

(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES
PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum
Internationales Büro



(43) Internationales Veröffentlichungsdatum
6. September 2002 (06.09.2002)

PCT

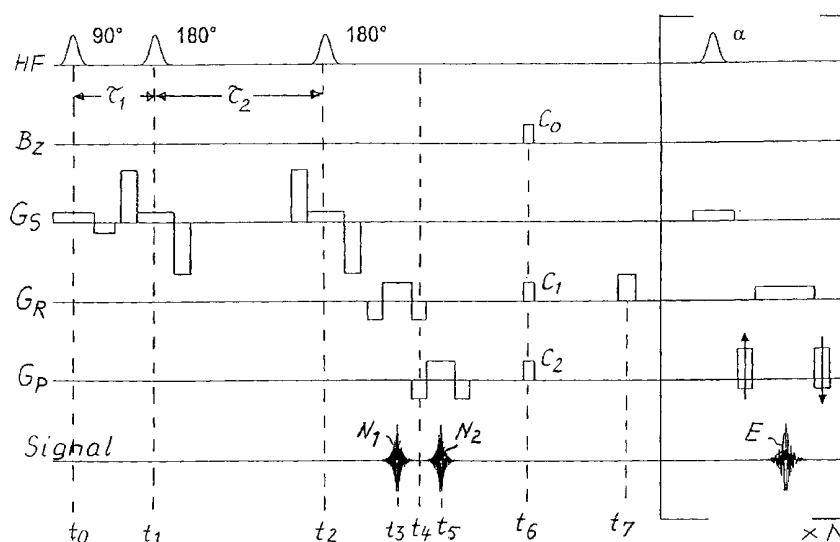
(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 02/068978 A2

- (51) Internationale Patentklassifikation⁷: **G01R 33/00** (72) Erfinder; und
(75) Erfinder/Anmelder (nur für US): **NORRIS, David**
(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/DE02/00647 [DE/NL]; Gerardsweg 21, NL-6525 Nijmegen (NL).
DRIESEL, Wolfgang [DE/DE]; Strasse der Jugend,
(22) Internationales Anmeldedatum: 06712 Sandersdorf (DE).
21. Februar 2002 (21.02.2002) (74) Anwälte: **KÖNIG, Beate** usw.; Morassistrasse 8, 80469
München (DE).
(25) Einreichungssprache: Deutsch (81) Bestimmungsstaaten (national): JP, US.
(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch (84) Bestimmungsstaaten (regional): europäisches Patent (AT,
(30) Angaben zur Priorität: 101 09 511.2 28. Februar 2001 (28.02.2001) DE BE, CH, CY, DE, DK, ES, FI, FR, GB, GR, IE, IT, LU, MC,
NL, PT, SE, TR).
(71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme
von US): **MAX-PLANCK-GESELLSCHAFT ZUR
FÖRDERUNG DER WISSENSCHAFTEN E.V.**
[DE/DE]; Hofgartenstrasse 8, 80539 München (DE).
Veröffentlicht:
— ohne internationalen Recherchenbericht und erneut zu
veröffentlichen nach Erhalt des Berichts

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: METHOD AND DEVICE FOR ACQUIRING DATA FOR DIFFUSION-WEIGHTED MAGNETIC RESONANCE IMAGING

(54) Bezeichnung: VERFAHREN UND GERÄT ZUM GEWINNEN VON DATEN FÜR DIFFUSIONSGEWICHTETE MAGNETRESONANZ-BILDGEBUNG



(57) Abstract: The invention relates to a magnetic resonance imaging method which is characterized in that the transversal magnetization excited in the object to be imaged is diffusion-weighted before the useful echo (E) used for the reconstruction of an image is induced. When the object is moved, phase changes in the diffusion-weighted transversal magnetization can occur that lead to artifacts in the reconstructed image. These disturbing phase changes are measured by analyzing a navigation signal (N₁, N₂) that is generated before the useful signal is generated. The result of the measurement is used to change the phase characteristics of the transversal magnetization online by a correctional intervention (C₀, C₁, C₂) in such a way that the measured phase changes are compensated. The invention further relates to a magnetic resonance device for carrying out said method.

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

WO 02/068978 A2



Zur Erklärung der Zweibuchstaben-Codes und der anderen Abkürzungen wird auf die Erklärungen ("Guidance Notes on Codes and Abbreviations") am Anfang jeder regulären Ausgabe der PCT-Gazette verwiesen.

(57) Zusammenfassung: Beschrieben wird ein Magnetresonanz-Bildgebungsverfahren, bei welchem die im abzubildenden Objekt angeregte transversale Magnetisierung vor dem Hervorrufen der für die Rekonstruktion eines Bildes verwendeten Nutzechos (E) diffusionsgewichtet wird. Bei Bewegung des Objektes können Phasenänderungen in der diffusionsgewichteten transversalen Magnetisierung auftreten, die zu Artefakten im rekonstruierten Bild führen. Diese störenden Phasenänderungen werden durch Analyse eines Navigatorsignals (N_1 , N_2) gemessen, das vor dem Hervorrufen der Nutzechos (E) erzeugt wird. Das Ergebnis dieser Messung wird verwendet, um die Phasencharakteristik der transversalen Magnetisierung online durch korrigierenden Eingriff (C_0 , C_1 , C_2) so zu ändern, daß die gemessenen Phasenänderungen kompensiert werden. Beschrieben wird ferner ein Magnetresonanzgerät zur Durchführung dieses Verfahrens.

Bezeichnung der Erfindung:

Verfahren und Gerät zum Gewinnen von Daten für
diffusionsgewichtete Magnetresonanz-Bildgebung

Beschreibung

Die vorliegende Erfindung bezieht sich auf die orts aufgelöste Untersuchung von Objekten mittels Magnetresonanz (MR) und betrifft speziell ein Verfahren zum Gewinnen von Daten für eine Bilddarstellung, welche die räumliche Verteilung des MR-Verhaltens eines Objektes innerhalb eines ausgewählten Ortsbereiches zeigt, unter Hervorhebung von Diffusionserscheinungen, gemäß dem Oberbegriff des Patentanspruchs 1. Gegenstand der Erfindung ist ferner ein Gerät zur Durchführung des Verfahrens.

In der nachstehenden Beschreibung werden bei der Angabe und Würdigung des Standes Technik entsprechende Fundstellen in der allgemein zugänglichen Fachliteratur genannt:

- [1] E.O.Stejskal, J.E.Tanner. "Spin diffusion measurements: spin echoes in the presence of a time-dependent field gradient". J Chem Phys, 42:288-292, 1965.
- [2] V.Waluch, W.G.Bradley. "NMR even echo rephasing in slow laminar flow". J Comput Assist Tomogr, 8:594-8, 1984.
- [3] G.L.Nayler, D.N.Firmin, D.B.Longmore. "Blood flow imaging by cine magnetic resonance". J Comput Assist Tomogr, 10:715-22, 1986.
- [4] A.Haase, J.Frahm, D.Matthaei, W.Hänicke, K.-D.Merboldt. "FLASH imaging, rapid NMR imaging using low flip-angle

- pulses". J.Magn.Reson., 67:258-266, 1986.
- [5] J.A.Utz, R.J.Herfkens, G.Glover, N.Pelc N. "Three second clinical NMR images using a gradient recalled acquisition in steady state mode (GRASS)". Magn Res Imag, 4, Supplement:106, 1986.
 - [6] M.L.Gyngell. "The application of steady-state free precession in rapid 2DFT NMR imaging: Fast and CE-Fast sequences". Magn Res Imag, 6:415-419, 1988.
 - [7] J.Henning, A.Nauerth, H.Friedburg. "RARE imaging: a fast imaging method for clinical MR". Magn Reson Imag, 3:823-833, 1986.
 - [8] W.H.Perman, M.Gado, J.C.Sandstrom. "DPSF: snapshot FLASH diffusion/perfusion imaging". In: Proceedings: 9th Annual Meeting of the Society of Magnetic Resonance in Medicine; New York, page 309, 1990.
 - [9] U.Sinha, S.Sinha. "High speed diffusion imaging in the presence of eddy currents". J Magn Reson Imag, 6:657-66, 1996.
 - [10] K.D.Merboldt, W.Hänicke, H.Bruhn, M.L.Gyngell, J.Frahm. "Diffusion imaging of the human brain in vivo using high-speed STEAM MRI". Magn Reson Med, 23:179-192, 1992.
 - [11] M.N.Yongbi, S.Ding, J.F.Dunn. "A modified sub-second fast-STEAM sequence incorporating bipolar gradients for in vivo diffusion imaging". Magn Reson Med, 35:911-916, 1996.
 - [12] D.G.Norris, P.Börnert, T.Reese, D.Leibfritz. "On the application of ultra-fast RARE experiments". Magn Reson Med, 27:142-164, 1992.
 - [13] D.G.Norris, P.Börnert. "Coherence and interference in ultra-fast RARE experiments" J Magn Reson A, 105:123-127, 1993.
 - [14] F.Schick. "SPLICE: sub-second diffusion-sensitive mr imaging using a modified fast spin-echo acquisition mode". Magn Reson Med, 38:638-644, 1997.
 - [15] G.Wider, V.Dötsch, K.Wüthrich. "Self compensating pulsed magnetic-field gradients for short recovery times" J Magn

- Reson A, 108:255-258, 1994.
- [16] K.Oshio, D.A.Feinberg "GRASE (Gradient and spin-echo) imaging: a novel fast MRI technique". Magn Reson Med, 20(2):344-9, August 1991.
- [17] F.Schmitt, M.K.Stehling, R.Turner. "Echo-planar imaging theory, technique and application". Springer, Berlin, 1998.
- [18] C.B. Ahn, J.H. Kim, Z.H. Cho. "High-speed spiral-scan echo planar NMR imaging - I". IEEE Trans.Med.Imag., MI-5:2-7, 1986.
- [19] K.Butts, J.Pauly, A. de Crespigny, M.Moseley. "Isotropic diffusion-weighted and spiral-navigated interleaved EPI for routine imaging of acute stroke". Magn Reson Med, 38:741-749, 1997.

Diese Fundstellen sind im Beschreibungstext durch Angabe der vorstehenden Referenznummern in eckigen Klammern [] bezeichnet.

Bei den gebräuchlichen MR-Bildgebungsverfahren wird der zu untersuchende Objektbereich, also die "Probe", in einem stationären Magnetfeld B_0 angeordnet und einer Folge von mindestens einem elektromagnetischen Hochfrequenz-Impuls (HF-Impuls) ausgewählter Frequenz und darauffolgenden Impulsen von Magnetfeldgradienten in unterschiedlichen Raumrichtungen ausgesetzt, derart, daß infolge der HF-Anregungen Echos erscheinen, die als MR-Signal detektiert werden und Aufschluß über Merkmale der Probe geben.

Der Energiegehalt eines HF-Impulses bestimmt die Menge der angeregten, zur Aussendung eines MR-Signals fähigen Spins (transversale Magnetisierung) im Verhältnis zu den im Gleichgewicht befindlichen Spins (longitudinale Magnetisierung). Der Arcustangens dieses Verhältnisses wird als Flipwinkel des HF-Impulses bezeichnet.

Die Resonanzfrequenz der Spins und somit die Frequenz sowohl eines anregenden HF-Impulses als auch der meßbaren MR-Signale wird u.a. durch die örtliche Magnetfeldstärke bestimmt. Zur Ortsauflösung wird daher bei allen Bildgebungsverfahren während der Signaldetektion ein sogenannter "Lesegradient" (Read Gradient) in einer gewählten Raumrichtung aufgeprägt, um unterschiedlichen Orten längs dieser Richtung jeweils verschiedene Frequenzen im Signal zuzuordnen (Frequenzcodierung). Durch eine Fourier-Transformation lassen sich die verschiedenen Frequenzen und damit die Beiträge verschiedener Orte trennen. Auf diese Weise wird eine Ortsauflösung in der betreffenden Raumrichtung, die auch als "Leserichtung" (abgekürzt: R-Richtung) bezeichnet wird, ermöglicht.

Zur Ortsauflösung in einer zweiten Raumrichtung, die vorzugsweise orthogonal zur Leserichtung ist, wird üblicherweise vor dem Erscheinen des zu detektierenden Signals vorübergehend ein Gradient in dieser Richtung aufgeprägt, was bewirkt, daß die in der Probe angeregten Schwingungen (Spins) entlang der betreffenden Raumrichtung dephasieren. Durch schrittweises Ändern des Zeitintegrals dieses "Phasencodiergradienten" von Echo zu Echo ändert sich die Phase des von einem Ort stammenden Signalbeitrages von Echo zu Echo. Die Signalbeiträge der verschiedenen Orte entlang dieser Richtung, die auch als "Phasencodierungsrichtung" (abgekürzt: P-Richtung) bezeichnet wird, können durch eine Fourier-Transformation bezüglich der laufenden Nummer des Echos voneinander getrennt werden. Da Frequenz und Phase jeweils getrennt abhängig von der Position entlang zweier Raumkoordinaten (R- und P-Richtung) sind, läßt sich ein zweidimensionales Bild des Objektes rekonstruieren.

Eine Ortsselektion in einer dritten Raumrichtung, die vorzugsweise orthogonal zur Ebene der R- und P-Richtungen ist und auch als "Schichtrichtung" (abgekürzt: S-Richtung) bezeichnet wird, erfolgt durch Anlegen eines Gradienten in dieser Richtung während des anregenden frequenzselektiven HF-Impulses.

Durch diesen "Schichtgradienten" wird eine Schicht im Objekt für die Anregung selektiert.

Die meisten gebräuchlichen MR-Bildgebungsverfahren arbeiten mit der vorstehend beschriebenen kombinierten Frequenz- und Phasencodierung. Für die Darstellung z.B. eines zweidimensionalen N-zeiligen Bildes werden hintereinander N Echos erzeugt, jedes mit einer anderen Phasencodierung, und jedes Echo dieser N-Echofolge wird in der gleichen Weise durch den Lesegradienten frequenzcodiert und als MR-Signal detektiert. Aus den Abtastwerten der detektierten Signale wird eine zweidimensionale Matrix aus Daten gebildet, der sogenannte K-Raum, deren jede Reihe bzw. "Zeile" einem anderen frequenzcodierten Echo zugeordnet ist und Abtastwerte des betreffenden Echos enthält. Die Zeilenrichtung wird auch als Frequenzachse des K-Raumes bezeichnet. Die hierzu orthogonale Achse des K-Raumes ist als Hasenkoordinate skaliert, d.h. die Position einer Reihe längs dieser Achse ist bestimmt durch das Integral des Phasencodierungsgradienten. Die so organisierte Datenmatrix wird dann einer zweidimensionalen Fourier-Transformation (2D-FT) unterworfen, um die Pixelwerte des Bildes zu erhalten.

