



(10) **DE 10 2012 102 710 A1** 2013.10.02

(12) **Offenlegungsschrift**

(21) Aktenzeichen: **10 2012 102 710.2**

(22) Anmeldetag: **29.03.2012**

(43) Offenlegungstag: **02.10.2013**

(51) Int Cl.: **A61B 5/04 (2012.01)**

A61B 5/0476 (2012.01)

A61B 5/0488 (2012.01)

(71) Anmelder:
Gross, Jürgen, 55270, Ober-Olm, DE

(74) Vertreter:
**WSL Patentanwälte Partnerschaftsgesellschaft,
65185, Wiesbaden, DE**

(72) Erfinder:
Erfinder wird später genannt werden

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

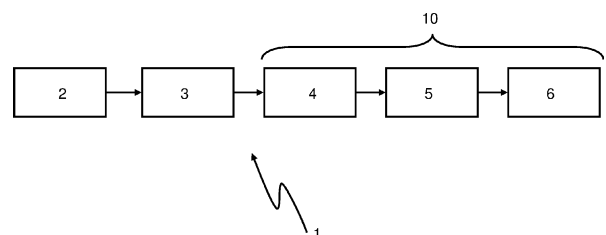
DE	195 45 392	A1
DE	699 24 163	T2
GB	2 016 706	A
US	2008 / 0 045 853	A1
US	4 409 987	A
WO	2010/ 042 750	A2
WO	2010/ 134 068	A1

Rechercheantrag gemäß § 43 Abs. 1 Satz 1 PatG ist gestellt.

Die folgenden Angaben sind den vom Anmelder eingereichten Unterlagen entnommen

(54) Bezeichnung: **Vorrichtung und Verfahren zur Messung elektrischer Potentiale eines Lebewesens**

(57) Zusammenfassung: Die vorliegende Erfindung betrifft eine Vorrichtung zur Messung elektrischer Potentiale eines Lebewesens mit mindestens zwei Elektroden zur Ableitung elektrischer Potentiale eines Lebewesens, 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. Um eine einfache Vorrichtung für die Messung elektrischer Potentiale eines Lebewesens bereitzustellen, die kostengünstig herzustellen ist, wird erfindungsgemäß vorgeschlagen, dass 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 aufintegrierte Signal an dem Signalausgang abgreifbar ist, und wobei das Bandpassfilter, das Integrierglied und der Signalausgang zusammen einen Frequenzkanal bilden. Überdies betrifft die vorliegende Erfindung ein Verfahren zur Messung elektrischer Potentiale eines Lebewesens.



Beschreibung

[0001] 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.

[0002] Die vorliegende Erfindung betrifft weiterhin ein Verfahren zur Messung elektrischer Potentiale eines Lebewesens.

[0003] 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.

[0004] 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 Übergangswiderstandes, kann darüber hinaus auf die Kontaktfläche der Elektroden ein Kontaktmittel, z. B. Natriumchlorid, aufgetragen werden.

[0005] 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 abgeleiteten Signale können dabei bis zu mehreren 10 μV erreichen.

[0006] 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.

[0007] 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.

[0008] 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.

[0009] 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.

[0010] 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.

[0011] Unter dem Begriff Lebewesen wird im Sinne der vorliegenden Erfindung ein Warmblütler, vorzugsweise ein Humanoid, mindestens aber ein Primat verstanden.

[0012] 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.

[0013] 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.

[0014] 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.

[0015] 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.

[0016] 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.

[0017] Mit Hilfe der Integration werden die Signalamplituden des ausgewählten Frequenzbandes innerhalb eines vorbestimmten Integrationsintervalls aufaddiert, sodass eine zeitliche Folge von Integrationswerten 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.

[0018] Das Bandpassfilter, das Integrierglied und der Signalausgang bilden zusammen einen Frequenzkanal mit durch das Bandpassfilter definiertem Durchlassbereich und definierter Bandbreite.

[0019] 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.

[0020] 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.

[0021] 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.

[0022] 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.

[0023] 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.

[0024] 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 Anzeigerates visuell und/oder akustisch darstellbar ist. Beispielsweise kann hierzu ein Bildschirm und/oder ein Drucker mit dem Signalausgang verbunden sein.

[0025] 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.

[0026] 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 $t_{\text{int}} = 250$ 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.

