



(10) DE 10 2013 201 616 B3 2014.07.17

(12)

Patentschrift

(21) Aktenzeichen: 10 2013 201 616.6

(51) Int Cl.: G01R 33/561 (2006.01)

(22) Anmelddatum: 31.01.2013

G01R 33/563 (2006.01)

(43) Offenlegungstag: –

G01R 33/565 (2006.01)

(45) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung: 17.07.2014

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

(56) Ermittelter Stand der Technik:

DE 10 2012 204 434 B3

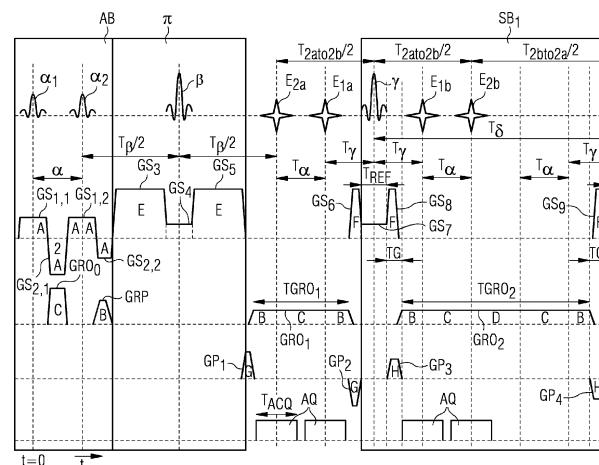
(72) Erfinder:
Stemmer, Alto, 91054, Erlangen, DE

US 2008 / 0 009 701 A1

US 2011 / 0 241 671 A1

(54) Bezeichnung: **TSE-basierte, gegen lokale B0-Feldvariationen unempfindliche MR-Multischicht-Anregung**

(57) Zusammenfassung: Es werden ein Verfahren und eine Steuereinrichtung (13) zum Betrieb eines Magnetresonanztomographiesystems (1) angegeben. Dabei wird im Rahmen eines Sequenzmoduls zunächst eine Mehrzahl von Schichten in einem Untersuchungsobjekt in einem ersten zeitlichen Abstand (T_α) mittels je eines HF-Schichtanregungspulses (α_1, α_2) einer Folge von räumlich selektiven HF-Schichtanregungspulsen (α_1, α_2) angeregt. Nach dem letzten Anregungspuls (α_2) wird ein Präparationsblock (Π) ausgeführt, der mindestens einen HF-Refokussierungspuls (β) umfasst und so ausgebildet ist, dass für jede der Schichten je ein Echosignal (E_{1a}, E_{2a}) formiert wird, wobei der zeitliche Abstand zweier aufeinander folgender Echosignale (E_{1a}, E_{2a}) gleich dem ersten zeitlichen Abstand (T_α) ist. Es wird dann ein zweiter HF-Refokussierungspulse (γ) in einem zweiten zeitlichen Abstand (T) von dem letzten vom Präparationsblock (Π) formierten Echosignal (E_{1a}) ausgesendet, wobei der zweite HF-Refokussierungspuls (γ) so ausgebildet ist, dass für jede der Schichten je ein weiteres Echosignal (E_{1b}, E_{2b}) formiert wird und dabei der zeitliche Abstand zweier aufeinander folgender Echosignale (E_{1b}, E_{2b}) gleich dem ersten zeitlichen Abstand (T_α) ist. Danach wird mindestens ein weiterer HF-Refokussierungspuls ($\delta, \varepsilon, \zeta$) jeweils in einem dritten zeitlichen Abstand (T_δ) nach dem jeweils vorangegangenen HF-Refokussierungspuls ($\gamma, \delta, \varepsilon$) ausgesendet, zur Erzeugung jeweils einer Anzahl von zeitlich getrennten Echosignalen ($E_{1a}, E_{1b}, E_{2a}, E_{2b}$) pro HF-Refokussierungspuls ($\delta, \varepsilon, \zeta$), wobei der dritte zeitliche Abstand (T_δ) derart gewählt ist, dass die Anzahl der Echosignale ($E_{1a}, E_{1b}, E_{2a}, E_{2b}$) pro HF-Refokussierungspuls ($\delta, \varepsilon, \zeta$) doppelt so groß ist wie die Anzahl der angeregten Schichten.



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Verfahren zum Betrieb eines Magnetresonanztomographiesystems (MR-System) zur Erzeugung von Magnetresonanzbilddaten eines Untersuchungsobjekts, wobei innerhalb eines Sequenzmoduls eine Mehrzahl von Schichten im Untersuchungsobjekt mittels je eines HF-Schichtanregungspulses einer Folge von räumlich selektiven HF-Schichtanregungspulsen angeregt wird und dann mehrere HF-Refokussierungspulse ausgesandt werden, um jeweils eine Mehrzahl von zeitlich getrennten Echosignalen pro HF-Refokussierungspuls zu erzeugen. Weiterhin betrifft die Erfindung ein Verfahren zur Erzeugung von Magnetresonanzbilddaten eines Untersuchungsobjekts, wobei Rohdaten genutzt werden, die unter Verwendung eines solchen Verfahrens mittels eines Magnetresonanztomographiesystems akquiriert wurden. Darüber hinaus betrifft die Erfindung eine Pulssequenz und eine Steuereinrichtung für ein Magnetresonanztomographiesystem zur Durchführung eines solchen Verfahrens sowie ein Magnetresonanztomographiesystem mit einer derartigen Steuereinrichtung.

[0002] In einem Magnetresonanzsystem wird üblicherweise der zu untersuchende Körper mit Hilfe eines Grundfeldmagnetsystems einem relativ hohen Grundmagnetfeld, beispielsweise von 1,5 Tesla, 3 Tesla oder 7 Tesla, ausgesetzt. Nach Anlegen des Grundmagnetfeldes richten sich Kerne im Untersuchungsobjekt mit einem nicht verschwindenden nuklearen magnetischen Dipolmoment, häufig auch Spin genannt, entlang des Feldes aus. Dieses kollektive Verhalten des Spin-Systems wird mit der makroskopischen „Magnetisierung“ beschrieben. Die makroskopische Magnetisierung ist die Vektorsumme aller mikroskopischen magnetischen Momente im Objekt an einem bestimmten Ort. Dem Grundfeld kann mit Hilfe eines Gradientensystems ein Magnetfeldgradient überlagert werden, durch das, unter anderem, die Magnetresonanzfrequenz (Larmor-Frequenz) in Richtung des Feldgradienten modifiziert wird. Über ein Hochfrequenz-Sendesystem werden dann mittels geeigneter Antenneneinrichtungen hochfrequente Anregungssignale (HF-Pulse) ausgesendet, was dazu führen soll, dass die Kernspins bestimmter, durch dieses Hochfrequenzfeld resonant (d. h. bei der am jeweiligen Ort vorliegenden Larmor-Frequenz) angeregter Kerne um einen definierten Flipwinkel gegenüber den Magnetfeldlinien des Grundmagnetfelds verkippt werden. Wirkt ein solcher HF-Puls auf Spins, die schon angeregt sind, so können diese in eine andere Winkelstellung umgekippt oder sogar in einen Ausgangszustand parallel zum Grundmagnetfeld zurückgeklappt werden. Bei der Relaxation der angeregten Kernspins werden Hochfrequenzsignale, so genannte Magnetresonanzsignale, resonant abgestrahlt, die mittels geeigneter Empfangsantennen empfangen und dann weiterverarbeitet werden. Im Folgenden wird die sogenannte k-Raum Notation verwendet. Der k-Raum ist der zum Bildraum Fourier-reziproke Raum (engl. „Fourier conjugate“) der räumlichen Ortsfrequenzen. Während einer Messung wird der k-Raum, z. B. einer Schicht, entlang einer durch die Schaltung der Gradientenpulse definierten „Gradiententrajektorie“ (auch „k-Raum-Trajektorie“ genannt) zeitlich durchlaufen und es werden dabei diskrete k-Raum Punkte als komplexe Signale erfasst. Außerdem müssen zeitlich passend koordiniert die HF-Pulse ausgesandt werden. Aus diesen so akquirierten „Rohdaten“ können bei hinreichend dichter Abtastung, z. B. mittels einer zweidimensionalen Fourier-Transformation, die gewünschten Bilddaten rekonstruiert werden. Liegen die gemessenen k-Raum-Punkte nicht auf den Eckpunkten eines kartesischen Gitters, sind vor der Fourier-Transformation weitere Verfahrensschritte vorteilhaft, z. B. die Interpolation der Gitterpunkte aus den gemessenen Daten.

[0003] Üblicherweise werden zur Ansteuerung eines Magnetresonanztomographiesystems bei der Messung bestimmte vorgegebene Pulssequenzen verwendet. Unter Pulssequenz versteht man eine Abfolgen von definierten HF-Pulsen sowie von Gradientenpulsen in verschiedenen Richtungen und von Auslesefenstern. Unter einem Auslesefenster versteht man dabei ein Zeitintervall, während dessen die Empfangsantennen auf Empfang geschaltet sind und Magnetresonanzsignale empfangen und verarbeitet werden. Mit Hilfe eines so genannten Messprotokolls werden diese Sequenzen für eine gewünschte Untersuchung, zum Beispiel einen bestimmten Kontrast der berechneten Bilder, vorab parametrisiert. Das Messprotokoll kann auch weitere Steuerdaten für die Messung enthalten. Dabei gibt es eine Vielzahl von Magnetresonanz-Sequenztechniken, nach denen Pulssequenzen aufgebaut sein können.

[0004] Mit der Integration von schnellen Sequenztechniken, wie „Turbo-Spinecho“-Sequenzen (TSE) bzw. „Fast Spin echo“ (FSE) oder „Echo-Planar-Imaging“ (EPI), sowie von sogenannten parallelen Akquisitions-techniken in die klinische Routine konnte die Messzeit per Messprotokoll teilweise bereits drastisch reduziert werden.

[0005] TSE-Sequenzen verwenden einen HF-Anregungspuls, gefolgt von einer Folge von RF-Refokussierungspulsen. Das nach jedem Refokussierungspuls entstehende Spinecho wird in der Regel individuell phasenkodiert, so dass mehrere k-Raum-Zeilen pro Anregung erfasst werden können und so die Akquisitionszeit gegenüber klassischen Spinecho-Sequenzen reduziert wird. Dabei ist die TSE-Technik bzw. FSE-Technik we-

gen ihrer relativen Insensitivität gegenüber Offresonanz (d. h. einer Abweichung von der Larmor-Frequenz), die z. B. als Folge von Systemimperfektionen, magnetischen Suszeptibilitätsvariationen des Gewebes, metallischen Implantaten etc. auftreten kann, insbesondere für den T2-Kontrast in der klinischen Diagnostik besonders wichtig. Für spezielle Varianten dieser Sequenzen werden eigene Akronyme verwendet, wie „Rapid Acquisition with Relaxation Enhancement“ (RARE), „Half-Fourier Acquired Single-shot Turbo Spin Echo“ (HASTE) sowie die später erläuterte „Periodically Rotated Overlapping Parallel Lines with Enhanced Reconstruction“ (PROPELLER)-Technik. Auf der anderen Seite ist eine TSE-Sequenztechnik im Vergleich zu EPI-Techniken eine relativ langsame Sequenztechnik und zeichnet sich wegen der großen Anzahl an Refokussierungspulsen durch eine hohe Hochfrequenz-Einstrahlung in den Patienten aus. Die spezifische Absorptionsrate (SAR, engl. „Specific Absorption Rate“), also die Hochfrequenzenergie, die in einem bestimmten Zeitintervall pro kg Körpergewicht absorbiert wird, ist reguliert. Dies hat die Auswirkung, dass die Akquisitionszeit einer TSE-Sequenz, insbesondere bei Feldstärken ab 3 Tesla, in der Regel nicht durch die Leistungsfähigkeit der MR-Anlage (beispielsweise des Gradientensystems), sondern durch die SAR begrenzt ist. Bei sogenannten Ultra-Hochfeldsystemen mit Feldstärken von 7T und darüber ist eine Untersuchung mit einer TSE-Sequenz, mit einer für die Abdeckung der zu untersuchenden Anatomie hinreichenden Schichtzahl und in einer klinisch akzeptablen Messzeit wegen der SAR-Belastung bisher nicht möglich. Der einzige Weg, eine solche Sequenz zu beschleunigen, ist es, die Hochfrequenzenergie zu reduzieren, die zur Akquisition eines bestimmten Datenpakets eingestrahlt werden muss. Über die Reduktion des SAR ist es somit möglich, die Untersuchungsdauer und damit einhergehend auch die Kosten einer MR-Untersuchung zu reduzieren.

[0006] Um eine weitere Beschleunigung zu erreichen, wird daher in einer relativ neuen, in der klinischen Praxis noch nicht etablierten Gruppe von Beschleunigungstechniken (SMA – „Simultaneous Multi-Slice Acquisition“) versucht, mehrere Schichten eines Schichtstapels entweder gleichzeitig (mittels sogenannter „Wideband-MRI“) oder in kurzer zeitlicher Folge anzuregen (was als „Simultaneous Echo Refocusing“ bezeichnet wird) und dann das in Folge dieser Anregung von den verschiedenen Schichten emittierte Signal entweder in zeitlich (dicht) aufeinander folgende Auslesefenster zu trennen oder simultan zu empfangen und anschließend durch geeignete Nachverarbeitungsmethoden (im „post processing“) zu trennen.

[0007] Prinzipiell wäre es wünschenswert, auch im Rahmen einer TSE-Sequenztechnik in einem Sequenzmodul mehrere Schichten eines Schichtstapels gleichzeitig bzw. in kurzer zeitlicher Folge anzuregen und simultan mehrfach zu refokussieren. Wegen der genannten SAR-Problematik wird aber eine solche neue TSE-Sequenztechnik mit einer simultanen Erfassung mehrerer Schichten nur dann in der Lage sein, die tatsächliche Untersuchungsdauer zu verkürzen, wenn die Hochfrequenz-Einstrahlung pro Zeit zumindest nicht steigt. Diese Tatsache macht eine Reihe der neuen SMA-Techniken für TSE-Sequenzen per se praktisch irrelevant.

[0008] Eine weitere Schwierigkeit bei dem Entwurf solcher neuartiger TSE-Sequenzen ist die Tatsache, dass die Refokussierungspulse in der Regel keine perfekten 180°-Pulse sind. Der Grund kann zum einen sein, dass der Flipwinkel zur Begrenzung der SAR gewollt reduziert wurde. Zum anderen ist hierfür ein inhärenter unvermeidbarer Grund, dass wegen der endlichen Dauer der HF-Pulse das Schichtprofil nicht exakt rechteckförmig ist und somit zumindest an den Schichträndern von den idealen 180° abweicht. In der Folge refokussiert der „Refokussierungspuls“ die vorhandene transversale Magnetisierung nur teilweise, klappt einen Teil der verbleibenden nicht refokussierten Magnetisierung in die longitudinale Achse zurück und lässt den Rest unbeeinflusst. Entsprechend wird die vor dem „Refokussierungspuls“ vorhandene longitudinale (d. h. in Richtung des Grundmagnetfelds verlaufende) Magnetisierung durch den „Refokussierungspuls“ teilweise in die transversale Ebene „angeregt“, teilweise invertiert und teilweise unbeeinflusst gelassen. Die nach dem „Refokussierungspuls“ vorhandene transversale Magnetisierung (d. h. die Spins, die aktuell angeregt sind) akkumuliert dann in Folge von geschalteten Gradientenfeldern und/oder in Folge von ungewollt vorhandenen Offresonanzen einen Phasenanteil, während die longitudinale Magnetisierung von den geschalteten Gradientenfeldern unbeeinflusst ist und nur dem relativ langsamen T1-Zerfall unterliegt, bis sie durch einen der folgenden „Refokussierungspulse“ in die transversale Ebene zurückgeklappt wird. Jeder „Refokussierungspuls“ wirkt also nur für einen Teil der Spins als Refokussierungspuls, für einen anderen Teil jedoch als Anregungspuls, für einen weiteren Teil als „Restore-Puls“ (der zuvor angeregte Spins in die longitudinale Richtung zurückklappt, wobei die aktuelle Phasenlage der Spins erhalten bleibt) und ist für den Rest transparent. Spins, auf die jeder „Refokussierungspuls“ gleichartig wirkt, folgen einem sogenannten kohärenten Echopfad. Die Zahl der verschiedenen kohärenten Echopfade steigt mit der Zahl der „Refokussierungspulse“ exponentiell. In der Regel tragen zu einem Signal, das ab dem zweiten „Refokussierungspuls“ in einem Auslesefenster erfasst wird, Spins bei, die verschiedenen kohärenten Echopfaden gefolgt sind. Akkumulieren diese Spins entlang der verschiedenen kohärenten Echopfade verschiedene Phasenanteile, so kommt es zu destruktiver Interferenz. Das Signal bricht zusammen, die aus den Rohdaten berechneten Bilder zeigen Abschattungen und ein schlechtes Signal-Rausch-Verhältnis (engl. SNR = Signal to Noise Ratio), und die Pulssequenz ist nicht in der Lage, einen langen Echozug auf-

rechzuerhalten. Letzteres ist Voraussetzung für den im Zusammenhang mit der TSE-Bildgebung besonders wichtigen T2-Kontrast und die Effizienzsteigerung, die sich gegenüber einer Spinecho-Sequenz erzielen lässt.

[0009] Um dafür zu sorgen, dass in jedem Auslesefenster zu dem Signal nur solche kohärenten Echopfade beitragen, entlang derer die Spins die gleichen Phasenanteile akkumulieren, wird von M. Günther und D. A. Feinberg in dem Artikel „Simultaneous Spin-Echo Refocusing“ in Magnetic Resonance in Medicine, 54, 2005, S. 513–523, sowie in der US 8853188 B2 eine TSE-Sequenz beschrieben, bei der m benachbarte Schichten in kurzem zeitlichem Abstand angeregt und mit einer Folge von Refokussierungspulsen jeweils Echos der m-Schichten refokussiert werden. Dabei wird durch ein spezielles Schema mit Spoiler-Gradientenpulsen verhindert, dass Echos, deren Signal von Spins verschiedener Schichten emittiert wird, in einem Auslesefenster ungewünscht zusammenfallen. Dieses Spoiler-Schema dephasiert Signale von solchen Spins, die bestimmten kohärenten Echopfaden folgen. Durch das simultane Refokussieren der m-Schichten gelingt es, die eingeschaltete Hochfrequenz-Energie annähernd um einen Faktor m zu reduzieren. Allerdings kann durch das Spoilen bestimmter kohärenter Echopfade das mit diesen Echopfaden verknüpfte Signal auch nicht für die Bildgebung genutzt werden, was zu einem SNR-Verlust gegenüber der getrennten Erfassung der Schichten führt. Zudem ist es bei dieser Pulssequenz leider nicht möglich, einen langen Echozug (mit z. B. mehr als 20 Echos) aufrechtzuerhalten. Daher kann die Pulssequenz nicht für die T2-gewichtete Bildgebung eingesetzt werden.

[0010] In der DE 10 2012 204 434 B3 wird deshalb eine Turbo Spinecho(TSE)-Sequenz angegeben, im Folgenden „mTSE Sequenz“ genannt, die m benachbarte Schichten simultan refokussiert und dabei die spezifische Absorptionsrate (SAR, engl. „Specific Absorption Rate“) ungefähr um einen Faktor m gegenüber einer entsprechenden klassischen TSE-Sequenz reduziert. Eine solche mTSE-Sequenz erfüllt für eine der m Schichten die sogenannte Carr Purcell Meiboom Gill(CPMG)-Bedingung, die Entwurfskriterien an eine TSE-Sequenz formuliert, die dazu führen, dass alle kohärenten Echopfade konstruktiv überlagern. Damit kann mTSE nicht eingesetzt werden, falls die CPMG-Bedingung verletzt ist, z. B. wegen eines Präparationsblocks, der zwischen Anregungspuls und erstem Refokussierungspuls eingefügt wird. Unter einem „Präparationsblock“ wird hierbei eine Abfolge von Hochfrequenzpulsen und/oder Gradientenpulsen (mit mindestens einem Hochfrequenzpuls oder Gradientenpuls, meist aber mehreren Pulsen) innerhalb einer Pulssequenz verstanden, um bestimmte Bereiche des Untersuchungsobjekts für die nachfolgende Datenakquisition zu präparieren. Dies kann z. B. dazu dienen, einen gewünschten Kontrast zu erzielen, das Fettgewebe vorab zu sättigen etc. Ein sehr wichtiges Beispiel hierfür ist die sogenannte „Diffusionsgewichtete Bildgebung“ (engl. "Diffusion weighted imaging" (DWI)). Unter „Diffusion“ versteht man die Brownsche Bewegung (engl. "Brownian motion") von Molekülen in einem Medium. Die Diffusionsgewichtete Bildgebung ist eine Methode, bei der man als Präparationsblock zusätzliche Gradienten in eine Pulssequenz einfügt, um die Diffusionseigenschaften des Gewebes sichtbar zu machen bzw. zu messen. Diese Gradienten führen dazu, dass Gewebe mit schneller Diffusion (z. B. Zerebrospinalflüssigkeit, engl. "cerebrospinal fluid" CSF) stärkeren Signalverlust unterliegt als Gewebe mit langsamer Diffusion (z. B. die graue Substanz im Gehirn, engl. "grey matter"). Der daraus resultierende Diffusionskontrast wird klinisch immer bedeutender und die Anwendungen gehen inzwischen weit über die klassische frühe Erkennung von ischaemischem Schlaganfall (engl. "ischemic stroke") hinaus. Die klinisch bedeutendste Diffusionssequenz ist die diffusionsgewichtete single-shot EPI-Sequenz. Die Sequenz ist wegen der kurzen Akquisitionsdauer per Bild relativ unempfindlich gegenüber Bewegung. Allerdings leidet die Bildqualität unter typischen, mit der EPI-Bildgebung verbundenen Artefakten wie N/2-Geistern (d. h. das berechnete Bild ist eine Überlagerung aus dem echten, gesuchten anatomischen Bild und einer Replik (dem „Geist“) des echten Bildes, welche um ein halbes Gesichtsfeld (engl. „field of view“, FOV) in Phasenkodierrichtung verschoben ist) und geometrischen Verzerrungen in der Umgebung von lokalen Feldvariationen. TSE-Sequenzen sind dagegen weitaus unempfindlicher gegenüber lokalen Feldvariationen. Das Einfügen der Diffusionsgradienten in eine TSE-Sequenz führt aber zu einer Verletzung einer der CPMG-Bedingungen, die eine bestimmte Phasenbeziehung zwischen der transversalen Magnetisierung zum Zeitpunkt $\tau/2$ vor dem Refokussierungspuls und der Richtung des B_1 -Vektors des Refokussierungspulses fordert. Dabei ist τ der sogenannte Echoabstand, also der zeitliche Abstand aufeinanderfolgender Refokussierungspulse der CPMG-Sequenz. Minimale makroskopische Bewegungen während der Diffusions-Präparation, z. B. in Folge von Vibration oder der Pulsation des Blutflusses, führen aber bereits zu einer inkohärenten Phase der transversalen Magnetisierung und damit zu einer Verletzung der CPMG-Bedingung.