Auch andere weniger gebräuchliche MR-Bildgebungsverfahren (Projection Reconstruction Imaging, Spiral Imaging) tasten den 2D-K-Raum ab, wobei die strenge Trennung zwischen Phasencodierungs- und Lesegradientenrichtung in diesen Verfahren aufgehoben ist. Im allgemeinen wird mit diesen Verfahren der K-Raum nicht-äquidistant in nicht-rechtwinkligen Trajektorien abgetastet. Daher müssen für diese Verfahren auch andere Bildrekonstruktionsmethoden eingesetzt werden.

Bei den MR-Signalen unterscheidet man zwischen drei verschiedenen Arten. Das sogenannte "Spinecho-Signal" entsteht durch Refokussierung der Magnetfeldinhomogenitätseffekte mittels eines zusätzlichen HF-Impulses, der eine gewisse Zeit nach dem ersten HF-Anregungsimpuls angelegt wird. Das sogenannte "Gra-

dientenecho-Signal" wird erzeugt durch Polaritätsumkehr eines Magnetfeldgradienten (üblicherweise des Lesegradienten), wodurch eine Refokussierung der durch die bisherige Wirkung dieses Gradienten herbeigeführten Dephasierung erfolgt. Sogenannte "stimulierte Echos" entstehen nach einer Folge von mindestens drei HF-Impulsen mit Flipwinkeln ungleich 180° .

Die zur Aufnahme eines N-zeiligen Bildes nötige Gesamt-Echofolge kann durch verschiedenste MR-Teilexperimente erzeugt werden, wobei sich jedes Teilexperiment aus einer einmaligen Abfolge oder durch mehrmalige Wiederholung gleicher Abfolgen von HF-Impulsen und Magnetfeldgradienten-Schaltvorgängen zusammensetzen kann.

Zu den Merkmalen einer Probe, die sich durch Magnetresonanz analysieren lassen, gehören neben der Dichte der durch die HF-Impulse beeinflussbaren Spins verschiedene Relaxations-Zeitkonstanten der Spinmagnetisierung, unter anderem die Spin-Gitter-Relaxationszeit T_1 , die Spin-Spin-Relaxationszeit T_2 und die effektive Spin-Spin-Relaxationszeit T_2^* . Auch makroskopische Fließerscheinungen in der Probe sowie Diffusionsvorgänge sind Merkmale, die durch MR-Bildgebung sichtbar gemacht werden können. Durch gezielte Auswahl der Art der MR-Sequenz sowie der Amplituden- und Zeitbeziehungen von HF- und Gradientenimpulsen innerhalb der Sequenz läßt sich erreichen, daß die Stärke der erzeugten MR-Signale bzw. Echos in besonderem Maße von jeweils bestimmten, ausgewählten Merkmalen der Probe abhängen. Hierdurch läßt sich ein Bild erzeugen, dessen Kontrast durch das betreffende Merkmal "gewichtet" ist.

In den letzten zehn Jahren hat die diffusionsgewichtete MR-Bildgebung an Bedeutung gewonnen, z.B. zur Früherkennung von Gehirnfarkten. Es gibt verschiedene Methoden zur Diffusionsgewichtung des MR-Signals; die Standardmethode gründet sich auf das Stejskal-Tanner-Experiment aus dem Jahre 1965, vgl. [1]. Hierbei handelt es sich um eine Spinecho-Sequenz mit ei-

nem 90° -Anregungsimpuls und einem nachfolgenden 180° -Refokussierungsimpuls, wobei vor und nach diesem Refokussierungsimpuls jeweils ein Gradientenimpuls der Amplitude G und der Dauer δ angelegt wird und der Zeitabstand vom Beginn des ersten bis zum Beginn des zweiten Gradientenimpulses gleich Δ ist, wie in der Fig. 1 der angefügten Zeichnungen gezeigt. Beispiele für abgewandelte Formen diffusionsgewichtender Vorexperimente sind in den Figuren 2 und 3 veranschaulicht. Die Fig. 2 zeigt das Doppel-Spinocho-Vorexperiment mit zwei Paaren bipolarer Diffusionsgradienten, deren jeder die Amplitude G und die Dauer δ hat, wobei Δ die Zeit vom Beginn des ersten Gradienten des ersten Paares bis zum Beginn des ersten Gradienten des zweiten Paares ist und a die Dauer des Intervalls zwischen den beiden Gradienten jedes Paares ist. Die Fig. 3 zeigt ein mit stimuliertem Echo arbeitendes Vorexperiment, bei welchem drei aufeinanderfolgende 90° -HF-Impulse angelegt werden; vor dem zweiten und nach dem dritten HF-Impuls wird jeweils ein Diffusionsgradient der Amplitude G und der Dauer δ angelegt, wobei der Abstand vom Beginn des ersten bis zum Beginn des zweiten Gradientenimpulses gleich Δ ist.

Solche und ähnliche Vorexperimente bewirken, daß eine im beobachteten Volumen infolge von Diffusion stattfindende molekulare Bewegung zu einer Amplitudendämpfung des MR-Signals führt, gemäß der Gleichung

$$S = S_0 \exp(-bD), \quad \text{Gl. (1)}$$

wobei D die Diffusionskonstante ist. Die Größe b (sogenannter b -Wert) ist abhängig von den Parametern des jeweiligen Vorexperimentes sowie vom gyromagnetischen Verhältnis γ . Für die Beispiele nach den Figuren 1 und 3 gilt:

$$b = (\delta \cdot \gamma \cdot G)^2 \left(\Delta - \frac{\delta}{3} \right). \quad \text{Gl. (2)}$$

Für das Beispiel nach Fig. 2 gilt:

$$b = (2 \cdot \delta \cdot \gamma \cdot G)^2 \left(\Delta - \frac{a}{2} - \frac{2 \cdot \delta}{3} \right) . \quad \text{Gl. (3)}$$

Um eine brauchbare Diffusionsgewichtung zu erhalten, also eine gut erkennbare diffusionsbedingte Dämpfung, sind im allgemeinen b-Werte im Bereich von 500-1000 s/mm² erforderlich. Beispielsweise erzielt man für ein Vorexperiment gemäß Fig. 1 mit der Bemessung $G = 40$ mT/m, $\delta = 20$ ms und $\Delta = 30$ ms einen b-Wert von 580 s/mm² für Protonen. Wie bekannt, sind diffusionsgewichtete Sequenzen aber auch empfindlich gegenüber kohärenter Bewegung. Bei makroskopischer Bewegung der Probe ergibt sich eine von der örtlichen Geschwindigkeit v abhängige Phasenänderung im MR-Signal. Für die Beispiele nach den Figuren 1 und 3 gilt hinsichtlich der Phase:

$$\Phi = \gamma \cdot G \cdot v \cdot \delta \cdot \Delta , \quad \text{Gl. (4)}$$

und für das Beispiel nach Fig. 2 gilt

$$\Phi = 2 \cdot \gamma \cdot G \cdot v \cdot \delta \cdot \Delta . \quad \text{Gl. (5)}$$

Legt man das obige Bemessungsbeispiel zugrunde, dann ergibt sich bei einer makroskopischen Bewegung mit der Geschwindigkeit $v = 0,5$ mm/s eine Phasenänderung gleich π .

Die Bewegung eines starren Körpers läßt sich vollständig beschreiben durch Angabe des Vektors der Translation und des Vektors der Rotation. Die Rotation führt zu einem räumlich über das Objekt gehenden Phasengradienten des MR-Signals, wobei der diesen Gradienten beschreibende Vektor gegeben ist durch

$$\vec{r}_\Phi = \gamma \vec{G} \times \vec{\Omega} , \quad \text{Gl. (6)}$$

wobei $\vec{G}$ und $\vec{\Omega}$ die Richtungen des diffusionsgewichtenden Gradienten bzw. des Rotationsvektors angeben. Wenn bei diffusionsgewichtenden Sequenzen die Richtung von $\vec{\Omega}$ eine Funktion der Zeit ist, dann kann der am Ende der diffusionsgewichtenden Zeitspanne über das Objekt gehende Phasengradient durch geeignete Modifizierung der Gl.(6) erhalten werden.

Makroskopische Bewegungen der Probe sind in vielen Fällen nicht auszuschließen, insbesondere wenn es sich um lebende Objekte handelt. Bei in-vivo Untersuchungen an Mensch und Tier sind gewollte und physiologisch verursachte Bewegungen (etwa durch Atmung bzw. Herzschlag) nicht zu verhindern. Solche Bewegungen sind hinsichtlich des untersuchten Objektbereiches vergleichbar mit der Bewegung eines starren Körpers, also "Massivbewegungen"; sie sind in der Regel viel größer als die molekulare Bewegung (in der Größenordnung von $10\mu\text{m}/100\text{ms}$), auf welche ein diffusionsgewichtetes MR-Experiment empfindlich ist. Während hierbei die Diffusion immer nur zu einer Abschwächung des MR-Signals ohne Phasenänderung führt, verursacht die makroskopische Bewegung eines starren Körpers bei Translation eine Verschiebung der Phase und bei Rotation einen Gradienten in der Phasenverteilung.

Zur diffusionsgewichteten MR-Bildgebung kann man eine herkömmliche MR-Bildgebungssequenz durch Einfügen irgendeines diffusionsgewichtenden Vorexperimentes modifizieren, z.B. eines der in den Figuren 1 bis 3 gezeigten Vorexperimente. Bei bildgebenden Sequenzen sind die beschriebenen bewegungsbedingten Phasenänderungen Störgrößen, die Artefakte im rekonstruierten Bild verursachen können. So können besagte Phasenänderungen unter Umständen mit den Phaseninformationen interferieren, die zur Ortsauflösung in das MR-Signal eingebracht werden (Phasencodierung), so daß im rekonstruierten Bild störende Erscheinungen wie z.B. Geisterbilder sichtbar werden. Es ist demnach erwünscht, bei diffusionsgewichteter MR-Bildgebung den Einfluß

bewegungsbedingter Phasenänderungen auf die Bilddarstellung zu minimieren. Hierzu sind verschiedene Wege denkbar: (a) Anwendung von Bildgebungssequenzen, die von sich aus unempfindlich gegenüber Massivbewegungen sind; (b) Anwendung von Bildgebungssequenzen, die sich durch Zusatzmaßnahmen weitgehend unempfindlich gegen Massivbewegungen machen lassen; (c) Verfahren zur Korrektur der Einflüsse bewegungsbedingter Phasenänderungen.

Eine gebräuchliche bewegungsunempfindliche Sequenz ist die Sequenz mit sogenannter "Geschwindigkeits-Kompensation", häufig angewendet zur Eliminierung sowohl unerwünschter Phasenänderungen als auch unerwünschter Signalverluste, die durch geschwindigkeitsbedingte Phasendispersion verursacht werden, vgl. [2] und [3]. Prinzipiell ist es möglich, eine Kompensation bis zu jeder gewünschten zeitlichen Ableitung (den Ort selbst, die Geschwindigkeit, die Beschleunigung, die Beschleunigungsänderung, usw.) zu erreichen. Allerdings vermindert sich infolge der Technik dieser Geschwindigkeits-Kompensation die Empfindlichkeit für Diffusion, d.h. die Stärke der Diffusionsgewichtung und somit der Diffusionskontrast im Bild wird relativ gering.

Als eine zweite bewegungsunempfindliche Bildgebungsmethode wäre das sogenannte EPI ("Echo Planar Imaging") zu nennen, bei dem aus einer einmaligen HF-Anregung eine schnelle Folge von Echos durch schnelles Alternieren der Polarität des Lesegradienten erzeugt wird, was innerhalb einer sehr kurzen Zeitspanne von 20-80 ms geschehen kann und muß, so daß sich Bewegungen kaum auswirken. Die räumliche Auflösung eines mit einem solchen EPI aufgenommenen Bildes ist jedoch gering, da die Anzahl der nacheinander detektierbaren Echos sehr begrenzt ist, denn die Echoamplitude sinkt mit der Zeitkonstante der naturgemäß kurzen effektiven Spin-Spin-Relaxationszeit T_2^* .

Wenig empfindlich gegenüber bewegungsbedingten Phasenänderun-

gen des MR-Signals sind natürlich auch Bildgebungsmethoden, bei denen überhaupt keine Phasencodierung angewendet wird, die mit diesen Phasenänderungen interferieren könnte. Hierzu zählen die als "Projection Reconstruction" (PR) und als "Line Scanning" (LS) bekannten Techniken. Beim PR-Verfahren wird die Richtung des Lesegradients von Echo zu Echo um jeweils einen Winkelschritt gedreht, so daß die Echos aufeinanderfolgende Projektionen des Probenvolumens aus unterschiedlichen Blickwinkeln beinhalten (ähnlich den Projektionen bei Röntgen-Computertomografie), aus denen dann die Pixel des Gesamtbildes berechnet werden können. Im Prinzip läßt sich das PR-Verfahren bei den verschiedensten MR-Sequenzen anwenden, um die dort normalerweise benutzte Phasencodierung zu ersetzen. Nachteilig ist jedoch die hohe Empfindlichkeit der Bildqualität gegenüber Inhomogenitäten, die zu Verwischungen im Bild führen. Beim erwähnten LS-Verfahren erfolgt die Bildgebung nur eindimensional als Linienprojektion, unter Verwendung zweier orthogonaler Schichtgradienten. Eine Erweiterung auf zweidimensionale Bild-darstellung kann durch Akquisition mehrerer paralleler Linien erfolgen. Nachteilig ist jedoch, daß dieses Verfahren lange Repetitionszeit erfordert und bei Diffusionsgewichtung im Vergleich zu einer mit Phasencodierung arbeitenden Bildgebung einen Verlust der Meßempfindlichkeit um den Faktor $\sqrt{N}$ bringt, wenn N die Anzahl der aufgenommenen Linien ist.

Neben EPI gibt es im wesentlichen nur zwei weitere Akquisitionstechniken, die gegenwärtig zur MR-Bildgebung in weitem Maß verwendet werden, nämlich die unter dem Namen FLASH bekannte Sequenz (und deren Varianten), vgl. [4], [5], [6], und die unter dem Namen RARE bekannte Sequenz (oft auch als Fast Spin-Echo oder Turbo Spin-Echo bezeichnet), vgl. [7]. Mit keiner dieser Sequenzen konnten bisher jedoch artefaktfreie diffusionsgewichtete Bilder beim Auftreten von Massivbewegungen des Objektes erhalten werden, es sei denn, man schloß gewisse Kompromisse, wie nachstehend dargelegt:

FLASH besteht aus einer Folge von Teilexperimenten mit kurzer Repetitionszeit $TR \ll T_1$, jeweils enthaltend eine Anregung mit Flipwinkel $< 90^\circ$ und anschließende Echoerzeugung durch Polarisitätsumkehr des Lesegradienten. Hier besteht kaum Gelegenheit, eine wirksame Diffusionsgewichtung zwischen der Anregung und der Echo-Akquisition einzufügen, da in diesem Fall die Echozeit TE zu lange würde, weit länger als T_2^* , so daß Inhomogenitäten des B_0 -Feldes zu deutlichen Artefakten führen würden.

