



(12) **Offenlegungsschrift**

(21) Aktenzeichen: **10 2020 209 382.2**

(22) Anmeldetag: **24.07.2020**

(43) Offenlegungstag: **27.01.2022**

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

**G01R 33/54 (2006.01)**

**G01R 33/565 (2006.01)**

**A61B 5/055 (2006.01)**

(71) Anmelder:  
**Siemens Healthcare GmbH, München, DE**

(72) Erfinder:  
**Kettinger, Adam, 91056 Erlangen, DE; Zeller,  
Mario, Dr., 91054 Erlangen, DE**

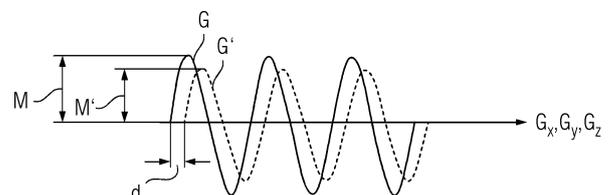
**Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen.**

(54) Bezeichnung: **Verfahren zur Aufnahme von Messdaten mittels einer Magnetresonananzanlage mit einer Korrektur der verwendeten k-Raumtrajektorien**

(57) Zusammenfassung: Ein erfindungsgemäßes Verfahren zur Aufnahme von Messdaten mittels einer Magnetresonananzanlage, welche eine Gradienteneinheit umfasst die Schritte:

- Laden von frequenzabhängigen die Gradienteneinheit der Magnetresonananzanlage charakterisierenden Parametern,
- Laden einer für eine Magnetresonanzmessung geplanten k-Raumtrajektorie einer RESOLVE-Sequenz, welche zumindest in einer Richtung eine Frequenzkomponente aufweist,
- Erfassen von Magnetresonanzmessdaten basierend auf der geplanten k-Raumtrajektorie und Rekonstruieren von Bilddaten aus den Magnetresonanzmessdaten, wobei die geplante k-Raumtrajektorie auf Basis mindestens einer Frequenzkomponente der geplanten k-Raumtrajektorie und der charakterisierenden Parameter korrigiert wird.
- Speichern und/oder Anzeigen der rekonstruierten Bilddaten.

Das erfindungsgemäße Verfahren erlaubt eine Korrektur von durch geschaltete Gradienten festgelegten k-Raumtrajektorien und damit eine Vermeidung von Artefakten in einer einfachen, wenig Rechenaufwand erfordernden Weise in Abhängigkeit einer Frequenzkomponente einer geplanten k-Raumtrajektorie und unter Kenntnis des Verhaltens, insbesondere der Antwort auf eine Anforderung zur Erzeugung gewünschter Gradientenfelder, der verwendeten Gradienteneinheit. Durch die damit erzeugte Frequenz-Abhängigkeit der Korrektur ist die Korrektur flexibel für k-Raumtrajektorien mit unterschiedlichen Frequenzkomponenten einsetzbar. Aufwendige Kalibrierungsmessungen können entfallen.



## Beschreibung

**[0001]** Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Aufnahme von Messdaten mittels einer Magnetresonananzanlage mit einer Korrektur der verwendeten k-Raumtrajektorien, insbesondere unter Verwendung einer RESOLVE-Sequenz.

**[0002]** Die Magnetresonanz-Technik (im Folgenden steht die Abkürzung MR für Magnetresonanz) ist eine bekannte Technik, mit der Bilder vom Inneren eines Untersuchungsobjektes erzeugt werden können. Vereinfacht ausgedrückt wird hierzu das Untersuchungsobjekt in einem Magnetresonanzgerät in einem vergleichsweise starken statischen, homogenen Grundmagnetfeld, auch  $B_0$ -Feld genannt, mit Feldstärken von 0,2 Tesla bis 7 Tesla und mehr positioniert, so dass sich dessen Kernspins entlang des Grundmagnetfeldes orientieren. Zum Auslösen von als Signale messbaren Kernspinresonanzen werden hochfrequente Anregungspulse (RF-Pulse) in das Untersuchungsobjekt eingestrahlt, die ausgelösten Kernspinresonanzen als sogenannte k-Raumdaten gemessen und auf deren Basis MR-Bilder rekonstruiert oder Spektroskopiedaten ermittelt. Zur Ortskodierung der Messdaten werden dem Grundmagnetfeld schnell geschaltete magnetische Gradientenfelder, kurz Gradienten genannt, überlagert. Ein verwendetes Schema, das eine zeitliche Abfolge von einzustrahlenden RF-Pulsen und zu schaltenden Gradienten beschreibt, wird als Pulssequenz (schema), oder auch kurz als Sequenz, bezeichnet. Die aufgezeichneten Messdaten werden digitalisiert und als komplexe Zahlenwerte in einer k-Raum-Matrix (auch kurz „k-Raum“ bezeichnet) abgelegt. Aus der mit Werten belegten k-Raum-Matrix ist z.B. mittels einer mehrdimensionalen Fourier-Transformation ein zugehöriges MR-Bild rekonstruierbar.

**[0003]** Eine bekannte Pulssequenz ist die sogenannte RESOLVE-Sequence, wie sie z.B. erstmals in dem Artikel von Porter und Heidemann „High Resolution Diffusion-Weighted Imaging Using Readout-Segmented Echo-Planar Imaging, Parallel Imaging and a Two-Dimensional Navigator-Based Acquisition“, MRM 62, 2009, S.468-475, beschrieben ist. Die RESOLVE-Sequenz ist eine Variante einer EPI-artigen (EPI, engl. „echo planar imaging“) Sequenz, bei der im Unterschied zu konventionellen EPI-Verfahren eine Segmentierung in Ausleserichtung statt in Phasenkodierrichtung erfolgt. Eine RESOLVE-Sequenz kann mit einer Diffusionspräparation und/oder mit Navigatormessungen kombiniert werden.

**[0004]** Allgemein gesagt, wird bei einer RESOLVE--Sequenz nach einer Diffusionspräparation durch einen Prephasierungsgradienten dasjenige Segment des k-Raums das in der folgenden Auslesephase mit Messdaten befüllt werden soll, festgelegt. In der Aus-

lesephase wird mittels eines sinusförmigen Auslesegradienten ein Zug an Echosignalen als Messdaten für das festgelegte Segment erfasst. Mittels eines weiteren Gradienten, der eine dem Prephasierungsgradienten entgegengesetzte Polarität aufweist und im Anschluss an der Auslesephase geschaltet werden kann, kann in Ausleserichtung wieder zu dem k-Raumzentrum zurückgekehrt werden, bevor ein weiterer Refokussierungspuls eingestrahlt werden kann, der zur Ausbildung weiterer Echosignale führt, die mittels eines Navigatorauslesegradienten als Navigatordaten des k-Raumzentrums erfasst werden. Die erfassten Navigatordaten können verwendet werden, um mögliche Phasenveränderungen zwischen dem Erfassen der Messdaten in den einzelnen Segmenten auszugleichen wie es in dem bereits oben genannten Artikel von Porter und Heidemann genauer beschrieben ist.

**[0005]** Fig. 1 zeigt eine schematische Darstellung eines Teils eines RESOLVE-Pulssequenzschemas 11 das zu schaltende Gradienten und einzustrahlende RF-Pulse in ihrer zeitlichen Abfolge darstellt.

**[0006]** Ein Diffusionspräparationsblock umfasst einen RF-Anregungspuls 12, während dessen Einstrahlens in Schichtselektionsrichtung  $G_S$  ein Schichtselektionsgradient 14 geschaltet wird, und einen RF-Refokussierungspuls 13, während dessen Einstrahlens ein Schichtselektionsgradient 15 geschaltet wird. Die Schichtselektionsgradienten dienen der Selektion einer Schicht in einem Untersuchungsobjekt in welchem Echosignale angeregt und als Messdaten ausgelesen werden sollen. Weiterhin kann in Schichtselektionsrichtung ein Rephasierungsgradient 16 geschaltet werden, um mögliche Dephasierungen der angeregten Spins durch den Schichtselektionsgradienten 14 zu kompensieren. Diffusionsgradienten 17, 18, 19 bzw. 20, 21, 22 des Diffusionspräparationsblocks werden auf übliche Art und Weise zeitlich vor bzw. nach dem RF-Refokussierungspuls 13 geschaltet.

**[0007]** Der RF-Anregungspuls 12 und der zugehörige Schichtselektionsgradient 14 und Rephasierungsgradient 16 können einer Anregungsphase 23 des Pulssequenzschemas zugeordnet werden, auf die eine Evolutionsphase 24 folgt, die bis zur Vollendung der Diffusionsgradienten 20, 21, 22 andauert.

