



(12)

Patentschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2012 218 422.8**

(22) Anmelddetag: **10.10.2012**

(43) Offenlegungstag: –

(45) Veröffentlichungstag
der Patenterteilung: **27.02.2014**

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

A61B 5/055 (2006.01)

Innerhalb von neun Monaten nach Veröffentlichung der Patenterteilung kann nach § 59 Patentgesetz gegen das Patent Einspruch erhoben werden. Der Einspruch ist schriftlich zu erklären und zu begründen. Innerhalb der Einspruchsfrist ist eine Einspruchsgebühr in Höhe von 200 Euro zu entrichten (§ 6 Patentkostengesetz in Verbindung mit der Anlage zu § 2 Abs. 1 Patentkostengesetz).

(73) Patentinhaber:

Siemens Aktiengesellschaft, 80333, München, DE

(72) Erfinder:

Grodzki, David, Dr., 91054, Erlangen, DE

(56) Ermittelter Stand der Technik:

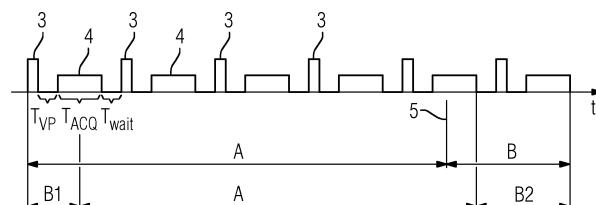
DE 10 2010 041 446 A1

US 2010 / 0 117 644 A1

R. Chamberlain et al.: Quiet T1- and T2-weighted brain imaging using SWIFT. In: Proc. Intl. Soc. Mag. Reson. Med., 19, 2011, S. 2723.

(54) Bezeichnung: **Schnelle MR-Bildaufnahme mit erhöhtem Kontrast**

(57) Zusammenfassung: Verfahren zur Bildaufnahme mit einer Magnetresonanzeinrichtung (11) unter Verwendung einer Magnetresonanzsequenz, insbesondere einer PETRA-Sequenz, bei der ein dem Abbildungsgebiet entsprechender k-Raum abgetastet wird, indem ein erster Bereich des k-Raums, der das Zentrum des k-Raums nicht enthält, radial entlang von vom Zentrum des k-Raums ausgehenden Speichen abgetastet wird, wobei wenigstens zwei Phasenkodiergradienten bereits vor Gabe des Anregungspulses (1) vollständig hochgefahren sind, und ein zweiter, ohne den ersten Bereich verbleibender zentraler Bereich des k-Raums kartesisch, insbesondere durch Einzelpunkt-Bildgebung, abgetastet wird, wobei zum Zweck einer Kontrasterhöhung vor einer jeweils bestimmten Anzahl an Einzelmessungen ein Vorpuls (3), insbesondere ein Inversionspuls zur Herstellung eines T1-Kontrasts, gegeben wird, wobei wenigstens ein am nächsten am Zentrum des k-Raums gelegener Teil der Messpunkte des zweiten Bereichs des k-Raums als Zentralmesspunkte nach der ersten Gabe des Vorpulses (3) anschließend, insbesondere unmittelbar anschließend, an einen Nulldurchgang der zum Kontrast dienenden Magnetisierung eines der wenigstens zwei in der Bildaufnahme zu unterscheidenden Materialien vermessen wird.



Beschreibung

[0001] Die Erfindung betrifft ein Verfahren zur Bildaufnahme mit einer Magnetresonanzeinrichtung unter Verwendung einer Magnetresonanzsequenz, insbesondere einer PETRA-Sequenz, bei der ein dem Abbildungsgebiet entsprechender k-Raum abgetastet wird, indem ein erster Bereich des k-Raums, der das Zentrum des k-Raums nicht enthält, radial entlang einer Anzahl von vom Zentrum des k-Raums ausgehenden Speichen abgetastet wird, wobei wenigstens zwei Phasenkodiergradienten bereits vor Gabe des Anregungspulses vollständig hochgefahren sind, und ein zweiter, ohne den ersten Bereich verbleibender zentraler Bereich des k-Raums kartesisch, insbesondere durch Einzelpunkt-Bildgebung, abgetastet wird, wobei zum Zweck einer Kontrasterhöhung vor einer jeweils bestimmten Anzahl an Einzelmessungen ein Vorpuls, insbesondere ein Inversionspuls zur Herstellung eines T1-Kontrasts, gegeben wird. Daneben betrifft die Erfindung eine Magnetresonanzeinrichtung.

[0002] Sequenzen mit ultrakurzen Echozeiten, also Echozeiten $TE < 0,5$ ms, bieten in der Magnetresonanzbildgebung neue Anwendungsgebiete. Sie ermöglichen die Darstellung von Stoffen, die mit herkömmlichen Magnetresonanzsequenzen, beispielsweise Spinecho- oder Gradientenecho-Sequenzen, nicht sichtbar sind, da ihre Repetitionszeit $T2$ deutlich kürzer als die Echozeit ist und ihr Signal zum Aufnahmepunkt bereits zerfallen ist. Einige Magnetresonanzsequenzen mit ultrakurzen Echozeiten sind zudem extrem leise, da nur äußerst geringe Gradientenänderungen notwendig sind. Beispiele für derartige, die Lärmbelastung des Patienten deutlich reduzierende Sequenzen sind die zTE-Sequenz (Zero-TE-Sequenz), die WASPI-Sequenz (Water and Fat Suppressed Proton Projection MRI), die SWIFT-Sequenz (Sweep Imaging with Fourier Transform) und die PETRA-Sequenz (Pointwise Encoding Time Reduction with Radial Acquisition).

[0003] Im Stand der Technik wurden bereits eine Vielzahl von Magnetresonanzsequenzen mit ultrakurzer Echozeit vorgeschlagen, beispielsweise die radiale UTE-Sequenz („Ultrashort Echo Time“), vgl. beispielsweise den Artikel von Sonia Nielles-Vallespin, „3D radial projection technique with ultrashort echo times for sodium MRI: clinical applications in human brain and skeletal muscle“, Magn. Reson. Med. 2007; 57; Seite 74–81. Dabei werden nach einer Wartezeit nach einem Anregungspuls die Gradienten hochgefahren und es wird zeitgleich mit der Datenakquisition begonnen. Die derart abgetastete k-Raum-Trajektorie nach einer Anregung verläuft radial vom Zentrum des k-Raums aus nach außen. Daher müssen vor der Rekonstruktion der Bilddaten ausgehend von im k-Raum aufgenommenen Rohdaten mittels Fourier-Transformation diese Rohdaten, beispielsweise

durch Regridding, zunächst auf ein kartesisches k-Raum-Gitter umgerechnet werden.

