



(10) DE 11 2012 005 359 T5 2014.10.02

(12)

Veröffentlichung

der internationalen Anmeldung mit der
(87) Veröffentlichungs-Nr.: **WO 2013/093710**
in deutscher Übersetzung (Art. III § 8 Abs. 2 IntPatÜG)
(21) Deutsches Aktenzeichen: **11 2012 005 359.1**
(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/IB2012/057166**
(86) PCT-Anmeldetag: **11.12.2012**
(87) PCT-Veröffentlichungstag: **27.06.2013**
(43) Veröffentlichungstag der PCT Anmeldung
in deutscher Übersetzung: **02.10.2014**

(51) Int Cl.: **G01R 33/385 (2006.01)**
G01R 33/3875 (2006.01)

(30) Unionspriorität:
61/579,739 23.12.2011 US

(74) Vertreter:
Meissner, Bolte & Partner GbR, 80538 München,
DE

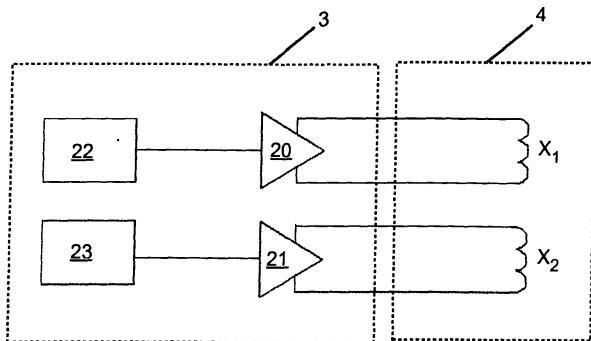
(71) Anmelder:
Koninklijke Philips N.V., Eindhoven, NL

(72) Erfinder:
van Velzen, Maaike, Eindhoven, NL

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

(54) Bezeichnung: **VERWENDUNG VON GRADIENTENSPULEN ZUM KORRIGIEREN VON B0-FELDINHOMOGENITÄTEN HÖHERER ORDNUNG BEI MR-BILDGEBUNG**

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung bezieht sich auf ein Verfahren zum Korrigieren von Magnetfeldinhomogenitäten eines nahezu homogenen Hauptmagnetfelds B_0 in einem Untersuchungsvolumen einer MR-Vorrichtung (1). Eine Aufgabe der Erfindung besteht darin, ein Verfahren bereitzustellen, das eine effektive Korrektur von Feldinhomogenitäten höherer Ordnung des Hauptmagnetfelds B_0 ermöglicht. Erfindungsgemäß werden Ströme durch die zwei oder mehr Spulenabschnitte (X_1, X_2) mindestens einer von mehreren Gradientenspulen (4, 5, 6) der MR-Vorrichtung (1) so gesteuert, dass Feldinhomogenitäten höherer Ordnung eines Hauptmagnetfelds B_0 durch das dem Hauptmagnetfeld B_0 überlagerte Magnetfeld der mindestens einen Gradientenspule (4, 5, 6) kompensiert werden.



Beschreibung**GEBIET DER ERFINDUNG**

[0001] Die Erfindung bezieht sich auf das Gebiet von Magnetresonanz-(MR)-Bildgebung und -Spektroskopie. Sie betrifft ein Verfahren zum Korrigieren von Magnetfeldinhomogenitäten eines nahezu homogenen Hauptmagnetfelds B_0 in einem Untersuchungsvolumen einer MR-Vorrichtung. Die Erfindung bezieht sich auch auf eine MR-Vorrichtung und ein auf der MR-Vorrichtung ablaufendes Computerprogramm.

[0002] Bildherstellende MR-Verfahren, welche die Interaktion zwischen Magnetfeldern und Kernspins nutzen, um zweidimensionale oder dreidimensionale Bilder herzustellen, werden heutzutage vor allem auf dem Gebiet medizinischer Diagnose weit verbreitet eingesetzt, weil sie für die Bildgebung von Weichgewebe anderen Bildgebungsverfahren in vielen Hinsichten überlegen sind, keine ionisierende Strahlung erforderlich machen und für Gewöhnlich nicht invasiv sind.

[0003] Entsprechend dem MR-Verfahren im Allgemeinen wird der Körper des zu untersuchenden Patienten in einem starken, gleichmäßigen Magnetfeld B_0 platziert, dessen Richtung gleichzeitig eine Achse (normalerweise die z-Achse) des Koordinatensystems definiert, auf dem die Messung basiert. Das Magnetfeld B_0 erzeugt verschiedene Energiepegel für die einzelnen Kernspins in Abhängigkeit von der Magnetfeldstärke, die durch Anlegen eines elektromagnetischen Wechselfelds (HF-Felds) mit einer definierten Frequenz (sogenannten Larmor-Frequenz oder MR-Frequenz) angeregt werden können (Spinresonanz). Von einem makroskopischen Gesichtspunkt her erzeugt die Verteilung der einzelnen Kernspins eine Gesamtmagnetisierung, die durch Anlegen eines elektromagnetischen Impulses mit einer geeigneten Frequenz (HF-Impuls) bei einem sich senkrecht zur z-Achse erstreckendem Magnetfeld B_0 aus dem Gleichgewichtszustand abgelenkt werden kann, so dass die Magnetisierung eine Präzessionsbewegung um die z-Achse durchführt. Die Präzessionsbewegung beschreibt eine Fläche eines Konus, dessen Aperturwinkel als Anstellwinkel (flip angle) bezeichnet wird. Die Größenordnung des Anstellwinkels hängt von der Stärke und der Dauer des angelegten elektromagnetischen Impulses ab. Im Falle eines sogenannten 90°-Impulses werden die Spins von der z-Achse zur Transversalebene abgelenkt (Anstellwinkel 90°).

