

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2015-188638

(P2015-188638A)

(43) 公開日 平成27年11月2日(2015.11.2)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 7/04 (2006.01)	A 6 1 B 7/04 L	4 C 0 3 8
A 6 1 B 5/08 (2006.01)	A 6 1 B 5/08	

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2014-68879 (P2014-68879)
 (22) 出願日 平成26年3月28日 (2014. 3. 28)

(71) 出願人 000005016
 パイオニア株式会社
 神奈川県川崎市幸区新小倉1番1号
 (74) 代理人 100104765
 弁理士 江上 達夫
 (74) 代理人 100107331
 弁理士 中村 聡延
 (72) 発明者 大久保 英幸
 神奈川県川崎市幸区新小倉1番1号 パイ
 オニア株式会社内
 (72) 発明者 亀谷 隆真
 神奈川県川崎市幸区新小倉1番1号 パイ
 オニア株式会社内

最終頁に続く

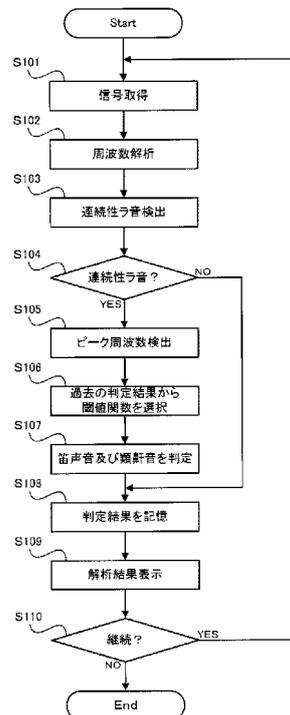
(54) 【発明の名称】呼吸音解析装置及び呼吸音解析方法、並びにコンピュータプログラム及び記録媒体

(57) 【要約】

【課題】呼吸音に含まれる連続性ラ音を好適に解析する。

【解決手段】呼吸音解析装置は、呼吸音から所定の時間間隔で連続性ラ音を含む呼吸音成分を取得する成分取得手段(210)、呼吸音成分に含まれる所定の特徴に対応する周波数を取得する周波数取得手段(230)と、所定の時間間隔ごとに、所定の特徴に対応する周波数と所定の閾値との関係に基づいて、呼吸音成分に含まれる笛声音成分と類鼾音成分とを判定する判定手段(240)と、判定手段による過去の判定結果に基づいて、所定の閾値を調整する調整手段(250、260)とを備える。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

呼吸音から所定の時間間隔で連続性ラ音を含む呼吸音成分を取得する成分取得手段と、前記呼吸音成分に含まれる所定の特徴に対応する周波数を取得する周波数取得手段と、前記所定の時間間隔ごとに、前記所定の特徴に対応する周波数と所定の閾値との関係に基づいて、前記呼吸音成分に含まれる笛声音成分と類鼾音成分とを判定する判定手段と、前記判定手段による過去の判定結果に基づいて、前記所定の閾値を調整する調整手段とを備えることを特徴とする呼吸音解析装置。

【請求項 2】

前記所定の特徴は、極大値であることを特徴とする請求項 1 に記載の呼吸音解析装置。

10

【請求項 3】

前記判定手段は、前記呼吸音成分に含まれる前記笛声音成分と前記類鼾音成分との割合を判定することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の呼吸音解析装置。

【請求項 4】

前記調整手段は、前記過去の判定結果に近い判定結果となる方向に、前記閾値を調整することを特徴とする請求項 1 から 3 のいずれか一項に記載の呼吸音解析装置。

【請求項 5】

前記調整手段は、前記過去の判定結果が前記笛声音成分である場合には、前記所定の閾値が低くなるように調整し、前記過去の判定結果が前記類鼾音成分である場合には、前記所定の閾値が高くなるように調整することを特徴とする請求項 4 に記載の呼吸音解析装置。

20

【請求項 6】

前記調整手段は、複数回の前記過去の判定結果に基づいて、前記所定の閾値を調整することを特徴とする請求項 1 から 5 のいずれか一項に記載の呼吸音解析装置。

【請求項 7】

前記調整手段は、複数回の前記過去の判定結果について、過去のものであるほど影響が小さくなるように重み付けを行うことを特徴とする請求項 6 に記載の呼吸音解析装置。

【請求項 8】

前記所定の閾値は、前記所定の特徴に対応する周波数に応じて変動するものであることを特徴とする請求項 1 から 7 のいずれか一項に記載の呼吸音解析装置。

30

【請求項 9】

呼吸音から所定の時間間隔で連続性ラ音を含む呼吸音成分を取得する成分取得工程と、前記呼吸音成分に含まれる所定の特徴に対応する周波数を取得する周波数取得工程と、前記所定の特徴に対応する周波数と、所定の閾値との関係に基づいて、前記呼吸音成分に含まれる笛声音成分と類鼾音成分とを判定する判定工程と、前記判定工程による過去の判定結果に基づいて、前記所定の閾値を調整する調整工程とを備えることを特徴とする呼吸音解析装置。

【請求項 10】

呼吸音から所定の時間間隔で連続性ラ音を含む呼吸音成分を取得する成分取得工程と、前記呼吸音成分に含まれる所定の特徴に対応する周波数を取得する周波数取得工程と、前記所定の特徴に対応する周波数と、所定の閾値との関係に基づいて、前記呼吸音成分に含まれる笛声音成分と類鼾音成分とを判定する判定工程と、前記判定工程による過去の判定結果に基づいて、前記所定の閾値を調整する調整工程とをコンピュータに実行させることを特徴とするコンピュータプログラム。

40

【請求項 11】

請求項 10 に記載のコンピュータプログラムが記録されていることを特徴とする記録媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

