

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7280543号
(P7280543)

(45)発行日 令和5年5月24日(2023.5.24)

(24)登録日 令和5年5月16日(2023.5.16)

(51)国際特許分類 F I
A 6 1 B 5/346(2021.01) A 6 1 B 5/346

請求項の数 5 (全36頁)

(21)出願番号	特願2022-507996(P2022-507996)	(73)特許権者	000004226 日本電信電話株式会社 東京都千代田区大手町一丁目5番1号
(86)(22)出願日	令和2年3月19日(2020.3.19)	(74)代理人	110001634 弁理士法人志賀国際特許事務所
(86)国際出願番号	PCT/JP2020/012440	(72)発明者	塚田 信吾 東京都千代田区大手町一丁目5番1号 日本電信電話株式会社内
(87)国際公開番号	WO2021/186711	(72)発明者	中島 寛 東京都千代田区大手町一丁目5番1号 日本電信電話株式会社内
(87)国際公開日	令和3年9月23日(2021.9.23)	(72)発明者	山口 真澄 東京都千代田区大手町一丁目5番1号 日本電信電話株式会社内
審査請求日	令和4年6月24日(2022.6.24)	(72)発明者	田中 健太郎 最終頁に続く

(54)【発明の名称】 意識喪失推定装置、意識喪失推定方法及びプログラム

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

推定対象の脳血流量に相関を持つ量の時系列である脳血流相関量時系列に基づき前記推定対象の心室の状態が正常か否かを所定の繰り返し周期で推定する心室状態推定部と、

前記脳血流相関量時系列の信頼度を推定する計測信頼度推定部と、

前記信頼度と、前記心室状態推定部の推定結果と、前記繰り返し周期の開始の時点である推定開始時点以降に初めて前記心室状態推定部によって正常では無いと判定された時点である確率取得開始時点以降の経過時間とに基づき、前記推定対象が既に意識喪失である確率を示す意識喪失済み確率を取得する意識喪失済み確率取得部と、

を備える意識喪失推定装置。

【請求項2】

前記意識喪失済み確率が予め定められた所定の確率である基準確率を超えるか否かを判定する意識喪失判定部、

をさらに備える請求項1に記載の意識喪失推定装置。

【請求項3】

前記意識喪失済み確率取得部は、前記信頼度が所定の値以上の場合であり前記心室状態推定部が推定対象の心室の状態が異常であると判定した場合には直前の1周期において取得された意識喪失済み確率よりも高い意識喪失済み確率を取得し、前記信頼度が所定の値以上の場合であり前記心室状態推定部が推定対象の心室の状態が正常であると判定した場合には直前の1周期において取得された意識喪失済み確率よりも低い意識喪失済み確率を

取得し、前記信頼度が所定の値未満の場合には直前の1周期において取得された意識喪失済み確率よりも低い意識喪失済み確率を取得する、

請求項1又は2に記載の意識喪失推定装置。

【請求項4】

前記脳血流相関量時系列に基づき、前記推定対象がグレースアウトであるか否かを判定するグレースアウト判定部、

を備える請求項1から3のいずれか一項に記載の意識喪失推定装置。

【請求項5】

請求項1から4のいずれか一項に記載の意識喪失推定装置としてコンピュータを機能させるためのプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、意識喪失推定装置、意識喪失推定方法及びプログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

作業中に意図せず意識を喪失することは、本人にとっても周りの人にとっても危険なことである。例えば、運転時にドライバーが意識を喪失した場合、本人を含め同乗者も車の周囲にいる人も危険にさらされてしまう(非特許文献1)。

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0003】

【文献】篠原 一彰, 駒場 智美, 橋本 克彦, 伊藤 文人, 岡田 恵, 石田 時也, 横山 秀之, 松本 昭憲, 「運転中に意識障害発作を発症した症例の検討」、自動車技術会論文集／ 45 巻 (2014) 6 号 p. 1105-1110

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

このような意識の喪失(以下「意識喪失」という。)が起きる前に、意識喪失が起きる可能性が高まっていることを本人や周囲の人が知ることができれば、意識喪失によって引き起こされる危険を減らすことができる。そのため、意識喪失の可能性を推定する精度を高めることが求められている。

【0005】

上記事情に鑑み、本発明は、意識喪失の可能性を推定する精度を高める技術を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の一態様は、推定対象の脳血流量に相関を持つ量の時系列である脳血流相関量時系列に基づき前記推定対象の心室の状態が正常か否かを所定の繰り返し周期で推定する心室状態推定部と、前記脳血流相関量時系列の信頼度を推定する計測信頼度推定部と、前記信頼度と、前記心室状態推定部の推定結果と、前記繰り返し周期の開始の時点である推定開始時点以降に初めて前記心室状態推定部によって正常では無いと判定された時点である確率取得開始時点以降の経過時間とに基づき、前記推定対象が既に意識喪失である確率を示す意識喪失済み確率を取得する意識喪失済み確率取得部と、を備える意識喪失推定装置である。

【発明の効果】

【0007】

本発明により、意識喪失の可能性を推定する精度を高めることが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0008】

10

20

30

40

50

- 【図 1】第 1 実施形態の意識喪失推定システム 100 の概要を説明する説明図。
- 【図 2】第 1 実施形態における上閾値と、下閾値と、閾値領域と範囲外データとを示す図。
- 【図 3】第 1 実施形態の意識喪失推定システム 100 のシステム構成の一例を示す図。
- 【図 4】第 1 実施形態における制御部 20 の機能構成の一例を示す図。
- 【図 5】第 1 実施形態における意識喪失推定システム 100 が実行する処理の流れの一例を示すフローチャート。
- 【図 6】第 1 実施形態における意識喪失済み確率と脳血流相関量時系列との関係を説明する第 1 の説明図。
- 【図 7】第 1 実施形態における意識喪失済み確率と脳血流相関量時系列との関係を説明する第 2 の説明図。
- 【図 8】第 1 実施形態における意識喪失済み確率と脳血流相関量時系列との関係を説明する第 3 の説明図。
- 【図 9】第 1 実施形態における意識喪失済み確率と脳血流相関量時系列との関係を説明する第 4 の説明図。
- 【図 10】第 2 実施形態の意識喪失推定システム 100 a のシステム構成の一例を示す図。
- 【図 11】第 2 実施形態における制御部 20 a の機能構成の一例を示す図。
- 【図 12】第 2 実施形態の意識喪失推定システム 100 a が実行する処理の流れの一例を示す第 1 のフローチャート。
- 【図 13】第 2 実施形態の意識喪失推定システム 100 a が実行する処理の流れの一例を示す第 2 のフローチャート。
- 【図 14】第 3 実施形態の意識喪失推定システム 100 b のシステム構成の一例を示す図。
- 【図 15】第 3 実施形態における制御部 20 b の機能構成の一例を示す図。
- 【図 16】第 4 実施形態の意識喪失推定システム 100 c のシステム構成の一例を示す図。
- 【図 17】第 4 実施形態における制御部 20 c の機能構成の一例を示す図。
- 【図 18】第 5 実施形態の意識喪失推定システム 100 d のシステム構成の一例を示す図。
- 【図 19】第 5 実施形態における制御部 20 d の機能構成の一例を示す図。
- 【図 20】第 6 実施形態の意識喪失推定システム 100 e のシステム構成の一例を示す図。
- 【図 21】第 6 実施形態における制御部 20 e の機能構成の一例を示す図。
- 【図 22】第 2 の変形例における整形前の心電位時系列の一例を示す図。
- 【図 23】第 2 の変形例におけるハイパスフィルタ処理による整形後の心電位時系列の一例を示す図。
- 【図 24】第 2 の変形例における制御部 20 f の機能構成の一例を示す図。
- 【図 25】第 3 の変形例における心電位時系列とモデル波形との対応を示す第 1 の図。
- 【図 26】第 3 の変形例における心電位時系列とモデル波形との対応を示す第 2 の図。
- 【図 27】第 3 の変形例における心電位時系列とモデル波形との対応を示す第 3 の図。
- 【図 28】第 3 の変形例における心電位時系列とモデル波形との対応を示す第 4 の図。
- 【図 29】第 3 の変形例における大動脈血流量時系列とモデル波形との対応を示す第 1 の図。
- 【図 30】第 3 の変形例における大動脈血流量時系列とモデル波形との対応を示す第 2 の図。
- 【図 31】第 3 の変形例における制御部 20 g の機能構成の一例を示す図。
- 【発明を実施するための形態】
- 【0009】
- (第 1 実施形態)
- 図 1 は、第 1 実施形態の意識喪失推定システム 100 の概要を説明する説明図である。意識喪失推定システム 100 は、推定対象 901 が既に意識喪失である確率を推定する。推定対象 901 は人であってもよいし動物であってもよい。以下、説明の簡単のため推定対象 901 が人である場合を例に意識喪失推定システム 100 を説明する。
- 【0010】

意識喪失推定システム 100 は、生体センサ 1 を備える。生体センサ 1 は、測定対象で

10

20

30

40

50

ある推定対象 901 の脳血流量に相関を持つ量（以下「脳血流相関量」という。）を測定する。意識喪失推定システム 100 は生体センサ 1 を用いて推定対象 901 の脳血流相関量の時系列（以下「脳血流相関量時系列」という。）を取得する。生体センサ 1 の詳細は後述する。

【0011】

脳血流相関量は、推定対象 901 の脳血流量に相関を持つ量であればどのような量であってもよい。脳血流相関量は、例えば、心臓の電氣的な活動の様子を示す量であってもよい。心臓の電氣的な活動の様子を示す量は、例えば、心電図のグラフが示す電位（心電位）の時間変化である。すなわち、心臓の電氣的な活動の様子を示す量は、心電位の時系列（以下「心電位時系列」という。）である。このような場合、脳血流相関量時系列は、心電図のグラフである。

10

【0012】

脳血流相関量は、例えば、頸動脈や大動脈の血流量であってもよい。このような場合、脳血流相関量時系列は、大動脈血流量の時系列である。以下、説明の簡単のため脳血流相関量時系列が、心電位時系列である場合を例に、意識喪失推定システム 100 を説明する。

【0013】

意識喪失推定システム 100 は、所定のタイミングで推定対象 901 の脳血流相関量時系列の取得を開始して以降は、所定の繰り返し周期（以下「推定周期」という。）で推定対象 901 の脳血流相関量時系列を繰り返し取得する。以下、推定対象 901 の脳血流相関量時系列を推定周期で繰り返し取得する処理が開始された時点推定開始時点という。以下、脳血流相関量時系列が取得されてから次に脳血流相関量時系列が取得されるまでの期間を単位期間という。

20

【0014】

意識喪失推定システム 100 は、推定開始時点以降、脳血流相関量時系列を取得するたびに、後述する範囲外データ判定処理及び心室状態推定処理をそれぞれ 1 回実行する。

【0015】

意識喪失推定システム 100 は、確率取得開始時点以降は、脳血流相関量時系列を取得するたびに範囲外データ判定処理及び心室状態推定処理にくわえて更に後述する意識喪失済み確率取得処理及び意識喪失判定処理をそれぞれ 1 回実行する。

【0016】

確率取得開始時点は、意識喪失推定システム 100 が推定対象 901 の脳相関量時系列の取得を開始して以降初めて、推定対象 901 の心室の状態が正常では無いと判定された時点である。

30

【0017】

また、意識喪失推定システム 100 は、遅くとも確率取得開始時点以降は、後述する計測信頼度推定処理を実行する。

【0018】

以下、図 1 を用いて、意識喪失推定システム 100 の概要の説明とともに、範囲外データ判定処理、心室状態推定処理、計測信頼度推定処理、意識喪失済み確率取得処理及び意識喪失判定処理を説明する。

40

【0019】

意識喪失推定システム 100 は、推定開始時点以降、範囲外データ判定処理を推定周期で繰り返し実行する。範囲外データ判定処理は、脳血流相関量時系列に基づき、脳血流相関量時系列の各データの示す脳血流相関量が各データの時刻位置に応じた範囲（以下「閾値領域」という。）の範囲外か否かを判定する処理である。時刻位置とは、脳血流相関量時系列の各データ（以下「脳血流相関量点データ」という。）の時間軸方向の位置である。

【0020】

意識喪失推定システム 100 は、範囲外データ判定処理の実行により、各脳血流相関量点データについて、それぞれ範囲外データか否かを判定する。範囲外データは、閾値領域の範囲外の脳血流相関量点データである。

50

【0021】

閾値領域は、少なくとも上限値及び下限値を有する範囲である。閾値領域の上限値を以下、上閾値という。閾値領域の下限値を以下、下閾値という。

【0022】

閾値領域は、閾値領域が決定される時刻位置を含む第1の長さの期間内における脳血流相関量点データの分布に応じて決定される。以下、第1の長さの期間を第1期間という。第1の長さ（すなわち第1期間の長さ）は、第1期間内に複数の予め定められた所定の数以上の脳血流相関量点データを有する時間であればよい。第1の長さは、例えば、3秒である。

【0023】

上閾値は、例えば、閾値領域が決定される時刻位置を含む第1期間内の脳血流相関量点データが示す脳血流相関量の平均値を M とし標準偏差を V とした場合に、 $(M+V)$ である。下閾値は、例えば、閾値領域が決定される時刻位置を含む第1期間内の脳血流相関量点データが示す脳血流相関量の平均値を M とし標準偏差を V とした場合に、 $(M-V)$ である。

【0024】

なお、閾値領域上限値及び閾値領域下限値の算出は必ずしも平均値 M と標準偏差 V に限定されず、標準偏差 V に定数（補正值）を掛けて検出感度を調整しても良く、関数で変換しても良い。また（脳血流相関量の）分散や勾配を基に算出しても良く、生体信号以外の機器や環境データ、連続性（観測値の欠損の有無）により調整しても良い。

【0025】

閾値領域の範囲外であるとは、値が下閾値未満であるか、又は、上閾値より大きいかのいずれか一方であることを意味する。

【0026】

図2は、第1実施形態における上閾値と、下閾値と、閾値領域と範囲外データとを示す図である。図2は、脳血流相関量時系列の一例として心電位時系列を示す。図2の横軸は原点の時刻からの経過時間を示す。図2の縦軸は心電位を示す。図2は、上閾値と下閾値とを示す。図2に示すように、上閾値及び下閾値は、全ての時刻で必ずしも同一では無い。

【0027】

図2において、 $D1$ 、 $D2$ 及び $D3$ が示す心電位の範囲は、それぞれ時刻 $T1$ 、時刻 $T2$ 及び時刻 $T3$ における閾値領域である。図2に示すように、閾値領域が示す心電位の範囲は、全ての時刻で必ずしも同一では無い。図2は、範囲外データと判定された脳血流相関量点データの集合を示す。

【0028】

図1の説明に戻る。意識喪失推定システム100は、推定開始時点以降、心室状態推定処理を推定周期で実行する。心室状態推定処理は、単位期間中に範囲外データ判定処理の実行後に実行される。心室状態推定処理は、正常心室状態推定処理と異常心室状態推定処理とを含む。心室状態推定処理においては、まず正常心室状態推定処理が実行され、正常心室状態推定処理の結果に応じて異常心室状態推定処理が実行される。