[0004] Ein weiterer Ansatz, um kurze Echozeiten zu ermöglichen, ist es, den k-Raum punktartig abzutasten, indem der freie Induktionszerfall (FID – Free Induction Decay) erfasst wird. Ein solches Verfahren wird auch als Einzelpunkt-Bildgebung bezeichnet, da pro Hochfrequenzanregungspuls im Wesentlichen nur ein Rohdatenpunkt im k-Raum erfasst wird. Ein Beispiel für ein solches Verfahren zur Einzelpunkt-Bildgebung ist das RASP-Verfahren („Rapid Signal Point Imaging“, O. Heid. et al, SMR, 3rd Annual Meeting, Seite 684, 1995). Dabei wird zu einem festen Zeitpunkt nach dem Hochfrequenz-Anregungspuls zur Echozeit TE ein Rohdatenpunkt im k-Raum ausgelesen, dessen Phase von Gradienten kodiert wurde, welche mittels der Magnetresonanzeinrichtung für jeden Rohdatenpunkt bzw. Messpunkt geändert werden, so dass der k-Raum Punkt für Punkt abgetastet werden kann.

[0005] Eine weitere Verkürzung der Echozeit und der Gesamtaufnahmezeit wird durch die PETRA-Sequenz ermöglicht, welche durch DE 10 2010 041 446 A1 und einen Artikel von D. Grodzki et al., „Ultrashort Echo Time Imaging Using Pointwise Encoding Time Reduction With Radial Acquisition (PETRA)“, Magnetic Resonance in Medicine 67, Seite 510–518, 2012, beschrieben wird. Diese Veröffentlichungen sind hiermit durch Bezugnahme in den Offenbarungsgehalt der Erfindung aufgenommen, was die konkrete Realisierung von PETRA-Sequenzen angeht. Bei der PETRA-Sequenz wird ein dem Abbildungsgebiet entsprechender k-Raum auf zwei verschiedene Arten ausgelesen. Ein erster Bereich, welcher das Zentrum des k-Raums nicht umfasst, wird abgetastet, indem zunächst wenigstens zwei Phasenkodiergradienten in jeweils einer Raumrichtung mittels einem Gradientensystem einer Magnetresonanzeinrichtung geschaltet werden, wobei erst nach Erreichen der vollen Stärke der geschalteten Phasenkodiergradienten ein nicht-selektiver Hochfrequenz-Anregungspuls mittels einer Hochfrequenz-Sende-Empfangsvorrichtung der Magnetresonanzeinrichtung eingestrahlt wird. Nach einer Zeit $t1$ nach dem zuletzt eingestrahlten Anregungspuls werden Echosignale mittels der Hochfrequenz-Sende-/Empfangsvorrichtung (oder einer weiteren, gegebenenfalls dedizierten Hochfrequenz-Empfangsvorrichtung) aufgenommen und diese werden als Rohdatenpunkte entlang der durch die Stärke der Phasenkodiergradienten vorgegebenen radialen k-Raum-Trajektorien (Speichen) abgespeichert. Diese Schritte werden wiederholt, bis der dem Abbildungsgebiet entsprechende k-Raum in dem von der Zeit $t1$ abhängigen ersten Bereich entlang radialer k-Raum-Trajektorien ausgelesen ist. Das Schalten der Phasenkodiergradienten und das Abwarten, bis diese hochgefahren („gerampt“) sind, kann die Echozeit, beispielsweise

weise im Vergleich zu der UTE-Sequenz, weiter reduziert werden. Allerdings kann dadurch, dass die Phasenkodiergradienten bereits hochgefahren sind, ein das Zentrum des k-Raums umfassender zentraler, kugelförmiger Bereich, der zweite Bereich des k-Raums, nicht abgetastet werden. Mithin ist vorgesehen, dass der zweite Bereich des k-Raums, der nicht in dem ersten Bereich des k-Raums abgedeckt ist und das Zentrum des k-Raums umfasst, auf andere Weise vermessen wird, wobei die Abtastung hier kartesisch erfolgt, insbesondere mittels eines Einzelpunkt-Bildgebungsverfahrens wie beispielsweise RASP. Da die in diesem zweiten Anteil der Abtastung aufgenommenen Rohdaten bereits auf einem kartesischen k-Raum-Gitter liegen, während die radial ausgelesenen Rohdaten noch auf dieses umgerechnet werden müssen, wie oben bereits dargelegt wurde, bevor mittels Fourier-Transformation Bilddaten aus den Rohdaten rekonstruiert werden können, ergibt sich eine weitere Ersparnis an Aufwand und Zeit.

[0006] Der Kontrast von Magnetresonanzsequenzen mit ultrakurzer Echozeit, insbesondere also auch der PETRA-Sequenz, liegt im Bereich von Protonendichte- bis T1-Gewichtung. Bei über die Messung konstanter Repetitionszeit und konstantem Flipwinkel bildet sich ein sogenannter Steady-State, der den genauen Kontrast bestimmt. Bei der zTE-, WASPI-, SWIFT- und PETRA-Sequenz sind die Flipwinkel oft auf unter ungefähr acht bis zwölf Grad begrenzt, was bei typischen Repetitionszeiten von 3 bis 5 ms zu einem hauptsächlich Protonendichte-gewichteten Kontrast führt.

[0007] Um einen T1- oder auch T2-Kontrast zu erhalten, wurde vorgeschlagen, Vorpulse zu verwenden, welche jeweils vor wenigstens einem Teil der Messvorgänge appliziert werden. Es ist also denkbar, zur Zeitsparnis die Vorpulse nur alle n Repetitionen zu applizieren, was beispielsweise in dem Artikel „Quiet T1- and T2-weighted brain imaging using SWIFT“, Proc. ISMRM 2011, Seite 2723 von R. Chamberlain et al. beschrieben wird.