**[0008]** Auf den Diffusionspräparationsblock folgt eine Auslesephase 25, welche einen Prephasierungsgradienten 26 in Ausleserichtung  $G_R$  umfasst. Der Prephasierungsgradient 26 legt dasjenige Segment des k-Raums fest, das in dem folgenden Auslesezeitfenster mit Messdaten befüllt werden soll, da er die Startkoordinate der Auslesetrajektorie im k-Raum in Ausleserichtung vorgibt. Durch Variieren des Momentes des Prephasierungsgradienten 26 in verschiedenen Wiederholungen der Pulssequenz

können die verschiedenen Segmente in Ausleserichtung  $G_R$ , wie sie z.B. in **Fig. 2** dargestellt sind, ausgelesen werden.

**[0009]** Auf den Prephasierungsgradienten 26 folgt in Ausleserichtung  $G_R$  ein sinusförmiger Auslesegradient 27, der eine Mehrzahl an Bögen 30, 31, 32, 33, 34, 35, 36, 37 umfasst. Jeder der Bögen 30 - 37 kodiert eine Strecke entlang der Ausleserichtung  $G_R$  im k-Raum.

**[0010]** In Phasenkodierrichtung  $G_P$  geschaltete Phasenkodiergradienten 38, auch „blips“ genannt, verschieben die Kodierung schrittweise in Phasenkodierrichtung, sodass durch den Auslesegradienten 27 und die Phasenkodiergradienten 38 in Segmenten eine EPI-typische Auslesetrajektorie erhalten wird.

**[0011]** Ein erster Phasenkodierungsgradient 39 der Auslesephase 25 legt, ähnlich wie der Prephasierungsgradient 26 in Ausleserichtung, die Startkoordinaten der Auslesetrajektorie im k-Raum in Phasenkodierrichtung fest.

**[0012]** In der Auslesephase 25 werden die erzeugten Echosignale 40, vorzugsweise alle zu einem Segment gehörenden Echosignale 40, in einem Auslesefenster erfasst. Die Echosignale 40, die durch eine Anregungsphase 23 angeregt werden, bilden einen Echozug 41. Nach dem das letzte Echo 40 des Echozuges 41 am Ende der Auslesephase 25 erfasst wurde, kann durch einen weiteren Gradienten 42, der eine dem Prephasierungsgradienten 26 entgegengesetzte Polarität aufweist, die Kodierung in Ausleserichtung wieder auf das k-Raumzentrum zurückgebracht werden.

**[0013]** Auf die Auslesephase 25 folgt eine Navigatorphase 43, in der Gradienten 44, 45 und 47 geschaltet werden, die analog wie die in der Auslesephase geschalteten Gradienten arbeiten, wobei in der Navigatorphase in der Regel nur ein Segment ausgelesen wird. Die Echosignale 48 werden nach Einstrahlen eines RF-Refokussierungspulses 49 unter Schalten eines Schichtselektionsgradienten 50 erzeugt.

**[0014]** **Fig. 2** zeigt ein Beispiel für ein mit einem RESOLVE-Pulssequenzschema nach **Fig. 1** erreichbares Abtastschema im k-Raum. Hierbei zeigt die Achse 51 beispielhaft die  $k_x$ -Richtung und die Achse 53 die  $k_y$ -Richtung. Die  $k_x$ -Richtung entspricht hier der Ausleserichtung und die  $k_y$ -Richtung der Phasenkodierrichtung.

**[0015]** Nach einer Präparation der Spins, z.B. eine Diffusionspräparation mittels Diffusionsgradienten 17, 18, 19, 20, 21, 22, kann durch die Gradienten 26 und 39 ein erster Startpunkt 54 zur Abtastung

eines Segments 63 festgelegt werden. Die Teil-k-Raumlinie 55 wird erfasst, während der Bogen 30 des Auslesegradienten 27 geschaltet wird. Die Teil-k-Raumlinie 56 wird erfasst, während der Bogen 31 des Auslesegradienten 27 geschaltet wird. Die zwischen den Teil-k-Raumlinien 55 und 56 liegende Verschiebung in Phasenkodierrichtung wird durch Schalten eines Blips 38 erreicht.

**[0016]** Die weiteren Teil-k-Raumlinien 57, 58, 59, 60, 61 und 62 werden analog während Schalten der Bögen 32, 33, 34, 35, 36 und 37 erfasst. Die Teil-k-Raumlinien 55 bis 62 entsprechen jeweils einem Echosignal 40 und bilden einen Echozug 41.

**[0017]** Die Teil-k-Raumlinien 55 bis 62 decken das Segment 63 des in Ausleserichtung beispielhaft in die Segmente 62 bis 67 segmentierten k-Raums 52 ab.

**[0018]** Wird das Pulssequenzschema 11 mit einem Dephasierungsgradienten 26 mit einem anderen Gradientenmoment angewendet, können Echosignale eines anderen der Segmente 64, 65, 66 oder 67 des k-Raums 52 erfasst werden. Dabei sollte das (nullte) Moment eines geschalteten Prephasierungsgradienten 26 einem (der Anordnung des Segments entsprechendem) Vielfachem des (nullten) Moments (im Weiteren wird nur noch der Begriff „Moment“ benutzt) eines Bogens 32-37 des Auslesegradienten 27 entsprechen, da eine Diskrepanz zwischen den Momenten des Prephasierungsgradienten 26 und eines Bogens 30-37 des Auslesegradienten 27 zu sogenannten Ringing-Artefakten führt, wenn die in den einzelnen Segmenten erfassten als Messdaten erfassten Echosignale 40 zusammengesetzt werden.

**[0019]** Wenn ein Echozug 41 alle Echosignale 40 umfasst, die für ein Segment 63 bis 67 erfasst werden sollen, werden insgesamt so viele Anregungszyklen geschaltet wie Segmente vorgesehen sind, um alle Echosignale 40 aller Segmente 63 bis 67 zu erfassen.

**[0020]** Wenn ein Echozug 41 nur einen Teil der für ein Segment 63 bis 67 zu erfassenden Echosignale 40 erfasst, müssen entsprechend mehr Anregungszyklen geschaltet werden. Der k-Raum kann in diesem Fall als auch in Phasenkodierrichtung segmentiert bezeichnet werden.

**[0021]** In dem dargestellten Beispiel sind die Trajektorien 68 und 69 (in den Segmenten 63 und 64) mit einem gewissen Abstand in Ausleserichtung dargestellt. Dies dient lediglich der besseren Darstellbarkeit. Tatsächlich können Echosignale derart erfasst, dass insgesamt keine Lücken im erfassten k-Raum in Ausleserichtung entstehen, sodass zwar segmentierte, aber insgesamt vollständige k-Raumlinien in

Ausleserichtung abgetastet werden können. Die in den beispielhaft markierten Feldern 70 und 85 enthaltenen Teil-k-Raumlinien ergänzen sich dann zu jeweils einer vollständigen k-Raumlinie.

**[0022]** Zur Vermeidung von oben erwähnten Ringing-Artefakten und damit für die Bildqualität von RESOLVE-Messungen ist das Moment des Auslesegradienten bestimmend. Um derartige Ringing-Artefakte zu vermeiden, ist es bereits bekannt die Momente der Bögen 30-37 eines Auslesegradienten 27 einer RESOLVE-Sequenz durch Multiplikation mit einem Anpassungsfaktor, der üblicherweise in einem Bereich von etwa 0,995 bis 1.025 liegt anzupassen. Der Anpassungsfaktor kann von der für eine Messung verwendeten Magnetresonanzenanlage, insbesondere deren Hardwarespezifikationen und -konfigurationen, den Räumlichkeiten, in denen sich die Magnetresonanzenanlage befindet, und/oder von den verwendeten Sequenzparametern wie z.B. dem Echoabstand (engl. „echo spacing“) und/oder der Orientierung der geschalteten Gradienten, abhängen.

**[0023]** Der für eine Messung passende Anpassungsfaktor muss durch Kalibrierungsmessungen bestimmt werden. Ein Verfahren zur Bestimmung von derartigen Anpassungsfaktoren mittels Kalibrierungsmessungen ist beispielsweise in der DE102017222359 beschrieben. Eine Korrektur von möglichen zeitlichen Verschiebungen ist durch einen derartigen Anpassungsfaktor nicht möglich.

