

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5846179号  
(P5846179)

(45) 発行日 平成28年1月20日 (2016. 1. 20)

(24) 登録日 平成27年12月4日 (2015. 12. 4)

(51) Int. Cl.		F I	
<b>A 6 1 B</b>	<b>5/16</b>	<b>(2006. 01)</b>	A 6 1 B 5/16
<b>A 6 1 B</b>	<b>5/0245</b>	<b>(2006. 01)</b>	A 6 1 B 5/02 3 2 O Z
<b>A 6 1 B</b>	<b>5/00</b>	<b>(2006. 01)</b>	A 6 1 B 5/00 1 O 1 R
<b>A 6 1 B</b>	<b>5/11</b>	<b>(2006. 01)</b>	A 6 1 B 5/10 3 1 O A

請求項の数 5 (全 15 頁)

(21) 出願番号	特願2013-205393 (P2013-205393)	(73) 特許権者	000002853 ダイキン工業株式会社
(22) 出願日	平成25年9月30日 (2013. 9. 30)		大阪府大阪市北区中崎西2丁目4番12号 梅田センタービル
(65) 公開番号	特開2015-66337 (P2015-66337A)	(74) 代理人	110001427 特許業務法人前田特許事務所
(43) 公開日	平成27年4月13日 (2015. 4. 13)	(72) 発明者	重森 和久 滋賀県草津市岡本町字大谷1000番地の 2 ダイキン工業株式会社 滋賀製作所内
審査請求日	平成26年6月18日 (2014. 6. 18)	(72) 発明者	樋江井 武彦 大阪府堺市北区金岡町1304番地 ダイ キン工業株式会社 堺製作所 金岡工場内
		(72) 発明者	安本 千晶 大阪府堺市北区金岡町1304番地 ダイ キン工業株式会社 堺製作所 金岡工場内 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体情報取得装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被験者(S)の鼓動に応じた振動を検出して被験者(S)の心拍数又は搏動間隔のゆらぎを取得する生体情報取得装置であって、

被験者(S)の異なる部位から鼓動に応じた振動を検出する複数の振動センサ(3A~3C)と、

上記複数の振動センサ(3A~3C)のうち、心電図のR波に相当する振幅が明瞭な波形を出力している振動センサを選択する選択手段(10)と、

上記選択された振動センサの出力信号に基づいて、被験者(S)の心拍数又は搏動間隔のゆらぎを算出するゆらぎ算出手段(12)とを備え、

上記選択手段(10)は、

心電図のR波に相当する振幅が明瞭な波形を、極大の波形の振幅とその極大の波形の前に位置する波形の振幅との振幅比、又は、上記極大の波形の振幅とその極大の波形の前後に位置する2つの波形の振幅の平均振幅との振幅比に基づいて、把握する

ことを特徴とする生体情報取得装置。

【請求項2】

上記請求項1記載の生体情報取得装置において、

上記選択手段(10)は、

複数の振動センサ(3A~3C)のうち、被験者(S)の連続する鼓動に応じた複数回の振動波形での上記振幅比の平均値が最大の振動センサを選択する

ことを特徴とする生体情報取得装置。

【請求項 3】

上記請求項 1 記載の生体情報取得装置において、

上記選択手段 (10) は、

上記複数の振動センサ (3A ~ 3C) のうち、その複数の振動センサ (3A ~ 3C) の被験者 (S) の同一鼓動に対応している上記振幅比同士の中から最大振幅比の振動センサを選択することを、被験者 (S) の鼓動毎に繰り返す

ことを特徴とする生体情報取得装置。

【請求項 4】

上記請求項 1 ~ 3 の何れか 1 項に記載の生体情報取得装置において、

上記複数の振動センサ (3A ~ 3C) は、少なくとも、

椅子 (5) 又はソファを含む着座具の背もたれ部 (5b) に配置された振動センサ (3A, 3B) と、

上記着座具の座部 (5s) に配置された振動センサ (3C) とを備える

ことを特徴とする生体情報取得装置。

【請求項 5】

上記請求項 1 ~ 4 の何れか 1 項に記載の生体情報取得装置において、

更に、上記ゆらぎ算出手段 (12) が算出した被験者 (S) の心拍数又は搏動間隔のゆらぎに基づいて、被験者 (S) のストレス度又は自律神経活動を算出するストレス度算出手段 (13) を備えた

ことを特徴とする生体情報取得装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は生体情報取得装置に関し、特に、被験者の生体情報を精度良く検出する構成に関する。

【背景技術】

【0002】

従来、生体情報取得装置として、例えば特許文献 1 には、車両運転時での運転者の入眠予兆を検出して生体状態を監視する装置が知られている。

【0003】

上記特許文献 1 では、具体的に、自動車のシートの背もたれ部の全面に、互いに空気流通のない 6 つの小空気袋を分散配置すると共に、着座者の腰部付近に位置する 1 つの小空気袋に対してその内部の空気圧変動を測定する 1 つのセンサを配置して、その測定した空気圧変動から着座者の腰部付近の大動脈の脈波を含む時系列信号データを得て、その時系列信号データを信号処理して、生体情報としての入眠予兆を検出している。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2010 - 46236 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

ところで、被験者の生体情報として、自動車運転時の運転者の入眠予兆だけでなく、人の心拍数のゆらぎ又は心拍間隔のゆらぎも、生体情報として重要な指標である。人の鼓動では、その鼓動状態を測定した心電図において R 波と呼ばれる大きなパルスの間隔 (R - R 間隔) のゆらぎは、ストレス度や自律神経活動の重要な指標である。

【0006】

そこで、例えば椅子やベッドに振動センサを配置して、被験者がその椅子やベッドに着座又は仰臥した状態でその被験者の鼓動に応じた振動を検出すれば、その振動センサの振

10

20

30

40

50

動信号から被験者の覚醒時の心拍数又は心拍間隔のゆらぎを取得することができるので、被験者に心電図検査用の複数の電極を装着することなく、簡易且つ短時間で、また被験者に意識させることなく、無拘束でストレス度又は自律神経活動を取得することが可能である。

#### 【0007】

この場合に、被験者の鼓動に伴う振動は、体内を伝播して、胸部、背部、臀部や脚部など、被験者の各部位で検出可能であるが、心臓から離れた部位では心電図のR波に相当する波形の鋭い急峻な成分は鈍り、体幹で共振した波形として観測される。このため、検査用の椅子やベッドなどでは、振動センサを被験者の心臓位置に近い部位に配置するのが一般的に望ましい。このように心臓近くに振動センサが位置する場合は、図11に示すように、実線で示す振動センサの振動信号から被験者の鼓動成分を抽出すると、太実線で示すように心電図とほぼ同様の心臓の搏動を検出できる。

