



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 697 32 763 T2** 2006.04.13

(12) **Übersetzung der europäischen Patentschrift**

(97) **EP 0 877 949 B1**

(21) Deutsches Aktenzeichen: **697 32 763.9**

(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/IB97/01192**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **97 941 138.6**

(87) PCT-Veröffentlichungs-Nr.: **WO 98/020358**

(86) PCT-Anmeldetag: **02.10.1997**

(87) Veröffentlichungstag
der PCT-Anmeldung: **14.05.1998**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **18.11.1998**

(97) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung beim EPA: **16.03.2005**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **13.04.2006**

(51) Int Cl.⁸: **G01R 33/28** (2006.01)
G01R 33/567 (2006.01)

(30) Unionspriorität:
96203065 **04.11.1996** **EP**

(73) Patentinhaber:
**Koninklijke Philips Electronics N.V., Eindhoven,
NL**

(74) Vertreter:
Volmer, G., Dipl.-Ing., Pat.-Anw., 52066 Aachen

(84) Benannte Vertragsstaaten:
DE, FR, GB

(72) Erfinder:
**VAN VAALS, Jacobus, Johannes, NL-5656 AA
Eindhoven, NL; GROEN, Petrus, Johannes,
NL-5656 AA Eindhoven, NL**

(54) Bezeichnung: **MAGNETISCHES RESONANZSYSTEM FÜR INTERVENTIONELLE VERFAHREN**

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 Erfindung bezieht sich auf ein Magnetresonanzsystem (MR-System) für Eingriffsverfahren, das eine MR-Vorrichtung umfasst, die so ausgelegt ist, dass sie Bilder einer Region eines Objekts erfasst, wobei die MR-Vorrichtung Folgendes umfasst:

- a) einen Magneten zum Erzeugen eines stationären Magnetfeldes,
- b) Mittel zum Erzeugen von temporären Magnetgradientenfeldern, die einen Lesegradienten und andere temporäre Gradientenfelder umfassen, welche senkrecht zu dem Lesegradienten stehen,
- c) Mittel zum Erzeugen von HF-Impulsen,
- d) Mittel zum Messen von MR-Signalen,
- e) Verarbeitungsmittel zum Verarbeiten der gemessenen MR-Signale zur Ermittlung eines Bildes des Objektes,
- f) eine invasive Vorrichtung, die Mittel zum Erzeugen eines Hilfsmagnetfeldes umfasst, und
- g) eine Steuereinheit zum Erzeugen von Steuersignalen für die Mittel zum Erzeugen der temporären Gradientenfelder, die Mittel zum Erzeugen der HF-Impulse und die Mittel zum Erzeugen des Hilfsmagnetfeldes, wobei die Steuereinheit so ausgelegt ist, dass der Lesegradient und eines der anderen temporären Gradientenfelder das genannte stationäre Magnetfeld überlagern, so dass während der Messung des MR-Signals der k-Raum auf einer Vielzahl von Linien abgetastet wird und das Hilfsmagnetfeld angelegt wird, wobei die Verarbeitungsmittel ferner so ausgelegt sind, dass sie eine Position der invasiven Vorrichtung in dem Objekt aus Änderungen der gemessenen MR-Signale, wie sie von dem angelegten Hilfsmagnetfeld induziert werden, ermitteln.

[0002] Ein MR-System dieser Art ist aus dem US-amerikanischen Patentschrift Nr. 4.572.198 bekannt. Es ist anzumerken, dass im Zusammenhang mit der vorliegenden Patentanmeldung eine invasive Vorrichtung als jegliches Instrument zu verstehen ist, dessen Positionierung von Bedeutung ist, beispielsweise ein Instrument wie ein Führungsdraht oder eine Biopsienadel. Im Zusammenhang mit der vorliegenden Patentanmeldung ist der k-Raum als ein räumlicher Frequenzbereich zu verstehen, in dem ein MR-Signal entlang einer Bahn gemessen wird und die gemessenen Werte die inversen Fourier-Transformationswerte des Bildes des Objektes ergeben. Die Bahn in dem k-Raum wird durch das Zeitintegral der angelegten temporären Gradientenfelder über ein Zeitintervall von dem HF-Anregungsimpuls bis zum tatsächlichen Messzeitpunkt des MR-Signals ermittelt.

[0003] In dem bekannten MR-System wird die invasive Vorrichtung unter Zusammenwirken mit der MR-Vorrichtung so positioniert, dass das Objekt einem Eingriffsverfahren unterzogen wird, für das die invasive Vorrichtung konstruiert wurde. Dieses ist beispielsweise die Angioplastie eines Patienten. Ferner bestimmen in dem bekannten MR-System die Bildverarbeitungsmittel die Position eines Teils der invasiven Vorrichtung in einer Schicht des Objekts auf der Grundlage von zwei aufeinander folgenden MR-Bildern des Patienten. Das Hilfsmagnetfeld wird dann während der Erzeugung der MR-Signale für die Rekonstruktion eines ersten Bildes abgeschaltet und während der Erzeugung der MR-Signale für die Rekonstruktion eines nächsten MR-Bildes eingeschaltet. Das von einer in dem Teil der invasiven Vorrichtung vorgesehenen Spule erzeugte Hilfsmagnetfeld stört die von der MR-Vorrichtung erzeugten Magnetfelder, so dass zwischen den beiden MR-Bildern ein Unterschied entsteht. Die Verarbeitungseinheit ermittelt die Position des Teils der invasiven Vorrichtung auf der Grundlage der Änderungen in den beiden MR-Bildern. In einem weiteren Schritt wird die Position des Teils der invasiven Vorrichtung über einen Cursor dem MR-Bild des Körpers überlagert und auf einem Bildschirm angezeigt.

[0004] Ein Nachteil des bekannten Systems besteht darin, dass die Genauigkeit der ermittelten Position von Bewegungsartefakten in dem Bild der invasiven Vorrichtung oder des Objektes beeinträchtigt wird.

[0005] Die Erfindung hat unter anderem zur Aufgabe, den Einfluss derartiger Bewegungsartefakte auf die Genauigkeit der ermittelten Position zu reduzieren.

[0006] Zu diesem Zweck ist ein erfindungsgemäßes MR-System dadurch gekennzeichnet, dass die Steuereinheit ferner so ausgelegt ist, dass das Hilfsmagnetfeld periodisch während des Zeitraums angelegt wird, in dem die Vielzahl von Linien in dem k-Raum abgetastet wird, wobei der gemessene Satz von Magnetresonanzsignalen der genannten Vielzahl von Linien in dem k-Raum entspricht, der zu dem genannten Bild des Objektes gehört. Die Auswirkung dieser Maßnahme besteht darin, dass Änderungen in den MR-Signalen weniger durch die Bewegung der invasiven Vorrichtung oder des Objekts beeinflusst werden und die Genauigkeit der für die invasive Vorrichtung ermittelten Position verbessert wird. Dies ist darauf zurückzuführen, dass die zwischen dem Auftreten von Unterschieden in dem MR-Signal vergangene Zeit, aus der die Positionsinformatio-

nen abgeleitet werden, im Vergleich zu der zum Ableiten der Position in dem bekannten Verfahren erforderlichen Erfassungszeit von einem oder zwei Bildern wesentlich reduziert wird.

