

(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2008-259745

(P2008-259745A)

(43) 公開日 平成20年10月30日(2008.10.30)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 1 O 1 R	4 C 0 3 8
A 6 1 B 5/11 (2006.01)	A 6 1 B 5/10 3 1 O A	4 C 1 1 7

審査請求 未請求 請求項の数 8 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2007-106076 (P2007-106076)
 (22) 出願日 平成19年4月13日 (2007.4.13)

(71) 出願人 000133179
 株式会社タニタ
 東京都板橋区前野町1丁目14番2号
 (74) 代理人 100097113
 弁理士 堀 城之
 (74) 代理人 100124316
 弁理士 塩田 康弘
 (72) 発明者 和泉 周一
 東京都板橋区前野町1丁目14番2号 株
 式会社タニタ内
 (72) 発明者 福田 好典
 東京都板橋区前野町1丁目14番2号 株
 式会社タニタ内
 Fターム(参考) 4C038 VA04 VA15 VB01 VB32 VB33
 VC20

最終頁に続く

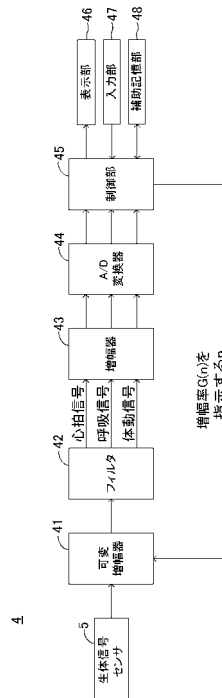
(54) 【発明の名称】 生体信号処理装置

(57) 【要約】

【課題】 心拍等に対応する所定の周波数帯域以外の他の周波数帯域の生体信号により、増幅器の増幅率が適切か否かが誤判定されることを防止可能な睡眠測定装置を提供する。

【解決手段】 睡眠状態に応じた生体信号を検出するセンサ5と、この生体信号を増幅する可変増幅器41と、増幅後の生体信号から所定の周波数帯域の信号を心拍信号として抽出するフィルタ42と、心拍信号をA/D変換するA/D変換器44と、A/D変換後の心拍信号に基づき睡眠状態を推定する制御部45とが設けられる。この制御部45では、所定期間内にA/D変換された後の心拍信号の大きさであるデータの平均値が算出され、平均値からの偏差が所定範囲内にあるデータの個数の全データ数に対する割合が求められる。その割合が所定値よりも大きければ増幅器41の増幅率が適正であると判定され、その割合が所定値よりも小さければ増幅器41の増幅率が適正でない判定される。

【選択図】 図5



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

睡眠状態に応じて変化する生体信号を検出する検出手段と、
検出された該生体信号を増幅する増幅手段と、
増幅された該生体信号から抽出された、所定の周波数帯域内の入力信号に基づき、睡眠状態を推定する推定手段とを備えた生体信号処理装置であって、
所定期間内において前記入力信号の大きさであるデータの平均値を算出して、算出された該平均値からの隔たりが所定範囲内にあるデータの個数の、該所定期間内のすべてのデータの個数に対する割合を求めるとともに、求められた該割合が所定値よりも大きい場合に前記増幅手段の増幅率が適正であると判定し、求められた該割合が該所定値よりも小さい場合に該増幅手段の増幅率が適正でないとして判定する判定手段を備えたことを特徴とする生体信号処理装置。

10

【請求項 2】

睡眠状態に応じて変化する生体信号を検出する検出手段と、
検出された該生体信号を増幅する増幅手段と、
増幅された該生体信号から抽出された、所定の周波数帯域内の入力信号に基づき、睡眠状態を推定する推定手段とを備えた生体信号処理装置であって、
前記入力信号をスペクトル分析することにより得られた該入力信号の周波数成分であるデータのうちの最大のものを求めるとともに、求められた該最大のデータが所定値よりも大きい場合に前記増幅手段の増幅率が適正であると判定し、求められた該最大のデータが該所定値よりも小さい場合に該増幅手段の増幅率が適正でないとして判定する判定手段を備えたことを特徴とする生体信号処理装置。

20

【請求項 3】

前記所定の周波数帯域は、
心拍又は呼吸に対応するものであることを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 に記載の生体信号処理装置。

【請求項 4】

前記判定手段により前記増幅手段の増幅率が適正でないとして判定された場合に、該増幅率の変更が必要である旨を報知する報知手段をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 乃至請求項 3 のいずれかに記載の生体信号処理装置。

30

【請求項 5】

前記報知手段により前記増幅手段の増幅率の変更が必要である旨が報知された際、ユーザが該増幅率の変更を指示するための入力手段と、
該入力手段による指示に応じて、該増幅率を変更する変更手段とをさらに備えたことを特徴とする請求項 4 に記載の生体信号処理装置。

【請求項 6】

前記増幅手段は、
該生体信号処理装置の今回の起動時において前記変更手段により変更された増幅率を、該生体信号処理装置の次の起動時から用いることを特徴とする請求項 5 に記載の生体信号処理装置。

40

【請求項 7】

前記判定手段により前記増幅手段の増幅率が適正でないことが所定回数だけ繰り返して判定されたときに、該増幅率を変更する自動変更手段をさらに備えたことを特徴とする請求項 1 乃至請求項 3 のいずれかに記載の生体信号処理装置。

【請求項 8】

前記検出手段は、
空気が充填されている空気室と、
非圧縮性流体が充填されている非圧縮性流体室と、
前記空気室と前記非圧縮性流体室の間を仕切る受圧膜と、
非圧縮性流体が充填されており、該非圧縮性流体が前記非圧縮性流体室へと流動可能な

50

ように該非圧縮性流体室に接続されたマットと、

該マット上の生体から生ずるとともに、該マット内の非圧縮性流体、前記非圧縮性流体室内の非圧縮性流体、前記受圧膜、及び、前記空気室内の空気を順に介して伝えられてくる圧力の変動を検出する圧力変動検出手段と

を備えたことを特徴とする請求項 1 乃至請求項 7 のいずれかに記載の生体信号処理装置

。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

10

本発明は、睡眠状態に応じて変化する生体信号を検出して増幅し、この増幅された生体信号をフィルタリング等することにより、生体信号から、所定の周波数帯域内の信号を入力信号として抽出し、この入力信号に基づいて睡眠状態を推定する生体信号処理装置に関する。

【背景技術】

【0002】

20

従来から知られたこの種の生体信号処理装置の一つとして、空気を充填したエアマット上に寝るユーザの身体から、エアマット内部へと伝わってくる圧力変動を、微差圧センサが生体信号として検出するもので、自動利得制御ユニットを備えたものがある。この自動利得制御ユニットは、微差圧センサにより検出された生体信号の利得（増幅率）を自動的に調節して、後段のフィルタへと出力するようになっている（特許文献 1 参照）。このフィルタにより、例えば、生体信号から、心拍に対応する所定の周波数帯域内の信号が、心拍信号として抽出され、さらに、抽出された心拍信号の変動パターンが、エアマット上のユーザの睡眠状態を推定するために用いられるようになっている。

【0003】

【特許文献 1】特開 2000 - 271103 号公報（段落 0020 ~ 0022、図 1 等）

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

30

しかしながら、上述した従来の自動利得制御ユニットによると、利得の調節が適切に行われなかったことがあった。つまり、検出される生体信号のうち後段の処理に必要な周波数帯域の信号は、心拍（又は呼吸など）に対応するものである。ところが、ユーザは睡眠時間内であっても寝返りを打ったりトイレに立ったり、生体信号のうち心拍以外の他の身体の動きによる信号が外乱として働き、この外乱に反応して利得が自動的に調節されてしまうことがあったからである。

