

明 細 書

発明の名称：心拍呼吸出力装置及び心拍呼吸出力プログラム

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、医師又は看護師の負担軽減、感染のリスク低減、遠隔の診療・治療、早期の病気発見及び将来の予兆研究を可能としながら、心拍及び／又は呼吸を聴診器のように聴取する技術に関する。

背景技術

[0002] 体表面で反射したレーダ信号に基づいて、医師又は看護師の負担軽減、感染のリスク低減、遠隔の診療・治療、早期の病気発見及び将来の予兆研究を可能としながら、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。

先行技術文献

特許文献

[0003] 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

[0004] しかし、特許文献1等では、レーダ信号の照射方向が正しく調整されていなければ、心拍数及び呼吸数が誤って算出されることがある。そして、特許文献1等では、心拍数及び呼吸数が誤って算出されたとしても、アラートの真偽が正しく判断されなかった。

[0005] 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（超音波信号を含める）に基づいて、医師又は看護師の負担軽減、感染のリスク低減、遠隔の診療・治療、早期の病気発見及び将来の予兆研究を可能としながら、心拍数及び／又は呼吸数を算出するにあたり、レーダ信号又は超音波信号の照射方向を正しく調整するとともに、心拍数及び／又は呼吸数のアラートの真偽を正しく判断することを目的とする。

課題を解決するための手段

- [0006] 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、心拍及び／又は呼吸の微小振動による周波数成分の振幅時間変化又は位相時間変化を算出する。そして、心拍及び／又は呼吸の微小振動による周波数成分の振幅時間変化又は位相時間変化に基づいて、可聴帯域周波数を有する音声信号を振幅変調又は周波数変調する。すると、医師又は看護師は、心拍及び／又は呼吸を聴診器のように聴取することができる。
- [0007] 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、心拍及び／又は呼吸の微小振動による周波数成分を抽出し、心拍及び／又は呼吸の微小振動による前記周波数成分の振幅時間変化又は位相時間変化を算出する心拍呼吸抽出部と、心拍及び／又は呼吸の微小振動による前記周波数成分の前記振幅時間変化又は前記位相時間変化に基づいて、可聴帯域周波数を有する音声信号を振幅変調又は周波数変調し、振幅変調又は周波数変調後の前記音声信号を出力する心拍呼吸出力部と、を備えることを特徴とする心拍呼吸出力装置である。
- [0008] この構成によれば、（１）医師又は看護師が心拍及び／又は呼吸を試験的に聴取できるように、レーダ信号又は超音波信号の照射方向を正しく調整することができ、（２）医師又は看護師が心拍及び／又は呼吸を直接的に聴取することにより、心拍数及び／又は呼吸数のアラートの真偽を正しく判断することができ、（３）医師又は看護師の負担軽減、感染のリスク低減、遠隔の診療・治療、早期の病気発見及び将来の予兆研究に適用可能である。
- [0009] また、本開示は、前記心拍呼吸出力部は、心拍の微小振動による前記周波数成分の前記振幅時間変化又は前記位相時間変化に基づいて、振幅変調及び周波数変調の一方の変調を前記音声信号に施し、呼吸の微小振動による前記周波数成分の前記振幅時間変化又は前記位相時間変化に基づいて、振幅変調及び周波数変調の他方の変調を前記音声信号に施すことを特徴とする心拍呼吸出力装置である。
- [0010] この構成によれば、心拍及び呼吸をそれぞれ音声信号の大きさ及び高さと

して聴取することができ、あるいは、心拍及び呼吸をそれぞれ音声信号の高さ及び大きさとして聴取することができ、その結果、心拍及び呼吸を同時にかつ切り分けて聴取することができる。

[0011] また、本開示は、前記心拍呼吸抽出部は、心拍の微小振動による正及び負の前記周波数成分を抽出したうえで複素乗算することにより、心拍の微小振動による前記周波数成分の前記位相時間変化が除去された、呼吸の微小振動による前記周波数成分の前記位相時間変化を算出することを特徴とする心拍呼吸出力装置である。

