



(10) **DE 10 2013 213 591 B4** 2015.02.12

(12)

Patentschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2013 213 591.2**

(22) Anmeldetag: **11.07.2013**

(43) Offenlegungstag: **15.01.2015**

(45) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung: **12.02.2015**

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

G01R 33/561 (2006.01)

Innerhalb von neun 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

(72) Erfinder:
Fautz, Hans-Peter, Dr., 91301 Forchheim, DE

(56) Ermittelter Stand der Technik:

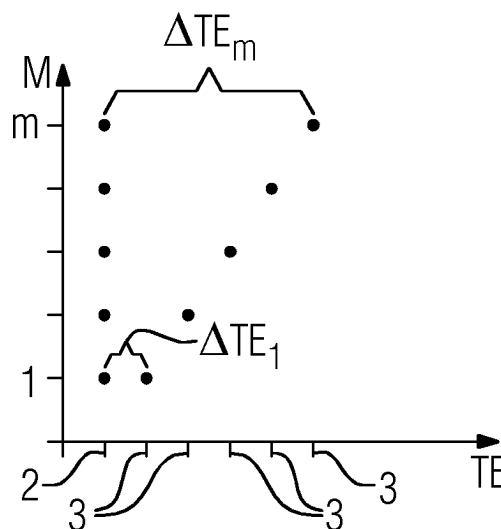
DE 10 2008 014 060 B4

DE 10 2010 039 693 A1

US 2009 / 0 256 567 A1

(54) Bezeichnung: **Ermittlung einer B0-Feldkarte mittels Anregungen mit unterschiedlichen Anregungsfeldern**

(57) Zusammenfassung: Verfahren zur Ermittlung einer die lokale Abweichung von einer Nenn-Larmorfrequenz einer Magnetresonanzeinrichtung (6) beschreibenden B0-Feldkarte, wobei Magnetresonanzdaten in zu zwei verschiedenen Echozeiten (2, 3), deren Differenz eine Dephasierungszeit bildet, durchgeführten Messungen nach einer Anregung bei wenigstens zwei unterschiedlichen Dephasierungszeiten aufgenommen werden und eine zur Ermittlung der B0-Feldkarte zu verwendende Phasenänderung aus einer Differenz von bei unterschiedlichen Echozeiten (2, 3) gemessenen Phasen ermittelt wird, wobei die Phasenänderungen unterschiedlicher Dephasierungszeiten zur wenigstens teilweisen Reduzierung einer Mehrdeutigkeit aufgrund eines Nyquist-Phasen-Wrappings ausgewertet werden, dadurch gekennzeichnet, dass die Messungen für unterschiedliche Dephasierungszeiten wenigstens teilweise mit unterschiedliche Anregungsfelder erzeugenden Anregungen durchgeführt werden.



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Ermittlung einer die lokale Abweichung von einer Nenn-Larmorfrequenz einer Magnetresonanzeinrichtung beschreibenden B0-Feldkarte, wobei Magnetresonanzdaten in zu zwei verschiedenen Echozeiten, deren Differenz eine Dephasierungszeit bildet, durchgeführten Messungen nach einer Anregung bei wenigstens zwei unterschiedlichen Dephasierungszeiten aufgenommen werden und eine zur Ermittlung der B0-Feldkarte zu verwendende Phasenänderung aus einer Differenz von bei unterschiedlichen Echozeiten gemessenen Phasen ermittelt wird, wobei die Phasenänderungen unterschiedlicher Dephasierungszeiten zur wenigstens teilweisen Reduzierung von Mehrdeutigkeiten aufgrund eines Nyquist-Phasen-Wrappings ausgewertet werden. Daneben betrifft die Erfindung eine Magnetresonanzeinrichtung.

[0002] Die Magnetresonanzbildgebung und ihre Grundlagen sind im Stand der Technik bereits weitgehend bekannt. Ein zu untersuchendes Objekt wird in ein Grundmagnetfeld mit einer relativ hohen Feldstärke, das sogenannte B0-Feld, eingebracht. Um nun, beispielsweise in einer Schicht, Magnetresonanzdaten aufnehmen zu können, werden die Spins dieser Schicht angeregt und es wird beispielsweise der Zerfall dieser Anregung als Signal betrachtet. Mittels einer Gradientenspulenordnung können Gradientenfelder erzeugt werden, während über eine Hochfrequenzspulenordnung hochfrequente Anregungspulse ausgesendet werden, die häufig als Hochfrequenzpulse bezeichnet werden. Durch die Gesamtheit der Hochfrequenzpulse („Anregung“) wird ein Hochfrequenzfeld erzeugt, das üblicherweise als B1-Feld bezeichnet wird und die Spins resonant angeregter Kerne, durch die Gradienten orts aufgelöst, um einen sogenannten Flipwinkel gegenüber den Magnetfeldlinien des Grundmagnetfelds verkippt. Die angeregten Spins der Kerne strahlen dann Hochfrequenzsignale ab, die mittels geeigneter Empfangsantennen, insbesondere auch der Hochfrequenzspulenordnung selbst, aufgenommen und weiterverarbeitet werden können, um so Magnetresonanz-Bilddaten rekonstruieren zu können.