**[0024]** Allgemein müssen für eine derartige Kalibrierung verschiedene Parameter, wie z.B. der Anpassungsfaktor selbst, aber auch der Echoabstand und die Orientierung der Gradienten und die Hardware der verwendeten Magnetresonanzenanlage beschreibende Parameter, variiert werden, und die unter Verwendung der jeweiligen Anpassungsfaktoren resultierenden Bilddaten bezüglich ihrer Qualität und Artefaktbehaftung verglichen werden, um die Kalibrierung zu optimieren. Die Kalibrierungsmessungen können daher zeit- und rechenaufwendig sein. Daher wird eine solche Bestimmung eines Anpassungsfaktors in der Regel nur einmal (z.B. nach Installation einer Magnetresonanzenanlage oder sogar nur einmal für jeden Typ von Magnetresonanzenanlage, um die Installationszeiten nicht durch die Kalibrierungsmessungen zu verlängern) durchgeführt und der erhaltene Anpassungsfaktor fest vorgegeben. Daher ist ein solches Vorgehen nicht unbedingt spezifisch für einzelne Magnetresonanzenanlagen und darüber hinaus wenig flexibel und kann später auftretende Änderungen oder Schwankungen, auch Untersuchungsobjektspezifische, nicht kompensieren.

**[0025]** Der Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, Artefakte, insbesondere Ringing-Artefakten, im Rahmen von RESOLVE-Messungen zu vermeiden.

**[0026]** Die Aufgabe wird gelöst durch ein Verfahren zur Aufnahme von Messdaten mittels einer Magnetresonanzenanlage, welche eine Gradienteneinheit umfasst gemäß Anspruch 1, eine Magnetresonanzenanlage gemäß Anspruch 8, ein Computerprogramm gemäß Anspruch 9, sowie einen elektronisch lesbaren Datenträger gemäß Anspruch 10.

**[0027]** Der Erfindung liegt unter anderem die folgende Erkenntnis zugrunde: In den letzten Jahren wurden systemspezifische sogenannte Gradientenimpulsantwortfunktionen (GIRF; engl. „gradient response pulse function“) untersucht. Bei diesen handelt es sich um Wechselwirkungen zwischen den einzelnen Gradientenfeldern, die durch die Gradientenspulen erzeugt werden. Mit anderen Worten beschreiben GIRF die Auswirkung der Gradientenachsen untereinander, wenn beispielsweise ein auf einer ersten Achse erzeugter Gradient die Gradientenkurven zumindest einer weiteren Achse beeinflusst, was zu Abweichungen von geplanten und tatsächlich ausgespielten Gradienten beiträgt. Die Ursachen hierfür liegen z. B. in der Spulengeometrie, durch die die Spulen sich gegenseitig induktiv beeinflussen, und den elektronischen Signalpfaden.

**[0028]** Um Informationen über das Verhalten von Gradienteneinheiten zu erhalten, wurden Verfahren entwickelt, um diese GIRF zu bestimmen. Beispielsweise wird in dem Artikel von Signe Johanna Vanesjö et al. „Gradient System Characterization by Impulse Response Measurements with a Dynamic Field Camera“, *Magnetic Resonance in Medicine* 69, 2013, S. 583-593, ein Verfahren beschrieben GIRF mit Hilfe von Feldkameras aufzunehmen.

**[0029]** Theoretisch kann aus einer bekannten GIRF einer Gradienteneinheit und aus einem nominellen, geplanten Gradienten (in seinem zeitlichen Verlauf) durch eine Faltung der GIRF mit einem nominellen, geplanten Gradienten der von der Gradienteneinheit tatsächlich erreichte Gradient bestimmt werden. Derartige Faltungen sind jedoch mit hohem Rechenaufwand verbunden.

**[0030]** Für k-Raumtrajektorien, die eine Frequenzkomponente aufweisen, bei denen während einer Auslesephase geschaltete, die k-Raumtrajektorie festlegende Gradienten jeweils zumindest eine Frequenzkomponente aufweisen, wie z.B. sinusförmige Auslesegradienten, kann auf eine aufwändige Faltung verzichtet werden.

**[0031]** Ein erfindungsgemäßes Verfahren zur Aufnahme von Messdaten mittels einer Magnetreso-

nanzanlage, welche eine Gradienteneinheit umfasst die Schritte:

- Laden von frequenzabhängigen die Gradienteneinheit der Magnetresonanztanlage charakterisierenden Parametern,
- Laden einer für eine Magnetresonanzmessung geplanten k-Raumtrajektorie einer RESOLVE--Sequenz, welche zumindest in einer Richtung eine Frequenzkomponente aufweist,
- Erfassen von Magnetresonanzmessdaten basierend auf der geplanten k-Raumtrajektorie und Rekonstruieren von Bilddaten aus den Magnetresonanzmessdaten, wobei die geplante k-Raumtrajektorie auf Basis mindestens einer Frequenzkomponente der geplanten k-Raumtrajektorie und der charakterisierenden Parameter korrigiert wird.
- Speichern und/oder Anzeigen der rekonstruierten Bilddaten.

**[0032]** Das erfindungsgemäße Verfahren erlaubt eine Korrektur von durch geschaltete Gradienten festgelegten k-Raumtrajektorien und damit eine Vermeidung von Artefakten in einer einfachen, wenig Rechenaufwand erfordernden Weise in Abhängigkeit einer Frequenzkomponente einer geplanten k-Raumtrajektorie und unter Kenntnis des Verhaltens, insbesondere der Antwort auf eine Anforderung zur Erzeugung gewünschter Gradientenfelder, der verwendeten Gradienteneinheit. Durch die damit erzeugte Frequenz-Abhängigkeit der Korrektur ist die Korrektur flexibel für k-Raumtrajektorien mit unterschiedlichen Frequenzkomponenten einsetzbar. Aufwendige Kalibrierungsmessungen können entfallen.

**[0033]** GIRF beschreiben das Verhalten von Gradienteneinheiten und sind relativ einfach bestimmbar und weisen eine Frequenzabhängigkeit auf. Somit sind sie als frequenzabhängige, die Gradienteneinheit charakterisierende Parameter für das Verfahren gut geeignet.

**[0034]** Eine erfindungsgemäße Magnetresonanztanlage umfasst eine Magneteinheit, eine Gradienteneinheit, eine Hochfrequenzeinheit und eine zur Durchführung eines erfindungsgemäßen Verfahrens ausgebildete Steuereinrichtung mit einer Korrektur-einheit.

**[0035]** Ein erfindungsgemäßes Computerprogramm implementiert ein erfindungsgemäßes Verfahren auf einer Steuereinrichtung, wenn es auf der Steuereinrichtung ausgeführt wird.

**[0036]** Das Computerprogramm kann hierbei auch in Form eines Computerprogrammprodukts vorliegen, welches direkt in einen Speicher einer Steuer-

einrichtung ladbar ist, mit Programmcode-Mitteln, um ein erfindungsgemäßes Verfahren auszuführen, wenn das Computerprogrammprodukt in der Recheneinheit des Rechensystems ausgeführt wird.

**[0037]** Ein erfindungsgemäßer elektronisch lesbarer Datenträger umfasst darauf gespeicherte elektronisch lesbare Steuerinformationen, welche zumindest ein erfindungsgemäßes Computerprogramm umfassen und derart ausgestaltet sind, dass sie bei Verwendung des Datenträgers in einer Steuereinrichtung einer Magnetresonanztanlage ein erfindungsgemäßes Verfahren durchführen.

**[0038]** Die in Bezug auf das Verfahren angegebenen Vorteile und Ausführungen gelten analog auch für die Magnetresonanztanlage, das Computerprogrammprodukt und den elektronisch lesbaren Datenträger.

**[0039]** Weitere Vorteile und Einzelheiten der vorliegenden Erfindung ergeben sich aus den im Folgenden beschriebenen Ausführungsbeispielen sowie anhand der Zeichnungen. Die aufgeführten Beispiele stellen keine Beschränkung der Erfindung dar. Es zeigen:

**Fig. 1** eine schematische Darstellung eines RESOLVE-Pulssequenzschemas,

**Fig. 2** ein Beispiel für ein mit einem RESOLVE--Pulssequenzschema nach **Fig. 2** erreichbares Abtastschema im k-Raum,

**Fig. 3** ein schematisches Ablaufdiagramm eines erfindungsgemäßen Verfahrens,

**Fig. 4** eine beispielhafte Darstellung eines ersten frequenzabhängigen, eine Gradienteneinheit einer Magnetresonanztanlage charakterisierenden Parameters,

**Fig. 5** eine beispielhafte Darstellung eines zweiten frequenzabhängigen, eine Gradienteneinheit einer Magnetresonanztanlage charakterisierenden Parameters,

**Fig. 6** schematisch eine Gegenüberstellung eines eine Frequenzkomponente aufweisenden Gradienten einer geplanten k-Raumtrajektorie und eines auf Basis von eine verwendete Gradienteneinheit charakterisierenden Parametern und der geplanten k-Raumtrajektorie bestimmten, korrigierten Gradienten einer korrigierten k-Raumtrajektorie,

**Fig. 7** eine schematisch dargestellte erfindungsgemäße Magnetresonanztanlage.

**[0040]** **Fig. 3** ist ein schematisches Ablaufdiagramm eines erfindungsgemäßen Verfahrens zur Aufnahme von Messdaten mittels einer Magnetresonanztanlage, die eine Gradienteneinheit umfasst.