[0011] Es ist Aufgabe der vorliegenden Erfindung, ein unter anderen auch für eine diffusionsgewichtete Bildgebung geeignetes Verfahren zum Betrieb eines Magnetresonanztomographiesystems sowie eine entsprechende Pulssequenz und eine Steuerungseinrichtung für ein Magnetresonanztomographiesystem anzugeben, durch die die oben genannte Problematik reduziert, vorzugsweise ganz vermieden, wird.

[0012] Diese Aufgabe wird zum einen durch ein Verfahren gemäß Patentanspruch 1 und eine Pulssequenz gemäß Anspruch 12 und zum anderen durch eine Steuereinrichtung nach Patentanspruch 13 gelöst.

[0013] Bei dem erfindungsgemäßen Verfahren werden im Rahmen eines Sequenzmoduls zumindest folgende Verfahrensschritte durchgeführt:

Es wird zunächst eine Folge von räumlich selektiven HF-Schichtanregungspulsen ausgesandt, um eine Anregung einer Mehrzahl m (d. h. mindestens zwei) von in der Regel direkt benachbarten Schichten im Untersuchungsobjekt zu erreichen. Dabei wird jeweils eine Schicht durch einen HF-Schichtanregungspuls dieser Pulsfolge angeregt, wobei aufeinander folgende HF-Schichtanregungspulse jeweils in einem ersten zeitlichen Abstand zueinander liegen. Die räumliche Selektivität der HF-Schichtanregungspulse ergibt sich hierbei, wie dem Fachmann bekannt, durch Anlegen eines parallelen Schichtselektionsgradienten, d. h. durch zeitlich passend paralleles Schalten von Schichtselektionsgradientenpulsen. Im Folgenden werden die Begriffe „Anlegen von Gradienten“ und „Schalten von Gradientenpulsen“ synonym verwendet.

[0014] Direkt oder in einem zeitlichen Abstand nach dem letzten Anregungspuls der Folge von HF-Schichtanregungspulsen wird erfindungsgemäß ein Präparationsblock ausgeführt. Dieser Präparationsblock umfasst mindestens einen HF-Refokussierungspuls, der ausgesendet wird. Der Präparationsblock ist so ausgebildet, dass für jede der Schichten je ein (d. h. genau ein) Echosignal formiert wird, wobei der zeitliche Abstand zweier aufeinander folgender Echosignale gleich dem ersten zeitlichen Abstand ist. Zusätzlich kann dieser Präparationsblock weitere Hochfrequenzpulse, insbesondere HF-Refokussierungspulse, und/oder Gradientenpulse umfassen, z. B. um die gewünschte Präparation zu erreichen. Für eine Diffusionsgewichtete Bildgebung kann der Präparationsblock beispielsweise geeignete Diffusionsgradientenpulse aufweisen.

[0015] Es wird dann ein zweiter HF-Refokussierungspuls in einem zweiten zeitlichen Abstand von dem letzten vom Präparationsblock bzw. von dessen HF-Refokussierungspuls formierten Echosignal ausgesandt, wobei der zweite HF-Refokussierungspuls so ausgebildet ist, dass wieder für jede der Schichten je genau ein weiteres Echosignal formiert wird und dabei der zeitliche Abstand zweier aufeinanderfolgender Echosignale gleich dem ersten zeitlichen Abstand ist. Mit dem Begriff „zweiter HF-Refokussierungspuls“ wird hier immer der erste HF-Refokussierungspuls nach dem Präparationsblock bezeichnet, unabhängig davon, ob der Präparationsblock nur einen HF-Refokussierungspuls oder mehrere Refokussierungspulse enthält.

[0016] Außerdem wird in der Folge zumindest ein weiterer HF-Refokussierungspuls jeweils in einem dritten zeitlichen Abstand nach einem jeweils vorangegangenen HF-Refokussierungspuls ausgesandt. Dieser weitere HF-Refokussierungspuls bzw. die weiteren HF-Refokussierungspulse dienen jeweils zur Erzeugung einer Anzahl von zeitlich getrennten Echosignalen pro HF-Refokussierungspuls. Dabei ist der dritte zeitliche Abstand derart gewählt, dass die Anzahl der Echosignale pro HF-Refokussierungspuls doppelt so groß ist wie die Anzahl der angeregten Schichten. Die zeitlichen Abstände von nebeneinanderliegenden Echosignalen benachbarter Schichten entsprechen dann übrigens wieder dem ersten zeitlichen Abstand (also dem zeitlichen Abstand zwischen der Anregung von Schichten).

[0017] Die jeweils nach einem HF-Refokussierungspuls (auch des oder der HF-Refokussierungspulse(s) im Präparationsblock und/oder des dem Präparationsblock nachfolgenden HF-Refokussierungspuls) jeweils formierten Echosignale können dann als Rohdaten in jeweils zeitlich voneinander getrennten Auslesefenstern ausgelesen werden, um daraus die Bilddaten zu rekonstruieren. Dabei können alle Echosignale erfasst werden und in die Rekonstruktion eingehen, es müssen aber nicht zwingend alle Echosignale ausgelesen werden.

[0018] Dabei kann die räumliche Breite der HF-Refokussierungspulse (auch des oder der HF-Refokussierungspulse(s) im Präparationsblock) zur Erzeugung einer Mehrzahl von zeitlich getrennten Echosignalen pro HF-Refokussierungspuls jeweils bevorzugt derart gewählt sein, dass die HF-Refokussierungspulse zur simultanen Refokussierung aller angeregten Schichten zumindest einen Teil eines Anregungsvolumens aller angeregten Schichten umfassen. Besonders bevorzugt gilt dies für alle HF-Refokussierungspulse in der Pulssequenz. Die räumliche Breite, d. h. die Schichtbreite, der HF-Refokussierungspulse ist dabei wie bei den HF-Schichtanregungspulsen durch zeitlich passendes Schalten von geeigneten Gradientenpulsen in Schichtselektionsrichtung einstellbar.

[0019] Eine erfindungsgemäße Pulssequenz zur Ansteuerung eines Magnetresonanztomographiesystems zur Erzeugung von Magnetresonanzbilddaten eines Untersuchungsobjekts umfasst zumindest ein Sequenzmodul, welches zumindest die oben erläuterten Pulse bzw. die Pulsfolge umfasst. Unter einem Sequenzmodul ist dabei ein abgeschlossener Teil einer Pulssequenz zu verstehen, der zu einem Echozug mit einer bestimmten Anzahl an Echosignalen führt. D. h. ein Sequenzmodul umfasst einen Anregungsteil mit den Hochfrequenz-

pulsen und Gradientenpulsen, die während der anfänglichen Anregung aller beteiligten Schichten ausgesendet bzw. angelegt werden, sowie den nachfolgenden Echozug mit den Refokussierungspulsen, Gradientenpulsen, Echosignalen und Auslesefenstern. Eine Pulssequenz umfasst demgemäß pro m Schichten eines oder mehrere solcher Sequenzmodule.

[0020] Durch die Erfindung wird also, wie bei der oben erwähnten mTSE-Sequenz, eine TSE-Pulssequenz zur Verfügung gestellt, mit der m verschiedene Schichten angeregt werden und anschließend das von diesen m Schichten emittierte Signal mit einer Folge von Refokussierungspulsen jeweils simultan refokussiert werden kann, wobei die nach jedem dieser Refokussierungspulse entstehenden Echosignale der m Schichten in zeitlich getrennten Auslesefenstern erfasst werden können. Es ist dabei nicht notwendig, dass die von einem bestimmten Echozug angeregten und simultan refokussierten Schichten unmittelbar benachbart sind. Sollen beispielweise keine weiteren Schichten angeregt werden, bevor der Echozug wiederholt wird, können insbesondere nicht-selektive Refokussierungspulse eingesetzt werden. Des Weiteren ist die Sequenz auch kompatibel mit Refokussierungspulsen, die mehrere Schichten simultan refokussieren, die nicht notwendigerweise benachbart sind. Da letztere wie eingangs erwähnt einen hohen SAR-Beitrag liefern, kommen sie aber in der Regel nur für spezielle Anwendungen der Sequenz in Betracht. Im Gegensatz zur eingangs erwähnten Wideband MRI besteht aber auch hier z. B. der Vorteil, dass die Signale verschiedener Schichten nicht mit Nachverarbeitungsmethoden getrennt werden müssen.

[0021] Insbesondere durch die bevorzugte simultane Refokussierung wird dabei die durch die Refokussierungspulse akkumulierte Hochfrequenz-Energie gegenüber der getrennten Erfassung der m Schichten (mit entsprechenden Refokussierungspulsen und Flipwinkeln) annähernd um einen Faktor m reduziert. Somit ist es möglich, die Untersuchungsdauer einer SAR-begrenzten Messung bei gegebener Auflösung annähernd um einen Faktor m gegenüber dem Stand der Technik zu reduzieren. Alternativ kann in einer gegebenen Untersuchungsdauer z. B. eine höhere Auflösung erzielt werden oder die Gesamtzahl der gemessenen Schichten entsprechend vervielfacht werden.

[0022] Durch die oben beschriebene, erfindungsgemäße relative zeitliche Beabstandung der Anregungspulse und HF-Refokussierungspulse sowie das Schalten von Gradientenpulsen wird sichergestellt, dass sich die Echos verschiedener Schichten zu unterschiedlichen Zeiten formieren und somit in verschiedenen zeitlich getrennten Auslesefenstern ausgelesen werden können.

[0023] Des Weiteren werden durch die zeitliche Anordnung der HF-Pulse und das Schalten der Gradientenfelder die Signale von verschiedenen Echopfaden einer Schicht in zwei Gruppen derart gesplittet, dass sich die zu verschiedenen Gruppen gehörigen Echos zeitlich getrennt formieren und in verschiedenen Auslesefenstern ausgelesen werden können, die auch nicht mit den Auslesefenstern der anderen Schichten zusammenfallen.

[0024] Durch diese Maßnahme kann im Gegensatz zu der oben beschriebenen Pulssequenz von Günther und Feinberg auf ein Spoilen bestimmter kohärenter Echopfade verzichtet werden und damit das mit diesen Echopfaden verknüpfte Signal zur Bildgebung genutzt werden. Insbesondere vermeidet man dadurch, auch während eines sehr langen Echozugs (mit 15 und mehr Refokussierungspulsen), eine destruktive Interferenz zwischen Signalen von Spins, die unterschiedlichen kohärenten Echopfaden folgen. Damit ist die Sequenz kompatibel mit allen gängigen TSE-Kontrasten – insbesondere dem besonders wichtigen T2-Kontrast.

[0025] Die erfindungsgemäße Pulssequenz ist dabei – im Gegensatz zur genannten mTSE-Sequenz – auch dann einsetzbar, wenn die CPMG-Bedingung durch ein Präparationsmodul verletzt ist, welches z. B. zur Erzielung eines gewünschten Kontrastes in die Sequenz eingefügt wird. Eine der wichtigsten Anwendungen der neuen Sequenz ist daher die Diffusionsgewichtete Bildgebung. Ähnlich wie die bekannte SPLICE-Sequenz (SPLICE ist ein Akronym für „split acquisition of fast spin-echo signals for diffusion imaging“ und ist beschrieben in dem Artikel „SPLICE: Sub-second diffusion-sensitive MR imaging using a modified fast spin-echo acquisition mode“ von Fritz Schick, erschienen in der Zeitschrift Magnetic Resonance in Medicine, Volume 38, Issue 4, Seiten 638–644, Oktober 1997) ist die neue Sequenz, als TSE-basierte Technik, unempfindlich gegenüber lokalen B_0 -Feldvariationen. Gleichzeitig mildert sie aber die Nachteile der SPLICE-Technik, wie eine lange Messzeit und ein hohes SAR. Erfolgt eine simultane Refokussion, wird das SAR gegenüber einer klassischen SPLICE-Sequenz annähernd um einen Faktor m reduziert und damit die Untersuchungsdauer einer SAR-limitierten Messung verkürzt. Ein weiterer Zeitgewinn gegenüber einer klassischen SPLICE-Sequenz entsteht dadurch, dass das Präparationsmodul nur einmal nach den m-Anregungen ausgespielt wird. Bei einer klassischen, getrennt refokussierten SPLICE-Sequenz muss es dagegen für jede der Anregungen einmal ausgespielt werden.

[0026] Eine erfindungsgemäße Steuereinrichtung der eingangs genannten Art muss derart ausgebildet sein, dass sie das Magnetresonanztomographiesystem im Betrieb zur Erzeugung von Magnetresonanzbilddaten eines Untersuchungsobjekts mittels einer oben beschriebenen erfindungsgemäßen Pulssequenz steuert.

[0027] Ein erfindungsgemäßes Magnetresonanztomographiesystem sollte folgende Komponenten umfassen: ein Grundfeldmagnetsystem, um in einem Messraum, in dem sich das Untersuchungsobjekt befindet, ein homogenes Grundmagnetfeld anzulegen; ein HF-Sendeantennensystem, um die Hochfrequenzpulse in das Untersuchungsobjekt auszusenden; ein Gradientensystem, um – wie oben beschrieben – mittels Schaltens von Gradientenpulsen zusätzlich zeitlich begrenzte Gradientenfelder anzulegen; ein HF-Empfangsantennensystem, um die Magnetresonanzsignale aus dem Untersuchungsobjekt zu erfassen. Dabei kann es sich bei dem HF-Sendeantennensystem und dem HF-Empfangsantennensystem um unterschiedliche Antennensysteme oder um das gleiche Antennensystem handeln.

[0028] Weiterhin benötigt das Magnetresonanztomographiesystem eine zuvor genannte erfindungsgemäße Steuereinrichtung, die im Betrieb zur Erzeugung von Magnetresonanz-Schichtaufnahmen eines Untersuchungsobjekts das Grundfeldmagnetsystem, das HF-Sendeantennensystem, das Gradientensystem und das HF-Empfangsantennensystem ansteuert. Beispielsweise kann hierzu die Steuereinrichtung verschiedene Teilkomponenten aufweisen, wie eine Hochfrequenz-Sendeeinrichtung zur Versendung von Hochfrequenzpulsen an das HF-Sendeantennensystem, eine Gradientensystem-Schnittstelle zur Ansteuerung des Gradientensystems, eine Hochfrequenz-Empfangseinrichtung zum Generieren der Rohdaten aus den über das HF-Empfangsantennensystem empfangenen Signalen sowie eine Sequenzsteuereinheit, die zur Erzeugung der Magnetresonanzaufnahmen im Betrieb Messsequenz-Steuerdaten an die Hochfrequenz-Sendeeinrichtung, die Gradientensystem-Schnittstelle und die Hochfrequenz-Empfangseinrichtung übersendet, so dass diese, wie zuvor beschrieben, das HF-Sendeantennensystem, das Gradientensystem, die Hochfrequenz-Empfangseinrichtung und das HF-Empfangsantennensystem in der erfindungsgemäßen Weise z. B. zur Akquisition der Rohdaten für einen Stapel von Schichten ansteuern.

[0029] Wesentliche Teile der Steuereinrichtung können bevorzugt in Form von Software auf einer geeigneten programmierbaren Steuereinrichtung mit entsprechenden Speichermöglichkeiten realisiert sein. Dies betrifft insbesondere die Sequenzsteuereinheit. Auch die Hochfrequenzsendeeinrichtung, die Gradientensystem-schnittstelle und die Hochfrequenz-Empfangseinrichtung können zumindest teilweise in Form von Softwareeinheiten realisiert sein, wobei wiederum andere Einheiten dieser Komponenten reine Hardwareeinheiten sind, beispielsweise der Hochfrequenzverstärker, die Hochfrequenzsendeeinrichtung, eine Gradientenpulserzeugungseinrichtung der Gradientensystemschnittstelle oder ein Analog-/Digitalwandler der Hochfrequenzempfangseinrichtung etc. Eine weitgehend softwaremäßige Realisierung, insbesondere der Sequenzsteuereinheit, hat den Vorteil, dass auch schon bisher verwendete Magnetresonanzanlagen-Steuereinrichtungen auf einfache Weise durch ein Software-Update nachgerüstet werden können, um auf die erfindungsgemäße Weise zu arbeiten.

[0030] Insofern wird die Aufgabe auch durch ein Computerprogrammprodukt gelöst, welches z. B. in einem transportablen Speicher hinterlegt und/oder über ein Netzwerk zur Übertragung bereitgestellt wird und so direkt in einen Speicher einer programmierbaren Steuereinrichtungen ladbar ist, mit Programmabschnitten, um alle Schritte des erfindungsgemäßen Verfahrens auszuführen, wenn das Programm in der Steuereinrichtungen ausgeführt wird.

[0031] Die abhängigen Ansprüche sowie die nachfolgende Beschreibung enthalten besonders vorteilhafte Weiterbildungen und Ausgestaltungen der Erfindung, wobei insbesondere auch die Ansprüche einer Kategorie analog zu den abhängigen Ansprüchen einer anderen Anspruchskategorie weitergebildet sein können.

[0032] Wie oben erläutert, werden pro HF-Refokussierungspuls bei m gleichzeitig angeregten Schichten bis zu 2 m nachfolgende Echosignale erzeugt. Dabei treten nach dem Präparationsblock und dem nachfolgenden ersten HF-Refokussierungspuls jeweils zunächst genau m Echosignale auf, d. h. so viele, wie Schichten angelegt wurden. Nach jedem dann folgenden weiteren HF-Refokussierungspuls kommen dann 2 m Echosignale. Die nach einem HF-Refokussierungspuls auftretenden Echosignale werden dabei jeweils vorzugsweise unter einem Auslesegradienten, d. h. unter Anlegen eines Gradientenfeldes durch Schalten einer Gradientenpulsfolge mit einem oder mehreren Gradientenpulsen in Ausleserichtung, in einer der Echoanzahl entsprechenden Anzahl von getrennten Auslesefenstern ausgelesen.

[0033] Bei einer bevorzugten Variante der Erfindung wird hierzu bereits zwischen zwei aufeinander folgenden HF-Schichtanregungspulsen jeweils eine Gradientenpulsfolge in einer Ausleserichtung geschaltet, deren 0-tes Moment betragsmäßig gleich dem akkumulierten 0-ten Moment einer später zwischen zwei aufeinander folgenden Echosignalen verschiedener Schichten geschalteten Gradientenpulsfolge in Ausleserichtung ist. Das – makroskopisch gesehen von den Spins – akkumulierte 0-te Moment (im Folgenden auch nur „Moment“ genannt) eines Gradientenpulses entspricht, wie der Fachmann weiß, der Fläche unter dem Puls, d. h. der über die Zeit integrierten Amplitude des Gradienten.

[0034] Durch diese Gradientenpulse in Ausleserichtung zwischen den HF-Schichtanregungspulsen mit dem passenden Moment wird erreicht, dass zu den verschiedenen Echozeitpunkten jeweils immer das 0-te Moment gleich Null ist. Dadurch ist es möglich, trotz mehrerer angeregter Schichten und Aufspaltung in verschiedene Auslesefenster einen Auslesegradienten zur Ortskodierung zu setzen und somit das Echosignal jeweils nicht nur integrativ, sondern ortsaufgelöst zu erfassen.

[0035] Besonders bevorzugt entspricht der oben genannte dritte zeitliche Abstand, d. h. der zeitliche Abstand jeweils zwischen den weiteren HF-Refokussierungspulsen, zumindest der Summe aus folgenden Zeitabständen:

- dem ersten zeitlichen Abstand multipliziert mit der Anzahl der Schichten abzüglich einem ersten zeitlichen Abstand,
- dem Doppelten des zweiten zeitlichen Abstands
- der zeitlichen Dauer eines Auslesefensters.

[0036] Mit anderen Worten wird dieser dritte zeitliche Abstand T_δ so gewählt, dass er die Bedingung $T_\delta = 2 \cdot (m - 1) \cdot T_\alpha + 2 \cdot T_\gamma + T_{ACQ}$ erfüllt, wobei m wieder die Anzahl der Schichten, T_α der erste zeitliche Abstand (d. h. der Abstand zwischen der Anregung aufeinanderfolgender Schichten), T_γ der zweite zeitliche Abstand (d. h. der Abstand zwischen dem HF-Refokussierungspuls des ersten Refokussierungsblocks und dem letzten vom Präparationsblock formierten Echosignal) und T_{ACQ} die Dauer eines Auslesefensters (bzw. Ausleseintervalls) ist. Dadurch kann eine vollständige (zeitliche) Trennung benachbarter Auslesefenster bei minimaler Dauer des dritten zeitlichen Abstands gewährleistet werden.

[0037] Zwischen den Schichtselektionsgradienten zweier aufeinander folgender HF-Schichtanregungspulse wird vorzugsweise ein weiterer Gradient in Schichtselektionsrichtung geschaltet, der dafür sorgt, dass das akkumulierte 0-te Moment zwischen den Isodelaypunkten der beiden HF-Schichtanregungspulse in der Schichtselektionsrichtung Null ist. D. h. die Pulssequenz ist so ausgebildet, dass auch das akkumulierte 0-te Moment aller Gradientenpulse Null ist, die zwischen den Isodelaypunkten zweier aufeinander folgender HF-Schichtanregungspulse in einer Schichtselektionsrichtung geschaltet werden. Der Isodelaypunkt eines HF-Schichtanregungspulses ist der Zeitpunkt innerhalb der Einstrahlzeit des Anregungspulses, ab dem die Spins als in der transversalen Ebene befindlich betrachtet werden können. Die Zeit zwischen dem Isodelaypunkt des HF-Anregungspulses und dem Ende des HF-Anregungspulses dient z. B. zur Berechnung des Moments eines Schichtrefokussierungsgradienten. Dieser Schichtrefokussierungsgradient hat ein umgekehrtes Vorzeichen wie der Schichtselektionsgradient. Er wird nach Ende der HF-Einstrahlung geschaltet und dient zur Kompensation einer Phasendispersion entlang der Schicht in Folge des Schichtanregungsgradienten. Im Allgemeinen stimmt der Isodelayzeitpunkt mit dem Peak des HF-Pulses überein, bei symmetrischen SINC-Pulsen also in guter Näherung mit der Mitte des HF-Pulses.

[0038] Vorzugsweise wird außerdem dafür gesorgt, dass während der Folge von HF-Schichtanregungspulsen (also insbesondere zwischen den einzelnen Anregungspulsen der Folge von HF-Schichtanregungspulsen) und/oder zwischen dem letzten Anregungspuls und dem Präparationsblock eine Gradientenpulsfolge in Ausleserichtung geschaltet wird, welche für jede der Schichten ein 0-tes Moment kompensiert, das von der betreffenden Schicht zwischen dem Beginn des Präparationsblocks und einem Zeitpunkt eines beliebigen, durch die Wirkung des Präparationsblock formierten Echosignals (welches durch die Wirkung des zweiten HF-Refokussierungspuls direkt refokussiert wird) der betreffenden Schicht in Ausleserichtung akkumuliert wird. Durch eine geeignete Pulsfolge mit geschickt gewählten Auslesevorphasiergradientenpulsen zwischen den Anregungspulsen und/oder letztem Anregungspuls und Präparationsblock kann dafür gesorgt werden, dass für jede einzelne Schicht das Gesamtmoment in Ausleserichtung unter Berücksichtigung des 0-ten Moments, das die Spins der Schicht in Summe während des Präparationsblocks und danach bis zum gewünschten Echozeitpunkt durch die weiteren Gradientenpulse möglicherweise in Ausleserichtung akkumulieren, exakt so ausbalanciert wird, dass es zum Zeitpunkt des ersten Echosignals der betreffenden Schicht Null ist.

