

(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2007-40848

(P2007-40848A)

(43) 公開日 平成19年2月15日(2007.2.15)

(51) Int. Cl.	F I	テーマコード (参考)
GO 1 P 21/00 (2006.01)	GO 1 P 21/00	2 F 0 3 4
GO 1 P 13/00 (2006.01)	GO 1 P 13/00 B	4 C 0 3 8
A 6 1 B 5/11 (2006.01)	A 6 1 B 5/10 3 1 0 A	
A 6 1 B 5/145 (2006.01)	A 6 1 B 5/14 3 1 0	

審査請求 未請求 請求項の数 16 O L (全 23 頁)

(21) 出願番号 特願2005-225974 (P2005-225974)
 (22) 出願日 平成17年8月3日(2005.8.3)

(71) 出願人 303050160
 コニカミノルタセンシング株式会社
 大阪府堺市堺区大仙西町三丁目9番地
 (74) 代理人 100067828
 弁理士 小谷 悦司
 (74) 代理人 100096150
 弁理士 伊藤 孝夫
 (74) 代理人 100099955
 弁理士 樋口 次郎
 (72) 発明者 鶴飼 晃宏
 大阪府堺市大仙西町三丁目9番地 コニカ
 ミノルタセンシング株式会社内
 Fターム(参考) 2F034 AA19 BA01 BA10
 4C038 KK01 KL05 KL07 KX04 VA04
 VB31 VC20

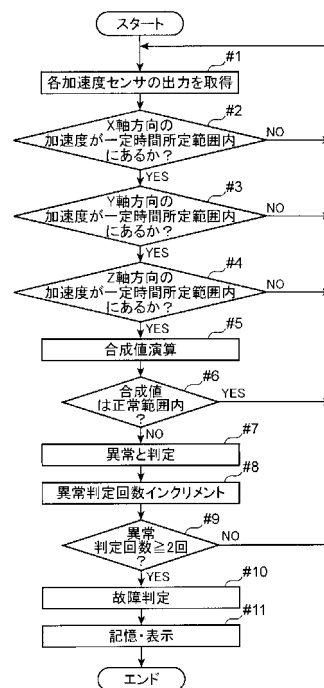
(54) 【発明の名称】 加速度センサの故障診断装置、電子機器、故障診断システム

(57) 【要約】

【課題】 コストアップや大型化を回避又は抑制しつつ、加速度センサの故障を検知することのできる加速度センサの故障診断装置等を提供する。

【解決手段】 各加速度センサの出力に基づき各々算出した各加速度が一定時間、所定範囲内にあるという条件を満たすか否かを判定し(2)、該条件を満たさない場合(2~4でNO)、パルスオキシメータが静止状態ではないと判断する。前記条件を満たす場合(2~4で全てYES)、パルスオキシメータが静止状態であると判断し、各加速度の合成値Aを演算する(5)。そして、合成値Aが前記所定範囲内に無い場合(6でNO)該合成値Aは異常と判定し(7)、異常判定回数が2回に達すると(9でYES)、加速度センサに故障発生と判定して表示部に表示する(10, 11)。

【選択図】 図13



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

電子機器に搭載される加速度センサの故障の有無を診断する加速度センサの故障診断装置であって、

前記加速度センサの出力に基づいて加速度を算出する加速度算出手段と、

前記加速度算出手段の出力値が所定範囲内となる状態が所定時間の間継続するか否かに基づいて、前記電子機器が静止状態にあるか否かを判定する第 1 の判定手段とを備えることを特徴とする加速度センサの故障診断装置。

【請求項 2】

前記加速度センサは、互いに略直交する 3 軸方向それぞれに対応して備えられており、

前記第 1 の判定手段により前記電子機器が静止状態にあると判定されると、前記各加速度センサの出力値の合成値を算出する合成値算出手段と、

前記合成値算出手段により算出された合成値が所定の正常範囲内にあるか否かを判定し、その判定結果に基づいて前記加速度センサの故障の有無を診断する第 2 の判定手段とを備えることを特徴とする請求項 1 に記載の加速度センサの故障診断装置。

【請求項 3】

前記第 2 の判定手段による診断結果を表示する表示手段を更に備えることを特徴とする請求項 2 に記載の加速度センサの故障診断装置。

【請求項 4】

前記第 2 の判定手段による診断結果に係るデータを外部機器に送信する送信手段を更に備えることを特徴とする請求項 2 または 3 に記載の加速度センサの故障診断装置。

【請求項 5】

前記第 2 の判定手段による診断結果に係るデータを記憶する第 1 の記憶手段を更に備えることを特徴とする請求項 2 ないし 4 のいずれかに記載の加速度センサの故障診断装置。

【請求項 6】

前記加速度算出手段は、G を重力加速度として、前記加速度センサの正常時に 1 G 及び - 1 G の加速度がそれぞれ作用したときの前記加速度センサの出力値をそれぞれ $V_i (+1G)$, $V_i (-1G)$ としたとき、下記 (1) 式を用いて前記加速度センサの出力値 V_i から加速度 A_i を算出することを特徴とする請求項 1 ないし 5 のいずれかに記載の加速度センサの故障診断装置。

【数 1】

$$A_i = \left(V_i - \frac{V_i(+1G) + V_i(-1G)}{2} \right) / \left(\frac{V_i(+1G) - V_i(-1G)}{2} \right)$$

$$(i = x, y, z)$$

$$\dots (1)$$

【請求項 7】

前記 $V_i (+1G)$, $V_i (-1G)$ を予め記憶する第 2 の記憶手段を備えることを特徴とする請求項 6 に記載の加速度センサの故障診断装置。

【請求項 8】

前記加速度センサと、

請求項 1 ないし 7 のいずれかに記載の加速度センサの故障診断装置と、

前記加速度センサの出力を用いて、該加速度センサの装着対象の動き及び / 又は傾きを検出する検出手段と

を備えることを特徴とする電子機器。

【請求項 9】

前記故障診断装置に動作を実行させる指示を入力するための第 1 の入力手段と、

10

20

30

40

50

前記検出手段の非動作時において前記第 1 の入力手段により前記指示が入力されると、前記故障診断装置に動作を実行させる第 1 の制御手段とを更に備えることを特徴とする請求項 8 に記載の電子機器。

【請求項 10】

前記故障診断装置に動作を実行させる指示に係る指示データを外部機器から受信する受信手段と、

前記検出手段の非動作時において、前記受信手段により前記指示データが受信されると、前記故障診断装置に動作を実行させる第 2 の制御手段とを更に備えることを特徴とする請求項 8 または 9 に記載の電子機器。

【請求項 11】

前記電子機器は、生体情報に係るデータを取得する生体情報測定装置であることを特徴とする請求項 8 ないし 10 のいずれかに記載の電子機器。

【請求項 12】

電子機器とデータ処理装置とが所定の通信経路を介して通信可能に構成され、前記電子機器に搭載された加速度センサの故障の有無を前記電子機器とデータ処理装置との連携により診断するように構成された故障診断システムであって、

前記電子機器は、

互いに略直交する 3 軸方向それぞれに対応して備えられた複数の加速度センサと、

前記加速度センサの出力に基づいて加速度を算出する加速度算出手段と、

前記加速度算出手段により算出された加速度に係るデータを前記データ処理装置に送信する送信手段と

を備え、

前記データ処理装置は、

前記送信手段により送信された前記加速度に係るデータを受信する受信手段と、

前記受信手段により受信された前記加速度に係るデータが示す出力値が所定範囲内となる状態が所定時間の間継続するか否かに基づいて、前記電子機器が静止状態にあるか否かを判定する第 1 の判定手段と、

前記第 1 の判定手段により前記電子機器が静止状態にあると判定されると、前記各加速度センサの出力値の合成値を算出する合成値算出手段と、

前記合成値算出手段により算出された合成値が所定の正常範囲内にあるか否かを判定し、その判定結果に基づいて、前記加速度センサの故障の有無を診断する第 2 の判定手段とを備えることを特徴とする故障診断システム。

【請求項 13】

前記電子機器及び / 又はデータ処理装置は、前記第 2 の判定手段による診断結果を表示する表示手段を備えることを特徴とする請求項 12 に記載の故障診断システム。

【請求項 14】

前記電子機器及び / 又はデータ処理装置は、前記第 2 の判定手段による診断結果に係るデータを記憶する記憶手段を更に備えることを特徴とする請求項 12 または 13 に記載の故障診断システム。

【請求項 15】

前記電子機器は、前記加速度センサの出力を用いて、該加速度センサの装着対象の動き及び / 又は傾きを検出する検出手段を備えることを特徴とする請求項 12 ないし 14 のいずれかに記載の故障診断システム。

【請求項 16】

前記電子機器は、生体情報に係るデータを取得する生体情報測定装置であることを特徴とする請求項 12 ないし 15 のいずれかに記載の故障診断システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、加速度センサに故障が発生しているか否かを診断する故障診断装置、電子機

10

20

30

40

50

器及び故障診断システムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、加速度センサは、種々の電子機器に搭載されており、その出力を用いて電子機器の制御や、地震の状態や生体の運動強度等の事象の検知等に広く用いられている。

【0003】

ところで、この種の加速度センサの搭載対象が、特に携帯性を有する電子機器である場合、該電子機器は、例えば誤って落下されるなどにより大きな衝撃が与えられることが多いと考えられるが、このような衝撃により、該電子機器に搭載される加速度センサに定格以上の加速度が加えられると、加速度センサは、出力値に誤差が生じ、正常な出力値を出力しなくなる可能性がある。