10

#### 【0008】

しかしながら、例えば椅子やソファの背もたれ部など、被験者の心臓に近い部位に振動センサを配置する場合であっても、この配置部位では、被験者の呼吸や会話に伴う体動、又は腕や脚の動きなどが振動センサに大きく伝達されて、その振動信号に鼓動以外の不要な振動が重畳される場合も多い。例えば図12に示すように、被験者の呼吸や会話に伴う体動が大きく影響する場合には、実線で示す振動センサの振動信号から被験者の鼓動成分を抽出しても、太実線で示すように心臓の搏動位置(最大振幅の位置)は不明瞭であり、包絡線検波などによって心拍の平均周期は算出可能であるが、搏動間隔の算出には大きな誤差が生じる。

20

#### 【0009】

また、振動センサの配置位置を椅子やベッドなどの一部位に特定して固定しても、被験者の座り方や体格などによって心臓位置が異なるため、やはり上記のように搏動間隔を精度良く算出することは無理である。

#### 【0010】

更に、振動センサを椅子やソファの背もたれ部に配置した場合に、被験者が前屈み姿勢をとった状態では、鼓動に伴う振動が振動センサに良好に伝達され難い。加えて、心拍数又は心拍間隔のゆらぎを正確に取得するには、ある程度の時間、良好な振動信号が連続して出力され続ける必要があるものの、被験者が背を背もたれ部から一時的に浮かせた時などでは、振動信号が欠け、精度良いゆらぎを取得できない懸念がある。

30

#### 【0011】

本発明は、かかる点に鑑み、その目的は、椅子やベッドなどに配置した振動センサを用いて被験者の心拍数のゆらぎ又は心拍間隔のゆらぎを取得するに際し、被験者が椅子に着座し又はベッドに仰臥した際などでの被験者の姿勢や体格、腕や脚の動き、呼吸、会話などに拘わらず、常に被験者の心拍数又は心拍間隔のゆらぎを精度良く取得することにある。

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【0012】

上記目的を達成するため、第1の発明の生体情報取得装置は、被験者(S)の鼓動に応じた振動を検出して被験者(S)の心拍数又は搏動間隔のゆらぎを取得する生体情報取得装置であって、被験者(S)の異なる部位から鼓動に応じた振動を検出する複数の振動センサ(3A~3C)と、上記複数の振動センサ(3A~3C)のうち、心電図のR波に相当する振幅が明瞭な波形を出力している振動センサを選択する選択手段(10)と、上記選択された振動センサの出力信号に基づいて、被験者(S)の心拍数又は搏動間隔のゆらぎを算出するゆらぎ算出手段(12)とを備え、上記選択手段(10)は、心電図のR波に相当する振幅が明瞭な波形を、極大の波形の振幅とその極大の波形の前に位置する波形の振幅との振幅比、又は、上記極大の波形の振幅とその極大の波形の前後に位置する2つの波形の振幅の平均振幅との振幅比に基づいて、把握することを特徴とする。

40

#### 【0013】

50

上記第1の発明では、被験者が例えば椅子に着座し又はベッドに仰臥した状態において、被験者の複数の異なる部位での鼓動振動が複数の振動センサで検出される。これらの振動センサは被験者の心臓位置に近い又は遠い位置に位置し、またその振動信号には被験者の腕や脚の動き、呼吸、会話などの振動が強く又は弱く重畳されている。しかし、選択手段が、それら複数の振動センサのうち、例えば被験者の心臓位置に近い振動センサ又は被験者の腕の動き、呼吸、会話などの影響が小さい振動センサなど、心電図のR波に相当する振幅が明瞭な波形を出力している振動センサを選択するので、ゆらぎ算出手段による被験者の心拍数又は搏動間隔のゆらぎの算出が精度良く行われる。

【0014】

また、心電図のR波に相当する振幅が明瞭な波形を把握するに際して、前波形又は前後波形に対して急峻度が高い波形を基準としているので、心電図のR波に相当する大きな振動を「搏動」と定義すると、その搏動位置(時刻)を正確に検出することが可能である。

【0015】

第2の発明は、上記生体情報取得装置において、上記選択手段(10)は、複数の振動センサ(3A~3C)のうち、被験者(S)の連続する鼓動に応じた複数回の振動波形での上記振幅比の平均値が最大の振動センサを選択することを特徴とする。

【0016】

上記第2の発明では、被験者の腕や脚の動き、又は呼吸、会話などに伴う振動の影響が継続して小さい振動センサが選択されるので、被験者の心拍数又は搏動間隔のゆらぎの算出が精度良く行われる。

【0017】

第3の発明は、上記生体情報取得装置において、上記選択手段(10)は、上記複数の振動センサ(3A~3C)のうち、その複数の振動センサ(3A~3C)の被験者(S)の同一鼓動に対応している上記振幅比同士の中から最大振幅比の振動センサを選択することを、被験者(S)の鼓動毎に繰り返すことを特徴とする。

【0018】

上記第3の発明では、被験者の鼓動毎に、心電図のR波に相当する振幅が明瞭な波形を持つ振動センサが切り換えて選択されるので、例えば一部の振動センサの出力が一時的に欠く場合であっても、被験者の心拍数又は搏動間隔のゆらぎの算出を精度良く行うことができる。

【0019】

第4の発明は、上記生体情報取得装置において、上記複数の振動センサ(3A~3C)は、少なくとも、椅子(5)又はソファを含む着座具の背もたれ部(5b)に配置された振動センサ(3A,3B)と、上記着座具の座部(5s)に配置された振動センサ(3C)とを備えることを特徴とする。

【0020】

上記第4の発明では、被験者が椅子などに着座した場合に、被験者が前屈み姿勢をとった際には、座部の振動センサを選択し、被験者が脚を動かした際には背もたれ部の振動センサを選択できるので、被験者の連続する搏動位置(時刻)を正確に検出することが可能である。

【0021】

第5の発明は、上記生体情報取得装置において、更に、上記ゆらぎ算出手段(12)が算出した被験者(S)の心拍数又は搏動間隔のゆらぎに基づいて、被験者(S)のストレス度又は自律神経活動を算出するストレス度算出手段(13)を備えたことを特徴とする。