Ein Weg zur Diffusionsgewichtung einer FLASH-Sequenz wäre eine vorbereitende Magnetisierung, die in Richtung der longitudinalen Achse gehen müßte. Das heißt, bei Verwendung der klassischen Stejskal-Tanner-Sequenz müßte die transversale Magnetisierung mittels eines 90° -HF-Impulses wieder in die longitudinale Richtung zurückgetrieben werden ("Driven Equilibrium", an sich bekannt als DEFT-Sequenz, vgl. [8]). Da eventuelle Massivbewegungen des Objektes jedoch die Phase der Magnetisierung ändern, bevor der rücktreibende 90° -Impuls angelegt wird, ergibt sich ein direkter Signalverlust. Ein bekannter Lösungsversuch dieses Problems, vorgeschlagen in [9], besteht darin, in die DEFT-Sequenz kurz vor dem letzten 90° -Impuls einen dephasierenden Gradientenimpuls einzufügen und in die FLASH-Sequenz zwischen Anregung und Echo-Akquisition einen Gradientenimpuls gleicher Impulsfläche (Zeitintegral über die Amplitude) einzufügen. Dies führt zwar zu einer vollständigen Bewegungs-Unabhängigkeit des MR-Signals, leider aber auch zu einer Reduzierung der Signalstärke (Meßempfindlichkeit) auf etwa die Hälfte.

Eine andere Möglichkeit zur Diffusionsgewichtung von FLASH ergibt die Verwendung einer Vorbereitungssequenz zum Erzeugen stimulierter Echos, einer sogenannten STEAM-Sequenz, wobei man statt des letzten 90° -Impulses einer Standard-STEAM-Sequenz die aufeinanderfolgenden FLASH-Teilexperimente anfügt. Hier gibt es zwei bekannte Vorschläge zur Diffusionsgewichtung. Ein erster Vorschlag (vgl. [10]) nutzt die Tatsache, daß die "Misch-

zeit" (mixing time) T_M in einer STEAM-Sequenz durch T_1 und nicht durch T_2 begrenzt ist und es somit bei der Diffusionsgewichtung möglich ist, den Wert Δ viel größer zu wählen als im Falle einer entsprechenden Spinecho-Sequenz. Somit können zur Erzielung des selben b -Wertes beide Größen G und δ gemäß der obigen Gl.(2) so weit verkleinert werden, daß der diffusionsgewichtende Gradient ohne zu große Verlängerung der Echozeit in die FLASH-Sequenz eingefügt werden kann. Ein zweiter Vorschlag (vgl. [11]) sieht vor, zwischen die ersten beiden 90° -Impulse der STEAM-Sequenz einen bipolaren Gradientenimpuls zur vollen Diffusionsgewichtung einzufügen und die FLASH-Sequenz selbst unmodifiziert zu lassen. Leider führt aber die Nutzung stimulierter Echos ebenfalls zu einem 50%-igen Verlust in der Signalstärke.

RARE ist eine schnelle Spinecho-Sequenz, bei welcher die nach einem 90° -Impuls angeregte transversale Magnetisierung mehrfach durch eine Kette aufeinanderfolgender HF-Impulse refokussiert wird, um eine entsprechende Kette von Spinechos zu erzeugen. Eine solche Sequenz kann artefaktfreie Bilder nur dann liefern, wenn die Bedingung von Carr-Purcell-Meiboom-Gill (sogenannte CPMG-Bedingung) erfüllt ist, die eine exakte Phasenbeziehung zwischen der transversalen Magnetisierung und der Phase der refokussierenden HF-Impulse vorschreibt. Es ist also leicht einzusehen, daß ein diffusionsgewichtendes Vorbereitungs-Experiment Artefakte einführen kann. Wären diese refokussierenden HF-Impulse reine 180° -Impulse, dann wäre es möglich, die Phase der Magnetisierung vor der Rekonstruktion des Bildes zu korrigieren. Dies ist jedoch unrealistisch für Echofolgen, bei denen mehr als nur wenige HF-Impulse benutzt werden, es sei denn, man trifft besondere zusätzliche Maßnahmen. Diffusionsgewichtete Bilder wurden für Echofolgen mit bis zu 16 refokussierenden HF-Impulsen erhalten. Sind deren Flipwinkel kleiner als 180° , dann führen Interferenzen zwischen der Gruppe der Echos gerader Parität und der Gruppe der Echos ungerader Parität zu Signalverlusten. Bekannte Vorschlä-

ge zur Lösung dieses Problems sehen vor, eine der beiden Gruppen zu eliminieren und so das Problem des Erfüllens CPMG-Bedingung zu beseitigen (vgl. [12], [13]) oder die beiden Gruppen getrennt zu akquirieren (vgl. [14]). Alles dies geht auf Kosten der Meßempfindlichkeit der Sequenz insgesamt, die um den Faktor 2 reduziert wird.

Es sind auch Methoden bekannt, um die unerwünschten Effekte von Massivbewegungen des Objektes zu korrigieren, so daß man sich nicht darauf zu beschränken muß, bewegungsunempfindliche Sequenzen zu verwenden oder bewegungsempfindliche Sequenzen durch besondere Maßnahmen bewegungsunempfindlich zu machen. Die wichtigste Korrigiermethode beinhaltet die Verwendung sogenannter "Navigatorechos". Der Grundgedanke dieser Methode besteht darin, in Verbindung mit jedem diffusionsgewichtenden Experiment ein Navigatorexperiment einzufügen, wobei ein zusätzliches Echo als besagtes Navigatorecho ohne Phasencodierung zu akquiriert wird. Die im ausgelesenen Navigatorecho gemessene Phasenverschiebung wird dann zum Korrigieren der Phase in den Echos der eigentlichen Bildgebungssequenz verwendet. Dies genügt zur Kompensation translatorischer Bewegung; eine Rotation jedoch, die einen Phasengradienten parallel zur Richtung des Lesegradienten bewirkt, erfordert eine Phasenkorrektur erster Ordnung, und Phasengradienten, die orthogonal zur besagten Richtung sind, führen zu einem nicht korrigierbaren Signalverlust. Deswegen wurde bisher empfohlen, die Korrektur mit Navigatorecho nur anzuwenden, wenn der diffusionsgewichtende Gradient parallel zur Richtung des Phasencodiergradienten geht; dies ist jedoch eine unmögliche Einschränkung für manche Bildgebungssequenzen.

Eine umfassendere Korrektur läßt sich realisieren, wenn man ein zweidimensionales Navigator-Experiment benutzt. Hierdurch wird es möglich, auch bewegungsbedingte Phasengradienten zu kompensieren, die in die Richtung des Phasencodiergradienten gehen. Die Korrektur erfolgt dadurch, daß die akquirierten

Daten retrospektiv an die "korrekte" Position im K-Raum gebracht werden, d.h. an diejenige Koordinate, die der Summe des durch Bewegung entstandenen Phasengradienten und des Phasencodiergradienten entspricht. Nach Umrechnung des Rasters im K-Raum auf eine äquidistante Matrix ("Regridding") kann die Bildrekonstruktion stattfinden. Allerdings gibt es dabei keine Garantie, daß das Nyquist-Theorem erfüllt wird, weil die Phasengradienten für jede Kombination von Diffusionsgewichtung und Bewegung anders sein können. Die obige Gl.(6) definiert die Ebene, in welcher der durch Rotation erzeugte Phasengradient liegen muß. Um Effekte der Rotation perfekt zu korrigieren, ist es am besten, die Gesamtheit dieser Ebene abzutasten, z.B. mittels Spiralabtastung. Die Nutzung zweier orthogonaler Navigator-Auslesungen genügt in vielen Fällen; wenn allerdings die Mitte des K-Raumes durch die Rotation an einen Ort weit von beiden Achsen geschoben wird, kann der dadurch entstehende Signalverlust die ganze Korrektur uneffektiv machen.

- Wie vorstehend dargelegt, sind also bei vielen bekannten Methoden der Bewegungskorrektur bei diffusionsgewichteter MR-Bildgebung unwiederbringliche Signalverluste in Kauf zu nehmen. Die Aufgabe der vorliegenden Erfindung besteht darin, für eine mit Navigator-Information arbeitende Bewegungskorrektur in diffusionsgewichteter MR-Bildgebung eine Technik vorzusehen, bei welcher derartige Verluste weitgehend vermieden werden. Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß durch die im Patentanspruch 1 zusammengefaßten Verfahrensmerkmale gelöst.

Ausgangspunkt der Erfindung ist demnach ein Verfahren zum Gewinnen von Daten für eine Bilddarstellung, welche die räumliche Verteilung des Magnetresonanzverhaltens eines Objektes innerhalb eines ausgewählten Objektbereiches zeigt, der in einem stationären und möglichst homogenen longitudinalen Magnetfeld angeordnet und einer Sequenz von HF-Impulsen und Magnetfeldgradienten-Impulsen in unterschiedlichen Raumrichtungen ausgesetzt wird, derart, daß eine Folge von ortsabhän-

gig codierten Nutzechos der zum stationären Magnetfeld transversalen Magnetisierung erscheint, die als Datensatz für die Rekonstruktion des darzustellenden Bildes akquiriert werden, wobei zwischen einem die transversale Magnetisierung anregenden HF-Impuls und dem Hervorrufen der Nutzechos eine Diffusionsgewichtungs-Sequenz eingefügt wird, die zu einer von Diffusionsvorgängen im ausgewählten Objektbereich abhängigen Dämpfung der transversalen Magnetisierung führt, und wobei aus dieser diffusionsgewichteten transversalen Magnetisierung durch Echoerzeugung ein Navigatorsignal hervorgerufen wird, dessen Charakteristik als Information zur Korrektur von Bildartefakten verwendet wird, welche sich durch Bewegung des Objektes ergeben. Die Erfindung ist dadurch gekennzeichnet, daß vor dem Hervorrufen der Nutzechos mindestens eine derjenigen Störgrößen in der Phasencharakteristik des Navigatorsignals, welche die besagten Bildartefakte verursachen würden, gemessen wird und daß das Ergebnis dieser Messung verwendet wird, um die Phasencharakteristik der transversalen Magnetisierung, aus welcher die Nutzechos hervorgerufen werden, zur Kompensation der gemessenen Größe zu ändern.

Die Erfindung bietet somit einen Weg, die durch Objektbewegungen im Falle der Diffusionsgewichtung eingeführten Phasenänderungen "online" zu korrigieren, also nicht erst nach der Akquisition der MR-Nutzsignale, welche die orts aufgelöste Bildinformation zum Einschreiben in den K-Raum enthalten. Die Nutzsignale sind also bereits bei ihrer Akquisition von den bewegungsbedingten Störkomponenten befreit, so daß es zur Unterdrückung bewegungsbedingter Bildartefakte keiner Manipulation der Daten bei der Rekonstruktion des Bildes mehr bedarf. Die mit einer solchen Manipulation verbundenen Nachteile, insbesondere die Gefahr einer Nichterfüllung des Nyquist-Theorems und der Aufwand eines zusätzlichen Umrechnungs-Algorithmus, entfallen somit.

Die Erfindung ermöglicht die Verwendung zahlreicher verschie-

dener Arten von Bildgebungs-Sequenzen, auch derjenigen, die bisher wegen der zu befürchtenden Bewegungsartefakte einer Diffusionsgewichtung nicht zugänglich waren oder unter Kompromissen bewegungsunempfindlich gemacht werden mußten. Die Notwendigkeit solcher Kompromisse, insbesondere die Inkaufnahme eines 50%-igen Signalverlustes, entfällt nunmehr. Speziell im Falle einer diffusionsgewichteten RARE-Sequenz hat die erfindungsgemäße Korrekturmethode noch den zusätzlichen Vorteil, daß trotz einer Massivbewegung des Objektes die CPMG-Bedingung für alle HF-Refokussierungsimpulse erfüllt werden kann. Eine Nichterfüllung dieser Bedingung führt bekanntlich zu einem irreversiblen Signalverlust, der durch nachträgliche Phasenkorrektur nach der Akquisition nicht korrigiert werden kann.

Die wesentlichen Merkmale eines Gerätes zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens sind im Patentanspruch 17 aufgeführt. Vorteilhafte Ausführungsformen der Erfindung sind jeweils in Unteransprüchen gekennzeichnet.

Zur näheren Erläuterung der Erfindung wird nachstehend zunächst eine bevorzugte Ausführungsform anhand von Figuren der anhängenden Zeichnungen beschrieben. Diese Ausführungsform beinhaltet die Anwendung der erfindungsgemäßen Korrekturmethode bei einer diffusionsgewichteten MR-Bildgebung mit RARE-Sequenz und ist nur ein Beispiel, auf welches die Erfindung natürlich nicht beschränkt ist.

Figuren 1, 2 und 3 sind Zeitdiagramme verschiedener Formen von diffusionsgewichtenden Vorbereitungsexperimenten;

Fig. 4 zeigt schematisch und teilweise in Blockform den Aufbau eines Gerätes zur MR-Bildgebung mit Einrichtungen zur Durchführung des erfindungsgemäßen Verfahrens;

Fig. 5 zeigt in einem Diagramm über einer gemeinsamen Zeitachse die Abfolge von HF- und Magnetfeldimpulsen und akquirierten Navigatorsignalen für eine diffusionsgewichtende Vorbereitungssequenz mit nachfolgenden Meß-

und Korrekturvorgängen;

- Fig. 6 zeigt in einem Diagramm über einer gemeinsamen Zeitachse die HF- und Magnetfeldimpulse und die MR-Signale einer diffusionsgewichtenden Vorbereitungssequenz, der Meß- und Korrektursequenz und einer RARE-Bildgebungssequenz;
- Fig. 7 zeigt zwei Schichtbilder des jeweils selben Objektbereiches, aufgenommen mit und ohne erfindungsgemäße Korrektur;
- Fig. 8 zeigt in einem Diagramm über einer gemeinsamen Zeitachse die HF- und Magnetfeldimpulse und die MR-Signale einer diffusionsgewichtenden Vorbereitungssequenz, der Meß- und Korrektursequenz und einer FLASH-Bildgebungssequenz.

Es sei erwähnt, daß die dargestellten Zeitdiagramme nicht abstäblich gezeichnet sind, d.h. weder die einzelnen Zeitabschnitte noch die Amplituden sind getreu ihren wirklichen gegenseitigen Größenverhältnissen gezeichnet.

Erfindungsgemäße Verfahren lassen sich mit einem MR-Gerät durchführen, wie es in stark vereinfachter Blockdarstellung in Fig. 4 gezeigt ist. Das dargestellte MR-Gerät enthält eine Meßstation 10, einen Stromversorgungsteil 20, einen Steuerteil 30 und einen Computer 40. Die Meßstation 10 kann, wie üblich, einen Magneten 11 zum Erzeugen eines konstanten, homogenen ("longitudinalen") B_0 -Feldes enthalten, ferner drei Spulensätze 12, 13, 14, die derart räumlich angeordnet und gewickelt sind, daß sie Magnetfelder erzeugen können, welche dem B_0 -Feld drei Gradienten G_x , G_y und G_z aufprägen, von denen gewöhnlich einer (G_z) parallel zum B_0 -Feld und die anderen beiden (G_x und G_y) senkrecht zum B_0 -Feld und senkrecht zueinander gerichtet sind. Durch kombinierte gleichzeitige Erregung ausgewählter Exemplare der Spulensätze 12, 13, 14 lassen sich resultierende Magnetfeldgradienten mit jeweils wählbarer Stärke und in beliebigen Raumrichtungen erzeugen.

