



(10) **DE 10 2004 052 478 A1** 2005.06.09

Offenlegungsschrift

(43) Offenlegungstag: **09.06.2005**

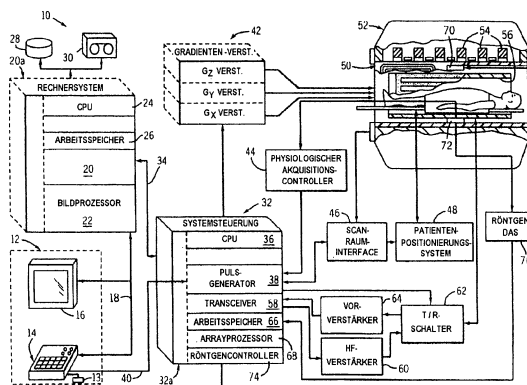
(74) Vertreter:
Rüger und Kollegen, 73728 Esslingen

(72) Erfinder:
**Block, Wayne F., Sussex, Wis., US; Price, Scott J.,
Milwaukee, Wis., US**

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

(54) Bezeichnung: **MR-Röntgen-Scanner mit einer drehbaren Anode**

(57) Zusammenfassung: Ein hybrider MR/Röntgen-Scanner ist offenbart, der die Akquisition von Röntgen- sowie MR-Daten in einer einzigen Untersuchung ermöglicht, ohne einen Patienten erneut positionieren zu müssen. Wie ein MR-Scanner ermöglicht das hybride System ein Erzeugen von Bildern mit Weichteilgewebekонтраст, eine ausgezeichnete dreidimensionale Visualisierung, die Fähigkeit, in mehreren Scanebenen abzubilden, sowie die Möglichkeit, physiologische Daten zu liefern. Zu den Röntgen-Komponenten des hybriden Scanners gehört eine drehbare Anode (104), die sich während einer Datenakquisition dreht, und deren Rotation veranlasst wird, ohne dass ein unerwünschter magnetischer Fluss in das MR-Magnetfeld eingebracht wird.



Beschreibung**HINTERGRUND ZU DER ERFINDUNG**

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft ganz allgemein diagnostische Bildgebungssysteme, und insbesondere einen kombinierten Magnetresonanz-(MR)- und Röntgen-Scanner mit einer drehbaren Anode.

Stand der Technik

[0002] Es wurde eine Reihe von diagnostischen Bildgebungssystemen entwickelt, um Ärzte, Röntgenologen, sonstige Dienstleister auf dem Gebiet der Gesundheitsfürsorge und Forscher in einer nicht-invasiven oder minimalinvasiven Erkundung bzw. Behandlung anatomischer Anomalien und Pathologien zu unterstützen. Zu diesen Bildgebungssystemen zählen Röntgenographie, Computertomographie (CT), Einzelprotonenemission-Computertomographie (SPECT), Positronenemissionstomographie (PET), Ultraschall, Magnetresonanz-Tomographie (MRT), und von diesen abgeleitete Systeme. Jedes dieser diagnostischen Bildgebungssysteme sowie andere nicht ausdrücklich aufgeführte werden verwendet, um basierend auf der Detektion und der Verarbeitung von Energie, die durch ein Objekt gelangt ist, medizinische oder andere klinisch verwertbare Bilder hervorbringen. Röntgenographie war die erste entwickelte medizinische Bildgebungstechnologie und basiert auf der Projektion von Röntgenstrahlen, die von einer Röntgenröhre in Richtung eines Objekts abgestrahlt werden. In das Objekt tritt dann eine homogene Verteilung von Röntgenstrahlen ein und wird in dem Maße verändert, wie die Röntgenstrahlen durch Streuung und Absorption innerhalb des Gewebes in dem Objekt aus dem Strahl entfernt werden. Da die Röntgenschwächungseigenschaften von Gewebe, Knochen, Weichteilgewebe und Luft innerhalb des Patienten unterschiedlich sind, tritt aus dem Objekt eine entsprechende heterogene Verteilung von Röntgenstrahlen aus. Diese heterogene Verteilung von Röntgenstrahlen wird durch einen in der Regel flachen Röntgendetektor auf der anderen Seite des Objekts erfasst und verwendet, um eine radiographische Bild der heterogenen Verteilung zu erzeugen. Das radiographische Bild ist eine Abbildung dieser durch das Objekt gelangten heterogenen Röntgenstrahlverteilung.

[0003] MRT stellt eine weitere diagnostische Bildgebungstechnik oder Modalität dar, die Magnetfelder verwendet, die etwa 10.000 bis 60.000-mal stärker als das Erdmagnetfeld sind. Wenn eine Substanz wie menschliches Gewebe diesem außerordentlich starken und homogenen Magnetfeld ausgesetzt wird, versuchen die einzelnen magnetischen Momente der Spins in dem Gewebe sich mit diesem Polarisationsfeld auszurichten, präzedieren jedoch um dieses in zufälliger Verteilung bei ihrer charakteristischen Lar-

morfrequenz. Falls die Substanz oder das Gewebe einem Magnetfeld ausgesetzt wird (Anregungsfeld B_1), das sich in der xy-Ebene befindet und nahe der Larmorfrequenz ist, kann das netto ausgerichtete Moment, oder die "Längsmagnetisierung" in z-Richtung in der xy-Ebene gedreht oder "gekippt" werden, um ein Nettotransversalmagnetmoment M_t zu erzeugen. Nachdem das Anregungssignal B_1 beendet ist, wird durch die angeregten Spins ein Signal emittiert, und das Signal kann empfangen und verarbeitet werden, um ein Bild aufzubauen.

[0004] Wenn die Signale verwendet werden, um MR-Bilder zu produzieren, werden Magnetfeldgradienten (G_x , G_y und G_z) verwendet. Typischerweise wird die abzubildende Region mittels einer Folge von Messzyklen gescannt, in denen diese Gradienten in Abhängigkeit von dem verwendeten speziellen Ortungsverfahren variieren. Der sich ergebende Satz von empfangenen NMR-Signalen wird digitalisiert und verarbeitet, um mittels eines oder mehrerer hinlänglich bekannter Rekonstruktionstechniken ein MR-Bild zu rekonstruieren.

