



(19)  
Bundesrepublik Deutschland  
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 697 36 826 T2** 2007.05.16

(12) **Übersetzung der europäischen Patentschrift**

(97) **EP 0 846 959 B1**

(51) Int Cl.<sup>8</sup>: **G01R 33/34** (2006.01)

(21) Deutsches Aktenzeichen: **697 36 826.2**

(96) Europäisches Aktenzeichen: **97 309 528.4**

(96) Europäischer Anmeldetag: **26.11.1997**

(97) Erstveröffentlichung durch das EPA: **10.06.1998**

(97) Veröffentlichungstag

der Patenterteilung beim EPA: **18.10.2006**

(47) Veröffentlichungstag im Patentblatt: **16.05.2007**

(30) Unionspriorität:

**9625304**            **05.12.1996**    **GB**

**9707268**            **10.04.1997**    **GB**

(84) Benannte Vertragsstaaten:

**DE, FR, GB**

(73) Patentinhaber:

**Philips Medical Systems (Cleveland), Inc.,  
Cleveland, Ohio, US**

(72) Erfinder:

**Young, Ian Robert, No. Marlborough, Wiltshire  
SN8 4ER, GB; Burl, Michael, Chagrin Falls, Ohio  
44022, US; Tantt, Jukka I., 02780 Espoo, FI**

(74) Vertreter:

**Volmer, G., Dipl.-Ing., Pat.-Anw., 52066 Aachen**

(54) Bezeichnung: **Radiofrequenzspulen für Kernresonanz**

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

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

### Beschreibung

**[0001]** Die vorliegende Erfindung bezieht sich auf Hochfrequenzempfangsspulen und insbesondere auf Hochfrequenzempfangsspulen zur Verwendung bei der interventionellen Kernmagnetresonanzbildgebung.

**[0002]** Die Magnetresonanzbildgebung (Magnetic Resonance Imaging, MRI) wird in der Medizin eingesetzt, um Bilder der inneren Organe eines untersuchten Patienten zu erzeugen. Bei der Magnetresonanzbildgebung wird ein statisches Magnetfeld auf den Körper des Patienten angewendet, um eine Gleichgewichtsachse der magnetischen Ausrichtung in der Region des untersuchten Körpers zu definieren. Anschließend wird ein Hochfrequenzfeld in einer orthogonal zu der Richtung des statischen Magnetfelds verlaufenden Richtung an die untersuchte Region angelegt, um Magnetresonanz in der Region anzuregen. Diese Resonanz erzeugt Signale in HF-Spulen, die neben dem Körper angeordnet sind. Normalerweise werden separate Spulen für die Anregung und die Detektion verwendet, obwohl für beide Zwecke dieselbe Spule oder dieselben Spulen verwendet werden können. Die erkannten Signale werden verarbeitet, um Signale zu erzeugen, die ein Bild des Patientenkörpers darstellen, und dieses Bild wird visuell angezeigt.

**[0003]** Es ist allgemein bekannt und üblich, dass bei der so genannten interventionellen Magnetresonanzbildgebung Geräte physikalisch in den Körper eingeführt werden, zum Beispiel kann ein Katheter durch das Arzneimittel oder andere Flüssigkeiten fließen können, in den Körper eingeführt werden. Zuerst kann ein Führungsdraht eingeführt werden, bis sich die Spitze des Drahts an der interessierenden Region im Körper befindet. Der Katheter kann dafür vorgesehen sein, koaxial mit dem Führungsdraht zu sein und ihn zu umgeben, so dass der Katheter anschließend entlang des Drahtes in den Körper eingeführt werden kann. Der Führungsdraht wird danach aus dem Körper herausgezogen. Alternativ kann der Führungsdraht in einen teilweise eingeführten Katheter eingefädelt werden, um diesen zu einer bestimmten Region führen zu können, woraufhin der Katheter zurückgezogen werden kann und ein Instrument, zum Beispiel ein Stent zum Blockieren von Arterien, entlang des Führungsdrahtes geschoben werden kann.

**[0004]** Es ist wünschenswert, dass der Führungsdraht und möglicherweise der Katheter oder eine andere Art von in dem Körper verwendeter Sonde durch das Magnetresonanzgerät so abgebildet wird, dass seine Lage in dem Körper bestimmt werden kann. Es wurden verschiedene Vorschläge gemacht, um dieses Ziel zu erreichen.

