



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 601 32 516 T2** 2009.01.15

(12) **Übersetzung der europäischen Patentschrift**

(97) **EP 1 157 661 B1**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **601 32 516.8**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **01 304 348.4**

(96) Europäischer Anmeldetag: **16.05.2001**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **28.11.2001**

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: **23.01.2008**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **15.01.2009**

(51) Int Cl.⁸: **A61B 6/00** (2006.01)
A61B 6/10 (2006.01)

(30) Unionspriorität:

575035 19.05.2000 US

(73) Patentinhaber:

**GE Medical Systems Global Technology
Company, LLC, Waukesha, Wis., US**

(74) Vertreter:

Rüger und Kollegen, 73728 Esslingen

(84) Benannte Vertragsstaaten:

DE, FR

(72) Erfinder:

**Polkus, Vincent Stanley, Delafield, Wisconsin
53018, US; Hammel, Mark Anthony, Waukesha,
Wisconsin 53189, US; Zhang, John Jun,
Waukesha, Wisconsin 53188, US**

(54) Bezeichnung: **Positionssteuerungssystem und -verfahren für ein Röntgengerät**

Anmerkung: Innerhalb von neun Monaten nach der Bekanntmachung des Hinweises auf die Erteilung des europäischen Patents kann jedermann beim Europäischen Patentamt gegen das erteilte europäische Patent Einspruch einlegen. Der Einspruch ist schriftlich einzureichen und zu begründen. Er gilt erst als eingelegt, wenn die Einspruchsgebühr entrichtet worden ist (Art. 99 (1) Europäisches Patentübereinkommen).

Die Übersetzung ist gemäß Artikel II § 3 Abs. 1 IntPatÜG 1991 vom Patentinhaber eingereicht worden. Sie wurde vom Deutschen Patent- und Markenamt inhaltlich nicht geprüft.

Beschreibung

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft eine verbesserte Positionskontrolle zur Positionierung einer Bildgebungs-Röntgenröhre.

[0002] [Fig. 1](#) stellt eine beispielhafte medizinische Röntgenbildgebungsanordnung **100** dar. Die Bildgebungsanordnung **100** enthält eine Röntgenröhre **110**, einen Kollimator **120**, einen Tischdetektor **130**, einen Röntgentisch **140**, einen Patienten **150** und eine klinische Bedienperson **160**. Während des Betriebs ist ein bildgebend darzustellender Patient **150** wie veranschaulicht auf dem Röntgentisch **140** angeordnet. Eine klinische Bedienperson **160**, wie beispielsweise ein Radiologe oder Techniker, positioniert dann die Röntgenröhre **110** und den Kollimator **120** an eine von mehreren vorher bestimmten Positionen in Bezug auf den Patienten. Sobald die klinische Bedienperson den Kollimator **120** an die gewünschte Position gebracht hat, wird die Röntgenröhre **110** eingeschaltet und emittiert Röntgenstrahlen. Die Röntgenstrahlen passieren den Kollimator **120**, der die Röntgenstrahlen durch den Patienten auf den Tischdetektor **130** richtet. Die Energie der Röntgenstrahlen, die den Patienten durchquert haben, wird durch die anatomischen Eigenschaften des Patienten **150** abgeschwächt. Der Tischdetektor **130** detektiert die Energie der Röntgenstrahlen und entwickelt ein Bild der anatomischen Eigenschaften des Patienten **150**.

[0003] Die Röntgenröhre **110** und der Kollimator **120** sind typischerweise fest zueinander angeordnet, um die Röntgenanordnung zu bilden, und sind typischerweise in der Lage, sich in drei Dimensionen relativ zu dem Röntgentisch **140** bewegen. Das bedeutet, dass der Kollimator **120** aufwärts oder abwärts entlang des Körpers des Patienten **150** bewegt werden kann, von rechts nach links über den Körper des Patienten **150** und näher an den oder entfernter von dem Körper des Patienten **150** in jeder der festen Positionen, die als Rastung bezeichnet wird. Jede der verschiedenen festen Positionen oder Arretierungen kann zu verschiedenen Röntgenbestrahlungs- und Bildgebungs-Parametern gehören, die vorher bestimmt worden sind, um die klarsten möglichen Bilder von dem Patienten **150** zu erzeugen. Beispielsweise kann die Anordnung oder Platzierung des Kollimators **120** entfernter von dem Patienten zu verschiedenen Parametern für den dynamischen Bereich der Energie der Röntgenstrahlen führen, die von dem Detektor **130** empfangen werden.

[0004] Typischerweise sind die Bildgebungsparameter nur für unterschiedliche vorher bestimmte feste Positionen bestimmt und nicht kontinuierlich über den Bewegungspfad des Kollimators **120**. Das bedeutet, dass die Bildgebungsparameter typischerweise nur für eine einzige spezifizierte Position bestimmt

sind, und schnell geändert werden können, wenn der Kollimator bewegt wird. Folglich hilft die genaue Position des Kollimators **120** deutlichere, klinisch relevantere Bilder von dem Patienten **150** zu erhalten.

[0005] Bezug nehmend auf [Fig. 1](#) kann eine medizinische Röntgenbildgebungsanordnung Arretierungen oder Rastungen verwenden und konfigurieren, um die unterschiedlichen festen Positionen für radiographische Untersuchungen zu identifizieren. Wenn der Kollimator **120** auf eine der unterschiedlichen festen Bildgebungspositionen bewegt wird, greift eine Rastung ein, die den Kollimator **120** in der gewünschten Position hält, während die Bildgebung stattfindet. Die Rastungen können mechanisch oder elektrisch sein, jedoch wird die Verwendung von elektromagnetischen Rastungen und eine Positionsreferenzeinrichtung bevorzugt verwendet, auf Grund beispielsweise der besseren Verschleißseigenschaften.

[0006] Die Positionsfehler, die in der Größenordnung von Millimetern sind, können die Qualität des erzeugten Bildes signifikant verringern. Beispielsweise kann ein anatomisches Abschneiden auf Grund der Fehlausrichtung oder der Nichtregistrierung des Strahls durch den Detektor auftreten. Die Verwendung der Positionskontrolle der Röntgenröhre hilft ebenfalls bezogen auf die Wiederholbarkeit der Röntgenbilder, was von großer Bedeutung beim Vergleich der Röntgenbilder sein kann, die in Zeitintervallen während der Patientenbehandlung aufgenommen werden. Folglich gibt es einen Bedarf für eine verbesserte Röntgenröhren- und Kollimator-Positionierungsvorrichtung für die medizinische Bildgebungsanordnung.

[0007] Die US 1,334,155 offenbart eine Röntgenuntersuchungsvorrichtung. Eine Strahlungs-Bildgebungsanordnung mit zyklisch verschiebbarer Gitteranordnung wird beschrieben und in der US 4,389,036 gezeigt. In der JP 02 245 750 wird eine Vorrichtung zur Verringerung der Überbelichtung bei der Bewegung eines Filmhalters für ein Röntgen-Photographisches System offenbart. Die US 4,466,112 offenbart eine variable Detektorapparatur.