[0004] Nach Beendigung des HF-Impulses relaxiert die Magnetisierung zurück zum ursprünglichen Gleichgewichtszustand, in dem sich die Magnetisierung in der z-Richtung wieder mit einer ersten Zeitkonstante T_1 (Spin-Gitter- oder Längsrelaxationszeit) aufbaut, und die Magnetisierung in der zur z-Rich-

tung senkrechten Richtung relaxiert mit einer zweiten Zeitkonstante T_2 (Spin-Spin- oder Querrelaxationszeit). Die Veränderung der Magnetisierung kann mittels HF-Empfangsspulen erfasst werden, die in einem Untersuchungsvolumen der MR-Vorrichtung so angeordnet und ausgerichtet sind, dass die Veränderung der Magnetisierung in der zur z-Achse senkrechten Richtung gemessen wird. Der Abbau der transversalen Magnetisierung geht nach Anlegen beispielsweise eines 90°-Impulses mit einem (durch lokale Magnetfeldinhomogenitäten induzierten) Übergang der Kernspins von einem geordneten Zustand mit derselben Phase zu einem Zustand einher, in dem alle Phasenwinkel gleichmäßig verteilt sind (Dephasierung). Die Dephasierung kann mittels eines Neufokussierungsimpulses (beispielsweise eines 180°-Impulses) kompensiert werden. Dies erzeugt ein Echosignal (Spin-Echo) in den Empfangsspulen.

[0005] Um eine räumliche Auflösung in dem Körper zu bewerkstelligen, werden lineare Magnetfeldgradienten, die sich entlang der drei Hauptachsen erstrecken, dem gleichmäßigen Magnetfeld B_0 überlagert, was zu einer linearen räumlichen Abhängigkeit der Spin-Resonanzfrequenz führt. Das Signal, das in den Empfangsspulen abgegriffen wird, enthält dann Komponenten verschiedener Frequenzen, die verschiedenen Stellen im Körper zugeordnet werden können. Die über die Empfangsspulen erhaltenen Signaldaten entsprechen dem räumlichen Frequenzbereich und werden k-Raum Daten genannt. Die k-Raum Daten enthalten für Gewöhnlich mehrere Reihen, die mit unterschiedlicher Phasencodierung erfasst werden. Jede Reihe wird digitalisiert, indem eine Anzahl von Proben zusammengetragen wird. Ein Satz aus k-Raum Daten wird mittels einer Fourier-Transformation in ein MR-Bild umgesetzt.

[0006] Bei der MR-Bildgebung ist die Gleichmäßigkeit des Hauptmagnetfelds B_0 ein kritischer Faktor. Die notwendige Magnetfeldhomogenität wird im Untersuchungsvolumen der verwendeten MR-Vorrichtung auf Basis eines geeigneten Aufbaus des Hauptmagneten in Kombination mit stationären Shimming- oder Inhomogenitätsbeseitigungsmaßnahmen (z. B. ferromagnetischen Materialien, die an geeigneten Stellen im oder nahe am Untersuchungsvolumen angebracht sind) erzielt. Zusätzlich wird eine Gruppe Inhomogenitätsbeseitigungsspulen oder Shimming-Spulen (erster, zweiter und – gegebenenfalls – dritter Ordnung), welche die Inhomogenitätsbeseitigung des Hauptmagnetfelds weiter verbessern, während einer MR-Bildgebungssitzung aktiviert, indem geeignete Ströme an die Shimming-Spulen angelegt werden.

[0007] In MR-Vorrichtungen, die heute in klinischem Gebrauch sind, sind typischerweise Shimming-Systeme höherer Ordnung vorhanden, die ei-

nen Satz aus fünf Shimming-Spulen umfassen. Derartige Shimming-Systeme enthalten einen Satz aus fünf Verstärkern, um die angemessenen Ströme an die einzelnen Shimming-Spulen anzulegen, und eine Schnittstelle zu der nachgeschalteten Steuerelektronik der MR-Vorrichtung. Ein Nachteil derartiger Systeme ist deren Komplexität und Kostspieligkeit.

[0008] Aus dem Vorstehenden lässt sich schnell erkennen, dass es einen Bedarf an einer verbesserten MR-Technik gibt. Folglich besteht eine Aufgabe der Erfindung darin, ein Verfahren bereitzustellen, das eine effektive Korrektur von Feldinhomogenitäten höherer Ordnung des Hauptmagnetfelds B_0 ermöglicht.

