

明 細 書

発明の名称：心拍呼吸検出装置及び心拍呼吸検出プログラム

技術分野

[0001] 本開示は、体表面で反射したレーダ信号又は超音波信号に基づいて、看護師の負担軽減及び感染のリスク低減を可能としながら、心拍数及び呼吸数を算出する技術に関する。

背景技術

[0002] 体表面で反射したレーダ信号に基づいて、看護師の負担軽減及び感染のリスク低減を可能としながら、心拍数及び呼吸数を算出する技術が、特許文献1等の開示されている。

[0003] 従来技術の心拍呼吸検出処理の概要を図1に示す。体表面で反射したレーダ信号から、各周波数成分の時間変化を示すスペクトログラムSが算出される。スペクトログラムSから、極低周波数成分を含むDC（Direct Current）成分が抽出される。10秒間に1、2回程度で、呼吸の微小振動による振幅ピークが抽出される。呼吸振幅ピークの時間間隔に基づいて、呼吸数が算出される。呼吸振幅ピーク間に3回程度で、心拍の微小振動による振幅ピークが抽出される。心拍振幅ピークの時間間隔に基づいて、心拍数が算出される。

先行技術文献

特許文献

[0004] 特許文献1：特開2019-129996号公報

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0005] 図1は、スペクトログラムSから、極低周波数成分を含むDC成分が抽出されるところを示している。エアコンのルーバ、風で揺れるカーテン及び看護師の動き等の外乱は、主にこの極低周波数成分に含まれ、呼吸の微小振動による周波数成分と近いため、堅牢性の向上及び外乱の影響低減を図ること

が困難である。そして、心拍振幅ピークは、呼吸振幅ピークと比べて小さいため、呼吸振幅ピークから心拍振幅ピークを分離することが困難である。さらに、呼吸周波数の3、4倍の高調波周波数が、心拍周波数とほぼ等しいならば、呼吸振幅ピークから心拍振幅ピークを分離することが困難である。仮に、呼吸振幅ピークから心拍振幅ピークを分離することができても、図2及び図3で説明する課題が存在する。

[0006] 従来技術の心拍検出処理の課題を図2に示す。一回の心拍において、第1音及び第2音の振幅ピークが存在する。よって、本来の心拍数（（1）及び（3）又は（2）及び（4）の2回）の2倍の心拍数（（1）、（2）、（3）及び（4）の4回）が、算出される可能性を防止することが困難である。そして、心拍数としてA（b p m）が検出対象とされるときは、心拍数として2 A（b p m）が検出対象とできないため、心拍数の検出範囲を拡張することが困難である。

[0007] 従来技術の呼吸検出処理の課題を図3に示す。一回の呼吸において、胸部及び腹部の動きがずれることがあるが、レーダ信号において、胸部及び腹部の動きが区別されず合成される。よって、本来の呼吸数（呼吸胸部又は呼吸腹部の（1）及び（2）の2回）の2倍の呼吸数（呼吸合成の（1）、（2）、（3）及び（4）の4回）が、算出される可能性を防止することが困難である。そして、呼吸数としてB（b p m）が検出対象とされるときは、呼吸数として2 B（b p m）が検出対象とできないため、呼吸数の検出範囲を拡張することが困難である。

[0008] そこで、前記課題を解決するために、本開示は、体表面で反射したレーダ信号（超音波信号を含めてもよい。）に基づいて、看護師の負担軽減及び感染のリスク低減を可能としながら、心拍数及び呼吸数を算出するにあたり、堅牢性の向上、外乱の影響低減、心拍呼吸の分離、複数倍カウントの防止及び検出範囲の拡張を図ることを目的とする。

課題を解決するための手段

[0009] 心拍検出の前記課題を解決するために、体表面で反射したレーダ信号又は

超音波信号から、心拍の微小振動による周波数成分を所定の心拍観測時間窓に渡って抽出する。そして、心拍の微小振動による周波数成分から振幅ピークを抽出し、一回の心拍での複数の特徴的な微小振動のうちの一つの特徴的な微小振動を抽出する。

[0010] 具体的には、本開示は、体表面で反射したレーダ信号又は超音波信号から、心拍の微小振動による周波数成分を所定の心拍観測時間窓に渡って抽出する心拍成分抽出部と、前記心拍の微小振動による周波数成分から振幅ピークを抽出し、一回の心拍での複数の特徴的な微小振動のうちの一つの特徴的な微小振動を抽出する心拍ピーク抽出部と、前記振幅ピークの時間間隔又はあらかじめ定めた時間内の前記振幅ピークの抽出数に基づいて、心拍数を算出する心拍数算出部と、を備えることを特徴とする心拍呼吸検出装置である。

[0011] この構成によれば、心拍の微小振動による周波数成分を抽出するため、堅牢性の向上及び外乱の影響低減を図ることができる。そして、一回の心拍での複数の特徴的な微小振動のうち、一つの特徴的な微小振動を抽出するため、複数倍カウントの防止及び検出範囲の拡張を図ることができる。さらに、心拍数を算出する根拠となるデータが、呼吸数を算出する根拠となるデータ（後述）と異なるため、心拍呼吸の分離を図ることができる。

[0012] また、本開示は、前記心拍成分抽出部は、一回の心拍での複数の特徴的な微小振動を含む前記所定の心拍観測時間窓に渡って、前記心拍の微小振動による周波数成分を抽出することを特徴とする心拍呼吸検出装置である。

[0013] この構成によれば、心拍の微小振動による周波数成分を抽出する時点において、一回の心拍での複数の特徴的な微小振動を合成して出力するため、複数倍カウントの防止をほぼ完全に図ることができる。ただし、所定の心拍観測時間窓の時間幅に応じて、一回の心拍での一つの特徴的な微小振動のみが、所定の心拍観測時間窓に含まれることがある。

[0014] また、本開示は、前記心拍ピーク抽出部は、所定のピーク検出時間窓において、前記心拍の微小振動による周波数成分から、前記振幅ピークのうちの最大振幅ピークを抽出することを特徴とする心拍呼吸検出装置である。

- [0015] この構成によれば、一回の心拍での一つの特徴的な微小振動のみが、所定の心拍観測時間窓に含まれるときでも、所定のピーク検出時間窓において、最大振幅ピークのみを抽出するため、複数倍カウントの防止をほぼ完全に図ることができる。ただし、所定のピーク検出時間窓の時間幅に応じて、心拍数の上限及び下限をある程度は狭めることになる。
- [0016] また、本開示は、前記心拍ピーク抽出部は、前記所定のピーク検出時間窓の両端近傍を除く時間領域において、前記最大振幅ピークを抽出するように、前記所定のピーク検出時間窓を移動させることを特徴とする心拍呼吸検出装置である。
- [0017] この構成によれば、一回の心拍での一つの特徴的な微小振動が、隣接する所定のピーク検出時間窓に跨らないようにするため、心拍数の上限を拡大することができる。
- [0018] また、本開示は、前記心拍数算出部は、隣接する又は非隣接の前記所定のピーク検出時間窓において抽出された前記最大振幅ピークの時間間隔に基づいて、心拍数を算出することを特徴とする心拍呼吸検出装置である。
- [0019] この構成によれば、一回の心拍での複数の特徴的な微小振動が、飛び飛びの所定のピーク検出時間窓に含まれることも考慮して、心拍数の下限を拡大することができる。
- [0020] また、本開示は、前記心拍数算出部は、前記振幅ピークの振幅値が大きくなるほど、前記振幅ピークの時間間隔の重みを大きくしたうえで、平均的な心拍数を算出することを特徴とする心拍呼吸検出装置である。
- [0021] この構成によれば、心拍振幅ピークの振幅値の大きさに応じて、心拍振幅ピークの時間間隔に重み付けをするため、心拍数の算出を高い精度で行なうことができる。
- [0022] また、本開示は、前記心拍数算出部は、前記振幅ピークの振幅値が大きくなるほど、前記振幅ピークの時間間隔の重みを高くしたうえで、前記振幅ピークの時間間隔と時間間隔の重みとからなる2次元データのクラスタリングに基づいて、心拍数を算出することを特徴とする心拍呼吸検出装置である。