[0008] Gemäß einem ersten Aspekt der vorliegenden Erfindung wird eine Vorrichtung zur Reduzierung von Positionsfehlern einer Röntgenröhre in einer Röntgenbildgebungsanordnung geschaffen, wobei die Vorrichtung eine Röntgenröhre enthält, wobei die Röntgenröhre in Bezug auf ein zu bestrahlendes Ziel in der Röntgenbildgebungsanordnung beweglich ist; eine Sensoreinheit zum Erzeugen von Positionssignalen enthält, die die Position der Röntgenröhre innerhalb der Röntgenbildgebungsanordnung anzeigen, und die ferner dadurch gekennzeichnet ist, dass diese ferner einen Mikroprozessor zum Empfangen der Positionssignale und Bestimmen einer Überbelichtungskorrektur für die Röntgenröhre auf der Basis

der Positionssignale und einer vorherbestimmten Position der Röntgenröhre in Bezug auf das zu bestrahlende Target oder Ziel innerhalb der Röntgenbildgebungsvorrichtung aufweist, wobei der Mikroprozessor eingerichtet ist, um die Überbelichtungskorrektur innerhalb der Röntgenstrahlen-Vorrichtung anzuwenden, um die Bewegung der Röntgenröhre anzupassen oder einzustellen.

[0009] In einem weiteren Aspekt schafft die vorliegende Erfindung ein Verfahren zur Reduzierung von Positionsfehlern einer Röntgenröhre in Bezug auf ein zu bestrahlendes Ziel in einer Röntgenbildgebungsvorrichtung, wobei das Verfahren den Schritt des Erzeugens von Positionsdaten in Bezug auf die Röntgenröhre innerhalb der Röntgenbildgebungsvorrichtung betrifft, und gekennzeichnet ist durch das Bestimmen einer Überbelichtungskorrektur für die Röntgenröhre auf der Basis der Positionssignale und einer vorherbestimmten Position der Röntgenröhre in Bezug auf das bestrahlende Target oder Ziel innerhalb der Röntgenbildgebungsvorrichtung, und das Anwenden der Überbelichtungskorrektur, um die Bewegung der Röntgenröhre zu steuern, um die Positionierungsfehler beim Positionieren der Röntgenröhre zu verringern.

[0010] Die bevorzugten Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung schaffen eine Vorrichtung zur Reduzierung von Positionierungsfehlern einer Röntgenröhre in einer Röntgenbildgebungsvorrichtung. Die Vorrichtung ermöglicht die genaue und wiederholbare Positionierung der Röntgenröhre an Rasteinrichtungen. Eine bevorzugte Ausführungsform der vorliegenden Erfindung enthält vorzugsweise eine Sensoreinheit, die Positionssignale erzeugt, die die Position der Röntgenröhre anzeigen, und einen Mikroprozessor, der die Positionssignale empfängt und die Überbelichtungskorrektur bestimmt. Die Überbelichtungskorrektur wird dann durch die Röntgenbildgebungsvorrichtung verwendet, um eine Feststell- oder Verriegelungseinrichtung zu steuern, die die Position der Röntgenröhre kontrolliert oder steuert. Die Sensoreinheit kann ein Potentiometer verwenden, einen digitalen Kodierer, oder bevorzugt beide in Kombination, um die Positionssignale zu bestimmen.

[0011] Ausführungsformen der Erfindung werden nachfolgend beschrieben an Hand von Beispielen in Bezug auf die nachfolgende Zeichnung beschrieben, in der:

[0012] [Fig. 1](#) eine beispielhafte konventionelle medizinische Röntgenbildgebungsvorrichtung darstellt;

[0013] [Fig. 2](#) eine beispielhafte Rasten-Positionierungseinrichtung (Positionierungseinrichtung mit Rasten) für eine medizinische Röntgenbildgebungsvorrichtung gemäß einer bevorzugten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung darstellt;

[0014] [Fig. 3](#) eine Feststell- oder Verriegelungseinrichtung für eine medizinische Röntgenbildgebungsvorrichtung gemäß einer bevorzugten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung darstellt;

[0015] [Fig. 4](#) eine Draufsicht der elektromagnetischen Feststell- oder Verriegelungseinrichtung von [Fig. 3](#) gemäß einer bevorzugten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung darstellt;

[0016] [Fig. 5](#) eine Kalibrierungssequenz gemäß einer bevorzugten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung darstellt;

[0017] [Fig. 6](#) ein Ablaufdiagramm der Kalibrierungseinrichtung gemäß einer bevorzugten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung darstellt;

[0018] [Fig. 7](#) eine Sensoreinheit mit einer selbsthaltenden Riemenanordnung gemäß einer bevorzugten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung darstellt;

[0019] [Fig. 8](#) eine Sensoreinheit gemäß einer bevorzugten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung darstellt;

[0020] [Fig. 9](#) eine Draufsicht der Sensoreinheit **800** von [Fig. 8](#) gemäß einer bevorzugten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung darstellt.

[0021] [Fig. 2](#) stellt eine beispielhafte Rasten-Positionierungseinrichtung **200** für eine medizinische Röntgenbildgebungsvorrichtung gemäß einer bevorzugten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung dar. Die Rasten-Positionierungseinrichtung **200** enthält eine Röntgenröhre **210**, eine Röntgenanordnung **205**, ein Paar von vertikalen Schienen **230**, ein Paar von horizontalen Schienen **240** und eine Sensoreinheit **275**. Die Röntgenröhre **210** und der Kollimator **220** sind zusammen als eine Röntgenanordnung **205** bekannt. Sowohl die horizontalen Schienen **240** als auch die vertikalen Schienen **230** enthalten eine Anzahl von Rasteinrichtungen **250**. Im Betrieb wird die Röntgenanordnung **205** in zwei Dimensionen entlang der vertikalen Schienen **230** und der horizontalen Schienen **240** bewegt, wobei zuerst die Röntgenanordnung **205** entlang der vertikalen Schienen **230** innerhalb der horizontalen Schienen **240** an eine Position der Rasteinrichtung **250** auf den horizontalen Schienen **240** bewegt wird. Dann wird die Röntgenanordnung **205** innerhalb der vertikalen Schienen **230** an eine Position der Rasteinrichtungen **250** auf den vertikalen Schienen **230** bewegt. Bevorzugt werden an jeder Rasteinrichtung elektromagnetische Feststell- oder Verriegelungseinrichtungen verwendet, um den Kollimator in der gewünschten gerasteten Position zu verriegeln. Die Sensoreinheit **275** wird nachfolgend genauer diskutiert.

[0022] [Fig. 3](#) stellt eine Feststell- oder Verriegelungseinrichtung **300** der medizinischen Röntgenbildgebungsvorrichtung gemäß einer bevorzugten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung dar. Die Verriegelungseinrichtung **300** enthält elektromagnetische Verriegelungen **310**, eine Brückenschiene **320** und eine Leistungsversorgung **330**. Im Betrieb ist die Feststell- oder Verriegelungseinrichtung **300** innerhalb der vertikalen Schienen **230** und der horizontalen Schienen **240** der Rastenpositionierungseinrichtung **200** von [Fig. 2](#) montiert. Sobald eine vorgegebene Position der Rasten erreicht ist, werden die elektromagnetischen Verriegelungen **310** aktiviert und die Position ist an ihrer Stelle verriegelt. Die elektromagnetischen Verriegelungen **310** werden durch eine Spannungsversorgung durch die Leistungsversorgung **330** aktiviert.

