

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4743534号
(P4743534)

(45) 発行日 平成23年8月10日 (2011.8.10)

(24) 登録日 平成23年5月20日 (2011.5.20)

(51) Int.Cl.		F I			
A 6 1 B	5/00	(2006.01)	A 6 1 B	5/00	1 0 1 R
A 6 1 B	5/0245	(2006.01)	A 6 1 B	5/02	3 2 1 C
A 6 1 B	5/11	(2006.01)	A 6 1 B	5/10	3 1 0 A

請求項の数 2 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2006-264858 (P2006-264858)	(73) 特許権者	000000011
(22) 出願日	平成18年9月28日 (2006.9.28)		アイシン精機株式会社
(65) 公開番号	特開2008-79931 (P2008-79931A)		愛知県刈谷市朝日町2丁目1番地
(43) 公開日	平成20年4月10日 (2008.4.10)	(74) 代理人	100107308
審査請求日	平成20年10月27日 (2008.10.27)		弁理士 北村 修一郎
		(74) 代理人	100114959
			弁理士 山▲崎▼ 徹也
		(72) 発明者	松江 綾子
			愛知県刈谷市朝日町二丁目一番地 アイシン精機株式会社内
		(72) 発明者	安藤 充宏
			愛知県刈谷市朝日町二丁目一番地 アイシン精機株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 心拍検出装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

座席に設けられた圧電センサの出力信号について周波数解析を行う信号処理手段と、
前記信号処理手段の周波数解析結果に基づいて、前記出力信号に含まれる第1設定周波数範囲内の信号成分の振幅が設定振幅範囲内にあるとき、当該信号成分が前記座席に人が着座していることを示す人体着座波形を含むと判定する判定手段とを備え、

前記信号処理手段は、複数の前記圧電センサのそれぞれの出力信号について周波数解析を各別に行い、

前記判定手段は、前記信号成分が前記人体着座波形を含むと判定した場合、前記圧電センサの出力信号から抽出される心拍信号候補を人体の心拍信号と判定し、前記それぞれの出力信号に対する前記信号処理手段の周波数解析結果に基づいて、前記複数の圧電センサのうち2以上の圧電センサの出力信号のそれぞれに含まれる第2設定周波数範囲内の2以上の信号成分から抽出される2以上の心拍信号候補が所定期間内に存在しており、且つ、前記2以上の圧電センサの出力信号のそれぞれに含まれる前記第1設定周波数範囲内の信号成分が前記人体着座波形を含むと判定するとき、当該2以上の心拍信号候補のうち少なくとも1つが人体の心拍信号であると判定するように構成されている心拍検出装置。

【請求項 2】

座席に設けられた圧電センサの出力信号について周波数解析を行う信号処理手段と、
前記信号処理手段の周波数解析結果に基づいて、前記出力信号に含まれる第1設定周波数範囲内の信号成分の振幅が設定振幅範囲内にあるとき、当該信号成分が前記座席に人が

着座していることを示す人体着座波形を含むと判定する判定手段とを備え、

前記信号処理手段は、複数の前記圧電センサのそれぞれの出力信号について周波数解析を各別に行い、

前記判定手段は、前記信号成分が前記人体着座波形を含むと判定した場合、前記圧電センサの出力信号から抽出される心拍信号候補を人体の心拍信号と判定し、前記それぞれの出力信号に対する前記信号処理手段の周波数解析結果に基づいて、前記複数の圧電センサのうちの一つの圧電センサの出力信号に含まれる第2設定周波数範囲内の第1信号成分から抽出される第1心拍信号候補のピーク時刻から所定期間内に、前記複数の圧電センサのうち他の圧電センサの出力信号に含まれる前記第2設定周波数範囲内の第2信号成分から抽出される第2心拍信号候補が存在しており、且つ、前記一つの圧電センサ及び前記他の圧電センサの出力信号に含まれる前記第1設定周波数範囲内の信号成分が前記人体着座波形を含むと判定するとき、前記第1心拍信号候補または前記第2心拍信号候補が人体の心拍信号であると判定するように構成されている心拍検出装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、座席に設けられた圧電センサの出力信号に基づいて、座席に着座している人体の心拍を検出する心拍検出装置に関する。

【背景技術】

【0002】

自動車などの車両の座席に着座している人体の心拍を検出することを目的とする心拍検出装置がある。心拍検出装置は、人体の腕などに心拍を検出するためのセンサを装着する拘束型の装置と、心拍を検出するためのセンサを人体に装着しない非拘束型の装置とに分けられる。拘束型の心拍検出装置は、人体の所定の場所にセンサを取り付ければ、確実に心拍を検出できる。しかし、人体の一部を拘束するため、人体の自由な動きが阻害され、心拍を検出されているという意識を被検出者に対して感じさせてしまうという問題がある。一方で、非拘束型の心拍検出装置は、人体の自由な動きを許容し、心拍を検出されているという意識を被検出者に対して感じさせない点で好ましい。

【0003】

特許文献1に記載の非拘束型の心拍検出装置は、車両の座席に一つの圧電センサを設置し、その圧電センサを用いて、座席に着座している人体の血流の脈動（即ち、心拍）を検出しようとしている。具体的には、圧電センサの出力信号について周波数解析を行って、パワースペクトルを導出している。そして、そのパワースペクトルから心拍の周波数に相当する信号成分を抽出することで、座席に着座している人体の心拍を検出しようとしている。

【0004】

【特許文献1】特開2004-345617号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

非拘束型の心拍検出装置の問題点として、人体を拘束しないが故に、心拍以外の要因によって圧電センサが信号を出力することがある。例えば、心拍の周波数帯域に、座席上で人体が動いたこと（体動）や、物が座席に置かれたことなどによる信号成分が含まれることがある。従って、特許文献1に記載の心拍検出装置は、圧電センサの出力信号のうち、心拍の周波数に相当する信号成分を全て心拍と見なしているが、その中には上述したような座席上で人体が動いたことや、物が座席に置かれたことなどによる信号が含まれていると思われる。特に、座席に物が置かれた場合やアイドリングしている車両の振動等によって生じる信号を心拍信号と見なしてしまう虞がある。つまり、特許文献1に記載の心拍検出装置は、座席に人が着座しているか否かを把握すること無しに心拍信号と見なしているため、人体の心拍信号を正確に得ていないという問題がある。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 6 】

本発明の目的は、圧電センサの出力信号から座席に人が着座しているか否かを検出できる心拍検出装置を提供することにある。また、本発明の更なる目的は、圧電センサの出力信号から人体の心拍波形を含む信号成分を正確に得ることのできる心拍検出装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 7 】

