



(10) **DE 10 2012 205 629 A1** 2013.10.10

(12) **Offenlegungsschrift**

(21) Aktenzeichen: **10 2012 205 629.7**

(22) Anmeldetag: **05.04.2012**

(43) Offenlegungstag: **10.10.2013**

(51) Int Cl.: **A61B 5/055** (2012.01)

A61B 5/0476 (2012.01)

A61B 5/048 (2012.01)

A61B 5/04 (2012.01)

G01R 33/567 (2012.01)

(71) Anmelder:

Friedrich-Alexander-Universität Erlangen-Nürnberg, 91054, Erlangen, DE; Siemens Aktiengesellschaft, 80333, München, DE

(72) Erfinder:

Grodzki, David, 81377, München, DE; Heismann, Björn, 91052, Erlangen, DE; Lenger, Jeanette, 97076, Würzburg, DE; Schmidt, Sebastian, 91085, Weisendorf, DE

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

MORNEBURG, Heinz: Bildgebende Systeme für die medizinische Diagnostik. 3. Auflage, Erlangen: Publicis MCD Verlag, 1995. S. 501-503 – ISBN 3-89578-002-2

MUSSO, F.: Spontaneous brain activity and EEG microstates. A novel EEG/fMRI analysis approach to explore resting-state networks. In: NeuroImage, Vol. 52, 2010, S. 1149-1161. - ISSN 1053-8119

Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

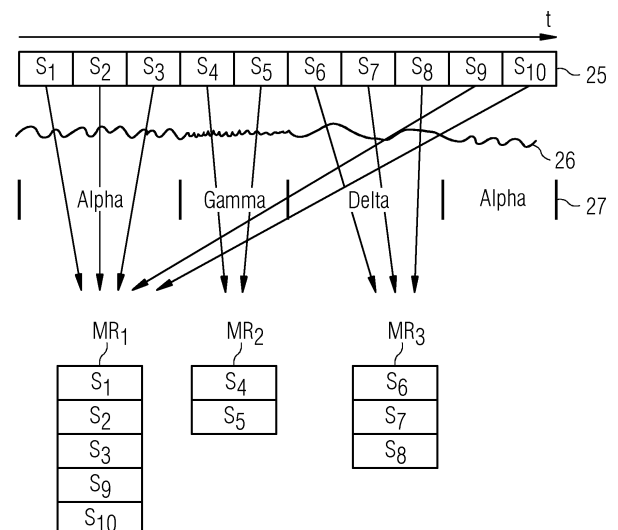
Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

(54) Bezeichnung: **Verfahren und Magnetresonanzanlage zur funktionalen MR-Bildgebung eines vorbestimmten Volumenabschnitts eines Gehirns eines lebenden Untersuchungsobjekts**

(57) Zusammenfassung: Die Erfindung betrifft ein Verfahren und eine Magnetresonanzanlage (5) zur funktionalen MR-Bildgebung eines vorbestimmten Volumenabschnitts eines Gehirns eines lebenden Untersuchungsobjekts (O). Dabei werden folgende Schritte durchgeführt:
Erfassen von MR-Daten (25) des vorbestimmten Volumenabschnitts.

Erfassen von EEG-Daten (26) des Untersuchungsobjekts (O), wobei die Erfassung der EEG-Daten (26) gleichzeitig mit der Erfassung der MR-Daten (25) erfolgt.

Auswerten der MR-Daten unter Berücksichtigung von den erfassten EEG-Daten (26).



Beschreibung

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft ein Verfahren und eine Magnetresonanzanlage zur funktionellen MR-Bildgebung (fMRI), bei welchem MR-Aufnahmen des Gehirns eines lebenden Untersuchungsobjekts (insbesondere eines Menschen) erstellt werden.

[0002] "Resting state fMRI" ist ein MR-Verfahren, bei welchem MR-Aufnahmen eines Patienten in Ruhe erstellt werden. Bei diesen MR-Aufnahmen wird, wie bei der klassischen fMRI, eine Signaländerung über den so genannten BOLD-Effekt ("Blood Oxygen Level Dependent") bestimmt, welcher ein Maß für die physiologische Aktivierung bestimmter Gehirnareale darstellt.

[0003] Im Gegensatz zur klassischen fMRI, bei welcher der Patient bestimmten Reizen ausgesetzt wird oder bei welcher dem Patienten bestimmte Aufgaben gestellt werden, werden bei der resting state fMRI die MR-Aufnahmen in Ruhe erstellt. Dabei zeigt sich eine zeitliche Korrelation der Aktivierung bestimmter Gehirnzentren, welche durch ein Ausmaß der Vernetzung dieser Zentren bestimmt wird, wodurch wiederum relevante diagnostische Informationen, beispielsweise über psychische Erkrankungen, gewonnen werden können.

[0004] Die MR-Messungen in Kombination mit morphologischen MR-Aufnahmen für resting state fMRI können 15 Minuten oder länger dauern. Dabei besteht die Gefahr, dass sich der Aktivierungszustand des Patienten ändert, beispielsweise da dieser einschläft, was negativerweise zu irrelevanten Aktivierungsmustern führt und die Ergebnisse verfälscht oder sogar falsche Diagnosen vortäuscht.

[0005] Daher stellt sich die vorliegende Erfindung die Aufgabe, diese Probleme nach dem Stand der Technik zumindest abzumildern.

[0006] Erfindungsgemäß wird diese Aufgabe durch ein Verfahren zur funktionalen MR-Bildgebung nach Anspruch 1, durch eine Magnetresonanzanlage nach Anspruch 11, durch ein Computerprogrammprodukt nach Anspruch 12 und durch einen elektronisch lesbaren Datenträger nach Anspruch 13 gelöst. Die abhängigen Ansprüche definieren bevorzugte und vorteilhafte Ausführungsformen der vorliegenden Erfindung.

[0007] Erfindungsgemäß wird ein Verfahren zur funktionalen MR-Bildgebung eines vorbestimmten Volumenabschnitts eines Gehirns eines lebenden Untersuchungsobjekts bereitgestellt. Dabei umfasst das Verfahren folgende Schritte:

- Erfassen von MR-Daten des vorbestimmten Volumenabschnitts.
- Erfassen von EEG-Daten des Untersuchungsobjekts, wobei die Erfassung der EEG-Daten und die Erfassung der MR-Daten gleichzeitig erfolgt.
- Auswerten der MR-Daten in Abhängigkeit von den erfassten EEG-Daten.

[0008] Durch die gleichzeitige Erfassung der MR-Daten und der EEG-Daten ist es möglich, anhand der EEG-Daten zu überprüfen, ob der gewünschte Aktivierungszustand des Patienten während der Erfassung der MR-Daten vorliegt. Dadurch ist es vorteilhafterweise möglich, die MR-Daten abhängig vom jeweils mittels der EEG-Daten festgestellten Aktivierungszustand auszuwerten oder nur diejenigen MR-Daten auszuwerten, welche während des gewünschten Aktivierungszustandes des Patienten erfasst wurden.

[0009] Dabei kann eine spektrale Analyse der EEG-Daten durchgeführt werden, indem beispielsweise das Frequenzspektrum der erfassten EEG-Daten erstellt wird. Die Auswertung der MR-Daten kann dann abhängig von der spektralen Analyse oder abhängig von dem erfassten Frequenzspektrum erfolgen.

