



(12)

Patentschrift

(21) Aktenzeichen: 10 2012 216 353.0
(22) Anmelddetag: 14.09.2012
(43) Offenlegungstag: –
(45) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung: 27.02.2014

(51) Int Cl.: G01R 33/54 (2006.01)
G01R 33/561 (2006.01)
A61B 5/055 (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

using the gradient reversal technique. In: J. Magn. Reson. Imaging, 26, 2007, S. 1064-1070.

(72) Erfinder:
Bachschmidt, Theresa, 91054, Erlangen, DE;
Fautz, Hans-Peter, Dr., 91301, Forchheim, DE;
Gumbrecht, Rene, 91074, Herzogenaurach, DE;
Paul, Dominik, Dr., 91088, Bubenreuth, DE

H.W. Park et al.: Gradient reversal technique and its applications to chemical-shift-related NMR imaging. In: Magn. Reson. Med., 4, 1987, S. 526-536.

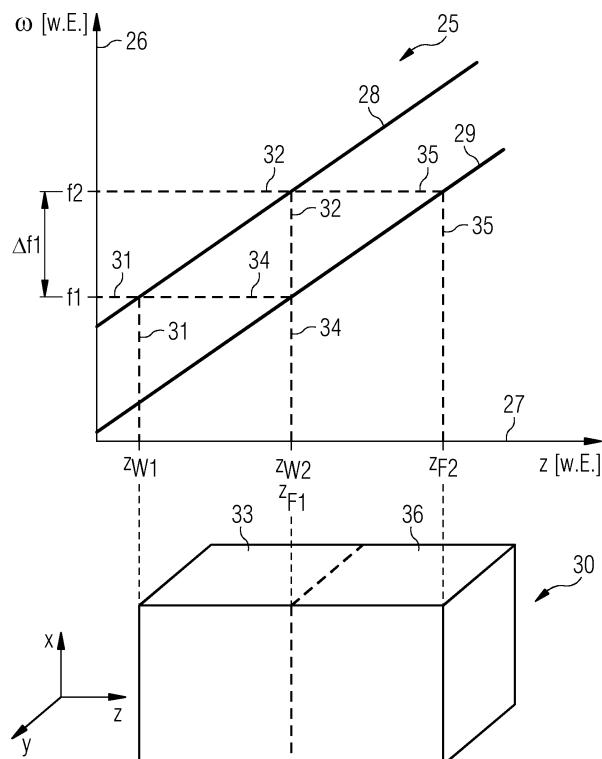
(56) Ermittelter Stand der Technik:

T. Takahara et al.: Fat suppression with Slice-Selection Gradient Reversal (SSGR) revisited. In: Proc. Intl. Mag. Reson. Med., 17, 2009, S. 2642.

H. Tang et al.: Interleaved water and fat imaging and applications to lipid quantitation

(54) Bezeichnung: **Ansteuerung eines Magnetresonanzsystems zur selektiven Anregung von Teilbereichen**

(57) Zusammenfassung: Es wird ein Verfahren zur Ansteuerung eines Magnetresonanzsystems (1) zum Ausspielen einer ersten Pulssequenz beschrieben, das eine Anregungsphase und eine Erfassungsphase umfasst. In der Anregungsphase wird ein erster Gradient in einer Gradientenrichtung zur Erzeugung eines ortsabhängigen Grundmagnetfeldes angelegt. Es wird ein selektiver hochfrequenter Anregungspuls (A) ausgespielt, wobei der selektive hochfrequente Anregungspuls in einem ersten Teilbereich (33) eines Untersuchungsvolumens (30) ein erstes Material anregt und ein zweites Material nicht anregt, und wobei der selektive hochfrequente Anregungspuls in einem zweiten Teilbereich (36) des Untersuchungsvolumens (30) das erste Material nicht anregt und das zweite Material anregt. In der Erfassungsphase werden nichtselektive Refokussierungspulse (R) ausgespielt, um entlang der Gradientenrichtung ortskodiert Rohdaten des ersten und des zweiten Teilbereichs des Untersuchungsvolumens zu erfassen. Außerdem wird eine Steuereinrichtung (13) zur Ansteuerung eines Magnetresonanzsystems (1) beschrieben.



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Verfahren und eine Steuervorrichtung zur Ansteuerung eines Magnetresonanzsystems zum Ausspielen einer Pulssequenz. Die Erfindung betrifft ferner ein Magnetresonanztomographiesystem, im Folgenden auch kurz Magnetresonanzsystem genannt.

[0002] Bei der Magnetresonanztomographie, auch Kernspintomographie genannt, handelt es sich um eine inzwischen weit verbreitete Technik zur Akquisition von Bildern vom Körperinneren eines lebenden Untersuchungsobjekts.

[0003] Atomkerne, zum Beispiel von Wasserstoffatomen, weisen einen Spin auf. Der Spin ist eine quantenmechanische Eigenschaft atomarer Teilchen. Der Spin bewirkt, dass die atomaren Teilchen magnetisch sind, d. h. ein Atomkern mit Spin ist stets magnetisch. Diese Spins wirken zunächst in irgendeine Richtung. Man kann sie wie einen Vektor betrachten. Atome mit Spin sind in einem zu untersuchenden Körper, beispielsweise einem menschlichen Körper, vorhanden.

[0004] In einem Magnetresonanztomographiesystem wird üblicherweise der zu untersuchende Körper mit Hilfe eines Grundfeldmagnetsystems einem relativ hohen Grundfeldmagnetfeld B_0 , beispielsweise von 1, 5, 3 oder 7 Tesla, ausgesetzt. Die Kraftwirkung des statischen Magnetfelds B_0 erzeugt eine Vorzugsrichtung der Spins parallel und antiparallel zu den Feldlinien. Dabei bildet sich immer ein Überschuss in eine Richtung aus, was zu einer makroskopischen Magnetisierung des Spinensembles führt.

[0005] Dem statischen Magnetfeld B_0 wird ein hochfrequentes Magnetfeld B_1 überlagert. Dieses hochfrequente Magnetfeld, das in der Regel durch hochfrequente Anregungspulse erzeugt wird, bringt die Spins aus dem durch das B_0 -Feld erzeugten Gleichgewicht, wenn die hochfrequenten Anregungssignale in Resonanz mit der Präzessionsfrequenz der Spins sind. Die Präzessionsfrequenz wird auch Larmorfrequenz genannt. Sie ist abhängig von der Stärke des äußeren Magnetfeldes. Durch die hochfrequenten Anregungssignale werden die Kernspins der durch dieses Hochfrequenzfeld resonant angeregten Atome um einen definierten Flipwinkel gegenüber den Magnetfeldlinien des Grundmagnetfelds verkippt.

[0006] Die Aussendung der Hochfrequenzsignale zur Kernspin-Magnetisierung erfolgt meist mittels einer so-nannten „Ganzkörperpuls“ oder „Bodycoil“. Ein typischer Aufbau einer Ganzkörperpuls ist eine Käfigantenne (Birdcage-Antenne), welche aus mehreren Sendestäben besteht, die – parallel zur Längsachse verlaufend – um einen Patientenraum des Tomographen herum angeordnet sind, in dem sich ein Patient bei der Untersuchung befindet. Stirnseitig sind die Antennenstäbe jeweils ringförmig kapazitiv miteinander verbunden. Inzwischen werden aber auch immer öfter körpernahe Lokalspulen zur Aussendung von MR-Anregungssignalen verwendet. Der Empfang der Magnetresonanzsignale erfolgt i. d. R. mit den Lokalspulen, in manchen Fällen aber auch alternativ oder zusätzlich mit der Bodycoil.

[0007] Über Gradientenspulen wird ein Gradient entlang einer Gradientenrichtung angelegt. Dadurch steigt das Magnetfeld B_0 linear an. Entsprechend ist die Präzession der Kernspins entlang der Gradientenrichtung verschieden, die Spins kreiseln hier langsamer, dort schneller. Sie zeigen daher bei verschiedenen Frequenzen Resonanz. Durch das überlagerte Gradientenfeld wird eine ortsselektive Anregung der Kernspins möglich.

[0008] Das anregende Hochfrequenzsignal bzw. der anregende Hochfrequenzpuls erhält um eine Mittenfrequenz herum eine bestimmte Bandbreite von Nachbarfrequenzen. Auf diese Weise kann ein gewünschter Bereich entlang der Gradientenrichtung angeregt werden.

[0009] In fast allen Molekülen sind mehrere Wasserstoffatome an verschiedenen Positionen gebunden. Verschiedene Positionen bedeuten unterschiedliche chemische und damit meist auch unterschiedliche magnetische Umgebungen. Hierdurch wird das lokale Magnetfeld reduziert bzw. erhöht, die Resonanzfrequenzen der gebundenen Protonen liegen etwas niedriger oder höher als die typische Larmorfrequenz.

[0010] Die Kernspins im Körpergewebe haben also keine einheitliche Präzessionsfrequenz im Magnetfeld, sondern unterscheiden sich nach ihrer chemischen Umgebung für verschiedene Gewebetypen. Dies wird üblicherweise als chemische Verschiebung bezeichnet. Fett weist mehrere Peaks im Spektrum auf, jedoch ist einer stark ausgeprägt und liefert ein hohes Signal zur Bildgebung. Die chemische Verschiebung zwischen dem Hauptpeak des Fettgewebes und Wasser beträgt beispielsweise ca. 3,5 ppm.

[0011] Nach einer Anregung kippen die Kernspins wieder in ihre durch das Grundmagnetfeld erzwungene Ausgangslage zurück. Das ist die sog. Relaxation der Kernspins. Es wird unterschieden in Längsrelaxation und Querrelaxation. Die Längsrelaxation beschreibt die Wiederherstellung der Magnetisierung längs der Magnetfeldlinien des Grundmagnetfeldes B_0 . Die Querrelaxation beschreibt das Verschwinden der durch das Hochfrequenzfeld B_1 hervorgerufenen Magnetisierung quer zu den Magnetfeldlinien des Grundmagnetfeldes B_0 . Verschiedene Gewebe weisen verschiedene Relaxationszeiten auf.

[0012] Bei der Präzession werden Hochfrequenzsignale, sog. Magnetresonanzsignale, abgestrahlt, die mittels geeigneter Empfangsantennen empfangen und weiterverarbeitet werden. Aus den so akquirierten Rohdaten können die gewünschten Bilddaten rekonstruiert werden. Bei den Empfangsantennen kann es sich entweder um die gleichen Antennen, mit denen auch die hochfrequenten Anregungspulse ausgestrahlt werden, oder um separate Empfangsantennen handeln.