【0022】

上記第5の発明では、被験者のストレス度又は自律神経活動を、振動センサの振動信号に基づいて簡易に算出、測定することが可能である。

【発明の効果】

【0023】

上記第1の発明の生体情報取得装置によれば、被験者の腕や脚の動き、呼吸、会話など

10

20

30

40

50

の振動が複数の振動センサの振動信号に重畳されていても、心電図のR波に相当する振幅が明瞭な波形を出力している振動センサを選択して、被験者の心拍数又は搏動間隔のゆらぎを精度良く算出することが可能である。また、被験者の連続する搏動位置(時刻)を正確に検出できるので、心拍数又は搏動間隔のゆらぎを精度良く検出することが可能である。

【0024】

上記第2の発明によれば、被験者の腕や脚の動き、又は呼吸、会話などに伴う振動の影響が継続して小さい振動センサを選択して、被験者の心拍数又は搏動間隔のゆらぎの算出を精度良く行うことができる。

【0025】

上記第3の発明によれば、例えば一部の振動センサの出力が一時的に欠く場合であっても、被験者の心拍数又は搏動間隔のゆらぎの算出を精度良く行うことが可能である。

【0026】

上記第4の発明によれば、被験者が前屈み姿勢で、椅子などの背もたれ部に触れない状況であっても、座部に配置した振動センサでもって被験者の心拍数又は搏動間隔のゆらぎを精度良く算出することが可能である。

【0027】

上記第5の発明によれば、振動センサの振動信号に基づいて被験者のストレス度又は自律神経活動を簡易に算出、測定することが可能である。

【図面の簡単な説明】

【0028】

【図1】図1は実施形態1に係る生体情報取得装置の全体概略構成を示す図である。

【図2】図2は同生体情報取得装置での複数の振動センサの配置位置を示す図である。

【図3】図3は同生体情報取得装置に備える装置本体の概略構成を示すブロック図である。

【図4】図4は鼓動1つ分の心電図波形を示す図である。

【図5】図5(a)は心電図のR波相当の振幅が大きい振動波形を示す図、同図(b)は心電図のR波相当の極大波形が不明瞭な振動波形を示す図である。

【図6】図6は同生体情報取得装置に備える振幅比算出部の動作を示すフローチャート図である。

【図7】図7は同生体情報取得装置に備えるゆらぎ算出部及びストレス度算出部の動作を示す図である。

【図8】図8は実施形態2に係る生体情報取得装置に備える装置本体の概略構成を示すブロック図である。

【図9】図9は同生体情報取得装置に備えるセンサ選択部、ゆらぎ算出部及びストレス度算出部の動作を示す図である。

【図10】図10は振動センサの配置位置の変形例を示す図である。

【図11】図11は心臓に近い位置に配置された振動センサの振動信号及び抽出した鼓動成分を示す図である。

【図12】図12は被験者の呼吸や会話に伴う体動が大きく影響する場合の振動センサの振動信号及び抽出した鼓動成分を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0029】

以下、本発明の実施形態を図面に基づいて詳細に説明する。尚、以下の実施形態は、本質的に好ましい例示であって本発明、その適用物、又はその用途の範囲を制限することを意図するものではない。

【0030】

(第1の実施形態)

図1及び図2は、本発明の第1の実施形態に係る生体情報取得装置の概略構成を示す。

【0031】

10

20

30

40

50

図1及び図2において、生体情報取得装置(1)は、被験者(S)の鼓動振動を含む体動から搏動間隔のゆらぎを取得して、被験者(S)のストレス度又は自律神経活動を算出するものである。

【0032】

上記生体情報取得装置(1)は、装置本体(2)と、第1～第3の振動センサ(3A)、(3B)、(3C)とを備える。上記3つの振動センサ(3A～3C)は、各々、感圧チューブ(3e)と、装置本体(2)に配置されたマイクロフォン(3h)とを有する。各振動センサ(3A～3C)において、感圧チューブ(3e)は、可撓性及び弾性を有する材料からなる細長のチューブで構成され、椅子(5)に配置される本体部(3d)と、伝達管(3g)とで構成される。上記本体部(3d)の一端は封止部(3f)で閉塞され、他端は上記伝達管(3g)に接続される。上記伝達管(3g)の他端は、上記装置本体(2)上のマイクロフォン(3f)に接続される。上記マイクロフォン(3h)は、上記感圧チューブ(3e)の内圧を上記伝達管(3g)を介して受けて圧力信号を出力する。

10

【0033】

そして、上記第1の振動センサ(3A)の感圧チューブ(3e)の本体部(3d)は、椅子(5)の背もたれ部(5b)の比較的高い位置に配置され、第2の振動センサ(3B)の感圧チューブ(3e)の本体部(3d)は、上記椅子(5)の背もたれ部(5b)において上記第1の振動センサ(3A)の本体部(3d)よりも低い位置に配置され、第3の振動センサ(3C)の感圧チューブ(3e)の本体部(3d)は、上記椅子(5)の座部(5s)に配置される。上記第1の振動センサ(3A)の本体部(3d)の背もたれ部(5b)での高さ位置は、被験者(S)が成人の場合に着座時に心臓が位置する高さであり、第2の振動センサ(3B)の本体部(3d)の背もたれ部(5b)での高さ位置は、被験者(S)が子供の場合に着座時に心臓が位置する高さである。

20

【0034】

上記第1～第3の振動センサ(3A～3C)において、感圧チューブ(3e)の本体部(3d)は、図1に示したように、何れも、椅子(5)の背もたれ部(5b)又は座部(5s)の幅方向に延びて配置される。また、これらの感圧チューブ(3e)の本体部(3d)は、上記背もたれ部(5b)又は座部(5s)のクッション(5k)の内部に配置される。従って、この感圧チューブ(3e)の本体部(3d)は、被験者(S)が椅子(5)に着座した際に、被験者(S)の鼓動を含む体動が背もたれ部(5b)又は座部(5s)のクッション(5k)を通じて伝達されて、その被験者(S)の背部や臀部、太腿部での体動に応じて内圧が変化ものである。尚、各振動センサ(3A～3C)の感圧チューブ(3e)は必ずしもクッション(5k)の内部に配置する必要はない。

30

【0035】

そして、本生体情報取得装置(1)による被験者(S)のストレス度又は自律神経活動の検査時には、被験者(S)は所定数の心拍を打つのに必要な設定時間( $t_0$ )以上間、継続して椅子(5)に着座する。

【0036】

上記装置本体(2)は、図3に示したように、第1～第3の振動センサ(3A～3C)の3つのマイクロフォン(3h)が配置されると共に、センサ選択部(10)と、記憶部(11)と、ゆらぎ算出部(12)と、ストレス度算出部(13)と、表示部(14)とを有する。上記センサ選択部(選択手段)(10)は、上記3つの振動センサ(3A～3C)のうち心電図のR波に相当する振幅が明瞭な振動波形を出力している振動センサを選択する。そのため、このセンサ選択部(選択手段)(10)は、更に、振幅比算出部(10a)と、平均振幅比算出部(10b)と、平均振幅比比較部(10c)とを内蔵する。