[0003] Herkömmliche Hochfrequenzspulenordnungen werden in einem sogenannten „homogenen Modus“, beispielsweise in einem „CP-Modus“ (zirkular polarisierter Modus), betrieben, wobei ein einziger Hochfrequenzpuls mit einer bestimmten festen Phase und Amplitude auf alle Komponenten der Sendespule gegeben wird, beispielsweise alle Sendestäbe einer Birdcage-Antenne. Zur Erhöhung der Flexibilität und zur Schaffung neuer Freiheitsgrade zur Verbesserung der Bildgebung wurde vorgeschlagen, auch ein sogenanntes paralleles Senden (pTX) zu ermöglichen, bei dem mehrere Sendekanäle einer Hochfrequenzspulenordnung jeweils mit Einzelpulsen, die

voneinander abweichen können, beaufschlagt werden. Diese Gesamtheit der Einzelpulse, die beispielsweise über die Parameter Phase und Amplitude beschrieben werden können, ist dann insgesamt in einer Ansteuerungssequenz definiert, die durch einen entsprechenden Parametersatz beschrieben ist. Ein solcher Mehrkanal-Puls (Anregung), der aus Einzelpulsen für die verschiedenen Sendekanäle zusammengesetzt ist, wird häufig als „pTX-Puls“ (für „paralleles Senden“) bezeichnet. Neben der Erzeugung ortsselektiver Anregungen können dabei auch Feldinhomogenitäten ausgeglichen werden (beispielsweise im Rahmen des „HF-Shimming“).

[0004] Um Ansteuerungsparametersätze einer Ansteuerungssequenz zu ermitteln, ist es notwendig, zum einen den Hintergrund, also das B0-Feld, zum anderen auch die Effekte der einzelnen Sendekanäle im Bildgebungsbereich, insbesondere dem Homogenitätsvolumen, zu kennen.

[0005] Zur Vermessung des Grundmagnetfeldes (B0-Feld), bezeichnet als B0-Mapping, werden üblicherweise erste Magnetresonanzdaten, bevorzugt durch Gradientenecho-Bildgebung, zu zwei verschiedenen Echozeiten aufgenommen. Die Phasendifferenz (Phasenänderung) der zu unterschiedlichen Echozeiten aufgenommenen Magnetresonanzdaten, die beispielsweise durch Subtraktion der Phasen zweier zu unterschiedlichen Echozeiten aufgenommener Magnetresonanzbilder der ersten Magnetresonanzdaten ermittelt werden kann, ist proportional zu einer Abweichung des lokalen B0-Feldes von der Nenn-Grundmagnetfeldstärke und zu der Dephasierungszeit, also der Differenz der beiden Echozeiten. Die Feldabweichung wird dabei konkret durch eine Abweichung der Larmorfrequenz von einer Nenn-Larmorfrequenz der Magnetresonanzeinrichtung (eine diese Abweichung beschreibende Größe wird im Folgenden meist als Larmorfrequenzwert bezeichnet) beschrieben.

[0006] Die durch Abweichungen in der Homogenität des B0-Feldes erzeugte Phase entwickelt sich also über die Zeit, wobei jedoch der Effekt des Nyquist-Phasenwrappings zu berücksichtigen ist, denn die Proportionalität der Phasendifferenz von zu unterschiedlichen Zeiten aufgenommenen Magnetresonanzdaten zur Abweichung von den Nenn-Larmorfrequenz und der Differenz der Echozeiten gilt nur, solange die auf 2π beschränkte Phasendifferenz der tatsächlichen Phasenevolution entspricht. Abhängig von dem dynamischen Bereich der B0-Verteilung können sich die Phasen lokal jedoch um Vielfache von 2π weiterentwickeln. Dies führt zu Mehrdeutigkeiten und Fehlern in der Berechnung der B0-Karten. Fehlerhafte Zuordnungen in der Phasenevolution zeigen sich in nichtphysikalischen räumlichen Sprüngen aufgrund der 2π -Sprünge in den Phasendifferenzbildern. Das bedeutet also, wenn die Abweichung der

lokalen Larmorfrequenz von der Nennlarmorfrequenz hoch ist, tritt auch eine äußerst schnelle Entwicklung der B0-Phase auf, so dass dann, wenn die Echozeit (hier die Differenz der beiden Echozeiten) nicht kurz genug ist, die Phase über 2π hinausgeschritten sein wird, so dass die beschriebene Mehrdeutigkeit auftritt.

[0007] Die Wahl äußerst kurzer Dephasierungszeiten ist häufig aufgrund der verwendeten Sequenzen nicht möglich, wobei bei einer äußerst kurzen Echozeitdifferenz kleinere Abweichungen von der Nennlarmorfrequenz nicht mehr mit hinreichender Genauigkeit vermessen werden können.

[0008] Zur Lösung des Mehrdeutigkeitsproblems bei der Zuordnung der gemessenen Phasenänderung sind einige Ansätze im Stand der Technik bekannt. So ist es möglich, die Dephasierungszeit, also die Differenz der Echozeiten, so kurz zu wählen, dass sich währenddessen an keinem Ort die Phasen um mehr als 2π entwickeln. Da der dynamische Bereich der B0-Feldverteilung vor der Messung jedoch nicht bekannt ist, muss die Dephasierungszeit so kurz gewählt werden, dass die Sensitivität der Aufnahmemethode nicht ausreichend ist und diese Vorgehensweise mithin, wie bereits dargelegt wurde, nicht verwendet wird.

