

(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
13. November 2008 (13.11.2008)

PCT

(10) Internationale Veröffentlichungsnummer
WO 2008/135161 A1

(51) Internationale Patentklassifikation:
A61B 5/00 (2006.01)

(21) Internationales Aktenzeichen: PCT/EP2008/003232

(22) Internationales Anmeldedatum:
22. April 2008 (22.04.2008)

(25) Einreichungssprache: Deutsch

(26) Veröffentlichungssprache: Deutsch

(30) Angaben zur Priorität:
10 2007 020 038.4 27. April 2007 (27.04.2007) DE

(71) Anmelder (für alle Bestimmungsstaaten mit Ausnahme von US): **FRAUNHOFER-GESELLSCHAFT ZUR FÖRDERUNG DER ANGEWANDTEN FORSCHUNG E.V.** [DE/DE]; Hansastrasse 27c, 80686 München (DE).

(72) Erfinder; und

(75) Erfinder/Anmelder (nur für US): **MOERSDORF, Hans-Joachim** [DE/DE]; Schwabacher Str. 74, 90763 Fürth (DE). **ASCHENBRENNER, Stefan** [DE/DE];

Veit-Stoss-Str. 14a, 90542 Eckental (DE). **HOFMANN, Christian** [DE/DE]; Meisenweg 5, 91056 Erlangen (DE).

(74) Anwälte: **ZINKLER, Franz** usw.; SCHOPPE, ZIMMERMANN, STÖCKELER & ZINKLER, Postfach 246, 82043 Pullach bei München (DE).

(81) Bestimmungsstaaten (soweit nicht anders angegeben, für jede verfügbare nationale Schutzrechtsart): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, 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, PG, PH, PL, PT, RO, RS, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SV, SY, 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, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), eurasisches (AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU,

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

(54) Title: DETECTION OF AN APNOEA BY MEANS OF A SIGNAL DEPENDENT ON BLOOD PRESSURE

(54) Bezeichnung: NACHWEIS EINER APNOE MIT BLUTDRUCKABHÄNGIG ERFASTEN SIGNALEN

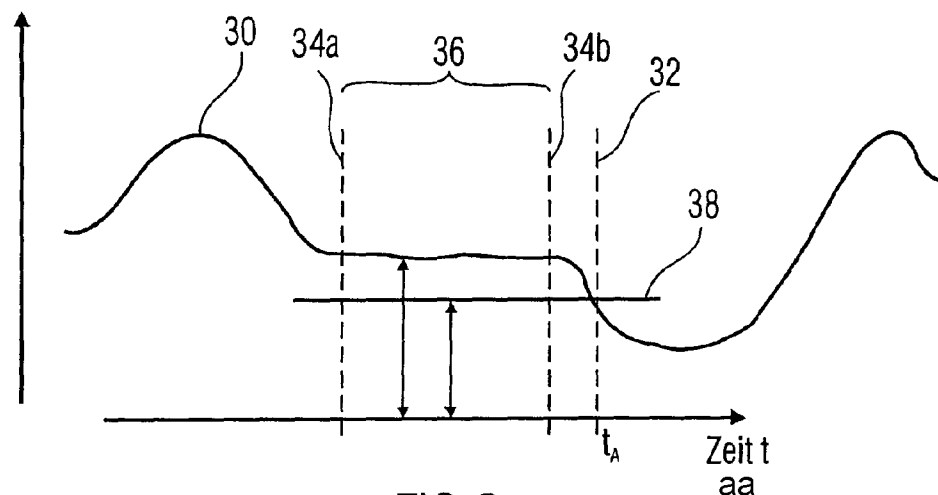


FIG 2

aa Time

(57) Abstract: An apnoea can be detected when a change in the signal curve for a pulse wave signal for a pulse wave signal which is already recorded depending on blood pressure fulfils a given detection criterion.

[Fortsetzung auf der nächsten Seite]

WO 2008/135161 A1



TJ, TM), europäisches (AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MT, NL, NO, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

Veröffentlicht:

- *mit internationalem Recherchenbericht*
- *vor Ablauf der für Änderungen der Ansprüche geltenden Frist; Veröffentlichung wird wiederholt, falls Änderungen eintreffen*

Nachweis einer Apnoe mit blutdruckabhängig erfassten Signalen

5

Beschreibung

Die vorliegende Erfindung befasst sich mit dem Nachweis von Schlafstörungen und insbesondere damit, wie mittels blutdruckabhängig erfasster Signale eine Apnoe nachgewiesen werden kann.

Schlafstörungen sind ein immer häufiger auftretendes Phänomen, das die Lebensqualität und die Leistungsfähigkeit der betroffenen Personen stark einschränkt. Bei speziellen Arten von auftretenden Schlafstörungen kann darüber hinaus die Gesundheit des Patienten nachhaltig beeinträchtigt werden.

Zwei besonders häufig auftretende Schlafstörungen sind dabei Apnoen und Hypopnoen. Bei der Apnoe treten vollständige Atemstillstände auf, deren Häufigkeit in weiten Grenzen variieren kann, wobei Werte von über 200-300 solcher Schlafstörungen pro Nacht keine Seltenheit sind. Als allgemeine Definition für das Krankheitsbild der Apnoe gilt das Auftreten von mindestens 10 Atemstillständen, welche jeweils mindestens 10 Sekunden dauern, innerhalb einer Schlafstunde. Die Apnoe kann mehrere Ursachen haben, die häufigste ist ein während des Schlafes auftretender Verschluss der oberen Atemwege (obstruktive Schlaf-Apnoe). Der Verschluss wird normalerweise durch einen Kollaps der Luftröhre oder durch ein Verschließen der Luftröhre mit der Zunge ausgelöst. Auch das Velum kann beteiligt sein, welches unter anderem auch für das Schnarchen verantwortlich ist. Erschlafft das Gaumensegel, kann es dazu führen, dass dieses die Atemwege vollständig verschließt, so dass die Sauerstoffzufuhr zu den Lungen und somit auch zum Gehirn unterbrochen wird. Aufgrund obigen Zusammenhangs wird die Apnoe

auch häufig bei Personen beobachtet, die zu starkem Schnarchen neigen.

Der abfallende Sauerstoffgehalt des Blutes löst nach einer gewissen Zeit ein Alarmsignal bzw. eine Gegenmaßnahme im Gehirn aus, so dass die betroffenen Personen am Ende einer Apnoe eine kurzzeitige zentralnervöse Aktivierung, ein sog. Arousal, erleben (vergleichbar einer Panikreaktion). Beim Arousal schreckt der betroffene Patient typischerweise mit einem lauten Schnarchgeräusch hoch, woraufhin die Atmung wieder einsetzt. Der Sauerstoffgehalt kann sich wieder normalisieren. Da sich, wie oben beschrieben, dieser Vorgang mehrmals pro Nacht wiederholt, wird offensichtlich, dass die Schlaf-Apnoe eine Reihe von negativen Begleiterscheinungen hervorrufen kann, wie beispielsweise verstärkte Tagesmüdigkeit, verminderte geistige und körperliche Leistungsfähigkeit, Konzentrationsschwäche, Kopfschmerzen, Depressionen und dergleichen.

Neben der obstruktiven Apnoe wird häufig auch die sog. zentrale Schlaf-Apnoe beobachtet, bei der kein Verschluss der Atemwege erfolgt, sondern die vielmehr auf ein Aussetzen der Atemimpulse seitens des Gehirns zurückzuführen ist. Dabei ist der beobachtbare Ablauf der Apnoe bis hin zum Arousal im Wesentlichen derselbe wie bei der obstruktiven Apnoe.