< 1 >

上記目的を達成するための本発明に係る心拍検出装置の特徴構成は、座席に設けられた圧電センサの出力信号について周波数解析を行う信号処理手段と、

前記信号処理手段の周波数解析結果に基づいて、前記出力信号に含まれる第1設定周波数範囲内の信号成分の振幅が設定振幅範囲内にあるとき、当該信号成分が前記座席に人が着座していることを示す人体着座波形を含むと判定する判定手段とを備え、

前記信号処理手段は、複数の前記圧電センサのそれぞれの出力信号について周波数解析を各別に行い、

前記判定手段は、前記信号成分が前記人体着座波形を含むと判定した場合、前記圧電センサの出力信号から抽出される心拍信号候補を人体の心拍信号と判定し、前記それぞれの出力信号に対する前記信号処理手段の周波数解析結果に基づいて、前記複数の圧電センサのうちの2以上の圧電センサの出力信号のそれぞれに含まれる第2設定周波数範囲内の2以上の信号成分から抽出される2以上の心拍信号候補が所定期間内に存在しており、且つ、前記2以上の圧電センサの出力信号のそれぞれに含まれる前記第1設定周波数範囲内の信号成分が前記人体着座波形を含むと判定するとき、当該2以上の心拍信号候補のうち少なくとも1つが人体の心拍信号であると判定するように構成されている点にある。

【 0 0 0 8 】

上記特徴構成によれば、座席に設けられた圧電センサの出力信号について、周波数解析と振幅解析とが行われる。つまり、圧電センサの出力信号について周波数解析が行われることで、人体着座波形の周波数に相当する信号成分が得られる。ここで、人体着座波形の周波数とは、例えば、座席に着座している人体の血流の脈動（即ち、心拍）、呼吸などに起因して発生する振動の周波数に相当する。更に、圧電センサが、座席に着座している人体の心拍を検出したとき、座席上で人体が動いたことを検出したとき、又は、座席に物が置かれたことを検出したときの信号成分の振幅が互いに異なることを考慮して、第1設定周波数範囲内の信号成分についての振幅解析が行われる。これにより、座席に物が置かれた場合や、座席上で人体の体動が行われている場合や、アイドリングしている車両の振動などによって生じる信号を除外できる。

従って、圧電センサの出力信号から座席に人が着座していることを示す人体着座波形を含む信号成分を正確に得ることのできる心拍検出装置を提供できる。

【 0 0 0 9 】

【 0 0 1 0 】

また、座席に人が着座していると判定されているので、圧電センサの出力信号から抽出される心拍信号候補が人体の心拍信号であることが確実になる。よって、圧電センサの出力信号から人体の心拍波形を含む信号成分を正確に得ることができる。

【 0 0 1 1 】

【 0 0 1 2 】

【 0 0 1 3 】

【 0 0 1 4 】

また、判定手段は、座席に人が着座していると判定され、且つ、複数の圧電センサによって得られた心拍信号候補が所定期間内に存在すると、それらの心拍信号候補のうち少なくとも1つはノイズなどではなく、座席に着座している人体の血流の脈動（即ち、心拍）があったことを起源とする心拍信号であると判定する。このように、複数の圧電センサから得られた心拍信号候補を比較することで、心拍信号候補が、人体の心拍信号であるか

否かを高い精度で判定できる。

【 0 0 1 5 】

【 0 0 1 6 】

【 0 0 1 7 】

< 2 >

本発明に係る心拍検出装置の別の特徴構成は、座席に設けられた圧電センサの出力信号について周波数解析を行う信号処理手段と、

前記信号処理手段の周波数解析結果に基づいて、前記出力信号に含まれる第1設定周波数範囲内の信号成分の振幅が設定振幅範囲内にあるとき、当該信号成分が前記座席に人が着座していることを示す人体着座波形を含むと判定する判定手段とを備え、

前記信号処理手段は、複数の前記圧電センサのそれぞれの出力信号について周波数解析を各別に行い、

前記判定手段は、前記信号成分が前記人体着座波形を含むと判定した場合、前記圧電センサの出力信号から抽出される心拍信号候補を人体の心拍信号と判定し、前記それぞれの出力信号に対する前記信号処理手段の周波数解析結果に基づいて、前記複数の圧電センサのうちの1つの圧電センサの出力信号に含まれる第2設定周波数範囲内の第1信号成分から抽出される第1心拍信号候補のピーク時刻から所定期間内に、前記複数の圧電センサのうちの他の圧電センサの出力信号に含まれる前記第2設定周波数範囲内の第2信号成分から抽出される第2心拍信号候補が存在しており、且つ、前記1つの圧電センサ及び前記他の圧電センサの出力信号に含まれる前記第1設定周波数範囲内の信号成分が前記人体着座

【 0 0 1 8 】

上記特徴構成によれば、判定手段は、座席に人が着座していると判定され、且つ、複数の圧電センサのうちの1つの圧電センサによって得られた第1心拍信号候補のピーク時刻から所定期間内に、他の圧電センサによって得られた第2心拍信号候補が存在すると、その第1心拍信号候補または第2心拍信号候補はノイズなどではなく、座席に着座している人体の血流の脈動（即ち、心拍）があったことを起源とする心拍信号であると判定している。このように、複数の圧電センサから得られた心拍信号候補を比較することで、心拍信号候補が、人体の心拍信号であるか否かを高い精度で判定できる。

【 0 0 1 9 】

【 0 0 2 0 】

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 2 1 】

< 第1実施形態 >

以下に、図面を参照して本発明に係る心拍検出装置1について説明する。本発明に係る心拍検出装置1は、座席2に着座している人体の心拍を検出することを目的としている。また、被検出者の自由な動きを許容し、心拍を検出されているという意識を被検出者に対して感じさせないために、非拘束型のセンサを採用している。

具体的には、図1に例示する非拘束型のセンサとしての圧電センサ1（1A～1D）は、座席2の着座部分に設けられている。また、座席2には複数の圧電センサ1A～1Dが設けられており、それにより、人体が座席2のどの部分に着座したとしても、人体の心拍を検出できるように構成されている。但し、人体の心拍を検出できるのであれば、圧電センサ1A～1Dを座席2の背もたれ部などに設けてもよい。

【 0 0 2 2 】

図1は、第1実施形態の心拍検出装置1の機能ブロック図である。心拍検出装置1は、座席2に設けられた圧電センサ1の出力信号について周波数解析を行う信号処理手段15と、信号処理手段15の周波数解析結果に基づいて、出力信号に含まれる設定周波数範囲（本発明の第1設定周波数範囲に相当）内の信号成分の振幅が設定振幅範囲内にあるとき、当該信号成分が座席2に人が着座している（即ち、人が座席2に着座したままほぼ静止