[0012] この構成によれば、呼吸を聴取するにあたり、呼吸の微小振動による周波数成分（極低周波数成分を含むDC成分）を抽出しないで、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、腹部からの反射信号を考慮しないで胸部からの反射信号を考慮すればよい。なお、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、おもに前記DC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することが困難である。また、腹部からの反射信号と胸部からの反射信号が合成されると、合成の条件によって、呼吸数を2倍に誤認識する恐れがある。

[0013] また、本開示は、前記心拍呼吸抽出部は、前記音声信号が有する前記可聴帯域周波数と比べて低いサンプリング周波数を有する前記振幅時間変化又は前記位相時間変化に対して、前記音声信号が有する前記可聴帯域周波数と比べて高いアップレート周波数でもってアップレートすることを特徴とする心拍呼吸出力装置である。

[0014] この構成によれば、心拍及び／又は呼吸の微小振動による周波数成分の振幅時間変化又は位相時間変化が「低いサンプリング周波数」でサンプリングされているときでも、心拍及び／又は呼吸の微小振動による周波数成分の振幅時間変化又は位相時間変化を「高いアップレート周波数」でアップレートすることにより、可聴帯域周波数を有する音声信号をアップレート後の被変

調情報により振幅変調又は周波数変調することができる。

[0015] また、本開示は、前記心拍呼吸抽出部は、前記振幅時間変化又は前記位相時間変化に対してアップレートするにあたり、前記振幅時間変化又は前記位相時間変化へのゼロパディング処理後のローパスフィルタ処理と、前記振幅時間変化又は前記位相時間変化へのコピー補間処理と、前記振幅時間変化又は前記位相時間変化へのスプライン補間処理と、のいずれかを実行することとを特徴とする心拍呼吸出力装置である。

[0016] この構成によれば、（１）ゼロパディング処理後のローパスフィルタ処理を用いて、アップレート時の計算量は増加するものの、アップレート時の精度を向上することができ、（２）コピー補間処理を用いて、アップレート時の不連続雑音は残るものの、アップレート時の計算量を低減することができ、（３）スプライン補間処理を用いて、アップレート時の計算量を低減することができ、アップレート時の精度を向上することができる。

[0017] また、本開示は、以上に記載の心拍呼吸出力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出力プログラムである。

[0018] 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

[0019] このように、本開示は、体表面で反射したレーダ信号（超音波信号を含める）に基づいて、医師又は看護師の負担軽減、感染のリスク低減、遠隔の診療・治療、早期の病気発見及び将来の予兆研究を可能としながら、心拍数及び／又は呼吸数を算出するにあたり、レーダ信号又は超音波信号の照射方向を正しく調整するとともに、心拍数及び／又は呼吸数のアラートの真偽を正しく判断することができる。

図面の簡単な説明

[0020] [図1]本開示の心拍呼吸出力装置の構成を示す図である。

[図2]本開示の心拍呼吸出力処理の手順を示す図である。

[図3]本開示の心拍抽出処理の具体例を示す図である。

[図4]本開示の呼吸抽出処理の具体例を示す図である。

[図5]本開示の心拍呼吸抽出処理の具体例を示す図である。

[図6]本開示の音声信号変調処理の具体例を示す図である。

[図7]本開示の周波数アップレート処理の具体例を示す図である。

[図8]本開示の周波数アップレート処理の具体例を示す図である。

[図9]本開示の周波数アップレート処理の具体例を示す図である。

[図10]本開示の心拍呼吸出力処理の具体例を示す図である。

[図11]本開示の心拍呼吸出力処理の具体例を示す図である。

発明を実施するための形態

[0021] 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。

[0022] (本開示の心拍呼吸出力装置の構成)

本開示の心拍呼吸出力装置の構成を図1に示す。本開示の心拍呼吸出力処理の手順を図2に示す。心拍呼吸出力装置Mは、心拍呼吸抽出部1、時間変化算出部2、周波数アップレート部3、音声信号変調部4及び心拍呼吸出力部5を備え、図2に示す心拍呼吸出力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。