[0007] Ein Ausführungsbeispiel eines erfindungsgemäßen MR-Systems ist dadurch gekennzeichnet, dass die Steuereinheit so ausgelegt ist, dass der Zeitraum, während dem das Hilfsmagnetfeld angelegt wird, kürzer ist als der Zeitraum, in dem eine einzelne Linie in dem k-Raum abgetastet wird, wobei jede Linie in dem k-Raum zweimal abgetastet wird, wobei die Verarbeitungsmittel ferner so ausgelegt sind, dass sie die Position der invasiven Vorrichtung durch komplexe Subtraktion von zwei gemessenen MR-Signalen ermitteln, die, derselben Linie in dem k-Raum entsprechen. Positionsinformationen der invasiven Vorrichtung können somit mit größerer Genauigkeit erzielt werden. Dies liegt daran, dass die Zeit, die zwischen einer ersten Messung eines MR-Signals, die durch das Hilfsmagnetfeld beeinflusst wird, und einer zweiten Messung eines MR-Signals derselben Linie im k-Raum, die nicht durch das Hilfsmagnetfeld beeinflusst wurde, vergeht, wesentlich kürzer ist als die Zeit, die zwischen der aufeinander folgenden Erfassung von zwei MR-Bildern vergeht.

[0008] Ein weiteres Ausführungsbeispiel eines erfindungsgemäßen MR-Systems ist dadurch gekennzeichnet, dass die Mittel zum Messen der MR-Signale so ausgelegt sind, dass die MR-Signale mit einer Abtastfrequenz abgetastet werden, und dass die Steuereinheit so ausgelegt ist, dass das angelegte Hilfsmagnetfeld während der Abtastung der MR-Signale und periodisch mit einer Frequenz angelegt wird, die ungefähr der ursprünglichen Bandbreite der MR-Signale entspricht, wobei die Verarbeitungsmittel so ausgelegt sind, dass die gemessenen MR-Signale durch Fourier-Transformation verarbeitet werden, und die Fourier-Transformationswerte in Positionsinformationen der invasiven Vorrichtung und Bildinformationen des Objektes unterteilt werden. Die ursprüngliche Bandbreite BW_s des MR-Signals wird in Beziehung gesetzt zum Sichtfeld (Field of View, FOV) in Metern in dem Objekt, der Stärke des angewendeten Lesegradients (mT/m) und dem gyromagnetischen Verhältnis γ (rad/sT), was in der Formel als

$$BW_s = \frac{\gamma G_x FOV}{2\pi}$$

ausgedrückt wird. Das periodisch angelegte Hilfsmagnetfeld $B_{aux}(x, y)$ mit einer Wiederholfrequenz $f_{aux} = BW_s$ induziert in der Magnetisierung nahe einem distalen Ende der invasiven Vorrichtung eine Störung an der Position (x_0, y_0) . Nach einer 2D-Fouriertransformation erscheint die Störung in dem Bild an den Positionen (x_0) , $(x_0 + D, y_0)$ und $(x_0 - D, y_0)$, wobei

$$D = \frac{2\pi f_{aux}}{\gamma_G} (m).$$

Das Sichtfeld (FOV) wird als die Maße eines Teils des Körpers festgelegt, der abgebildet wird. Die Verschiebung ergibt sich aus einer Näherung erster Ordnung der induzierten Störung der Phase der Magnetisierung und der Translationseigenschaften eines Fouriertransformiertenpaares. Ist der Abstand D größer als das Sichtfeld, wird das Bild der Störung zu einer Position verschoben, die außerhalb des Bildes des Objektes liegt. Die Positionsinformationen der invasiven Vorrichtung liegen dann nahe dem linken und rechten Rand in dem komplexen Bild vor, und die Bildinformationen des Objektes liegen nahe der Mitte des komplexen Bildes vor. Somit können zwei getrennte Bilder erzielt werden: Ein Bild des Objektes und ein Bild der Störung.

[0009] Ein weiteres Ausführungsbeispiel eines erfindungsgemäßen MR-Systems ist dadurch gekennzeichnet, dass die Position der invasiven Vorrichtung durch Kombination von Positionsinformationen, die nahe dem linken Rand vorliegen, und Positionsinformationen, die nahe dem rechten Rand des komplexen Bildes vorliegen, ermittelt wird. Die Auswirkung der Maßnahme besteht darin, dass der Störabstand der Positionsmessung der invasiven Vorrichtung verbessert wird. Dies ist darauf zurückzuführen, dass die Informationen, die am linken Rand des Bildes vorliegen, dieselben Informationen jedoch mit umgekehrtem Vorzeichen sind wie die Informationen nahe dem rechten Rand. Die Verbesserung des Störabstands beträgt dann ungefähr $\sqrt{2}$.

[0010] Ein weiteres Ausführungsbeispiel eines erfindungsgemäßen MR-Systems ist dadurch gekennzeichnet, dass die Steuereinheit so ausgelegt ist, dass sie schnelle MR-Bildsequenzen erzeugt. Die Verwendung von schnellen MR-Bildsequenzen reduziert die Erfassungszeit zum Messen von MR-Signalen für die Gewinnung von Bildern des Objekts, beispielsweise auf ungefähr 100 bis 200 ms pro Bild. Infolgedessen werden Bildartefakte aufgrund von Bewegungen des Körpers weiter reduziert. Schnelle Bildsequenzen sind beispielsweise eine Fast-Field-Echo-Sequenz (FFE), eine Turbo-Spin-Echo-Sequenz (TSE) und eine GRAdient-and-Spin-Echo-Sequenz (GRASE). Diese Sequenzen sind an sich unter anderem aus der Patentanmeldung EP-A 604441 bekannt.

[0011] Ein weiteres Ausführungsbeispiel eines erfindungsgemäßen MR-Systems ist dadurch gekennzeichnet, dass die Steuereinheit auch so ausgelegt ist, dass sie Bilder von MR-Signalen mit Hilfe eines so genannten Schlüssellochverfahrens ableitet. Dieser Schritt bietet eine weitere Reduzierung der Erfassungszeit. Dieses Verfahren ist unter anderem aus der Patentanmeldung EP-A 543468 bekannt. Das Schlüssellochverfahren gemäß der zitierten Patentanmeldung nutzt den zu dem kompletten k-Raum gehörenden MR-Signalsatz, um ein erstes Bild zu erfassen. Nachfolgend wird nur ein Teil des k-Raums genutzt, um neue MR-Signale zu erzeugen, die anschließend die Positionen der MR-Signale von dem zuvor erhaltenen MR-Signalsatz einnehmen, die zu dem entsprechenden Teil des k-Raums gehören. Aus diesem aktualisierten MR-Signalsatz wird ein zeitlich nachfolgendes Bild bestimmt.

[0012] Ein weiteres Ausführungsbeispiel eines erfindungsgemäßen MR-Systems ist dadurch gekennzeichnet, dass die Position der invasiven Vorrichtung verfolgt wird, indem automatisch die Position der invasiven Vorrichtung ermittelt wird und automatisch die Position der nächsten abzubildenden Schicht in dem Objekt aus der so ermittelten Position der invasiven Vorrichtung ermittelt wird. Die Auswirkung der Verfolgung besteht darin, dass die Position der invasiven Vorrichtung in dem Bild einer Schicht kontinuierlich überwacht wird, auch wenn die invasive Vorrichtung oder der Körper bewegt wird.

[0013] Diese und weitere Aspekte der Erfindung ergeben sich aus den Ausführungsbeispielen, die im Folgenden näher beschrieben werden. Es zeigen:

[0014] [Fig. 1](#) ein Ausführungsbeispiel eines MR-Systems;

[0015] [Fig. 2](#) ein Ausführungsbeispiel eines Katheters mit einer Spule;

[0016] [Fig. 3](#) eine EPI-Sequenz;

[0017] [Fig. 4](#) eine TSE-Sequenz und

[0018] [Fig. 5](#) das Spektrum des MR-Signals auf der k_x -Achse.

