



(10) **DE 10 2017 220 697 A1** 2019.05.23

(12) **Offenlegungsschrift**

(21) Aktenzeichen: **10 2017 220 697.7**

(22) Anmeldetag: **20.11.2017**

(43) Offenlegungstag: **23.05.2019**

(51) Int Cl.: **G01R 33/54** (2006.01)

G01R 33/32 (2006.01)

A61B 5/055 (2006.01)

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

(72) Erfinder:
**Biber, Stephan, Dr., 91056 Erlangen, DE; Grodzki,
David, Dr., 91058 Erlangen, DE**

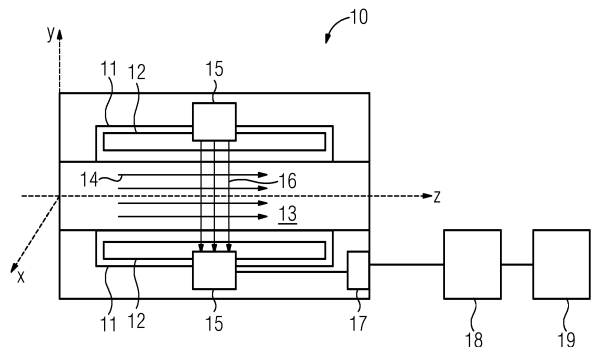
(56) Ermittelter Stand der Technik:
DE 10 2014 219 784 A1

Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen.

(54) Bezeichnung: **Verfahren zum Betreiben einer MRT-Anlage und MRT-Anlage**

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung betrifft ein Verfahren (25) zum Betreiben einer MRT-Anlage (10) zum Untersuchen eines Untersuchungsobjekts (20) sowie eine entsprechende MRT-Anlage (10). Bei dem Verfahren (25) wird ein Verlauf einer mittels einer Körperspule (15) der MRT-Anlage (10) erzeugbaren maximalen Magnetfeldstärke eines Wechselfeldes (16) in Abhängigkeit von einer Anregungsfrequenz bestimmt, die mit einem mittels eines Magneten (11, 12) der MRT-Anlage (10) erzeugten, zumindest im Wesentlichen statischen Magnetfeld (14) korrespondiert. Eine für das Untersuchen zu verwendende Messsequenz wird dann in Abhängigkeit von dem bestimmten Verlauf angepasst. Schließlich wird die angepasste Messsequenz zum Untersuchen des Untersuchungsobjekts (20) mittels der MRT-Anlage (10) ausgeführt.



Beschreibung

[0001] Die Magnetresonanztomographie (MRT, MRI für englisch „Magnetic Resonance Imaging“) ist ein bekanntes bildgebendes Verfahren in der Medizintechnik. Dabei wird ein Untersuchungsobjekt, beispielsweise ein Patient, einem zumindest im Wesentlichen statischen Magnetfeld ausgesetzt, dem ein ebenfalls zumindest im Wesentlichen statischer, also zeitlich konstanter, Gradient, also ein räumlich linear ansteigendes Gradientenfeld, aufgeprägt oder überlagert ist. Es werden dann Hoch- oder Radiofrequenzpulse (HF-Pulse, RF-Pulse), also ein magnetisches Wechselfeld eingestrahlt, mit dem in dem Untersuchungsobjekt Kernspins resonant angeregt werden. Die RF-Pulse werden mittels eines HF-Verstärker (RFPA, englisch: „radiofrequency power amplifier“) und einer von diesem versorgten oder getriebenen Spule, der sogenannten Körperspule, erzeugt. In welchen Teilen des Untersuchungsobjekts die Anregung der Kernspins erfolgt ist dabei abhängig von der lokalen Stärke des effektiven, statischen Magnetfelds und der Frequenz der RF-Pulse. Durch entsprechende Variation kann also gezielt eine selektive Anregung einer Schicht (englisch „slice“) des Untersuchungsobjekts erfolgen. Durch eine Vielzahl nacheinander, also in einer Sequenz oder Messsequenz, eingestrahelter RF-Pulse und Aufzeichnung jeweiliger Antwort- oder Relaxationssignale kann so letztlich eine dreidimensionale Aufnahme des Untersuchungsobjekts gewonnen werden.

[0002] In der Realität weisen der HF-Verstärker, die Körperspule und die RF-Pulse stets eine gewisse Bandbreite auf. Auch die angeregte oder anzuregenden Schicht, also derjenige Teil oder dasjenige Volumen des Untersuchungsobjekts, in dem die resonante Anregung stattfindet, weist eine gewisse Dicke oder Breite auf, welche beschrieben werden kann durch ein entsprechendes Frequenzband $df = \gamma \cdot (B_0 + G_z \cdot Z)$, wobei γ das gyromagnetische Verhältnis, B_0 das zumindest im Wesentlichen statische Magnetfeld, G_z die Stärke des Gradientenfeldes zur Schichtselektion in einer Z-Richtung und Z die entsprechende Raumkoordinate, hier also die anzuregende Schicht, angeben. Im Allgemeinen ist der HF-Verstärker so ausgelegt, dass er eine bestimmte Frequenzbreite oder ein bestimmtes Frequenzband rund um eine Mittenfrequenz $f_0 = \gamma \cdot B_0$ abdecken, das heißt also innerhalb dieses Frequenzbandes eine zur Anregung und Bildgewinnung ausreichende Leistung ausgeben oder bereitstellen, kann. Es kann dabei für heutzutage verfügbare HF-Verstärker und Körperspulen, also auch MRT-Anlagen, davon ausgegangen werden, dass das Frequenzband df , in dem die resonante Anregung stattfindet, klein ist gegenüber der maximalen Frequenzbreite des HF-Verstärkers und gegenüber der Bandbreite der Körperspule.

[0003] Bei MRT-Anlagen kann unterschieden werden zwischen Hochfeldsystemen, bei denen das statische Magnetfeld eine Stärke von 1,5 T oder mehr hat, und Niederfeldsystemen, bei denen das statische Magnetfeld beispielsweise eine Stärke von weniger als 1 T, insbesondere weniger als 0,5 T, hat. Bei Niederfeldsystemen verstärkt nachteilige Effekte auf, die dazu führen, dass eine mit einer gegebenen MRT-Anlage oder einem gegebenen HF-Verstärker tatsächlich erreichbare Übertragungsleistung signifikant frequenzabhängig ist, also mit zunehmender Abweichung von f_0 abnimmt. Dadurch muss insbesondere bei Niederfeldsystemen an einem Rand eines Sichtfeldes (FOV, englisch: „field of view“) mit einem - relativ starken - Schichtgradienten, also bei relativ großer Abweichung von f_0 , der HF-Verstärker eine deutlich höhere Leistung abrufen als in einem Isozentrum, also im Zentrum des Sichtfeldes der MRT-Anlage bei f_0 , um für medizinische oder diagnostische Zwecke brauchbare Bilddaten zu erhalten. Dies führt bei gleicher Leistung eines jeweiligen HF-Verstärkers dazu, dass heutzutage verfügbare Hochfeldsysteme beispielsweise eine Frequenzbreite von 100 kHz abdecken können, während Niederfeldsysteme deutlich weniger, beispielsweise nur 25 bis 50 kHz, erreichen.

[0004] Nach dem bisherigen Stand der Technik wird insbesondere bei Niederfeldsystemen der HF-Verstärker daher gemäß der am Rand des Sichtfeldes benötigten Leistung ausgelegt. Im Ergebnis sind heutige MRT-Anlagen, insbesondere Niederfeldsysteme, oftmals überdimensioniert und daher unnötig teuer und/oder aufgrund einer nicht-optimalen Ausnutzung der verfügbaren Leistung ineffizient.

[0005] Aus US 2017/0205485 ist eine Analyse einer Magnetresonanz-Sequenz in Vorbereitung einer Ansteuerung eines HF-Verstärkers bekannt.

[0006] Aufgabe der vorliegenden Erfindung ist es, eine Verbesserung der Technik zur Magnetresonanz-Bildgebung anzugeben.

[0007] Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß durch die Gegenstände der unabhängigen Patentansprüche gelöst. Vorteilhafte Ausgestaltungen und Weiterbildungen der Erfindung sind in den abhängigen Ansprüchen, der nachfolgenden Beschreibung und den Figuren angegeben.

[0008] Ein erfindungsgemäßes Verfahren dient zum Betreiben einer MRT-Anlage, also beispielsweise eines Magnetresonanztomographen, zum Untersuchen eines Untersuchungsobjekts. Das Untersuchungsobjekt kann dabei beispielsweise ein Patient sein. Bei dem erfindungsgemäßen Verfahren wird zunächst ein Verlauf einer mittels einer Körperspule der MRT-Anlage erzeugbaren maximalen Magnetfeldstärke eines magnetischen Wechselfeldes in Abhängigkeit von einer Anregungsfrequenz bestimmt.