[0005] MRT erzeugt einen Satz von tomographischen durch das Objekt hindurch genommenen Schichtbildern, wobei jeder Punkt in dem Bild abhängig von den mikromagnetischen Eigenschaften des entsprechenden Gewebes an dem Punkt bewertet wird. Da unterschiedliche Arten von Gewebe, beispielsweise Fett, weiße und graue Gehirnschubstanz, Zerebrospinalflüssigkeit und Krebsgewebe, sämtliche unterschiedliche örtliche magnetische Eigenschaften haben, zeigen mittels MRT erzeugte Bilder eine hohe Empfindlichkeit gegenüber anatomischen Unregelmäßigkeiten und weisen daher gewöhnlich großen Kontrast auf. Aufgrund dieser verhältnismäßig hohen Empfindlichkeit gegenüber anatomischen Unregelmäßigkeiten wird MRT häufig in neurologischer Bildgebung, muskuloskeletalen Anwendungen sowie in der Blutstrombildgebung verwendet.

[0006] Wie mit Blick auf MRT festgestellt, kann abhängig von Eigenheiten eines Patienten sowie dem Ziel des diagnostischen Bildgebungsvorgangs eine jeweilige diagnostische Betriebsart zu bevorzugen sein. Beispielsweise wird eine radiographische oder Röntgenbildgebung gewöhnlich für das Aufdecken von skeletalen Pathologien, beispielsweise Knochenbrüchen verwendet. Da Ultraschall für einen wachsenden Fötus weniger schädlich ist als ionisierende Strahlung, wird bei geburtshilflich behandelten Patienten gewöhnlich Ultraschallbildgebung bevorzugt. CT wird häufig für die Detektion von Krebserkrankungen, Bandscheibenvorfällen, subdurale Hämatomen, Aneurismen sowie einer großen Anzahl weiterer Pathologien verwendet. Wegen dieser relativen Unabhängigkeit zwischen jeder der Bildgebungstechniken, bezogen neuere Entwicklungen von Konstruktionen diagnostischer Bildgebungssysteme die

Kombination mehrerer Bildgebungstechniken in einem einzigen Scanner mit ein. Beispielsweise wurde ein hybrider MRT- und eine Digitalsubtraktionsangiographiescanner vorgeschlagen, bei dem jedes Bildgebungssystem in gesonderten Räumen betrieben wird, während eine einzige Liege zum Befördern des Patienten zwischen den Bildgebungseinheiten verwendet wird. Bei diesem kombinierten oder hybriden System können standardisierte klinische Bildgebung sowie interventionelle Verfahren durchgeführt werden, wobei nur ein minimales erneutes Positionieren des Patienten erforderlich ist. Ein Nachteil dieses vorgeschlagenen hybriden Systems besteht jedoch darin, dass zwei gesonderte und unabhängige Scanner untergebracht und betrieben werden müssen. D. h. die Unabhängigkeit jedes Scanners bleibt erhalten, wobei eine minimale gegenseitige Abhängigkeit in Form einer gemeinsamen Liege vorhanden ist, die dazu dient, den Patienten von dem MR-Scanner zu dem angiographischen System vice versa zu befördern.

[0007] Eine weiteres vorgeschlagenes hybrides System kombiniert MR- und Röntgentechnik in einem einzigen Scanner. Ein derartiger Scanner ermöglicht sowohl eine Röntgendurchleuchtung als auch eine MRT in einer einzigen Untersuchung, ohne den Patienten erneut positionieren zu müssen, wie es typischerweise bei Kombinations- oder Hybridsystemen erforderlich ist. Im Falle dieses vorgeschlagenen Scanners ist unterhalb der Patientenliege ein Flachpaneelröntgendetektor angeordnet und eine Röntgenröhre mit feststehender Anode ist über Kopf positioniert, wobei die Anoden-Kathoden-Achse fluchtend mit dem Hauptmagnetfeld und einem Hochfrequenzröntgengenerator ausgerichtet ist. Da ein MR-System ein sehr stabiles, gleichförmiges hochenergetisches Magnetflussfeld aufrecht erhalten muss, um dem System ein Akquirieren von präzisen Signalen für eine Bildrekonstruktion zu ermöglichen, verwendet dieses oben erwähnte hybride MR/Röntgen-System eine feststehende oder stationäre Anode. Typischerweise verwendet ein eigenständiger Röntgen-Scanner eine rotierende Anode. Die Anode wird gewöhnlich mittels eines Induktionsmotors drehend angetrieben. Eine Induktionsmotor erzeugt allerdings einen magnetischen Fluss, der auf das weitgehend homogene Magnetfeld, das für eine effektive Akquisition von MR-Daten erforderlich ist, durchschlägt und daher in der Regel Artefakte in dem rekonstruierten Bild hervorruft. Eine stationäre oder feststehende Anode reduziert jedoch die für die radiographische Datenakquisition verfügbare Röntgendosis erheblich.

[0008] Wie im Allgemeinen hinlänglich bekannt, ist die Anode eine Zielelektrode aus Metall, an der eine gegenüber einer Kathode positive Potentialdifferenz aufrecht erhalten wird. Die auf der Anode auftreffenden Elektronen geben den größten Teil ihrer Energie

in Form von Wärme ab, während nur ein geringer Bruchteil der Energie in Form von Röntgenstrahlung emittiert wird. Folglich ist die Erzeugung von Röntgenstrahlen in ausreichender Quantität für eine angemessene Bildqualität mit der Erzeugung einer großen Wärmemenge in der Anode verbunden. In Konfigurationen mit stationären oder feststehenden Anoden ist ein Wolframeinsatzelement in einem Kupferblock eingebettet. Der Kupferblock erfüllt eine Doppelfunktion, insofern er das Wolframziel trägt und für die Abfuhr der Wärme von dem Wolframziel sorgt. Allerdings begrenzt die geringe Größe der Zielfläche die Wärmeabfuhr und folglich den maximalen Röhrenstrom, und damit auch den Röntgenfluss. Im Gegensatz dazu weisen rotierende Anoden eine hervorragende Wärmebelastungscharakteristik auf und ermöglichen daher höhere Röntgenausgangsleistungen als Konfigurationen mit einer stationären oder feststehenden Anode. Elektronen geben ihre Energie an ein ständig rotierendes Zielobjekt ab, wobei sich die thermische Energie über eine große Fläche und Masse der Anodenscheibe verteilt. Im Allgemeinen wird ein Induktionsmotor verwendet, um die Anode während einer Datenakquisition zu drehen. Diese Rotation fächert nicht nur den Röntgenstrahl auf, sondern führt über die Fläche und Masse der Anodenscheibe auch Wärme von dem Wolframziel ab. Wegen dieser verbesserten Wärmeabfuhrcharakteristik können im Falle von Konfigurationen mit einer rotierenden Anode erheblich höhere Röhrenstromstärken eingesetzt werden als es typischerweise in stationäre Anoden verwendenden Konfigurationen möglich ist. Die Röntgendosis ist direkt proportional zu dem Röhrenstrom und ein höherer Röhrenstrom ermöglicht daher eine Steigerung der für eine Datenakquisition verfügbaren Röntgendosis. Allerdings verwenden typische rotierende Anodenanordnungen, wie oben erwähnt, einen Induktionsmotor, um die Rotation herbeizuführen. Der Induktionsmotor erzeugt jedoch einen magnetischen Fluss, der in der Regel auf das homogene Magnetfeld durchschlägt, das für eine Akquisition von MR-Daten im Falle der Verwendung eines herkömmlichen MR-Scanners erforderlich ist. In dieser Hinsicht hat sich eine rotierende Anodenkonfiguration für einen hybriden oder kombinierten MR/Röntgen-Scanner als untauglich erwiesen.

