(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2018-68556
(P2018-68556A)
(43)公開日　平成30年5月10日(2018.5.10)

(51)Int.Cl.	F I			テーマコード（参考）
A61B 5/00 (2006.01)	Ａ６１Ｂ	5/00	１０１Ｍ	４Ｃ１１７

審査請求 未請求　請求項の数 6　ＯＬ　（全 13 頁）

(21)出願番号　特願2016-210528 (P2016-210528)
(22)出願日　平成28年10月27日 (2016.10.27)

(71)出願人　000004260
株式会社デンソー
愛知県刈谷市昭和町１丁目１番地
(74)代理人　110000578
名古屋国際特許業務法人
(72)発明者　酒井　一泰
愛知県刈谷市昭和町１丁目１番地　株式会社デンソー内
(72)発明者　大崎　理江
愛知県刈谷市昭和町１丁目１番地　株式会社デンソー内
(72)発明者　黒澤　慎也
愛知県刈谷市昭和町１丁目１番地　株式会社デンソー内

最終頁に続く

(54)【発明の名称】胸腔内圧推定装置

(57)【要約】
【課題】緊張やストレス、冷温環境等の体動に因らない血流の乱れに対して、胸腔内圧の測定結果の信頼性を向上させる。
【解決手段】被験者から観測された脈波信号に基づいて胸腔内圧を推定するように構成されている。胸腔内圧推定装置は、被験者から観測された複数種類の脈波信号を解析して、当該脈波信号に関する特定の特徴量を導出する。胸腔内圧推定装置は、脈波信号を解析して得られた特徴量に基づいて、胸腔内圧の推定結果の信頼性を判定する。胸腔内圧推定装置は、判定された信頼性に応じて、胸腔内圧の推定結果の出力に関する扱いを区別する。
【選択図】図３

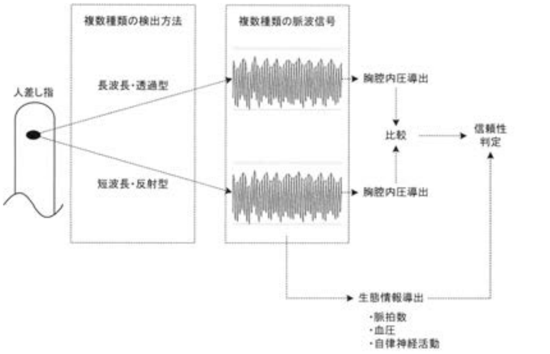

FIG.3

【特許請求の範囲】
【請求項１】
被験者から観測された脈波信号に基づいて胸腔内圧を推定するように構成された胸腔内圧推定装置であって、
前記脈波信号を解析して、当該脈波信号に関する特定の特徴量を導出するように構成された解析部（１２，Ｓ２００）と、
前記解析部により導出された特徴量に基づいて、前記胸腔内圧の推定結果の信頼性を判定するように構成された判定部（１３，Ｓ２０２）と、
前記判定部により判定された信頼性に応じて、前記胸腔内圧の推定結果の出力に関する扱いを区別するように構成された制御部（３，Ｓ２０４～Ｓ２０８）と、
を備える胸腔内圧推定装置。
【請求項２】
前記解析部は、異なる複数の検出方法によって観測された、複数種類の脈波信号それぞれに対応する胸腔内圧を前記特徴量として導出するように構成されており、
前記判定部は、複数種類の前記胸腔内圧の差分を算出し、算出された差分に基づいて前記胸腔内圧の推定結果の信頼性を判定するように構成されている、
請求項１に記載の胸腔内圧推定装置。
【請求項３】
前記解析部は、光電式脈波センサによって異なる複数種類の波長の光を用いて前記波長ごとに観測された、複数種類の脈波信号それぞれに対応する胸腔内圧を前記特徴量として導出するように構成されている、
請求項２に記載の胸腔内圧推定装置。
【請求項４】
前記解析部は、透過型の光電式脈波センサ及び反射型の光電式脈波を用いてそれぞれ観測された、複数種類の脈波信号それぞれに対応する胸腔内圧を前記特徴量として導出するように構成されている、
請求項２又は請求項３に記載の胸腔内圧推定装置。
【請求項５】
前記解析部は、前記被験者の異なる複数の部位において同時期に観測された、複数種類の脈波信号それぞれに対応する胸腔内圧を前記特徴量として導出するように構成されている、
請求項２に記載の胸腔内圧推定装置。
【請求項６】
前記解析部は、前記脈波に基づいて、心拍数、自律神経の活動状態、又は血圧の少なく何れかに関する生体情報を前記特徴量として導出するように構成されており、
前記判定部は、前記解析部により算出された生体情報で表される状態に基づいて、前記胸腔内圧の推定結果の信頼性を判定するように構成されている、
請求項１ないし請求項５の何れか１項に記載の胸腔内圧推定装置。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
本発明は、被験者から観測された脈波信号から胸腔内圧を推定する胸腔内圧推定装置に関する。
【背景技術】
【０００２】
呼吸に伴う胸腔内圧の変化量は、呼吸器疾患の診断や肺機能の評価に有効な指標となる。かつて、胸腔内圧の測定は、被験者の食道内にバルーンカテーテルを挿入する等、被験者に大変な負担がかかるものであったため、容易ではなかった。しかしながら、近年、非侵襲的な手段により被験者に苦痛を与えることなく、胸腔内圧を測定する方法が提案されている。例えば、特許文献１には、被験者の手足等に装着される脈波センサにより計測さ

