(19) BUNDESREPUBLIK DEUTSCHLAND

DEUTSCHES PATENT- UND MARKENAMT

(12) **Patentschrift**

(10) **DE 35 04 734 C 2**

(51) Int. Cl.[6]:
G 01 R 33/56
G 01 N 24/08
G 01 N 24/10
G 01 R 33/60

(21) Aktenzeichen: P 35 04 734.8-33
(22) Anmeldetag: 12. 2. 85
(43) Offenlegungstag: 14. 8. 86
(45) Veröffentlichungstag der Patenterteilung: 10. 12. 98

Innerhalb von 3 Monaten nach Veröffentlichung der Erteilung kann Einspruch erhoben werden

(73) Patentinhaber:

Max-Planck-Gesellschaft zur Förderung der Wissenschaften e.V., 14195 Berlin, DE

(74) Vertreter:

v. Bezold & Sozien, 80333 München

(72) Erfinder:

Frahm, Jens, Dr., 37085 Göttingen, DE; Haase, Axel, Dr., 37081 Göttingen, DE; Matthaei, Dieter, Dr., 37073 Göttingen, DE; Hänicke, Wolfgang, 37073 Göttingen, DE; Merboldt, Klaus-Dietmar, Dr., 37077 Göttingen, DE

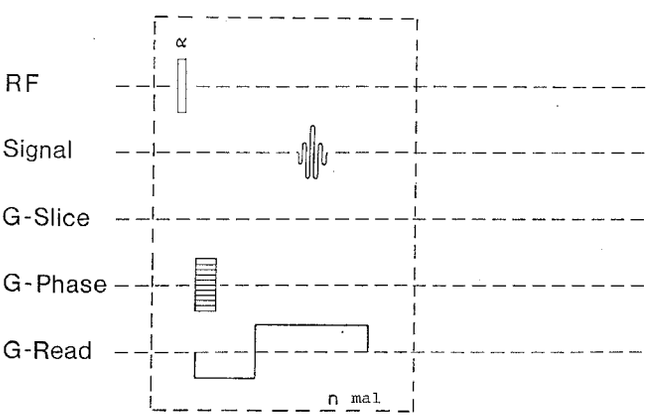
(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht gezogene Druckschriften:

DE	34 45 689 A1
US	41 65 479
US	41 15 730
EP	1 03 397 A2
WO	81 02 789
WO	81 02 788

EDELSTEIN, W.A., HUTCHISON, J.M.S., JOHNSON, G.,
und REDPATH, T.: Spin Warp NMR imaging and appli-
cations to human whole-body imaging. In: Phys. Med. Bio., Vol. 25, 1980, S. 751-756;
MANSFIELD; P., und PYKETT, I.L.: Biological and Medical Imaging by NMR. In: J. Magn. Res., Vol. 29, 1978, S. 355-373;
HINSHAW, Waldo S.: Image Formation by nuclear magnetic resonance: The sensitive-point method. In: J. Appl. Phys., Vol. 47, No. 8, 1976, S. 3709-3721;

(54) Verfahren und Vorrichtung zur Aufnahme von Spinresonanzdaten

(57) Verfahren zur Aufnahme von Spinresonanzdaten für eine ortsaufgelöste Untersuchung eines Objekts, das atomare Spins enthält und in einem konstanten homogenen Magnetfeld angeordnet wird, das die Spins in seine Feldrichtung ausrichtet, wobei
– eine Folge von Teilexperimenten durchgeführt wird, in denen jeweils ein Hochfrequenzimpuls angelegt wird und eine variable Kombination von Magnetfeldgradienten in höchstens drei zueinander senkrechten Raumrichtungen vorübergehend zur Einwirkung gebracht wird,
– in jedem Teilexperiment der Flipwinkel des besagten Hochfrequenzimpulses wesentlich kleiner ist als 90°,
– in jedem Teilexperiment eine Gradienteneinwirkung als Lesegradient in einer gewählten Raumrichtung nach Beendigung des Hochfrequenzimpulses begonnen und dann in der Polarität umgekehrt wird und das daraufhin nach Abschaltung aller anderen Gradienten erscheinende Magnetresonanzsignal als Gradientenecho zur Datenaufnahme detektiert wird,
– die Aufeinanderfolge der Teilexperimente mit einer Repetitionszeit gesteuert wird, die wesentlich unterhalb der Spin-Gitter-Relaxationszeit T_1 des Objektes liegt.



DE 35 04 734 C 2

DE 35 04 734 C 2

Beschreibung

Die vorliegende Erfindung betrifft ein Verfahren zur Aufnahme von Spinresonanzdaten für eine ortsaufgelöste Untersuchung eines Objekts, das atomare Spins enthält und in einem konstanten homogenen Magnetfeld angeordnet wird, das die Spins in die Feldrichtung ausrichtet. Gegenstand der Erfindung ist ferner eine Vorrichtung zur Durchführung eines solchen Verfahrens.

Ein wichtiges Anwendungsgebiet der Erfindung ist die abbildende Kernspintomografie (NMR-Tomografie). Die Erfindung läßt sich aber auch auf Elektronenspinresonanzverfahren anwenden. Die Grundlagen der räumlich aufgelösten magnetischen Kernresonanz sind beispielsweise in einer Monografie von P. Mansfield und P. G. Morris mit dem Titel "NMR Imaging in Biomedicine" (Academic Press, 1982) beschrieben.

Aus einer Veröffentlichung von W. A. Edelstein et al. in Phys. Med. Biol. 25, 751–756 (1980) ist ein bildgebendes NMR-Verfahren bekannt, bei welchem nach einer "adiabatic fast passage"-Periode eine Sequenz durchgeführt wird, in der ein Hochfrequenzimpuls mit einem Flipwinkel von 90° angelegt wird und eine variable Kombination von Magnetfeldgradienten in drei zueinander senkrechten Raumrichtungen vorübergehend zur Einwirkung gebracht wird. Eine der Gradienteneinwirkungen wird als Lesegradient in einer gewählten Raumrichtung nach Beendigung des Hochfrequenzimpulses begonnen und nach Abschaltung der anderen Gradienten in der Polarität umgekehrt, und das daraufhin erscheinende Magnetresonanzsignal wird als Gradientenecho zur Datenaufnahme detektiert. Die WO 81/02788 offenbart eine Anwendung, bei welcher die vorstehend beschriebene Sequenz mehrmals wiederholt wird, nach jeweils einer Wartezeit im Anschluß an die jeweilige Detektion des Gradientenechos. Es wird ausdrücklich gefordert, diese für die Erholung der angeregten Spins benötigte Wartezeit lang im Vergleich zur Spin-Gitter-Relaxationszeit T_1 zu bemessen, in der Größenordnung von einer Sekunde. Bei einer bekannten Weiterbildung dieses Verfahrens, beschrieben in der WO 81/02789, werden im Verlauf der Sequenz mehrere Gradientenechos durch mehrmaliges Umschalten des Lesegradienten erzeugt und detektiert. Auch hier muß man, wenn mehrere Sequenzen aufeinanderfolgen sollen, jeweils die vorstehend genannte Wartezeit verstreichen lassen. Alle diese Verfahren sind also für Fälle, in denen eine schnelle Datenakquisition erforderlich ist, unbrauchbar.

Ein bekanntes Verfahren zur schnellen Tomografie ist die von P. Mansfield beschriebene "EPI"-Methode ("Echo Planar Imaging"), J. Magn. Reson. 29, 355–373 (1978), die auf einer Mehrfach-Datenaufnahme nach einer Anregung mit einem einzigen Hochfrequenzimpuls beruht, wobei ein alternierender Gradient in ständiger Anwesenheit eines konstanten Gradienten bestimmter Stärke verwendet wird. Da hier keine Teilexperimente durchgeführt werden, muß die gesamte Datenaufnahme einschließlich aller zur Ortsauflösung benötigter Gradientenmodulationen innerhalb der effektiven Spin-Spin-Relaxationszeit T_{2eff} erfolgen. Das räumliche Auflösungsvermögen ist hiermit physikalisch begrenzt. Auch bei einer aus der US-A-4 165 479 bekannten Form des EPI-Verfahrens sind aufeinanderfolgende Teilexperimente mit zwischenzeitlicher Abschaltung von Lesegradienten (und mit gewünschtenfalls unterschiedlicher Gradientencodierung zur Ortsselektion) nicht vorgesehen. Es wird lediglich vorgeschlagen, die Sequenz in komplementärer, also spiegelbildlicher Zeitfolge zu wiederholen und dabei auch die Polarität der Gradienten und die Phase des HF-Impulses umzukehren.

