

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5519778号
(P5519778)

(45) 発行日 平成26年6月11日(2014.6.11)

(24) 登録日 平成26年4月11日(2014.4.11)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 5/08 (2006.01)

A 6 1 B 5/08

A 6 1 B 5/00 (2006.01)

A 6 1 B 5/00 1 O 1 R

A 6 1 B 7/04 (2006.01)

A 6 1 B 7/04 V

請求項の数 21 (全 35 頁)

(21) 出願番号 特願2012-508280 (P2012-508280)
 (86) (22) 出願日 平成23年11月4日(2011.11.4)
 (86) 国際出願番号 PCT/JP2011/006165
 (87) 国際公開番号 W02012/060107
 (87) 国際公開日 平成24年5月10日(2012.5.10)
 審査請求日 平成26年2月3日(2014.2.3)
 (31) 優先権主張番号 特願2010-247952 (P2010-247952)
 (32) 優先日 平成22年11月4日(2010.11.4)
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

早期審査対象出願

(73) 特許権者 000005821
 パナソニック株式会社
 大阪府門真市大字門真1006番地
 (74) 代理人 100109210
 弁理士 新居 広守
 (72) 発明者 堀井 則彰
 日本国大阪府門真市大字門真1006番地
 パナソニック株式会社内
 (72) 発明者 山田 麻紀
 日本国大阪府門真市大字門真1006番地
 パナソニック株式会社内
 (72) 発明者 土生川 千珠
 日本国和歌山県田辺市たきない町27番1
 号 独立行政法人国立病院機構 南和歌山
 医療センター内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 生体音検査装置、及び、生体音検査方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

生体内を伝播する生体音を測定し、複数の生体音特性を算出することにより、生体の状態の推定を支援する生体音検査装置であって、

前記生体の第一部位における前記生体音を測定し、第一生体音信号を生成する第一生体音測定部と、

前記第一部位より生体音の音源に近い第二部位における前記生体音を測定し、第二生体音信号を生成する第二生体音測定部と、

前記第二生体音信号のパワに対する前記第一生体音信号のパワの比であるパワ比を算出するパワ比算出部と、

前記パワ比に対し、前記生体の呼吸流速及び体格のうち少なくとも一方の影響を抑制する演算を行うことにより、前記生体音の前記生体における伝達特性指標を、前記生体音特性の1つとして算出する伝達特性指標算出部と、

第一周波数帯域における前記第二生体音信号のパワである第一パワを算出するパワ算出部と、

前記第一パワに対し、前記生体の呼吸流速及び体格のうち少なくとも一方の影響を抑制する演算を行うことにより前記生体音の音源特性指標を、前記生体音特性の他の1つとして算出する音源特性指標算出部とを備える

生体音検査装置。

【請求項2】

10

20

前記パワ算出部は、

前記第一周波数帯域と異なる周波数帯域である第二周波数帯域における前記第二生体音信号のパワである第二パワを算出し、

前記生体音検査装置は、さらに、

前記第二パワに含まれる前記生体の体格差の影響を抑制した値である第一パワ基準値を算出する基準パワ算出部を備え、

前記音源特性指標算出部は、前記第一パワ基準値に対する前記第一パワの比を算出することで前記演算を行うことにより前記音源特性指標を算出する

請求項 1 に記載の生体音検査装置。

【請求項 3】

10

前記第二周波数帯域は、前記第一周波数帯域より低い周波数を含む周波数帯域である

請求項 2 に記載の生体音検査装置。

【請求項 4】

前記パワ比算出部は、第三周波数帯域における前記パワ比と、前記第三周波数帯域より低い周波数を含む第四周波数帯域における前記パワ比とを算出し、

前記伝達特性指標算出部は、前記第四周波数帯域における前記パワ比に対する、前記第三周波数帯域における前記パワ比の比を前記伝達特性指標として算出する

請求項 1 ～ 3 のいずれか一項に記載の生体音検査装置。

【請求項 5】

20

前記パワ比算出部は、第三周波数帯域における前記パワ比を算出し、

前記伝達特性指標算出部は、前記生体の身長、年齢、体重、性別、体表面積及びボディ・マス・インデックスのうち少なくとも一つとあらかじめ設定された第一のゲイン予測式とを用いて算出されるゲイン基準値を算出し、前記ゲイン基準値に対する、前記第三周波数帯域における前記パワ比の比を前記伝達特性指標として算出する

請求項 1 ～ 3 のいずれか一項に記載の生体音検査装置。

【請求項 6】

前記生体音検査装置は、さらに、

前記生体の身長、年齢、体重、体表面積及びボディ・マス・インデックスのうち少なくとも一つに基づいて、身体が大きいほど高音を増幅させる、または低音を抑圧することで、前記音源特性指標を補正する補正部をさらに備える

30

請求項 1 に記載の生体音検査装置。

【請求項 7】

前記生体音検査装置は、さらに、

あらかじめ設定された識別情報と、算出された前記音源特性指標及び前記伝達特性指標に基づいて生体が良い状態にあるか又は不良な状態にあるかの推定を行う状態推定部を備える

請求項 1 に記載の生体音検査装置。

【請求項 8】

前記状態推定部は、前記識別情報として判別関数を用い、

前記音源特性指標及び前記伝達特性指標を判別関数に代入したときに、判別関数の値が所定値以上である場合に生体の状態が良好及び不良のうちどちらか一方とし、判別関数の値が所定値未満である場合に生体の状態が良好及び不良のうちどちらか他方とする前記推定を行う

40

請求項 7 に記載の生体音検査装置。

【請求項 9】

前記状態推定部は、前記所定値を増減することで、前記推定において真に不良な生体が不良であると推定する割合である感度と、前記推定において真に良好な生体が良好であると推定する割合である特異度とを変更する

請求項 8 に記載の生体音検査装置。

【請求項 10】

50

前記状態推定部は、前記識別情報としてサポートベクターマシンを用いて生体の状態を推定する

請求項 7 に記載の生体音検査装置。

【請求項 1 1】

前記状態推定部は、さらに、前記生体への投薬に関する投薬情報から生体の状態を推定する

請求項 7 ～ 1 0 のいずれか一項に記載の生体音検査装置。

【請求項 1 2】

前記生体音検査装置は、さらに、

前記音源特性指標を示す軸と前記伝達特性指標を示す軸とを 2 軸とするグラフである 2 次元マップを含む検査結果を表示する表示部を備え、

前記 2 次元マップは、少なくとも一つ以上の境界線により複数の領域に分割される

請求項 1 に記載の生体音検査装置。

【請求項 1 3】

前記 2 次元マップは、前記伝達特性指標を示す軸方向に直線または曲線により三分割され、前記音源特性指標を示す軸方向に直線または曲線により二分割される

請求項 1 2 に記載の生体音検査装置。

【請求項 1 4】

前記生体音検査装置は、さらに、

あらかじめ設定された識別情報と、測定された前記音源特性指標及び前記伝達特性指標に基づいて生体が良い状態にあるか又は不良な状態にあるかの推定を行う状態推定部を備え、

前記状態推定部は、前記識別情報として前記境界線を用い、

前記 2 次元マップにおいて、算出された前記音源特性指標及び前記伝達特性指標に対応する座標を含む領域により状態を推定する

請求項 1 2 又は 1 3 に記載の生体音検査装置。

【請求項 1 5】

前記状態推定部は、

第一時刻における前記伝達特性指標及び前記音源特性指標に対応する座標を含む領域と、第一時刻と異なる第二時刻における前記伝達特性指標及び前記音源特性指標に対応する座標を含む領域とから生体の状態を推定する

請求項 1 4 に記載の生体音検査装置。

【請求項 1 6】

前記第二部位は胸部又は頸部の所定部位であり、前記第一部位は胸部の所定部位である

請求項 1 ～ 1 5 のいずれか一項に記載の生体音検査装置。

【請求項 1 7】

前記第一部位は胸骨切痕であり、前記第二部位は右鎖骨中線上第二肋間である

請求項 1 6 に記載の生体音検査装置。

【請求項 1 8】

前記第二部位は、前記第一部位よりも頸部に近い部位である

請求項 1 6 に記載の生体音検査装置。

【請求項 1 9】

前記生体の状態とは、喘息の肺の状態である

請求項 1 ～ 1 8 のいずれか一項に記載の生体音検査装置。

【請求項 2 0】

生体内を伝播する生体音を測定し、複数の生体音特性を算出することにより、生体の状態の推定を支援する生体音検査方法であって、

前記生体の第一部位における前記生体音を測定し、第一生体音信号を生成する第一生体音測定ステップと、

前記第一部位より生体音の音源に近い第二部位における前記生体音を測定し、第二生体

音信号を生成する第二生体音測定ステップと、

前記第二生体音信号のパワに対する前記第一生体音信号のパワの比であるパワ比を算出するパワ比算出ステップと、

前記パワ比に対し、前記生体の呼吸流速及び体格のうち少なくとも一方の影響を抑制する演算を行うことにより、前記生体音の前記生体における伝達特性指標を、前記生体音特性の1つとして算出する伝達特性指標算出ステップと、

第一周波数帯域における前記第二生体音信号のパワである第一パワを算出するパワ算出ステップと、

前記第一パワに対し、前記生体の呼吸流速及び体格のうち少なくとも一方の影響を抑制する演算を行うことにより前記生体音の音源特性指標を、前記生体音特性の他の1つとして算出する音源特性指標算出ステップとを含む

10

生体音検査方法。

【請求項21】

請求項20に記載の生体音検査方法をコンピュータに実行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、生体音検査装置に関するものである。特に、生体内を伝播する生体音を測定し、複数の生体音特性を算出することにより、生体の状態の推定を支援する生体音検査装置に関するものである。

20

【背景技術】

【0002】

医師が病院等で患者を診察する場合、聴診器によって心音や肺音などの生体音を聴取し、診断を行っている。しかしながら、聴診による診断は、医者の主観的評価に基づくものであり、正確な診断には熟練の必要があった。

【0003】

肺音とは、肺及び胸郭内で呼吸運動とともに発生し、正常又は異常とは関係なく、心血管系を音源とする音を除く全ての音である。さらに、肺音は呼吸により気道内に生じた空気の流れを音源とする生理的な音である呼吸音と、喘鳴や胸膜摩擦音などの病的状態で発生する異常な音である副雑音とに分類される。なお、呼吸音の音源は、比較的太い気道内で起こると考えられている。

30

【0004】

従来の診断において、肺音を信号処理することにより肺疾患の診断支援が行われている。肺疾患の診断支援では、副雑音を検知して疾患の状態を推定する。しかし、疾患の客観的指標が確立されるには至っていない。

【0005】

肺疾患の一つとして気胸がある。気胸とは、肺と胸壁の間に気腔が形成されるものであり、理学的所見では、呼吸音の減少として現れる。そこで、気胸の状態を検出するために、スピーカによって口および気管内に音波を放射し、放射された音波が患者内を伝播し、伝播してきた音波を胸壁上で測定して信号処理を行う方法が提案されている（例えば、特許文献1参照）。特許文献1によれば、放射される音波と胸壁上で測定した音波とを用いて伝達特性を算出し、気胸の状態を検出することができる。

40

【0006】

また、スピーカにより音波を放射する手段を利用しない方法として、胸壁上で測定した肺音を分析する方法が提案されている（例えば、特許文献1参照）。特許文献1によれば、胸壁上で測定した肺音信号を用いて周波数変換し、低周波数帯域成分と高周波数帯域成分とのエネルギー比を算出し、呼吸器の状態を検出することができる。

【0007】

一方、医師が呼吸器の診断を行う場合、身体の数箇所聴診器を当てて肺音を聴取す

50

る。肺音を測定した位置を検出するために、肺音を測定するセンサに加速度センサを備えた装置が提案されている（例えば、特許文献2参照）。特許文献2によれば、加速度センサの出力値を積分してセンサの移動距離を算出し、肺音の測定位置を自動検出することができる。

【0008】

また、患者が遠隔地にいる場合の診断において、医師以外の者が患者の所定の箇所にマイクを当てて生体音を測定し、その生体音信号を通信回線を通じて医者のもとに伝送して聴診する場合がある。患者の所定の箇所にマイクが当てられていない場合でも、遠隔地にいる医師の診断を可能にするために、患者に複数のマイクを当てて診断を支援する装置が提案されている（例えば、特許文献3参照）。特許文献3によれば、複数のマイクからの音響信号を用いて重みつき和を算出し、マイクが当てられていない箇所の音響信号を擬似的に作成することにより、遠隔地での診断を支援することができる。

10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0009】

【特許文献1】特表2004-512066号公報

【特許文献2】特開2005-27751号公報

【特許文献3】特許第3604127号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

20

【0010】

しかしながら、肺音の伝達特性から疾患の状態を精度よく推定することはできないという問題がある。副雑音を伴わない場合であっても、疾患の状態に応じて肺の状態は変化する。例えば、喘息の場合、非発作時には喘鳴などの副雑音が発生していなくても、肺の状態、つまり肺実質や気道表面は日々変化している。したがって、例えば特許文献1の手法を用いて肺の伝達特性を算出したとしても、疾患の状態を精度よく推定することはできないという問題がある。なぜなら、肺の伝達特性だけでは、気道の表面の状態を評価することができないためである。

【0011】

一方、肺の伝達特性を評価することは疾患の状態を推定するために重要であるが、肺の伝達特性だけを正確に取得することは難しいという問題がある。肺音を胸壁上で観測しようとしても、肺音以外の振動が胸郭を介して胸壁上に伝播及び拡散し、又は、被験体の外部の音が混入して観測されるため、肺音だけを観測することが難しいためである。例えば、特許文献1のように、口腔から音波を入れて肺の伝達特性を求める場合、音波が胸郭を介して胸壁上に伝播することがあり、また、口腔から入れる音波が空気を伝播してセンサに混入することがあるため肺のみの伝達特性を正確に評価することが難しい。

30

【0012】

本発明は、上記の課題を解決するためになされたものであり、生体音を取得し、取得した生体音によって生体の状態を精度よく推定する生体音検査装置等を提供することを目的とする。