[0023] [Fig. 4](#) stellt eine Draufsicht **400** der elektromagnetischen Verriegelungen von [Fig. 3](#) gemäß einer bevorzugten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung dar. Die Ansicht **400** enthält elektromagnetische Feststell- oder Verriegelungsspulen **410**, eine Feststell- oder Verriegelungsleiste **420** und Lager **430**. Im Betrieb, wie dies vorstehend diskutiert wurde, können die elektromagnetischen Verriegelungsspulen **410** innerhalb einer Schiene gleiten bis diese durch eine extern bereitgestellte oder gelieferte Spannung aktiviert werden. Die extern gelieferte Spannung erzeugt eine magnetische Kraft zwischen den elektromagnetischen Verriegelungsspulen **410** und den Verriegelungsleisten **420**, die ausreichend ist, um den Kollimator in einer festen Position zu halten und zu sichern.

[0024] Im Betrieb erfordert eine elektromagnetische Verriegelung eine bestimmte, endliche Zeit, um eine ausreichende magnetische Kraft zu entwickeln, um die Abbremsung des Kollimators **120** zu entwickeln. Zusätzlich ist einige Zeit erforderlich bevor die elektromagnetische Verriegelung eine ausreichende Kraft erzeugt, um den Kollimator **120** an dem Ort zu halten. Bezug nehmend auf [Fig. 2](#) kann auf Grund der signifikanten Masse der Röntgenanordnung **205** (und ihrer Halterungs-/Positionierungseinrichtung) und des dem zu Folge auftretenden signifikanten Moment während diese durch einen klinischen Bediener positioniert wird, die magnetische Kraft, die von den elektromagnetischen Verriegelungen erzeugt wird, nicht ausreichend sein, um das Moment der Röntgenanordnung **205** innerhalb einer gewünschten Zeit zu überwinden und folglich kann die Röntgenanordnung **205** nicht genau an der gewünschten Rastposition gestoppt werden. Folglich kann die Aktivierungs- und Stopp- oder Anhalte-Zeit der elektromagnetischen Verriegelungen zu einem Positionsfehler bei der Positionierung des Kollimators führen. Wie dies vorstehend erwähnt wurde, kann der Positionsfehler die Qualität und Wiederholbarkeit der Röntgenbilder nachteilig beeinflussen.

[0025] Um dies anders auszudrücken, es kann die Geschwindigkeit, mit der die Röntgenanordnung **205** durch einen Bediener positioniert wird, zusammen mit der elektromagnetischen Verzögerung oder Zeitverzögerung der elektromagnetischen Verriegelung zu einem endgültigen Positionsfehler beitragen, wenn die anfängliche Geschwindigkeit der Röntgenanordnung **205** unterhalb eines kritischen Wertes (V_c) liegt. Der Positionsfehler ist ungefähr proportional zu der Annäherungsgeschwindigkeit der Röntgenanordnung **205** auf die Rastposition. Wenn jedoch die Geschwindigkeit der Röntgenanordnung **205** ausreichend hoch ist, kann die elektromagnetische Verriegelung nicht komplett reagieren, um in die Einrichtung einzugreifen und diese zu halten. Wenn die elektromagnetische Verriegelung nicht komplett eingreift, kann die Röntgenanordnung **205** einfach die beabsichtigten Rastorte passieren. Da bei einer hohen Geschwindigkeit die Verriegelung nicht vollständig eingreifen und den Kollimator halten kann, muss der Bediener anfangen so abzubremesen, wenn sich der Rastposition genähert wird, dass die Röntgenanordnung **205** an der vorher konfigurierten Rastposition verriegelt wird. Zusätzlich kann der letztendliche Versatz- oder Offset-Fehler der Position signifikant sein, sofern die Eingangsgeschwindigkeit nicht ausreichend langsam ist, das heißt von 5 bis 10 Millimeter. Folglich kann zusätzliche Zeit benötigt werden, da die Röntgenanordnung **205** langsam bewegt werden muss. Wenn die zusätzliche Zeit benötigt wird, kann die Benutzerproduktivität wegen der zusätzlichen Zeit pro Bild nachteilig beeinflusst werden.

[0026] Um diese Effekte zu berücksichtigen kalibriert die bevorzugte Ausführungsform der vorliegenden Erfindung eine Positionskontrolleinrichtung durch die Messung der Überbelichtung an der Rastposition bei verschiedenen Annäherungsgeschwindigkeiten. Die Positionsüberbelichtung kann unter Verwendung eines elektronischen Rückkopplung oder Feedbacks bestimmt werden, wie dies nachfolgend beschrieben wird. Als nächstes wird eine Transferfunktion zwischen der Geschwindigkeit und der Überbelichtung entwickelt, um die Überbelichtungskorrektur zu bestimmen. Zu guter Letzt wird die Überbelichtungskorrektur auf die Positionierung des Kollimators während der klinischen Verwendung angewendet. Die Überbelichtung der Rastposition wird bevorzugt unter Verwendung einer Positionierungssteuerung auf Basis eines Mikroprozessors gemessen, wobei sowohl die Position als auch die Geschwindigkeits-Rückkopplung verfügbar ist, wie dies nachfolgend in Bezug auf die [Fig. 8](#) bis 10 beschrieben wird.

[0027] [Fig. 8](#) stellt eine Sensoreinheit **800** gemäß einer bevorzugten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung dar. Die Sensoreinheit **800** enthält einen Kodierer-Zahnkranz **810**, einen Potentiometer-Zahnkranz **820**, der eine Ausrichtungsmarkierung **830** aufweist, eine Riemenspannschraube **850**, eine

Antriebsriemenanordnung **860** und einen Riemenversatz-Zahnkranz **870**. Die Positions-Sensorriemen **840** passiert den Kodierer-Zahnkranz **810** und den Potentiometer-Zahnkranz **820**. Die Spannung an dem Positions-Sensorriemen **840** kann auf eine gewünschte Spannung durch die Verwendung der Riemenspannschraube **850** eingestellt werden.

[0028] Die Röntgenanordnung und folglich die zugehörige Sensoreinheit **800** werden typischerweise händisch positioniert. Bevorzugt wird die Sensoreinheit **800** jedoch von einem Motor angetrieben und positioniert. Beispielsweise kann die Sensoreinheit von einem Motor mittels einem closed loop Servomotor unter Verwendung der Antriebsriemenanordnung **860** angetrieben werden. Das Positionieren der Sensoreinheit **800** unter Verwendung eines Motors, anstelle der händischen, kann helfen eine konsistente Platzierung der Röntgenanordnung an der Rastposition sicher zu stellen.

[0029] [Fig. 9](#) stellt eine Draufsicht **900** der Sensoreinheit **800** von [Fig. 8](#) gemäß einer bevorzugten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung dar. Es sind der Kodier-Zahnkranz **810**, der Potentiometer-Zahnkranz **820** und der Riemenversatz-Zahnkranz **870** gezeigt. Die Sensoreinheit **800** enthält ebenfalls eine Antriebsriemenanordnung **910**, eine Mikroprozessor-Schnittstelle **920** und Sicherungspunkte **930**. Die Sensoreinheit **800** ist bevorzugt auf der Röntgenanordnung mittels der Verwendung von Sicherungspunkten **930** montiert, wie dies in [Fig. 2](#) gezeigt ist.

