



(10) **DE 11 2017 002 369 T5** 2019.01.24

(12)

Veröffentlichung

der internationalen Anmeldung mit der
(87) Veröffentlichungs-Nr.: **WO 2017/196413**
in der deutschen Übersetzung (Art. III § 8 Abs. 2
IntPatÜG)
(21) Deutsches Aktenzeichen: **11 2017 002 369.6**
(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/US2017/016011**
(86) PCT-Anmeldetag: **01.02.2017**
(87) PCT-Veröffentlichungstag: **16.11.2017**
(43) Veröffentlichungstag der PCT Anmeldung
in deutscher Übersetzung: **24.01.2019**

(51) Int Cl.: **A61B 6/02 (2006.01)**
A61B 6/06 (2006.01)
A61B 6/14 (2006.01)
A61B 6/00 (2006.01)
G21K 1/04 (2006.01)
B25J 17/02 (2006.01)

(30) Unionspriorität:
62/333,614 **09.05.2016** **US**

(71) Anmelder:
XINVIVO, INC, Morrisville, NC, US

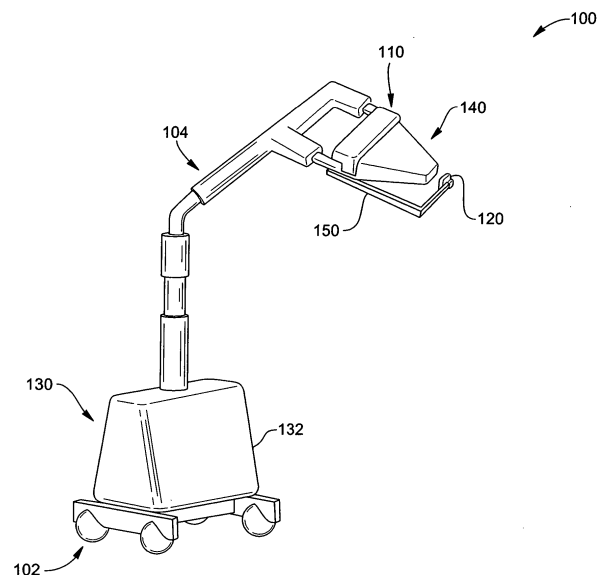
(74) Vertreter:
**isarpatent - Patentanwälte- und Rechtsanwälte
Behnisch Barth Charles Hassa Peckmann &
Partner mbB, 80801 München, DE**

(72) Erfinder:
**LU, Jianping, Chapel Hill, US; Zhou, Otto Z.,
Chapel Hill, N.C., US; Tucker, Andrew, Cary, NC,
US; Shan, Jing, Chapel Hill, NC, US; Conzales,
Brian, Raleigh, NC, US**

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen.

(54) Bezeichnung: **Stationäre intraorale Tomosyntheseabbildungssysteme und-Verfahren sowie computerlesbare Medien für die dreidimensionale Dentalabbildung**

(57) Zusammenfassung: Intraorale dreidimensionale (3D) Tomosynthese-Abbildungssysteme, -Verfahren und nicht-flüchtige computerlesbare Medien werden verwendet, um ein oder mehrere zweidimensionale (2D) Röntgenprojektionsbilder zu erzeugen und das eine oder die mehreren 2D-Röntgenprojektionsbilder mittels einer Computerplattform in ein oder mehrere 3D-Bilder eines Objekts, wie beispielsweise Zähne eines Patienten, zu rekonstruieren, die dann auf einem Monitor angezeigt werden können, um die Genauigkeit der Diagnose von Zahnerkrankungen zu erhöhen. Das intraorale 3D-Tomosynthese-Abbildungssystem kann eine wandmontierbare Steuereinheit beinhalten, die mit einem Ende eines Gelenkarms verbunden ist, dessen anderes Ende mit einer Röntgenquelle verbunden ist, die ausgebildet ist, um Röntgenstrahlung zu erzeugen, die von einem Röntgendetektor erfasst wird, der an einer gewünschten Position von einem Röntgendetektorhalter gehalten wird, der abnehmbar mit einem Kollimator an einem Emissionsbereich der Röntgenquelle gekoppelt ist.



Beschreibung

Querverweis auf verwandte Anmeldung

[0001] Diese Patentanmeldung beansprucht die Priorität der vorläufigen US-Patentanmeldung 62/333,614, eingereicht am 9. Mai 2016, deren Inhalt durch Bezugnahme hierin in seiner Gesamtheit aufgenommen ist.

Technischer Bereich

[0002] Der hier offenbarte Gegenstand betrifft Röntgenradiographie. Insbesondere betrifft der hier offenbarte Gegenstand stationäre intraorale Tomosynthesysteme und -Verfahren sowie computerlesbare Medien zur dreidimensionalen Dentalbildgebung.

Hintergrund

[0003] Die Dentalradiologie hat sich in den letzten Jahrzehnten stark verändert. Der Bedarf an präziseren bildgebenden Diagnoseverfahren hat jedoch nach wie vor eine hohe Priorität. Intraorale Dental-Röntgenstrahlen wurden nur ein Jahr nach der Entdeckung der Röntgenstrahlung durch Wilhelm Conrad Röntgen eingeführt. Seitdem haben sich die Fortschritte in der Dentalbildgebung durch empfindlichere Detektortechnik, Panorama-Bildgebung, digitale Bildgebung und Kegelstrahl-Computertomographie (CBCT) fortgesetzt. Computertomographie (CT), Magnetresonanztomographie (MRT), Ultraschall (US) und optische Techniken wurden auch für die Dentalbildgebung untersucht.

[0004] Die intraorale Radiographie ist die Grundlage der Dentalbildgebung. Sie bietet eine relativ hohe Auflösung und ein begrenztes Sichtfeld für die meisten routinemäßigen zahnärztlichen Anforderungen. Als eine zweidimensionale (2D) Abbildungsmodalität leidet die Technik jedoch unter der Überlagerung von darüber liegenden Strukturen und dem Verlust von räumlichen Informationen in der Tiefendimension. Die Panorama-Bildgebung, eine beliebte Form der extraoralen Bildgebung, visualisiert den gesamten Oberkiefer, Unterkiefer, Kiefergelenke (TMJ) und die dazugehörigen Strukturen in einem einzigen Bild, unterliegt aber einer erheblichen geometrischen Verzerrung und hat eine im Vergleich zur intraoralen Radiographie relativ geringe räumliche Auflösung. CBCT als dreidimensionale (3D) Abbildungsmodalität hat in der Zahnmedizin eine breite Akzeptanz gefunden, insbesondere für chirurgische Verfahren zur Planung von Zahnimplantaten und kieferorthopädische Behandlungsplanung sowie die Beurteilung endodontischer und pathologischer Zustände. Es gibt jedoch mehrere Nachteile, die mit CBCT im Vergleich zur 2D-Radiographie verbunden sind, darunter übermäßiges Rauschen und Artefakte von metallischen Zahnersatzteilen/Geräten, die die Bild-

qualität beeinträchtigen; die Aufnahme-, Rekonstruktions- und Interpretationszeit wird im Vergleich zur 2D-Radiographie stark erhöht, wodurch die klinische Effizienz verringert und die Kosten erhöht werden; und deutlich höhere ionisierende Strahlendosen bedeuten, die die Strahlenbelastung für den Patienten erhöhen.

[0005] Trotz der vielen technologischen Fortschritte hat sich die Genauigkeit der Radiographie-Diagnose bei einigen der häufigsten Zahnbeschwerden seit vielen Jahren nicht verbessert und bleibt in einigen Fällen niedrig. Beispiele sind die Karieserkennung, die Erkennung von Wurzelfrakturen und die Beurteilung des parodontalen Knochenverlustes.

[0006] Karies ist die häufigste Zahnerkrankung. Die Weltgesundheitsorganisation schätzt, dass 60-90% der Schulkinder und fast alle Erwachsenen irgendwann Zahnkaries haben. Werden kariöse Läsionen frühzeitig erkannt (z.B. vor der Kavitation), können sie mit nicht-chirurgischen Mitteln zum Stoppen gebracht und remineralisiert werden. Wenn kariöse Läsionen unentdeckt bleiben, können sie sich zu schwerwiegenderen Zuständen entwickeln, die umfangreiche Restaurationen, endodontische Behandlungen und in einigen Fällen Extraktionen erfordern können. Die Nachweisempfindlichkeit von Karies hat sich in den letzten Jahrzehnten nicht wesentlich verbessert. Die 2D-Intraoralradiographie ist der aktuelle „Goldstandard“, mit einer berichteten Empfindlichkeit von 40% bis 70% für Läsionen im Zahnschmelz und von 30% bis 40% für Läsionen, die auf den Schmelz beschränkt sind. Die CBCT bietet keine signifikante Verbesserung bei der Karieserkennung. Strahlauhfärten- Artefakte und Patientenbewegungen verringern die Strukturschärfe und -definition.

[0007] Die Erkennung von vertikalen Wurzelfrakturen (VRF) stellt eine klinisch bedeutsame diagnostische Aufgabe mit wichtigen Auswirkungen auf die Zahnversorgung dar. VRFs gelten als eine der frustrierendsten Zahnzustände, die mit einer endodontischen Therapie verbunden sind. Die allgemeine Erkennung von VRFs ist nach wie vor schlecht. Die Fähigkeit von CBCT, anfängliche kleine Wurzelfrakturen zu erkennen, ist durch die relativ geringe Auflösung begrenzt. Darüber hinaus führen übermäßige Strahlauhfärtung, Streifenartefakte und Rauschen sowohl zu einer deutlich reduzierten Empfindlichkeit als auch zu einer erhöhten falsch-positiven Diagnose von Wurzelfrakturen.

[0008] Die Dentalradiographie liefert wichtige Informationen für die Beurteilung der Zahnprognose und die Behandlungsentscheidungen im Zusammenhang mit Parodontalerkrankungen. Derzeit ist die 2D-Intraoralradiographie die wichtigste Säule der Dentalbildgebung. Sie liefert relativ hochauflösende Bilder mit einem begrenzten Sichtfeld für die meisten

routinemäßigen zahnärztlichen Anforderungen. Diese Technik ist jedoch aufgrund der 2D-Darstellung eines 3D-Objekts eingeschränkt. Das 2D-Bild führt zur Überlagerung von darüber liegenden Strukturen und zum Verlust von räumlichen Informationen in der Tiefendimension. Dadurch werden wichtige dimensionale Zusammenhänge verschleiert, die beobachtete Schärfe reduziert, interessante Objekte gehen verloren, und der Pathologiekontrast ist reduziert. Andererseits visualisiert die Panorama-Bildgebung, eine beliebte Form der extraoralen Bildgebung, den gesamten Oberkiefer, Unterkiefer, Kiefergelenke und die zugehörigen Strukturen auf einem einzigen Scan. Sie unterliegt einer erheblichen geometrischen Verzerrung und hat eine im Vergleich zur intraoralen Radiographie relativ geringe räumliche Auflösung.

[0009] Diese Diagnoseaufgaben veranschaulichen den klinischen Bedarf an einem diagnostischen Bildgebungssystem mit hoher Auflösung, 3D-Fähigkeiten, reduzierter Empfindlichkeit auf Metallartefakte und geringerer Strahlenbelastung für die Patienten.

[0010] Digitale Tomosynthesebildgebung ist eine 3D-Abbildungstechnik, die Rekonstruktionsschichtbilder aus einer begrenzten Serie von Projektionsbildern liefert. Die digitale Tomosynthese verbessert die Sichtbarkeit anatomischer Strukturen, indem sie die visuelle Unordnung von der normalen Anatomie reduziert. Einige Beispiele für aktuelle klinische Tomosyntheseanwendungen sind Bildgebungen von Oberkörper, Bauch, Muskel/Skelett und Brust.

[0011] Eine Variation der Tomosynthese-Technik, die so genannte Tuned-Aperture-Computertomographie (TACT), wurde Ende der 90er Jahre für die Dentalbildgebung untersucht. TACT verbesserte die Genauigkeit der Diagnose für eine Reihe von Aufgaben im Vergleich zur konventionellen Radiographie deutlich. Diese Verbesserungen umfassten die Erkennung von Wurzelfrakturen, die Erkennung und Quantifizierung von parodontalem Knochenverlust, die Beurteilung der Implantatstelle und die Bewertung der betroffenen dritten Molaren. Die Ergebnisse für Karies waren jedoch nicht eindeutig.

[0012] TACT wurde klinisch nicht übernommen, da die Technologie für die Bildgebung an Patienten nicht geeignet war. Herkömmliche Röntgenröhren sind Einzelpixelgeräte, bei denen Röntgenstrahlen von einem festen Punkt (Fokuspunkt) emittiert werden. Um die mehreren Projektionsbilder aufzunehmen, wurde eine Röntgenquelle mechanisch um den Patienten herum bewegt. Zur Bestimmung der Abbildungsgeometrie wurde eine Passermarke verwendet. Der Prozess war zeitaufwändig (z.B. ca. 30 Minuten pro Scan) und erforderte eine hohe Nutzerfähigkeit, um die Bilderfassung durchzuführen. Die Schwierigkeit, die Parameter der Bildgeometrie und die lange Aufnahmezeit aufgrund der mechanischen

Bewegung der Quelle genau zu bestimmen, macht TACT unpraktisch. Jede Variation von TACT für die intraorale 3D-Bildgebung mit einer einzigen Röntgenquelle hat ähnliche Nachteile.

[0013] Die extraorale Tomosynthese wurde in einer Patientenstudie sowohl mit einem Versuchsgerät als auch mit CBCT untersucht. Die extraorale Geometrie erforderte hohe Strahlendosen. Die Bildqualität wurde durch das Übersprechen von unscharfen Strukturen beeinträchtigt. Um hohe Strahlendosen zu vermeiden, wurde die intraorale Tomosynthese mit einer einzigen mechanisch scannenden Röntgenquelle in der Patentliteratur beschrieben, und in einer neueren Publikation mit einer einzigen konventionellen Röntgenquelle und einem rotierenden Phantom untersucht. Leider blieben die oben beschriebenen Einschränkungen für TACT bei diesen Ansätzen unverändert, die vor allem durch die konventionelle Einzelfokuspunkt-Röntgenröhre verursacht werden.

[0014] Daher besteht Bedarf an stationären intraoralen Tomosynthesystemen, -verfahren und computerlesbaren Medien für die 3D-Zahnabbildung, die schnell 3D-Zahnbilder mit der gleichen räumlichen Auflösung wie die herkömmliche 2D-Zahnabbildung mit vergleichbarer Strahlendosis für Patienten erhalten können.

Zusammenfassung

[0015] Der vorliegend offenbarte Gegenstand bezieht sich auf die Erzeugung eines dreidimensionalen (3D) Tomosynthesebildes eines Objekts, insbesondere eines Bildes der Zähne eines Patienten, aus einem oder mehreren zweidimensionalen (2D) Röntgenprojektionsbildern.

[0016] Gemäß einem Aspekt des vorliegenden Gegenstandes ist ein stationäres intraorales Tomosynthesystem zur dreidimensionalen (3D) Abbildung eines Objekts vorgesehen, wobei das System umfasst: eine räumlich verteilte Röntgenquellenanordnung, die einen oder mehrere Fokuspunkte umfasst; eine Freiheitsgrad-(DOF-) Vorrichtung, die an der räumlich verteilten Röntgenquellenanordnung an einem ersten Ende eines Gelenkarms befestigt ist, wobei das erste Ende des Gelenkarms am nächsten an dem Objekt angeordnet ist; eine Steuereinheit, die eine Stromversorgung und eine Steuerelektronik umfasst, die ausgebildet ist, um die räumlich verteilte Röntgenquellenanordnung zu steuern, wobei die Steuereinheit an einem zweiten Ende des Gelenkarms befestigbar ist, wobei die Steuereinheit über elektrische Kabel durch eine Innenseite oder entlang des Gelenkarms mit der räumlich verteilten Röntgenquellenanordnung verbunden ist, und wobei die Steuereinheit an einer Wand oder einer Oberfläche montierbar ist; einen intraoralen Detektor, der ausgebildet ist, um ein oder mehrere Röntgenpro-

jektionsbilder aufzuzeichnen, wobei jedes der einen oder mehreren Röntgenprojektionsbilder durch Röntgenstrahlung erzeugt wird, die von einem entsprechenden Fokuspunkt der einen oder mehreren Fokuspunkte der räumlich verteilten Röntgenquellenanordnung emittiert wird; und einen Kollimator, der zwischen der räumlich verteilten Röntgenquellenanordnung und dem Patienten angeordnet ist, wobei der Kollimator die räumlich verteilte Röntgenquellenanordnung mit dem Röntgendetektor koppelt, wobei der Kollimator ausgebildet ist, um die von einem oder mehreren Fokuspunkten der räumlich verteilten Röntgenquellenanordnung emittierte Röntgenstrahlung auf einen durch den intraoralen Detektor, auch bekannt als Röntgensensor, definierten gemeinsamen Bereich zu beschränken. Das stationäre intraorale Tomosynthesystem ist ausgebildet, um eine Tomosynthese-Rekonstruktion durchzuführen, um ein oder mehrere 3D-Bilder unter Verwendung der einen oder mehreren Röntgenprojektionsbilder unter Verwendung einer Computerplattform zu erzeugen.

[0017] Gemäß einem weiteren Aspekt des vorliegenden Gegenstandes ist ein Verfahren zur 3D-Bildgebung unter Verwendung eines stationären intraoralen Tomosynthesystems vorgesehen, wobei das Verfahren das Positionieren einer räumlich verteilten Röntgenquellenanordnung des stationären intraoralen Tomosynthesystems außerhalb eines Mundes eines Patienten umfasst, wobei die räumlich verteilte Röntgenquellenanordnung einen oder mehrere Fokuspunkte umfasst, die räumlich auf eine oder mehrere Anoden verteilt sind; Positionieren eines Röntgendetektors innerhalb des Mundes des Patienten unter Verwendung eines Röntgendetektorhalters, der für wenigstens ein Abbildungsprotokoll ausgebildet ist, wobei der Röntgendetektorhalter eine Mehrzahl von Magneten umfasst, die an einem ersten Ende des Röntgendetektorhalters angeordnet sind, dessen erstes Ende außerhalb des Mundes des Patienten angeordnet ist; Bereitstellen einer ersten Kollimatorplatte an einem ersten Ende eines Kollimators und einer zweiten Kollimatorplatte an einem zweiten Ende des Kollimators, wobei die zweite Kollimatorplatte so ausgewählt ist, dass sie einem oder mehreren Aspekten des Röntgendetektorhalters für das wenigstens eine Abbildungsprotokoll entspricht; Koppeln der räumlich verteilten Röntgenquellenanordnung und des Kollimators mit dem Röntgendetektorhalter über die zweite Kollimatorplatte durch Koppeln der zweiten Kollimatorplatte mit dem zweiten Ende des Kollimators und dem ersten Ende des Röntgendetektorhalters; Erfassen eines oder mehrerer Röntgenprojektionsbilder des Mundes des Patienten aus einem oder mehreren Blickwinkeln durch sequentielles Aktivieren jedes der einen oder mehreren Fokuspunkte für eine vorgegebene Strahlendosis und Röntgenenergie, wobei die einen oder mehreren Röntgenprojektionsbilder zweidimensional (2D) sind; Übertra-

gen der einen oder mehreren Röntgenprojektionsbilder auf eine Computerplattform; Rekonstruieren eines oder mehrerer 3D-Tomosynthesebilder aus dem einen oder den mehreren Röntgenprojektionsbildern unter Verwendung eines oder mehrerer iterativer Rekonstruktionsalgorithmen; und Verarbeiten der einen oder mehreren 3D-Tomosynthesebilder und Anzeigen der einen oder mehreren 3D-Tomosynthesebilder auf einem oder mehreren Monitoren, die elektrisch mit der Computerplattform verbunden sind.

[0018] Gemäß noch einem weiteren Aspekt des hierin offenbarten Gegenstandes wird ein nichtflüchtiges, computerlesbares Medium bereitgestellt, das computerausführbare Anweisungen umfasst, die, wenn sie von einem Prozessor eines Computers ausgeführt werden, den Computer steuern, um ein Verfahren durchzuführen, wobei das Verfahren das Positionieren einer räumlich verteilten Röntgenquellenanordnung des stationären intraoralen Tomosynthesystems auf einer ersten Seite eines Objekts oder außerhalb eines Mundes eines Patienten umfasst, wobei die räumlich verteilte Röntgenquellenanordnung einen oder mehrere Fokuspunkte umfasst; Positionieren eines Röntgendetektors auf einer zweiten Seite des Objekts oder im Mund des Patienten unter Verwendung eines Röntgendetektorhalters, der für wenigstens ein Abbildungsprotokoll ausgebildet ist, wobei der Röntgendetektorhalter eine Mehrzahl von Magneten umfasst, die an einem ersten Ende des Röntgendetektorhalters angeordnet sind, dessen erstes Ende sich auf der ersten Seite des Objekts oder außerhalb des Mundes des Patienten befindet; Bereitstellen einer ersten Kollimatorplatte an einem ersten Ende eines Kollimators und einer zweiten Kollimatorplatte an einem zweiten Ende des Kollimators, wobei die zweite Kollimatorplatte so ausgewählt ist, dass sie einem oder mehreren Aspekten des Röntgendetektorhalters für das wenigstens eine Abbildungsprotokoll entspricht; Koppeln der räumlich verteilten Röntgenquellenanordnung und des Kollimators mit dem Röntgendetektorhalter über die zweite Kollimatorplatte durch Koppeln der zweiten Kollimatorplatte mit dem zweiten Ende des Kollimators und dem ersten Ende des Röntgendetektorhalters; Erfassen eines oder mehrerer Röntgenprojektionsbilder des Objekts oder des Mundes des Patienten aus einem oder mehreren Blickwinkeln durch sequentielles Aktivieren jedes der einen oder mehreren Fokuspunkte für eine vorgegebene Strahlendosis und Röntgenenergie, wobei die einen oder die mehreren Röntgenprojektionsbilder zweidimensional (2D) sind; Übertragen der einen oder mehreren Röntgenprojektionsbilder auf eine Computerplattform; Rekonstruieren eines oder mehrerer 3D-Tomosynthesebilder aus dem einen oder den mehreren Röntgenprojektionsbildern unter Verwendung eines oder mehrerer iterativer Rekonstruktionsalgorithmen; und Verarbeiten der einen oder mehreren 3D-Tomosynthesebilder und Anzeigen der einen oder mehreren 3D-Tomosynthesebil-

der auf einem oder mehreren Monitoren, die elektrisch mit der Computerplattform verbunden sind.

[0019] Obwohl einige der Aspekte des hierin offenbarten Gegenstandes oben erwähnt wurden und die ganz oder teilweise durch den gegenwärtig offenbarten Gegenstand erreicht werden, werden andere Aspekte im Laufe der Beschreibung deutlich werden, wenn sie in Verbindung mit den beigefügten Zeichnungen betrachtet werden, wie es im Folgenden am besten beschrieben ist.

Figurenliste

[0020] Merkmale und Vorteile des vorliegenden Gegenstandes werden besser aus der folgenden detaillierten Beschreibung verstanden, die in Verbindung mit den beigefügten Zeichnungen gelesen werden sollte, die lediglich als erläuterndes und nicht einschränkendes Beispiel dienen, und wobei:

Fig. 1 eine perspektivische Ansicht ist, die eine exemplarische Ausführungsform eines intraoralen Tomosynthesystems mit einer festen Verbindung zwischen einer Röntgenquelle und einem Röntgendetektor gemäß der hierin vorliegenden Offenbarung darstellt;

Fig. 2A eine Draufsicht ist, die die feste Verbindung zwischen der Röntgenquelle und dem Röntgendetektor von **Fig. 1** gemäß der hierin vorliegenden Offenbarung veranschaulicht;

Fig. 2B eine Draufsicht ist, die eine Aufnahme zwischen einer Röntgenquelle und einem Röntgendetektor gemäß der hierin vorliegenden Offenbarung darstellt;

Fig. 3A eine perspektivische Frontansicht ist, die eine exemplarische Ausführungsform einer Geometrie Kalibriervorrichtung für ein intraorales Tomosynthesystem gemäß der hierin vorliegenden Offenbarung darstellt;

Fig. 3B eine rückwärtige perspektivische Ansicht ist, die die exemplarische Ausführungsform der Geometrie Kalibriervorrichtung von **Fig. 3A** gemäß der hierin vorliegenden Offenbarung darstellt;

Fig. 4 eine exemplarische Bilderfassung ist, die ein Verfahren zum Bestimmen der Tomosynthese-Abbildungsgeometrie unter Verwendung der exemplarischen Geometrie Kalibriervorrichtung der **Fig. 3A-3B** gemäß der hierin vorliegenden Offenbarung veranschaulicht;

Fig. 5A-5D schematische Ansichten sind, die eine exemplarische Geometrie Kalibriervorrichtung für ein intraorales Tomosynthesystem gemäß der vorliegenden Offenbarung veranschaulichen;

Fig. 6A-6C schematische Ansichten sind, die exemplarische Lichtmuster mit der Geometrie Kalibriervorrichtung der **Fig. 5A-5D** gemäß der hierin vorliegenden Offenbarung veranschaulichen;

Fig. 7 eine schematische Ansicht ist, die eine exemplarische Ausführungsform einer Geometrie Kalibriervorrichtung für ein intraorales Tomosynthesystem gemäß der hierin vorliegenden Offenbarung darstellt;

Fig. 8 ein schematisches Systemdiagramm ist, das eine exemplarische Ausführungsform eines stationären intraoralen Tomosynthesystems für die dreidimensionale (3D) Dentalbildgebung mit einer exemplarischen Computerplattform gemäß der hierin vorliegenden Offenbarung veranschaulicht;

Fig. 9 eine perspektivische Ansicht ist, die eine exemplarische Ausführungsform eines stationären intraoralen Tomosynthesystems für die 3D-Zahnabbildung mit einem Gelenkarm mit einem Freiheitsgrad an einem Ende und Elektronik und einer Stromversorgung am anderen Ende gemäß der hierin vorliegenden Offenbarung veranschaulicht;

Fig. 10 eine perspektivische Ansicht ist, die eine Ausführungsform eines exemplarischen Halters für einen Röntgensensor und/oder Detektor gemäß der hierin vorliegenden Offenbarung veranschaulicht;

Fig. 11A und **Fig. 11B** detaillierte perspektivische Ansichten sind, die eine exemplarische Ausführungsform einer magnetischen Kopplung des Detektorhalters aus **Fig. 10** mit einem Kollimator gemäß der hierin vorliegenden Offenbarung veranschaulichen;

Fig. 12 eine perspektivische Ansicht ist, die eine exemplarische Ausführungsform eines Kollimators mit einer ersten röntgenbegrenzenden Kollimatorplatte und einer zweiten röntgenbegrenzenden Kollimatorplatte gemäß der vorliegenden Offenbarung veranschaulicht;

Fig. 13 eine perspektivische Ansicht ist, die die erste röntgenbegrenzende Kollimatorplatte von **Fig. 12** gemäß der hierin vorliegenden Offenbarung darstellt;

Fig. 14 eine schematische Darstellung eines exemplarischen Kollimators ist, der Röntgenstrahlen von jedem Fokuspunkt auf einen Detektorbereich gemäß der hierin vorliegenden Offenbarung kollimiert;

Fig. 15 eine perspektivische Ansicht einer exemplarischen Ausführungsform einer Freiheitsgradvorrichtung mit einem Rotationsgrad von drei Freiheitsgraden gemäß der vorliegenden Offenbarung ist;

Fig. 16 eine perspektivische Ansicht ist, die eine exemplarische Ausführungsform einer linearen Röntgenquellenanordnung gemäß der hierin vorliegenden Offenbarung darstellt;

Fig. 17A eine schematische Darstellung einer relativen Ausrichtung einer linearen Röntgenquellenanordnung in Bezug auf eine exemplarische Ausführungsform eines Röntgensensors und/oder Detektors ist, so dass eine Scanrichtung gemäß der hierin vorliegenden Offenbarung im Wesentlichen senkrecht zu einer Wurzelkronenrichtung ist;

Fig. 17B eine schematische Darstellung einer relativen Ausrichtung einer linearen Röntgenquellenanordnung in Bezug auf eine exemplarische Ausführungsform eines Röntgensensors und/oder Detektors ist, so dass eine Scanrichtung gemäß der hierin vorliegenden Offenbarung im Wesentlichen parallel zu einer Wurzelkronenrichtung ist; und

Fig. 18 eine schematische Darstellung unter Verwendung eines Flussdiagramms einer exemplarischen Ausführungsform eines stationären intraoralen Tomosyntheseverfahrens für die 3D-Zahnabbildung unter Verwendung eines stationären intraoralen Tomosynthesystems ist, einschließlich der Erstellung und Darstellung von synthetischen zweidimensionalen (2D) intraoralen Bildern gemäß der hierin vorliegenden Offenbarung.