Die Anregungsfrequenz korrespondiert dabei mit einem mittels eines Magneten der MRT-Anlage erzeugten, zumindest im Wesentlichen statischen Magnetfeld. Diese Anregungsfrequenz kann auch als Mittenfrequenz f_0 bezeichnet werden mit $f_0 = \gamma \cdot B_0$, wobei B_0 die Stärke des zumindest im Wesentlichen statischen Magnetfeldes angibt und γ das gyromagnetische Verhältnis bezeichnet. Das Wechselfeld kann demgegenüber als B_1 bezeichnet werden und dessen Stärke oder Amplitude entsprechend als B_1 -Amplitude. Effektiv wird hier also die mit der gegebenen MRT-Anlage maximal erzeugbare Stärke des Wechselfeldes B_1 in Abhängigkeit von dem jeweiligen statischen Magnetfeld B_0 oder - durch entsprechende Umformung anders ausgedrückt - in Abhängigkeit von einer jeweiligen, also aktuellen, Larmofrequenz bestimmt. Die Stärke des statischen Magnetfeldes, also die jeweils aktuelle Mittenfrequenz f_0 , kann beispielsweise durch einen Feldabfall im Laufe der Zeit, durch Inhomogenitäten des Magnetfeldes über ein Sichtfeld der MRT-Anlage hinweg oder etwa durch Ungenauigkeiten bei einem Einstellen oder Hochfahren (englisch „ramping“) des - typischerweise supraleitenden - Magneten variieren oder von einem exakten vorgesehenen Wert abweichen.

[0009] In einem weiteren Verfahrensschritt wird eine Messsequenz der MRT-Anlage in Abhängigkeit von dem bestimmten Verlauf angepasst. In einem weiteren Verfahrensschritt wird dann diese angepasste Messsequenz zum Untersuchen des Untersuchungsobjekts mittels der MRT-Anlage ausgeführt, also angewendet.

[0010] Durch das Bestimmen des Verlaufes kann ermittelt werden, welche Feldstärke des Wechselfeldes, also welche maximale B_1 -Amplitude, für ein gegebenes B_0 , also für ein aktuell gegebenes oder anliegendes statisches Magnetfeld, tatsächlich erreicht oder realisiert werden kann, beispielsweise für verschiedene Positionen innerhalb des Sichtfeldes oder des Untersuchungsobjekts. Ebenso kann beispielsweise ein vorgegebener Wert für eine beabsichtigte oder ideale Feldstärke des Wechselfeldes, also für die B_1 -Amplitude, vorgegeben sein. Es kann dann bestimmt werden, wo, also an welchen Stellen oder für welche Frequenzen beziehungsweise Stärken des statischen Magnetfeldes B_0 , dieser vorgegebene Wert nicht erreicht werden kann. Es kann im Rahmen des Anpassens der Messsequenz entsprechend dem bestimmten Verlauf beispielsweise wenigstens ein RF-Puls angepasst und/oder das Gradientenfeld angepasst werden, um die Anregungsfrequenz zu verschieben, also beispielsweise eine Abweichung des statischen Magnetfelds von einem vorgegebenen oder idealen Wert auszugleichen.

[0011] Bisher bekannte und verfügbare MRT-Anlagen und Untersuchungen, also entsprechende Messsequenzen, sind im Allgemeinen so gestaltet, dass

im gesamten Sichtfeld die gleichen RF-Pulse verwendet werden können. Es wird bisher also beispielsweise ein bestimmter RF-Puls am Rand des Sichtfeldes mit relativ starker Abweichung von f_0 verwendet und der gleiche RF-Puls auch im Isozentrum, also im Zentrum des Sichtfeldes oder bei f_0 , eingesetzt. Da der HF-Verstärker dabei am Rand des Sichtfeldes für den entsprechenden RF-Puls eine deutlich höhere Leistung abrufen muss als im Isozentrum, wird bei herkömmlichen MRT-Anlagen oder Untersuchungen beziehungsweise Messsequenzen einerseits ein relativ aufwendiger und teurer HF-Verstärker und eine entsprechende Energieversorgung zur Bereitstellung dieser höheren Leistung benötigt und andererseits diese nominal verfügbare Leistung bei Messungen, also für RF-Pulse, im Isozentrum nicht abgerufen oder ausgenutzt. Mit der vorliegenden Erfindung wird es hingegen ermöglicht, abhängig von einer aktuellen Messposition innerhalb des Sichtfeldes, also je nach gewählter Schichtposition, für eine aktuelle Anregung oder Bildaufnahme die erzeugbare maximale Magnetfeldstärke des Wechselfeldes, also die maximale verfügbare B_1 -Amplitude, zuzulassen, also zu verwenden oder auszunutzen.

[0012] Es kann also durch die vorliegende Erfindung für Messungen im Isozentrum eine größere Leistung verwendet werden als für Messungen am Rand des Sichtfeldes, also bei relativ größerer Abweichung oder Entfernung von f_0 . Hierdurch kann mit einer gegebenen MRT-Anlage eine verbesserte Bildqualität erzielt werden und/oder es können Kosten und Aufwand durch eine entsprechend kleinere Dimensionierung des HF-Verstärkers, beispielsweise gegenüber einem entsprechenden Hochfeldsystem, eingespart werden. Zudem können so ohne zusätzlichen Aufwand auch neue Techniken, wie beispielsweise sogenannte SMS-Aufnahmen (englisch: „Simultaneous Multi-Slice“) ermöglicht werden, die höhere Anforderungen an die RF-Leistung, insbesondere an eine Peak- oder Spitzenleistung stellen.

[0013] In vorteilhafter Ausgestaltung der vorliegenden Erfindung wird die maximale Magnetfeldstärke des Wechselfeldes in Abhängigkeit von einer gemessenen Resonanzkurve der Körperspule bestimmt. Mit anderen Worten wird also die maximal erzeugbare B_1 -Amplitude bezüglich der Anregungsfrequenz oder der jeweiligen beziehungsweise aktuellen Mittenfrequenz unter Berücksichtigung der Resonanzkurve der Körperspule bestimmt. Das Problem der abnehmenden erreichbaren oder möglichen Übertragungsleistung mit zunehmender Entfernung oder Abweichung von f_0 wird herkömmlicherweise dadurch verstärkt, dass die Mittenfrequenz des Magneten zur Erzeugung des im Wesentlichen statischen Magnetfeldes nicht immer exakt in der Mitte der Resonanzkurve der Körperspule liegt. Dies kann beispielsweise durch Ungenauigkeiten bei einer Steuerung, Netzschwankungen, Alterungseffekte und/oder Ab-

weichungen von einer jeweiligen Spezifikation verursacht sein.

[0014] Vorliegend kann vorteilhaft also eine Differenz oder Abweichung zwischen der Mittenfrequenz des Magneten und damit der Anregungsfrequenz und der Mitte, also einer Zentralfrequenz, der Resonanzkurve der Körperspule auch bei dem Anpassen der Messesequenz berücksichtigt, insbesondere ausgeglichen, werden. Beispielsweise kann durch entsprechende Ansteuerung des Magneten und/oder einer oder mehrerer Gradientenspulen zur Erzeugung des Gradientenfeldes das statische Magnetfeld oder die entsprechende Mitten- oder Anregungsfrequenz an die gemessene Resonanzkurve der Körperspule angepasst oder angeglichen werden. Dadurch kann vorteilhaft eine verbesserte Ausnutzung der verfügbaren Leistung beziehungsweise eine letztlich verbesserte Bildqualität erreicht werden. Die Resonanzkurve der Körperspule kann beispielsweise vor der eigentlichen Untersuchung des Untersuchungsobjekts gemessen werden, beispielsweise im Rahmen einer sogenannten Tune-up-Messung. Entsprechende, also die Resonanzkurve angegebende oder beschreibende, Resonanzdaten können dann beispielsweise in einem Datenspeicher der MRT-Anlage abgelegt und beispielsweise für die Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens abgerufen, also beispielsweise einem Steuergerät der MRT-Anlage bereitgestellt werden.

