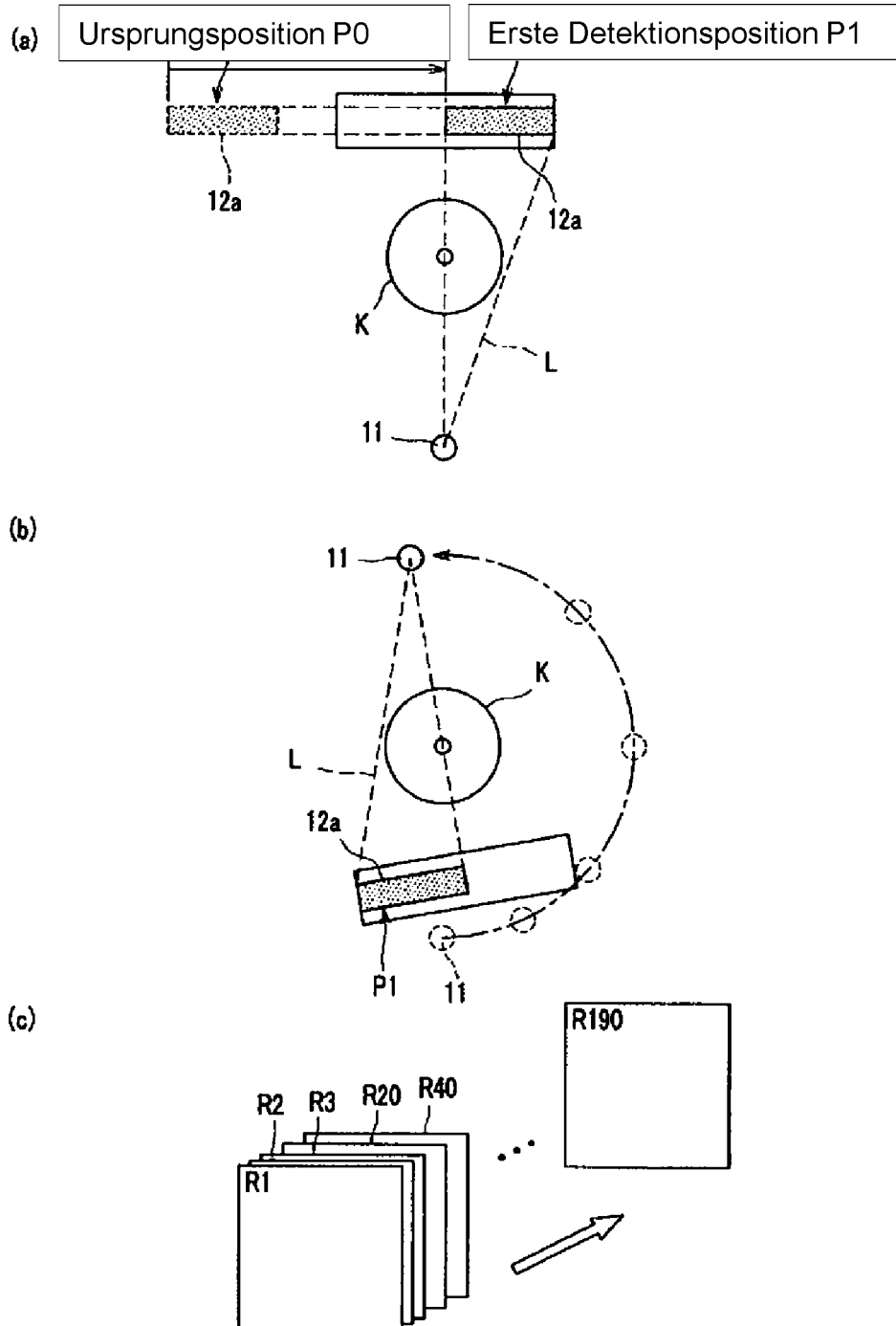
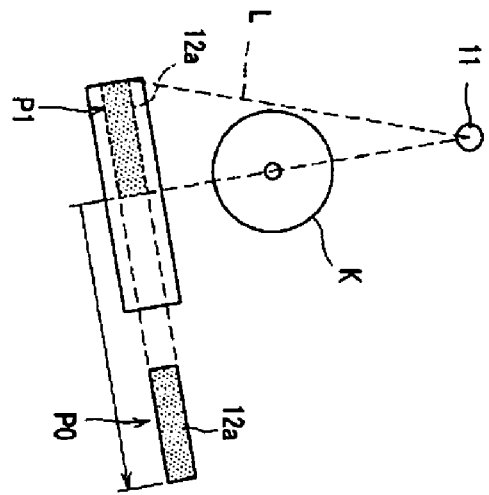


