(19) Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 44 32 570 B4** 2006.10.05

(12) **Patentschrift**

(21) Aktenzeichen: **P 44 32 570.3**
(22) Anmeldetag: **13.09.1994**
(43) Offenlegungstag: **23.03.1995**
(45) Veröffentlichungstag der Patenterteilung: **05.10.2006**

(51) Int Cl.[8]: ***G01N 24/08*** (2006.01)
***G01R 33/48*** (2006.01)
***A61B 5/055*** (2006.01)
***A61B 5/145*** (2006.01)
***A61H 39/00*** (2006.01)

Innerhalb von drei 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. 2 Patentkostengesetz).

(30) Unionspriorität:
**P 5-227529 13.09.1993 JP**

(73) Patentinhaber:
**Kabushiki Kaisha Toshiba, Kawasaki, Kanagawa, JP**

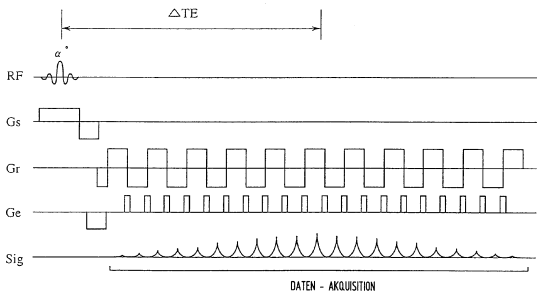
(74) Vertreter:
**HOFFMANN & EITLE, 81925 München**

(72) Erfinder:
**Kanayama, Shoichi, Koshigaya, Saitama, JP;**
**Kuhara, Shigehide, Zama, Kanagawa, JP**

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht gezogene Druckschriften:
**DE 41 39 509 C2**
**DE 38 07 130 A1**
**EP 03 71 477 A2**
**DE-Z.: "Fortschr. Röntgenstr.", 150, 4, (1989), S. 442-448;**
**DE-Z.: "Electromedica", 58, 4, (1990), S. 102-108;**

(54) Bezeichnung: **Verfahren und Vorrichtung für die Kernresonanzabbildung physiologischer Funktionsinformation**

(57) Hauptanspruch: Bildgebungsverfahren mit kernmagnetischer Resonanz, das folgende Schritte aufweist:
Abbilden eines zu untersuchenden Körpers, der in einem homogenen, statischen Magnetfeld angeordnet ist, durch Anlegen eines Hochfrequenz-Magnetfelds und von Gradientenmagnetfeldern entsprechend einer Impulssequenz, Erfassen von vom zu untersuchenden Körper in Reaktion auf das Hochfrequenz-Magnetfeld und die Gradientenmagnetfelder ausgesendeten kernmagnetischen Resonanzsignalen, und Bearbeiten der kernmagnetischen Resonanzsignale zum Ausbilden kernmagnetischer Resonanzbilder;
derartiges Steuern der Impulssequenz, daß sowohl ein erstes Abbildungsschema, das gegenüber einer funktionellen Eigenschaft des zu untersuchenden Körpers empfindlich ist, als auch ein zweites Abbildungsschema, das gegenüber einer funktionellen Eigenschaft des zu untersuchenden Körpers unempfindlich ist, basierend auf einer einzigen Ausführung der Impulssequenz durch die Bildgebung realisiert werden, um eine erste und eine zweite Art von kernmagnetischen Resonanzbildern jeweils entsprechend dem ersten und dem zweiten Abbildungsschema zu erhalten; und
Erhalten einer funktionellen Information über den zu untersuchenden Körper durch Bestimmen eines Bereichs mit einer durch die funktionelle Eigenschaft des zu...



## Beschreibung

**[0001]** Die vorliegende Erfindung betrifft eine Abbildung mit kernmagnetischer Resonanz, und insbesondere eine Abbildung mit kernmagnetischer Resonanz, die zur Abbildung physiologischer Funktionsinformation des Inneren des zu untersuchenden Körpers mit hoher Genauigkeit geeignet ist.

**[0002]** In den vergangenen Jahren wurden zahlreiche Diagnosesysteme entwickelt, welche eine Abbildungsvorrichtung mit kernmagnetischer Resonanz (MRI) verwendeten.

**[0003]** Bekanntlich stellt die Abbildung mit kernmagnetischer Resonanz ein Verfahren zur Abbildung mikroskopischer chemischer und physikalischer Informationen bezüglich Materie dar, unter Verwendung des Effekts der kernmagnetischen Resonanz, bei welchem die Energie eines Hochfrequenz-Magnetfelds, das sich mit einer bestimmten Frequenz dreht, in Resonanz von einer Gruppe von Kernspins absorbiert werden kann, die bestimmte magnetische Momente aufweisen, und in einem homogenen, statischen Magnetfeld angeordnet sind.

**[0004]** Bei dieser Abbildung mit kernmagnetischer Resonanz können die Bilder in unterschiedlichen Kontrastarten erhalten werden, beispielsweise durch das Kontrastbild, welches die longitudinale Relaxationszeit $T_1$ der Kernspins hervorhebt ($T_1$-Bild), das Kontrastbild, welches die transversale Relaxationszeit $T_2$ der Kernspins hervorhebt ($T_2$-Bild), das Kontrastbild, welches die Dichteverteilung der Kernspins hervorhebt (Dichtebild), und das Kontrastbild, welches die transversale Relaxationszeit $T_2$ und den Parameter $T_{2^*}$ hervorhebt, welches sowohl die transversale Relaxationszeit $T_2$ als auch die plötzliche Phasenänderung der Kernspins infolge der mikroskopischen Magnetfeld-Inhomogenität innerhalb eines Voxels wiedergibt ("Voxel": Volumenbildelement, also dreidimensional; im Gegensatz zu "Pixel": Flächenbildelement, also zweidimensional).

### Stand der Technik

**[0005]** Andererseits ist es bekannt, wie beispielsweise von S. Ogawa et al. "Oxygenation-Sensitive Contrast in Magnetic Resonance Image of Rodent Brain at High Magnetic Fields", Magnetic Resonance in Medicine 14, S. 68–73, 1990 beschrieben, daß bei dem im Blut eines lebenden Körpers enthaltenen Hämoglobin das Oxyhämoglobin, welches im arteriellen Blut überwiegt, diamagnetisch ist, wogegen das Deoxyhämoglobin, welches hauptsächlich im venösen Blut enthalten ist, paramagnetisch ist. Weiterhin ist es bekannt, beispielsweise aus R.M. Weisskoff et al. "MRI Susceptometry: Image-Based Measurement of Absolute Susceptibility of MR contrast Agents and Human Blood", Magnetic Resonance in Medicine 24, S. 375–383, 1992, daß das diamagnetische Oxyhämoglobin das lokale Magnetfeld nicht sehr stark stört (eine Differenz der magnetischen Suszeptibilität von 0,02 ppm ($10^{-6}$) in bezug auf Gewebe im lebenden Körper), jedoch das paramagnetische Deoxyhämoglobin eine ausreichend große Differenz der magnetischen Suszeptibilität in bezug auf das umgebende Gewebe zeigt (Differenz der magnetischen Suszeptibilität von 0,15 ppm in bezug auf Gewebe im lebenden Körper), um das Magnetfeld zu stören, so daß der Parameter $T_{2^*}$ verkürzt wird.

**[0006]** Wie von J.A. Detre et al. "Perfusion Imaging", Magnetic Resonance in Medicine 23, S. 37–45, 1992 beschrieben wurde, scheint bei einigen Abbildungsarten der Abbildung mit Kernspinresonanz, wenn die Menge oder die Geschwindigkeit des lokalen Blutflusses innerhalb lebenden Körpergewebes beobachtet wird, sich die Relaxationszeit (beispielsweise $T_1$) des lebenden Körpers geändert zu haben, und der Bildkontrast kann sich geändert haben.

**[0007]** Durch Nutzung der voranstehend erwähnten Eigenschaften ist es möglich, die Änderung des Blutflusses oder die Änderung der Sauerstoffdichte im Blut infolge der physiologischen Funktion wie beispielsweise der Zellaktivität innerhalb des lebenden Körpergewebes abzubilden, einschließlich der Aktivierung des visuellen Bereichs im Cortex des Gehirns, hervorgerufen durch Lichtstimulierung, wie beispielsweise von K.K. Kwong et al. "Dynamic magnetic resonance imaging of human brain activity during primary sensory stimulation", Proc. Natl. Acad. Sci. USA, Band 89, S. 5675–5679, Juni 1992 beschrieben wurde. Konventionellerweise war das bei dieser Art der Abbildung verwendete Abbildungsverfahren das Echoplanarverfahren, welches die in **Fig.** 1 gezeigte Impulssequenz verwendet, oder das Gradientenechoverfahren, welches die in **Fig.** 2 dargestellte Impulssequenz verwendet.

**[0008]** Allerdings ist bei diesen Abbildungsverfahren die Signaländerung (Bildkontraständerung), die durch die physiologische Funktion innerhalb des lebenden Körpers hervorgerufen wird, recht gering. Aus diesem Grund wurde im Stand der Technik diese geringe Signaländerung dadurch erfaßt, daß die Differenz oder die Korrelation der Bilder vor und nach dem Auftreten des sich auf eine physiologische Funktion beziehenden Phä-

nomens berechnet wurde, wie in R.T. Constable et al. "Functional Brain Imagings at 1.5 T using Conventional Gradient Echo MR Imaging Techniques", Magnetic Resonance Imaging, Band 11, S. 451–459, 1993 beschrieben. Zusätzlich gab es Versuche, die physiologische Funktion quantitativ dadurch zu verstehen, daß die Änderung der Blutflußmenge oder der Sauerstoffdichte im Blut aus der Änderung der Kontrastintensität oder der Phase in den Bildern berechnet wurde.

**[0009]** Wenn bei einem derartigen, konventionellen Verfahren jedoch eine Positionsverschiebung infolge einer Bewegung des Körpers zwischen zwei Bildern auftritt, so wird es unmöglich, exakt eine derartige geringe Änderung zu erfassen. Tatsächlich ist es wohlbekannt, daß die Position und die Größe des Gehirns sich synchronisiert mit dem Herzschlag ändern können, wie beschrieben von B.P. Poncelet et al. "Brain Parenchyma Motion: Measurement with Cine Echo-Planar MR imaging", Radiology, Band 185, S. 645–651, Dezember 1992. Daher war es bei dem konventionellen Verfahren unmöglich, infolge des Einflusses der Körperbewegung infolge der Atmung oder des Herzschlages, exakt die Signaländerung (Bildkontraständerung) zu erfassen, die durch die physiologische Funktion hervorgerufen wurde, beispielsweise die Zellaktivität im lebenden Körper.

**[0010]** Andererseits ist ebenfalls wohlbekannt, daß die Bildstörung bei der Abbildung mit Kernspinresonanz dadurch hervorgerufen werden kann, daß die Verteilung des statischen Magnetfeldes inhomogen ist, und diese starke Störung wird besonders deutlich bei dem Abbildungsverfahren für das $T_{2^*}$-Bild, welches zur Erfassung eines sich auf eine physiologische Funktion beziehenden Phänomens verwendet wird, beispielsweise der Zellenaktivität in dem lebenden Körper. Wenn eine derartige Bildstörung vorliegt ist es allerdings unmöglich, exakt die Position der Änderung der physiologischen Funktion zu erfassen, beispielsweise der Zellaktivität im lebenden Körper.

**[0011]** Im Falle einer Berechnung eines Durchschnittsbilds aus mehreren Bildern, die durch wiederholte Abbildungsvorgänge erhalten werden, um das Signal/Rauschverhältnis der Bilder zu verbessern, oder bei der Durchführung der Bearbeitung mit mehreren Bildern, um ein sich auf eine physiologische Funktion beziehendes Phänomen wie beispielsweise die Zellaktivität im lebenden Körper zu erfassen, ist es dann, wenn die Signalstärke oder der abgebildete Abschnitt sich ändert, abhängig von den Abbildungsbedingungen oder den Systemzuständen, unmöglich, die Änderung der physiologischen Funktion, beispielsweise der Zellenaktivität im lebenden Körper, durch die Bearbeitung dieser Bilder exakt zu erfassen.

**[0012]** Aus „Fortschr. Röntgenstr.", 150, 4 (1989), Seiten 442 bis 448 ist ein Abbilden eines zu untersuchenden Körpers in einem homogenen, statischen Magnetfeld bekannt durch Anlegen eines Hochfrequenz-Magnetfeldes und magnetischer Gradientenfelder entsprechend einer Impulssequenz. Vom Körper in Reaktion auf das Hochfrequenz-Magnetfeld und die Gradientenmagnetfelder ausgesandte kernmagnetische Resonanzsignale werden erfasst und zur Ausbildung kernmagnetischer Resonanzbilder bearbeitet. Es erfolgt auch eine Steuerung der Impulssequenz.

**[0013]** Der Artikel „Ultraschnelle MR-Bildgebung für die dynamische Perfusionsuntersuchung: Erste klinische Erfahrungen in der Kardiologie" in „Elektromedica", 58, 4 (1990), Seiten 102 bis 108, behandelt ein ultraschnelles MR-Abbildungsverfahren, das auf der sogenannten „Turbo-Flash"-Sequenz beruht. Neben einer detailgetreuen Abbildung vom Herzen eröffnet dieses die Möglichkeit einer dynamischen Funktionsanalyse der regionalen, myokardialen Durchblutung in beliebigen Schnittebenen. Die „Turbo-Flash"-Technik beruht auf einer Gradienten-Echo-Sequenz mit sehr kurzer Repetitionszeit, so dass Bilder innerhalb von wenigen Hundert Millisekunden gewonnen werden können. Bei geeigneter Wahl der Parameter wird eine Akquisitionszeit von weniger als 320 Millisekunden realisiert. Neben der sehr kurzen Akquisitionszeit können mit der „Turbo-Flash"-Sequenz auch unterschiedliche stark gewichtete Bilder erzeugt werden. Zum einen kann die ursprüngliche Flash-Sequenz durch einen vorgestalteten 180°-Inversionspuls modifiziert werden, zum anderen ist dieses möglich durch eine 90°-TE-180°-TE-90°-Pulsfolge vor der Flash-Sequenz, wobei TE für Echozeit steht.

**[0014]** EP 0 371 477 A2 beschreibt ein Abbildungsverfahren unter Verwenden magnetischer Resonanz für ein sich bewegendes Objekt. Es wird eine Pulssequenz verwendet die ein Bipolar-Phasencodier-Magnetfeld enthält. Die Beziehung zwischen der zeitlichen Steuerung einer Anwendung eines Ausles-Gradientenmagnetfeldes und der letzten Anwendungszeit der übrigen Scheibenauswahl- und Phasenkodiermagnetfelder wird erhalten durch Verwenden der Zeit von einer Anregung bis zu einer Erzeugung einer Echospitze innerhalb eines Messsignals als Parameter. Unter Verwenden dieser Beziehung wird die zeitliche Steuerung der Anwendung erhalten, die die Echospitzenverschiebung minimiert.

**[0015]** In DE 41 39 509 C2 wird ein bildgebendes Verfahren für ein Kernspintomographiegerät beschrieben, das eine Pulssequenz nach dem Echoplanarverfahren verwendet, wobei je Akquisition nach einem Hochfre-

quenz-Anregungspuls ein aus Teilimpulsen mit wechselnder Polarität zusammengesetzter Auslesgradient und mindestens ein Phasencodiergradient eingeschaltet werden, wobei die entstehenden Signale digitalisiert und im k-Raum je Teilimpuls des Auslesegradienten in eine Zeile einer Rohdatenmatrix eingeschrieben werden, wobei die Zeilen nach den durch den Phasencodiergradienten bestimmten Phasenfaktoren geordnet sind. Je Akquisition wird nur ein Teil des k-Raumes in Phasencodierrichtung abgetastet, und der Phasencodiergradient ist derart geschaltet, dass mit aufeinanderfolgenden Akquisitionen in Phasencodierrichtung ineinander verschachtelte Bereiche des k-Raumes abgetastet werden.

**[0016]** In DE 38 07 130 A1 wird ein Magnetresonanz-Abbildungssystem beschrieben, das die Polarität eines Scheibengradientmagnetfeldimpulses invertiert, sooft eine selektive Anregung wiederholt wird, und das additiv zwei Arten von Abbildungsdaten entsprechend den entgegengesetzten Polaritäten des Scheibengradientfeldimpulses kombiniert, um ein Magnetresonanzbild zu formen.