[0015] In vorteilhafter Weiterbildung der vorliegenden Erfindung wird die maximale Magnetfeldstärke des Wechselfeldes in Abhängigkeit oder unter Berücksichtigung von einem frequenzabhängigen Reflexionsfaktor der Körperspule bestimmt. Im Vergleich zu Hochfeldsystemen ist bei Niederfeldsystemen ein Energie- oder Leistungsverlust in dem oder durch das Untersuchungsobjekt - also ein sogenannter Patientenverlust - der Körperspule geringer, da bei niedrigerer Frequenz - was gemäß $f = \gamma \cdot B$ einem schwächeren Magnetfeld entspricht - eine Leitfähigkeit im Gewebe des Patienten abnimmt. Daraus ergibt sich ein entsprechend höherer Gütefaktor der Körperspule, wodurch sich der Reflexionsfaktor stärker mit der Frequenz ändert als bei Hochfeldsystemen, bei denen die höheren Patientenverluste die Güte der Körperspule beziehungsweise eines entsprechenden Körperspule-Schwingkreises stärker dämpfen. Durch das Anpassen der Messesequenz in Abhängigkeit von dem Reflexionsfaktor oder unter Berücksichtigung des Reflexionsfaktors der Körperspule kann die Messesequenz für eine optimierte Leistungsausnutzung und somit letztlich eine optimierte Bildqualität verbessert werden. Der Reflexionsfaktor der Körperspule kann als Funktion der Frequenz beziehungsweise der entsprechenden Stärke des statischen Magnetfeldes beispielsweise modelliert werden, wobei vorteilhaft die gemessene Resonanzkurve der Körperspule, also entspre-

chende Resonanzdaten, berücksichtigt werden können, um ein genaueres, an die jeweilige konkrete MRT-Anlage und Situation angepasstes Ergebnis zu erhalten.

[0016] In vorteilhafter Weiterbildung der vorliegenden Erfindung werden zum Bestimmen des Reflexionsfaktors mehrere sequenzspezifische RF-Justagepulse für verschiedene Frequenzen verwendet, mit denen nur solche Frequenzen abgetastet werden, die von der jeweiligen Messesequenz verwendet werden. Mit anderen Worten kann der Reflexionsfaktor der Körperspule also als Funktion der Frequenz gemessen oder bestimmt werden, indem vor der eigentlichen Untersuchung des Untersuchungsobjekts mehrere RF-Justagepulse bei verschiedenen Frequenzen appliziert und dabei der jeweilige Reflexionsfaktor der Körperspule gemessen wird. Diese RF-Justagepulse können generisch sein, also ein im Allgemeinen für MRT-Abbildungsverfahren relevantes oder typischerweise verwendetes Frequenzband vollständig abdecken oder abbilden. Dies kann vorteilhaft eine besonders einfache und von einer konkreten MRT-Anlage oder Situation unabhängige Anwendung ermöglichen, da keinerlei zusätzliche Einstellungen erforderlich sind. Demgegenüber können die sequenzspezifischen RF-Justagepulse in Abhängigkeit von einem Frequenzband, das für eine jeweilige Messesequenz einer nächsten oder geplanten Untersuchung oder Messung verwendet wird, bestimmt oder festgelegt werden oder sein. Durch die Verwendung der sequenzspezifischen RF-Justagepulse kann also das von der jeweiligen Messung oder Messesequenz tatsächlich angefragte oder verwendete Frequenzband mit höherer Genauigkeit oder Auflösung abgetastet oder abgebildet werden. Dadurch kann vorteilhaft der Reflexionsfaktor mit höherer Präzision oder Genauigkeit bestimmt werden kann, was wiederum eine verbesserte Optimierung der Messesequenz und somit der resultierenden Bilddaten oder Bildqualität ermöglicht.

[0017] In vorteilhafter Ausgestaltung der vorliegenden Erfindung wird eine zirkular polarisierte, insbesondere asymmetrische, Körperspule verwendet. Es wird dann eine durch unterschiedliche Reflexionsfaktoren von Teilsystemen der Körperspule verursachte Leistungsherabsetzung (englisch: „derating“) des die Körperspule versorgenden HF-Verstärker der MRT-Anlage modelliert. Die maximale Magnetfeldstärke des Wechselfeldes wird dann in Abhängigkeit von der modellierten Leistungsherabsetzung bestimmt. Eine zirkular polarisierte Körperspule kann eine Kombination zweier linear polarisierter Spulen sein, die so angeordnet sind, dass sie über jeweilige zeitlich versetzte Oszillationen einer induzierten Spannung eine Rotation einer Magnetisierung detektieren. Da jede Teilschule oder jedes Teilsystem ein Signal der gleichen Quelle und damit der gleichen Magnetisierung detektiert, verbessert sich ein Signal-Rausch-Verhältnis

um etwa einen Faktor $\sqrt{2}$ im Vergleich zur Verwendung lediglich einer einzigen linear polarisierten Spule. Die beiden Teilsysteme können einen jeweiligen relativen Phasenversatz von 0° und 90° aufweisen.

[0018] Zur Erzeugung oder Steuerung des Phasenversatzes kann die MRT-Anlage ein Bauteil aufweisen, welches hier als Hybrid bezeichnet werden soll. Das Hybrid zerlegt also ein Signal beziehungsweise die Leistung des HF-Verstärkers in zwei Anteile mit einem Phasenversatz von 90° . Die beiden Teilsysteme der Körperspule können beispielsweise dann unterschiedlich sein, wenn die Körperspule D-förmig oder elliptisch ausgebildet ist. Bei gleichen Teilsystemen würden sich jeweilige reflektierte Wellen gegenseitig aufheben. Diese Aufhebung findet jedoch umso weniger statt, wird also umso mehr abgeschwächt oder aufgehoben, je ungleicher die beiden Teilsysteme sind. Die unterschiedlichen oder ungleichen Reflexionsfaktoren führen also zu einer Verringerung der verfügbaren Leistung an der Körperspule oder, entgegengesetzt betrachtet, zu einem nochmals erhöhten Leistungsbedarf des HF-Verstärker zum Erzeugen einer vorgegebenen Magnetfeldstärke des Wechselfeldes, also einer vorgegebenen B_1 -Amplitude oder B_1 -Feldstärke.

[0019] Herkömmlicherweise könnte die bei einer Verwendung oder einem Einsatz einer gegebenen Leistung des HF-Verstärker zur Versorgung der Körperspule resultierende Stärke des entsprechenden magnetischen Wechselfeldes, also des B_1 -Feldes, basierend auf einer nominalen Leistung, also einer spezifizierten maximalen Leistungsausgabe des HF-Verstärker berechnet werden. Demgegenüber liefert die vorliegende Erfindung durch das Berücksichtigen der durch die unterschiedlichen oder asymmetrischen Reflexionsfaktoren bedingten Leistungsherabsetzung eine größere Genauigkeit der bestimmten erzielbaren maximalen magnetischen Feldstärke des Wechselfeldes. Anhand der Reflexionsfaktoren der Teilsysteme kann ein effektiver Reflexionsfaktor für die, insbesondere asymmetrische, Körperspule oder das Hybrid bezüglich des HF-Verstärkers berechnet werden.

[0020] Insgesamt kann durch Anwendung einer oder mehrerer der beschriebenen Ausgestaltungen der vorliegenden Erfindung die erzeugbare maximale Feldstärke des Wechselfeldes, also die maximale B_1 -Amplitude, als Funktion der Frequenz und gegebenenfalls der Patientenlast, also der Patientenverluste oder einer Leistungs- oder Energieumsetzung in dem Untersuchungsobjekt, modelliert und dann vorteilhaft insbesondere dem Steuergerät der MRT-Anlage und/oder einem jeweiligen Nutzer oder Bedienpersonal, insbesondere zum Anpassen der Messsequenz, zur Verfügung gestellt werden.

[0021] Da der, gegebenenfalls effektive, Reflexionsfaktor der Körperspule beim Betrieb der MRT-Anlage eine entscheidende Rolle spielen kann, kann durch dessen Berücksichtigung, beispielsweise in der hier beschriebenen Art und Weise, vorteilhaft sichergestellt werden, dass abhängig von der Frequenz oder der aktuellen Stärke des statischen Magnetfelds beziehungsweise einer jeweils aktuellen Abweichung von f_0 eine optimale oder zumindest verbesserte Ausnutzung der Leistung oder Leistungsfähigkeit des HF-Verstärker erfolgen kann. Somit kann auch sichergestellt werden, dass der HF-Verstärker nicht durch Worst-Case-Abschätzungen überdimensioniert und/oder nicht vollständig ausgenutzt wird.

[0022] Für eine Worst-Case-Abschätzung kann dabei beispielsweise der Leistungsbedarf angesetzt werden, der sich am Rande des Sichtfeldes oder bei entsprechend maximaler Abweichung von f_0 bei einer Überlagerung der Effekte oder Einflüsse des erhöhten Gütefaktors der Körperspule, der Leistungsherabsetzung des HF-Verstärker aufgrund ungleicher Reflexionsfaktoren und der Abweichung der Mittenfrequenz des Magneten von der Mitte oder Zentralfrequenz der Resonanzkurve der Körperspule ergibt.

[0023] In vorteilhafter Ausgestaltung der vorliegenden Erfindung wird bei dem Anpassen der Messsequenz wenigstens ein in der Messsequenz zu verwendender RF-Puls in Abhängigkeit von einer Position einer jeweiligen, mit dem RF-Puls anzuregenden Schicht des Untersuchungsobjekts angepasst. Mit anderen Worten wird also mindestens ein RF-Puls in Abhängigkeit von einer zugeordneten Schichtposition innerhalb des Sichtfeldes gestaltet. Es wird also die aktuelle Position der jeweils anzuregenden, also zu messenden oder aufzunehmenden Schicht berücksichtigt, wodurch eine optimale Ausnutzung der von dem HF-Verstärker bereitstellbaren Leistung ermöglicht oder sichergestellt werden kann.