[0009] Erfindungsgemäß wird ein Verfahren zum Korrigieren von Magnetfeldinhomogenitäten eines nahezu homogenen Hauptmagnetfelds B_0 in einem Untersuchungsvolumen einer MR-Vorrichtung offenbart. Die Erfindung schlägt vor, dass Ströme durch zwei oder mehr Spulenabschnitte mindestens einer von mehreren Gradientenspulen so gesteuert werden, dass Feldinhomogenitäten höherer Ordnung des Hauptmagnetfelds B_0 durch das dem Hauptmagnetfeld B_0 überlagerte Magnetfeld der mindestens einen Gradientenspule kompensiert wird.

[0010] Der Kern der Erfindung besteht darin, das Gradientenspulensystem einer MR-Vorrichtung dazu zu verwenden, räumliche Magnetfeldverteilungen höherer Ordnung zu erzeugen, um Inhomogenitäten des Hauptmagnetfelds B_0 zu beseitigen.

[0011] Erfindungsgemäß können bis zu drei der typischerweise fünf Kanäle des Shimming-Systems der MR-Vorrichtung entfallen, weil die entsprechenden Feldinhomogenitäten höherer Ordnung des Hauptmagnetfelds B_0 mit den drei Gradientenspulen (x-, y- und z-Gradienten) kompensiert werden können, die ohnehin in der MR-Vorrichtung vorhanden sind. Von daher können die Kosten des Shimming-Systems der MR-Vorrichtung deutlich gesenkt werden.

[0012] Eine Erkenntnis der Erfindung ist, dass Magnetfeldverteilungen höherer Ordnung mittels der Gradientenspulen erzeugt werden können, wenn (an sich bekannte) in Abschnitte unterteilte Gradientenspulen verwendet werden. Die Ströme durch die verschiedenen Spulenabschnitte der jeweiligen Gradientenspule der MR-Vorrichtung müssen unabhängig voneinander gesteuert werden, um die spezifizierte B_0 -Homogenität zu erzielen. Im Allgemeinen werden sich die durch einen Spulenabschnitt einer der Gradientenspulen fließenden Ströme von dem durch einen anderen Spulenabschnitt derselben Gradientenspule fließenden Strom unterscheiden, wenn das Verfahren der Erfindung für eine Beseitigung von Inhomogenitäten höherer Ordnung des Hauptmagnetfelds B_0 angewendet wird.

[0013] In einer bevorzugten Ausführungsform umfasst das Verfahren der Erfindung die folgenden Schritte:

- Aussetzen eines Teils des Körpers eines Patienten einer Bildgebungssequenz, die HF-Impulse und geschaltete Magnetfeldgradienten umfasst;
- Erfassen von Bildgebungssignalen;
- Rekonstruieren eines MR-Bilds aus den Bildgebungssignalen,

wobei die Ströme durch die Spulenabschnitte der Gradientenspulen so gesteuert werden, dass Feldinhomogenitäten höherer Ordnung des Hauptmagnetfelds B_0 während der Bildgebungssequenz und/oder der Erfassung der Bildgebungssignalen korrigiert werden.

[0014] Der Shimming-Lösungsansatz der Erfindung lässt sich während einer Anregung von Magnetresonanz genauso anwenden wie während einer Erfassung der MR-Bildgebungssignalen, aus denen letztendlich das MR-Bild rekonstruiert wird. Das Verfahren der Erfindung ermöglicht eine dynamische Inhomogenitätsbeseitigung, weil die an die verschiedenen Abschnitte der Gradientenspulen angelegten Ströme beispielsweise je nach der Form des untersuchten Körpers, die eine spezifische Störung des Hauptmagnetfelds erzeugt, einzeln gesteuert werden können. In der Praxis stellt sich heraus, dass die dominanten Feldstörungen, die durch die individuell verzögerten Patientenkörperperformen erzeugt werden, durch Magnetfeldverteilungen höherer Ordnung kompensiert werden können, die durch die Gradientenspulen erfindungsgemäß erzeugt werden.

[0015] Es ist möglich, die Hauptmagnetfeldverteilung mittels eines Kalibrierungscans vor der eigentlichen Bilderfassung zu messen. Erfindungsgemäß können dann die an die einzelnen Spulenabschnitte der Gradientenspulen angelegten Ströme auf Grundlage der erfassten Kalibrierungssignalen gesteuert werden, um während der Bilderfassung eine optimale Hauptmagnetfeldhomogenität zu erzielen. Technische Verfahren zum Messen der B_0 -Verteilung im Untersuchungsvolumen sind an sich auf dem Gebiet bekannt. Solche bekannten technischen Verfahren können zur Bestimmung der Ströme verwendet werden, die an die Gradientenspulenabschnitte zur B_0 -Inhomogenitätsbeseitigung erfindungsgemäß angelegt werden.

[0016] Das bislang beschriebene Verfahren der Erfindung kann mittels einer MR-Vorrichtung durchgeführt werden, die mindestens eine Hauptmagnetspule zum Erzeugen eines nahezu homogenen stationären Magnetfelds B_0 in einem Untersuchungsvolumen, eine Anzahl von Gradientenspulen zum Erzeugen von geschaltete Magnetfeldgradienten in verschiedenen räumlichen Richtungen im Untersuchungsvolumen, wobei jede Gradientenspule zwei

oder mehr Spulenabschnitte aufweist, mindestens eine HF-Spule zum Erzeugen von HF-Impulsen im Untersuchungsvolumen und/oder zum Empfangen von MR-Signalen vom Körper eines im Untersuchungsvolumen platzierten Patienten, und eine Steuereinheit zum Steuern der zeitlichen Abfolge von HF-Impulsen und geschaltete Magnetfeldgradienten umfasst. Erfindungsgemäß sind die durch die Spulenabschnitte jeder Gradientenspule fließenden Ströme unabhängig voneinander steuerbar.