40

【課題を解決するための手段】

【0013】

上記課題を解決するために、本発明の一樣態に係る生体音検査装置は、生体内を伝播する生体音を測定し、複数の生体音特性を算出することにより、生体の状態の推定を支援する生体音検査装置であって、前記生体の第一部位における前記生体音を測定し、第一生体音信号を生成する第一生体音測定部と、前記第一部位より生体音の音源に近い第二部位における前記生体音を測定し、第二生体音信号を生成する第二生体音測定部と、前記第二生体音信号のパワに対する前記第一生体音信号のパワの比であるパワ比を算出するパワ比算出部と、前記パワ比に対し、前記生体の呼吸流速及び体格のうち少なくとも一方の影響を抑制する演算を行うことにより、前記生体音の前記生体における伝達特性指標を、前記生

50

体音特性の1つとして算出する伝達特性指標算出部と、第一周波数帯域における前記第二生体音信号のパワである第一パワを算出するパワ算出部と、前記第一パワに対し、前記生体の呼吸流速及び体格のうち少なくとも一方の影響を抑制する演算を行うことにより前記生体音の音源特性指標を、前記生体音特性の他の1つとして算出する音源特性指標算出部とを備える。

【0014】

この構成により、生体における二箇所の生体音を取得し分析することで、被験者の呼吸流速及び体格の影響が抑制された音源特性指標（疾病高域パワ比）及び伝達特性指標（疾病ゲイン）が算出される。よって、生体の状態を精度よく推定することが可能となる。

【0015】

10

また、好ましくは、前記パワ算出部は、前記第一周波数帯域と異なる周波数帯域である第二周波数帯域における前記第二生体音信号のパワである第二パワを算出し、前記生体音検査装置は、さらに、前記第二パワに含まれる前記生体の体格差の影響を抑制した値である第一パワ基準値を算出する基準パワ算出部を備え、前記音源特性指標算出部は、前記第一パワ基準値に対する前記第一パワの比を算出することで前記演算を行うことにより前記音源特性指標を算出する。

【0016】

この構成により、第二生体音信号に含まれる体格の影響を抑制することができる。よって、被験者の体格の違いによる第二パワ（低域パワ）の変動がある場合においても、その変動による影響を低減することが可能となる。

20

【0017】

また、好ましくは、前記第二周波数帯域は、前記第一周波数帯域より低い周波数を含む周波数帯域である。

【0018】

この構成により、第二パワ（低域パワ）に応じた第一パワ基準値（高域パワ基準値）を設定することができ、第二パワ（低域パワ）の変動による影響を低減することが可能となる。

【0019】

また、好ましくは、前記パワ比算出部は、第三周波数帯域における前記パワ比と、前記第三周波数帯域より低い周波数を含む第四周波数帯域における前記パワ比とを算出し、前記伝達特性指標算出部は、前記第四周波数帯域における前記パワ比に対する、前記第三周波数帯域における前記パワ比の比を前記伝達特性指標として算出する。

30

【0020】

この構成により、ゲイン基準値をあらかじめ設定しておく必要がなく、測定した生体音から算出することが可能となる。

【0021】

また、好ましくは、前記パワ比算出部は、第三周波数帯域における前記パワ比を算出し、前記伝達特性指標算出部は、前記生体の身長、年齢、体重、性別、体表面積及びボディ・マス・インデックスのうち少なくとも一つとあらかじめ設定された第一のゲイン予測式とを用いて算出されるゲイン基準値を算出し、前記ゲイン基準値に対する、前記第三周波数帯域における前記パワ比の比を前記伝達特性指標として算出する。

40

【0022】

この構成により、被測定者の身体的特徴に依存したゲイン基準値を設定することができ、生体状態の分析結果において個人差の影響を低減することが可能となる。

【0023】

また、好ましくは、前記生体音検査装置は、さらに、あらかじめ設定された識別情報と、算出された前記音源特性指標及び前記伝達特性指標に基づいて生体が良好な状態にあるか又は不良な状態にあるかの推定を行う状態推定部を備える。

【0024】

また、好ましくは、前記状態推定部は、前記識別情報として判別関数を用い、前記音源

50

特性指標及び前記伝達特性指標を判別関数に代入したときに、判別関数の値が所定値以上である場合に生体の状態が良好及び不良のうちどちらか一方とし、判別関数の値が所定値未満である場合に生体の状態が良好及び不良のうちどちらか他方とする前記推定を行う。

【0025】

また、好ましくは、前記状態推定部は、前記所定値を増減することで、前記推定において真に不良な生体が不良であると推定する割合である感度と、前記推定において真に良好な生体が良好であると推定する割合である特異度とを変更する。

【0026】

この構成により、生体の状態を推定することができ、専門家でなくとも生体の状態の良し悪しを容易に把握することが可能となる。

10

【0027】

また、好ましくは、前記状態推定部は、前記識別情報としてサポートベクターマシンを用いて生体の状態を推定する。

【0028】

この構成により、生体の状態を自動的に高精度で識別することが可能となる。

【0029】

また、好ましくは、前記状態推定部は、さらに、前記生体への投薬に関する投薬情報から生体の状態を推定する。

【0030】

この構成により、生体への投薬情報の内容により、生体の状態推定を変えることができ、個人の状況に適応した状態推定が可能となる。

20

【0031】

また、好ましくは、前記生体音検査装置は、さらに、前記音源特性指標を示す軸と前記伝達特性指標を示す軸とを2軸とするグラフである2次元マップを含む検査結果を表示する表示部を備え、前記2次元マップは、少なくとも一つ以上の境界線により複数の領域に分割される。

【0032】

この構成により、状態の目安となる2次元マップ上の領域と、生体音の分析結果との関係を視覚的に表示されるため、状態の良し悪しやその程度を容易に理解することが可能となる。

30

【0033】

また、好ましくは、前記2次元マップは、前記伝達特性指標を示す軸方向に直線または曲線により三分割され、前記音源特性指標を示す軸方向に直線または曲線により二分割される。

【0034】

この構成により、状態の目安となる2次元マップ上の領域と、生体音の分析結果との関係を視覚的に表示されるため、状態の良し悪しやその程度を容易に理解することが可能となる。

【0035】

また、好ましくは、前記生体音検査装置は、さらに、あらかじめ設定された識別情報と、測定された前記音源特性指標及び前記伝達特性指標に基づいて生体が良好な状態にあるか又は不良な状態にあるかの推定を行う状態推定部を備え、前記状態推定部は、前記識別情報として前記境界線を用い、前記2次元マップにおいて、算出された前記音源特性指標及び前記伝達特性指標に対応する座標を含む領域により状態を推定する。

40

【0036】

この構成により、状態推定の境界線を2次元マップ上に表示することで、状態の推定結果を視覚的に分かりやすく表示することが可能となる。

【0037】

また、好ましくは、前記状態推定部は、第一時刻における前記伝達特性指標及び前記音源特性指標に対応する座標を含む領域と、第一時刻と異なる第二時刻における前記伝達特

50

性指標及び前記音源特性指標に対応する座標を含む領域とから生体の状態を推定する。

【0038】

この構成により、疾病高域パワ比と疾病ゲインとが相関関係にあっても、同一個人の分析結果の時系列変化に基づいた状態の良し悪しやその傾向を推定することが可能となる。

【0039】

また、好ましくは、前記第二部位は胸部又は頸部の所定部位であり、前記第一部位は胸部の所定部位である。

【0040】

この構成により、肺を伝播する生体音を測定することができ、肺の状態を推定することが可能となる。

10

【0041】

また、好ましくは、前記第一部位は胸骨切痕であり、前記第二部位は右鎖骨中線上第二肋間である。

【0042】

この構成により、肺音の音源に近い位置と、肺の周縁位置とで肺音を測定することができ、高精度に肺の状態を推定することが可能となる。

【0043】

また、好ましくは、前記第二部位は、前記第一部位よりも頸部に近い部位である。

【0044】

この構成により、肺音が肺内を伝播する経路上の2点で肺音を測定することができ、肺の状態を推定することが可能となる。

20

【0045】

また、好ましくは、前記生体の状態とは、喘息の肺の状態である。

【0046】

この構成により、喘息の肺の状態が、肺音の分析によって判別することが可能となる。

【0047】

また、本発明の一樣態に係る生体音検査方法は、生体内を伝播する生体音を測定し、複数の生体音特性を算出することにより、生体の状態の推定を支援する生体音検査方法であって、前記生体の第一部位における前記生体音を測定し、第一生体音信号を生成する第一生体音測定ステップと、前記第一部位より生体音の音源に近い第二部位における前記生体音を測定し、第二生体音信号を生成する第二生体音測定ステップと、前記第二生体音信号のパワに対する前記第一生体音信号のパワの比であるパワ比を算出するパワ比算出ステップと、前記パワ比に対し、前記生体の呼吸流速及び体格のうち少なくとも一方の影響を抑制する演算を行うことにより、前記生体音の前記生体における伝達特性指標を、前記生体音特性の1つとして算出する伝達特性指標算出ステップと、第一周波数帯域における前記第二生体音信号のパワである第一パワを算出するパワ算出ステップと、前記第一パワに対し、前記生体の呼吸流速及び体格のうち少なくとも一方の影響を抑制する演算を行うことにより前記生体音の音源特性指標を、前記生体音特性の他の1つとして算出する音源特性指標算出ステップとを含む。

30

【0048】

これにより、上記生体音検査装置と同様の効果を奏することができる。

40

【0049】

また、生体音検査方法に含まれる各ステップをコンピュータに実行させるためのプログラムとして実現することもできる。そのようなプログラムは、CD-ROM (Compact Disc Read Only Memory) 等の記録媒体あるいはインターネット等の伝送媒体を介して配信することができる。

【発明の効果】

【0050】

本発明によれば、生体音検査装置は、肺音を分析することにより、複数の観点から簡単に生体の状態を定量化することができる。

50

【図面の簡単な説明】

【0051】

【図1】図1は、実施の形態1の生体音検査装置の機能ブロック構成を示す図である。

【図2】図2は、生体音測定部の構成図である。

【図3A】図3Aは、信号分析部の機能ブロックの一例を示す図である。

【図3B】図3Bは、信号分析部の機能ブロックの他の一例を示す図である。

【図3C】図3Cは、信号分析部の機能ブロックの他の一例を示す図である。

【図3D】図3Dは、信号分析部の機能ブロックの他の一例を示す図である。

【図4A】図4Aは、疾病高域パワ比の算出の一例を示すフローチャートである。

【図4B】図4Bは、疾病高域パワ比の算出の他の一例を示すフローチャートである。

【図4C】図4Cは、疾病高域パワ比の算出の他の一例を示すフローチャートである。

【図4D】図4Dは、疾病高域パワ比の算出の他の一例を示すフローチャートである。

【図5】図5は、頸部で測定された肺音のパワの周波数特性の一例を示す図である。

【図6】図6は、測定された肺音の低域パワと高域パワとの関係の一例を示す散布図である。

【図7】図7は、疾病ゲインを算出する方法の一例を示すフローチャートである。

【図8】図8は、胸部で測定された肺音のパワの周波数特性の一例を示す図である。

【図9】図9は、測定された身長と低域ゲインとの関係の一例を示す散布図である。

【図10】図10は、喘息患者における疾病高域パワ比とスパイロメータの%V50との関係の一例を示す散布図である。

【図11】図11は、喘息患者における疾病ゲインとIOSのR5との関係の一例を示す散布図である。

【図12】図12は、実施の形態2の生体音検査装置の機能ブロック構成の一例を示す図である。

【図13】図13は、状態推定部の機能ブロック構成の一例を示す図である。

【図14】図14は、生体の状態の推定方法の一例を示すフローチャートである。

【図15】図15は、喘息患者における疾病高域パワ比と疾病ゲインとの関係の一例を示す散布図である。

【図16】図16は、ROC曲線の一例を示す図である。

【図17】図17は、ROC曲線の他の一例を示す図である。

【図18】図18は、状態推定部の機能ブロック構成の他の一例を示す図である。

【図19】図19は、生体の状態の推定方法の他の一例を示すフローチャートである。

【図20】図20は、喘息患者における疾病高域パワ比と疾病ゲインとの関係の他の一例を示す散布図である。

【図21】図21は、2次元マップの一例を示す図である。

【図22】図22は、決定木の一例を示す図である。

【図23】図23は、生体音検査装置の出力表示の一例を示す図である。

【図24】図24は、測定された肺音の全帯域におけるパワと高域パワ及び低域パワの関係の一例を示す散布図である。

【図25A】図25Aは、疾病高域パワ比と体重との関係の一例を表す散布図である。

【図25B】図25Bは、疾病高域パワ比と身長との関係の一例を表す散布図である。

【図26A】図26Aは、疾病高域パワ比とFEV1との関係の一例を表す散布図である。

【図26B】図26Bは、疾病高域パワ比とV50との関係の一例を表す散布図である。

【図27A】図27Aは、生体音の全帯域パワと疾病高域パワ比との関係の一例を表す散布図である。

【図27B】図27Bは、生体音の全帯域パワと疾病高域パワ比との関係の別の一例を表す散布図である。

【発明を実施するための形態】

【0052】

以下、本発明の実施の形態について、図面を参照しながら説明する。なお、以下で説明する実施の形態は、いずれも本発明の好ましい一具体例を示すものである。以下の実施の形態で示される数値、形状、材料、構成要素、構成要素の配置位置及び接続形態、ステップ、ステップの順序などは、一例であり、本発明を限定する主旨ではない。本発明は、特許請求の範囲だけによって限定される。よって、以下の実施の形態における構成要素のうち、本発明の最上位概念を示す独立請求項に記載されていない構成要素については、本発明の課題を達成するのに必ずしも必要ではないが、より好ましい形態を構成するものとして説明される。

【0053】

なお、同一の構成要素には同一の符号を付し、説明を省略する場合がある。

10

【0054】

(実施の形態1)

本実施の形態において、生体音測定部において生体音を測定した後に生体音信号を生成し、生成した生体音信号から疾病高域パワ比及び疾病ゲインを算出する構成及び方法について説明する。