[0019] [Fig. 1](#) zeigt ein Ausführungsbeispiel eines MR-Systems, das eine MR-Vorrichtung **1** und eine invasive Vorrichtung **15** umfasst. Die MR-Vorrichtung **1** umfasst ein erstes Magnetsystem **2** zum Erzeugen eines stationären Magnetfeldes. Die Z-Richtung des dargestellten Koordinatensystems entspricht der Richtung des stationären Magnetfeldes in dem Magnetsystem **2**. Das MR-System umfasst ferner ein zweites Magnetsystem **3** zum Erzeugen von temporären Magnetfeldern, die in der Z-Richtung ausgerichtet sind, und Gradienten in der X-, Y- bzw. Z-Richtung. Es ist anzumerken, dass zur Vereinfachung der Darlegung X, Y und Z für die Richtungen der Lesecodierung, der Phasencodierung bzw. der Auswahl verwendet werden. Diese Richtungen brauchen nicht mit den Hauptrichtungen des Systems zusammenzufallen. Ferner werden die temporären Gradientenfelder mit einem Gradienten in der X-Richtung, der Y-Richtung und der Z-Richtung in dieser Anmeldung als Lesegradien, Phasencodiergradient bzw. Schichtauswahlgradient bezeichnet. Stromversorgungsmittel **4** versorgen das zweite Magnetsystem **3**. Das Magnetsystem **2** umschließt einen Untersuchungsraum, der groß genug ist, um einen Teil eines zu untersuchenden Objekts **7** aufzunehmen, beispielsweise einen Teil eines menschlichen Körpers. Eine HF-Sendespule **5** dient dazu, HF-Magnetfelder zu erzeugen, und ist mit einer HF-Quelle und einem Modulator **6** verbunden ist. Die HF-Sendespule **5** ist um den Teil eines Körpers **7** in dem Untersuchungsraum angeordnet. Das System umfasst auch eine Empfangsspule, die über eine Sender-Empfänger-Schaltung **9** mit einer Signalverstärkungs- und Demodulationseinheit **10** verbunden ist. Die Empfangsspule **8** und die HF-Sendespule **5** können ein und dieselbe Spule sein. Eine Steuereinheit **11** steuert den Modulator **6** und die Stromversorgungsmittel **4**, um Bildsequenzen zu erzeugen, die HF-Impulse und temporäre Magnetgradientenfelder umfassen. Nach der Anregung von Kernspins in einem Teil des in dem Untersuchungsraum angeordneten Körpers empfängt die Empfangsspule **5** ein MR-Signal. Die davon abgeleitete Phase und Amplitude werden abgetastet und in der Verstärkungs- und Demodulationseinheit **10** weiter verarbeitet. Eine Bildrekonstruktionseinheit **12** verarbeitet die zugeführten Signale und erstellt ein Bild. Über eine Bildverarbeitungseinheit **13** wird dieses Bild beispielsweise auf einem Bildschirm **14** angezeigt. Die Steuereinheit **11** steuert auch die Bildrekonstruktionseinheit **12**, die Bildverarbeitungseinheit **13** und eine Katheter-Stromversorgungseinheit **16**. [Fig. 1](#) zeigt auch einen Katheter **15** als eine Ausführungsform für eine invasive Vorrichtung. Der Katheter **15** enthält eine Spule (nicht dargestellt), die mit der Katheter-Stromversorgungseinheit **16** verbunden ist.

[0020] [Fig. 2](#) zeigt ein ausführliches Ausführungsbeispiel des Katheters. Der Katheter **15** umfasst eine Röhre **20**, ein distales Ende **21**, ein proximales Ende **22** und die Spule **23**. Der Katheter **15** besteht aus einem elektrisch in geeigneter Weise isolierenden Material mit niedriger magnetischer Suszeptibilität. Der Katheter **15** hat

einen Durchmesser, der beispielsweise zwischen 0,3 mm und 3 mm beträgt, und eine feste Länge in einem Bereich von beispielsweise ungefähr 110 bis 150 cm. Ansonsten hat der Katheter **15** eine handelsübliche Form und Konstruktion einschließlich einer Hülse **24**. Die Röhre **20** kann eine Option sein.

[0021] Die Spule **23** befindet sich beispielsweise nahe dem distalen Ende **21** direkt unterhalb der Oberfläche und neben der Röhre **20** in dem Katheter **15**. Die Spule **23** besteht aus einem nichtmagnetischen, leitenden Material, beispielsweise Kupferdraht, mit einem Durchmesser von beispielsweise 0,1 mm. Die Spule ist über nichtmagnetische, elektrische Leiter **25**, **26** mit der Katheterversorgungseinheit **16** verbunden. Die Spule kann auch als eine Schleife aus einem nichtmagnetischen Leiter ausgelegt sein und sich über einen wesentlichen Teil des Katheters erstrecken. Das Hilfsmagnetfeld B_{aux} wird durch einen Strom I_{aux} durch die Spule **23** erzeugt. Der Strom I_{aux} wird von der Katheterversorgungseinheit **16** geliefert. Die Steuereinheit **11** steuert die Stärke des Stroms I_{aux} und den Zeitraum, in dem der Strom I_{aux} der Spule **23** zugeführt wird.

[0022] Das distale Ende **21** des Katheters **15** kann beispielsweise in ein Blutgefäß des Körpers eingeführt werden. Über die Röhre **20** können weitere Instrumente in den Körper eingeführt werden, beispielsweise können dünnere Katheter oder Führungsdrähte zum Steuern des Katheters **15** durch die Röhre eingeführt werden. Ferner können auch Kontrastmittel oder Wirkstoffe, beispielsweise thrombolytische Flüssigkeiten, über den Katheter **15** verabreicht werden.

[0023] Die Erfindung wird als Beispiel für das genannte MR-System in Kombination mit einer Echo-Planar-Bildsequenz (EPI) erläutert. Die EPI-Sequenz ist an sich aus der zitierten Patentanmeldung EP-A-604441 bekannt.

[0024] **Fig. 3** zeigt eine Echo-Planar-Bildsequenz **30**, die einen HF-Anregungsimpuls und temporäre Magnetgradientenfelder G_x , G_y , G_z umfasst. In **Fig. 3** ist auch das temporäre Magnetfeld B_{aux} dargestellt. Die EPI-Sequenz beginnt mit dem Zuführen eines HF-Anregungsimpulses **100** mit einem Flip-Winkel α und einem Schichtauswahlgradienten **110** zum Anregen von Kernspins in einer Schicht des Körpers **7**, in der sich das distale Ende **21** des Katheters **15** befindet. Der Flip-Winkel α beträgt beispielsweise 90° . Nach der Schichtauswahl werden ein Anfangsphasencodiergradient **120** und ein Lesegradient **130** angewendet. Weitere Phasencodiergradienten **121**, **122**, **123**, die als Blips bezeichnet werden, werden nach der zweiten und weiteren Nebenkeulen des Lesegradienten **130** angewendet, um die MR-Signale **150**, **151**, **152** auf einer Vielzahl von parallelen Linien zu messen, die regelmäßig im k-Raum verteilt sind und parallel zur k_x -Achse verlaufen. Die EPI-Sequenz wird für unterschiedliche Werte der Anfangsphasencodiergradienten wiederholt, um einen kompletten Satz gemessener MR-Signale zu erhalten, der beispielsweise 128 oder 256 Linien im k-Raum entspricht. Aus dem gemessenen Satz von MR-Signalen kann ein Bild rekonstruiert werden.

