(12) NACH DEM VERTRAG ÜBER DIE INTERNATIONALE ZUSAMMENARBEIT AUF DEM GEBIET DES PATENTWESENS (PCT) VERÖFFENTLICHTE INTERNATIONALE ANMELDUNG

(19) Weltorganisation für geistiges Eigentum
Internationales Büro

(43) Internationales Veröffentlichungsdatum
3. Oktober 2013 (03.10.2013)

WIPO | PCT

(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2013/144229 A1

(51) Internationale Patentklassifikation:
A61B 5/048 (2006.01) *A61B 5/00* (2006.01)
A61B 5/0488 (2006.01) *A61B 5/18* (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2013/056567

(22) Internationales Anmeldedatum:
27. März 2013 (27.03.2013)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
10 2012 102 710.2 29. März 2012 (29.03.2012) DE

(72) Erfinder; und
(71) Anmelder : **GROSS, Jürgen** [DE/DE]; Ulzheimer Straße 1, 55270 Ober-Olm (DE).

(72) Erfinder: **MAUSER, Rudolf**; In der Eisenbach 50, 65510 Idstein (DE).

(74) Anwälte: **SIEBERT, Karsten** et al.; Postfach 61 45, Kaiser-Friedrich-Ring 98, 65051 Wiesbaden (DE).

(81) Bestimmungsstaaten *(soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare nationale Schutzrechtsart)*: AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

(84) Bestimmungsstaaten *(soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare regionale Schutzrechtsart)*: ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), europäisches (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Veröffentlicht:

— *mit internationalem Recherchenbericht (Artikel 21 Absatz 3)*

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) **Title**: DEVICE AND METHOD FOR MEASURING ELECTRICAL POTENTIALS OF A LIVING THING

(54) **Bezeichnung** : VORRICHTUNG UND VERFAHREN ZUR MESSUNG ELEKTRISCHER POTENTIALE EINES LEBEWESENS

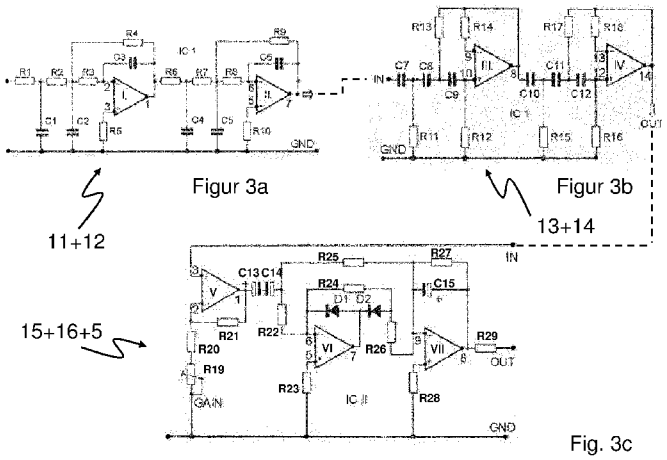


Fig. 3c

(57) **Abstract**: A device for measuring electrical potentials of a living thing is described, with at least two electrodes for deriving electrical potentials, an isolation amplifier connected electrically to the electrodes, and a signal output connected electrically to the isolation amplifier, wherein the isolation amplifier and the signal output are designed such that the isolation amplifier amplifies the signal coming from the electrodes, and the amplified signal can be tapped at the signal output. Between the isolation amplifier and the signal output, at least one bandpass filter and at least one integrating element are connected, wherein the bandpass filter and the integrating element are designed such that, during the operation of the device, the bandpass filter allows through a predetermined frequency range of the signal, and the integrating element integrates the filtered signal, wherein the integrated signal can be tapped at the signal output, and wherein the bandpass filter, the integrating element and the signal output together form a frequency channel.

(57) **Zusammenfassung**:

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

WO 2013/144229 A1

— *vor Ablauf der für Änderungen der Ansprüche geltenden Frist; Veröffentlichung wird wiederholt, falls Änderungen eingehen (Regel 48 Absatz 2 Buchstabe h)*

Beschrieben wird eine Vorrichtung zur Messung elektrischer Potentiale eines Lebewesens mit mindestens zwei Elektroden zur Ableitung elektrischer Potentiale, einem elektrisch mit den Elektroden verbundenen Isolationsverstärker und einem elektrisch mit dem Isolationsverstärker verbundenen Signalausgang, wobei der Isolationsverstärker und der Signalausgang derart eingerichtet sind, dass der Isolationsverstärker das von den Elektroden kommende Signal verstärkt und das verstärkte Signal an dem Signalausgang abgreifbar ist. Zwischen den Isolationsverstärker und den Signalausgang sind mindestens ein Bandpassfilter und mindestens ein Integrierglied geschaltet, wobei das Bandpassfilter und das Integrierglied derart eingerichtet sind, dass im Betrieb der Vorrichtung das Bandpassfilter einen vorbestimmten Frequenzbereich des Signals durchlässt und das Integrierglied das gefilterte Signal integriert, wobei das aufintegrierte Signal an dem Signalausgang abgreifbar ist, und wobei das Bandpassfilter, das Integrierglied und der Signalausgang zusammen einen Frequenzkanal bilden.

- -

Vorrichtung und Verfahren zur Messung elektrischer Potentiale eines Lebewesens

- -

Die vorliegende Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur Messung elektrischer Potentiale eines Lebewesens mit mindestens zwei zur Ableitung elektrischer Potentiale eines Lebewesens geeigneten Elektroden, einem elektrisch mit den Elektroden verbundenen Isolationsverstärker und einem elektrisch mit dem Isolationsverstärker verbundenen Signalausgang, wobei der Isolationsverstärker und der Signalausgang derart eingerichtet sind, dass im Betrieb der Vorrichtung der Isolationsverstärker das von den Elektroden kommende Signal verstärkt und das verstärkte Signal an dem Signalausgang abgreifbar ist.

Die vorliegende Erfindung betrifft weiterhin ein Verfahren zur Messung elektrischer Potentiale eines Lebewesens.

Die vorliegende Erfindung betrifft darüber hinaus eine Vorrichtung und ein Verfahren zur Früherkennung von bevorstehenden Sekundenschlafattacken sowie eine Vorrichtung und ein Verfahren zur Überwachung narkotisierter Patienten, die beide die zuvor genannten Merkmale der Vorrichtung aufweisen können.

Elektroenzephalographische Signale dienen der Darstellung von Gehirnströmen und spiegeln den Erregungszustand von Gehirnzellen wider. Für die Messung elektroenzephalographischer Signale werden an vorbestimmten Positionen auf der Schädeloberfläche bis zu 256 Elektroden, in der Regel bis zu 128 Elektroden, angeordnet. Dabei lassen sich durch die Schädeldecke hindurch nur solche Potentiale nachweisen, die in Folge etwa synchroner Tätigkeit zahlreicher Nervenzellen an der Oberfläche des Gehirns genügend Ausdehnung und Größe erreichen. Infolge eines endlichen elektrischen Widerstandes der beteiligten biologischen Strukturen treten Schwächungen und Verzerrungen der Potentiale auf der Schädeldecke auf. In einigen Anwendungen kann es daher hilfreich sein, die Elektroden nach Öffnung der Schädeldecke auf der Gehirnoberfläche zu applizieren. Zur Verbesserung der Kontaktsicherheit und zur Herabsetzung des elektrischen Übergangwiderstandes, kann darüber hinaus auf die Kontaktfläche der Elektroden ein Kontaktmittel, z.B. Natriumchlorid, aufgetragen werden.

Im Betrieb einer Vorrichtung zur Messung elektroenzephalographischer Signale kann so zwischen zwei Elektroden eine Folge variierender elektrischer Potentialdifferenzen abgeleitet werden. Dabei enthält das so abgeleitete quasi-periodische Signal eine Mehrzahl von sich überlagernden Frequenzen. Die Amplituden der abgeleiten Signale können dabei bis zu mehreren 10 µV erreichen.

Die Ableitung und Aufzeichnung von Gehirnströmen mittels Elektroden wird im Stand der Technik als Elektroenzephalographie (kurz: EEG) bezeichnet. Gemäß der Deutschen Gesellschaft für Elektroenzephalographie sind 21 Elektroden und mindestens 16 Kanäle für die Durchführung von EEG-Ableitungen in Klinik und Praxis bei Erwachsenen notwendig. Die von den mindestens 21 Elektroden abgeleiteten Signale sind jedoch schwierig zu interpretieren und es werden daher bei den vorbekannten EEG-Aufzeichnungsgeräten verschiedene mathematische Verfahren angewandt, um das komplexe Signalmuster des EEG in einfacher zu beurteilende Parameter umzuwandeln.

Hierbei werden zumeist für die Berechnung eines EEG-Leistungsspektrums die EEG-Signale in einem definierten Zeitabschnitt einer schnellen Fourier-Transformation unterzogen. Eine schnelle Fourier-Transformation zerlegt die elektroenzephalographischen Signale in die einzelnen, sich zum Signal überlagernden Frequenzanteile. Dabei werden deren relative Anteile an dem Ursprungssignal berechnet. Die quadrierten Amplituden der einzelnen Frequenzkomponenten bilden das EEG-Leistungsspektrum. Im EEG-Leistungsspektrum sind alle im Zeitbereichssignal auftretenden Frequenzen ablesbar.

Die Verwendung einer schnellen Fourier-Transformation weist jedoch den Nachteil auf, dass aufgrund des endlichen Messsignals lediglich einzelne endliche Signalabschnitte mit Hilfe der schnellen Fourier-Transformation analysiert werden können. Eine Echtzeitbeurteilung der gemessenen Gehirnströme ist somit nicht möglich.

Zudem ist es sehr aufwändig, die große Anzahl von erforderlichen Elektroden auf der Schädeldecke oder der Gehirnoberfläche exakt zu platzieren. Auch schränken die auf der Schädeldecke oder Gehirnoberfläche angeordneten Elektroden die Bewegungsfreiheit der Patienten sowie des Betreuungspersonals und damit auch die möglichen Anwendungsgebiete ein.

Demgegenüber ist es Aufgabe der vorliegenden Erfindung eine einfache Vorrichtung für die Messung elektrischer Potentiale eines Lebewesens bereitzustellen, die kostengünstig herzustellen ist. Zudem soll die Anzahl der notwendigen Elektroden reduziert werden. Eine Auswertung in Echtzeit ist darüber hinaus ein zu erreichendes Ziel.

Unter dem Begriff Lebewesen wird im Sinne der vorliegenden Erfindung ein Warmblütler, vorzugsweise ein Humanoid, mindestens aber ein Primat verstanden.

Zumindest einer der vorgenannten Aufgaben wird durch eine Vorrichtung mit den Eingangs genannten Merkmalen gelöst, wobei erfindungsgemäß zwischen den Isolationsverstärker und den Signalausgang mindestens ein Bandpassfilter und mindestens ein Integrierglied geschaltet sind, wobei das Bandpassfilter und das Integrierglied derart eingerichtet sind, dass im Betrieb der Vorrichtung das Bandpassfilter einen vorbestimmten Frequenzbereich des Signals durchlässt und das Integrierglied das gefilterte Signal integriert, wobei das integrierte Signal an dem Signalausgang abgreifbar ist. Dabei bilden das Bandpassfilter, das Integrierglied und der Signalausgang zusammen einen Frequenzkanal.

Die Vorrichtung und das Verfahren gemäß der vorliegenden Erfindung sind insbesondere für die Ableitung elektroenzephalographischer Signale, d.h. der elektrischen Potentiale des Gehirns, vorgesehen und werden im weiteren Text überwiegend im Hinblick auf diese Anwendung beschrieben. Allerdings sind die Vorrichtung und das Verfahren grundsätzlich auch für die Erfassung elektrischer Potentiale anderer Körperbereiche geeignet, beispielsweise elektromyographischer Potentiale (EMG) aufgrund von Muskelaktivitäten.

Das abgeleitete Signal enthält in der Regel mehrere sich überlagernde Frequenzbestandteile die sich auf mehrere Frequenzbänder aufteilen. Dabei kann die Betrachtung der Signalbestandteile jedes einzelnen Frequenzbandes für sich Aufschluss über unterschiedliche Gehirnaktivitäten geben.

Das elektroenzephalographische Signal wird von den mindestens zwei Elektroden abgeleitet und mit einem Isolationsverstärker, der mit den Elektroden elektrisch verbunden ist, verstärkt. Der Isolationsverstärker bewirkt außerdem, dass die Elektroden von der Versorgungsspannung derart galvanisch getrennt sind, dass im Betrieb von der Vorrichtung keine Gefahr für den mit den Elektroden verbundenen Probanden ausgeht.

Mit dem Isolationsverstärker ist weiter mindestens ein Bandpassfilter elektrisch verbunden, das das elektroenzephalographische Signal filtert. Durch die Filterung wird im Betrieb der Vorrichtung ein vorbestimmter Frequenzbereich des Signals durchgelassen, der anschließend in das elektrisch mit dem Bandpassfilter verbundene Integrierglied gelangt, wo das gefilterte Signal aufintegriert wird.

Mit Hilfe der Integration werden die Signalamplituden des ausgewählten Frequenzbandes innerhalb eines vorbestimmten Integrationsintervalls aufaddiert, sodass eine zeitliche Folge von Integ-

rationswerten entsteht, welche die Erregung der Gehirnströme sowie deren zeitliche Entwicklung widerspiegeln. Die zeitliche Folge von Integrationswerten ist im Betrieb der Vorrichtung als Ausgangssignal am Signalausgang der Vorrichtung abgreifbar. Anhand des Ausgangssignals ist im Betrieb der Vorrichtung in Echtzeit der jeweilige Erregungszustand der erfassten Gehirnareale erfassbar.

Das Bandpassfilter, das Integrierglied und der Signalausgang bilden zusammen einen Frequenzkanal mit durch das Bandpassfilter definiertem Durchlassbereich und definierter Bandbreite.

Um aus dem abgeleiteten Signal ein interessierendes Frequenzband herauszufiltern ist es in einer Ausführungsform vorgesehen, dass das Bandpassfilter zwei Tief- und zwei Hochpassfilter umfasst. Diese sind vorzugsweise in der Reihenfolge erstes Tiefpassfilter, zweites Tiefpassfilter, erstes Hochpassfilter, zweites Hochpassfilter hintereinander geschaltet und ihre Parameter sind zweckmäßigerweise einstellbar.