[0023] 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、1~10mmのオーダーの波長を有する。

[0024] 心拍呼吸出力装置M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)から、心拍及び／又は呼吸の微小振動による周波数

成分の振幅時間変化又は位相時間変化を算出する。そして、心拍及び／又は呼吸の微小振動による周波数成分の振幅時間変化又は位相時間変化に基づいて、可聴帯域周波数（ $10\text{ Hz} \sim 10\text{ kHz}$ のオーダー、特に 100 Hz のオーダー）を有する音声信号を振幅変調又は周波数変調する。すると、医師又は看護師は、心拍及び／又は呼吸を聴診器のように聴取することができる。

[0025] よって、医師又は看護師が心拍及び／又は呼吸を試験的に聴取できるように、レーダ信号又は超音波信号の照射方向を正しく調整することができる。そして、医師又は看護師が心拍及び／又は呼吸を直接的に聴取することにより、心拍数及び／又は呼吸数のアラートの真偽を正しく判断することができる。さらに、医師又は看護師の負担軽減、感染のリスク低減、遠隔の診療・治療、早期の病気発見及び将来の予兆研究に適用可能である。以下では、心拍呼吸出力装置Mの各処理の具体例を説明する。

[0026] （本開示の心拍呼吸抽出処理の具体例）

本開示の心拍呼吸抽出処理の具体例を図3、4に示す。心拍呼吸抽出部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（ベースバンド帯に変換したI/Q複素信号）から、心拍及び／又は呼吸の微小振動による周波数成分（ ± 10 又は 10^2 Hz のオーダー及び／又は極低周波数成分を含むDC成分）を抽出する（ステップS1）。あるいは、心拍呼吸抽出部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（ベースバンド帯に変換した実数信号）から、心拍及び／又は呼吸の微小振動による周波数成分（ $+10$ 又は 10^2 Hz のオーダー及び／又は極低周波数成分を含むDC成分）を抽出する（ステップS1）。

[0027] 図3では、心拍呼吸抽出部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（ベースバンド帯に変換した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、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。あるいは、心拍呼吸抽出部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（ベースバンド帯に変換した実数信号）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、いずれの場合でも、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1音及び11音の近い振幅ピークが抽出される。

[0028] ここで、心拍呼吸抽出部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（ベースバンド帯に変換した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 は正の周波数、 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 は負の周波数、 i 、 q は i 、 q 成分、 n は時間）を抽出する。あるいは、心拍呼吸抽出部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（ベースバンド帯に変換した実数信号）から、心拍の微小振動による周波数成分として、 $b_p[n]$ （ b はバンドパスフィルタ結果Bの通過周波数帯域、 p は心拍、 n は時間）を抽出する。

[0029] 図4では、心拍呼吸抽出部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（ベースバンド帯に変換した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、呼吸の微小振動による周波数成分（極低周波数成分を含むDC成分）を抽出する。あるいは、心拍呼吸抽出部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（ベースバンド帯に変換した実数信号）から、呼吸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、いずれの場合でも、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、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も抽出される。

[0030] ここで、心拍呼吸抽出部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（ベースバンド帯に変換したI/Q複素信号）から、呼吸の微小振動による周波数成分として、 $(c_i[n], c_q[n])$ （ c は中心周波

数、 i 、 q は i 、 q 成分、 n は時間)を抽出する。あるいは、心拍呼吸抽出部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(ベースバンド帯に変換した実数信号)から、呼吸の微小振動による周波数成分として、 $b_r[n]$ (b はバンドパスフィルタ結果Bの通過周波数帯域、 r は呼吸、 n は時間)を抽出する。

[0031] 本開示の心拍呼吸抽出処理の具体例を図5にも示す。心拍呼吸抽出部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(ベースバンド帯に変換した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)を抽出する(ステップS1)。そして、心拍呼吸抽出部1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・除算する(ステップS1)。

[0032] 図5の左欄では、心拍呼吸抽出部1の複素乗算・除算処理の原理を説明する。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、高精度な心拍抽出に不利であり、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。