## Aufgabenstellung

**[0017]** Ein Ziel der vorliegenden Erfindung besteht daher in der Bereitstellung eines Verfahrens und einer Vorrichtung für die Abbildung mit Kernspinresonanz, welche Information bezüglich des lebenden Körpers abbilden können, beispielsweise die Blutflußänderung oder die Sauerstoffdichte im Blut, die in Beziehung zu einer Änderung der physiologischen Funktion im lebenden Körper stehen.

**[0018]** Die Aufgabe der vorliegenden Erfindung wird durch ein Bildgebungsverfahren mit kernmagnetischer Resonanz mit den Merkmalen des unabhängigen Patentanspruchs 1 oder des unabhängigen Patentanspruchs 3 gelöst. Vorteilhafte Ausführungsformen ergeben sich aus den abhängigen Ansprüchen.

**[0019]** Als ein Beispiel wird ein Verfahren zur Abbildung mit Kernspinresonanz zur Verfügung gestellt, welches folgende Schritte umfaßt: Abbilden eines zu untersuchenden Körpers, der in einem homogenen, statischen Magnetfeld angeordnet ist, durch Anlegen eines Hochfrequenz-Magnetfeldes und eines Gradientenmagnetfeldes entsprechend einer Impulssequenz, Erfassen kernmagnetischer Resonanzsignale, die von dem zu untersuchenden Körper ausgesandt werden, in Reaktion auf das Hochfrequenz-Magnetfeld und die Gradientenmagnetfelder, und Bearbeitung der kernmagnetischen Resonanzsignale zur Erzeugung kernmagnetischer Resonanzbilder; Steuern der Impulssequenz, um ein erstes Abbildungsschema zu realisieren, welches für funktionelle Information des zu untersuchenden Körpers empfindlich ist, und ein zweites Abbildungsschema, welches nicht auf die funktionelle Information des zu untersuchenden Körpers empfindlich ist, um so erste und zweite Arten der kernmagnetischen Resonanzbilder entsprechend dem ersten bzw. zweiten Abbildungsschema zu erhalten, durch eine einzige Ausführung des Abbildungsschrittes; und Erlangung der funktionellen Information des zu untersuchenden Körpers durch Bearbeitung der ersten und zweiten Arten der kernmagnetischen Resonanzbilder.

## Ausführungsbeispiel

**[0020]** Die Erfindung wird nachstehend anhand zeichnerisch dargestellter Ausführungsbeispiele näher erläutert, aus welchen weitere Vorteile und Merkmale hervorgehen. Es zeigt:

**[0021]** Fig. 1 ein Diagramm einer Impulssequenz für das konventionelle Echoplanarschema;

**[0022]** Fig. 2 ein Diagramm einer Impulssequenz für das konventionelle Gradientenechoschema;

**[0023]** Fig. 3 ein Blockschaltbild einer Abbildungsvorrichtung, die mit kernmagnetischer Resonanz arbeitet und für die vorliegende Erfindung geeignet ist;

**[0024]** Fig. 4 ein Diagramm einer Impulssequenz für die erste Ausführungsform des Abbildungsschemas zur Abbildung der Information bezüglich einer physiologischen Funktion gemäß der vorliegenden Erfindung;

**[0025]** Fig. 5 ein Flußdiagramm für den Betriebsablauf, um den abgeänderten Abschnitt unter Einsatz des Abbildungsschemas von Fig. 4 mit und ohne Stimulierung zu erfassen;

**[0026]** Fig. 6 ein Flußdiagramm für die Inhomogenitäts-Korrekturverarbeitung beim statischen Magnetfeld, welche bei dem Betriebsablauf von Fig. 5 eingesetzt wird;

**[0027]** Fig. 7 ein Flußdiagramm der geometrischen Korrekturbearbeitung, die bei dem Vorgang von Fig. 5

verwendet wird;

**[0028]** Fig. 8 ein Flußdiagramm der Bearbeitung bezüglich der Signalstärkekorrektur, welche im Betriebsablauf von Fig. 5 verwendet wird;

**[0029]** Fig. 9 ein Diagramm einer Impulssequenz für die zweite Ausführungsform des Abbildungsschemas zur Abbildung der sich auf eine physiologische Funktion beziehenden Information gemäß der vorliegenden Erfindung;

**[0030]** Fig. 10 ein Flußdiagramm des Betriebsablaufs zur quantitativen Erfassung des geänderten Abschnitts unter Verwendung des Abbildungsschemas von Fig. 9 mit und ohne Stimulierung;

**[0031]** Fig. 11 ein Flußdiagramm der $T_2$-Normierungsverarbeitung, die bei dem Betriebsablauf von Fig. 10 verwendet wird;

**[0032]** Fig. 12 ein Flußdiagramm des Betriebsablaufs zur quantitativen Erfassung des geänderten Abschnitts unter Verwendung des Abbildungsschemas von Fig. 9 mit und ohne Stimulierung, und der Phasenkorrekturverarbeitung;

**[0033]** Fig. 13 ein Diagramm einer Impulssequenz für die dritte Ausführungsform des Abbildungsschemas zur Abbildung der sich auf eine physiologische Funktion beziehenden Information gemäß der vorliegenden Erfindung;

**[0034]** Fig. 14 ein Diagramm einer Impulssequenz für die vierte Ausführungsform des Abbildungsschemas zur Abbildung der sich auf eine physiologische Funktion beziehenden Information gemäß der vorliegenden Erfindung;

**[0035]** Fig. 15 ein Diagramm einer Impulssequenz für die fünfte Ausführungsform des Abbildungsschemas zur Abbildung der sich auf eine physiologische Funktion beziehenden Information gemäß der vorliegenden Erfindung; und

**[0036]** Fig. 16 ein Diagramm einer Impulssequenz für die sechste Ausführungsform des Abbildungsschemas zur Abbildung der sich auf eine physiologische Funktion beziehenden Information gemäß der vorliegenden Erfindung.

**[0037]** Nachstehend werden die verschiedenen Ausführungsformen eines Verfahrens und einer Vorrichtung für eine Abbildung mit kernmagnetischer Resonanz gemäß der vorliegenden Erfindung im einzelnen beschrieben.

**[0038]** Zunächst einmal weist die MRI-Vorrichtung, die für die vorliegende Erfindung geeignet ist, die in Fig. 3 gezeigte Anordnung auf, und umfaßt einen Hauptmagneten **1** zur Erzeugung des statischen Magnetfeldes, Korrekturspulen (Shims) **3** zur Einstellung der Homogenität des statischen Magnetfeldes, und Gradientenspulen **5** zur Erzeugung magnetischer Gradientenfelder, wobei diese Spulen von einer Hauptmagnet-Energiequelle **2**, einer Korrekturspulen-Energiequelle **4**, bzw. einer Gradientenspulen-Energiequelle **6** versorgt werden, so daß das homogene, statische Magnetfeld und die Gradientenmagnetfelder, die eine Feldverteilung mit einem linearen Gradienten in drei orthogonalen Richtungen aufweisen, an einen zu untersuchenden Körper **7** angelegt werden können.

**[0039]** Weiterhin ist eine Sonde **9** vorgesehen, an welche Hochfrequenzsignale von einem Sender **10** übertragen werden, so daß hochfrequente Magnetfelder von dieser Sonde **9** an den zu untersuchenden Körper **7** angelegt werden können. Diese Sonde **9** wird weiterhin dazu verwendet, die kernmagnetischen Resonanzsignale zu empfangen, die von dem zu untersuchenden Körper **7** in Reaktion auf das Anlegen dieser Magnetfelder ausgesandt werden, jedoch kann, falls gewünscht, ein getrennter Signaldetektor zusätzlich zur Sonde **9** vorgesehen werden.

**[0040]** Die kernmagnetischen Resonanzsignale, die von der Sonde **9** empfangen werden, werden durch Quaduraterfassung an einem Empfänger **11** erfaßt, und erfahren eine A/D-Wandlung in einer Datenakquisitionseinheit **13**, und werden dann an einen Computer **14** geliefert.

**[0041]** Hierbei wird der Betrieb der Hauptmagnet-Energiequelle **2**, der Korrekturspulen-Energiequelle **4**, der

Gradientenspule-Energiequelle **6**, des Senders **10**, des Empfängers **11** und der Datenakquisitionseinheit **13** durch eine Systemsteuerung **12** gesteuert, die wiederum von einer Bedienerkonsole **15** aus über den Computer **14** gesteuert wird.

**[0042]** Im Computer **14** wird die Bildrekonstruktionsverarbeitung durchgeführt, entsprechend den Daten des kernmagnetischen Resonanzsignals, die von der Datenakquisitionseinheit **13** geliefert werden, um so die Bilddaten zu erhalten. Die erhaltenen Bilder werden dann auf einem Anzeigegerät **16** dargestellt. Der Computer **14** und ebenfalls ein Bett **8** oder eine Trage zum Haltern des zu untersuchenden Körpers **4** auf diesem werden von der Konsole **15** aus gesteuert.

**[0043]** Bei der in Fig. 3 gezeigten Anordnung erfolgt durch die Systemsteuerung **12** eine Steuerung der Impulssequenz zur Erlangung der Bilddaten innerhalb von Scheibenebenen in dem zu untersuchenden Körper **7**, sowie einer Stimulierungsvorrichtung **17** zur Bereitstellung einer Stimulierung wie beispielsweise Licht oder Geräusch für den zu untersuchenden Körper **7**.

**[0044]** Nachstehend werden die Abbildungsschemata zur Abbildung der sich auf eine physiologische Funktion beziehenden Information des Inneren des zu untersuchenden Körpers unter Verwendung der MRI-Vorrichtung von Fig. 3 beschrieben. Hierbei wird beispielhaft ein Fall beschrieben, bei welchem der Parameter $T_{2^*}$ als funktionelle Information verwendet wird, und der Parameter $T_2$ als Forminformation.

**[0045]** Fig. 4 zeigt nunmehr die Impulssequenz für die erste Ausführungsform des Abbildungsschemas zur Abbildung der sich auf eine physiologische Funktion beziehenden Information in dem zu untersuchenden Körper. In Fig. 4 bezeichnet HF die Hochfrequenz-Magnetfelder (HF-Impulse), während Gs, Gr und Ge das Gradientenmagnetfeld für die Scheibenbildung, die Abtastung bzw. die Phasenkodierung bezeichnen, und Sig die kernmagnetischen Resonanzsignale (NMR-Signale) bezeichnet. Hierbei ist das Scheibenbildungs-Gradientenmagnetfeld Gs dazu vorgesehen, einen gewünschten Scheibenbereich in dem zu untersuchenden Körper **7** anzuregen, das Abtast-Gradientenmagnetfeld Gr ist dazu vorgesehen, die kernmagnetischen Resonanzsignale auszulesen, und das Phasenkodier-Gradientenmagnetfeld Ge ist dazu vorgesehen, Positionsinformation in Phasen der kernmagnetischen Resonanzsignale zu kodieren.

**[0046]** Bei der ersten Ausführungsform werden der 90°-HF-Impuls und das Scheibenbildungs-Gradientenmagnetfeld Gs angelegt, um den gewünschten Scheibenbereich anzuregen, um zuerst die freien Induktionsabkling(FID)-NMR-Signale zu erzeugen. Dann wird die erste Datenakquisition durch das Echoplanarschema durchgeführt, bei welchem das Abtast-Gradientenmagnetfeld Gr mehrfach abwechselnd auf positiv und negativ geschaltet wird, um mehrere Echosignale zu erzeugen, während das Phasenkodier-Gradientenmagnetfeld Ge jeweils zum Zeitpunkt jedes Echosignals angelegt wird. Dann wird der 180°-HF-Impuls zur Erzeugung der Spinechosignale angelegt, und wird die zweite Datenakquisition durch das entsprechende Echoplanarschema durchgeführt.

**[0047]** Nach einer geeigneten Vorverarbeitung erfolgt mit den Daten, die bei der ersten und zweiten Datenakquisition erhalten werden, eine komplexe Fourier-Transformation, um zwei Bilder zu erzeugen. Hierbei werden die Zeitintervalle vom Zentrum des 90°-HF-Impulses zu den Daten an einem Ursprung zweidimensional angeordneter Daten für die erste und zweite Datenakquisition durch $\Delta TE$ bzw. TE bezeichnet. Bei diesen beiden Bildern ist das Bild, welches mit der ersten Datenakquisition erhalten wird, das $T_{2^*}$-Bild, welches die transversale Relaxationszeit $T_2$ der Kernspins und die mikroskopische Magnetfeldinhomogenität innerhalb eines Voxels widerspiegelt, wogegen das auf der Grundlage der zweiten Datenakquisition erhaltene Bild das $T_2$-Bild ist, welches die transversale Relaxationszeit $T_2$ der Kernspins widerspiegelt. Die tatsächlichen Zeitintervalle $\Delta TE$ und TE zur Abbildung des Kopfabschnitts betragen typischerweise 40 bis 60 msek. für $\Delta TE$, und 100 bis 120 msek. für TE.

**[0048]** In der ersten Hälfte der Abbildungssequenz von Fig. 4 werden die NMR-Signale in einem Zustand erfaßt, in welchem die Phasen der Kernspins durch die mikroskopische Magnetfeldinhomogenität gestört werden, so daß das $T_{2^*}$-Bild, welches durch die erste Datenakquisition erhalten wird, jenes Bild ist, welches leicht durch die mikroskopische Magnetfeldinhomogenität beeinträchtigt wird, und daher kann es als das Bild dienen, welches auf funktionelle Information des zu untersuchenden Körpers empfindlich ist. Andererseits werden in der zweiten Hälfte der Abbildungssequenz von Fig. 4 die NMR-Signale entweder in einem Zustand erfaßt, bevor die Phasen der Kernspins gestört werden, oder in einem Zustand, in welchem die Phasen der Kernspins erneut ausgerichtet werden, so daß das durch die zweite Datenakquisition erhaltene $T_2$-Bild jenes Bild ist, welches kaum durch die mikroskopische Magnetfeldinhomogenität beeinträchtigt wird, und daher kann es als das Bild dienen, welches auf die Forminformation des zu untersuchenden Körpers empfindlich ist.

**[0049]** Unter Verwendung dieser $T_2$- und $T_{2^*}$-Bilder, die durch die einzelne, kontinuierliche Abbildungssequenz von Fig. 4 erhalten werden, kann das Bild der Information bezüglich einer physiologischen Funktion auf nachstehende Weise erhalten werden. Werden die Phasenverteilungen in diesem $T_2$- und $T_{2^*}$-Bildern durch $I_2r(x, y)$ und $I_2 \cdot r(x, y)$ bezeichnet, so ergibt sich das Phasendifferenzbild $\Phi(x, y)$ aus folgender Gleichung (1).

$$\Phi(x, y) = \tan^{-1}(IM[I_2r(x, y)]/RE[I_2r(x, y)]) - \tan^{-1}(IM[I_2 \cdot r(x, y)]/RE[I_2 \cdot r(x, y)]) \quad (1)$$

**[0050]** Aus diesem Phasendifferenzbild $\Phi(x,y)$ kann die statische Magnetfeldverteilung $\Delta H(x,y)$ aus der folgenden Gleichung (2) berechnet werden.

$$\Delta H(x,y) = \Phi(x,y)/(\gamma \cdot \Delta TE) \quad (2)$$

wobei $\gamma$ das gyromagnetische Verhältnis der betreffenden Kernspins ist.

**[0051]** Diese Verteilung $\Delta H(x,y)$ des statischen Magnetfeldes stellt das Bild zur Verfügung, welches die mikroskopische Magnetfeldinhomogenität innerhalb des abgebildeten Scheibenbereichs darstellt, und dies kann beispielsweise die lokale Magnetfeldstörung wiedergeben, die durch das paramagnetische Deoxihämoglobin im Blut hervorgerufen wird. Durch die Ausführung der voranstehend geschilderten Abbildungssequenz, bei welcher die $T_2$ und $T_{2^*}$ Bilder zusammen in zumindest einem der Zustände aufgenommen werden, vor, während oder nach einer Stimulierung des zu untersuchenden Körpers, welche eine Änderung der physiologischen Funktion hervorruft, wird es daher möglich, die voranstehend geschilderte statische Magnetfeldverteilung zu erhalten, welche die lokalen Magnetfeldstörungen widerspiegelt, die durch die physikalischen Eigenschaften des Inneren des zu untersuchenden Körpers hervorgerufen werden, beispielsweise durch den Oxyhämoglobingehalt im Blut.