[0010] Anhand der spektralen Analyse oder anhand des Frequenzspektrums kann der aktuelle Aktivierungszustand des Patienten ermittelt werden. Da die Auswertung der MR-Daten abhängig von der Spektralanalyse oder abhängig von dem erfassten Frequenzspektrum erfolgt, können dann beispielsweise nur diejenigen MR-Daten ausgewertet werden, welche erfasst wurden, während der Patient einen erwünschten Aktivierungszustand aufwies.

[0011] Gemäß einer bevorzugten erfindungsgemäßen Ausführungsform erfolgt das gleichzeitige Erfassen der MR-Daten und der EEG-Daten in mehreren aufeinanderfolgenden Zeitintervallen oder Zeitscheiben. Dabei wird für jede dieser Zeitscheiben ein Frequenzspektrum der während dieser Zeitscheibe erfassten EEG-Daten bestimmt. Abhängig von dem für die jeweilige Zeitscheibe bestimmten Frequenzspektrum wird für die jeweilige Zeitscheibe eine Klasse bestimmt. Dieser Klasse werden dann auch die während der jeweiligen Zeitscheibe erfassten MR-Daten zugeordnet, so dass die während der mehreren Zeitscheiben erfassten MR-Daten unterschiedlichen Klassen zugeordnet werden. Zur Auswertung der MR-Daten werden die MR-Daten einer bestimmten Klasse abhängig von dieser Klasse ausgewertet, so dass die MR-Daten einer bestimmten Klasse anders ausgewertet werden als die MR-Daten einer anderen bestimmten Klasse.

[0012] Gemäß einer ersten Variante dieser bevorzugten Ausführungsform wird das Frequenzspektrum, welches die EEG-Daten aufweisen können, in

eine vorbestimmte Anzahl von Frequenzbändern unterteilt. Ein Beispiel für diese Unterteilung ist die Unterteilung des Frequenzbandes in Delta-Wellen, Theta-Wellen, Alpha-Wellen, Beta-Wellen und Gamma-Wellen. Die Anzahl der Klassen entspricht dabei der Anzahl der Frequenzbänder, so dass jede Klasse einem dieser Frequenzbänder entspricht. Gemäß dieser ersten Variante wird bestimmt, in welchem dieser Frequenzbänder die EEG-Daten überwiegend liegen. Die diesem Frequenzband entsprechende Klasse ist dann auch die Klasse der jeweiligen Zeitscheibe, so dass die MR-Daten, welche während dieser Zeitscheibe erfasst wurden, dieser Klasse zugeordnet werden.

[0013] Mit anderen Worten wird für jede Zeitscheibe bestimmt, in welchem Frequenzband oder in welcher Frequenzklasse der größte Anteil des Frequenzspektrums der EEG-Wellen, welche während dieser Zeitscheibe erfasst wurden, liegen. Dieser Frequenzklasse werden dann auch die während dieser Zeitscheibe erfassten MR-Daten zugewiesen. Am Ende der erfindungsgemäßen MR-Messung existiert dann eine Anzahl von Datensätzen von MR-Daten, wobei die Anzahl dieser Datensätze von MR-Daten der Anzahl der Frequenzbänder oder Frequenzklassen entspricht, sofern für jede Frequenzklasse MR-Daten erfasst wurden (d.h. die Anzahl der Datensätze einer Frequenzklasse oder Klasse kann auch Null sein).

[0014] Wenn beispielsweise eine der Klassen (Frequenzklassen) der klassischen Alpha-Wellen-Frequenzklasse entspricht, existiert am Ende des erfindungsgemäßen Verfahrens ein Datensatz von MR-Daten, welche während denjenigen Zeitscheiben erfasst wurden, während welchen die EEG-Daten oder EEG-Wellen des Untersuchungsobjekts überwiegend so genannten Alpha-Wellen entsprachen. Dadurch ist es möglich, zur Auswertung nur die MR-Daten dieser Alpha-Wellen-Frequenzklasse heranzuziehen, und die anderen MR-Daten zu verwerfen.

[0015] Dadurch ist es vorteilhafterweise möglich, nur diejenigen MR-Daten auszuwerten, welche in einem Zeitraum erfasst wurden, während welchem das Untersuchungsobjekt einen vorbestimmten erwünschten Aktivierungszustand aufwies. Eine Verfälschung der MR-Daten durch die Aufnahme von MR-Daten während eines unerwünschten Aktivierungszustands kann dadurch nahezu ausgeschlossen werden.

[0016] Gemäß einer zweiten Variante der bevorzugten Ausführungsform wird wiederum das Frequenzspektrum, welches die EEG-Daten aufweisen, in eine vorbestimmte Anzahl von Frequenzbändern unterteilt. Auch dabei kann diese Unterteilung wieder der klassischen Unterteilung in die Frequenzbänder oder Frequenzklassen Alpha, Beta, Gamma, Delta, Theta entsprechen. Wie bei der ersten Variante existiert auch bei der zweiten Variante eine An-

zahl von vorbestimmten Klassen, wobei die Anzahl der vorbestimmten Klassen bei der zweiten Variante nicht der Anzahl der Frequenzklassen entsprechen muss. Bei der zweiten Variante ist jede vorbestimmte Klasse durch Frequenzanteile der EEG-Daten innerhalb der definierten Frequenzbänder definiert. Mit anderen Worten ist jede vorbestimmte Klasse durch einen Frequenzanteil innerhalb des ersten Frequenzbandes, durch einen Frequenzanteil innerhalb des zweiten Frequenzbandes, ..., und durch einen Frequenzanteil innerhalb des letzten der vordefinierten Frequenzbänder definiert. Um nun die innerhalb einer bestimmten Zeitscheibe erfassten EEG-Daten einer dieser vorbestimmten Klassen zuzuweisen, werden die Frequenzanteile der erfassten EEG-Daten innerhalb der vorbestimmten Frequenzbänder ermittelt. Die Klasse der Zeitscheibe entspricht dann derjenigen der vorbestimmten Klassen, bei welcher die vordefinierten Frequenzanteile am besten den Frequenzanteilen der erfassten EEG-Daten entsprechen.

[0017] Um dies zu ermitteln, kann beispielsweise für jede dieser vorbestimmten Klassen für jedes der definierten Frequenzbänder ein Sollwert bestimmt werden. Dann können für jede Klasse für jedes Frequenzband die Differenzen zwischen dem Frequenzanteil der erfassten EEG-Wellen in diesem Frequenzband und dem Sollwert dieses Frequenzbands dieser Klasse bestimmt werden. Die jeweilige Zeitscheibe wird derjenigen Klasse zugeordnet, bei welcher diese Differenzen am geringsten sind. Dazu kann beispielsweise für jede vorbestimmte Klasse die Summe der Beträge der Differenzen zwischen dem Frequenzanteil der erfassten EEG-Wellen in dem jeweiligen Frequenzband und dem Sollwert dieser Klasse für dieses Frequenzband bestimmt werden. Diejenige vorbestimmte Klasse, bei welcher diese Summe am kleinsten ist, wird dann der jeweiligen Zeitscheibe als Klasse zugewiesen.