Vorzugsweise weisen die für das Bandpassfilter verwendeten Tief- und Hochpassfilter eine Dämpfung von je -36 dB/Oktave auf. Werden mehrere Tief- und Hochpassfilter hintereinander geschaltet, so können vorteilhaft Filter höherer Ordnung bereitgestellt werden, um die Flankensteilheit und Güte der Bandpassfilterung zu verbessern.

In einer Ausführungsform sind vier, vorzugsweise genau vier, Frequenzkanäle für die Aufgliederung des elektroenzephalographischen Signals in vier Frequenzbänder α, β, δ, θ vorgesehen, wobei vorzugsweise das α-Frequenzband den Frequenzbereich von 8 Hz bis 13 Hz, das β-Frequenzband den Frequenzbereich von 14 Hz bis 30 Hz, das δ-Frequenzband den Frequenzbereich von 0,5 Hz bis 3,5 Hz und das θ-Frequenzband den Frequenzbereich von 4 Hz bis 7 Hz aufweist. Vorzugsweise hat das α-Frequenzband eine mittlere Frequenz von 10 Hz, das β-Frequenzband eine mittlere Frequenz von 20 Hz, das δ-Frequenzband eine mittlere Frequenz von 3 Hz und das θ-Frequenzband eine mittlere Frequenz von 6 Hz. Durch die Aufteilung des Signals in diese vier Frequenzbänder lassen sich die Erregungszustände der Gehirnströme psychischen und/oder physiologischen Ursachen, wie beispielweise einer Augenlidbewegung, Aufregung, Müdigkeit oder Konzentration zuordnen.

In einer weiteren Ausführungsform ist ein fünfter Frequenzkanal zur Bereitstellung eines fünften Frequenzbandes δ_{sub} vorgesehen, wobei vorzugsweise das δ_{sub}-Frequenzband den Frequenzbereich von 0,05 Hz bis 2 Hz, vorzugsweise den Frequenzbereich von 0,05 Hz bis 0,5 Hz aufweist. Vorzugsweise weist die Vorrichtung genau fünf Frequenzkanäle mit den Frequenzbändern α, β, δ, θ, δ_{sub} auf.

Jeder der Frequenzkanäle umfasst mindestens ein Bandpassfilter, ein Integrierglied und einen Signalausgang, an welchem das gefilterte und aufintegrierte Signal abgreifbar ist. Dabei kann jeder der Frequenzkanäle neben dem Bandpassfilter, dem Integrierglied und dem Signalausgang weitere elektrische Bauteile aufweisen.

Dabei ist es zweckmäßig, wenn das aufintegrierte Signal an dem Signalausgang der Vorrichtung derart abgreifbar ist, dass es durch eine etwaige Signalverarbeitungseinrichtung weiterverarbeitbar ist, und/oder unter Zuhilfenahme eines geeigneten Anzeigegerätes visuell und/oder akustisch darstellbar ist. Beispielsweise kann hierzu ein Bildschirm und/oder ein Drucker mit dem Signalausgang verbunden sein.

Der Begriff „elektrisch verbunden" ist im Sinne der vorliegenden Erfindung so zu verstehen, dass sowohl ein unmittelbares elektrisches Anschließen zweier elektrischer Bauteile als auch ein mittelbares Anschließen zweier elektrischer Bauteile umfasst ist.

In einer Ausführungsform weist das Integrierglied ein Integrationsintervall t_{int} im Bereich von 10 ms bis 1000 ms, vorzugsweise im Bereich von 150 ms bis 500 ms auf, wobei bevorzugt t_{int} = 250 ms ist. Das Integrationsintervall gibt dabei den Zeitabschnitt an, über den die Amplitude des in das Integrierglied geführten Signals aufaddiert wird. Das aufintegrierte Signal wird als zeitabhängiges Signal an den Signalausgang weitergeleitet.

Dabei gilt der Zusammenhang: Je kleiner das Integrationsintervall ist, desto größer ist die zeitliche Auflösung des Signals und desto mehr nähert sich das integrierte Signal einer Darstellung des nichtintegrierten Rohsignals an. Da jedoch die Änderungen der Erregungszustände der Gehirnströme eine endliche Zeitspanne benötigen, kann das Integrationsintervall nicht beliebig klein gewählt werden. Auch tritt bei einem zu klein gewählten Integrationsintervall der Einfluss von möglichen Rauschkomponenten im Signal in den Vordergrund.

Es hat sich gezeigt, dass die Wahl eines Integrationsintervalls in den oben genannten Bereichen einen besonders vorteilhaften Kompromiss für die Bereitstellung eines aussagekräftigen Integrationssignals in Echtzeit darstellt. Der Begriff „Echtzeit" ist daher im Sinne der vorliegenden Erfindung nicht absolut zu betrachten, sondern deutet darauf hin, dass die zeitliche Differenz zwischen dem ursächlichen Signal und dem Ausgangssignal möglichst klein ist.

Sofern im Kontext der vorliegenden Erfindung von der Ableitung eines Signals mit Hilfe von Elektroden gesprochen wird, so sind hiervon uni- und/oder bipolare Ableitungen umfasst. In einer weiteren Ausführungsform sind genau drei Elektroden für die Ableitung elektroenzephalographischer Signale vorgesehen. Mit drei Elektroden kann sowohl eine bipolare als auch eine unipolare Ablei-

tung realisiert werden, wobei bei einer unipolaren Ableitung eine der drei Elektroden als Referenzelektrode dient. Beispielsweise kann die Referenzelektrode auf Masse oder ein vorbestimmtes Potential gelegt werden.

In einer Ausführungsform umfasst jeder Frequenzkanal einen Gleichrichter, vorzugsweise einen Vollweggleichrichter, der vor dem Intergierglied, vorzugsweise zwischen dem Bandpassfilter und dem Integrierglied, angeordnet ist. Das von den Elektroden abgeleitete Signal ist ein Wechselspannungs- bzw. Wechselstromsignal. Der Gleichrichter sorgt nun dafür, dass sich die positiven und negativen Beiträge des Wechselstromsignals bei der Integration nicht ausmitteln.

Darüber hinaus ist in einer Ausführungsform ein weiterer Verstärker vor dem oder der Mehrzahl von Frequenzkanälen vorgesehen, welcher das zwischen dem Isolationsverstärker und dem Signalausgang anliegende elektroenzephalographische Signal um einen, vorzugsweise einstellbaren, Verstärkungsfaktor G_2 verstärkt, wobei vorzugsweise der Verstärkungsfaktor $G_2 = 200$ ist.

In einer Ausführungsform ist ein weiterer Verstärker als Bestandteil des Frequenzkanals vorgesehen, der das zwischen dem Isolationsverstärker und dem Signalausgang anliegende elektroenzephalographische Signal um einen, vorzugsweise einstellbaren, Verstärkungsfaktor G_3 verstärkt, wobei vorzugsweise der Verstärkungsfaktor $G_3 = 100$ ist.

Die interessierenden Frequenzen der Gehirnströme, insbesondere diejenigen von Krampfpotentialen, liegen anwendungsspezifisch in einem Bereich von 0,05 Hz bis 200 Hz, sodass in einer Ausführungsform der Erfindung ein weiteres Bandpassfilter vor dem Frequenzkanal oder der Mehrzahl von Frequenzkanälen vorgesehen ist. Dieses Bandpassfilter begrenzt das zwischen dem Isolationsverstärker und dem Signalausgang anliegende elektroenzephalographische Signal auf einen Frequenzbereich von 0,05 Hz bis 200 Hz, vorzugsweise 0,05 Hz bis 100 Hz und besonders bevorzugt von 0,5 Hz bis 42 Hz. Dabei kann es in einer weiteren Ausführungsform vorteilhaft sein, wenn das Filter ein Bandpassfilter ist, dessen Durchlassbereich einstellbar ist.

Darüber hinaus ist es zweckmäßig, wenn die Vorrichtung vor dem einen Frequenzkanal oder den mehreren Frequenzkanälen ein Kerbfilter mit einer Sperrfrequenz bei der Netzfrequenz des Niederspannungsversorgungsnetzes, vorzugsweise bei 50 Hz (Europa) oder 60 Hz (Nordamerika), aufweist, um die Netzfrequenz herauszufiltern.

Um einen sicheren Betrieb und ein zuverlässiges Messergebnis zu gewährleisten ist in einer Ausführungsform ein Komparator vorgesehen, der den Eingangswiderstand der Elektroden bestimmt und der bei einem elektrischen Widerstand einer der Elektroden von mehr als 1 kΩ ein Signal ausgibt, welches eine Fehlfunktion der Elektrode anzeigt. Der Komparator ist vorzugsweise vor

dem Frequenzkanal oder der Mehrzahl von Frequenzkanälen angeordnet. Ungenaue Messungen, die auf eine mangelhafte Kontaktierung der Elektroden zurückzuführen sind, können so vermieden werden.

Sofern die einzelnen Verstärker lediglich die Signalamplituden und nicht die Frequenzen des Signals beeinflussen, kann die Reihenfolge von Verstärkung und frequenzselektiver Filterung vertauscht werden ohne von dem wesentlichen Erfindungsgedanken abzuweichen. Gleiches gilt, wenn mehrere Verstärker zu einem Verstärker mit einem entsprechend angepassten Verstärkungsfaktor zusammengefasst sind oder ein einzelner Verstärker auf eine Mehrzahl von Verstärkern aufgeteilt ist. Insbesondere bei einem Bandpassfilter, das zwei hintereinander geschaltete Tief- und Hochpassfilter aufweist, kann deren Reihenfolge vertauscht werden, ohne von dem wesentlichen Erfindungsgedanken abzuweichen. Auch können zwei oder mehr Tiefpassfilter zu einem ersten Filter und zwei oder mehr Hochpassfilter zu einem zweiten Filter zusammengefasst werden. Dementsprechend können einzelne Filter auch durch eine Mehrzahl von Filtern ersetzt werden.

Ohne von dem Erfindungsgedanken abzuweichen, kann die Vorrichtung auch zur Messung von anderen Zellpotentialen verwendet werden, so kann die Vorrichtung insbesondere auch zur Erstellung eines Elektrokardiogramms oder Elektromyogramms verwendet werden. Hierzu muss ggf. lediglich die Anzahl von Elektroden sowie deren Platzierung angepasst werden. Auch die für die Filterung der Signale verwendeten Parameter können für eine solche Anwendung auf die zu erwartenden Frequenzen eingestellt werden.

In einer weiteren Ausführungsform ist daher vorgesehen, dass die Vorrichtung zur Messung elektroenzephalographischer Signale mindestens zwei zur Messung elektroenzephalographischer Signale und mindestens zwei zur Messung elektromyographischer Signale geeignete Elektroden aufweist. Dabei sind die zur Messung elektromyographischer Signale geeigneten Elektroden zumindest mit einem Frequenzkanal verbunden, dessen Aufbau dem eines Frequenzkanals entspricht, so wie er zuvor für das elektroenzephalographische Signal detailliert beschrieben wurde. Es versteht sich, dass elektroenzephalographische und elektromyographische Signale sich hinsichtlich Amplitude und Frequenz unterscheiden können, sodass die Parameter der elektronischen Bauteile des zumindest einen für elektromyographische Signale vorgesehenen Frequenzkanals entsprechend anzupassen sind.

Zweckmäßigerweise weist die Vorrichtung in einer Ausführungsform einen Zwischenabgriff auf, der vor dem mindestens einen Frequenzanal angeordnet ist und an dem das nicht gefilterte und nicht integrierte Rohsignal abgegriffen werden kann. Das Rohsignal kann somit für die weitere Verarbeitung und/oder Auswertung an weitere Einrichtungen geleitet werden.

In einer weiteren Ausführungsform ist ein Zwischenabgriff vorgesehen, der es ermöglicht in einem Frequenzkanal das gefilterte, aber noch nicht integrierte Signal abzugreifen und darzustellen.

Zumindest eine der oben genannten Aufgaben wird auch durch ein Verfahren zur Messung elektrischer Potentiale eines Lebewesens gelöst mit den Schritten Ableiten elektrischer Potentiale eines Lebewesens mit mindestens zwei Elektroden und Bereitstellen eines Messsignals, Verstärken des Messsignals mit einem Isolationsverstärker, Herausfiltern eines interessierenden Frequenzbandes aus dem Messsignal mit einem Bandpassfilter, Integrieren des gefilterten Signals mit einem Integrierglied und Bereitstellen des aufintegrierten Signals an einem Signalausgang.

Es hat sich herausgestellt, dass sich Sekundenschlafattacken deutlich vor Eintritt des Sekundeschlafs in den abgeleiteten elektroenzephalographischen Signalen ankündigen und in einfacher Weise in der zeitlichen Entwicklung eines frequenzgefilterten und aufintegrierten elektroenzephalographischen Signals erkennbar sind.

Für die Früherkennung von Sekundenschlafattacken ist erfindungsgemäß eine Vorrichtung vorgesehen, die neben den zuvor beschriebenen notwendigen und optionalen Merkmalen der Vorrichtung zur Messung elektrischer Potentiale eines Lebewesens einen Signalgeber aufweist, der ein für den Probanden wahrnehmbares Provokationssignal erzeugt. Ein solches von dem Probanden wahrnehmbares Signal kann insbesondere visuell, akustisch und/oder haptisch wahrnehmbar sein.

Obwohl die Vorrichtung zur Früherkennung von Sekundenschlafattacken besonders vorteilhaft mit einer Vorrichtung zur Messung elektrischer Potentiale eines Lebewesens arbeitet, so wie es zuvor beschrieben wurde, d.h. mit einer Integration des frequenzgefilterten Ableitungssignals, kann die Vorrichtung zur Früherkennung von Sekundenschlafattacken auch mit anderen und insbesondere mit herkömmlichen Ausführungsformen von EEG-Geräten realisiert werden.

Daher wird auch eine Vorrichtung zur Messung elektrischer Potentiale eines Lebewesens vorgeschlagen mit mindestens zwei Elektroden zur Ableitung elektrischer Potentiale des Lebewesens, wobei die Elektroden mit einem EEG-Gerät verbunden sind und wobei die Vorrichtung einen Signalgeber aufweist, der ein für den Probanden wahrnehmbares Provokationssignal erzeugt.