[0025] Gemäß einem ersten erfindungsgemäßen Verfahren wird in einem ersten Schritt eine erste EPI-Sequenz ausgeführt, um beispielsweise drei Feld-Echo-MR-Signale **150**, **151**, **152** zu messen, die drei Linien im k-Raum entsprechen. In einem weiteren Schritt des Verfahrens wird ein erstes Hilfsmagnetfeld **140** zwischen dem HF-Anregungsimpuls **100** und dem Lesegradienten **130** in einer weiteren EPI-Sequenz angelegt, um wieder drei MR-Signale zu messen. Das erste Hilfsmagnetfeld **140** induziert eine Störung in der Magnetisierung in dem Objekt nahe der Spule **23**. Die letzten drei gemessenen MR-Signale entsprechen denselben drei Linien im k-Raum wie diejenigen, denen die drei MR-Signale der ersten EPI-Sequenz entsprechen. Nach dem Empfang und der Abtastung der MR-Signale jeder EPI-Sequenz werden die Abtastwerte der empfangenen MR-Signale in einem Bezugs- bzw. einem Messungssatz gespeichert.

[0026] Durch die Wiederholung der ersten und weiteren EPI-Sequenzen **30** mit unterschiedlichen Phasencodiergradienten und durch das periodische Anlegen des Hilfsmagnetfeldes B_{aux} auf die genannte Weise erhält man einen kompletten Bezugssatz und einen kompletten Messungssatz. Ein kompletter Bezugssatz oder ein kompletter Messungssatz umfasst alle Abtastwerte der MR-Signale, die den 128 oder 256 Linien im k-Raum entsprechen, um ein Bild der Schicht zu rekonstruieren.

[0027] In einem weiteren Schritt des Verfahrens ermittelt die Rekonstruktionseinheit **12** einen Differenzsatz der abgetasteten komplexen Werte aus dem Bezugssatz und einem Rekonstruktionssatz durch Summierung der abgetasteten komplexen Werte aus dem Bezugssatz und dem Messungssatz, die denselben Abtastpunkten auf derselben Linie im k-Raum entsprechen. Anschließend wird durch Fourier-Transformation des Differenzsatzes eine Position des distalen Endes **21** des Katheters **15** abgeleitet, und danach wird durch Fourier-Transformation des Rekonstruktionssatzes ein Bild des Objektes **7** rekonstruiert. Die so abgeleitete Position des distalen Endes **21** wird in dem rekonstruierten MR-Bild des Objektes **7** als ein Overlay oder ein Cursor angezeigt.

[0028] Die Stärke des zur Induktion einer erkennbaren Störung gemäß dem ersten Verfahren erforderlichen Stroms I_{aux} hängt von der Art und der Form der Spule **23** in dem Katheter **15** und der Zeit ab, während der der Strom I_{aux} anliegt. Diese Parameter können durch Versuche von einer fachkundigen Person ermittelt werden.

[0029] Der Vorteil des erfindungsgemäßen Verfahrens besteht darin, dass Bewegungsartefakte aufgrund von Bewegungen des Objektes oder Bewegungen des Katheters **15** in dem Objekt **7** reduziert werden, da die Zeit, die zwischen zwei aufeinander folgenden Messungen vergeht, im Vergleich zu dem bekannten Verfahren reduziert wird, bei dem die Zeit zwischen zwei Messungen der Erfassungszeit von einem Bild entspricht.

[0030] Ferner ist es auch möglich, einen Bezugssatz zu erzielen, wobei ein inverses Hilfsmagnetfeld mit einem entgegengerichteten Strom in Bezug auf den Strom erzeugt wird, der zur Erzeugung des Hilfsmagnetfeldes angelegt wird, um den Messungssatz zu erhalten. Ein Vorteil dieser Art der Modulation des Hilfsmagnetfeldes besteht darin, dass das für dieselbe Differenz erforderliche Maximum kleiner wird, wodurch sich die Verlustleistung verringert.

[0031] Ferner ist eine automatisierte Erkennung der Position des Katheters möglich, da infolge der Subtraktion der Katheter die einzige sichtbare Struktur in dem Bild ist.

[0032] Bei dem genannten MR-System kann das erste Verfahren auch kombiniert mit beispielsweise einer bekannten Turbo-Spin-Echo-Sequenz (TSE) angewendet werden. Die TSE-Sequenz ist unter anderem aus der zitierten Patentanmeldung EP-A 604441 bekannt. [Fig. 4](#) zeigt eine TSE-Sequenz **40**, die einen HF-Anregungsimpuls, drei Refokussierimpulse und die temporären Magnetgradientenfeldern G_x , G_y , G_z umfasst. Die TSE-Sequenz beginnt mit der Erzeugung eines HF-Anregungsimpulses **200** mit einem Flip-Winkel α und einem ersten Schichtauswahlgradienten **210** zum Anregen von Kernspins in einer Schicht des Körpers **7**. Nach der Schichtauswahl wird ein Anfangslesegradient **230** angewendet, gefolgt von einem ersten Refokussierimpuls **201** mit einem Flip-Winkel β und einem zweiten Schichtauswahlgradienten **211**. Der Flip-Winkel α beträgt beispielsweise 90° und der Flip-Winkel β beispielsweise 180° . Nach dem Refokussierimpuls **201** werden ein erster Phasencodiergradient **220** und ein erster Lesegradient **231** angewendet. Während des ersten Lesegradienten **231** wird dann ein erstes MR-Signal **250** gemessen. Nach dem ersten Lesegradienten **231** wird ein erster Phasendecodiergradient **221** angewendet. Weitere MR-Signale **251**, **252** werden gemessen, indem weitere Refokussierimpulse **202**, **203** zugeführt werden, die beide einen Flip-Winkel β aufweisen. Ein kompletter Satz von MR-Signalen, der beispielsweise 128 oder 256 parallelen Linien im k-Raum, die parallel zur k_x -Achse verlaufen, entspricht, wird gemessen, indem die TSE-Sequenzen **40** für unterschiedliche Werte des Phasencodiergradienten **220** wiederholt werden. Ferner muss in einer TSE-Sequenz die Carr-Purcell-Meiboom-Gill-Bedingung (CPMG) erfüllt werden, um ein schnelles Abklingen des MR-Signals zu verhindern.

[0033] Die CPMG-Bedingung sagt aus, dass in einer TSE-Sequenz die Gesamtphasenänderung der Magnetisierung zwischen zwei aufeinander folgenden Refokussierimpulsen der halben Phasenänderung der Magnetisierung zwischen dem Anregungsimpuls und dem ersten Refokussierimpuls entspricht. Die Auswirkungen für die zugeführte TSE-Sequenz sind in erster Linie, dass in dem Zeitraum zwischen dem ersten Lesegradienten **231** und dem zweiten Refokussierimpuls **202** auch ein Phasendecodiergradient **221** erzeugt werden muss mit einem Gradienten, der demjenigen des Phasencodiergradienten **220** entgegengerichtet ist, und auch, dass, falls ein erstes Hilfsmagnetfeld **240** vor dem Lesegradienten **231** angelegt wird, ein entgegengerichtetes Hilfsmagnetfeld **241** auch nach dem Lesegradienten **231** und vor dem zweiten Refokussierimpuls **202** angelegt werden muss. Die Richtung des ersten entgegengerichteten Hilfsmagnetfeldes **241** ist derjenigen des ersten Hilfsmagnetfeldes **240** entgegengesetzt. Das entgegengerichtete Hilfsmagnetfeld **241** wird durch einen entgegengerichteten Strom $-I_{aux}$ durch die Spule **23** induziert.