【0055】

図1は、実施の形態1に係る生体音検査装置100の機能ブロック構成を示す図である。

【0056】

生体音検査装置100は、生体音を測定する生体音測定部101及び102と、信号処理部103と、信号処理部103で利用する情報及び生体音信号の分析結果を記録する記録部107と、測定者に生体音信号の分析結果を表示する表示部108とを備える。信号処理部103は、生体音測定部101及び102で測定した生体音信号をそれぞれ増幅する増幅部104と、増幅部104で増幅された生体音信号のそれぞれをデジタル化する(デジタルデータに変換する)A/D処理部105と、A/D処理部105でそれぞれデジタルデータに変換された生体音信号を分析する信号分析部106とを備える。なお、記録部107及び表示部108は、通信回線で接続された外部の装置にあってもよい。

20

【0057】

図2は、生体音測定部101の構成図である。

【0058】

30

図2に示されるように、生体音測定部101は、生体内を伝播する生体音の振動を空気の振動に変換するダイヤフラム部201と、ダイヤフラム部201で空気振動に変換された生体音を伝播させる空間部202と、空間部202を伝播してきた生体音を電気信号に変換するマイクロフォン203と、マイクロフォン203で電気信号に変換された生体音信号を伝送するためのリード線204とを備える。なお、充填部205は、外部からの環境雑音による振動が空間部202に伝播しないように、ゴム素材やゲル等の制振材が充填されていてよい。また、生体音測定部102は、生体音測定部101と同様の構成を備える。

【0059】

図3A、図3B、図3C及び図3Dのそれぞれは、信号分析部106の機能ブロックの一例を示す図である。

40

【0060】

信号分析部106は、パワ算出部301と、疾病高域パワ比算出部303と、パワ比算出部304と、疾病ゲイン算出部305とを備える。パワ算出部301は、A/D処理部105でデジタル化された各生体音信号から、複数の周波数帯域のパワを算出する。疾病高域パワ比算出部303は、パワ算出部301で算出された複数の周波数帯域の各パワから疾病高域パワ比を算出する。パワ比算出部304は、パワ算出部301で算出されたひとつまたは複数の周波数帯域のパワを用いてパワ比を算出し、高域ゲインと低域ゲインとを算出する。疾病ゲイン算出部305は、高域ゲイン、低域ゲインから疾病ゲインを算出する。なお、図3B及び図3Cに示されるように、信号分析部106は、パワ算出部30

50

1で算出された所定の周波数帯域のパワから異なる周波数帯域のパワの補正値を算出する基準パワ算出部302及び312をさらに備えてもよい。さらに、図3Dに示されるように、信号分析部106は、疾病高域パワ比算出部303で算出されるパワ比を補正する補正部306を備えてもよい。

【0061】

なお、疾病高域パワ比とは、呼吸流速及び体格によらずに気管の疾患状態に対応づけられる数値であり、図3A、図3B、図3C及び図3Dのそれぞれに示される一連の処理により算出される。算出方法による差を明示するため、図3Aにより算出される疾病高域パワ比を第一疾病高域パワ比と称する。同様に、図3B、図3C及び図3Dにより算出される疾病高域パワ比をそれぞれ第二疾病高域パワ比、第三疾病高域パワ比及び第四疾病高域パワ比と称することがある。なお、疾病高域パワ比は生体音の音源特性指標の一例である。

10

【0062】

なお、疾病ゲインとは、呼吸流速及び体格によらずに肺の疾患状態の程度に対応づけられる数値である。なお、疾病ゲインは、生体における生体音の伝達特性指標の一例である。

【0063】

次に、生体音検査装置100において、生体音信号が入力されてから、疾病高域パワ比と疾病ゲインを求める場合の動作について説明する。

【0064】

20

まず、疾病高域パワ比の算出方法について説明する。なお、第2の生体音として肺音を測定する場合、生体音測定部102は中枢気道に近いところに配置すればよく、胸壁上の中枢気道に近い場所、もしくは頸部であればよい。特に、胸骨切痕であることが望ましい。胸骨切痕は、中枢気道と生体音測定部との距離を短くすることができ、筋肉や脂肪などによる肺音の減衰を抑えることができるため、比較的太い気道内で発生する呼吸の音源を高いS/N（信号雑音比）で測定できる特徴を有する。

【0065】

図4A、図4B、図4C及び図4Dのそれぞれは、信号分析部106において、生体音測定部102で測定した第2の生体音を用いて疾病高域パワ比を算出するフローチャートである。図4Aに示されるフローチャートは図3Bに示される機能ブロックにおける処理の流れに対応する。同様に、図4Bは図3Cに、図4Cは図3Aに、そして、図4Dは図3Dにそれぞれ対応する。

30

【0066】

まず、図4A、図4B、図4C及び図4Dの全てに共通する処理であるステップS400及びS401について説明する。

【0067】

パワ算出部301は、A/D処理部105でデジタル化された生体音信号を受け取ると、高域に含まれるパワ（音圧レベル）である高域パワを算出する（ステップS400）。ここで、高域とは、測定されるノイズに対して肺音のパワが有意に測定できる周波数帯域を示す。例えば、85 msecを1フレームとし、21 msec経過するごとに1フレームの高域に含まれるパワを算出し、測定された肺音の分析時間区間における各フレームの高域パワの平均値を算出する。なお、高域パワは第一パワの一例である。

40

【0068】

図5は、頸部で測定された肺音のパワの周波数特性の一例を示す図である。実線は呼吸時に測定された肺音のパワの周波数特性であり、破線は無呼吸区間に測定されたパワの周波数特性である。測定された肺音にはノイズが含まれており、無呼吸区間に測定された周波数特性がノイズレベルを示している。肺音のパワとノイズレベルとが同等になる4 kHz以下の範囲が肺音の分析に適し、特にノイズレベルに対する肺音のパワである肺音のS/N比（信号雑音比）（図5における実線と破線との差分に相当）が5 dB以上となる肺音スペクトル成分が含まれる3 kHz以下の周波数帯域が分析に適している。よって、高

50

域としては、3 kHz以下の周波数が適しており、特に、500 Hz以上かつ1.5 kHz以下の周波数帯域のうちの一部又は全てであることが望ましい。なお、高域パワーは、疾病による気道内の変化を反映する可能性が高いという特徴を有している一方、疾病毎に、又は、個人差によって高域の周波数範囲は多少変化する可能性がある。

【0069】

次に、パワー算出部301は、A/D処理部105でデジタル化された生体音信号から、低域に含まれるパワーである低域パワーを算出する（ステップS401）。例えば、ステップS400と同様に、フレームごとに低域に含まれるパワーを算出し、分析時間区間における各フレームのパワーの平均値を算出する。低域としては、頸部で測定された肺音のスペクトル成分が含まれる3 kHz以下の周波数帯域で、高域より低い周波数帯域を含むものであればよい。特に、100 Hz以上かつ2 kHz以下である周波数帯域であることが望ましい。この帯域は、呼吸時の呼吸流速の程度を反映するという特徴を有するためである。なお、低域パワーは第二パワーの一例である。

10

【0070】

なお、ステップS400及びS401の処理順序は必ずしもこれに限られず、逆であってもよいし、並列に処理してもよい。

【0071】

次に、図3Bに示されるように信号分析部106が基準パワー算出部302を有する場合、基準パワー算出部302は、パワー算出部301で算出された低域パワーと、記録部107にあらかじめ設定されている高域パワー補正式とを用いて、測定された低域パワーから高域パワーを補正する高域パワー基準値を算出する（ステップS402）。

20

【0072】

高域パワー補正式は、例えば式1のようになる。

$$DNPowNml = -0.006 * DBPow^2 + 1.090 * DBPow - 4.619 \quad (\text{式1})$$

【0073】

式1において、DNPowNmlは高域パワー基準値であり、DBPowは低域パワーの値である。式1は、例えば、正常な肺を有する被験者において、頸部で測定された肺音の低域パワーと高域パワーとの回帰曲線として導出され、低域パワーから高域パワーを予測する式となっている。この場合、高域パワー基準値は、低域パワーから予測される高域パワーとなる。

30

【0074】

式1は、頸部で測定された肺音の低域パワーと高域パワーとの関係から導出されたものである。図6は、頸部で測定された肺音の低域パワーと高域パワーとの関係を表す散布図の一例である。図6の散布図において、1次以上の任意の次数の回帰曲線を用いることができる。特に、最も高い相関係数を有する回帰曲線が最も適する。なお、図6に示される測定データにおいて、最も高い相関係数を有する回帰曲線の次数は2次であった。なお、肺音を測定するセンサの特性にも影響を受けるので、使用するセンサごとに高域パワー補正式を変更してもよい。

【0075】

また、高域パワー基準値は、呼吸流速の影響を低減することができる値であればよく、低域パワーと高域パワーの回帰曲線または直線以外の式であってもよい。例えば、低域パワーから呼吸流速の値を算出する式であってもよい。

40

【0076】

次に、図3Cに示すように信号分析部106が基準パワー算出部312を有する場合、基準パワー算出部312は、パワー算出部301で算出された低域パワーと補正用パワーとを用いて高域パワー基準値を算出する。この場合、図4(b)のような信号処理のフローチャートとなる。

【0077】

パワー算出部301は、A/D処理部105でデジタル化された生体音信号から、生体音の補正用帯域に含まれる補正用パワーを算出する（ステップS404）。これは例えば、ス

50

テップ S 4 0 0 と同様にして、フレームごとに補正用帯域に含まれるパワを算出し、分析時間区間における各フレームのパワの平均値を算出する。頸部で測定された肺音のスペクトル成分は、3 k H z 以下の周波数帯域に含まれるので、補正用帯域としては 3 k H z 以下の帯域であればよい。特に、1 0 0 H z 以上かつ 2 k H z 以下である周波数帯域であることが望ましい。この帯域は、呼吸時の呼吸流速の程度を反映するという特徴を有するためである。

【 0 0 7 8 】

なお、ステップ S 4 0 0、S 4 0 1 及び S 4 0 4 の処理順序は必ずしもこれに限らず、逆であってもよいし、並列に処理してもよい。

【 0 0 7 9 】

次に、基準パワ算出部 3 1 2 は、パワ算出部 3 0 1 で算出された低域パワと、補正用パワと、記録部 1 0 7 にあらかじめ設定されている高域パワ補正式とを用いて、高域パワを補正する高域パワ基準値を算出する（ステップ S 4 0 5）。

【 0 0 8 0 】

高域パワ補正式としては、例えば式 2 のようになる。

$$D N P o w N m l = D B P o w + C o e f _ C * C o r P o w \quad (式 2)$$

【 0 0 8 1 】

ここで、D N P o w N m l および D B P o w は式 1 と同じ変数であり、C o r P o w は補正用パワである。C o e f _ C は C o r P o w に積算される係数である。式 2 の右辺第 1 項は、呼吸流速の影響を大きく低減する帯域として選択される D B P o w の項であり、右辺第 2 項は、呼吸流速以外の影響を低減するための項である。

【 0 0 8 2 】

図 2 4 は、頸部で測定された肺音の全帯域におけるパワと高域パワ及び低域パワの関係の一例を示す散布図である。図 2 4 の散布図において、横軸を生体音の全帯域におけるパワとし、縦軸を高域パワおよび低域パワとする。図 2 4 において、全帯域パワは 1 0 0 H z 以上かつ 2 k H z 以下のパワとし、高域パワは、8 0 0 H z 以上かつ 1 . 3 k H z 以下のパワとし、低域パワは 1 0 0 H z 以上かつ 8 0 0 H z 以下のパワとした。また、図中の ○ 印は、低域パワのプロットを示し、+ 印は高域パワのプロットを示す。低域パワと全帯域パワの回帰直線、および高域パワと全帯域パワの回帰直線は、それぞれ式 3 及び式 4 のようになる。

$$D B P o w = C o e f _ B * A l l P o w + C o n s t _ B \quad (式 3)$$

$$D N P o w = C o e f _ N * A l l P o w + C o n s t _ N \quad (式 4)$$

【 0 0 8 3 】

D B P o w は高域パワであり、D N P o w は高域パワであり、A l l P o w は全帯域パワである。また、C o e f _ B および C o e f _ N は傾きを表す係数であり、今回の実験では、C o e f _ B は 0 . 9 9、C o e f _ N は 1 . 4 1 であった。C o n s t _ B および C o n s t _ N は切片を表す定数である。

【 0 0 8 4 】

図 2 4 に示されるように、低域パワのプロットはばらつきが少なく、全帯域パワと比例してほぼ線形に変化することがわかる。一方、高域パワのプロットは全帯域パワと比例して変化するが、ばらつきが大きく、傾きが低域パワの傾きと異なる。傾きの違いには、呼吸流速以外の要因である個人差及び体格差などの影響が含まれている可能性があり、これらの影響を抑えることが望ましい。

【 0 0 8 5 】

このため、式 2 の右辺第二項のように、C o e f _ B と C o e f _ N との差分値を C o e f _ C とし、C o r P o w に積算した項を加えている。C o r P o w の周波数帯域は、全帯域パワまたは低域パワのいずれの周波数帯域であってもよく、高域とは異なる周波数帯域であればよい。特に、高域と重ならない周波数帯域であることが望ましい。また、式 2 の右辺第二項の係数は、実験により求められたものであり、他の係数であってもよい。もちろん、べき乗項のように 1 次関数以外の項であってもよい。なお、C o r P o w の周

10

20

30

40

50

波数帯域が低域パワーと同じ周波数帯域になる場合、信号分析部 106 は図 3 B のように基準パワー算出部 302 を備える構成であってよい。

【0086】

式 1 および式 2 の補正式は、疾病、人種、対象年齢、身長、年齢、体重及び性別などの身体情報、利用用途等に応じて異なる補正式を選択できるようにしてもよい。また、補正式に、上記のようなパラメータを変数として導入していてもよい。さらには、補正式の選択時に、低域パワーや補正用パワーの周波数帯域を任意に選択できるようにしてもよい。周波数帯域の選択は、第 1 および第 2 の生体音のパワースペクトルの形状から選択されるようにしてもよい。

【0087】

次に、疾病高域パワー比算出部 303 において、パワー算出部 301 で算出された高域パワーと、基準パワー算出部 312 で算出した高域パワー基準値とを用いて、第三疾病高域パワー比を算出する。疾病高域パワー比は、高域パワー基準値に対する高域パワーの比として求められる（ステップ S403）。