**[0052]** Weiterhin wird es durch Ausführung der voranstehend geschilderten Abbildungssequenz möglich, bei welcher die $T_2$- und $T_{2^*}$-Bilder zusammen in zumindest zwei der Zustände aufgenommen werden, vor, während oder nach einer Stimulierung des zu untersuchenden Körpers, welche eine Änderung der physiologischen Funktion hervorruft, die Änderung der statischen Magnetfeldverteilungen zu erfassen, die aus zwei Zuständen erhalten wurden, und dies kann eine Information bezüglich des lebenden Körpers zur Verfügung stellen, beispielsweise die Änderung des Blutflusses oder die Änderung der Sauerstoffdichte im Blut, infolge einer Änderung der physiologischen Funktion, wie beispielsweise der Zellaktivität innerhalb des lebenden Körpergewebes.

**[0053]** Daher kann diese erste Ausführungsform ein Schema zur Abbildung mittels kernmagnetischer Resonanz von Information bezüglich eines lebenden Körpers zur Verfügung stellen, beispielsweise der Blutflußänderung oder der Sauerstoffdichte im Blut, die in Beziehung zu einer Änderung der physiologischen Funktion in dem lebenden Körper steht.

**[0054]** Unter Verwendung der voranstehend geschilderten Abbildungssequenz von Fig. 4 ist es daher möglich, Bilder des Kopfabschnittes in zwei Zuständen aufzunehmen, mit und ohne Stimulierung wie beispielsweise eine Licht- oder Geräuschstimulierung beispielsweise mit der Geräuschstimulierungsvorrichtung **17**. In einem derartigen Fall tritt bei den $T_{2^*}$-Bildern, die durch die erste Datenakquisition und ohne Stimulierung erhalten werden, die Änderung in der Sauerstoffdichte im Blut oder im lokalen Blutfluß infolge der Aktivierung des betreffenden Abschnitts der Gehirnzellen in Reaktion auf die Stimulierung auf, so daß sich der $T_{2^*}$-Kontrast entsprechend der Änderung der magnetischen Suszeptibilität des lokalen Gewebes in der Nähe des aktivierten Abschnitts ändert. Andererseits bleibt bei den $T_2$-Bildern, die durch die zweite Datenakquisition und ohne Stimulierung erhalten werden, die transversale Relaxationszeit $T_2$ des Gewebes unverändert, unabhängig vom Vorhandensein oder der Abwesenheit der Stimulierung, so daß derselbe $T_2$-Kontrast bei den $T_2$-Bildern sowohl mit als auch ohne Stimulierung erhalten wird.

**[0055]** Dann kann der Abschnitt, in welchem die Gehirnzellen durch die Stimulierung aktiviert wurden, durch den nachstehend geschilderten Betriebsablauf gemäß dem Flußdiagramm von Fig. 5 erhalten werden.

**[0056]** Aus den erhaltenen Bilddaten im Anfangsschritt **50** werden die Korrekturbearbeitung in Bezug auf die Inhomogenität des statischen Magnetfeldes (Schritt **51**), die Bearbeitung bezüglich einer geometrischen Korrektur in Bezug auf die Bewegung des Körpers des lebenden Körpers (Schritt **52**), und die Korrekturverarbeitung, welche die Signalstärke zwischen Bildern (Schritt **53**) betrifft, aufeinanderfolgend und wiederholt ausgeführt, bis die gewünschten, bearbeiteten Bilder erhalten werden (Schritt **54**). Nachdem die gewünschten, be-

arbeiteten Bilder erhalten wurden, wird der geänderte Abschnitt, in welchem die Gehirnzellen durch die Stimulierung aktiviert wurden, aus der Änderung der bearbeiteten $T_{2^*}$-Bilder mit und ohne Stimulierung erfaßt. Schließlich kann die Information in Bezug auf den erfaßten Abschnitt mit den aktivierten Gehirnzellen in Form der Bilddarstellung (Schritt **56**) dargestellt werden.

**[0057]** Weitere Einzelheiten der Korrekturbearbeitung für die Inhomogenität des statischen Magnetfeldes im Schritt **52** von Fig. 5 können gemäß dem in Fig. 6 gezeigten Flußdiagramm ausgeführt werden. Aus den Phasenverteilungen der $T_2$- und $T_{2^*}$-Bilder, die ohne Stimulierung in den Schritten **61** und **62** erhalten werden, kann nämlich die Verteilung $\Delta H$ des statischen Magnetfeldes unter Verwendung der voranstehend beschriebenen Gleichungen (1) und (2) berechnet werden (Schritt **63**), und dann kann die Korrektur der Bildstörung, die durch die Inhomogenität des statischen Magnetfeldes hervorgerufen wird, entsprechend der berechneten Verteilung des statischen Magnetfeldes durchgeführt werden, unter Verwendung eines bekannten Korrekturverfahrens, wie es beispielsweise in der japanischen Veröffentlichung einer offengelegten Patentanmeldung Nr. 64-56042 beschrieben ist.

**[0058]** Dann kann die Verarbeitung zur geometrischen Korrektur im Schritt **52** von Fig. 5 auf der Grundlage des Flußdiagramms von Fig. 7 ausgeführt werden. Aus den $T_2$-Bildern, die mit und ohne Stimulierung in den Schritten **71** und **72** erhalten werden, kann die Koordinationstransformationsformel zum Transformieren der Koordinaten in diesen $T_2$-Bildern von einem zum anderen festgelegt werden (Schritt **73**), und dann kann die geometrische Korrektur der Bilder entsprechend der festgelegten Koordinatentransformationsformel ausgeführt werden (Schritt **74**). Hierbei kann die Koordinatentransformationsformel durch die affine Transformation gegeben sein, die durch die nachstehende Gleichung (3) festgelegt ist.

$$\begin{pmatrix} x' \\ y' \end{pmatrix} = \begin{pmatrix} a & b \\ d & e \end{pmatrix} \cdot \begin{pmatrix} x \\ y \end{pmatrix} + \begin{pmatrix} c \\ f \end{pmatrix} \qquad (3)$$

**[0059]** Bei dieser affinen Transformation von Gleichung (3) können die Koeffizienten a, b, c, d, e und f dadurch festgelegt werden, daß die $T_2$-Bilder verwendet werden, die mit und ohne Stimulierung erhalten werden, oder die bearbeiteten $T_2$-Bilder, die sich aus der voranstehend beschriebenen Verarbeitung zur Inhomogenitätskorrektur des statischen Magnetfelds ergeben, welche das Vorhandensein und die Abwesenheit der Stimulierung anzeigen. Sind nämlich die Pixel-Werte in diesen $T_2$-Bildern mit und ohne Stimulierung $I_2sc(x,y)$ und $I_2rc(x,y)$, so werden die voranstehend genannten Koeffizienten so festgelegt, daß der durch die nachfolgende Gleichung (4) festgelegte Wert ein Minimum annimmt.

$$\sum_{x,y=1}^{M,N} (I_2sc(x, y) - I_2rc(X, Y))^2 \qquad (4)$$

wobei M und N Nummern von Bildpixeln in den x- und y-Richtungen sind.

**[0060]** Für diese Bearbeitung zur geometrischen Korrektur ist es ebenfalls möglich, andere bekannte Verfahren einzusetzen, beispielsweise solche, welche die Helmert-Transformation oder die quasi-affine-Transformation verwenden, oder ein Verfahren, bei welchem das Herausziehen der Kontur aus den $T_2$-Bildern und ohne Stimulierung erfolgt, und die Koordinatentransformationsformel aus der Musteranpassung der herausgezogenen Konturen abgeleitet wird.

**[0061]** Daraufhin kann die Signalstärke-Korrekturbearbeitung im Schritt **53** von Fig. 6 auf der Grundlage des Flußdiagramms von Fig. 8 ausgeführt werden. Aus den $T_2$-Bildern, die mit und ohne Stimulierung in den Schritten **81** und **82** erhalten werden, werden nämlich die Signalstärke-Korrekturwerte berechnet (Schritt **83**), und die Signalstärke-Korrektur unter Verwendung der berechneten Signalstärke-Korrekturwerte kann ausgeführt werden (Schritt **84**).

**[0062]** Hierbei kann als Verfahren zur Berechnung der Signalstärke-Korrekturwerte die Signalkorrektur-Vergrößerungsrate für die Signalstärke bei jedem Bildelemente oder über ein gesamtes Bild aus den $T_2$-Bildern mit und ohne Stimulierung erhalten werden, oder aus den bearbeiteten $T_2$-Bildern.

**[0063]** Es wird darauf hingewiesen, daß die gesamte voranstehend beschriebene Korrekturbearbeitung gemäß Schritten **51**, **52** und **53** von Fig. 4 ausgeführt werden kann, oder nur ein Teil dieser Verarbeitung, ent-

sprechend den Anforderungen, und die Reihenfolge kann – falls gewünscht – geändert werden.

**[0064]** Nunmehr kann die Beurteilung, ob die gewünschten bearbeiteten Bilder erhalten werden oder nicht, im Schritt **54** von Fig. 5, wie nachstehend erläutert durchgeführt werden. Sind nämlich die Pixelwerte in den bearbeiteten $T_2$-Bildern mit und ohne Stimulierung gegeben durch $I_2sc(x,y)$ und $I_2rc(x,y)$, so kann die Beurteilung dadurch erfolgen, daß bestimmt wird, ob der durch den nachstehend angegebenen Ausdruck (**5**) definierte Wert kleiner oder gleich dem gewünschten Wert wird.

$$\sum_{x,y=1}^{M,N} (I_2sc(x, y) - A \cdot I_2rc(X, Y))^2 \qquad (5)$$

wobei M und N Nummern von Bildpixeln in der x- beziehungsweise y-Richtung sind, und A die Signalkorrektur-Vergrößerungsrate bezeichnet, die entweder eine Konstante ist, oder eine Funktion von x und y.

**[0065]** Die Erfassung des geänderten Abschnitts im Schritt **55** von Fig. 5 kann wie nachstehend angegeben ausgeführt werden. Sind die Pixelwerte in den bearbeiteten $T_{2*}$-Bildern mit und ohne Stimulierung gegeben durch $I_2sc(x,y)$ und $I_2rc(x,y,)$, so kann der geänderte Abschnitt dadurch erfaßt werden, daß eine Schwelle für das Differenzbild angegeben wird, definiert durch die folgende Gleichung (6).

$$Idif(x, y) = I_2 \cdot sc(x, y) - I_2 \cdot rc(x, y) \qquad (6)$$

**[0066]** Für diese Erfassung des geänderten Abschnitts ist es ebenfalls möglich, statistische Datenbearbeitungsverfahren zu verwenden, beispielsweise den X-Test.

**[0067]** Nunmehr zeigt Fig. 9 die Impulssequenz der zweiten Ausführungsform für das Abbildungsschema zur Abbildung der Information bezüglich einer physiologischen Funktion in dem zu untersuchenden Körper.

**[0068]** Bei dieser zweiten Ausführungsform werden der 90°-HF-Impuls und das Scheibenbildungs-Gradientenmagnetfeld Gs so angelegt, daß sie den gewünschten Scheibenbereich anregen, um zuerst die freien Induktionsabkling-(FID)-NMR-Signale zu erzeugen. Dann wird die erste Datenakquisition durch das Echo-Planarschema durchgeführt, bei welchem das abtastende Gradientenmagnetfeld Gr wiederholt abwechselnd positiv und negativ geschaltet wird, um mehrere Echosignale zu erzeugen, während das Phasenkodier-Gradientenmagnetfeld Ge zum Zeitpunkt jedes Echosignals angeregt wird. Dann wird der 180°-HF-Impuls angelegt, um die Spin-Echosignale zu erzeugen, und die zweite Datenakquisition wird durch das entsprechende Echo-Planarschema ausgeführt. Daraufhin wird die entsprechende Anlegung des 180°-HF-Impulses und der Gradientenmagnetfelder so häufig wie nötig wiederholt (in Fig. 9 viermal), um die weiteren Datenakquisitionen durchzuführen.

**[0069]** Nach der geeigneten Vorbearbeitung erfahren dann die durch die Datenakquisition erlangten Daten eine komplexe Fourier-Transformation, um mehrere Bilder zu erzeugen. In diesen Bildern ist das aus der ersten Datenakquisition erhaltene Bild das $T_{2*}$-Bild, welches die transversale Relaxationszeit $T_2$ der Kernspins und die mikroskopische Magnetfeldinhomogenität innerhalb eines Voxels wiederspiegelt, wie bei der ersten Ausführungsform, während die aus der zweiten Datenakquisition und den folgenden Datenakquisitionen erhaltenen Bilder die $T_2$-Bilder sind, welche die transversale Relaxationszeit $T_2$ der Kernspins wiederspiegelt. Hierbei ist allerding die Echozeit (also das Zeitintervall vom Zentrum des 90°-HF-Impulses bis zu den Daten an einem Ursprung von zweidimensional angeordneten Daten für jede Datenakquisition) unterschiedlich bei unterschiedlichen Datenakquisitionen, so daß die Bilder, die aus der zweiten Datenakquisition und folgenden Datenakquisitionen erhalten werden, den Kontrast der unterschiedlichen $T_2$-Werte verstärken.

**[0070]** Ähnlich wie bei der voranstehend beschriebenen, ersten Ausführungsform ist es dann unter Verwendung der voranstehend geschilderten Abbildungssequenz von Fig. 9 möglich, Bilder des Kopfabschnittes in zwei Zuständen mit und ohne Stimulierung aufzunehmen, beispielsweise die Licht- und Geräuschstimulierung, die zum Beispiel von dem Stimulierungsgerät **17** erzeugt wird. In einem derartigen Fall tritt bei den $T_{2*}$-Bildern, die durch die erste Datenakquisition mit und ohne Stimulierung erhalten werden, die Änderung der Sauerstoffdichte des Blutes oder des lokalen Blutflusses infolge der Aktivierung des betreffenden Abschnitts der Gehirnzellen in Reaktion auf die Stimulierung auf, so daß sich der $T_{2*}$-Kontrast entsprechend der Änderung der magnetischen Suszeptibilität des lokalen Gewebes in der Nähe des aktivierten Abschnitts ändert. Andererseits bleibt bei den $T_2$-Bildern, die bei der zweiten Datenakquisition und folgenden Datenakquisitionen mit und ohne Stimulierung erhalten werden, die transversale Relaxationszeit $T_2$ der Gewebe unverändert, unabhängig vom

Vorhandensein oder der Abwesenheit der Stimulierung, so daß derselbe $T_2$-Kontrast bei den $T_2$-Bildern sowohl mit als auch ohne Stimulierung erhalten wird.

**[0071]** Dann kann der Abschnitt, in welchem die Gehirnzellen durch die Stimulierung aktiviert wurden, quantitativ durch den Betriebsablauf gemäß dem Flußdiagramm von Fig. 10 auf nachstehend beschriebene Weise erfaßt werden.

**[0072]** Wie im Falle von Fig. 5 für die voranstehend beschriebene, erste Ausführungsform werden nämlich aus den erhaltenen Bilddaten im Anfangsschritt **50** die Korrekturbearbeitung in Bezug auf die Inhomogenität des statischen Magnetfeldes (Schritt **51**), die Bearbeitung zur geometrischen Korrektur in Bezug auf die Bewegung des lebenden Körpers (Schritt **52**), und die Korrekturbearbeitung, welche die Signalstärke zwischen Bildern betrifft (Schritt **53**) aufeinanderfolgend und wiederholt durchgeführt, bis die gewünschten, bearbeiteten Bilder erhalten werden (Schritt **54**). Nachdem die gewünschten, bearbeiteten Bilder erhalten wurden, wird dann die $T_2$-Normierungsbearbeitung zur Berechnung der $T_2$-Wert-Verteilung sowie die Normierung der Signalstärke entsprechend der berechneten $T_2$-Wert-Verteilung ausgeführt (Schritt **101**), um eine quantitative Erfassung des geänderten Abschnitts zu ermöglichen.

**[0073]** Diese $T_2$-Normierungsbearbeitung im Schritt **101** von Fig. 9 kann entsprechend dem Flußdiagramm von Fig. 11 ausgeführt werden. Aus mehreren $T_2$-Bildern, die durch die zweite Datenakquisition und folgende Datenakquisitionen in den Schritten **110-1** bis **110-n** erhalten wurden, wird nämlich der $T_2$-Wert bei jedem Bildelement berechnet, entsprechend der Änderung der Signalstärke der entsprechenden Bilddaten und diesen $T_2$-Bildern, um die $T_2$-Wert-Verteilung (Schritt **111**) zu erhalten. Entsprechend der erhaltenen $T_2$-Wert-Verteilung wird dann die Normierung der Signalstärke in den $T_{2^*}$-Bildern durchgeführt, die durch die erste Datenakquisition erhalten wurden (Schritt **112**).