[0009] Es wäre daher erwünscht, einen hybriden MR/Röntgen-Scanner mit einer drehbaren Anode zu konstruieren, die sich während einer Datenakquisition fortwährend drehen lässt, ohne das weitgehend homogene Magnetfeld zu stören, das für eine Akquisition von MR-Daten erforderlich ist. Es wäre ferner erwünscht, über einen hybriden Scanner zu verfügen, der kein erneutes Positionieren eines Patienten erfordert, um die entsprechenden Typen von diagnostischen Daten zu akquirieren.

KURZBESCHREIBUNG DER ERFINDUNG

[0010] Die vorliegende Erfindung betrifft einen MR/Röntgen-Scanner, der eine drehbare Anode aufweist, die die oben erwähnten Nachteile beseitigt.

[0011] Ein hybrider MR/Röntgen-Scanner ist offenbart, der die Akquisition von Röntgen- sowie MR-Daten im Rahmen einer einzigen Untersuchung ermöglicht, ohne den Patienten erneut positionieren zu müssen. Als ein MR-Scanner ermöglicht das hybride System ein Erzeugen von Bildern mit weichteilgewebekontrast, eine ausgezeichnete dreidimensionale Visualisierung, die Fähigkeit Abbildungen in mehreren Scanebenen herzustellen sowie die Option physiologische Daten zu liefern. Zu den Fähigkeiten der Röntgentechnik des hybriden Einzelscanners zählt das Erzielen einer hohen Auflösung und das Erzeugen von 2D-Projektionen in Echtzeit mit ausgezeichnetem Kontrast, um Katheter, Stents, Platinspulen und andere Instrumente aus Metall zu Führen und an Ort und Stelle zu bringen. Eine Reihe von interventionellen Verfahren können sowohl in der Röntgenbildgebung als auch in der MR-Bildgebung durch ein Verwenden des offenbarten Scanners Vorteile nutzen. Beispielsweise ist ein transjugularer intrahepatischer portosystemischer Shunt ein bekanntes klinisches Verfahren, das verwendet wird, um aufgrund von Pfortaderhypertonie entstandene blutende ösophageale Varizen zu behandeln. Die Chemoembolisierung hepatischer Tumore kann ebenfalls Nutzen aus dem offenbarten hybriden Scanner ziehen. Für eine Reihe anderer Anwendungen kann das offenbarte hybride MR/Röntgen-System ebenfalls von Vorteil sein. Zu jenen Verfahren zählen vaskuläre Anwendungen, biliäre Drainagen, Abszessdrainagen, Gallensteinentfernung, perkutane Nephrostomie und Nierensteinentfernung. Andere interventionelle Verfahren sowie minimalinvasive Verfahren können ebenfalls Vorteile aus der vorliegenden Erfindung ziehen.

[0012] Das offenbarte MR/Röntgen-System weist eine drehbare Anode auf, die durch einen Antrieb geeignet angetrieben wird, so dass das weitgehend homogene Magnetfeld, das für eine Akquisition von MR-Daten erforderlich ist, während der Akquisition radiographischer Daten nicht gestört wird. Die rotierende Anode ermöglicht eine größerer Wärmebelastung und infolgedessen höhere Röntgenausgangsleistungen im Vergleich zu einer feststehenden oder stationären Anode.

[0013] Dementsprechend ist gemäß einem Aspekt der vorliegenden Erfindung ein Bildgebungssystem offenbart, das eine MR-Bildgebungsvorrichtung zum Akquirieren von MR-Daten eines Objekts sowie eine Röntgenbildgebungsvorrichtung enthält, die eine drehbare Anode aufweist, die in der MR-Bildgebungsvorrichtung integriert angeordnet ist, um radio-

graphische Daten des Objekts zu akquirieren.

[0014] Gemäß einem weiteren Aspekt der vorliegenden Erfindung ist eine MR-Vorrichtung offenbart, die ein MR-Bildgebungssystem enthält, das eine Vielzahl von Gradientenspulen, die um eine Bohrung eines Magneten positioniert sind, um ein polarisierendes Magnetfeld zu errichten, und ein HF-Transceiver-System sowie einen HF-Schalter aufweist, der durch ein Pulsmodul gesteuert wird, um HF-Signale an eine HF-Spulenordnung zu senden, um MR-Bilder zu akquirieren. Die MR-Vorrichtung enthält ferner eine Antriebsvorrichtung, die konfiguriert ist, um die Rotation einer in der Bohrung des Magneten angeordneten drehbaren Anode zu steuern.

[0015] Gemäß einem weiteren Aspekt der vorliegenden Erfindung, gehören zu einem Verfahren zur diagnostischen Bildgebung die Schritte, ein weitgehend homogenes Magnetfeld um ein Objekt zu errichten und hochfrequente elektromagnetische Energie auf das Objekt zu projizieren. Das Verfahren beinhaltet ferner die Schritte, eine Anode einer elektromagnetischen Energie hoher Frequenz verwenden, den Röhrenanordnung in dem Magnetfeld während des Projizierens drehend anzutreiben und MR- und radiographische Daten von dem Objekt zu akquirieren.

[0016] Vielfältige andere Ausstattungsmerkmale, Aufgaben und Vorteile der vorliegenden Erfindung werden nach dem Lesen der nachfolgenden Beschreibung in Verbindung mit den Zeichnungen offensichtlich.

Ausführungsbeispiel

KURZBESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

[0017] Die Zeichnungen veranschaulichen ein bevorzugtes Ausführungsbeispiel, das gegenwärtig für eine Verwirklichung der Erfindung in Betracht gezogen wird.

[0018] [Fig. 1](#) zeigt ein Blockschaltbild eines kombinierten MR- und Röntgen-Bildgebungssystems für einen Einsatz in der vorliegenden Erfindung.

[0019] [Fig. 2](#) zeigt eine Schnittansicht einer Röntgenröhrenvorrichtung.

[0020] [Fig. 3](#) zeigt eine geschnittene Teilansicht der in [Fig. 2](#) veranschaulichten Anodenanordnung.

