

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2007-289660
(P2007-289660A)

(43) 公開日 平成19年11月8日(2007.11.8)

| | | |
|-------------------------------|--------------|-------------|
| (51) Int. Cl. | F I | テーマコード (参考) |
| A 6 1 B 5/16 (2006.01) | A 6 1 B 5/16 | 4 C O 3 8 |
| A 6 1 B 5/08 (2006.01) | A 6 1 B 5/08 | |

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2007-42702 (P2007-42702)
 (22) 出願日 平成19年2月22日 (2007. 2. 22)
 (31) 優先権主張番号 特願2006-95422 (P2006-95422)
 (32) 優先日 平成18年3月30日 (2006. 3. 30)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(71) 出願人 000000011
 アイシン精機株式会社
 愛知県刈谷市朝日町2丁目1番地
 (74) 代理人 100081776
 弁理士 大川 宏
 (72) 発明者 小笠原 正博
 愛知県刈谷市朝日町2丁目1番地 アイシン精機株式会社内
 (72) 発明者 稲垣 芳孝
 愛知県刈谷市朝日町2丁目1番地 アイシン精機株式会社内
 (72) 発明者 中田 明子
 愛知県刈谷市朝日町2丁目1番地 アイシン精機株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 睡眠判定装置

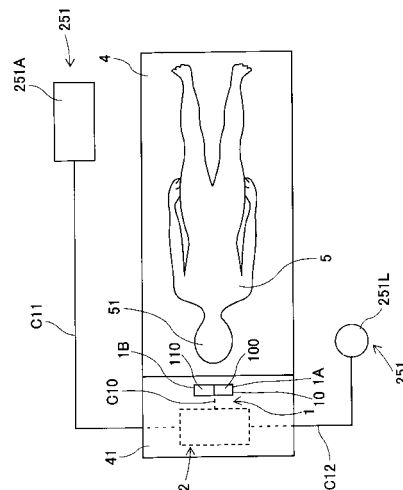
(57) 【要約】

【課題】 利用者の不快感を低減し、利用者の睡眠状況をより正確に判定することが可能な睡眠判定装置を提供することを課題とする。

【解決手段】 本発明の睡眠判定装置は、生体呼吸運動に伴い発生する呼吸音を採集し呼吸音信号として出力する音採集部を有する生体情報検知手段と、生体情報検知手段の音採集部から出力された呼吸音信号に基づき、生体睡眠状態を判定する睡眠状態判定部とを有することを特徴とする。

本発明の睡眠判定装置によれば、人体に直接に接触がなく、無拘束的に睡眠時発生する呼吸音信号を採集する音採集部を有することにより、利用者にとってより自然な睡眠状態を得ることができ、睡眠時間及び睡眠質を確保することができる。また、音採集部は人体に非接触であるため、人体に装着するなど煩わしさが無く、簡単に利用することができる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生体呼吸運動に伴い発生する呼吸音を採集し呼吸音信号として出力する音採集部を有する生体情報検知手段と、

前記生体情報検知手段の前記音採集部から出力された前記呼吸音信号に基き、生体睡眠状態を判定する睡眠状態判定部とを有することを特徴とする睡眠判定装置。

【請求項 2】

前記睡眠状態判定部は、前記音採集部で出力された前記呼吸音信号から所定期間における呼吸回数を計数する計数手段と、前記呼吸回数に基き所定期間内の呼吸回数変化値を演算する演算手段と、前記呼吸回数変化値を所定閾値と比較する比較手段とを備え、該比較手段の比較結果に基き生体睡眠状態を判定する請求項 1 に記載の睡眠判定装置。

10

【請求項 3】

前記睡眠状態判定部は、前記音採集部で出力された前記呼吸音信号から呼吸音の状態を寢息音、いびき音のいずれかとして識別する識別部を有し、該呼吸音の状態に基づいて生体睡眠状態を判定する請求項 1 または 2 のいずれか 1 項に記載の睡眠判定装置。

【請求項 4】

前記睡眠状態判定部からの判定結果に基づき生体睡眠情報を調整する睡眠状態調整部を備える請求項 1 ないし 3 のいずれか 1 項に記載の睡眠判定装置。

【請求項 5】

生体呼吸運動に伴い発生する呼吸音を採集し呼吸音信号として出力する音採集部を有する生体情報検知手段と、

20

前記生体情報検知手段の前記音採集部から出力された前記呼吸音信号に基き、生体睡眠状態を判定する睡眠状態判定部と、

前記睡眠状態判定部と電気的に接続されて前記生体睡眠状態を認識、表示する認知手段とを有することを特徴とする睡眠判定装置。

【請求項 6】

前記睡眠状態判定部は、前記音採集部で出力された前記呼吸音信号から所定期間における呼吸回数を計数する計数手段と、前記呼吸回数に基き所定期間内の呼吸回数変化値を演算する演算手段と、前記呼吸回数変化値を所定閾値と比較する比較手段とを備え、該比較手段の比較結果に基き生体睡眠状態を判定する請求項 5 に記載の睡眠判定装置。

30

【請求項 7】

前記睡眠状態判定部は、前記音採集部で出力された前記呼吸音信号から呼吸音の状態を寢息音、いびき音のいずれかとして識別する識別部を有し、該呼吸音の状態に基づいて生体睡眠状態を判定する請求項 5 または 6 のいずれか 1 項に記載の睡眠判定装置。

【請求項 8】

前記睡眠状態判定部からの判定結果に基づき生体睡眠情報を調整する睡眠状態調整部を備える請求項 5 ないし 7 のいずれか 1 項に記載の睡眠判定装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

40

本発明は、生体呼吸情報に基き睡眠状態を判定する睡眠判定装置に関する。

【背景技術】

【0002】

睡眠は人々の健康作りに極めて重要な一環である。現代社会では、健康意識が高まる中、極普通の家庭においても日々の睡眠管理から健康な体を築きたいというニーズが生まれている。さらに、睡眠に適した環境作りは様々なサービス及び生活に浸透しつつある。

【0003】

眠りは睡眠深度により定義されている。さらに、図 7 に示すように、睡眠深度は脳波段階、血圧収縮期、呼吸数、脈拍（心拍数）、体動などの基準から判定される。その中、呼吸数を測定し、測定結果による睡眠状態を推定する手法が知られている。

50

【0004】

例えば、特開平2005-118151号公報（以下、特許文献1と称する）は、睡眠時呼吸運動の規則的、不規則的な変動に基づいて睡眠状態を推定する方法を開示している。具体的には、特許文献1は弾力性のある呼吸バンドを人体の上半身に取り付け、呼吸運動に伴う人体胸部や腹部の伸縮により電圧変動を得て一定期間ごとの呼吸数を計測し、呼吸変動を比較して睡眠状況を判定する方法である。

【0005】

また、一般的に睡眠状態は深い睡眠（ノンレム睡眠）と浅い睡眠（レム睡眠）として認識されている。深い睡眠状態から無理に起されると不快感を伴うが、浅い睡眠状態から起されると自然に気持ち良く目覚めることができると言われている。このため、深い睡眠状態と浅い睡眠状態を判定する方法に関して、特開平5-95935号公報（以下、特許文献2と称する）と特開2005-340033号公報（以下、特許文献3と称する）がある。

10

【0006】

特許文献2では、寝具に配設された圧電素子により、人体の心臓の活動や呼吸活動により伝搬される身体の微小な体動、または着床、起床及び寝返りといった身体の大きな体動を検出する方法が考案されている。また、特許文献3では、覚醒を徐々に行う方法として、覚醒設定時刻の一定時間前から光の明暗変化を徐々に明るくし、音を連動させて覚醒させる方法が提案されている。

【特許文献1】特開2005-118151号公報

20

【特許文献2】特開平05-095935号公報

【特許文献3】特開2005-340033号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

特許文献1の睡眠状態推定装置は呼吸音信号を抽出する処理手段として、人体に拘束されたセンサー（呼吸バンド）を使用している。従って、センサーが人体に接触、あるいは拘束している以上、自然な眠りが得られず日常使用するには不向きである。