[0030] Im Betrieb ist die Sensoreinheit **800** mit der Bewegung der Röntgenanordnung **205** auf jeder der Schienen verknüpft oder dieser zugehörig. Das bedeutet, dass eine Sensoreinheit **800** Daten bezogen auf die Bewegung der Röntgenanordnung **205** entlang des Paares der vertikalen Schienen **230** liefert, und die andere Sensoreinheit liefert Daten bezogen auf die Bewegung entlang der horizontalen Schienen **240**. Ein (nicht gezeigter) eingekerbter Zahnriemen ist bevorzugt innerhalb von mindestens einer Schiene des Paares der vertikalen Schienen **230** montiert und mindestens in einer Schiene des Paares der horizontalen Schienen **240** von [Fig. 2](#). Der Zahnriemen ist bevorzugt an jedem Ende der Schiene gesichert und durchquert die Zahnriemenanordnung **910** der Sensoreinheit **800** von [Fig. 9](#). Wenn die Röntgenanordnung **205** versetzt wird, induziert der feste oder fixierte Zahnriemen, der die Zahnriemenanordnung **910** passiert, die Bewegung des Positionssensors **840**. Die Bewegung des Positionssensorriemens **840** induziert Umdrehungen des Kodier-Zahnkranzes **810** und des Potentiometer-Zahnkranzes **820**.

[0031] Der Potentiometer-Zahnkranz **820** enthält bevorzugt ein analoges Potentiometer. Bevorzugt wird eine Spannung über das Potentiometer so indu-

ziert, dass sich die Spannung bei der Drehung des Potentiometer-Zahnkranzes **820** ändert und folglich mit der Position der Röntgenanordnung **205**. Der Kodier-Zahnkranz **810** enthält bevorzugt einen digitalen Kodierer. Bevorzugt liefert der digitale Kodierer Daten bezogen auf die Position und Geschwindigkeit der Drehung des Kodier-Zahnkranzes **810** und folglich der Position und Geschwindigkeit des Kollimators. Bevorzugt wird der Potentiometer-Zahnkranz **820** verwendet, um eine Anfangsposition für die Röntgenanordnung **205** zu bestimmen oder aufzunehmen, wenn der Kollimator anfänglich bewegt wird (powered-up). Es kann sein, dass der Kodierer-Zahnkranz **810** nicht in der Lage ist, diese anfänglichen Informationen zu liefern, wegen eines Datenverlustes bei einem vorherigen Runterfahren der Vorrichtung. Die anfängliche Position der Röntgenanordnung **205** ist jedoch mittels des Potentiometer-Zahnkranzes **820** erneuerbar, da die Umdrehung des Potentiometer-Zahnkranzes **820** ihr enthaltenes Potentiometer mechanisch ändert und folglich die durch den Stromverlust verursachten Schwierigkeiten vermeidet.

[0032] Sobald die Anfangsposition der Röntgenanordnung **205** durch den Potentiometer-Zahnkranz **820** bestimmt wurde, kann der Kodierer-Zahnkranz **810** verwendet werden, um eine sehr genaue Position und Geschwindigkeitsinformation bereit zu stellen. Der digitale Kodierer des Kodierer-Zahnkranzes **810** stellt bevorzugt ein sauberes, digitales Signal bereit, das die Position der Röntgenanordnung **205** anzeigt, die leicht verwendet werden kann, um die Positionsinformation in Bezug auf die Röntgenanordnung **205** im Betrieb bereitzustellen, aber die digital kodierten Signale von dem Kodierer-Zahnkranz **810** können leichter und einfacher zu verwenden sein.

[0033] Die anfängliche Positionsinformation, die durch den Potentiometer-Zahnkranz **820** bestimmt wurde und die Positions- und Geschwindigkeitsinformation, die durch den Kodierer-Zahnkranz **810** bestimmt wurde, werden an einer externen (nicht gezeigten) Mikroprozessor-Schnittstelle **920** weitergeleitet. Wie dies nachfolgend genauer beschrieben wird, kann der Mikroprozessor die Positions- und Geschwindigkeits-Information der Röntgenanordnung **205** genauer analysieren, um die Aktivierung der elektromagnetischen Verriegelungseinrichtung **300** der vorstehenden [Fig. 3](#) zu steuern. Der Mikroprozessor ist typischerweise innerhalb eines externen Vorrichtungsgehäuses untergebracht.

[0034] Vor der Verwendung wird die Sensoreinheit **800** auf die spezifische Schiene eingestellt, für die sie eingesetzt wird, um die Positions- und Geschwindigkeits-Information zu liefern. Das Potentiometer im Potentiometer-Zahnkranz **820** ist bevorzugt ein Mehr-Gang-Potentiometer (am bevorzugtesten ein 10 Gang Potentiometer) mit harten Anschlägen an jedem Ende ihrer Umdrehung. Um die Vorrichtung zu

kalibrieren, kann das Potentiometer als erstes an einen harten Anschlag gedreht werden und dann auf einen mittleren Potentiometer-Bereich eingestellt werden (im Falle des 10-Gang Potentiometers sind dies fünf Umdrehungen). Die Sensoreinheit **800**, die das Potentiometer enthält, kann dann am Zentrum seines Bewegungspfad entlang der Schiene positioniert werden, und die Antriebsriemenanordnung **910** und der Positionssensorriemen **840** treten in Eingriff. Zusätzlich kann die Sensoreinheit **800** durch die Einstellung der Spannung am Positionssensorriemen **840** unter Verwendung der Riemenspannschraube **850** eingestellt werden.

[0035] [Fig. 7](#) stellt eine Sensoreinheit mit einer selbst spannenden Riemenanordnung **700** gemäß einer bevorzugten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung dar. Die selbst spannende Riemenanordnung **700** enthält einen Kodierer-Zahnkranz **710**, einen Potentiometer-Zahnkranz **720**, eine Ausrichtungsmarkierung **730**, einen Positionssensorriemen **740** und eine Antriebsriemenanordnung **760**, ähnlich der Sensoreinheit **800** von [Fig. 8](#). Die selbst spannenden Sensoreinheit **700** enthält ebenfalls einen Riemenspannarm **750**, anstelle der Riemenspannschraube **850** der Sensoreinheit **800** von [Fig. 8](#), die automatisch eine gewünschte Spannung an die Positionssensoreinheit **740** anlegt. Es können entweder die Sensoreinheit **800** von [Fig. 8](#) oder die selbst spannende Sensoreinheit **700** von [Fig. 7](#) in einer bevorzugten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung verwendet werden.

[0036] Wenn die Sensoreinheit einmal ausgewählt und installiert wurde, wird der Potentiometer-Zahnkranz der Sensoreinheit kalibriert oder eingestellt, und die Positionssensorriemen rasten wie vorstehend beschrieben ein. Dann ist die Anordnung der Positionseinrichtung kalibriert. Um die Anordnung der Positionseinrichtung zu kalibrieren, wird die Kollimator-Anordnung in Bewegung gesetzt und die Information bezüglich der Position und Geschwindigkeit des Kollimators wird an den Mikroprozessor gesendet. Ein Rast-Latch wird dann simuliert. Das bedeutet Spannung wird an die elektromagnetische Verriegelung der Röntgenanordnung angelegt und die Anordnung wird zum Stillstand gebracht. Die Position bei der die Anordnung zum Stillstand kommt, kann verschieden von der gewünschten, vorherbestimmten, voreingestellten Rastposition sein. Der Unterschied in der Position zwischen der Rastposition und der aktuellen Position der Anordnung wird dann analysiert, und eine Überbelichtungskorrektur ist bestimmt.

[0037] [Fig. 5](#) stellt eine Kalibrierungs-Sequenz **500** gemäß einer bevorzugten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung dar. Zuerst ist an dem Ort **510** die Röntgenanordnung bei einiger Anfangsgeschwindigkeit V_0 , die größer als Null ist, in Bewegung, und ist an einer Anfangsposition X_0 lokalisiert, die eben-

falls größer als Null ist. Dann greift die elektromagnetische Verriegelung ein.