【0088】

また、低域パワーの周波数帯域として呼吸流速の影響を反映する帯域を選択しておけば、低域パワーを高域パワー基準値として利用してもよい。この場合は、基準パワー算出部 302 及び 312 は不要であり、信号分析部 106 は、例えば図 3 A 及び図 4 C に示されるような構成となり、疾病高域パワー比算出部 303 は低域パワーに対する高域パワーの比を第一疾病高域パワー比として算出する（ステップ S406）。

【0089】

この場合、低域パワーの周波数帯域は、図 5 のように頸部で測定された肺音のスペクトル成分が含まれる 3 kHz 以下であればよい。特に、100 Hz 以上かつ 800 Hz 以下である周波数帯域であることが望ましい。この周波数帯域のパワーは、図 24 のように、呼吸流速に比例してほぼ線形に変動し、疾病の影響が反映される高域パワーの周波数帯域との重複を少なくできるという特徴があるためである。

【0090】

さらに、図 4 D に示されるように、身体情報を用いて、低域パワーと高域パワーとから算出されるパワー比を補正し、第四疾病高域パワー比として算出してもよい（ステップ S407）。この場合、図 3 D に示される構成となり、補正部 306 は疾病高域パワー比算出部 303 で算出されるパワー比を補正する。なお、身体情報とは、例えば、身長、年齢、体重、体表面積及びボディ・マス・インデックスなどがある。補正の方法として、パワー比を身体情報の値で除算してもよい。他の方法として、正常な人の肺音から算出したパワー比と、身体情報の少なくとも一つの変数を独立変数として用い、回帰分析等でパワー比予測式を算出しておく。補正部 306 で補正する場合、身体情報とパワー比予測式から求められるパワー比基準値を算出し、疾病高域パワー比 303 で算出されるパワー比とパワー比基準値との比や差分を使うことで補正を行ってもよい。

【0091】

図 25 A は、疾病高域パワー比算出部 303 で算出された疾病高域パワー比と体重との関係の一例を表す散布図である。図 25 A に示されるように、パワー比と身長とに有意な負相関が認められる（相関係数 = -0.456、有意確率 < 0.01）。

【0092】

図 25 B は、疾病高域パワー比算出部 303 で算出された疾病高域パワー比と身長との関係の一例を表す散布図である。図 25 B に示されるように、パワー比と体重とに有意な負相関が認められる（相関係数 = -0.368、有意確率 < 0.01）。パワー比は身長および体重と相関があり、身体情報による補正をした方が望ましい。

【0093】

なお、高域パワーの周波数帯域は、疾病、人種、対象年齢、身長、年齢、体重及び性別などの身体情報、利用用途等に応じて異なるようにしてもよい。また、第 1 および第 2 の生体音のパワースペクトルの形状から選択されるようにしてもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 9 4 】

疾病高域パワ比は、図 4 A、図 4 B、図 4 C 及び図 4 D のどの場合であっても、各パワのうちどちらを基準とする比として求めてもよいが、以下では図 4 A の場合であって、高域パワ基準値を基準とする比を求めたとして説明する。

【 0 0 9 5 】

図 1 0 は、喘息患者における疾病高域パワ比とスパイロメータの 1 指標である % V 5 0 (肺活量の 5 0 % の気量位における気速の予測率) との関係の一例を示す散布図である。図 1 0 に示されるように、疾病高域パワ比と % V 5 0 との間に有意な負相関が認められる (相関係数 = - 0 . 4 9 4、有意確率 < 0 . 0 0 1)。% V 5 0 とは、気道の閉塞状態を表していると言われており、% V 5 0 の値が小さくなるほど閉塞状態が進行していることを意味する。図 1 0 に示されるように、疾病高域パワ比と % V 5 0 とは有意な相関関係にあるため、疾病高域パワ比は気道の閉塞状態を反映していると言える。

10

【 0 0 9 6 】

図 2 6 A は、喘息患者における、図 4 B のフローチャートにより求められた疾病高域パワ比とスパイロメータの 1 指標である F E V 1 (一秒量) との関係の一例を示す散布図である。図 2 6 A では、疾病高域パワ比と F E V 1 とに有意な負相関が認められる (相関係数 = - 0 . 4 1 5、有意確率 < 0 . 0 1)。

【 0 0 9 7 】

図 2 6 B は、喘息患者における、図 4 B のフローチャートにより求められた疾病高域パワ比とスパイロメータの 1 指標である V 5 0 (肺活量の 5 0 % の気量位における気息の実測値) との関係の一例を示す散布図である。図 2 6 B では、疾病高域パワ比と V 5 0 との間に有意な負相関が認められる (相関係数 = - 0 . 3 7 6、有意確率 < 0 . 0 1)。F E V 1 および V 5 0 は、気道の閉塞状態を表していると言われており、F E V 1 および V 5 0 の値が小さくなるほど閉塞状態が進行していることを意味する。

20

【 0 0 9 8 】

図 2 7 A 及び図 2 7 B は、それぞれ、図 3 A 及び図 3 C の構成により求められた生体音の全帯域パワと疾病高域パワ比との関係の一例を表す散布図である。全帯域パワは 1 0 0 H z 以上かつ 2 k H z 以下の帯域を用いている。図 2 7 A より、図 3 A の構成により算出される疾病高域パワ比は全帯域パワに依存した値になることが分かる。しかしながら、図 2 7 B より、図 3 C の構成により算出される疾病高域パワ比は、全帯域パワに依存しない値になることが分かる。図 3 C の構成によれば、式 2 の係数をあらかじめ設定しておく必要があるが、全帯域パワに依存しない値、つまり呼吸流速や個人差、体格差等の影響を抑えた値を算出できる可能性が高い。一方、図 3 A の構成によれば、係数の設定が不要であり、個人差や体格差の影響が比較的少ない同一個人において、疾病高域パワ比の時系列比較に使用するのであれば問題は少ない。

30

【 0 0 9 9 】

以上のようにして、生体音測定装置 1 0 0 は、疾病による気道内の状態を、疾病高域パワ比を用いて定量化することができる。

【 0 1 0 0 】

例えば、分泌物過多の場合及び気道表面が荒れる場合に、呼吸音源である乱流騒音の高域パワが増大し、疾病高域パワ比の値が大きくなる可能性がある。一方、正常肺に近づくほど、乱流騒音の高域パワが減少し、疾病高域パワ比の値が小さくなる可能性がある。

40

【 0 1 0 1 】

生体音測定装置 1 0 0 は、呼吸流速に依存して変化する高域パワを直接用いるのではなく、高域パワ補正式を用いて算出される高域パワ基準値との比をとった疾病高域パワ比を用いることで、呼吸流速による影響を低減することができる。

【 0 1 0 2 】

この結果、被験者に対して呼吸流速の調整を指示する必要がなくなる。また、スパイロメータ等を用いて肺音測定と同時に呼吸流速の測定を行い、信号処理によって呼吸流速による何らかの補正を行う必要もない。よって、生体音測定装置 1 0 0 は、肺音測定だけで

50

簡単に気道の状態を評価することができる。

【0103】

なお、パワ算出部301は各周波数帯域のパワを算出するために、フーリエ変換などの周波数変換を用いて所望の周波数帯域のパワを算出してもよいし、帯域通過フィルタを用いてもよいし、またさらに他の方法で行ってもよい。

【0104】

基準パワ算出部302は、低域パワと高域パワ補正式とを用いて高域パワ基準値を算出していたが、実際の検査においてスパイロメータ等を用いて呼吸フローが測定される場合には、呼吸フローセンサを用いて測定される呼吸流速を用いて高域パワ基準値を算出してもよい。この場合、あらかじめ呼吸流速から高域パワ基準値を算出する補正式を記録部107に記録しておく必要がある。この結果、高域パワに対する呼吸流速の影響をより高精度に抑えることが可能となる。

10

【0105】

次に、疾病ゲインの算出方法について説明する。生体音として肺音を測定する場合、生体音測定部101は胸壁上または背中に配置すればよく、肺の周縁に位置する箇所に配置するのが望ましい。特に、右鎖骨中線上第二肋間であることが望ましい。なぜなら、肺実質での肺音伝播距離をできるだけ長くすることができ、かつ筋肉や脂肪などの肺実質以外の組織による肺音伝播への影響を小さく抑えることができるためである。肺実質での肺音伝播距離が長いほど、肺音の変化として、疾病による肺実質の状態変化を感度よく捉えることができる。また、右鎖骨中線上第二肋間は、心臓からの距離が遠いため、心音の混入が少なく、S/Nよく肺音を測定することができる。

20

【0106】

図7は、信号分析部106において、生体音測定部101及び102で測定した第1及び第2生体音を用いて疾病ゲインを算出する方法の一例を示すフローチャートである。

【0107】

パワ算出部301は、A/D処理部105でデジタル化された第1及び第2の生体音信号を受け取ると、各生体音信号の全周波数帯域におけるパワスペクトルである第1及び第2のパワスペクトルを算出する(ステップS700)。これは例えば、85msecを1フレームとし、21msec経過するごとに周波数変換を用いて1フレームのパワスペクトルを算出し、測定した肺音の分析時間区間における各フレームのパワスペクトルの平均値を算出する。

30

【0108】

パワ比算出部304は、パワ算出部301で算出された第1及び第2のパワスペクトルを用い、第2のパワスペクトルに対する第1のパワスペクトルの比を算出する(ステップS701)。なお、パワスペクトル比は第1又は第2のどちらを基準とする比として求めてもよい。すなわち、第1のパワスペクトルに対する第2のパワスペクトルの比を用いてもよい。

【0109】

次に、算出されたパワスペクトル比において、低域におけるパワ比である低域ゲインと高域におけるパワ比である高域ゲインとを算出する(ステップS702)。

40

【0110】

図8は、胸部で測定された肺音のパワの周波数特性の一例を示す図である。実線は呼吸時に測定された肺音のパワの周波数特性であり、破線は無呼吸区間に測定されたパワの周波数特性である。測定された肺音にはノイズが含まれており、無呼吸区間に測定された周波数特性がノイズレベルを示している。肺音のパワとノイズレベルとが同等になる3kHz以下の範囲が肺音の分析に適し、特にノイズレベルに対する肺音のパワである肺音のS/N(信号雑音比)(図8における実線と破線との差分に相当)が5dB以上となる肺音スペクトル成分が含まれる2kHz以下の周波数帯域が分析に適している。

【0111】

よって、低域は2kHz以下の周波数帯域が適しており、特に、100Hz以上かつ2

50

00 Hz 以下の周波数帯域であることが望ましい。例えば、100 Hz 以上かつ200 Hz 以下の帯域に含まれるパワ比の平均値を低域ゲインとするのがよい。この帯域は、被験者の体格を反映するという特徴を有するためである。図9は、測定された身長と低域ゲインとの関係の一例を示す散布図である。図9に示されるように、身長と低域ゲインとの間には有意な負の相関関係（相関係数 = -0.484、有意確率 < 0.001）が認められ、低域ゲインが被験者の体格をよく表していることがわかる。

【0112】

また、高域は、低域に含まれる周波数以上の周波数成分を含み、かつ、2 kHz 以下である周波数帯域であればよい。特に、略400 Hz を含む400 Hz 帯であることが望ましい。この周波数帯は、疾病による肺実質の状態を反映するという特徴を有するためである。

10

【0113】

次に、疾病ゲイン算出部305は、疾病ゲインとしてパワ比算出部304で算出された低域ゲインと高域ゲインとを用い、低域ゲインに対する高域ゲインの比を算出する（ステップS703）。なお、疾病ゲインは、低域ゲインと高域ゲインとのどちらを基準とする比として求めてもよい。すなわち、高域ゲインに対する低域ゲインの比を用いてもよい。

【0114】

図11は、喘息患者における疾病ゲインとIOS（Impulse Oscillometry System）の1指標であるR5との関係の一例を示す散布図である。なお、IOSの指標は年齢、身長及び体重に依存する値であるが、被験者である日本人の補正式はまだ確立されていない。このため、図11では、IOSの実測値と比較するために、低域ゲインによる体格補正を行っていない高域ゲインの値を疾病ゲインとして用いている。図11のように、R5と疾病ゲインとには有意な相関が認められる（相関係数 = 0.485、有意確率 < 0.001）。R5とは、肺全体に関する全気道抵抗を表しており、R5の値が高くなるほど、呼吸がしにくくなることを意味する。図11のように、R5と疾病ゲインとは正の相関関係にあるため、体格の影響が残っている為かもしれないが、疾病ゲインは全気道抵抗に影響を与える肺実質全体の状態を表している可能性が高いと言える。

20

【0115】

ここで生体音測定装置100は、高域ゲインを直接用いるのではなく、低域ゲインとの比をとった疾病ゲインを用いることで、体格の影響を抑えながら疾病による肺実質の変化を定量化することができる。例えば、疾病により肺実質に浮腫が発生し、又は、肺実質の硬化が発生すると、肺音が伝播しやすくなる。この場合、疾病ゲインの値は大きくなる。疾病ゲインが対数表記の場合、疾病ゲインは負数であり、肺音が伝播しやすくなると、0 dB に近づく。

30

【0116】

以上のように疾病高域パワ比及び疾病ゲインにより、生体音検査装置100は、年齢及び体格等の影響を低減させながら、呼吸流速のコントロールを必要とせず、気道の状態および肺実質の状態を評価することができる。

【0117】

なお、ステップS701においてパワ比算出部304はパワスペクトルの比を直接計算したが、クロススペクトル法を用いてもよい。

40

【0118】

なお、ステップS701においてパワ算出部301は低域及び高域のそれぞれにおけるパワのみを計算してもよい。この場合、パワ算出部301が低域及び高域におけるパワを算出し、パワ比算出部304が低域及び高域のパワ比を算出すれば低域ゲイン及び高域ゲインを算出することができる。この結果、パワスペクトルを算出するために、全帯域において周波数変換する必要はなく、演算量を削減することができる。なお、各周波数帯の帯域通過フィルタを設計し、各周波数帯のパワを算出するようにしてもよい。