[0008] Für die MPRAGE-Sequenz (vgl. beispielsweise den Artikel von M. Brant-Zawadzki et al., „MP RAGE: a three-dimensional T1-weighted, gradient-echo sequence – initial experience in the brain“, Radiology 182, Seite 769–775, 1992, werden kartesisch einzelne k-Raumzeilen abgetastet. Werden hier auch Vorpulse eingesetzt, wird zunächst nach dem Vorpuls für eine bestimmte Zeit T_{VP} gewartet, woraufhin eine Akquisitionsdauer von T_{ACQ} folgt, in der eine Anzahl von $n = T_{ACQ/TR}$ Repetitionen gemessen wird, wobei TR wie üblich die Repetitionszeit bezeichnet. Nach der Akquisitionsdauer kann noch eine Wartezeit vorgesehen sein, bevor der nächste Vorpuls appliziert wird. Während der Wartezeit relaxieren die Spins, was gegebenenfalls für das Signal-zu-Rausch-Ver-

hältnis vorteilhaft sein kann, wobei jedoch üblicherweise keine vollständige Relaxation mehr eintritt.

[0009] Dies sei am Beispiel eines Inversionspulses für die T1-Gewichtung näher erläutert. Zunächst werden durch den als Inversionspuls ausgebildeten Vorpuls die Spins invertiert, mithin um einen Flipwinkel von 180° gedreht. Werden nun bei der Relaxation, immer durch die Repetitionszeit beabstandet, Anregungspulse gegeben, die einen kleineren Flipwinkel betreffen, ergibt sich abhängig von der Relaxation des jeweiligen Materials eine nicht der maximalen transversalen Magnetisierung entsprechende Stabilitätsmagnetisierung, bei der die Relaxation durch die Anregungspulse letztlich „gestoppt“ wird, wobei diese Stabilitätsmagnetisierung für unterschiedliche Materialien, beispielsweise graue und weiße Gehirnmasse, unterschiedlich ist. Hieraus ergibt sich eine T1-Gewichtung.

[0010] Wird dann für die neuen Vorpulse die Datenaufnahme unterbrochen, findet auch keine volle Relaxation statt, so dass mithin nicht von der maximalen transversalen Magnetisierung aus gedreht wird, sondern entweder unmittelbar von der Stabilitätsmagnetisierung aus oder von einem Wert zwischen der maximalen transversalen Magnetisierung und der Stabilitätsmagnetisierung. Damit ergibt sich nach einer bestimmten Zeit, einem Einschwingvorgang, ein Steady-State, das bedeutet, die Verläufe der Magnetisierungen bei jedem Zyklus aus Vorpuls und Messvorgang sind gleich.

[0011] Bei der MPRAGE-Sequenz ist nun vorgesehen, dass nur im Steady-State gemessen wird, der sich zu Beginn der Gesamtmessung nach wenigen dieser Zyklen, teilweise bereits nach einem Zyklus, eingeschwungen hat. Dabei ist oft vorgesehen, dass gezielt ein Paar dieser Zyklen abgewartet werden, um die Messung nicht mit Daten aus dem Einschwingvorgang zu verunreinigen.

[0012] Es ist nun ein Vorgehen bekannt, die MPRA GE-Sequenz so zu optimieren, dass ein möglichst guter Kontrast, beispielsweise zwischen grauer und weißer Hirnsubstanz, bei möglichst hohem SNR erreicht wird. Dort ist vorgesehen, einen optimierten Zeitpunkt TI nach der Gabe des Vorpulses zu ermitteln, bei dem zum einen ein möglichst guter Kontrast gegeben ist, beispielsweise ein deutlicher Unterschied zwischen den transversalen Magnetisierungskomponenten, aber gleichzeitig der Absolutwert beispielsweise der transversalen Magnetisierungskomponenten groß genug ist, dass das Signal-zu-Rausch-Verhältnis ausreichend hoch ist. Es erfolgt letztlich eine Abwägung, aus deren Ergebnis ein optimaler Zeitpunkt TI ableitbar ist, der während des Relaxationsvorgangs üblicherweise vor dem Erreichen der oben diskutierten Stabilitätsmagnetisierung liegt.

[0013] Vorgeschlagen für die MPRAGE wurde nun, dass die k-Raumlinien, die dem k-Raumzentrum am nächsten liegen und die für den Kontrast und das Signal-zu-Rausch-Verhältnis der Bildaufnahme am Entscheidendsten sind, gezielt zu dem optimierten Zeitpunkt TI nach der Gabe des Vorpulses gemessen werden.

[0014] Aufgrund des anderen Prinzips lässt sich dieses Vorgehen bei der MPRAGE-Sequenz nicht unmittelbar auf die PETRA-Sequenz übertragen.

[0015] US 2010/0117644 A1 offenbart ein Verfahren und eine Vorrichtung zur Aufnahme von Magnetresonanzdaten bei dynamischen Studien. Darin wird vorgeschlagen, die kx-ky-Ebene des k-Raums in innere und äußere Partitionen zu unterteilen. In den äußeren Partitionen wird radial gemessen. Um dynamische Bildgebung zu erlauben, werden alternierend die inneren und die äußeren Partitionen vermessen, wobei die inneren Partitionen häufiger vermessen werden sollen.

[0016] Der Erfindung liegt daher die Aufgabe zu grunde, eine Möglichkeit zur Verbesserung des Kontrasts und des Signal-zu-Rausch-Verhältnisses auch bei einer Magnetresonanzsequenz, insbesondere der PETRA-Sequenz, zu erlauben, die ein radiales und ein kartesisches Abtasten des k-Raums kombiniert.

[0017] Zur Lösung dieser Aufgabe ist bei einem Verfahren der eingangs genannten Art erfindungsgemäß vorgesehen, dass wenigstens ein am nächsten zum Zentrum des k-Raums gelegener Teil der Messpunkte des zweiten Bereichs des k-Raums als Zentralmesspunkt nach der ersten Gabe des Vorpulses anschließend, insbesondere unmittelbar anschließend, am Nulldurchgang der zum Kontrast dienenden Magnetisierung eines der wenigstens zwei in der Bildaufnahme zu unterscheidenden Materialien vermessen wird.