【0008】

また、特許文献2では眠っている人の体が圧電素子に常に接触している必要があり、寝返りなどのために眠っている人の体と圧電素子が離れた場合、検知できなくなるといった問題がある。

30

【0009】

さらに、特許文献3では覚醒させる方法として、覚醒設定時刻の一定時間前から画一的に覚醒の刺激を与えるため、そのタイミングが必ずしも浅い睡眠状態とは限らず、深い睡眠状態から覚醒の刺激が与えられることもあり、その場合、浅い睡眠から覚醒の刺激が与えられる場合に比較すると不快感を伴うことになるという問題がある。

【0010】

本発明は上記実状に鑑みてなされたものであり、利用者の不快感を低減し、利用者の睡眠状況をより正確に判定することが可能な睡眠判定装置を提供することを課題とする。

40

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明の睡眠判定装置は、生体呼吸運動に伴い発生する呼吸音を採集し呼吸音信号として出力する音採集部を有する生体情報検知手段と、生体情報検知手段の音採集部から出力された呼吸音信号に基き、生体睡眠状態を判定する睡眠状態判定部とを有することを特徴とする。これにより、本発明の睡眠判定装置は人体に直接的な接触がなく、無拘束的に睡眠時の呼吸音信号を採集する音採集部を有することから、利用者にとってより自然な睡眠状態を得ることができ、睡眠時間及び睡眠質を確保することができる。また、音採集部は人体に非接触であるため、人体に装着するなど煩わしさが無く、簡単に利用することができる。なお、更に、上記構成に、前記睡眠状態判定部と電氣的に接続されて前記生体睡眠状

50

態を認識、表示する認知手段を設けることにより、専門家（医師、ナース、臨床心理士等）による利用者の睡眠状態を把握が可能となり、当該利用者に適切なアドバイスの付与が可能となる。

【0012】

さらに、本発明の睡眠判定装置は生体の体動を検知し体動信号として出力する体動検知部を備えてもよい。これにより利用者の体の動きを監視し、睡眠状態を確認することができる。すなわち、呼吸音により推定された利用者の睡眠状態を、利用者の体動から確認してもよい。これにより、利用者の体動により発生する騒音の影響で呼吸音が正しく採集されないことが軽減され、呼吸音により睡眠状態をより一層正しく判定することができる。

【0013】

さらに、本発明の睡眠判定装置は、睡眠状態判定部からの判定結果に基き生体睡眠状態を調整する睡眠状態調整部を備えてもよい。これにより深い睡眠状態と浅い睡眠状態になるような利用者の周囲環境を整えることができる。つまり、深い睡眠状態、または浅い睡眠状態を築く睡眠環境に影響する光や音などを制御することにより睡眠状態を調整することができる。例えば、覚醒設定時刻より一定の時間内前から、利用者のレム睡眠状態が判定されると、本発明の睡眠判定装置は睡眠環境内の光や音などを制御し利用者のレム睡眠状態を覚醒時刻まで継続させることができる。よって、利用者が覚醒時刻になるとき目覚めやすく、不快感を感じにくくなることができる。

【0014】

また、本発明の睡眠判定装置の睡眠状態判定部は、音採集部で出力された呼吸音信号から所定期間内における呼吸回数を計数する計数手段と、呼吸回数に基き所定期間内の呼吸回数変化値を演算する演算手段と、呼吸回数変化値を所定閾値と比較する比較手段とを備えることが好ましい。これにより、音採集部によって出力された呼吸音信号が計数手段で計測され、所定期間内の呼吸回数が演算手段で算出されることができる。また、算出されたデータは比較手段を介して睡眠状態閾値と比較して睡眠状態を判定することができる。さらに、所定閾値と比較することによって、睡眠状態の深さ（レム睡眠状態または、ノンレム睡眠状態）を判定することもできる。

【0015】

また、本発明の睡眠判定装置の睡眠状態判定部は、音採集部で出力された呼吸音信号から呼吸音の状態を寢息音、いびき音のいずれかとして識別する識別部を有し、呼吸音の状態に基づいて生体睡眠状態を判定することができる。

【0016】

また、本発明の睡眠判定装置は音採集部により出力された呼吸音信号からいびきを検出し、検出された所定期間内のいびきの回数を閾値と比較することにより利用者の睡眠状態を判定するようにしてもよい。

【0017】

また、睡眠状態判定部と睡眠状態調整部とからなる睡眠状態管理手段は、家電製品の作動を制御する制御部を備えてもよい。さらに、本発明の睡眠判定装置の睡眠状態調整部は、睡眠状態判定部の睡眠状態判定結果に基き設定された睡眠時間に応じて電子信号として睡眠状態信号を発生し制御部に出力する睡眠状態信号出力手段を備えてもよい。これにより、睡眠状態判定部からの睡眠情報に基き睡眠時間に適する周囲環境を整えることができる。すなわち、睡眠環境をより眠りやすい状況になるように、周囲環境の温度や照明などに使われる家電製品を制御することができる。このため、睡眠にあわせて空調や照明などを自動的に睡眠に適する状態に調整し、眠りやすい環境を作ることができ、エネルギーの節約に貢献することもできる。このように、家庭での電気代の節約やホテルなど大型宿泊施設において二酸化炭素の削減にも役たち、環境にやさしくなる。

【0018】

また、明睡眠判定装置の睡眠状態管理手段は、睡眠状態判定部で判定されたレム睡眠状態の判定結果に基き、設定された覚醒時刻に対して生体が覚醒する前の所定期間内におけるレム睡眠状態を覚醒時刻まで継続するように制御部に睡眠状態信号を出力し家電製品を

10

20

30

40

50

制御することができる。これにより、覚醒設定時刻より一定の時間前から、睡眠状態判定部の判定結果に基き利用者のレム睡眠状態を覚醒時刻まで継続させることができる。このため、覚醒時刻になるとき利用者が目覚めやすく、不快感を感じにくくすることができる。

【発明の効果】

【0019】

本発明の睡眠判定装置によれば、人体に直接に接触がなく、無拘束的に睡眠時発生する呼吸音信号を採集する音採集部を有することにより、利用者にとってより自然な睡眠状態を得ることができ、睡眠時間及び睡眠質を確保することができる。また、音採集部は人体に非接触であるため、人体に装着するなど煩わしさが無く、簡単に利用することができる。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0020】

以下、図面を参照しながら、本発明の実施の形態について説明する。

【0021】

本発明の睡眠判定装置の概念図は図1（正面図）に示す。また、図2は側面図を示すものである。

【0022】

図1、または図2に示すように、本実施形態の睡眠判定装置は、生体情報検知手段1と、睡眠状態管理手段2とを有する。生体情報検知手段1は音採集部1Aと体動検知部1Bとから構成される。また、音採集部1Aは音センサー10から構成される。体動検知部1Bは赤外線焦電センサー110で構成される。なお、音センサー10として、例えばマイクロホン100を有するものを例示できる。マイクロホン100は、より高感度で呼吸音を採集するために、利用者（人体）5の頭部51の付近に、例えばベッド4に取り付けることが望ましい。さらに、よりコンパクト且つ便利で利用できるように、マイクロホン100を睡眠状態管理手段2と一体に形成し、利用者5が使用されるベッド4のベッドボード41（利用者5の頭部に向き方向）に取り付けることができる。また、選択的に利用者5の呼吸音を採集するために、マイクロホン100は利用者5に対して方向指向性を有することが望ましい。例えば、指向性マイクロホンを用いることが好ましい。

