

Beschreibung

[0001] Die Erfindung bezieht sich allgemein auf radiographische Bildgebung und insbesondere auf Verfahren und Einrichtungen zum Erzeugen stereoskopischer (dreidimensionaler) radiographischer Bilder.

[0002] Das klassische radiographische oder "Röntgen-"Bild wird dadurch erhalten, dass ein abzubildendes Objekt zwischen einem Röntgenemitter (d. h. eine Röntgenröhre) und einem Röntgendetektor angeordnet wird. Emittierte Röntgenstrahlen treten durch das Objekt hindurch, um auf den Detektor aufzutreffen, wobei sich die Antwort des Detektors über seiner Fläche als eine Funktion der Intensität der auftreffenden Röntgenstrahlen ändert. Da die Intensität der auf den Detektor auftreffenden Röntgenstrahlen weitgehend eine Funktion der Dichte des Objektes entlang der Bahn der Röntgenstrahlen ist, empfängt der Detektor ein Schattenbild des Objektes, das dann durch Röntgentechniker, z. B. Radiologen, betrachtet und analysiert werden kann. Im Falle analoger radiographischer Systeme wird der Detektor von einem Röntgenfilm gebildet, wogegen digitale radiographische Systeme Festkörper-Detektorkomponenten (z. B. Szintillator-Photodioden-Felder) haben, wodurch das Bild in elektronischer Form geliefert wird.

[0003] Eine Schwierigkeit, die üblicherweise bei der Analyse von radiographischen Bildern auftritt, ist die richtige Identifikation von Objekten, die in dem Bild enthalten sind. Als ein Beispiel ist die Identifikation von Organen und anderen Körperstrukturen besonders wichtig bei der radiographischen Thorax-Bildgebung (Röntgenbilder der Brust). Bei dem häufigsten Typ von Brust-Röntgenbildern wird ein Patient seine/ihre Brust gegen einen Detektor anordnen und der Emitter wird aktiviert, um Röntgenstrahlen von hinten nach vorne durch den Patienten hindurch und in den Detektor zu senden. Wenn das Bild gemacht ist, dann muss ein Radiologe das Bild systematisch auswerten, um die Brustwand, das Zwerchfell, die Lungen, das Brustfell (Pleura), das Mittelfell (Mediastinum) usw. zu identifizieren. Um Dinge von medizinischer Wichtigkeit richtig zu identifizieren und zu analysieren, ist es wünschenswert, extrem kleine Objekte auf dem Bild identifizieren zu können, z. B. so kleine Einzelheiten von 0,7–2,0 mm nahe der Mitte der Lungen und 0,3–2,0 mm nahe ihren Umfängen. Es ist jedoch für einen Radiologen schwierig, solch kleine Objekte auf einem zweidimensionalen Bild zu identifizieren, insbesondere da sich einige Objekte überlappen können und es schwierig ist, ihre Grenzen genau zu unterscheiden.

[0004] DE 959 703 B beschreibt ein Verfahren zur Erzeugung von Röntgenstereoaufnahmen. Eine Strahlungsquelle wird parallel zu einer Filmebene in mehrere Stellungen bewegt, aus denen sie jeweils das Objekt bestrahlt. In dem Objekt gestreu-

te Strahlung wird durch ein Objektiv auf einem Film fokussiert. Durch Filmtransport wird für jede Position der Strahlungsquelle ein eigenes Bild aufgenommen. Eine Betrachtungseinrichtung ermöglicht einem Betrachter, mit seinen Augen durch zwei Lupen hindurch gleichzeitig zwei der Aufnahmen zu betrachten und diese als ein räumliches Bild wahrzunehmen.

[0005] DE 1 228 917 A offenbart eine stereoskopische Röntgenaufnahmeanordnung mit einem für Röntgenstrahlung undurchlässigen Schirm mit mehreren parallelen Schlitzen mit fluoreszierendem Material. Während die Röntgenquelle parallel zur Schirmebene bewegt wird, wird hinter dem Schirm ein Film verschoben, um linienweise ein Bild aufzuzeichnen. Dieses kann mit Hilfe einer wellenförmigen Linse vom Betrachter dreidimensional wahrgenommen werden.

[0006] US 2 331 225 A beschreibt eine Vorrichtung zur Erzeugung von Röntgenstereoaufnahmen in schneller Folge. Eine Strahlungsquelle erzeugt aus mehreren Positionen ein Röntgenschattebild auf einem fluoreszierenden Schirm, der betrachtet oder von einer Kamera abfotografiert wird.

[0007] DE 30 28 149 A1 offenbart eine Röntgenbildgebungseinrichtung, die mit einer verschiebbaren Röntgenröhre ein Objekt aus zwei Positionen bestrahlt und die Bilder mit einem Röntgenbildverstärker und einer Kamera aufzeichnet und zur Darstellung auf einem Monitor überlagert. Aus den erfassten Koordinaten in den Einzelbildern wird die Kontur eines Objektbestandteils, z. B. eines Organs, rechnerisch ermittelt.

[0008] DE 1 281 710 A beschreibt eine Vorrichtung zur Erzeugung stereoskopischer Röntgenschattebilder. Mit zwei versetzt angeordneten Röntgenstrahlungsquellen wird abwechselnd ein Bild eines Objektes auf einen Leuchtschirm geworfen, das mit einer Kamera aufgezeichnet wird. Zur Darstellung wird das Bild gleichzeitig auf zwei Farbkanälen auf einem Bildschirm gezeigt, so dass ein Betrachter, der eine Farbfilterbrille trägt, das Bild mit seinen räumlichen Strukturen wahrnimmt.