[0017] Es kann ein Computerprogramm eingesetzt werden, mit dem die MR-Vorrichtung so gesteuert wird, dass sie das vorstehend erläuterte Verfahren der Erfindung durchführt. Das Computerprogramm kann entweder auf einem Datenträger oder in einem Datennetz vorhanden sein, um zur Installation in der Steuereinheit der MR-Vorrichtung heruntergeladen zu werden.

[0018] Die beigefügten Zeichnungen offenbaren bevorzugte Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung. Es sollte jedoch klar sein, dass die Zeichnungen nur zum Zweck einer Darstellung und nicht als Definition der Grenzen der Erfindung konzipiert sind.

KURZE BESCHREIBUNG DER ZEICHNUNGEN

[0019] Fig. 1 zeigt eine MR-Vorrichtung zum Ausführen des Verfahrens der Erfindung;

[0020] Fig. 2 zeigt schematisch eine Spulenabschnitte umfassende Gradientenspulenanordnung gemäß einer ersten Ausführungsform der Erfindung;

[0021] Fig. 3 zeigt schematisch eine abgeschirmte Gradientenspulenanordnung gemäß einer zweiten Ausführungsform der Erfindung.

AUSFÜHRLICHE BESCHREIBUNG DER ERFINDUNG

[0022] Mit Bezug auf Fig. 1 ist eine MR-Vorrichtung 1 gezeigt. Die Vorrichtung umfasst supraleitende oder resistive Hauptmagnetspulen 2, so dass ein nahezu homogenes, zeitlich konstantes Hauptmagnetfeld B_0 entlang einer z-Achse durch ein Untersuchungsvolumen erzeugt wird. Die Vorrichtung umfasst darüber hinaus einen Satz Shimming-Spulen 2' (1., und – gegebenenfalls – 2. und 3. Ordnung), in denen der Stromfluss durch die einzelnen Shimming-Spulen des Satzes 2' zum Zwecke einer Minimierung von B_0 -Abweichungen im Untersuchungsvolumen steuerbar ist.

[0023] Ein Magnetresonanzerzeugungs- und -beeinflussungssystem legt eine Reihe von HF-Impulsen und geschaltete Magnetfeldgradienten an, um Kernmagnetspins zu invertieren oder anzuregen, Magnetresonanz zu induzieren, Magnetresonanz neu zu fo-

kussieren, Magnetresonanz zu beeinflussen, die Magnetresonanz räumlich und anderweitig zu codieren, Spins zu sättigen u. dgl., um eine MR-Bildgebung durchzuführen.

[0024] Speziell legt ein Gradientenimpulsverstärker 3 Stromimpulse an ausgewählte Ganzkörpergradientenspulen 4, 5 und 6 entlang der x-, y- und z-Achse des Untersuchungsvolumens an. Ein digitaler HF-Frequenzsender 7 überträgt HF-Impulse oder -Impulspakete über einen Sende-/Empfangsumschalter 8 an eine Körper-HF-Spule 9, um HF-Impulse in das Untersuchungsvolumen zu übertragen. Eine typische MR-Bildgebungssequenz setzt sich aus einem Paket von HF-Impulssegmenten kurzer Dauer zusammen, die miteinander und jegliche angelegten Magnetfeldgradienten zusammengenommen eine ausgewählte Beeinflussung von Kernmagnetresonanz erzielen. Die HF-Impulse werden dazu verwendet, Resonanz zu sättigen, anzuregen, Magnetisierung zu invertieren, Resonanz neu zu fokussieren oder Resonanz zu beeinflussen und einen Abschnitt eines im Untersuchungsvolumen platzierten Körpers 10 auszuwählen. Die MR-Signale werden auch von der Körper-HF-Spule 9 aufgenommen.

[0025] Zur Erzeugung von MR-Bildern begrenzter Bereiche des Körpers 10 mittels Parallelbildgebung ist ein Satz lokaler Array-HF-Spulen 11, 12, 13 angrenzend an den zur Bildgebung ausgewählten Bereich angeordnet. Die Array-Spulen 11, 12, 13 können zum Empfangen von MR-Signalen verwendet werden, die durch Körper-Spulen-HF-Übertragungen induziert werden.

[0026] Die sich ergebenden MR-Signale werden von der Körper-HF-Spule 9 und/oder den Array-HF-Spulen 11, 12, 13 aufgenommen und von einem Empfänger 14 demoduliert, der vorzugsweise einen (nicht gezeigten) Vorverstärker enthält. Der Empfänger 14 ist über den Sende-/Empfangsumschalter 8 an die HF-Spulen 9, 11, 12 und 13 angeschlossen.

