

(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2013-172899

(P2013-172899A)

(43) 公開日 平成25年9月5日(2013.9.5)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
<b>A 6 1 B</b> 5/18 (2006.01)	A 6 1 B 5/18	4 C 0 3 8
<b>G 0 1 N</b> 22/00 (2006.01)	G 0 1 N 22/00	L 5 H 1 8 1
<b>G 0 8 G</b> 1/16 (2006.01)	G 0 8 G 1/16	F

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2012-40159 (P2012-40159)  
 (22) 出願日 平成24年2月27日 (2012.2.27)

(71) 出願人 502087460  
 株式会社トヨタIT開発センター  
 東京都港区赤坂6丁目6番20号  
 (74) 代理人 100100549  
 弁理士 川口 嘉之  
 (74) 代理人 100085006  
 弁理士 世良 和信  
 (74) 代理人 100113608  
 弁理士 平川 明  
 (74) 代理人 100123319  
 弁理士 関根 武彦  
 (74) 代理人 100123098  
 弁理士 今堀 克彦  
 (74) 代理人 100143797  
 弁理士 宮下 文徳

最終頁に続く

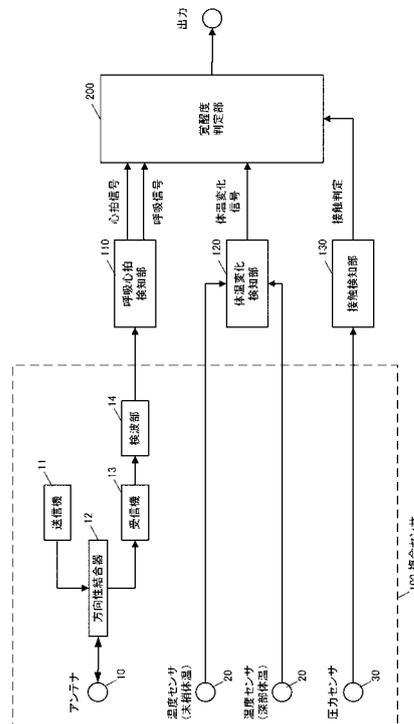
(54) 【発明の名称】 覚醒度推定装置

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】生体情報の検知精度を向上させ、覚醒度の推定精度を向上させる。

【解決手段】覚醒度推定装置は、被験者に接触するアンテナエレメントを有する生体センサと、アンテナエレメントからマイクロ波を送信し、該アンテナエレメントから受信される信号に基づいて、被験者の呼吸信号および心拍信号を取得する呼吸心拍検知手段と、呼吸信号および心拍信号に基づいて、被験者の覚醒度を推定する覚醒度推定手段と、を備える。複合センサ100に温度センサ20を設け、腰部または大腿部の体温と肩口の体温の差(深部体温変化に比例)にも基づいて覚醒度を推定することも好ましい。また、複合センサ100に圧力センサ30を設け、圧力センサ30の出力が安定している複合センサ100から得られる信号に基づいて覚醒度を推定することで、生体情報の検出精度および覚醒度の推定精度を向上できる。

【選択図】 図1



**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

被験者に接触するアンテナエレメントを有する生体センサと、  
前記アンテナエレメントからマイクロ波を送信し、該アンテナエレメントから受信される信号に基づいて、前記被験者の呼吸信号および心拍信号を取得する呼吸心拍検知手段と、  
前記呼吸信号および心拍信号に基づいて、前記被験者の覚醒度を推定する覚醒度推定手段と、  
を備える覚醒度推定装置。

**【請求項 2】**

前記呼吸心拍検知手段は、前記アンテナエレメントから受信される信号のうち所定のローパスフィルタを透過した信号に基づいて呼吸信号を取得し、前記アンテナエレメントから受信される信号のうち所定のハイパスフィルタを透過した信号に基づいて心拍信号を取得する、  
請求項 1 に記載の覚醒度推定装置。

**【請求項 3】**

前記生体センサは、圧電センサをさらに備え、  
前記覚醒度推定手段は、圧電センサから取得される圧力信号が安定している生体センサから得られる呼吸信号および心拍信号に基づいて、前記被験者の覚醒度を推定する、  
請求項 1 または 2 に記載の覚醒度推定装置。

**【請求項 4】**

前記圧電センサは、少なくとも前記アンテナエレメントの両端部に設けられ、  
前記覚醒度推定手段は、全ての圧電センサから取得される圧力信号が安定している生体センサから得られる呼吸信号および心拍信号に基づいて、前記被験者の覚醒度を推定する、  
請求項 3 に記載の覚醒度推定装置。

**【請求項 5】**

前記呼吸心拍検知手段は、前記アンテナエレメントから受信される信号に基づいて前記被験者の呼吸信号および心拍信号を取得できない場合には、前記圧電センサから得られる圧力信号に基づいて前記被験者の呼吸信号および心拍信号を取得する、  
請求項 3 または 4 に記載の覚醒度推定装置。