40

【0037】

上記振幅比算出部(10a)は、上記3つの振動センサ(3A～3C)の各マイクロフォン(3f)から上記設定時間( $t_0$ )の間の圧力信号を受ける。この圧力信号には、被験者(S)の複数の心拍に応じた鼓動振動が含まれる。ここで言う鼓動振動は、被験者(S)の心臓の動きによる振動全般を指す。これらの3つの振動センサ(3A～3C)の振動信号について、

50

その振動信号に含まれる鼓動振動毎に、心電図の R 波に相当する大きな振動（以下、この振動を搏動という）を検出する。ここで、搏動は、図 4 に示す心電図波形のように、振幅の大きい R 波に対して、その前波形である P 波や Q 波、またその後波形である S 波や T 波の振幅は小さい。従って、図 5 ( a ) に示すように、各振動センサ ( 3A ~ 3C ) の出力振動信号のうち、1 つの鼓動振動に対応する極大の波形 ( mx ) を搏動とすると、この極大波形 ( mx ) とその前波形 ( mx-1 ) との振幅比 ( 極大波形 ( mx ) の振幅を ( n ) 、前波形 ( mx-1 ) の振幅を ( n-1 ) とすると振幅比 =  $n/n-1$  ) 、又は、上記極大波形 ( mx ) の前後の波形 ( mx-1 ) 、 ( mx+1 ) の振幅 ( n-1 ) 、 ( n+1 ) の平均振幅比 (  $((n-1)+(n+1))/2$  ) を ( nA ) とし、上記極大波形 ( mx ) とその前後の波形 ( mx-1 ) 、 ( mx+1 ) との振幅比 (  $n/nA$  ) が最大の波形を選択すると、この選択した波形が心電図の R 波に相当する振幅が明瞭な波形であることが判る。これに対し、図 5 ( b ) に示すように、極大波形 ( mx ) とその前波形 ( mx-1 ) との振幅比 (  $n/n-1$  ) 又は、極大波形 ( mx ) とその前後波形 ( mx-1 ) 、 ( mx+1 ) との振幅比 (  $n/nA$  ) が小さい場合には、心電図の R 波に相当する振幅は明瞭でなく、被験者 ( S ) の体幹で大きく共鳴した波形となっている。

10

【 0 0 3 8 】

以上から、上記振幅比算出部 ( 10a ) は、本実施形態では、極大波形とその前後波形との振幅比を算出する。図 6 は、振幅比算出部 ( 10a ) による振幅比の具体的な算出フローチャートを示す。同図では、3 つの振動センサ ( 3A ~ 3C ) の振動信号について同一の信号処理を行うため、第 1 の振動センサ ( 3A ) のみについて具体的な処理を示し、他の 2 つの振動センサ ( 3B, 3C ) については図示を省略している。

20

【 0 0 3 9 】

先ず、ステップ S 1 において、被験者 ( S ) が椅子 ( 5 ) に着座した状態で、予め設定時間 (  $t_0$  ) の間の第 1 の振動センサ ( 3A ) からの振動信号を入力する。この振動信号には、被験者 ( S ) の鼓動がその体幹で共鳴し、鼓動共鳴波として感圧チューブ ( 3e ) の内圧を変化させた信号である。この鼓動共鳴波は、体幹の固有振動数 ( 例えば 4 ~ 10 Hz ) を持つ波形が鼓動周波数 ( 1 Hz 前後 ) で変調された波形である。従って、ステップ S 2 では、体幹の固有振動数に相当する成分を帯域通過フィルタで抽出し、その後、被験者 ( S ) の鼓動振動を含む振動信号を算出する。

【 0 0 4 0 】

そして、ステップ S 3 で信号値が極小か否か判断し、極小値の場合にはステップ S 4 でその極小値を記憶部 ( 11 ) に一時保持して戻る。一方、極小値でない場合にはステップ S 5 で極大値か否か判断し、極大値でない場合は戻り、極大値の場合はステップ S 6 で極大値から上記極小値を減算して振幅値を算出し、この振幅値を記憶部 ( 11 ) に一時保持する。この記憶部 ( 11 ) に一時保持する振幅値の数は、直近の 3 つである。

30

【 0 0 4 1 】

その後、ステップ S 7 で上記一時保持した振幅値が最大か否か判断し、最大でない場合には戻り、最大振幅値の場合にはステップ S 8 でその最大振幅値の位置 ( 時刻 ) を記憶部 ( 11 ) に保持し、更にステップ S 9 でその最大振幅値 ( n ) の前波形での振幅値 ( n-1 ) と後波形での振幅値 ( n+1 ) との平均振幅値 ( nA ) を算出し、その最大振幅値 ( n ) と上記平均振幅値 ( nA ) との振幅比 (  $n/nA$  ) を算出して戻る。そして、上記 1 つの鼓動振動に対する 1 つの振幅比 (  $n/nA$  ) の算出を繰り返し行って、入力された第 1 の振動センサ ( 3A ) の振動信号に含まれる複数の鼓動振動に対応した複数の振幅比 (  $n/nA$  ) を記憶部 ( 11 ) に保持する。

40

【 0 0 4 2 】

上記図 3 に示した平均振幅比算出部 ( 10b ) は、上記振幅比算出部 ( 10a ) が算出した第 1 ~ 第 3 の振動センサ ( 3A ~ 3C ) 別の複数の振幅比 (  $n/nA(1) \sim (n/nA(k))$  ) ( k は算出された振幅比の個数 ) を記憶部 ( 11 ) から読み出し、それらの振幅比 (  $n/nA(1) \sim (n/nA(k))$  ) の平均振幅比 (  $((n/nA(1) + \dots + n/nA(k))/k)$  ) ( 以下、平均振幅比を ( AA ) と記す ) を振動センサ ( 3A ~ 3C ) 別に算出する。

【 0 0 4 3 】

50

また、上記平均振幅比比較部(10c)は、上記平均振幅比算出部(10b)が算出した振動センサ(3A~3C)別の平均振幅比(AA)同士を比較し、その平均振幅比(AA)のうち最大平均振幅比を持つ振動信号の振動センサを、心拍数又は搏動間隔のゆらぎを算出する対象として選択する。