In der Meßstation 10 ist außerdem eine Spulenordnung 15 vorgesehen, der HF-Impulse zugeführt werden können, unter anderem die zur Anregung und zur Refokussierung transversaler Magnetisierung benötigten HF-Impulse. Diese HF-Spule 15 dient im allgemeinen auch zum Empfang der vom Objekt abgestrahlten MR-Signale. Der Stromversorgungsteil 20 enthält eine Stromversorgungseinheit 21 für den B_0 -Magneten 11, eine Stromversorgungseinheit 22 für die Gradientenspulen 12, 13, 14 und einen Hochfrequenzgenerator 23, der die HF-Impulse für die Spule 15 liefert. Der Steuerteil 30 steuert die Dauer und Amplitude der den jeweiligen Gradientenspulen zugeführten Ströme sowie die Dauer, Amplitude, Frequenz, Phase und Hüllkurve der HF-Impulse. Der Steuerteil 30 steuert ferner die Auslesung der von der HF-Spule 15 empfangenen MR-Signale zum Computer 40 in ausgewählten Zeitperioden und mit ausgewählter Abtastfrequenz, wie es mit der gezeigten Torschaltung 50 symbolisiert ist. Die ausgelesenen Abtastwerte werden digitalisiert und in einem den K-Raum bildenden Speicher gespeichert. Der zur Digitalisierung benötigte A/D-Wandler und der Speicher können im Computer 40 integriert sein.

MR-Anlagen dieser Art, soweit bis hierher beschrieben, sind bekannt und im Handel erhältlich, so daß sich eine weitere Erläuterung apparativer Details erübrigt. Neu und gemäß der vorliegenden Erfindung ausgebildet ist eine zusätzliche Korrektur-Steuerstrecke 60, die vom Ausgang der Ausleseschaltung 50 zur Gradientenspulen-Versorgungseinheit 22 und zu einer Stromversorgungseinheit 22a für eine zusätzliche Spule 11a führt. Diese Spule 11a ist so angeordnet, daß sie bei Erregung ein homogenes Magnetfeld B_z erzeugt, das im untersuchten Objektbereich parallel zum B_0 -Feld ist und eine über diesen Bereich gleichmäßige Feldstärke hat, um das B_0 -Feld wahlweise (je nach Polarität) zu verstärken oder abzuschwächen.

Die zusätzliche Steuerstrecke 60 kann wahlweise eingeschaltet

werden, sie empfängt ebenso wie der Computer 40 die von der Ausleseschaltung 50 gelieferten MR-Signale und dient zur erfindungsgemäßen Korrektur bewegungsbedingter Phasenänderungen. Sie enthält im dargestellten Beispielsfall einen eigenen A/D-Wandler 61, einen Korrekturprozessor 62 und Treiber- bzw. Ansteuerschaltungen 63 für die Spulen-Versorgungseinheiten 22 und 22a. Die Steuerstrecke 60 kann durch gesonderte Hardware gebildet sein oder, ganz oder teilweise, im Steuerteil 30 integriert sein oder Teile des Computers 40 mitbenutzen.

Der Computer 40 gewinnt aus den in den K-Raum-Speicher geschriebenen Daten durch mathematische Transformationen die Pixelmatrix für die Bildwiedergabe. Der Steuerteil 30 zur Bemessung der Zeit-, Frequenz-, Phasen- und Amplitudenparameter für die HF-Impulse, zur Erzeugung der Ansteuersignale für die Magnetfeldgradienten bei den Vorbereitungs- und Bildge-
ungssequenzen und zur Aktivierung der Ausleseschaltung 50 wird jeweils so programmiert, daß die Vorgänge zur Datengewinnung entsprechend der jeweils ausgewählten Ausführungsform eines erfindungsgemäßen Verfahrens ablaufen. Der Steuerteil 30 kann natürlich ebenfalls, ganz oder teilweise, im Computer 40 integriert sein

Zur Durchführung eines erfindungsgemäßen Verfahrens wird das zu untersuchende Objekt in den von den Spulen 11, 11a, 12, 13, 14 umgebenen Raum gebracht, und die HF-Spule 15 wird so angeordnet, daß der zu untersuchende Objektbereich in ihrem Einflußbereich liegt. Dann werden nach einem ausgewählten Programm, das in den Steuerteil 30 eingespeist worden ist, der HF-Generator 23, die Spulen-Versorgungseinheiten 22, 22a und die Ausleseschaltung 50 gesteuert, um die benötigten HF-, B_z - und Gradientenimpulse für ausgewählte Sequenzen anzulegen und die erscheinenden Echsignale auszulesen.

Bei dem in Fig. 5 gezeigten Beispiel wird als erstes, zum Zeitpunkt t_0 , ein HF-Anregungsimpuls mit einem Flipwinkel von

90° erzeugt, um transversale Magnetisierung der Spins in einem ausgewählten Bereich des Objektes anzuregen. Hierauf folgt die Diffusionsgewichtung. Im dargestellten Fall ist als Diffusionsgewichtungs-Sequenz das in Fig. 2 gezeigte Experiment gewählt, also mit bipolarer Diffusionsgradienten-Steuerung und Doppel-Spinecho, um die Auswirkungen von Wirbelströmen zu minimieren, wie an sich bekannt (siehe [15]). Zunächst wird ein erster "Diffusionsgradienten"-Impuls in irgendeiner beliebig gewünschten Raumrichtung angelegt, die allgemein als U-Richtung bezeichnet sei. Es folgt zu einem Zeitpunkt $t_1 = t_0 + \tau_1$ ein 180°-HF-Impuls, dem dann ein zweiter Diffusionsgradienten-Impuls in U-Richtung folgt. In Anbetracht von Wirbelströmen ist es vorteilhaft, den ersten Diffusionsgradienten-Impuls möglichst weit vor diesem HF-Impuls anzulegen, und den zweiten Diffusionsgradienten-Impuls unmittelbar nach diesem HF-Impuls. Zu einem Zeitpunkt $t_4 = t_0 + 2\tau_1$ erscheint das Maximum eines ersten Spinechos (nicht gezeigt). Nach einem weiteren Intervall der Länge $\tau_2 > \tau_1$, gemessen ab t_1 , wird die gleiche Folge von Diffusionsgradienten-Impulsen und 180°-HF-Impuls wiederholt. Zu einem Zeitpunkt $t_0 + 2\tau_2$ erscheint das Maximum eines zweiten Echosignals (nicht gezeigt), als Spinecho des ersten Spinechos.

Jede Diffusionsgewichtungs-Sequenz bewirkt, daß die angeregte transversale Magnetisierung eine erwünschte, von der Diffusionskonstanten D abhängige Dämpfung gemäß der obigen Gl.(1) erfährt, leider aber auch unerwünschte, bewegungsabhängige Phasenänderungen, die sich zusammensetzen kann aus einer durch Translation verursachten Phasenverschiebung und einem durch Rotation verursachten Phasengradienten. Bei dem in Fig. 5 gezeigten Beispiel ist die Phasenverschiebung durch die obige Gl.(5) und der Phasengradient durch die obige Gl.(6) beschrieben. Sowohl die erwünschte Dämpfung als auch die unerwünschten Phasenänderungen manifestieren sich im genannten zweiten Spinecho.

Die vorgenannten unerwünschten Phasenänderungen (Phasenverschiebung und Phasengradient) der transversalen Magnetisierung sind die Störgrößen, welche die bewegungsbedingten Artefakte in einem Bild verursachen können, dessen Daten mittels einer anschließenden Bildgebungssequenz akquiriert werden. Bei manchen Bildgebungssequenzen wie z.B. RARE bewirkt die Phasenverschiebung weit stärkere Artefakte als der Phasengradient, dessen Einfluß unter Umständen so gering sein kann, daß er nicht korrigiert zu werden braucht. Die in Fig. 5 veranschaulicht jedoch Maßnahmen zur Kompensation sowohl der Phasenverschiebung als auch des Phasengradienten.

Gemäß der obigen Gl.(6) verursacht eine Rotationsbewegung des Objektes einen Phasengradienten in der zur U-Richtung (Raumrichtung des Diffusionsgradienten) senkrechten Ebene, die im folgenden als "Korrekturebene" bezeichnet wird. Deswegen werden der Betrag und die Richtung des Phasengradienten in dieser Korrekturebene ermittelt, und zur Kompensation wird ein entsprechend dimensionierter Magnetfeldgradient in Gegenrichtung angelegt. Betrag und Richtung des zu kompensierenden Phasengradienten sind in dem K-Raum, welcher der Korrekturebene zugeordnet ist, erkennbar durch den Vektor der Verschiebung der maximalen Signalintensität. Dieser Verschiebungsvektor läßt sich ermitteln durch Abtastung des besagten K-Raumes. In den meisten praktischen Fällen genügt es, auf nur zwei senkrecht zueinander liegenden und durch den Ursprung gehenden Achsen abzutasten. Bei dem in Fig. 5 veranschaulichten Beispiel wird hierzu folgendermaßen vorgegangen:

In der zur U-Richtung senkrechten Korrekturebene wird ein zweidimensionales cartesisches Koordinatensystem definiert, dessen Achsenrichtungen mit V und W bezeichnet seien. Die in diese Richtungen gehenden Komponenten des Phasengradienten (V-Komponente und W-Komponente) werden getrennt voneinander gemessen.

Zur Messung der V- und W-Komponenten des Phasengradienten werden während des zweiten Spinechos der Vorbereitungssequenz hintereinander, zu Zeitpunkten t_3 und t_5 kurz vor und nach t_4 , zwei Gradientenechos N_1 und N_2 erzeugt, das erste durch Anlegen und anschließende Polaritätsumkehr eines Magnetfeldgradienten in V-Richtung (G_V -Gradient). Das durch diese Gradientenumschaltung refokussierte Echo N_1 ist in V-Richtung ortsabhängig frequenzcodiert. Das zweite Gradientenecho N_2 wird erzeugt durch Anlegen und anschließende Polaritätsumkehr eines Magnetfeldgradienten in W-Richtung (G_W -Gradient) und ist in W-Richtung ortsabhängig frequenzcodiert. Beide Magnetfeldgradienten werden vor ihrer Abschaltung noch einmal umgekehrt, um ihr Zeitintegral jeweils auf null zu bringen.

Die beiden Gradientenechos N_1 und N_2 werden als "Navigator-echos" durch entsprechende Tastung der Ausleseschaltung 50 an dem in Fig. 4 dargestellten MR-Gerät ausgelesen und von der Korrektur-Steuerstrecke 60 empfangen, die zu dieser Zeit eingeschaltet ist. Nach Digitalisierung der Echosignale im A/D-Wandler 61 werden im Korrekturprozessor 62 die Amplitude und die Polarität des Phasengradienten in jedem der beiden Echos ermittelt, um somit die V-Komponente und die W-Komponente des Phasengradienten der transversalen Magnetisierung zu erhalten. Der Phasengradient ist proportional zur Zeitverschiebung Δt des Echos, die sich z.B. feststellen läßt durch Messung der Zeitdifferenz zwischen dem tatsächlichen Echomaximum und einem Referenzzeitpunkt t_{ref} , zu welchem das Echomaximum bei fehlendem Phasengradienten erscheinen würde.

Aus der ermittelten V-Komponente des Phasengradienten wird berechnet, wie groß das Zeitintegral (Amplitude über die Dauer) eines in V-Richtung anzulegenden Magnetfeldgradienten-Impulses sein muß, um diese V-Komponente zu kompensieren. Aus der ermittelten W-Komponente des Phasengradienten wird in ähnlicher Weise berechnet, wie groß das Zeitintegral eines in W-Richtung anzulegenden Magnetfeldgradienten-Impulses sein muß, um diese

W-Komponente zu kompensieren. Die Berechnung der Zeitintegrale für die korrigierenden Magnetfeldgradienten-Impulse kann erfolgen nach der Formel:

$$\int G_{\text{corr}} dt = -\Delta t \cdot G_{\text{nav}} , \quad \text{Gl. (7)}$$

wobei G_{nav} die Amplitude des Magnetfeldgradienten während des betreffenden Navigatorechos N_1 bzw. N_2 ist. Die Ansteuerschaltung 63 wird dann veranlaßt, die Versorgungseinheit 22 so anzusteuern, daß die Gradientenspulen 12, 13 und 14 die entsprechenden korrigierenden Magnetfeldgradienten-Impulse C_1 und C_2 in der V-Richtung bzw. W-Richtung zu einem Zeitpunkt t_6 erzeugen. Die Folge ist, daß die V- und W-Komponente des durch Rotationsbewegung des Objektes verursachten Phasengradienten der transversalen Magnetisierung, also die V- und W-Komponenten der Phasenänderung "erster" Ordnung, verschwinden.

Zur Korrektur der durch Translation des Objektes verursachten Phasenverschiebung, also zur Phasenkorrektur "nullter" Ordnung, muß die Phase aller Spins gleichmäßig um das notwendige Maß verändert werden. Hierzu gibt es verschiedene Möglichkeiten. Eine erste erfindungsgemäße Methode besteht darin, das B_0 -Feld vorübergehend zu verstärken oder abzuschwächen, je nach Richtung und Betrag der zu korrigierenden Phasenverschiebung. Hierzu kann, vorzugsweise ebenfalls zum Zeitpunkt t_6 , mittels der B_z -Spule 11a, gesteuert durch die zugehörige Versorgungseinheit 22a, ein entsprechend dimensionierter Magnetfeldimpuls C_0 angelegt werden, dessen Zeitintegral (Amplitude der Feldstärke B über die Dauer) ebenfalls im Korrekturprozessor 62 aus einem der Navigatorechos berechnet werden kann, und zwar nach der Formel

$$\int B_{\text{corr}} dt = -\frac{\Delta\Phi}{\gamma} , \quad \text{Gl. (8)}$$

wobei $\Delta\Phi$ die Phasenverschiebung des betreffenden Navigator-

echos gegenüber einer Referenzphase Φ_{ref} ist, die das Echo ohne Diffusionsgewichtung hätte.

Eine zweite erfindungsgemäße Methode der Phasenkorrektur nullter Ordnung besteht darin, die Phase bestimmter HF-Impulse bei oder vor der Bildgebungssequenz zu ändern. Falls diese Sequenz mit HF-Refokussierung arbeitet (wie z.B. eine RARE-Sequenz), kann die Phasenkorrektur nullter Ordnung erreicht werden durch Änderung der Phase der refokussierenden HF-Impulse um $\Delta\Phi + \pi$ oder $\Delta\Phi - \pi$.