[0038] Die elektromagnetische Verriegelung wendet eine Bremskraft in entgegen gesetzter Richtung der Bewegung der Anordnung an. Die Röhrenanordnung kommt dann zum Stillstand, um an einer Ort **520** zum Stillstand zu kommen, das bedeutet die Endgeschwindigkeit V_f ist gleich Null, und die Anordnung ist an einer Endposition X_f lokalisiert. Dann wird die Überbelichtung ΔX , die Änderung der Position zwischen der Anfangsposition X_0 , an der die elektromagnetische Verriegelung aktiviert wurde, und der Endposition X_f , an der die Anordnung zum Stillstand kommt, gemäß **530** bestimmt. Sobald die Anfangs- und Endgeschwindigkeiten und Positionen bestimmt wurden, kann die Bremskraft gemäß **540** bestimmt werden. Die Masse der Anordnung ist bekannt und ändert sich nicht während des Kalibrierungsprozesses. Die Kalibrierungssequenz wird dann bei verschiedenen Anfangsgeschwindigkeiten wiederholt, und eine empirische Beziehung zwischen der Anfangsgeschwindigkeit V_0 und der Überbelichtung ΔX ist bestimmt, um eine Überbelichtungskorrektur zu bestimmen.

[0039] Die Überbelichtungskorrektur kann beispielsweise als eine lineare Beziehung auf der Basis eines Least-Square-Regressions-Fits von mehreren Geschwindigkeits-Überbelichtungs-Kalibrierungs-Tests ausgedrückt werden. Diese lineare Beziehung kann ausgedrückt werden als:

$$\Delta X = B_0 + B_1 V$$

[0040] Alternativ kann die Überbelichtungskorrektur beispielsweise ausgedrückt werden als eine allgemeinere nicht lineare Polynomfunktion, wie beispielsweise:

$$\Delta X = A_0 + A_1 V_0 + A_2 V_0^2 + A_3 V_0^3 + A_4 V_0^4 + \dots$$

[0041] Wobei die Ordnung des Polynoms von der Anzahl der diskreten Geschwindigkeiten abhängt, die in dem Kalibrierungsprozess verwendet werden oder einbezogen sind.

[0042] Sobald die Überbelichtungskorrektur bestimmt wurde, wird die Überbelichtungskorrektur verwendet, um die Position zu bestimmen an der die elektromagnetische Bremse der Vorrichtung so eingreifen soll, dass die Vorrichtung an der gewünschten Position der Rastung zum Stillstand kommt. Das bedeutet, dass die Kalibrierungs-Sequenz die Position bestimmt an der die Bremse durch die Vorrichtungssteuerung eingreifen sollte, um die Positionsüberbelichtung in Bezug auf die Zielposition der Rastung, als eine Funktion der Anfangsgeschwindigkeit der Röhrenanordnung zu minimieren.

[0043] Eine zweite Ausführungsform der vorliegenden Erfindung enthält die Schaffung der kontinuierlichen Beobachtung des Positionsfehlers. Das bedeutet anstelle dass nur die Geschwindigkeit und die Positions-Bezüge des anfänglichen Kalibrierungsprozess verwendet werden, wird eine kontinuierliche Positionsdetektion geschaffen. Wenn die Positionsfehler der Arretierung ein bestimmtes Maximum übersteigen, kann der Bediener benachrichtigt werden, die elektromagnetische Verriegelung kann gelöst werden und der Bediener kann die Anordnung neu positionieren.

[0044] Eine dritte Ausführungsform der vorliegenden Erfindung enthält die angepasste Kalibrierung der Überbelichtungskorrektur durch kontinuierliches Erneuern der Überbelichtungskorrektur nach jeder Positionierung der Röhrenanordnung. Das bedeutet, jedes Mal, wenn die Anordnung an einer Rastung positioniert wird, werden die anfänglichen Geschwindigkeits- und Positionsfehler gemessen. Die Geschwindigkeits- und Positionsfehler-Messungen können dann verwendet werden, um eine korrekte Überbelichtungskorrektur für die Anordnung zu erzeugen. Diese Ausführungsform erlaubt der Positionierungseinrichtung die Vorrichtungverschlechterung, die bei der Benutzung auftritt, zu kompensieren. Beispielsweise kann die ständige Verwendung der Vorrichtung oder Anordnung zu einer anwachsenden Reibung bei den Schienen führen, die dazu führt, dass die Vorrichtung schneller anhält. Durch die nachgeführte Kalibrierung der Überbelichtungskorrektur, kann der Effekt der anwachsenden Reibung minimiert werden, und die Vorrichtung kann kontinuierlich mit minimalem Positionsfehler positioniert werden.

[0045] Durch die Verwendung jeder der Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung zur Erzeugung der Überbelichtungskorrektur, wird die Ausrichtung zwischen der Röntgenröhre und der Detektor-Anordnung genauer und wiederholbarer als mit den existierenden Implementierungen, die nur Rastungen verwenden, und die nicht die Geschwindigkeitsrückkopplung und die Vorhersage-Algorithmen der bevorzugten Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung verwenden.

[0046] Die Verbesserungen in der Genauigkeit und Wiederholbarkeit der Positionierung, die durch die vorliegenden Erfindung geschaffen sind, können ebenfalls die radiologischen Mehrfachaufnahmen minimieren, die mit einer Vielzahl von Faktoren assoziiert sind, wie beispielsweise anatomisches Abschneiden des Patienten. Das anatomische Abschneiden des Patienten tritt auf, wenn ein Röntgenbild nicht die gewünschte anatomische Information enthält und nochmals aufgenommen werden muss. Da eine der signifikanten Ursachen des anatomischen Abschneidens des Patienten die Positionierungsfehler der Anordnung betreffen, kann durch die Minimierung des

Positionierungsfehlers der Anordnung auch das anatomische Abschneiden des Patienten verringert werden. Zusätzlich verbessert die vorliegende Erfindung ebenfalls die Benutzerproduktivität auf einer Reihe von Wegen. Beispielsweise kann der Bediener die Röntgenanordnung schnell positionieren ohne einen Positionierungsfehler befürchten zu müssen. Folglich ist die Geschwindigkeit der Positionierung der Anordnung vergrößert oder erhöht und die zusätzliche Zeit, die mit dem radiologischen Wiederaufnahmen verbunden ist, wird minimiert.

[0047] **Fig. 6** zeigt ein Ablaufdiagramm **600** des Kalibrierungsvorgangs gemäß einer bevorzugten Ausführungsform der vorliegenden Erfindung. Zuerst ist in Schritt **610** die Röntgenröhrenanordnung in Bewegung. In Schritt **620** wird die elektromagnetische Verriegelung aktiviert und die anfängliche Geschwindigkeit V_0 und Position X_0 werden bestimmt. Als nächstes kommt in Schritt **630** die Röntgenröhrenanordnung zum Stillstand und die Endgeschwindigkeit V_f und Endposition X_f werden bestimmt. Dann werden in Schritt **640** die Anfangsposition X_0 und Endposition X_f verwendet, um die Überbelichtung OX zu bestimmen. Dann werden in Schritt **650** die Schritte **610** bis **640** für eine vorherbestimmte Anzahl von Malen bei unterschiedlichen Anfangsgeschwindigkeiten wiederholt, um eine empirische Beziehung zwischen der Anfangsgeschwindigkeit V_0 und dem Versatz oder Offset ΔX zu ermitteln. Als nächstes werden in Schritt **660** die Ergebnisse der wiederholten Messungen bei verschiedenen Anfangsgeschwindigkeiten verwendet, um eine Überbelichtungskorrektur zu bestimmen. Zum Schluss wird in Schritt **670** die Überbelichtungskorrektur auf die Bewegung der Röntgenröhrenanordnung während der klinischen Verwendung angewendet. Wie dies vorstehend erwähnt wurde, können, um die dritte Ausführungsform der vorliegenden Erfindung anzuwenden, die Schritte **610** bis **640** für jede klinische Positionierung der Anordnung wiederholt werden.