[0039] Bevorzugt wird zwischen dem letzten Anregungspuls und dem Präparationsblock eine Gradientenpulsfolge in Ausleserichtung geschaltet, welche das 0-te Moment in Ausleserichtung exakt kompensiert, das die Spins der letzten angeregten Schicht zwischen dem Beginn des Präparationsblocks und dem ersten Echosignal dieser Schicht nach dem Präparationsblock akkumulieren. Dabei ist klar, dass entsprechend auch keine Gradientenpulsfolge zwischen dem letzten Anregungspuls und dem Präparationsblock geschaltet wird, wenn kein Auslesegradient zum Auslesen der m Schichten nach dem Präparationsblock geschaltet wird, da in diesem Fall ja nichts zu kompensieren ist.

[0040] Außerdem wird bevorzugt zwischen dem letzten vom Präparationsblock formierten Echosignal und dem zweiten HF-Refokussierungspuls eine Gradientenpulsfolge in Ausleserichtung geschaltet, welche das 0-te Moment in Ausleserichtung exakt kompensiert, das die Spins der ersten angeregten Schicht zwischen dem Isodelaypunkt des zweiten Refokussierungspulses und dem ersten Echo der zuerst angeregten Schicht nach dem zweiten HF-Refokussierungspuls akkumulieren.

[0041] Bei einer bevorzugten Ausbildung der erfindungsgemäßen Pulssequenz ist die zeitliche Dauer eines HF-Schichtanregungspulses kürzer als die zeitliche Dauer eines HF-Refokussierungspulses. Wie später noch erläutert wird, kann der Auslesegradient umso höher gewählt werden, je kürzer die Dauer eines Anregungspulses ist. Mit Erhöhung des Auslesegradienten kann der zu erfassende k-Raum in Ausleserichtung in kürzerer Zeit durchlaufen werden, so dass trotz der mehreren Auslesefenster pro Refokussierungspuls noch ein relativ kurzer Echoabstand realisierbar ist. Dies kann zu einer Verbesserung der Bildqualität führen.

[0042] Wie oben erwähnt, ist einer der interessantesten Anwendungsfälle des erfindungsgemäßen Verfahrens die Diffusionsgewichtete Bildgebung. Daher ist bei einer bevorzugten Variante der Präparationsblock so ausgebildet, dass er in dem von dem Präparationsblock erfassten Gewebebereich die transversale Magnetisierung abhängig von der Diffusionseigenschaft des Gewebes abschwächt. Hierzu kann der Präparationsblock beispielsweise neben dem HF-Refokussierungspuls geeignete Präparationsgradientenpulse aufweisen, die z. B. vor und/oder nach dem eigentlichen Schichtselektionsgradienten für den HF-Refokussierungspuls geschaltet werden. Insbesondere können zeitlich symmetrisch um den HF-Refokussierungspuls entsprechend zwei Präparationsgradientenpulse geschaltet werden, wie dies später noch erläutert wird.

[0043] Je nach genauer Ausgestaltung der Pulssequenz gibt es verschiedene Möglichkeiten, wie die für die Bildrekonstruktion einer Schicht benötigten Rohdaten im k-Raum konkret akquiriert werden.

[0044] Bei einer ersten Alternative werden jeweils die abzutastenden k-Räume der Schichten in einem einzigen Echozug eines Sequenzmoduls zweimal erfasst. D. h. es werden für jede einzelne Schicht jeweils vollständig alle benötigten Rohdaten in einem einzigen Sequenzmodul der Pulssequenz erfasst.

[0045] Bei einer zweiten Alternative wird jeweils ein abzutastender k-Raum der einzelnen Schichten in einer Pulssequenz mit mehreren Sequenzmodulen erfasst, wobei mit jedem Sequenzmodul, d. h. mit jedem Echozug, auf Basis der Echosignale Rohdaten von ein oder zwei Segmenten per Schicht akquiriert werden.

[0046] Dabei kann beispielsweise die Segmentierung des k-Raums gemäß einer PROPELLER-Trajektorie erfolgen. Vorzugsweise werden hierzu bei jedem Echozug Rohdaten von ein oder zwei kartesischen (d. h. die Auslesepunkte jedes Propellerblatts liegen auf den Gitterpunkten eines kartesischen Gitters) k-Raum-Segmenten per Schicht akquiriert, die jeweils das k-Raum-Zentrum einschließen.

[0047] Bei dem erfindungsgemäßen Verfahren werden bevorzugt jeweils für die verschiedenen Schichten die zur Bildrekonstruktion nötigen Rohdaten in unterschiedlichen Auslesefenstern mehrfach getrennt akquiriert. Für eine Erzeugung von Magnetresonanzbilddaten auf Basis solcher Rohdaten, die unter Verwendung eines erfindungsgemäßen Verfahrens im Rahmen eines Sequenzmoduls in verschiedenen Auslesefenstern mehrfach akquiriert wurden, stehen verschiedene erfindungsgemäße Verfahren zur Verfügung.

[0048] Bei einer ersten Variante erfolgt zunächst eine Berechnung von getrennten Betragsbildern für die Rohdaten aus den verschiedenen Auslesefenstern. Anschließend erfolgt dann zur Verbesserung des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses eine Kombination von Betragsbildern, die derselben Schicht zugeordnet sind, zu einem einzigen Schichtbild dieser Schicht. Vorzugsweise erfolgt die Kombination der Betragsbilder derselben Schicht mit Hilfe einer Summe-der-Quadrat-Methode.

[0049] Bei einer zweiten Variante erfolgt eine komplexwertige Kombination von Bilddaten einer bestimmten Schicht, deren Rohdaten in verschiedenen Auslesefenstern, bevorzugt mit einem einzigen Echozug, akquiriert

wurden. Diese komplexwertige Kombination erfolgt vorzugsweise, nachdem die im Bildraum räumlich langsam variierende Phase rechnerisch entfernt wurde. Alternativ kann statt der rechnerischen Eliminierung der im Bildraum räumlich langsam variierenden Phase auch ein anderes rechnerisches Verfahren verwendet werden, das die destruktive Interferenz der Signale aus verschiedenen Auslesefenstern vermeidet. Dabei kann die komplexwertige Kombination von Bilddaten einer bestimmten Schicht insbesondere auch segmentweise erfolgen.

[0050] Ausführungsbeispiele für beide Varianten werden später noch anhand der Figuren genauer erläutert. Diese spezielle Rekonstruktion der Bilddaten auf Basis der Rohdaten kann unmittelbar in einer Rekonstruktionseinrichtung des Magnetresonanztomographiesystems, beispielsweise in dessen Steuereinrichtung, erfolgen. Grundsätzlich kann eine solche Rekonstruktion aber auch auf einem anderen Rechner durchgeführt werden. Es ist lediglich erforderlich, dass in irgendeiner Weise entsprechende Rohdaten bereitgestellt werden, beispielsweise über eine Schnittstelle an ein Netzwerk, an das auch das Magnetresonanztomographiesystem angeschlossen ist.

[0051] Die Erfindung wird im Folgenden unter Hinweis auf die beigefügten Figuren anhand von Ausführungsbeispielen noch einmal näher erläutert. Es zeigen:

[0052] **Fig. 1** eine schematische Darstellung eines Magnetresonanztomographiesystems;

[0053] **Fig. 2** ein Pulsschema für einen möglichen Ablauf einer herkömmlichen Einzelschicht-TSE-Pulssequenz im Stand der Technik,

[0054] **Fig. 3A** und **Fig. 3B** ein Pulsschema für eine Mehrschicht-TSE-Pulssequenz gemäß einem Ausführungsbeispiel der Erfindung mit zwei simultan refokussierten Schichten,

[0055] **Fig. 4** ein Phasendiagramm für die zweite Schicht beim Ausführen einer Pulssequenz mit einem Pulsschema gemäß den **Fig. 3A** und **Fig. 3B**,

[0056] **Fig. 5** ein Phasendiagramm für die erste Schicht beim Ausführen einer Pulssequenz mit einem Pulsschema gemäß den **Fig. 3A** und **Fig. 3B**,

[0057] **Fig. 6** ein Flussdiagramm für einen möglichen Ablauf eines Verfahrens zur komplexen Kombination der in verschiedenen Auslesefenstern akquirierten Rohdaten,

[0058] **Fig. 7** ein Flussdiagramm für einen möglichen Ablauf eines Verfahrens zur Kombination der in verschiedenen Auslesefenstern akquirierten Rohdaten aus einer gemäß einem erfindungsgemäßen Pulsschema aufgebauten PROPELLER-TSE-Sequenz.

[0059] In **Fig. 1** ist grob schematisch ein Magnetresonanztomographiesystem **1** (im Folgenden auch kurz „MR-Anlage“ genannt) dargestellt. Sie 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.

[0060] Der Magnetresonanzscanner **2** ist in üblicher Weise mit einem Grundfeldmagnetsystem **4**, 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. 1** 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 Betriebsweisen umschaltbar sind. Das Grundfeldmagnetsystem **4** ist hier in üblicher Weise so ausgebildet, dass es ein Grundmagnetfeld in Längsrichtung des Patienten, d. h. der 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.

[0061] Bei der in **Fig. 1** dargestellten MR-Anlage handelt es sich um eine Ganzkörperanlage mit einem Patiententunnel, in den ein Patient komplett eingebracht werden kann. Grundsätzlich kann die Erfindung aber auch an anderen MR-Anlagen, z. B. mit seitlich offenem, C-förmigen Gehäuse, insbesondere aber auch mit

kleineren Magnetresonanzscannern, in welche beispielsweise nur ein Körperteil positioniert werden kann, verwendet werden.

[0062] Die MR-Anlage 1 weist weiterhin eine zentrale Steuereinrichtung 13 auf, die zur Steuerung der MR-Anlage 1 verwendet wird. Diese zentrale Steuereinrichtung 13 umfasst eine Sequenzsteuereinheit 14 zur Messsequenzsteuerung. Mit dieser wird die Abfolge von Hochfrequenz-Pulsen (HF-Pulsen) und von Gradientenpulsen in Abhängigkeit von einer gewählten Pulssequenz PS in einem interessierenden Volumenbereich des Untersuchungsobjekts innerhalb einer Messsitzung gesteuert. Eine Pulssequenz kann dabei aus mehreren Sequenzmodulen aufgebaut sein. Jedes der Sequenzmodule akquiriert Daten von einer und/oder mehreren Schichten. Eine solche Pulssequenz PS kann beispielsweise innerhalb eines Mess- oder Steuerprotokolls P vorgegeben und parametrisiert sein. Üblicherweise sind verschiedene Steuerprotokolle P für unterschiedliche Messungen bzw. Messsitzungen in einem Speicher 19 hinterlegt und können von einem Bediener ausgewählt (und bei Bedarf gegebenenfalls geändert) und dann zur Durchführung der Messung genutzt werden. Im vorliegenden Fall enthält die Steuereinrichtung 13 unter anderem Pulssequenzen, die nach dem erfindungsgemäßen Verfahren arbeiten. Ein Beispiel für eine solche Pulssequenz wird später noch anhand der **Fig. 3A** und **Fig. 3B** näher erläutert.

[0063] Zur Ausgabe der einzelnen HF-Pulse einer Pulssequenz PS weist die zentrale Steuereinrichtung 13 eine Hochfrequenzsendeeinrichtung 15 auf, die die HF-Pulse erzeugt, verstärkt und über eine geeignete Schnittstelle (nicht im Detail dargestellt) in das HF-Sendeantennensystem 5 einspeist. Zur Steuerung der Gradientenspulen des Gradientensystems 6, um entsprechend der vorgegebenen Pulssequenz die Gradientenpulse passend zu schalten, 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 zur Ausführung der Pulssequenzen. Die Steuereinrichtung 13 weist außerdem eine (ebenfalls in geeigneter Weise mit der Sequenzsteuereinheit 14 kommunizierende) Hochfrequenzempfangseinrichtung 17 auf, um innerhalb der durch die Pulssequenz PS vorgegebenen Auslesefenster koordiniert mittels des HF-Empfangsantennensystems 7 Magnetresonanz-Signale, im Rahmen der vorliegenden Erfindung die noch später erläuterten Echosignale, zu empfangen und so nach Digitalisierung, Demodulation, und Tiefpassfilterung die komplexen Rohdaten für die einzelnen Schichten zu akquirieren.

[0064] Eine Rekonstruktionseinheit 18 übernimmt hier die akquirierten Rohdaten und rekonstruiert daraus Magnetresonanz-Bilddaten für die Schichten. Auch diese Rekonstruktion erfolgt in der Regel auf Basis von Parametern, die in dem jeweiligen Messprotokoll vorgegeben sind. Diese Bilddaten können dann beispielsweise in einem Speicher 19 hinterlegt werden. Im vorliegenden Fall ist die Rekonstruktionseinheit 18 so ausgebildet, dass sie nach dem erfindungsgemäßen Verfahren arbeiten kann, wie es beispielhaft später noch anhand der **Fig. 6** und **Fig. 7** erläutert wird. Dabei können insbesondere die Rohdaten und/oder Bilddaten einer Schicht in einer speziellen Datenkombinationseinheit 20 der Rekonstruktionseinheit 18 kombiniert werden. Diese Datenkombinationseinheit 20 kann aus Softwaremodulen bestehen benötigt also in der Regel keine extra Hardwarekomponente.

[0065] Eine Bedienung der zentralen Steuereinrichtung 13 kann über ein Terminal mit einer Eingabeeinheit 10 und einer Anzeigeeinheit 9 erfolgen, über das somit auch die gesamte MR-Anlage 1 durch eine Bedienperson bedient werden kann. Auf der Anzeigeeinheit 9 können auch MR-Bilder angezeigt werden, und mittels der Eingabeeinheit 10, gegebenenfalls in Kombination mit der Anzeigeeinheit 9, können Messungen geplant und gestartet und insbesondere Steuerprotokolle P mit geeigneten Pulssequenzen PS wie oben erläutert ausgewählt und gegebenenfalls modifiziert werden.

[0066] Die erfindungsgemäße MR-Anlage 1 und insbesondere die Steuereinrichtung 13 können darüber hinaus noch eine Vielzahl von weiteren, hier nicht im Einzelnen dargestellten, aber üblicherweise an solchen Anlagen vorhandenen 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.

[0067] Wie durch ein Einstrahlen von HF-Pulsen und das Schalten von Gradientenpulsen geeignete Rohdaten akquiriert und daraus MR-Bilder rekonstruiert werden können, ist dem Fachmann grundsätzlich bekannt und wird hier nicht näher erläutert. Ebenso sind verschiedenste Schicht-Messsequenzen, wie z. B. insbesondere die bereits oben erläuterten TSE-Pulssequenzen, dem Fachmann vom Grundsatz her bekannt. Dennoch wird im Folgenden zunächst anhand der **Fig. 2** eine typische konventionelle TSE-Sequenz erläutert, um die Unterschiede zu einer erfindungsgemäße Pulssequenz zu verdeutlichen, die später anhand eines in der **Fig. 3A** und

Fig. 3B dargestellten Beispiels näher erläutert wird. In den Pulsdiagrammen der **Fig. 2** sowie der **Fig. 3A** und **Fig. 3B** wird jeweils, in üblicher Weise, auf verschiedenen Achsen die Anordnung der HF- und Gradientenpulse, Magnetresonanzsignale (Echosignale) und Auslesefenster über der Zeit t (von links nach rechts) dargestellt. Auf der obersten Achse sind die HF-Pulse und Echosignale angezeigt, auf der zweiten Achse die Gradientenpulse in Schichtselektionsrichtung, auf der dritten Achse die Gradientenpulse in Ausleserichtung, auf der vierten Achse die Gradientenpulse in Phasenkodierrichtung und auf der untersten Achse die Auslesefenster. Für die drei Gradientenachsen gilt Folgendes: Die gestrichelt gezeichnete horizontale Achse ist jeweils die Nulllinie. Die Höhe der Signale repräsentiert jeweils (nicht unbedingt maßstäblich) die relative Amplitude. Das Vorzeichen der Amplitude (relativ zur Nullachse) entspricht der Richtung des Gradientenfeldes. Teilweise sind in den Figuren die gezeichneten Gradientenpulse mit einem oder mehreren großen Buchstaben belegt. Diese Buchstaben stehen für das 0-te Moment eines Gradientenpulses bzw. das während eines Zeitintervalls von dem Gradientenpuls akkumulierten 0-te Moment. Diese Momentangaben dienen dazu, das Verständnis der Pulssequenz zu erleichtern. Insbesondere sind verschiedene Gradientenpulse bzw. Teilintervalle verschiedener Gradientenpulse, die das gleiche 0-te Moment akkumulieren, mit dem gleichen großen Buchstaben belegt.

[0068] **Fig. 2** zeigt die ersten zwei Echos E einer konventionellen TSE-Sequenz im Stand der Technik. Die Sequenz startet mit einem schichtselektiven 90° -HF-Schichtanregungspuls α (im Folgenden kurz „Anregungspuls“), gefolgt von einer Serie von schichtselektiven HF-Refokussierungspulsen $\beta_1, \beta_2, \beta_3$ (im Folgenden kurz „Refokussierungspuls“). Dabei wird nach jedem Refokussierungspuls $\beta_1, \beta_2, \beta_3$ genau ein Echo formiert, das in je einem Auslesefenster (Ausleseintervall) AQ ausgelesen wird. Die Dauer T_{ACQ} des Auslesefensters AQ ist dabei durch die Zahl der ausgelesenen Datenpunkte und den zeitlichen Abstand zweier Datenpunkte, der sogenannten „Dwell time“, bestimmt. In **Fig. 2** sind nur drei Refokussierungspulse $\beta_1, \beta_2, \beta_3$ dargestellt, in der T2-gewichteten Bildgebung ist die Anzahl (auch bei der später dargestellten erfundungsgemäßen Pulssequenz oder beliebigen Varianten davon) in der Regel erheblich höher und variiert – je nach Anwendung – zwischen drei und mehreren hundert Refokussierungspulsen. Die Zahl der Refokussierungspulse wird auch „Echozuglänge“ (abgekürzt ETL von engl. „Echo Train Length“) genannt.

[0069] Die dargestellte Sequenz erfüllt die sogenannte Carr-Purcell-Meiboom-Gill-Bedingung (CPMG-Bedingung), die sicherstellt, dass Echosignale E von Spins, die verschiedenen kohärenten Echopfaden folgen, sich zum Echozeitpunkt konstruktiv überlagern. Die CPMG-Bedingung fordert unter anderem, dass die Phase, die ein Spin zwischen zwei beliebigen aufeinander folgenden Refokussierungspulsen $\beta_1, \beta_2, \beta_3$ akquiriert, jeweils gleich sein muss. Die CPMG-Bedingung wird, beispielsweise, genauer im „Handbook of MRI Pulse Sequences“, Elsevier Academic Press; Auflage: illustrated edition (21. September 2004); ISBN-10: 0120928612; ISBN-13: 978-0120928613 von Matt A. Bernstein, Kevin E. King, Xiaohong Joe Zhou erläutert.

[0070] Dazu wird erstens der zeitliche Abstand T zwischen den Refokussierungspulsen $\beta_1, \beta_2, \beta_3$ doppelt so lang wie der zeitliche Abstand zwischen dem Isodelaypunkt des Anregungspulses und der Mitte des ersten Refokussierungspulses β_1 gewählt.

[0071] Zweitens wird die Phase der Refokussierungspulse um 90° gegenüber der Phase des Anregungspulses gedreht (d. h. wenn das B_1 -Feld des Anregungspulses z. B. in einem um die z -Achse, in welcher das B_0 -Feld liegt, rotierenden Koordinatensystem entlang der x -Achse anliegt, legt man das B_1 -Feld der Refokussierungspulse parallel oder antiparallel zur y -Achse).

[0072] Die Breite der angeregten Schicht wird sowohl bei dem Anregungspuls α als auch bei den Refokussierungspulsen $\beta_1, \beta_2, \beta_3$ jeweils über die Bandbreite des RF-Pulses und über einen Schichtselektionsgradientenpuls $GS'_1, GS'_4, GS'_7, GS'_{10}$ geregelt, der während der Einstrahlung des Anregungs- oder Refokussierungspulses $\beta_1, \beta_2, \beta_3$ anliegt. Unmittelbar vor und unmittelbar nach jedem Refokussierungspuls β schaltet man je einen sogenannten Crusher-Gradienten $GS'_3, GS'_5, GS'_6, GS'_8, GS'_9, GS'_{11}$, deren Aufgabe es ist, den FID des Refokussierungspulses $\beta_1, \beta_2, \beta_3$ vor dem darauf folgenden Auslesefenster AQ zu dephasieren, so dass er keinen Signalbeitrag liefert. Dabei bezeichnet FID („free induction decay“) das transiente Signal eines Spin-Systems, das von einem einzelnen HF-Puls induziert wird. Mit anderen Worten handelt es sich um das Signal, das von Spins ausgeht, für die der Refokussierungspuls als Anregungspuls „wirkt“.

[0073] Der linke und rechte Crusher-Gradient GS'_3, GS'_5 sollen dabei das gleiche 0-te Moment haben. In den Figuren wird der Absolutwert des Moments eines Gradientenpulses, welches durch die Fläche unter dem Puls, d. h. der über die Zeit integrierten Amplitude des Gradienten, entspricht, jeweils durch große Buchstaben im betreffenden Flächenbereich des Pulses symbolisiert. Die großen „F“ zeigen also in **Fig. 1**, dass der linke und der rechte Crusher-Gradient GS'_3, GS'_5 das gleiche Moment haben. Ferner haben auch die Crusher-Gradienten

$GS'_3, GS'_5, GS'_6, GS'_8, GS'_9, GS'_{11}$ verschiedener Refokussierungspulse $\beta_1, \beta_2, \beta_3$ wieder das gleiche Moment F. Jede andere Wahl verletzt bereits die CPMG-Bedingung.

[0074] Nach dem Anregungspuls α wird ein Schichtrephasiergradientenpuls GS'_2 benötigt, dessen Moment – A gleich dem negativen des durch den Schichtselektionsgradientenpuls GS'_1 zwischen dem Isodelayzeitpunkt des Anregungspulses α und dem Ende des Schichtselektionsgradientenpuls GS'_1 akkumulierten Momentes A ist.

