

(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2016-16144
(P2016-16144A)

(43) 公開日 平成28年2月1日(2016.2.1)

(51) Int.Cl.	F 1	テーマコード (参考)
A61B 5/02 (2006.01)	A 61 B 5/02	310F 4C017
A61B 5/11 (2006.01)	A 61 B 5/10	310A 4C038
A61B 5/0245 (2006.01)	A 61 B 5/02	320B
A61B 5/16 (2006.01)	A 61 B 5/16	

審査請求 未請求 請求項の数 18 O L (全 26 頁)

(21) 出願番号	特願2014-141124 (P2014-141124)	(71) 出願人	000002369 セイコーエプソン株式会社 東京都新宿区西新宿2丁目4番1号
(22) 出願日	平成26年7月9日 (2014.7.9)	(74) 代理人	100104710 弁理士 竹腰 昇
		(74) 代理人	100090479 弁理士 井上 一
		(74) 代理人	100124682 弁理士 黒田 泰
		(72) 発明者	▲高▼橋 英三 長野県諏訪市大和3丁目3番5号 セイコーエプソン株式会社内
			F ターム (参考) 4C017 AA09 AA10 AA20 AB02 AC20 AC26 BC16 BC17 BC21 EE03 4C038 VA04 VB31 VC20

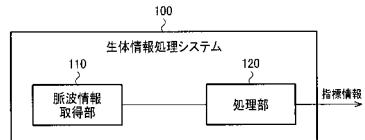
(54) 【発明の名称】生体情報処理システム及び生体情報処理システムの制御方法

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】脈波情報を用いることで、容易にアローザル状態の検出を行い、検出結果に基づく指標情報を求める生体情報処理システム及び生体情報処理システムの制御方法等を提供する。

【解決手段】生体情報処理システム100は、ユーザーの脈波情報を取得する脈波情報取得部110と、脈波情報に基づいて、ユーザーの睡眠状態を判定する処理部120を含み、処理部120は、脈波情報に基づいて、睡眠中のアローザル状態に関する指標情報を求める。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

ユーザーの脈波情報を取得する脈波情報取得部と、
前記脈波情報に基づいて、前記ユーザーの睡眠状態を判定する処理部と、
を含み、
前記処理部は、
前記脈波情報に基づいて、睡眠中のアローザル状態に関する指標情報を求める特徴とする生体情報処理システム。

【請求項 2】

請求項 1において、
前記処理部は、
前記ユーザーが前記睡眠状態と判定された第 1 期間における前記脈波情報の変化に基づいて、前記指標情報を求める特徴とする生体情報処理システム。

【請求項 3】

請求項 2において、
前記処理部は、
所与の第 2 期間での前記脈波情報の変化量と、脈波変化量閾値との比較処理に基づいて、前記指標情報を求める特徴とする生体情報処理システム。

【請求項 4】

請求項 3において、
前記処理部は、
所与の単位時間において、前記第 2 期間での前記脈波情報の前記変化量が前記脈波変化量閾値を超えた回数を、前記指標情報として求める特徴とする生体情報処理システム。

【請求項 5】

請求項 3 又は 4 のいずれかにおいて、
前記処理部は、
前記ユーザーの個人情報に基づいて、前記第 2 期間の長さ及び前記脈波変化量閾値の少なくとも一方の値を設定することを特徴とする生体情報処理システム。

【請求項 6】

請求項 3 乃至 5 のいずれかにおいて、
前記脈波情報は、脈拍数又は脈拍間隔を表す情報であり、
前記処理部は、
前記脈波情報の変化周期に対応する時間に基づいて、前記第 2 期間の長さを設定することを特徴とする生体情報処理システム。

【請求項 7】

請求項 1において、
前記処理部は、
前記ユーザーが前記睡眠状態と判定された第 1 期間における前記脈波情報に対する平滑化処理を行い、
前記平滑化処理後の前記脈波情報の値に対する、前記平滑化処理前の前記脈波情報の変化を前記脈波情報の変化量として求め、
前記変化量が脈波変化量閾値を超えた場合に、前記変化量に対応する前記脈波情報のピークの幅を表す時間を求め、
求めた前記時間が所与の第 2 期間内である場合に、前記アローザル状態が発生したと判定し、判定結果に基づいて前記指標情報を求める特徴とする生体情報処理システム。

【請求項 8】

請求項 1 乃至 7 のいずれかにおいて、
前記処理部は、

10

20

30

40

50

前記アローザル状態に関する前記指標情報として、傾眠指標情報を求めることを特徴とする生体情報処理システム。

【請求項 9】

請求項 1 乃至 8 のいずれかにおいて、

前記処理部は、

前記脈波情報に基づいて、前記ユーザーにより意識されない覚醒を表す状態を、前記アローザル状態として検出することを特徴とする生体情報処理システム。

【請求項 10】

請求項 1 乃至 9 のいずれかにおいて、

前記脈波情報は、脈拍数又は脈拍間隔であることを特徴とする生体情報処理システム。

10

【請求項 11】

請求項 1 乃至 10 のいずれかにおいて、

前記ユーザーに前記指標情報を提示する提示部を備えることを特徴とする生体情報処理システム。

【請求項 12】

請求項 11 において、

前記提示部は、

前記ユーザーが前記アローザル状態であることを提示することを特徴とする生体情報処理システム。

【請求項 13】

ユーザーの脈波情報を取得し、

前記脈波情報に基づいて、睡眠中のアローザル状態に関する情報を求めることを特徴とする生体情報処理システム。

20

【請求項 14】

請求項 13 において、

前記脈波情報に基づいて、前記ユーザーの睡眠状態を判定することを特徴とする生体情報処理システム。

【請求項 15】

請求項 13 又は 14 において、

前記アローザル状態に関する情報を提示することを特徴とする生体情報処理システム。

30

【請求項 16】

請求項 15 において、

前記アローザル状態に関する情報は、所与の単位時間における所与の第 2 期間での前記脈波情報の変化量が脈波変化量閾値を超えた回数であることを特徴とする生体情報処理システム。

【請求項 17】

請求項 13 乃至 16 のいずれかにおいて、

前記アローザル状態に関する情報に基づいて、前記ユーザーが眠気を感じる可能性を示す眠気予報を提示することを特徴とする生体情報処理システム。

【請求項 18】

ユーザーの脈波情報を取得する処理を行い、

前記脈波情報に基づいて、睡眠中のアローザル状態に関する情報を求める処理を行うことを特徴とする生体情報処理システムの制御方法。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生体情報処理システム及び生体情報処理システムの制御方法等に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、睡眠状態に関する研究が進んでおり、例えば脳波を用いることで睡眠の深度等を

50

判定可能である。具体的には、P S G 計測法 (R & K 法) が知られており、 R & K 法では、ユーザーの顔や頭部に複数の電極を装着し、そこから得られる脳波や、眼球運動、顎筋電図等に基づいて睡眠状態を判定している。

【 0 0 0 3 】

また、睡眠の状態が覚醒状態でのユーザーの体調等に影響することが広く知られており、ユーザー本人は自覚できない睡眠状態に関する情報を、何らかの形でユーザーに提示する手法が開示されている。例えば特許文献 1 では、ユーザーの睡眠状態に関する情報を取得し、睡眠の質に関する情報を提示するとともに、ユーザーに対するアドバイスを提示する手法が開示されている。

【 0 0 0 4 】

また、脳波等を用いた睡眠状態の判定では、睡眠状態をレム睡眠状態とノンレム睡眠状態に分類し、ノンレム睡眠状態を睡眠の深さに応じて Stage 1 ~ Stage 4 に区分している。さらに、睡眠の深さそのものとは異なる観点から、一過性の脳波上の覚醒であるアローザル (Arousal) という反応についても検出を行っている。例えば非特許文献 1 にはアローザルについての開示がある。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 5 】

【 特許文献 1 】特開 2001-61819 号公報

【 非特許文献 】

【 0 0 0 6 】

【 非特許文献 1 】 Gennaro et al. EEG Arousal in Normal Sleep: Variations Induced by Total and Selective Slow-wave Sleep Deprivation. SLEEP, Vol.24, No.6, 2001

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 7 】

特許文献 1 では、睡眠の質の評価と、アドバイスを提示するものとしているが、具体的な睡眠状態の判定手法に関する開示が無く、特に非特許文献 1 に示されているアローザルについては考慮されていない。

【 0 0 0 8 】

また、上述したように脳波を検出するセンサー（例えば複数の電極）を用いることで、精度よく睡眠状態を判定でき、アローザルについても検出することが可能である。しかし脳波は医療機関等の専門機関で測定することが前提である。用いる電極の数を少なくすることで、比較的容易に脳波測定を行う手法（装置）も提案されているが、一般家庭で日常的に用いることは容易ではない。

【 0 0 0 9 】

本発明の幾つかの態様によれば、脈波情報を用いることで、容易にアローザル状態の検出を行い、検出結果に基づく指標情報を求める生体情報処理システム及び生体情報処理システムの制御方法等を提供することができる。

【 課題を解決するための手段 】

【 0 0 1 0 】

本発明の一態様は、ユーザーの脈波情報を取得する脈波情報取得部と、前記脈波情報に基づいて、前記ユーザーの睡眠状態を判定する処理部と、を含み、前記処理部は、前記脈波情報に基づいて、睡眠中のアローザル状態に関する指標情報を求める生体情報処理システムに関係する。

【 0 0 1 1 】

本発明の一態様では、脈波情報に基づいて睡眠中のアローザル状態に関する指標情報を求める。これにより、脳波等を用いる手法に比べて容易にアローザル状態に関する指標情報を求めることが可能になる。そして、求められる指標情報はアローザル状態に関する情報であるため、睡眠状態か覚醒状態かという判定に比べて、より詳細な睡眠状態に関する

10

20

30

40

50

判定を行うこと等が可能になる。

【0012】

また、本発明の一態様では、前記処理部は、前記ユーザーが前記睡眠状態と判定された第1期間における前記脈波情報の変化に基づいて、前記指標情報を求めてよい。

【0013】

これにより、睡眠状態と判定された期間の脈波情報を処理対象として効率的な処理を行うこと等が可能になる。

【0014】

また、本発明の一態様では、前記処理部は、所与の第2期間での前記脈波情報の変化量と、脈波変化量閾値との比較処理に基づいて、前記指標情報を求めてよい。

【0015】

これにより、所定時間間隔内での脈波情報の変化量を用いた閾値判定により、指標情報を求めることが可能になる。

【0016】

また、本発明の一態様では、前記処理部は、所与の単位時間において、前記第2期間での前記脈波情報の前記変化量が前記脈波変化量閾値を超えた回数を、前記指標情報として求めてよい。なお、ここで脈波変化量閾値はたとえば脈拍数の変化量に関する閾値である。