Detaillierte Beschreibung

[0021] Der vorliegend offenbarte Gegenstand betrifft stationäre intraorale Tomosynthesysteme, -verfahren und computerlesbare Medien für dreidimensionale (3D) Dentalbildgebungsanwendungen, wobei der Fachmann versteht, dass solche stationären intraoralen Tomosynthesysteme, -verfahren und computerlesbaren Medien in anderen Anwendungen als der Dentalbildgebung verwendet werden können. So können beispielsweise die hierin beschriebenen Systeme in der Art eines stationären digitalen Brust-Tomosynthesystems (s-DBT) modifiziert werden, wie es im US-Patent Nr. 7,751,528 offenbart ist, dessen Gesamtheit durch Bezugnahme hierin aufgenommen ist. Insbesondere das stationäre Design des s-DBT-Systems erhöht die räumliche Auflösung des Systems, indem es die durch die Bewegung der Röntgenröhre verursachte Bildunschärfe beseitigt. Eine schnellere Scanzeit (Abtastzeit) wird auch durch die Integration mit einem Detektor mit hoher Bildrate erreicht, um die Bewegung des Patienten und das Unbehagen unter Kompression zu minimieren. Das stationäre Design des s-DBT-Systems, ohne die Einschränkung der mechanischen Bewegung, ermöglicht auch einen Tomosynthese-Scan mit weiterem Winkel für eine bessere Tiefenauflösung ohne Änderung der Scanzeit.

[0022] In einigen Aspekten werden die hierin beschriebenen stationären intraoralen Tomosynthesysteme, -verfahren und computerlesbaren Medien für Dentalbildgebungsanwendungen verwendet. Insbesondere kann das stationäre intraorale Tomosynthesystem für intraorale Abbildungsanwendungen unter Verwendung eines Röntgendetektors im Mund eines Patienten verwendet werden. In weiteren Aspekten kann das stationäre Tomosynthesystem für extraorale Abbildungsanwendungen unter Verwendung eines Röntgendetektors außerhalb des Mundes des Patienten verwendet werden.

[0023] In einigen Aspekten können die stationären intraoralen Tomosynthesysteme, -verfahren und computerlesbaren Medien in Dual-Energie-Anwendungen eingesetzt werden. So können beispielsweise für jedes abzubildende Objekt zwei komplette Sätze von Röntgenprojektionsbildern gesammelt werden. Ein erster Satz kann bei einer ersten Röntgenenergie gesammelt werden, während ein zweiter Satz bei einer zweiten Röntgenenergie gesammelt werden kann, wobei sich die erste Röntgenenergie von der zweiten Röntgenenergie unterscheidet. Gemäß einem solchen Aspekt werden die beiden Röntgenbildsätze bei zwei verschiedenen Röntgenanodenspannungen gesammelt und dann verarbeitet, rekonstruiert und subtrahiert, um den Kontrast für bestimmte Merkmale, wie z.B. Karies, zu verbessern. Gemäß einem weiteren Aspekt können unter jedem Betrachtungswinkel zwei Projektionsbilder aufgenommen werden, eines bei der ersten Röntgenenergie und das andere bei der zweiten Röntgenenergie.

[0024] Dementsprechend bietet der vorliegend offenbarte Gegenstand stationäre intraorale Tomosynthesysteme, -verfahren und computerlesbare Medien für die 3D-Zahnabbildung. Gemäß einigen Ausführungsformen können die stationären intraoralen Tomosynthesysteme, -verfahren und computerlesbaren Medien für die 3D-Zahnabbildung eine Röntgenquelle, einen Röntgendetektor zur Positionierung in einem Mund eines Patienten, eine Geometrikalibriervorrichtung und eine Steuerelektronik zum Erhalten mehrerer Projektionsansichten eines interessierenden Bereiches („Region von Interesse“ bzw. ROI) eines Objekts im Mund des Patienten (z.B. Zähne) beinhalten, ohne die Röntgenquelle, den Röntgendetektor oder den ROI bewegen zu müssen. **Fig. 1** veranschaulicht eine solche Ausführungsform des intraoralen Tomosynthesystems, das im Allgemeinen mit **100** gekennzeichnet ist. Das System **100** kann eine Röntgenquelle, allgemein als **110** bezeichnet, einen Röntgendetektor **120**, eine Steuereinheit, allgemein als **130** bezeichnet, einen Kollimator, allgemein als **140** bezeichnet, und einen Röntgendetektorhalter **150** umfassen. In einigen Aspekten kann das System **100** so montiert werden, dass es unbeweglich ist. So kann beispielsweise das Sys-

tem **100** an einer Decke, einer Wand usw. montiert sein. In anderen Aspekten kann das System **100** mobil sein. So kann beispielsweise das System **100** Räder umfassen, die auf einem mobilen Wagen, auf einem Handwagen, auf einem Ständer usw. platziert werden können. **Fig. 1** veranschaulicht einen mobilen Wagen, der im Allgemeinen als **102** bezeichnet wird, an dem das System **100** mit einem mechanischen Arm, der im Allgemeinen als **104** bezeichnet wird, befestigt ist. Der mechanische Arm **104** kann um ein Dreh- oder Scharniergelenk drehbar und/oder axial beweglich sein, um die Position des Systems **100** um ein abzubildendes Objekt einzustellen. So kann das System **100** durch die Verwendung von mobilem Wagen **102** und mechanischem Arm **104** frei bewegt und gedreht werden, um eine optimale Positionierung in Bezug auf ein Objekt zu ermöglichen. Optional kann der mobile Wagen **102** eine wiederaufladbare Batterie (nicht dargestellt) umfassen, die Strom für die Bildgebung bereitstellen kann, wodurch der Bedarf an elektrischen Kabeln und/oder Leitungen für das Stromversorgungssystem **100** reduziert wird.

[0025] Die Röntgenquelle **110** kann ausgebildet sein, um Röntgenstrahlen (z.B. Bezugszeichen **108**, **Fig. 2A**) auf eine Stelle oder Position zu richten, an der ein ROI eines Objekts (z.B. Zähne eines Patienten) platziert ist. Die Röntgenstrahlen können aus verschiedenen Winkeln auf den Ort oder die Position gerichtet sein. Weiterhin können die Röntgenquelle **110**, der Röntgendetektor **120** und das Objekt so positioniert sein, dass die erzeugten Röntgenstrahlen vom Röntgendetektor **120** erfasst werden. In einigen Aspekten kann die Röntgenquelle **110** eine räumlich verteilte Röntgenquellenanordnung (z.B. Bezugszeichen **310**, **Fig. 3A**) umfassen, die so positioniert ist, dass die erzeugten Röntgenstrahlen im Wesentlichen auf das Objekt gerichtet sind und den ROI des Objekts durchdringen können. In einigen Aspekten kann sich der ROI des Objekts ändern, da verschiedene ROIs desselben Objekts während einer oder mehrerer Bildbearbeitungssitzungen abgebildet werden können.

[0026] In einigen Aspekten kann die Röntgenquellenanordnung der Röntgenquelle **110** mehrere, individuell programmierbare Röntgenpixel (z.B. Bezugszeichen **312**, **Fig. 3A**) umfassen, die als lineare Anordnung verteilt sind. Alternativ können die Röntgenpixel auch nichtlinear verteilt sein, wie z.B. als Bogen, Kreisumfang, Polygon, in einer zweidimensionalen Matrix usw. entlang der Röntgenquelle **110**. In einigen Aspekten können die Röntgenpixel in der Anordnung gleichmäßig beabstandet und/oder in einem Winkel zueinander sein, um Röntgenstrahlen auf den ROI des Objekts zu richten. Unabhängig davon können die Röntgenpixel in jeder geeigneten Position so angeordnet sein, dass die Röntgenstrahlen im Wesentlichen auf das Objekt gerichtet sind und die Röntgen-

strahlen vom Röntgendetektor **120** erfasst werden. Insbesondere können die Röntgenquelle **110** und der Röntgendetektor **120** während der Bestrahlung des Objekts durch die Röntgenquelle **110** und der Detektion durch den Röntgendetektor **120** stationär zueinander sein. Die Röntgenquelle **110** kann (z.B. durch die Steuereinheit **130**) für eine sequentielle Aktivierung (z.B. ein Pixel wird zu einem Zeitpunkt aktiviert) für eine vorbestimmte Verweilzeit und eine vorbestimmte Röntgendosis gesteuert werden.

[0027] In einigen Aspekten kann die Röntgenquellenanordnung der Quelle **110** beispielsweise zwischen **10** und **100** Pixel, insbesondere 25 Pixel, umfassen. Jedes Pixel kann beispielsweise eine auf Kohlenstoff-Nanoröhrchen (CNT) basierende Feldemissionskathode umfassen, wie sie von Herstellern kommerziell erhältlich ist, wie z.B. XinRay Systems Inc.; eine Gate-Elektrode zum Extrahieren der Elektronen; und einen Satz von Elektronenfokussierlinsen (z.B. elektrostatische Fokussierlinsen vom Typ Einzel), um die feldemittierten Elektronen auf einen kleinen Bereich oder Fokuspunkt auf einem Ziel (z.B. eine Anode) zu fokussieren. Insbesondere ist eine CNT-Kathode eine Kaltkathode, die sofort ein- und ausgeschaltet werden kann. Der Einsatz einer CNT-Kathode auf diese Weise kann die Aufwärmzeit der Quelle **110** und die Wärmeentwicklung im Vergleich zu herkömmlicher Vakuumelektronik auf Basis von thermionischen Kathoden (z.B. Kathodenstrahlröhren, Mikrowellenröhren, Röntgenröhren, etc.) reduzieren. Alternativ kann jedes Pixel auch eine thermionische Kathode, eine Photokathode usw. umfassen.

[0028] In einigen Aspekten, in denen die Röntgenquellenpixel nicht wie bei einem Bogen, sondern linear parallel zur Detektorebene angeordnet sind, kann der Abstand Pixel-zu-Quelle von Pixel zu Pixel variieren. Um diese Variation der Röntgenstrahl-Wegstrecke auszugleichen, kann der Röntgenröhrenstrom von jedem Pixel individuell gesteuert und eingestellt werden (z.B. durch die Steuereinheit **130**), so dass eine Flussintensität an einer Phantomoberfläche gleich bleibt.

[0029] Die Größen der Fokuspunkte und/oder des Röntgenflusses, die von jedem Pixel des Röntgenquellenarrays der Röntgenquelle **110** erzeugt werden, kann über die Steuereinheit **130** eingestellt werden. Die Fokuspunkte können in ihrer Größe zwischen ca. 0,05 mm und 2 mm liegen. Das System **100** kann für eine isotrope effektive Fokuspunktgröße von 0,2x0,2 mm für jedes Pixel der Röntgenquelle ausgelegt sein. Die individuelle Fokuspunktgröße kann durch Einstellen der elektrischen Potentiale (z.B. Spannungen) der Fokussierelektroden eingestellt werden. Um Stromschwankungen und Verzögerungen zu minimieren und auch die Variation von Pixel zu Pixel zu reduzieren, kann eine elektrische Kompensationsschleife integriert sein, um die Gate-

spannung automatisch anzupassen und einen konstanten, voreingestellten Emissionsstrom aufrechtzuerhalten. Die Fläche der CNT-Kathode kann so gewählt sein, dass bei einer effektiven Fokuspunktgröße von 0,2x0,2 mm ein Spitzenröhrenstrom von ca. 10 mA erreicht werden kann. Insbesondere kann durch Vergrößerung der CNT-Fläche und der Fokuspunktgröße ein höherer Röntgenspitzenstrom von 50-100 mA erreicht werden.

[0030] In einigen Aspekten kann der Röntgendetektor **120** für die intraorale oder extraorale Erkennung von Projektionsbildern ausgebildet sein. So kann beispielsweise der Röntgendetektor **120** einen intraoralen Röntgendetektor umfassen, der ausgebildet ist, um hinter den Zähnen eines Patienten in seinem Mundinneren positioniert zu werden. Der Röntgendetektor **120** kann eine schnelle Bildrate in der Größenordnung von 1 bis **100** Bildern pro Sekunde (z.B. Hertz) aufweisen. Der Röntgendetektor **120** kann auch eine hohe räumliche Auflösung aufweisen, wobei die Pixelgröße im Bereich von 10x10 Mikrometer bis 200x200 Mikrometer liegt, um Projektionsbilder des Objekts (z.B. Zähne im Mund eines Patienten) zu erfassen.

[0031] Der Röntgendetektor **120** kann ausgebildet sein, um Projektionsbilder des Objekts aus verschiedenen Winkeln für die Tomosynthese zu sammeln. Zu diesem Zweck kann die Steuereinheit **130**, die in einem Gehäuse **132** des Systems **100** untergebracht sein kann, ausgebildet sein, um die Röntgenquellenanordnung von Elektronen-emittierenden Pixeln, wie hierin beschrieben, die räumlich über eine Fläche der Röntgenquelle **110** (z.B. auf eine oder mehrere Anoden in einer evakuierten Kammer) für eine vorbestimmte Belichtungszeit, Strahlendosis und Röntgenenergie verteilt sind, sequentiell zu aktivieren und eine Intensität des Röntgenflusses von jedem Fokuspunkt aus zu regeln. Die Röntgenquelle **110** kann elektronisch mit dem Röntgendetektor **120** verbunden sein, so dass aus der von jedem Fokuspunkt ausgehenden Strahlung ein Projektionsbild aufgenommen wird. Insbesondere kann die Steuereinheit **130** eine Intensität der Röntgenstrahlung basierend auf einem Abstand zwischen der Röntgenquellenanordnung der Röntgenquelle **110** und dem Objekt variieren, indem sie die Strahlung von jedem Fokuspunkt direkt misst, den Röntgenröhrenstrom misst oder den Kathodenstrom misst. Auf diese Weise ist die dem Objekt aus jedem Blickwinkel zugeführte Röntgendosis im Wesentlichen gleich.

[0032] In einigen Aspekten kann über die Steuereinheit **130** eine Größe jedes Fokuspunktes und/oder des von der Röntgenquelle **110** erzeugten Röntgenflusses eingestellt werden. So kann beispielsweise die Steuereinheit **130** eine Röntgenquelle **110**, die mit bis zu **100** kVp und bis zu einem Röhrenstrom von 10-20 mA pro Fokuspunkt betrieben wird, mit einer

Fokuspunktgröße im Bereich von 0,1 mm bis 1,5 mm auf einen höheren Röntgenspitzenstrom von 50-100 mA einstellen, indem sie einen Kohlenstoff-Nanoröhrenbereich und eine Fokuspunktgröße erhöht. In einigen Aspekten kann die Steuereinheit **130** auch die individuelle Fokuspunktgröße durch Einstellen der elektrischen Potentiale der Fokussierelektroden einstellen. In einigen Aspekten kann die Steuereinheit **130** die Stromschwankungen minimieren und die Pixel-zu-Pixel-Schwankungen reduzieren, indem eine elektrische Kompensationsschleife integriert ist, um die Gatespannung so einzustellen, dass ein konstanter, voreingestellter Emissionsstrom gehalten wird.

[0033] Der Kollimator **140** kann zwischen einem Fenster der Röntgenquelle **110** und dem Detektor **120** platziert sein, um die Röntgenstrahlung auf den ROI des Objekts zu beschränken. In einigen Aspekten kann ein erstes Ende des Kollimators **140** an der Röntgenquelle **110** befestigt sein, während ein zweites Ende des Kollimators **140** in Richtung des Detektors **120** zusammenklappbar und/oder verjüngt sein kann.

[0034] In einigen Ausführungsformen kann eine mechanische Vorrichtung (z.B. Röntgendetektorhalter **150**) die Röntgenquelle **110** an den Röntgendetektor **120** in einer bekannten und festen Position anbringen. Somit kann jederzeit eine Position der Röntgenquelle **110** in Bezug auf den Röntgendetektor **120** bekannt sein und beibehalten werden. Alternativ müssen die Positionen der Röntgenfokuspunkte relativ zum Röntgendetektor **120** nicht durch eine physische Verbindung zwischen Röntgendetektor **120** und Röntgenquelle **110** bestimmt sein. Stattdessen kann eine Geometriekalibriervorrichtung verwendet werden, um eine Position der Röntgenquelle **110** in Bezug auf den Röntgendetektor **120** zu bestimmen und dadurch Positionen der Röntgenfokuspunkte in Bezug auf den Röntgendetektor **120** zu erfassen.

[0035] Unter Bezugnahme auf **Fig. 2A** ist nun eine detailliertere Ansicht des Systems **100** dargestellt. Insbesondere der Zusammenhang zwischen Röntgenquelle **110**, Röntgendetektor **120** und Röntgendetektorhalter **150** wird näher erläutert. Wie in **Fig. 2A** dargestellt, fixiert der Halter **150** des Röntgendetektors die Röntgenquelle **110** am Röntgendetektor **120** in einem bekannten Abstand zueinander. In einigen Aspekten ist ein erstes Ende des Röntgendetektorhalters **150** an der Röntgenquelle **110** befestigt, während ein zweites Ende des Röntgendetektorhalters **150** am Röntgendetektor **120** befestigt ist. In einigen Aspekten umfasst die Röntgenquellenanordnung der Quelle **110** mehrere Pixel, von denen jeder an einer bekannten Stelle positioniert und so eingestellt ist, dass er in einem bekannten Winkel nach innen zu einem Objekt zeigt. Wenn also die Röntgenquelle **110** und der Röntgendetektor **120** in einem festen Abstand voneinander angeordnet sind, sind genaue

Positionen der von den Pixeln der Röntgenquellenanordnung erzeugten Fokuspunkte in Bezug auf den Röntgendetektor **120** bekannt.

[0036] In **Fig. 2A** sind beispielsweise die Röntgenquelle **110** und der Röntgendetektor **120** durch den Röntgendetektorhalter **150** fest in einem Abstand **D** beabstandet. In diesem Beispiel umfasst die Röntgenquelle **110** eine lineare Röntgenquellenanordnung, und der Röntgenquellendetektor **120** ist als intraoraler Detektor zum Platzieren in einem Mund eines Patienten ausgebildet, um die Zähne, die im Allgemeinen als **106** bezeichnet werden, des Patienten darzustellen. Der Röntgendetektor **120** kann hinter einem bestimmten ROI der Zähne **106** angeordnet sein. Dementsprechend können bei aktivierter Röntgenquelle **110** Röntgenstrahlen, die im Allgemeinen als **108** bezeichnet werden, erzeugt werden, um eine Projektion durch den ROI der Zähne **106** und auf den Röntgendetektor **120** zu bilden. Da der Abstand **D** eine feste und bekannte Größe ist, sind genaue Positionen der von den Röntgenquellenanordnung-Pixeln erzeugten Fokuspunkte in Bezug auf den Röntgendetektor **120** bekannt. Auf diese Weise kann die Rekonstruktion der 2D-Projektionsbilder in 3D-Bilder verbessert werden.

[0037] Unter Bezugnahme auf **Fig. 2B** ist eine Alternative zur Verwendung des Röntgendetektorhalters **150** dargestellt. Insbesondere kann eine Vorrichtung, die im Allgemeinen als **200** bezeichnet wird, verwendet werden, um eine Röntgenquelle (z.B. **110**) mit einem Röntgendetektor (z.B. **120**) in einem bekannten Abstand zueinander zu verbinden. In einigen Aspekten kann die Vorrichtung **200** eine Aufnahme **210** umfassen, die an einer Röntgenquelle befestigt und mit einem Verbindungsarm **220** verbunden werden kann, der an einem Röntgendetektor befestigt werden kann. Wird die Vorrichtung **200** in einem intraoralen Tomosynthesesystem (z.B. **100**) verwendet, kann die Aufnahme **210** an einer Röntgenquelle (z.B. **110**) befestigt und mit dem Verbindungsarm **220** magnetisch verbunden werden, der an einem intraoralen Röntgendetektor (z.B. **120**) befestigt werden kann, der sich in einem Mund eines Patienten befindet.

[0038] In einigen Aspekten kann die Aufnahme **210** jedes geeignete Material umfassen, z.B. jedes Metall oder metallisches Material (z.B. Aluminium (Al), Stahl, Eisen (Fe), Legierungen davon usw.), jedes nicht-metallische Material (z.B. Kunststoff, Polymer usw.), ein nicht-magnetisches Material, ein magnetisches Material und/oder Kombinationen davon. Die Aufnahme **210** kann eine metallische Aufnahme umfassen, die zur Befestigung an einer Röntgenquelle ausgebildet ist. Die Aufnahme **210** kann einen hohlen Innenraum beinhalten, der im Allgemeinen mit **212** gekennzeichnet ist, um die Kollimation der Röntgenstrahlung von der Röntgenquellenanordnung zu er-

möglichen. Zur Befestigung am Verbindungsarm **220** kann die Aufnahme **210** einen abgewinkelten Kanal, allgemein als **214** bezeichnet, beinhalten, der entlang einer äußeren Seitenfläche angeordnet ist. Der Kanal **214** kann über die gesamte Länge der Aufnahme **210** angeordnet und entsprechend dimensioniert und geformt sein, um eine erhöhte, innere Oberfläche **228** eines Längsabschnitts **222** des Verbindungsarms **220** aufzunehmen.

[0039] In einigen Aspekten kann der Verbindungsarm **220** jedes geeignete Material umfassen, z.B. jedes Metall oder metallisches Material (z.B. Aluminium (**A1**), Stahl, Eisen (Fe), Legierungen davon usw.), jedes nichtmetallische Material (z.B. Kunststoff, Polymer usw.), ein nichtmagnetisches Material, ein magnetisches Material und/oder jede Kombination davon. So kann beispielsweise der Verbindungsarm **220** einen magnetischen Längsabschnitt **222**, ein Winkelelement **224** und einen Röntgendetektorhalter **226** umfassen. Ein erstes Ende des Winkelelements **224** kann an einem Ende des Längsabschnitts **222** angeordnet werden und kann sich senkrecht vom Längsabschnitt erstrecken, wodurch ein rechter Winkel mit dem Längsabschnitt gebildet wird. Der Röntgendetektorhalter **226** kann an einem zweiten Ende des Winkelelements **224** angeordnet und ausgebildet sein, um einen Röntgendetektor (z.B. **120**) fest zu halten. Wenn der Röntgendetektor ein intraoraler Röntgendetektor ist, kann der Röntgendetektorhalter **226** ausgebildet sein, um den intraoralen Röntgendetektor fest in einem Mund eines Patienten zu positionieren.

[0040] Der Längsabschnitt **222** des Verbindungsarms **220** kann eine erhöhte, innere Oberfläche **228** aufweisen, die bemessen und geformt sein kann, um in Kanal **214** der Aufnahme **210** abnehmbar aufgenommen zu sein. In einigen Aspekten kann der Verbindungsarm **220** ausgebildet sein, um in eine Befestigung mit der Aufnahme **210** und aus der Befestigung mit der Aufnahme **210** über die magnetische Befestigung bewegt zu werden. So kann beispielsweise die magnetische Befestigung Metallkontakte umfassen, die im Allgemeinen als **216** bezeichnet werden und auf einer Länge von einem oder beiden der Kanäle **214** und einer erhöhten Innenfläche **228** des Längsabschnitts **222** vorgesehen sind. Die Metallkontakte **216** können ausgebildet sein, um eine prompte Rückmeldung über die Genauigkeit der Ausrichtung und Verbindung zwischen Kanal **214** und der Innenfläche **228** zu ermöglichen. Darüber hinaus können solche Kontakte **216** eine Schnelllösefunktion der Vorrichtung **220** ermöglichen, was z.B. bei plötzlicher Bewegung eines Patienten nützlich sein kann.

[0041] Nunmehr mit Bezugnahme auf die **Fig. 3A-3B** ist ein erstes Beispiel für die Ausführungsform einer Geometrie kalibriervorrichtung, die

im Allgemeinen als **300** bezeichnet wird, zur Verwendung in einem intraoralen Tomosynthesystem mit einer Röntgenquelle **310** und einem Röntgendetektor **320** dargestellt. Die Geometriekalibriervorrichtung **300** kann beispielsweise eine Platte oder einen Schirm **330**, wenigstens eine Lichtquelle **340**, eine Kamera **350** und wenigstens ein Gyroskop **360** oder eine andere Vorrichtung zum Berechnen und/oder Erfassen von Ausrichtung und Drehung umfassen.

[0042] In einigen Aspekten kann eine Position des Röntgendetektors **320** in Bezug auf die Röntgenquelle **310** fest sein, auch in Ausführungsformen, in denen die Röntgenquelle **310** und der Röntgendetektor **320** nicht physisch miteinander verbunden sind. So ist beispielsweise in den **Fig. 3A** und **Fig. 3B** dargestellt, dass die Röntgenquelle **310** und der Röntgendetektor **320** nicht physisch durch eine mechanische Verbindung getrennt sind, wie beispielsweise der Röntgendetektorhalter **150** der **Fig. 1-2B**, der sonst eine feste Position der Röntgenquelle zum Röntgendetektor beibehalten könnte. Vielmehr können Röntgenquelle **310** und Röntgendetektor **320** physisch voneinander getrennt sein, so dass eine relative Position des Röntgendetektors **320** gegenüber der Röntgenquelle **310** dynamisch durch Geometriekalibrierungstechniken bestimmt werden kann, wie im Folgenden näher beschrieben.

[0043] In einigen Aspekten kann die Röntgenquelle **310** eine Röntgenquellenanordnung beinhalten, die im Allgemeinen als **312** bezeichnet wird, einschließlich individuell programmierbarer Röntgenpixel **314**. Wie in der exemplarischen Ausführungsform von **Fig. 3A** veranschaulicht, können 5 bis 20 Pixel **314** als im Wesentlichen lineare Anordnung verteilt und ausgebildet sein, um Röntgenstrahlen auf den Röntgendetektor **320** zu projizieren und so ein Projektionsbild eines ROI eines Objekts (z.B. Zähne eines Patienten) zu erzeugen. Da jedoch die Röntgenquelle **310** und der Röntgendetektor **320** nicht physisch miteinander verbunden sind, kann die Geometriekalibriervorrichtung **300** verwendet werden, um eine Position des Röntgendetektors **320** relativ zur Röntgenquelle **310** geometrisch zu kalibrieren.

[0044] In einigen Aspekten kann wenigstens eine Lichtquelle **340** Lichtstrahlen, die im Allgemeinen als **342** bezeichnet werden, auf die Platte **330** projizieren, um Lichtflecke, im Allgemeinen als **344** bezeichnet, zu erzeugen, um eine translatorische Position der Platte **330** in Bezug auf die Röntgenquelle **310** zu bestimmen. In einigen Aspekten kann der Röntgendetektor **320** physisch mit der Platte **330** verbunden sein. So kann beispielsweise eine Querstange **322** verwendet werden, um den Röntgendetektor **320** an der Platte **330** zu befestigen. Die Querstange **322** kann beispielsweise eine Länge von ca. 2 cm bis 20 cm aufweisen. In einigen Aspekten kann die Querstange **322** in der Länge verstellt werden. Die Plat-

te **330** kann Papier, Kunststoff, Metall oder eine beliebige Kombination dieser Materialien umfassen, deren Abmessungen etwa 5 cm und 20 cm betragen. In einigen Aspekten kann die Querstange **322** die Platte **330** am Röntgendetektor **320** so befestigen, dass sich die Platte **330** in einer Ebene parallel zu einer Ebene befindet, in der sich der Röntgendetektor **320** befindet. In anderen Aspekten kann die Platte **330** in Bezug auf den Röntgendetektor **320** abgewinkelt sein.

