



(10) **DE 10 2012 101 879 A1** 2012.09.13

(12)

Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2012 101 879.0**

(22) Anmeldetag: **06.03.2012**

(43) Offenlegungstag: **13.09.2012**

(51) Int Cl.: **G01R 33/385 (2012.01)**

G01R 33/422 (2012.01)

A61B 5/055 (2012.01)

(30) Unionspriorität:

13/042,188

07.03.2011

US

(71) Anmelder:

General Electric Company, Schenectady, N.Y., US

(72) Erfinder:

**Saha, Saikat, Florence, S.C., US; de Lima,
Washington, Florence, SC, US; Havens, Timothy
John, Florence, South Carolina 29501, US**

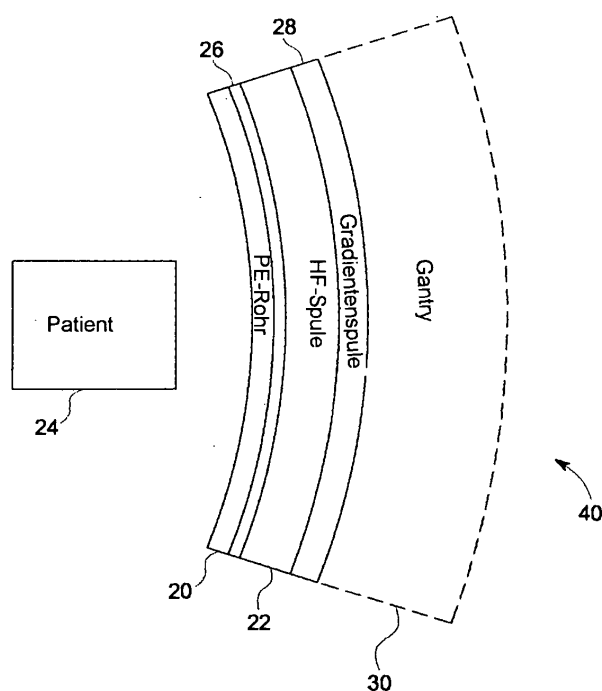
(74) Vertreter:

Rüger, Barthelt & Abel, 73728, Esslingen, DE

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

(54) Bezeichnung: **Vorrichtung und Verfahren zur Rauschreduktion in Magnetresonanz-Bildgebungssystemen**

(57) Zusammenfassung: Es sind eine Vorrichtung und ein Verfahren zur Rauschreduktion in Magnetresonanz(MR)-Bildgebungssystemen geschaffen. Ein MR-Bildgebungssystem (40) enthält eine Gantry (30) mit einer durch sie hindurchführenden Öffnung und wenigstens eine durch die Gantry getragene Hochfrequenz(HF)-Spule (22) zur Abbildung eines Objektes innerhalb der Öffnung. Das MR-Bildgebungssystem weist ferner einen Vakuumraum (26) zwischen der wenigstens einen HF-Spule und der Öffnung auf.



Beschreibung**HINTERGRUND DER ERFINDUNG**

[0001] Der hierin offenbarte Gegenstand betrifft allgemein Magnetresonanz(MR)-Bildgebungssysteme und insbesondere Systeme und Verfahren zur Reduktion akustischer Störgeräusche in diesen Systemen.

[0002] Im Betrieb von MR-Bildgebungssystemen werden durch die Vibration der Gradientenspulen in einem statischen Magnetfeld, wenn die Spulen während des Bildgebungsvorgangs gepulst werden, Störgeräusche (Rauschen) erzeugt. Zusätzlich werden durch die Gradientenspulen auch Wirbelströme auf jeder metallischen Oberfläche, wie z. B. auf Hochfrequenz(HF)-Spulen, in der Magnetwarmbohrung und auf anderen metallischen Komponenten des MR-Bildgebungssystems, erzeugt. Die Wechselwirkung der Wirbelströme mit dem Hauptmagnetfeld ruft ebenfalls Vibrationen hervor, die akustisches Rauschen ergibt.

[0003] Das akustische Rauschen ist oft unangenehm (liegt z. B. im Bereich 110–120 dBA) und wird durch das MR-Bildgebungssystem, z. B. durch die HF-Spulen, zu den Patientenohren übertragen. Das akustische Rauschen kann ziemlich laut werden, was Patienten, die bereits über den durchzuführenden Scann besorgt sind, weiter nachteilig beeinflussen kann.

KURZBESCHREIBUNG DER ERFINDUNG

[0004] Gemäß verschiedenen Ausführungsformen ist ein Magnetresonanz(MR)-Bildgebungssystem geschaffen, das eine Gantry mit einer durch sie hindurchführenden Öffnung und wenigstens eine durch die Gantry gestützte Hochfrequenz(HF)-Spule zur Abbildung eines Objektes innerhalb der Öffnung aufweist. Das MR-Bildgebungssystem enthält ferner einen Vakuumraum zwischen der wenigstens einen HF-Spule und der Öffnung.

[0005] Gemäß weiteren Ausführungsformen ist eine Gantry eines Magnetresonanz(MR)-Bildgebungssystems geschaffen, die ein Gantrygehäuse mit einer durch dieses hindurchführenden Öffnung und wenigstens eine durch die Gantry gestützte MR-Bildgebungsspule zur Abbildung eines Objektes in der Öffnung aufweist. Die Gantry des MR-Bildgebungssystems enthält ferner einen Hohlraum, der zwischen der wenigstens einen MR-Bildgebungsspule und der Öffnung ausgebildet ist.

[0006] Gemäß noch weiteren Ausführungsformen ist ein Verfahren zur Reduktion des akustischen Rauschens in einem Magnetresonanz(MR)-Bildgebungssystem geschaffen. Das Verfahren enthält ein Aus-

bilden eines Luftraums zwischen einer Hochfrequenz (HF)-Spule oder einer Gradientenspule und einer Öffnung einer Gantry des MR-Bildgebungssystems. Das Verfahren enthält ferner ein Erzeugen und Aufrechterhalten einer Niederdruckumgebung in dem Luftraum.

KURZBESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

[0007] [Fig. 1](#) ist ein vereinfachtes Blockdiagramm, das die Konfiguration eines Patientenumschließungsgehäuses(PE, patient enclosure)-Rohrs für ein Magnetresonanz(MR)-Bildgebungssystem veranschaulicht, das gemäß einer Ausführungsform ausgebildet ist.

[0008] [Fig. 2](#) ist eine bildhafte Ansicht eines MR-Bildgebungssystems, in dem ein gemäß verschiedenen Ausführungsformen ausgebildetes PE-Rohr implementiert sein kann.

[0009] [Fig. 3](#) ist ein vereinfachtes schematisches Diagramm eines Querschnittsbereichs des Bildgebungsabschnitts oder Scanners eines MR-Bildgebungssystems, das gemäß einer Ausführungsform ausgebildet ist.

[0010] [Fig. 4](#) ist ein vereinfachtes schematisches Diagramm einer Vorderansicht des Bildgebungsabschnitts aus [Fig. 3](#).

[0011] [Fig. 5](#) ist ein vereinfachtes Blockdiagramm, das eine gemäß einer weiteren Ausführungsform ausgebildete PE-Rohr-Konfiguration für ein MR-Bildgebungssystem veranschaulicht.

[0012] [Fig. 6](#) ist ein vereinfachtes Blockdiagramm, das eine gemäß einer weiteren Ausführungsform ausgebildete PE-Rohr-Konfiguration für ein MR-Bildgebungssystem veranschaulicht.

[0013] [Fig. 7](#) ist ein vereinfachtes schematisches Diagramm einer Vorderansicht eines gemäß einer Ausführungsform ausgebildeten Bildgebungsabschnitts unter Veranschaulichung einer Dichtungsanordnung.

[0014] [Fig. 8](#) ist ein Blockdiagramm eines MR-Bildgebungssystems, in welchem ein gemäß verschiedenen Ausführungsformen ausgebildetes PE-Rohr implementiert sein kann.

DETAILLIERTE BESCHREIBUNG DER ERFINDUNG

[0015] Die vorstehende Kurzbeschreibung sowie auch die nachfolgende detaillierte Beschreibung bestimmter Ausführungsformen sind im Zusammenhang mit den beigefügten Zeichnungen leichter zu verstehen. In dem Maße, in dem die Figuren Dia-

gramme der Funktionsblöcke verschiedener Ausführungsformen veranschaulichen, sind die Funktionsblöcke nicht notwendigerweise für eine Unterteilung zwischen Hardware kennzeichnend. Somit können z. B. ein oder mehrere Funktionsblöcke in einem einzigen Hardwareteil oder in mehreren Hardwareteilen implementiert sein. Es versteht sich, dass die verschiedenen Ausführungsformen nicht auf die Anordnungen und Einrichtungen beschränkt sind, die in den Zeichnungen gezeigt sind.