[0013] In der vorliegenden Anmeldung wird mit „Fettsignal“ das Signal bezeichnet, das ein Kernspin, der im Fettgewebe liegt, bei der Relaxation abgibt. Mit „Wassersignal“ wird das Signal bezeichnet, das ein Kernspin bei der Relaxation abgibt, der sich in einem wässrigen Bereich befindet.

[0014] Die bei der Präzession ausgesandten und von den Empfangsantennen empfangenen Signale müssen örtlich zuordnbar sein, um eine Bildgebung zu ermöglichen. Hierzu wird bei der Erfassung der Signale über Kodiergradienten eine Ortskodierung durchgeführt.

[0015] Bei 2D-Magnetresonanzpulssequenzen erfolgt eine Ortskodierung in zwei Richtungen oder Dimensionen. Es werden daher jeweils Bildinformationen oder Rohdaten für eine sehr dünne Schicht, auch „slice“ genannt, ausgelesen. Die Schicht wird zuvor selektiert. Bei 3D-Magnetresonanzpulssequenzen erfolgt eine Ortskodierung in drei Richtungen oder Dimensionen. Es werden daher jeweils Bildinformationen oder Rohdaten für ein ganzes Volumen, ein sogenanntes „slab“, ausgelesen.

[0016] Die Rohdaten werden in eine Matrix, den sog. k-Raum, eingeschrieben. Der k-Raum entspricht einem Raum oder auch Raumfrequenzort, der Fourier-konjugiert ist zu einem Ortsraum, der die Objektmagnetisierung enthält. Die Achsen des k-Raums bezeichnen sogenannte Ortsfrequenzen. Der k-Raum hat eine Einheit, die invers ist zur Distanz, beispielsweise 1/cm. Bei der 3D-Tomographie ist auch der k-Raum dreidimensional.

[0017] Statische Magnetfeldunterschiede tragen bei der Relaxation zu einer Auffächerung der Spins bei. Mit Spinechosequenzen wird diese Auffächerung durch einen Refokussierungspuls bzw. durch eine Serie von Refokussierungspulsen rückgängig gemacht. Folgen mehrere Refokussierungspulse, in der Regel 180°-Pulse, hintereinander, so entstehen mehrere Spinechos, erzeugt durch eine Multiechosequenz. Das Einschreiben in den k-Raum hängt unter anderem vom gewünschten Kontrast ab. Häufig werden zunächst die früheren Echos, d. h. die Echos mit einer kleineren Positionszahl in den zentralen k-Raum eingeschrieben.

[0018] Ein Beispiel für ein dreidimensionales Turbospinechosequenzverfahren, genauer ein single slab 3D-Turbospinecho-Verfahren, das sehr lange Echozüge aufweisen kann, ist SPACE (Sampling Perfection with Application optimized Contrast using different flip angle Evolutions). Ein langer Echozug umfasst beispielsweise zwischen vierzig und mehreren hundert Echos, auch etwa tausend Echos sind möglich. Für eine „vorgesehene Signalentwicklung“ (prescribed signal evolution) wird der Flipwinkel der Refokussierungspulse in einem Echozug an die Eigenschaften (T1 und T2) der verschiedenen Gewebetypen angepasst. Man erhält einen variablen Flipwinkelverlauf (flip angle evolution). Es wird eine gewünschte Signalstärke für verschiedene Arten von Gewebe erzeugt. Damit kann beispielsweise ein gewünschter Kontrast erzeugt werden.

[0019] Die Magnetresonanzbilder des Untersuchungsobjekts werden schließlich auf Basis der empfangenen Magnetresonanzsignale erstellt. Jeder Bildpunkt im Magnetresonanzbild ist dabei einem kleinen Körpervolumen, einem sogenannten "Voxel", zugeordnet und jeder Helligkeits- oder Intensitätswert der Bildpunkte ist mit der aus diesem Voxel empfangenen Signalamplitude des Magnetresonanzsignals verknüpft. Der Zusammenhang zwischen einem resonant eingestrahlten HF-Puls mit der Feldstärke B_1 und dem damit erreichten Flipwinkel α ist dabei durch die Gleichung

$$\alpha = \int_{t=0}^{\tau} \gamma \cdot B_1(t) \cdot dt \quad (1)$$

gegeben, wobei γ das gyromagnetische Verhältnis, welches für die meisten Kernspinuntersuchungen als feststehende Materialkonstante angesehen werden kann, und τ die Einwirkdauer des Hochfrequenzpulses ist.

[0020] Problematisch ist bei der Diagnose möglicher Pathologien in vielen Fällen das sehr helle Fettsignal, das das in vielen Fällen primär interessierende Wassersignal überstrahlt.

[0021] Es sind daher bereits Möglichkeiten vorgeschlagen worden, das Fettsignal zu unterdrücken. Beispielsweise wird vor der eigentlichen Messung ein frequenzselektiver Puls auf der Präzessionsfrequenz der im Fettgewebe liegenden Protonen ausgesandt, so dass deren Spins gesättigt sind und bei der anschließenden Bildaufnahme nicht zum Signal beitragen.

[0022] Eine weitere Möglichkeit bietet die sogenannte Dixon-Sequenz, bei der mehrere Echos zu unterschiedlichen Echozeiten (Zeit nach einem Anregungs- bzw. Refokussierungspuls) aufgenommen werden. Die Bilddaten verschiedener Materialien, also beispielsweise Fett und Wasser, werden in ihrer Phase verschoben. Es handelt sich um eine postprocessing-Maßnahme, d. h. die aufgenommenen Rohdaten werden nachträglich bearbeitet. Eine derartige Dixon-Sequenz wird beispielsweise in H. Yu et al.: „Implementation and Noise Analysis of Chemical Shift Correction for Fast Spin Echo Dixon Imaging“ in Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med. 11 (2004), 2686, beschrieben, wobei bei dem dort beschriebenen Verfahren eine Dixon-Sequenz verwendet wird, um eine Korrektur der chemischen Verschiebung innerhalb einer Bildebene durch Multiplikation der k-Raum-Zeilen mit einen bestimmten Phasenterm zu erreichen.

[0023] Die bisher bekannten Verfahren haben aber in Bereichen mit starken B1-Inhomogenitäten Nachteile: konventionelle Fettsättigungsmethoden haben zur Grundlage, dass der vorgegebene Flip-Winkel möglichst exakt erreicht wird. Dies ist bei hohen Grundfeldstärken ($B_0 \geq 3T$) häufig nicht der Fall. Da die vorgestellte Methode auf Pre- und Inversionspulse verzichtet, ist diese weniger anfällig für B1-Inhomogenitäten. Bekannte Verfahren sind auch limitiert in der Bildauflösung, die erreichbar ist: bei Dixon-TSE kann u. U. die gewünschte Auflösung nicht erreicht werden aufgrund von Timing-Problemen der einzelnen Echos im Echozug. Auch kann es bei der Trennung von Fett und Wasser in der DIXON-Methode zu Verwechslungen kommen, so dass das Fettbild fälschlicherweise ein Wasserbild zeigt und umgekehrt.

[0024] H. Tang et al. beschreiben in „Interleaved water and fat imaging and applications to lipid quantitation using the gradient reversal technique“, J. Magn. Reson. Imaging 26 (2007), S. 1064–1070 ein Verfahren zur Ansteuerung eines Magnetresonanzsystems. Ein selektiver Anregungspuls wird so ausgewählt, dass in einer Schicht wahlweise nur Wasser oder nur Fett angeregt wird. Selektive Refokussierungspulse werden unter Verwendung eines Gradientenumkehrverfahrens ausgespielt. Es ergeben sich damit Schichten, in denen sowohl der Anregungspuls als auch der Refokussierungspuls Wasser, bzw. Fett anregt, und Schichten, in denen nur einer der beiden Pulse wirkt.

[0025] Es ist die Aufgabe der vorliegenden Erfindung, ein in der dreidimensionalen Magnetresonanztomographie verwendbares Verfahren und eine entsprechende Steuereinrichtung zur Steuerung einer Magnetresonanzanlage zur Verfügung zu stellen, mit dem das Fettsignal sauber vom Wassersignal getrennt werden kann.

[0026] Diese Aufgabe wird durch ein Verfahren gemäß Patentanspruch 1 sowie durch eine Steuereinrichtung gemäß Patentanspruch 9 und ein Magnetresonanztomographiesystem gemäß Patentanspruch 10 gelöst.

[0027] Das erfindungsgemäße Verfahren umfasst eine Anregungsphase und eine Erfassungsphase. In der Anregungsphase wird ein erster Gradient in einer Gradientenrichtung angelegt zur Erzeugung eines ortsabhängigen Grundmagnetfeldes. Ein selektiver hochfrequenter Anregungspuls wird ausgespielt, wobei der selektive hochfrequente Anregungspuls aufgrund der chemischen Verschiebung in einem ersten Teilbereich eines Untersuchungsvolumens ein erstes Material anregt und ein zweites Material nicht anregt. Der selektive hochfrequente Anregungspuls regt in einem zweiten Teilbereich des Untersuchungsvolumens das erste Material nicht an und regt das zweite Material an. In der Erfassungsphase wird eine Anzahl von Refokussierungspulsen (d. h. mindestens einer, vorzugsweise aber mehrere) ausgespielt, um entlang der Gradientenrichtung ortskodiert Rohdaten des ersten und des zweiten Teilbereich des Untersuchungsvolumen zu erfassen. Die Refokussierungspulse sind alle nicht selektiv.

[0028] Das erfindungsgemäße Verfahren ist grundsätzlich bei beliebigen Materialien anwendbar, die eine chemische Verschiebung zueinander aufweisen, wie beispielsweise bei Messungen von bestimmten Metaboliten. Das Hauptproblem bei den meisten klinischen Untersuchungen ist jedoch, wie bereits oben erläutert, das hohe Signal des Fettanteils gegenüber dem üblicherweise angeregten Wasser, so dass das Verfahren vorzugswei-

se bei den Materialien Wasser und Fett angewandt wird. Das heißt, dass bevorzugt als erstes und zweites Material im Sinne der Erfindung Wasser bzw. Fett zu verstehen sind. Im Folgenden werden diese Materialen daher immer als Beispiel verwendet, ohne die Erfindung darauf zu beschränken.