50

本発明は、例えば連続性ラ音を含む呼吸音を解析する呼吸音解析装置及び呼吸音解析方法、並びにコンピュータプログラム及び記録媒体の技術分野に関する。

【背景技術】

【0002】

この種の装置として、電子聴診器等によって検出される生体の呼吸音について、含まれている複数の音種（例えば、正常呼吸音と異常呼吸音）を夫々判別するものが知られている。例えば特許文献1では、スペクトル上の局所分散値に基づいて、正常呼吸音と連続性ラ音との判別を行うという手法が提案されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

10

【0003】

【特許文献1】特開2004-357758号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

しかしながら、上述した特許文献1に記載されているような技術では、連続性ラ音を笛声音と類鼾音とに分類することができない。即ち、呼吸音を正常呼吸音と異常呼吸音である連続性ラ音とに分離できたとしても、連続性ラ音について更なる分離を行えないという技術的問題点がある。

【0005】

20

本発明が解決しようとする課題には、上記のようなものが一例として挙げられる。本発明は、呼吸音に含まれる連続性ラ音を好適に解析可能な呼吸音解析装置及び呼吸音解析方法、並びにコンピュータプログラム及び記録媒体を提供することを課題とする。

【課題を解決するための手段】

【0006】

上記課題を解決するための呼吸音解析装置は、呼吸音から所定の時間間隔で連続性ラ音を含む呼吸音成分を取得する成分取得手段と、前記呼吸音成分に含まれる所定の特徴に対応する周波数を取得する周波数取得手段と、前記所定の時間間隔ごとに、前記所定の特徴に対応する周波数と所定の閾値との関係に基づいて、前記呼吸音成分に含まれる笛声音成分と類鼾音成分とを判定する判定手段と、前記判定手段による過去の判定結果に基づいて、前記所定の閾値を調整する調整手段とを備える。

30

【0007】

上記課題を解決するための呼吸音解析方法は、呼吸音から所定の時間間隔で連続性ラ音を含む呼吸音成分を取得する成分取得工程と、前記呼吸音成分に含まれる所定の特徴に対応する周波数を取得する周波数取得工程と、前記所定の特徴に対応する周波数と、所定の閾値との関係に基づいて、前記呼吸音成分に含まれる笛声音成分と類鼾音成分とを判定する判定工程と、前記判定工程による過去の判定結果に基づいて、前記所定の閾値を調整する調整工程とを備える。

【0008】

40

上記課題を解決するためのコンピュータプログラムは、呼吸音から所定の時間間隔で連続性ラ音を含む呼吸音成分を取得する成分取得工程と、前記呼吸音成分に含まれる所定の特徴に対応する周波数を取得する周波数取得工程と、前記所定の特徴に対応する周波数と、所定の閾値との関係に基づいて、前記呼吸音成分に含まれる笛声音成分と類鼾音成分とを判定する判定工程と、前記判定工程による過去の判定結果に基づいて、前記所定の閾値を調整する調整工程とをコンピュータに実行させる。

【0009】

上記課題を解決するための記録媒体は、上述したコンピュータプログラムが記録されている。

【図面の簡単な説明】

【0010】

50

【図 1】第 1 実施例に係る呼吸音解析装置の全体構成を示すブロック図である。

【図 2】第 1 実施例に係る呼吸音解析装置の動作を示すフローチャートである。

【図 3】比較例に係る連続性ラ音判定における問題点を示す概念図である。

【図 4】第 1 実施例に係る閾値の初期値を示すグラフである。

【図 5】第 1 実施例に係る閾値の調整後の値を示すグラフ（その 1）である。

【図 6】第 1 実施例に係る閾値の調整後の値を示すグラフ（その 2）である。

【図 7】第 1 実施例に係る連続性ラ音判定結果の表示例を示すグラフ（その 1）である。

【図 8】第 1 実施例に係る連続性ラ音判定結果の表示例を示すグラフ（その 2）である。

【図 9】第 1 実施例及び比較例に係る呼吸音解析装置により笛声音を解析する例を示す概念図である。

【図 10】第 1 実施例及び比較例に係る呼吸音解析装置により類鼾音を解析する例を示す概念図である。

【図 11】第 2 実施例に係る閾値の調整方法を示す図である。

【図 12】第 2 実施例に係る閾値の調整後の値を示すグラフである。

【図 13】第 3 実施例に係る閾値の初期値を示すグラフである。

【発明を実施するための形態】

【0011】

< 1 >

本実施形態に係る呼吸音解析装置は、呼吸音から所定の時間間隔で連続性ラ音を含む呼吸音成分を取得する成分取得手段と、前記呼吸音成分に含まれる所定の特徴に対応する周波数を取得する周波数取得手段と、前記所定の時間間隔ごとに、前記所定の特徴に対応する周波数と所定の閾値との関係に基づいて、前記呼吸音成分に含まれる笛声音成分と類鼾音成分とを判定する判定手段と、前記判定手段による過去の判定結果に基づいて、前記所定の閾値を調整する調整手段とを備える。

【0012】

本実施形態に係る呼吸音解析装置によれば、その動作時には、先ず呼吸音から連続性ラ音を含む呼吸音成分が取得される。具体的には、正常呼吸音や異常呼吸音等の様々な音を含む呼吸音から、周知の技術等を利用して、連続性ラ音を含む呼吸音成分が抽出される。ただし、ここで取得される呼吸音成分は、連続性ラ音のみを含む呼吸音成分に限定されるものではない。即ち、取得される呼吸音成分は、連続性ラ音以外の音を含んでいても構わない。

【0013】

呼吸音成分が取得されると、呼吸音成分に含まれる所定の特徴に対応する周波数が取得される。なお、ここでの「所定の特徴」とは、呼吸音成分に含まれる音種に応じて特定の周波数に発生する特徴を意味しており、例えば周波数解析された信号に現れるピーク等である。