[0018] Es wird mithin vorgeschlagen, eine bestimmte Anzahl von k-Raumpunkten um das Zentrum des k-Raums, beispielsweise 3^3 , 4^3 oder 5^3 -Punkte, sofort nach dem allerersten Vorpuls, beispielsweise einem Inversionspuls, zu messen. Nach dem allerersten Vorpuls hat sich das Spinsystem noch nicht in den Steady-State eingeschwungen, wie oben diskutiert wurde, und die transversale Magnetisierung erreicht deutlich höhere Werte als im Steady-State. Ein zweiter Vorteil einer derart frühen Messung der Punkte im Bereich des Zentrums des k-Raums ist, dass der erste Vorpuls bei maximal relaxierter Magnetisierung ansetzt, so dass es mithin möglich ist, aufgrund der klar definierten Ausgangsposition einen Zeitpunkt analytisch zu bestimmen, an dem ein für die Messung optimaler Kontrast und/oder ein optimales Signal-zu-

Rausch-Verhältnis vorliegt. Hierauf wird im Folgenden noch näher eingegangen werden.

[0019] Nachdem das Zentrum des k-Raums für den Kontrast und das Signal-zu-Rausch-Verhältnis der Bildaufnahme entscheidend ist, kann auf diese Weise sowohl der Kontrast stabilisiert werden, als auch das Signal-zu-Rausch-Verhältnis gesteigert werden.

[0020] Für den T1-Kontrast ist der wesentliche Punkt mithin, dass im Einschwingvorgang mehr transversale Magnetisierung vorhanden ist und ein größeres Verhältnis in den Magnetisierungen der zu unterscheidenden Materialien realisiert werden kann als im Steady State. Bei T2-Vorpulsen zur Erzeugung von T2-Kontrasten, beispielsweise einer Reihe von Inversionen, Refokussierungen und dergleichen, ist für einen guten Kontrast eine vollständig relaxierte Magnetisierung zweckmäßig, welche bei der ersten Applikation des Vorpulses vorliegt, so dass ein sehr guter Kontrast erzielt werden kann, während im eingeschwungenen Zustand ein sub-optimaler Kontrast vorliegt. Mithin werden im „eingeschwungenen Zustand“, also im Steady State, die weiter außen im k-Raum liegenden Messpunkte (und radialen Speichen) vermessen.

[0021] Beim erfindungsgemäßen Verfahren wird mithin genau das Gegenteil dessen durchgeführt, was wie eingangs dargestellt bei der MPRAGE-Sequenz vorgenommen wurde, denn es wird nicht immer im Steady-State gemessen, sondern das k-Raumzentrum wird gezielt im Einschwingvorgang zum Steady-State nach dem allerersten Vorpuls gemessen, bezeichnet man die Abfolge von Vorpuls und darauffolgenden Messungen (Aufnahmzeitraum) als Zyklus, also im allerersten Zyklus.

[0022] Besonders zweckmäßig ist es dabei, dass die Messung nach dem Vorpuls dann gestartet wird, wenn die transversale Magnetisierung eines von mehreren, beispielsweise zwei, zu unterscheidenden Materialien ihren Nulldurchgang hat. Andere Magnetisierungen sind zu diesem Zeitpunkt bereits weiter relaxiert, das bedeutet, es wird insbesondere der zeitlich zuletzt erfolgende Nulldurchgang betrachtet. Sollen beispielsweise graue und weiße Hirnsubstanz als Materialien unterschieden werden, gilt für den Einschwingvorgang nach der ersten Applikation eines Inversionspulses zur Erzeugung eines T1-Kontrastes, dass die transversale Magnetisierung der weißen Hirnsubstanz bereits zu fast 50% relaxiert ist, mithin einen hohen Signalbeitrag liefert, während die graue Substanz ihren Nulldurchgang hat. In darauf folgenden Messzyklen, bestehend aus Vorpuls und Akquisitionszeitraum, schwingt sich der Steady-State ein, und die transversale Magnetisierung der weißen Hirnsubstanz ist beim Nulldurchgang der transversalen Magnetisierung der grauen Hirnsubstanz deutlich niedriger, so dass kein dermaßen ausge-

prägter Unterschied gegeben ist und insbesondere niedrigere transversale Magnetisierungen vorliegen, was sich negativ auf das Signal-zu-Rausch-Verhältnis auswirkt.

[0023] Es sei darauf hingewiesen, dass es die vorliegende Erfindung allgemein auch ermöglicht, die Akquisitionszeiträume im Rest der Sequenz nicht bei einem idealen Kompromiss zwischen Kontrast und Signal-zu-Rausch-Verhältnis zu realisieren, so dass eine Messung beispielsweise auch zu Zeitpunkten stattfinden kann, in denen kein ausgeprägter Unterschied zwischen den Signalen unterschiedlicher Materialien erreicht wird. Dies begründet sich darin, dass das für den Kontrast wichtige Zentrum des k-Raums bereits mit optimalem Kontrast vermessen wurde.

[0024] Somit kann insgesamt das Kontrast-zu-Rausch-Verhältnis und vor allem das Signal-zu-Rausch-Verhältnis deutlich gesteigert werden, insbesondere auch im Vergleich zu einer Variante, in der rein auf einen optimalen Messzeitpunkt im Steady-State abgestellt wird.

[0025] In weiterer Ausgestaltung der vorliegenden Erfindung kann vorgesehen sein, dass die Messung der Zentralmesspunkte nach einer Startzeit $T_1 = T_1 \cdot \ln(2)$ nach der Gabe des Vorpulses begonnen wird, wobei T_1 die longitudinale Relaxationszeit von einem der wenigstens zwei in der Bildaufnahme zu unterscheidenden Materialien ist. Wie bereits dargelegt wurde, ermöglicht es die klar definierte Ausgangsposition – insbesondere also die vollständige Relaxation der transversalen Magnetisierung – einen idealen Zeitpunkt zu ermitteln. Insbesondere wird dabei als Startzeit der zeitlich letzte Nulldurchgang eines der zu unterscheidenden Materialien gewählt, welcher sich zu einer Startzeit von $T_1 = \ln(2) \cdot T_1$ ergibt. Im Beispiel der Unterscheidung von weißer und grauer Hirnsubstanz kann der Nulldurchgang der transversalen Magnetisierung der grauen Hirnsubstanz betrachtet werden.

[0026] Es kann ferner vorgesehen sein, dass zunächst ein dem Zentrum des k-Raums entsprechender Zentralmesspunkt vermessen wird. Ist beim Nulldurchgang der beste Kontrast gegeben, so bietet es sich an, den dem Zentrum des k-Raums am nächsten gelegenen Messpunkt, insbesondere den im Zentrum des k-Raums gelegenen Messpunkt, welcher hauptsächlich für den Kontrast verantwortlich ist, zu diesem optimalen Zeitpunkt, beispielsweise wie eben beschrieben berechnet, zu vermessen, um dann erst weitere Punkte im Bereich des k-Raumzentrums zu betrachten.

