



(12)

## Veröffentlichung

der internationalen Anmeldung mit der  
(87) Veröffentlichungs-Nr.: **WO 2019/174964**  
in der deutschen Übersetzung (Art. III § 8 Abs. 2  
IntPatÜG)

(21) Deutsches Aktenzeichen: **11 2019 001 281.9**

(86) PCT-Aktenzeichen: **PCT/EP2019/055371**

(86) PCT-Anmeldetag: **05.03.2019**

(87) PCT-Veröffentlichungstag: **19.09.2019**

(43) Veröffentlichungstag der PCT Anmeldung  
in deutscher Übersetzung: **10.12.2020**

(51) Int Cl.: **G01R 33/565 (2006.01)**  
**G01R 33/48 (2006.01)**  
**A61B 5/055 (2006.01)**

(30) Unionspriorität:  
**18161385.2**      **13.03.2018**      **EP**

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

(74) Vertreter:  
**Meissner Bolte Patentanwälte Rechtsanwälte  
Partnerschaft mbB, 80538 München, DE**

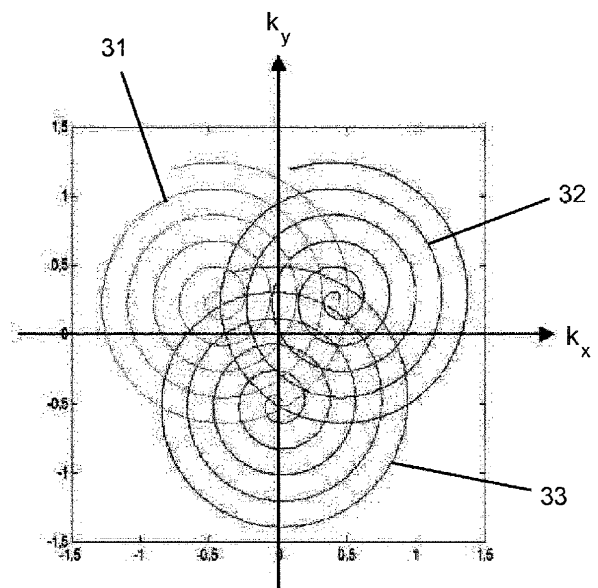
(72) Erfinder:  
**Fuderer, Miha, Eindhoven, NL; Hey, Silke,  
Eindhoven, NL**

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

(54) Bezeichnung: **MR-BILDGEBUNG MIT SPIRALERFASSUNG**

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur MR-Bildgebung eines Objekts (10), das in einem Untersuchungsvolumen einer MR-Vorrichtung (1) angeordnet ist. Aufgabe der Erfindung ist es, eine effiziente Spiralbildgebung auch in Situationen starker  $B_0$ -Inhomogenität zu ermöglichen. Das Verfahren der Erfindung umfasst:

- Aussetzen des Objekts (10) einer Bildgebungssequenz, die mindestens einen HF-Anregungsimpuls und sinusförmig modulierte Magnetfeldgradienten umfasst,
- Erfassen von MR-Signalen entlang zweier oder mehrerer spiralförmiger  $k$ -Raum-Trajektorien (31, 32, 33), wie durch die sinusförmige Modulation der Magnetfeldgradienten bestimmt, wobei die Ursprünge der spiralförmigen  $k$ -Raum-Trajektorien voneinander versetzt sind, und
- Rekonstruktion eines MR-Bildes aus den erfassten MR-Signalen. Darüber hinaus bezieht sich die Erfindung auf eine MR-Vorrichtung (1) und ein Computerprogramm für eine MR-Vorrichtung (1).



## Beschreibung

### GEBIET DER ERFINDUNG

**[0001]** Die Erfindung bezieht sich auf das Gebiet der Magnetresonanz(MR)-Bildgebung. Sie bezieht sich auf ein Verfahren zur MR-Bildgebung eines Objekts. Die Erfindung bezieht sich außerdem auf eine MR-Vorrichtung und ein Computerprogramm, das auf einer MR-Vorrichtung ausgeführt werden soll.

### HINTERGRUND DER ERFINDUNG

**[0002]** MR-Bildgebungsverfahren, die die Wechselwirkung zwischen Magnetfeldern und Kernspins nutzen, um zweidimensionale oder dreidimensionale Bilder zu erzeugen, werden heutzutage weithin verwendet, insbesondere im Bereich der medizinischen Diagnostik, da sie für die Bildgebung von Weichgewebe anderen Bildgebungsverfahren in vielerlei Hinsicht überlegen sind, keine ionisierende Strahlung benötigen und in der Regel nicht invasiv sind.

**[0003]** Bei der MR-Methode im Allgemeinen wird das Objekt, zum Beispiel der Körper des zu untersuchenden Patienten, in einem starken, gleichmäßigen Magnetfeld angeordnet, dessen Richtung gleichzeitig eine Achse (normalerweise die z-Achse) des Koordinatensystems definiert, das der Messung zugrunde liegt. Das Magnetfeld erzeugt in Abhängigkeit von der Magnetfeldstärke unterschiedliche Energieniveaus für die einzelnen Kernspins, die durch Anlegen eines elektromagnetischen Wechselfeldes (HF-Feld) definierter Frequenz (sog. Larmor-Frequenz oder MR-Frequenz) angeregt werden können (Spinresonanz). Aus makroskopischer Sicht ergibt sich aus der Verteilung der einzelnen Kernspins eine Gesamtmagnetisierung, die durch Anlegen eines elektromagnetischen Impulses geeigneter Frequenz (HF-Impuls) aus dem Gleichgewichtszustand ausgelenkt werden kann, so dass die Magnetisierung eine Präzessionsbewegung um die z-Achse ausführt. Die Kreisbewegung beschreibt eine Oberfläche eines Kegels, dessen Öffnungswinkel als Kippwinkel bezeichnet wird. Die Größe des Kippwinkels hängt von der Stärke und der Dauer des angelegten elektromagnetischen Impulses ab. Bei einem so genannten 90°-Impuls werden die Spins von der z-Achse in die Querebene (Flipwinkel 90°) abgelenkt.