[0016] Wie hierin verwendet, sollte es verständlich sein, dass ein Element oder Schritt, das/der in der Einzahl und mit einem vorangestellten Wort „ein(e)“ genannt ist, eine Mehrzahl dieser Elemente oder Schritte nicht ausschließt, es sei denn, dass ein derartiger Ausschluss explizit genannt ist. Ferner soll beabsichtigt sein, dass Bezugnahmen auf „eine Ausführungsform“ nicht derart interpretiert werden sollen, als würden sie die Existenz zusätzlicher Ausführungsformen, die ebenfalls die hier genannten Merkmale beinhalten, ausschließen. Darüber hinaus können Ausführungsformen, die ein Element oder mehrere Elemente mit einer bestimmten Eigenschaft „aufweisen“ oder „haben“, zusätzliche solche Elemente ohne diese Eigenschaft aufweisen, es sei denn, dass explizit das Gegenteil angegeben ist.

[0017] Verschiedene Ausführungsformen ergeben Systeme und Verfahren zur Reduktion des von einem Magnetresonanz(MR)-Bildgebungssystem zu einem gerade abgebildeten Patienten übertragenen akustischen Rauschens. Wie in [Fig. 1](#) gezeigt, die ein vereinfachtes Blockdiagramm einer Konfiguration darstellt, ist insbesondere ein Vakuum-, Niederdruck- oder Luftraum innerhalb des MR-Bildgebungssystems ausgebildet, der in dieser Ausführungsform unter Verwendung eines Patientenumschließungsrohrs (PE-Rohrs) **20** gebildet ist, des innerhalb einer Hochfrequenz(HF)-Spule **22** angekoppelt oder montiert ist. Das PE-Rohr **20** ist in dieser Ausführungsform radial innen von der HF-Spule **22** angeordnet. Entsprechend stellt das PE-Rohr **20** die zu einem Patienten nächste Oberfläche dar, wodurch die innerste Oberfläche einer Öffnung **42** des MR-Bildgebungssystems, wie z. B. des in [Fig. 2](#) gezeigten MR-Bildgebungssystems **40** (von dem ein Abschnitt in [Fig. 1](#) gezeigt ist), definiert ist.

[0018] In verschiedenen Ausführungsformen ist zwischen der HF-Spule **22** (z. B. einer HF-Körperspule) und dem PE-Rohr **20** ein Vakuumraum **26** (oder optional ein Luftraum) erzeugt oder ausgebildet. Wie hierin detaillierter beschrieben, ist der Vakuumraum **26** ein Zwischenraum oder Hohlraum, der im Innern des MR-Bildgebungssystems unter Verwendung eines geeigneten Verfahrens ausgebildet ist. Zum Beispiel ist in einer Ausführungsform ein Raum mit niedrigem oder niedrigerem Druck ausgebildet, so dass der Druck in diesem Raum geringer als der atmo-

sphärische Druck ist. Somit können unterschiedliche Niederdruckniveaus im Innern des Vakuumraums **26** bereitgestellt sein, die höher als ein absoluter Vakuumdruck sind. Diese Konfiguration reduziert oder verhindert im Betrieb, dass ein von dem MR-Bildgebungssystem **40** erzeugtes akustisches Rauschen in die Öffnung **42** eindringt. Zum Beispiel wird der durch die Luft übertragene Lärm, der durch das MR-Bildgebungssystem **40**, wie beispielsweise durch die Gradientenspulen **28**, die ebenfalls an einer Gantry **30** des MR-Bildgebungssystems **40** gehalten sind, erzeugt wird, durch den durch das PE-Rohr **20** gebildeten Vakuumraum **26** entweder teilweise oder vollständig blockiert. Außerdem wird durch den Vakuumraum **26** zwischen der HF-Spule **22** und dem PE-Rohr **20** der Lärm, der an der HF-Spule **22** aufgrund des Pulsbetriebs der Gradientenspulen **28** erzeugt wird, ebenfalls reduziert oder eliminiert.

[0019] In verschiedenen Ausführungsformen ist das PE-Rohr **20** von der HF-Spule **22** und irgendeiner anderen vibrierenden Struktur innerhalb des MR-Bildgebungssystems **40**, wie z. B. der Gradientenspule **28**, mechanisch entkoppelt. Somit ist das PE-Rohr **20** mit einem nicht vibrierenden Teil oder einer nicht vibrierenden Komponente des MR-Bildgebungssystems **40** gekoppelt oder daran montiert. Eine Ausführungsform einer Montageanordnung zur Reduktion oder Begrenzung der Vibration des PE-Rohrs **20** weist beispielsweise eine direkte Montage des PE-Rohrs **20** an den Magnetkörper auf (wie dies hierin detaillierter beschrieben ist). Es sollte jedoch erkannt werden, dass andere Montageanordnungen und -mechanismen implementiert sein können, um ein niedriges oder vernachlässigbares Vibrationsniveau an dem PE-Rohr **20** zu erzielen.

[0020] Es sollte beachtet werden, dass das Vorhandensein des PE-Rohrs **20** auch einen weiteren Sicherheitsgrad oder eine weitere Sicherheitsebene für den Patienten **24** schaffen kann. Das PE-Rohr **20** kann beispielsweise einen Schutz vor Verbrennungsrisiken bieten, die durch elektrisches und/oder thermisches Versagen von Kondensatoren, Spulen, Dioden, Hochspannungsleitungen und anderen Komponenten des MR-Bildgebungssystems hervorgerufen werden, die hohe Hitzegrade hervorrufen können.

[0021] Das PE-Rohr **20** kann die innerste radiale Oberfläche **43** der Öffnung **42** des MR-Bildgebungssystems **40** definieren, das in [Fig. 2](#) veranschaulicht ist. Es sollte erkannt werden, dass, obwohl das MR-Bildgebungssystem **40** als ein Einmodalitäts-Bildgebungssystem dargestellt ist, verschiedene Ausführungsformen in oder bei Multimodalitäts-Bildgebungssystemen implementiert sein können, indem sie beispielsweise mit anderen Systemen kombiniert werden, die in der Lage sind, Bilder insbesondere von Menschen zu erzeugen. Darüber hinaus sind die verschiedenen Ausführungsformen nicht auf medizi-

nische Bildgebungssysteme zur Abbildung menschlicher Objekte beschränkt, sondern können tiermedizinische oder nicht medizinische Systeme zur Bildgebung von nicht menschlichen Objekten, Gepäck etc. umfassen.

[0022] Bezug nehmend auf [Fig. 2](#), weist das MR-Bildgebungssystem **40** einen Bildgebungsabschnitt **44** mit einer Bildgebungseinheit **46** (z. B. einem Bildgebungsscanner) und einen Verarbeitungsabschnitt **48** auf, der einen Prozessor **50** oder andere Rechen- oder Steuerungsvorrichtung einschließen kann. Insbesondere ermöglicht die Bildgebungseinheit **46** dem MR-Bildgebungssystem **40**, ein Objekt oder den Patienten **24** zu scannen, um Bilddaten zu akquirieren, die Bilddaten des gesamten oder eines Teils des Patienten **24** sein können. Die Bildgebungseinheit **46** weist die Gantry **30** mit einer oder mehreren Bildgebungskomponenten (z. B. Magneten oder Magnetwicklungen sowie Spulen innerhalb der Gantry **30**) auf, die die Akquisition von Bilddaten ermöglichen. In Multimodalitäts-Bildgebungssystemen können zusätzlich zu dem/den Magneten für die Magnetresonanzbildgebung eine Röntgenquelle und ein Detektor für die Computertomographie-Bildgebung oder Gamma-Kameras für die nuklearmedizinische Bildgebung vorgesehen sein. Die Bildgebungskomponenten erzeugen Signale, die Bilddaten kennzeichnen, welche zu dem Verarbeitungsabschnitt **48** über eine Kommunikationsverbindung **52** übermittelt werden, die drahtgebunden oder drahtlos sein kann. Während eines Bildgebungsscans durch die Bildgebungseinheit **46** können die Gantry **30** und die auf oder in ihr befestigten Bildgebungskomponenten stationär bleiben oder um oder entlang eines Drehzentrums rotieren, das eine Untersuchungsachse durch die Öffnung **42** definiert. Der Patient **24** kann innerhalb der Gantry **30** unter Verwendung beispielsweise eines motorisierten Tisches **54** positioniert werden.

