



(19)
Bundesrepublik Deutschland
Deutsches Patent- und Markenamt

(10) **DE 10 2006 026 677 A1** 2007.12.06

(12)

Offenlegungsschrift

(21) Aktenzeichen: **10 2006 026 677.3**

(22) Anmeldetag: **02.06.2006**

(43) Offenlegungstag: **06.12.2007**

(51) Int Cl.⁸: **A61B 5/0408** (2006.01)
A61B 5/0478 (2006.01)

(71) Anmelder:
**Eberhard-Karls-Universität Tübingen, 72074
Tübingen, DE**

(74) Vertreter:
Witte, Weller & Partner, 70178 Stuttgart

(72) Erfinder:
**Kowalski, Axel, 72074 Tübingen, DE; Enck, Paul,
Prof. Dr., 72764 Reutlingen, DE**

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

DE 38 16 190 C1

DE 198 17 094 A1

DE 103 53 971 A1

US2002/00 07 128 A1

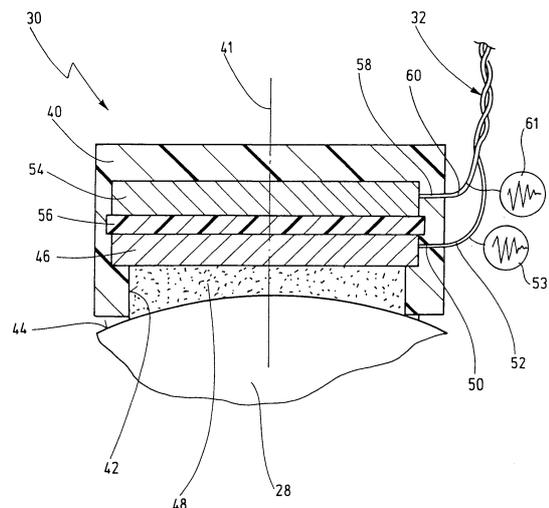
Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

Prüfungsantrag gemäß § 44 PatG ist gestellt.

(54) Bezeichnung: **Medizinische Elektrodenvorrichtung**

(57) Zusammenfassung: Es wird vorgeschlagen eine Elektrodenvorrichtung (30) zum Messen von elektrischen Signalen (53, 61), insbesondere von elektrischen Signalen eines lebenden Körpers (12) wie EEG-Signalen, mit einem Gehäuse (40), an dem eine Elektrode (46) aus einem elektrisch leitfähigen Material so festgelegt ist, dass die Elektrode (46) mit einer Messoberfläche (44) in Kontakt gebracht werden kann.

Dabei ist eine zweite Elektrode (54) vorgesehen, die an dem Gehäuse (40) festgelegt und gegenüber der ersten Elektrode (46) elektrisch isoliert ist, wobei die zweite Elektrode (54) mit der Messoberfläche (44) nicht in Kontakt kommt (Fig. 2).



Beschreibung

[0001] Die vorliegende Erfindung betrifft eine Elektrodenvorrichtung zum Messen von elektrischen Signalen, insbesondere von elektrischen Signalen eines lebenden Körpers wie EEG-Signalen, mit einem Gehäuse, an dem eine Elektrode aus einem elektrisch leitfähigen Material so festgelegt ist, dass die Elektrode mit einer Messoberfläche wie beispielsweise dem Kopf eines Patienten in Kontakt gebracht werden kann.

[0002] Derartige Elektrodenvorrichtungen sind allgemein bekannt und verfügbar, beispielsweise über www.schwarzer.net.

[0003] Zur Messung der elektrischen Aktivität des Gehirns können Spannungsschwankungen an der Kopfoberfläche von Patienten aufgezeichnet werden. Diese Art der medizinischen Diagnostik wird als EEG (Elektronenzephalographie) bezeichnet. Aus den aufgezeichneten Daten lassen sich von diagnostisch geübten Medizinern bestimmte Muster erkennen, wie beispielsweise Alpha-Wellen etc.