【0014】

所定の特徴に対応する周波数が取得されると、取得した周波数と所定の閾値との関係に基づいて、呼吸音成分に含まれる笛声音成分と類鼾音成分とが判定される。即ち、連続性ラ音を含む呼吸音成分に、連続性ラ音である笛声音成分及び類鼾音成分が含まれているか否かが判定される。なお、ここでの判定は、呼吸音成分中の笛声音成分及び類鼾音成分の存在に関する判定であれば特に限定されるものではない。例えば、呼吸音成分に、笛声音成分及び類鼾音成分のいずれが含まれているか、又は両方が含まれているかを判定するものであってもよい。或いは、笛声音成分及び類鼾音成分がどのような割合で含まれているかを判定するものであってもよい。また、笛声音成分及び類鼾音成分が含まれる可能性を判定するものであっても構わない。

【0015】

本実施形態では特に、上述した判定が所定の時間間隔で行われる。即ち、連続性ラ音に笛声音成分及び類鼾音成分が含まれているか否かの判定は、連続して複数回実行される。そして本発明では更に、過去の判定結果に基づいて所定の閾値が調整される。よって、調

10

20

30

40

50

整後の所定の閾値を用いた判定では、過去の判定結果を考慮して判定を行うことができる。このため、変化しない単一の閾値を用いる場合と比べて、好適に笛声音成分と類鼾音成分との判定が行える。

【0016】

なお、閾値の調整に用いる過去の判定結果は、典型的には直前の判定結果（即ち、直前の時間間隔での判定結果）であるが、複数の判定結果が存在する場合いずれの判定結果を用いても構わない。また、複数回の判定結果を夫々利用して（即ち、複数個の判定結果を利用して）調整を行ってもよい。

【0017】

以上説明したように、本実施形態に係る呼吸音解析装置によれば、連続性ラ音である笛声音及び類鼾音を好適に判別することが可能である。

10

【0018】

< 2 >

本実施形態に係る呼吸音解析装置の一態様では、前記所定の特徴は、極大値である。

【0019】

この態様によれば、例えば呼吸音を示す信号に対して、高速フーリエ変換（FFT：Fast Fourier Transform）等による周波数解析が実行され、解析結果の極大値（即ち、ピーク）に対応する周波数に関する情報が取得される。なお、周波数に関する情報は、極大値の位置に対応するものとして取得されるが、極大値の位置と完全に一致する周波数でなくとも、極大値の近傍位置に対応する周波数に関する情報として取得されてもよい。

20

【0020】

上述したように、呼吸音における所定の特徴として極大値を利用することで、より容易且つ的確に周波数を取得できる。

【0021】

< 3 >

本実施形態に係る呼吸音解析装置の他の態様では、前記判定手段は、前記呼吸音成分に含まれる前記笛声音成分と前記類鼾音成分との割合を判定する。

【0022】

この態様によれば、呼吸音成分に、笛声音成分と類鼾音成分とがどのような割合で含まれているかが判定される。よって、例えば呼吸音に基づく健康状態の診断等を適切に行うことが可能となる。なお、笛声音成分及び類鼾音成分以外の成分についても割合を判定するようにしてもよい。

30

【0023】

< 4 >

本実施形態に係る呼吸音解析装置の他の態様では、前記調整手段は、前記過去の判定結果に近い判定結果となる方向に、前記閾値を調整する。

【0024】

この態様によれば、閾値の調整により、過去の判定結果に近い判定結果が出やすくなる。例えば、過去の判定において連続性ラ音が笛声音成分を含むと判定されていた場合には、その後の判定においても笛声音成分と判定されやすくなる（言い換えれば、類鼾音成分を含むと判定され難くなる）。これにより、例えば取得した周波数の一時的な変動により、笛声音成分であるものが類鼾音成分として判定されたり、類鼾音成分であるものが笛声音成分として判定されたりすることを防止できる。即ち、誤った判定結果が出てしまうことを防止できる。

40

【0025】

< 5 >

上述した過去の判定結果に近い判定結果となるように閾値を調整する態様では、前記調整手段は、前記過去の判定結果が前記笛声音成分である場合には、前記所定の閾値が低くなるように調整し、前記過去の判定結果が前記類鼾音成分である場合には、前記所定の閾値が高くなるように調整してもよい。

50

【0026】

この場合、過去の判定結果が笛声音成分である場合には、所定の閾値が低くなるように調整されるため、類鼯音より周波数が高い傾向にある笛声音成分であると判定され易くなる。同様に、過去の判定結果が類鼯音成分である場合には、所定の閾値が高くなるように調整されるため、笛声音より周波数が低い傾向にある類鼯音成分であると判定され易くなる。従って、一時的な周波数変動に起因する誤判定を好適に防止できる。

【0027】

< 6 >

本実施形態に係る呼吸音解析装置の他の態様では、前記調整手段は、複数回の前記過去の判定結果に基づいて、前記所定の閾値を調整する。

10

【0028】

この態様によれば、一度の判定結果に基づいて所定の閾値を変更する場合と比べて、より適切な調整が行える。例えば、直前の判定結果に基づいて所定の閾値を変更する場合には、仮に直前の判定結果が誤ったものである場合、その後も誤った判定結果が出やすくなってしまふ。このような場合においても、複数回の過去の判定結果を用いれば、より多くの判定結果を利用することで、過去の判定結果の全体的な傾向を正確に把握することができる。よって、適切な閾値の調整が行え、結果として好適な判定を実行することが可能となる。

【0029】

< 7 >

上述した複数回の過去の判定結果に基づいて閾値を調整する態様では、前記調整手段は、複数回の前記過去の判定結果について、過去のものであるほど影響が小さくなるように重み付けを行ってもよい。

20

【0030】

この場合、複数回の過去の判定結果のうち、比較的過去の判定結果は影響が小さいものとして扱われ、比較的近い時間での判定結果は影響が大きいものとして扱われる。これにより、複数回の過去の結果を単純に平均化して利用する場合と比べて、より適切に閾値を調整することが可能となる。