【0017】

これにより、所与の単位時間当たりの閾値を超えた回数を指標情報として用いること等が可能になる。

【0018】

また、本発明の一態様では、前記処理部は、前記ユーザーの個人情報に基づいて、前記所与の時間間隔及び前記脈波変化量閾値の少なくとも一方の値を設定してもよい。

【0019】

これにより、指標情報を求める際に用いる所与の時間間隔及び脈波変化量閾値の少なくとも一方を、ユーザーの情報に基づいて柔軟に設定すること等が可能になる。

【0020】

また、本発明の一態様では、前記脈波情報は、脈拍数又は脈拍間隔を表す情報であり、前記処理部は、前記脈波情報の変化周期に対応する時間に基づいて、前記第2期間の長さを設定してもよい。

【0021】

これにより、脈拍数や脈拍間隔、或いはそれらを表す情報の変化周期に基づいて、第2期間の長さを設定すること等が可能になる。

【0022】

また、本発明の一態様では、前記処理部は、前記ユーザーが前記睡眠状態と判定された第1期間における前記脈波情報に対する平滑化処理を行い、前記平滑化処理後の前記脈波情報の値に対する、前記平滑化処理前の前記脈波情報の変化を前記脈波情報の変化量として求め、前記変化量が脈波変化量閾値を超えた場合に、前記変化量に対応する前記脈波情報のピークの幅を表す時間を求め、求めた前記時間が所与の第2期間内である場合に、前記アローザル状態が発生したと判定し、判定結果に基づいて前記指標情報を求めてよい。

。

【0023】

これにより、具体的な手順に従って処理を行うことで、アローザル状態に関する指標情報を求めることが可能になる。

【0024】

また、本発明の一態様では、前記処理部は、前記アローザル状態に関する前記指標情報として、傾眠指標情報を求めてよい。

【0025】

これにより、アローザル状態に関する指標情報として、傾眠指標情報を求めることが

10

20

30

40

50

可能になる。

【0026】

また、本発明の一態様では、前記処理部は、前記脈波情報に基づいて、前記ユーザーにより意識されない覚醒を表す状態を、前記アローザル状態として検出してもよい。

【0027】

これにより、アローザル状態として、ユーザーにより意識されない一過性の覚醒を表す状態を検出することが可能になる。

【0028】

また、本発明の一態様では、前記脈波情報は、脈拍数又は脈拍間隔であってもよい。

【0029】

これにより、脈波情報として脈拍数や脈拍間隔を用いることが可能になる。

10

【0030】

また、本発明の一態様では、前記ユーザーに前記指標情報を提示する提示部を含んでもよい。

【0031】

これにより、求めた指標情報を生体情報処理システムにおいて提示すること等が可能になる。

【0032】

また、本発明の一態様では、前記提示部は、前記ユーザーが前記アローザル状態であることを提示してもよい。

20

【0033】

これにより、ユーザーがアローザル状態であることを直接的に提示すること等が可能になる。

【0034】

また、本発明の他の態様は、ユーザーの脈波情報を取得し、前記脈波情報に基づいて、睡眠中のアローザル状態に関する情報を求める生体情報処理システムに関係する。

【0035】

本発明の他の態様では、脈波情報に基づいて睡眠中のアローザル状態に関する情報を求める。これにより、脳波等を用いる手法に比べて容易にアローザル状態に関する情報を求めることが可能になる。そのため求めた情報を用いることで、睡眠状態か覚醒状態かという判定に比べて、より詳細な睡眠状態に関する判定を行うこと等が可能になる。

30

【0036】

また、本発明の一態様では、前記脈波情報に基づいて、前記ユーザーの睡眠状態を判定してもよい。

【0037】

これにより、脈波情報に基づいて、睡眠状態判定を行うことが可能になる。

【0038】

また、本発明の一態様では、前記アローザル状態に関する情報を提示してもよい。

【0039】

これにより、求めた情報を生体情報処理システムにおいて提示すること等が可能になる。

40

【0040】

また、本発明の一態様では、前記アローザル状態に関する情報は、所与の単位時間における所与の第2期間での前記脈波情報の変化量が脈波変化量閾値を超えた回数であってもよい。

【0041】

これにより、所与の単位時間当たりの閾値を超えた回数を、アローザル状態に関する情報として用いること等が可能になる。

【0042】

また、本発明の一態様では、前記アローザル状態に関する情報に基づいて、前記ユーザ

50

ーが眠気を感じる可能性を示す眠気予報を提示してもよい。

【0043】

これにより、アローザル状態を表す情報を、眠気を感じる可能性というユーザーにとって理解が容易な形式で提示すること等が可能になる。

【0044】

本発明の他の態様は、ユーザーの脈波情報を取得する処理を行い、前記脈波情報に基づいて、睡眠中のアローザル状態に関する情報を求める処理を行う生体情報処理システムの制御方法に関する。

【図面の簡単な説明】

【0045】

【図1】本実施形態に係る生体情報処理システムの構成例。

【図2】睡眠状態における眠りの深さの時間変化の例。

【図3】本実施形態に係る生体情報処理システムの詳細な構成例。

【図4】図4(A)、図4(B)は本実施形態の生体情報処理システム(ウェアラブル装置)の外観図。

【図5】本実施形態の生体情報処理システム(ウェアラブル装置)の外観図。

【図6】生体情報処理システム(ウェアラブル装置)の装着例及び指標情報を携帯端末装置において表示する例。

【図7】本実施形態に係る生体情報処理システムの他の構成例。

【図8】動脈血酸素飽和度と脈拍数の時間変化の関係を説明する図。

【図9】図9(A)は脈AC信号と脈拍間隔を説明する図、図9(B)は脈波情報からLF, HFを求める処理を説明する図。

【図10】脈拍数の時間変化を説明する図。

【図11】平滑化処理後の脈拍数と、変化量P、ピーク幅に対応する時間tを説明する図。

【図12】年齢に応じた脈波変化量閾値Pkの設定例。

【図13】脈拍数のピークのピーク幅を求める手法の説明図。

【図14】本実施形態の処理を説明するフローチャート。

【図15】図15(A)～図15(C)は傾眠指標情報を表示する表示画面例。

【発明を実施するための形態】

【0046】

以下、本実施形態について説明する。なお、以下に説明する本実施形態は、特許請求の範囲に記載された本発明の内容を不当に限定するものではない。また本実施形態で説明される構成の全てが、本発明の必須構成要件であるとは限らない。

【0047】

1. 本実施形態の手法

まず本実施形態の手法について説明する。睡眠状態がユーザーの健康に影響を及ぼすことは広く知られており、例えば睡眠不足の場合、眠気、疲労感、吐き気、目まい等の諸症状が生じうることはもはや一般的な認識であると言える。

【0048】

また、単純な睡眠時間ではなく、睡眠の状態もユーザーの健康に影響を与えることがわかっている。例えば、睡眠にはレム睡眠状態とノンレム睡眠状態があり、ノンレム睡眠状態を睡眠の深さに応じて4つの段階に区分する手法が知られている。そのような区分でのノンレム睡眠状態のStage3や4は非常に深い眠りの状態であり、睡眠中にこのような深い眠りの状態が現れないユーザーは、睡眠の質が悪く、仮に十分な睡眠時間を確保しても眠気や疲労感が抜けないといった症状が現れる。

【0049】

睡眠時間であればユーザーが自覚することも可能であるが、睡眠状態の詳細な情報まで取得する場合には何らかのセンサーを用いた処理が必要となる。睡眠状態の判定として広く知られているのは、脳波等の測定を行うPSG計測法(R&K法)である。具体的には

10

20

30

40

50

、ユーザーの頭部に脳波検出用の電極を複数（例えば十数個）装着し、睡眠の状態（深度）に応じて異なる特性の脳波が検出されることを利用して睡眠状態を判定する。

【0050】

また、非特許文献1に開示されているように、一過性の脳波上の覚醒であるアローザルを脳波等を用いて検出することも可能である。アローザルの要因は呼吸障害、周期性四肢運動障害、何らかの痛み、ストレス等の精神性の要因等、種々考えられるが、いずれにせよ、アローザルの現れる回数が正常範囲を超えて多い場合には、睡眠の質は悪いと推定することができる。

【0051】

脳波を用いるケースであれば、睡眠状態を精度よく判定することが可能である。しかし脳波は医療機関等の専門機関で測定することが前提である。用いる電極の数を少なくしたり、複数の電極を1つの装置に一体構成することで、比較的容易に脳波測定を行う手法（装置）も提案されているが、一般家庭で日常的に用いることは容易ではない。

10

【0052】

そこで本出願人は、脈波センサーによりユーザーの脈波情報を取得し、当該脈波情報を用いてアローザルに関する処理を行う手法を提案する。具体的には、本実施形態に係る身体情報処理システム100は図1に示したように、ユーザーの脈波情報を取得する脈波情報取得部110と、脈波情報に基づいて、ユーザーの睡眠状態を判定する処理部120を含み、処理部120は、脈波情報に基づいて、睡眠中のアローザル状態に関する指標情報を求める。

20

【0053】

ここで、アローザル状態とは上述したように一過性の脳波上の覚醒であり、R & K法等における覚醒状態（Stage Wake）とは異なる状態を表す。アローザル状態は一般的にユーザーには意識されない覚醒（無意識での覚醒）である。具体的には、覚醒状態とは単位時間（1epoch、例えば30秒）当たりの波の出現が50%以上となる状態を表すものであり、アローザル状態とは3秒以上の脳波周波数変化が生じる状態を表す。睡眠状態、覚醒状態、アローザル状態の詳細については後述する。

【0054】

つまり具体的には、処理部120は、脈波情報に基づいて、ユーザーにより意識されない覚醒（より具体的には一過性の覚醒）を表す状態を、前記アローザル状態として検出すればよい。このようにすれば、アローザル状態を検出して、検出結果に基づく指標情報を求めることができる。アローザル状態は健康なユーザーであっても1時間当たり20回程度は現れるものであるが、過剰に多いユーザーは睡眠の質が悪く（例えばStage 3、4といった深い眠りの時間が極端に少なく）、健康等に影響を及ぼすことがある。しかし、仮にアローザル状態が検出されたとしても、その継続時間が15秒未満であれば、対象としている単位時間での波の検出期間は50%に満たず、睡眠状態であると判定されてしまう。つまり、アローザル状態は睡眠の質を表す情報であるにもかかわらず、睡眠状態、覚醒状態だけを判定していたのではアローザル状態に関する情報が埋もれてしまうこととなる。その点、本実施形態の手法であれば、適切にアローザル状態を検出し指標情報を求めることができるために、ユーザー本人や家族、担当ドクター等に対して当該指標情報を提示すること等が可能になる。