10

20

30

40

50

している)ことを示す人体着座波形を含むと判定する判定手段16とを備える。また、信号処理手段15が、圧電センサ1の出力信号を増幅処理するようにしてもよい。更に、信号処理手段15及び判定手段16は、複数の圧電センサ1A~1Dからの出力信号を各別に処理可能である。

【0023】

図2(a)は、信号処理手段15に入力される1つの圧電センサ1の出力信号のグラフである。また、図3(a)は、信号処理手段15に入力される別の圧電センサ1の出力信号のグラフである。図2(a)と図3(a)とは、同じ期間に得られた出力信号であるが、その信号波形は大きく異なっている。また、これらの出力信号は、座席2に人が着座しているときのものである。

10

【0024】

圧電センサ1は座席2に設けられているので、座席2が振動して、その振動が圧電センサ1に伝わると、その振動の周波数及び振幅に応じた出力信号が圧電センサ1から出力される。座席2が振動するのは、座席2に着座している人体の血流の脈動(即ち、心拍)があったとき、人体が座席2に着座するとき、人体が座席2から立ち上がる時、人が着座しながら体を動かすとき、座席2に物が置かれたときなどである。また、座席2が自動車などの車両に設置されているときには、車両自体の振動(例えば、アイドリングしている車両の振動)によっても座席2は振動する。

そこで、心拍検出装置1が備える信号処理手段15は、座席2に設けられた圧電センサ1の出力信号について周波数解析を行うことで、先ず、圧電センサ1の出力信号から、人体着座波形の周波数帯域に相当する設定周波数範囲内の信号成分を区別している。

20

【0025】

但し、人体が座席2に着座するとき、人体が座席2から立ち上がる時、人が着座しながら体を動かすとき、座席2に物が置かれたとき、又は、アイドリングしている車両の振動によっても、それらを起源とする信号成分が、上記設定周波数範囲内に含まれることもある。しかし、信号成分の起源が異なればその信号成分の強さ、即ち、信号成分の振幅が異なる。例えば、人体が座席2に着座したときの振動を起源とする信号成分、人体が座席2から立ち上がったときの振動を起源とする信号成分、人が着座しながら体を動かしたときの振動を起源とする信号成分などの振幅は非常に大きくなる。一方で、座席2に人が着座していることを示す人体着座波形に相当する信号成分の振幅は比較的小さい。

30

そこで、心拍検出装置1が備える判定手段16は、信号処理手段15の周波数解析結果に基づいて、圧電センサ1の出力信号に含まれる設定周波数範囲内の信号成分の振幅が設定振幅範囲内にあるとき、その信号成分が座席2に人が着座していることを示す人体着座波形を含むと判定している。つまり、判定手段16は、圧電センサ1の出力信号について周波数解析と振幅解析とを併せて行っている。

【0026】

図1に示すように、信号処理手段15は、圧電センサ1の出力信号に対して、第1フィルタ部11を用いた信号処理と、第2フィルタ部12及び第3フィルタ部13を用いた信号処理とを並行して行っている。そして、判定手段16は、第1フィルタ部11による信号処理結果と、第2フィルタ部12及び第3フィルタ部13による信号処理結果に基づいて、座席2に人が着座しているか否かの判定を行っている。

40

【0027】

第1フィルタ部11は、出力信号のうち、座席2が設置されている車両のアイドリングの周波数帯域(例えば、10Hz以上)の信号成分をフィルタリング除去する周波数解析を行っている。つまり、座席2に人体も物も存在していない場合、第1フィルタ部11による信号処理後の信号成分の振幅は非常に小さくなる。他方で、座席2に人体や物などの何かが存在している場合、第1フィルタ部11による信号処理後の信号成分の振幅はある程度の大きさを持つ。よって、判定手段16は、第1フィルタ部11による信号処理結果に基づいて、即ち、第1フィルタ部11による信号処理後の信号成分の振幅を解析することで、座席2が空席状態であるか、或いは、人や物などの在席状態であるかを判定できる

50

。以上のように、信号処理手段 1 5 が有する第 1 フィルタ部 1 1 と判定手段 1 6 とで、圧電センサ 1 の出力信号についての周波数解析と振幅解析とを行っている。

【 0 0 2 8 】

第 2 フィルタ部 1 2 は、出力信号のうち、心拍の周波数帯域に相当する設定周波数範囲内の信号成分をフィルタリング抽出する周波数解析を行っている。また、第 3 フィルタ部 1 3 は、心拍の周波数帯域よりも低い周波数範囲の信号成分をフィルタリング抽出する周波数解析を行っている。よって、第 3 フィルタ部 1 3 から出力される信号成分は、心拍の周波数帯域の信号成分より低い周波数帯域の信号成分である。この周波数帯域には、人の呼吸など、人が座席 2 に着座していることを示す人体着座波形の周波数が含まれている。つまり、第 2 フィルタ部 1 2 及び第 3 フィルタ部 1 3 によって信号処理されることで抽出される信号成分は、本発明の第 1 設定周波数範囲内の周波数を有する信号成分である。

10

以上のように、信号処理手段 1 5 が有する第 2 フィルタ部 1 2 及び第 3 フィルタ部 1 3 と判定手段 1 6 とで、圧電センサ 1 の出力信号についての周波数解析と振幅解析とを行っている。

【 0 0 2 9 】

以下に、第 1 実施形態の心拍検出装置 1 で行われる具体的な処理について説明する。

判定手段 1 6 は、第 1 フィルタ部 1 1 による信号処理後の信号成分の振幅が第 1 閾値未満であるとき、座席 2 には何も存在していないという判定を行う。つまり、判定手段 1 6 は、圧電センサ 1 が、第 1 フィルタ部 1 1 によって除去されるアイドリングなどを起源とする周波数の振動の他には振動を検出していない、即ち、座席 2 が空席状態であると判定する。一方で、判定手段 1 6 は、第 1 フィルタ部 1 1 による信号処理後の信号成分の振幅が第 1 閾値以上であるとき、座席 2 には人体又は物などの何かが存在しているという判定を行う。尚、座席 2 に人体や物などの何が存在しているのかは、以下に説明する第 2 フィルタ部 1 2 及び第 3 フィルタ部 1 3 による信号処理を用いて行われる。

20

【 0 0 3 0 】

図 4 (a) 及び図 4 (b) は、図 2 (a) に示した圧電センサ 1 の出力信号に対して、第 2 フィルタ部 1 2 及び第 3 フィルタ部 1 3 による信号処理 (周波数解析) が行われた後の信号成分の波形を示すグラフである。ただし、図 4 (a) 及び図 4 (b) は、縦軸のスケールが異なるだけである。