[0027] Wie bereits angedeutet wurde, kann vorgesehen sein, dass die n^3 dem Zentrum des k-Raums am nächsten liegenden Punkte mit $n = 2, 3, 4$ oder 5 als Zentralmesspunkte vermessen werden. Bei-

spielsweise können also die zentralsten 27 oder 125 Messpunkte als Zentralmesspunkte vermessen werden.

[0028] In einer besonders vorteilhaften Ausführung der vorliegenden Erfindung ist vorgesehen, dass die Zentralmesspunkte entlang einer spiralartigen Messtrajektorie im k-Raum, ausgehend von dem Zentrum des k-Raums am nächsten liegenden Zentralmesspunkt, vermessen werden. Es ist also denkbar, die Zentralmesspunkte letztlich geordnet nach ihrem Abstand vom Zentrum des k-Raums zu vermessen, indem eine entsprechende Messtrajektorie, insbesondere eine spiralartige Messtrajektorie im k-Raum, gewählt wird. Dabei sei angemerkt, dass derartige Messtrajektorien (Aufnahmetrajektorien) auch ohne große Sprünge bezüglich der Phasenkodiergradienten durchgeführt werden, so dass keine Lärmentwicklung entsteht und die Sequenz insgesamt leise bleibt.

[0029] Das erfindungsgemäße Verfahren nutzt also allgemein gesagt die Tatsache, dass das Zentrum des k-Raums, enthalten im ersten Bereich des k-Raums, ohnehin in kartesischer Weise, insbesondere durch Einzelpunkt-Bildgebung, abgetastet wird, aus, um einen bestimmten Anteil der Messpunkte des zweiten Bereichs des k-Raums in ihrer Messung „vorzuziehen“ und deren Messung bereits vor der Aufnahme der radialen Speichen im ersten Bereich vorzunehmen. Dies ist insbesondere möglich, ohne große Sprünge in den Phasenkodiergradienten zu erzwingen, welche den Vorteil, dass die Magnetresonanzsequenz äußerst leise durchgeführt werden kann, abschwächen könnten.

[0030] Neben dem Verfahren betrifft die vorliegende Erfindung auch eine Magnetresonanzeinrichtung, welche eine zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens ausgebildete Steuereinrichtung umfasst. Magnetresonanzeinrichtungen sind im Stand der Technik bereits weitestgehend bekannt und umfassen Steuereinrichtungen, welche die konkrete Bildaufnahme steuern, mithin auch den im erfindungsgemäßen Verfahren vorgesehenen Eingriff in die Messreihenfolge vornehmen können, bei dem bereits im Einschwingvorgang zum Steady-State gemessen wird. Sämtliche Ausführungen bezüglich des erfindungsgemäßen Verfahrens lassen sich analog auf die erfindungsgemäße Magnetresonanzeinrichtung übertragen, so dass auch mit dieser die Vorteile der vorliegenden Erfindung erhalten werden können.

[0031] Weitere Vorteile und Einzelheiten der vorliegenden Erfindung ergeben sich aus den im Folgenden beschriebenen Ausführungsbeispielen sowie anhand der Zeichnung. Dabei zeigen:

[0032] **Fig.** 1 eine PETRA-Sequenz gemäß dem Stand der Technik zur Erfassung eines einem Abbildungsbereich entsprechenden k-Raums,

[0033] **Fig.** 2 den Ablauf einer Messung bei der Gabe von Vorpulsen gemäß dem Stand der Technik und im erfindungsgemäßen Verfahren,

[0034] **Fig.** 3 den Verlauf transversaler Magnetisierungen unterschiedlicher Materialien bei einem den T1-Kontrast begünstigenden Vorpuls für mehrere Zyklen, und

[0035] **Fig.** 4 eine Magnetresonanzeinrichtung.

[0036] **Fig.** 1 zeigt den Ablauf einer PETRA-Sequenz als Magnetresonanzsequenz, wie er aus dem Stand der Technik, beispielsweise der DE 10 2010 041 446 A1, bekannt ist und zur Bildaufnahme in einer Magnetresonanzeinrichtung genutzt werden kann. Dabei zeigt die erste Zeile in **Fig.** 1 die eingestrahlten Hochfrequenz-Anregungspulse **1**, die zweite Zeile die zugehörigen Auslesezeiträume **2**. Die Anregungspulse **1** werden jeweils im Abstand einer Repetitionszeit TR wiederholt, welche über die gesamte Sequenz hin konstant bleibt. Im vorliegenden Ausführungsbeispiel werden zwei Phasenkodiergradienten geschaltet, so dass auf eine Kodierung in der dritten Richtung, der Schichtrichtung, hier der z-Richtung, verzichtet wird ($G_z = 0$).

[0037] Ersichtlich werden sowohl in einem ersten Messabschnitt A, in dem ein erster Bereich des k-Raums radial abgetastet wird, wie auch im zweiten Messabschnitt B, in dem der vom ersten Bereich nicht umfasste zweite Bereich des k-Raums, welcher das Zentrum des k-Raums enthält, abgetastet wird, die Gradienten nur sehr wenig verändert, im Messabschnitt A insbesondere kontinuierlich, so dass eine äußerst leise Aufnahme der Rohdaten möglich ist.

[0038] Im vorliegenden Ausführungsbeispiel wird ein Fall betrachtet, in dem zur Herstellung eines T1-Kontrasts zwischen weißer und grauer Gehirnmasse als Vorpuls für eine bestimmte Anzahl von Repetitionen ein Inversionspuls gegeben wird, so dass die gesamten Repetitionen (Messvorgänge) wie sie sich durch Kombinationen von Anregungspulsen **16** und Auslesezeiten **17** ergeben, auf mehrere Vorpulse verteilt werden, wie dies schematisch in **Fig.** 2 dargestellt ist. Dabei sind die Vorpulse **3** mit den nachfolgenden Messzeiträumen **4** schematisch gezeigt. Dabei soll im Folgenden die Wartezeit, bevor nach einem Vorpuls **3** mit der Messung begonnen werden kann, mit T_{VP} bezeichnet werden, die Messdauer in einem Messzeitraum **4**, welche ein Vielfaches der Repetitionszeit TR ist, mit T_{ACQ} und die optionale weitere Wartezeit vor dem nächsten Vorpuls **3** mit T_{wait} . Bei der regelmäßigen Verwendung der Vorpulse **3** und der jeweils gleich langen Zeiten T_{VP} , T_{ACQ} und

T_{wait} ergibt sich ein Steady-State, in dem der Magnetisierungsverlauf für jeden Zyklus aus Vorpuls **3** und Messzeitraum **4** gleich ist.