[0045] In einigen Aspekten, in denen der Detektor **320** als intraoraler Röntgendetektor ausgebildet ist, kann die Platte **330** aus dem Mund eines Patienten herausragen. Durch das Bestimmen einer Winkel- und Translationsposition der Platte **330** in Bezug auf die Röntgenquelle **310** kann somit eine Position des Röntgendetektors **320** in Bezug auf die Röntgenquelle **310** bestimmt werden, da die Platte **330** in einem bekannten und festen Abstand mit dem Röntgendetektor **320** verbunden sein kann.

[0046] In einigen Aspekten kann die wenigstens eine Lichtquelle **340** auf die Platte **330** projizieren. So kann beispielsweise die wenigstens eine Lichtquelle **340** einen Niederleistungslaser oder ein anderes Licht umfassen, das ausgebildet ist, um auf die Platte **330** zu treffen, zum Beispiel ein 5 mW Laserpointer mit einer Wellenlänge von 650 nm. Die wenigstens eine Lichtquelle **340** kann an der Röntgenquelle **310** und/oder einem Kollimator montiert oder anderweitig befestigt sein. Wie in den **Fig. 3A-3B** dargestellt, weist die dargestellte Ausführungsform vier Lichtquellen **340** auf, die jeweils an einer separaten Ecke der Röntgenquelle **310** positioniert sind. Jede der vier Lichtquellen **340** kann zur Platte **330** hin abgewinkelt sein, um Lichtstrahlen **342** auf die Platte **330** zu projizieren und dadurch vier separate Lichtflecke **344** zu erzeugen (siehe z.B. 344A-D, **Fig. 4**). Abhängig vom Einfallswinkel, bei dem jede der vier Lichtquellen **340** auf die Platte **330** gerichtet ist, können die Lichtflecke **344** eine rechteckige, quadratische, dreieckige oder eine andere Form bilden, wobei jeder projizierte Lichtstrahl **342** einen Lichtfleck **344** erzeugt, der einen Eckpunkt dieser projizierten Form bildet.

[0047] In einigen Aspekten kann ein Einfallswinkel, bei dem jede Lichtquelle **340** auf der Röntgenquelle **310** montiert ist, bekannt sein und zum Bestimmen einer translatorischen Position der Platte **330** in Bezug auf die Röntgenquelle **310** verwendet werden. Insbesondere kann die Positionierung der wenigstens einen Lichtquelle **340** auf diese Weise dazu führen, dass die Form von Lichtflecken **344**, die aus projizierten Lichtstrahlen **342** auf der Platte **330** erzeugt werden, kleiner wird, wenn die Platte **330** weiter von der Röntgenquelle **310** entfernt ist, und größer wird, wenn die Platte **330** näher an die Röntgenquelle **310** herangeführt wird.

[0048] In einigen Aspekten kann eine Kamera **350** eine Position der projizierten Lichtflecken **344** auf der Platte **330** aufzeichnen, um die translatorische Position der Platte **330** in Bezug auf die Röntgenquelle **310** zu bestimmen. In einigen Aspekten kann die Kamera **350** auch so ausgebildet sein, dass sie eine Bewegungsverfolgung und -korrektur während des Abbildungsprozesses ermöglicht, wenn es zu einer unbeabsichtigten Bewegung des Objekts oder Systems kommt. Die Kamera **350** kann eine hochauflösende Hochgeschwindigkeits-Digitalkamera umfassen, die in einer bekannten Position montiert sein kann, z.B. auf einer Röntgenquelle **310** oder einem Kollimator (nicht dargestellt). Wie in den **Fig. 3A-3B** dargestellt, kann die Kamera **350** zentral auf einer Oberseite der Röntgenquelle **310** und angrenzend an eine Vorderflächenkante der Röntgenquelle **310** montiert sein. In einigen Aspekten kann die Kamera **350** aufgenommene fotografische Bilder an eine Computerplattform übertragen (siehe z.B. **804**, **Fig. 8**). So kann beispielsweise die Kamera **350** fotografische Bilder, die eine Position von Lichtflecken **344** auf der Platte **330** erfassen, an die Computerplattform übertragen, um eine Translationsposition der Platte **330** in Bezug auf die Röntgenquelle **310** zu bestimmen und dadurch eine Position des Röntgendetektors **320** in Bezug auf die Röntgenquelle **310** zu bestimmen.

[0049] In einigen Aspekten kann wenigstens ein Gyroskop **360** eingebaut sein, um eine Winkelposition der Platte **330** in Bezug auf die Röntgenquelle **310** zu bestimmen. So kann beispielsweise das wenigstens eine Gyroskop **360** ein Parallax-Gyroskopmodul-3-Achsen-L3G4200D beinhalten, das von Herstellern wie beispielsweise Parallax Inc. im Handel erhältlich ist. Dementsprechend kann das Bestimmen einer Winkelposition der Platte **330** in Bezug auf die Röntgenquelle **310** in einer von mehreren Techniken erreicht werden. Eine erste Technik kann beispielsweise die Montage eines ersten Gyroskops **360** an der Röntgenquelle **310** und eines zweiten Gyroskops (nicht dargestellt) an der Platte **330** und den Vergleich der Datenpunkte von jedem Gyroskop in einer Computerplattform umfassen. In einem weiteren Beispiel kann eine zweite Technik das Zurücksetzen der Platte **330** durch Positionieren der Platte **330** in einer gleichen Ebene wie die Röntgenquellenanordnung **310**, das Zurücksetzen der Daten eines ersten Gyroskops **360**, das an der Röntgenquelle **310** montiert ist, und das Messen einer Abweichung von der ursprünglichen Röntgenquellenebene während des Abbildungsprozesses umfassen.

[0050] Unter Bezugnahme auf **Fig. 4** veranschaulicht eine exemplarische Bildaufnahme von einer Kamera (z.B. **350**) das aufgenommene Bild, das sich aus Lichtstrahlen **342** ergibt, die auf die Platte **330** projiziert sind und Lichtflecke erzeugen, die allgemein als **344A-D** bezeichnet werden. In diesem Beispiel werden vier separate Lichtflecke **344A-D** aus Licht-

strahlen **342** erzeugt, die von vier separaten Lichtquellen **340** erzeugt werden, die auf ähnlich Weise wie die vorstehend in Bezug auf die **Fig. 3A-3B** beschriebene Weise angeordnet sind, wobei jeder Lichtfleck **344A-D** eine Ecke oder einen Scheitelpunkt einer rechteckigen Form bildet. Ein Koordinatensystem kann definiert sein, um x-, y- und z-Richtungen zum Bestimmen einer Translationsposition des Röntgendetektors **320** in Bezug auf die Röntgenquelle **310** festzulegen. In einigen Aspekten kann ein Abstand zwischen jedem Lichtfleck einen z-Versatz der Platte **330** gegenüber der Röntgenquelle **310** bestimmen. So kann beispielsweise ein horizontaler oder x-Abstand b_x , gemessen zwischen einem ersten Lichtfleck **344A** und einem zweiten Lichtfleck **344B**, oder ein vertikaler oder y-Abstand b_y , gemessen zwischen einem zweiten Lichtfleck **344B** und einem dritten Lichtfleck **344C**, einen z-Versatz der Platte **330** und damit des Röntgendetektors **320** in Bezug auf die Röntgenquelle **310** bestimmen, da der Abstand zwischen den Flecken **344A-D** eindeutig durch eine Spezifikation eines an der wenigstens einen Lichtquelle **340** angebrachten Beugungsgitters, einer Wellenlänge der wenigstens einen Lichtquelle **340** und den z-Versatz bestimmt ist. In weiteren Aspekten kann ein Verhältnis eines Abstands von einem Lichtfleck zu einem Rand der Platte **330** zu einem Abstand zwischen gegenüberliegenden Kanten der Platte **330** einen Röntgenversatz oder einen y-Versatz der Platte **330** relativ zur Röntgenquelle **310** bestimmen. So kann beispielsweise ein Verhältnis eines horizontalen oder x-Abstands a_x Achse vom Lichtfleck **344D** zu einer Kante der Platte **330** zu einem horizontalen oder x-Abstand c_x zwischen zwei gegenüberliegenden Kanten der Platte **330** (z.B. a_x/c_x) einen x-Versatz der Platte **330**, und damit des Röntgendetektors **320**, relativ zur Röntgenquelle **310** bestimmen.

[0051] In einem weiteren darstellenden Beispiel kann ein Verhältnis eines vertikalen oder y-Abstandes a_y vom Lichtfleck **344D** zu einer Kante der Platte **330** zu einem vertikalen oder y-Abstand c_y zwischen zwei gegenüberliegenden Kanten der Platte **330** (z.B. a_y/c_y) einen y-Versatz der Platte **330**, und damit des Röntgendetektors **320**, relativ zur Röntgenquelle **310** bestimmen.

[0052] Unter Bezugnahme auf die **Fig. 5A-5D** wird eine zweite Ausführungsform einer exemplarischen Geometrie Kalibriervorrichtung, die im Allgemeinen als **500** bezeichnet wird, zur Verwendung in einem intraoralen Tomosynthesesystem mit einer Röntgenquelle **510** und einem Röntgendetektor **520** dargestellt. Hier ist ein Beispiel für die sequentielle Aufnahme von Tomographiebildern mit der Geometrie Kalibriervorrichtung **500** dargestellt. Wo **Fig. 5A** eine anfängliche Einrichtung der Geometrie Kalibriervorrichtung **500** veranschaulicht, veranschaulichen die **Fig. 5B-5D** eine sequentielle Aktivierung verschiedener Kathoden in einer Anordnung einer Röntgenquel-

le an zwei verschiedenen Positionen (z.B. eine erste Position in den **Fig. 5B-5C** und eine zweite Position in **Fig. 5D**). Insbesondere kann die Vorrichtung **500** beispielsweise eine Platte oder einen Schirm **530**, eine Lichtquelle **540** und eine Kamera **550** umfassen.

[0053] Unter Bezugnahme auf **Fig. 5A** kann die Vorrichtung **500** in einer ersten Konfiguration vor der Aufnahme von 2D-Projektionsbildern ausgebildet sein. Obwohl eine Position des Röntgendetektors **520** in Bezug auf die Röntgenquelle **510** fest sein kann, werden die Röntgenquelle **510** und der Röntgendetektor **520** in dieser Ausführungsform als nicht physisch miteinander verbunden dargestellt. Somit verbindet und hält keine mechanische Verbindung einen festen Abstand zwischen der Röntgenquelle **510** und dem Röntgendetektor **520**. Vielmehr sind die Röntgenquelle **510** und der Röntgendetektor **520** physisch voneinander getrennt, so dass eine relative Position des Röntgendetektors **520** gegenüber der Röntgenquelle **510** durch Geometriekalibrierungstechniken dynamisch bestimmt werden kann, wie im Folgenden näher beschrieben.

[0054] In einigen Aspekten kann die Röntgenquelle **510** eine Röntgenquellenanordnung umfassen, die im Allgemeinen als **512** bezeichnet wird, einschließlich individuell programmierbarer Röntgenpixel **516**. Wie in den **Fig. 5A-5D** dargestellt, können neun Pixel **516** als lineare Anordnung verteilt sein und dazu ausgebildet sein, individuell aktiviert zu werden, um sequentiell Röntgenstrahlen, allgemein als **514** bezeichnet, (siehe z.B. **Fig. 5B-5D**) auf den Röntgendetektor **520** zu projizieren, um ein Projektionsbild eines ROI eines Objekts **502** (z.B. Zähne eines Patienten) zu erzeugen. Da jedoch die Röntgenquelle **510** und der Röntgendetektor **520** nicht physisch miteinander verbunden sind, kann die Geometriekalibrierungsvorrichtung **500** verwendet werden, um eine Position des Röntgendetektors **520** in Bezug auf die Röntgenquelle **510** geometrisch zu kalibrieren.

[0055] In einigen Aspekten kann der Röntgendetektor **520** physisch mit der Platte **530** verbunden sein. So kann beispielsweise eine Querstange **522** zur Befestigung des Röntgendetektors **520** an der Platte **530** verwendet werden. Die Querstange **522** kann beispielsweise eine Länge von ca. 2 cm bis 20 cm aufweisen. In einigen Aspekten kann die Querstange **522** in der Länge verstellt werden. Die Platte **530** kann beispielsweise Papier, Kunststoff, Metall oder eine beliebige Kombination davon umfassen. In einigen Aspekten kann die Querstange **522** die Platte **530** am Röntgendetektor **520** so befestigen, dass sich die Platte **530** in einer Ebene parallel zu einer Ebene befindet, in der sich der Röntgendetektor **520** befindet. In weiteren Aspekten kann die Platte **530** in Bezug auf den Röntgendetektor **520** abgewinkelt sein.

[0056] In einigen Aspekten, in denen der Detektor **520** als intraoraler Röntgendetektor ausgebildet ist, kann die Platte **530** aus dem Mund eines Patienten herausragen. Durch das Bestimmen einer Winkel- und Translationsposition der Platte **530** in Bezug auf die Röntgenquelle **510** kann somit eine Position des Röntgendetektors **520** in Bezug auf die Röntgenquelle **510** bestimmt werden, da die Platte **530** in einem bekannten und festen Abstand mit dem Röntgendetektor **520** verbunden sein kann (z.B. unter Verwendung der Querstange **522**). Die Platte **530** kann aus Papier, Kunststoff, Metall oder einer beliebigen Kombination dieser Materialien bestehen und Abmessungen zwischen beispielsweise 5 cm und 20 cm aufweisen.

[0057] Die Lichtquelle **540** kann ausgebildet sein, um Lichtstrahlen, die im Allgemeinen als **542** bezeichnet werden, auf die Platte **530** zu projizieren und um Lichtflecke, im Allgemeinen als **544** bezeichnet, zu erzeugen, um eine translatorische Position der Platte **530** in Bezug auf die Röntgenquelle **510** festzulegen. In einigen Aspekten kann im Vergleich zur ersten Ausführungsform der Geometriekalibriervorrichtung **300** nur eine Lichtquelle **540** erforderlich sein. Die Lichtquelle **540** kann an der Röntgenquelle **510** und/oder einem Kollimator (nicht dargestellt) montiert oder anderweitig befestigt werden. In einigen Aspekten ist die Lichtquelle **540** mit einer Kamera **550** integriert ausgebildet, die beide so ausgebildet sein können, dass sie an der Quelle **510** angebracht werden können. Wie in den **Fig. 5A-5D** dargestellt, kann die Lichtquelle **540** mit einer Kamera **550** montiert und zentral an der Röntgenquelle **510** und angrenzend an eine Vorderflächenkante derselben montiert werden. Insbesondere kann die Lichtquelle **540** einen Niederleistungslaser oder ein anderes Licht umfassen, das ausgebildet ist, um auf die Platte **530** zu treffen, zum Beispiel einen 5 mW Laserpointer mit einer Wellenlänge von 650 nm.

[0058] In einigen Aspekten kann wenigstens ein Beugungsgitter (nicht dargestellt) mit einem bekannten Gitterabstand (Gitterkonstante) an der Röntgenquelle **510** an einer bekannten relativen Position angebracht sein. So kann beispielsweise ein eindimensionales (1D-) Beugungsgitter verwendet werden. In einem weiteren Beispiel können zwei Gitter verwendet werden, wobei ein erstes Gitter ein 1D-Beugungsgitter und ein zweites Gitter ein 2D-Beugungsgitter ist. In einigen Aspekten können die Gitter jeweils einen Gitterabstand aufweisen, der ähnlich oder unterschiedlich sein kann. Der Gitterabstand kann einen Abstand zwischen jedem Beugungsspalt im Gitter umfassen. In anderen Aspekten können Gitter eine gleiche optische Dimension aufweisen und in verschiedenen Richtungen zueinander ausgerichtet sein. Wenn die Geometriekalibriervorrichtung **500** wenigstens ein Beugungsgitter umfasst, kann die Lichtquelle **540** so montiert sein, dass der Lichtstrahl

542 das oder die Beugungsgitter an einer bekannten Stelle in Bezug auf die Röntgenquelle **510** durchläuft, wobei das Hindurchlaufen durch die Gitter dazu führt, dass die Lichtquelle **540** gemäß der folgenden

Gittergleichung aufgeteilt wird: $y = \frac{m\lambda D}{d}$, in vertikaler (y) und horizontaler (x) Richtung, wobei $m=0, 1, 2, 3, \dots$ ist, um eine Ordnung des Beugungsflecks anzugeben, λ die Wellenlänge der Lichtquelle **540** ist, D der Abstand der Platte **530** vom Beugungsursprung ist, und d die Gitterkonstante des Beugungsgitters ist.

[0059] In einigen Aspekten kann eine Kamera **550** eine Position der projizierten Lichtflecken **544** auf der Platte **530** aufzeichnen, um die translatorische Position der Platte **530** in Bezug auf die Röntgenquelle **510** zu bestimmen. In einigen Aspekten kann die Kamera **550** auch so ausgebildet sein, dass sie eine Bewegungsverfolgung und -korrektur während des Abbildungsprozesses ermöglicht, wenn eine unbeabsichtigte Bewegung des Objekts **502** oder des Systems (z.B. System **100**) vorliegt. Die Kamera **550** kann eine hochauflösende Hochgeschwindigkeits-Digitalkamera umfassen, die in einer bekannten Position montiert sein kann, z.B. an der Röntgenquelle **510** oder dem Kollimator. Wie vorstehend erläutert, können die Kamera **550** sowie die Lichtquelle **540** zentral an der Röntgenquelle **510** und angrenzend an eine Vorderflächenkante der Röntgenquelle **510** montiert sein. In einigen Aspekten kann die Kamera **550** aufgenommene fotografische Bilder an eine Computerplattform übertragen (siehe z.B. **804**, **Fig. 8**). So kann beispielsweise die Kamera **550** fotografische Bilder, die eine Position von Lichtflecken **544** auf der Platte **530** erfassen, an die Computerplattform übertragen, um eine Translationsposition der Platte **530** in Bezug auf die Röntgenquelle **510** zu bestimmen, wodurch eine Position des Röntgendetektors **520** in Bezug auf die Röntgenquelle **510** bestimmt wird.

[0060] Dementsprechend können die Lichtquelle **540** sowie die Kamera **550** in Richtung der Platte **530** abgewinkelt sein, um Lichtstrahlen **542** durch das wenigstens eine Beugungsgitter und auf die Platte **530** zu projizieren und dadurch Lichtflecke **544** (siehe z.B. **544A-C**, **Fig. 6A-6C**) an verschiedenen Positionen auf dem Schirm **530** zu erzeugen und so ein Lichtmuster auf dem Schirm **530** zu erzeugen. Insbesondere können unterschiedliche Positionen der Lichtquelle **540** und/oder des Schirms **530** zu unterschiedlichen Lichtmustern führen, die jeweils von der Kamera **550** erfasst und zur Kalibrierung einer Geometrie des Schirms **530** und des angebrachten Röntgendetektors **520** in Bezug auf jedes Pixel der Röntgenquelle **510** verwendet werden können.

[0061] Wenn die Vorrichtung **500** konfiguriert und für die Erzeugung von 2D-Projektionsbildern bereit ist, kann die Kamera **550** konfiguriert werden, um ein anfängliches Lichtmuster zu erfassen, das von der

Lichtquelle **540** (z.B. einem Laser) erzeugt wird, wenn sich der Röntgendetektor **520** und der Schirm **530** in einer ersten Position befinden, und das aufgenommene Muster an eine Computerplattform (z.B. **804**) zur Verarbeitung und Geometriekalibrierung zu übertragen. So kann beispielsweise die Kamera **550** ausgebildet sein, um Lichtflecke **544** aufzunehmen, die ein anfängliches Lichtmuster auf dem Schirm **530** bilden, wenn sich der Röntgendetektor **520** und der Schirm **530** in einer anfänglichen, oder ersten, Position befinden. Die Verarbeitung dieses aufgenommenen Bildes kann als Referenz für die Geometriekalibrierung verwendet werden.

[0062] Unter Bezugnahme auf die **Fig. 5B-5D** wird die Erfassung von 2D-Projektionsbildern veranschaulicht, wobei jedes Pixel **516** in der Quellenanordnung **512** der Röntgenquelle **510** sequentiell aktiviert wird, wenn sich der Röntgendetektor **520** und der Schirm **530** in einer ersten Position und dann in einer zweiten Position befinden. Obwohl die **Fig. 5B-5D** die sequentielle Aktivierung von nur drei Pixeln **516** und nur zwei verschiedenen Positionen veranschaulichen, wird der Fachmann erkennen, dass diese Figuren lediglich illustrativ und nicht einschränkend sind. So kann beispielsweise jedes Pixel **516** in der Röntgenquelle **510** aktiviert werden, wobei der Detektor **520** ausgebildet ist, um das resultierende Bild aufzuzeichnen. Wie in den **Fig. 5A-5D** dargestellt, wo es neun Pixel **516** gibt, können alle neun Pixel **516** einzeln aktiviert werden, wobei der Röntgendetektor **520** ausgebildet sein kann, um jedes Bild für jede Position des Röntgendetektors **520** relativ zu dem bzw. den aktivierten Pixeln **516** aufzuzeichnen. In einigen Aspekten muss sich der Röntgendetektor **520** nur in einer Position befinden, wobei in diesem Fall die neun Pixel **516** nur einmal aktiviert werden müssen, wobei die Aktivierung jedes Pixels **516** einzeln durchgeführt wird. Wenn jedoch der Röntgendetektor **520** in mehrere Positionen bewegt wird, wird jedes der neun Pixel **516** einzeln reaktiviert, wenn der Röntgendetektor **520** in jede der nachfolgenden mehreren Positionen bewegt wird.

[0063] In **Fig. 5B** ist ein zweites Pixel **516A** in der Röntgenquelle **510** in einem aktivierten Zustand dargestellt, um einen Röntgenstrahl **514** zu erzeugen, der auf den Detektor **520** trifft, der das projizierte Bild aufzeichnet, während sich der Schirm **530** und der Röntgendetektor **520** in einer ersten Position befinden. Insbesondere kann vor der Aktivierung des zweiten Pixels **516A** in der Röntgenquelle **510** ein erstes von Pixeln **516** in der Röntgenquelle **510** aktiviert worden sein, wobei der Röntgendetektor **520** ein dadurch erzeugtes Bild aufgenommen haben kann. Ebenso wird in **Fig. 5C** ein drittes Pixel **516B** in der Röntgenquelle **510** aktiviert, um einen Röntgenstrahl **514** zu erzeugen, der auf den Detektor **520** projiziert wird, der das projizierte Bild aufzeichnet, während sich der Schirm **530** und der Röntgendetektor **520** in einer ers-

ten Position befinden. Da der Schirm **530** während der Aktivierung des zweiten Pixels **516A** und des dritten Pixels **516B** in der Quellenanordnung **512** in der ersten Position verbleibt, bleibt das von den Lichtflecken **544** erzeugte Lichtmuster für die Geometriekalibrierung unverändert.

[0064] In **Fig. 5D** werden jedoch Schirm **530** und Röntgendetektor **520** in eine zweite Position gebracht, die sich von der ersten Position unterscheidet (im Phantom dargestellt). Für das in **Fig. 5D** dargestellte Beispiel werden Schirm **530** und Röntgendetektor **520** in einer x-Richtung nach links, bezogen auf die Röntgenquelle **510**, bewegt. Obwohl der Schirm **530** und der Röntgendetektor **520** bewegt werden können, bleibt die Röntgenquelle **510** in ihrer Ausgangsposition. In einem solchen Szenario, wenn Lichtstrahlen **542** auf die Leinwand **530** treffen, hat ein aus Lichtflecken **544** gebildetes Lichtmuster eine andere Geometrie, da Lichtflecken **544** an einer anderen Stelle auf die Leinwand **530** treffen als wenn die Leinwand **530** an der ersten Position war. Dies gilt für jede nachfolgende Position, in die der Schirm **530** und der Röntgendetektor **520** bewegt werden, wobei sich jede nachfolgende Position ebenfalls von der ersten Position sowie von der anderen Position unterscheidet.

[0065] Dementsprechend, sowie der Schirm **530** und der Röntgendetektor **520** in die zweite Position bewegt werden, oder in jede andere Position außer die erste, kann die Kamera **550** ausgebildet sein, um ein zweites Lichtmuster aufzunehmen, das von der Lichtquelle **540** (z.B. Laser) erzeugt wird, wenn sich der Röntgendetektor **520** und der Schirm **530** in einer anderen Position als der ersten Position befinden, und um das aufgenommene zweite Lichtmuster an eine Computerplattform (z.B. **804**, **Fig. 8**) zur Verarbeitung und Geometriekalibrierung zu übertragen. So kann beispielsweise die Kamera **550** ausgebildet sein, um ein Bild mit Lichtflecken **544** aufzunehmen, die ein zweites Lichtmuster auf dem Schirm **530** bilden, wenn sich der Röntgendetektor **520** und der Schirm **530** in einer zweiten Position befinden. Die Verarbeitung dieses aufgenommenen Bildes kann als Referenz für die Geometriekalibrierung verwendet werden. In einigen Aspekten, weiterhin mit Bezug auf **Fig. 5D**, kann ein viertes Pixel **516C** in der Quellenanordnung **512** aktiviert werden, um einen Röntgenstrahl **514** zu erzeugen, der auf den Detektor **520** trifft, der das projizierte Bild aufzeichnet, während sich der Schirm **530** und der Röntgendetektor **520** in der zweiten Position befinden. Die Aktivierung jedes aufeinanderfolgenden Pixels **516** in der Quellenanordnung **512** an der zweiten Position kann auch zum Erzeugen anderer aufeinanderfolgender Bilder erfolgen, während sich der Röntgendetektor **520** und der Schirm **530** in der zweiten Position befinden.

[0066] In einigen Aspekten kann, sobald jedes Pixel **516** in der Quellenanordnung **512** aktiviert und das projizierte Bild vom Röntgendetektor **520** aufgezeichnet wurde, eine 3D-Bildrekonstruktion eingeleitet werden. So kann beispielsweise die 3D-Bildrekonstruktion die Tomosyntheserekonstruktion umfassen. Die 3D-Bildrekonstruktion kann mit einem Computerprogramm und/oder einer Workstation (z.B. **804**, **Fig. 8**) durchgeführt werden, um 3D-Tomographiebilder aus den aufgenommenen 2D-Projektionsbildern zu analysieren, zu kalibrieren, zu rekonstruieren, anzuzeigen usw.. Die von der Kamera **550** aufgenommenen und aufgezeichneten Geometriekalibrierungsdaten (z.B. fotografische Bilder) können vom Computerprogramm und/oder der Workstation verwendet werden, um die relative Position jedes Pixels **516** der Quellenanordnung **512** in Bezug auf den Röntgendetektor **520** zu bestimmen; diese Positionsdaten werden dann für die Tomosyntheserekonstruktion der 3D-Bilder der Zähne verwendet.

[0067] Unter Bezugnahme auf die **Fig. 6A-6C** veranschaulicht jede Figur ein exemplarisch aufgenommenes Bild, das sich aus Lichtstrahlen **542** ergibt, die auf die Platte **530** treffen und Lichtflecke **544** erzeugen. Jede der **Fig. 6A-6C** veranschaulicht eine andere Position und/oder Ausrichtung des Schirms **530** in Bezug auf eine Lichtquelle (z.B. **540**). Insbesondere kann der bewegliche Schirm **530** in Bezug auf die Lichtquelle dazu führen, dass sich das Lichtmuster der Lichtflecke **544** auf dem Schirm **530** ändert. So kann durch Vergleichen und Analysieren eines Musters von Lichtflecken **544** eine Relativbewegung der Röntgenquelle **510** gegenüber dem Detektor **520** bestimmt werden.

[0068] **Fig. 6A** veranschaulicht eine erste schematische Darstellung, allgemein mit **600A** gekennzeichnet, eines ersten Lichtmusters, allgemein mit **544A** gekennzeichnet, das an einer ersten Position und ersten Ausrichtung des Schirms **530** in Bezug auf eine Lichtquelle erzeugt wird. In **Fig. 6A** bilden die Lichtflecke des ersten Lichtmusters **544A** ein erstes Lichtmuster, das anzeigt, dass der Schirm **530** in einem „kurzen z-Abstand“ relativ zur Lichtquelle und in einer Ebene parallel zu einer Ebene, die die Lichtquelle enthält, positioniert ist, die an einer Röntgenquelle (z.B. **510**) montiert ist. Hier wird „kurz“ relativ zu **Fig. 6B** und relativ zu „langer z-Abstand“ definiert, da Schirm **530** in einem kleineren z-Abstand von der Röntgenquelle positioniert ist, als wenn dieser in einem langen z-Abstand positioniert ist. Dementsprechend, je näher der Schirm **530** in z-Richtung zur Lichtquelle positioniert ist, desto näher beieinander werden die Lichtflecke des ersten Lichtmusters **544A** sein.