[0009] DE 35 40 139 A1 offenbart eine stereoskopische Durchleuchtungsanordnung, die auf einem Tragarm zwei beabstandete Röntgenröhren trägt, denen jeweils ein dem Objekt gegenüber angebrachter Röntgenbildverstärker zugeordnet ist. Aufgrund der sich innerhalb des Objektes schneidenden Sichtlinien erzeugt die Anordnung ein Bildpaar, das eine dreidimensionale Ansicht eines Objektvolumens ermöglicht.

[0010] Es ist Aufgabe der Erfindung, Einrichtungen und Verfahren zur stereoskopischen radiographischen Bildgebung zu schaffen, die eine dreidimensionale Betrachtung des Inneren von einem geröntgten

Ziel gestatten, wodurch es einfacher gemacht wird, kleine Objekte darin zu sehen und genau zu identifizieren.

[0011] Diese Aufgabe wird gelöst durch die Gegenstände der unabhängigen Ansprüche 1, 8 und 14.

[0012] Die Erfindung wird vorzugsweise unter Verwendung eines digitalen radiographischen Standard-Bildgebungssystems implementiert, bei dem ein Röntgenemitter aktiviert werden kann, um ein Röntgenbündel durch ein Ziel hindurch und in Richtung auf einen digitalen Röntgendetektor zu emittieren. Dadurch wird auf dem Röntgendetektor ein Bild von einem Ziel erzeugt, das zwischen dem Röntgenemitter und dem Röntgendetektor ruht. Wenn die Erfindung angewendet wird, wird zunächst der Röntgenemitter aktiviert, um ein Röntgenbündel von einer ersten bildgebenden Position relativ zu dem Röntgendetektor zu emittieren, um dadurch ein erstes Bild von dem Ziel zu erhalten. Dann wird der Röntgenemitter durch einen Aktuator entlang einer Bahn in einer Bildebene bewegt, die wenigstens im wesentlichen parallel zu dem Röntgendetektor orientiert ist, bis der Röntgenemitter in einer zweiten Bildgebungsposition relativ zu dem Röntgendetektor angeordnet ist. Dann wird der Röntgenemitter aktiviert, um das Röntgenbündel von der zweiten Bildgebungsposition zu emittieren, um dadurch ein zweites Bild von dem Ziel zu erhalten. Aufgrund der unterschiedlichen Orte des Röntgenemitters, wenn die ersten und zweiten Bilder erhalten werden, stellen die ersten und zweiten Bilder eine Parallaxe dar, das heißt, eine scheinbare Verschiebung der in den Bildern enthaltenen Objekte aufgrund der Verschiebung des Röntgenemitters. Die ersten und zweiten Bilder können dann stereoskopisch kombiniert werden, um so von einem Betrachter als ein einziges dreidimensionales Bild wahrgenommen zu werden, beispielsweise indem die ersten und zweiten Bilder in rascher Folge bildlich dargestellt und jeweils das rechte und linke Auge des Betrachters in Synchronisation mit der bildlichen Darstellung maskiert wird, so dass jedes Auge nur eines der Bilder sieht. Wenn die Darstellungen der ersten und zweiten Bilder schnell genug wechseln (z. B. mehrere Male pro Sekunde), werden die getrennten Bilder als ein einziges Bild wahrgenommen aufgrund der Augenträgheit bzw. Persistenz des Netzhautindrucks, und die Parallaxe innerhalb der Bilder wird als Tiefe wahrgenommen.

[0013] Bei diesem Verfahren ist es auch möglich, den Röntgendetektor mit einem Aktuator zu versehen, so dass er anstelle von (oder zusätzlich zu) dem Röntgenemitter bewegt werden kann, um dadurch den Röntgenemitter in den unterschiedlichen ersten und zweiten Bildgebungspositionen relativ zu dem Röntgendetektor anzuordnen. Es sei darauf hingewiesen, dass, wenn sowohl der Röntgenemitter als auch der Röntgendetektor bewegt werden – bei-

spielsweise in entgegengesetzten Richtungen entlang parallelen Bahnen – jeder nur um die Hälfte der Strecke bewegt werden muss, die der Röntgenemitter oder der Röntgendetektor alleine bewegt werden müssten, um die gleiche Parallaxe zu erzeugen. Dies kann insofern vorteilhaft sein, als kleinere und billigere Aktuatoren verwendet werden können, um die Bewegung herbeizuführen. Da zusätzlich der Emitter und der Detektor gleichzeitig um kürzere Strecken bewegt werden, ist weniger Zeit erforderlich, um die gleiche Gesamtbewegung zu erhalten. Dies kann insofern hilfreich sein, als es häufig wünschenswert ist, die beiden ersten und zweiten Bilder innerhalb der Zeit zu erhalten, in der ein Patient seinen/ihren Atem ohne Beschwerden anhalten kann.