**[0004]** Nach Beendigung des HF-Impulses relaxiert die Magnetisierung wieder in den ursprünglichen Gleichgewichtszustand zurück, in dem die Magnetisierung in der z-Richtung mit einer ersten Zeitkonstante  $T_1$  (Spin-Gitter- oder longitudinale Relaxationszeit) erneut aufgebaut wird, und die Magnetisierung in der Richtung senkrecht zur z-Richtung relaxiert mit einer zweiten Zeitkonstante  $T_2$  (Spin-Spin- oder transversale Relaxationszeit). Die Variation der Magnetisierung kann mittels HF-Empfangsspulen er-

mittelt werden, die im Untersuchungsvolumen der MR-Vorrichtung derart angeordnet und ausgerichtet sind, dass die Variation der Magnetisierung in der Richtung senkrecht zur z-Achse gemessen wird. Der Abfall der transversalen Magnetisierung wird, nach einem Anlegen zum Beispiel eines 90°-Impulses, von einem Übergang der Kernspins (induziert durch lokale Inhomogenitäten des Magnetfeldes) von einem geordneten Zustand mit der gleichen Phase in einen Zustand, in dem alle Phasenwinkel gleichmäßig verteilt sind, (Dephasierung) begleitet. Die Dephasierung kann z. B. mittels eines refokussierenden Impulses (z. B. eines 180°-Impulses) kompensiert werden. Dadurch entsteht in den Empfangsspulen ein Echo-signal (Spinecho).

**[0005]** Um die räumliche Auflösung im Körper zu realisieren, werden konstante Magnetfeldgradienten, die sich entlang der drei Hauptachsen erstrecken, dem gleichförmigen Magnetfeld überlagert, was zu einer linearen räumlichen Abhängigkeit der Spinresonanzfrequenz führt. Das in den Empfangsspulen aufgenommene Signal enthält dann Komponenten unterschiedlicher Frequenzen, die mit verschiedenen Stellen im Körper in Verbindung gebracht werden können. Die über die Empfangsspulen erhaltenen Signaldaten entsprechen dem räumlichen Frequenzbereich und werden k-Raum-Daten genannt. Ein Satz von k-Raum-Daten wird mittels eines Bildrekonstruktionsalgorithmus in ein MR-Bild umgewandelt.

**[0006]** Die Spiralbildgebung ist eine schnelle MR-Bildgebungstechnik, die von einer effizienten k-Raum-Abdeckung und einer geringen Empfindlichkeit gegenüber Flussartefakten profitiert. Sie ist jedoch anfällig gegen Inhomogenitäten in der Amplitude des Hauptmagnetfeldes  $B_0$ , was zu Unschärfen führt und die Bildqualität verschlechtert. Das Ausmaß von  $B_0$  Inhomogenitäten skaliert mit der Hauptmagnetfeldstärke.

**[0007]** Entschärfungsverfahren für die spiralförmige MR-Bildgebung sind im Stand der Technik bekannt. Es ist beispielsweise bekannt, eine Reihe von  $B_0$ -Karten unter Verwendung einer Doppelpolcho-Spiral-In/Out-Sequenz mit unterschiedlichen Echozeiten zu erfassen (siehe z. B. Ahunbay et al., „Rapid Method for Deblurring Spiral-MR-Bilder“, Magn. Reson. Med. 2000, Bd. 44, S. 491-494; Sutton et al., „Fast, iterative image reconstruction for MRI in the presence of field inhomogeneities“, IEEE Trans. Med. Imaging. 2003, Bd. 22, S. 178-188; Nayak et al., „Efficient off-resonance correction for spiral imaging“, Magn. Reson. Med. 2001, Bd. 45, S. 521-524).

**[0008]** Bei starken Magnetfeldinhomogenitäten weicht die Form der spiralförmigen k-Raum-Trajektorien entsprechend stark von der theoretischen Spiralform ab. Dies ist in den zweidimensionalen k-Raum-Diagrammen von **Fig. 2** veranschaulicht.

**Fig. 2a** zeigt eine „ideale“ spiralförmige k-Raum-Trajektorie, wie sie durch Anlegen sinusförmiger Magnetfeldgradienten in  $k_x$ - und  $k_y$ -Richtung in Gegenwart eines perfekt homogenen Hauptmagnetfelds  $B_0$  erhalten würde. In **Fig. 2b** ist  $B_0$  inhomogen mit einem starken Gradienten in der x-Richtung, so dass das abgebildete Objekt eine k-Raum-Trajektorie „sieht“, die signifikant von der idealen Spiralförmigkeit abweicht. Die Folge dieses Effekts ist, dass praktisch keine verwendbaren Signalwerten aus dem zentralen k-Raum abgetastet werden;  $k_x = k_y = 0$  nicht einmal in die verzerrte Abtasttrajektorie einbezogen. Vollständig fehlende Teile von k-Raum-Daten können in Bereichen mit großer  $B_0$ -Uneinheitlichkeit auftreten. Ähnliche Effekte können bei Unvollkommenheiten der Magnetfeldgradienten auftreten.