Ein weiteres schnelles bilderzeugendes NMR-Verfahren, das auf der Nutzung von stimulierten Echos beruht, ist in der Offenlegungsschrift der prioritätsälteren, nicht vorveröffentlichten Deutschen Patentanmeldung DE 34 45 689 A1 beschrieben.

Der vorliegenden Erfindung liegt die Aufgabe zugrunde, eine Technik zur schnellen Aufnahme von Spinresonanzdaten für eine ortsaufgelöste Untersuchung eines Objektes anzugeben, welche die Vorteile einer kurzen Meßzeit und eines hohen räumlichen Auflösungsvermögens vereinigt, derart daß bisher nicht mögliche schnelle abbildende Messungen durchgeführt werden können.

Diese Aufgabe wird erfindungsgemäß durch ein Verfahren mit den Merkmalen des Anspruchs 1 gelöst. Weiterbildungen und vorteilhafte Ausgestaltungen des erfindungsgemäßen Verfahrens sind Gegenstand der Unteransprüche 2 bis 25. Eine Vorrichtung zur Durchführung des Verfahrens ist im Anspruch 26 gekennzeichnet.

Bei dem erfindungsgemäßen Verfahren wird durch den Hochfrequenz- oder Anregungsimpuls wegen des wesentlich kleiner als 90° bemessenen Flipwinkels nur ein Bruchteil der durch das konstante Magnetfeld in die Z-Richtung ausgerichteten Spins in die XY-Ebene umgeklappt und die umgeklappten Spins werden durch das Schalten von Gradienten möglichst vollständig zur Erzeugung eines Echos verwendet. Da der überwiegende Teil der Spins noch in der Z-Richtung orientiert ist, kann nach der Erfassung des Echos sofort ein neuer "Teilanregungsimpuls" zur Einwirkung gebracht werden, der wieder nur einen kleinen Bruchteil der in Z-Richtung orientierten Spins in die XY-Ebene umklappt. Schon nach wenigen Sequenzen ergibt sich infolge der T_1-Relaxation ein Gleichgewichtszustand in der Besetzung der Z-Richtung, also ein praktisch unerschöpfliches Reservoir von Spins, die in kurzen Abständen teilweise angeregt und zur Signalerzeugung verwendet werden können. Das vorliegende Verfahren kann also als "Gradienteninversionsverfahren" mit kleinem Flipwinkel und kleiner Hochfrequenzleistung bezeichnet werden und ist besonders bei hohen Feldstärken des konstanten (B_o-)Feldes von Vorteil.

Einen Vorschlag zur Verwendung von Flipwinkeln, die kleiner als 90° sind, und kurzen Wartezeiten zwischen Sequenzwiederholungen hat es bereits in Verbindung mit der weiter oben erwähnten Variante des EPI-Verfahrens gegeben (vgl. US-A-4 165 479), wobei die Wiederholungen jedoch wie gesagt keine unterschiedlich ortscodierenden Teilexperimente sind und auch nicht sein können, so daß das Problem des schlechten Auflösungsvermögens hiermit nicht lösbar ist.

Bei dem vorliegenden Verfahren liefert ein Gesamtexperiment einen vollständigen Datensatz zur Berechnung z. B. mindestens eines NMR-Tomogramms. Dabei besteht das Gesamtexperiment aus einer Serie von Teil-Experimenten, die jeweils einen Hochfrequenzpuls mit einem Flipwinkel von deutlich kleiner als 90°, z. B. kleiner als 75° oder 50° oder 25° oder vorzugsweise sogar kleiner als 15° oder 5° oder 2°, enthalten. Die Teil-Experimente können unmittelbar nach Beendigung der Aufnahme der Daten des Gradientenechos (d. h. nach ca. 10 bis 20 ms) aufeinander folgen. In diesem Fall entfallen die sonst üblichen Wartezeiten in der Größenordnung der Spin-Gitter-Relaxationszeit T_1 (ca. 0,5 bis 2,0 s) sogar vollständig, so daß sich äußerst kurze Repetitionszeiten ergeben.

Besondere Vorteile des vorliegenden erfindungsgemäßen Vefahrens sind:

(i) extrem geringe Hochfrequenzbelastungen, dadurch daß für jedes Teil-Experiment nur ein Hochfrequenzpuls mit einem Flipwinkel von deutlich kleiner als 90°

benutzt wird,

(ii) besonders gutes Signal-zu-Rausch Verhältnis, da sowohl eine Sättigung der zu den Echosignalen beitragenden Magnetisierung durch Verwendung von Bruchteilpulsen vermieden werden kann, als auch stets ein hoher Anteil an Gleichgewichtsmagnetisierung (steady-state) durch T_1 Relaxation von bereits durch das Experiment verbrauchten Magnetisierungsanteilen erhalten werden kann,

(iii) die Eignung zu uneingeschränkt kontinuierlicher Bildgebung wegen des bereits unter (ii) angeführten dynamischen Gleichgewichtszustandes, und

(iv) die sich daraus ergebende Möglichkeit, einen vollständig beliebigen Kompromiß zwischen zeitlicher und räumlicher Auflösung der NMR-Tomogramme einzugehen,

(v) die entstehenden NMR-Tomogramme enthalten T_1 -Informationen, dadurch daß bei vorgegebenem Flipwinkel jedem T_1-Wert ein Gleichgewichtszustand mit anderer Amplitude entspricht. Durch Variation des Flipwinkels von Gesamt-Experiment zu Gesamt-Experiment kann eine deutlichere T_1-Wichtung erreicht werden.

Das sogenannte "Echo-Planar-Imaging"-Verfahren hat nicht die unter (ii), (iii), (iv) und (v) genannten Vorteile des vorliegenden Verfahrens. Es kann in ein Verfahren gemäß der vorliegenden Erfindung als Teil-Experiment integriert werden, falls die Voraussetzungen für eine schnelle Schaltung von Magnetfeldgradienten (schnell im Vergleich zu T_{2eff}) gegeben sind. Das Verfahren gemäß der oben genannten älteren Anmeldung hat nicht die unter (ii) genannten Vorteile der vorliegenden Erfindung.

Im folgenden werden Ausführungsbeispiele der Erfindung unter Bezugnahme auf die Abbildungen näher erläutert.

Fig. 1 und 2 sind Teilexperiment-Diagramme für Ausführungsformen des vorliegenden Verfahrens, die Durchleuchtungstomogramme (ohne Schichtauswahl) liefern;

Fig. 3 bis 6 sind entsprechende Diagramme für Ausführungsformen des vorliegenden Verfahrens, die Schicht-Tomogramme liefern;

Fig. 7 und 8 sind entsprechende Diagramme für Ausführungsformen des vorliegenden Verfahrens, die dreidimensionale Tomogramme liefern;

Fig. 9 ist ein entsprechendes Diagramm für Ausführungsformen des vorliegenden Verfahrens, die Tomogramme nach der Projektions-Rekonstruktions-Methode liefern.