[0027] 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.

[0028] 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.

[0029] 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 vor-

gesehen. Mit drei Elektroden kann sowohl eine bipolare als auch eine unipolare Ableitung 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.

[0030] In einer Ausführungsform umfasst jeder Frequenzkanal einen Gleichrichter, vorzugsweise einen Vollweggleichrichter, der vor dem Integrierglied, 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.

[0031] 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.

[0032] 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.

[0033] 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.

[0034] 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.

[0035] 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 k Ω 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.

[0036] 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.

[0037] 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.

[0038] 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 geeignete 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 elek-

tronischen Bauteile des zumindest einen für elektromyographische Signale vorgesehenen Frequenzkanals entsprechend anzupassen sind.

[0039] Zweckmäßigerweise weist die Vorrichtung in einer Ausführungsform einen Zwischenabgriff auf, der vor dem mindestens einen Frequenzkanal 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.

[0040] In einer weiteren Ausführungsform ist ein Zwischenabgriff vorgesehen, der es ermöglicht in einem Frequenzkanal das gefilterte, aber noch nicht integrierte Signal abzugreifen und darzustellen.

[0041] 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.

[0042] Es hat sich herausgestellt, dass sich Sekundenschlafattacken deutlich vor Eintritt des Sekundenschlafs in den abgeleiteten elektroenzephalographischen Signalen ankündigen und in einfacher Weise in der zeitlichen Entwicklung eines frequenzgefilterten und aufintegrierten elektroenzephalographischen Signals erkennbar sind.

[0043] 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.

[0044] 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.

[0045] 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.

[0046] In einer Ausführungsform weist das EEG-Gerät keinen Frequenzkanal mit einem Bandpassfilter und einem Integrierglied in dem Frequenzkanal auf.

[0047] 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.

[0048] 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 Lichtaussendende Bereich des Senders eine Fläche, die größer als 75 mm² ist.

[0049] 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.

[0050] 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.

[0051] 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.

[0052] 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.

[0053] 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.

[0054] 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 vorzugsweise einstellbaren Zeitabständen wiederholt.

[0055] In einer weiteren Ausführungsform erfolgt die Auswertung basierend auf mehreren vorbestimmten Frequenzbändern.

[0056] Zumindest eine der zuvor genannten Aufgaben wird auch durch ein Verfahren zur Früherken-

nung 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.

[0057] Dabei erfolgt in einer Ausführungsform das Herausfiltern des interessierenden Frequenzbandes mit einem Bandpassfilter und das gefilterte Signal wird mit einem Integrierglied aufintegriert.

[0058] Eine Ausgestaltung des Verfahrens zur Früherkennung von Sekundenschlafattacken weist weiter die Schritte auf: Bereitstellen einer Mehrzahl von für den Probanden wahrnehmbaren Provokationssignalen 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.

[0059] 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.

[0060] 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 beispielsweise eine Signalauswertung durch Anwenden einer Fouriertransformation bewirken.

[0061] Sowohl die Vorrichtung zur Früherkennung von Sekundenschlafattacken als auch das Verfahren zur Früherkennung von Sekundenschlafattacken sind mit Vorteil zur Unterstützung eines Fahrzeug- und/oder Maschinenführers geeignet, um Unfälle oder ähnliches durch Sekundenschlafattacken und/oder Aufmerksamkeitsdefizite zu vermeiden.

[0062] Selbst ohne ein für den Probanden wahrnehmbares Provokationssignal können drohende Sekundenschlafattacken frühzeitig durch die Auswertung elektroenzephalographischer 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.

[0063] 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.

[0064] 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.

[0065] 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.

[0066] 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.

[0067] 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. Änderungen der Blutströmungsgeschwindigkeit lassen Rückschlüsse auf die Narkosetiefe des Patienten zu und helfen so den narkotisierten Patienten zu überwachen.

[0068] 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.

[0069] 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.

[0070] 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 elektroenzephalographische 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.

[0071] 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.

[0072] Dabei erfolgt in einer Ausführungsform das Herausfiltern des interessierenden Frequenzbandes mit einem Bandpassfilter und das gefilterte Signal wird mit einem Integrierglied aufintegriert.

[0073] 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.

[0074] 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.

[0075] 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.