[0014] Es ist auch wünschenswert, den Röntgenemitter unterschiedlich zu orientieren, wenn er in den ersten und zweiten Bildgebungspositionen ruht, so dass sich die Achsen der Röntgenbündel, die an den ersten und zweiten Bildgebungspositionen emittiert werden, vorzugsweise an oder nahe an dem Röntgendetektor schneiden. Mit anderen Worten, wenn der Röntgenemitter und/oder der Röntgendetektor verschoben wird bzw. werden, um den Röntgenemitter in den ersten und zweiten Bildgebungspositionen relativ zum Röntgendetektor anzuordnen, ist es auch vorzuziehen, den Röntgenemitter und/oder den Röntgendetektor zu drehen, so dass die Achsen der emittierten Röntgenbündel immer auf der gleichen Fläche auf dem Röntgendetektor zentriert sind. Dies wird den Effekt haben, die ersten und zweiten Bilder um etwa die gleiche Fläche auf dem Detektor (und Ziel) zu zentrieren. Da beide Bilder im wesentlichen die gleichen abgebildeten Objekte hervorheben werden, gestattet dies ein größeres effektives Sichtfeld, wenn die ersten und zweiten Bilder stereoskopisch kombiniert werden.

[0015] Die Erfindung gestattet vorteilhafter Weise auch die Messung der Tiefen der Objekte, die in den ersten und zweiten Bildern angeordnet sind. Da die relativen Orte des Röntgenemitters und Röntgendetektors bekannt sind, wenn der Röntgenemitter an den ersten und zweiten Positionen ist, und da der Quelle-zu-Bild-Abstand (SID von Source-to-Image-Distanz) zwischen dem Röntgenemitter und dem Röntgendetektor im allgemeinen bekannt ist, können diese Daten zu den Abständen zwischen den in den ersten und zweiten Bildern enthaltenen Objekten in Beziehung gesetzt werden, um eine Berechnung der Tiefen dieser Objekte innerhalb des Ziels zu gestatten.

[0016] Es sei darauf hingewiesen, dass die erfindungsgemäßen Verfahren und Einrichtungen auch mehr als zwei Bilder von dem Ziel erhalten und stereoskopisch kombinieren können. Als ein Beispiel können drei Bilder von dem Ziel sukzessive erhalten werden, jedes von einer unterschiedlichen Bild-

gebungsposition. Alle Bilder oder gewählte Paare der Bilder können dann stereoskopisch kombiniert werden. Es sollte klar sein, dass eine stereoskopische Kombination von jedem Bildpaar für eine unterschiedliche Ansicht des Ziels sorgt als ein anderes Paar von Bildern. Ferner gestatten einige bekannte Verfahren der stereoskopischen Kombination eine Kombination von zahlreichen Bildern, um ein dreidimensionales Bild zu liefern, beispielsweise wo die mehreren Bilder verschachtelt sind und dann durch ein Linsenfeld betrachtet werden, um eine dreidimensionale Ansicht von den Bildern zu erzeugen.

[0017] Weitere Vorteile, Merkmale und Aufgaben der Erfindung werden aus der folgenden detaillierten Beschreibung der Erfindung in Verbindung mit der beigefügten Zeichnung deutlich.

[0018] Die Figur ist eine perspektivische Ansicht von einem Ausführungsbeispiel eines Stereo-Radiographiesystems gemäß der Erfindung.

[0019] Die einzige Figur stellt ein erstes Ausführungsbeispiel eines Stereo-Radiographiesystems dar, das allgemein mit der Bezugszahl **10** versehen ist. Die Hauptkomponenten des dargestellten Systems umfassen einen Röntgenemitter **12** und einen Röntgendetektor **14**, zwischen denen ein Ziel angeordnet ist, das geröntgt werden soll, und eine Verarbeitungs- und Displaystation **16**, in der Steuerungen für den Emitter **12** und den Detektor **14** vorgesehen sind und an der Bilder des geröntgten Ziels dargestellt werden. Es sei bemerkt, dass der Emitter **12** in der Figur zwei Mal gezeigt ist, nicht weil zwei Emitter **12** erforderlich sind, sondern vielmehr um die Bewegung des Emitters **12** von einer ersten Bildgebungsposition A zu einer zweiten Bildgebungsposition B zu zeigen. Es wird nun jede der vorgenannten Komponenten einzeln erläutert.

[0020] Der Röntgenemitter **12** ist auf einem Wagen bzw. Schlitten **20** angebracht, der z. B. durch einen Aktuator **22** betätigt werden kann, um auf Schienen **24** zu gleiten, um den Wagen **20** entlang einer Bahn zu verschieben, die im allgemeinen parallel zu der Ebene des Röntgendetektors **14** orientiert ist, d. h. in der in der Figur dargestellten X-Richtung. Aus Gründen, die nachfolgend näher erläutert werden, ist der Röntgenemitter **12** vorzugsweise an dem Wagen **20** durch ein Gelenk **26** angebracht, wodurch der Röntgenemitter **12** betätigt werden kann, um sich um eine Achse parallel zum Röntgendetektor **14** und senkrecht zur Verschiebungsbahn des Röntgenemitters **12** zu drehen. Wo also der horizontal orientierte Röntgendetektor **14** verwendet wird (d. h. der Röntgendetektor **14** ist in der xy Ebene), gestattet das Gelenk **26** eine Betätigung des Röntgenemitters **12**, um sich um die dargestellte Achse zu drehen. Abgesehen von der Bewegung in diesen zwei Freiheitsgraden könnten der Röntgenemitter **12** und der Wagen **20**

auch so eingerichtet sein, dass sie sich auch in anderen Dimensionen verschieben und/oder drehen. Beispielsweise kann eine Teleskopsäule **28** zwischen dem Wagen **20** und dem Röntgenemitter **12** vorgesehen sein, damit sich der Röntgenemitter **12** in der Z-Richtung verschieben kann; die Säule **28** kann auf Schienen/Gleitbahnen auf dem Wagen **20** angeordnet sein, um sich in der Y-Richtung zu verschieben; zusätzliche Gelenke könnten vorgesehen sein, um eine Drehung des Röntgenemitters **12** um die X und die Z Achsen zu gestatten, usw. Diese Bewegungen verbessern zwar die Vielseitigkeit der Erfindung, sie sind aber nicht notwendig. Für die Zwecke der Erfindung muss der Röntgenemitter **12** lediglich in der Lage sein, sich in wenigstens einer Dimension zu verschieben, die im allgemeinen parallel zur Ebene des Röntgendetektors **14** orientiert ist, und es ist ferner besonders vorteilhaft, wenn sich der Röntgenemitter **12** um wenigstens eine Achse parallel zur Ebene des Röntgendetektor **14** drehen kann.