#### KURZDARSTELLUNG DER ERFINDUNG

**[0009]** Aus dem Vorstehenden ist leicht ersichtlich, dass ein Bedarf an einer verbesserten Technik der MR-Bildgebung besteht. Aufgabe der Erfindung ist es, die oben genannten Einschränkungen zu lösen und eine effiziente spiralförmige MR-Bildgebung auch bei Situationen starker  $B_0$ -Inhomogenität zu ermöglichen.

**[0010]** Erfindungsgemäß wird ein Verfahren der MR-Bildgebung eines Objekts, das in einem Untersuchungsvolumen einer MR-Vorrichtung angeordnet ist, offenbart. Das Verfahren umfasst:

- Aussetzen des Objekts einer Bildgebungssequenz, die mindestens einen HF-Anregungsimpuls und sinusförmig modulierte Magnetfeldgradienten umfasst,
- Erfassen von MR-Signalen entlang von zwei oder mehr spiralförmigen k-Raum-Trajektorien, wie durch die sinusförmige Modulation der Magnetfeldgradienten bestimmt, wobei die Ursprünge der spiralförmigen k-Raum-Trajektorien voneinander versetzt sind, und
- Rekonstruktion eines MR-Bildes aus den erfassten MR-Signalen.

**[0011]** Um zu verhindern, dass Abschnitte des zentralen k-Raums bei der spiralförmigen Abtastung in inhomogenen  $B_0$ -Feldern fehlen, schlägt die Erfindung vor, zwei oder mehr spiralförmige k-Raum-Trajektorien anzuwenden, um die MR-Signale zu erfassen. Da die Ursprünge der spiralförmigen k-Raum-Trajektorien zueinander versetzt sind, fallen die Mittelpunkte der Spiralen nicht zusammen und es kann eine verbesserte k-Raumabdeckung im zentralen k-Raubereich erreicht werden, wo sich die spiralförmigen k-Raum-Trajektorien überlappen, selbst wenn die Spiralen durch  $B_0$ -Inhomogenität oder Magnetfeldgradienten-Unvollkommenheiten stark verzerrt sind. Vorzugsweise sind die Ursprünge aller spiralförmigen k-Raum-Trajektorien vom k-Raum-Ursprung

versetzt, gleichmäßig beabstandet und symmetrisch um den k-Raum-Ursprung angeordnet. Auf diese Weise kann eine optimale Abtastung des Bereichs um das Zentrum des k-Raums im Wesentlichen in allen Situationen von  $B_0$ -Ungleichmäßigkeiten oder in der Praxis erfüllten Gradientenfehlern erreicht werden.

**[0012]** Unter einer spiralförmigen k-Raum-Trajektorie wird im Sinne der Erfindung eine Kurve verstanden, die sich mit kontinuierlich zunehmendem oder abnehmendem Abstand um einen Ursprung dreht. Diese Definition umfasst (unter anderem) eine Spirale im dreidimensionalen k-Raum, wie eine konische Helix, die sich um eine Achse windet, sowie eine Kurve in einer Ebene, die sich um einen festen Mittelpunkt in einem kontinuierlich zunehmenden oder abnehmenden Abstand vom Mittelpunkt windet, d. h. eine Spirale im zweidimensionalen k-Raum, wobei der Mittelpunkt den Ursprung der Spirale bildet.

**[0013]** In einer bevorzugten Ausführungsform wird aus den MR-Signalen, die aus der zentralen k-Raumregion gewonnen werden, eine  $B_0$ -Karte abgeleitet. Das MR-Bild kann dann unter Korrektur der  $B_0$ -Inhomogenität basierend auf der abgeleiteten  $B_0$ -Karte rekonstruiert werden.

**[0014]** Gemäß einer weiteren bevorzugten Ausführungsform wird das Objekt vor der Bildgebungssequenz einer Präparationssequenz unterzogen, wobei während der Präparationssequenz erfassten MR-Signalen eine  $B_0$ -Karte abgeleitet wird. Die Anzahl und/oder die Anordnung der spiralförmigen k-Raum-Trajektorien im k-Raum kann dann automatisch in Abhängigkeit von der  $B_0$ -Karte gewählt werden, um eine optimale Abdeckung des zentralen k-Raums zu erreichen. Um unnötige Scanzeit zu vermeiden, kann das Ausmaß der  $B_0$ -Ungleichförmigkeit automatisch durch einen geeigneten Algorithmus beurteilt werden, der entscheidet, ob zwei oder mehr Spiraltrajektorien angewendet werden sollen oder ob es ausreichend ist, nur eine einzige Spiral-k-Raum-Trajektorie wie bei herkömmlicher Spiralbildgebung zu verwenden.

**[0015]** In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform werden die MR-Signale gemäß einem Spiralstapelschema erfasst. Bei dem bekannten dreidimensionalen Spiralstapel-Akquisitionsschema wird eine Anzahl räumlich nicht selektiver oder plattenselektiver HF-Anregungen angelegt, an die sich jeweils die Akquisition eines oder mehrerer MR-Signale anschließt. Mehrere k-Raumspiralen sind an unterschiedlichen Positionen entlang der  $k_z$ -Richtung angeordnet, es wird eine kartesische Standardphasencodierung in  $k_z$ -Richtung durchgeführt. Dies führt zu einer zylindrischen k-Raum-Abdeckung, die aus gestapelten Scheiben („Spiralstapel“) besteht. Technisch wird dies durch Erzeugen von Magnetfeldgradienten in

den Richtungen in der Ebene der k-Raum-Spiralen durch sinusförmiges Modulieren der Gradientenamplituden realisiert. Erfindungsgemäß werden spiralförmige k-Raum-Trajektorien erfasst, die zueinander versetzt sind. Der Stapel von Spiralen schließt eine Anzahl von Spiralen ein, die in dieser Ausführungsform nicht um die  $k_z$ -Achse zentriert sind ( $k_x=k_y=0$ ). Der Versatz von der  $k_z$ -Achse kann von k-Raumspirale zu k-Raumspirale im Stapel variieren.