[0076] 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 Schmerzfremheit 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 Schmerzfremheit des Patienten während einer Operation, insbesondere während einer Explantation von Organen, zu gewährleisten.

[0077] Weitere Vorteile, Merkmale und Anwendungsmöglichkeiten der vorliegenden Erfindung werden anhand der folgenden Beschreibung von bevorzugten Ausführungsformen und den dazugehörigen Figuren deutlich. Es zeigen:

[0078] [Fig. 1](#) eine schematische Darstellung einer Vorrichtung zur Messung elektroenzephalographischer Signale gemäß einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung;

[0079] [Fig. 2](#) eine schematische Darstellung einer weiteren, erfindungsgemäßen Ausführungsform einer Vorrichtung zur Messung elektroenzephalographischer Signale;

[0080] [Fig. 3](#) Ersatzschaltbilder eines Frequenzkanals gemäß einer Ausführungsform der Erfindung mit zwei hintereinander geschalteten Tiefpassfiltern ([Fig. 3a](#)), zwei hintereinander geschalteten Hochpassfiltern ([Fig. 3b](#)) und sowie elektrisch miteinander verbundenem Verstärker, Vollweggleichrichter und Integrierglied ([Fig. 3c](#));

[0081] [Fig. 4](#) eine Darstellung von Signalen, wie sie am Signalausgang einer Vorrichtung gemäß [Fig. 2](#) abgreifbar sein könnte;

[0082] [Fig. 5](#) eine schematische Darstellung einer Vorrichtung zur Früherkennung von Sekunden-schlafattacken gemäß einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung;

[0083] [Fig. 6](#) eine schematische Darstellung einer Vorrichtung zur Überwachung narkotisierter Patienten gemäß einer Ausführungsform der vorliegenden Erfindung.

[0084] In [Fig. 1](#) ist eine schematische Darstellung einer Vorrichtung **1** zur Messung elektroenzephalogra-

phischer 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.

[0085] Die Elektroden **2** sind beispielsweise mit der Schädeldecke eines Probanden verbunden. Zwischen den Elektroden **2** liegt ein Spannungssignal an, dessen Ursprünge vorwiegend in spezifischen 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.

[0086] 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 $t_{\text{int}} = 250$ 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**.

[0087] Eine Weiterbildung der Vorrichtung **1** gemäß [Fig. 1](#) ist in einer schematischen Ansicht in [Fig. 2](#) dargestellt. Im Gegensatz zu der Vorrichtung **1** aus [Fig. 2](#) weist die Vorrichtung **1'** vier Frequenzkanäle **10a** bis **10d** auf.

[0088] 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.

[0089] Wie in **Fig. 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.

[0090] Die in der **Fig. 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.

[0091] 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.

[0092] 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.

[0093] Vor den einzelnen Frequenzkanälen **10a** bis **10d** weist die Ausführungsform aus **Fig. 2** noch ein erstes Filter **7**, einen Verstärker **8** und einen Komparator **9** auf, die in dieser Reihenfolge miteinander elektrisch verbunden und zwischen dem Isolationsverstärker **3** und den Kanälen **10a** bis **10d** angeordnet sind.

[0094] 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 Versorgungsspannung ist zusätzlich ein 50 Hz Kerbfilter in das Filter **7** mit -36 dB/Oktave vorgesehen.

[0095] 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.

[0096] Der Komparator **9** prüft, ob die elektrischen Widerstände zwischen den Elektroden **2** ggf. größer 1 k Ω 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 k Ω und der Komparator **9** gibt ein konstantes Signal in Form eines Spannungssignals mit -6 V an den Signalausgang **31** aus, wo das Signal zur Auswertung zur Verfügung steht.

[0097] 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.

[0098] 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.

[0099] 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.

[0100] In **Fig. 3a** bis **Fig. 3c** ist ein Schaltbild einer der vier Kanäle **10a** bis **10d** gemäß der Ausführungsform aus **Fig. 2** dargestellt, wobei wie bereits erwähnt die Anordnung der Bauteile der einzelnen Kanäle **10a** bis **10d** grundsätzlich identisch sind. Dementsprechend zeigt die **Fig. 3a** die zwei hintereinander geschalteten Tiefpassfilter **11**, **12**, während die **Fig. 3b** die zwei hintereinander geschalteten Hochpassfilter **13**, **14** darstellt und die **Fig. 3c** den Verstärker **15**, den Vollweggleichrichter **16** und das Integrierglied **5** zeigt, die in dieser Reihenfolge miteinander verbunden sind.