[0009] Daher wurde vorgeschlagen, Phasensprünge in den B0-Karten in einer Nachbearbeitung zu detektieren und zu korrigieren, unter der Annahme, dass das B0-Feld räumlich kontinuierlich ist. Algorithmen, die dies bewerkstelligen, werden als Phase-Unwrapping-Algorithmen bezeichnet. Allerdings wird die Zuverlässigkeit solcher Algorithmen häufig in Frage gestellt. Die hauptsächliche Schwierigkeit besteht darin, dass das Gesamtvolumen aus nicht zusammenhängenden Teilgebieten bestehen kann, so dass einzelne Teilgebiete der B0-Karten durch Voxel getrennt sind, die nur Rauschen enthalten und sehr signalarm sind. Somit kann die Phase in diesen Voxel nicht oder nur sehr unzuverlässig bestimmt werden.

[0010] Vorgeschlagen wurde auch, iterativ erste Magnetresonanzdaten mit zunehmender Dephasierungszeit, mithin zunehmender Differenz zwischen den Echozeiten, aufzunehmen. Die kürzeste Dephasierungszeit wird dabei so gewählt, dass keine räumlichen Phasensprünge auftreten. Aus den Aufnahmen mit kürzeren Dephasierungszeiten wird abgeschätzt, ob bei längerer Dephasierungszeit ein Phasensprung auftreten wird. Trifft dies zu, wird dies bei der Auswertung (Rekonstruktion) der ersten Magnetresonanzdaten mit längerer Dephasierungszeit berücksichtigt. Damit wird die Phasenmehrdeutigkeit aufgelöst und lange Dephasierungszeiten für eine hohe Sensitivität werden ermöglicht.

[0011] Ein weiteres alternatives Vorgehen besteht darin, die Phasengradienten zwischen benachbarten Voxeln in den B0-Karten zu minimieren. Bei dieser Lösung müssen die B0-Karten nicht notwendigerweise auf Phasensprünge korrigiert werden. Allerdings besteht das Risiko, dass ein berechneter B0-Shim in verschiedenen räumlichen Gebieten auf falsche B0-Offsets optimiert wird. Außerdem kann aus differentiellen Verfahren keine Frequenz (Shim nullter Ordnung) berechnet werden.

[0012] Entsprechende Mappingvorgänge sind auch für B1-Felder bekannt und werden dort als „B1-Mapping“ bezeichnet. Dabei werden allgemein gesagt B1-Feldkarten für jeden Sendekanal aufgenommen, das bedeutet, die B1-Feldkarten zeigen auf, wie stark das B1-Feld bei einer bestimmten Anregung, beispielsweise einer Einheitsanregung und/oder bei einer bestimmten Transmitterspannung, an einem bestimmten Ort im Bildgebungsbereich ist, das bedeutet, jedem Voxel (Bildpunkt) ist ein komplexer B1-Wert, mithin eine B1-Amplitude und eine B1-Phase, zugeordnet, die auch in eine B1-Amplitudenkarte und eine B1-Phasenkarte unterschieden werden können. Dabei werden üblicherweise Messungen für eine Vielzahl von Anregungsmodi vorgenommen, wobei ein Anregungsmodus nicht zwangsläufig dem Betrieb nur eines Sendekanals entsprechen muss, sondern auch Kombinationen denkbar sind, aus denen dann auf die einzelnen Sendekanäle rückgeschlossen werden kann.

[0013] Um die Amplitude des B1-Feldes zu bestimmen, ist es beispielsweise bekannt, den Flipwinkel zu vermessen, den ein Hochfrequenzpuls verursacht, wobei beispielhaft auf DE 10 2005 049 229 B3 verwiesen sei. Zusätzlich wird die Phase des B1-Feldes vermessen. Ein Anregungsmodus hat dabei eine konstante Phasenverschiebung, mithin eine konstante B1-Phase, zur Folge, wobei jedoch bei der Phasenmessung selbstverständlich auch die sich zeitlich ständig verändernde B0-Phase, wie sie beschrieben wurde, mit aufgenommen wird. Daher ist es zum B1-Mapping bekannt, für die verschiedenen Anregungsmodi grundsätzlich dieselbe Echozeit zu verwenden, so dass der Effekt des B0-Feldes auf die Phasen konstant gehalten wird, so dass eine aus den Magnetresonanzdaten eines Anregungsmodus gewonnene Rohphasenkarte als eine Korrektur verwendet werden kann, so dass der gleichbleibende Effekt des B0-Feldes auf die Phase herausfällt und mithin die Phasen des zur Korrektur herangezogenen Anregungsmodus als Referenz-Phasenkarte dienen. Das bedeutet, alle anderen B1-Phasenkarten sind relativ zu der als Korrektur herangezogenen B1-Phasenkarte definiert, was jedoch unproblematisch ist, da es letztlich ohnehin nur auf die relativen Phasen der verschiedenen Sendekanäle ankommt.

[0014] DE 10 2008 014 060 A1 betrifft ein Verfahren zur Bestimmung einer Phasenlage einer Magnetisierung und eine Magnetresonanzanlage. Dabei werden erste Magnetresonanzsignale für einen HF-Puls erster Art und zweite Magnetresonanzsignale für einen adiabatischen HF-Puls aufgenommen. Die Phasenlage der zweiten Phase des zweiten Magnetresonanzsignals zur ersten Phase des ersten Magnetresonanzsignals wird bestimmt. Aus der Differenz der Phasen kann die Resonanzfrequenzverschiebung ermittelt werden.

[0015] US 2009/0256567 A1 betrifft ein Dreipunktverfahren und ein System zum schnellen und robusten Kartieren eines Feldes bei der Korrektur geometrischer Verschiebungen bei echoplanarer Bildgebung (EPI). Dabei werden Phasenbilder bei drei verschiedenen Echozeiten aufgenommen und ausgewertet.