[0039] Im Rahmen der vorliegenden Erfindung wird jedoch von der Aufteilung in die Messabschnitte A und B, bei der zu einem Zeitpunkt **5** mit der Messung des kartesischen Anteils begonnen wird, wie sie oben in **Fig.** 2 gezeigt ist, abgewichen, indem ein Teil der am nächsten am Zentrum des k-Raums gelegenen Messpunkte in einem Teilmessabschnitt **31** unmittelbar nach dem ersten Vorpuls **3** bei besonders hohem Kontrast vermessen werden, wobei erst dann der erste Messabschnitt A für die radiale Abtastung des k-Raums beginnt, an den sich dann der Teilmessabschnitt **32** für die nicht den Zentralmesspunkten entsprechenden übrigen Messpunkte des kartesischen Anteils anschließt, wie in **Fig.** 2 unten gezeigt.

[0040] **Fig.** 3 zeigt zur Verdeutlichung den zeitlichen Verlauf der transversalen Magnetisierungen für weiße Gehirnmasse (Kurve **6**) und graue Gehirnmasse (Kurve **7**). Die Kurve **8** zeigt das Verhältnis der Magnetisierungen zueinander. Die Kurven beginnen dabei unmittelbar nach einem Zeitpunkt **9**, an dem der erste gegebene Vorpuls, hier ein Invertierungspuls, endet, mithin die Invertierung der maximal relaxierten transversalen Magnetisierungen stattfand.

[0041] Aus **Fig.** 3 ist deutlich ersichtlich, dass sich ab dem zweiten Zyklus II der Steady-State bereits eingestellt hat, das bedeutet, die Magnetisierungen gemäß den Kurven **6**, **7** verlaufen in den Zyklen II, III, IV, ... immer gleich. Deutlich unterscheidet sich jedoch der Zyklus I nach dem ersten Vorpuls, der mithin den Einschwingvorgang des Steady-State darstellt. Nachdem von einer vollständig relaxierten Magnetisierung ausgegangen wird, ergeben sich ersichtlich höhere Werte für die Magnetisierung, wobei insbesondere auffällig ist, dass zum Zeitpunkt des Nulldurchgangs der Kurve **7** für die graue Hirnmasse, Zeitpunkt **10**, bereits ein deutlich höherer Wert für die transversale Magnetisierung der weißen Hirnmasse, Kurve **6**, vorliegt, als bei den späteren Zyklen II, III, IV. Mithin ist zum Zeitpunkt **10** ein hervorragender T1-Kontrast realisiert, der in den späteren Zyklen auf diese Art nicht wiederholt wird. Daher wird ein Zeitraum ab den Zeitpunkt **10**, der Teilmessabschnitt B1, genutzt, um einige, beispielsweise 27 oder 125, Punkte, die dem Zentrum des k-Raums am nächsten liegen, bereits dann zu vermessen. Es werden also die optimalen Bedingungen genutzt, die sich nur während der Einschwingphase, nicht jedoch im Steady-State, einstellen.

[0042] Als Startpunkt der Messung dieser Zentralmesspunkte wird der Zeitpunkt **10** gewählt, an dem die transversale Magnetisierung der grauen Hirnsubstanz ihren Nulldurchgang hat, konkret also bei $\ln(2) \cdot T1_{grau}$. Wie aus **Fig.** 3 ersichtlich ist, ist zu diesen

Zeitpunkt die transversale Magnetisierung der weißen Hirnmasse bereits zu fast 50% relaxiert, so dass diese einen hohen Signalbeitrag liefert.

[0043] Es sei darauf hingewiesen, dass die Messungen in den anderen Zyklen, zunächst also, wie bereits gemäß **Fig. 2** dargestellt, das radiale Abtasten des k-Raums im ersten Messabschnitt A, nicht zum optimalen Zeitpunkt **10** im ersten Zyklus I nach dem Vorpuls **3** beginnen müssen, sondern dass hier selbstverständlich andere Einstellungen gewählt werden können, insbesondere auch solche, bei denen kein ausgeprägter Unterschied zwischen dem Signal von grauer und weißer Hirnsubstanz erreicht wird, beispielsweise $S_W/S_G = 1,5$. Dies ist möglich, da das für den Kontrast wichtige k-Raumzentrum bereits mit optimalem Kontrast vermessen wurde.

[0044] Die Vermessung der Zentralmesspunkte im Teilmessabschnitt B1 erfolgt dabei so, dass zunächst der am nächsten am Zentrum des k-Raums gelegene Punkt, insbesondere ein im Zentrum des k-Raums gelegener Punkt, gemessen wird, und dann eine spiralartige Aufnahmetrajektorie verwendet wird, die dafür sorgt, dass die weiteren Zentralmesspunkte geordnet nach ihrem Abstand vom Zentrum des k-Raums vermessen werden.

[0045] **Fig. 4** zeigt schließlich eine Prinzipskizze einer Magnetresonanzeinrichtung **11**. Diese weist, wie grundsätzlich bekannt, eine Hauptmagneteinheit **12** auf, in die ein Patient durch eine Patientenaufnahme **13** eingefahren werden kann. Die Patientenaufnahme **13** umgebend können, hier der Übersichtlichkeit halber nicht näher gezeigt, eine Hochfrequenz-Sende-/Empfangsvorrichtung, beispielsweise eine Körperspule, und die Gradientenspulen vorgesehen sein.

[0046] Der Betrieb der Magnetresonanzeinrichtung **11** wird über eine Steuereinrichtung **14** gesteuert, welche bei der Bildaufnahme die PETRA-Magnetresonanzsequenz mit den eingestellten Sequenzparametern realisiert. Die Steuereinrichtung **14** steht mit einer Bedieneinheit **15** in Verbindung, welche eine Anzeigevorrichtung **17** und eine Eingabevorrichtung **16** aufweist. Hierüber können einstellbare Sequenzparameter eingestellt werden, beispielsweise ein Benutzerwunsch nach einer Anzahl aufzunehmender radialer Speichen.