[0101] 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.

[0102] In Übereinstimmung mit **Fig. 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.

[0103] 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.

[0104] Angeschlossen ist das Tiefpassfilter sechster Ordnung derart, dass das von dem Komparator **9** ausgegebene Signal vor dem elektrischen Wider-

stand R1 des ersten Tiefpassfilters **11** gegenüber der Masse GND abgegriffen werden kann.

[0105] Der Doppelpfeil in **Fig. 3a** deutet die Verbindung mit dem Pin IN der **Fig. 3b** an, der als Eingang der Schaltung aus **Fig. 3b** dient, sodass zwischen dem Pin IN und der Masse GND das mit dem Tiefpass gefilterte Signal anliegt. Das in der **Fig. 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.

[0106] 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 **Fig. 3b** zu **Fig. 3c** mit einer gestrichelten Linie angedeutet, die sich von dem Doppelpfeil OUT der **Fig. 3b** bis zu dem Pin IN der **Fig. 3c** erstreckt.

[0107] 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 Wechselnungssignal 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 **Fig. 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 **Fig. 3c** liegt dementsprechend das bandpassgefilterte, verstärkte, gleichgerichtete und aufintegrierte Signal des jeweiligen Kanals **10** an, welches auch an dem zugehörigen Signalausgang **6** abgreifbar ist.

[0108] Eine Gegenüberstellung elektroenzephalographischer Signale wie sie mit einer Ausführungs-

form gemäß den [Fig. 2](#) und [Fig. 3](#) gemessen werden kann, ist in [Fig. 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 [Fig. 4](#) eine Darstellung gewählt, bei der die Signalamplituden in Volt gegenüber der Zeit in Sekunden aufgetragen sind.

[0109] 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.

[0110] In [Fig. 5](#) ist eine Weiterbildung der Ausführungsform gemäß der [Fig. 1](#), nämlich eine Vorrichtung [21](#) für die Früherkennung von Sekundenschlafattacken, in einer schematischen Ansicht dargestellt.

[0111] 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.

[0112] 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.

[0113] 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.

[0114] 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.

[0115] 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.

[0116] Kann der Korrelationsdetektor [19](#) keine Korrelation zwischen den an dem Signalausgang [6](#) anliegenden Gehirnströmen und dem Provokationssignal feststellen, d. h. die Aussendung eines Lichtsignals 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.

[0117] In [Fig. 6](#) ist eine schematische Ansicht einer Vorrichtung [22](#) für die Überwachung von narkotisierten Patienten dargestellt, welche die Vorrichtung [1](#) zur Messung elektroenzephalographischer Signale aus [Fig. 1](#) nutzt.

[0118] 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 $t_{\text{int}} = 10$ s auf.

[0119] 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.

[0120] 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.

[0121] 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.

[0122] 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 auf-

weist, 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 (19) 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).