【0029】

正常心室状態推定処理では、まず、範囲外データ判定処理の判定結果に基づいて、推定対象901の心室の状態が正常か否か、が判定される。正常心室状態推定処理では、推定対象901の心室の状態が正常であると判定された場合に、推定対象901の心室の状態が正常であると推定される。

【0030】

異常心室状態推定処理は、正常心室状態推定処理によって正常では無い（すなわち異常）と推定された場合に実行される。異常心室状態推定処理は、脳血流相関量時系列に基づいて、推定対象901の心室の状態が予め定められた所定の異常心室状態のいずれの心室の状態であるかを推定する処理である。

【0031】

10

20

30

40

50

異常心室状態は、意識喪失に係る心室の状態である。予め定められた異常心室状態は、意識喪失に係る心室の状態であればどのような心室の状態であってもよい。異常心室状態は、例えば、心室性頻拍が生じている心室の状態である。異常心室状態は、例えば、心室細動が生じている心室の状態であってもよい。以下、説明の簡単のため、予め定められた異常心室状態が、心室性頻拍である場合と心室細動である場合とを例に意識喪失推定システム100を説明する。

【0032】

意識喪失推定システム100は、このように、心室状態推定処理の実行によって、推定対象901の心室の状態を推定する。

【0033】

推定開始時点以降に初めて心室状態推定処理の実行によって心室の状態が正常では無いと推定された場合、意識喪失推定システム100は警告を伝達先に伝達する。以下、心室状態推定処理によって心室の状態が異常であると判定された場合に伝達先に伝達される警告を第1警告という。第1警告は、具体的には、推定対象901が意識喪失である確率が高いことを示す情報である。

【0034】

伝達先は、例えば、管理者902や、推定対象901自身である。伝達先は管理者902や推定対象901だけでなく、自動停止装置や自動操縦システムなどの安全装置であっても良い。

【0035】

推定開始時点以降に正常心室状態推定処理によって心室の状態が正常では無いと初めて推定されて以降、意識喪失推定システム100は意識喪失済み確率取得処理を推定周期で繰り返し実行することを開始する。そのため、推定開始時点以降に正常心室状態推定処理によって心室の状態が正常では無いと初めて推定された時点が、確率取得開始時点である。意識喪失済み確率取得処理は、意識喪失済み確率を取得する処理である。

【0036】

意識喪失済み確率は、推定対象901が既に意識喪失の状態である確率であって、確率取得開始時点からの経過時間と測定環境の変化と意識喪失推定システム100が取得する脳血流相関時系列の変化として現れる推定対象901の状態の変化とに応じた確率である。意識喪失済み確率は、意識喪失の可能性を示す指標である。

【0037】

以下、意識喪失推定システム100が取得する脳血流相関時系列の変化として現れる推定対象901の状態を、意識喪失関連状態という。意識喪失関連状態の変化が生じたか否かは具体的には、心室状態推定処理によって推定される。

【0038】

測定環境とは具体的には、生体センサ1等の推定対象901の脳血流相関量時系列の取得に係る装置（以下「取得関連装置」という。）の状態である。取得関連装置は、例えば意識喪失推定システム100において生体センサ1の情報が通信路を使って伝送先に伝送される場合には通信路を含む。

【0039】

測定環境の変化とは、取得関連装置の状態が変化することである。測定環境の変化は例えば、取得関連装置の動作の正常な動作から異常な動作への変化である。異常な動作は、例えば取得関連装置が壊れた場合に生じる。取得環境の変化は例えば、生体センサ1が推定対象901に取り付いた電極を用いて脳血流相関量を測定する装置である場合に、生体センサ1の電極が推定対象901から外れるという変化であってもよい。

【0040】

取得関連装置の動作が異常である場合には、取得関連装置が出力した脳血流相関量時系列の信頼度（以下「計測信頼度」という。）は取得関連装置の動作が正常である場合よりも低い。意識喪失済み確率は推定対象901が既に意識喪失の状態である確率であるので、推定対象901の意識喪失関連状態に変化はないものの取得関連装置の動作が正常から

10

20

30

40

50

異常に変化した場合には意識喪失済み確率は下がる。

【0041】

また、意識喪失済み確率は推定対象901が既に意識喪失の状態である確率であるので、測定環境の変化は無いものの意識喪失関連状態が異常な状態から正常な状態に変化した場合には意識喪失済み確率は下がる。意識喪失関連状態が異常な状態とは例えば、推定対象901の心臓の動きが異常である状態である。

【0042】

ところで、確率取得開始時点以降に測定環境及び推定対象901の状態に変化が無い場合、推定対象901に意識喪失が生じる確率は時間が経過するごとに高まる。そのため、測定環境と推定対象901の意識喪失関連状態とに変化が無い場合、意識喪失済み確率は時間が経過するごとに増大する。

10

【0043】

意識喪失済み確率は、心室状態推定処理の推定結果の信頼度を示す値でもある。例えば、確率取得開始時点以降に測定環境と推定対象901の心室の状態とに変化が無い場合、表示される意識喪失済み確率は時間の経過とともに高まる確率を示す。

【0044】

意識喪失済み確率の表示の具体例の1つは、図1におけるグラフG1である。グラフG1の横軸は時間を示す。グラフG1の縦軸は意識喪失済み確率を示す。グラフG1における時間 t_1 は、確率取得開始時点である。そのため、グラフG1における時間 t_1 は、意識喪失済み確率取得処理が開始された時点の一例である。グラフG1の時間軸上の原点は、推定開始時点の一例である。

20

【0045】

なお、意識喪失済み確率は、あくまで確率である。そのため、意識喪失済み確率が高かったとしても、推定対象901は意識喪失していない場合もある。

【0046】

確率取得開始時点以降に、意識喪失推定システム100は意識喪失判定処理を推定周期で繰り返し実行する。意識喪失判定処理は、意識喪失済み確率が予め定められた所定の確率（以下「基準確率」という。）以上か否かを判定する処理である。

【0047】

意識喪失済み確率が基準確率以上である場合、意識喪失推定システム100は警告を伝達先に伝達する。以下、意識喪失済み確率が基準確率以上である場合に伝達先に伝達される警告を第2警告という。第2警告は、具体的には、推定対象901が意識喪失である確率が高いことを示す情報である。

30

【0048】

意識喪失済み確率が基準確率以上である場合、意識喪失推定システム100は第2警告だけでなく、意識喪失済み確率そのものを伝達先に伝達してもよい。

【0049】

伝達先は、例えば、管理者902や、推定対象901自身である。伝達先は管理者902や推定対象901だけでなく、自動停止装置や自動操縦システムなどの安全装置であっても良い。

40

【0050】

意識喪失済み確率が基準確率未満である場合、意識喪失推定システム100は、警告を伝達先に伝達することなく、意識喪失済み確率取得処理を実行する。ただし、意識喪失済み確率が一度でも基準確率以上になって以降は、例え、意識喪失済み確率が基準確率未満であっても、意識喪失推定システム100は第2警告を伝達してもよい。

【0051】

意識喪失推定システム100は、遅くとも確率取得開始時点以降には、計測信頼度推定処理を実行する。計測信頼度推定処理は、脳血流相關量時系列に基づき計測信頼度を推定する処理である。計測信頼度推定処理は、例えば、脳血流相關量時系列の示す所定の指標の値が取得関連装置の故障時の値である場合に、取得関連装置が故障していない場合より

50

も計測信頼度は低いと推定する処理である。

【0052】

脳血流相関量時系列の示す所定の指標は、例えば、心電位時系列が示す心電位である。例えば心電位が装置の測定限界以上の値である場合に、計測信頼度推定処理では、取得関連装置が故障していると推定される。

【0053】

図3は、第1実施形態の意識喪失推定システム100のシステム構成の一例を示す図である。意識喪失推定システム100は、生体センサ1及び意識喪失推定装置2を備える。

【0054】

生体センサ1は、測定対象の脳血流相関量を推定周期よりも短い所定の時間間隔で繰り返し測定する。生体センサ1の測定結果は、脳血流相関量時系列である。生体センサ1は、測定結果を意識喪失推定装置2に出力する。生体センサ1は、例えば、心拍センサである。

10

【0055】

意識喪失推定装置2は、生体センサ1が取得した脳血流相関量時系列を推定周期で繰り返し取得する。意識喪失推定装置2は、脳血流相関量時系列に基づき、範囲外データ判定処理、心室状態推定処理、意識喪失済み確率取得処理及び意識喪失判定処理を実行する。

【0056】

意識喪失推定装置2は、バスで接続されたCPU (Central Processing Unit) 等のプロセッサ91とメモリ92とを備える制御部20を備え、プログラムを実行する。意識喪失推定装置2は、プログラムの実行によって制御部20、通信部21、入力部22、記憶部23及び出力部24を備える装置として機能する。

20

【0057】

より具体的には、意識喪失推定装置2は、プロセッサ91が記憶部23に記憶されているプログラムを読み出し、読み出したプログラムをメモリ92に記憶させる。プロセッサ91が、メモリ92に記憶させたプログラムを実行することによって、意識喪失推定装置2は、制御部20、通信部21、入力部22、記憶部23及び出力部24を備える装置として機能する。

【0058】

制御部20は、自装置（意識喪失推定装置2）が備える各機能部の動作を制御する。制御部20は、例えば、推定周期で脳血流相関量時系列を取得する。推定周期の逆数（すなわちサンプリングレート）は、例えば1kHzである。制御部20は、例えば、範囲外データ判定処理、心室状態推定処理、意識喪失済み確率取得処理及び意識喪失判定処理を実行する。

30

【0059】

通信部21は、自装置を生体センサ1に接続するための通信インタフェースを含んで構成される。通信部21は、例えばネットワークを介して生体センサ1と通信する。通信部21は、生体センサ1との通信によって、生体センサ1から脳血流相関量時系列を取得する。

【0060】

入力部22は、マウスやキーボード、タッチパネル等の入力装置を含んで構成される。入力部22は、これらの入力装置を自装置に接続するインタフェースとして構成されてもよい。

40

【0061】

記憶部23は、磁気ハードディスク装置や半導体記憶装置などの記憶装置を用いて構成される。記憶部23は意識喪失推定装置2に関する各種情報を記憶する。記憶部23は、例えば、生体センサ1が出力した脳血流相関量時系列の履歴を記憶する。記憶部23は、例えば、意識喪失推定装置2の動作を制御するプログラムを予め記憶する。

【0062】

記憶部23は、例えば、推定開始時点を示す情報を記憶する。記憶部23は、例えば、

50

確率取得開始時点を示す情報を記憶する。記憶部 2 3 は、例えば、意識喪失済み確率の履歴を記憶する。

【0063】

出力部 2 4 は、C R T (Cathode Ray Tube) ディスプレイ、液晶ディスプレイ、有機 E L (Electro-Luminescence) ディスプレイ等の表示装置や、スピーカー等の音声出力装置等の情報の出力装置を含んで構成される。出力部 2 4 は、これらの出力装置を自装置に接続するインタフェースとして構成されてもよい。出力部 2 4 は、意識喪失推定装置 2 に関する情報を出力する。出力部 2 4 は、例えば、入力部 2 2 に入力された情報を出力する。出力部 2 4 は、例えば、第 1 警告を出力する。出力部 2 4 は、例えば、第 2 警告を出力する。出力部 2 4 は、例えば、意識喪失済み確率を出力する。出力部 2 4 は、例えば、計測信頼度を出力する。出力部 2 4 が出力する情報は、管理者 9 0 2 や、推定対象 9 0 1 自身等の伝達先が取得する。

10

【0064】

図 4 は、第 1 実施形態における制御部 2 0 の機能構成の一例を示す図である。制御部 2 0 は、時系列取得部 2 1 0、範囲外データ判定部 2 2 0、心室状態推定部 2 3 0、確率取得処理実行判定部 2 4 0、確率取得条件取得部 2 5 0、計測信頼度推定部 2 6 0、意識喪失済み確率取得部 2 7 0、意識喪失判定部 2 8 0、出力制御部 2 9 0 及び記録部 3 0 0 を備える。

【0065】

時系列取得部 2 1 0 は、通信部 2 1 を介して脳血流相関量時系列を推定周期で繰り返し取得する。

20

【0066】

範囲外データ判定部 2 2 0 は、時系列取得部 2 1 0 が取得した脳血流相関量時系列に対して範囲外データ判定処理を実行する。範囲外データ判定部 2 2 0 は、範囲外データ判定処理の一部の処理として、閾値領域決定処理を実行する。閾値領域決定処理は、各時刻位置の閾値領域を決定する処理である。閾値領域決定処理は、より具体的には、閾値領域が決定される時刻位置を含む第 1 期間内における脳血流相関量点データ分布に応じて決定対象の閾値領域を決定する処理である。

【0067】

範囲外データ判定部 2 2 0 は、第 1 区分部 2 2 1、分布取得部 2 2 2、閾値領域決定部 2 2 3 及び範囲外データ内判定部 2 2 4 を備える。

30

【0068】

第 1 区分部 2 2 1 は、脳血流相関量時系列を複数の第 1 期間によって時間軸方向に区分する。

【0069】

分布取得部 2 2 2 は、脳血流相関量点データ統計量を第 1 期間ごとに取得する。脳血流相関量点データ統計量は、第 1 期間ごとの量であって各第 1 期間に属する脳血流相関量点データが示す脳血流相関量の分布に関する統計量である。分布に関する統計量は、分布を表すことができばどのような統計量であってもよい。

【0070】

分布に関する統計量は、例えば、平均値及び偏差である。偏差は、平均値からのずれを示す統計量であればどのような統計量であってもよく、例えば、標準偏差であってもよい。以下、説明の簡単のため脳血流相関量点データ統計量が平均値及び標準偏差である場合を例に意識喪失推定システム 1 0 0 を説明する。

40

【0071】

閾値領域決定部 2 2 3 は、脳血流相関量点データ統計量に基づいて第 1 期間ごとに閾値領域を決定する。

【0072】

第 1 区分部 2 2 1、分布取得部 2 2 2 及び閾値領域決定部 2 2 3 が実行する一連の処理によって、各第 1 期間における閾値領域が決定される処理が、閾値領域決定処理である。

50

【0073】

範囲外データ内判定部224は、閾値領域決定処理によって決定された閾値領域を用いて、各脳血流相関量点データがそれぞれ範囲外データか否かを判定する。

【0074】

閾値領域決定処理と範囲外データ内判定部224が実行する処理とによって、各脳血流相関量点データがそれぞれ範囲外データか否かを判定する処理が範囲外データ判定処理である。

【0075】

心室状態推定部230は、心室状態推定処理を実行する。心室状態推定部230は、第2区分部231、時間積算部232、ピーク期間判定部233、正常心室状態推定部234及び異常心室状態推定部235を備える。

10

【0076】

第2区分部231は、複数の第2期間によって脳血流相関量時系列を区分する。第2期間の長さは、一部又は全部の時間位置を共有する第1期間の長さよりも短い。第2期間の長さは、例えば、200ミリ秒である。

【0077】

時間積算部232は、第2期間ごとに、範囲外データのみを含む期間の長さを積算する。以下、範囲外データのみを含む期間の長さの合計値（すなわち積算時間）を、範囲外時間という。