[0075] Die zeitliche Anordnung der RF-Pulse ist derart, dass sich zu dem Zeitpunkt $T_\beta/2$ nach jedem Refokussierungspuls α ein Spin-Echosignal E formiert.

[0076] Dieses wird jeweils durch einen Auslesegradientenpuls GR'_2, GR'_3 frequenzkodiert. Ein Auslesevorphasiergradientenpuls GR'_1 zwischen dem Anregungspuls α und dem ersten Refokussierungspuls β_1 , dessen Moment B mit dem Moment B übereinstimmt, dass ein Spin von Beginn des Auslesegradientenpulses GR'_2, GR'_3 bis zum Zentrum des Echosignals E akkumuliert, sorgt dafür, dass das Gesamtmoment zum Zeitpunkt des Echosignals E Null ist.

[0077] Der zweite Teil des Auslesegradienten GR'_2, GR'_3 nach dem Echo hat ebenfalls die Fläche B und dient damit auch als Vorphasiergradient für Spins, die kohärenten Echopaden folgen, die sich zwischen mehr als einem Paar von Refokussierungspulsen β_1, β_2 , in der transversalen Ebene befinden.

[0078] Zur Phasenkodierung des Echosignals E dient ein Phasenkodiergradientenpuls GP'_1, GP'_3 , der jeweils zwischen dem Ende des Refokussierungspulses $\beta_1, \beta_2, \beta_3$ und dem Beginn des Auslesefensters AQ' geschaltet wird. Das durch diesen Gradientenpuls GP'_1, GP'_3 akquirierte Moment D, E muss nach Ende des Auslesintervalls AQ und vor Beginn des nächsten Refokussierungspulses β_2, β_3 durch einen Phasen-Refokussierungsgradientenpuls GP'_2, GP'_4 in Phasenkodierrichtung mit einem Moment –D, –E kompensiert werden, um die genannte CPMG-Bedingung zu erfüllen.

[0079] In **Fig. 2** sind aus zeichentechnischen Gründen nur die ersten zwei Echosignale E gezeigt. Durch Wiederholung des gerahmten Sequenzblocks SB' erhält man das Sequenzdiagramm für das komplette Sequenzmodul, welches aus dem Anregungsblock AB' mit dem Anregungspuls α und dem nachfolgenden Echozug besteht. Der Echozug ist dabei aus mehreren hintereinander geschalteten Sequenzblöcken SB' aufgebaut. Jeder Sequenzblock SB' beinhaltet einen Refokussierungspuls mit nachfolgenden Echosignalen E, einen Schichtselektionsgradienten, den rechten Crusher-Gradient des eigenen Refokussierungspulses sowie den linken Crusher-Gradienten des nächsten Refokussierungspulses, einen Auslesegradienten, einen Ausleseintervall AQ, einen Phasenkodiergradienten und einen dazu passenden Phasen-Refokussierungsgradienten. Kodieren verschiedene Echosignale E verschiedene k-Raum-Zeilen, so wird das Moment des Phasenkodiergradienten GP'_1, GP'_3 und des Phasenkodierrefokussiergradienten GP'_2, GP'_4 zwischen den Wiederholungen des Sequenzblocks SB' variiert. Alle anderen Gradientenpulse ändern ihren Wert nicht, um die CPMG-Bedingung nicht zu verletzen.

[0080] Die **Fig. 3A** und **Fig. 3B** zeigen gemeinsam den Anfang einer Pulssequenz zur simultanen Refokussierung von mehreren angeregten Schichten gemäß einer möglichen Ausführungsform der Erfindung. Dabei wurde das Pulsdigramm wegen der besseren Darstellbarkeit in zwei Teilfiguren **Fig. 3A** und **Fig. 3B** aufgeteilt, wobei **Fig. 3A** einen Anregungsblock AB, in dem die Schichten erstmals angeregt werden, einen Präparationsblock Π und einen ersten Sequenzblock SB_1 zeigt. Dem schließt sich dann eine Anzahl weiterer Sequenzblöcke SB an. Jeder Sequenzblock SB_1, SB beginnt hier wiederum mit einem Refokussierungspuls $\gamma, \delta, \epsilon, \zeta$. Die ersten beiden dieser weiteren Sequenzblöcke SB sowie der Beginn eines weiter nachfolgenden gleichartigen Sequenzblocks SB mit einem Refokussierungspuls ζ ist in **Fig. 3B** dargestellt. Die Pulsdigramme in den **Fig. 3A** und **Fig. 3B** schließen dabei an der strichpunktuierten vertikalen Linie nahtlos aneinander an. Die Anzahl der Sequenzblöcke SB bzw. Refokussierungspulsen innerhalb der Pulssequenz kann wie bei der klassischen Pulssequenz nach **Fig. 2** nahezu beliebig variiert werden und z. B. – je nach Anwendung – zwischen drei und mehreren hundert Refokussierungspulsen betragen. Wie später noch erläutert wird, unterscheiden sich die späteren Sequenzblöcke SB nur in der Höhe der Phasenkodiergradientenpulse GP_5, GP_7, GP_9 , und der Phasenkodierrefokussierungsgradientenpulse GP_6, GP_8 .

[0081] Ausgehend von der konventionellen TSE-Sequenz gemäß **Fig. 2** müssen folgende Änderungen vorgenommen werden, um zu einer solchen erfindungsgemäßen Pulssequenz zu kommen: Anstelle nur eines Schichtanregungspulses α werden nun innerhalb des Anregungsblocks AB in einem („ersten“) zeitlichen Abstand T_α voneinander mindestens zwei Schichtanregungspulse α_1, α_2 ausgesandt. Die bei-

den Schichtanregungspulse α_1, α_2 regen die Spins in verschiedenen, in der Regel zueinander parallelen Schichten an. Stimmen Dicke der Schichten und die Hochfrequenz-Bandbreite der beiden Schichtanregungspulse α_1, α_2 überein, so unterscheiden sie sich also nur in ihrer Trägerfrequenz („carrier frequency“). Die Länge des zeitlichen Abstands T_α zwischen den Schichtanregungspulsen α_1, α_2 wird im Folgenden noch ausführlich diskutiert. Der besseren Darstellbarkeit wegen ist hier nur die Anregung und simultane Refokussierung von $m = 2$ Schichten gezeigt, die Sequenz kann aber ohne weiteres für die simultane Refokussierung von mehr als zwei Schichten (d. h. $m > 2$) verwendet werden.

[0082] Weiterhin werden links und rechts des ersten Refokussierungspulses β sogenannte „Diffusionsgradientenpulse“ GS_3, GS_5 zur Präparation der Magnetisierung eingefügt. Die Zeit $T_\beta/2$ zwischen dem letzten Schichtanregungspuls α_2 und dem Refokussierungspuls β – und somit auch die Zeit T_β – wird je nach gewünschter maximaler Diffusionswichtung (und damit Dauer der Diffusionsgradienten) verlängert. Die Diffusionspräparation kann auf einer, zwei oder allen drei Raumachsen simultan erfolgen. In **Abb. 3A** erfolgt sie der besseren Übersichtlichkeit wegen nur auf der Schichtselektionsachse. Bei hinreichendem Moment der Diffusionsgradienten können die Crusher-Gradienten GS'_3, GS'_5 aus **Fig. 2** um den ersten Refokussierungspuls β entfallen, weil deren Aufgabe von den Diffusionsgradientenpulsen GS_3, GS_5 übernommen wird. Der in **Fig. 3A** gezeigte Präparationsblock Π ist nur als Beispiel zu verstehen, es lässt sich je nach gewünschter Präparation durch eine Vielzahl andere Blöcke substituieren. Im Folgenden wird nur vorausgesetzt, dass der Präparationsblock so ausgebildet ist, dass er bezüglich seiner zeitlichen Symmetrieachse ein Echo formiert. In der Regel wird er also mindestens einen Refokussierungspuls β enthalten. Mit anderen Worten, falls in einem zeitlichen Abstand $T_\beta/2$ vor der zeitlichen Mitte des Präparationsblocks Π ein Anregungspuls ausgespielt wird, so formiert dieses im zeitlichen Abstand $T_\beta/2$ nach seiner zeitlichen Mitte ein Echo. Die einfachste Ausführungsform ist demnach ein einziger symmetrischer Refokussierungspuls β , dessen zeitliche Mitte mit der zeitlichen Mitte des Präparationsblocks Π zusammenfällt, flankiert von zwei Crusher-Gradienten.

[0083] Außerdem sind die Refokussierungspulse $\beta, \gamma, \delta, \varepsilon, \zeta$ derart ausgebildet, dass sie jeweils sowohl die vom Anregungspuls α_1 als auch die vom Anregungspuls α_2 angeregte Schicht zumindest teilweise erfasst, d. h. auf diese einwirkt. Im einfachsten Fall erreicht man dies indem man die Breite der refokussierten Schicht gegenüber der Breite der angeregten Schichten erhöht. Bezeichnet Δz die Breite einer angeregten Schicht und ist d der Abstand der beiden Schichten, so wird man die Breite der durch einen Refokussierungspuls $\beta_1, \beta_2, \beta_3$ erreichten Schicht also mindestens $d + \Delta z$ (oder bei m Schichten in allgemeinerer Form $(m - 1)d + \Delta z$) wählen. Wird die Hochfrequenz-Bandbreite der Refokussierungspulse $\beta_1, \beta_2, \beta_3$ aus der Sequenz nach **Fig. 2** beibehalten, kann dies z. B. dadurch erreicht werden, dass die Amplitude des jeweils mit dem Refokussierungspuls $\beta, \gamma, \delta, \varepsilon, \zeta$ ausgesendeten Schichtselektionsgradientenpulses $GS_4, GS_7, GS_{10}, GS_{13}, GS_{16}$ im Verhältnis zu dem Schichtselektionsgradientenpuls GS'_4, GS'_7 reduziert wird. Ferner wird die Trägerfrequenz des Refokussierungspulses $\beta, \gamma, \delta, \varepsilon, \zeta$ jeweils derart gewählt, dass das Zentrum der refokussierten Schicht genau in der Mitte der m angeregten parallelen Schichten liegt. Die Crusher-Gradientenpulse $GS_6, GS_8, GS_9, GS_{11}, GS_{12}, GS_{14}, GS_{15}, GS_{17}$ müssen nicht angepasst werden.

[0084] Während bei der konventionellen Pulssequenz nach **Fig. 2** nach jedem Refokussierungspuls $\beta_1, \beta_2, \beta_3$ genau ein Echosignal formiert, erzeugt die erfundungsgemäße Sequenz bis zu $2m$ Echosignale $E_{1a}, E_{1b}, E_{2a}, E_{2b}$ nach jedem Refokussierungspuls $\beta, \gamma, \delta, \varepsilon, \zeta$, wobei m die Zahl der simultan refokussierten Schichten ist. In den **Abb. 3A** und **Abb. 3B** ist also $m = 2$.

[0085] Würden alle Ausleseparameter der Pulssequenz von **Fig. 2** und somit auch die Auslesedauer T_{ACQ} beibehalten, müsste der („dritte“) zeitliche Abstand T_δ zwischen zwei Refokussierungspulsen $\gamma, \delta, \varepsilon, \zeta$ der weiteren Sequenzblöcke SB entsprechend angepasst werden.

[0086] Alternativ kann man auch die Auslesedauer T_{ACQ} der Auslesefenster AQ verkürzen, z. B. indem die Dwell-Time um einen Faktor a verkürzt wird. Bei unverändertem Field of View (FoV) und Zahl der ausgelesenen Datenpunkte bedeutet dies, dass die Amplitude der Auslesegradientenpulse GR_2, GR_3, GR_4, GR_5 gegenüber den Auslesegradientenpulsen GR'_2, GR'_3 nach **Fig. 1** um den gleichen Faktor a erhöht werden müsste, damit der k-Raum-Abstand der Auslesepunkte unverändert bleibt. Dieser Faktor a ist dabei durch die maximale Gradientenamplitude des Gradientensystems und die minimale Dwell Time des Analog/Digital-Konverters begrenzt.

[0087] Der zeitliche Abstand zwischen den m ersten aufeinanderfolgenden Echosignalen E_{1b}, E_{2b} und den m letzten aufeinanderfolgenden Echosignalen E_{2a}, E_{1a} nach jedem Refokussierungspuls $\beta, \gamma, \delta, \varepsilon, \zeta$ ist dabei gleich dem zeitlichen Abstand T_α der Schichtanregungspulse α_1, α_2 .

[0088] Um das Überlappen der verschiedenen Auslesefenster AQ für die unterschiedlichen Echosignale E_{1a} , E_{1b} , E_{2a} , E_{2b} zu vermeiden, ist mit der Festlegung der Dauer T_{ACQ} der Auslesefenster AQ auch der zeitliche Abstand T_α zwischen zwei aufeinander folgenden Echosignalen E_{1a} , E_{1b} , E_{2a} , E_{2b} nach unten begrenzt:

$$T_\alpha \geq T_{ACQ} \quad (1)$$

[0089] Bei einer bevorzugte Ausführungsform der Erfindung wird dafür gesorgt, dass Spinechoes und Gradientenechos zusammenfallen. Dieses „Zusammenfallen“ von Spinechos und Gradientenechos ist im Zusammenhang mit der vorliegenden Erfindung wie folgt zu verstehen: Mit „Gradientenecho“ ist gemeint, dass die akkumulierte Phase in Folge der geschalteten Gradientenfelder (mit Ausnahme der Phasenkodiergradienten) zum Echozeitpunkt Null sein muss. Dies ist eine notwendige Voraussetzung zur Formierung eines Echos. Mit „Spinecho“ ist gemeint, dass die in Folge einer lokalen Offresonanz akkumulierte Phase zum Echozeitpunkt Null ist. Eine CPMG-TSE Sequenz (wie z. B. in Zusammenhang mit **Fig. 2** erläutert) erfüllt beispielsweise zu einem Echozeitpunkt jeweils diese Gradientenechobedingung und gleichzeitig die Spinechobedingung. Hier fallen also Spinechos und Gradientenechos zusammen.

[0090] Durch das Zusammenfallen von Spinechos und Gradientenechos wird erreicht, dass die Sequenz gegen lokale Inhomogenitäten des B_0 -Felds robust ist. Das erste Spinechosignal formiert sich nach einem Zeitabstand T_y nach dem Refokussierungspuls γ des ersten Sequenzblocks SB_1 , wobei T_y das Zeitintervall zwischen dem letzten von dem Präparationsmodul Π formierten Echosignal E_{1a} und dem Isodelayzeitpunkt des Refokussierungspulses γ ist. Die Position des ersten Gradientenechos kann, wie später noch erläutert wird, durch die Wahl des Auslesevorphasiergradientenpuls GRP zwischen dem letzten Schichtanregungspuls α_2 und dem Präparationblock Π festgelegt werden.

[0091] Der („zweite“) Zeitabstand T_y wird zunächst bevorzugt so kurz wie möglich gewählt, um einen möglichst kurzen Echoabstand T_δ (Das Zeitintervall zwischen zwei aufeinander folgenden Refokussierungspulsen, also hier der Abstand zwischen zwei Sequenzblöcken, wird als Echoabstand T_δ (engl. „echo spacing“) bezeichnet) zu realisieren und damit das sogenannte „T2-Blurring“, d. h. Verschmierungsartefakte (engl. „blurring artifacts“) aufgrund des unvermeidlichen T2-Zerfalls entlang des Echozugs, gering zu halten. Aus **Fig. 3A** ist ersichtlich, dass der Zeitabstand T_y durch die Dauer T_{REF} des Refokussierungspulses β , γ , δ , ϵ , ζ , die Dauer T_{ACQ} eines Ausleseintervalls AQ und einen Zeitraum TG nach unten begrenzt ist:

$$T_y \geq T_{REF}/2 + TG + T_{ACQ}/2 \quad (2)$$

[0092] Der Zeitraum TG ist die Zeit, die für die Phasenkodierung, einen Crusher-Gradienten, bzw. zum Hochfahren des Auslesegradienten benötigt wird. Da die genannten Gradientenpulse in der Regel parallel geschaltet werden, bestimmt der längste den Zeitraum TG.

[0093] Mit der Wahl von der Zeitabstände T_{ACQ} , T_α und T kann man auch den zeitlichen Abstand T_δ zweier aufeinander folgender Refokussierungspulse β , γ , δ , ϵ , ζ der Sequenzblöcke SB_1 , SB festlegen:

$$T_\delta \geq 2 \cdot (m - 1)T_\alpha + 2 \cdot T_y + T_{ACQ} \quad (3)$$

[0094] Mit diesen Zeitspannen T_α und T_{ACQ} ist wiederum die „Flattop-Dauer“ $TGRO_2$ (die Dauer des mittleren Bereichs eines trapezförmigen Pulses, in dem die Amplitude nicht variiert) des Auslesegradienten GRO_2 des ersten Sequenzblocks SB_1 nach unten begrenzt:

$$TGRO_2 \geq T_{ACQ} + (2m - 2) \cdot T_\alpha + (T_\delta - (2m - 2) \cdot T_\alpha - 2 \cdot T_y) = T_{ACQ} + T_\delta - 2 \cdot T_y \quad (4)$$

[0095] Um wieder das „T2-Blurring“ so gering wie möglich zu halten, wird bevorzugt die Zeitspanne T_δ so kurz wie möglich gewählt, was wiederum $TGRO_2$ nach oben limitiert:

$$TGRO_2 \leq T_\delta - T_{REF} - 2 \cdot TGRO_{RT} \quad (5)$$

[0096] Dabei ist $TGRO_{RT}$ eine Rampenzeitz (engl. „ramp time“) des symmetrischen Auslesegradientenpulses, die über die maximale Gradientenanstiegszeit S und die Amplitude des Auslesegradienten A_{GRO} wie folgt nach unten limitiert ist:

$$TGRO_{RT} \geq S \cdot A_{GRO} \quad (6)$$

[0097] Die gleichen Zeitbedingungen gelten für die Auslesegradienten GRO_3 , GRO_4 , GRO_5 der weiteren Sequenzblöcke SB bzw. deren „Flattop-Dauern“ TGRO_3 , TGRO_4 , TGRO_5 .

[0098] Wenn die vom Präparationsblock Π selbst formierten Echosignale E_{2a} , E_{1a} auch ausgelesen werden, kann zum entsprechenden Zeitpunkt ein Auslesegradientenpuls GRO_1 geschaltet werden. In der Regel wird dieser Auslesegradientenpuls GRO_1 die gleiche Amplitude A_{GRO} und die gleiche Rampenzzeit wie die späteren Auslesegradientenpulse GRO_2 , GRO_3 , GRO_4 , GRO_5 der Sequenzblöcke SB₁, SB haben. Wird zusätzlich die Flattop-Dauer vor dem ersten Echosignal E_{2a} und nach dem letzten Echosignal E_{1a} entsprechend wie beim Design der Auslesegradientenpulse GRO_2 , GRO_3 , GRO_4 , GRO_5 gewählt, so ergibt sich ein Gesamtmoment des ersten Auslesegradienten GRO_1 von $2 \cdot B + (m - 1) \cdot C$. Diese Wahl ist aber nicht zwingend. Der Auslesegradient GRO_1 kann auch ganz weggelassen werden, wenn die vom Präparationsblock Π formierten Echosignale E_{2a} , E_{1a} nicht ausgelesen werden sollen. Allerdings sind derartige Abweichungen beim Festlegen des 0-ten Momentes des Auslesevorphasiergradientenpulses GRP zu berücksichtigen. Optional können die Echosignale E_{2a} , E_{1a} durch Schalten eines Phasenkodiergradienten und eines Phasenrefokussiergradienten mit umgekehrtem Vorzeichen und gleichem absoluten 0-ten Moment (in **Abb.** 3A das 0-te Moment G) phasenkodiert werden.

[0099] Zwischen den Schichtselektionsgradienten $\text{GS}_{1,1}$, $\text{GS}_{1,2}$ zweier aufeinander folgender Schichtanregungspulse α_1 , α_2 wird ein Gradient $\text{GS}_{2,1}$ in Schichtselektionsrichtung geschaltet, dessen 0-tes Moment gleich dem negativen der Summe des zwischen Isodelayzeitpunkt des ersten Anregungspulses α_1 und dem Ende des ersten Schichtselektionsgradienten $\text{GS}_{1,1}$ akkumulierten Moments und dem Moment, das zwischen dem Beginn des zweiten Schichtselektionsgradienten $\text{GS}_{1,2}$ und dem Isodelaypunkt des zweiten Anregungspulses α_2 akkumuliert wird, ist. Sein Vorzeichen ist somit umgekehrt zum Vorzeichen der Schichtselektionsgradienten $\text{GS}_{1,1}$ und $\text{GS}_{1,2}$. Bei Verwendung von symmetrischen Schichtselektionsgradienten $\text{GS}_{1,1}$, $\text{GS}_{1,1}$ und Anregungspulsen α_1 , α_2 , sowie der Zentrierung der Isodelaypunkte in der Mitte des Flattops des Schichtselektionsgradienten $\text{GS}_{1,1}$, $\text{GS}_{1,1}$, wie in **Fig.** 3A dargestellt, ist das Moment dieses Gradienten $\text{GS}_{2,1}$ also $-2A$ und damit gleich dem negativen Moment $2A$ eines Schichtselektionsgradienten $\text{GS}_{1,1}$, $\text{GS}_{1,2}$. Unter den genannten Voraussetzungen kann man das Wirken des Gradienten auch zum einfacheren Verständnis wie folgt interpretieren: Der Gradientenpuls $\text{GS}_{2,1}$ kompensiert vorausschauend das Moment, dass die durch den ersten Anregungspuls α_1 angeregten Spins der ersten Schicht in Folge des Schichtselektionsgradienten $\text{GS}_{1,2}$ des zweiten Anregungspulses α_2 akkumulieren werden. Der Gradientenpuls $\text{GS}_{2,2}$ in Schichtselektionsrichtung unmittelbar nach dem letzten Anregungspuls α_2 operiert als gemeinsamer Schichtrefokussierungspuls des ersten Anregungspulses α_1 und des zweiten Anregungspulses α_2 .

[0100] Zwischen zwei aufeinander folgenden Anregungspulsen α_1 , α_2 wird ein weiterer Gradientenpuls GRO_0 in Ausleserichtung geschaltet, dessen 0-tes Moment C betragsmäßig exakt mit dem 0-ten Moment übereinstimmt, das zwischen zwei aufeinander folgenden Echosignalen (aus der Gruppe der ersten m Echosignale E_{1b} , E_{2b} oder aus der Gruppe der letzten m Echosignale E_{2a} , E_{1a}) in Ausleserichtung akkumuliert wird, in **Fig.** 3A gilt also:

$$|C| = |T_\alpha \cdot A_{\text{GRO}}| \quad (7)$$

wobei A_{GRO} die Amplitude eines Auslesegradientenpulses GRO_2 , GRO_3 , ... ist. Das Vorzeichen des Gradienten GRO_0 hängt von der Zahl der Refokussierungspulse innerhalb des Präparationsmoduls ab. Ist diese ungerade, hat er das gleiche Vorzeichen wie die Auslesegradienten GRO_1 , GRO_2 , ..., andernfalls ein entgegengesetztes Vorzeichen.