Es folgen 6 Blatt Zeichnungen

Anhängende Zeichnungen

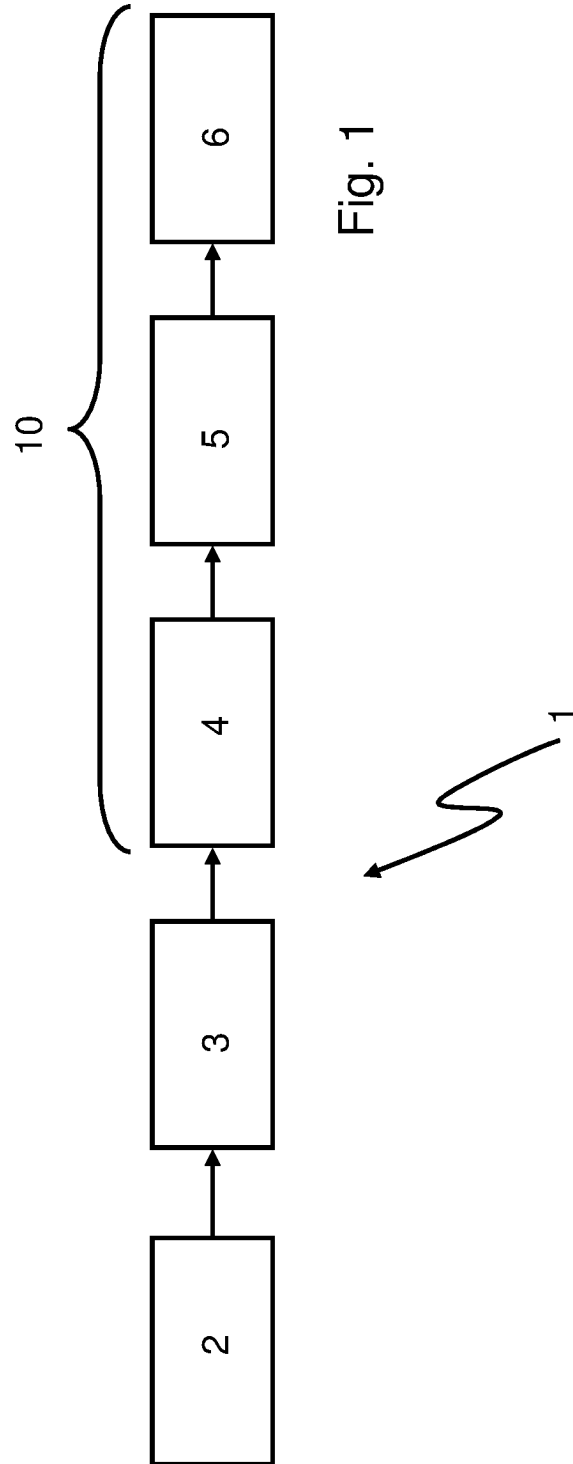


