



(12) **Offenlegungsschrift**

(21) Aktenzeichen: **10 2016 207 641.8**

(22) Anmeldetag: **03.05.2016**

(43) Offenlegungstag: **09.11.2017**

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

G01R 33/565 (2006.01)

A61B 5/055 (2006.01)

(71) Anmelder:
Siemens Healthcare GmbH, 91052 Erlangen, DE

(72) Erfinder:
Carinci, Flavio, 91054 Erlangen, DE; Horger, Wilhelm, 90571 Schwaig, DE; Paul, Dominik, Dr., 91088 Bubenreuth, DE; Zeller, Mario, Dr., 91054 Erlangen, DE

Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen.

(54) Bezeichnung: **Parallele Magnetresonanz-Akquisitionstechnik**

(57) Zusammenfassung: Ein erfindungsgemäßes Verfahren zur Aufnahme von Magnetresonanzdaten mittels einer parallelen Akquisitionstechnik umfasst die Schritte:

a) Einstrahlen eines RF-Anregungspulses (RF1) einer ersten Pulssequenz in ein Zielvolumen eines Untersuchungsobjekts (U),

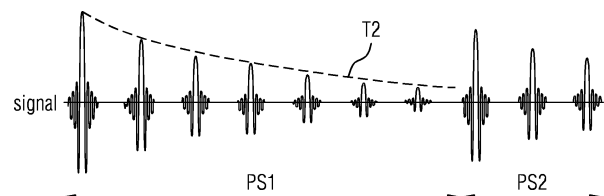
b) Aufnehmen von durch den RF-Anregungspuls (RF1) der ersten Pulssequenz erzeugten Echosignalen (SE, GRE) und speichern dieser in einem Ursprungs-Messdatensatz (D_m),

c) im Anschluss an die Aufnahme der durch den RF-Anregungspuls (RF1) der ersten Pulssequenz erzeugten Echosignale (SE, GRE), Aufnehmen eines Referenzmessdatensatzes (D_{ref}) mittels einer zweiten Pulssequenz,

d) Wiederholen der Schritte a) bis c) bis der Ursprungs-Messdatensatz (D_m) eine gewünschte Vollständigkeit erreicht hat, jedoch gemäß der Nyquist-Bedingung unvollständig ist,

e) Vervollständigen des Ursprungs-Messdatensatzes (D_m) mit Hilfe des aufgenommenen Referenzmessdatensatzes (D_{ref}) und einer parallelen Akquisitionstechnik zu einem vollständigen Messdatensatz (D).

Die Erfindung betrifft ein Verfahren, eine Magnetresonanztanlage, ein Computerprogrammprodukt sowie einen elektronisch lesbaren Datenträger, welche Artefakte bei der Rekonstruktion von mit parallelen Akquisitionstechniken aufgenommenen Messdaten vermeiden.



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft parallele Magnetresonanz-Bildgebung, insbesondere ein Verfahren, eine Magnetresonanztanlage, ein Computerprogramm und einen elektronisch lesbaren Datenträger zur Aufnahme von Magnetresonanz-Daten mittels einer parallelen Magnetresonanztechnik.

[0002] Die Magnetresonanz-Technik (im Folgenden steht die Abkürzung MR für Magnetresonanz) ist eine bekannte Technik, mit der Bilder vom Inneren eines Untersuchungsobjektes erzeugt werden können. Vereinfacht ausgedrückt wird hierzu das Untersuchungsobjekt in einem Magnetresonanzgerät in einem vergleichsweise starken statischen, homogenen Grundmagnetfeld, auch B_0 -Feld genannt, mit Feldstärken von 0,2 Tesla bis 7 Tesla und mehr positioniert, so dass sich dessen Kernspins entlang des Grundmagnetfeldes orientieren. Zum Auslösen von Kernspinresonanzen werden hochfrequente Anregungspulse (RF-Pulse) in das Untersuchungsobjekt eingestrahlt, die ausgelösten Kernspinresonanzen als Echosignale gemessen, die als sogenannte k-Raumdaten gespeichert werden, und auf deren Basis, z.B. mittels einer mehrdimensionalen Fourier-Transformation, MR-Bilder rekonstruiert [oder Spektroskopiedaten ermittelt]. Zur Ortskodierung der Messdaten werden dem Grundmagnetfeld in der Regel schnell geschaltete magnetische Gradientenfelder überlagert.

[0003] Dabei gibt es grundsätzlich zwei Arten nach einer Anregung der Kernspins Echosignale zu erzeugen. Einerseits können die angeregten Kernspins durch Schalten von Dephasierungs- und Rephasierungsgradienten G1, G2 so manipuliert werden, dass das Signal schneller als dem dem gemessenen Gewebe inhärenten $T2^*$ -Zerfall geschuldet, zerfällt, sich aber nach einer gewissen Zeit, der Echozeit TE, nach dem RF-Anregungspuls RF1 ein sogenanntes zu messendes Gradientenecho GRE bildet, wie es schematisch in **Fig. 1** dargestellt ist. Derartige Sequenzen werden üblicherweise als GRE-Sequenzen bezeichnet. Andererseits kann auch durch Einstrahlen eines RF-Refokussierungspulses RF2 nach dem Einstrahlen des RF-Anregungspulses RF1 nach einer wiederum Echozeit genannten Zeit TE nach dem RF-Anregungspuls RF1 ein sogenanntes Spinecho SE erzeugt werden, das gemessen wird und dessen Amplitude jedoch gemäß der dem gemessenen Gewebe inhärenten $T2$ -Zerfall reduziert ist. Dies ist schematisch in **Fig. 2** dargestellt. Derartige Sequenzen werden üblicherweise als SE-Sequenzen bezeichnet. Es gibt auch Sequenzen, die sowohl Gradientenechos als auch Spinechos erzeugen, z.B. (true)FISP-Sequenzen. In jedem Fall werden die Anregung und die Messung der erzeugten Echosignale bei jeder Sequenz gegebenenfalls so lange wiederholt (z.B. unter Schaltung verschiedener Gradienten zur Ortsko-

dierung) bis die gewünschte Anzahl an Echosignalen gemessen und im k-Raum gespeichert wurde, um das Untersuchungsobjekt abbilden zu können.

