(19) **Bundesrepublik Deutschland**
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 195 32 901 B4** 2005.05.12

(12) **Patentschrift**

(21) Aktenzeichen: **195 32 901.5**
(22) Anmeldetag: **06.09.1995**
(43) Offenlegungstag: **07.03.1996**
(45) Veröffentlichungstag der Patenterteilung: **12.05.2005**

(51) Int Cl.[7]: **G01R 33/563**
A61B 5/055

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

(30) Unionspriorität:
P 6-212984 06.09.1994 JP

(71) Patentinhaber:
Kabushiki Kaisha Toshiba, Kawasaki, Kanagawa, JP

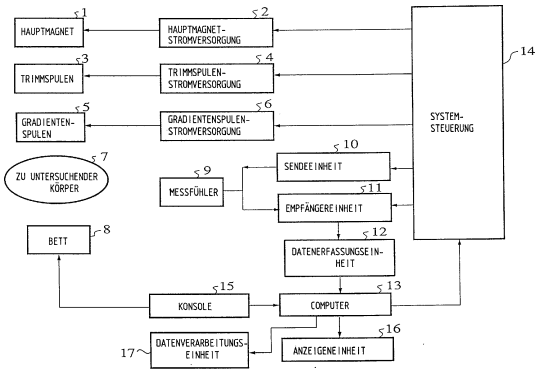
(74) Vertreter:
HOFFMANN & EITLE, 81925 München

(72) Erfinder:
Kassai, Yoshimori, Ohtawara, Tochigi, JP; Kanayama, Shoichi, Koshigaya, Saitama, JP; Kuhara, Shigehide, Zama, Kangawa, JP; Calderon, Arturo, Kawasaki, Kanagawa, JP

(56) Für die Beurteilung der Patentfähigkeit in Betracht gezogene Druckschriften:
DE 44 32 575 A1
DE 44 32 570 A1
DE 39 02 490 A1
DE 36 05 990 A1
Radiology, 192, S. 513-520, August 1994;
IEEE Trans.Med.Imag., Vol. 10, No. 4, S. 554-562, Dez. 1991;

(54) Bezeichnung: **Verfahren und Gerät zum Abbilden physiologischer Funktionsinformation mit kernmagnetischer Resonanz (NMR)**

(57) Hauptanspruch: Verfahren für die Bildgebung mit kernmagnetischer Resonanz, das folgende Schritte aufweist:
a) Abbilden eines zu untersuchenden Körpers (7), der in einem homogenen statischen Magnetfeld angeordnet ist, durch Anlegen eines Impulszugs aus einem Hochfrequenz-Magnetfeld (RF) und Gradientenmagnetfeldern (Gs, Gr, Ge) mit einem Schnittgradientenfeld (Gs), einem Lesegradientenfeld (Gr) und einem Phasenkodiergradientenfeld (Ge), wobei ein Impuls (21) des Hochfrequenz-Magnetfelds und ein Impuls (22) des Schnittgradientenfelds zur selektiven Erregung einer Schicht des zu untersuchenden Körpers in einer Schnittrichtung angelegt werden, und ein Impuls (31) des Lesegradientenfelds zur Unterdrückung des Bewegungsartefakts während des Anlegens eines Impulses (26) des Phasenkodiergradientenfelds angelegt wird;
b) sequentielles Erzeugen von Feldechos (28, 29, 30) durch sequentielles Umschalten der Lesegradientenfelder (23, 24, 25) und dadurch Detektieren kernmagnetischer Resonanzsignale, die in Antwort auf das Hochfrequenz-Magnetfeld (RF) und die Gradientenmagnetfelder (Gs, Gr, Ge) vom zu untersuchenden Körper (7) emittiert werden, und
c)Verarbeiten der kernmagnetischen Resonanzsignale zum Konstruieren von Kernmagnetresonanzbildern,...



Beschreibung

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft die Bildgebung mit kernmagnetischer Resonanz, und insbesondere, die Bildgebung mit kernmagnetischer Resonanz, die sich zum Abbilden physiologischer Funktionsinformation des Inneren eines zu untersuchenden Körpers mit hoher Geschwindigkeit und hoher Präzision eignet.

[0002] Wie allgemein bekannt ist, entspricht der Bildgebung mit kernmagnetischer Resonanz ein Verfahren zum Darstellen mikroskopischer chemischer und physischer Information von Materie durch Einsatz des kernmagnetischen Resonanzphänomens, bei dem Energie eines hochfrequenten Magnetfelds, das mit einer bestimmten Frequenz rotiert, durch eine Gruppe von Kernspins mit eindeutigen magnetischen Momenten, die in einem homogenen statischen Magnetfeld angeordnet sind, resonanzabsorbiert werden kann.

[0003] Bei dieser Bildgebung mit kernmagnetischer Resonanz können Bilder mit verschiedenen Kontrasten erhalten werden, beispielsweise ein Kontrastbild, bei dem eine Relaxationszeit T_1 in Längsrichtung der Nuklearspins betont ist (T_1-Bild), ein Kontrastbild, bei dem eine Relaxationszeit T_2 in Querrichtung der Nuklearspins betont ist (T_2-Bild), ein Kontrastbild, bei dem eine Dichteverteilung der Nuklearspins betont wird (Dichtebild) und ein Kontrastbild, bei dem ein Parameter (T_2. (T_2. Bild) betont wird, der sowohl die Relaxationszeit T_2 in Querrichtung, als auch eine plötzliche Phasenänderung der Nuklearspins aufgrund einer mikroskopischen Magnetfeldinhomogenität innerhalb eines Volumenelements (voxel) reflektiert.

Stand der Technik

[0004] Auf der anderen Seite ist, wie in S. Ogawa et al: "Sauerstoffanreicherungs-Sensitiver Kontrast bei Magnetresonanzbildgebung eines Nagetiergehirns mit hohen magnetischen Feldern", Magnetresonanz in der Medizin 14, Seiten 68–78, 1990, beschrieben ist, bekannt, daß von dem Hämoglobin im Blut eines lebenden Körpers das in Hülle und Fülle vorhandene Oxy-Hämoglobin im arteriellen Blut diamagnetisch ist, während das Deoxy-Hämoglobin, das vor allem im venösen Blut vorhanden ist, paramagnetisch ist. Zudem ist, wie in R.M. Weisskopf et al: "MNR-Suszeptometrie: Bildbasierte Messung einer absoluten Suszeptibilität von MR-Kontrastmitteln und menschlichem Blut", Magnetresonanz in der Medizin 24, S. 375–383, 1992, beschrieben ist, auch bekannt, daß das diamagnetische Oxy-Hämoglobin ein lokales magnetisches Feld nicht sehr stark stört (die magnetische Suszeptibilität unterscheidet sich um 0,02 ppm im Hinblick auf lebendes Körpergewebe), daß jedoch das paramagnetische Deoxy-Hämoglobin einen ausreichend großen Unterschied bei der magnetischen Suszeptibilität im Hinblick auf das umgebende Gewebe aufweist (Unterschied bei der magnetischen Suszeptibilität von 0,15 ppm im Hinblick auf lebendes Körpergewebe), um das Magnetfeld zu stören, so daß der Parameter T_2. gekürzt wird.

[0005] Es kann auch, wie von J.A. Detre, et al: in "Übergießbildgebung", Magnet-Resonanz in der Medizin 23, S. 37–45, 1992, beschrieben ist, bei einigen Bildgebungsschemata der Bildgebung mit kernmagnetischer Resonanz der Fall auftreten, daß bei einer Veränderung einer Menge oder einer Geschwindigkeit einer lokalen Blutströmung innerhalb eines lebenden Körpergewebes die Relaxationszeit (beispielsweise T_1) eines lebenden Körpers offensichtlich verändert erscheint, und ein Bildkontrast kann sich ändern.

[0006] Durch Einsatz der oben beschriebenen Eigenschaften ist es möglich, eine Veränderung einer Blutströmung oder eine Veränderung der Sauerstoffdichte im Blut aufgrund einer physiologischen Funktion abzubilden, beispielsweise einer Zellaktivität in einem lebenden Körpergewebe, wie einer Aktivierung eines visuellen Bereichs in einer Hirnrinde aufgrund einer Lichtstimulation, wie beispielsweise in K.K. Kwong et al: "Dynamische Magnetresonanzbildgebung der menschlichen Hirnaktivität während einer primären sensorischen Stimulation", Proc. Natl. Acad. Sci. USA, Bd. 89 Seiten 5675–5679, Juni 1992, beschrieben ist. Üblicherweise war ein Bildgebungsschema, das bei dieser Art der Bildgebung eingesetzt wurde, das Echoplanarschema oder das Gradientenechoschema.

[0007] Jedoch ist bei diesen Bildgebungsschemata eine Signalveränderung (Bildkontrastveränderung) aufgrund einer physiologischen Funktion innerhalb eines lebenden Gewebes ziemlich gering. Aus diesem Grund wurde üblicherweise diese geringe Signalveränderung detektiert, indem eine Differenz von Bildern vor und nach dem Auftreten eines physiologischen Funktionsphänomens berechnet wurde oder indem eine statistische Verarbeitung angewandt wurde. Ein Beispiel einer statistischen Datenverarbeitungsmethode, die für diesen Zweck eingesetzt wurde, ist eine Methode, bei der der paarweise t-Test eingesetzt wird, wie in R.T. Constable, et al: "Funktionale Hirnbilder bei 1,5 T unter Verwendung gebräuchlicher Gradientenecho-MR-Bildgebungstechniken", Magnetresonanzbildgebung, Bd. 11, Seiten 451–459, 1993, beschrieben ist. Im erstgenannten Fall, bei dem eine Differenz benützt wird, besteht das Erfordernis, daß ein Bild mit hohem S/N-Verhältnis

gewonnen wird, während im letzteren Fall, bei dem eine statistische Verarbeitung angewandt wird, das Erfordernis besteht, mehrere Bilder zu erhalten, so daß die Bildgebungszeit tendentiell länger ist und eine Auswirkung der Bewegung des lebenden Gewebes auf die Bilder einfacher auf tritt.

[0008] Weiterhin ist auch allgemein bekannt, daß bei der Bildgebung mit kernmagnetischer Resonanz eine Verzerrung verursacht werden kann, wenn die statische Magnetfeldverteilung inhomogen ist, und diese Bildverzerrung wird insbesondere bei der Bildgebungsmethode für das T_2.-Bild bemerkbar, die zum Detektieren eines physiologischen Funktionsphänomens, beispielsweise einer Zellaktivität in einem lebenden Körper, benützt wird. In dieser Hinsicht ist eine Methode zum Korrigieren dieser Bildverzerrung durch Einsatz einer Verarbeitung, wie einer affinen Transformation, in der japanischen Patentanmeldung Nr. 5-22759 (1993) beschrieben.

[0009] Demnach erfordert eine Detektion einer geringen Signalveränderung (Bildkontrastveränderung) aufgrund einer physiologischen Funktion innerhalb eines lebenden Körpers ein Bild mit einem hohen S/N-Verhältnis oder eine hohe Anzahl von Bildern, jedoch wird aus diesem Grund die Bildgebungszeit lang, und ein Einfluß aufgrund einer Bewegung eines lebenden Gewebes wird einfacher wahrgenommen, so daß es schwierig war, eine geringe Signalveränderung (Bildkontrastveränderung) aufgrund einer physiologischen Funktion innerhalb eines lebenden Körpers zu detektieren. In der Tat ist bekannt, daß sich eine Position und eine Größe eines Hirns synchron zu dem Herzschlag verändern kann, wie in B.P. Poncelet, et al: "Gehirn-Parenchym-Bewegung: Messung mit Kine-Echoplanar-MR-Bildgebung", Radiologie, Band 185, Seiten 645–651, Dezember 1992, beschrieben ist.

[0010] Demnach war es aufgrund eines Einflusses einer Körperbewegung aufgrund des Atmens oder des Herzschlags üblicherweise unmöglich, eine Signaländerung (Bildkontraständerung) aufgrund einer physiologischen Funktion, beispielsweise einer Zellaktivität in einem lebenden Körper, genau zu detektieren.

[0011] Auf der anderen Seite wurde herausgefunden, daß dann, wenn ein Hirn durch Bildgebung mit kernmagnetischer Resonanz abgebildet wird, während eine Stimulation erfolgt, beispielsweise eine visuelle Stimulation, ein Abschnitt mit verändertem Bildkontrast aufgrund des Vorliegens/Nichtvorliegens der Stimulation mit einem physiologisch bekannten Abschnitt übereinstimmt, der auf die Stimulation reagiert, d.h. es ist möglich, einen aktiven Abschnitt eines Hirns durch Bildgebung mit kernmagnetischer Resonanz abzubilden. Der Grund, warum es möglich ist einen aktiven Abschnitt eines Hirns zu detektieren, wird darin gesehen, daß der aktive Abschnitt mehr Energie erfordert, so daß eine Blutmenge, die in einem Bereich des aktiven Abschnitts fließt und eine Deoxy-Hämoglobin-Menge in der Nähe dieses Bereichs auf dem Niveau der Kapillargefäße, die bei einem Energieaustausch eine Rolle spielen, zunehmen. Diese Veränderung in einem Grundzustand wird als BOLD-(Blood-Oxygen-Level-Dependent)-Effekt (Abhängigkeit vom Blutsauerstoffpegel) bezeichnet und kann durch die T_2. betonende Impulssequenz, die auf eine Veränderung der magnetischen Suszeptibilität reagiert, erfaßt werden, beispielsweise dem EPI-Verfahren (Echoplanar-Bildgebungsverfahren) und dem FE-Verfahren (Feldechoverfahren) mit einer langen TE-Zeit.

[0012] Ein Hirnfunktionsbild ist ein Bild eines Hirns, in dem ein Veränderungsumfang des Bildkontrasts aufgrund des Vorliegens/Nichtvorliegens einer Stimulation als aktiver Abschnitt extrahiert wird, mittels einer Subtraktionsverarbeitung oder einer statistischen Verarbeitung von Bildern, die mit/ohne der Stimulation mit der Bildgebung mit kernmagnetischer Resonanz aufgenommen wurden. Demnach wird es durch Einsatz der Bildgebung mit kernmagnetischer Resonanz möglich, einen aktiven Abschnitt eines Gehirns mit hoher räumlicher Auflösung im Vergleich zu anderen verfügbaren Vorrichtungen zu erhalten, beispielsweise einem SQUID supraleitenden quanten-interferrometrischen Detektor, wie er bei einer Magneto-Enzyphalographie (magnetoencephalographie) eingesetzt wird, und es wird eine neue Methode zum Detektieren eines aktiven Zustands eines Gehirns geschaffen. Diese Gehirnfunktions-Bildgebungsmethode erweckt allgemeine Aufmerksamkeit, da sie wenig invasiv ist, aufgrund des Gebrauchs von Blut als natürliches Kontrastmedium und da sie leicht durch Gebrauch eines weitverbreiteten Geräts für die Bildgebung mit kernmagnetischer Resonanz realisierbar ist.

[0013] Anders als die elektrophysiologische Meßmethode, wie die Magneto-Enzephalographie unter Einsatz eines SQUID supraleitenden quanten-interferromagnetischen Detektors mit guter Zeitauflösung, eignet sich diese Gehirnfunktions-Bildgebungsmethode nicht für die Messung einer Latenz im Hinblick auf eine Stimulation aufgrund eines Vorliegens einer Zeitverzögerung in einer Größenordnung von Sekunden für die Aktivierung nach dem Stimulieren, da der aktive Abschnitt des Gehirnfunktions-Bilds von einer Veränderung eines Zustands der Blutströmung abhängt. Zudem beträgt, obgleich eine Abhängigkeit von dem Umfang der Stimulation besteht, der Umfang der Veränderung des Bildkontrasts 0,5 bis 5% des Bildkontrasts, was ziemlich wenig ist. Entsprechend wird der aktive Abschnitt, der mit dieser Gehirnfunktions-Bildgebungsmethode detektiert

wird, als Differenzbild zwischen einem Bild mit Stimulation und einem Bild ohne Stimulation detektiert. Hierbei werden zum Vermeiden einer leichten Verschiebung zwischen den Bildern aufgrund eines Einflusses durch eine Bewegung, beispielsweise ein Pulsieren, und zum Verbessern des S/N-Verhältnisses viele Bilder unter wiederholtem Vorliegen/Nichtvorliegen einer zeitseriellen Stimulation aufgenommen, und der aktive Abschnitt wird durch eine Mittelwertbildungs-Verarbeitung oder eine statistische Verarbeitung extrahiert.

[0014] Demnach kann mit der Gehirnfunktions-Bildgebungsmethode eine Bildgebung eines aktiven Abschnitts im Zusammenhang mit einer Aktivität in einem Gehirn erfolgen, anstelle einer Information über die physiologische Form eines Gehirns. Um jedoch ein Gehirnfunktions-Bild zu erhalten, ist es erforderlich, ein Gehirn wiederholt mit und ohne einer Stimulation des Gehirns abzubilden, so daß die Bildgebungszeit lang wird.