Zusammengefasst lässt sich das Krankheitsbild der Schlafapnoe durch wiederkehrende Atemstillstände während des Schlafs kennzeichnen. Dabei lassen sich Schlafapnoen bzw. Apnoen, wie bereits erwähnt, grob in zwei Gruppen untergliedern: die zentralen Apnoen und die obstruktiven Apnoen. Bei der zentralen Apnoe kommt es im Gehirn zu Fehlern bei der Aktivierung der Atmungsmuskulatur und bei der obstruktiven Apnoe führen Verlegungen im Rachen- und Halsraum zu einem Verschluss der Atemwege. Die Detektion von Apnoen erfolgt üblicherweise, indem mehrere Vitalparameter eines zu untersuchenden Patienten während des Schlafes aufgezeichnet

werden, wie zum Beispiel die Atmungsanstrengung, der Atmungsfluss, oder die Blutsauerstoffsättigung. Auch anhand eines EEG kann eine Apnoe erkannt werden. Da eine Apnoe nur schwierig nachgewiesen werden kann, müssen typischerweise
5 mehrere der oben beschriebenen Vitalparameter in Kombination betrachtet werden, um zu einer eindeutigen Aussage zu gelangen. Einige Verfahren können eine Apnoe auch detektieren, wenn lediglich eine Teilmenge der obigen Vitalparameter beziehungsweise eine geringere Anzahl von Vitalparametern aufgezeichnet wird.
10

Aufgrund der hohen Anzahl von auszuwertenden Parametern beziehungsweise der Komplexität der Auswertung, können Apnoen normalerweise erst nach deren Ende, also nachdem ein Arousal die Apnoe beendet hat, nachgewiesen werden. Die Ursachen hierfür liegen zum einen in der prinzipiellen Schwierigkeit, den Beginn einer Apnoe in den aufgezeichneten Vitalparametern zu erkennen beziehungsweise in der erforderlichen hohen Signalverarbeitungskomplexität.
15

20 Gemäß einem Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung wird ein photoplethysmografisch erfasstes Pulswellensignal ausgewertet, um auf das Vorhandensein einer Apnoe zu schließen, wenn eine Änderung eines niederfrequenten Anteils des Pulswellensignals ein geeignetes Nachweiskriterium erfüllt.
25

Die Auswertung von photoplethysmografisch erfassten Pulswellen erlaubt dabei auf deutlich günstigere, effizientere und schnellere Art und Weise, eine Apnoe nachzuweisen. Wie
30 aus der eingehenderen Diskussion der Ausführungsbeispiele der Erfindung in den folgenden Absätzen hervorgehen wird, ist es dabei sogar möglich, den Beginn einer Apnoe zu detektieren. Einige Ausführungsbeispiele der vorliegenden Erfindung machen sich dies zunutze, um eine Alarmaktion auszuführen, die beispielsweise beinhalten kann, dass ein Patient, bei dem der Beginn einer Apnoe nachgewiesen wurde, stimuliert wird. Durch den rechtzeitigen Stimulus kann er-
35

reicht werden, dass die Apnoe vorzeitig beendet wird, bevor der Körper in eine hohe Sauerstoffschuld gelangt.

5 Gemäß einem Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung wird als Alarmmaßnahme ein CPAP- (Continuous Positive Air-
way Pressure) Apparat aktiviert bzw. es wird der Druck, mit dem dieser Apparat arbeitet, erhöht. CPAP-Geräte sind zur Therapie von Apnoen verwendete Geräte, bei denen der Pati-
ent eine Maske trägt, die mit dem CPAP-Gerät verbunden ist,
10 welches dafür sorgt, dass der Patient kontinuierlich beatmet wird bzw. dass in der dem Patienten zugeführten Atemluft ständig ein fest vorgegebener Luftdruck herrscht. Dies kann einen Kollaps der Luftröhre verhindern. Die herkömmlichen CPAP-Geräte haben eine Reihe von unangenehmen Neben-
15 wirkungen, obwohl sie prinzipiell die Apnoe-Häufigkeit deutlich verringern können.

Zum Einen wird durch den ständigen Betrieb des CPAP-Geräts die Luftröhre ausgetrocknet, zum Anderen erleiden die Pati-
20 enten häufig eine Bindehautentzündung, da es nicht möglich ist, die zur Beatmung erforderliche Maske vollständig dicht am Patienten anliegen zu lassen. Durch den im CPAP-Gerät erzeugten Überdruck entweicht somit ständig Luft an den Rändern der Atemmaske, unter anderem auch in Richtung der
25 Augen, was zu der oben beschriebenen Bindehautentzündung führen kann. Bei einem Ausführungsbeispiel der Erfindung wird bei nachgewiesener Apnoe das CPAP-Gerät dann aktiviert, wenn es wirklich erforderlich ist. Dabei kann entweder das CPAP-Gerät erst zu diesem Zeitpunkt eingeschaltet
30 werden oder es kann alternativ ein mit geringem Druck (also auch mit geringen Nebenwirkungen) arbeitendes CPAP-Gerät derart gesteuert werden, dass kurzzeitig der Druck erhöht wird. Durch ein System aus CPAP-Gerät und einer Vorrichtung zum Nachweis von Apnoen können also die auftretenden Neben-
35 wirkungen beim Einsatz von CPAP-Geräten deutlich verringert oder vermieden werden.

Bei einem weiteren Ausführungsbeispiel kann der zu analysierende niederfrequente Anteil des photoplethysmografisch erfassten Pulswellensignals durch Tiefpassfilterung mit einer Grenzfrequenz, die unterhalb der durchschnittlichen Pulsfrequenz liegt, erzeugt werden.

Bei weiteren Ausführungsbeispielen der vorliegenden Erfindung wird ein einfacher Schwellwertvergleich dazu verwendet, eine Apnoe oder vielmehr den Beginn einer Apnoe nachzuweisen, so dass insgesamt nur eine Signalverarbeitung geringer Komplexität erforderlich ist.

Bei einem weiteren Ausführungsbeispiel der Erfindung kann die Grenzfrequenz des Tiefpassfilters adaptiv an den Puls beziehungsweise die Pulsfrequenz des beobachteten Patienten angepasst werden, so dass zu jeder Zeit sichergestellt ist, dass das auszuwertende Signal nicht durch die typischerweise zeitlich variierende Pulsfrequenz beeinträchtigt werden kann.

Bei einem weiteren Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung kann auf einfache Art und Weise ein Maß für die Schwere oder Heftigkeit einer Apnoe abgeleitet werden, indem diese in Abhängigkeit von der Differenz zum momentan gültigen Schwellwert bestimmt wird.

In ähnlicher Art und Weise kann bei einem weiteren Ausführungsbeispiel eine aufgetretene Apnoe von einer Hypopnoe unterschieden werden. Ein starkes Unterschreiten des momentan gültigen Schwellwerts deutet auf das Vorliegen einer Apnoe hin, während eine leichte Unterschreitung desselben das Vorliegen einer Hypopnoe anzeigen kann. Demzufolge kann ein optional verbundenes CPAP-Gerät beispielsweise bei Vorliegen einer Hypopnoe zunächst ausgeschaltet bleiben, da es bei einer Hypopnoe länger dauert als bei einer Apnoe, bis der Patient eine kritische Sauerstoffschuld eingeht.

Bei einem weiteren Ausführungsbeispiel wird ein vereinfachter photoplethysmografischer Sensor verwendet, um die photoplethysmografischen Pulswellen aufzuzeichnen, welcher lediglich mit Licht eines einzigen Wellenlängenbereichs arbeitet. Typische photoplethysmografische Sensoren verwenden zwei Wellenlängenbereiche parallel, so dass bei diesem Ausführungsbeispiel die Materialkosten beziehungsweise die Kosten der verwendeten Hardware weiter gesenkt werden können.

10

Bevorzugte Ausführungsbeispiele der vorliegenden Erfindung werden nachfolgend, beziehungsweise auf die beiliegenden Figuren, erläutert. Es zeigt:

15 Fig. 1 ein photoplethysmografisch aufgezeichnetes Pulswellensignal;

Fig. 2 eine schematische Analyse eines niederfrequenten Signalanteils;

20

Fig. 3 ein Beispiel einer erfindungsgemäßen Vorrichtung zum Nachweis von Apnoen;

25 Fig. 4 ein weiteres Beispiel einer Vorrichtung zum Nachweis von Apnoen; und

Fig. 5 ein Beispiel eines Verfahrens zum Nachweis von Apnoen.