[0004] Unter den SE-Sequenzen sind insbesondere die TSE-Sequenzen (TSE: „Turbo Spin Echo“), welche auch unter den Namen FSE-(„Fast Spin Echo“) oder RARE-(„Rapid Acquisition with Refocused Echoes“)Sequenzen bekannt sind, weit verbreitet in der klinischen Anwendung. Der Vorteil der TSE-Sequenzen gegenüber der „einfachen“ SE-Sequenz ist, dass nach einem RF-Anregungspuls RF1 mehrere Refokussierungspulse RF2 geschaltet werden, und dass dadurch auch mehrere Spinechosignale SE erzeugt werden. Dadurch wird die Datenaufnahme beschleunigt.

[0005] Bei sogenannten „single-shot“ Verfahren können hierbei die gesamten aufzunehmenden k-Raumdaten, z.B. zur Abbildung einer abzubildenden Schicht eines Untersuchungsobjekts, nach nur einer RF-Anregung RF1 aufgenommen werden.

[0006] Ein Beispiel für eine solche Single-Shot TSE-Sequenz ist die HASTE-Sequenz („Half-Fourier Acquisition Single-shot Turbo spin Echo imaging“), bei der zur Reduktion der aufzunehmenden k-Raumdaten zusätzlich ein „partial Fourier“-Verfahren, insbesondere das Half-Fourier-Verfahren eingesetzt wird. Dabei wird die Symmetrie des k-Raums gegenüber komplexer Konjugation genutzt, um nicht gemessene k-Raumdaten aus den gemessenen k-Raumdaten abzuleiten. Damit können nach nur einem Anregungspuls RF1 alle für das Verfahren nötigen k-Raumdaten einer abzubildenden Schicht aufgenommen werden. Derartige HASTE-Sequenzen werden üblicherweise zur Aufnahme von MR-Bildern im abdominalen oder auch im Thorax-Bereich eingesetzt, um möglichst große Bereiche des interessierenden Volumens in dem Untersuchungsobjekt in einer Atem-Anhalte-Phase mit somit reduzierter Empfindlichkeit gegenüber physiologischen Bewegungen aufnehmen zu können.

[0007] **Fig. 3** ist ein schematisches Sequenzdiagramm einer solchen HASTE-Sequenz. Wie bereits erwähnt, werden nach einem Anregungspuls RF1 mehrere Refokussierungspulse RF2 geschaltet, um mehrere Spinecho-Signale zu erzeugen, die jeweils zwischen den Refokussierungspulsen RF2 entstehen (nicht dargestellt). Zur Beschränkung der Anregung auf Spins einer bestimmten Schicht kann hierbei gleichzeitig mit jedem Anregungspuls RF1 und Refokussierungspuls RF2 ein entsprechender Schichtselektionsgradient GS geschaltet werden. Zur weiteren Ortskodierung können Frequenzkodiergradienten GF und Phasenkodiergradienten GP geschaltet werden. Bei HASTE kann dabei insbesondere auf einige (in der Regel knapp die Hälfte der) Phasenkodiergradienten GP verzichtet werden, wie es in **Fig. 3**

durch die asymmetrische Anordnung der Phasenkodiergradienten GP angedeutet ist. Die entsprechenden, „fehlenden“ Spinechosignale können, wie gesagt, mit einem partial-fourier-Verfahren ergänzt werden. Die dargestellte asymmetrische Anordnung der Phasenkodiergradienten GP, bei der nach der Messung der Echosignale im k-Raumzentrum ($GP = 0$) eine größere Anzahl von Echosignalen gemessen wird, als vor der Messung des k-Raumzentrums, ist vorteilhaft, um die Echozeiten möglichst kurz zu halten, zu denen der Bereich des k-Raumzentrums (niedrige Amplituden der Phasenkodiergradienten GP) gemessen werden. Auf diese Weise sind die Echosignale des Bereichs des k-Raumzentrums weniger stark gemäß dem T2-Zerfall geschwächt als bei einer anderen Anordnung, die den Bereich des k-Raumzentrums erst zu späteren Echozeiten misst.

[0008] Neben den genannten Partial-Fourier-Verfahren sind weiterhin sogenannte parallele Akquisitionstechniken (z.B. GRAPPA und SENSE) bekannt, mit deren Hilfe sich zur Aufnahme der gewünschten Daten benötigte Akquisitionszeiten verkürzen lassen. Wie bei partial-fourier-Verfahren werden hierbei nur Teile der eigentlich gemäß der Nyquist-Bedingung als k-Raumdaten aufzunehmenden Echosignale gemessen. Im Gegensatz zu den partial-fourier-Verfahren sind jedoch in der Regel die nicht-gemessenen Teile bei parallelen Akquisitionstechniken gleichmäßiger über den gemäß Nyquist zu messenden k-Raum verteilt, sodass z.B. nur jede zweite k-Raumzeile gemessen wird. Darüber hinaus werden die „fehlenden“ k-Raumdaten bei parallelen Akquisitionstechniken mit Hilfe von Spulensensitivitätsdaten rekonstruiert. Diese Spulensensitivitätsdaten werden aus Referenzmessdaten ermittelt, die zumindest einen Bereich des zu messenden k-Raums, meist den zentralen Bereich, vollständig gemäß der Nyquist-Bedingung abtasten.

[0009] Werden derartige Referenzmessdaten mit einem anderen Sequenztyp aufgenommen als die zu vervollständigenden Messdaten der eigentlichen Messung kann das aufgrund von möglicherweise unterschiedlichen Kontrasten und/oder unterschiedlichen Sensitivitäten auf verschiedene Störungen zu Artefakten bei der Rekonstruktion der Messdaten führen. Auch der Zeitpunkt zu dem die Referenzmessdaten im Vergleich zu den eigentlichen Messdaten aufgenommen werden kann, z.B. durch (ungewollte) Bewegungen des Untersuchungsobjektes, zu Artefakten bei der Rekonstruktion führen.

[0010] Der Erfindung liegt daher die Aufgabe zugrunde ein Verfahren, eine Magnetresonanztanlage, ein Computerprogrammprodukt sowie einen elektronisch lesbaren Datenträger anzugeben, welche Artefakte bei der Rekonstruktion von mit parallelen Akquisitionstechniken aufgenommenen Messdaten vermeiden.

[0011] Die Aufgabe wird gelöst durch ein Verfahren zur Aufnahme von Magnetresonanzdaten mittels einer parallelen Akquisitionstechnik gemäß Anspruch 1, eine Magnetresonanztanlage gemäß Anspruch 8, ein Computerprogrammprodukt gemäß Anspruch 9 sowie einen elektronisch lesbaren Datenträger gemäß Anspruch 10.