- [0023] この構成によれば、心拍振幅ピークの振幅値の大きさに応じて、心拍振幅ピークの時間間隔の重みを算出するため、心拍数の算出を高い精度で行なうことができる。
- [0024] 呼吸検出の前記課題を解決するために、体表面で反射したレーダ信号又は超音波信号から、心拍の微小振動による正及び負の周波数成分を抽出し、正及び負の周波数成分を複素乗算する。そして、複素乗算した正及び負の周波数成分から、心拍の微小振動による心拍位相変化が除去された、呼吸の微小振動による呼吸位相変化を抽出する。
- [0025] 具体的には、本開示は、体表面で反射したレーダ信号又は超音波信号から、心拍の微小振動による正及び負の周波数成分を抽出し、前記正及び負の周波数成分を複素乗算する心拍成分乗算部と、複素乗算した前記正及び負の周波数成分から、心拍の微小振動による心拍位相変化が除去された、呼吸の微小振動による呼吸位相変化を抽出する呼吸位相抽出部と、前記呼吸位相変化の周波数成分に基づいて、呼吸数を算出する呼吸数算出部と、を備えることを特徴とする心拍呼吸検出装置である。
- [0026] この構成によれば、心拍の微小振動による周波数成分を抽出するため、堅牢性の向上及び外乱の影響低減を図ることができる。そして、心拍位相変化が除去された呼吸位相変化の周波数成分に基づいて、呼吸数を算出するため、腹部からの反射信号を考慮することなく胸部からの反射信号を考慮したうえで、複数倍カウントの防止及び検出範囲の拡張を図ることができる。さらに、呼吸数を算出する根拠となるデータが、心拍数を算出する根拠となるデータ（前述）と異なるため、呼吸心拍の分離を図ることができる。
- [0027] また、本開示は、前記呼吸位相抽出部は、複素乗算した前記正及び負の周波数成分から、心拍の微小振動による振幅ピークを抽出し、前記振幅ピークでは前記呼吸位相変化を抽出する一方で、前記振幅ピーク間では前記呼吸位相変化を抽出せずゼロパディングを適用することを特徴とする心拍呼吸検出装置である。
- [0028] この構成によれば、心拍の揺らぎを考慮したうえで、心拍振幅ピーク時刻

では、呼吸位相変化の情報を利用する一方で、心拍振幅ピーク間では、呼吸位相変化の情報を利用しないため、呼吸数の算出を高い精度で行なうことができる。

[0029] また、本開示は、前記呼吸数算出部は、前記呼吸位相変化の周波数成分の最大ピーク振幅が大きくなるほど、呼吸数の重みを大きくしたうえで、平均的な呼吸数を算出することを特徴とする心拍呼吸検出装置である。

[0030] この構成によれば、呼吸位相変化の周波数成分の最大ピーク振幅の大きさに応じて、呼吸数の重み付けをするため、呼吸数の算出を高い精度で行なうことができる。

[0031] また、本開示は、以上に記載の心拍呼吸検出装置の各処理部に対応する各処理ステップを、コンピュータに実行させるための心拍呼吸検出プログラムである。

[0032] この構成によれば、前述の効果を有するプログラムを提供することができる。

発明の効果

[0033] このように、本開示は、体表面で反射したレーダ信号（超音波信号を含めてもよい。）に基づいて、看護師の負担軽減及び感染のリスク低減を可能としながら、心拍数及び呼吸数を算出するにあたり、堅牢性の向上、外乱の影響低減、心拍呼吸の分離、複数倍カウントの防止及び検出範囲の拡張を図ることができる。

図面の簡単な説明

[0034] [図1]従来技術の心拍呼吸検出処理の概要を示す図である。

[図2]従来技術の心拍検出処理の課題を示す図である。

[図3]従来技術の呼吸検出処理の課題を示す図である。

[図4]本開示の心拍呼吸検出装置の構成を示す図である。

[図5]本開示の心拍呼吸検出処理の概要を示す図である。

[図6]本開示の心拍検出処理の手順を示す図である。

[図7]本開示の心拍成分抽出処理の具体例を示す図である。

[図8]本開示の第1の心拍検出処理の具体例を示す図である。

[図9]本開示の第1の心拍検出処理の具体例を示す図である。

[図10]本開示の第1の心拍検出処理の具体例を示す図である。

[図11]本開示の第2の心拍検出処理の具体例を示す図である。

[図12]本開示の第3の心拍検出処理の具体例を示す図である。

[図13]本開示の第3の心拍検出処理の具体例を示す図である。

[図14]本開示の呼吸検出処理の手順を示す図である。

[図15]本開示の呼吸検出処理の原理を示す図である。

[図16]本開示の呼吸検出処理の原理を示す図である。

[図17]本開示の呼吸検出処理の原理を示す図である。

[図18]本開示の呼吸検出処理の具体例を示す図である。

[図19]本開示の心拍検出処理の結果を示す図である。

[図20]本開示の心拍検出処理の結果を示す図である。

[図21]本開示の呼吸検出処理の結果を示す図である。

[図22]本開示の呼吸検出処理の結果を示す図である。

[図23]本開示の呼吸検出処理の結果を示す図である。

発明を実施するための形態

[0035] 添付の図面を参照して本開示の実施形態を説明する。以下に説明する実施形態は本開示の実施の例であり、本開示は以下の実施形態に制限されるものではない。

[0036] (本開示の心拍呼吸検出装置の構成)

本開示の心拍呼吸検出装置の構成を図4に示す。本開示の心拍呼吸検出処理の概要を図5に示す。心拍呼吸検出装置Mは、心拍成分抽出部1、心拍成分乗算部2、心拍ピーク抽出部3、心拍数算出部4、呼吸位相抽出部5及び呼吸数算出部6を備え、図6及び図14に示す心拍呼吸検出プログラムをコンピュータにインストールし実現することができる。

[0037] レーダ送受信装置R又は超音波送受信装置Rは、患者Pの体表面に照射するレーダ信号又は超音波信号(搬送波帯)を送信し、患者Pの体表面で反射

したレーダ信号又は超音波信号（搬送波帯）を受信し、受信したレーダ信号又は超音波信号をベースバンド帯に変換して出力する。レーダ方式又は超音波方式としては、CW方式、FMCW方式、定在波方式及び他の方式のいずれでもよい。レーダ信号又は超音波信号（搬送波帯）は、患者Pの体表面の微小振動幅のオーダーと等しい、 $1 \sim 10 \text{ mm}$ のオーダーの波長を有する。

[0038] 心拍成分抽出部1は、患者Pの体表面で反射したレーダ信号又は超音波信号（ベースバンド帯のI/Q複素信号）から、心拍の微小振動による正及び負の周波数成分（ ± 10 又は 10^2 Hz のオーダー）のうち、一方の周波数成分又は両方の周波数成分を抽出する。あるいは、心拍成分抽出部1は、患者Pの体表面で反射したレーダ信号又は超音波信号（ベースバンド帯の実数信号）から、心拍の微小振動による周波数成分（ $+10$ 又は 10^2 Hz のオーダー）を抽出する。心拍成分乗算部2は、心拍の微小振動による正及び負の周波数成分（ ± 10 又は 10^2 Hz のオーダー）を複素乗算する。