**[0016]** Die MR-Signale können z.B. als freie Induktionsabfälle (FID) unmittelbar nach der Abstrahlung eines jeweiligen HF-Anregungsimpulses erfasst werden. Die MR-Signale können auch als Spinecho- oder Gradientenechosignale gewonnen werden.

**[0017]** Gemäß einer bevorzugten Ausführungsform der Erfindung werden die MR-Signale zu zwei oder mehr unterschiedlichen Echozeiten erfasst, wobei in dem Schritt des Rekonstruierens des MR-Bildes Signalbeiträge von Wasserprotonen und Fettprotonen getrennt werden. In dieser Ausführungsform wird das erfindungsgemäße Verfahren in Kombination mit einer Dixon-Wasser-Fett-Trennung angewendet. Mittels Dixon-MR-Bildgebung oder Dixon-Wasser/Fett-MR-Bildgebung wird eine Wasser/Fett-Trennung erreicht, indem Beiträge von Wasser und Fett aus zwei oder mehr entsprechenden Spiralen berechnet werden, die zu unterschiedlichen Echozeiten erfasst werden. Im Allgemeinen ist eine solche Trennung möglich, weil eine bekannte präzessionelle Frequenzdifferenz von Wasserstoff in Wasser und Fett besteht. In seiner einfachsten Form werden Wasser- und Fettbilder entweder durch Addition oder Subtraktion der „In-Phase“- und „Out-of-Phase“-Datensätze erzeugt. In den letzten Jahren wurden jedoch mehrere MR-Bildgebungsverfahren vom Dixon-Typ vorgeschlagen. Abgesehen von unterschiedlichen Strategien für die Wasser/Fett-Trennung sind die bekanntesten Techniken hauptsächlich durch die spezifische Anzahl von Echos (oder „Punkten“), die sie erhalten, und durch die Einschränkungen, die sie auf die verwendeten Echozeiten auferlegen, gekennzeichnet. Herkömmliche Zwei- und Dreipunktverfahren erfordern gleichphasige und gegenphasige Echozeiten, bei denen die Wasser- bzw. Fettsignale in der komplexen Ebene parallel bzw. antiparallel sind. Um flexible Echozeiten zu ermöglichen, wurden nach und nach Dreipunktverfahren verallgemeinert. Aus den Dixon-Datensätzen kann auch eine  $B_0$ -Karte extrahiert werden, da für eine korrekte Wasser/Fett-Trennung bei  $B_0$ -Inhomogenität eine genaue Kenntnis der Feldverteilung erforderlich ist. Erfindungsgemäß wird der k-Raum in Bereichen, in denen sich die zwei oder mehr Spiral-k-Raum-Trajektorien überlappen, zwei- oder mehrfach abgetastet, wobei der Zeitpunkt der Spiral-k-Raum-Akquisitionen so gewählt werden kann, dass eine gegebene Position im k-Raum zwei- oder mehrfach mit jeweils unterschiedlicher (effektiver) Echozeit besucht wird. Dadurch ist es möglich,

die oben erwähnte Dixon-Technik zur Trennung von Signalbeiträgen von Wasserprotonen und Fettprotonen anzuwenden.

**[0018]** Das Verfahren der bisher beschriebenen Erfindung kann mittels einer MR-Vorrichtung ausgeführt werden, die mindestens eine Hauptmagnetspule zum Erzeugen eines gleichmäßigen statischen Magnetfelds in einem Untersuchungsvolumen, eine Anzahl von Gradientenspulen zum Erzeugen von geschalteten Magnetfeld-Gradienten in verschiedenen räumlichen Richtungen im Untersuchungsvolumen, mindestens eine HF-Spule zum Erzeugen von HF-Impulsen im Untersuchungsvolumen und/oder zum Empfangen von MR-Signalen von einem Körper eines Patienten, der im Untersuchungsvolumen positioniert ist, eine Steuereinheit zum Steuern der zeitlichen Abfolge von HF-Impulsen und geschalteten Magnetfeld-Gradienten und eine Rekonstruktionseinheit zum Rekonstruieren von MR-Bildern aus den empfangenen MR-Signalen einschließt. Das Verfahren der Erfindung kann beispielsweise durch ein entsprechendes Programmieren der Rekonstruktionseinheit und/oder der Steuereinheit der MR-Vorrichtung realisiert werden.

**[0019]** Das Verfahren der Erfindung kann in den meisten MR-Vorrichtungen, die derzeit in klinischer Verwendung sind, vorteilhaft durchgeführt werden. Zu diesem Zweck ist es lediglich erforderlich, ein Computerprogramm zu verwenden, mit dem die MR-Vorrichtung derart gesteuert wird, dass sie die oben erläuterten Verfahrensschritte der Erfindung ausführt. Das Computerprogramm kann entweder auf einem Datenträger vorhanden sein oder in einem Datennetz vorhanden sein, so dass es zur Installation in der Steuereinheit der MR-Vorrichtung heruntergeladen werden kann.