[0012] Ein erfindungsgemäßes Verfahren zur Aufnahme von Magnetresonanzdaten mittels einer parallelen Akquisitionstechnik umfasst die Schritte:

- a) Einstrahlen eines RF-Anregungspulses (RF1) einer ersten Pulssequenz in ein Zielvolumen eines Untersuchungsobjekts (U),
- b) Aufnehmen von durch den RF-Anregungspuls (RF1) der ersten Pulssequenz erzeugten Echosignalen (SE, GRE) und speichern dieser in einem Ursprungs-Messdatensatz (D_m),
- c) im Anschluss an die Aufnahme der durch den RF-Anregungspuls (RF1) der ersten Pulssequenz erzeugten Echosignale (SE, GRE), Aufnehmen eines Referenzmessdatensatzes (D_{ref}) mittels einer zweiten Pulssequenz,
- d) Wiederholen der Schritte a) bis c) bis der Ursprungs-Messdatensatz (D_m) eine gewünschte Vollständigkeit erreicht hat, jedoch gemäß der Nyquist-Bedingung unvollständig ist,
- e) Vervollständigen des Ursprungs-Messdatensatzes (D_m) mit Hilfe des aufgenommenen Referenzmessdatensatzes (D_{ref}) und einer parallelen Akquisitionstechnik zu einem vollständigen Messdatensatz (D).

[0013] Durch die Aufnahme der Referenzmessdaten direkt im Anschluss an die Aufnahme der eigentlichen (Ursprungs-)Messdaten, d.h. durch die abwechselnde Aufnahme von Referenz- und Ursprungsmessdaten, kommt es nicht zu einer Sättigung der Magnetisierung in den aufgenommenen Echosignalen des Ursprungs-Messdatensatzes. Somit kann die Qualität der gewonnenen MR-Bilder erhöht werden, da so Bereiche mit abgeschwächter Intensität vermieden werden. Es müssen somit durch die Aufnahme der Referenzmessdaten gleich nach der Aufnahme der Ursprungs-Messdaten keine Kompromisse im Bildkontrast hingenommen werden.

[0014] Darüber hinaus wird durch die zeitlich nahe beieinander liegende Aufnahme der Referenzmessdaten einerseits und der Ursprungs-Messdaten andererseits eine hohe Robustheit des Verfahrens gegenüber Bewegungen des Untersuchungsobjektes erreicht.

[0015] Eine erfindungsgemäße Magnetresonanztanlage umfasst zumindest eine Magneteinheit, eine Gradienteneinheit, eine Hochfrequenzeinheit und eine Steuereinrichtung, wobei die Steuereinrichtung dazu ausgebildet ist, ein hierin beschriebenes Verfahren auf der Magnetresonanztanlage auszuführen.

[0016] Ein erfindungsgemäßes Computerprogrammprodukt umfasst ein Programm und ist beispielsweise direkt in einen Speicher einer Steuereinrichtung einer Magnetresonanztanlage ladbar, mit Programm-Mitteln, um die Schritte eines hierin beschriebenen Verfahrens auszuführen, wenn das Programm in der Steuereinrichtung der Magnetresonanztanlage ausgeführt wird.

[0017] Ein erfindungsgemäßer elektronisch lesbare Datenträger umfasst darauf gespeicherte elektronisch lesbare Steuerinformationen, welche zumindest ein genanntes Computerprogrammprodukt umfassen und derart ausgestaltet sind, dass sie bei Verwendung des Datenträgers in einer Steuereinrichtung einer Magnetresonanztanlage ein hierin beschriebenes Verfahren durchführen.

[0018] Die in Bezug auf das Verfahren angegebenen Vorteile und Ausführungen gelten analog auch für die Magnetresonanztanlage, das Computerprogrammprodukt und den elektronisch lesbaren Datenträger.

[0019] Weitere Vorteile und Einzelheiten der vorliegenden Erfindung ergeben sich aus den im Folgenden beschriebenen Ausführungsbeispielen sowie anhand der Zeichnungen. Die aufgeführten Beispiele stellen keine Beschränkung der Erfindung dar. Es zeigen:

[0020] Fig. 1 eine schematische Darstellung einer Gradientenechosequenz,

[0021] Fig. 2 eine schematische Darstellung einer Spinechosequenz,

[0022] Fig. 3 eine schematische Darstellung einer HASTE-Sequenz,

[0023] Fig. 4 schematisch, ein Ablaufdiagramm eines erfindungsgemäßen Verfahrens,

[0024] Fig. 5 eine schematische Darstellung einer erfindungsgemäßen Erfassung von Referenzmessdaten und Ursprungs-Messdaten, und

[0025] Fig. 6 eine schematische Darstellung einer erfindungsgemäßen Magnetresonanztanlage.

[0026] Fig. 4 ist ein schematisches Ablaufdiagramm eines erfindungsgemäßen Verfahrens. Dabei werden zunächst in einem Ursprungs-Messdatenaufnahmeschritt **101** Spinechos in einem Zielvolumen Z eines Untersuchungsobjekts U mittels eines RF-Anregungspulses einer ersten Pulssequenz $PS1$ angeregt (Block **101.1**). Die angeregten Spins werden auf eine der ersten Pulssequenz $PS1$ inhärenten Art und Weise manipuliert, sodass Echosignale gemessen werden können. Diese durch den RF-Anregungspuls

RF1 der ersten Pulssequenz $PS1$ erzeugten Echosignale werden gemessen (Block **101.2**) und in einem Ursprungs-Messdatensatz D_m gespeichert. Die so aufgenommenen Messdaten des Ursprungs-Messdatensatzes D_m können, nachdem sie erfindungsgemäß mittels einer parallelen Akquisitionstechnik vervollständigt wurden, zu MR-Bilddaten rekonstruiert werden.