【0119】

50

なお、疾病ゲイン算出部 305 で、低域ゲインに対する高域ゲインの比を算出したが、低域ゲインの代わりに低域ゲイン基準値を用いてもよい。低域ゲイン基準値は、身長、年齢、体重、性別、体表面積及びボディ・マス・インデックスのうち少なくとも一つの身体パラメータと補正式とを用いて算出される値である。この場合、身体パラメータから低域ゲインを補正する補正式を記録部 107 にあらかじめ記録しておく必要がある。この結果、体格に応じた低域ゲインをより高精度に算出できる可能性がある。

【0120】

なお、生体音測定装置 100 における肺音の分析時間区間は、吸気時間区間の全体若しくはその一部、呼気時間の全体若しくはその一部、又は、吸気呼気の両区間若しくはその一部のいずれであってもよい。特に、吸気区間の全体若しくはその一部であることが望ましい。なぜなら、呼気区間よりも吸気区間の方が、胸部において高い S/N で肺音を測定できる特徴を有するためである。

10

【0121】

なお、生体音測定部 101 及び 102 はリード線 204 を備えて生体音信号を伝送するとして説明したが、これに限ったものではなく、リード線 204 の代わりに無線通信により生体音信号を伝送する構成であってもよい。この構成によると、リード線 204 が不要となり、生体音測定時に、リード線 204 の身体への接触等による振動や、電磁波などの影響により、リード線 204 からノイズが混入することを防ぐことができる。

【0122】

なお、生体音測定部 101 及び 102 は、マイクロフォン 203 を用いて生体音を検出するとして説明したが、加速度センサを用いて生体音を検出するようにしてもよい。この場合、ダイヤフラム部 201 及び空間部 202 は不要となる。その結果、空気振動によって伝播してくる周囲雑音が、ダイヤフラム部及び空間部を介してセンサに混入してしまうのを低減することができる。

20

【0123】

(実施の形態 2)

本実施の形態において、実施の形態 1 において生体音を取得した後に算出した疾病高域パワ比及び疾病ゲインに基づいて、生体の状態(良好又は不良)を判別する方法、及び、その判別の根拠となる情報の設定方法について説明する。

【0124】

30

図 12 は、実施の形態 2 に係る生体音検査装置 1200 の構成ブロック構成の一例を示す図である。なお、実施の形態 1 と同一の構成ブロックについては、同一の符号を付し、説明を省略する。

【0125】

図 12 に示されるように、生体音検査装置 1200 は、信号分析部 106 で算出される分析結果と、記録部 107 にあらかじめ記録されている識別情報とを用いて、生体の状態を識別する状態推定部 1201 を備える。

【0126】

図 13 は、状態推定部 1201 の機能ブロック構成の一例を示す図である。図 13 に示されるように、状態推定部 1201 は、生体の状態を数値化する状態数値化部 1300 と、状態数値化部 1300 の結果を用いて生体の状態を判別する判別部 1301 とを備える。

40

【0127】

次に、生体音検査装置 1200 において、生体音信号が入力された場合の動作について説明する。

【0128】

図 14 は、状態推定部 1201 において、生体の状態の推定方法の一例を示すフローチャートである。

【0129】

まず、状態数値化部 1300 は、信号分析部 106 で算出される疾病高域パワ比及び疾

50

病ゲインと、記録部 107 にあらかじめ記録されている識別情報とを用いて、生体の状態を示す状態数値を算出する（ステップ S1400）。

【0130】

ここで、識別情報とは、例えば、式 5 のように、疾病高域パワ比と疾病ゲインとを用いて連続値を算出する関数である。

$$Z = 0.273 * DGain + 0.351 * DHipow + 4.124 \quad (\text{式 5})$$

【0131】

ここで、Z は状態数値であり、DGain は疾病ゲインであり、DHipow は疾病高域パワ比である。式 5 は実験により求められた一例であり、他の式であっても構わない。

10

【0132】

判別部 1301 は、状態数値化部 1300 で算出される状態数値と所定値とを比較する（ステップ S1401）。状態数値が所定値未満であれば、生体の状態は良好であると判別される（ステップ S1402）。一方、状態数値が所定値以上であれば、生体の状態は不良であると判別される（ステップ S1403）。

【0133】

この結果、疾病高域パワ比及び疾病ゲインの 2 つの指標から、生体の状態を判別することが可能となる。

【0134】

図 15 は、喘息患者における疾病高域パワ比と疾病ゲインとの関係の一例を示す散布図である。図 15 において、丸印は、発作及びその他喘息の症状がない時に測定された肺音から分析された値であり、肺の状態が良好な状態（状態良好）の分析値である。プラス印は、発作若しくは咳の症状がある時又は活動制限などの喘息症状を有する時に測定された肺音から分析された値であり、肺の状態が不良な状態（状態不良）の分析値である。

20

【0135】

図 15 に示される $Z = 0$ の実線は、肺の状態が良好な場合の分析値、及び、肺の状態が不良な場合の分析値の 2 群を精度よく判別するように求められた判別関数において、判別関数の値が 0 となる直線である。この場合の判別関数は式 5 である。

【0136】

式 5 において、 $Z = 0$ が 2 群を精度よく判別できる境界になるため、識別情報として式 5 の判別関数を用いる場合、判別部 1301 での所定値は 0 とすることが望ましい。用途に応じて、他の所定値を用いることもできる。

30

【0137】

また、所定値を増減することにより、検査における感度と特異度とを変更することができる。ここで、感度とは、真に不良である生体数に対する、不良と判別された生体数の比である。また、特異度とは、真に良好である生体数に対する、良好と判別された生体数の比である。すなわち、生体音検査装置 1200 で肺音を測定した際に状態不良として判別される場合において、感度を高くしたい場合は、所定値を 0 よりも小さく設定するとよい。一方、生体音検査装置 1200 によって状態良好として判別される場合に、特異度を高くしたい場合は、所定値を 0 よりも大きく設定するとよい。

40

【0138】

このように、利用用途によって望ましい所定値は変化するため、生体音検査装置の操作者が所定値を任意に変更できる構成であってもよい。

【0139】

もちろん、所定値は判別関数としてどのような式を用いるかによっても適宜設定が異なる。肺の状態の状態良好又は状態不良を判別できるように、装置の各デバイスや環境により適切に式及び所定値を設定すればよい。

【0140】

図 16 は、図 15 の散布状態の場合に、式 5 の判別関数で所定値を変更した場合の ROC 曲線である。一般に、ROC 曲線は、所定値を変化させた場合の感度と特異度との関係

50

を示すものであり、1つの所定値が、ROC曲線上の一点に対応する。生体音検査装置1200がROC曲線を表示すれば、操作者はそのROC曲線から感度と特異度との関係を把握し、所定値を所望の値に変更することにより、検査の用途を変更することができる。さらに、生体音検査装置1200が、ROC曲線上の任意の点に対応した所定値を記録部107に事前に記録しておけば、操作者がROC曲線上の任意の点を選択するだけで、所定値を所望の値に容易に設定することができる。

【0141】

なお、図17は、図16のROC曲線に、疾病ゲインのみを用いて図15の2群を識別した場合のROC曲線を追加（図17の点線）したものである。ROC曲線は、感度及び特異度の両方が高いほどグラフが左上に近づく。このため、図17からも明らかなように、疾病ゲインのみを用いた場合よりも、疾病ゲインと疾病高域パワ比との2つの指標を用いた場合の方が、識別精度が向上していることがわかる。

10

【0142】

なお、識別情報として判別関数を用いた例を説明したが、他の識別手法を用いても構わない。例えば、SVM（サポートベクターマシン）やニューラルネットワーク、GMM（Gaussian Mixture Model）、K-means法などの教師付き分類手法や、アプリアリなどの相関ルール、自己組織化マップなどの教師無し分類手法を用いてもよく、利用用途に応じて識別情報を変える構成であってもよい。

【0143】

例えば、喘息の鑑別診断時に用いる場合と、治療中の経過観察時に用いる場合とで異なる識別情報を用いてもよい。また、疾病ごとに識別情報を変えてもよい。この構成によると、利用用途や疾病ごとに識別情報および所定値を設定することができ、識別精度を向上させることができる。

20

【0144】

なお、服薬の種類や容量などの投薬情報によって、識別情報や所定値を変えても良い。

【0145】

なお、ステップS1402及びステップS1403での判別結果は、識別情報の種類や適用する疾病の種類、利用用途に応じて逆であってもよい。つまり、ステップS1401で状態数値が所定値未満の場合に、状態不良と判別し、所定値以上の場合に状態良好と判別してもよい。

30

【0146】

なお、疾病による生体の状態変化は、個人差および服薬などの治療状態によっても変化するため、個人ごとに所定値を学習させ、逐次的に所定値を更新するような構成であってもよい。例えば、定期的に同一個人の生体音を測定している場合、他の検査機器の結果や医師による診断に基づいて、各測定値に対して状態の良好又は不良の正解ラベルを付与し、蓄積された測定値と正解ラベルとに基づいて状態の良好又は不良を精度よく識別できるように識別情報や所定値を学習させてもよい。この構成によると、個人ごとに適切な識別情報および所定値を設定することができ、識別精度を向上させることができる。

【0147】

なお、識別情報で用いる情報として、信号分析部106での分析結果以外の情報を用いてもよい。例えば、血圧、体温、血液検査、肺機能検査、呼気NO検査装置及びIOS等の他の検査結果であってもよい。また、例えば、疾病に関する患者へのアンケート結果、医師による臨床評価項目及び身体所見、患者及び家族の病歴及び既往歴、並びに、服薬の種類及び容量などの投薬情報であってもよい。また、例えば、身長、年齢、体重、性別、体表面積及びBMI（ボディ・マス・インデックス）等の患者の身体基礎情報であってもよいし、気温、湿度、気圧などの天候情報、花粉の飛散状況、大気汚染状況などの大気情報、運動の有無、歩数計などによる患者の活動情報及び状態悪化時の時刻などでもよい。この構成によると、患者ごとに状態悪化時に特有の特徴量を加味して状態の良・不良を識別して患者の状態を推定でき、識別精度を向上させることができる。

40

【0148】

50

例えば、喘息の場合、運動によって発作を起こしやすい、気圧の変化によって発作を起こしやすいなど、状態悪化の要因は個人によって様々である。そのため、生体音の分析結果と他の情報を組み合わせることは識別精度向上に有効である。

【 0 1 4 9 】

なお、本実施の形態では判別関数により2つの領域に分割したが、疾病の種類や分割された領域の意味づけ等により、3つ以上の複数の領域に分割されてもよい。領域の意味づけとは、例えば、スパイロメータや呼気NO測定器などの他の検査装置の値により、各領域が関連付けられる場合がある。スパイロメータの値の良し悪しと、呼気NOの値の良し悪しの組み合わせにより、スパイロメータと呼気NOの値が共に悪い人が分類されやすい領域を領域A、スパイロメータも呼気NOの値も共に良好な人が分類されやすい領域を領域B、どちらか片方の値が悪い人が分類されやすい領域を領域Cとなるように2次元マップが3分割されてもよい。

10

【 0 1 5 0 】

(実施の形態3)

本実施の形態において、実施の形態1において生体音を取得した後に算出した疾病高域パワ比及び疾病ゲインに基づいて、生体の状態(良好又は不良)の推移を判別する方法について説明する。

【 0 1 5 1 】

図18は、実施の形態3に係る生体音検査装置1200の状態推定部1201の機能ブロック構成の他の一例を示す図である。以下、実施の形態2と同様の構成については、同じ符号を用い、説明を省略する。

20

【 0 1 5 2 】

状態推定部1201は、疾病高域パワ比の値を補正する補正值算出部1800と、属性値算出部1801と、属性情報から生体の状態を判別する判別部1802とを備える。

【 0 1 5 3 】

図19は、状態推定部1201において、生体の状態の推定方法の他の一例を示すフローチャートである。

【 0 1 5 4 】

補正值算出部1800は、信号分析部106で算出された疾病高域パワ比及び疾病ゲインと、例えば式6を用いて補正疾病高域パワ比を算出する(ステップS1900)。

30

$$C o r D H i P o w = D H i P o w - (- 0 . 1 8 4 * D G a i n - 3 . 0 0 3)$$

(式6)

【 0 1 5 5 】

ここで、C o r D H i P o wは補正疾病高域パワ比であり、D G a i nは疾病ゲインである。

【 0 1 5 6 】

図20は、喘息患者における疾病高域パワ比と疾病ゲインとの関係の他の一例を示す散布図である。図20に示されるとおり、疾病高域パワ比と疾病ゲインの間には負の相関関係があり、疾病高域パワ比の変化量を分析する場合、疾病ゲインによる補正が必要になることがある。このため、式6によって疾病ゲインによる補正を行う。

40

【 0 1 5 7 】

式6の右辺第2項(- 0 . 1 8 4 * D G a i n - 3 . 0 0 3)は、喘息の状態が軽症である患者の肺音における疾病ゲインと疾病高域パワ比との関係を示す散布図から算出された回帰直線である。この回帰直線により、比較的正常に近い肺に対する、疾病ゲインごとの疾病高域パワ比基準値を算出することができる。

【 0 1 5 8 】

補正疾病高域パワ比は、疾病高域パワ比基準値からの差分であり、値が大きくなるほど気道内の状態が悪化していることを意味する。なお、式6は、実験により求められた一例であり、他の式でもよい。

【 0 1 5 9 】

50

次に、属性値算出部 1801 は、疾病ゲイン、補正疾病高域パワ比、及び記録部 107 に記録されている 2 次元マップを用いて、分析値の 2 次元マップにおけるプロット情報を算出する（ステップ S1901）。

【0160】

ここで、2 次元マップとは、例えば図 21 に示されるように、疾病ゲインを横軸に、疾病高域パワ比を縦軸にとったグラフにおいて、複数の領域およびゾーンに分割された情報を含むマップである。各領域には順序尺度が付与されており、生体の悪化状態に応じて数値が付与される。図 21 の 2 次元マップは 6 つの領域及び 3 つのゾーンに分割される。