[0033] 図5の右欄では、心拍呼吸抽出部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(ベースバンド帯に変換した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、 $A e^{j\{\theta_r + (\theta_p + \phi)\}}$ (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。

[0034] そして、心拍呼吸抽出部1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、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。

[0035] このように、呼吸を聴取するにあたり、呼吸の微小振動による周波数成分（極低周波数成分を含むDC成分）を抽出しないで、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、腹部からの反射信号を考慮しないで胸部からの反射信号を考慮すればよい。なお、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、おもに前記DC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することが困難である。また、腹部からの反射信号と胸部からの反射信号が合成されると、合成の条件によって、呼吸数を2倍に誤認識する恐れがある。

[0036] 一方で、心拍呼吸抽出部1は、複素除算した正及び負の周波数成分として、 $A e^{j\{\theta_r + (\theta_p + \phi)\}} / A e^{j\{\theta_r - (\theta_p + \phi) - \pi\}} = e^{j\{2(\theta_p + \phi) + \pi\}}$ を算出する。よって、複素除算した正及び負の周波数成分 $e^{j\{2(\theta_p + \phi) + \pi\}}$ から、呼吸の微小振動による呼吸位相変化 θ_r が除去された、心拍の微小振動による心拍位相変化 $\theta_p + \phi$ を抽出することができる。

[0037] このように、心拍を聴取するにあたり、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が、一回の心拍での1音及び11音が同相の状態、逆相の状態及び他の状態のいずれの状態であるかは、個体差又は動物種に応じて様々であることに留意が必要である。

[0038] （本開示の音声信号変調処理の具体例）

本開示の音声信号変調処理に先立ち、時間変化算出部2は、心拍及び／又は呼吸の微小振動による周波数成分（ ± 10 又は 10^2 Hz のオーダー及び／又は極低周波数成分を含むDC成分）の振幅時間変化又は位相時間変化を算出する（ステップS2）。

[0039] 図3では、時間変化算出部2は、心拍の微小振動による周波数成分（ ± 1

0又は 10^2 Hzのオーダー)の振幅時間変化として、 $\sqrt{(r_i[n]^2 + r_q[n]^2)}$ 、 $\sqrt{(l_i[n]^2 + l_q[n]^2)}$ 、又は、 $a_p[n]$ ($=b_p[n]$ の振幅)を算出する。あるいは、時間変化算出部2は、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)の位相時間変化として、 $\tan^{-1}(r_q[n]/r_i[n])$ 、 $\tan^{-1}(l_q[n]/l_i[n])$ 、又は、 $\theta_p[n]$ ($=b_p[n]$ の位相)を算出する。

[0040] 図4では、時間変化算出部2は、呼吸の微小振動による周波数成分 (極低周波数成分を含むDC成分)の振幅時間変化として、 $\sqrt{(c_i[n]^2 + c_q[n]^2)}$ 、又は、 $a_r[n]$ ($=b_r[n]$ の振幅)を算出する。あるいは、時間変化算出部2は、呼吸の微小振動による周波数成分 (極低周波数成分を含むDC成分)の位相時間変化として、 $\tan^{-1}(c_q[n]/c_i[n])$ 、又は、 $\theta_r[n]$ ($=b_r[n]$ の位相)を算出する。

[0041] 図5では、時間変化算出部2は、呼吸の微小振動による周波数成分 (極低周波数成分を含むDC成分)の位相時間変化として、 $2\theta_r - \pi$ (eの引数を抽出)を算出する。あるいは、時間変化算出部2は、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)の位相時間変化として、 $2(\theta_p + \phi) + \pi$ (eの引数を抽出)を算出する。

[0042] 本開示の音声信号変調処理の具体例を図6に示す。音声信号変調部4は、心拍及び/又は呼吸の微小振動による周波数成分の振幅時間変化又は位相時間変化に基づいて、可聴帯域周波数を有する音声信号を振幅変調又は周波数変調する (ステップS4)。心拍呼吸出力部5は、振幅変調又は周波数変調後の音声信号を出力する (ステップS5)。