【0005】

本発明は、上記課題を解決できる発明を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

40

請求項 1 に係る生体信号処理装置は、睡眠状態に応じて変化する生体信号を検出する検出手段と、検出された生体信号を増幅する増幅手段と、増幅された生体信号から抽出された所定の周波数帯域内の入力信号に基づき睡眠状態を推定する推定手段とを備えている。

本生体信号処理装置は、判定手段を備えたことを特徴とする。すなわち、この判定手段は、所定期間内において入力信号の大きさであるデータの平均値を算出して、算出された平均値からの隔たりが所定範囲内にあるデータの個数の、所定期間内のすべてのデータの個数に対する割合を求める。これとともに、判定手段は、求められた割合が所定値よりも大きい場合に増幅手段の増幅率が適正であると判定し、求められた割合が所定値よりも小さい場合に増幅手段の増幅率が適正でないと判定する。

請求項 2 に係る生体信号処理装置は、睡眠状態に応じて変化する生体信号を検出する検出手段と、検出された生体信号を増幅する増幅手段と、増幅された生体信号から抽出され

50

た所定の周波数帯域内の入力信号に基づき睡眠状態を推定する推定手段とを備えている。

本生体信号処理装置は、判定手段を備えたことを特徴とする。すなわち、この判定手段は、入力信号をスペクトル分析することにより得られた入力信号の周波数成分であるデータのうちの最大のを求める。これとともに、判定手段は、求められた最大のデータが所定値よりも大きい場合に増幅手段の増幅率が適正であると判定し、求められた最大のデータが所定値よりも小さい場合に増幅手段の増幅率が適正でないとして判定する。

請求項 3 に係る生体信号処理装置は、請求項 1 又は請求項 2 に係る生体信号処理装置において、上記所定の周波数帯域は、心拍又は呼吸に対応するものであることを特徴とする。

請求項 4 に係る生体信号処理装置は、請求項 1 乃至請求項 3 のいずれかに係る生体信号処理装置において、報知手段をさらに備えたことを特徴とする。この報知手段は、上記判定手段により上記増幅手段の増幅率が適正でないとして判定された場合に、増幅率の変更が必要である旨を報知する。

請求項 5 に係る生体信号処理装置は、請求項 4 に係る生体信号処理装置において、入力手段と、変更手段とをさらに備えたことを特徴とする。入力手段は、報知手段により増幅手段の増幅率の変更が必要である旨が報知された際、ユーザが増幅率の変更を指示するためのものであり、変更手段は、入力手段による指示に応じて増幅率を変更する。

請求項 6 に係る生体信号処理装置は、請求項 5 に係る生体信号処理装置において、上記増幅手段は、生体信号処理装置の今回の起動時において上記変更手段により変更された増幅率を、生体信号処理装置の次の起動時から用いることを特徴とする。

請求項 7 に係る生体信号処理装置は、請求項 1 乃至請求項 3 のいずれかに係る生体信号処理装置において、自動変更手段をさらに備えたことを特徴とする。この自動変更手段は、上記判定手段により上記増幅手段の増幅率が適正でないことが所定回数だけ繰り返して判定されたときに、増幅率を変更する。

請求項 8 に係る生体信号処理装置は、請求項 1 乃至請求項 7 のいずれかに記載の生体信号処理装置において、上記検出手段は、空気室と、非圧縮性流体室と、受圧膜と、マットと、圧力変動検出手段とを備えたことを特徴とする。

空気室には、空気が充填されており、非圧縮性流体室には、非圧縮性流体が充填されている。受圧膜が、空気室と非圧縮性流体室の間を仕切るために設けられている。マットには、非圧縮性流体が充填されており、このマットは、非圧縮性流体が非圧縮性流体室へと流動可能なように非圧縮性流体室に接続されている。圧力変動検出手段は、マット上の生体から生ずるとともに、マット内の非圧縮性流体、非圧縮性流体室内の非圧縮性流体、受圧膜、及び、空気室内の空気を順に介して伝えられてくる圧力の変動を検出する。

【発明の効果】

【0007】

本発明によれば、例えば心拍又は呼吸等に対応する所定の周波数帯域以外の、他の身体の動きに対応する周波数帯域の生体信号によって、増幅手段の増幅率が適切であるか否かにつき、誤った判定がなされることを防ぐことができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0008】

以下、図面に基づいて本発明の実施の形態を詳細に説明する。

(第 1 の実施の形態)

本発明に係る第 1 の実施の形態である睡眠測定装置（生体信号処理装置の例）につき、その全体構成からまず説明する。本睡眠測定装置は、図 1 に示すように、寝具 1 とともに用いられるものであり、マット 2 と、チューブ 3 と、睡眠測定装置本体 4 とを備えている。寝具 1 上に、睡眠測定の対象となるユーザが横臥しており、その寝具 1 の下にマット 2 が敷かれている。チューブ 3 は、その一端がマット 2 に接続されており、また、その他端が、睡眠測定装置本体 4 に取り付けられた生体信号センサ 5 に繋がれている。マット 2 及びチューブ 3 には、水（非圧縮性流体の例）が充填されている。これによって、寝具 1 上のユーザ（生体）の身体から生じる、心拍（脈拍）、呼吸、その他の身体の動きによる振

10

20

30

40

50

動が、マット 2 及びチューブ 3 を介して、睡眠測定装置本体 4 内の生体信号センサ 5 へと伝えられてくる。

【0009】

ここでは、寝具 1 の下にマット 2 を敷くものとしているため、ユーザは、間接的にマット 2 上に横臥することになっているが、寝具 1 の上にマット 2 を敷くものとして、ユーザが直接マット 2 上に横になるようにしてもよい。また、マット 2 は、枕の上側又は下側に敷くものとしても、枕の形状を有するものとしてもよい。

【0010】

睡眠測定装置本体 4 の生体信号センサ 5 は、図 2 に示すように、接続口 5 1 と、水室 5 2 と、受圧膜 5 3 と、空気室 5 4 と、圧力変動検出部 5 5 とを備える。上述したチューブ 3 は接続口 5 1 に接続されていて、水室 5 2 と空気室 5 4 との間は、受圧膜 5 3 により仕切られている。この水室 5 2 内にも水が充填されていて、マット 2 から水室 5 2 までは、チューブ 3 を介して水が流動可能なようになっている。空気室 5 4 には空気が充填されており、また、空気室 5 4 を挟んで受圧膜 5 3 と対向する位置に、圧力変動検出部 5 5 が設けられている。この圧力変動検出部 5 5 には、圧電効果を利用した各種の圧力センサが用いられる。

10

【0011】

マット 2、チューブ 3 及び水室 5 2 内の水、受圧膜 5 3、並びに、空気室 5 4 内の空気を順に介して伝えられてくる圧力の変動は、この圧力変動検出部 5 5 により検出され、圧力変動検出部 5 5 が、その空気圧の変動に応じた電圧信号を生体信号として、睡眠測定装置本体 4 内の可変増幅器 4 1 (後述) へと出力するようになっている。図 3 は、その生体信号センサ 5 の出力である生体信号の例を示している。ここに示す生体信号には、0.8 秒前後である周期 T のユーザの心拍による信号が含まれている。生体信号には、心拍の他に呼吸その他の体動が現れ、これら生体信号は、ユーザの睡眠状態 (睡眠の質) 等に応じて変化する。