[0016] DE 10 2010 039 693 A1 betrifft ein Verfahren zur phasensensitiven Magnetresonanzbildgebung. Dabei sollen zwei komplexe Bilddatensätze bei unterschiedlichen Echozeiten aufgenommen werden, wobei die Differenz der Echozeiten und ein durch komplexe Division der Bilddatensätze gewonnener Divisionsbilddatensatz betrachtet werden.

[0017] Der Erfindung liegt daher die Aufgabe zugrunde, ein Verfahren zur Ermittlung einer qualitativ hochwertigeren, verlässlicheren B0-Feldkarte anzugeben.

[0018] Zur Lösung dieser Aufgabe ist bei einem Verfahren der eingangs genannten Art erfindungsgemäß vorgesehen, dass die Messungen für unterschiedliche Dephasierungszeiten wenigstens teilweise mit unterschiedliche Anregungsfelder erzeugenden Anregungen durchgeführt werden.

[0019] Die der Erfindung zugrunde liegende Erkenntnis ist, dass eines der hauptsächlichen Probleme der Bestimmung von B0-Feldkarten die Sensitivität der zugrunde gelegten Anregung ist. Geht man von einer Hochfrequenzspulenanordnung aus, die über mehrere Sendekanäle ansteuerbar ist, für die unabhängig Phase und Amplitude gewählt werden können, so entstehen zumeist Anregungen, die in manchen Bereichen geringere Sensitivität aufweisen als in anderen Bereichen, so dass erhaltene B0-Daten, insbesondere bei äußerst kurzen Dephasierungszeiten, einen hohen Fehler, beispielsweise ein niedriges Signal-zu-Rausch-Verhältnis, aufweisen können. Die Verwendung von Anregungen, die unterschiedliche Anregungsfelder, mithin auch unterschiedliche Phasenverteilungen, im Bildgebungsbereich als Ausgangspunkt zur Folge haben, deckt mithin insgesamt einen breiteren Sensitivitätsbereich ab und liefert zudem den Vorteil unabhängigerer Messungen, der bei der statistischen Kombination der

Teilergebnisse für einzelne Dephasierungszeiten zu einer gesamten B0-Karte zu einer Verbesserung der Qualität beiträgt. Besonders zweckmäßig ist die Verwendung der vorliegenden Erfindung, wenn ohnehin Messungen für unterschiedliche Anregungsfelder erzeugende Anregungen mit einem anderen Ziel durchgeführt werden, so dass, wie im Folgenden noch näher dargelegt wird, besonders bevorzugt die Messung der Magnetresonanzdaten für die B0-Karte gleichzeitig mit Messungen im Rahmen eines B1-Mapping durchgeführt werden können, in dem B0-Feldkarten mit komplexen Feldern für die verschiedenen Sendekanäle der Hochfrequenzspulenanordnung aufgenommen werden sollten. Dann ist mithin eine gemeinsame Vermessung von B1-Feldkarten und B0-Feldkarten möglich.

[0020] Effekte durch das Nyquist-Phasenwrapping, mithin Mehrdeutigkeiten aufgrund von 2π -Phasensprüngen, werden deutlich reduziert, da eine falsche Zuordnung von Phasenänderungen zu der tatsächlichen Phasenevolution vermieden wird. Kleine Dephasierungszeiten eignen sich, um abzuschätzen, ob bei längeren Dephasierungszeiten Nyquist-Phasenwrapping auftreten könnte. Dies kann dann bei der Auswertung von Magnetresonanzdaten zu höheren Dephasierungszeiten wieder berücksichtigt werden.

[0021] Wie bereits angedeutet, ist es besonders zweckmäßig, wenn die Gesamtmenge der Anregungen einen Bildgebungsbereich der Magnetresonanzeinrichtung im Wesentlichen homogen abdeckt und/oder für jedes Voxel des Bildgebungsbereichs für mindestens eine Anregung eine vorbestimmte Mindestsignalstärke überschritten ist. Dies stellt sicher, dass eine tatsächliche qualitative Verbesserung der B0-Feldkarte auftritt, da wenigstens ein verlässlicher Messwert zu jeder relevanten Position (jedem Voxel) im Bildgebungsbereich der Magnetresonanzeinrichtung vorliegt. Werden die Auswertungsergebnisse für unterschiedliche Dephasierungszeiten bzw. unterschiedliche Paare von Magnetresonanzdaten, die zu unterschiedlichen Echozeiten aufgenommen wurden, statistisch zu einer gemeinsamen B0-Feldkarte kombiniert, kann dann zweckmäßig eine Wichtung mit dem Signal-zu-Rausch-Verhältnis oder, falls dieses nicht vorliegt, mit der Signalstärke erfolgen. So werden äußerst hochqualitative und verlässliche B0-Feldkarten erhalten. Bevorzugt werden dabei derartige zu kombinierende Sub-B0-Feldkarten immer für Echozeiten, die bei derselben Anregung vermessen wurden, erstellt. Diese Sub-B0-Feldkarten können gewichtet kombiniert werden, beispielsweise durch eine voxelweise gewichtete Mittelwertbildung, wobei die Gewichtung, wie beschrieben, durch das Signal-zu-Rausch-Verhältnis (SNR) oder die Signalstärke erfolgen kann.