れた脈波信号から胸腔内圧を推定する技術が記載されている。
【先行技術文献】
【特許文献】
【０００３】
【特許文献１】特開２００２−３５５２２７号公報
【発明の概要】
【発明が解決しようとする課題】
【０００４】
特許文献１に記載のような胸腔内圧の推定方法では、被験者の手足等の末梢部における血流変化量を脈波信号として取得する。しかしながら、呼吸活動以外の要因で末梢部にて血流の乱れが生じた場合、脈波から推定される胸腔内圧の精度が低下するおそれがある。血流に乱れが生じる要因としては、例えば、体や四肢、指先等の動きといった体動によるものがある。また、体動が伴わなくても、緊張や、ストレス状態、冷温環境等によっても血管や筋が収縮し、血流に乱れが生じる要因となる。特許文献１に記載の技術は、検出された体動を考慮して胸腔内圧の補正を行うように構成されているが、体動を伴わない血流の乱れについては考慮されていない。
【０００５】
本開示は、上述の問題を解決するためになされたものである。本開示は、体動に因るものだけでなく、緊張やストレス、冷温環境等の体動に因らない血流の乱れに対して、胸腔内圧の測定結果の信頼性を向上させるための技術を提供する。
【課題を解決するための手段】
【０００６】
本開示の一態様に係る胸腔内圧推定装置は、被験者から観測された脈波信号に基づいて胸腔内圧を推定するように構成されている。この胸腔内圧推定装置は、解析部（１２，Ｓ２００）と、判定部（１３，Ｓ２０２）と、制御部（３，Ｓ２０４〜Ｓ２０８）とを備える。なお、この欄及び特許請求の範囲に記載した括弧内の符号は、一つの態様として後述する実施形態に記載の具体的手段との対応関係を示すものであって、本開示の技術的範囲を限定するものではない。
【０００７】
解析部は、脈波信号を解析して、当該脈波信号に関する特定の特徴量を導出するように構成されている。判定部は、解析部により取得された特徴量に基づいて、胸腔内圧の推定結果の信頼性を判定するように構成されている。制御部は、判定部により判定された信頼性に応じて、胸腔内圧の推定結果の出力に関する扱いを区別するように構成されている。
【０００８】
本開示によれば、脈波信号から特定される特徴量に基づいて、胸腔内圧の推定結果の信頼性を評価することができる。脈波信号には、体動や、緊張、ストレス、冷温環境等の様々な要因によって生じる血流の乱れが反映され得る。したがって、脈波信号の特徴量に基づいて胸腔内圧の推定結果の信頼性を評価することで、体動に因るものだけでなく、緊張やストレス、冷温環境等の体動に因らない血流の乱れに対して、胸腔内圧の測定結果の信頼性を向上させることができる。
【図面の簡単な説明】
【０００９】
【図１】第１実施形態の胸腔内圧推定システムの概要を表すブロック図。
【図２】脈波センサの概要を表す説明図。
【図３】第１実施形態における胸腔内圧推定装置３の動作の概要を表す説明図。
【図４】データ取得処理の手順を表すフローチャート。
【図５】メイン処理の手順を表すフローチャート。
【図６】解析処理の手順を表すフローチャート。
【図７】胸腔内圧の推定方法を表す説明図。
【図８】信頼性判定処理の手順を表すフローチャート。

【図９】第２実施形態の胸腔内圧推定システムの概要を表すブロック図。
【図１０】第２実施形態における胸腔内圧推定装置３の動作の概要を表す説明図。
【発明を実施するための形態】
【００１０】
以下、本開示の実施形態を図面に基づいて説明する。なお、本開示は下記の実施形態に限定されるものではなく様々な態様にて実施することが可能である。
《第１実施形態》
［胸腔内圧推定システムの構成の説明］
第１実施形態の胸腔内圧推定システム１Ａの構成について、図１を参照しながら説明する。この胸腔内圧推定システム１Ａは、被験者の末梢部から観測された脈波信号に基づいて胸腔内圧を推定し、その推定結果を報知するように構成されたシステムである。
【００１１】
図１に例示されるとおり、胸腔内圧推定システム１Ａは、胸腔内圧推定装置３と、この胸腔内圧推定装置３に接続される各部を含んで構成されている。胸腔内圧推定装置３には、脈波センサ２、及び報知装置４が接続される。
【００１２】
脈波センサ２は、例えば、被験者の指先等の末梢部に取付けて用いられ、周知の光電脈波法により脈波信号を検出する光電式脈波センサである。脈波センサ２の具体的な構成について、図２を参照しながら説明する。図２に例示されるとおり、脈波センサ２は、被験者の指に装着される筐体２１と、筐体２１内に設けられた発光素子２２，２３及び受光素子２４とを備える。
【００１３】
各発光素子２２，２３は、それぞれ波長の異なる光を照射する周知の発光素子（例えば、発光ダイオード：ＬＥＤ）である。受光素子２４は、各発光素子２２，２３から照射され被験者の指の中を通ってきた光を受光し、その光の強度を検出するセンサ（例えば、フォトダイオード：ＰＤ）である。
【００１４】
発光素子２２は、例えば、生体への透過深度が比較的大きい、波長９００ｎｍ前後の近赤外光を照射する周知の赤外線ＬＥＤが用いられる。発光素子２２は、筐体２１が装着された指を挟んで受光素子２４と対向する位置に配置される。すなわち、発光素子２２及び受光素子２４は、発光素子２２から照射され、被験者の指を透過した透過光を検出して脈波を検出する透過型の光電式脈波センサを形成している。
【００１５】
発光素子２２から照射された近赤外光は、指の中を透過して受光素子２４に入射する。その過程において、発光素子２２から照射された光一部は、指の中を通る毛細血管を流れる血液に吸収され、残りの光は散乱を繰返し、その一部が受光素子２４に入射する。このとき、血液の脈動により毛細血管の血流量が波動的に変化するので、血液に吸収される光の量も波動的に変化し、受光素子２４で検出される受光量が変化する。受光素子２４は、発光素子２２からの受光量に応じた電圧信号を、センサ出力として胸腔内圧推定装置３に出力する。
【００１６】
発光素子２３は、発光素子２２の近赤外光よりも波長が短く生体への透過深度が比較的小さい、波長５２０ｎｍ前後の緑色光を照射する周知の緑色ＬＥＤが用いられる。発光素子２３は、受光素子２４と同一面に配置される。すなわち、発光素子２３及び受光素子２４は、発光素子２３から照射され、被験者の指の内部で反射された反射光を検出して脈波を検出する反射型の光電式脈波センサを形成している。
【００１７】
発光素子２３から照射された緑色光は、指の中で反射されて受光素子２４に入射する。その過程において、発光素子２３から照射された光の一部は、指の中を通る毛細血管を流れる血液に吸収される。また、残りの光の一部は、生体内で反射及び散乱して受光素子２