**[0074]** Daraufhin wird der geänderte Abschnitt, in welchem die Gehirnzellen durch die Stimulierung aktiviert wurden, dadurch quantifiziert, daß die Änderung der Signalstärke in den bearbeiteten $T_{2^*}$-Bildern mit und ohne Stimulierung berechnet wird (Schritt **102**). Auf diese Weise wird es möglich, quantitativ die Änderung des lokalen Blutflusses oder der Sauerstoffdichte im Blut infolge der Aktivierung der Gehirnzellen als Änderung der magnetischen Suszeptibilität des lokalen Gewebes zu erfassen, unabhängig von dem $T_2$-Wert des Gewebes.

**[0075]** Statt die Funktionsinformation aus der Änderung der Signalstärke wie in Fig. 10 zu quantifizieren, ist es entsprechend ebenfalls möglich, die Funktioninformation aus der Änderung der Phaseninformation in den in Fig. 12 gezeigten Bildern zu quantifizieren. In diesem Fall muß statt der $T_2$-Normierungsbearbeitung im Schritt **101** in Fig. 10 die Phasenkorrekturbearbeitung in Bezug auf den Phasenfehler infolge der Inhomogenität des statischen Magnetfeldes ausgeführt werden (Schritt **121**), bevor die Quantifizierung des geänderten Abschnitts im Schritt **102** erfolgt. Hierbei kann allerdings diese Phasenkorrekturbearbeitung dadurch ausgeführt werden, daß die Information bezüglich der Verteilung des statischen Magnetfeldes eingesestzt wird, die bei der voranstehend geschilderten Inhomogenitätskorrekturbearbeitung für das statische Magnetfeld beschrieben wurde.

**[0076]** Als nächstes zeigt Fig. 13 die Impulssequenz der dritten Ausführungsform für das Abbildungsschema zur Abbildung der Information in Bezug auf eine physiologische Funktion in dem zu untersuchenden Körper.

**[0077]** Bei dieser dritten Ausführungsform wird statt des Echo-Planarschemas, welches bei den voranstehend beschriebenen ersten und zweiten Ausführungsformen verwendet wird, ein Hochgeschwindigkeits-Spin-Echoverfahren zur Erzeugung mehrerer Echosignale durch die wiederholte Anlegung der 180°-HF-Impulse eingesetzt. In diesem Fall werden daher der 90°-HF-Impuls und das scheibenbildende Gradientenmagnetfeld Gs angelegt, um den gewünschten Scheibenbereich zu erregen, um zuerst die freien Induktionsabkling(FID)-NMR-Signale zu erzeugen. Dann werden die 180°-HF-Impulse und das scheibenbildende Gradientenmagnetfeld Gs wiederholt angelegt, während zwischen den aufeinanderfolgenden Anlegungen des 180°-HF-Impulses und des scheibenbildenden Gradientenmagnetfeldes Gs das Abtast-Gradientenmagnetfeld Gr wiederholt abwechselnd von Positiv auf Negativ umgeschaltet wird, um mehrere Echosignale zu erzeugen, und das Phasenkodier-Gradientenmagnetfeld Ge wird vor und am Ende des Abtast-Gradientenmagnetfeldes Gr mit aufeinanderfolgend verschobenen Pegeln gemäß Fig. 13 angelegt, entsprechend dem Hochgeschwindigkeits-Spin-Echoschema.

**[0078]** Dann wird die Datenakquisition immer dann ausgeführt, wenn das Abtast-Gradientenmagnetfeld Gr umgeschaltet wird, und diese Impulssequenz wird so häufig wie möglich mit der Wiederholungsrate TR durchgeführt, so daß die $T_2$-Bilder aus den Daten erhalten werden können, die bei den Datenakquisitionen **1-1**, **1-2**,

**1-3**, ... erhalten werden, während die $T_{2^*}$-Bilder aus den Daten erhalten werden können, die bei den Datenakquisitionen **2-1**, **2-2**, **2-3**, ... erhalten werden, und bei den Datenalquisistionen **3-1**, **3-2**, **3-3**, usw. Dann kann eine Bildbearbeitung ähnlich jener bei der voranstehend beschriebenen ersten und zweiten Ausführungsform bei den erhaltenen $T_2$- und $T_{2^*}$-Bildern eingesetzt werden.

**[0079]** Als nächstes zeigt Fig. 14 die Impulssequenz der vierten Ausführungsform des Abbildungsschemas zur Abbildung der Information in Bezug auf eine physiologische Funktion in dem zu untersuchenden Körper.

**[0080]** Bei dieser vierten Ausführungsform wird statt des Echo-Planarschemas, welches bei den voranstehend geschilderten ersten und zweiten Ausführungsformen verwendet wird, das Spin-Echoschema verwendet. Daher werden in diesem Fall der 90°-HF-Impuls und das Scheibenbildungs-Gradientenmagnetfeld Gs angelegt, um den gewünschten Scheibenbereich zu erregen, um zuerst die freien Induktionsabkling(FID)-NMR-Signale zu erzeugen. Dann werden die 180°-HF-Impulse und das Scheibenbildungs-Gradientenmagnetfeld Gs angelegt, und das Abtast-Gradientenmagnetfeld Gr wird abwechselnd wiederholt positiv und negativ geschaltet, um mehrere Echosignale zu erzeugen, während das Phasenkodier-Gradientenmagnetfeld Ge vor dem Abtast-Gradientenmagnetfeld Gr angelegt wird, aufeinanderfolgend gemäß Fig. 14 entsprechend dem Spin-Echoschema.

**[0081]** Dann wird die Datenakquisition jedesmal dann ausgeführt, wenn das Abtast-Gradientenmagnetfeld Gr umgeschaltet wird, und diese Impulssequenz wird so häufig wie erforderlich mit der Wiederholungsrate TR durchgeführt, so daß die $T_2$-Bilder aus den Daten erhalten werden können, die durch die Datenakquisition **1** erhalten werden, während die $T_{2^*}$-Bilder aus den Daten erhalten werden können, die man bei den Datenakquisitionen **2** und **3** erhält.

**[0082]** Als nächstes zeigen Fig. 15 und Fig. 16 die Impulssequenzen gemäß der fünften und sechsten Ausführungsform des Abbildungsschemas zur Abbildung der Information in Bezug auf eine physiologische Funktion in dem zu untersuchenden Körper.

**[0083]** Bei dieser fünften und sechsten Ausführungsform werden die voranstehend beschriebene erste und dritte Ausführungsform von Fig. 4 und Fig. 13 an das dreidimensionale Abbildungsschema angepaßt. In jedem dieser beiden Fälle erfolgt die Phasenkodierung auch durch das Scheibenbildungs-Gradientenmagnetfeld Gs, und die Impulssequenz wird wiederholt ausgeführt, um die dreidimensionalen Daten zu erhalten. Für diese dreidimensionalen Daten kann die Bildbearbeitung ähnlich der voranstehend beschriebenen Bearbeitung auf offensichtliche Weise auf drei Dimensionen ausgedehnt werden.

**[0084]** Es ist ebenfalls möglich, das Abbildungsschema zur Abbildung der sich auf eine physiologische Funktion beziehenden Information in dem zu untersuchenden Körper gemäß der vorliegenden Erfindung auf die andere bekannte Impulssequenz anzuwenden, beispielsweise auf jene gemäß dem Gradienten-Echoschema.

**[0085]** Falls eine ausgezeichnete Richtung bei den Körperbewegungen des zu untersuchenden Körpers vorhanden ist, so ist es möglich, die Abbildungsrichtung so einzustellen, daß der Einfluß der Körperbewegungen unterdrückt werden kann, und es ist ebenfalls möglich, eine EKG-getaktete Abbildung (Elektrokardiogramm) zu verwenden, oder den Einsatz der Phasenänderungs-Gradientenmagnetfeldimpulse zur Unterdrückung des Einflusses der Körperbewegungen, oder des Schemas zur Unterdrückung der Signale von dem cerebrospinalen Fluid im Falle einer Abbildung des Kopfabschnittes.

**[0086]** Wie erläutert ist es gemäß der vorliegenden Erfindung möglich, eine kernmagnetische Resonanzabbildung von Information bezüglich des lebenden Körpers zu realisieren, beispielsweise der Blutflußänderung oder der Sauerstoffdichte im Blut, die sich auf eine Änderung einer physiologischen Funktion im lebenden Körper beziehen, und zwar quantitativ, mit hoher Genauigkeit, und ohne Einflüsse durch die Körperbewegungen des zu untersuchenden Körpers, der transversalen Relaxationszeit der Kernspins der betreffenden Kerne, der Inhomogenität des statischen Magnetfeldes, und der Änderung der Bildsignalstärke, so daß nicht-invasiv eine Information über einen lebenden Körper erhalten werden kann, die bei der Untersuchung von Funktionen des lebenden Körpers und bei der Diagnose von Krankheiten äußerst nützlich ist.

**[0087]** In diesem Zusammenhang wird darauf hingewiesen, daß abgesehen von den voranstehend geschilderten verschiedenen Ausführungsformen zahlreiche Modifikationen und Abänderungen der voranstehenden Ausführungsformen vorgenommen werden können, ohne von den neuen und vorteilhaften Merkmalen der vorliegenden Erfindung abzuweichen. Daher sollen alle derartigen Modifikationen und Abänderungen durch die beigefügten Patentansprüche eingeschlossen sein, da sich der Umfang der vorliegenden Erfindung aus der

Gesamtheit der vorliegenden Anmeldeunterlagen ergibt.

**Patentansprüche**

1. Bildgebungsverfahren mit kernmagnetischer Resonanz, das folgende Schritte aufweist:
Abbilden eines zu untersuchenden Körpers, der in einem homogenen, statischen Magnetfeld angeordnet ist, durch Anlegen eines Hochfrequenz-Magnetfelds und von Gradientenmagnetfeldern entsprechend einer Impulssequenz, Erfassen von vom zu untersuchenden Körper in Reaktion auf das Hochfrequenz-Magnetfeld und die Gradientenmagnetfelder ausgesendeten kernmagnetischen Resonanzsignalen, und Bearbeiten der kernmagnetischen Resonanzsignale zum Ausbilden kernmagnetischer Resonanzbilder;
derartiges Steuern der Impulssequenz, daß sowohl ein erstes Abbildungsschema, das gegenüber einer funktionellen Eigenschaft des zu untersuchenden Körpers empfindlich ist, als auch ein zweites Abbildungsschema, das gegenüber einer funktionellen Eigenschaft des zu untersuchenden Körpers unempfindlich ist, basierend auf einer einzigen Ausführung der Impulssequenz durch die Bildgebung realisiert werden, um eine erste und eine zweite Art von kernmagnetischen Resonanzbildern jeweils entsprechend dem ersten und dem zweiten Abbildungsschema zu erhalten; und
Erhalten einer funktionellen Information über den zu untersuchenden Körper durch Bestimmen eines Bereichs mit einer durch die funktionelle Eigenschaft des zu untersuchenden Körpers verursachten lokalen Magnetfeldstörung aus der ersten und der zweiten Art von kernmagnetischen Resonanzbildern;
wobei die Impulssequenz für das erste Abbildungsschema folgendes enthält:
Anlegen eines 90°-Hochfrequenzimpulses und eines Scheibenbildungs-Gradientenmagnetfeldes, um einen gewünschten Scheibenbereich anzuregen, um kernmagnetische Resonanzsignale mit freiem Induktionsabklingen zu erzeugen; und
Ausführen einer ersten Datenakquisition durch Anlegen eines Abtast-Gradientenmagnetfelds, das wiederholt abwechselnd positiv und negativ geschaltet wird, um eine Vielzahl von Echosignalen zu erzeugen, während ein Phasencodier-Gradientenmagnetfeld zum Zeitpunkt jedes Echosignals angelegt wird; und
wobei die Impulssequenz für das zweite Abbildungsschema folgendes enthält:
Anlegen eines 180°-Hochfrequenz-Impulses, um die Spinechosignale zu erzeugen; und
Ausführen einer zweiten Datenakquisition durch Anlegen des Abtast-Gradientenmagnetfeldes, das wiederholt abwechselnd positiv und negativ geschaltet wird, um eine Vielzahl von Echosignalen zu erzeugen, während ein Phasencodier-Gradientenmagnetfeld zum Zeitpunkt jedes Echosignals angelegt wird.

2. Verfahren nach Anspruch 1, wobei die Impulssequenz für das zweite Abbildungsschema weiterhin folgendes enthält:
Ausführen aufeinanderfolgender Datenakquisitionen durch Wiederholen eines Anlegens des 180°-Hochfrequenz-Impulses und Anlegen des Abtast-Gradientenmagnetfeldes und des Phasencodier-Gradientenmagnetfeldes.

3. Bildgebungsverfahren mit kernmagnetischer Resonanz, das folgende Schritte aufweist:
Abbilden eines zu untersuchenden Körpers, der in einem homogenen, statischen Magnetfeld angeordnet ist, durch Anlegen eines Hochfrequenz-Magnetfelds und von Gradienten-Magnetfeldern gemäß einer Impulssequenz, Erfassen von vom zu untersuchenden Körper in Reaktion auf das Hochfrequenz-Magnetfeld und die Gradientenmagnetfelder ausgesendeten kernmagnetischen Resonanzsignalen, und Bearbeiten der kernmagnetischen Resonanzsignale zum Ausbilden kernmagnetischer Resonanzbilder;
derartiges Steuern der Impulssequenz, daß sowohl ein erstes Abbildungsschema, das gegenüber einer funktionellen Eigenschaft des zu untersuchenden Körpers empfindlich ist, als auch ein zweites Abbildungsschema, das gegenüber einer funktionellen Eigenschaft des zu untersuchenden Körpers unempfindlich ist, basierend auf einer einzigen Ausführung der Impulssequenz durch die Bildgebung realisiert werden, um eine erste und eine zweite Art von kernmagnetischen Resonanzbildern jeweils entsprechend dem ersten und dem zweiten Abbildungsschema zu erhalten; und
Erhalten einer funktionellen Information über den zu untersuchenden Körper durch Bestimmen eines Bereichs mit einer durch die funktionelle Eigenschaft des zu untersuchenden Körpers verursachten lokalen Magnetfeldstörung aus der ersten und der zweiten Art von kernmagnetischen Resonanzbildern;
wobei die Impulssequenz für das erste und das zweite Abbildungsschema folgendes enthält:
Anlegen eines 90°-Hochfrequenzimpulses und eines Scheibenbildungs-Gradientenmagnetfeldes, um einen gewünschten Scheibenbereich anzuregen, um kernmagnetische Resonanzsignale mit freiem Induktionsabklingen zu erzeugen; und
Ausführen mehrerer Datenakquisitionen durch Anlegen eines 180°-Hochfrequenz-Impulses, während ein Abtast-Gradientenmagnetfeld angelegt wird, das wiederholt abwechselnd positiv und negativ geschaltet wird, um eine Vielzahl von Echosignalen zu erzeugen, und eines Phasencodier-Gradientenmagnetfeldes vor dem Ab-

tast-Gradientenmagnetfeld, wobei das erste Abbildungsschema aus Daten einer ersten Datenakquisition nach dem Anlegen des 180°-Hochfrequenz-Impulses erhalten wird, und das zweite Abbildungsschema aus Daten nachfolgender Datenakquisitionen erhalten wird.

4. Verfahren nach Anspruch 3, wobei der 180°-Hochfrequenz-Impuls wiederholt angelegt wird und das Phasencodier-Gradientenmagnetfeld während einer Periode zwischen aufeinanderfolgendem Anlegen des 180°-Hochfrequenz-Impulses und des Scheibenbildungs-Gradientenmagnetfeldes vor und am Ende des Abtast-Gradientenmagnetfeldes mit aufeinanderfolgend verschobenen Pegeln angelegt wird.

5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß das erste Abbildungsschema ein Abbildungsschema ist, um die kernmagnetischen Resonanzbilder der ersten Art zu erhalten, die leicht durch eine mikroskopische Inhomogenität des Magnetfeldes beeinträchtigt werden, wogegen das zweite Abbildungsschema ein Abbildungsschema zum Erhalten der kernmagnetischen Resonanzbilder der zweiten Art ist, die durch die mikroskopische Inhomogenität des Magnetfeldes kaum beeinflußt werden.