**[0041]** In dem Verfahren wird zumindest eine geplante k-Raumtrajektorie einer RESOLVE-Sequenz  $kTr(F)$  geladen, welche zumindest eine Frequenzkomponente  $F$  aufweist (Block 101). Ein Laden geplanter k-Raumtrajektorien umfasst insbesondere ein Laden derjenigen Gradientenfelder  $G_S$ ,  $G_R$ ,  $G_P$ , welche nominell zu der gewünschten geplanten k-Raumtrajektorie, die beispielsweise ein RESOLVE-Segment im k-Raum abtastet, führen.

**[0042]** Derartige zu schaltende Gradientenfelder und zugehörige k-Raumtrajektorien wurden oben bereits mit Bezug auf die **Fig. 1** und **Fig. 2** vorgestellt. Die Frequenzkomponente der k-Raumtrajektorie ist entweder bekannt oder kann aus einer Frequenz mit welcher für die geplante k-Raumtrajektorie zu schaltende Gradienten sich ändern, abgeleitet werden.

**[0043]** Die für die Ortskodierung der in einer Auslesephase gemessenen Signale verwendeten Gradienten werden im Allgemeinen als Gradientenfelder auf den orthogonalen Achsen  $x$ ,  $y$ , und  $z$  erzeugt, wobei die  $z$ -Richtung zumeist als in Richtung des Hauptmagnetfelds und in Schichtrichtung  $G_S$  verlaufend zeigend definiert wird. Die Gradientenfelder in Ausleserichtung  $G_R$ , in Phasenkodierrichtung  $G_P$  und in Schichtselektionsrichtung  $G_S$  werden mittels drei Gradientenspulen erzeugt, welche jeweils ein Feld in  $x$ -,  $y$ - und  $z$ -Richtung der Gradienteneinheit erzeugen. Das Gleiche gilt für die während einer Navigatorphase geschalteten Gradienten.

**[0044]** Es werden weiter frequenzabhängige, die Gradienteneinheit der Magnetresonanztanlage charakterisierende Parameter  $P$ , z.B. aus einem Speicher, geladen (Block 103). Die geladenen charakterisierenden Parameter  $P$  beschreiben insbesondere Wechselwirkungen zwischen von den jeweiligen Gradientenspulen erzeugten Gradientenfeldern, die z. B. durch die Geometrie der Gradientenspulen beeinflusst sind und beschreiben das Verhalten einer Gradienteneinheit, insbesondere deren die Antwort auf eine Anforderung zur Erzeugung gewünschter Gradientenfelder.

**[0045]** Die geladenen frequenzabhängigen, die Gradienteneinheit charakterisierenden Parameter können auf gemessenen Gradientenimpulsantwortfunktionen (GIRF) basieren. Die GIRF können z.B. mittels Sensoren, wie Feldkameras, oder auch mittels dedizierter Messungen an der Magnetresonanztanlage ermittelt worden sein.

**[0046]** Dabei müssen nicht sämtliche für die Gradienteneinheit der Magnetresonanztanlage vorhandenen charakterisierenden Parameter geladen werden, sondern es kann ausreichen charakterisierende Parameter zumindest für eine einer Achse der Gradienteneinheit entsprechende Gradientenspule der

Gradienteneinheit zu laden, insbesondere für diejenige Achse(n) für welche die geplante k-Raumtrajektorie  $kTr(F)$  eine Frequenzkomponente  $F$  aufweist.

**[0047]** **Fig. 4** zeigt eine beispielhafte Darstellung eines ersten frequenzabhängigen, eine Gradienteneinheit einer Magnetresonanztanlage, z.B. für eine Achse, charakterisierenden Parameters  $P_M$ . Der Parameter  $P_M$  gibt beispielsweise einen Verlauf einer durch die Gradienteneinheit erreichten Magnitude  $M$  (Amplitude) eines durch diese erzeugten Gradientenfeldes in der Frequenzebene  $f$  an, und zeigt beispielhaft eine typische Tiefpassfiltercharakteristik. Der Parameter  $P_M$  kann basierend auf ein Verhalten einer Gradienteneinheit beschreibenden Parametern  $P$ , wie z.B. einer an der Gradienteneinheit gemessenen GIRF, durch eine Fouriertransformation in die Frequenzebene und Betrachtung der Magnitude des Ergebnisses der Fouriertransformation, bestimmt worden sein.

**[0048]** **Fig. 5** zeigt eine beispielhafte Darstellung eines zweiten frequenzabhängigen, eine Gradienteneinheit einer Magnetresonanztanlage, z.B. für eine Achse, charakterisierenden Parameters  $P_D$ . Der Parameter  $P_D$  gibt beispielsweise einen Verlauf einer durch die Gradienteneinheit erreichten Phase  $Ph$  eines durch diese erzeugten Gradientenfeldes in der Frequenzebene  $f$  an. Der Parameter  $P_D$  kann beispielsweise basierend auf ein Verhalten einer Gradienteneinheit beschreibenden Parametern  $P$ , wie z.B. einer an der Gradienteneinheit gemessenen GIRF, durch eine Fouriertransformation in die Frequenzebene und Betrachtung der Phase des Ergebnisses der Fouriertransformation, bestimmt worden sein.

**[0049]** Basierend auf der geplanten k-Raumtrajektorie  $kTr(F)$  werden Magnetresonanzmessdaten  $MD$  erfasst (Block 107).

**[0050]** Aus den erfassten Magnetresonanzmessdaten  $MD$  werden Bilddaten  $BD$  rekonstruiert (Block 109).

**[0051]** Die geplante k-Raumtrajektorie  $kTr(F)$  wird auf Basis der mindestens einen Frequenzkomponente  $F$  der geplanten k-Raumtrajektorie  $kTr(F)$  und der geladenen charakterisierenden Parameter korrigiert (Block 105). Ergebnis der Korrektur ist eine korrigierte k-Raumtrajektorie  $kTr_c$ .

**[0052]** Für die Korrektur der geplanten k-Raumtrajektorie  $kTr(F)$  können diejenigen Auslesegradienten, welche eine Frequenzkomponente  $F$  der geplanten k-Raumtrajektorie  $kTr(F)$  aufweisen, korrigiert werden. Somit kann die Korrektur der geplanten k-Raumtrajektorie  $k-Tr(F)$  jeweils in Richtung einer Gradientenrichtung entsprechenden Achse

der Gradienteneinheit, für die verwendeten charakterisierenden Parameter gelten, durchgeführt werden.

**[0053]** Wurden in Block 103 charakterisierende Parameter für alle Achsen der Gradienteneinheit geladen, kann die Korrektur 105 der geplanten k-Raumtrajektorie  $kTr(F)$  in jede der Richtungen einer Achse der Gradienteneinheit durchgeführt wird.

**[0054]** Fig. 6 zeigt schematisch eine Gegenüberstellung eines eine Frequenzkomponente aufweisenden Gradienten  $G$  einer geplanten k-Raumtrajektorie und eines auf Basis von eine verwendete Gradienteneinheit charakterisierenden Parametern und der geplanten k-Raumtrajektorie bestimmten, korrigierten Gradienten  $G'$  einer korrigierten k-Raumtrajektorie, z.B. in einer der Achsen  $x$ ,  $y$ ,  $z$  der Gradienteneinheit entsprechenden Gradientenrichtung  $G_x$ ,  $G_y$ ,  $G_z$ .

**[0055]** Der Gradient  $G$  der geplanten k-Raumtrajektorie und der korrigierte Gradient  $G'$  der korrigierten k-Raumtrajektorie haben unterschiedliche Magnituden und sind zeitlich zueinander verschoben. Im gezeigten Beispiel hat der Gradient  $G$  der geplanten k-Raumtrajektorie eine maximale Magnitude  $M$  und der korrigierte Gradient  $G'$  der korrigierten k-Raumtrajektorie eine (kleinere) Magnitude  $M'$ . Auch der Verlauf des korrigierten Gradienten  $G'$  kann im Vergleich zu dem Gradienten  $G$  mit einer zeitlichen Verzögerung  $d$  starten, wie dargestellt. Die Frequenzkomponente sowie die Gesamtdauer der Verläufe des Gradienten  $G$  und seines entsprechenden korrigierten Gradienten  $G'$  bleiben gleich.