10

【0004】

このように加速度センサに異常が生じているにも拘わらず、その異常が該電子機器の利用者に報知されないままであると、加速度センサの異常が前記利用者に認知されないまま所定の計測等が行われ、誤った計測データに基づく電子機器の誤制御や事象の誤検知が行われることが想定される。

【0005】

このような加速度センサの故障検出に関連する技術として、下記特許文献1がある。この特許文献1には、一对の加速度センサの2つの感度軸を水平軸に対してそれぞれ傾斜させるとともに、各加速度センサの出力（ベクトル）を、その傾斜角度に応じて水平方向及び鉛直方向に配分（ベクトル分解）し、各加速度センサの前記水平方向における各出力の和（合成ベクトル）を水平加速度、各加速度センサの前記鉛直方向における各出力の和を鉛直加速度として導出し、この導出した水平加速度及び鉛直加速度に基づいて、前記加速度センサの故障の有無を検出するようにした加速度検出装置が提案されている。また、同文献1には、前記水平加速度及び鉛直加速度を導出するべく、前記ベクトル分解やベクトル合成に対応する演算を実現する複数のアンプ及び加算器を有する演算回路を搭載する技術が開示されている。

20

【0006】

また、前記特許文献1の他に、加速度センサの故障を検出するための参照用のセンサを用いる技術も知られている。

30

【特許文献1】特開平11-211751号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

しかしながら、前記特許文献1は、加速度センサの故障を判別するべく複数の加速度センサを搭載するため、加速度検出装置のコストアップや大型化を招来していた。また、参照用のセンサを用いて加速度センサの故障判定を行う技術においても、故障判定対象の加速度センサとは別のセンサを別途備えるため、前記特許文献1と同様、加速度検出装置のコストダウンや小型化の余地があると考えられる。

【0008】

40

本発明は、上記事情に鑑みてなされたもので、コストアップや大型化を回避又は抑制しつつ、加速度センサの故障を検知することのできる加速度センサの故障診断装置、電子機器、生体情報測定装置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】

【0009】

請求項1に記載の発明は、電子機器に搭載される加速度センサの故障の有無を診断する加速度センサの故障診断装置であって、前記加速度センサの出力に基づいて加速度を算出する加速度算出手段と、前記加速度算出手段の出力値が所定範囲内となる状態が所定時間の間継続するか否かに基づいて、前記電子機器が静止状態にあるか否かを判定する第1の判定手段とを備えることを特徴とするものである。

50

【0010】

この発明によれば、加速度算出手段により、加速度センサの出力に基づいて加速度が算出され、第1の判定手段により、前記加速度算出手段の出力値が所定範囲内となる状態が所定時間の間継続するか否かに基づいて、前記電子機器が静止状態にあるか否かが判定される。

【0011】

請求項2に記載の発明は、請求項1に記載の加速度センサの故障診断装置において、前記加速度センサは、互いに略直交する3軸方向それぞれに対応して備えられており、前記第1の判定手段により前記電子機器が静止状態にあると判定されると、前記各加速度センサの出力値の合成値を算出する合成値算出手段と、前記合成値算出手段により算出された合成値が所定の正常範囲内にあるか否かを判定し、その判定結果に基づいて前記加速度センサの故障の有無を診断する第2の判定手段とを備えることを特徴とするものである。

10

【0012】

この発明によれば、第1の判定手段により前記電子機器が静止状態にあると判定されると、合成値算出手段により、前記各加速度センサの出力値の合成値が算出され、第2の判定手段により、前記合成値算出手段で算出された合成値が所定の正常範囲内にあるか否かが判定され、その判定結果に基づいて、前記加速度センサに故障の有無が診断される。

【0013】

前記合成値とは、各加速度センサの出力の大きさ及び（加速度の）向きをベクトルで表した場合に、各加速度センサの出力に対応する各ベクトルを合成した合成ベクトルの大きさに相当するものである。

20

【0014】

これにより、加速度センサの出力そのものを用いて該加速度センサの故障の有無を診断することができる。

【0015】

請求項3に記載の発明は、請求項2に記載の加速度センサの故障診断装置において、前記第2の判定手段による診断結果を表示する表示手段を更に備えることを特徴とするものである。

【0016】

この発明によれば、合成値算出手段で算出された合成値が正常範囲内にあるか否かの診断結果を表示する表示手段を備えたので、当該故障診断装置の使用者にその診断結果を報知することができる。これにより、加速度センサの異常が前記利用者に認知されないまま所定の計測等が行われ、誤った計測データに基づく電子機器の誤制御や事象の誤検知が行われるのを防止することが可能となる。

30

【0017】

請求項4に記載の発明は、請求項2または3に記載の加速度センサの故障診断装置において、前記第2の判定手段による診断結果に係るデータを外部機器に送信する送信手段を更に備えることを特徴とするものである。

【0018】

この発明によれば、合成値算出手段で算出された合成値が正常範囲内にあるか否かの診断結果を外部機器に送信する送信手段を備えたので、外部機器において、前記診断結果に基づく所定の処理を実行することが可能となる。

40

【0019】

請求項5に記載の発明は、請求項2ないし4のいずれかに記載の加速度センサの故障診断装置において、前記第2の判定手段による診断結果に係るデータを記憶する第1の記憶手段を更に備えることを特徴とするものである。

【0020】

この発明によれば、合成値算出手段で算出された合成値が正常範囲内にあるか否かの診断結果に係るデータを記憶する第1の記憶手段を備えたので、前記診断結果のデータをいつでも提供することが可能となる。

50

【0021】

請求項6に記載の発明は、請求項1ないし5のいずれかに記載の加速度センサの故障診断装置において、前記加速度算出手段は、Gを重力加速度として、前記加速度センサの正常時に1G及び-1Gの加速度がそれぞれ作用したときの前記加速度センサの出力値をそれぞれ $V_i(+1G)$ 、 $V_i(-1G)$ としたとき、下記(1)式を用いて前記加速度センサの出力値 V_i から加速度 A_i を算出することを特徴とするものである。

【0022】

【数1】

$$A_i = \left(V_i - \frac{V_i(+1G) + V_i(-1G)}{2} \right) / \left(\frac{V_i(+1G) - V_i(-1G)}{2} \right) \quad (i=x, y, z) \quad \dots (1)$$

10

【0023】

この発明によれば、加速度センサの出力 V_i をそのまま用いて加速度 A_i を算出する方法を実現することができる。

【0024】

その際、請求項7に記載の発明のように、前記 $V_i(+1G)$ 、 $V_i(-1G)$ を予め記憶しておくようにすればよい。

20

【0025】

請求項8に記載の発明は、前記加速度センサと、請求項1ないし7のいずれかに記載の加速度センサの故障診断装置と、前記加速度センサの出力を用いて、該加速度センサの装着対象の動き及び/又は傾きを検出する検出手段とを備えることを特徴とする電子機器である。

【0026】

この発明によれば、加速度センサの出力を用いて該加速度センサの装着対象の動き及び/又は傾きを検出する機能を備えた電子機器において、加速度センサの出力そのものを用いて該加速度センサの故障の有無を診断することができる。

30

【0027】

請求項9に記載の発明は、請求項8に記載の電子機器において、前記故障診断装置に動作を実行させる指示を入力するための第1の入力手段と、前記検出手段の非動作時において前記第1の入力手段により前記指示が入力されると、前記故障診断装置に動作を実行させる第1の制御手段とを更に備えることを特徴とするものである。

【0028】

この発明によれば、加速度センサの故障診断装置に動作を実行させる指示を入力できるようにしたので、電子機器の使用者が、故障診断装置に故障診断を任意のタイミングで行わせることができる。

40

【0029】

請求項10に記載の発明は、請求項8または9に記載の電子機器において、前記故障診断装置に動作を実行させる指示に係る指示データを外部機器から受信する受信手段と、前記検出手段の非動作時において、前記受信手段により前記指示データが受信されると、前記故障診断装置に動作を実行させる第2の制御手段とを更に備えることを特徴とするものである。

【0030】

この発明によれば、加速度センサの故障診断装置に動作を実行させる指示に係る指示データを外部機器から受信する受信手段と、前記検出手段の非動作時において、前記受信手段により前記指示データが受信されると、前記加速度センサの故障診断装置に動作を実行

50

させる第2の制御手段とを備えたので、外部機器を用いて例えば遠隔的に故障診断装置（電子機器）に故障診断を行わせることができる。

【0031】

請求項11に記載の発明は、請求項8ないし10のいずれかに記載の電子機器において、前記電子機器は、生体情報に係るデータを取得する生体情報測定装置であることを特徴とするものである。

【0032】

この発明によれば、電子機器のうち、特に、生体情報に係るデータを取得する生体情報測定装置において、請求項8ないし10のいずれかに記載の発明による効果が顕著なものとなる。なお、前記生体情報の一例として、例えば酸素飽和度、脈拍数、呼吸、心電、血糖値、血圧の情報が挙げられる。

10

【0033】

請求項12に記載の発明は、電子機器とデータ処理装置とが所定の通信経路を介して通信可能に構成され、前記電子機器に搭載された加速度センサの故障の有無を前記電子機器とデータ処理装置との連携により診断するように構成された故障診断システムであって、前記電子機器は、互いに略直交する3軸方向それぞれに対応して備えられた複数の加速度センサと、前記加速度センサの出力に基づいて加速度を算出する加速度算出手段と、前記加速度算出手段により算出された加速度に係るデータを前記データ処理装置に送信する送信手段とを備え、前記データ処理装置は、前記送信手段により送信された前記加速度に係るデータを受信する受信手段と、前記受信手段により受信された前記加速度に係るデータが示す出力値が所定範囲内となる状態が所定時間の間継続するか否かに基づいて、前記電子機器が静止状態にあるか否かを判定する第1の判定手段と、前記第1の判定手段により前記電子機器が静止状態にあると判定されると、前記各加速度センサの出力値の合成値を算出する合成値算出手段と、前記合成値算出手段により算出された合成値が所定の正常範囲内にあるか否かを判定し、その判定結果に基づいて、前記加速度センサの故障の有無を診断する第2の判定手段とを備えることを特徴とするものである。