Fig. 1

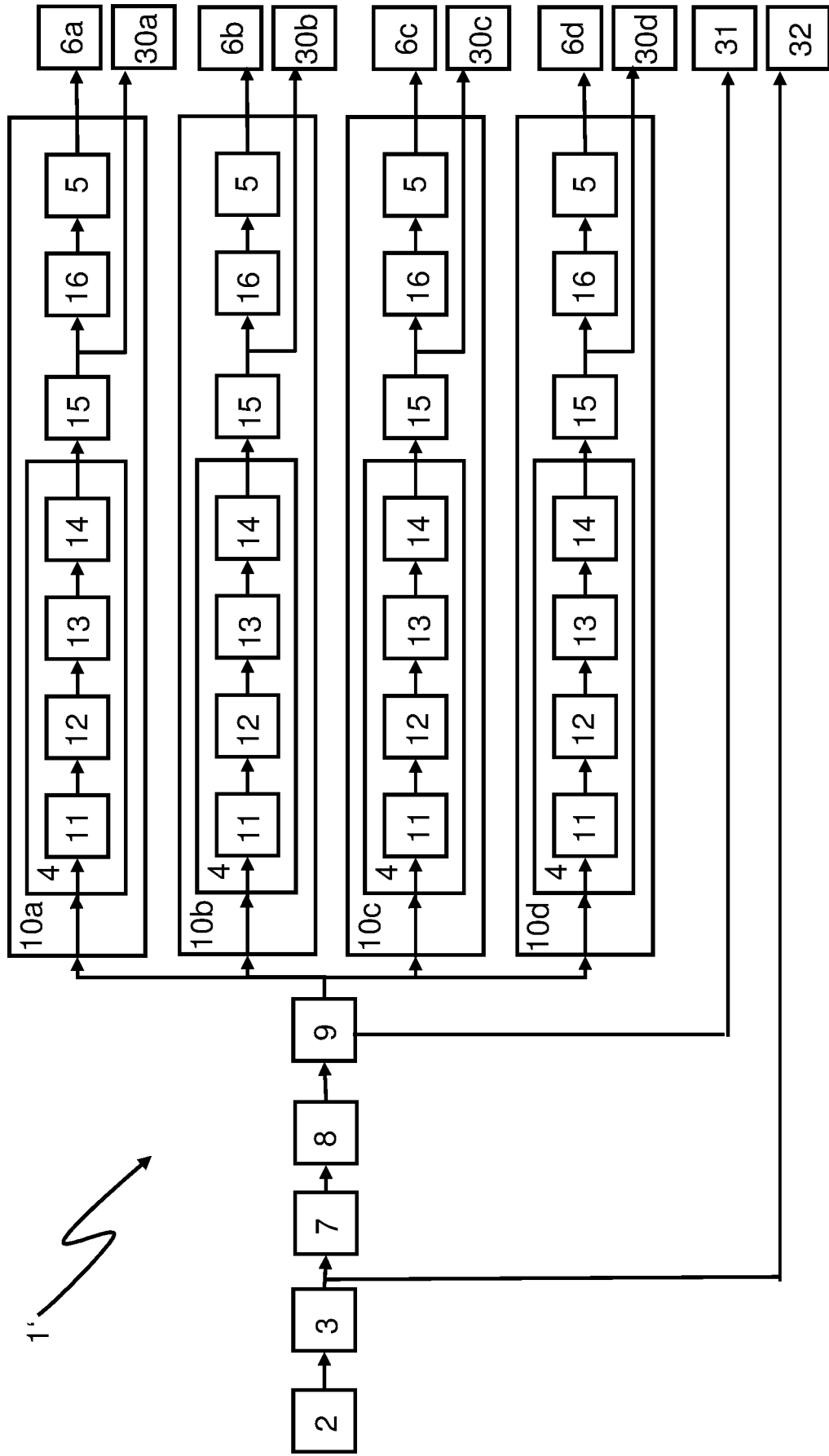
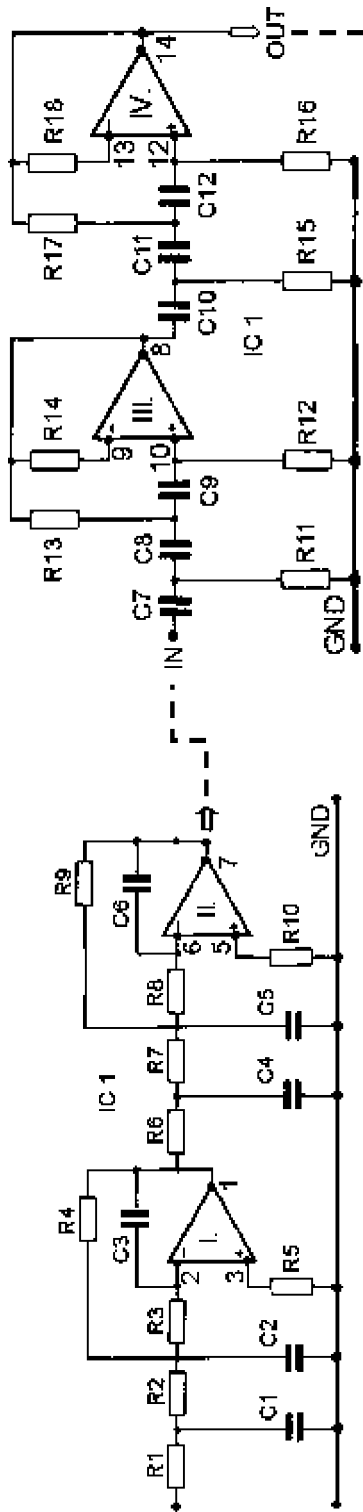