20

【0023】

また、睡眠状態管理手段2は図3に示すように、睡眠状態判定部2Aと、睡眠状態調整部2B、制御部25とから構成される。睡眠状態判定部2Aは、計数手段21と、演算手段22と、比較手段23と、データベース26とを有する。睡眠状態調整部2Bは睡眠状態信号出力手段24を備える。また、計数手段21はマイクロホン100で採集し出力された呼吸音信号及び赤外線焦電センサー110で採集し出力された体動信号から所定期間における呼吸回数及び体動回数を計数するものである。なお、所定期間は呼吸回数または体動回数を計測するための単位時間段を指すもので、例えば30秒を計測時間単位とすることができる。演算手段22は、計数手段21で計測された所定期間内呼吸回数の変化値を演算するものである。演算手段22により呼吸回数の変化値が得られる。比較手段23は呼吸回数の変化値または体動回数を所定閾値と比較するものであり、所定閾値を基準として睡眠状態を判定するものである。データベース26は、呼吸音の閾値や、周波数、または体動回数などの情報を保存するものであり、新しいデータを更新する機能を持つことができる。睡眠状態信号出力手段24は睡眠状態判定された結果を電子信号として制御部25に出力するものである。このように、生体情報検知手段1で呼吸及び体動情報が検出され呼吸音信号及び体動信号として出力される。そして、睡眠状態管理手段2で睡眠判定が行われる。さらに、睡眠判定結果により睡眠環境内にある家電製品251（図1または図3に示す）、例えば、照明器具251L、空調器具251LAなどが睡眠状態に適するように制御される。

30

40

【0024】

図11は、本発明の睡眠判定装置の音採集部1Aをより詳細に示すものである。図11

50

に示すように、音センサー 10 は、マイクロホン 100 に入力された音声信号のうち所定の周波数よりも低い周波数成分と別の所定の周波数よりも高い周波数成分をカットするフィルタ部 123 と、マイクロホン 100 で取り込まれた音信号を増幅させるアンプ部 124 と、所定の周波数（例えば 10 kHz）でサンプリングを行い所定のサンプル数（例えば 64 個）を得るサンプリング部 125 と、所定の周波数領域（0 ~ 5000 Hz）における周波数解析（FFT 解析）を行う周波数解析部 126 と、周波数解析部 126 で複数回（例えば 2 回）解析したデータを平均化する平均化部 127 と、睡眠導入前または睡眠導入直後における暗騒音を登録する暗騒音登録部 128（メモリに相当）と、登録した暗騒音を、呼吸音から差し引く暗騒音差引部 129 と、周波数情報を複数の周波数ブロック（8 周波数ブロック）に分け、各周波数ブロック毎に呼吸音信号（電圧値）の最大値を検出する複数の検出部として機能する最大値検出部 31 ~ 38（周波数ブロックに相当する）と、周波数領域で分けられた複数の最大値検出部 31 ~ 38 のそれぞれに対して寢息音を判別する寢息判別手段 41 と、周波数領域で分けられた複数の最大値検出部 31 ~ 38 のそれぞれに対していびき音を判別するいびき判別手段 42 と、周波数領域で分けられた複数の最大値検出部 31 ~ 38 のそれぞれに対して爆音を判別する爆音判別手段 43 と、周波数情報から単位時間当たりの呼吸音（寢息音、いびき音、爆音を含む）をカウントする呼吸音カウント部 21（計数手段）と、を備えている。なお、爆音は、いびき音の一つに分類され、より大きいいびき音である。

【0025】

なお、複数の最大値検出部 31 ~ 38 は、最大値検出手段 30 を構成する。寢息判別手段 41、いびき判別手段 42、爆音判別手段 43 は、呼吸音を寢息音、いびき音、爆音として識別する識別部 40 を構成する。ここで、上記した暗騒音とは、寝室内で聞こえる呼吸音以外の騒音を意味する。本実施例では、睡眠導入前または睡眠導入直後において、暗騒音を 1 回取り込んで、非接触式の睡眠情報検出装置 2 に内蔵されているメモリに登録しておく。

【0026】

図 12 ~ 図 14 は、ある特定人についての 1 / 3 オクターブ 3 D の分析結果を示す。図 12 ~ 図 14 において横軸は周波数を示し、縦軸は時間を示す。縦軸及び横軸の双方に直交する軸に、音声の強さを示す電圧値が色として示される。図 12 は寢息音の分析結果を示す。図 12 に示すように、寢息音の場合には、一般的には周波数 250 Hz ~ 4 kHz の領域において出力電圧値がパルス的に振幅し、周期性が認められる。寢息音の場合には一般的には 250 Hz 以下のパルスが少ない。図 13 はいびき音の分析結果を示す。図 13 に示すように、いびき音の場合には一般的には周波数 63 Hz ~ 16 kHz の領域においてパルス的な振幅が認められ、周期性が認められる。いびき音の場合には、1 kHz 以下、殊に 250 Hz 以下のパルスが多い。図 14 は人の体動の分析結果を示す。人の体動の際には音のパルスが、非リズム的に発生するので、周期性があまり認められず、体動は寢息音及びいびき音に対して識別される。

【0027】

【表 1】

| 周波数 ブロック | 周波数 Hz | 基準値 (ミリボルト) | | |
|-----------------|-----------|---------------|---------------|----------------|
| | | 寢息音 基準値 | いびき音 基準値 | 爆音 基準値 |
| 第 1 周波数 ブロック | 0-625 | V_{11} (0) | V_{12} (10) | V_{13} (20) |
| 第 2 周波数 ブロック | 625-1250 | V_{21} (0) | V_{22} (10) | V_{23} (20) |
| 第 3 周波数 ブロック | 1250-1875 | V_{31} (0) | V_{32} (0) | V_{33} (20) |
| 第 4 周波数 ブロック | 1875-2500 | V_{41} (0) | V_{42} (0) | V_{43} (20) |
| 第 5 周波数 ブロック | 2500-3125 | V_{51} (15) | V_{52} (50) | V_{53} (100) |
| 第 6 周波数 ブロック | 3125-3750 | V_{61} (15) | V_{62} (50) | V_{63} (100) |
| 第 7 周波数 ブロック | 3750-4375 | V_{71} (15) | V_{72} (50) | V_{73} (10) |
| 第 8 周波数 ブロック | 4385-5000 | V_{81} (0) | V_{82} (0) | V_{83} (10) |

10

20

30

【0028】

表 1 は、呼吸に関する音を寢息音、いびき音、爆音に識別する指標を示す。表 1 に示すように、複数（8 個）ごとに、寢息音判別のしきい値となる寢息音基準値（電圧値）、いびき音判別のしきい値となるいびき音基準値（電圧値）、爆音判別のしきい値となる爆音基準値（電圧値）が規定されている。例えば、第 1 周波数ブロックである 0 - 625 Hz の領域では、 V_{12} (10 mV) 以上あれば、いびき音と判定し、 V_{13} (20 mV) 以上あれば、爆音と判定する。第 2 周波数ブロックである 625 Hz 越え - 1250 Hz の領域では、 V_{22} (10 mV) 以上あれば、いびき音と判定し、 V_{23} (20 mV) 以上あれば、爆音と判定する。第 3 周波数ブロックである 1250 Hz 越え - 1875 Hz の領域では、 V_{33} (20 mV) 以上あれば、爆音と判定する。第 4 周波数ブロックである 1875 Hz 越え - 2500 Hz の領域では、 V_{43} (20 mV) 以上あれば、爆音と判定する。第 5 周波数ブロックである 2500 Hz 越え - 3125 Hz の領域では、 V_{51} (15 mV) 以上あれば寢息音と判定し、 V_{52} (50 mV) 以上あればいびき音と判定し、 V_{53} (100 mV) 以上あれば爆音と判定する。この領域において、 V_{53} (100 mV) 以上あれば、寢息音、いびき音と、爆音としてそれぞれ判定されるが、より大きな音を発生する爆音として判定する。

40

【0029】

また、第 6 周波数ブロックである 3125 Hz 越え - 3750 Hz の領域では、 V_{61} (15 mV) 以上あれば寢息音と判定し、 V_{62} (50 mV) 以上あればいびき音と判定

50

し、 $V63$ (100 mV) 以上あれば爆音と判定する。また、第7周波数ブロックである 3750 Hz 越え - 4375 Hz の領域では、 $V71$ (15 mV) 以上あれば寢息音と判定し、 $V72$ (50 mV) 以上あればいびき音と判定し、 $V73$ (10 mV) 以上あれば爆音と判定する。第8周波数ブロックである 4385 Hz 越え - 5000 Hz の領域では、 $V83$ (10 mV) 以上あれば爆音と判定する。寢息音と判定すれば、寢息音フラグを0から1に設定する。いびき音と判定すれば、いびき音フラグを0から1に設定する。爆音と判定すれば、爆音フラグを0から1に設定する。