[0023] Im Betrieb wird eine Ausgabe einer oder mehrerer der Bildgebungskomponenten zu dem Verarbeitungsabschnitt **48** und umgekehrt übertragen, was eine Übertragung von Signalen zu oder von dem Prozessor **50** durch eine Steuerungsschnittstelle **56** einschließen kann. Der Prozessor **50** kann auch Steuerungssignale zur Steuerung der Position des motorisierten Tisches **54** oder der Bildgebungskomponenten auf der Basis von Benutzereingaben oder eines vorbestimmten Scans erzeugen. Während eines Scans können Bilddaten, wie z. B. Magnetresonanzbilddaten von den Bildgebungskomponenten, wie sie von einer oder mehreren Oberflächenspulen (z. B. einem Torso-Oberflächenspulenarray) akquiriert werden, über eine Datenschnittstelle **58** mittels der Steuerungsschnittstelle **56** zu dem Prozessor **50** übermittelt werden.

[0024] Der Prozessor **50** und zugehörige Hardware und Software, die für die Akquisition und Verarbei-

tung von Daten verwendet werden, können gemeinsam als eine Arbeitsstation **60** bezeichnet werden. Die Arbeitsstation **60** enthält eine Tastatur **62** und/oder andere Eingabevorrichtungen, wie z. B. eine Maus, einen Pointer und dergleichen, und eine Anzeigevorrichtung **64** auf. Die Anzeigevorrichtung **64** zeigt Bilddaten an und kann Eingaben von einem Benutzer entgegennehmen, falls ein berührungsempfindlicher Bildschirm vorhanden ist.

[0025] [Fig. 3](#) zeigt eine vereinfachte schematische Darstellung eines Querschnitts eines Bildgebungsabschnitts oder Scanners eines Bildgebungssystems, z. B. des Bildgebungsabschnitts **44** des MR-Bildgebungssystems **40**, das gemäß einer Ausführungsform ausgebildet ist. [Fig. 4](#) zeigt eine vereinfachte schematische Darstellung einer Vorderansicht des Bildgebungsabschnitts **44**. Es sollte beachtet werden, dass die [Fig. 3](#) und [Fig. 4](#) nicht maßstabsgetreu gezeichnet sind. Wie ersehen werden kann, ist das PE-Rohr **20** im Innern oder radial innen von der HF-Spule **22** montiert. Ein Vakuumraum **26** ist zwischen der HF-Spule **22** (z. B. einer HF-Körperspule) und dem PE-Rohr **20** ausgebildet. In dieser Ausführungsform ist das PE-Rohr **20** von der HF-Spule **22** sowie von anderen vibrierenden Komponenten des Bildgebungsabschnitts **44**, z. B. der Gradientenspule **28**, mechanisch entkoppelt. In einer Ausführungsform ist eine Montagekomponente **70** (z. B. eine Halteklammer, ein Haltearm oder eine andere geeignete Halterungsstruktur) zur Montage oder anderweitigen Kopplung des PE-Rohrs **20** an eine nicht vibrierende Komponente des Bildgebungsabschnitts **44** vorgesehen, die als ein Teil des Systemmagneten **72** (z. B. eines supraleitenden Magneten) dargestellt ist, der an einer Basis durch Tragelemente **74** (z. B. Magnetfüße) gestützt sein kann. Es sollte beachtet werden, dass in der [Fig. 3](#) lediglich zwei Montagekomponenten **70**, eine auf jeder Seite des PE-Rohrs **20**, gezeigt sind. Es können jedoch weitere Montagekomponenten **70**, wie gewünscht oder erforderlich, vorgesehen sein. Als ein weiteres Beispiel kann das PE-Rohr **20** direkt an den Systemraumboden **77** montiert sein.

[0026] In verschiedenen Ausführungsformen ist das PE-Rohr **20** mit einer beliebigen Struktur des Bildgebungsabschnitts **44** außer der HF-Spule **22** gekoppelt oder an dieser montiert. Es sollte beachtet werden, dass andere Montagemechanismen vorgesehen sein können, um ein niedriges oder vernachlässigbares Schwingungsniveau des PE-Rohrs **20** zu erreichen. Optional kann die Montagekomponente **70** ein Aufhängungs- oder Vibrationsdämpfungselement aufweisen, um jegliche erhaltene Schwingungen oder Bewegungen weiter zu reduzieren.

[0027] Das PE-Rohr **20** ist in verschiedenen Ausführungsformen eine rohr- oder hohlraumartige Struktur, die sich innerhalb der HF-Spule **22** längs des Umfangs erstreckt. Das PE-Rohr kann aus einem

beliebigen geeigneten nicht leitenden Material ausgebildet sein, wie z. B. aus einem faserverstärkten Kunststoff oder Glas. Optional kann das PE-Rohr **20** aus einem Geräusche absorbierenden oder isolierenden Material ausgebildet oder mit diesem überzogen oder beschichtet sein. Somit kann ein schalldämpfendes Material an beliebigen der Stellen dort vorgesehen sein, wo der Vakuumraum **26** vorhanden ist. In anderen optionalen Ausführungsformen kann ein hitzebeständiges Material (oder eine zusätzliche Sicherheitsschicht) auf oder über einer oder mehreren Oberflächen des PE-Rohrs **20** vorgesehen sein.

[0028] In einer Ausführungsform ist das PE-Rohr **20** eine luftdichte oder hermetisch abgedichtete Struktur, die einen luftdichten Hohlraum **76** mit der HF-Spule **22** bildet, so dass der Vakuumraum **26** zwischen ihnen ausgebildet sein kann. In verschiedenen Ausführungsformen definiert somit der Hohlraum **76** einen Zwischenraum, aus dem Luft oder andere Gase (falls vorhanden) entfernt worden ist/sind. Es sollte beachtet werden, dass ein Teil- oder ein Vollvakuumraum **26** erzeugt sein kann. In einer Ausführungsform ist/sind eine oder mehrere Dichtungen **78** vorgesehen, die in dieser Ausführungsform weiche Vakuumraumdichtungen, z. B. Gummidichtungen, sind, die eine(n) oder mehrere Öffnungen oder Enden des Hohlraums **76** abdichten. Die Dichtungen **78** können an dem PE-Rohr **20** befestigt sein, so dass nachfolgend die Luft in dem Hohlraum **76** entfernt werden kann. In einigen Ausführungsformen ist das PE-Rohr **20** nicht abgedichtet, so dass ein Vakuumraum **26** nicht geschaffen ist. In diesen Ausführungsformen bildet das PE-Rohr **20** zwischen der Öffnung **42** und der HF-Spule **22** einen Lufthohlraum.

[0029] Es sollte beachtet werden, dass, obwohl hierin der Vakuumraum **26a** oder Luftraum als zwischen dem PE-Rohr **20** und der HF-Spule **22** ausgebildet beschrieben ist, das PE-Rohr **20** unterschiedliche Vakuumräume **26** oder Lufträume definieren oder bilden kann. Zum Beispiel kann das PE-Rohr **20** so angeordnet sein, dass ein Vakuumraum **26b** oder ein Luftraum zwischen der Gradientenspule **28** und dem PE-Rohr **20** ausgebildet ist, wie dies in [Fig. 5](#) gezeigt ist. Als ein weiteres Beispiel kann der Vakuumraum **26** oder Luftraum zwischen dem Innenumfang der HF-Spule **22** und dem Außenumfang des PE-Rohrs **20** ausgebildet sein, anstatt das gesamte PE-Rohr **20** zu umschließen. Als ein noch weiteres Beispiel kann ein Vakuumraum **26c** oder ein Luftraum zwischen der Gradientenspule **28** und der HF-Spule **22** ausgebildet sein, wie die in [Fig. 3](#) gezeigt ist. In dieser Ausführungsform kann der Vakuumraum **26** oder Luftraum ohne die physikalische Struktur des PE-Rohrs **20** ausgebildet sein, indem beispielsweise der Zwischenraum zwischen der Gradientenspule **28** und der HF-Spule **22** z. B. unter Verwendung der Dichtungen **78** abgedichtet wird. In noch einer weiteren Ausführungsform kann der Vakuumraum **26** oder Luftraum

zwischen der Magnetwarmbohrung **88** und dem PE-Rohr **20** ausgebildet sein, wie dies in [Fig. 6](#) gezeigt ist.