[0018] Bei dieser zweiten Variante können EEG-Daten und damit die MR-Daten einer Zeitscheibe nach im Vergleich zur ersten Variante komplizierteren Schemata aufgeteilt werden. Dadurch können durch die Auswertung der EEG-Daten auch kompliziertere Aktivierungszustände (beispielsweise ein durch visuelle Reize hervorgerufener Aktivierungszustand, ein durch hörbare Reize hervorgerufener Aktivierungszustand oder ein Aktivierungszustand, bei welchem keine äußeren Reize vorliegen (resting state)) unterschieden werden und die erfassten MR-Daten in entsprechende Klassen unterteilt werden. Indem beispielsweise nur die MR-Daten, welche während eines 'resting state'-Aktivierungszustands erfasst wurden, ausgewertet werden, kann die Aktivität verschiedener Funktionsnetze im Gehirn bei diesem 'resting state'-Aktivierungszustand erfasst und dargestellt werden. Mit anderen Worten können die bei unterschiedlichen Aktivierungszuständen erfass-

ten MR-Daten getrennt ausgewertet werden, um die Aktivität verschiedener Funktionsnetze (jeder Aktivierungszustand weist sein eigenes Funktionsnetz auf) gesondert zu erfassen.

[0019] Die Auswertung der MR-Daten umfasst dabei insbesondere die Erstellung von morphologischen MR-Bildern, auf welchen während der Erfassung der MR-Daten aktive Gehirnzentren des Untersuchungsobjekts als solche erkennbar dargestellt werden.

[0020] Gemäß einer weiteren erfindungsgemäßen Ausführungsform werden die MR-Daten und die EEG-Daten in mehreren aufeinanderfolgenden Zeitintervallen erfasst. Dabei wird für jedes Zeitintervall entschieden, ob das Frequenzspektrum der in diesem Zeitintervall erfassten EEG-Daten überwiegend in einem erwünschten Frequenzband, welches vorher festgelegt wurde, liegt. Nur wenn dies der Fall ist, werden die MR-Daten des entsprechenden Zeitintervalls ausgewertet, sonst werden diese MR-Daten verworfen. Erst wenn die Summe der Zeitintervalle, in welchen die MR-Daten der Auswertung zugeführt wurden (d.h. das Frequenzspektrum der in diesem Zeitintervall erfassten EEG-Daten lag überwiegend in dem erwünschten Frequenzband), größer als ein vorbestimmtes Zeitintervall ist, endet das Verfahren.

[0021] Diese Ausführungsform garantiert, dass insgesamt entsprechend der Dauer des vorbestimmten Zeitintervalls MR-Daten erfasst werden, wobei das Untersuchungsobjekt während der Erfassung dieser MR-Daten einen erwünschten Aktivierungszustand aufweist, welcher durch das Frequenzspektrum der erfassten EEG-Daten charakterisiert ist.

[0022] Erfindungsgemäß ist es auch möglich, dass abhängig von einem Frequenzspektrum der erfassten EEG-Daten eine Benutzerinformation ausgegeben wird.

[0023] Dadurch kann der Bediener der Magnetresonanzanlage beispielsweise gewarnt werden, falls über einen bestimmten Zeitraum hinweg keine verwertbaren MR-Daten erzeugt bzw. erfasst werden konnten. Beispielsweise könnte der Bediener der Magnetresonanzanlage gewarnt werden, wenn eine bestimmte Zeitspanne lang keine Alpha-Wellen des Untersuchungsobjekts erfasst werden, was bedeutet, dass innerhalb der bestimmten Zeitspanne keine Zeitscheibe lag, in welcher der Frequenzanteil der EEG-Daten überwiegend in dem alpha-Frequenzband lag.

[0024] Mittels der Benutzerinformation kann erfindungsgemäß auch das Untersuchungsobjekt bzw. der Patient direkt informiert werden. Beispielsweise könnte eine entsprechende Benutzerinformation erzeugt werden, wenn ein vorbestimmtes Zeitintervall lang das Frequenzspektrum der erfassten EEG-Wellen

hauptsächlich Delta-Wellen aufweist, was darauf hindeutet, dass der Patient eingeschlafen ist. In diesem Fall kann die entsprechende Benutzerinformation dazu verwendet werden, beispielsweise ein Geräusch über einen Kopfhörer, welcher von dem Patienten getragen wird, einzuspielen, um den Patienten zu wecken. Wenn dagegen im Frequenzspektrum der erfassten EEG-Wellen hauptsächlich Gamma-Wellen festgestellt werden, könnte der Patient durch die entsprechende Benutzerinformation aufgefordert werden, sich zu entspannen. Auch das Öffnen oder Schließen der Augen kann über eine entsprechende Benutzerinformation angeregt werden, wenn das Frequenzspektrum der erfassten EEG-Wellen überwiegend im Alpha- bzw. Beta-Frequenzband liegt.

[0025] Gemäß einer anderen erfindungsgemäßen Ausführungsform werden die EEG-Daten einer bestimmten Zeitspanne Tiefpass-gefiltert, so dass nur EEG-Daten, deren Frequenz unterhalb eines Frequenzschwellenwerts liegt, durch das entsprechend Tiefpassfilter gelassen werden. Wenn der Anteil der Tiefpassgefilterten EEG-Daten (d.h. der Anteil der EEG-Daten, deren Frequenz unterhalb des Frequenzschwellenwerts liegt) oberhalb eines vorbestimmten Anteilschwellenwerts liegt, werden die MR-Daten dieser Zeitspanne verworfen. Dabei ist es möglich, den Patienten in diesem Fall (wenn der Anteil der Tiefpassgefilterten EEG-Daten oberhalb des vorbestimmten Anteilschwellenwerts liegt) zu wecken, da er wahrscheinlich eingeschlafen ist.

[0026] Mit dieser sehr einfachen erfindungsgemäßen Ausführungsform werden die MR-Daten von Zeitspannen, in denen hauptsächlich Delta- oder Theta-Wellen (d.h. EEG-Daten mit einer Frequenz unterhalb von 8 Hz) vorliegen, aus den schließlich auszuwertenden MR-Daten vorteilhafterweise eliminiert. Durch die Tiefpassfilterung werden darüber hinaus vorteilhafterweise höhere Frequenzstörungen durch die Magnetresonanzanlage verhindert.

[0027] Im Rahmen der vorliegenden Erfindung wird auch eine Magnetresonanzanlage zur Erstellung eines MR-Bildes eines Untersuchungsobjekts bereitgestellt. Dabei umfasst die Magnetresonanzanlage einen Grundfeldmagneten, ein Gradientenfeldsystem, mindestens eine HF-Sendeantenne, mindestens ein Empfangsspulenelement, eine Steuereinrichtung und einen Elektroenzephalograph. Die Steuereinrichtung dient zur Ansteuerung des Gradientenfeldsystems und der mindestens einen HF-Sendeantenne. Darüber hinaus ist die Steuereinrichtung ausgestaltet, um Messsignale zu empfangen, welche von dem mindestens einen Empfangsspulenelement erfasst worden sind, und um diese erfassten Messsignale auszuwerten und entsprechende MR-Daten zu erstellen. Schließlich ist die Magnetresonanzanlage in der Lage, mittels des Elektroenzephalographen EEG-Daten gleichzeitig mit den MR-Daten zu erfassen.

sen Die Steuereinrichtung wertet die MR-Daten dann abhängig von den gleichzeitig erfassten EEG-Daten aus.

[0028] Die Vorteile der erfindungsgemäßen Magnetresonanzanlage entsprechen im Wesentlichen den Vorteilen des erfindungsgemäßen Verfahrens, welche vorab im Detail beschrieben worden sind, so dass hier auf eine Wiederholung verzichtet wird.