30 Anhand von Fig. 1 wird im Folgenden die photoplethysmografische Erfassung von Messdaten kurz dargestellt und basierend darauf die einigen Implementierungen der Erfindung zugrunde liegenden Ideen entwickelt.

35 Fig. 1 zeigt auf der x-Achse die Zeit t in willkürlichen Einheiten und auf der y-Achse eine mittels eines photoplethysmografischen Sensors aufgenommene Lichtintensität in ebenfalls willkürlichen Einheiten.

Photoplethysmografische Erfassung von Pulswellen wird häufig zur nicht-invasiven Messung des Blutsauerstoffgehalts (SpO_2) angewendet. Dazu wird ein Körperteil - häufig ein Finger, manchmal jedoch auch andere Körperteile wie Ohr-
5 läppchen, Handgelenk oder Sternum - mittels einer modulierten Lichtquelle durchstrahlt. Bei der Bestimmung der Blutsauerstoffsättigung wird normalerweise Licht mit zwei unterschiedlichen Wellenlängen verwendet.

10

In anderen Anwendungsgebieten werden auch mehr als zwei unterschiedliche Wellenlänge verwendet, in einigen speziellen einfachen Anwendungsfällen kann eine einzelne Wellenlänge zum Einsatz kommen.

15

Generell wird bei der Photoplethysmografie also ein Körperteil mit Licht durchstrahlt, wobei die Intensität der nach der Durchstrahlung des Körperteils empfangbaren Lichtmenge als Messgröße bestimmt wird.

20

Fig. 1 zeigt in der gezackten Kurve 20 den mittels eines Oszillographen dargestellten Verlauf eines photoplethysmografisch erfassten Pulswellensignals, also im Wesentlichen eine erfassten Lichtintensität einer Durchlichtaufnahme eines Körperteils. Dabei ist zu bemerken, dass die Lichtkurve einer zweiten normalerweise verwendeten Licht-
25 quelle in Fig. 1 aus Gründen der Darstellbarkeit nicht gezeigt ist. Die glatte Kurve 22 zeigt einen niederfrequenten Anteil eines Pulswellensignals, wie er beispielsweise durch Tiefpassfilterung des gezackten Signals 20 erzeugt werden
30 kann.

Die gezackte Kurve 20 stellt somit gewissermaßen die Kurve der aktuellen Helligkeit dar, wie sie durch eine Kombination eines Gleichspannungsanteils 22 und eines dynamischen
35 Anteils gebildet werden kann. Die einzelnen Zacken der gezackten Kurve 20 entsprechen den einzelnen Pulsschlägen des Patienten, die im vorliegenden Beispiel an einem Finger des

Patienten beobachtet wurden. Dieser spezifische Kurvenverlauf entsteht dadurch, dass mit jedem Pulsschlag kurzfristig der Blutdruck im Adernsystem des Menschen ansteigt, wodurch sich der Durchmesser der Adern geringfügig erhöht.

5

Diese Variation des Durchmessers führt dazu, dass das die Blutgefäße durchstrahlende Licht eine längere optische Weglänge durch das Blut zurücklegen muss, was zur verstärkten Absorption führt, so dass jeder Pulsschlag einen kurzzeitigen Intensitätseinbruch des photoplethysmografisch nachgewiesenen Lichts beziehungsweise der nachgewiesenen Intensität zur Folge hat. Die glatte Kurve 22 entsteht durch zeitliche Mittelung des dynamischen Signals, also der gezackten Kurve 20 und zeigt somit dessen Gleichspannungsanteil (DC-Komponente). Dabei ist es für einige Ausführungsbeispiele der Erfindung ausreichend, eine vereinfachte Version eines SpO₂-Plethysmografen zu verwenden, da lediglich eine einzelne Messkurve für Licht einer einzelnen Wellenlänge ausgewertet werden muss, um zuverlässig auf eine Apnoe zu schließen.

Der Gleichspannungsanteil beziehungsweise der niederfrequente Signalanteil 22 ändert sich bei einer photoplethysmografischen Messung im Laufe der Zeit durch die Änderung einiger die Messung beeinflussenden Parameter, wie beispielsweise sich änderndes Umgebungslicht, eine Lageänderung des Messorts relativ zum Blutgefäß, der Höhe des Messortes über dem Herzen und sich ändernder Schlafpositionen des zu untersuchenden Patienten. Darüber hinaus weist dieser starke interindividuelle Streuung auf, ist also extrem patientenabhängig.

Von den Erfindern wurde erkannt, dass bei einer Obstruktion, wie sie beispielsweise durch Atmen bei verschlossener Nase und Mund herbeiführbar ist, ein spontaner Anstieg des Blutdrucks als Reaktion auf die intrathorakalen Druckschwankungen beobachtet werden kann. Da die zugrundeliegen-

den Mechanismen der Atemstörungen ähnlich sind, gilt dies auch für zentrale Apnoen.

Bei Aussetzen der Atmung in Folge einer Apnoe erfolgt also
5 ein spontaner Anstieg des Blutdrucks, wobei dies auf einer
Zeitskala erfolgt, die sich deutlich von der den Pulsschlä-
gen zugrunde liegenden Zeitskala unterscheidet. Treten sol-
che durch Apnoen verursachte Blutdruckänderungen auf, re-
sultieren diese ebenfalls in einer Weitung der Gefäße, wo-
10 mit der von den Lichtstrahlen zu passierende Querschnitt
zunimmt. Infolgedessen kommt es zu einer Verschiebung des
Gleichspannungsanteils in der Helligkeitskurve, wie es in
Fig. 1 zum Zeitpunkt des Beginns einer Apnoe 24 dargestellt
ist, an dem der niederfrequente Anteil des Pulswellensig-
15 nals deutlich einbricht. Der zum Zeitpunkt 24 eintretende
Abfall des niederfrequenten Anteils des Pulswellensignals
erlaubt also unmittelbar, auf das Vorhandensein einer Apnoe
zu schließen. Dabei ist zu berücksichtigen, dass beobachte-
te Änderungen des Gleichspannungsanteils auch durch die be-
20 reits genannten Störeinflüsse hervorgerufen werden können.
Jedoch können diese beiden Änderungen durch äußerst einfache
Signalverarbeitungsmethoden, wie beispielsweise die an-
hand von Fig. 2 beschriebenen Schwellwertvergleiche, unter-
schieden werden, so dass eine Apnoendetektion und insbeson-
25 dere sogar die Detektion des Beginns einer Apnoe mit äu-
ßerst einfachen Mitteln in Echtzeit erfolgen kann.

Wie anhand der oben beschriebenen medizinischen Mechanismen
klar wird, wird bei einigen Ausführungsbeispielen der Er-
30 findung ein blutdruckabhängiges Pulswellensignal bereitge-
stellt. Das Pulswellensignal wird ausgewertet, um auf das
Vorhandensein einer Apnoe zu schließen, wenn eine Änderung
eines Signalverlaufs des Pulswellensignals ein vorbestimm-
tes Nachweiskriterium erfüllt.

35 Bei weiteren Ausführungsbeispielen der vorliegenden Erfin-
dung können Sensoren zum Einsatz kommen, die auf andere Art
und Weise ein blutdruckabhängiges Pulswellensignal zur Ver-

fügung stellen. Dies können beispielsweise hoch empfindliche Blutdruckmessgeräte bzw. integrierte Drucksensoren sein. Darüber hinaus kann beispielsweise die Information eines EEG oder eine EKG verwendet werden, da diese ebenfalls Informationen über den Verlauf des Blutdrucks beinhalten. Bei weiteren Ausführungsbeispielen der vorliegenden Erfindung kann auch ein hochfrequenterer Signalanteil des Pulswellensignals ausgewertet werden, um auf das Vorhandensein einer Apnoe zu schließen.