**[0005]** Es ist allgemein bekannt und üblich, eine so

genannte passive Visualisierung von Kathetern und Führungsdrähten anzuwenden, jedoch ist es aufgrund ihrer kompakten Abmessungen und der Tatsache, dass ihre Gegenwart selbst zu einer Verschlechterung der Bildqualität führt, schwierig, ein genaues Bild von diesen zu erhalten.

**[0006]** Aufgrund dieser Nachteile wurde eine so genannte aktive Bildgebung vorgeschlagen. Ein Beispiel für einen derartigen Vorschlag ist der Vorschlag von Dumoulin et al [US-A-5 318 025 und Magnetic Resonance in Med. 29, 411 (1993)], bei dem die Spitze des Katheters mit einer kleinen MR-Spule versehen wird und eine zusätzliche kleine MR-Messfrequenz durchgeführt wird, um ihre Lage zu bestimmen. Dieser Vorschlag ist jedoch immer noch mit dem Problem der physischen Einführung des Katheters in den Patienten aufgrund der Abmessungen der oben genannten kleinen MR-Spule verbunden.

**[0007]** Anschließend wurde von McKinnon et al [Proc 2<sup>nd</sup> Ann. Mtg. SMR, San Francisco, 1994, S. 429] die Verwendung einer Sticheleitungsantenne mit verdrehten Paaren zur Kopplung des mit der MRI-Kernmagnetresonanz zusammenhängenden elektrischen Feldes vorgeschlagen. Die Kopplung mit dem elektrischen Feld kann jedoch Probleme zur Folge haben.

**[0008]** Es ist auch allgemein bekannt und üblich, eine isolierte, stromführende Schleife zu verwenden. Die Schleife funktioniert jedoch, indem sie ein Magnetfeld erzeugt. Dieses reicht aus, um das Magnetresonanzbild zu stören, so dass zwei Bilder erfasst werden müssen; ein Bild, während Strom durch die Schleife fließt, und ein Bild bei ausgeschaltetem Strom. Ein weiterer Nachteil, der eventuell mit diesem Vorschlag verbunden ist, besteht darin, dass die Schleife dazu neigt, sich zu erwärmen, während sie stromführend ist. Dieser Effekt ist nicht erwünscht, wenn die Schleife in dem menschlichen Körper benutzt wird.

**[0009]** Die Erfindung liefert eine Hochfrequenzspule, die für die Verwendung in der interventionellen Magnetresonanzbildgebung angepasst ist, wobei die Spule eine Schleife aus einem länglichen elektrischen Leiter mit nach außen gerichteten und zurücklaufenden Abschnitten zur Bildung eines verdrehten Paares und zugehörige Mittel umfasst, um die Spule sowohl im Sendemodus als auch im Empfangsmodus zu betreiben.

**[0010]** Dies steht im Gegensatz zu der weiter oben beschriebenen Anordnung nach dem Stand der Technik, bei der eine Sticheleitungsantenne als Detektor für ein elektrisches Feld fungiert, weil eine Schleife im Betrieb als Magnetfelddetektor funktioniert und gleichzeitig den Vorteil beibehält, dass der Durchmesser des verdrehten Paares klein genug bemessen

werden kann, damit die Schleife durch üblicherweise in der klinischen Praxis verwendete Nadeln hindurchpasst. Das verdrehte Paar fungiert bei einem großen Operationsfeld nicht als Bildgebungsvorrichtung, weil Signale aus Gewebe im Abstand zu der Spule zu Null integrieren. Da zu der Spule Mittel gehören, die für die Funktion im Sendemodus sorgen, kann das unmittelbar benachbarte Gewebe unabhängig vom Rest des Körpers, in dem sie sich befindet, angeregt werden, so dass das verdrehte Paar verfolgt werden kann, ohne die Gewebemagnetisierung insgesamt zu beeinträchtigen. Darüber hinaus stellt die erfindungsgemäße Spule keine Kopplung mit der für die Darstellung des Körpers verwendete Hauptsendespule her. Die Anwesenheit einer derartigen Kopplung würde das Magnetresonanzbild leicht stören können.

**[0011]** Die Erfindung schafft auch ein Verfahren zur visuellen Lokalisierung eines Führungsdrahts, zur Führung eines Katheters zur Anwendung in der interventionellen Magnetresonanzbildgebung, wobei das Verfahren die Schaffung einer Spule mit einer geschlossenen Schleife aus einem länglichen Leiter mit nach außen gerichteten und zurücklaufenden Abschnitten zur Bildung eines verdrehten Paares als Führungsdraht vorsieht und den Betrieb der Spule sowohl im Sendemodus als auch im Empfangsmodus.