Fig. 2



Figur 3a

Figur 3b

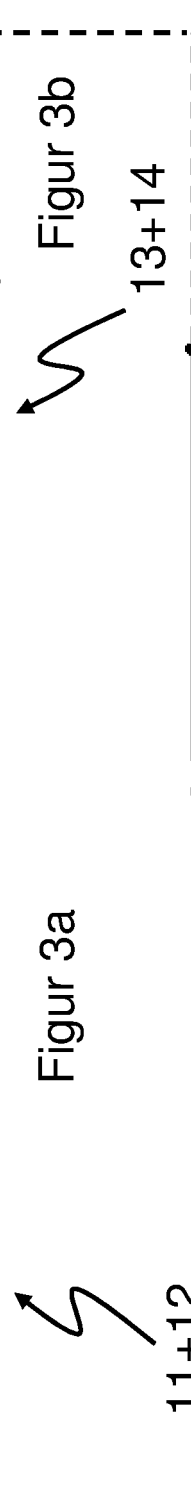


Fig. 3c

11+12

15+16+5

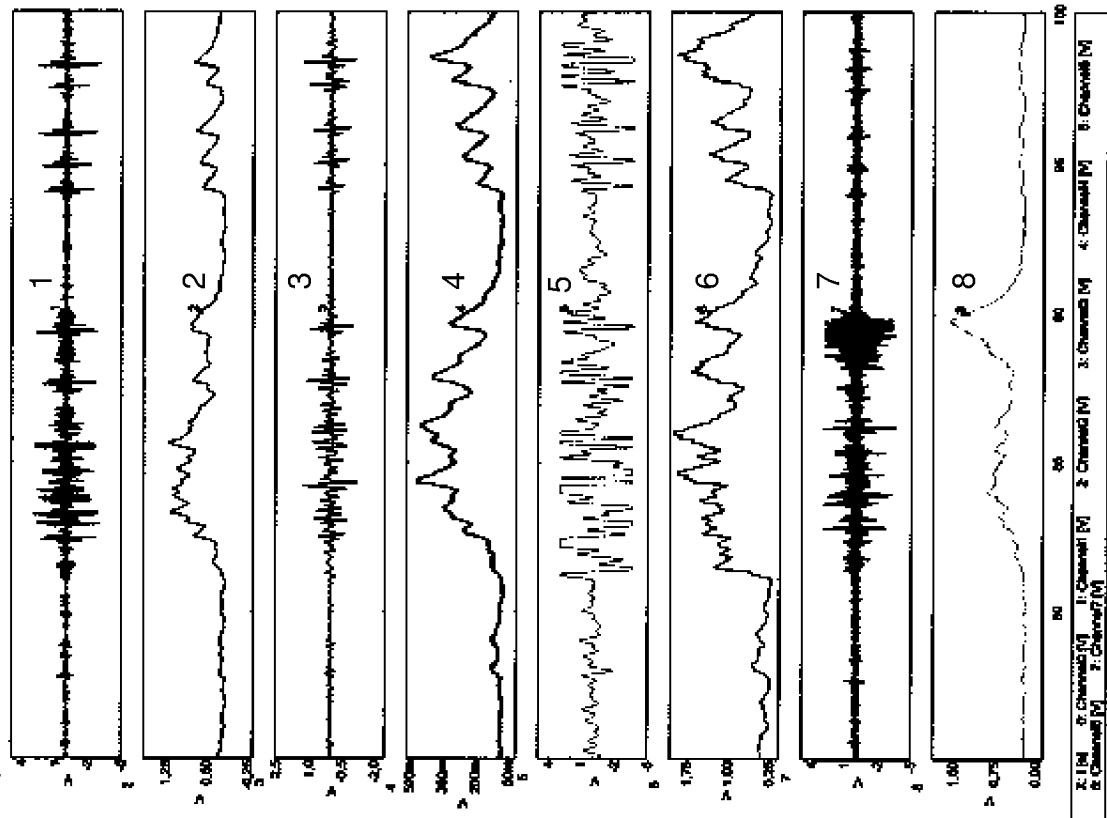