[0027] Im Anschluss an die so erfolgte Aufnahme der durch den RF-Anregungspuls RF1 der ersten Pulssequenz $PS1$ erzeugten Echosignale, und bevor ein möglicher weiterer RF-Anregungspuls RF1 der ersten Pulssequenz $PS1$ eingestrahlt wird, wird ein Referenzmessdatensatz D_{ref} mittels einer zweiten Pulssequenz $PS2$ aufgenommen (Block **103**). Diese Aufnahme des Referenzmessdatensatzes umfasst die für die zweite Pulssequenz vorgesehenen RF-Anregungspulse und Aufnahme der entstandenen Echosignale. Dabei wird in üblicher Weise der zentrale Bereich des zu füllenden k -Raums mit Referenzmessdaten gefüllt bis ein für die zu verwendende parallele Akquisitionstechnik ausreichender Referenzmessdatensatz vorliegt. Hierbei kann eine, z.B. Hardware-bedingte, gewisse Wartezeit zwischen der Aufnahme des letzten Echosignals der ersten Pulssequenz $PS1$ und dem Anregungspuls RF1 der zweiten Pulssequenz abgewartet werden.

[0028] Dies ist auch beispielhaft in Fig. 5 dargestellt, welche Signalverläufe eines Beispiels von durch die Schritte **101** und **103** erzeugten Echosignalen zeigt. In dem dargestellten Beispiel werden mittels der ersten Pulssequenz $PS1$ eine Reihe von Spinechosignalen erzeugt, deren Amplituden über der Zeit gemäß dem T_2 -Zerfall abnehmen. Direkt nach der Aufnahme des letzten durch den einen RF-Anregungspuls der ersten Pulssequenz $PS1$ erzeugten Spinechosignals werden mittels einer zweiten Pulssequenz $PS2$ weitere Echosignale, in dem gezeigten Beispiel wiederum Spinechosignale, erzeugt und als Referenzmessdaten gemessen.

[0029] Sollte nach einer Wiederholung der ersten Pulssequenz, d.h. nach der Aufnahme der nach einem RF-Anregungspuls RF1 erzeugten Echosignale eine gewünschte Vollständigkeit des Ursprungs-Messdatensatzes D_m , die jedoch gemäß der Nyquist-Bedingung als unvollständig anzusehen ist, noch nicht erreicht werden, kann die Aufnahme der Ursprungs-Messdaten **101** und der Referenzmessdaten **103** so lange wiederholt werden, bis die gewünschte Vollständigkeit erreicht ist. Dies kann beispielsweise durch eine Abfrage **105** ermittelt und das Verfahren entsprechend gesteuert werden. Die gewünschte Vollständigkeit spiegelt hierbei z.B. die durch die Verwendung der parallelen Akquisitionstechnik erreichte Beschleunigung wieder.

[0030] Hat der Ursprungs-Messdatensatz D_m die gewünschte Vollständigkeit erreicht, wird mit Hilfe des aufgenommenen Referenzmessdatensatzes D_{ref} und einer parallelen Akquisitionstechnik der Ursprungs-Messdatensatz D_m zu einem vollständigen Messdatensatz (D) vervollständigt (Block **107**).

[0031] Das Zielvolumen Z des Untersuchungsobjektes U kann z.B. eine Schicht in dem Untersuchungsobjekt U sein. Bei der Aufnahme des Ursprungs-Messdatensatzes D_m für eine solche Schicht kann die gewünschte Vollständigkeit bereits nach einem RF-Anregungspuls RF1 der ersten Pulssequenz PS1 erreicht werden, sodass es ausreicht, die Schritte **101** und **103** nur einmal durchzuführen.

[0032] In einem Ausführungsbeispiel ist die erste Pulssequenz PS1 eine TSE-Sequenz. Wie bereits ausgeführt, können mittels einer TSE-Sequenz mehrere Spinechosignale nach einem RF-Anregungspuls erzeugt und gemessen werden. Insbesondere kann die erste Pulssequenz PS1 eine HASTE-Sequenz sein.

[0033] Bei TSE-Sequenzen, insbesondere bei HASTE-Sequenzen, ist der Einsatz einer parallelen Akquisitionstechnik nicht nur wegen der Reduktion der aufzunehmenden (Ursprungs-)Messdaten und der damit verbundenen Verkürzung der Messzeit vorteilhaft. Denn durch die mittels TSE möglichen langen Echozüge, d.h. die große Anzahl an nacheinander erzeugten Spinechosignalen nach einer Anregung, deren Amplituden jedoch gemäß dem T2-Zerfall abnehmen, wird ein intrinsischer k-Raum-Filter kreiert, der die räumliche Auflösung reduziert und zu sogenannten Blurring-Artefakten führen kann. Diese können durch eine Beschleunigung mittels paralleler Akquisition verringert oder sogar ganz vermieden werden.

[0034] Dabei werden durch die erfindungsgemäße Aufnahme des Referenzmessdatensatzes mittels einer zweiten Pulssequenz PS2 im Anschluss an eine Aufnahme von Ursprungs-Messdaten mittels einer ersten Pulssequenz PS1 die mittels der ersten Pulssequenz PS1 aufgenommenen Ursprungs-Messdaten nicht beeinflusst. Insbesondere findet bei dem erfindungsgemäßen Verfahren keine Sättigung der Magnetisierung für die Aufnahme der Ursprungs-Messdaten durch die Aufnahme der Referenzmessdaten statt. Somit können mit dem erfindungsgemäßen Verfahren Sättigungs-Artefakte, die sich z.B. als Bereiche mit reduzierter Intensität darstellen, vermieden werden.

[0035] Des Weiteren wird auch die Aufnahme der Ursprungs-Messdaten selbst nicht durch die Aufnahme der Referenzmessdaten beeinflusst, wie es z.B. der Fall wäre, wenn die Referenzmessdaten, die ja nach Nyquist vollständig abgetastet werden, im Rahmen der ersten Pulssequenz PS1 miterfasst werden

würden, oder auch bei einer verschachtelten Aufnahme von Referenz- und Ursprungs-Messdaten. Insbesondere hat das erfindungsgemäße Verfahren keinen (negativen) Einfluss auf die Echozeit(en) der Ursprungs-Messdaten, insbesondere der Echozeiten der im k-Raumzentrum liegenden Ursprungs-Messdaten, oder die Länge des Echozuges. Somit ermöglicht das erfindungsgemäße Verfahren eine Reduktion oder gar Vermeidung von Blurring-Artefakten und vergleichsweise kurze Echozeiten.