[0021] Bezüglich des Aktuators **22** kann jede Anzahl bekannter Servomotorsysteme oder anderer Aktuatoren verwendet werden, um den Wagen **20** entlang den Schienen **24** und um das Gelenk **26** anzutreiben. In der Praxis können der Aktuator **22** und die Schienen **24** dadurch ausgebildet werden, dass Schienen des Radiographischen Aufhängesystems S3805XT von General Electric Medical Systems mit VIOLIN und SDC Servomotor/Steuersystemen (Elmo Motion Control Ltd., Petach-Tikuva, Israel) ausgerüstet werden.

[0022] Der Röntgendetektor **14**, der eine im wesentlichen ebene Konfiguration hat, wie es oben ausgeführt wurde, ist ein digitaler Detektor und kein analoger Detektor. Es sei darauf hingewiesen, dass der Detektor **14** zwar als horizontal orientiert dargestellt ist, wie es üblich ist, wo Detektoren in Kombination mit Beobachtungstischen vorgesehen sind, könnte der Detektor **14** in einer Vielfalt anderer Orientierungen angeordnet sein (wie es beispielsweise durch den vertikal orientierten Detektor **18** angegeben ist, der in der Figur gestrichelt gezeigt ist). Wie nachfolgend genauer erläutert wird, kann der Röntgendetektor **14** ähnlich wie der Röntgenemitter **12** ebenfalls so eingerichtet sein, dass er sich relativ zu dem Röntgenemitter **12** verschieben und/oder drehen kann. Als ein Beispiel gestatten in der Figur die Schienen **26**, dass sich der Röntgendetektor **14** linear in bezug auf den Röntgenemitter **12** verschieben kann. Eine Bewegung des Röntgendetektors **14** kann, wenn sie vorgesehen ist, anstelle von oder zusätzlich zu der Bewegung des Röntgenemitters **12** vorhanden sein. Wenn sowohl der Röntgenemitter **12** als auch der Röntgendetektor **14** für eine Bewegung eingerichtet sind, sollte ihre Bewegung vorzugsweise entlang parallelen Bahnen auftreten, und ihre Drehung sollte vorzugsweise um parallele Achsen erfolgen.

[0023] In der vorstehend beschriebenen Anordnung ist ein Ziel, das radiographisch abgebildet werden soll, zwischen dem Röntgenemitter **12** und dem Röntgendetektor **14** (oder **18**) so angeordnet, dass emittierte Röntgenstrahlen durch das Ziel hindurchtreten, um auf den Röntgendetektor aufzutreffen, wie es bei radiographischen Bildgebungssystemen üblich ist. Eine Steuerung (die nicht gezeigt ist, die aber vorzugsweise in der Verarbeitungs- und Displaystation **16** enthalten ist) verschiebt dann den Röntgenemitter **12** entlang den Schienen **24** um eine ausreichende Strecke, damit Bilder, die von dem Röntgenemitter **12** und dem Röntgendetektor **14** vor und nach der Verschiebung generiert werden, eine Parallaxentrennung zwischen Objekten innerhalb der Bilder zeigen werden. Diese Verschiebungs- und Bildgebungsschritte erfolgen idealerweise während einer Zeitperiode, die ausreichend kurz ist, damit ein Patient ohne Beschwerden seinen (ihren) Atem anhalten kann (vorzugsweise nicht mehr als sechs Sekunden und vorzugsweise in der Größenordnung von einer Sekunde oder weniger). Wie nachfolgend erläutert wird, können die Bilder dann kombiniert werden, um eine stereoskopische (dreidimensionale) Ansicht des Ziels hervorzurufen. Im allgemeinen kann ein stereoskopisches Bild mit hoher Auflösung erzeugt werden, wenn der Winkel, der von dem Röntgenemitter **12** in bezug auf den Mittelpunkt seiner Schwenkbewegung auf dem Röntgendetektor **14** überstrichen wird, zwischen 3–8 Grad misst. Für einen Standard-SID (Quelle-zu-Bild-Abstand, d. h. den Abstand zwischen dem Röntgenemitter **12** und dem Röntgendetektor **14**) von 180 cm entspricht ein Winkel von acht Grad einer Verschiebung von etwa 25 cm für den Röntgenemitter, wogegen ein Winkel von drei Grad einer Verschiebung von etwa 9,5 cm entspricht. Derartige Strecken sind von Servomotoren vernünftiger Qualität innerhalb des Zeitrahmens, in dem ein Patient den Atem anhalten kann, auf einfache Weise erzielbar.