**[0056]** Der Wert der Magnitude  $M'$  des korrigierten Gradienten der korrigierten k-Raumtrajektorie kann auf Basis des Wertes der Magnitude  $M$  des Gradienten der geplanten k-Raumtrajektorie und eines erreichte Magnituden in der Frequenzebene beschreibenden, die verwendete Gradienteneinheit charakterisierenden Parameters  $P_M$  unter Verwendung der Frequenzkomponente  $F$  der geplanten k-Raumtrajektorie bestimmt werden. Hierbei kann zur Bestimmung des Wertes der Magnitude  $M'$  des korrigierten Gradienten einfach der Wert des erreichte Magnituden beschreibenden Parameters  $P_M$ , der der Frequenzkomponente  $F$  der geplanten k-Raumtrajektorie entspricht, mit der Magnitude  $M$  des Gradienten  $G$  der geplanten k-Raumtrajektorie multipliziert werden.

**[0057]** In Fig. 4 ist für den gezeigten möglichen Verlauf eines erreichte Magnituden beschreibenden Parameters  $P_M$  in der Frequenzebene  $f$  ein Beispiel eines einer Frequenzkomponente  $F$  entsprechenden Wertes  $M_C$  des Parameters  $P_M$  eingezeichnet. Für diesen Fall würde somit gelten:  $M' = M * M_C$ .

**[0058]** Das Verfahren erlaubt somit eine Korrektur von Abweichungen in der Magnitude einfach aus Kenntnis von die verwendete Gradienteneinheit charakterisierenden Parametern  $P$  in Abhängigkeit der bekannten Frequenzkomponente  $F$  der verwendeten k-Raumtrajektorie, für die kaum Rechenaufwand nötig ist.

**[0059]** Der Wert der zeitlichen Verzögerung  $d$  des korrigierten Gradienten der korrigierten k-Raumtrajektorie kann auf Basis des Wertes der Frequenzkomponente und eines erreichte Phasen in der Frequenzebene beschreibenden, die verwendete Gradienteneinheit charakterisierenden Parameters  $P_D$  unter Verwendung der Frequenzkomponente  $F$  der geplanten k-Raumtrajektorie bestimmt werden. Hierbei kann zur Bestimmung des Wertes der Verzögerung  $d$  des korrigierten Gradienten einfach der Betrag des Wertes des erreichte Phasen beschreibenden Parameters  $P_D$ , der der Frequenzkomponente  $F$  der geplanten k-Raumtrajektorie entspricht, durch den Wert der Frequenzkomponente  $F$  geteilt werden.

**[0060]** In Fig. 5 ist für den gezeigten möglichen Verlauf eines erreichte Phasen beschreibenden Parameters  $P_D$  in der Frequenzebene  $f$  ein Beispiel eines einer Frequenzkomponente  $F$  entsprechenden Wertes  $Ph_C$  des Parameters  $P_D$  eingezeichnet. Für diesen Fall würde somit gelten:  $d = \text{abs}(Ph_C) / F$ .

**[0061]** Das Verfahren erlaubt somit eine Korrektur von zeitlichen Verzögerungen einfach aus Kenntnis von die verwendete Gradienteneinheit charakterisierenden Parametern  $P$  in Abhängigkeit der Frequenzkomponente  $F$  der verwendeten k-Raumtrajektorie, für die kaum Rechenaufwand nötig ist.

**[0062]** Die, über den korrigierten Gradienten  $G'$  einfach ableitbare, korrigierte k-Raumtrajektorie  $kTr_c$  kann somit auf Basis der mindestens einen Frequenzkomponente  $F$  der geplanten k-Raumtrajektorie und eines der Frequenzkomponente  $F$  zugehörigen Wertes eines geladenen charakterisierenden Parameters  $P$ , insbesondere aus aus ein Verhalten einer Gradienteneinheit beschreibenden Parametern  $P$  ableitbaren, erreichte Magnituden und Phasen beschreibenden Parametern  $P_M$  und  $P_D$ , aus der geplanten k-Raumtrajektorie  $kTr(F)$  mit wenig Rechenaufwand bestimmt werden.

**[0063]** Die derart in Achsen der Gradienteneinheit entsprechenden Gradientenrichtungen korrigierte k-Raumtrajektorie  $kTr_c$  kann als Startwert für eine weitere Korrektur (Block 111) verwendet werden. Beispielsweise kann eine weitere Korrektur 111 eine Anpassung an eine Kippung von Achsen  $x'$ ,  $y'$ ,  $z'$  eines geplanten Messbereichs gegenüber den Gradientenachsen  $x$ ,  $y$ ,  $z$  der Magnetresonanztanlage beinhalten. Eine derartige Kippung bedeutet, dass zumindest eine der Achsen  $x'$ ,  $y'$  und  $z'$  nicht

mit den Gradientenachsen  $x$ ,  $y$ ,  $z$  übereinstimmt. Die für die Gradientenachsen  $x$ ,  $y$ ,  $z$  bestimmten Korrekturwerte können z.B. mittels Interpolation in Korrekturwerte für die Achsen  $x'$ ,  $y'$ ,  $z'$  überführt werden.

**[0064]** Die Korrektur 105 der geplanten k-Raumtrajektorie  $kTr(F)$  auf Basis der Frequenzkomponente  $F$  und der charakterisierenden Parameter  $P$  kann durchgeführt werden, bevor die Magnetresonanzmessdaten  $MD$  erfasst werden, sodass die Magnetresonanzmessdaten  $MD$  entlang von korrigierten k-Raumtrajektorien  $kTr_c$  erfasst werden (**Fig. 1**, Zweig a).

**[0065]** Auch die weitere Korrektur 111 der geplanten k-Raumtrajektorie  $kTr(F)$  kann durchgeführt werden, bevor die Magnetresonanzmessdaten  $MD$  erfasst werden, sodass die Magnetresonanzmessdaten  $MD$  entlang von korrigierten k-Raumtrajektorien  $kTr_c'$  erfasst werden (**Fig. 1**, Zweig a).

**[0066]** Eine Erfassung 107 der Messdaten  $MD$  entlang von korrigierten k-Raumtrajektorien  $kTr_c$  oder  $kTr_c'$  entspricht einer prospektiven Korrektur. Hierzu kann die geplante k-Raumtrajektorie  $kTr(F)$  derart modifiziert werden, dass die bei der Erfassung der Messdaten  $MD$  verwendete korrigierte k-Raumtrajektorie  $kTr_c$  oder  $kTr_c'$  der eigentlich gewünschten k-Raumtrajektorie entspricht.

**[0067]** Soll beispielsweise die auf Basis der Frequenzkomponente  $F$  und der charakterisierenden Parameter  $P$  korrigierte k-Raumtrajektorie  $kTr_c$  bei der Erfassung 107 der Messdaten  $MD$  verwendet werden, kann die geplante k-Raumtrajektorie  $kTr(F)$  modifiziert werden, indem die Korrektur 105 der geplanten k-Raumtrajektorie antizipiert wird, sodass die durch die Korrektur 107 erhaltene korrigierte k-Raumtrajektorie  $kTr_c$  der für die Erfassung 107 der Messdaten  $MD$  gewünschten k-Raumtrajektorie entspricht. Analog zu dem mit Bezug auf die **Fig. 4** und **Fig. 6** beschriebenen Beispiel kann somit eine Magnitude  $M$  eines eine Frequenzkomponente  $F$  aufweisenden Gradienten  $G$  einer modifizierten geplanten k-Raumtrajektorie  $M$  bestimmt werden, indem die (gewünschte) Magnitude  $M'$  des korrigierten Gradienten  $G'$  durch den Wert des erreichte Magnituden beschreibenden Parameters  $P_M$ , der der Frequenzkomponente  $F$  der geplanten k-Raumtrajektorie entspricht, geteilt wird.

**[0068]** Es würde gelten:  $M = M' / M_C$ .

**[0069]** Analog zu dem mit Bezug auf die **Fig. 5** und **Fig. 6** beschriebenen Beispiel kann somit eine zeitliche (Vor-)Verzögerung  $d$  eines eine Frequenzkomponente  $F$  aufweisenden Gradienten  $G$  einer modifizierten geplanten k-Raumtrajektorie  $M$  bestimmt werden, indem die (gewünschte) der Startzeitpunkt

der geplanten k-Raumtrajektorie um den ermittelten Wert für  $d$  nach vorne verlegt wird.