[0036] Darüber hinaus wird durch die zeitlich nahe beieinander liegende Aufnahme der Referenzmessdaten einerseits und der Ursprungs-Messdaten andererseits eine hohe Robustheit des Verfahrens gegenüber Bewegungen des Untersuchungsobjekts erreicht. Dies ist insbesondere von Vorteil bei sogenannten Atem-Anhalte-Messungen, bei denen ein untersuchter Patient während der Messung seinen Atem möglichst anhalten soll, um die Atem-Bewegungen zu vermeiden, denn es kommt häufig vor, dass der Atem nicht ausreichend lange angehalten werden kann und es so, vor allem gegen Ende der Messung, zu starken Bewegungen kommt. Selbst in diesem Fall ist durch die erfindungsgemäße Aufnahme der Referenzmessdaten im Anschluss an die Ursprungs-Messdaten der Einfluss der Bewegung auf die Qualität des vervollständigten Messdatensatzes allenfalls gering.

[0037] Weiterhin kann die erste Pulssequenz PS1 eine TSE-BLADE-Sequenz sein. Hierbei können z.B. nach einer Anregung mittels eines RF-Anregungspulses RF1 der ersten Pulssequenz PS1 alle für eine gewünschte Vollständigkeit des Ursprungs-Messdatensatzes D_m nötigen Echosignale eines sogenannten BLADE-Blades gemessen werden, sodass die Aufnahme der Ursprungs-Messdaten (Block **101**) und der Referenzmessdaten (Block **103**) einmal je BLADE durchgeführt wird.

[0038] Die zweite Pulssequenz kann eine SE-Sequenz, eine TSE-Sequenz, eine single-shot TSE-Sequenz oder eine HASTE-Sequenz sein. Wie bereits dargestellt, sind insbesondere die TSE-Sequenzen wegen ihrer raschen Datenaufnahme gut zur Aufnahme von Referenzmessdaten geeignet. Darüber hinaus sind SE-Sequenzen in aller Regel nicht sensitiv gegenüber Grundmagnetfeld-Inhomogenitäten. Eine Verwendung einer der genannten SE-Sequenzen als zweite Pulssequenz PS2 zur Aufnahme der Referenzmessdaten kann daher sogenannte Aliasing-Artefakte vermeiden, die entstehen können, wenn Messdatenscan und Referenzscan unterschiedlicher Sensitivität gegenüber Grundmagnetfeld-Inhomogenitäten aufweisen und dadurch z.B. Teile der Bilddaten verzerrt oder ausgelöscht sind.

[0039] Die zweite Pulssequenz PS2 zur Aufnahme der Referenzmessdaten kann eine vergleichsweise

niedrige Auflösung haben, insbesondere eine niedrigere Auflösung als die erste Pulssequenz PS1. Dadurch kann die Zeitdauer zwischen mehreren Wiederholungen der ersten Pulssequenz **101.1** gering gehalten werden.

[0040] Durch Wählen der Art der zweiten Pulssequenz als dieselbe Art von Pulssequenz wie die erste Pulssequenz kann eine besonders hohe Qualität der vervollständigten Messdatensätze D und damit der schlussendlich aus diesen rekonstruierten MR-Bildern erreicht werden. Da, z.B. GRE-Sequenzen anfälliger für Magnetfeldeffekte, z.B. Inhomogenitäten des Grundmagnetfeldes, sind als SE-Sequenzen, kann eine Verwendung einer GRE-Sequenz als zweiter Pulssequenz zur Aufnahme der Referenzmessdaten und eine Verwendung einer SE-Sequenz als erster Pulssequenz zur Aufnahme der Ursprungs-Messdaten dazu führen, dass – gerade bei großen FOV und höheren Magnetfeldstärken periphere Bereiche des FOV nicht mehr ausreichend gut aufgelöst werden können, wodurch es zu sogenannten Aliasing-Artefakten in den am Ende rekonstruierten MR-Bildern kommt.

[0041] Beispielsweise bei einer Verwendung von einer GRAPPA-Technik oder einer SENSE-Technik als parallele Akquisitionstechnik beeinflusst ein möglicherweise anderer Kontrast in den Referenzmessdaten als in den Ursprungs-Messdaten die Rekonstruktion des vervollständigten Messdatensatzes nicht.

[0042] Die erste Pulssequenz PS1 zur Aufnahme der Ursprungs-Messdaten und die zweite Pulssequenz PS2 zur Aufnahme der Referenzmessdaten können hierbei auch unterschiedliche Parametrisierungen aufweisen, insbesondere unterschiedliche Bandbreiten, z.B. in der Anregung, oder auch andersartige Gradientenschaltungen, z.B. um die Aufnahmedauer insgesamt zu reduzieren.

[0043] Fig. 6 stellt schematisch eine erfindungsgemäße Magnetresonanztanlage **1** dar. Diese umfasst eine Magneteinheit **3** zur Erzeugung des Grundmagnetfeldes, eine Gradienteneinheit **5** zur Erzeugung der Gradientenfelder, eine Hochfrequenzeinheit **7** zur Einstrahlung und zum Empfang von Echosignalen und eine zur Durchführung eines erfindungsgemäßen Verfahrens ausgebildete Steuereinrichtung **9**. In Fig. 6 sind diese Teileinheiten der Magnetresonanztanlage **1** nur grob schematisch dargestellt. Insbesondere kann die Hochfrequenzeinheit **7** aus mehreren Untereinheiten, insbesondere aus mehreren Spulen, bestehen, die zum Empfangen der ausgelösten Echosignale und ggf. auch zum Senden von Hochfrequenzsignalen (RF-Pulsen) ausgestaltet sind.

[0044] Zur Untersuchung eines Untersuchungsobjektes U, beispielsweise eines Patienten oder auch eines Phantoms, kann dieses auf einer Liege L in die

Magnetresonanztanlage **1** in deren Messvolumen eingebracht werden.

[0045] Die Steuereinrichtung **9** dient der Steuerung der Magnetresonanztanlage und kann insbesondere die Gradienteneinheit **5** mittels einer Gradientensteuerung **5'** und die Hochfrequenzeinheit **7** mittels einer Hochfrequenzsende/empfangs-Steuerung **7'** steuern. Die Hochfrequenzeinheit **7** kann hierbei mehrere Kanäle umfassen, auf denen Signale gesendet oder empfangen werden können.