**【請求項 6】**

前記生体センサは、温度センサをさらに備え、  
前記被験者の腰部または大腿部と接触する第 1 の生体センサと、前記被験者の肩部に接触する第 2 の生体センサを有し、  
前記第 1 の生体センサおよび第 2 の生体センサの温度センサから得られる温度信号に基づいて、前記被験者の体温変化信号を取得する体温変化検知手段をさらに備え、  
前記覚醒度推定手段は、前記呼吸信号、心拍信号および体温変化信号に基づいて、前記被験者の覚醒度を推定する、  
請求項 1 ~ 5 のいずれかに記載の覚醒度推定装置。

**【請求項 7】**

前記覚醒度推定手段は、前記呼吸信号における、最小値をとってから最大値をとるまでの時間と、最小値をとってから変曲点に至るまでの時間との比に基づいて、覚醒度を推定する、  
請求項 1 ~ 6 のいずれかに記載の覚醒度推定装置。

**【発明の詳細な説明】****【技術分野】****【0001】**

本発明は、覚醒度を推定する技術に関する。

**【背景技術】**

## 【0002】

車の漫然運転などの防止による安全対策を目的として、脳波や心拍等の生体情報によって覚醒度の低下を検知しようとするのが試みられている。この際、単一の生体情報だけでは覚醒度の低下を検知することが困難であるため、複数の生体情報を用いて覚醒度を推定することが提案されている（例えば、特許文献1）。

## 【0003】

脳波や心拍等の生体情報の検知方法には、電極を頭部や胸部などに接触させて脳波や心拍を取得する方法があるが、このように人体を拘束する方法は、応用の場面を考慮すると現実的ではない。そこで、特許文献2などに示されるように、マイクロ波を用いて心拍を検知するなど、非拘束な生体情報検知手法を用いることが考えられる。特許文献2では、生体の体表面にマイクロ波を照射しその反射波を受信することで、体表面の微小な変位に基づいて心拍を検知している。

10

## 【先行技術文献】

## 【特許文献】

## 【0004】

【特許文献1】特開2009-201676号公報

【特許文献2】特開2010-286268号公報

## 【発明の概要】

## 【発明が解決しようとする課題】

## 【0005】

20

人体の体表の変化は微小なので、体表面の変位に基づいて心拍を検知する手法は雑音の影響を大きく受ける。なお、このことは、マイクロ波の反射を用いた心拍検知に特有な問題ではなく、圧電センサや静電センサなどによって生体表面の微小振動に基づいて心拍を検知する手法でも同様に問題となる。

## 【0006】

このように覚醒度推定のために用いる生体情報を適確に取得することは困難である。本発明はこの問題点を考慮してなされたものであり、生体情報の検知精度を向上させ、覚醒度の推定精度を向上させる技術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】

## 【0007】

30

本発明に係る覚醒度推定装置は、  
被験者に接触するアンテナエレメントを有する生体センサと、  
前記アンテナエレメントからマイクロ波を送信し、該アンテナエレメントから受信される信号に基づいて、前記被験者の呼吸信号および心拍信号を取得する呼吸心拍検知手段と、  
前記呼吸信号および心拍信号に基づいて、前記被験者の覚醒度を推定する覚醒度推定手段と、  
を備える。

## 【0008】

40

被験者の呼吸あるいは心拍に応じて、被験者体内の組織構造（臓器の大きさ等）が変化するため、人体近傍において人体の組織構造がアンテナ特性に与える影響が変化する。したがって、アンテナエレメントを用いて電波を送受信した際の受信信号から、被験者の組織構造の変化については呼吸および心拍を検知可能である。本発明によれば、マイクロ波を用いた呼吸および心拍の検知は、体内組織の変動という比較的大きな変位を測定しているので、体表面変位を測定する場合よりも被験者の体動や外部振動などの影響が相対的に小さくなる。したがって、精度の良い生体情報取得が可能となり、覚醒度の推定精度も向上する。また、一つの生体センサによって、呼吸と心拍の2つの生体信号を取得可能であり、互いに相関が低いこれらの生体情報に基づいて覚醒度推定をするため覚醒度の推定精度が向上する。

## 【0009】

50

本発明において、前記呼吸心拍検知手段は、前記アンテナエレメントから受信される信号のうち所定のローパスフィルタを透過した信号に基づいて呼吸信号を取得し、前記アンテナエレメントから受信される信号のうち所定のハイパスフィルタを透過した信号に基づいて心拍信号を取得してもよい。

【0010】

呼吸と心拍の周波数は離れているので、呼吸信号と心拍信号はフィルタによって分離可能である。なお、呼吸の高調波成分が心拍信号と干渉して心拍信号の検知精度が低下する場合には、呼吸信号の高調波成分のみを除去する信号処理を施すことで、心拍信号を精度良く検知することも好ましい。

【0011】

本発明において、前記生体センサは、圧電センサをさらに備え、  
前記覚醒度推定手段は、圧電センサから取得される圧力信号が安定している生体センサから得られる呼吸信号および心拍信号に基づいて、前記被験者の覚醒度を推定する、ことも好ましい。