[0024] Wenn die ersten und letzten Bilder erhalten sind, werden sie durch eine gewisse Form von Mitteln verarbeitet, um eine stereoskopische Ansicht der Zielfläche aus den ersten und letzten Bildern zu erzeugen. In dem in [Fig. 1](#) dargestellten Bildgebungssystem **10** enthält die Verarbeitungs- und Displaystation **16** einen Bildschirm **30**, auf dem die ersten und letzten Bilder in einer rasch wechselnden Folge dargestellt werden. Es sind zwei Augengläser **32** vorgesehen, in denen zwei Öffnungen **34** ausgebildet sind, eine für jedes Auge eines Betrachters. Die Öffnungen **34** sind jeweils angepasst, schnell zu öffnen und zu schließen in wechselnder Folge in Synchronisation mit den abwechselnden Bildern auf dem Bildschirm **30**; somit wird eines der ersten und letzten Bilder immer durch die eine Öffnung **34** betrachtet, und das andere der ersten und letzten Bilder wird immer durch die andere Öffnung **34** betrachtet. Stereoskopische Bildgeneratoren dieses Typs sind bekannt und

werden (beispielsweise) von dem CrystalEyes System (StereoGraphics Corporation, San Rafael, CA, USA) geliefert, wobei die Öffnungen **34** der Augengläser **32** Flüssigkristall-Displays sind, die gestatten, dass das linke Auge eines Betrachters nur eines der ersten und letzten Bilder sieht und das rechte Auge nur das andere Bild sieht, wobei der Bildschirm **30** die ersten und letzten Bilder 120 mal pro Sekunde wechselt. Als Ergebnis nimmt ein menschlicher Betrachter die getrennten Bilder effektiv als ein einziges dreidimensionales Bild wahr. Vorteilhafter Weise kommunizieren die CrystalEyes Augengläser **32** mit dem Bildschirm **30** durch ein Infrarot-Signal, wodurch eine Anzahl von Augengläsern **32** durch eine Anzahl von Betrachtern gleichzeitig getragen werden kann mit einer vollständigen Bewegungsfreiheit innerhalb von etwa 2,5–3 m (8–10 Fuß) von der Verarbeitungs- und Displaystation **16**. Es können auch andere Einrichtungen zum stereoskopischen Kombinieren der getrennten Bilder zusätzlich oder alternativ anstelle des CrystalEyes Systems verwendet werden, wobei nahezu jede derartige bekannte Einrichtung zur Verwendung in Verbindung mit der Erfindung geeignet ist. Als Beispiele können duale Bilder kombiniert werden unter Verwendung einer breiten Vielfalt bekannter Einrichtungen, wodurch jede Öffnung von einem Paar von Augengläsern **32** das eine Bild gegen eine Betrachtung maskiert (wie z. B. bei üblichen rot/grün "3-D Gläsern"), und eine größere Zahl von Bildern kann kombiniert werden durch Verschachteln der Bilder und Bereitstellen von Linsenarrays oder Schirmen, die gestatten, dass nur gewisse Teile von gewissen Bildern aus gewissen Winkeln sichtbar sind.

[0025] Da die Verarbeitungs- und Displaystation **16** Bilder in digitaler Form empfängt und verarbeitet, können Orte bzw. Lagen von in den Bildern enthaltenen Objekten verglichen werden und ihre Tiefen in dem Ziel können quantifiziert werden. Wenn der visuelle Trennungswinkel zwischen dem Ziel/Detektor **14** bekannt ist (und im allgemeinen wird er bekannt sein, da der Quelle-zu-Bild-Abstand im allgemeinen bekannt oder leicht messbar ist und da der Abstand zwischen den ersten und letzten Orten des Röntgenemitters **12** bekannt ist), können die Tiefen der Objekte innerhalb des Ziels unter Verwendung üblicher Stereo-Berechnungen auf einfache Weise berechnet werden. Dieser Schritt kann beispielsweise dadurch ausgeführt werden, dass ein bewegbarer Cursor auf dem Bildschirm **30** vorgesehen wird, wodurch Betrachter bestimmte Objekte wählen können, und die Verarbeitungs- und Displaystation **16** kann dann die notwendigen Messungen und Berechnungen ausführen, um die berechneten Tiefen der gewählten Objekte bildlich darzustellen.

[0026] Wie oben ausgeführt wurde, ist es vorteilhaft, die Verschiebung des Röntgenemitters **12** mit der Drehung des Emitters **12** in einer Ebene zu koppeln, die parallel zu der Bahn ist, entlang der sich der Rönt-

genemitter verschiebt, und die auch senkrecht zu der Ebene des Röntgendetektors **14** ist. Eine derartige Drehung ist wünschenswert, damit das Röntgenbündel um die gleiche Fläche auf dem Röntgendetektor **14** in sowohl den ersten als auch letzten Positionen A und B des Röntgenemitters **12** zentriert werden kann (wie es in der Figur dargestellt ist). Diese Drehung ist nicht absolut notwendig, da ein geeignetes stereoskopisches Bild aus Bildern konstruiert werden kann, die gemacht werden, wenn der Röntgenemitter **12** einfach in einer Ebene parallel zum Röntgendetektor **14** verschoben wird. Jedoch leidet die Kombination derartiger Bilder unter einer Verkleinerung in der Feldbreite, da jedes Bild Abschnitte des Ziels enthält, die das andere nicht enthält, und diese Flächen von den Bildern können nicht stereographisch kombiniert werden.