[0043] 図6の上段では、心拍出力において、被変調情報は、振幅時間変化 ($\sqrt{(r_i[n]^2 + r_q[n]^2)}$ 、 $\sqrt{(l_i[n]^2 + l_q[n]^2)}$ 、 $a_p[n]$)、又は、位相時間変化 ($\tan^{-1}(r_q[n]/r_i[n])$ 、 $\tan^{-1}(l_q[n]/l_i[n])$ 、 $\theta_p[n]$ 、 $2(\theta_p[n] + \phi) + \pi$)であり、変調方式は、振幅変調又は周波数変調である。

[0044] 図6の下段では、呼吸出力において、被変調情報は、振幅時間変化 ($\sqrt{(c_i[n]^2 + c_q[n]^2)}$ 、 $\sqrt{(d_i[n]^2 + d_q[n]^2)}$ 、 $a_r[n]$)、又は、位相時間変化 ($\tan^{-1}(c_q[n]/c_i[n])$ 、 $\tan^{-1}(d_q[n]/d_i[n])$ 、 $\theta_r[n]$ 、 $2\theta_r - \pi$)であり、変調方式は、振幅変調又は周波数変調である。

$c_i[n]^2 + c_q[n]^2$)、 $a_r[n]$)、又は、位相時間変化 ($\tan^{-1}(c_q[n]/c_i[n])$)、 $\theta_r[n]$ 、 $2\theta_r[n] - \pi$) であり、変調方式は、振幅変調又は周波数変調である。

[0045] 音声信号変調部 4 は、「心拍」の微小振動による周波数成分の振幅時間変化又は位相時間変化に基づいて、振幅変調及び周波数変調の「一方」の変調を音声信号に施し、「呼吸」の微小振動による周波数成分の振幅時間変化又は位相時間変化に基づいて、振幅変調及び周波数変調の「他方」の変調を音声信号に施してもよい（ステップ S 4）。

[0046] 例えば、心拍出力において、被変調情報を $\sqrt{r_i[n]^2 + r_q[n]^2}$) とし、呼吸出力において、被変調情報を $2\theta_r[n] - \pi$ とする。すると、心拍出力において、振幅変調を施し、呼吸出力において、周波数変調を施すときに、変調後の音声信号は、数式 1 の第 1 式で表される。そして、心拍出力において、周波数変調を施し、呼吸出力において、振幅変調を施すときに、変調後の音声信号は、数式 1 の第 2 式で表される。ここで、 $S[n]$ は変調後の音声信号であり、 f は可聴帯域周波数であり、 β は変調指数である。

[数1]

$$S[n] = \sqrt{r_i[n]^2 + r_q[n]^2} \cos \left[2\pi f n + \beta \sum_{k=0}^n (2\theta_r[k] - \pi) \right]$$

$$S[n] = (2\theta_r[n] - \pi) \cos \left[2\pi f n + \beta \sum_{k=0}^n \sqrt{r_i[k]^2 + r_q[k]^2} \right]$$

[0047] このように、心拍及び呼吸をそれぞれ音声信号の大きさ及び高さとして聴取することができ、あるいは、心拍及び呼吸をそれぞれ音声信号の高さ及び大きさとして聴取することができ、その結果、心拍及び呼吸を同時にかつ切り分けて聴取することができる。

[0048] 音声信号変調部 4 は、「心拍」の微小振動による周波数成分の振幅時間変化又は位相時間変化に基づいて、振幅変調及び周波数変調の「一方」の変調を音声信号に施し、「呼吸」の微小振動による周波数成分の振幅時間変化又