[0024] In vorteilhafter Ausgestaltung der vorliegenden Erfindung wird bei dem Anpassen der Messsequenz wenigstens ein in der Messsequenz zu verwendender RF-Puls, insbesondere der bereits erwähnte RF-Puls, in Abhängigkeit von einem vorgegebenen Anregungswinkel angepasst. Der Anregungswinkel - auch Flipwinkel genannt - ist dabei als derjenige Winkel zu verstehen, um den die Kernspins in dem Untersuchungsobjekt durch die Anregung mittels des Wechselfeldes der Körperspule gegenüber einer Richtung des zumindest im Wesentlichen statischen Magnetfelds gekippt werden. Ein bestimmter Anregungswinkel kann beispielsweise vorgegeben werden, um bei einer Messzeitverkürzung auftretende Sättigungseffekte auszugleichen. Der Anregungswinkel ist proportional zu einem zeitlichen Integral über das Wechselfeld B_1 beziehungsweise einen RF-Puls. Soll also ein bestimmter vorgegebener Anregungswinkel erreicht werden, so ist es besonders

vorteilhaft, die tatsächlich erreichbare Stärke des magnetischen Wechselfeldes B_1 , also die maximal erreichbare B_1 -Amplitude, insbesondere an der jeweiligen Position der aktuell zu messenden oder anzuregenden Schicht, zu kennen.

[0025] Wurde im Rahmen des erfindungsgemäßen Verfahrens beispielsweise ermittelt, dass an einer bestimmten Stelle oder Schichtposition oder bei einer aktuell gegebenen Stärke des statischen Magnetfeldes die maximale Magnetfeldstärke des Wechselfeldes gegenüber einem geplanten Wert reduziert ist, so kann durch das vorliegende Verfahren der zur Erzeugung des Wechselfeldes zu verwendende RF-Puls entsprechend angepasst, beispielsweise zeitlich gestreckt, also verlängert, werden. Die vorliegende Erfindung ermöglicht es dann also, beispielsweise den vorgegebenen Anregungswinkel trotz, also unter Berücksichtigung, beispielsweise der Leistungsherabsetzung des HF-Verstärker und/oder einer Ungenauigkeit der Inhomogenität des statischen Magnetfeldes, dennoch zuverlässig zu erreichen.

[0026] In vorteilhafter Ausgestaltung der vorliegenden Erfindung wird also bei dem Anpassen der Messsequenz wenigstens ein in der Messsequenz zu verwendender RF-Puls, insbesondere der bereits genannte RF-Puls, zeitlich gestreckt oder gestaucht. Mit anderen Worten kann also der RF-Puls an die bestimmte höchstens erzeugbare maximale Magnetfeldstärke des Wechselfeldes beziehungsweise deren bestimmten Verlauf angepasst werden. Durch zeitliches Strecken oder Stauchen beziehungsweise Verkürzen kann eine Bandbreite oder Bandweite des RF-Pulses angepasst, also erhöht beziehungsweise erniedrigt werden. Besonders vorteilhaft kann bei dem Anpassen der Messsequenz, insbesondere bei dem Anpassen oder Gestalten des RF-Pulses, eine spezifische Absorptionsrate, also ein SAR-Wert, des Untersuchungsobjekts berücksichtigt werden, um beispielsweise eine elektromagnetische oder thermische Belastung des Patienten zu minimieren und/oder beispielsweise eine Beschädigung eines metallischen Implantats des Patienten zu vermeiden.

[0027] Im Sinne der vorliegenden Erfindung sind der Begriff „Messsequenz“ und deren Anpassen bereit zu verstehen. Die Messsequenz soll in diesem Sinne daher nicht nur die eigentlichen RF-Pulse umfassen, sondern kann ebenso auch weitere Parameter der MRT-Anlage und/oder der jeweiligen Untersuchung oder Messung umfassen oder bezeichnen. Derartige Parameter und Einstellungen können beispielsweise unter dem Begriff „Protokoll“ zusammengefasst werden. Ein Einstellen oder Anpassen des Protokolls soll also ebenfalls unter das Anpassen der Messsequenz im Sinne der vorliegenden Erfindung fallen. Das Einstellen oder Anpassen der Messsequenz kann beispielsweise ein Ändern des Sichtfeldes, ein Ändern

oder Vorgeben der Schichtposition, -dicke und/oder -orientierung, ebenso umfassen wie beispielsweise eine Verwendung kürzerer oder längerer Echozeiten, Echoabstände (englisch „echo spacing“), Repetitionszeiten und/oder Schichtdicken.

[0028] In vorteilhafter Ausgestaltung der vorliegenden Erfindung wird mittels des Magneten der MRT-Anlage das zumindest im Wesentlichen statische Magnetfeld mit einer Stärke von höchstens 1 T, insbesondere von höchstens 0,5 T, erzeugt. Mit anderen Worten wird also für das erfindungsgemäße Verfahren ein Niederfeldsystem verwendet. Das erfindungsgemäße Verfahren kann bei einem derartigen Niederfeldsystem besonders vorteilhaft angewendet werden, da die mit dem gegenüber herkömmlichen Hochfeldsystemen schwächeren statischen Magnetfeld einhergehenden Effekte sich beispielsweise deutlich stärker auf die tatsächlich maximal erreichbare Magnetfeldstärke des Wechselfeldes beziehungsweise auf die Leistungsfähigkeit des HF-Verstärker oder eine entsprechende Übertragungsleistung auswirken können. Insbesondere kann hier besonders vorteilhaft der - gerade bei Niederfeldsystemen entscheidende - Einfluss des Reflexionsfaktors oder der unterschiedlichen Reflexionsfaktoren, insbesondere bei einer entsprechend schmalbandigen Körperspule und bei Off-Center-Messungen, also Messungen abseits des Isozentrums oder bei einer Abweichung von f_0 , berücksichtigt werden, so dass je nach gewählter Schichtposition stets eine optimale Ausnutzung der verfügbaren Leistung des HF-Verstärker erreicht werden kann.

[0029] Insbesondere das beschriebene Messen der Reflexionsfaktoren der Körperspule bei verschiedenen Frequenzen oder an verschiedenen Frequenzpunkten innerhalb des Frequenzbandes können jedoch vorteilhaft auch bei Hochfeldsystemen genutzt werden, um die Ausnutzung des HF-Verstärkers zu verbessern. Dabei können die unterschiedlichen Reflexionsfaktoren der Teilsysteme der Körperspule berücksichtigt werden, um die Leistungsherabsetzung des HF-Verstärkers mit verbesserter Genauigkeit zu bestimmen. Dies kann für Hochfeldsysteme besonders vorteilhaft sein, da die Ungleichheit der Reflexionsfaktoren mit steigender Feldstärke zunehmen kann. Es kann also ein entsprechender Einfluss, beispielsweise einer Asymmetrie des Untersuchungsobjekts und/oder der Körperspule, mit zunehmender Feldstärke zunehmen beziehungsweise stärker zunehmen als bei einem Niederfeldsystem.

[0030] Eine derartige Asymmetrie kann beispielsweise bei einer Untersuchung eines, zumindest näherungsweise, elliptisch geformten oder einen näherungsweise elliptischen Querschnitt aufweisenden Oberkörpers eines Patienten gegeben sein. Auch elliptische Anregungsmodi, wie man sie beispielsweise bei einer Untersuchung oder Abbildung eines Ab-

domens eines Patienten zum Ausgleich von patienteninduzierten Inhomogenitäten im Wechselfeld, beispielsweise bei einer Verwendung eines statischen Magnetfelds von 3 T, nutzen kann oder eine asymmetrische Körperspule, wie beispielsweise eine an sich bekannte D-förmige Körperspule bei einer 1,5 T-60 cm-MRT-Anlage, können von den beschriebenen Maßnahmen profitieren.

[0031] Das Anpassen der Messsequenz kann bevorzugt automatisch erfolgen. Der entsprechende Verfahrensschritt kann beispielsweise während eines manuellen Bedienens oder Einstellens der MRT-Anlage mitlaufen, also parallel ausgeführt werden. Gibt der jeweilige Nutzer oder Anwender dabei beispielsweise eine neue oder geänderte Schichtposition vor, so kann dies automatisch zu einer Änderung oder einem Anpassen der Messsequenz oder des Protokolls gemäß dem erfindungsgemäßen Verfahren führen. Damit kann vorteilhaft sichergestellt werden, dass auch bei nachträglich oder zu verschiedenen Zeiten manuell vorgenommenen Anpassungen oder Einstellungen stets eine optimale Ausnutzung der verfügbaren Leistung des HF-Verstärkers sichergestellt ist.