20

【0034】

この発明によれば、電子機器とデータ処理装置とが所定の通信経路を介して通信可能に構成され、前記電子機器に搭載された加速度センサの故障の有無を前記電子機器とデータ処理装置との連携により診断するように構成された故障診断システムにおいて、請求項2に記載の発明と同様、加速度センサの出力をそのまま用いて該加速度センサの故障の有無を診断することができる。

30

【0035】

請求項13に記載の発明は、請求項12に記載の故障診断システムにおいて、前記電子機器及び/又はデータ処理装置は、前記第2の判定手段による診断結果を表示する表示手段を備えることを特徴とするものである。

【0036】

この発明によれば、電子機器及び/又はデータ処理装置に、合成値算出手段で算出された合成値が所定の正常範囲内にあるか否かの診断結果を表示する表示手段を備えたので、請求項3に記載の発明と同様、当該故障診断装置の利用者にその診断結果を報知することができる。これにより、加速度センサの異常が前記利用者に認知されないまま所定の計測等が行われ、誤った計測データに基づく電子機器の誤制御や事象の誤検知が行われるのを防止することが可能となる。

40

【0037】

請求項14に記載の発明は、請求項12または13に記載の故障診断システムにおいて、前記電子機器及び/又はデータ処理装置は、前記第2の判定手段による診断結果に係るデータを記憶する記憶手段を更に備えることを特徴とするものである。

【0038】

この発明によれば、請求項5に記載の発明と同様、前記診断結果のデータをいつでも提供することが可能となる。

50

【 0 0 3 9 】

請求項 1 5 に記載の発明は、請求項 1 2 ないし 1 4 のいずれかに記載の故障診断システムにおいて、前記電子機器は、前記加速度センサの出力を用いて、該加速度センサの装着対象の動き及び / 又は傾きを検出する検出手段を備えることを特徴とするものである。

【 0 0 4 0 】

この発明によれば、電子機器が、加速度センサの出力を用いて該加速度センサの装着対象の動き及び / 又は傾きを検出する機能を備える故障診断システムにおいて、請求項 8 に記載の発明と同様、加速度センサの出力そのものを用いて該加速度センサの故障の有無を診断することができる。

【 0 0 4 1 】

請求項 1 6 に記載の発明は、請求項 1 2 ないし 1 5 のいずれかに記載の故障診断システムにおいて、前記電子機器は、生体情報に係るデータを取得する生体情報測定装置であることを特徴とするものである。

【 0 0 4 2 】

この発明によれば、請求項 1 1 に記載の発明と同様、前記電子機器が特に生体情報に係るデータを取得する生体情報測定装置である場合において、請求項 1 2 ないし 1 5 のいずれかに記載の発明による効果が顕著なものとなる。なお、前記生体情報の一例として、例えば酸素飽和度、脈拍数、呼吸、心電、血糖値、血圧の情報が挙げられる。

【 発明の効果 】

【 0 0 4 3 】

本発明によれば、故障診断対象である加速度センサの出力を用いて該加速度センサの故障の有無を診断するため、従来のように加速度センサを複数設けたり、あるいは加速度センサとは別の参照用のセンサを搭載したりする必要がなくなる。その結果、その分、装置のコストダウンや小型化を図ることができる。

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 4 4 】

以下、図面に基づいて本発明の実施形態につき説明する。

【 0 0 4 5 】

図 1 は、生体情報測定システム 1 の一例を示す構成図である。この生体情報測定システム 1 は、被験者の血中酸素飽和度と体の傾き角とを並行的（同時）に計測し、その計測データを記憶することができるパルスオキシメータ 2 と、該パルスオキシメータ 2 に記憶された血中酸素飽和度及び体の傾き角に関するデータを読み出して、該データに基づいて被験者の所定の生体症状についての解析を行うための P C 3 と、パルスオキシメータ 2 と P C 3 とを必要時に通信可能に接続する U S B ケーブル 2 0 7 とで構成されている。

【 0 0 4 6 】

パルスオキシメータ 2 は、本体部 2 0 0 とプローブ 2 1 とを備え、両者の間は、コネクタ 2 0 4 付きのプローブケーブル 2 0 5 にて電氣的に接続される構成である。本体部 2 0 0 には、外観的に電源スイッチ 2 0 1、液晶表示装置等からなる表示部 2 0 2、前記プローブケーブル 2 0 5 を接続するためのコネクタ部 2 0 3、前記 U S B ケーブル 2 0 7 を接続するためのコネクタ部 2 0 6 などが備えられている。また、本体部 2 0 0 の内部には、メモリ部、マイクロプロセッサ（C P U）、電源電池（いずれも図示省略）や、3 軸加速度センサ 2 2 などが内蔵されている。

【 0 0 4 7 】

プローブ 2 1 は、血中酸素飽和度を実際に測定する測定指 F を挟み込むように取り付けることが可能なクリップ状を呈している。すなわち、一对のクリップ片が開閉自在に結合され、測定指 F をバネ等の付勢力をもって挟持可能な構成とされている。そして、後述するように、前記一对のクリップ片の一方には発光部 2 1 1 が、クリップ片の他方には受光部 2 1 2 が備えられている（図 3 参照）。

【 0 0 4 8 】

前記本体部 2 0 0 及びプローブ 2 1 は、計測時において、例えば図 2 に示すような態様

10

20

30

40

50

で、被験者Hに取り付けられる。すなわち、被験者Hの胸部に体着ベルト208が巻回され、該体着ベルト208を利用して本体部200が被験者Hの体幹部に取り付けられる。一方、プローブ21は、被験者Hの測定指Fにクリッピングして取り付けられる。そして、本体部200とプローブ21とは、プローブケーブル205にて接続される。なお、計測時(被験者Hの睡眠時)にはUSBケーブル207は接続されず、計測が終了して計測データをパルスオキシメータ2から取り出す時に接続される。

【0049】

なお、パルスオキシメータ2には3軸加速度センサ22が内蔵されている関係上、この3軸加速度センサ22の各軸出力が設定通りの正しい体方位関係のものとして得られるよう、図14に示すように、当該パルスオキシメータ2の被験者への標準装着方向を表示する方向表示部209を外装面(本体部200の筐体表面)に設けることが望ましい。すなわち、パルスオキシメータ2が3軸加速度センサ22の軸出力設定とは異なる方向で誤装着されてしまった場合、例えば上下方向を逆にして装着されてしまった場合、3軸加速度センサ22のX軸、Y軸出力が被験者の体位状態に対して符号が逆転してしまい、例えば右方向への寝返りを左方向への寝返りと誤認してしまうことになる。

10

【0050】

そこで、図14に示すように、「頭方向」、「足方向」などと矢印指示するような方向表示部209を本体部200の筐体表面に設け、被験者H若しくは医療従事者等に標準装着方向を明示することで、上記のような誤測定を防止することができる。

【0051】

図1に戻り、PC3は、PC本体部30(ハードディスク装置)と、キーボード等からなる操作部32と、CRT(Cathode-Ray Tube)ディスプレイや液晶ディスプレイ等からなる表示部33とを備えて構成されている。

20

【0052】

図3は、プローブ21及びこれに関連する本体部200の回路構成を概略的に示す回路図である。プローブ21は、発光部211及び受光部212を備える。発光部211は、異なる2つの波長1、2を発生する半導体発光素子から構成され、例えば赤色領域の波長1の赤色光を発生する赤色LED211Rと、赤外線領域の波長2の赤外光を発生する赤外LED211IRとが用いられる。一方、受光部212は、(発光部211にて発せられた光を)受光した光強度に応じた電流を生成する光電変換素子からなる。該光電変換素子としては、少なくとも前記波長1および波長2に対して光感応性を有するシリコンフォトダイオード(Silicon Photo Diode)等が用いられる。

30

【0053】

発光部211及び受光部212は、図3に示すように、血中酸素飽和度を測定する測定指F(生体組織)を挟むように対向配置される。例えば、動脈血の脈動を光学的に捉えやすい測定指Fの指先において、爪部側に発光部211が配置され、指腹部側に受光部212が配置される。実際には、プローブ21を測定指Fにクリッピングすれば、発光部211及び受光部212が前述のような配置関係になる構成とされている。なお、サージカルテープや救急絆創膏などの医療用テープを用いて、発光部211及び受光部212を測定指Fに対して装着するようにしても良い。これにより、測定指Fを透過した発光部211の両波長1、2の光が、受光部212にて受光されるようになる。

40

【0054】

前記発光部211及び受光部212には、それぞれ発光回路211C及び受光回路212Cが接続されている。発光回路211C及び受光回路212Cは本体部200に備えられており、発光部211及び受光部212との電氣的接続は、プローブケーブル205により行われている。

【0055】

前記発光回路211Cは、マイクロプロセッサ20Cで動作制御され、所定の発光制御信号を発光部211の赤色LED211R及び赤外LED211IRに与える。これにより、例えば赤色LED211Rと赤外LED211IRとが交互に駆動され、赤色光と赤

50

外光とが交互に射出される。また前記受光回路 212C は、マイクロプロセッサ 20C により発光部 211 の発光に同期して制御され、受光した光を光強度に従い光電変換した電流信号（パルス信号）を生成する。