**[0012]** Die vorliegende Erfindung bezieht sich auf die Schaffung einer Hochfrequenzempfangsspule, die ein starkes Signal hinsichtlich ihrer Position gibt, aber die nicht die oben in Zusammenhang mit dem Stand der Technik erwähnten Nachteile aufweist. In diesem Zusammenhang mit Hochfrequenzempfangsspulen zur Verwendung in Kernmagnetresonanzsystemen beträgt die Bildauflösung etwa 1 mm. Um ein tatsächliches Bild zu erhalten, müssen daher mehrere Millimeter zu sehen sein. Bildgebungsvorrichtungen nach dem Stand der Technik müssen daher notwendigerweise eine gewisse Mindestgröße aufweisen. Gemäß der vorliegenden Erfindung liegen die Abmessungen einer Hochfrequenzempfangsspule zur Verwendung in einem Kernmagnetresonanzsystem unter denen der zuvor genannten Mindestgröße und kann die Hochfrequenzempfangsspule kein Bild liefern außer einem, das auf ihre Position schließen lässt.

**[0013]** Im Folgenden wird die Möglichkeit zur Ausführung der Erfindung anhand von Beispielen unter Bezugnahme auf die begleitenden Zeichnungen beschrieben. Es zeigen:

**[0014]** [Fig. 1](#) eine schematische Darstellung eines typischen Magnetresonanzbildgebungsgeräts;

**[0015]** [Fig. 2](#) einen schematischen Schaltplan eines Katheters mit einer ersten erfindungsgemäß konstruierten Spule; und

**[0016]** [Fig. 3](#) einen schematischen Schaltplan eines Katheters mit einer zweiten erfindungsgemäßen Spule.

**[0017]** Bezug nehmend auf [Fig. 1](#) umfasst das Magnetresonanzbildgebungsgerät einen röhrenförmigen Elektromagneten **1**, der ein gleichmäßiges, statisches axiales Magnetfeld in einem zylindrischen Volumen **2** erzeugt, in das bei Betrieb des Gerätes ein zu untersuchender Patient geschoben wird.

**[0018]** Die Stärke des Magnetfelds, das entlang der z-Achse aus [Fig. 1](#) wirkt, wird durch eine Hauptmagnetfeld-Steuereinheit **3** geregelt, die die Versorgung der Elektromagnet-Erregerspule (nicht abgebildet) mit Strom regelt. Es können andere Mittel zur Regelung der Magnetfeldstärke verwendet werden.

**[0019]** Das Gerät umfasst auch eine Spulenordnung **4**, durch die dem statischen Magnetfeld in einer oder mehreren der drei orthogonalen Richtungen ein Gradientenmagnetfeld überlagert werden kann. Die Spulenordnung **4** wird durch eine Gradientenfeld-Steuereinheit **5** mit Energie versorgt, die durch einen Computer **6** gesteuert wird.

**[0020]** Ein HF-Spulensystem **7** ist ebenfalls enthalten, das durch einen HF-Sender **8** unter der Steuerung des Computers **6** mit Energie versorgt wird, welcher einen HF-Feldimpuls in einer orthogonal zu der Richtung des statischen Hauptmagnetfeldes verlaufenden Richtung an den darzustellenden Körper anlegt. Hierdurch wird bewirkt, dass die Spins der Kerne in dem Körper des Patienten aus der Richtung des statischen Magnetfelds (der z-Richtung) in eine Ebene orthogonal zu der Richtung des statischen Feldes gekippt werden, d.h. in die x-y-Ebene von [Fig. 1](#). Die aus der in dem Körper des Patienten angeregten Magnetresonanz resultierenden HF-Signale werden räumlich codiert, indem ein oder mehrere Gradientenmagnetfelder angelegt werden, und diese HF-Signale werden durch das Spulensystem **7** erkannt. Die erkannten Signale werden über einen Empfänger **9** an eine Bildgebungsvorrichtung **10** weitergeleitet, die unter der Steuerung des Computers **6** die Signale verarbeitet, um Signale zu erzeugen, die ein Bild des Körpers darstellen. Diese Signale werden an eine Anzeigevorrichtung **11** weitergeleitet, um eine visuelle Anzeige des Bildes zu erhalten.

**[0021]** In der interventionellen Magnetresonanzbildgebung wird ein Katheter oder eine andere, ähnliche Vorrichtung in den Körper eingeführt, so dass zum Beispiel ein Arzneimittel verabreicht oder eine minimal invasive Operation durchgeführt werden kann. Um ein Bild des Katheters oder des Führungsdrahts, der bei der Positionierung des Katheters hilft, unabhängig von der Ausrichtung des Katheters sehen zu können, kann eine erfindungsgemäße und in [Fig. 2](#) dargestellte Spule verwendet werden.