【0030】

なお、上記した表1における $V11$ 、 $V12$ 、 $V13$ 、 $V12$ 、 $V21$ 、 $V22$ 、 $V23$ 等の () 内に付記する基準値は、上記した値に限定されるものではなく、適宜変更できるものである。

10

【0031】

図15は、単位時間当たりの呼吸音(寢息音、いびき音、爆音を含む)をカウントする呼吸音カウント部(計数手段)21のカウント指標を示す。図15において、 P_r (rise) は呼吸音の発生で設定されるフラグ(寢息音フラグ、いびき音フラグ、爆音フラグ)の立ち上がりを示す。 P_f (fall) はこのフラグの立ち下がりを示す。本実施例では次の条件(i)及び(ii)の双方の条件が満足されたとき、呼吸音(寢息音、いびき音、爆音を含む)としてカウントする。

【0032】

また、(i)及び(ii)の双方の条件が満足されないときには、呼吸音(寢息音、いびき音、爆音を含む)以外のノイズとして取り扱う。

20

(i)呼吸に関する音の発生から終了までの時間、つまり、立ち上がり P_r から立ち下がり P_f までの時間 T_A が、第1設定時間 T_1 (例えば2秒)以内であること。

(ii)呼吸に関する音の発生時刻から、次の呼吸に関する音の発生時刻までの時間、つまり、立ち上がり P_r から次の立ち上がり P_r までの間隔時間 T_B が第2設定時間 T_2 (例えば2秒)以上であるとき。

【0033】

図15において、パルス P_1 、 P_2 は(i)(ii)の双方を満足させるので呼吸音としてカウントする。パルス P_3 は(i)を満足させるものの、(ii)を満足しないため、呼吸数としてはノーカウントである。パルス P_4 は、ノーカウントのパルス P_3 に対しては(ii)を満足しないものの、カウントされるパルス P_2 に対しては(ii)の条件を満足させるため、結果として、(i)(ii)の双方を満足させることになり、呼吸数としてカウントされる。パルス P_5 は、カウントされるパルス P_4 に対しては(ii)の条件を満足させるものの、(i)の条件を満足させないため、呼吸数としてはノーカウントである。

30

【0034】

このように上記した(i)(ii)の双方の条件が満足されると、人の呼吸音(寢息音、いびき音、爆音を含む)として判別し、呼吸音としてカウントすると共に、それ以外の音は呼吸音でないと判別し、カウントしない。これにより所定時間あたりの呼吸音(寢息音、いびき音、爆音を含む)がカウントされる。この指標では、寢息音、いびき音、爆音をまとめてカウントするが、表1に示す指標により、寢息音、いびき音、爆音の識別がなされるため、時刻を整合させれば、寢息音、いびき音、爆音をそれぞれカウントすることができる。

40

【0035】

次に、動作フロー及び制御(操作)フローを用いて本実施形態の睡眠判定装置の作動を説明する。図4は動作フローを示すものである。なお、図4に示す動作フローでは、生体情報検知手段1は音採集部1Aのみで構成されたものである。図4に示すように、利用者が着床してから、睡眠判定装置の作動が始まる。 $S10$ は利用者が着床状態であることを示す。 $S20$ は着床状態 $S10$ が認識され着床判定が出ることを示す。さらに、着床判定 $S20$ により睡眠判定装置のCPUがスタートする $S30$ 。そして周囲光判定 $S41$ が行われ、着床際の周囲照明の照明度が判定される。同時に、呼吸音の測定 $S42$ が始まる。

50

また、過去のデータ閲覧 S 4 3、日時制定 S 4 4、目覚まし設定 S 4 5 または暗騒音検出 S 4 6 が行われる。なお、暗騒音検出 S 4 6 は利用者が居る環境内（部屋内）の騒音バックグラウンドを検出し、呼吸音の周波数や音強などとの差異により呼吸音と区別することができる。また、呼吸音測定 S 4 2 が所定閾値に達成する際、睡眠判定 S 5 0 が作動する。その際、部屋照明 2 5 1 L が OFF 状態 S 5 1 に制御され、同時に空調 2 5 1 A が睡眠モード S 5 2 に切り替え制御される。S 6 0 では利用者の睡眠中において呼吸情報が継続に検出される。設定された目覚し或いは所定睡眠時間 S 7 0（一般的に 8 時間）が経過された際、アラーム（図示せず）が作動し利用者を起こすことができる。同時にデータ更新 S 8 0 が行われ、そして CPU が再びスリープ状態 S 9 0 になる。

【0036】

図 5 は制御（操作）フローを示すものである。なお、図 5 に示す制御（操作）フローでは、生体情報検知手段 1 は音採集部 1 A のみで構成されたものである。図 5 に示すように、利用者が着床すると睡眠判定装置がスタート（START）となる。着床状態が認識され着床判定 T 1 1 と伴に利用者がキー操作 T 1 2 により各設定をすることができる。着床判定 T 1 1 が YES の場合では CPU スタート T 2 0 となる。そして周囲光検出され T 3 0、周囲光判定 T 3 1 が行われる。周囲照明が暗い際、操作パネル（図示せず）のバックライトが自動に ON 状態 T 3 2 になり 10 秒間保持することができる。そして、呼吸音の測定 T 4 0 が始まり、過去データの閲覧と日時設定と目覚まし設定などが行われる。睡眠判定 T 6 0 により睡眠状態と判断された場合、周囲光判定 T 6 1 により照明 2 5 1 L が OFF 状態 T 6 2 となり、エアコン 2 5 1 A が睡眠モード状態 T 6 3 となる。睡眠時呼吸情報検出 T 7 0 が継続的に行われる。設定された目覚まし T 7 1 が作動するとブザー音 T 7 3 が鳴り、或いは 8 時間経過 T 7 2 した際ブザー T 7 3 が鳴り始まる。このとき、データが自動更新され（T 8 0）、ディスプレイにおいて表示される（T 8 1）。利用者が起きると同時に CPU がスリープ状態となる（T 9 0）。

【0037】

次に、本実施形態の睡眠判定の仕組みについて説明する。図 6 は睡眠判定のプロセスを示したものである。なお、図 6 に示す睡眠判定の仕組みでは、生体情報検知手段 1 は音採集部 1 A のみで構成されたものである。図 6 に示すように、呼吸音検出が開始されるとセンサー入力（マイクロホン 1 0 0）が作動される（P 1 0）。呼吸音信号の周波数分析 P 2 0 を行い、寢息が暗騒音から抽出される（P 3 0）。寢息の周波数がサンプリングされ（P 3 1）、平均化処理 P 3 2 が行われる。そして寢息数が減少傾向 P 3 3 にあるかどうか判断される。NO の場合では、再び周波数分析 P 2 0 を行い寢息数が計測される。YES の場合では、寢息減少時間 P 5 1 及び寢息減少数 P 5 2 がカウントされる。減少時間カウント P 5 1 が作動し、寢息減少時間が閾値と比較される（P 6 1）。寢息数減少時間が閾値に一致した場合、または閾値より大きい場合において睡眠判定条件 I が成立する。寢息数減少時間は閾値より小さい場合において、再び周波数分析 P 2 0 を行い寢息が計測される。また、寢息減少数カウント P 5 2 が作動し、寢息減少数が閾値と比較される（P 6 2）。寢息減少数は閾値に一致した場合、または閾値より大きい場合において睡眠判定条件 II が成立する。寢息減少数は閾値より小さい場合において、再び周波数分析 P 2 0 が行われ、寢息が計測される。このように、睡眠判定条件 I と条件 II は同時に成立した場合（P 7 0）、睡眠状態と判定される（P 8 0）。一方、寢息抽出 P 3 0 が行われる際、いびきが検出された場合においていびき抽出 P 4 1 が行われる。そして、いびきサンプリング P 4 2 によりいびき回数が閾値と比較される（P 4 3）。いびき回数は閾値に一致した場合、又は閾値より大きい場合において睡眠判定条件 III が成立する。いびき回数は閾値より小さい場合において、再び周波数分析 P 2 0 が行われ、寢息が計測される。このように、いびきが検知された場合、いびき回数を閾値と比較することにより、睡眠状態が判定される（P 8 0）。