**[0070]** Korrigierte k-Raumtrajektorien  $kTr_c$  oder  $kTr_c'$  können bei der Rekonstruktion 109 der Bilddaten  $BD$  verwendet werden, um auf Abweichungen von tatsächlich während einer Messung erzeugten Gradienten während einer Auslesezeitspanne von den jeweiligen für diese Auslesezeitspanne geplanten Gradienten basierende Rekonstruktionsfehler zu vermeiden (**Fig. 1**, Zweig b). Hierbei kann die Korrektur 105 der geplanten k-Raumtrajektorie  $kTr(F)$  und/oder die weitere Korrektur 111 der geplanten k-Raumtrajektorie  $kTr(F)$  auf Basis der Frequenzkomponente  $F$  und der charakterisierenden Parameter  $P$  durchgeführt werden, nachdem die Magnetresonanzmessdaten  $MD$  erfasst wurden.

**[0071]** Eine Verwendung korrigierter k-Raumtrajektorien  $kTr_c$  oder  $kTr_c'$  im Rahmen der Rekonstruktion 109 der Bilddaten  $BD$  entspricht einer retrospektiven Korrektur. Durch die Verwendung von korrigierten k-Raumtrajektorien  $kTr_c$  oder  $kTr_c'$  bei der Rekonstruktion 109 der Bilddaten  $BD$ , die den tatsächlich von der verwendeten Gradienteneinheit erzeugten k-Raumtrajektorien entsprechen, werden Artefakte vermieden.

**[0072]** Eine Kombination von prospektiver und retrospektiver Korrektur ist z.B. denkbar, wenn auf Basis der Frequenzkomponente  $F$  und der charakterisierenden Parameter  $P$  korrigierte k-Raumtrajektorien  $kTr_c$  für eine prospektive Korrektur und mittels einer weiteren Korrektur 111 weiter korrigierte k-Raumtrajektorien  $kTr_c'$  für eine retrospektive Korrektur verwendet werden, und/oder wenn z.B. nur für eine oder zwei der Gradientenachsen  $x$ ,  $y$  und  $z$  eine prospektive Korrektur durchgeführt wird, und für die nicht mit der prospektiven Korrektur behandelten Gradientenachse(n) eine retrospektive Korrektur durchgeführt wird.

**[0073]** Zwischenergebnisse, sowie die rekonstruierten Bilddaten  $BD$  können gespeichert und/oder angezeigt werden.

**[0074]** **Fig. 7** stellt schematisch eine erfindungsgemäße Magnetresonanzanlage 1 dar. Diese umfasst eine Magneteinheit 3 zur Erzeugung des Grundmagnetfeldes, eine Gradienteneinheit 5 mit, z.B. drei, in  $x$ -,  $y$ -, und  $z$ -Richtung wirkenden, Gradientenspulen (nicht einzeln dargestellt) zur Erzeugung von Gradientenfeldern, eine Hochfrequenzeinheit 7 zur Einstrahlung und zum Empfang von Hochfrequenzsignalen und eine zur Durchführung eines erfindungsgemäßen Verfahrens ausgebildete Steuereinrichtung 9.

**[0075]** In der **Fig. 7** sind diese Teileinheiten der Magnetresonanzanlage 1 nur grob schematisch dar-

gestellt. Insbesondere kann die Hochfrequenzeinheit 7 aus mehreren Untereinheiten, beispielsweise aus mehreren Spulen wie den schematisch gezeigten Spulen 7.1 und 7.2 oder mehr Spulen bestehen, die entweder nur zum Senden von Hochfrequenzsignalen oder nur zum Empfangen der ausgelösten Hochfrequenzsignale oder für beides ausgestaltet sein können.

**[0076]** Zur Untersuchung eines Untersuchungsobjektes U, beispielsweise eines Patienten oder auch eines Phantoms, kann dieses auf einer Liege L in die Magnetresonanzanlage 1 in deren Messvolumen eingebracht werden. Die Schicht oder der Slab S stellt ein exemplarisches Zielvolumen des Untersuchungsobjektes dar, aus dem Daten aufgenommen und als Messdaten erfasst werden sollen.

**[0077]** Die Steuereinrichtung 9 dient der Steuerung der Magnetresonanzanlage 1 und kann insbesondere die Gradienteneinheit 5 mittels einer Gradientensteuerung 5' und die Hochfrequenzeinheit 7 mittels einer Hochfrequenz-Sende-/Empfangs-Steuerung 7' steuern. Die Hochfrequenzeinheit 7 kann hierbei mehrere Kanäle umfassen, auf denen Signale gesendet oder empfangen werden können.

**[0078]** Die Hochfrequenzeinheit 7 ist zusammen mit ihrer Hochfrequenz-Sende-/Empfangs-Steuerung 7' für die Erzeugung und das Einstrahlen (Senden) eines Hochfrequenz-Wechselfeldes zur Manipulation der Spins in einem zu manipulierenden Bereich (beispielsweise in zu messenden Schichten S) des Untersuchungsobjektes U zuständig. Dabei wird die Mittenfrequenz des, auch als B1-Feld bezeichneten, Hochfrequenz-Wechselfeldes in aller Regel möglichst so eingestellt, dass sie nahe der Resonanzfrequenz der zu manipulierenden Spins liegt. Abweichungen von der Mittenfrequenz von der Resonanzfrequenz werden als Off-Resonanz bezeichnet. Zur Erzeugung des B1-Feldes werden in der Hochfrequenzeinheit 7 mittels der Hochfrequenz-Sende-/Empfangs-Steuerung 7' gesteuerte Ströme an den HF-Spulen angelegt.

**[0079]** Weiterhin umfasst die Steuereinrichtung 9 eine Korrekturereinheit 15, mit welcher eine erfindungsgemäße Korrektur durchgeführt werden kann. Die Steuereinrichtung 9 ist insgesamt dazu ausgebildet, ein erfindungsgemäßes Verfahren durchzuführen.

**[0080]** Eine von der Steuereinrichtung 9 umfasste Recheneinheit 13 ist dazu ausgebildet alle für die nötigen Messungen und Bestimmungen nötigen Rechenoperationen auszuführen. Hierzu benötigte oder hierbei ermittelte Zwischenergebnisse und Ergebnisse können in einer Speichereinheit S der Steuereinrichtung 9 gespeichert werden. Die dargestellten Einheiten sind hierbei nicht unbedingt als

physikalisch getrennte Einheiten zu verstehen, sondern stellen lediglich eine Untergliederung in Sinn-einheiten dar, die aber auch z.B. in weniger oder auch in nur einer einzigen physikalischen Einheit realisiert sein können.

**[0081]** Über eine Ein-/Ausgabeeinrichtung E/A der Magnetresonanzanlage 1 können, z.B. durch einen Nutzer, Steuerbefehle an die Magnetresonanzanlage geleitet werden und/oder Ergebnisse der Steuereinrichtung 9 wie z.B. Bilddaten angezeigt werden.

**[0082]** Ein hierin beschriebenes Verfahren kann auch in Form eines Computerprogrammprodukts vorliegen, welches ein Programm umfasst und das beschriebene Verfahren auf einer Steuereinrichtung 9 implementiert, wenn es auf der Steuereinrichtung 9 ausgeführt wird. Ebenso kann ein elektronisch lesbare Datenträger 26 mit darauf gespeicherten elektronisch lesbaren Steuerinformationen vorliegen, welche zumindest ein solches eben beschriebenes Computerprogrammprodukt umfassen und derart ausgestaltet sind, dass sie bei Verwendung des Datenträgers 26 in einer Steuereinrichtung 9 einer Magnetresonanzanlage 1 das beschriebene Verfahren durchführen.

**ZITATE ENTHALTEN IN DER BESCHREIBUNG**

**Zitierte Patentliteratur**

- DE 102017222359 [0023]

**Patentansprüche**

1. Verfahren zur Aufnahme von Messdaten mittels einer Magnetresonanzanlage, welche eine Gradienteneinheit umfasst, umfassend die Schritte:

- Laden von frequenzabhängigen die Gradienteneinheit der Magnetresonanzanlage charakterisierenden Parametern,
- Laden einer für eine Magnetresonanzmessung geplanten k-Raumtrajektorie einer RESOLVE-Sequenz, welche zumindest in einer Richtung eine Frequenzkomponente aufweist,
- Erfassen von Magnetresonanzmessdaten basierend auf der geplanten k-Raumtrajektorie und Rekonstruieren von Bilddaten aus den Magnetresonanzmessdaten, wobei die geplante k-Raumtrajektorie auf Basis mindestens einer Frequenzkomponente der geplanten k-Raumtrajektorie und der charakterisierenden Parameter korrigiert wird.
- Speichern und/oder Anzeigen der rekonstruierten Bilddaten.