[0101] Damit Spinechos und Gradientenechos wie gewünscht zusammenfallen, müssen des Weiteren die zeitliche Lage und das 0-te Moment des Auslesevorphasiergradientenpulses GRP geeignet gewählt werden. Dabei besteht große Freiheit. Im Folgenden werden zwei in der Praxis besonders wichtige Fälle unterschieden und jeweils hinreichende Designkriterien vorgegeben, die zum Zusammenfallen von Spinechos und Gradientenechos führen. Diese Designkriterien haben aber nicht den Anspruch auf Vollständigkeit. Vielmehr kann es andere gleichwertige Lösungen geben.

[0102] Bei dem ersten Fall, der in **Fig.** 3A dargestellt ist, werden die ersten m vom Präparationsblock Π formierten Echos ausgelesen. In diesem Fall legt man den Auslesevorphasiergradientenpuls GRP bevorzugt (aber nicht notwendigerweise) zwischen dem letztem Schichtanregungspuls α_2 und vor dem Präparationsblock Π an. Das 0-te Moment des Auslesevorphasiergradientenpulses GRP wählt man nun so, dass die Phase, die die Spins der letzten angeregten Schicht α_2 zwischen dem Beginn des Präparationsblocks Π und dem ersten Echo E_{2a} dieser Schicht nach dem Präparationsmodul Π akkumulieren, exakt kompensiert wird. Da jeder Refokussierungspuls die durch die vorausgegangenen Gradienten akkumulierte Phase negiert, ist dabei insbe-

sondere die Zahl der Refokussierungspulse des Präparationsblocks Π zu berücksichtigen. Im gezeichneten Beispiel ist das Moment GRP also gleich dem Moment B, das vom Auslesegradianten GRO₁ zwischen Beginn und Spinecho E_{2a} akkumuliert wird.

[0103] Des Weiteren wählt man in diesem Fall das Moment in Ausleserichtung, das zwischen dem letzten vom Präparationsblock Π formierten Echo E_{1a} (der zuerst angeregten Schicht α_1) und dem ersten Sequenzblock SB₁ akkumuliert wird, gleich dem Moment, das innerhalb des Sequenzblock SB₁ zwischen Refokussierungspuls γ und erstem Echo E_{1b} in Ausleserichtung akkumuliert wird. Die symmetrische Form des Auslesegradianten GRO₁ in **Fig. 3A** erfüllt dieses Kriterium in „natürlicher“ Weise.

[0104] Es ergibt sich somit zum Echozeitpunkt des Echosignals E_{2b} in **Abb. 3A** ein Gesamtmoment von Null:

$$B - (2B + C) + (B + C) = 0. \quad (8)$$

[0105] Bei einem nicht dargestellten zweiten Fall werden die ersten m vom Präparationsblock Π formierten Echos nicht ausgelesen (d. h. der Auslesegradiant GRO₁ entfällt hier, falls nicht ausgelesen wird und dennoch der Auslesegradiant GRO₁ geschaltet wird, gilt der erste Fall) und der Präparationsblock Π ist selbstrefokussierend. Dabei bedeutet „selbstrefokussierend“, dass alle vom Präparationsblock Π geschalteten Gradienten in Ausleserichtung innerhalb des Präparationsblocks Π kompensiert werden. Wegen des symmetrischen Designs des Präparationsblocks Π bezüglich seiner zeitlichen Symmetriearchse ist diese Forderung in der Regel in natürlicher Weise erfüllt bzw. kann einfach erfüllt werden.

[0106] In diesem zweiten Fall legt man den Auslesevorphasiergradientenpuls GRP bevorzugt (aber nicht notwendigerweise) zwischen dem letztem vom Präparationsblock Π formierten Echo E_{1a} und dem Beginn des ersten Sequenzblocks SB₁ an. Sein Moment wählt man gleich dem Moment B, das innerhalb des Sequenzblocks SB₁ zwischen Refokussierungspuls γ und erstem Echo E_{1b} in Ausleserichtung akquiriert wird. Bei dieser Vorgehensweise werden m – 1 weitere Vorphasiergradienten jeweils mit einem Moment C zwischen den vom Präparationsblock Π formierten Echos geschaltet.

[0107] Im Folgenden wird zum besseren Verständnis die Funktionsweise der zuvor beschriebenen, erfindungsgemäßen Pulssequenz detaillierter erläutert, wobei diese Erläuterungen allgemein für derartige Pulssequenzen mit m angeregten und simultan refokussierten Schichten gelten.

[0108] Dazu werden zunächst die Spins in der Schicht betrachtet, die vom letzten Anregungspuls α_m beeinflusst werden (in **Fig. 3A** die zweite Schicht, die durch den Anregungspuls α_2 angeregt wird). Alle früheren Anregungspulse $\alpha_1, \dots, \alpha_{m-1}$ (in **Fig. 3A** also der erste Anregungspuls α_1) beeinflussen diese Spins nicht, da die Resonanzbedingung nicht erfüllt ist. Demzufolge haben auch alle früheren Gradientenpulse auf diese Spins keinen Einfluss, da die longitudinale Magnetisierung nicht von Gradientenfeldern beeinflusst wird.

[0109] Ein erstes Echo wird im zeitlichen Abstand T_β nach dem Anregungspuls α_m durch die Wirkung des Präparationsblocks Π formiert. Zu diesem Zeitpunkt wird die durch den Auslesevorphasiergradienten GRP (mit dem Gesamtmoment B) akkumulierte Phase exakt durch den ersten Teil des Auslesegradianten GRO₁ kompensiert und somit simultan ein Gradientenecho erzeugt, welches in der Echosignalgruppe E_{ma} (E_{2a} in **Abb. 3A**) ausgelesen werden kann (hier und im Folgenden werden die Echosignale auch als „Echosignalgruppen“ bezeichnet, da ja wie erläutert meist mehrere Signale zusammenfallen).

[0110] Die an diesem Echosignal E_{2a} beteiligten Spins werden durch den Refokussierungspuls γ des ersten Sequenzblocks SB₁ erneut refokussiert und formieren in einem zeitlichen Abstand $T_{2a to 2b}/2 = T_\alpha + T_\gamma$ nach dem Refokussierungspuls γ ein Spin-Echo. Wiederum ist zum Echozeitpunkt die durch die seit dem ersten Echo, durch die zweite Hälfte des Auslesegradianten GRO₁ (Gesamtmoment C + B), akkumulierte Phase durch die in Folge des zweiten Auslesegradianten GRO₂ akkumulierte Phase (Gesamtmoment B + C) exakt ausbalanciert, so dass das Echo in der Echogruppe E_{mb} des ersten Sequenzblocks SB₁ ausgelesen werden kann.

[0111] Dieses Signal (bzw. die betroffenen Spins) wird von dem Refokussierungspuls δ des zweiten Sequenzblocks SB (also des ersten der weiteren Sequenzblöcke SB) erneut refokussiert und formiert ein zweites Spinecho nach einem Zeitraum $T_{2b to 2a}/2 = T_\delta - (T_\alpha + T_\gamma)$. Dabei handelt sich um das zweifach direkt refokussierte Signal des ersten durch den Präparationsblock Π formierten Echosignals der zweiten Schicht (In dem in den **Fig. 3A** und **Fig. 3B** gezeichneten Beispiel ist das vom Präparationsblock Π formierte Echo bereits ein Spinecho. Die Zählung beginnt hier erst nach dem Präparationsblock Π , um die Beschreibung so weit wie möglich unabhängig von der speziellen Ausführung des Präparationsblocks zu halten). Wiederum ist zu diesem

weiteren Echo-Zeitpunkt die Phase, die in Folge des Auslesegradienten GRO_2 zwischen dem ersten Spinecho und dem Refokussierungspuls δ akkumuliert wurde (also das Gesamtmoment $D + C + B$) exakt durch die Phase kompensiert, die zwischen dem Refokussierungspuls δ und dem zweiten Spinecho durch den dritten Auslesegrad GRO_3 akkumuliert wird (also das Gesamtmoment $B + C + D$). Deshalb kann auch das zweite Spinecho in der Echosignalgruppe E_{2a} des zweiten Sequenzblocks SB genutzt werden. Der Echoabstand T_{2ato2b} beschreibt dabei den zeitlichen Abstand zwischen einem Echo der Echosignalgruppe E_{2a} und dem darauffolgenden Echo der Echosignalgruppe E_{2b} . Entsprechend bezeichnet der Echoabstand T_{2bt02a} den zeitlichen Abstand zwischen einem Echo der Echogruppe E_{2b} und dem darauffolgenden Echo der Echogruppe E_{2a} .

[0112] Im zweiten Sequenzblock SB wird auch das erste stimulierte Echo der zweiten Schicht durch die gemeinsame Wirkung der Refokussierungspulse γ und δ formiert. Der erste Hochfrequenz-Puls α_m operiert dabei wiederum als Schichtanregungspuls, der die Magnetisierung in die transversale Ebene klappt. Der Refokussierungspuls γ des ersten Sequenzblocks SB₁ operiert beim Zustandekommen des stimulierten Echos als sogenannter Restore-Puls, d. h. er klappt einen Teil der transversalen Magnetisierung in die longitudinale Richtung zurück, die dann von dem Refokussierungspuls δ des zweiten Sequenzblocks SB wieder in die transversale Ebene geklappt wird. Man spricht davon, dass diese Magnetisierung zwischen Refokussierungspuls γ und Refokussierungspuls δ in der longitudinalen Richtung gespeichert ist, da sie als longitudinale Magnetisierung nicht von den Gradientenfeldern beeinflusst wird und auch nur der relativ langsame T1-Relaxierung unterliegt. Dieses erste stimulierte Echo wird also im zeitlichen Abstand $T_{2ato2b}/2 = T_\alpha + T_\gamma$ nach dem Refokussierungspuls δ in der Echogruppe E2b des zweiten Sequenzblocks SB formiert. Wiederum ist zu diesem Zeitpunkt die in Folge des Auslesegradienten GRO_1 akquirierte Phase exakt durch die in Folge des Auslesegradienten GRO_3 akquirierte Phase kompensiert (das Gesamtmoment ist jeweils $B + C$), so dass stimuliertes Echo und Gradientenecho zusammenfallen. Erstes stimuliertes Echo und zweites Spinecho (das direkt refokussierte erste Spinecho) der letzten angeregten Schicht fallen also zeitlich nicht zusammen und können getrennt ausgelesen werden. Dies unterscheidet die Sequenz von einem Sequenzblock SB' einer CPMG-Sequenz wie in **Fig. 2** oder dem Sequenzblock SB aus der DE 10 2012 204 434 B3. Dies ist deswegen vorteilhaft, da die Phasenlage des vom Präparationsblock Π formierten Echos aus den oben diskutierten Gründen nicht bekannt ist und deshalb der B_1 -Vektor der Refokussierungspulse auch nicht parallel bzw. antiparallel zu dieser Phasenlage gelegt werden kann, was aber wiederum eine Voraussetzung für eine konstruktive Überlagerung von zweitem Spinecho und erstem stimulierten Echo ist.

[0113] Im Folgenden werden die Spins in der ersten Schicht betrachtet, die vom ersten Anregungspuls α_1 beeinflusst werden. Die Bandbreite der Schichtanregungspulse α_1, α_2 und die Amplitude der Schichtselektionsgradienten $GS_{1,1}, GS_{1,2}$ sind so gewählt, dass die Spins einer Schicht nicht durch die späteren Anregungspulse $\alpha_2, \dots, \alpha_m$ (in dem vereinfachten Beispiel aus **Fig. 3A** also nur α_2) beeinflusst werden. Da aber alle Gradientenfelder, die nach einem Schichtanregungspuls geschaltet werden, die Spins beeinflussen, die durch diesen Schichtanregungspuls in die transversale Ebene gekippt worden sind, akkumulieren die Spins der ersten Schicht unter anderem durch den Schichtselektionsgradienten $GS_{1,2}$ aller späteren Schichtanregungspulse α_2 ein 0-tes Moment. Um ein Dephasieren des Signals durch die Schichtselektionsgradienten $GS_{1,2}$ der späteren Schichtanregungspulse α_2 zu vermeiden, wurde wie oben erläutert ein negativer Gradientenpuls $GS_{2,1}$ in Schichtselektionsrichtung zwischen zwei aufeinander folgenden Schichtanregungspulsen α_1, α_2 geschaltet, der das Gesamtmoment $-2A$ hat. Die eine Hälfte dieses Moments ($-A$) dient als ordinäres Schichtrefokussiermoment für den Schichtselektionsgradienten $GS_{1,1}$ des früheren Anregungspulses α_i (hier $i = 1$). Die andere Hälfte dieses Moments ($-A$) dient als Vorphasiergradient, der das positive Moment kompensiert, das durch den Schichtselektionsgradienten $GS_{1,2}$ eines späteren Schichtanregungspulses α_{i+1} (hier α_2) zwischen Beginn des Schichtselektionsgradienten $GS_{1,2}$ und Isodelaypunkt des späteren Schichtanregungspulses α_2 akkumuliert wird. Das durch die zweite Hälfte des Schichtselektionsgradienten $GS_{1,2}$ des späteren Anregungspulses akkumulierte Moment (wiederum A) wird auf konventionelle Weise durch den Schichtrefokussierungsgradienten $GS_{2,2}$ des späteren Schichtanregungspulses α_2 kompensiert. Da ein Gradientenfeld keinen Impact auf Spins hat, die longitudinal zum Grundmagnetfeld B_0 ausgerichtet sind, hat der negative Gradient $GS_{2,1}$ zwischen den Schichtanregungspulsen α_1, α_2 keinen Einfluss auf die Spins, die durch alle späteren Anregungspulse (hier also α_2) angeregt werden.

[0114] Durch die oben erläuterten Maßnahmen zur Wahl der Parameter (Schichtdicke, Bandbreite etc.) der Schichtanregungspulse α_1, α_2 , refokussiert der Refokussierungspuls β des Präparationsblocks Π simultan das Signal aller Spins, die durch einen der m Anregungspulse $\alpha_1, \dots, \alpha_m$ angeregt wurden. Die Spins der ersten Schicht, die durch den Anregungspuls α_1 angeregt wurden, werden also zum Zeitpunkt $T_\alpha + T_\beta/2$ nach dem ersten Refokussierungspuls β (also $2 \cdot T_\alpha + T_\beta$ nach dem Anregungspuls α_1) zu einem ersten Echo refokussiert. Das Schalten des Gradientpulses GRO_0 in Ausleserichtung mit dem 0-ten Moment C zwischen zwei aufeinander folgenden Schichtanregungspulsen α_1, α_2 kompensiert zusammen mit dem Auslesevorphasiergradientenpuls

GRP mit dem Moment B zwischen dem letzten Schichtanregungspuls α_m (hier α_2) und dem Präparationsblock Π das Moment, das in Folge des ersten Auslesegradienten GRO₁ zwischen Präparationsblock Π und erstem Echosignal E_{1a} der ersten Schicht akquiriert wird. Gradientenecho und Spinecho der Spins der ersten Schicht entstehen also simultan und können als Echogruppe E_{1a} zur Zeit $T_\alpha + T_\beta/2$ nach dem Refokussierungspuls β des Präparationsblocks Π ausgelesen werden. Es sei bemerkt, dass die Spins der zuvor betrachteten Schicht m (hier Schicht 2) zu dem Zeitpunkt des ersten Echos der ersten Schicht bereits wieder das Moment (m - 1)·C (hier also nur C) akkumuliert haben und somit dephasiert sind. Der Grund hierfür ist, dass diese Spins den Gradienten zwischen den Anregungspulsen nicht „gesehen“ haben, da er zeitlich vor deren Anregung geschaltet wurde. Umgekehrt wirkt dieser Gradient auf die Spins der früheren Schicht (also hier der ersten Schicht). Diese sind somit zum Zeitpunkt des Spinechos der m-ten Schicht noch um ein Moment (m - 1)·C dephasiert und liefern daher (bei hinreichend großem Moment C) keinen Signalbeitrag zur Echogruppe E_m (hier E₂). Das Schalten des Gradientenpulses GRO₀ in Ausleserichtung mit dem 0-ten Moment C zwischen zwei aufeinander folgenden Schichtanregungspulsen α_1 , α_2 dient somit zusammen mit der zeitlichen Anordnung der Hochfrequenz-Pulse dazu, die Auslesefenster AQ verschiedener Schichten sicher zu separieren

[0115] Auch das erste Echosignal E_{1a} der ersten Schicht wird durch den Refokussierungspuls γ des ersten Sequenzblocks SB₁ erneut refokussiert und formiert zur Zeit $T_{1\text{ato}1b}/2 = T_\gamma$ nach dem Refokussierungspuls γ ein erstes Spin-Echo (Es handelt sich dabei um das direkt refokussierte Signal des ersten durch den Präparationsblock Π formierten Echoes der ersten Schicht. In dem in **Fig. 3A** gezeichneten Beispiel ist das vom Präparationsblock formierte Echo bereits ein Spinecho. Die Zählung beginnt auch hier erst nach dem Präparationsblock Π . um die Beschreibung so weit wie möglich unabhängig von der speziellen Ausführung des Präparationsblocks zu halten). Zu dieser Zeit $T_{1\text{ato}1b}/2 = T_\gamma$ nach dem Refokussierungspuls γ ist auch das durch den ersten Auslesegradientenpuls GRO₁ zwischen dem vom Präparationsblock Π formierten Echo der ersten Schicht und dem Refokussierungspuls γ akkumulierte 0-te Moment B durch das durch den zweiten Auslesegradientenpuls GRO₂ akkumulierte 0-te Moment exakt kompensiert, so dass das Echo in der Echosignalgruppe E_{1b} ausgelesen werden kann. Wiederum ist das Signal der anderen Schichten zu diesem Zeitpunkt durch den ersten Auslesegradientenpuls GRO₁ noch dephasiert (für m = 2 um das Moment C).

[0116] Das Signal des ersten Spinechos der ersten Schicht wird dann von dem Refokussierungspuls δ des zweiten Sequenzblocks SB erneut refokussiert und formiert auch ein zweites Spinecho zur Zeit $T_{1\text{ato}1b}/2 = T_\delta = T_\gamma$. Wiederum ist zu diesem Zeitpunkt die Phase, die in Folge des Auslesegradientenpulses GRO₂ zwischen erstem Spinecho und Refokussierungspuls δ akkumuliert wurde (Gesamtmoment C + D + C + B), exakt durch die Phase kompensiert, die zwischen Refokussierungspuls δ und zweitem Spinecho der ersten Schicht durch den dritten Auslesegradientenpuls GRO₃ akkumuliert wird (Gesamtmoment B + C + D + C). Deshalb kann auch das zweite Spinecho in der Echogruppe E_{1a} des zweiten Sequenzblocks SB genutzt werden.

[0117] Das erste stimulierte Echo des vom Präparationsblock Π formierten Echoes der ersten Schicht wird zur Zeit T nach dem Refokussierungspuls δ erzeugt. Die Spins der ersten Schicht, die zu diesem stimulierten Echo beitragen, haben sich zwischen Präparationsblock Π und Refokussierungspuls γ des ersten Sequenzblocks SB₁ in der transversalen Ebene befunden und dabei das Moment B in Ausleserichtung akkumuliert. Zwischen den beiden Refokussierungspulsen γ und δ war ihr Signal in der longitudinalen Richtung gespeichert, der Auslesegradient GRO₂ somit wirkungslos. Durch den Refokussierungspuls δ wurden sie zurück in die transversale Ebene geklappt. Zum Zeitpunkt des stimulierten Echoes hat der Auslesegradient GRO₃ des zweiten Sequenzblocks SB das vor dem Refokussierungspuls γ akkumulierte 0-te Moment exakt kompensiert. Somit kann das erste stimulierte Echo in der Echogruppe E_{1b} des zweiten Sequenzblocks SB ausgelesen werden. Zu diesem Zeitpunkt ist das in der Echogruppe E_{1a} ausgelesene Spinecho der ersten Schicht noch um ein Moment 2C + D (allgemein m·C + D) und das in den Echosignalgruppen E_{2a} bzw. E_{2b} ausgelesene Signal der zweiten Schicht um ein 0-tes Moment D + C bzw. C dephasiert.

[0118] Über das 0-te Moment C lässt sich somit die Trennung der Signale verschiedener Schichten kontrollieren und über das Moment D die Trennung von Signalen verschiedener Echopfade der gleichen Schicht. Das Moment C kann z. B. über die Wahl von T_α in Schritt 2 ($C = T_\alpha \cdot A_{\text{GRO}}$) justiert werden, das Moment D ($D = (T_\delta - 2T_\gamma - 2 \cdot (m - 1) \cdot T_\alpha) \cdot A_{\text{GRO}}$) kann anschließend über die Wahl von T_δ gemäß Formel (3) eingestellt werden. Auf diese Weise können auch Hochfrequenz-Artefakte sicher ausgeschlossen werden. Sollte dabei das Zeitintervall T_α bzw. $(T_\delta - 2T_\gamma - 2 \cdot (m - 1) \cdot T_\alpha)$, das zu einer vollständigen Trennung der Signale notwendig ist, die Zeit T_{ACQ} überschreiten, könnte die Amplitude in Ausleserichtung in den Zeitintervallen, in denen nicht ausgelesen wird, erhöht werden, um bei gegebenem Separationsmoment C bzw. D den Echoabstand zu minimieren. Dabei ist allerdings auf Wirbelströme (engl. „eddy currents“) in Folge der zusätzlichen Gradientenschaltungen zu achten. Welche Vorgehensweise zu einer besseren Bildqualität führt, hängt von zahlreichen Parametern ab und wird am einfachsten empirisch ermittelt.

[0119] Wie zuvor ausführlich beschrieben wurde, erfolgt die Trennung von Signalen verschiedener Schichten über die zeitliche Anordnung der Hochfrequenz-Pulse und das Gradientenmoment C. Im Folgenden wird der Aspekt der Trennung von Signalen einer Schicht weiter diskutiert.

[0120] Charakteristisch für einen kohärenten Echopfad ist die Zeit (im Folgenden als „Transversalzeit“ bezeichnet), in der sich die Spins, die diesem Echopfad folgen, in der transversalen Ebene befunden haben. Für die oben diskutierten Echopfade sind die Transversalzeiten wie folgt:

Nach dem...	E_{1a}	E_{1b}	E_{2a}	E_{2b}
Präparationsblock	$T_\beta + 2T_\alpha$	-	T_β	-
Sequenzblock SB ₁	-	$T_\beta + 2T_\alpha + 2T_\gamma$	-	$T_\beta + 2T_\alpha + 2T_\gamma$
2. Sequenzblock SB	$T_\beta + 2T_\alpha + 2T_\delta$	$T_\beta + 2T_\alpha + 2T_\gamma$	$T_\beta + 2T_\delta$	$T_\beta + 2T_\alpha + 2T_\gamma$

[0121] Ab dem dritten Sequenzblocks SB überlagern innerhalb einer Echosignalgruppe auch solche Signale, die von Spins stammen, die verschiedenen Echopaden gefolgt sind.