【0012】

マイクロ波による呼吸および心拍の検知においては、アンテナエレメントと生体間の距離が変動すると、受信信号はその変動に応じた影響を受けることで雑音が生じる。さらに、アンテナエレメントと生体が接触する力が変化することでも雑音が生じる。逆に、呼吸や心拍が精度良く検出できるのは、アンテナエレメントが生体に安定して密着している場合である。そこで、圧電センサを用いてアンテナエレメントが生体に安定しているか否かを判定し、アンテナエレメントが生体に安定して接触している場合に得られる呼吸信号および心拍信号を覚醒度推定に利用することで、精度の高い生体情報に基づいた覚醒度推定が可能となり、推定精度が向上する。

【0013】

本発明において、前記圧電センサは、少なくとも前記アンテナエレメントの両端部に設けられ、

前記覚醒度推定手段は、全ての圧電センサから取得される圧力信号が安定している生体センサから得られる呼吸信号および心拍信号に基づいて、前記被験者の覚醒度を推定する、ようにすることも好適である。

【0014】

このようにすることで、アンテナエレメント全体が生体に安定して接触していることが判断できる。したがって、呼吸信号および心拍信号の検知精度が向上し、さらには覚醒度の推定精度が向上する。なお、線状のアンテナエレメントを用いる場合には、端部に圧電センサを設けることが好ましいが、端部以外に中央部などに圧電センサを設けるようにすることも好適である。

【0015】

本発明において、前記呼吸心拍検知手段は、前記アンテナエレメントから受信される信号に基づいて前記被験者の呼吸信号および心拍信号を取得できない場合には、前記圧電センサから得られる圧力信号に基づいて前記被験者の呼吸信号および心拍信号を取得する、ことも好適である。

【0016】

被験者の呼吸および心拍に応じて、被験者の体表面が変位（振動）する。したがって、被験者と接触する圧電センサから、呼吸および心拍を検知することが可能である。このように、マイクロ波による検知と圧電センサによる検知の2通りの検知方法を用意することで、マイクロ波によって心拍および呼吸が検出できない場合に圧電センサによる検知が可能となり、より確実に生体情報を検知できる。

【0017】

本発明において、前記生体センサは、温度センサをさらに備え、  
前記被験者の腰部または大腿部と接触する第1の生体センサと、前記被験者の肩部に接触する第2の生体センサを有し、

10

20

30

40

50

前記第1の生体センサおよび第2の生体センサの温度センサから得られる温度信号に基づいて、前記被験者の体温変化信号を取得する体温変化検知手段をさらに備え、

前記覚醒度推定手段は、前記呼吸信号、心拍信号および体温変化信号に基づいて、前記被験者の覚醒度を推定する、ことも好適である。

【0018】

覚醒度低下時には深部体温が低下することが知られている。また、深部体温を低下させるために末梢血流を増加させ熱放散を促すことから、覚醒度低下時には末梢体温が上昇することも知られている。そこで、腰部や背部など深部体温の影響が比較的現れやすい部位の体温と、大腿部や肩口などの末梢体温の影響が比較的現れやすい部位の体温の差分の相対変化を観察することで、覚醒度を推定することができる。

10

【0019】

しかし、深部体温を計測することは容易ではない。そこで本発明では、深部体温に近い体温として、腰部や背部の体温を計測している。腰部や背部は深部体温の影響が比較的現れやすい部位であり、複合センサと身体が常時接していることから環境温度の影響を受けにくく、また、体表面と複合センサとの間に熱平衡が生じるので、腰部や背部から深部体温に近い値を精度良く検知できる。また同様に、大腿部や肩口など末梢体温の影響が比較的現れやすい部位からは、末梢体温を精度良く検知できる。

【0020】

呼吸および心拍に加えて、精度良く検知した2つの体温に基づいて覚醒度を推定できるようになるため、覚醒度の推定精度が向上する。

20

【0021】

本発明において、前記覚醒度推定手段は、前記呼吸信号における、最小値をとってから最大値をとるまでの時間と、最小値をとってから変曲点に至るまでの時間との比に基づいて、覚醒度を推定する、ことも好適である。

【0022】

覚醒度低下時には吸気時間が相対的に増加することから、1回の呼吸に要する時間に対する吸気時間の比を指標として覚醒度を推定することが提案されている。しかし、吸気時間（呼吸信号が最小値をとってから最大値を取るまでの時間）と、吸気開始から吸気最大の速度が現れるまでの時間（呼吸信号が最小値をとってから変曲点に至るまでの時間）との比を指標とすることで、呼吸信号に基づいてより精度良く覚醒度を推定することができる。

30

【0023】

なお、本発明は、上記手段の少なくとも一部を含む覚醒度推定装置として捉えることができる。また、上記処理の少なくとも一部を含む覚醒度推定方法として捉えることもできる。また、上記方法をコンピュータに実行させるためのコンピュータプログラムとして捉えることもできる。上記手段および処理の各々は可能な限り互いに組み合わせて本発明を構成することができる。