[0029] In bekannter Weise bewirkt der in einer Gradientenrichtung angelegte Gradient, dass sich die Larmorfrequenz der Kernspins entlang des Gradienten verändert. Der ausgespielte selektive hochfrequente Anregungspuls wird daher nur Kernspins in einem gewissen Bereich anregen, und zwar in dem Bereich, in dem die Kernspins, d. h. ihre Larmorfrequenz, in Resonanz mit der Frequenz des Anregungspulses sind. Die Bandbreite des Anregungspulses bestimmt dabei die Dicke des angeregten Bereiches.

[0030] Aufgrund der chemischen Verschiebung zwischen dem ersten und dem zweiten Material, insbesondere der chemischen Verschiebung zwischen Wasser und Fett, werden etwas gegeneinander verschobene Bereiche für Wasser und für Fett angeregt. Der selektive hochfrequente Anregungspuls ist nun so gewählt, dass in einem ersten Teilbereich das erste Material, beispielsweise Wasser, angeregt wird und das zweite Material, beispielsweise Fett, nicht angeregt wird. In einem zweiten Teilbereich, der vom ersten Teilbereich verschieden ist, wird das erste Material nicht angeregt und das zweite Material angeregt.

[0031] In der Erfassungsphase wird eine Ortskodierung entlang der Gradientenrichtung durchgeführt. Es wird also der Teilbereich ortskodiert erfasst, in dem das erste Material angeregt ist, und es wird ortskodiert der zweite Teilbereich erfasst, in dem das zweite Material angeregt ist. Die Erfassung der beiden Teilbereiche erfolgt in der gleichen Erfassungsphase. Oder in anderen Worten, die Erfassungsphase für die beiden Teilbereiche ist gemeinsam. In der Erfassungsphase kommt es zu einer Erfassung von Rohdaten, die im ersten Teilbereich beispielsweise nur von dem Material Wasser und im zweiten Teilbereich nur von dem Material Fett erzeugt werden. Es erfolgt ohne weitere Trennung von Wasser- und Fettsignal im Postprocessing eine Bildaufnahme, die in einem ersten Teilbereich reine Wassersignale zeigt, ohne dass störende Fettsignale überlagert sind. In einem zweiten Bereich erzeugt die Bildaufnahme reine Fettsignale, ohne dass Wassersignale vorhanden sind.

[0032] Das erfindungsgemäße Verfahren stellt also eine Möglichkeit zur Verfügung, gezielt nur Wasser bzw. gezielt nur Fett anzuregen und ortskodiert diese Bereiche gezielt zu erfassen. Eine nachträgliche Datenverarbeitung zur Trennung der Signale verschiedener Materialien ist nicht erforderlich.

[0033] Hierzu ist eine bewusste Auswahl der Bandbreite des Anregungspulses erforderlich. Dabei muss die Bandbreite an den Gradienten angepasst sein. So ist gewährleistet, dass eine saubere Trennung in einen ersten Teilbereich und einen zweiten Teilbereich möglich ist. In der Regel sind hierfür schmalbandige Pulse erforderlich. Beispielsweise ist bei einer Bandbreite eines anregenden HF-Pulses von 1 kHz das Fettsignal gegenüber dem Wassersignal bei einer Feldstärke von 1,5 Tesla um ca. 0,63 mm verschoben. Bei 3 Tesla verdoppelt sich diese Verschiebung gegenüber einem 1,5 Tesla Magnetfeld, d. h. sie beträgt dann 1,26 mm. Bei 7 Tesla beträgt der Abstand bereits 2,98 mm.

[0034] Eine erfindungsgemäße Steuereinrichtung zur Ansteuerung eines Magnetresonanzsystems muss zur Durchführung des Verfahrens ein HF-Sendeantennensystem, ein Gradientensystem und ein HF-Empfangsantennensystem umfassen. Die Steuereinrichtung muss so gestaltet sein, dass sie das Gradientensystem ansteuert, um einen ersten Gradienten entlang einer Gradientenrichtung zur Erzeugung eines ortsabhängigen Grundmagnetfeldes anzulegen. Die Steuereinrichtung muss das HF-Sendeantennensystem ansteuern, um einen selektiven hochfrequenten Anregungspuls auszuspielen. Dabei muss der selektive hochfrequente Anregungspuls in einem ersten Teilbereich des Untersuchungsvolumens ein erstes Material anregen und ein zweites Material nicht anregen. Der selektive hochfrequente Anregungspuls muss in einem zweiten Teilbereich des Untersuchungsvolumens das erste Material nicht anregen und das zweite Material anregen. Ferner steuert die Steuereinrichtung das HF-Sendeantennensystem so an, dass eine Anzahl von selektiven Refokussierungspulsen zum entlang der Gradientenrichtung ortskodierten Erfassen von Rohdaten ausgespielt wird.

[0035] Ein erfindungsgemäßes Magnetresonanztomographiesystem benötigt außer den üblichen Komponenten eine erfindungsgemäß ausgestattete Steuereinrichtung.

[0036] Ein Großteil der zuvor genannten Komponenten der Steuereinrichtung können ganz oder teilweise in Form von Softwaremodulen in einem Prozessor einer entsprechenden Steuereinrichtung realisiert werden. Dies ist insoweit vorteilhaft, da durch eine Softwareinstallation auch bereits vorhandene Steuereinrichtungen zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens nachgerüstet werden können. Die Erfindung umfasst daher auch ein Computerprogrammprodukt, welches direkt in einem Prozessor einer programmierbaren Steuereinrichtung einer medizintechnischen bildgebenden Anlage ladbar ist mit Programmcode-Mitteln, um alle

Schritte des erfindungsgemäßen Verfahrens auszuführen, wenn das Programm in der Steuereinrichtung ausgeführt wird.

[0037] Weitere, besonders vorteilhafte Ausgestaltungen und Weiterbildungen der Erfindung ergeben sich aus den abhängigen Ansprüchen sowie der nachfolgenden Beschreibung. Dabei kann die erfindungsgemäße Steuereinrichtung bzw. die erfindungsgemäße medizintechnische bildgebende Anlage auch analog zu den abhängigen Verfahrensansprüchen weitergebildet sein.

[0038] Bei einem bevorzugten Ausführungsbeispiel erfolgt das Erfassen von Rohdaten dreidimensional ortskodiert. Eine Pulssequenz erzeugt damit Daten für ein dreidimensionales Volumen, auch „slab“ genannt. Auch der erste und der zweite Teilbereich stellen damit Volumina dar. Durch diese Volumen können später Schnittbilder gelegt werden. Es ist möglich, in dem ersten Teilbereich Schnittbilder zu sehen, die beispielsweise nur von einem Wassersignal stammen und in dem zweiten Teilbereich Schnittbilder anzeigen zu lassen, die nur aus einem Fettignal erzeugt wurden.

[0039] In einer Weiterbildung kann die Ortskodierung in einer ersten und in einer zweiten Dimension in Form einer Phasenkodierung und in einer dritten Dimension vorzugsweise in Form einer Frequenzkodierung, aber auch in einer Phasenkodierung erfolgen.

[0040] Hierbei kann entlang der Gradientenrichtung eine Phasenkodierung erfolgen.

[0041] Bevorzugt wird das ortsabhängige Grundmagnetfeld durch den Gradienten so eingestellt, dass die Resonanzfrequenzen der Kernspins in dem ersten Material in dem ersten Teilbereich des Untersuchungsvolumens zwischen einer ersten Frequenz und einer zweiten Frequenz liegen und dass die Resonanzfrequenzen der Kernspins in den zweiten Material in dem zweiten Teilbereich des Untersuchungsvolumens zwischen der ersten Frequenz und der zweiten Frequenz liegen. Für das erste Material im ersten Teilbereich wird also eine gleiche Anregungsfrequenz benötigt, wie für die Kernspins in dem zweiten Material in dem zweiten Teilbereich des Untersuchungsvolumens. Mit einem Anregungspuls kann damit gezielt das erste Material im ersten Teilbereich und das zweite Material im zweiten Teilbereich angeregt werden.

[0042] In einer Weiterbildung dieser Ausführungsform liegt das Frequenzspektrum des selektiven hochfrequenten Anregungspulses zwischen der ersten und der zweiten Frequenz. Reicht das Frequenzspektrum genau von der ersten Frequenz bis zur zweiten Frequenz, so wird das erste Material im gesamten ersten Teilbereich angeregt und das zweite Material im kompletten zweiten Teilbereich. Die beiden angeregten Bereiche stoßen dann aneinander.

[0043] Denkbar ist auch, dass der hochfrequente Anregungspuls mit seinem Spektrum etwas schmalbandiger ist. Dann bleibt ein Zwischenbereich zwischen dem ersten Teilbereich und dem zweiten Teilbereich, in dem keine Anregung erfolgt. Nachdem die Erfassung ortskodiert entlang der Gradientenrichtung erfolgt, erlaubt das eine saubere Trennung der Teilbereiche. Schnittbilder, die in dem einen Teilbereich oder in dem anderen Teilbereich angefertigt werden, sind eindeutig einer Wasseranregung oder einer Fettanregung zuzuordnen.

[0044] In einer Weiterbildung umfasst das erfindungsgemäße Verfahren eine erste Pulssequenz und eine zweite Pulssequenz. Die zweite Pulssequenz umfasst eine Anregungsphase mit einem zweiten Gradient zur Erzeugung eines ortsabhängigen Grundmagnetfeldes. Der zweite Gradient unterscheidet sich vom ersten Gradient im Vorzeichen. Es wird der gleiche selektive hochfrequente Anregungspuls ausgespielt. Die Umkehrung des zweiten Gradienten im Verhältnis zum ersten Gradienten hat zur Folge, dass bei der Anregung der selektive hochfrequente Anregungspuls im ersten Teilbereich des Untersuchungsvolumens das zweite Material anregt und das erste Material nicht anregt. Entsprechend regt der selektive hochfrequente Anregungspuls, der sich in der zweiten Pulssequenz nicht von dem der ersten Pulssequenz unterscheidet, im zweiten Teilbereich des Untersuchungsvolumens das erste Material an und regt das zweite Material nicht an.

[0045] Das so weitergebildete Verfahren führt zu Bilddaten des gleichen Untersuchungsvolumens, wobei im ersten Bilddatensatz die Bildsignale im ersten Teilbereich vom ersten Material stammen und im zweiten Teilbereich vom zweiten Material. In einem zweiten Datensatz, erzeugt von der zweiten Pulssequenz, stammen die Bildsignale im ersten Teilbereich vom zweiten Material und im zweiten Teilbereich vom ersten Material. Es ist dann möglich, vom gesamten Untersuchungsvolumen nur Wassersignale anzuzeigen und vom gesamten Untersuchungsvolumen nur Fettsignale anzuzeigen, wenn die beiden Datensätze miteinander kombiniert werden.