[0034] Erfindungsgemäß werden das erste Hilfsmagnetfeld **240** und das erste entgegengerichtete Magnetfeld **241** auf die genannte Weise in einer TSE-Sequenz **40** angelegt, die zugeführt wird, um ein erstes MR-Signal **250** und ein zweites MR-Signal **251** zu messen, so dass jede nachfolgende Linie im k-Raum zweimal direkt aufeinander folgend abgetastet wird. Das erste MR-Signal **250** entspricht einer ersten Abtastung einer Linie im k-Raum, und das zweite MR-Signal **251** entspricht einer zweiten Abtastung derselben Linie im k-Raum. Das erste MR-Signal **250** wird von dem ersten Hilfsmagnetfeld **240** beeinflusst, und das zweite MR-Signal **251** wird nicht von dem ersten Hilfsmagnetfeld **240** beeinflusst. Die gemessenen Werte werden in einem Bezugssatz bzw. einem Messungssatz gespeichert. Die beschriebene TSE-Sequenz kann auf eine Folge von mehr als zwei MR-Signalen erweitert werden, indem der zweite Refokussierimpuls **202**, der Schichtauswahlgradient **212**, der Phasencodiergradient **222**, der Phasendecodiergradient **223** und der Lesegradient **232** wiederholt werden. Ferner werden in dieser erweiterten TSE-Sequenz die Hilfsmagnetfelder **242**, **243** periodisch angelegt, so dass nur eines von zwei aufeinander folgenden MR-Signalen beeinflusst wird. Zur Erzielung eines

kompletten Bezugssatzes und eines kompletten Messungssatzes wird die TSE-Sequenz **40** ein oder mehrere Male wiederholt. In einem weiteren Schritt werden dann Positionsinformationen des Katheters **15** und Bildinformationen des Objektes **7** in der gleichen Weise ermittelt, wie sie vorher in Bezug auf das Verfahren beschrieben wurde, bei der EPI-Sequenzen zugeführt werden. Der Vorteil des ersten Verfahrens kombiniert mit TSE besteht darin, dass die Zeit, die zwischen zwei Messungen von MR-Signalen vergeht, die zu derselben Linie im k-Raum gehören, weiter reduziert wird und somit auch die Bewegungsartefakte.

[0035] Zur Verbesserung des Störabstands des Bezugssatzes kann das entgegengerichtete Hilfsmagnetfeld angelegt werden, um das zweite MR-Signal **251** zu beeinflussen, indem das zweite entgegengerichtete Hilfsmagnetfeld **242** zwischen dem zweiten Refokussierimpuls **202** und dem zweiten Lesegradienten **232** erzeugt wird und indem das zweite Hilfsmagnetfeld **243** nach dem zweiten Lesegradienten **232** und vor dem dritten Refokussierimpuls **203** erzeugt wird. Die Auswirkung dieser Maßnahme besteht darin, dass die Störungen in beiden MR-Signalen vorliegen, jedoch mit umgekehrten Vorzeichen, so dass sie sich in einer Subtraktion beider MR-Signale addieren.

[0036] Die Stärke des Stroms I_{aux} , der erforderlich ist, um eine erkennbare Störung zu induzieren, hängt von der Art und Form der Spule **23** in dem Katheter **15** ab und kann experimentell oder durch Berechnung von einer fachkundigen Person ermittelt werden.

[0037] Auch wenn das erste erfindungsgemäße Verfahren für ein MR-System in Kombination mit einer EPI- oder TSE-Sequenz dargelegt wird, sind auch andere Sequenzen, wie beispielsweise eine bekannte Gradient-and-Spin-Echo-Sequenz (GRASE), möglich. Die genannte GRASE-Sequenz ist unter anderem auch aus der zitierten Patentanmeldung EP-A 604441 bekannt.

[0038] Ein zweites erfindungsgemäßes Verfahren wird wiederum als Beispiel für das genannte MR-System in Kombination mit einer EPI-Sequenz erläutert. Die Steuereinheit **11** ist so ausgelegt, dass sie EPI-Sequenzen erzeugt, um MR-Signale einer Schicht des Körpers zu messen und abzutasten, in der sich das distale Ende **21** des Katheters **15** befindet. Die ursprüngliche Bandbreite der MR-Signale wird bestimmt durch die Formel

$$BW_s = \frac{\gamma G_x FOV}{2\pi},$$

wobei FOV das Sichtfeld in m, G_x ein temporäres Magnetfeld mit einem in der X-Richtung ausgerichteten Gradienten in mT/m und γ die gyromagnetische Konstante γ in rad/sT darstellen. Die Abtastfrequenz wird durch die Formel $f_s = 2BW_s$ bestimmt. Somit wird bei der Abtastung des MR-Signals eine zweimalige Überabtastung angenommen. In der Praxis beträgt die Abtastfrequenz des MR-Signals beispielsweise ungefähr 60 kHz. Ferner wird das FOV in der Y-Richtung festgelegt durch

$$FOV = \frac{2\pi}{\gamma \Delta G_y T_y},$$

wobei T_y die Zeit angibt, während der der Phasencodiergradient G_y während einer Vorbereitungsphase angewendet wird, die als der Zeitraum zwischen dem Anregungsimpuls und der Anwendung des Lesegradienten definiert wird, und ΔG_y das Inkrement zwischen zwei aufeinander folgenden Phasencodiergradienten ist. Die Anzahl der Abtastwerte in der X- und der Y-Richtung beträgt beispielsweise 128, 128 bzw. 256, 256.

[0039] Ferner wird erfindungsgemäß in der EPI-Sequenz ein periodisches Magnetfeld $B_{aux}(x, y)$ mit einer Wiederholfrequenz $f_{aux} = BW_s$ während des Lesegradienten **130** angelegt, wie es in [Fig. 3](#) dargestellt ist. Die Auswirkung des periodischen Magnetfeldes B_{aux} besteht darin, dass eine Änderung des Magnetisierungsvektors an einer Position x_0, y_0 in der Schicht induziert wird, in der sich das distale Ende **21** befindet. Diese Änderung der Magnetisierung führt zu einer Erweiterung des Spektrums des gemessenen MR-Signals. Das Spektrum $S(k_x, k_y)$ des MR-Signals kann dargestellt werden durch folgende Formel:

$$S(k_x, k_y) = \int M(x, y) \exp(i(k_x x + k_y y + \Phi_{aux}(x, y) \sin(D \cdot k_x))) dx dy \quad (1)$$

[0040] Für kleine Werte von $\Phi_{aux}(x, y) \sin(D \cdot k_x)$ kann die Formel (1) angenähert werden durch

$$S(x, y) \cong \int M(x, y) \exp(i(k_x x + k_y y)) \cdot (1 + i\Phi_{aux}(x, y) \sin(D \cdot k_x)) dx dy$$

$$= \int M(x, y) \exp(i(k_x x + k_y y)) \cdot \left(1 + \frac{1}{2} \Phi_{aux}(x, y) \exp(iDk_x) - \frac{1}{2} \Phi_{aux}(x, y) \exp(-iDk_x)\right) dx dy \quad (2)$$

wobei $\Phi_{aux}(x, y) = \frac{B_{aux}}{2\pi f_{aux}}$.