[0029] Des Weiteren beschreibt die vorliegende Erfindung ein Computerprogrammprodukt, insbesondere eine Software, welche man in einen Speicher einer programmierbaren Steuereinrichtung bzw. einer Recheneinheit einer Magnetresonanzanlage laden kann. Mit diesem Computerprogrammprodukt können alle oder verschiedene vorab beschriebene Ausführungsformen des erfindungsgemäßen Verfahrens ausgeführt werden, wenn das Computerprogrammprodukt in der Steuereinrichtung läuft. Dabei benötigt das Computerprogrammprodukt eventuell Programmmittel, z.B. Bibliotheken und Hilfsfunktionen, um die entsprechenden Ausführungsformen des Verfahrens zu realisieren. Mit anderen Worten soll mit dem auf das Computerprogrammprodukt gerichteten Anspruch insbesondere eine Software unter Schutz gestellt werden, mit welcher eine der oben beschriebenen Ausführungsformen des erfindungsgemäßen Verfahrens ausgeführt werden kann bzw. welche diese Ausführungsform ausführt. Dabei kann es sich bei der Software um einen Quellcode (z.B. C++), der noch kompiliert und gebunden oder der nur interpretiert werden muss, oder um einen ausführbaren Softwarecode handeln, der zur Ausführung nur noch in die entsprechende Recheneinheit bzw. Steuereinrichtung zu laden ist.

[0030] Schließlich offenbart die vorliegende Erfindung einen elektronisch lesbaren Datenträger, z.B. eine DVD, ein Magnetband oder einen USB-Stick, auf welchem elektronisch lesbare Steuerinformationen, insbesondere Software (vgl. oben), gespeichert ist. Wenn diese Steuerinformationen (Software) von dem Datenträger gelesen und in eine Steuereinrichtung bzw. Recheneinheit einer Magnetresonanzanlage gespeichert werden, können alle erfindungsgemäßen Ausführungsformen des vorab beschriebenen Verfahrens durchgeführt werden.

[0031] Die vorliegende Erfindung bietet im Vergleich zum Stand der Technik eine robustere und einfachere Untersuchung des Gehirns mittels einer Magnetresonanzanlage.

[0032] Die vorliegende Erfindung ist insbesondere für 'resting state'-fMRI-Verfahren geeignet. Selbstverständlich ist die vorliegende Erfindung nicht auf diesen bevorzugten Anwendungsbereich eingeschränkt, da die vorliegende Erfindung auch für fMRI-Verfahren eingesetzt werden kann, bei welchen

gezielt andere Aktivierungszustände als resting state dargestellt oder untersucht werden.

[0033] Im Folgenden wird die vorliegende Erfindung anhand erfindungsgemäßer Ausführungsformen mit Bezug zu den Figuren im Detail beschrieben.

[0034] **Fig. 1** stellt eine erfindungsgemäße Magnetresonanzanlage dar.

[0035] In **Fig. 2** zeigt ein Beispiel von sechs Klassen von EEG-Daten, welche durch bestimmte Frequenzanteile in bestimmten Frequenzbändern definiert sind.

[0036] **Fig. 3** stellt eine Aufteilung der innerhalb einer Zeitscheibe erfassten EEG-Daten in vorbestimmte Klassen dar.

[0037] In **Fig. 4** ist ein Ablaufplan eines erfindungsgemäßen Verfahrens dargestellt.

[0038] **Fig. 1** zeigt eine schematische Darstellung einer Magnetresonanzanlage **5** (eines Magnetresonanz-Bildgebungs- bzw. Kernspintomographiegeräts). Dabei erzeugt ein Grundfeldmagnet **1** ein zeitlich konstantes starkes Magnetfeld zur Polarisierung bzw. Ausrichtung der Kernspins in einem Volumenabschnitt eines Objekts **O**, wie z.B. eines zu untersuchenden Teils eines menschlichen Körpers, welcher auf einem Tisch **23** liegend zur Untersuchung bzw. Messung in die Magnetresonanzanlage **5** gefahren wird. Die für die Kernspinresonanzmessung erforderliche hohe Homogenität des Grundmagnetfelds ist in einem typischerweise kugelförmigen Messvolumen **M** definiert, in welchem die zu untersuchenden Teile des menschlichen Körpers angeordnet werden. Zur Unterstützung der Homogenitätsanforderungen und insbesondere zur Eliminierung zeitlich invariabler Einflüsse werden an geeigneter Stelle so genannte Shim-Bleche aus ferromagnetischem Material angebracht. Zeitlich variable Einflüsse werden durch Shim-Spulen **2** eliminiert. Die dargestellte Magnetresonanzanlage **5** umfasst ebenfalls einen Elektroenzephalograph **30**, mit welchem EEG-Daten des Gehirns des Untersuchungsobjekts **O** gleichzeitig mit den MR-Daten erfasst werden, wobei die EEG-Daten an bestimmten Messpunkten am Kopf des Patienten erfasst werden.

[0039] In den Grundfeldmagneten **1** ist ein zylinderförmiges Gradientenspulensystem **3** eingesetzt, welches aus drei Teilwicklungen besteht. Jede Teilwicklung wird von einem Verstärker mit Strom zur Erzeugung eines linearen (auch zeitlich veränderbaren) Gradientenfeldes in die jeweilige Richtung des kartesischen Koordinatensystems versorgt. Die erste Teilwicklung des Gradientenfeldsystems **3** erzeugt dabei einen Gradienten G_x in x-Richtung, die zweite Teilwicklung einen Gradienten G_y in y-Richtung

und die dritte Teilwicklung einen Gradienten G_z in z-Richtung. Der Verstärker umfasst einen Digital-Analog-Wandler, welcher von einer Sequenzsteuerung **18** zum zeitrichtigen Erzeugen von Gradientenpulsen angesteuert wird.

[0040] Innerhalb des Gradientenfeldsystems **3** befindet sich eine (oder mehrere) Hochfrequenzantennen **4**, welche die von einem Hochfrequenzleistungsverstärker abgegebenen Hochfrequenzpulse in ein magnetisches Wechselfeld zur Anregung der Kerne und Ausrichtung der Kernspins des zu untersuchenden Objekts O bzw. des zu untersuchenden Bereiches des Objekts O umsetzen. Jede Hochfrequenzantenne **4** besteht aus einer oder mehreren HF-Sendespulen und mehreren HF-Empfangsspulenelementen in Form einer ringförmigen vorzugsweise linearen oder matrixförmigen Anordnung von Komponentenspulen. Von den HF-Empfangsspulenelementen der jeweiligen Hochfrequenzantenne **4** wird auch das von den präzedierenden Kernspins ausgehende Wechselfeld, d.h. in der Regel die von einer Pulssequenz aus einem oder mehreren Hochfrequenzpulsen und einem oder mehreren Gradientenpulsen hervorgerufenen Kernspinechosignale, in eine Spannung (Messsignal) umgesetzt, welche über einen Verstärker **7** einem Hochfrequenz-Empfangskanal **8** eines Hochfrequenzsystems **22** zugeführt wird. Das Hochfrequenzsystem **22** umfasst weiterhin einen Sendekanal **9**, in welchem die Hochfrequenzpulse für die Anregung der magnetischen Kernresonanz erzeugt werden. Dabei werden die jeweiligen Hochfrequenzpulse aufgrund einer vom Anlagenrechner **20** vorgegebenen Pulssequenz in der Sequenzsteuerung **18** digital als Folge komplexer Zahlen dargestellt. Diese Zahlenfolge wird als Real- und als Imaginärteil über jeweils einen Eingang **12** einem Digital-Analog-Wandler im Hochfrequenzsystem **22** und von diesem einem Sendekanal **9** zugeführt. Im Sendekanal **9** werden die Pulssequenzen einem Hochfrequenz-Trägersignal aufmoduliert, dessen Basisfrequenz der Mittenfrequenz entspricht.

