



(12)

## Patentschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2011 006 230.0**  
(22) Anmelddetag: **28.03.2011**  
(43) Offenlegungstag: **04.10.2012**  
(45) Veröffentlichungstag  
der Patenterteilung: **24.01.2013**

(51) Int Cl.: **G01R 33/565 (2006.01)**  
**G01R 33/56 (2006.01)**

Innerhalb von drei Monaten nach Veröffentlichung der Patenterteilung kann nach § 59 Patentgesetz gegen das Patent Einspruch erhoben werden. Der Einspruch ist schriftlich zu erklären und zu begründen. Innerhalb der Einspruchsfrist ist eine Einspruchsgebühr in Höhe von 200 Euro zu entrichten (§ 6 Patentkostengesetz in Verbindung mit der Anlage zu § 2 Abs. 1 Patentkostengesetz).

(73) Patentinhaber:  
**Siemens Aktiengesellschaft, 80333, München, DE**

**C. Liu et al.: Simultaneous phase correction and SENSE reconstruction for navigated multi-shot DWI with non-cartesian k-space sampling.**  
In: **Magn. Reson. Med.**, 54, 2005, S. 1412-1422.

(72) Erfinder:  
**Pfeuffer, Josef, Dr., 91358, Kunreuth, DE**

**D.H.J. Poot et al.: Improved B0 field map estimation for high field EPI.** In: **Magn. Reson. Imag.**, 28, 2010, S. 441-450.

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht gezogene Druckschriften:

DE 101 14 318 A1  
DE 103 30 926 A1  
US 6 853 191 B1

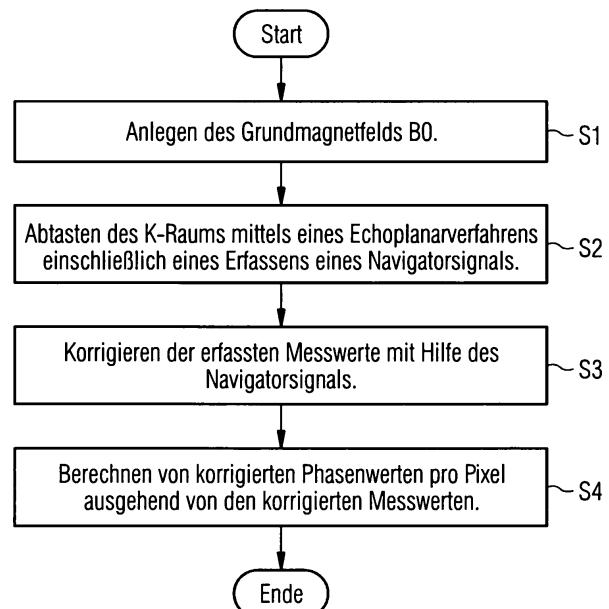
(54) Bezeichnung: **Pixelweise Korrektur einer Phaseninformation in MR-Bildern unter Verwendung eines Navigatorsignals**

(57) Hauptanspruch: Verfahren zur Korrektur einer Phaseninformation in MR-Bildern eines vorbestimmten Volumenabschnitts eines Untersuchungsobjekts (0) mittels einer Magnetresonanzanlage (5), umfassend folgende Schritte:

Anlegen eines Grundmagnetfelds,

Aufnehmen von MR-Daten des vorbestimmten Volumenabschnitts, Auswerten der MR-Daten derart, dass pro Pixel des vorbestimmten Volumenabschnitts eine Phaseninformation berechnet wird, Aufnehmen eines Navigatorsignals, welches eine unbeabsichtigte Änderung des Grundmagnetfelds erfassst, die durch Bewegungen des Untersuchungsobjekts oder durch die Magnetresonanzanlage (5) selbst verursacht wird, und

Korrigieren der Phaseninformation im Bildbereich unter Berücksichtigung des Navigatorsignals.



**Beschreibung**

**[0001]** Die vorliegende Erfindung betrifft ein Verfahren, um die Phaseninformation bei der Erstellung von MR-Bildern, welche insbesondere mit einem Echoplanarverfahren aufgenommen worden sind, zu korrigieren. Darüber hinaus betrifft die vorliegende Erfindung eine entsprechend ausgestaltete Magnetresonanzanlage sowie ein Computerprogrammprodukt und einen elektronisch lesbaren Datenträger.

**[0002]** Die DE 101 14 318 A1 beschreibt ein Verfahren zur Korrektur von Bildartefakten unter Verwendung von Phasen-, Positions- und Amplitudeninformationen, die aus einem Navigatorecho gewonnen werden. Dadurch können die Bilddaten, z. B. hinsichtlich Positionsverschiebungen, korrigiert werden.

**[0003]** In "Simultaneous Phase Correction and SENSE Reconstruction for Navigated Multi-Shot DWI with Non-Cartesian k-Space Sampling", C. Liu u. a., Magnetic Resonance in Medicine 54: Seiten 1412–1422, 2005 wird das Erfassen von MR-Daten für eine diffusionsgewichtete Bildgebung beschrieben. Die MR-Daten werden dabei mit "Multi Shots" erfasst, wobei die Phase im K-Raum korrigiert wird.

**[0004]** In "Improved B0 field map estimation for high field EPI", D. H. J. Poot u. a., Magnetic Resonance Imaging, Vol. 28, Nr. 3, Seiten 441–450, April 2010 wird ein Echoplanarverfahren für eine ultraschnelle MR-Bildgebung offenbart.

**[0005]** Die DE 103 30 926 A1 offenbart ein Verfahren zur absoluten Bestimmung des B0-Feldes, um dadurch bei der MR-Bildgebung Bildartefakte zu korrigieren.

**[0006]** Die US 6 853 191 B1 beschreibt ein Rekonstruktionsverfahren für eine MR-Bildgebung, wobei nicht lineare Phasenfehler im K-Raum korrigiert werden.

**[0007]** Die funktionale MR-Bildgebung (fMRI), bei welcher z. B. die Sauerstoffsättigung des Blutes dargestellt wird, ist ein populäres Verfahren, um beispielsweise das aktive Gehirn nicht invasiv zu studieren. Die Sauerstoffsättigung des Blutes ändert sich abhängig von einer lokalen Aktivierung im Gehirn, und aufgrund dieser sich ändernden Sauerstoffsättigung ändert sich die T2\* Relaxationszeit bzw. ändern sich die erfassten MR-Daten. Somit enthalten die komplex-wertigen fMRI-Signale eine physiologische Information.

**[0008]** Die zu Grunde liegende Voraussetzung für eine Analyse mittels fMRI ist die Stabilität der gemessenen MR-Signale sowohl räumlich als auch zeitlich. Diese Voraussetzungen gelten auch für andere Anwendungen, beispielsweise bei der Erstellung

von MR-Bildern, mit welchen eine Diffusions- oder Perfusionsskarte dargestellt wird. Die räumliche Stabilität (d. h. die Annahme, dass an einer bestimmten Stelle des Untersuchungsobjekts jeweils eine vorbestimmte Magnetfeldstärke herrscht) kann beispielsweise durch Atmung oder Herzschlag oder durch eine Bewegung des Untersuchungsobjekts gestört werden. Die zeitliche Stabilität (d. h. die Annahme, dass zu einem bestimmten Zeitpunkt oder während eines vorbestimmten Zeitintervalls (an einer bestimmten Stelle) eine vorbestimmte Magnetfeldstärke herrscht) kann beispielsweise durch eine entsprechende Drift der Magnetresonanzanlage gestört werden.

**[0009]** Die vorliegende Erfindung stellt sich die Aufgabe, Störungen der Stabilität besser zu korrigieren, als dies nach dem Stand der Technik der Fall ist.

**[0010]** Erfindungsgemäß wird diese Aufgabe durch ein Verfahren zur Korrektur einer Phaseninformation in MR-Bildern nach Anspruch 1, durch eine Magnetresonanzanlage nach Anspruch 13, durch ein Computerprogrammprodukt nach Anspruch 15 und durch einen elektronisch lesbaren Datenträger nach Anspruch 16 gelöst.