[0030] Es sollte ferner beachtet werden, dass die Abmessungen und Konfiguration des PE-Rohrs **20**, z. B. die Länge, Gestalt und/oder Größe des PE-Rohrs **20**, ausgewählt oder optimiert werden können, um die Auswirkung des Vakuumraums **26** auf die Geräusche (z. B. Schwingungsgeräusche), die zu der oder innerhalb der Öffnung **42** übertragen und durch den Patienten gehört werden, zu erhöhen oder zu maximieren.

[0031] Die verschiedenen Komponenten innerhalb des Bildgebungsabschnitts **44** sind unter Verwendung geeigneter Mechanismen montiert oder gehalten. Beispielsweise kann die HF-Spule **22** mit der Gradientenspule **28** unter Verwendung geeigneter Montagestrukturen **80** (z. B. Halteklammern) gekoppelt sein. Zusätzlich kann die Gradientenspule **28** in ähnlicher Weise an dem Magneten **72** unter Verwendung geeigneter Montagestrukturen **82** montiert sein.

[0032] Es werden Variationen und Modifikationen in Erwägung gezogen. Beispielsweise kann eine Patientenbrücke oder -liege **84**, die einen Teil des motorisierten Tisches **54** (z. B. des in [Fig. 2](#) gezeigten Patiententisches) bildet und sich innerhalb der Öffnung **42** erstreckt, um den (in [Fig. 2](#) gezeigten) Patienten **24** darin zu positionieren, mit dem PE-Rohr **20** an der Stelle gehalten werden. Beispielsweise können Anschläge oder Vorsprünge **86** verwendet werden, um die Liege **84** innerhalb der Öffnung **42** zu halten oder auszurichten.

[0033] Somit kann, wie in [Fig. 7](#) gezeigt, im Betrieb eine Vakuumpumpe **90** verwendet werden, um Luft abzuführen und den Zwischenraum mit niedrigem oder niedrigerem Druck innerhalb des Vakuumraums **26** (der z. B. geringer ist als der atmosphärische Druck) zu erzeugen, der durch das PE-Rohr **20** (und optional weitere Komponenten) und die Dichtung **78** definiert ist. Wie ersehen werden kann, erstreckt sich die Dichtung **78** in dieser Ausführungsform in Umfangsrichtung rings um die Enden des Vakuumraums **26** zwischen dem PE-Rohr **20** und der HF-Spule **22**. Wie hierin beschrieben, kann jedoch der Vakuumraum oder Luftraum in verschiedenen Regionen oder Bereichen ausgebildet sein.

[0034] Die verschiedenen Ausführungsformen können in Verbindung mit unterschiedlichen Typen von MR-Bildgebungssystemen implementiert sein. Beispielsweise können die verschiedenen Ausführungsformen bei dem in [Fig. 8](#) gezeigten MR-Bildgebungssystem **100** implementiert sein. Es sollte erkannt werden, dass, obwohl das MR-Bildgebungssystem **100** als ein Einmodalitäts-Bildgebungssystem dargestellt ist, die verschiedenen Ausführungsformen in oder bei

Multimodalitäts-Bildgebungssystemen implementiert sein können. Das System **100** ist als ein MR-Bildgebungssystem dargestellt und kann mit verschiedenen Arten medizinischer Bildgebungssysteme oder beliebigen anderen Systemen kombiniert werden, die in der Lage sind, Bilder insbesondere von einem Menschen zu erzeugen. Darüber hinaus sind die verschiedenen Ausführungsformen nicht auf medizinische Systeme zur Abbildung von menschlichen Objekten beschränkt, sondern können tiermedizinische oder nicht-medizinische Systeme zur Abbildung von nicht-menschlichen Objekten, Gepäck, etc. enthalten.

[0035] Bezug nehmend auf [Fig. 8](#), weist das MR-Bildgebungssystem **100** allgemein den Bildgebungsabschnitt **44** und den Verarbeitungsabschnitt **48** auf, der einen Prozessor oder eine andere Rechen- oder Steuerungsvorrichtung enthalten kann. Das MR-Bildgebungssystem **100** enthält innerhalb der Gantry **30** einen supraleitenden Magneten, z. B. den Magneten **72**, der aus Spulen, z. B. auf einem Spulenkörper gehaltenen Spulen, ausgebildet ist. Ein Heliumbehälter **102** (der ein Gefäß sein kann und auch als Kryostat bezeichnet wird) umgibt den supraleitenden Magneten **72** und ist mit flüssigem Helium gefüllt. Das flüssige Helium kann zur Kühlung der Spulen des supraleitenden Magneten **72** verwendet werden, was, wie hierin detaillierter beschrieben, eine Lieferung des flüssigen Heliums zur Kühlung der Rohre einschließt. Es ist eine Wärmeisolierung **104** vorgesehen, die die äußere Oberfläche des Heliumbehälters **102** und die innere Oberfläche des supraleitenden Magneten **72** umgibt. Mehrere magnetische Gradientenspulen **28** sind im Innern des supraleitenden Magneten **72** vorgesehen, und eine HF-Sendespuhle, beispielsweise die HF-Spuhle **22**, ist im Innern der mehreren magnetischen Gradientenspulen **28** vorgesehen. Zusätzlich ist das PE-Rohr **20** im Innern der HF-Spuhle **22** (oder an anderen Stellen, wie hierin beschrieben) vorgesehen.

[0036] In einigen Ausführungsformen kann die HF-Spuhle **22** durch eine Sende- und Empfangsspuhle ersetzt werden. Die Komponenten innerhalb der Gantry **30** bilden im Allgemeinen den Bildgebungsabschnitt **44**. Es sollte beachtet werden, dass, obwohl der supraleitende Magnet **72** eine zylindrische Form hat, andere Formen von Magneten verwendet werden können.

[0037] Der Verarbeitungsabschnitt **48** weist allgemein einen Controller **118**, eine Hauptmagnetfeldsteuerung **120**, eine Gradientenfeldsteuerung **122**, einen Speicher **124**, eine Anzeigevorrichtung **126**, einen Sende-/Empfangs(S/E)-Schalter **128**, einen HF-Sender **130** und einen Empfänger **132** auf.

[0038] Im Betrieb ist ein Körper eines Objektes, z. B. eines Patienten oder ein abzubildendes Phantom,

in der Öffnung **42** auf einer geeigneten Auflage, z. B. einem Patiententisch, angeordnet. Der supraleitende Magnet **72** erzeugt ein gleichförmiges und statisches Hauptmagnetfeld B_0 quer durch die Öffnung **42**. Die Stärke des elektromagnetischen Feldes in der Öffnung **42** und entsprechend in dem Patienten wird von dem Controller **118** mittels der Hauptmagnetfeldsteuerung **120** gesteuert, der auch die Zufuhr des Erregerstroms für den supraleitenden Magneten **72** steuert.

[0039] Die magnetischen Gradientenspulen **28**, die einen oder mehrere Gradientenspulenelemente aufweisen, sind so beschaffen, dass ein magnetischer Gradient dem Magnetfeld B_0 in der Öffnung **42** innerhalb des supraleitenden Magneten **72** in irgendeiner oder mehreren der drei orthogonalen Richtungen x, y und z aufgeprägt werden kann. Die magnetischen Gradientenspulen **28** werden durch die Gradientenfeldsteuerung **122** erregt und werden auch durch den Controller **118** gesteuert.

[0040] Die HF-Spuhle **22**, die mehrere Spulen enthalten kann, ist zum Senden magnetischer Impulse und/oder optional zum gleichzeitigen Erfassen von MR-Signalen von dem Patienten eingerichtet, falls auch Empfangsspulenelemente, wie z. B. eine Oberflächenspuhle, die als eine HF-Empfangsspuhle konfiguriert ist, vorgesehen sind. Die HF-Empfangsspuhle kann von beliebiger Bauart oder Konfiguration, z. B. eine gesonderte Empfangsoberflächenspuhle, sein. Die Empfangsoberflächenspuhle kann ein Array von HF-Spulen sein, das innerhalb der HF-Spuhle **22** vorgesehen ist.