**[0022]** Die Spule **12** umfasst eine längliche Schleife aus isoliertem Draht, der mehrmals um seine Längsachse verdreht ist, um eine seilartige Spule zu bilden. Die Enden **13**, **14** der Spule sind über einen Kondensator **15** miteinander verbunden, dessen Kapazität verändert werden kann, so dass die Schaltung für das betreffende Hauptfeld auf die Larmorfrequenz der interessierenden Kerne abgestimmt werden kann. Die Larmorfrequenz von Wasserstoffatomen beträgt zum Beispiel 42,6 MHz/T. Ein weiterer Kondensator **16** ist vorgesehen, so dass die Impedanz der Spule **12** und des Kondensators **15** an die des Eingangs eines rauscharmen Vorverstärkers **17** angepasst werden kann. Die Signale von dem Verstärker **17** werden einem Kanal des Empfängers **19** zugeführt. Die Spule kann in einem Sende-/Empfangsmodus oder optional nur in einem Empfangsmodus betrieben werden, wobei die Spule in diesem Fall nicht verwendet wird, um ein Magnetfeld zu erzeugen.

**[0023]** Die Funktionsweise ist wie folgt. Der Körperspule **4** wird ein HF-Impuls zugeführt, und eine Folge von Magnetgradienten wird in Anwesenheit eines Hauptmagnetfeldes auf die übliche Weise zugeführt, um ein MR-Bild des Patienten zu erzeugen. Ein Katheter **18**, der das verdrehte Drahtpaar **12** enthält, wird dann in eine gewünschte Passage in dem Patienten eingeführt. Von dem verdrehten Paar wird ein Impuls ausgesendet, und die resultierenden Relaxationssignale werden durch das verdrehte Paar erkannt, typischerweise in Anwesenheit der gleichen Folge von Magnetgradienten wie sie verwendet wurde, um das MR-Bild des Patienten zu erzeugen. Dieses Bild, das nur den Weg des verdrehten Paares angibt, wird dann dem Haupt-MR-Bild des Patienten überlagert. Der Katheter wird dann vorwärts geschoben, und auf die gleiche Weise werden weitere Bilder des verdrehten Paares erzeugt und dem MR-Bild des Patienten überlagert. Dieser Vorgang wird fortgesetzt, bis der Katheter in eine gewünschte Position gebracht ist. Wenn sich der Patient bewegt, wird ein weiteres MR-Bild erzeugt und das Bild des verdrehten Paares diesem neuen Bild überlagert.

**[0024]** Da das dem verdrehten Paar zugeführte Anregungssignal die Gesamtmagnetisierung des Patienten nicht wesentlich beeinflusst, braucht nicht gewartet zu werden, damit diese Magnetisierung wieder ihre ungestörten Werte annimmt, wenn ein Bild des Patienten benötigt wird. Außerdem kann die standardmäßige MR-Bildgebungssequenz verwendet werden, um den Weg des verdrehten Paares zu erkennen: eine separate MR-Sequenz (die wiederum die Gesamtmagnetisierung des Patienten beeinträchtigen könnte) für die Anregung des verdrehten Paares ist nicht erforderlich.

**[0025]** Die Spule erscheint somit als ein durch die MRI-Vorrichtung erzeugtes Bild. Da die Spule jedoch

verdreht ist, ist das integrale Nettomagnetfeld entlang der Längsrichtung der Spule im Wesentlichen Null, so dass die erfindungsgemäße Spule die durch das Spulensystem **7** aus [Fig. 1](#) erkannten Magnetresonanzsignale nicht stört. Somit wird das MRI-Bild nicht gestört, was bei den stromführenden Schleifen nach dem Stand der Technik ein Problem darstellte.

**[0026]** Das Signal von der Spule bildet nur den Weg der Spule ab. Alles in normalem Bildgebungsabstand von der Spule induziert entgegengesetzte Ströme in benachbarten Windungen der Spule. Nur Substanzen wie Blut in der unmittelbaren Nähe des verdrehten Paares werden ein Nettosignal von der Spule erzeugen.