2. Verfahren nach Anspruch 1, wobei die frequenzabhängigen, die Gradienteneinheit charakterisierenden Parameter auf gemessenen Gradientenimpulsantwortfunktionen (GIRF) basieren.

3. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei charakterisierende Parameter zumindest für eine Achse der Gradienteneinheit geladen werden.

4. Verfahren nach Anspruch 3, wobei die Korrektur der geplanten k-Raumtrajektorie jeweils in Richtung einer Achse der Gradienteneinheit, für die verwendeten charakterisierenden Parameter gelten, durchgeführt wird.

5. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei die Korrektur der geplanten k-Raumtrajektorie durchgeführt wird, bevor die Magnetresonanzmessdaten erfasst werden, sodass die Magnetresonanzmessdaten entlang von korrigierten k-Raumtrajektorien erfasst werden.

6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, wobei die Korrektur der geplanten k-Raumtrajektorien nach dem Erfassen der Magnetresonanzmessdaten erfolgt.

7. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei charakterisierende Parameter für alle Achsen der Gradienteneinheit geladen werden, und die Korrektur der geplanten k-Raumtrajektorie in jede der Richtungen einer Achse der Gradienteneinheit durchgeführt wird.

8. Magnetresonanzanlage (1) umfassend, eine Magneteinheit (3), eine Gradienteneinheit (5), eine Hochfrequenzeinheit (7) und eine Steuereinrichtung

(9) mit einer Hochfrequenz-Sende-/Empfangs-Steuerung (7') und mit einer Korrekturereinheit (15), wobei die Steuereinrichtung (9) dazu ausgebildet ist, ein Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 7 auf der Magnetresonanzanlage (1) auszuführen.

9. Computerprogramm, welches direkt in einen Speicher einer Steuereinrichtung (9) einer Magnetresonanzanlage (1) ladbar ist, mit Programm-Mitteln, um die Schritte des Verfahrens nach einem der Ansprüche 1 bis 7 auszuführen, wenn das Programm in der Steuereinrichtung (9) der Magnetresonanzanlage (1) ausgeführt wird.

10. Elektronisch lesbarer Datenträger mit darauf gespeicherten elektronisch lesbaren Steuerinformationen, welche zumindest ein Computerprogramm nach Anspruch 9 umfassen und derart ausgestaltet sind, dass sie bei Verwendung des Datenträgers in einer Steuereinrichtung (9) einer Magnetresonanzanlage (1) ein Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 7 durchführen.