【0056】

酸素は、血液中のヘモグロビンの酸化・還元によって運搬されている。このヘモグロビンは、酸化されると赤色光の吸収が減少して赤外光の吸収が増加し、逆に還元されると赤色光の吸収が増加して赤外光の吸収が減少するという光学的特性を有している。この特性を利用して、受光回路 212C で検出された赤色光及び赤外光の透過光量の変動を計測することで、血中酸素飽和度（動脈血酸素飽和度）を求めることが可能となる。

【0057】

次に、パルスオキシメータ本体部 200 に内蔵される 3 軸加速度センサ 22 について説明する。図 4 は、3 軸加速度センサ 22 の一例である piezo 抵抗型 3 軸加速度センサを示す図であって、図 4 (a) は当該 3 軸加速度センサ 22 の斜視図、(b) は上面図、(c) は (b) の a - a 線断面図である。この 3 軸加速度センサ 22 は、結晶に機械的な外力が与えられると結晶格子に歪みが生じ半導体中のキャリア数やキャリア移動度が変化して抵抗値が変化するという piezo 抵抗効果を利用したものである。

【0058】

上記 3 軸加速度センサ 22 は、センサ構造体 220 と 12 個の piezo 抵抗素子 224 とから構成されている。前記センサ構造体 220 は、シリコン等の母材をドライエッチングすることで形成された方形棒状の支持部 221 と、前記方形棒状の支持部 221 の内部に配置される錘部 222 と、前記支持部 221 と錘部 222 とを連結する薄肉の梁部 223 とからなる。前記 piezo 抵抗素子 224 は、梁部 223 の上に設置されており、錘部 222 が加速度に応じて可動することで梁部 223 が変形し、これにより piezo 抵抗素子 224 に応力が与えられる構造とされている。

【0059】

すなわち、当該 3 軸加速度センサ 22 に外力が与えられると、具体的にはパルスオキシメータ 2 の本体部 200 に傾き力が与えられると、その傾き方向に応じて錘部 222 が X 軸回り、Y 軸回り又は Z 軸方向（図 4 (a) 参照）に変位して梁部 223 が変形する。そして、その変形度合いに応じた応力が、piezo 抵抗素子 224 に与えられるようになる。このような応力付加により、前記 piezo 抵抗素子 224 の抵抗値が変化することから、その抵抗値変化（加速度に比例した信号）を検出することで、本体部 200 の傾き角、つまり被験者の体の傾き角を求めることができる。

【0060】

piezo 抵抗素子 224 の加速度に比例した信号は、前記 X 軸、Y 軸、Z 軸とも、12 個の piezo 抵抗素子 224 のうち、各軸あたり 4 つの piezo 抵抗素子 224 を用いてホイートストンブリッジ回路を構成し、応力付加による前記抵抗値変化を電圧変化として検出する方法で取り出すことができる。

【0061】

図 5 (a) は、X 軸及び Y 軸方向における梁部 223 の変形（X 軸及び Y 軸回りの回転）状態を模式的に示す図であり、図 5 (b) は、その電圧変化を検出するためのブリッジ回路を概略的に示す回路図である。なお、図 5 及び後述の図 6 において、R1 ~ R4 の記号は、各軸において選択される 4 つの piezo 抵抗素子 224 を示している。

【0062】

図 5 (a) の梁部変形モデルに示すように、X 軸及び Y 軸方向の加速度に対して、梁部 223 a 上の外側の piezo 抵抗素子 R1 には引っ張り応力が働きその抵抗値が増加するが、内側の piezo 抵抗素子 R2 には圧縮応力が働きその抵抗値は減少することになる。一方、梁部 223 b 上の内側の piezo 抵抗素子 R3 には引っ張り応力が働きその抵抗値が増加するが、外側の piezo 抵抗素子 R4 には圧縮応力が働きその抵抗値は減少する。つまり、piezo 抵抗素子 R1 及び R3 と、piezo 抵抗素子 R2 及び R4 とについて、相反する抵抗変化が生じるようになる。従って、X 軸若しくは Y 軸の場合、図 5 (b) に示すようなブ

10

20

30

40

50

リッジ回路を組み、定電圧 V_{in} を印加した場合、出力電圧 V_{out} は次の (2) 式で求めることができる。

【0063】

$$V_{out} = \{ R_4 / (R_1 + R_4) - R_3 / (R_2 + R_3) \} V_{in} \quad (2)$$

次に図6(a)は、Z軸方向における梁部223の変形(Z軸に沿った上下動)状態を模式的に示す図であり、図6(b)は、その電圧変化を検出するためのブリッジ回路を概略的に示す回路図である。

【0064】

Z軸方向の加速度に対しては、錘部222は上下方向の変位となる。例えば図6(a)の梁部変形モデルに示すように錘部222が上方向へ変位した場合、梁部223c上の外側のピエゾ抵抗素子 R_1 には圧縮応力が働きその抵抗値が減少するが、内側のピエゾ抵抗素子 R_2 には引っ張り応力が働きその抵抗値は増加することになる。同様に、梁部223d上の内側のピエゾ抵抗素子 R_3 には引っ張り応力が働きその抵抗値が増加するが、外側のピエゾ抵抗素子 R_4 には圧縮応力が働きその抵抗値は減少する。つまり、ピエゾ抵抗素子 R_1 及び R_4 と、ピエゾ抵抗素子 R_2 及び R_3 について、相反する抵抗変化が生じるようになる。従って、Z軸の場合、図6(b)に示すようなブリッジ回路を組み、定電圧 V_{in} を印加した場合、出力電圧 V_{out} は次の(3)式で求めることができる。

【0065】

$$V_{out} = \{ R_3 / (R_1 + R_3) - R_4 / (R_2 + R_4) \} V_{in} \quad (3)$$

以上が3軸加速度センサ22による加速度検出の基本的な動作原理であるが、次に当該3軸加速度センサ22を用いて傾き角を検出する原理について説明する。加速度センサとは、入力軸(感応軸;図4(a)に示したX軸、Y軸、Z軸)方向に関して、運動加速度成分 m から重力加速度成分 G を差し引いた成分を測定する慣性センサである。すなわち、この加速度センサの表示加速度 E は、

$$E = m - G \quad \dots (4)$$

にて表される。ここで、重力加速度成分 G は、鉛直軸に沿っている場合を $1G$ とすると、地球上で固定された加速度センサ ($m = 0$) にあっては、感応軸が上向きの鉛直軸に沿っている場合には $+1G$ が表示され、感応軸が鉛直軸から角度 θ だけ傾いている場合は、 $+1G$ の $\cos \theta$ 倍が表示されることとなる。

【0066】

このことを利用すると、加速度センサの3軸(X軸、Y軸、Z軸)それぞれの重力加速度検出値に基づいて、各々の軸が鉛直軸から傾いている角度(傾き角)を求めることができる。図7は、加速度センサの姿勢を表現するにあたり、X軸、Y軸、Z軸の傾き角を定義するための説明図である。一般的には、いずれの軸についても鉛直軸を基準とした傾き角で姿勢を表現することが適している。しかし、Z軸が鉛直軸に一致しているときに標準姿勢であるような場合、当該標準姿勢からの傾斜を表現するには、図7に示すように、X軸及びY軸については、鉛直軸225zからの傾き角 α 及び β を用いるよりも、水平面225上の基準線225x及び225yからの角度 θ_x 及び θ_y (符号は、水平面225より上向きを正とする)を用いた方が実際的である。従って、ここでは加速度センサの姿勢を表現するにあたり、X軸及びY軸については水平面225からの角度 θ_x 及び θ_y を用い、Z軸については鉛直軸225zからの傾き角 θ_z を用いるものとする。この定義においては、当該加速度センサが傾斜していないとき(Z軸と鉛直軸とが一致しているとき)、 θ_x 、 θ_y 、 θ_z の全てがゼロ($0G$ 出力)となる。

【0067】

この場合、上記 θ_x 、 θ_y 、 θ_z を用いると、X軸、Y軸、Z軸の出力値 V_x 、 V_y 、 V_z は、次の(5)~(7)式により表される。

【0068】

$$V_x = X_0 + X_s \cdot \sin \theta_x \quad \dots (5)$$

$$V_y = Y_0 + Y_s \cdot \sin \theta_y \quad \dots (6)$$

$$V_z = Z_0 + Z_s \cdot \cos \theta_z \quad \dots (7)$$

10

20

30

40

50

但し、上記(5)～(7)式において、 X_0 、 Y_0 、 Z_0 は鉛直軸に対する初期的なずれに対する補正量であり、これは3軸加速度センサ22をパルスオキシメータ2へ取り付けられたときの、パルスオキシメータ本体部200の鉛直軸と3軸加速度センサ22のZ軸のずれに起因する誤差を補正するためのものである。また、 X_s 、 Y_s 、 Z_s は、それぞれX軸、Y軸、Z軸の感度(センサ出力の1Gあたりのカウント値;定数)を示している。

【0069】

なお、3軸の傾き角の間には次の(8)式の関係があり、2つの傾き角が求められると、残る1つの傾き角も求めることができる。

【0070】

$$\sin^2 \alpha + \sin^2 \beta + \cos^2 \gamma = 1 \quad \dots (8)$$

10

3軸加速度センサ22のパルスオキシメータ2における本体部200への組み込みは、被験者Hの臥位姿勢に関連づけて、例えば図8に示すような軸方向となるように内蔵させることができる。すなわち、図2に示すような態様でパルスオキシメータ本体部200を仰臥状態の被験者Hの体幹部に装着した場合において、3軸加速度センサ22のX軸(第2軸)が体幹軸に沿い、Y軸(第1軸)が体の横幅方向に沿い、そしてZ軸(第3軸)が体の前後方向となるようにパルスオキシメータ2の本体部200へ3軸加速度センサ22を内蔵させる。