**[0027]** Die Spule **12** ist in dem Katheter **18** untergebracht dargestellt, der einen Schlauch zur Einführung in einen Teil des Körpers umfasst. Falls der Katheter verwendet wird, um Flüssigkeiten innerhalb des Körpers zu verabreichen, kann die Spule zurückgezogen werden, wenn der Katheter die interessierende Region erreicht hat. Alternativ kann die Spule in die Wand eines Katheters eingebaut werden, damit der Katheter auf einem Magnetresonanzbild zu sehen ist, während die Operation durchgeführt wird. In gleicher Weise kann der Katheter zurückgezogen werden, damit ein Instrument entlang des Führungsdrahtes vorwärts geschoben werden kann.

**[0028]** Die Gesamtbreite der Spule einschließlich Isolation beträgt typischerweise weniger als 1 mm. Bei Tests wurde die Spule auf 21 MHz abgestimmt, kann jedoch bei Bedarf auch bei anderen Frequenzen verwendet werden. Die Kopplung zwischen der Spule und externen Detektions-(oder Empfangs-)Spulen ist vernachlässigbar und beeinträchtigt die Signale von den Sendespulen oder den Detektionsspulen nicht.

**[0029]** Es gibt Orte, an denen der durch die Spule erzeugte lokale Nettofluss auf  $B_0$  liegt, d.h. in der Richtung des Hauptmagnetfeldes. Diese Regionen erscheinen jedoch in den Bildern wesentlich weniger deutlich, da der eine oder andere Teil von Voxeln ähnlicher Größe ein detektierbares Signal erzeugt.

**[0030]** In einem Beispiel wurde die Spule aus einem isolierten Leiter mit einem Kerndurchmesser von 0,20 mm und einem Gesamtdrahtdurchmesser von 0,24 mm hergestellt. Bei der Verdrehung mit einer Steigung von ca. 6,5 mm hatte die Spule einen Gesamtdurchmesser von 0,48 mm. Ihre Länge betrug 350 mm. Die Spule wurde abgestimmt und an den 50-Ohm-Eingang zur Maschine angepasst. Der Abstimmkondensator hatte eine Kapazität von 220 pF und der Anpassungs-(Reihen-)Kondensator eine Kapazität von 150 pF. Die Spule Q in Kochsalzlösung war etwa 15. Das Sichtfeld einer derartigen Spule war extrem klein. Die Testspule hatte eine Induktanz

von 750 nH und wurde auf 21,35 MHz abgestimmt. Die Spule wurde zu einem Ring gewunden und in eine so genannte Phantomlösung aus Kochsalzlösung und Kupfersulfat gelegt. Die Kochsalzlösung simuliert das Innere des menschlichen Körpers. Das Kupfersulfat wird hinzugefügt, um die Relaxationszeitkonstante der Kochsalzlösung zu reduzieren und damit eine häufige Wiederholung der Tests zu ermöglichen. Das Hinzufügen von Kupfersulfat erlaubt außerdem die Anpassung der Magnetisierungszeitkonstanten der Phantomlösung an die von menschlichem Gewebe. Ein Bild der Spule wurde mit einem MRI-Scanner erstellt, und auch mit einer umgebenden Spule. Die Testspule ergab ein seilähnliches Muster von Signalen hoher Intensität, das bei allen Ausrichtungen der Testspule und über ihre gesamte Länge sichtbar war. Als die Phantomlösung durch die umgebende Spule dargestellt wurde, waren kleine dunkle Regionen auf der visuellen Anzeige zu sehen, die der Verschiebung der Phantomlösung zugeschrieben wurden. Es erscheinen keine hellen Regionen auf dem Bild, die auf eine magnetische Kopplung zwischen der Testspule und der äußeren Spule hätten schließen lassen. Für die Magnetfeldempfindlichkeit in der Region nahe der Testspule wurde ein Wert von  $6,25 \mu\text{T/A}$  berechnet.

**[0031]** Bei höheren Frequenzen kann eine nicht abgestimmte Spule verwendet werden. In diesem Fall ist die Spule vorzugsweise terminiert, um Stehwellenreflexionen zu minimieren.

**[0032]** Bezug nehmend auf [Fig. 3](#) funktioniert die Spule **9** nur im Sende-/Empfangsmodus, aber ihre Funktion entspricht ansonsten der Funktionsweise der Spule aus [Fig. 2](#). Die Ausführungsform wurde mit der Absicht entworfen, in oder an einer interventionellen Vorrichtung zur Verwendung mit MR-Bildgebungsvorrichtungen angebracht zu werden. Typischerweise könnte eine derartige interventionelle Vorrichtung ein Katheter oder ein Führungsdraht sein. Die Drahtschleife oder -spule **19** ist in sich verdrillt, um ein verdrilltes Paar mit zwei Leitungen **20** und **21** zu bilden. Der Draht hat in diesem Beispiel einen Durchmesser von 0,25 mm und ist mit einer 0,12 mm starken Isolierung versehen. Die aus dem verdrillten Paar gebildete Schleife **19** ist auf 21,3 MHz abgestimmt.