Die Diagramme zeigen Hochfrequenzpulse (RF), Gradientenfelder (Schichtgradient: "G-Slice", phasencodierender Gradient: "G-Phase" und Lesegradient: "G-Read") und zugehörige Meßsignale, d. h. Echos ("Signal") von Tomografie-Sequenzen, wobei die Anzahl der Wiederholungen von Teil-Experimenten und/oder die Anzahl der Wiederholungen der Gesamt-Experimente angegeben ist (gestrichelte Kästen). Die Darstellung des phasencodierenden Gradienten ist so zu verstehen, daß sich die Amplitude des Gradientenpulses bei jedem Teil-Experiment ändert. Die Anzahl der Teil-Experimente entspricht daher der Anzahl unterschiedlicher Amplituden des phasencodierenden Gradienten. Hochfrequenzpulse mit rechteckig gezeichneten Hüllkurven stellen nicht-selektive Hochfrequenzpulse mit wählbarer Hüllkurve dar. Hochfrequenzpulse mit gaußförmig gezeichneten Hüllkurven stellen frequenz-selektive, d. h. CHESS- = "chemical shift" selektive, oder in Anwesenheit eines Gradient schicht-selektive Hochfrequenzpulse mit wählbarer Hüllkurve dar.

Die vorliegenden Verfahren können mit bekannten Spinresonanzgeräten, insbesondere NMR-Geräten, durchgeführt werden, lediglich das Steuergerät, welches die Gradientenmagnetfelder und die anregenden Hochfrequenzpulse schaltet, wird so abgewandelt, daß es Funktionen entsprechend einer Ausführungsform oder wahlweise einer von mehreren Ausführungsformen des vorliegenden neuen Verfahrens auszuüben vermag. Vorteilhafte und bevorzugte Ausführungsbeispiele der Erfindung werden im folgenden erläutert.

Der Meßkopf des Gerätes kann, wie üblich, einen vorzugsweise supraleitenden Magneten zum Erzeugen eines konstanten, homogenen B_0-Feldes möglichst hoher Feldstärke enthalten, ferner Spulensätze zum Erzeugen von drei im wesentlichen aufeinander senkrecht stehenden, im allgemeinen linearen Gradienten, und einer Spulenanordnung, der Hochfrequenzpulse zugeführt werden. Unter dem Begriff Hochfrequenzpuls soll sowohl ein Schwingungszug vorgegebener Frequenz mit beliebiger Hüllkurve, der, wenn er kurz ist und eine hohe Amplitude hat, als nicht-selektiver Puls bezeichnet wird, fallen, ferner ein frequenzmodulierter Hochfrequenz-Schwingungszug, weiterhin eine Folge voneinander beabstandeter, relativ kurzer Hochfrequenz-Schwingungszüge, die gleiche oder unterschiedliche Frequenzen aufweisen können und als Ganzes einen vorgegebenen Flipwinkel ergeben. Ein frequenzselektiver Puls ist ein schichtselektiver Puls oder ein resonanzlinien-selektiver (CHESS- "chemical shift" selektiver) Puls.

Bei dem vorliegenden Verfahren wird grundsätzlich mit einem Hochfrequenzpuls gearbeitet, dessen Flipwinkel nur einem vorzugsweise kleinen Bruchteil des sonst üblichen Flipwinkels von 90° entspricht. Die Teil-Experimente folgen unmittelbar aufeinander ohne die sonst üblichen Wartezeiten in der Größenordnung von T_1, der Spin-Gitter Relaxationszeit. Die Länge der Teil-Experimente beträgt maximal nur etwa $3T_{2eff}$; die Länge des Gesamt-Experiments beträgt entsprechend maximal nur $3nT_{2eff}$, wenn n die Anzahl der Teil-Experimente ist.

Fig. 1 zeigt den zeitlichen Verlauf von Hochfrequenzpulsen, Meßsignalen und Gradientenfeldern für eine Ausführungsform des vorliegenden Verfahrens, bei dem eine Durchleuchtung ohne Schichtauswahl stattfindet. Das dargestellte Teil-Experiment wird ohne Verzögerung n-mal mit n verschiedenen Amplituden des phasencodierenden Gradienten wiederholt. Der Flipwinkel α des nicht-selektiven Pulses (RF) beträgt einen Bruchteil von 90° z. B. 4°. Der Lesegradient wird zur Erzeugung eines Echosignals alterniert.

Fig. 2 zeigt den zeitlichen Verlauf von Hochfrequenzpulsen, Meßsignalen und Gradientenfeldern für eine Ausführungsform des vorliegenden Verfahrens, bei dem eine resonanzliniert-selektive (CHESS-) Durchleuchtung ohne Schichtauswahl stattfindet.

Fig. 3 zeigt den zeitlichen Verlauf von Hochfrequenzpulsen, Meßsignalen und Gradientenfeldern für eine Ausführungsform des vorliegenden Verfahrens, bei dem ein Schicht-Tomogramm gemessen wird. Dazu wird der frequenz-selektive Hochfrequenzpuls mit einem Schichtgradienten in bekannter Weise kombiniert.

Fig. 4 zeigt den zeitlichen Verlauf von Hochfrequenzpulsen, Meßsignalen und Gradientenfeldern für eine Ausführungsform des vorliegenden Verfahrens bei dem ein Schicht-Tomogramm gemessen wird, dessen Signal-zu-Rausch-Verhältnis durch die Verwendung von m Echosignalen verbessert wird. Dazu wird der Lesegradient m-mal alterniert. Die Erzeugung von m Echos in einem Teil-Experiment kann auch zur Bildgebung nach dem "Echo-Planar-Imaging"-Verfahren verwendet werden.

Fig. 5 zeigt den zeitlichen Verlauf von Hochfrequenzpulsen, Meßsignalen und Gradientenfeldern für eine Ausführungsform des vorliegenden Verfahrens, bei dem k Schicht-

Tomogramme der gleichen Schicht unmittelbar hintereinander gemessen werden. Dazu wird das Gesamt-Experiment aus n Teil-Experimenten k-mal wiederholt. Dieses Verfahren ist ohne jede Alternative in der bildgebenden magnetischen Kernresonanz, da es ohne Verlust in der Signalstärke eine kontinuierliche Bildgebung ohne zeitliche Begrenzung ermöglicht. Es ist damit besonders vorteilhaft für die Untersuchung dynamischer Vorgänge.

Fig. 6 zeigt den zeitlichen Verlauf von Hochfrequenzpulsen, Meßsignalen und Gradientenfeldern für eine Ausführungsform des vorliegenden Verfahrens, bei dem k Schicht-Tomogramme aus verschiedenen Schichten unmittelbar hintereinander gemessen werden. Dazu wird die Trägerfrequenz des Hochfrequenzpulses aller Teil-Experimente von Gesamt-Experiment zu Gesamt-Experiment geändert. Dieses Experiment läßt sich mit dem in **Fig.** 5 gezeigten Verfahren kombinieren.

Fig. 7 zeigt den zeitlichen Verlauf von Hochfrequenzpulsen, Meßsignalen und Gradientenfeldern für eine Ausführungsform des vorliegenden Verfahrens, bei dem ein dreidimensionales Tomogramm gemessen wird. Dazu wird ein nicht-selektiver Hochfrequenzpuls verwendet, und statt eines Schichtgradienten ein zweiter phasencodierender Gradient geschaltet mit einer Anzahl von k unterschiedlichen Amplituden. Das Gesamt-Experiment setzt sich in diesem Fall aus $n \times k$ Teil-Experimenten zusammen. Dieses Verfahren ist besonders vorteilhaft, da es eine dreidimensional anisotrope ($k \neq n$) oder isotrope ($k = n$) räumliche Darstellung des Untersuchungsobjektes in etwa der Meßzeit gestattet, die mit konventionellen Spin-Echo Tomografie-Verfahren für ein zweidimensionales Schnittbild benötigt wird. Das Verfahren kann zur Realisierung extrem dünner Schichten ausgenützt werden.

Fig. 8 zeigt den zeitlichen Verlauf von Hochfrequenzpulsen, Meßsignalen und Gradientenfeldern für eine Ausführungsform des vorliegenden Verfahrens, bei dem ein dreidimensionales frequenz-selektives (CHESS-) Tomogramm analog zu **Fig.** 7 gemessen wird. Dazu wird der nicht-selektive Hochfrequenzpuls der Teil-Experimente durch einen frequenz-selektiven Puls ersetzt.