【0071】

この場合、被験者HがY軸回りの回転をしたとき、X軸の傾き角(X軸センサの出力値)から、被験者Hが座位であるか否か(立位姿勢か臥位姿勢かの判別)が検出される。また、被験者HがX軸回りの回転をしたとき、Y軸の傾き角(Y軸センサの出力値)から、被験者Hの体の傾き角(体位角度)が検出される。さらにZ軸の傾き角(Z軸センサの出力値)の正負の別から、被験者Hが仰臥位か腹臥位かが検出されることとなる。

20

【0072】

次に、3軸加速度センサ22のX軸、Y軸、Z軸の各センサ出力値による体位状態の検出について説明する。まず、座位の検出には、X軸センサ出力値が用いられる。上記(5)式より、X軸センサ出力値のA/D変換後のカウント値を P_x とすると、このカウント値 P_x は次の(9)式にて求められる。

【0073】

$$P_x = P_{x0} + P_{xs} \cdot \sin \alpha \quad \dots (9)$$

30

P_{x0} : X軸補正量 X_0 のA/D変換後のカウント値

P_{xs} : X軸センサ出力値の1GあたりのA/D変換後のカウント値(定数)

従って、X軸の傾き角 α は、次の(10)式により求めることができる。この(10)式において、 45° のとき、被験者Hが座位であると判定され、それ以外は臥位であると判定される。

【0074】

【数2】

$$\alpha = \sin^{-1} \left(\frac{P_x - P_{x0}}{P_{xs}} \right) \quad \dots (10)$$

40

【0075】

続いて、体の傾き角の検出には、Y軸センサ出力値が用いられる。上記(6)式より、Y軸センサ出力値のA/D変換後のカウント値を P_y とすると、このカウント値 P_y は次の(11)式にて求められる。

【0076】

$$P_y = P_{y0} + P_{ys} \cdot \sin \beta \quad \dots (11)$$

P_{y0} : Y軸補正量 Y_0 のA/D変換後のカウント値

P_{ys} : Y軸センサ出力値の1GあたりのA/D変換後のカウント値(定数)

従って、Y軸の傾き角 β は、次の(12)式により求めることができる。なお(12)

50

式において、 θ の値は 180° 以下である。

【0077】

【数3】

$$\beta = \sin^{-1} \left(\frac{P_y - P_{y0}}{P_{ys}} \right) \quad \dots \quad (12)$$

【0078】

但し、上記(12)式において、 $P_y - P_{y0} = 0$ となるのは、 $\theta = 0^\circ$ の仰臥位の場合と、 $\theta = 180^\circ$ の腹臥位の場合との二箇所存在する。この仰臥位と腹臥位との判別のため、Z軸センサ出力値のカウント値が用いられる。すなわち、 $\theta = 0^\circ$ のとき、 $z = 0^\circ$ であることから、Z軸センサ出力値のカウント値は正のカウント値(1Gあたりのカウント値)となり、 $\theta = 180^\circ$ のとき、 $z = 180^\circ$ であることから、Z軸センサ出力値のカウント値は負のカウント値(-1Gあたりのカウント値)となる。これにより、仰臥位と腹臥位との判別が可能となる。

【0079】

なお、Z軸の傾き角も次のようにして求めることができる。上記(7)式より、Z軸センサ出力値のA/D変換後のカウント値を P_z とすると、このカウント値 P_z は次の(13)式にて求められる。

【0080】

$$P_z = P_{z0} + P_{zs} \cdot \cos z \quad \dots \quad (13)$$

P_{z0} : Z軸補正量 Z_0 のA/D変換後のカウント値

P_{zs} : Z軸センサ出力値の1GあたりのA/D変換後のカウント値(定数)

従って、Y軸の傾き角 θ は、次の(14)式により求めることができる。

【0081】

【数4】

$$\theta_z = \cos^{-1} \left(\frac{P_z - P_{z0}}{P_{zs}} \right) \quad \dots \quad (14)$$

【0082】

図9は、パルスオキシメータ2の電氣的な機能構成を示すブロック図である。このパルスオキシメータ2は、上述した表示部202、プローブ21(血中酸素飽和度計測部)及び3軸加速度センサ22(体傾斜検出部)に加え、第1A/D変換部231、第2A/D変換部232、演算部24、メモリ部25(記憶部)、制御部27及びI/F26を備えて構成されている。

【0083】

上述の通り、プローブ21は、発光部211及び受光部212を備え、被験者の血中酸素飽和度に関する計測データを取得する。また、3軸加速度センサ22は、被験者の体の傾き角に関する計測データを取得する。

【0084】

第1A/D変換部231は、所定のサンプリング周期で受光部212から出力される赤色光及び赤外光の透過光量に応じたアナログ電流信号を電圧信号に変換する電流/電圧変換回路(図示省略)から与えられる前記電圧信号を、デジタル信号に変換する。また、第2A/D変換部232は、3軸加速度センサ22が備えるX軸、Y軸、Z軸の各センサ出力値(アナログ電流信号)を、同様に電流/電圧変換した後の電圧信号(上述した V_x 、 V_y 、 V_z が相当)に変換した上でデジタル信号に変換する。

【0085】

10

20

30

40

50

演算部 2 4 は、第 1 A / D 変換部 2 3 1 及び第 2 A / D 変換部 2 3 2 からそれぞれ与えられるデジタル計測信号から、血中酸素飽和度 (S p O ₂) 及び体の傾き角に関するカウント値をそれぞれ求める機能部であって、 S p O ₂ カウント値検出部 2 4 1 及び体傾斜カウント値検出部 2 4 2 を備えている。

【 0 0 8 6 】

S p O ₂ カウント値検出部 2 4 1 は、前記第 1 A / D 変換部 2 3 1 から定期的にデジタル計測信号の入力を受けて、所定の周期毎 (例えば 1 秒毎) の S p O ₂ に相当するカウント値を求める。体傾斜カウント値検出部 2 4 2 は、前記第 2 A / D 変換部 2 3 2 から定期的にデジタル計測信号の入力を受けて、所定の周期毎に、 X 軸、 Y 軸、 Z 軸における各々の傾きに相当するカウント値 (上述した P x 、 P y 、 P z が相当) を求める。

10

【 0 0 8 7 】

メモリ部 2 5 は、 R A M 等からなり、計測データ格納部 2 5 1 を備えている。計測データ格納部 2 5 1 には、プローブ 2 1 及び 3 軸加速度センサ 2 2 で計測された計測データ (上記各々のカウント値) が、それぞれのデータ取得時間に関連付けられて一時的に格納される。

【 0 0 8 8 】

I / F 2 6 は、 R S - 2 3 2 C , U S B , I r D A 等で構成され、前記 P C 3 と当該パルスオキシメータ 2 とのデータ通信を可能とするためのインターフェイスである。具体的には、パルスオキシメータ 2 のメモリ部 2 5 に格納されているカウント値 (計測データ) を P C 3 にダウンロードさせる際のインターフェイスとして機能する。

20

【 0 0 8 9 】

制御部 2 7 は、プローブ 2 1 (発光部 2 1 1 及び受光部 2 1 2) 及び 3 軸加速度センサ 2 2 のセンシング動作、演算部 2 4 によるカウント値を求める演算動作及びメモリ部 2 5 へのカウント値書き込み動作等を制御する。すなわち制御部 2 7 は、プローブ 2 1 及び 3 軸加速度センサ 2 2 に所定のサンプリング周期で被験者について S p O ₂ と体の傾き角とに関する計測データを取得させ、その計測データについてのそれぞれのカウント値を求める演算を演算部 2 4 に行わせ、さらにメモリ部 2 5 に前記カウント値を格納させる制御を行うものである。

【 0 0 9 0 】

ところで、本実施形態のパルスオキシメータ 2 は携帯性を有するため、落下等により衝撃が加えられることが考えられる。 3 軸加速度センサ 2 2 は、定格以上 (例えば 1 0 0 0 G ~ 2 0 0 0 G) の加速度が加わると故障する可能性がある。このように 3 軸加速度センサ 2 2 に故障が発生した場合、 0 G のときの基準電圧 (以下、オフセット電圧という) と、加速度と 3 軸加速度センサ 2 2 の出力電圧の比率 (以下、感度という) とが大きな誤差を含むものとなったり異常な値となったりする。

30

【 0 0 9 1 】

このような問題を回避するべく、制御部 2 7 は、前記機能に加えて、加速度算出部 2 7 1、静止状態判定部 2 7 2、合成値算出部 2 7 3、故障判定部 2 7 4 及び表示制御部 2 7 5 としての機能も有している。

【 0 0 9 2 】

加速度算出部 2 7 1 は、各加速度センサ 2 2 が正常に動作している場合において、各加速度センサ 2 2 に各感度軸における正方向及び負方向に 1 G の加速度が作用しているときの前記加速度センサ 2 2 の出力値を V _i (+ 1 G) , V _i (- 1 G) とするとき、加速度センサ 2 2 から出力値 V _i が得られたときの加速度 A _i を、 (1 5) 式により導出するものである。加速度算出部 2 7 1 は、特許請求の範囲における加速度算出手段に相当するものである。

40

【 0 0 9 3 】

【数 5】

$$A_i = \left(V_i - \frac{V_i(+1G) + V_i(-1G)}{2} \right) / \left(\frac{V_i(+1G) - V_i(-1G)}{2} \right)$$

$$(i=x, y, z) \quad \dots \quad (15)$$

【0094】

静止状態判定部 272 は、パルスオキシメータ 2 (加速度センサ 22) が静止状態にあるか否かを判定するものである。静止状態判定部 272 は、特許請求の範囲における第 1 の判定手段に相当するものである。