４に入射する。このとき、血液の脈動により毛細血管の血流量が波動的に変化するので、血液に吸収される光の量も波動的に変化し、受光素子２４で検出される受光量が変化する。受光素子２４は、発光素子２３からの受光量に応じた電圧信号を、センサ出力として胸腔内圧推定装置３に出力する。

【００１８】

上述したとおり、脈波センサ２は、長波長の近赤外光を用いる透過型と、短波長の緑色光を用いる反射型の２種類の検出方法により、脈波信号を検出できるように構成されている。具体的には、各発光素子２２，２３から交互に繰返しパルス光を照射し、受光素子２４においてそれぞれの受光量をセンサ出力として出力することで、同時期に２種類の検出方法により検出された脈波信号を得ることができる。

【００１９】

図１のブロック図の説明に戻る。胸腔内圧推定装置３は、図示しないＣＰＵ、ＲＡＭ、ＲＯＭ、フラッシュメモリ等の半導体メモリ、入出力インタフェース等を中心に構成された情報処理装置である。胸腔内圧推定装置３は、脈波センサ２からの脈波信号に基づいて、胸腔内圧の推定や報知装置４の制御を行うものである。胸腔内圧推定装置３は、例えば、コンピュータシステムとしての機能が集約されたマイクロコントローラ等により具現化される。胸腔内圧推定装置３の機能は、ＣＰＵがＲＯＭや半導体メモリ等の非遷移的実体的記憶媒体に格納されたプログラムを実行することにより実現される。なお、胸腔内圧推定装置３を構成するマイクロコントローラの数は１つでも複数でもよい。

【００２０】

胸腔内圧推定装置３は、機能の構成要素として、脈波信号取得部１１と、解析部１２と、判定部１３とを備える。なお、胸腔内圧推定装置３を構成するこれらの要素を実現する手法はソフトウェアに限るものではなく、その一部又は全部の要素を論理回路やアナログ回路等を組合せたハードウェアを用いて実現してもよい。

【００２１】

脈波信号取得部１１は、脈波センサ２を駆動して、血管の脈動の状態を表す２種類の脈波信号を取得する。解析部１２は、脈波信号取得部１１により取得された脈波信号を解析することにより、胸腔内圧信号及び複数種類の生体情報を特徴量として導出する。判定部１３は、解析部１２により導出された胸腔内圧信号について、その推定結果の信頼性を判定する。

【００２２】

報知装置４は、胸腔内圧推定装置３によって得られた胸腔内圧の推定結果及びその信頼性に関する情報を報知するための装置である。報知装置４は、例えば、液晶ディスプレイ等の表示装置や、スピーカ等を備えている。

【００２３】

［動作の概要］

第１実施形態における胸腔内圧推定装置３の動作の概要について、図３を参照しながら説明する。被験者の緊張やストレスによる末梢部での微小な血流の乱れは、局所的な部位や組織ごとに発生する。そこで、胸腔内圧推定装置３は、検出方法の異なる複数の脈波信号に重畳する胸腔内圧信号が互いに異なるか否かを捉えることによって、胸腔内圧の推測結果の信頼性を判定する。

【００２４】

具体的には、胸腔内圧推定装置３は、図３に例示されるように、例えば、人差し指等の１つの部位に装着された脈波センサ２から、異なる２種類の検出方法による脈波信号を同時に取得する。２種類の検出方法の１つは、比較的長波長の近赤外光を用いる透過型脈波センサによる計測である。透過型脈波センサによる検出では、検出対象の深部まで透過した光を受光して脈波を検出するため、検出対象の深部における筋組織や血管の収縮等による血流量の変化が脈波の検出結果に影響し得る。

【００２５】

もう一つの検出方法は、比較的短波長の緑色光を用いる反射型脈波センサによる計測で

ある。反射型脈波センサによる計測では、検出対象の皮膚の表層部において反射及び散乱した光を受光して脈波を検出するため、皮膚の表層部における血管の収縮等による血流量の変化が脈波の検出結果に影響し得る。