[0046] In einer alternativen Weiterbildung des Verfahrens wird ebenfalls eine zweite Pulssequenz ausgespielt. Während sich der Gradient in der Anregungsphase nicht vom Gradienten der ersten Pulssequenz unterscheidet, wird der selektive hochfrequente Anregungspuls frequenzversetzt ausgespielt. Durch diesen Frequenzversatz wird bewirkt, dass beispielsweise im ersten Teilbereich, in dem mit der ersten Pulssequenz das erste Material angeregt wurde, nun kein Material mehr angeregt wird. Dafür wird im zweiten Teilbereich des Untersuchungsvolumens das erste Material angeregt. Bei einem entsprechenden Frequenzversatz in die andere Richtung, kann im zweiten Teilbereich des Untersuchungsvolumens kein Material angeregt werden und im ersten Teilbereich nur das zweite Material angeregt. Die zwei Pulssequenzen führen damit zur Erzeugung eines reinen Wassersignalbildes im gesamten Untersuchungsvolumen oder wahlweise zur Erzeugung eines reinen Fettsignalbildes im gesamten Untersuchungsvolumen. Werden sowohl Wasser- als auch Fettsignalbilder für das gesamte Untersuchungsvolumen gewünscht, so muss eine dritte Pulssequenz ausgespielt werden, die ebenfalls einen Frequenzversatz, jedoch in die andere Richtung, aufweist.

[0047] Die Erfindung wird im Folgenden unter Hinweis auf die beigefügten Figuren anhand von Ausführungsbeispielen noch einmal näher erläutert. Dabei sind in den verschiedenen Figuren gleiche Komponenten mit identischen Bezugsziffern versehen. Die Figuren sind in der Regel nicht maßstäblich.

[0048] Es zeigen:

[0049] **Fig. 1** eine schematische Darstellung eines Magnetresonanzsystems gemäß;

[0050] **Fig. 2** ein Diagramm zur Veranschaulichung der Wirkung eines Gradientenfeldes;

[0051] **Fig. 3** eine schematische Darstellung der erfundungsgemäßen Anregungsphase zur getrennten Anregung in zwei Teilbereichen eines Untersuchungsvolumens;

[0052] **Fig. 4** eine schematische Darstellung der erfundungsgemäßen Anregungsphase zur getrennten Anregung in zwei Teilbereichen eines Untersuchungsvolumens mit geändertem Anregungspuls;

[0053] **Fig. 5** eine schematische Darstellung der erfundungsgemäßen Anregungsphase zur getrennten Anregung in zwei Teilbereichen eines Untersuchungsvolumens mit geändertem Gradientenfeld;

[0054] **Fig. 6** eine schematische Darstellung einer Pulssequenz.

[0055] Im Weiteren wird die Erfindung mit Bezug auf eine 3D-Magnetresonanzpulssequenz beschrieben werden, da ihre Anwendung hierbei besonders vorteilhaft ist.

[0056] In **Fig. 1** ist grob schematisch ein Magnetresonanztomographiesystem **1** (im Folgenden kurz „Magnetresonanzsystem“ genannt) dargestellt. Mit einem Magnetresonanzsystem, wie in **Fig. 1** dargestellt, können in der Regel sowohl zweidimensionale als auch dreidimensionale Rohdatenerfassungen vorgenommen werden. Das Magnetresonanzsystem **1** umfasst zum einen den eigentlichen Magnetresonanzscanner **2** mit einem Untersuchungsraum **3** bzw. Patiententunnel, in den auf einer Liege **8** ein Untersuchungsobjekt **O**, bzw. hier ein Patient oder Proband, in dessen Körper sich das Untersuchungsobjekt – beispielsweise ein bestimmtes Organ – befindet, eingefahren werden kann.

[0057] Der Magnetresonanzscanner **2** ist in üblicher Weise mit einem Grundfeldmagnetsystem, einem Gradientensystem **6** sowie einem HF-Sendeantennensystem **5** und einem HF-Empfangsantennensystem **7** ausgestattet. In dem dargestellten Ausführungsbeispiel handelt es sich bei dem HF-Sendeantennensystem **5** um eine im Magnetresonanzscanner **2** fest eingebaute Ganzkörperspule, wogegen das HF-Empfangsantennensystem **7** aus am Patienten bzw. Probanden anzuordnenden Lokalspulen besteht (in **Fig. 2** nur durch eine einzelne Lokalspule symbolisiert). Grundsätzlich kann aber auch die Ganzkörperspule als HF-Empfangsantennensystem genutzt werden und die Lokalspulen als HF-Sendeantennensystem, sofern diese Spulen jeweils in unterschiedliche Betriebsarten umschaltbar sind. Das Grundfeldmagnetsystem ist in üblicher Weise so ausgebildet, dass es ein Grundmagnetfeld in Längsrichtung des Patienten, d. h. entlang der in z-Richtung verlaufenden Längsachse des Magnetresonanzscanners **2**, erzeugt. Das Gradientensystem **6** umfasst in üblicher Weise einzeln ansteuerbare Gradientenspulen, um unabhängig voneinander Gradienten in x-, y- oder z-Richtung schalten zu können.

[0058] Bei dem in **Fig. 1** dargestellten Magnetresonanzsystem handelt es sich um eine Ganzkörperanlage mit einem Patiententunnel, in der ein Patient komplett eingebracht werden kann. Grundsätzlich kann die Er-

findung aber auch an anderen Magnetresonanzsystemen, z. B. mit seitlich offenem, C-förmigem Gehäuse, insbesondere aber auch mit kleineren Magnetresonanzscannern, in welche beispielsweise nur ein Körperteil positioniert werden kann, verwendet werden.

[0059] Das Magnetresonanzsystem **1** weist weiterhin eine zentrale Steuereinrichtung **13** auf, die zur Steuerung des Magnetresonanzsystems **1** verwendet wird. Diese zentrale Steuereinrichtung **13** umfasst eine Sequenzsteuereinheit **14** zur Messsequenzsteuerung. Mit dieser wird die Abfolge von hochfrequenten Anregungspulsen (HF-Pulsen) und von Gradientenpulsen gesteuert. Die Ausbildung der Steuereinrichtung, in der Regel die Ausbildung eines Computerprogrammproduktes, das in der Steuereinrichtung abläuft, entscheidet über die Art der Bilderfassung.

[0060] Zur Ausgabe der einzelnen HF-Pulse weist die zentrale Steuereinrichtung **13** eine Hochfrequenzsendeeinrichtung **15** auf, die die Anregungspulse erzeugt, verstärkt und über eine geeignete Schnittstelle (nicht im Detail dargestellt) in das HF-Sendeantennensystem **5** einspeist. Zur Steuerung der Gradientenspulen des Gradientensystems **6** weist die Steuereinrichtung **13** eine Gradientensystemschnittstelle **16** auf. Die Sequenzsteuereinheit **14** kommuniziert in geeigneter Weise, z. B. durch Aussendung von Sequenzsteuerdaten SD, mit der Hochfrequenzsendeeinrichtung **15** und der Gradientensystemschnittstelle **16**. Die Steuereinrichtung **13** weist außerdem eine (ebenfalls in geeigneter Weise mit der Sequenzsteuereinheit **14** kommunizierende) Hochfrequenzempfangseinrichtung **17** auf, um vom HF-Empfangsantennensystem **7** empfangene Magnetresonanz-Signale, d. h. Rohdaten, zu akquirieren.

[0061] Eine Rekonstruktionseinheit **18** übernimmt die akquirierten Rohdaten und rekonstruiert daraus Magnetresonanz-Bilddaten. Diese Bilddaten können dann beispielsweise in einem Speicher **19** hinterlegt werden.

[0062] Eine Bedienung der zentralen Steuereinrichtung **13** kann über ein Terminal mit einer Eingabeeinheit **10** und einer Anzeigeeinheit **9** erfolgen, über das somit auch das gesamte Magnetresonanzsystem **1** durch eine Bedienperson bedient werden kann. Auf der Anzeigeeinheit **9** können auch MR-Bilder angezeigt werden, und mittels der Eingabeeinheit **10**, ggf. in Kombination mit der Anzeigeeinheit **9**, können Messungen geplant und gestartet werden.

[0063] Das erfindungsgemäße Magnetresonanzsystem **1** und insbesondere die Steuereinrichtung **13** können darüber hinaus noch eine Vielzahl von weiteren, hier nicht im Einzelnen dargestellten, aber an solchen Systemen üblichen Komponenten aufweisen, wie beispielsweise eine Netzwerkschnittstelle, um die gesamte Anlage mit einem Netzwerk zu verbinden und Rohdaten und/oder Bilddaten bzw. Parameterkarten, aber auch weitere Daten, wie beispielsweise patientenrelevante Daten oder Steuerprotokolle, austauschen zu können.

[0064] Wie durch ein Einstrahlen von HF-Pulsen und die Erzeugung von Gradientenfeldern geeignete Rohdaten akquiriert und daraus MR-Bilder rekonstruiert werden können, ist dem Fachmann grundsätzlich bekannt und wird hier nicht näher erläutert.

[0065] Fig. 2 zeigt ein Diagramm **20**, in dem die durch das Grundfeldmagnetsystem erzeugte Grundmagnetfeldstärke B_0 (Achse **21**) über der Längsachse z (Achse **22**) aufgetragen ist. Die Achsen **21** und **22** sind in willkürlichen Einheiten beschriftet. Die gestrichelte Linie **23** deutet ein homogenes Grundmagnetfeld mit einer Magnetteldstärke **10** w. E. an. Allgemein liegt diese Feldstärke zum Beispiel bei 1,5 Tesla, bei 3 Tesla oder bei 7 Tesla. Andere Werte sind möglich.

[0066] Die durchgezogene Linie **24** zeigt, wie sich das Grundmagnetfeld durch ein angelegtes Gradientenfeld verändert. Die Grundmagnetfeldstärke B_0 ändert sich linear über die Längsachse z . Im willkürlichen Beispiel liegt sie bei 5 w. E. am Ort 0 der z -Achse und bei 10 w. E. am Ort **10** der z -Achse.