[0015] Die Druckschrift DE-A-44 32 570, die Stand der Technik gemäß §3(2)1. PatG bildet, offenbart ein Verfahren für die Bildgebung mit kernmagnetischer Resonanz, mit folgenden Schritten: Abbilden eines zu untersuchenden Körpers, der in einem homogenen statischen Magnetfeld angeordnet ist, durch Anlegen eines Impulszugs aus einem Hochfrequenz-Magnetfelds und Gradientenmagnetfeldern mit einem Schnittgradientenfeld, einem Lesegradientenfeld und einem Phasenkodiergradientenfeld, wobei ein Impuls des Hochfrequenz-Magnetfelds und ein Impuls des Schnittgradientenfelds zur selektiven Erregung des zu untersuchenden Körpers in einer Schnittrichtung angelegt werden, und ein Impuls des Lesegradientenfelds zur Unterdrückung des Bewegungsartefakts während des Anlegens eines Impulses des Phasenkodiergradientenfelds angelegt wird; sequentielles Erzeugen von Feldechos durch sequentielles Umschalten der Lesegradientenfelder und dadurch Detektieren kernmagnetischer Resonanzsignale, die in Antwort auf das Hochfrequenz-Magnetfeld und die Gradientenmagnetfelder vom zu untersuchenden Körper emittiert werden, und Verarbeiten der kernmagnetischen Resonanzsignale zum Konstruieren von Kernmagnetresonanzbildern.

[0016] Der Artikel "Qualitative Mapping of Cerebral Blood Flow and Functional Localization with Echo-planar MR Imaging and Signal Targeting with Alternating Radio Frequency" of R. R. Edelman, B. Siewert, D. G. Darby, V. Thangaraj, A. C. Nobre, M. M. Mesulam and S. Warrach, Radiology 1994; 192, Seiten 513–520, August 1994, befasst sich mich der Darstellung von Blutströmungen im Gehirn zum Zwecke der Darstellung von Gehirnfunktionen, welche mit MR-Bildgebung mit konkreten Pulssequenzen (EPISTAR) gewonnen wird. Insbesondere wird das Einbeziehen von Simulierungen zur funktionellen Gehirnuntersuchung angesprochen.

[0017] In dem Artikel "Volume Rendering of Multimodal Images: Application to MRI and PET Imaging of the Human Brain" von D. J. Valentino, J. C. Mazziotta und H. K. Huang, IEEE Transactions on Medical Imaging, Band 10, Nummer 4, Seiten 554–562, Dezember 1991, wird auf die Notwendigkeit hingewiesen, eine simultane Wiedergabe funktionaler und anatomischer Daten zur Identifizierung normaler bzw. pathophysiologischer Gehirnfunktionen vorzunehmen.

[0018] Damit zusätzlich ein Gehirnfunktions-Bild klinisch benützt werden kann, ist es erforderlich, ein physiologisches Formbild und ein Blutgefäßbild zu erhalten, das einen engen Zusammenhang zu einem Gehirnfunktions-Bild in demselben Zeitpunkt aufweist und zudem eine Korrelationsbeziehung zwischen diesen drei Bildern zu überprüfen; jedoch werden diese drei Bilder unabhängig voneinander einzeln aufgenommen, so daß die gesamte Bildgebungszeit lang wird, und die Bearbeitung zwischen den Bildern wird aufgrund eines Positionsversatz zwischen den einzelnen aufgenommenen Bildern schwierig.

Aufgabenstellung

[0019] Demnach besteht eine Aufgabe der vorliegenden Erfindung in der Schaffung eines Verfahrens und eines Geräts für die Bildgebung mit kernmagnetischer Resonanz, das in der Lage ist, ein Gehirnfunktionsbild, ein Blutgefäßbild und ein Bild der physischen Form mit hoher Geschwindigkeit in einer kurzen Zeit zu gewinnen.

[0020] Eine weitere Aufgabe der vorliegenden Erfindung besteht in der Schaffung einer Methode und eines Gerätes für die Bildgebung mit kernmagnetischer Resonanz, das in der Lage ist, eine Veränderung einer Blutströmung und eine Sauerstoffdichte in dem Blut, die mit einer physiologischen Funktionsveränderung in einem lebenden Gewebe im Zusammenhang steht, mit hoher Präzision abzubilden.

[0021] Gemäß einem Aspekt der vorliegenden Erfindung wird ein Verfahren für die Bildgebung mit kernmagnetischer Resonanz geschaffen, das folgende Schritte enthält:
Abbilden eines zu untersuchenden Körpers, der in einem homogenen statischen Magnetfeld angeordnet ist, durch Anlegen eines Hochfrequenz-Magnetfelds und Gradientenmagnetfeldern mit einem Schnittgradienten-

feld, einem Lesegradientenfeld und einem Phasenkodiergradientenfeld, wobei ein Impuls des Hochfrequenz-Magnetfelds und ein Impuls des Schnittgradientenfelds zur selektiven Erregung einer Schicht des zu untersuchenden Körpers in einer Schnittrichtung angelegt werden, und ein Impuls des Lesegradientenfelds zur Unterdrückung des Bewegungsartefakts während des Anlegens eines Impulses des Phasenkodiergradientenfelds angelegt wird; sequentielles Erzeugen von Feldechos durch sequentielles Umschalten der Lesegradientenfelder und dadurch Detektieren kernmagnetischer Resonanzsignale, die in Antwort auf das Hochfrequenz-Magnetfeld und die Gradientenmagnetfelder vom zu untersuchenden Körper emittiert werden; und Verarbeiten der kernmagnetischen Resonanzsignale zum Konstruieren von Kernmagnetresonanzbildern. Erfindungsgemäß wird der Impulszuge derart gesteuert, daß die Perioden zwischen dem Umschalten der Lesegradientenfelder zum Realisieren einer ersten Bildgebungsmethode zum Erfassen erster Bilddaten, bei denen die kernmagnetischen Resonanzsignale von Blutströmungsabschnitten in einem gewünschten Bereich des zu untersuchenden Körpers betont sind, und einer zweiten Bildgebungsmethode zum Erfassen zweiter Bilddaten, bei denen eine Veränderung der Magnetfeld-Inhomogenität aufgrund einer Veränderung eines Betrags der Blutströmung in dem gewünschten Bereich des zu untersuchenden Körpers betont ist, derart gewählt werden, daß eine einzige Ausführung des Impulszugs zum Konstruieren der Bilder ausreichend ist.

[0022] Gemäß einem anderen Aspekt der vorliegenden Erfindung wird ein Verfahren für die Bildgebung mit kernmagnetischer Resonanz geschaffen, enthaltend die Schritte:
Abbilden eines gewünschten Bereichs eines in einem homogenen statischen Magnetfeld angeordneten zu untersuchenden Körpers durch Anlegen eines Hochfrequenz-Magnetfelds und von Gradientenmagnetfeldern gemäß einem Impulszug zum Realisieren einer Bildgebungsmethode zum Erhalten von Bilddaten, die eine physiologische Funktionsinformation in dem gewünschten Bereich des zu untersuchenden Körpers reflektieren; und Erfassen der Bilddaten durch Detektieren kernmagnetischer Resonanzsignale, die von dem zu untersuchenden Körper in Antwort auf das Hochfrequenz-Magnetfeld und die Gradientenmagnetfelder emittiert werden, und zwar entsprechend einer ersten Bedingung, bei der eine physiologische Funktion in dem gewünschten Bereich des zu untersuchenden Körpers inaktiv ist, und entsprechend einer zweiten Bedingung, bei der eine physiologische Funktion in dem gewünschten Bereich des zu untersuchenden Körpers aktiv ist, Auswählen gültiger Daten aus den Bilddaten, die bei dem Bildgebungsschritt erfaßt werden, für jeweils die erste und zweite Bedingung, wobei die gültigen Daten durch Anwendung eines t-Tests auf die in dem Bildgebungsschritt erfaßten Bilddaten ausgewählt werden; Bestimmen aktiver Abschnitte, die sich zwischen den entsprechend der ersten Bedingung erfaßten Bilddaten und den entsprechend der zweiten Bedingung erfaßten Bilddaten verändert haben, durch Anwendung der in dem Auswahlschritt ausgewählten gültigen Daten; und Anzeigen der aktiven Abschnitte, die in dem Bestimmungsschritt bestimmt wurden.

[0023] Gemäß einem weiteren Aspekt der vorliegenden Erfindung wird jeweils ein Gerät für die jeweilige entsprechende Bildgebung mit kernmagnetischer Resonanz geschaffen.

[0024] Weiterbildungen der Erfindung sind Gegenstand jeweiliger abhängiger Ansprüche.

Ausführungsbeispiel

[0025] Weitere Merkmale und Vorteile der vorliegenden Erfindung ergeben sich aus der nachfolgenden Beschreibung im Zusammenhang mit der beiliegenden Zeichnung; es zeigen:

[0026] Fig. 1 ein Blockschaltbild eines Geräts für die Bildgebung mit kernmagnetischer Resonanz, das sich für die erste Ausführungsform einer Bildgebungsmethode mit kernmagnetischer Resonanz gemäß der vorliegenden Erfindung eignet;

[0027] Fig. 2 ein Impulszugdiagramm zum Darstellen eines beispielhaften Impulszugs gemäß der ersten Ausführungsform einer Bildgebungsmethode mit kernmagnetischer Resonanz gemäß der vorliegenden Erfindung;

[0028] Fig. 3 ein Impulszugdiagramm zum Darstellen eines weiteren beispielhaften Impulszugs gemäß der ersten Ausführungsform einer Bildgebungsmethode mit kernmagnetischer Resonanz gemäß der vorliegenden Erfindung;

[0029] Fig. 4 ein Impulszugdiagramm zum Darstellen eines weiteren beispielhaften Impulszugs gemäß der ersten Ausführungsform der Bildgebungsmethode mit kernmagnetischer Resonanz gemäß der vorliegenden Erfindung;

[0030] Fig. 5 ein Diagramm zum Darstellen einer Frequenzversatzsteuerung, die in Zusammenhang mit dem in Fig. 4 gezeigten Impulszug benützt wird;

[0031] Fig. 6 ein Impulszugdiagramm zum Darstellen einer Modifikation des in Fig. 2 gezeigten Impulszugs;

[0032] Fig. 7 ein Impulszugdiagramm zum Darstellen einer Modifikation des in Fig. 3 gezeigten Impulszugs;

[0033] Fig. 8 ein Impulszugdiagramm zum Darstellen einer Modifikation des in Fig. 4 gezeigten Impulszugs;

[0034] Fig. 9 eine Tabelle zum Zusammenfassen einer beispielhaften Einstellung der zahlreichen Bildgebungszustände, die im Zusammenhang mit dem in den Fig. 2, Fig. 3 und Fig. 4 gezeigten Impulsfolgen zu benützen sind;

[0035] Fig. 10 eine Zeittafel zum Darstellen einer beispielhaften Bilderfassungsprozedur, die sich für die erste Ausführungsform der Bildgebungsmethode mit kernmagnetischer Resonanz gemäß der vorliegenden Erfindung eignet;

[0036] Fig. 11 ein Diagramm zum Darstellen der beispielhaften Einstellung der in Fig. 9 gezeigten zahlreichen Bildgebungsbedingungen für drei Arten von Bildern, die durch die in den Fig. 2, Fig. 3 und Fig. 4 gezeigten Impulszüge zu erhalten sind;

[0037] Fig. 12 ein Blockschaltbild eines Bildgebungsgeräts mit kernmagnetischer Resonanz gemäß der zweiten Ausführungsform einer Bildgebungsmethode mit kernmagnetischer Resonanz gemäß der vorliegenden Erfindung;

[0038] Fig. 13 ein Impulszugdiagramm zum Darstellen eines beispielhaften Impulszugs, der sich für die zweite Ausführungsform der Bildgebungsmethode mit kernmagnetischer Resonanz gemäß der vorliegenden Erfindung eignet;

[0039] Fig. 14 ein Impulszugdiagramm zum Darstellen eines weiteren beispielhaften Impulszugs, der sich für die zweite Ausführungsform der Bildgebungsmethode mit kernmagnetischer Resonanz gemäß der vorliegenden Erfindung eignet;

[0040] Fig. 15 eine Darstellung zum Zeigen einer beispielhaften Bilderfassungsprozedur für die zweite Ausführungsform der Bildgebungsmethode mit kernmagnetischer Resonanz gemäß der vorliegenden Erfindung; und

[0041] Fig. 16 ein Flußdiagramm zum Darstellen einer Datenverarbeitungsprozedur gemäß der zweiten Ausführungsform einer Bildgebungsmethode mit kernmagnetischer Resonanz gemäß der vorliegenden Erfindung.

[0042] Nun sei unter Bezug auf die Fig. 1 bis Fig. 11 die erste Ausführungsform einer Bildgebungsmethode mit kernmagnetischer Resonanz (MRI) gemäß der vorliegenden Erfindung detailliert beschrieben.

[0043] Die erste Ausführungsform betrifft Verbesserungen des Impulszugs und des Bildberechnungs-Verfahrens für das Gehirnfunktionsbild, wodurch die Bildgebungszeit kürzer und die Identifizierung eines aktiven Abschnitts einfacher wird, damit effektiv die Nützlichkeit des Gehirnfunktionsbilds verbessert wird.

[0044] Bei dieser ersten Ausführungsform weist das MRI-Gerät den in Fig. 1 gezeigten prinzipiellen Aufbau auf, der einen Hauptmagneten **1** zum Erzeugen eines statischen Magnetfelds enthält, sowie Trimmspulen **3** zum Angleichen einer Homogenität des statischen Magnetfelds und Gradientenspulen **5** zum Erzeugen von Gradienten-Magnetfeldern, die jeweils durch eine Hauptmagnet-Stromversorgung **2**, eine Trimmspulen-Stromversorgung **4** und eine Gradientenspulen-Stromversorgung **6** versorgt werden, so daß das homogene statische Magnetfeld und die magnetischen Gradientenfelder mit linearer Gradientenfeldverteilung in drei orthogonalen Richtungen an einem zu untersuchenden Körper **7** angelegt werden können. Hierbei enthalten die Gradienten-Magnetfelder ein Schnittgradientenfeld Gs, das in einer rechtwinklig zu einer gewünschten Schnittebene verlaufenden Richtung angelegt wird, ein Lesegradientenfeld Gr, das in einer rechtwinklig zu dem Schnittgradientenfeld Gs verlaufenden Richtung angelegt wird, und ein Kodiergradientenfeld Ge, das in einer rechtwinklig zu sowohl dem Schnittgradientenfeld Gs als auch dem Lesegradientenfeld Gr verlaufenden Richtung angelegt wird.

[0045] Zusätzlich ist ein Meßfühler **9** vorgesehen, an den Hochfrequenzsignale durch eine Sendeeinheit **10** so übertragen werden, daß Hochfrequenzmagnetfelder (HF-Impulse) von diesem Meßfühler an den zu untersuchenden Körper **7** angelegt werden können. Dieser Meßfühler **9** wird auch benützt, um die kernmagnetischen Resonanzsignale zu empfangen, die von dem zu untersuchenden Körper **7** aufgrund der Anwendung dieser Magnetfelder abgegeben werden, jedoch können, falls dies gewünscht ist, eine getrennte Sendespule und Empfangsspule anstelle dieses Meßfühlers **9** vorgesehen sein.

[0046] Die durch den Meßfühler **9** empfangenen kernmagnetischen Resonanzsignale (Echosignale) werden bei einer Empfängereinheit **11** detektiert und verstärkt und anschließend in einer Datenerfassungseinheit **12** A/D-umgesetzt und anschließend über einen Computer **13** einer Datenverarbeitungseinheit **17** zugeführt.

[0047] Hierbei wird der Betrieb der Hauptmagnet-Stromversorgung **2**, der Trimmspulen-Stromversorgung **4**, der Gradientenspulen-Stromversorgung **6**, der Sendeeinheit **10**, der Empfängereinheit **11** und der Datenerfassungseinheit **12** durch eine Systemsteuerung **14** gesteuert, die selbst ausgehend von einer Konsole **15** über den Computer **13** gesteuert wird.

[0048] In der Datenverarbeitungseinheit **17** wird unter Kontrolle des Computers **13** die Bildrekonstruktionsverarbeitung gemäß den von der Datenerfassungseinheit **12** zugeführten Echosignalen unter Einsatz der Fourier-Transformation durchgeführt, so daß die Bilddaten erhalten werden.

[0049] Die erhaltenen Bilder werden dann auf einer Anzeigeeinheit **16** angezeigt. Diese Anzeigeeinheit **16** sowie der Computer **13** und ein Bett **8**, auf dem der zu untersuchende Körper **7** angeordnet wird, werden ausgehend von der Konsole **15** gesteuert. Hierbei enthält die Anzeigeeinheit **16** mehrere Bildspeicher, damit mehrere Originalbilder unabhängig voneinander angezeigt werden können und zudem eine überlagerte Anzeige dieser Bilder möglich ist.

[0050] Im folgenden wird die Bildgebungsmethode dieser ersten Ausführungsform zum Erhalten eines Gehirnfunktionbilds, eines Blutgefäßbilds und eines Bilds entsprechend der physischen Form mit hoher Geschwindigkeit unter Einsatz dieses in Fig. 1 gezeigten MRI-Geräts beschrieben.