[0027] Wie vorstehend auch schon ausgeführt wurde, ist es möglich, anstelle des Röntgenemitters **12** den Röntgendetektor **14** zu verschieben und Bilder des Ziels vor und nach einer derartigen Verschiebung zu erhalten. In dieser Situation muss nur der Detektor **14** verschoben werden und der Röntgenemitter **12** kann immobil gehalten werden (oder kann gedreht werden, so dass sowohl die ersten als auch die letzten Bilder um die gleiche Fläche auf dem Ziel/Detektor **14** zentriert sind). Da diese Anordnung lediglich die Relativbewegung von dem Röntgenemitter **12** und dem Röntgendetektor **14** umkehrt, gestattet dies im wesentlichen die gleichen Bilder, als wenn nur der Emitter **12** bewegt wird.

[0028] In weiteren Ausführungsbeispielen der Erfindung können sowohl der Röntgenemitter **12** als auch der Röntgendetektor **14** gleichzeitig in entgegengesetzten Richtungen bewegt werden, um die Positionierung des Emitters **12** in bezug auf den Detektor **14** zu bewirken. Diese Anordnung kann gestatten, dass das Ausmaß der Verschiebung und/oder Drehung von jeweils dem Röntgenemitter **12** und/oder dem Röntgendetektor **14** um bis zur Hälfte verkleinert wird, wodurch weniger Zeit für den Emitter **12** und den Detektor **14** erforderlich ist, um die Positionierung in ihren ersten und letzten Lagen zu erreichen. Dies ist zwar scheinbar nicht sehr signifikant, es ist aber trotzdem recht vorteilhaft insofern als der Röntgenemitter **12** und/oder der Röntgendetektor **14** etwas massiv sein können, und kleinere Bewegungsbereiche können die Verwendung von billigeren Servo-Steuersystemen, kürzere Verzögerungszeiten zwischen dem Erhalt der ersten und letzten Bilder (und somit eine kürzere Zeit, in der ein Patient seinen/ihren Atem anhalten muss) und/oder sanftere Beschleunigungen während der Verschiebung gestatten (was geringere Schwingungen im Röntgenemitter **12** und dem Röntgendetektor **14** beim Stoppen zur Folge hat, was hilfreich ist, da derartige Schwingungen zu einem Verlust an Auflösung in dem stereoskopischen Bild führen können).

[0029] Zwar ist der Röntgenemitter **12** so dargestellt, dass er an der Decke angebracht und der Röntgendetektor **14** auf einem Boden angebracht ist, aber es ist verständlich, dass der Röntgenemitter **12** und/oder der Röntgendetektor **14** auch in vielen anderen Anordnungen angebracht sein können. Als Beispiele könnte der Röntgenemitter **12** für eine Verschiebung entlang dem Boden und/oder der Wand angebracht sein und der Röntgendetektor **14** könnte sich entlang einer Wand und/oder der Decke verschieben, usw.

[0030] Die Erfindung soll aber nicht auf die hier beschriebenen bevorzugten Ausführungsbeispiele beschränkt sein, sondern es sind weitere Ausführungsbeispiele möglich. Es sei darauf hingewiesen, dass in den Ansprüchen die Mittel-Plus-Funktion-Merkmale die oben beschriebenen Strukturen, wie sie ihre angegebene Funktion ausführen, und auch sowohl strukturelle Äquivalente als auch äquivalente Strukturen umfassen sollen. Als ein Beispiel brauchen zwar ein Nagel und eine Schraube nicht strukturelle Äquivalente zu sein, insofern als ein Nagel eine zylindrische Fläche verwendet, um Teile aneinander zu befestigen, wogegen eine Schraube eine wendelförmige Fläche verwendet, aber im Kontext von Befestigungsteilen sind ein Nagel und eine Schraube äquivalente Strukturen.

Patentansprüche

1. Verfahren zur radiographischen Bildgebung, enthaltend:
 - a. Anordnen eines Ziels zwischen einem Röntgenemitter (**12**) und einem digitalen Röntgendetektor (**14**), wobei der Röntgendetektor (**14**) planar ist und der Röntgenemitter (**12**) aktiviert werden kann, um ein Röntgenbündel in Richtung auf den Röntgendetektor (**14**) zu emittieren, wobei das Röntgenbündel um eine Röntgenbündelachse zentriert ist,
 - b. Aktivieren des Röntgenemitters (**12**) zum Emittieren des Röntgenbündels aus einer ersten Bildgebungsposition (A) relativ zu dem Röntgendetektor (**14**), wobei die erste Bildgebungsposition in einer Bildgebungsebene angeordnet ist, die parallel zum Röntgendetektor (**14**) ist, wodurch ein erstes Bild des Ziels erhalten wird,
 - c. schnelles Bewegen des Röntgenemitters (**12**) und/oder Röntgendetektors (**14**) zum Anordnen des Röntgenemitters (**12**) in einer zweiten Bildgebungsposition (B) relativ zum Röntgendetektor (**14**), wobei die zweite Bildgebungsposition in der Bildgebungsebene angeordnet ist,
 - d. Aktivieren des Röntgenemitters (**12**) zum Emittieren des Röntgenbündels aus der zweiten Bildgebungsposition (B), um dadurch ein zweites Bild von dem Ziel zu erhalten, und
 - e. stereoskopisches Kombinieren des ersten und zweiten Bildes, wobei
 - 1) in der ersten und zweiten Bildgebungsposition (A, B) die Röntgenbündelachse in unterschiedlichen

Winkeln in Bezug auf den Röntgendetektor (14) orientiert wird,

2) die Röntgenbündelachse, wenn der Röntgenemitter (12) an der ersten Bildgebungsposition ist, die Röntgenbündelachse, wenn der Röntgenemitter an der zweiten Bildgebungsposition ist, schneidet, und
3) der Schnittpunkt der Röntgenbündelachsen wenigstens soweit von dem Röntgenemitter (12) entfernt ist wie der Röntgendetektor (14).