**[0011]** Im Rahmen der vorliegenden Erfindung wird ein Verfahren zur Korrektur einer Phaseninformation in MR-Bildern eines vorbestimmten Volumenabschnitts eines Untersuchungsobjekts mittels einer Magnetresonanzanlage bereitgestellt. Dabei umfasst das Verfahren folgende Schritte:

- Das Grundmagnetfeld (B0) wird angelegt.
- MR-Daten des vorbestimmten Volumenabschnitts werden aufgenommen, indem insbesondere ein K-Raum, welcher mit dem vorbestimmten Volumenabschnitt korrespondiert, abgetastet wird.
- Die MR-Daten werden derart ausgewertet, dass pro Pixel des vorbestimmten Volumenabschnitts eine Phaseninformation berechnet wird. Somit existiert pro Pixel beispielsweise zusätzlich zu einer Amplitudeninformation bzw. zusätzlich zu einem Amplitudenwert ein entsprechender Phasenwert.
- Ein Navigatorsignal wird aufgenommen, wobei mit Hilfe dieses Navigatorsignals eine (unbeabsichtigte) Veränderung des Grundmagnetfelds erfasst wird, die beispielsweise durch das Untersuchungsobjekt oder durch entsprechende Unzulänglichkeiten (Drift) der Magnetresonanzanlage selbst verursacht wird.
- Durch dieses Navigatorsignal wird die Phaseninformation derart korrigiert, dass die Auswirkungen der unbeabsichtigten Änderung des Grundmagnetfelds in der Phaseninformation berücksichtigt sind.

**[0012]** Indem erfindungsgemäß die Phaseninformation (und nicht nur die Magnitudeninformation, wie es

nach dem Stand der Technik üblich ist) derart korrigiert wird, dass unbeabsichtigte Änderungen des Grundmagnetfelds herausgerechnet bzw. korrigiert werden, werden Störungen der Stabilität besser korrigiert, als dies nach dem Stand der Technik der Fall ist.

**[0013]** Nach dem Stand der Technik wird beispielsweise bei der funktionalen MR-Bildgebung nur die Amplitudeninformation in Abhängigkeit von den unbeabsichtigten Änderungen des Grundmagnetfelds entsprechend korrigiert und zur Herleitung physiologischer Informationen eingesetzt. Erfindungsgemäß ist es nun möglich, auch die Phaseninformation im Bildbereich bezüglich der Änderungen des Grundmagnetfelds zu korrigieren, so dass als physiologische Information auch die entsprechend korrigierte Phaseninformation der MR-Daten oder die gesamte komplex-mehrwertige Information (Phaseninformation und Amplitudeninformation) im Bildbereich vorteilhafterweise zur Verfügung steht.

**[0014]** Um eine korrekte Phaseninformation im Bildbereich zu erlangen, kann die Korrektur im K-Raum (indem das K-Raum-Signal korrigiert wird) oder im Bildraum (z. B. nach der Transformation der K-Raum-Signale in die MR-Bilddaten) erfolgen.

**[0015]** Die Korrektur kann in Echtzeit vorgenommen werden, so dass auch das entsprechende MR-Bild (welches die korrigierte Phaseninformation darstellt) in Echtzeit erstellt werden kann.

**[0016]** Die Aufnahme der MR-Daten wird dabei insbesondere mit einem Echoplanarverfahren durchgeführt. Dabei werden bei dem Echoplanarverfahren ausgehend von einer einzelnen selektiven HF-Anregung ein oder mehrere Echosignale ausgelernt. Dabei wird unter einem Echoplanarverfahren auch ein Verfahren verstanden, welches den K-Raum spiralförmig oder nicht kartesisch (nicht geradlinig) abtastet.

**[0017]** Mittels des Echoplanarverfahrens werden ausgehend von einer HF-Anregung mehrere Zeilen (oder Bahnen (z. B. bei sinusförmig oszillierendem Gradientenfeld)) im K-Raum oder auch der gesamte K-Raum abgetastet, so dass der K-Raum im Vergleich zu anderen Verfahren, bei welchen pro HF-Puls nur eine Zeile des K-Raums abgetastet wird, vorteilhafterweise zeitlich schneller erfasst wird. Daraus ist das Echoplanarverfahren für die funktionale MR-Bildgebung beispielsweise zur Erfassung kurzfristiger Änderungen im Gehirn gut geeignet.

**[0018]** Gemäß einer erfindungsgemäßen Ausführungsform wird der K-Raum, welcher mit dem abzutastenden vorbestimmten Volumenabschnitt korrespondiert, segmentweise abgetastet. Dabei wird die mit dem Navigatorsignal erfasste unbeabsichtigt-

te Änderung des Grundmagnetfelds bei der Aufnahme der MR-Daten jedes Segments separat berücksichtigt, um die MR-Daten des jeweiligen Segments abhängig von der erfassten Änderung des Grundmagnetfelds zu korrigieren, bevor eine kombinierte Rekonstruktion insbesondere der Phaseninformation der MR-Daten der Segmente stattfindet.

**[0019]** Indem die MR-Daten jedes Segments des K-Raums individuell korrigiert werden, bevor die MR-Daten des K-Raums kombiniert und zur Rekonstruktion verwendet werden, können Artefakte im Vergleich zu einem Ansatz, bei welchem die MR-Daten des K-Raums insgesamt korrigiert werden, deutlich reduziert werden.

**[0020]** Als Navigatorsignal können entweder interne Navigatorsignale oder externe Navigatorsignale eingesetzt werden. Dabei wird unter einem internen Navigatorsignal ein MR-Signal verstanden, welches im Rahmen der Abtastung des K-Raums entweder zusätzlich (indem zum Beispiel bestimmte Referenzzeilen zusätzlich erfasst werden) oder implizit (indem beispielsweise MR-Signale aus dem K-Raum-Zentrum verwendet werden) erfasst wird. Das K-Raum-Signal, welches im Rahmen der normalen Abtastung erfasst wird, kann demnach erfindungsgemäß gleichzeitig auch ein internes Navigatorsignal sein, so dass zur Erfassung des Navigatorsignals kein zusätzliches MR-Signal erfasst werden muss. Insbesondere die internen Navigatorsignale können auch für andere Korrekturen (z. B. Bildverdopplungen in Phasenrichtung ("Ghosting")) eingesetzt werden. Unter einem externen Navigatorsignal wird ein Signal verstanden, welches beispielsweise mit einem Atmungsgürtel (ein Gerät, mit welchem die Atemtätigkeit erfasst wird) oder mit einem Herzmonitor erfasst wird. Auch mit Magnetfeldsonden und einer entsprechenden Kalibrierung kann ein externes Navigatorsignal erfasst werden, mit welchen Informationen über dynamische Frequenzänderungen des Grundmagnetfelds erfasst werden können.

**[0021]** Gemäß einer weiteren erfindungsgemäßen Ausführungsform wird die Phaseninformation abhängig von einem ersten Referenz-Phasenwert, von einem zweiten Referenz-Phasenwert, einem ersten Phasenwert und einem zweiten Phasenwert korrigiert. Dabei wird zur Erfassung dieser Phasenwerte die Quermagnetisierung mit dem Navigatorsignal, welches nicht phasencodiert ist, erfasst. Anders ausgedrückt wird mit dem Navigatorsignal der freie Induktionszerfall gemessen. Der erste Referenz-Phasenwert wird im Rahmen einer Referenzmessung mit dem Navigatorsignal ein erstes Zeitintervall nach dem HF-Anregungspuls gemessen, während der zweite Referenz-Phasenwert anhand des Navigatorsignals bestimmt wird, indem die Quermagnetisierung des sich aus dem Navigatorsignal ergebenden Echosignals ein zweites Zeitintervall nach

dem HF-Anregungspuls im Zentrum des K-Raums bei der Referenzmessung gemessen wird. Der erste Phasenwert wird bestimmt, indem die Quermagnetisierung mit einem beliebigen Messsignal, welches nicht phasencodiert ist, anhand des freien Induktionszerfalls nach dem ersten Zeitintervall nach der entsprechenden HF-Anregung im Rahmen einer normalen Messung erfasst wird. Der zweite Phasenwert wird bestimmt, indem die Quermagnetisierung des Echosignals, welches sich aus dem Messsignal ergibt, das zweite Zeitintervall nach der HF-Anregung in der Mitte des K-Raums im Rahmen der normalen Messung erfasst wird.