[0122] Allgemein gilt, dass kohärente Echopfade der ersten Schicht mit einer Transversalzeit

$$T_\beta + 2T_\alpha + g \cdot T_\delta, \quad (9)$$

wobei g eine gerade ganze Zahl ist, in der Echosignalgruppe E_{1a} akquiriert werden (im Beispiel der **Fig. 3A** und **Fig. 3B** also im jeweils vierten Auslesefenster AQ eines Sequenzblocks SB) und dass Echopfade der ersten Schicht, bei denen die Transversalzeit

$$T_\beta + 2T_\alpha + 2T_\gamma + g' \cdot T_\delta \quad (10)$$

beträgt, wobei g' wiederum eine gerade ganze Zahl ist, in der Echogruppe E_{1b} akquiriert werden (im Beispiel der **Fig. 3A** und **Fig. 3B** also im jeweils ersten Auslesefenster AQ eines Sequenzblocks SB). Entsprechendes gilt für die kohärenten Echopfade der zweiten Schicht: Die Zeit in der sich Spins, die innerhalb der gleichen Echosignalgruppe der Schicht Echos formieren, in der transversalen Ebene befunden haben, unterscheidet sich jeweils um ein geradzahliges Vielfaches des Echoabstands T_δ .

[0123] Beispielweise können Signale von einer Echogruppe einer Schicht in die gleiche Echogruppe dieser Schicht (eines spätere Sequenzblocks SB) gelangen, indem sie zweimal direkt refokussiert werden (und dabei ihre „Transversalzeit“ um zwei Echoabstände T_δ verlängern). Bei einer zweifachen direkten Refokussierung akquirieren die Spins aber wegen des Spin-Echo-Prinzips keine Phase. Entsprechendes gilt bei vierfacher, sechsfacher, ... usw. direkter Refokussierung. Andererseits erzwingt das Sequenzdesign, dass bei einer einfachen direkten Refokussierung das Signal in der jeweils anderen Echogruppe der gleichen Schicht empfangen wird. Entsprechendes gilt für ein stimuliertes Echo: Das einmalige Speichern des Signals in der longitudinalen Richtung mit anschließendem Zurückklappen in die transversale Ebene nach einer beliebigen Zahl von Echoabständen T_δ erzwingt den Gruppenübergang.

[0124] Die Allgemeingültigkeit des oben angegebenen Prinzips kann am einfachsten anhand eines Phasendiagramms verifiziert werden. Das Phasendiagramm der zweiten Schicht für die ersten drei Sequenzblöcke SB₁, SB ist in **Fig. 4** gezeigt. **Fig. 5** zeigt das entsprechende Diagramm für die erste Schicht. Die vertikale Achse ist jeweils die Phase ph des Signals für eine beliebige, aber fixe Position. Die horizontale Achse ist die Zeit t. Jede Linie des Phasendiagramms entspricht einem kohärenten Echopfad. Befinden sich die Spins, die einem bestimmten Echopfad folgen, in der transversalen Ebene, so akkumulieren sie linear mit der Zeit t Phase ph. Ursache der Phasenakkumulation ist der Auslesegradient, der vereinfachend als konstant zwischen den Refokussierungspulsen angenommen wird, und/oder eine lokale B_0 -Inhomogenität an der betrachteten Position. Die in Folge der Phasenkodiergradienten akkumulierte Phase ist nicht erfasst, um die Darstellung nicht unnötig zu verkomplizieren. Die Crusher-Gradienten sind insoweit berücksichtigt, dass Refokussierungspulse nicht Ursprung neuer Echopfade sind (mit einer initialen Phase von Null), da sie eben diese Echopfade unterdrücken.

[0125] Ein transversales Signal (charakterisiert durch einen schrägen Abschnitt mit Phasenakkumulation) wird von einem nicht perfekten Refokussierungspuls jeweils in vier neue Zweige aufgeteilt (siehe jeweils die Signalauflösung unter den Refokussierungspulsen γ, δ, ϵ). Ein Teil des Signals bleibt unbeeinflusst, ein Teil wird refokussiert und ein Teil des Signals wird in der longitudinalen Richtung gespeichert. Der nicht beeinflusste

und der refokussierte Zweig akkumulieren als transversale Magnetisierung nach dem Refokussierungspuls weiterhin Phase. Der refokussierte Zweig ist charakterisiert durch eine Vorzeichenänderung der vor dem Refokussierungspuls akkumulierten Phase (d. h. dieser Zweig beginnt in einem entsprechenden Abstand jeweils unter der „Nullachse“ in den **Fig. 4** und **Fig. 5**). Die beiden horizontalen Zweige entsprechen dem in longitudinaler Richtung gespeicherten Signal (ohne Phasenakkumulation).

[0126] Trifft dieses Signal erneut auf einen (späteren) unperfekten Refokussierungspuls, so wird es in zwei Zweige aufgeteilt. Entweder es bleibt unbeeinflusst (horizontaler Zweig, der als longitudinale Magnetisierung weiterhin keine Phase akkumuliert) oder es wird in die transversale Ebene zurückgeklappt (schräger Zweig). Letzterer setzt unter Beibehaltung der zuvor akkumulierten Phase die Phasenakkumulation nach dem Refokussierungspuls fort.

[0127] Kreuzt ein Echopfad die Nullachse, so wird zu diesem Zeitpunkt ein Echo formiert.

[0128] Die „Transversalzeit“ eines bestimmten Echopfads kann man also durch Aufaddieren der schrägen Abschnitte aus dem Diagramm ablesen.

[0129] Werden mit einem Sequenzmodul (d. h. einer einmaligen Anregung jeder der m Schichten und dem anschließenden Echozug) oder mehreren Sequenzmodulen (d. h. mit wiederholter Anregung der m Schichten, jeweils gefolgt vom anschließenden Echozug) einer Pulssequenz nach den **Fig. 3A** und **Fig. 3B** alle zur Bildrekonstruktion nötigen k -Raum-Zeilen einer der angeregten Schichten kodiert, so erhält man für jede der $2m$ (hier also vier) Echosignalgruppen einen kompletten Rohdatensatz. Für jede Schicht erhält man also durch die Aufspaltung in verschiedene Echosignalgruppen jeweils zwei komplett Rohdatensätze.

[0130] Verschiedene mögliche Verarbeitungen dieser Rohdatensätze werden im Folgenden am Beispiel der Echosignalgruppen E_{1a} , E_{1b} der ersten Schicht erläutert. Mit allen anderen Schichten ist die Verarbeitung in der gleichen Weise möglich.

[0131] Werden nur Betragsbilder benötigt, so kann man in einer ersten Ausführungsform je ein Betragsbild aus dem Rohdatensatz der Echosignalgruppe E_{1a} und dem Rohdatensatz der Echosignalgruppen E_{1b} rekonstruieren (z. B. sofern acquirierte k -Raum-Punkte auf dem Gitterpunkten eines kartesischen Gitters liegen, in der üblichen Weise durch eine zweidimensionale Fouriertransformation von dem mit diesen Rohdaten belegten k -Raum in den Bildraum) und die beiden Betragsbilder anschließend zur Verbesserung des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses addieren. Die inkohärente Phaseninformation der beiden Datensätze führt wegen der vorausgehenden Betragsbildung zu keiner Signalauslöschung. Diese Vorgehensweise ist analog zu einer Vorgehensweise, wie sie in dem Artikel „SPLICE: Sub-second diffusion-sensitive MR imaging using a modified fast spinecho acquisition mode“ von Fritz Schick, erschienen in der Zeitschrift Magnetic Resonance in Medicine, Volume 38, Issue 4, Seiten 638–644, Oktober 1997 beschrieben wird. Dort wird eine TSE-Sequenz beschrieben, bei der die CPMG-Bedingung nicht erfüllt ist und die Schichten getrennt refokussiert werden.

[0132] Ein Bild mit einem verbesserten Signal-zu-Rausch-Verhältnis kann mit einer alternativen Methode gewonnen werden, die auf die Methode der Summe-der-Quadrat (engl. „Sum of Squares“) zurückgreift. Hierbei wird das kombinierte Bild $M_1(x, y)$ der ersten Schicht (d. h. die Bildpunktewerte $M_1(x, y)$ des ersten Bilds) wie folgt berechnet:

$$M_1(x, y) = \sqrt{|I_{1a}(x, y)|^2 + |I_{1b}(x, y)|^2} \quad (11)$$

[0133] Dabei ist $I_{1a}(x, y)$ der komplexe Bildpunkt des aus dem Rohdatensatz der Echosignalgruppe E_{1a} rekonstruierten Bildes mit den räumlichen Bildkoordinaten (x, y) und $I_{1b}(x, y)$ der entsprechende komplexe Bildpunkt des aus dem Rohdatensatz der Echosignalgruppe E_{1b} rekonstruierten Bildes. $|I_{1a}(x, y)|$ bezeichnet den Betrag des komplexen Bildpunktes:

$$|I_{1a}(x, y)| = \sqrt{\operatorname{Re}\{I_{1a}(x, y)\}^2 + \operatorname{Im}\{I_{1a}(x, y)\}^2} \quad (12)$$

und entsprechend bezeichnet $|I_{1b}(x, y)|$ den Betrag des komplexen Bildpunktes $I_{1b}(x, y)$:

$$|I_{1b}(x, y)| = \sqrt{\operatorname{Re}\{I_{1b}(x, y)\}^2 + \operatorname{Im}\{I_{1b}(x, y)\}^2} \quad (13)$$

[0134] In einer weiteren bevorzugten Ausführungsform unterwirft man die komplexen beiden Bilder $I_{1a}(x, y)$ und $I_{1b}(x, y)$ zunächst einer Phasenkorrektur

$$\tilde{I}_{1a}(x, y) = I_{1a}(x, y) e^{-i\hat{\phi}_{1a}(x, y)} \quad (14)$$

$$\tilde{I}_{1b}(x, y) = I_{1b}(x, y) e^{-i\hat{\phi}_{1b}(x, y)} \quad (15)$$

[0135] Die Exponenten $\hat{\phi}_{1a}(x, y)$ und $\hat{\phi}_{1b}(x, y)$ sind sogenannte „Phasenkorrekturkarten“ (engl. „phase maps“), die aus den akquirierten Daten berechnen werden können, wie später noch anhand von **Fig. 6** erläutert wird. Anschließend werden die phasenkorrigierten Bilder $\tilde{I}_{1a}(x, y)$, $\tilde{I}_{1b}(x, y)$ noch im komplexen Zahlenraum zu einem komplexen kombinierten Bild für die betreffende Schicht gemäß

$$\tilde{I}_1(x, y) = \tilde{I}_{1a}(x, y) + \tilde{I}_{1b}(x, y) \quad (16)$$

addiert. Aus diesem kombinierten Bild kann man dann ein Betragsbild der jeweiligen Schicht gemäß

$$\tilde{M}_1(x, y) = \sqrt{\operatorname{Re}\{\tilde{I}_1(x, y)\}^2 + \operatorname{Im}\{\tilde{I}_1(x, y)\}^2} \quad (17)$$

Realteilbilder gemäß

$$\tilde{R}_1(x, y) = \operatorname{Re}\{\tilde{I}_1(x, y)\} \quad (18)$$

Realteilbetragsbilder gemäß

$$\tilde{R}_{B1}(x, y) = \operatorname{Re}\{\tilde{I}_1(x, y)\} \quad (19)$$

oder Phasenbilder gemäß

$$\tilde{\phi}_1(x, y) \sim \operatorname{atan}\left(\frac{\operatorname{Im}\{\tilde{I}_1(x, y)\}}{\operatorname{Re}\{\tilde{I}_1(x, y)\}}\right) \quad (20)$$

erzeugen.

[0136] In **Fig. 6** ist einem Flussdiagramm dargestellt, wie beispielsweise die in den Gleichungen (14) und (15) nötigen Phasenkorrekturkarten $\hat{\phi}_{1a}(x, y)$ und $\hat{\phi}_{1b}(x, y)$ aus den akquirierten Daten berechnen werden können.

[0137] Hierzu wird zunächst in einem Schritt Ia der Rohdatensatz $S_{1a}(k_x, k_y)$ der ersten Echogruppe und in einem Schritt Ib der Rohdatensatz $S_{1b}(k_x, k_y)$ der zweiten Echogruppe dupliziert.

[0138] Aus dem einen Duplikat erhält man jeweils, wie in einer herkömmlichen Standardrekonstruktion, mit Hilfe einer zweidimensionalen komplexen Fourier-Transformation im Schritt III.2a bzw. III.2b ein komplexes Bild $I_{1a}(x, y)$ bzw. $I_{1b}(x, y)$.

[0139] Das andere Duplikat wird jeweils im Schritt IIa bzw. IIb mit einem Tiefpass (engl. „Low pass“) gefiltert. Anschließend werden die gefilterten Rohdatensätze $\hat{S}_{1a}(k_x, k_y)$ der ersten Echogruppe bzw. $\hat{S}_{1b}(k_x, k_y)$ der zweiten Echogruppe im Schritt III.1a bzw. III.1b mit einer zweidimensionalen Fourier-Transformation in den Bildraum transformiert, um räumlich niedriger aufgelöste Bilder $\hat{I}_{1a}(x, y)$ bzw. $\hat{I}_{1b}(x, y)$ zu erhalten.

[0140] Die gesuchten Phasenkorrekturkarten $\hat{\phi}_{1a}(x, y)$ und $\hat{\phi}_{1b}(x, y)$ könnte man nun aus den räumlich niedrig aufgelösten Bildern gemäß

$$\hat{I}_{1a}(x, y) = |\hat{I}_{1a}(x, y)| e^{i\hat{\phi}_{1a}(x, y)} \quad (21)$$

und

$$\hat{I}_{lb}(x, y) = |\hat{I}_{lb}(x, y)| e^{i\phi_{lb}(x, y)} \quad (22)$$

direkt durch eine Phasenextraktion berechnen. Rechnerisch ist es aber in der Regel günstiger, jeden Bildpunkt der räumlich niedrig aufgelösten Bilder $\hat{I}_{1a}(x, y)$ bzw. $\hat{I}_{1b}(x, y)$ komplex zu konjugieren und durch seinen Betrag zu teilen. Die so erhaltenen Korrekturkarten multipliziert man dann im Schritt IVa bzw. IVb pixelweise mit den räumlich hoch aufgelösten Bildern $I_{1a}(x, y)$ bzw. $I_{1b}(x, y)$ und gelangt so direkt zu den phasenkorrigierten Bildern

$$\tilde{I}_{1a}(x, y) = I_{1a}(x, y) \frac{\hat{I}_{1a}^*(x, y)}{|\hat{I}_{1a}(x, y)|} \quad (23)$$

bzw.

$$\tilde{I}_{1b}(x, y) = I_{1b}(x, y) \frac{\hat{I}_{1b}^*(x, y)}{|\hat{I}_{1b}(x, y)|} \quad (24)$$

aus den Gleichungen (14) und (15). Im Schritt V kann dann eine komplexe Addition gemäß Gleichung (16) erfolgen, um zum kombinierten Bild $\tilde{I}_1(x, y)$ der betreffenden Schicht zu kommen.

[0141] Es ist an dieser Stelle zu erwähnen, dass der Begriff „kompletter Rohdatensatz“ im Zusammenhang mit der vorliegenden Erfindungsmeldung einen Datensatz bezeichnet, mit dem im Stand der Technik ein Bild rekonstruiert werden kann. Dies schließt also Datensätze ein, bei denen einzelne Rohdatenzeilen, die z. B. zur Bildrekonstruktion mittels schneller Fourier-Transformation nötig sind, nicht akquiriert wurden und z. B. mit parallelen Rekonstruktionstechniken noch substituiert werden müssen.

[0142] Des Weiteren kann ein kompletter Rohdatensatz mit einem einzigen Echozug, wie in **Fig. 3A** und **Fig. 3B** dargestellt, oder durch die mehrfache Wiederholung der Sequenz aus den **Fig. 3A** und **Fig. 3B** akquiriert werden, wobei bei verschiedenen Wiederholungen im Allgemeinen verschiedene k-Raum-Zeilen akquiriert werden. Die erste Vorgehensweise entspricht den sogenannten Single-Shot-Varianten HASTE oder RARE in der konventionellen Turbospinechotechnik, die zweite den sogenannten Multi-shot-Varianten, mit entsprechenden Vor- und Nachteilen.

[0143] Die erfindungsgemäße Sequenz ist mit den wichtigsten nicht kartesischen k-Raum-Trajektorien, wie beispielweise sogenannten „PROPELLER-Sequenzen“, Spiral-Sequenzen, Sequenzen mit konzentrischen Ringen oder Radial-Sequenzen kompatibel.

[0144] Eine PROPELLER-Sequenz ist eine aus dem Zeitschriftenartikel „Motion Correction With PROPELLER MRI: Application to Head Motion and Free-Breathing Cardiac Imaging“ von James Pipe, erschienen in der Zeitschrift Magnetic Resonance in Medicine 42:963–969 (1999), bekannte Turbo-SpinEcho-Sequenz, die mit jedem Echozug ein kartesisches k-Raum-Segment einer Schicht erfasst, das das k-Raum-Zentrum enthält. Eine PROPELLER-Variante der erfindungsgemäßen Pulssequenz erfasst mit jedem Echozug für jede der m simultan refokussierten Schichten zwei kartesische k-Raum-Segmente, die jeweils das k-Raum-Zentrum enthalten. Die in verschiedenen Echozügen erfassten k-Raum-Segmente sind jeweils um das k-Raum-Zentrum gegeneinander rotiert.

[0145] Bei einer PROPELLER/BLADE-Variante wird man die oben dargestellte komplexe Kombination der beiden Echogruppen bevorzugt segmentweise durchführen. Unter „Segment“ werden dabei die Daten verstanden, die nach einem einzigen Anregungspuls ausgelesen werden. Bei PROPELLER/BLADE ist jedes k-Raum-Segment ein kartesischer Subraum, womit sich der obige Algorithmus unmittelbar anwenden lässt. Diese modifizierte PROPELLER-Rekonstruktion ist für die erste Schicht in dem Flussdiagramm in **Fig. 7** dargestellt. Für die anderen Schichten erfolgt die Rekonstruktion in gleicher Weise. Änderungen gegenüber einer herkömmlichen PROPELLER-Rekonstruktion sind dabei jeweils mit einem strichpunktet gezeichneten Rahmen markiert.

[0146] Wie im Stand der Technik werden die verschiedenen Schichten unabhängig voneinander rekonstruiert. Dargestellt ist also die Rekonstruktion einer Einzelschicht. Im Gegensatz zum Stand der Technik wird ein Teil der Propellerblätter der Schicht doppelt in verschiedenen Echogruppen akquiriert. Ziel der modifizierten Rekonstruktion ist es, die doppelt akquirierten Propellerblätter mit gleicher Ausrichtung nach einer Anzahl von

Verfahrensschritten zu kombinieren, so dass wie im Stand der Technik genau ein Segmentdatensatz pro Richtung vorliegt und die restlichen Verfahrensschritte herkömmlich durchgeführt werden können.

[0147] Eine PROPELLER-Rekonstruktion startet in der Regel mit einigen Verfahrensschritten, die jeweils nur auf den Daten eines Segments operieren.

[0148] Sofern eine parallele Rekonstruktionstechnik mit mehreren Empfangsspulen eingesetzt wurde, werden in den Verfahrensschritten P.Ia, P.Ib die jeweils nicht akquirierten Zeilen des Segmentdatensatzes unter Zuhilfenahme der Spulenkalibrierungsdaten (z. B. der Spulen-Sensitivitäten der Einzelpulsen) substituiert. Im einfachsten Fall unterscheidet sich dieser Verfahrensschritt nicht von dem entsprechenden Verfahrensschritt in der herkömmlichen PROPELLER-Rekonstruktion. Optional lässt sich das doppelte Vorhandensein des Datensatzes vorteilhaft ausnutzen, z. B. zum Erzielen eines besseren Signal-zu-Rausch-Verhältnisses, zur Reduzierung verbleibender Artefakte oder zum Einsparen von Rechenkapazitäten.

[0149] Propellerblätter einer bestimmten Schicht mit gleichem Rotationswinkel, die in zwei Auslesefenstern doppelt erfasst wurden, können anschließend – nachdem die im Bildraum langsam variierende Phase rechnerisch in den Schritten P.IIa bzw. P.IIb entfernt wurde – komplexwertig im Schritt P.III kombiniert werden. Die Details der Verfahrensschritte P.IIa, P.IIb und P.III können dem unter Zuhilfenahme der **Fig. 6** oben erklärten Verfahren entnommen werden. Der einzige Unterschied hier besteht darin, dass die Operationen auf einzelnen Segmentdatensätzen und nicht auf dem kompletten, doppelt akquirierten k-Raum-Datensatz einer Schicht erfolgen.

[0150] Nach der komplexwertigen Kombination der doppelt akquirierten Propellerblätter liegt pro Richtung ein vervollständigter, phasenkorrigierter Propellerblatt-Segmentdatensatz B_{l_x} pro Ausrichtung (Rotationswinkel des Propellerblattes) vor. Die restlichen Verfahrensschritte können also wie in der herkömmlichen PROPELLER-Rekonstruktion durchgeführt werden. Diese restlichen Verfahrensschritte umfassen hier eine optionale Bewegungsdetektion (Schritt P.IV), eine Dichtekompensation (z. B. im Schritten P.V) sowie abschließend eine Kombination der Propellerblätter mit verschiedener Ausrichtung im k-Raum, eine finale zweidimensionale Fouriertransformation in den Bildraum und gegebenenfalls weitere optionale Schritte, wie beispielsweise Filteroperationen (alle Schritte gemeinsam durch den Block Schritt P.VI repräsentiert). Die Kombination der Propellerblätter mit verschiedener Ausrichtung wird in der Regel als sogenannte „Gridding“-Operation implementiert. Optional kann dieser Schritt auch als Rotation mit anschließender Akkumulation, wie dies z. B. in der DE 10 2005 046 732 beschrieben ist, implementiert werden. Details der herkömmlichen PROPELLER-Rekonstruktion finden sich in dem zuvor zitierten Zeitschriftenartikel von James Pipe.

[0151] Eine Dichtekompensation ist vorteilhaft, da die zentralen Bereiche des k-Raums durch verschiedene Propellerblätter mehrfach erfasst werden, während die peripheren Bereiche in der Regel nur einfach erfasst werden.

[0152] Im Folgenden werden weitere bevorzugte Ausführungsformen diskutiert.