20

【0012】

また、この生体信号の出力の大きさは、大よそ図 4 のように経時変化することが知られている。すなわち、本睡眠測定装置は、例えば、使用開始当初を 1 としてその基準とすると、徐々に増大して 3 か月後に 2 倍となりピークを迎え、その後に徐々に減少して、その 3 か月後に 1 倍へと戻り、さらにその後 6 か月後に 0.4 倍となるような特性を有している。これらは、主に、生体信号センサ 5 の構造によるものと考えられている。

30

【0013】

睡眠測定装置本体 4 は、図 5 に示すように、この生体信号センサ 5 以外に、可変増幅器 4 1、フィルタ 4 2、増幅器 4 3、A/D 変換器 4 4 及び制御部 4 5 を有する。可変増幅器 4 1 は、生体信号センサ 5 から出力された生体信号を増幅するようになっている。この可変増幅器 4 1 の増幅率 $G(n)$ は、制御部 4 5 にて後に詳述するようにして設定される増幅率 $G(n)$ の設定番号 n に基づいている。ここでは、設定番号 $n=0, 1, 2$ 又は 3 とし、可変増幅器 4 1 は、この設定番号 n に応じて、次の数 1 に示す増幅率 $G(0) \sim G(3)$ を可変に設定可能なようになっている。本発明の特徴の一つは、生体信号センサ 5 の出力が経時変化する (図 4) ことによりその出力の増幅率 $G(n)$ を変更する必要がある場合に、増幅率 $G(n)$ の変更をユーザに促し、ユーザに増幅率 $G(n)$ を手動で補正させることが可能な点である。

40

【0014】

【数 1】

$$G(0) = \frac{1}{3} \times G_0$$

$$G(1) = G_0 \text{ (標準増幅率)}$$

$$G(2) = 3 \times G_0$$

$$G(3) = 9 \times G_0$$

10

フィルタ 4 2 は、3つのバンドパスフィルタ(BPF)等により構成される。それら3つのうちの1つのBPFは、可変増幅器 4 1 から出力された生体信号から、0.5Hz ~ 2Hzといった周波数帯域の心拍に対応する信号を心拍信号(入力信号)として抽出するようになっている。他の1つのBPFは、可変増幅器 4 1 から出力された生体信号から、0.2Hz ~ 1Hz程度の周波数帯域の呼吸に対応する信号を呼吸信号として抽出するようになっている。さら

20

【0015】

増幅器 4 3 は、フィルタ 4 2 にて抽出された心拍信号、呼吸信号及び体動信号を増幅するようになっている。この増幅器 4 3 の増幅率には固定値が用いられる。A/D変換器 4 4 は、後段の制御部 4 5 における処理のために、増幅器 4 3 から出力された心拍信号、呼吸信号及び体動信号をA/D変換するようになっている。

【0016】

制御部 4 5 は、CPU、RAM、ROM等を備えており、所定のプログラムを実行することにより、これらA/D変換後の心拍信号、呼吸信号及び体動信号を用いて、ユーザの睡眠状態を推定するようになっている。睡眠状態の推定につき一例を挙げると、心拍信号から心拍数を算出して、この算出された心拍数がどの値の範囲にあるかによって、睡眠段階(段階1 ~ 4のノンレム睡眠、及び、レム睡眠のいずれか)を判定することが可能である。また、呼吸信号から呼吸数を算出し、算出された呼吸数から、10秒以上の無呼吸が7時間の睡眠中に何回生じているかといったことをカウントすることが可能である。この制御部 4 5 における睡眠状態の推定、さらに、上述した生体信号センサ5の構造等の詳細については、例えば、特開2004-113618号公報、特開2004-113329号公報等に開示されているので、必要ならば参照されたい。

30

【0017】

加えて、制御部 4 5 には、表示部 4 6、入力部 4 7 及び補助記憶部 4 8 が接続されている。表示部 4 6 は、ユーザの睡眠状態の推定結果や、可変増幅器 4 1 の増幅率G(n)の補正が必要である旨を表示するようになっている。入力部 4 7 は、増幅率G(n)を増大させるための増幅率増大ボタン、及び、増幅率G(n)を減少させるための増幅率減少ボタンを含んでいる。また、補助記憶部 4 8 は、EEPROMなどの不揮発性メモリやハードディスクドライブ等であり、この補助記憶部 4 8 には、制御部 4 5 が実行するプログラム、そのプログラムで用いるデータ等が記憶されている。制御部 4 5 に、本睡眠測定装置から外部へと通信するための通信インターフェースを設けてもよい。

40

【0018】

前述のように、本発明の特徴の一つは、可変増幅器 4 1 の増幅率G(n)が適正でない場合に、その増幅率G(n)を手動補正可能な点である。以下では、図6 ~ 8等を用いて、制御部 4 5 (CPU)がこの増幅率G(n)の手動補正のために実行するプログラムにつき説明する

50

。図6に示す増幅率手動補正処理の概要を説明すると、制御部45は、ステップ2（以下、ステップをSと略す）の信号入力処理においてA/D変換器44によるA/D変換後の心拍信号を入力する。そして、制御部45は、S3の信号強度判定処理において、その心拍信号の強度（信号の強度、信号レベル）が過小レベルであるか、標準レベルであるか、過大レベルであるかといったことを判定する。さらに、S4～S15において、制御部45は、S3にて判定されたその強度に応じて、増幅率G(n)の補正（変更、増加又は減少）が必要である旨などを表示部46に表示する。この際、ユーザが入力部47の増幅率増大ボタン又は増幅率減少ボタンを用いて増幅率G(n)の補正を指示可能なようになっており、制御部45は、この可変増幅器41の増幅率G(n)の補正についての指示に応じて、その増幅率G(n)を変更するようになっている。

10

【0019】

詳細には、S1において、制御部45は、まず、増幅率G(n)の設定番号nのメモリ値を補助記憶部48から読み出し、この設定番号nを可変増幅器41に設定する。ここでは、設定番号nがメモリ値として補助記憶部48に格納されており、増幅率G(n)を変更するために設定番号nが変更されると、この変更とともに補助記憶部48内の設定番号nのメモリ値も更新されるようになっている。

【0020】

S2の信号入力処理では、所定のサンプリング期間に所定個数の心拍データ（心拍信号のデジタル値）、例えば2分間に2400個の心拍データが取得されるようになっている。すなわち、図7に示すように、まず、制御部45が、A/D変換器44による変換後の心拍信号を取得し（S201）、この心拍信号のデジタル値である心拍データを、補助記憶部48内等に保存していく（S202）。直前の心拍データの取得から0.05秒が経過すると（S203にてYES）、取得された心拍データが2400個となったか否かが判定される（S204）。心拍データが2400個となって終了するまで（S204にてYES）、S201～S203の処理が繰り返される。

20

【0021】

S3の信号強度判定処理では、図8に示すように、制御部45は、上述した信号入力処理で得られた2400個の心拍データにつき、その平均値及び（平均値からの）偏差をまず算出する（S301）。そして、S302～S305により、心拍データの偏差が所定範囲内にある心拍データの個数の、すべてのデータの個数に対する割合を求めつつ、この求められた割合が所定値よりも大きいかが否かを判定すること等によって、信号の強度が適正であるか否かが判定される。