Patentansprüche

1. Vorrichtung (**200**) zum Reduzieren von Positionierungsfehlern einer Röntgenröhre (**210**) in einer Röntgenbildgebungsvorrichtung, wobei die Vorrichtung enthält:
eine Röntgenröhre (**210**), wobei die Röntgenröhre in Bezug auf ein zu bestrahlendes Ziel in der Röntgenbildgebungsvorrichtung beweglich ist;
eine Sensoreinheit (**275**, **800**) zum Erzeugen von Positionssignalen, die die Position der Röntgenröhre (**210**) innerhalb der Röntgenbildgebungsvorrichtung anzeigen, **dadurch gekennzeichnet**, dass diese ferner aufweist
einen Mikroprozessor zum Empfangen der Positionssignale und Bestimmen einer Überbelichtungskorrektur der Röntgenröhre (**210**) auf der Basis der Positionssignale und einer vorherbestimmten Position der

Röntgenröhre relativ zu dem zu bestrahlenden Target innerhalb der Röntgenbildgebungsvorrichtung, wobei der Mikroprozessor eingerichtet ist, um die Überbelichtungskorrektur innerhalb der Röntgenstrahlen-Vorrichtung anzuwenden, um die Bewegung der Röntgenröhre (210) anzupassen oder einzustellen.

2. Vorrichtung nach Anspruch 1, worin die Sensoreinheit (275, 800) ein Potentiometer oder einen digitalen Kodierer verwendet, um die Positionssignale zu erzeugen.

3. Vorrichtung nach Anspruch 1 oder Anspruch 2, worin die Sensoreinheit (275, 800) zusätzlich zu den Positionssignalen Geschwindigkeitssignale erzeugt und die Geschwindigkeitssignale durch den Mikroprozessor empfangen werden.

4. Vorrichtung nach einem der vorhergehenden Ansprüche 1 bis 3, worin die Überbelichtungskorrektur auf der Basis der Anfangs- und End-Position der Röntgenröhre (210) bestimmt ist.

5. Verfahren zur Reduzierung der Positionierungsfehler einer Röntgenröhre (210) in Bezug auf ein zu bestrahlendes Ziel in einer Röntgenbildgebungsvorrichtung, wobei das Verfahren die Schritte enthält:

Erzeugen von Positionsdaten, die die Röntgenröhre (210) innerhalb der Röntgenbildgebungsvorrichtung betreffen, gekennzeichnet durch

Bestimmen einer Überbelichtungskorrektur für die Röntgenröhre (210) auf der Basis der Positionssignale und einer vorherbestimmten Position der Röntgenröhre in Bezug auf das zu bestrahlende Ziel innerhalb der Röntgenbildgebungsvorrichtung und

Anwenden der Überbelichtungskorrektur, um die Bewegung der Röntgenröhre (210) zu steuern, um die Positionierungsfehler beim Positionieren der Röntgenröhre (210) zu verringern.

6. Verfahren nach Anspruch 5, worin die Überbelichtungskorrektur unter Verwendung der Positionsdaten bestimmt wird, die die Position der Röntgenröhre (210) betreffen, und/oder der Geschwindigkeitsdaten, die die Geschwindigkeit der Röntgenröhre (210) betreffen.

7. Verfahren nach Anspruch 5, worin die Bestimmung der Überbelichtungskorrektur aufweist:

Bewegen der Röntgenröhre (210) mit einer vorher bestimmten Anfangsgeschwindigkeit;

Aktivieren einer Feststellungseinrichtung (300) an einer Anfangsposition, um zu initiieren, dass die Bewegung der Röntgenröhre (210) beibehalten wird,

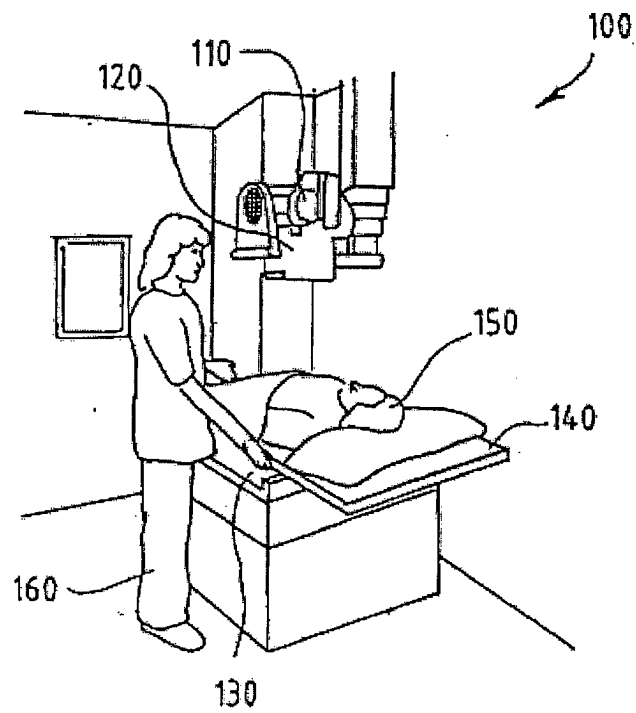
Bestimmen einer Endposition, bei der die Röntgenröhre (210) angehalten werden soll, und

Bestimmen einer Überbelichtungskorrektur auf der Basis des Unterschiedes zwischen der Anfangsposition und einer Endposition.

