

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6396981号
(P6396981)

(45) 発行日 平成30年9月26日 (2018.9.26)

(24) 登録日 平成30年9月7日 (2018.9.7)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 5/08 (2006.01)

A 6 1 B 5/08

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

A 6 1 B 8/14

A 6 1 B 5/113 (2006.01)

A 6 1 B 5/113

A 6 1 B 5/02 (2006.01)

A 6 1 B 5/02 3 5 0

A 6 1 B 7/04 (2006.01)

A 6 1 B 7/04 Y

請求項の数 3 (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2016-254258 (P2016-254258)
 (22) 出願日 平成28年12月27日 (2016.12.27)
 (65) 公開番号 特開2018-102736 (P2018-102736A)
 (43) 公開日 平成30年7月5日 (2018.7.5)
 審査請求日 平成29年3月29日 (2017.3.29)

(73) 特許権者 515356926
 A M I 株式会社
 熊本県水俣市浜松町 5 番 9 8 号
 (74) 代理人 100116850
 弁理士 廣瀬 隆行
 (74) 代理人 100165847
 弁理士 関 大祐
 (72) 発明者 小川 晋平
 熊本県水俣市浜松町 5 番 9 8 号 A M I 株
 式会社内

審査官 ▲高▼原 悠佑

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体モニタリング装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波センサから受け取った受信信号に基づき、生体内の一又は複数箇所の特徴点の深度の経時的な変化をモニタリングするモニタリング部と、

前記特徴点の深度に関する情報に基づいて、呼気又は吸気を同定する呼吸同定部と、
 肺音センサから受け取った肺音データと、前記呼吸同定部が同定した呼気又は吸気に関する情報に基づいて、呼気時の肺音と吸気時の肺音の両方又はいずれか一方を特定する肺音解析部を有する

生体モニタリング装置。

【請求項 2】

前記肺音解析部が特定した呼気時の肺音及び吸気時の肺音の両方又はいずれか一方に基づいて、前記肺音データに含まれる音成分を分類する肺音判定部を、さらに有する

請求項 1 に記載の装置。

【請求項 3】

超音波センサから受け取った受信信号に基づき、生体内の一又は複数箇所の特徴点の深度の経時的な変化をモニタリングするモニタリング部と、

前記特徴点の深度に関する情報に基づいて、無呼吸のタイミングを同定する呼吸同定部と、

心音センサから受け取った心音データの中から、前記呼吸同定部が同定した無呼吸中の心音を抽出する心音解析部を有する

10

20

生体モニタリング装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、被験者の呼吸や拍動などの生体情報をモニタリングする生体モニタリング装置に関する。

【背景技術】

【0002】

聴診器で聴く音の一つに、呼吸の際に肺から生じる肺音がある。この肺音は、一般的に、図7に示されるように分類される。肺音は、大きく分けて呼吸音と副雑音に分類され、呼吸音と副雑音はそれぞれさらに細分化される。ここで、副雑音の種類を判断するためには、その副雑音が「呼気」から生じているのか、あるいは「吸気」から生じているのかを判別する必要がある。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献1】特開2014-61223号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

20

ところで、対面での聴診であれば、視覚的に呼吸状態を判断できるため呼気及び吸気の判別が容易である。しかし、近年では、技術の進歩に伴い、聴診機器のデジタル化が進んできており、今後はさらに、IoTや機械学習などを利用した自動診断技術が普及すると予測される。自動診断の場合には、被験者と対面せずに呼気及び吸気を瞬時に判別することが求められるが、呼気時と吸気時の肺音には殆ど違いがないため、肺音に関する情報（sone, dB, Hzなど）を解析しただけでは、呼気時と吸気時の判別は困難である。このように、呼気と吸気の判別ができないと、聴診音によって肺音を自動的に分類することは不可能である。

【0005】

また、例えば、特許文献1には、呼吸数の計測と局所呼吸音の計測を同時に行うことにより、疾患部及び重症度に関する情報を同時に取得して、呼吸器疾患の診断にかかる時間を短縮するバイタル計測器が開示されている。特許文献1の計測器では、被検者の呼吸運動に基づく振動を検知することによって呼吸数のカウントが可能であるとされているものの、呼吸音が呼気によって生じたものであるのか、それとも吸気によって生じたものであるのかを同定することまでは達成できていない。このように、呼吸運動に基づく振動によっては、被験者の呼気と吸気を判別することは困難であり、それを達成するためには他の客観的指標を検討する必要がある。

30

【0006】

また、呼吸数は、血圧・脈拍・体温と並んで重要なバイタルサインの一つである。しかし、特許文献1の計測器のように、胸郭の動きによって生じた振動を検知して呼吸数を推測することは知られているが、このような体表からの観察は、被験者の別の体動などに影響を受けるため、呼吸動作の回数のみを正確に測定することは難しい。

40

【0007】

そこで、本発明は、被験者の呼気と吸気をより正確に判別することを目的の1つとする。また、本発明は、呼気と吸気の判別結果に基づいて、被験者の肺音をより正確に診断することを更なる目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明の発明者は、肺の収縮拡張に合わせて、肺よりも体表側に位置する胸膜、筋肉、脂肪組織、及び腱などの生体組織が肺に連動して変位することを発見した。また、本発明

50

者は、肺自体は超音波エコーでは詳細な位置を確認することが困難であるものの、被験者の肋骨の間から超音波を当てて、肺に連動する生体組織の動きをモニタリングすることで、肺の収縮と拡張、すなわち呼気と吸気を同定することが可能であるという知見を得た。そして、上記知見に基づけば、従来技術の課題を解決できることに想到し、本発明を完成させた。具体的に説明すると、本発明は以下の構成を有する。