30

【0022】

ここでは、信号の強度は、（1）無信号レベル、（2）異常レベル、（3）過小レベル、（4）標準レベル、及び、（5）過大レベルのいずれかであるものとする。信号の強度が（4）標準レベルであれば、可変増幅器41の増幅率G(n)は適正であり、信号の強度が（3）過小レベル又は（5）過大レベルであれば、増幅率G(n)は適正でない。また、ここでは、心拍データの偏差についての上記所定範囲を、A/D変換器44の分解能（10ビット、0～1023の整数値を出力）を基準とした範囲に設定するようになっている。すなわち、図9において、上限値はA/D変換器44の分解能に対応し、上記所定範囲は下方値から上方値までの範囲である。制御部45は、この所定範囲内にあるデータの個数の割合を用いて、信号の強度を判定する。

40

【0023】

より具体的に、S302において、信号の強度が、（1）無信号レベルであるか否かを判定する際には、まず、心拍データの偏差が、第1所定範囲、例えばA/D変換器44の分解能の-1%～+1%の範囲内（-10～+10の出力値の範囲内）となっている心拍データの個数がカウントされる。そして、このカウントされた心拍データの個数についての、すべての心拍データの個数に対する割合が求められる。この求められた割合が、第1所定値以上、例えば90%以上であれば、無信号レベルであるものと判定され（S302にてYES）、この判定結果を示すように、結果判定フラグFLに値0が代入される（S306）。（結

50

果判定フラグFLは、後述する図6のS4以降の処理に用いられる。))

【0024】

S303において、信号の強度が(2)異常レベルであるか否かを判定する際、まず、心拍データの偏差が、第2所定範囲、例えばA/D変換器44の分解能の-49%~+49%の範囲外(-501~+501の出力値の範囲外)となっている心拍データの個数がカウントされる。このカウントされた心拍データの個数についての心拍データ全体の個数に占める割合が求められる。この求められた割合が、第2所定値以上、例えば0.2%以上であれば、異常レベルであるものと判定され(S303にてYES)、これを示すように、結果判定フラグFLに値4が代入される(S307)。

【0025】

S304での信号の強度が(3)過小レベルであるか否かの判定では、心拍データの偏差が、第3所定範囲、例えばA/D変換器44の分解能の-5%~+5%の範囲内(-51~+51の出力値の範囲内)となっている心拍データの個数がカウントされ、カウントされた個数の全体に占める割合が求められる。この求められた割合が、第3所定値以上、例えば90%以上であれば、過小レベルであるものと判定され(S304にてYES)、結果判定フラグFLに値1が代入される(S308)。

【0026】

さらに、S305において、信号の強度が(4)標準レベルであるか、(5)過大レベルであるかが判定される。すなわち、心拍データの偏差が、第4所定範囲、例えばA/D変換器44の分解能の-20%~+20%の範囲内(-255~+255の出力値の範囲内)となっている心拍データの個数がカウントされ、このカウントされた個数の割合が求められる。この求められた割合が、第4所定値以上、例えば70%以上であれば、標準レベルであると判定され(S305にてYES)、結果判定フラグFLに値2が代入される(S309)。また、その求められた割合が、第4所定値未満であれば、過大レベルであるものと判定され(S305にてNO)、結果判定フラグFLに値3が代入される(S310)。

【0027】

要約すると、S302~S305における判定が順に行われていくことにより、信号の強度が求められ、S306~S310によって、次のように結果判定フラグFLが設定される。

- (1) 分解能の $\pm 1\%$ 以内に偏差のあるデータが全体の90%以上 無信号レベル (FL = 0)
- (2) 分解能の $\pm 49\%$ 以上に偏差のあるデータが全体の0.2%以上 異常レベル (FL = 4)
- (3) 分解能の $\pm 5\%$ 以内に偏差があるデータが全体の90%以上 過小レベル (FL = 1)
- (4) 分解能の $\pm 20\%$ 以内に偏差があるデータが全体の70%以上 標準レベル (FL = 2)
- (5) (1)~(4)以外 過大レベル (FL = 3)

【0028】

図6の増幅率手動補正処理におけるS4以降の処理では、これら信号の強度に応じた表示、この表示に応じた入力を受け付け、及び、可変増幅器41の増幅率G(n)の変更等が行われる。つまり、S4~S6において、信号の強度が上記5種のうちのいずれであったかが判定され、その結果、信号の強度が無信号レベル又は異常レベルであれば(S4にてYES)、S7が処理される。信号の強度が過小レベルであれば(S5にてYES)、S8~S11が処理され、標準レベルであれば(S6にてYES)、S12が処理される。そして、過大レベルであれば(S6にてNO)、S13~S15, S11が処理される。

【0029】

詳細に説明すると、まず、結果判定フラグFLが0又は4である場合(S4にてYES)、言い換えれば、信号の強度が無信号レベル又は異常レベルであった場合、制御部45は、測定のやり直しを指示する表示を表示部46で行い(S7)、本処理は終了する。

【0030】

結果判定フラグFLが1である場合(S5にてYES)、すなわち、信号の強度が過小レ

10

20

30

40

50

ベルであった場合、制御部 4 5 は、増幅率 $G(n)$ の増大を促す旨、例えば「増幅率を上げてください。」といったメッセージを表示部 4 6 で表示する (S 8)。また、例えば、表示部 4 6 がランプを用いて構成されるものとして、このランプの点灯が、増幅率 $G(n)$ の増大を促す旨を表示しているものとしてもよい。

【 0 0 3 1 】

ユーザが入力部 4 7 の増幅率増大ボタンを押すこと等によって、制御部 4 5 に対して増幅率 $G(n)$ の増大が指示されると (S 9 にて Y E S)、制御部 4 5 は、増幅率 $G(n)$ を増大させるように、下限値 0 ~ 上限値 3 の範囲内で設定番号 n を増加させる (S 1 0)。例えば、元の設定番号 n が値 1 であってその増加が指示されれば、新たな設定番号 n は値 2 となる。また、元の設定番号 n が値 3 であってその増加が指示されたとしても、設定番号 n はそれより大きく増加されることはなく、設定番号 n は上限値 3 のまま維持される。増幅率 $G(n)$ の設定番号 n は補助記憶部 4 8 に記憶されており、その設定番号 n の増加に伴い、その補助記憶部 4 8 内のメモリ値が更新され (S 1 1)、本処理は終了する。

10

【 0 0 3 2 】

結果判定フラグ FL が 2 である場合 (S 6 にて Y E S)、すなわち、信号の強度が標準レベルであった場合、制御部 4 5 は、増幅率 $G(n)$ の変更を要しない旨を表示部 4 6 で表示する (S 1 2)。また、結果判定フラグ FL が 3 である場合 (S 6 にて N O)、すなわち、信号の強度が過大レベルであった場合、制御部 4 5 は、増幅率 $G(n)$ の減少を促す旨、例えば「増幅率を下げてください。」といったメッセージを表示部 4 6 にて表示する (S 1 3)。