[0032] Um jeweilige Nutzer oder Anwender nicht zu verwirren, kann es jedoch ebenso möglich sein, das erfindungsgemäße Anpassen der Messsequenz erst nach Abschluss aller manuellen Eingaben oder Vorgaben automatisch auszuführen. Beispielsweise kann das Anpassen der Messsequenz durchgeführt werden, sobald eine Benutzereingabe des jeweiligen Nutzers erfasst wird, die vorgenommene manuelle Einstellungen oder Vorgaben bestätigt oder beendet. Ebenso kann es vorgesehen sein, dass Anpassen der Messsequenz lediglich zu berechnen oder zu simulieren und dem jeweiligen Nutzer ein entsprechendes Ergebnis mitzuteilen. Beispielsweise kann dem Nutzer, nachdem dieser seine manuellen Einstellungen oder Vorgaben abgeschlossen hat, mitgeteilt oder vorgeschlagen werden, dass eine Optimierung oder Verbesserung der jeweiligen Messsequenz möglich ist, beispielsweise durch kürzere RF-Pulse, eine kürzere Echozeit und/oder eine Anpassung anderer Parameter, wie beispielsweise ESP, TR und dergleichen mehr. Es kann dem jeweiligen Nutzer also ein entsprechender Änderungsvorschlag unterbreitet werden und erst wenn dieser Vorschlag von dem Nutzer akzeptiert worden ist, die tatsächliche Messsequenz entsprechend angepasst werden. Hierdurch werden vorteilhaft gleichzeitig eine automatische oder zumindest halbautomatische Optimierung der Messsequenz und eine größtmögliche Flexibilität der MRT-Anlage für individuelle Nutzungen oder Anwendungen sichergestellt.

[0033] Ebenso kann es besonders vorteilhaft sein, bei dem Anpassen der Messsequenz eine Vorgabe bezüglich wenigstens eines Bereiches zu berücksichtigen, in dem die Messsequenz oder das Protokoll

konstant sein soll. So kann beispielsweise eine Messsequenz oder ein Protokoll für eine bestimmte Untersuchung, beispielsweise eines Kopfes oder eines Torsos eines Patienten, so erstellt oder angepasst werden, dass sich in dem vorgegebenen Bereich, beispielsweise bis zu einer Änderung der Schichtposition von maximal ± 150 mm beziehungsweise einer entsprechenden Änderung der Anregungsfrequenz bezogen auf das Isozentrum, keine Änderungen ergeben. Hierdurch kann vorteilhaft eine verbesserte Konsistenz der resultierenden Bilddaten erreicht werden, wobei aber dennoch in diesem Bereich beispielsweise eine größere Leistung des HF-Verstärker genutzt werden kann, als dies bei Verwendung eines herkömmlichen Protokolls oder einer herkömmlichen Messsequenz möglicherweise der Fall wäre. Hierdurch können zudem eine Anzahl oder ein Umfang von Änderungen oder Anpassungen der Messsequenz beziehungsweise des Protokolls minimiert werden, wodurch sich eine Zeitersparnis ergeben und/oder eine Fehleranfälligkeit minimiert werden kann.

[0034] Die erfindungsgemäße MRT-Anlage dient zum Untersuchen eines Untersuchungsobjekts und weist dazu einen Magneten zum Erzeugen eines zumindest im Wesentlichen statischen Magnetfeldes, eine Körperspule zum Erzeugen eines magnetischen Wechselfeldes, einen HF-Verstärker zum Versorgen der Körperspule beziehungsweise zum Erzeugen von RF-Pulsen und ein Steuergerät auf. Das Steuergerät ist dabei erfindungsgemäß dazu eingerichtet, einen Verlauf einer mittels der Körperspule erzeugbaren maximalen Magnetfeldstärke des Wechselfeldes in Abhängigkeit von einer Anregungsfrequenz zu bestimmen, die mit dem zumindest im Wesentlichen statischen Magnetfeld und/oder einer Schichtposition in dem Untersuchungsobjekt korrespondiert. Das Steuergerät ist erfindungsgemäß zudem dazu eingerichtet, ein Anpassen einer zum Untersuchen des Untersuchungsobjekts vorgesehenen Messsequenz der MRT-Anlage in Abhängigkeit von dem bestimmten Verlauf automatisch durchzuführen oder zu ermöglichen und schließlich das Untersuchen des Untersuchungsobjekts mit der angepassten Messsequenz mittels der oder durch die MRT-Anlage auszuführen. Selbstverständlich kann die erfindungsgemäße MRT-Anlage weitere Komponenten, Bauteile und Einrichtungen aufweisen, die zu ihrem Betrieb notwendig, aber dem Fachmann bekannt und daher hier nicht im Einzelnen näher erläutert sind. Insbesondere kann die MRT-Anlage beispielsweise eine oder mehrere Gradientenspulen zum Erzeugen des Gradientenfeldes aufweisen. Die genannten Komponenten, Bauteile oder Einrichtungen der erfindungsgemäßen MRT-Anlage können insbesondere die bereits oben erwähnten entsprechenden Komponenten, Bauteile oder Einrichtungen sein.

[0035] Das Steuergerät kann insbesondere einen Datenspeicher und eine Rechen- oder Prozessoreinrichtung aufweisen. Der Datenspeicher kann insbesondere einen Programmcode enthalten, der die Verfahrensschritte des erfindungsgemäßen Verfahrens kodiert oder repräsentiert. Die Prozesseinrichtung kann dann insbesondere dazu eingerichtet sein, diesen Programmcode auszuführen. Mit anderen Worten kann die erfindungsgemäße MRT-Anlage also zum Ausführen wenigstens einer Ausführungsform des erfindungsgemäßen Verfahrens eingerichtet sein.

[0036] Die Erfindung betrifft also ferner ein diesen oder einen derartigen Programmcode umfassendes Computerprogrammprodukt, welches die Schritte des erfindungsgemäßen Verfahrens ausführt, wenn es auf der oder einer Recheneinrichtung ausgeführt wird.

[0037] Das Computerprogrammprodukt kann dabei eine Software mit einem Quellcode, der noch kompiliert und gebunden oder der nur interpretiert werden muss, oder einen ausführbaren Softwarecode umfassen, der zur Ausführung nur noch in den Datenspeicher des Steuergeräts der MRT-Anlage zu laden ist. Durch das Computerprogrammprodukt kann das erfindungsgemäße Verfahren schnell, identisch wiederholbar und robust ausgeführt werden. Das Computerprogrammprodukt ist so konfiguriert, dass es mittels der Recheneinrichtung die erfindungsgemäßen Verfahrensschritte ausführen kann. Die Recheneinrichtung kann dabei jeweilige Voraussetzungen, wie etwa einen entsprechenden Arbeitsspeicher, eine entsprechende Grafikkarte und/oder eine entsprechende Logikeinheit aufweisen, so dass die jeweiligen Verfahrensschritte ausgeführt werden können.

[0038] Das Computerprogrammprodukt kann beispielsweise auf dem Datenspeicher der MRT-Anlage, auf einem sonstigen computerlesbaren Medium und/oder in einem Netzwerkspeicher, einem Netzwerkgerät und/oder einem Server gespeichert sein, von wo es in das Steuergerät geladen werden kann. Beispiele für computerlesbare Medien sind eine DVD, ein Magnetband, ein Flashspeicher, ein Transferlaufwerk oder eine Cloud-Einrichtung mit einem Speicherort, auf welchem elektronisch lesbare Steuerinformationen, insbesondere Software, gespeichert sein können.

[0039] Die bisher und im Folgenden angegebenen Eigenschaften und Weiterbildungen des erfindungsgemäßen Verfahrens sowie die entsprechenden Vorteile sind jeweils sinngemäß auf die erfindungsgemäße MRT-Anlage und/oder zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens verwendete oder verwendbare Einrichtungen übertragbar und umgekehrt. Es gehören also zu der Erfindung auch solche

Weiterbildungen des erfindungsgemäßen Verfahrens und der erfindungsgemäßen MRT-Anlage, welche Ausgestaltungen aufweisen, die hier nicht explizit in der jeweiligen Kombination beschrieben sind um unnötige Redundanz zu vermeiden.

[0040] Weitere Merkmale, Einzelheiten und Vorteile der vorliegenden Erfindung ergeben sich aus der nachfolgenden Beschreibung bevorzugter Ausführungsbeispiele sowie anhand der Zeichnungen. Dabei zeigen:

Fig. 1 eine schematische Schnittansicht einer MRT-Anlage;

Fig. 2 eine schematische Ansicht eines Untersuchungsbereiches einer MRT-Anlage mit einem Untersuchungsobjekt; und

Fig. 3 einen beispielhaften schematischen Ablaufplan eines Verfahrens zum Betreiben einer MRT-Anlage.