#### Figurenliste

**[0020]** Die beigefügten Zeichnungen offenbaren bevorzugte Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung. Es versteht sich jedoch, dass die Zeichnungen nur zu Darstellungszwecken und nicht als Definition der Grenzen der Erfindung ausgelegt sind. In den Zeichnungen zeigen:

**Fig. 1** eine MR-Vorrichtung zum Ausführen des Verfahrens der Erfindung;

**Fig. 2** zeigt ein Diagramm des k-Raums, das eine „ideale“ Spiral-k-Raum-Trajektorie (a) und eine verzerrte k-Raumspirale (b) in Gegenwart von Hauptmagnetfeldinhomogenität veranschaulicht;

**Fig. 3** zeigt ein Diagramm des k-Raums, das den Ansatz der Erfindung veranschaulicht.

DETAILLIERTE BESCHREIBUNG  
DER AUSFÜHRUNGSFORMEN

**[0021]** Unter Bezugnahme auf **Fig. 1** wird eine MR-Vorrichtung **1** schematisch gezeigt. Die Vorrichtung umfasst supraleitende oder resistive Hauptmagnetspulen **2**, so dass ein im Wesentlichen gleichmäßiges, zeitlich konstantes Hauptmagnetfeld entlang einer z-Achse durch ein Untersuchungsvolumen erzeugt wird.

**[0022]** Ein Magnetresonanz-Erzeugungs- und Manipulationssystem wendet eine Reihe von HF-Impulsen und geschalteten Magnetfeldgradienten an, um Kernmagnetresonanz zu invertieren oder anzuregen, Magnetresonanz zu induzieren, Magnetresonanz neu zu fokussieren, Magnetresonanz zu manipulieren, die Magnetresonanz räumlich und auf andere Weise zu codieren, Spins zu sättigen und dergleichen, um eine MR-Bildgebung auszuführen.

**[0023]** Genauer wendet ein Gradientenimpulsverstärker **3** Stromimpulse auf ausgewählte Ganzkörper-Gradientenspulen **4**, **5** und **6** entlang x-, y- und z-Achsen des Untersuchungsvolumens an. Ein digitaler HF-Frequenzsender **7** sendet HF-Impulse oder Impulspakete über einen Sende-/Empfangsschalter **8** an eine Ganzkörper-Volumen-HF-Spule **9**, um HF-Impulse in das Untersuchungsvolumen zu übertragen. Eine typische MR-Bildgebungssequenz besteht aus einem Paket von HF-Impulssegmenten mit kurzer Dauer, die jeweils zusammengenommen und mit allen angelegten Magnetfeld-Gradienten eine ausgewählte Manipulation von Kernmagnetresonanz erzielen. Die HF-Impulse werden verwendet, um zu sättigen, Resonanz anzuregen, Magnetisierung zu invertieren, Resonanz neu zu fokussieren oder Resonanz zu manipulieren und einen Teil eines Körpers **10** auszuwählen, der im Untersuchungsvolumen positioniert ist. Die MR-Signale werden auch von der Ganzkörper-Volumen-HF-Spule **9** aufgenommen.

**[0024]** Zur Erzeugung von MR-Bildern von begrenzten Regionen des Körpers **10** wird ein Satz von lokalen Array-HF-Spulen **11**, **12**, **13** zusammen mit der für die Bildgebung ausgewählten Region angeordnet. Die Array-Spulen **11**, **12**, **13** können verwendet werden, um durch Körper-Spulen-HF-Übertragungen induzierte MR-Signale zu empfangen.

**[0025]** Die resultierenden MR-Signale werden von der HF-Spule **9** des gesamten Körpervolumens und/oder von den Array-HF-Spulen **11**, **12**, **13** aufgenommen und von einem Empfänger **14** demoduliert, der vorzugsweise einen Vorverstärker (nicht gezeigt) einschließt. Der Empfänger **14** ist mit den HF-Spulen **9**, **11**, **12** und **13** über Sende-/Empfangsschalter **8** verbunden.

**[0026]** Ein Host-Computer **15** steuert den Gradientenimpulsverstärker **3** und den Sender **7**, um eine beliebige aus einer Vielzahl von MR-Bildgebungssequenzen zu erzeugen, wie z.B. Echo-Planar-Imaging (EPI), Echo-Volume-Imaging, Gradienten- und Spin-Echo-Imaging, Fast-Spin-Echo (TSE)-Imaging u.ä., um die MR-Signale entlang spiralförmiger k-Raum-Trajektorien erfindungsgemäß zu erfassen. Für die ausgewählte Sequenz empfängt der Empfänger **14** nach jedem HF-Anregungsimpuls in schneller Folge eine einzelne oder mehrere MR-Daten entlang der jeweiligen k-Raum-Trajektorien. Ein Datenerfassungssystem **16** führt eine Analog-Digital-Wandlung der empfangenen Signale durch und wandelt jedes MR-Signal in ein digitales Format um, das zur weiteren Verarbeitung geeignet ist. Bei modernen MR-Geräten ist das Datenerfassungssystem **16** ein separater Computer, der auf die Erfassung von Rohbilddaten spezialisiert ist.

**[0027]** Letztlich werden die digitalen Rohbilddaten durch einen Rekonstruktionsprozessor **17**, der eine Fourier-Transformation oder andere geeignete Rekonstruktionsalgorithmen anwendet, in eine Bilddarstellung rekonstruiert. Das MR-Bild kann einen planaren Schnitt durch den Patienten, eine Anordnung von parallelen planaren Schnitten, ein dreidimensionales Volumen oder dergleichen darstellen. Das Bild wird dann in einem Bildspeicher gespeichert, wo es zugänglich ist, um Schnitte, Projektionen oder andere Teile der Bilddarstellung in ein geeignetes Format zur Visualisierung umzuwandeln, beispielsweise über einen Videomonitor **18**, der eine menschenlesbare Anzeige des resultierenden MR-Bildes bereitstellt.