【0078】

ピーク期間判定部233は、第2期間ごとに範囲外時間が所定の時間（以下「閾値時間」という。）を超えているか否かを判定する。閾値時間は、第2期間の長さよりも短い時間である。第2期間の長さが200ミリ秒である場合、閾値時間は、例えば、50ミリ秒である。以下、ピーク期間判定部233によって、範囲外時間が閾値時間よりも長いと判定された第2期間をピーク期間という。

20

【0079】

正常心室状態推定部234は、正常心室状態推定処理を実行する。具体的には、正常心室状態推定部234は、ピーク期間の脳血流相関量時系列における出現の仕方に基づいて、推定対象901の心室の状態が正常か異常かを判定する。

【0080】

具体的には、正常心室状態推定部234は、例えば、時間軸方向の隣接する所定数の第2期間がピーク期間である場合に、推定対象901の心室の状態が正常では無いと判定する。すなわち、正常心室状態推定部234は、ピーク期間が時間軸方向に所定数連続する、という条件が満たされた場合に推定対象901の心室の状態が正常では無いと判定する。

30

【0081】

所定数は、例えば、5回である。例えば第2期間の長さが200ミリ秒であり閾値時間が50ミリ秒である場合であって時間軸方向の隣接する5つの第2期間がピーク期間である場合、正常心室状態推定部234は、推定対象901の心室の状態は正常では無いと判定する。

【0082】

なお、医学的には、第2期間の長さが200ミリ秒であり閾値時間が50ミリ秒である場合であって時間軸方向の隣接する5つの第2期間がピーク期間である場合、推定対象901の心室の状態は、心室性頻拍又は心室細動が生じた状態である。すなわち、第2期間の長さが200ミリ秒であり閾値時間が50ミリ秒である場合であって時間軸方向の隣接する5つの第2期間がピーク期間であるという条件は、医学的な観点で見て推定対象901の心室の状態が正常では無い条件である。

40

【0083】

ところで推定対象901の心室の状態が正常である状態は医学的な観点で見て、心拍間隔が医学的に知られた所定の範囲（以下「基準頻度範囲」という。）内にあるという条件に同値である。

50

【0084】

そのため、正常心室状態推定部234による推定対象901の心室の状態が正常か異常かを判定する処理は、心拍間隔が基準頻度範囲内から否かを判定する処理に同値である。

【0085】

正常心室状態推定部234は、推定対象901の心室の状態が正常であると判定した場合に、推定対象901の心室の状態が正常であると推定する。

【0086】

異常心室状態推定部235は、正常心室状態推定部234によって推定対象901の心室の状態が異常であると判定された場合に、異常心室状態推定処理を実行する。

【0087】

具体的には、異常心室状態推定部235は異常心室状態推定処理において、まず、脳血流相関量時系列に基づき脳血流相関量時系列が示す心拍間隔に関する値（以下「心拍間隔関連値」という。）を取得する。異常心室状態推定部235は異常心室状態推定処理において、次に、取得した心拍間隔関連値に基づき推定対象901の異常心室状態を推定する。

【0088】

心拍間隔関連値は例えば、心拍間隔そのものである。心拍間隔関連値が心拍間隔である場合、異常心室状態推定部235は、ピーク期間の出現の頻度が第1基準頻度より高い場合に、推定対象901の心室の状態が心室細動の状態であると推定する。第1基準頻度は、基準頻度範囲内の値の最高値である。また、心拍間隔関連値が心拍間隔である場合、異常心室状態推定部235は、ピーク期間の出現の頻度が、第2基準頻度未満である場合に、推定対象901の心室の状態が心室性頻拍の状態であると推定する。第2基準頻度は、基準頻度範囲内の値の最小値である。

【0089】

心拍間隔関連値は例えば、心拍出量であってもよい。心拍間隔関連値は例えば、臓器血流量であってもよい。

【0090】

なお、心拍間隔は、例えば、閾値と変曲点の組み合わせから取得したR棘ピーク点を取得し、次のR棘ピーク点との時間間隔を計測する方法によって取得される。

【0091】

なお、時間当たりの心拍出量は、例えば、心拍出量計によって観測したヒトの一回心拍出量標準値と、フランクスターリングの法則により補正した一回拍出量に心拍数を乗算した値に基づき推定される。

【0092】

なお、臓器血流量は、深部血流量計と連続血圧計と姿勢や環境センサとを用いて観測された血圧と臓器の標準血流量との関係を示す予め記憶部23に記憶済みの情報（以下「臓器血流量関係情報」という。）を用いて推定される。より具体的には、臓器血流量は、臓器血流量関係情報に基づき脳血流とそれ以外の臓器の血流との比率を推定することで推定される。臓器血流量は、脳や心臓等の意識喪失に密接に係る臓器を流れる血流量および血液分布に関する量である。脳や心臓等の意識喪失に密接に係るとは脳神経組織の血液循環に関与する臓器及び循環調節機能を指し、具体的には脳、心臓、頭頸部及び胸部血管、肺、ならびにこれらの循環調節機能を意味する。

【0093】

第2区分部231から異常心室状態推定部235までの心室状態推定部230が備える各機能部による一連の処理は、心室状態推定処理の一例である。

【0094】

確率取得処理実行判定部240は、意識喪失済み確率取得処理を実行するか否かを判定する。具体的には、確率取得処理実行判定部240は、意識喪失済み確率取得処理を実行するか否かを判定するタイミングが確率取得開始時点以降である場合に、意識喪失済み確率取得処理を実行すると判定する。確率取得処理実行判定部240は、意識喪失済み確率取得処理を実行するか否かを判定するタイミングが確率取得開始時点以降では無い場合に

10

20

30

40

50

、意識喪失済み確率取得処理を実行しないと判定する。

【0095】

確率取得条件取得部250は、心室状態推定部230の推定結果と、予め記憶部23に記憶された心室状態と確率決定条件との関係を示す情報とに基づいて、確率決定条件を示す情報を取得する。確率決定条件は、確率取得開始時点からの経過時間と測定環境の変化と脳血流相関時系列の変化として現れる推定対象901の状態の変化との組合せごとの条件であって意識喪失済み確率の変化量を与える条件を含む。

【0096】

確率決定条件は、例えば、確率取得開始時点からの経過時間が単位時間変化した場合における意識喪失済み確率の変化量を与える条件である。確率決定条件は、意識喪失済み確率の初期値を示す条件も含む。意識喪失済み確率の初期値とは、確率取得開始時点の直後の意識喪失済み確率である。

【0097】

計測信頼度推定部260は、計測信頼度推定処理を実行する。計測信頼度推定部260は、計測信頼度推定処理の実行により計測信頼度を推定する。

【0098】

意識喪失済み確率取得部270は、意識喪失済み確率取得処理を実行する。具体的には、意識喪失済み確率取得部270は、確率取得条件取得部250が取得した確率取得条件と、計測信頼度推定部260が推定した計測信頼度と、確率取得開始時点からの経過時間と、確率取得開始時点以降の心室状態推定部230の推定結果とに基づき意識喪失済み確率を取得する。

【0099】

例えば、計測信頼度が基準信頼度以上の場合であり心室状態推定部230が推定対象901の心室の状態が異常であると判定した場合に意識喪失済み確率取得部270が取得する意識喪失済み確率は、直前の単位期間において取得された意識喪失済み確率よりも高い。基準信頼度は予め定められた値である。

【0100】

例えば、計測信頼度が基準信頼以上の場合であり心室状態推定部230が推定対象901の心室の状態が正常であると判定した場合に意識喪失済み確率取得部270が取得する意識喪失済み確率は、直前の単位期間において取得された意識喪失済み確率よりも低い。

【0101】

例えば、計測信頼度が基準信頼未満の場合に意識喪失済み確率取得部270が取得する意識喪失済み確率は、直前の単位期間において取得された意識喪失済み確率よりも低い。

【0102】

意識喪失判定部280は、意識喪失判定処理を実行する。

【0103】

出力制御部290は、出力部24の動作を制御する。出力制御部290は、例えば、出力部24の動作を制御して出力部24に第1警告を出力させる。出力制御部290は、例えば、出力部24の動作を制御して出力部24に第2警告を出力させる。出力制御部290は、例えば、出力部24の動作を制御して出力部24に意識喪失済み確率を出力させる。出力制御部290は、例えば、出力部24の動作を制御して出力部24に計測信頼度を出力させる。

【0104】

記録部300は、各種情報を記憶部23に記録する。記録部300は例えば、推定開始時点を示す情報を記憶部23に記録する。記録部300は例えば、確率取得開始時点を示す情報を記憶部23に記録する。記録部300は例えば、心室状態推定部230の推定結果を記憶部23に記録する。記録部300は例えば、確率取得条件取得部250が取得した確率条件を記憶部23に記録する。

【0105】

記録部300は例えば、計測信頼度推定部260が推定した計測信頼度を記憶部23に

10

20

30

40

50

記録する。記録部 300 は例えば、意識喪失済み確率取得部 270 が取得した意識喪失済み確率を記憶部 23 に記録する。記録部 300 は例えば、意識喪失判定部 280 の判定結果を記憶部 23 に記録する。

【0106】

図 5 は、第 1 実施形態における意識喪失推定システム 100 が実行する処理の流れの一例を示すフローチャートである。図 5 は、1 つの単位期間において実行される処理の流れを示すフローチャートである。そのため、意識喪失推定システム 100 では図 5 に示すフローチャートが推定周期で繰り返し実行される。

【0107】

また、意識喪失推定システム 100 による図 5 に示すフローチャートの実行中には、生体センサ 1 が脳血流相関量時系列を取得する処理が所定のタイミングで繰り返し実行されている。

10

【0108】

また、意識喪失推定システム 100 による図 5 に示すフローチャートの実行中には、時系列取得部 210 が脳血流相関量時系列を取得する処理も所定の時間間隔で繰り返し実行されている。また、図 5 に示すフローチャートの各処理の実行後には、各処理の実行結果を示す情報を記録部 300 が記憶部 23 に記録している。例えば、記録部 300 は、確率取得開始時点を示す情報を確率取得開始時点において記憶部 23 に記録する。

【0109】

時系列取得部 210 が、生体センサ 1 が取得した脳血流相関量時系列を取得する（ステップ S101）。ステップ S101 の処理の実行によって、単位期間の処理が開始される。

20

【0110】

ステップ S101 の次に、第 1 区分部 221 が、脳血流相関量時系列を複数の第 1 期間によって時間軸方向に区分する（ステップ S102）。次に、分布取得部 222 が、脳血流相関量点データ統計量を第 1 期間ごとに取得する（ステップ S103）。次に、閾値領域決定部 223 が脳血流相関量点データ統計量に基づき各第 1 期間ごとに閾値領域を決定する（ステップ S104）。

【0111】

次に、範囲外データ内判定部 224 が、脳血流相関量時系列の各脳血流相関量点データについて、範囲外データであるか否かを判定する（ステップ S105）。ステップ S102～ステップ S104 の処理が閾値領域決定処理であり、ステップ S102～ステップ S105 の処理が範囲外データ判定処理である。ステップ S102～ステップ S105 の流れが示すように、閾値領域決定処理は、ステップ S105 の実行前に実行される。

30

【0112】

次に、第 2 区分部 231 が、複数の第 2 期間によって脳血流相関量時系列を区分する（ステップ S106）。次に、時間積算部 232 が、第 2 期間ごとに、範囲外時間を取得する（ステップ S107）。次に、ピーク期間判定部 233 が、各第 2 期間について、ピーク期間であるか否かを判定する（ステップ S108）。

【0113】

次に、正常心室状態推定部 234 が推定対象 901 の心室の状態が正常か異常かを判定する（ステップ S109）。推定対象 901 の心室の状態が正常では無い場合（ステップ S109：NO）、出力制御部 290 は、出力部 24 の動作を制御して出力部 24 に第 1 警告を出力させる（ステップ S110）。次に、異常心室状態推定部 235 が異常心室状態推定処理を実行する（ステップ S111）。異常心室状態推定部 235 は、異常心室状態推定処理の実行により推定対象 901 の心室の状態がいずれの異常心室状態であるかを推定する。

40

【0114】

ステップ S106～ステップ S111 の一連の処理が、心室状態推定処理の一例である。

【0115】

ステップ S111 の次に、確率取得条件取得部 250 が異常心室状態推定部 235 の推

50

定結果に基づき確率取得条件を取得する（ステップ S 1 1 2）。次に計測信頼度推定部 2 6 0 が、脳血流相関量時系列に基づき計測信頼度を推定する（ステップ S 1 1 3）。次に、意識喪失済み確率取得部 2 7 0 が、意識喪失済み確率を取得する（ステップ S 1 1 4）。
【0 1 1 6】

次に、出力部 2 4 の動作を制御して出力部 2 4 に意識喪失済み確率を表示等により出力させる（ステップ S 1 1 5）。次に、意識喪失判定部 2 8 0 が、意識喪失済み確率が基準確率以上か否かを判定する（ステップ S 1 1 6）。

【0 1 1 7】

意識喪失済み確率が基準確率以上である場合（ステップ S 1 1 6：Y E S）、出力制御部 2 9 0 は、出力部 2 4 の動作を制御して出力部 2 4 に第 2 警告を出力させる（ステップ S 1 1 7）。一方、意識喪失済み確率が基準確率未満である場合（ステップ S 1 1 6：N O）、第 2 警告が出力されることなく単位期間における処理が終了する。

【0 1 1 8】

一方、推定対象 9 0 1 の心室の状態が正常である場合（ステップ S 1 0 9：Y E S）、確率取得処理実行判定部 2 4 0 が、意識喪失済み確率取得処理を実行するか否かを判定する（ステップ S 1 1 8）。具体的には、確率取得処理実行判定部 2 4 0 は、意識喪失済み確率取得処理を実行するか否かを判定するタイミングが確率取得開始時点以降か否かを判定する。

【0 1 1 9】

意識喪失済み確率取得処理を実行するか否かを判定するタイミングが確率取得開始時点以降である場合（ステップ S 1 1 8：Y E S）、ステップ S 1 1 4 の処理が実行される。一方、意識喪失済み確率取得処理を実行するか否かを判定するタイミングが確率取得開始時点以降では無い場合（ステップ S 1 1 8：N O）、意識喪失済み確率が取得されることなく単位期間における処理が終了する。

【0 1 2 0】

なお、ステップ S 1 0 9 において、推定対象 9 0 1 の心室の状態が正常であると判定された場合、出力制御部 2 9 0 は、出力部 2 4 の動作を制御して出力部 2 4 に推定対象 9 0 1 の心室の状態が正常であることを示す情報を出力させてもよい。

【0 1 2 1】

<意識喪失済み確率と脳血流相関量時系列との関係について>

【0 1 2 2】

ここで意識喪失済み確率と脳血流相関量時系列との関係を図 6～図 9 を用いて説明する。なお、図 6～図 9 における意識喪失済み確率のグラフは、ステップ S 1 1 5 の処理において出力部 2 4 が出力する意識喪失済み確率の一例である。図 6～図 9 における心電位時系列と脳血流量の変化のグラフとはそれぞれ脳血流相関量時系列の一例である。