[0041] Bei den im Folgenden erläuterten Ausführungsbeispielen handelt es sich um bevorzugte Ausführungsformen der Erfindung. Bei den Ausführungsbeispielen stellen die beschriebenen Komponenten der Ausführungsformen jeweils einzelne, unabhängig voneinander zu betrachtende Merkmale der Erfindung dar, welche die Erfindung jeweils auch unabhängig voneinander weiterbilden und damit auch einzeln oder in einer anderen als der gezeigten Kombination als Bestandteil der Erfindung anzusehen sind. Des Weiteren sind die beschriebenen Ausführungsformen auch durch weitere der bereits beschriebenen Merkmale der Erfindung ergänzbar.

[0042] **Fig. 1** zeigt eine schematische Schnittansicht einer MRT-Anlage **10**, also beispielsweise eines Magnetresonanztomographen. Zur Orientierung ist hier ein Koordinatensystem mit drei Raumrichtungen oder Achsen **X**, **Y**, **Z** angedeutet. Vorliegend weist die MRT-Anlage **10** eine Hauptmagneteneinrichtung **11** auf, welche wiederum eine Gradientenspuleneinrichtung **12** umfasst. Die Hauptmagneteneinrichtung **11** kann beispielsweise einen supraleitenden Elektromagneten umfassen, welche einen Untersuchungsbereich **13** ringförmig umgeben kann. Mittels der Hauptmagneteneinrichtung **11** ist in dem Untersuchungsbereich **13** ein zumindest im Wesentlichen statisches Magnetfeld **14** erzeugbar. Dabei kann mittels der Hauptmagneteneinrichtung **11** ein homogenes Magnetfeld erzeugt werden, welches auch als B_0 bezeichnet werden kann. Mittels der Gradientenspuleneinrichtung **12** ist diesem ein, insbesondere linearer, Gradient überlagerbar oder aufprägar. Das statische Magnetfeld **14** kann also als effektives Feld eine lineare Inhomogenität, also einen Verlauf hinsichtlich seiner Stärke oder Amplitude, beispielsweise in Z-Richtung, aufweisen.

[0043] Weiterhin umfasst die MRT-Anlage **10** vorliegend eine Körperspuleeinrichtung **15** zum Erzeugen eines magnetischen Wechselfeldes **16**. Das magnetische Wechselfeld **16** kann in Form einzelner HF- oder RF-Pulse, also einzelner Hochfrequenz- oder Radiofrequenzpulse, senkrecht zu dem statischen Magnetfeld **14** in den Untersuchungsbereich **13** eingestrahlt werden.

[0044] Weiterhin umfasst die MRT-Anlage **10** einen HF-Verstärker **17**, welcher auch als RFPA bezeichnet wird. Der HF-Verstärker **17** stellt der Körperspuleeinrichtung **15** eine zur Erzeugung der RF-Pulse benötigte elektrische Leistung bereit. Ebenfalls Teil der MRT-Anlage **10** ist vorliegend ein Steuergerät **18** zum Ansteuern insbesondere des HF-Verstärker **17**. Darüber hinaus kann das Steuergerät **18** weitere Funktionen aufweisen. So kann es beispielsweise auch die Hauptmagneteinrichtung **11**, die Gradientenspuleinrichtung **12** sowie weitere, hier nicht dargestellte, Einrichtungen der MRT-Anlage **10** ansteuern und/oder überwachen. Das Steuergerät **18** kann also beispielsweise auch Messsignale bezüglich eines aktuellen Zustands der Einrichtungen **11**, **12**, **15** und/oder einer Stärke der Magnetfelder **14**, **16** empfangen - beispielsweise von hier nicht dargestellten Sensoren der MRT-Anlage **10**.

[0045] Im Rahmen einer Messung oder Untersuchung mittels der MRT-Anlage **10** können zwei- oder dreidimensionale Bilder oder Bilddaten eines Untersuchungsobjekts erzeugt werden, die beispielsweise auf oder mittels einer Anzeigeeinrichtung **19** ausgegeben, also dargestellt werden können.

[0046] Fig. 2 zeigt eine schematische ausschnittweise Ansicht des Untersuchungsbereiches **13** mit einem Untersuchungsobjekt, bei dem es sich vorliegend um zumindest einen Teil eines Patienten **20** handeln soll. Bei dem Untersuchen des Patienten **20** mittels der MRT-Anlage **10** wird dieser schichtweise abgetastet oder abgebildet. Entsprechend ist der Patient **20** hier schematisch in eine Vielzahl einzelner Schichtvolumina oder Schichten **21** unterteilt, von denen hier nur einige beispielhaft gekennzeichnet sind. Die MRT-Anlage **10** weist ein beschränktes Sichtfeld **22** (auch FOV, englisch: „Field of View“) auf. Aufgrund der Funktionsweise der Magnetresonanztomographie korrespondiert eine räumliche Abweichung von einem zentralen Bereich **23** in Z-Richtung mit einer entsprechend abweichenden benötigten Anregungsfrequenz, da in Z-Richtung auch die Stärke oder Amplitude des statischen Magnetfelds **14** ab- oder zunimmt. Ebenso kann jedoch auch eine unbeabsichtigte Abweichung der Stärke des statischen Magnetfelds **14** beziehungsweise des mittels der Hauptmagneteinrichtung **11** erzeugten Magnetfeldes B_0 von einem vorgesehenen nominalen Wert dazu führen, dass auch in dem Zentralbereich **23** für eine optimale, also exakt resonante, Anregung

eine von einem vorgesehenen nominalen Wert abweichende Anregungsfrequenz benötigt wird. In jedem Fall werden in jeweiligen Randbereichen **24** des Sichtfeldes **22**, also in von dem Zentralbereich **23** in Z-Richtung entfernten Schichten **21** andere Anregungsfrequenzen benötigt als im Zentralbereich **23**. Dabei ist zu beachten, dass der HF-Verstärker **17** und die Körperspuleeinrichtung **15** begrenzte Bandbreiten aufweisen. Es steht also nicht notwendigerweise über den gesamten mit dem Sichtfeld **22** korrespondierenden Anregungs- oder Frequenzbereich oder Frequenzband die gleiche Leistung zur Anregung der jeweiligen Bereiche oder Schichten **21** des Patienten **20** zur Verfügung.

[0047] Fig. 3 zeigt einen schematischen Ablaufplan **25** eines Verfahrens zum Betreiben eines Magnetresonanztomographen, insbesondere der MRT-Anlage **10**, mit Verfahrensschritten **S1** bis **S5**. Diese Verfahrensschritte **S1** bis **S5** werden im Folgenden unter Bezugnahme auf Fig. 1 und Fig. 2 näher erläutert.

[0048] Im Verfahrensschritt **S1** können eine Justage- oder Tune-up-Messung sowie eine Messung eines Reflexionsfaktors der Körperspuleeinrichtung **15** oder jeweiliger Reflexionsfaktoren von phasenversetzten Teilsystemen der Körperspuleeinrichtung **15** durchgeführt werden. Dabei können beispielsweise mehrere RF-Justagepulse mittels der Körperspuleeinrichtung **15** erzeugt oder appliziert werden. Diese RF-Justagepulse können verschiedene Frequenzen aufweisen oder abdecken, insbesondere abhängig davon, welche der Schichten **21** des Patienten **20** untersucht oder abgebildet werden sollen. Ebenso kann im Verfahrensschritt **S1** eine aktuelle tatsächliche Stärke des statischen Magnetfelds **14** bestimmt, also beispielsweise gemessen werden. Entsprechende Ergebnisdaten können dem Steuergerät **18** bereitgestellt werden. Die Messungen und/oder Justierung des Verfahrensschritts **S1** können beispielsweise nach jedem „rampen“, also Hochfahren der Hauptmagneteinrichtung **11**, wobei das statische Magnetfeld **14** aufgebaut wird, und/oder beispielsweise vor jeder Untersuchung und/oder beispielsweise in regelmäßigen Zeitabständen durchgeführt werden.

[0049] Wird unmittelbar vor der jeweils aktuellen Untersuchung keine entsprechende Justage oder Messung vorgenommen, so kann in diesem Fall der Verfahrensschritt **S1** das Bereitstellen oder Abrufen der jeweils zuletzt bestimmten Ergebnisdaten sein oder umfassen. Die Ergebnisdaten können also in einem Datenspeicher, beispielsweise des Steuergerätes **18**, abgelegt sein und jeweils aktualisiert werden.

[0050] Da die zur resonanten Anregung benötigte Frequenz des Wechselfeldes **16**, also der RF-Pulse, abhängig ist von der lokalen Stärke des statischen Magnetfelds **14** kann vorteilhaft eine zu dieser Stärke korrespondierende Mittenfrequenz f_0 als Teil der Er-

gebnisdaten angegeben sein oder werden. Die Mittenfrequenz f_0 kann dabei angeben, welche Frequenz zur resonanten Anregung in dem Zentralbereich **23** benötigt wird.