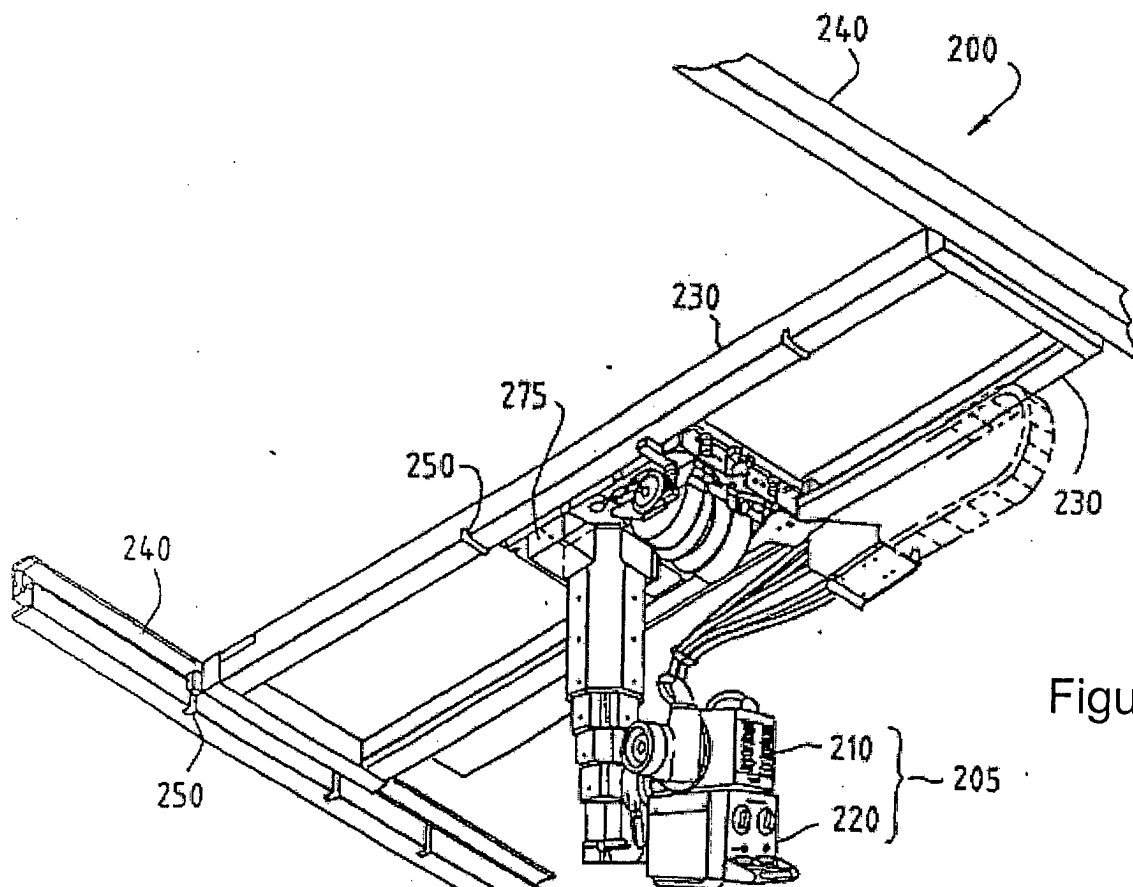
8. Verfahren nach Anspruch 7, das ferner den Schritt der Wiederholung des Bewegungsschrittes, des Aktivierungsschrittes und des Bestimmungsschrittes bei einer vorher bestimmten verschiedenen Anfangsgeschwindigkeit mindestens einmal enthält, um eine Verteilung für die Überbelichtungskorrektur auf der Basis der Anfangsgeschwindigkeit und der verschiedenen Anfangsgeschwindigkeit zu bestimmen.