【発明の効果】

【0024】

本発明によれば、精度良く被験者の生体情報を検知でき、したがって、覚醒度の推定精度を向上させることができる。

40

【図面の簡単な説明】

【0025】

【図1】覚醒度推定装置の機能ブロックを示す図。

【図2】複合センサの配置方法を示す図。

【図3】複合センサの構成を示す図。

【図4】呼吸心拍検知部の機能ブロックを示す図。

【図5】覚醒度判定部の機能ブロックを示す図。

【図6】呼吸信号に基づいて覚醒度を推定する際の指標を説明する図。

【発明を実施するための形態】

50

## 【 0 0 2 6 】

## &lt; 第 1 の実施形態 &gt;

本実施形態に係る覚醒度推定装置は、呼吸・心拍・体温に基づいて覚醒度を推定する。呼吸および心拍については、体表および体内の変動をマイクロ波の送受信によって測定することで検出する。肺や心臓の動きに応じて人体の組織構造がアンテナ特性に与える影響が変化するため、マイクロ波の受信信号から呼吸や心拍を検知できる。体温については、深部体温が比較的大きく現れる部位の体温と、末梢体温が比較的大きく現れる部位の体温との差分を用いる。

## 【 0 0 2 7 】

## (装置の全体構成)

まず、覚醒度推定装置の構成の概要について説明する。図 1 は、覚醒度推定装置の機能ブロック図である。覚醒度推定装置は、大略、複合センサ 1 0 0、呼吸心拍検知部 1 1 0、体温変化検知部 1 2 0、接触検知部 1 3 0、覚醒度判定部 2 0 0 から構成される。

## 【 0 0 2 8 】

複合センサ 1 0 0 は、アンテナエレメント 1 0 からマイクロ波を測定対象者の胸部付近に送信し、受信される電波の変化を測定する。より具体的には、送信機 1 1 がアンテナエレメント 1 0 から送信するマイクロ波信号を生成し、方向性結合器 1 2 を介して、アンテナエレメント 1 0 から電磁波を放射する。照射された生体は、呼吸や心拍に伴う肺や心臓の変位により位相および振幅が変化した反射波を放つ。反射波はアンテナエレメント 1 0 に入り、方向性結合器 1 2 を介して受信器 1 3 にて増幅等の処理が行われる。そして、検波部 1 4 によりクオドラチャ検波処理を行って、呼吸信号および心拍信号を検出する。呼吸心拍検知部 1 1 0 は、アンテナエレメント 1 0 から得られる信号に基づいて、測定対象者の呼吸および心拍を測定する。

## 【 0 0 2 9 】

また、複合センサの温度センサ 2 0 によって、測定対象者の体表面温度を測定する。なお、後述するように複合センサ 1 0 0 は複数個用いられ、それぞれ測定対象者の異なる部位に対して測定を行う。図 1 では、温度センサ 2 0 によって末梢体温と深部体温とを測定するように描かれているが、実際には 1 つの複合センサは 1 個所の体表面温度を測定する。そして体温変化検知部 1 2 0 に複数の複合センサから得られる温度信号が入力される。体温変化検知部 1 2 0 は、深部温度に近い値を示す腰部あるいは背部から計測される体温と、末梢体温に近い値を示す大腿部や肩口などから計測される体温の差分を取ることによって体温の相対変化を取得する。

## 【 0 0 3 0 】

複合センサの圧力センサ 3 0 は、複合センサ 1 0 0 と測定対象者の間の接触を判定する。接触検知部 1 3 0 は、圧力センサ 3 0 から得られる圧力信号をもとに、複合センサが測定対象者に安定して接触しているか否かを判定する。覚醒度判定部 2 0 0 は、この接触信号を元に、確実に接触している複合センサ 1 0 0 から得られる信号を用いて覚醒度を推定する。

## 【 0 0 3 1 】

図 1 では、複合センサ 1 0 0 は、アンテナエレメント 1 0 と温度センサ 2 0 と圧力センサ 3 0 を有し、呼吸および心拍の測定、体温の測定、および複合センサ 1 0 0 の体表への接触検知を行うように描かれている。しかしながら、全ての複合センサ 1 0 0 にこれらのセンサが備わっている必要は無い。すなわち、呼吸や心拍を測定する必要がない場合には、複合センサは温度センサ 2 0 と圧力センサ 3 0 とから構成されるようにしても構わない。

## 【 0 0 3 2 】

## (複合センサ)

次に、図 2、図 3 を参照して、複合センサ 1 0 0 の配置方法とその構成について説明する。図 2 は、複合センサ 1 0 0 の配置方法を示す図である。図 3 は、複合センサの構造を示す図である。

10

20

30

40

50

## 【0033】

本実施形態に係る覚醒度推定装置は、自動車運転中のドライバの覚醒度を推定することを目的とするため、自動車の座席300に生体情報センサが配置される。具体的には、座席300の背部301および座面部302に、それぞれ複数の複合センサが配置される。

## 【0034】

背部301には、複合センサ1a~1dおよび複合センサ2a~2iが設置され、座面部302には、複合センサ2j~2oが設置される。複合センサ1a~1d(以下、個々を区別する必要がない場合は複合センサ1と称する)はいずれも、マイクロ波を送受信するアンテナエレメント、圧力センサ、温度センサを含んで構成される。複合センサ1は、呼吸・心拍・体温を測定するためのセンサである。呼吸および心拍を測定するために、座席の背部101のうち、測定対象者の胸部(肺および心臓)に接近する個所に複合センサ1は設けられる。複合センサ1を複数設置しているのは、測定対象者の身長や座り方によらず、いずれかのセンサで生体情報が測定できるようにするためである。複合センサ1の数はより多くても少なくても構わない。