6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß das erste Abbildungsschema ein Abbildungsschema ist, bei welchem die kernmagnetischen Resonanzsignale in einem Zustand erfaßt werden, in welchem Phasen gewünschter Kernspins durch eine mikroskopische Inhomogenität des Magnetfeldes gestört werden, wogegen das zweite Abbildungsschema ein Abbildungsschema ist, bei welchem die kernmagnetischen Resonanzsignale in einem Zustand erfaßt werden, in welchem die Phasen der gewünschten Kernspins nicht gestört werden.

7. Verfahren nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß die Impulssequenz in dem Steuerschritt so gesteuert wird, daß das zweite Abbildungsschema ausgeführt wird, bevor die Phasen der gewünschten Kernspins durch eine mikroskopische Inhomogenität des Magnetfeldes gestört werden.

8. Verfahren nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß die Impulssequenz in dem Steuerschritt so gesteuert wird, daß das zweite Abbildungsschema ausgeführt wird, nachdem die Phasen der gewünschten Kernspins erneut ausgerichtet werden.

9. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß die kernmagnetischen Resonanzbilder der ersten Art $T_{2^*}$-Bilder sind, wogegen die kernmagnetischen Resonanzbilder der zweiten Art $T_2$-Bilder sind.

10. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, daß im Schritt zum Erhalten der funktionellen Information die funktionelle Information Information bezüglich eines lebenden Körpers anzeigt, die sich auf eine physiologische Funktion des zu untersuchenden Körpers bezieht.

11. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, daß in dem Schritt zum Erhalten der funktionellen Information die funktionelle Information eine Änderung zumindest entweder der Sauerstoffdichte im Blut oder eines lokalen Blutflusses in dem zu untersuchenden Körper anzeigt.

12. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, daß in dem Steuerschritt die Impulssequenz so gesteuert wird, daß sie in zumindest einem der Zustände vor, während und nach der Ausübung einer Stimulierung auf den zu untersuchenden Körper ausgeführt wird.

13. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 12, gekennzeichnet durch folgende weiteren Schritte:
Berechnen von Bildkorrekturwerten, die eine Korrektur einer Inhomogenität des statischen Magnetfeldes betreffen, entsprechend der ersten und zweiten Art der kernmagnetischen Resonanzbilder; und
Korrigieren der ersten und zweiten Art der kernmagnetischen Resonanzbilder mit den Bildkorrekturwerten;
wobei in den Schritten zum Erhalten der funktionellen Information die funktionelle Information dadurch erhalten wird, daß die erste und zweite Art der kernmagnetischen Resonanzbilder, die in dem Korrekturschritt korrigiert wurden, bearbeitet werden.

14. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 13, dadurch gekennzeichnet, daß in dem Steuerschritt die Impulssequenz so gesteuert wird, daß sie zumindest zweimal ausgeführt wird, mit und ohne eine auf den zu untersuchenden Körper ausgeübte Stimulierung, und daß in dem Schritt zum Erhalten der funktionellen Information die funktionelle Information aus den kernmagnetischen Resonanzbildern der ersten Art erhalten wird, entsprechend dem ersten Abbildungsschema, welches mit und ohne die Stimulierung ausgeführt wird.

15. Verfahren nach Anspruch 14, gekennzeichnet durch folgende weiteren Schritte:
Berechnen von Bildkorrekturwerten, die zumindest entweder eine geometrische Korrektur oder eine Signalstärkekorrektur betreffen, von den kernmagnetischen Resonanzbildern der zweiten Art entsprechend dem zweiten Abbildungsschema, welches mit und ohne die Stimulierung ausgeführt wird; und
Korrigieren der ersten und zweiten Art der kernmagnetischen Resonanzbilder mit den Bildkorrekturwerten;
wobei in den Schritten zum Erhalten der funktionellen Information die funktionelle Information dadurch erhalten wird, daß die erste und zweite Art der kernmagnetischen Resonanzbilder, die in dem Korrekturschritt korrigiert wurden, bearbeitet werden.

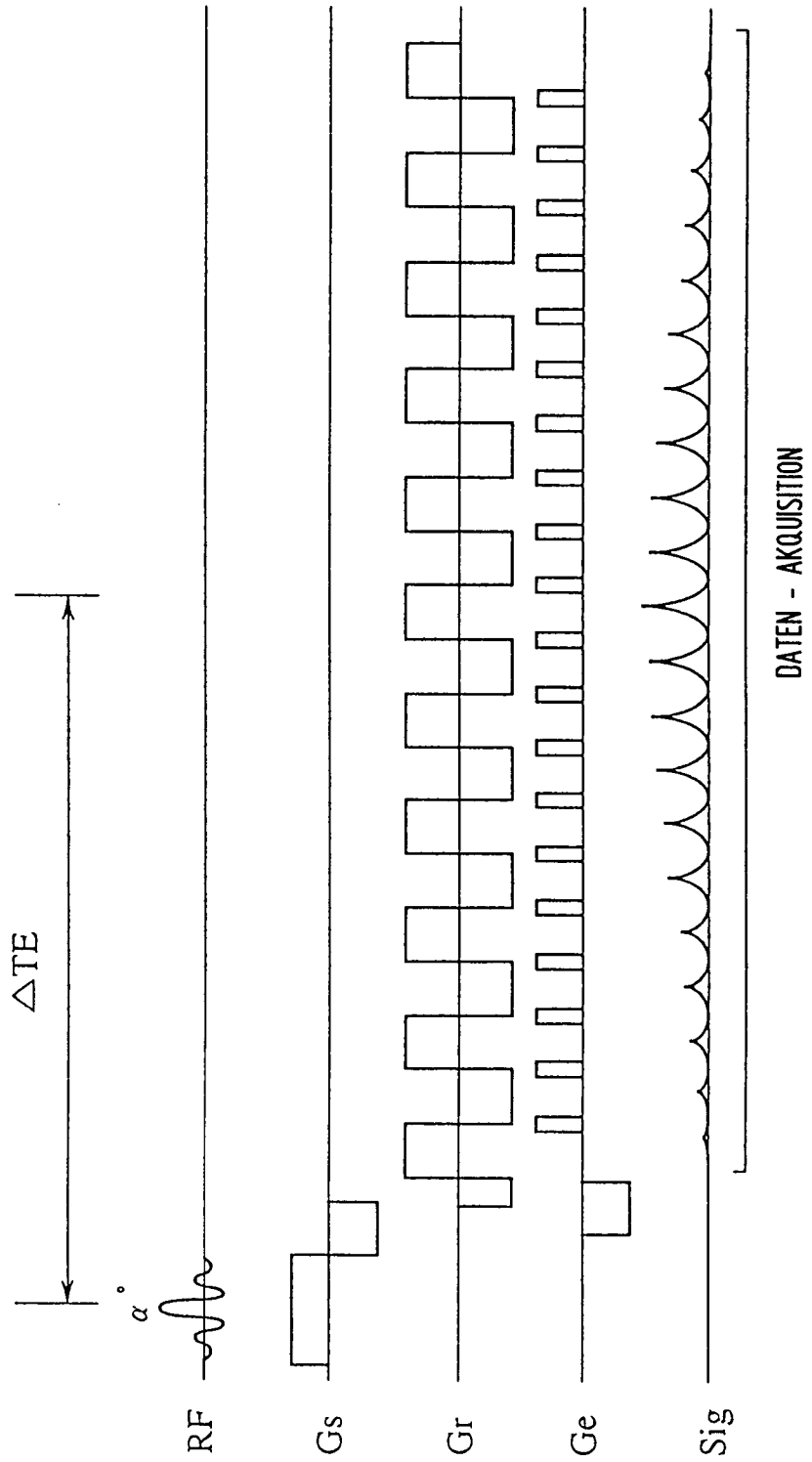
16. Verfahren nach Anspruch 14,
dadurch gekennzeichnet, daß der Schritt zum Erhalten der funktionellen Information weiterhin folgende Schritte aufweist:
Normieren der kernmagnetischen Resonanzbilder der ersten Art entsprechend einer Bildelement-Werteverteilung in den kernmagnetischen Resonanzbildern der zweiten Art; und
Quantifizieren einer Änderung der funktionellen Information des zu untersuchenden Körpers aus den kernmagnetischen Resonanzbildern der ersten Art entsprechend dem ersten Abbildungsschema, welches mit und ohne die Stimulierung durchgeführt wird, unter Normierung in dem Normierungsschritt.

17. Verfahren nach Anspruch 14,
dadurch gekennzeichnet, daß der Schritt zum Erhalten der funktionellen Information weiterhin folgende Schritte umfaßt:
Korrektur der kernmagnetischen Resonanzbilder der ersten Art mit einer Phasenkorrektur, welche die Homogenität des statischen Magnetfeldes betrifft; und
Quantifizieren einer Änderung der funktionellen Information des zu untersuchenden Körpers aus den kernmagnetischen Resonanzbildern der ersten Art entsprechend dem ersten Abbildungsschema, welches mit und ohne die Stimulierung ausgeführt wird, unter Korrektur in dem Korrekturschritt.

Es folgen 16 Blatt Zeichnungen

**Anhängende Zeichnungen**

FIG. 1
STAND DER TECHNIK



# FIG. 2

STAND DER TECHNIK

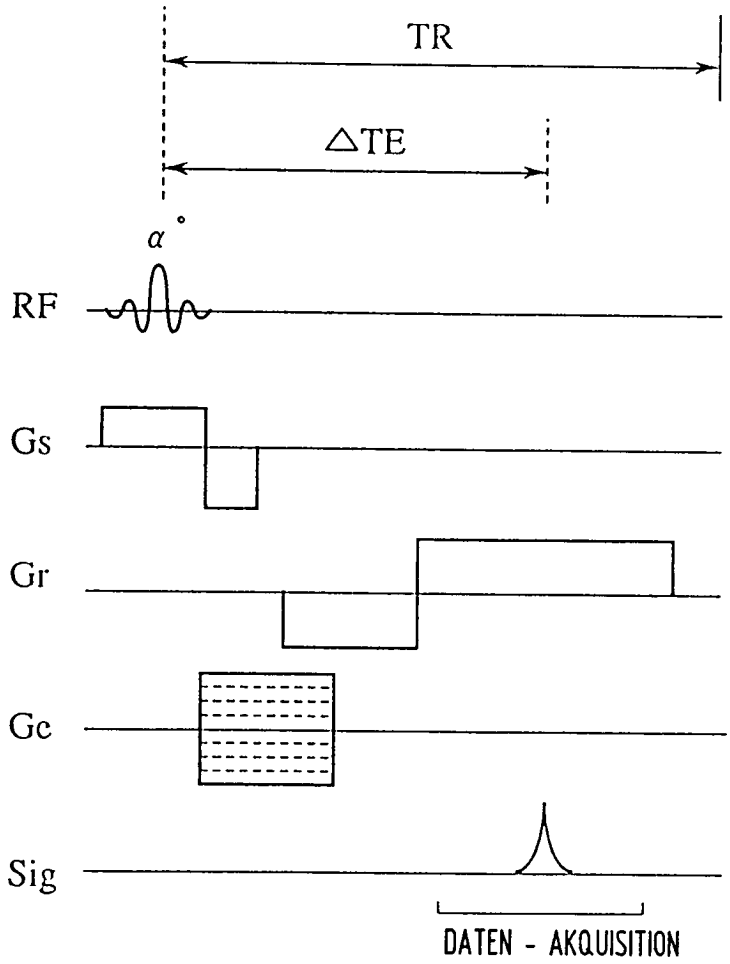


FIG. 3

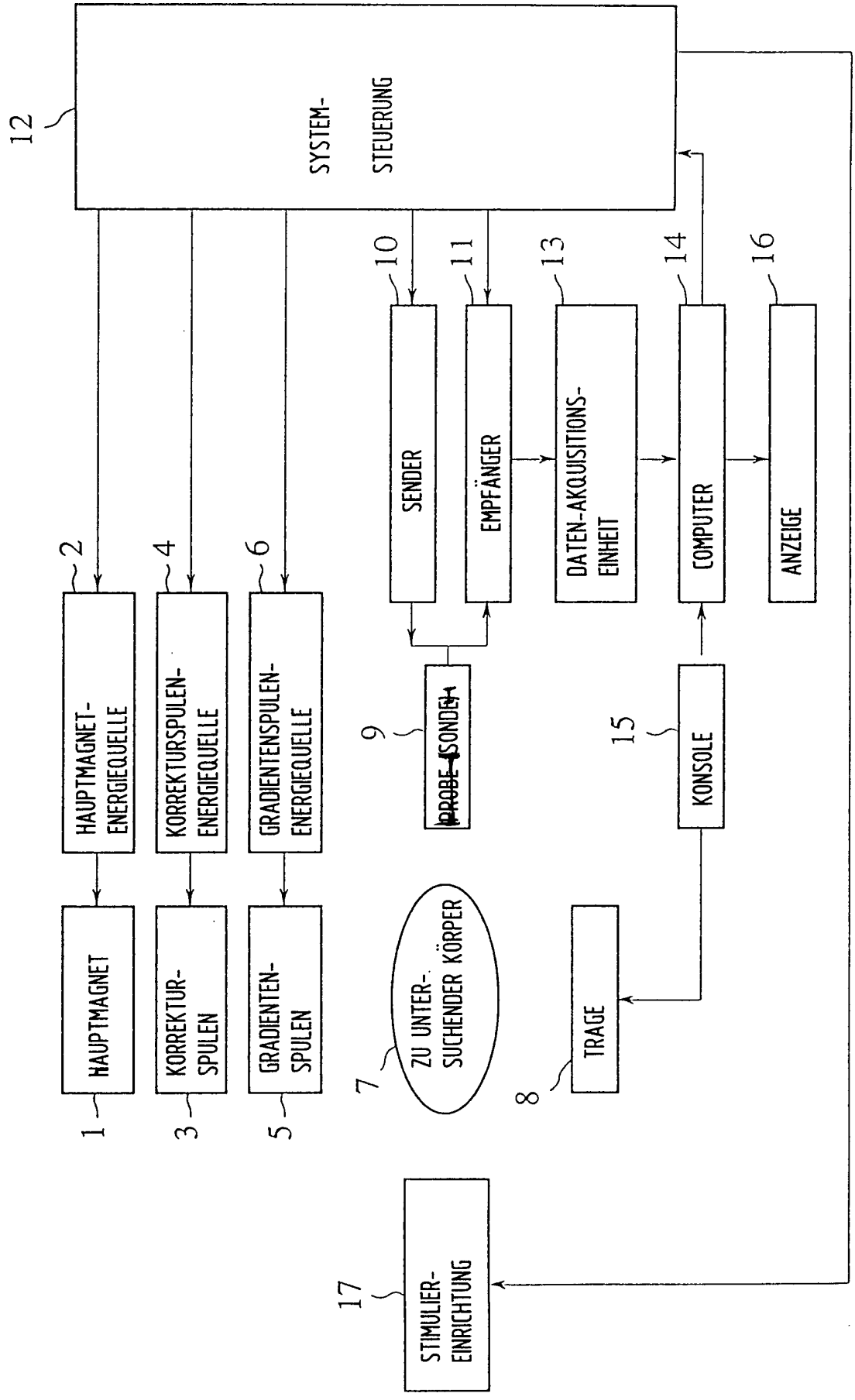

12
SYSTEM-
STEUERUNG
2
HAUPTMAGNET-
ENERGIEQUELLE
4
KORREKTURSPULEN-
ENERGIEQUELLE
6
GRADIENTENSPULEN-
ENERGIEQUELLE
10
SENDER
11
EMPFÄNGER
13
DATEN-AKQUISITIONS-
EINHEIT
14
COMPUTER
16
ANZEIGE
HAUPTMAGNET
KORREKTUR-
SPULEN
GRADIENTEN-
SPULEN
1
3
5
9
PROBE-/SONDE
15
KONSOLE
7
ZU UNTER-
SUCHENDER KÖRPER
8
TRAGE
17
STIMULIER-
EINRICHTUNG