【0009】

本発明は、生体モニタリング装置に関する。本発明の生体モニタリング装置は、モニタリング部と呼吸同定部を有する。モニタリング部は、超音波センサから受け取った受信信号に基づき、生体内の一又は複数箇所の特徴点の深度の経時的な変化をモニタリングする。特徴点の深度とは、生体表面（超音波センサ）から特徴点までの距離である。また、生体内の特徴点は、基本的に、超音波センサが接触している生体表面と肺との間に位置する生体組織である。生体内の特徴点の例は、肺よりも生体表面側に位置する胸膜、筋肉、脂肪組織、及び腱である。なお、モニタリングする特徴点には、肺自体が含まれていてもよい。ただし、肺はほぼ空気で占められているため、超音波で肺の位置（深度）を検出することは通常困難である。また、生体内の特徴点は、上記した肺、胸膜、筋肉、脂肪組織、及び腱以外の部位であってもよい。つまり、超音波で検出できない部位や空間を特徴点として定めて、その部位や空間の位置（深度）をモニタリングすることも可能である。呼吸同定部は、特徴点の深度に関する情報に基づいて、呼気又は吸気を同定する。すなわち、特徴点の深度が浅いということは、肺が拡張して、特徴点と生体表面（超音波センサ）との距離が近いということである。反対に、特徴点の深度が深いということは、肺が収縮して、特徴点と生体表面（超音波センサ）との距離が遠いということである。このため、特徴点の深度に関する情報を利用すれば、呼吸同定部は、被験者の呼気及び吸気の両方又はいずれか一方のタイミングを同定できる。

【0010】

上記構成のように、本発明では、呼気と吸気とを判別するための客観的な指標として、超音波センサによって検出することのできる生体内の特徴点の深度を用いる。このようにして、肺の収縮と拡張を判断することで、呼気及び吸気を簡易かつ正確に自動的に検出することができる。また、呼気及び吸気の正確な判別が可能であることは、呼吸数（単位時間あたりの呼吸数）をも正確に検出できることを意味する。このため、本発明の生体モニタリング装置は、呼気及び吸気の判別に加えて、呼吸数のカウントにも利用できる。

【0011】

本発明の生体モニタリング装置は、合成部をさらに有していることが好ましい。合成部は、超音波センサから受け取った受信信号を用いて、超音波の反射波の受信強度を示す超音波データを生成する。この場合に、特徴点は、超音波データにおける受信強度に基づいて決定される。超音波データの例は、いわゆるAモード（Amplitude mode）、Bモード（Brightness mode）、Mモード（Motion mode）を含む画像データである。この中でも、特に、超音波データは、超音波の反射の受信強度を輝度で表したBモード又はMモードであることが好ましい。

【0012】

上記構成のように、超音波センサからの受信信号を用いて超音波データを作成することで、生体内の特徴点を決定しやすくなり、また特徴点と他の部位の区別の容易になるため、より正確にモニタリングを行うことができる。また、胸膜、筋肉、腱、及び脂肪細胞で反射した反射波は、超音波センサでの受信強度が高いという点において共通しており、BモードやMモードで表した場合には、それらの部位の輝度値が高くなる。つまり、このような反射波の受信強度や輝度が高い生体部位の動きを、呼気・吸気識別のための指標にすることで、呼吸の状態を正確に把握することができる。なお、輝度が高い生体組織の動きを指標にするというのは一例であり、輝度が低い生体組織又は空間を指標にして、呼気と吸気を判断することも可能である。ただし、特徴点は肺以外に限定されるわけではない。通常の換気肺の場合、肺内部にA-lineと呼ばれる多重反射像が見られる。A-lineは他と比較して輝度が高いため、肺内部のA-lineを特徴点としてモニタリングすることも可能であ

る。

【0013】

本発明において、モニタリング部は、呼吸一周期の中での特徴点の最浅深度と最深深度を求めることが好ましい。なお、モニタリング部が求めた最浅深度と最深深度の値は、記憶部に記憶される。また、モニタリング部は、最浅深度と最深深度との差分値を算出することで、呼吸の深さを求めることができる。

【0014】

上記構成のように、特徴点の最浅深度や最深深度、あるいは呼吸の深さを自動的に算出することで、例えば、死戦期呼吸（下顎呼吸、鼻翼呼吸、あえぎ呼吸）の診断に利用できる。すなわち、死戦期呼吸は、外見上大きな呼吸動作が認められるものの、肺での呼吸が浅く、肺の収縮が殆ど行われていない状態である。従来、肺による呼吸の深さを示す指標が存在しなかったため、死戦期呼吸の迅速な診断が困難であったが、本発明を利用すれば、呼吸の深さを客観的に測定することができるため、死戦期呼吸の早期発見に貢献できる。

10

【0015】

本発明において、呼吸同定部は、特徴点が最浅深度から最深深度に変位するまでの期間を呼気であると同定し、特徴点が最深深度から最浅深度に変位するまでの期間を吸気であると同定することが好ましい。このようにすることで、呼気時と吸気時とを明確に区別することができる。

【0016】

本発明において、モニタリング部は、特徴点が最浅深度から最深深度に変位するまでの呼気時間と、特徴点が最深深度から最浅深度に変位するまでの吸気時間を求めることが好ましい。なお、モニタリング部が求めた最浅深度と最深深度の値は、記憶部に記憶される。

20

【0017】

上記構成のように、呼気時間と吸気時間を測定することで、例えば、窒息や、舌根沈下、喘息などの診断に利用できる。窒息及び舌根沈下は、健常時と比較して、吸気延長と吸気時喘鳴（strider）を惹き起こすことが特徴である。また、喘息は、健常時と比較して、呼気延長と呼気時喘鳴（wheeze）を惹き起こすことが特徴である。このため、本発明を利用して、被験者の呼気時間と吸気時間をモニタリングしておけば、上記のような症状が発生した場合に、その兆候を早期に発見することができる。