【0038】

また、睡眠判定基準（閾値）を具体的な実験結果により設定することができる。表 2 は実験対象（利用者）A グループの実際睡眠状態をデータ化したものを示している。表 3 は

10

20

30

40

50

実験対象 B グループの実際睡眠状態をデータ化したものを示している。表 2 に示す実験対象 A グループは寝付きが良い実験対象体からなり、実験開始後 20 分読書を行って着床するグループである。表 2 に示すように、着床後呼吸回数は時間に連れて変化しつつある。平均連続 9 分間単位呼吸数は時間に連れ変化することが分かる。なお、平均連続 9 分間単位呼吸数とは、9 分間を一つ時間単位として、9 分間内に 1 分間当たり呼吸の平均数を表すものである。表 2 に示された時間の流れに平均 9 分間単位呼吸数の前後のデータの差から分かるように、32 分から 37 分までの間に、平均 9 分間単位で呼吸数の差が連続的に低下し（-0.56、-0.44、-0.11、-0.11、-0.33 のように、前後五回連続減少しつつ）、連続呼吸数減少時最大減少量（回数）は 1.56 回に達することが分かった。この実験結果が図 7 に示される睡眠状態に入るときの呼吸数変化に一致するため、睡眠状態（入眠）を判定することができる。即ち、9 分間単位で平均呼吸数が連続 5 回（5 分間）以上下降傾向であること（条件 I）と、さらに下降中の呼吸数の減少量は 1.5 回以上であること（条件 II）とを睡眠状態（入眠）判定の基準とすることができる。

10

【0039】

【表 2】

| 測定時間 (分) | 実験対象Aグループ(20分読書後、寝付き良) | | | | |
|-------------|------------------------|-------------|-----------------|-------|-----------------------|
| | 呼吸数 (回) | いびき数 (回) | 平均9分間 呼吸数(回) | 前後差*1 | 連続呼吸数 減少時 最大減少量 |
| 1 | 12 | 4 | - | - | |
| 2 | 15 | 4 | - | - | |
| 3 | 20 | 0 | - | - | |
| 4 | 19 | 0 | - | - | |
| 5 | 14 | 5 | - | - | |
| 6 | 17 | 1 | - | - | |
| 7 | 19 | 0 | - | - | |
| 8 | 18 | 0 | - | - | |
| 9 | 20 | 0 | 17.11 | - | |
| 10 | 15 | 3 | 17.44 | 0.33 | |
| 11 | 21 | 1 | 18.11 | 0.67 | |
| 12 | 20 | 3 | 18.11 | 0.00 | |
| 13 | 16 | 1 | 17.78 | -0.33 | -0.33 |
| 14 | 17 | 1 | 18.11 | 0.33 | |
| 15 | 18 | 1 | 18.22 | 0.11 | |
| 16 | 17 | 0 | 18.00 | -0.22 | -0.22 |
| 17 | 21 | 0 | 18.33 | 0.33 | |
| 18 | 18 | 0 | 18.11 | -0.22 | -0.22 |
| 19 | 19 | 2 | 18.56 | 0.44 | |
| 20 | 18 | 0 | 18.22 | -0.33 | |
| 21 | 19 | 0 | 18.11 | -0.11 | -0.45 |
| 22 | 19 | 0 | 18.44 | 0.33 | |
| 23 | 19 | 0 | 18.67 | 0.22 | |
| 24 | 21 | 0 | 19.00 | 0.33 | |
| 25 | 21 | 0 | 19.44 | 0.44 | |
| 26 | 18 | 0 | 19.11 | -0.33 | -0.33 |
| 27 | 19 | 0 | 19.22 | 0.11 | |
| 28 | 19 | 0 | 19.22 | 0.00 | |
| 29 | 18 | 0 | 19.22 | 0.00 | |
| 30 | 19 | 0 | 19.22 | 0.00 | |
| 31 | 18 | 0 | 19.11 | -0.11 | -0.11 |
| 32 | 19 | 0 | 19.11 | 0.00 | |
| 33 | 16 | 0 | 18.56 | -0.56 | |
| 34 | 17 | 0 | 18.11 | -0.44 | |
| 35 | 17 | 0 | 18.00 | -0.11 | |
| 36 | 18 | 0 | 17.89 | -0.11 | |
| 37 | 16 | 0 | 17.56 | -0.33 | -1.56 |
| 38 | 18 | 0 | 17.56 | 0.00 | |
| 39 | 18 | 1 | 17.44 | -0.11 | |
| 40 | 16 | 0 | 17.22 | -0.22 | |
| 41 | 17 | 0 | 17.00 | -0.22 | -0.56 |
| 42 | 16 | 0 | 17.00 | 0.00 | |
| 43 | 15 | 0 | 16.78 | -0.22 | -0.22 |
| 44 | 17 | 0 | 16.78 | 0.00 | |
| 45 | 18 | 0 | 16.78 | 0.00 | |

*1) 前後差：前後9分間呼吸数平均値(回)の差を指す。(-)は減少を示す。

【0040】

また、表3に示す実験対象Bグループは寝付が良い実験対象体から構成される。表3に示された時間の流れに平均9分間単位呼吸数の前後のデータの差から分かるように、10分から15分までの間に、平均9分間単位で呼吸数の差が連続的に低下し(-0.11、-0.44、-0.56、-0.56、-0.44のように、前後五回連続減少しつつ)、連続呼吸減少時最大減少量(回数)は2.11回に達することが分かった。さらに、い

10

20

30

40

50

びき回数は6回に達することが分かった。この実験結果も図7に示される睡眠状態に入るときの呼吸数変化に一致するため、睡眠状態（入眠）を判定することができる。また、実験結果からいびき回数が一分間に6回に達することで睡眠状態（入眠）が判定される。このように、条件Ⅰ及び条件Ⅱとを同時に満たすこと、或いはいびきが1分間に6回以上検出されることを睡眠状態判定の基準（条件Ⅲ）とすることができる。

【0041】

【表3】

| 測定時間 (分) | 実験対象Bグループ（寝付き良） | | | | |
|-------------|-----------------|-------------|-----------------|-------|-----------------------|
| | 呼吸数 (回) | いびき数 (回) | 平均9分間 呼吸数（回） | 前後差*1 | 連続呼吸数 減少時 最大減少量 |
| 1 | 8 | 1 | - | - | |
| 2 | 16 | 0 | - | - | |
| 3 | 19 | 0 | - | - | |
| 4 | 18 | 0 | - | - | |
| 5 | 18 | 5 | - | - | |
| 6 | 18 | 0 | - | - | |
| 7 | 15 | 0 | - | - | |
| 8 | 17 | 0 | - | - | |
| 9 | 13 | 0 | 15.78 | - | |
| 10 | 15 | 0 | 16.56 | 0.78 | |
| 11 | 15 | 0 | 16.44 | -0.11 | |
| 12 | 15 | 0 | 16.00 | -0.44 | |
| 13 | 13 | 0 | 15.44 | -0.56 | |
| 14 | 13 | 0 | 14.89 | -0.56 | |
| 15 | 14 | 6 | 14.44 | -0.44 | -2.11 |
| 16 | 15 | 7 | 14.44 | -0.00 | |
| 17 | 16 | 1 | 14.33 | -0.11 | |
| 18 | 11 | 0 | 14.11 | -0.22 | |
| 19 | 11 | 0 | 13.67 | -0.44 | -0.77 |
| 20 | 15 | 0 | 13.67 | 0.00 | |
| 21 | 12 | 0 | 13.33 | -0.33 | |
| 22 | 11 | 0 | 13.11 | -0.22 | -0.56 |
| 23 | 13 | 0 | 13.11 | 0.00 | |
| 24 | 12 | 0 | 12.89 | -0.22 | |
| 25 | 12 | 0 | 12.56 | -0.33 | |
| 26 | 14 | 0 | 12.33 | -0.22 | -0.78 |
| 27 | 12 | 0 | 12.44 | 0.11 | |