**[0022]** Gemäß dieser Ausführungsform kann, da sowohl der Referenz-Phasenwert zu zwei Zeitpunkten als auch der Phasenwert zu denselben zwei Zeitpunkten erfasst wird, zur Korrektur der Änderung des Grundmagnetfelds sowohl der Offset als auch eine lineare Veränderung pro Zeiteinheit dieser Änderung berücksichtigt werden.

**[0023]** Da die Erfassung der Referenz-Phasenwerte bei der oben beschriebenen Ausführungsformen die Änderung der Pulsfolge bedeutet, existiert auch eine Ausführungsform, bei welcher nur ein Referenz-Phasenwert bestimmt wird, indem die Quermagnetisierung eines sich ergebenden Echosignals ein Zeitintervall nach dem HF-Anregungspuls in der Mitte des K-Raums bei einer Referenzmessung erfasst wird und indem nur ein Phasenwert bestimmt wird, indem die Quermagnetisierung eines sich ergebenden Echosignals nach diesem Zeitintervall nach dem HF-Anregungspuls in der Mitte des K-Raums bei der eigentlichen Messung erfasst wird. Bei dieser vereinfachten Ausführungsform wird die Phaseninformation nur abhängig von dem Referenz-Phasenwert und dem Phasenwert korrigiert.

**[0024]** Gemäß dieser vereinfachten Ausführungsform wird bei der Korrektur der Änderung des Grundmagnetfelds nur die lineare Veränderung pro Zeiteinheit (und nicht der Offset) berücksichtigt.

**[0025]** Erfindungsgemäß steht die Korrektur der Phaseninformation bei der Erstellung von MR-Bildern im Vordergrund. Allerdings kann die erfasste Änderung des Grundmagnetfelds auch zur Korrektur der Amplitudeninformation bzw. Magnitudeninformation, welche pro Pixel des vorbestimmten Volumenabschnitts aus den MR-Daten berechnet wird, eingesetzt werden. Dazu kann die erfasste Änderung des Grundmagnetfelds bereits bei der Erfassung der MR-Daten im K-Raum oder bei der Auswertung (Rekonstruktion) der MR-Daten im Bildraum berücksichtigt werden, um auch die Amplitudeninformation entsprechend zu korrigieren.

**[0026]** Zur Erstellung einer Verzerrungskarte ("distortion map") kann der K-Raum ein erstes Mal und an-

schließend ein zweites Mal abgetastet werden, wobei in beiden Fällen ein Echoplanarverfahren eingesetzt wird. Im Vergleich zu der zweiten Abtastung weist ein Phasenkodiergradient des Echoplanarverfahrens ein kleines zusätzliches Gradientenmoment auf (d. h. das Moment weist im Vergleich zu der eigentlichen Amplitude des Phasenkodiergradienten eine betragsmäßig kleinere Amplitude auf), durch welches eine konstante Verschiebung im K-Raum in der dem Phasenkodiergradienten entsprechenden Richtung zwischen den Ergebnissen der ersten Abtastung und der zweiten Abtastung erfolgt. Indem pro Pixel eine Phasendifferenz zwischen den Ergebnissen der ersten Abtastung und den Ergebnissen der zweiten Abtastung berechnet wird, wird die Verzerrungskarte erstellt. Dabei werden die Auswirkungen der unbeabsichtigten Änderungen des Grundmagnetfelds erfindungsgemäß bei der Berechnung der Phasendifferenz korrigiert. Die Verzerrungskarte gibt somit pro Pixel des vorbestimmten Volumenabschnitts an, wie ein Phasenwert des entsprechenden Pixels zu korrigieren ist, um die erfasste Änderung des Grundmagnetfelds zu korrigieren.

**[0027]** Zur Erstellung einer Feldkarte ("field map") kann der K-Raum jeweils nach einer ersten Echozeit und nach einer zweiten Echozeit (also doppelt) abgetastet werden. Dabei wird anhand der MR-Daten, welche zu der ersten Echozeit erfasst werden, eine erste Phasenkarte und aus den MR-Daten, welche zu der zweiten Echozeit erfasst werden, eine zweite Phasenkarte erstellt. Dabei gibt eine Phasenkarte pro Pixel an, welcher Phasenwert für den entsprechenden Pixel berechnet worden ist. Die Phasenwerte werden dabei erfindungsgemäß korrigiert, so dass die Phaseninformationen der beiden Phasenkarten vorteilhafterweise die erfasste Änderung des Grundmagnetfelds berücksichtigen. Die Feldkarte wird aus der Differenz der ersten Phasenkarte und der zweiten Phasenkarte erstellt und gibt pro Pixel an, wie stark das Grundmagnetfeld für dieses Pixel ist.

**[0028]** Indem die vorliegende Erfindung zur Erstellung einer Feldkarte eingesetzt wird, können beispielweise physiologische Artefakte aus der Feldkarte eliminiert werden.

**[0029]** Im Rahmen der vorliegenden Erfindung wird auch eine Magnetresonanzanlage zur Erfassung von MR-Bilddaten bereitgestellt. Dabei umfasst die Magnetresonanzanlage einen Grundfeldmagneten, ein Gradientenfeldsystem, eine HF-Antenne und eine Steuereinrichtung, um das Gradientenfeldsystem und die HF-Antenne zu steuern, von der HF-Antenne aufgenommene Messsignale zu empfangen, diese Messsignale auszuwerten und somit MR-Bilder zu erfassen. Dazu legt die Magnetresonanzanlage ein Grundmagnetfeld an und erfasst MR-Daten des vorbestimmten Volumenabschnitts. Die Magnetresonanzanlage wertet diese MR-Daten aus und berech-

net pro Pixel des vorbestimmten Volumenabschnitts eine Phaseninformation. Die Magnetresonanzanlage erfasst ein Navigatorsignal, welches von einer unbeabsichtigten Änderung des Grundmagnetfelds abhängig ist, und korrigiert die Phaseninformation mittels dieses Navigatorsignals.

**[0030]** Die Vorteile der erfindungsgemäßen Magnetresonanzanlage entsprechen dabei im Wesentlichen den Vorteilen des erfindungsgemäßen Verfahrens, welche vorab im Detail ausgeführt worden sind, so dass hier auf eine Wiederholung verzichtet wird.

**[0031]** Des Weiteren beschreibt die vorliegende Erfindung ein Computerprogrammprodukt, insbesondere ein Computerprogramm oder eine Software, welche man in einen Speicher einer programmierbaren Steuerung bzw. einer Recheneinheit einer Magnetresonanzanlage laden kann. Mit diesem Computerprogrammprodukt können alle oder verschiedene vorab beschriebene Ausführungsformen des erfindungsgemäßen Verfahrens ausgeführt werden, wenn das Computerprogrammprodukt in der Steuerung oder Steuereinrichtung der Magnetresonanzanlage läuft. Dabei benötigt das Computerprogrammprodukt eventuell Programmmittel, z. B. Bibliotheken und Hilfsfunktionen, um die entsprechenden Ausführungsformen der Verfahren zu realisieren. Mit anderen Worten soll mit dem auf das Computerprogrammprodukt gerichteten Anspruch insbesondere ein Computerprogramm oder eine Software unter Schutz gestellt werden, mit welcher eine der oben beschriebenen Ausführungsformen des erfindungsgemäßen Verfahrens ausgeführt werden kann bzw. welche diese Ausführungsform ausführt. Dabei kann es sich bei der Software um einen Quellcode (z. B. C++), der noch kompiliert (übersetzt) und gebunden oder der nur interpretiert werden muss, oder um einen ausführbaren Softwarecode handeln, der zur Ausführung nur noch in die entsprechende Recheneinheit zu laden ist.