【0031】

< 8 >

本実施形態に係る呼吸音解析装置の他の態様では、前記所定の閾値は、前記所定の特徴に対応する周波数に応じて変動するものである。

30

【0032】

この態様によれば、所定の特徴に対応する周波数と、所定の特徴に対応する周波数に応じて変動する閾値との関係に基づいて判定が行われる。閾値は、例えば取得された周波数が高いほど、類鼯音よりも笛声音と判定する割合が大きくなるように変動する。このように、周波数に応じて閾値を変動させれば、固定値である閾値を用いる場合と比べて、より適切に笛声音及び類鼯音を判別することができる。なお、閾値をどのように変動させるかは、実験結果等に基づいて予め設定しておけばよい。また、閾値の変動特性を、被測定対象である生体の性別、年齢、身長、体重等に応じて決定するようにしてもよい。

40

【0033】

< 9 >

本実施形態に係る呼吸音解析方法は、呼吸音から所定の時間間隔で連続性ラ音を含む呼吸音成分を取得する成分取得工程と、前記呼吸音成分に含まれる所定の特徴に対応する周波数を取得する周波数取得工程と、前記所定の特徴に対応する周波数と、所定の閾値との関係に基づいて、前記呼吸音成分に含まれる笛声音成分と類鼯音成分とを判定する判定工程と、前記判定工程による過去の判定結果に基づいて、前記所定の閾値を調整する調整工程とを備える。

【0034】

本実施形態に係る呼吸音解析方法によれば、上述した本実施形態に係る呼吸音解析装置

50

と同様に、連続性ラ音である笛声音及び類鼾音を好適に判別することができる。

【0035】

なお、本実施形態に係る呼吸音解析方法においても、上述した本実施形態に係る呼吸音解析装置における各種態様と同様の各種態様を採ることが可能である。

【0036】

<10>

本実施形態に係るコンピュータプログラムは、呼吸音から所定の時間間隔で連続性ラ音を含む呼吸音成分を取得する成分取得工程と、前記呼吸音成分に含まれる所定の特徴に対応する周波数を取得する周波数取得工程と、前記所定の特徴に対応する周波数と、所定の閾値との関係に基づいて、前記呼吸音成分に含まれる笛声音成分と類鼾音成分とを判定する判定工程と、前記判定工程による過去の判定結果に基づいて、前記所定の閾値を調整する調整工程とをコンピュータに実行させる。

10

【0037】

本実施形態に係るコンピュータプログラムによれば、上述した本実施形態に係る呼吸音解析方法と同様の処理をコンピュータに実行させることができるため、連続性ラ音である笛声音及び類鼾音を好適に判別することができる。

【0038】

なお、本実施形態に係るコンピュータプログラムにおいても、上述した本実施形態に係る呼吸音解析装置における各種態様と同様の各種態様を採ることが可能である。

【0039】

<11>

本実施形態に係る記録媒体は、上述したコンピュータプログラムが記録されている。

20

【0040】

本実施形態に係る記録媒体によれば、上述したコンピュータプログラムをコンピュータにより実行させることにより、連続性ラ音である笛声音及び類鼾音を好適に判別することができる。

【0041】

本実施形態に係る呼吸音解析装置及び呼吸音解析方法、並びにコンピュータプログラム及び記録媒体の作用及び他の利得については、以下に示す実施例において、より詳細に説明する。

30

【実施例】

【0042】

以下では、図面を参照して呼吸音解析装置及び呼吸音解析方法、並びにコンピュータプログラム及び記録媒体の実施例について詳細に説明する。

【0043】

<第1実施例>

第1実施例に係る呼吸音解析装置について、図1から図10を参照して説明する。

【0044】

<全体構成>

先ず、第1実施例に係る呼吸音解析装置の全体構成について、図1を参照して説明する。ここに図1は、第1実施例に係る呼吸音解析装置の全体構成を示すブロック図である。

40

【0045】

図1において、第1実施例に係る呼吸音解析装置は、主な構成要素として、生体音センサ110と、信号記憶部120と、信号処理部125と、音声出力部130と、表示部140と、処理部200とを備えて構成されている。

【0046】

生体音センサ110は、生体の呼吸音を検出可能に構成されたセンサである。生体音センサ110は、例えばECM(Electret Condenser Microphone)やピエゾを利用したマイク、振動センサ等で構成されている。

【0047】

50

信号記憶部 120 は、例えば R A M (Random Access Memory) 等のバッファとして構成されており、生体音センサ 110 で検出された呼吸音を示す信号 (以下、適宜「呼吸音信号」と称する) を一時的に記憶する。信号記憶部 120 は、記憶した信号を、音声出力部 130 及び処理部 200 に夫々出力可能に構成されている。

【0048】

信号処理部 125 は、生体音センサ 110 で取得した音を加工して音声出力部 130 に出力する。信号処理部 125 は、例えばイコライザやフィルタとして機能し、取得した音を人が聴き易い状態に加工する。

【0049】

音声出力部 130 は、例えばスピーカやヘッドホンとして構成されており、生体音センサ 110 で検出され、信号処理部 125 で加工された呼吸音を出力する。

10

【0050】

表示部 140 は、例えば液晶モニタ等のディスプレイとして構成されており、処理部 200 から出力される画像データを表示する。

【0051】

処理部 200 は、複数の演算回路やメモリ等を含んで構成されている。処理部 200 は、周波数解析部 210、連続性ラ音検出部 220、ピーク周波数検出部 230、笛声音/類鼾音判定部 240、判定結果保持部 250、閾値関数選択部 260 及び画像生成部 270 を備えている。

【0052】

処理部 200 の各部の動作については後に詳述する。

20

【0053】

<動作説明>

次に、第 1 実施例に係る呼吸音解析装置の動作について、図 2 を参照して説明する。ここに図 2 は、本実施例に係る呼吸音解析装置の動作を示すフローチャートである。

【0054】

図 2 において、本実施例に係る呼吸音解析装置の動作時には、先ず生体音センサ 110 において呼吸音を検出され、処理部 200 による呼吸音信号の取得が行われる (ステップ S101)。