FIG. 4

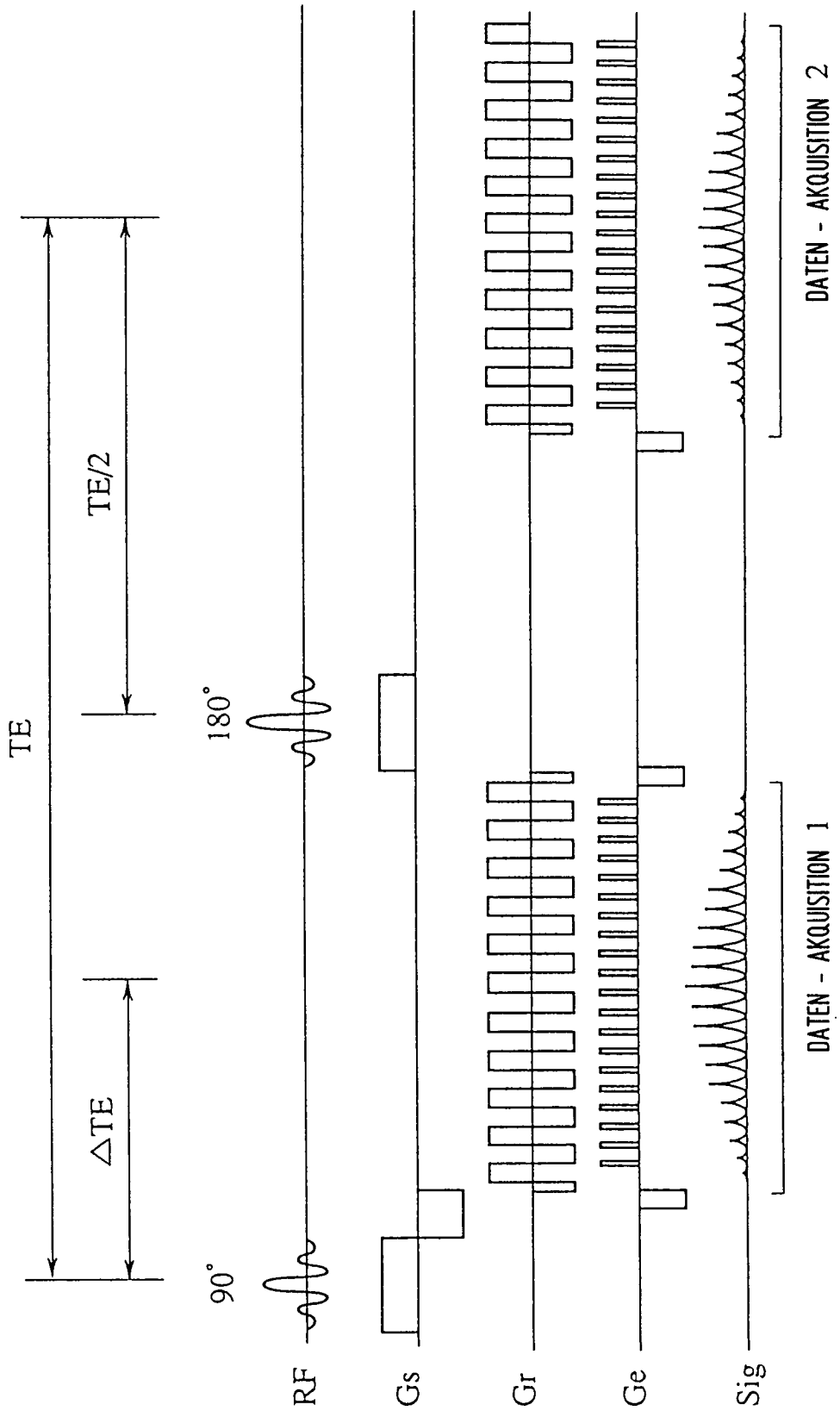

TE
TE/2
ΔTE
90°
180°
RF
Gs
Gr
Ge
Sig
DATEN - AKQUISITION 1
DATEN - AKQUISITION 2

FIG. 5

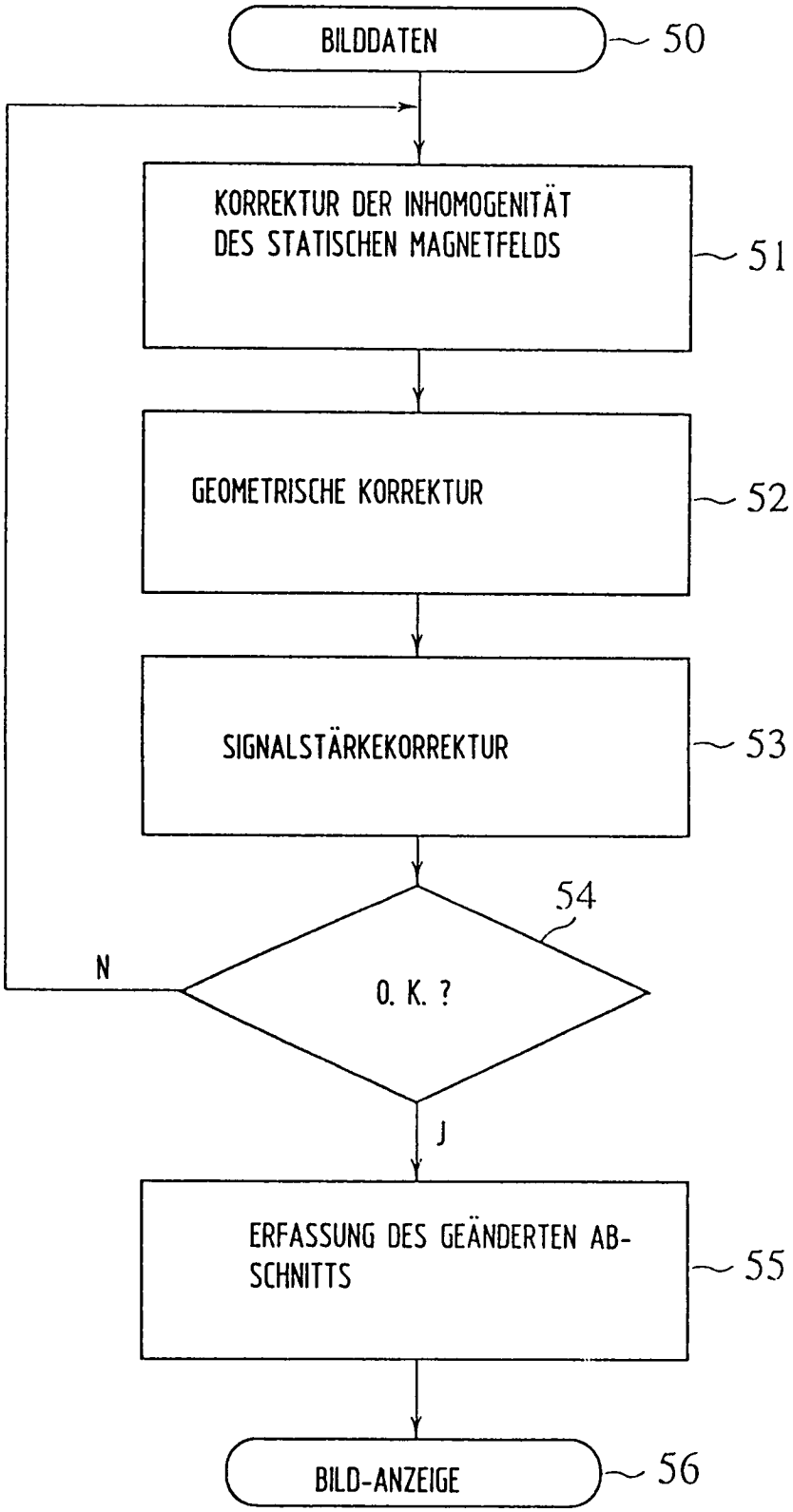

BILDDATEN
50
KORREKTUR DER INHOMOGENITÄT DES STATISCHEN MAGNETFELDS
51
GEOMETRISCHE KORREKTUR
52
SIGNALSTÄRKEKORREKTUR
53
54
O. K. ?
N
J
ERFASSUNG DES GEÄNDERTEN AB-SCHNITTS
55
BILD-ANZEIGE
56

FIG. 6

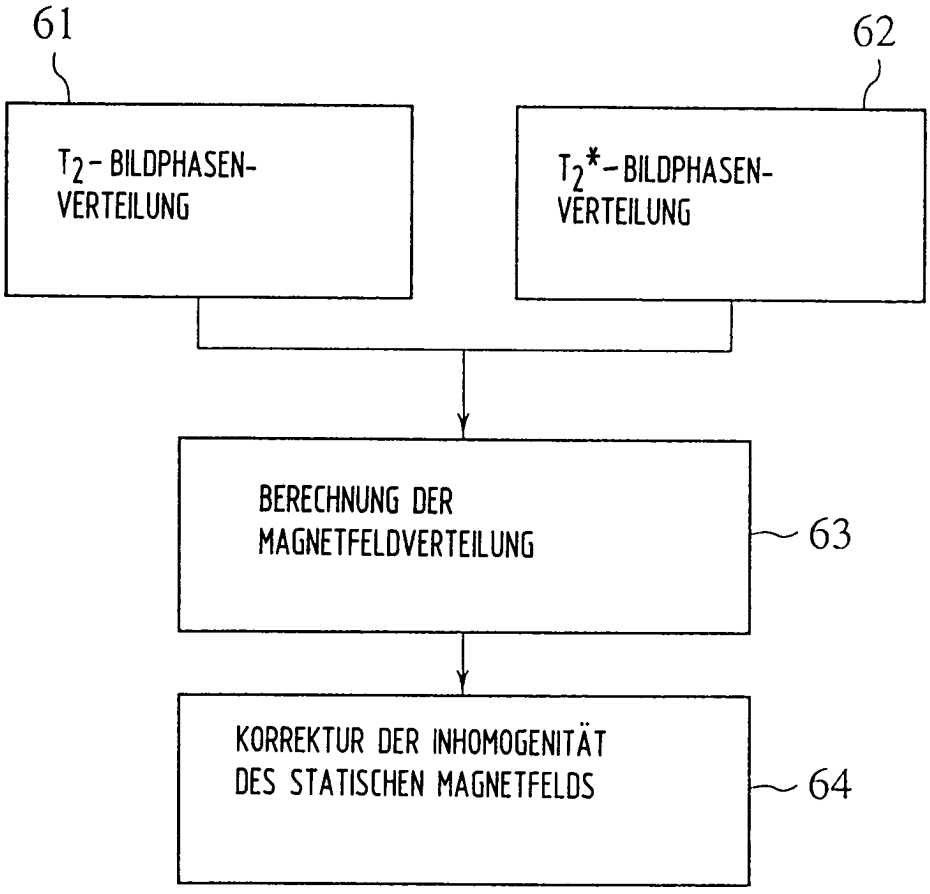

61
62
T2 - BILDPHASEN-VERTEILUNG
T2* - BILDPHASEN-VERTEILUNG
BERECHNUNG DER MAGNETFELDVERTEILUNG
63
KORREKTUR DER INHOMOGENITÄT DES STATISCHEN MAGNETFELDS
64

FIG. 7

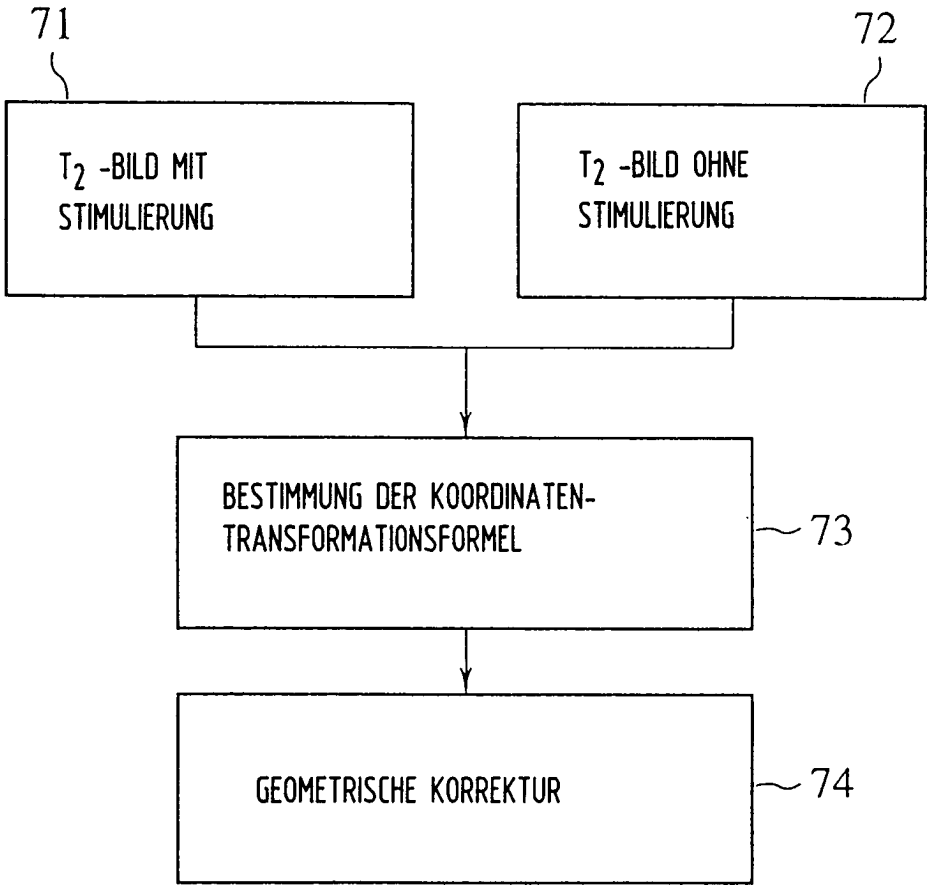

71
72
$T_2$ -BILD MIT STIMULIERUNG
$T_2$ -BILD OHNE STIMULIERUNG
BESTIMMUNG DER KOORDINATEN-TRANSFORMATIONSFORMEL
73
GEOMETRISCHE KORREKTUR
74

FIG. 8

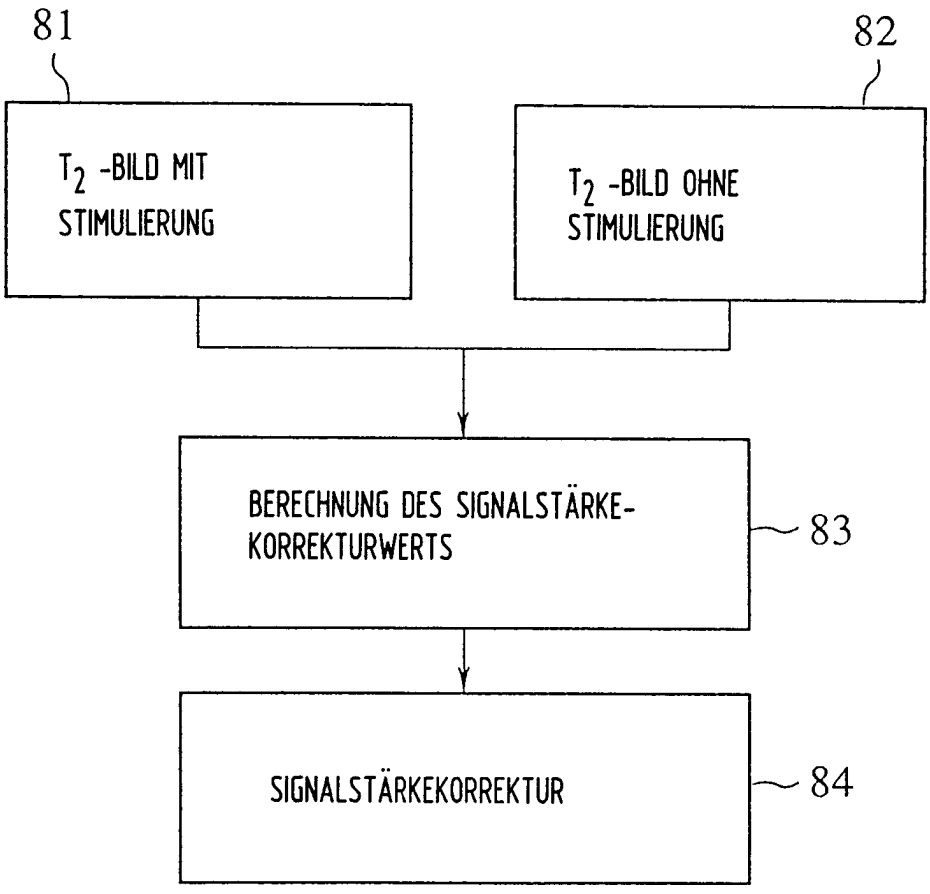

81
82
$T_2$ -BILD MIT STIMULIERUNG
$T_2$ -BILD OHNE STIMULIERUNG
BERECHNUNG DES SIGNALSTÄRKE-KORREKTURWERTS
83
SIGNALSTÄRKEKORREKTUR
84