**[0028]** Die MR-Vorrichtung **1** ist angeordnet, z.B. durch geeignete Programmierung des Host-Computers **15** und des Rekonstruktionsprozessors **17**, um das Bildgebungsverfahren der Erfindung durchzuführen, wie vorstehend und nachstehend beschrieben.

**[0029]** Unter weiterer Bezugnahme auf **Fig. 1** und unter weiterer Bezugnahme auf **Fig. 3** wird eine Ausführungsform des Bildgebungsansatzes der Erfindung erläutert.

**[0030]** **Fig. 3** veranschaulicht die spiralförmige Erfassungsstrategie der Erfindung. Die Erfindung schlägt vor, mehrere spiralförmige k-Raum-Trajektorien anzuwenden, um die MR-Signale zu erfassen, um zu verhindern, dass Abschnitte des zentralen k-Raums in inhomogenen  $B_0$ -Feldern spiralförmig abgetastet werden (wie in **Fig. 2b**). In der Ausführungsform von **Fig. 3** werden drei k-Raumspiralen **31**, **32**, **33** mit nicht zusammenfallenden Mittelpunkten (Ursprüngen) in einer symmetrischen Anordnung um das k-Raumzentrum ( $k_x = k_y = 0$ ) für eine zweidimensionale Abtastung verwendet. In einem dreidimensionalen Äquivalent müssten vier dreidimensionale Spiralen verwendet werden, deren Achsen beispielsweise

se tetraedrisch angeordnet sind. In der In **Fig. 3** gezeigten Ausführungsform ist gewährleistet, dass Signaldaten tatsächlich innerhalb des Dreiecks abgetastet werden, das von den drei Mittelpunkten der Spiralen **31**, **32**, **33** aufgespannt wird, was zumindest eine Rekonstruktion einer Region mit hoher  $B_0$ -Inhomogenität mit niedriger Auflösung ermöglicht.

## ZITATE ENTHALTEN IN DER BESCHREIBUNG

*Diese Liste der vom Anmelder aufgeführten Dokumente wurde automatisiert erzeugt und ist ausschließlich zur besseren Information des Lesers aufgenommen. Die Liste ist nicht Bestandteil der deutschen Patent- bzw. Gebrauchsmusteranmeldung. Das DPMA übernimmt keinerlei Haftung für etwaige Fehler oder Auslassungen.*

### Zitierte Nicht-Patentliteratur

- Ahunbay et al., „Rapid Method for Deblurring Spiral-MR-Bilder“, Magn. Reson. Med. 2000, Bd. 44, S. 491-494; Sutton et al., „Fast, iterative image reconstruction for MRI in the presence of field inhomogeneities" [0007]
- Nayak et al., „Efficient off-resonance correction for spiral imaging“, Magn. Reson. Med. 2001, Bd. 45, S. 521-524 [0007]

## Patentansprüche

1. Verfahren zur MR-Bildgebung eines Objekts (10), das in einem Untersuchungsvolumen eines MR-Geräts (1) positioniert ist, wobei das Verfahren umfasst:

- Aussetzen des Objekts (10) einer Bildgebungssequenz, die mindestens einen HF-Anregungsimpuls und sinusförmig modulierte Magnetfeldgradienten umfasst,
- Erfassen von MR-Signalen entlang von zwei oder mehr Spiral-k-Raum-Trajektorien (31, 32, 33), wobei die Ursprünge der Spiral-k-Raum-Trajektorien (31, 32, 33) zueinander versetzt sind,
- die versetzten spiralförmigen k-Raum-Trajektorien (31, 32, 33) in einem Bereich um den k-Raum-Ursprung überlappen und
- Rekonstruktion eines MR-Bildes aus den erfassten MR-Signalen.

2. Verfahren nach Anspruch 1, wobei die Ursprünge der spiralförmigen k-Raum-Trajektorien (31, 32, 33) gegenüber dem k-Raumursprung versetzt sind.

3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, wobei die Ursprünge der spiralförmigen k-Raum-Trajektorien (31, 32, 33) gleichmäßig von dem k-Raumursprung beabstandet sind.

4. Verfahren nach Anspruch 3, wobei die Ursprünge der spiralförmigen k-Raum-Trajektorien (31, 32, 33) symmetrisch um den k-Raumursprung angeordnet sind.

5. Verfahren nach Anspruch 1, wobei eine  $B_0$ -Karte von den MR-Signalen abgeleitet wird, die von der Region um den k-Raum-Ursprung erfasst werden.

6. Verfahren nach Anspruch 5, wobei das MR-Bild mit Korrektur von  $B_0$ -Inhomogenität basierend auf der abgeleiteten  $B_0$ -Karte rekonstruiert wird.

7. Verfahren nach einem der Ansprüche 1-4, wobei das Objekt (10) vor der Bildgebungssequenz einer Präparationssequenz unterzogen wird, wobei eine  $B_0$ -Karte von MR-Signalen abgeleitet wird, die während der Präparationssequenz erfasst werden.

8. Verfahren nach Anspruch 7, wobei die Anzahl und/oder die Anordnung der spiralförmigen k-Raum-Trajektorien (31, 32, 33) im k-Raum automatisch in Abhängigkeit von der  $B_0$ -Karte gewählt wird.

9. Verfahren nach einem der Ansprüche 1-8, wobei die MR-Signale gemäß einem Stapelstapelschema aus einer Anzahl paralleler k-Raum-Schichten erfasst werden, die an benachbarten Positionen entlang einer Richtung senkrecht zu den k-Raum-Schichten angeordnet sind.