10
Motiviert kann eine solche Vorgehensweise beispielsweise dadurch sein, dass bei Vorliegen einer Sauerstoffschuld die Elastizität der Adern im menschlichen Körper verringert ist. Demzufolge wird ein Druckanstieg, wie er durch den Herzschlag hervorgerufen wird, weniger stark durch elastische Reaktionen des Adersystems gedämpft. Demzufolge wird sich auch also ein höherfrequenter Signalanteil des blutdruckabhängigen Signals (die Zacken der gezackten Kurve 20 in Fig. 1) ändern. Dies rührt daher, dass der Druckanstieg wesentlich schneller erfolgt, d.h. die Steigung der Zacken, bzw. die Steigung der Signalflanken eines einen Pulsschlag beschreibenden Signalanteils eines blutdruckabhängigen Pulswellensignals wird sich gegenüber einem elastischen Gefäßsystem erhöhen. Demzufolge können alternative Ausführungsbeispiele auf Grundlage dieser Information auch eine Änderung eines höherfrequenten Signalanteils des Pulswellensignals auswerten, um aus einer Änderungsgeschwindigkeit des höherfrequenten Signalanteils auf das Vorhandensein einer Apnoe zu schließen.

30
Dazu zeigt Fig. 2 schematisch einen Kurvenverlauf eines niederfrequenten Anteils eines Pulswellensignals 30, wobei der Signalverlauf in willkürlichen Einheiten der Intensität gegen die Zeit in willkürlichen Einheiten aufgetragen ist.

35
Fig. 2 zeigt ferner einen Auswertezeitpunkt 32 (t_A), sowie einen Intervallstartzeitpunkt 34a und einen Intervallendzeitpunkt 34b, die ein Zeitintervall 36 definieren, welches

zeitlich vor dem Auswertzeitpunkt 32 liegt. Der Nachweis einer Apnoe und insbesondere auch das Beginnen einer Apnoe zum Auswertzeitpunkt 32 kann nunmehr dadurch erfolgen, dass beispielsweise ein absolutes Schwellwertkriterium definiert wird, dass also bei Unterschreiten eines festen Schwellwerts 38 des niederfrequenten Anteils des Pulswellensignals auf das Vorhandensein einer Apnoe beziehungsweise auf den Beginn einer Apnoe geschlossen wird.

- Bei alternativen Ausführungsbeispielen der vorliegenden Erfindung, die zusätzlich der Tatsache Rechnung tragen, dass sich der niederfrequente Signalanteil aufgrund anderer Faktoren ebenfalls ändern kann, wird ein zeitlich variabler Schwellwert 38 dadurch gebildet, dass das Signal innerhalb des Zeitintervalls 36, welches sich zeitlich vor dem Auswertzeitpunkt 32 befindet, zur Berechnung des Schwellwerts 38, unterhalb dessen auf das Vorhandensein einer Apnoe geschlossen wird, verwendet wird. Dies kann beispielsweise dadurch geschehen, dass der Mittelwert des Pulswellensignals innerhalb des Intervalls 36 gebildet wird, woraufhin der Schwellwert 38 beispielsweise als fester Bruchteil des innerhalb des Intervalls 36 gebildeten Mittelwerts festgelegt wird. Dabei kann das Zeitintervall 36 zum einen, wie es in Fig. 2 gezeigt ist, zeitlich so vor dem Auswertzeitpunkt 38 liegen, dass das Zeitintervall 36 nicht bis zum Auswertzeitpunkt 32 dauert. Alternativ ist es natürlich ebenfalls möglich, ein Zeitintervall zu wählen, welches mit dem Auswertzeitpunkt 32 endet. Alternative Ausführungsbeispiele können beispielsweise auch die zeitliche Ableitung des niederfrequenten Anteils des Pulswellensignals als Kriterium verwenden, so dass, wenn die zeitliche Ableitung unterhalb einen bestimmten Wert fällt, auf das Vorhandensein einer Apnoe geschlossen werden kann.
- Alternativ ist es beispielsweise auch möglich, innerhalb des Zeitintervalls 36 eine lineare Regression durchzuführen oder ein Polynom höherer Ordnung an den Signalverlauf anzupassen, um ein Nachweiskriterium, bei dessen Erfüllung auf

das Vorhandensein einer Apnoe geschlossen wird, zum Auswertzeitpunkt 32 auf Grundlage der zum Auswertzeitpunkt 32 extrapolierten angepassten Funktion zu bestimmen.

- 5 Vorteilhaft ist bei allen oben beschriebenen Auswerte- beziehungsweise Analyseverfahren, dass aufgrund des photoplethysmografisch gewonnenen Pulswellensignals die Auswerteschritte beziehungsweise die zur Signalverarbeitung erforderlichen Verfahrensschritte ohne großen Rechenaufwand
10 durchführbar sind, so dass die Apnoen zum einen mit günstiger Hardware und zum anderen in Echtzeit nachgewiesen werden können.

Fig. 3 zeigt ein Beispiel einer Vorrichtung zum Nachweis
15 von Apnoen 100, welches eine Bereitstellungseinrichtung 102 zum Bereitstellen eines photoplethysmografisch erfassten Pulswellensignals und eine Auswerteeinrichtung 104 zum Auswerten des Signals umfasst. Die Auswerteeinrichtung 104 schließt auf das Vorhandensein oder den Beginn einer Apnoe,
20 wenn eine Änderung eines niederfrequenten Anteils des Pulswellensignals, welches von der Bereitstellungseinrichtung 102 bereit gestellt wurde, ein vorbestimmtes Nachweiskriterium erfüllt. Beispiele für solche Nachweiskriterien sind anhand der vorgehenden Figuren diskutiert worden.

25 Die Bereitstellungseinrichtung 102 kann beispielsweise das in Echtzeit von einem Photoplethysmografiesensor aufgenommene Pulswellensignal empfangen, um dieses bereitzustellen. Alternativ ist möglich, dass die Bereitstellungseinrichtung
30 bereits aufgezeichnete Signale von einem externen Medium bezieht beziehungsweise von einem Speicher einliest, um diese bereitzustellen. In Fig. 3 ist darüber hinaus ein optionaler Tiefpassfilter 106 gezeigt, um den niederfrequenten Anteil des Pulswellensignals aus dem Pulswellensignal,
35 welches von der Bereitstellungseinrichtung 106 bereitgestellt wird, zu erzeugen.

Dabei ist bevorzugt die Trennfrequenz des Tiefpassfilters derart gewählt, dass sie unterhalb der Pulsfrequenz eines Menschen liegt. Die Trennfrequenz kann daher somit unterhalb von einem Hz, unterhalb von 0,5 Hz oder auch unterhalb von 0,2 Hz gewählt werden.

Bei einer weiteren Ausführungsform der Erfindung wird die Trennfrequenz adaptiv angepasst, da die Auswerteinrichtung 104 ferner ausgebildet ist, das Pulswellensignal auf die Pulsfrequenz hin auszuwerten, um in Kenntnis der aktuellen Pulsfrequenz den Tiefpassfilter adaptiv derart zu steuern, dass die Tiefpassfilterung nicht durch die Pulsfrequenz beeinträchtigt wird, weil sichergestellt werden kann, dass die Grenzfrequenz des Tiefpassfilters immer unterhalb der Pulsfrequenz befindlich ist.

Der Tiefpassfilter 106 kann in weiteren Ausführungsformen ebenfalls durch eine Mittelwertbildung innerhalb eines Zeitintervalls ersetzt werden oder jedwede andere Maßnahme, die in der Lage ist, den niederfrequenten Signalanteil des Pulswellensignals, welches von der Bereitstellungseinrichtung 102 bereitgestellt wird, zu extrahieren.