【0095】

パルスオキシメータ 2 (加速度センサ 22) が静止状態であるか否かの判定は、例えば所定の判定時間 (例えば 5 秒間) の間、各加速度センサ 22 の出力から算出される加速度が所定範囲 (例えば 2 LSB ~ 3 LSB、0.02 G ~ 0.03 G LSB は Least Significant Bit の略) 内にあるか否かで行う。

【0096】

図 10 (a) は、パルスオキシメータ 2 (加速度センサ 22) が静止状態である場合の各加速度センサ 22 のセンサ出力 (算出加速度) を示すための図であり、パルスオキシメータ 2 が静止状態であるときに、X 軸センサの出力は略 0、Y 軸センサの出力は略 -0.3 G、Z 軸センサの出力は略 +0.95 G となる例を示している。

【0097】

なお、理論上、パルスオキシメータ 2 が自由落下や加速度運動、あるいは加速度センサ 22 の位置を中心とした等速円運動等によって、各加速度センサ 22 の出力が前記所定範囲内となる可能性がある。図 11 (a) は、パルスオキシメータ 2 (加速度センサ 22) が自由落下状態である場合の各加速度センサ 22 のセンサ出力 (算出加速度) を示すための図であり、パルスオキシメータ 2 が自由落下状態であるとき、矢印 P で示すように、いずれの加速度センサもセンサ出力が 0 付近となることを示している。

【0098】

しかし、現実的には、自由落下の場合には微小な回転運動が加わり、また、加速度運動や等速円運動では微小な振動が加わるため、その可能性は極めて小さいものである。

【0099】

さらに、サンプリング周期、判定期間の長さ及び LSB を適宜設定することにより、パルスオキシメータ 2 が静止状態にあるか否かの判定をより正確に行うことができる。

【0100】

例えば、サンプリング周波数を 30 ~ 40 Hz とし、5 秒間で 2 ~ 3 LSB 以内という条件に設定した場合、仮に 5 秒間の間に自由落下が行われると 122.5 m 落下することになり、また、地上から投げ上げた場合には、地上から 30 m の高さに到達することになる。パルスオキシメータ 2 は、これらのような状態が発生するような使い方をされることは極めて考えにくいことから、前記のような条件で判定動作を行うことにより、パルスオキシメータ 2 が静止状態にあるか否かの判定をより正確に行うことができる。

【0101】

合成値算出部 273 は、静止状態判定部 272 により、パルスオキシメータ 2 が静止状態にあると判定された場合に、後述の合成値 A を算出するものである。合成値算出部 273 は、特許請求の範囲における合成値算出手段に相当するものである。

【0102】

X, Y, Z 軸にそれぞれ作用する加速度を A_x 、 A_y 、 A_z 、各加速度の合成ベクトルの大きさを A (以下、合成値 A という) とすると、合成値 A は、加速度 A_x 、 A_y 、 A_z を用いて (16) 式で表される。

10

20

30

40

50

【 0 1 0 3 】

【 数 6 】

$$A = \sqrt{A_x^2 + A_y^2 + A_z^2} \quad \dots (16)$$

【 0 1 0 4 】

ここで、加速度センサ 2 2 が静止状態にあるときは、加速度センサ 2 2 に作用する重力加速度は 1 G であるから、前記合成値 A は、(1 7) 式で表される。

【 0 1 0 5 】

【 数 7 】

$$A = G = \sqrt{G_x^2 + G_y^2 + G_z^2} \quad \dots (17)$$

【 0 1 0 6 】

故障判定部 2 7 4 は、合成値算出部 2 7 3 により合成値 A が算出されると、該合成値 A が正常範囲から逸脱しているか否かを判定することにより、加速度センサ 2 2 の故障の有無を判定するものである。故障判定部 2 7 4 は、特許請求の範囲における第 2 の判定手段に相当するものである。

【 0 1 0 7 】

例えば、加速度センサ 2 2 の 1 G の出力が 3 0 0 ~ 4 0 0 m V、A / D 変換部 2 3 2 の特性が 3 V / 1 0 b i t とし、正常状態における各加速度センサ 2 2 のオフセット電圧(中心値)が ± 3 0 m V、感度が 3 1 3 ~ 3 5 3 m V の範囲でずれる可能性がある場合、合成値 A のとり得る値の範囲は 0 . 7 8 ~ 1 . 2 2 G となる。

【 0 1 0 8 】

故障判定部 2 7 4 は、前記(1 7)式に基づいて算出された合成値 A が、パルスオキシメータ 2 が静止状態にある場合において前記合成値 A がとり得る値の範囲内にあるか否かを判定し、算出した合成値 A がその範囲を逸脱するとの判定を所定回数(本実施形態では 2 回)行ったときに加速度センサ 2 2 に故障が発生しているものと判定する。例えば前述の例では、加速度センサ 2 2 の出力に基づいて算出した合成値 A が 0 . 7 8 ~ 1 . 2 2 G の範囲を逸脱する状態が 2 回発生すると、故障判定部 2 7 4 は、加速度センサ 2 2 に故障が発生しているものと判定する。

【 0 1 0 9 】

図 1 0 (b) は、図 1 0 (a) に示す各加速度センサ 2 2 のセンサ出力の合成値を示す図である。図 1 0 (b) に示すように、静止状態での合成値 A は、重力加速度 G 近傍の値となっていることが判る。図 1 1 (b) は、図 1 1 (a) に示す各加速度センサ 2 2 のセンサ出力の合成値を示す図である。図 1 1 (b) に示すように、自由落下時の合成値 A は、0 近傍の値となっていることが判る。

【 0 1 1 0 】

表示制御部 2 7 5 は、故障判定部 2 7 4 による判定結果を、例えば「故障発生」などの文字や所定のキャラクター等を用いて表示部 2 0 2 に表示するものである。表示制御部 2 7 5 及び表示部 2 0 2 は、特許請求の範囲における表示手段を構成するものである。

【 0 1 1 1 】

前記メモリ部 2 5 は、各加速度センサ 2 2 が正常に動作している場合において、各加速度センサ 2 2 に各感応軸における正方向及び負方向に 1 G の加速度が作用しているときの前記加速度センサ 2 2 の出力値 $V_i(+1G)$ 、 $V_i(-1G)$ を記憶するセンサ出力記憶部 2 5 2 と、故障判定部 2 7 4 による判定結果を記憶する判定結果記憶部 2 5 3 とを有している。この出力値 $V_i(+1G)$ 、 $V_i(-1G)$ は、例えばパルスオキシメータ 2 の出荷時において、前記メモリ部 2 5 に格納される。センサ出力記憶部 2 5 2 は、特許請

10

20

30

40

50

求の範囲における第2の記憶手段に、また、判定結果記憶部253は、特許請求の範囲における第1の記憶手段にそれぞれ相当するものである。

【0112】

図12は、PC3の電氣的な構成を示すブロック図である。図12に示すように、PC3は、I/F31と、表示部33と、操作部32と、制御部34とを有する。操作部32及び表示部33は、図1に示す操作部32及び表示部33に相当するものである。PC3は、特許請求の範囲におけるデータ処理装置の一例である。

【0113】

I/F31は、RS-232C, USB, IrDA等のインターフェイスで構成され、当該PC3と前記パルスオキシメータ2とのデータ通信を可能とするためのインターフェイスである。

10

【0114】

制御部34は、マイクロコンピュータからなり、上述したPC3内の各部材の駆動を関連付けて制御するものである。また、制御部34は、機能的に、データ処理部341と、記憶部342とを備える。

【0115】

データ処理部341は、I/F31を介してパルスオキシメータ2から取得したSpO₂に相当するカウント値データに基づき、被験者の無呼吸状態に起因するSpO₂値の低下回数を求める演算処理を行うものである。

【0116】

記憶部342は、パルスオキシメータ2のメモリ部25からダウンロードされた計測データや、PC本体部30の各部で求められるデータ類が一時的に格納するRAMや、当該PC3(或いは生体情報測定システム1)を動作させる動作プログラム等を格納するROMを含むものである。

20

【0117】

図13は、パルスオキシメータ2により行われる故障判定動作を示すフローチャートである。

【0118】

図13に示すように、制御部27は、各加速度センサ22の出力を取得すると(ステップ1)、X軸センサ、Y軸センサ及びZ軸センサの各出力に基づいてそれぞれ算出した各加速度が一定時間(例えば前述の5秒間)、所定範囲(例えば前述の2LSB~3LSB、0.02G~0.03G)内にあるか否かを判定する(ステップ2~4)。その結果、各軸方向における各加速度が前記一定時間、前記所定範囲内に無い場合には(ステップ2, 3, 4でそれぞれNO)、制御部27は、パルスオキシメータ2が静止状態ではないと判断して、ステップ1の処理に戻る。

30

【0119】

一方、前記加速度が前記一定時間、前記所定範囲内にある場合には(ステップ2, 3, 4でそれぞれYES)、制御部27は、パルスオキシメータ2が静止状態であると判断し、各加速度センサの出力から得られた加速度の合成値Aを前記(16)式を用いて演算する(ステップ5)。

40

【0120】

そして、制御部27は、算出した合成値Aが所定範囲(例えば前述の0.78~1.22G)内にあるか否かを判定する(ステップ6)。その結果、合成値Aが前記所定範囲内にある場合には(ステップ6でYES)、制御部27は、加速度センサ22に故障が発生していないと判断してステップ1の処理に戻る一方、合成値Aが前記所定範囲を逸脱する場合には(ステップ6でNO)、前記合成値Aは異常であると判定し(ステップ7)、その異常判定回数をインクリメントする(ステップ8)。