[0039] ここで、心拍成分抽出部1は、患者Pの体表面で反射したレーダ信号又は超音波信号（ベースバンド帯のI/Q複素信号）から、各周波数成分の時間変化を示すスペクトログラムSを算出する。そして、スペクトログラムSから、極低周波数成分を含むDC（Direct Current）成分を除去し、心拍の微小振動による正及び負の周波数成分（ ± 10 又は 10^2 Hz のオーダー）を抽出する。あるいは、心拍成分抽出部1は、患者Pの体表面で反射したレーダ信号又は超音波信号（ベースバンド帯の実数信号）から、心拍の微小振動による周波数成分におけるバンドパスフィルタ結果Bを算出する。すると、バンドパスフィルタ結果Bでは、スペクトログラムSとほぼ同様に、心拍の微小振動による周波数成分（ $+10$ 又は 10^2 Hz のオーダー）が抽出される。

[0040] 図5では、2秒間に1、2回程度で、心拍の微小振動による小さい振幅ピークが抽出されるとともに、一回の心拍での第1音及び第2音の近い振幅ピークが抽出される。そして、4秒間に1、2回程度で、呼吸の微小振動による大きい振幅ピークが抽出されるものの、呼吸周波数の3、4倍の高調波周

波数が、心拍周波数とほぼ等しくなることがあり得る。

[0041] ここで、心拍成分抽出部1は、患者Pの体表面で反射したレーダ信号又は超音波信号（ベースバンド帯のI/Q複素信号）から、心拍の微小振動による正の周波数成分として、 $(r_i[n], r_q[n])$ （ r は正周波数、 i 、 q は i 、 q 成分、 n は時間）を抽出し、心拍の微小振動による負の周波数成分として、 $(l_i[n], l_q[n])$ （ l は負周波数、 i 、 q は i 、 q 成分、 n は時間）を抽出する。あるいは、心拍成分抽出部1は、患者Pの体表面で反射したレーダ信号又は超音波信号（ベースバンド帯の実数信号）から、心拍の微小振動による周波数成分として、 $b[n]$ （ b はバンドパスフィルタ結果Bの通過周波数帯域、 n は時間）を抽出する。そして、心拍成分乗算部2は、複素乗算した正及び負の周波数成分として、 $(m_i[n], m_q[n]) = (r_i[n] \cdot l_i[n] - r_q[n] \cdot l_q[n], r_q[n] \cdot l_i[n] + r_i[n] \cdot l_q[n])$ を算出する。

[0042] 心拍ピーク抽出部3及び心拍数算出部4は、図6から図13までに示すように、周波数成分 $(r_i[n], r_q[n])$ 、 $(l_i[n], l_q[n])$ 、 $b[n]$ 又は $(m_i[n], m_q[n])$ に基づいて、心拍数を算出する。呼吸位相抽出部5及び呼吸数算出部6は、図14から図18までに示すように、周波数成分 $(m_i[n], m_q[n])$ に基づいて、呼吸数を算出する。まず、心拍数の算出を説明し、次に、呼吸数の算出を説明する。

[0043] （本開示の心拍検出処理の手順：心拍成分抽出処理）

本開示の心拍検出処理の手順を図6に示す。心拍成分抽出部1は、周波数成分 $(r_i[n], r_q[n])$ 、 $(l_i[n], l_q[n])$ 又は $b[n]$ を、所定の心拍観測時間窓に渡って抽出する（ステップS1）。心拍ピーク抽出部3は、周波数成分 $(r_i[n], r_q[n])$ 、 $(l_i[n], l_q[n])$ 、 $b[n]$ 又は $(m_i[n], m_q[n])$ から振幅ピークを抽出し、一回の心拍での複数の特徴的な微小振動のうちの一つの特徴的な微小振動を抽出する（ステップS2）。心拍数算出部4は、振幅ピークの時間間隔（本実施形態）又はあらかじめ定めた時間内の振幅ピークの抽出数（変形

例)に基づいて、心拍数を算出する(ステップS3)。具体的には、図7から図13までの処理が実行される。

[0044] このように、心拍の微小振動による周波数成分を抽出するため、堅牢性の向上及び外乱の影響低減を図ることができる。そして、一回の心拍での複数の特徴的な微小振動のうち、一つの特徴的な微小振動を抽出するため、複数倍カウントの防止及び検出範囲の拡張を図ることができる。さらに、心拍数を算出する根拠となるデータが、呼吸数を算出する根拠となるデータ(後述)と異なるため、心拍呼吸の分離を図ることができる。

[0045] ここで、本実施形態では、一回の心拍での複数の特徴的な微小振動として、一回の心拍での第1音及び第2音を採用している。しかし、変形例として、心拍呼吸検出対象の個体差又は動物種に応じて、一回の心拍での三つ以上の特徴的な微小振動を採用してもよい。

[0046] 本開示の心拍成分抽出処理の具体例を図7に示す。心拍成分抽出部1は、一回の心拍での複数の特徴的な微小振動を含む所定の心拍観測時間窓に渡って、周波数成分($r_i[n]$ 、 $r_q[n]$)、($l_i[n]$ 、 $l_q[n]$)又は $b[n]$ を抽出する(ステップS1)。

[0047] 図7では、心拍観測時間窓 W_a 、 W_b 、 W_c 、 W_d の時間幅は、スペクトログラムSの有効データ長又は $1 / (\text{バンドパスフィルタ結果Bの通過帯域幅})$ である。

[0048] 心拍観測時間窓 W_a において、一回の心拍での第1音及び第2音が同相の状態に含まれている(位相関係は個体差又は動物種に応じて様々である)。すると、スペクトログラムSにおいて、一回の心拍での第1音及び第2音が強め合いの状態で作成されたうえで、周波数成分($r_i[n]$ 、 $r_q[n]$)、($l_i[n]$ 、 $l_q[n]$)が抽出される。あるいは、バンドパスフィルタ結果Bにおいて、一回の心拍での第1音及び第2音が強め合いの状態で作成されたうえで、周波数成分 $b[n]$ が抽出される。よって、心拍の微小振動による周波数成分を抽出する時点において、複数倍カウントの防止をほぼ完全に図ることができる。

[0049] 心拍観測時間窓 W_b において、一回の心拍での第1音及び第2音が逆相の状態に含まれている（位相関係は個体差又は動物種に応じて様々である）。すると、スペクトログラム S において、一回の心拍での第1音及び第2音が弱め合いの状態で作成されたうえで、周波数成分（ $r_i[n]$ 、 $r_q[n]$ ）、（ $l_i[n]$ 、 $l_q[n]$ ）が抽出される。あるいは、バンドパスフィルタ結果 B において、一回の心拍での第1音及び第2音が弱め合いの状態で作成されたうえで、周波数成分 $b[n]$ が抽出される。しかし、図9、図10及び図13のように τ_a 、 τ_b 、 τ_c 等を考慮すれば、複数倍カウントの防止をほぼ完全に図ることができる。

[0050] 心拍観測時間窓 W_c において、一回の心拍での第1音のみが含まれている（微小振動の個数は心拍呼吸の状況に応じて様々である）。すると、スペクトログラム S において、一回の心拍での第1音のみについて、周波数成分（ $r_i[n]$ 、 $r_q[n]$ ）、（ $l_i[n]$ 、 $l_q[n]$ ）が抽出される。あるいは、バンドパスフィルタ結果 B において、一回の心拍での第1音のみについて、周波数成分 $b[n]$ が抽出される。しかし、図8から図13までのようにピーク検出時間窓を適用すれば、複数倍カウントの防止をほぼ完全に図ることができる。

[0051] 心拍観測時間窓 W_d において、一回の心拍での第2音のみが含まれている（微小振動の個数は心拍呼吸の状況に応じて様々である）。すると、スペクトログラム S において、一回の心拍での第2音のみについて、周波数成分（ $r_i[n]$ 、 $r_q[n]$ ）、（ $l_i[n]$ 、 $l_q[n]$ ）が抽出される。あるいは、バンドパスフィルタ結果 B において、一回の心拍での第2音のみについて、周波数成分 $b[n]$ が抽出される。しかし、図8から図13までのようにピーク検出時間窓を適用すれば、複数倍カウントの防止をほぼ完全に図ることができる。