30

【0018】

本発明の生体モニタリング装置は、肺音解析部をさらに有していることが好ましい。肺音解析部は、肺音センサから受け取った肺音データと、呼吸同定部が同定した呼気及び吸気に関する情報に基づいて、呼気時の肺音と吸気時の肺音を特定する。すなわち、呼気時と吸気時の肺音には殆ど違いがないため、肺音センサからの肺音データを解析しただけでは、その肺音が呼気時に生じたものであるのか、それとも吸気時に生じたものであるのかの判別が困難である。そこで、肺音センサから得られた肺音データを、呼吸同定部が同定した呼気及び吸気に関する情報とリンクさせることで、呼気時の肺音と吸気時の肺音とを正確かつ容易に自動的に判別することができる。

40

【0019】

上記構成のように、本発明の生体モニタリング装置は、肺音をデジタル信号として取得できる聴診音（肺音センサ）と組み合わせて用いることで、呼気時の肺音と吸気時の肺音とを正確に区別することができる。このため、図7に示したような指標に基づいて肺音の分類が容易になり、その結果、喘息や窒息などの各種疾患の診断を補助することができる。

【0020】

本発明の生体モニタリング装置は、肺音判定部をさらに有していることが好ましい。肺音判定部は、吸音解析部が特定した呼気時の肺音及び吸気時の肺音の両方又はいずれか一方に基づいて、肺音データに含まれる音成分を分類する。肺音の分類の方法は特に限定されないが、例えば、肺音が呼気時のものであるか吸気時のものであるかの情報や、肺音の

50

周波数などの情報に基づいて、分類すればよい。一例としては、図 7 に記載の分類表に従って、肺音を分類する。

【 0 0 2 1 】

上記構成のように、生体モニタリング装置が肺音判定部を有することで、肺音センサから受け取った肺音データに含まれる音成分を自動的に分類することができる。このため、診察医は、この生体モニタリング装置を利用すれば、喘息や窒息などの各種疾患の診断をより正確に行うことができる。

【 0 0 2 2 】

本発明の生体モニタリング装置において、呼吸同定部は、特徴点の深度に関する情報に基づいて、無呼吸のタイミングをさらに同定することが好ましい。例えば、特徴点の深度が略一定となり変化しない時間が一定時間継続した場合に、呼吸同定部は、その期間を無呼吸であると判断すればよい。この場合に、本発明の生体モニタリング装置は、心音解析部をさらに有することが好ましい。心音解析部は、心音センサから受け取った心音データの中から、呼吸同定部が同定した無呼吸中の心音を抽出する。

【 0 0 2 3 】

被験者の心音を評価する際には、主に心臓弁膜症の心雑音を評価する。ただし、心音を評価する際には、肺音が問題となる。すなわち、心臓の音を聴診している最中に被験者が深呼吸をすると、心音と肺音が重なってしまい、聴診音に含まれる雑音が心雑音であるのか、それとも単なる肺音であるのかの評価が困難になる。そこで、上記構成のように、被験者が無呼吸であるタイミングで、心音データの中から心音成分を抽出することで、被験者の肺音成分を排除して、心音及び心雑音を正確に評価することができる。

【発明の効果】

【 0 0 2 4 】

本発明によれば、被験者の呼気と吸気をより正確に判別することができる。また、呼気と吸気の判別結果に基づいて、被験者の肺音をより正確に診断することも可能である。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 5 】

【図 1】図 1 は、生体モニタリングシステムの概要を示した模式図である。

【図 2】図 2 は、生体モニタリングシステムの構成の一例を示したブロック図である。

【図 3】図 3 は、超音波データの一例を示している。

【図 4】図 4 は、超音波データ（M モード）に基づいて呼気と吸気を同定する方法の一例を示している。

【図 5】図 5 は、超音波データと肺音データをリンクさせる方法の一例を示している。

【図 6】図 6 は、超音波データと心音データをリンクさせる方法の一例を示している。

【図 7】図 7 は、肺音の分類表の一例を示している。

【発明を実施するための形態】

【 0 0 2 6 】

以下、図面を用いて本発明を実施するための形態について説明する。本発明は、以下に説明する形態に限定されるものではなく、以下の形態から当業者が自明な範囲で適宜変更したものも含む。

【 0 0 2 7 】

図 1 は、生体モニタリングシステムの概要を示している。図 1 に示されるように、本実施形態に係る生体モニタリングシステムは、生体モニタリング装置 1、超音波センサ 2、肺音センサ 3、及び心音センサ 4 を備える。生体モニタリングシステムは、少なくとも、生体モニタリング装置 1 及び超音波センサ 2 を備えていればよく、その他の肺音センサ 3 と心音センサ 4 は任意の構成要素である。超音波センサ 2、肺音センサ 3、及び心音センサ 4 は、それぞれ、生体モニタリング装置 1 に接続されており、生体モニタリング装置 1 による制御に従って、各種の情報（センシング情報）を取得し、取得した情報を生体モニタリング装置 1 に伝達する。なお、各種のセンサ 2、3、4 は、生体モニタリング装置 1 と有線接続されていてもよいし無線接続されていてもよい。無線接続の場合、各種のセン

サ 2 , 3 , 4 は , インターネットを通じて生体モニタリング装置 1 に接続されていてもよいし , W i - F i (登録商標) や B l u e t o o t h (登録商標) などの公知の規格による近距離無線通信によって生体モニタリング装置 1 に接続されていてもよい。

【 0 0 2 8 】

超音波センサ 2 の例は , 超音波プローブである。超音波センサ 2 (超音波プローブ) は , 超音波を生体内に送信し , その反射波を受信して , その反射波を計測する。超音波センサ 2 は , 例えば , 複数の超音波振動子が 2 次元配列された送受信部としてのセンサアレイによって構成されていてもよい。超音波計測に際しては , 超音波センサ 2 は , 被検者 7 の生体表面に位置決めされる。具体的には , 超音波センサ 2 は , 被験者の肋骨の間を通過して , 肺に向けて超音波を当てることができるように , 胸膜の直上に位置決めする。超音波センサ 2 は , M H z ~ 数十 M H z の超音波のパルス信号又はバースト信号を , 肋骨の間から肺に向けて送信し , 肺からの反射や , 生体表面と肺の間に位置する胸膜 , 筋肉 , 脂肪組織 , 及び腱などの生体組織からの反射を含む反射波を受信する。生体モニタリング装置 1 は , 超音波センサ 2 から受け取った受信信号に対して増幅処理及び信号処理することにより , 被検者の生体内構造に関わる反射波データを生成する。この超音波計測は , 所定の計測周期 (例えば 1 秒当たり 3 0 0 ~ 5 0 0 のフレームレート) で繰り返し実行される。