30

【0055】

そして本実施形態では、そのような指標情報を求める処理を脈波情報を用いて実現可能となる。脈波情報を取得するための脈波センサーは例えば光電センサーにより実現でき、当該光電センサーは発光部（例えばLED）と受光部（例えばPD）とを組み合わせればよいため、ハードウェア的に容易に実現可能である。そして精度向上等を考慮して、LEDとPDの組を複数設けたとしても、センサーユニットや装置全体のサイズを小さくすることが可能である。また、脳波のように異なる複数の箇所にセンサーを装着する必要性は低く、例えば後述する図6のように手首のみを装着箇所としても問題がない。つまり、脈波検出用の装置は低コスト化や小型軽量化が容易であり、当該装置を装着したときの煩わ

40

50

しさも問題にならないため、脳波検出に比べて有利である。

【0056】

なお、本実施形態の生体情報処理システム100で求める情報は指標情報に限定されるものではない。具体的には、生体情報処理システム100は、ユーザーの脈波情報を取得し、脈波情報に基づいて、睡眠中のアローザル状態に関する情報を求めるものであってよい。

【0057】

ここで、アローザル状態に関する指標情報とは、アローザル状態に基づいて求められる睡眠状態の程度を指し示す情報である。そのため、指標情報は具体的には図15(A)～図15(C)を用いて後述するように、翌日の眠気の度合いや、睡眠の深さの度合い、或いはそれらを表すアローザル状態の出現回数を表す情報等となる。

10

【0058】

それに対して、アローザル状態に関する情報とは、上記指標情報であってもよいし、他の情報であってもよい。例えば、ユーザーがアローザル状態となった場合に、その旨を表す情報をアローザル状態に関する情報としてもよい。ユーザー自身は当然睡眠状態にあるため、当該情報をリアルタイムに閲覧することはできないが、同居する家族が確認したり、ユーザーが入院中であれば担当のドクターが確認することができる。

【0059】

この場合、生体情報処理システム100は提示部(例えば図3を用いて後述する表示部160等)を有してもよく、提示部はユーザーがアローザル状態であることを提示する。20このようにすれば、ユーザーがアローザル状態となったことを直接的に確認可能であり、例えばアローザル状態となったタイミングの前後でのユーザーの拳動等を調べることが可能になる。

20

【0060】

また、アローザル状態が何時何分何秒付近において検出された、という情報を記憶してもよく、当該情報もアローザル状態に関する情報となる。このようにすれば、アローザル状態となったタイミング等の詳細な情報を管理することが可能になる。例えば、対象ユーザーは睡眠状態の後半においてアローザル状態となる頻度が高まる、といったユーザー毎の傾向を調べることもできる。また、睡眠中のユーザーの映像を撮像しておけば、上記詳細な情報と映像とを組み合わせることで、アローザル状態でのユーザーの拳動等を効率よく調べることが可能になる。

30

【0061】

以下、まず睡眠状態、覚醒状態、アローザル状態について詳細に説明する。その後、本実施形態に係る生体情報処理システム100の構成例について説明し、脈波情報に基づくアローザル検出手法の詳細について説明する。次に求められたアローザル状態に関する指標情報をユーザー等に提示する際の表示画面の例について説明し、最後に脈波情報に基づいて睡眠状態等を判定する手法を説明する。

【0062】

2. 睡眠状態、覚醒状態(Wake)、アローザル(Arousal)

本実施形態における覚醒状態(Stage Wake)とは、所定期間のうち50%以上で波が検出される状態をいう。それに対して、覚醒状態から睡眠状態(特にStage 1)への移行期には徐々に波が消失していき、波が所定期間の50%未満となった状態がノンレム睡眠状態のStage 1である。

40

【0063】

またStage 1からStage 2への移行期には、徐々に高振幅の徐波が出現していく。そして、spindle(紡錘波)やK-complexが出現した状態がStage 2である。ここでのspindleとは、持続時間が0.5秒以上、12～14Hzの波形であり、K-complexとは持続時間が0.5秒以上の陰性-陽性波である。

【0064】

また、2Hz以下であり、75μV以上の徐波(波)が所定期間のうちの20～50

50

%を占めるようになった状態が Stage 3 であり、波が 50 %以上の状態が Stage 4 である。なお、厳密には各 Stage の判定において、眼球運動や顎の筋活動を用いるが、ここでは説明を簡単にするため省略している。

【0065】

レム睡眠状態とは、脳波の状態はノンレム睡眠状態の Stage 1 と同様であるが、急速眼球運動 (REMs) が見られる状態である。また、レム睡眠状態では顎の筋活動が 1 晚を通し最も低下する。その他、レム睡眠状態か否かの判定では、脳波に鋸歯状波が現れるかといった判定も行われる。

【0066】

図 2 に示すように、人間が入眠してから目覚めるまでの間では、時間とともに眠りの深さが周期的に変化することが知られている。具体的には、ノンレム睡眠状態とレム睡眠状態とが 1 時間半程度の周期で交互に現れる。そして、睡眠の前半においては Stage 3 や Stage 4 といった深い睡眠が現れる一方、睡眠の後半 (目覚めに近い時間) では、ノンレム睡眠は Stage 1 や Stage 2 のように、専ら浅い睡眠が現れることになる。

10

【0067】

これに対して、アローザルとは一過性の脳波上の覚醒であり、一般的にアローザルの際にはユーザーは目を覚ますことがない。アローザルの出現頻度は年齢によっても変動するが、健康なユーザーであれば 1 時間当たり 10 ~ 20 回程度となる。脳波を用いる場合、アローザルは脳波周波数のシフトとして検出される。具体的には、直前に 10 秒以上の持続する明らかな睡眠状態が存在し、且つ、持続時間が 3 秒以上の脳波周波数シフトが検出された場合に、1 回のアローザル状態が検出されたものとする。逆に言えば、脳波周波数のシフトが検出されたとしても、その直前の睡眠状態が 10 秒未満であったり、脳波周波数シフトの持続時間が 3 秒未満であればアローザル状態とは判定されない。なお、アローザルについても、厳密には顎の筋活動等の他の判定条件を用いるが、ここでは詳細な説明は省略する。

20

【0068】

アローザルは睡眠を分断させるものであるため、アローザルの検出頻度が正常範囲を超える場合 (例えば 1 時間当たりの回数が 20 回より多い場合) には、短時間睡眠と同様に、睡眠の質が悪くユーザーの眠気等の問題が生じうる。つまり、アローザルの回数 (頻度) はユーザーの睡眠状態に関する指標情報として利用することが可能である。

30

【0069】

なお、以上の説明は脳波等を用いた場合の各状態の定義である。本実施形態でも各状態の定義はこれに従うことになるが、上述したように本実施形態では脳波ではなく脈波情報を処理に用いる。脈波情報を用いる以上、波や波等を直接的に観測できるわけではないため、上記定義が満たされたか否かによって状態判定を行うことはできない。後述するように、アローザル状態についても、脳波周波数シフトではなく、脈拍数 (心拍数) の変化量を用いて判定を行っている。

【0070】

つまり、本実施形態における各状態とは、脈波情報を基づく判定により当該状態であると推定されるというものであり、判定精度を考慮すれば、判定結果が上記定義を満たさない可能性は否定できない。しかし、脈波状態を用いて睡眠状態を判定する手法は HF, LF を用いた手法等、種々の手法が知られており、十分高い精度 (例えば 70 ~ 80 %以上) で脳波を用いた場合と同様の結果が得られることがわかっている。

40

【0071】

3. システム構成例

図 1 に示したように、本実施形態に係る生体情報処理システム 100 は、脈波情報取得部 110 と、処理部 120 を含む。脈波情報取得部 110 は、脈波センサーからのセンサー情報を取得する。ここで脈波センサーは、脈波信号を検出するためのセンサーであり、例えば発光部と受光部とを含む光電センサー等が考えられる。光電センサーや、その他の

50

形態のセンサー（例えば超音波センサー）等、脈波センサーは種々のセンサーにより実現できることが知られており、本実施形態の脈波センサーはそれらのセンサーを広く適用可能である。

【0072】

処理部120は、脈波情報取得部110が取得した脈波情報に基づいて、睡眠状態に関する判定を行い、アローザル状態についての指標情報を求める。処理部120は、狭義にはアローザル状態についての判定処理を行えばよいがこれには限定されず、他の処理を行ってもよい。例えば、図9(A)、図9(B)等を用いて後述するように、レム睡眠状態かノンレム睡眠状態か、或いはノンレム睡眠状態である場合に、Stage1~4のいずれの段階であるか、といった判定を行ってもよい。この処理部120の機能は、各種プロセッサ(CPU等)、ASIC(ゲートアレイ等)などのハードウェアや、プログラムなどにより実現できる。

10

【0073】

ただし、生体情報処理システム100は図1の構成に限定されず、これらの一部の構成要素を省略したり、他の構成要素を追加するなどの種々の変形実施が可能である。また、変形実施が可能な点は、図3でも同様である。

【0074】

また、本実施形態の生体情報処理システム100は種々の電子機器により実現してもよい。ここでの電子機器とは、生体情報計測装置であってもよく、狭義にはユーザーにより装着されるウェアラブル装置であってもよい。この場合、アローザル状態に関する指標情報は本実施形態に係る電子機器であるウェアラブル装置において求められることになる。

20

【0075】

具体的には、本実施形態に係る電子機器(ウェアラブル装置200)は、図3に示したように、脈波センサー101と、体動センサー102と、脈波情報取得部110と、処理部120と、操作部130と、操作検出部135と、体動情報取得部140と、記憶部150と、表示部160と、時刻計数部170と、通信部180を含んでもよい。

【0076】

そして処理部120は、睡眠覚醒判定部121と、脈拍ピーク検出部122と、ピーク発生回数計数部123と、発生頻度演算部124と、年齢設定部125と、年齢補正部126を含む。

30

【0077】

体動センサー102は、ユーザーの体動を検出するセンサーであり、加速度センサーやジャイロセンサー等、種々のセンサーを用いることが可能である。体動情報取得部140は、体動センサー102からのセンサー情報を基づいて、ユーザーの体動を表す体動情報を取得する。

【0078】

処理部120の睡眠覚醒判定部121は、ユーザーが睡眠状態か覚醒状態かの判定を行う。また、睡眠覚醒判定部121は、睡眠状態における段階(深度)の判定を行ってもよい。具体的には図9(A)、図9(B)等を用いて後述する手法を実行すればよい。