[0041] Die Umschaltung von Sende- auf Empfangsbetrieb erfolgt über eine Sende-Empfangsweiche **6**. Die HF-Sendespulen der Hochfrequenzantennen **4** strahlen die Hochfrequenzpulse zur Anregung der Kernspins in das Messvolumen M ein und resultierende Echosignale werden über die HF-Empfangsspulenelemente abgetastet. Die entsprechend gewonnenen Kernresonanzsignale werden im Empfangskanal **8'** (erster Demodulator) des Hochfrequenzsystems **22** phasenempfindlich auf eine Zwischenfrequenz demoduliert und im Analog-Digital-Wandler (ADC) digitalisiert. Dieses Signal wird noch auf die Frequenz **0** demoduliert. Die Demodulation auf die Frequenz **0** und die Trennung in Real- und Imaginärteil findet nach der Digitalisierung in der digitalen Domäne in einem zweiten Demodulator **8** statt. Durch einen Bildrechner **17** wird aus den dergestalt gewonnenen

Messdaten ein MR-Bild bzw. dreidimensionaler Bild Datensatz rekonstruiert. Die Verwaltung der Messdaten, der Bilddaten und der Steuerprogramme erfolgt über den Anlagenrechner **20**. Aufgrund einer Vorgabe mit Steuerprogrammen kontrolliert die Sequenzsteuerung **18** die Erzeugung der jeweils gewünschten Pulssequenzen und das entsprechende Abtasten des K-Raumes. Insbesondere steuert die Sequenzsteuerung **18** dabei das zeitrichtige Schalten der Gradienten, das Aussenden der Hochfrequenzpulse mit definierter Phasenamplitude sowie den Empfang der Kernresonanzsignale. Die Zeitbasis für das Hochfrequenzsystem **22** und die Sequenzsteuerung **18** wird von einem Synthesizer **19** zur Verfügung gestellt. Die Auswahl entsprechender Steuerprogramme zur Erzeugung eines MR-Bildes, welche z.B. auf einer DVD **21** gespeichert sind, sowie die Darstellung des erzeugten MR-Bildes erfolgt über ein Terminal **13**, welches eine Tastatur **15**, eine Maus **16** und einen Bildschirm **14** umfasst.

[0042] In [Fig. 2a](#) bis [Fig. 2f](#) sind sechs vorbestimmte Klassen von EEG-Daten dargestellt. Jede dieser sechs Klassen ist durch fünf Frequenzanteile **28** definiert, wobei jeder Frequenzanteil **28** angibt, welcher Anteil des Frequenzspektrums der EEG-Daten innerhalb des entsprechenden klassischen Frequenzbandes bzw. Frequenzklasse liegt. Die klassischen Frequenzbänder sind dabei die Delta-Wellen in einem Frequenzbereich von 0,1 bis 4 Hz, die Theta-Wellen in einem Frequenzbereich von 4 bis 8 Hz, die Alpha-Wellen in einem Frequenzbereich von 8 bis 13 Hz, die Beta-Wellen in einem Frequenzbereich von 13 bis 30 Hz und die Gamma-Wellen in einem Frequenzbereich über 30 Hz.

[0043] In [Fig. 2a](#) ist eine Klasse der EEG-Daten dargestellt, welche von einem gesunden Gehirn erzeugt werden, wenn der zugehörige Patient keinen Reizen ausgesetzt ist, was auch als Default-Mode oder resting state bekannt ist. Man erkennt, dass bei der Klasse Default-Mode der Frequenzanteil der Delta-Wellen bei ungefähr 12 %, der Frequenzanteil der Theta-Wellen bei ungefähr 13 %, der Frequenzanteil der Alpha-Wellen bei ungefähr 21 %, der Frequenzanteil der Beta-Wellen bei ungefähr 25 % und der Frequenzanteil der Gamma-Wellen bei ungefähr 2 % liegt, wobei diese Frequenzanteile auch als Sollwerte der Frequenzbänder für diese Klasse angesehen werden können. In ähnlicher Weise ist in [Fig. 2b](#) die Klasse der EEG-Daten dargestellt, welche erzeugt werden, wenn das "dorsal attention network" des Gehirns gereizt wird. Die [Fig. 2c](#) bis [Fig. 2e](#) zeigen die Frequenzanteile der Klasse der EEG-Daten bei visuellen Reizen ([Fig. 2c](#)), bei auditiven Reizen ([Fig. 2d](#)), bei sensorisch-motorischen Reizen ([Fig. 2e](#)) und bei Reizen, welche zu einer Reaktion der mediale präfrontale Kortex führen ([Fig. 2f](#)).

[0044] Die erfassten MR-Daten können nun entsprechend der mit [Fig. 2a](#) bis [Fig. 2f](#) definierten Klassen eingeteilt werden. Dazu werden die Frequenzanteile innerhalb der klassischen Frequenzbänder (alpha, beta, gamma, delta, theta) der in einer Zeitscheibe gleichzeitig mit den MR-Daten erfassten EEG-Daten bzw. EEG-Wellen bestimmt. Anschließend wird für jede der sechs Klassen eine Betragssumme gebildet. Dabei entspricht die Betragssumme einer der sechs Klassen der Summe der Beträge der Differenzen aus dem ermittelten Frequenzanteil der erfassten EEG-Daten innerhalb des jeweiligen Frequenzbandes und dem vordefinierten Sollwert bzw. Frequenzanteil des Frequenzbandes der jeweiligen Klasse. Dadurch existieren sechs Betragssummen. Die MR-Daten der Zeitscheibe werden nun derjenigen Klasse zugeordnet, bei welcher die Betragssumme am kleinsten ist. Dieses Vorgehen entspricht der vorab beschriebenen zweiten Variante der bevorzugten Ausführungsform.

[0045] In [Fig. 3](#) ist eine andere Variante einer Einteilung der MR-Daten in verschiedene Klassen dargestellt. Auch bei dieser Variante werden für jede Zeitscheibe s_1 – s_{10} für die gleichzeitig mit den MR-Daten erfassten EEG-Daten die Frequenzanteile innerhalb der klassischen Frequenzbänder (alpha, beta, gamma, delta, theta) bestimmt. Unter diesen fünf Frequenzanteilen wird das Maximum bestimmt. Die Klasse der jeweiligen Zeitscheibe entspricht dann der Frequenzklasse oder dem Frequenzband (alpha, beta, gamma, delta, theta) in welchem das Maximum liegt. Dieses Vorgehen entspricht der vorab beschriebenen ersten Variante der bevorzugten Ausführungsform. Bei diesem Vorgehen werden die EEG-Daten und damit die MR-Daten einer der fünf klassischen Frequenzklassen zugewiesen, in welcher die EEG-Daten während der Zeitscheibe überwiegend liegen.

[0046] Bei dem in [Fig. 3](#) dargestellten Beispiel werden die MR-Daten **25** in zehn Zeitscheiben s_1 bis s_{10} erfasst. Anhand der gleichzeitig erfassten EEG-Daten **26** werden die ersten drei Zeitscheiben s_1 bis s_3 und die letzten beiden Zeitscheiben s_9 bis s_{10} in einer Klasse MR_1 (alpha), die vierte und fünfte Zeitscheibe s_4 , s_5 in eine zweite Klasse MR_2 (gamma) und die sechste bis achte Zeitscheibe s_6 bis s_8 in eine dritte Klasse MR_3 (delta) unterteilt.