2. Verfahren nach Anspruch 1, wobei der Röntgendetektor (14) immobil gehalten wird und der Röntgenemitter (12) bewegt wird.

3. Verfahren nach Anspruch 1, wobei der Röntgenemitter (12) immobil gehalten wird und der Röntgendetektor (14) bewegt wird.

4. Verfahren nach Anspruch 1, wobei sowohl der Röntgenemitter (12) als auch der Röntgendetektor (14) bewegt werden.

5. Verfahren nach Anspruch 4, wobei der Röntgenemitter (12) und der Röntgendetektor (14) entlang paralleler Bahnen und in entgegengesetzten Richtungen verschoben werden.

6. Verfahren nach Anspruch 1, wobei das stereoskopische Kombinieren des ersten und zweiten Bildes die Schritte enthält:

a. abwechselndes bildliches Darstellen des ersten und zweiten Bildes in rascher Folge und
b. gleichzeitiges abwechselndes Verdecken der Ansicht des ersten und zweiten Bildes jeweils von entweder dem rechten oder dem linken Auge eines Betrachters.

7. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 6, wobei die Röntgenbündelachse mit der gleichen Fläche auf dem Röntgendetektor (14) koinzidiert, wenn der Röntgenemitter (12) an der ersten Bildgebungsposition und an der zweiten Bildgebungsposition ist.

8. Radiographisches Bildgebungssystem enthaltend:

a. einen Röntgenemitter (12), der zum Emittieren eines Röntgenbündels betätigbar ist, das um eine Röntgenbündelachse zentriert ist,
b. einen digitalen, planaren Röntgendetektor (14), wobei der Röntgendetektor (14) in der Bahn des Röntgenbündels angeordnet ist, um dadurch ein Bild zu generieren, wenn der Röntgendetektor (14) das Röntgenbündel empfängt,
c. einen Zielbereich, der zwischen dem Röntgendetektor und dem Röntgenemitter angeordnet ist und in dem ein radiographisch abzubildendes Ziel angeordnet sein kann, wobei der Röntgenemitter und/oder Röntgendetektor selbsttätig bewegbar sind zum Erzeugen in rascher Folge:

eines ersten Bildes des Zielbereiches, wobei der Röntgenemitter in einer ersten Bildgebungsposition in einer Bildgebungsebene angeordnet ist, die parallel zur Ebene des Röntgendetektors ist, und eines zweiten Bildes des Zielbereiches, wobei der Röntgenemitter in einer zweiten Bildgebungsposition in der Bildgebungsebene angeordnet ist, und wobei

1) in der ersten und zweiten Bildgebungsposition (A, B) die Röntgenbündelachse in unterschiedlichen Winkeln in Bezug auf den Röntgendetektor (14) orientiert wird,

2) die Röntgenbündelachse, wenn der Röntgenemitter (12) an der ersten Bildgebungsposition ist, die Röntgenbündelachse, wenn der Röntgenemitter an der zweiten Bildgebungsposition ist, schneidet, und
3) der Schnittpunkt der Röntgenbündelachsen wenigstens soweit von dem Röntgenemitter (12) entfernt ist wie der Röntgendetektor (14).

9. Radiographisches Bildgebungssystem nach Anspruch 8, wobei ein Emitter-Aktuator (22) vorgesehen ist, der betriebsmäßig dem Röntgenemitter (12) zugeordnet ist und der betätigbar ist zum Bewegen des Röntgenemitters (12) über eine Bahn innerhalb der Bildgebungsebene.

10. Radiographisches Bildgebungssystem nach Anspruch 8 oder 9, wobei ein Detektor-Aktuator vorgesehen ist, der betriebsmäßig dem Röntgendetektor (14) zugeordnet ist und der betätigbar ist zum Bewegen des Röntgendetektors (14) über eine Bahn parallel zur Bildgebungsebene.

11. Radiographisches Bildgebungssystem nach einem der Ansprüche 8 bis 10, wobei:
die Röntgenbündelachse in einem ersten Winkel in Bezug auf die Ebene des Röntgendetektors (14) angeordnet ist, wenn der Röntgenemitter (12) in der ersten Bildgebungsposition ist, und
die Röntgenbündelachse in einem zweiten Winkel in Bezug auf die Ebene des Röntgendetektors (14) angeordnet ist, wenn der Röntgenemitter (12) in der zweiten Bildgebungsposition ist.

12. Radiographisches Bildgebungssystem nach einem der Ansprüche 8 bis 11, wobei ferner eine Einrichtung zum Erzeugen einer stereoskopischen Ansicht des Zielbereiches aus dem ersten und zweiten Bild vorgesehen ist.

13. Radiographisches Bildgebungssystem nach Anspruch 12, wobei die Einrichtung zum Erzeugen einer stereoskopischen Ansicht des Zielbereiches enthält:

a. einen Bildschirm (30), auf dem das erste und zweite Bild dargestellt sind, und
b. Augengläser (32) mit zwei Betrachtungsöffnungen (34), wobei jede Öffnung (34) ein entsprechendes

von dem ersten und zweiten Bild von den Augen eines Betrachters verdeckt.