30

判定手段 1 6 は、第 2 閾値 ($Th2$) で上限値が設定される設定振幅範囲に第 2 フィルタ部 1 2 及び第 3 フィルタ部 1 3 による信号処理後の信号成分の振幅が入っているとき、座席 2 には物が存在しているという判定 (振幅解析) を行う。また、判定手段 1 6 は、第 3 閾値 ($Th3$) で下限値が設定される設定振幅範囲に第 2 フィルタ部 1 2 及び第 3 フィルタ部 1 3 による信号処理後の信号成分の振幅が入っているとき、座席 2 上で人体の体動が行われているという判定 (振幅解析) を行う。更に、判定手段 1 6 は、第 2 閾値 ($Th2$) で下限値が設定され且つ第 3 閾値 ($Th3$) で上限値が設定されている設定振幅範囲に第 2 フィルタ部 1 2 及び第 3 フィルタ部 1 3 による信号処理後の信号成分の振幅が入っているとき、座席 2 に人が着座しているという判定 (振幅解析) を行う。

【 0 0 3 1 】

40

以上のように、従来の心拍検出装置 1 では、圧電センサ 1 の出力信号から、人が座席 2 に着座しているか否かを判定していなかったが、本発明の心拍検出装置 1 では、圧電センサ 1 の出力信号から、人が座席 2 に着座しているか否かを判定しているため、圧電センサ 1 の出力信号から人体の心拍波形を含む信号成分を正確に得ることができる。

【 0 0 3 2 】

また、図 2 (b) 及び図 3 (b) は、第 1 フィルタ部 1 1 、第 2 フィルタ部 1 2 及び第 3 フィルタ部 1 3 において信号処理 (周波数解析) された後の信号成分 (図 4 (a) 及び図 4 (b) に示した波形) について、判定手段 1 6 による座席状況判定を行った結果を説明するグラフである。つまり、判定手段 1 6 は、圧電センサ 1 の出力信号についての周波数解析結果及び振幅解析結果に基づいて、座席 2 で物が検出されているか、座席 2 で人体

50

の着座が検出されているか、座席2で人体の体動が検出されているか、或いは、座席2が空席であるかの座席状況判定を行っている。従って、図2(a)の圧電センサ1の出力信号から着座が常時検出されている一方で、図3(a)の圧電センサ1の出力信号から着座が不連続で検出されていることが分かる。よって、図3(a)の圧電センサ1の出力信号からは、人体の着座を正常に検出できておらず、この圧電センサ1から心拍信号を検出しようとしても、正確な心拍の検出を行うことができない。

【0033】

<第2実施形態>

第2実施形態の心拍検出装置20は、複数の圧電センサ1A~1Dの出力信号を比較する処理を行っている点で、第1実施形態の心拍検出装置20と異なっている。

図5は、第2実施形態の心拍検出装置20の機能ブロック図である。心拍検出装置20は、座席2に設けられた圧電センサ1(1A~1D)の出力信号について周波数解析を行う信号処理手段25と、信号処理手段25の周波数解析結果に基づいて、座席2に人が着座しているか否か、及び、圧電センサ1の出力信号から抽出される心拍信号候補が人体の心拍信号であるか否かを判定する判定手段26とを備えている。信号処理手段25は、上記第1実施形態と同様に第1フィルタ部21と第2フィルタ部22と第3フィルタ部23とを有している。これら第1フィルタ部21~第3フィルタ部23の機能は、第1実施形態の第1フィルタ部11~第3フィルタ部13の機能と同様である。つまり、信号処理手段25は、複数の圧電センサ1A~1Dのそれぞれの出力信号について周波数解析を各別に行い、判定手段26は、圧電センサ1の出力信号についての周波数解析結果及び振幅解析結果に基づいて、座席2で物が検出されているか、座席2で人体の着座が検出されているか、座席2で人体の体動が検出されているか、或いは、座席2が空席であるかの座席状況判定を行っている。

本実施形態の第4フィルタ部24は、第2フィルタ部22によって周波数解析されることで得られた、心拍波形に相当する周波数範囲の信号成分に対して、平滑化処理及びゼロクロス点抽出を行っている。つまり、第2フィルタ部22及び第4フィルタ部24によって信号処理されることで抽出される信号成分は、本発明の第2設定周波数範囲内の周波数を有する信号成分である。

【0034】

図6(a)は、信号処理手段25に入力される1つの圧電センサ1の出力信号のグラフである。また、図6(b)は、第2フィルタ部22及び第3フィルタ部23において信号処理(周波数解析)された後の信号成分について、第1実施形態と同様の座席状況判定を行った結果を説明するグラフである。これらのグラフは、図2(a)及び図2(b)に示したものと同一である。

【0035】

図6(c)は、第2フィルタ部22及び第4フィルタ部24において信号処理(周波数解析)することで得られた心拍信号候補のグラフである。具体的には、第2フィルタ部22によって周波数解析した後の信号成分について、第4フィルタ部24において平滑化処理を行い、及び、ゼロクロス点の抽出(即ち、心拍信号候補の抽出)を行っている。つまり、図6(c)は、圧電センサ1の出力信号に含まれる心拍信号候補のグラフである。

ここで、信号処理手段25には、座席2に設置されている複数の圧電センサ1A~1Dの出力信号が入力されているので、図6(c)に示す心拍信号候補のデータも圧電センサ1A~1Dと同じ数だけ得られる。つまり、第2実施形態の心拍検出装置20において、信号処理手段25は、複数の圧電センサ1A~1Dのそれぞれの出力信号について周波数解析を各別に行っている。そして、周波数解析後の複数の心拍信号候補のデータは判定手段26に入力される。

【0036】

ここで、上記心拍信号候補は、座席2における人体の着座の判定結果とは関係なく抽出されるものである。従って、心拍信号候補は、座席2上で発生する人の体動や、物の振動等に起因する信号の可能性もある。そこで、本実施形態では、上述したと同様に、この

10

20

30

40

50

心拍信号候補が検出された圧電センサ 1 の出力信号が、第 2 フィルタ部 2 2 及び第 3 フィルタ部 2 3 並びに判定手段 2 6 における周波数解析結果及び振幅解析結果によって人体の着座を示す人体着座波形を含むと判定された場合に、圧電センサ 1 の出力信号から抽出される心拍信号候補が心拍信号であると判定手段 2 6 が判定するようにした。これにより、心拍信号を一層確実に検出することができる。