【0 1 2 3】

図 6 は、第 1 実施形態における意識喪失済み確率と脳血流相関量時系列との関係を説明する第 1 の説明図である。

【0 1 2 4】

図 6 は、心電位時系列と、脳血流量の変化のグラフと、確率取得開始時点以降か否かを示す情報（以下「期間情報」という。）と、意識喪失済み確率のグラフとを同一時間軸上に表した図である。図 6 の横軸は、時刻を示す。そのため、図 6 の横軸は、原点の時刻を 0 とした場合における原点の時刻からの時間経過を示す。図 6 の原点の時刻は、推定開始時点の一例である。期間情報は、横軸の各時刻が確率取得開始時点以降の時刻か否かを示す。図 6 において O N は、時刻が確率取得開始時点以降の時刻であることを示す。図 6 において O F F は、時刻が確率取得開始時点より前の時刻であることを示す。

【0 1 2 5】

図 6 の時刻 t_2 は、確率取得開始時点の一例である。図 6 は、確率取得開始時点以降の期間に心電位の時間変化が無い場合、脳血流量は時間とともに下がることを示す。図 6 は、心電位の時間変化が無い場合、意識喪失済み確率が時間に比例して上昇することを示す

10

20

30

40

50

。図 6 は、時刻 t_3 に心停止が起きたことを示す。

【0126】

図 7 は、第 1 実施形態における意識喪失済み確率と脳血流相関量時系列との関係を説明する第 2 の説明図である。

【0127】

図 7 は、心電位時系列と、脳血流量の変化のグラフと、期間情報と、意識喪失済み確率のグラフとを同一時間軸上に表した図である。図 7 の横軸は、時刻を示す。そのため、図 7 の横軸は、原点の時刻を 0 とした場合における原点の時刻からの時間経過を示す。図 7 の原点の時刻は、推定開始時点の一例である。期間情報は、横軸の各時刻が確率取得開始時点以降の時刻か否かを示す。

10

【0128】

図 7 の時刻 t_4 は、確率取得開始時点の一例である。図 7 は、時間経過とともに心拍間隔が基準頻度範囲に含まれなくなる心電位時系列の一例を示す。図 7 は、意識喪失済み確率は、確率取得開始時点以降、時刻 t_5 まで時間に比例して上昇することを示す。時刻 t_5 は、予め定められた意識喪失済み確率の上限値に意識喪失済み確率が達した時刻である。

【0129】

図 8 は、第 1 実施形態における意識喪失済み確率と脳血流相関量時系列との関係を説明する第 3 の説明図である。

【0130】

図 8 は、心電位時系列と、脳血流量の変化のグラフと、期間情報と、意識喪失済み確率のグラフとを同一時間軸上に表した図である。図 8 の横軸は、時刻を示す。そのため、図 8 の横軸は、原点の時刻を 0 とした場合における原点の時刻からの時間経過を示す。図 8 の原点の時刻は、推定開始時点の一例である。期間情報は、横軸の各時刻が確率取得開始時点以降の時刻か否かを示す。

20

【0131】

図 8 の時刻 t_6 は、確率取得開始時点の一例である。図 8 の t_7 は、心拍が生じたために、心室状態推定部によって推定対象 901 の心室の状態が正常であると判定された時刻である。そのため、図 8 の t_7 においては、意識喪失済み確率が下がる。

【0132】

図 9 は、第 1 実施形態における意識喪失済み確率と脳血流相関量時系列との関係を説明する第 4 の説明図である。

30

【0133】

図 9 は、心電位時系列と、脳血流量の変化のグラフと、期間情報と、意識喪失済み確率のグラフとを同一時間軸上に表した図である。図 9 の横軸は、時刻を示す。そのため、図 9 の横軸は、原点の時刻を 0 とした場合における原点の時刻からの時間経過を示す。図 9 の原点の時刻は、推定開始時点の一例である。期間情報は、横軸の各時刻が確率取得開始時点以降の時刻か否かを示す。

【0134】

図 9 は、心臓の動きが安定しているため心電位に乱れはなく、脳血流量も安定していることを示す。すなわち、図 9 は、心電位時系列の示す推定対象 901 の心室の状態が正常であり続けていることを示す。図 9 は、推定対象 901 の心室の状態が正常であり続けているため期間情報が OFF のままであり、意識喪失済み確率が取得されていないことを示す。

40

【0135】

ここまでで意識喪失済み確率と脳血流相関量時系列との関係の説明を終了する。

【0136】

このように構成された第 1 実施形態の意識喪失推定システム 100 は、脳血流相関量時系列の各データの時間軸方向の位置を含む所定の期間内のデータに基づいて、各データの時間軸方向の位置に応じた閾値領域を決定する。そして、意識喪失推定システム 100 は、決定した閾値領域に基づいて既に意識喪失である確率を推定する。そのため、意識喪失

50

推定システム１００は、推定対象９０１の意識喪失の可能性を推定する精度を高めることができる。そのため、このように構成された第１実施形態の意識喪失推定システム１００は、意識喪失によって引き起こされる危険を減らすことができる。

【０１３７】

また、このように構成された第１実施形態の意識喪失推定システム１００は、推定結果の意識喪失の可能性を出力部２４によって出力する。既に意識喪失である確率が出力されるため、推定対象９０１は意識喪失が起きる前に意識喪失によって引き起こされる危険を減らす行動をとることができる。そのため、このように構成された第１実施形態の意識喪失推定システム１００は、意識喪失によって引き起こされる危険を減らすことができる。

【０１３８】

なお、正常心室状態推定部２３４は、必ずしも、第２区分部２３１、時間積算部２３２及びピーク期間判定部２３３の処理の結果に基づいて、推定対象９０１の心室の状態が正常か否かを推定する必要は無い。正常心室状態推定部２３４は、推定対象９０１の心室の状態が正常か否かを推定可能であればどのような方法で推定対象９０１の心室の状態が正常か否かを推定してもよい。例えば、正常心室状態推定部２３４は、心電位の極値の出現頻度のみに基づいて心室の状態が正常か否かを推定してもよい。

【０１３９】

しかしながら、心電位の極値の出現頻度のみに基づいて心室の状態が正常か否かを推定する場合には、波形の多少の乱れによって生じた極値も回数にカウントしてしまい、推定結果を誤る場合がある。一方、第２区分部２３１、時間積算部２３２及びピーク期間判定部２３３の処理の結果に基づく方法では、心臓由来の心室細動の時の異常信号の特徴である、対称性を有する固有の振動数を持った連続波を選択的に抽出できる。このため、心電位の極値の出現頻度のみに基づいて心室の状態が正常か否かを推定する場合よりも推定を誤る確率が低い。

【０１４０】

そのため、心室状態推定部２３０は、第２区分部２３１、時間積算部２３２及びピーク期間判定部２３３の処理の結果に基づいて推定対象９０１の心室の状態が正常か否かを推定する正常心室状態推定部２３４を備えることが望ましい。

【０１４１】

(第２実施形態)

図１０は、第２実施形態の意識喪失推定システム１００ａのシステム構成の一例を示す図である。意識喪失推定システム１００ａは、意識喪失推定装置２に代えて意識喪失推定装置２ａを備える点で意識喪失推定システム１００と異なる。意識喪失推定装置２ａは、制御部２０に代えて制御部２０ａを備える点で意識喪失推定装置２と異なる。

【０１４２】

制御部２０ａは、範囲外データ判定処理、心室状態推定処理、意識喪失済み確率取得処理及び意識喪失判定処理にくわえて更に、グレースアウト判定処理を実行する点で制御部２０と異なる。グレースアウト判定処理は、心室状態推定処理の実行前に実行される。グレースアウト判定処理は範囲外データ判定処理の実行前に実行されてもよいし、範囲外データ判定処理の実行後に実行されてもよい。

【０１４３】

グレースアウト判定処理は、脳血流相関量時系列に基づき、グレースアウトに関する条件（以下「グレースアウト条件」という。）が満たされたか否かを判定する処理である。

【０１４４】

グレースアウト条件は、推定対象９０１にグレースアウトが起きる確率が所定の確率を超えたという条件である。グレースアウトは、意識喪失が起きる前に生じる意識喪失の前兆となる現象である。グレースアウト条件は、より具体的には、各脳血流相関量点データのうち脳血流相関量が所定の閾値未満であるデータが存在する、という条件である。意識喪失推定システム１００は、グレースアウト条件が満たされた場合に、グレースアウトが起きる確率が高いことを示す情報（以下「グレースアウト警告」という。）を伝達先に伝達する。

【0145】

以下、説明の簡単のため意識喪失推定システム100が備える各機能部と同様の機能を備えるものについては、図3と同じ符号を付すことで説明を省略する。

【0146】

図11は、第2実施形態における制御部20aの機能構成の一例を示す図である。制御部20aは、グレースアウト判定部310を備える点で制御部20と異なる。グレースアウト判定部310は、グレースアウト判定処理を実行する。グレースアウト判定処理の判定結果は、出力制御部290の制御により出力部24によって出力される。以下、説明の簡単のため制御部20が備える機能部と同様のものについては図4と同じ符号を付すことで説明を省略する。

10

【0147】

以下、図12及び図13を用いて、意識喪失推定システム100aが実行する処理の流れの一例を示す。以下、説明の簡単のため図5のフローチャートに記載の処理と同様の処理については図5と同じ符号を付すことで説明を省略する。

【0148】

図12は、第2実施形態の意識喪失推定システム100aが実行する処理の流れの一例を示す第1のフローチャートである。図13は、第2実施形態の意識喪失推定システム100aが実行する処理の流れの一例を示す第2のフローチャートである。

【0149】

ステップS101の次に、グレースアウト判定部310がグレースアウト判定処理を実行する（ステップS119）。具体的には、グレースアウト判定部310が、グレースアウト条件が満たされるか否かをステップS101で取得された脳血流相関量時系列に基づいて判定する。

20

【0150】

グレースアウト判定条件が満たされる場合（ステップS119：YES）、出力制御部290は出力部24にグレースアウト警告を出力させる（ステップS120）。次に、ステップS102の処理が実行される。一方、グレースアウト判定条件が満たされない場合（ステップS119：NO）、単位期間における処理が終了する。

【0151】

このように構成された第2実施形態の意識喪失推定システム100aは、意識喪失推定システム100が有する機能にくわえて、さらにグレースアウトが起きる確率を判定する機能を有する。そのため、このように構成された第2実施形態の意識喪失推定システム100aは、意識喪失によって引き起こされる危険を減らすことができる。

30

【0152】

（第3実施形態）

図14は、第3実施形態の意識喪失推定システム100bのシステム構成の一例を示す図である。意識喪失推定システム100bは、呼吸情報取得センサ3を備える点と、意識喪失推定装置2aに代えて意識喪失推定装置2bを備える点とで意識喪失推定システム100aと異なる。

【0153】

呼吸情報取得センサ3は、推定対象901の呼吸に関する情報（以下「呼吸情報」という。）を取得する。呼吸情報は、例えば、推定対象901の呼吸の状態が呼気相にあるのか吸気相にあるのかを示す情報である。呼吸情報取得センサ3は、例えば酸素飽和度の測定を行う装置である。呼吸情報取得センサ3は、換気量の測定を行う装置であってもよい。呼吸情報取得センサ3は、呼気中の二酸化炭素濃度の測定を行う装置であってもよい。

40

【0154】

意識喪失推定装置2bは、制御部20aに代えて制御部20bを備える点で意識喪失推定装置2aと異なる。制御部20bは、グレースアウト判定処理、範囲外データ判定処理、心室状態推定処理、意識喪失済み確率取得処理及び意識喪失判定処理にくわえて、さらにグレースアウト条件決定処理を実行する点で制御部20aと異なる。グレースアウト条件決定

50

処理は、呼吸情報に基づきグレースアウト条件を決定する処理である。

【0155】

第3実施形態における記憶部23は、呼吸情報とグレースアウト条件との対応関係を示す情報（以下「グレースアウト条件対応情報」という。）を予め記憶する。グレースアウト条件対応情報が示すグレースアウト条件は、脳血流相関量が所定の値（以下「グレースアウト閾値」という。）未満の脳血流相関量点データが存在する、という条件を満たせばどのような条件であってもよい。

【0156】

グレースアウト条件対応情報が示す対応関係は、例えば、呼吸情報が酸素飽和度低下、低換気量、呼気二酸化炭素濃度低下などの呼吸機能の低下を示す場合に、グレースアウト閾値を高くするという関係である。

10

【0157】

第3実施形態における通信部21は、第2実施形態における通信部21が有する通信インタフェースに代えて更に呼吸情報取得センサ3に接続するための通信インタフェースも含んで構成される。第3実施形態における通信部21は、例えばネットワークを介して呼吸情報取得センサ3と通信する。第3実施形態における通信部21は、呼吸情報取得センサ3との通信によって呼吸情報取得センサ3から呼吸情報を取得する。

【0158】

以下、説明の簡単のため意識喪失推定システム100aが備える各機能部と同様の機能を備えるものについては、図10と同じ符号を付すことで説明を省略する。

20

【0159】

図15は、第3実施形態における制御部20bの機能構成の一例を示す図である。制御部20bは、グレースアウト条件決定部320を備える点で制御部20aと異なる。以下、制御部20aと同様の機能を備えるものについては図11と同じ符号を付すことで説明を省略する。

【0160】

グレースアウト条件決定部320はグレースアウト条件決定処理を実行する。グレースアウト条件決定処理はより詳細には、取得された呼吸情報に対応するグレースアウト条件を、グレースアウト条件対応情報を用いて取得し、取得したグレースアウト条件をグレースアウト判定処理に用いるグレースアウト条件に決定する処理である。

30

【0161】

グレースアウト条件決定処理は各単位期間においてグレースアウト判定処理の実行前に実行される。そのためグレースアウト条件決定処理は、例えば、図12におけるステップS101の処理の次であってステップS119の処理の実行前に実行される。

【0162】

このように構成された第3実施形態の意識喪失推定システム100bは、グレースアウト条件を呼吸情報に基づいて決定する。そのため、意識喪失推定システム100bは、意識喪失推定システム100aよりも一層、グレースアウトを判定する精度を高めることができる。そのため、このように構成された第3実施形態の意識喪失推定システム100bは、意識喪失によって引き起こされる危険をより一層減らすことができる。

40

【0163】

（第4実施形態）

図16は、第4実施形態の意識喪失推定システム100cのシステム構成の一例を示す図である。意識喪失推定システム100cは、意識喪失推定装置2bに代えて意識喪失推定装置2cを備える点で意識喪失推定システム100bと異なる。

【0164】

意識喪失推定装置2cは、制御部20bに代えて制御部20cを備える点で意識喪失推定装置2bと異なる。制御部20cは、グレースアウト条件決定処理、グレースアウト判定処理、範囲外データ判定処理、心室状態推定処理、意識喪失済み確率取得処理及び意識喪失判定処理に加えて、さらに確率決定条件候補取得処理を実行する点で制御部20bと異

50

なる。

【0165】

確率決定条件候補取得処理は、呼吸情報に基づき確率決定条件の候補を決定する処理である。確率決定条件の候補とは、具体的には、心室状態と確率決定条件との関係を示す情報である。

【0166】

第4実施形態における記憶部23は、呼吸情報と確率決定条件の候補との対応関係を示す情報（以下「確率決定条件候補対応情報」という。）を予め記憶する。

【0167】

確率決定条件候補対応情報が示す対応関係は、例えば、呼吸情報が呼吸機能低下を示す場合に通常よりも意識喪失済み確率の経過時間に依存する変化量における単位時間当たりの変化量を大きくするという関係である。