[0052] （本開示の心拍検出処理の手順：第1の心拍検出処理）

本開示の第1の心拍検出処理の具体例を図8から図10までに示す。心拍ピーク抽出部3は、所定のピーク検出時間窓 W_0 、 W_1 、 W_2 、 W_3 内にお

いて、周波数成分 ($r_i[n]$ 、 $r_q[n]$)、($l_i[n]$ 、 $l_q[n]$)、 $b[n]$ 又は ($m_i[n]$ 、 $m_q[n]$) から、振幅ピークのうちの最大振幅ピークを抽出する (ステップ S 2)。

[0053] 図 8 では、所定時間幅 t のピーク検出時間窓 W_0 、 W_1 、 W_2 、 W_3 内において、一回の心拍での第 1 音及び第 2 音の振幅ピークが存在する (ピーク検出時間窓は、心拍観測時間窓よりやや長い)。ピーク検出時間窓 W_0 内において、第 1 音の振幅ピークが、ピーク時刻 n_0 及び最大振幅値 p_0 を有する。ピーク検出時間窓 W_1 内において、第 2 音の振幅ピークが、ピーク時刻 n_1 及び最大振幅値 p_1 を有する。ピーク検出時間窓 W_2 内において、第 1 音の振幅ピークが、ピーク時刻 n_2 及び最大振幅値 p_2 を有する。ピーク検出時間窓 W_3 内において、第 2 音の振幅ピークが、ピーク時刻 n_3 及び最大振幅値 p_3 を有する。

[0054] 心拍数算出部 4 は、振幅ピークの振幅値が大きくなるほど、振幅ピークの時間間隔の重みを大きくしたうえで、平均的な心拍数を算出する (ステップ S 3)。あるいは、心拍数算出部 4 は、振幅ピークの振幅値が大きくなるほど、振幅ピークの時間間隔の重みを高くしたうえで、振幅ピークの時間間隔と時間間隔の重みとからなる 2 次元データのクラスタリングに基づいて、心拍数を算出する (ステップ S 3、図 20)。

[0055] 心拍数算出部 4 は、隣接する又は非隣接の所定のピーク検出時間窓において抽出された最大振幅ピークの時間間隔に基づいて、心拍数を算出する (ステップ S 3)。図 8 では、ピーク検出時間窓 W_0 、 W_1 間において、心拍間隔 τ_a は、 $n_1 - n_0$ であり、重み付け係数は、 $\sqrt{p_0 p_1}$ である。ピーク検出時間窓 W_0 、 W_2 間において、心拍間隔 τ_b は、 $n_2 - n_0$ であり、重み付け係数は、 $\sqrt{p_0 p_2}$ である。ピーク検出時間窓 W_0 、 W_3 間において、心拍間隔 τ_c は、 $n_3 - n_0$ であり、重み付け係数は、 $\sqrt{p_0 p_3}$ である。

[0056] 図 9 では、平均的な心拍間隔 $\tau_{a, ave}$ 、 $\tau_{b, ave}$ 、 $\tau_{c, ave}$ が数式 1～3 のように算出される。ここで、ピーク検出時間窓 W_m ($m = 0 \sim M-1$) を基準にした場合には、 $\tau_a = \tau_a[m]$ 、 $\tau_b = \tau_b[m]$ 、 $\tau_c = \tau_c[m]$ 、 p

$p_0 = p_0[m]$ 、 $p_1 = p_1[m]$ 、 $p_2 = p_2[m]$ 、 $p_3 = p_3[m]$ である。
 そして、平均的な心拍間隔 $\tau_{a, ave}$ 、 $\tau_{b, ave}$ 、 $\tau_{c, ave}$ は、心拍数の検出期間の始め ($m=0$) から終わり ($m=M-1$) までの平均値である。

[数1]

$$\bar{\tau}_a = \frac{\sum_{m=0}^{M-1} \tau_a[m] \cdot \sqrt{p_1[m] \cdot p_0[m]}}{\sum_{m=0}^{M-1} \sqrt{p_1[m] \cdot p_0[m]}}$$

[数2]

$$\bar{\tau}_b = \frac{\sum_{m=0}^{M-1} \tau_b[m] \cdot \sqrt{p_2[m] \cdot p_0[m]}}{\sum_{m=0}^{M-1} \sqrt{p_2[m] \cdot p_0[m]}}$$

[数3]

$$\bar{\tau}_c = \frac{\sum_{m=0}^{M-1} \tau_c[m] \cdot \sqrt{p_3[m] \cdot p_0[m]}}{\sum_{m=0}^{M-1} \sqrt{p_3[m] \cdot p_0[m]}}$$

平均的な心拍数が、 $60/3t$ (bpm) であるときには、心拍間隔 τ_c の重みは、平均的な心拍間隔 $\tau_{c, ave}$ にピークを有し、平均的な心拍間隔 $\tau_{c, ave}$ が選択される。平均的な心拍数が、 $60/2t$ (bpm) であるときには、心拍間隔 τ_b の重みは、平均的な心拍間隔 $\tau_{b, ave}$ にピークを有し、平均的な心拍間隔 $\tau_{b, ave}$ が選択される。平均的な心拍数が、 $60/t$ (bpm) であるときには、心拍間隔 τ_a 、 τ_b 、 τ_c の重みは、平均的な心拍間隔 $\tau_{a, ave}$ 、 $\tau_{b, ave}$ 、 $\tau_{c, ave}$ にピークを有し、平均的な心拍間隔 $\tau_{a, ave}$ のみが選択される。なお、後述の図20の下段のように、合成二次元データを作成してもよい。

[0057] 図10では、所定時間幅 t のピーク検出時間窓 $W0$ 、 $W1$ 、 $W2$ 、 $W3$ 境界において、一回の心拍での第1音及び第2音の振幅ピークが存在する（ピーク検出時間窓は、心拍観測時間窓よりやや長い）。ピーク検出時間窓 $W0$ 内において、第2音の振幅ピークが、ピーク時刻 n_0 及び最大振幅値 p_0 を有する。ピーク検出時間窓 $W1$ 内において、第2音の振幅ピークが、ピーク時

刻 $n_1 (= t)$ 及び最大振幅値 p_1 を有する。ピーク検出時間窓 $W2$ において、1 回目の第 1 音の振幅ピークが、ピーク時刻 n_2 及び最大振幅値 p_2 を有し、2 回目の第 2 音の振幅ピークが、ピーク時刻 n_2' 及び第 2 振幅値 p_2' を有する。ピーク検出時間窓 $W3$ において、第 2 音の振幅ピークが、ピーク時刻 n_3 及び最大振幅値 p_3 を有する。

[0058] 図 10 では、ピーク検出時間窓 $W0$ 、 $W1$ 間において、心拍間隔 τ_a は、 $n_1 - n_0$ であり、重み付け係数は、 $\sqrt{(p_0 p_1)}$ である（心拍間隔 τ_a は短時間であるため、後述のように無視される）。ピーク検出時間窓 $W0$ 、 $W2$ 間において、心拍間隔 τ_b は、 $n_2 - n_0$ であり、重み付け係数は、 $\sqrt{(p_0 p_2)}$ であり、心拍間隔 $\tau_{b'}$ は、 $n_2' - n_0$ であり、重み付け係数は、 $\sqrt{(p_0 p_2')}$ である。ピーク検出時間窓 $W0$ 、 $W3$ 間において、心拍間隔 τ_c は、 $n_3 - n_0$ であり、重み付け係数は、 $\sqrt{(p_0 p_3)}$ である。