【0121】

そして、制御部27は、前記異常判定回数が2回に達したか否かを判定し(ステップ9)、前記異常判定回数が2回に達していない場合には(ステップ9でNO)、ステッ

50

ブ 1 の処理に戻り、前記異常判定回数が 2 回に達すると (ステップ 9 で Y E S)、加速度センサ 2 2 に故障が発生しているものと判定し (ステップ 10)、その判定結果をメモリ部 2 5 に格納するとともに、表示部 2 0 2 に表示する (ステップ 11)。

【 0 1 2 2 】

以上のように、故障診断対象である加速度センサ 2 2 の出力を用いて該加速度センサ 2 2 の故障の有無を診断するため、従来のように加速度センサを複数設けたり、あるいは加速度センサ 2 2 とは別のセンサを搭載したりする必要がなくなる。その結果、従来に比してパルスオキシメータ 2 のコストダウンや小型化を図ることができる。

【 0 1 2 3 】

また、故障の有無を自動的に判定するようにしたので、パルスオキシメータ 2 の使用者は、加速度センサ 2 2 の出力の校正作業を手動で行う必要がなくなり、パルスオキシメータ 2 の利便性を向上することができる。

【 0 1 2 4 】

また、故障の判定結果を表示部 2 0 2 に表示するようにしたので、パルスオキシメータ 2 の使用者は、その判定結果を確認することができる。その結果、加速度センサ 2 2 に故障が発生していることを知らずにパルスオキシメータ 2 を使用し、誤ったデータに基づいて生体の解析が行われるのを防止することができる。

【 0 1 2 5 】

本件は、前記実施形態に加えて、あるいは前記実施形態に代えて次の形態 [1] ~ [4] に説明する変形形態も含むものである。

【 0 1 2 6 】

[1] 前記第 1 の実施形態では、故障の発生の有無をパルスオキシメータ 2 内で行うようにしたが、この形態に限らず、例えば、前記第 1 の実施形態における静止状態判定部 2 7 2、合成値算出部 2 7 3、故障判定部 2 7 4 のいずれか 1 つ又は複数を P C 3 に搭載し、必要に応じて P C 3 とパルスオキシメータ 2 との間でデータの通信を行うように構成してもよい。

【 0 1 2 7 】

さらに、P C 3 に前記第 1 の実施形態における表示制御部 2 7 5 を搭載し、表示制御部 2 7 5 が P C 3 の表示部 3 3 に故障判定結果を表示させるようにしてもよいし、あるいは前記表示制御部 2 7 5 がパルスオキシメータ 2 に対して前記故障判定結果を表示部 2 0 2 に表示する指示を与えるようにしてもよい。

【 0 1 2 8 】

[2] パルスオキシメータ 2 が静止しているものと判定する際の静止条件は、前記第 1 の実施形態で示したもの (判定時間 : 5 秒間 加速度センサ 2 2 の出力から算出される加速度の範囲 : 2 L S B ~ 3 L S B、0 . 0 2 G ~ 0 . 0 3 G) に限られることは無く、適宜設定可能である。

【 0 1 2 9 】

[3] 前記第 1 の実施形態では、加速度センサ 2 2 の 3 軸の出力が静止していることを判定した後に加速度の合成値を求め、その合成値 A が所定の範囲内に入っているか否かにより故障判定を行うようにしたが、これに限らず、静止状態にあるか否かの判定に加速度合成値を用いてもよく、この加速度合成値が一定時間 (例えば 5 秒間)、所定範囲内 (例えば平均値 $\pm 0 . 0 5 G$) に入っているときは静止状態と判定し、そのときの合成値 A が正常範囲内 (例えば $0 . 7 8 G \sim 1 . 2 2 G$) から逸脱しているか否かを判定することにより、故障判定を行うようにしてもよい。

【 0 1 3 0 】

[4] 本件は、パルスオキシメータに限られるものではなく、電子機器全般に本発明を適用することができるものであり、落下等により衝撃が加えられる可能性の高い携帯性を有する電子機器に採用した場合に、特に顕著な効果を奏するものである。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 1 3 1 】

【図 1】所定のハード構成を備えた生体情報測定システム 1 の一例を示す構成図である。

【図 2】被験者へのパルスオキシメータの装着状態を示す説明図である。

【図 3】上記パルスオキシメータの回路構成を概略的に示す回路図である。

【図 4】3 軸加速度センサの一例である piezo 抵抗型 3 軸加速度センサを示す図であって、(a) は当該 3 軸加速度センサの斜視図、(b) は上面図、(c) は (b) の a - a 線断面図である。

【図 5】(a) は、X 軸及び Y 軸方向における梁部変形状態を模式的に示す図であり、(b) は、その電圧変化を検出するためのブリッジ回路を概略的に示す回路図である。

【図 6】(a) は、Z 軸方向における梁部変形状態を模式的に示す図であり、(b) は、その電圧変化を検出するためのブリッジ回路を概略的に示す回路図である。

10

【図 7】加速度センサの姿勢を表現するにあたり、X 軸、Y 軸、Z 軸の傾き角を定義するための説明図である。

【図 8】図 7 に示す X 軸、Y 軸、Z 軸と、被験者の臥位姿勢との関係を示す斜視図である。

【図 9】パルスオキシメータの電気的な機能構成を示すブロック図である。

【図 10】(a) は、パルスオキシメータ (加速度センサ) が静止状態である場合の各加速度センサのセンサ出力 (算出加速度) を示すための図であり、(b) は、(a) に示す各加速度センサのセンサ出力の合成値を示す図である。

【図 11】(a) は、パルスオキシメータ (加速度センサ) が自由落下状態である場合の各加速度センサのセンサ出力 (算出加速度) を示すための図であり、(b) は、(a) に示す各加速度センサのセンサ出力の合成値を示す図である。

20

【図 12】PC の電気的な構成を示すブロック図である。

【図 13】パルスオキシメータにより行われる故障判定動作を示すフローチャートである。

【図 14】方向表示部を有するパルスオキシメータを示す平面図である。

【符号の説明】

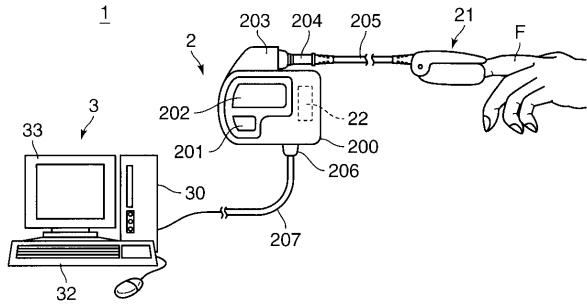
【 0 1 3 2 】

- 1 生体情報測定システム
- 2 パルスオキシメータ
- 2 2 加速度センサ
- 2 5 メモリ部
- 2 7 制御部
- 2 0 0 本体部
- 2 0 1 電源スイッチ
- 2 0 2 表示部
- 2 5 1 計測データ格納部
- 2 5 2 センサ出力記憶部
- 2 5 3 判定結果記憶部
- 2 7 1 加速度算出部
- 2 7 2 静止状態判定部
- 2 7 3 合成値算出部
- 2 7 4 故障判定部
- 2 7 5 表示制御部
- 3 4 1 データ処理部
- 3 4 2 記憶部