[0069] **Fig. 6B** veranschaulicht eine zweite schematische Darstellung, allgemein **600B** genannt, eines zweiten Lichtmusters, allgemein **544B** genannt, das

an einer zweiten Position, aber immer noch bei einer ersten Ausrichtung des Schirms **530** in Bezug auf eine Lichtquelle erzeugt wird. In **Fig. 6B** bilden die Lichtflecke des zweiten Lichtmusters **544B** ein zweites Lichtmuster, das anzeigt, dass der Schirm **530** in einem „langen z-Abstand“ relativ zur Lichtquelle und in einer Ebene parallel zu einer Ebene positioniert ist, die die Lichtquelle enthält, die an einer Röntgenquelle montiert ist. Dementsprechend gilt, je weiter der Schirm **530** in z-Richtung von der Lichtquelle positioniert ist, desto weiter auseinander werden die Lichtflecke des zweiten Lichtmusters **544B** liegen.

[0070] **Fig. 6C** veranschaulicht eine dritte schematische Darstellung, im Allgemeinen **600C** genannt, eines dritten Lichtmusters, im Allgemeinen **544C** genannt, das an einer dritten Position und in einer zweiten Ausrichtung des Schirms **530** relativ zu einer Lichtquelle erzeugt ist. In **Fig. 6C** bilden die Lichtflecke des dritten Lichtmusters **544C** ein drittes Lichtmuster, das anzeigt, dass der Schirm **530** in einem z-Abstand von etwa 10 cm bis 40 cm zur Lichtquelle positioniert ist und in einer Ebene, die in Bezug auf eine Ebene gedreht wird, die die Lichtquelle enthält, die an einer Röntgenquelle montiert ist. Wenn der Schirm **530** in Bezug auf eine Ebene gedreht wird, die die Lichtquelle enthält, können die relativen Abstände zwischen jedem Lichtfleck des dritten Lichtmusters **544C** unterschiedlich sein, im Vergleich dazu, wenn der Schirm **530** parallel zu der Ebene ausgerichtet ist, die die Lichtquelle enthält. In einem solchen Fall kann während der Kalibrierung eine Rotationsberechnung verwendet werden, um eine Winkelposition eines Röntgendetektors (z.B. **520**) zu bestimmen, der mit dem Schirm **530** in Bezug auf eine Röntgenquelle verbunden ist. Dementsprechend gilt, je mehr dieser Schirm **530** in Bezug auf die Ebene gedreht wird, die die Lichtquelle enthält, desto größer werden die relativen Abstände zwischen jedem Lichtfleck des dritten Lichtmusters **544C**. Umgekehrt gilt: Je weniger dieser Schirm **530** in Bezug auf die Ebene gedreht wird, die die Lichtquelle enthält, desto weniger werden die relativen Abstände zwischen den einzelnen Lichtflecken des dritten Lichtmusters **544C** größer.

[0071] Nunmehr unter Bezugnahme auf **Fig. 7** wird eine dritte Ausführungsform einer exemplarischen Ausführungsform einer Geometrie Kalibriervorrichtung **700** zur Verwendung in einem intraoralen Tomosynthesesystem (z.B. System **100**) schematisch dargestellt. Die Geometrie Kalibriervorrichtung **700** kann beispielsweise eine Lichtquelle **710**, eine Kamera **720**, einen Schirm oder eine Platte **730**, ein erstes Gitter **740** und ein zweites Gitter **750** umfassen.

[0072] Die Lichtquelle **710** kann einen Laser für sichtbares Licht oder eine andere Lichtquelle umfassen, die an eine Röntgenquellenanordnung ange-

schlossen ist (nicht in dieser Ausführungsform dargestellt). Die Lichtquelle **710** kann Licht mit jeder geeigneten bekannten Frequenz und Wellenlänge liefern. In einigen Aspekten kann im Vergleich zur ersten Ausführungsform der Geometrie Kalibriervorrichtung **300** nur eine Lichtquelle **710** erforderlich sein. In einigen Aspekten ist die Kamera **720** relativ zur Lichtquelle **710** montiert und an der Röntgenquellenanordnung befestigt. So kann beispielsweise die Kamera **720** entweder über oder unter der Lichtquelle **710** oder an jeder geeigneten Position in Bezug auf die Lichtquelle **710** montiert werden, wie es dem Fachmann bekannt ist.

[0073] In einigen Aspekten kann die Lichtquelle **710** durch wenigstens ein optisches Beugungsgitter auf den Schirm oder die Platte **730** treffen. Zwei optische Beugungsgitter **740** und **750** sind in der Geometrie Kalibriervorrichtung **700** enthalten. Der Schirm oder die Platte **730** kann an einem Röntgendetektor befestigt sein (nicht in dieser Ausführungsform dargestellt) und vor einem ROI eines abzubildenden Objekts positioniert sein. So kann beispielsweise der Schirm **730** an einem intraoralen Röntgendetektor befestigt und außerhalb eines Mundes eines Patienten positioniert sein. Die Platte **730** kann an einer bekannten und relativen Position am Röntgendetektor befestigt sein, z.B. mit einer Querstange (z.B. **322**, **522**, jeweils in **Fig. 3A-3B** und **Fig. 5A-Fig. 5D**). Die Platte **730** kann Papier, Kunststoff, Metall oder eine beliebige Kombination dieser Materialien umfassen, wobei die Abmessungen der Platte **730** etwa 5 cm und 20 cm betragen.

[0074] In einigen Aspekten kann die Platte **730** einen vorbestimmten kalibrierten Marker **732** umfassen, entweder zentriert oder anderweitig. Der vordefinierte kalibrierte Marker **732** kann ein Quadrat oder eine andere geschlossene Form umfassen, die einen Bereich im Inneren umgibt. Die Lichtquelle **710** kann ausgebildet sein, um einen geteilten Lichtstrahl, der im Allgemeinen als **752** bezeichnet wird, auf die Platte **730** zu projizieren, insbesondere innerhalb der Form, die durch den vorbestimmten kalibrierten Marker **732** gebildet wird. Der vordefinierte kalibrierte Marker **732** kann als Referenzpunkt in Bezug auf die Lichtflecken **M0**, **M1**, **M2** usw. verwendet werden, um eine Position eines Röntgendetektors, an dem die Platte **730** befestigt ist, in Bezug auf eine Röntgenquelle zu bestimmen, die im Folgenden näher erläutert wird. In einigen Aspekten beinhaltet die Platte **730** einen Kalibrierkreis **734**, der innerhalb des vorgegebenen kalibrierten Markers **732** definiert ist. Eine Position des Kalibrierkreises **734** kann von einem Nutzer entsprechend einer gewünschten Position der Lichtquelle **710** vorgegeben werden. Somit kann ein Nutzer eine Position der Lichtquelle **710** so einstellen, dass ein von der Lichtquelle **710** erzeugter Lichtstrahl **702** einen ersten Lichtfleck **M0** im Kalibrierkreis **734** erzeugt.

[0075] In einigen Aspekten kann wenigstens ein Beugungsgitter an einer Röntgenquelle an einer bekannten Position angebracht werden. Wie in **Fig. 7** dargestellt, sind zwei Beugungsgitter **740** und **750** vor der Lichtquelle **710** angeordnet, so dass die von der Lichtquelle **710** emittierten Lichtstrahlen durch die Gitter **740** und **750** hindurchlaufen können, die den Lichtstrahl aufteilen können. Der geteilte Lichtstrahl kann dann in Form mehrerer Lichtflecke **M1**, **M2** auf die Platte **730** projiziert werden. Insbesondere wird auch der erste Lichtfleck **M0** aus dem Lichtstrahl auf die Platte **730** projiziert.

[0076] In einigen Aspekten können die Gitter **740** und **750** entweder 1D- oder 2D-optische Beugungsgitter mit bekanntem Gitterabstand sein. Gemäß der exemplarischen Ausführungsform von **Fig. 7** ist das erste Gitter **740** ein 1D-Beugungsgitter, wobei ein zweites Gitter **750** ebenfalls ein 1D-Beugungsgitter ist. In einigen Aspekten können die Gitter **740** und **750** jeweils einen Gitterabstand aufweisen, der ähnlich oder unterschiedlich sein kann. Der Gitterabstand kann einen Abstand zwischen jedem Beugungsspalt im Gitter umfassen. So können beispielsweise das erste Beugungsgitter **740** und/oder das zweite Beugungsgitter **750** mit einem Gitterabstand ausgebildet sein, der Beugungsspalte umfassen kann, die beispielsweise einen Abstand von etwa 0,001 mm bis 0,1 mm voneinander haben. In weiteren Aspekten können die Gitter **740** und **750** eine gleiche optische Dimension aufweisen und in verschiedene Richtungen zueinander ausgerichtet sein. In **Fig. 7** sind beispielsweise das erste Beugungsgitter **740** und das zweite Beugungsgitter **750** gedreht zueinander ausgerichtet. Gemäß dieser beispielhaften Ausführungsform der Geometriekalibriervorrichtung **700** ist das erste Gitter **740** um 90 Grad bezogen auf die Ausrichtung eines zweiten Gitters **750** gedreht.

[0077] Die Gitter **740** und **750** können ausgebildet sein, um einen Ursprungs-Lichtstrahl **702**, der von der Lichtquelle **710** emittiert wird, aufzuteilen, um mehrere Lichtflecke **M1**, **M2** auf der Platte **730** zu erzeugen. Der Ursprungs-Lichtstrahl **702** kann ein Lichtstrahl sein, der eine Wellenlänge im sichtbaren Bereich (z.B. von ca. 390 nm bis 700 nm) umfasst. Der erste Lichtfleck **M0** kann mit dem Lichtstrahl **702** erzeugt und als Referenz zur Positionierung der Lichtquelle **710** und damit der Röntgenquelle im Kalibrierkreis **734** verwendet werden.

[0078] Der Lichtstrahl **702** kann auch so ausgebildet sein, dass er durch ein oder mehrere Beugungsgitter hindurchgeht. Da die Geometriekalibriervorrichtung **700** wenigstens ein Beugungsgitter (z.B., erste und zweite Beugungsgitter **740** und **750**) aufweist, kann die Lichtquelle **710** so montiert werden, dass der Lichtstrahl **702** die Beugungsgitter **740** und **750** an einer bekannten Stelle in Bezug auf eine Röntgenquelle durchläuft, wobei das Durchlaufen der Git-

ter **740** und **750** dazu führt, dass die Lichtquelle **710** gemäß der folgenden Gittergleichung aufgeteilt

wird: $y = \frac{m\lambda D}{d}$, in vertikaler (y) und horizontaler (x)

Richtung, wobei $m=0, 1, 2, 3, \dots$ eine Ordnung des Beugungsflecks kennzeichnet, λ die Wellenlänge der Lichtquelle **710** ist, D die Entfernung der Platte **730** vom Beugungsursprung ist und d die Gitterkonstante des Beugungsgitters ist. Wie beispielsweise in **Fig. 7** dargestellt, durchläuft der Lichtstrahl **702** das erste Beugungsgitter **740** und das zweite Beugungsgitter **750**, wobei jedes Gitter um 90 Grad gegenüber dem anderen gedreht ist. Das erste Beugungsgitter **740** ist mit einem ersten Gitterabstand ausgebildet, der horizontale Linien (Spalte) mit einem Abstand von beispielsweise etwa 0,001 mm bis 0,1 mm umfasst, während das zweite Beugungsgitter **750** mit einem zweiten Gitterabstand ausgebildet ist, der vertikale Linien (Spalte) mit einem Abstand von beispielsweise etwa 0,001 mm bis 0,1 mm umfasst. Es wird davon ausgegangen, dass die Verwendung anderer Linienabstände, sowohl vertikal als auch horizontal, zum Wissen des Fachmanns gehören. Der Strahl **702** wird also horizontal durch das erste Beugungsgitter **740** in mehrere horizontale Strahlen **742** aufgeteilt, deren mittlerer Strahl durch das zweite Beugungsgitter **750** verläuft, was dazu führt, dass dieser mittlere Strahl der horizontalen Strahlen **742** in separate vertikale Strahlen **752** aufgeteilt wird. In einigen Aspekten können geteilte horizontale und vertikale Strahlen **742** und **752** auf die Platte **730** innerhalb eines Bereichs treffen, der durch den vorgegebenen kalibrierten Marker **732** definiert ist. Gemäß der exemplarischen Ausführungsform von **Fig. 7** werden acht separate Strahlen, von denen vier horizontale Strahlen **742** und vier vertikale Strahlen **752** sind, auf die Platte **730** projiziert und bilden ein 2D-Lichtmuster **736** mit acht separaten Lichtflecken **M1**, **M2**. In dieser exemplarischen Ausführungsform werden vier Lichtflecke **M1** und vier Lichtflecke **M2** gebildet, wobei der erste Lichtfleck **M0** in einem Zentrum des Lichtmusters **736** positioniert ist, das aus den Lichtflecken **M1**, **M2** gebildet wird. Es können jedoch mehrere Ordnungen von Beugungspunkten, wie beispielsweise **M0**, **M1**, **M2**, verwendet werden, um eine Position der Lichtquelle **710** in Bezug auf die Platte **730** und damit die Position der Röntgenquelle in Bezug auf den Röntgendetektor zu bestimmen.

[0079] In einigen Aspekten kann die Kamera **720** ausgebildet sein, um wenigstens ein Projektionsbild von Lichtflecken **M1**, **M2** und erstem Lichtfleck **M0** innerhalb des vorgegebenen Kalibriermarkers **732** aufzunehmen und das wenigstens eine erfasste Bild an eine Computerplattform zu übertragen (siehe z.B. **804**, **Fig. 8**). So kann beispielsweise die Kamera **720** Bilder übertragen, die eine Position des ersten Lichtflecks **M0** und der Lichtflecken **M1**, **M2** innerhalb des Kalibriermarkers **732** auf der Platte **730** erfassen, um eine translatorische Position der Platte **730** in Be-

zug auf die Röntgenquelle zu bestimmen, und dadurch eine Position des Röntgendetektors in Bezug auf die Röntgenquelle zu bestimmen. Dementsprechend kann, unter Verwendung des Lichtmusters **736** mit dem ersten Lichtfleck **M0** und den Lichtflecken **M1**, **M2**, dem vorbestimmten Kalibriermarker **732** und dem Beugungswinkel θ_m , für jede Intensitätsspitze ein Abstand zwischen einer Position, wenn der Strahl **702** auf das erste Gitter **740** trifft, und jedem Lichtfleck **M1**, **M2** auf der Platte **730** mit der Computerplattform bestimmt werden. So kann beispielsweise ein Geometrie Kalibriermodul einen Abstand zwischen einer Position, an der der Strahl **702** auf das erste Gitter **740** trifft, und jedem Lichtfleck **M1**, **M2** auf der Platte **730** berechnen, als auch drei axiale Drehwinkel der Platte **730**. Insbesondere können alle sechs Freiheitsgrade der Platte **730** aus dem Lichtmuster **736** bestimmt werden, das aus Lichtflecken **M1**, **M2** in Bezug auf einen Punkt der ersten Strahlaufteilung gebildet wird (z.B. eine Position, an der der Strahl **702** auf das erste Gitter **740** trifft). Somit kann eine vollständige Geometrie des Abbildungssystems basierend auf einer relativen Position des Röntgendetektors zur Platte **730** und einer Röntgenquelle zur Lichtquelle **710** bestimmt werden.

[0080] Dementsprechend kann unabhängig von der für die Geometrie Kalibrierung verwendeten Technik eine Winkel- und/oder Translationsposition eines Röntgendetektors in Bezug auf eine Röntgenquelle bestimmt werden, die bei der genauen Rekonstruktion von Tomosynthesebildern aus den aufgenommenen Röntgenprojektionsbildern helfen kann. Somit können die bei der Bildaufnahme bestimmten Positionen (z.B. Winkelposition und/oder Translationsposition) der Röntgenquelle die Erstellung von Tomosynthese-Rekonstruktionsbildern des abgebildeten Objekts ermöglichen.

[0081] Unter Bezugnahme auf **Fig. 8** wird nun ein schematisches Systemdiagramm, im Allgemeinen mit **800** gekennzeichnet, einer exemplarischen Ausführungsform eines stationären intraoralen Tomosynthesystems **802** dargestellt, das mit einer exemplarischen Computerplattform **804** verbunden ist.

[0082] Insbesondere, wenn die exemplarische Computerplattform **804** wie hierin beschrieben ausgebildet ist, wird sie zu einer Spezialanwendungs-Computerplattform, die das technologische Gebiet der stationären intraoralen Tomosynthesebildgebung für die 3D-Dentalbildgebung verbessern kann, indem sie 2D-Projektionsbilder aus mehreren Blickwinkeln aufnimmt und diese dann ohne Bewegung der Röntgenquelle oder des Patienten verarbeitet.

[0083] In einigen Aspekten beinhaltet das exemplarische Tomosynthesystem **802** ein Tomosynthesesystem, wie es oben in Bezug auf **Fig. 1** (z.B. **100**), **Fig. 9** und/oder **Fig. 17** beschrieben ist. In einigen

Aspekten kann das Tomosynthesesystem **802** eine Geometrie Kalibriervorrichtung **810** umfassen, wie die oben beschriebenen (z.B. **300**, **500**, **700**). Das Tomosynthesesystem **802** kann ausgebildet sein, um mit einer Computerplattform **804** zum Kalibrieren der Geometrie des Systems **802** durch die Verarbeitung von fotografischen Bildern zu kommunizieren. So kann beispielsweise das Tomosynthesesystem **802** ausgebildet sein, um ein oder mehrere Projektionsbilder von einem intraoralen Detektor über eine Schnittstelle an die Computerplattform **804** zu übertragen, wie beispielsweise eine Datenübertragungsleitung, die den intraoralen Detektor mit der Computerplattform verbindet, eine drahtlose Übertragung usw. Die Computerplattform **804** kann auch für die Tomosynthese-Rekonstruktion von 2D-Projektionsbildern ausgebildet sein.

[0084] Die Computerplattform **804** kann ausgebildet sein, um einen oder mehrere Aspekte auszuführen, die mit der Kalibrierung der Geometrie des Systems **802** verbunden sind, und in einigen Aspekten kann die Computerplattform **804** eine eigenständige Einheit oder Einheiten, eine Vorrichtung oder Software sein, die auf einem Prozessor ausgeführt wird. In einigen Aspekten kann die Computerplattform **804** ein einzelner Knoten sein oder über mehrere Computerplattformen oder Knoten verteilt sein. Die Computerplattform **804** kann auch für andere Zwecke als die Geometrie Kalibrierung geeignet sein.

[0085] In einigen Aspekten kann die Computerplattform **804** ein Geometrie Kalibriermodul **806** umfassen, das ausgebildet ist, um einen oder mehrere Aspekte auszuführen, die mit der Kalibrierung der Geometrie des Tomosynthesystems **802** verbunden sind, sowie andere Aspekte als die Geometrie Kalibrierung, wie beispielsweise die Rekonstruktion der Tomosynthese. In einigen Aspekten kann die Computerplattform **804** auch ein separates Tomosynthese-Rekonstruktionsmodul (nicht dargestellt) umfassen, das zur Rekonstruktion der erfassten 2D-Röntgenprojektionsbilder ausgebildet ist. Insbesondere kann das Geometrie Kalibriermodul **806** ausgebildet sein, um die Rekonstruktion der Tomosynthese und die Geometrie Kalibrierung durchzuführen. Das Geometrie Kalibriermodul **806** kann jede geeignete Einheit sein (z.B. Software, die auf einem Prozessor ausgeführt wird), um einen oder mehrere Aspekte auszuführen, die mit der Geometrie Kalibrierung des Tomosynthesystems **802** verbunden sind, wobei das Geometrie Kalibriermodul **806** Funktionen zum Empfangen wenigstens eines fotografischen Bildes von einer Kamera (z.B. **350**, **550**, **720**) während einer oder mehrerer Bilderfassungssitzungen umfassen kann. So kann beispielsweise eine dem Geometrie Kalibriermodul **806** und/oder der Computerplattform **804** zugeordnete Schnittstelle **808** ein fotografisches Bild verschiedener Positionen von Lichtmustern, Lichtflecken usw. auf einem Schirm, einer Platte usw. von

der Geometrie Kalibriervorrichtung **810** für jede Einstellung der Position eines Röntgendetektors in Bezug auf einen ROI eines Objekts, an dem der Schirm, die Platte usw. befestigt ist, empfangen. In diesem Beispiel kann ein Nutzer des Geometrie Kalibriermoduls (z.B. eine Vorrichtung oder Computerplattform, die von einem Nutzer oder einem Operator verwendet werden kann) wenigstens ein fotografisches Bild von Lichtmustern, Lichtflecken usw. auf dem Schirm, der Platte usw. für jede Einstellung der Position des Röntgendetektors in Bezug auf einen ROI eines Objekts erfassen, die anschließend vom Geometrie Kalibriermodul **806** empfangen werden kann.

[0086] Ein Tomosynthese-Rekonstruktionsmodul, das vom Geometrie Kalibriermodul getrennt oder mit diesem integral ausgebildet ist, kann ausgebildet sein, um 2D-Röntgenprojektionsbilder des Objekts aufzunehmen und/oder zu verarbeiten. So kann beispielsweise das Tomosynthese-Rekonstruktionsmodul ausgebildet sein, um aufgenommene 2D-Röntgenprojektionsbilder des Objekts über eine Mehrzahl von Algorithmen zu rekonstruieren, einschließlich beispielsweise gefilterter Rückprojektion und iterativer Rekonstruktion (z.B. iterative Trunkierungsartefakt-Reduktion).

[0087] Die Computerplattform **804** und/oder das Geometrie Kalibriermodul **806** können Funktionen zum Speichern des einen oder der mehreren fotografischen Bilder für die zukünftige Verwendung beinhalten. In einigen Aspekten kann die Computerplattform **804** und/oder das Geometrie Kalibriermodul **806** Funktionen zum Realisieren oder Initialisieren von Bildern und/oder zum Bereitstellen der Bilder für andere Computerplattformen oder -vorrichtungen beinhalten. So können beispielsweise die Computerplattform **804** und/oder das Geometrie Kalibriermodul **806** das eine oder die mehreren fotografischen Bilder empfangen, die Geometrie des Systems **802** basierend auf diesen Bildern kalibrieren und/oder diese Bilder über die Schnittstelle **808** anderen Knoten zur Geometrie Kalibrierung des Tomosynthesesystems **802** bereitstellen.

[0088] In einigen Aspekten können die Computerplattform **804** und/oder das Geometrie Kalibriermodul **806** Datenspeicher **812** mit Daten und/oder fotografischen Bildern im Zusammenhang mit der Geometrie Kalibrierung des Tomosynthesesystems **802** umfassen oder darauf zugreifen, z.B. können die Computerplattform **804** und/oder das Geometrie Kalibriermodul **806** auf den Datenspeicher **812** mit früheren fotografischen Bildern, abgebildeten Koordinatensystemen, Bilddaten, Profilen, Einstellungen oder Konfigurationen zugreifen. Beispielhafte Ausführungsformen der Datenspeicherung **812** können nicht-flüchtige, computerlesbare Medien wie Flash-Speicher, Direktzugriffsspeicher, nichtflüchtige Medien und/oder andere Speichervorrichtungen umfassen. In einigen

Aspekten kann der Datenspeicher **812** extern und/oder integriert mit der Computerplattform **804** und/oder dem Geometrie Kalibriermodul **806** ausgebildet sein.

[0089] In einigen Ausführungsformen können die Computerplattform **804** und/oder das Geometrie Kalibriermodul **806** eine oder mehrere Kommunikationsschnittstellen zur Interaktion mit Nutzern und/oder Knoten umfassen. So können beispielsweise die Computerplattform **804** und/oder das Geometrie Kalibriermodul **806** eine Kommunikationsschnittstelle zur Kommunikation mit einem Nutzer der Computerplattform **804** und/oder des Geometrie Kalibriermoduls **806** bereitstellen. In einigen Aspekten kann ein „Nutzer“ der Computerplattform **804** und/oder des Geometrie Kalibriermoduls **806** ein automatisiertes System sein oder von einem menschlichen Nutzer gesteuert oder steuerbar sein. Der Nutzer der Computerplattform **804** und/oder des Geometrie Kalibriermoduls **806** kann die Kamera der Vorrichtung **810** verwenden, um ein oder mehrere fotografische Bilder aufzunehmen und diese Bilder an die Computerplattform **804** und/oder das Geometrie Kalibriermodul **806** zu übertragen. Die Computerplattform **804** ist gemäß der exemplarischen Ausführungsform von **Fig. 8** elektrisch mit einem oder mehreren Monitoren **814** verbunden, die ausgebildet sind, um wenigstens einen Teil des rekonstruierten 3D-Tomosynthesebildes und/oder wenigstens einen Teil des einen oder der mehreren 2D-Projektionsbilder anzuzeigen. Der eine oder die mehreren Monitore **814** können von jedem geeigneten Typ sein (z.B. CRT, LCD, OLED, holographisch, Projektion, etc.), und können in jeder geeigneten Konfiguration und Anzahl angeordnet sein.

[0090] In einigen Ausführungsformen kann die Computerplattform **804** Funktionen zur Konfiguration des Tomosynthesesystems **802**, wie hierin beschrieben, zur Aufnahme von 2D-Röntgenprojektionsbildern eines ROI eines Objekts beinhalten. So kann beispielsweise die Computerplattform **804** die Aufnahme von 2D-Röntgenprojektionsbildern mit dem Tomosynthesesystem **802** steuern, indem sie eine Röntgenquelle initiiert, um mit der Erzeugung von Röntgenstrahlen zu beginnen. In einem weiteren Aspekt kann die Computerplattform **802** Funktionen zum Ändern von Bedingungen innerhalb des Tomosynthesesystems **802** beinhalten, einschließlich z.B. Bewegen eines Translationstisches, Bewegen eines Röntgendetektors in Bezug auf ein Objekt usw. In einigen Aspekten kann die Computerplattform **804** Funktionen zum Erzeugen von Inhalten beinhalten (z.B. rekonstruierte 3D-Tomosynthesebilder unter Verwendung zuvor aufgenommener 2D-Röntgenprojektionsbilder) und/oder zum Abrufen gespeicherter Inhalte im Zusammenhang mit einer Abbildungssitzung.

[0091] Gemäß einer weiteren beispielhaften Ausführungsform eines stationären intraoralen Tomosynthe-

sesystems, das im Allgemeinen als **900** bezeichnet wird, beinhaltet das in **Fig. 9** dargestellte Tomosynthesystem **900** eine Röntgenquelle **930**, einen intraoralen Röntgendetektor, der im Allgemeinen als **912** bezeichnet wird, einen Röntgendetektorhalter **910**, einen Gelenkarm **950** mit einer Freiheitsgradvorrichtung **940** an einem Ende und einer Steuereinheit **960** an einem anderen Ende davon, und einen Röntgenkollimator **920** mit einem Ende, das mit der Röntgenquelle **930** verbunden ist, und einem anderen Ende, das magnetisch mit dem Röntgendetektorhalter **910** gekoppelt ist. Es ist vorgesehen, dass der Röntgenkollimator **920** mit dem Röntgendetektorhalter **910** über ein geeignetes Befestigungselement gekoppelt werden kann.