[0004] In der Regel erfolgen EEG-Messungen aufgrund der vergleichsweise geringen nutzbaren Signalamplituden unter elektromagnetisch möglichst unproblematischen Bedingungen, beispielsweise in entsprechend abgeschirmten Räumen etc.

[0005] Eine zweite Möglichkeit, bestimmte Daten über das Gehirn zu erlangen, ist die so genannte Magnetresonanztomographie (im Folgenden kurz mit MRI (magnetic resonance imaging) bezeichnet).

[0006] MRI ermöglicht beispielsweise die Lokalisation von Gehirnbereichen, in denen sich das Niveau der neuronalen Aktivität während experimenteller Zustände verändert, verglichen mit einem Referenz- bzw. Steuerzustand ("Combining EEG and fMRI in Epilepsy: Methodological Challenges and Clinical Results, Jean Gotman et al., Journal of Clinical Neurophysiology, Band 21, Nr. 4, August 2004).

[0007] In dem oben erwähnten Aufsatz wird vorgeschlagen, die zwei genannten Messverfahren miteinander zu kombinieren, um insbesondere bei Epilepsie-Patienten eine bessere Diagnose zu ermöglichen.

[0008] Aufgrund der schnell veränderlichen Messsignale werden sowohl die MRI- als auch die EEG-Signale aufgezeichnet.

[0009] Die EEG-Signale sind für diesen speziellen Fall mit starken Fremdsignalen überlagert. Denn die MRI-Apparatur erzeugt naturgemäß relativ große statische Magnetfelder sowie auch während Abtastperioden schnelle magnetische Wechselfelder.

[0010] Die so in dem EEG-Signal induzierten Artefakte müssen durch eine vergleichsweise aufwändige Signalverarbeitung ausgelöscht bzw. verringert werden, um aus den EEG-Aufzeichnungen die "echten" EEG-Signale zu extrahieren.

[0011] Zu berücksichtigen ist dabei, dass die Störungsamplitude in den EEG-Aufzeichnungen um den Faktor 1000 größer sein kann als die Nutzamplitude der EEG-Aufzeichnungen, die von den Dipolen im menschlichen Gehirn erzeugt wird. Aus dem Dokument "Removal of fMRI environment artifacts from EEG data using optimal basis sets", R.K. Niazy et al., NeuroImage 28, 2005, Seiten- 720-737 ist es bekannt, sowohl Gradienten-Artefakte als auch ballistokardiographische Artefakte von den EEG-Aufzeichnungen zu entfernen. Der Ansatz beruht auf der Idee, dass temporäre Variationen der Artefakte durch eine temporäre Hauptkomponentenanalyse (PCA) aufgezeichnet bzw. erkannt werden können. Die Entfernung der Artefakte basiert folglich auf dem Konzept, bestimmte Muster dieser Artefakte zu erkennen, um die Artefakte folglich besser identifizieren und entfernen zu können.

[0012] Ein weiteres Verfahren auf diesem Gebiet ist bekannt aus "Assessing the spatiotemporal evolution of neuronal activation with single-trial event-related potentials and functional MRI", Tom Eichele et al., PNAS, 6. Dezember 2005, Band 102, Nr. 49, Seiten 17798-17803.

[0013] Vor dem obigen Hintergrund besteht Bedarf nach einem verbesserten Ansatz, um elektrische Messsignale wie z.B. EEG-Signale möglichst artefakt- bzw. störungsfrei zu gewinnen.

[0014] Diese Aufgabe wird bei der eingangs genannten Elektrodenvorrichtung zum Messen von elektrischen Signalen dadurch gelöst, dass eine zweite Elektrode vorgesehen ist, die an dem Gehäuse festgelegt und gegenüber der ersten Elektrode elektrisch isoliert ist, wobei die zweite Elektrode mit der Messoberfläche nicht in Kontakt kommt.