[0027] Ein Host Computer 15 steuert die Shimming-Spulen 2' sowie den Gradientenimpulsverstärker 3 und den Sender 7, um beliebige von mehreren MR-Bildgebungssequenzen zu erzeugen, wie etwa Echo-Planar-Bildegebung (EPI), Echo-Volumen-Bildgebung, Gradienten- und Spin-Echo-Bildgebung, Schnellspin-Echo-Bildgebung u. dgl. Für die ausgewählte Sequenz erhält der Empfänger 14 eine einzelne oder mehrere MR-Datenreihe/n in schneller Abfolge anschließend an jeden HF-Anregungsimpuls. Ein Datenerfassungssystem 16 führt eine Analog-Digital-Umwandlung der empfangenen Signale durch und konvertiert jede MR-Datenreihe in ein zur weiteren Verarbeitung geeignetes digitales Format. In modernen MR-Vorrichtungen ist das Datenerfassungssystem 16 ein separater Computer, der auf eine Erfassung von Rohbilddaten spezialisiert ist.

[0028] Letztlich werden die digitalen Rohbilddaten durch einen Rekonstruktionsprozessor **17**, der eine Fourier-Transformation oder andere geeignete Rekonstruktionsalgorithmen wie etwa SENSE oder SMASH anwendet, zu einer Bilddarstellung rekonstruiert. Das MR-Bild kann einen ebenen Schnitt durch den Patienten, eine Anordnung paralleler ebe-ner Schnitte, ein dreidimensionales Volumen o. dgl. darstellen. Das Bild wird dann in einem Bildspeicher gespeichert, wo auf es zugegriffen werden kann, um Schnitte, Projektionen oder andere Abschnitte der Bilddarstellung in ein Format zu konvertieren, das zur Visualisierung beispielsweise über einen Videomonitor **18** geeignet ist, der eine menschenlesbare Anzeige des sich ergebenden MR-Bilds bereitstellt.

[0029] Eine erste praktische Ausführungsform der Erfindung wird mit Bezug auf **Fig. 2** wie folgt beschrieben.

[0030] **Fig. 2** zeigt (teilweise) den Gradientenimpulsverstärker **3** und die Gradientenspule **4** der MR-Vorrichtung **1** ausführlicher. Die Gradientenspule **4** ist in Abschnitte unterteilt, was bedeutet, dass zwei Spulenabschnitte X_1 und X_2 vorhanden sind, um einen Magnetfeldgradienten in der X-Richtung zu erzeugen. Entsprechende Gradientenspulenhälften Y_1 , Y_2 , Z_1 und Z_2 sind in den Gradientenspulen **5** bzw. **6** vorhanden. Die Ströme durch die Spulenabschnitte X_1 und X_2 werden mittels Verstärkern (Stromquellen) **20** und **21** angelegt. Jeder Verstärker **20**, **21** ist an eine Spulenhälfte X_1 , X_2 angeschlossen. Die wie in **Fig. 2** gezeigte Konzeption der Gradientenspule **4** ist in vielen MR-Vorrichtungen verwirklicht, die heutzutage in klinischem Gebrauch sind. Jedoch werden in bekannten MR-Vorrichtungen die Verstärker **20**, **21**, welche die Abschnitte X_1 und X_2 ansteuern, gleichzeitig auf Grundlage eines einzelnen Wellenformgenerators pro Gradientenachse X, Y, Z ange-steuert. In **Fig. 2** hingegen wird jeder Verstärker **20**, **21** jeweils durch einen einzelnen Wellenformgenerator **22**, **23** angesteuert. Im Falle, dass nur eine statische Feldverteilung höherer Ordnung erzeugt zu werden braucht, kann der zweite Wellenformgenerator **23** zu einem steuerbaren Gleichstromversatz vereinfacht werden. Dies ermöglicht es, die durch die Spulenabschnitte X_1 und X_2 der Gradientenspule **4** fließenden Ströme erfindungsgemäß unabhängig von-einander zu steuern. Räumliche Magnetfeldverteilun-gen höherer Ordnung können mittels der Gradientenspule **4** wie in **Fig. 2** gezeigt erzeugt werden. Das Magnetfeld der Gradientenspule **4** wird im Untersuchungsvolumen der MR-Vorrichtung **1** dem Hauptmagnetfeld B_0 überlagert. Durch eine angemessene Steuerung der durch die Spulenabschnitte X_1 und X_2 fließenden Ströme über die Wellenformgeneratoren **22**, **23** wird eine Inhomogenitätsbeseitigung höherer Ordnung des Hauptmagnetfelds B_0 erzielt. Wenn Ströme durch die Spulenabschnitte X_1 und X_2 fließen, so dass beispielsweise während einer Bildgebungs-

sequenz ein Magnetfeldgradient erzeugt wird, wird ein linearer Magnetfeldgradient plus ein gewisser Be-trag an Feldkomponenten höherer Ordnung (haupt-sächlich 3. Ordnung) erzeugt. Durch Invertieren des Stroms in einem der Spulenabschnitte X_1 , X_2 wird ein B_0 -Feld (d. h. ohne lineares Gradientenfeld) plus ei-ne Feldverteilung höherer Ordnung (hauptsächlich 2. Ordnung) durch die Gradientenspule erzeugt. Diese durch die Gradientenspule erzeugte räumliche Feld-verteilung höherer Ordnung kann wie vorstehend erörtert auf gezielte Weise eingesetzt werden, um ent-sprechende Feldinhomogenitäten höherer Ordnung des Hautmagnetfelds B_0 zu kompensieren.