Fig. 4 zeigt ein weiteres Ausführungsbeispiel der vorliegenden Erfindung in einer Vorrichtung zum Nachweis von Apnoen 100, welche ebenso wie die in Fig. 3 gezeigte Vorrichtung eine Bereitstellungseinrichtung 102 und eine Auswerteinrichtung 104 aufweist, so dass im Folgenden auf eine erneute Beschreibung der beiden Einrichtungen verzichtet wird. Insbesondere sind im gesamten Kontext dieser Anmeldung auch sämtliche funktionsidentischen oder funktionsähnlichen Komponenten mit denselben Bezugszeichen versehen, wobei deren Beschreibung anhand der einzelnen Ausführungsbeispiele wechselseitig aufeinander anwendbar ist beziehungsweise zwischen einzelnen Ausführungsbeispielen übertragen werden kann.

Die Vorrichtung zum Nachweis von Apnoen 100 weist ferner eine Alarmeinrichtung 110 auf, die ausgebildet ist, eine Alarmaktion auszuführen, wenn die Auswerteinrichtung auf das Vorhandensein einer Apnoe beziehungsweise auf den Beginn einer Apnoe geschlossen hat.

Dabei sind in Fig. 4 mehrere Alternativen für eine Alarmaktion dargestellt, welche selbstverständlich auch gleichzeitig ergriffen werden können. Ein Beispiel einer Alarmaktion ist dabei beispielsweise das Speichern des Zeitpunkts der nachgewiesenen Apnoe in einem externen Speicher 112 oder einem internen Speicher 114, welcher sich innerhalb der Vorrichtung zum Nachweis von Apnoen befinden kann.

Gleichzeitig ist es auf vorteilhafte Art und Weise möglich, ein Maß der Intensität der Apnoe zu speichern, welches basierend auf dem Nachweiskriterium ermittelt werden kann. Kommt als Nachweiskriterium beispielsweise ein Schwellwertvergleich zum Einsatz, so kann die Größe des Abweichens von dem Schwellwert als Maß für die Schwere der nachgewiesenen Apnoe verwendet werden.

Da, wie bereits erwähnt, basierend auf den photoplethysmografischen Signalen auch der Beginn einer Apnoe detektiert werden kann, wird bei weiteren Ausführungsbeispielen der vorliegenden Erfindung als Alarmaktion ein Stimulationssignal erzeugt, welches eine externe Stimulationseinrichtung 116 veranlassen kann, ein CPAP Gerät geeignet anzusteuern, sodass der Patient keine zu hohe Sauerstoffschuld eingeht.

Fig. 5 zeigt ein Beispiel für ein Verfahren zum Nachweis von Apnoen, bei dem in einem Bereitstellungsschritt 130 photoplethysmografisch erfasste Pulswellensignale bereitgestellt werden. Diese werden in einem Analyseschritt beziehungsweise in einem Auswerteschritt 132 ausgewertet, um auf das Vorhandensein einer Apnoe zu schließen, wenn eine Ände-

rung eines niederfrequenten Anteils des Pulswellensignals ein vorbestimmtes Nachweiskriterium erfüllt.

5 Zusammengefasst ist es also mit der vorliegenden Erfindung möglich, aus einer photoplethysmografisch erfassten Puls- welle beziehungsweise einem photoplethysmografisch erfass- ten Signal die schlafbezogenen Atmungsstörungen zu detek- tieren (die sogenannten Schlafapnoen).

10 Dabei ist es im praktischen Betrieb besonders vorteilhaft, dass bei einer polysomnografischen Schlafuntersuchung die Sauerstoffsättigung normalerweise routinemäßig mittels ei- nes photoplethysmografischen Sensors erfasst wird. Auch
15 viele andere Sensorsätze, die nur eine Teilmenge des voll- ständigen Polysomnografiedatensatzes aufzeichnen, schließen die SpO₂-Messung ein. Im klinischen Alltag können somit oh- ne die Notwendigkeit, einen zusätzlichen Sensor zu befesti- gen beziehungsweise zu kaufen, Apnoen nunmehr zuverlässig
20 nachgewiesen werden. Darüber hinaus kann durch Anwendung des erfindungsgemäßen Konzepts eine Vielzahl anderer Senso- ren, die bis dato bei der Polysomnografie verwendet werden, überflüssig werden, beziehungsweise diese Sensoren können zur Redundanzbildung verwendet werden.

25 Abhängig von den Gegebenheiten kann das erfindungsgemäße Verfahren in Hardware oder in Software implementiert wer- den. Die Implementierung kann auf einem digitalen Speicher- medium, insbesondere einer Diskette oder CD mit elektro- nisch auslesbaren Steuersignalen erfolgen, die so mit einem
30 programmierbaren Computersystem zusammenwirken können, dass das erfindungsgemäße Verfahren ausgeführt wird. Allgemein besteht die Erfindung somit auch in einem Computer- Programm-Produkt mit einem auf einem maschinenlesbaren Trä- ger gespeicherten Programmcode zur Durchführung des erfin-
35 dungsgemäßen Verfahrens, wenn das Computer-Programm-Produkt auf einem Rechner abläuft. In anderen Worten ausgedrückt kann die Erfindung somit als ein Computer-Programm mit ei- nem Programmcode zur Durchführung des Verfahrens realisiert

werden, wenn das Computer-Programm auf einem Computer abläuft.

Patentansprüche

1. Vorrichtung zum Nachweis von Apnoen mit folgenden Merkmalen:

einer Bereitstellungseinrichtung zum Bereitstellen eines blutdruckabhängigen Pulswellensignals; und

einer Auswerteeinrichtung zum Auswerten des bereitgestellten Pulswellensignals, um auf das Vorhandensein einer Apnoe zu schließen, wenn eine Änderung eines des Signalverlaufs des Pulswellensignals ein vorbestimmtes Nachweiskriterium erfüllt.

2. Vorrichtung gemäß Anspruch 1, bei der die Bereitstellungseinrichtung ausgebildet ist, ein photoplethysmografisch erfasstes Pulswellensignal bereit zu stellen.

3. Vorrichtung gemäß Anspruch 1 oder 2, bei der die Auswerteeinrichtung ausgebildet ist auf das Vorhandensein einer Apnoe zu schließen, wenn eine Änderung eines niederfrequenten Anteils des Pulswellensignals ein vorbestimmtes Nachweiskriterium erfüllt.

4. Vorrichtung gemäß Anspruch 3 mit folgendem zusätzlichem Merkmal:

einem Tiefpassfilter, um den niederfrequenten Anteil des Pulswellensignals aus dem Pulswellensignal abzuleiten.

5. Vorrichtung gemäß Anspruch 4, bei der der Tiefpassfilter eine Grenzfrequenz aufweist, die unterhalb einer Pulsfrequenz liegt.

6. Vorrichtung gemäß Anspruch 4, bei der die Auswerteeinrichtung ausgebildet ist, das Pulswellensignal auf die Pulsfrequenz hin auszuwerten, um die Grenzfrequenz des Tiefpassfilters

derart zu steuern, dass diese unterhalb der Pulsfrequenz liegt.