【0044】

更に、上記ゆらぎ算出部(ゆらぎ算出手段)(12)は、上記振動センサ選択部(10)で選択された振動センサ(例えば3A)の振動信号に基づいて、搏動間隔のゆらぎを算出する。具体的には、得られた時系列の最大振幅値の位置(時刻)を被験者(S)の各搏動位置(時刻)として、それらの搏動位置(時刻)の間隔(搏動間隔)を図7に示したように算出する。同図の上側の図では、横軸は時間、縦軸は搏動間隔であり、各矢印の位置は搏動位置(時刻)を示し、矢印の長さは搏動間隔の長さを示す。このようにして得られた搏動間隔の変化が、搏動間隔のゆらぎである。

10

【0045】

上記ストレス度算出部(ストレス度算出手段)(13)は、上記搏動間隔の変化(搏動間隔のゆらぎ)の周波数分析を行うために、上記搏動間隔データを直線補間して図7下側の図に示すように等時間間隔データに変換した後、この等時間間隔の搏動間隔データについて高速フーリエ変換(FFT、Fast Fourier Transform)を行って、搏動間隔のゆらぎの低周波数成分LF(例えば0.04~0.15Hz)と高周波数成分HF(例えば0.15Hz以上)との比(LH/HF)を得て、この比をストレス度又は自律神経活動の指標として表示部(14)に表示する。この比(LH/HF)が第1所定値(例えば“2”)以上

20

【0046】

(本実施形態の効果)

本実施形態では、ストレス度又は自律神経活動の検査時に、被験者(S)が椅子(5)に着座した状態では、被験者(S)の鼓動振動がその体幹を介して椅子(5)の背もたれ部(5b)及び座部(5s)に伝達されて、その背もたれ部(5)での高さ位置の異なる2つの振動センサ(3A)、(3B)と、座部(5s)での振動センサ(3C)とで振動信号として検出される。しかし、椅子(5)に座った被験者(S)の腕や脚の動き、呼吸の浅深、姿勢、体格、会話の影響の度合いは、上記3つの振動センサ(3A~3C)間で異なる。

30

【0047】

しかし、本実施形態では、心電図のR波に相当する振幅が明瞭な波形、すなわち、被験者(S)の腕や脚の動き、呼吸の浅深、姿勢、体格、会話の影響が極く小さい波形を出力している1つの振動センサ(例えば3A)が選択されるので、搏動間隔のゆらぎの算出が正確に行われて、そのゆらぎから被験者(S)のストレス度又は自律神経活動が精度良く算出される。

【0048】

また、心電図のR波に相当する振幅が明瞭な波形として、図5(a)に示したように、極大の波形(mx)とその前後の波形(mx-1)、(mx+1)との振幅比(n/nA)が大きい波形を捉えているので、被験者(S)の心臓の搏動位置(時刻)を正確に検出している1つの振動センサを選択でき、被験者(S)の搏動間隔のゆらぎをより一層精度良く算出することが可能である。

40

【0049】

更に、3つの振動センサ(3A~3C)のうち1つの振動センサの選択に際しては、入力された振動信号に含まれる複数の鼓動振動に対応する複数の搏動波形の平均振幅比(AA)が各振動センサ(3A~3C)別に算出され、その各平均振幅比(AA)のうち最大の平均振幅比(AA)を持つ振動センサが選択される。従って、ストレス度又は自律神経活動の測定期間(t0)の全期間に亘って、被験者(S)の腕又は脚の動作や、呼吸の浅深、会話などの影響が継続して最も小さい振動センサを選択できるので、被験者(S)の搏動間隔のゆらぎを精度良く算出することが可能である。

50

## 【 0 0 5 0 】

(第2の実施形態)

続いて、本発明の第2の実施形態を説明する。

## 【 0 0 5 1 】

上記第1の実施形態では、ストレス度又は自律神経活動の測定期間( $t_0$ )の全期間で1つの振動センサを選択したが、本実施形態では、その測定期間( $t_0$ )に含まれる搏動波形毎に何れの振動センサを選択するかを判断するものである。

## 【 0 0 5 2 】

具体的に、図8に示した装置本体(2')では、図3の装置本体(2)の平均振幅比算出部(10b)及び平均振幅比比較部(10c)に代えて、移動平均算出部(10d)及び移動平均比較部(10e)を備える。振幅比算出部(10a)は図3の振幅比算出部(10a)と同様の構成であり、各振動センサ(3A~3C)別に鼓動振動に対応する搏動毎に振幅比を算出する。上記移動平均算出部(10d)は、振動センサ(3A~3C)別に、上記算出された搏動毎の振幅比から、現時点を含む過去複数点(例えば3点)の振幅比の移動平均(MA)を搏動毎に算出する。また、上記移動平均比較部(10e)は、同一搏動位置(時刻)での3つの振動センサ(3A~3C)の振幅比の移動平均(MA)同士を比較し、その3つの振幅比の移動平均(MA)のうち最大の移動平均値を持つ振動センサを選択することを搏動位置(時刻)毎に繰り返す。

10

## 【 0 0 5 3 】

また、図8の装置本体(2')のゆらぎ算出部(12)は、上記第1の実施形態と同様に、各振動センサ(3A~3C)別に、得られた時系列の搏動位置(時刻)の搏動間隔を図9のように算出すると共に、上記各搏動位置(時刻)毎に選択された振動センサの搏動間隔を選択する。例えば図9では、破線で囲んで示したように、最初の3つの搏動位置(時刻)では第1の振動センサ(3A)の搏動間隔が選択され、次の4つの搏動位置(時刻)では第3の振動センサ(3C)の搏動間隔が選択され、更に次の4つの搏動位置(時刻)では第1の振動センサ(3A)の搏動間隔が選択されている。そして、上記第1の実施形態と同様に、ストレス度算出部(13)は、同図の搏動間隔の変化(搏動間隔のゆらぎ)を等時間間隔データに変換した後、高速フーリエ変換を行って、搏動間隔のゆらぎの低周波数成分LFと高周波数成分HFとの比(LF/HF)に基づいて、ストレス度又は自律神経活動を算出する。

20

30

## 【 0 0 5 4 】

(本実施形態の効果)

従って、本実施形態では、何れの振動センサ(3A~3C)を選択するかを判断が、搏動位置(時刻)毎に繰り返されるので、搏動位置(時刻)毎に振幅比の移動平均値が最大の振動センサの搏動波形を選択して、常に被験者(S)の搏動間隔のゆらぎを精度良く算出することが可能である。