[0067] Die Präzessionsfrequenz oder Larmorfrequenz der Kernspins hängt mit dem Grundmagnetfeld über die Gleichung (2)

$$\omega = \gamma \cdot B_0 \quad (2)$$

zusammen. Dabei bezeichnet γ das gyromagnetische Verhältnis, das eine Konstante ist. Für den normalerweise angeregten Wasserstoffkern gilt etwa $\gamma = 42,58 \text{ MHz/T}$. Aufgrund der oben erläuterten chemischen Verschiebung haben die Wasserstoffkerne je nach ihrer chemischen Umgebung bei der gleichen Grundmagnetfeldstärke eine etwas unterschiedliche Larmorfrequenz.

[0068] Anhand der **Fig.** 3 wird nachfolgend erläutert, wie die durch das Grundmagnetfeld und das Gradientenfeld bewirkten, räumlich unterschiedlichen Präzessionsfrequenzen erfundungsgemäß für eine gezielte räumlich getrennte Anregung in einer Anregungsphase ausgenutzt wird.

[0069] **Fig.** 3 zeigt ein Diagramm **25**, in dem auf einer Achse **26** die Präzessionsfrequenz ω über der Längsachse z (Achse **27**) aufgetragen ist. Es ist dabei zu beachten, dass die z -Achse in **Fig.** 3 ebenso wie in den folgenden **Fig.** 4 und **Fig.** 5 nicht der in **Fig.** 1 angegebenen z -Achse entsprechen muss. Die Magnetresonanztomographie erlaubt es, untersuchte Schichten beliebig zu orientieren. Es wird ein Grundmagnetfeld mit einem angelegten Gradientenfeld, wie in **Fig.** 2 dargestellt, angenommen. Die Gerade **28** zeigt dann einen Zusammenhang gemäß Gleichung (2) zwischen einem Ort entlang der z -Achse und einer Präzessionsfrequenz für Protonen (Wasserstoffkerne), die sich in einer wässrigen Umgebung befinden. Diese Protonen werden im Weiteren als „Wasserprotonen“ bezeichnet. Die Gerade **29** zeigt entsprechend einen Zusammenhang zwischen einem Ort entlang der z -Achse und einer Präzessionsfrequenz für Protonen (Wasserstoffkerne), die sich in Fett befinden. Diese Protonen werden im Weiteren als „Fettprotonen“ bezeichnet. Aufgrund der chemischen Verschiebung ist die Gerade **29** gegenüber der Geraden **28** zu niedrigeren Frequenzen hin parallel verschoben.

[0070] Es wurden für beide Achsen willkürliche Einheiten gewählt, die Darstellung ist nicht maßstäblich.

[0071] Unter dem Diagramm **25** ist in **Fig.** 3 ein Untersuchungsvolumen **30** dargestellt, dessen z -Achse der z -Achse **27** des Diagramms **25** entspricht. Das Untersuchungsvolumen ist als Quader dargestellt, es kann aber auch eine andere räumliche Form haben. Das Untersuchungsvolumen ist ein „slab“. Eine Anwendung kann die Erfassung eines menschlichen Gelenks, beispielsweise eines Kniegelenks, sein.

[0072] In einer Anregungsphase wird ein Anregungspuls ausgespielt. Das Spektrum des Anregungspulses ist so gewählt, dass es zwischen einer Frequenz f_1 und einer Frequenz f_2 liegt und eine Bandbreite $\Delta f_1 = f_2 - f_1$ hat, wie auf der Achse **26** angezeigt. Angeregt werden nur Protonen, deren Präzessionsfrequenz in Resonanz mit einer Frequenz des Anregungspulses ist. Die gestrichelte Linie **31** deutet an, welche z -Koordinate auf der Geraden **28** der Frequenz f_1 aufgrund des Grundmagnetfeldes und des Gradientenfeldes zugeordnet ist. Mit der Frequenz f_1 werden Wasserprotonen an der z -Koordinate z_{W1} angeregt. Eine gestrichelte Linie **32** deutet entsprechend an, dass mit der Frequenz f_2 Wasserprotonen an der z -Koordinate z_{W2} angeregt werden. Damit regt der Anregungspuls Wasserprotonen in einem Teilbereich **33** des Untersuchungsvolumens **30** an. Der Anregungspuls ist in z -Richtung selektiv.

[0073] Aufgrund der chemischen Verschiebung werden mit der Frequenz f_1 Fettprotonen an der z -Koordinate z_{F1} angeregt, wie eine gestrichelte Linie **34** andeutet. Die Koordinate z_{F1} entspricht z_{W2} im dargestellten Beispiel. Eine gestrichelte Linie **35** deutet entsprechend an, dass mit der Frequenz f_2 Fettprotonen an der z -Koordinate z_{F2} angeregt werden. Damit regt der Anregungspuls Fettprotonen in einem Teilbereich **36** des Untersuchungsvolumens **30** an.

[0074] Im Teilbereich **33** sind die Fettprotonen nicht in Resonanz, sie werden nicht angeregt. Im Teilbereich **36** sind die Wasserprotonen nicht in Resonanz, sie werden nicht angeregt. In dem in **Fig.** 3 gezeigten Beispiel grenzen die Teilbereiche **33** und **36** direkt aneinander.

[0075] **Fig.** 4 zeigt ein weiteres Beispiel für eine Anregungsphase mit einem anderen Anregungspuls bei gleichem angelegtem Grundmagnetfeld und gleichem Gradientenfeld. Die Darstellung entspricht der von **Fig.** 3 und wird nicht weiter erläutert.

[0076] Das Spektrum des Anregungspulses ist so gewählt, dass es zwischen einer Frequenz f_3 und einer Frequenz f_4 liegt und eine Bandbreite $\Delta f_2 = f_4 - f_3$ hat, die kleiner ist als die Bandbreite Δf_1 . Der Anregungspuls regt in einem Teilbereich **46** Wasserprotonen und keine Fettprotonen und in einem Teilbereich **47** Fettprotonen und keine Wasserprotonen an. Ein schraffierter Teilbereich **48** liegt zwischen dem Teilbereich **46** und dem Teilbereich **47**. Im Teilbereich **48** werden weder Wasserprotonen noch Fettprotonen angeregt. Durch die Wahl eines sehr schmalbandigen Anregungspulses berühren sich die Teilbereiche **46** und **47** nicht.

[0077] Neben der Änderung der Bandbreite des Anregungspulses kann eine Anpassung der angeregten Bereiche auch noch durch Änderung anderer Parameter erfolgen. Die räumliche Verschiebung zwischen Fett und Wasser ist proportional zur chemischen Verschiebung, der Magnetfeldstärke des statischen Feldes (z. B. 1,5 T, 3 T oder 7 T), der angeregten Slabbreite und zur umgekehrten Bandbreite des Anregungspulses. Dabei ist Slabbreite in der 3D-Bildgebung definiert als die Volumenausdehnung in z -Richtung. Sie umfasst das Produkt aus Anzahl der Schichten und Schichtbreiten zzgl. möglicher Abstände zwischen den einzelnen

Schichten. Dabei wird der Begriff z-Richtung nicht unbedingt als echte Raumrichtung verwendet, in der das Grundmagnetfeld liegt, wie in **Fig. 1**, sondern das Koordinatensystem wird entsprechend gedreht. Es entspricht einer Konvention, dass die Schichtausdehnung/Slabrichtung immer z genannt wird. Soll Wasser exakt von Fett getrennt werden, muss die räumliche Verschiebung so groß wie der angeregte Slab sein. Größenordnungen für die Bandbreite des Anregungspulses bei 1,5 T sind ca. 220 Hz, bei 3T ca. 440 Hz. Der beispielsweise in einer SPACE-Sequenz übliche Anregungspuls hat eine Bandbreite von ca. 2 kHz.

[0078] Der notwendige Gradient Gz errechnet sich durch

$$G_z = 2 \cdot \pi \cdot \Delta f / (\gamma \cdot z_{\text{ang}})$$

z_{ang} ist dabei die Breite des angeregten slab.

[0079] Es kann also auch die Steilheit des Gradienten verändert werden, um eine Änderung der räumlichen Anregung zu erreichen.

[0080] Im Anschluss an die oben beschriebene Anregungsphase folgt eine Erfassungsphase. Es werden in an sich bekannter Weise nichtselektive Refokussierungspulse ausgespielt, es entsteht eine Multiechosequenz. Die Echos werden von den Hochfrequenzantennen empfangen. Um die empfangenen Echos örtlich zuordnen zu können, werden sie durch Gradientenfelder in der Erfassungsphase ortskodiert. Eine Ortskodierung, z. B. eine Phasenkodierung entlang der z-Achse, d. h. entlang der Gradientenrichtung, welche auch bei der Anregungsphase verwendet wurde, erlaubt die ortskodierte Erfassung von Rohdaten des ersten und des zweiten Teilbereichs des Untersuchungsvolumens. Im Ausführungsbeispiel wird eine SPACE-Sequenz verwendet. Dieses 3D Verfahren verwendet eine Frequenzkodierung in eine Richtung und jeweils eine Phasenkodierung in die beiden anderen Richtungen. Entlang der z-Achse erfolgt eine Phasenkodierung für die Ortsinformation.

[0081] In der Erfassungsphase werden die Rohdaten in den k-Raum eingeschrieben. Aus den Rohdaten werden in bekannter Weise die Bilddaten errechnet. Es stehen im Anschluss dreidimensionale Bilddaten für das gesamte Untersuchungsvolumen zur Verfügung. Es können zur Auswertung beliebige Schnitte durch das Untersuchungsvolumen gelegt werden. Aufgrund der getrennten Anregung zeigen diese Schnittbilder innerhalb des ersten Teilbereichs **33** bzw. **46** reine „Wassersignalbilder“ ohne Störung durch helle Fettsignale. Innerhalb der Teilbereiche **36** bzw. **47** zeigen diese Schnittbilder reine „Fettsignalbilder“.

[0082] Um auch im zweiten Teilbereich reine „Wassersignalbilder“ anfertigen zu können, kann auf die erste Magnetresonanztomographieaufnahme eine zweite folgen, wie anhand von **Fig. 5** erläutert wird.