[0015] Die erfindungsgemäße Elektrodenvorrichtung ist folglich als Doppelelektrode ausgebildet, wobei die erste Elektrode mit der Messoberfläche in Kontakt gebracht werden kann, um die elektrischen Nutzsignale aufzuzeichnen. Die zweite Elektrode ist nicht direkt mit der Messoberfläche verbunden und zeichnet demzufolge das Nutzsignal nicht direkt auf. Bei Anbringung an dem gleichen Gehäuse bzw. bei Anordnung der zwei Elektroden in unmittelbarer Nähe zueinander kann jedoch erreicht werden, dass beide Elektroden im Wesentlichen die gleichen Stör-signale aufnehmen, wie sie beispielsweise in MRI-Umgebungen induziert werden können.

[0016] Demzufolge ist es mittels der erfindungsge-

mäßen Elektrodenvorrichtung vergleichsweise einfach möglich, Messsignale bereitzustellen, aus denen das Nutzsignal extrahiert werden kann.

[0017] Die Aufgabe wird folglich vollkommen gelöst.

[0018] Von besonderem Vorzug ist es, wenn an dem Gehäuse erste Anschlussmittel zur elektrischen Verbindung der ersten Elektrode mit einer Auswerteeinrichtung festgelegt sind.

[0019] Auf diese Weise lässt sich das von der ersten Elektrode erfasste Messsignal auf einfache Weise weiterleiten.

[0020] In entsprechender Weise sind an dem Gehäuse vorzugsweise zweite Anschlussmittel zur elektrischen Verbindung der zweiten Elektrode mit einer Auswerteeinrichtung festgelegt.

[0021] Auch ist es vorteilhaft, wenn das Gehäuse insgesamt napfförmig ausgebildet ist. Bei einer solchen Napfform lassen sich die zwei Elektroden konstruktiv vergleichsweise einfach unterbringen, und auch eine elektrische Isolierung der Elektroden gegeneinander ist leicht realisierbar.

[0022] Von besonderem Vorteil ist es dabei, wenn die erste Elektrode im Bereich einer Napföffnung des Gehäuses frei zugänglich festgelegt ist.

[0023] Auf diese Weise kann die erste Elektrode auf einfache Weise mit der Messoberfläche in Kontakt gebracht werden, und zwar entweder unmittelbar oder mittelbar über ein leitendes Gel, wie es allgemein bekannt ist.

[0024] Ferner ist es vorteilhaft, wenn die zweite Elektrode innerhalb des napfförmigen Gehäuses festgelegt ist, vorzugsweise hinter der ersten Elektrode, von der Napföffnung aus gesehen.

[0025] Auf diese Weise kann die zweite Elektrode gegenüber der ersten Elektrode isoliert werden, und es kann verhindert werden, dass die zweite Elektrode mit der Messoberfläche in Kontakt kommt.

[0026] Insgesamt ist es auch vorteilhaft, wenn die erste und die zweite Elektrode plattenförmig ausgebildet und parallel zueinander ausgerichtet sind.

[0027] Bei dieser Ausführungsform kann gewährleistet werden, dass die von den zwei Elektroden aufgezeichneten Störsignale im Wesentlichen identisch sind, so dass sich das Nutzsignal aus dem Messsignal der ersten Elektrode leichter extrahieren lässt.

[0028] Gemäß einer ersten Ausführungsform sind die erste und die zweite Elektrode durch einen Luftspalt elektrisch voneinander isoliert.

[0029] Von besonderem Vorteil ist es jedoch, wenn die zwei Elektroden durch einen elektrischen Festkörperisolator, wie einen Kunststoffblock oder Ähnliches, elektrisch gegeneinander isoliert sind.

[0030] Bei einem Festkörperisolator lässt sich zudem eine kompakte und insgesamt steife Bauweise der Elektrodenvorrichtung realisieren.

[0031] Gemäß einer weiteren bevorzugten Ausführungsform sind die erste und die zweite Elektrode jeweils mit einem elektrischen Leiter verbunden, wobei der erste und der zweite elektrische Leiter jeweils isoliert sind und wobei die isolierten Leiter zu einem Anschlusskabel verdreht sind.