は位相時間変化に基づいて、振幅変調及び周波数変調の「同一」の変調を音声信号に施してもよい（ステップS4）。

[0049] 例えば、心拍出力において、被変調情報を $\sqrt{ri[n]^2 + rq[n]^2}$ とし、呼吸出力において、被変調情報を $2\theta_r[n] - \pi$ とする。すると、心拍出力において、周波数変調を施し、呼吸出力において、周波数変調を施すときに、変調後の音声信号は、数式2の第1式で表される。そして、心拍出力において、振幅変調を施し、呼吸出力において、振幅変調を施すときに、変調後の音声信号は、数式2の第2式で表される。ここで、 $S[n]$ は変調後の音声信号であり、 f は可聴帯域周波数であり、 β は変調指数である。

[数2]

$$S[n] = \cos \left[2\pi f n + \beta \sum_{k=0}^n \{ \sqrt{ri[k]^2 + rq[k]^2} + (2\theta_r[k] - \pi) \} \right]$$

$$S[n] = \{ \sqrt{ri[n]^2 + rq[n]^2} + (2\theta_r[n] - \pi) \} \cos[2\pi f n]$$

[0050] このように、心拍及び呼吸をともに音声信号の高さとして聴取することができ、あるいは、心拍及び呼吸をともに音声信号の大きさとして聴取することができ、その結果、数式1の場合と比べて劣るが、心拍及び呼吸を同時にかつ切り分けて聴取することができる。

[0051] （本開示の周波数アップレート処理の具体例）

本開示の周波数アップレート処理の具体例を図7～9に示す。周波数アップレート部3は、音声信号が有する可聴帯域周波数と比べて低いサンプリング周波数を有するステップS2で算出された振幅時間変化又は位相時間変化に対して、音声信号が有する可聴帯域周波数と比べて高いアップレート周波数をもってアップレートする（ステップS3）。

[0052] 図7では、周波数アップレート部3は、振幅時間変化又は位相時間変化に対してアップレートするにあたり、振幅時間変化又は位相時間変化へのゼロパディング処理後のローパスフィルタ処理を実行する。すると、アップレー

ト時の計算量は増加するものの、アップレート時の精度を向上する（図8の不連続雑音がない）ことができる。

[0053] 図8では、周波数アップレート部3は、振幅時間変化又は位相時間変化に対してアップレートするにあたり、振幅時間変化又は位相時間変化へのコピー補間処理を実行する（ゼロパディング処理は実行しない）。すると、アップレート時の不連続雑音は残る（図7、9の連続性がない）ものの、アップレート時の計算量を低減することができる。

[0054] 図9では、周波数アップレート部3は、振幅時間変化又は位相時間変化に対してアップレートするにあたり、振幅時間変化又は位相時間変化へのスプライン補間処理を実行する（ゼロパディング処理は実行しない）。すると、アップレート時の計算量を低減することができ、アップレート時の精度を向上する（図8の不連続雑音がない）ことができる。

[0055] よって、心拍及び／又は呼吸の微小振動による周波数成分の振幅時間変化又は位相時間変化が「低いサンプリング周波数」でサンプリングされているときでも、心拍及び／又は呼吸の微小振動による周波数成分の振幅時間変化又は位相時間変化を「高いアップレート周波数」でアップレートすることにより、可聴帯域周波数を有する音声信号をアップレート後の被変調情報により振幅変調又は周波数変調することができる。

[0056] （本開示の心拍呼吸出力処理の具体例）

本開示の心拍呼吸出力処理の具体例を図10、11に示す。音声信号変調部4は、ステップS3で周波数アップレートされた振幅時間変化又は位相時間変化に基づいて、可聴帯域周波数を有する音声信号を振幅変調又は周波数変調する（ステップS4）。心拍呼吸出力部5は、ステップS4で振幅変調又は周波数変調された音声信号を出力する（ステップS5）。図10、11では、出力対象、被変調情報及び変調方式が異なっている。

[0057] 図10の上段は、ステップS3で周波数アップレートされた心拍又は呼吸の振幅時間変化又は位相時間変化を示し、この振幅時間変化又は位相時間変化は、可聴帯域周波数外にあるが、被変調情報となる。図10の中段は、ス

テップS 4で振幅変調された音声信号を示し、この音声信号は、可聴帯域周波数内にある。図10の下段は、ステップS 4で周波数変調された音声信号を示し、この音声信号も、可聴帯域周波数内にある。