[0153] In der Turbospinecho-Bildgebung wirkt sich ein kurzer Echoabstand in der Regel positiv auf die Bildqualität aus. Bei dem erfindungsgemäßen Verfahren ist die Zahl der Auslesefenster pro Refokussierungspuls mit 2 m gegenüber einer klassischen Einschicht-Turbospinechosequenz, welche wie in **Fig. 2** dargestellt pro Refokussierungspuls nur ein Auslesefenster aufweist, erhöht. Um dennoch einen kurzen Echoabstand zu realisieren, wird die erfindungsgemäße Pulssequenz bevorzugt mit einem großen Auslesegradienten eingesetzt, um den zu erfassenden k-Raum in Ausleserichtung in möglichst kurzer Zeit zu durchlaufen. Jedoch ist die maximale Gradientenamplitude A_{\max} durch das Gradientensystem der Magnetresonanzanlage technisch begrenzt. Ferner ist bei der erfindungsgemäßen Pulssequenz im Zeitraum T_α zwischen zwei aufeinanderfolgenden Schichtanregungspulsen α_1, α_2 dasselbe Gradientenmoment $C = T_\alpha \cdot A_{\text{GRO}}$ in Ausleserichtung zu schalten, wie zwischen zwei aufeinander folgenden Echosignalen. Die hierfür zur Verfügung stehende Zeit ist aber um die Dauer eines Schichtanregungspulses α_1, α_2 kürzer als die Zeitdauer T_α . Der maximale Auslesegradient ist somit immer niedriger als die maximale Amplitude A_{\max} des Gradientensystems und kann umso näher an der maximalen Amplitude A_{\max} gewählt werden, je kürzer die Dauer eines Anregungspulses α_1, α_2 gewählt wird. In einer bevorzugten Ausführungsform wird daher die Dauer eines Schichtanregungspulses α_1, α_2 unter Berücksichtigung der durch das Hochfrequenz-Sendesystem des Magnetresonanztomographiesystems realisierbaren maximalen B_1 -Amplitude und unter Berücksichtigung von SAR-Grenzen so kurz wie möglich gewählt. Da der von einem Anregungspuls α_1, α_2 zu realisierende Kippwinkel mit 90° in der Regel kleiner als der Kippwinkel eines Refokussierungspulses $\beta, \gamma, \delta, \varepsilon, \zeta$ ist, ist es bei gegebener maximaler B_1 -Amplitude des Hochfrequenz-

Sendesystems in der Regel möglich, die Dauer eines Anregungspulses α_1 , α_2 insbesondere kürzer als die Dauer eines Refokussierungspulses β , γ , δ , ε , ζ zu wählen.

[0154] Es wird abschließend noch einmal darauf hingewiesen, dass es sich bei den zuvor beschriebenen detaillierten Verfahren und Aufbauten um Ausführungsbeispiele handelt und dass das Grundprinzip auch in weiten Bereichen vom Fachmann variiert werden kann, ohne die Idee der Erfindung zu verlassen.

[0155] So ist es beispielsweise möglich, durch eine Folge von Auslesegradienten mit alternierender Amplitude wie bei einer EPI-Sequenz pro Echogruppe mehrere Echos zu formieren und diese z. B. wie bei einem GRASE-Verfahren (Gradient- and Spin-Echo-Verfahren, wie es in „GRASE (Gradient- and Spin-Echo) Imaging: A Novel Fast MRI technique“; K. Oshio und D.A. Feinberg, in Magnetic Resonance in Medicine, 20, 1991, S. 344–349 beschrieben ist) zur Reduktion der Akquisitionszeit getrennt Phasen zu kodieren. Alternativ kann dabei der zeitliche Abstand der Auslesegradienten einer Echogruppe derart gewählt werden, dass eine gewünschte Phasenverschiebung zwischen Wasser- und Fettkomponente des ausgelesenen Signals erreicht wird. Aus den derart erhaltenen verschiedenen Bildern einer Echogruppe können dann mit Hilfe einer sogenannten Dixon-Rekonstruktion Bilder rekonstruiert werden, die jeweils nur die Fettkomponente bzw. nur die Wasserkomponente des untersuchten Gewebes darstellen.

[0156] Die erfindungsgemäßen Pulssequenzen sind auch dann in der Lage, einen für die schnelle T2-gewichtete Bildgebung hinreichend langen Echozug aufrecht zu erhalten, wenn der Flipwinkel der Refokussierungspulse signifikant gegenüber 180° reduziert ist. Dies ist insbesondere bei einem Einsatz in Hochfeld-Systemen mit einem Grundmagnetfeld von 3 Tesla oder mehr vorteilhaft, um dort zu einer hinreichenden Reduktion der SAR-Belastung bei einer moderaten Schichtanzahl m (und damit einer moderaten Verlängerung des Echoabstandes) zu kommen. Aus Gründen der SAR-Reduzierung wird daher die erfindungsgemäße Sequenz sogar oft bevorzugt mit reduzierten Kippwinkeln der Refokussierungspulse eingesetzt. Obwohl in den Figuren alle Refokussierungspulse in der gleichen Art dargestellt sind, können insbesondere verschiedene Refokussierungspulse auch verschiedene Kippwinkel haben, z. B. $\beta = 180^\circ$, $\gamma = 150^\circ$, $\delta = 120^\circ$, $\varepsilon = 120^\circ$,

[0157] Die Sequenz ist auch kompatibel mit sogenannten Variable-Rate-(VR) bzw. Variable-Rate Selective Excitation(VERSE)-Pulsen, mit denen man eine Reduktion der eingestrahlten RF Energie erreicht, indem man die Peak-Amplitude des Hochfrequenz-Pulses im Vergleich zu einem entsprechenden SINC-Puls reduziert.

[0158] Es wird der Vollständigkeit halber darauf hingewiesen, dass die Verwendung der unbestimmten Artikel „ein“ bzw. „eine“ nicht ausschließt, dass die betreffenden Merkmale auch mehrfach vorhanden sein können. Ebenso schließt der Begriff „Einheit“ nicht aus, dass diese aus mehreren Komponenten besteht, die gegebenenfalls auch räumlich verteilt sein können.

Patentansprüche

1. Verfahren zum Betrieb eines Magnetresonanztomographiesystems (1) zur Erzeugung von Magnetresonanzbilddaten eines Untersuchungsobjekts (O) mit folgenden, im Rahmen eines Sequenzmoduls durchgeführten Verfahrensschritten:

- Anregung einer Mehrzahl von Schichten im Untersuchungsobjekt (O) in einem ersten zeitlichen Abstand (T) zueinander mittels je eines HF-Schichtanregungspulses (α_1 , α_2) einer Folge von räumlich selektiven HF-Schichtanregungspulsen (α_1 , α_2),
- Ausführen eines Präparationsblocks (Π) nach dem letzten Anregungspuls (α_2), welcher Präparationsblock (Π) mindestens einen HF-Refokussierungspuls (β) umfasst und so ausgebildet ist, dass für jede der Schichten je ein Echosignal (E_{1a} , E_{2a}) formiert wird, wobei der zeitliche Abstand zweier aufeinander folgender Echosignale (E_{1a} , E_{2a}) gleich dem ersten zeitlichen Abstand (T_α) ist,
- Aussenden eines zweiten HF-Refokussierungspulses (γ) in einem zweiten zeitlichen Abstand (T_γ) von dem letzten vom Präparationsblock (Π) formierten Echosignal (E_{2a}), wobei der zweite HF-Refokussierungspuls (γ) so ausgebildet ist, dass für jede der Schichten je ein weiteres Echosignal (E_{1a} , E_{2a}) formiert wird und dabei der zeitliche Abstand zweier aufeinander folgender Echosignale (E_{1a} , E_{2a}) gleich dem ersten zeitlichen Abstand (T) ist,
- Aussenden von mindestens einem weiteren HF-Refokussierungspuls (δ , ε , ζ) jeweils in einem dritten zeitlichen Abstand (T_δ) nach dem jeweils vorangegangenen HF-Refokussierungspuls (γ , δ , ε) zur Erzeugung jeweils einer Anzahl von zeitlich getrennten Echosignalen (E_{1a} , E_{1b} , E_{2a} , E_{2b}) pro HF-Refokussierungspuls (δ , ε , ζ), wobei der dritte zeitliche Abstand (T_δ) derart gewählt ist, dass die Anzahl der Echosignale (E_{1a} , E_{1b} , E_{2a} , E_{2b}) pro weiterem HF-Refokussierungspuls (δ , ε , ζ) doppelt so groß ist wie die Anzahl der angeregten Schichten.

2. Verfahren nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, dass eine Anzahl von Echosignalen (E_{1a} , E_{1b} , E_{2a} , E_{2b}) pro HF-Refokussierungspuls (β , γ , δ , ϵ , ζ) unter einem Auslesegradienten in einer entsprechenden Anzahl von Auslesefenstern (AQ) ausgelesen wird, wobei jeweils eine Gradientenpulsfolge (GRO₀) in einer Ausleserichtung zwischen zwei aufeinander folgenden HF-Schichtanregungspulsen (α_1 , α_2) geschaltet wird, deren 0-tes Moment betragsmäßig gleich dem 0-ten Moment ist, welches zwischen zwei aufeinander folgenden Echosignalen (E_{2a} , E_{1a} , E_{1b} , E_{2b}) der zugehörigen Schichten aufgrund einer während dieser Zeit in Ausleserichtung geschalteten Gradientenpulsfolge (GRO₁, GRO₂, GRO₃) akkumuliert wird.

3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, **dadurch gekennzeichnet**, dass das akkumulierte 0-te Moment aller zwischen den Isodelaypunkten zweier aufeinander folgender HF-Schichtanregungspulse (α_1 , α_2) in einer Schichtselektionsrichtung geschalteter Gradientenpulse (GS_{1,1}, GS_{2,1}, GS_{1,2}) Null ist.

4. Verfahren nach Anspruch 2 oder 3, **dadurch gekennzeichnet**, dass

- zwischen dem letzten Anregungspuls (α_2) und dem Präparationsblock (Π) eine Gradientenpulsfolge (GRP) in Ausleserichtung geschaltet wird, welche das 0-te Moment in Ausleserichtung exakt kompensiert, das die Spins der letzten angeregten Schicht zwischen dem Beginn des Präparationsblocks (Π) und dem ersten Echosignal (E_{2a}) dieser Schicht nach dem Präparationsblock (Π) akkumulieren, und wobei

- zwischen dem letzten vom Präparationsblock formierten Echosignal (E_{1a}) und dem zweiten HF-Refokussierungspuls (γ) eine Gradientenpulsfolge in Ausleserichtung geschaltet wird, welche das 0-te Moment in Ausleserichtung exakt kompensiert, das die Spins der ersten angeregten Schicht zwischen dem Isodelaypunkt des zweiten Refokussierungspulses (γ) und dem ersten Echo (E_{1b}) der zuerst angeregten Schicht nach dem zweiten HF-Refokussierungspuls (γ) akkumulieren.

5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, **dadurch gekennzeichnet**, dass die zeitliche Dauer eines HF-Schichtanregungspulses (α_1 , α_2) kürzer als die zeitliche Dauer eines der ausgeführten HF-Refokussierungspulse (β , γ , δ , ϵ , ζ) ist.

6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5, **dadurch gekennzeichnet**, dass der Präparationsblock (Π) so ausgebildet ist, dass er in dem von dem Präparationsblock (Π) erfassten Gewebebereich die transversale Magnetisierung abhängig von der Diffusionseigenschaft des Gewebes abschwächt.

7. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 6, **dadurch gekennzeichnet**, dass jeweils die abzutastenden k-Räume der Schichten mit einem einzigen Echozug eines Sequenzmoduls zweimal erfasst werden.

8. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 6, **dadurch gekennzeichnet**, dass die jeweils abzutastenden k-Räume der Schichten mit Hilfe einer Pulssequenz mit mehreren Sequenzmodulen erfasst wird und mit dem Echozug jedes Sequenzmoduls auf Basis der Echosignale Rohdaten von zwei Segmenten per Schicht akquiriert werden.

9. Verfahren nach Anspruch 8, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Segmentierung des k-Raums gemäß einer PROPELLER-Trajektorie erfolgt.

10. Verfahren zur Erzeugung von Magnetresonanzbilddaten eines Untersuchungsobjekts mit folgenden Verfahrensschritten:

- Bereitstellen von Rohdaten, die unter Verwendung eines Verfahrens nach einem der Ansprüche 1 bis 9 mittels eines Magnetresonanztomographiesystems (1) im Rahmen eines Sequenzmoduls in verschiedenen einem HF-Refokussierungspuls (β , γ , δ , ϵ , ζ) zugeordneten Auslesefenstern (AQ) akquiriert wurden,
- Berechnung von getrennten Betragsbildern für die Rohdaten aus den verschiedenen Auslesefenstern (AQ),
- Kombination von Betragsbildern, die derselben Schicht zugeordnet sind, zu einem einzigen Schichtbild dieser Schicht, vorzugsweise mit Hilfe einer Summe-der-Quadrat-Methode.

11. Verfahren zur Erzeugung von Magnetresonanzbilddaten eines Untersuchungsobjekts mit folgenden Verfahrensschritten:

- Bereitstellen von Rohdaten, die unter Verwendung eines Verfahrens nach einem der Ansprüche 1 bis 9 mittels eines Magnetresonanztomographiesystems (1) im Rahmen eines Sequenzmoduls in verschiedenen, einem HF-Refokussierungspuls (β , γ , δ , ϵ , ζ) zugeordneten Auslesefenstern (AQ) akquiriert wurden,
- komplexwertige Kombination von Bilddaten einer bestimmten Schicht, deren Rohdaten in verschiedenen Auslesefenstern (AQ) akquiriert wurden, vorzugsweise, nachdem die im Bildraum räumlich langsam variierende Phase rechnerisch entfernt wurde.

12. Pulssequenz zur Ansteuerung eines Magnetresonanztomographiesystems (1) zur Erzeugung von Magnetresonanzbilddaten eines Untersuchungsobjekts (O) mit zumindest einem Sequenzmodul, welches zumindest folgende Pulsfolge umfasst:

- eine Folge von räumlich selektiven HF-Schichtanregungspulsen (α_1, α_2) in einem ersten zeitlichen Abstand (T_α) zueinander zur Anregung einer Mehrzahl von Schichten im Untersuchungsobjekt (O) mittels je eines der HF-Schichtanregungspulse (α_1, α_2),
- einen Präparationsblock (Π) in einem zeitlichen Abstand nach dem letzten Anregungspuls (α_2) der Folge von HF-Schichtanregungspulsen (α_1, α_2), welcher Präparationsblock (Π) mindestens einen HF-Refokussierungspuls (β) umfasst und so ausgebildet ist, dass für jede der Schichten beim Aussenden der Pulssequenz je ein Echosignal (E_{1a}, E_{2a}) formiert wird, wobei der zeitliche Abstand zweier aufeinander folgender Echosignale (E_{1a}, E_{2a}) gleich dem ersten zeitlichen Abstand (T_α) ist,
- einen zweiten HF-Refokussierungspuls (γ) in einem zweiten zeitlichen Abstand (T_γ) von dem letzten beim Aussenden der Pulssequenz vom Präparationsblock (Π) formierten Echosignal (E_{1a}), wobei der zweite HF-Refokussierungspuls (γ) so ausgebildet ist, dass für jede der Schichten beim Aussenden der Pulssequenz je ein weiteres Echosignal (E_{1b}, E_{2b}) formiert wird und dabei der zeitliche Abstand zweier aufeinander folgender Echosignale (E_{1b}, E_{2b}) gleich dem ersten zeitlichen Abstand (T_α) ist,
- mindestens einen weiteren HF-Refokussierungspuls ($\delta, \varepsilon, \zeta$) jeweils in einem dritten zeitlichen Abstand (T_δ) nach dem jeweils vorangegangenen HF-Refokussierungspuls ($\gamma, \delta, \varepsilon$) zur Erzeugung jeweils einer Anzahl von zeitlich getrennten Echosignalen ($E_{1a}, E_{1b}, E_{2a}, E_{2b}$) pro HF-Refokussierungspuls ($\delta, \varepsilon, \zeta$), wobei der dritte zeitliche Abstand (T_δ) derart gewählt ist, dass die Anzahl der Echosignale ($E_{1a}, E_{1b}, E_{2a}, E_{2b}$) pro HF-Refokussierungspuls ($\delta, \varepsilon, \zeta$) doppelt so groß ist wie die Anzahl der angeregten Schichten.

13. Steuereinrichtung (13) für ein Magnetresonanztomographiesystem (1), welche das Magnetresonanztomographiesystem (1) im Betrieb zur Erzeugung von Magnetresonanzbilddaten eines Untersuchungsobjekts (O) mittels einer Pulssequenz derart steuert, dass

- eine Mehrzahl von Schichten im Untersuchungsobjekt (O) in einem ersten zeitlichen Abstand (T_α) zueinander mittels je eines HF-Schichtanregungspulses (α_1, α_2) einer Folge von räumlich selektiven HF-Schichtanregungspulsen (α_1, α_2) angeregt wird,
- ein Präparationsblock (Π) nach dem letzten Anregungspuls (α_2) ausgeführt wird, welcher Präparationsblock (Π) mindestens einen HF-Refokussierungspuls (β) umfasst und so ausgebildet ist, dass für jede der Schichten je ein Echosignal (E_{1a}, E_{2a}) formiert wird, wobei der zeitliche Abstand zweier aufeinander folgender Echosignale (E_{1a}, E_{2a}) gleich dem ersten zeitlichen Abstand (T_α) ist,
- ein zweiter HF-Refokussierungspulses (γ) in einem zweiten zeitlichen Abstand (T) von dem letzten vom Präparationsblock (Π) formierten Echosignal (E_{1a}) ausgesendet wird, wobei der zweite HF-Refokussierungspuls (γ) so ausgebildet ist, dass für jede der Schichten je ein weiteres Echosignal (E_{1b}, E_{2b}) formiert wird und dabei der zeitliche Abstand zweier aufeinander folgender Echosignale (E_{1b}, E_{2b}) gleich dem ersten zeitlichen Abstand (T_α) ist,
- mindestens ein weiterer HF-Refokussierungspuls ($\delta, \varepsilon, \zeta$) jeweils in einem dritten zeitlichen Abstand (T_δ) nach dem jeweils vorangegangenen HF-Refokussierungspuls ($\gamma, \delta, \varepsilon$) ausgesendet wird, zur Erzeugung jeweils einer Anzahl von zeitlich getrennten Echosignalen ($E_{1a}, E_{1b}, E_{2a}, E_{2b}$) pro HF-Refokussierungspuls ($\delta, \varepsilon, \zeta$), wobei der dritte zeitliche Abstand (T_δ) derart gewählt ist, dass die Anzahl der Echosignale ($E_{1a}, E_{1b}, E_{2a}, E_{2b}$) pro HF-Refokussierungspuls ($\delta, \varepsilon, \zeta$) doppelt so groß ist wie die Anzahl der angeregten Schichten.

14. Magnetresonanztomographiesystem (1) umfassend folgende Komponenten:

- ein Grundfeldmagnetsystem (4),
- ein HF-Sendeantennensystem (5),
- ein Gradientensystem (6),
- ein HF-Empfangsantennensystem (7),
- eine Steuereinrichtung (13) gemäß Anspruch 13.

15. Computerprogrammprodukt, welches direkt in einen Speicher einer programmierbaren Steuereinrichtung (13) für ein Magnetresonanztomographiesystem (1) ladbar ist, mit Programmcodeabschnitten, um alle Schritte eines Verfahrens nach einem der Ansprüche 1 bis 11 auszuführen, wenn das Programm in der Steuereinrichtung (13) ausgeführt wird.