7. Vorrichtung gemäß einem der vorhergehenden Ansprüche, bei der die Bereitstellungseinrichtung einen Photoplethysmografiesensor umfasst.
8. Vorrichtung gemäß Anspruch 7, bei der der Photoplethysmografiesensor ausgebildet ist, Licht eines einzigen Wellenlängenbereichs zu verwenden.
9. Vorrichtung gemäß einer der vorhergehenden Ansprüche, bei der die Bereitstellungseinrichtung ein Speicherinterface zum Auslesen eines auf einem externen Medium gespeicherten Pulswellensignals aufweist.
10. Vorrichtung gemäß einem der Ansprüche 3 bis 9, bei der die Auswerteeinrichtung ausgebildet ist, einen Abfall des niederfrequenten Anteils des Pulswellensignals unter einen vorbestimmten Schwellwert als Erfüllen des Nachweiskriteriums zu bewerten.
11. Vorrichtung gemäß Anspruch 10, bei der die Auswerteeinrichtung ausgebildet ist, den Schwellwert für einen Auswertzeitpunkt durch Mittelung des niederfrequenten Anteils des Pulswellensignals innerhalb eines zeitlich vor dem Auswertzeitpunkt liegenden Zeitintervalls zu bestimmen.
12. Vorrichtung gemäß einem der Ansprüche 1 bis 11, bei der die Auswerteeinrichtung einen Differenzierer umfasst, um eine zeitliche Ableitung des niederfrequenten Anteils des Pulswellensignals oder des Pulswellensignals zu bestimmen, wobei die Auswerteeinrichtung ausgebildet ist, das Unterschreiten eines Schwellwerts der zeitlichen Ableitung als Erfüllen des Nachweiskriteriums zu bewerten.
13. Vorrichtung gemäß einem der vorhergehenden Ansprüche, die zusätzlich eine Alarmeinrichtung umfasst, um eine

Alarmaktion auszuführen, wenn die Auswerteeinrichtung auf das Vorhandensein einer Apnoe geschlossen hat.

14. Vorrichtung gemäß Anspruch 13, bei der die Alarmeinrichtung ausgebildet ist, als Alarmaktion das Speichern des Zeitpunkts des Nachweises einer Apnoe in einem externen Speicher durchzuführen.
15. Vorrichtung gemäß einem der Ansprüche 13 oder 14, bei der die Alarmeinrichtung ausgebildet ist, als Alarmaktion ein Maß für die Schwere der nachgewiesenen Apnoe basierend auf dem Nachweiskriterium zu speichern.
16. Vorrichtung gemäß einem der Ansprüche 13 bis 15, bei der die Alarmeinrichtung ausgebildet ist, als Alarmaktion eine Beatmungsunterstützungseinrichtung zu aktivieren oder deren Unterstützungsfunktion zu erhöhen.
17. Vorrichtung gemäß einem der vorhergehenden Ansprüche, bei der die Auswerteeinrichtung ausgebildet ist, um auf den Beginn einer Apnoe zu schließen, wenn eine Änderung des niederfrequenten Anteils des Pulswellensignals das vorbestimmte Nachweiskriterium erfüllt.
18. Verfahren zum Nachweis von Apnoen mit folgenden Schritten:

Bereitstellen eines blutdruckabhängigen Pulswellensignals;
und

Auswerten des bereitgestellten Pulswellensignals, um auf das Vorhandensein einer Apnoe zu schließen, wenn eine Änderung eines des Signalverlaufs des Pulswellensignals ein vorbestimmtes Nachweiskriterium erfüllt.
19. Vorrichtung zum Nachweis von Apnoen mit folgenden Merkmalen:

einer Bereitstellungseinrichtung (102) zum Bereitstellen eines blutdruckabhängigen Pulswellensignals (20); und

einer Auswerteeinrichtung (104) zum Auswerten des bereitgestellten Pulswellensignals (20), um auf das Vorhandensein einer Apnoe zu schließen, wenn ein niederfrequenter Anteil (22; 30) des Pulswellensignals (20) unter einen vorbestimmten Schwellwert (38) abfällt, wobei

die Auswerteeinrichtung (104) ferner ausgebildet ist, um den Schwellwert (38) für einen Auswertezeitpunkt (32) durch Mittelung des niederfrequenten Anteils (38) des Pulswellensignals innerhalb eines zeitlich vor dem Auswertezeitpunkt liegenden Zeitintervalls (36) zu bestimmen.

20. Verfahren zum Nachweis von Apnoen mit folgenden Schritten:

Bereitstellen eines blutdruckabhängigen Pulswellensignals;
und

Auswerten des bereitgestellten Pulswellensignals, um auf das Vorhandensein einer Apnoe zu schließen, wenn ein niederfrequenter Anteil des Pulswellensignals unter einen vorbestimmten Schwellwert abfällt, wobei

der Schwellwert für einen Auswertezeitpunkt durch Mittelung des niederfrequenten Anteils des Pulswellensignals innerhalb eines zeitlich vor dem Auswertezeitpunkt liegenden Zeitintervalls bestimmt wird.

21. Computerprogramm mit einem Programmcode zur Durchführung des Verfahrens nach Anspruch 18 oder Anspruch 20, wenn das Programm auf einem Computer abläuft.