[0031] Das vorstehend beschriebene technische Verfahren lässt sich auch auf die anderen beiden Gradientenspulen **5** und **6** anwenden. Indem Gradi-entenspulen **4**, **5**, **6** verwendet werden, die auf ei-ne angemessene Weise in Abschnitte unterteilt sind (wobei die Spulenabschnitte im Allgemeinen im Hin-blick auf die Symmetrieebenen des Untersuchungs-volumens asymmetrisch angeordnet sein werden), kann das Gradientensystem der MR-Vorrichtung **1** z^2 -, x^2 - und y^2 -Terme der Magnetfeldverteilung im Unter-suchungsvolumen erzeugen. Dies entspricht den Legendre-Koeffizienten C_{20} , C_{21} und S_{21} eines her-kömmlichen Shim-Systems.

[0032] Eine alternative praktische Ausführungsform der Erfindung ist in **Fig. 3** gezeigt. In **Fig. 3** sind die Spulenhälften X_1 und X_2 in innere Spulenabschnitte **31**, **32** bzw. äußere Spulenabschnitte **33** und **34** unterteilt. Die äußereren Spulenabschnitte **33**, **34** werden zum Abschirmen des durch die inneren Spulen-abschnitte **31**, **32** erzeugten Magnetfelds verwendet. Die Spulenabschnitte **31** und **33** sind wie auch die Spulenabschnitte **32** und **34** in Reihe geschaltet. Die äußereren Spulenabschnitte **33**, **34** sind mit einzelnen Stromquellen **35**, **36** verbunden, welche die durch die äußereren Spulenabschnitte **33**, **34** fließenden Ströme steuern. Die Ströme der Stromquellen **35**, **36** werden den durch den Verstärker **37** erzeugten Strömen überlagert. Eine geeignete Steuerung der Stromquel-len **35**, **36** führt zu einem durch die Gradientenspule **4** erzeugten Feldverlauf höherer Ordnung, was erfin-dungsgemäß zur Beseitigung von Inhomogenitäten des Hauptmagnetfelds B_0 verwendet werden kann. In der in **Fig. 3** gezeigten Ausführungsform können die Verstärker **35**, **36** dazu verwendet werden, (wäh-rend einer Gradientenumstellung) Gleichströme als konstante Versatzgrößen durch die äußereren Spulen-abschnitte **33**, **34** zu befördern, die unabhängig von den durch den Verstärker **37** erzeugten Wechselströmen sind. In der Ausführungsform von **Fig. 3** ist nur ein einziger Wellenformgenerator **38** erforderlich.

[0033] Wie in **Fig. 3** dargestellt, ist es erfindungs-gemäß allgemein möglich, dass einer oder mehrere der Spulenabschnitte X_1 , X_2 , **31**, **32**, **33**, **34** mit ei-ner (gleichstromangetriebenen) Stromquelle verbun-

den wird bzw. werden, welche den durch den jeweiligen Spulenabschnitt fließenden Strom unabhängig vom dem durch einen anderen Spulenabschnitt der Gradientenspule **4** fließenden Strom steuert. Die durch die entsprechenden Stromquellen erzeugten Ströme können beispielsweise zum Zweck dynamischer Beseitigung von Inhomogenitäten einzeln gesteuert werden.

Patentansprüche

1. Verfahren zum Korrigieren von Magnetfeldinhomogenitäten eines nahezu homogenen Hauptmagnetfelds B_0 in einem Untersuchungsvolumen einer MR-Vorrichtung **(1)**, wobei Ströme durch zwei oder mehr Spulenabschnitte (X_1, X_2) mindestens einer von mehreren Gradientenspulen **(4, 5, 6)** so gesteuert werden, dass Feldinhomogenitäten höherer Ordnung des Hauptmagnetfelds B_0 durch das dem Hauptmagnetfeld B_0 überlagerte Magnetfeld der mindestens einen Gradientenspule kompensiert werden.

2. Verfahren nach Anspruch 1, wobei die Ströme durch die verschiedenen Spulenabschnitte (X_1, X_2) der mindestens einen Gradientenspule **(4, 5, 6)** unabhängig voneinander gesteuert werden.

3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, wobei sich der durch einen Spulenabschnitt (X_1, X_2) der mindestens einen Gradientenspule **(4)** fließende Strom von dem durch einen anderen Spulenabschnitt derselben Gradientenspule **(4)** fließenden Strom unterscheidet.

4. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, folgende Schritte umfassend:

- Aussetzen eines Teils eines im Untersuchungsvolumen der MR-Vorrichtung **(1)** angeordneten Körpers **(10)** einer Bildgebungssequenz, die HF-Impulse und geschaltete Magnetfeldgradienten umfasst;
- Erfassen von Bildgebungssignaldaten;
- Rekonstruieren eines MR-Bilds aus den Bildgebungssignaldaten,

wobei die Ströme durch die Spulenabschnitte (X_1, X_2) der Gradientenspulen **(4)** so gesteuert werden, dass Feldinhomogenitäten höherer Ordnung des Hauptmagnetfelds B_0 während der Bildgebungssequenz und/oder der Erfassung der Bildgebungssignaldaten korrigiert werden.