[0092] In einigen Aspekten kann das Tomosynthesystem **900** so montiert sein, dass es unbeweglich ist. So kann beispielsweise das Tomosynthesystem **900** an einer Decke, einer Wand usw. montiert sein. In anderen Aspekten kann das Tomosynthesystem **900** mobil sein. So kann beispielsweise das Tomosynthesystem **900** Räder umfassen, die auf einem mobilen Wagen, einem Handwagen, einem Ständer usw. platziert werden können. Zusätzlich kann die Steuereinheit **960** eine Stromversorgung, Steuerelektronik, Verkabelung usw. beinhalten, die sich zumindest teilweise in der Steuereinheit **960** befinden. In einigen Aspekten kann die Stromversorgung (nicht dargestellt) nicht in Steuereinheit **960**, sondern im Gelenkarm **950** untergebracht sein. In einigen Aspekten kann die Stromversorgung eine wiederaufladbare Batterie (nicht dargestellt) umfassen, die Strom für die Bildgebung bereitstellen kann, wodurch die Notwendigkeit von elektrischen Kabeln und/oder Leitungen für die Stromversorgung während des Betriebs entfällt. Der Gelenkarm **950** kann, gemäß einigen Ausführungsformen, an einem Ende an der Steuereinheit **960** und am anderen Ende an der Röntgenquelle **930** und/oder an Detektionskomponenten (z.B. Röntgendetektor **912**) befestigt sein. In einigen Aspekten kann die Verkabelung entlang des Gelenkarms **950** von der Steuereinheit **960** zur Röntgenquelle **930** und/oder zu Detektionskomponenten (z.B. Röntgendetektor **912**) geführt werden, um diese Komponenten für die 3D-Dentalbildgebung nutzbar zu machen. In anderen Aspekten kann sich die Verkabelung auf der Innenseite des Gelenkarms befinden. In weiteren Aspekten kann die Verkabelung getrennt vom Gelenkarm oder auf eine andere Weise als die vorstehend beschriebene erfolgen. Die Freiheitsgrad- (DOF-) Vorrichtung **940** kann zwischen Schwenkarm **950** und Röntgenquelle **930** vorgesehen sein, um die Röntgenquelle **930** und/oder den Röntgendetektor **912** in drei Freiheitsgraden um das abzubildende Objekt herum auszurichten.

[0093] Der Gelenkarm **950** kann einen Auslegerarm **952**, einen ersten Armabschnitt **954** und einen zweiten Armabschnitt **956** umfassen. Gemäß der in **Fig. 9**

dargestellten Ausführungsform ist der Auslegerarm **952** an einem ersten Ende über einen Drehpunkt und/oder eine andere Art der Befestigung an der Steuereinheit **960** befestigt, so dass sich der Auslegerarm **952** im Wesentlichen in einer ersten Ebene bewegen kann. So kann beispielsweise der Auslegerarm **952** in **Fig. 9** in einer ersten, horizontalen Ebene schwenkbar sein. Ein zweites Ende des Auslegerarms dieser Ausführungsform ist an einem ersten Ende des ersten Armabschnitts **954** über einen Drehpunkt und/oder eine andere Art der Befestigung befestigt, so dass der erste Armabschnitt **954** im Wesentlichen in einer zweiten Ebene schwenken kann. So kann beispielsweise der erste Armabschnitt **954** in **Fig. 9** in einer zweiten, vertikalen Ebene schwenkbar sein, die im Wesentlichen senkrecht zur ersten, horizontalen Ebene steht. Die Schwenkung des ersten Armabschnitts **954** in der zweiten Ebene kann jedoch durch ein In-die-Quere-Kommen mit Auslegerarm **952** auf etwa 180 Grad begrenzt werden. Dementsprechend ist ein zweites Ende des ersten Armabschnitts **954** an einem ersten Ende des zweiten Armabschnitts **956** über einen Drehpunkt und/oder eine andere Art der Befestigung befestigt, die es dem zweiten Armabschnitt **956** ermöglicht, in der zweiten Ebene entgegen der Richtung des ersten Armabschnitts **954** zu schwenken. So kann beispielsweise der zweite Armabschnitt **956** in **Fig. 9** in der zweiten, vertikalen Ebene in einer Richtung entgegengesetzt zu der des ersten Armabschnitts **954** schwenkbar sein. Ein zweites Ende des zweiten Armabschnitts **956** ist an der DOF-Vorrichtung **940** und/oder einer anderen geeigneten Anbringung befestigt, die eine Drehung der DOF-Vorrichtung **940** um eine Achse ermöglicht. Auf diese Weise ist das Tomosynthesystem **900** in x, y und/oder z um ein abzubildendes Objekt herum einstellbar. So kann das Tomosynthesystem **900** zur optimalen Positionierung frei bewegt und gedreht werden. Infolgedessen ist das Tomosynthesystem **900** im Wesentlichen stationär ausgeführt, da es in der Lage ist, mehrere Projektionsansichten eines ROI eines Objekts (z.B. Zähne eines Patienten) zu erhalten, ohne die Röntgenquelle **930**, den Röntgendetektor **912** oder den ROI bewegen zu müssen. Dies ist zumindest teilweise auf den Gelenkarm **950** mit DOF-Vorrichtung **940** oder die an einem Ende des Gelenkarms **950** angebrachte Struktur zurückzuführen.

[0094] Die Röntgenquelle **930** und der Röntgendetektor **912** aus **Fig. 9** können in ähnlicher Weise ausgebildet sein wie vorstehend unter Bezugnahme auf **Fig. 1** beschrieben. Die Röntgenquelle **930** weist in einigen Aspekten lineare oder anderweitig räumlich verteilte Fokuspunkte auf. In einigen Aspekten ist ein Röntgenröhrenstrom für jedes der Pixel in der Röntgenquellenanordnung so ausgebildet, dass er unter Verwendung der Steuereinheit **960** auf den gleichen Röntgenröhrenstrom eingestellt wird, wobei eine Extraktionsspannung so ausgebildet ist, dass sie an ein

Extraktions-Gate für jedes entsprechende Pixel angelegt wird, und wobei ein Röntgenbelichtungspegel für jedes der einen oder mehreren Röntgenprojektionsbilder durch Variieren einer Belichtungszeit eingestellt wird. In einigen Aspekten kann das hierin beschriebene System bei einem konstanten Belichtungsmodus betrieben werden, wobei ein Röntgenbelichtungspegel ausgebildet ist, um durch Variieren eines Röntgenröhrenstroms für jedes der Pixel eingestellt zu werden.

[0095] In einigen Aspekten kann der Röntgendetektor **912** ein intraoraler Röntgendetektor sein, der ausgebildet ist, um in einen Mund eines Patienten eingeführt zu werden. Andernfalls kann der Röntgendetektor **912** extraoral sein. Darüber hinaus kann der Röntgendetektor in einigen Aspekten ein digitaler Detektor sein, der mit der Röntgenbelichtung aus der räumlich verteilten Röntgenquellenanordnung synchronisiert ist, um ein oder mehrere Bilder des Patienten während eines oder mehrerer Scans aufzuzeichnen, wobei jedes der einen oder mehreren Bilder durch die Röntgenstrahlung gebildet wird, die vom entsprechenden Fokuspunkt der räumlich verteilten Röntgenquellenanordnung emittiert wird.

[0096] In einigen Aspekten ist der in **Fig. 9** dargestellte Röntgendetektor **912** am Röntgendetektorhalter **910** für Bissflügelabbildungsanwendungen befestigt. So bietet beispielsweise **Fig. 10** eine detailliertere perspektivische Ansicht einer exemplarischen Ausführungsform des Röntgendetektorhalters **910**. Der Röntgendetektorhalter **910** kann einen biokompatiblen Kunststoff umfassen, obwohl auch andere Materialien, die für den Einsatz in 3D-Dentalabbildungsanwendungen geeignet sind, in Betracht gezogen werden. Ein erstes Ende, im Allgemeinen als **902** bezeichnet, des Röntgendetektorhalters ist so ausgebildet, dass es mit einem Ende eines Kollimators ausgerichtet ist, während jeder geeignete Detektor eingerastet werden kann oder anderweitig in ein zweites Ende, im Allgemeinen als **904** bezeichnet, des Röntgendetektorhalters **910** passt. So weist beispielsweise das erste Ende **902** des Röntgendetektorhalters **910** ein im Wesentlichen rechteckiges Profil und eine offene Mitte auf, um einem im Wesentlichen rechteckigen Profil des Kollimators zu entsprechen (siehe **920, Fig. 11A-11B**).

[0097] Wie hierin verwendet, umfasst ein „Kollimator“ einen Zielkonus (siehe z.B. **914, Fig. 11A-11B**) und/oder eine oder mehrere röntgenbegrenzende Kollimatorplatten. Eine Verbindung **908** kann das erste Ende **902** des Röntgendetektorhalters mit einem zweiten Ende **904** des Röntgendetektorhalters verbinden. Die Verbindung kann eine leichte Krümmung oder Kurve aufweisen, um das zweite Ende **904** des Röntgendetektorhalters so zu positionieren, dass es sich im Wesentlichen innerhalb der offenen Mitte des im Wesentlichen rechteckigen Profils des ersten En-

des **902** des Röntgendetektorhalters **910** befindet. Ein Mechanismus zur Befestigung eines Detektors an der Halterung des Röntgendetektors kann integral ausgebildet oder anderweitig am zweiten Ende der Halterung des Röntgendetektors vorgesehen sein.

[0098] In einigen Aspekten weist das erste Ende **902** des Röntgendetektorhalters einen Mechanismus auf, um den Röntgendetektorhalter **910** in entfernbarer Ausrichtung mit einem Kollimator zu halten. Gemäß dieser exemplarischen Ausführungsform sind um einen Umfang des im Wesentlichen rechteckigen Profils am ersten Ende **902** des Röntgendetektorhalters **910** eine Mehrzahl von Magneten **906** vorgesehen. So sind beispielsweise zehn Magnete **906** in das erste Ende **902** eingebettet.

[0099] Die **Fig. 11A-11B** veranschaulichen den Röntgendetektorhalter **910** aus **Fig. 9**, der mit einer zweiten Kollimatorplatte **916** an einem Ende eines Zielkonus **914** eines Kollimators, allgemein als **920** bezeichnet, ausgerichtet ist. Die zweite Kollimatorplatte **916** in den **Fig. 11A-11B** weist ein im Wesentlichen rechteckiges Profil auf, das dem im Wesentlichen rechteckigen Profil am ersten Ende **902** des Röntgendetektorhalters **910** entspricht. Eine Mehrzahl von Magneten **922** ist auf dem im Wesentlichen rechteckigen Profil der zweiten Kollimatorplatte **916** vorgesehen, die in Position den Magneten **906** entspricht, die am ersten Ende **902** des Röntgendetektorhalters **910** vorgesehen sind. Die Polarität der Magnete wird jedoch zwischen diesen Magneten auf der zweiten Kollimatorplatte **916** und dem Röntgendetektorhalter **910** umgekehrt, so dass, wenn der Röntgendetektorhalter **910** und die zweite Kollimatorplatte **916** in einen ausreichend großen Bereich gebracht werden, die Magnete **906** und **922** auf jeder Komponente einander anziehen und die Komponenten aufgrund der Magnetkraft in eine Ausrichtung zueinander gebracht werden. Vorteilhaft ist, dass die Kopplung zwischen dem Röntgendetektorhalter **910** und der zweiten Kollimatorplatte **916** am Zielkonus **914** dazu beiträgt, die Positionierung der beiden Komponenten zueinander sicherzustellen, obwohl es sich nicht um eine dauerhafte Befestigung handelt. Dementsprechend können der Röntgendetektorhalter **910** und die zweite Kollimatorplatte **916** durch Ausüben einer Zug- oder Scherkraft zwischen den beiden Strukturen und Unterbrechen der Magnetkupplung dazwischen aus der Ausrichtung gebracht werden.

[0100] **Fig. 12** bietet eine weitere Veranschaulichung des Zielkonus **914** des Kollimators **920**. Der Zielkonus **914** wird zwischen einer ersten Kollimatorplatte **928**, die röntgenbegrenzende und/oder -dämpfende Eigenschaften und/oder Merkmale aufweist, und einem Austrittsfenster **924** des Kollimators **920** angeordnet, um die Röntgenstrahlung auf einen im Wesentlichen gemeinsamen Bereich auf einer Oberfläche des intraoralen Detektors ohne mechanische

Bewegung der Röntgenquelle **930**, des Röntgendetektors **912** oder der Kollimatorplatten **916**, **928** zu begrenzen. In einigen Aspekten befindet sich ein erstes Ende, im Allgemeinen mit **926** gekennzeichnet, des Zielkonus **914** in der Nähe der Röntgenquelle **930** oder ist anderweitig mit dieser gekoppelt, während sich das Austrittsfenster **924** des Zielkonus **914** in der Nähe des Röntgendetektorhalters **910** befindet oder anderweitig mit diesem gekoppelt ist. Die erste Kollimatorplatte **928** befindet sich am ersten Ende **926** des Zielkonus **914**, während die zweite Kollimatorplatte **916** am Austrittsfenster **924** des Zielkonus **914** angeordnet ist. Sowohl die ersten als auch die zweiten Kollimatorplatten **928** und **916** können in einigen Ausführungsformen ausgebildet sein, um eine Menge der vom Kollimator **920** emittierten Röntgenstrahlung in Richtung des Röntgendetektorhalters **910** zu begrenzen oder anderweitig zu dämpfen. Gemäß einer Ausführungsform kann die erste Kollimatorplatte **928** ausgebildet sein, um einen oder mehrere Aspekte eines Röntgenbildes für jeden Fokuspunkt zu regeln, während die zweite Kollimatorplatte **916** ausgebildet sein kann, um ein Röntgenfeld weiter auf eine Form und Größe eines intraoralen Röntgendetektors zum Schutz des Patienten zu begrenzen. Sowohl die erste als auch die zweite Kollimatorplatte **916** können Materialien mit hohen Werten an Röntgenbegrenzungs- und/oder Dämpfungseigenschaften umfassen.

[0101] Die zweite Kollimatorplatte **916**, die sich noch auf **Fig. 12** bezieht, kann eine offene Mitte oder eine gemeinsame Apertur mit einem kleineren Durchmesser als die Öffnung oder gemeinsame Apertur des Zielkonus **914** aufweisen. Die gemeinsame Apertur ist rechteckig geformt, aber es werden auch andere Formen in Betracht gezogen. Die zweite Kollimatorplatte **916** ist so ausgebildet, dass sie auf dem Zielkonus **914** je nach Ausrichtung und/oder Größe des Röntgendetektors austauschbar ist. Auf diese Weise kann die zweite Kollimatorplatte **916** drehbar, veränderbar und/oder austauschbar sein, mit einer Platte mit einer gemeinsamen Apertur unterschiedlicher Größe und/oder Form. Die gemeinsame Apertur kann ausgebildet sein, um ein Röntgenfeld weiter auf eine Form und Größe eines intraoralen Röntgen- und Röntgendetektors zu begrenzen. Wenn beispielsweise der Röntgendetektor **912** in Querformat auf dem Röntgendetektorhalter **910** ausgerichtet ist, kann die zweite Kollimatorplatte **916** ebenfalls in Querformat auf dem Zielkonus **914** ausgerichtet sein, um der Ausrichtung des Röntgendetektors **912** zu entsprechen. In einem weiteren exemplarischen veranschaulichenden Szenario, wenn der Röntgendetektor **912** im Hochformat auf dem Röntgendetektorhalter **910** ausgerichtet ist, kann die zweite Kollimatorplatte **916** ähnlich im Hochformat auf dem Zielkonus **914** ausgerichtet sein.

[0102] **Fig. 13** veranschaulicht weiterhin die erste Kollimatorplatte **928**. Die erste Kollimatorplatte **928** weist ein oder mehrere Löcher oder Aperturen **932** auf, die ausgebildet sind, um sich mit einer oder mehreren Öffnungen in der Röntgenquelle auszurichten, um dadurch beispielsweise die Röntgenfeldgröße, die Strahlintensität und/oder die Strahlrichtung von Röntgenstrahlen der Röntgenquelle **930** zu begrenzen. Gemäß der exemplarischen Ausführungsform der **Fig. 12** und **Fig. 13** sind sieben Aperturen **932** linear über eine Länge der ersten Kollimatorplatte **928** verteilt und entsprechen sieben Aperturen (nicht dargestellt), die ebenfalls in der Röntgenquelle **930** vorgesehen sind. Halterungen **934** zur Befestigung der ersten Kollimatorplatte am Zielkonus **914** und/oder an der Röntgenquelle **930** sind vorgesehen und können mit der ersten Kollimatorplatte **928** integriert sein. Gemäß dieser exemplarischen Ausführungsform weist die erste Kollimatorplatte **928** vier integral ausgebildete Halterungen **934** auf, um die Platte abnehmbar an einem oder beiden Zielkonen **914** und/oder der Röntgenquelle **930** zu befestigen.

[0103] Dementsprechend veranschaulicht **Fig. 14** eine exemplarische Ausführungsform eines Kollimators, im Allgemeinen als **920** bezeichnet, mit einem Zielkonus **914**, der an seinem ersten Ende eine erste Kollimatorplatte **928** und an seinem zweiten Ende eine zweite Kollimatorplatte **916** aufweist. Jeder der einen oder mehreren Fokuspunkte **948**, von denen es in dieser Ausführungsform sieben gibt, emittiert einen Röntgenstrahl **949**, der durch die erste Kollimatorplatte **928** geregelt wird. Röntgenstrahlen **949** wandern durch die erste Kollimatorplatte **928**, durch den Zielkonus **914**, durch die zweite Kollimatorplatte **916** zu einem am Röntgendetektor **912** angeordneten Sensor, der während der Verwendung durch den Röntgendetektorhalter **910** im Wesentlichen stationär gehalten wird. Die zweite Kollimatorplatte **916** kann ausgebildet sein, um die Röntgenstrahlen weiter auf eine Größe und/oder Form der aktiven Flächenabmessungen des Röntgendetektors zu begrenzen (z.B. einen im Röntgendetektor **912** definierten Bereich, in dem Daten gesammelt werden können). Auf diese Weise kann der Kollimator **920** so ausgebildet sein, dass die Röntgenbelichtung von jedem Fokuspunkt **948** auf denselben Röntgendetektor **912** innerhalb eines bestimmten Prozentsatzes der aktiven Detektorflächendimensionen kollimiert wird. So kann beispielsweise der Kollimator **920** ausgebildet sein, um die Röntgenstrahlung auf etwa ein Prozent (1 %) der aktiven Detektorflächendimension zu kollimieren. Es wird jedoch auch ein größerer oder kleinerer Prozentsatz erwogen, ohne vom Umfang des hierin offenbarten Gegenstandes abzuweichen.

[0104] Unter Bezugnahme auf **Fig. 15** wird nun darin eine exemplarische Ausführungsform für eine Freiheitsgrad- (DOF-) -Struktur oder - Vorrichtung, die im Allgemeinen mit **940** bezeichnet wird, dargestellt.

Die DOF-Vorrichtung **940** ist ausgebildet, um an der Röntgenquelle **930** sowie am Gelenkarm **950** befestigt zu werden.

In einigen Aspekten ist die DOF-Vorrichtung **940** über einen Drehpunkt, Stifte, Schrauben, Federn und/oder jeden anderen Mechanismus, der es der Röntgenquelle **930** ermöglicht, sich in drei unabhängigen Freiheitsgraden in Bezug auf ein abzubildendes Objekt (z.B. einen oder mehrere Zähne im Mund eines Patienten) zu drehen, an der Röntgenquelle **930** befestigbar. So kann beispielsweise ein erster Arm **942** an einer Seitenfläche und einer Rückfläche der Röntgenquelle **930** über einen schwenkbaren Stift **944** befestigt werden, der es der Röntgenquelle **930** ermöglicht, sich jeweils um die Achsen CL3 und CL4 zu drehen. In diesem Beispiel kann ein zweiter Arm **946** an der gleichen Seitenfläche der Röntgenquelle **930** befestigt werden wie der erste Arm **942**, und sich über eine Oberseite der Röntgenquelle **930** krümmen und an einem Ende des Gelenkarms **950** befestigbar sein. Der zweite Arm **946** und der erste Arm **942** der DOF-Vorrichtung **940** sind so dargestellt, dass sie über den gleichen schwenkbaren Stift **944** an der Röntgenquelle **930** befestigt sind, wobei ihre Befestigung jedoch auch durch verschiedene drehbare Stifte **944** erfolgen kann, die eine Drehung der Röntgenquelle **930** um die Achse CL2 ermöglichen. Der zweite Arm **946** kann ansonsten auf der anderen gegenüberliegenden Seitenfläche der Röntgenquelle **930** angeordnet sein. Verschiedene strukturelle Konfigurationen der DOF-Vorrichtung **940** können ebenfalls eingesetzt werden, die eine Drehung der Vorrichtung um die drei Achsen CL2, CL3 und CL4 ermöglichen, wie sie dem Fachmann bekannt sind.

[0105] Unter Bezugnahme auf **Fig. 16** wird eine perspektivische Ansicht einer exemplarischen Ausführungsform einer linearen Röntgenquellenanordnung, allgemein als **935** bezeichnet, dargestellt. Die lineare Röntgenquellenanordnung **935** kann mit ähnlichen Eigenschaften und Funktionen ausgebildet sein, wie sie vorstehend in Bezug auf die Röntgenquellenanordnung **110** in **Fig. 1** beschrieben sind (z.B. kann die lineare Röntgenquellenanordnung **935** in **Fig. 16** einen oder mehrere Röntgenfokuspunkte umfassen). Gemäß dieser Ausführungsform weist die lineare Röntgenquellenanordnung **935** ein Gehäuse **936** für eine Röntgenröhre (z.B. ein CNT) und ein oder mehrere Pixel sowie ein Röntgenaustrittsfenster **938** auf, das ausgebildet ist, um einen Ausgang für einen oder mehrere Röntgenstrahlen und eine inhärente Filterung bereitzustellen. In einigen Aspekten ist das Röntgenaustrittsfenster **938** als rechteckiges Fenster ausgebildet, um einen Ausgang für linear verteilte Röntgenpixel bereitzustellen. Wenn die Röntgenquellenanordnung **935** jedoch kreisförmig ist, dann kann das Röntgenaustrittsfenster **938** entsprechend kreisförmig sein. In allen Ausführungsformen der Röntgenquellenanordnung **935** kann das Röntgenaustrittsfenster **938** davon eine beliebige Form auf-

weisen. Infolgedessen ist es für den Fachmann offensichtlich, dass das Röntgenaustrittsfenster **938** der Röntgenquellenanordnung **935** so ausgebildet ist, dass es der Größe und/oder Form der Röntgenpixelverteilung im Inneren entspricht.

[0106] Daraus folgt, dass eine relative Ausrichtung einer Röntgenquellenanordnung in Bezug auf einen Röntgendetektor eine Scanrichtung (Abtastrichtung) beeinflussen kann. Die **Fig. 17A-17B** veranschaulichen diesen Effekt. In **Fig. 17A** ist die Röntgenquellenanordnung, allgemein als **935** bezeichnet, schematisch als linear verteilte Röntgenquellenanordnung dargestellt, die mit ihrer Längsachse A parallel zur Röntgenrichtung ausgerichtet ist. So ist in **Fig. 17A**, wenn ein Objekt abgebildet wird (z.B. Zahn **106**), das in y-Richtung in einem bestimmten Abstand entfernt ist, eine Scanrichtung senkrecht zur Wurzelkronen-Z-Richtung. Umgekehrt ist in **Fig. 17B** die Röntgenquellenanordnung **935** noch als linear verteilte Röntgenquellenanordnung ausgebildet, die mit ihrer Längsachse A senkrecht zur Röntgenrichtung ausgerichtet ist. In **Fig. 17B** ist also eine Scanrichtung parallel zur Wurzelkronen-Z-Richtung, wenn ein Objekt (z.B. Zahn **106**) in y-Richtung in einem bestimmten Abstand platziert wird.

[0107] Ein Verfahrensflußdiagramm, das ein intraorales Tomosyntheseverfahren für die 3D-Zahnabbildung unter Verwendung eines stationären intraoralen Tomosynthesystems mit einer Erzeugung und Anzeige von synthetischen zweidimensionalen (2D) intraoralen Bildern darstellt, ist in **Fig. 18** dargestellt.

[0108] In einem ersten Schritt **1000A** wird ein Systemstart (Booten) und/oder eine Überprüfung eingeleitet. Das Booten und/oder Überprüfen des Systems, das eingeleitet wird, kann vom medizinischen Personal durchgeführt werden und/oder roboterhaft und/oder automatisch unter Verwendung einer Spezialanwendungs-Computervorrichtung, die speziell an das stationäre intraorale Tomosynthesystem und/oder das Verfahren zur 3D-Zahnabbildung gebunden ist. Die Spezialanwendungs-Computervorrichtung kann eine Vorrichtung wie die in **Fig. 8** dargestellte Computerplattform **804** sein. In einigen Aspekten kann der Systemstart- und/oder die Überprüfung das Initiieren der jeweiligen Komponenten umfassen, einschließlich des Röntgendetektors, der Röntgenanordnung, der Computerplattform usw.

[0109] In einem zweiten Schritt **1000B** kann ein Patient einchecken (Patienten-Check-In). So kann beispielsweise ein Patient einchecken, wobei auf Dateien mit Patienteninformationen zugegriffen wird (z.B. aus dem Datenspeicher **812** in der Computerplattform **804** in **Fig. 8**) und diese in das stationäre intraorale Tomosynthesystem hochgeladen werden.

[0110] In einem dritten Schritt **1000C** kann ein Patient an einer Stelle platziert werden, an der ein an einem Detektorhalter befestigter Detektor im Mund des Patienten platziert werden kann. So kann beispielsweise der Patient in einem verstellbaren Sitz sitzen, wobei ein intraoraler Detektor, der an einem Detektor oder Röntgendetektorhalter **910** befestigt ist (z.B. **Fig. 10**), im Mund des Patienten nahe einem ROI (z.B. ein oder mehrere Zähne) im Mund des Patienten positioniert wird.

[0111] In einem vierten Schritt **1000D** kann eine Position eines Detektorhalters eingestellt werden, um den Detektorhalter auf die Ausrichtung mit einem Zielkonus vorzubereiten. So kann beispielsweise ein erstes Ende des Detektors oder des Röntgendetektorhalters **910**, wie in **Fig. 10** dargestellt, für die Befestigung mit einem Zielkonus **914** vorbereitet werden (siehe, z.B. **Fig. 11A-11B**).

[0112] In einem fünften Schritt **1000E** kann ein Röntgendetektorhalter mit einem Zielkonus gekoppelt werden. So kann beispielsweise ein erstes Ende des Röntgendetektorhalters **910** über eine Mehrzahl von Magneten **906**, **922**, die am ersten Ende des Röntgendetektorhalters **910** und des Zielkonus **914** eingebettet sind, magnetisch mit einem Zielkonus **914** gekoppelt werden.

[0113] In einem sechsten Schritt **1000F** kann das System aktiviert werden, um alle Projektionsbilder für die 3D-Tomosynthese aufzunehmen (z.B. aktiviert, um einen Tomosynthesescan durchzuführen). So kann beispielsweise die Durchführung eines Tomosynthesescans das Sammeln eines oder mehrerer Röntgenprojektionsbilder unter Verwendung von Röntgenstrahlung umfassen, die von einem entsprechenden Fokuspunkt oder Pixel einer Röntgenquellenanordnung ausgestrahlt wird, die räumlich verteilt sein kann. In einigen Aspekten kann jedes der Röntgenpixel in der Röntgenquellenanordnung einzeln aktiviert werden. In einigen Aspekten ist die Röntgenbelichtung und -datenerfassung so ausgebildet, dass sie nach einem vorprogrammierten Abbildungsprotokoll synchronisiert werden. Das vorprogrammierte Protokoll kann eine Reihe von Schritten umfassen, die von einer Computerplattform (z.B. **804** aus **Fig. 8**) und dem zugehörigen stationären intraoralen Tomosynthesesystem ausgeführt werden, das vor einer Tomosynthesescan-Sitzung programmiert wird. Das Protokoll kann beispielsweise Folgendes beinhalten: (a) Auslösen eines Beginns der intraoralen Detektordatenerfassung durch Röntgenphotonen, die von einem ersten Fokuspunkt emittiert werden, wobei eine Verweildauer gleich einer Röntgenbelichtungszeit ist; (b) nach der Verweildauer, Abschalten der Röntgenstrahlung vom ersten Fokuspunkt und Übertragen von Daten durch den intraoralen Detektor für eine feste Auslesezeit an die Computerplattform; (c) an einem Ende der festen Aus-

seizeit, Einschalten der Röntgenstrahlung von einem zweiten Fokuspunkt und erneutes Beginnen der intraoralen Detektordatenerfassung; und (d) Wiederholen des Prozesses, bis ein letztes Röntgenprojektionsbild von einem letzten Fokuspunkt aufgenommen wird. In einem anderen Beispiel kann das Protokoll Folgendes beinhalten: (a) Auslösen eines Beginns der intraoralen Detektordatenerfassung für jedes Bild durch Röntgenphotonen, die von einem entsprechenden Fokuspunkt emittiert werden, und Vorstellen einer Verweilzeit für jedes der Bilder; (b) nach jeder der Röntgenbelichtungen, Übertragen von Daten durch den intraoralen Detektor an die Computerplattform; und (c) nach der Röntgenbildaufnahme für jedes der Bilder, Zurücksetzen des intraoralen Detektors und Wiederholen des Prozesses, bis ein letztes Röntgenprojektionsbild von einem letzten Fokuspunkt aufgenommen wird. Es kann auch ein anderes Protokoll aufgenommen werden, wie es dem Fachmann auf diesem Gebiet geläufig ist. Zusätzlich kann ein Röntgendetektor für ein bestimmtes Protokoll ausgebildet und/oder ausgelegt sein.