[0051] Hierfür sind im allgemeinen zwei Methoden zum Erhalten eines Blutgefäßbilds bekannt, wie die TOF-Methode (Time Of Flight, Flugzeitmethode), bei der Blutströmungsanteil-Signale im Kontrast zu Gehirnparenchymanteil-Signalen gesetzt werden, die durch den T1-Sättigungseffekt aufgrund der Verkürzung der Folgewiederholzeit TR herabgesetzt sind, und eine Phasenverschiebungsmethode, bei der eine Differenz der Phasen von Bildern, die durch Impulsfolgen mit und ohne einem Strömungskodierimpuls erhalten werden, benützt wird, um den in einer bestimmten Phasenverschiebung abgebildeten Strömungsanteil darzustellen.

[0052] Bei der Phasenverschiebungsmethode muß ein Strömungskodierimpuls gemäß der Strömungsrichtung angewandt werden, so daß für den Gehirnparenchymabschnitt, der drei sich räumlich kreuzende Strömungsrichtungen aufweist, insgesamt sechs Impulsfolgen für das Bringen in Phase und Bringen aus der Phase in jeder der drei Richtungen erforderlich sind, und entsprechend nimmt die Bildgebungszeit zu und die Impulsfolgen werden kompliziert. Andererseits weist diese Phasenverschiebungsmethode einen Vorteil dahingehend auf, daß eine große Anzahl der Signale, die von dem Gehirnparenchymabschnitt abgenommen werden, als ein Abschnitt ohne Phasenverschiebung ausgelöscht werden können, so daß es beim Einstellen der zweiten und nachfolgenden Echosignale auf einen großen Wert möglich ist, ein Bild gemäß der physischen Form oder ein Bild, das eine Veränderung einer Magnetfeldinhomogenität betont (ein Feldinhomogenitätsbild) mit hohem S/N-Verhältnis (Signal zu Rauschabstand) zu erhalten.

[0053] Nun zeigt die Fig. 2 einen beispielhaften Impulszug für die Realisierung der Bildgebungsmethode dieser ersten Ausführungsform, damit insgesamt ein Gehirnfunktionsbild, ein Blutgefäßbild und ein Bild der physischen Form erhalten wird.

[0054] Bei diesem Impulszug gemäß Fig. 2 werden zunächst der HF-Impuls **21** und das Schnittgradientenfeld **22** angelegt, um den zu untersuchenden Körper in einer Schnittrichtung selektiv zu erregen. Anschließend wird ein Korrekturlesegradientenfeld **31** angelegt, um den Bewegungsartefakt zu unterdrücken, während das Phasenkodiergradientenfeld **26** angelegt wird. Anschließend werden durch sequentielles Umschalten der Lesegradientenfelder **23**, **24** und **25** die Feldechos **28**, **29** und **30** sequentiell erzeugt.

[0055] Für das Blutgefäßbild wird die TOF-Methode oder die Phasenverschiebungsmethode auf das erste Echo **28** angewandt, auf das der Einfluß des Bewegungsartefacts gering ist. Andererseits wird das Feldinho-

mogenitätsbild aus dem dritten Echo **30** erhalten, das eine hineichend lange transversale Relaxationszeit zum Erhalten des T_2-Kontrasts aufweist. Anschließend wird das Bild der physischen Form aus dem zweiten Echo **29** erhalten, indem eine Periode zwischen dem ersten Echo **28** und dem dritten Echo **30** genützt wird. Hierbei können die Bilddaten separat aus den Feldechos **28**, **29** und **30** durch die Anwendung des Phasenkodiergradientenfelds **26** erfaßt werden.

[0056] Zusätzlich wird die Stärke des Lesegradientenfeldes Gr für jedes dieser Feldechos **28**, **29** und **30** variiert, um geeignete Bildbandbreiten für die jeweiligen Feldechos zu erhalten. Insbesondere für das erste Echo **28** wird zum Vermeiden einer Dispersion der Blutströmungssignale, die durch den HF-Impuls **21** aufgrund der Strömung erregt werden, die Echozeit TE auf einen kurzen Wert eingestellt. Entsprechend ist die Stärke des Lesegradientenfelds **23** für das erste Echo **28** groß, und die entsprechende Datenerfassungszeit ist kurz, so daß das S/N-Verhältnis niedrig wird. Andererseits wird für das dritte Echo **30** eine lange Datenerfassungszeit eingestellt, damit der T_2-Relaxationseffekt selbst während des Anlegens des Lesegradientenfeldes **25** auftritt, so daß die Signale mit einem hohen S/N-Verhältnis erfaßt werden können. Hierdurch kann das Herabsetzen der Signale aufgrund der Ausdehnung der Echozeit TE kompensiert werden. Für das zweite Echo **29** wird eine Zwischeneinstellung zwischen derjenigen des ersten und des dritten Echos benützt. Dadurch, daß für dieses zweite Echo **29** die Datenerfassungszeit so groß wie möglich innerhalb eines Bereichs, in dem das dritte Echo **30** optimiert werden kann, gemacht wird, ist es möglich, die Signale mit höherem S/N-Verhältnis als bei dem ersten Echo **28** zu erfassen.

[0057] Als nächstes zeigt die Fig. 3 einen anderen beispielhaften Impulszug für die Realisierung der Bildgebungsmethode der ersten Ausführungsform, damit insgesamt ein Gehirnfunktionsbild, ein Blutgefäßbild und ein Bild der physischen Form erhalten wird, wobei ein weiteres Merkmal vorgesehen ist, damit die Auswahl der Auflösung jedes Echos möglich ist.

[0058] Zunächst kann die Auflösung innerhalb einer Ebene wie folgt verändert werden. Da insbesondere die Auflösung in Leserichtung durch die Gradientenfeldstärke und einer Abtastart bestimmt wird, kann durch Festlegen der Art der Abtastung die Auflösung verändert werden, indem die Gradientenfeldstärke, die für jedes Echo angewandt wird, variiert wird. So ist es beispielsweise möglich, durch eine Verdopplung der Stärke des Lesegradientenfeldes **38** die Auflösung der Information für die physische Form zu verdoppeln. Hierbei ist bei gleicher Matrixgröße der Bildbereich zu 1/2 reduziert. Durch diese Steuerung der Auflösung kann die Optimierung des S/N-Verhältnisses durchgeführt werden.

[0059] Als nächstes kann zusätzlich zu der Optimierung des S/N-Verhältnisses durch Steuerung der Auflösung in der Phasenkodierrichtung die Datenerfassungszeit verkürzt werden, indem eine Anzahl von Phasenkodierschritten herabgesetzt wird. So reicht beispielsweise bei dem gleichen Bildbereich zum Realisieren der Bildgebung für das erste Echo bei einer Auflösung, die doppelt so hoch ist wie die für das zweite Echo (d.h., zum Einstellen einer Matrixgröße in der Kodierrichtung des zweiten Echos, die zweimal so hoch ist wie die des ersten Echos) eine Variierung des Phasenkodiergradientenfelds **36** entsprechend der des Phasenkodiergradientenfelds **35** aus, um die insgesamt mit einbezogene Menge zu verdoppeln. Auch wird in einem Fall, in dem die Auflösung für das dritte Echo halb so groß wie diejenige für das zweite Echo eingestellt wird, während derselbe Bildgebungsbereich beibehalten wird (d.h. eine Zahl von Matrizen auf eine Hälfte begrenzt wird), das Phasenkodiergradientenfeld **37** auf einen integrierten Umfang für die Phasenkodierung entsprechend einer Hälfte des Bildbereichs in einer Richtung eingestellt, die entgegengesetzt zu derjenigen der wechselnden Stufung des Phasenkodiergradientenfelds **35** verläuft (d.h. in Richtung einer positiven Seite, wenn das Phasenkodiergradientenfeld **35** an einer negativen Seite beginnt und sich zu einer positiven Seite hin verändert). Ist das Phasenkodiergradientenfeld **35** exakt Null, so ist die Datenerfassung für einen Bildteil beendet. Bei der Datenerfassung für den nächsten Bildteil wird das Phasenkodiergradientenfeld **37** auf einen Versatzphasenkodierbetrag in einer Richtung entgegengesetzt zu derjenigen in dem oben beschriebenen Fall eingestellt.

[0060] Entsprechend werden zum Verändern der Auflösung in der Schnittrichtung die Schnittkodiergradientenfelder **32**, **33** und **34** auf ähnliche Weise gesteuert, wie oben für die Phasenkodiergradientenfelder **35**, **36** und **37** beschrieben, indem die dreidimensionale Fourier-Methode benützt wird.

[0061] Nun kann mit dem oben im Zusammenhang mit Fig. 3 beschriebenen Impulszug das optimale S/N-Verhältnis und die optimale Zeitauflösung für jeden Kontrast durch Veränderung der Auflösung eingestellt werden, jedoch ist eine Auswahl des Bildbereichs in der Schnittrichtung unmöglich. Jedoch ist es in einem Fall, in dem die Signale von dem Kopfflächenabschnitt des Gehirnfunktionsbilds erfaßt werden, möglich, die Gesamtsignalerfassungszeit durch Verminderung des Bildbereichs herabzusetzen und die Zeitauflösung im Vergleich zu dem Bildbereich in der Schnittrichtung für das Bild gemäß der physischen Form oder für das Blutge-

fäßbild zu verbessern.

[0062] Die Fig. 4 zeigt einen weiteren beispielhaften Impulszug für die Realisierung der Bildgebungsmethode dieser ersten Ausführungsform, damit insgesamt ein Gehirnfunktionsbild, ein Blutgefäßbild und ein Bild der physischen Form erhalten wird, bei dem als zusätzliches Merkmal die Einschränkung des Bildbereichs in der Schnittrichtung enthalten ist.

[0063] Bei diesem Impulszug gemäß Fig. 4 wird die dreidimensionale Fourier-Methode mit der Schnittkodierung für das erste und zweite Echo benützt. In diesem Fall wird zusätzlich zu dem Erreger-HF-Impuls **39** auch der Refokussier-(180°)-HF-Impuls **40** angelegt. An dieser Stelle weist das Schnittgradientenfeld **42** eine größere Stärke als das im Zeitpunkt des Anlegens des Erreger-HF-Impulses **39** auf, um die Schnittbreite des Refokussier-HF-Impulses **40** einzuschränken. Zusätzlich kann die Schnittposition zum Refokussieren von derjenigen des Erreger-HF-Impulses versetzt angeordnet sein, indem die Versatzfrequenzen Δf1 des HF-Impulses **39** und Δf2 für den Refokussier-HF-Impuls **40** geeignet gesteuert werden, wie in Fig. 5 angegeben ist.

[0064] Da die Schnittbreite und die Schnittstelle frei steuerbar sind, kann die Bildgebung durch die dreidimensionale Fourier-Methode erfolgen, während das Schnittkodiergradientenfeld **43** verändert wird, oder die Bildgebung kann durch die zweidimensionale Fourier-Methode mit dem erhöhten Schnittgradientenfeld **42** erfolgen und anschließend kann für den Bildgebungsbereich in der Schnittrichtung die sequentielle Mehrschnittmethode angewendet werden, die insgesamt die Phasenkodierdaten für einen Bildteil erfaßt, indem die Versatzfrequenzsteuerung für den Refokussier-HF-Impuls allein bei jeder Schnittposition verändert wird.

[0065] Bei diesem Impulszug gemäß Fig. 4 wird die Steuerung entsprechend derjenigen des Impulszugs von Fig. 3 ausgeführt, bis zu dem zweiten Echo, aber für das dritte Echo wird zum Erzielen des T_2.-Bilds eine Zeitdauer τ von dem Erreger-HF-Impuls **39** zu dem Refokussier-HF-Impuls **40** und eine Zeit τ' von dem Refokussier-HF-Impuls **40** bis zu dem Echo in hohem Umfang asymmetrisch eingestellt. In diesem Fall wird das Echo asymmetrisch im Hinblick auf das Lesegradientenfeld **45** erzeugt, so daß das Erfordernis besteht, eine Methode wie die Halb-Fourier-Methode, in einem Fall der Bildrekonstruktion zu benützten.

[0066] Wie bei der Steuerung des Phasenkodiergradientenfelds besteht das Erfordernis einer Rücksetzsteuerung **44**, damit der integrierte Wert in der Phasenkodierrichtung bei einem Abschnitt Null wird, bei dem der Ref okussier-HF-Impuls **40** angewendet wird, genau wie in einem Fall der Hochgeschwindigkeits-Sekundäremissions-Methode (high speed SE scheme). In einem Fall des Einsatzes der dreidimensionalen Fourier-Methode wird die Rücksetzsteuerung **41** unmittelbar vor dem Anlegen des Refokussier-HF-Impulses **40** auch für den Schnittkodierbetrag durchgeführt.

[0067] Bei den oben im Zusammenhang mit den Fig. 2, Fig. 3 und Fig. 4 erläuterten Impulszügen werden die Phasenkodierung und die Schnittkodierung für eine Linie für jede Erregung durchgeführt, jedoch ist es möglich, diese in den Fig. 2, Fig. 3 und Fig. 4 gezeigten Impulszüge jeweils, wie in den Fig. 6, Fig. 7 und Fig. 8 gezeigt, derart zu modifizieren, daß das Schalten des Lesegradientenfelds innerhalb jedes Segments des Impulszugs wiederholt wird, damit die Datenerfassung (EPI oder überlagerte EPI) durch Erfassen vieler Feldechos realisiert wird.

[0068] Eine beispielhafte Einstellung der zahlreichen Bildgebungsbedingungen, für den Einsatz bei dem oben beschriebenen Aufnehmen des Blutgefäßbilds, des Bilds der physischen Form und des Gehirnfunktionsbilds mit den in den Fig. 2, Fig. 3 und Fig. 4 gezeigten Impulszügen, ist in einer in Fig. 9 gezeigten Tabelle zusammengefaßt.

[0069] Hierbei ist es möglich, durch Reduzierung einer Anzahl der Schnittkodierschritte, einer Anzahl der Phasenkodierschritte und einer Anzahl der Mittelwertbildungszeitpunkte, die Zeitauflösung für die T_2.-Bilderfassung zu verbessern. Durch Einsatz dieser Zeitauflösung werden die T_2.-Bilder aufeinanderfolgend in einer zeitlichen Aufeinanderfolge erfaßt, wie in den Fig. 10 und Fig. 11 gezeigt ist, wobei die Fig. 10 Zeitabläufe zum Erfassen unterschiedlicher Bildarten zeigt, während Fig. 11 die beispielhafte Einstellung zeigt, die in einer Tabelle der Fig. 9 zusammengefaßt ist. Anschließend wird der Gehirnfunktions-Aktivbereich durch die nachfolgende Datenverarbeitung extrahiert. Andererseits wird für das Blutgefäßbild und das Bild der physischen Form davon ausgegangen, daß sie durch die Stimulation der Gehirnfunktion unbeeinflußt bleiben, so daß ein Datensatz für diese Bilder während der gesamten Erfassungszeit erhalten wird. In dieser ersten Ausführungsform wird das Bild der physischen Form durch die Bildgebung mit verbesserter Raumauflösung erhalten, während das Blutgefäßbild, das tendenziell ein geringes S/N-Verhältnis aufweist, durch die Bildgebung mit verbessertem S/N-Verhältnis mit Hilfe der Mittelwertbildungsverarbeitung erhalten wird.

[0070] Es ist zu erwähnen, daß die in Fig. 9 gezeigte Einstellung für die Bildgebungsbedingung lediglich eine beispielhafte ist, und es ist möglich, den Bildgebungsbereich, die Matrixgröße usw. dadurch zu verändern, daß die Zeitauflösung, die Raumauflösung und das S/N-Verhältnis optimiert wird.

[0071] Nun wird eine Art der Bildanzeige beschrieben, die sich für diese erste Ausführungsform eignet.

[0072] In den oben beschriebenen und in den Fig. 2, Fig. 3 und Fig. 4 gezeigten Impulszügen wird die Auflösung verändert, damit das S/N-Verhältnis und die Datenerfassungszeit so optimiert werden, daß sich die Volumenelementgrößen in der Leserichtung, der Phasenkodierrichtung und der Schnittrichtung bei dem Blutgefäßbild, dem Bild der physischen Form und dem Gehirnfunktionsbild unterscheiden, die in Überlagerung anzuzeigen sind oder der Verarbeitung zwischen Bildern unterzogen werden. Hierbei kann die Überlagerung vereinfacht werden, indem eine Größe des Volumenelements in jeder Richtung für ein Bild als ganzzahliges Vielfaches desjenigen eines anderen Bilds gewählt wird. Beispielsweise kann dann, wenn das Blutgefäßbild und das Bild der physischen Form dieselbe Größe in der Leserichtung aufweisen, während das Blutgefäßbild in der Phasenkodierrichtung und der Schnittrichtung eine Größe aufweist, die doppelt so groß wie diejenige des Bilds der physischen Form ist, die Anzeige durch Überlagerung oder die Verarbeitung zwischen den Bildern für dieses Blutgefäßbild und dieses Bild der physischen Form realisiert werden, indem das Kopieren von Bildwerten in Einheiten von Volumenelementen über die Ausdehnung der Matrixgröße benützt wird.