[0021] [Fig. 4](#) zeigt eine perspektivische Ansicht eines piezokeramischen Antriebs für den Einsatz in der vorliegenden Erfindung.

AUSFÜHRLICHE BESCHREIBUNG DER BEVORZUGTEN AUSFÜHRUNGSBEISPIELE

[0022] Es ist ein hybrider MR/Röntgen-Scanner offenbar. Der Scanner weist eine drehbare Anode auf, die durch einen Antrieb geeignet angetrieben wird, so dass während einer Datenakquisition kein magnetischer Fluss in ein weitgehend homogenes Magnetfeld B_0 eingebracht wird. Der offenbarte Scanner ermöglicht es, im Rahmen einer einzigen Untersuchung sowohl Röntgen- und als auch MR-Daten zu akquirieren, ohne dass ein erneutes Positionieren des Patienten erforderlich ist.

[0023] Unter Bezugnahme auf [Fig. 1](#) sind die Hauptkomponenten eines hybriden Magnetresonanztomographie-(MRT)- und Röntgen-Systems **10** gezeigt, das die vorliegende Erfindung verwendet. Der Betrieb des MRT-Systems wird von einer Bedienungskonsole **12** aus gesteuert, die eine Tastatur oder ein sonstiges Eingabegerät **13**, ein Bedienpult **14** und einen Displaybildschirm **16** aufweist. Die Konsole **12** kommuniziert über ein Verbindungselement **18** mit einem gesonderten Rechnersystem **20**, das es einem Bediener ermöglicht, das Erzeugen und Wiedergeben von Bildern auf dem Displaybildschirm **16** zu steuern. Das Rechnersystem **20** enthält eine Anzahl von Modulen, die über eine Rückwandplatine **20a** Daten miteinander austauschen. Zu diesen Modulen gehören ein Bildprozessormodul **22**, ein CPU-Modul **24** und ein aus dem Stand der Technik als Framepuffer bekanntes Memorymodul **26**, das zum Speichern von Bilddatenfeldern dient. Das Rechnersystem **20** ist an ein Plattenspeichermedium **28** und ein Bandlaufwerk **30** angeschlossen, um Bilddaten und Programme zu speichern, und tauscht über ein seriellles Hochgeschwindigkeitsverbindungselement **34** mit einer gesonderten Systemsteuerung **32** Daten aus. Das Eingabegerät **13** kann eine Maus, einen Joystick, eine Tastatur, einen Trackball, einen Touch-Screen, einen Lichtstift, eine Sprachsteuerung oder beliebige ähnliche oder äquivalente Eingabegeräte beinhalten und kann für ein interaktives Vorgeben der Geometrie verwendet werden.

[0024] Die Systemsteuerung **32** enthält einen Satz von Modulen, die über eine Rückwandplatine **32a** miteinander verbunden sind. Zu diesen gehören ein CPU-Modul **36** und ein Pulsgeneratormodul **38**, das über ein seriellles Verbindungselement **40** mit der Bedienungskonsole **12** verbunden ist. Über das Verbindungselement **40** empfängt die Systemsteuerung **32** von dem Bediener Steuerbefehle, um die auszuführende Scansequenz anzugeben. Das Pulsgeneratormodul **38** veranlasst die Systemkomponenten dazu, die gewünschte Scansequenz auszuführen, und erzeugt Daten, die die Zeitsteuerung, Intensität und Form des erzeugten HF-Pulses sowie die Zeitsteuerung und Länge des Datenakquisitionsfensters anzeigen. Das Pulsgeneratormodul **38** ist mit einem

Satz von Gradientenverstärkern **42** verbunden, um die Zeitsteuerung und Gestalt der Gradientenpulse anzugeben, die während des Scannens erzeugt werden. Das Pulsgeneratormodul **38** kann ferner Patientendaten von einem physiologischen Akquirierungskontroller **44** empfangen, der von mehreren unterschiedlichen, mit dem Patienten verbundenen Sensoren Signale entgegennimmt, z.B. EKG-Signale von an den Patienten angelegten Elektroden. Und schließlich ist das Pulsgeneratormodul **38** mit einem Scanraum-Interfaceschaltkreis **46** verbunden, der Signale von vielfältigen Sensoren empfängt, die den Zustand des Patienten und Bedingungen des Magnetensystems kennzeichnen. Es ist ebenfalls der Scanraum-Interfaceschaltkreis **46**, über den ein Patientenpositionierungssystem **48** Steuerbefehle entgegennimmt, um den Patienten zu der gewünschten Position für das Scannen zu bewegen.

[0025] Die durch das Pulsgeneratormodul **38** erzeugten Gradientenwellenformen werden an das Gradientenverstärkersystem **42** angelegt, das G_x -, G_y - und G_z -Verstärker aufweist. Jeder Gradientenverstärker regt eine entsprechende physikalische Gradientenspule in einer allgemein mit **50** bezeichneten Gradientenspulenordnung an, um die Magnetfeldgradienten zu erzeugen, die einem geometrischen Codieren von akquirierten Signalen dienen. Die Gradientenspulenordnung **50** bildet einen Teil einer Magnetanordnung **52**, die einen Polarisierungsmagneten **54** und eine Ganzkörper-HF-Spule **56** aufweist. Ein Transceivermodul **58** in der Systemsteuerung **32** erzeugt Pulse, die durch einen HF-Verstärker **60** amplifiziert und durch einen Sende/Empfangsschalter **62** an die HF-Spule **56** gekoppelt werden. Die sich ergebenden Signale, die durch die im Inneren des Patienten angeregten Kerne emittiert werden, können durch dieselbe HF-Spule **56** erfasst und durch den Sende/Empfangsschalter **62** an einen Vorverstärker **64** gekoppelt werden. Die amplifizierten MR-Signale werden in dem Empfängerabschnitt des Transceivers **58** demoduliert, gefiltert und digitalisiert. Der Sende/Empfangsschalter **62** wird durch ein Signal des Pulsgeneratormoduls **38** gesteuert, um während des Sendemodus den HF-Verstärker **60** elektrisch an die Spule **56** anzukoppeln und während des Empfangsmodus den Vorverstärker **64** mit der Spule **56** zu verbinden. Der Sende/Empfangsschalter **62** kann ferner eine gesonderte HF-Spule (beispielsweise eine Flächenspule) in die Lage versetzen, entweder in dem Sende- oder in dem Empfangsmodus verwendet zu werden.