*1) 前後差：前後9分間呼吸数平均値（回）の差を指す。（-）は減少を示す。

【0042】

さらに、本実施形態の正確性を評価するために、実験対象Aグループ、Bグループ、Cグループの合わせて実験対象6人に、本実施形態の装置による睡眠判定された時間と各実験対象者の睡眠自覚時間とを比較し、両方の時間差を表4に示した。表4に示したように、本実施形態の装置により判定された時間は各実験対象者の自覚時間より全体に若干遅れていることから、本実施形態の装置が確実に利用者が眠っていることを判定することができ、安定した正確性を有することが分かった。

【0043】

【表 4】

| | 実験対象 A グループ | | 実験対象 B グループ | | 実験対象 C グループ | |
|------------|-------------|-------|-------------|-------|-------------|-------|
| | 実験体 1 | 実験体 2 | 実験体 3 | 実験体 4 | 実験体 5 | 実験体 6 |
| 入眠自覚時間 (分) | 20~35 | 1~15 | 15~45 | 15~45 | 45~ | 45~ |
| 入眠判定時間 (分) | 37 | 15 | 55 | 73 | 56 | 55 |
| 時間差 (分) | +2 | 0 | +10 | +28 | +10 | +10 |

10

20

30

40

【0044】

このように、条件 I 及び条件 I I が同時に満たされる場合、または条件 I I I が満たされる場合、若しくは条件 I , I I , I I I が同時に満たされる場合では睡眠状態 (入眠) と判定しても差し支えないことが分かる。

【0045】

なお、条件 I , I I , I I I は複数の実験対象における平均的なデータであるが、閾値を決める条件 I , I I , I I I はこれに限られるものではない。即ち、本実施形態の睡眠判定装置に係わる閾値を自由に設定することができる。

【0046】

生体情報検知手段 1 は音採集部 1 A のみで構成された場合には、体動により発生する騒

50

音をいびきとして認識してしまう可能性がある他、暗騒音の測定にも影響を与える。このため、生体情報検知手段 1 に音採集部 1 A が設けられるとともに体動検知部 1 B を組み込むことができる。

【0047】

図 8 に示す作動フローは体動検知部 1 B が取り付けられた場合である。即ち、生体情報検知手段 1 は音採集部 1 A と体動検知部 1 B とで構成される。図 8 に示すように、利用者が着床する際、赤外線焦電センサー 110 から構成された体動検知部 1 B によって着床状態が検出され、睡眠判定装置は S T A R T (開始状態)となる (Q1)。そして、マイクロホン 100 が音情報を採集する (Q2)。マイクロホン 100 で出力された音信号の F F T 解析が行われる (Q3)。そして体動検知部 1 B が利用者の体動の有無を検知し、体動による音を音情報から除外する (Q4)。つまり、体動が発生する場合、音を採集する段階 Q2 までリターンする。体動が検出されない場合、入眠判定ステップに入る (Q5)。そして入眠判定条件が満たされるまで音採集する段階 Q2 まで繰り返して行われる。図 9 は図 8 の場合における制御フローを示す。なお、図 9 は主に図 5 に示す制御 (操作) フローと同様の順序であり、以下は異なる部分 (図 5 では暗騒音検出 T51 から入眠判定 T60 まで) について説明する。暗騒音検出が始まる (R1)。そして、体動検出が行われる (R2)。ここで、体動が検出された場合、音採集が 5 秒間待機し体動による爆音が収まってから再び暗騒音検出が行われる。体動が検出されない場合、暗騒音検出が 5 回まで続き平均値を算出する (R3)。そして確定された暗騒音が記録される (R4)。次に呼吸音検出が行われる (R5)。そして体動検出が行われる (R6)。ここで、体動が検出された場合、呼吸音採取が 3 秒間待機し体動による爆音が収まってから再び呼吸音検出が行われる。体動が検出されない場合、入眠判定条件が満たされるまで呼吸音検出を繰り返す (R7)。

10

20

【0048】

このように、体動検知部 1 B を設けることにより、体動により爆音が発生した場合、マイクロホン 100 が正しく音を検知できないという問題が改善される。つまり、体動が発生した場合、マイクロホン 100 で採集された音情報を除外することとなり、体動によりマイクロホン 100 の誤作動を防ぐことができる。

【0049】

また、睡眠時の脳波段階は睡眠状態を示す一つ重要な判断基準である。図 7 から分かるように、単位時間内の呼吸数または体動回数の変動は脳波段階の変動とほぼ一致している。従って、単位時間内呼吸数と体動回数の変動から睡眠状態の深さを判定することができる。即ち、音採集部 1 A と体動検知部 1 B とで生体情報検知手段 1 を構成することにより、睡眠状態の深さを判定することができる。図 10 は睡眠状態判定の結果に基き睡眠状態を調整する例である。なお、図 10 は主に図 5 に示す制御 (操作) フローと同様の順序であり、以下は異なる部分について説明する。図 10 に示すように、利用者が着床し睡眠判定が S T A R T となる (U1)。マイクロホン 100 で呼吸数がカウントされ、赤外線焦電センサー 110 で体動回数がカウントされる (U2)。カウントされた単位時間内の呼吸数を所定基準値 X と比較し、カウントされた単位時間内の体動回数を所定基準値 Y と比較する (U3)。なお、所定基準値 X, Y は利用者の条件に応じて設定することができる。単位時間内の呼吸数及び体動回数が同時に所定基準値 X, Y をそれぞれ上回ると睡眠状態が浅い (レム睡眠) と判定される (U4)。なお、単位時間内の呼吸数及び体動回数が所定基準値 X, Y を下回る場合、引き続き呼吸回数及び体動回数がカウントされる。レム睡眠と判定されたとき、睡眠時刻を覚醒設定時刻と比較し、覚醒設定時刻の所定時間内前 (所定時間以内) であるかどうかを判定する (U5)。なお、所定時間は、利用者に応じて設定することができる。例えば 30 分として設定することができる。所定時間以内でない場合、睡眠状態判定が引き続き行われる。所定時間以内である場合、睡眠状態調整部 2 B を構成する睡眠状態信号出力手段 24 が制御部 25 に睡眠状態信号を出力し、家電製品 251 が制御される。家電製品 251 や窓 (図示せず) などの睡眠環境に影響するものが制御される (U6) ことにより、利用者はレム睡眠状態を継続することができる。例えば

30

40

50

、寝室の照明の光度を徐々に明るく制御、あるいは窓を自動的に開けて自然風を寝室内に吹き込むようにするなどの制御を行い、そして覚醒設定時刻になったときにはさらに照明の光度をあげるなどの覚醒刺激を与える。このように、利用者がレム睡眠状態のまま覚醒時刻を迎えることができる。即ち、利用者がレム睡眠状態から覚醒することができ、気持ちよく自然に目覚めることができる。なお、図16に示すように、制御部25を、例えばナースステーションに設置の端末装置252に接続して、利用者が患者である場合の、睡眠状態を認識、表示するようにしても良い。この場合、端末装置252のディスプレイに表示される利用者の睡眠状態を認識したナースは、異常を感知した場合は、利用者のそばに赴き、適切な処理をとることができる。なお、端末装置252は本発明の認知手段を構成するものである。

10

【0050】

また、図17に示すように、制御部25を、インターネット90を介して外部の医療機関に設置の端末装置253に接続して、端末装置253のディスプレイに表示される利用者の睡眠状態を認識した医師が、しかるべきアドバイスを出せるようにしても良い。なお、端末装置253は本発明の認知手段を構成するものである。