Es folgen 5 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

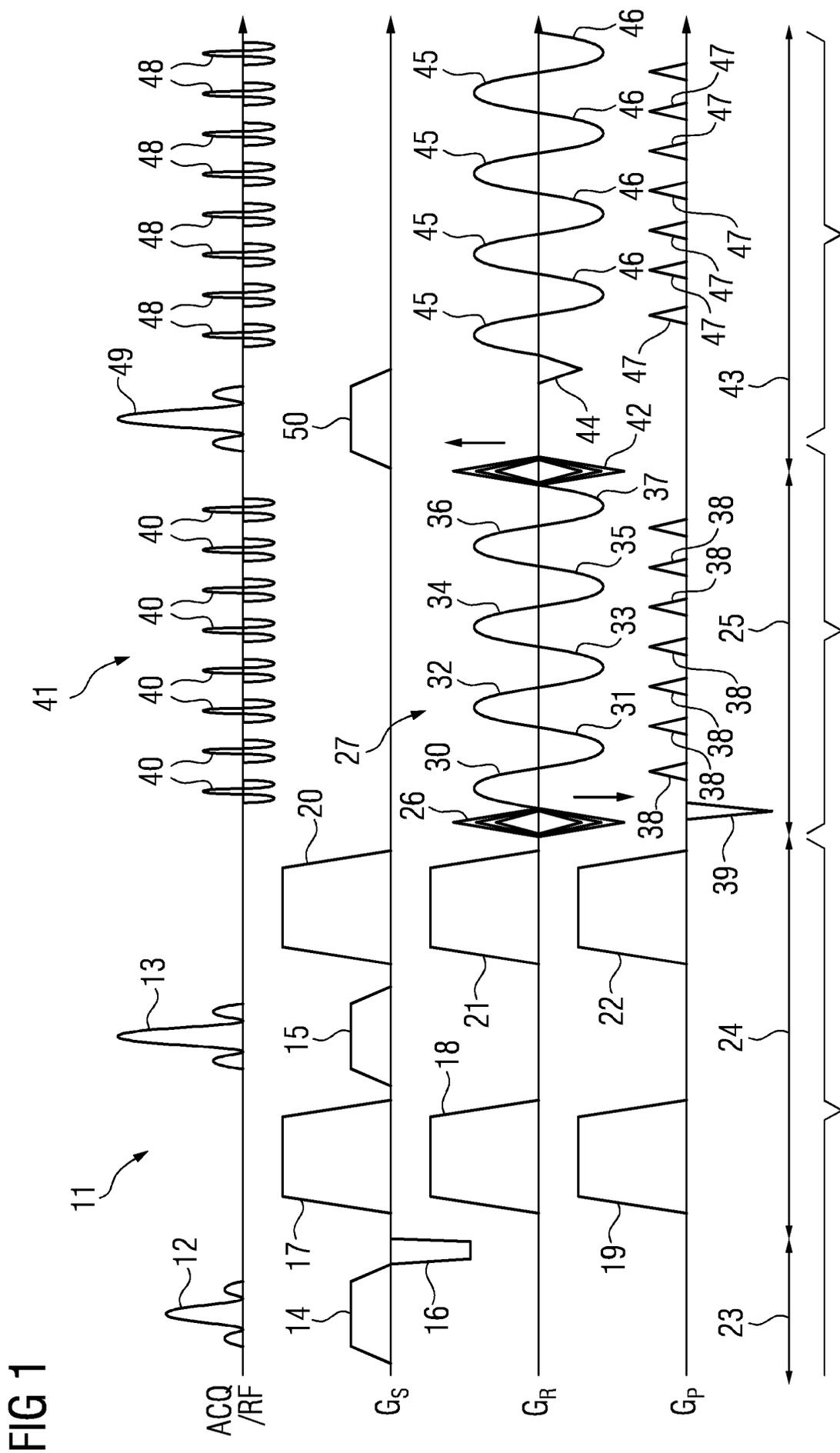


FIG 1

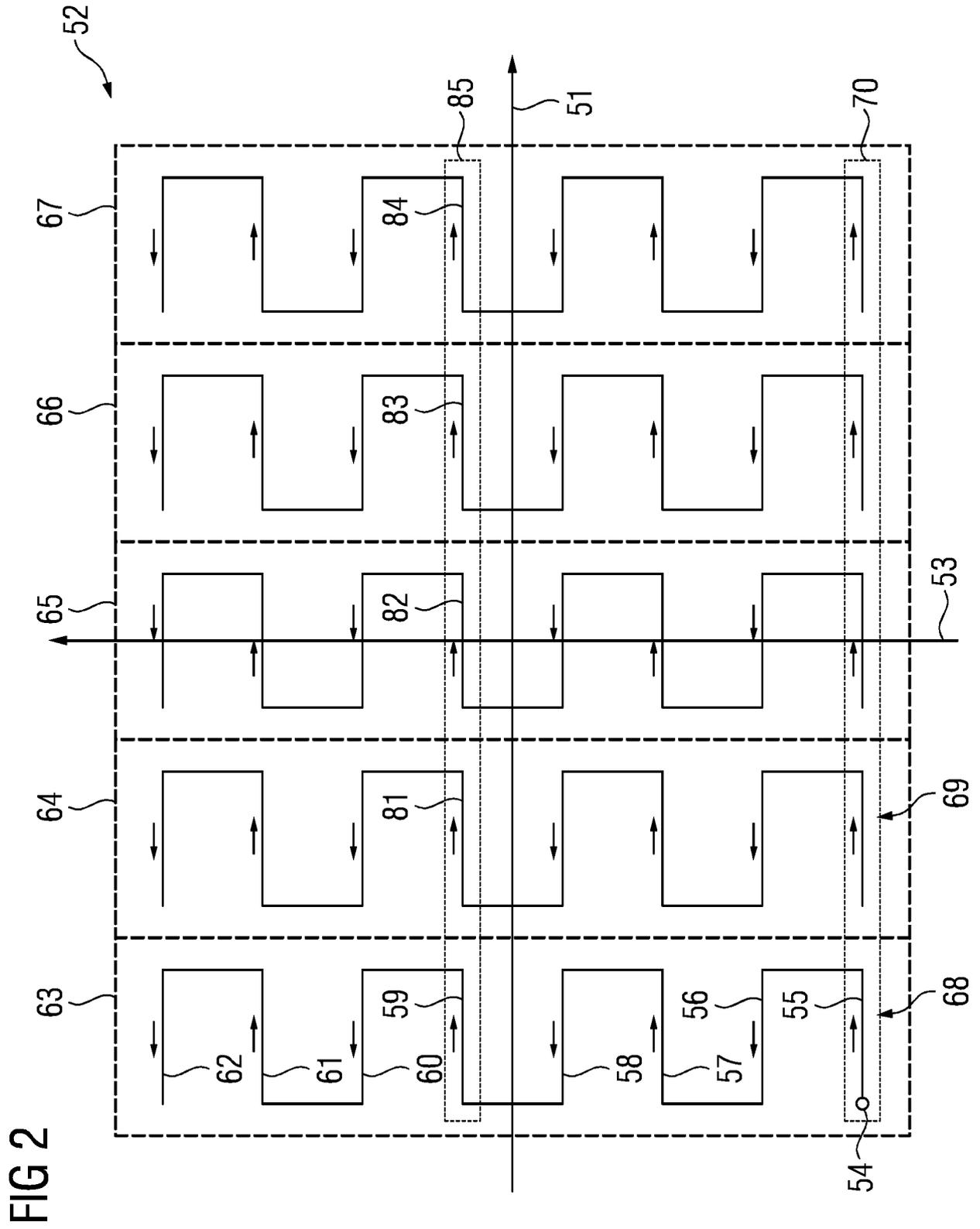


FIG 3

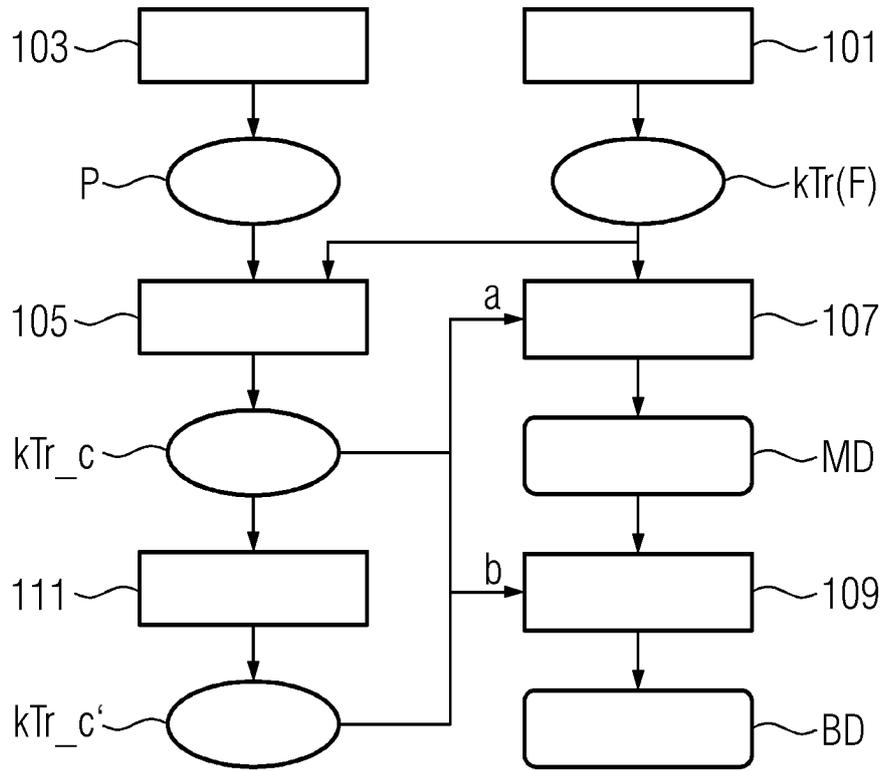


FIG 4

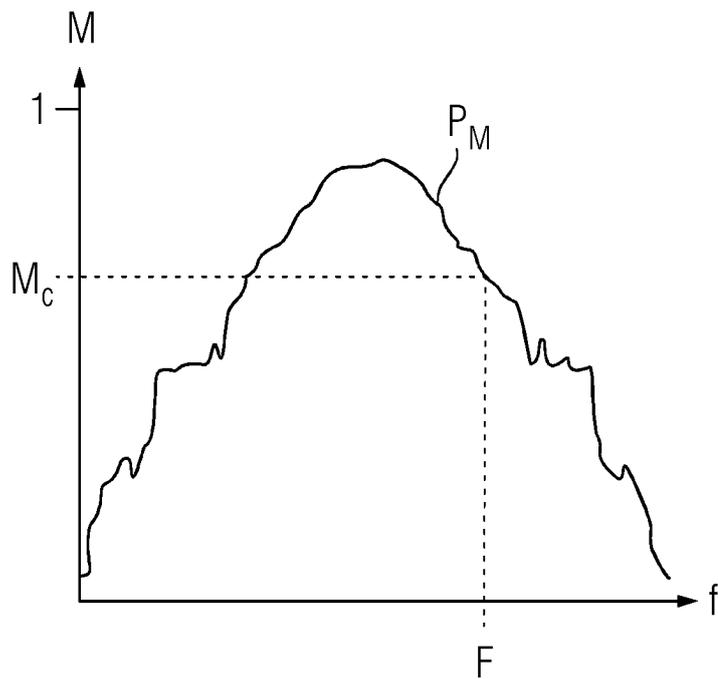


FIG 5

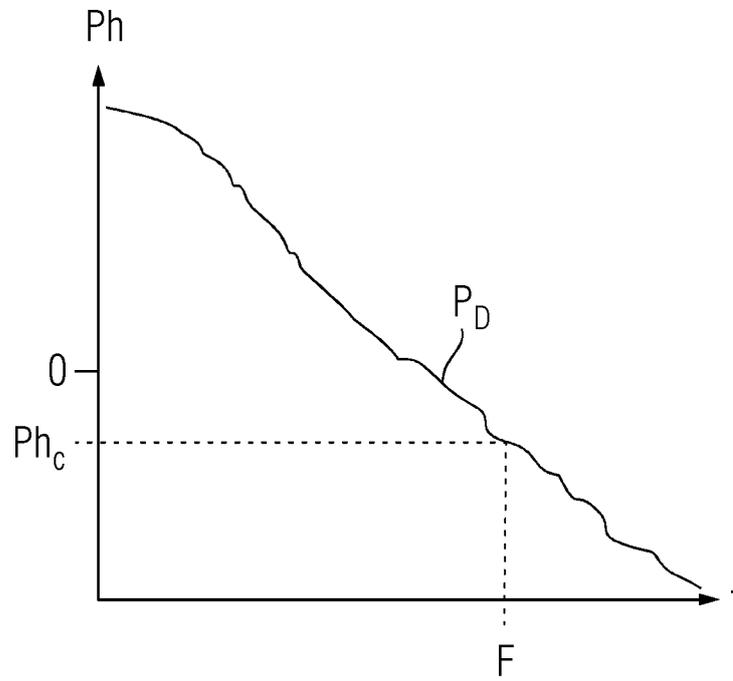


FIG 6

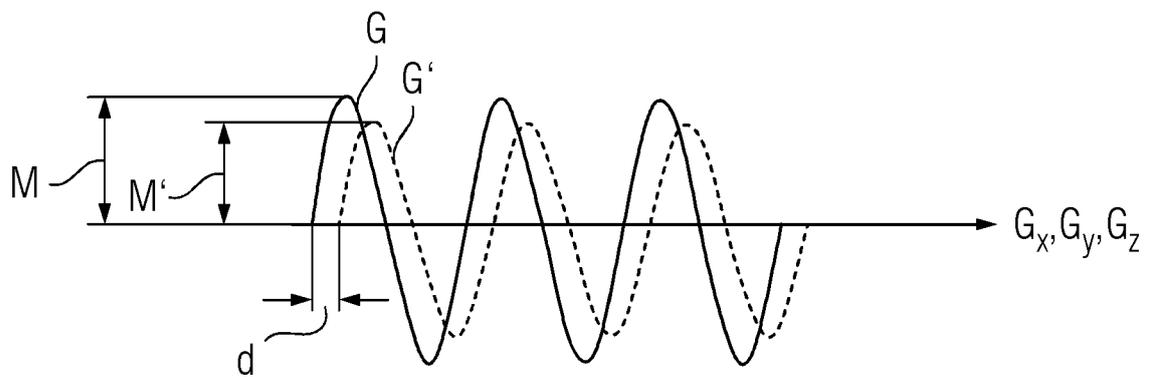


FIG 7