Es folgen 4 Blatt Zeichnungen

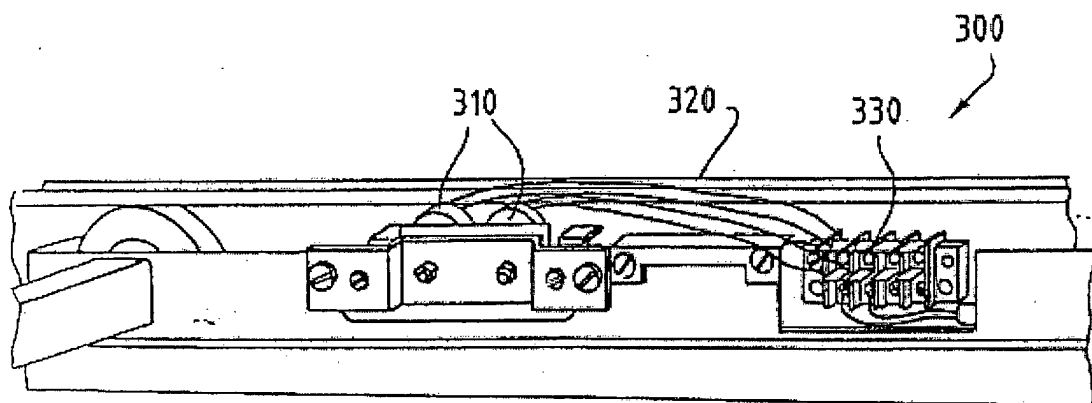
Anhängende Zeichnungen



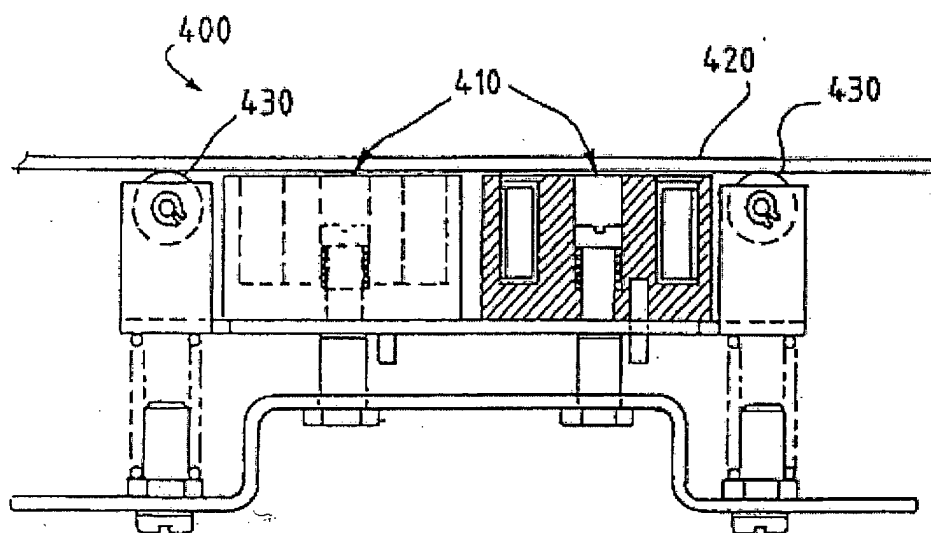
Figur 1



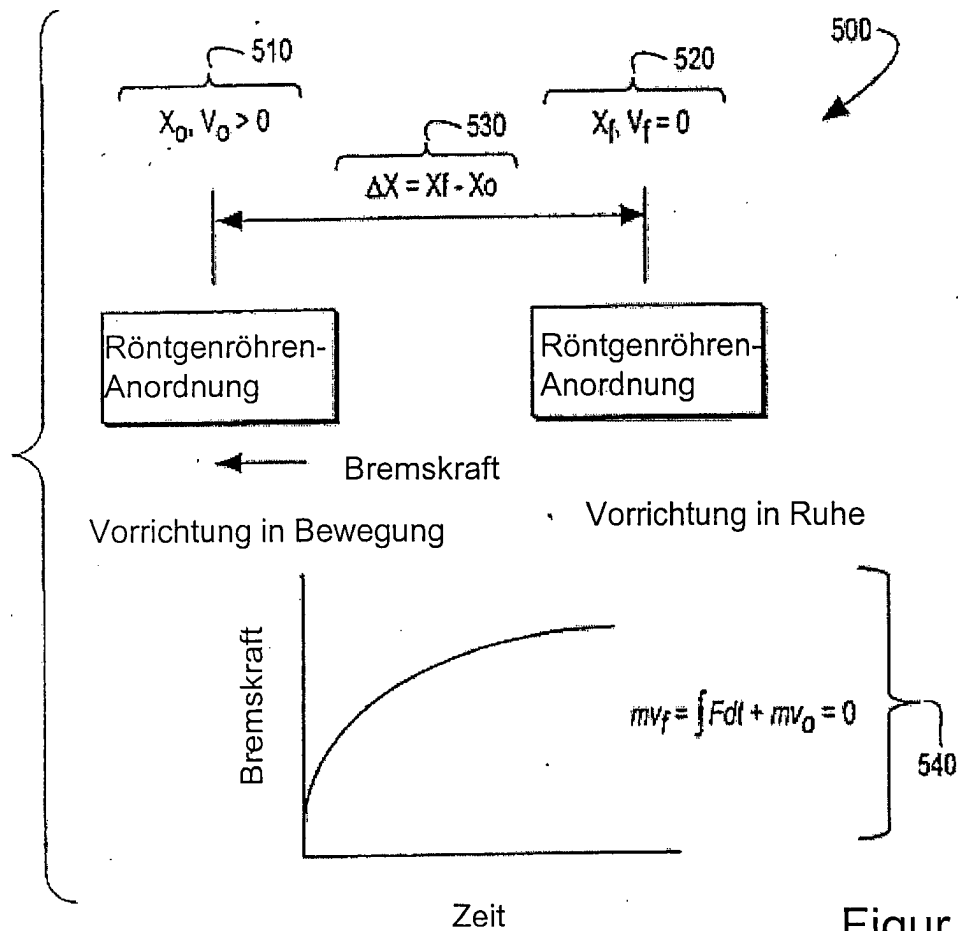
Figur 2



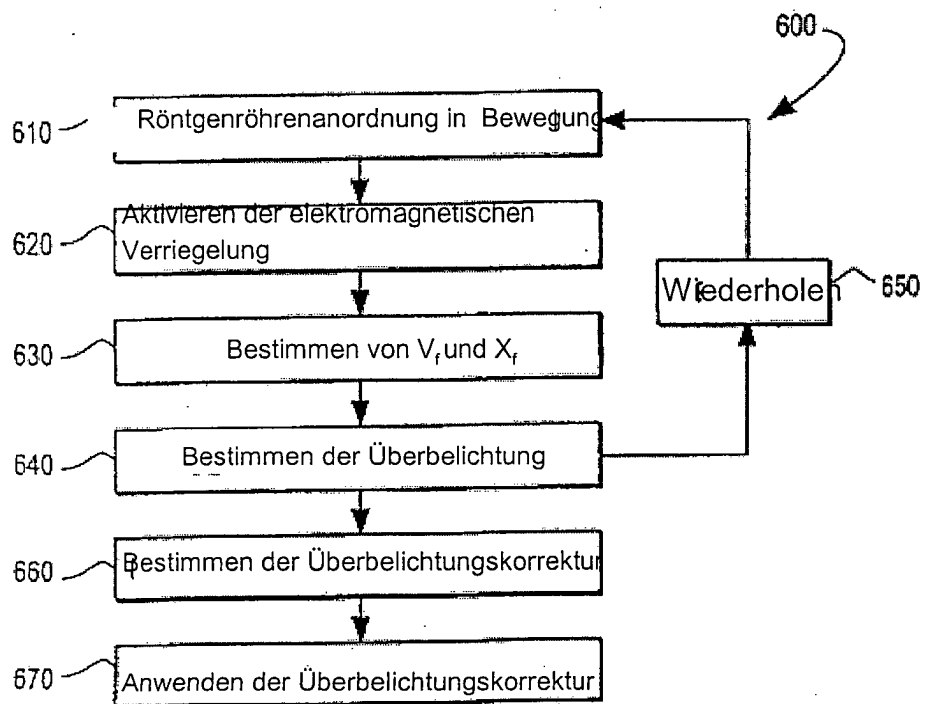
Figur 3



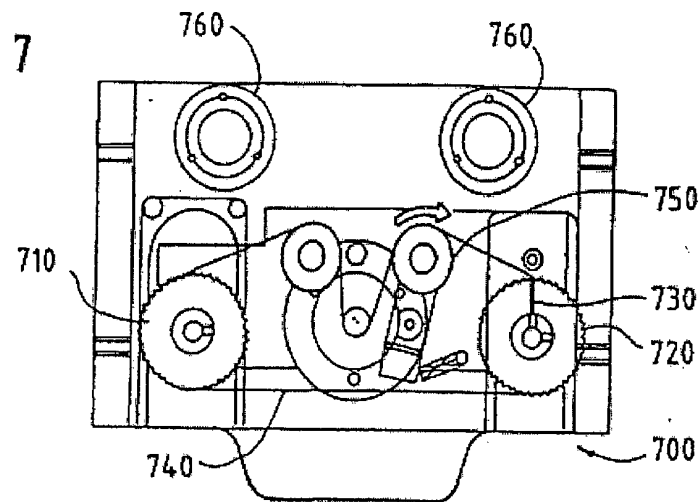
Figur 4



Figur 5



Figur 6



Figur 7

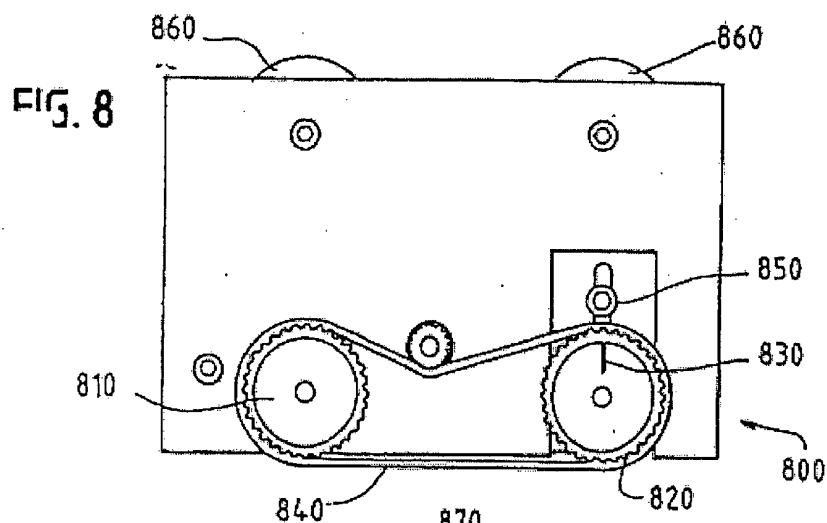


Figure 8

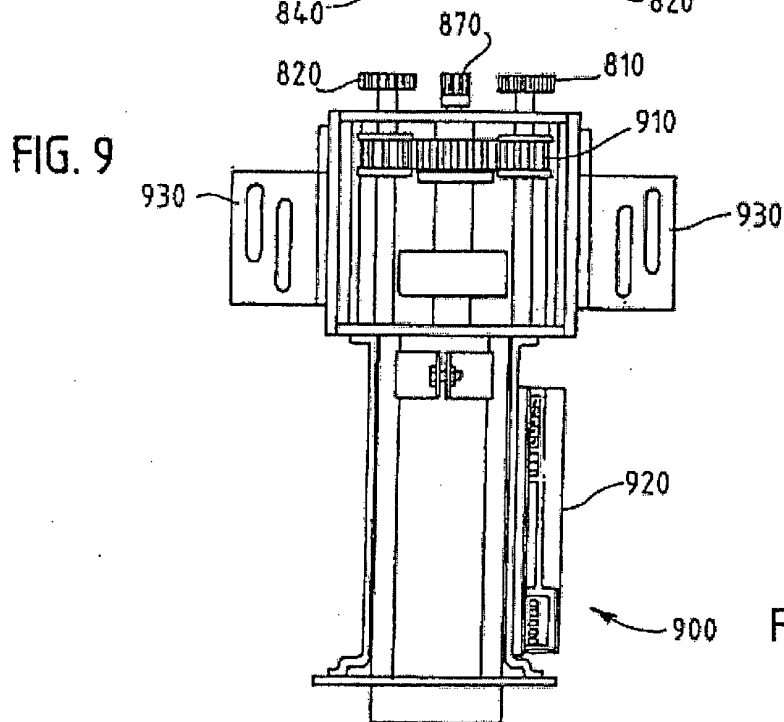


Figure 9