Der Referenzzeitpunkt t_{ref} für die Messung von Δt und die Referenzphase Φ_{ref} zur Messung von $\Delta\Phi$ können rechnerisch oder experimentell bestimmt werden. Eine Bestimmung des Referenzzeitpunktes t_{ref} kann z.B. erfolgen durch Detektion oder Berechnung des Zeitpunktes, zu welchem das laufende Zeitintegral über die alternierende Gradienten-Impulsfolge, die das Navigator-Gradientenecho hervorruft, erstmalig auf null zurückgeht. Eine Bestimmung der Referenzphase kann erfolgen durch feste Eichung des MR-Gerätes, so daß die Phase des Spinechos (Zeitpunkt t_4) immer berechenbar ist. Diese Phase entspricht auch der Phase, welche die Navigatorechos haben, wenn keine translatorische Bewegung vorhanden ist, und stellt somit die Referenzphase dar.

Eine rein experimentelle Bestimmung der Referenzgrößen t_{ref} und Φ_{ref} kann anhand eines gesonderten Referenz-Vorexperimentes erfolgen, bei welchem die Navigatorechos in gleicher Weise wie beim Nutzexperiment erzeugt werden, allerdings ohne Diffusionsgradient oder mit vernachlässigbar schwachem Diffusionsgradienten. Hierbei werden der Zeitpunkt des Maximums und die Istphase des jeweiligen Navigatorechos als Größen t_{ref} bzw. Φ_{ref} gemessen und gespeichert, um beim anschließenden Nutzexperiment die Zeitverschiebung Δt und die Phasenverschiebung $\Delta\Phi$ in den diffusionsgewichteten Navigatorechos zu bestimmen. Das Referenz-Vorexperiment kann mit oder ohne Bildgebungssequenz

durchgeführt und gewünschtenfalls mehrfach wiederholt werden, um die einzelnen Ergebnisse zu mitteln.

Wenn das Schema der Diffusionsgewichtung keine eindeutige Richtung hat, wie etwa bei Schemen, welche die Spur des Diffusionstensors in einem einzigen Experiment messen, kann es notwendig werden, einen dreidimensionalen K-Raum mit dem Navigator abzutasten. Hierzu müssen ein drittes Navigatorecho N_3 mit Frequenzcodierung in U-Richtung und ein daraus abgeleiteter Korrektur-Magnetfeldgradientenimpuls C_3 in dieser Richtung erzeugt werden, wie gestrichelt in Fig. 5 angedeutet.

Die Fig. 6 zeigt als ein Beispiel eine Kombination der in Fig. 5 dargestellten Abfolge von Diffusionsgewichtung, Navigator-Erzeugung und Bewegungskorrektur mit einer RARE-Bildgebungssequenz. In der Fig. 6 geben die mit G_S , G_R und G_P bezeichneten Zeilen die Magnetfeldgradienten in den Richtungen der Objektabtastung der Bildgebungssequenz an, also die Gradienten in der Schichtrichtung (S-Richtung), der Leserichtung (R-Richtung) und der Phasencodierungsrichtung (P-Richtung).

Gemäß der Fig. 6 wird der 90° -HF-Anregungsimpuls zum Zeitpunkt t_0 als schichtselektiver Impuls angelegt, unter Anwesenheit eines G_S -Gradienten als Schichtgradient, so daß transversale Magnetisierung nur innerhalb einer dünnen Schicht angeregt wird, deren Ebene senkrecht zur S-Richtung liegt. Nach Beendigung des HF-Anregungsimpulses wird die Polarität des Schichtgradienten vor dessen Abschaltung vorübergehend umgekehrt, um die durch den Gradienten bewirkte Defokussierung der Spins rückgängig zu machen.

Es folgt dann die Diffusionsgewichtung, Navigator-Erzeugung und Bewegungskorrektur, wie es oben anhand der Fig. 5 beschrieben wurde, nur daß auch die beiden 180° -HF-Impulse der Diffusionsgewichtungs-Sequenz als schichtselektive Impulse jeweils unter Anwesenheit eines G_S -Gradienten angelegt werden.

Ferner ist im dargestellten Beispielsfall die Richtung der Diffusionsgradienten (U-Richtung in Fig. 5) gleich der S-Richtung der Objektabtastung in der Bildgebungssequenz, so daß die Artefakt verursachenden V- und W-Komponenten des Phasengradienten genau in der Bildebene liegen, also als Komponenten in der R-Richtung und in der P-Richtung behandelt werden können. Demgemäß werden im Falle der Fig. 5, die Navigatorechos N_1 und N_2 in R- bzw. P-Richtung codiert, und die korrigierenden Magnetfeldgradienten-Impulse C_1 und C_2 werden in R- bzw. P-Richtung angelegt.

Anschließend folgt, nach Abschalten der Korrektur-Strecke 60 und Wiedereinschalten der Magnetfeldgradienten-Steuerung in der Steuereinheit 30, die eigentliche Bildgebungssequenz, beim vorliegenden Beispiel eine RARE-Sequenz mit N aufeinanderfolgenden periodischen Zyklen. Vor dem ersten Zyklus der RARE-Sequenz wird zum Zeitpunkt t_7 noch ein sogenannter "Read-Dephase"-Magnetfeldgradientenimpuls in R-Richtung angelegt, der dafür sorgt, daß die Nutzechos E der RARE-Sequenz mittig in die jeweiligen Akquisitionsfenster fallen. Jeder der RARE-Zyklen beginnt in der üblichen Weise mit einem schichtselektiven HF-Refokussierungsimpuls, gefolgt von einem phasencodierenden Magnetfeldgradienten-Impuls in P-Richtung, anschließender Detektion des refokussierten Spinechos in Anwesenheit eines in R-Richtung gehenden Lesegradientenimpulses, gefolgt von einem die Phasencodierung rückgängig machenden Rewinder-Gradientenimpulses in P-Richtung. Die Amplitude der Phasencodier- und Rewinder-Impulse wird von Zyklus zu Zyklus geändert, um die verschiedenen Zeilen des K-Raumes zu füllen, aus denen das Bild rekonstruiert wird. Alle diese Vorgänge laufen in herkömmlicher Weise über den Computer 40 und den Steuerteil 30 des in Fig. 4 gezeigten MR-Gerätes.

Mit der vorstehend anhand der Fig. 6 beschriebenen Gesamtsequenz wurden verschiedene Experimente in vivo am gesunden menschlichen Hirn durchgeführt. Als MR-Gerät wurde das Modell

"3T/100 Medspec" der Firma Bruker verwendet, das Magnetfeldgradienten von 45 mT/m innerhalb 320 μ s schalten kann. Zur HF-Anregung und Messung wurde am Sender/Empfänger 15 ein Vogelkäfig-Resonator mit 280 mm Durchmesser benutzt. Die Aufnahmen wurden in Zeitbezug zu einem gleichzeitig aufgenommenen EKG getriggert.

Für die Korrektur-Steuerstrecke 60 (Fig. 4) wurde eine gesonderte Platine zur Echtzeit-Datenmessung und -Verarbeitung mit eigenem A/D-Wandler 61 unter Regie eines Personalcomputers verwendet, der den Korrekturprozessor 62 bildete. In der Ansteuerschaltung 63 wurde ein 16-Bit-D/A-Wandler benutzt.

Die diffusionsgewichtende Vorbereitungssequenz wurde mit einer Gesamt-Echozeit $2\tau_2$ von 92 ms durchgeführt, und die Diffusionsgewichtung auf einen b-Wert von 804 s/mm² festgelegt. Zudem wurde in einem mehrfach wiederholten Referenz-Vorexperiment ein Datensatz mit vernachlässigbarer Diffusionsgewichtung akquiriert, und die so erhaltenen Navigatorechos wurden gemittelt, um Durchschnittswerte für die Phase und die Zeit des Echomaximums zu liefern, als Referenzgrößen für die Berechnung der Korrektur.

Die Abtastung der Echodaten an der Korrektur-Steuerstrecke erfolgte mit einer Frequenz von 104 KHz und einer Auflösung von 14 Bit. Die Position des jeweiligen Echomaximums wurde mittels quadratischer Dreipunkt-Interpolation bestimmt. Phasenverschiebungen und -gradienten in den diffusionsgewichteten Navigatorechos wurden in Bezug auf die erwähnte Referenz gemessen. Das erste Navigatorecho wurde zur Berechnung der Korrektur nullter Ordnung verwendet, und die Stärke der gemessenen Phasengradienten in beiden Navigatorechos wurde zur Berechnung der Amplitude der beiden korrigierenden Magnetfeldgradienten-Impulse in R- und P-Richtung verwendet.

Vorzugsweise, wie in den hier berichteten Fällen geschehen,

werden die erhaltenen Navigatorechos nur dann tatsächlich zur Korrektur herangezogen, wenn ihre Amplitude ein gewisses Mindestmaß über dem Rauschpegel liegt (in den berichteten Fällen um mehr als das 10-fache). Bei EKG-basierter Triggerung ist dies normalerweise zu erwarten.

Mit der beschriebenen Konfiguration ist es möglich, innerhalb von 800 μ s die Navigatorechos zu digitalisieren und die korrigierenden Magnetfeldimpulse zu berechnen und abzugeben. Als B_z -Spule 11a (Fig. 4) wurde die im benutzten MR-Gerät ohnehin vorhandene Wirbelstrom-Korrekturspule verwendet. Es wurde darauf geachtet, daß die Abgabe der Korrekturimpulse nicht mit irgendeinem der Magnetfeldgradienten-Impulse zusammenfiel, die in der eigentlichen Bildgebungssequenz verwendet wurden. Im Prinzip können die Korrekturimpulse aber auch den jeweils ersten Magnetfeldgradienten-Impulsen der Bildgebungssequenz aufaddiert werden. Die Dauer aller Korrekturimpulse wurde auf 1 ms festgelegt, somit betrug die Gesamtzeit für Messung und Korrektur weniger als 2 ms. Die Gesamtzeit für die Erzeugung der beiden Navigatorechos, einschließlich der hierbei verwendeten refokussierenden und defokussierenden Gradientenimpulse, betrug 5,6 ms.

Die anschließende RARE-Bildgebungssequenz wurde vorzugsweise unter Verwendung von Gaußschen HF-Refokussierungsimpulsen mit Flipwinkel von 120° durchgeführt. Dies gestattet kürzere Repe-
titionszeiten ohne Gefahr zu hoher Leistungseinkoppelung in das Objekt, so daß innerhalb der Sequenz mehr Echos akquiriert werden können. Die Schichtdicke wurde auf 5 mm bemessen, und die Echodaten der RARE-Sequenz wurden mittels des geräte-eigenen Computers 40 mit einer Akquisitionsbandbreite von 25 KHz gelesen und in den K-Raum in Form einer 256-mal-256-Matrix geschrieben. Der RARE-Faktor (Anzahl der Echos pro Anregung) betrug 16, die Echozeit der RARE-Sequenz betrug 18,8 ms.

Die Fig. 7 zeigt links eine MR-Aufnahme einer Schicht des

gesunden Gehirns unter Anwendung der diffusionsgewichteten und bewegungskorrigierten RARE-Sequenz mit den vorstehend beschriebenen Geräte- und Sequenzparametern, wobei die Triggerung 400 ms nach Erfassung der R-Welle des EKG erfolgte. Das rechte Bild zeigt zum Vergleich eine Aufnahme des selben Objektbereichs, aufgenommen mit den selben Parametern wie im Falle des linken Bildes, einschließlich der EKG-basierten Triggerung, jedoch mit ausgeschalteter Bewegungskorrektur. Die dort erscheinenden Bewegungsartefakte sind ersichtlich gravierend. Demgegenüber ist das linke Bild praktisch artefaktfrei, es zeigt deutlich zwei Anteile des Balkens, das Splenium und die Forceps Major als hyperintense Struktur an der Mittellinie. Des weiteren sind Teile der Basalganglien (insbesondere der Kopfanteil des Nucleus caudatus) beidseits als hypointense Strukturen erkennbar. Die Capsula interna ist in allen Anteilen (vorderer und hinterer Schenkel sowie Kniebereich) gut identifizierbar, ebenso der Thalamus.

- Neben dem vorstehend anhand der Fig. 6 beschriebenen Ausführungsbeispiel sind natürlich auch andere Ausführungsformen oder Abwandlungen im Rahmen des Erfindungsgedankens möglich. Was die Gestaltung der diffusionsgewichtenden Vorbereitungssequenz betrifft, so können auch beliebige andere Varianten angewendet werden, z.B. der Standardtyp des Stejskal-Tanner-Experimentes gemäß [1], wie in Fig. 1 gezeigt, oder die Version mit Erzeugung eines diffusionsgewichteten stimulierten Echos statt eines Spinechos, wie in Fig. 3 gezeigt.

Fällt die Richtung der Diffusionsgradienten nicht mit der S-Richtung der Bildgebungssequenz zusammen, sondern liegt irgendwie schräg dazu, dann können diese Gradienten natürlich Komponenten auch in der R- und der P-Richtung der Objektabtastung haben. In solchen Fällen deckt sich die zur Richtung des Diffusionsgradienten senkrechte Ebene natürlich nicht mit der R-P-Bildebene. Dennoch kann es in manchen Fällen ausreichend sein, Korrektur-Magnetfeldgradienten nur in den Rich-

tungen dieser Ebene anzulegen. Bessere Ergebnisse werden aber in jedem Fall erzielt, wenn man die Richtungen der Frequenzcodierung der Navigatorechos und die Richtungen der Korrekturmagnetfeldgradienten in genau die Ebene senkrecht zur Richtung des Diffusionsgradienten legt. In diesem Fall können die frequenzcodierenden Gradienten und die Korrekturgradienten jeweils Komponenten in S-, R- und P-Richtung haben.

Als Navigatorechos können statt der in Fig. 6 dargestellten Gradientenechos auch Spinechos oder stimulierte Echos akquiriert werden. Sofern ein Navigatorecho nur zum Berechnen der Phasenkorrektur nullter Ordnung herangezogen wird, braucht es natürlich keine Frequenzcodierung.

Wie bereits angedeutet, ist die Erfindung auch nicht auf RARE-Bildgebungssequenzen beschränkt. So läßt sich die erfindungsgemäße Online-Korrektur beispielsweise auch anwenden in Verbindung mit beliebigen anderen Spinecho-Bildgebungssequenzen, die mit HF-Refokussierungen nach der HF-Anregung arbeiten, wie z.B. GRASE, vgl. [16], oder Spinecho-EPI, vgl. [17]. Die Phasenkorrektur nullter Ordnung kann wie gesagt durch Phasenänderung der Refokussierungsimpulse um $\Delta\Phi \pm \pi$ bewirkt werden.

Ebensogut anwendbar ist die Erfindung aber auch in Verbindung mit Bildgebungssequenzen, die mit neuen HF-Anregungsimpulsen nach der Diffusionsgewichtung beginnen, wie z.B. die bereits erwähnten Sequenzen FLASH und STEAM. Hier ist jedoch zum Zeitpunkt eines letzten Spinechos vor Beginn der Bildgebungssequenz ein DEFT-Impuls mit einem Flipwinkel von 90° einzuführen, der die transversale Magnetisierung auf die longitudinale Achse dreht. Zur Phasenkorrektur nullter Ordnung braucht nur dieser 90° -DEFT-Impuls eine Phasenänderung von $\Delta\Phi$ zu erfahren.