[0022] In einer besonders zweckmäßigen Ausgestaltung der vorliegenden Erfindung kann vorgese-

hen sein, dass eine Hochfrequenzspulenanordnung mit mehreren unabhängig ansteuerbaren Sendekanälen verwendet wird, wobei die Magnetresonanzdaten in einem der Bestimmung von B1-Karten für die Sendekanäle dienenden Messvorgang aufgenommen werden. Hierbei ist es besonders zweckmäßig, wenn für jeden in dem Messvorgang verwendeten Anregungsmodus wenigstens zwei Messungen bei unterschiedlichen Echozeiten vorgenommen werden, wobei sich die Dephasierungszeiten wenigstens für zwei, insbesondere alle, unterschiedliche Anregungsmodi unterscheiden.

[0023] Wie bereits dargelegt wurde, werden für Magnetresonanzeinrichtungen mit Hochfrequenzspulenanordnungen, die mehrere Sendekanäle aufweisen, also sogenannte pTX-Systeme, neben B0-Feldkarten auch B1-Feldkarten für die einzelnen Sendekanäle benötigt. Zur Gewinnung der B1-Feldkarten werden mehrere Messungen durchgeführt, nachdem zur B1-Kartierung von n Sendekanälen mindestens n Aufnahmevorgänge benötigt werden, die jeweils unterschiedliche Anregungsmodi, die unterschiedliche Anregungsfelder erzeugen, verwenden. Während im einfachsten Fall die Anregungsmodi immer nur einen bestimmten Sendekanal betreffen, kann vorgesehen sein (und im Rahmen der vorliegenden Erfindung bevorzugt), dass für die Anregungsmodi unterschiedliche Kombinationen der einzelnen Sendekanäle verwendet werden. Aus diesen kann dann rechnerisch eine B1-Feldkarte für alle Sendekanäle rückgerechnet werden.

[0024] Die verschiedenen B1-Mappingmethoden erlauben immer auch die Aufnahme eines zweiten Gradientenechos, so dass die Magnetresonanzdaten für eine B0-Feldkarte gewonnen werden können. Bei der beschriebenen, erfindungsgemäß bevorzugten Vorgehensweise, entstehen also n Sub-B0-Feldkarten derselben B0-Verteilung, welche mit besonderem Vorteil alle unterschiedliche Dephasierungszeiten nutzen.

[0025] Mithin sieht die vorliegende Erfindung für Hochfrequenzspulenanordnungen mit mehreren Sendekanälen vor, zusammen mit den verschiedenen Aufnahmen zur Kartierung der B1-Sendefelder jeweils mindestens ein weiteres Echo zu einer zweiten Echozeit aufzunehmen, wobei sich die Dephasierungszeit zwischen den Echos für insbesondere jede der Aufnahmen ändert. Das bedeutet, aus jeder B1-Mappingaufnahme können B0-Feldkarten mit verschiedenen Dephasierungszeiten (Sub-B0-Feldkarten) gewonnen werden, indem die Aufnahmen mit gleichen Anregungsmodi, aber unterschiedlicher Echozeit paarweise ausgewertet werden. Wie bereits dargelegt wurde, können aus den verschiedenen Dephasierungszeiten Phasensprünge für längere Dephasierungszeiten abgeschätzt werden und die Phasenevolution kann eindeutig aus den Phasenände-

rungen ermittelt werden. Dann kann auch eine statistische Kombination der Sub-B0-Feldkarten erfolgen, wie dargelegt wurde.

[0026] Die kombinierte Aufnahme von B1-Feldkarten und B0-Feldkarten ist mit jeder B1-Mappingmethode denkbar. Insbesondere eignet sich die gemeinsame Aufnahme für einfache, gradientenechobasierete Verfahren, beispielsweise

- die Aufnahme von relativen B1-Feldkarten, bei der nur ein Gradientenechobild pro Anregungsmodus aufgenommen wird,
- die AFI ("actual flip angle imaging"), bei der zwei Gradientenechobilder mit unterschiedlichen Repetitionszeiten pro Anregungsmodus aufgenommen werden,
- das Double Angle-Verfahren, bei dem mindestens zwei Gradientenechobilder mit unterschiedlichem Flipwinkel pro Anregungsmodus aufgenommen werden,
- und anderen B0-Mappingverfahren.

[0027] Somit werden also zusammen mit B1-Feldkarten oder relativen B1-Feldkarten von pTX-Systemen absolute B0-Feldkarten aufgenommen, die prinzipiell nicht in ihrer Sensitivität aufgrund limitierter Dephasierungszeit beschränkt sind und keine räumlichen Sprünge aufweisen, die durch 2π -Phasensprünge und falsche Zuordnung von Phasenänderungen zu der tatsächlichen Phasenevaluation entstehen.

[0028] Eine besonders vorteilhafte Ausgestaltung der vorliegenden Erfindung sieht vor, dass die Anregungsmodi mehr als einen Sendekanal derart nutzen, dass der dynamische Bereich der B1-Amplituden gegenüber der Verwendung eines einzigen Sendekanals reduziert ist. Das bedeutet, zur zuverlässigen Bestimmung der B0-Feldkarte sind solche B1-Mappingverfahren besonders geeignet, die den dynamischen Bereich der B1-Verteilung und damit die Amplitudensignalvariation einschränken. Dies wird effizient dadurch erreicht, wie bereits dargelegt wurde, dass B1-Feldkarten von verschiedenen Kombinationen der Sendekanäle aufgenommen werden und daraus die B1-Feldkarten der Sendekanäle rechnerisch bestimmt werden.

[0029] Es sei an dieser Stelle noch angemerkt, dass sich auch allgemein die Verwendung von Gradientenechosequenzen zur Aufnahme der Magnetresonanzdaten im erfindungsgemäßen Verfahren anbietet.