【0055】

呼吸音信号が取得されると、周波数解析部 210 において周波数解析 (例えば、高速フーリエ変換) が実行される (ステップ S102)。周波数解析が実行されると、その結果を用いて、連続性ラ音検出部 220 において、呼吸音信号に含まれる連続性ラ音を含む成分が検出される (ステップ S103)。なお、連続性ラ音を検出する処理は、連続性ラ音以外の呼吸音 (例えば、正常呼吸音や、他の異常呼吸音等) を検出する処理と並行して行われてもよい。ここまでの各処理については、周知の技術を利用して行うことが可能であるため、詳細な説明は省略する。

30

【0056】

連続性ラ音を検出されると (ステップ S104: YES)、周波数ピーク検出部 230 において、連続性ラ音に対応する成分のピーク (極大値) の検出が実行され、ピーク位置に対応する周波数がピーク周波数として検出される (ステップ S105)。ピーク検出する場合には、例えば所定の時間間隔 (例えば、FFT をかける時間間隔等) で、周波数特性の領域において最大値をとる周波数を求めればよい。

40

【0057】

本実施例に係る呼吸音解析装置は、ここで検出されたピーク周波数に基づいて、連続性ラ音が笛声音であるか、又は類鼾音であるかを判定する。具体的には、ピーク周波数と、所定の閾値との大小を比較して、ピーク周波数が所定の周波数より高い場合には笛声音であると判定し、ピーク周波数が所定の周波数より低い場合には類鼾音であると判定する。ただし、本実施例では特に、笛声音及び類鼾音を判定するための閾値として、過去の判定結果に基づいて調整された閾値を利用する。このため本実施例では、ピーク周波数が検出

50

されると、笛声音及び類鼾音の判定に先立って、過去の判定結果に基づく閾値関数が選択される（ステップS106）。具体的には、判定結果保持部250に保持されている過去の判定結果を用いて、閾値関数選択部260による閾値関数の選択が実行される。

【0058】

ここで、上述した閾値関数の選択方法について、図3から図6を参照して具体的に説明する。ここに図3は、比較例に係る連続性ラ音判定における問題点を示す概念図である。また図4は、第1実施例に係る閾値の初期値を示すグラフであり、図5及び図6は夫々、第1実施例に係る閾値の調整後の値を示すグラフである。なお、図3に示されるスペクトルは、正常呼吸音に加えて笛声音を顕著に含む呼吸音のスペクトルである。

【0059】

図3において、笛声音は高音性連続性ラ音、類鼾音は低音性連続性ラ音と呼ばれるように、笛声音と類鼾音とは音の高さ（即ち、周波数）で判別することが可能である。しかしながら、笛声音及び類鼾音は、ピーク周波数が時間的に変化する。このため、図に示すような単一の閾値（即ち、値が変動しない一つの閾値）を利用して笛声音及び類鼾音を判定しようとする比較例では、時間の経過により、判定結果が変化してしまうことがある。例えば、図中に示す笛声音成分のように、ピーク周波数が判定閾値を跨ぐように変化してしまうと、それまでは正確に笛声音と判定されていたものが、誤って類鼾音として判定されることになってしまう。このため本実施例に係る呼吸音解析装置では、過去の判定結果に基づいて閾値を調整する。

【0060】

図4に示すように、第1実施例に係る閾値関数は、閾値である250Hzを境にして判定結果が変化するものとして設定されている。具体的には、ピーク周波数が250Hz以上である場合には、連続性ラ音は笛声音成分を100%含んでおり、類鼾音は含んでいないと判定される。一方、ピーク周波数が250Hz未満である場合には、連続性ラ音は類鼾音成分を100%含んでおり、笛声音は含んでいないと判定される。

【0061】

図5に示すように、第1実施例に係る呼吸音解析装置では、直前の判定において笛声音成分を100%含むものであると判定された場合、閾値が220Hzとなる閾値関数が選択される。この場合、閾値が250Hzから220Hzへと低くされることになる。よって、笛声音成分を100%含むものとして判定され易くなる。具体的には、ピーク周波数が230Hzの場合を考えると、初期の閾値関数（図4参照）によれば類鼾音と判定されることになるが、調整後の閾値関数（図5参照）によれば笛声音と判定される。

【0062】

図6に示すように、第1実施例に係る呼吸音解析装置では、直前の判定において類鼾音成分を100%含むものであると判定された場合、閾値が280Hzとなる閾値関数が選択される。この場合、閾値が250Hzから280Hzへと高くされることになる。よって、類鼾音成分を100%含むものとして判定され易くなる。具体的には、ピーク周波数が270Hzの場合を考えると、初期の閾値関数（図4参照）によれば笛声音と判定されることになるが、調整後の閾値関数（図6参照）によれば類鼾音と判定される。

【0063】

上述したように閾値を調整すれば、図3で示したような場合に発生し得る誤判定を好適に防止することができる。即ち、本実施例に係る呼吸音解析装置では、笛声音及び類鼾音を判定するための閾値が過去の判定結果に基づいて適切なものへと調整されるため、例えば調整されない単一の閾値を用いる場合と比較して、より正確な判定が行える。

【0064】

図2に戻り、笛声音/類鼾音判定部240では、上述したように調整後の閾値を用いて、連続性ラ音が笛声音であるのか、又は類鼾音であるのかが判定される（ステップS107）。なお、このような判定は、所定の時間間隔（例えば、FFTにおける時間区間）ごとに行われる。笛声音/類鼾音判定部240による判定結果は、判定結果保持部250において記憶される（ステップS108）。なお、判定結果保持部250は、複数回の判定