[0047] Die Steuereinrichtung **14** ist zur Durchführung des erfundungsgemäßen Verfahrens ausgebildet, das bedeutet, sie passt die Aufnahmetätigkeit so an, dass die Zentralmesspunkte im Einschwingvorgang nach der Gabe des ersten Vorpulses vermessen werden.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Bildaufnahme mit einer Magnetresonanzeinrichtung (**11**) unter Verwendung einer Magnetresonanzsequenz, insbesondere einer PETRA-Sequenz, bei der ein dem Abbildungsgebiet entsprechender k-Raum abgetastet wird, indem ein erster Bereich des k-Raums, der das Zentrum des k-Raums nicht enthält, radial entlang von vom Zentrum des k-Raums ausgehenden Speichen abgetastet wird, wobei wenigstens zwei Phasenkodiergradienten bereits vor Gabe des Anregungspulses (**1**) vollständig hochgefahren sind, und ein zweiter, ohne den ersten Bereich verbleibender zentraler Bereich des k-Raums kartesisch, insbesondere durch Einzelpunkt-Bildgebung, abgetastet wird, wobei zum Zweck einer Kontrasterhöhung vor einer jeweils bestimmten Anzahl an Einzelmessungen ein Vorpuls (**3**), insbesondere ein Inversionspuls zur Herstellung eines T1-Kontrasts, gegeben wird, **dadurch gekennzeichnet**, dass wenigstens ein am nächsten zum Zentrum des k-Raums gelegener Teil der Messpunkte des zweiten Bereichs des k-Raums als Zentralmesspunkte nach der ersten Gabe des Vorpulses (**3**) anschließend, insbesondere unmittelbar anschließend, am Nulldurchgang der zum Kontrast dienenden Magnetisierung eines der wenigstens zwei in der Bildaufnahme zu unterscheidenden Materialien vermessen wird.

2. Verfahren nach Anspruch 1, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Messung der Zentralmesspunkte nach einer Startzeit (**10**) von $TI = T1 \cdot \ln(2)$ nach der Gabe des Vorpulses begonnen wird, wobei $T1$ die longitudinale Relaxationszeit von einem der wenigstens zwei in der Bildaufnahme zu unterscheidenden Materialien ist.

3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, **dadurch gekennzeichnet**, dass zuerst ein dem Zentrum des k-Raums entsprechender Zentralmesspunkt vermessen wird.

4. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass die n^3 dem Zentrum des k-Raums am nächsten liegenden Punkte mit $n = 2, 3, 4$ oder 5 als Zentralmesspunkte vermessen werden.

5. Verfahren nach einem der vorangehenden Ansprüche, **dadurch gekennzeichnet**, dass die Zentralmesspunkte entlang einer spiralartigen Messtrajektorie im k-Raum, ausgehend von dem dem Zentrum des k-Raumes am nächsten liegenden Zentralmesspunkt, vermessen werden.

6. Magnetresonanzeinrichtung (**11**), umfassend eine zur Durchführung eines Verfahrens nach einem

der vorangehenden Ansprüche ausgebildete Steuer-
einrichtung (**14**).

Es folgen 3 Seiten Zeichnungen

FIG 1
(Stand der Technik)