10

【 0 0 2 9 】

肺音センサ 3 及び心音センサ 4 は , 生体内で発生する音を振動として入力し , その入力した振動を電圧に変換して音響信号とする公知の聴音センサ公知を利用することができる。肺音センサ 3 及び心音センサ 4 は , 音響信号を増幅するとともに , アナログ信号をデジタルデータに変換する信号処理を行って , 肺音データ及び心音データをそれぞれ生体モニタリング装置 1 に入力する。なお , 音響信号の増幅処理や信号処理は , 肺音センサ 3 及び心音センサ 4 ではなく , 生体モニタリング装置 1 で行うこととしてもよい。後述するように , 生体モニタリング装置 1 は , 肺音センサ 3 から受け取った肺音データ又は心音センサ 4 から受け取った心音データを , 超音波センサ 2 から得られた超音波データにリンクさせて , 被験者の肺音又は心音を解析する。

20

【 0 0 3 0 】

図 2 は , 生体モニタリングシステムの構成 , 特に生体モニタリング装置 1 の構成を示したブロック図である。図 2 に示されるように , 生体モニタリング装置 1 は , 処理部 1 0 , 記憶部 2 0 , 入力部 3 0 , 出力部 4 0 , 及び通信部 5 0 を備える。

30

【 0 0 3 1 】

処理部 1 0 は , 生体モニタリング装置 1 の各要素を全体的に制御する制御演算装置であり , C P U や G P U などのプロセッサにより実現できる。処理部 1 0 は , 記憶部 2 0 に記憶されているプログラムを読み出し , このプログラムに従って他の要素を制御する。また , 処理部 1 0 は , プログラムに従った演算結果を , 記憶部 2 0 に適宜書き込んだり読み出したりすることができる。

【 0 0 3 2 】

記憶部 2 0 は , 処理部 1 0 での演算処理等に用いられる情報を記憶するための要素である。記憶部 2 0 のストレージ機能は , 例えば H D D 及び S D D といった不揮発性メモリによって実現できる。また , 記憶部 2 0 は , 処理部 1 0 による演算処理の途中経過などを書き込む又は読み出すためのメモリとしての機能を有していてもよい。記憶部 2 0 のメモリ機能は , R A M や D R A M といった揮発性メモリにより実現できる。また , 記憶部 2 0 は , 汎用的なコンピュータや携帯型の情報通信端末を , 本発明に係る生体モニタリング装置 1 として機能させるプログラムを記憶している。このプログラムは , インターネットを経由して生体モニタリング装置 1 にダウンロードされたものであってもよいし , 生体モニタリング装置 1 にプリインストールされたものであってもよい。使用者からの指示により , 本システム用のプログラムが起動されると , このプログラムに従った処理が処理部 1 0 によって実行される。

40

【 0 0 3 3 】

入力部 3 0 は , 使用者から生体モニタリング装置 1 に対する情報の入力を受け付けるた

50

めの要素である。入力部 30 を介して入力された情報は、処理部 10 へと伝達される。入力部 30 は、公知のコンピュータに利用されている種々の入力装置を採用することができる。入力部 30 の例は、タッチパネル、ボタン、カーソル、マイクロフォン、キーボード、及びマウスであるが、これらに限定されない。また、入力部 30 を構成するタッチパネルは、出力部 40 を構成するディスプレイと共に、タッチパネルディスプレイを構成していてもよい。

【0034】

出力部 40 は、使用者に向けて各種の情報を出力するための要素である。処理部 10 で演算処理された情報は、出力部 40 によって出力される。出力部 40 は、公知のコンピュータに利用されている種々の外部出力装置を採用することができる。出力部 40 の例は、ディスプレイ、スピーカ、ライト、及びバイブレータであるが、これらに限定されない。前述のとおり、ディスプレイは、タッチパネルディスプレイであってもよい。

10

【0035】

通信部 50 は、生体モニタリング装置 1 と他の装置との間で、例えばインターネットなどの通信回線を通じて情報の授受を行うための要素である。例えば、通信部 50 は、処理部 10 の演算結果や記憶部 20 に記憶されている情報を、インターネットを通じて各種の情報を管理制御するサーバ装置に送信することもできるし、あるいはサーバ装置から各種の情報を受信することもできる。生体モニタリング装置 1 が、通信部 50 を備えていることで、被験者の生体情報を遠隔監視することができる。

【0036】

20

続いて、処理部 10 の機能構成について具体的に説明する。図 2 に示されるように、本実施形態において、処理部 10 は、合成部 11、モニタリング部 12、呼吸同定部 13、カウント部 14、肺音解析部 15、肺音判定部 16、心音解析部 17、及び心雑音判定部 18 を有する。

【0037】

合成部 11 は、超音波センサ 2 から受け取った受信信号を用いて、超音波の反射波の受信強度を示す超音波データを生成する。なお、生体モニタリング装置 1 において、超音波センサ 2 からの受信信号に対して増幅処理及び信号処理を行ったうえで、その処理後のデジタル信号を合成部 11 に入力することとしてもよい。超音波データの例は、いわゆる A モード、B モード、M モードを含む画像データである。A モードは、第 1 軸を所定の生体表面位置からの深さ方向（Z 方向）の距離とし、第 2 軸を反射波の受信信号強度として、反射波の振幅（A モード像）を表示する。A モードは、エコー信号の振幅すなわち包絡線を表示するもので、特定の方向の情報しか表現できないが反射体の位置を識別しやすい。B モードは、生体表面位置を走査させながら得た反射波の振幅（A モード像）を輝度値に変換することで可視化した生体内構造の二次元画像（B モード像）を表示する。M モードは、反射体の位置の時間的変化を表示する方法であり、ビーム走査は行わず一定方向に繰り返し送受信し、エコー信号を輝度変調された 1 本の輝線で表して、時間経過に従って輝線の表示位置を横方向に並行移動することにより、反射位置の時間的変化、すなわち動きを表示する。この中でも、特に、超音波データは、超音波の反射の受信強度を輝度で表した B モード又は M モードであることが好ましい。図 3 は、超音波データの表示画面の例を示している。図 3 において、左画面には、B モードの超音波データが示され、右画面には M モードの超音波データが示されている。M モードでは、左画面中において A - A 線で示した部位の時間的変化を示している。合成部 11 は、生成した超音波データを記憶部 20 に記憶する。