[0083] **Fig. 5** zeigt ein Diagramm **52**, das im Wesentlichen dem Diagramm **25** in **Fig. 3** entspricht. Die Achsen **26** und **27** sind ebenso gleich wie die Frequenzen f_1 und f_2 , die das Spektrum des Anregungspulses mit der Bandbreite Δf_1 begrenzen. Auch das Untersuchungsvolumen **30** mit Teilbereichen **33** und **36** ist gleich wie in **Fig. 3**. Nach einer Anregung, wie sie in **Fig. 3** dargestellt ist, mit daran anschließender Erfassung, folgt eine Anregung gemäß **Fig. 5**, wobei das Gradientenfeld ein umgekehrtes Vorzeichen hat. Das bedeutet, dass dort, wo vorher das Grundmagnetfeld durch das Gradientenfeld angehoben wurde, es jetzt abgesenkt wird und umgekehrt.

[0084] Entsprechend zeigt die Gerade **51** einen Zusammenhang gemäß Gleichung (2) zwischen einem Ort entlang der z-Achse und einer Präzessionsfrequenz für Protonen (Wasserstoffkerne), die sich in einer wässrigen Umgebung befinden. Eine Gerade **50** zeigt einen Zusammenhang zwischen einem Ort entlang der z-Achse und einer Präzessionsfrequenz für Protonen (Wasserstoffkerne), die sich in Fett befinden. Wegen der chemischen Verschiebung ist die Gerade **50** gegenüber der Geraden **51** zu niedrigeren Frequenzen verschoben.

[0085] Der hochfrequente Anregungspuls mit einem Spektrum zwischen den Frequenzen f_1 und f_2 regt bei einem derartigen Gradientenfeld im Teilbereich **33**, der von z_{F5} bis z_{F6} reicht, Fettprotonen an. Es ist zu beachten, dass z_{F5} der Koordinate z_{W1} aus **Fig. 3** und z_{F6} der Koordinate z_{W2} aus **Fig. 3** entspricht. Im Teilbereich **36** werden Wasserprotonen angeregt. Gegenüber der Anregung wie im Zusammenhang mit **Fig. 3** erläutert, werden also die Bereiche für eine Fettanregung und für eine Wasseranregung genau vertauscht.

[0086] Die folgende Erfassungsphase unterscheidet sich nicht von der Erfassungsphase nach dem ersten Anregungspuls. Es wird ein dreidimensionales Bild erzeugt, wobei im Teilbereich **33** nur Fettprotonen zur Bildgebung beitragen und im Teilbereich **36** nur Wasserprotonen.

[0087] In einer anderen Variante kann für eine zweite Aufnahme das Gradientenfeld unverändert bleiben, aber der hochfrequente Anregungspuls ist frequenzversetzt. Die Auswirkung eines derartigen Frequenzversatzes ist bei Betrachtung der **Fig. 3** ersichtlich. Eine untere Frequenz des Anregungspulses soll f2 sein und eine obere in **Fig. 3** nicht dargestellte Frequenz f3 soll um die Bandbreite Δf_1 gegenüber f2 versetzt sein. Es werden dann im Teilbereich **36** Wasserprotonen angeregt und keine Fettprotonen.

[0088] In diesem Fall erfolgt nicht eine gleichzeitige Anregung von Fettprotonen im Teilbereich **33**. In einem in der **Fig. 3** rechts vom Teilbereich **36** liegenden Teilbereich werden vom frequenzversetzten Anregungspuls Fettprotonen angeregt. Ein derartiger Teilbereich liegt außerhalb des slab **30**. Um vom gesamten Untersuchungsvolumen **30** ein Fettprotonenbild zu erzeugen, muss in einem dritten Durchlauf ein Frequenzversatz um Δf_1 zu tieferen Frequenzen, das heißt mit einer oberen Frequenz f1, erfolgen.

[0089] In **Fig. 6** ist in einem Diagramm **60** rein schematisch eine Pulssequenz gemäß dem erfindungsgemäßen Verfahren dargestellt. Über der Zeit t ist eine Spannung U, beides in willkürlichen Einheiten dargestellt. Die Darstellung ist nicht maßstabsgetreu. In der Anregungsphase während einer Zeitspanne Δt_1 wird ein Anregungspuls A ausgespielt. In der anschließenden Erfassungsphase in der Zeitspanne Δt_2 werden Refokussierungspulse R ausgespielt. Die vorliegende Erfindung greift bei der Gestaltung des Anregungspulses an, die Refokussierungspulse können wie bei einer herkömmlichen Erfassung ermittelt werden.

[0090] Es wird abschließend noch einmal darauf hingewiesen, dass es sich bei den vorhergehend detailliert beschriebenen Verfahren sowie bei dem dargestellten Magnetresonanztomographiesystem **1** lediglich um Ausführungsbeispiele handelt, welche vom Fachmann in verschiedenster Weise modifiziert werden können. Weiterhin schließt die Verwendung der unbestimmten Artikel „ein“ bzw. „eine“ nicht aus, dass die betreffenden Merkmale auch mehrfach vorhanden sein können. Ebenso schließen die Begriffe „Einheit“ und „Modul“ nicht aus, dass die betreffenden Komponenten aus mehreren zusammenwirkenden Teil-Komponenten bestehen, die gegebenenfalls auch räumlich verteilt sein können.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Ansteuerung eines Magnetresonanzsystems (**1**) zum Ausspielen einer ersten Pulssequenz, umfassend:

– eine Anregungsphase, in der ein erster Gradient in einer Gradientenrichtung angelegt wird zur Erzeugung eines ortsabhängigen Grundmagnetfeldes, und in der ein selektiver hochfrequenter Anregungspuls (A) ausgespielt wird, wobei der selektive hochfrequente Anregungspuls (A) in einem ersten Teilbereich (**33; 46**) eines Untersuchungsvolumens (**30; 45**) ein erstes Material anregt und ein zweites Material nicht anregt, und wobei der selektive hochfrequente Anregungspuls in einem zweiten Teilbereich (**36; 47**) des Untersuchungsvolumens (**30; 45**) das erste Material nicht anregt und das zweite Material anregt;

– eine Erfassungsphase, in der eine Anzahl von Refokussierungspulsen (R) ausgespielt werden zum entlang der Gradientenrichtung (z) ortskodierten Erfassen von Rohdaten des ersten und des zweiten Teilbereichs (**33, 36; 46, 47**) des Untersuchungsvolumens (**30; 45**), wobei alle Refokussierungspulse aus der Anzahl von Refokussierungspulsen nichtselektiv sind.

2. Verfahren nach Anspruch 1, wobei das Erfassen von Rohdaten dreidimensional ortskodiert erfolgt.

3. Verfahren nach Anspruch 2, wobei die dreidimensionale Ortskodierung in einer ersten und in einer zweiten Dimension in Form einer Phasenkodierung und in einer dritten Dimension in Form einer Frequenzkodierung erfolgt.

4. Verfahren nach Anspruch 3, wobei entlang der Gradientenrichtung eine Phasenkodierung erfolgt.

5. Verfahren nach einem der vorangegangenen Ansprüche, wobei das ortsabhängige Grundmagnetfeld durch den Gradienten so eingestellt wird, dass die Resonanzfrequenz der Kernspins in dem ersten Material in dem ersten Teilbereich (**33; 46**) des Untersuchungsvolumens (**30; 45**) zwischen einer ersten Frequenz (f1) und einer zweiten Frequenz (f2) liegen und dass die Resonanzfrequenz der Kernspins in dem zweiten Material in dem zweiten Teilbereich (**36; 47**) des Untersuchungsvolumens (**30; 45**) zwischen der ersten Frequenz (f1) und der zweiten Frequenz (f2) liegen.

6. Verfahren nach Anspruch 5, wobei ein Frequenzspektrum des selektiven hochfrequenten Anregungspulses zwischen der ersten (f1) und der zweiten Frequenz (f2) liegt.

7. Verfahren nach einem der vorangegangenen Ansprüche, wobei eine zweite Pulssequenz ausgespielt wird, mit einer Anregungsphase, in der ein zweiter Gradient zur Erzeugung eines ortsabhängigen Grundmagnetfeldes angelegt wird, der sich vom ersten Gradienten im Vorzeichen unterscheidet, und der selektive hochfrequente Anregungspuls (A) ausgespielt wird.

8. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 6, wobei eine zweite Pulssequenz ausgespielt wird, mit einer Anregungsphase, in der der selektive hochfrequente Anregungspuls (A) frequenzversetzt ausgespielt wird.

9. Steuereinrichtung (**13**) zur Ansteuerung eines Magnetresonanzsystems, das ein HF-Sendeantennensystem (**5**), ein Gradientensystem (**6**) und ein HF-Empfangsantennensystem (**7**) umfasst, wobei die Steuereinrichtung (**13**) so gestaltet ist, dass sie das Gradientensystem (**6**) ansteuert, um einen ersten Gradienten entlang einer Gradientenrichtung zur Erzeugung eines ortsabhängigen Grundmagnetfeldes anzulegen, dass sie das HF-Sendeantennensystem (**5**) ansteuert, um einen selektiven hochfrequenten Anregungspuls (A) auszuspielen, wobei der selektive hochfrequente Anregungspuls (A) in einem ersten Teilbereich (**33; 46**) des Untersuchungsvolumens (**30; 45**) ein erstes Material anregt und ein zweites Material nicht anregt, und wobei der selektive hochfrequente Anregungspuls (A) in einem zweiten Teilbereich (**36; 47**) des Untersuchungsvolumens (**30; 45**) das erste Material nicht anregt und das zweite Material anregt, und dass sie das HF-Sendeantennensystem (**5**) ansteuert, um eine Anzahl von Refokussierungspulsen (R) zum entlang der Gradientenrichtung ortskodierten Erfassen von Rohdaten des Untersuchungsvolumens (**30; 45**) auszuspielen, wobei alle Refokussierungspulse aus der Anzahl von Refokussierungspulsen nichtselektiv sind.