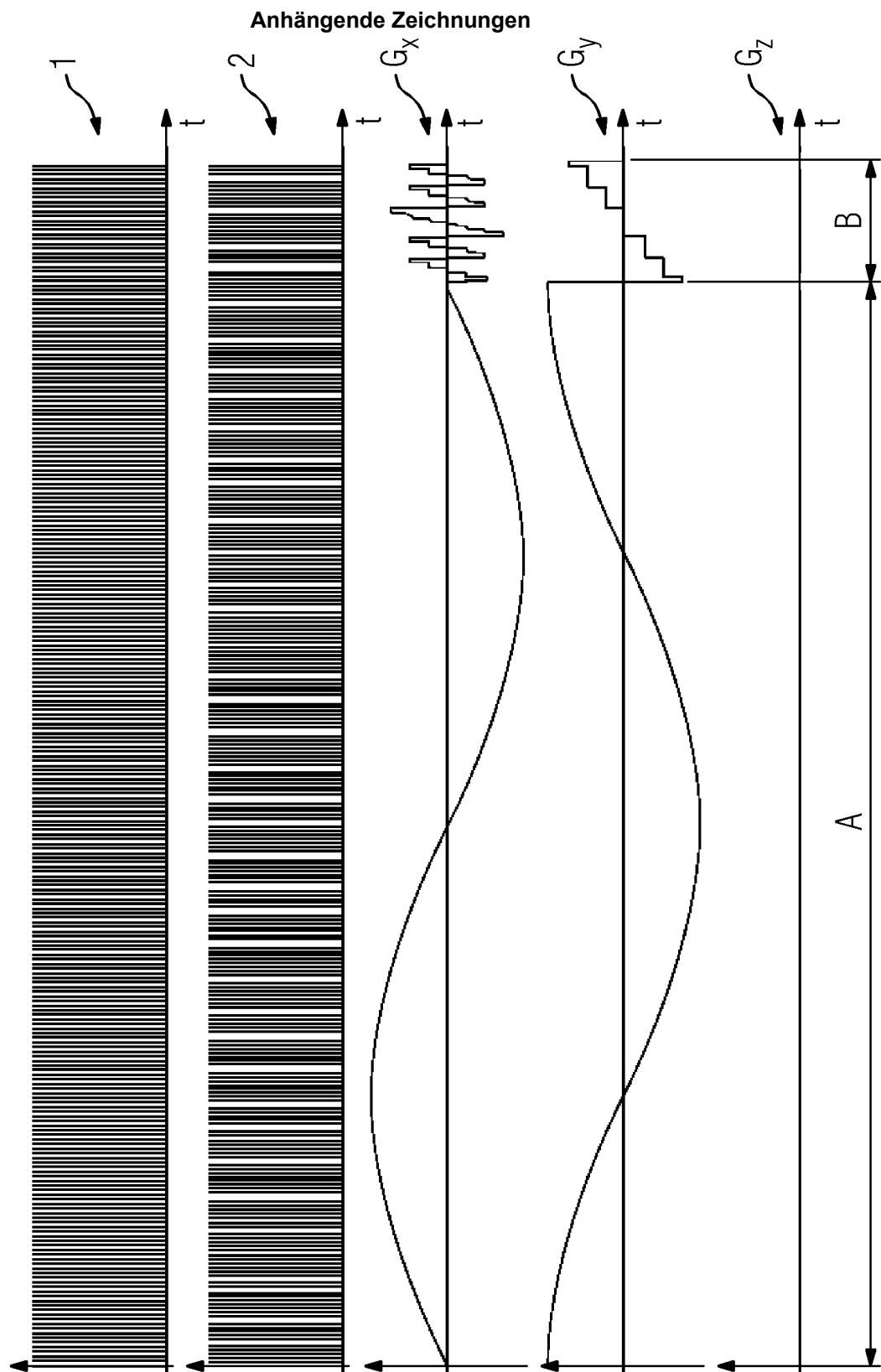


FIG 2

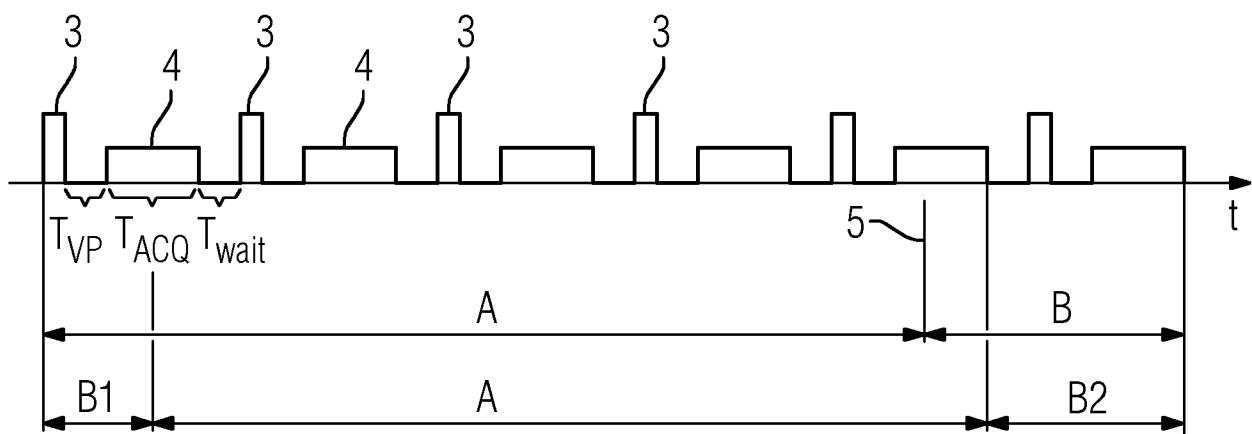


FIG 3

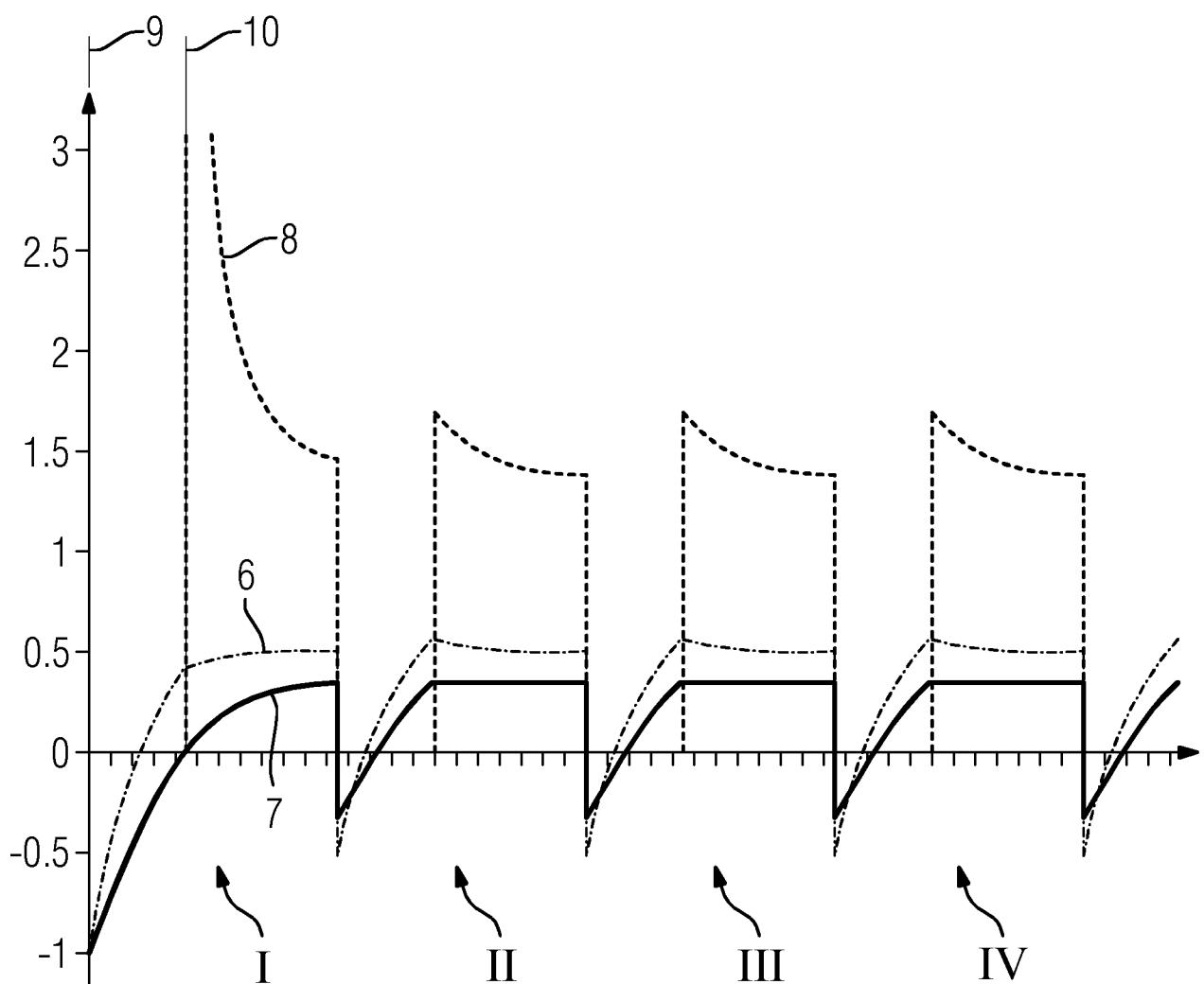


FIG 4