1/4

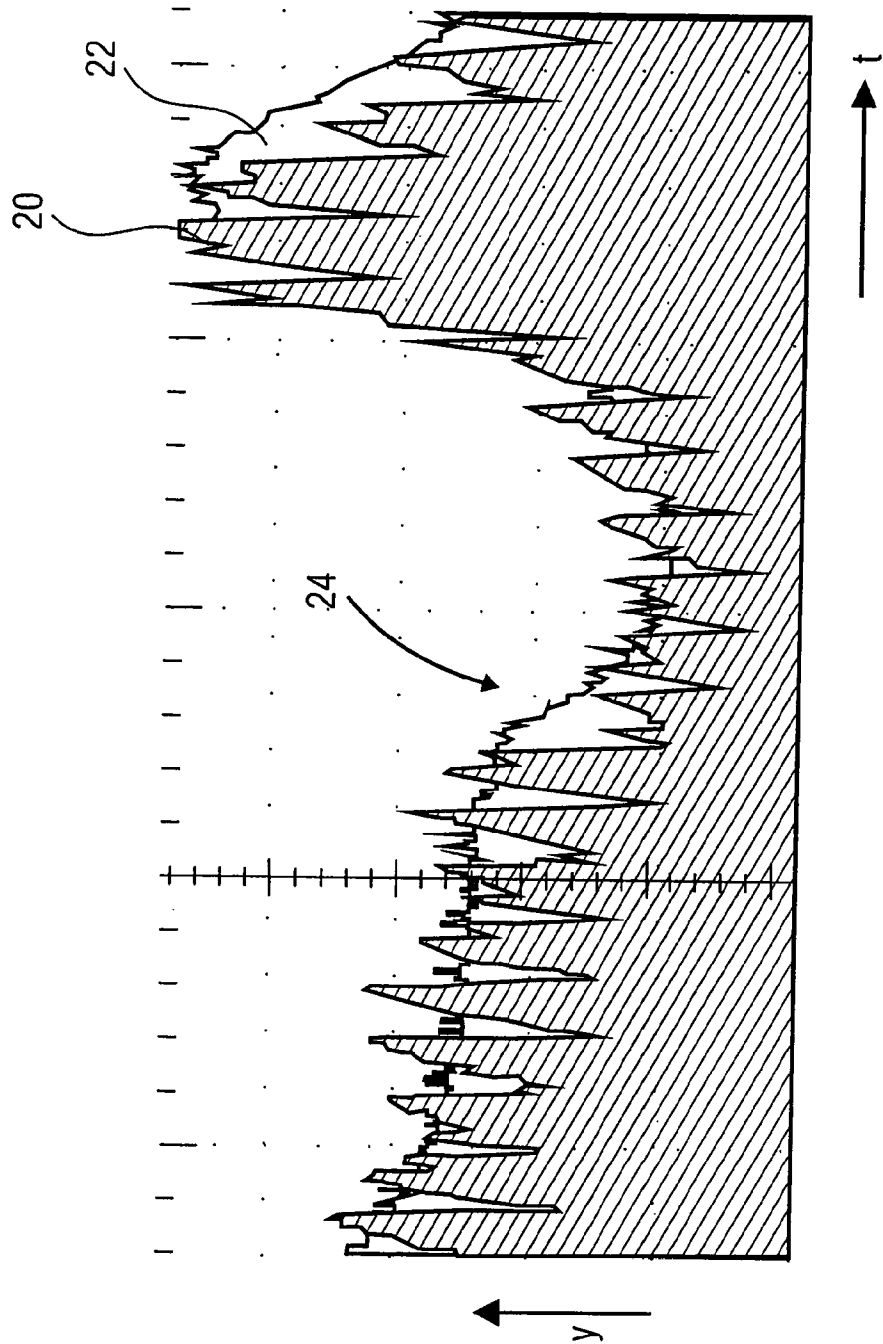


FIG 1

2/4

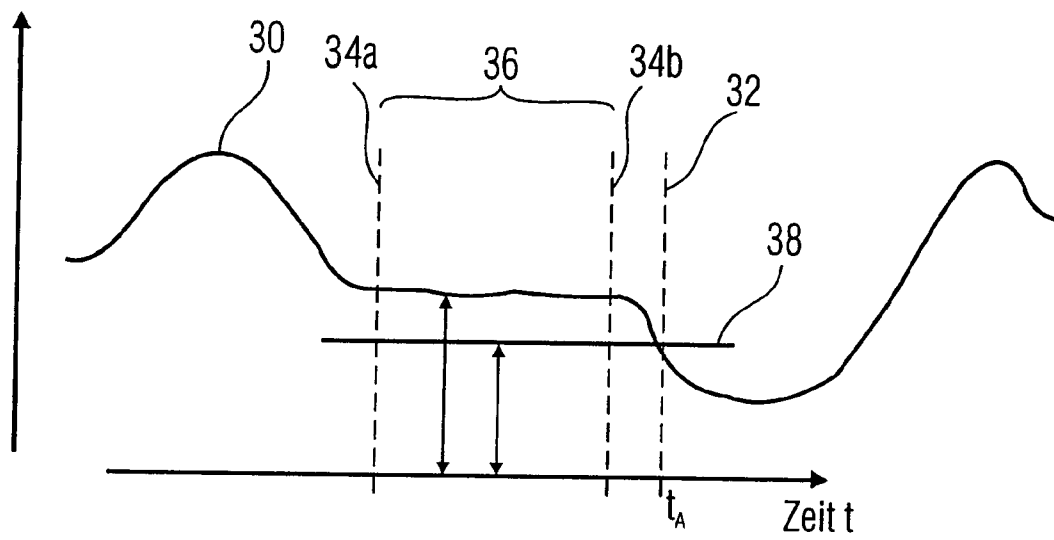


FIG 2

FIG 3

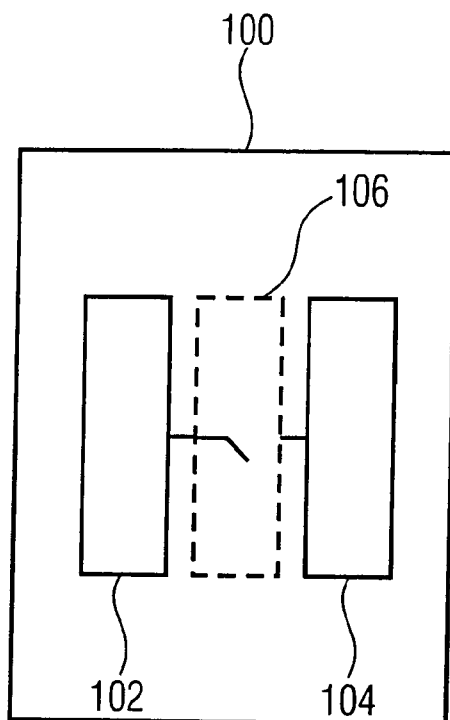
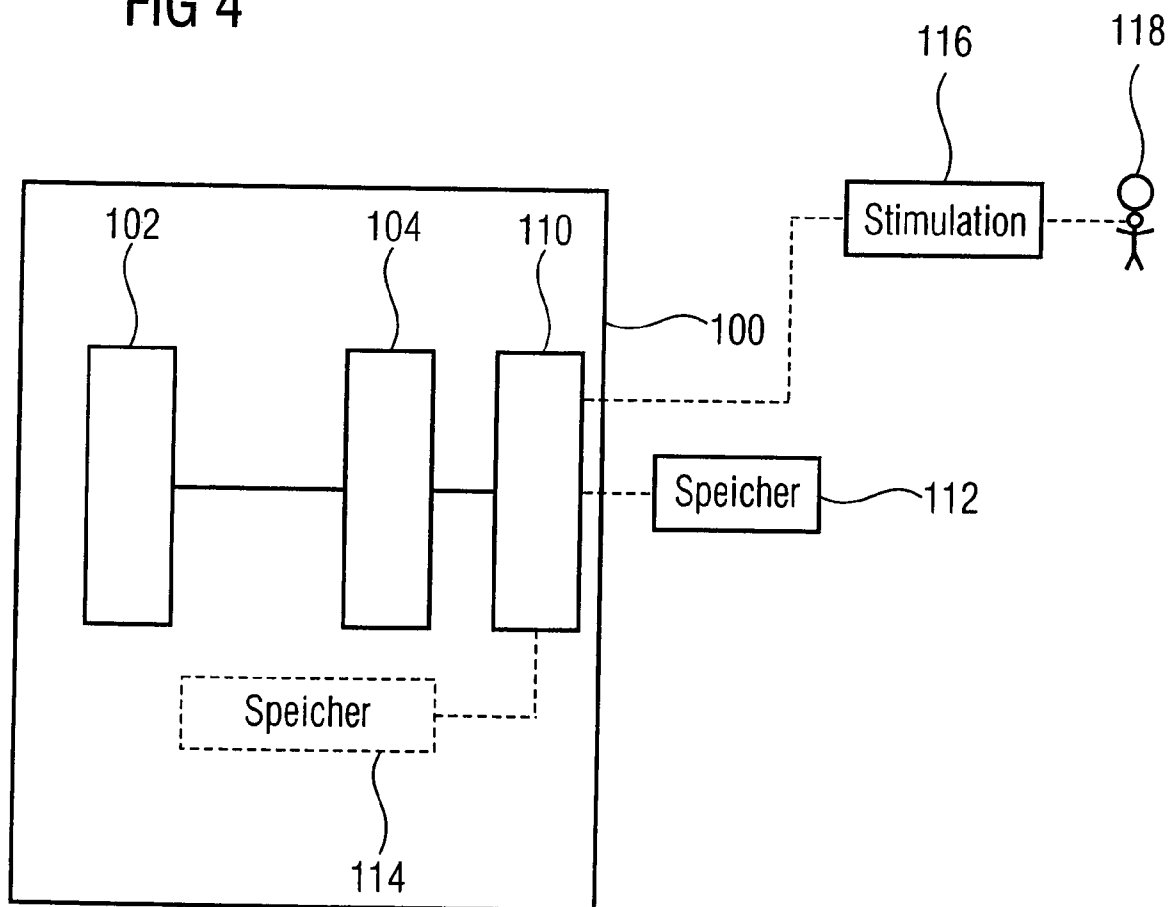


FIG 4



4/4

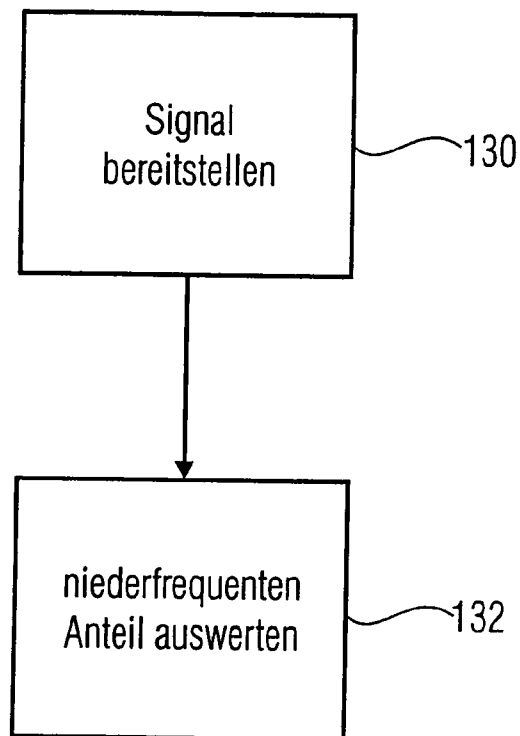


FIG 5

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/EP2008/003232

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

INV. A61B5/00

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 practical, 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	EP 1 470 780 A (SAMSUNG ELECTRONICS CO LTD [KR]) 27 October 2004 (2004-10-27)	1-7, 10, 11, 13, 17-21
A	paragraphs [0024], [0029], [0032], [0034], [0035]	9, 14-16
X	WO 98/04182 A (ITAMAR MEDICAL C M 1997 LTD [IL]; GOOR DANIEL A [IL]; SCHNALL ROBERT P) 5 February 1998 (1998-02-05) page 1, line 16 - page 2, line 1 page 45, line 23 - page 46, line 8 page 54, line 31 - page 55, line 10 ----- -/--	1, 8, 17, 18, 21



Further documents are listed in the continuation of Box C.