【００２６】

胸腔内圧推定装置３は、検出された２種類の脈波信号からそれぞれ胸腔内圧信号を導出し、導出された２種類の胸腔内圧信号を比較する。２種類の胸腔内圧信号の差が大きい場合、何らかの要因により局所的な血流の乱れが生じており、胸腔内圧の推定結果の精度が低下していると推測される。よって、２種類の胸腔内圧信号の差が大きい場合、胸腔内圧推定装置３は、胸腔内圧の推定結果の信頼性が低いと判定する。

【００２７】

また、胸腔内圧推定装置３は、検出された脈波信号を解析して心拍数や血圧、自律神経の活動状態といった複数種類の生体情報を導出し、それらの値に基づいて胸腔内圧の推定結果の信頼性を評価する。具体的には、導出された心拍数や血圧、自律神経の活動状態が正常範囲を逸脱している場合、胸腔内圧推定装置３は、胸腔内圧の推定結果の信頼性が低いと判定する。

【００２８】

［データ取得処理の説明］

胸腔内圧推定装置３が実行するデータ取得処理の手順について、図４のフローチャートを参照しながら説明する。このデータ取得処理は、胸腔内圧推定装置３の脈波信号取得部１１の機能として、所定の制御周期（例えば、１／１００秒周期）で繰返し実行される。

【００２９】

Ｓ１００において、脈波信号取得部１１は、脈波センサ２の各発光素子２２，２３から交互に１回ずつパルス光を照射し、それぞれの照射に対応して受光素子２４から出力されるセンサ出力を取得する。脈波信号取得部１１は、取得された２つのセンサ出力をデジタル信号に変換して、検出方法種類ごとの時系列としてメモリに蓄積する。このデータ取得処理が一定時間（例えば、１分間）繰返されることで、２種類の検出方法に対応する２つの脈波信号の波形が取得される。

【００３０】

［メイン処理の説明］

胸腔内圧推定装置３が実行するメイン処理の手順について、図５のフローチャートを参照しながら説明する。このメイン処理は、上述のデータ取得処理によって所定時間分の脈波信号のデータが取得された後で実行される処理である。

【００３１】

Ｓ２００では、胸腔内圧推定装置３は、データ取得処理によって取得された２種類の脈波信号それぞれについて、解析処理を実行する。この解析処理は、胸腔内圧推定装置３の解析部１２の機能として実行される処理である。以下、Ｓ２００の解析処理の具体的な手順について、図６のフローチャートを参照しながら説明する。

【００３２】

（解析処理の説明）

図６に例示されるとおり、Ｓ３００では、解析部１２は、データ取得処理により取得された一定期間分の脈波信号のデータを読込む。Ｓ３０２では、解析部１２は、Ｓ３００において読込まれた脈波信号に対してデジタルフィルタ処理を施す。このデジタルフィルタ処理は、脈波に反映されている胸腔内圧信号を抽出するために、脈波信号に対して、外乱交ノイズ等に起因する３Ｈｚ以上の周波数成分と、体動等に起因する０．１Ｈｚ以下の周波数成分とをカットする処理である。

【００３３】

Ｓ３０４では、解析部１２は、Ｓ３０２におけるデジタルフィルタ処理により得られた脈波信号から第１包絡線を作成する。具体的には、解析部１２は、脈波信号の波形から１拍ごとの脈波のピークを求める。そして、１拍動ごとの脈波のピークを順に結んで、図７の太線で例示されるような第１包絡線を作成する。Ｓ３０６では、解析部１２は、Ｓ３０

４において作成された第１包絡線から第２包絡線を作成する。具体的には、解析部１２は、第１包絡線の波形のピークを求める。そして、第１包絡線のピークを順に結んで、図７の細線で例示されるような第２包絡線を作成する。

【００３４】

Ｓ３０８では、解析部１２は、Ｓ３０４及びＳ３０６において作成された第１包絡線及び第２包絡線から、胸腔内圧信号を導出する。具体的には、解析部１２は、第１包絡線と第２包絡線との差分を算出し、この差分を胸腔内圧信号とする。なお、脈波信号の包絡線から胸腔内圧を推定する原理については、特許文献１に記載の胸腔内圧の推定方法と同様である。

【００３５】

Ｓ３１０では、解析部１２は、脈波信号の波形から心拍数を導出する。具体的には、解析部１２は、脈波のピークの数から一定時間（例えば、１分間）内に心臓が拍動した回数を求める。Ｓ３１２では、解析部１２は、脈波信号の解析により血圧を導出する。脈波信号から血圧を推定する方法については、例えば、特開平９－２２０２０７号公報等に開示されている周知技術である。具体的には、脈波信号から特徴量を抽出し、その特徴量をモデルに当てはめて血圧を推定する。

【００３６】

Ｓ３１４では、解析部１２は、脈波信号の解析により自律神経の活動状態を推定する。ここでは、自律神経の活動状態として、交感神経機能と副交感神経機能とのバランスを評価する。一般的に、脈波には自律神経機能が反映されることが知られている。具体的には、脈波を構成する周波数成分のうち、例えば０．１５Ｈｚ程度までの低周波成分には主に交感神経の活動状態が反映され、０．１５Ｈｚ以上の高周波成分には副交感神経の活動状態が反映される。そして、ストレス状態は、交感神経と副交感神経の活動度合のバランスによって評価可能である。例えば、副交感神経機能が低下し、交感神経機能が亢進した状態においてストレス状態であると表される。

【００３７】

本実施形態では、解析部１２は、Ｓ３００において読込まれた脈波信号の低周波成分のパワースペクトルの合計量ＬＦと、高周波成分のパワースペクトルの合計量ＨＦとの比（すなわち、ＬＦ／ＨＦ）を導出し、これを自律神経の活動状態を表す指標とする。