10. Verfahren nach einem der Ansprüche 1-9, wobei die MR-Signale zu zwei oder mehr verschiedenen Echozeiten erfasst werden, wobei Signalbeiträge von Wasserprotonen und Fettprotonen in dem Schritt des Rekonstruierens des MR-Bildes getrennt werden.

11. Verfahren nach einem der Ansprüche 1-10, wobei der k-Raum in drei Dimensionen durch die zwei oder mehr spiralförmigen k-Raum-Trajektorien (31, 32, 33) abgetastet wird.

12. MR-Vorrichtung einschließlich mindestens einer Hauptmagnetspule (2) zum Erzeugen eines gleichmäßigen, stabilen Hauptmagnetfeldes in einem Untersuchungsvolumen, einer Anzahl von Gradientenspulen (4, 5, 6) zum Erzeugen von geschalteten Magnetfeldgradienten in verschiedenen räumlichen Richtungen im Untersuchungsvolumen, mindestens einer HF-Spule (9) zum Erzeugen von HF-Impulsen im Untersuchungsvolumen und/oder zum Empfangen von MR-Signalen von einem Objekt (10), das im Untersuchungsvolumen positioniert ist, einer Steuereinheit (15) zum Steuern der zeitlichen Abfolge von HF-Impulsen und geschalteten Magnetfeldgradienten und einer Rekonstruktionseinheit (17) zum Rekonstruieren von MR-Bildern aus den empfangenen MR-Signalen, wobei die MR-Vorrichtung (1) angeordnet ist, um die folgenden Schritte auszuführen:

- Aussetzen des Objekts (10) einer Bildgebungssequenz, die mindestens einen HF-Anregungsimpuls und sinusförmig modulierte Magnetfeldgradienten umfasst,
- Erfassen von MR-Signalen entlang von zwei oder mehr Spiral-k-Raum-Trajektorien (31, 32, 33), wobei die Ursprünge der Spiral-k-Raum-Trajektorien voneinander versetzt sind,
- die versetzten spiralförmigen k-Raum-Trajektorien (31, 32, 33) in einem Bereich um den k-Raum-Ursprung überlappen und
- Rekonstruktion eines MR-Bildes aus den erfassten MR-Signalen.

13. Computerprogramm zum Ausführen auf einer MR-Vorrichtung, wobei das Computerprogramm Anweisungen umfasst zum:

- Erzeugen einer Bildgebungssequenz, die mindestens einen HF-Anregungsimpuls und sinusförmig modulierte Magnetfeldgradienten umfasst,
- Erfassen von MR-Signalen entlang von zwei oder mehr Spiral-k-Raum-Trajektorien (31, 32, 33), wobei die Ursprünge der Spiral-k-Raum-Trajektorien voneinander versetzt sind,
- die versetzten spiralförmigen k-Raum-Trajektorien (31, 32, 33) in einem Bereich um den k-Raum-Ursprung überlappen und
- Rekonstruktion eines MR-Bildes aus den erfassten MR-Signalen.