Es folgen 8 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

FIG 1 Stand der Technik

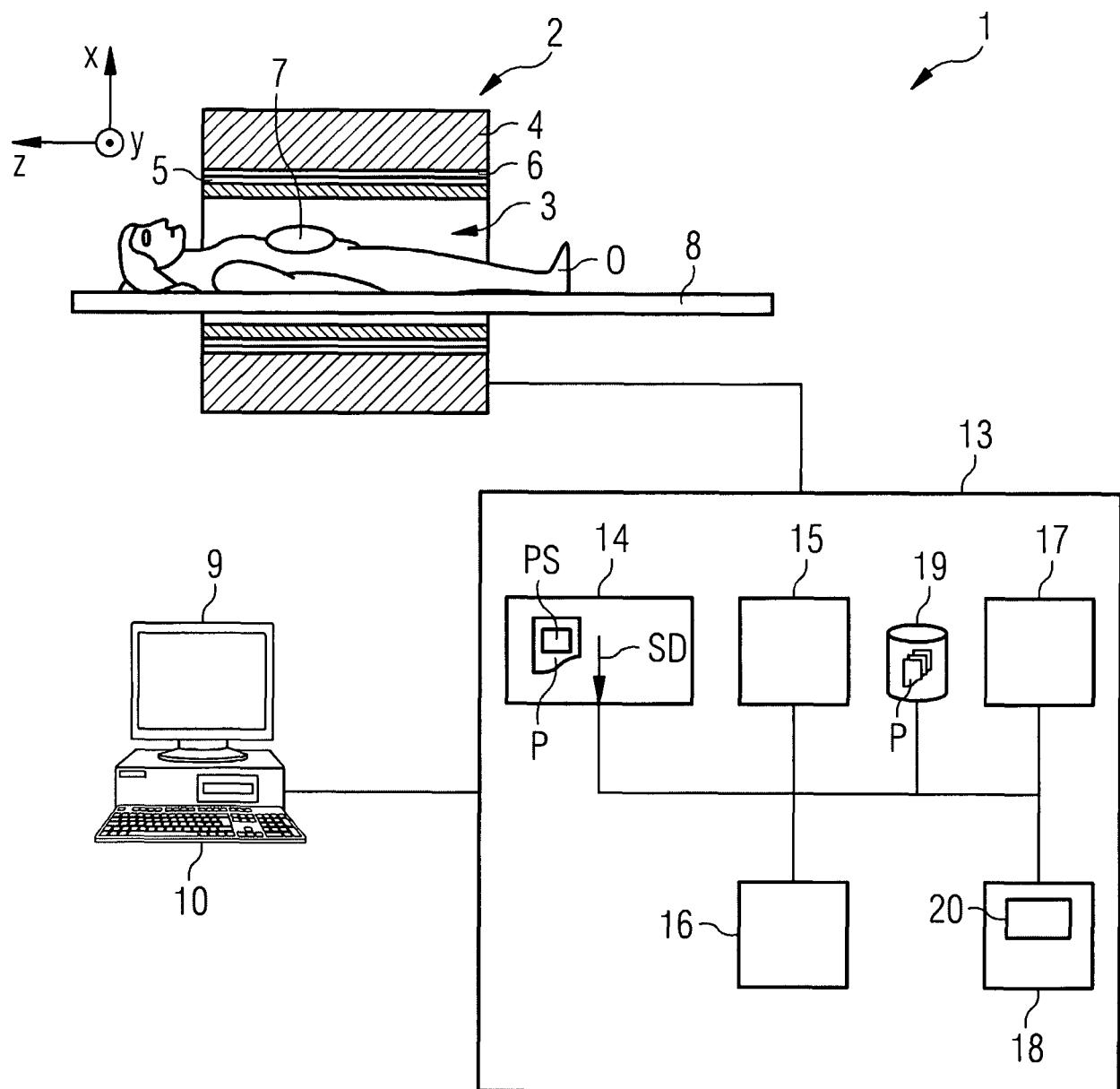


FIG 2 Stand der Technik

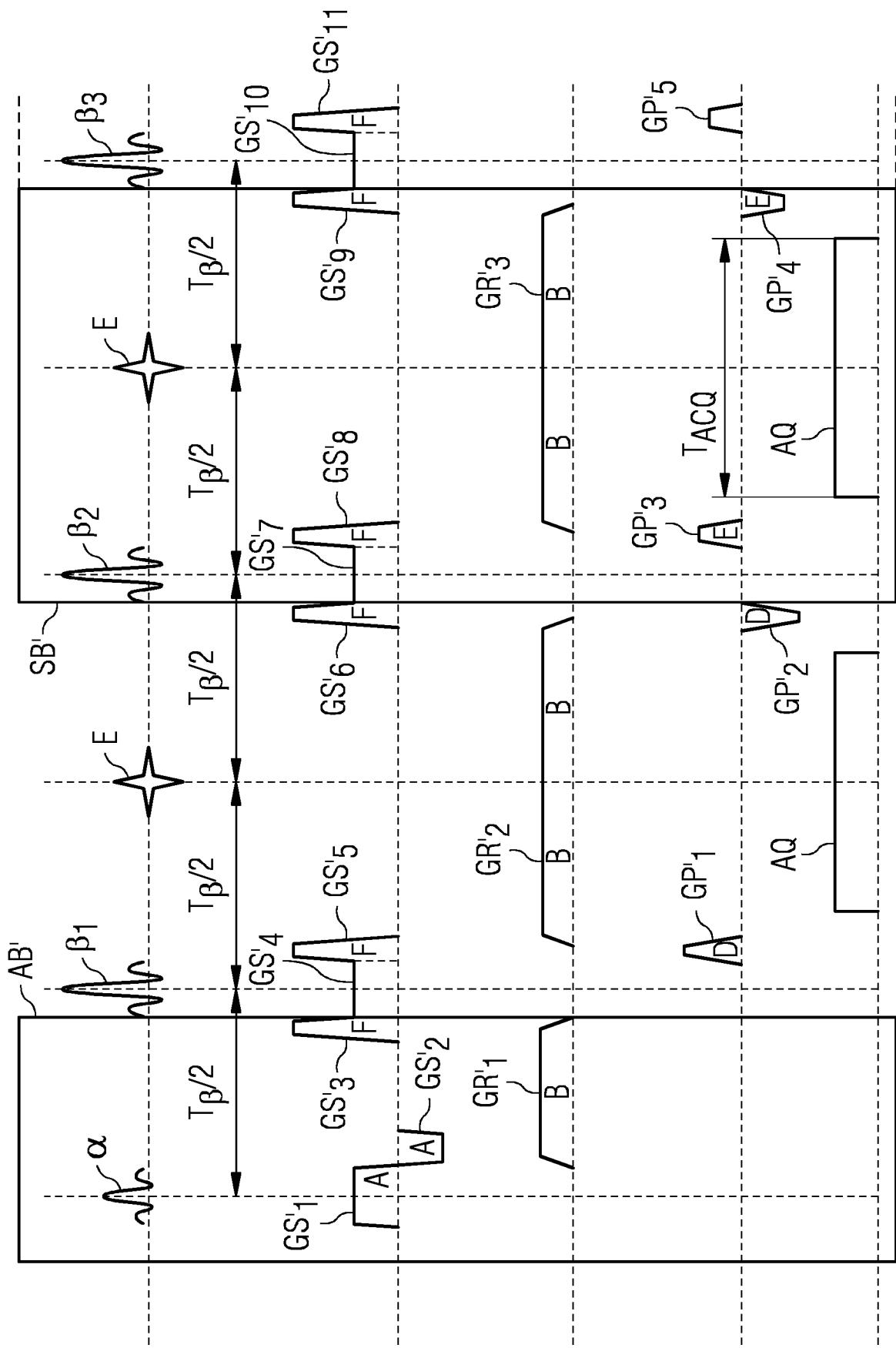
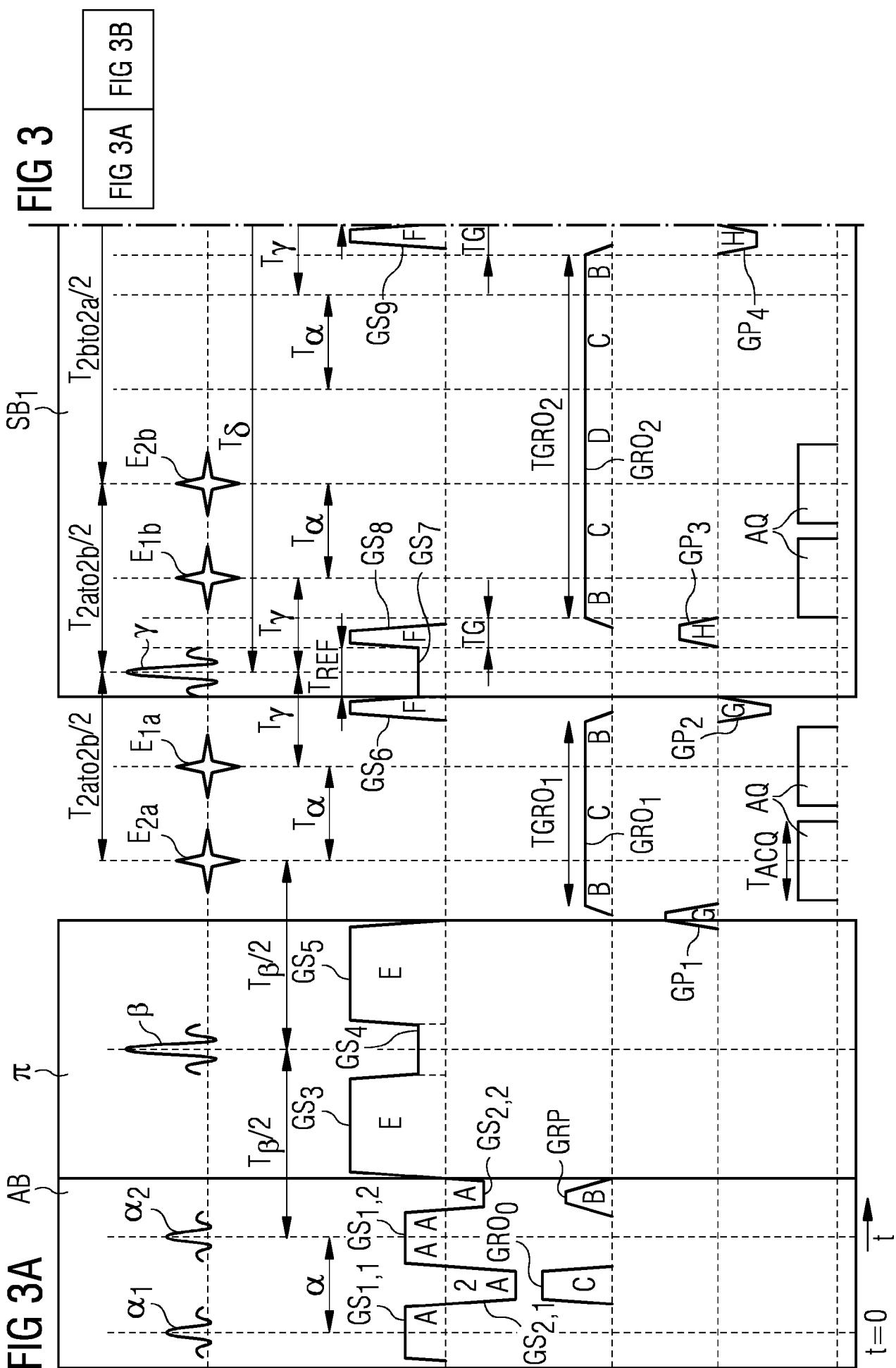


FIG 3



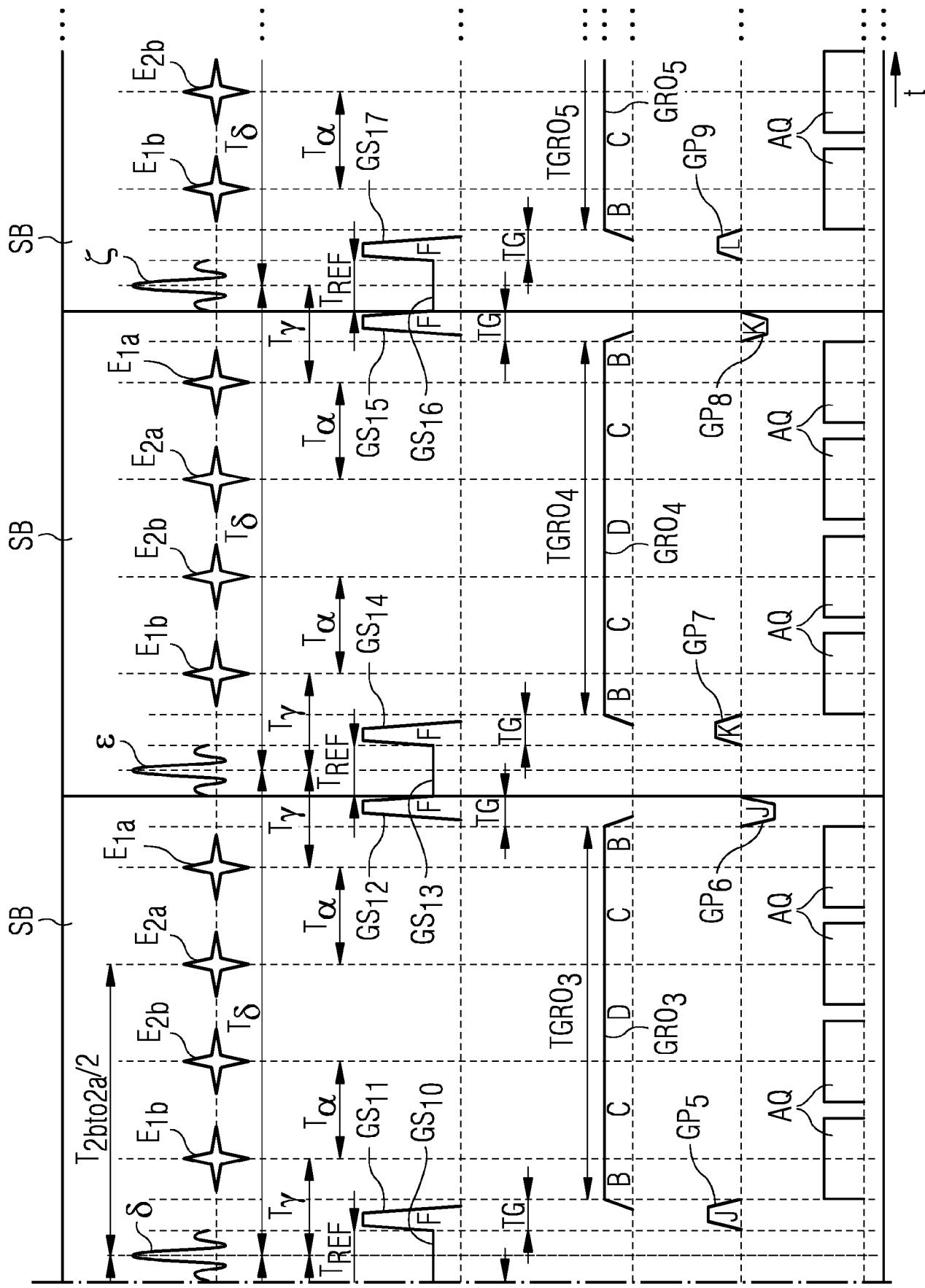


FIG 3B

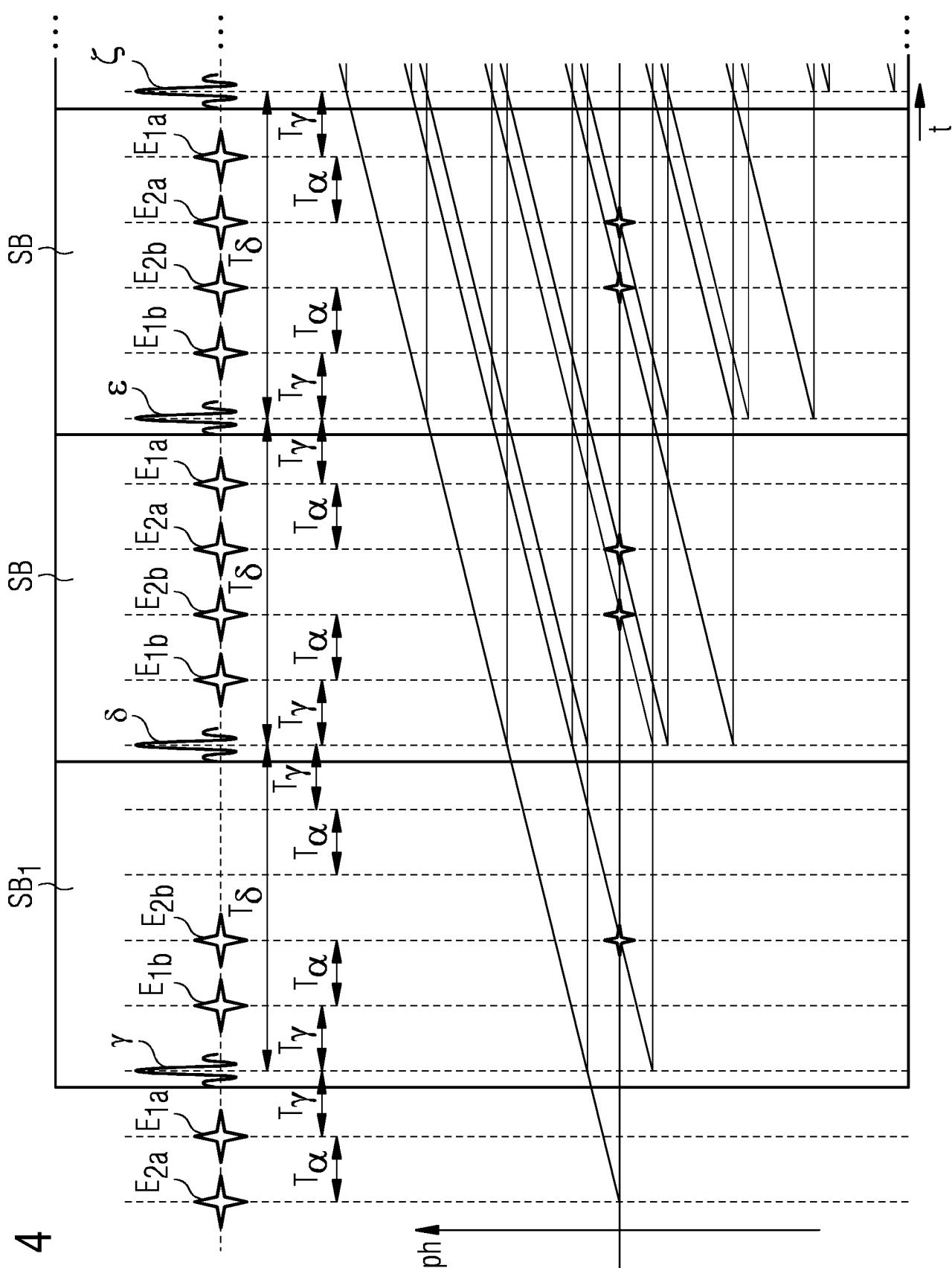


FIG 4

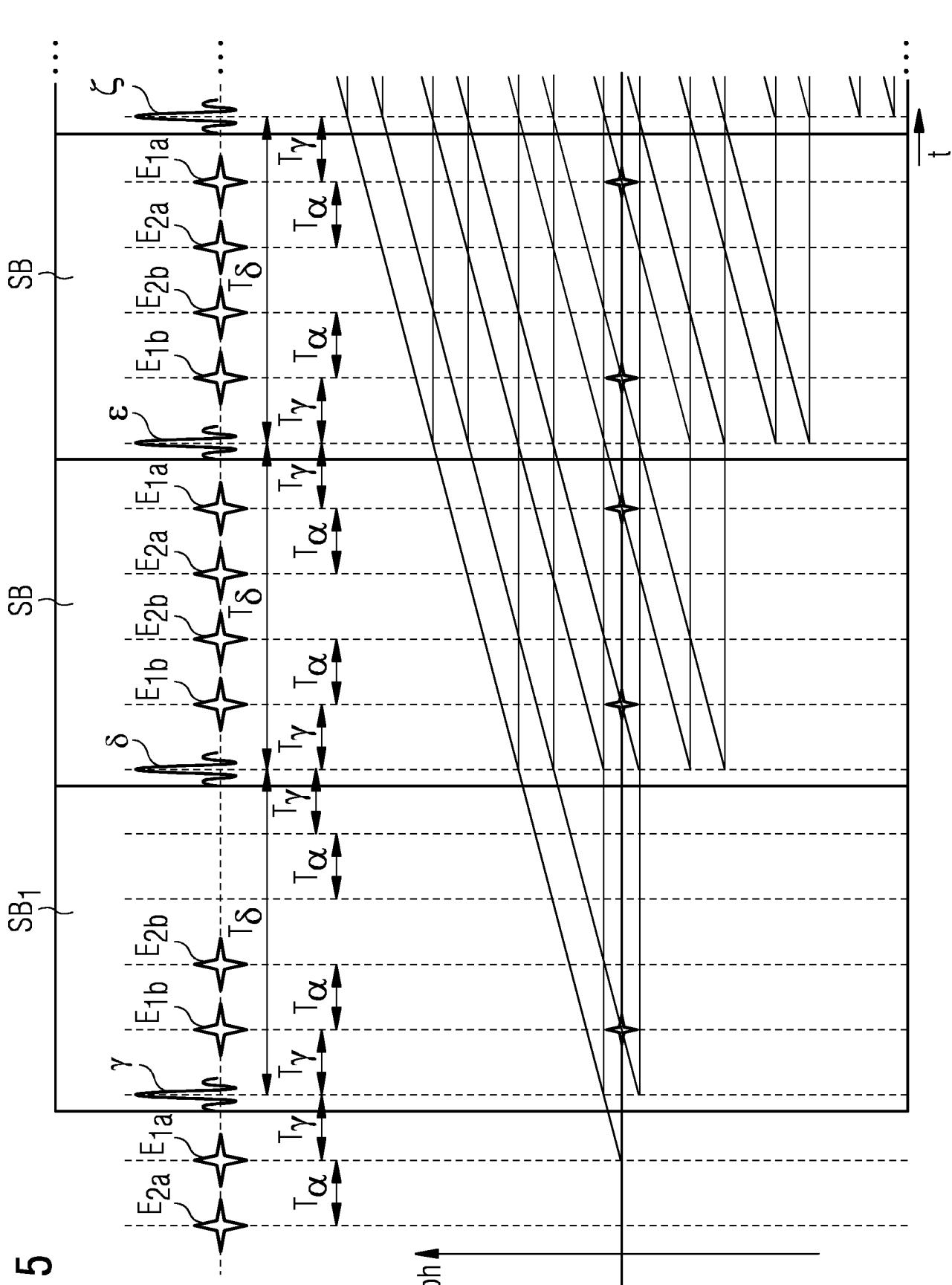


FIG 5

FIG 6

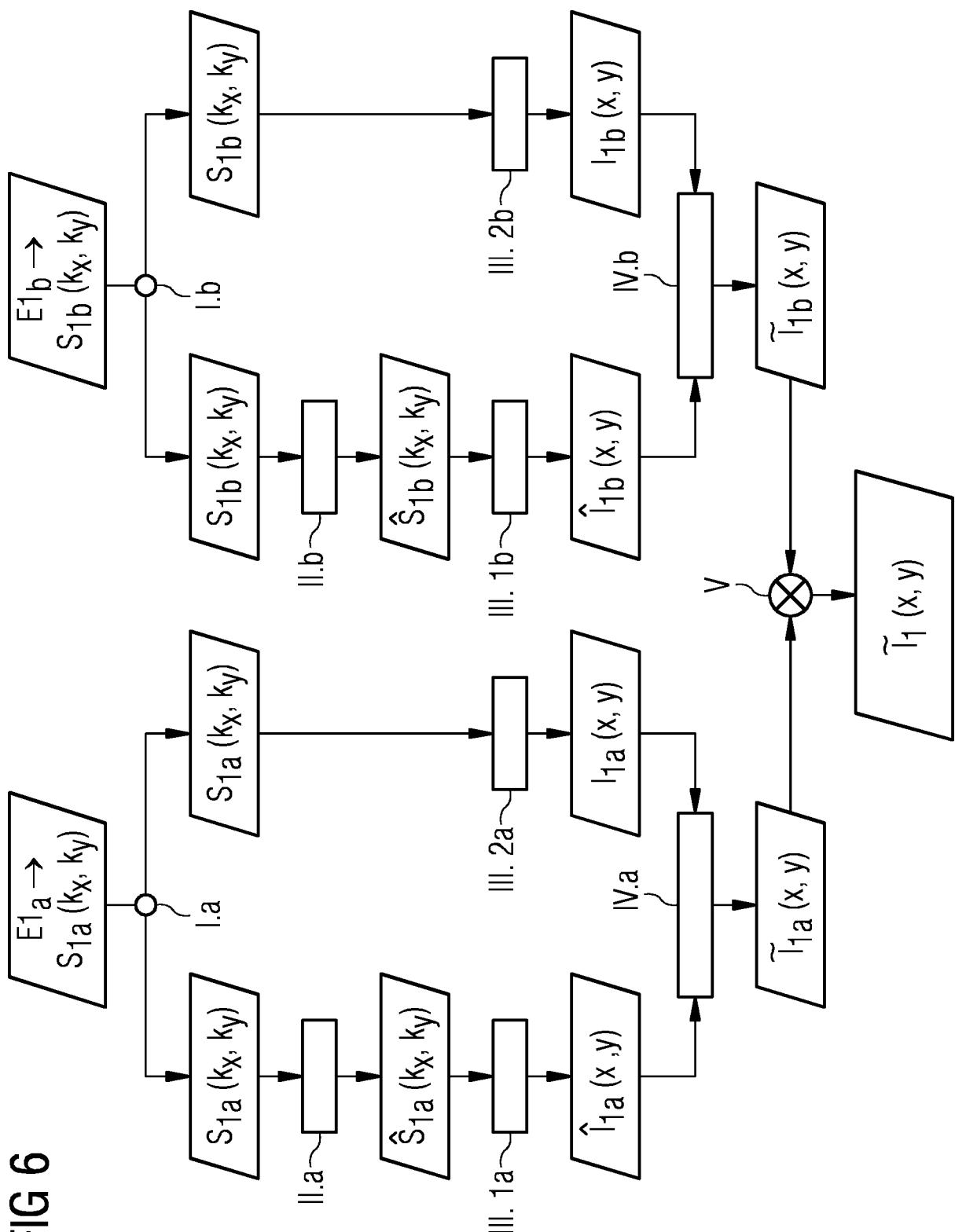


FIG 7