[0026] Die durch die HF-Spule **56** aufgefangenen MR-Signale werden durch das Transceivermodul **58** digitalisiert und an ein Memorymodul **66** in der Systemsteuerung **32** übermittelt. Ein Scandurchlauf ist vollständig, wenn ein Array von unverarbeitetem k-Raum-Daten in dem Memorymodul **66** akquiriert ist. Diese unverarbeiteten k-Raum-Daten werden für

jedes zu rekonstruierende Bild in gesonderte k-Raum-Datenfelder umgruppiert, und jedes dieser Bilder wird an einen Array-Prozessor **68** ausgegeben, der dazu dient, die Daten mittels einer Fourier-Transformation in ein Feld von Bilddaten zu transformieren. Diese Bilddaten werden über das serielle Verbindungselement **34** an das Rechnersystem **20** übermittelt, wo sie in einem Speicher gespeichert werden, beispielsweise auf einem Plattenspeichermedium **28**. In Antwort auf von der Bedienungskonsole **12** her entgegengenommene Steuerbefehle können diese Bilddaten in einem Langzeitspeicher archiviert werden, z.B. auf dem Bandlaufwerk **30**, oder können durch den Bildprozessor **22** weiter verarbeitet und zu der Bedienungskonsole **12** übermittelt und auf dem Display **16** wiedergegeben werden.

[0027] Der Scanner **10** enthält ferner für eine radiographische Datenakquisition eine Röntgenröhrenvorrichtung **70** und eine Detektoranordnung **72**. Die Röntgenröhrenvorrichtung **70** ist innerhalb der Bohrung der Magnetanordnung **52** positioniert und enthält eine drehbare Anode, die während der Datenakquisition in einer Weise angetrieben und gesteuert wird, so dass Störungen des homogenen Magnetfelds vermieden sind. Ein Verwenden einer rotierenden Anode ermöglicht eine Steigerung der verfügbaren Röntgendosis im Vergleich zu einer stationären oder feststehenden Anode. Ein Flachpaneeldetektor **72** ist funktional mit einem Röntgendatenakquisitionssystem **76** verbunden, das durch eine Systemsteuerung **32** oder eine sonstige zentrale Steuerung gesteuert wird. Die Systemsteuerung enthält einen Röntgencontroller **74**, der konstruiert ist, um den Betrieb der Röntgen-Komponenten des hybriden Scanners zu steuern.

[0028] Anhand von [Fig. 2](#) werden nun Komponenten der Röntgenröhrenvorrichtung **70** veranschaulicht. Das Röntgen-System **70** enthält eine Anode **78** und eine Kathode **80**, die zusammen eine Röntgenquellenvorrichtung oder Röntgenröhre **82** bilden. Eine Fluidkammer **84** ist vorgesehen und innerhalb eines mit Blei ausgekleideten Gehäuses **86** untergebracht. Die Fluidkammer **84** ist gewöhnlich mit Kühlfluid **88** gefüllt, das dazu dient, innerhalb der Röntgenquellenvorrichtung **82** auftretende Wärme abzuführen. Das Kühlfluid **88** ist gewöhnlich ein dielektrisches Öl, es können jedoch auch andere Kühlfluide, beispielsweise Luft verwendet werden. Eine (nicht gezeigte) Ölpumpe sorgt für ein Zirkulieren des Kühlfluids durch das Röntgen-System **70**, um die Röntgenstrahlen erzeugenden Komponenten **82** zu kühlen und das Gehäuse **86** gegen innerhalb der Vakuumkammer **90** vorzufindende starke elektrische Ladungen zu isolieren. Um das Kühlfluid auf angemessene Temperaturen abzukühlen, ist ein (nicht gezeigter) Kühler vorgesehen. Ferner kann ein (nicht gezeigtes) Gebläse in der Nähe des Kühlers angebracht sein, um einen Kühlluftstrom über den Kühler

strömen zu lassen, während das dielektrische Öl durch diesen hindurch zirkuliert. Elektrische Anschlüsse sind in einer Anodenfassung **92** und einer Kathodenfassung **94** vorgesehen, die einen Fluss von Elektronen **96** durch das Röntgen-System **70** ermöglichen.

[0029] Das Gehäuse **86** ist gewöhnlich aus einem auf Aluminium basierenden Material gefertigt und mit Blei ausgelegt, um Streuröntgenemissionen zu unterbinden. Weiter ist benachbarte zu der Vakuumkammer **90** und innerhalb des Gehäuses **86** eine Antriebsvorrichtung **98** vorgesehen. In einem bevorzugten Ausführungsbeispiel ist die Antriebsvorrichtung ein auf radialen Magnetfluss basierender Antrieb. Ein Fenster **100** ist vorgesehen, das es innerhalb des Systems **70** erzeugten Röntgenemissionen erlaubt, das System zu verlassen und in Richtung auf ein Objekt, beispielsweise einen Patienten, für eine diagnostische Bildgebung projiziert zu werden. Typischerweise ist das Fenster **100** in dem Gehäuse **86** ausgebildet. Das Gehäuse **86** ist so konstruiert, dass dem Großteil der erzeugten Röntgenstrahlen **102** mit Ausnahme durch das Fenster **100** eine Emission verwehrt ist.

[0030] Die Anode **78** weist eine rotierende, scheibenförmige Anodenscheibe **104** auf. Auf eine Anregung eines mit der Kathode **78** und der Anode **80** verbundenen elektrischen Stromkreises hin, treffen gegen die Anode **78** gelenkte und zu dieser hin beschleunigte Elektronen **96** auf die Fläche der Anodenscheibe **104** auf und erzeugen dabei hochfrequente elektromagnetische Wellen **102** im Röntgenspektrum. Die Röntgenstrahlen werden anschließend durch das durchlässige Fenster **100** aus dem Röntgen-System **70** heraus in Richtung auf das Objekt gelenkt. Die Rotation der Anodenscheibe **104** verbessert die Wärmebelastungscharakteristik der Anode und ermöglicht dadurch höhere Röhrenströme. Höhere Röhrenströme ermöglichen die Verfügbarkeit größerer Strahlendosen für eine Datenakquisition.

[0031] Mit Bezugnahme auf [Fig. 3](#) gehören zu der Anode **78** die an einem Rotor **108** angebrachte Anodenscheibe **104** und Lagerungen **109** der Antriebsvorrichtung **98** über die Spindel **106**. Es ist bevorzugt, dass für die Befestigung der Anodenscheibe an der Rotor/Lageranordnung ein Material mit geringer Wärmeleitfähigkeit verwendet wird. Gewöhnlich wird in Konfigurationen mit rotierenden Anoden Molybden wegen dessen geringer Wärmeleitfähigkeit verwendet, um eine Übertragung der Wärme von der Anodenscheibe auf das Lager zu reduzieren. Der über Lager befestigte Rotor **108** trägt die Anodenscheibe **104** innerhalb der evakuierten Röntgenröhre. In dem veranschaulichten Ausführungsbeispiel ist um den Rotor **108** eine Statoranordnung **110** angeordnet, die eine Rotation der Anodenscheibe **104** induziert. Die

Anodenscheibe **104** kann zu einer Rotation mit Drehzahlen von 10.000 Umdrehungen pro Minute veranlasst werden.