Fig. 9 zeigt den zeitlichen Verlauf von Hochfrequenzpulsen, Meßsignalen und Gradientenfeldern für eine Ausführungsform des vorliegenden Verfahrens, bei dem ein Schicht-Tomogramm nach dem Projektions-Rekonstruktions-Verfahren gemessen wird. Dazu wird der phasencodierende Gradient durch einen zweiten Lesegradienten ersetzt, der synchron mit dem ersten Lesegradienten geschaltet wird. Die Amplituden der beiden Lesegradienten variieren dabei von Teil-Experiment zu Teil-Experiment in der durch die Pfeilrichtungen angegebenen Weise. Sie ergänzen sich zu einem resultierenden Lesegradienten, dessen Orientierung in der Schichtebene von Teil-Experiment zu Teil-Experiment rotiert. Auch die Ausführungsform nach **Fig.** 1 bis 8 können in entsprechender Weise vom Fourier-Verfahren (mit einem phasencodierenden Gradienten) auf das Projektions-Rekonstruktions-Verfahren (mit alleiniger Frequenzcodierung) übertragen werden.

Patentansprüche

1. Verfahren zur Aufnahme von Spinresonanzdaten für eine ortsaufgelöste Untersuchung eines Objekts, das atomare Spins enthält und in einem konstanten homogenen Magnetfeld angeordnet wird, das die Spins in seine Feldrichtung ausrichtet, wobei
   - eine Folge von Teilexperimenten durchgeführt wird, in denen jeweils ein Hochfrequenzimpuls angelegt wird und eine variable Kombination von Magnetfeldgradienten in höchstens drei zueinander senkrechten Raumrichtungen vorübergehend zur Einwirkung gebracht wird,
   - in jedem Teilexperiment der Flipwinkel des besagten Hochfrequenzimpulses wesentlich kleiner ist als 90°,
   - in jedem Teilexperiment eine Gradienteneinwirkung als Lesegradient in einer gewählten Raumrichtung nach Beendigung des Hochfrequenzimpulses begonnen und dann in der Polarität umgekehrt wird und das daraufhin nach Abschaltung aller anderen Gradienten erscheinende Magnetresonanzsignal als Gradientenecho zur Datenaufnahme detektiert wird,
   - die Aufeinanderfolge der Teilexperimente mit einer Repetitionszeit gesteuert wird, die wesentlich unterhalb der Spin-Gitter-Relaxationszeit T_1 des Objektes liegt.

2. Verfahren nach Anspruch 1, wobei der Hochfrequenzimpuls einen Flipwinkel von maximal 75° hat.

3. Verfahren nach Anspruch 1, wobei der Hochfrequenzimpuls einen Flipwinkel von maximal 50° hat.

4. Verfahren nach Anspruch 1, wobei der Hochfrequenzimpuls einen Flipwinkel von maximal 25° hat.

5. Verfahren nach Anspruch 1, wobei der Hochfrequenzimpuls einen Flipwinkel von maximal 15° hat.

6. Verfahren nach Anspruch 1, wobei der Hochfrequenzimpuls einen Flipwinkel von maximal 5° hat.

7. Verfahren nach Anspruch 1, wobei der Hochfrequenzimpuls einen Flipwinkel von maximal 2° hat.

8. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 7, wobei der Abstand vom Hochfrequenzimpuls zum Gradientenecho kleiner ist als das Dreifache der effektiven Spin-Spin-Relaxationszeit $T_{2eff.}$

9. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 7, wobei die Repetitionszeit der Teilexperimente maximal gleich dem Dreifachen der effektiven Spin-Spin-Relaxationszeit T_{2eff} des Objekts ist.

10. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 9, wobei innerhalb jedes Teilexperimentes die Polaritätsumkehr des Lesegradienten m-mal hintereinander erfolgt und die sich daraus ergebenden m Gradientenechos zur Datenaufnahme detektiert werden.

11. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 10, wobei in jedem Teilexperiment der Folge ein Gradient als Phasengradient in einer zur Richtung des Lesegradienten unterschiedlichen Raumrichtung nach Beendigung des Hochfrequenzimpulses zur Einwirkung gebracht und vor Beginn der Gradientenecho-Detektion abgeschaltet wird.

12. Verfahren nach Anspruch 11, wobei in jedem Teilexperiment der Folge ein Gradient als Schichtgradient in einer zu den Richtungen des Lesegradienten und des Phasengradienten unterschiedlichen Raumrichtung während des Hochfrequenzimpulses zur Einwirkung gebracht, nach Beendigung des Hochfrequenzimpulses in seiner Polarität umgekehrt und vor Beginn der Gradientenecho-Detektion abgeschaltet wird.

13. Verfahren nach Anspruch 11 oder 12, wobei die Amplitude des Phasengradienten im Verlauf der Folge der Teilexperimente geändert wird.

14. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 10, wobei in jedem Teilexperiment zwei Gradienten als Phasengradienten in zwei Raumrichtungen, die zueinander und zu derjenigen des Lesegradienten unterschiedlich sind, nach Beendigung des Hochfrequenzimpulses zur Einwirkung gebracht und vor Beginn der Gradientenecho-Detektion abgeschaltet werden und wobei die

Folge zusammengesetzt wird aus einer gewählten Mehrzahl n von aufeinanderfolgenden Teilexperimenten mit schrittweiser Änderung des ersten Phasengradienten ohne Änderung des zweiten Phasengradienten und einer gewählten Mehrzahl k von Wiederholungen dieser Aufeinanderfolge mit schrittweise geändertem zweiten Phasengradienten.

15. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 10, wobei in jedem Teilexperiment der Lesegradient durch mehr als einen Gradienten in zueinander unterschiedlichen Raumrichtungen erzeugt wird, die nach Beendigung des Hochfrequenzimpulses eingeschaltet und dann in der Polarität umgekehrt werden.

16. Verfahren nach Anspruch 15, wobei in jedem Teilexperiment der Folge ein Gradient als Schichtgradient in einer Raumrichtung, die unterschiedlich zu den Richtungen der den Lesegradienten ergebenden Gradienten ist, während des Hochfrequenzimpulses zur Einwirkung gebracht, nach Beendigung des Hochfrequenzimpulses in seiner Polarität umgekehrt und vor Beginn der Gradientenecho-Detektion abgeschaltet wird.

17. Verfahren nach Anspruch 15 oder 16, wobei die Amplituden der den Lesegradienten ergebenden Gradienten im Verlauf der Folge der Teilexperimente schrittweise derart relativ zueinander geändert werden, daß sich die Raumrichtung des resultierenden Lesegradienten schrittweise ändert.

18. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 17, wobei ein Gesamtexperiment, bestehend aus einer Folge von Teilexperimenten, die zur Berechnung eines Tomogramms notwendig sind, mehrmals wiederholt wird und der zeitliche Abstand zweier aufeinanderfolgender Gesamt-Experimente gleich dem Abstand zweier Teilexperimente ist.

19. Verfahren nach Anspruch 18, wobei die Trägerfrequenz der Hochfrequenzimpulse eines Gesamt-Experiments bei Wiederholung des Gesamt-Experimentes geändert wird.

20. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 11, oder einem der Ansprüche 13 bis 15 oder einem der Ansprüche 17 bis 19, wobei der Hochfrequenzimpuls ein nichtselektiver Impuls ist, d. h. ein Impuls möglichst kurzer Dauer.

21. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 19, wobei der Hochfrequenzimpuls ein frequenzselektiver Impuls ist.

22. Verfahren nach Anspruch 21, wobei der frequenzselektive Impuls ein schichtselektiver Impuls ist.

23. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 11, oder einem der Ansprüche 13 bis 15 oder einem der Ansprüche 17 bis 19, wobei der Hochfrequenzimpuls ein resonanzlinien-selektiver Impuls ist.

24. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 23, wobei der Hochfrequenzimpuls aus einer Folge von Einzelimpulsen besteht.

25. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 24, wobei der Hochfrequenzimpuls ein frequenzmodulierter Impuls ist.

26. Vorrichtung zur Aufnahme von Spinresonanzdaten für eine ortsaufgelöste Untersuchung eines Objekts, das atomare Spins enthält, mit einer Einrichtung zum Erzeugen eines konstanten homogenen Magnetfeldes im zu untersuchenden Objektbereich, das die Spins in die Feldrichtung ausrichtet, einer Einrichtung zum Erzeugen von Hochfrequenzimpulsen, die auf den Objektbereich einwirken und die Spins um einen Flipwinkel aus der Feldrichtung herausdrehen, Einrichtungen zum Erzeugen von Magnetfeldgradienten in unterschiedlichen Raumrichtungen, und einer Steuereinrichtung zum Steuern der die Hochfrequenzimpulse erzeugenden Einrichtung und der die Magnetfeldgradienten erzeugenden Einrichtungen und der Detektion von Spinresonanzdaten gemäß einem Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 25.

Hierzu 5 Seite(n) Zeichnungen

Nummer: **DE 35 04 734 C2**
Int. Cl.[6]: **G 01 R 33/56**
Veröffentlichungstag: 10. Dezember 1998

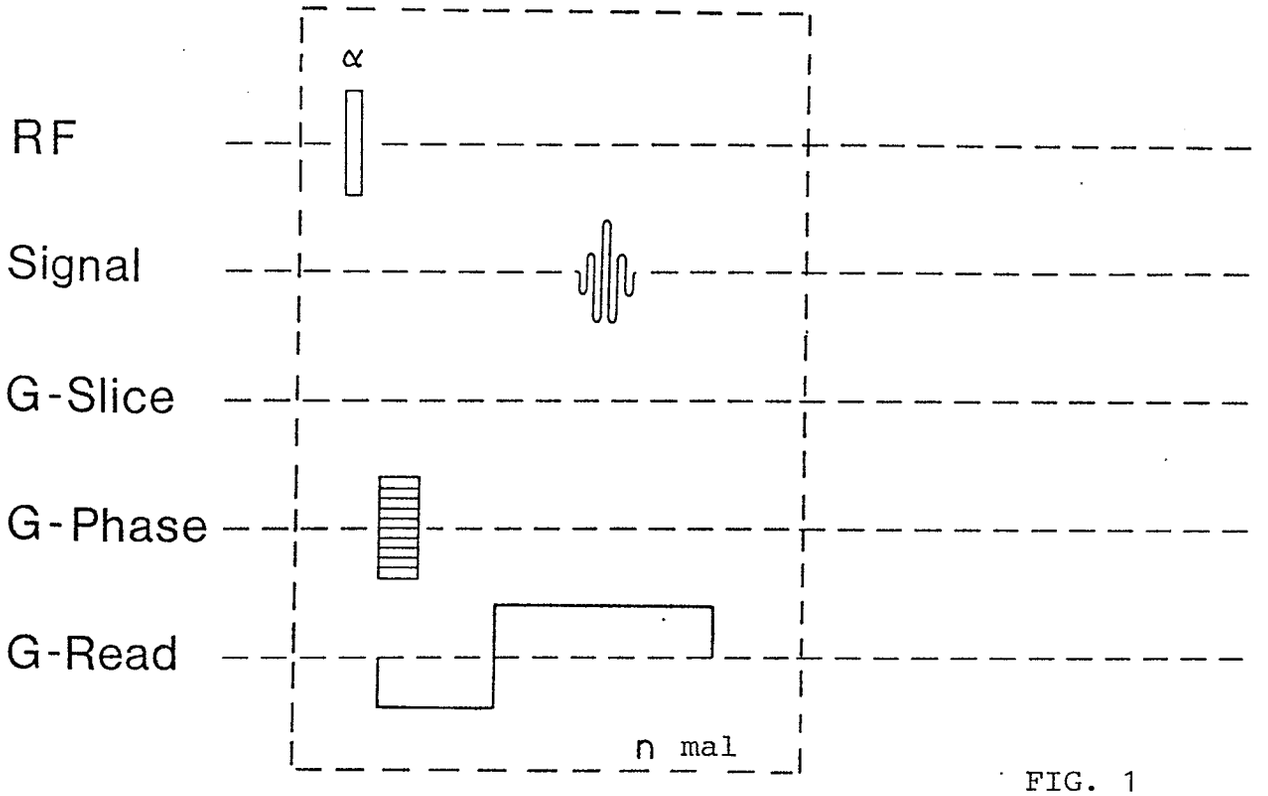


FIG. 1

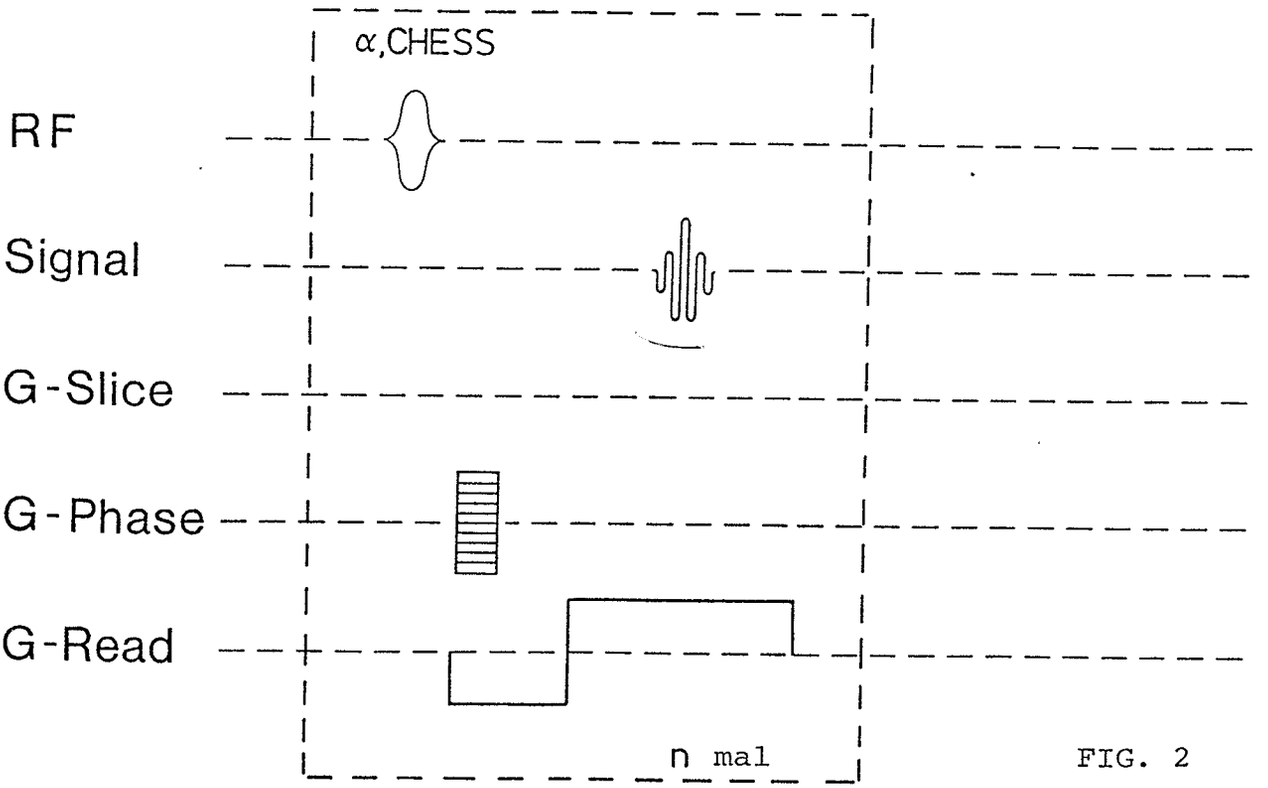


FIG. 2

Nummer: **DE 35 04 734 C2**
Int. Cl.[6]: **G 01 R 33/56**
Veröffentlichungstag: 10. Dezember 1998