Die Fig. 8 zeigt als Beispiel eine FLASH-Bildgebungssequenz, bestehend aus N Teilexperimenten (rechts in der Figur) mit

jeweils einem schichtselektiven HF-Anregungsimpuls $\alpha < 90^\circ$, einem Schichtgradienten in S-Richtung mit refokussierender Polaritätsumkehr, gefolgt von einem Phasencodiergradienten in P-Richtung, der von Teilexperiment zu Teilexperiment geändert wird, und einem Lesegradienten in R-Richtung, dessen Polaritätsumkehr ein Gradientenecho als Nutzecho E hervorruft.

Die Diffusionsgewichtung erfolgt beim Beispiel nach Fig. 8 mittels des Stejskal-Tanner-Experimentes gemäß Fig. 1, wobei die Diffusionsgradienten wie im Falle der Fig. 6 in S-Richtung angelegt werden. Dem zum Zeitpunkt t_0 angelegten 90° -Anregungsimpuls folgt nach der Zeitspanne τ_1 der 180° -Refokussierungsimpuls, so daß zum Zeitpunkt $t_e = t_0 + 2\tau_2$ die Mitte des Spinechos erscheint, wo der 90° -DEFT-Impuls so angelegt wird, daß er die transversale Magnetisierung aus der X-Y-Ebene zurück zur longitudinalen Z-Achse treibt. Die hierzu notwendige Phase des DEFT-Impulses hängt in bekannter Weise von den Phase der vorhergehenden HF-Impulse ab; ein mögliches Phasenschema (+x, +y, -x) ist in Fig. 8 eingetragen. Während des ansteigenden Astes des Spinechos, möglichst kurz vor t_e , werden die beiden Navigatorechos N_1 und N_2 als Gradientenechos mit Frequenzcodierung in R- bzw. P-Richtung erzeugt, ähnlich wie im Falle der Fig. 6. Aus diesen Navigatorechos können dann die den Phasengradienten kompensierenden Magnetfeldgradienten-Impulse C_1 und C_2 in R- bzw. P-Richtung zur Phasenkorrektur erster Ordnung und der B_z -Magnetfeldimpuls C_0 zur Phasenkorrektur nullter Ordnung in gleicher Weise ermittelt und angelegt werden, wie es oben anhand der Figuren 5 und 6 beschrieben wurde. Wie gesagt kann die Korrektur nullter Ordnung alternativ auch durch Phasenänderung des DEFT-Impulses um $\Delta\Phi$ erfolgen.

Bei den vorstehend anhand der Figuren 5, 6 und 8 beschriebenen Beispielen erfolgt die Ermittlung des zu korrigierenden Phasengradienten durch Abtastung der jeweiligen Korrektorebene im K-Raum auf nur zwei senkrechten Achsen (V und W im Falle der

Fig. 5; R und P in den Fällen der Figuren 6 und 8). Dies kann unter Umständen unzureichend sein. Insbesondere wenn bei größeren Phasengradienten die Orientierung dieses Gradienten nicht mit einer der beiden Achsen koinzident ist, kann die Intensität eines der Navigatorechos zu gering sein, um eine Korrektur abzuleiten. In solchen Fällen ist es besser, den K-Raum flächig abzutasten, vorzugsweise durch ein spiralisches Navigator-Abtastschema, wie aus [19] an sich bekannt. Aus der Verschiebung, welche die maximale Signalintensität im K-Raum gegenüber dem Koordinaten-Ursprung hat, lassen sich Richtung und Betrag des Phasengradienten in jedem Fall genau ermitteln, um den anzulegenden Korrektur-Magnetfeldgradienten korrekt zu bemessen. Für die Abtastung kann auch ein beliebiges anderes Abtastschema verwendet werden.

Das Prinzip der erfindungsgemäßen "Online"-Korrektur ist nicht auf Abtastmethoden beschränkt, bei denen die Ortsselektion innerhalb einer zweidimensionalen Bildebene durch kombinierte Frequenz- und Phasencodierung in zwei festen Raumrichtungen erfolgt und die Bildrekonstruktion durch zweidimensionale Fourier-Transformation des K-Raumes geschieht (2D-FT). Die Erfindung ist ebenso gut anwendbar bei der weiter oben bereits erwähnten, aus [18] an sich bekannten Spiralabtastung oder auch bei der "Projection Reconstruction" (PR), bei welcher keine Phasencodierung sondern ein von Teilexperiment zu Teilexperiment schrittweise gedrehter Lesegradient verwendet wird.

Generell kann die Erfindung realisiert werden an praktisch jedem Magnetresonanz-Bildgebungsverfahren, bei welchem die im abzubildenden Objekt angeregte transversale Magnetisierung vor dem Hervorrufen der für die Rekonstruktion eines Bildes verwendeten Nutechos diffusionsgewichtet wird. Zusammenfassend gesagt besteht das Prinzip der Erfindung darin, die störenden Phasenänderungen, die in der diffusionsgewichteten transversalen Magnetisierung infolge von Objektbewegung auftreten und

zu Artefakten im rekonstruierten Bild führen, durch Analyse eines Navigatorsignals zu messen, das vor dem Hervorrufen der Nutzechos erzeugt wird, und das Ergebnis dieser Messung zu verwenden, um die Phasencharakteristik der transversalen Magnetisierung online durch korrigierenden Eingriff so zu ändern, daß die gemessenen Phasenänderungen kompensiert werden.

Patentansprüche

1. Verfahren zum Gewinnen von Daten für eine Bilddarstellung, welche die räumliche Verteilung des Magnetresonanzverhaltens eines Objektes innerhalb eines ausgewählten Objektbereiches zeigt, der in einem stationären und möglichst homogenen longitudinalen Magnetfeld angeordnet und einer Sequenz von HF-Impulsen und Magnetfeldgradienten-Impulsen in unterschiedlichen Raumrichtungen ausgesetzt wird, derart, daß eine Folge von ortsabhängig codierten Nutzechos (E) der zum stationären Magnetfeld transversalen Magnetisierung erscheint, die als Datensatz für die Rekonstruktion des darzustellenden Bildes akquiriert werden,

wobei zwischen einem die transversale Magnetisierung anregenden HF-Impuls und dem Hervorrufen der Nutzechos (E) eine Diffusionsgewichtungs-Sequenz eingefügt wird, die zu einer von Diffusionsvorgängen im ausgewählten Objektbereich abhängigen Dämpfung der transversalen Magnetisierung führt,

und wobei aus dieser diffusionsgewichteten transversalen Magnetisierung durch Echoerzeugung (N_1 , N_2 , N_3) ein Navigatorsignal hervorgerufen wird, dessen Charakteristik als Information zur Korrektur von Bildartefakten verwendet wird, welche sich durch Bewegung des Objektes ergeben,

d a d u r c h g e k e n n z e i c h n e t ,

daß vor dem Hervorrufen der Nutzechos (E) mindestens eine derjenigen Störgrößen in der Phasencharakteristik des Navigatorsignals (N_1 , N_2 , N_3), welche die besagten Bildartefakte verursachen würden, gemessen wird

und daß das Ergebnis dieser Messung verwendet wird, um die Phasencharakteristik der transversalen Magnetisierung, aus welcher die Nutzechos hervorgerufen werden, zur Kompensation der gemessenen Größe zu ändern.

2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß als Störgröße die Phasenverschiebung nullter Ordnung im Navigatorsignal (z.B. in N_1) bezüglich einer Referenzphase gemessen wird, die sich bei fehlender oder vernachlässigbar schwacher Diffusionsgewichtung ergibt,

und daß ein zur Kompensation dieser Phasenverschiebung dimensionierter homogener Magnetfeldimpuls (C_0) in Richtung des stationären longitudinalen Magnetfeldes angelegt wird.

3. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß als Störgröße die Phasenverschiebung $\Delta\Phi$ nullter Ordnung bezüglich einer Referenzphase gemessen wird, die sich bei fehlender oder vernachlässigbar schwacher Diffusionsgewichtung ergibt,

und daß die Phase späterer HF-Impulse in einem die gemessene Phasenverschiebung $\Delta\Phi$ kompensierenden Maß geändert wird.

4. Verfahren nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß die Nutzechos (E) unter Verwendung refokussierender HF-Impulse hervorgerufen werden,

und daß die Phase dieser HF-Refokussierungsimpulse jeweils um $\Delta\Phi + \pi$ oder $\Delta\Phi - \pi$ geändert wird.

5. Verfahren nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, daß die transversale Magnetisierung für die Nutzechos durch mindestens einen nach der Diffusionsgewichtung erzeugten HF-Anregungsimpuls neu angeregt wird,

und daß vor der erstmaligen Neuanregung der transversalen Magnetisierung für die Nutzechos ein HF-Impuls mit einem Flipwinkel von 90° angelegt wird, der die bisherige transversale Magnetisierung in die longitudinale Richtung zurücktreibt (DEFT-Impuls) und dessen Phase um $\Delta\Phi$ verschoben ist.

6. Verfahren nach einem der Ansprüche 2 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß die Referenzphase ermittelt wird durch Messung der Phase eines entsprechenden Navigatorsignals, das

in mindestens einem vorangehenden Referenzexperiment mit vernachlässigbar schwacher oder ohne Diffusionsgewichtung erzeugt wird.

7. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet,

daß als Störgröße der räumliche Gradient der Phase der transversalen Magnetisierung gemessen wird

und daß ein zur Kompensation dieses Phasengradienten dimensionierter Magnetfeldgradienten-Impuls (C_1 , C_2 , C_3) angelegt wird.

8. Verfahren nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß als Navigatorsignal mindestens zwei Navigatorechos (N_1 , N_2 , N_3) erzeugt werden, deren jedes in einer genau diesem Echo zugewiesenen Raumrichtung ortsabhängig frequenzcodiert und detektiert wird,

und daß aus jedem detektierten Navigatorecho (N_1 , N_2 , N_3) der in die jeweils zugewiesene Raumrichtung gehende Phasengradient der transversalen Magnetisierung ermittelt wird

und daß in jeder der zugewiesenen Raumrichtungen jeweils ein Magnetfeldgradienten-Impuls (C_1 , C_2 , C_3) erzeugt wird, der den für diese Richtung ermittelten Phasengradienten der transversalen Magnetisierung kompensiert.

9. Verfahren nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, daß zwei der Navigatorechos (N_1 , N_2) in unterschiedlichen und vorzugsweise zueinander senkrechten Raumrichtungen in derjenigen Ebene frequenzcodiert werden, die senkrecht zur Richtung der zur Diffusionsgewichtung angelegten Magnetfeldgradienten ist

10. Verfahren nach Anspruch 8, dadurch gekennzeichnet, daß zwei der Navigatorechos (N_1 , N_2) in unterschiedlichen und vorzugsweise zueinander senkrechten Raumrichtungen in derjeni-

gen Ebene frequenzcodiert werden, die der darzustellenden Bildebene entspricht.

11. Verfahren nach Anspruch 8 oder 9, dadurch gekennzeichnet, daß ein drittes der Navigatorechos (N_3) in derjenigen Raumrichtung frequenzcodiert wird, die senkrecht zur Ebene der Frequenzcodierungsrichtungen der beiden anderen Navigatorechos (N_1 , N_2) ist.

12. Verfahren nach einem der Ansprüche 8 bis 11, dadurch gekennzeichnet,

daß zur Ermittlung des Phasengradienten die Zeitverschiebung Δt des Maximums des betreffenden Navigatorechos (N_1 , N_2 , N_3) gegenüber einem Referenzzeitpunkt gemessen wird, zu dem das Maximum bei fehlender oder vernachlässigbar schwacher Diffusionsgewichtung erscheinen würde,

und daß das Zeitintegral der Amplitude über die Dauer des den Phasengradienten kompensierenden Magnetfeldgradienten-Impulses (C_1 , C_2 , C_3) gleich $-\Delta t \cdot G_{\text{nav}}$ bemessen wird, wobei G_{nav} die Amplitude des das Navigatorecho frequenzcodierenden Magnetfeldgradienten ist.

13. Verfahren nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, daß der Referenzzeitpunkt ermittelt wird durch Messung des Zeitpunktes des Maximums eines entsprechenden Navigatorechos, das in mindestens einem vorangehenden Referenzexperiment mit vernachlässigbar schwacher oder ohne Diffusionsgewichtung erzeugt wird.

14. Verfahren nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß das Navigatorsignal über die Fläche des K-Raumes einer Ebene abgetastet wird, die senkrecht zur Richtung der zur Diffusionsgewichtung angelegten Magnetfeldgradienten ist, und daß Betrag und Richtung des Phasengradienten der transversalen Magnetisierung ermittelt werden aus der Ver-

schiebung, welche der Ort der maximalen Signalintensität in diesem K-Raum gegenüber dem Koordinaten-Ursprung hat.

15. Verfahren nach Anspruch 7, dadurch gekennzeichnet, daß das Navigatorsignal über die Fläche des K-Raumes einer Ebene abgetastet wird, die der darzustellenden Bildebene entspricht,

und daß Betrag und Richtung des Phasengradienten der transversalen Magnetisierung ermittelt werden aus der Verschiebung, welche der Ort der maximalen Signalintensität in diesem K-Raum gegenüber dem Koordinaten-Ursprung hat.

16. Verfahren nach Anspruch 14 oder 15, dadurch gekennzeichnet, daß die Abtastung über die Fläche des K-Raumes eine spiralförmige Abtastung ist.

17. Gerät zum Gewinnen von Daten für eine Bilddarstellung, welche die räumliche Verteilung des Magnetresonanz-Verhaltens eines Objektes innerhalb eines ausgewählten Ortsbereiches zeigt, mit

einer Einrichtung (11, 11a, 21, 22a) zum Erzeugen eines homogenen Magnetfeldes entlang einer longitudinalen Achse im zu untersuchenden Objektbereich,

einer Einrichtung (15, 23) zum Erzeugen von HF-Impulsen, die auf den Objektbereich einwirken,

Einrichtungen (12, 13, 14, 22) zum Erzeugen von Magnetfeldgradienten in unterschiedlichen Raumrichtungen im Objektbereich,

einer Einrichtung (50) zur Auslesung der vom Objektbereich ausgehenden Magnetresonanzsignale

und einer Steuereinrichtung (30, 40, 60), die bei ihrer Aktivierung die Erzeugung der HF-Impulse und der Magnetfeldgradienten und die Auslesung der Magnetresonanzsignale derart steuert, daß der Objektbereich einer Sequenz von HF- und Magnetfeldgradienten-Impulsen ausgesetzt wird, um eine Folge von ortsabhängig codierten Nutzechos (E) der zum stationären

Magnetfeld transversalen Magnetisierung hervorzurufen, die den Datensatz für die Rekonstruktion des darzustellenden Bildes bilden, und um zwischen einem die transversale Magnetisierung anregenden HF-Impuls und dem Hervorrufen der Nutzechos (E) eine Diffusionsgewichtungs-Sequenz einzufügen, die zu einer von Diffusionsvorgängen im ausgewählten Objektbereich abhängigen Dämpfung der transversalen Magnetisierung führt, und um aus dieser diffusionsgewichteten transversalen Magnetisierung durch Echoerzeugung (N_1 , N_2 , N_3) ein Navigatorsignal hervorzurufen, dessen Charakteristik Information zur Korrektur von Bildartefakten enthält, welche sich durch Bewegung des Objektes ergeben,

g e k e n n z e i c h n e t durch eine derartige Ausbildung der Steuereinrichtung (30, 40, 60), daß bei ihrer Aktivierung

- vor dem Hervorrufen der Nutzechos (E) mindestens eine derjenigen Störgrößen in der Phasencharakteristik des Navigatorsignals (N_1 , N_2 , N_3), welche die besagten Bildartefakte verursachen würden, gemessen wird
- und die Phasencharakteristik der transversalen Magnetisierung, aus welcher die Nutzechos hervorgerufen werden, zur Kompensation der jeweils gemessenen Störgröße geändert wird.