[0059] 図 10 では、平均的な心拍間隔 $\tau_{a, ave} = \sum \tau_a \sqrt{(p_0 p_1)} / \sum \sqrt{(p_0 p_1)}$ 、 $\tau_{b, ave} = \sum \tau_b \sqrt{(p_0 p_2)} / \sum \sqrt{(p_0 p_2)}$ 、 $\tau_{b, ave}' = \sum \tau_{b'} \sqrt{(p_0 p_2')} / \sum \sqrt{(p_0 p_2')}$ 、 $\tau_{c, ave} = \sum \tau_c \sqrt{(p_0 p_3)} / \sum \sqrt{(p_0 p_3)}$ が算出される（和は心拍数の検出期間でとる。）。平均的な心拍数が、 $60/t$ (bpm) であるときには、心拍間隔 τ_a 、 τ_b 、 $\tau_{b'}$ 、 τ_c の重みは、平均的な心拍間隔 $\tau_{a, ave}$ 、 $\tau_{b, ave}$ 、 $\tau_{b, ave}'$ 、 $\tau_{c, ave}$ にピークを有し、平均的な心拍間隔 $\tau_{b, ave}$ のみが選択される。なお、後述の図 20 の下段のように、合成二次元データを作成してもよい。

[0060] このように、一回の心拍での一つの特徴的な微小振動のみが、所定の心拍観測時間窓に含まれるときでも、所定のピーク検出時間窓において、最大振幅ピークのみを抽出するため、複数倍カウントの防止をほぼ完全に図ることができる。ただし、所定のピーク検出時間窓の時間幅に応じて、心拍数の上限 $60/t$ (bpm) 及び下限 $60/3t$ (bpm) をある程度は狭めることになる。そして、心拍振幅ピークの振幅値の大きさに応じて、心拍振幅ピークの時間間隔に重み付けをするため、心拍数の算出を高い精度で行なうことができる。さらに、心拍振幅ピークの振幅値の大きさに応じて、心拍振幅

ピークの時間間隔の重みを算出するため、心拍数の算出を高い精度で行なうことができる。

[0061] (本開示の心拍検出処理の手順：第2の心拍検出処理)

本開示の第2の心拍検出処理の具体例を図11に示す。心拍ピーク抽出部3は、所定のピーク検出時間窓 $W_0 \sim W_3$ より長い、所定のピーク検出時間窓 W において、周波数成分($r_i[n]$ 、 $r_q[n]$)、($l_i[n]$ 、 $l_q[n]$)、 $b[n]$ 又は($m_i[n]$ 、 $m_q[n]$)から、所定個数以内又は所定振幅以上の振幅ピークを抽出する(ステップS2)。

[0062] 図11では、ピーク検出時間窓 W (時間幅は $4t$)において、四回の心拍での第1音及び第2音の振幅ピークが存在する。ピーク検出時間窓 W (時間幅は $4t$)において時間順に、第1音の振幅ピークが、ピーク時刻 n_0 及び第1振幅値 p_0 を有し、第2音の振幅ピークが、ピーク時刻 n_1 及び第3振幅値 p_1 を有し、第1音の振幅ピークが、ピーク時刻 n_2 及び第2振幅値 p_2 を有し、第2音の振幅ピークが、ピーク時刻 n_3 及び第4振幅値 p_3 を有する。所定個数以内又は所定振幅以上の振幅ピークを抽出するにあたり、Engels and Zeelenberg等の既知のQRS検出アルゴリズムを用いてもよい。

[0063] 心拍数算出部4は、振幅ピークの振幅値が大きくなるほど、振幅ピークの時間間隔の重みを大きくしたうえで、平均的な心拍数を算出する(ステップS3)。あるいは、心拍数算出部4は、振幅ピークの振幅値が大きくなるほど、振幅ピークの時間間隔の重みを高くしたうえで、振幅ピークの時間間隔と時間間隔の重みとからなる2次元データのクラスタリングに基づいて、心拍数を算出する(ステップS3、図20)。

[0064] 図11では、ピーク検出時間窓 W (時間幅は $4t$)において時間順に、1回目の隣接する心拍間隔 τ は、 $n_1 - n_0$ であり、重み付け係数は、 $\sqrt{p_0 p_1}$ であり、2回目の隣接する心拍間隔 τ は、 $n_2 - n_1$ であり、重み付け係数は、 $\sqrt{p_1 p_2}$ であり、3回目の隣接する心拍間隔 τ は、 $n_3 - n_2$ であり、重み付け係数は、 $\sqrt{p_2 p_3}$ である。

[0065] 図 11 では、平均的な心拍間隔 $\tau_{ave} = \sum \tau \sqrt{(p_n p_{n+1})} / \sum \sqrt{(p_n p_{n+1})}$ が算出される（和は心拍数の検出期間でとる。）。平均的な心拍数が、 $60/t$ (bpm) であるときには、心拍間隔 τ の重みは、平均的な心拍間隔 τ_{ave} にピークを有する。なお、後述の図 20 の下段のように、合成二次元データを作成してもよい。

[0066] このように、一回の心拍での一つの特徴的な微小振動のみが、所定の心拍観測時間窓に含まれるときでも、所定のピーク検出時間窓において、所定個数以内又は所定振幅以上の振幅ピークを抽出するため、心拍数の上限及び下限を図 8 から図 10 までと比べて十分な程度広げることができる。ただし、所定個数及び所定振幅に応じて、複数倍カウントの発生をある程度は起こすことになる。そして、心拍振幅ピークの振幅値の大きさに応じて、心拍振幅ピークの時間間隔に重み付けをするため、心拍数の算出を高い精度で行なうことができる。さらに、心拍振幅ピークの振幅値の大きさに応じて、心拍振幅ピークの時間間隔の重みを算出するため、心拍数の算出を高い精度で行なうことができる。

[0067] （本開示の心拍検出処理の手順：第 3 の心拍検出処理）

本開示の第 3 の心拍検出処理の具体例を図 12 及び図 13 に示す。心拍ピーク抽出部 3 は、所定のピーク検出時間窓 $W0$ 、 $W1$ 、 $W2$ 、 $W3$ の両端近傍を除く時間領域において、最大振幅ピークを抽出するように、所定のピーク検出時間窓 $W0$ 、 $W1$ 、 $W2$ 、 $W3$ を移動させる（ステップ S2）。図 10 の短時間の心拍間隔 τ_a を生じさせないためである。

[0068] 図 12 では、所定時間幅 t のピーク検出時間窓 $W0$ について、一回の心拍での第 1 音及び第 2 音の振幅ピークに応じて移動させる（ピーク検出時間窓は、心拍観測時間窓よりやや長い）。図 12 の第 1 段では、第 1 音の振幅ピークが、所定の雑音閾値より大きい振幅値を有し、最大振幅ピークの候補に選択される。そして、最大振幅ピークの候補の時刻 n_0 が、ピーク検出時間窓 $W0$ の中央の時刻となるように、ピーク検出時間窓 $W0$ が設定される。

[0069] 図 12 の第 2 段では、第 2 音の振幅ピークが、所定の雑音閾値より大きい

振幅値を有し、最大振幅ピークの先の候補より大きい振幅値を有し、最大振幅ピークの新たな候補に選択される。そして、最大振幅ピークの新たな候補の時刻 n_1 が、ピーク検出時間窓 $W0$ の中央の時刻となるように、ピーク検出時間窓 $W0$ が時間 $n_1 - n_0$ だけ移動される。

[0070] 図 12 の第 3 段では、第 1 音の振幅ピークが、所定の雑音閾値より大きい振幅値を有し、最大振幅ピークの先の候補より小さい振幅値を有し、最大振幅ピークの新たな候補に選択されない。そして、最大振幅ピークの先の候補の時刻 n_1 が、ピーク検出時間窓 $W0$ の中央の時刻となるように、ピーク検出時間窓 $W0$ がそのまま固定される。