更に、心拍信号候補が心拍信号であると判定するためには、次のような方法を用いることもできる。

【 0 0 3 7 】

図 7 は、座席 2 に設けられた複数の圧電センサ 1 A ~ 1 D の出力信号に含まれる心拍信号候補に関するデータを、圧電センサ 1 (1 A ~ 1 D) 毎に示したグラフである。但し、
10 図 7 では、圧電センサ 1 A、1 B、1 C についてのみ図示している。そして、これら心拍信号候補に関するデータは、信号処理手段 2 5 から判定手段 2 6 に入力される。

圧電センサ 1 の出力信号から、より確実に心拍信号を抽出するためには、各圧電センサ 1 の出力信号を比較する手法がある。つまり、同一の心拍 (即ち、同一の血流の脈動) を起源とすると見なせる心拍信号候補が複数の圧電センサ 1 A ~ 1 D で検出されれば、それが心拍信号であることが確実になる。

よって、第 2 実施形態の心拍検出装置 2 0 において、判定手段 2 6 は、それぞれの出力信号に対する信号処理手段 2 5 の周波数解析結果に基づいて、複数の圧電センサ 1 A ~ 1 D のうちの 2 以上の圧電センサ 1 の出力信号に含まれる設定周波数範囲 (本発明の第 2 設定周波数範囲) 内の信号成分から抽出される 2 以上の心拍信号候補が所定期間内に存在して
20 しており、且つ、上記 2 以上の圧電センサ 1 の出力信号に含まれる設定周波数範囲 (本発明の第 1 設定周波数範囲に相当) 内の信号成分が上記人体着座波形を含むと判定するとき、当該 2 以上の心拍信号候補のうち少なくとも 1 つが人体の心拍信号であると判定する。

【 0 0 3 8 】

具体的には、図 7 に示すように、圧電センサ 1 A は心拍信号候補 P A 1、P A 2 を検出している。また、圧電センサ 1 B は心拍信号候補 P B 1、P B 2 を検出し、圧電センサ 1 C は心拍信号候補 P C 1 を検出している。先ず、判定手段 2 6 は、時間的に最も早く検出された心拍信号候補 P A 1 を出力した圧電センサ 1 A を基準にする。そして、判定手段 2 6 は、心拍信号候補 P A 1 のピーク時刻後の所定期間 : t_{A1} 内に他の圧電センサ 1 で心拍信号候補が検出されている場合、それらの心拍信号候補は心拍信号であると判定する。
30 但し、この心拍信号候補は、第 2 フィルタ部 2 2 及び第 3 フィルタ部 2 3 並びに判定手段 2 6 における周波数解析結果及び振幅解析結果によって人体の着座を示す人体着座波形を含むと判定された信号成分を出力した圧電センサ 1 によって検出されたものである。

【 0 0 3 9 】

つまり、判定手段 2 6 は、複数の圧電センサ 1 A ~ 1 D のうちの 2 以上の圧電センサ 1 の出力信号のそれぞれに含まれる設定周波数範囲 (上記第 2 設定周波数範囲に相当) 内の 2 以上の信号成分の波形 (即ち、心拍信号候補) のピーク時刻が同じ期間 : t_{A1} 内にそれぞれ存在しており、且つ、上記 2 以上の圧電センサ 1 の出力信号のそれぞれに含まれる設定周波数範囲 (上記第 1 設定周波数範囲に相当) 内の信号成分が人体着座波形を含むと判定しているとき、それら 2 以上の信号成分のそれぞれが人体の心拍信号を含むと判定 (即ち、上記心拍信号候補が心拍信号であると判定) する。図 7 に示した心拍信号候補 P A 1 については、心拍信号候補 P B 1 及び P C 1 が期間 : t_{A1} 内に存在している。よって、判定手段 2 6 は、心拍信号候補 P A 1、P B 1、P C 1 は心拍信号であると判定する。ここで、判定手段 2 6 が、期間 : t_{A1} 内に幾つもの心拍信号候補が存在すればそれらを心拍信号であると判定するのは適宜変更可能である。
40

【 0 0 4 0 】

その後、判定手段 2 6 は、基準とした圧電センサ 1 A が検出した次の心拍信号候補 P A 2 についても同様の解析を行って、それが心拍信号と見なしても良いか否かを判定する。図 7 に示した例では、心拍信号候補 P A 2、P B 2 も心拍信号であると見なされる。

【 0 0 4 1 】

10

20

30

40

50

以上のように、座席 2 に人が着座していると判定された状態において、複数の圧電センサ 1 A ~ 1 D によって検出された心拍信号候補が現れた時刻を互いに比較することで、その心拍信号候補が本当に心拍信号であるのか否かが客観的に判定される。但し、上記期間： t_{A1} は、同一の血流の脈動に基づく出力と見なし得る時間間隔である。つまり、上記期間： t_{A1} は、血流の脈動が幾つかの圧電センサ 1 に伝搬する時間差内に設定される。

【 0 0 4 2 】

また、判定手段 2 6 は、座席 2 に設置された複数の圧電センサ 1 A ~ 1 D のうち、どの圧電センサ 1 が人体の心拍信号を高い頻度で検出しているかを判定するために、各圧電センサ 1 の点数化を行っている。具体的には、判定手段 2 6 は、上述のようにして判定された心拍信号を検出した圧電センサ 1 に対して点数を与えている。つまり、基準とする圧電センサ 1 A で検出された心拍信号 P_{A1} のピーク時刻から所定期間： t_{A2} 内に他の圧電センサ 1 C で検出された心拍信号 P_{C1} が存在しているので、各圧電センサ 1 A、1 C には点数が与えられる。図 7 に示した範囲では、圧電センサ 1 A には 1 点が、圧電センサ 1 B には 0 点が、圧電センサ 1 C には 1 点が付けられる。ここで、期間： t_{A2} t_{A1} で設定してもよい。

10

そして、判定手段 2 6 は、複数の圧電センサ 1 A ~ 1 D のうち、1 つの圧電センサ 1 の出力信号に基づく心拍信号を出力する必要があるとき、最も点数の高い圧電センサ 1 からの心拍信号を出力するように構成される。