20

【 0 0 3 3 】

ユーザが、入力部 4 7 の増幅率減少ボタンを押すこと等により、制御部 4 5 に対して増幅率 $G(n)$ の減少が指示されると (S 1 4 にて Y E S)、制御部 4 5 は、増幅率 $G(n)$ を減少させるように、下限値 0 ~ 上限値 3 の範囲内で設定番号 n を減少させる (S 1 5)。例えば、元の設定番号 n が値 1 であってその減少が指示されれば、新たな設定番号 n は値 0 となる。また、元の設定番号 n が値 0 であってその減少が指示されたとしても、設定番号 n はそれより小さく減少されることはなく、設定番号 n は下限値 0 のままとなる。これらの設定番号 n の減少に伴い、そのメモリ値が更新され (S 1 1)、本処理は終了する。

【 0 0 3 4 】

これらのようにして本睡眠測定装置の今回の起動時に変更 (更新) された設定番号 n による増幅率 $G(n)$ は、本睡眠測定装置の次の起動時から、可変増幅器 4 1 において用いられるようになっている。

30

【 0 0 3 5 】

以上の睡眠測定装置によると、A / D 変換器 4 4 による A / D 変換後の心拍データ (心拍信号のデジタル値) の分布状況に基づいて、信号の強度が適切であるか否か、すなわち可変増幅器 4 1 の増幅率 $G(n)$ が適正であるか否かが判定される (図 8 の S 3 0 2 ~ S 3 0 5、図 9 等)。そのため、心拍信号に対応する周波数帯域以外の、他の身体の動きに対応する周波数帯域の生体信号によって、可変増幅器 4 1 における増幅率 $G(n)$ が適切であるか否かにつき、誤った判定がなされることを防ぐことができる。

【 0 0 3 6 】

40

(第 2 の実施の形態)

次に、本発明に係る第 2 の実施の形態である睡眠測定装置につき説明する。本実施の形態では、可変増幅器 4 1 の増幅率 $G(n)$ を自動補正しつつ、睡眠測定のための心拍データ、呼吸データ (A / D 変換後の呼吸信号)、及び、体動データ (A / D 変換後の体動信号) からなる測定データを取得していく点が第 1 の実施の形態と異なっている。つまり、本実施の形態の睡眠測定装置は、測定データを取得しながら、心拍データにより可変増幅器 4 1 の増幅率 $G(n)$ が適切でない判定された場合に、その増幅率 $G(n)$ を自動補正するようになっている。ここで説明する睡眠測定装置の構成及び作用効果以外については、上記第 1 の実施の形態に準ずるものとする。

【 0 0 3 7 】

50

図10に示す測定データ取得処理の概要を説明すると、S24にて、上述した図7と同様の信号入力処理が行われ、S25にて、上述した図8と同様の信号強度判定処理が行われる。そして、S28～S30等の処理により、信号の強度が同一のレベルであることが所定回数(ここでは10回)だけ繰り返して判定された場合に、S31にて、可変増幅器41の増幅率 $G(n)$ が、そのレベルに応じて増減されるようになっている。

【0038】

詳細には、入力部47に設けられた所定の測定開始ボタンが押されると、制御部45が本測定データ取得処理を実行するようになっている。制御部45は、まず、補助記憶部48から可変増幅器41に対する設定番号 n のメモリ値を読み出し、この設定番号 n を可変増幅器41に設定する(S21)。続いて、制御部45は、カウンタCTに値1を代入する(S22)。ここでは、カウンタCT=1, 2, ..., 10とし、結果判定フラグをFL(CT)としている。この結果判定フラグFL(CT)は、上述した第1の実施の形態の結果判定フラグFLと同様に、2分間に得られた2400個の心拍データに基づき判定された信号の強度を表している。

10

【0039】

S23では、入力部47に設けられた所定の測定終了ボタンが押されたか否かが判定される。測定終了ボタンが押されなければ(S23にてNO)、S24において、上述した図7と同様の信号入力処理が行われる。ただ、第1の実施の形態では、手動補正自体が専用の実行モードで行われることを想定していたため、同図7のS201及びS202は、心拍信号につき処理を行うものであった。これに対して、本実施の形態では、自動補正が通常

20

【0040】

の睡眠測定とともに行われることを想定しているため、このS201及びS202に対応するステップは、心拍信号、呼吸信号及び体動信号につき処理を行うものとなっている。

続いて、S25にて、上述した図8と同様の信号強度判定処理が行われる。上述のように、ここでは、信号の強度についての判定結果が、結果判定フラグFL(CT)の値として得られる。その結果判定フラグFL(CT)が値0, 2又は4である場合(S26にてYES)、すなわち、今回の測定における信号の強度が、無信号レベル、標準レベル又は異常レベルであった場合、S22へと処理が移される。このS22にて、信号の強度が適正でないと連続して判定された回数を示すカウンタCTが値1にクリアされ、測定データの取得が続けられる。

30

【0041】

S26において、結果判定フラグFL(CT)が値0, 2又は4でない場合(S26にてNO)、すなわち、今回の測定における信号の強度が、過小レベル又は過大レベルであった場合、カウンタCTの値が1であるか否かが判定される(S27)。カウンタCTが値1でなく、2～10の整数である場合(S27にてNO)、S28で、結果判定フラグFL(CT)が結果判定フラグFL(CT-1)に等しいか否かが判定される。結果判定フラグFL(CT)が結果判定フラグFL(CT-1)に等しくない場合、つまり、今回の測定における信号の強度が、前回、測定データのサンプリング周期とする2分ほど前の測定時の信号の強度に等しくなければ(S28にてNO)、前述と同様にS22へと処理が移される。今回の測定における信号の強度が、前回の測定時の信号の強度と等しければ(S28にてYES)、カウンタCTに値1が加えられて(S29)、このカウンタCTの値が11になったか否かが判定されることになる(S30)。

40

【0042】

つまり、S26にて結果判定フラグFL(1)が値1又は3であり且つS27にてカウンタCTが値1であれば、S28での判定がスキップされて、S29にてカウンタCTの値が2とされる。これにより、カウンタCTの値1に対応するS24での信号入力処理及びS25での信号強度判定処理により得られた結果判定フラグFL(1)が保持されたまま、S30へと処理が進められることになる。

【0043】

50

S 3 0において、カウンタCTが値 1 1 になっていない場合 (S 3 0 にて N O)、S 2 3 へと処理が移され、すなわち、カウンタCTがクリアされないまま、S 2 4 での信号入力処理及びS 2 5 での信号強度判定処理等が繰り返される。また、カウンタCTが値 1 1 になった場合 (S 3 0 にて Y E S)、すなわち、結果判定フラグFL(1) ~ FL(10)がその値を 1 又は 3 に保持している場合、S 3 1 の増幅率変更処理が行われる。この増幅率変更処理の後、S 2 2 にてカウンタCTがクリアされ、測定終了ボタンが押されていないならば (S 2 3 にて N O)、S 2 4 の信号入力処理、S 2 5 の信号強度判定処理等が行われる。

【 0 0 4 4 】

S 3 1 の増幅率変更処理では、図 1 1 に示すように、まず、結果判定フラグFL(10)に応じて、可変増幅器 4 1 の設定番号nが下限値 0 ~ 上限値 3 の範囲内で変更される (S 3 1 1)。すなわち、上述した図 6 の増幅率手動補正処理におけるS 1 0 と同様に、例えば、元の設定番号nが値 1 であるときに、結果判定フラグFL(10)が値 1 となっていて過小レベルの連続を示していれば、設定番号nは値 2 に増加される。また、元の設定番号nが値 3 であるときに、結果判定フラグFL(10)が値 1 となっていて過小レベルの連続を示していても、設定番号nは上限値 3 のまま維持される。加えて、図 6 の増幅率手動補正処理におけるS 1 5 のように、例えば、元の設定番号nが値 2 であるときに、結果判定フラグFL(10)が値 3 となっていて過大レベルの連続を示していれば、設定番号nは値 2 に減少される。また、元の設定番号nが値 0 であるときに、過大レベルが連続しても、設定番号nは下限値 0 のまま維持される。