**[0032]** Schließlich offenbart die vorliegende Erfindung einen elektronisch lesbaren Datenträger, z. B. eine DVD, ein Magnetband oder einen USB-Stick, auf welchem elektronisch lesbare Steuerinformationen, insbesondere Software (vgl. oben), gespeichert ist. Wenn diese Steuerinformationen (Software) von dem Datenträger gelesen und in eine Steuerung bzw. Recheneinheit einer Magnetresonanzanlage gespeichert werden, können alle erfindungsgemäßen Ausführungsformen des vorab beschriebenen Verfahrens durchgeführt werden.

**[0033]** Die vorliegende Erfindung ist insbesondere zur funktionalen MR-Bildgebung, zur Erzeugung von diffusionsgewichteten MR-Bildern oder zur Erzeugung von perfusionsgewichteten MR-Bildern geeignet. Selbstverständlich ist die vorliegende Erfindung nicht auf diesen bevorzugten Anwendungsbereich

eingeschränkt, da sie vorteilhaft bei jeder Anwendung eingesetzt werden kann, bei welcher die Ergebnisse von einer korrekten Phaseninformation abhängen. Auch neuartige Verfahren im Bereich der funktionalen MR-Bildgebung, mit welchen beispielsweise Beziehungen zwischen bestimmten Gehirnbereichen bei der Verarbeitung bestimmter Informationen durch das Gehirn dargestellt werden oder eine MR-Bildgebung von funktionalen Verbindungen ("connectivity mapping") eingesetzt wird, profitieren von der vorliegenden Erfindung, indem nicht nur die Amplitude, sondern auch die Phase erfindungsgemäß korrigiert wird. Insbesondere profitieren MR-Bildgebungsverfahren hinsichtlich Stabilität und Bildqualität, indem erfindungsgemäß unbeabsichtigte dynamische zeitliche und räumliche Änderungen des Grundmagnetfelds auch hinsichtlich der Phaseninformation erfasst und korrigiert werden.

**[0034]** Im Folgenden wird die vorliegende Erfindung anhand bevorzugter erfindungsgemäßer Ausführungsformen mit Bezug zu den Figuren im Detail beschrieben.

**[0035]** In [Fig. 1](#) ist schematisch eine Magnetresonanzanlage dargestellt.

**[0036]** In [Fig. 2](#) ist die Phase über der Zeit für eine Referenzmessung und eine normale Messung bei einem Echoplanarverfahren dargestellt.

**[0037]** In [Fig. 3](#) ist der Zusammenhang zwischen der Navigatorfrequenz sowie einem Phasenwert und einem Spektrum dargestellt.

**[0038]** [Fig. 4](#) stellt ein Flussablaufdiagramm eines erfindungsgemäßen Verfahrens dar.

**[0039]** [Fig. 1](#) zeigt eine schematische Darstellung einer Magnetresonanzanlage **5** (d. h. eines Magnetresonanz-Bildgebungs- bzw. Kernspintomographiegeräts). Dabei erzeugt ein Grundfeldmagnet **1** ein zeitlich konstantes starkes Magnetfeld zur Polarisation bzw. Ausrichtung der Kernspins in einem Untersuchungsbereich eines Objekts **0**, wie z. B. eines zu untersuchenden Teils eines menschlichen Körpers (z. B. des Kopfes), welcher auf einem Tisch **23** liegend zur Datenerfassung in die Magnetresonanzanlage **5** geschoben wird. Die für die Kernspintomographiemessung erforderliche hohe Homogenität des Grundmagnetfelds ist in einem typischerweise kugelförmigen Messvolumen **M** definiert. Zur Unterstützung der Homogenitätsanforderungen und insbesondere zur Eliminierung zeitlich invariabler Einflüsse werden an geeigneter Stelle so genannte Shim-Bleche aus ferromagnetischem Material angebracht. Zeitlich variable Einflüsse werden durch Shim-Spulen **2** weitgehend eliminiert.

**[0040]** In den Grundfeldmagneten **1** ist ein zylindrisches Gradientenspulensystem **3** eingesetzt, welches aus drei Teilwicklungen besteht. Jede Teilwicklung wird von einem Verstärker mit Strom zur Erzeugung eines linearen (auch zeitlich veränderbaren) Gradientenfeldes in die jeweilige Richtung des kartesischen Koordinatensystems versorgt. Die erste Teilwicklung des Gradientenfeldsystems **3** erzeugt dabei einen Gradienten  $G_x$  in x-Richtung, die zweite Teilwicklung einen Gradienten  $G_y$  in y-Richtung und die dritte Teilwicklung einen Gradienten  $G_z$  in z-Richtung. Der Verstärker umfasst einen Digital-Analog-Wandler, welcher von einer Sequenzsteuerung **18** zum zeitrichtigen Erzeugen von Gradientenpulsen angesteuert wird.

**[0041]** Innerhalb des Gradientenfeldsystems **3** befindet sich eine (oder mehrere) Hochfrequenzantenne(n) **4**, welche die von einem Hochfrequenzleistungsverstärker abgegebenen Hochfrequenzpulse in ein magnetisches Wechselfeld zur Anregung der Kerne und Ausrichtung der Kernspins des zu untersuchenden Objekts **0** bzw. des zu untersuchenden Bereiches des Objekts **0** umsetzen. Jede Hochfrequenzantenne **4** besteht aus einer oder mehreren HF-Sendespulen und einer oder mehreren HF-Empfangsspulen in Form einer ringförmigen vorzugsweise linearen oder matrixförmigen Anordnung von Komponentenspulen. Von den HF-Empfangsspulen der jeweiligen Hochfrequenzantenne **4** wird auch das von den präzidierten Kernspins ausgehende Wechselfeld, d. h. in der Regel die von einer Pulssequenz aus einem oder mehreren Hochfrequenzpulsen und einem oder mehreren Gradientenpulsen hervorgerufenen Kernspinechosignale, in eine Spannung (Messsignal) umgesetzt, welche über einen Verstärker **7** einem Hochfrequenz-Empfangskanal **8** eines Hochfrequenzsystems **22** zugeführt wird. Das Hochfrequenzsystem **22** umfasst weiterhin einen Sendekanal **9**, in welchem die Hochfrequenzpulse für die Anregung der magnetischen Kernresonanz erzeugt werden. Dabei werden die jeweiligen Hochfrequenzpulse aufgrund einer vom Anlagerechner **20** vorgegebenen Pulssequenz in der Sequenzsteuerung **18** digital als Folge komplexer Zahlen dargestellt. Diese Zahlenfolge wird als Real- und als Imaginärteil über jeweils einen Eingang **12** einem Digital-Analog-Wandler im Hochfrequenzsystem **22** und von diesem einem Sendekanal **9** zugeführt. Im Sendekanal **9** werden die Pulssequenzen einem Hochfrequenz-Trägersignal aufmoduliert, dessen Basisfrequenz der Resonanzfrequenz der Kernspins im Messvolumen entspricht.