10

【0168】

第4実施形態における通信部21は、第3実施形態における通信部21と同一である。

【0169】

以下、説明の簡単のため意識喪失推定システム100bが備える各機能部と同様の機能を備えるものについては、図14と同じ符号を付すことで説明を省略する。

【0170】

図17は、第4実施形態における制御部20cの機能構成の一例を示す図である。制御部20cは、確率決定条件候補取得部330を備える点で制御部20bと異なる。以下、制御部20bと同様の機能を備えるものについては図15と同じ符号を付すことで説明を省略する。

20

【0171】

確率決定条件候補取得部330は確率決定条件候補取得処理を実行する。確率決定条件候補取得処理はより詳細には、取得された呼吸情報に対応する確率決定条件の候補を、確率決定条件候補対応情報を用いて取得する処理である。取得された確率決定条件の候補の中から、確率取得条件取得部250が、心室状態推定部230の推定結果に基づき、意識喪失済み確率取得処理における確率決定条件を取得する。

【0172】

確率決定条件候補取得処理は各单位期間において確率取得条件取得部250が確率取得条件を取得する前に実行される。そのため確率決定条件候補取得処理は、例えば、図12におけるステップS101の実行後であって図13におけるステップS112の処理の実行前に実行されればどのようなタイミングで実行されてもよい。

30

【0173】

このように構成された第4実施形態の意識喪失推定システム100cは、意識喪失済み確率の推定のために意識喪失推定システム100bが用いた情報に加えてさらに、呼吸情報にも基づいて推定対象901の意識喪失済み確率を推定する。そのため、意識喪失推定システム100cは、意識喪失推定システム100bよりも一層、推定対象901の意識喪失の可能性を推定する精度を高めることができる。そのため、このように構成された第4実施形態の意識喪失推定システム100cは、意識喪失によって引き起こされる危険を意識喪失推定システム100bよりもより一層減らすことができる。

40

【0174】

（第5実施形態）

図18は、第5実施形態の意識喪失推定システム100dのシステム構成の一例を示す図である。意識喪失推定システム100dは、意識喪失推定装置2cに代えて意識喪失推定装置2dを備える点で意識喪失推定システム100cと異なる。

【0175】

意識喪失推定装置2dは、制御部20cに代えて制御部20dを備える点で意識喪失推定装置2cと異なる。制御部20dは、制御部20cが実行する処理にくわえて更にさらに、心室状態推定条件決定処理を実行する点で制御部20cと異なる。制御部20cが実

50

行する処理は具体的には、グレースアウト条件決定処理、グレースアウト判定処理、範囲外データ判定処理、心室状態推定処理、確率決定条件候補取得処理、意識喪失済み確率取得処理及び意識喪失判定処理である。

【0176】

心室状態推定条件決定処理は、呼吸情報に基づき心室状態推定処理に用いられる条件（以下「心室状態推定条件」という。）を決定する処理である。

【0177】

心室状態推定条件は、例えば、第1の長さとは各時刻における閾値領域上限値及び閾値領域下限値とである。このような場合、心室状態推定条件決定処理は、呼吸情報に応じて第1の長さとは各時刻における閾値領域上限値及び閾値領域下限値とを変更する処理である。すなわち心室状態推定条件決定処理の一例は、呼吸情報に応じた第1の長さとは各時刻における閾値領域上限値及び閾値領域下限値とを決定する処理である。

【0178】

心室状態推定条件は、例えば、第1基準頻度又は第2基準頻度を示す情報である。このような場合、心室状態推定条件決定処理は、例えば、呼吸情報に応じて第1基準頻度又は第2基準頻度を変更する処理である。すなわち心室状態推定条件決定処理の一例は、呼吸情報に応じた第1基準頻度又は第2基準頻度を決定する処理である。心室状態推定条件決定処理は、例えば、呼吸機能の低下や呼吸停止などの呼吸の状態により、第1基準頻度及び第2基準頻度を調整してもよい。

【0179】

第5実施形態における記憶部23は、呼吸情報と心室状態推定条件との対応関係を示す情報（以下「心室状態推定条件対応情報」という。）を予め記憶する。

【0180】

心室状態推定条件対応情報が示す対応関係は、例えば、呼吸情報が呼吸停止状態を連続20秒以上示す場合に著しい心室の異常、心室細動もしくは心停止、もしくはそれらの差し迫った状況であるという関係である。

【0181】

第5実施形態における通信部21は、第3実施形態における通信部21と同一である。

【0182】

以下、説明の簡単のため意識喪失推定システム100dが備える各機能部と同様の機能を備えるものについては、図17と同じ符号を付すことで説明を省略する。

【0183】

図19は、第5実施形態における制御部20dの機能構成の一例を示す図である。制御部20dは、心室状態推定条件決定部340を備える点で制御部20cと異なる。以下、制御部20cと同様の機能を備えるものについては図17と同じ符号を付すことで説明を省略する。心室状態推定条件決定部340は心室状態推定条件決定処理を実行する。心室状態推定条件決定部340は心室状態推定条件決定処理の実行により、心室状態推定条件対応情報と取得された呼吸情報とに基づき取得された呼吸情報に対応する心室状態推定条件を決定する。

【0184】

心室状態推定条件決定処理は各单位期間において心室状態推定部230が心室状態の推定を開始する前に実行される。そのため心室状態推定条件決定処理は、例えば、図12におけるステップS101の実行後であって図13におけるステップS103の処理の実行前に実行されればどのようなタイミングで実行されてもよい。

【0185】

このように構成された第5実施形態の意識喪失推定システム100dは、呼吸情報に基づいて心室状態推定条件を決定する。そのため、意識喪失推定システム100dは、意識喪失推定システム100cよりも一層、推定対象901の意識喪失の可能性を推定する精度を高めることができる。そのため、このように構成された第5実施形態の意識喪失推定システム100dは、意識喪失によって引き起こされる危険を意識喪失推定システム10

10

20

30

40

50

0 c よりもより一層減らすことができる。

【0186】

(第6実施形態)

図20は、第6実施形態の意識喪失推定システム100eのシステム構成の一例を示す図である。意識喪失推定システム100eは、意識喪失推定装置2dに代えて意識喪失推定装置2eを備える点で意識喪失推定システム100dと異なる。

【0187】

意識喪失推定装置2eは、制御部20dに代えて制御部20eを備える点で意識喪失推定装置2dと異なる。制御部20eは、制御部20dが実行する処理にくわえて更に学習更新処理を実行する点で制御部20dと異なる。

【0188】

制御部20eが実行する処理は具体的には、グレースアウト条件決定処理、グレースアウト判定処理、範囲外データ判定処理、心室状態推定条件決定処理、心室状態推定処理、確率決定条件候補取得処理、意識喪失済み確率取得処理及び意識喪失判定処理である。

【0189】

学習更新処理は、学習処理と更新処理とを含む。学習処理は、被出力推定結果に対するユーザの応答に基づき、グレースアウト条件、心室状態推定条件、確率決定条件、基準確率等の推定に用いる条件を、機械学習によって学習する処理である。更新処理は、学習処理の学習結果に基づいて推定に用いる条件を更新する処理である。

【0190】

被出力推定結果は、出力部24から出力される情報であって意識喪失に関する意識喪失推定装置2eの推定結果を示す情報である。被出力推定結果は、例えば、グレースアウト警告、第1警告、意識喪失済み確率又は第2警告である。

【0191】

被出力推定結果に対するユーザの応答とは、被出力推定結果の確からしさをユーザが意識喪失推定装置2eに入力することを意味する。ユーザの応答は、例えば、入力部22を介して入力される。ユーザの応答は、通信部21を介して入力されてもよい。なお、ユーザは、推定対象901又は管理者902である。

【0192】

以下、説明の簡単のため意識喪失推定システム100dが備える各機能部と同様の機能を備えるものについては、図18と同じ符号を付すことで説明を省略する。

【0193】

図21は、第6実施形態における制御部20eの機能構成の一例を示す図である。制御部20eは、応答取得部350及び学習更新部360を備える点で制御部20dと異なる。以下、制御部20dと同様の機能を備えるものについては図19と同じ符号を付すことで説明を省略する。

【0194】

応答取得部350は、入力部22又は通信部21を介して入力されたユーザの応答を取得する。学習更新部360は学習更新処理を実行する。具体的には、学習更新部360は、まず応答取得部350が取得したユーザの応答に基づいて推定に用いる条件を学習し、次に学習結果に基づいて推定に用いる条件を更新する。

【0195】

学習更新処理は、被出力推定結果とユーザの応答との対応関係を記憶部23が記憶していれば、どのようなタイミングで実行されてもよい。

【0196】

このように構成された第6実施形態の意識喪失推定システム100eは、被出力推定結果に対するユーザの応答に基づいて推定に用いる条件を更新する。そのため、意識喪失推定システム100eは、意識喪失推定システム100dよりも一層、推定対象901の意識喪失の可能性を推定する精度を高めることができる。そのため、このように構成された第5実施形態の意識喪失推定システム100eは、意識喪失によって引き起こされる危険

10

20

30

40

50

を意識喪失推定システム100dよりもより一層減らすことができる。

【0197】

(第1の変形例)

閾値領域は、推定対象901の心室の状態が異常心室状態か否かを心室状態推定部230が判定可能であれば、下閾値又は上閾値のどちらか一方のみを有してもよい。例えば、異常心室状態が、心室性期外収縮であって、心電位を計測する電極誘導が定まっており、期外収縮の興奮伝搬の方法が一定であれば、閾値領域は、例えば上閾値のみを有してもよい。

【0198】

なお、閾値領域が上閾値のみを有するとは、閾値領域の示す範囲が上閾値以下の値を全て含む範囲であることを意味する。なお、閾値領域が下閾値のみを有するとは、閾値領域の示す範囲が下閾値以上の値を全て含む範囲であることを意味する。

【0199】

異常心室状態が心室性期外収縮である場合、心室の脱分極時間が正常よりも延長する。そのため、電位が閾値外に留まる時間が長くなることと、心電位を計測する電極誘導が一定の位置に定まっており期外収縮の興奮伝搬の方向が一定であることが多い。このため、閾値領域が上閾値のみもしくは下閾値のみを有しても、心室状態推定部230は推定対象901の心室の状態が心室性期外収縮であるか否かを判定可能である。

【0200】

例えば、閾値領域が上閾値のみを有する場合、範囲外データ内判定部224は、脳血流相関量時系列の各脳血流相関量点データについて、脳血流相関量が上閾値を超えるか否かを判定し脳血流相関量が下閾値未満か否かを判定しない。このような場合、範囲外データは、脳血流相関量が上閾値を超える脳血流相関量点データを含み脳血流相関量が下閾値未満の脳血流相関量点データを含まない。

【0201】

例えば、閾値領域が下閾値のみを有する場合、範囲外データ内判定部224は、脳血流相関量時系列の各脳血流相関量点データについて、脳血流相関量が下閾値未満か否かを判定し、脳血流相関量が上閾値を超えるか否かを判定しない。このような場合、範囲外データは、脳血流相関量が下閾値未満の脳血流相関量点データを含み脳血流相関量が上閾値を超える脳血流相関量点データを含まない。

【0202】

閾値領域が下閾値及び上閾値を有する場合であっても、推定対象901の心室の状態が異常心室状態か否かを心室状態推定部230が推定可能であれば、範囲外データ内判定部224は必ずしも下閾値及び上閾値を用いて範囲外データを判定する必要は無い。

【0203】

推定対象901の心室の状態が異常心室状態か否かを心室状態推定部230が推定可能であれば、範囲外データ内判定部224は、例えば、上閾値だけを用いて範囲外データを判定してもよい。このような場合、範囲外データ内判定部224は、脳血流相関量時系列の各脳血流相関量点データについて脳血流相関量が上閾値を超えるか否かを判定し、脳血流相関量が下閾値未満か否かを判定しない。このような場合、脳血流相関量が上閾値を超える脳血流相関量点データは閾値領域の範囲外の脳血流相関量点データであり、脳血流相関量が下閾値未満の脳血流相関量点データは閾値領域の範囲内の脳血流相関量点データである。

【0204】

推定対象901の心室の状態が異常心室状態か否かを心室状態推定部230が判定可能であれば、範囲外データ内判定部224は、例えば、下閾値だけを用いて範囲外データを判定してもよい。このような場合、範囲外データ内判定部224は、脳血流相関量時系列の各脳血流相関量点データについて脳血流相関量が下閾値未満か否かを判定し、脳血流相関量が上閾値を超えるか否かを判定しない。このような場合、脳血流相関量が下閾値未満の脳血流相関量点データは閾値領域の範囲外の脳血流相関量点データであり、脳血流相関

10

20

30

40

50

量が上閾値を超える脳血流相関量点データは閾値領域の範囲内の脳血流相関量点データである。

【0205】

このように、推定対象901の心室の状態が異常心室状態か否かを心室状態推定部230が推定可能であれば、範囲外データ内判定部224は必ずしも、上閾値及び下閾値の両方を用いて範囲外データを判定する必要は無い。

【0206】

このように構成された第1の変形例の意識喪失推定システム100、100a～100eは、脳血流相関量時系列の各データの時間軸方向の位置を含む所定の期間内のデータに基づいて、各データの時間軸方向の位置に応じた閾値領域を決定する。そして、意識喪失推定システム100、100a～100eは、決定した閾値領域に基づいて意識喪失済み確率を推定する。そのため、意識喪失推定システム100、100a～100eは、推定対象901の意識喪失の可能性を推定する精度を高めることができる。また、そのため、意識喪失推定システム100、100a～100eは、既に意識喪失である確率を推定する精度を高めることができる。

【0207】

また、このように構成された第1の変形例の意識喪失推定システム100、100a～100eは、推定結果の意識喪失済み確率を出力部24によって出力する。意識喪失済み確率が出力されるため、推定対象901は意識喪失が起きる前に意識喪失によって引き起こされる危険を減らす行動をとることができる。そのため、このように構成された第1の変形例の意識喪失推定システム100、100a～100eは、意識喪失によって引き起こされる危険を減らすことができる。

【0208】

(第2の変形例)

制御部20、20a～20eは、範囲外データ判定処理又はグレーアウト判定処理のうち先に実行されるいずれか一方の処理の実行前に信号整形処理を実行してもよい。信号整形処理は、後段の処理に好適であるように脳血流相関量時系列を整形する処理である。好適であるように整形するとは、予め定められた所定の条件を満たす系列であるように整形することを意味する。信号整形処理は、例えば、生体信号の取得の際に生じるノイズ等の脳血流相関量時系列に含まれる高周波成分を脳血流相関量時系列から除去する処理（ハイパス処理）である。信号整形処理は、例えば、生体信号の基線の動揺を抑制する処理であってもよい。信号整形処理は、例えば、生体信号の電位幅を正規化する処理であってもよい。

【0209】

図22は、第2の変形例における整形前の心電位時系列の一例を示す図である。図22のグラフの横軸は原点の時刻からの経過時間を示す。図22の縦軸は心電位の電位を示す。図22に示す心電位時系列には心電位に動揺が認められる。そのため、このままのデータを用いて意識喪失済み確率を取得した場合、取得結果の精度が低い場合がある。