40

【0079】

脈拍ピーク検出部122は、脈拍数のピークを検出する。具体的には、後述するPを求める処理を行う。さらに脈拍ピーク検出部122では、 $P > P_k$ 且つピーク幅に対応する時間tが、 $t > t_w$ となるものをピークとして検出する。 P 、 P_k 、 t 、 t_w の詳細については後述する。ピーク発生回数計数部123は、ピークの発生回数(検出された回数)をカウントする。

【0080】

発生頻度演算部124は、ピーク発生回数計数部123でカウントされたピーク回数から、単位時間(例えば1時間)当たりの回数を求める。年齢設定部125は、ユーザーの年齢設定を行う。例えば操作部130を用いてユーザーから入力された情報に基づいて、当該ユーザーの年齢を設定すればよい。年齢補正部126は、年齢設定部125で設定さ

50

れたユーザーの年齢に基づいて、各種パラメーターの補正処理を行う。ここで補正されるパラメーターとは、例えば脈波変化量閾値 P_k の値である。

【0081】

操作部130は、ユーザーによる操作を受け付ける。具体的には物理的なボタンやレバーにより実現されてもよいし、タッチパネル等を用いてもよい。またユーザーが機器をタップすることによる振動をインターフェースとして用いてもよく、その場合体動センサー102を操作部130として用いてもよい。操作検出部135は、操作部130からの信号に基づいてユーザーによる操作を検出する。

【0082】

記憶部150は、処理部120等のワーク領域となるもので、その機能はRAM等のメモリーやHDD（ハードディスクドライブ）などにより実現できる。記憶部150は、脈波情報や、睡眠状態の判定結果等を記憶してもよい。

10

【0083】

表示部160は各種の表示画面を表示するためのものであり、例えばアローザル状態についての指標情報の提示を行ってもよい。表示部160は、液晶ディスプレイや有機ELディスプレイなどにより実現できる。なお、生体情報処理システム100は表示部160を省略してもよく、その場合にはユーザーに対する情報の提示を他の手法により行ってもよい。例えば生体情報処理システム100が発光部を有し、当該発光部の発光により情報を提示してもよいし、振動部を有し、当該振動部の振動により情報を提示してもよい。

20

【0084】

時刻計数部170は、時刻の測定を行う。通信部180は種々のネットワーク等を介して他の機器との通信を行う。図6、図7を用いて後述するように、求めた指標情報を他の機器において報知することも考えられるため、その場合には求められた指標情報や、当該指標情報を提示するための情報（例えば表示画面の情報等）を当該他の機器に対して送信する。

20

【0085】

図4(A)～図5に本実施形態の生体情報処理システム100をウェアラブル装置200として実現する場合における、当該ウェアラブル装置200の外観図の一例を示す。本実施形態のウェアラブル装置200はバンド部10とケース部30とセンサー部40を有する。ケース部30はバンド部10に取り付けられる。センサー部40は、ケース部30に設けられる。

30

【0086】

バンド部10はユーザーの手首に巻き付けてウェアラブル装置200を装着するためのものである。バンド部10はバンド穴12、バックル部14を有する。バックル部14はバンド挿入部15と突起部16を有する。ユーザーは、バンド部10の一端側を、バックル部14のバンド挿入部15に挿入し、バンド部10のバンド穴12にバックル部14の突起部16を挿入することで、ウェアラブル装置200を手首に装着する。

【0087】

ケース部30は、ウェアラブル装置200の本体部に相当するものである。ケース部30の内部には、センサー部40、処理部120等のウェアラブル装置200の種々の構成部品が設けられる。即ち、ケース部30は、これらの構成部品を収納する筐体である。

40

【0088】

ケース部30には発光窓部32が設けられている。発光窓部32は透光部材により形成されている。そしてケース部30には、フレキシブル基板に実装されたインターフェースとしての発光部が設けられており、この発光部からの光が、発光窓部32を介してケース部30の外部に出射される。

【0089】

ウェアラブル装置200は、図6に示すようにユーザーの手首に装着され、当該装着された状態で脈波情報（広義には生体情報）の計測が行われる。

【0090】

50

また、本実施形態に係る生体情報処理システム100は脈波センサー101等を含むウェアラブル装置200に限定されるものではなく、他の電子機器として実現されてもよい。例えば、本実施形態の生体情報処理システム100は、スマートフォン等の携帯端末装置300であってもよい。

【0091】

この場合、携帯端末装置300は図7に示したように、生体情報処理システム100に対応する脈波情報取得部110、処理部120を含み、脈波情報取得部110は、ウェアラブル装置200等に搭載される脈波センサー101から脈波情報を取得することになる。この場合、ウェアラブル装置200と携帯端末装置300は、短距離無線通信等、種々のネットワークにより接続されることになる。なお、図7では省略したが、携帯端末装置300も報知部や通信部を含んでもよい。

10

【0092】

具体例を図6に示す。図6では図4(A)等に示したバンド型のウェアラブル装置200と、スマートフォン等の携帯端末装置300とが短距離無線通信等により接続され、ウェアラブル装置200に搭載された脈波センサー101からの情報に基づいて演算されたアローザル状態に関する指標情報が、携帯端末装置300の表示部で表示されている。なお、図6ではウェアラブル装置200にも報知部(発光部)が設けられるため、携帯端末装置300で求められた指標情報をウェアラブル装置200で報知することも可能である。その場合、まずウェアラブル装置200がセンサー情報を携帯端末装置300に対して送信し、携帯端末装置300が当該センサー情報を用いて指標情報を求め、求めた指標情報をウェアラブル装置200に対して送信するといった手順を経ることになる。

20

【0093】

また、本実施形態に係る電子機器は、ウェアラブル装置200や携帯端末装置300に限定されるものではなく、PC(Personal Computer)等、種々の機器を用いることが可能である。

【0094】

また、本実施形態の生体情報処理システム100は、サーバーシステムを含むシステムとして実現することもできる。サーバーシステムの構成例については図7の携帯端末装置300と同様のものとなる。ただしこの場合、サーバーシステムが物理的にユーザーから遠い位置に設けられることも充分考えられ、その場合サーバーシステムでの処理結果をサーバーシステムの報知部で報知してもユーザーが認識できない。よって、サーバーシステムでは指標情報等の演算結果を、ウェアラブル装置200や携帯端末装置300等、ユーザーが利用する機器に対して送信することが好ましい。

30

【0095】

一般的に、サーバーシステムはウェアラブル装置200や携帯端末装置300に比べて処理性能が高く、記憶部の記憶領域の制限も小さい。よって、生体情報処理システム100がウェアラブル装置200等に含まれる場合に比べて、脈波情報を用いた処理を高速で行うこと等が可能になる。また、記憶領域が大きければ、脈波情報等のログデータをとる際に、多数のユーザーのログデータを記憶することや、1人当たりのログデータの量を増やすことも可能である。そのため、多数のユーザーデータを用いて汎用性の高い処理を行うことや、数年や数十年単位でユーザーの脈波情報を記憶しておくことで当該ユーザーについての指標情報の演算精度を向上させること等も期待できる。

40

【0096】

なお、ウェアラブル装置200とサーバーシステムの間の通信ルートは種々考えられる。例えば、ウェアラブル装置200がネットワークに直接接続可能な場合であれば、ウェアラブル装置200がネットワークを介して直接的にサーバーシステムと通信をおこなってもよい。或いは、ウェアラブル装置200は短距離無線通信等を利用して、まず携帯端末装置300に対してセンサー情報を送信し、携帯端末装置300がネットワークを介してサーバーシステムに当該センサー情報を転送するように、ウェアラブル装置200とサーバーシステムの間に他の機器を介して通信を行ってもよい。

50

【0097】

4. 脈波情報に基づくアローザル検出手法

次に、脈波情報に基づくアローザル検出手法の詳細について説明する。上述したように、アローザルの要因は種々考えられるが、一例としては睡眠時無呼吸症候群等の呼吸障害が挙げられる。呼吸障害の場合、長い場合1分30秒程度の間、無呼吸或いは低呼吸の状態が継続するため、酸欠状態となって一過性の覚醒であるアローザルが生じると考えられる。

【0098】

この場合の血中酸素飽和度（動脈血酸素飽和度、SpO₂）は、図8の上部に示したように、無呼吸状態の継続中においては肺での酸素の取り込みが進まないため、時間とともに値が減少していく。なお、図8の横軸は時間を表し、縦軸が血中酸素飽和度又は脈拍数の値を表す。そして、無呼吸状態が解消された場合に、SpO₂の値が上昇を始め、例えば正常な値（100%に近い値）に戻る。

10

【0099】

図8であれば、例えばt₁で示したSpO₂の減少開始後、上昇の開始までの時間において、無呼吸状態であると考えられる。この場合、アローザル状態は、酸欠状態となっているt₁のうちの終了付近において発生していると考えられる。

【0100】

本実施形態では脈波情報を処理に用いるため、SpO₂は直接的に測定できない。しかし、SpO₂の低下後、それを正常状態まで復帰させる、すなわちSpO₂の値を上昇させるには、心臓から酸素を豊富に含んだ血液を大量に供給する必要がある。つまり、無呼吸状態が解消され呼吸が可能となった状態では、脈拍数はそれまでの値に比べて上昇することになる。そして、SpO₂が正常範囲に戻れば、脈拍数についても対象ユーザーにとっての平常時の値に戻ることになる。これを示したもののが図8の下部であり、例えばSpO₂の上昇区間であるt₂で脈拍数はピークを持つ。

20

【0101】

図8からわかるように、t₁の区間で発生したであろうアローザル状態を直接的に検出することが難しくても、当該アローザルに対応してその後のt₂の区間で発生する脈拍数のピークを検出すれば、アローザル状態の検出が可能となる。

30

【0102】

また、アローザル状態は周期性四肢運動障害や精神ストレス等でも発生しうるが、四肢の運動や精神ストレスが脈拍数を増大させることができている。つまり、アローザルの要因が何であれ、アローザル発生時には平常時の値に対して、有意に脈拍数が上昇すると考えられるのであるから、本実施形態では当該上昇を検出することでアローザル状態の検出を行う。

【0103】

しかし、睡眠状態に比べて覚醒状態（Stage Wake）では脈拍数が上昇することが知られている。ユーザーがスポーツ等の運動をすれば脈拍数が上昇することは当然であるし、体を軽く動かすことでも脈拍数は上昇する。また、体を安静にしていたとしても、脈拍数は思考等の精神活動でも上昇する。つまり、種々の活動が抑制されている睡眠状態に比べた場合、覚醒状態では当該活動による脈拍数の上昇は必ず起こるものであるため、睡眠状態から覚醒状態へ移行した場合にも、脈拍数は有意に上昇する。