10

20

30

40

50

結果を記憶可能に構成されていてもよい。判定結果保持部 250 に記憶された判定結果は、次の判定において、閾値関数選択部 260 による閾値の選択に用いられる。

【0065】

また、笛声音 / 類鼾音判定部 240 による判定結果は、画像生成部 270 にも出力される。画像生成部 270 では判定結果に基づく画像が生成され、表示部 140 において判定結果が表示される (ステップ S109)。なお、解析結果を表示した後は、解析を継続するか否かが判定される (ステップ S110)。解析を継続すると判定された場合 (ステップ S110: YES)、上述した処理がステップ S101 から再開される。一方、解析を継続しないと判定された場合 (ステップ S110: NO)、一連の処理は終了する。

【0066】

ここで、表示部 140 における解析結果の表示について、図 7 及び図 8 を参照して具体的に説明する。ここに図 7 及び図 8 は夫々、第 1 実施例に係る連続性ラ音判定結果の表示例を示すグラフである。

【0067】

図 7 に示すように、解析結果である笛声音及び類鼾音の割合は、棒グラフとして表示部 150 に表示される。なお、ここでは、連続性ラ音が 100% 笛声音成分であると判定された場合の結果を示している。ただし、この表示方法は一例であり、他の表示態様で表示を行ってもよい。例えば、笛声音及び類鼾音の割合を円グラフとして表示してもよい。或いは、笛声音及び類鼾音の強度を数値化して表示してもよい。

【0068】

図 8 に示すように、笛声音及び類鼾音以外の音種 (例えば、正常呼吸音、水泡音、捻髪音等) についても判定可能な場合には、それらの音種の割合も合わせて表示するようにしてもよい。

【0069】

なお、上述した画像としての出力に代えて或いは加えて、音声データによる出力も可能である。具体的には、笛声音と類鼾音とで別々に音声を出力することができる。或いは、笛声音及び類鼾音の一方だけを強調して音声を出力することができる。

【0070】

< 判定結果の具体例 >

次に、図 9 及び図 10 において解析結果の具体例を挙げて、本実施例の利点について詳細に説明する。ここに図 9 は、第 1 実施例及び比較例に係る呼吸音解析装置により笛声音を解析する例を示す概念図である。また図 10 は、第 1 実施例及び比較例に係る呼吸音解析装置により類鼾音を解析する例を示す概念図である。なお、以下では、変動する閾値 (図 5 及び図 6 を参照) を用いる本実施例に係る呼吸音解析装置、と、単一閾値 (250 Hz) を用いる比較例に係る呼吸音解析装置とで、笛声音及び類鼾音の各々スペクトルを解析する場合を考える。なお、笛声音及び類鼾音の判定は、時刻 $t_1 \sim t_7$ で行われるものとする。

【0071】

図 8 に示すように、ピーク周波数が約 350 Hz から約 200 Hz まで低下するような笛声音が解析対象であるとする。この場合、比較例に係る呼吸音解析装置では、時刻 t_1 から t_6 においては、解析対象である連続性ラ音が笛声音であると正確に判定されている。しかしながら、時刻 t_7 においては、笛声音のスペクトルのピーク周波数が低下している (即ち、閾値である 250 Hz を下回っている) ため、類鼾音と誤って判定されている。

【0072】

一方、本実施例に係る呼吸音解析装置では、時刻 t_1 から t_7 の全ての判定において、解析対象である連続性ラ音が 100% 笛声音であると正確に判定されている。特に、比較例では誤った判定がなされた時刻 t_7 においては、直前の時刻 t_6 での判定における判定結果が笛声音であるため、閾値が笛声音と判定され易いものに変更されている (図 5 参照)。このため、ピーク周波数が 250 Hz を下回る時刻 t_7 においても、笛声音という正

10

20

30

40

50

確な判定結果を得ることができる。

【0073】

図9に示すように、ピーク周波数が約240Hzから約260Hzまで上昇し、その後約180Hzまで低下するような類鼾音が解析対象であるとする。この場合、比較例に係る呼吸音解析装置では、時刻t1、及びt4からt7において、解析対象である連続性ラ音が類鼾音であると正確に判定されている。しかしながら、時刻t2及びt3においては、類鼾音のスペクトルのピーク周波数が一時的に上昇している（即ち、閾値である250Hzを上回っている）ため、笛声音と誤って判定されている。

【0074】

一方、本実施例に係る呼吸音解析装置では、時刻t1からt7の全ての判定において、解析対象である連続性ラ音が100%類鼾音であると正確に判定されている。特に、比較例では誤った判定がなされた時刻t2及びt3においては、直前の時刻t1での判定における判定結果が類鼾音であるため、閾値が類鼾音と判定され易いものに変更されている（図6参照）。このため、ピーク周波数が250Hzを上回る時刻t2及びt3においても、類鼾音という正確な判定結果を得ることができる。

10

【0075】

以上説明したように、第1実施例に係る呼吸音解析装置によれば、直前の判定結果に基づいて閾値が調整されるため、より好適に笛声音及び類鼾音を判定することができる。

【0076】

<第2実施例>

続いて、第2実施例に係る呼吸音解析装置について、図11及び図12を参照して説明する。ここに図11は、第2実施例に係る閾値の調整方法を示す図である。また図12は、第2実施例に係る閾値の調整後の値を示すグラフである。なお、第2実施例は、上述した第1実施例と比べて一部の動作が異なるのみであり、その構成や他の動作については概ね同様である。このため、以下では既に説明した第1実施例と異なる部分について詳細に説明し、他の重複する部分については適宜説明を省略するものとする。

20

【0077】

図11において、第2実施例に係る呼吸音解析装置では、閾値の調整に複数回の過去の結果が用いられる。具体的には、時刻t(n)の判定において、過去5回の判定結果（具体的には、時刻t(n-1)、時刻t(n-2)、時刻t(n-3)、時刻t(n-4)、及び時刻t(n-5)の各々での判定結果）が用いられる。なお、複数回の過去の判定結果として、5回未満或いは6回以上の判定結果を用いることができることは言うまでもない。