[0030] Neben dem erfindungsgemäßen Verfahren betrifft die Erfindung auch eine Magnetresonanzeinrichtung, umfassend eine zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens ausgebildete Steuereinrichtung. Neben einer Hochfrequenzspulenanordnung mit mehreren unabhängig ansteuerbaren Sendekanälen ist mithin eine Steuereinrichtung vorgese-

hen, die die B0-Feldkarte gemäß dem erfindungsgemäßen Verfahren bestimmen kann. Eine derartige Steuereinrichtung kann beispielsweise einen Sequenzcontroller aufweisen, der andere Komponenten der Magnetresonanzeinrichtung zur Aufnahme der Magnetresonanzdaten bei zwei verschiedenen Echozeiten für unterschiedliche Anregungsfelder erzeugende Anregungen ansteuert. Ferner kann eine Auswertungseinheit vorgesehen sein, die Phasenänderungen für die unterschiedlichen Dephasierungszeiten bestimmt und zur wenigstens teilweisen Reduzierung der Mehrdeutigkeit aufgrund eines Nyquist-Phasenwrappings auswertet. Die Ergebnisse können an eine B1-Feldkartenbestimmungseinheit weitergeleitet werden, die die von den verschiedenen Dephasierungszeiten herrührenden Sub-B0-Feldkarten statistisch, bevorzugt gewichtet, kombiniert, um die B0-Feldkarte zu erhalten. Wesentlich dabei ist, dass der Sequenzcontroller wenigstens teilweise unterschiedliche Anregungsfelder erzeugende Anregungen für unterschiedliche Dephasierungszeiten verwendet.

[0031] Sämtliche Ausführungen zu dem erfindungsgemäßen Verfahren lassen sich analog auf die erfindungsgemäße Magnetresonanzeinrichtung übertragen, mit welcher ebenso die Vorteile der vorliegenden Erfindung erhalten werden können.

[0032] Es wird an dieser Stelle noch darauf hingewiesen, dass das erfindungsgemäße Verfahren auch über ein Computerprogramm realisiert werden kann, das das erfindungsgemäße Verfahren ausführt, wenn es durch eine Recheneinrichtung ausgeführt wird. Ein derartiges Computerprogramm kann auf einem nicht-transienten Datenspeichermedium abgelegt sein.

[0033] Weitere Vorteile und Einzelheiten der vorliegenden Erfindung ergeben sich aus den im Folgenden beschriebenen Ausführungsbeispielen sowie anhand der Zeichnung. Dabei zeigen:

[0034] Fig. 1 einen Ablaufplan eines Ausführungsbeispiels des erfindungsgemäßen Verfahrens,

[0035] Fig. 2 ein Schema zur Erläuterung des Ausführungsbeispiels,

[0036] Fig. 3 eine erfindungsgemäße Magnetresonanzeinrichtung, und

[0037] Fig. 4 die Struktur der Steuereinrichtung der Magnetresonanzeinrichtung der Fig. 3.

[0038] Ein Ausführungsbeispiel des erfindungsgemäßen Verfahrens wird mit Bezug auf Fig. 1 näher dargestellt. Die Grundidee ist es dabei, die Ermittlung einer B0-Feldkarte, wobei Magnetresonanzdaten unterschiedlicher Dephasierungszeiten zugrunde liegen und die unterschiedlichen Dephasierungszeiten zur Auflösung von Mehrdeutigkeiten aufgrund des

Nyquist-Phasenwrappings genutzt werden, qualitativ zu verbessern, indem für unterschiedliche Dephasierungszeiten unterschiedliche Phasenverteilungen als Ausgangspunkt hergenommen werden, mithin unterschiedliche Anregungsfelder erzeugende Anregungen für unterschiedliche Dephasierungszeiten eingesetzt werden. Dies lässt sich besonders einfach realisieren, wenn die B0-Feldkarte gemeinsam mit B1-Feldkarten aufgenommen wird, was beim Ausführungsbeispiel gemäß Fig. 1 realisiert ist und in einem Schritt 1 durchgeführt wird.

[0039] Dabei werden vorliegend n Anregungsmodi verwendet, aus deren Auswertung dann B1-Feldkarten für die verschiedenen Sendekanäle einer Hochfrequenzspulenanordnung der Magnetresonanzeinrichtung berechnet werden sollen, wie dies im Stand der Technik grundsätzlich bekannt ist. In Schritt 1 wird jedoch nicht nur bei einer einzigen Echozeit gemessen, sondern für jeden Anregungsmodus werden zwei Echozeiten vermessen, so dass Magnetresonanzdaten vorliegen, die einer bestimmten durch die Differenz der ersten Echozeit und der zweiten Echozeit definierten Dephasierungszeit zugeordnet sind.

[0040] Dieses Messprinzip wird durch Fig. 2 näher erläutert. Dort ist symbolisch der Anregungsmodus M gegen die Echozeit TE aufgetragen. Ersichtlich werden für jeden Anregungsmodus M von 1 bis m , wo m die Anzahl der Anregungsmodi wiedergibt, jeweils bei einer ersten Echozeit 2 und bei einer zweiten Echozeit 3 eine Messung durchgeführt, um die Magnetresonanzdaten aufzunehmen. Dabei wird zwar für alle Anregungsmodi dieselbe erste Echozeit 2 verwendet, wobei in anderen Ausführungsbeispielen diese auch unterschiedlich sein können. Die zweiten Echozeiten 3, zu denen also die zweite Messung stattfindet, sind immer unterschiedlich, so dass sowohl kleine Dephasierungszeiten ΔTE_1 als auch große Dephasierungszeiten, in Fig. 2 beispielsweise ΔTE_m , als auch Werte dazwischen verwendet werden.