40

【0104】

そのため、脈拍数が上昇したということだけを条件にした場合、それがアローザルに対応するのか、覚醒状態に対応するのかを切り分けることができない。そこで本実施形態では、脈拍数が増加したことだけでなく、脈拍数が平常時の値に戻ること、及び値の変化に要した時間が所定時間以内であることもアローザル検出の条件とする。

【0105】

上述したように、アローザルは一過性の覚醒である以上、アローザルによって脈拍数が上昇したとしても、その上昇は継続的なものではなく、平常値に戻るはずである。また、

50

1回当たりの脈拍数の変化を監視すべき時間もそれほど長い必要はない。例えば図8を用いて説明した呼吸障害の例の場合、脈拍数の変化は、どれだけ長時間を要したとしても、 $t_1 + t_2$ の区間には収まるはずである。ここで、 t_1 は t_2 に比べて長くなる可能性があり得、その値は上述したように1分30秒程度の時間であることから、上記所定時間としては1分30秒程度の値を設定すればよい。このようにすれば、脈拍数の変化に要した時間が設定した所定時間を超える場合には、当該変化はアローザルではなく、覚醒状態への移行等により生じていると判定できる。もちろん、図8に示したように、それよりも短い時間で脈拍数の変化が終了している場合もあり得るため、脈拍数の変化時間を定性的に設定可能であれば、より短い時間を上記所定時間としてもよい。

【0106】

これは言い換えれば、脈波情報は、脈拍数を表す情報であり、処理部120は、脈拍数を表す情報である脈波情報の変化周期に対応する時間に基づいて、第2期間 t_w の長さを設定することになる。そして脈拍数等の変化が t_w 以内で生じている場合には、当該変化はアローザル状態に起因するものであり、覚醒状態ではないと判定する。

【0107】

ここで、脈拍数を表す情報とは、脈拍数に限定されるものではなく、それに類する情報であってもよい。例えば、脈拍数は一般的に1分間での拍動回数を表すものであるが、1秒間での拍動回数（具体的には後述する脈AC信号の周波数）であってもよい。

【0108】

このように設定された t_w を用いた場合、アローザル状態に起因するものであれば、心拍数変化が t_w 内に行われることが期待されることになる。そのため、当該 t_w を用いることで、脈拍数に基づくアローザル状態の判定を精度よく行うことが可能になる。

【0109】

なお、以上では脈波情報として脈拍数を用いているが、脈拍間隔（RR間隔）等の他の情報を用いてもよい。心臓の拍動により、ユーザーの血流量は多い状態と少ない状態とを周期的に繰り返すことになる。脈波信号のうちの交流成分（脈AC）はこの変動を表す情報となるため、脈ACを用いることで脈拍数（心拍数）や脈拍間隔を求めることができる。例えば図9（A）に示したような脈AC信号が取得されたとする。図9（A）の横軸は時間であり、縦軸が信号強度を表す。この場合、周期性を有する脈AC信号の1周期が心臓の一拍に対応することになる。そのため、脈AC信号の周波数から脈拍数（心拍数）が求められるし、心臓が一拍する間の間隔である脈拍間隔は図9の t に示した時間となる。なお、通常の脈拍数は1分当たりの回数となるため、脈ACの周波数の60倍が、一般的に用いられる脈拍数に対応する。

【0110】

そのため、脈波情報は、脈拍間隔を表す情報であり、処理部120は、脈拍間隔を表す情報である脈波情報の変化周期に対応する時間に基づいて、第2期間 t_w の長さを設定してもよい。この場合、脈拍間隔を表す情報には、脈拍間隔を定数倍した情報等、脈拍間隔に類する情報が含まれることになる。

【0111】

つまり本実施形態では、脈波情報は狭義には、脈拍数又は脈拍間隔である。しかし、これに限定されず脈波情報として種々の情報を用いることが可能である。

【0112】

脈拍間隔を用いた場合、アローザルに起因して脈拍間隔の値が小さくなり、その後平常値に戻るという変化をすることになる。つまり上記及び以下の説明では脈波情報として脈拍数を用いる手法について説明するが、広義には本実施形態では、処理部120は、脈波情報の変化に基づいて、指標情報を求めることがある。

【0113】

また、処理部120は、ユーザーが睡眠状態と判定された第1期間における脈波情報の変化に基づいて、指標情報を求めてよい。上述してきたように、アローザルは一過性の脳波上の覚醒である以上、既に覚醒状態（Wake）にある場合には発生し得ないもので

10

20

30

40

50

ある。つまり、覚醒状態とわかっている場合にはアローザル検出を行う必要性はなく、検出対象を睡眠状態の脈波情報とすることで効率的な処理が可能になる。

【0114】

本実施形態の具体的な処理を図10、図11を用いて説明する。図10が就寝時間を含むユーザーの脈拍数の時間変化を表すグラフである。なお、ここでの就寝とは、ユーザーがベッドに入り安静状態となっている状態を言うものであり、就寝しているが睡眠状態にないといった可能性がありえる。上述したように、睡眠状態をしっかり判定した上で睡眠状態の脈波情報を用いてアローザルの検出を行ってもよいが、簡易的には就寝時の脈波情報を用いてアローザルの検出を行えばよい。就寝しているか否かは、体動センサー102で検出することもできるし、ユーザーがベッドに入るタイミングで操作部130を操作するものとしてもよく、種々の変形実施が可能である。

10

【0115】

図10のように時系列的な脈拍数が取得されたら、当該脈拍数に対する平滑化処理を行う。平滑化処理は、移動平均を求める処理であってもよいし、区間平均を求める処理であってもよい。区間平均を求める場合は、例えば所定の区間で発生する脈拍数の最大最小を除外して平均すればよい。

【0116】

平滑化処理後の時系列的な脈拍数の情報を示すものが図11の破線である。図11では就寝時間外についても平滑化処理を行っているが、上述したように処理対象を就寝状態にある時間（或いは睡眠状態にある時間）だけに限定してもよい。

20

【0117】

そして、処理部120は、所与の第2期間（長さ t_w の期間）での脈波情報の変化量と、所与の脈波変化量閾値との比較処理に基づいて、指標情報を求める。具体的には、平滑化処理後の脈拍数に対する、平滑化処理前の脈拍数の値の変化量（脈拍数の場合には増加量）である P を求め、 P と脈波変化量閾値（ここでは脈拍数の変化量閾値） P_k との比較処理を行う。上述したように、平常時に比べて脈拍数がある程度増加していることがアローザルの条件であるため、 $P > P_k$ である場合にアローザルが検出される可能性がある。なお、脈波情報として脈拍数を用いる場合の P_k は例えば4～5といった値である。

【0118】

また、上述したように脈拍数の変化時間 t は所与の時間間隔内 t_w である必要がある。その点、図11の例であればA1に示した箇所での脈拍数の変化は、変化量 P は $P > P_k$ を満たし、且つ当該 t は $t = t_w$ を満たしている。そのため、A1に示した部分の脈波情報に基づいて1回のアローザルが検出されることになる。

30

【0119】

そして、処理部120は、所与の単位時間において、第2期間 t_w での脈波情報の変化量 P が脈波変化量閾値 P_k を超えた回数を、指標情報を求めてよい。

【0120】

ここでの所与の単位時間とは例えば1時間である。上述したようにアローザルの回数の正常範囲は1時間当たり10～20回である。つまり、睡眠時間が長ければアローザルの回数は多く、睡眠時間が短ければアローザルの回数は少ない傾向にある。そのため、1回の（1晩の）睡眠でのアローザルの回数も指標として用いることは可能であるものの、単位時間当たりの回数をカウントする方が指標値としては用いやすいものとなる。所与の単位時間を1時間とした場合であれば、ユーザーは指標値である単位時間当たりのアローザル回数が10～20以下に収まっているか、それを超えているかという判断により、自身の睡眠の質を推定することが可能である。

40

【0121】

また、以上では脈拍数を用いる場合には P_k として4～5といった値を用い、睡眠障害を考慮した場合には t_w として1分30秒程度の値を用いる例について説明した。ここで、 P_k や t_w は固定値を用いる必要はなく、種々の観点から柔軟に設定が可能である。例

50

えば、処理部 120 は、ユーザーの個人情報に基づいて、第 2 期間 t_w 及び脈波変化量閾値 P_k の少なくとも一方の値を設定してもよい。

【0122】

例えば、個人情報として年齢を用いてもよい。活動状態の変化による脈拍数の応答性は年齢に応じて変化すると考えられ、一般的に年齢が低いほど応答性が高く、年齢が高いほど応答性が低くなる。つまり、年齢が低いユーザーであれば P_k を高く設定したとしても、アローザルの発生時には $P > P_k$ とすることができる、且つアローザル以外の要因や、測定誤差によって生じうる脈波情報の変化については P_k 以下とすることができるため、結果として精度のよい判定が可能となる。一方、年齢が高いユーザーは、応答性が低いため、若年層と同様の P_k の設定ではアローザルが発生しているにもかかわらず、検出できないといった状況が起こりえる。以上を考慮すれば、年齢が低いほど P_k を大きくし、年齢が高いほど P_k を小さく設定するとよい。

10

【0123】

また、個人情報としては既往歴や、関心の高いアローザル要因等を考慮してもよい。上述したように、アローザルは種々の要因があるが、呼吸障害では無呼吸状態が長く続き、結果として SPO_2 の 1 回の変化が比較的長時間にわたる（変化周期が長い）ことがある。図 8 を用いて説明したように、脈拍数は SPO_2 と関連性を有することから、 t_w はある程度（例えば SPO_2 の変化の 1 周期に相当する程度）長い期間としておいた方がよい。それに対して、周期性四肢運動障害であれば、四肢の運動が起こったタイミングでアローザルが発生し、且つ、運動が終了すれば脈拍数は比較的短い時間で平常時に戻るはずである。つまり、アローザルの要因としてどのような要因に着目しているかに応じて、 t_w を変更することも可能である。

20

【0124】

また、ユーザーの脈波情報の履歴を用いて P_k を設定してもよい。例えば、所定区間及び前後の区間での脈拍数のばらつきから得られる標準偏差 σ と所定区間中のデータ数に応じた出現頻度を考慮して P_k 設定してもよい。ここで当区間及び前後の区間での脈拍数の平均及びバラツキは有意差無しとする。例えば区間が 1 分であり、当該区間でのデータが 1 秒毎に算出されれば、データ数は 60 となる。つまり、前後の区間を含めるとデータ数 180 を対象として P_k を求めることとなる。 P_k は平常時の脈拍数に対して有意に異なると判定できる値であればよいため、 $P_k = \bar{x} + k\sigma$ が求められた場合には、 k の定数倍の値（例えば $P_k = 2.33 \times \sigma$ ）を用いることが可能である。