[0051] Im Verfahrensschritt **S2** wird dann anhand der Ergebnisdaten eine in der aktuellen Situation, also unter den aktuell gegebenen Bedingungen erreichbare frequenzabhängige maximale Stärke des Wechselfeldes **16**, auch bezeichnet als maximale B_1 -Amplitude, bestimmt. Dabei werden auch eine Resonanzkurve der Körperspuleneinrichtung **15**, welche beispielsweise ebenfalls im Verfahrensschritt **S1** gemessen oder als Teil einer Spezifikation bereitgestellt werden kann, und eine Leistungsherabsetzung des HF-Verstärkers **17** berücksichtigt. Insbesondere bei niedrigen Feldstärken von beispielsweise höchstens 1 T oder höchstens 0,5 T des statischen Magnetfelds **14** können hier signifikante Effekte auftreten. Der Reflexionsfaktor oder die Reflexionsfaktoren der Körperspuleneinrichtung **15** können dabei ebenfalls frequenzabhängig sein. Zusätzlich oder alternativ zum Messen der Reflexionsfaktoren können diese ebenso rechnerisch modelliert werden, insbesondere unter Berücksichtigung der Resonanzkurve der Körperspuleneinrichtung **15**. Auch die Leistungsherabsetzung (englisch: „derating“) des HF-Verstärkers **17** kann modelliert oder berechnet werden. Dazu kann aus den Reflexionsfaktoren der Teilsysteme der Körperspuleneinrichtung **15**, welche insbesondere asymmetrisch sein und daher unterschiedliche Reflexionsfaktoren für die beiden Teilsysteme aufweisen kann, ein effektiver Reflexionsfaktor berechnet werden. Insgesamt kann die maximale B_1 -Amplitude so als Funktion der Frequenz und gegebenenfalls auch einer Patientenlast modelliert und als Parameter für die durchzuführende Untersuchung bereitgestellt werden.

[0052] Im Verfahrensschritt **S3** kann eine Benutzereingabe, beispielsweise via eines Interfaces der MRT-Anlage **10**, von dem Steuergerät **18** empfangen werden. Hier kann der Benutzer beispielsweise vorgeben, welche Bereiche des Patienten **20** abgebildet werden sollen. Ebenso kann der Benutzer beispielsweise eine bestimmte Messsequenz oder ein Protokoll für die Untersuchung oder Messung vorgeben. Besonders vorteilhaft können in einem Datenspeicher, oder einer Datenbank - beispielsweise der MRT-Anlage **10** oder einer mit dieser verbundenen Computer- oder Servereinrichtung - eine Vielzahl vorgegebener oder vorgefertigter Messsequenzen und/oder Protokolle abgelegt sein, von wo sie von dem Benutzer abrufbar oder auswählbar sind. Der Benutzer kann beispielsweise das Sichtfeld **22** festlegen oder ändern, eine Dicke und/oder Orientierung der Schichten **21**, einen zu verwendenden oder zu erreichenden Anregungs- oder Flipwinkel oder dergleichen mehr vorgeben.

[0053] Im Verfahrensschritt **S4** erfolgt dann ein automatisches Anpassen der ausgewählten oder vorgegebenen Messsequenz in Abhängigkeit von der im Verfahrensschritt **S2** bestimmten frequenzabhängigen maximalen B_1 -Amplitude. Dazu kann mittels eines entsprechenden Algorithmus zunächst die für jede einzelne Teilmessung der Messsequenz unter Berücksichtigung der Ergebnisse aus den Verfahrensschritten **S1** und **S2** die zur Anregung der jeweils abzubildenden Schicht **21** benötigte Anregungsfrequenz, beispielsweise eine Off-Center-Frequenz, bestimmt werden. Für diese Anregungsfrequenz kann dann die maximal mögliche B_1 -Amplitude ermittelt und als Parameter für die Messsequenz festgelegt werden. Das Anpassen umfasst letztlich also eine Gestaltung wenigstens eines RF-Pulses in Abhängigkeit von einer gewählten oder vorgegebenen Schichtposition, dem Flipwinkel und/oder dergleichen mehr.

[0054] Beispielsweise kann ein RF-Puls einer bestimmten zeitlichen Länge und damit einer bestimmten Bandbreite vorgesehen werden. Durch dieses Anpassen der RF-Pulse kann also situationsabhängig für das aktuell gegebene statische Magnetfeld **14** und die jeweils abzubildende Schicht **21** eine Leistung oder Leistungsfähigkeit des HF-Verstärkers **17** optimal, insbesondere maximal, ausgenutzt werden, um letztendlich eine verbesserte Bildqualität zu erreichen. Die so erreichbare verbesserte Bildqualität ist im Vergleich zu herkömmlichen Verfahren zu sehen, bei denen für die gesamte Messsequenz, also zum Anregen und Abbilden sämtlicher abzubildender Schichten **21** im Sichtfeld **22** die gleichen RF-Pulse verwendet werden. Bei einer solchen Verwendung gleicher RF-Pulse würde im Zentralbereich **23** aufgrund der Charakteristik des HF-Verstärkers **17** und der Körperspuleneinrichtung **15** also die gleiche Leistung verwendet werden wie für die Randbereiche **24**, sodass also nicht die verfügbare Leistungsfähigkeit voll ausgeschöpft würde, da der HF-Verstärker im Zentralbereich beispielsweise zum Erzeugen einer vorgegebenen B_1 -Amplitude weniger Leistung abrufen oder aufbringen muss, also dann noch unausgeschöpfte Leistungsreserven aufweist.

[0055] Ebenso können statt einer vollautomatischen Anpassung entsprechende Änderungen zunächst berechnet und dem Benutzer als Vorschlag ausgegeben werden. Das tatsächliche Anpassen der zu verwendenden Messsequenz kann dann beispielsweise erst auf eine Bestätigung des Vorschlags durch den Benutzer hin erfolgen.

[0056] Im Verfahrensschritt **S5** wird dann die Untersuchung unter Verwendung der angepassten Messsequenz mittels der MRT-Anlage **10** ausgeführt.

[0057] Es wird hier also ein Verfahren zur flexiblen Berechnung von RF-Anregungen vorgeschlagen, bei dem die aktuelle Position der zu messenden Schicht

21 berücksichtigt wird, wodurch zum einen eine automatische Anpassung eines Messprotokolls, also einer Messsequenz und/oder eines Protokolls oder einer Parametersammlung, und/oder eine optimale Ausnutzung des HF-Verstärkers **17** ermöglicht werden kann. Bei dem Verfahren wird der, insbesondere bei Niederfeldsystemen oder Niederfeldanwendungen mit Feldstärken des statischen Magnetfelds **14** von weniger als 1,5 T, entscheidende Einfluss der Reflexionsfaktoren der - relativ schmalbandigen - Körperspuleneinrichtung **15** bei sogenannten Off-Center-Messungen so berücksichtigt werden, dass je nach gewählter Schichtposition eine optimale Ausnutzung der verfügbaren Leistung erreicht wird. Eine Off-Center-Messung ist dabei eine Messung oder Aufnahme einer Schicht **21** des Patienten **20** mittels der MRT-Anlage bei einer Abweichung von der vorgegebenen nominalen Mittenfrequenz f_0 , also beispielsweise bei einer Messung oder Abbildung von in Richtung der Randbereiche **24** vom Zentralbereich **23** entfernten Schichten und/oder einer Abweichung der Stärke des statischen Magnetfelds **14** von einem vorgegebenen nominalen Wert.

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 Patentliteratur

- US 2017/0205485 [0005]

Patentansprüche

1. Verfahren (25) zum Betreiben einer MRT-Anlage (10) zum Untersuchen eines Untersuchungsobjekts (20) mit den Verfahrensschritten

- Bestimmen eines Verlaufs einer mittels einer Körperspule (15) der MRT-Anlage (10) erzeugbaren maximalen Magnetfeldstärke eines Wechselfeldes (16) in Abhängigkeit von einer Anregungsfrequenz, die mit einem mittels eines Magneten (11, 12) der MRT-Anlage (10) erzeugten zumindest im Wesentlichen statischen Magnetfeld (14) korrespondiert,
- Anpassen einer Messsequenz der MRT-Anlage (10) in Abhängigkeit von dem bestimmten Verlauf, und
- Ausführen der angepassten Messsequenz zum Untersuchen des Untersuchungsobjekts (20) mittels der MRT-Anlage (10).

2. Verfahren (25) nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, dass die maximale Magnetfeldstärke in Abhängigkeit von einer gemessenen Resonanzkurve der Körperspule (15) bestimmt wird.

3. Verfahren (25) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass die maximale Magnetfeldstärke in Abhängigkeit von einem frequenzabhängigen Reflexionsfaktor der Körperspule (15) bestimmt wird.