**[0042]** Die Umschaltung von Sende- auf Empfangsbetrieb erfolgt über eine Sende-/Empfangsweiche **6**. Die HF-Sendespulen der Hochfrequenzantenne(n) **4** strahlt(en) die Hochfrequenzpulse zur Anregung der Kernspins in das Messvolumen **M** ein und resultierende Echosignale werden über die HF-Empfangsspule

(n) abgetastet. Die entsprechend gewonnenen Kernresonanzsignale werden im Empfangskanal **8'** (erster Demodulator) des Hochfrequenzsystems **22** phasenempfindlich auf eine Zwischenfrequenz demoduliert und im Analog-Digital-Wandler (ADC) digitalisiert. Dieses Signal wird noch auf die Frequenz 0 demoduliert. Die Demodulation auf die Frequenz 0 und die Trennung in Real- und Imaginärteil findet nach der Digitalisierung in der digitalen Domäne in einem zweiten Demodulator **8** statt. Durch einen Bildrechner **17** kann aus den dargestalt gewonnenen Messdaten ein MR-Bild rekonstruiert werden. Die Verwaltung der Messdaten, der Bilddaten und der Steuerprogramme erfolgt über den Anlagenrechner **20**. Aufgrund einer Vorgabe mit Steuerprogrammen kontrolliert die Sequenzsteuerung **18** die Erzeugung der jeweils gewünschten Pulssequenzen und das entsprechende Abtasten des k-Raumes. Insbesondere steuert die Sequenzsteuerung **18** dabei das zeitrichtige Schalten der Gradienten, das Aussenden der Hochfrequenzpulse mit definierter Phasenamplitude sowie den Empfang der Kernresonanzsignale. Die Zeitbasis für das Hochfrequenzsystem **22** und die Sequenzsteuerung **18** wird von einem Synthesizer **19** zur Verfügung gestellt. Die Auswahl entsprechender Steuerprogramme zur Erzeugung eines MR-Bildes, welche z. B. auf einer DVD **21** gespeichert sind, sowie die Darstellung des erzeugten MR-Bildes erfolgt über ein Terminal **13**, welches eine Tastatur **15**, eine Maus **16** und einen Bildschirm **14** umfasst.

**[0043]** In [Fig. 2](#) ist für eine Referenzmessung **42** und für eine normale Messung **41** zur Gewinnung von MR-Daten die Phase  $\Phi(t)$  des im K-Raum erfassten Signals über der Zeit  $t$  dargestellt, wobei die MR-Daten mit einem Echoplanarverfahren erfasst werden. Dazu sind der Auslesegradient  $G_{ro}$  und der Phasenkodiergradient  $G_{pe}$  im gleichen Zeitmaßstab abgebildet. Gemäß dem unterstellten Modell ändert sich der Phasenwert aufgrund der unbeabsichtigten Änderung des Grundmagnetfelds linear über der Zeit, so dass zwei Messpunkte zu verschiedenen Zeitpunkten notwendig sind, um einen Phasenwert (zum Zeitpunkt 0) und einen Frequenzversatz zu bestimmen. Der Phasenwert  $\Phi$  wird gemessen, indem die Quermagnetisierung mit einem nicht phasencodierten Navigatorsignal (ein dem freien Induktionszerfall gehorchendes Signal) zu einem ersten Zeitpunkt nach der HF-Anregung und ein von dem entsprechenden Navigatorsignal erzeugtes Echosignal im Zentrum des K-Raumes zu einem späteren zweiten Zeitpunkt gemessen werden. Dabei wird in beiden Fällen ein Signal abgetastet, welches über der gesamten zu erfassenden Schicht integriert ist. Das Navigatorsignal kann auch in der Ausleserichtung codiert sein, wenn das Echosignal in der K-Raum-Mitte erfasst wird. In der Praxis werden das Navigatorsignal und das Echosignal für die Referenzmessung anhand des Signalmaximums erfasst und für alle folgenden Messungen verwendet.

**[0044]** Aus den Phasenwerten  $\Phi_{R,1}$  und  $\Phi_{n,1}$  zum Zeitpunkt T1 und den Phasenwerten  $\Phi_{R,2}$  und  $\Phi_{n,2}$  zum Zeitpunkt T2 der Referenzmessung **42** und der eigentlichen Messung **41** lässt sich mit Hilfe der folgenden Gleichung (1) die Phasendifferenz  $\Delta\Phi$  zum Zeitpunkt 0 bestimmen.

$$\Delta\Phi = (T_2 \cdot (\Phi_{n,1} - \Phi_{R,1}) - T_1 \cdot (\Phi_{n,2} - \Phi_{R,2})) / (T_2 - T_1) \quad (1)$$

**[0045]** Über dieselben Phasenwerte und Zeitpunkte (Zeitintervalle) lässt sich gemäß der folgenden Gleichung (2) die Frequenzänderung (Steigungsänderung)  $\Delta\omega$  zwischen der Frequenz (Steigung der Phase) der Referenzmessung und der Frequenz (Steigung) der eigentlichen Messung bestimmen.

$$\Delta\omega = ((\Phi_{n,2} - \Phi_{R,2}) - (\Phi_{n,1} - \Phi_{R,1})) / (T_2 - T_1) \quad (2)$$

**[0046]** Anhand der Phasendifferenz  $\Delta\Phi$  und der Frequenzänderung  $\Delta\omega$  kann nun das im K-Raum während der eigentlichen Messung erfasste Signal durch die Multiplikation mit einem von der Zeit t abhängigen Faktor F gemäß der folgenden Gleichung (3) korrigiert werden.

$$F(t) = e^{-i(\Delta\Phi + \Delta\omega \cdot t)} \quad (3)$$

**[0047]** Gemäß einer vereinfachten Korrektur wird nur das Echosignal im K-Raum-Zentrum für die Referenzmessung **42** und die eigentliche Messung **41** zu einem Zeitpunkt T (entspricht dem zweiten Zeitintervall T2) erfasst. Aus den derart erfassten Phasenwerten  $\Phi_R$ ,  $\Phi_n$  und dem Zeitintervall T können über die folgende Gleichung (4) die Frequenzänderung (Steigungsänderung)  $\Delta\omega$  zwischen der Frequenz (Steigung) der Referenzmessung **42** und der Frequenz (Steigung) der eigentlichen Messung **41** bestimmt werden.

$$\Delta\omega = (\Phi_R - \Phi_n) / T \quad (4)$$

**[0048]** Mit der Frequenzänderung  $\Delta\omega$  kann das K-Raum-Signal durch die Multiplikation mit einem von der Zeit t abhängigen Faktor F gemäß der folgenden Gleichung (5) korrigiert werden.

$$F(t) = e^{-i\Delta\omega \cdot t} \quad (5)$$

**[0049]** Die vereinfachte Korrektur setzt voraus, dass die Phasendifferenz  $\Delta\Phi$  während der Messungen (Abtastung des K-Raums) im Wesentlichen konstant bleibt.

**[0050]** Aus dem mit dem Term gemäß Gleichung (3) oder gemäß Gleichung (5) korrigierten K-Raum-Signal wird nun beispielsweise mittels einer Fouriertransformation pro Voxel des vorbestimmten Volumenabschnitts, welcher mit dem K-Raum, in welchem die K-Raum-Signale erfasst werden, korre-

spondiert, ein Amplitudenwert und einen Phasenwert bestimmt. Mit anderen Worten wird durch die beiden vorab beschriebenen Korrekturen entsprechend auch eine Phaseninformation, nämlich der Phasenwert pro Voxel des vorbestimmten Volumenabschnitts, korrigiert.

**[0051]** In [Fig. 3](#) sind Ergebnisse der vorliegenden Erfindung dargestellt. In [Fig. 3A](#) ist der Verlauf einer Navigatorfrequenz **31** (d. h. einer mit einem Navigatorignal erfassten Frequenzänderung) über der Zeit dargestellt. Diese Navigatorfrequenz **31** entspricht im Wesentlichen der oben beschriebenen Frequenzänderung  $\Delta\omega$ .

**[0052]** Ein Mittelwert der Phasenwerte der Voxel des vorbestimmten Volumenabschnitts über der Zeit ist in [Fig. 3B](#) ohne erfundungsgemäß Korrektur **32** und mit erfundungsgemäß Korrektur **33** dargestellt. Man erkennt, dass der Verlauf ohne Korrektur **32** der erfassten Frequenzänderung **31** in [Fig. 3A](#) weitgehend entspricht.