## 【 0 0 5 5 】

しかも、例えば椅子(5)の背もたれ部(5b)の振動センサ(3A)でR波相当の良好な波形が検出されている場合に、被験者(S)が例えば一時期だけ前屈み姿勢となって元の姿勢に戻した際には、その振動センサ(3A)の感圧チューブ(3e)の内圧の変化が不十分又は振動信号を欠く期間で、振動センサ(3A)での各搏動の振幅比は小さく又は振動自体を欠くものの、例えば座部(5S)に配置した振動センサ(3C)では通常通りの振幅比を保持していれば、選択される振動センサは、背もたれ部(5b)の振動センサ(3A)から座部(5S)の振動センサ(3C)に切り換わり、その後、再び背もたれ部(5b)の振動センサ(3A)に切り換わる。従って、このような被験者(S)の一時的な姿勢変化があっても、ストレス度を測定する設定時間( $t_0$ )の間は、継続して、R波相当の良好な搏動波形を連続的に捉えることができるので、被験者(S)の搏動間隔のゆらぎを精度良く算出できて、ストレス度又は自律神経活動を正確に算出することが可能である。

40

## 【 0 0 5 6 】

尚、本実施形態では、3つの振動センサ(3A~3C)別に振幅比の移動平均(MA)を算出

50

したが、その他、この移動平均(MA)を算出せず、3つの振動センサ(3A~3C)の同一搏動位置での振幅比瞬時値同士を比較して、最大振幅比瞬時値の振動センサを選択しても良い。

【0057】

(その他の実施形態)

本発明は、上記各実施形態について、以下のような構成としてもよい。

【0058】

上記第1及び第2の実施形態では、振動センサ(3A~3C)を感圧チューブ(3e)とマイクロフォン(3f)とで構成したが、マイクロフォン(3f)を圧力センサに代えても良い。また、振動センサ(3A~3C)を圧電シートと圧電検出回路とで構成しても良いし、静電シートと静電容量検出回路とで構成しても良い。

10

【0059】

また、上記第1及び第2の実施形態では、3つの振動センサ(3A~3C)の感圧チューブ(3e)を椅子(5)の幅方向に配置したが、図10に示したように、背もたれ部(5b)の右側部及び左側部に各々感圧チューブ(3e)を上下方向に延びるように配置した振動センサ(3D)、(3E)を設けると共に、座部(5s)の右側部及び左側部に各々感圧チューブ(3e)を奥行き方向に延びるよう配置した振動センサ(3F)、(3G)を設けても良い。

【0060】

更に、上記第1及び第2の実施形態では、振動センサ(3A~3C)のマイクロフォン(3f)を制御本体(2)に配置したが、このマイクロフォン(3f)を感圧チューブ(3e)の端部に配置し、このマイクロフォン(3f)の圧力信号を伝達管(3g)に代えて信号線を通じて制御本体(2)に伝送しても良い。

20

【0061】

加えて、上記第1及び第2の実施形態では、3つの振動センサ(3A~3C)を配置したが、配置する振動センサの個数は2個又は4個以上であっても良い。

【0062】

また、ストレス度又は自律神経活動の検査時に被験者(S)を椅子(5)に着座させたが、椅子(5)の他、ソファなど、種々の着座具であっても良いし、ベッドなどの寝具に仰臥又は横臥させても良い。

【0063】

更に、上記第1及び第2の実施形態では、搏動波形の振幅比の算出について、極大波形の振幅とその前後の波形の平均振幅との振幅比( $n/n_A$ )を算出したが、極大波形の振幅とその前波形の振幅との振幅比( $n/n-1$ )を算出しても良い。

30

【0064】

加えて、上記第1及び第2の実施形態では、搏動間隔のゆらぎを算出したが、本発明はこれに限定されず、振動センサの振動信号に基づいて一定時間内の搏動数(心拍数)を繰り返し算出して、その心拍数のゆらぎを算出しても良い。

【産業上の利用可能性】

【0065】

以上説明したように、本発明は、複数の振動センサのうち心電図のR波相当の振幅が明瞭な波形を出力している振動センサを選択して、被験者の心拍数又は搏動間隔のゆらぎを算出したので、例えば被験者のストレス度又は自律神経活動を検査する生体情報取得装置として、有用である。

40

【符号の説明】

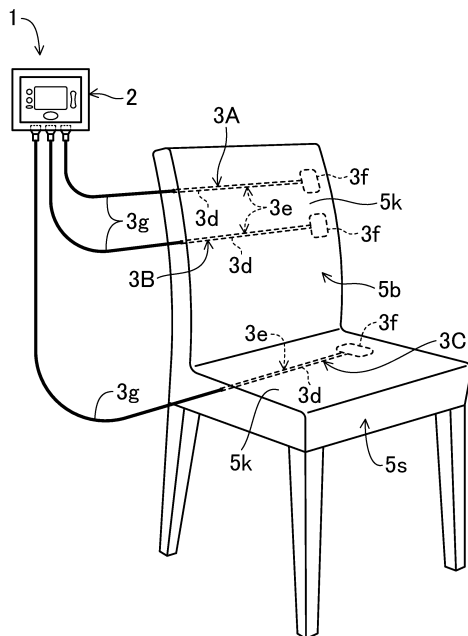
【0066】

1	生体情報取得装置
2、2'	装置本体
3A~3G	振動センサ
3e	感圧チューブ
3h	マイクロフォン

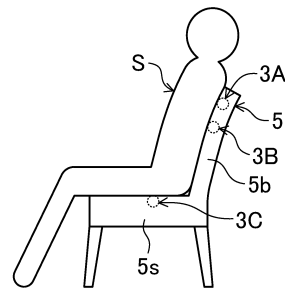
50

- 5 椅子
- 5 b 背もたれ部
- 5 s 座部
- 1 0 センサ選択部（選択手段）
- 1 0 a 振幅比算出部
- 1 0 b 平均振幅比算出部
- 1 0 c 平均振幅比比較部
- 1 0 d 移動平均算出部
- 1 0 e 移動平均比較部
- 1 1 記憶部
- 1 2 ゆらぎ算出部（ゆらぎ算出手段）
- 1 3 ストレス度算出部（ストレス度算出手段）
- 1 4 表示部