FIG.4B

(a)



(b)

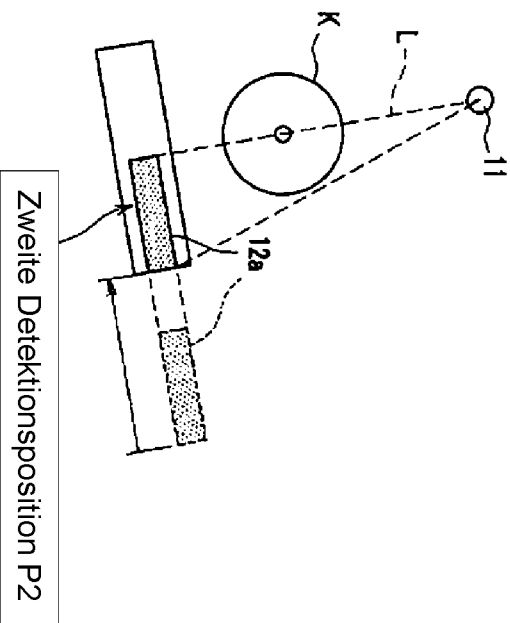


FIG.4C

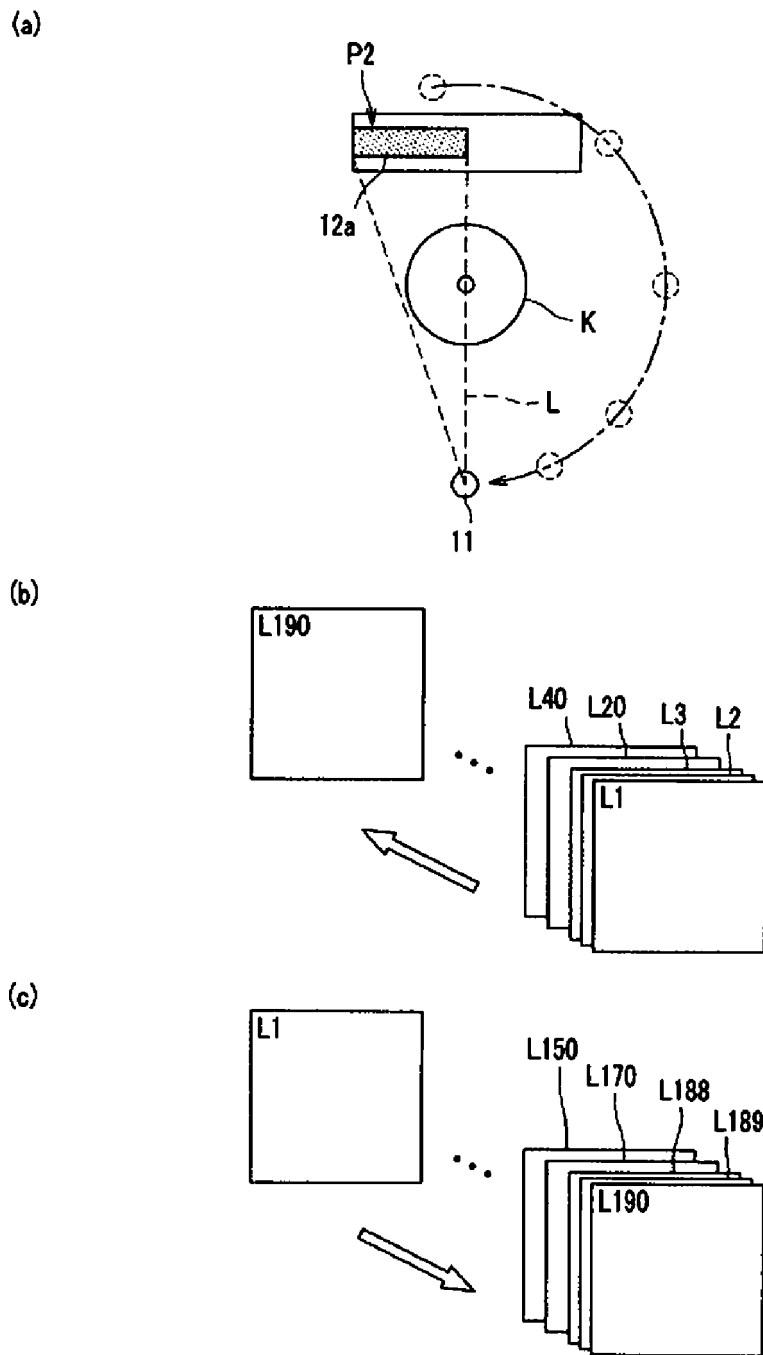


FIG.4D

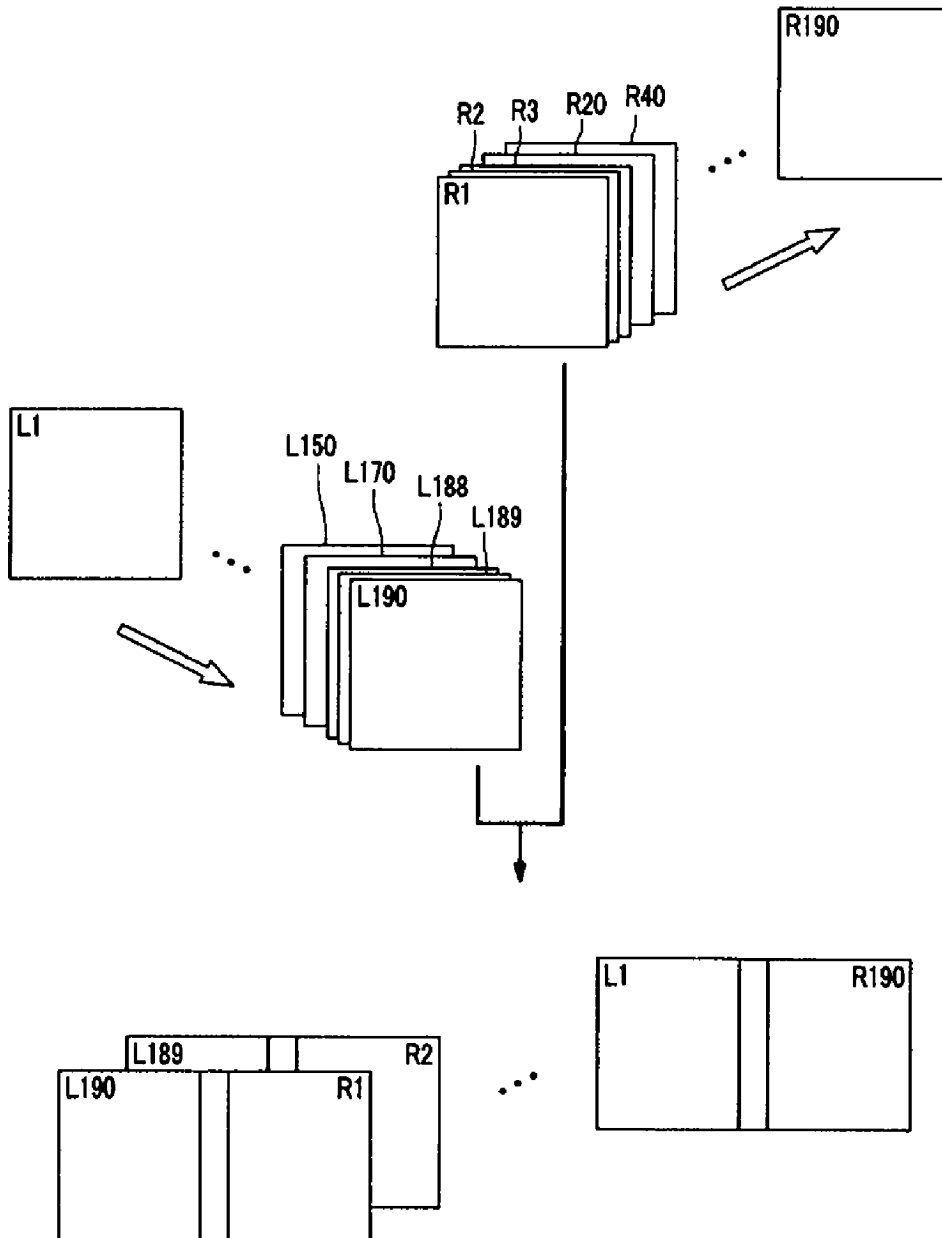