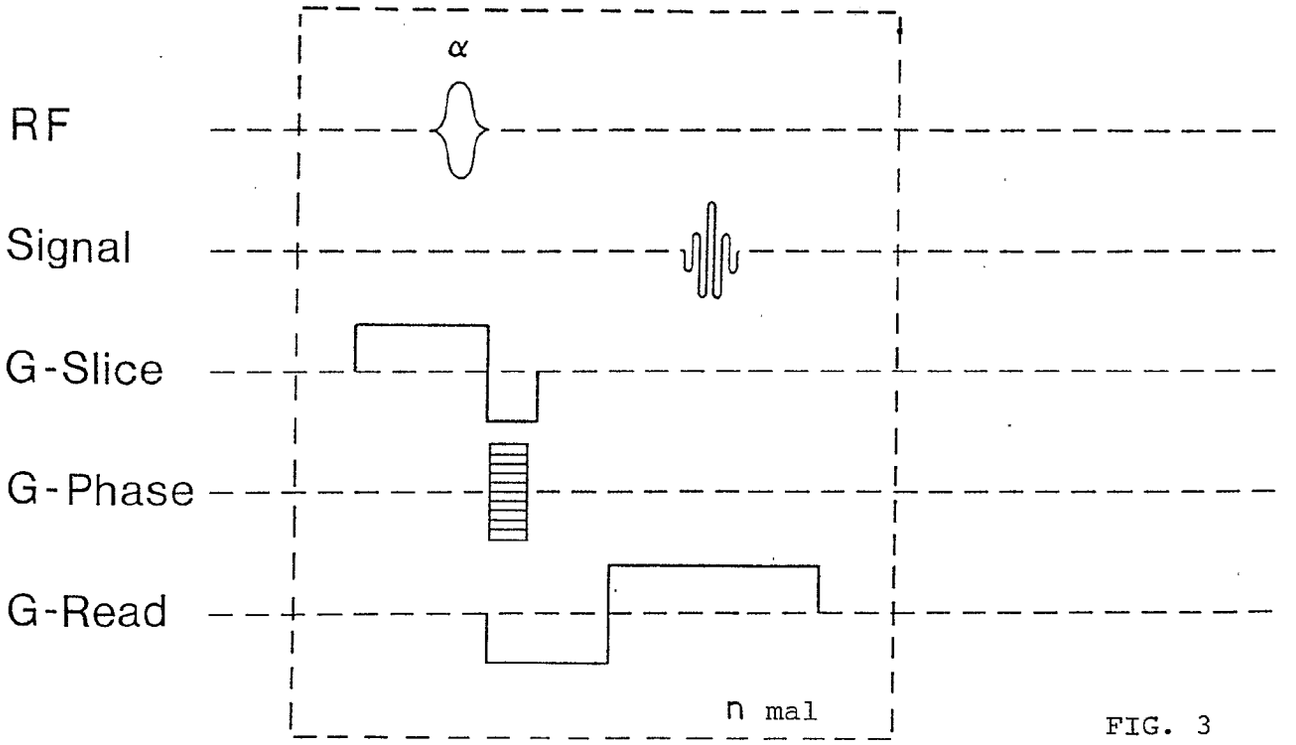


FIG. 3

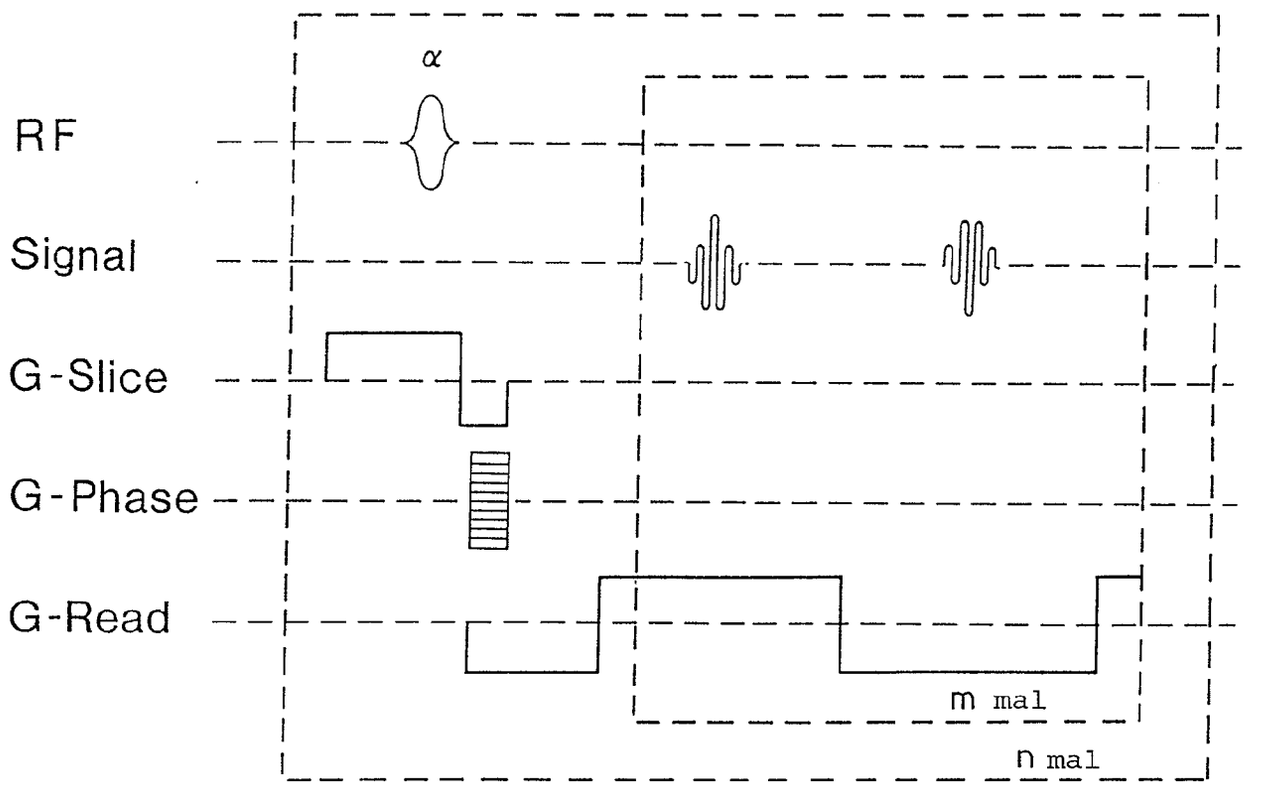


FIG. 4

Nummer: **DE 35 04 734 C2**
Int. Cl.[6]: **G 01 R 33/56**
Veröffentlichungstag: 10. Dezember 1998