30

【0078】

図11(a)に示すように、時刻t(n-1)における判定結果は笛声音であり、時刻t(n-2)における判定結果は笛声音であり、時刻t(n-3)における判定結果はその他の音（即ち、笛声音及び類鼾音以外の音）であり、時刻t(n-4)における判定結果は類鼾音であり、時刻t(n-5)における判定結果は類鼾音であったとする。

【0079】

図11(b)において、第2実施例では特に、複数回の過去の判定結果の各々に対して、過去のものであるほど影響が小さくなるように（言い換えれば、直前のものほど影響が大きくなるように）重み付けが行われる。具体的には、時刻t(n-1)における判定結果には重み0.5が適用され、時刻t(n-2)における判定結果には重み0.25が適用され、時刻t(n-3)における判定結果には重み0.15が適用され、時刻t(n-4)における判定結果には重み0.07が適用され、時刻t(n-5)における判定結果には重み0.03が適用される。

40

【0080】

図12において、過去の判定結果が5回とも笛声音の場合には閾値関数を20Hz分小さくし、過去の判定結果が5回とも類鼾音の場合には閾値関数を20Hz分大きくするものとする。図11で示した例での閾値関数の移動量は、 $0.03 \times 20 + 0.07 \times 2$

50

$0 + 0.15 \times 0 + 0.25 \times (-20) + 0.5 \times (-20) = -13 \text{ Hz}$ として求められる。従って、閾値は、図に示すように 13 Hz 分小さくされ、 237 Hz とされる。

【0081】

以上説明したように、第2実施例に係る呼吸音解析装置によれば、複数回の過去の判定結果を用いるため、直前の判定結果しか用いない場合と比べて、より適切な判定を行うことが可能となる。また、複数回の過去の判定結果に対して重み付けを行うことにより、各々の判定結果を適切に考慮した調整が行える。

【0082】

< 第3実施例 >

続いて、第3実施例に係る呼吸音解析装置について、図13を参照して説明する。ここに図13は、第3実施例に係る閾値の初期値を示すグラフである。なお、第3実施例は、上述した第1及び第2実施例と比べて一部の動作が異なるのみであり、その構成や他の動作については概ね同様である。このため、以下では既に説明した第1及び第2実施例と異なる部分について詳細に説明し、他の重複する部分については適宜説明を省略するものとする。

【0083】

図13において、第3実施例に係る呼吸音解析装置では、閾値関数がピーク周波数に応じてなめらかに変動するものとして設定されている。このような閾値関数を用いる判定では、例えばピーク周波数が 200 Hz の場合には、笛声音が 7% 含まれ、類鼾音が 93% 含まれると判定する。ピーク周波数が 250 Hz の場合には、笛声音が 50% 含まれ、類鼾音が 50% 含まれると判定する。ピーク周波数が 280 Hz の場合には、笛声音が 78% 含まれ、類鼾音が 22% 含まれると判定する。なお、ここでの具体的な数値はあくまで一例であり、異なる値を設定してもよい。また、測定対象である生体の性別、年齢、身長、体重等によって異なる変動特性を有するようにしてもよい。

【0084】

過去の判定結果に基づいて上述の閾値を調整する場合には、図に示すグラフを判定結果に応じて右方向又は左方向にシフトさせればよい。また、シフトに代えて、閾値関数の曲線の傾きを変更したり、特性自体を変更したりするようにしても構わない。即ち、判定結果に基づく変更の態様は特に限定されるものではなく、過去の判定結果を考慮してより適切な判定が行えるような調整であればよい。

【0085】

以上説明したように、第3実施例に係る呼吸音解析装置によれば、過去の判定結果に基づく調整に加えて、笛声音及び類鼾音を判定するための閾値がピーク周波数に応じて適切な値となるよう変動するため、より一層正確な判定が行える。

【0086】

本発明は、上述した実施形態に限られるものではなく、特許請求の範囲及び明細書全体から読み取れる発明の要旨或いは思想に反しない範囲で適宜変更可能であり、そのような変更を伴う呼吸音解析装置及び呼吸音解析方法、並びにコンピュータプログラム及び記録媒体もまた本発明の技術的範囲に含まれるものである。

【符号の説明】

【0087】

- 110 生体音センサ
- 120 信号記憶部
- 125 信号処理部
- 130 音声出力部
- 140 表示部
- 200 処理部
- 210 周波数解析部
- 220 連続性ラ音検出部
- 230 ピーク周波数検出部