[0073] In dem Fall, in dem das Einstellen einer Größe des Volumenelements in jeder Richtung für ein Bild als ganzzahliges Vielfaches desjenigen eines anderen Bilds unmöglich ist, ist es immer noch möglich, die Fourier-Interpolation zu benützen, wobei im Rahmen der hierbei erfolgenden Rekonstruktion Nullwerte zu den Erfassungsdaten in einer Richtung hinzugefügt werden, damit die Größe vor der Rekonstruktion abgestimmt wird, so daß die Matrixgröße des rekonstruierten Bilds für ein Bild ein ganzzahliges Vielfaches derjenigen eines anderen Bilds wird.

[0074] Wie bei der Art der Erzeugung des Gehirnfunktionsbilds kann neben einer einfachen Subtraktion zwischen Bilddaten mit einer Stimulation und Referenzbilddaten ohne Stimulation nach der Mittelwertbildungsverarbeitung eine signifikante Signaldifferenz auch durch den t-Test (Studenttest) oder den x-Test zwischen einer Gruppe von Bildern mit Stimulation und einer Gruppe von Bildern ohne Stimulation extrahiert werden, während ein Einfluß aufgrund einer Positionsverschiebung zwischen den Bildern reduziert wird. Auch werden in einem Fall des Gehirnfunktionsbilds die Singalbereiche in einer Gehirnfläche konzentriert, so daß auch ein Fall auftritt, in dem ein Teil eines Volumenelements nach der Datenverarbeitung so beobachtet wird, als ob er aus einer Gehirnfläche hervorstehen würde, und zwar aufgrund der Positionsverschiebung durch die chemische Umsetzung oder aufgrund der Differenz bei der Auflösung im Hinblick auf das Bild der physischen Form. Um eine derartige Abschnittsprojektion aus einer Gehirnfläche zu korrigieren, kann eine Positionsverschiebungs-Korrekturtechnik, wie sie in der japanischen Patentanmeldung Nr. 5-227529 (1993) beschrieben ist, für eine Positionsverschiebungs-Korrektur zwischen den Bildern benützt werden. Bei einem Abschnitt, der durch eine derartige Korrekturtechnik nicht korrigiert werden kann, ist es immer noch möglich, diesen durch das Maskieren unter Einsatz des Bilds der physischen Form zu löschen oder ihn durch Gewichtung mit einem geringen Gewichtsfaktor zu unterdrücken.

[0075] In einem Zeitpunkt der überlagerten Anzeige kann die Vereinheitlichung sowohl für das Gehirnfunktionsbild als auch das Blutgefäßbild durchgeführt werden. Als Algorithmus für diese Vereinheitlichung eignet sich einer, bei dem der Pixelmittelwert nach der Extraktion des Maximalwerts und des Blutgefäßanteils erhalten wird. Anschließend wird nach dieser Vereinheitlichung ein Differenzbild zwischen diesen beiden Bildern erzeugt. Wenn die geeigneten Vereinheitlichungsparameter ausgewählt sind, ist es möglich, die Signale lediglich von dem kortikalen Teil zu extrahieren, indem die Signale der in dem Gehirnfunktionsbild enthaltenen Venen gelöscht werden. Diese Verarbeitung ist insbesondere bei einem Gerät wirksam, das nur über einen Grauskalen-Anzeigemechanismus verfügt.

[0076] In einem Gerät mit einem Vollfarben-Anzeigemechanismus kann die Abstufungsanzeige in wechselseitig unterschiedlichen Farbtönen dem Bild der physischen Form, dem Gefäßbild und dem Gehirnfunktionsbild zugeordnet werden, und zusätzlich können die Farbtöne, die sich von denjenigen, die zu diesen Bildern zugeordnet wurden, unterscheiden, zu den Überlappungsbereichen zwischen zwei oder drei dieser Bilder so zugeordnet werden, daß ein Verhältnis der Überlappungsbereiche geeignet angezeigt wird. Selbst in diesem Fall ist es wirksam, die Vereinheitlichungsverarbeitung vor der Anzeige durchzuführen, damit ein ausreichender Dynamikbereich im Zeitpunkt der Bestimmung der Abstufung gesichert ist.

[0077] Wie beschrieben, ist es gemäß dieser ersten Ausführungsform möglich, ein Verfahren und ein Gerät

für die Bildgebung mit kernmagnetischer Resonanz zu schaffen, das in der Lage ist, ein Gehirnfunktionsbild, ein Blutgefäßbild und ein Bild der physischen Form mit hoher Geschwindigkeit und mit einer insgesamt reduzierten Bildgebungszeit zu erzeugen. Zusätzlich kann durch Unterdrückung der Positionsverschiebung zwischen den Bildern ein Auftreten eines falschen Bilds aufgrund der Positionsverschiebung, die in dem berechneten Bild auftritt, unterdrückt werden, damit eine Präzision des auf das Bild der physischen Form überlagerten Bilds verbessert wird, so daß der Gehirnfunktionsabschnitt im Hinblick auf eine Stimulation mit hoher Präzision erhalten werden kann.

[0078] Unter Bezug auf die Fig. 12 bis Fig. 16 wird nun die zweite Ausführungsform einer Bildgebungsmethode mit kernmagnetischer Resonanz (MRI, magnetic resonance imaging) gemäß der vorliegenden Erfindung detailliert beschrieben.

[0079] In dieser zweiten Ausführungsform weist das MRI-Gerät eine Gesamtanordnung auf, wie sie in Fig. 12 gezeigt ist und die sich von derjenigen der Fig. 1 gemäß der oben beschriebenen ersten Ausführungsform dadurch unterscheidet, daß eine Stimulationsvorrichtung **18** vorgesehen ist, während die Datenverarbeitungseinheit **17** weggelassen ist.

[0080] Hierbei wird die Stimulationsvorrichtung **18** unter der Steuerung der Systemsteuerung **14** betrieben, damit eine Stimulation wie Licht oder Schall an den zu untersuchenden Körper **7** abgegeben wird. Die anderen Elemente dieses MRI-Geräts gemäß Fig. 12, die mit denselben Bezugszeichen wie in Fig. 1 bezeichnet sind, sind im wesentlichen dieselben wie bei der oben beschriebenen ersten Ausführungsform, so daß deren Beschreibung hier nicht wiederholt wird.

[0081] Nun zeigt Fig. 13 und Fig. 14 zwei beispielhafte Impulszüge für die Realisierung der Bildgebungsmethode dieser zweiten Ausführungsform zum Abbilden einer physiologischen Funktionsinformation. In Fig. 13 und Fig. 14 kennzeichnet HF den HF-Impuls, Gs, Gr und Ge kennzeichnen jeweils die Schnitt-, Lese- und Phasenkodiergradientenfelder und SIG/ADC kennzeichnet eine zeitliche Einteilung für die kernmagnetischen Resonanzsignale und die Datenerfassung.

[0082] In dem Impulszug von Fig. 13 werden der HF-Impuls und das Schnittgradientenfeld zunächst angelegt, um einen gewünschten Bereich anzuregen, und das FID-Signal (Free Induction Decay, freier Induktionszerfall) wird erzeugt. Anschließend werden das Lesegradientenfeld und das Phasenkodiergradientenfeld angelegt, und das hierauf erzeugte Echosignal wird erfaßt. Anschließend wird durch aufeinanderfolgendes Verändern eines angewandten Umfangs des Phasenkodiergradientenfelds die obige Abfolge wiederholt ausgeführt, mit einer Wiederholzeit TR. Hierbei gilt für die typischen Bedingungen für die Bildgebung einer physiologischen Funktion eine Wiederholzeit TR von 50 bis 100 ms, und die Echozeit TE (eine Zeitdauer von einem Zentrum des HF-Impulses bis zu Mittendaten in einem Zeitpunkt, in dem Daten angeordnet sind) beträgt 30 bis 70 ms. Ebenso beträgt der Spinerregerwinkel aufgrund des HF-Impulses 10 bis 40°.

[0083] Bei dem Impulszug von Fig. 14 werden zunächst der HF-Impuls und das Schnittgradientenfeld angelegt, um eine gewünschte Region zu erregen, und das FID-Signal wird erzeugt.

[0084] Anschließend wird das Lesegradientenfeld wechselweise positiv und negativ geschaltet, um mehrere Echosignale zu erzeugen, während das Phasenkodiergradientenfeld im Zeitpunkt jedes Echosignals angewandt wird. Anschließend werden mehrere erzeugte Echosignale erfaßt. In diesem Fall ist es möglich, Daten für einen Bildteil durch eine einzige Spinerregung zu erhalten. Hierbei besteht die typische Bedingung für die Bildgebung einer physiologischen Funktion darin, daß die Echozeit TE (ein Zeitintervall von einem Zentrum des HF-Impulses zu einem Ursprungsdatensatz in einem Zeitpunkt, in dem Daten zweidimensional angeordnet werden) zwischen 50 und 70 ms liegt.

[0085] Die durch Ausführung des Impulszugs von Fig. 13 oder Fig. 14 erhaltenen Daten werden einer geeigneten vorläufigen Verarbeitung unterzogen, und anschließend wird das Bild durch Anwendung der komplexen Fourier-Transformation rekonstruiert.

[0086] Das in dieser Weise erhaltene Bild ist das T_2.-Bild, mit dem sich eine Veränderung bei dem T_2.-Kontrast aufgrund einer Veränderung der magnetischen Suszeptibilität in einem aktiven Abschnitt und dessen Umgebung erfassen läßt, die durch eine Veränderung der Sauerstoffkonzentration in Geweben und durch die lokale Blutströmung beim Aktivieren eines speziellen Abschnitts des Gehirngewebes in Reaktion auf eine Stimulation oder Last verursacht wird.

[0087] Nun wird bei dieser zweiten Ausführungsform die Bildgebung der physiologischen Funktionsinformation im Inneren des zu untersuchenden Körpers dadurch realisiert, daß der Impulszug, wie oben beschrieben, ausgeführt wird, um eine Kopfabschnittbild in einem Zeitpunkt aufzunehmen, in dem irgendeine Art von Stimulation (Licht oder Schall) oder eine Last der Stimulationsvorrichtung **18** vorliegt, sowie in einem Ruhezeitpunkt (d.h., ohne eine Stimulation oder eine Last).

[0088] Beispielsweise wird, wie in Fig. 15 gezeigt ist, die Bildgebung in einem Ruhezeitpunkt p-mal wiederholt, und anschließend wird die Bildgebung in einem Zeitpunkt der Abgabe einer Stimulation/Last q-mal wiederholt. Anschließend wird dieses Muster der Bildgebung weiter wiederholt, um P Stücke der Bilder in einem Ruhezeitpunkt und Q Stücke der Bilder im Zeitpunkt der Abgabe einer Stimulation/Last zu erhalten.

[0089] Anschließend wird zum Detektieren des aktiven Abschnitts im Hinblick auf die Stimulation/Last die folgende Datenverarbeitung ausgeführt, gemäß einer in Fig. 16 gezeigten Prozedur. In der folgenden Erläuterung werden die Standardnotationen für den t-Test und den paarweisen t-Test benützt, und deren detaillierte Erläuterung wird hier weggelassen, da sie allgemein bekannt sind.

[0090] Zunächst wird für alle Bilder in einem Ruhezeitpunkt **101** und alle Bilder im Zeitpunkt der Abgabe einer Stimulation/Last **104** die Schwellwertverarbeitung durchgeführt, zum Unterscheiden von Bereichen, die Signale des lebenden Körpers enthalten, und eines Bereichs, der lediglich Rauschanteile enthält (Schritte **102** und **105**). Die nachfolgende Verarbeitung wird lediglich auf Daten (gültige Pixel) in den Bereichen angewandt, die Signale des lebenden Körpers enthalten. Hierdurch kann die Datenverarbeitungszeit verkürzt, und zusätzlich kann eine fehlerhafte Detektion eines nicht erforderlichen Signalwechsels reduziert werden.

[0091] Anschließend wird für die gültigen Pixel in P Teilen der Bilder in einem Ruhezeitpunkt und die gültigen Pixel in Q Teilen der Bilder in einem Zeitpunkt der Abgabe einer Stimulation/Last der t-Test zum Auswählen der gültigen Daten ausgeführt (Schritte **103** und **106**). Im allgemeinen wird die t-Verteilung (Student-t-Verteilung) mit n Freiheitsgraden durch die folgende Gleichung (1) definiert:

$$f(x) = \frac{\Gamma\left(\frac{n+1}{2}\right)}{\sqrt{n\pi}\,\Gamma\left(\frac{n}{2}\right)\left(1 + \frac{x^2}{n}\right)^{(n+1)/2}}, \quad (-\infty < x < \infty) \qquad (1)$$

[0092] Bei der t-Test-Verarbeitung dieser zweiten Ausführungsform werden gemäß der durch die Gleichung (1) definierten t-Verteilung die Zahlen der Daten P' und Q' (Freiheitsgrade) und die t-Werte $t_{P'}(\alpha)$ und $t_{Q'}(\alpha)$ mit einem Signifikanzniveau α berechnet. Hierbei entsprechen P' und Q' Zahlen entsprechend den gültigen Daten nach der Schwellwertverarbeitung der Bilddaten. Auch nimmt das Signifikanzniveau α typischerweise einen Wert von 0,001 bis 0,005 an.

[0093] Anschließend wird für die gültigen Daten jedes gültigen Pixels jeder Hauptmenge (einer Menge von Bildern in einem Ruhezeitpunkt oder einer Menge von Bildern in einem Zeitpunkt der Abgabe einer Stimulation/Last) ein t-Wert $T(x, S^2)$ berechnet, der durch die folgenden Gleichungen (2) bis (4) definiert ist:

$$T(\bar{x}, S^2) = \frac{\bar{x} - x_i}{S/\sqrt{N}} \qquad (2)$$

$$\bar{x} = \frac{1}{N}\sum_{i=1}^{N} x_i \qquad (3)$$

$$S^2 = \frac{1}{N-1}\sum_{i=1}^{N} (\bar{x} - x_i)^2 \qquad (4)$$

wobei x_i ein gültiger Datenwert jedes Pixels und N eine Zahl der gültigen Daten bei jedem gültigen Pixel ist.

[0094] Anschließend werden gemäß den berechneten t-Werten Daten für die die folgenden Ungleichungen (5) und (6) erfüllt sind, ausgewählt und als neue gültige Daten gesetzt:

$$|T(\bar{x},\ S^2)| < t_p \cdot (\alpha) \qquad (5)$$

$$|T(\bar{x},\ S^2)| < t_q \cdot (\alpha) \qquad (6)$$

[0095] Durch diese t-Test-Verarbeitung ist es möglich, diejenigen Bilddaten zu entfernen, bei denen gute Ergebnisse aufgrund eines Einflusses einer Körperbewegung oder eines anderen Grunds im Zeitpunkt der Erfassung der Bilddaten nicht erhalten wurden. Hierbei werden die Zahlen der neu ausgewählten gültigen Daten durch P'' und Q'' gekennzeichnet.

[0096] Anschließend wird im Hinblick auf die neu ausgewählten gültigen Daten in einem Ruhezeitpunkt und in einem Zeitpunkt der Abgabe einer Stimulation/Last der gepaarte t-Test ausgeführt (Schritt 107).

[0097] Hierbei wird gemäß der durch die Gleichung (1) definierten t-Verteilung ein t-Wert t''(α) mit einem Signifikanzniveau α im Hinblick auf die kleinere Zahl der Daten P'' und Q'' zunächst berechnet, für jedes gültige Pixel.

[0098] Dann wird für jedes gültige Pixel ein t-Wert T (x_1, x_2, S^2) berechnet, der durch den folgenden Satz von Gleichungen (7) definiert ist, und zwar für die Daten mit der geringeren Anzahl von Daten P'' und Q'', damit das t-Wert-Bild **108** erhalten wird.

$$\mathrm{Cov}(\bar{x}_1,\ \bar{x}_2) = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N} (x_{1i} - \bar{x}_1)(x_{2i} - \bar{x}_2)$$

$$S^2_1 = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N} (x_{1i} - \bar{x}_1)^2$$

$$S^2_2 = \frac{1}{N-1} \sum_{i=1}^{N} (x_{2i} - \bar{x}_2)^2$$

$$S^2 = \frac{S^2_1 + S^2_2 - 2\mathrm{Cov}(\bar{x}_1,\ \bar{x}_2)}{N}$$

$$T(\bar{x}_1,\ \bar{x}_2,\ S^2) = \frac{\bar{x}_1 - \bar{x}_2}{\sqrt{S^2}}$$

(7)

[0099] Hierbei kann eine Vorgehensweise für die Auswahl der Daten, die bei dieser Berechnung paarweise berücksichtigt werden, darin bestehen, daß diejenigen Bilddaten paarweise betrachtet werden, die beispielsweise den am nächstliegenden Bildgebungszeitpunkt aufweisen, oder in irgendeiner anderen geigneten Art und Weise in Abhängigkeit der Umstände.

[0100] Anschließend werden gemäß den berechneten t-Werten die Pixel, für die die folgende Ungleichung (8) erfüllt ist, ausgewählt (Schritt **109**) und als ein aktiver Bereich eingestellt.