[0041] Nach einer zweidimensionalen Fourier-Transformation erscheint die Position der Störung in dem rekonstruierten Bild an den Positionen x_0 , $x_1' = x_0 + D$ / $x_2' = x_0 - D$, wobei

$$D = \frac{2\pi f_{aux}}{\gamma_G}$$

[0042] Infolgedessen werden die Positionsinformationen der invasiven Vorrichtung zum linken oder rechten Rand des rekonstruierten Bildes verschoben, und die Bildinformationen des Objektes bleiben nahe der Mitte im FOV des rekonstruierten Bildes.

[0043] In einem nächsten Schritt des erfindungsgemäßen Verfahrens unterteilt die Bildverarbeitungseinheit **13** die durch Fourier-Transformation verarbeiteten Daten in Positionsinformationen des distalen Endes **21** und Bildinformationen des Objektes und bildet somit zwei getrennte Bilder, d. h. ein Bild des Objektes **7** und ein Bild der Position des distalen Endes **21**.

[0044] [Fig. 5](#) zeigt das Prinzip des zweiten Verfahrens. Zur Erläuterung wird das zweite Verfahren in einem eindimensionalen Beispiel angewendet, in dem eine Störung nahe der Mitte des FOV durch ein Hilfsmagnetfeld B_{aux} mit einer Wiederholfrequenz $f_{aux} = BW_s$ induziert wird, wobei

$$BW_s = \frac{\gamma_G FOV}{2\pi}$$

[Fig. 5](#) zeigt das Spektrum nach der Fourier-Transformation der Daten. Das Spektrum **50** umfasst Bildinformationen nahe der Mitte an einer Position **51** in dem FOV und Positionsinformationen nahe zwei Positionen **52**, **53** mit einem Abstand D von der Mitte.

[0045] Der Vorteil des zweiten Verfahrens in Kombination mit EPI-Sequenzen besteht darin, dass die Zeit, die zwischen zwei Messungen von MR-Signalen vergeht, von denen die Positionsinformationen abgeleitet werden, weiter reduziert wird und somit auch die Bewegungsartefakte.

[0046] Der Störabstand der Positionsinformationen des Katheters kann weiter verbessert werden, indem Positionsinformationen nahe dem linken Rand des rekonstruierten Bildes und nahe dem rechten Rand des Bildes kombiniert werden, beispielsweise durch Addition der Informationen nahe dem linken Rand des Bildes und denjenigen des rechten Bildrandes, die hinsichtlich einer unterschiedlichen Phase korrigiert werden. Gemäß der Formel (2) sind nämlich die Informationen, die nahe der Position $(x_0 - D)$ vorliegen, dieselben Informationen mit umgekehrtem Vorzeichen, wie sie nahe der Position $(x_0 + D)$ vorliegen. Die Verstärkung des Störabstands beträgt ungefähr $\sqrt{2}$.

[0047] Die Stärke des Hilfsmagnetfeldes $B_{aux}(x, y)$ hängt von der Form und Art der in dem Katheter **15** verwendeten Spule ab. Ferner wird in dem zweiten Verfahren eine obere Grenze für die Stärke des Hilfsmagnetfeldes $B_{aux}(x, y)$ festgelegt, da bei der Ermittlung der Formel eine Näherung erster Ordnung angewendet wird. Diese obere Grenze kann durch eine Phasenänderung von

$$\frac{\pi}{4}$$

in der Magnetisierung geschätzt werden. Ferner sollte diese Phasenänderung mit einer halben Periode des Hilfsmagnetfeldes erzielt werden, was durch die Formel

$$\Phi(x, y) < \frac{\pi}{2}$$

ausgedrückt werden kann. Die untere Grenze der Stärke des Hilfsmagnetfeldes wird durch den erforderlichen

Störabstand der Positionsmessung des Katheters festgelegt.

[0048] Eine weitere Anforderung, die an die MR-Vorrichtung gestellt wird, besteht darin, dass die Bandbreite des Durchlassbereichs der Sender-Empfängerschaltung **9** und der Signalverstärkungs- und Demodulations-einheit **10** so angepasst werden muss, dass die höheren Frequenzen in dem MR-Signal durchgelassen werden. Der Durchlassbereich der Sender-Empfängerschaltung muss beispielsweise mehr als das Dreifache der ursprünglichen Bandbreite BW_s betragen. Die Abtastfrequenz sollte mindestens das Sechsfache der ursprünglichen Bandbreite BW_s betragen.

[0049] Die Positionsgenauigkeit kann weiter verbessert werden, wenn während der Erzeugung der MR-Signale für ein erstes Bild durch das Hilfsmagnetfeld unter dem Einfluss eines Stroms in einer ersten Richtung eine Störung induziert wird und während der Erzeugung der MR-Signale für ein nächstes Bild durch das entgegengerichtete Hilfsmagnetfeld unter dem Einfluss eines Stroms in einer der genannten ersten Richtung entgegengesetzten Richtung eine Störung induziert wird.

[0050] Das zweite Verfahren kann auch in Kombination mit einer TSE-Sequenz angewendet werden, wie es in Bezug auf [Fig. 3](#) beschrieben wurde. Bei dieser Kombination werden die periodischen Hilfsmagnetfelder **244**, **245** während des Lesegradients **231**, **232** angelegt. Die Frequenz f_{aux} des angelegten Hilfsmagnetfeldes B_{aux} wird auf die gleiche Weise bestimmt, wie sie in Bezug auf das zweite Verfahren in Kombination mit einer EPI-Sequenz beschrieben wurde.

[0051] Die Erfassungszeit für ein MR-Bild kann reduziert werden, indem zum Beispiel ein so genanntes Schlüssellochverfahren genutzt wird. Ein Schlüssellochverfahren ist aus der Patentanmeldung EP-A-543468 bekannt. Gemäß dem in dem zitierten Dokument dargelegten Schlüssellochverfahren wird ein einem kompletten k-Raum zugeordneter MR-Signalsatz verwendet, um ein erstes Bezugsbild zu erhalten. Um ein nächstes Bild zu erhalten, werden neue MR-Signale für nur einen Teil des k-Raums gemessen. Die empfangenen MR-Signale werden anschließend an die Positionen der zuvor erhaltenen MR-Signale gesetzt, die zu diesem Teil des k-Raums gehören, und in einem Speicher der Bildrekonstruktionseinheit **12** gespeichert. Anschließend ermittelt die Bildrekonstruktionseinheit **12** das nächste Bild aus dem aktualisierten MR-Signalsatz.

[0052] Zur Verfolgung der Position des Katheters während des Eingriffs wird bei einem weiteren Ausführungsbeispiel eines MR-Systems die Position des Katheters automatisch aus dem Bild sowie aus einer Position einer nächsten abzubildenden Schicht in dem Objekt bestimmt. Zu diesem Zweck werden die Positionsinformationen der Steuereinheit **11** zugeführt, die die HF-Anregungsimpulse und den Schichtauswahlgradienten entsprechend der abgeleiteten Katheterposition anpasst. Die Auswirkung der Verfolgung besteht darin, dass die Position der invasiven Vorrichtung in dem Bild einer Schicht während der Bewegungen der invasiven Vorrichtung oder des Körpers fortlaufend überwacht wird.