[0032] Damit kann gewährleistet werden, dass auch die Zuleitungen, die beispielsweise zu einer Auswerteeinrichtung geführt werden, etwa gleichen Einflüssen unterliegen und folglich keine unterschiedlichen Artefakte in die Zuleitungen induziert werden können.

[0033] Vorzugsweise wird die erfindungsgemäße Elektrodenvorrichtung in einer Messanordnung zum Messen von elektromagnetischen Signalen eines lebenden Körpers verwendet, wobei die Messanordnung eine Auswerteeinrichtung und eine erfindungsgemäße Elektrodenvorrichtung aufweist, und wobei die Auswerteeinrichtung eine Subtraktionseinrichtung aufweist, in der ein erstes Messsignal von der ersten Elektrode und ein zweites Messsignal von der zweiten Elektrode voneinander subtrahiert werden, um ein resultierendes Signal mit weniger Störsignalanteilen zu erhalten.

[0034] Von besonderem Vorteil ist dabei, wenn die Subtraktion des ersten und des zweiten Messsignals in Echtzeit erfolgt, wenn also die Subtraktionseinrichtung den eigentlichen Auswertemitteln in der Auswerteeinrichtung vorgeschaltet ist.

[0035] Es ist jedoch alternativ auch möglich, beide Messsignale zunächst aufzuzeichnen und anschließend numerisch voneinander zu subtrahieren.

[0036] Vorzugsweise weist die Messanordnung ein EEG-Messgerät zum Messen von elektrischen Hirnströmen mittels der erfindungsgemäßen Elektrodenvorrichtung auf.

[0037] Gemäß einer weiteren Ausführungsform weist die Messanordnung einen Magnetresonanztomographen zum Messen von Magnetresonanzsignalen auf.

[0038] Es versteht sich, dass die vorstehend genannten und die nachstehend noch zu erläuternden Merkmale nicht nur in der jeweils angegebenen Kombination, sondern auch in anderen Kombinationen oder in Alleinstellung verwendbar sind, ohne den

Rahmen der vorliegenden Erfindung zu verlassen.

[0039] Ausführungsbeispiele der Erfindung sind in der Zeichnung dargestellt und werden in der nachfolgenden Beschreibung näher erläutert. Es zeigen:

[0040] [Fig. 1](#) eine Messanordnung gemäß einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung; und

[0041] [Fig. 2](#) eine schematische Schnittansicht durch eine Elektrodevorrichtung gemäß einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung, wie sie beispielsweise in der Messanordnung der [Fig. 1](#) verwendbar ist.

[0042] In [Fig. 1](#) ist eine Messanordnung zum Messen von elektromagnetischen Signalen eines lebenden Körpers generell mit **10** bezeichnet.

[0043] Die Messanordnung **10** dient zur Messung von elektromagnetischen Signalen an einem Patienten **12**, der beispielsweise auf einem Bett **14** liegt.

[0044] Die Messanordnung **10** dient zu Diagnosezwecken, insbesondere am Gehirn des Patienten **12**. Die Messanordnung **10** weist zu diesem Zweck zum einen einen Magnetresonanztomographen **16** auf. Der Magnetresonanztomograph **16** ist in Bezug auf den Patienten **12** verschiebbar, wie es schematisch bei **18** gezeigt ist.

[0045] Alternativ ist es natürlich auch möglich, den Patienten **12** relativ zu einem stationären Magnetresonanztomographen **16** zu bewegen.

[0046] Die Messanordnung **10** weist ferner ein EEG-Messgerät **20** auf, mittels dessen elektrische Gehirnströme des Patienten **12** gemessen werden können.

[0047] Ferner beinhaltet die Messanordnung **10** eine Auswerteeinrichtung **22**. Die Auswerteeinrichtung **22** ist über eine schematisch angedeutete Verbindungsleitung **23** mit dem Magnetresonanztomographen **16** verbunden, und empfängt über die Verbindungsleitung **23** MRI-Signale **24**.