[0114] In einem siebten Schritt **1000G** kann die Bildverarbeitung und -rekonstruktion auf einer Computerplattform durchgeführt werden (z.B. **804**, **Fig. 8**). So kann beispielsweise jeder der von jedem Röntgenpixel aufgenommenen Bildschichten auf der Computerplattform **804** zu einem einzigen Tomosynthesebild rekonstruiert werden. In einigen Aspekten können ein oder mehrere Röntgenprojektionsbilder, die im sechsten Schritt aufgenommen wurden, von einem intraoralen Detektor (siehe **Fig. 9**) zur Computerplattform **804** übertragen werden, beispielsweise durch eine drahtgebundene Datenübertragungsleitung, die den intraoralen Detektor mit der Computerplattform verbindet, durch eine drahtlose Übertragung usw.

[0115] In einem achten Schritt **1000H**, der optional sein kann, können 2D-Bilder aus den 3D-rekonstruierten Bildern im siebten Schritt synthetisiert werden. So können beispielsweise 2D-Bilder aus Projektionsrichtungen synthetisiert werden, die mit den Richtungen übereinstimmen oder sich von diesen unterscheiden, in denen ein oder mehrere originale Röntgenprojektionsbilder gesammelt wurden.

[0116] In einem neunten Schritt **1000I** können die rekonstruierten 3D-Bilder und, optional, die synthetisierten 2D-Bilder in einer Datenbank gespeichert werden. So kann die Datenbank beispielsweise ein Datenspeicher **812** in **Fig. 8** der Spezialanwendungs-Computerplattform sein, die dem stationären intraoralen Tomosynthesesystem zugeordnet ist.

[0117] In einem zehnten Schritt **1000J** können die rekonstruierten 3D-Bilder und/oder die optionalen 2D-Bilder jedem medizinischen Personal und/oder einem Patienten über ein Display angezeigt werden. So

kann beispielsweise ein Nutzer in der Lage sein, auf den Datenspeicher **812** zuzugreifen, in dem die rekonstruierten 3D-Bilder und/oder die optionalen 2D-Bilder gespeichert sind, und die rekonstruierten Bilder auf einem der Computerplattform **804** von **Fig. 8** zugeordneten Display anzuzeigen. In einigen Aspekten kann die Darstellung einer Sequenz des einen oder der mehreren synthetischen Röntgenprojektionsbilder aus verschiedenen Projektionswinkeln von Vorteil sein, da sie es einem medizinischen Dienstleister, wie beispielsweise einem Zahnarzt, ermöglichen kann, Nahbereichsschnittstellen zwischen einem oder mehreren Zähnen besser zu visualisieren. In einigen Aspekten können ein oder mehrere synthetische Röntgenprojektionsbilder gleichzeitig mit einem oder mehreren 3D-Tomosyntheschichtbildern (z.B. einem 3D-Bild zur Rekonstruktion der 3D-Tomosynthesebilder) dargestellt werden, um die Charakterisierung und Genauigkeit der Diagnose von Krankheiten, wie z.B. Zahnerkrankungen, zu verbessern.

[0118] Es wird bevorzugt, dass das exemplarische Verfahrensflussdiagramm aus **Fig. 18** ausschließlich der Veranschaulichung dient und dass verschiedene und/oder zusätzliche Schritte durchgeführt werden können, ohne vom Umfang des vorstehend beschriebenen Gegenstand abzuweichen. Es ist auch zu beachten, dass verschiedene hierin beschriebene Schritte in einer unterschiedlichen Reihenfolge oder Sequenz ablaufen können, oder sogar vollständig weggelassen werden können.

[0119] Obwohl sich die vorstehende Beschreibung auf Figuren im Zusammenhang mit einer Dentalbildgebung beziehen, können die vorstehend genannten Systeme, Verfahren und computerlesbaren Medien auch für andere Anwendungen als die Dentalbildgebung verwendet werden und sind nicht auf diese beschränkt. So kann der vorliegende Gegenstand in anderen Ausführungsformen umgesetzt werden, ohne vom Geist und seinen wesentlichen Eigenschaften abzuweichen. Die vorstehend beschriebenen Ausführungsformen sind daher in jeder Hinsicht als veranschaulichend und nicht einschränkend zu betrachten. Obwohl der vorliegende Gegenstand in Bezug auf bestimmte bevorzugte Ausführungsformen beschrieben wurde, fallen auch andere Ausführungsformen, die für den Fachmann offensichtlich sind, in den Umfang des vorliegenden Gegenstandes.

[0120] Es soll davon ausgegangen werden, dass verschiedene Details des hierin beschriebenen Gegenstandes geändert werden können, ohne vom Umfang des hierin beschriebenen Gegenstandes abzuweichen. Darüber hinaus dient die vorstehende Beschreibung nur der Veranschaulichung und nicht der Einschränkung, da der hier beschriebene Gegenstand durch die nachfolgend aufgeführten Ansprüche definiert wird.

ZITATE ENTHALTEN IN DER BESCHREIBUNG

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

Zitierte Patentliteratur

- US 62333614 [0001]
- US 7751528 [0021]

Patentansprüche

1. Stationäres intraorales Tomosynthesystem zur dreidimensionalen (3D) Abbildung eines Objekts, wobei das System umfasst:

eine räumlich verteilte Röntgenquellenanordnung, die einen oder mehrere Fokuspunkte umfasst;
 eine Freiheitsgrad- (DOF-) Vorrichtung, die an der räumlich verteilten Röntgenquellenanordnung an einem ersten Ende eines Gelenkarms befestigt ist, wobei das erste Ende des Gelenkarms am nächsten an dem Objekt angeordnet ist;
 eine Steuereinheit, die eine Stromversorgung und eine Steuerelektronik umfasst, die ausgebildet ist, um die räumlich verteilte Röntgenquellenanordnung zu steuern, wobei die Steuereinheit an einem zweiten Ende des Gelenkarms befestigbar ist, wobei die Steuereinheit über elektrische Kabel durch eine Innenseite oder entlang des Gelenkarms mit der räumlich verteilten Röntgenquellenanordnung verbunden ist, und wobei die Steuereinheit an einer Wand oder einer Oberfläche montierbar ist;
 einen intraoralen Detektor, der ausgebildet ist, um ein oder mehrere Röntgenprojektionsbilder aufzuzeichnen, wobei jedes der einen oder mehreren Röntgenprojektionsbilder durch Röntgenstrahlung erzeugt wird, die von einem entsprechenden Fokuspunkt der einen oder mehreren Fokuspunkte der räumlich verteilten Röntgenquellenanordnung emittiert wird; und
 einen Kollimator, der zwischen der räumlich verteilten Röntgenquellenanordnung und dem Patienten angeordnet ist, wobei der Kollimator die räumlich verteilte Röntgenquellenanordnung mit dem Röntgendetektor koppelt, wobei der Kollimator ausgebildet ist, um die von einem oder mehreren Fokuspunkten der räumlich verteilten Röntgenquellenanordnung emittierte Röntgenstrahlung auf einen durch den intraoralen Detektor definierten gemeinsamen Bereich zu beschränken,
 wobei das System ausgebildet ist, um eine Tomosynthese-Rekonstruktion durchzuführen, um ein oder mehrere 3D-Bilder unter Verwendung der einen oder mehreren Röntgenprojektionsbilder unter Verwendung einer Computerplattform zu erzeugen.

2. System nach Anspruch 1, wobei die räumlich verteilte Röntgenquellenanordnung um drei unabhängige Achsen drehbar ist, die durch die DOF-Vorrichtung definiert sind, um die räumlich verteilte Röntgenquellenanordnung in Bezug auf das Objekt auszurichten.

3. System nach Anspruch 1, wobei:
 der Kollimator umfasst:

einen Zielkonus;
 eine erste Kollimatorplatte, die an einem ersten Ende des Zielkonus in der Nähe der räumlich verteilten Röntgenquellenanordnung angeordnet ist, wobei die erste Kollimatorplatte eine oder mehrere Aperturen umfasst, die jeweils ausgebildet sind, um die vom ent-

sprechenden Fokuspunkt der einen oder mehreren Fokuspunkte der räumlich verteilten Röntgenquellenanordnung emittierte Röntgenstrahlung zu kollimieren, und

eine zweite Kollimatorplatte, die an einem zweiten Ende des Zielkonus in der Nähe des intraoralen Detektors angeordnet ist, wobei die zweite Kollimatorplatte eine gemeinsame Apertur umfasst, die für alle der einen oder der mehreren Fokuspunkte ausgebildet ist, und

wobei die erste und zweite Kollimatorplatte so ausgebildet sind, dass die Röntgenstrahlung für jeden der einen oder mehreren Fokuspunkte so ausgebildet ist, um ohne mechanische Bewegung der räumlich verteilten Röntgenquelle, des intraoralen Detektors oder der ersten und/oder zweiten Kollimatorplatte zu einem im Wesentlichen gemeinsamen Bereich auf einer Oberfläche des intraoralen Detektors kollimiert zu werden.

4. System nach Anspruch 3, wobei die erste und zweite Kollimatorplatte in im Wesentlichen parallelen Ebenen relativ zueinander auf dem Zielkonus angeordnet sind.

5. System nach Anspruch 3, wobei die erste Kollimatorplatte an der räumlich verteilten Röntgenquellenanordnung befestigt ist und die zweite Kollimatorplatte abhängig von einer Ausrichtung und/oder Größe des intraoralen Detektors austauschbar ist.

6. System nach Anspruch 1, wobei der Kollimator so ausgebildet ist, dass eine Röntgenbelichtung von jedem der Fokuspunkte zum intraoralen Detektor innerhalb von etwa einem Prozent einer aktiven Detektorflächendimension kollimiert wird.

7. System nach Anspruch 1, wobei die räumlich verteilte Röntgenquellenanordnung eine auf Kohlenstoff-Nanoröhren basierende Feldemissionsröntgenquellenanordnung umfasst.

8. System nach Anspruch 1, wobei der intraorale Detektor ein digitaler Detektor ist, der mit der Röntgenbelichtung aus der räumlich verteilten Röntgenquellenanordnung synchronisiert ist, um das eine oder die mehreren Röntgenprojektionsbilder während eines oder mehrerer Scans aufzuzeichnen, und wobei jedes der einen oder mehreren Röntgenprojektionsbilder durch die Röntgenstrahlung erzeugt wird, die von dem entsprechenden Fokuspunkt der einen oder der mehreren Fokuspunkte der räumlich verteilten Röntgenquellenanordnung emittiert wird.

9. System nach Anspruch 1, wobei das eine oder die mehreren Röntgenprojektionsbilder ausgebildet sind, um vom intraoralen Detektor zur Computerplattform entweder über eine Datenübertragungsleitung, die den intraoralen Detektor mit der Computerplatt-

form verbindet, oder eine drahtlose Übertragung dazwischen übertragen zu werden.

10. System nach Anspruch 1, wobei das System ausgebildet ist, um einen Tomosynthesescan durchzuführen, der das Sammeln der einen oder mehreren Röntgenprojektionsbilder umfasst, wobei die Röntgenbelichtung und das Sammeln der einen oder mehreren Röntgenprojektionsbilder ausgebildet ist, um einem vorprogrammierten Protokoll folgend synchronisiert zu werden, umfassend:

Aktivieren eines ersten Fokuspunktes zum Emittieren von Röntgenstrahlung für eine Röntgenbelichtungszeit und Auslösen einer Erfassung von intraoralen Detektordaten für eine Verweildauer, wobei die Verweildauer eine gleiche Dauer wie die Röntgenbelichtungszeit ist;

nach der Verweildauer, Deaktivieren des ersten Fokuspunktes, um das Emittieren der Röntgenstrahlung davon zu stoppen, und Übertragen der intraoralen Detektordaten an die Computerplattform für eine feste Auslesezeit;

nach der festen Auslesezeit, Aktivieren eines zweiten Fokuspunktes zum Emittieren von Röntgenstrahlung für die Röntgenbelichtungszeit und Auslösen einer nachfolgenden Erfassung neuer intraoraler Detektordaten für die Verweildauer;

nach der Verweildauer, Deaktivieren des zweiten Fokuspunktes, um das Emittieren der Röntgenstrahlung davon zu stoppen, und Übertragen der neuen intraoralen Detektordaten an die Computerplattform für eine feste Auslesezeit; und

Wiederholen der Aktivierungs- und Deaktivierungsschritte, bis ein letztes Röntgenprojektionsbild von einem letzten Fokuspunkt erfasst und an die Computerplattform übertragen ist.

11. System nach Anspruch 1, wobei das System ausgebildet ist, um einen Tomosynthesescan durchzuführen, der das Sammeln der einen oder mehreren Röntgenprojektionsbilder umfasst, wobei die Röntgenbelichtung und das Sammeln der einen oder mehreren Röntgenprojektionsbilder ausgebildet ist, um einem vorprogrammierten Protokoll folgend synchronisiert zu werden, umfassend:

Auslösen, durch eine Röntgenbelichtung, einer Erfassung von intraoralen Detektordaten für jedes der einen oder mehreren Röntgenprojektionsbilder für eine Verweildauer, wobei die Röntgenbelichtung eine Röntgenstrahlung umfasst, die von dem entsprechenden Fokuspunkt emittiert wird, und wobei die Verweildauer für jedes der einen oder mehreren Röntgenprojektionsbilder voreingestellt ist;

Übertragen, nach jeder Röntgenbelichtung, der intraoralen Detektordaten an die Computerplattform;

Zurücksetzen, nach der Erfassung jedes der einen oder mehreren Röntgenprojektionsbilder, des intraoralen Detektors, und

Wiederholen der Auslöse-, Übertragungs- und Rücksetzschritte, bis ein letztes der einen oder mehreren

Röntgenprojektionsbilder von einem letzten Fokuspunkt erfasst und übertragen ist.

12. System nach Anspruch 1, wobei: die Steuereinheit ausgebildet ist, um einen Röntgenröhrenstrom für jeden der einen oder mehreren Fokuspunkte einzustellen, der so ausgebildet ist, um ein gleicher Röntgenröhrenstrom zu sein, die Steuereinheit ausgebildet ist, um eine Extraktionsspannung an ein Extraktionsgate für eine Kathode jedes entsprechenden Fokuspunktes anzulegen, und ein Röntgenbelichtungspegel für jedes der einen oder mehreren Röntgenprojektionsbilder durch Variation einer Röntgenbelichtungszeit eingestellt ist.

13. System nach Anspruch 1, weiterhin umfassend einen Röntgendetektorhalter, der ausgebildet ist, um mit dem Kollimator an einem ersten Ende des Röntgendetektorhalters und mit dem intraoralen Detektor an einem zweiten Ende des Röntgendetektorhalters zu koppeln, wobei der intraorale Detektor am zweiten Ende des Röntgendetektorhalters befestigt und ausgebildet ist, um in einen Mund des Patienten eingesetzt zu werden, und wobei das erste Ende des Röntgendetektorhalters mit einem Ausgangsfenster des Kollimators gekoppelt ist.

14. System nach Anspruch 13, wobei eine Mehrzahl von Magneten auf einer Oberfläche des ersten Endes des Röntgendetektorhalters und des Kollimators angeordnet ist, um den Röntgendetektorhalter magnetisch mit dem Kollimator zu koppeln.

15. System nach Anspruch 1, wobei das System in einem Konstantbelichtungsmodus betrieben wird, in dem ein Röntgenbelichtungspegel durch Variieren eines Röntgenröhrenstroms für jeden der einen oder mehreren Fokuspunkte einstellbar ist.

16. Verfahren zur dreidimensionalen (3D) Abbildung unter Verwendung eines stationären intraoralen Tomosynthesystems, wobei das Verfahren umfasst:

Positionieren einer räumlich verteilten Röntgenquellenanordnung des stationären intraoralen Tomosynthesystems außerhalb eines Mundes eines Patienten, wobei die räumlich verteilte Röntgenquellenanordnung einen oder mehrere Fokuspunkte umfasst; Positionieren eines Röntgendetektors im Inneren des Mundes des Patienten unter Verwendung eines Röntgendetektorhalters, der für wenigstens ein Abbildungsprotokoll ausgebildet ist, wobei der Röntgendetektorhalter eine Mehrzahl von Magneten umfasst, die an einem ersten Ende des Röntgendetektorhalters angeordnet sind, dessen erstes Ende außerhalb des Mundes des Patienten angeordnet ist; Bereitstellen einer ersten Kollimatorplatte an einem ersten Ende eines Kollimators und einer zweiten Kollimatorplatte an einem zweiten Ende des Kollimatorhalters.

mators, wobei die zweite Kollimatorplatte so ausgewählt ist, dass sie einem oder mehreren Aspekten des Röntgendetektorhalters für das wenigstens eine Abbildungsprotokoll entspricht;

Koppeln der räumlich verteilten Röntgenquellenanordnung und des Kollimators mit dem Röntgendetektorhalter über die zweite Kollimatorplatte durch Koppeln der zweiten Kollimatorplatte mit dem zweiten Ende des Kollimators und dem ersten Ende des Röntgendetektorhalters;

Erfassen eines oder mehrerer Röntgenprojektionsbilder vom Mund des Patienten aus einem oder mehreren Blickwinkeln durch sequentielles Aktivieren jedes der einen oder mehreren Fokuspunkte für eine voreingestellte Strahlendosis und Röntgenenergie, wobei das eine oder die mehreren Röntgenprojektionsbilder zweidimensional (2D) sind;

Übertragen der einen oder mehreren Röntgenprojektionsbilder an eine Computerplattform;

Rekonstruieren eines oder mehrerer 3D-Tomosynthesebilder aus dem einen oder den mehreren Röntgenprojektionsbildern unter Verwendung eines oder mehrerer iterativer Rekonstruktionsverfahren; und Verarbeiten der einen oder mehreren 3D-Tomosynthesebilder und Anzeigen der einen oder mehreren 3D-Tomosynthesebilder auf einem oder mehreren Monitoren, die elektrisch mit der Computerplattform verbunden sind.

17. Verfahren nach Anspruch 16, wobei der eine oder die mehreren iterativen Rekonstruktionsalgorithmen die Implementierung eines iterativen Trunkierungsartefakt-Reduktionsverfahrens umfassen, um eine Bildqualität zu verbessern und das Sichtfeld für eine gegebene Größe des Röntgendetektors zu maximieren.

18. Verfahren nach Anspruch 16, umfassend das Erzeugen eines oder mehrerer synthetischer Röntgenprojektionsbilder aus Projektionsrichtungen, die gleich oder verschieden von den Richtungen sind, in denen wenigstens eines der einen oder mehreren Röntgenprojektionsbilder gesammelt wurde, wobei die einen oder mehreren synthetischen Röntgenprojektionsbilder zweidimensional (2D) sind.

19. Verfahren nach Anspruch 18, umfassend das gleichzeitige Anzeigen der einen oder mehreren 3D-Tomosynthesebilder und der einen oder mehreren synthetischen Röntgenprojektionsbilder zur Verbesserung der Charakterisierung und Diagnose von Zahnkrankungen.

20. Verfahren nach Anspruch 16, umfassend das Anzeigen einer Sequenz des einen oder der mehreren Röntgenprojektionsbilder aus verschiedenen Projektionswinkeln, um eine Visualisierung von Nahbereichsschnittstellen zwischen einem oder mehreren Zähnen zu verbessern.

21. Nichtflüchtiges, computerlesbares Medium, umfassend computerausführbare Anweisungen, die, wenn sie von einem Prozessor eines Computers ausgeführt werden, den Computer steuern, um ein Verfahren auszuführen, wobei das Verfahren umfasst:

Positionieren einer räumlich verteilten Röntgenquellenanordnung des stationären intraoralen Tomosynthesystems außerhalb eines Mundes eines Patienten, wobei die räumlich verteilte Röntgenquellenanordnung einen oder mehrere Fokuspunkte umfasst;

Positionieren eines Röntgendetektors im Inneren des Mundes des Patienten unter Verwendung eines Röntgendetektorhalters, der für wenigstens ein Abbildungsprotokoll ausgebildet ist, wobei der Röntgendetektorhalter eine Mehrzahl von Magneten umfasst, die an einem ersten Ende des Röntgendetektorhalters angeordnet sind, dessen erstes Ende außerhalb des Mundes des Patienten angeordnet ist;

Bereitstellen einer ersten Kollimatorplatte an einem ersten Ende eines Kollimators und einer zweiten Kollimatorplatte an einem zweiten Ende des Kollimators, wobei die zweite Kollimatorplatte so ausgewählt ist, dass sie einem oder mehreren Aspekten des Röntgendetektorhalters für das wenigstens eine Abbildungsprotokoll entspricht;

Koppeln der räumlich verteilten Röntgenquellenanordnung und des Kollimators mit dem Röntgendetektorhalter über die zweite Kollimatorplatte durch Koppeln der zweiten Kollimatorplatte mit dem zweiten Ende des Kollimators und dem ersten Ende des Röntgendetektorhalters;

Erfassen eines oder mehrerer Röntgenprojektionsbilder vom Mund des Patienten aus einem oder mehreren Blickwinkeln durch sequentielles Aktivieren jedes der einen oder mehreren Fokuspunkte für eine voreingestellte Strahlendosis und Röntgenenergie, wobei das eine oder die mehreren Röntgenprojektionsbilder zweidimensional (2D) sind;

Übertragen der einen oder mehreren Röntgenprojektionsbilder an eine Computerplattform;

Rekonstruieren eines oder mehrerer 3D-Tomosynthesebilder aus dem einen oder den mehreren Röntgenprojektionsbildern unter Verwendung eines oder mehrerer iterativer Rekonstruktionsverfahren; und Verarbeiten der einen oder mehreren 3D-Tomosynthesebilder und Anzeigen der einen oder mehreren 3D-Tomosynthesebilder auf einem oder mehreren Monitoren, die elektrisch mit der Computerplattform verbunden sind.

22. Nichtflüchtiges, computerlesbares Medium nach Anspruch 21, umfassend das Drehen der räumlich verteilten Röntgenquellenanordnung um drei unabhängige Achsen, die durch eine Freiheitsgrad-(DOF-)Vorrichtung definiert sind, an der die räumlich verteilte Röntgenquellenanordnung befestigt ist, um die räumlich verteilte Röntgenquellenanordnung in Bezug auf den Mund des Patienten auszurichten.