[0047] Die Auswertung der MR-Daten kann nun abhängig von der jeweiligen Klasse MR_1 bis MR_3 erfolgen, so dass die Auswertung der MR-Daten der einen Klasse in einer anderen Weise erfolgt, als die Auswertung der MR-Daten einer anderen Klasse.

[0048] In [Fig. 4](#) ist ein Ablaufplan eines erfindungsgemäßen Verfahrens dargestellt.

[0049] Im ersten Schritt S1 werden die MR-Daten erfasst, und im zweiten Schritt S2 werden die EEG-

Daten erfasst. Dabei werden die Schritte S1 und S2 gleichzeitig durchgeführt, so dass die MR-Daten und die EEG-Daten des Untersuchungsobjekts gleichzeitig erfasst werden.

[0050] Unter Berücksichtigung der EEG-Daten werden die gleichzeitig mit diesen EEG-Daten erfassten MR-Daten klassifiziert S3, was bedeutet, dass die MR-Daten abhängig von den EEG-Daten in verschiedene Klassen eingeteilt werden. Schließlich werden die klassifizierten MR-Daten abhängig von der jeweiligen Klasse ausgewertet S4.

Patentansprüche

1. Verfahren zur funktionalen MR-Bildgebung eines vorbestimmten Volumenabschnitts eines Gehirns eines lebenden Untersuchungsobjekts (O), wobei das Verfahren folgende Schritte umfasst:
Erfassen von MR-Daten (**25**) des vorbestimmten Volumenabschnitts,

Erfassen von EEG-Daten (**26**) des Untersuchungsobjekts (O), wobei die Erfassung der EEG-Daten (**26**) gleichzeitig mit der Erfassung der MR-Daten (**25**) erfolgt, und

Auswerten der MR-Daten (**25**) unter Berücksichtigung der erfassten EEG-Daten (**26**).

2. Verfahren nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass eine spektrale Analyse der EEG-Daten (**26**) durchgeführt wird, und dass das Auswerten der MR-Daten (**25**) unter Berücksichtigung der spektralen Analyse erfolgt.

3. Verfahren nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass das Erfassen der MR-Daten (**25**) und das Erfassen der EEG-Daten (**26**) in mehreren aufeinanderfolgenden Zeitscheiben (s_1 – s_{10}) erfolgt, dass für jede der Zeitscheiben (s_1 – s_{10}) abhängig von einem Frequenzspektrum der während dieser Zeitscheibe (s_1 – s_{10}) erfassten EEG-Daten (**26**) eine Klasse bestimmt wird, dass die während der jeweiligen Zeitscheibe (s_1 – s_{10}) erfassten MR-Daten (**25**) der Klasse der Zeitscheibe (s_1 – s_{10}) zugeordnet werden, und dass die MR-Daten (MR_1 – MR_3) einer vorbestimmten Klasse anders ausgewertet werden als die MR-Daten (MR_1 – MR_3) einer anderen vorbestimmten Klasse.

4. Verfahren nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass das gesamte Frequenzspektrum der EEG-Daten (**26**) in eine vorbestimmte Anzahl von Frequenzbändern (alpha, beta, gamma, delta, theta) unterteilt wird, dass eine Anzahl der Klassen einer Anzahl der Frequenzbänder entspricht, wobei jede Klasse einem je-

weiligen Frequenzband (alpha, beta, gamma, delta, theta) entspricht, und
 dass die Klasse der jeweiligen Zeitscheibe (s_1-s_{10}) demjenigen Frequenzband (alpha, beta, gamma, delta, theta) entspricht, in welchem die EEG-Daten (26) der jeweiligen Zeitscheibe (s_1-s_{10}) überwiegend liegen.

5. Verfahren nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, dass eine der Klassen die Alpha-Wellen-Frequenzklasse ist, und
 dass bei der Auswertung der MR-Daten (25) nur die MR-Daten (MR_1) der Alpha-Wellen-Frequenzklasse ausgewertet werden.

6. Verfahren nach Anspruch 3, dadurch gekennzeichnet, dass das gesamte Frequenzspektrum der EEG-Daten (26) in eine vorbestimmte Anzahl von Frequenzbändern (alpha, beta, gamma, delta, theta) unterteilt wird,
 dass eine Anzahl von vorbestimmten Klassen definiert wird, wobei jede der vorbestimmten Klassen durch jeweilige definierte Frequenzanteil der EEG-Daten (26) bezüglich der Frequenzbänder (alpha, beta, gamma, delta, theta) definiert ist, und
 dass die Klasse der jeweiligen Zeitscheibe (s_1-s_{10}) derjenigen der vorbestimmten Klassen entspricht, bei welcher die Frequenzanteile der innerhalb der Zeitscheibe (s_1-s_{10}) gemessenen EEG-Daten am besten den definierten Frequenzanteilen der vorbestimmten Klasse entsprechen.

7. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass das Auswerten der MR-Daten (25) ein Erstellen von MR-Bildern aus den MR-Daten (25) umfasst, auf welchen aktive Gehirnzentren als solche erkennbar dargestellt sind.

8. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass für jedes Zeitintervall (s_1-s_{10}), in welchem die MR-Daten (25) und die EEG-Daten (26) erfasst werden, entschieden wird, ob das Frequenzspektrum der in dem jeweiligen Zeitintervall (s_1-s_{10}) erfassten EEG-Daten (26) überwiegend in einem vorbestimmten Frequenzband (alpha, beta, gamma, delta, theta) liegt,
 dass die MR-Daten (25) des jeweiligen Zeitintervalls (s_1-s_{10}) nur ausgewertet werden, wenn das Frequenzspektrum der in dem jeweiligen Zeitintervall (s_1-s_{10}) erfassten EEG-Daten (26) überwiegend in dem vorbestimmten Frequenzband (alpha, beta, gamma, delta, theta) liegt, und
 dass das Verfahren beendet wird, wenn eine Summe der Zeitintervalle (s_1-s_{10}), in welchen das Frequenzspektrum der in dem jeweiligen Zeitintervall (s_1-s_{10}) erfassten EEG-Daten (26) überwiegend in dem vor-

bestimmten Frequenzband (alpha, beta, gamma, delta, theta) liegt, größer als ein vorbestimmtes Zeitintervall ist.

9. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass abhängig von einem Frequenzspektrum der erfassten EEG-Daten (26) eine Benutzerinformation ausgegeben wird.

10. Verfahren nach einem der vorhergehenden Ansprüche, dadurch gekennzeichnet, dass die EEG-Daten (26) eines Zeitintervalls Tiefpassgefiltert werden, und
 dass, wenn ein Anteil der Tiefpass-gefilterten EEG-Daten (26) an den gesamten EEG-Daten über einem vorbestimmten Anteilsschwellenwert liegt, die MR-Daten (25) dieses Zeitintervalls verworfen werden.