30

40

【0038】

モニタリング部 12 は、合成部 11 が生成した超音波データに基づいて、生体内の又は複数箇所の特徴点を決定し、その特徴点について、生体表面からの深度の経時的な変化をモニタリングする。生体内の特徴点の例は、肺よりも生体表面側に位置する胸膜、筋肉、脂肪組織、及び腱である。なお、モニタリングする特徴点には、肺自体が含まれていてもよい。肺内部の A-line は他と比較して輝度が高いため、この A-line を特徴点としてモニ

50

タリングすることも可能である。また、血管や血管壁は特徴点から除外することが好ましい。血管等は、血流や拍動により、被験者の呼吸に関わらず細かく収縮したり振動したりするため、呼気及び吸気を判別するためのモニタリング対象としては不向きである。超音波データがAモードである場合、モニタリング部12は、反射波の受信強度が高い又は二以上の部位を特徴点として決定し、その特徴点をモニタリングすればよい。また、超音波データがBモード又はMモードである場合、モニタリング部12は、画像上の輝度値が高い又は二以上の部位を特徴点として決定し、その特徴点をモニタリングすればよい。このような、特徴点の深度の経時的变化のモニタリングには、Mモードが最も適している。そこで、以下では、超音波データがMモードである場合を例に挙げて、説明を行う。

【0039】

10

図3は、Mモードの超音波データの例を示している。図3の例では、超音波データのうち、輝度値が最も高い3点を特徴点とし、その特徴点の深度をモニタリングしている。輝度値の高い点には、胸膜、筋肉、脂肪組織、及び腱など、肺の伸縮に連動して動く生体組織が位置している。従って、このような輝度値の高い生体組織の変位をモニタリングすることで、間接的に肺の伸縮を推定できる。図3において、特徴点として選定された3点を、それぞれ符号 P_1 、 P_2 、 P_3 で示し、各特徴点 $P_1 \sim P_3$ の深度を、それぞれ d_1 、 d_2 、 d_3 で示している。各特徴点 $P_1 \sim P_3$ は、肺の収縮に伴って上下に変位する。このため、各特徴点の深度は、呼吸に伴って、経時的に浅く変位するのと深く変位するのを周期的に繰り返す。

【0040】

20

モニタリング部12は、各特徴点について経時的に深度値を取得し、取得した深度値を記憶部20に記憶する。モニタリング部12は、例えば、呼吸一周期中で各特徴点の最浅深度と最深深度の値のみを記憶することとしてもよいし、最浅深度と最深深度に加えて、それらの間の中間深度の値も記憶することとしてもよい。なお、呼吸一周期とは、ある最浅深度から次の最浅深度までの期間（又はある最深深度から次の最深深度までの期間）である。例えば、自動診断や遠隔診断、自動診断のための機械学習を行う際には呼気時と吸気時とを判別することが重要であるが、その際には、呼気と吸気とを判別するための基準となる情報を数値化することが特に重要となる。本発明によれば、一又は複数の特徴点について、生体表面からの深度を数値として取得し、その深度値に基づいて呼気と吸気とを判別する。これにより、深度値の変化をトラッキングすることで、現在が呼気時か吸気時かを自動で判断できる。

30

【0041】

また、モニタリング部12は、呼吸一周期中で、最浅深度と最深深度との差分値を算出することで、呼吸の深さを求めて、その呼吸の深さに関する情報を記憶部20に記憶することでもできる。また、モニタリング部12が求めた呼吸の深さ（差分値）は、ディスプレイによって表示することができる。このように、特徴点の最浅深度や最深深度、あるいは呼吸の深さを自動的に算出することで、例えば、死戦期呼吸（下顎呼吸、鼻翼呼吸、あえぎ呼吸）の診断に利用できる。

【0042】

40

また、モニタリング部12は、呼吸一周期中で、特徴点が最浅深度から最深深度に変位するまでの呼気時間と、特徴点が最深深度から最浅深度に変位するまでの吸気時間を求めて、その呼気時間と吸気時間に関する情報を記憶部20に記憶することでもできる。また、モニタリング部12が求めた呼気時間と吸気時間は、ディスプレイによって表示することができる。このように、呼気時間と吸気時間を測定することで、例えば、窒息や、舌根沈下、喘息、慢性閉塞性肺疾患（COPD）、気管支炎などの診断に利用できる。

【0043】

呼吸同定部13は、モニタリング部12が監視している各特徴点の深度情報に基づいて、呼気及び吸気を同定する。すなわち、各特徴点の深度が最も浅くなっている状態が、最も肺が拡張している状態を意味し、反対に、各特徴点の深度が最も深くなっている状態が、最も肺が収縮している状態を意味する。このため、呼吸同定部13は、呼吸一周期中

50

で、特徴点が最浅深度から最深深度に変位するまでの期間を「呼気時」とすると同定し、特徴点が最深深度から最浅深度に変位するまでの期間を「吸気時」とすると同定することができる。