In einer Ausführungsform weist das EEG-Gerät keinen Frequenzkanal mit einem Bandpassfilter und einem Integrierglied in dem Frequenzkanal auf.

Bei einer solchen Ausführungsform, die auf die eingangs geschilderte Vorrichtung verzichtet, kann beispielsweise zur Auswertung des abgeleiteten elektroenzephalographischen Signals ein Fourier-Transformator vorgesehen sein, der das Signal in seine Frequenzanteile aufteilt, um so die Korrelation von Phase und/oder Frequenz des abgeleiteten Signals mit dem Provokationssignal zu ermöglichen.

In einem geeigneten Beispiel für eine Ausführungsform der vorliegenden Erfindung ist der Signalgeber eine visuell wahrnehmbare Lichtquelle, vorzugsweise eine Leuchtdiode, die entsprechend einer vorbestimmten Frequenz im Wechsel „an“ und „aus“ geschaltet wird. Vorzugsweise umfasst der Licht aussendende Bereich des Senders eine Fläche, die größer als 75 mm² ist.

Wird als Signalgeber eine Lichtquelle verwendet, so ist es in einer Ausführungsform zweckmäßig, wenn Störeinflüsse bedingt durch Umgebungslicht dadurch vermindert werden, dass um die Lichtquelle ein mit seiner Öffnung in Richtung des Probanden weisender Tunnel angeordnet ist. Ein derartiger Tunnel schirmt die Lichtquelle vor Umgebungslicht ab, sodass der Proband bei einem Blick in den Tunnel im Wesentlichen ausschließlich das Provokationssignal wahrnimmt.

Nimmt ein Proband das erzeugte Provokationssignal wahr, so zeigt sich dies im Erregungszustand der an dem Empfang des Provokationssignals beteiligten Gehirnareale. Das Provokationssignal provoziert einen Erregungszustand, sodass die elektroenzephalographischen Signale, die von den beteiligten Gehirnarealen abgeleitet werden, zu dem Provokationssignal korrespondierend ausgebildet sind. Wird das Provokationssignal hingegen von dem Probanden durch eine drohende Sekundenschlafattacke nicht mehr wahrgenommen, so zeigen die abgeleiteten elektroenzephalographischen Signale keine Signifikanz. Das Provokationssignal löst dann keinen Erregungszustand mehr aus. Basierend auf dem Vorhandensein und/oder dem Ausbleiben eines Erregungszustandes kann somit auf den Bewusstseinszustand und/oder die Aufmerksamkeit des Probanden zurückgeschlossen werden.

Dabei hat sich herausgestellt, dass die Bestimmung des Bewusstseinszustand und/oder des Grads an Aufmerksamkeit von Probanden insbesondere durch einen Vergleich der aufintegrierten Ausgangssignale mit vorbestimmten Grenzwerten erfolgen kann.

In einer weiteren Ausführungsform ist ein mit dem Signalgeber verbundener Signaltreiber vorgesehen, der gemäß einer vorbestimmten und vorzugsweise einstellbaren Schaltfolge eine Mehrzahl von Provokationssignalen mit unterschiedlichen Frequenzen nacheinander auslöst.

Es hat sich ferner gezeigt, dass obwohl beispielsweise Provokationssignale mit hoher Frequenz bereits nicht mehr wahrgenommen werden können, Provokationssignale mit niedrigerer Frequenz

noch erfassbar sein können. Bleibt bei Unterschreiten einer vorbestimmten Frequenz des Provokationssignals eine Erregung des relevanten Gehirnareals immer noch aus, so kann zuverlässig auf eine bevorstehende Sekundenschlafattacke geschlossen werden. In einer Ausführungsform sind daher der Signaltreiber und der Signalgeber derart eingerichtet, dass im Betrieb der Vorrichtung Provokationssignale mit absteigender Frequenz von 40 Hz, 35 Hz, 30 Hz und 25 Hz hintereinander von dem Sender ausgesendet werden. Dabei können in einer weiteren Ausführungsform zusätzlich zwischen dem Aussenden der Provokationssignale mit voneinander verschiedener Frequenz Ruhephasen vorgesehen sein, in denen kein Provokationssignal ausgesendet wird. Vorzugsweise haben die Ruhephasen eine Dauer im Bereich von 10 s bis 30 s.

Um eine automatisierte Auswertung des Bewusstseinszustandes und/oder der Aufmerksamkeit zu ermöglichen, weist die Vorrichtung in einer weiteren Ausführungsform einen Korrelationsdetektor auf, der eine Korrelation zwischen dem ausgesendeten Provokationssignal und des erfassten elektroenzephalographischen Signals vornimmt. In einer Ausführungsform löst der Korrelationsdetektor bei Über- und/oder Unterschreiten eines vorbestimmten Grenzwertes im aufintegrierten Ausgangssignal ein Warnsignal aus, vorzugsweise in haptischer, optischer und/oder akustischer Form. Liegt das aufintegrierte Ausgangssignal hingegen in Korrelation mit dem Provokationssignal über einem vorbestimmten Grenzwert, so wird in einer Ausführungsform die Provokation in vorbestimmten und vorzugweise einstellbaren Zeitabständen wiederholt.

In einer weiteren Ausführungsform erfolgt die Auswertung basierend auf mehreren vorbestimmten Frequenzbändern.

Zumindest eine der zuvor genannten Aufgaben wird auch durch ein Verfahren zur Früherkennung von Sekundenschlafattacken gelöst mit den Schritten Bereitstellen eines für den Probanden wahrnehmbaren Provokationssignals und Aussenden des Provokationssignals mit einem Sender, Ableiten elektrischer Potentiale des Probanden mit mindestens zwei Elektroden, Bereitstellen eines Messsignals, Verstärken des Messsignals mit einem Isolationsverstärker, Herausfiltern wenigstens eines interessierenden Frequenzbandes aus dem Messsignal, Vergleichen des Messsignals mit wenigstens einem vorbestimmten Grenzwert sowie Ausgeben eines Warnsignals, wenn das Messsignal von dem vorbestimmten Grenzwert um einen vorbestimmten Wert abweicht.

Dabei erfolgt in einer Ausführungsform das Herausfiltern des interessierenden Frequenzbandes mit einem Bandpassfilter und das gefilterte Signal wird mit einem Integrierglied aufintegriert.

Eine Ausgestaltung des Verfahrens zur Früherkennung von Sekundenschlafattacken weist weiter die Schritte auf: Bereitstellen einer Mehrzahl von für den Probanden wahrnehmbaren Provokati-

onssignalen mit absteigender Frequenz, wobei wenn der Vergleich des aufintegrierten Signals mit wenigstens einem vorbestimmten Grenzwert keine Abweichung um einen vorbestimmten Wert erkennen lässt, das für den Probanden wahrnehmbare Provokationssignals der nächst niedrigeren Frequenz mit einem Sender ausgesendet wird.

Eine weiteren Ausgestaltung des Verfahrens zur Früherkennung von Sekundenschlafattacken mit dem weiteren Schritt Bereitstellen von Ruhephasen zwischen dem Aussenden aufeinanderfolgender Provokationssignale in denen kein Provokationssignal ausgesendet wird.

Es versteht sich, dass das beschriebene Verfahren zur Früherkennung von Sekundenschlafattacken nicht notwendigerweise, aber dennoch praktikabel, in Kombination der mit zuvor beschriebenen Vorrichtung zur Messung elektrischer Potentiale eines Lebewesens durchführbar ist. Insbesondere kann das derartige Verfahren aber auch in Kombination mit herkömmlichen EEG-Geräten durchgeführt werden, welche auf die Frequenzfilterung und Integration im Frequenzkanal verzichten und stattdessen beilspielsweise eine Signalauswertung durch Anwenden einer Fouriertransformation bewirken.

Sowohl die Vorrichtung zur Früherkennung von Sekundenschlafattacken als auch das Verfahren zur Führerkennung von Sekundenschlafattacken sind mit Vorteil zur Unterstützung eines Fahrzeug- und/oder Maschinenführers geeignet, um Unfälle oder ähnliches durch Sekundenschlafattacken und/oder Aufmerksamkeitsdefizite zu vermeiden.

Selbst ohne ein für den Probanden wahrnehmbares Provokationssignal können drohende Sekundeschlafattacken frühzeitig durch die Auswertung elektroenzephalograpischer Signale erkannt werden, wobei die zuvor beschriebene Vorrichtung zur Messung elektrischer Potentiale eines Lebewesens mit Vorteil zur Bereitstellung und/oder Auswertung der elektrischen Potentiale geeignet ist. Gleiches gilt für das zuvor beschriebene Verfahren zur Früherkennung von Sekundenschlafattacken, welches auch ohne das Aussenden eines Provokationssignals durchführbar ist. Dabei wird in einer Ausführungsform der Erregungszustand der interessierenden Gehirnareale unabhängig von einem Provokationssignal mit der Vorrichtung zur Messung elektrischer Potentiale gemessen und mit vorbestimmten Grenzwerten verglichen.

Es zeigt sich, dass deutlich mehr Patienten unter Narkose ihre Umwelt oder Teile davon wahrnehmen, als man dies lange Zeit angenommen hat. Es hat sich gezeigt, dass der Narkosezustand eines Probanden in einfacher Weise aus der zeitlichen Entwicklung eines frequenzgefilterten und aufintegrierten elektroenzephalographischen Signals erkennbar ist.

Für die Überwachung narkotisierter Patienten ist daher erfindungsgemäß eine Vorrichtung vorgesehen, die neben den zuvor beschriebenen notwendigen und optionalen Merkmalen der Vorrichtung zur Messung elektrischer Potentiale eines Lebewesens eine Einrichtung zur Messung dessen terminalen Blutströmungsgeschwindigkeit aufweist.

Im Sinne der vorliegenden Erfindung wird unter der terminalen Blutströmungsgeschwindigkeit die Geschwindigkeit des Blutes in den terminalen Blutgefäßen, d.h. den nahe an der Körperoberfläche in der Peripherie des Körpers liegenden Blutgefäßen, verstanden. Vorzugsweise kann mit einer derartigen Einrichtung die Blutströmungsgeschwindigkeit terminaler Blutgefäße von Extremitäten, den sog. Akren, bestimmt werden. Dabei kann die eigentliche Blutströmungsgeschwindigkeit mit Hilfe von hochfrequentem Ultraschall, d.h. Ultraschall mit Frequenzen im MHz-Bereich, vorzugsweise im Bereich von 10 MHz bis 16 MHz, in bestimmten Fällen auch darüber, oder Laserdopplerflowmetrie, jeweils unter Ausnutzung des Dopplereffektes bestimmt werden. Bei der Laserdopplerflowmetrie können zweckmäßigerweise elektromagnetische Wellen mit einer Wellenlänge im Bereich von 600 nm bis 900 nm, vorzugsweise mit Wellenlängen von 633 nm, 520 nm und/oder 805 nm verwendet werden. Die durch den Doppler-Effekt verursachte, mit Laser und/oder Ultraschall ermittelte Frequenzverschiebung Δf ist ein Maß für die Blutströmungsgeschwindigkeit, wobei Änderungen der Blutströmungsgeschwindigkeit Rückschlüsse auf die Narkosetiefe des Patienten zulassen und so helfen den narkotisierten Patienten zu überwachen. Mit abnehmender Narkosetiefe verringert sich auch die ermittelte Frequenzverschiebung Δf.

Die ermittelte Frequenzverschiebung Δf liegt vorzugsweise in einem Bereich von 0,1 Hz bis 2000 Hz und kann mit der Einrichtung zur Messung der terminalen Blutströmungsgeschwindigkeit in einen Geschwindigkeitswert umgerechnet werden. Vorzugsweise entspricht der umgerechnete Geschwindigkeitswert der mittleren Erythrozytengeschwindigkeit in dem jeweiligen terminalen Blutgefäß, wobei der Geschwindigkeitswert vorzugsweise als amplitudennormiertes Spannungssignal gegenüber der Zeit an einem Ausgang der Einrichtung zur Messung der terminalen Blutströmungsgeschwindigkeit abgreifbar ist. In einer Ausführungsform entspricht eine Änderung des Spannungssignals von 1 mV einer Änderung von 1 Hz im Frequenzbereich.

In einer Ausführungsform sind bei der zuvor vorgeschlagenen Vorrichtung für die Überwachung narkotisierter Patienten zwischen dem Isolationsverstärker und dem Signalausgang genau vier, vorzugsweise genau fünf, Frequenzkanäle für die Bereitstellung der aufintegrierten Signale entsprechend den α-, β-, δ-, θ- Frequenzbändern, und bei fünf Frequenzkanälen entsprechend den α-, β-, δ-, θ-, δ_{sub}- Frequenzbändern, geschaltet, wobei zum Verstärken der integrierten Signale der Ausgang eines jeden Frequenzkanals mit je einem Verstärker und zum Addieren der integrierten und verstärkten Signale jeder Verstärker mit einem Summierverstärker elektrisch verbun-

den sind, sodass im Betrieb der Vorrichtung an einem Ausgang des Summierverstärker ein Summensignal der vier, vorzugsweise der fünf, integrierten und verstärkten Signale abgreifbar ist.

Durch Vergleich der Änderungen des Summensignals mit den Änderungen der ermittelten Blutströmungsgeschwindigkeit kann auf die Narkosetiefe des Patienten zurückgeschlossen werden. In einer Ausführungsform ist daher eine Signalverarbeitungseinrichtung und/oder ein Anzeigegerät zur Verarbeitung und/oder Anzeige sowohl des Summensignals als auch des zeitlichen Verlaufs der Blutströmungsgeschwindigkeit vorgesehen. Beispielsweise kann sowohl der zeitliche Verlauf des Summensignals als auch der zeitliche Verlauf der Blutströmungsgeschwindigkeit auf einem Bildschirm grafisch gegenübergestellt werden. Alternativ oder zusätzlich können das Summensignal und das Signal der Blutströmungsgeschwindigkeit mit einem Komparator, der mit der Vorrichtung elektrisch verbundenen ist, verglichen werden, wobei der Komparator, wenn er im Betrieb eine Differenz zwischen dem Summensignal und der Blutströmungsgeschwindigkeit ermittelt, die einen vorbestimmten Grenzwert über- und/oder unterschreitet, ein Alarmsignal ausgibt. Zweckmäßigerweise ist der Komparator hierfür mit einem Alarmgeber elektrisch verbunden. Anstelle eines Grenzwertes können bei Bedarf auch ein mehrere Grenzwerte, beispielsweise ein unterer und ein oberer Grenzwert, verwendet werden.