【0161】

まず、領域について説明する。2 次元マップは、直線及び曲線によって複数の領域に分割される。

10

【0162】

図 21 では、グラフ領域は直線 1、直線 2 及び直線 3 によって 6 つの領域に分割される。領域 1 は、疾病高域パワ比が直線 1 以上であり、疾病ゲインが直線 2 以上の領域である。領域 2 は、疾病高域パワ比が直線 1 未満で、疾病ゲインが直線 2 以上の領域である。領域 3 は、疾病高域パワ比が直線 1 以上、かつ、疾病ゲインが直線 2 未満かつ直線 3 以上の領域である。領域 4 は、疾病高域パワ比が直線 1 未満かつ、疾病ゲインが直線 2 未満かつ直線 3 以上の領域である。領域 5 は、疾病高域パワ比が直線 1 以上かつ、疾病ゲインが直線 3 未満の領域である。領域 6 は、疾病高域パワ比が直線 1 未満かつ、疾病ゲインが直線 3 未満の領域である。

20

【0163】

なお、図 21 において、直線 1 の一例は、式 7 であり、式 6 の右辺第 2 項と同じである。また、直線 2 の一例は、喘息発作を起こしている際に肺音を測定した患者の群と、それ以外の患者の群を精度よく識別する式 5 である。直線 3 の一例は、非喘息者と喘息者として測定した肺音を精度よく識別する式 6 である。

$$DHiPow = -0.184 * DGain - 3.003 \quad (\text{式 7})$$

$$DGain = -12.5 \quad (\text{式 8})$$

$$DGain = -18.0 \quad (\text{式 9})$$

【0164】

式 7、式 8 及び式 9 は実験によって求められたものであり、他の直線及び曲線であってもよい。

30

【0165】

また、図 21 は 6 つの領域に分割されているが、いくつかの領域が結合されて、5 つ以下の領域に分割されるように構成されてもよい。しかしながら、領域 1、領域 2 及び領域 3 のうちの少なくとも一つの領域と、領域 4、領域 5 及び領域 6 のうちの少なくとも一つの領域とが結合されてはいけない。なぜなら、領域 1、領域 2 及び領域 3 には喘息の状態が悪い人の分析結果が含まれることが多く、領域 4、領域 5 及び領域 6 には喘息の状態が良好である人の分析結果が含まれることが多いためである。なお、領域 1 及び領域 2 には発作を起こしやすい状態の人が含まれることが多いため、領域 1 及び領域 2 が結合された領域を新たな領域 1 としてもよい。また、領域 4 及び領域 5 には喘息の状態が良好である人が多く、領域 6 には正常な人が含まれることが比較的多いため、領域 4 及び領域 5 を結合して新たな領域 4 としてもよい。

40

【0166】

次に、ゾーンについて説明する。2 次元マップは、疾病ゲインの軸方向に複数のゾーンに分割される。

【0167】

図 21 では、ゾーン 1 は、疾病ゲインが直線 2 以上であるゾーンである。ゾーン 2 は、疾病ゲインが直線 2 未満かつ直線 3 以上のゾーンである。ゾーン 3 は、疾病ゲインが直線 3 未満のゾーンである。ゾーン 1 には、発作を起こしやすい状態の人の分析結果が含まれることが多い。ゾーン 2 には、状態の良し悪しに変化しやすい比較的不安定な人の分析結

50

果が含まれることが多い。ゾーン 3 には、状態がよく比較的安定した人、または正常な人の分析結果が含まれることが多い。

【 0 1 6 8 】

プロット情報とは、疾病ゲインと疾病高域パワ比とに基づいて 2 次元マップにプロットされた点に該当する領域番号とゾーン番号とのうちの少なくとも一方である。図 2 1 の場合、領域 1 から 6 まで、ゾーン 1 から 3 まで、領域番号とゾーン番号とがそれぞれ 1 から昇順に番号が付与され、ゾーン 1 からゾーン 3 まで、ゾーン番号が昇順に付与されているが、これに限らず各領域、各ゾーンの生体の状態に応じた順序尺度が区別できればどのような値であってもよい。

【 0 1 6 9 】

属性算出部 1 8 0 1 は、同一個人において異なる時刻に測定した疾病ゲイン、補正疾病高域パワ比及びプロット情報において、前回の測定値から今回の測定値までの変化量である差分値情報を算出する（ステップ S 1 9 0 2）。差分値情報は、今回と前回との測定値の変化量のみならず、前回と前々回との測定値の変化量、さらにその前、というように時系列の変化の履歴がわかるログ情報であってもよい。

【 0 1 7 0 】

判別部 1 8 0 2 は、差分値情報と、今回測定した疾病ゲイン、疾病高域パワ比、補正疾病高域パワ比及びプロット情報と、前回測定した疾病ゲイン、疾病高域パワ比、補正疾病高域パワ比及びプロット情報のうち少なくとも一つを含む属性情報を用いて、あらかじめ記録部 1 0 7 に記録されている識別情報である決定木に基づいて判別を行う（ステップ S 1 9 0 3）。

【 0 1 7 1 】

図 2 2 は、決定木の一例である。図 2 2 に示される決定木を用いて判別を行う場合、属性算出部 1 8 0 1 から判別部 1 8 0 2 に出力される属性情報は、プロット情報と前回と現在の補正疾病高域パワ比を含む。これに限らずどのような決定木を用いるかにより属性情報は異なる。また、決定木は、人種や疾病、対象年齢、識別する情報等の利用用途に応じて変化する。

【 0 1 7 2 】

図 2 2 に示される丸で囲まれたノードと呼ばれる箇所に記載されている属性情報と所定値とが比較され、比較結果に従って上段から下段へと判別される。判別の結果、四角で囲まれた葉と呼ばれる部分に分類されれば判別が終了する。あらかじめ、各葉に対応して、判別結果と信頼度および判別理由を設定しておき、判別結果と一緒に表示すれば、測定者による判別結果の解説に役立つ。なお、図 2 2 の各葉には、発作、不良、又は良好の判別結果と、信頼度（パーセント表示）とが記載されている。さらに、2 次元マップと被験者の時系列の分析結果とを同時に表示すれば、視覚的にも容易に状態の変化を理解することができる。

【 0 1 7 3 】

出力結果の一例を図 2 3 に示す。図 2 3 のグラフは、今回、前回及び前々回の連続する 3 回の肺音分析結果を 2 次元マップに表示したものである。

【 0 1 7 4 】

このように、肺音分析結果を時系列がわかるように表示すれば、肺の状態変化を視覚的に理解しやすくなる。2 次元マップは、分析結果が右上側に近寄るほど状態が悪化していることを意味しているため、図 2 3 の場合、連続する 3 回の肺音分析における診断結果が順に領域 4、領域 2、そして、領域 1 へと推移したことで、徐々に状態が悪化していることが容易に把握できる。

【 0 1 7 5 】

さらに、第 3 者が理解しやすいように、決定木等の識別情報を用いて判別された判別結果や判別理由の文言が表示されてもよい。信頼度は、訓練データを用いて決定木を学習させた際の、各葉に訓練データが正しく分類される精度を利用してもよい。また、テストデータを用いて決定木の判別能力をテストした際の分類精度を利用してもよい。もちろん、

10

20

30

40

50

他の方法によって信頼度を決定してもよい。

【0176】

なお、上述の説明では決定木を用いたが、他の識別情報を用いても構わない。例えば、SVM（サポートベクターマシン）やニューラルネットワーク、GMM（Gaussian Mixture Model）、K-means法などの教師付き分類手法や、アプリアリオリなどの相関ルール、自己組織化マップなどの教師無し分類手法を用いてもよく、利用用途に応じて識別情報を変える構成であってもよい。

【0177】

なお、疾病による生体の状態変化は、個人差および服薬などの治療状態によっても変化するため、個人ごとに所定値を学習させ、逐次的に所定値を更新するような構成であってもよい。

10

【0178】

例えば、定期的に同一個人の生体音を測定している場合、他の検査機器の結果や医師による診断に基づいて、各測定値に対して肺状態の良好又は不良の正解ラベルを付与し、蓄積された測定値と正解ラベルに基づいて肺状態の良好又は不良を精度よく識別できるように識別情報や所定値を学習させてもよい。この構成によると、個人ごとに適切な識別情報および所定値を設定することができ、識別精度を向上させることができる。

【0179】

なお、識別情報で用いる情報として、信号分析部106での分析結果以外の情報を用いてもよい。例えば、血圧、体温、血液検査、肺機能検査、呼気NO検置及びIOS等の他の検査結果であってもよい。また、例えば、疾病に関する患者へのアンケート結果、医師による臨床評価項目や身体所見、患者および家族の病歴や既往歴であってもよい。また例えば身長、年齢、体重、性別、体表面積、BMI（ボディ・マス・インデックス）等の患者の身体基礎情報であってもよいし、気温、湿度、気圧などの天候情報や、花粉の飛散状況や大気汚染状況などの大気情報、運動の有無や歩数計などによる患者の活動情報、状態悪化時の時刻などでもよい。この構成によると、患者ごとで状態悪化時に特有の特徴量を加味して状態の良好又は不良を識別して患者の状態を推定でき、識別精度を向上させることができる。

20

【0180】

例えば、喘息の場合、運動によって発作を起こしやすい人や、気圧の変化によって発作を起こしやすい人など、状態悪化の要因は個人によって様々であり、生体音の分析結果と他の情報を組み合わせることは識別精度向上に有効である。

30

【0181】

なお、図21で示されている6つの領域は分割の一例であって、疾病の種類や各領域の意味づけなどにより、さらに多くの領域への分割や、分割の方法が異なってもよい。各領域の意味づけとは、例えば、スパイロメータや呼気NO測定器などの他の検査装置の値により、各領域が関連付けられる場合がある。スパイロメータの値の良し悪しと、呼気NOの値の良し悪しの組み合わせにより、スパイロメータと呼気NOの値が共に悪い人が分類されやすい領域を領域A、スパイロメータも呼気NOの値も共に良好な人が分類されやすい領域を領域B、どちらか片方の値が悪い人が分類されやすい領域を領域Cとなるように2次元マップが分割されてもよい。

40

【0182】

（その他の変形例）

なお、本発明を上記実施の形態に基づいて説明してきたが、本発明は、上記の実施の形態に限定されず、以下のような場合も本発明に含まれる。

【0183】

（1）上記の各装置の全部、もしくは一部を、マイクロプロセッサ、ROM、RAM、ハードディスクユニットなどから構成されるコンピュータシステムで構成した場合。前記RAMまたはハードディスクユニットには、上記各装置と同様の動作を達成するコンピュータプログラムが記憶されている。前記マイクロプロセッサが、前記コンピュータプログ

50

ラムに従って動作することにより、各装置はその機能を達成する。

【0184】

(2) 上記の各装置を構成する構成要素の一部または全部は、一つのシステムLSI (Large Scale Integration (大規模集積回路)) から構成されているとしてもよい。システムLSIは、複数の構成部を1個のチップ上に集積して製造された超多機能LSIであり、具体的には、マイクロプロセッサ、ROM、RAMなどを含んで構成されるコンピュータシステムである。前記RAMには、上記各装置と同様の動作を達成するコンピュータプログラムが記憶されている。前記マイクロプロセッサが、前記コンピュータプログラムに従って動作することにより、システムLSIは、その機能を達成する。

10

【0185】

(3) 上記の各装置を構成する構成要素の一部または全部は、各装置に脱着可能なICカードまたは単体のモジュールから構成されているとしてもよい。前記ICカードまたは前記モジュールは、マイクロプロセッサ、ROM、RAMなどから構成されるコンピュータシステムである。前記ICカードまたは前記モジュールは、上記の超多機能LSIを含むとしてもよい。マイクロプロセッサが、コンピュータプログラムに従って動作することにより、前記ICカードまたは前記モジュールは、その機能を達成する。このICカードまたはこのモジュールは、耐タンパ性を有するとしてもよい。

【0186】

(4) 本発明は、上記に示すコンピュータの処理で実現する方法であるとしてもよい。また、本発明は、これらの方法をコンピュータにより実現するコンピュータプログラムであるとしてもよいし、前記コンピュータプログラムからなるデジタル信号であるとしてもよい。

20

【0187】

また、本発明は、前記コンピュータプログラムまたは前記デジタル信号をコンピュータ読み取り可能な記録媒体に記録したものとしてもよい。コンピュータ読み取り可能な記録媒体は例えば、フレキシブルディスク、ハードディスク、CD-ROM、MO、DVD、DVD-ROM、DVD-RAM、BD (Blu-ray Disc)、半導体メモリなどである。また、本発明は、これらの記録媒体に記録されている前記デジタル信号であるとしてもよい。

30

【0188】

また、本発明は、前記コンピュータプログラムまたは前記デジタル信号を、電気通信回線、無線または有線通信回線、インターネットを代表とするネットワーク、データ放送等を経由して伝送するものとしてもよい。

【0189】

また本発明は、マイクロプロセッサとメモリを備えたコンピュータシステムであって、前記メモリは、上記コンピュータプログラムを記憶しており、前記マイクロプロセッサは、前記コンピュータプログラムに従って動作するとしてもよい。

【0190】

また前記プログラムまたは前記デジタル信号を前記記録媒体に記録して移送することにより、または前記プログラムまたは前記デジタル信号を、前記ネットワーク等を経由して移送することにより、独立した他のコンピュータシステムにより実施するとしてもよい。

40

【0191】

(5) 上記実施の形態および上記変形例をそれぞれ組み合わせるとしてもよい。

【産業上の利用可能性】

【0192】

以上のように、本発明に係る生体音検査装置およびその方法は、年齢や身長等による補正や呼吸のコントロールを必要とせず、肺音を測定することで、簡単に気道内の状態と肺実質の状態とを同時に定量化することができるという効果を有し、疾病等での肺の状態推定等に有効である。