Fig. 4

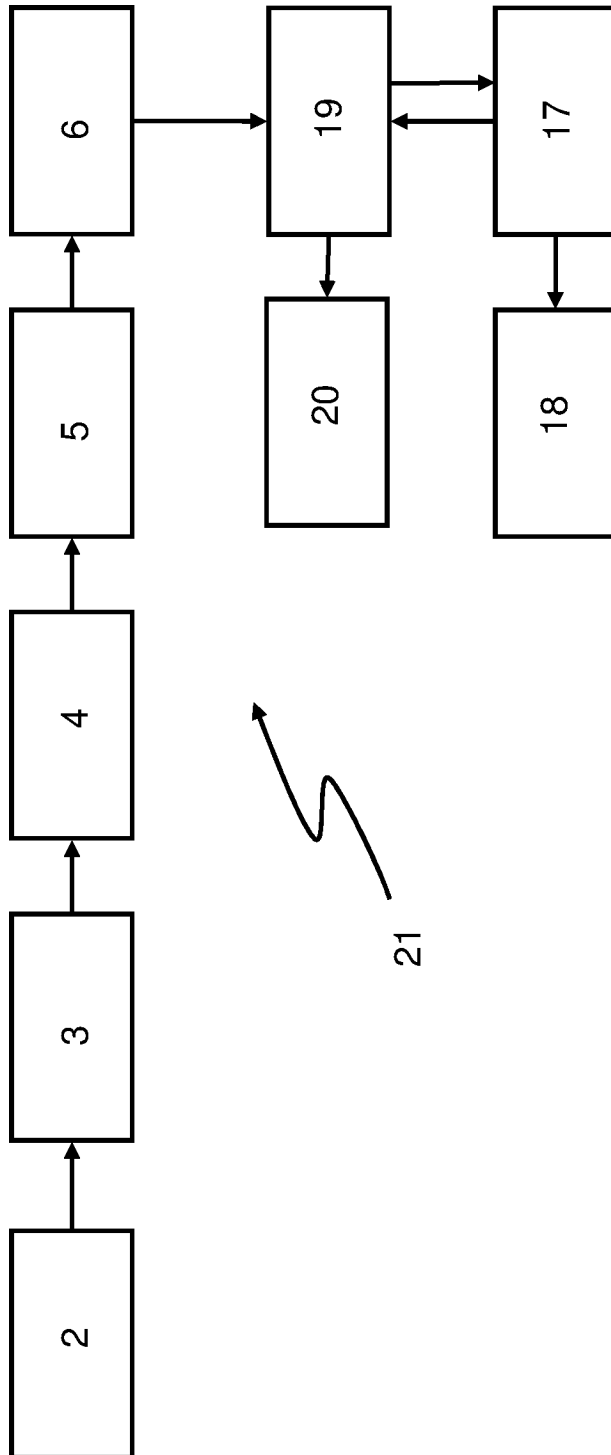


Fig. 5

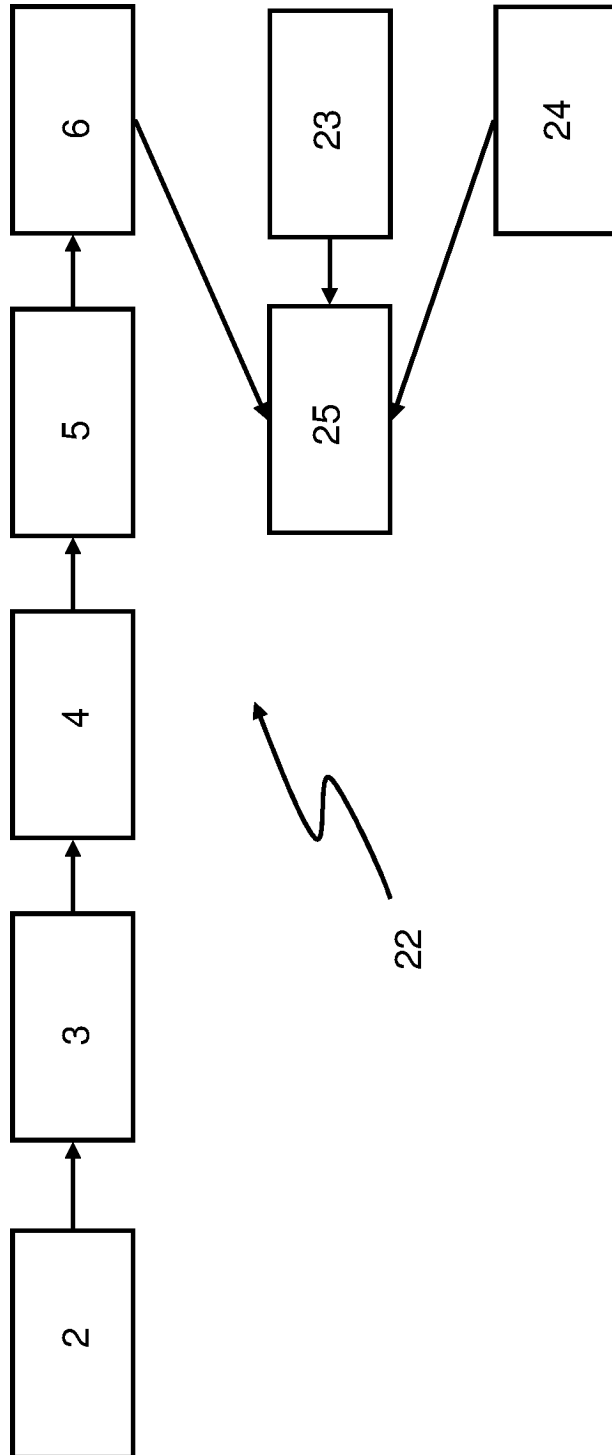


Fig. 6