【００３８】

図５のフローチャートの説明に戻る。Ｓ２０２では、胸腔内圧推定装置３は、Ｓ２００の解析処理の結果に基づいて、信頼性判定処理を実行する。この信頼性判定処理は、胸腔内圧推定装置３の判定部１３の機能として実行される処理である。以下、Ｓ２０２の信頼性判定処理の具体的な手順について、図８のフローチャートを参照しながら説明する。

【００３９】

（信頼性判定処理の説明）

図８に例示されるとおり、Ｓ４００では、判定部１３は、検出方法の異なる２種類の脈波信号それぞれについて導出された２つの胸腔内圧信号の差を求め、その差分が予め定められた基準値以下であるか否かを判定する。胸腔内圧信号の差分が基準値以下である場合（Ｓ４００：ＹＥＳ）、判定部１３はＳ４０２に進む。一方、胸腔内圧信号の差分が基準値を超えている場合（Ｓ４００：ＮＯ）、判定部１３はＳ４１０に進む。

【００４０】

Ｓ４００において肯定判定がなされた場合に進むＳ４０２では、判定部１３は、解析処理において導出された自律神経の活動状態について、交感神経の活動量が基準値以下であるか否かを判定する。具体的には、判定部１３は、解析処理において導出されたＬＦ／ＨＦの値が、予め定められた基準値以下であるか否かを判定する。交感神経の活動量が基準値以下である場合（Ｓ４０２：ＹＥＳ）、判定部１３はＳ４０４に進む。一方、交感神経の活動量が基準値を超えている場合（Ｓ４０２：ＮＯ）、判定部１３はＳ４１０に進む。なお、検出方法の異なる２種類の脈波信号それぞれについて自律神経の活動状態が導出されている場合、例えば、両方が基準値以下であれば判定部１３は肯定判定をし、少なくと

も一方が基準値を超えていれば判定部１３は否定判定をする。

【００４１】

Ｓ４０２において肯定判定がなされた場合に進むＳ４０４では、判定部１３は、解析処理において導出された血圧の値が、予め定められた血圧の基準範囲内に入っているか否かを判定する。血圧の値が基準範囲内に入っている場合（Ｓ４０４：ＹＥＳ）、判定部１３はＳ４０６に進む。一方、血圧の値が基準範囲から外れている場合（Ｓ４０４：ＮＯ）、判定部１３はＳ４１０に進む。なお、検出方法の異なる２種類の脈波信号それぞれについて血圧が導出されている場合、例えば、両方が基準範囲内であれば判定部１３は肯定判定をし、少なくとも一方が基準範囲を外れていれば判定部１３は否定判定をする。

【００４２】

Ｓ４０４において肯定判定がなされた場合に進むＳ４０６では、判定部１３は、解析処理において導出された心拍数が、予め定められた心拍数の基準範囲内に入っているか否かを判定する。心拍数が基準範囲内に入っている場合（Ｓ４０６：ＹＥＳ）、判定部１３はＳ４０８に進む。一方、心拍数が基準範囲から外れている場合（Ｓ４０６：ＮＯ）、判定部１３はＳ４１０に進む。なお、検出方法の異なる２種類の脈波信号それぞれについて心拍数が導出されている場合、例えば、両方が基準範囲内であれば判定部１３は肯定判定をし、少なくとも一方が基準範囲を外れていれば判定部１３は否定判定をする。

【００４３】

Ｓ４０６において肯定判定がなされた場合に進むＳ４０８では、判定部１３は、胸腔内圧の推定結果について「信頼性あり」と決定する。一方、Ｓ４００、Ｓ４０２、Ｓ４０４、Ｓ４０６の何れかにおいて否定判定がなされた場合に進むＳ４１０では、判定部１３は、胸腔内圧の推定結果について「信頼性なし」と決定する。

【００４４】

図５のフローチャートの説明に戻る。Ｓ２０４では、胸腔内圧推定装置３は、Ｓ２０２の信頼性判定処理において「信頼性あり」と判定されたか否かを判定する。「信頼性あり」と判定された場合（すなわち、Ｓ２０４：ＹＥＳ）、胸腔内圧推定装置３はＳ２０６に進む。一方、「信頼性なし」と判定された場合（すなわち、Ｓ２０４：ＮＯ）、胸腔内圧推定装置３はＳ２０８に進む。

【００４５】

「信頼性あり」と判定された場合に進むＳ２０６では、胸腔内圧推定装置３は、Ｓ２００の解析処理において導出された胸腔内圧信号を表す画像情報や音声情報を含む測定結果を、報知装置４に出力する。なお、検出方法の異なる２種類の脈波信号からそれぞれ導出された胸腔内圧信号について、検出方法ごとに個別に測定結果を出力してもよいし、２つの胸腔内圧信号の平均値を測定結果として出力してもよい。

【００４６】

一方、「信頼性なし」判定された場合に進むＳ２０８では、胸腔内圧推定装置３は、Ｓ２００の解析処理において導出された胸腔内圧信号を表す測定結果を出力せず、使用者に対して再測定を促す旨のメッセージを含む画像情報や音声情報を報知装置４に出力する。

【００４７】

《第２実施形態》

第２実施形態の胸腔内圧推定システム１Ｂの構成について、図９を参照しながら説明する。なお、第２実施形態の基本的な構成は第１実施形態と同様であるため、共通する構成については説明を省略し、相違点を中心に説明する。また、第１実施形態と同じ符号は、同様の構成を示すものであって、先行する説明を援用する。