【図面の簡単な説明】

【0051】

【図1】本発明の睡眠判定装置の正面概念図である。

【図2】本発明の睡眠判定装置の側面概念図である。

【図3】本発明の睡眠判定装置の構成図である。

20

【図4】本発明の睡眠判定装置の動作フローを示す図である。

【図5】本発明の睡眠判定装置の制御（操作）フローを示す図である。

【図6】本発明の睡眠判定装置の睡眠判定プロセスを示す図である。

【図7】一般的な睡眠判定に用いる条件を示す図である。

【図8】本発明の睡眠判定装置の体動判定の作動フローを示す図である。

【図9】本発明の睡眠判定装置の体動判定の制御フローを示す図である。

【図10】本発明の睡眠判定装置のレム睡眠状態判定の制御フローを示す図である。

【図11】本発明の睡眠判定装置における音採集部を詳細に説明するブロック図である。

【図12】寝息音の周波数領域を示す波形図である。

【図13】いびき音の周波数領域を示す波形図である。

30

【図14】体動の周波数領域を示す波形図である。

【図15】計数手段のカウント指標を示す波形図である。

【図16】図3に示す睡眠判定装置の構成の第1変形例の構成図である。

【図17】図3に示す睡眠判定装置の構成の第2変形例の構成図である。

【符号の説明】

【0052】

1：生体情報検知手段 2：睡眠管理手段

1A：音採集部 1B：体動検知部

2A：睡眠状態判定部 2B：睡眠状態調整部

10：音センサー 100：（指向性）マイクロホン

40

110：赤外線焦電センサー

21：計数手段（呼吸音カウント部） 22：演算手段

23：比較手段 24：睡眠状態信号出力手段

25：制御部 26：データベース

251：家電製品 251L：照明器具 251A：空調器具

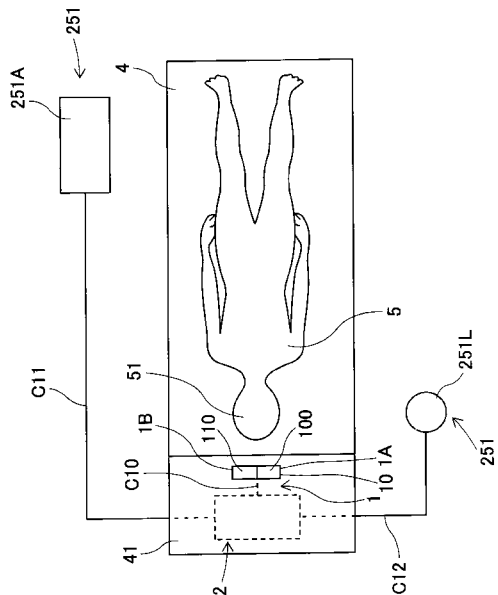
252、253：端末装置 90：インターネット

4：ベッド 41：ベッドボード

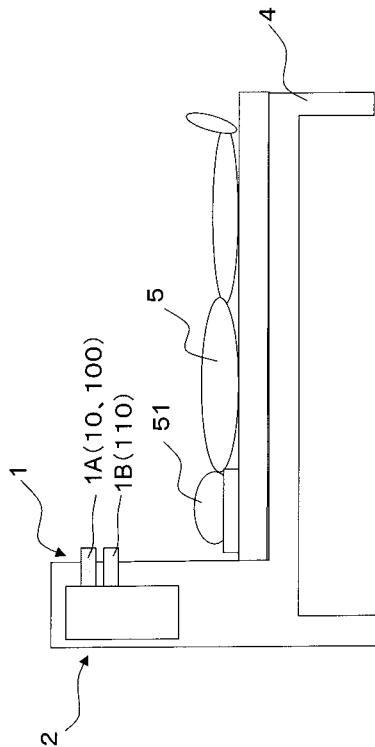
C11、C12：接続ケーブル

5：利用者 51：人体頭部

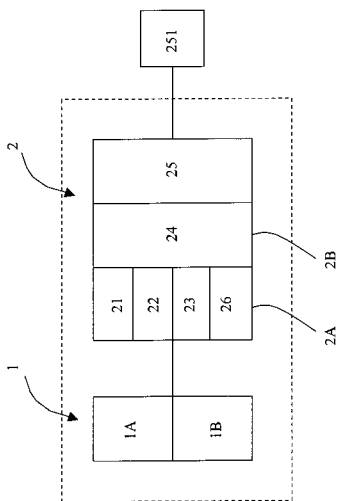