14. Radiographisches Bildgebungssystem enthaltend:

a. einen Röntgenemitter (**12**), der zum Emittieren eines Röntgenbündels betätigbar ist, das um eine Röntgenbündelachse zentriert ist,

b. einen digitalen planaren Röntgendetektor (**14**), wobei der Röntgendetektor (**14**) in der Bahn des Röntgenbündels angeordnet ist, um ein Bild zu generieren, wenn der Röntgendetektor (**14**) das Röntgenbündel empfängt,

wobei der Röntgenemitter (**12**) und/oder der Röntgendetektor (**14**) in einer Ebene bewegbar sind, die parallel zur Ebene des Röntgendetektors (**14**) orientiert ist, wobei der Röntgenemitter (**12**) aktiviert werden kann, um Bilder aus unterschiedlichen Bildgebungspositionen relativ zum Röntgendetektor (**14**) zu generieren, und

1) in einer ersten und zweiten Bildgebungsposition (A, B) die Röntgenbündelachse in unterschiedlichen Winkeln in Bezug auf den Röntgendetektor (**14**) orientiert wird,

2) die Röntgenbündelachse, wenn der Röntgenemitter (**12**) an der ersten Bildgebungsposition ist, die Röntgenbündelachse, wenn der Röntgenemitter an der zweiten Bildgebungsposition ist, schneidet, und

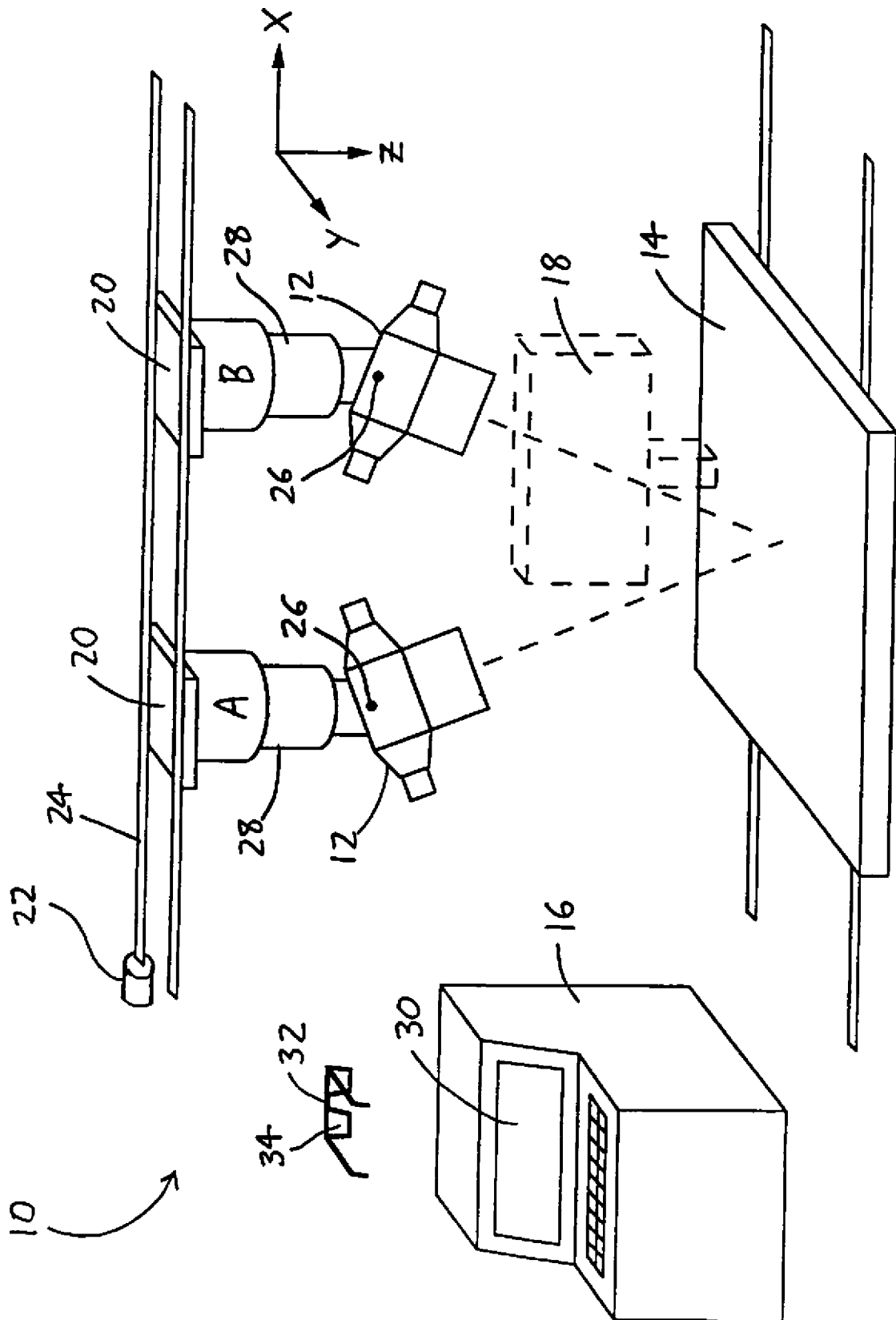
3) der Schnittpunkt der Röntgenbündelachsen wenigstens soweit von dem Röntgenemitter (**12**) entfernt ist wie der Röntgendetektor (**14**), und

c. ein Sichtgerät (**30**), das Bilder aus unterschiedlichen Bildgebungspositionen in rasch wechselnder Folge liefert, und

d. Augengläser (**32**) mit Sichtöffnungen (**34**), wobei jede Öffnung (**34**) abwechselnd die Bilder aus unterschiedlichen Bildgebungspositionen in Synchronisation mit dem Sichtgerät verdeckt.

Es folgt ein Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen



Figur