[0071] 図 12 の第 4 段では、第 2 音の振幅ピークが、所定の雑音閾値より大きい振幅値を有するが、先のピーク検出時間窓 $W0$ に含まれない。そこで、新たなピーク検出時間窓 $W1$ について、一回の心拍での第 1 音及び第 2 音の振幅ピークに応じて移動させる。つまり、第 2 音の振幅ピークが、所定の雑音閾値より大きい振幅値を有し、最大振幅ピークの候補に選択される。そして、最大振幅ピークの候補の時刻 n_3 が、ピーク検出時間窓 $W1$ の中央の時刻となるように、ピーク検出時間窓 $W1$ が設定される。以下は、同様な処理が繰り返される。

[0072] 心拍数算出部 4 は、振幅ピークの振幅値が大きくなるほど、振幅ピークの時間間隔の重みを大きくしたうえで、平均的な心拍数を算出する（ステップ S3）。あるいは、心拍数算出部 4 は、振幅ピークの振幅値が大きくなるほど、振幅ピークの時間間隔の重みを高くしたうえで、振幅ピークの時間間隔と時間間隔の重みとからなる 2 次元データのクラスタリングに基づいて、心拍数を算出する（ステップ S3、図 20）。

[0073] 心拍数算出部 4 は、隣接する又は非隣接の所定のピーク検出時間窓において抽出された最大振幅ピークの時間間隔に基づいて、心拍数を算出する（ステップ S3）。図 13 では、ピーク検出時間窓 $W0$ 、 $W1$ 間において、心拍間隔 τ_a は、 $n_1 - n_0$ であり、重み付け係数は、 $\sqrt{p_0 p_1}$ である。ピーク検出時間窓 $W0$ 、 $W2$ 間において、心拍間隔 τ_b は、 $n_2 - n_0$ であり、重み付け

係数は、 $\sqrt{(p_0 p_2)}$ である。ピーク検出時間窓 $W0$ 、 $W3$ 間において、心拍間隔 τ_c は、 $n_3 - n_0$ であり、重み付け係数は、 $\sqrt{(p_0 p_3)}$ である。

[0074] 図 13 では、平均的な心拍間隔 $\tau_{a, ave} = \sum \tau_a \sqrt{(p_0 p_1)} / \sum \sqrt{(p_0 p_1)}$ 、 $\tau_{b, ave} = \sum \tau_b \sqrt{(p_0 p_2)} / \sum \sqrt{(p_0 p_2)}$ 、 $\tau_{c, ave} = \sum \tau_c \sqrt{(p_0 p_3)} / \sum \sqrt{(p_0 p_3)}$ が算出される（和は心拍数の検出期間でとる）。平均的な心拍数が、 $60 / t$ (bpm) であるときには、心拍間隔 τ_a 、 τ_b 、 τ_c の重みは、平均的な心拍間隔 $\tau_{a, ave}$ 、 $\tau_{b, ave}$ 、 $\tau_{c, ave}$ にピークを有し、平均的な心拍間隔 $\tau_{a, ave}$ のみが選択される。なお、後述の図 20 の下段のように、合成二次元データを作成してもよい。

[0075] このように、一回の心拍での一つの特徴的な微小振動が、隣接する所定のピーク検出時間窓に跨らないようにするため、図 10 の短時間の心拍間隔 τ_a を生じさせることなく、心拍数の上限を拡大することができる。一方で、一回の心拍での一つの特徴的な微小振動が、所定の雑音閾値より小さいときには、最大振幅ピークの候補に選択されないため、心拍数の下限を拡大することができる。そして、心拍振幅ピークの振幅値の大きさに応じて、心拍振幅ピークの時間間隔に重み付けをするため、心拍数の算出を高い精度で行なうことができる。さらに、心拍振幅ピークの振幅値の大きさに応じて、心拍振幅ピークの時間間隔の重みを算出するため、心拍数の算出を高い精度で行なうことができる。

[0076] 第 1 ～ 3 の心拍検出処理では、平均的な心拍間隔として、 $\tau_{ave} = \sum \tau \sqrt{(p_n p_{n+1})} / \sum \sqrt{(p_n p_{n+1})}$ を算出するときでも、 τ の全階級値を揃える必要はない。そして、振幅ピークの時間間隔の重みを算出したうえで、振幅ピークの時間間隔と時間間隔の重みとからなる 2 次元データの重み付け平均を算出している。よって、心拍数の検出期間を短縮することができる。また、平均的な心拍間隔として、 $\tau_n \leftarrow (1 - \lambda) \tau_n + \lambda \tau_{n-1}$ を算出するときには、忘却係数 λ を $\sqrt{(p_{n-1} p_n)}$ に応じて設定すればよく、心拍数の検出期間における 2 次元データの重み付け平均を算出するときと比べて、 τ_n の算出負担を軽減することができる。なお、重み付け係数として、 $\sqrt{(p_{n-1} p_n)}$

を設定する以外にも、 $\max(p_{n-1}, p_n)$ を設定してもよく、 $\min(p_{n-1}, p_n)$ を設定してもよい。

[0077] ここで、平均的な心拍間隔として、 $\tau_n \leftarrow (1 - \lambda) \tau_n + \lambda \tau_{n-1}$ を算出するときには、忘却係数 λ を小さく（大きく）するときには、雑音を除去しやすい（しにくい）が、収束を短時間化しにくい（しやすい）。そして、1次IIRフィルタを適用するときには、移動平均フィルタ及びFIRフィルタを適用するときと比べて、フィルタを簡素化できる。

[0078] 本実施形態では、振幅ピークの時間間隔 τ （秒）に基づいて、高い精度で心拍数 $60/\tau$ （bpm）を算出している。変形例として、あらかじめ定めた時間 T_0 （秒）内の振幅ピークの抽出数 k （個）に基づいて、より簡易に心拍数 $60k/T_0$ （bpm）を算出してもよい。例えば、10秒間の計測で振幅ピークを10個だけ抽出すれば、心拍数 $60k/T_0$ を算出することができる。しかし、10秒間の計測で振幅ピークを1個多く誤抽出すれば、心拍数 $66k/T_0$ を算出し+10%の誤差を生じる。よって、振幅ピークの時間間隔を利用する方が精度は高く、振幅ピークの抽出数を利用する方が計算量は少ない。

[0079] （本開示の呼吸検出処理の手順）

本開示の呼吸検出処理の手順を図14に示す。心拍成分抽出部1は、周波数成分（ $r_i[n]$ 、 $r_q[n]$ ）、（ $l_i[n]$ 、 $l_q[n]$ ）を抽出し、心拍成分乗算部2は、周波数成分（ $m_i[n]$ 、 $m_q[n]$ ）を算出する（ステップS4）。呼吸位相抽出部5は、周波数成分（ $m_i[n]$ 、 $m_q[n]$ ）から、心拍の微小振動による心拍位相変化が除去された、呼吸の微小振動による呼吸位相変化を抽出する（ステップS5）。呼吸数算出部6は、呼吸位相変化の周波数成分（例えば、フーリエ変換成分）に基づいて、呼吸数を算出する（ステップS6）。具体的には、図15から図18までの処理が実行される。

[0080] 本開示の呼吸検出処理の原理を図15から図17までに示す。図15では、患者Pの体表面で反射したレーダ信号又は超音波信号（搬送波帯）は、心

拍の微小振動による心拍位相変調を施され、呼吸の微小振動による呼吸位相変調も施される。ここで、患者Pの体表面で反射したレーダ信号又は超音波信号（搬送波帯）は、心拍振幅変調も施されるが、心拍位相変調と比べて不確定であるため、高精度な呼吸抽出に不利であり、呼吸振幅変調も施されるが、呼吸位相変調と比べて不確定であるため、高精度な呼吸抽出に不利である。