[0032] Noch immer Bezug nehmend auf [Fig. 3](#) enthält die Anode **78** ferner in einem Ausführungsbeispiel eine Energiespeichervorrichtung, beispielsweise eine Feder **112**, die funktional mit dem Rotor **108** verbunden und innerhalb des Lagereinsatzes **109** untergebracht ist. Feder **112** ist an dem Rotor angebracht und geeignet konfiguriert, so dass in der Feder Energie gespeichert wird, wenn die Anodenscheibe **104** in Gegenrichtung gedreht wird. In dieser Hinsicht kann dem Stator **110** Wechselstrom zugeführt werden, um eine Rotation des Rotors **108** in Gegenrichtung zu induzieren. Diese in Gegenrichtung durchgeführte Rotation spannt die Feder **112** wirkungsvoll vor bzw. speichert Energie in dieser.

[0033] Vor einer Datenakquisition wird der Rotor veranlasst sich in Gegenrichtung zu drehen, so dass in der Feder **112** Energie gespeichert wird. Sobald eine ausreichende Menge von Energie in der Feder gespeichert ist, wird die in Gegenrichtung der Rotation auf den Rotor ausgeübte Vorspannung entfernt. Als Folge hiervon wird der in der Feder **112** gespeicherten Energie ermöglicht sich zu entfalten, wobei diese eine Rotation des Rotors **108** hervorruft. Da der Antrieb abgeschaltet ist und die Anodenscheibe lediglich durch die Feder **112** zur Rotation veranlasst wird, werden keine Magnetfeldstörungen hervorgerufen. Dementsprechend lässt sich die Akquisition von MR- und Röntgen-Daten mit einem höheren Röntgendosierungspegel und einem weitgehend homogenen Magnetfeld durchführen. Da die meisten MR-Scans innerhalb von 60 Minuten beendet sind, ist es bevorzugt, dass die Feder **112** geeignet konstruiert ist, um eine 60 Minuten währende Rotation der Anodenscheibe **104** aufrecht zu erhalten, so dass höhere Dosispegel über die gesamte Zeitspanne der Akquisition von MR-Daten hinweg verwendet werden können.

[0034] In noch einem Ausführungsbeispiel ist die Anode **78** ohne die Feder **112** konstruiert. In diesem Ausführungsbeispiel wird die Rotation des Rotors **108** mit einer ausreichenden Frequenz oder Drehzahl pro Minute veranlasst, so dass ein in dem Rotor **108** erzeugter Trägheitsimpuls in der Lage ist, eine Rotation der Anodenscheibe nach einem Entfernen der Rotationsvorspannung über die gesamte Bildgebungsuntersuchung hinweg zu unterstützen. Beispielsweise kann die Anodenscheibe **104** dazu veranlasst werden, mit einer Frequenz von 200 Hz zu rotieren. Wenn eine Frequenz von 200 Hz oder höher erreicht ist und aufrecht erhalten ist, wird der Antrieb **98** abgeschaltet und trägt daher nicht mehr zu der Rotation der Scheibe **104** bei. Allerdings bewirken Trägheitskräfte eine Fortsetzung der Rotation der Anodenscheibe **104** trotz des Entfernens der durch den

Antrieb **98** darauf ausgeübten Vorspannkraft. Vorzugsweise sind der Rotor und die Lageranordnungen geeignet konstruiert, so dass die Zeit für das Auslaufen der Anodenscheibe **104** etwa sechzig Minuten oder der Dauer eines herkömmlichen MR-Scandurchgangs entspricht.

[0035] Mit Bezugnahme auf [Fig. 4](#) ist ein piezokeramischer Antrieb veranschaulicht, der sich im Zusammenhang mit der vorliegenden Erfindung verwenden lässt. Ein piezokeramischer Antrieb **114** versetzt die Anodenscheibe in Drehung, ohne das weitgehend homogene Magnetfeld B_0 zu stören, das für eine Akquisition von MR-Daten erforderlich ist. Der piezokeramische Antrieb **114** umfasst eine Gleitkomponente **116** und eine piezokeramische Schwingkomponente **118**. Eine elastische Schwingkomponente **120** ist zwischen dem Gleitelement **116** und dem piezokeramischen Vibrator **118** eingebettet. Wie allgemein hinlänglich bekannt wandeln piezokeramische Antriebe Spannung und Ladung in Kraft und Bewegung um. Dementsprechend wird eine Wechselladung angelegt, die aufgrund von piezoelektrischen Eigenschaften die Gleitkomponente **116** veranlasst sich zu bewegen. Die Gleitkomponente **116** ist funktional mit der Anodenspindel verbunden, so dass bei einem Anlegen einer ausreichend hohen Spannung bzw. der Zufuhr eines ausreichend großen Stroms eine Rotation der Anodenspindel hervorgerufen wird. D. h. während eines Leistungshubtaktes, nimmt das Gleitelement die Anodenspindel aus dem Eingriff und, in einem Schubtakt, nimmt das Gleitelement die Spindel in Eingriff und übt auf diese eine Kraft aus. Falls der Schubenergiezyklus mit einer ausreichenden Frequenz wiederholt wird, kann eine Rotation der Spindel hervorgerufen werden. Dem Fachmann ist es offenkundig, dass die Spannungs- und Stromstärkenpegel gesteuert werden können, um in die eine Richtung mehr Bewegung und Kraft zu induzieren als in die entgegengesetzte. Im Ergebnis kann eine Rotation der Anodenscheibe in eine gewünschte Richtung wirkungsvoll erreicht werden. Darüber hinaus wird ein Fachmann ohne weiteres erkennen, dass andere piezoelektrische oder Ultraschallantriebe gleichermaßen im Zusammenhang mit der vorliegenden Erfindung verwendet werden können.

[0036] Gemäß einem Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung ist daher ein Bildgebungssystem offenbart, das eine MR-Bildgebungsvorrichtung zum Akquirieren von MR-Daten eines Objekts sowie eine Röntgenbildgebungsvorrichtung enthält, die eine drehbare Anode aufweist, die in der MR-Bildgebungsvorrichtung integriert angeordnet ist, um radiographische Daten des Objekts zu akquirieren.