【 0 0 4 4 】

モニタリング部 1 2 が複数の特徴点の深度の経時的変化をモニタリングしている場合、呼吸同定部 1 3 は、複数の特徴点の深度情報を複合的に演算に用いて、呼気及び吸気の同定を行うことが好ましい。例えば、特徴点が P_1 、 P_2 、 P_3 の 3 点である場合、各特徴点 $P_1 \sim P_3$ の深度の合計値を求めて、当該合計値の最小値から最大値に変位するまでの期間を「呼気時」と同定し、当該合計値の最大値から最小値に変位するまでの期間を「吸気時」と同定してもよい。また、例えば、各特徴点 $P_1 \sim P_3$ の平均値を求めて、当該平均値の最小値から最大値に変位するまでの期間を「呼気時」と同定し、当該平均値の最大値から最小値に変位するまでの期間を「吸気時」と同定してもよい。また、上記合計値や平均値の代わりに、3 点の特徴点 $P_1 \sim P_3$ のうちの最も変化量が大きい特徴点を基準にして、「呼気時」と「吸気時」を判別することもできる。このように、複数の特徴点の深度の変化をモニタリングすることで、呼気及び吸気の判別処理の精度を高めることができる。

10

【 0 0 4 5 】

ただし、本発明においては、1 点の特徴点のみの深度値の変化をモニタリングすることとしてもよい。その場合には、超音波データの中から深度を監視可能な 1 点の特徴点を決定し、その深度の変化をモニタリングすればよい。モニタリングする特徴点が 1 点である場合には、M モードの超音波データの中から、最も輝度値の高い部位を特徴点として決定することが好ましい。

20

【 0 0 4 6 】

また、呼吸同定部 1 3 は、「呼気時」と「吸気時」の同定に加えて、各特徴点の深度値に基づいて被験者の「無呼吸時」を同定することもできる。具体的には、特徴点の深度値が一定期間（例えば 2 秒以上）変化しない場合、あるいは一定期間の変化量が一定値以下（例えば 0.5 mm 以下）であるような場合に、その無変化あるいは微変化の期間を無呼吸時であると同定できる。なお、呼吸同定部 1 3 は、呼吸一周期を呼気時、吸気時、及び無呼吸時に区分することとしてもよい。また、呼吸同定部 1 3 は、呼吸一周期を呼気時と吸気時に区分し、その呼気時及び吸気時の中で無呼吸時があった場合に、その無呼吸時を呼気時での無呼吸時であるのか、それとも吸気時での無呼吸時であるのかを判別してもよい。

30

【 0 0 4 7 】

カウント部 1 4 は、呼吸同定部 1 3 が同定した呼気及び吸気の判別に基づいて、被験者の呼吸回数をカウントする。具体的には、カウント部 1 4 は、呼気及び吸気の 1 回の繰り返しを 1 呼吸とし、その呼吸が単位時間あたり（例えば 1 分あたり）に何度行われたかをカウントする。また、カウント部 1 4 は、ある時点からの呼吸の累計回数をカウントすることもできる。カウント部 1 4 がカウントした単位時間あたりの呼吸回数あるいは呼吸の累計回数に関する情報は、記憶部 2 0 に蓄積される。また、これらの情報は、ディスプレイに表示することもできる。

40

【 0 0 4 8 】

肺音解析部 1 5 は、呼吸同定部 1 3 が同定した呼気及び吸気の判別情報に基づいて、肺音センサ 3 から得られた肺音データを解析する。図 5 には、肺音解析部 1 5 が行う処理を模式的に示している。図 5 に示されるように、肺音センサ 3 から得られる肺音データは、音の振幅の大きさ（s o n e や d B で表される音量）や音の周波数（H z ）を示すデータであるが、その肺音データのみでは、呼気時の音成分と吸気時の音成分とを区別することができない。そこで、呼吸同定部 1 3 が取得した呼気及び吸気の判別情報と肺音センサ 3 から得られる肺音データとを時間的にリンクさせることで、肺音データの中から、呼気時の音成分と吸気時の音成分とを抽出することができる。このようにして、肺音解析部 1 5 は、肺音センサ 3 から受け取った肺音データと、呼吸同定部 1 3 が同定した呼気及び吸気

50

に関する情報に基づいて、呼気時の肺音と吸気時の肺音を特定する。肺音解析部 15 は、呼気時の肺音に関する情報（音量や周波数）と、吸気時の肺音に関する情報（音量や周波数）とを区別して、記憶部 20 に記憶する。なお、肺音解析部 15 による肺音の解析は、呼吸周期毎に毎行われてもよいし、所定の周期毎に定期的に行われてもよい。

【0049】

肺音判定部 16 は、肺音解析部 15 が判別した呼気時の肺音及び吸気時の肺音の両方又はいずれか一方に基づいて、肺音データに含まれる音成分を分類する。肺音の分類は、任意に設計できるが、例えば公知の肺音分類表（図 7 参照）に従って行えばよい。例えば、図 7 に示すような肺音の分類に関する表データが記憶部 20 に記憶されており、肺音判定部 16 は、記憶部 20 の表データを参照して、被験者の肺音に含まれる音成分を自動的に分類する。例えば、呼気時の肺音に 250 ~ 500 Hz の断続的な音成分が含まれている場合に、肺音判定部 16 は、被験者の肺音に「断続性ラ音：水泡音」が含まれていると判断できる。また、例えば、呼気時の肺音に 400 Hz の連続的な音成分が含まれている場合に、肺音判定部 16 は、被験者の肺音に「連続性ラ音：笛声音」が含まれていると判断できる。このような肺音判定部 16 による判断結果は、記憶部 20 に記憶されるとともに、ディスプレイによって表示される。これによれば、自動診断を行う場合や、診察医が被験者と対面しない遠隔診断を行う場合であっても、被験者の呼気及び吸気を判別し、その肺音に含まれる異常を正確に診断することができる。