Patentansprüche

1. MR-System für Eingriffsverfahren, das eine MR-Vorrichtung umfasst, die so ausgelegt ist, dass sie Bilder einer Region eines Objekts erfasst, wobei die MR-Vorrichtung Folgendes umfasst:

- a) einen Magneten zum Erzeugen eines stationären Magnetfeldes,
- b) Mittel zum Erzeugen von temporären Magnetgradientenfeldern, die einen Lesegradients und andere temporäre Gradientenfelder umfassen, welche senkrecht zu dem Lesegradients stehen,
- c) Mittel zum Erzeugen von HF-Impulsen,
- d) Mittel zum Messen von Magnetresonanzsignalen,
- e) Verarbeitungsmittel zum Verarbeiten der gemessenen Magnetresonanzsignale zur Ermittlung eines Bildes des Objektes,
- f) eine invasive Vorrichtung, die Mittel zum Erzeugen eines Hilfsmagnetfeldes umfasst, und
- g) eine Steuereinheit zum Erzeugen von Steuersignalen für die Mittel zum Erzeugen der temporären Gradientenfelder, die Mittel zum Erzeugen der HF-Impulse und die Mittel zum Erzeugen des Hilfsmagnetfeldes, wobei die Steuereinheit so ausgelegt ist, dass der Lesegradients und eines der anderen temporären Gradientenfelder das genannte stationäre Magnetfeld überlagern, so dass während der Messung des Magnetresonanzsignals der k-Raum auf einer Vielzahl von Linien abgetastet wird, um einen Satz gemessener Magnetresonanzsignale zu erhalten, und das Hilfsmagnetfeld angelegt wird, wobei die Verarbeitungsmittel ferner so ausgelegt sind, dass sie eine Position der invasiven Vorrichtung in dem Objekt aus Änderungen der gemessenen Magnetresonanzsignale, wie sie von dem angelegten Hilfsmagnetfeld induziert werden, ermitteln, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Steuereinheit ferner so ausgelegt ist, dass das Hilfsmagnetfeld periodisch während des Zeitraums angelegt wird, in dem die Vielzahl von Linien in dem k-Raum abgetastet wird, wobei

der gemessene Satz von Magnetresonanzsignalen der genannten Vielzahl von Linien in dem k-Raum entspricht, der zu dem genannten Bild des Objektes gehört.

2. MR-System nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Steuereinheit so ausgelegt ist, dass die Zeit, während der das Hilfsmagnetfeld in jeder Periode angelegt wird, kürzer ist als die Zeit, in der einzelne Linie in dem k-Raum abgetastet wird, wobei jede Linie in dem k-Raum zweimal abgetastet wird, wobei die Verarbeitungsmittel ferner so ausgelegt sind, dass sie die Position der invasiven Vorrichtung durch Subtraktion von zwei gemessenen MR-Signalen ermitteln, die derselben Linie in dem k-Raum entsprechen.

3. MR-System nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass

- die Mittel zum Messen der Magnetresonanzsignale so ausgelegt sind, dass die Magnetresonanzsignale, die eine ursprüngliche Bandbreite aufweisen, mit einer Abtastfrequenz abgetastet werden, und dass
- die Steuereinheit so ausgelegt ist, dass das angelegte Hilfsmagnetfeld während der Abtastung der Magnetresonanzsignale und periodisch mit einer Frequenz angelegt wird, die ungefähr der ursprünglichen Bandbreite des MR-Signals entspricht, und dass
- die Verarbeitungsmittel so ausgelegt sind, dass die abgetasteten Werte durch Fourier-Transformation verarbeitet werden, und die Fourier-Transformationswerte in Positionsinformationen der invasiven Vorrichtung und Bildinformationen des Objektes unterteilt werden.

4. MR-System nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass die Verarbeitungsmittel ferner so ausgelegt sind, dass die Position der invasiven Vorrichtung durch Kombination der Positionsinformationen, die nahe dem linken Rand vorliegen, und der Positionsinformationen, die nahe dem rechten Rand des komplexen Bildes vorliegen, ermittelt wird.

5. MR-System nach Anspruch 1, 2, 3 oder 4, dadurch gekennzeichnet, dass die Steuereinheit so ausgelegt ist, dass sie schnelle MR-Bildsequenzen erzeugt.

6. MR-System nach Anspruch 5, dadurch gekennzeichnet, dass die MR-Vorrichtung so ausgelegt ist, dass sie Bilder von MR-Signalen mit Hilfe eines so genannten Schlüssellochverfahrens ableitet.

7. MR-System nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass die MR-Vorrichtung so ausgelegt ist, dass sie die Position der invasiven Vorrichtung verfolgt, indem sie die Position der invasiven Vorrichtung automatisch ermittelt und indem sie die Position der nächsten abzubildenden Schicht in dem Objekt aus der so ermittelten Position der invasiven Vorrichtung ermittelt.