【 0 0 4 3 】

< 別実施形態 >

20

< 1 >

第 2 実施形態の心拍検出装置 2 0 では、基準とする心拍信号候補のピーク時刻後の所定期間内に他の心拍信号候補のピーク時刻が存在しているか否かを判定していたが、基準とする圧電センサの出力信号から抽出された心拍信号候補のピーク時刻の前後の所定期間内に、他の圧電センサの出力信号から抽出された心拍信号候補のピーク時刻が存在しているか否かを判定するように変更してもよい。例えば、図 8 は、座席に設けられた複数の圧電センサの出力信号に含まれる心拍信号候補に関するデータを、圧電センサ毎に示したグラフである。そして、判定手段 2 6 は、基準とする圧電センサ 1 A の心拍信号候補のピーク時刻の前後の所定期間： $2 \times t_{A1}$ (ピーク時刻前の期間： t_{A1} とピーク時刻後の期間： t_{A1} との和。以下、同様。) に他の心拍信号候補のピーク時刻が存在しているか否かを判定している。

30

【 0 0 4 4 】

また、各圧電センサ 1 の点数化も同様に行われる。

具体的には、圧電センサ 1 A を基準とすると、心拍信号 P_{A1} のピーク時刻から所定期間： $2 \times t_{A2}$ (ピーク時刻前の期間： t_{A2} とピーク時刻後の期間： t_{A2} との和。以下、同様。) 内に他の圧電センサ 1 C で検出された心拍信号 P_{C1} が存在しているので、各圧電センサ 1 A、1 C には点数が与えられる。

また、圧電センサ 1 B を基準とすると、心拍信号 P_{B1} のピーク時刻から所定期間： t_{B2} 内に他の圧電センサ 1 C で検出された心拍信号 P_{C1} が存在しているので、各圧電センサ 1 B、1 C には点数が与えられる。

40

更に、圧電センサ 1 C を基準とすると、心拍信号 P_{C1} のピーク時刻から所定期間： t_{C2} 内に他の圧電センサ 1 A、1 B で検出された心拍信号 P_{C1} が存在しているので、各圧電センサ 1 A、1 B、1 C には点数が与えられる。

【 0 0 4 5 】

< 2 >

判定手段 2 6 は、基準とする圧電センサから出力される心拍信号候補のピーク時刻について上記判定を行うだけでなく、他の圧電センサから出力される心拍信号候補についても上記判定を行うように変更してもよい。つまり、図 8 に例示するように、判定手段 2 6 は、圧電センサ 1 B の心拍信号候補 P_{B1} についても、そのピーク時刻の前後の所定期間： $2 \times t_{B1}$ 内に他の圧電センサから出力される心拍信号候補のピーク時刻が存在している

50

か否かを判定する。そして、判定手段 26 は、期間： $2 \times t_{B1}$ 内に他の圧電センサから出力される心拍信号候補のピーク時刻が存在しているとき、その期間： $2 \times t_{B1}$ 内に存在している心拍信号候補 P_{A1} 、 P_{C1} が心拍信号であると見なす。同様に、判定手段 26 は、圧電センサ 1C の心拍信号候補 P_{C1} についても、そのピーク時刻の前後の所定期間： $2 \times t_{C1}$ 内に他の圧電センサから出力される心拍信号候補のピーク時刻が存在しているか否かを判定する。そして、判定手段 26 は、期間： $2 \times t_{C1}$ 内に他の圧電センサから出力される心拍信号候補のピーク時刻が存在しているとき、その期間： $2 \times t_{C1}$ 内に存在している心拍信号候補 P_{A1} 、 P_{B1} が心拍信号であると見なす。

【0046】

< 3 >

判定手段 26 が、上述した所定期間内に存在する心拍信号候補の全てを心拍信号と見なすのではなく、基準とする圧電センサから出力される心拍信号候補のみを心拍信号と見なすように構成してもよい。

つまり、判定手段 26 は、複数の圧電センサのそれぞれの出力信号に対する信号処理手段の周波数解析結果に基づいて、複数の圧電センサのうちの 1 つの圧電センサの出力信号に含まれる第 2 設定周波数範囲内の第 1 信号成分から抽出される第 1 心拍信号候補のピーク時刻から所定期間内に、複数の圧電センサのうちの他の圧電センサの出力信号に含まれる第 2 設定周波数範囲内の第 2 信号成分から抽出される第 2 心拍信号候補が存在しており、且つ、上記 1 つの圧電センサ及び上記他の圧電センサの出力信号に含まれる第 1 設定周波数範囲内の信号成分が人体着座波形を含むと判定するとき、第 1 心拍信号候補が人体の心拍信号であると判定するように構成してもよい。

【0047】

具体的には、図 8 に例示するように、心拍信号候補 P_{A1} を基準とすると、心拍信号候補（第 1 心拍信号候補） P_{A1} のピーク時刻の前後の所定期間： t_{A1} 内に、他の心拍信号候補（第 2 心拍信号候補） P_{B1} 、 P_{C1} のピーク時刻が存在している。但し、この心拍信号候補は、第 2 フィルタ部 22 及び第 3 フィルタ部 23 並びに判定手段 26 における周波数解析結果及び振幅解析結果によって人体の着座を示す人体着座波形を含むと判定された信号成分を出力した圧電センサ 1 によって検出されたものである。

よって、判定手段 26 は、基準とした心拍信号候補 P_{A1} は心拍信号であると判定するが、他の心拍信号候補 P_{B1} 、 P_{C1} は心拍信号であると判定しない。これは、心拍信号候補 P_{B1} 、 P_{C1} などを基準とした場合も同様である。ここで、判定手段 26 が、所定期間内に他の心拍信号候補が幾つ存在すれば、基準とした心拍信号候補を心拍信号であると判定するのは適宜変更可能である。

【0048】

或いは、判定手段 26 が、所定期間内に存在する心拍信号候補の全てを心拍信号と見なすのではなく、基準とする圧電センサから出力される心拍信号候補の他の心拍信号候補を心拍信号と見なすように構成してもよい。

つまり、判定手段 26 は、複数の圧電センサのそれぞれの出力信号に対する信号処理手段の周波数解析結果に基づいて、複数の圧電センサのうちの 1 つの圧電センサの出力信号に含まれる第 2 設定周波数範囲内の第 1 信号成分から抽出される第 1 心拍信号候補のピーク時刻から所定期間内に、複数の圧電センサのうちの他の圧電センサの出力信号に含まれる第 2 設定周波数範囲内の第 2 信号成分から抽出される第 2 心拍信号候補が存在しており、且つ、上記 1 つの圧電センサ及び上記他の圧電センサの出力信号に含まれる第 1 設定周波数範囲内の信号成分が人体着座波形を含むと判定するとき、第 2 心拍信号候補が人体の心拍信号であると判定するように構成してもよい。