4. Verfahren (25) nach Anspruch 3, **dadurch gekennzeichnet**, dass zum Bestimmen des Reflexionsfaktors mehrere sequenzspezifische RF-Justagepulse für verschiedene Frequenzen verwendet werden, mit denen nur solche Frequenzen abgetastet werden, die von der jeweiligen Messsequenz verwendet werden.

5. Verfahren (25) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass

- eine zirkular polarisierte, insbesondere asymmetrische, Körperspule (15) verwendet wird,
- eine durch unterschiedliche Reflexionsfaktoren von Teilsystemen der Körperspule (15) verursachte Leistungsherabsetzung eines die Körperspule (15) versorgenden HF-Verstärkers (17) der MRT-Anlage (10) modelliert wird, und
- die maximale Magnetfeldstärke in Abhängigkeit von der modellierten Leistungsherabsetzung bestimmt wird.

6. Verfahren (25) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass bei dem Anpassen der Messsequenz wenigstens ein in der Messsequenz zu verwendender RF-Puls in Abhängigkeit von einer Position einer jeweiligen, mit dem RF-Puls anzuregenden Schicht des Untersuchungsobjekts angepasst wird.

7. Verfahren (25) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass bei

dem Anpassen der Messsequenz wenigstens ein in der Messsequenz zu verwendender RF-Puls in Abhängigkeit von einem vorgegebenen Anregungswinkel angepasst wird.

8. Verfahren (25) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass bei dem Anpassen der Messsequenz wenigstens ein in der Messsequenz zu verwendender RF-Puls zeitlich gestreckt oder gestaucht wird.

9. Verfahren (25) nach einem der vorhergehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass mittels des Magneten (11, 12) der MRT-Anlage (10) das zumindest im Wesentlichen statische Magnetfeld (14) mit einer Stärke von höchstens 1 T, insbesondere höchstens 0,5 T, erzeugt wird.

10. MRT-Anlage (10) zum Untersuchen eines Untersuchungsobjekts (20) mit

- einem Magneten (11, 12) zum Erzeugen eines zumindest im Wesentlichen statischen Magnetfelds (14),
- einer Körperspule (15) zum Erzeugen eines magnetischen Wechselfeldes (16),
- einem HF-Verstärker (17) zum Versorgen der Körperspule (15), und
- einem Steuergerät (18), **dadurch gekennzeichnet**, dass das Steuergerät (18) dazu eingerichtet ist,
- einen Verlauf einer mittels der Körperspule (15) erzeugbaren maximalen Magnetfeldstärke in Abhängigkeit von einer Anregungsfrequenz zu bestimmen, die mit dem zumindest im Wesentlichen statischen Magnetfeld (14) korrespondiert,
- ein Anpassen einer zum Untersuchen des Untersuchungsobjekts (20) vorgesehenen Messsequenz der MRT-Anlage (10) in Abhängigkeit von dem bestimmten Verlauf automatisch durchzuführen oder zu ermöglichen, und
- das Untersuchen des Untersuchungsobjekts (20) mit der angepassten Messsequenz mittels der MRT-Anlage (10) auszuführen.

Es folgen 2 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

FIG 1

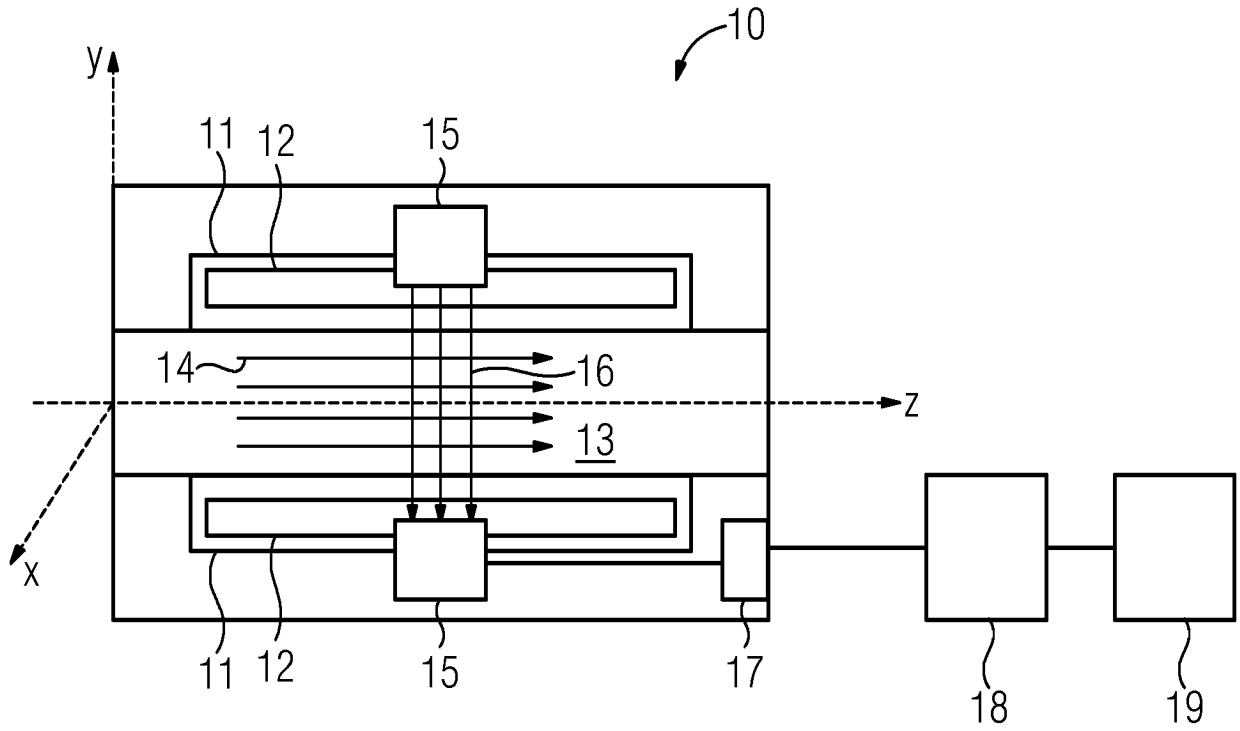


FIG 2

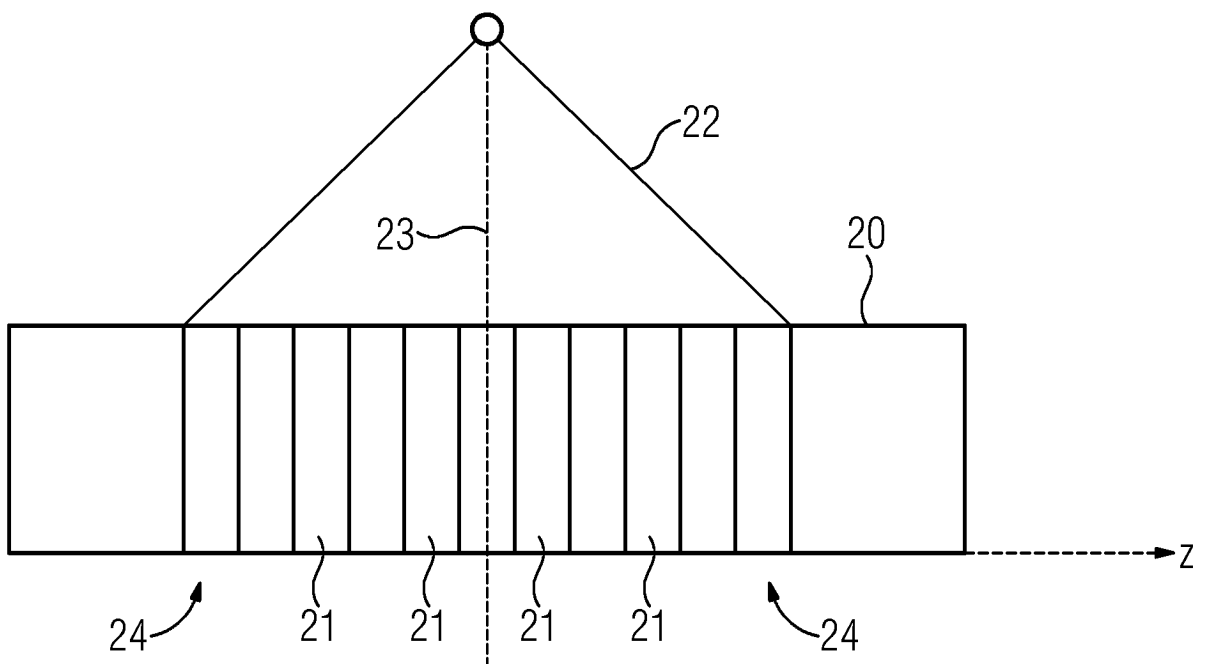


FIG 3