[0046] Die Hochfrequenzeinheit **7** ist zusammen mit ihrer Hochfrequenzsende/empfangs-Steuerung **7'** für die Erzeugung und das Einstrahlen (Senden) eines Hochfrequenz-Wechselfeldes zur Manipulation der Spins in dem Untersuchungsobjekt U zuständig, wobei insbesondere mit Hilfe der Gradientensteuerung gezielt Spins aus mindestens einem bestimmten Zielvolumen Z, beispielsweise einer Schicht, angeregt werden können.

[0047] Weiterhin umfasst die Steuereinrichtung **9** eine Rekonstruktionseinheit **15**, insbesondere zur Steuerung der Aufnahme und Verarbeitung der Referenzmessdaten, und ist dazu ausgebildet, ein erfindungsgemäßes Verfahren zur Aufnahme von Magnetresonanzdaten mittels einer parallelen Akquisitionstechnik durchzuführen. Eine von der Steuereinrichtung **9** umfasste Recheneinheit **13** ist dazu ausgebildet alle für die nötigen Messungen und Bestimmungen nötigen Rechenoperationen auszuführen. Hierzu benötigte oder hierbei ermittelte Zwischenergebnisse und Ergebnisse können in einer Speichereinheit S der Steuereinrichtung **9** gespeichert werden. Die dargestellten Einheiten sind hierbei nicht unbedingt als physikalisch getrennte Einheiten zu verstehen, sondern stellen lediglich eine Untergliederung in Sinneinheiten dar, die aber auch z.B. in weniger oder auch in nur einer einzigen physikalischen Einheit realisiert sein können.

[0048] Über eine Ein-/Ausgabeeinrichtung E/A der Magnetresonanztanlage **1** können, z.B. durch einen Nutzer, Steuerbefehle an die Magnetresonanztanlage geleitet werden und/oder Ergebnisse der Steuereinrichtung **9** wie z.B. auch erstellte Bilddaten angezeigt werden.

[0049] Ein hierin beschriebenes Verfahren kann auch in Form eines Computerprogrammprodukts vorliegen, das ein Computerprogramm umfasst, das jeweilige Verfahren auf einer Steuereinrichtung **9** implementiert, wenn es auf der Steuereinrichtung **9** ausgeführt wird. Ebenso kann ein elektronisch lesbarer Datenträger **26** mit darauf gespeicherten elektronisch lesbaren Steuerinformationen vorliegen, welche zumindest ein solches eben beschriebenes Computerprogramm umfassen und derart ausgestaltet sind, dass sie bei Verwendung des Datenträgers **26** in ei-

ner Steuereinrichtung **9** einer Magnetresonanlanlage **1** das beschriebene Verfahren durchführen.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Aufnahme von Magnetresonanzdaten mittels einer parallelen Akquisitionstechnik umfassend die Schritte:

- a) Einstrahlen eines RF-Anregungspulses (RF1) einer ersten Pulssequenz in ein Zielvolumen (Z) eines Untersuchungsobjekts (U),
- b) Aufnehmen von durch den RF-Anregungspuls (RF1) der ersten Pulssequenz erzeugten Echosignalen (SE, GRE) und speichern dieser in einem Ursprungs-Messdatensatz (D_m),
- c) im Anschluss an die Aufnahme der durch den RF-Anregungspuls (RF1) der ersten Pulssequenz erzeugten Echosignale (SE, GRE), Aufnehmen eines Referenzmessdatensatzes (D_{ref}) mittels einer zweiten Pulssequenz,
- d) Wiederholen der Schritte a) bis c) bis der Ursprungs-Messdatensatz (D_m) eine gewünschte Vollständigkeit erreicht hat, jedoch gemäß der Nyquist-Bedingung unvollständig ist,
- e) Vervollständigen des Ursprungs-Messdatensatzes (D_m) mit Hilfe des aufgenommenen Referenzmessdatensatzes (D_{ref}) und einer parallelen Akquisitionstechnik zu einem vollständigen Messdatensatz (D).

2. Verfahren gemäß Anspruch 1, wobei die erste Pulssequenz eine TSE-Sequenz ist.

3. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 oder 2, wobei die erste Pulssequenz eine HASTE-Sequenz ist.

4. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, wobei das Zielvolumen des Untersuchungsobjektes (U) eine Schicht in dem Untersuchungsobjekt (U) ist, und die Schritte a) bis c) nur einmal durchgeführt werden.

5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 oder 2, wobei die erste Pulssequenz eine TSE-BLADE-Sequenz ist.

6. Verfahren nach Anspruch 5, wobei die Schritte a) bis c) einmal je BLADE durchgeführt werden.

7. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, wobei die zweite Pulssequenz eine SE-Sequenz, eine TSE-Sequenz, eine single-shot TSE-Sequenz oder eine HASTE-Sequenz ist.

8. Magnetresonanlanlage (**1**) umfassend, eine Magneteinheit (**3**), eine Gradienteneinheit (**5**), eine Hochfrequenzeinheit (**7**) und eine Steuereinrichtung (**9**), wobei die Steuereinrichtung (**9**) dazu ausgebildet ist, ein Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 7 auf der Magnetresonanlanlage (**1**) auszuführen.

9. Computerprogrammprodukt, welches ein Programm umfasst und direkt in einen Speicher einer Steuereinrichtung (**9**) einer Magnetresonanlanlage ladbar ist, mit Programm-Mitteln, um die Schritte des Verfahrens nach einem der Ansprüche 1 bis 7 auszuführen, wenn das Programm in der Steuereinrichtung (**9**) der Magnetresonanlanlage ausgeführt wird.

10. Elektronisch lesbarer Datenträger mit darauf gespeicherten elektronisch lesbaren Steuerinformationen, welche zumindest ein Programm nach Anspruch 21 umfassen und derart ausgestaltet sind, dass sie bei Verwendung des Datenträgers in einer Steuereinrichtung (**9**) einer Magnetresonanlanlage das Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 7 durchführen.