【0050】

心音解析部 17 は、呼吸同定部 13 が同定した無呼吸時の判別情報に基づいて、心音センサ 4 から得られた心音データを解析する。図 6 には、心音解析部 17 が行う処理を模式的に示している。図 6 に示されるように、心音解析部 17 は、心音センサ 4 から得られた心音データを、心音成分（I 音、II 音、III 音、IV 音）とそれ以外の心雑音成分に分類することができる。心音成分と心雑音成分の分離処理の方法は公知の方法を利用すればよい。ここで、心音データの取得時に被験者が呼吸をしている場合、心音データから分離した心雑音成分には、実際の心雑音の他に、呼吸によって生じた雑音が生じている場合がある。このため、呼吸時の心雑音成分を評価すると、実際の心雑音のみを適切に評価できない場合がある。そこで、呼吸同定部 13 が無呼吸であると判断したタイミングのみにおいて、心雑音成分を評価することにより、呼吸の雑音を除いて、心雑音を適正に評価できる。心音解析部 17 は、心音センサ 4 から受け取った心音データの中から、呼吸同定部 13 が同定した無呼吸中の心雑音成分に関する情報（音量や周波数）を抽出して、記憶部 20 に記憶する。

【0051】

心音判定部 18 は、心音解析部 17 が抽出した無呼吸中の心雑音成分に関する情報を受け取り、その心雑音成分を評価・判定する。例えば、心雑音に異常があると判定するための情報が、記憶部 20 に記憶されている。そこで、心音判定部 18 は、記憶部 20 に記憶されている異常条件情報と、心音解析部 17 から受け取った心雑音成分に関する情報とを照合して、心雑音に異常が認められるか否かを判定する。心音解析部 17 が抽出する心雑音成分は、無呼吸時のみのものであるため、心音判定部 18 は、その心雑音を適正に評価・判定することができる。

【0052】

以上、本願明細書では、本発明の内容を表現するために、図面を参照しながら本発明の実施形態の説明を行った。ただし、本発明は、上記実施形態に限定されるものではなく、本願明細書に記載された事項に基づいて当業者が自明な変更形態や改良形態を包含するものである。

【産業上の利用可能性】

【0053】

本発明は、被験者の呼吸や拍動などの生体情報をモニタリングする生体モニタリング装置に関する。従って、本発明は、医療機器の分野において好適に利用することができる。

【符号の説明】

【 0 0 5 4 】

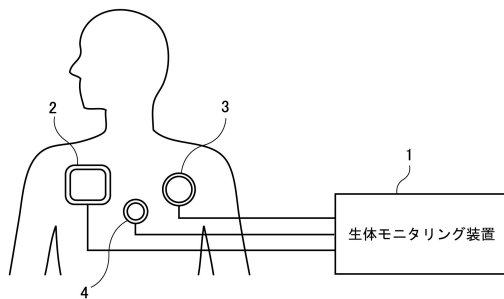
1 ... 生体モニタリング装置
 3 ... 肺音センサ
 1 0 ... 処理部
 1 2 ... モニタリング部
 1 4 ... カウント部
 1 6 ... 肺音判定部
 1 8 ... 心雑音判定部
 3 0 ... 入力部
 5 0 ... 通信部

2 ... 超音波センサ
 4 ... 心音センサ
 1 1 ... 合成部
 1 3 ... 呼吸同定部
 1 5 ... 肺音解析部
 1 7 ... 心音解析部
 2 0 ... 記憶部
 4 0 ... 出力部