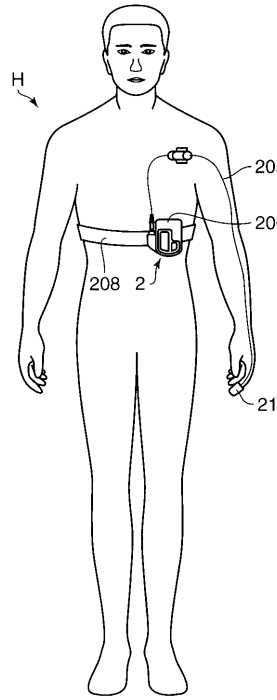
30

40

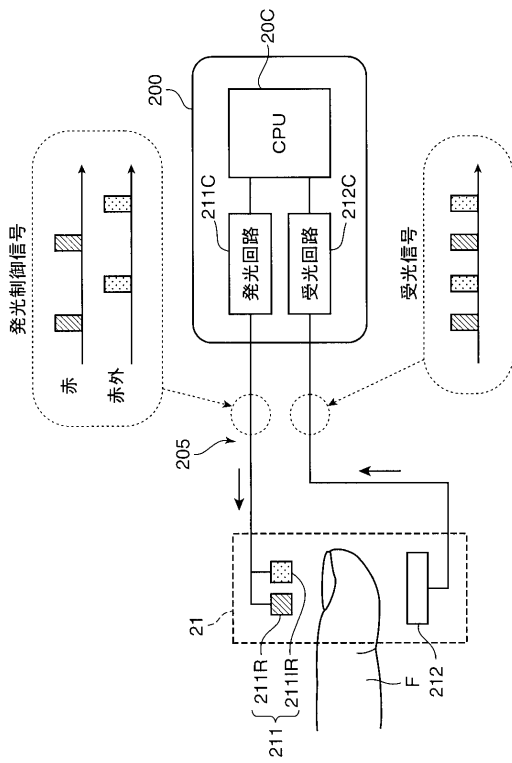
【 図 1 】



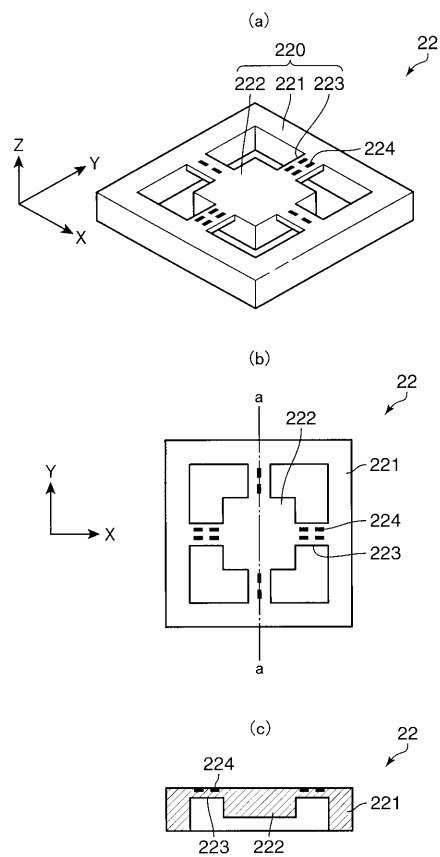
【 図 2 】



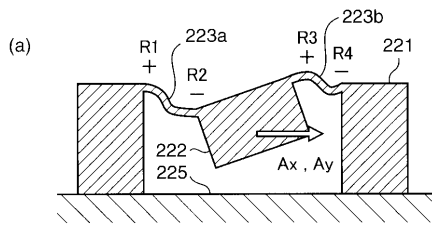
【 図 3 】



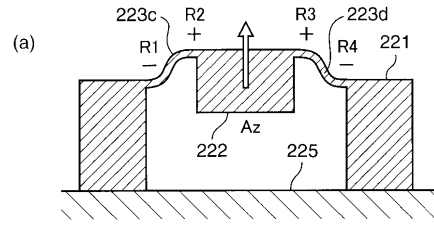
【 図 4 】



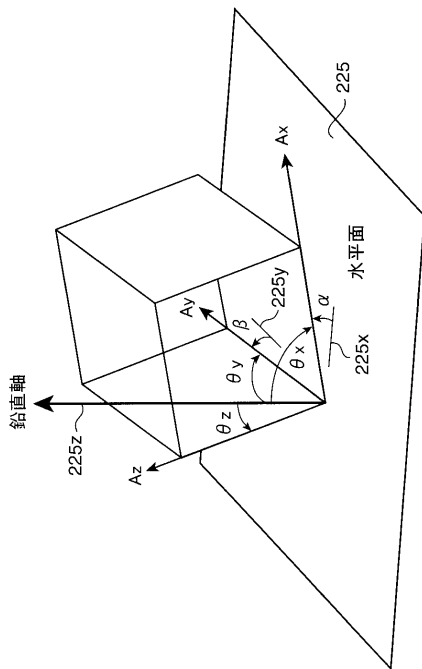
【 図 5 】



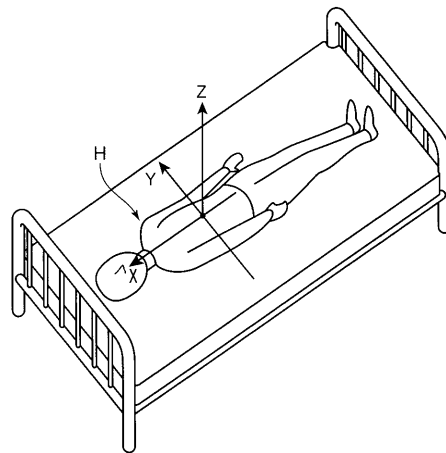
【 図 6 】



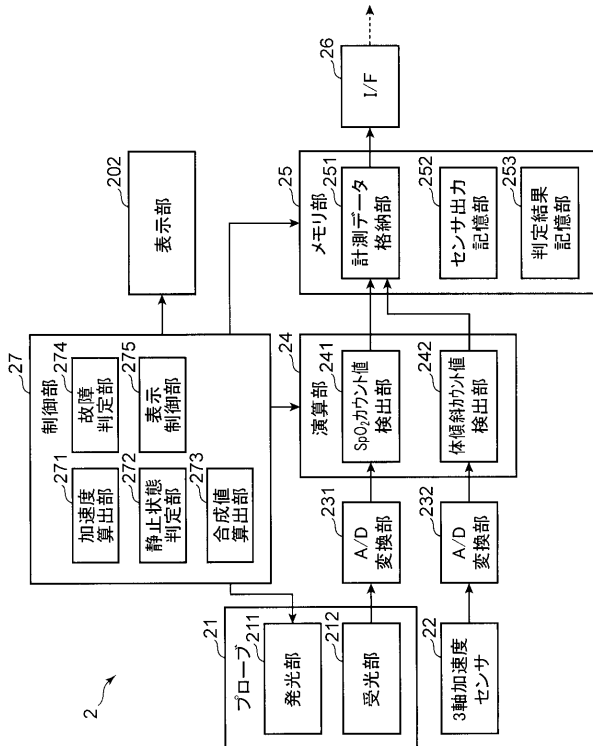
【 図 7 】



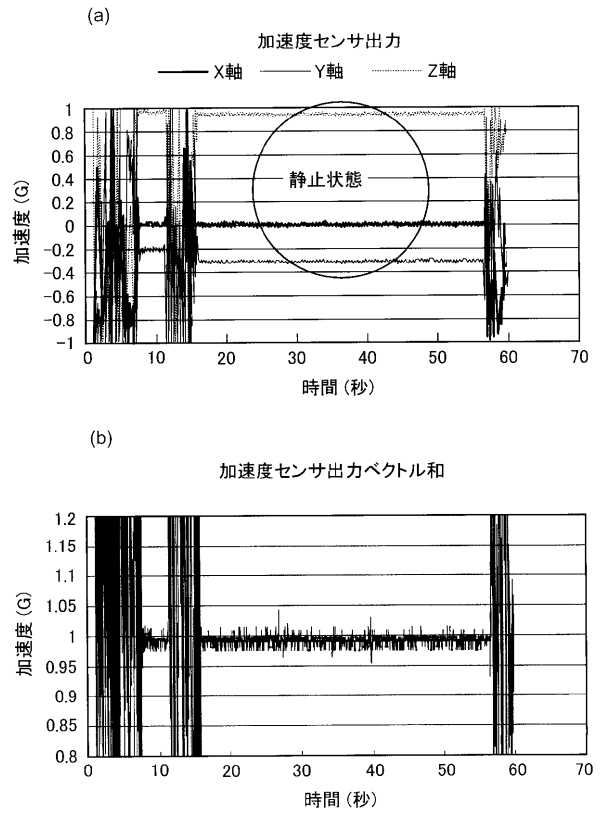
【 図 8 】



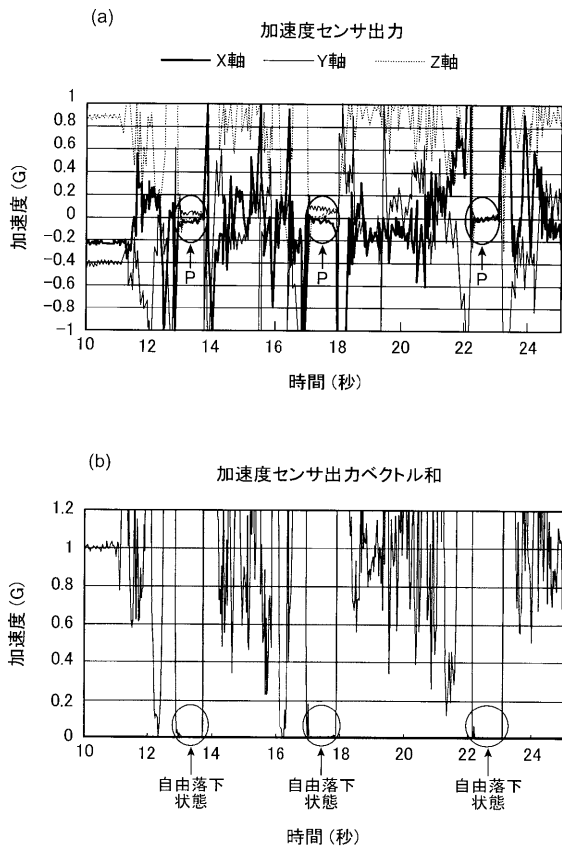
【 図 9 】



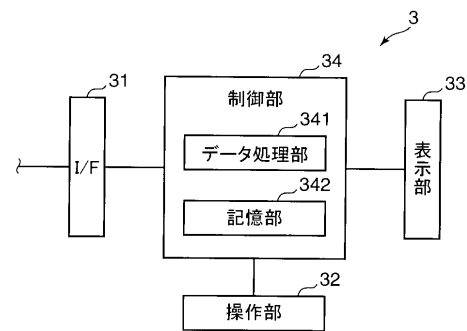
【 図 10 】



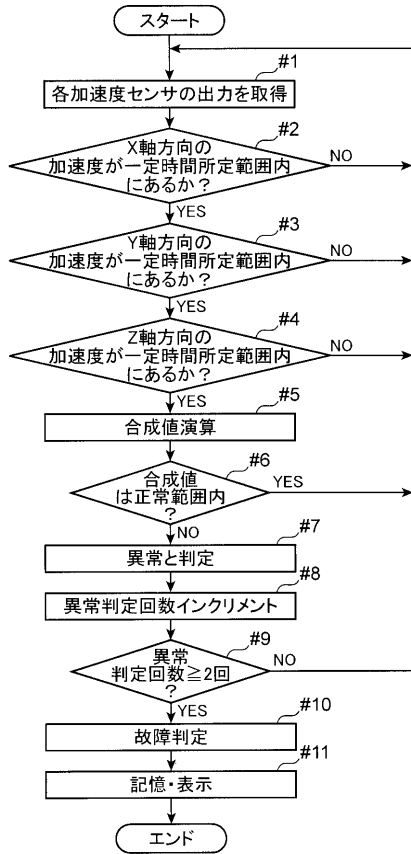
【 図 11 】



【 図 12 】



【 図 1 3 】



【 図 1 4 】