In einer Ausführungsform ist eine erste Anzeige zur Darstellung, vorzugsweise zur getrennten Darstellung, der am Signalausgang anliegenden Spannungssignale aus den α-, β-, δ- Frequenzbändern und eine zweite Anzeige zur Darstellung, vorzugsweise der getrennten Darstellung, des Summensignals und der Blutströmungsgeschwindigkeit vorgesehen. Die erste Anzeige kann beispielsweise ein erster Monitor und die zweite Anzeige ein zweiter Monitor sein. Alternativ kann die erste Anzeige ein erstes grafisches Fenster (Graphical User Interface - GUI) und die zweite Anzeige ein zweites grafisches Fenster (GUI) eines gemeinsamen Monitors sein.

In einer weiteren Ausführungsform kann in der ersten Anzeige zusätzlich auch das am Signalausgang anliegende Spannungssignal des θ- und/oder δ_{sub}-Frequenzbandes dargestellt werden.

Die Verstärker sind in einer Ausführungsform nicht-invertierende Operationsverstärker, deren Verstärkungsfaktoren $G_{4.1}$, $G_{4.2}$, $G_{4.3}$, $G_{4.4}$, $G_{4.5}$ unabhängig voneinander einstellbar sind, wobei vorzugsweise die Verstärkungsfaktoren zu Beginn einer jeden Messung zunächst auf $G_{4.1} = G_{4.2} = G_{4.3} = G_{4.4} = G_{4.5} = 100$ voreingestellt sind. Können die Verstärkungsfaktoren unabhängig voneinander eingestellt werden, so kann die Gewichtung und damit der Einfluss der einzelnen Signale auf das Summensignal variiert und an die jeweilige Messsituation angepasst werden.

Zweckmäßigerweise können die beschriebenen Ausführungsformen mit einem oder mehreren der zuvor beschriebenen Merkmale der Vorrichtung zur Messung elektrischer Potentiale eines

Lebewesens und/oder der Vorrichtung zur Überwachung narkotisierter Patienten ergänzt werden kann. Wo erforderlich, können die jeweiligen Signale zur Darstellung und/oder Weiterverarbeitung invertiert werden, um etwaige schaltungsbedingte Vorzeichenwechsel zu kompensieren.

Obwohl die Vorrichtung zur Überwachung narkotisierter Patienten besonders vorteilhaft mit einer Vorrichtung zur Messung elektrischer Potentiale eines Lebewesens arbeitet, so wie sie zuvor beschrieben wurde, d.h. mit einer Integration des frequenzgefilterten Ableitungssignals, kann die Vorrichtung zur Überwachung narkotisierter Patienten auch mit anderen Ausführungsformen von EEG-Geräten realisiert werden, die vorzugsweise auf ein Bandpassfilter und ein Integrierglied im Frequenzkanal verzichten. Bei einer solchen Ausführungsform kann beispielsweise zur Auswertung des abgeleiteten elektroenzephalographischen Signals ein Fourier-Transformator vorgesehen sein, der das Signal in seine Frequenzanteile aufteilt, um so die Auswertung von Phase und/oder Frequenz des abgeleiteten Signals zur Überwachung narkotisierter Patienten zu ermöglichen.

Daher wird auch eine Vorrichtung zur Messung elektrischer Potentiale eines Lebewesens vorgeschlagen mit mindestens zwei Elektroden zur Ableitung elektrischer Potentiale des Lebewesens, wobei die Elektroden mit einem EEG-Gerät verbunden sind und wobei die Vorrichtung eine Einrichtung zur Messung der terminalen Blutströmungsgeschwindigkeit aufweist.

In einer Ausführungsform wird eine Vorrichtung zur Messung elektroenzephalographischer Potentiale mit nur einem einzigen Frequenzkanal verwendet. Dabei ist das Bandpassfilter insbesondere derart eingerichtet, dass Frequenzen im Bereich von 0,05 Hz bis 2 Hz, vorzugsweise Frequenzen im Bereich von 0,05 Hz bis 0,5 Hz, am Signalausgang abgreifbar sind. Diese als δ_{sub}-Frequenzband bezeichneten Frequenzen können dabei im Betrieb der Vorrichtung als Indikator für die Sauerstoffversorgung des Gehirns verwendet werden, wobei bei einer Abnahme der Amplitude und/oder Frequenz des δ_{sub}-Signals von einer Abnahme der Sauerstoffversorgung des Gehirns auszugehen ist.

Weiter ist es in einer Ausführungsform von Vorteil, wenn die Vorrichtung zur Überwachung narkotisierter Patienten zusätzlich einen Elektromyographen aufweist, der ein Elektromyogramm der Gesichtsmuskulatur und/oder der Unterarmmuskulatur aufzeichnet. Muskelaktivitäten die ein Hinweis auf eine unzureichende Narkosetiefe sein könnten, können so mit Hilfe des Elektromyogramms bestimmt werden.

Zur Auswertung ist es in einer Ausführungsform vorgesehen, dass die Vorrichtung zur Überwachung narkotisierter Patienten eine Auswerteeinheit aufweist, die mit dem Integrierglied oder dem

EEG-Gerät der Vorrichtung zur Messung der elektroenzephalographischen Potentiale, der Einrichtung zur Messung der Blutströmungsgeschwindigkeit und gegebenenfalls dem Elektromyographen elektrisch verbunden ist und so eingerichtet ist, dass im Betrieb der Vorrichtung das am Signalausgang anliegende elektroenzephalographischen Signal, das Blutströmungsgeschwindigkeitssignal und gegebenenfalls das Elektromyographiesignal mit je einem vorbestimmten Grenzwert vergleichbar ist und bei einer vorbestimmten Abweichungen aller drei Signale von ihrem jeweiligen Grenzwert ein Alarmsignal ausgelöst wird. Weichen alle drei Signale um einen vorbestimmten Wert von ihrem jeweils vorbestimmten Grenzwert ab, so ist dies ein Hinweis auf eine nicht optimale Narkoseführung. Eine nicht optimierte Narkose kann sowohl eine zu hohe als auch eine zu niedrig dosierte Medikation in der prä- und/oder intraoperativen Phase hindeuten. Die Gefahr einer Über- oder Unterdosierung der spezifischen Narkosemittel zeigt sich u.a. durch atypische Charakteristika (Signalformen) in den entsprechenden Messwerten.

Zumindest eine der oben genannten Aufgaben wird auch durch ein Verfahren zur Überwachung narkotisierter Patienten gelöst mit den Schritten Ableiten elektrischer Potentiale eines Patienten mit mindestens zwei Elektroden und Bereitstellen eines Messsignals, Verstärken des Messsignals mit einem Isolationsverstärker, Herausfiltern eines interessierenden Frequenzbandes aus dem Messsignal Bereitstellen des Signals an einem Signalausgang, Messen der Blutströmungsgeschwindigkeit terminaler Blutgefäße von Extremitäten des Patienten und Bereitstellen der Messsignals der Blutströmungsgeschwindigkeit an einem Signalausgang.

Dabei erfolgt in einer Ausführungsform das Herausfiltern des interessierenden Frequenzbandes mit einem Bandpassfilter und das gefilterte Signal wird mit einem Integrierglied aufintegriert.

Eine Ausgestaltung des Verfahrens zur Überwachung narkotisierter Patienten weist zudem die Schritte auf: Messen eines Elektromyogramms der Gesichtsmuskulatur und/oder Unterarmmuskulatur des Patienten und Bereitstellen des Elektromyogramms an einem Signalausgang.

Eine weitere Ausgestaltung des Verfahrens zur Überwachung narkotisierter Patienten weist weiter die Schritte auf: Vergleichen des aufintegrierten Signals, des Signals für die Blutströmungsgeschwindigkeit und der Signale des Elektromyogramms mit jeweils für die einzelnen Signale vorbestimmten Grenzwerten sowie Ausgeben eines Warnsignals, wenn jedes der drei Signale von seinem vorbestimmten Grenzwert um jeweils einen vorbestimmten Wert abweicht.

Nicht notwendigerweise, aber dennoch praktikabel, kann das Verfahren zur Überwachung narkotisierter Patienten in Kombination mit der zuvor beschriebenen Vorrichtung zur Messung elektrischer Potentiale eines Lebewesens durchgeführt werden. Insbesondere kann das Verfahren zur

Überwachung narkotisierter Patienten aber auch in Kombination mit herkömmlichen EEG-Geräten durchgeführt werden.

In einigen Anwendungen, wie beispielsweise der Operation zur Organentnahme von Patienten, bei denen ein Hirntod diagnostiziert wurde, kann mit herkömmlichen Vorrichtungen und Verfahren die Narkosetiefe des Patienten bzw. die absolute Schmerzfreiheit nicht zufriedenstellend überwacht werden. In einer weiteren Ausführungsform ist es daher von Vorteil, wenn die zuvor beschriebene Vorrichtung zur Überwachung narkotisierter Patienten und das Verfahren zur Überwachung narkotisierter Patienten verwendet werden, um eine absolute Schmerzfreiheit des Patienten während einer Operation, insbesondere während einer Explantation von Organen, zu gewährleisten.

Weitere Vorteile, Merkmale und Anwendungsmöglichkeiten der vorliegenden Erfindung werden anhand der folgenden Beschreibung von bevorzugten Ausführungsformen und den dazugehörigen Figuren deutlich. Es zeigen:

Figur 1 eine schematische Darstellung einer Vorrichtung zur Messung elektroenzephalographischer Signale gemäß einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung;

Figur 2 eine schematische Darstellung einer weiteren, erfindungsgemäßen Ausführungsform einer Vorrichtung zur Messung elektroenzephalographischer Signale;

Figur 3 Ersatzschaltbilder eines Frequenzkanals gemäß einer Ausführungsform der Erfindung mit zwei hintereinander geschalteten Tiefpassfiltern (Figur 3a), zwei hintereinander geschalteten Hochpassfiltern (Figur 3b) und sowie elektrisch miteinander verbundenem Verstärker, Vollweggleichrichter und Integrierglied (Figur 3c);

Figur 4 eine Darstellung von Signalen, wie sie am Signalausgang einer Vorrichtung gemäß Figur 2 abgreifbar sein könnte;

Figur 5 eine schematische Darstellung einer Vorrichtung zur Früherkennung von Sekundenschlafattacken gemäß einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung;

Figur 6 eine schematische Darstellung einer Vorrichtung zur Überwachung narkotisierter Patienten gemäß einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung.

In Figur 1 ist eine schematische Darstellung einer Vorrichtung 1 zur Messung elektroenzephalographischer Signale gemäß einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung gezeigt. Demnach weist die Vorrichtung 1 zur Messung elektroenzephalographischer Signale mindestens zwei Elektroden 2 auf, wobei auf deren Einzeldarstellung verzichtet wurde.

Die Elektroden 2 sind beispielsweise mit der Schädeldecke eines Probanden verbunden. Zwischen den Elektroden 2 liegt ein Spannungssignal an, dessen Ursprünge vorwiegend in spezifi-

schen Arealen des Gehirns liegen, in deren Einflussbereich die Elektroden 2 im Betrieb der Vorrichtung 1 angeordnet sind. Das von den Elektroden 2 erfasste Signal wird an einen Isolationsverstärker 3 weitergeleitet, der mit den Elektroden 2 elektrisch verbunden ist. Dabei bewirkt der Isolationsverstärker 3 zum einen eine Verstärkung des Signals um einen ersten Verstärkungsfaktor $G_1 = 10$ und zum anderen gewährleistet der Isolationsverstärker 3 eine galvanische Trennung der Elektroden vom Rest der Vorrichtung.

Mit dem Isolationsverstärker 3 ist ein Bandpassfilter 4 elektrisch verbunden, welches das von dem Isolationsverstärker 3 kommende Signal filtert. Das Bandpassfilter 4 dieser Ausführungsform ist dabei so gewählt, dass nur die Frequenzanteile des Signals durchgelassen werden, die in einem Bereich von 0,5 Hz und 42 Hz liegen. Das gefilterte Signal gelangt anschließend in ein Integrierglied 5, welches mit dem Bandpassfilter 4 elektrisch verbunden ist. Das Integrierglied 5 ist dabei derart eingerichtet, dass es im Betrieb der Vorrichtung die Amplituden des eingehenden Signals innerhalb eines eingestellten Integrationsintervall von $t_{int} = 250$ ms aufaddiert und an einen mit dem Integrierglied 5 verbundenen Signalausgang 6 weiterleitet. An dem Signalausgang 6 kann das aufintegrierte Signal, wobei die Integrationswerte aufeinanderfolgender Integrationsintervalle in Form eines sich mit der Zeit ändernden Signals vorliegen, abgegriffen werden. Nicht gezeigt ist eine mit dem Signalausgang 6 verbundene Anzeigevorrichtung zur grafischen Darstellung des Ausgangssignals. Dabei bilden das Bandpassfilter 4, das Integrierglied 5 und der Signalausgang 6 einen ersten und einzigen Frequenzkanal 10 der Vorrichtung 1.

Eine Weiterbildung der Vorrichtung 1 gemäß Figur 1 ist in einer schematischen Ansicht in Figur 2 dargestellt. Im Gegensatz zu der Vorrichtung 1 aus Figur 2 weist die Vorrichtung 1' vier Frequenzkanäle 10a bis 10d auf.
Die Vorrichtung 1' zur Messung elektroenzephalographischer Signale hat drei für die Ableitung elektroenzephalographischer Signale geeignete Elektroden 2 sowie einen elektrisch mit den Elektroden 2 verbundenen Isolationsverstärker 3. Das Signal am Ausgang des Isolationsverstärkers 3 wird über ein weiteres Filter 7, einen Verstärker 8 und einen Komparator 9 auf die vier Frequenzkanäle 10a bis 10d gegeben, die jeweils einen Signalausgang 6a bis 6d aufweisen. Jeder der vier Kanäle 10a bis 10d weist ein Bandpassfilter 4 und ein Integrierglied 5 auf, sodass jeder Kanal 10a bis 10d eine unabhängige, elektrische Einheit bildet.