**[0033]** Die Schleife oder Spule **19** ist über das Anpassungsnetzwerk **22**, eine Sende-/Empfangs-Umschalteneinheit **23** und einen HF-Sender-Leistungverstärker **24** zur Erzeugung einer Ausgangsleistung von maximal zwei Watt mit einem Scanner (typischerweise einem 0,5 T Picker Asset Scanner) verbunden. Die Schleife **19** ist in einem Katheters **25** befindlich dargestellt.

**[0034]** Die Spule **19** wird sowohl als Sender als auch als Empfänger betrieben, um die Magnetisie-

rung von Material um die Spule herum anzuregen und zu erkennen und einen Hinweis auf die Position der Spule und damit des Katheters **25** zu liefern. Die Spule fungiert nicht als Bildgebungsvorrichtung, da ihr Querschnitt zu klein hierfür ist.

**[0035]** Experimente haben gezeigt, dass die in [Fig. 3](#) der Zeichnungen dargestellte Ausführungsform, wenn sie in einem Sende-/Empfangsmodus (im Unterschied zu einem reinen Empfangsmodus) betrieben wird, ein wesentlich besseres Bild ergibt als die von McKinnon beschriebene Anordnung, die in der Einleitung der vorliegenden Beschreibung genannt wurde. Insbesondere wies das Bild praktisch keine perlenartige Erscheinung auf, als die Vorrichtung aus [Fig. 3](#) sowohl als Sender als auch als Empfänger betrieben wurde, während dies sehr wohl der Fall war, als die Vorrichtung aus [Fig. 2](#) nur als Empfänger oder Detektor betrieben wurde.

**[0036]** Bei beiden Ausführungsformen aus [Fig. 2](#) und [Fig. 3](#) schwingt die Spule mit der Frequenz der  $B_1$  HF-Anregungsimpulse in Resonanz. Während des Sendeimpulses wird das  $B_1$ -Feld in der Nähe der Katheterspule daher durch das von der Spule selbst erzeugte Feld dominiert. Das  $B_1$ -Feld in der Nähe der Spule kann wesentlich größer sein (etwa 5 bis 10 mal größer) als ohne die Spule. Bei einer 10fachen Größe könnte daher durch Verwendung eines sehr kleinen nominellen Flipwinkels ( $< 10^\circ$ ) ein  $90^\circ$ -Impuls nahe der Spule erzeugt werden.

**[0037]** Schließlich ist zu beachten, dass anstelle der Empfangsspulen, die direkt mit einem Empfangskanal der Magnetresonanzverarbeitungselektronik verbunden sind, die Schleifen in einer zweiten Schleife enden könnten, welche induktiv mit einer Schleife gekoppelt werden könnten, die mit dem Empfangskanal verbunden ist, und die bei Bedarf induktiv mit einer Schleife gekoppelt werden könnte, die auch mit einem Sender verbunden ist.

Text in den Figuren

### [Fig. 1](#)

Main magnetic field control Hauptmagnetfeld-Steuer-einheit  
 Gradient field control Gradientenfeld-Steuer-einheit  
 RF transmitter HF-Sender  
 Imager Bildgebungsvorrichtung  
 Receiver Empfänger  
 Control computer Steuerungscomputer

### Patentansprüche

1. Hochfrequenzantenne, die für die Verwendung in der interventionellen Magnetresonanzbildgebung vorgesehen ist und im Empfangsmodus arbeitet, wobei sie isolierte leitende Drähte enthält, die nach au-

ßen gerichtete und zurücklaufende Abschnitte bilden und vorgesehen sind, um ein verdrehtes Paar zu bilden, **dadurch gekennzeichnet**, dass die genannte Hochfrequenzantenne als eine Spule **(12)** konfiguriert ist, die durch eine Schleife der genannten isolierten elektrisch leitenden Drähte gebildet wird, wobei die genannte Hochfrequenzantenne auch im Sendebetrieb arbeitet.

2. Hochfrequenzantenne nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass die Gesamtbreite der Spule **(12)** weniger als 1,5 mm beträgt.

3. Hochfrequenzantenne nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass die Spule **(12)** über einen Kondensator **(16)** und über eine Gleichstrom-Drahtverbindung mit Magnetresonanzverarbeitungs elektronik **(9, 10)** gekoppelt ist.