[0048] Ferner ist an dem Kopf **28** des Patienten **12** eine Mehrzahl von Elektrodevorrichtungen **30** angebracht, die über Anschlusskabel **32** mit der Auswerteeinrichtung **22** verbunden sind. Die Auswerteeinrichtung **22** empfängt über die Anschlusskabel **32** EEG-Signale **26**.

[0049] In [Fig. 1](#) ist ferner gezeigt, dass die Auswerteeinrichtung **22** geeignete Anzeigen aufweist, um die MRI-Signale **24** bzw. die EEG-Signale **26** anzuzeigen.

[0050] Es versteht sich vorliegend, dass die oben

beschriebene Darstellung rein schematischer Natur ist, um die allgemeinen Verbindungen der einzelnen Elemente der Messanordnung **10** untereinander aufzuzeigen. Es versteht sich jedoch auch, dass einzelne Elemente miteinander integriert sein können bzw. in der Praxis deutlich komplexer aufgebaut sind als es in [Fig. 1](#) dargestellt ist.

[0051] Die Auswerteeinrichtung **22** weist ferner eine schematisch angedeutete Subtraktionseinrichtung **34** auf, in der Messsignale voneinander subtrahiert werden können.

[0052] Die Elektrodevorrichtungen **30** nehmen an der Kopfoberfläche Spannungsschwankungen auf, die elektrischen Gehirnströme entsprechen. Die Theorie der EEG ist gut bekannt und soll hier aus Gründen einer kompakten Darstellung nicht näher erläutert werden.

[0053] Vorliegend wird aufgrund des Magnetresonanztomographen **16**, bei dem es sich beispielsweise um einen 1,5 Tesla-Tomographen handeln kann, eine relativ problematische Störumgebung in Bezug auf das EEG-Messgerät **20** eingerichtet.

[0054] Tatsächlich kann insbesondere ein geschalteter Gradientenimpuls eines Scanners des Magnetresonanztomographen **16** erhebliche Störungsanteile in die EEG-Signale **26** induzieren. Der Störungsanteil kann dabei um den Faktor 1000 größer sein als die Amplitude der eigentlichen EEG-Signale.

[0055] Um dieses Problem zu lindern, sind für das EEG-Messgerät **20** spezielle Elektrodevorrichtungen **30** vorgesehen, von denen eine in [Fig. 2](#) in schematischer Form dargestellt ist.

[0056] Die Elektrodevorrichtung **30** weist ein napfförmiges, beispielsweise zu einer Achse **41** im Wesentlichen rotationssymmetrisches Gehäuse **40** auf. Das Gehäuse **40** weist eine untere Öffnung **42** auf. Die Elektrodevorrichtung **30** wird mit der Öffnung **42** auf eine Messoberfläche **44** (wie die Haut eines Kopfes **28** eines Patienten **12**) aufgesetzt.

[0057] In dem Gehäuse **40** ist, etwas zurückversetzt gegenüber der Öffnung **42** (oder bündig mit der Öffnung **42**), eine erste Elektrode **46** festgelegt. Die erste Elektrode **46** kontaktiert die Messoberfläche **44** über ein Elektrodengel **48**, wie es allgemein bekannt ist.

[0058] Ferner ist die erste Elektrode **46** mit Anschlussmitteln **50** verbunden, die wiederum mit einem elektrischen Leiter **52** verbunden sind. Über den elektrischen Leiter **52** wird ein Messsignal **53** der ersten Elektrode **46** zu der Auswerteeinrichtung **22** geführt.

[0059] Die Elektrodenvorrichtung **30** weist ferner eine zweite Elektrode **54** auf. Die zweite Elektrode **54** ist von der Form her identisch ausgebildet wie die erste Elektrode **46**, und zwar als im Wesentlichen runde Platte. Die zwei Elektroden **46**, **54** sind parallel zueinander angeordnet und durch einen Festkörperisolator **56**, beispielsweise in Form von Kunststoff, voneinander getrennt. Auch das Gehäuse **40** ist vorzugsweise aus einem nicht-leitenden Material, wie einem Kunststoffmaterial, hergestellt.