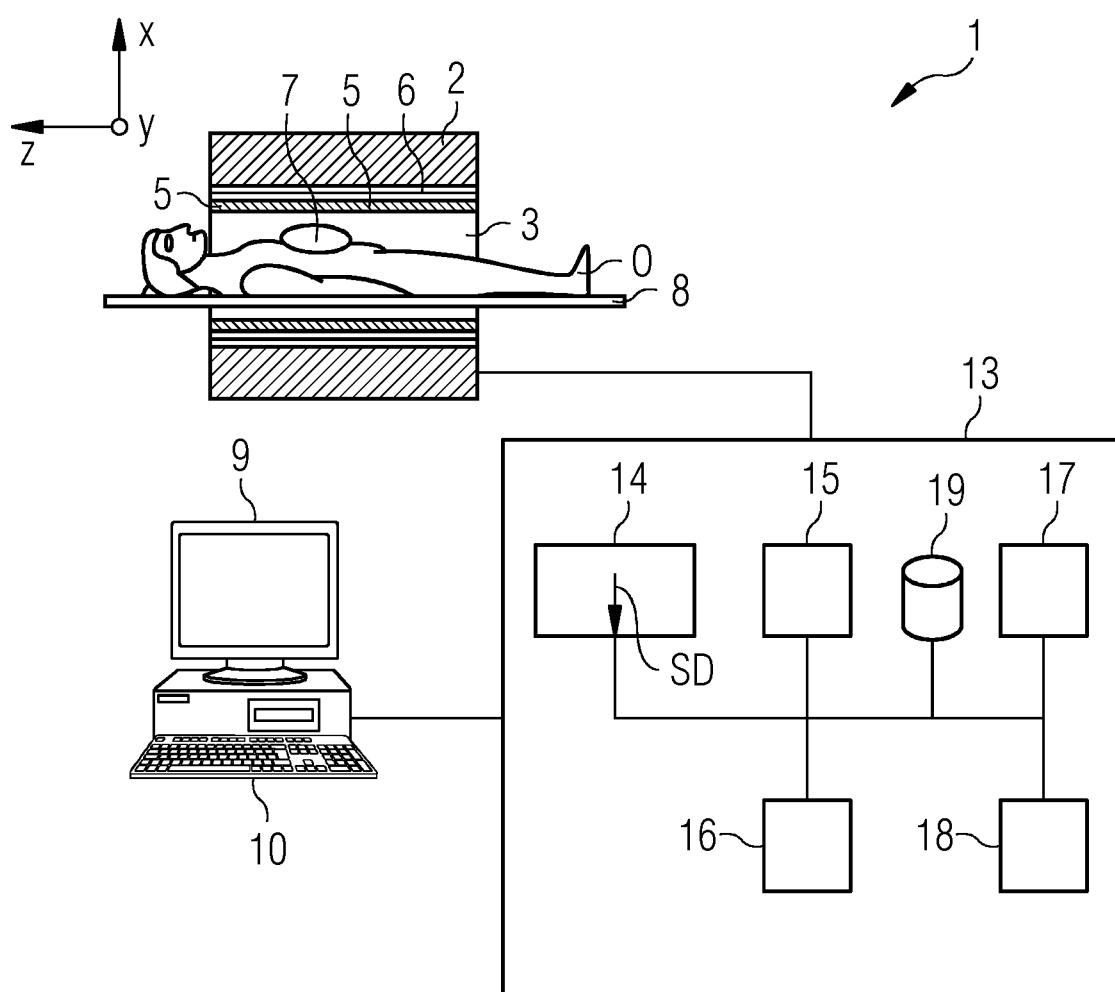
10. Magnetresonanztomographiesystem (**1**) mit einer Steuereinrichtung (**10**) nach Anspruch 9.

11. Computerprogrammprodukt, welches direkt in eine programmierbare Steuereinrichtung (**13**) eines Magnetresonanztomographiesystems (**1**) ladbar ist, mit Programmcode-Mitteln, um alle Schritte eines Verfahrens nach einem der Ansprüche 1 bis 8 auszuführen, wenn das Programm in der Steuereinrichtung (**13**) ausgeführt wird.