$T(\bar{x}_1, \bar{x}_2, S^2) > t''(\alpha)$ (8)

[0101] Der auf diese Weise erhaltene aktive Abschnitt **110** wird dann mit einem Bild der physischen Form **111** oder einem Blutgefäßbild, das von demselben physikalischen Bereich aufgenommen wurde, überlagert (Schritt **112**) und angezeigt, damit ein Gehirnfunktionsbild **113** erhalten wird.

[0102] An dieser Stelle kann die Information in einer leicht verständlichen Weise dadurch angezeigt werden, daß unterschiedliche Bilder in unterschiedlichen Farben angezeigt werden, z.B. das Bild der physischen Form in Schwarz-Weiß-Abstufung, das Blutgefäßbild in Rot und beispielsweise den aktiven Abschnitt in Gelb- oder

Blau-Abstufung.

[0103] Auch kann an dieser Stelle die Kontrastinformation für den aktiven Abschnitt einer geeigneten Bearbeitung unterzogen werden, wie einer Vereinheitlichung des veränderten Betrags im Hinblick auf die berechneten t-Werte oder die gemittelten Werte oder die gültigen Daten oder beispielsweise der Signalwerte, entsprechend den Umständen.

[0104] Es ist zu erwähnen, daß die oben beschriebene Datenverarbeitungsprozedur dieser zweiten Ausführungsform auf vielfache Weise wie folgt modifiziert werden kann.

[0105] Zunächst kann der Wert $|T(x, S^2)|$, der in den Ungleichungen (5) und (6) benützt wird, durch $T(x, S^2)$ oder $-T(x, S^2)$ ersetzt werden, in Abhängigkeit der Umstände.

[0106] Entsprechend kann der Wert $T(x_1, x_2, S^2)$ der in der Ungleichung (8) benützt wird, durch $|T(x_1, x_2, S^2)|$ oder $-T(x_1, x_2, S^2)$ ersetzt werden, entsprechend den Umständen.

[0107] Auch der Satz von Gleichungen (7), der in dem obigen Verfahren benützt wird, kann durch den folgenden Satz von Gleichungen (9) ersetzt werden.

$$S^2_1 = \frac{1}{N_1 - 1} \sum_{i=1}^{N_2} (x_{1i} - \bar{x}_1)^2$$

$$S^2_2 = \frac{1}{N_2 - 1} \sum_{i=1}^{N_1} (x_{2i} - \bar{x}_2)^2$$

$$S^2 = \frac{(N_1 - 1)S^2_1 + (N_2 - 1)S^2_2}{N_1 + N_2 - 2}$$

$$T(\bar{x}_1, \bar{x}_2, S^2) = \frac{\bar{x}_1 - \bar{x}_2}{\sqrt{(1/N_1 + 1/N_2)S^2}} \qquad (9)$$

[0108] Zusätzlich ist es auch möglich, nur einen Teil der oben beschriebenen Datenverarbeitungsprozedur entsprechend dieser zweiten Ausführungsform falls gewünscht auszuführen, obgleich die oben beschriebene Datenverarbeitungsprozedur dieser zweiten Ausführungsform primär als eine Abfolge von Verarbeitungsschritten, die vollständig auszuführen sind, angesehen wird.

[0109] Es ist auch zu erwähnen, daß diese zweite Ausführungsform nicht nur auf einen Bereich in dem Kopfabschnitt, beispielsweise wie oben beschrieben einem Gehirn, anwendbar ist, sondern ebenso auf einen Bereich im Unterleibsabschnitt, wie beispielsweise eine Leber.

[0110] Wie beschrieben, ist es gemäß dieser zweiten Ausführungsform möglich, die Bildgebung einer physiologischen Funktionsinformation in einem Inneren eines zu untersuchenden Körpers mit hoher Präzision zu realisieren, ohne daß ein Einfluß einer Körperbewegung eines zu untersuchenden Körpers usw. auftritt, so daß eine für die Diagnose von Krankheiten oder für die Untersuchung der Funktionen lebender Körper nützliche Information nicht-invasiv erhalten werden kann.

[0111] Es ist zu erwähnen, daß – neben den bereits oben erwähnten Modifikationen und Variationen viele weitere an dem obigen Ausführungsformen durchgeführt werden können, ohne von den neuen und vorteilhaften Merkmalen der vorliegenden Erfindung abzuweichen. Entsprechend sollen alle derartigen Modifikationen und Variationen mit in den Schutzbereich der nachfolgenden Patentansprüche mit einbezogen sein.

Patentansprüche

1. Verfahren für die Bildgebung mit kernmagnetischer Resonanz, das folgende Schritte aufweist:

a) Abbilden eines zu untersuchenden Körpers (**7**), der in einem homogenen statischen Magnetfeld angeordnet ist, durch Anlegen eines Impulszugs aus einem Hochfrequenz-Magnetfeld (RF) und Gradientenmagnetfeldern (Gs, Gr, Ge) mit einem Schnittgradientenfeld (Gs), einem Lesegradientenfeld (Gr) und einem Phasenkodiergradientenfeld (Ge), wobei ein Impuls (**21**) des Hochfrequenz-Magnetfelds und ein Impuls (**22**) des Schnittgradientenfelds zur selektiven Erregung einer Schicht des zu untersuchenden Körpers in einer Schnittrichtung angelegt werden, und ein Impuls (**31**) des Lesegradientenfelds zur Unterdrückung des Bewegungsartefakts während des Anlegens eines Impulses (**26**) des Phasenkodiergradientenfelds angelegt wird;
b) sequentielles Erzeugen von Feldechos (**28**, **29**, **30**) durch sequentielles Umschalten der Lesegradientenfelder (**23**, **24**, **25**) und dadurch Detektieren kernmagnetischer Resonanzsignale, die in Antwort auf das Hochfrequenz-Magnetfeld (RF) und die Gradientenmagnetfelder (Gs, Gr, Ge) vom zu untersuchenden Körper (**7**) emittiert werden, und
c)Verarbeiten der kernmagnetischen Resonanzsignale zum Konstruieren von Kernmagnetresonanzbildern,
gekennzeichnet durch
d) derartiges Steuern des Impulszuges, daß die Perioden zwischen dem Umschalten der Lesegradientenfelder (**23**, **24**, **25**) zum Realisieren einer ersten Bildgebungsmethode zum Erfassen erster Bilddaten, bei denen die kernmagnetischen Resonanzsignale von Blutströmungsabschnitten in einem gewünschten Bereich des zu untersuchenden Körpers (**7**) betont sind, und einer zweiten Bildgebungsmethode zum Erfassen zweiter Bilddaten, bei denen eine Veränderung der Magnetfeldinhomogenität aufgrund einer Veränderung eines Betrags der Blutströmung in dem gewünschten Bereich des zu untersuchenden Körpers (**7**) betont ist, derart gewählt werden, daß eine einzige Ausführung des Impulszugs zum Konstruieren der Bilder ausreichend ist.

2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, daß bei dem Steuerschritt der Impulszug so gesteuert wird, daß die erste Bildgebungsmethode vor der zweiten Bildgebungsmethode ausgeführt wird.

3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, daß bei dem Steuerungsschritt der Impulszug so gesteuert wird, daß die ersten Bilddaten mit einer hohen räumlichen Auflösung erfaßt werden, während die zweiten Bilddaten mit einer hohen Zeitauflösung erfaßt werden.

4. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, daß bei dem Steuerschritt der Impulszug auch so gesteuert wird, daß zumindest eine Zahl der Phasenkodierschritte, eine Zahl der Schnittkodierschritte und eine Zahl der Schnitte, unabhängig für die erste und zweite Bildgebungsmethode eingestellt wird.

5. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, daß bei dem Steuerschritt der Impulszug auch so gesteuert wird, daß ein Bildgebungsbereich unabhängig für die erste und zweite Bildgebungsmethode eingestellt wird.

6. Verfahren nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, daß bei dem Steuerungsschritt der Impulszug auch so gesteuert wird, daß eine dritte Bildgebungsmethode zum Erfassen dritter Bilddaten realisiert wird, die Information über eine physische Form in dem gewünschten Bereich des zu untersuchenden Körpers (**7**) anzeigt.

7. Verfahren nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, daß bei dem Steuerschritt der Impulszug so gesteuert wird, daß die dritte Bildgebungsmethode zwischen der ersten Bildgebungsmethode und der zweiten Bildgebungsmethode ausgeführt wird.

8. Verfahren nach Anspruch 6 oder 7, dadurch gekennzeichnet, daß bei dem Steuerschritt der Impulszug auch so gesteuert wird, daß zumindest eine Zahl der Phasenkodierungsschritte, eine Zahl der Schnittkodierungsschritte und eine Zahl der Schnitte unabhängig für die erste, zweite und dritte Bildgebungsmethode eingestellt wird.

9. Verfahren nach einem der Ansprüche 6 bis 8, dadurch gekennzeichnet, daß bei dem Steuerschritt der Impulszug auch so gesteuert wird, daß ein Bildbereich unabhängig für die erste, zweite und dritte Bildgebungsmethode eingestellt wird.

10. Verfahren nach einem der Ansprüche 6 bis 9, dadurch gekennzeichnet, daß es ferner folgende Schritte enthält:
a) Wiederholen des Bildgebungsschritts und des Steuerschritts entsprechend einer ersten Bedingung, bei der eine physiologische Funktion des gewünschten Bereichs des zu untersuchenden Körpers (**7**) nicht stimuliert ist, und entsprechend einer zweiten Bedingung, bei der eine physiologische Funktion des gewünschten Be-

reichs des zu untersuchenden Körpers (**7**) stimuliert ist;
b) Erhalten eines physiologischen Funktionsbilds durch Anwenden einer Subtraktions-statistischen Verarbeitung auf die zweiten Bilddaten, die durch die zweite Bildgebungsmethode entsprechend der ersten und zweiten Bedingung erfaßt werden, während ein Blutgefäßbild aus den ersten Bilddaten erhalten wird, die durch die erste Bildgebungsmethode erfaßt werden, und ein Bild der physischen Form aus den dritten Bilddaten erhalten wird, die durch die dritte Bildgebungsmethode erfaßt werden,
c) Anpassen der Volumenelementgrößen entlang der Lese- und Phasenkodier- und Schnittrichtungen in dem Bild der physiologischen Funktion, dem Blutgefäßbild und dem Bild der physischen Form, die in dem Erfassungsschritt erhalten werden, und
d) überlagertes Anzeigen von mindestens zwei der drei Bilder, darstellend die physiologische Funktion, die Blutgefäße und die physische Form durch Gebrauch der Volumenelementgröße, die in dem Anpaßschritt angepaßt wurden.

11. Gerät zum Ausführen des Verfahrens nach einem der Ansprüche 1 bis 10.

12. Verfahren für die Bildgebung mit kernmagnetischer Resonanz, enthaltend die Schritte:
a) Abbilden eines gewünschten Bereichs eines in einem homogenen statischen Magnetfeld angeordneten zu untersuchenden Körpers (**7**) durch Anlegen eines Hochfrequenz-Magnetfelds (RF) und von Gradientenmagnetfeldern (Gs, Gr, Ge) gemäß einem Impulszug zum Realisieren einer Bildgebungsmethode zum Erhalten von Bilddaten, die eine physiologische Funktionsinformation in dem gewünschten Bereich des zu untersuchenden Körpers (**7**) reflektieren, und
b) Erfassen der Bilddaten durch Detektieren kernmagnetischer Resonanzsignale, die von dem zu untersuchenden Körper (**7**) in Antwort auf das Hochfrequenz-Magnetfeld (RF) und die Gradientenmagnetfelder (Gs, Gr, Ge) emittiert werden, und zwar entsprechend einer ersten Bedingung, bei der eine physiologische Funktion in dem gewünschten Bereich des zu untersuchenden Körpers (**7**) inaktiv ist, und entsprechend einer zweiten Bedingung, bei der eine physiologische Funktion in dem gewünschten Bereich des zu untersuchenden Körpers (**7**) aktiv ist,
c) Auswählen gültiger Daten aus den Bilddaten, die bei dem Bildgebungsschritt erfaßt werden, für jeweils die erste und zweite Bedingung, wobei die gültigen Daten durch Anwendung eines t-Tests auf die in dem Bildgebungsschritt erfaßten Bilddaten ausgewählt werden,
d) Bestimmen aktiver Abschnitte, die sich zwischen den entsprechend der ersten Bedingung erfaßten Bilddaten und den entsprechend der zweiten Bedingung erfaßten Bilddaten verändert haben, durch Anwendung der in dem Auswahlschritt ausgewählten gültigen Daten, und
e) Anzeigen der aktiven Abschnitte, die in dem Bestimmungsschritt bestimmt wurden.

13. Verfahren nach Anspruch 12, dadurch gekennzeichnet, daß in dem Bestimmungsschritt auch ein Umfang der Veränderung eines physiologischen Zustands in dem aktiven Abschnitt bestimmt wird und daß in dem Anzeigeschritt auch der Umfang der Veränderung angezeigt wird, der in dem Bestimmungsschritt bestimmt wird.

14. Verfahren nach Anspruch 12 oder 13, dadurch gekennzeichnet, daß in dem Bestimmungsschritt die Bilddaten entsprechend einer ersten Bedingung dadurch erfaßt werden, daß keine Stimulation/Last an den gewünschten Bereich des zu untersuchenden Körpers (**7**) abgegeben wird, und daß die Bilddaten entsprechend der zweiten Bedingung dadurch erfaßt werden, daß eine Stimulation/Last an den gewünschten Bereich des zu untersuchenden Körpers (**7**) abgegeben wird.

15. Verfahren nach einem der Ansprüche 12 bis 14, dadurch gekennzeichnet, daß bei dem Bildgebungsschritt der Impulszug ausgeführt wird, der eine der Bildgebungsmethoden realisiert, die auf eine Veränderung einer Magnetfeldinhomogenität anspricht, sowie eine Bildgebungsmethode, die auf eine Veränderung eines Umfangs der Blutströmung in dem gewünschten Bereich des zu untersuchenden Körpers (**7**) anspricht.

16. Verfahren nach einem der Ansprüche 12 bis 15, dadurch gekennzeichnet, daß der Bildgebungsschritt den Impulszug wiederholt entsprechend der ersten und zweiten Bedingung ausführt, und daß der Auswahlschritt und der Bestimmungsschritt eine statistische Datenverarbeitung auf die Bilddaten anwenden, die durch die wiederholte Ausführung des Impulszugs erfaßt werden.

17. Verfahren nach einem der Ansprüche 12 bis 16, dadurch gekennzeichnet, daß bei dem Auswahlschritt auch eine Schwellwertverarbeitung auf die in dem Bildgebungsschritt erfaßten Bilddaten zum Auswählen der gültigen Daten angewendet wird.

18. Verfahren nach einem der Ansprüche 12 bis 17, dadurch gekennzeichnet, daß bei dem Bestimmungsschritt die aktiven Abschnitte durch Anwenden eines paarweisen t-Tests auf die in dem Auswahlschritt ausgewählten gültigen Daten bestimmt werden.

19. Verfahren nach Anspruch 18, dadurch gekennzeichnet, daß bei dem Bestimmungsschritt auch eine Schwellwertverarbeitung bei den in dem Auswahlschritt ausgewählten gültigen Daten während des Bestimmens des aktiven Bereichs angewendet wird.

20. Verfahren nach einem der Ansprüche 12 bis 19, dadurch gekennzeichnet, daß bei dem Anzeigeschritt die aktiven Abschnitte in Überlagerung mindestens eines Blutgefäßbilds und eines Bilds der physischen Form des gewünschen Bereichs des zu untersuchenden Körpers (**7**) angezeigt werden.