FIG. 9

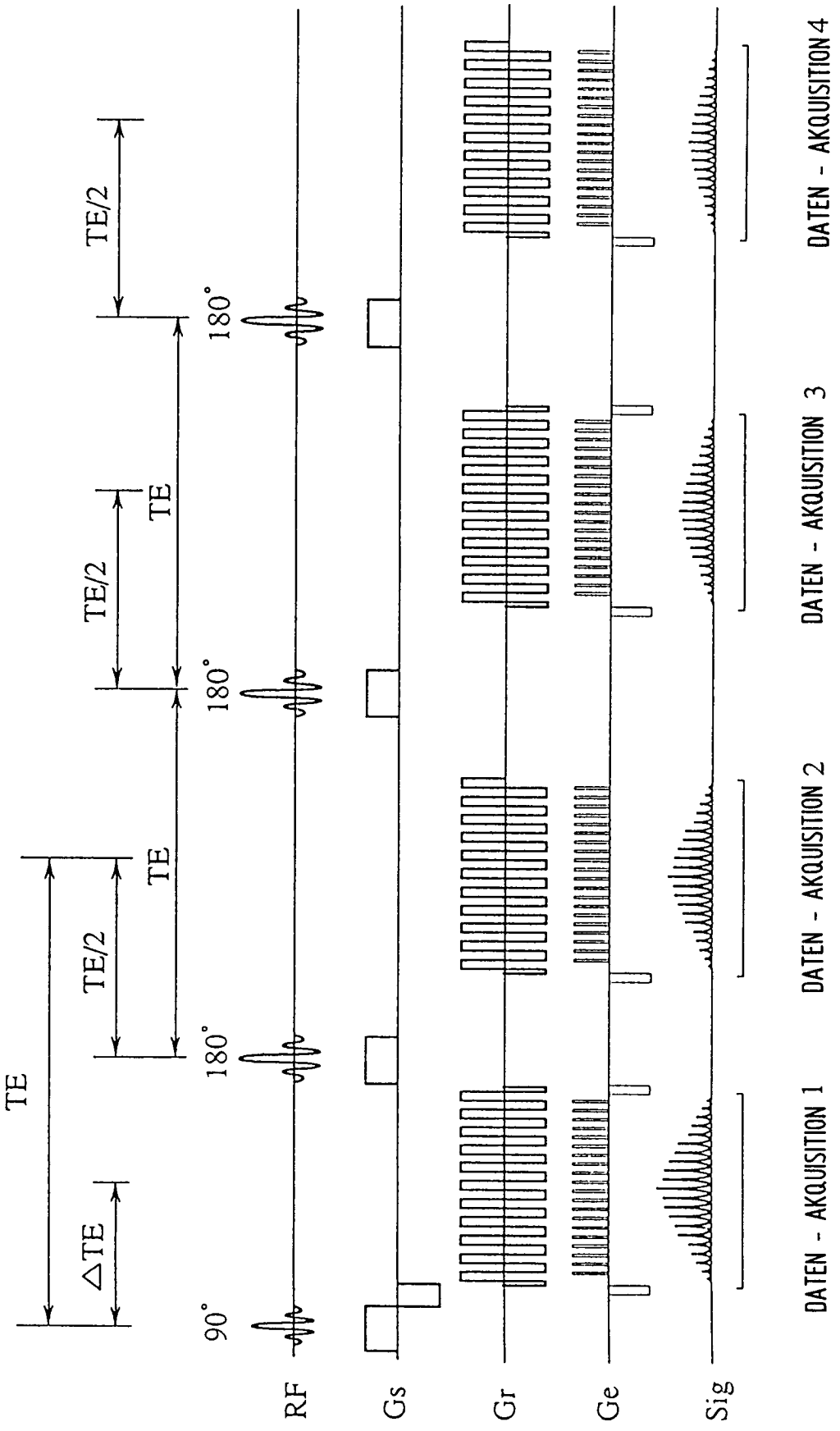

TE
ΔTE
TE/2
TE
180°
TE/2
TE
180°
TE/2
180°
90°
RF
Gs
Gr
Ge
Sig
DATEN - AKQUISITION 1
DATEN - AKQUISITION 2
DATEN - AKQUISITION 3
DATEN - AKQUISITION 4

FIG. 10

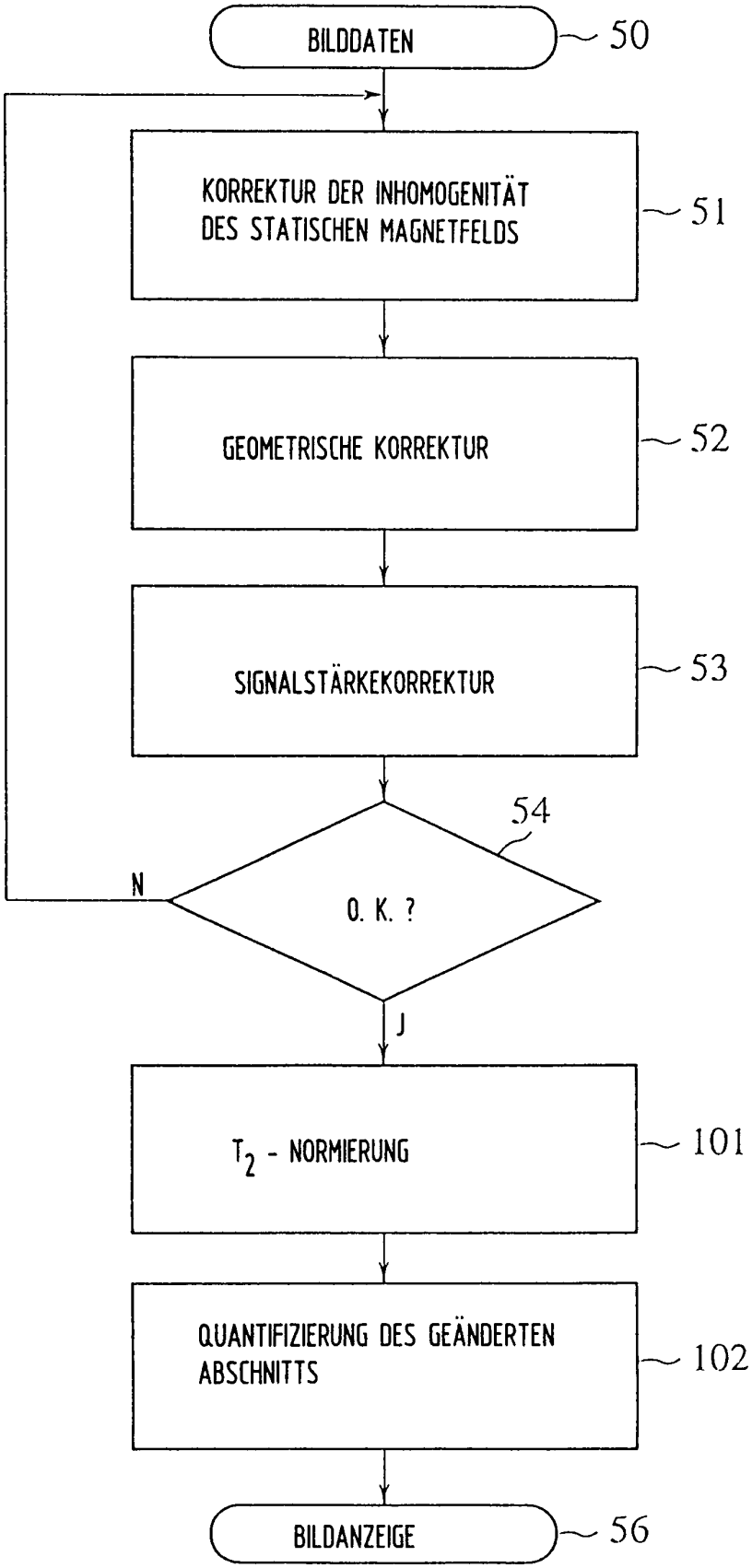

BILDDATEN
50
KORREKTUR DER INHOMOGENITÄT DES STATISCHEN MAGNETFELDS
51
GEOMETRISCHE KORREKTUR
52
SIGNALSTÄRKEKORREKTUR
53
54
O. K. ?
N
J
$T_2$ - NORMIERUNG
101
QUANTIFIZIERUNG DES GEÄNDERTEN ABSCHNITTS
102
BILDANZEIGE
56

FIG. 11

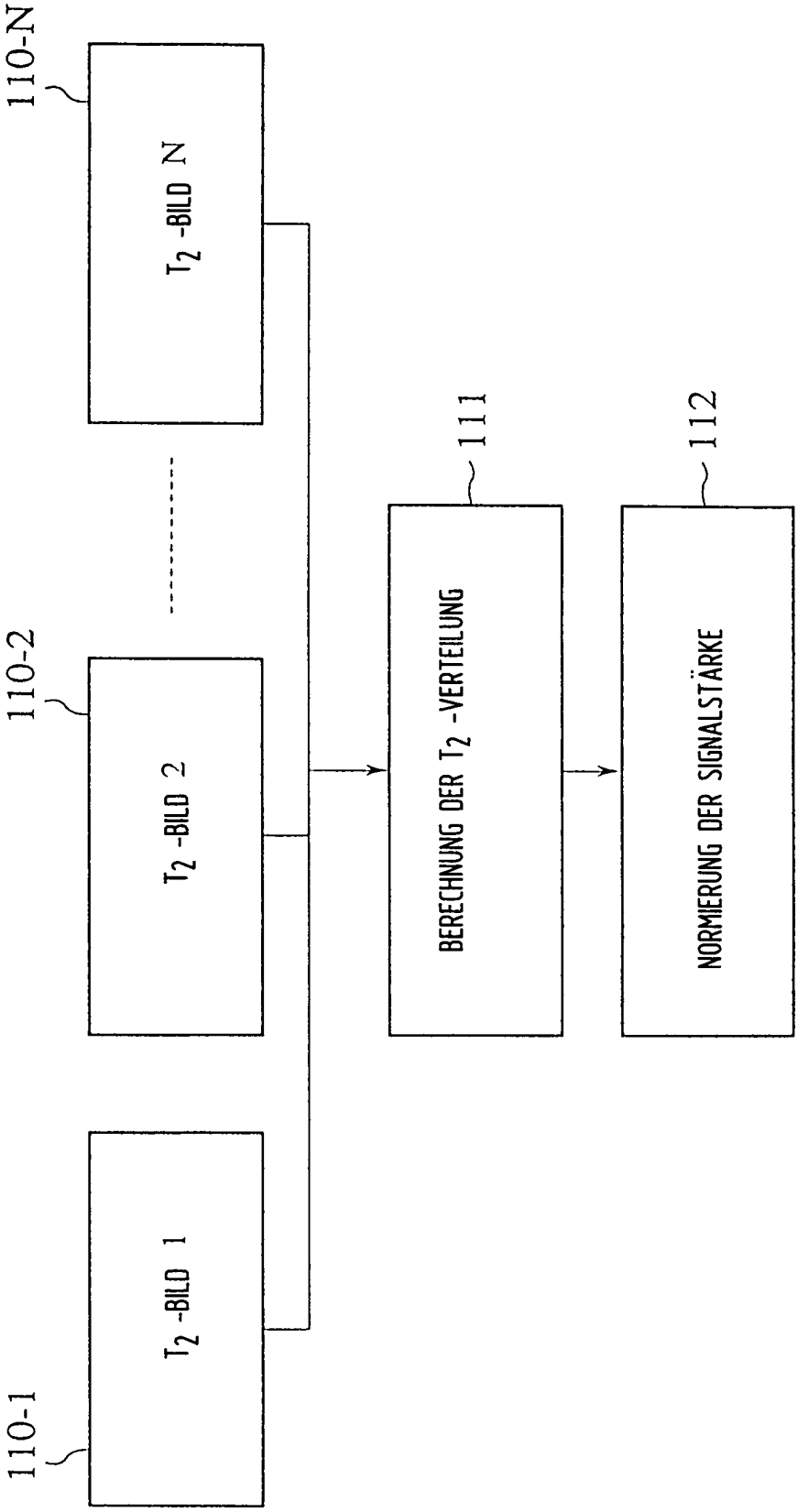

110-N
$T_2$ -BILD N
110-2
$T_2$ -BILD 2
110-1
$T_2$ -BILD 1
111
BERECHNUNG DER $T_2$ -VERTEILUNG
112
NORMIERUNG DER SIGNALSTÄRKE

FIG. 12

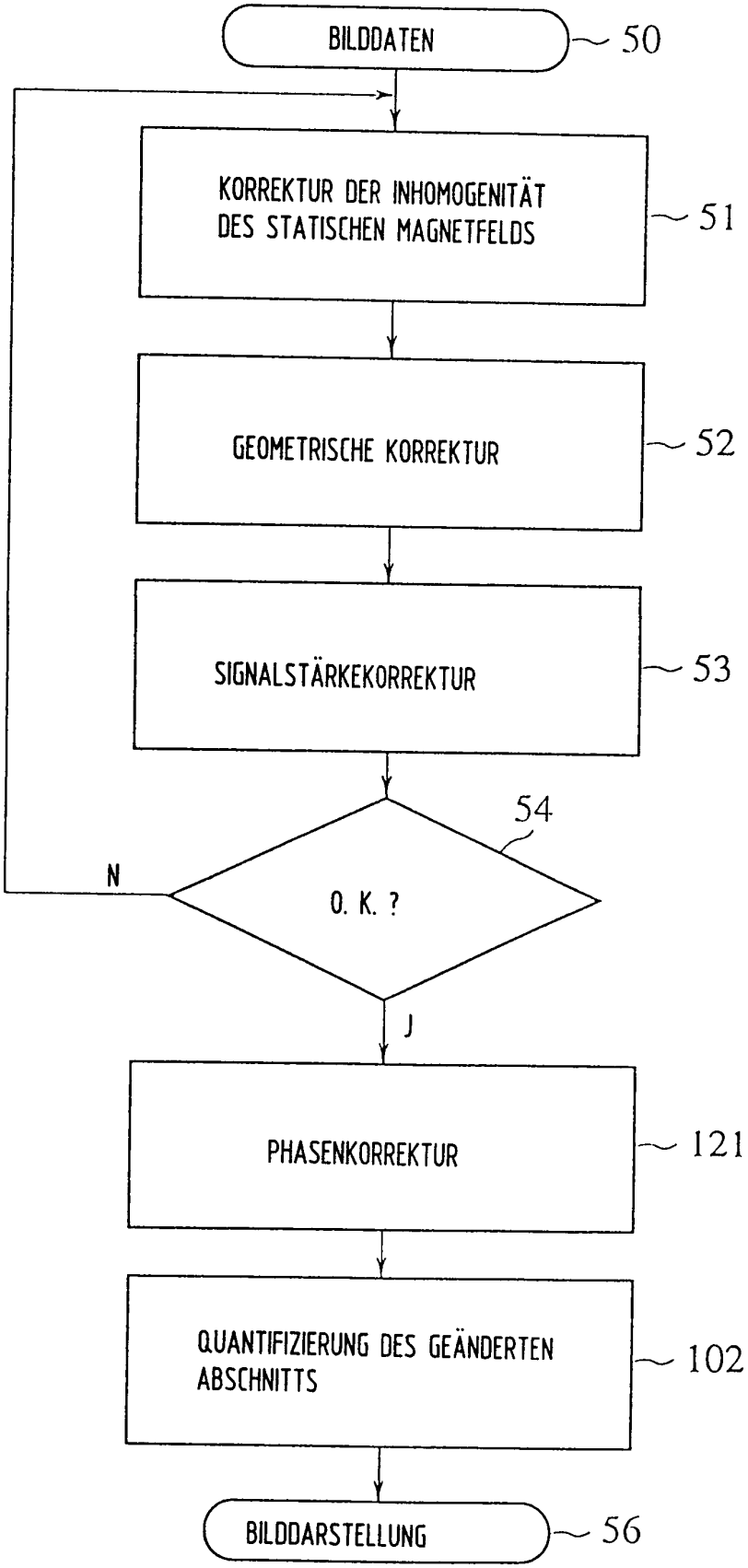

BILDDATEN
50
KORREKTUR DER INHOMOGENITÄT DES STATISCHEN MAGNETFELDS
51
GEOMETRISCHE KORREKTUR
52
SIGNALSTÄRKEKORREKTUR
53
54
O. K. ?
N
J
PHASENKORREKTUR
121
QUANTIFIZIERUNG DES GEÄNDERTEN ABSCHNITTS
102
BILDDARSTELLUNG
56