**[0053]** In [Fig. 3C](#) ist ein Spektrum der im K-Raum erfassten Messsignale ohne erfundungsgemäß Korrektur **34** und mit erfundungsgemäß Korrektur **35** dargestellt. Durch die erfundungsgemäß Korrektur werden Artefakte aufgrund der Atmung **36**, des Herzschlags **37** und aufgrund des Kühlkopfes **38** der Magnetresonanzanlage eliminiert.

**[0054]** In [Fig. 4](#) ist ein Ablaufdiagramm eines erfundungsgemäß Verfahrens dargestellt.

**[0055]** Im ersten Schritt S1 wird das Grundmagnetfelds B0 angelegt.

**[0056]** Anschließend wird im folgenden Schritt S2 der K-Raum, welcher mit dem abzutastenden vorbestimmten Volumenabschnitt korrespondiert, mit Hilfe eines Echoplanarverfahrens abgetastet, wobei auch ein Navigatorignal erfasst wird.

**[0057]** Anhand der Ergebnisse, welche durch das Navigatorignal erfasst werden, werden die K-Raum-Messwerte direkt oder die daraus abgeleiteten MR-Daten im Bildraum im Schritt S3 korrigiert.

**[0058]** Ausgehend von den korrigierten K-Raum-Messwerten oder den korrigierten MR-Daten werden im Schritt S4 die Phasenwerte (und auch Amplitudenwerte) pro Pixel des vorbestimmten Volumenabschnitts berechnet.

## Patentansprüche

1. Verfahren zur Korrektur einer Phaseninformation in MR-Bildern eines vorbestimmten Volumenabschnitts eines Untersuchungsobjekts (**0**) mittels ei-

ner Magnetresonanzanlage (5), umfassend folgende Schritte:

Anlegen eines Grundmagnetfelds,  
Aufnehmen von MR-Daten des vorbestimmten Volumenabschnitts, Auswerten der MR-Daten derart, dass pro Pixel des vorbestimmten Volumenabschnitts eine Phaseninformation berechnet wird, Aufnehmen eines Navigatorsignals, welches eine unabsichtige Änderung des Grundmagnetfelds erfasst, die durch Bewegungen des Untersuchungsobjekts oder durch die Magnetresonanzanlage (5) selbst verursacht wird, und  
Korrigieren der Phaseninformation im Bildbereich unter Berücksichtigung des Navigatorsignals.

2. Verfahren nach Anspruch 1,  
**dadurch gekennzeichnet**,  
dass die Aufnahme der MR-Daten mit einem Echoplanarverfahren durchgeführt wird, und  
dass bei dem Echoplanarverfahren ausgehend von einer einzelnen selektiven HF-Anregung ein oder mehrere Echosignale ausgelesen werden.

3. Verfahren nach Anspruch 2,  
dadurch gekennzeichnet,  
dass ein K-Raum, welcher mit dem vorbestimmten Volumenabschnitt korrespondiert, segmentweise abgetastet wird, und  
dass die erfasste Änderung des Grundmagnetfelds bei der Erfassung der MR-Daten jedes Segments separat berücksichtigt wird, um die MR-Daten des jeweiligen Segments entsprechend zu korrigieren, bevor die Auswertung der MR-Daten der kombinierten Segmente zur Rekonstruktion der Phaseninformation durchgeführt wird.

4. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass das Navigatorsignal mittels eines Atmungsgürtels oder mittels eines Herzmonitors erfasst wird.

5. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche,  
dadurch gekennzeichnet,  
dass ein erster Referenz-Phasenwert ( $\Phi_{R,1}$ ) bestimmt wird, indem die Quermagnetisierung mit dem Navigatorsignal, welches nicht phasenkodiert ist, anhand des freien Induktionszerfalls ein erstes Zeitintervall ( $T_1$ ) nach der HF-Anregung bei einer Referenzmessung (42) erfasst wird,  
dass ein zweiter Referenz-Phasenwert ( $\Phi_{R,2}$ ) bestimmt wird, indem die Quermagnetisierung eines sich aus dem Navigatorsignal ergebenden Echosignals ein zweites Zeitintervall ( $T_2$ ) nach der HF-Anregung in der Mitte des K-Raums bei der Referenzmessung (42) erfasst wird,  
dass ein erster Phasenwert ( $\Phi_{n,1}$ ) bestimmt wird, indem die Quermagnetisierung mit einem Messsignal, welches nicht phasenkodiert ist, anhand des freien Induktionszerfalls nach dem ersten Zeitintervall ( $T_1$ )

nach der HF-Anregung bei einer Messung (41) erfasst wird,  
dass ein zweiter Phasenwert ( $\Phi_{n,2}$ ) bestimmt wird, indem die Quermagnetisierung eines sich aus dem Messsignal ergebenden Echosignals nach dem zweiten Zeitintervall ( $T_2$ ) nach der HF-Anregung in der Mitte des K-Raums bei der Messung (41) erfasst wird, und  
dass abhängig von dem ersten Referenz-Phasenwert ( $\Phi_{R,1}$ ), dem zweiten Referenz-Phasenwert ( $\Phi_{R,2}$ ), dem ersten Phasenwert ( $\Phi_{n,1}$ ) und dem zweiten Phasenwert ( $\Phi_{n,2}$ ) die MR-Daten bei der Abtastung des K-Raums korrigiert werden.

6. Verfahren nach Anspruch 5,  
dadurch gekennzeichnet,  
dass die MR-Daten korrigiert werden, indem die MR-Daten mit einem von der Zeit abhängigen Faktor F multipliziert werden, dass der Faktor F gemäß folgender Gleichung bestimmt wird,

$$F(t) = e^{-i(\Delta\Phi + \Delta\omega \cdot t)}$$

dass  $\Delta\Phi$  und  $\Delta\omega$  gemäß folgenden Gleichungen berechnet werden,

$$\Delta\Phi = (T_2 \cdot (\Phi_{n,1} - \Phi_{R,1}) - T_1 \cdot (\Phi_{n,2} - \Phi_{R,2})) / (T_2 - T_1),$$

$$\Delta\omega = ((\Phi_{n,2} - \Phi_{R,2}) - (\Phi_{n,1} - \Phi_{R,1})) / (T_2 - T_1),$$

wobei  $\Phi_{R,1}$  dem ersten Referenz-Phasenwert,  $\Phi_{R,2}$  dem zweiten Referenz-Phasenwert,  $\Phi_{n,1}$  dem ersten Phasenwert,  $\Phi_{n,2}$  dem zweiten Phasenwert,  $T_1$  dem ersten Zeitintervall und  $T_2$  dem zweiten Zeitintervall entspricht.

7. Verfahren nach einem der Ansprüche 5 oder 6,  
dadurch gekennzeichnet,  
dass ein Referenz-Phasenwert ( $\Phi_{R,2}$ ) bestimmt wird, indem die Quermagnetisierung eines sich ergebenden Echosignals ein Zeitintervall ( $T_2$ ) nach der HF-Anregung in der Mitte des K-Raums bei einer Referenzmessung erfasst wird,  
dass ein Phasenwert ( $\Phi_{n,2}$ ) bestimmt wird, indem die Quermagnetisierung eines sich ergebenden Echosignals nach dem Zeitintervall ( $T_2$ ) nach der HF-Anregung in der Mitte des K-Raums bei der Messung erfasst wird, und  
dass abhängig von dem Referenz-Phasenwert ( $\Phi_{R,2}$ ) und dem Phasenwert ( $\Phi_{n,2}$ ) die MR-Daten bei der Abtastung des K-Raums korrigiert werden.

8. Verfahren nach Anspruch 7,  
dadurch gekennzeichnet,  
dass die MR-Daten korrigiert werden, indem die MR-Daten mit einem von der Zeit abhängigen Faktor F multipliziert werden, wobei der Faktor F gemäß folgender Gleichung bestimmt wird,

$$F(t) = e^{-i\Delta\omega \cdot t},$$

und dass  $\Delta\omega$  gemäß folgender Gleichung berechnet wird,

$$\Delta\omega = (\Phi_R - \Phi_n)/T,$$

wobei  $\Phi_R$  dem Referenz-Phasenwert,  $\Phi_n$  dem Phasenwert und T dem Zeitintervall entspricht.

9. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die MR-Daten derart ausgewertet werden, dass pro Pixel des vorbestimmten Volumenabschnitts eine Amplitudeninformation berechnet wird, und dass die erfasste Änderung des Grundmagnetfelds bei der Erfassung der MR-Daten im K-Raum und/oder bei der Auswertung der MR-Daten berücksichtigt wird, um auch die Amplitudeninformation entsprechend zu korrigieren.

10. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass das Verfahren zur funktionalen MR-Bildgebung, zur MR-Bildgebung von funktionalen Verbindungen, zur Erzeugung von diffusionsgewichteten MR-Bildern oder zur Erzeugung von perfusionsgewichteten MR-Bildern eingesetzt wird.

11. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der K-Raum ein erstes Mal und darauf folgend ein zweites Mal jeweils mit einem Echoplanarverfahren abgetastet wird, dass bei der zweiten Abtastung ein Phasenkodiergradient des Echoplanarverfahrens im Vergleich zu der ersten Abtastung ein kleines zusätzliches Gradientenmoment aufweist, wodurch eine konstante Verschiebung im K-Raum entlang der dem Phasenkodiergradienten entsprechenden Richtung zwischen den Ergebnissen der ersten Abtastung und der zweiten Abtastung erfolgt, dass durch eine pixelweise Phasendifferenz aus den Ergebnissen der ersten Abtastung und den Ergebnissen der zweiten Abtastung eine Verzerrungskarte erstellt wird, welche pro Pixel des vorbestimmten Volumenabschnitts angibt, wie ein für den entsprechenden Pixel berechneter Phasenwert zu korrigieren ist, um die Änderung des Grundmagnetfelds zu berücksichtigen.

12. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass der K-Raum doppelt abgetastet wird, indem MR-Daten nach einer ersten und einer zweiten Echozeit erfasst werden, dass aus den MR-Daten, welche zu der ersten Echozeit erfasst werden, eine erste Phasenkarte und aus den MR-Daten, welche zu der zweiten Echozeit er-

fasst werden, eine zweite Phasenkarte erstellt werden, wobei eine Phasenkarte pro Pixel den entsprechenden Phasenwert angibt, und dass aus einer Differenz der ersten Phasenkarte und der zweiten Phasenkarte eine Feldkarte erstellt wird, mit welcher pro Pixel die Stärke des Grundmagnetfelds bestimbar ist.

13. Magnetresonanzanlage zur Korrektur einer Phaseninformation in MR-Bildern eines vorbestimmten Volumenabschnitts eines Untersuchungsobjekts (0), wobei die Magnetresonanzanlage (5) einen Grundfeldmagneten (1), ein Gradientenfeldsystem (3), mindestens eine HF-Antenne (4) und eine Steuereinrichtung (10) zur Ansteuerung des Gradientenfeldsystems (3) und der mindestens einen HF-Antenne (4), zum Empfang der von der mindestens einen HF-Antenne (4) aufgenommenen Messsignalen und zur Auswertung der Messsignale umfasst, dass die Magnetresonanzanlage (5) derart ausgestaltet ist, dass die Magnetresonanzanlage (5) ein Grundmagnetfeld anlegt, dass die Magnetresonanzanlage (5) MR-Daten des vorbestimmten Volumenabschnitts aufnimmt, dass die Magnetresonanzanlage (5) die MR-Daten derart auswertet, dass pro Pixel des vorbestimmten Volumenabschnitts eine Phaseninformation berechnet wird, dass die Magnetresonanzanlage (5) ein Navigatorsignal aufnimmt, welches eine unbeabsichtigte Änderung des Grundmagnetfelds erfasst, die durch Bewegungen des Untersuchungsobjekts (0) oder durch die Magnetresonanzanlage (5) selbst verursacht wird, und dass die Magnetresonanzanlage (5) die Phaseninformation im Bildbereich unter Berücksichtigung des Navigatorsignals korrigiert.

14. Magnetresonanzanlage nach Anspruch 13, dadurch gekennzeichnet, dass die Magnetresonanzanlage (5) derart ausgestaltet ist, dass die Magnetresonanzanlage (5) ein Verfahren nach einem der Ansprüche 2–12 durchführt.

15. Computerprogrammprodukt, welches direkt in einen Speicher einer programmierbaren Steuereinrichtung (10) einer Magnetresonanzanlage (5) ladbar ist, mit Programm-Mitteln, um alle Schritte eines Verfahrens nach einem der Ansprüche 1–12 auszuführen, wenn das Programm in der Steuereinrichtung (10) der Magnetresonanzanlage (5) ausgeführt wird.

16. Elektronisch lesbarer Datenträger mit darauf gespeicherten elektronisch lesbaren Steuerinformationen, welche derart ausgestaltet sind, dass sie bei Verwendung des Datenträgers (21) in einer Steuereinrichtung (10) einer Magnetresonanzanlage (5) ein

Verfahren nach einem der Ansprüche 1–12 durchführen.