Es folgen 4 Seiten Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

FIG 1
Stand der Technik

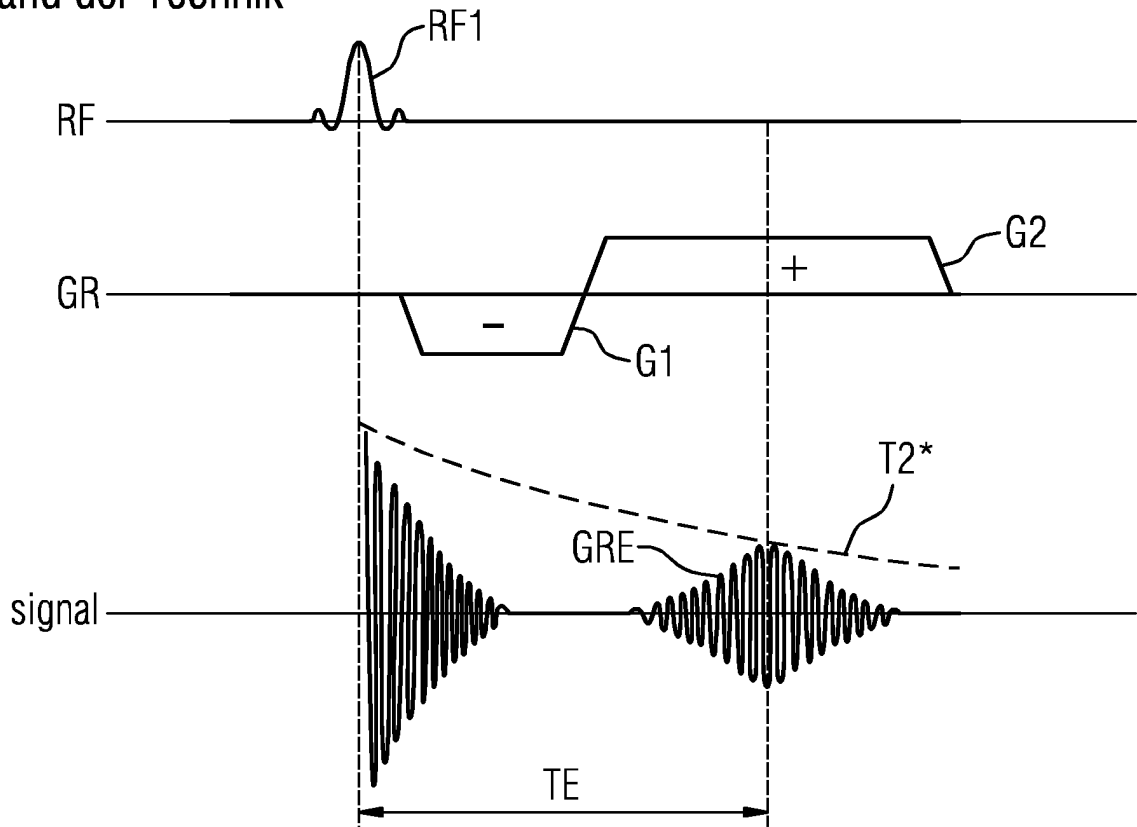


FIG 2
Stand der Technik

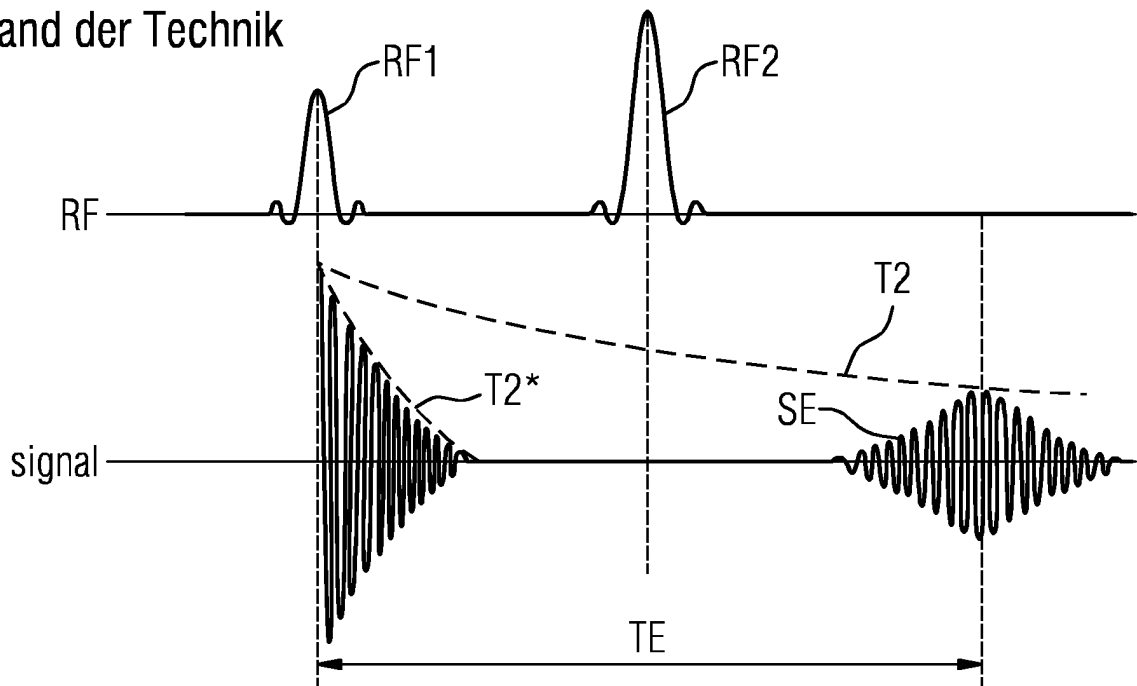