[0060] Die zweite Elektrode **54** ist ebenfalls mit Anschlussmitteln **58** verbunden, die wiederum mit einem elektrischen Leiter **60** verbunden sind. Über den elektrischen Leiter **60** wird im Wesentlichen ein reines Störsignal **61** zu der Auswerteeinrichtung **22** übertragen.

[0061] Die zweite Elektrode **54** ist nämlich innerhalb des Gehäuses **40** so angeordnet, dass sie die Messoberfläche **44** nicht kontaktiert. Daher nimmt die zweite Elektrode **54** auch im Wesentlichen keine EEG-Signale von der Messoberfläche **44** auf. Aufgrund der identischen Form und gleichen Anordnung der zweiten Elektrode **54** nimmt diese jedoch im Wesentlichen die gleichen Störsignale auf wie die erste Elektrode **46**, so dass die zweite Elektrode **54** im Wesentlichen ein reines Störsignal **61** ableitet.

[0062] Um zu vermeiden, dass die über die elektrischen Leiter **52**, **60** übertragenen Signale auf dem Weg zur Auswerteeinrichtung **22** verfälscht werden, sind die elektrischen Leiter **52**, **60** vorzugsweise miteinander zu einem Anschlusskabel **32** verdreht, wie es in [Fig. 2](#) schematisch dargestellt ist.

[0063] Bei Verwendung von mehreren Elektrodenvorrichtungen **30** zur EEG-Messung, wie es allgemein üblich ist, ist es sinnvoll, die jeweiligen zweiten Elektroden **54** gegen ein Potential zu referenzieren. Dabei kann es auch vorteilhaft sein, die zweiten Elektroden **54** sämtlicher Elektrodenvorrichtungen **30** gegeneinander kurzzuschließen. Da die Elektrodenvorrichtungen **30** in Bezug auf den Magnetresonanztomographen **16** im Wesentlichen am gleichen Ort (am Kopf **28**) angeordnet sind, zeichnen diese jeweils im Wesentlichen das gleiche Störsignal auf.

[0064] Es versteht sich, dass die erfindungsgemäße Elektrodenvorrichtung **30** insbesondere in Messanordnungen **10** verwendbar ist, in denen gleichzeitig eine MRI-Messung mittels eines Magnetresonanztomographen **16** stattfindet. Die Elektrodenvorrichtung **30** lässt sich jedoch auch in anderen Umgebungen verwenden, insbesondere in anderen Umgebungen, die elektromagnetisch nicht abgeschirmt sind.

[0065] Ferner ist die erfindungsgemäße Elektrodenvorrichtung **30** nicht ausschließlich für die Messung von EEG-Signalen **26** geeignet. Möglich sind auch

EMG (Elektromyographie) -Messungen sowie EGG (Elektro-Gastrogramm) -Messungen oder andere ähnliche Messarten.

[0066] Ferner ist zu berücksichtigen, dass die zweite Elektrode möglicherweise nur den zeitlichen Verlauf eines Störsignals **61** erfassen kann, so dass das Störsignal **61** nicht direkt vom Messsignal **53** abgezogen werden kann. Da jedoch der isolierte Verlauf der Störung über das Störsignal **61** bekannt ist, können auch bekannte Auswerteverfahren (digitale Signalnachverarbeitung) hiervon profitieren.

[0067] Ferner ist es möglich, die erfindungsgemäße Elektrodenvorrichtung **30** auch für solche Messungen zu verwenden, bei denen keine oder keine wesentlichen Störungen auftreten. In diesem Fall kann ausschließlich das Messsignal **53** verwertet werden, wobei das Störsignal **61** bzw. die zweite Elektrode **54** nicht verwendet werden.