Es folgen 6 Seiten Zeichnungen

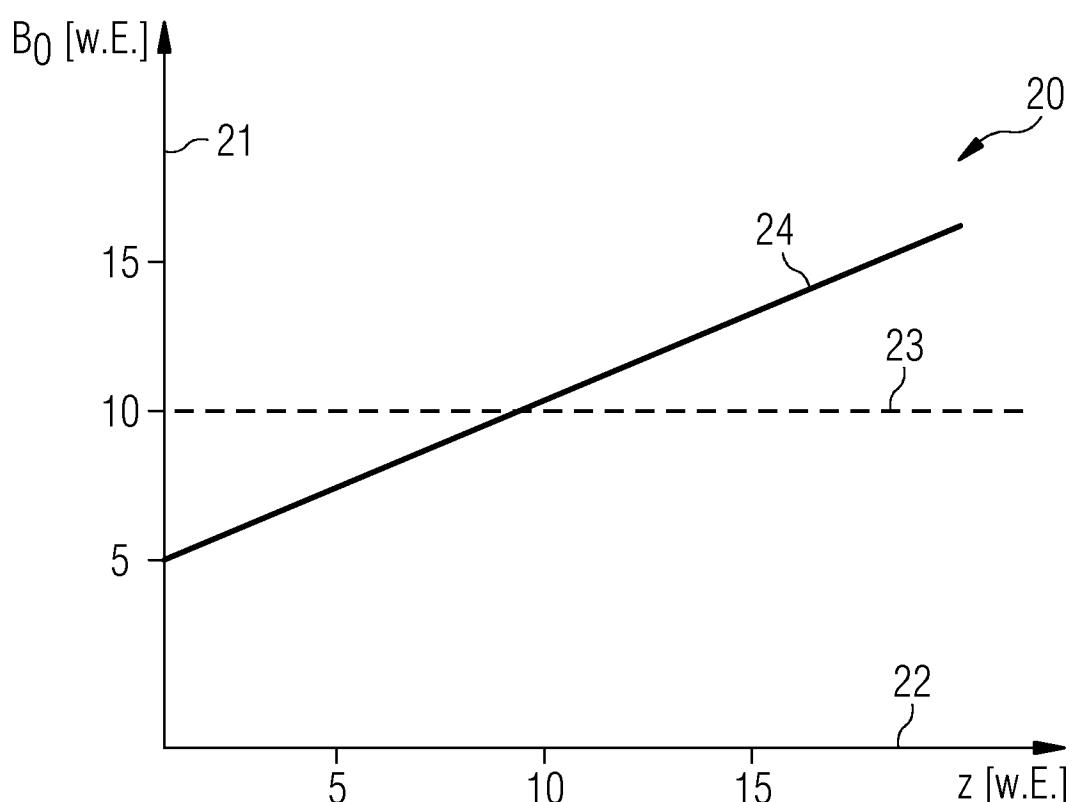
Anhängende Zeichnungen

FIG 1



Stand der Technik

FIG 2



Stand der Technik

FIG 3

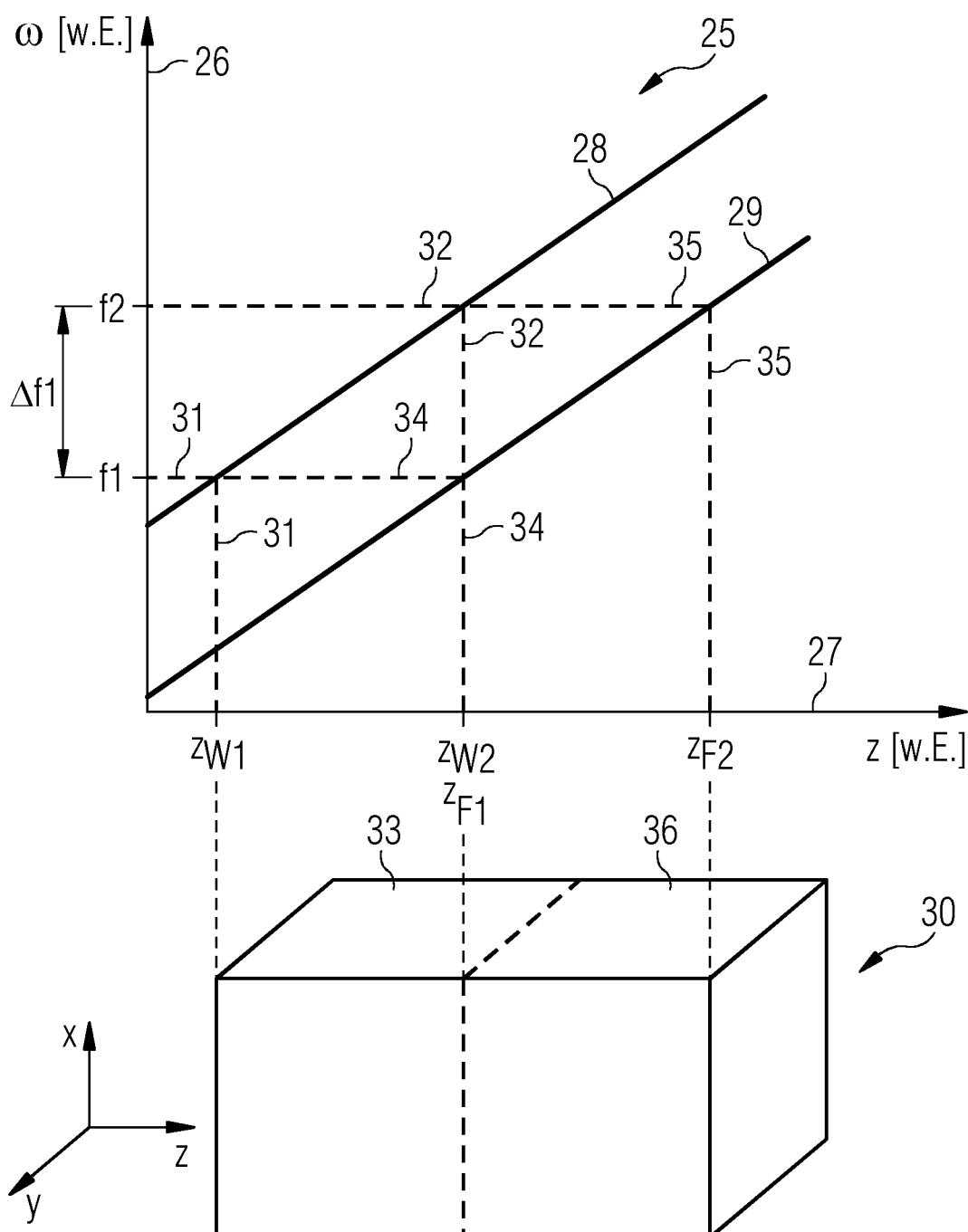


FIG 4

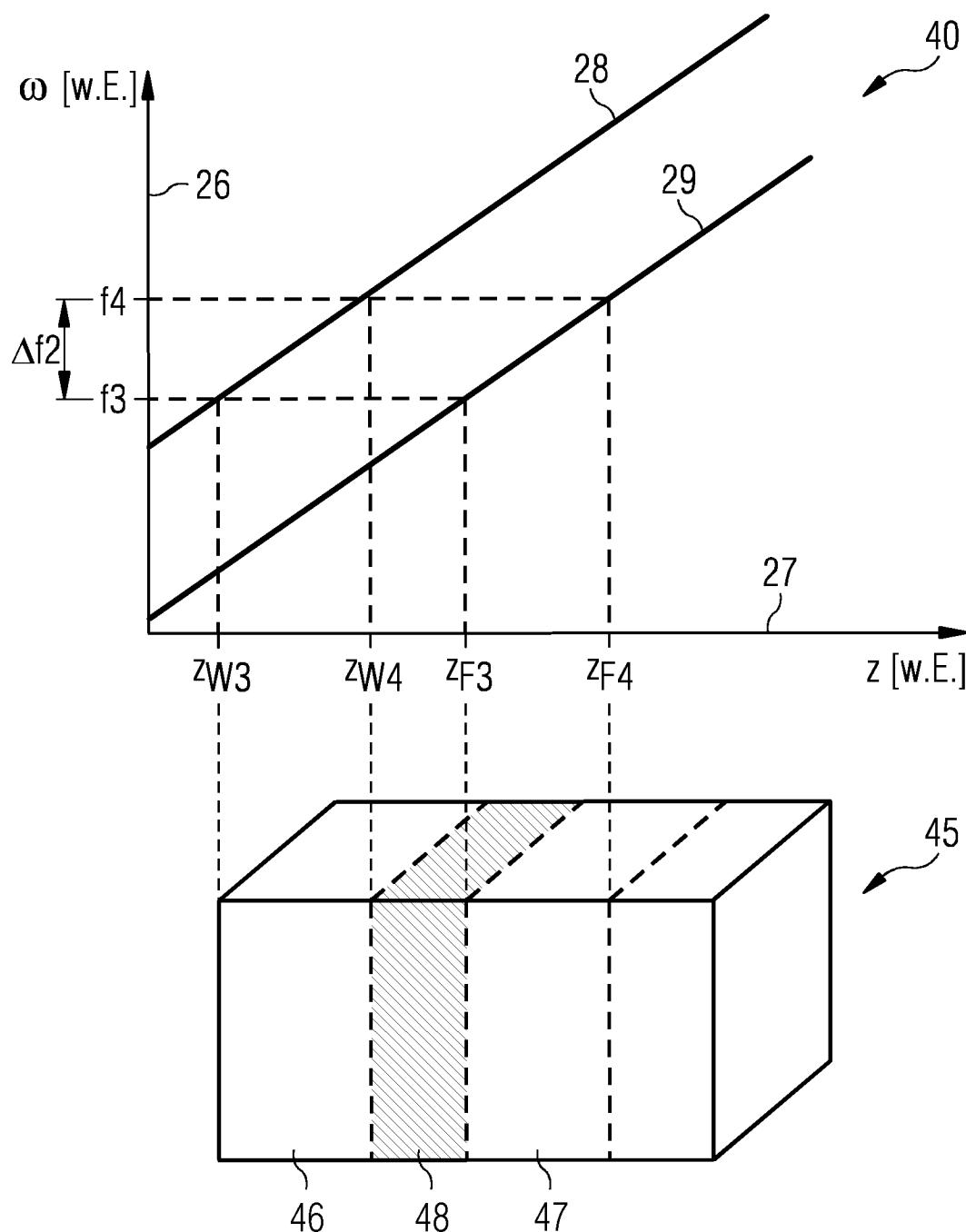
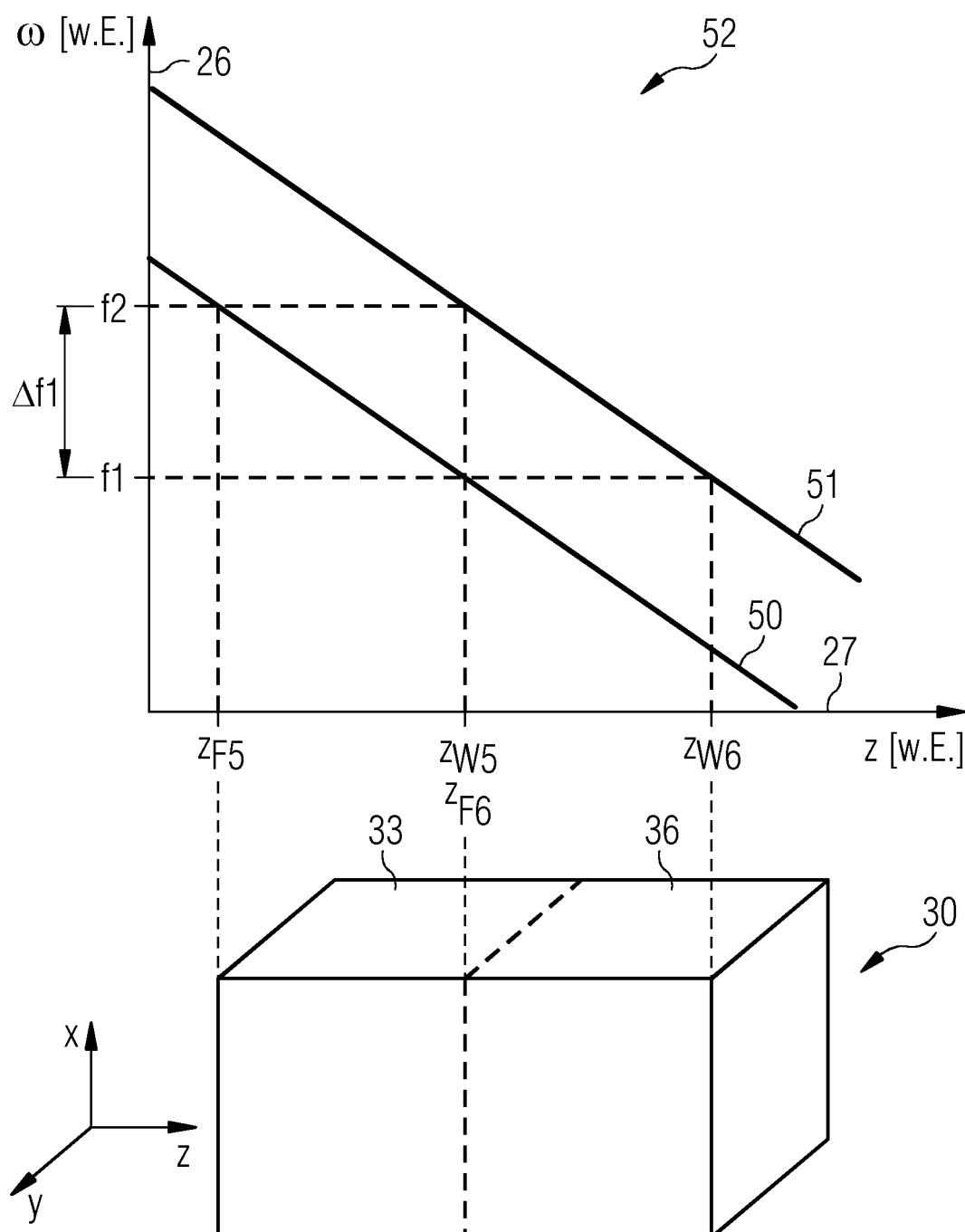


FIG 5



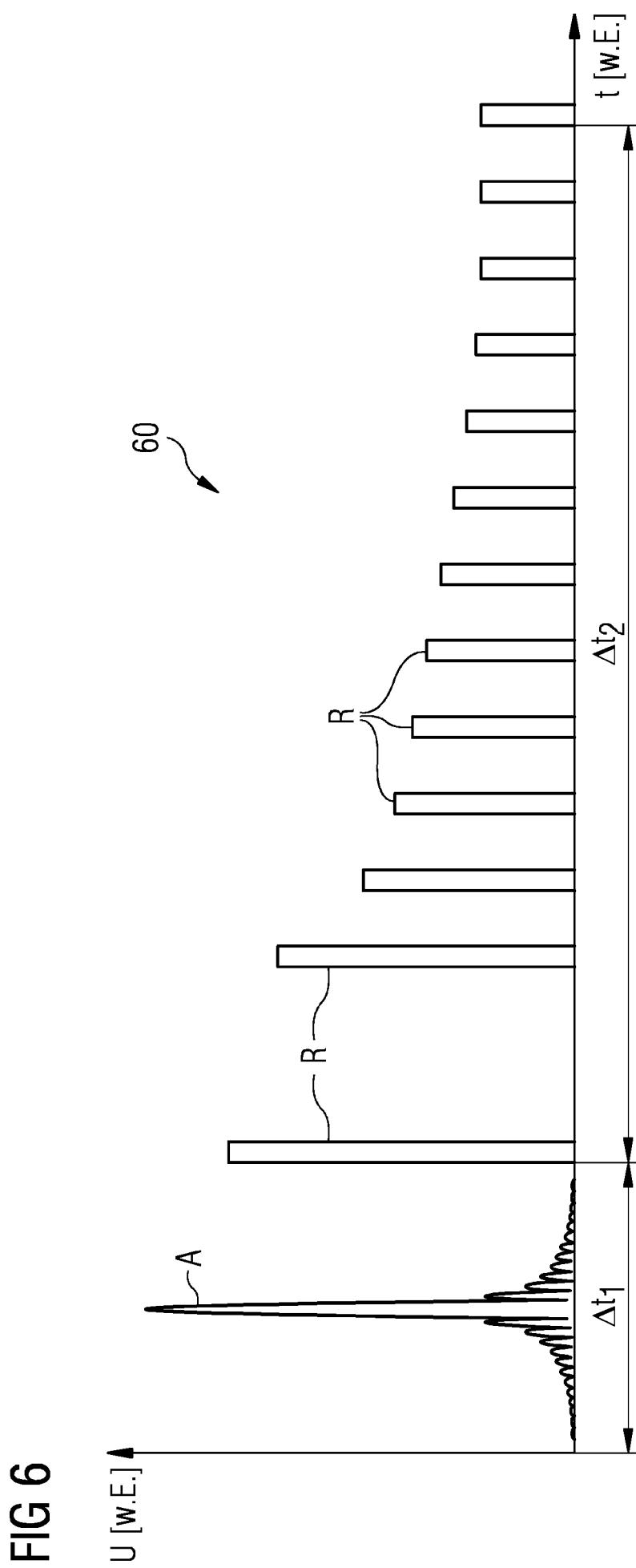


FIG 6

 U [W.E.]