[0058] 図11の上段は、ステップS 3で周波数アップレートされた心拍の振幅時間変化を示し、この振幅時間変化は、可聴帯域周波数外にあるが、被変調情報となる。図11の中段は、ステップS 3で周波数アップレートされた呼吸の位相時間変化を示し、この位相時間変化は、可聴帯域周波数外にあるが、被変調情報となる。図11の下段は、ステップS 4で心拍の振幅時間変化により振幅変調されるとともに、呼吸の位相時間変化により周波数変調された音声信号を示し、この音声信号は、可聴帯域周波数内にある。

産業上の利用可能性

[0059] 本開示の心拍呼吸出力装置及び心拍呼吸出力プログラムは、体表面で反射したレーダ信号（超音波信号を含める）に基づいて、医師又は看護師の負担軽減、感染のリスク低減、遠隔の診療・治療、早期の病気発見及び将来の予兆研究を可能としながら、心拍数及び／又は呼吸数を算出するにあたり、レーダ信号又は超音波信号の照射方向を正しく調整するとともに、心拍数及び／又は呼吸数のアラートの真偽を正しく判断することができる。

符号の説明

- [0060] P：患者
R：レーダ送受信装置、超音波送受信装置
M：心拍呼吸出力装置
S：スペクトログラム
B：バンドパスフィルタ結果
1：心拍呼吸抽出部
2：時間変化算出部
3：周波数アップレート部
4：音声信号変調部
5：心拍呼吸出力部

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、心拍及び／又は呼吸の微小振動による周波数成分を抽出し、心拍及び／又は呼吸の微小振動による前記周波数成分の振幅時間変化又は位相時間変化を算出する心拍呼吸抽出部と、
- 心拍及び／又は呼吸の微小振動による前記周波数成分の前記振幅時間変化又は前記位相時間変化に基づいて、可聴帯域周波数を有する音声信号を振幅変調又は周波数変調し、振幅変調又は周波数変調後の前記音声信号を出力する心拍呼吸出力部と、
- を備えることを特徴とする心拍呼吸出力装置。
- [請求項2] 前記心拍呼吸出力部は、心拍の微小振動による前記周波数成分の前記振幅時間変化又は前記位相時間変化に基づいて、振幅変調及び周波数変調の一方の変調を前記音声信号に施し、呼吸の微小振動による前記周波数成分の前記振幅時間変化又は前記位相時間変化に基づいて、振幅変調及び周波数変調の他方の変調を前記音声信号に施す
- ことを特徴とする、請求項1に記載の心拍呼吸出力装置。
- [請求項3] 前記心拍呼吸抽出部は、心拍の微小振動による正及び負の前記周波数成分を抽出したうえで複素乗算することにより、心拍の微小振動による前記周波数成分の前記位相時間変化が除去された、呼吸の微小振動による前記周波数成分の前記位相時間変化を算出する
- ことを特徴とする、請求項1又は2に記載の心拍呼吸出力装置。
- [請求項4] 前記心拍呼吸抽出部は、前記音声信号が有する前記可聴帯域周波数と比べて低いサンプリング周波数を有する前記振幅時間変化又は前記位相時間変化に対して、前記音声信号が有する前記可聴帯域周波数と比べて高いアップレート周波数でもってアップレートする
- ことを特徴とする、請求項1から3のいずれかに記載の心拍呼吸出力装置。
- [請求項5] 前記心拍呼吸抽出部は、前記振幅時間変化又は前記位相時間変化に

対してアップレートするにあたり、前記振幅時間変化又は前記位相時間変化へのゼロパディング処理後のローパスフィルタ処理と、前記振幅時間変化又は前記位相時間変化へのコピー補間処理と、前記振幅時間変化又は前記位相時間変化へのスプライン補間処理と、のいずれかを実行する

ことを特徴とする、請求項 4 に記載の心拍呼吸出力装置。

[請求項6]

請求項 1 から 5 のいずれかに記載の心拍呼吸出力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出力プログラム。