Es folgen 19 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

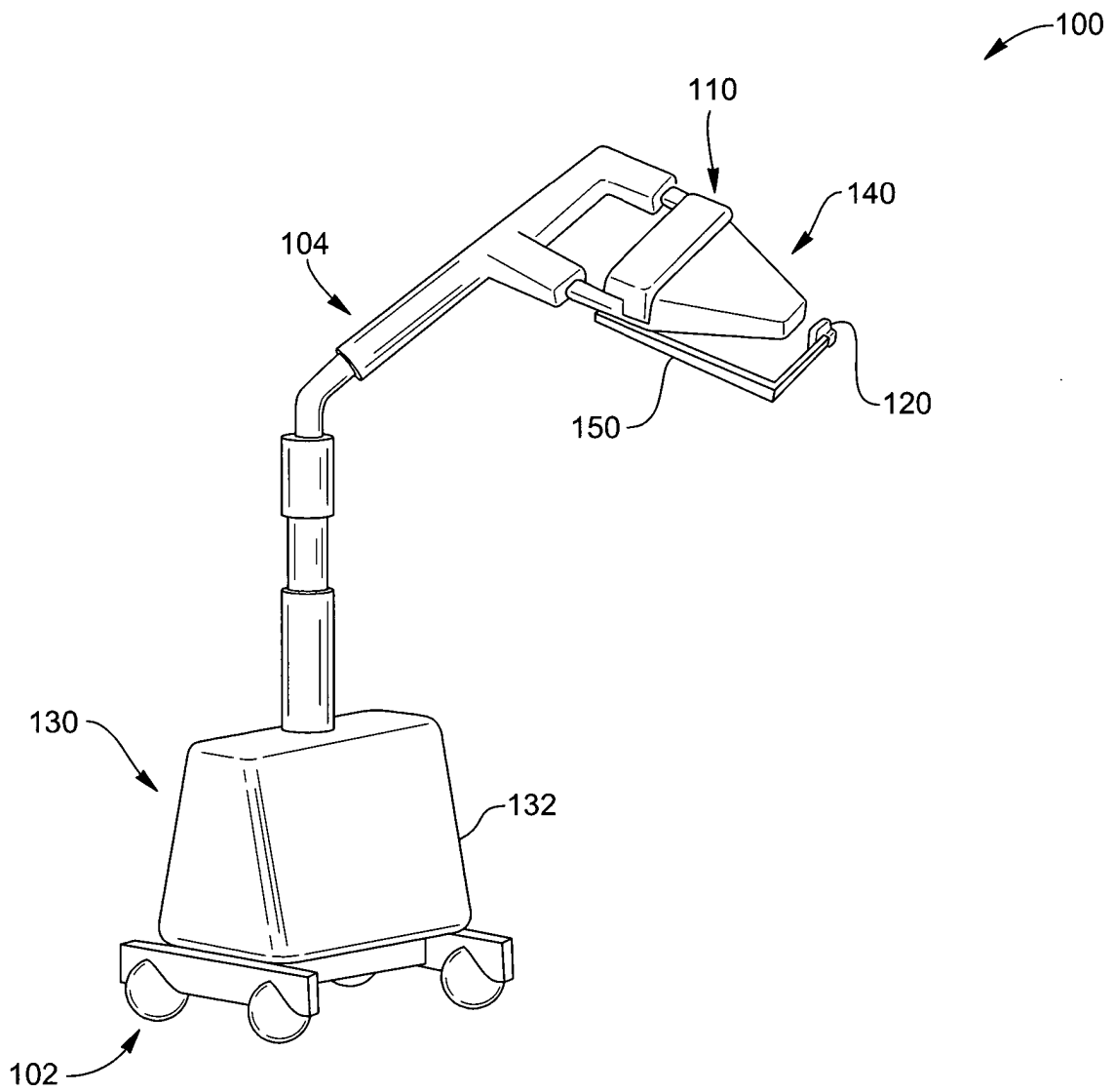


FIG. 1

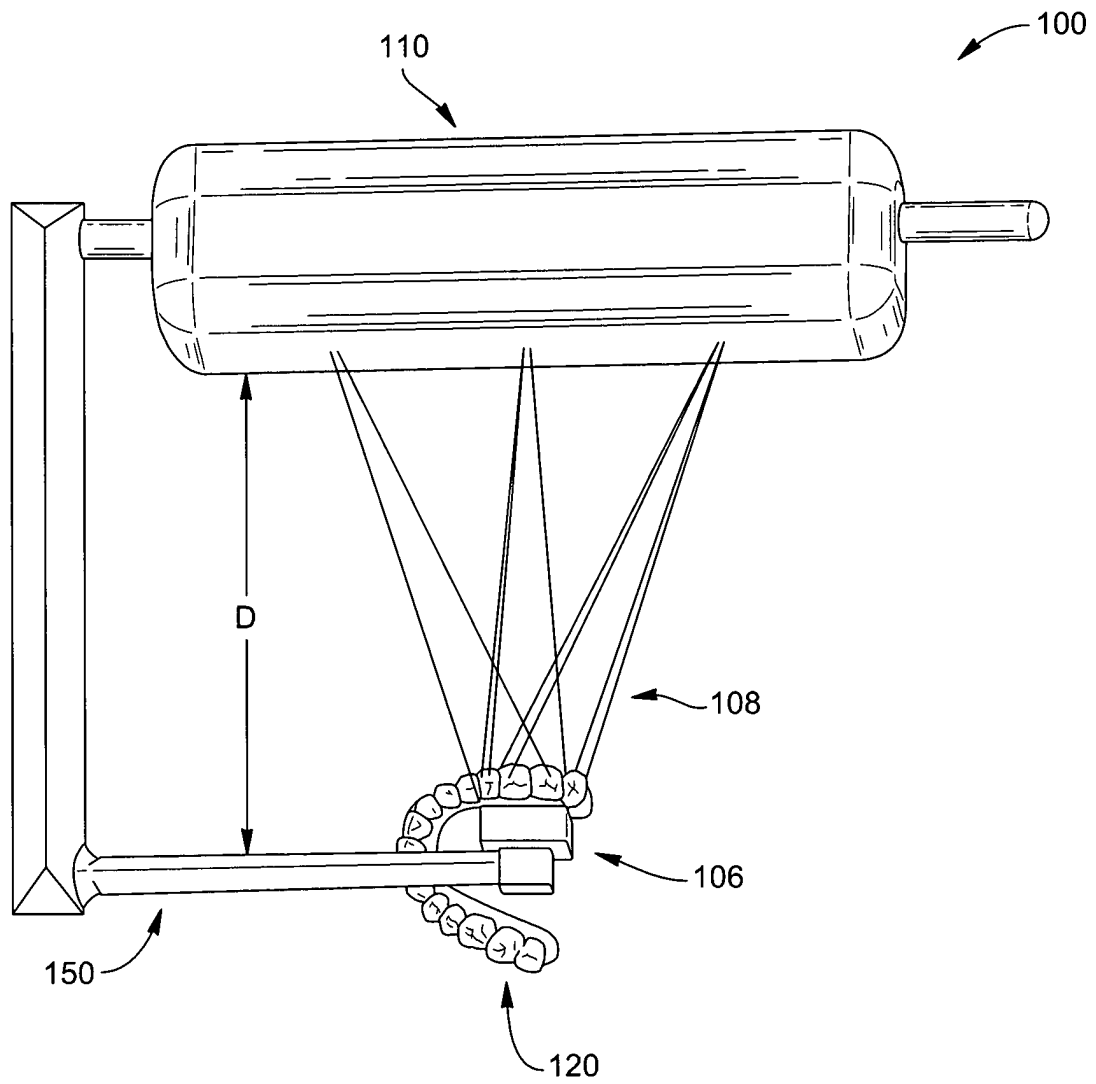


FIG. 2A

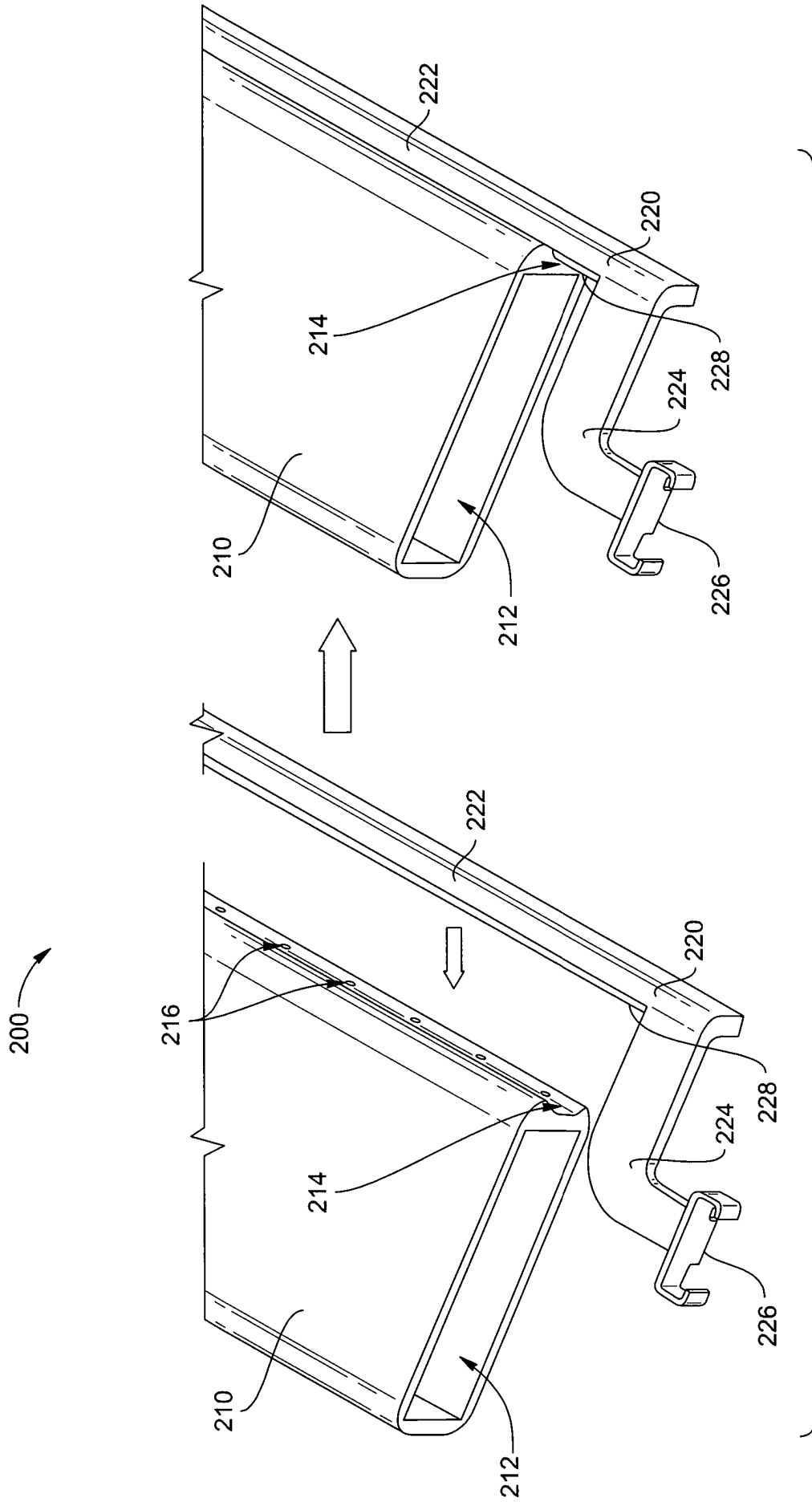


FIG. 2B

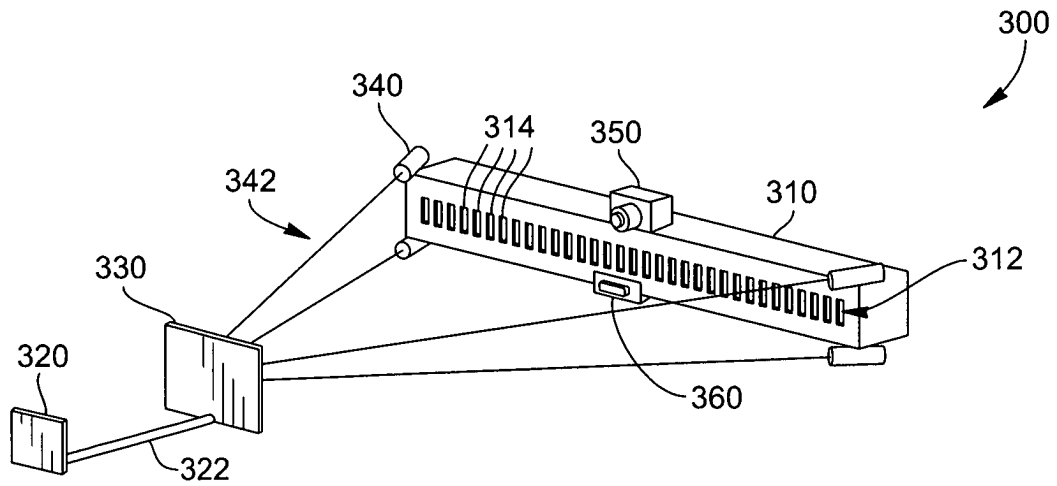


FIG. 3A

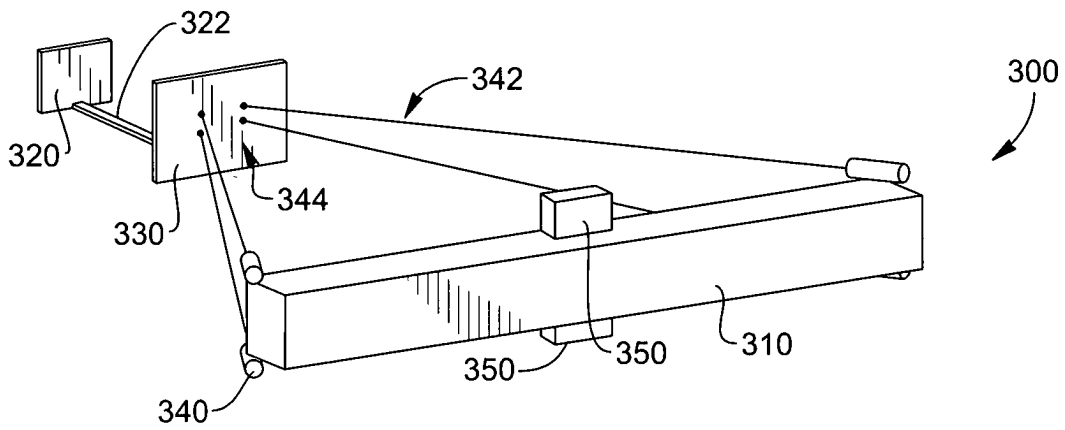


FIG. 3B

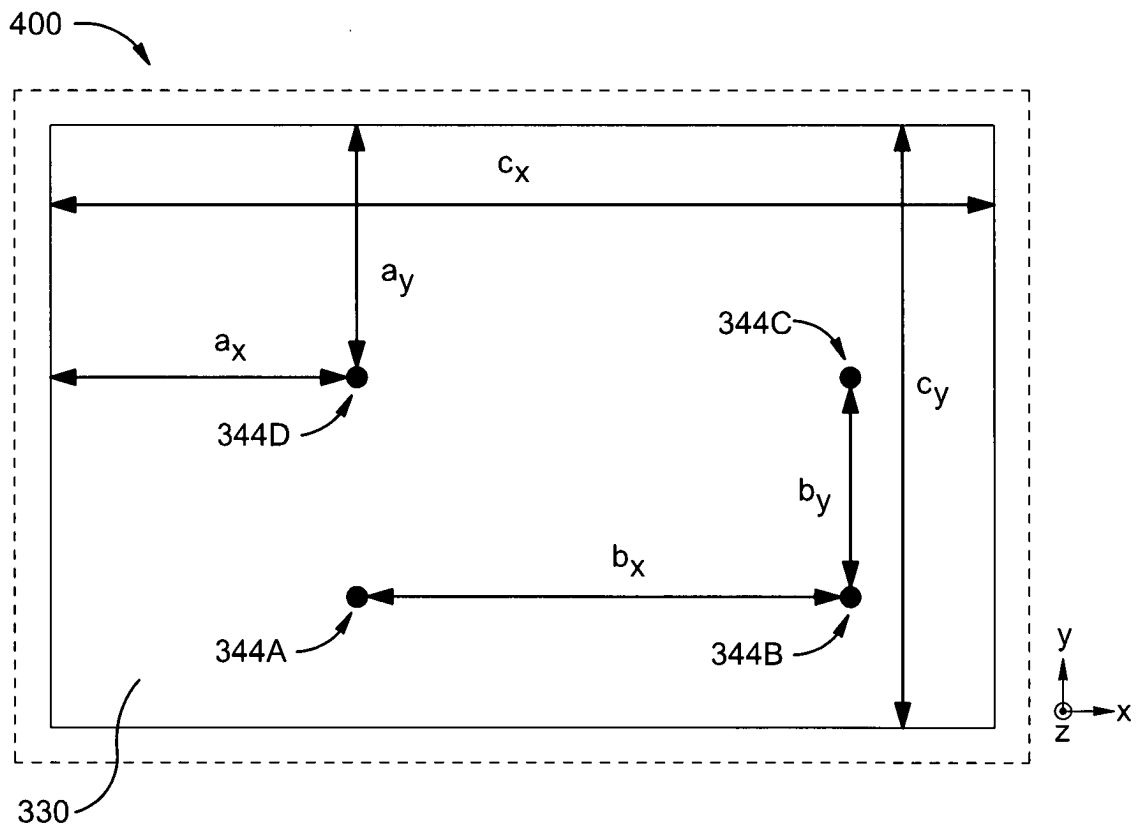


FIG. 4

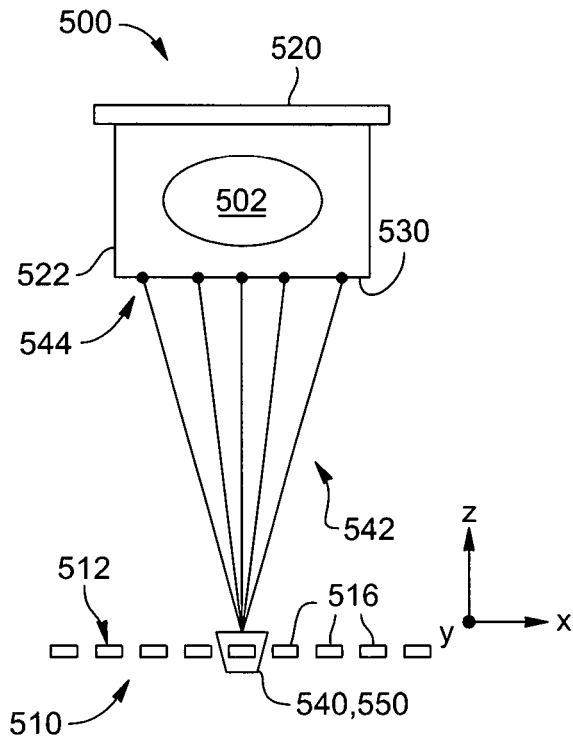


FIG. 5A

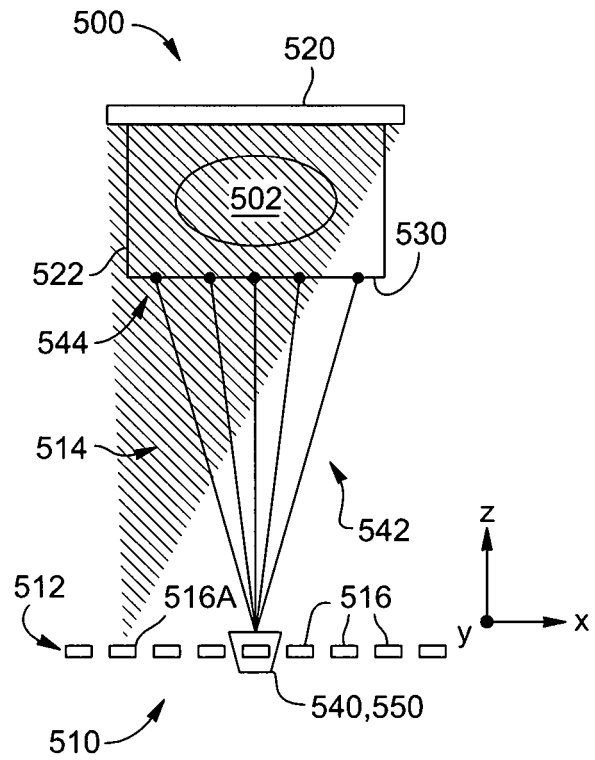


FIG. 5B

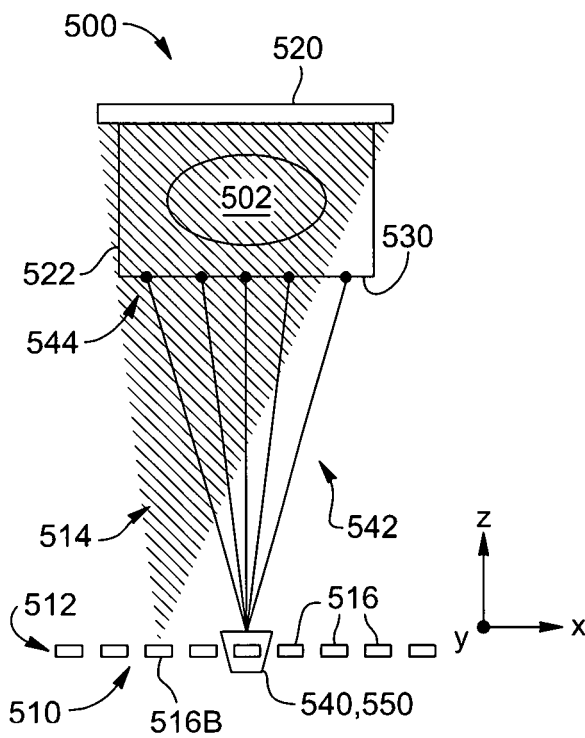


FIG. 5C

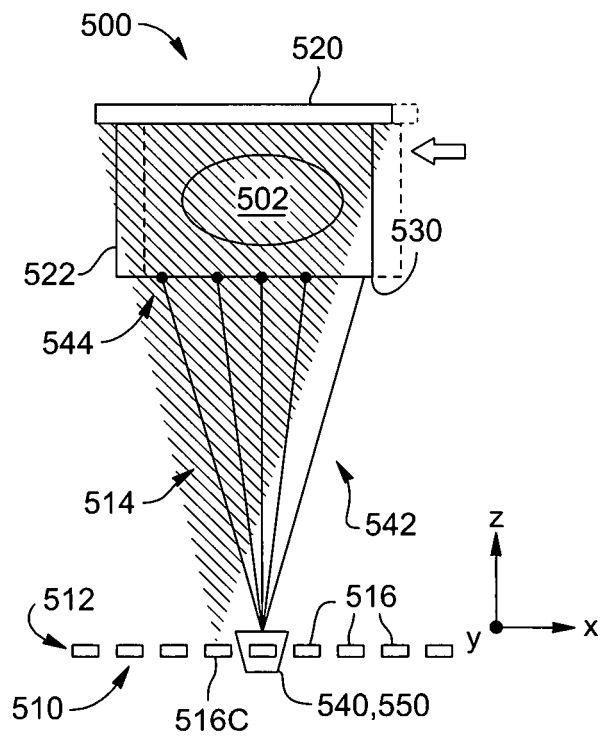


FIG. 5D

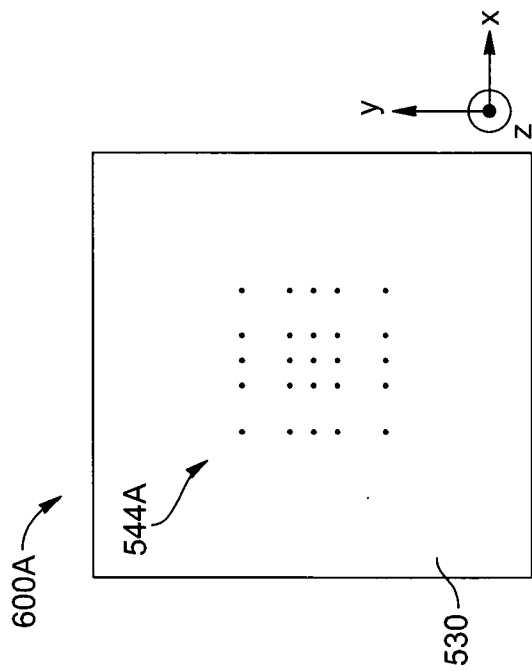


FIG. 6A

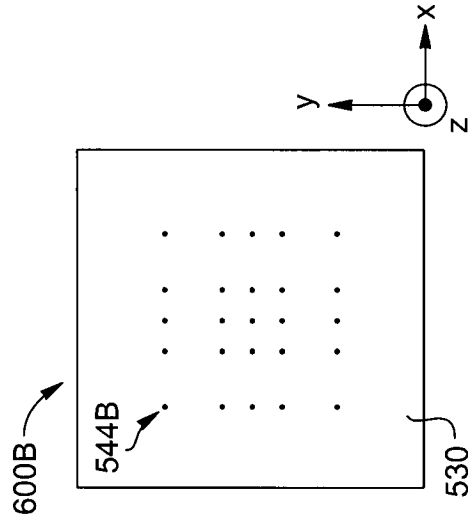


FIG. 6B

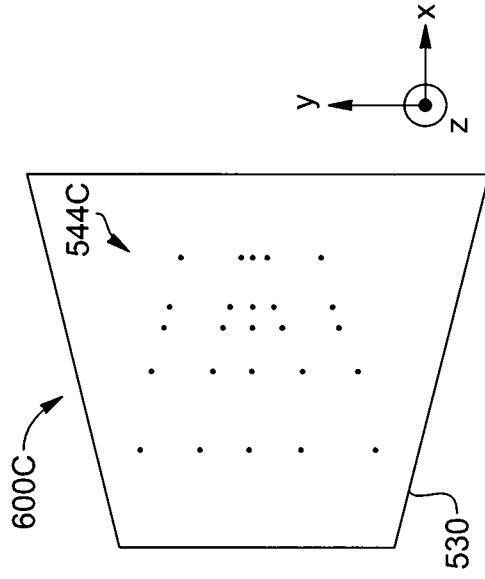