[0041] Die HF-Spuhle **22** und die Empfangsoberflächenspuhle werden durch den S/E-Schalter **128** wahlweise mit dem HF-Sender **130** bzw. dem Empfänger **132** verbunden. Der HF-Sender **130** und der S/E-Schalter **128** werden durch den Controller **118** so gesteuert, dass HF-Feldimpulse oder -Signale durch den HF-Sender **130** erzeugt und selektiv auf den Patienten zur Erregung der magnetischen Resonanz in dem Patienten angewandt werden. Während die HF-Erregungsimpulse auf den Patienten angewandt werden, wird auch der S/E-Schalter **128** betätigt, um die Empfangsoberflächenspuhle von dem Empfänger **132** zu trennen.

[0042] Auf die Anwendung der HF-Impulse folgend wird der S/E-Schalter **128** wieder betätigt, um die HF-Spuhle **22** von dem HF-Sender **130** zu trennen und um die Empfangsspuhle mit dem Empfänger **132** zu verbinden. Die Empfangsoberflächenspuhle ist wirksam, um die als Folge der angeregten Kerne in dem Patienten entstehenden MR-Signale zu detektieren oder zu erfassen, und überträgt die MR-Signale zu dem Empfänger **132**. Diese detektierten MR-Signale werden wiederum zu dem Controller **118** übermittelt. Der Controller **118** weist einen Prozessor (z. B. einen Bild-

rekonstruktionsprozessor) auf, der beispielsweise die Verarbeitung der MR-Signale steuert, um Signale zu erzeugen, die ein Bild des Patienten kennzeichnen.

[0043] Die das Bild kennzeichnenden verarbeiteten Signale werden auch zu der Anzeigevorrichtung **126** übertragen, um eine visuelle Anzeige des Bildes zu schaffen. Im Einzelnen füllen oder bilden die MR-Signale einen k-Raum, der Fourier-transformiert wird, um ein sichtbares Bild zu erhalten. Die das Bild kennzeichnenden verarbeiteten Signale werden dann zu der Anzeigevorrichtung **126** gesendet.

[0044] Somit ergeben verschiedene Ausführungsformen einen Unterdruck- (oder Vakuum-) oder Luftraum, der zu oder innerhalb der Öffnung des MR-Bildgebungssystems übertragenes akustisches Rauschen reduziert. Dementsprechend ist der von einem gescannten Patienten erfahrene akustische Lärm geringer.

[0045] Es sollte verstanden werden, dass die obige Beschreibung veranschaulichend und nicht beschränkend sein soll. Beispielsweise können die oben beschriebenen Ausführungsformen (und/oder deren Aspekte) in Kombination miteinander verwendet werden. Zusätzlich können viele Modifikationen vorgenommen werden, um eine bestimmte Situation oder ein bestimmtes Material an die Lehren der verschiedenen Ausführungsformen anzupassen, ohne von ihrem Umfang abzuweichen. Während beabsichtigt ist, dass die Abmessungen und Materialarten, wie sie hierin beschrieben sind, die Parameter der verschiedenen Ausführungsformen definieren, sind sie in keiner Weise einschränkend und stellen lediglich beispielhafte Ausführungsformen dar. Viele weitere Ausführungsformen werden für einen Fachmann nach Durchsicht der obigen Beschreibung offensichtlich. Der Umfang der verschiedenen Ausführungsformen sollte deshalb mit Bezug auf die beigefügten Ansprüche samt des vollen Umfangs von Äquivalenten, die solche Ansprüche einschließen, bestimmt werden. In den beigefügten Ansprüchen werden die Begriffe "enthalten" und "in welcher" als Äquivalente zu den entsprechenden Begriffen "aufweisen" und "worin" verwendet. Außerdem werden in den folgenden Ansprüchen die Begriffe "erste", "zweite" und "dritte", usw. lediglich als Bezeichnungen verwendet und sollen keine numerischen Anforderungen an ihre Objekte stellen. Ferner sind die Merkmale der folgenden Ansprüche nicht in dem Mittel-plus-Funktion-Format geschrieben und sollten nicht auf der Basis von 35 U.S.C. § 112, Paragraph 6, interpretiert werden, es sei denn, dass und solange bis solche Anspruchsmerkmale ausdrücklich die Phrase „Mittel für“, gefolgt von einer Angabe einer Funktion ohne eine weitere Struktur, verwenden.

[0046] Diese schriftliche Beschreibung verwendet Beispiele zur Offenbarung der verschiedenen Aus-

führungsformen, einschließlich der besten Ausführungsart, und um einen beliebigen Fachmann zu befähigen, die verschiedenen Ausführungsformen umzusetzen, einschließlich der Herstellung und der Verwendung jeglicher Vorrichtungen oder Systeme und der Durchführung beliebiger eingeschlossener Verfahren. Der patentierbare Umfang der verschiedenen Ausführungsformen ist durch die Ansprüche festgelegt und kann andere Beispiele einschließen, die Fachleuten einfallen. Solche anderen Beispiele sollen innerhalb des Umfangs liegen, wenn sie strukturelle Elemente enthalten, die sich nicht von dem Wortsinn der Ansprüche unterscheiden, oder wenn sie äquivalente strukturelle Elemente mit unwesentlichen Unterschieden zu dem Wortsinn der Ansprüche enthalten.

[0047] Es sind eine Vorrichtung und ein Verfahren zur Rauschreduktion in Magnetresonanz(MR)-Bildgebungssystemen geschaffen. Ein MR-Bildgebungssystem **40** enthält eine Gantry **30** mit einer durch sie hindurchführenden Öffnung und wenigstens eine durch die Gantry getragene Hochfrequenz(HF)-Spule **22** zur Abbildung eines Objektes innerhalb der Öffnung. Das MR-Bildgebungssystem weist ferner einen Vakuumraum **26** zwischen der wenigstens einen HF-Spule und der Öffnung auf.

Bezugszeichenliste

20	PE-Rohr(Patientenumschließungsrohr)
22	HF-Spule
24	Patient
26	Vakuumraum
28	Gradientenspule
30	Gantry
40	MR-Bildgebungssystem
42	Öffnung
43	radiale Oberfläche
44	Bildgebungsabschnitt
46	Bildgebungseinheit
48	Verarbeitungsabschnitt
50	Prozessor
52	Kommunikationsverbindung
54	motorisierter Tisch
56	Steuerungsschnittstelle
58	Datenschnittstelle
60	Arbeitsstation
62	Tastatur
64	Anzeigevorrichtung
70	Montagekomponente
72	supraleitender Magnet
74	Tragelemente
76	Hohlraum
77	Systemraumboden
78	Dichtungen
80	Montagestrukturen
82	Montagestrukturen
84	Liege
86	Vorsprünge

88	Magnetwarmbohrung
90	Vakuumpumpe
100	MR-Bildgebungssystem
102	Heliumbehälter
104	Wärmeisolierung
118	Controller
120	Hauptmagnetfeldsteuerung
122	Gradientenfeldsteuerung
124	Speicher
126	Anzeigevorrichtung
128	S/E-Schalter
130	HF-Sender
132	Empfänger

ZITATE ENTHALTEN IN DER BESCHREIBUNG

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

Zitierte Nicht-Patentliteratur

- 35 U.S.C. § 112, Paragraph 6 [\[0045\]](#)

Patentansprüche

1. Magnetresonanz(MR)-Bildgebungssystem (40), das aufweist:
eine Gantry (30) mit einer durch sie hindurchführenden Öffnung;
wenigstens eine durch die Gantry getragene Hochfrequenz(HF)-Spule (22) zur Abbildung eines Objektes innerhalb der Öffnung; und
einen Vakuumraum (26) zwischen der wenigstens einen HF-Spule und der Öffnung.
2. MR-Bildgebungssystem (40) nach Anspruch 1, das ferner ein Patientenumschließungs(PE)-Rohr (20) aufweist, das den Vakuumraum bildet.
3. MR-Bildgebungssystem (40) nach Anspruch 2, wobei das PE-Rohr (20) von der wenigstens einen HF-Spule (22) mechanisch entkoppelt ist und ferner eine Montagekomponente (70) aufweist, die das PE-Rohr an einer nicht vibrierenden Komponente innerhalb der Gantry (30) befestigt.
4. MR-Bildgebungssystem (40) nach Anspruch 2, wobei der Vakuumraum (26) zwischen einem Innenumfang der wenigstens einen HF-Spule (22) und einem Außenumfang des PE-Rohrs (20) ausgebildet ist.
5. MR-Bildgebungssystem (40) nach Anspruch 2, wobei der Vakuumraum (26) zwischen dem PE-Rohr (20) und wenigstens einer Gradientenspule (28) innerhalb der Gantry (30) ausgebildet ist.
6. MR-Bildgebungssystem (40) nach Anspruch 2, wobei der Vakuumraum (26) zwischen dem PE-Rohr (20) und einer Magnetwarmöffnung (80) innerhalb der Gantry (30) ausgebildet ist.
7. MR-Bildgebungssystem (40) nach Anspruch 2, wobei das Objekt ein Patient (24) ist und das ferner eine Patientenbrücke aufweist, die innerhalb des PE-Rohrs montiert ist.
8. MR-Bildgebungssystem (40) nach Anspruch 1, wobei der Vakuumraum (26) zwischen der wenigstens einen HF-Spule (22) und einer Gradientenspule (28) innerhalb der Gantry (30) ausgebildet ist.
9. MR-Bildgebungssystem (40) nach Anspruch 1, wobei das PE-Rohr (20) radial innerhalb der wenigstens einen HF-Spule (22) montiert ist, um eine nächste Oberfläche zu dem Objekt zu definieren.
10. MR-Bildgebungssystem (40) nach Anspruch 1, das ferner eine weiche Vakuumdichtung (78) aufweist, die mit einer Öffnung des Vakuumraums (26) gekoppelt ist.