FIG 3
Stand der Technik

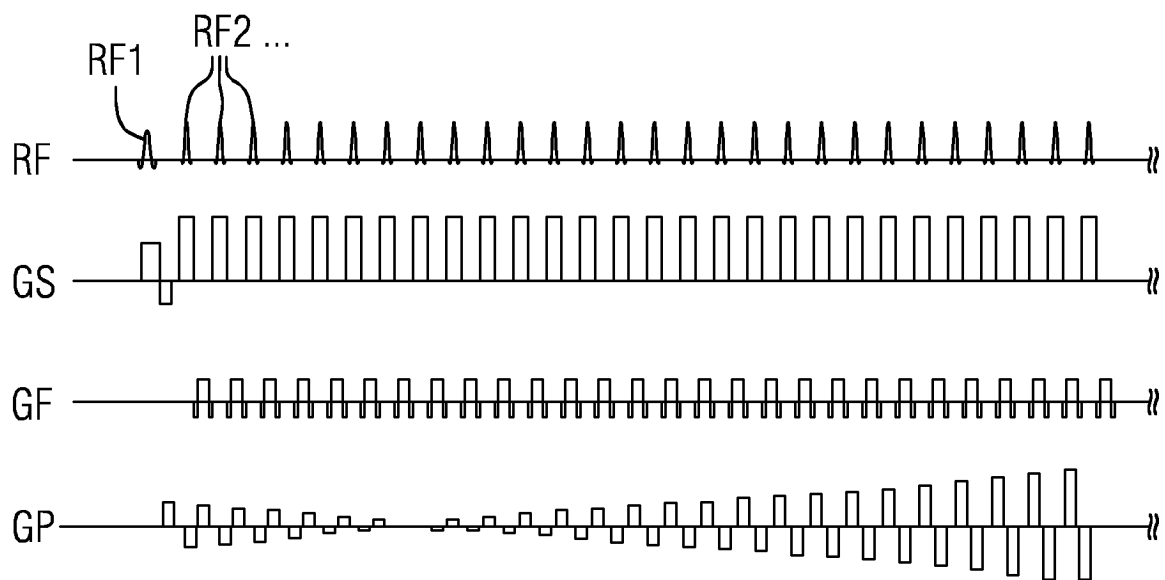


FIG 4

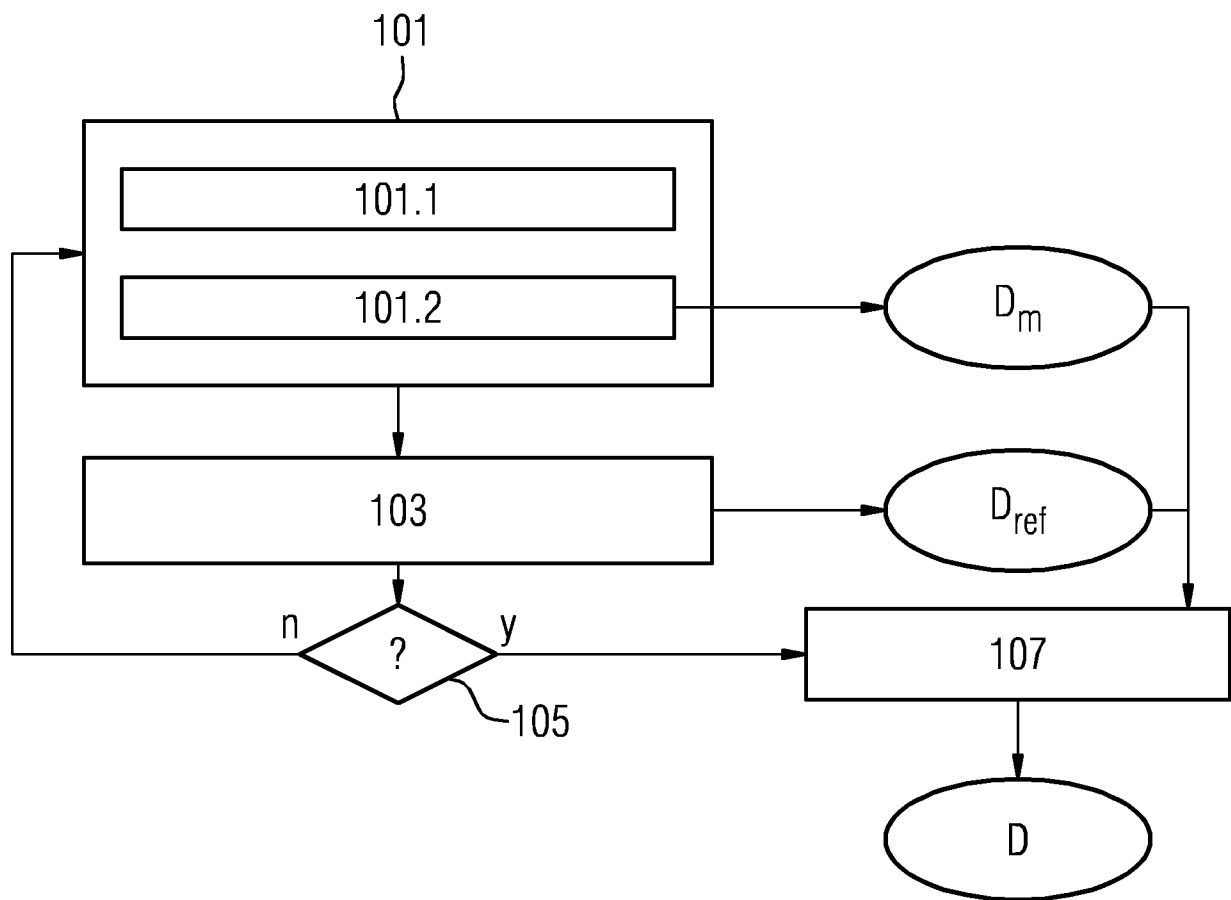


FIG 5

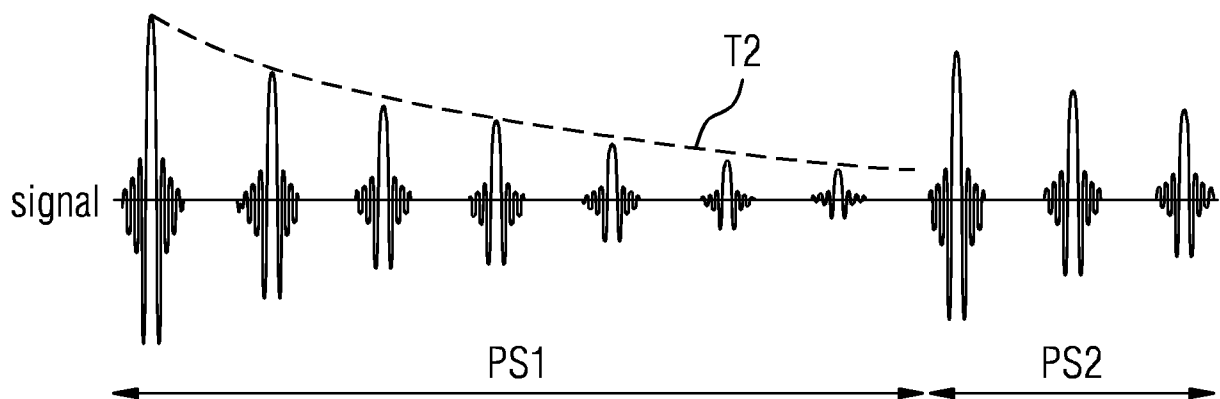


FIG 6