21. Gerät zum Ausführen des Verfahrens nach einem der Ansprüche 12 bis 20.

Es folgen 14 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

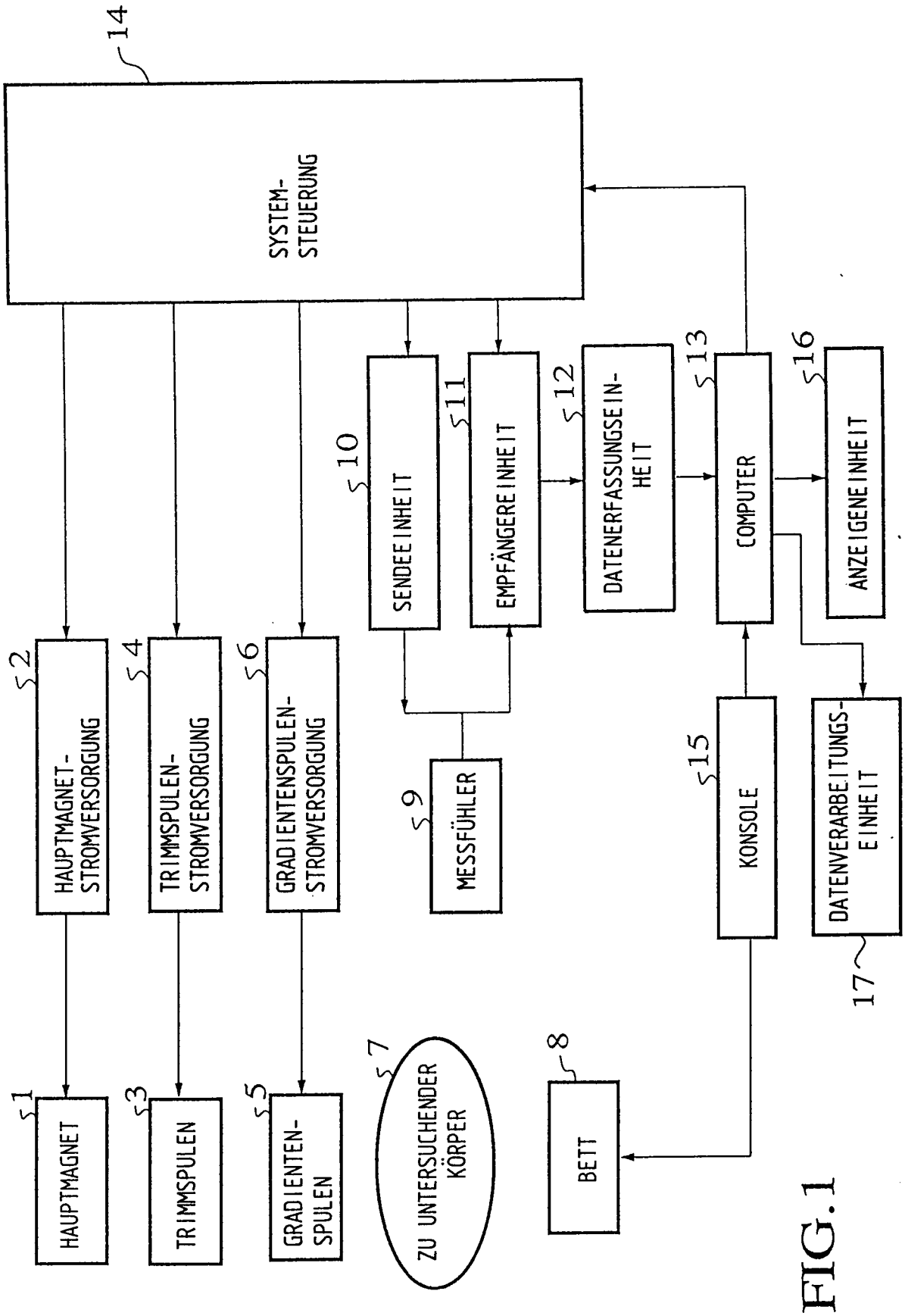


FIG. 1

FIG.2

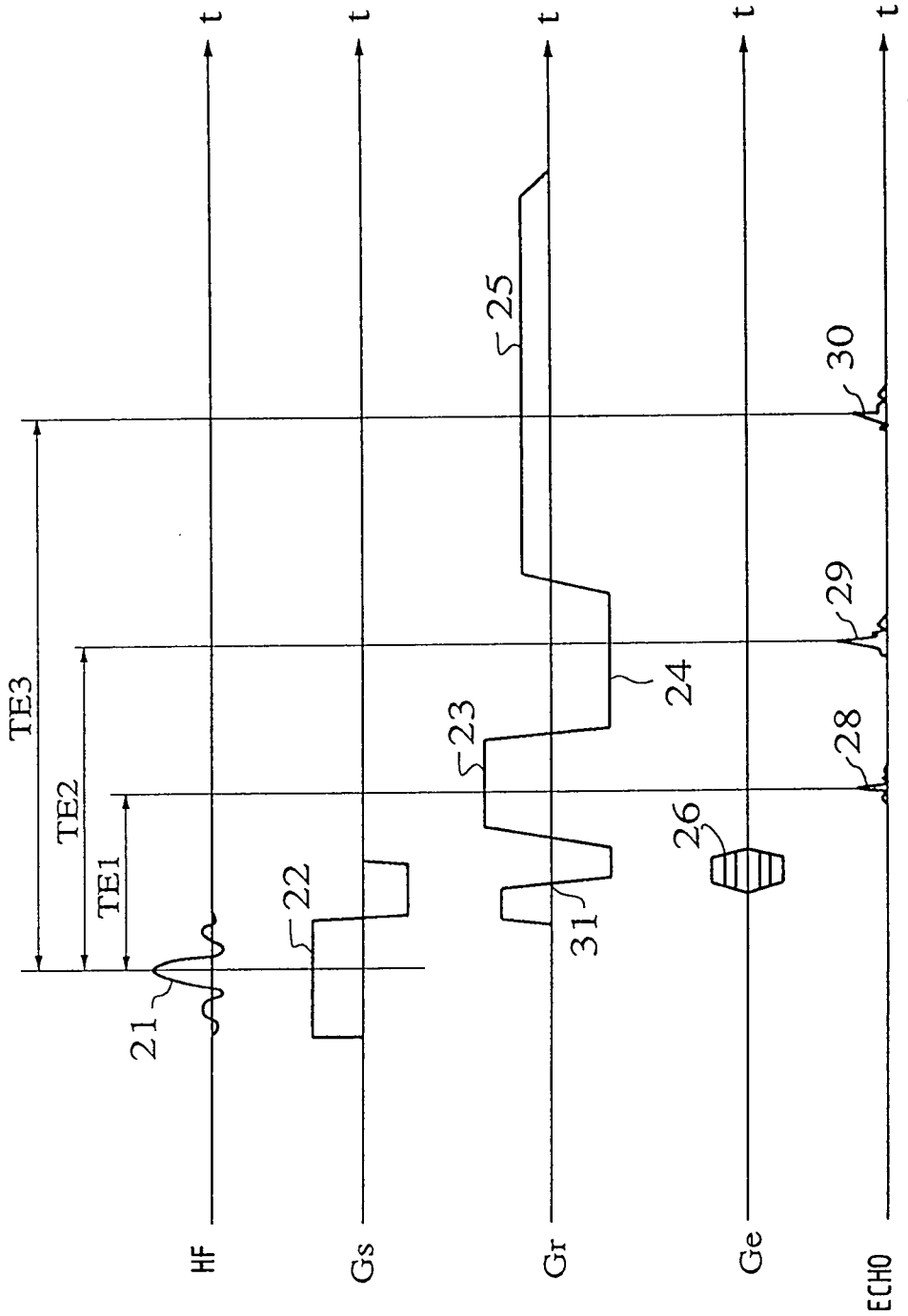


FIG.3

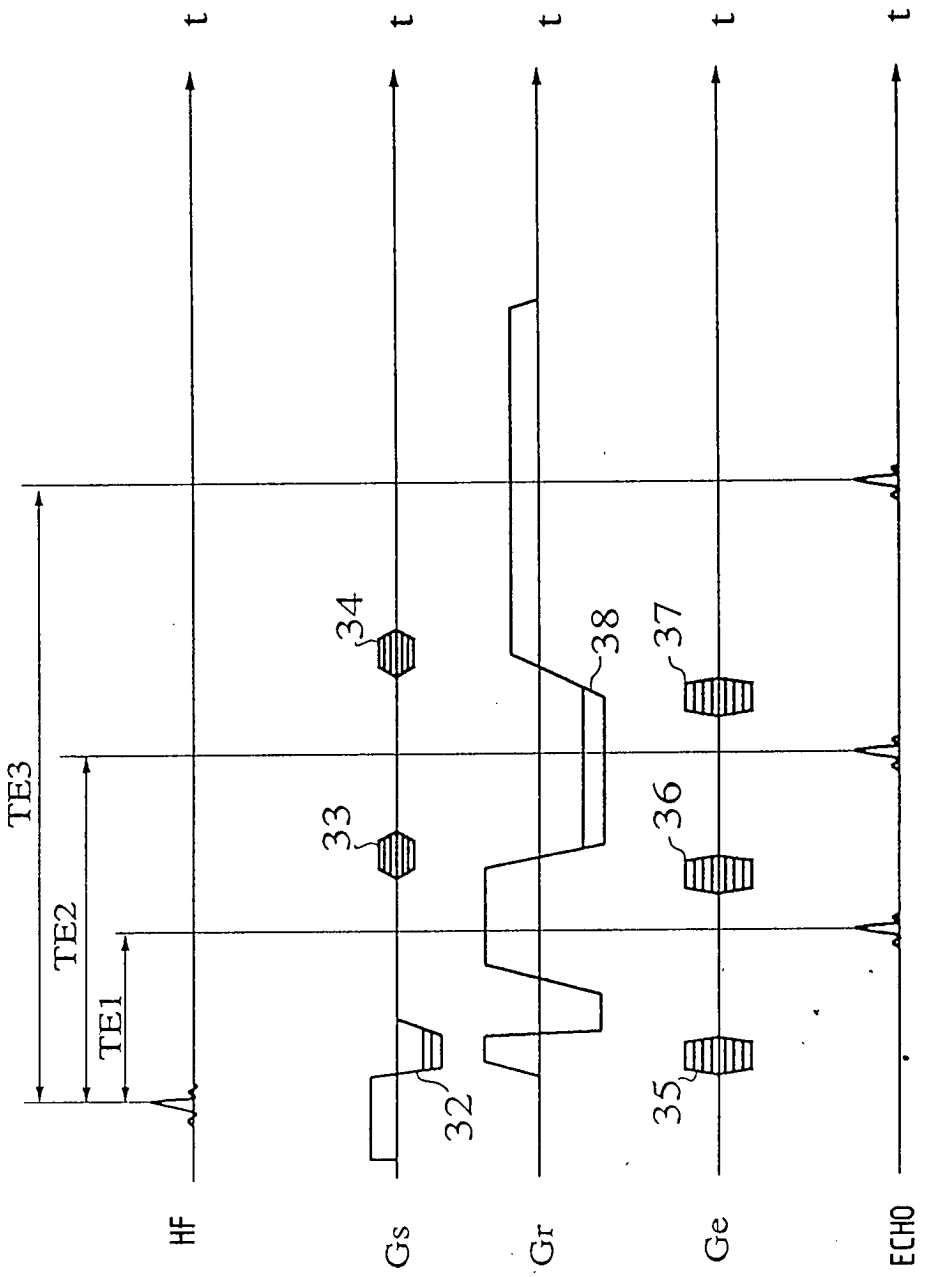


FIG.4

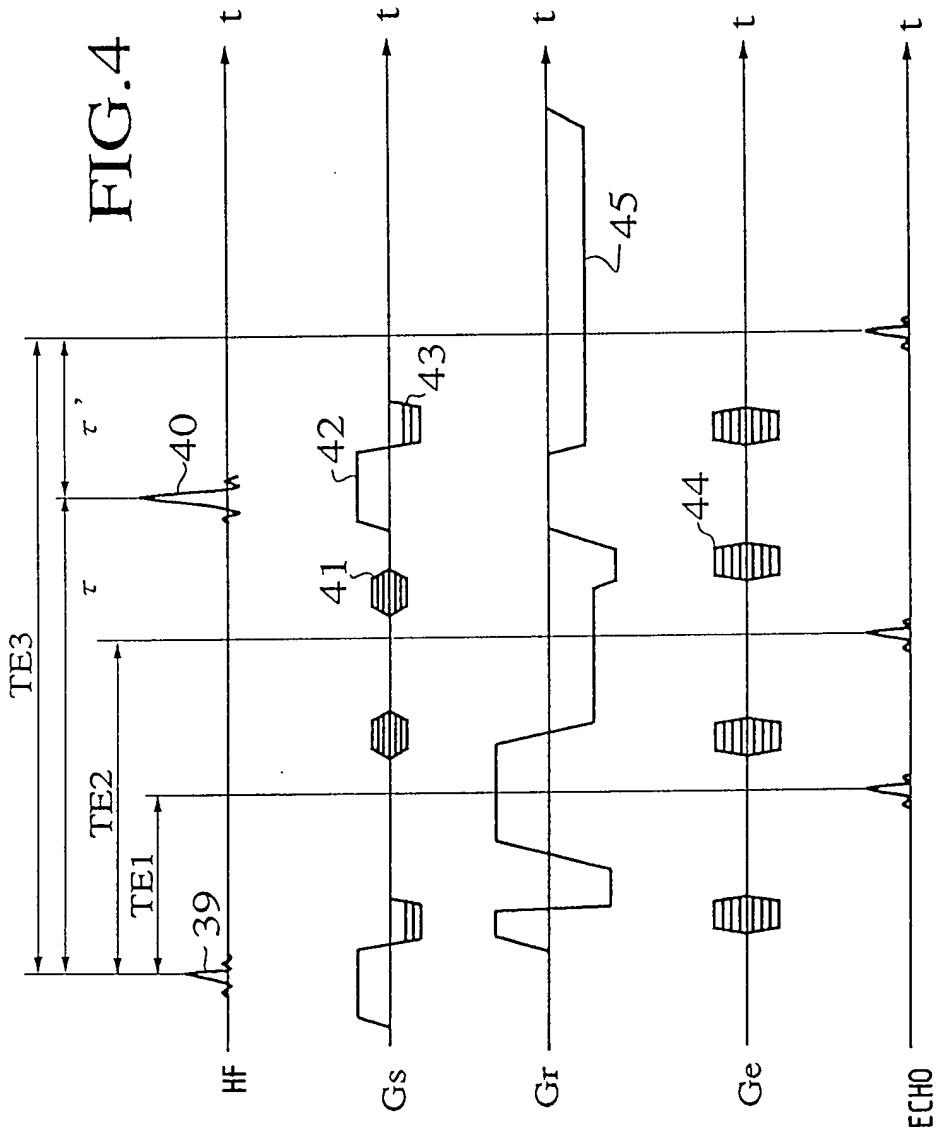

TE3
TE2
TE1
τ'
τ
39
40
41
42
43
44
45
HF
Gs
Gr
Ge
ECHO
t

FIG.5

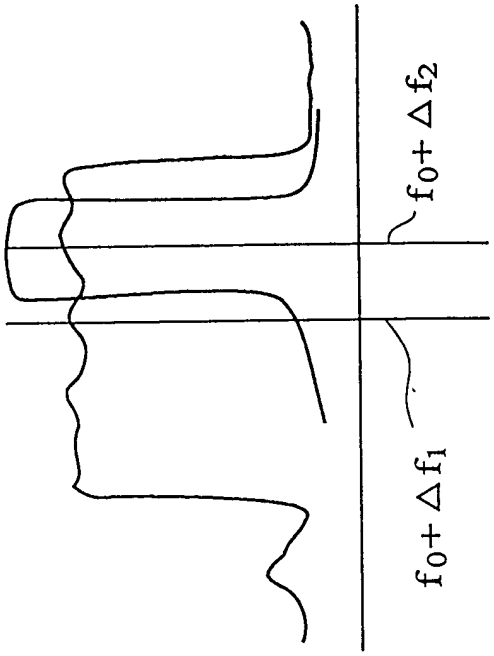

$f_0+\Delta f_2$
$f_0+\Delta f_1$

FIG.6

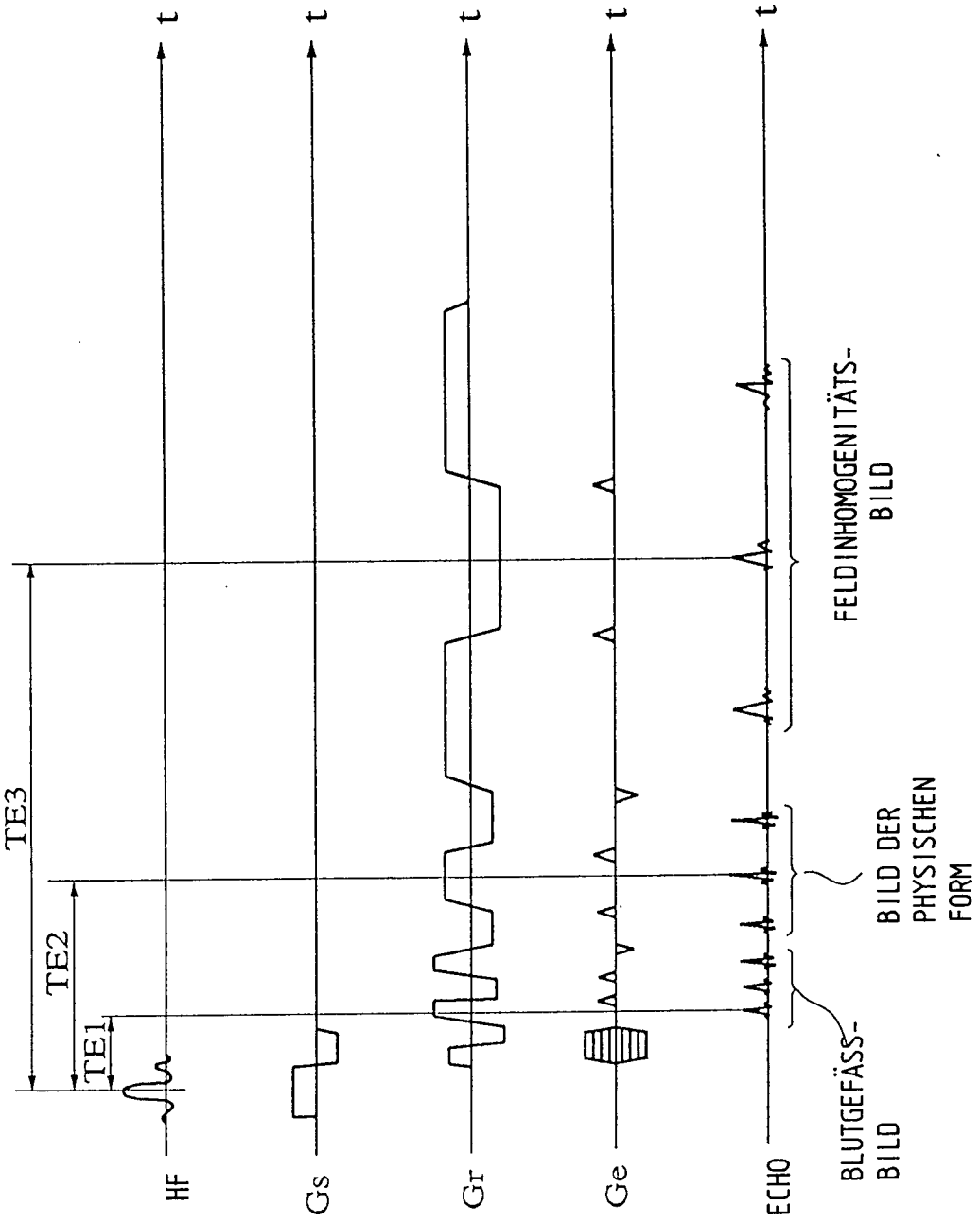

t
t
t
t
t
TE3
TE2
TE1
HF
Gs
Gr
Ge
ECHO
FELDINHOMOGENITÄTS-
BILD
BILD DER
PHYSISCHEN
FORM
BLUTGEFÄSS-
BILD

FIG.7

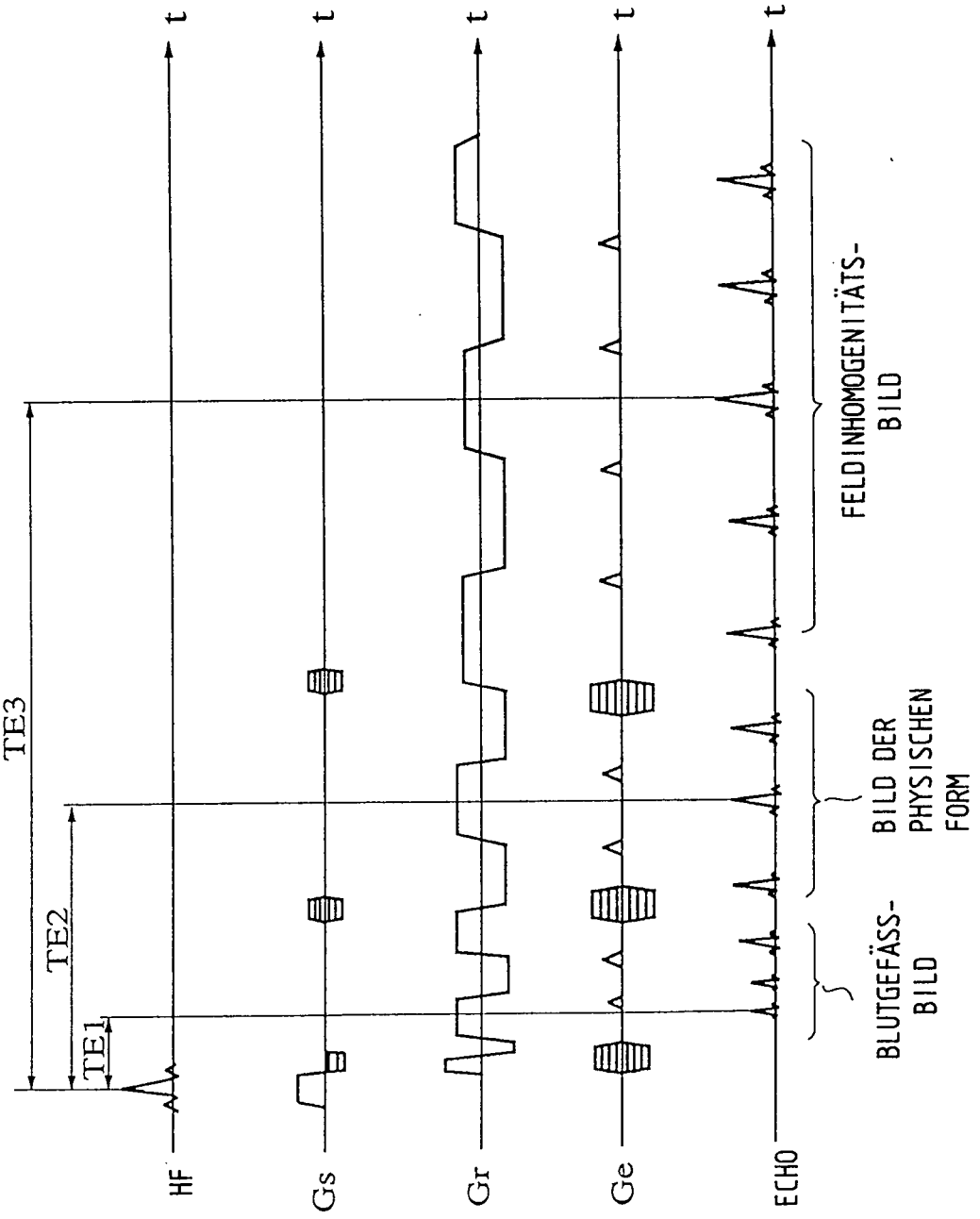

t
HF
Gs
Gr
Ge
ECHO
TE1
TE2
TE3
FELDINHOMOGENITÄTS-
BILD
BILD DER
PHYSISCHEN
FORM
BLUTGEFÄSS-