【0210】

図23は、第2の変形例におけるハイパスフィルタ処理による整形後の心電位時系列の一例を示す図である。図23のグラフの横軸は原点の時刻からの経過時間を示す。図23の縦軸は心電位の電位を示す。図23のグラフは、図22に示す心電位時系列に対する信号整形処理の実行結果である。図23は、心電位の基線の動揺が図22の心電位時系列よりも抑制されている。そのため、図23の心電位時系列を用いて意識喪失済み確率を取得した場合、取得結果の精度は、図22の心電位時系列を用いて意識喪失済み確率を取得する場合よりも高い。

【0211】

図24は、第2の変形例における信号整形処理を実行する制御部20、20a～20eの一例として信号整形処理を実行する制御部20（以下「制御部20f」という。）の機能構成の一例を示す図である。

【0212】

制御部20fは、信号整形部370を備える点で制御部20と異なる。信号整形部370は、時系列取得部210が取得した脳血流相関量時系列に対して信号整形処理を実行する。このような場合、範囲外データ判定処理、心室状態推定処理、意識喪失済み確率取得処理及び意識喪失判定処理等の信号整形処理の実行後に実行される各処理で用いられる脳血流相関量時系列は整形後の脳血流相関量時系列である。制御部20fがグレイアウト判定処理を実行する場合、信号整形処理の実行後に実行される各処理にはグレイアウト判定処理も含まれる。

【0213】

信号整形処理は、具体的には、ステップS101の処理の実行後であってステップS119の処理の実行前に実行される。また、信号整形処理は、ステップS119の処理が実行されない場合には、ステップS101の処理の実行後であってステップS102の処理の実行前に実行される。

【0214】

このように構成された第2の変形例の意識喪失推定システム100、100a~100eは、整形後の脳血流相関量時系列に基づいて、意識喪失済み確率取得処理を実行する。そのため、第2の変形例の意識喪失推定システム100、100a~100eは、推定対象901の意識喪失の可能性を推定する精度を高めることができる。そのため、このように構成された第2の変形例の意識喪失推定システム100、100a~100eは、意識喪失によって引き起こされる危険を減らすことができる。

【0215】

また、このように構成された第2の変形例の意識喪失推定システム100a~100eは、整形後の脳血流相関量時系列に基づいて、範囲外データ判定処理、心室状態推定処理、意識喪失済み確率取得処理、意識喪失判定処理及びグレイアウト判定処理を実行する。そのため、このように構成された第2の変形例の意識喪失推定システム100a~100eは、意識喪失によって引き起こされる危険を減らすことができる。

【0216】

(第3の変形例)

制御部20、20a~20eは、範囲外データ判定処理又はグレイアウト判定処理のうち先に実行されるいずれか一方の処理の実行前に信号モデリング処理を実行してもよい。信号モデリング処理は、時系列取得部210が取得した脳血流相関量時系列に基づき、脳血流相関量に関する所定の理論に基づく波形であって脳血流相関量時系列との違いが所定の違い未満の波形（以下「モデル波形」という。）を取得する。脳血流相関量時系列を脳血流相関量に関する所定の理論は、例えば、フランクスターリングの法則、心臓循環の非線形有限要素モデルである。

【0217】

ここで図25~図30を用いて脳血流相関量時系列とモデル波形との対応の例を、2軸グラフを用いて示す。具体的には、図25~図28は心電位時系列とモデル波形との対応を示す。図29及び図30は、大動脈血流量時系列とモデル波形との対応を示す。大動脈血流量時系列は、大動脈血流量の時系列である。

【0218】

図25は、第3の変形例における心電位時系列とモデル波形との対応を示す第1の図である。図25のグラフの横軸は原点の時刻からの経過時間を示す。図25の左側の縦軸は信号モデリング処理実行前の心電位を示す。図25の右側の縦軸は、モデル波形の心電位を示す。図25の信号モデリング処理実行前の心電位時系列は、動きが正常な心臓の心電位のグラフである。図25のモデル波形は、図25の信号モデリング処理実行前の心電位時系列に基づき信号モデリング処理の実行によって取得されたモデル波形である。

【0219】

図26は、第3の変形例における心電位時系列とモデル波形との対応を示す第2の図である。図26のグラフの横軸は原点の時刻からの経過時間を示す。図26の左側の縦軸は

信号モデリング処理実行前の心電位を示す。図 26 の右側の縦軸は、モデル波形の心電位を示す。図 26 の信号モデリング処理実行前の心電位時系列は、結滞（徐脈性不整脈）が起きている心臓の心電位のグラフである。図 26 のモデル波形は、図 26 の信号モデリング処理実行前の心電位時系列に基づき信号モデリング処理の実行によって取得されたモデル波形である。図 26 は、時刻 t_8 から時刻 t_9 の期間に結滞が起きていることを示す。
【0220】

図 27 は、第 3 の変形例における心電位時系列とモデル波形との対応を示す第 3 の図である。図 27 のグラフの横軸は原点の時刻からの経過時間を示す。図 27 の左側の縦軸は信号モデリング処理実行前の心電位を示す。図 27 の右側の縦軸は、モデル波形の心電位を示す。図 27 の信号モデリング処理実行前の心電位時系列は、心室性期外収縮が起きている心臓が起きている心臓の心電位のグラフである。図 27 のモデル波形は、図 27 の信号モデリング処理実行前の心電位時系列に基づき信号モデリング処理の実行によって取得されたモデル波形である。図 27 は、時刻 t_{10} から時刻 t_{11} の期間に心室性期外収縮が起きていることを示す。

10

【0221】

図 28 は、第 3 の変形例における心電位時系列とモデル波形との対応を示す第 4 の図である。図 28 のグラフの横軸は原点の時刻からの経過時間を示す。図 28 の左側の縦軸は信号モデリング処理実行前の心電位を示す。図 28 の右側の縦軸は、モデル波形の心電位を示す。図 28 の信号モデリング処理実行前の心電位時系列は、心室性頻拍が起きている心臓が起きている心臓の心電位のグラフである。図 28 のモデル波形は、図 28 の信号モデリング処理実行前の心電位時系列に基づき信号モデリング処理の実行によって取得されたモデル波形である。図 28 は、時刻 t_{12} 以降に心室性頻拍が起きていることを示す。

20

【0222】

図 29 は、第 3 の変形例における大動脈血流量時系列とモデル波形との対応を示す第 1 の図である。図 29 のグラフの横軸は原点の時刻からの経過時間を示す。図 29 の左側の縦軸は信号モデリング処理実行前の単位時間当たりの大動脈血流量を示す。図 29 の右側の縦軸は、モデル波形が示す単位時間当たりの大動脈血流量を示す。図 29 の信号モデリング処理実行前の大動脈血流量時系列は、動きが正常な大動脈血流量のグラフである。図 29 のモデル波形は、図 29 の信号モデリング処理実行前の大動脈血流量時系列に基づき信号モデリング処理の実行によって取得されたモデル波形である。

30

【0223】

図 30 は、第 3 の変形例における大動脈血流量時系列とモデル波形との対応を示す第 2 の図である。図 30 のグラフの横軸は原点の時刻からの経過時間を示す。図 30 の左側の縦軸は信号モデリング処理実行前の単位時間当たりの大動脈血流量を示す。図 30 の右側の縦軸は、モデル波形が示す単位時間当たりの大動脈血流量を示す。図 30 の信号モデリング処理実行前の大動脈血流量時系列は、結滞が起きている大動脈血流量のグラフである。図 30 のモデル波形は、図 29 の信号モデリング処理実行前の大動脈血流量時系列に基づき信号モデリング処理の実行によって取得されたモデル波形である。図 30 は、時刻 t_{13} から時刻 t_{14} の期間に結滞が起きていることを示す。図 30 に示す大動脈血流量時系列の場合、推定対象 901 は、時刻 t_{14} 以降に意識喪失が起きる確率が高い。

40

【0224】

図 31 は、第 3 の変形例における信号モデリング処理を実行する制御部 20、20a～20f の一例として信号モデリング処理を実行する制御部 20（以下「制御部 20g」という。）の機能構成の一例を示す図である。

【0225】

制御部 20g は、信号モデリング部 380 を備える点で制御部 20 と異なる。信号モデリング部 380 は、時系列取得部 210 が取得した脳血流相関量時系列に対して信号モデリング処理を実行する。このような場合、範囲外データ判定処理、心室状態推定処理、意識喪失済み確率取得処理及び意識喪失判定処理等の信号整形処理の実行後に実行される各処理で用いられる脳血流相関量時系列は信号モデリング処理の実行後の脳血流相関量時系

50

列である。制御部 20g がグレーアウト判定処理を実行する場合、信号モデルリング処理の実行後に実行される各処理にはグレーアウト判定処理も含まれる。

【0226】

このように構成された第3の変形例の意識喪失推定システム100、100a～100eは、理論に基づいてモデリングされた脳血流相関量時系列に基づいて、意識喪失済み確率取得処理を実行する。そのため、第3の変形例の意識喪失推定システム100、100a～100eは、推定対象901の意識喪失の可能性を推定する精度を高めることができる。そのため、このように構成された第3の変形例の意識喪失推定システム100、100a～100eは、意識喪失によって引き起こされる危険を減らすことができる。

【0227】

また、このように構成された第3の変形例の意識喪失推定システム100a～100eは、理論に基づいてモデリングされた脳血流相関量時系列に基づいて、範囲外データ判定処理、心室状態推定処理、意識喪失済み確率取得処理、意識喪失判定処理及びグレーアウト判定処理を実行する。そのため、このように構成された第3の変形例の意識喪失推定システム100a～100eは、意識喪失によって引き起こされる危険を減らすことができる。

【0228】

(第4の変形例)

グレーアウト条件、心室状態推定条件、確率決定条件、基準確率等の推定に用いる条件は、推定対象901の個人情報にも基づいた条件であってもよい。このような場合、グレーアウト条件、心室状態推定条件、確率決定条件、基準確率等の推定に用いる条件であって予め推定対象901に合わせて調整済みの条件を予め記憶部23が記憶する。個人情報は、例えば、推定対象901の年齢であってもよいし、性別であってもよいし、食の好みであってもよいし、身長であってもよいし、体重であってもよいし、体脂肪率であってもよいし、動脈硬化や頸動脈の狭窄などの基礎疾患の有無であってもよい。

【0229】

(第5の変形例)

なお、実施形態及び第1の変形例及び第2の変形例の意識喪失推定システム100において、ステップS113の処理は必ずしもステップS112の次に実行される必要はない。ステップS113の処理は、ステップS114の処理の実行前であってステップS109の処理の実行後であれば、どのようなタイミングで実行されてもよい。例えば、ステップS113の処理は、ステップS111の処理の実行前に実行されてもよい。

【0230】

なお、単位期間は1周期の一例である。

【0231】

意識喪失推定装置2、2a～2eは、ネットワークを介して通信可能に接続された複数台の情報処理装置を用いて実装されてもよい。この場合、意識喪失推定装置2、2a～2eが備える各機能部は、複数の情報処理装置に分散して実装されてもよい。

【0232】

なお、意識喪失推定装置2、2a～2eの各機能の全て又は一部は、ASIC (Application Specific Integrated Circuit) やPLD (Programmable Logic Device) やFPGA (Field Programmable Gate Array) 等のハードウェアを用いて実現されてもよい。プログラムは、コンピュータ読み取り可能な記録媒体に記録されてもよい。コンピュータ読み取り可能な記録媒体とは、例えばフレキシブルディスク、光磁気ディスク、ROM、CD-ROM等の可搬媒体、コンピュータシステムに内蔵されるハードディスク等の記憶装置である。プログラムは、電気通信回線を介して送信されてもよい。

【0233】

以上、この発明の実施形態について図面を参照して詳述してきたが、具体的な構成はこの実施形態に限られるものではなく、この発明の要旨を逸脱しない範囲の設計等も含まれる。

10

20

30

40

50

【符号の説明】

【0234】

100、100a、100b、100c、100d、100e…意識喪失推定システム、
1…生体センサ、2、2a、2b、2c、2d、2e…意識喪失推定装置、3…呼吸
情報取得センサ、20、20a、20b、20c、20d、20e、20f、20g
…制御部、21…通信部、22…入力部、23…記憶部、24…出力部、210
…時系列取得部、220…範囲外データ判定部、221…第1区分部、222…分布
取得部、223…閾値領域決定部、224…範囲外データ内判定部、230…心室状
態推定部、231…第2区分部、232…時間積算部、233…ピーク期間判定部、
234…正常心室状態推定部、235…異常心室状態推定部、240…確率取得処理実
行判定部、250…確率取得条件取得部、260…計測信頼度推定部、270…意識
喪失済み確率取得部、280…意識喪失判定部、290…出力制御部、300…記録
部、310…グレーアウト判定部、320…グレーアウト条件決定部、330…確率
決定条件候補取得部、340…心室状態推定条件決定部、350…応答取得部、36
0…学習更新部、370…信号整形部、380…信号モデリング部