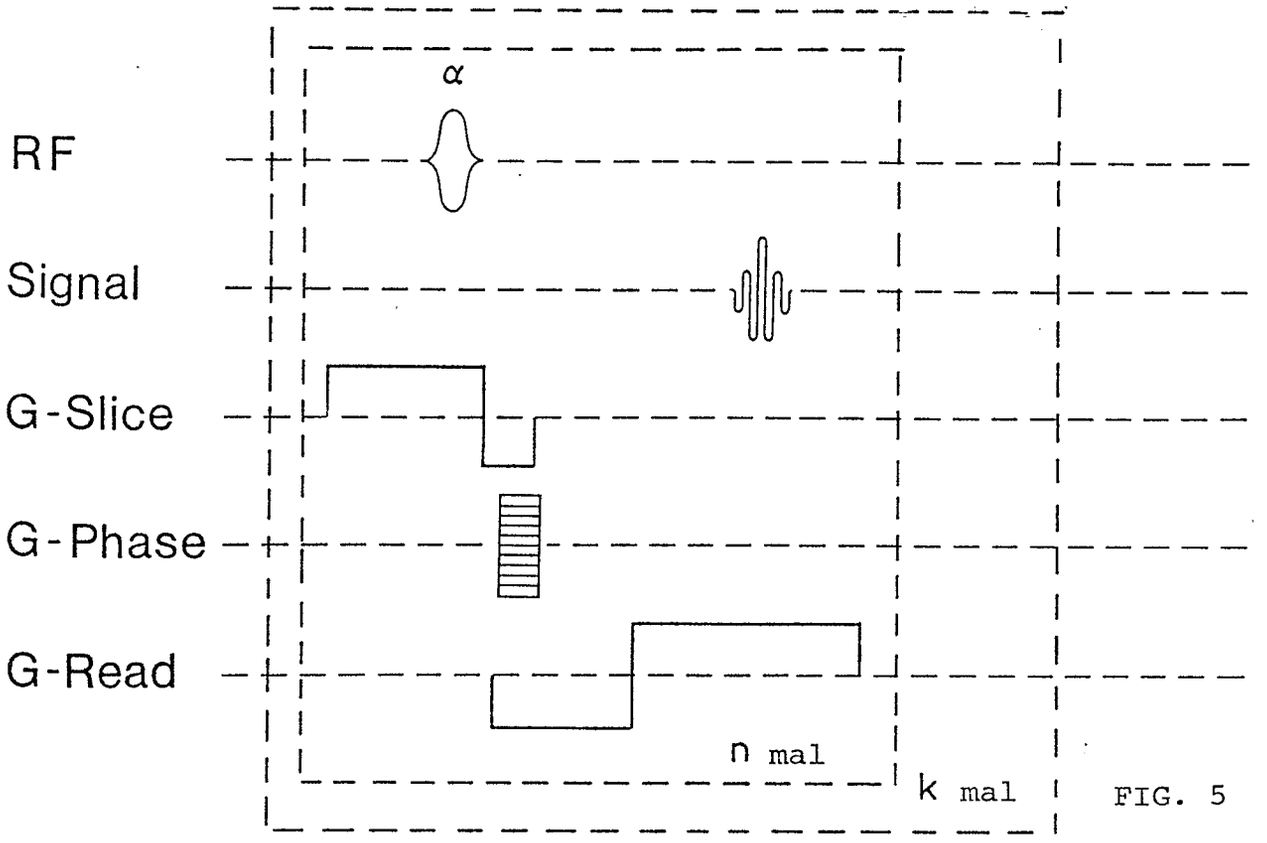


FIG. 5

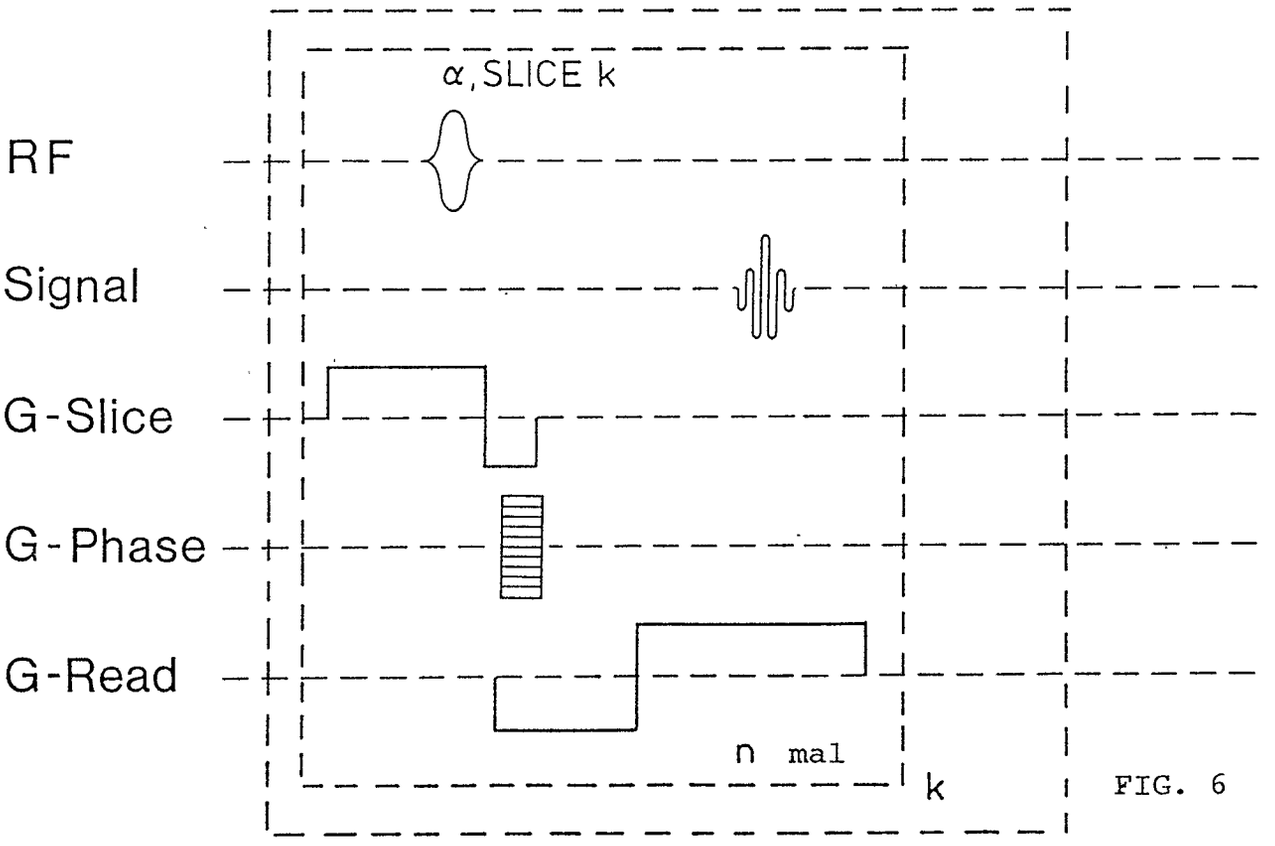


FIG. 6

Nummer: **DE 35 04 734 C2**
Int. Cl.[6]: **G 01 R 33/56**
Veröffentlichungstag: 10. Dezember 1998