【図 1】



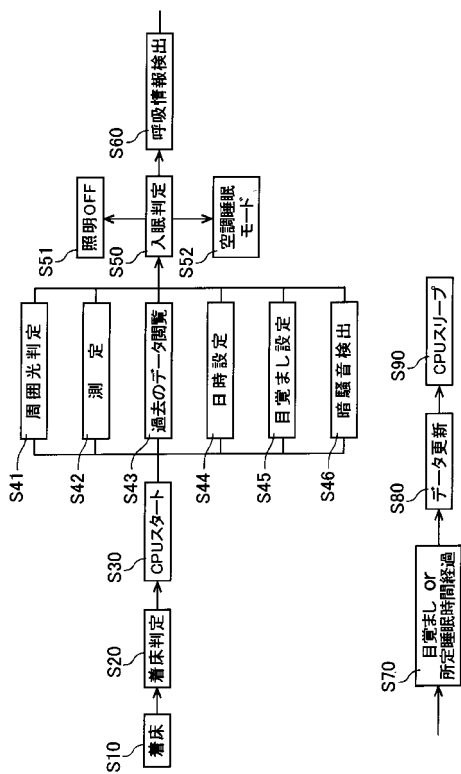
【図 2】



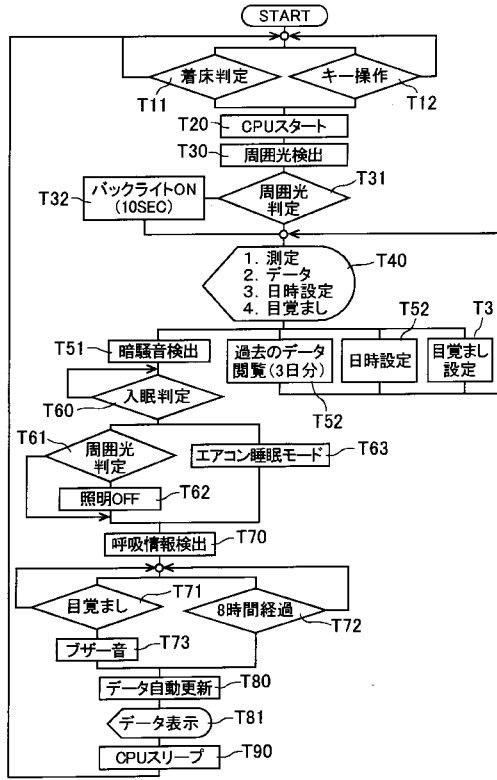
【図 3】



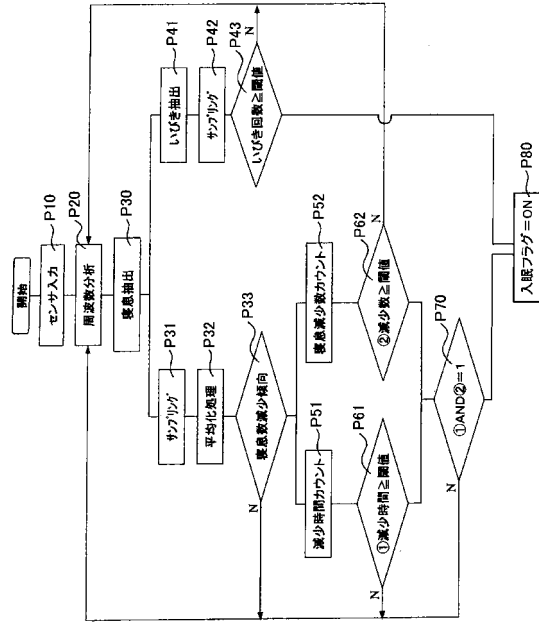
【図 4】



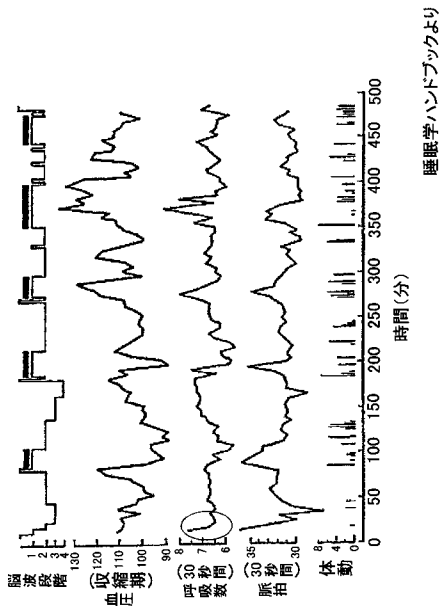
【 図 5 】



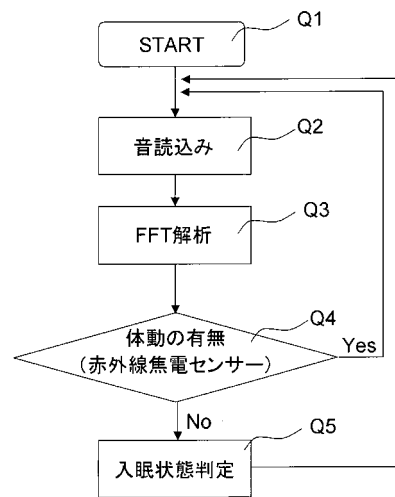
【 図 6 】



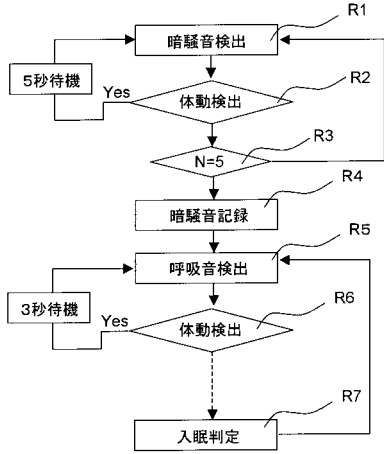
【 図 7 】



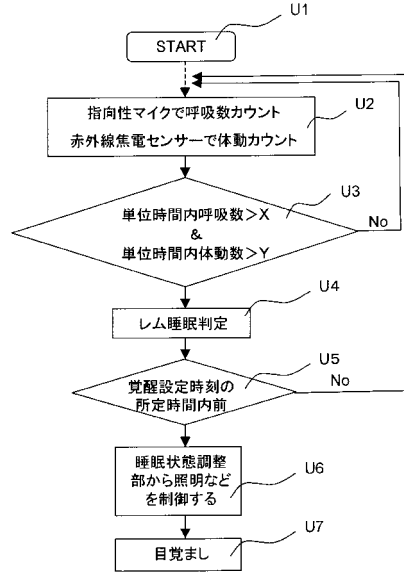
【 図 8 】



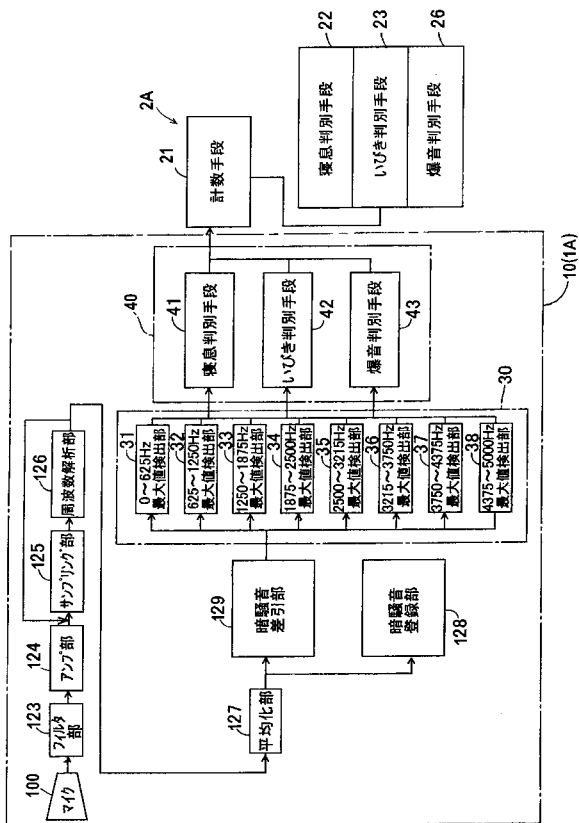
【 図 9 】



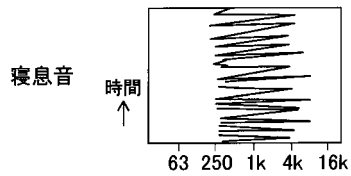
【 図 10 】



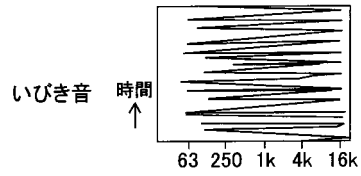
【 図 11 】



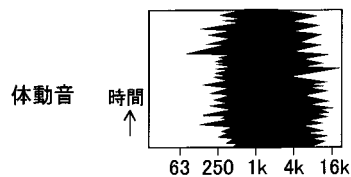
【 図 12 】



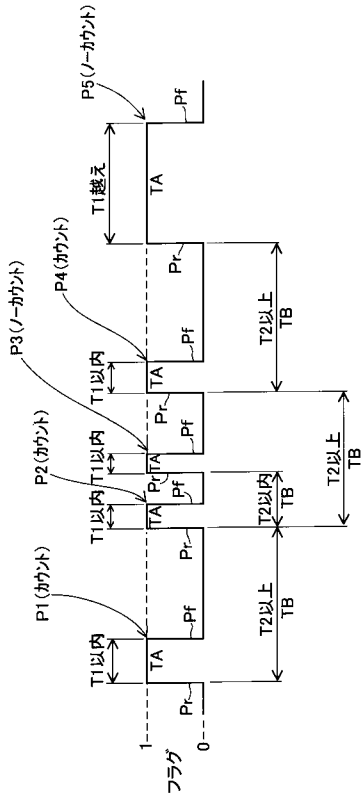
【 図 13 】



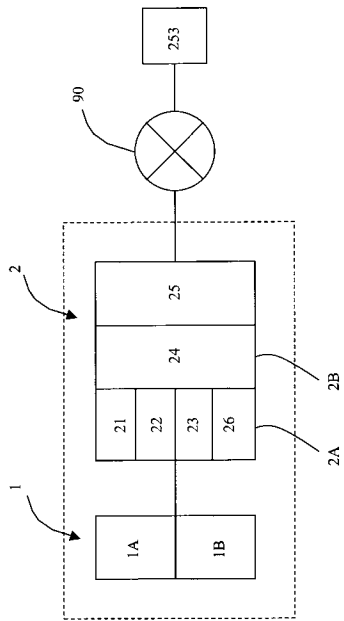
【 図 14 】



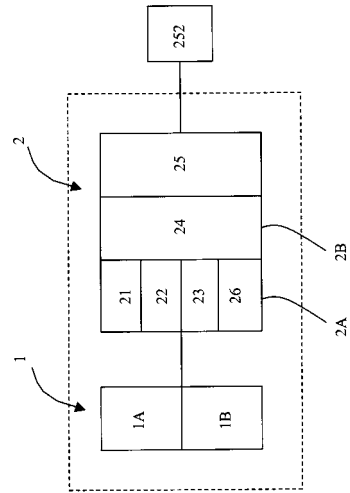
【 図 1 5 】



【 図 1 7 】



【 図 1 6 】



フロントページの続き

- (72)発明者 佐藤 耕
愛知県刈谷市朝日町2丁目1番地 アイシン精機株式会社内
- (72)発明者 望月 雅弘
愛知県刈谷市朝日町2丁目1番地 アイシン精機株式会社内
- (72)発明者 能宗 和夫
愛知県刈谷市朝日町2丁目1番地 アイシン精機株式会社内
- Fターム(参考) 4C038 PP05 PS00 PS05 SS08 SV05 VA04 VB31 VC20