FIG. 13

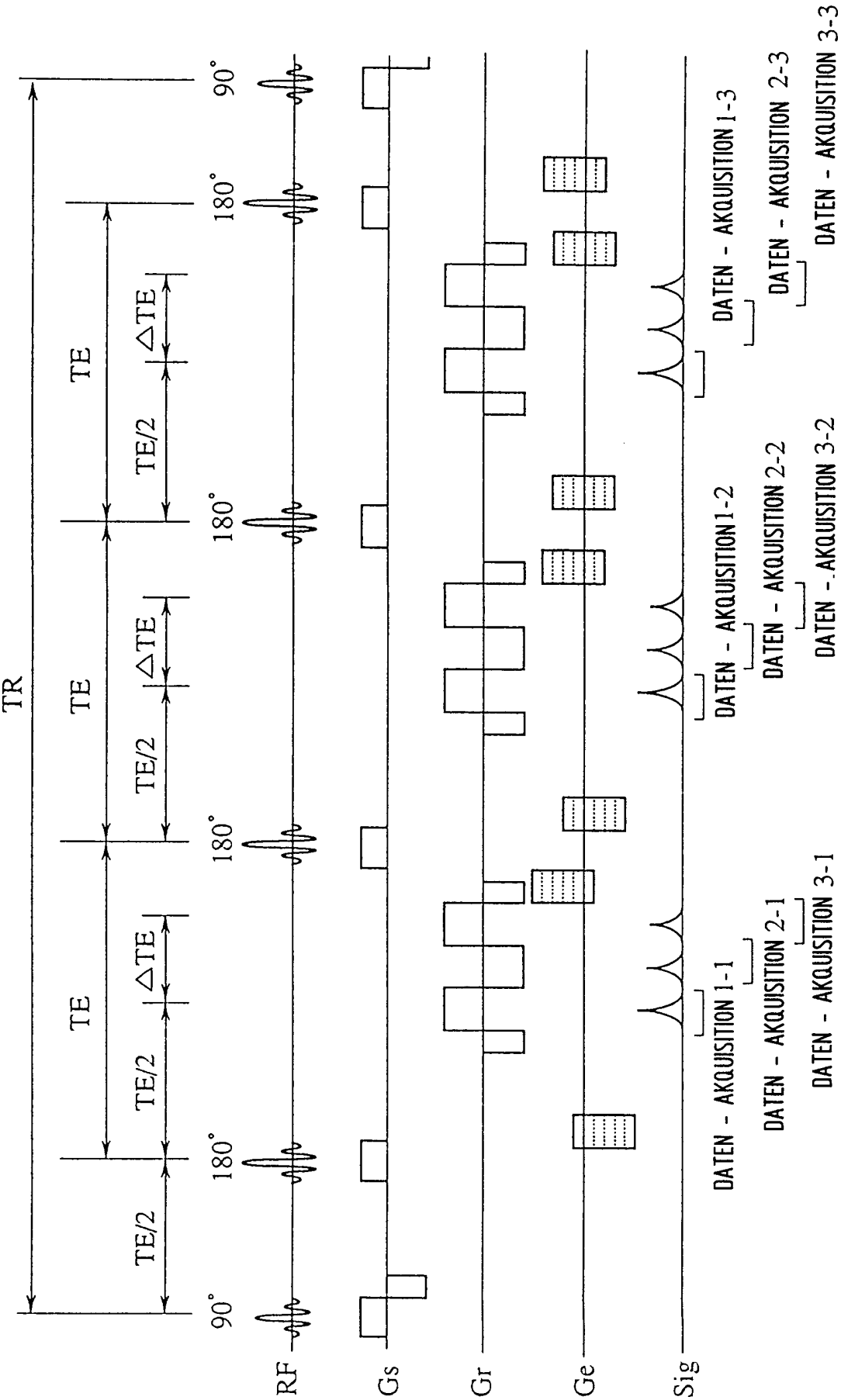

TR
TE
TE/2
ΔTE
90°
180°
RF
Gs
Gr
Ge
Sig
DATEN - AKQUISITION 1-1
DATEN - AKQUISITION 2-1
DATEN - AKQUISITION 3-1
DATEN - AKQUISITION 1-2
DATEN - AKQUISITION 2-2
DATEN - AKQUISITION 3-2
DATEN - AKQUISITION 1-3
DATEN - AKQUISITION 2-3
DATEN - AKQUISITION 3-3

FIG. 14

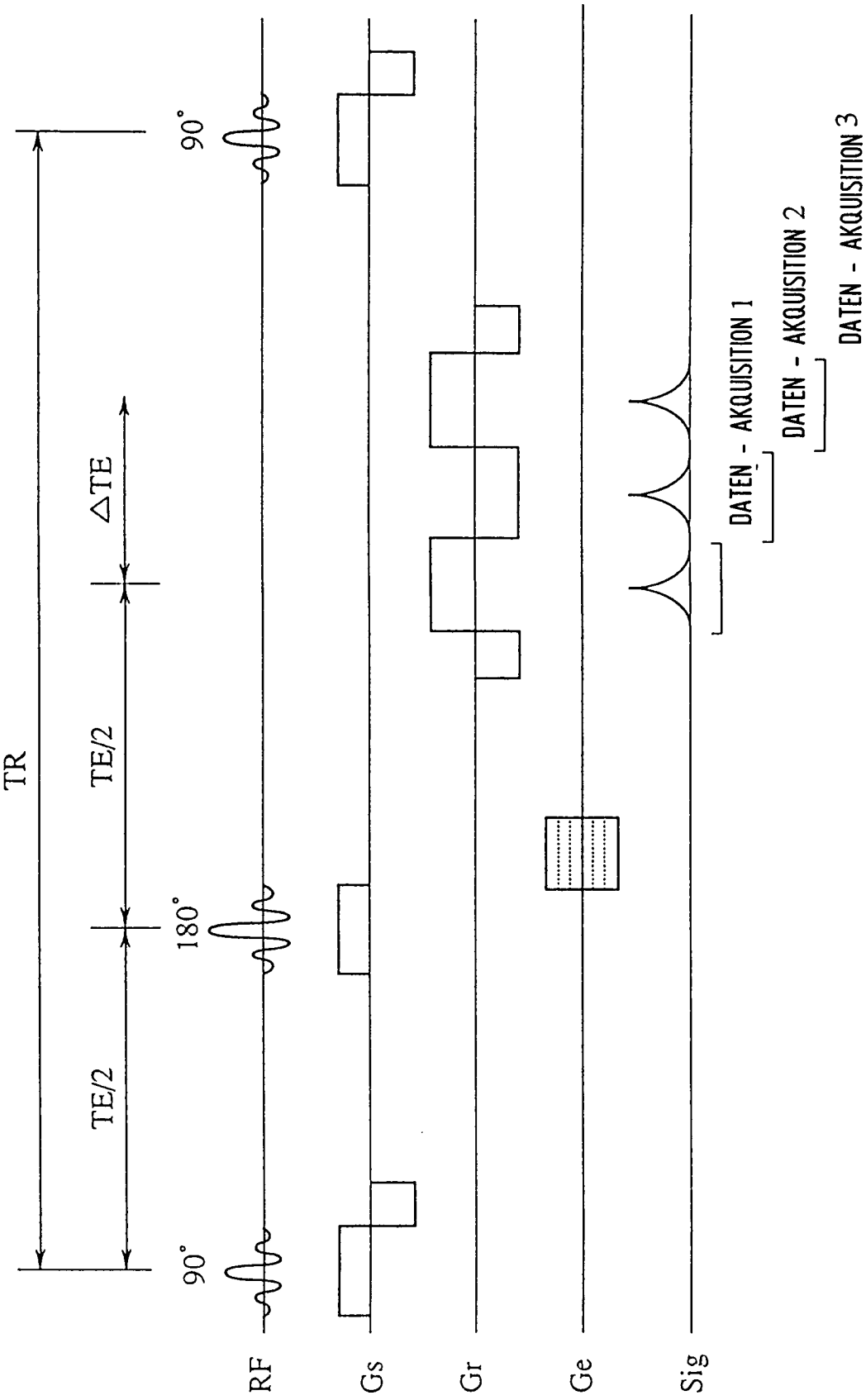

TR
TE/2
TE/2
ΔTE
90°
180°
90°
RF
Gs
Gr
Ge
Sig
DATEN - AKQUISITION 1
DATEN - AKQUISITION 2
DATEN - AKQUISITION 3

FIG. 15

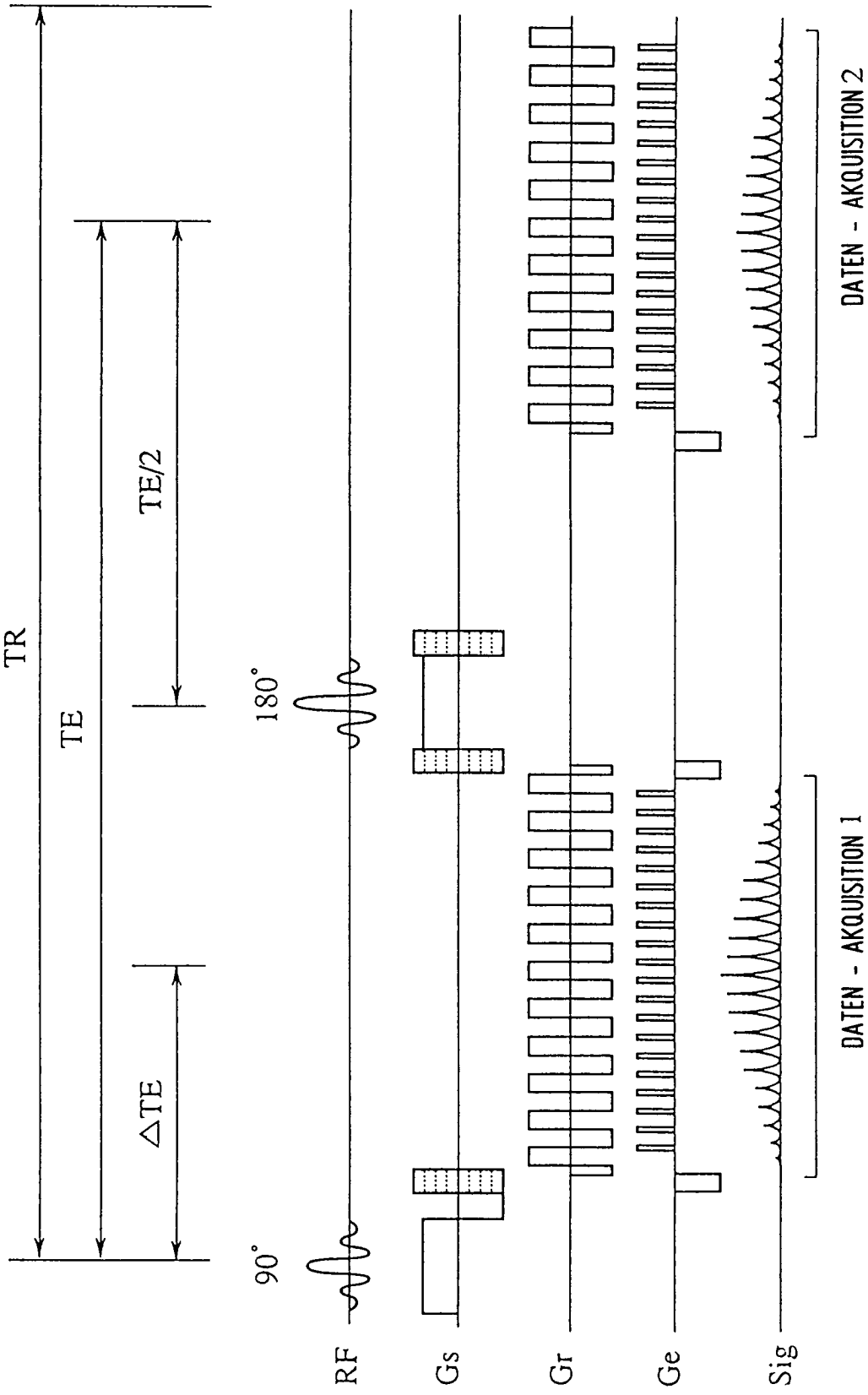
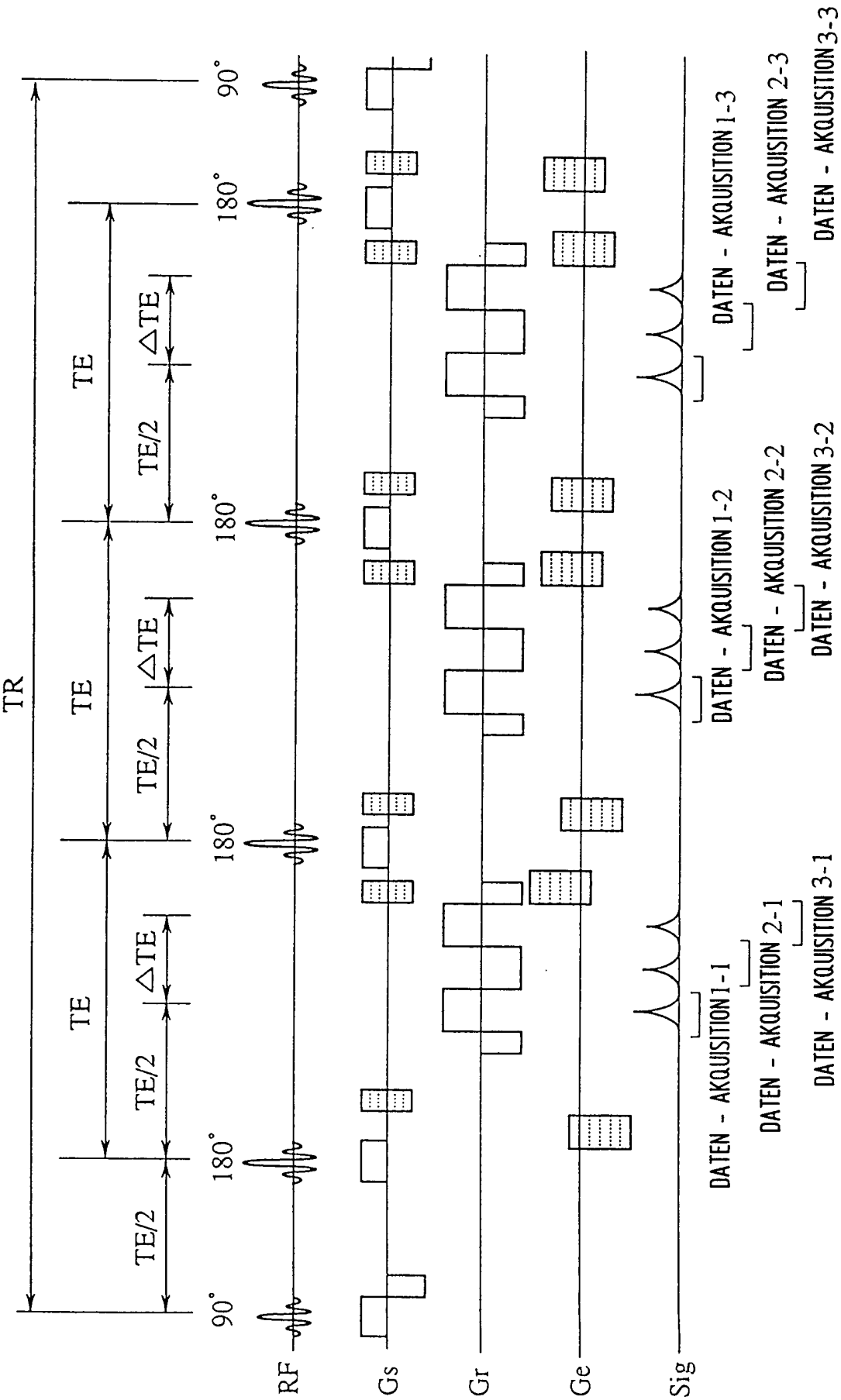

TR
TE
TE/2
ΔTE
90°
180°
RF
Gs
Gr
Ge
Sig
DATEN - AKQUISITION 1
DATEN - AKQUISITION 2

FIG. 16


TR
TE
TE/2
ΔTE
90°
180°
RF
Gs
Gr
Ge
Sig
DATEN - AKQUISITION 1-1
DATEN - AKQUISITION 2-1
DATEN - AKQUISITION 3-1
DATEN - AKQUISITION 1-2
DATEN - AKQUISITION 2-2
DATEN - AKQUISITION 3-2
DATEN - AKQUISITION 1-3
DATEN - AKQUISITION 2-3
DATEN - AKQUISITION 3-3