[0037] Gemäß einem weiteren Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung ist eine MR-Vorrichtung offenbart, die ein MR-Bildgebungssystem enthält, das eine Vielzahl von Gradientenspulen, die um eine

Bohrung eines Magneten positioniert sind, um ein polarisierendes Magnetfeld zu errichten, und ein HF-Transceiversystem sowie einen HF-Schalter aufweist, der durch ein Pulsmodul geschaltet wird, um HF-Signale an eine HF-Spulenordnung zu senden, um MR-Bilder zu akquirieren. Die MR-Vorrichtung weist ferner eine Antriebsvorrichtung auf, die dazu eingerichtet ist, um eine Rotation einer drehbaren Anode zu steuern, die in der Bohrung des Magneten angeordnet ist.

[0038] Gemäß einem weiteren Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung, gehören zu einem Verfahren zur diagnostischen Bildgebung die Schritte, ein weitgehend homogenes Magnetfeld um ein Objekt zu errichten und hochfrequente elektromagnetische Energie auf das Objekt zu projizieren. Das Verfahren beinhaltet ferner die Schritte, während des Projizierens eine Anode einer elektromagnetischen Energie hoher Frequenz verwendenden Röhrenanordnung in dem Magnetfeld drehend anzutreiben, und MR- und radiographische Daten von dem Objekt zu akquirieren.

[0039] Ein hybrider MR/Röntgen-Scanner ist offenbart, der die Akquisition von Röntgen- sowie MR-Daten in einer einzigen Untersuchung ermöglicht, ohne einen Patienten erneut positionieren zu müssen. Wie ein MR-Scanner, ermöglicht das hybride System ein Erzeugen von Bildern mit Weichteilgewebekontrast, eine ausgezeichnete dreidimensionale Visualisierung, die Fähigkeit in mehreren Scanebenen abzubilden, sowie die Möglichkeit, physiologische Daten zu liefern. Zu den Röntgen-Komponenten des hybriden Scanners gehört eine drehbare Anode (**104**), die sich während einer Datenakquisition dreht, und deren Rotation veranlasst wird, ohne dass ein unerwünschter magnetischer Fluss in das MR-Magnetfeld eingebracht wird.

[0040] Die vorliegende Erfindung wurde anhand des bevorzugten Ausführungsbeispiels beschrieben, und es ist klar, dass äquivalente, alternative und modifizierte Formen neben den ausdrücklich genannten möglich sind und im Schutzbereich der beigefügten Ansprüche liegen.

Bezugszeichenliste

10	(MR)-Bildgebungssystem
12	Bedienungskonsole
13	Eingabegerät
14	Bedienpult
16	Bildschirm
18	Verbindungselement
20	Computersystem
20a	Rückwandplatine
22	Bildprozessormodul
24	CPU-Modul
26	Memorymodul

28	Plattenspeichermedium
30	Bandlaufwerk
32	Systemsteuerung
32a	Rückwandplatine
34	serielles Verbindungselement
36	CPU-Modul
38	Generatormodul
40	serielles Verbindungselement
42	Gradientenverstärker
44	physiol. Akquirierungscontroller
46	Interfaceschaltkreis
48	Patientenpositionierungssystem
50	Gradientenspulenordnung
52	Magnetanordnung
54	Polarisierungsmagnet
56	HF-Spule
58	Transceivermodul
60	HF-Verstärker
62	Sende/Empfangsschalter
64	Vorverstärker
66	Memorymodul
68	Arrayprozessor
70	Röntgensystem
72	Detektoranordnung
74	Röntgencontroller
76	Röntgendatenakquisitionssystem
78	Anode
80	Anode
82	Röntgenquellenvorrichtung
84	Fluidkammer
86	Gehäuse
88	Kühlfluid
90	Vakuumkammer
92	Anodenfassung
94	Kathodenfassung
96	Elektronen
98	Antriebsvorrichtung

Patentansprüche

1. Bildgebungssystem, zu dem gehören: eine MR-Bildgebungsvorrichtung (**10**), um MR-Daten eines Objekts zu akquirieren; und eine Röntgenbildgebungsvorrichtung (**70**), die eine drehbare Anode (**104**) aufweist, die in der MR-Bildgebungsvorrichtung (**10**) integriert angeordnet ist, um radiographische Daten des Objekts zu akquirieren.

2. Bildgebungssystem nach Anspruch 1, das ferner eine Antriebsvorrichtung (**98**) enthält, die dazu eingerichtet ist, um die Anode (**104**) in einem Magnetfeld zu drehen, das in einer Magnetbohrung der MR-Bildgebungsvorrichtung (**10**) während einer Datenakquisition erzeugt wird.

3. Bildgebungssystem nach Anspruch 2, bei dem die Antriebsvorrichtung (**98**) einen nicht auf Magnetfluss basierenden Antrieb beinhaltet.

4. Bildgebungssystem nach Anspruch 3, bei dem

der nicht auf Magnetfluss basierende Antrieb einen piezokeramischen Antrieb (**114**) beinhaltet.

5. Bildgebungssystem nach Anspruch 2, bei dem die Antriebsvorrichtung (**98**) einen auf radialen Magnetfluss basierenden Antrieb beinhaltet, der dazu eingerichtet ist, um die Anode (**104**) vor einer Akquisition von MR-Daten mit einer spezifizierten Frequenz rotierend anzutreiben.

6. Bildgebungssystem nach Anspruch 5, bei dem die Anode (**104**) dazu eingerichtet ist, um in der Magnetbohrung ausgehend von der spezifizierten Frequenz herunter zu einer geringeren Frequenz zu rotieren, ohne dass während einer Akquisition von MR-Daten eine Kraft von dem auf radialen Magnetfluss basierenden Antrieb auf die Anode ausgeübt wird.