10

## 【0035】

複合センサ2a~2o(以下、個々を区別する必要がない場合は複合センサ2と称する)はいずれも、圧力センサおよび温度センサを含んで構成される。複合センサ2は体温を測定するためのセンサである。複合センサ2は、複合センサ1が設置されていない個所で、測定対象者の体温を測定するために設けられる。座席の背部301の上方に設けられた複合センサ2a~2fでは、肩部の体温を測定できる。また、座席の背部301の下方に設けられた複合センサ2g~2iでは、腰部の体温を測定できる。さらに、座席の座面部302に設けられた複合センサ2j~2oでは、大腿部の裏側の体温を測定できる。

20

## 【0036】

図3(a)は、複合センサ1の構成を示す図である。複合センサ1は、基板40と、2つのアンテナエレメント10、温度センサ20、圧力センサ30から構成される。なお、圧力センサ30はアンテナエレメント10が測定対象者の体表に接触していることを判定するために用いられることを考慮すると、図3(b)に示すようにアンテナエレメント10の端部側にも圧力センサ30を設けることも好ましい。このようにすれば、アンテナエレメント10の中央部だけでなく、両端部がきちんと接触していることを判定することができる。なお、圧力センサの数は、これらの例に限られず、必要に応じてその数を増減させても構わない。

30

## 【0037】

複合センサ2は、図3(a)に示す複合センサ1の構造からアンテナエレメント10を除いたものであり、基板40と温度センサ20と圧力センサ30とから構成される。

## 【0038】

(呼吸心拍検知部)

次に、図4を参照して、複合センサ1のアンテナエレメント10から得られた受信信号から呼吸信号と心拍信号を取得するための呼吸心拍検知部110について説明する。呼吸心拍検知部110は、AD変換器(ADC)1101、高域通過フィルタ(ハイパスフィルタ、HPF)1102、遅延器1103、適応フィルタ1104、低域通過フィルタ(ローパスフィルタ、LPF)1105、高域補完フィルタ1106、高域通過フィルタ1107を含む。

40

## 【0039】

ADC1101は、アンテナエレメント10から得られた信号をデジタル化する。なお、この信号には呼吸信号と心拍信号が含まれ、呼吸および心拍のいずれについても基本波以外に高調波が含まれる。

## 【0040】

ADC1101によってデジタル化された信号は、LPF1105によって、心拍信号を除去して呼吸信号(基本波)が取り出される。心拍数は一般に60~180回/分、すなわち1~3Hz程度であり、呼吸数は10~20回/分、すなわち0.15~0.3H

50

z 程度である。したがって、この間の周波数を、遮断周波数とする L P F 1 1 0 5 を採用することで、心拍信号から呼吸信号の基本波を取り出すことができる。このようにして取り出された呼吸信号は、覚醒度判定部 2 0 0 へ出力される。なお、上記の周波数範囲は一般的な数字であり異なる場合もあり得るが、適当な遮断周波数を用いることで心拍信号から呼吸信号の基本波を取り出すことができる。

#### 【 0 0 4 1 】

また、取り出された呼吸信号に基づいて心拍信号から呼吸の高調波成分を除去する信号処理を行う。そのために、後述するように呼吸信号の高域補完処理を行うので、フィルタ後の信号が呼吸信号の基本波だけでなく、いくつかの高調波を含むように、L P F 2 5 の遮断周波数を決定することが好ましい。

10

#### 【 0 0 4 2 】

L P F 1 1 0 5 によって呼吸信号の高調波成分が失われるので、高域補完フィルタ 1 1 0 6 によって、準周期性信号である呼吸信号の調波構造を保つ高域補完処理を行って、呼吸信号の高調波成分を生成する。高域補完処理は公知な技術であるので詳しい説明は省略するが、基本的には振幅変調を用いて呼吸信号の中域成分 ( L P F 1 1 0 5 の遮断周波数以下の呼吸信号の高調波成分 ) を、高域部分 ( L P F 1 1 0 5 の遮断周波数以上 ) にコピーすることで実現される。この際、入力される呼吸信号の周波数スペクトルの包絡線に基づいて高域部分のレベルを調節する。

#### 【 0 0 4 3 】

高域補完フィルタ 1 1 0 6 によって呼吸の高調波成分が補完された信号は、H P F 1 1 0 7 に入力されて、呼吸信号の高調波成分が取り出される。後述するように、呼吸信号の高調波成分は、H P F 1 1 0 2 によって分離した心拍信号から除去する成分なので、H P F 2 7 の遮断周波数は、H P F 1 1 0 2 の遮断周波数と同じまたはそれ以上にすることが好ましい。