[0041] In einem Auswertungsschritt 4 wird zunächst eine Auswertung der Magnetresonanzdaten dahingehend durchgeführt, die Mehrdeutigkeiten durch Phasenwrapping zu identifizieren und aufzulösen. Dabei wird von den kurzen Dephasierungszeiten ausgehend beispielsweise überprüft, ob ein Nyquist-Phasenwrapping bei höheren Dephasierungszeiten zu erwarten ist, indem die Phasenänderungen, die sich aus den Magnetresonanzdaten der Messungspaare ergeben, betrachtet werden, wobei ein Nyquist-Phasenwrapping auch durch Betrachtung der Phasenänderungen an einem Voxel für verschiedene Dephasierungszeiten auf einer möglichst breiten Basis ermittelt werden kann. Wird ein Nyquist-Phasenwrapping festgestellt, wird die Mehrdeutigkeit eliminiert und es findet eine Korrektur der aus den höheren Dephasierungszeiten, bei denen das Nyquist-Pha-

senwrapping auftritt, hergeleiteten Phasenänderungen statt.

[0042] In einem Schritt **5** werden dann jeweils die bei den Anregungsmoden mit unterschiedlichen Dephasierungszeiten ermittelten Phasenänderungen weiter ausgewertet, um für jeden Anregungsmodus eine Sub-B0-Feldkarte zu erhalten. Die Sub-B0-Feldkarten werden in Schritt **5** statistisch kombiniert, um als Endergebnis eine B0-Feldkarte zu erhalten. Dabei kann beispielsweise eine Mittelwertbildung über die Sub-B0-Feldkarten erfolgen, bei der eine Gewichtung anhand des jeweiligen SNR oder der jeweiligen Signalstärke erfolgt.

[0043] In **Fig. 1** nicht dargestellt ist die Tatsache, dass auf bekannte Art und Weise selbstverständlich auch B1-Feldkarten bestimmt werden. Hierbei sei darauf hingewiesen, dass zur Bestimmung der B1-Feldkarten selbstverständlich auch alle aufgenommenen Magnetresonanzdaten herangezogen werden können, das bedeutet, für jeden Anregungsmodus können zunächst Sub-B1-Feldkarten für die erste Echozeit **2** und die zweite Echozeit **3** ermittelt werden, die dann ebenso statistisch kombiniert werden können.

[0044] Zur Aufnahme der Magnetresonanzdaten können verschiedenste B1-Mappingverfahren eingesetzt werden, wie bereits näher beschrieben wurde. In jedem Fall werden bevorzugt Gradientenechosequenzen eingesetzt. Dabei sei an dieser Stelle noch darauf hingewiesen, dass die verschiedenen Anregungsmodi vorliegend so gewählt sind, dass mehr als ein Sendekanal derart genutzt wird, dass der dynamische Bereich der B1-Amplituden gegenüber der Verwendung eines einzigen Sendekanals reduziert ist, um somit eine weitgehende, gleichmäßige Abdeckung des Bildgebungsbereichs der Magnetresonanz möglichst auch schon für die einzelnen Anregungsmodi zu erhalten.

[0045] **Fig. 3** zeigt eine Prinzipskizze einer erfindungsgemäßen Magnetresonanzeinrichtung **6**, wobei der Einfachheit halber nur die für die vorliegende Erfindung relevanten Komponenten tatsächlich gezeigt sind und auf eine Darstellung der Grundmagnetfeldeinheit, der Gradientenspulenordnung und dergleichen aus Übersichtlichkeitsgründen verzichtet wird. Die Magnetresonanzeinrichtung **6** weist eine bei **7** angedeutete Hochfrequenzspulenordnung auf, die über mehrere schematisch dargestellte Sendekanäle **8** durch eine Sendeeinrichtung **9** derart betreibbar ist, dass für jeden Sendekanal **8** unabhängig eine Amplitude und eine Phase gewählt werden können. Angesteuert wird das durch die Hochfrequenzspulenordnung **7** und die Sendeeinrichtung **9** gebildete Sendesystem wie die anderen Komponenten der Magnetresonanzeinrichtung **6**, die hier nicht näher dargestellt sind, durch eine Steuereinrichtung **10**,

die zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens ausgebildet ist und in **Fig. 4** genauer dargestellt ist.

[0046] So weist die Steuereinrichtung **10** einen Sequenzcontroller **11** auf, über den im Rahmen der vorliegenden Erfindung die Anregungsmodi (und gegebenenfalls sonstige Anregungen) realisiert werden können, um die Magnetresonanzdaten zu erhalten. Die Magnetresonanzdaten werden in einer Auswertungseinheit **12** zunächst bezüglich des Nyquist-Phasenwrappings ausgewertet, vgl. Schritt **4**, woraufhin eine B0-Feldkartenermittlungseinheit **13** die B0-Feldkarte gemäß dem Schritt **5** bestimmt. Schließlich ist für die Steuereinrichtung **10** auch noch eine B1-Feldkartenermittlungseinheit **14** zur Ermittlung der B1-Feldkarten gezeigt.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Ermittlung einer die lokale Abweichung von einer Nenn-Larmorfrequenz einer Magnetresonanzeinrichtung (**6**) beschreibenden B0-Feldkarte, wobei Magnetresonanzdaten in zu zwei verschiedenen Echozeiten (**2, 3**), deren Differenz eine Dephasierungszeit bildet, durchgeführten Messungen nach einer Anregung bei wenigstens zwei unterschiedlichen Dephasierungszeiten aufgenommen werden und eine zur Ermittlung der B0-Feldkarte zu verwendende Phasenänderung aus einer Differenz von bei unterschiedlichen Echozeiten (**2, 3**) gemessenen Phasen ermittelt wird, wobei die Phasenänderungen unterschiedlicher Dephasierungszeiten zur wenigstens teilweisen Reduzierung von Mehrdeutigkeiten aufgrund eines Nyquist-Phasen-Wrappings ausgewertet werden, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Messungen für unterschiedliche Dephasierungszeiten wenigstens teilweise mit unterschiedliche Anregungsfelder erzeugenden Anregungen durchgeführt werden.