30

【0125】

図 12 に示した表は上述した年齢による P_k の設定と、 \bar{x} を用いた P_k の設定を組み合わせた例である。図 12 からわかるように、 P_k は全て \bar{x} の定数倍の値が設定されているが、年齢が若い層（20 ~ 40 歳）では係数が 3 と大きいのに対して、40 ~ 50 歳では係数が 2.58 に減少し、高齢層（50 歳 ~ ）では係数が 1.96 と低く設定されている。なお、図 12 では年齢を 5 段階で区分しているが、段階の区分数を変化させたり、年齢 x についての単調減少関数 $f(x)$ を定義し、当該 $f(x)$ を P_k を設定する際の係数とする等、 P_k の設定は種々の変形実施が可能である。

40

【0126】

また、脈拍数の変化時間 t を求める手法も種々の変形実施が可能である。図 13 のようなケースであれば、平滑化処理前の脈拍数の値と、平滑化処理後の脈拍数の値の交点 A 、 B を求め、 $A - B$ 間の時間を t とすることが考えられる。しかし、これらの交点は何らかの誤差により横軸での位置が大きく変化しうる。例えば、ピーク自体の形状が似通っていたとしても、交点の状態によっては裾野部分が広がったり狭またりしうる。ここで、 t_w との比較処理において本質的に利用したいのは、脈波情報のピークのピーク幅である。そこで本実施形態では、平滑化処理後の脈波情報の値に対して、 $y \times$ （ y は所与の定数）だけ変化した値を考え、当該値を基準にして t を求めてよい。具体的には、図 13 に示した交点 A' と B' を求め、 $A' - B'$ 間の時間を t としてもよい。或いは、平滑化処理後の脈拍数に対して、平滑化処理前の脈拍数の変化が $y \times$ を連続して超える

50

区間を計測して t としてもよい。このようにすれば、ピーク幅を適切に反映した t を求めることが可能である。

【0127】

図14は上述した本実施形態の処理を説明するフローチャートである。この処理が開始されると、まず脈波情報取得部110が脈波情報を取得し(S101)、処理部120が脈波情報に対する処理を行う。具体的には、脈波情報に基づいて脈拍情報(例えば脈拍数や脈拍間隔)を抽出する処理を行い(S102)、さらに求めた脈拍情報を平滑化する処理を行う(S103)。

【0128】

次に、状態を判定する処理としてどのような判定処理を行うかを選択する(S104)。
10 具体的な判定は、睡眠状態か覚醒状態かの判定(S106)、睡眠状態である場合にレム睡眠状態かノンレム睡眠状態かの判定(S107)、ノンレム睡眠状態である場合に、当該ノンレム睡眠状態がいずれの段階(S stage 1 ~ S stage 4のいずれであるか)の判定(S107)が考えられる。判定内容が決定されたら、決定された判定の実行を指示する(S108)。

【0129】

本実施形態におけるアローザル状態の指標情報を求める処理においては、S106やS107の処理は必須ではない。ただし、アローザルが睡眠に関する指標値であることを考えると、睡眠の詳細な状態を求めるS106やS107の処理を合わせて行うことは有用と言える。また、S105の判定も必須ではないが、まず睡眠状態か否かを求めておいて、その上で上述したように睡眠状態の脈波信号を対象としてS109以降の処理を行う等の変形実施に用いることが可能である。
20

【0130】

次に、平滑化処理後の脈拍数に対する平滑化処理前の脈拍数の変化量である P を求め、所与の脈波情報閾値(脈拍数閾値) P_k との比較処理を行う(S109)。
30 $P > P_k$ の場合には、当該変化量 P がアローザルに起因する脈拍数変化である可能性があるため、ピーク幅(t)の計測を行う(S110)。S110の後はS101に戻り、処理を継続する。

【0131】

一方、 $P = P_k$ であれば、脈拍数のピーク幅 t の計測処理を終了する(S111)。
30 そして、 t が計測されているか否かを判定し(S112)、Noの場合にはアローザルのカウント等は必要ないため、S101に戻る。

【0132】

一方、 t が計測されている場合には、計測結果である t と所与の時間間隔 t_w との比較処理を行う(S113)。
40 $t = t_w$ の場合には、上述した条件を満たすため、 P に対応する脈拍数の変化はアローザルによるものであると判定し、アローザルの計数処理(狭義にはアローザル回数を増加させる処理)を行う(S114)。

【0133】

一方、 $t > t_w$ である場合、 P に対応する脈拍数の変化はアローザルによるものでないと判定されるためアローザルの計数処理は行わない。また、 $t > t_w$ の場合、比較的長時間にわたる脈拍数の増加が見られるため、覚醒状態(Wake)に移行している可能性がある。よって、覚醒状態か否かの判定を行う(S115)。

【0134】

S115でNoの場合には、睡眠状態が継続しており、アローザルが発生する可能性があるため、S101に戻って処理を継続する。S115でYesの場合には、覚醒状態にある時間を計測し(S116)、それが所定時間内か否かを判定する(S117)。

【0135】

S117で所定時間内であると判定された場合には、覚醒状態が一時的なものであり、すぐに睡眠状態に戻る可能性があるため、S101に戻って処理を継続する。ここでの一時的な覚醒とは、例えば深夜にトイレに起きるような、ユーザーが自覚可能な覚醒を表す
50

ものであり、アローザルではない。

【0136】

S117で所定時間以上であると判定された場合には、覚醒状態は持続的なものであり（例えば一般的な生活リズムのユーザーが朝に起床した状態であり）、当面睡眠状態への移行がないと判定できる。この場合、アローザルの検出処理を行う必要はないため、処理を終了する。

【0137】

以上をまとめると、本実施形態の処理部120は、ユーザーが睡眠状態と判定された期間（第1期間）における脈波情報に対する平滑化処理を行い（S103に対応）、平滑化処理後の脈波情報の値に対する、平滑化処理前の脈波情報の変化を脈波情報の変化量Pとして求め（S109に対応）、変化量が所与の脈波変化量閾値Pkを超えた場合（S109でYesの場合）に、変化量に対応する脈波情報のピークの幅tを表す時間を求め（S110に対応）、求めた時間tが所与の時間間隔（第2期間）tw内である場合（S113でYesの場合）に、アローザル状態が発生したと判定し、判定結果に基づいて指標情報（一例としてはS114での計数処理結果）を求ることになる。

10

【0138】

5. 表示画面の例

処理部120は、アローザル状態に関する指標情報として、傾眠指標情報を求める。ここで傾眠指標情報とは、傾眠状態に関する指標となりうる情報である。傾眠とは、意識障害の程度を表すものであり、外部刺激により覚醒が可能であるが、すぐに意識が混濁してしまう状態を言う。ここでの傾眠状態は、傾眠そのものである状態を表すものであってもよいが、広義には平常時（健康なユーザーが眠気を感じない状態）に比べて眠気が強い状態、或いは意識が混濁している状態を広く指すものでもよい。つまり単純には、傾眠指標情報とは、ユーザーの眠気の強さ、弱さを表す情報である。

20

【0139】

本実施形態での傾眠指標情報の具体例は種々考えられるため、ここでは傾眠指標情報を表示する場合を例にとって説明する。なお、表示対象である表示部は、図3に示した表示部160のように生体情報処理システム100に含まれるものであってもよいし、通信部180を介して傾眠指標情報を受信した外部の機器に設けられる表示部であってもよい。

30

【0140】

例えば、生体情報処理システム100がウェアラブル装置200単体で構成される場合、当該ウェアラブル装置200の表示部で傾眠指標情報を表示してもよい。また、生体情報処理システム100がウェアラブル装置200と携帯端末装置300を含む場合であれば、傾眠指標情報は図6に示したように、携帯端末装置300の表示部で表示されてもよい。また、図6の構成であっても、生体情報処理システム100はウェアラブル装置200から構成され携帯端末装置300を含まないものとすれば、傾眠指標情報は外部機器で表示されていることになる。

【0141】

上述してきたように、単位時間当たりのアローザルの検出回数が多いほど、睡眠が妨げられており、ユーザーの睡眠の質が悪いと考えられる。よって図6に示したように、アローザルの検出回数をそのまま傾眠指標情報として用いてもよい。図6では睡眠時間全体でのアローザルの検出回数と、単位時間当たりの平均検出回数を合わせて表示している。

40

【0142】

また、「アローザル」という用語は研究分野では一般的であるが、専門家でないユーザーにはわかりにくい場合がある。そのため、図15（A）に示したようにアローザルを「無意識の目覚め」等のわかりやすい表現に変更してもよい。

【0143】

或いは、図15（B）に示したように、回数に基づいて覚醒状態での眠気の度合いを求め、その結果を表示してもよい。これは言い換えれば、生体情報処理システム100は、アローザル状態に関する情報に基づいて、ユーザーが眠気を感じる可能性を示す眠気予報

50

を提示することになる。

【0144】

ここでは、「日中の眠気予報」という用語により、対象ユーザーが眠気を強く感じる可能性が高いか、そうでないかを表示している。具体的には、眠気が強い可能性があると「有」となり、逆に睡眠の質がよく眠気が少ないと推定される場合には「少ない」になり、中間を「やや有」としている。この場合、単位時間当たりのアローザルの検出回数と所与の閾値を用いた判定を行い、判定結果からどの段階を選択するかを決定すればよい。例えば、閾値 T_{h1} , T_{h2} を設定しておき、単位時間当たりのアローザル検出回数 I_d が、 $I_d \geq T_{h1}$ であれば「有」、 $T_{h2} < I_d < T_{h1}$ であれば「やや有」、 $I_d \leq T_{h2}$ であれば「少ない」とする。ここで T_{h1} は例えば 30 (回/時) であり、 T_{h2} は 20 (回/時) である。

10

【0145】

或いは、図 15 (C) に示したように、図形等を用いて視覚的に表現してもよい。図 15 (C) では横棒のグラフを 3 段階に色分けし、左が「ねむい」、右が「ぐっすり」となっている。つまり、横軸では左に行くほど睡眠の質が悪く、右に行くほど睡眠の質がよいことを表す。そして、グラフのうち、ユーザーに対応する睡眠の質を表す位置に矢印を表示している。図 15 (C) の例であれば、ユーザーは中程度の質の睡眠をとれたことを表す。図 15 (C) における矢印の表示位置は、図 15 (B) の例と同様に単位時間当たりのアローザル回数により決定すればよい。具体的には、図 15 (B) と同様に 3 段階での閾値判定をしてもよいし、アローザル検出回数に応じてより細かく位置を調整してもよい。例えば、横軸の左端を 0 (回/時) とし、右端を I_{max} (回/時) とした場合であって、ユーザーのアローザル検出回数が I_d である場合には、グラフ全体のうち、左端から I_d / I_{max} の割合の位置 (ただし右端より右には行かないようにする) に矢印を表示するような表示手法が考えられる。