【0049】

具体的には、図 8 に例示するように、心拍信号候補 P_{A1} を基準とすると、心拍信号候補（第 1 心拍信号候補） P_{A1} のピーク時刻の前後の所定期間： t_{A1} 内に、他の心拍信号候補（第 2 心拍信号候補） P_{B1} 、 P_{C1} のピーク時刻が存在している。但し、この心拍信号候補は、第 2 フィルタ部 22 及び第 3 フィルタ部 23 並びに判定手段 26 における

10

20

30

40

50

周波数解析結果及び振幅解析結果によって人体の着座を示す人体着座波形を含むと判定された信号成分を出力した圧電センサ 1 によって検出されたものである。

よって、判定手段 2 6 は、基準とした心拍信号候補 P A 1 の他の心拍信号候補 P B 1、P C 1 は心拍信号であると判定するが、基準とした心拍信号候補 P A 1 は心拍信号であると判定しない。これは、心拍信号候補 P B 1、P C 1 などを基準とした場合も同様である。ここで、判定手段 2 6 が、所定期間内に他の心拍信号候補が幾つ存在すれば、それら他の心拍信号候補を心拍信号であると判定するのかが適宜変更可能である。

【 0 0 5 0 】

< 4 >

座席 2 に対する圧電センサ 1 の設置数、設置位置は適宜調整可能である。例えば、座席 2 の着座部分のうち、人体の大腿部が接する部位に複数の圧電センサ 1 を配列する方法などもある。

【 0 0 5 1 】

< 5 >

上記実施形態において、上記第 1 設定周波数範囲と上記第 2 設定周波数範囲とが同一の周波数帯域の場合や、一部が互いにオーバーラップする周波数帯域の場合であってもよい。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 5 2 】

【図 1】第 1 実施形態の心拍検出装置の機能ブロック図

【図 2】(a) は圧電センサの出力信号のグラフであり、(b) は座席状況判定を行った結果を説明するグラフ

【図 3】(a) は圧電センサの出力信号のグラフであり、(b) は座席状況判定を行った結果を説明するグラフ

【図 4】図 2 (a) に示した圧電センサの出力信号に対して、第 2 フィルタ部及び第 3 フィルタ部による信号処理(周波数解析)が行われた後の信号成分の波形を示すグラフ

【図 5】第 2 実施形態の心拍検出装置の機能ブロック図

【図 6】(a) は圧電センサの出力信号のグラフであり、(b) は座席状況判定を行った結果を説明するグラフであり、(c) は第 2 フィルタ部及び第 4 フィルタ部において信号処理することで得られた心拍信号候補のグラフ