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 document 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

27 August 2008

Date of mailing of the international search report

03/09/2008

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Knüpling, Moritz

International application No
PCT/EP2008/003232

PCT/EP2008/003232

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X A	PENZEL T ET AL: "Peripheral arterial tonometry monitors changes of autonomous nervous system in sleep apnea" SECOND JOINT EMBS-BMES CONFERENCE 2002. CONFERENCE PROCEEDINGS. 24TH. ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY. ANNUAL FALL MEETING OF THE BIOMEDICAL ENGINEERING SOCIETY. HOUSTON, TX, OCT. 23 - 26, 2002; [ANN, vol. 2, 23 October 2002 (2002-10-23), pages 1552-1553, XP010620207 ISBN: 978-0-7803-7612-0 page 1553, column 1, paragraph 2; figure 2 -----	1,17,18, 21 12

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2008/003232

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)	Publication date
EP 1470780	A	27-10-2004	DE 602004005770 T2	10-01-2008
			JP 3824615 B2	20-09-2006
			JP 2004321807 A	18-11-2004
			KR 20040092170 A	03-11-2004
			US 2004215095 A1	28-10-2004
WO 9804182	A	05-02-1998	AU 732592 B2	26-04-2001
			AU 3556397 A	20-02-1998
			CA 2260142 A1	05-02-1998
			CN 1228014 A	08-09-1999
			CN 1522660 A	25-08-2004
			EP 0926980 A2	07-07-1999
			IL 120881 A	12-09-2002
			JP 3971457 B2	05-09-2007
			JP 2000515789 T	28-11-2000
			KR 20000029489 A	25-05-2000
			NZ 333378 A	28-01-2000
			US 6319205 B1	20-11-2001
			US 6322515 B1	27-11-2001

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2008/003232

A. KLASSIFIZIERUNG DES ANMELDUNGSGEGENSTANDES
INV. A61B5/00

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	EP 1 470 780 A (SAMSUNG ELECTRONICS CO LTD [KR]) 27. Oktober 2004 (2004-10-27)	1-7, 10, 11, 13, 17-21
A	Absätze [0024], [0029], [0032], [0034], [0035]	9, 14-16
X	WO 98/04182 A (ITAMAR MEDICAL C M 1997 LTD [IL]; GOOR DANIEL A [IL]; SCHNALL ROBERT P) 5. Februar 1998 (1998-02-05) Seite 1, Zeile 16 - Seite 2, Zeile 1 Seite 45, Zeile 23 - Seite 46, Zeile 8 Seite 54, Zeile 31 - Seite 55, Zeile 10 ----- -/--	1, 8, 17, 18, 21

☒ Weitere Veröffentlichungen sind der Fortsetzung von Feld C zu entnehmen ☒ 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* älteres Dokument, 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 anderen Veröffentlichungen dieser Kategorie in Verbindung gebracht wird und diese Verbindung für einen Fachmann naheliegend ist
- *Z* Veröffentlichung, die Mitglied derselben Patentfamilie ist

Datum des Abschlusses der internationalen Recherche

27. August 2008

Absenddatum des internationalen Recherchenberichts

03/09/2008

Name und Postanschrift der Internationalen Recherchenbehörde

Europäisches Patentamt, P.B. 5818 Patentlaan 2
NL - 2280 HV Rijswijk
Tel. (+31-70) 340-2040, Tx. 31 651 epo nl,
Fax: (+31-70) 340-3016

Bevollmächtigter Bediensteter

Knüpling, Moritz

C. (Fortsetzung) ALS WESENTLICH ANGESEHENE UNTERLAGEN

Kategorie*	Bezeichnung der Veröffentlichung, soweit erforderlich unter Angabe der in Betracht kommenden Teile	Betr. Anspruch Nr.
X	PENZEL T ET AL: "Peripheral arterial tonometry monitors changes of autonomous nervous system in sleep apnea" SECOND JOINT EMBS-BMES CONFERENCE 2002. CONFERENCE PROCEEDINGS. 24TH. ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF THE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY. ANNUAL FALL MEETING OF THE BIOMEDICAL ENGINEERING SOCIETY. HOUSTON, TX, OCT. 23 - 26, 2002; [ANN, Bd. 2, 23. Oktober 2002 (2002-10-23), Seiten 1552-1553, XP010620207 ISBN: 978-0-7803-7612-0	1,17,18, 21
A	Seite 1553, Spalte 1, Absatz 2; Abbildung 2 -----	12

INTERNATIONALER RECHERCHENBERICHT

Angaben zu Veröffentlichungen, die zur selben Patentfamilie gehören

Internationales Aktenzeichen

PCT/EP2008/003232

Im Recherchenbericht angeführtes Patentdokument	Datum der Veröffentlichung	Mitglied(er) der Patentfamilie	Datum der Veröffentlichung
EP 1470780 A	27-10-2004	DE 602004005770 T2	10-01-2008
		JP 3824615 B2	20-09-2006
		JP 2004321807 A	18-11-2004
		KR 20040092170 A	03-11-2004
		US 2004215095 A1	28-10-2004
WO 9804182 A	05-02-1998	AU 732592 B2	26-04-2001
		AU 3556397 A	20-02-1998
		CA 2260142 A1	05-02-1998
		CN 1228014 A	08-09-1999
		CN 1522660 A	25-08-2004
		EP 0926980 A2	07-07-1999
		IL 120881 A	12-09-2002
		JP 3971457 B2	05-09-2007
		JP 2000515789 T	28-11-2000
		KR 20000029489 A	25-05-2000
		NZ 333378 A	28-01-2000
		US 6319205 B1	20-11-2001
		US 6322515 B1	27-11-2001

专利名称(译)	通过依赖于血压的信号检测呼吸暂停		
公开(公告)号	EP2162061A1	公开(公告)日	2010-03-17
申请号	EP2008735360	申请日	2008-04-22
[标]申请(专利权)人(译)	弗劳恩霍夫应用研究促进协会		
申请(专利权)人(译)	弗劳恩霍夫协会ZURFÖRDERUNGDER ANGEWANDTEN FORSCHUNG E.V.		
当前申请(专利权)人(译)	弗劳恩霍夫协会ZURFÖRDERUNGDER ANGEWANDTEN FORSCHUNG E.V.		
[标]发明人	MOERSDORF HANS JOACHIM ASCHEBRENNER STEFAN HOFMANN CHRISTIAN		
发明人	MOERSDORF, HANS-JOACHIM ASCHEBRENNER, STEFAN HOFMANN, CHRISTIAN		
IPC分类号	A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/14551 A61B5/4818		
优先权	102007020038 2007-04-27 DE		
其他公开文献	EP2162061B1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

当已经根据血压记录的脉搏波信号的脉搏波信号的信号曲线的变化满足给定的检测标准时，可以检测到呼吸暂停。