Wie in Figur 2 schematisch dargestellt weist jedes der vier Bandpassfilter 4 eine Folge von Filtern 11, 12, 13, 14 auf, wobei ein erstes Tiefpassfilter 11, ein zweites Tiefpassfilter 12, ein erstes Hochpassfilter 13 und ein zweites Hochpassfilter 14 in dieser Reihenfolge elektrisch miteinander verbunden sind. Die zwei hintereinander geschalteten Tiefpassfilter 11, 12 und die zwei hintereinander geschalteten Hochpassfilter 13, 14 bilden jeweils zusammen genommen ein Filter dritter

Ordnung, das eine optimierte Flankensteilheit und angepasste Güte aufweist. Jedes der Filter 11, 12, 13, 14 hat eine Dämpfung von -36 dB/Oktave.

Die in der Figur 2 gezeigten Frequenzkanäle 10a bis 10d sind hinsichtlich ihrer grundlegenden Funktionsweise und ihrer technischen Funktion weitestgehend identisch aufgebaut, sodass für die darin integrierten Bauelemente identische Bezugszeichen verwendet werden. Nichtsdestotrotz unterscheiden sich die Bandpassfilter 4 der jeweiligen Kanäle 10 bei näherer Betrachtung dadurch, dass die Tief- und Hochpassfilter 11, 12, 13, 14 eines jeden Kanals 10a bis 10d im Vergleich zu den anderen Kanälen individuelle Parameter und damit ein angepasstes Durchlassband aufweisen.

Im Betrieb der Vorrichtung sind die Parameter eines jeden Bandpassfilters 4 derart gewählt, dass dieser einen spezifischen Frequenzbereich des gemessenen elektroenzephalographischen Signals durchlässt. Jedes Bandpassfilter 4 stellt somit ein spezifisches Frequenzband bereit. Der Kanal 10a ist bei dieser Ausführungsform derart eingerichtet, dass er ein α-Frequenzband mit Frequenzen im Bereich von 8 Hz bis 13 Hz durchlässt, während der zweite Kanal 10b ein β-Frequenzband mit Frequenzen im Bereich von 14 Hz bis 30 Hz durchlässt. Bei dem dritten Kanal 10c sind hingegen die Parameter der Filter 11,12,13,14 derart gewählt, dass dieser ein δ-Frequenzband mit Frequenzen im Bereich von 0,5 Hz bis 3,5 Hz bereitstellt. Schlussendlich sind die Parameter der Filter 11,12,13,14 des vierten Kanals 10d für das Bereitstellen eines θ-Frequenzbands mit Frequenzen im Bereich von 4 Hz bis 7 Hz ausgelegt.

Hinter dem Bandpassfilter 4 ist in jedem der vier Kanäle 10a bis 10d ein dritter Verstärker 15 vorgesehen, der das bandpassgefilterte Signal eines jeden Kanals 10 um einen dritten Verstärkungsfaktor $G_3 = 100$ verstärkt. Damit die Amplituden der Signale eines jeden Kanals 10 untereinander vergleichbar sind, ist es zweckmäßig, dass der dritte Verstärkungsfaktor G_3 für jeden Kanal 10 gleich groß ist. Mit dem dritten Verstärker 15 eines jeden Kanals 10 ist weiter ein Vollweggleichrichter 16 elektrisch verbunden, der das jeweils verstärkte und bandpassgefilterte Signal gleichrichtet, damit sich positive und negative Signalamplituden bei der nachfolgenden Integration nicht ausmitteln. Für die eigentliche Integration ist hinter jeden Vollweggleichrichter 16 je ein Integrierglied 5 geschaltet, das die entsprechenden Signale über ein vorbestimmtes Integrationsintervall t_{int} aufintegriert und an den jeweiligen Signalausgang 6a bis 6d weiterleitet. Das Integrationsintervall t_{int} eines jeden Integriergliedes 5 ist bei der dargestellten Ausführungsform zu 250 ms gewählt.

Vor den einzelnen Frequenzkanälen 10a bis 10d weist die Ausführungsform aus Figur 2 noch ein erstes Filter 7, einen Verstärker 8 und einen Komparator 9 auf, die in dieser Reihenfolge mitein-

ander elektrisch verbunden und zwischen dem Isolationsverstärker 3 und den Kanälen 10a bis 10d angeordnet sind.

Das erste Filter 7 ist dabei derart eingerichtet, dass im Betrieb der Vorrichtung das von dem Isolationsverstärker 3 kommende Signal zur Rauschunterdrückung auf einen Frequenzbereich von 0,05 Hz bis 100 Hz begrenzt wird. Hierfür weist das Filter 7 ein Bessel-Hochpassfilter mit einer Grenzfrequenz von 0,05 Hz und einer Dämpfung von -18 dB/Oktave sowie ein Tiefpassfilter mit einer Grenzfrequenz von 100 Hz und einer Dämpfung von -18 dB/Oktave auf. Zur Abtrennung noch verbliebener Wechselspannungskomponenten in der Versorgungsgleichspannung ist zusätzlich ein 50 Hz Kerbfilter in das Filter 7 mit -36dB/Oktave vorgesehen.

Mit dem ersten Filter 7 ist weiterhin ein zweiter Verstärker 8 elektrisch verbunden, der das gefilterte Signal um einen zweiten Verstärkungsfaktor $G_2 = 200$ verstärkt und an einen dahinter geschalteten Komparator 9 weiterleitet.

Der Komparator 9 prüft, ob die elektrischen Widerstände zwischen den Elektroden 2 ggf. größer 1 kΩ sind und erkennt so, ob die Elektroden 2 möglicherweise nicht richtig kontaktiert sind. Für den Fall, dass eine oder mehrere Elektroden 2 nicht richtig verbunden sind, ist der elektrische Widerstand größer als 1 kΩ und der Komparator 9 gibt ein konstantes Signal in Form eines Spannungssignals mit -6V an den Signalausgang 31 aus, wo das Signal zur Auswertung zur Verfügung steht.

Darüber hinaus sind an verschiedenen Stellen der Schaltung elektrische Verbindungen vorgesehen, die es ermöglichen, das dort anliegende (Roh-)Signal an den weiteren Elementen der Schaltung vorbei abzugreifen.

Ein erster Abgriff ist zwischen dem Isolationsverstärker 3 und dem ersten Filter 7 vorgesehen, der das von dem Isolationsverstärker 3 kommende Rohsignal an den Signalausgang 32 leitet.

Jeweils ein Abgriff ist in jedem der vier Kanäle 10a bis 10d zwischen dem Verstärker 15 und dem Vollweggleichrichter 16 vorgesehen, sodass das bandpassgefilterte und verstärkte, aber nicht integrierte Signal eines jeden Kanals 10a bis 10d an einem Signalausgang 30a bis 30d ebenfalls abgreifbar ist. An den Signalausgängen 6a bis 6d, 30a bis 30d sowie 32 liegen somit Signale in verschiedenen Verarbeitungsstadien vor, die allesamt zur Auswertung und/oder zur Weiterverarbeitung verwendet werden können.

In Figuren 3a bis 3c ist ein Schaltbild einer der vier Kanäle 10a bis 10d gemäß der Ausführungsform aus Figur 2 dargestellt, wobei wie bereits erwähnt die Anordnung der Bauteile der einzelnen

Kanäle 10a bis 10d grundsätzlich identisch sind. Dementsprechend zeigt die Figur 3a die zwei hintereinander geschalteten Tiefpassfilter 11, 12, während die Figur 3b die zwei hintereinander geschalteten Hochpassfilter 13, 14 darstellt und die Figur 3c den Verstärker 15, den Vollweggleichrichter 16 und das Integrierglied 5 zeigt, die in dieser Reihenfolge miteinander verbunden sind.

Lediglich durch die Parameter der verwendeten Bauteile der Filter 11, 12, 13, 14 unterscheiden sich die einzelnen Kanäle 10a bis 10d voneinander, wobei die Verwendung verschiedener Parameter der Aufgliederung in die verschiedenen Frequenzbänder α, β, δ, θ geschuldet ist.

In Übereinstimmung mit Figur 3a weist das erste Tiefpassfilter 11 die elektrischen Widerstände R1 bis R5, die Kondensatoren C1 bis C3 und den Operationsverstärker I. auf, welche zur Realisierung eines aktiven Tiefpassfilter dritter Ordnung miteinander verschaltet sind. Dabei wird durch die Wahl des elektrischen Widerstandes R5 die Verstärkung des Operationsverstärkers eingestellt.

Hinter dem ersten Tiefpassfilter 11 ist das zweite Tiefpassfilter 12 angeschlossen, das die Widerstände R6 bis R10, die Kondensatoren C4 bis C6 und den Operationsverstärker II. aufweist. Die Anordnung der einzelnen Bauteile entspricht dabei der des ersten Tiefpassfilters 11, sodass auch das zweite Tiefpassfilter 12 ein aktives Filter dritter Ordnung ist. Die zwei in Reihe geschalteten Tiefpassfilter 11, 12 wirken somit als aktives Tiefpassfilter sechster Ordnung.

Angeschlossen ist das Tiefpassfilter sechster Ordnung derart, dass das von dem Komparator 9 ausgegebene Signal vor dem elektrischen Widerstand R1 des ersten Tiefpassfilters 11 gegenüber der Masse GND abgegriffen werden kann.

Der Doppelpfeil in Figur 3a deutet die Verbindung mit dem Pin IN der Figur 3b an, der als Eingang der Schaltung aus Figur 3b dient, sodass zwischen dem Pin IN und der Masse GND das mit dem Tiefpass gefilterte Signal anliegt. Das in der Figur 3b abgebildete Hochpassfilter 13 weist die Widerstände R11 bis R14, die Kondensatoren C7 bis C9 und den Operationsverstärker III. auf. Das hinter das Hochpassfilter 13 geschaltete Hochpassfilter 14 weist die Widerstände R15 bis R18, die Kondensatoren C10 bis C12 und den Operationsverstärker IV auf. Sowohl das Hochpassfilter 13 als auch das Hochpassfilter 14 sind aktive Hochpassfilter dritter Ordnung, sodass durch die gezeigte Reihenschaltung ein aktives Hochpassfilter sechster Ordnung realisiert ist. Die Widerstände R14 und R18 dienen dabei der Einstellung der Verstärkung der jeweiligen Operationsverstärker III. und IV.

Hinter dem Hochpassfilter sechster Ordnung, das zusammen mit dem Tiefpassfilter sechster Ordnung das Bandpassfilter 4 bildet, ist der Verstärker 15 angeschlossen. Der Anschluss des Bandpassfilters 4 mit dem Verstärker 15 ist im Übergang von Figur 3b zu Figur 3c mit einer gestrichelten Linie angedeutet, die sich von dem Doppelpfeil OUT der Figur 3b bis zu dem Pin IN der Figur 3c erstreckt.

Der Verstärker 15 weist die Widerstände R19 bis R21 sowie den Operationsverstärker V. auf, wobei der elektrische Widerstand R19 als Potentiometer ausgeführt ist, mit dem der Verstärkungsfaktor G_3 einstellbar ist. An den Verstärker 15 ist der Vollweggleichrichter 16 angeschlossen, der die Widerstände R22 bis R25, die Kondensatoren C13, C14, die Dioden D1, D2 und den Operationsverstärker VI. aufweist. Dabei dient der Widerstand R23 der Einstellung der Verstärkung des Operationsverstärkers. Mit den Kondensatoren C13, C14 kann das anliegende Wechselspannungssignal im Wesentlichen verlustfrei auf den Vollweggleichrichter übertragen werden, der das Signal gleichrichtet. Das gleichgerichtete Signal wird anschließend mit dem Integrierglied 5, welches an dem Vollweggleichrichter 16 angeschlossen ist, in Abhängigkeit des vorbestimmten Integrationsintervalls t_{int} aufintegriert. Wie in der Figur 3c erkennbar, weist das Integrierglied 5 die Widerstände R26 bis R29, den Kondensator C15 und den Operationsverstärker VII auf. Zwischen dem Pin OUT und Masse GND der Figur 3c liegt dementsprechend das bandpassgefilterte, verstärkte, gleichgerichtete und aufintegrierte Signal des jeweiligen Kanals 10 an, welches auch an dem zugehörigen Signalausgang 6 abgreifbar ist.

Eine Gegenüberstellung elektroenzephalographischer Signale wie sie mit einer Ausführungsform gemäß den Figuren 2 und 3 gemessen werden kann, ist in Figur 4 dargestellt. Entsprechend den für die Bandpassfilter 4 gewählten Parametern zeigen die Kurven 1 und 2 das α-Frequenzband mit einem Frequenzbereich von 8 Hz bis 13 Hz, die Kurven 3 und 4 das θ-Frequenzband mit einem Frequenzbereich von 4 Hz bis 7 Hz, die Kurven 5 und 6 das δ-Frequenzband mit einem Frequenzbereich von 0,5 Hz bis 3,5 Hz sowie die Kurven 7 und 8 das β-Frequenzband mit einem Frequenzbereich von 14 Hz bis 30 Hz. Dabei wurde für die Figur 4 eine Darstellung gewählt, bei der die Signalamplituden in Volt gegenüber der Zeit in Sekunden aufgetragen sind.

Die Kurven 1, 3, 5, und 7 zeigen das nicht integrierte Signal eines Kanals 10a bis 10d nach der Bandpassfilterung und anschließender Verstärkung, so wie es an den Signalausgängen 6a bis 6d anliegt. Die dazugehörigen Kurven 2, 4, 6 und 8 zeigen hingegen das aufintegrierte Signal eines jeden Kanals 10a bis 10d, wie es hinter dem Integrierglied 5 eines jeden Kanals anliegt und an dem jeweiligen Signalausgang 6a bis 6d abgreifbar ist. Während der Grad der Erregung aus den Kurven 1, 3, 5 und 7 nicht ohne weiteres ablesbar ist, ist dies für die aufintegrierten Signale der Kurven 2, 4, 6 und 8 leicht möglich.