Patentansprüche

1. Elektrodenvorrichtung (**30**) zum Messen von elektrischen Signalen (**53**, **61**), insbesondere von elektrischen Signalen eines lebenden Körpers (**12**) wie EEG-Signalen, mit einem Gehäuse (**40**), an dem eine Elektrode (**46**) aus einem elektrisch leitfähigen Material so festgelegt ist, dass die Elektrode (**46**) mit einer Messoberfläche (**44**) in Kontakt gebracht werden kann, gekennzeichnet durch eine zweite Elektrode (**54**), die an dem Gehäuse (**40**) festgelegt und gegenüber der ersten Elektrode (**46**) elektrisch isoliert ist, wobei die zweite Elektrode (**54**) mit der Messoberfläche (**44**) nicht in Kontakt kommt.

2. Elektrodenvorrichtung nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass an dem Gehäuse (**40**) erste Anschlussmittel (**50**) zur elektrischen Verbindung der ersten Elektrode (**46**) mit einer Auswerteeinrichtung (**22**) festgelegt sind.

3. Elektrodenvorrichtung nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass an dem Gehäuse (**40**) zweite Anschlussmittel (**58**) zur elektrischen Verbindung der zweiten Elektrode (**54**) mit einer Auswerteeinrichtung (**22**) festgelegt sind.

4. Elektrodenvorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass das Gehäuse (**40**) napfförmig ausgebildet ist.

5. Elektrodenvorrichtung nach Anspruch 4, dadurch gekennzeichnet, dass die erste Elektrode (**46**) im Bereich einer Napföffnung (**42**) des Gehäuses (**40**) frei zugänglich festgelegt ist.

6. Elektrodenvorrichtung nach Anspruch 4 oder 5, dadurch gekennzeichnet, dass die zweite Elektrode (**54**) innerhalb des napfförmigen Gehäuses (**40**)

festgelegt ist.

7. Elektrodenvorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 6, dadurch gekennzeichnet, dass die erste und die zweite Elektrode (**46, 54**) plattenförmig ausgebildet und parallel zueinander ausgerichtet sind.

8. Elektrodenvorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, dass die erste und die zweite Elektrode (**46, 54**) durch einen Luftspalt elektrisch isoliert sind.

9. Elektrodenvorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, dass die erste und die zweite Elektrode (**46, 54**) durch einen elektrischen Festkörperisolator (**56**) elektrisch isoliert sind.

10. Elektrodenvorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, dass die erste und die zweite Elektrode (**46, 54**) jeweils mit einem elektrischen Leiter (**52, 60**) verbunden sind, wobei der erste und der zweite elektrische Leiter (**52, 60**) jeweils isoliert sind und wobei die isolierten Leiter (**52, 60**) zu einem Anschlusskabel (**32**) verdrillt sind.

11. Messanordnung (**10**) zum Messen von elektromagnetischen Signalen eines lebenden Körpers (**12**), mit einer Auswerteeinrichtung (**22**) und einer Elektrodenvorrichtung (**30**) nach einem der Ansprüche 1 bis 10, wobei die Auswerteeinrichtung (**22**) eine Subtraktionseinrichtung (**34**) aufweist, in der ein erstes Messsignal (**53**) von der ersten Elektrode (**46**) und ein zweites Messsignal (**61**) von der zweiten Elektrode (**54**) voneinander subtrahiert werden, um ein resultierendes Signal (**26**) mit weniger Störsignalanteilen zu erhalten.

12. Messanordnung nach Anspruch 11, wobei die Subtraktion des ersten und des zweiten Messsignals (**53, 61**) in Echtzeit erfolgt.

13. Messanordnung nach Anspruch 11 oder 12, mit einem EEG-Messgerät (**20**) zum Messen von elektrischen Hirnströmen mittels der Elektrodenvorrichtung (**30**).

14. Messanordnung nach einem der Ansprüche 11 bis 13, mit einem Magnetresonanztomographen (**16**) zum Messen von Magnetresonanzsignalen (**24**).

15. Verwendung einer Elektrodenanordnung nach einem der Ansprüche 1 – 10 zur Ableitung von EEG-Signalen von einem Patienten in Umgebung eines arbeitenden Magnetresonanztomographen.