【００４８】

［胸腔内圧推定システムの構成の説明］

図９に例示されるとおり、第２実施形態は、第１実施形態における脈波センサ２に代えて、２つの脈波センサ２ａ，２ｂを備える点で第１実施形態と相違する。２つの脈波センサ２ａ，２ｂは、光電脈波法により脈波信号を検出する周知の光電式脈波センサであって、互いに同一の脈波センサである。

【００４９】
各脈波センサ２ａ，２ｂは、第１実施形態の脈波センサ２とは異なり、１つのセンサにつき同時に１種類の脈波信号を検出する機能を有するものである。２つの脈波センサ２ａ，２ｂは、それぞれ被験者の異なる部位に装着されて脈波信号を検出することを前提としている。脈波センサ２ａ，２ｂは、例えば、透過型又は反射型の何れの検出方式であってもよい。
【００５０】
［動作の概要］
第２実施形態の胸腔内圧推定装置３の動作の概要について、図１０を参照しながら説明する。第２実施形態の胸腔内圧推定装置３は、被験者の複数の部位において検出された複数の脈波信号に重畳する胸腔内圧信号が互いに異なるか否かを捉えることによって、胸腔内圧の推測結果の信頼性を判定する。
【００５１】
具体的には、胸腔内圧推定装置３は、図１０に例示されるように、例えば、人差し指と中指等の異なる２つの部位にそれぞれ装着された脈波センサ２ａ，２ｂから、２種類の脈波信号を同時に取得する。具体的には、脈波信号取得部１１は、脈波センサ２ａ，２ｂから、例えば１／１００秒周期でパルス光を照射し、それぞれのセンサ出力を取得する。脈波信号取得部１１は、取得された２つのセンサ出力をデジタル信号に変換して、検出部位ごとの時系列としてメモリに蓄積する。このデータ取得処理が一定時間（例えば、１分間）繰返されることで、２つの検出部位に対応する２つの脈波信号の波形が取得される。
【００５２】
胸腔内圧推定装置３は、検出された２種類の脈波信号からそれぞれ胸腔内圧信号を導出し、導出された２種類の胸腔内圧信号を比較する。２種類の胸腔内圧信号の差が大きい場合、何らかの要因により局所的な血流の乱れが生じており、胸腔内圧の推定結果の精度が低下していると推測される。よって、２種類の胸腔内圧信号の差が大きい場合、胸腔内圧推定装置３は、胸腔内圧の推定結果の信頼性が低いと判定する。
【００５３】
また、胸腔内圧推定装置３は、検出された脈波信号を解析して心拍数や血圧、自律神経の活動状態といった複数種類の生体情報を導出し、それらの値に基づいて胸腔内圧の推定結果の信頼性を評価する。具体的には、導出された心拍数や血圧、自律神経の活動状態が正常範囲を逸脱している場合、胸腔内圧推定装置３は、胸腔内圧の推定結果の信頼性が低いと判定する。
【００５４】
なお、第２実施形態の胸腔内圧推定装置３が実行するメイン処理、解析処理、及び信頼性判定処理の手順については、第１実施形態のメイン処理、解析処理、及び信頼性判定処理と同様であるので、先行する説明を援用する。
【００５５】
［効果］
上記実施形態の胸腔内圧推定システム１Ａ，１Ｂによれば、以下の効果を奏する。
胸腔内圧推定システム１Ａでは、照射する光の波長の長短や、透過型・透過型といった検出方法の異なる複数の脈波信号からそれぞれ推定された胸腔内圧の差異に基づいて、胸腔内圧の推定結果の信頼性を判定できる。一方、胸腔内圧推定システム１Ｂでは、検出部位が異なる複数の脈波信号からそれぞれ推定された胸腔内圧の差異に基づいて、胸腔内圧の推定結果の信頼性を判定できる。
【００５６】
さらに、胸腔内圧推定システム１Ａ，１Ｂによれば、脈波信号を解析することによって得られる脈拍数や、血圧、自律神経活動等の生体情報に基づいて、胸腔内圧の推定結果の信頼性を判定できる。
【００５７】
脈波信号には、体動や、緊張、ストレス、冷温環境等の様々な要因によって生じる血流

の乱れが反映され得る。したがって、胸腔内圧推定システム１Ａ，１Ｂによれば、体動に因るものだけでなく、緊張やストレス、冷温環境等の体動に因らない血流の乱れに対して、胸腔内圧の検出測定結果の信頼性を向上させることができる。

【００５８】

［特許請求の範囲に記載の構成との対応］

実施形態の各構成と、特許請求の範囲に記載の構成との対応は次のとおりである。

解析部１２が実行するＳ２００の処理が、解析部としての処理に相当する。判定部１３が実行するＳ２０２の処理が、判定部としての処理に相当する。胸腔内圧推定装置３が実行するＳ２０４～Ｓ２０８の処理が、制御部としての処理に相当する。

【００５９】

［変形例］

上記各実施形態における１つの構成要素が有する機能を複数の構成要素に分担させたり、複数の構成要素が有する機能を１つの構成要素に発揮させたりしてもよい。また、上記各実施形態の構成の一部を省略してもよい。また、上記各実施形態の構成の少なくとも一部を、他の上記実施形態の構成に対して付加、置換等してもよい。なお、特許請求の範囲に記載の文言から特定される技術思想に含まれるあらゆる態様が、本開示の実施形態である。