18. Gerät nach Anspruch 17, gekennzeichnet durch eine derartige Ausbildung der Steuereinrichtung (30, 40, 60), daß bei ihrer Aktivierung

- als Störgröße die Phasenverschiebung nullter Ordnung im Navigatorsignal (z.B. in N_1) bezüglich einer Referenzphase gemessen wird, die sich bei fehlender oder vernachlässigbar schwacher Diffusionsgewichtung ergibt,
- und ein zur Kompensation dieser Phasenverschiebung dimensionierter homogener Magnetfeldimpuls (C_0) in Richtung des stationären longitudinalen Magnetfeldes angelegt wird.

19. Gerät nach Anspruch 17, gekennzeichnet durch eine derartige Ausbildung der Steuereinrichtung (30, 40, 60), daß bei ihrer Aktivierung

- als Störgröße die Phasenverschiebung $\Delta\Phi$ nullter Ordnung bezüglich einer Referenzphase gemessen wird, die sich bei fehlender oder vernachlässigbar schwacher Diffusionsgewichtung ergibt,
- und die Phase späterer HF-Impulse in einem die gemessene Phasenverschiebung $\Delta\Phi$ kompensierenden Maß geändert wird.

20. Gerät nach Anspruch 19, gekennzeichnet durch eine derartige Ausbildung der Steuereinrichtung (30, 40, 60), daß bei ihrer Aktivierung

- die Nutzechos (E) unter Verwendung refokussierender HF-Impulse hervorgerufen werden,
- und die Phase dieser HF-Refokussierungsimpulse jeweils um $\Delta\Phi + \pi$ oder $\Delta\Phi - \pi$ geändert wird.

21. Gerät nach Anspruch 19, gekennzeichnet durch eine derartige Ausbildung der Steuereinrichtung (30, 40, 60), daß bei ihrer Aktivierung

- die transversale Magnetisierung für die Nutzechos durch mindestens einen nach der Diffusionsgewichtung erzeugten HF-Anregungsimpuls neu angeregt wird,
- und vor der erstmaligen Neuanregung der transversalen Magnetisierung für die Nutzechos ein HF-Impuls mit einem Flipwinkel von 90° angelegt wird, der die bisherige transversale Magnetisierung in die longitudinale Richtung zurücktreibt (DEFT-Impuls) und dessen Phase um $\Delta\Phi$ verschoben ist.

22. Gerät nach einem der Ansprüche 18 bis 21, gekennzeichnet durch eine derartige Ausbildung der Steuereinrichtung (30, 40, 60), daß bei ihrer Aktivierung

- die Referenzphase ermittelt wird durch Messung der Phase eines entsprechenden Navigatorsignals, das in mindestens

einem vorangehenden Referenzexperiment mit vernachlässigbar schwacher oder ohne Diffusionsgewichtung erzeugt wird.

23. Gerät nach einem der Ansprüche 17 bis 22, gekennzeichnet durch eine derartige Ausbildung der Steuereinrichtung (30, 40, 60), daß bei ihrer Aktivierung

- als Störgröße der räumliche Gradient der Phase der transversalen Magnetisierung gemessen wird
- und ein zur Kompensation dieses Phasengradienten dimensionierter Magnetfeldgradienten-Impuls (C_1 , C_2 , C_3) angelegt wird.

24. Gerät nach Anspruch 23, gekennzeichnet durch eine derartige Ausbildung der Steuereinrichtung (30, 40, 60), daß bei ihrer Aktivierung

- als Navigatorsignal mindestens zwei Navigatorechos (N_1 , N_2 , N_3) erzeugt werden, deren jedes in einer genau diesem Echo zugewiesenen Raumrichtung ortsabhängig frequenzcodiert und detektiert wird
- und aus jedem detektierten Navigatorecho (N_1 , N_2 , N_3) der in die jeweils zugewiesene Raumrichtung gehende Phasengradient der transversalen Magnetisierung ermittelt wird
- und in jeder der zugewiesenen Raumrichtungen jeweils ein Magnetfeldgradienten-Impuls (C_1 , C_2 , C_3) erzeugt wird, der den für diese Richtung ermittelten Phasengradienten der transversalen Magnetisierung kompensiert.

25. Gerät nach Anspruch 24, gekennzeichnet durch eine derartige Ausbildung der Steuereinrichtung (30, 40, 60), daß bei ihrer Aktivierung

- zwei der Navigatorechos (N_1 , N_2) in unterschiedlichen und vorzugsweise zueinander senkrechten Raumrichtungen in derjenigen Ebene frequenzcodiert werden, die senkrecht zur Richtung der zur Diffusionsgewichtung angelegten Magnetfeldgradienten ist.

26. Gerät nach Anspruch 24, gekennzeichnet durch eine derartige Ausbildung der Steuereinrichtung (30, 40, 60), daß bei ihrer Aktivierung

- zwei der Navigatorechos (N_1 , N_2) in unterschiedlichen und vorzugsweise zueinander senkrechten Raumrichtungen in derjenigen Ebene frequenzcodiert werden, die der darzustellenden Bildebene entspricht.

27. Gerät nach Anspruch 25 oder 26, gekennzeichnet durch eine derartige Ausbildung der Steuereinrichtung (30, 40, 60), daß bei ihrer Aktivierung

- ein drittes der Navigatorechos (N_3) in derjenigen Raumrichtung frequenzcodiert wird, die senkrecht zur Ebene der Frequenzcodierungsrichtungen der beiden anderen Navigatorechos (N_1 , N_2) ist.

28. Gerät nach Anspruch 24 bis 27, gekennzeichnet durch eine derartige Ausbildung der Steuereinrichtung (30, 40, 60), daß bei ihrer Aktivierung

- zur Ermittlung des Phasengradienten die Zeitverschiebung Δt des Maximums des betreffenden Navigatorechos (N_1 , N_2 , N_3) gegenüber einem Referenzzeitpunkt gemessen wird, zu dem das Maximum bei fehlender oder vernachlässigbar schwacher Diffusionsgewichtung erscheinen würde,
- und das Zeitintegral der Amplitude über die Dauer des den Phasengradienten kompensierenden Magnetfeldgradienten-Impulses (C_1 , C_2 , C_3) gleich $-\Delta t \cdot G_{\text{nav}}$ bemessen wird, wobei G_{nav} die Amplitude des das Navigatorecho frequenzcodierenden Magnetfeldgradienten ist.

29. Gerät nach Anspruch 28, gekennzeichnet durch eine derartige Ausbildung der Steuereinrichtung (30, 40, 60), daß bei ihrer Aktivierung

- der Referenzzeitpunkt ermittelt wird durch Messung des Zeitpunktes des Maximums eines entsprechenden Navigatorechos, das in mindestens einem vorangehenden Referenzexperi-

ment mit vernachlässigbar schwacher oder ohne Diffusionsgewichtung erzeugt wird.

30. Gerät nach Anspruch 23, gekennzeichnet durch eine derartige Ausbildung der Steuereinrichtung (30, 40, 60), daß bei ihrer Aktivierung

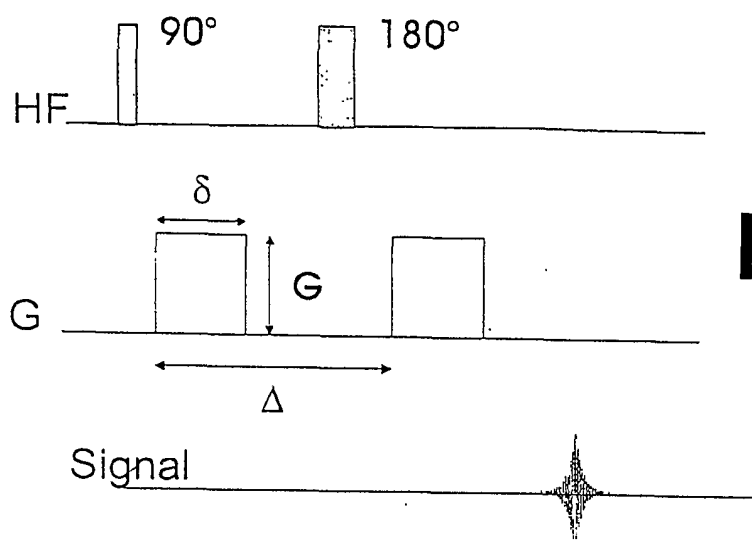
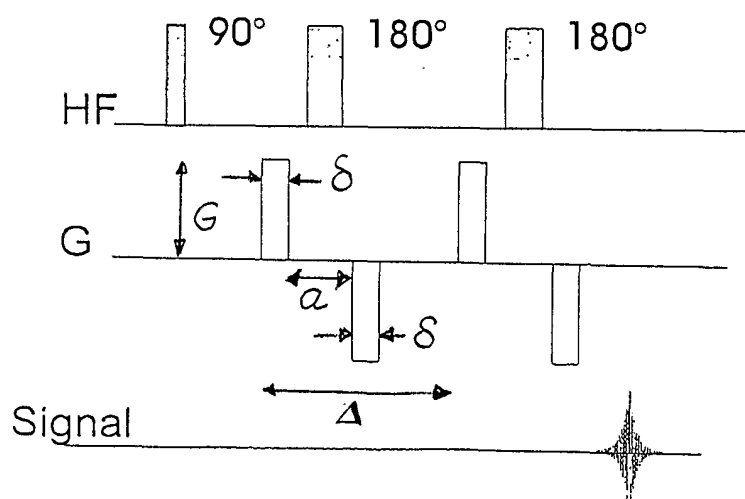
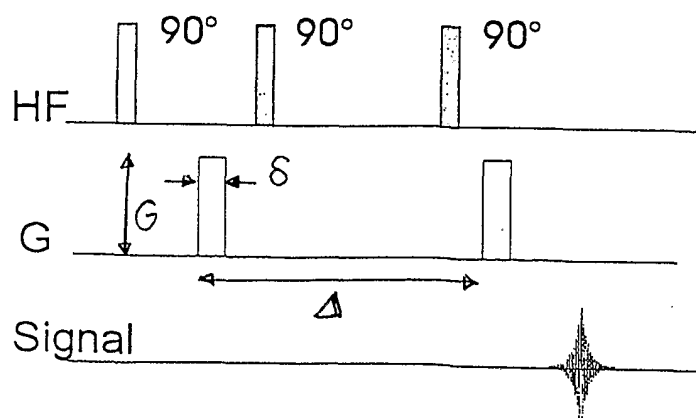
- das Navigatorsignal über die Fläche des K-Raumes einer Ebene abgetastet wird, die senkrecht zur Richtung der zur Diffusionsgewichtung angelegten Magnetfeldgradienten ist,
- und Betrag und Richtung des Phasengradienten der transversalen Magnetisierung ermittelt werden aus der Verschiebung, welche der Ort der maximalen Signalintensität in diesem K-Raum gegenüber dem Koordinaten-Ursprung hat.

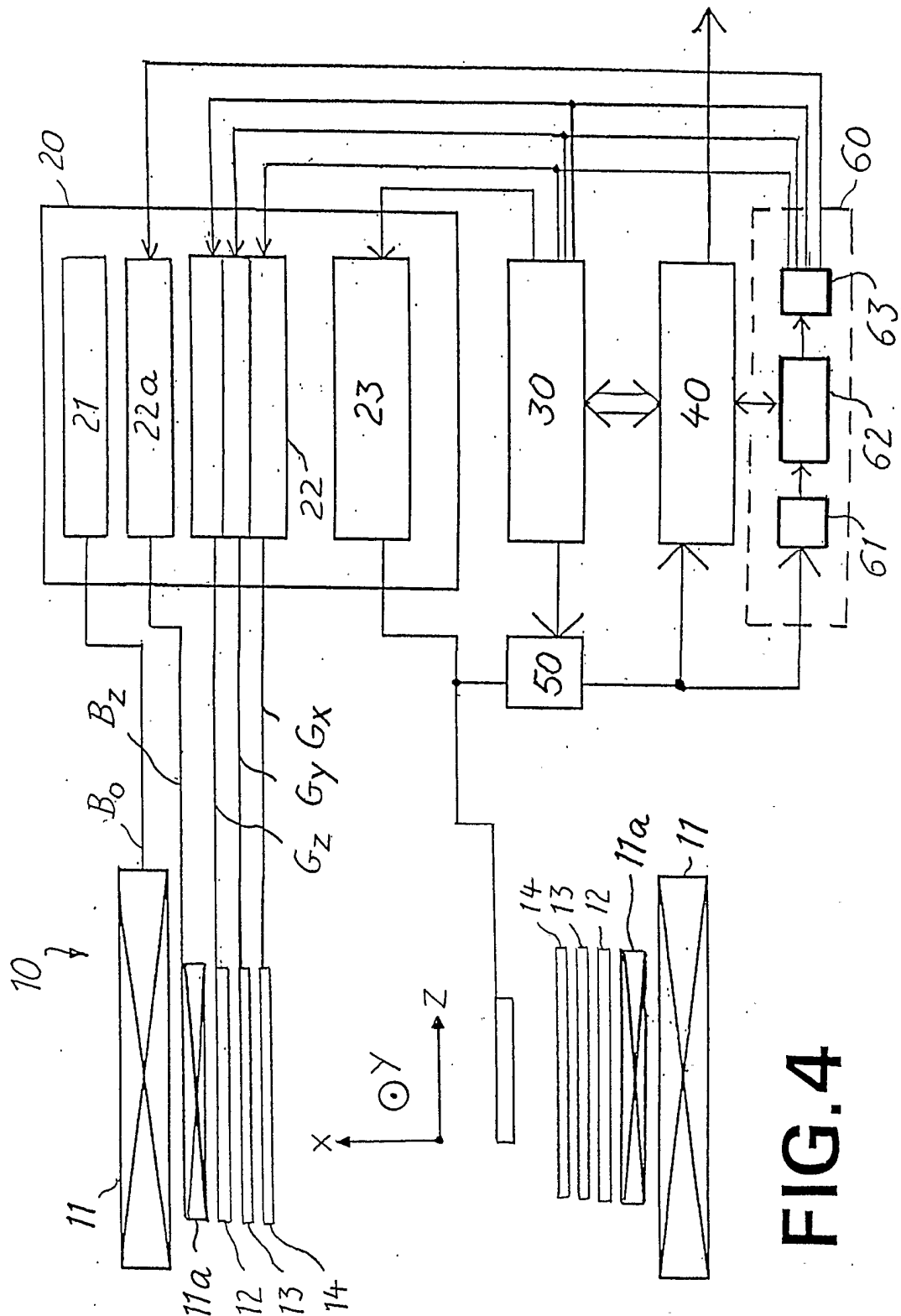
31. Gerät nach Anspruch 23, gekennzeichnet durch eine derartige Ausbildung der Steuereinrichtung (30, 40, 60), daß bei ihrer Aktivierung