5. MR-Vorrichtung zum Ausführen des in den Ansprüchen 1 bis 4 beanspruchten Verfahrens, wobei die MR-Vorrichtung **(1)** mindestens eine Hauptmagnetspule **(2)** zum Erzeugen eines nahezu homogenen stationären Magnetfelds B_0 in einem Untersuchungsvolumen, eine Anzahl von Gradientenspulen **(4, 5, 6)** zum Erzeugen von geschaltete Magnetfeldgradienten in verschiedenen räumlichen Richtungen im Untersuchungsvolumen, wobei jede Gradientenspule **(4, 5, 6)** zwei oder mehr Spulenabschnitte (X_1, X_2) aufweist, mindestens eine Körper-HF-Spu-

le **(9)** zum Erzeugen von HF-Impulsen im Untersuchungsvolumen und/oder zum Empfangen von MR-Signalen vom Körper **(10)** eines im Untersuchungsvolumen platzierten Patienten, und eine Steuereinheit **(15)** zum Steuern der zeitlichen Abfolge von HF-Impulsen und geschaltete Magnetfeldgradienten umfasst, wobei die durch die Spulenabschnitte (X_1, X_2) jeder Gradientenspule **(4, 5, 6)** fließenden Ströme unabhängig voneinander steuerbar sind.

6. MR-Vorrichtung nach Anspruch 5, wobei es sich bei den Spulenabschnitten um innere Spulenabschnitte **(31, 32)** und äußere Spulenabschnitte **(33, 34)** abgeschirmter Gradientenspulen **(4, 5, 6)** handelt.

7. MR-Vorrichtung nach Anspruch 5 oder 6, wobei die Spulenabschnitte **(31, 32, 33, 34)** in Reihe geschaltet sind.

8. MR-Vorrichtung nach einem der Ansprüche 5 bis 7, wobei mindestens einer der Spulenabschnitte **(31, 32, 33, 34)** jeder Gradientenspule **(4)** mit einer Stromquelle **(35, 36)** verbunden ist, die den durch diesen Spulenabschnitt fließenden Strom unabhängig von dem durch einen anderen Spulenabschnitt derselben Gradientenspule **(4, 5, 6)** fließenden Strom steuert.

9. Auf einer MR-Vorrichtung **(1)** ablaufendes Computerprogramm, wobei das Computerprogramm Befehle umfasst, um Ströme durch zwei oder mehr Spulenabschnitte (X_1, X_2) mindestens einer von mehreren Gradientenspulen **(4, 5, 6)** der MR-Vorrichtung **(1)** so zu steuern, dass Feldinhomogenitäten höherer Ordnung eines Hauptmagnetfelds B_0 durch das dem Hauptmagnetfeld B_0 überlagerte Magnetfeld der Gradientenspulen **(4, 5, 6)** kompensiert werden.