Es folgen 2 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

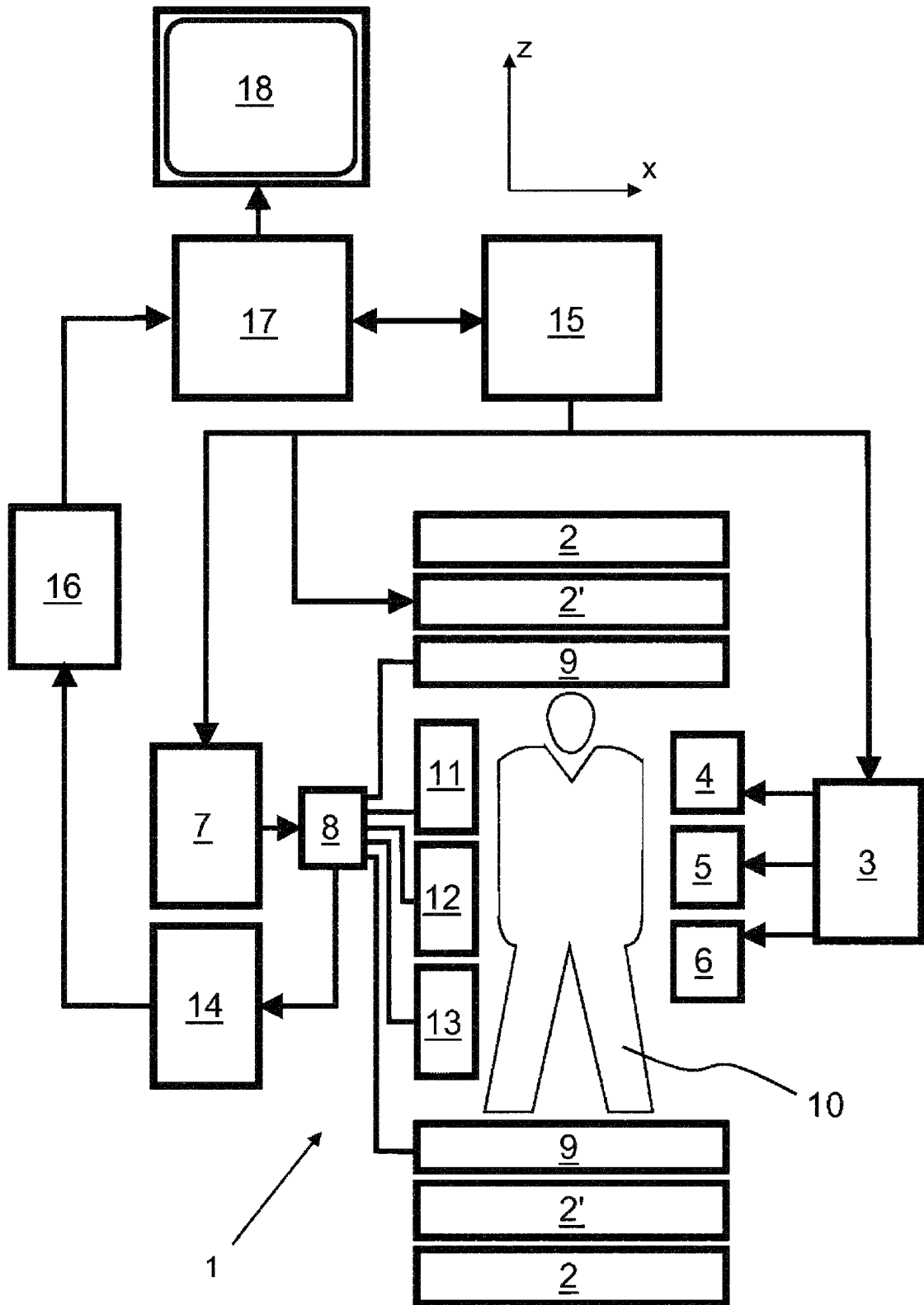


Fig. 1

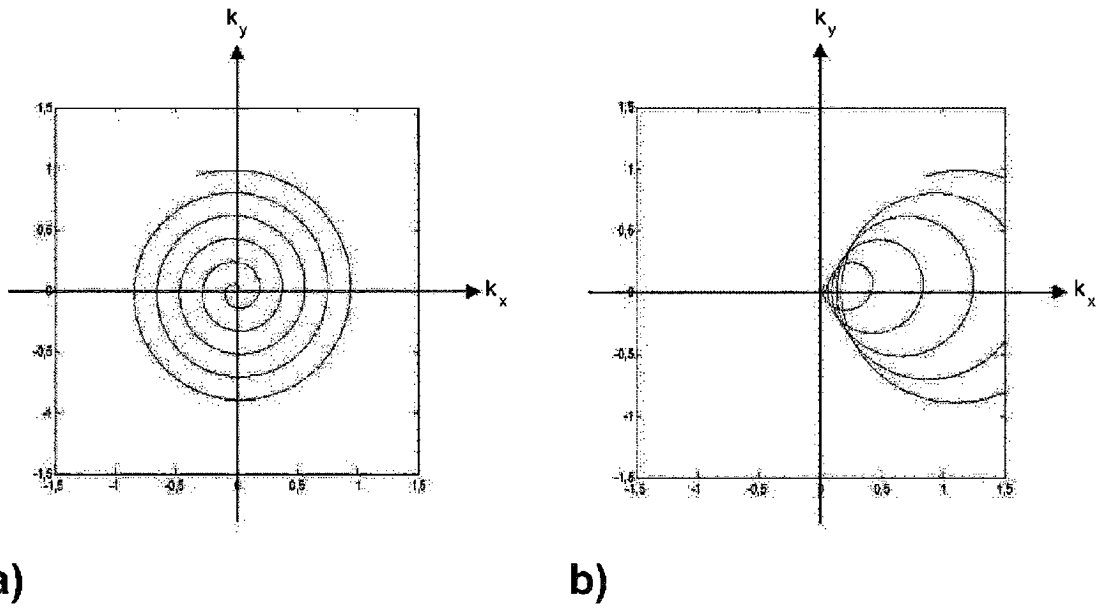


Fig. 2

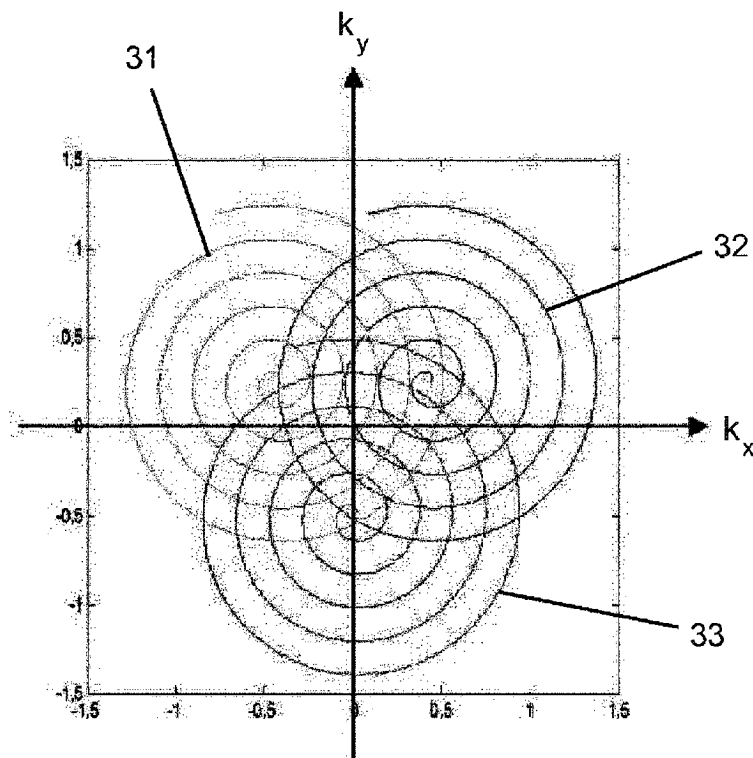


Fig. 3