10

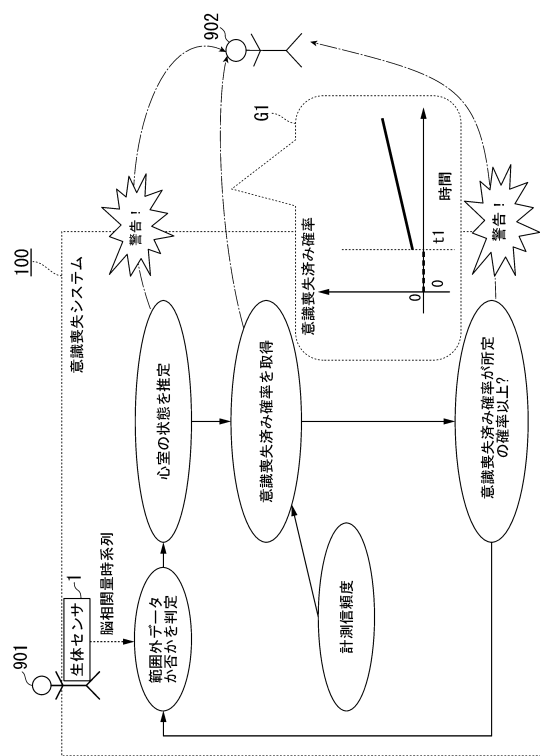
20

30

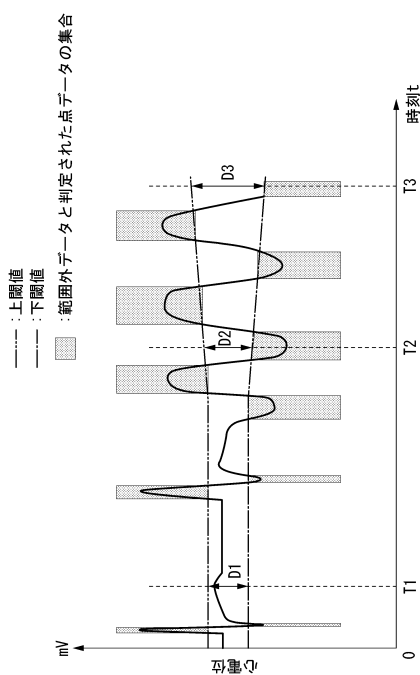
40

50

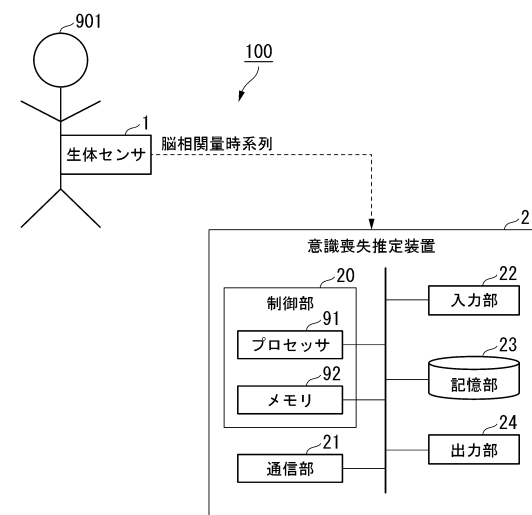
【図面】
【図 1】



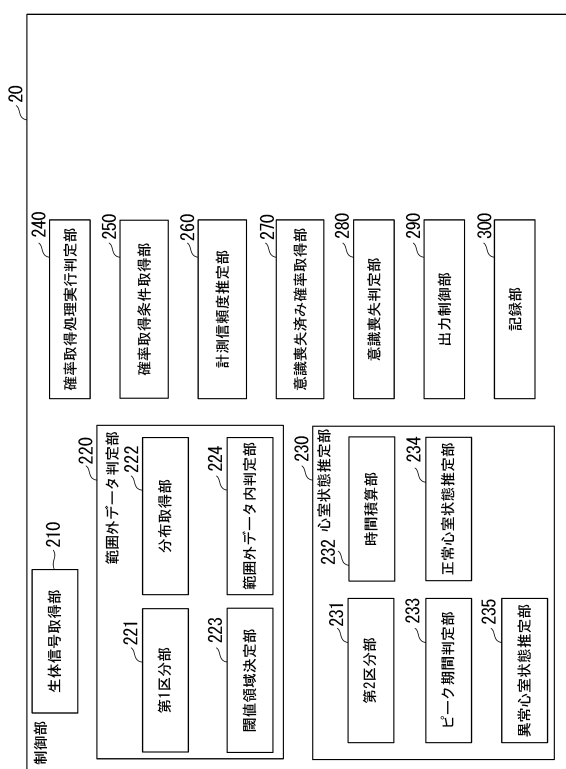
【図 2】



【図 3】



【図 4】



10

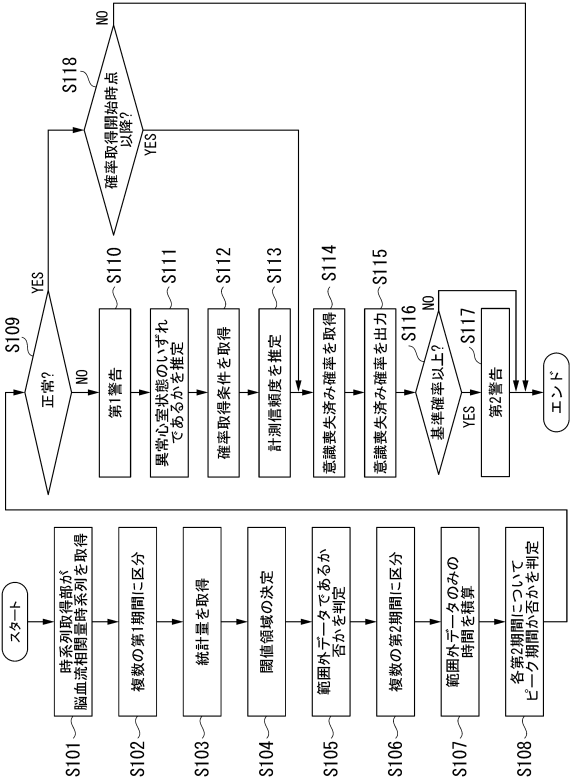
20

30

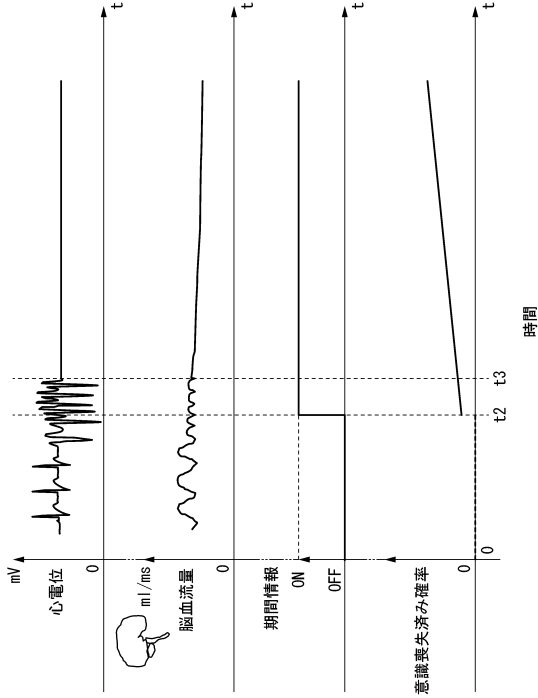
40

50

【図 5】



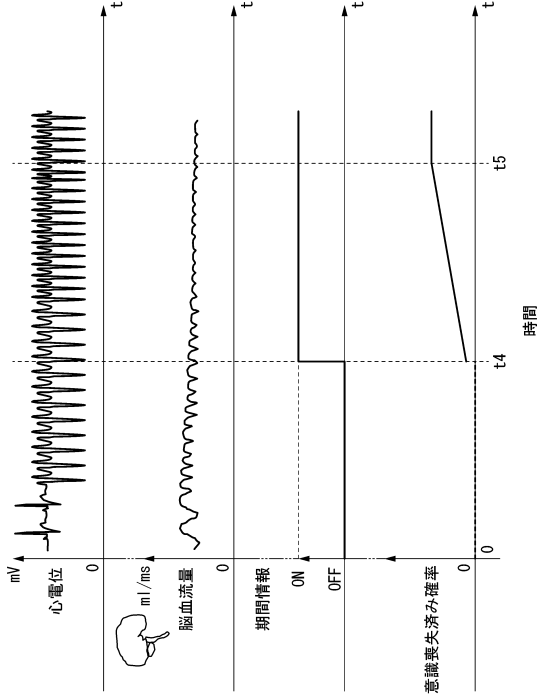
【図 6】



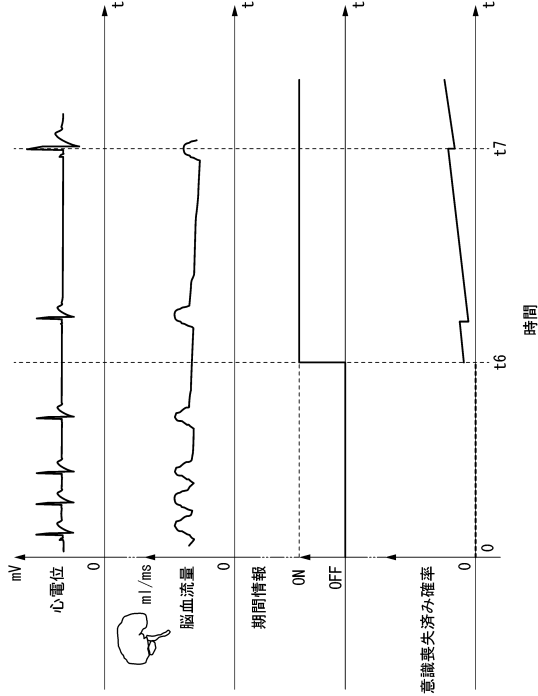
10

20

【図 7】



【図 8】

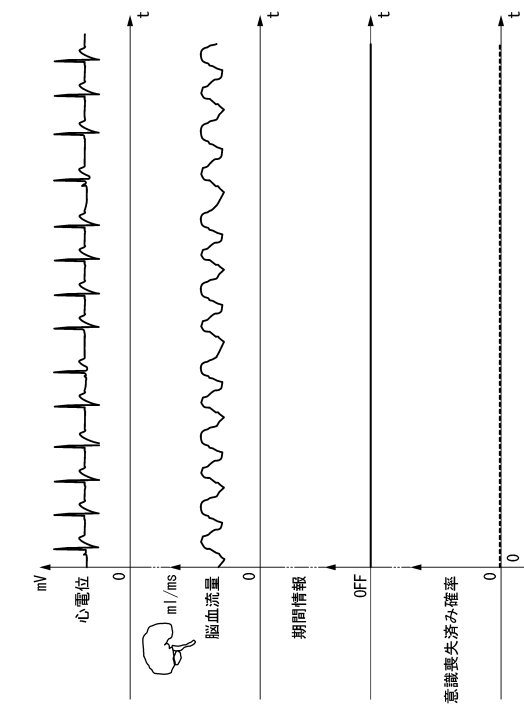


30

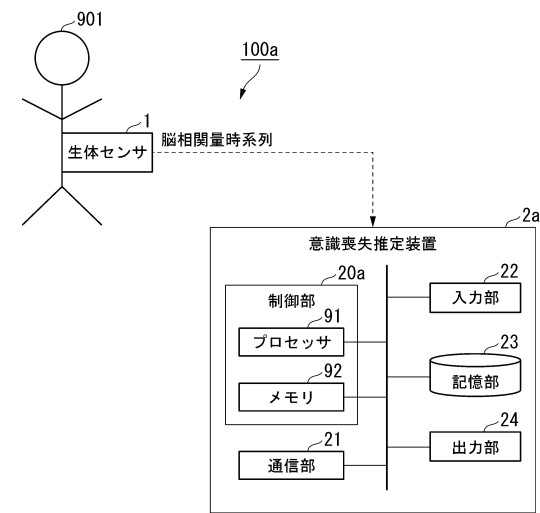
40

50

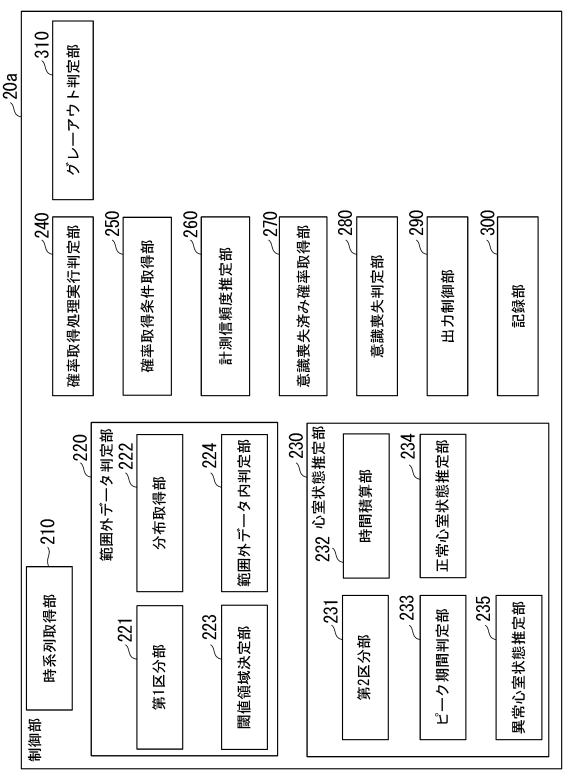
【図 9】



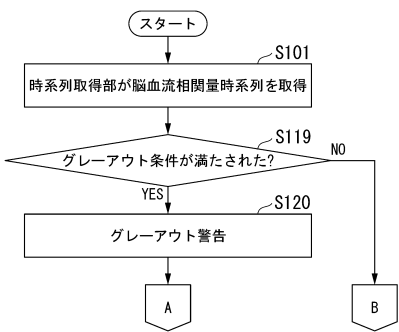
【図 10】



【図 11】



【図 12】



10

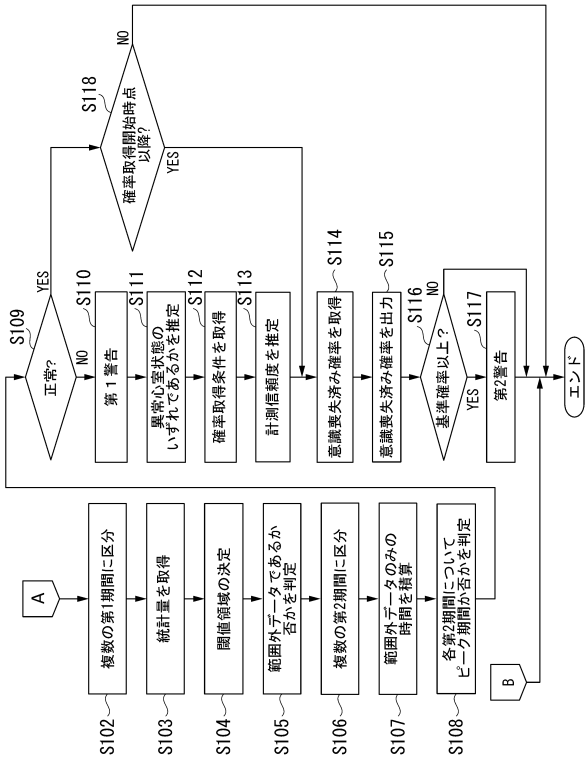
20

30

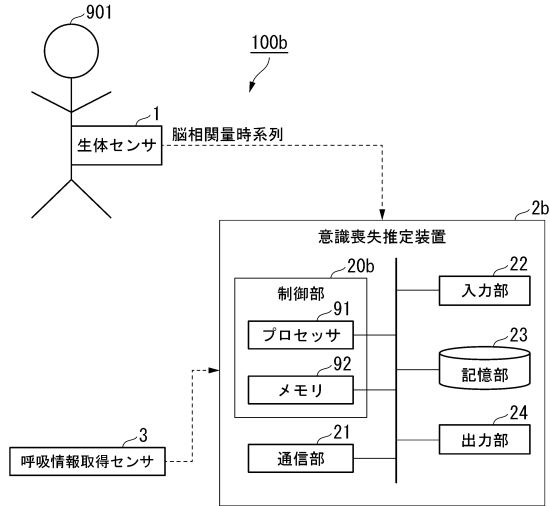
40

50

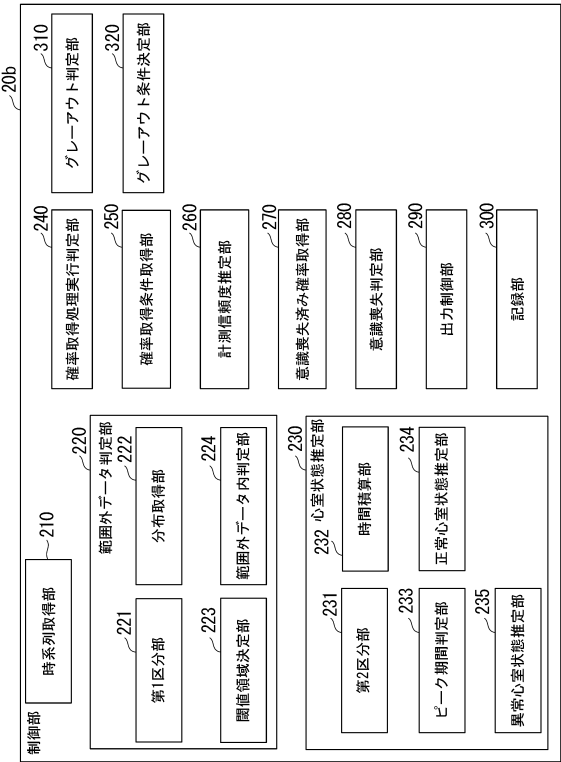
【図 13】



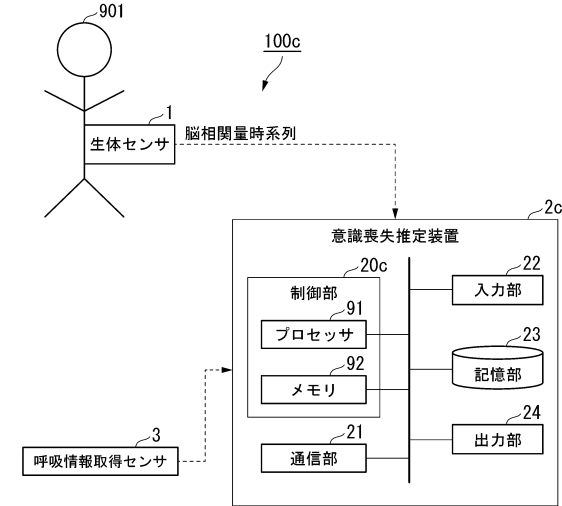
【図 14】



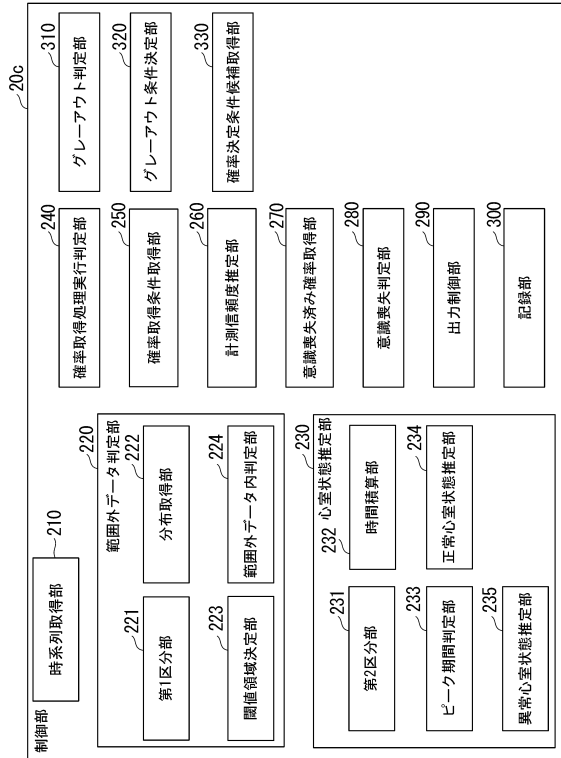
【図 15】



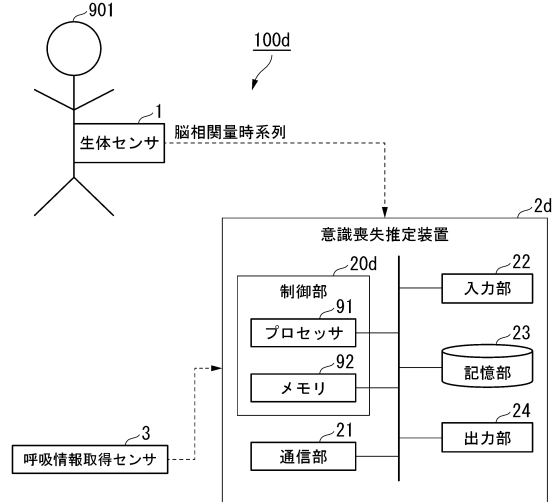
【図 16】



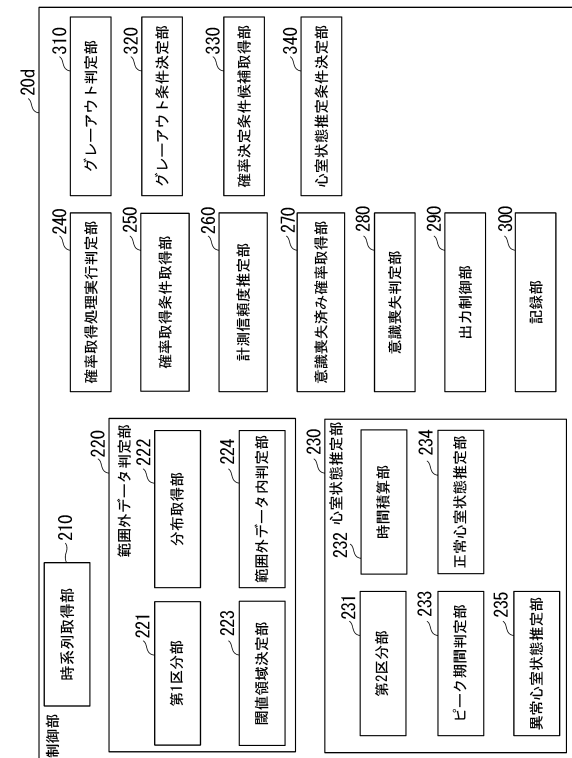