【図 7】座席に設けられた複数の圧電センサの出力信号に含まれる心拍信号候補に関するデータを、圧電センサ毎に示したグラフ

【図 8】座席に設けられた複数の圧電センサの出力信号に含まれる心拍信号候補に関するデータを、圧電センサ毎に示したグラフ

【符号の説明】

【 0 0 5 3 】

1 圧電センサ

2 座席

1 0 心拍検出装置

1 5 信号処理手段

1 6 判定手段

2 0 心拍検出装置

2 5 信号処理手段

2 6 判定手段

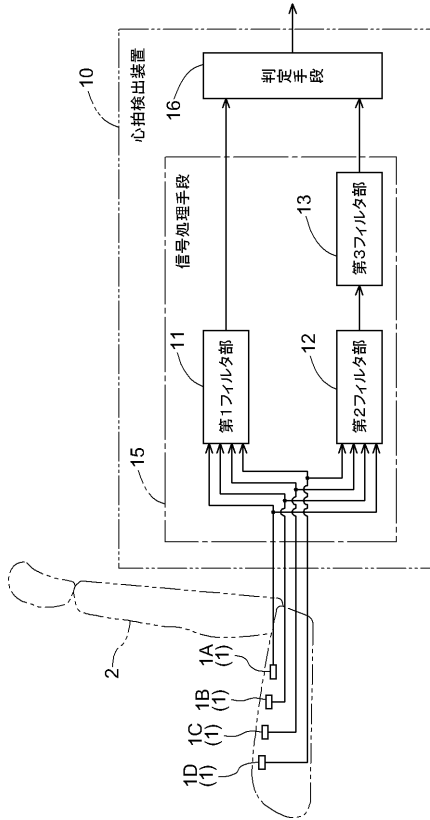
10

20

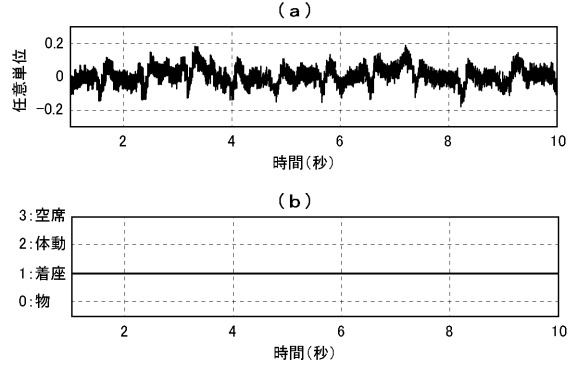
30

40

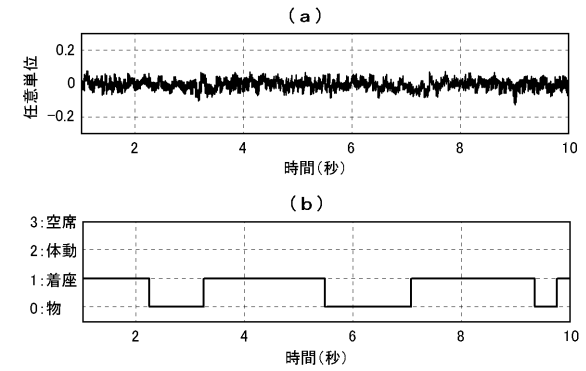
【図1】



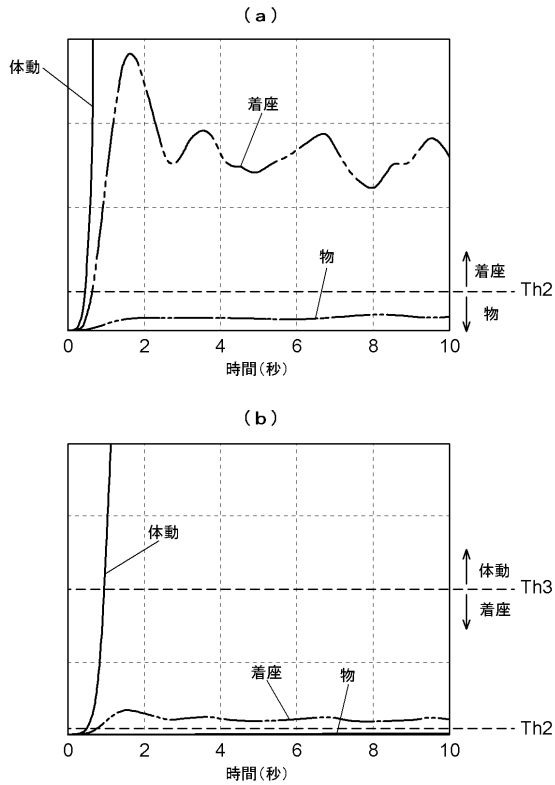
【図2】



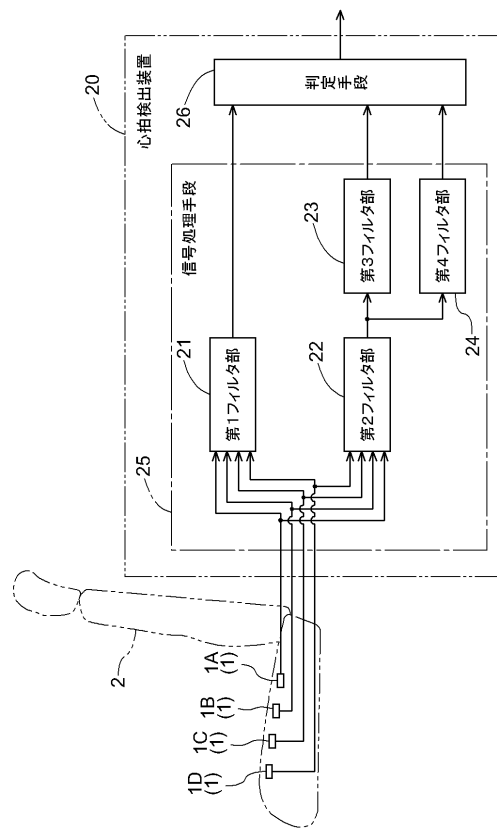
【図3】



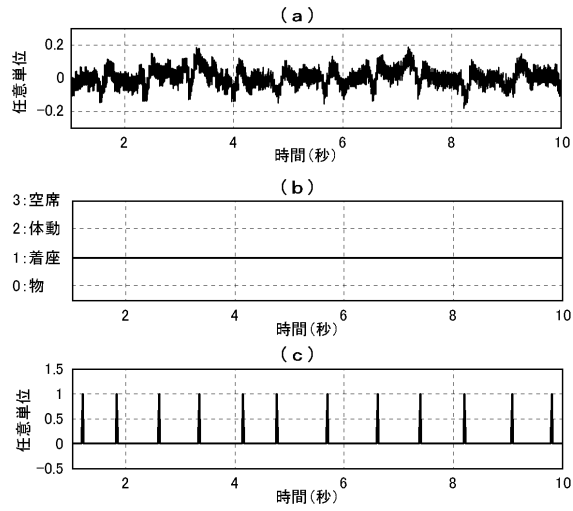
【図4】



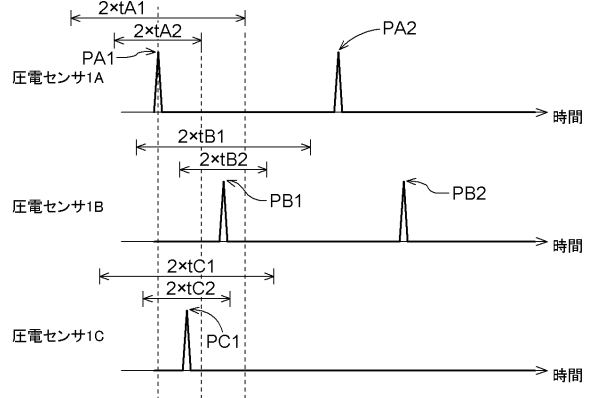
【図5】



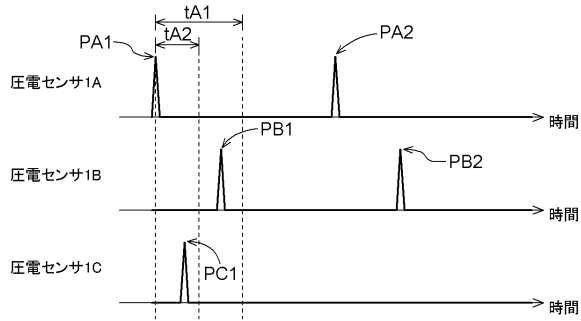
【図6】



【図8】



【図7】



フロントページの続き

(72)発明者 小暮 俊介
愛知県刈谷市朝日町二丁目一番地 アイシン精機株式会社内

審査官 早川 貴之

(56)参考文献 特開2005-110910(JP,A)
特開平07-204167(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 6 1 B 5 / 0 0
A 6 1 B 5 / 0 2 4 5
A 6 1 B 5 / 1 1

专利名称(译)	心跳检测装置		
公开(公告)号	JP4743534B2	公开(公告)日	2011-08-10
申请号	JP2006264858	申请日	2006-09-28
[标]申请(专利权)人(译)	爱信精机株式会社		
申请(专利权)人(译)	爱信精机株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	爱信精机株式会社		
[标]发明人	松江綾子 安藤充宏 小暮俊介		
发明人	松江 綾子 安藤 充宏 小暮 俊介		
IPC分类号	A61B5/00 A61B5/0245 A61B5/11		
CPC分类号	A61B5/0255 A61B5/6887 A61B2562/0247 A61B2562/046 B60N2/002 B60W2540/22 B60W2540/221		
FI分类号	A61B5/00.101.R A61B5/02.321.C A61B5/10.310.A A61B5/02.711.C A61B5/0245.100.C A61B5/11		
F-TERM分类号	4C017/AA02 4C017/AA10 4C017/AB10 4C017/AC03 4C017/BC07 4C017/BC17 4C017/BC23 4C017/EE01 4C017/FF05 4C038/VA04 4C038/VB29 4C038/VB31 4C038/VC20 4C117/XA01 4C117/XB01 4C117/XC06 4C117/XD33 4C117/XE13 4C117/XE26 4C117/XE27 4C117/XE30 4C117/XE52 4C117/XR12		
代理人(译)	山▲▼萨基哲		
审查员(译)	早川孝之		
其他公开文献	JP2008079931A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种心率检测装置，从压电传感器的输出信号中精确地获得包括人体心率波形的信号分量。解决方案：该心率检测装置10设置有信号处理装置15，其对设置在座位2中的压电传感器1的输出信号执行频率分析，以及确定装置16，当信号分量的幅度在包括在输出信号中的第一设定频率在设定的幅度范围内，确定信号分量包括指示人在座位2上的座位的人体就座波形。