Es folgen 2 Blatt Zeichnungen

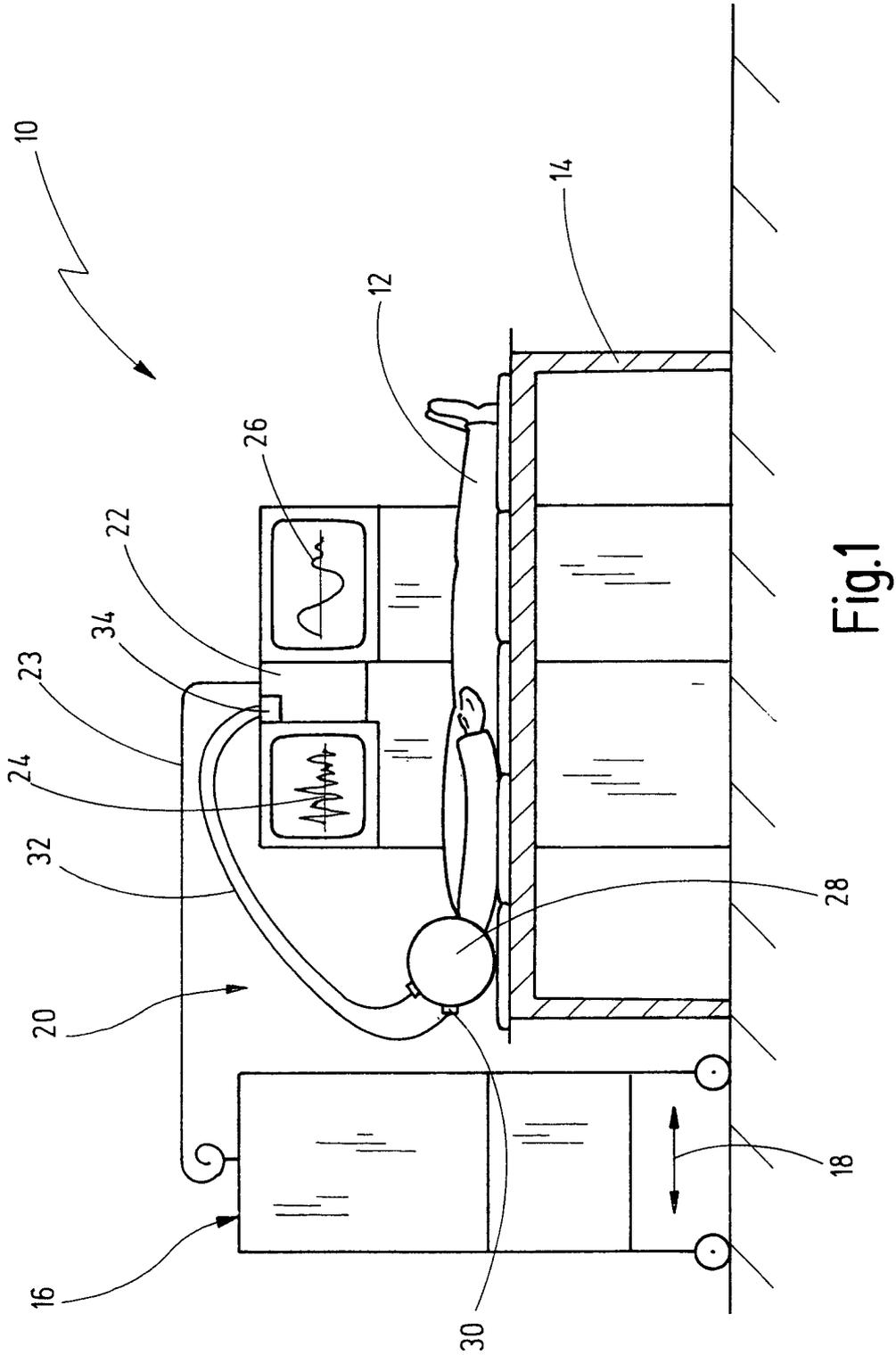


Fig.1