Es folgen 4 Blatt Zeichnungen

## Anhängende Zeichnungen

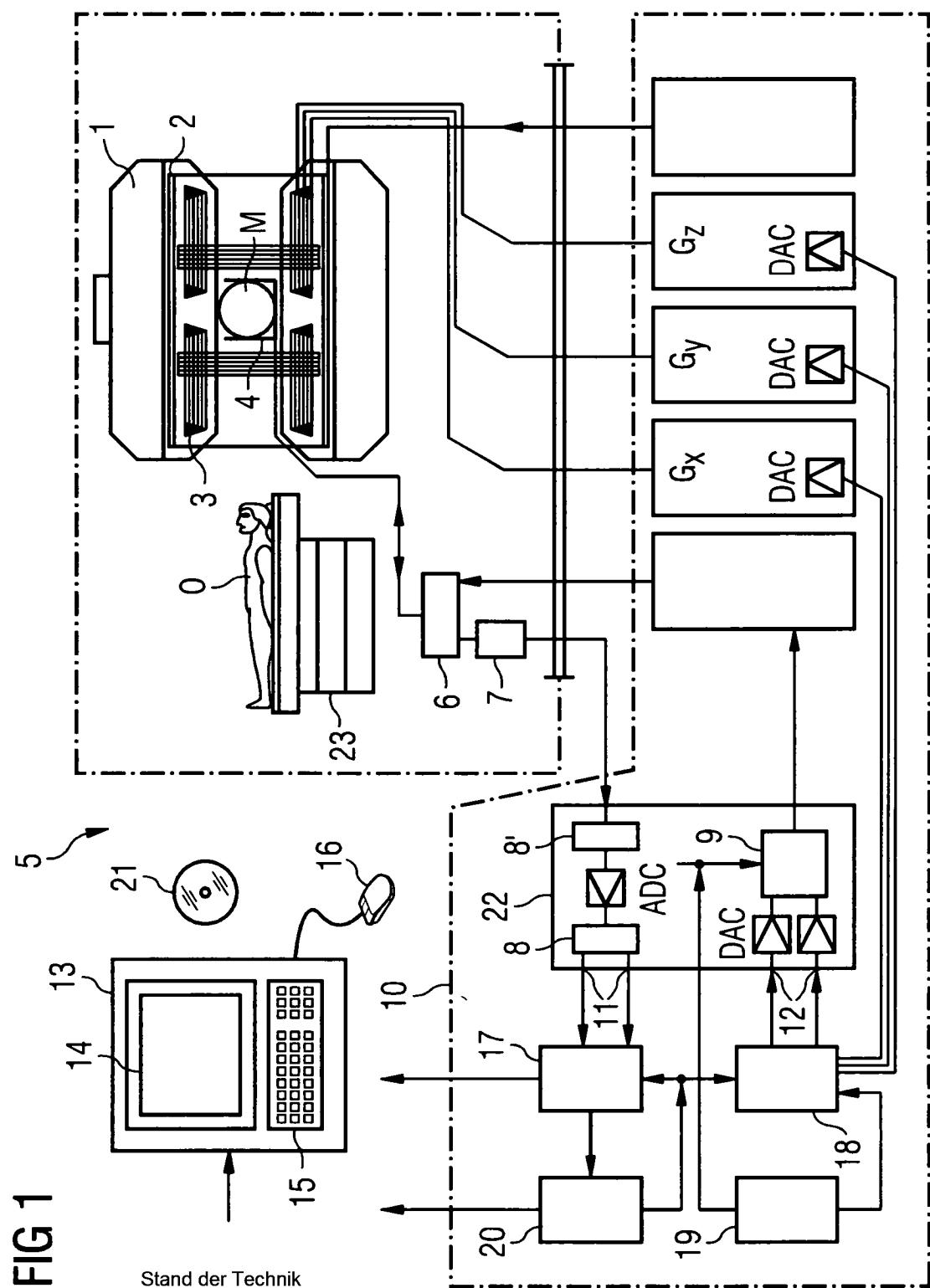


FIG 2

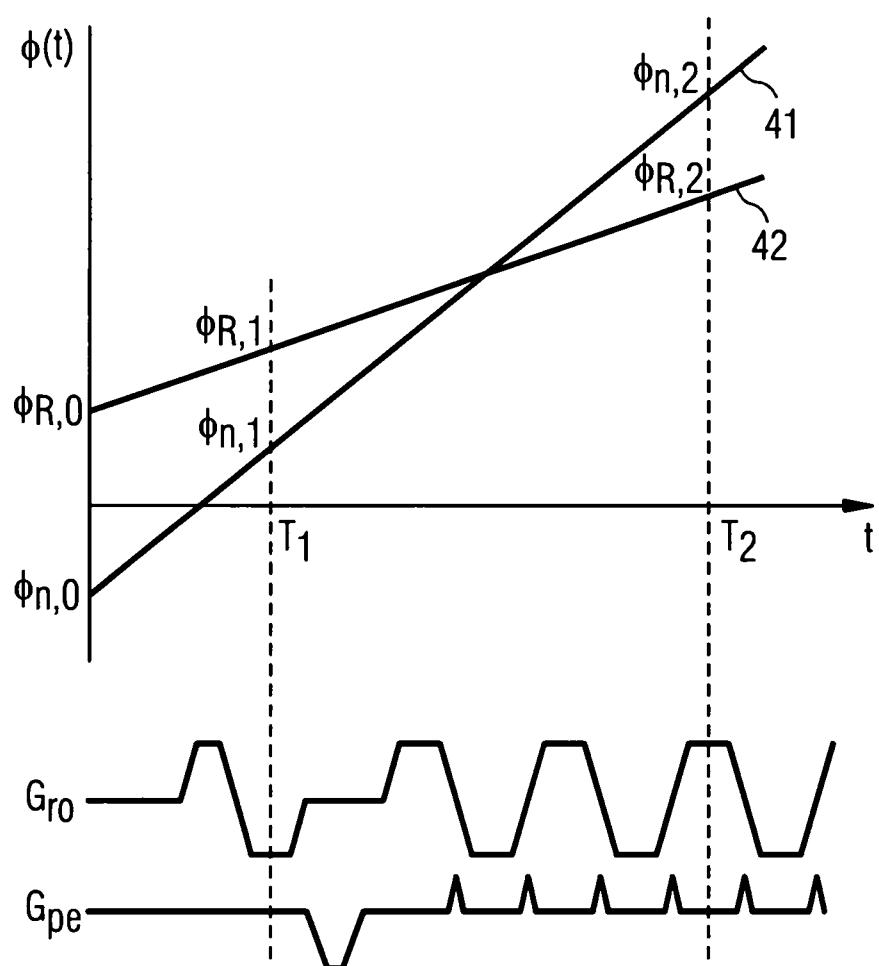
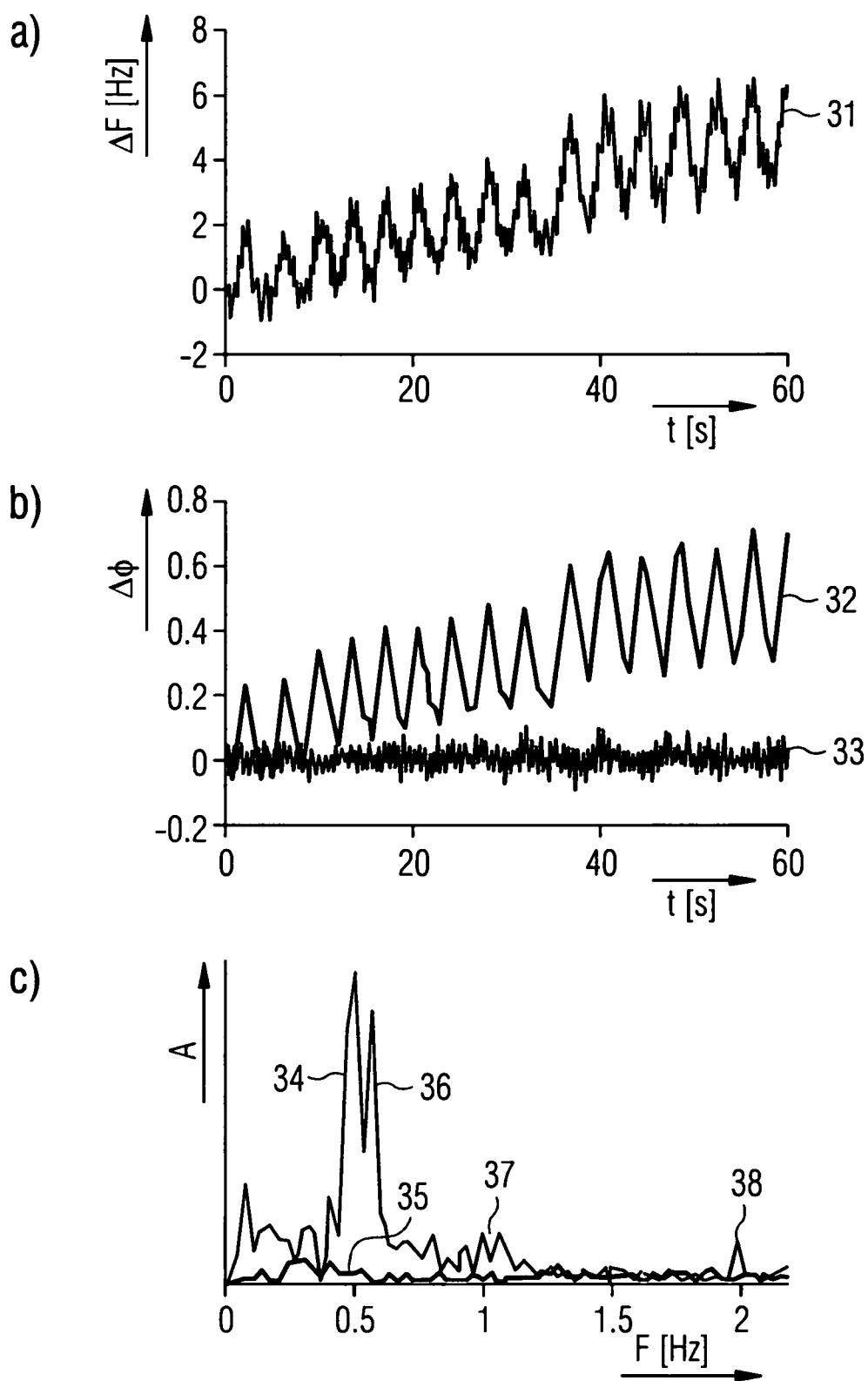


FIG 3



**FIG 4**