20

#### 【 0 0 4 4 】

また、A D C 1 1 0 1 によってデジタル化された信号は、H P F 1 1 0 2 によって、呼吸信号が除去されて心拍信号が取り出される。遅延器 1 1 0 3 は、心拍信号に対する呼吸信号の遅延を補償する。これにより、適応フィルタ 1 1 0 4 に入力される心拍信号と呼吸信号との時間差を補正させる。

#### 【 0 0 4 5 】

適応フィルタ 1 1 0 4 は、心拍信号から、高域補完によって生成された呼吸の高調波成分を除去するフィルタである。適応フィルタ 1 1 0 4 は、参照信号の除去を実現するための適応アルゴリズムを採用したフィルタであり、公知な技術であるので詳しい説明は省略する。基本的には、適応フィルタ 1 1 0 4 は、入力信号をフィルタリングした結果 ( 予測信号 ) と参照信号との差分 ( 誤差信号 ) が小さくなるようにフィルタ係数を自己調整するフィルタである。なお、入力信号における呼吸の高調波成分と同等の振幅と同位相を有する信号を高域補完フィルタにおいて補完できるときには、適応フィルタを用いずに、呼吸の高調波信号を逆位相にして加えて呼吸の高調波を心拍信号から除去してもよい。

30

#### 【 0 0 4 6 】

以上のようにして、呼吸心拍検知部 1 1 0 はアンテナエレメント 1 0 から得られる信号から、心拍信号および呼吸信号を取得することができる。

40

#### 【 0 0 4 7 】

( 体温変化検知部 )

体温変化検知部 1 2 0 は、測定対象者の深部体温の変化を測定するためのものである。深部体温を正確に測定するためには、直腸温度を測定するなどの必要があり非拘束な測定では困難である。また、不快感を与えるので実用的ではない。そこで、本実施形態では、環境温度の影響を比較的受けにくく、複合センサに常時触れていることから熱平衡が生じて安定した体温測定ができる腰部もしくは背部の温度を深部体温として利用する。また、大腿部や肩口などから取得される体温情報を末梢体温とし、前述の深部体温との差分の相対変化を算出する。すなわち、体温変化検知部 1 2 0 は、複合センサ 2 a ~ 2 f、1 a ~

50

1 b (図 2 参照) などから得られる温度信号と、複合センサ 2 g ~ 2 o から得られる温度信号の差分をとり体温の時間的な相対変化を算出し、これを体温変化として覚醒度判定部 2 0 0 へ出力する。

【 0 0 4 8 】

( 接触検知部 )

接触検知部 1 3 0 は、圧力センサ 3 0 から得られる出力にも基づいて、複合センサが体表に安定して密着しているか否かを判断する。マイクロ波による呼吸および心拍の検知において、アンテナエレメント 1 0 と生体間の距離が変動すると、受信信号はその変動に応じた雑音の影響を受ける。さらに、アンテナエレメント 1 0 と生体が接触する力が変化することでも雑音の影響を受ける。そこで、圧力センサ 3 0 から得られる圧力信号が一定の値で安定している場合に、複合センサが生体に安定して接触していると判定する。接触検知部 1 3 0 から、複合センサが安定して生体に接触しているか否かを表す接触信号を覚醒度判定部 2 0 0 へ出力し、覚醒度判定部 2 0 0 は、安定して接触している複合センサからの情報に基づいて覚醒度の推定を実施する。

10

【 0 0 4 9 】

( 覚醒度推定部 )

次いで、覚醒度判定部 2 0 0 による、覚醒度の判定処理について説明する。図 5 は、覚醒度判定部 2 0 0 の機能構成を示すブロック図である。本実施形態においては、覚醒度判定部 2 0 0 は、呼吸、心拍、体温変化のそれぞれに基づいて覚醒度を判定し、これらを総合することで最終的な覚醒度を推定する。

20

【 0 0 5 0 】

覚醒度推定部 2 0 1 は、呼吸信号に基づいて覚醒度を判定する機能部である。覚醒度低下時には代謝が低下し呼吸数が減少することから、呼吸時間における吸気時間の占める割合が相対的に増加するので、この割合に基づいて覚醒度を推定することが考えられる。しかしながら、この手法では、感度が悪く覚醒度を適切に推定することが困難である。そこで本実施形態においては、吸気時間に対する、吸気速度が最大になるまでの時間の比を指標として覚醒度を推定する。

【 0 0 5 1 】

図 6 は、本実施形態で採用する指標を説明する図である。図中の太線は呼吸曲線を示し、太実線は覚醒度低下時の呼吸曲線であり、太点線は覚醒時の呼吸曲線である。また、細線は呼吸曲線の微分曲線を示し、細実線は覚醒度低下時の微分曲線であり、細点線は覚醒時の微分曲線である。本実施形態で採用する指標は、吸気速度が最大になるまでの時間 (  $T_p$  ) と、吸気時間 (  $T_i$  ) との比 (  $T_p / T_i$  ) である。図中の添え字の  $l$  ,  $h$  はそれぞれ、覚醒度低下時、覚醒時を表す。この呼吸指標は、覚醒度が低下した状態では、覚醒時と比較して大きい値をとる。したがって、この呼吸指標  $T_p / T_i$  の大きさに基づいて覚醒度を推定することができる。