[0081] すると、心拍成分抽出部1は、心拍の微小振動による正の周波数成分として、 $A e^{j \{ \theta_r + (\theta_p + \phi) \}}$ （ A は振幅、 θ_r は呼吸位相変化、 θ_p は心拍位相変化、 ϕ は心拍位相変化の初期位相）を抽出し、心拍の微小振動による負の周波数成分として、 $A e^{j \{ \theta_r - (\theta_p + \phi) - \pi \}}$ （ π は位相変調の上下側帯波の位相差）を抽出する。そして、心拍成分乗算部2は、複素乗算した正及び負の周波数成分として、 $A e^{j \{ \theta_r + (\theta_p + \phi) \}} * A e^{j \{ \theta_r - (\theta_p + \phi) - \pi \}} = |A|^2 e^{j (2 \theta_r - \pi)}$ を算出する。よって、呼吸位相抽出部5は、複素乗算した正及び負の周波数成分 $|A|^2 e^{j (2 \theta_r - \pi)}$ から、心拍の微小振動による心拍位相変化 $\theta_p + \phi$ が除去された、呼吸の微小振動による呼吸位相変化 θ_r を抽出することができる。

[0082] 図16では、心拍成分乗算部2が、複素乗算した正及び負の周波数成分として、 $|A|^2 e^{j (2 \theta_r - \pi)}$ を算出する前の段階において、シミュレーション結果を示す。図16の左欄では、呼吸位相変化 θ_r が、0から $\pi/2$ まで変化する間に、心拍位相変化 $\theta_p + \phi$ が、微小な変化を重畳させている。図16の右上欄では、呼吸位相変化 θ_r が変化する様子が主に見られ、図16の右下欄（一部の時間領域を拡大）では、呼吸位相変化 θ_r が変化する様子が見られるとともに、心拍位相変化 $\theta_p + \phi$ が変化する様子も大きく見られる。

[0083] 図17では、心拍成分乗算部2が、複素乗算した正及び負の周波数成分として、 $|A|^2 e^{j (2 \theta_r - \pi)}$ を算出した後の段階において、シミュレーション結果を示す。図17の左欄では、呼吸位相変化 $2 \theta_r - \pi$ が、 $-\pi$ から0まで変化する間に、心拍位相変化 $\theta_p + \phi$ が、微小な変化を重畳させていない（振幅の変化も見られるものの、位相の変化は単調な変化である。）。図17の

右上欄では、呼吸位相変化 $2\theta_r - \pi$ が変化する様子が主に見られ、図17の右下欄（一部の時間領域を拡大）では、呼吸位相変化 $2\theta_r - \pi$ が変化する様子が見られるものの、心拍位相変化 $\theta_p + \phi$ が変化する様子はほとんど見られない。

- [0084] このように、心拍の微小振動による周波数成分を抽出するため、堅牢性の向上及び外乱の影響低減を図ることができる。そして、心拍位相変化が除去された呼吸位相変化の周波数成分に基づいて、呼吸数を算出するため、腹部からの反射信号を考慮することなく胸部からの反射信号を考慮したうえで、複数倍カウントの防止及び検出範囲の拡張を図ることができる。さらに、呼吸数を算出する根拠となるデータが、心拍数を算出する根拠となるデータ（前述）と異なるため、呼吸心拍の分離を図ることができる。
- [0085] 本開示の呼吸検出処理の具体例を図18に示す。呼吸位相抽出部5は、複素乗算した正及び負の周波数成分 $|A|^2 e^{j(2\theta_r - \pi)}$ から、心拍の微小振動による振幅ピークを抽出し、振幅ピークでは呼吸位相変化 $2\theta_r - \pi$ を抽出する一方で、振幅ピーク間では呼吸位相変化 $2\theta_r - \pi$ を抽出せずゼロパディングを適用する（ステップS5）。呼吸数算出部6は、呼吸位相変化 $2\theta_r - \pi$ の周波数成分の最大ピーク振幅が大きくなるほど、呼吸数の重みを大きくしたうえで、平均的な呼吸数を算出する（ステップS6）。
- [0086] 図18では、ピーク時刻 n_0 において、振幅ピークが存在し、呼吸位相変化 $2\theta_r - \pi = 0$ が抽出される。ピーク時刻 n_1 において、振幅ピークが存在し、呼吸位相変化 $2\theta_r - \pi = \pi/2$ が抽出される。ピーク時刻 n_2 において、振幅ピークが存在し、呼吸位相変化 $2\theta_r - \pi = \pi$ が抽出される。ピーク時刻 n_3 において、振幅ピークが存在し、呼吸位相変化 $2\theta_r - \pi = \pi$ が抽出される。ピーク時刻 n_4 において、振幅ピークが存在し、呼吸位相変化 $2\theta_r - \pi = \pi/2$ が抽出される。ピーク時刻 n_5 において、振幅ピークが存在し、呼吸位相変化 $2\theta_r - \pi = \pi/2$ が抽出される。ピーク時刻 n_0 、 n_1 、 n_2 、 n_3 、 n_4 、 n_5 間において、振幅ピークが存在せず、ゼロパディングとして $I = Q = 0$ が適用される。

[0087] 図18では、呼吸位相変化 $2\theta_r - \pi$ の周波数成分の最大ピーク周波数に基づいて、呼吸周波数ひいては呼吸数が算出される。そして、呼吸位相変化 $2\theta_r - \pi$ の周波数成分の最大ピーク振幅に基づいて、呼吸数の重み付け係数が算出される。ここで、心拍数を算出するときと同様に、呼吸数を算出するときであっても、最大ピーク振幅に応じた呼吸数の重みを算出してもよく、忘却係数 λ を重み付け係数に応じて設定してもよい。

[0088] このように、心拍の揺らぎを考慮したうえで、心拍振幅ピーク時刻では、呼吸位相変化の情報を利用する一方で、心拍振幅ピーク間では、呼吸位相変化の情報を利用しないため、呼吸数の算出を高い精度で行なうことができる。ここで、呼吸位相変化 θ_r の周波数変換を実行するのではなく、呼吸位相変化 $2\theta_r - \pi$ の周波数変換を実行するため（ $2\theta_r$ は θ_r と比べて、2倍されている）、周波数成分の最大ピーク周波数を高い精度で算出することができる。そして、呼吸位相変化の周波数成分の最大ピーク振幅の大きさに応じて、呼吸数の重み付けをするため、呼吸数の算出を高い精度で行なうことができる。

[0089] 本実施形態では、周波数成分（ $m_i[n]$ 、 $m_q[n]$ ）から、呼吸の微小振動による呼吸位相変化 $2\theta_r - \pi$ を抽出している。これと同時に、周波数成分（ $m_i[n]$ 、 $m_q[n]$ ）から、呼吸の微小振動による呼吸振幅変化 $|A|^2$ も抽出している。その理由として、複素乗算した正及び負の周波数成分 $|A|^2 e^{j(2\theta_r - \pi)}$ を算出している。

[0090] 変形例として、周波数成分（ $m_i[n]$ 、 $m_q[n]$ ）から、呼吸の微小振動による呼吸位相変化及び呼吸振幅変化のうちの一方を抽出してもよい。その他として、周波数成分（ $r_i[n]$ 、 $r_q[n]$ ）、（ $l_i[n]$ 、 $l_q[n]$ ）、 $b[n]$ から、呼吸の微小振動による呼吸位相変化及び呼吸振幅変化のうちの一方又は両方を抽出してもよい。

[0091] （本開示の心拍呼吸検出処理の結果）

本開示の心拍検出処理の結果を図19及び図20に示す。図19の上段では、心拍の微小振動による振幅 $P[n] = \sqrt{(m_i[n]^2 + m_q[n]^2)}$

の時間変化を示す。図 19 の下段では、心拍の微小振動による振幅 $P[n] = \sqrt{(m_i[n]^2 + m_q[n]^2)}$ のピーク時刻を示す。ここで、図 8 及び図 9 に示した処理を実行している。