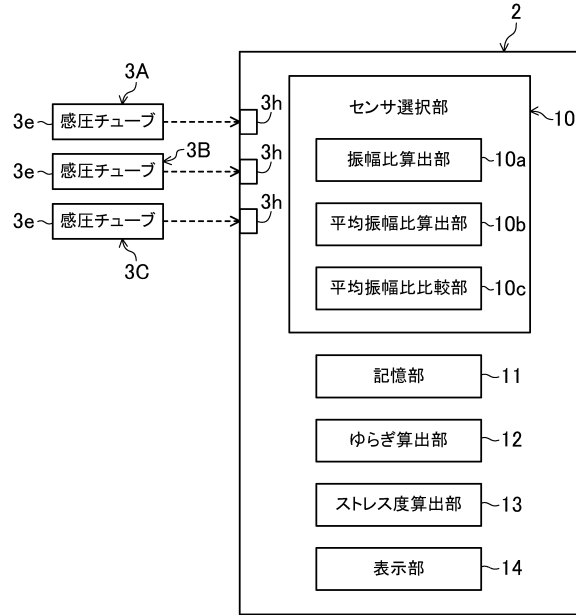
【図 1】



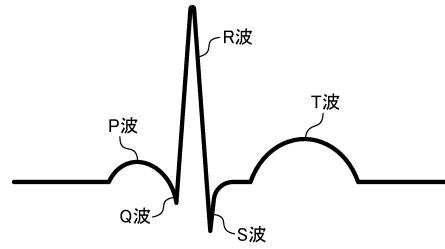
【図 2】



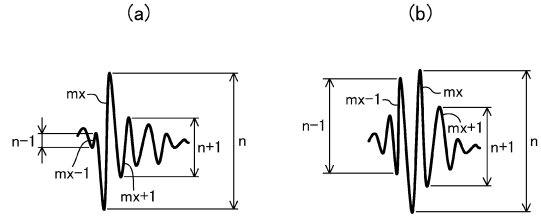
【図3】



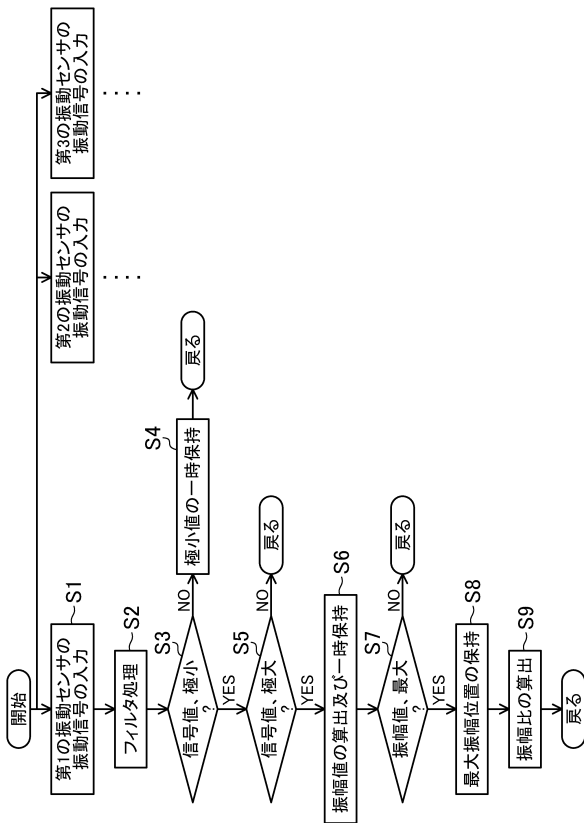
【図4】



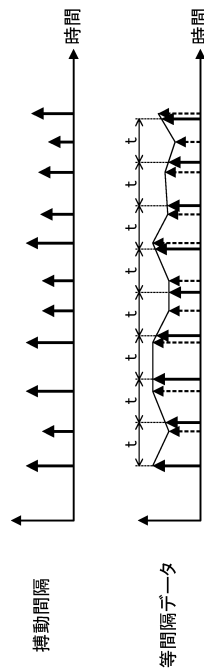
【図5】



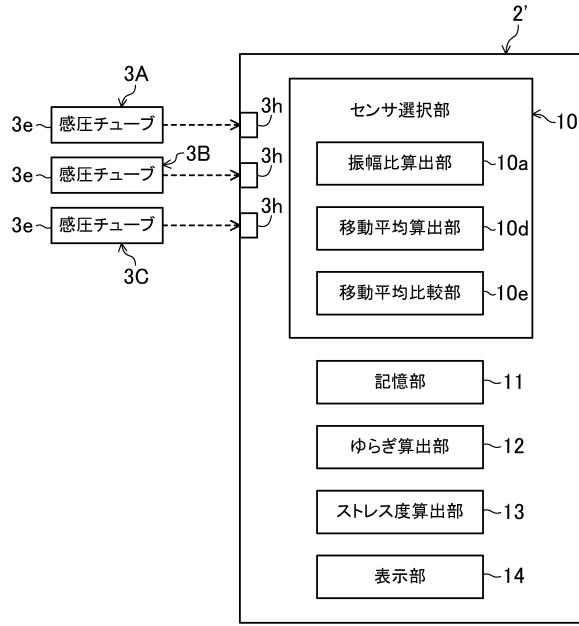
【図6】



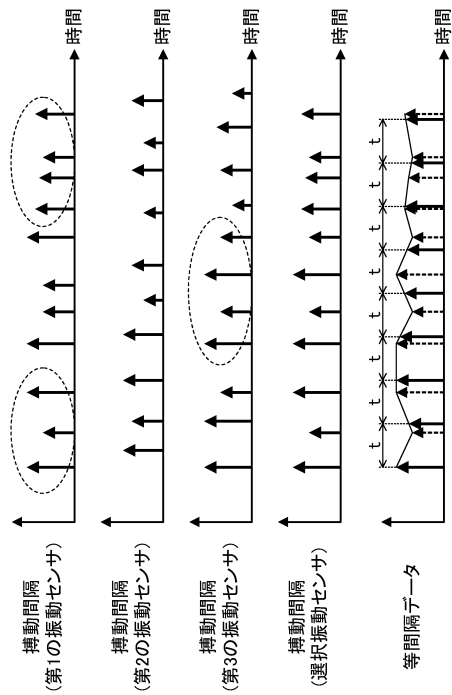
【図7】



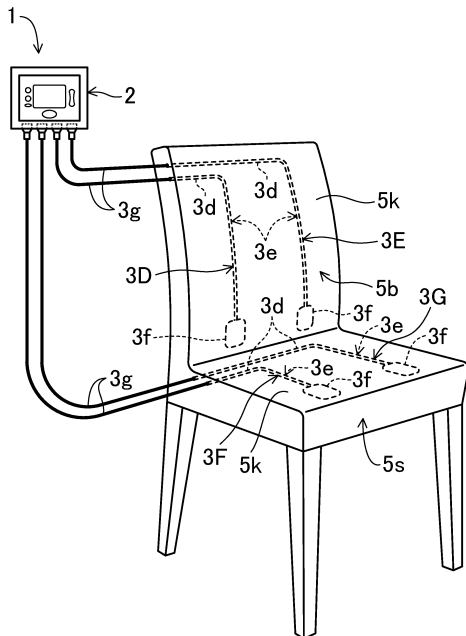
【図8】



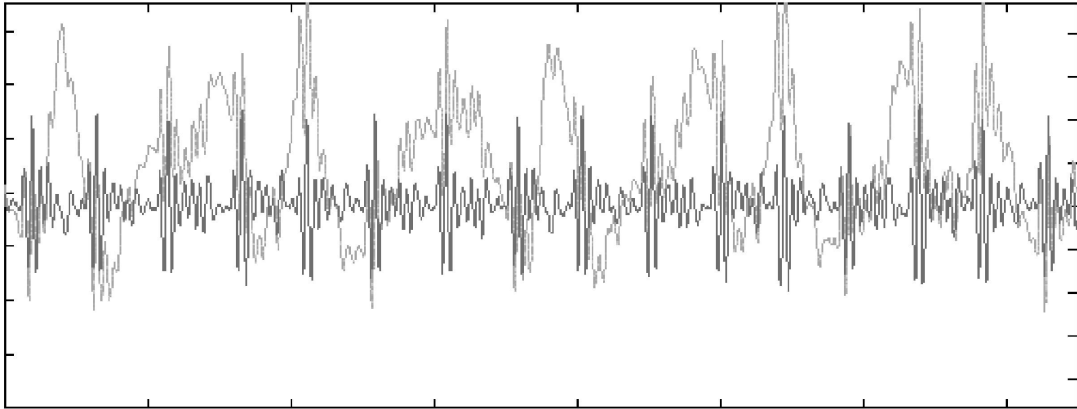
【図9】



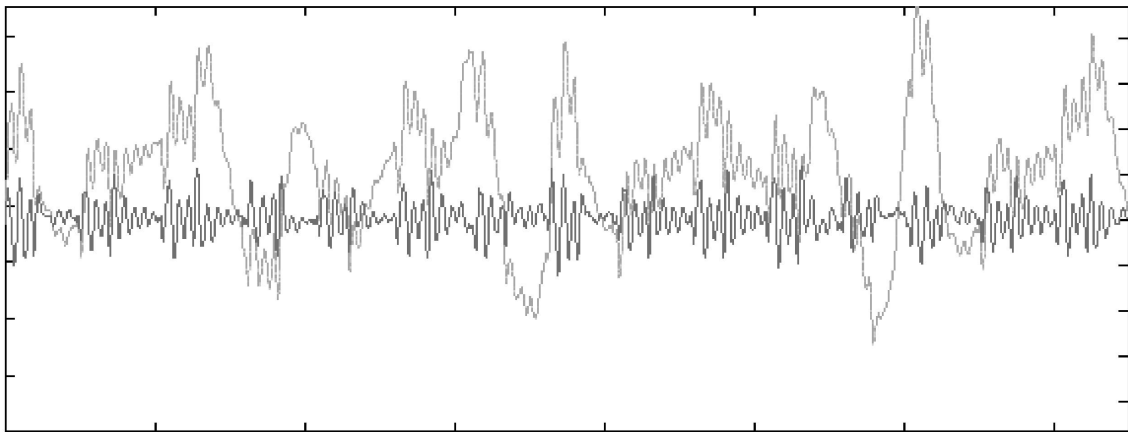
【図10】



【図 11】



【図 12】



---

フロントページの続き

審査官 姫島 あや乃

- (56)参考文献 特開2012-024408(JP,A)  
特開2004-121864(JP,A)  
国際公開第2010/107092(WO,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/16

A61B 5/00

A61B 5/11

专利名称(译)	生体情报取得装置		
公开(公告)号	<a href="#">JP5846179B2</a>	公开(公告)日	2016-01-20
申请号	JP2013205393	申请日	2013-09-30
[标]申请(专利权)人(译)	大金工业株式会社		
申请(专利权)人(译)	大金工业株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	大金工业株式会社		
[标]发明人	重森和久 樋江井武彦 安本千晶		
发明人	重森 和久 樋江井 武彦 安本 千晶		
IPC分类号	A61B5/16 A61B5/0245 A61B5/00 A61B5/11		
FI分类号	A61B5/16 A61B5/02.320.Z A61B5/00.101.R A61B5/10.310.A A61B5/02.710.Z A61B5/0245.Z A61B5/11 A61B5/18		