30

【 0 0 5 2 】

覚醒度推定部 2 0 2 は、心拍信号に基づいて覚醒度を判定する機能部である。覚醒度低下時には、心拍数が連続的に下がり、拍動の時間間隔の揺らぎ成分が大きくなることが知られている。より具体的には、心拍のピーク間隔系列 ( RRI 系列 ) を取得し、取得したピーク間隔系列を周波数解析する。そして、心拍間隔のスペクトルのうち、高周波成分と低周波成分の比を指標として、高周波成分が相対的に大きくなるほど覚醒度が低下したと判断することができる。

40

【 0 0 5 3 】

覚醒度推定部 2 0 3 は、体温の相対変化に基づいて覚醒度を判定する機能部である。覚醒度低下時には、深部体温が低下することが知られている。また、深部体温を低下させるため末梢血流を増加させ熱放散を促すことから、覚醒度低下時には、末梢体温が上昇することも知られている。したがって、深部体温と末梢体温の温度差の相対変化が大きくなる関係に基づいて覚醒度の低下を判定することができる。なお、本実施形態においては、腰部や背部など深部体温の影響が比較的現れやすい部位の体温と、大腿部や肩口などの末梢

50

体温の影響が比較的現れやすい部位の体温を利用している。さらに、複合センサ 2 a ~ 2 f、1 a ~ 1 b および 2 g ~ 2 o が身体に常時接することで、外部の環境温度に影響を受けにくく、また、複合センサと体表面の間に熱平衡が生じることから、安定的に体温信号が取得できる。すなわち、比較的精度良く深部・末梢体温に比例する信号を取得することができる。したがって、これらの差分に基づいて覚醒度を推定することで、その精度を向上させることができる。

#### 【0054】

本実施形態にかかる覚醒度推定装置は、複数の複合センサを有している。ここで、覚醒度推定部 201 ~ 203 は、全てのセンサから得られる信号に基づいて覚醒度の推定を行うのではなく、接触検知部 130 から得られる接触信号に基づいて、覚醒度推定に利用する信号を選択する。上述したように、複合センサが生体に安定して接触していると生体情報（本実施形態では呼吸、心拍、体温）を取得できるが、センサが生体に接触していなかったり、接触が安定していない場合は生体情報の精度が低下する。このような生体情報に基づく覚醒度推定も精度が低下してしまう。そこで、覚醒度判定部 201 ~ 203 は、接触検知部 130 から出力される信号に基づいて、生体に安定して接触していると判定される複合センサからの信号を用いて、覚醒度の推定を行う。

10

#### 【0055】

覚醒度推定部 204 は、覚醒度推定部 201 ~ 203 から得られる信号を総合して、測定対象者の覚醒度を推定する。ここでは、例えば、覚醒度推定部 201 ~ 203 から得られる覚醒度を平均した値を最終的な覚醒度とすることができる。あるいは、覚醒度推定部 201 ~ 203 から得られる覚醒度に適宜重み付けをして平均した値を最終的な覚醒度とすることもできる。

20

#### 【0056】

（本実施形態の作用・効果）

本実施形態にかかる覚醒度推定装置によれば、呼吸、心拍、体温変化という互いに相関の低い異なる生体情報に基づいて覚醒度を推定しているため、単一の生体情報に基づいて覚醒度を推定する場合に比較して推定精度が向上する。

#### 【0057】

また、呼吸および心拍は、肺や心臓などの生体組織の変位に基づく誘電率変化をマイクロ波によって測定している。生体組織の変位は生体表面の変位よりも大きいため、体動や外部振動などによって生じる雑音の影響を相対的に小さくすることができ、より正確に呼吸および心拍を取得することができる。また、呼吸信号の高調波が心拍信号と干渉するが、本実施形態の呼吸心拍検知部による信号処理により心拍信号に干渉する呼吸の高調波成分を除去できるので、心拍をより精度良く取得することができる。このように精度の良い呼吸および心拍信号を取得できるので、覚醒度の推定精度も向上する。

30

#### 【0058】

また、センサが安定して生体に接触していない場合には、取得される生体情報の精度が低下してしまうが、本実施形態では圧力センサの出力結果を基に安定して生体に接触しているセンサを特定し、そのセンサから得られる生体情報に基づいて覚醒度を推定しているため、推定の精度が向上する。

40

#### 【0059】

また、非拘束で深部体温を測定することは困難であるが、本実施形態では、体表において末梢温度が現れる部位と深部体温が現れる部位との差をもって覚醒度を推定するための深部体温変化の情報としている。このようにすることで、非拘束な状態でも深部体温の変化と関連する情報を取得できる。

#### 【0060】

<変形例>

上記の実施形態では、呼吸、心拍、および体温変化に基づいて覚醒度を推定している。これらの生体情報以外にも、複合センサ 100 の圧力センサ 30 によって測定対象者の体動を測定できるので、体動も用いて覚醒度を推定することもできる。覚醒度が低下すると