Es folgen 8 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

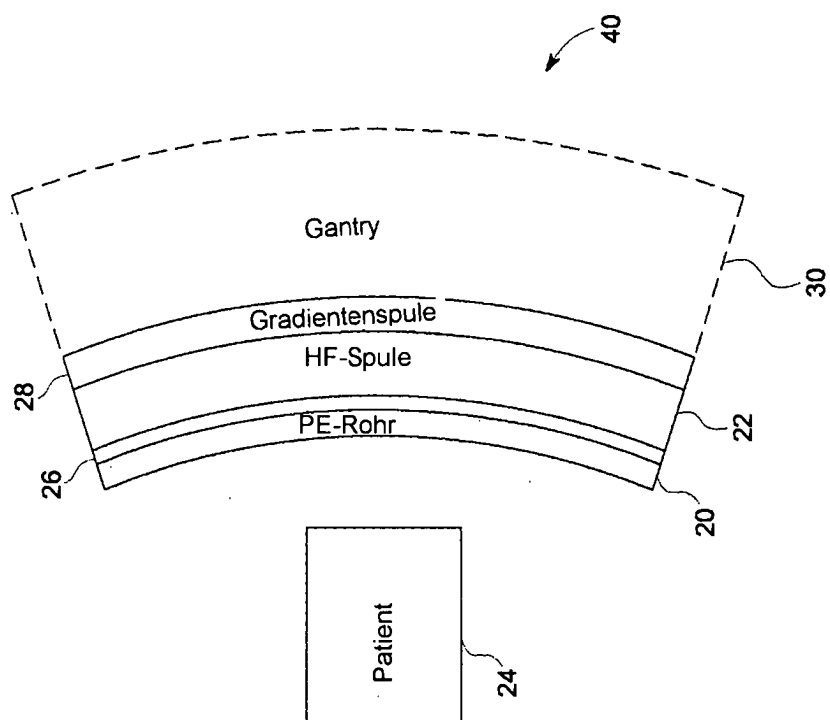


FIG. 1

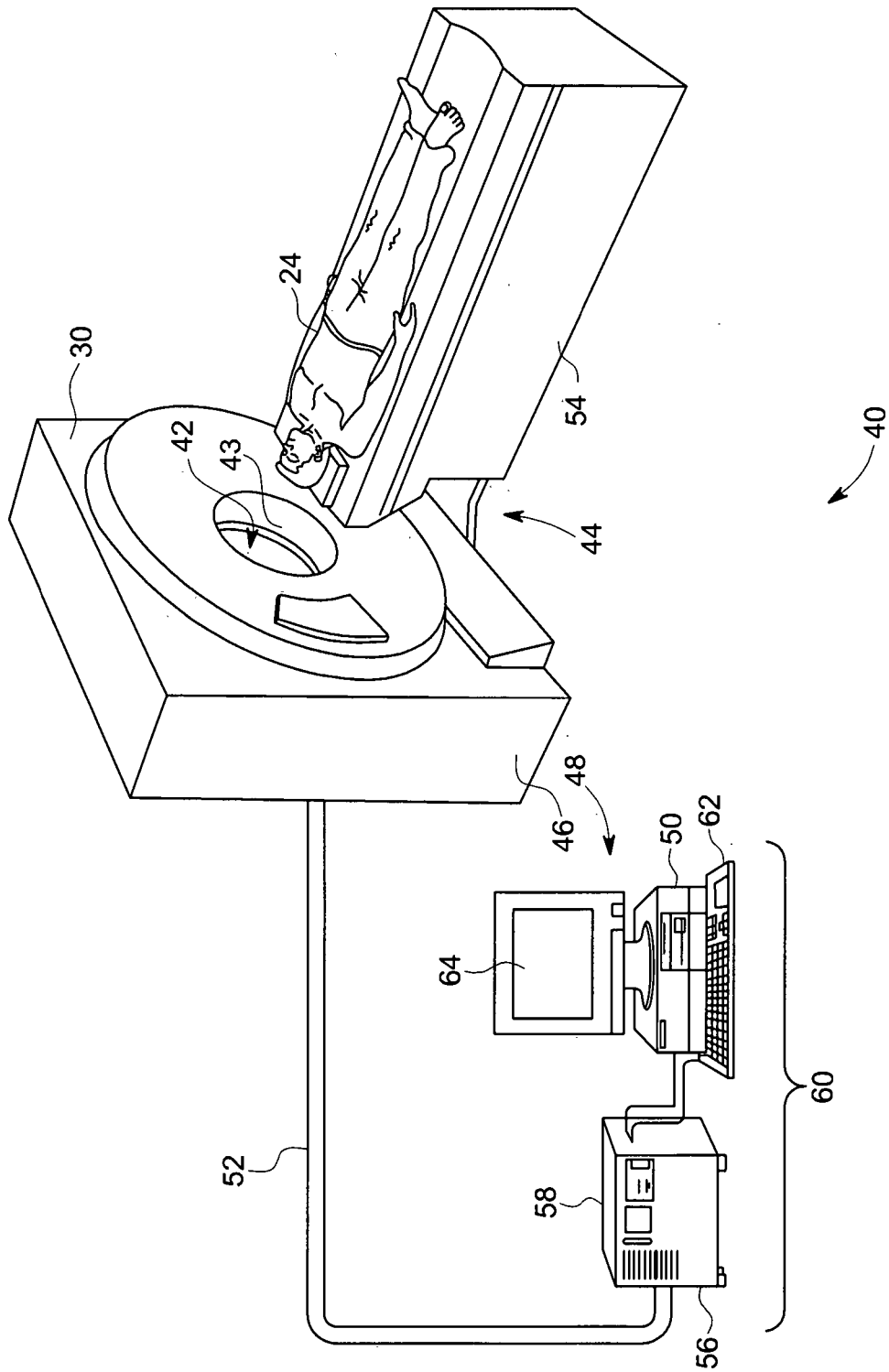