11. Magnetresonanzanlage zur funktionalen MR-Bildgebung eines vorbestimmten Volumenabschnitts eines Gehirns eines lebenden Untersuchungsobjekts (O), wobei die Magnetresonanzanlage (5) einen Grundfeldmagneten (1), ein Gradientenfeldsystem (3), mindestens eine HF-Antenne (4), mindestens ein Empfangsspulenelement, eine Steuereinrichtung (10) zur Ansteuerung des Gradientenfeldsystems (3) und der mindestens einen HF-Antenne (4), zum Empfang der von dem mindestens einen Empfangsspulenelement aufgenommenen Messsignalen und zur Auswertung der Messsignale und zur Erstellung der MR-Daten und einen Elektroenzephalograph (30) umfasst, wobei die Magnetresonanzanlage (5) ausgestaltet ist, um MR-Daten (25) des vorbestimmten Volumenabschnitts und mittels des Elektroenzephalographs (30) EEG-Daten (26) des Untersuchungsobjekts (O) gleichzeitig mit den MR-Daten (25) zu erfassen und um die MR-Daten (25) unter Berücksichtigung der erfassten EEG-Daten (26) auszuwerten.

12. Magnetresonanzanlage nach Anspruch 11, dadurch gekennzeichnet, dass die Magnetresonanzanlage (5) zur Durchführung des Verfahrens nach einem der Ansprüche 1–10 ausgestaltet ist.

13. Computerprogrammprodukt, welches ein Programm umfasst und direkt in einen Speicher einer programmierbaren Steuereinrichtung (10) einer Magnetresonanzanlage (5) ladbar ist, mit Programm-Mitteln, um alle Schritte des Verfahrens nach einem der Ansprüche 1–10 auszuführen, wenn das Programm in der Steuereinrichtung (10) der Magnetresonanzanlage (5) ausgeführt wird.

14. Elektronisch lesbarer Datenträger mit darauf gespeicherten elektronisch lesbaren Steuerinformationen, welche derart ausgestaltet sind, dass sie bei Verwendung des Datenträgers (21) in einer Steuer-

einrichtung (**10**) einer Magnetresonanztanlage (**5**) das Verfahren nach einem der Ansprüche 1–10 durchföhren.