Es folgen 2 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

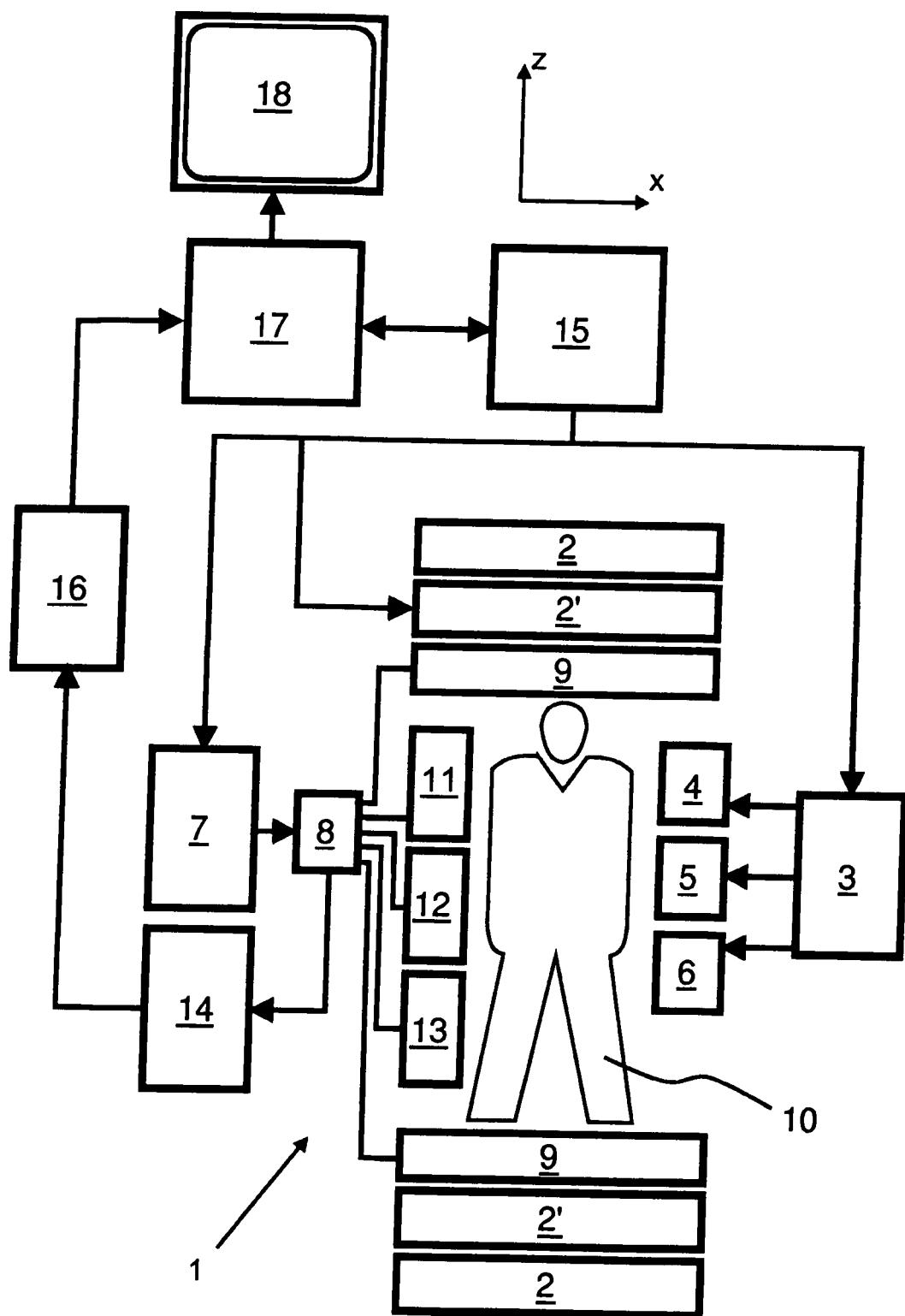


Fig. 1

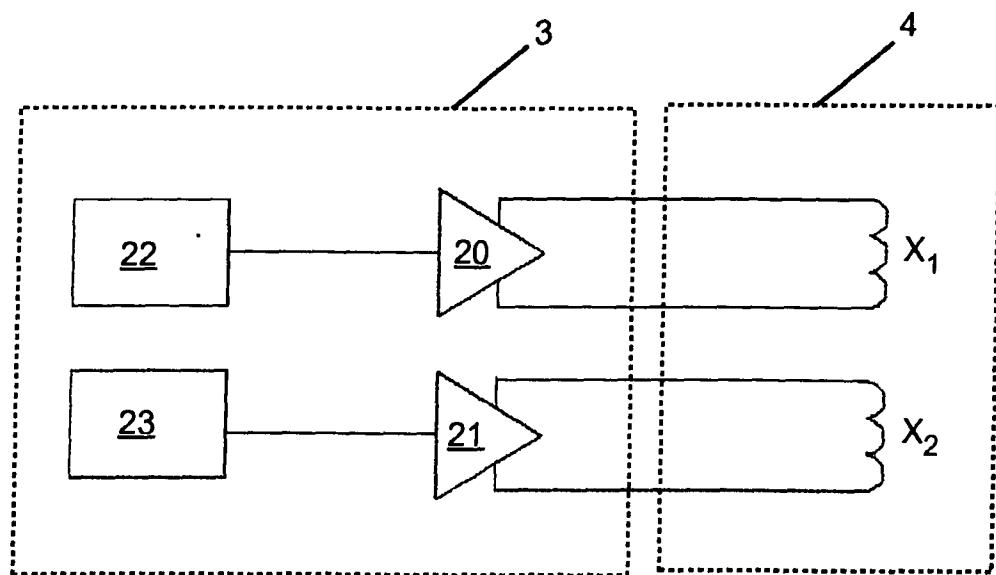


Fig. 2

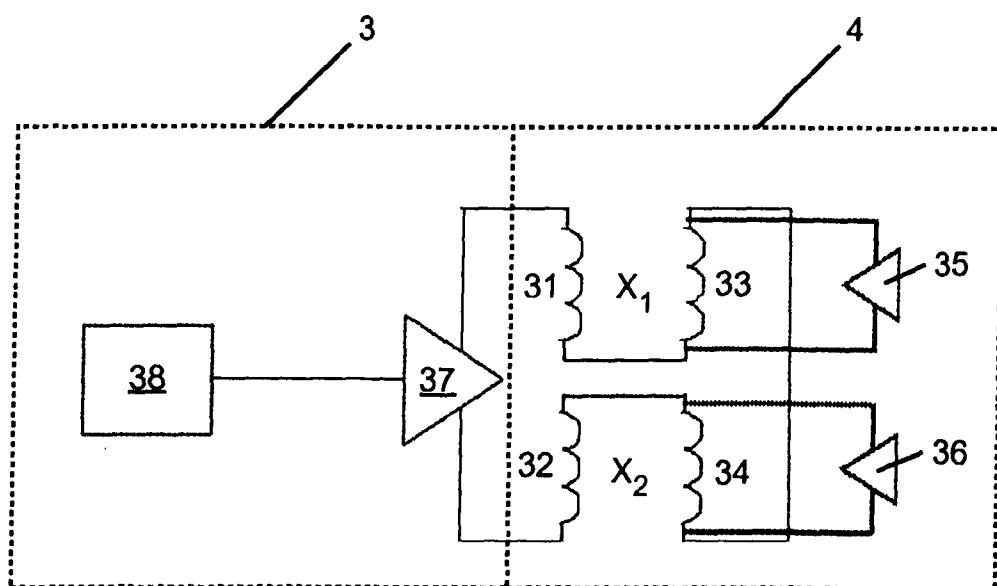


Fig. 3