FIG. 2

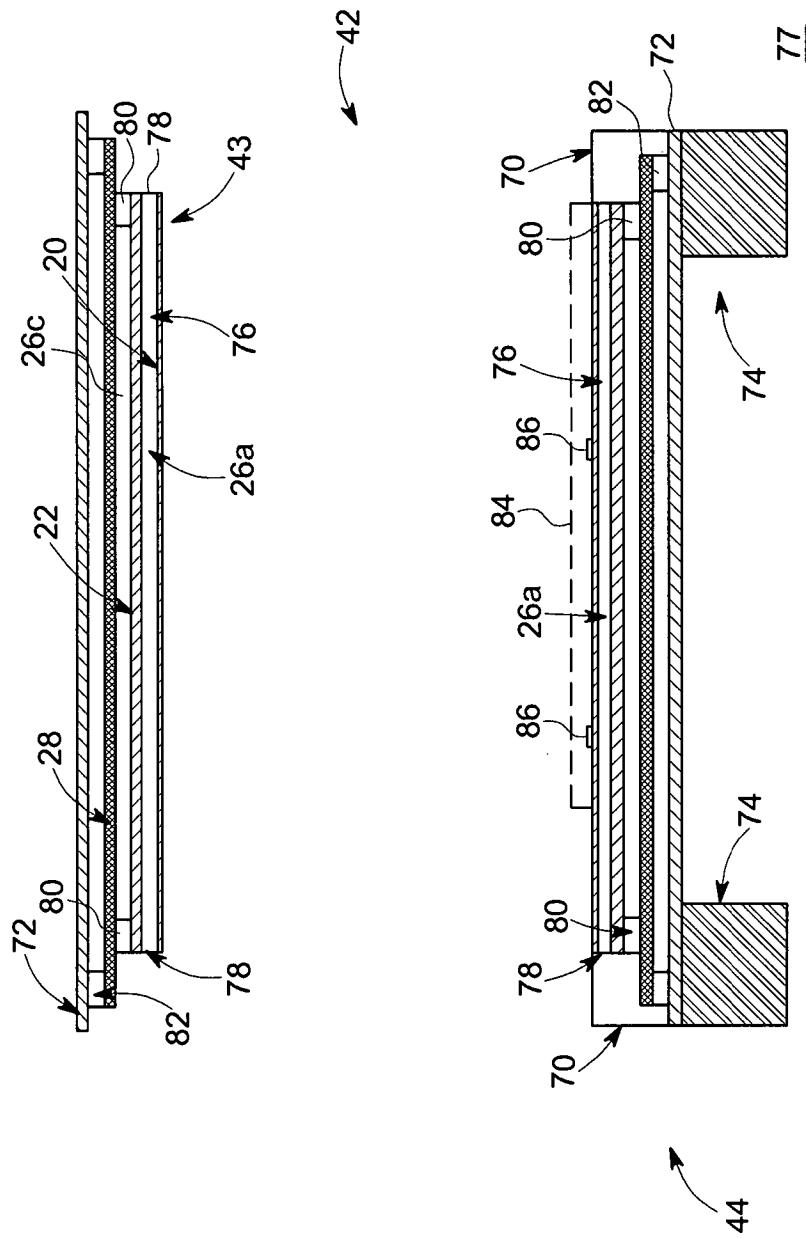


FIG. 3

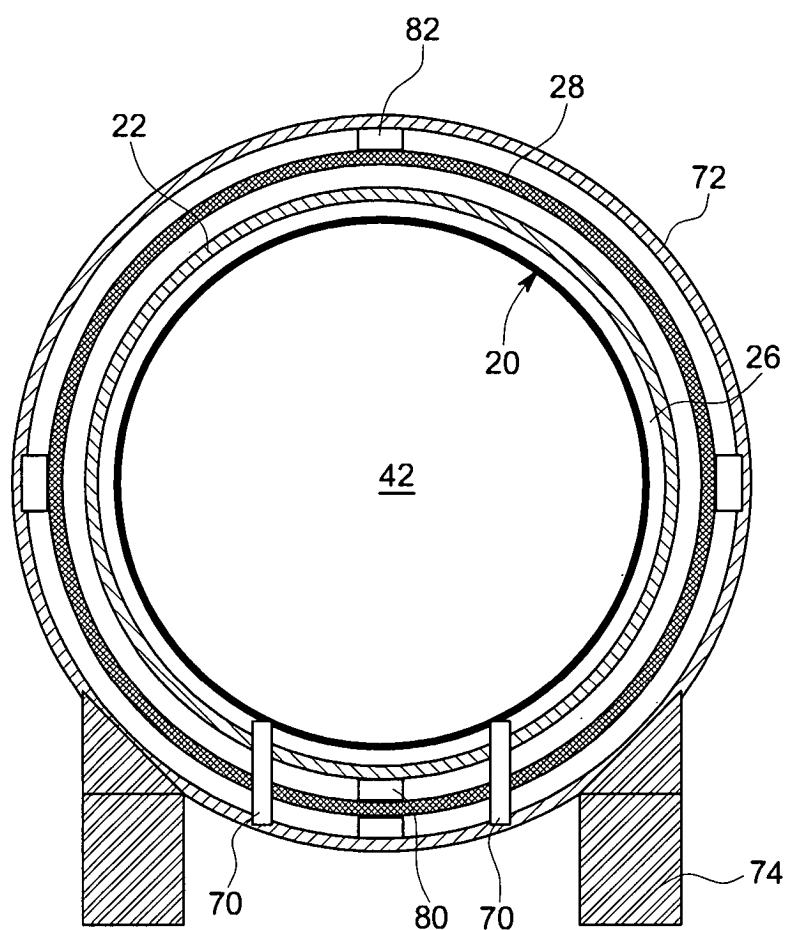


FIG. 4

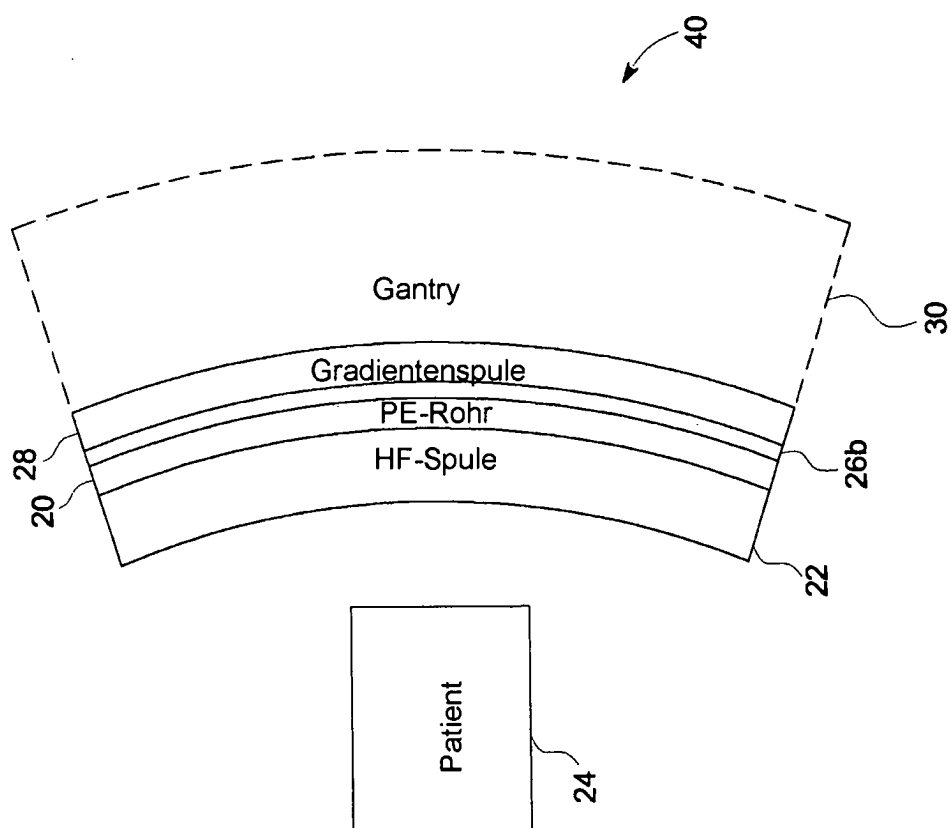