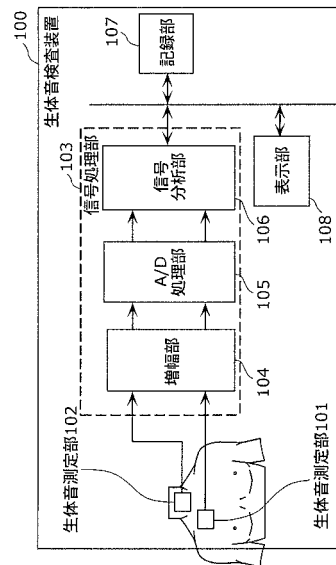
50

【符号の説明】

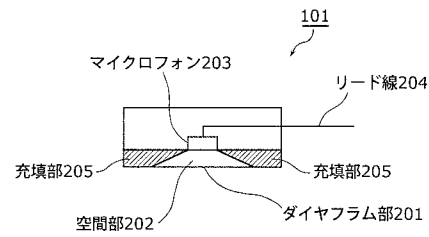
【0193】

100、1200	生体音検査装置	
101、102	生体音測定部	
103	信号処理部	
104	増幅部	
105	A / D 処理部	
106	信号分析部	
107	記録部	
108	表示部	10
201	ダイヤフラム部	
202	空間部	
203	マイクロフォン	
204	リード線	
205	充填部	
301	パワ算出部	
302、312	基準パワ算出部	
303	疾病高域パワ比算出部	
304	パワ比算出部	
305	疾病ゲイン算出部	20
306	補正部	
1201	状態推定部	
1300	状態数値化部	
1301、1802	判別部	
1800	補正值算出部	
1801	属性値算出部	