BILD

FIG.8

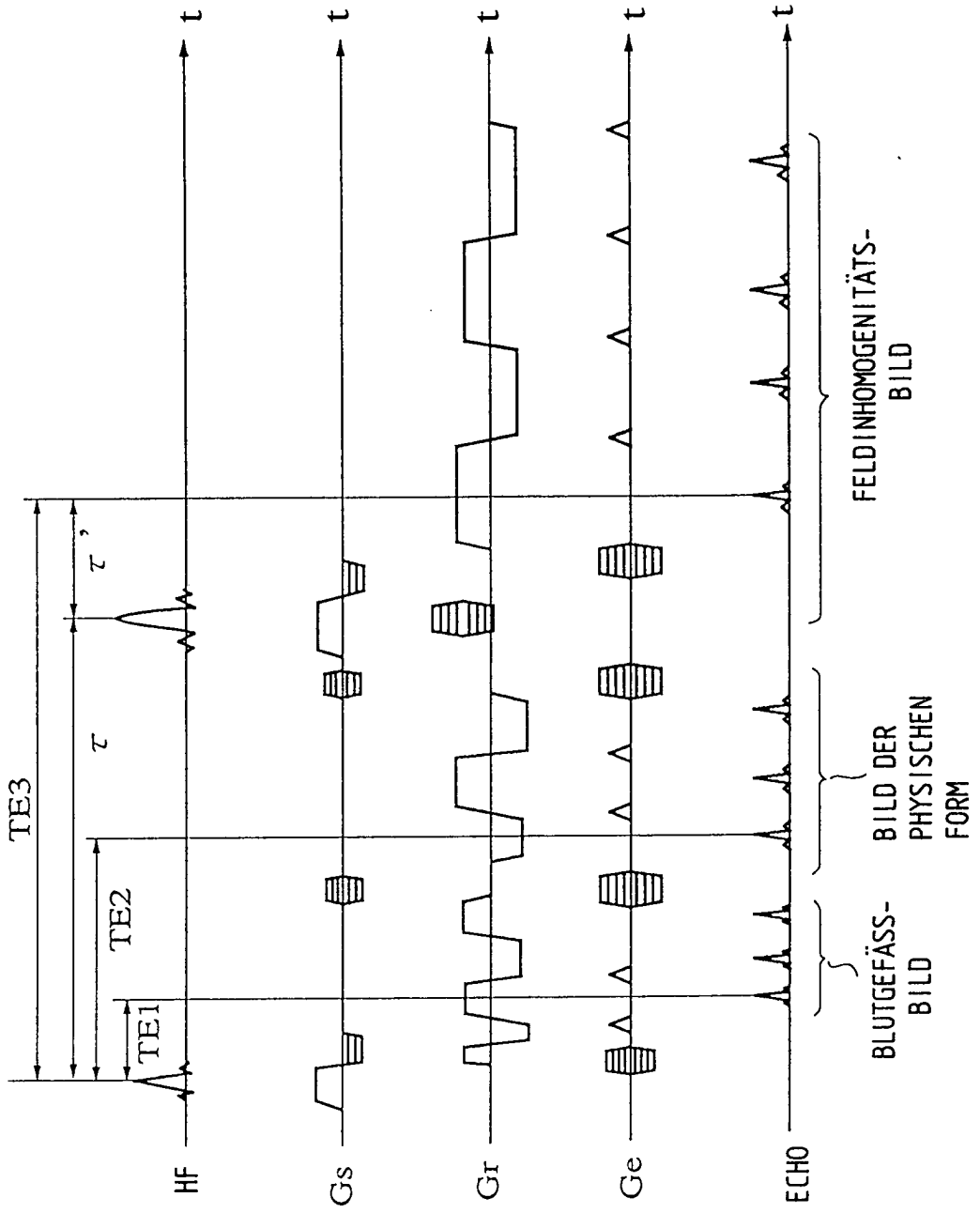

HF
Gs
Gr
Ge
ECHO
t
TE1
TE2
TE3
τ
τ'
BLUTGEFÄSS-BILD
BILD DER PHYSISCHEN FORM
FELDINHOMOGENITÄTS-BILD

FIG.9

	BLUTGEFÄSSBILD	BILDER DER PHYSISCHEN FORM	GEHIRNFUNKTIONS-BILD
PIXELANZAHL IN LESE-RICHTUNG	192	256	128
ANZAHL DER PHASEN-CODIERUNGSSCHRITTE	128	256	128
BILDBEREICH IN SCHNITT-RICHTUNG	120mm	120mm	40mm
ANZAHL DER SCHNITTSCHRITTE	64	64	8
ZEITAUFLÖSUNG	1	1	16
ANZAHL DER MITTELWERT-BILDUNGEN	2	1	1

FIG.10

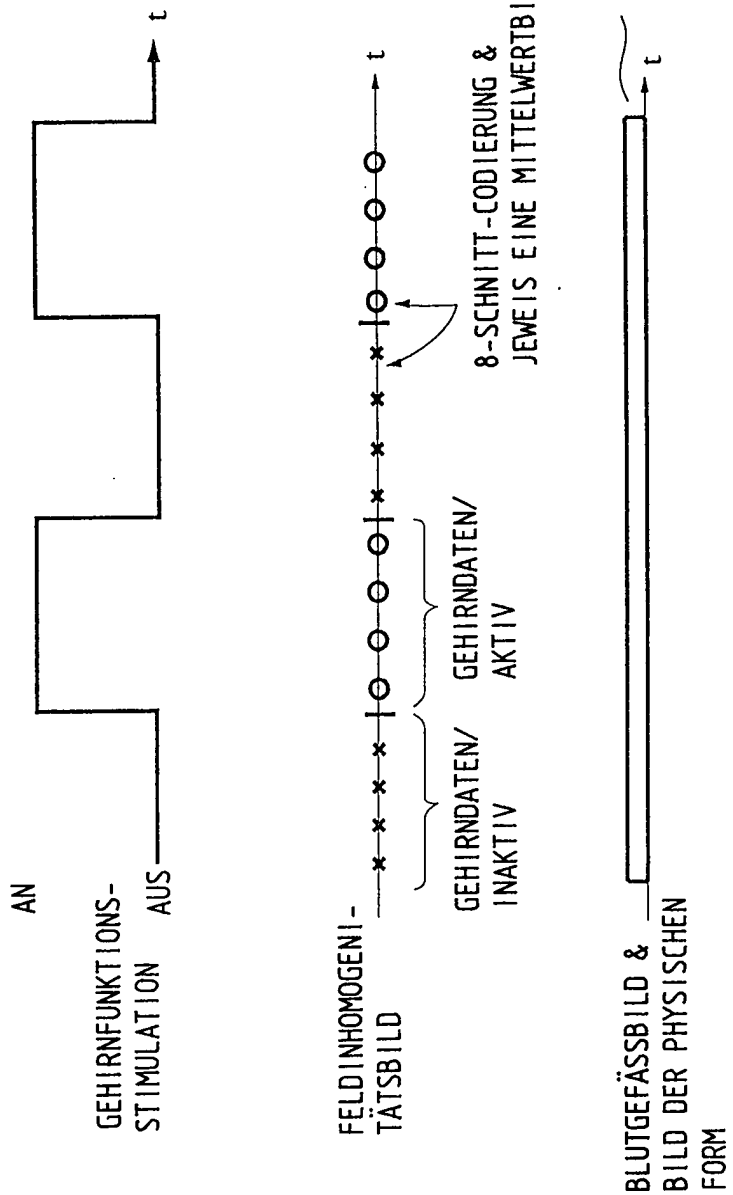
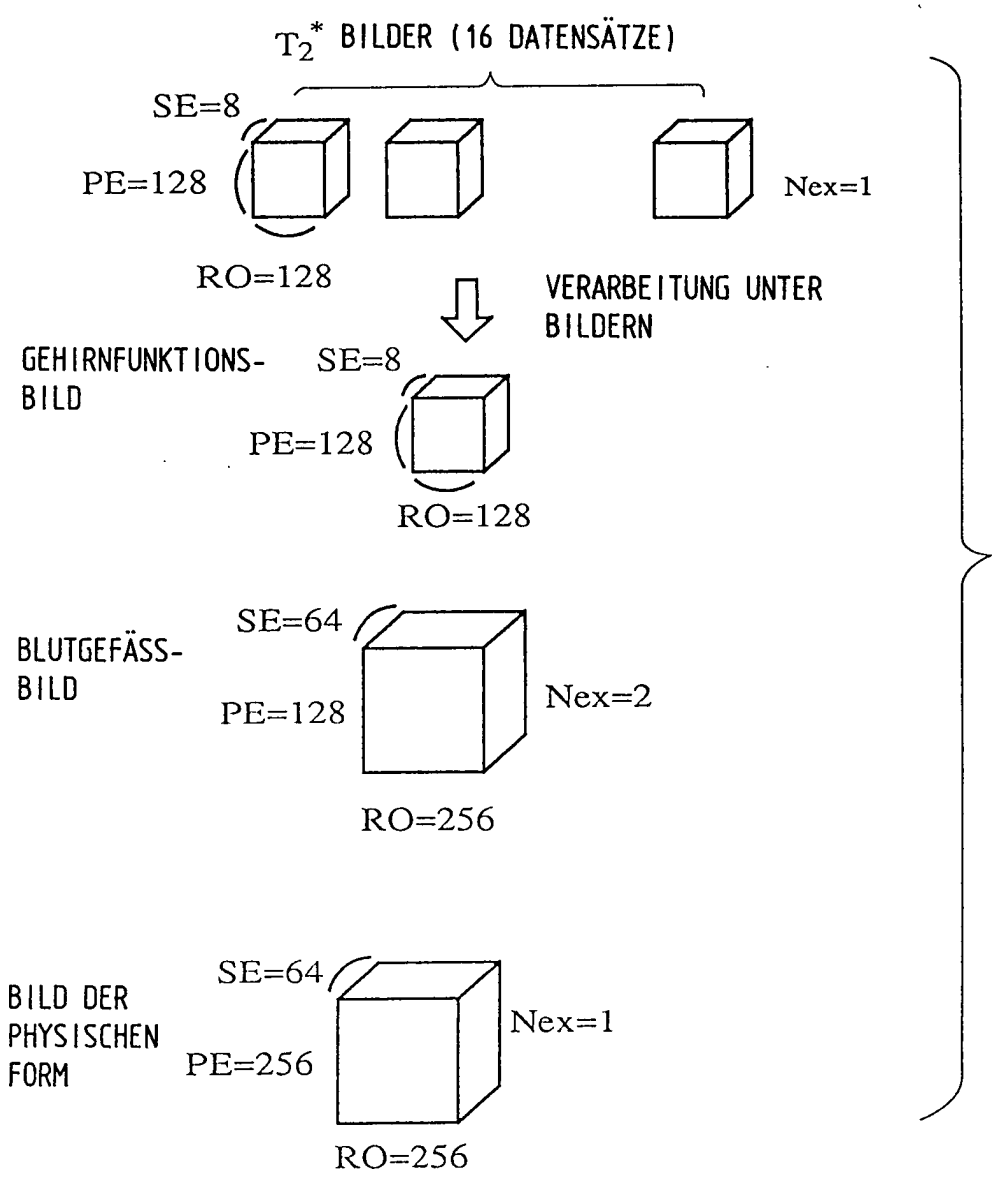

AN
GEHIRNFUNKTIONS-STIMULATION
AUS
t
FELDINHOMOGENI-TÄTSBILD
GEHIRNDATEN/ INAKTIV
GEHIRNDATEN/ AKTIV
8-SCHNITT-CODIERUNG & JEWEIS EINE MITTELWERTBILDUNG
t
64-SCHNITT-CODIERUNG
BLUTGEFÄSSBILD & BILD DER PHYSISCHEN FORM
t