50

姿勢維持能力が低下し、体動回数が増加することが報告されている。したがって、圧力センサ30から得られる圧力信号から、測定対象者の体動回数を抽出することで、覚醒度を推定することができる。このように、覚醒度推定に用いる生体情報の種類を増やすことで、覚醒度推定の精度を向上させることができる。

【0061】

また、圧力センサ30によって体表変動を検知して、これにより心拍と呼吸の検知をしても良い。心拍および呼吸はマイクロ波によって測定可能であるが、マイクロ波によって心拍および呼吸が取得できない場合に、圧力センサから得られる心拍および呼吸を利用することが考えられる。このように、心拍および呼吸検出のための補助手段として圧力センサを利用することで、より確実に心拍および呼吸を取得でき、精度の良い覚醒度推定が可能となる。なお、圧力センサによって呼吸と心拍の検知を行い場合には、10Hzから100Hzのサンプルレートが必要となるが、複合センサの接触状態を確認するためだけであれば10Hz以下のサンプルレートで構わない。

10

【0062】

また、圧力と温度のセンサは、圧力による発電や電池を電源とする無線センサとしても良い。これによってセンサへの配線が不要となり、配線による心拍や呼吸検知への影響が低減する。

【0063】

また、上記の実施形態では、呼吸、心拍、および体温変化のそれぞれに基づいて覚醒度を推定し、これら複数の覚醒度を平均するなどして最終的な覚醒度を求めている。しかしながら、これら複数の生体情報から覚醒度を推定するための参照モデルを作成し、測定された生体情報と参照モデルとから覚醒度を推定しても構わない。この参照モデルは、覚醒度が既知の状態での生体情報を複数取得して、機械学習の手法によって作成することができる。本実施形態では、呼吸、心拍、および体温変化の生体情報が精度良く取得できることから、このような手法によって覚醒度を推定する場合にも、その精度を向上させることができる。

20

【符号の説明】

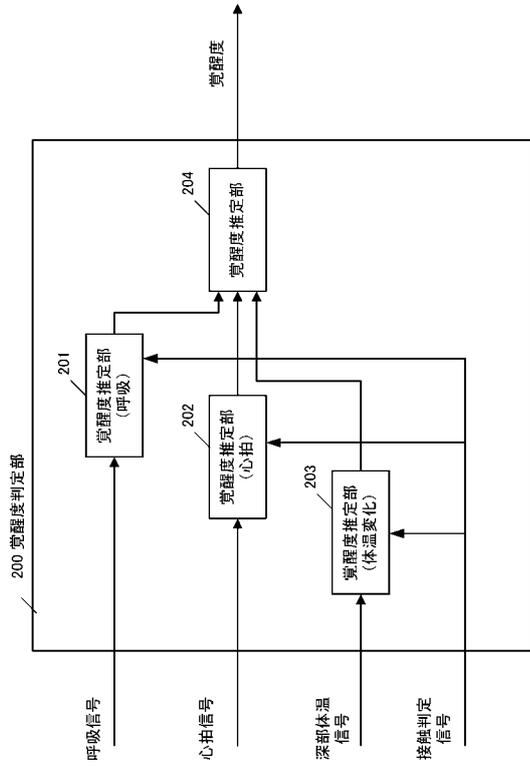
【0064】

- 100 複合センサ
- 200 覚醒度判定部
- 1, 2 複合センサ
- 10 アンテナエレメント
- 20 温度センサ
- 30 圧力センサ

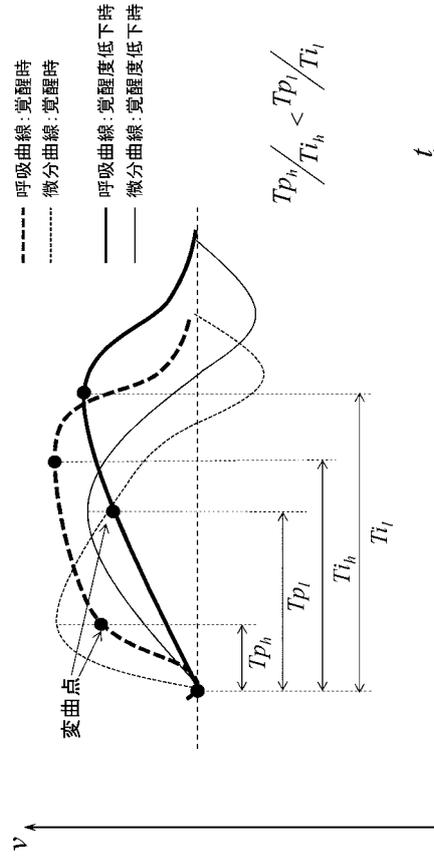
30



【 図 5 】



【 図 6 】



---

フロントページの続き

(74)代理人 100138357

弁理士 矢澤 広伸

(72)発明者 岸 孝彦

東京都港区赤坂 6 丁目 6 番 2 0 号 株式会社トヨタIT開発センター内

(72)発明者 鈴木 哲

大阪府吹田市山手町 3 丁目 3 番 3 5 号 学校法人関西大学内

Fターム(参考) 4C038 PP05 PQ03 PS00

5H181 AA01 CC12 CC23 LL20