10

【 0 0 4 5 】

この結果判定フラグFL(10)の値、及び、変更時刻、変更前後の設定番号nの値は、後に図 1 0 のS 3 2 において測定データの再計算を行うために保存される (S 3 1 2 , S 3 1 3)。これらにより、本増幅率変更処理は終了する。この増幅率変更処理 (図 1 0 ではS 3 1) の実行後には、S 2 2 へと処理が移され、このS 2 2 にてカウンタCTがクリアされて、S 2 4 での信号入力処理及びS 2 5 での信号強度判定処理等が続けられる。

20

【 0 0 4 6 】

S 2 3 において、測定終了ボタンが押されていた場合 (S 2 3 にて Y E S)、制御部 4 5 は、S 3 2 にて測定データの再計算を行う。すなわち、可変増幅器 4 1 の増幅率G(n)が変更されると、例えば、その変更の前後に跨って制御部 4 5 側で同じ 2 つの値の測定データが取得されていても、これら 2 つの測定データにつき、現実にユーザから生ずる振動自体の大きさは異なっている。図 1 1 の増幅率変更処理のS 3 1 2 では、増幅率G(n)を変更する元となった結果判定フラグFL(10)が保存されており、また、S 3 1 3 では、その設定番号nを変更した時刻、及び、変更前後の設定番号nの値が保存されているから、これらを用いて、増幅率G(n)の変更前後における測定データの整合を図ることができる。

30

【 0 0 4 7 】

例えば、結果判定フラグFL(10)が値 1 となっていたことにより、時刻 2 3 : 5 5 に設定番号nが、値 1 から値 2 に増加されたとする。この場合、上記数 1 において、増幅率G(2)は増幅率G(1)の 3 倍となっているから、時刻 2 3 : 5 5 以降の測定データは、それ以前の測定データと、一貫性を持たせ、その整合性を図るために、(1 / 3) 倍される。これらの処理を経て、本測定データ取得処理は終了する。

40

【 0 0 4 8 】

以上の睡眠測定装置によると、A / D 変換器 4 4 による A / D 変換後の心拍データの分布状況に基づき、信号の強度が適切であるか否か、すなわち可変増幅器 4 1 の増幅率G(n)が適正であるか否かが判定される。そのため、心拍信号に対応する周波数帯域以外の、他の身体の動きに対応する周波数帯域の生体信号によって、可変増幅器 4 1 における増幅率G(n)が適切であるか否かにつき、誤った判定がなされることを防ぐことができる。さらに、その判定に基づいて、自動的に増幅率G(n)が変更されるため、ユーザにとって、第 1 の実施の形態の睡眠測定装置よりも便利である。

【 0 0 4 9 】

(他の実施の形態等)

50

以上、具体的な実施の形態によって本発明を説明したが、本発明は、上記実施の形態に限定されず、本発明の要旨を逸脱しない範囲で変更して実施することができる。

(A) 上記各実施の形態において、例えば、信号の強度を判定する際に用いた、平均値からの偏差についての所定範囲(図9の上方値及び下方値、A/D変換器44の分解能の-20%~+20%といった範囲)は、予め定められた値とした。これに代えて、所定範囲を、標準偏差や分散等の統計量を用いて定めてもよい。

また、信号の強度を判定する際、偏差により平均値からのデータの隔たりを表し、その偏差が所定範囲内にあるデータの個数をカウントした。各データとその平均値との間の隔たりを、偏差の2乗、その他の各データと平均値とから得られる値としてもよい。

【0050】

(B) 信号の強度の判定は、心拍データの大きさの分布状況(図9)に基づくものとした。これに代えて、心拍データをスペクトル分析することにより得られた心拍データの周波数成分の大きさに基づくものとしてもよい。

すなわち、本睡眠測定装置の制御部45は、図12に示すように、その心拍データの周波数成分であるデータ(心拍データのスペクトル又はパワースペクトル)のうちの最大のもをまず求めるようになっている。そして、この求められた最大のデータが、所定値、すなわち、所定の閾値、又は、それらのデータの平均値の何倍かといった値よりも大きい場合に、制御部45は、増幅率 $G(n)$ が適正であると判定する。また、その最大のデータがその所定値よりも小さい場合に、制御部45は、増幅率 $G(n)$ が適正でなく、信号の強度が過小であるといったように判定する。

このような判定によっても、信号の強度が適正か否かにつき適切に判断されることになる。

【0051】

(C) 心拍信号を用いて信号の強度を判定したが、呼吸信号、体動信号等の他の周波数帯域の生体信号を用いて、信号の強度を判定してもよい。この場合、上述した第1の実施の形態の図7に示す信号入力処理のS201においてその信号の強度を判定する対象とする信号が取得され、S202でそのA/D変換後のデジタル値が保存されることになる。それら複数の信号の強度を個別に判定して、いずれかの信号の強度が適正でない場合、その信号の強度に基づき増幅率 $G(n)$ を変更するものとしてよい。

【0052】

(D) 上記各実施の形態では、A/D変換器44は、生体信号センサ5から可変増幅器41及びフィルタ42等を介して得られた心拍信号などをA/D変換するようになっている。これらの可変増幅器41、フィルタ42及びA/D変換器44等の順序を入れ替えて、例えば、可変増幅器41の前段にフィルタ42及びA/D変換器44等を設けるようにしてもよい。

【0053】

(E) また、生体信号センサ5は、特に水が充填されたマット2に接続されることを想定した。これとは異なり、マット2には空気が充填されていてもよい。加えて、生体信号センサ5(生体信号を検出する検出手段の主要部)は、マット2に接続することなく、さらに、水室52、受圧膜53及び空気室54の一部又は全部を備えないものであってもよい。例えば、生体信号の検出手段としての生体信号センサ5を、圧電素子単体等からなる圧力変動検出手段により構成してもよい。

【0054】

(F) 第1の実施の形態において、可変増幅器41の増幅率 $G(n)$ が適正でないことのユーザへの報知は、表示部46から行っている。これに代えて又はこれとともに、睡眠測定装置に、音声を再生して出力するための音声出力部を設けて、「増幅率を上げてください」といった音声出力によりユーザへの報知を行うものとしてもよい。また、睡眠測定装置に、外部接続されたPC等との間での通信を処理するための通信処理部を設けて、その外部接続されたPC等へ所定のデータを送信することによりユーザへの報知を行うものとしてもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 5 】

(G) 第 2 の実施の形態において、例えば、一晚における 1 回の測定中にその信号の強度の判定から増幅率G(n)の変更を 2 回以上行う必要が生じた場合であっても、制御部 4 5 は、増幅率G(n)を 1 回の測定中に 2 回以上変更しないように、増幅率G(n)の変更を制限してもよい。これによって、信号の強度についての誤った判定から、増幅率G(n)が誤設定されることを防ぐことができる。