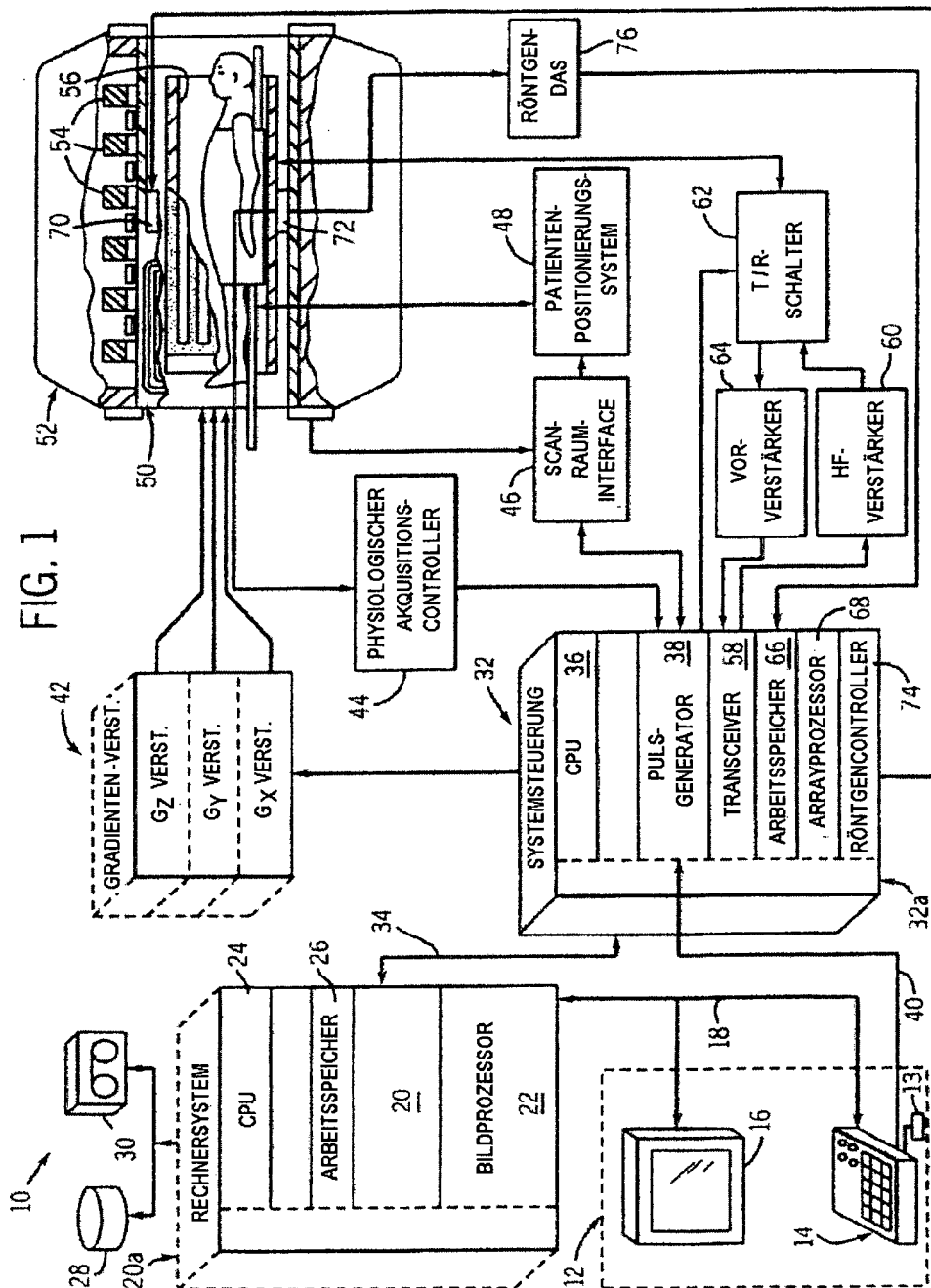
7. Bildgebungssystem nach Anspruch 2, bei dem die Antriebsvorrichtung (**98**) einen auf radialen Magnetfluss basierenden Antrieb und eine Vorspannfeder (**112**) enthält, die geeignet mit der Anode (**104**) verbunden ist, so dass eine aufgrund des auf radialen Magnetfluss basierenden Antriebs ausgeführte Rotation der Anode (**104**) die Feder (**112**) in einen Zustand gespeicherter Energie vorspannt.

8. Bildgebungssystem nach Anspruch 8, bei dem die Feder (**112**) ferner dazu eingerichtet ist, um die Anode (**104**) drehend anzutreiben, wenn die auf die Feder (**112**) ausgeübte Vorspannkraft entfernt wird.

9. Bildgebungssystem nach Anspruch 1, bei dem die MR-Bildgebungsvorrichtung einen MR-Magneten mit einer geteilten Spule umfasst.

Es folgen 2 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen



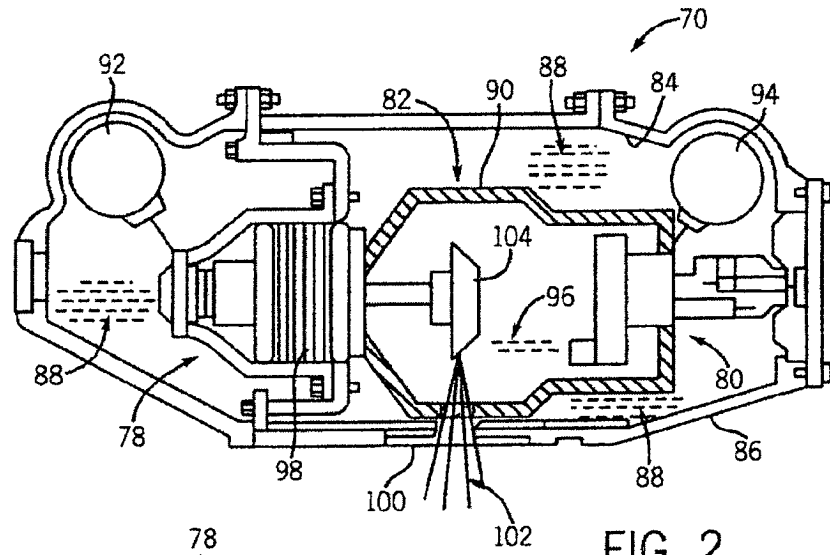


FIG. 2

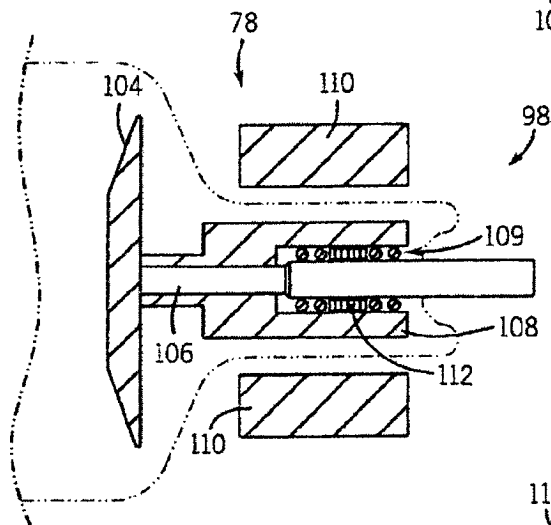


FIG. 3

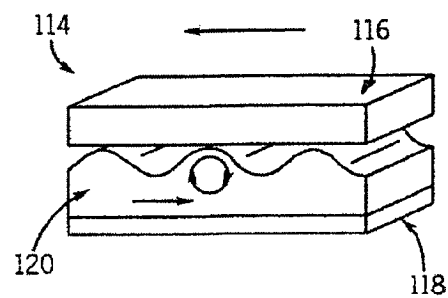


FIG. 4