【図 17】



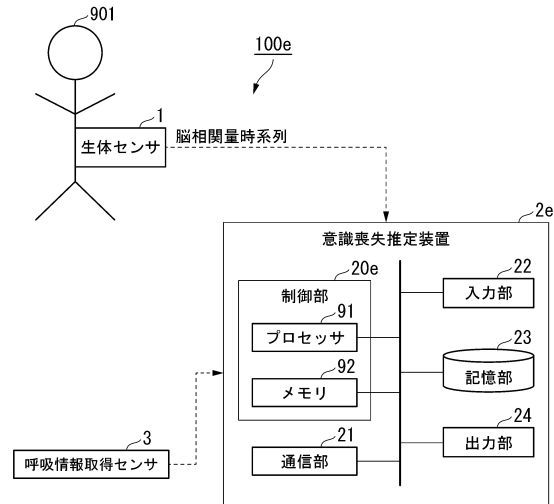
【図 18】



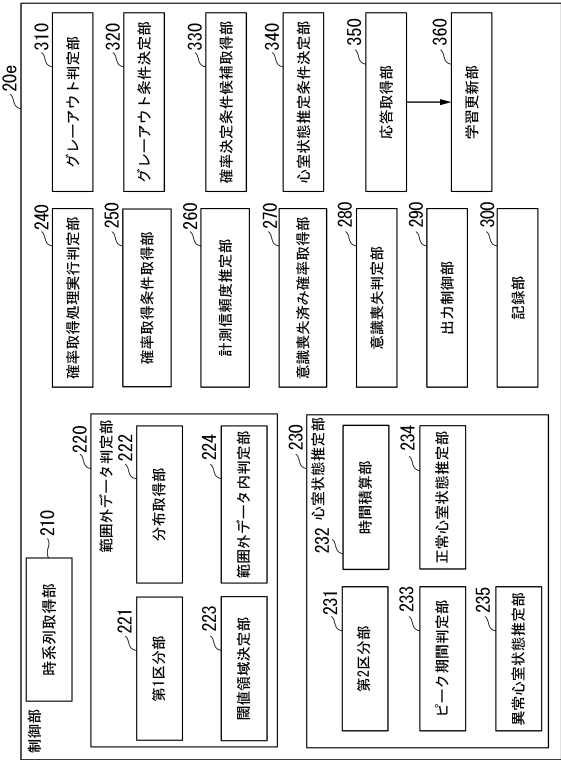
【図 19】



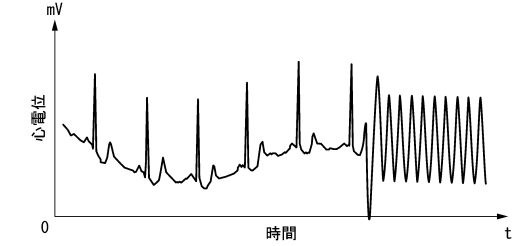
【図 20】



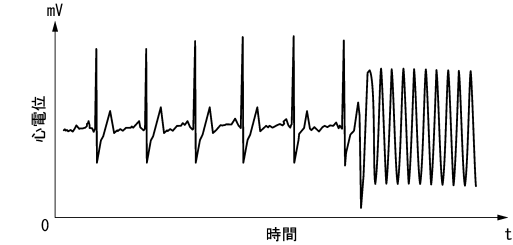
【図 2 1】



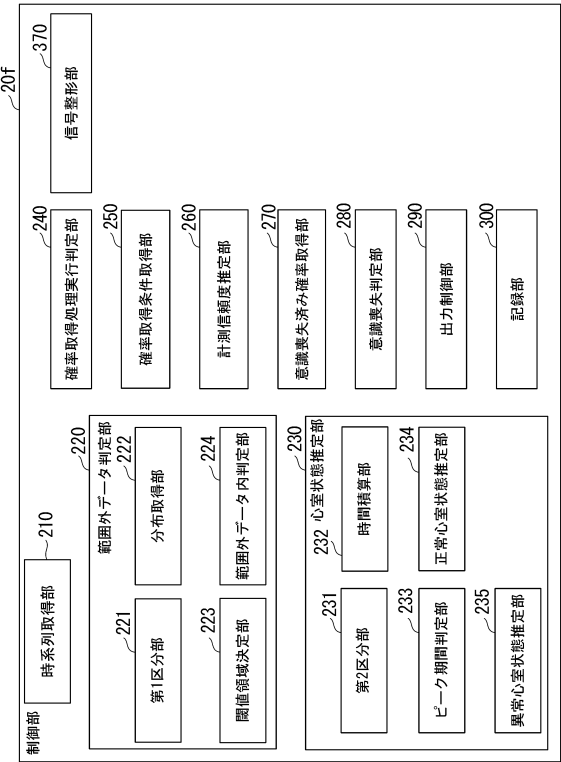
【図 2 2】



【図 2 3】



【図 2 4】



10

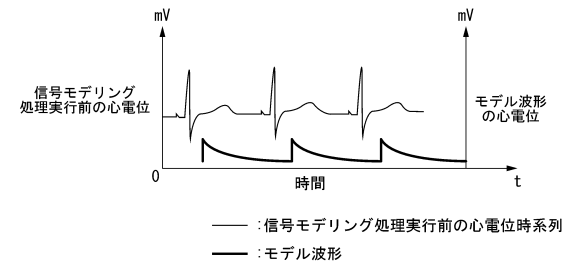
20

30

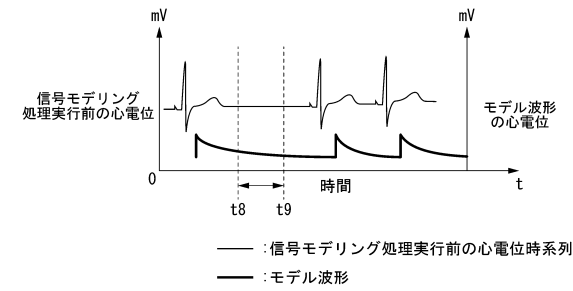
40

50

【図 2 5】

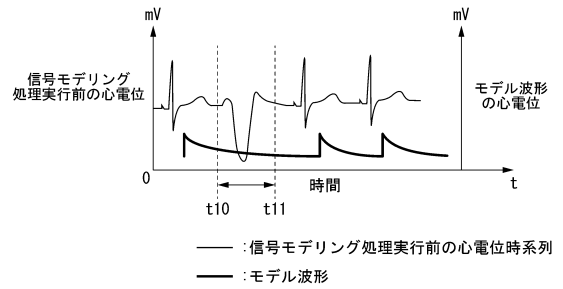


【図 2 6】

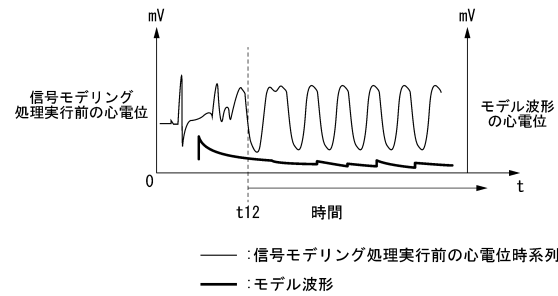


10

【図 2 7】

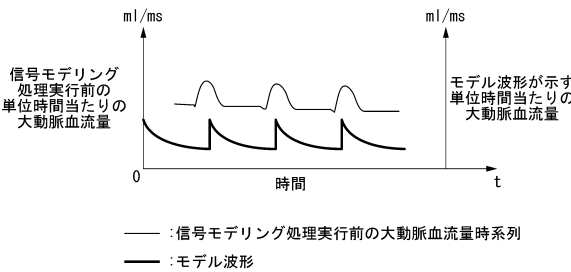


【図 2 8】

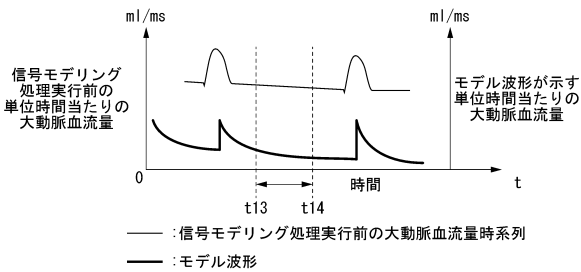


20

【図 2 9】



【図 3 0】

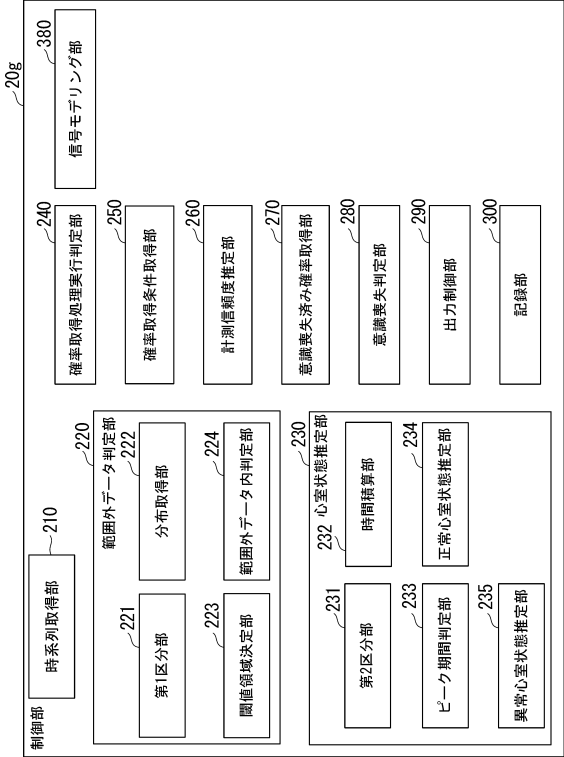


30

40

50

【図 3 1】



10

20

30

40

50

フロントページの続き

- 東京都千代田区大手町一丁目5番1号 日本電信電話株式会社内
- (72)発明者 後藤 東一郎
東京都千代田区大手町一丁目5番1号 日本電信電話株式会社内
- 審査官 ▲高▼木 尚哉
- (56)参考文献 特表2015-523877 (JP, A)
特表2019-529014 (JP, A)
米国特許出願公開第2007/0135852 (US, A1)
- (58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)
A61B 5/05-5/0538
A61B 5/24-5/398