[0092] 図 20 の左欄では、心拍間隔 τ_a の重みを示す。図 20 の中欄では、心拍間隔 τ_b の重みを示す。図 20 の右欄では、心拍間隔 τ_c の重みを示す。ここで、心拍間隔 $0 < \tau_a < 50$ 及び心拍間隔 $150 < \tau_c < 200$ において、心拍間隔の上限及び下限を超えており無視している。そして、心拍間隔 $\tau_a \sim 90$ 及び心拍間隔 $\tau_b \sim 90$ において、心拍間隔の重みのクラスタを抽出している。よって、心拍数として 61 bpm を算出することができている。なお、重みが低いときには、検出結果を無視してもよく、検出結果に警告してもよい。また、クラスタを抽出するにあたり、k 平均法又は DBSCAN 等を適用してもよい。

[0093] 図 20 の下欄では、図 20 の左欄、中欄及び右欄と異なり、心拍間隔 τ_a 、 τ_b 、 τ_c の重みを別個に示さず、心拍間隔 τ_a 、 τ_b 、 τ_c の重みを合成して示す。ここで、この 2 次元データから、クラスタを抽出しており、飛び値を除去している。そして、このクラスタについて、心拍間隔の重み付け平均を算出しており、心拍数の精度がより高くなる。

[0094] 本開示の呼吸検出処理の結果を図 21 及び図 22 に示す。図 21 の上段では、心拍の微小振動による振幅 $P[n] = \sqrt{(m_i[n]^2 + m_q[n]^2)}$ の時間変化を示す。図 21 の下段では、振幅ピークの呼吸位相変化 $2\theta_r[n] - \pi = 360 \cdot (4f/c) r[n]$ ($r[n]$ は距離) を示す。ここで、図 15 及び図 18 に示した処理を実行している。

[0095] 図 22 の左欄では、振幅ピークのコンステレーションを示す。図 22 の右欄では、呼吸位相変化 $2\theta_r[n] - \pi$ の周波数変換を示す。ここで、 $n = 38$ から $n = 131$ を経て $n = 219$ まで、呼吸位相変化 $2\theta_r[n] - \pi$ の単調変化が検出されている。そして、周波数変換の周波数成分 $= 0.15 \text{ Hz}$ において、周波数変換の最大ピーク周波数が算出されている。よって、呼吸数として 9 bpm を算出することができている。

[0096] 本開示の呼吸検出処理の結果を図23にも示す。図23では、心拍の微小振動による振幅 $P[n] = \sqrt{(m_i[n]^2 + m_q[n]^2)}$ の時間変化を示す。ここで、心拍の微小振動による振幅 $P[n]$ は、非常に規則的にピークを形成している。この場合には、呼吸の微小振動による呼吸振幅変化 $|A|^2$ を抽出するのみでも、呼吸数のある程度は高精度に算出することができる。ただし、心拍の微小振動による振幅 $P[n]$ は、規則的にピークを形成するとは限らない。この場合でも、呼吸の微小振動による呼吸位相変化 $2\theta_r - \pi$ を抽出することにより、呼吸数を状況によらず高精度に算出することができる。

産業上の利用可能性

[0097] 本開示の心拍呼吸検出装置及び心拍呼吸検出プログラムは、体表面で反射したレーダ信号（超音波信号を含めてもよい。）に基づいて、看護師の負担軽減及び感染のリスク低減を可能としながら、心拍数及び呼吸数を算出することができる。

符号の説明

[0098] S : スペクトログラム
B : バンドパスフィルタ結果
P : 患者
R : レーダ送受信装置、超音波送受信装置
M : 心拍呼吸検出装置
W_a、W_b、W_c、W_d : 心拍観測時間窓
W₀、W₁、W₂、W₃ : ピーク検出時間窓
W : ピーク検出時間窓
1 : 心拍成分抽出部
2 : 心拍成分乗算部
3 : 心拍ピーク抽出部
4 : 心拍数算出部
5 : 呼吸位相抽出部

6 : 呼吸数算出部

請求の範囲

- [請求項1] 体表面で反射したレーダ信号又は超音波信号から、心拍の微小振動による周波数成分を所定の心拍観測時間窓に渡って抽出する心拍成分抽出部と、
- 前記心拍の微小振動による周波数成分から振幅ピークを抽出し、一回の心拍での複数の特徴的な微小振動のうちの一つの特徴的な微小振動を抽出する心拍ピーク抽出部と、
- 前記振幅ピークの時間間隔又はあらかじめ定めた時間内の前記振幅ピークの抽出数に基づいて、心拍数を算出する心拍数算出部と、
- を備えることを特徴とする心拍呼吸検出装置。
- [請求項2] 前記心拍成分抽出部は、一回の心拍での複数の特徴的な微小振動を含む前記所定の心拍観測時間窓に渡って、前記心拍の微小振動による周波数成分を抽出する
- ことを特徴とする、請求項1に記載の心拍呼吸検出装置。
- [請求項3] 前記心拍ピーク抽出部は、所定のピーク検出時間窓において、前記心拍の微小振動による周波数成分から、前記振幅ピークのうちの最大振幅ピークを抽出する
- ことを特徴とする、請求項1又は2に記載の心拍呼吸検出装置。
- [請求項4] 前記心拍ピーク抽出部は、前記所定のピーク検出時間窓の両端近傍を除く時間領域において、前記最大振幅ピークを抽出するように、前記所定のピーク検出時間窓を移動させる
- ことを特徴とする、請求項3に記載の心拍呼吸検出装置。
- [請求項5] 前記心拍数算出部は、隣接する又は非隣接の前記所定のピーク検出時間窓において抽出された前記最大振幅ピークの時間間隔に基づいて、心拍数を算出する
- ことを特徴とする、請求項3又は4に記載の心拍呼吸検出装置。
- [請求項6] 前記心拍数算出部は、前記振幅ピークの振幅値が大きくなるほど、前記振幅ピークの時間間隔の重みを大きくしたうえで、平均的な心拍

数を算出する

ことを特徴とする、請求項 1 から 5 のいずれかに記載の心拍呼吸検出装置。

[請求項7]

前記心拍数算出部は、前記振幅ピークの振幅値が大きくなるほど、前記振幅ピークの時間間隔の重みを高くしたうえで、前記振幅ピークの時間間隔と時間間隔の重みとからなる 2 次元データのクラスタリングに基づいて、心拍数を算出する

ことを特徴とする、請求項 1 から 5 のいずれかに記載の心拍呼吸検出装置。

[請求項8]

体表面で反射したレーダ信号又は超音波信号から、心拍の微小振動による正及び負の周波数成分を抽出し、前記正及び負の周波数成分を複素乗算する心拍成分乗算部と、

複素乗算した前記正及び負の周波数成分から、心拍の微小振動による心拍位相変化が除去された、呼吸の微小振動による呼吸位相変化を抽出する呼吸位相抽出部と、

前記呼吸位相変化の周波数成分に基づいて、呼吸数を算出する呼吸数算出部と、

を備えることを特徴とする心拍呼吸検出装置。

[請求項9]

前記呼吸位相抽出部は、複素乗算した前記正及び負の周波数成分から、心拍の微小振動による振幅ピークを抽出し、前記振幅ピークでは前記呼吸位相変化を抽出する一方で、前記振幅ピーク間では前記呼吸位相変化を抽出せずゼロパディングを適用する

ことを特徴とする、請求項 8 に記載の心拍呼吸検出装置。

[請求項10]

前記呼吸数算出部は、前記呼吸位相変化の周波数成分の最大ピーク振幅が大きくなるほど、呼吸数の重みを大きくしたうえで、平均的な呼吸数を算出する

ことを特徴とする、請求項 8 又は 9 に記載の心拍呼吸検出装置。

[請求項11]

請求項 1 から 10 のいずれかに記載の心拍呼吸検出装置の各処理部

に対応する各処理ステップを、コンピュータに実行させるための心拍呼吸検出プログラム。