FIG. 5

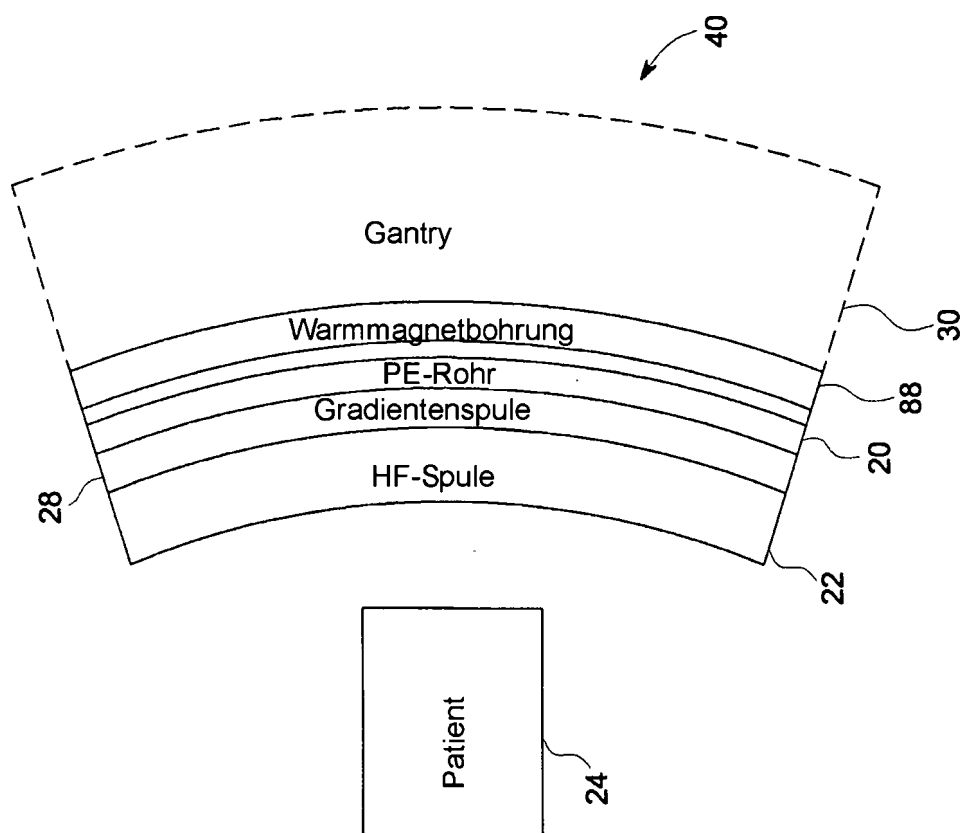


FIG. 6

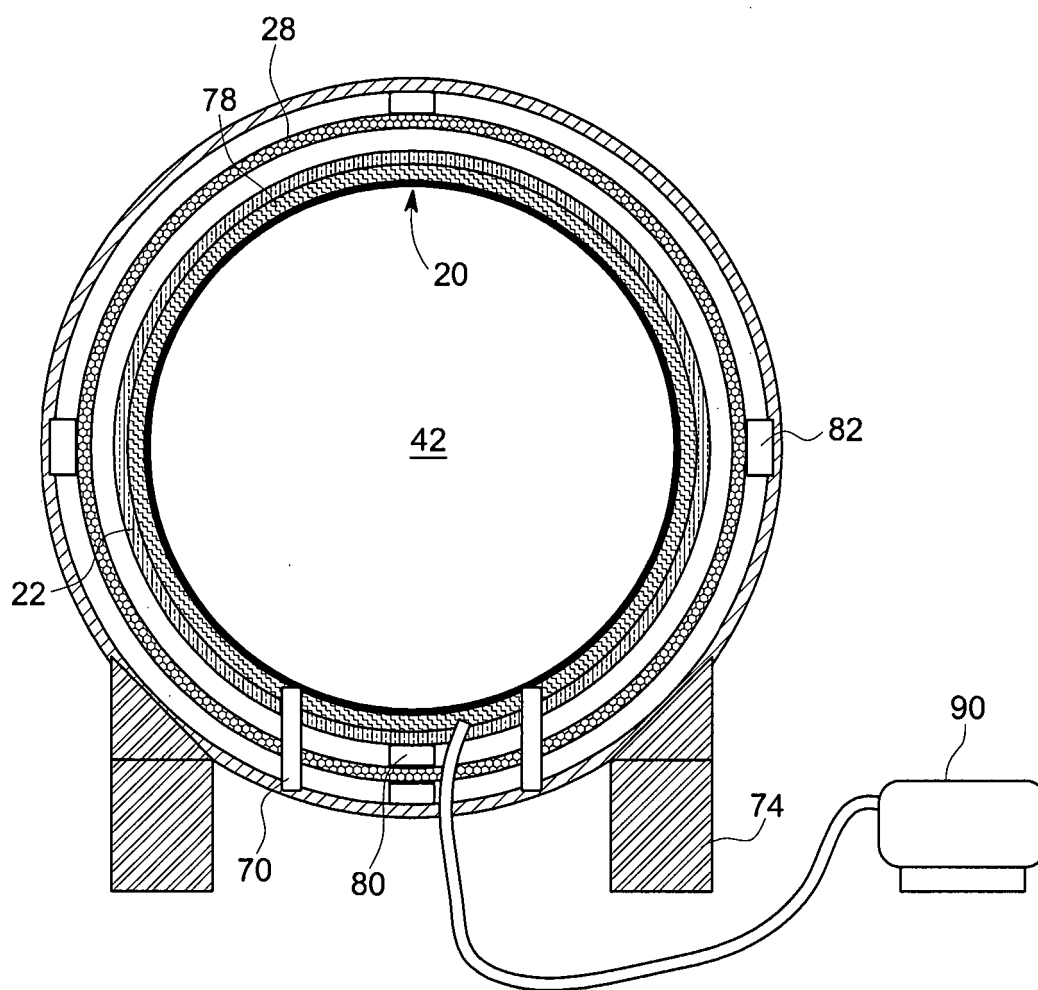


FIG. 7

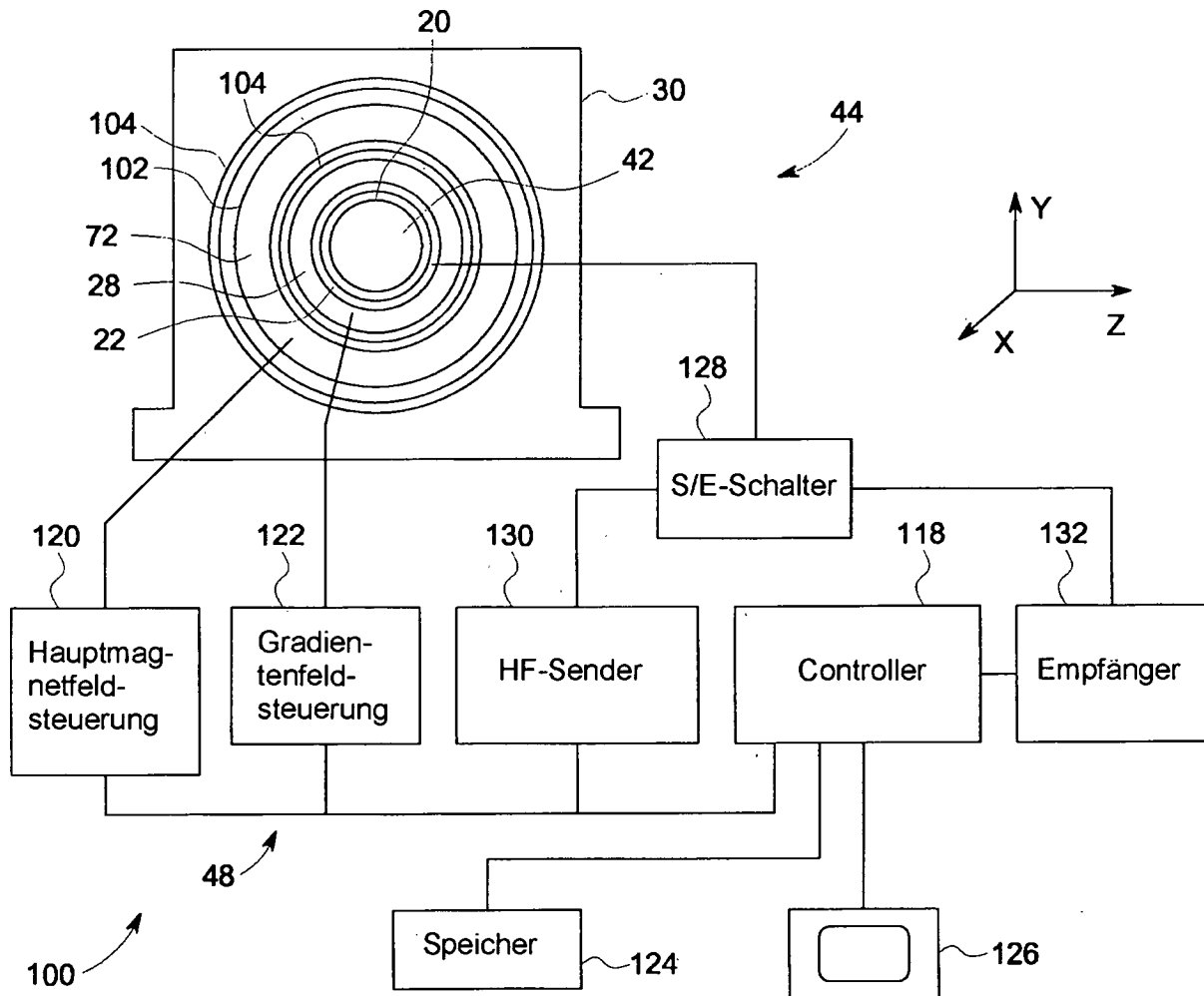


FIG. 8