Es folgen 4 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

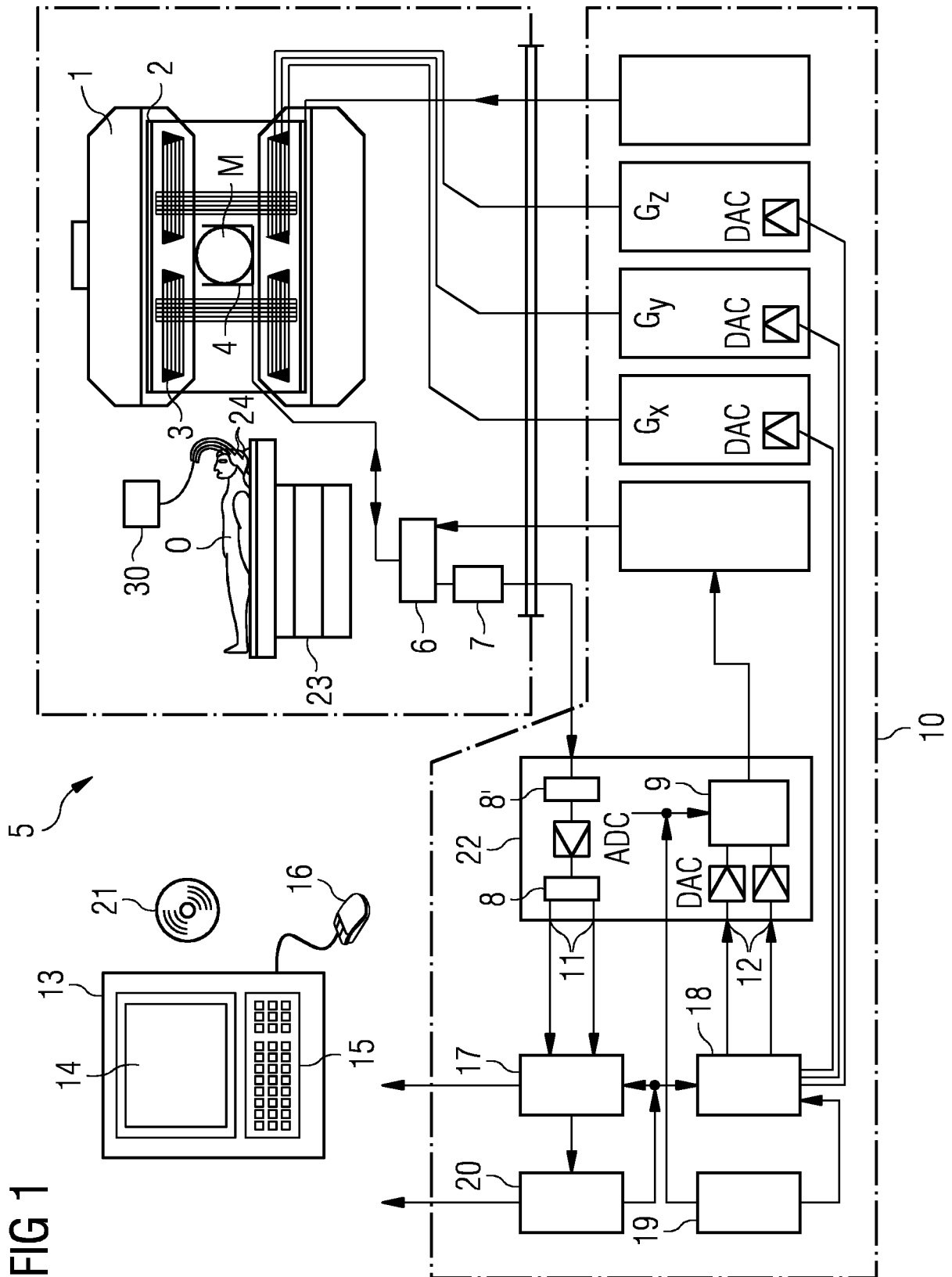


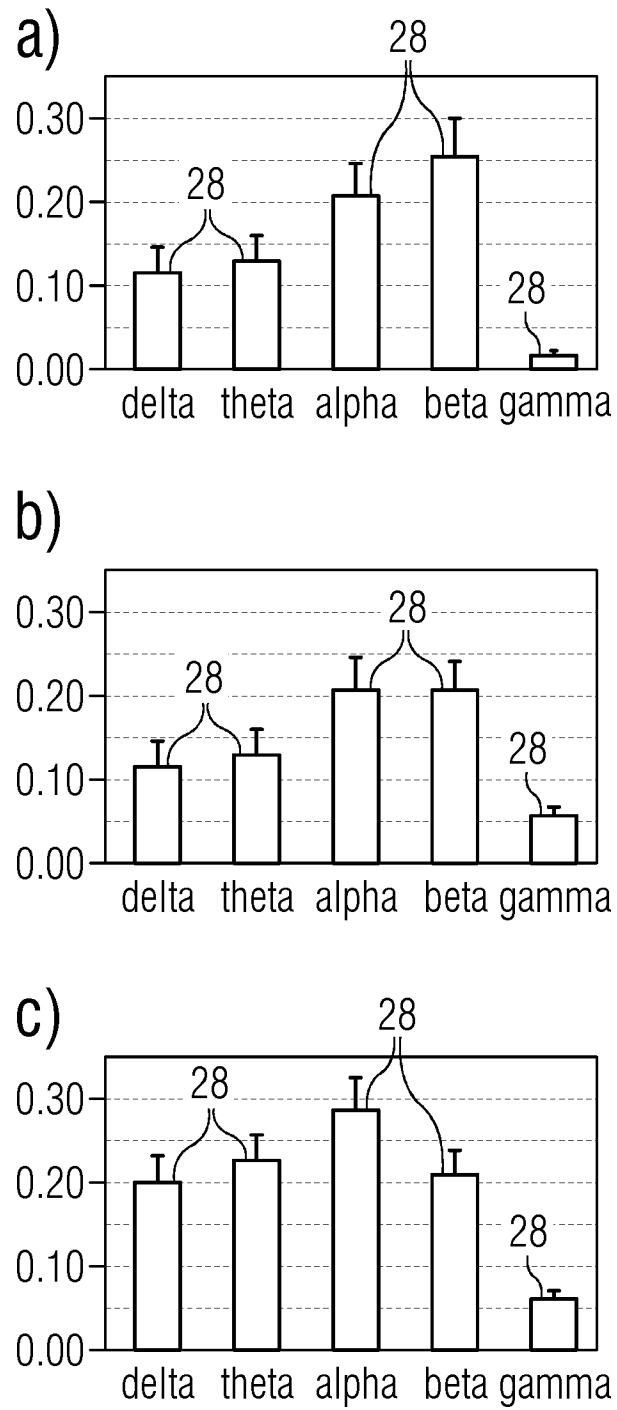
FIG 2

FIG 2

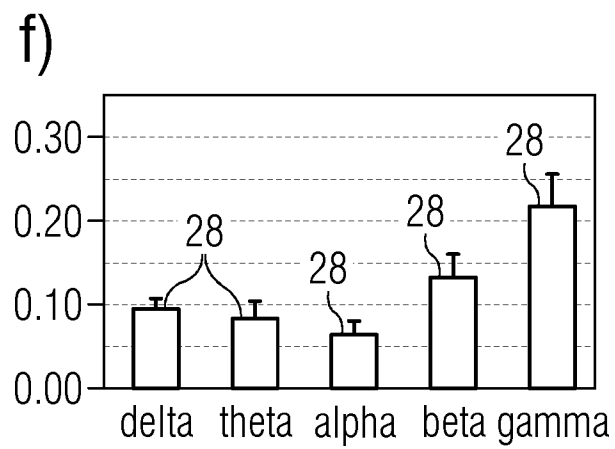
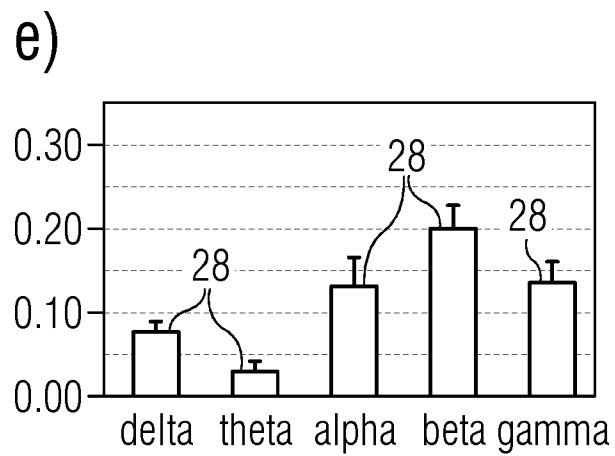
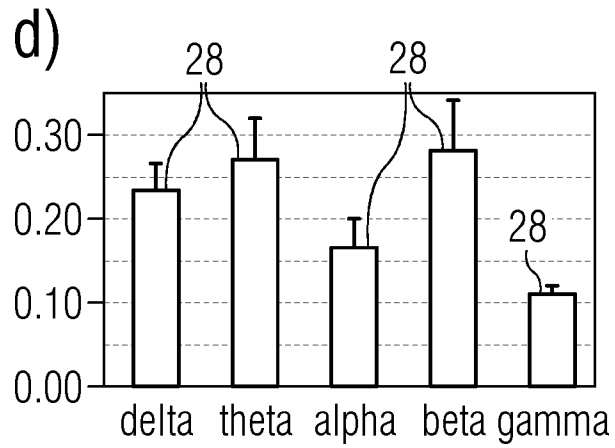


FIG 3

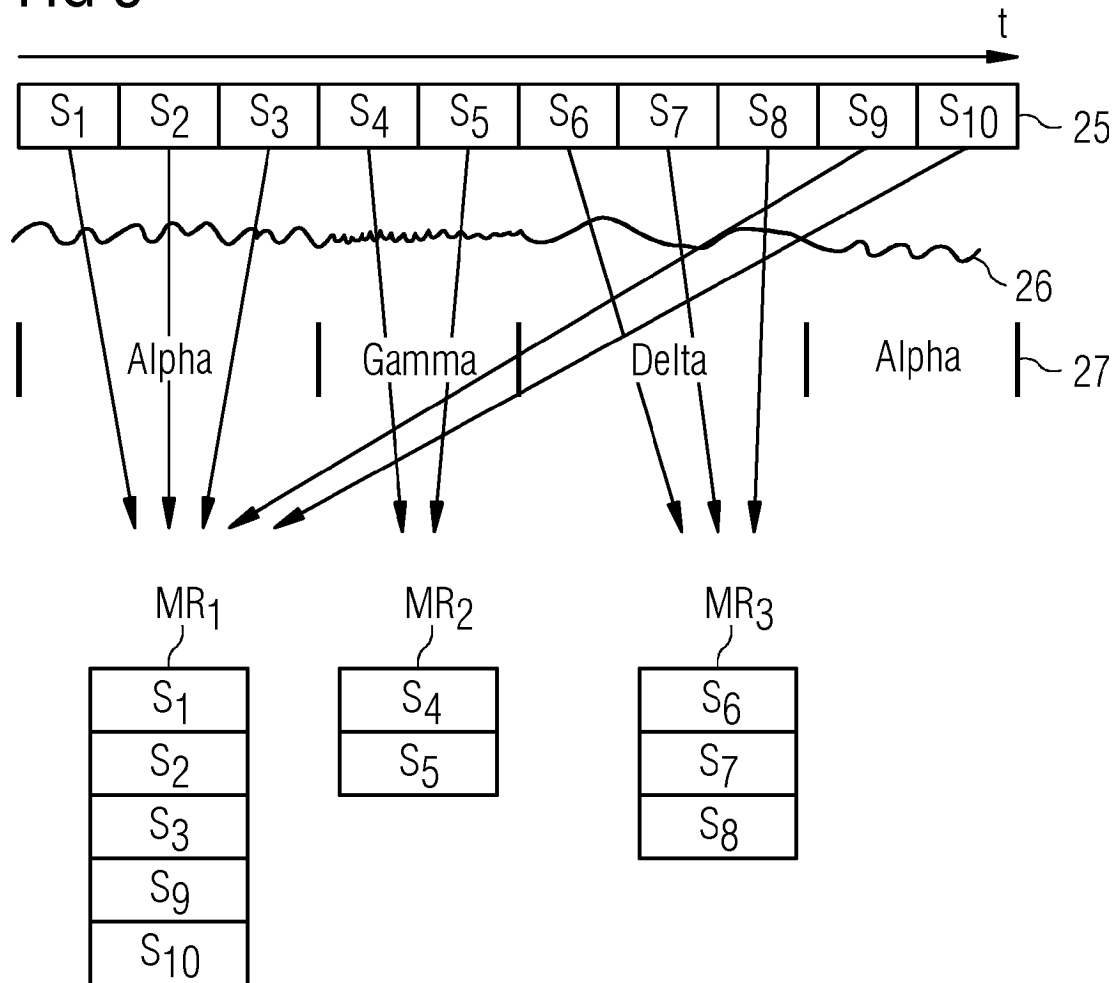


FIG 4