In Figur 5 ist eine Weiterbildung der Ausführungsform gemäß der Figur 1, nämlich eine Vorrichtung 21 für die Früherkennung von Sekundenschlafattacken, in einer schematischen Ansicht dargestellt.

Die Vorrichtung 21 für die Früherkennung von Sekundenschlafattacken weist drei für die Ableitung elektroenzephalographischer Signale geeignete Elektroden 2, einen elektrisch mit den Elektroden 2 verbundenen Isolationsverstärker 3 und einen elektrisch mit dem Isolationsverstärker 3 verbundenen Signalausgang 6 auf. Zwischen den Isolationsverstärker 3 und den Signalausgang 6 sind ein Bandpassfilter 4 und ein Integrierglied 5 geschaltet.

Ein Signalgeber 18 ist vorgesehen, der Licht als Provokationssignal mit einer vorbestimmten und einstellbaren Frequenz aussendet. Dabei ist das Licht im Betrieb der Vorrichtung von einem Probanden visuell wahrnehmbar. In dieser Ausführungsform ist der Signalgeber 18 als Leuchtdiode ausgebildet, die eine kreisrunde, Licht emittierende Fläche mit einem Radius von 5 mm aufweist und Licht einer Wellenlänge im Bereich von 600 nm bis 630 nm emittiert. Der Signalgeber wird von einer Steuerung 17 mit einer vorbestimmten Schaltfolge angesteuert, sodass der Signalgeber abwechselnd an und aus geschaltet wird.

Weiter weist die Vorrichtung 21 einen Korrelationsdetektor 19 auf, der sowohl mit dem Signalausgang 6 als auch mit der Steuerung 17 und einem Alarmgeber 20 elektrisch verbunden ist. Die Steuerung 17 stellt dem Korrelationsdetektor 19 ein Referenzsignal zur Verfügung, welches den Schaltzustand der Leuchtdiode 18 widerspiegelt.

Wird das Provokationssignal von dem Probanden als Folge von Lichtpulsen wahrgenommen, so spiegelt sich dies in einer Erregung von Gehirnströmen wieder, die mit Hilfe der erfindungsgemäßen Vorrichtung erfasst werden können.

Erfasst der Korrelationsdetektor 19 eine Korrelation zwischen dem Provokationssignal und dem am Signalausgang 6 anliegenden Signal, so gibt er ein entsprechendes Steuersignal an die Steuerung 17 aus. Die Steuerung 17 wiederum verringert die Frequenz, mit welcher die Leuchtdiode 20 an- und ausgeschaltet wird. Dabei ist zwischen dem Aussenden zweier Provokationssignale mit voneinander abweichender Frequenz eine Ruhephase von 30 Sekunden vorgesehen. In der dargestellten Ausführungsform wird jeweils nach dem Erfassen einer Korrelation zwischen dem Provokationssignal und dem Ausgangssignal am Signalausgang 6 die Frequenz des Provokationssignals in vier Stufen, nämlich mit 40 Hz, 35 Hz, 30 Hz und 25 Hz, verringert.

Kann der Korrelationsdetektor 19 keine Korrelation zwischen den an dem Signalausgang 6 anliegenden Gehirnströmen und dem Provokationssignal feststellen, d.h. die Aussendung eines Licht-

signals mit einer Schaltfrequenz gemäß dem Provokationssignal führt zu keiner messbaren Erregung der Gehirnströme, so erzeugt der Korrelationsdetektor 19 ein Alarmsignal, welches an den Alarmgeber 20 weitergeleitet wird. Der Alarmgeber 20 erzeugt ein akustisches Alarmsignal und zeigt damit an, dass die Aufmerksamkeit des Probanden unter einen vorbestimmten Grenzwert gefallen ist und damit eine Sekundenschlafattacke droht.

In Figur 6 ist eine schematische Ansicht einer Vorrichtung 22 für die Überwachung von narkotisierten Patienten dargestellt, welche die Vorrichtung 1 zur Messung elektroenzephalographischer Signale aus Figur 1 nutzt.

Die Vorrichtung 22 für die Überwachung narkotisierter Patienten weist drei Elektroden 2 auf, die für die Ableitung elektroenzephalographischer Signale geeignet sind und die mit einem Isolationsverstärker 3 elektrisch verbunden sind. Der Isolationsverstärker 3 ist wiederum mit einem Signalausgang 6 elektrisch verbunden. Der Isolationsverstärker 3 verstärkt die von den Elektroden 2 kommenden Signale um einen Verstärkungsfaktor $G_1 = 10$. Zwischen dem Isolationsverstärker 3 und dem Signalausgang 6 ist ein Bandpassfilter 4 und ein Integrierglied 5 geschaltet. Dabei hat das Bandpassfilter 4 einen Durchlassbereich von 0,05 Hz bis 0,5 Hz. Für die Integration weist das Integrationsglied 5 ein Integrationsintervall $t_{int} = 10$ s auf.

Weiter weist die Vorrichtung 22 eine Einrichtung zur Messung der terminalen Blutströmungsgeschwindigkeit, nämlich ein Laserdopplerflowmeter 23 auf, das mit Hilfe von Laserstrahlung mit einer Wellenlänge von 805 nm und unter Ausnutzung des Dopplereffektes die Blutströmungsgeschwindigkeit des Probanden bestimmt.

Darüber hinaus weist die Vorrichtung 22 auch einen Elektromyographen 24 auf, der die Aktivität der Gesichtsmuskulatur, vorzugsweise die des Nervus facialis, und/oder die Aktivität der Unterarmmuskulatur des Patienten erfasst.

Die Ausgangssignale der Vorrichtung 1 zur Messung elektroenzephalographischer Signale, des Laserdopplerflowmeters 23 sowie des Elektromyographen 24 werden in die Auswerteeinheit 25 eingespeist. Die Auswerteeinheit 25 analysiert anhand der abgeleiteten Hirnströme, der Blutströmungsgeschwindigkeit sowie der Muskelaktivität des Probanden dessen Narkosezustand. Dazu werden alle drei Signale mit einem Schwellenwert verglichen. Weisen alle Signale gleichzeitig eine vorbestimmte Abweichung von dem jeweiligen Schwellenwert auf, so löst die Auswerteeinheit 25 einen Alarm aus, wenn davon ausgegangen werden muss, dass der Patient zumindest nicht absolut schmerzfrei ist.

Für Zwecke der ursprünglichen Offenbarung wird darauf hingewiesen, dass sämtliche Merkmale, wie sie sich aus der vorliegenden Beschreibung, den Zeichnungen und den Ansprüchen für einen Fachmann erschließen, auch wenn sie konkret nur in Zusammenhang mit bestimmten weiteren Merkmalen beschrieben wurden, sowohl einzeln als auch in beliebigen Zusammenstellungen mit anderen der hier offenbarten Merkmale oder Merkmalsgruppen kombinierbar sind, soweit dies nicht ausdrücklich ausgeschlossen wurde oder technische Gegebenheiten derartige Kombinationen unmöglich oder sinnlos machen. Auf die umfassende, explizite Darstellung sämtlicher denkbarer Merkmalskombinationen wird hier nur der Kürze und der besseren Lesbarkeit der Beschreibung wegen verzichtet.

Bezugszeichenliste:

1, 1'	Vorrichtung zur Messung elektroenzephalographischer Signale
2	Elektroden
3	Isolationsverstärker
4, 4a-4d	Bandpassfilter
5	Integrierglied
6, 6a-6d	Signalausgang
7	Filter
8	Verstärker
9	Komparator
10, 10a -10d	Frequenzkanal
11	erstes Tiefpassfilter
12	zweites Tiefpassfilter
13	erstes Hochpassfilter
14	zweites Hochpassfilter
15	Verstärker
16	Vollweggleichrichter
17	Steuerung
18	Signalgeber
19	Korrelationsdetektor
20	Alarmgeber
21	Vorrichtung zur Früherkennung von Sekundenschlafattacken
22	Vorrichtung zur Überwachung narkotisierter Patienten
23	Einrichtung zur Messung der terminalen Blutströmungsgeschwindigkeit
24	Elektromyograph
25	Auswerteeinheit
30a-d	Signalausgang
31	Signalausgang
32	Signalausgang

Patentansprüche

1. Vorrichtung zur Messung elektrischer Potentiale eines Lebewesens (1) mit mindestens zwei Elektroden (2) zur Ableitung elektrischer Potentiale eines Lebewesens, einem elektrisch mit den Elektroden (2) verbundenen Isolationsverstärker (3) und einem elektrisch mit dem Isolationsverstärker (3) verbundenen Signalausgang (6), wobei der Isolationsverstärker (3) und der Signalausgang (6) derart eingerichtet sind, dass im Betrieb der Vorrichtung (1) der Isolationsverstärker (3) das von den Elektroden (2) kommende Signal verstärkt und das verstärkte Signal an dem Signalausgang (6) abgreifbar ist,
dadurch gekennzeichnet, dass
zwischen den Isolationsverstärker (3) und den Signalausgang (6) mindestens ein Bandpassfilter (4) und mindestens ein Integrierglied (5) geschaltet sind, wobei das Bandpassfilter (4) und das Integrierglied (5) derart eingerichtet sind, dass im Betrieb der Vorrichtung (1) das Bandpassfilter (4) einen vorbestimmten Frequenzbereich des Signals durchlässt und das Integrierglied (5) das gefilterte Signal integriert, wobei das aufintegrierte Signal an dem Signalausgang (6) abgreifbar ist, und wobei das Bandpassfilter, das Integrierglied und der Signalausgang zusammen einen Frequenzkanal bilden.

2. Vorrichtung (1) nach Anspruch 1, dadurch gekennzeichnet, dass das Integrierglied (5) ein Integrationsintervall t_{int} im Bereich von 10 ms bis 1000 ms, vorzugsweise im Bereich von 150 ms bis 500 ms aufweist, wobei das Integrationsintervall t_{int} besonders bevorzugt 250 ms beträgt ist.

3. Vorrichtung (1) nach Anspruch 1 oder 2, dadurch gekennzeichnet, dass genau drei Elektroden (2) für die Ableitung elektroenzephalographischer Signale vorgesehen sind.

4. Vorrichtung (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 3, dadurch gekennzeichnet, dass das Bandpassfilter (4) ein erstes und ein zweites Tiefpassfilter und ein erstes und ein zweites Hochpassfilter (11, 12, 13, 14) umfasst, wobei die Filter vorzugsweise von den Elektroden betrachtet in der Reihenfolge erstes Tiefpassfilter, zweites Tiefpassfilter, erstes Hochpassfilter, zweites Hochpassfilter geschaltet sind.

5. Vorrichtung (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 4, dadurch gekennzeichnet, dass in dem Frequenzkanal (10) zwischen das Bandpassfilter (4) und das Integrierglied (5) ein Vollweggleichrichter (16) geschaltet ist.

6. Vorrichtung (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 5, dadurch gekennzeichnet, mit einer Mehrzahl von Frequenzkanälen (10a-10d) für die Aufgliederung eines elektroenzephalographischen Signals in seine Frequenzbänder, wobei vorzugsweise vier Kanäle (10) für die vier Frequenzbänder α, β, δ, θ vorgesehen sind, wobei vorzugsweise das α-Frequenzband den Frequenzbereich von 8 Hz bis 13 Hz, das β-Frequenzband den Frequenzbereich von 14 Hz bis 30 Hz, das δ-Frequenzband den Frequenzbereich von 0,5 Hz bis 3,5 Hz und das θ-Frequenzband den Frequenzbereich von 4 Hz bis 7 Hz umfasst.

7. Vorrichtung (1) nach Anspruch 6, dadurch gekennzeichnet, dass ein fünfter Kanal (10) zur Bereitstellung eines fünften Frequenzbandes δ_{sub} vorgesehen ist, wobei vorzugsweise das δ_{sub}-Frequenzband den Frequenzbereich von 0,05 Hz bis 2 Hz und besonders bevorzugt den Frequenzbereich von 0,05 Hz bis 0,5 Hz aufweist.

8. Vorrichtung (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 7, dadurch gekennzeichnet, dass ein zweiter Verstärker (8) zwischen den Isolationsverstärker (3) und das Bandpassfilter (4) geschaltet ist, der einen, vorzugsweise einstellbaren, Verstärkungsfaktor G_2 aufweist, wobei der Verstärkungsfaktor bevorzugt $G_2 = 200$ beträgt.

9. Vorrichtung (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 8, dadurch gekennzeichnet, dass ein dritter Verstärker (15) zwischen das Bandpassfilter (4) und das Integrierglied (5) geschaltet ist, der einen, vorzugsweise einstellbaren, Verstärkungsfaktor G_3 aufweist, wobei der Verstärkungsfaktor besonders bevorzugt $G_3 = 100$ beträgt.

10. Vorrichtung (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 9, dadurch gekennzeichnet, dass ein weiteres Bandpassfilter (7) zwischen den Isolationsverstärker (3) und das Bandpassfilter des Frequenzkanals geschaltet ist, wobei das weitere Bandpassfilter insbesondere einen Durchlassfrequenzbereich von 0,05 Hz bis 200 Hz, vorzugsweise von 0,05 Hz bis 100 Hz und besonders bevorzugt von 0,5 Hz bis 42 Hz aufweist.

11. Vorrichtung (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 10, dadurch gekennzeichnet, dass ein Komparator (9) vorgesehen ist, der den Eingangswiderstand der mindestens zwei Elektroden (2) bestimmt und eine Fehlkontaktierung der Elektroden erfasst.

12. Vorrichtung (21) zur Früherkennung von Sekundenschlafattacken mit einer Vorrichtung (1) nach einem der Ansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, dass sie einen Signalgeber (18) aufweist, der ein für den Probanden wahrnehmbares Provokationssignal erzeugt.

13. Vorrichtung zur Überwachung narkotisierter Patienten (22) mit einer Vorrichtung nach einem der Ansprüche 1 bis 11, dadurch gekennzeichnet, dass sie eine Einrichtung (23) zur Messung der terminalen Blutströmungsgeschwindigkeit aufweist.