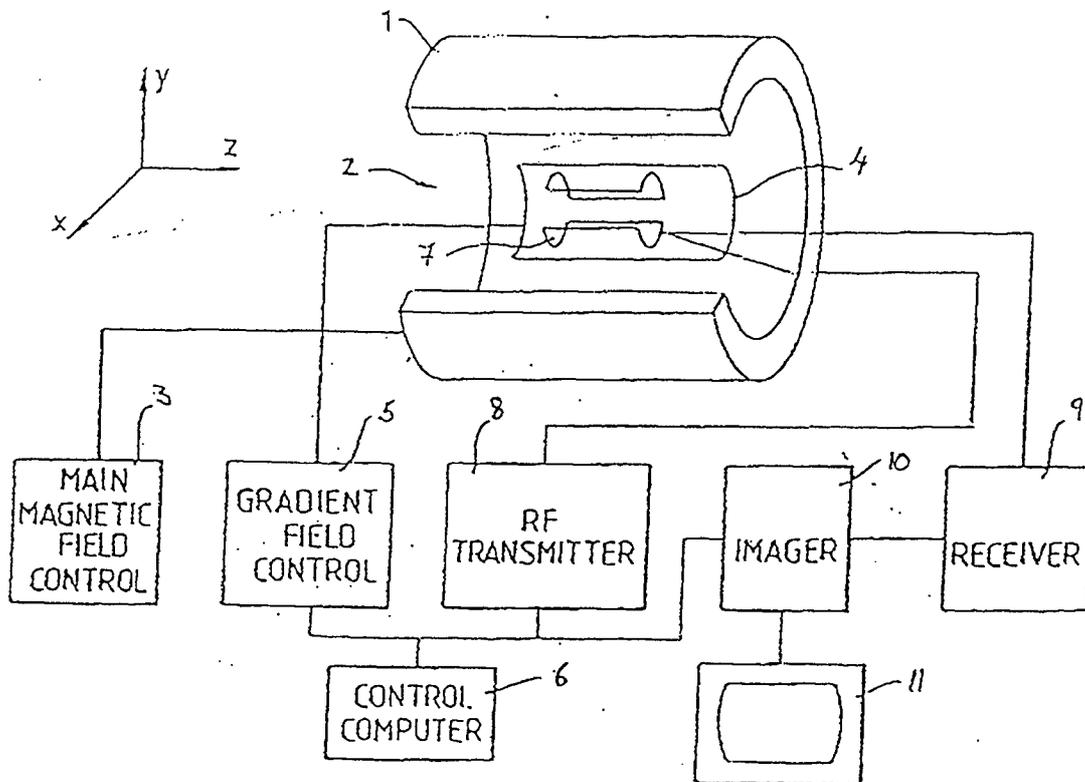
4. Katheter **(18)**, der eine Hochfrequenzantenne nach Anspruch 1, 2 oder 3 enthält.

5. Verfahren zur visuellen Lokalisierung eines Führungsdrahtes zur Führung eines Katheters **(18)** zur Verwendung in der interventionellen Magnetresonanzbildgebung, das die folgenden Schritte umfasst: Vorsehen einer Antenne mit isolierten elektrisch leitenden Drähten, die nach außen gerichtete und zurücklaufende Abschnitten zur Bildung eines verdrehten Paares bilden, als Führungsdraht und den Betrieben der Antenne im Empfangsmodus, dadurch gekennzeichnet, dass die Schritte der Konfigurierung der genannten Hochfrequenzantenne als eine durch eine Schleife der genannten isolierten elektrisch leitenden Drahte gebildeten Spule **(12)** und des Betriebs der genannten Hochfrequenzantenne auch im Sendemodus.

Es folgen 3 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

Fig. 1.