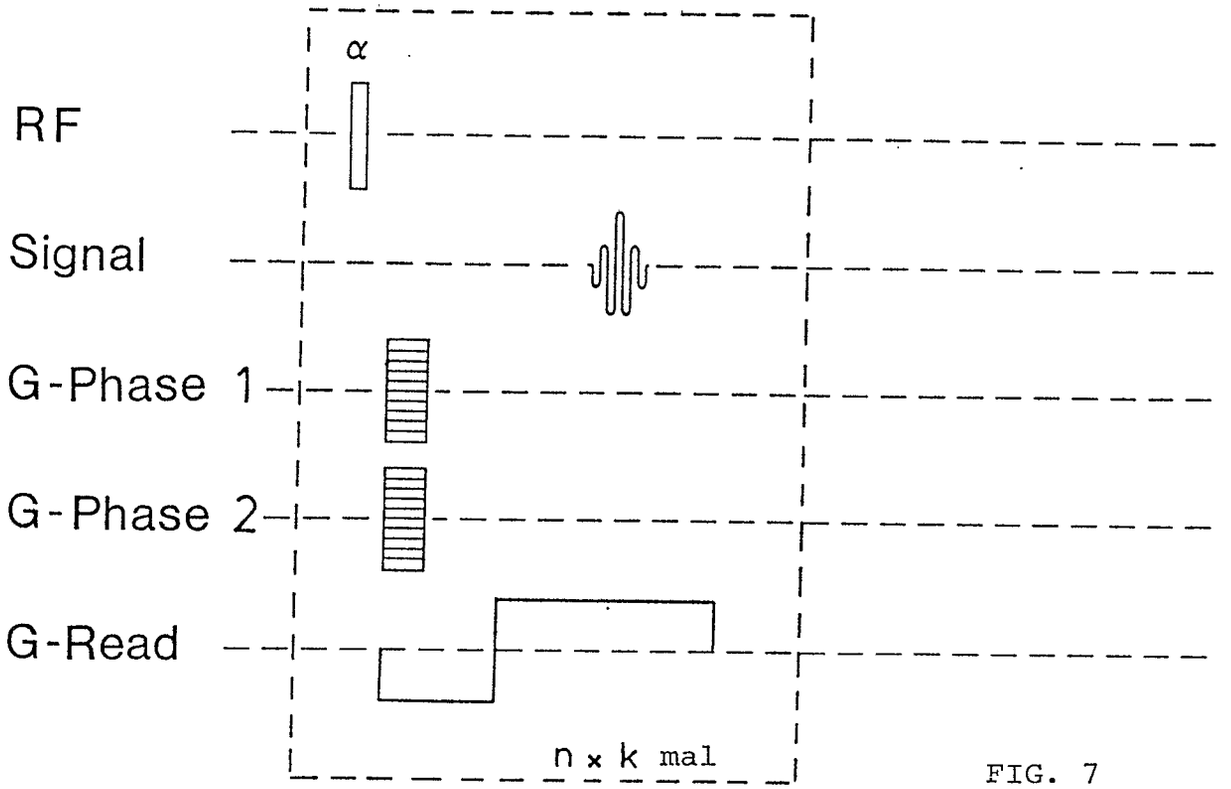


FIG. 7

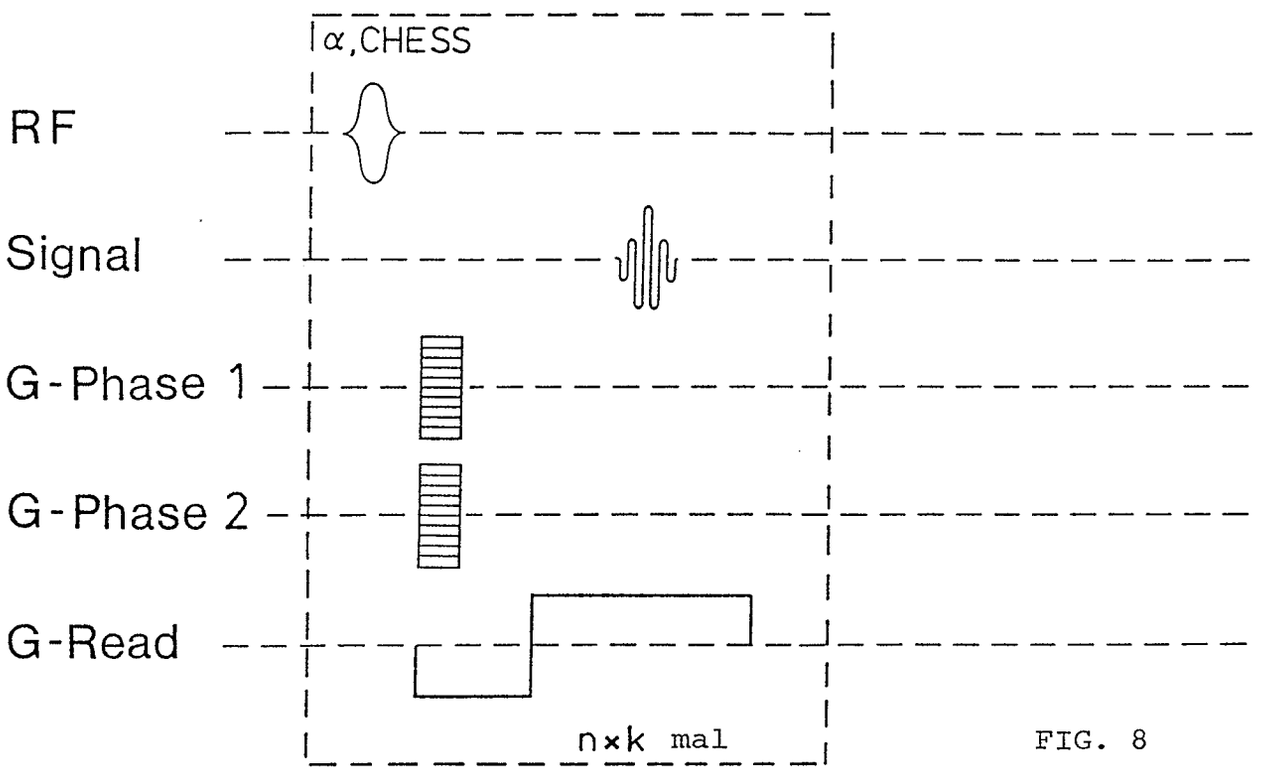


FIG. 8

Nummer: **DE 35 04 734 C2**
Int. Cl.[6]: **G 01 R 33/56**
Veröffentlichungstag: 10. Dezember 1998

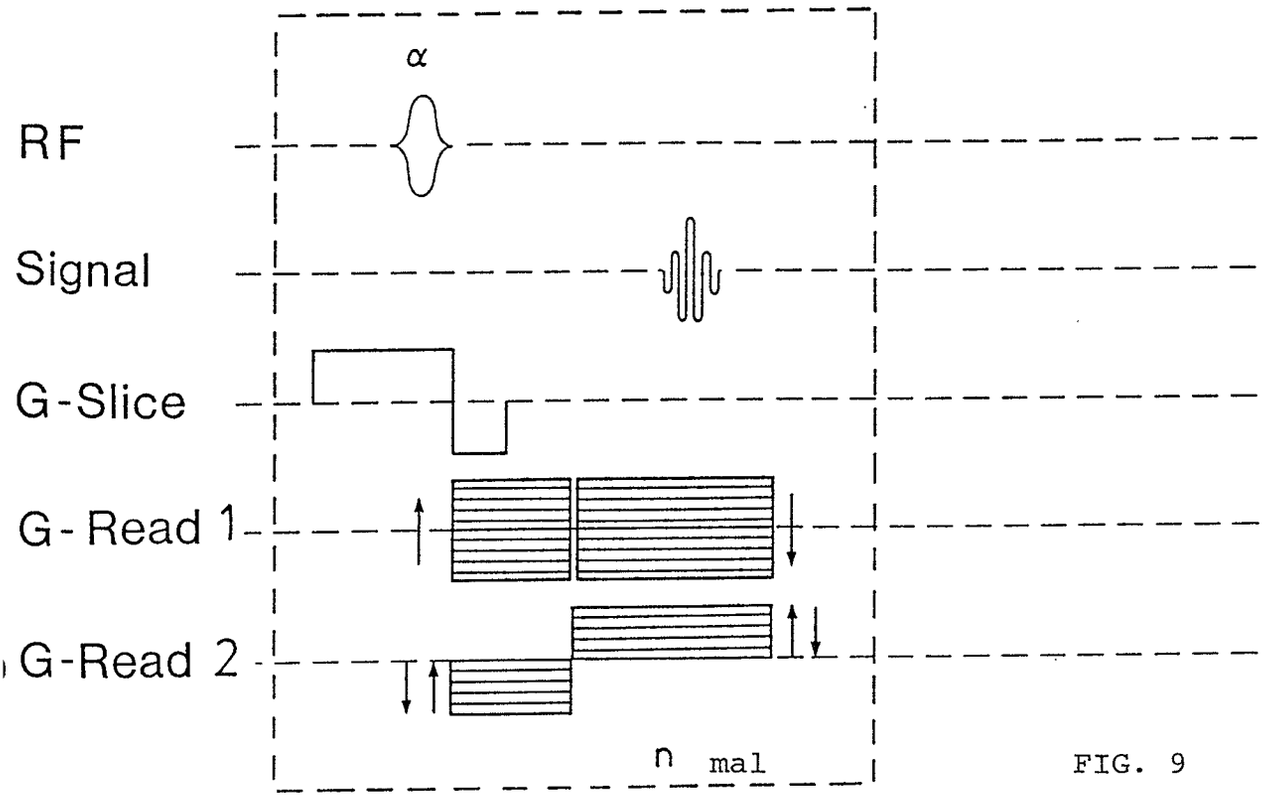


FIG. 9