14. Verfahren zur Messung elektrischer Potentiale eines Lebewesens mit den Schritten
Ableiten eines elektrischen Potentials eines Lebewesens mit mindestens zwei Elektroden (2) und Bereitstellen eines Messsignals,
Verstärken des Messsignals mit einem Isolationsverstärker (3),
Herausfiltern eines interessierenden Frequenzbandes aus dem Messsignal mit einem Bandpassfilter (4),
Integrieren des gefilterten Signals mit einem Integrierglied (5) und
Bereitstellen des aufintegrierten Signals an eine Signalausgang (6).

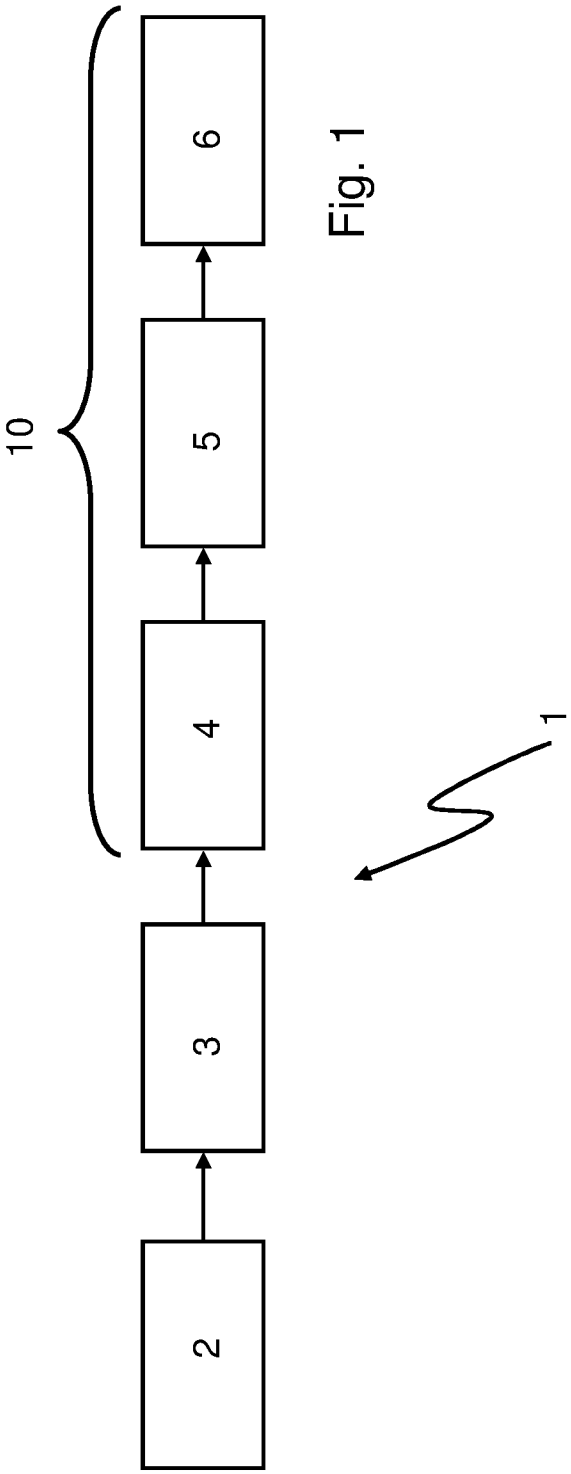


Fig. 1

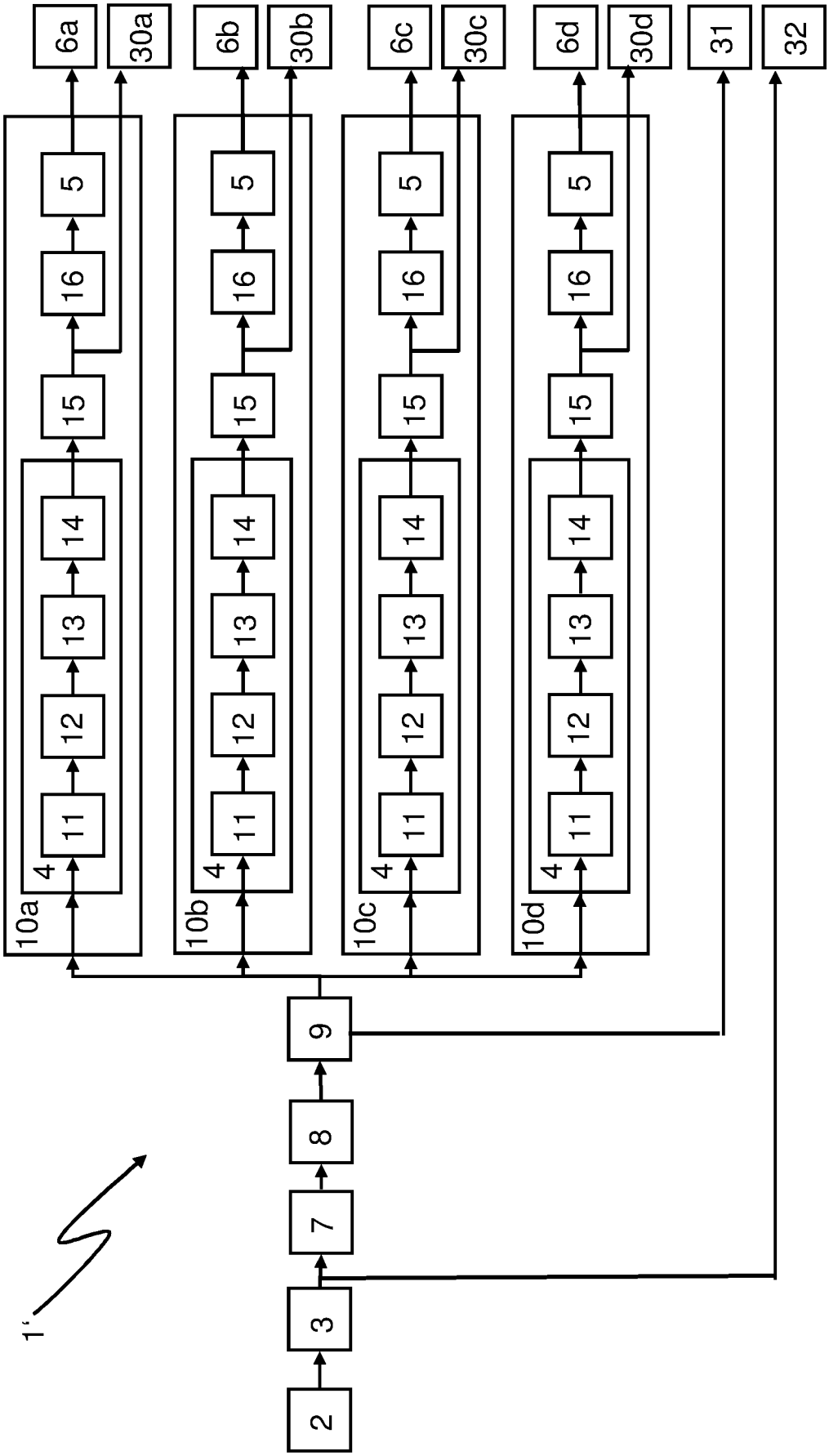
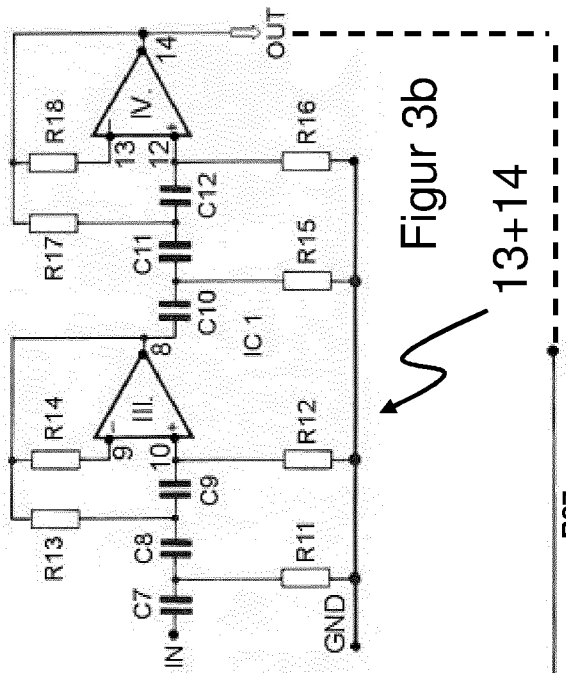
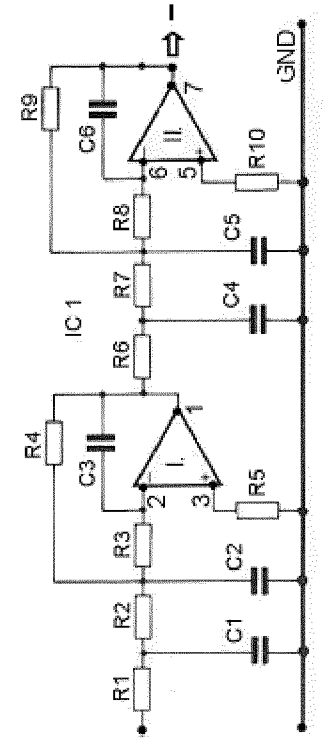

6a
30a
6b
30b
6c
30c
6d
30d
31
32
5
16
15
14
13
12
11
4
10a
10b
10c
10d
9
8
7
3
2
1'