FIG. 5

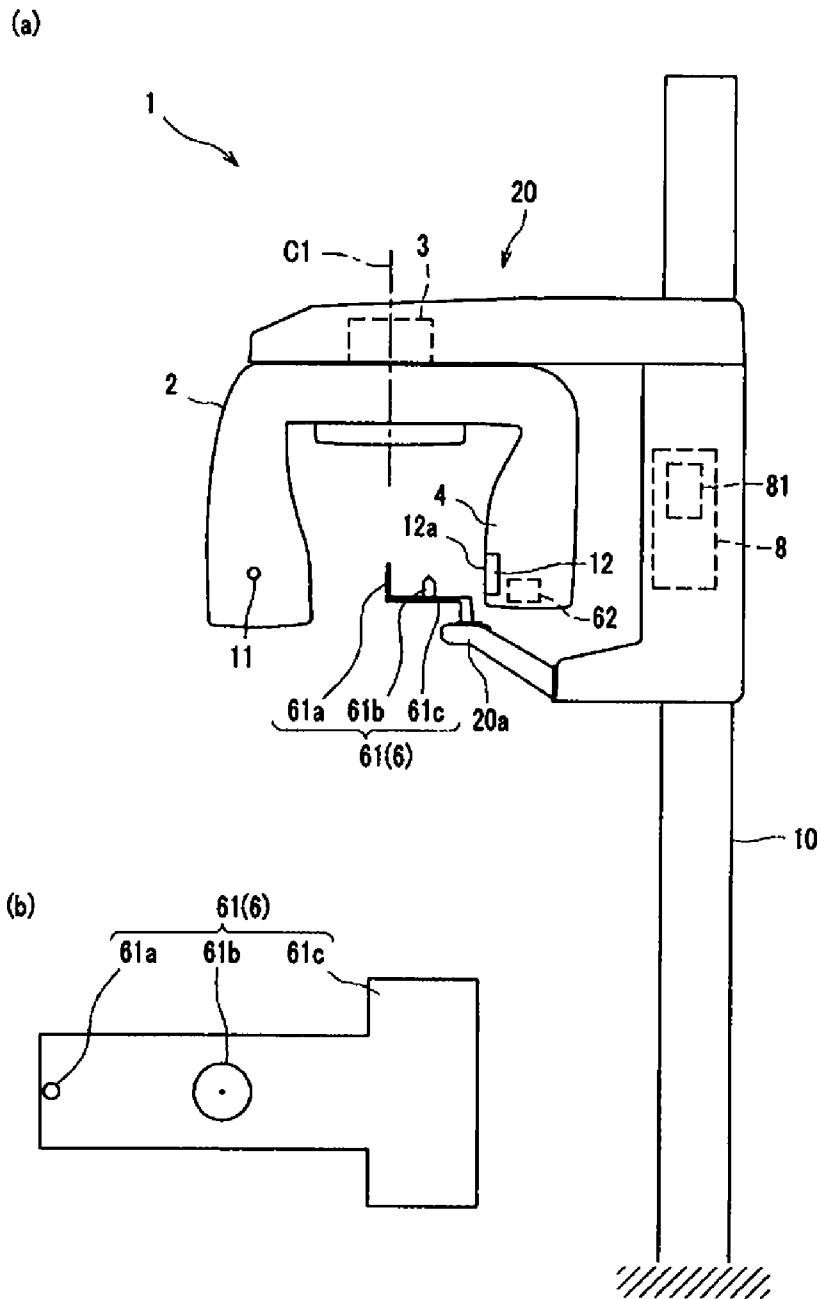


FIG. 6