【００６０】

例えば、上述の実施形態は、異なる２種類の脈波信号からそれぞれ推定された胸腔内圧信号の差分に基づいて信頼性を判定する構成である。これに限らず、２種類より多い脈波信号を取得し、それぞれの脈波信号から推定された胸腔内圧信号の関係に基づいて信頼性を判定する構成であってもよい。また、第１実施形態の脈波センサ２は、近赤外光を用いる透過型の光電式脈波センサと、緑色光を用いる反射型の光電式脈波センサとを一体にした構成である。これに限らず、他の検出方式の脈波センサを組合せてもよい。例えば、波長６６０ｎｍ前後の赤色光を照射する光源を用いる透過型脈波センサと、波長９００ｎｍ前後の近赤外光を照射する光源を用いる透過型脈波センサとの組合せにより、異なる複数種類の波長の光を用いてそれぞれ検出された脈波信号を取得する構成であってもよい。また、図８に例示される信頼性判定処理は、胸腔内圧信号の差分、交感神経活動量、血圧、及び心拍数を指標にして信頼性を判定する構成であるが、これらの指標のうち少なくとも一部を省略してもよい。

【００６１】

また、上述の実施形態は、胸腔内圧の推定結果について「信頼性なし」と判定された場合、胸腔内圧の推定結果を出力せず、再測定を促す旨の報知を行うように構成されている。これに限らず、例えば、胸腔内圧の推定結果と、当該推定結果の信頼性を表す情報とを併せて報知する構成であってもよい。

【００６２】

胸腔内圧推定装置３を構成要件とするシステム、胸腔内圧推定装置３としてコンピュータを機能させるためのプログラム、このプログラムを記録した半導体メモリ等の非遷移的実態的記録媒体、胸腔内圧推定方法等の種々の形態で本開示を実現することもできる。

【符号の説明】

【００６３】

１Ａ，１Ｂ…胸腔内圧推定システム、２，２ａ，２ｂ…脈波センサ、３…胸腔内圧推定装置、４…報知装置、１１…脈波信号取得部、１２…解析部、１３…判定部、２１…筐体、２２…発光素子（赤外線ＬＥＤ）、２３…発光素子（緑色ＬＥＤ）、２４…受光素子。