【 0 0 5 6 】

具体的には、1 回の測定中に最初に信号の強度が過小レベルであると判定された場合、増幅率G(n)の設定番号nを 1 だけ増加させる。この後、(1) 再び、信号の強度が過小レベルであると判定されても、設定番号n (増幅率G(n)) を変更しない。一方、(2) 信号の強度が過大レベルであると判定されれば、増幅率G(n)の設定番号nを 1 だけ減少させ、これによって増幅率G(n)を元の設定に戻す。

10

【 0 0 5 7 】

また、1 回の測定中に最初に信号の強度が過大レベルであると判定された場合、増幅率G(n)の設定番号nを 1 だけ減少させる。その後、(1) 再び、過大レベルであると判定されても、設定番号nを変更しない。(2) 過小レベルであると判定されれば、設定番号nを 1 だけ増加させて増幅率G(n)を元の設定に戻す。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 5 8 】

【 図 1 】 本発明に係る第 1 の実施の形態の睡眠測定装置の全体構成を示す図である。

20

【 図 2 】 生体信号センサ 5 の構成を示す図である。

【 図 3 】 生体信号の例を示すグラフである。

【 図 4 】 生体信号の出力の大きさの経時変化を示すグラフである。

【 図 5 】 睡眠測定装置本体 4 の構成を示す図である。

【 図 6 】 増幅度手動補正プログラムの流れを示すフローチャートである。

【 図 7 】 図 6 の S 2 の信号入力処理を示すフローチャートである。

【 図 8 】 図 6 の S 3 の信号強度判定処理を示すフローチャートである。

【 図 9 】 信号強度の判定手法の第一の例を説明するための図である。

【 図 1 0 】 第 2 の実施の形態の睡眠測定装置における、自動補正を伴う測定データ取得処理を示すフローチャートである。

30

【 図 1 1 】 図 1 0 の S 3 1 の増幅率変更処理を示すフローチャートである。

【 図 1 2 】 信号強度の判定手法の第二の例を説明するための図である。

【 符号の説明 】

【 0 0 5 9 】

- 1 寝具
- 2 マット
- 3 チューブ
- 4 睡眠測定装置本体
- 5 生体信号センサ (検出手段のマットを除いた部分)
- 4 1 可変増幅器 (増幅手段)
- 4 2 フィルタ
- 4 3 増幅器
- 4 4 A / D 変換器
- 4 5 制御部 (実行プログラムとともに推定手段、判定手段、変更手段)
- 4 6 表示部 (報知手段)
- 4 7 入力部 (入力手段)
- 4 8 補助記憶部
- 5 1 接続口
- 5 2 水室 (非圧縮性流体室)
- 5 3 受圧膜