FIG.11


T_2^* BILDER (16 DATENSÄTZE)
SE=8
PE=128
RO=128
Nex=1
VERARBEITUNG UNTER BILDERN
GEHIRNFUNKTIONS-BILD
SE=8
PE=128
RO=128
BLUTGEFÄSS-BILD
SE=64
PE=128
RO=256
Nex=2
BILD DER PHYSISCHEN FORM
SE=64
PE=256
RO=256
Nex=1

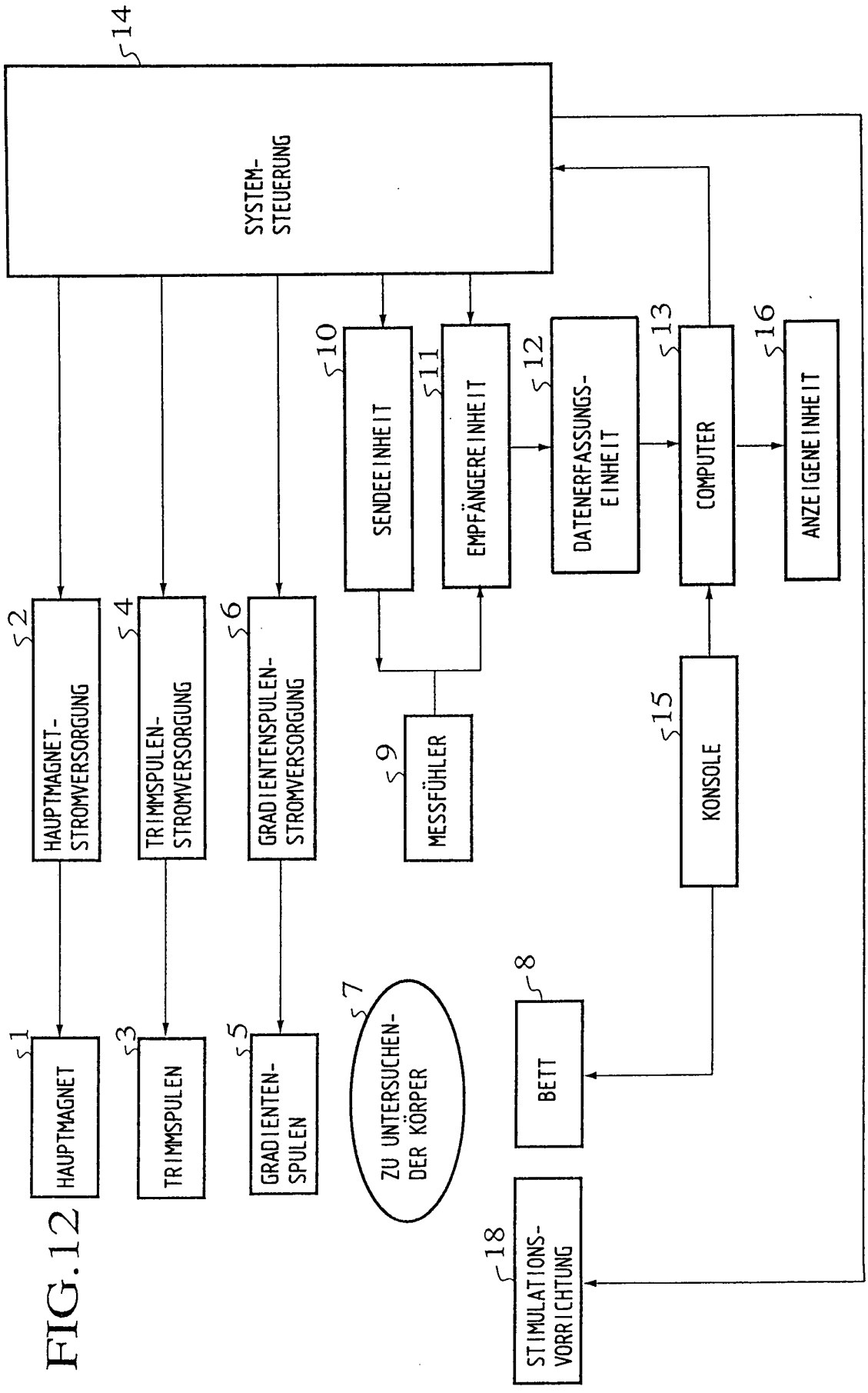

14
SYSTEM-STEUERUNG
10
SENDEEINHEIT
11
EMPFÄNGEREINHEIT
12
DATENERFASSUNGS-EINHEIT
13
COMPUTER
16
ANZEIGENEINHEIT
2
HAUPTMAGNET-STROMVERSORGUNG
4
TRIMMSPULEN-STROMVERSORGUNG
6
GRADIENTENSPULEN-STROMVERSORGUNG
9
MESSFÜHLER
15
KONSOLE
1
HAUPTMAGNET
3
TRIMMSPULEN
5
GRADIENTEN-SPULEN
7
ZU UNTERSUCHENDER KÖRPER
8
BETT
18
STIMULATIONS-VORRICHTUNG

FIG. 12

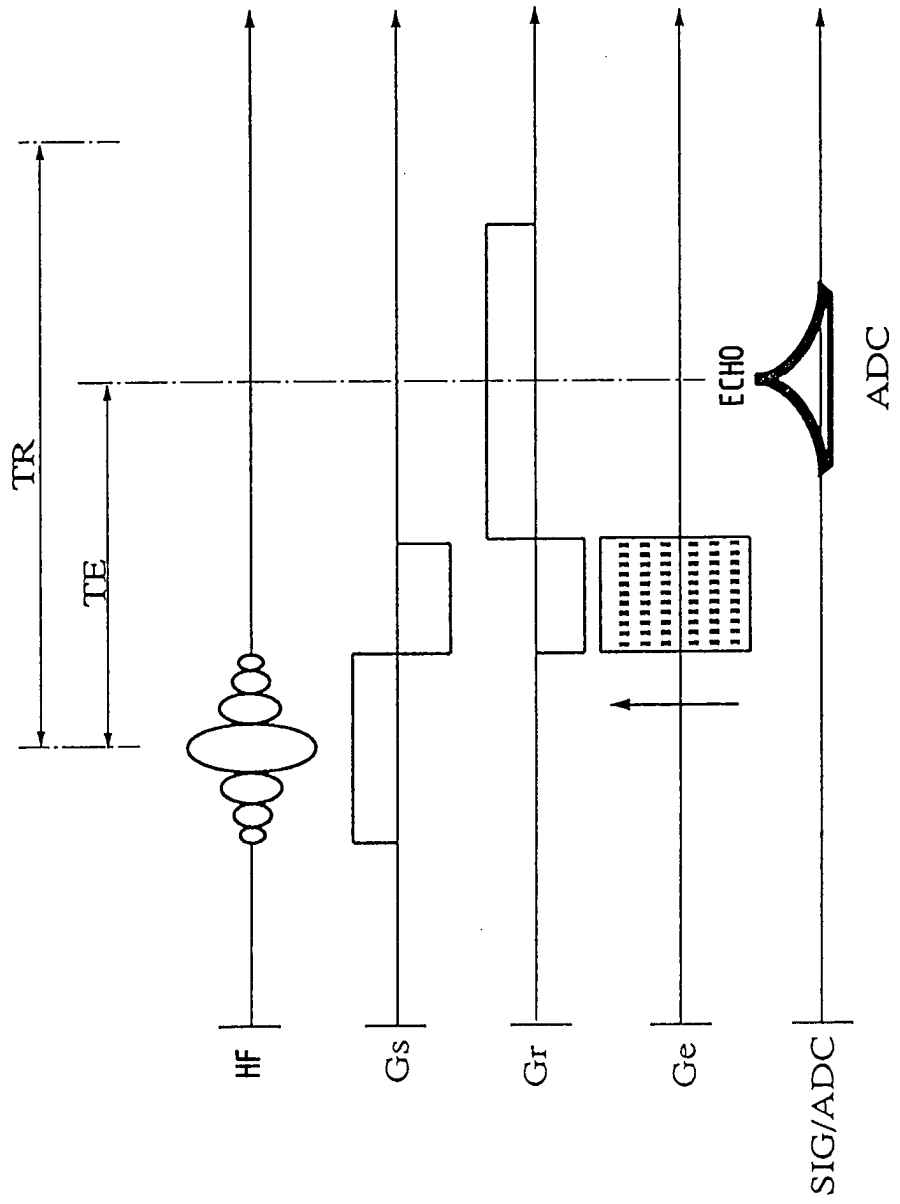


FIG.13

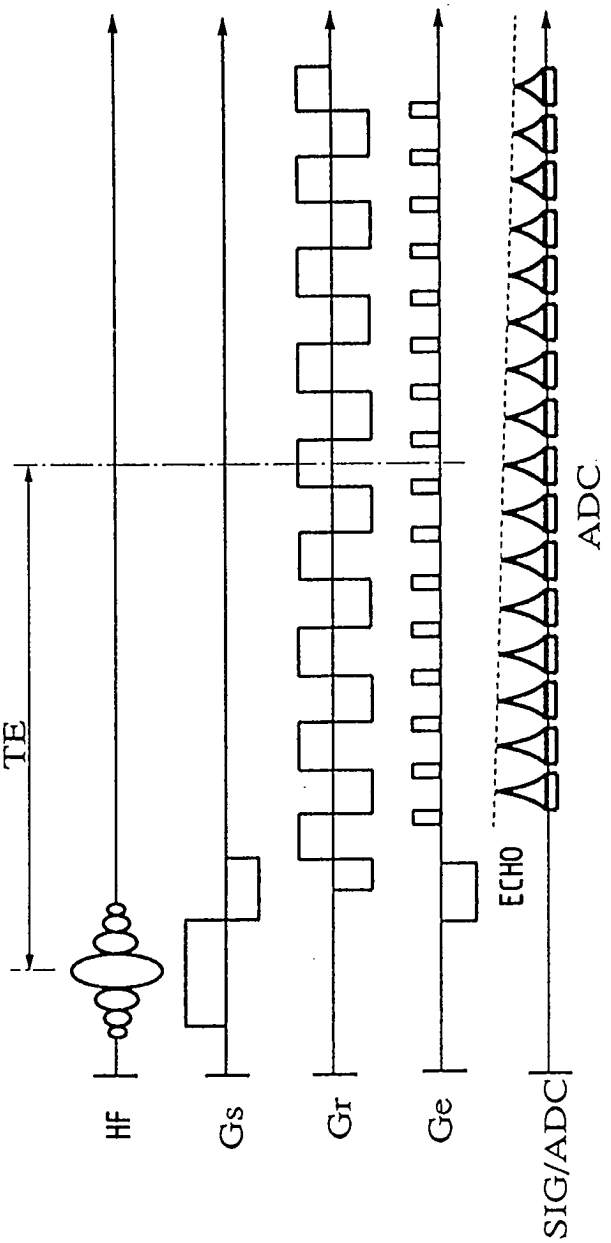

TE
HF
Gs
Gr
Ge
ECHO
SIG/ADC
ADC

FIG.14

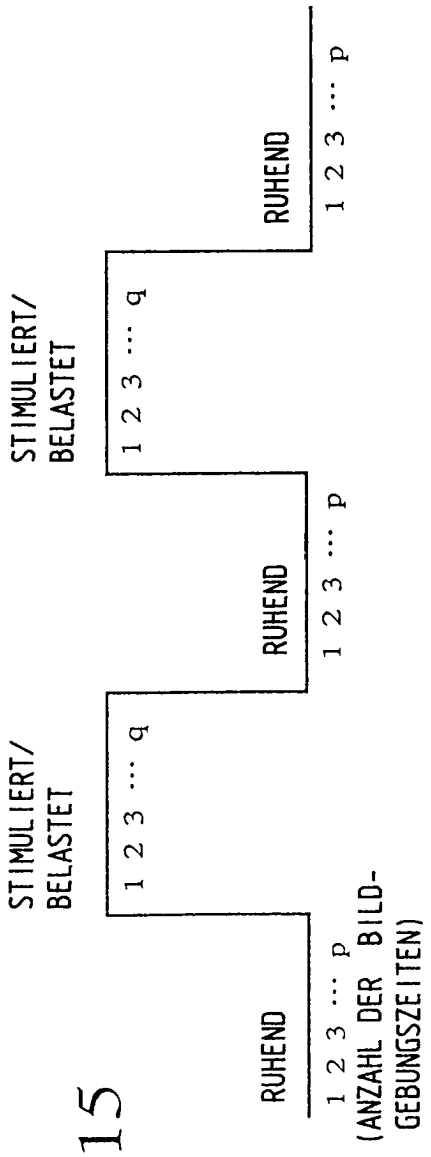
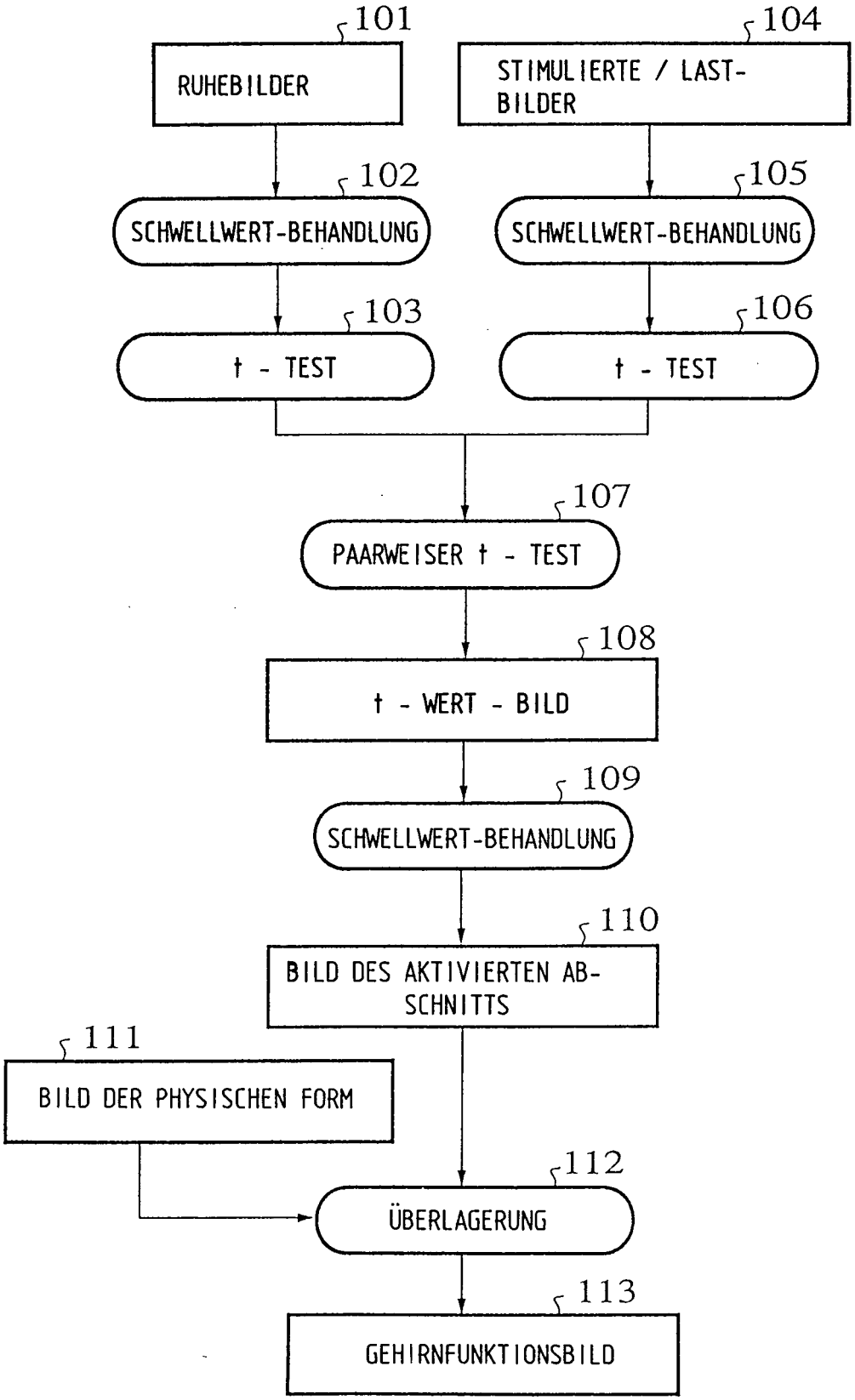

STIMULIERT/
BELASTET
1 2 3 ··· q
RUHEND
1 2 3 ··· p
STIMULIERT/
BELASTET
1 2 3 ··· q
RUHEND
1 2 3 ··· p
RUHEND
1 2 3 ··· p
(ANZAHL DER BILD-
GEBUNGSZEITEN)

FIG.15

FIG.16


101
RUHEBILDER
104
STIMULIERTE / LAST-BILDER
102
SCHWELLWERT-BEHANDLUNG
105
SCHWELLWERT-BEHANDLUNG
103
t - TEST
106
t - TEST
107
PAARWEISER t - TEST
108
t - WERT - BILD
109
SCHWELLWERT-BEHANDLUNG
110
BILD DES AKTIVIERTEN AB-SCHNITTS
111
BILD DER PHYSISCHEN FORM
112
ÜBERLAGERUNG
113
GEHIRNFUNKTIONSBILD