【図１】

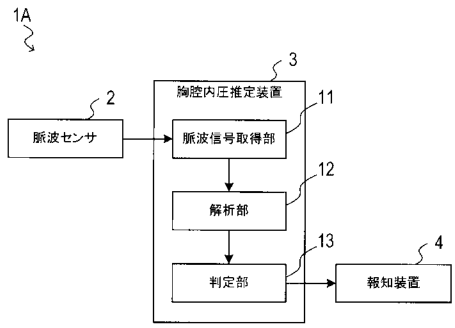

FIG.1

【図２】

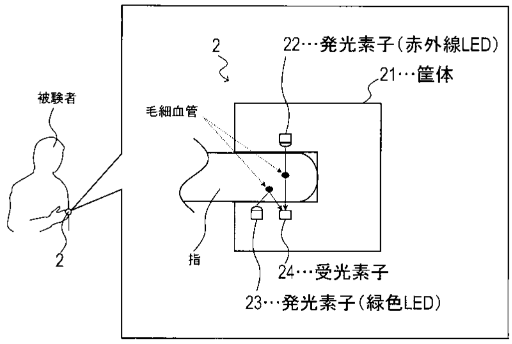

FIG.2

【図３】

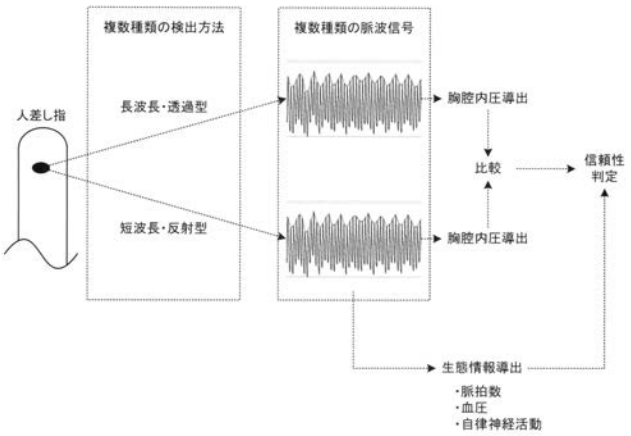

FIG.3

【図４】

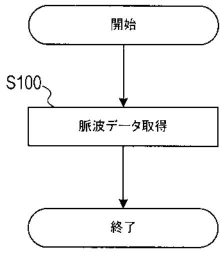

FIG.4

【図５】

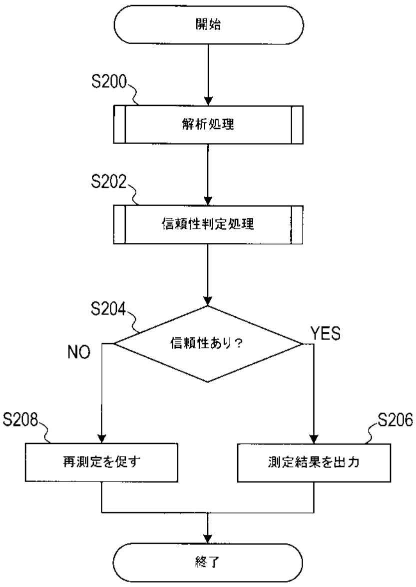

FIG.5

【図６】

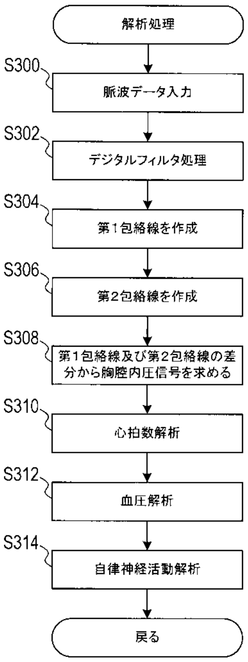

FIG.6

【図７】

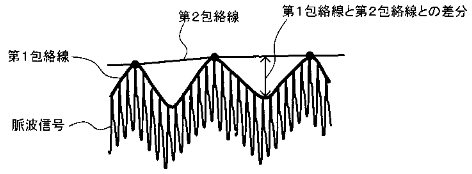

FIG.7

【図８】

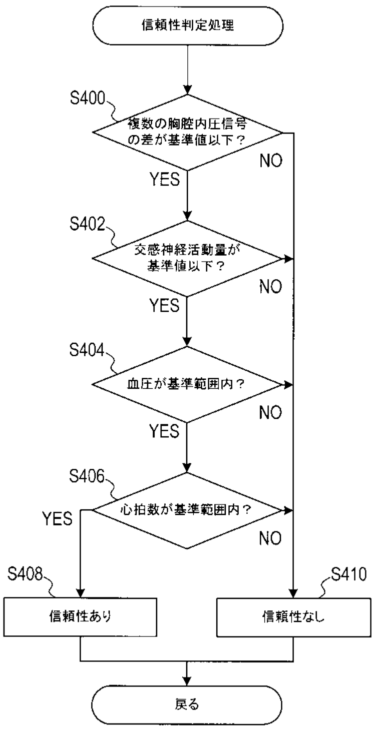

FIG.8

【図９】

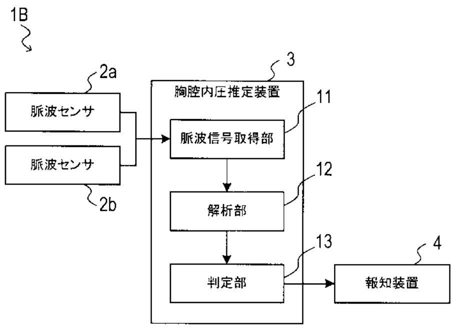

FIG.9

【図１０】

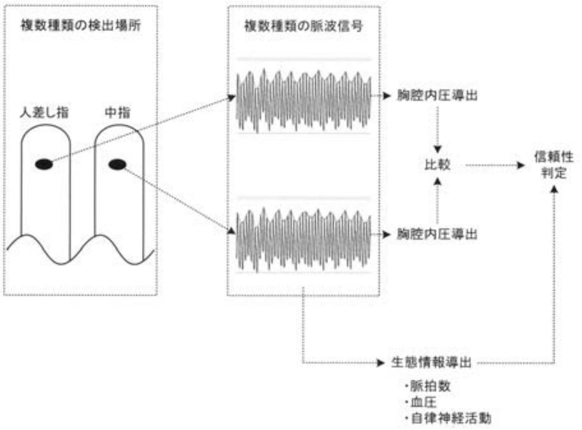

FIG.10

フロントページの続き

(72)発明者　小林　充幸
愛知県刈谷市昭和町１丁目１番地　株式会社デンソー内

Ｆターム(参考) 4C117 XB01 XB17 XB18 XD17 XD22 XE13 XE14 XE15 XE33 XJ13
XJ17

专利名称(译)	胸腔内圧推定装置		
公开(公告)号	JP2018068556A	公开(公告)日	2018-05-10
申请号	JP2016210528	申请日	2016-10-27
[标]申请(专利权)人(译)	日本电装株式会社		
申请(专利权)人(译)	Denso公司		
[标]发明人	酒井一泰 大崎理江 黒澤慎也 小林充幸		
发明人	酒井 一泰 大崎 理江 黒澤 慎也 小林 充幸		
IPC分类号	A61B5/00		
FI分类号	A61B5/00.101.M		
F-TERM分类号	4C117/XB01 4C117/XB17 4C117/XB18 4C117/XD17 4C117/XD22 4C117/XE13 4C117/XE14 4C117/XE15 4C117/XE33 4C117/XJ13 4C117/XJ17		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

本发明的目的是提高胸腔内压力测量结果对于血流扰动的可靠性，该血流扰动不是由诸如张力，压力或寒冷环境的身体运动引起的。 基于从受试者观察到的脉搏波信号估计胸内压。胸内压力估计设备分析从对象观察到的多种类型的脉搏波信号，并导出与脉搏波信号有关的特定特征量。胸内压力估计设备基于通过分析脉搏波信号获得的特征量来确定胸内压力估计结果的可靠性。胸内压力估计装置根据所确定的可靠性来区分关于胸内压力估计结果的输出的治疗。 [选中图]图3

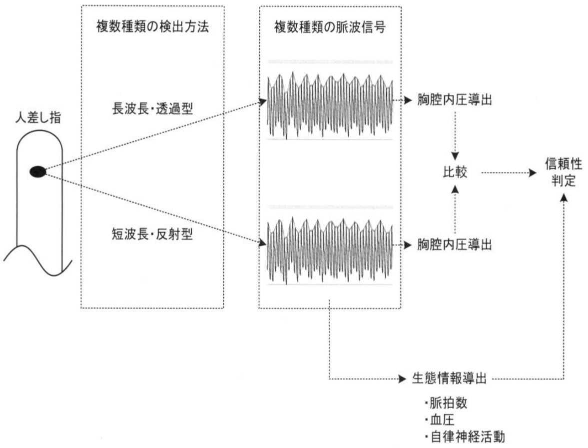

FIG.3