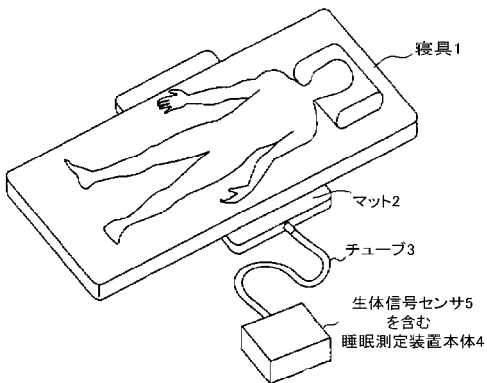
40

50

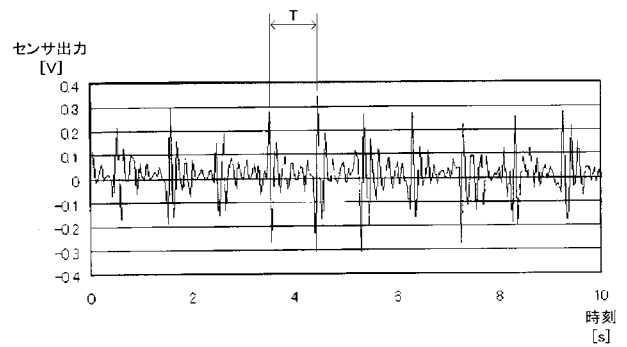
5 4 空気室

5 5 圧力変動検出部（圧力変動検出手段）

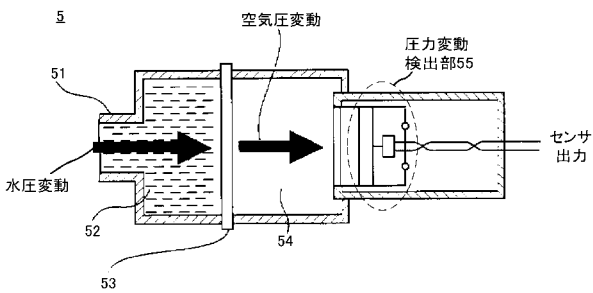
【 図 1 】



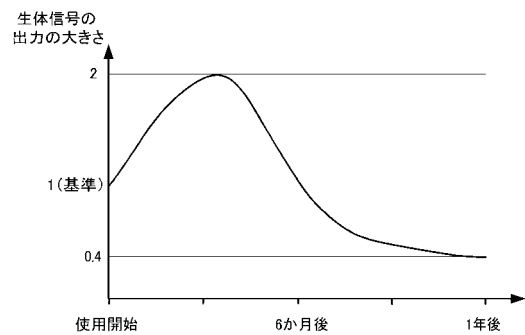
【 図 3 】



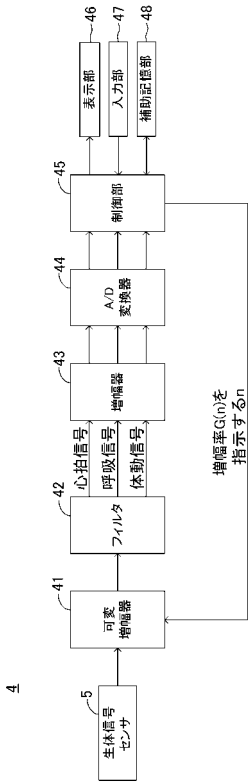
【 図 2 】



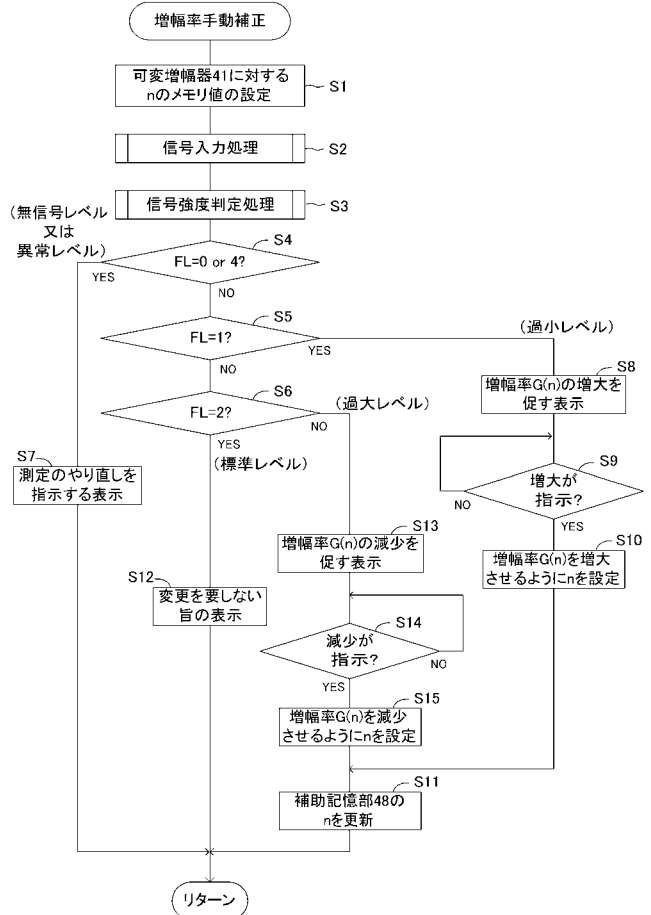
【 図 4 】



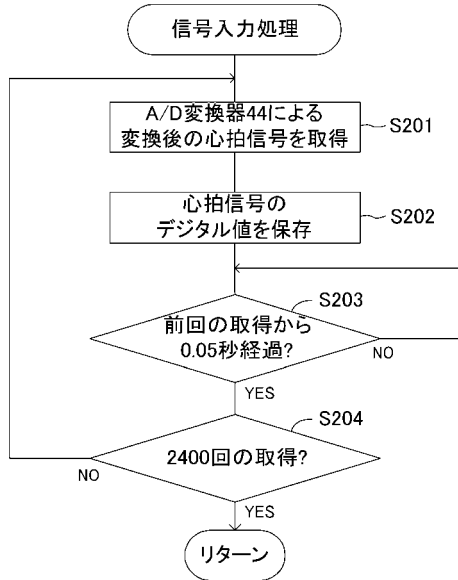
【図5】



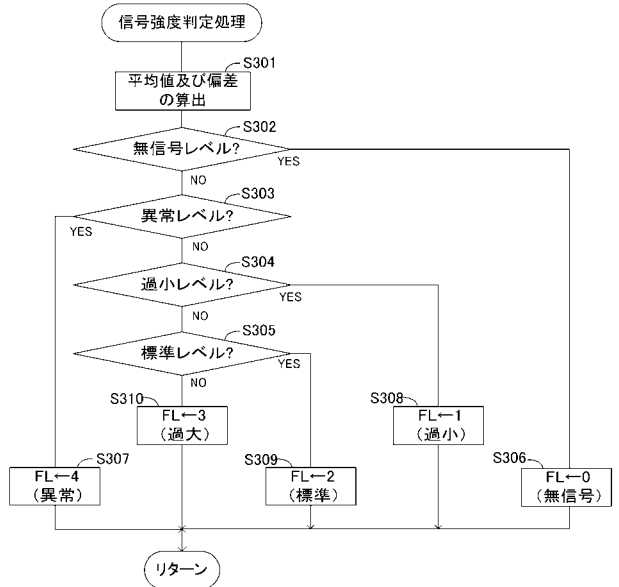
【図6】



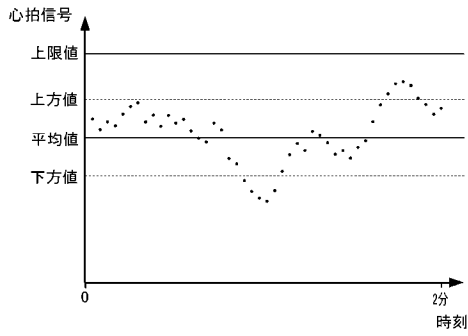
【図7】



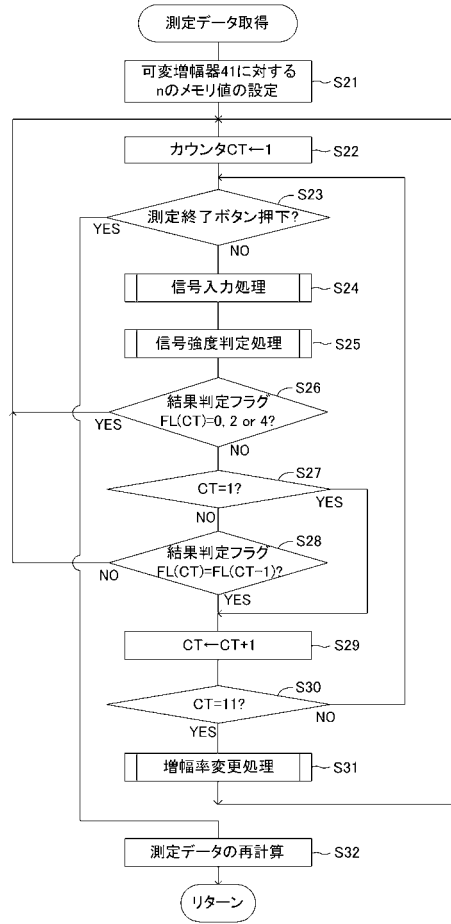
【図8】



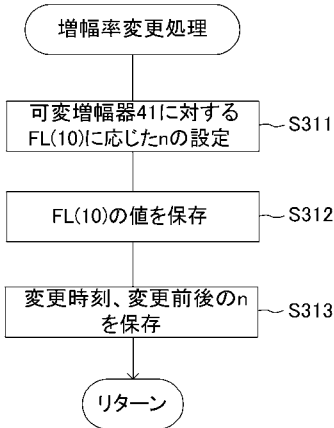
【 図 9 】



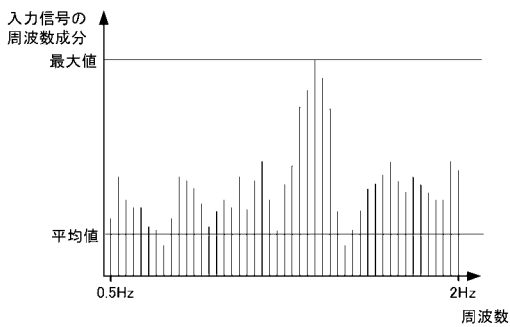
【 図 10 】



【 図 11 】



【 図 12 】



フロントページの続き

Fターム(参考) 4C117 XB01 XB04 XC02 XC19 XE14 XE24 XE26 XJ42

专利名称(译)	生物信号处理装置		
公开(公告)号	JP2008259745A	公开(公告)日	2008-10-30
申请号	JP2007106076	申请日	2007-04-13
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社百利达		
申请(专利权)人(译)	百利达有限公司		
[标]发明人	和泉周一 福田好典		
发明人	和泉 周一 福田 好典		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/11		
FI分类号	A61B5/00.101.R A61B5/10.310.A A61B5/10.315 A61B5/11 A61B5/113		
F-TERM分类号	4C038/VA04 4C038/VA15 4C038/VB01 4C038/VB32 4C038/VB33 4C038/VC20 4C117/XB01 4C117/XB04 4C117/XC02 4C117/XC19 4C117/XE14 4C117/XE24 4C117/XE26 4C117/XJ42		
其他公开文献	JP4914753B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种睡眠测量装置，其能够防止通过与心跳等相对应的预定频带以外的频带中的生物信号来错误地判断放大器的放大率是否合适。 解决方案：用于根据睡眠状态检测生物信号的传感器5，用于放大生物信号的可变放大器41和用于从放大的生物信号中提取预定频带中的信号作为心跳信号的滤波器42。 提供了用于对心跳信号进行A / D转换的A / D转换器44和用于基于A / D转换后的心跳信号来估计睡眠状态的控制单元45。 在该控制单元45中，计算作为预定周期内的A / D转换之后的心跳信号的大小的数据的平均值，并且计算与该平均值的偏差在预定范围内的数据数量的所有数据。 计算数字的比率。 如果该比率大于预定值，则确定放大器41的放大倍数合适，如果该比率小于预定值，则确定放大器41的放大倍数不合适。 [选择图]图5