FIG. 6C

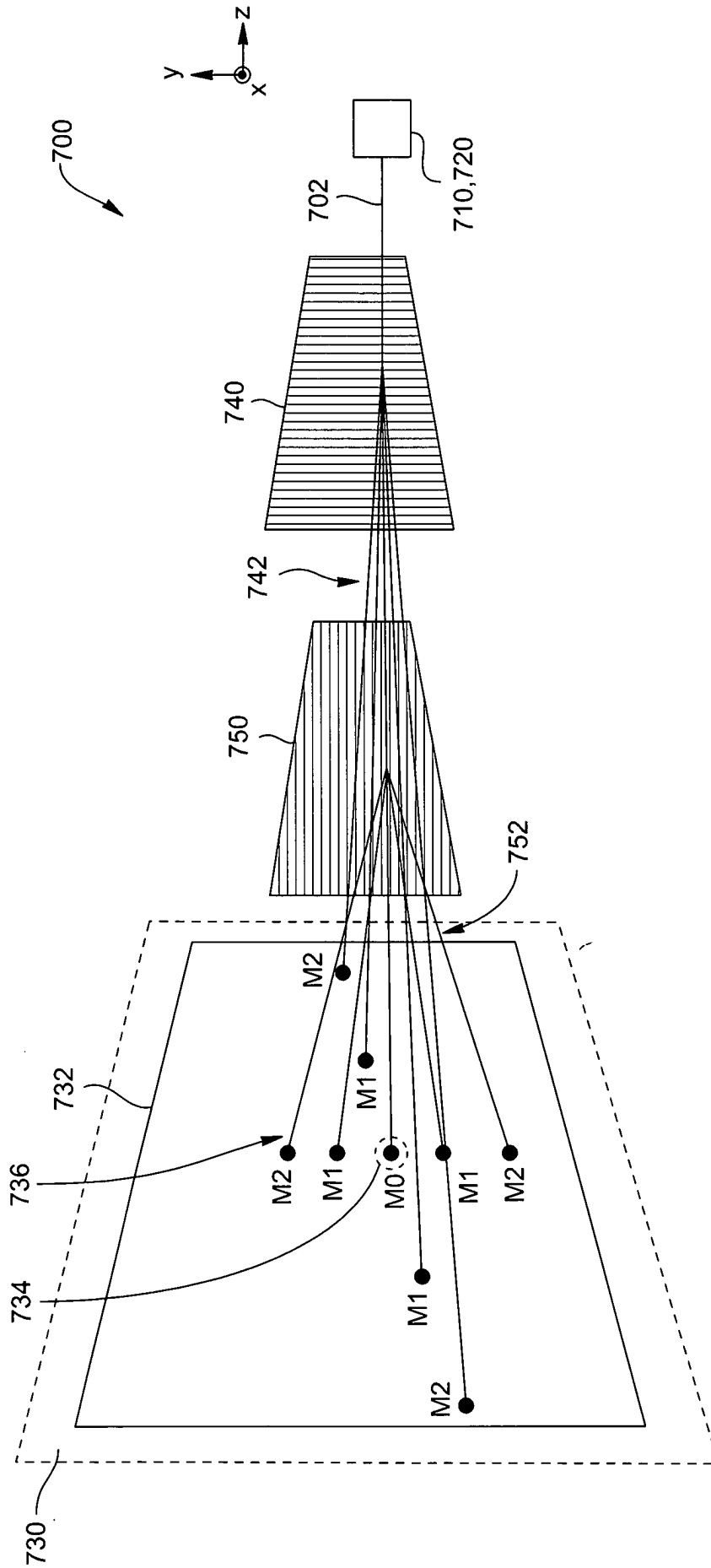


FIG. 7

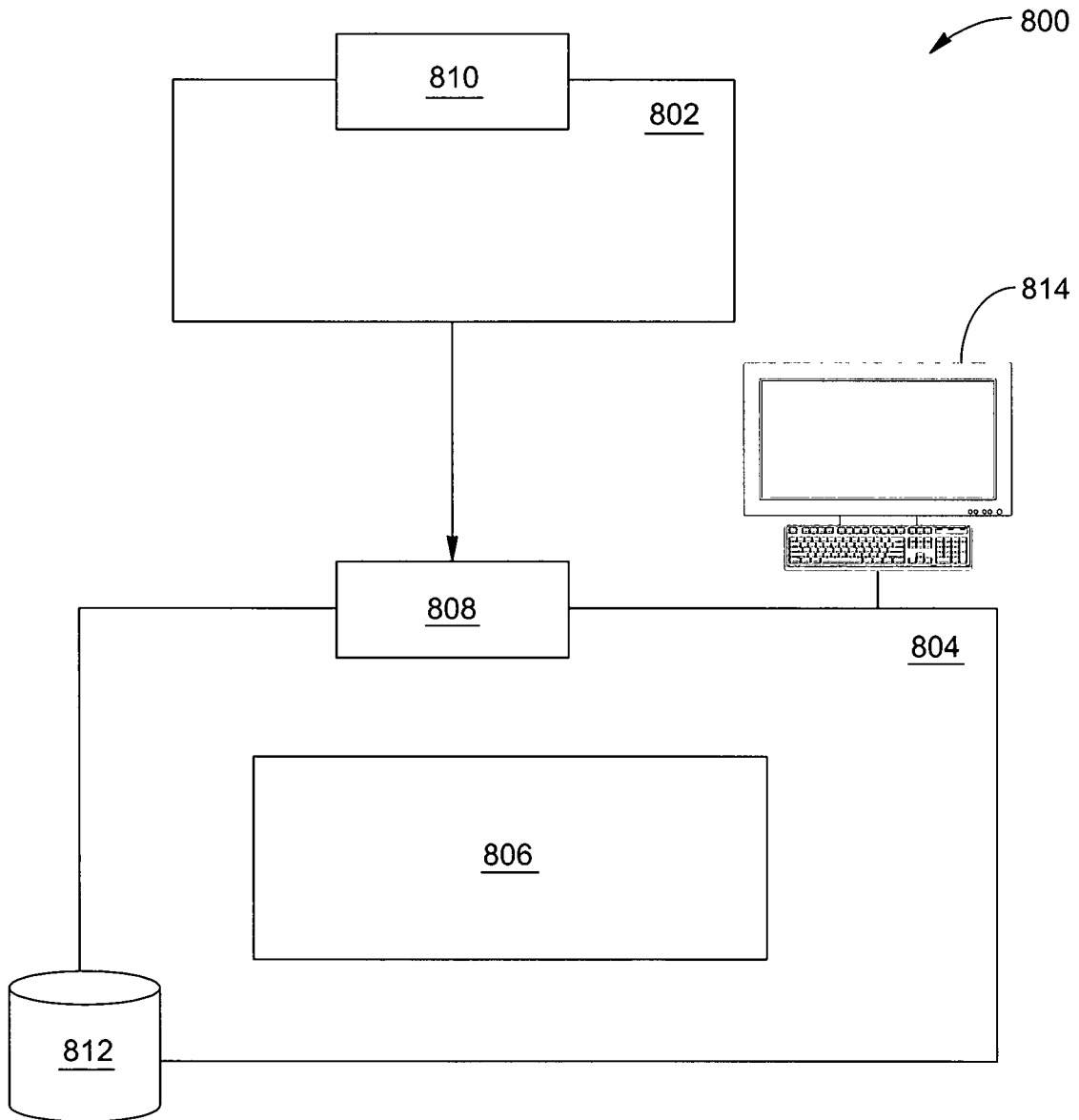


FIG. 8

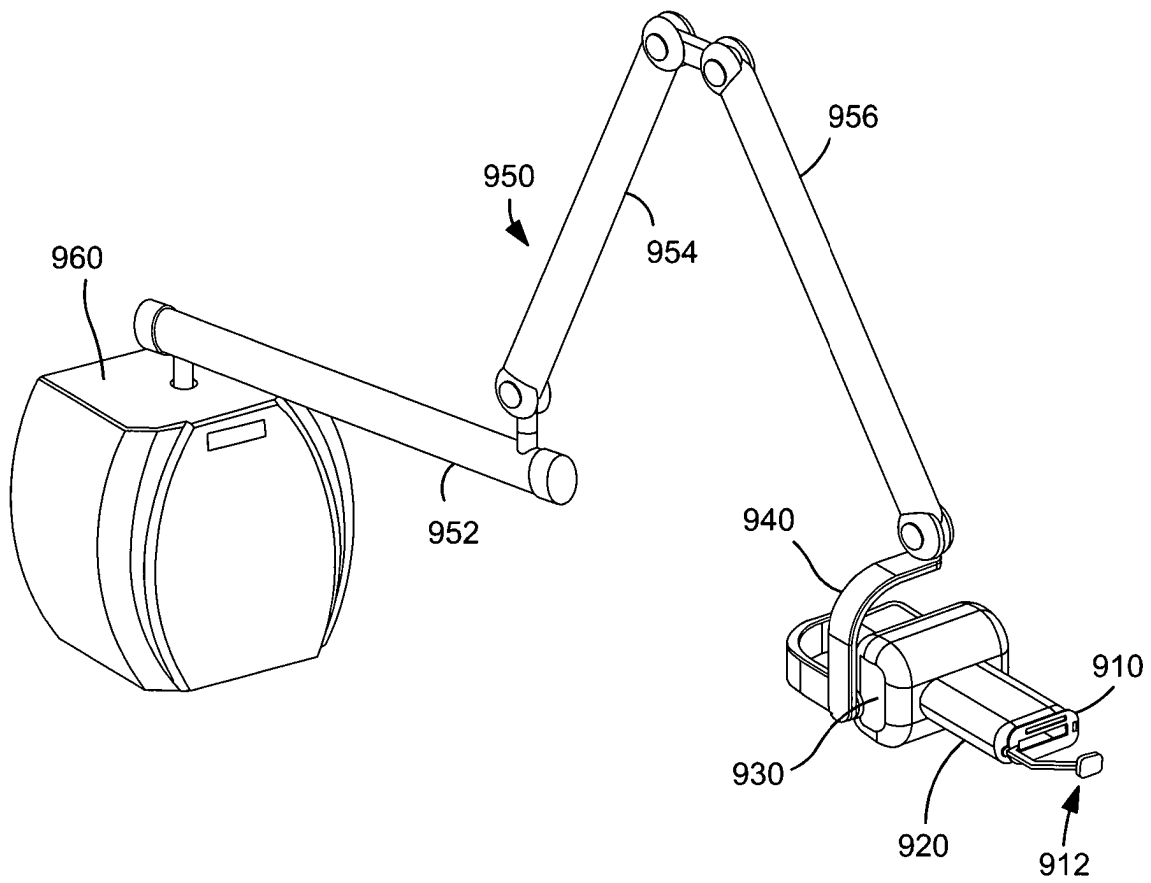


FIG. 9

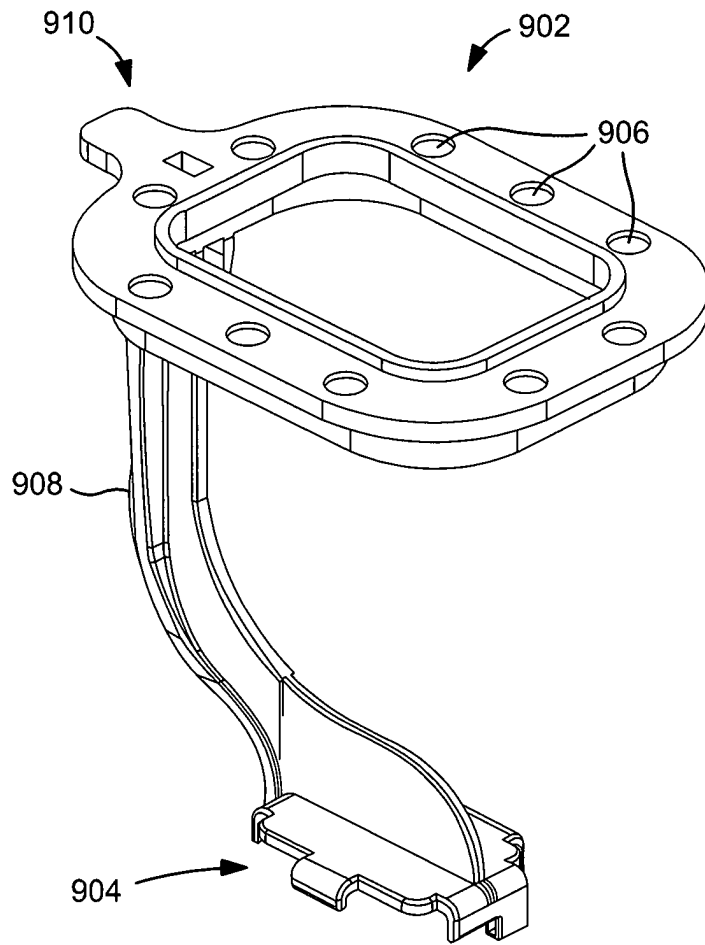


FIG. 10

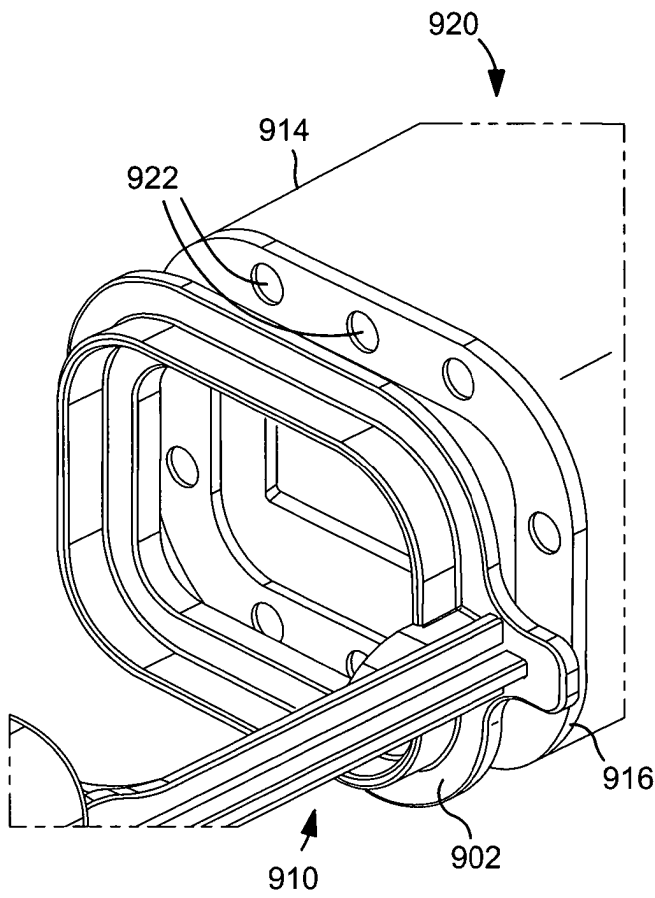


FIG. 11A

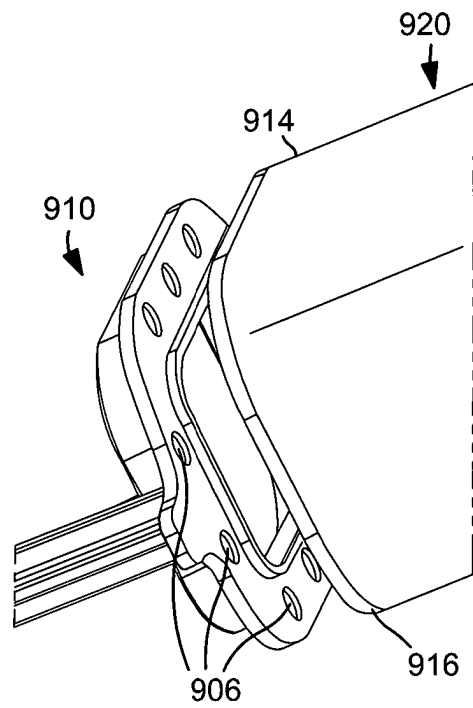


FIG. 11B

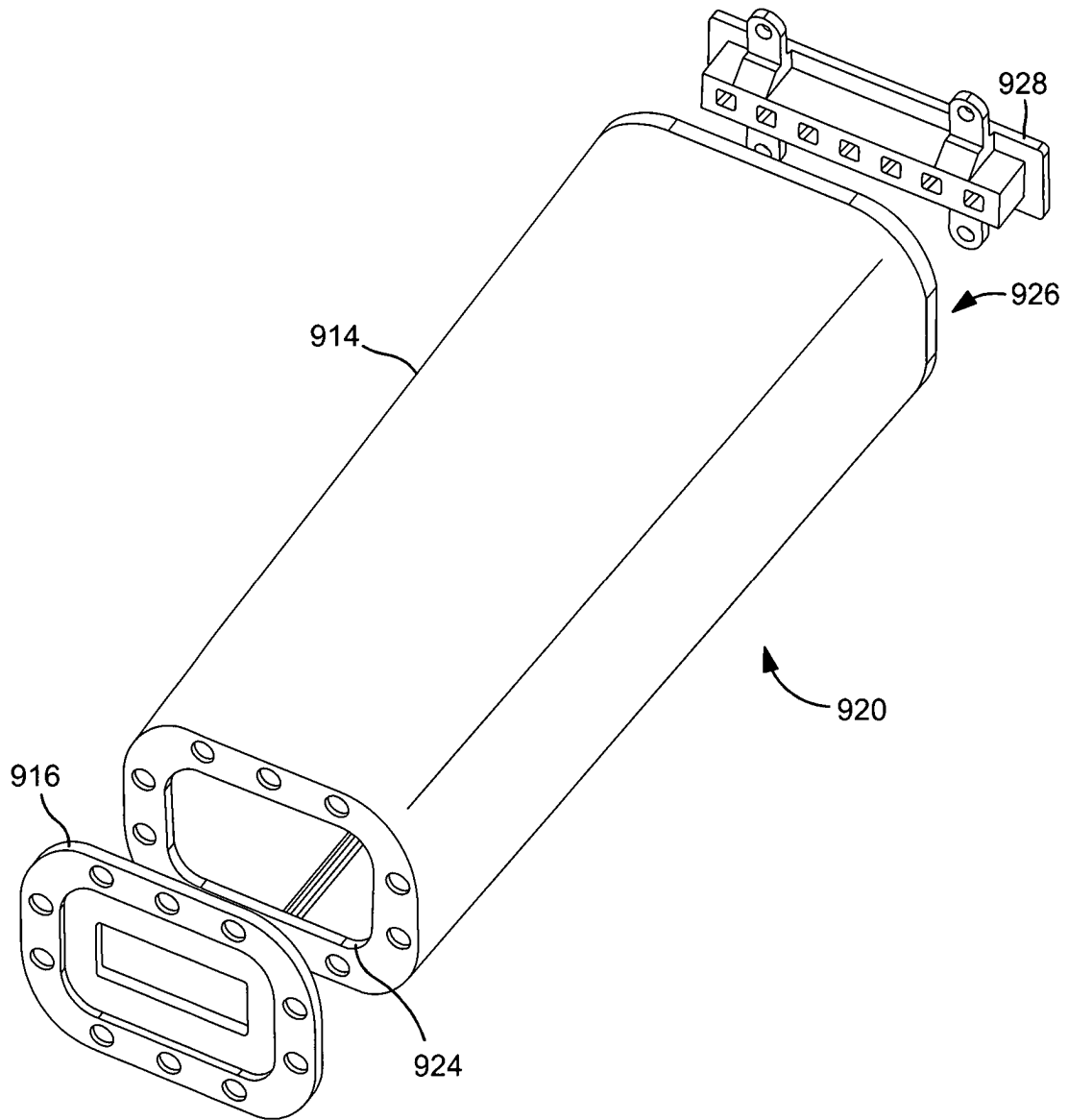


FIG. 12

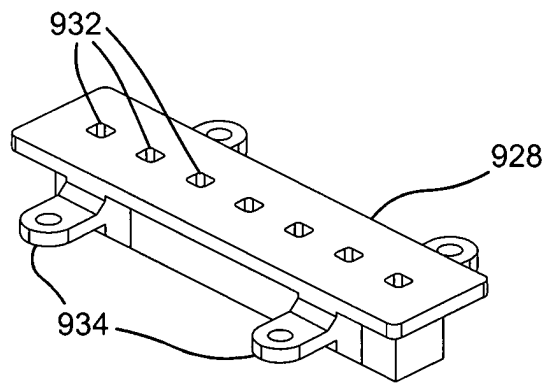


FIG. 13

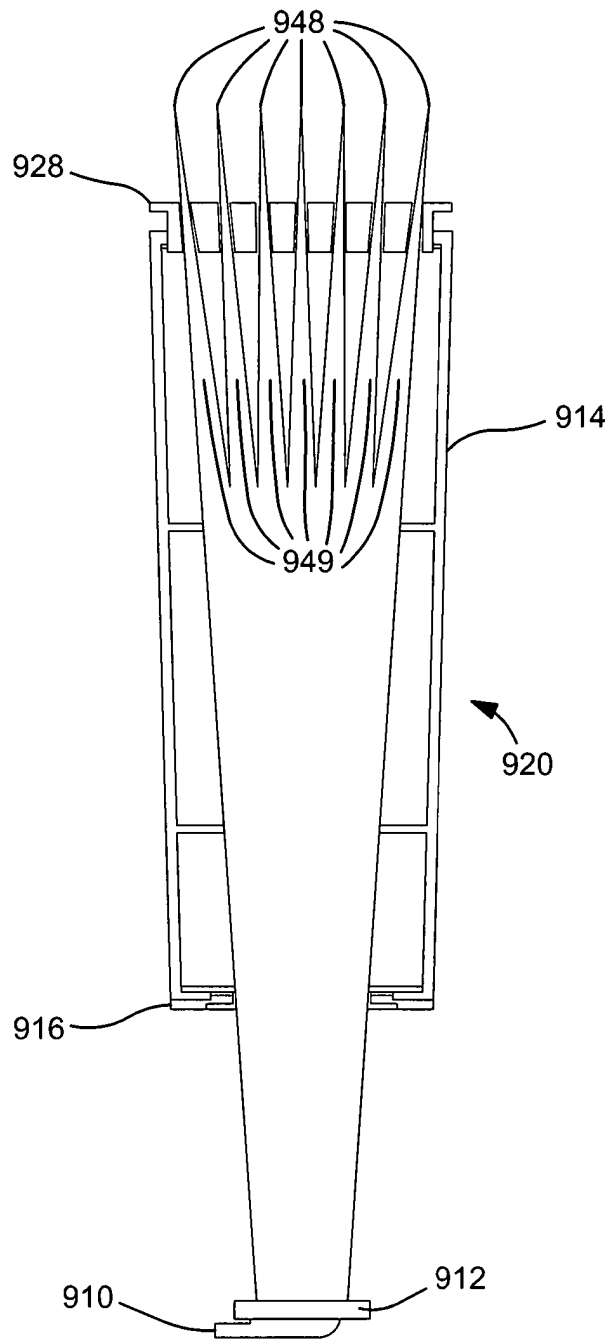


FIG. 14

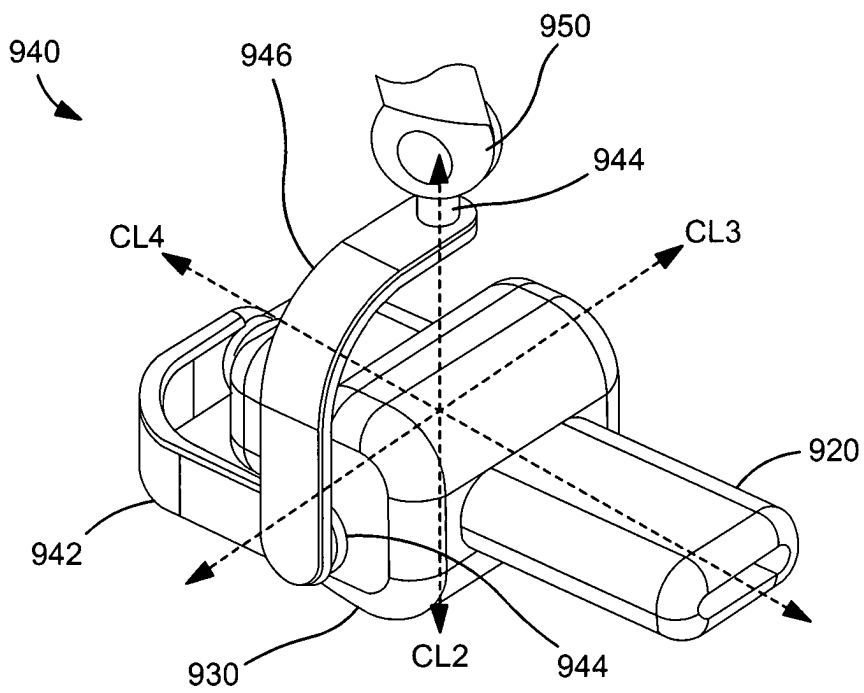


FIG. 15

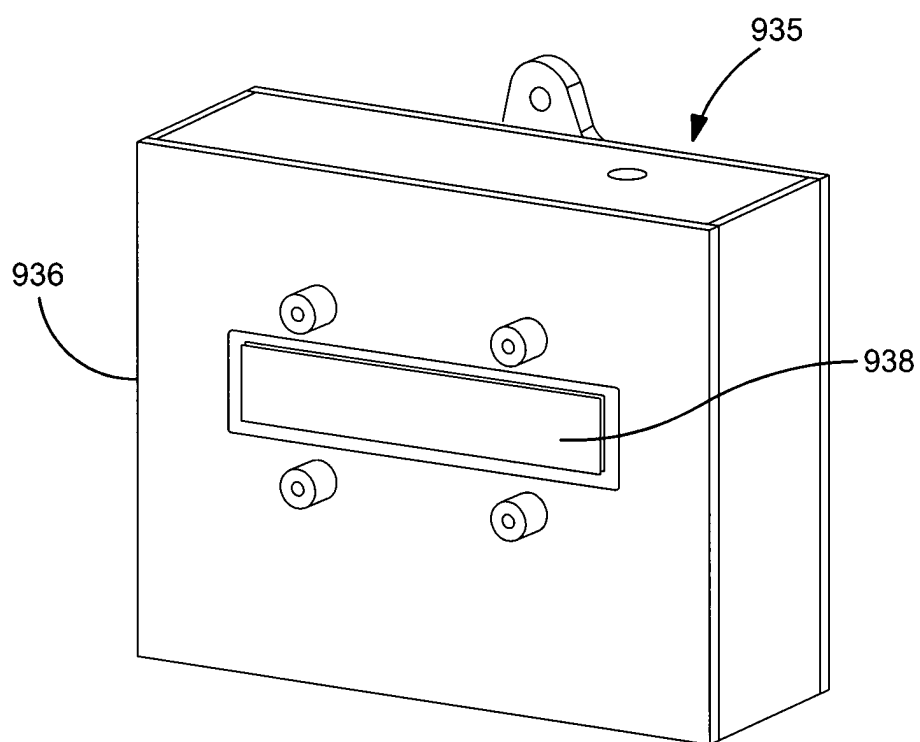


FIG. 16

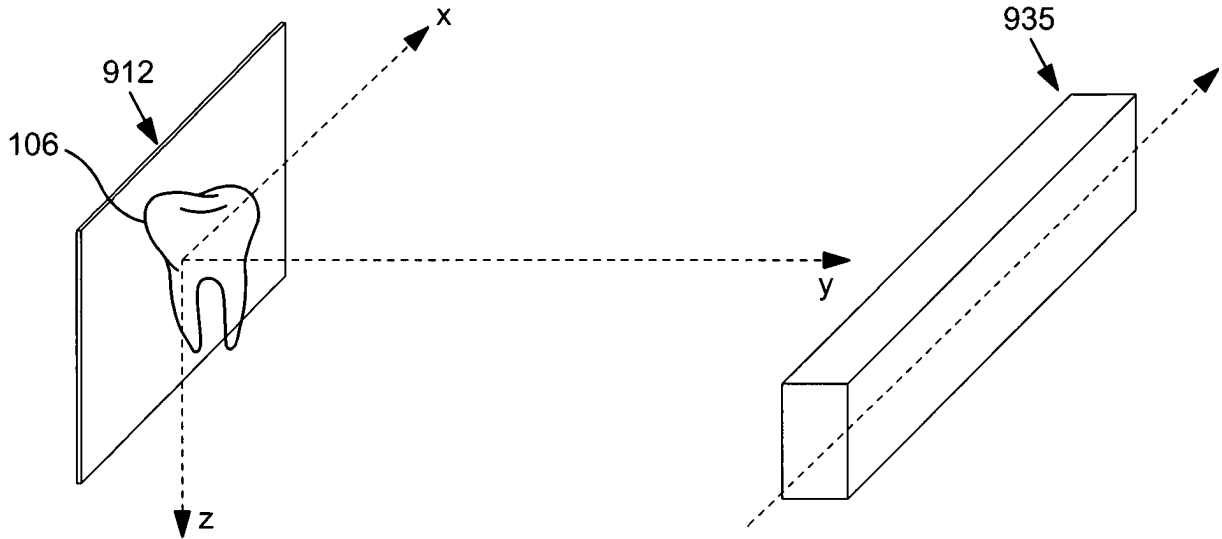


FIG. 17A

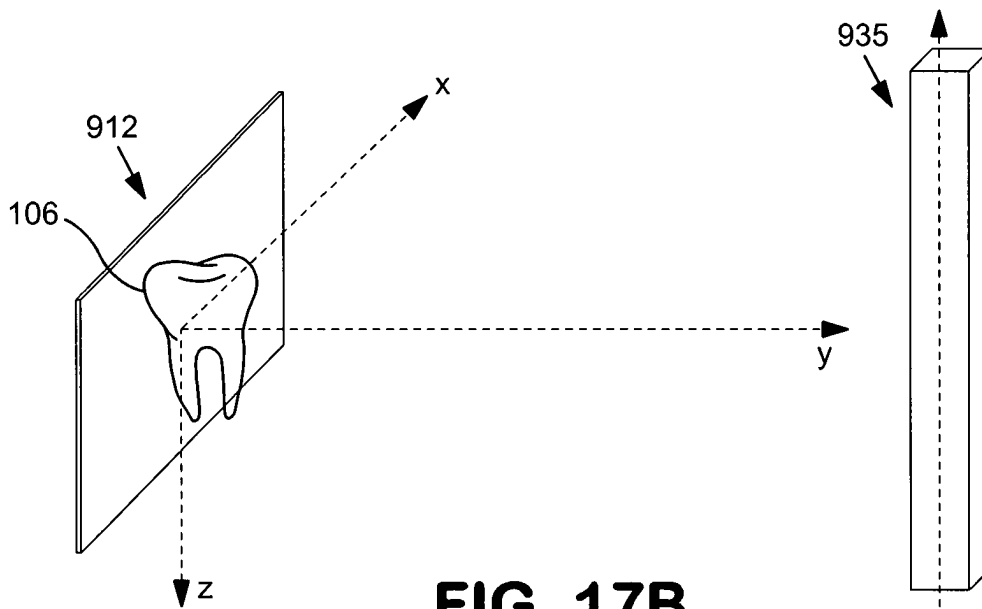


FIG. 17B

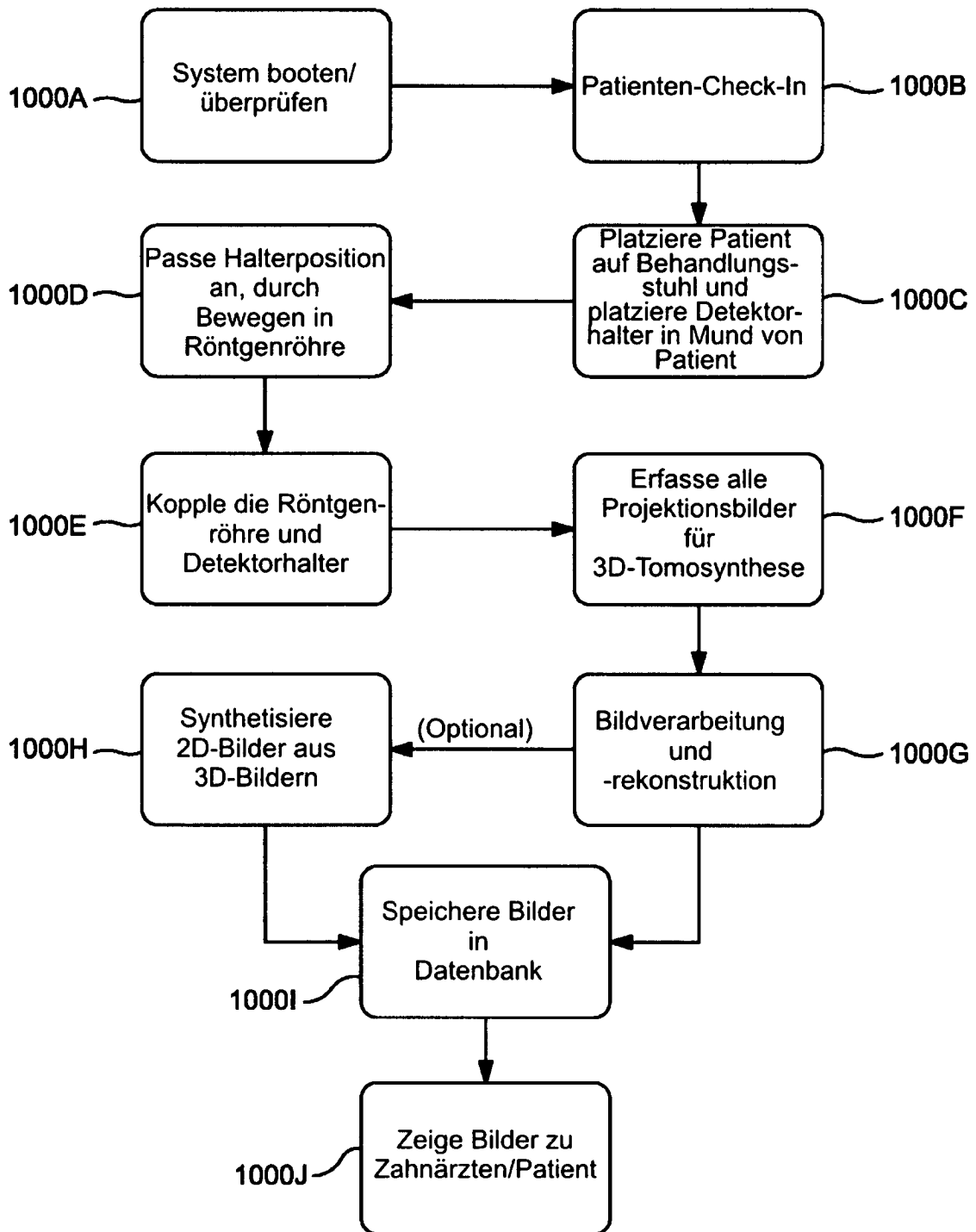


FIG. 18