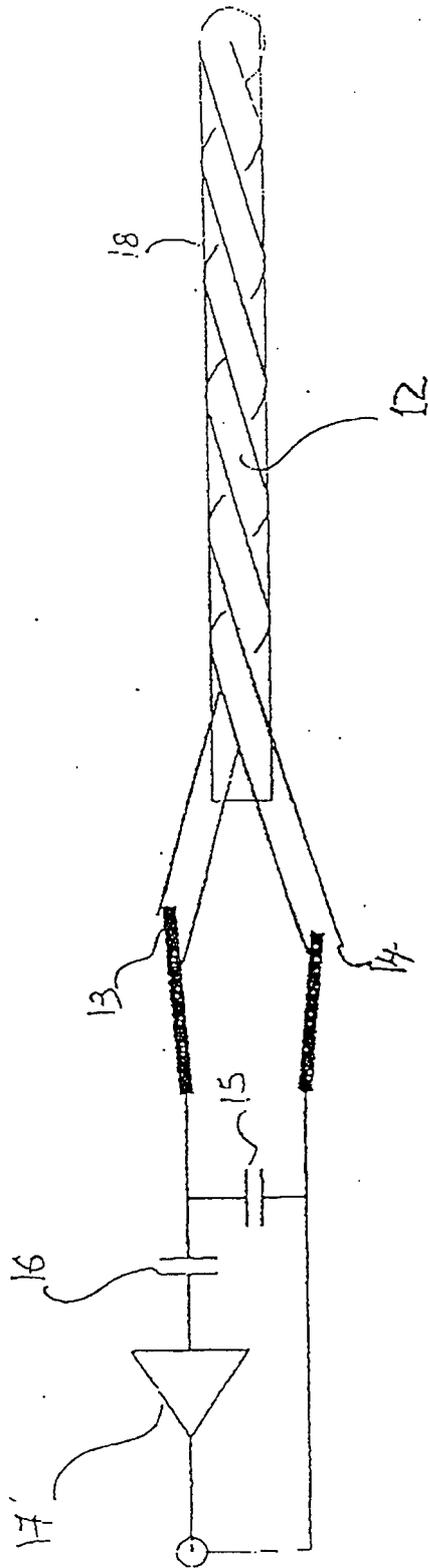


figure 2

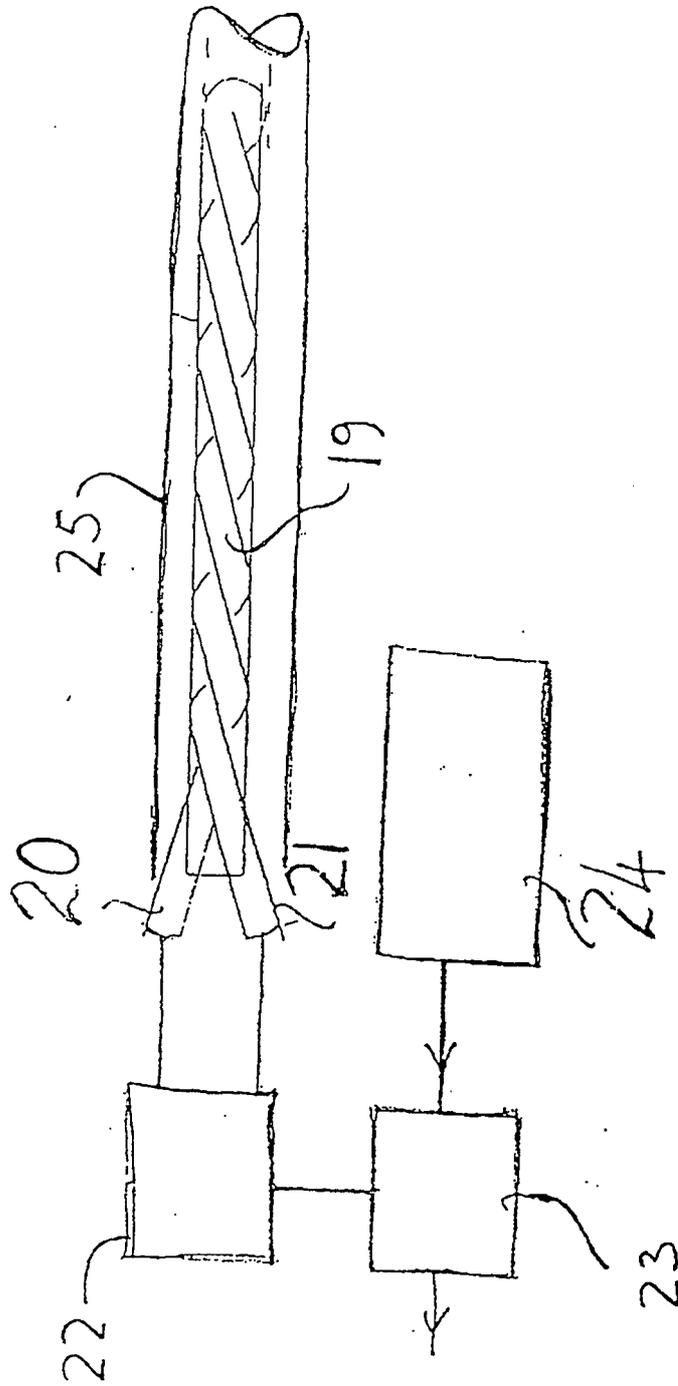


FIG 3