20

【0146】

また、以上では傾眠指標情報を表示部に表示するものとしたが、これに限定されない。例えば図 4 (A) 等に示したように、生体情報処理システム 100 が提示部として発光部を有する場合であれば、当該発光部の発光パターンにより傾眠指標情報を提示してもよい。ここでの発光パターンとは、発光の色や、発光時間、点滅間隔等により決定されるパターンである。或いは、振動部を提示部として用い、振動パターンにより傾眠指標情報を提示してもよい。ここでの振動パターンとは、振動強度、振動時間、振動と停止を繰り返す場合の振動の間隔等により決定されるパターンである。

30

【0147】

6. 脈波情報に基づく睡眠状態、覚醒状態の判定手法

また本実施形態では必須の処理ではないが、生体情報処理システム 100 は、脈波情報に基づいて、ユーザーの睡眠状態を判定してもよい。具体的には、脈波情報に基づいて、ユーザーが睡眠状態なのか覚醒状態なのかを判定したり、さらに睡眠状態の場合にはその睡眠の深さ (狭義にはレム睡眠状態かノンレム睡眠状態か) を判定してもよく、ここではその手法について説明する。

40

【0148】

上述したように、図 9 (A) に示したような脈 A C 信号が取得されれば、脈 A C 信号の周波数から脈拍数 (心拍数) が求められるし、心臓が一拍する間の間隔である脈拍間隔は図 9 (A) の t に示した時間となる。

【0149】

ここで、本実施形態の処理部 120 は、脈波情報に基づいて自律神経活動状態を判定し、自律神経活動状態に基づいて睡眠状態と覚醒状態の判定を行ってもよい。

【0150】

自律神経には交感神経・副交感神経があり、日内・季節それぞれ活動状態に変動がある。一般的に日中の活動時には交感神経が優位になり、夜間の活動時では副交感神経が優位になる。季節では秋から冬に向かい交感神経が優位になり、春から夏に向かい副交感神経

50

が優位になる。春はよく眠れるということが言われるのは副交感神経が優位になってくることからくる様である。このように覚醒状態から睡眠状態に移行するには交感神経活動よりも副交感神経活動が優位に変化していくことが必要となる。睡眠状態の判定は脈波情報から得られる脈拍間隔を基に自律神経活動状態を観測することで可能となる。

【0151】

脈波情報から自律神経活動状態を判定するには、まず図9(A)のtに示した脈拍間隔をある程度の期間にわたって計測することで、脈拍間隔の時系列的なデータを取得する。脈拍間隔は常時一定となるものではなく変動(揺らぎ)が生じる。そして、当該変動は交感神経の活動と副交感神経の活動により生じることが知られており、且つ交感神経の活動による変動度合いと、副交感神経の活動による変動度合いが異なることも知られている。

10

【0152】

そこで、脈拍間隔の時系列的なデータを周波数変換する。周波数変換後のデータの一例を図9(B)に示す。図9(B)からわかるように、周波数変換後のデータからは、比較的低い周波数のピークLFと、比較的高い周波数のピークHFが取得される。

【0153】

LFは脈拍間隔のゆっくりとした変化を表すものであり、主として交感神経の活動を反映したものとなる。それに対して、HFは脈拍間隔の素早い変化を表すものであり、主として副交感神経の活動を反映したものとなる。なお、厳密にはLFは交感神経と副交感神経の両方を反映しうるものであるが、以下では、説明を簡略化するために主として交感神経の活動を反映するものと記載する。

20

【0154】

このような特性を考慮すれば、LFとHFの比(例えばそれぞれのピークでの信号強度の比)を求めることで、脈波情報の計測期間において交感神経が優位であるか副交感神経が優位であるかを判定することが可能である。

【0155】

LF, HFから睡眠状態を判定する手法は種々考えられるが、一例としてはLF/HFの値を用いればよい。LF/HFは交感神経が優位なほど大きく、副交感神経が優位なほど小さい値となる。よって第1の閾値Th1を設定し、 $LF/HF > Th1$ であれば交感神経が優位であるため覚醒状態と判定し、 $LF/HF < Th1$ であれば副交感神経が優位であるため睡眠状態と判定すればよい。また、睡眠状態についても第2の閾値Th2($< Th1$)を設定し、 $Th1 < LF/HF > Th2$ であれば睡眠状態の中では比較的交感神経が優位であるため睡眠が浅い状態(レム睡眠状態)と判定し、 $LF/HF < Th2$ であれば副交感神経が優位であるため睡眠が深い状態(ノンレム睡眠状態)と判定すればよい。また、ノンレム睡眠状態の中での段階の判定(図14のフローチャートにおけるS107)を行うのであれば、ノンレム睡眠状態においてさらなる閾値を設けて判定を行えばよい。

30

【0156】

また、上記のような単純な値を用いた判定だけではなく、対象ユーザーのそれまでの脈波データ等の履歴情報等を用いて処理を行ってもよい。例えば、履歴を参照すれば、対象ユーザーの睡眠状態における周期性の特性(一例としてはレム睡眠状態とノンレム睡眠状態の1サイクルに要する時間等)を推定できる。そして、当該1サイクルの中ではノンレム睡眠がある程度継続して現れ、その後レム睡眠がある程度継続して現れることがわかっているため、LF, HFを用いた判定がこの前提に反する場合には、誤判定を行っている可能性が高いことが推定できる。さらに、ユーザー毎に誤判定を起こしやすい状況等も学習可能であるため、当該学習結果を用いることで判定精度の向上が期待できる。その他、LF, HFを用いた睡眠状態の判定は種々の変形実施が可能である。

40

【0157】

なお、以上のように本実施形態について詳細に説明したが、本発明の新規事項および効果から実体的に逸脱しない多くの変形が可能であることは当業者には容易に理解できるであろう。従って、このような変形例はすべて本発明の範囲に含まれるものとする。例えば

50

、明細書又は図面において、少なくとも一度、より広義または同義な異なる用語と共に記載された用語は、明細書又は図面のいかなる箇所においても、その異なる用語に置き換えることができる。また生体情報処理システムの構成、動作も本実施形態で説明したものに限定されず、種々の変形実施が可能である。

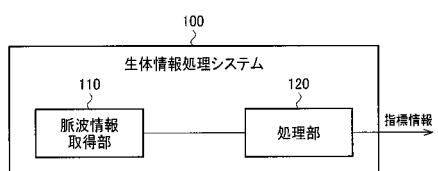
【符号の説明】

【0158】

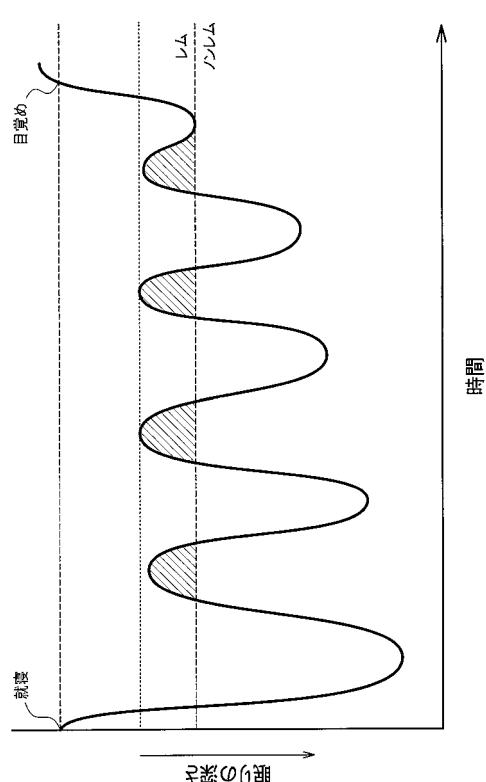
10 バンド部、12 バンド穴、14 バックル部、15 バンド挿入部、
 16 突起部、30 ケース部、32 発光窓部、40 センサー部、
 100 生体情報処理システム、101 脈波センサー、102 体動センサー、
 110 脈波情報取得部、120 処理部、121 睡眠覚醒判定部、
 122 脈拍ピーク検出部、123 ピーク発生回数計数部、124 発生頻度演算部、
 125 年齢設定部、126 年齢補正部、130 操作部、135 操作検出部、
 140 体動情報取得部、150 記憶部、160 表示部、170 時刻計数部、
 180 通信部、200 ウェアラブル装置、300 携帯端末装置