Fig. 2



Figur 3b

13+14



Figur 3a

11+12

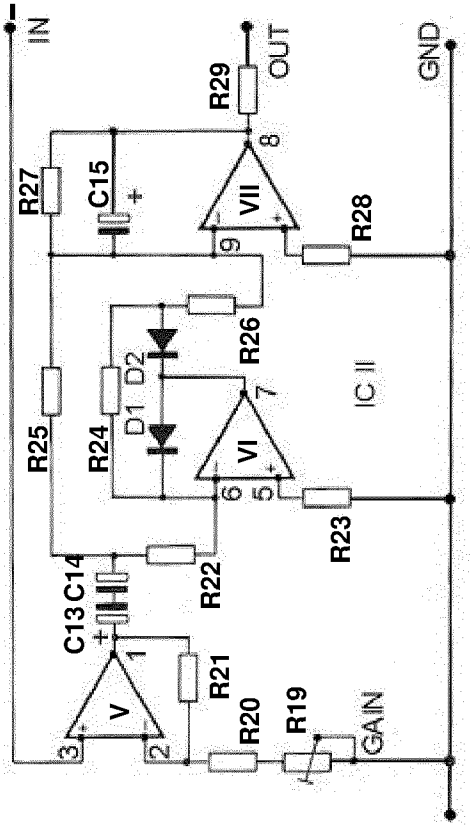


Fig. 3c

15+16+5

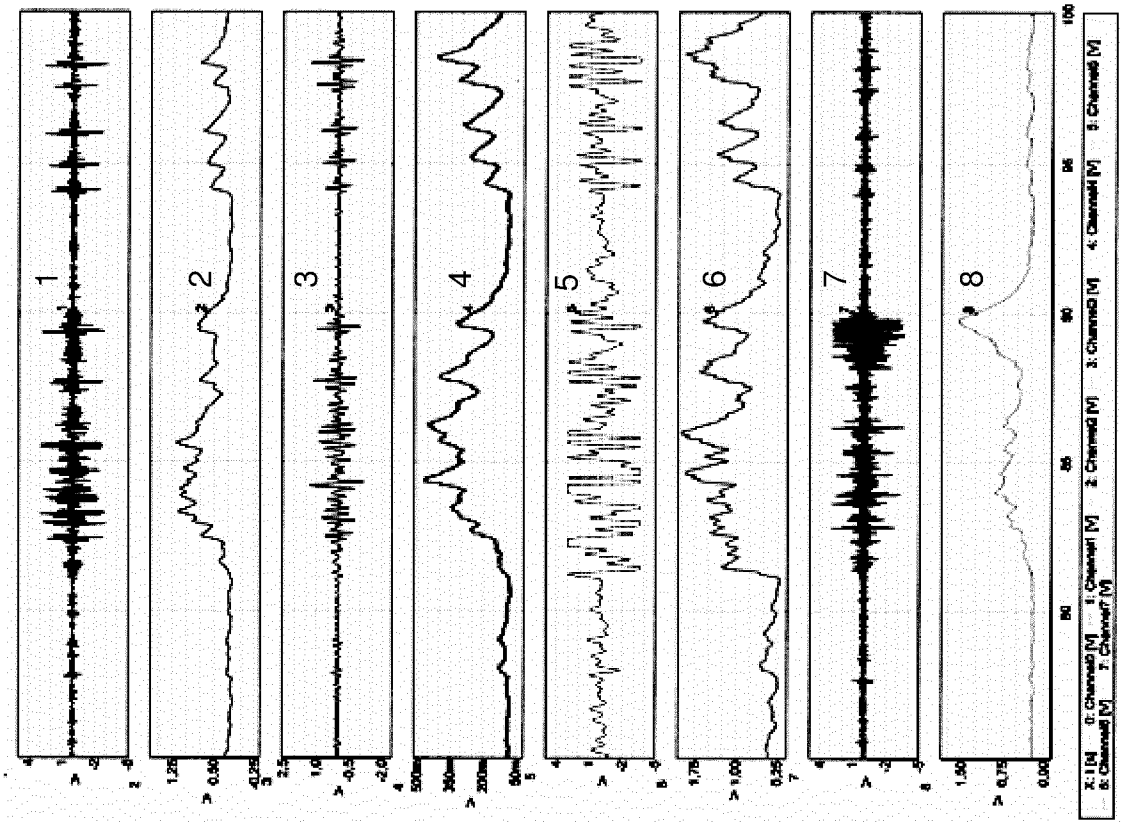


Fig. 4

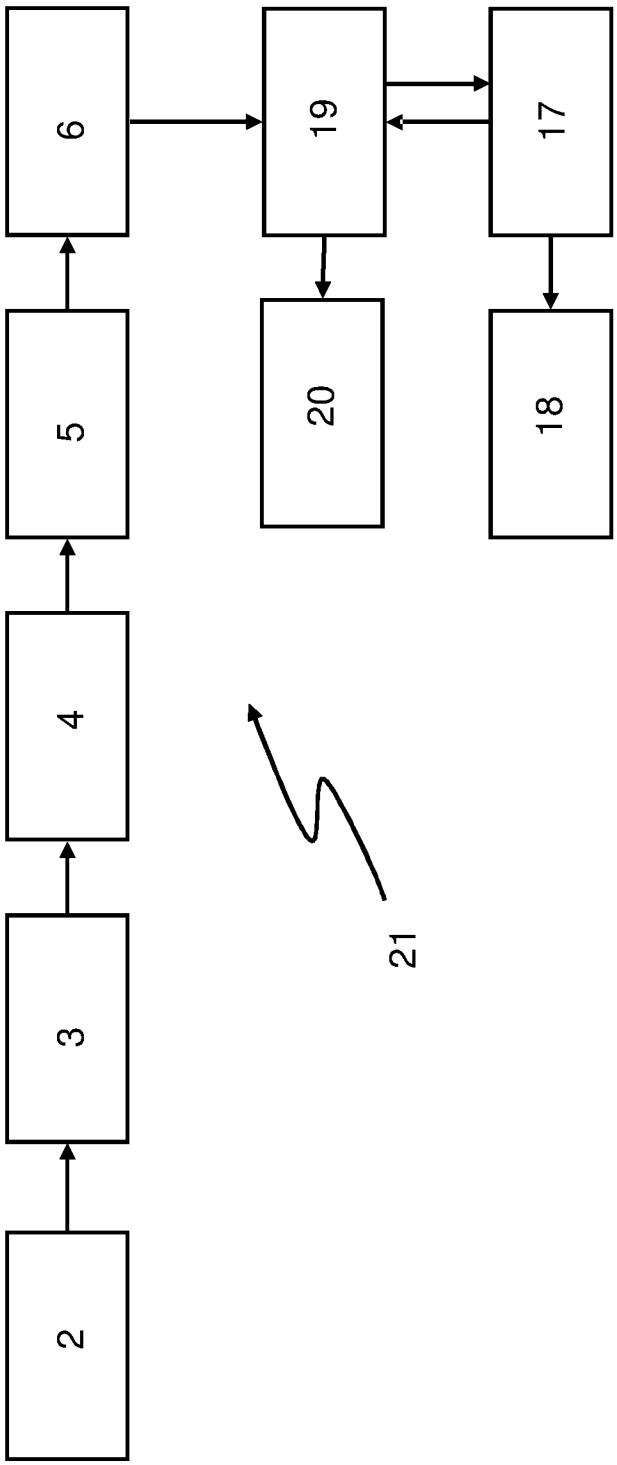


Fig. 5

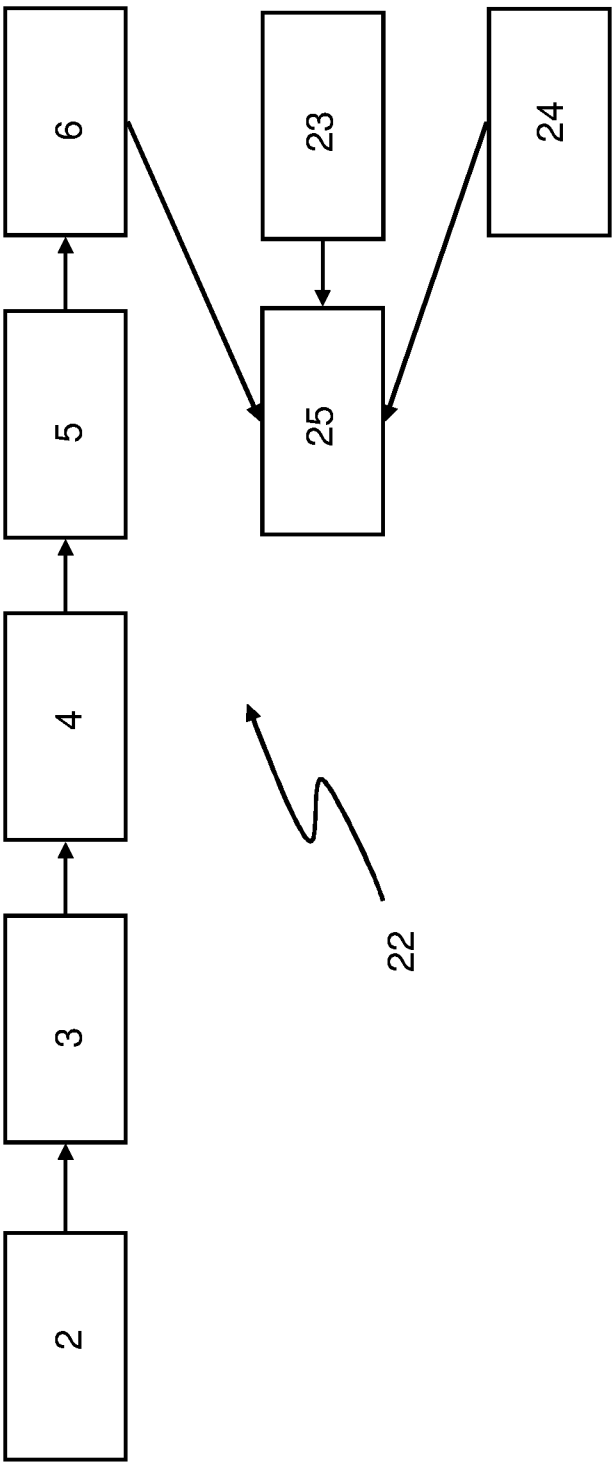


Fig. 6

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2013/056567

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
INV. A61B5/048 A61B5/0488
ADD. A61B5/00 A61B5/18

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)
A61B

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)
EPO-Internal

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 5 813 993 A (KAPLAN RICHARD FREDERIC [US] ET AL) 29 September 1998 (1998-09-29) figures 5,17 column 1, lines 5-11 column 16, lines 42-45 column 33, lines 9-28 column 47, lines 37-41 column 47, lines 55-60 column 48, lines 3-13 -----	1-14
X	US 3 821 949 A (HARTZELL R ET AL) 2 July 1974 (1974-07-02) figures 2,5 column 5, lines 44-53 column 6, lines 47-51 column 7, line 56 - column 9, line 64 page 11, lines 29-35 column 15, line 11 - column 16, line 20 -----	1-14
	-/--	

[X] Further documents are listed in the continuation of Box C.

[X] See patent family annex.

* Special categories of cited documents :

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report
10 July 2013	24/07/2013

Name and mailing address of the ISA/	Authorized officer
European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016	Albrecht, Ronald

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2013/056567

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	WO 97/37590 A1 (UNIV SYDNEY TECH [AU]; KIRKUP LESLIE [AU]; SEARLE ANDREW PETER [AU]; C) 16 October 1997 (1997-10-16) figure 1 page 3, lines 11-26	1-14
T	"Elektroenzephalografie", Wikipedia DE , 11 March 2012 (2012-03-11), XP002700669, Retrieved from the Internet: URL:http://de.wikipedia.org/w/index.php?title=Elektroenzephalografie&oldid=100731194 [retrieved on 2013-07-08] Kapitel "Messverfahren"	1,14
A	DE 20 2009 003444 U1 (THUMEDI GMBH & CO KG [DE]) 20 May 2009 (2009-05-20) figure 1 paragraphs [0060] - [0062]	1-14
A	FR 2 894 805 A1 (UNIV POITIERS [FR]; UNIV FRANCOIS RABELAIS DE TOUR [FR]; CHU POITIERS) 22 June 2007 (2007-06-22) figure 1 page 11, lines 1-5	4
A	US 2009/234242 A1 (SVOJANOVSKY ALEXANDER [DE]) 17 September 2009 (2009-09-17) paragraph [0061]	11
A	US 2010/240971 A1 (ZANATTA PAOLO [IT]) 23 September 2010 (2010-09-23) paragraphs [0020] - [0022]	13

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No
PCT/EP2013/056567

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 5813993 A	29-09-1998	AU 1185599 A	17-04-2000
		US 5813993 A	29-09-1998
		WO 0018471 A1	06-04-2000
US 3821949 A	02-07-1974	NONE	
WO 9737590 A1	16-10-1997	CA 2251582 A1	16-10-1997
		EP 0902643 A1	24-03-1999
		JP 2000507867 A	27-06-2000
		US 6175762 B1	16-01-2001
		WO 9737590 A1	16-10-1997
DE 202009003444 U1	20-05-2009	NONE	
FR 2894805 A1	22-06-2007	EP 1962678 A1	03-09-2008
		FR 2894805 A1	22-06-2007
		WO 2007071844 A1	28-06-2007
US 2009234242 A1	17-09-2009	NONE	
US 2010240971 A1	23-09-2010	NONE	

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen
PCT/EP2013/056567

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES
INV. A61B5/048 A61B5/0488
ADD. A61B5/00 A61B5/18

Nach der Internationalen Patentklassifikation (IPC) oder nach der nationalen Klassifikation und der IPC

B. RECHERCHIERTE GEBIETE

Recherchierter Mindestprüfstoff (Klassifikationssystem und Klassifikationssymbole)
A61B

Recherchierte, aber nicht zum Mindestprüfstoff gehörende Veröffentlichungen, soweit diese unter die recherchierten Gebiete fallen

Während der internationalen Recherche konsultierte elektronische Datenbank (Name der Datenbank und evtl. verwendete Suchbegriffe)
EPO-Internal

C. ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	US 5 813 993 A (KAPLAN RICHARD FREDERIC [US] ET AL) 29. September 1998 (1998-09-29) Abbildungen 5,17 Spalte 1, Zeilen 5-11 Spalte 16, Zeilen 42-45 Spalte 33, Zeilen 9-28 Spalte 47, Zeilen 37-41 Spalte 47, Zeilen 55-60 Spalte 48, Zeilen 3-13 ----- -/--	1-14

[X] Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen [X] Siehe Anhang Patentfamilie

* Besondere Kategorien von angegebenen Veröffentlichungen :
"A" Veröffentlichung, die den allgemeinen Stand der Technik definiert, aber nicht als besonders bedeutsam anzusehen ist
"E" frühere Anmeldung oder Patent, die bzw. das jedoch erst am oder nach dem internationalen Anmeldedatum veröffentlicht worden ist
"L" Veröffentlichung, die geeignet ist, einen Prioritätsanspruch zweifelhaft erscheinen zu lassen, oder durch die das Veröffentlichungsdatum einer anderen im Recherchenbericht genannten Veröffentlichung belegt werden soll oder die aus einem anderen besonderen Grund angegeben ist (wie ausgeführt)
"O" Veröffentlichung, die sich auf eine mündliche Offenbarung, eine Benutzung, eine Ausstellung oder andere Maßnahmen bezieht
"P" Veröffentlichung, die vor dem internationalen Anmeldedatum, aber nach dem beanspruchten Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist
"T" Spätere Veröffentlichung, die nach dem internationalen Anmeldedatum oder dem Prioritätsdatum veröffentlicht worden ist und mit der Anmeldung nicht kollidiert, sondern nur zum Verständnis des der Erfindung zugrundeliegenden Prinzips oder der ihr zugrundeliegenden Theorie angegeben ist
"X" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann allein aufgrund dieser Veröffentlichung nicht als neu oder auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden
"Y" Veröffentlichung von besonderer Bedeutung; die beanspruchte Erfindung kann nicht als auf erfinderischer Tätigkeit beruhend betrachtet werden, wenn die Veröffentlichung mit einer oder mehreren Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist
"&" Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche	Absendedatum des internationalen Recherchenberichts
10. Juli 2013	24/07/2013

Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde	Bevollmächtigter Bediensteter
Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016	Albrecht, Ronald

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen
PCT/EP2013/056567

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	US 3 821 949 A (HARTZELL R ET AL) 2. Juli 1974 (1974-07-02) Abbildungen 2,5 Spalte 5, Zeilen 44-53 Spalte 6, Zeilen 47-51 Spalte 7, Zeile 56 - Spalte 9, Zeile 64 Seite 11, Zeilen 29-35 Spalte 15, Zeile 11 - Spalte 16, Zeile 20 -----	1-14
X	WO 97/37590 A1 (UNIV SYDNEY TECH [AU]; KIRKUP LESLIE [AU]; SEARLE ANDREW PETER [AU]; C) 16. Oktober 1997 (1997-10-16) Abbildung 1 Seite 3, Zeilen 11-26 -----	1-14
T	"Elektroenzephalografie", Wikipedia DE , 11. März 2012 (2012-03-11), XP002700669, Gefunden im Internet: URL:http://de.wikipedia.org/w/index.php?title=Elektroenzephalografie&oldid=100731194 [gefunden am 2013-07-08] Kapitel "Messverfahren" -----	1,14
A	DE 20 2009 003444 U1 (THUMEDI GMBH & CO KG [DE]) 20. Mai 2009 (2009-05-20) Abbildung 1 Absätze [0060] - [0062] -----	1-14
A	FR 2 894 805 A1 (UNIV POITIERS [FR]; UNIV FRANCOIS RABELAIS DE TOUR [FR]; CHU POITIERS) 22. Juni 2007 (2007-06-22) Abbildung 1 Seite 11, Zeilen 1-5 -----	4
A	US 2009/234242 A1 (SVOJANOVSKY ALEXANDER [DE]) 17. September 2009 (2009-09-17) Absatz [0061] -----	11
A	US 2010/240971 A1 (ZANATTA PAOLO [IT]) 23. September 2010 (2010-09-23) Absätze [0020] - [0022] -----	13

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen
PCT/EP2013/056567

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
US 5813993 A	29-09-1998	AU 1185599 A	17-04-2000
		US 5813993 A	29-09-1998
		WO 0018471 A1	06-04-2000
US 3821949 A	02-07-1974	KEINE	
WO 9737590 A1	16-10-1997	CA 2251582 A1	16-10-1997
		EP 0902643 A1	24-03-1999
		JP 2000507867 A	27-06-2000
		US 6175762 B1	16-01-2001
		WO 9737590 A1	16-10-1997
DE 202009003444 U1	20-05-2009	KEINE	
FR 2894805 A1	22-06-2007	EP 1962678 A1	03-09-2008
		FR 2894805 A1	22-06-2007
		WO 2007071844 A1	28-06-2007
US 2009234242 A1	17-09-2009	KEINE	
US 2010240971 A1	23-09-2010	KEINE	