F-TERM分类号	4C017/AA02 4C017/AB10 4C017/AC20 4C017/AC30 4C017/BC08 4C017/BC20 4C017/BC21 4C017/FF05 4C038/PP03 4C038/PP05 4C038/PQ04 4C038/VA04 4C038/VA15 4C038/VB29 4C038/VB32 4C038/VC20 4C117/XA05 4C117/XB01 4C117/XB18 4C117/XC03 4C117/XE13 4C117/XE27 4C117/XE30 4C117/XJ13 4C117/XJ17 4C117/XJ18		
其他公开文献	JP2015066337A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

**摘要(译)**  
 (修改) 要解决的问题: 为了准确地计算在设置有用于检测包括对象的节拍的振动的振动传感器的生物信息获取装置中的对象的心率或拍子间隔的波动。传感器选择部从多个振动传感器3A~3C中选择输出与心电图的R波对应的振幅的波形的振动传感器。波动计算单元12基于所选择的振动传感器的振动信号来计算对象的心率或拍子间隔的波动。传感器选择部10掌握振幅清晰波形等效R波的心电图, 最大波的振幅比和前一波形, 或最大波的振幅比和其纵向波形作为参考。

(21) 出願番号	特願2013-205393 (P2013-205393)	(73) 特許権者	000002853
(22) 出願日	平成25年9月30日 (2013. 9. 30)		ダイキン工業株式会社
(63) 公開番号	特開2015-66337 (P2015-66337A)		大阪府大阪市北区中崎西2丁目4番12号
(43) 公開日	平成27年4月13日 (2015. 4. 13)		梅田センタービル
審査請求日	平成26年6月18日 (2014. 6. 18)	(74) 代理人	110001427 特許業務法人前田特許事務所
		(72) 発明者	重森 和久 滋賀県草津市岡本町字大谷1000番地の 2 ダイキン工業株式会社 滋賀製作所内
		(72) 発明者	樋江井 武彦 大阪府堺市北区金岡町1304番地 ダイ キン工業株式会社 堺製作所 金岡工場内
		(72) 発明者	安本 千晶 大阪府堺市北区金岡町1304番地 ダイ キン工業株式会社 堺製作所 金岡工場内