Es folgen 3 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

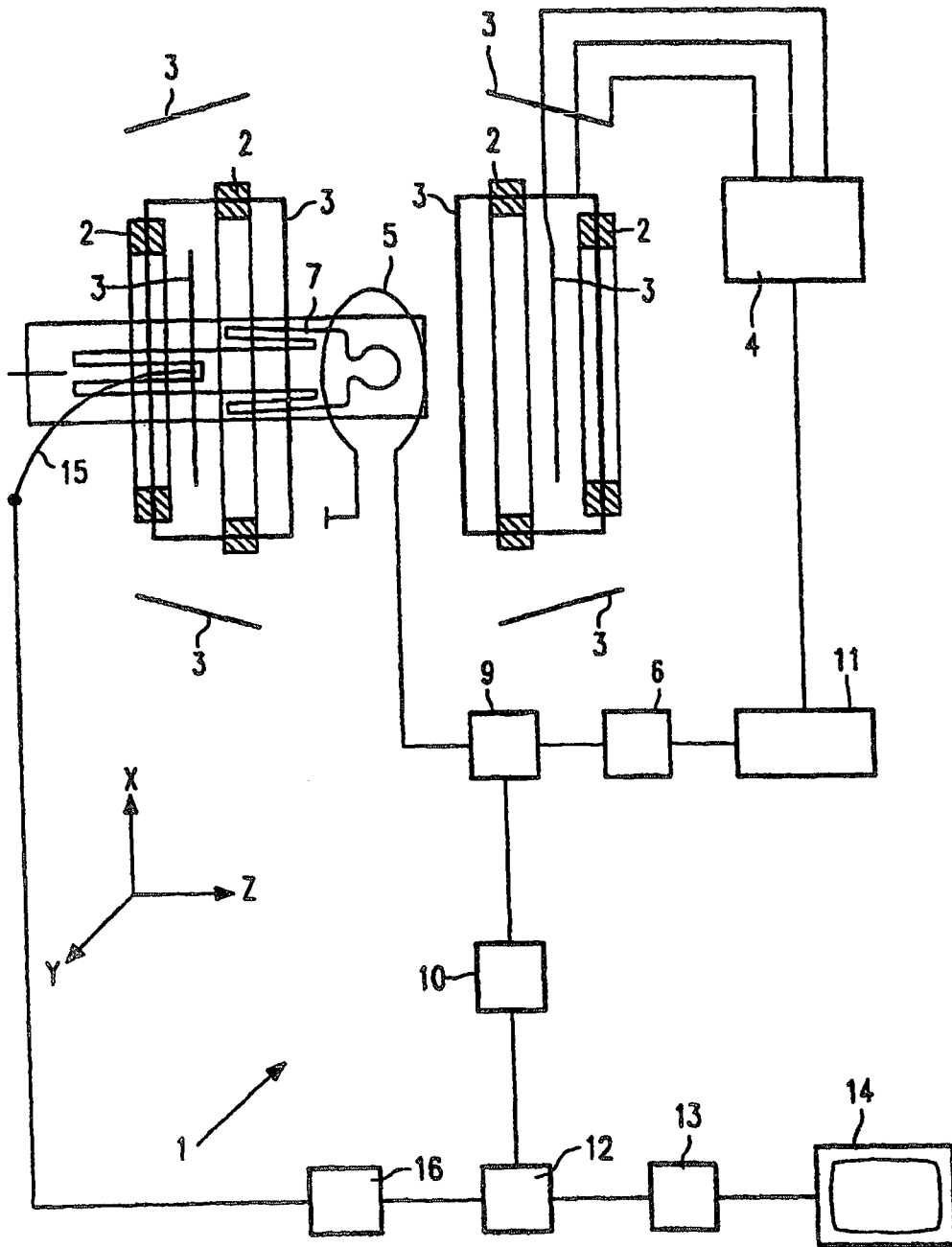


FIG. 1

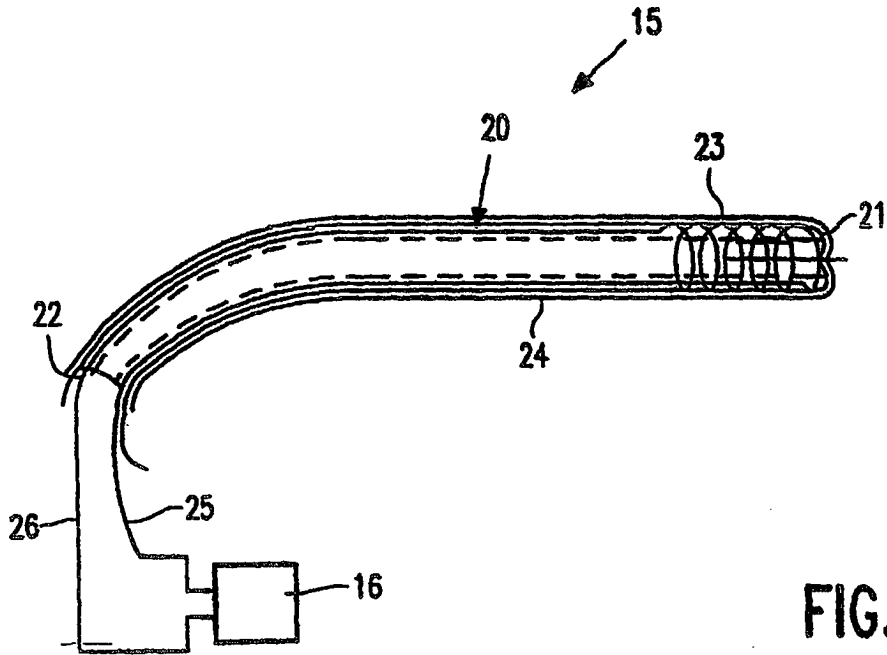


FIG. 2

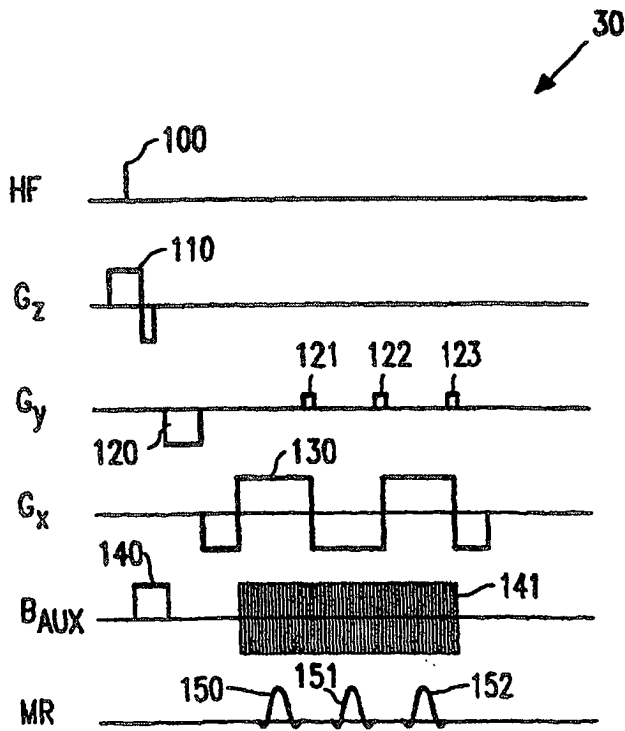


FIG. 3

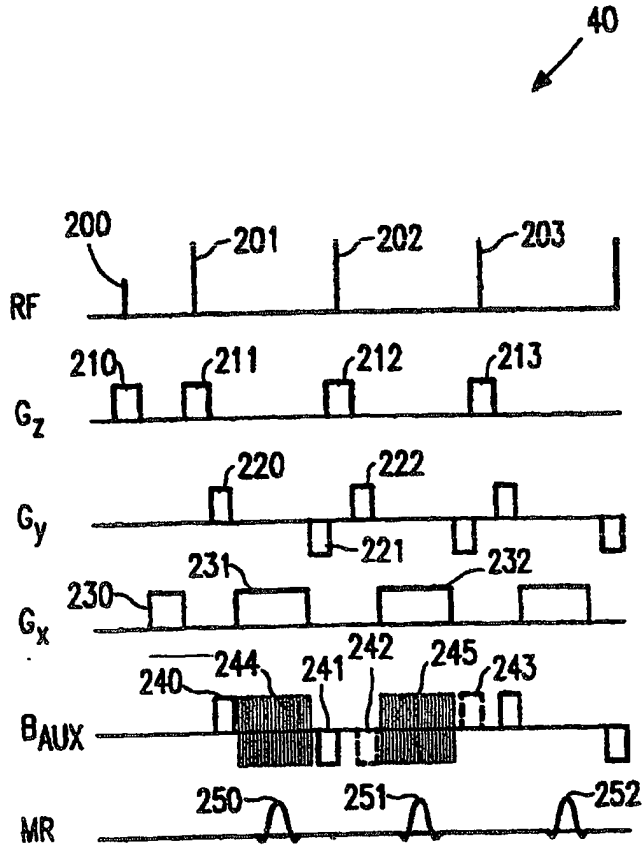


FIG. 4

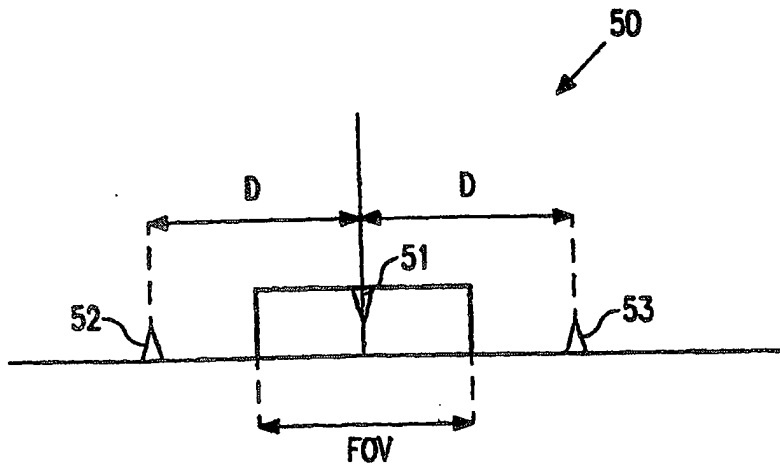


FIG. 5