10

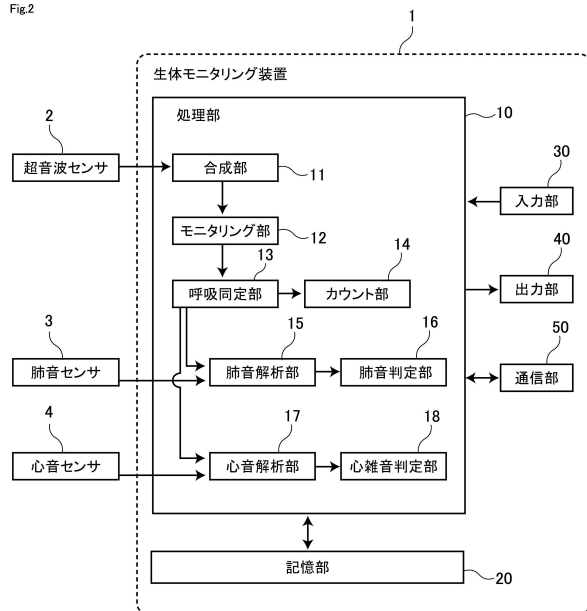
【 図 1 】

Fig.1

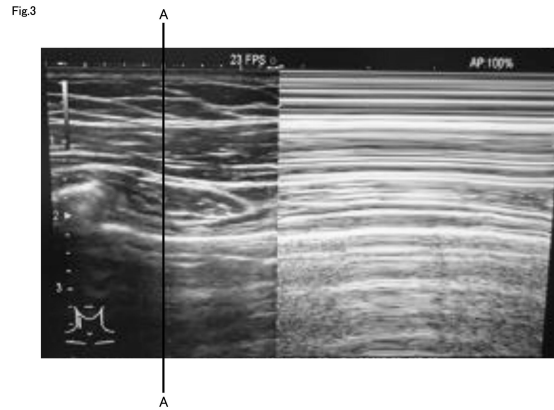


【 図 2 】

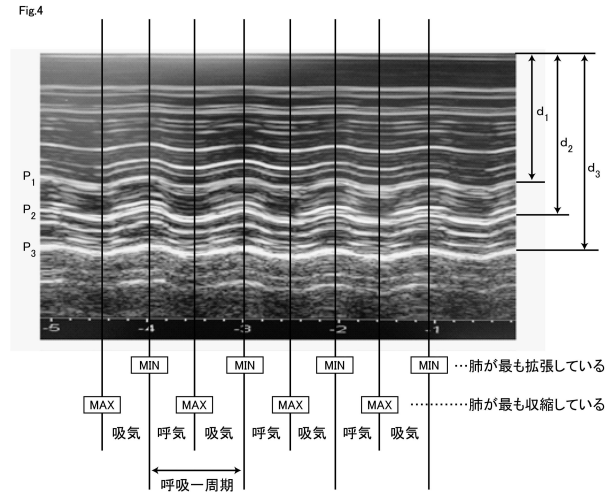
Fig.2



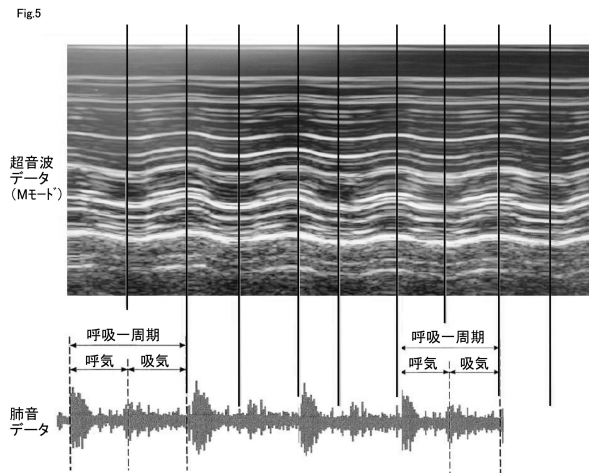
【図 3】



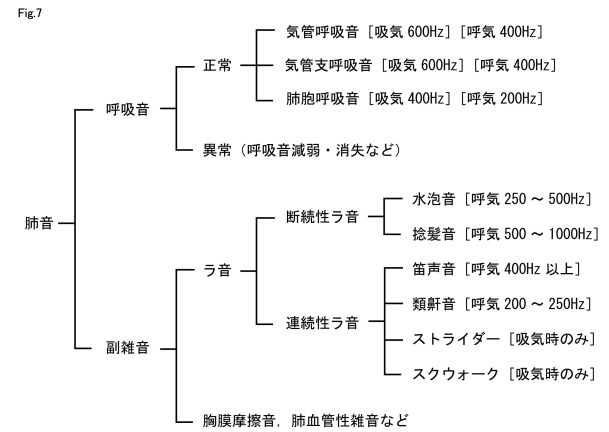
【図 4】



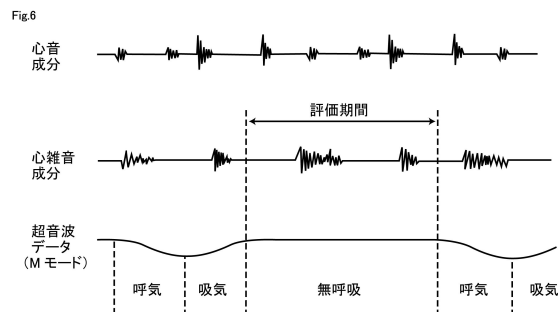
【図 5】



【図 7】



【図 6】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開 2015 - 107311 (JP, A)
特開 2015 - 159934 (JP, A)
特表 2008 - 540062 (JP, A)
国際公開第 2015 / 063834 (WO, A1)
特開 2012 - 024390 (JP, A)
米国特許第 06083156 (US, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/08 - 5/097

A61B 5/113

A61B 8/14

A61B 7/04

JSTPlus / JMEDPlus / JST7580 (JDreamIII)

PubMed

专利名称(译)	生物监测装置		
公开(公告)号	JP6396981B2	公开(公告)日	2018-09-26
申请号	JP2016254258	申请日	2016-12-27
[标]发明人	小川晋平		
发明人	小川 晋平		
IPC分类号	A61B5/08 A61B8/14 A61B5/113 A61B5/02 A61B7/04		
CPC分类号	A61B5/0205 A61B5/08 A61B5/113 A61B7/003 A61B8/0858 A61B8/14 A61B8/486 A61B7/04		
FI分类号	A61B5/08 A61B8/14 A61B5/113 A61B5/02.350 A61B7/04.Y A61B5/10.315		
F-TERM分类号	4C038/SS08 4C038/SV01 4C038/VA04 4C038/VB33 4C038/VC20 4C601/DD07 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/GB03 4C601/JB45 4C601/JC06 4C601/KK12 4C601/KK13 4C601/KK14 4C601/KK36		
代理人(译)	广瀬孝之		
其他公开文献	JP2018102736A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：更准确地区分主题的呼吸和灵感。 解决方案：生物体监测装置1包括监测单元12，用于基于从超声波传感器2接收的接收信号监测活体内一个或多个位置处的特征点的深度的时间变化，并且呼吸识别单元13用于基于关于深度的信息识别呼气或吸气。 通过从受试者的肋之间施加超声波并监测与肺相互作用的活组织的运动，可以识别肺的收缩和扩张，即呼吸和吸气。 .The

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特 許 公 報(B2)	(11) 特許番号 特許第6396981号 (P6396981)
(45) 発行日 平成30年9月26日(2018.9.26)	(24) 登録日 平成30年9月7日(2018.9.7)	
(51) Int. Cl. F 1		
A 6 1 B 5/08 (2006.01)	A 6 1 B 5/08	
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14	
A 6 1 B 5/113 (2006.01)	A 6 1 B 5/113	
A 6 1 B 5/02 (2006.01)	A 6 1 B 5/02	3 5 0
A 6 1 B 7/04 (2006.01)	A 6 1 B 7/04	Y
請求項の数 3 (全 13 頁)		
(21) 出願番号 特願2016-254258 (P2016-254258)	(73) 特許権者 515356926	
(22) 出願日 平成28年12月27日(2016.12.27)	AM I 株式会社	
(65) 公開番号 特開2018-102736 (P2018-102736A)	熊本県水俣市浜松町 5 番 9 8 号	
(43) 公開日 平成30年7月5日(2018.7.5)	(74) 代理人 100116850	
審査請求日 平成29年3月29日(2017.3.29)	弁理士 廣瀬 隆行	
	(74) 代理人 100165847	
	弁理士 関 大祐	
	(72) 発明者 小川 晋平	
	熊本県水俣市浜松町 5 番 9 8 号 AM I 株式会社内	
	審査官 ▲高▼原 悠佑	
	最終頁に続く	

(54) 【発明の名称】 生体モニタリング装置