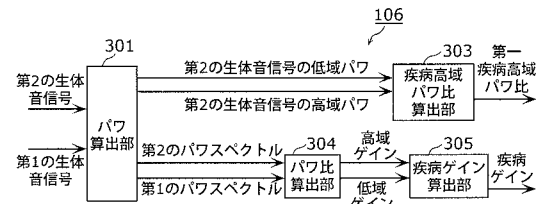
【図 1】



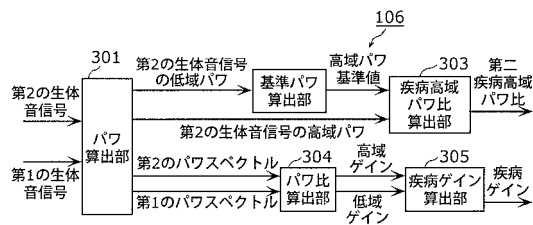
【図 2】



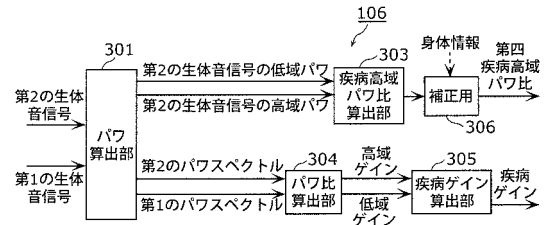
【図 3 A】



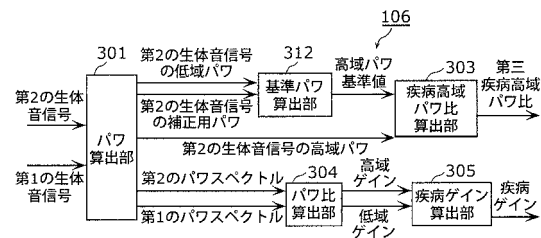
【図 3 B】



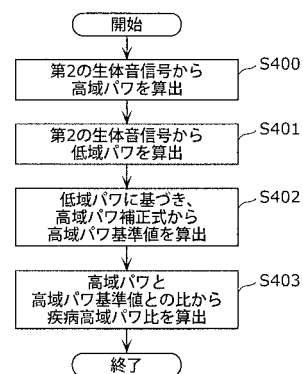
【図 3 D】



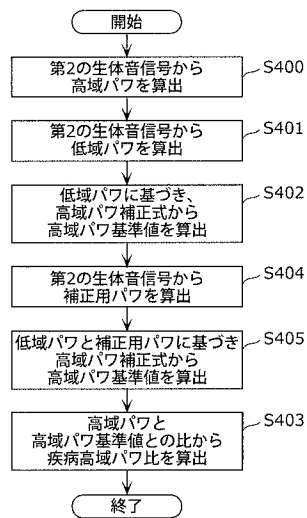
【図 3 C】



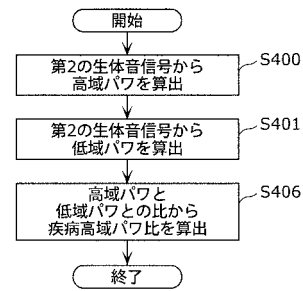
【図 4 A】



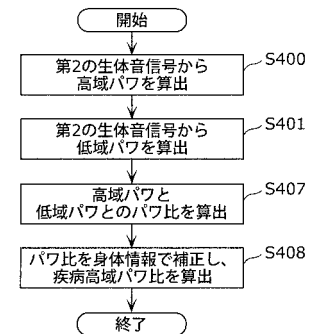
【図 4 B】



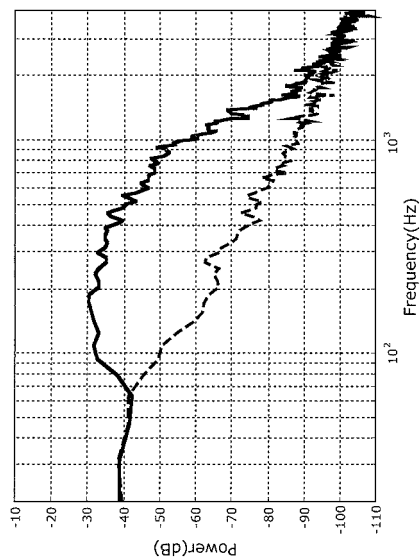
【図 4 C】



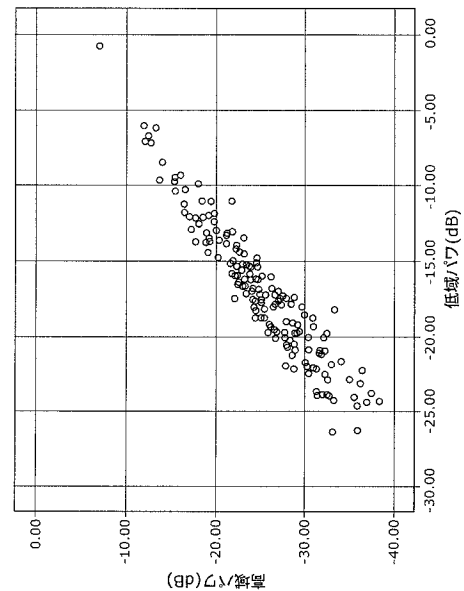
【図 4 D】



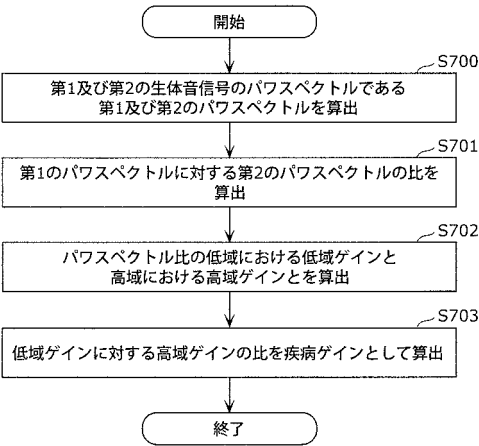
【図 5】



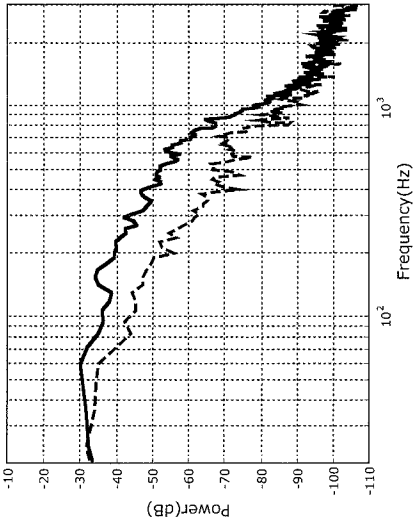
【図 6】



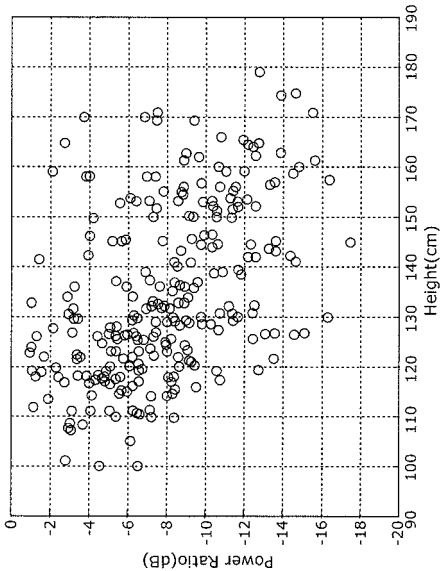
【図 7】



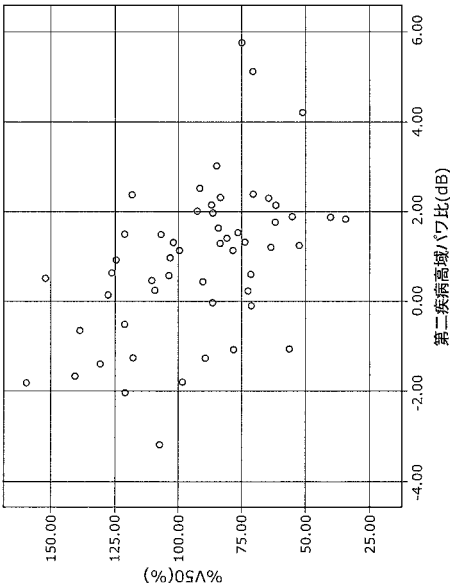
【図 8】



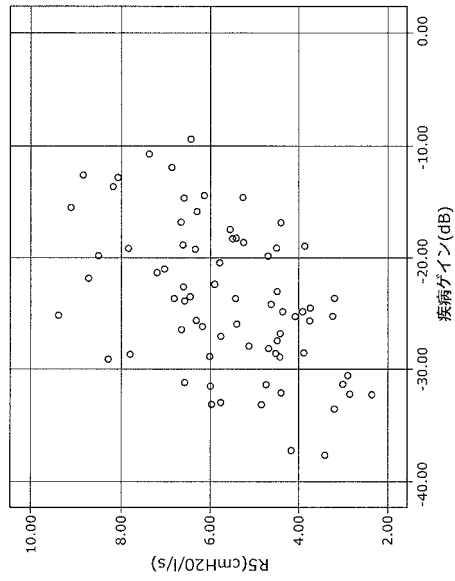
【図 9】



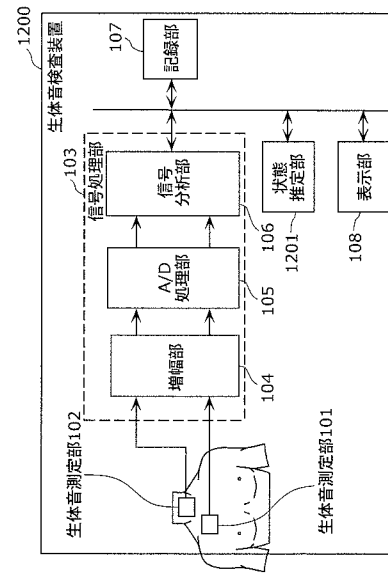
【図 10】



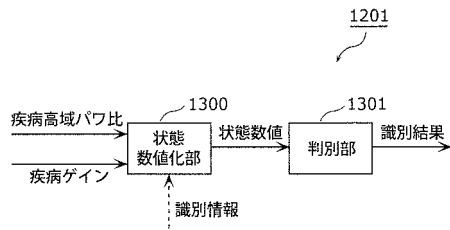
【図 1 1】



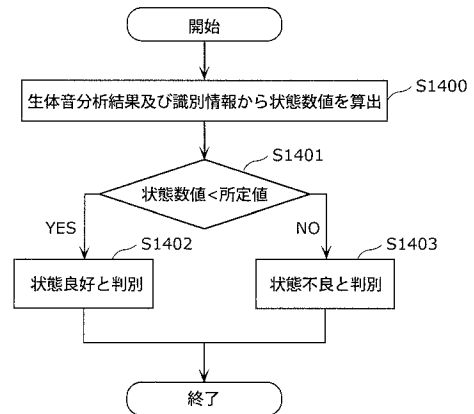
【図 1 2】



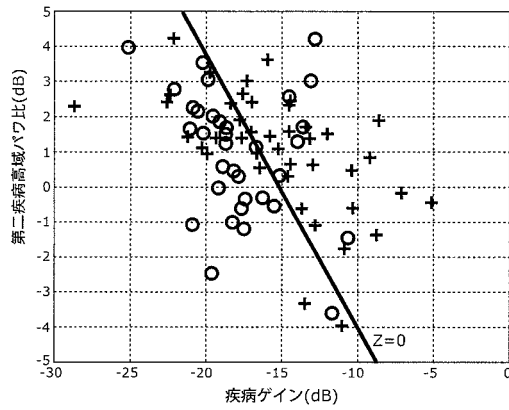
【図 1 3】



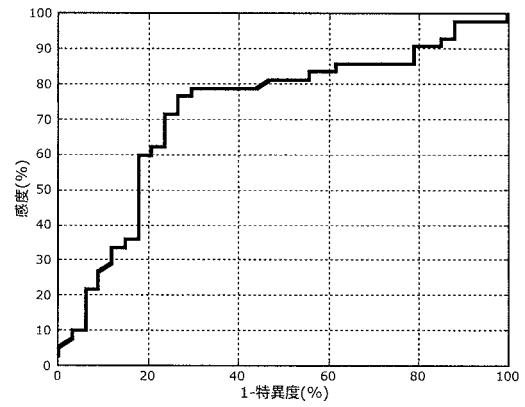
【図 1 4】



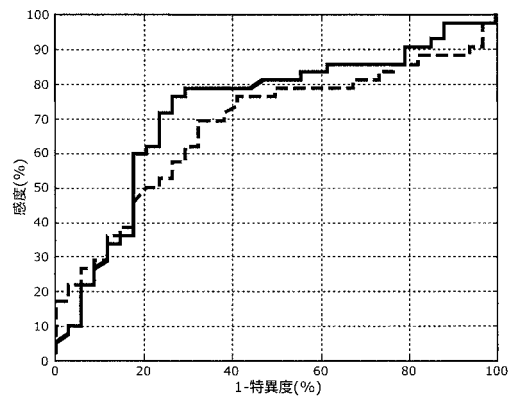
【図 15】



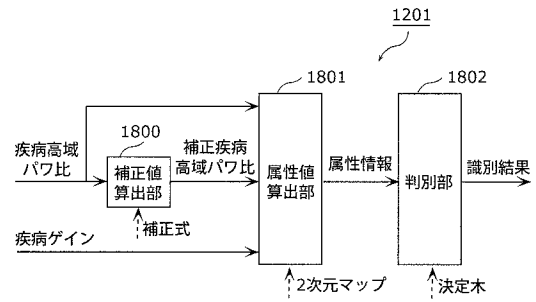
【図 16】



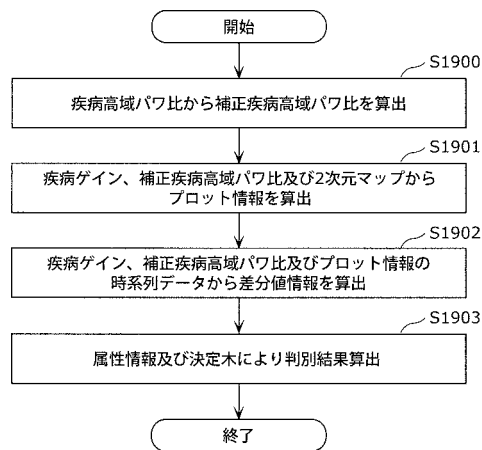
【図 17】



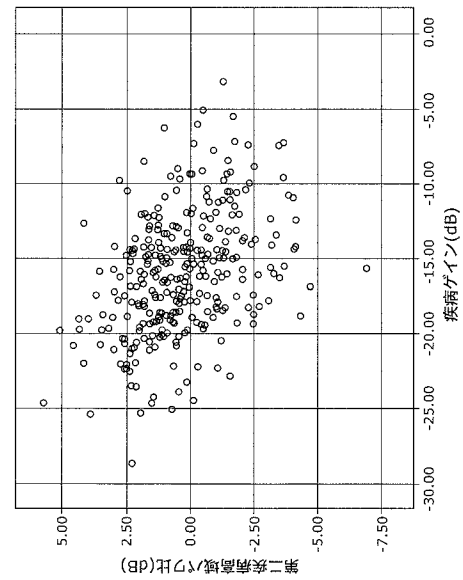
【図 18】



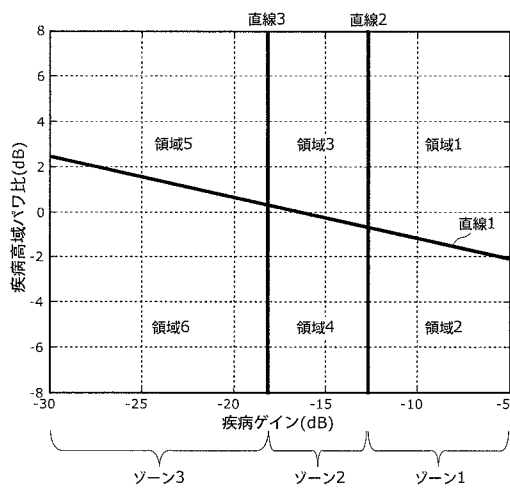
【図 19】



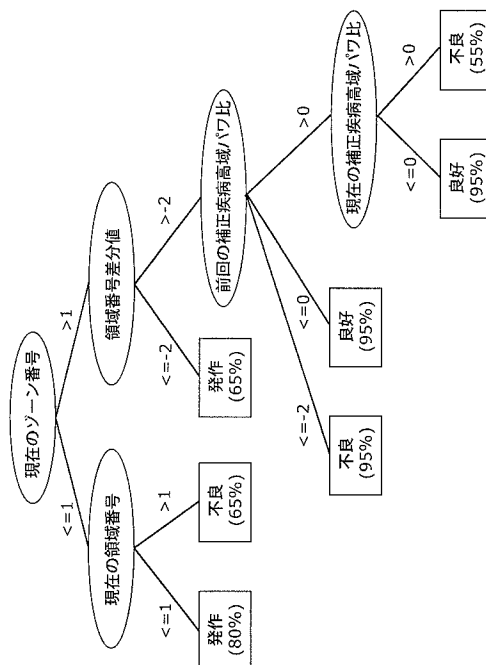
【図 20】



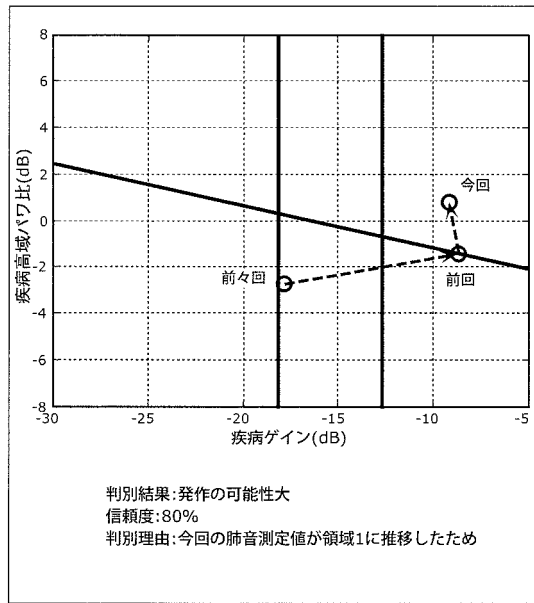
【図 21】



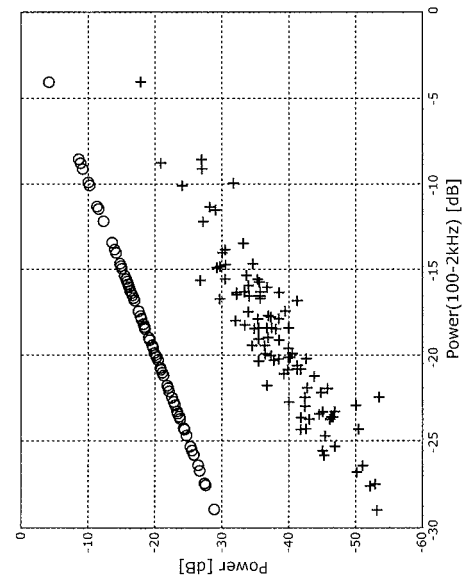
【図 22】



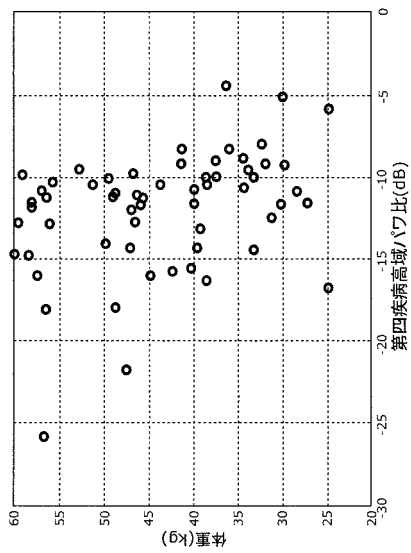
【図 2 3】



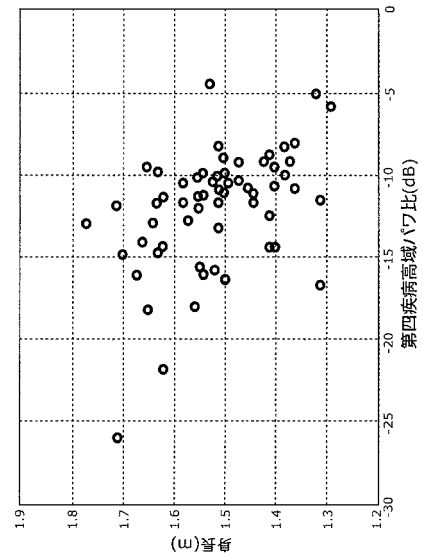
【図 2 4】



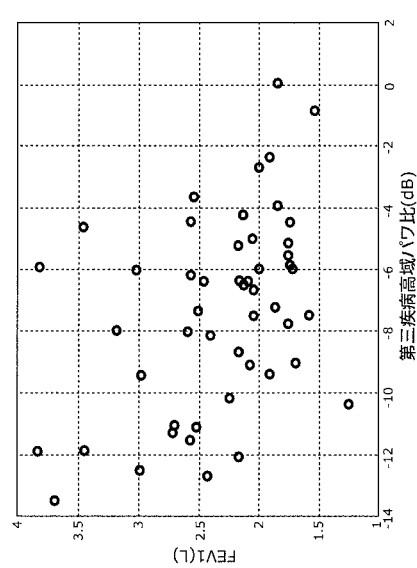
【図 2 5 A】



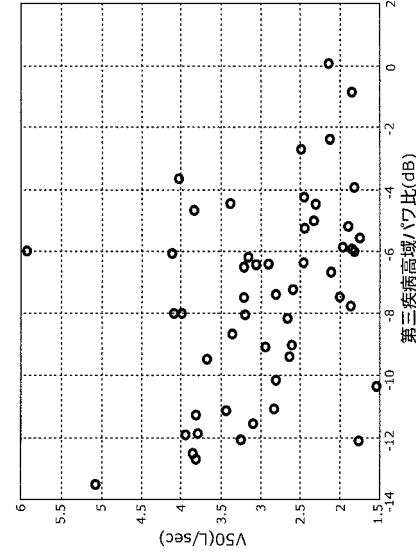
【図 2 5 B】



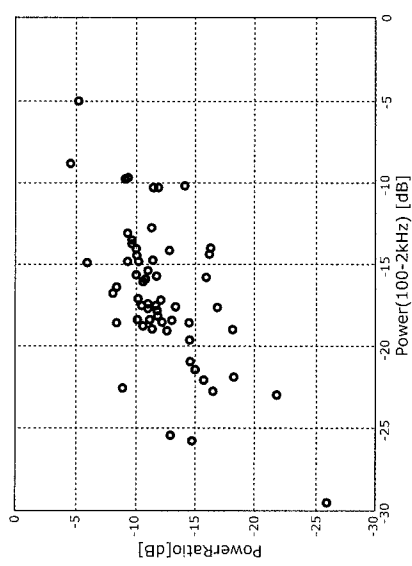
【図 2 6 A】



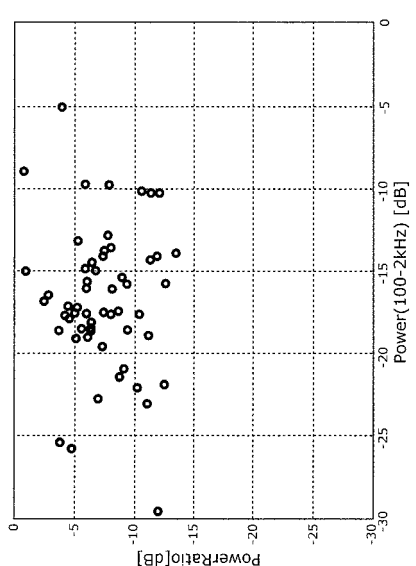
【図 2 6 B】



【図 2 7 A】



【図 2 7 B】



フロントページの続き

- (72)発明者 村上 佳津美
日本国大阪府大阪狭山市大野東 3 7 7 - 2 近畿大学医学部内
- (72)発明者 長坂 行雄
日本国大阪府大阪狭山市大野東 3 7 7 - 2 近畿大学医学部内

審査官 九鬼 一慶

- (56)参考文献 国際公開第 2 0 0 6 / 1 2 9 5 1 7 (W O , A 1)
特開 2 0 0 7 - 0 1 4 5 0 1 (J P , A)
特表 2 0 0 4 - 5 1 2 0 6 6 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 0 2 7 7 5 1 (J P , A)
特許第 3 6 0 4 1 2 7 (J P , B 2)
特表 2 0 1 1 - 5 2 2 5 8 2 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
- | | |
|---------|---------|
| A 6 1 B | 5 / 0 8 |
| A 6 1 B | 5 / 0 0 |
| A 6 1 B | 7 / 0 4 |

专利名称(译)	重要的声音检查装置和生物声音检查方法		
公开(公告)号	JP5519778B2	公开(公告)日	2014-06-11
申请号	JP2012508280	申请日	2011-11-04
申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
[标]发明人	堀井則彰 山田麻紀 土生川千珠 村上佳津美 長坂行雄		
发明人	堀井 則彰 山田 麻紀 土生川 千珠 村上 佳津美 長坂 行雄		
IPC分类号	A61B5/08 A61B5/00 A61B7/04		
CPC分类号	A61B7/003 A61B5/08 A61B5/0816 A61B5/082 A61B5/085 A61B5/087 A61B5/7257 A61B7/00 A61B7/026 A61B7/04 A61B2562/0204		
FI分类号	A61B5/08 A61B5/00.101.R A61B7/04.V		
代理人(译)	新居 広守		
优先权	2010247952 2010-11-04 JP		
其他公开文献	JPWO2012060107A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

第一生物声音测量单元 (101) , 用于生成生物体的第一部分的第二生物声音信号, 该生物体声音信号是用于基于所获取的生物声音准确地估计生物体的状态的生物声音检查设备, 并且来自第一部分第二生物体声音测量单元 (102) , 其产生靠近生物体声音的声源的第二部分的第二生物体声音信号, 以及计算第一生物体声音信号与第二生物体声音信号的功率的功率比通过执行计算以抑制呼吸流量和身体的体格中的至少一个对计算单元 (304) 和功率比的影响, 身体中的身体声音的传输特性指标是身体声音特性之一。要计算的疾病增益计算单元 (305) ; 功率计算单元 (301) , 用于计算第一功率, 该第一功率是第一频带中的第二生物声音信号的功率; 至少有一个体质的影子通过执行抑制操作包括身体的声音, 其计算作为其他的身体声音特性之一, 并且 (303) 疾病高频功率比计算单元的声音特性的指标。