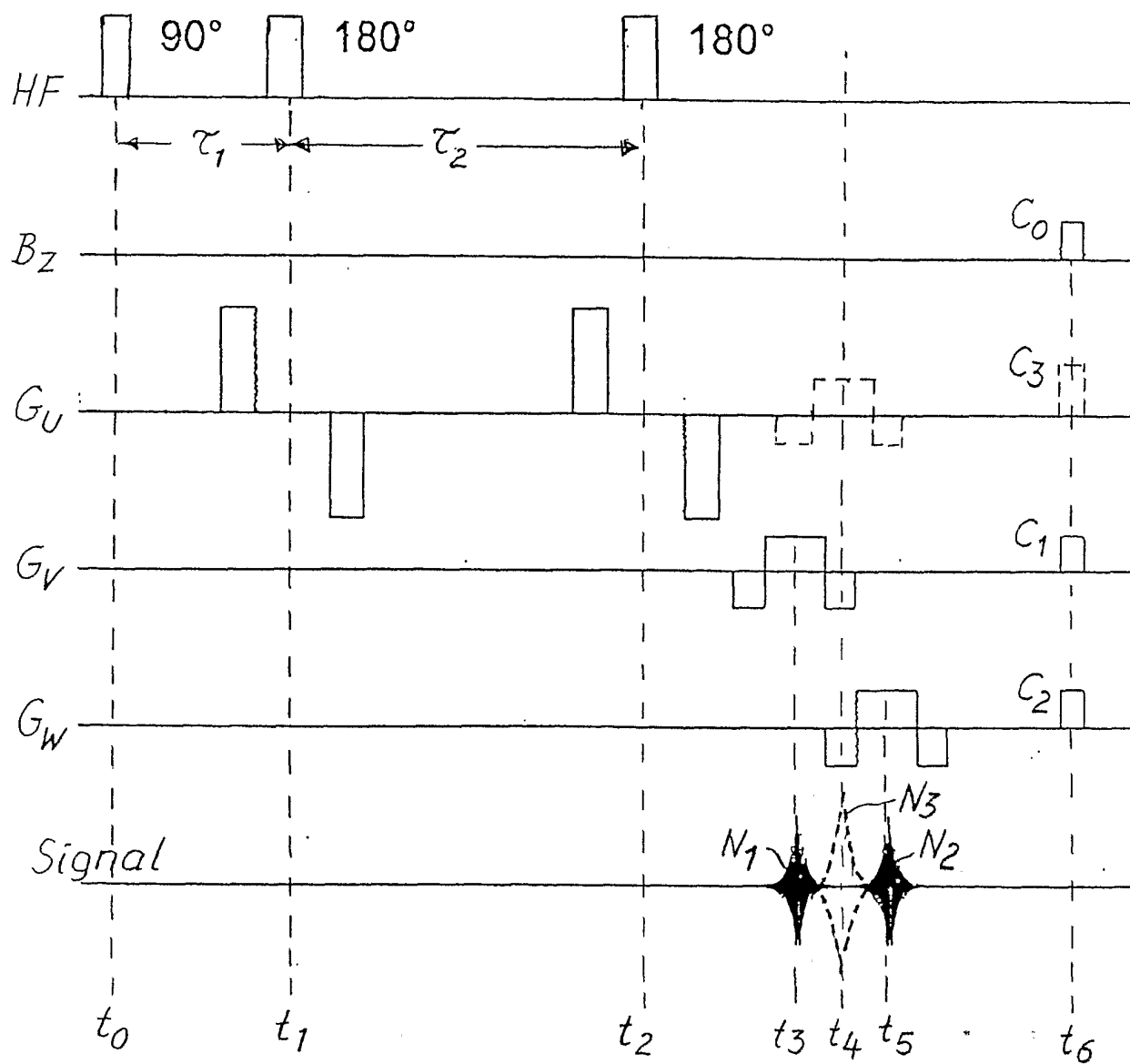
- das Navigatorsignal über die Fläche des K-Raumes einer Ebene abgetastet wird, die der darzustellenden Bildebene entspricht,
- und Betrag und Richtung des Phasengradienten der transversalen Magnetisierung ermittelt werden aus der Verschiebung, welche der Ort der maximalen Signalintensität in diesem K-Raum gegenüber dem Koordinaten-Ursprung hat.

32. Gerät nach Anspruch 30 oder 31, gekennzeichnet durch eine derartige Ausbildung der Steuereinrichtung (30, 40, 60), daß bei ihrer Aktivierung

- die Abtastung über die Fläche des K-Raumes eine spiralförmige Abtastung ist.

**FIG. 1****FIG. 2****FIG. 3**



**FIG. 5**

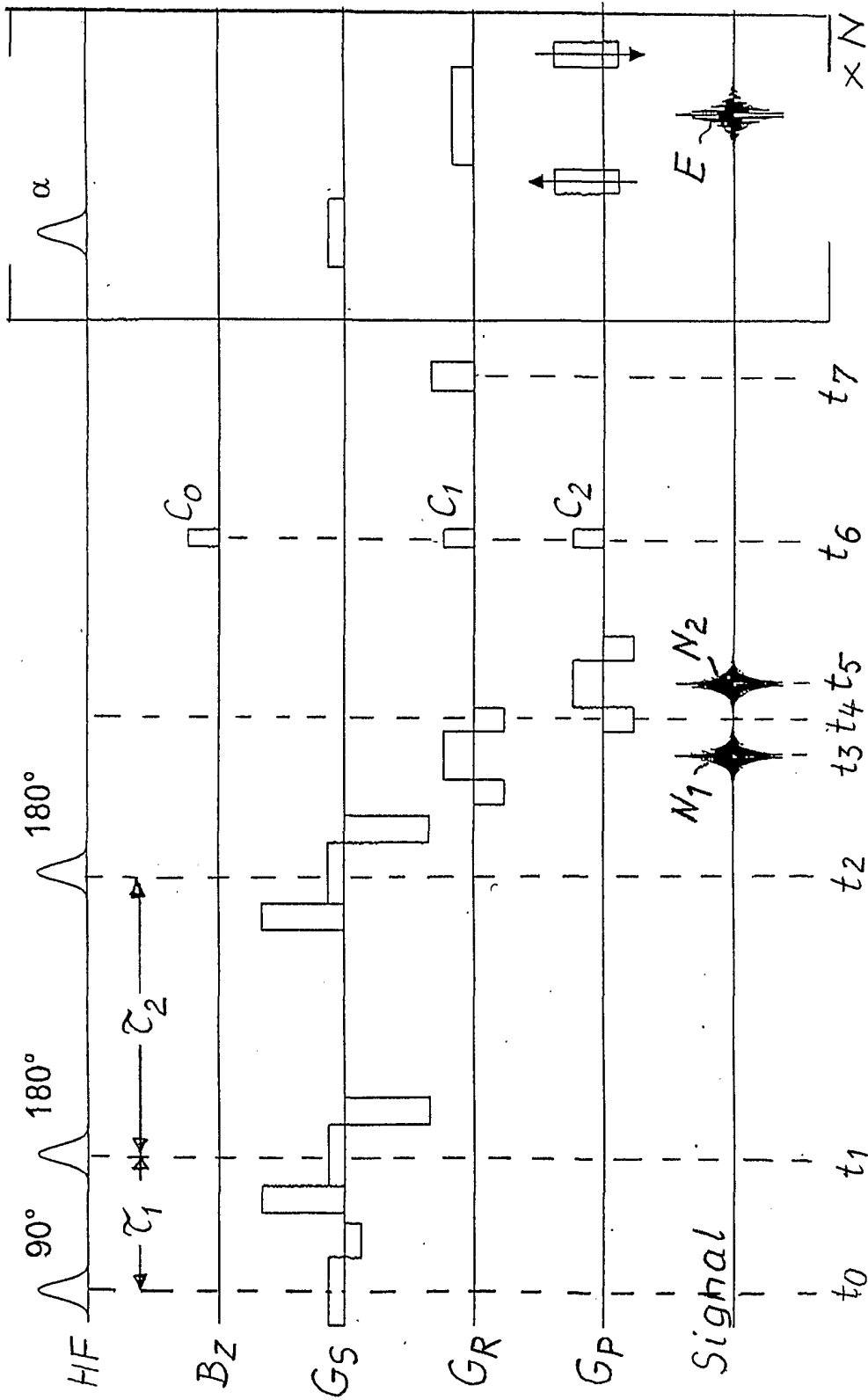


FIG. 6

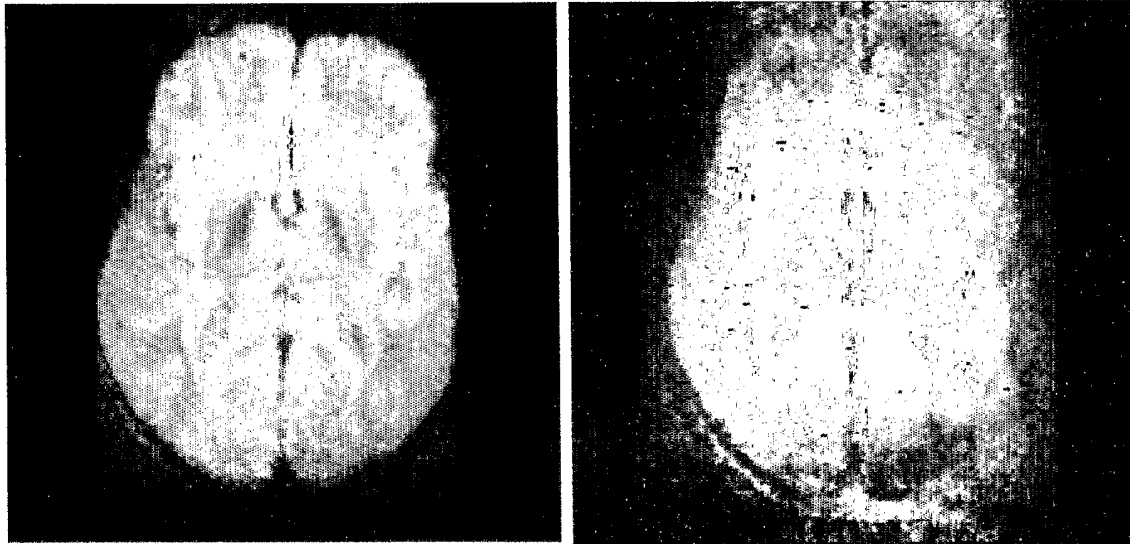


FIG. 7

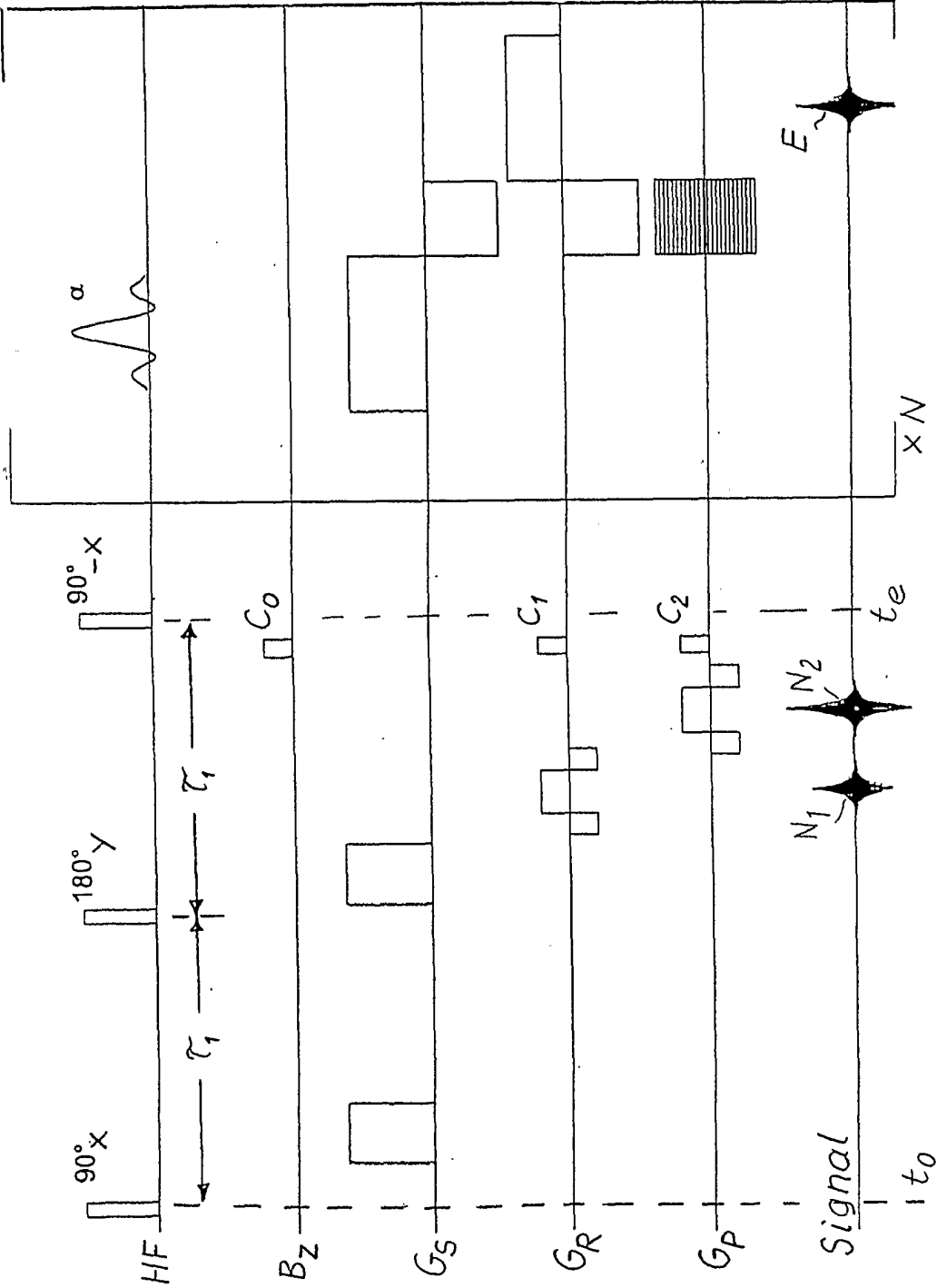


FIG. 8