10

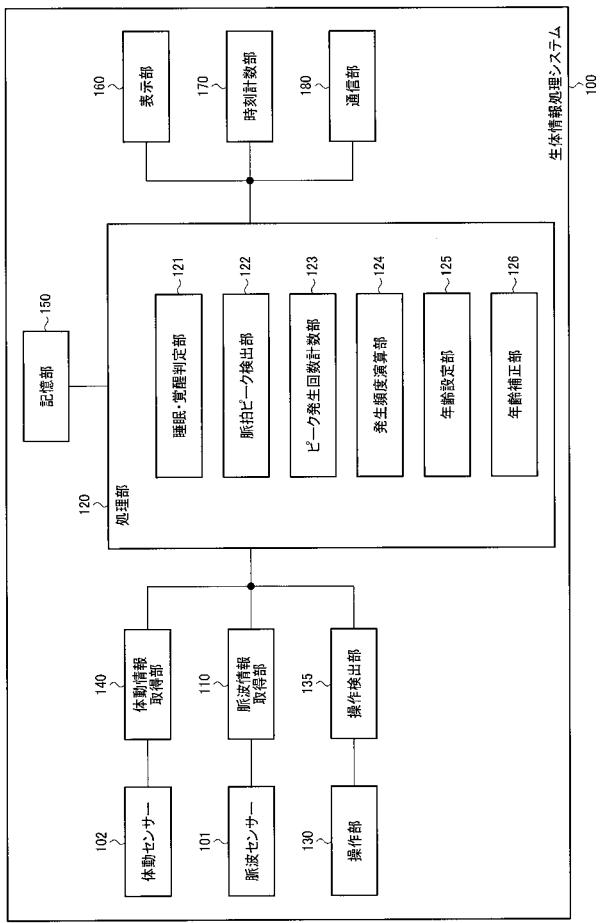
【図1】



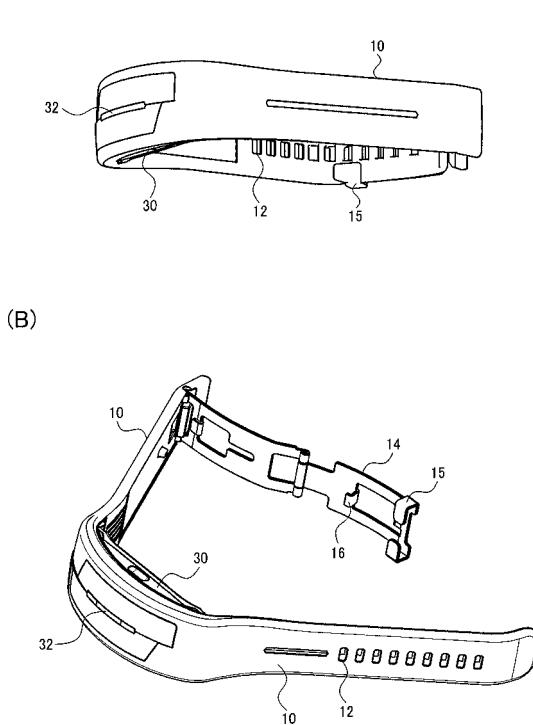
【図2】



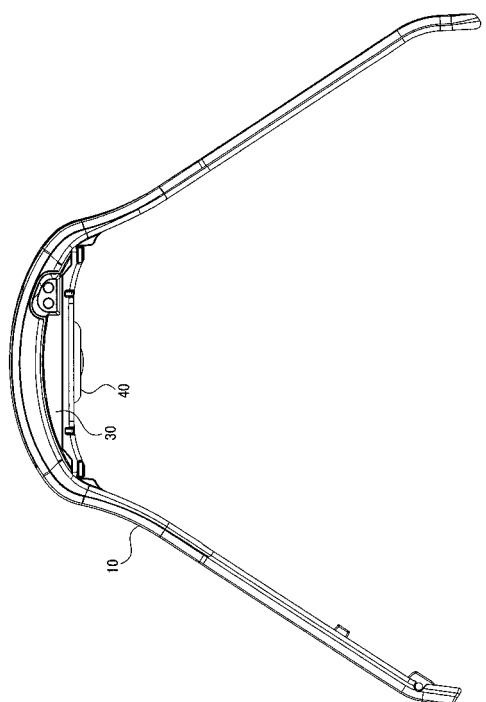
【図3】



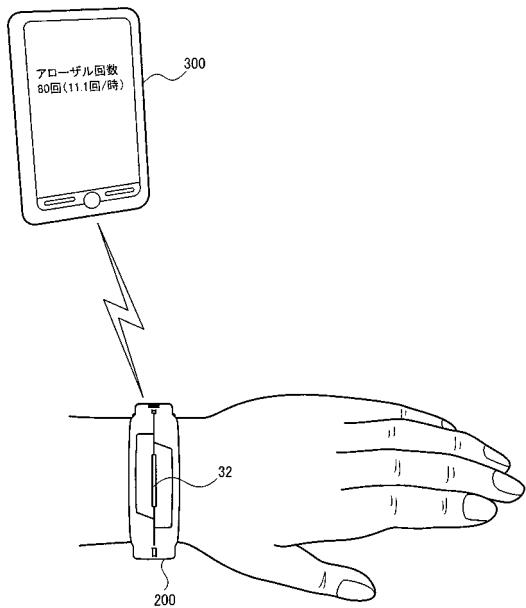
【図4】



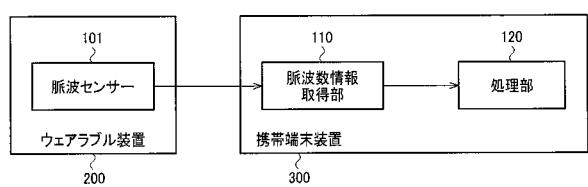
【図5】



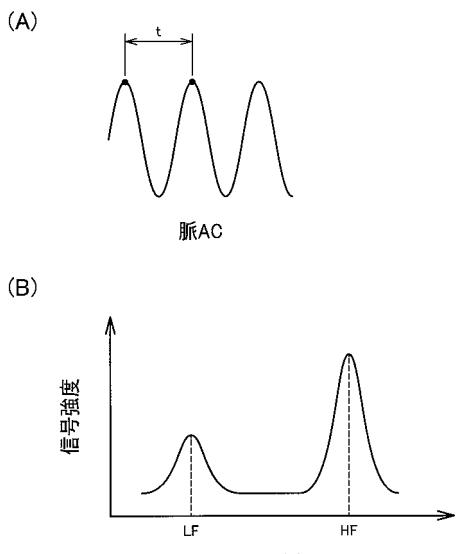
【図6】



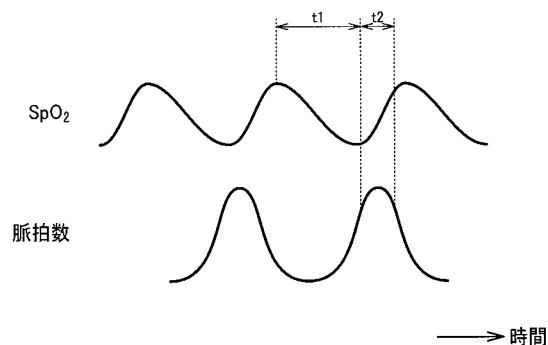
【図 7】



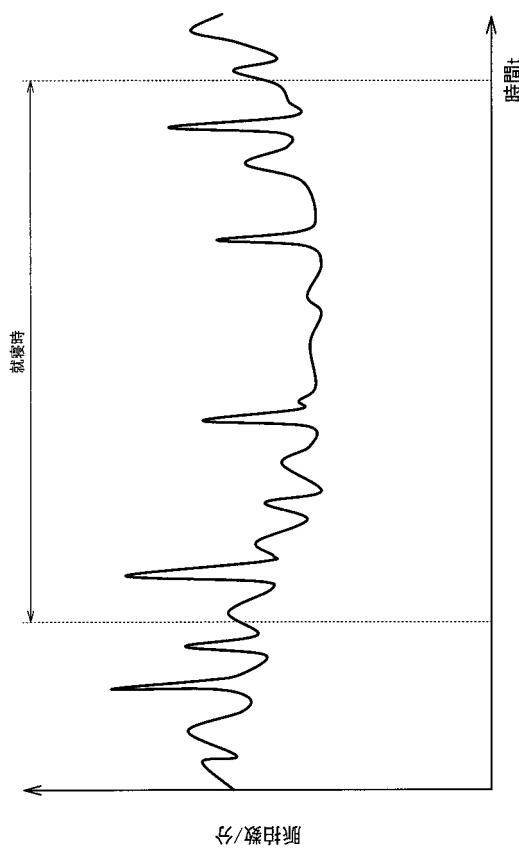
【図 9】



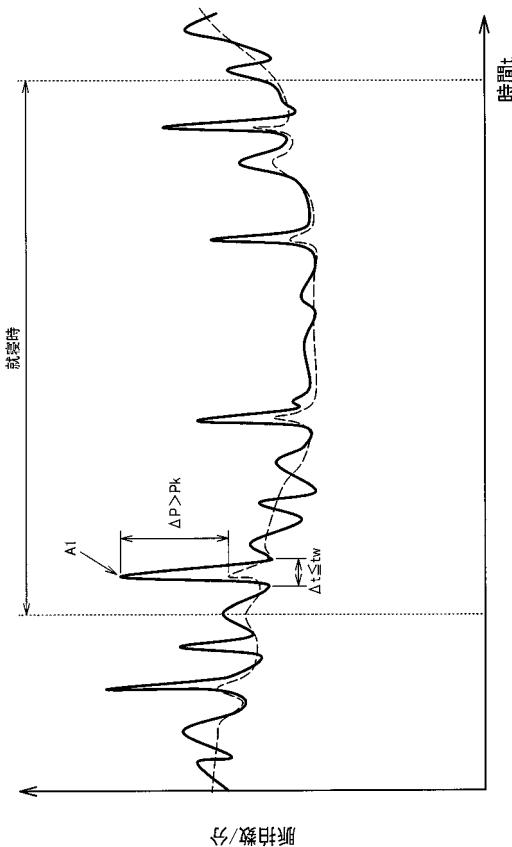
【図 8】



【図 10】



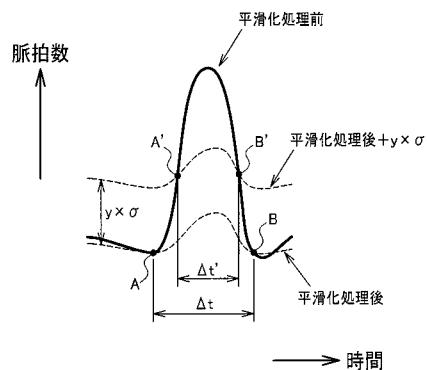
【図 11】



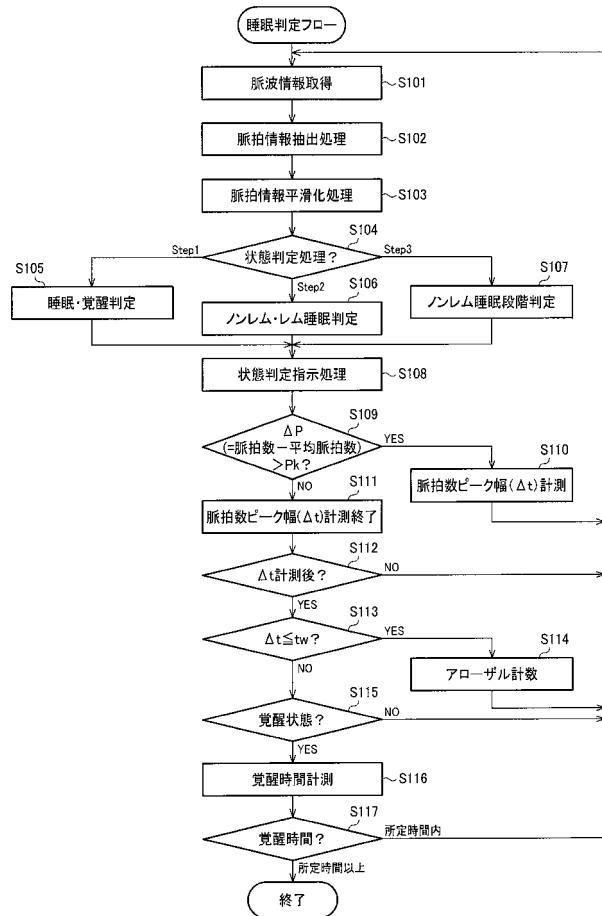
【図 1 2】

年代	Pk	応答性
20~30未満	3σ	高め
30~40未満	3σ	高め
40~50未満	2.58σ	標準
50~60未満	1.96σ	低め
60~	1.96σ	低め

【図 1 3】



【図 1 4】



【図15】

(A)

(B)

(C)

無意識の目覚め 80回 (11.1回/時)

日中の眠気予報

ねむい

ぐっすり