2. Verfahren nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Gesamtmenge der Anregungen einen Bildgebungsbereich der Magnetresonanzeinrichtung (**6**) im Wesentlichen homogen abdeckt und/oder für jedes Voxel des Bildgebungsbereichs für wenigstens eine Anregung eine vorbestimmte Mindestsignalstärke überschritten ist.

3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, **dadurch gekennzeichnet**, dass eine Hochfrequenzspulenordnung (**7**) mit mehreren unabhängig ansteuerbaren Sendekanälen (**8**) verwendet wird, wobei die Magnetresonanzdaten in einem der Bestimmung von B1-Karten für die Sendekanäle (**8**) dienenden Messvorgang aufgenommen werden.

4. Verfahren nach Anspruch 3, **dadurch gekennzeichnet**, dass für jeden in dem Messvorgang verwendeten Anregungsmodus wenigstens zwei Mes-

sungen bei unterschiedlichen Echozeiten vorgenommen werden, wobei sich die Dephasierungszeiten wenigstens für zwei unterschiedliche Anregungsmoden unterscheiden.

5. Verfahren nach Anspruch 3 oder 4, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Anregungsmodi mehr als einen Sendekanal (8) derart nutzen, dass der dynamische Bereich der B1-Amplituden gegenüber der Verwendung eines einzigen Sendekanals (8) reduziert ist.

6. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass zur Aufnahme der Magnetresonanzdaten eine Gradientenechosequenz verwendet wird.

7. Magnetresonanzeinrichtung (6), umfassend eine zur Durchführung eines Verfahrens nach einem der vorangehenden Ansprüche ausgebildete Steuereinrichtung (10).

Es folgen 2 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

FIG 1

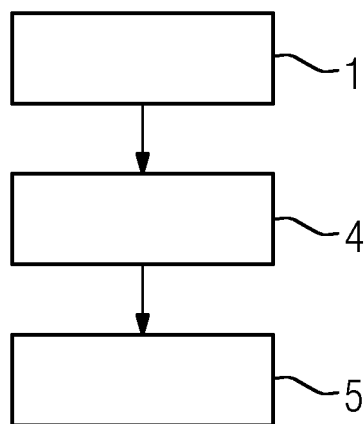


FIG 2

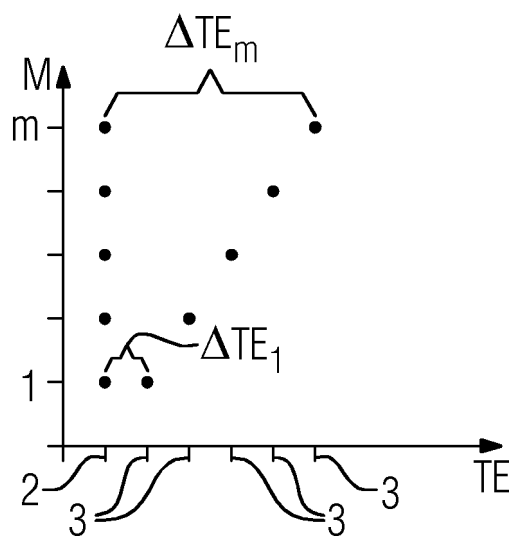


FIG 3

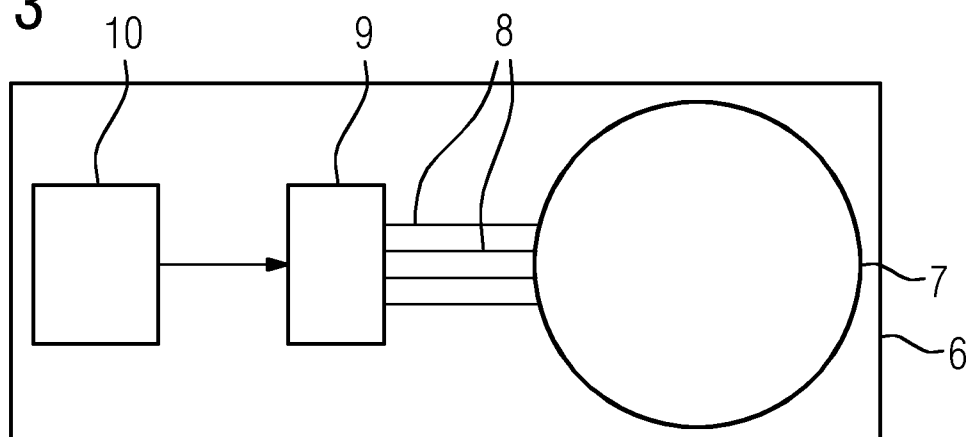


FIG 4