10

20

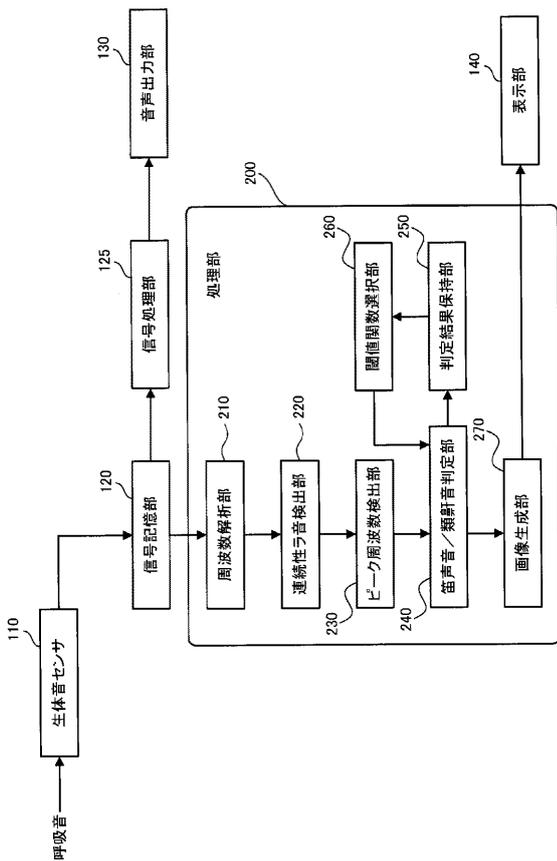
30

40

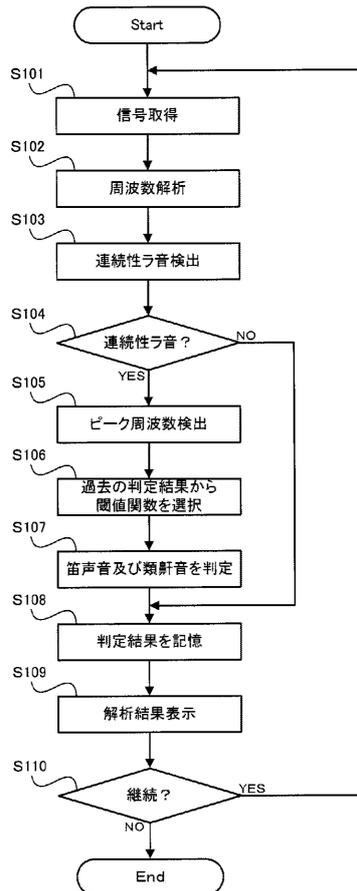
50

- 240 笛声音 / 類鼾音判定部
- 250 判定結果保持部
- 260 閾値関数選択部
- 270 画像生成部

【 図 1 】



【 図 2 】



【 図 1 1 】

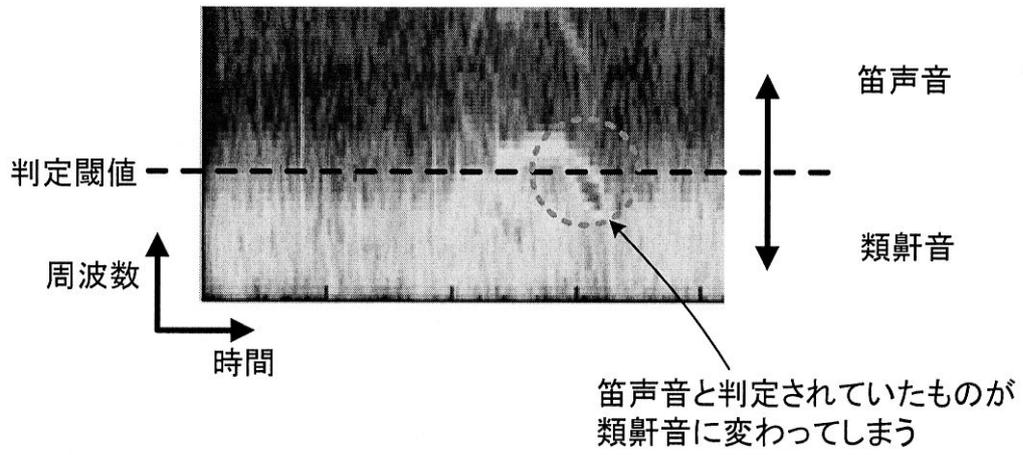
(a)

時間	$t(n-5)$	$t(n-4)$	$t(n-3)$	$t(n-2)$	$t(n-1)$
判定結果	類躰音	類躰音	その他	笛声音	笛声音

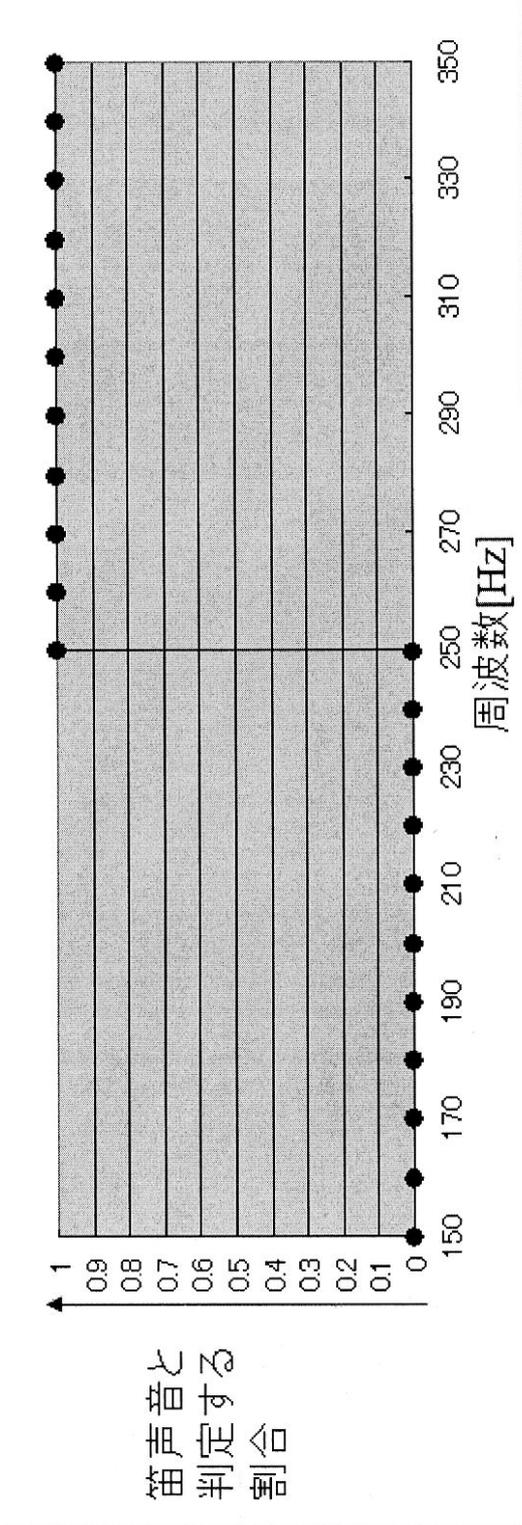
(b)

時間	$t(n-5)$	$t(n-4)$	$t(n-3)$	$t(n-2)$	$t(n-1)$
重み	0.03	0.07	0.15	0.25	0.5

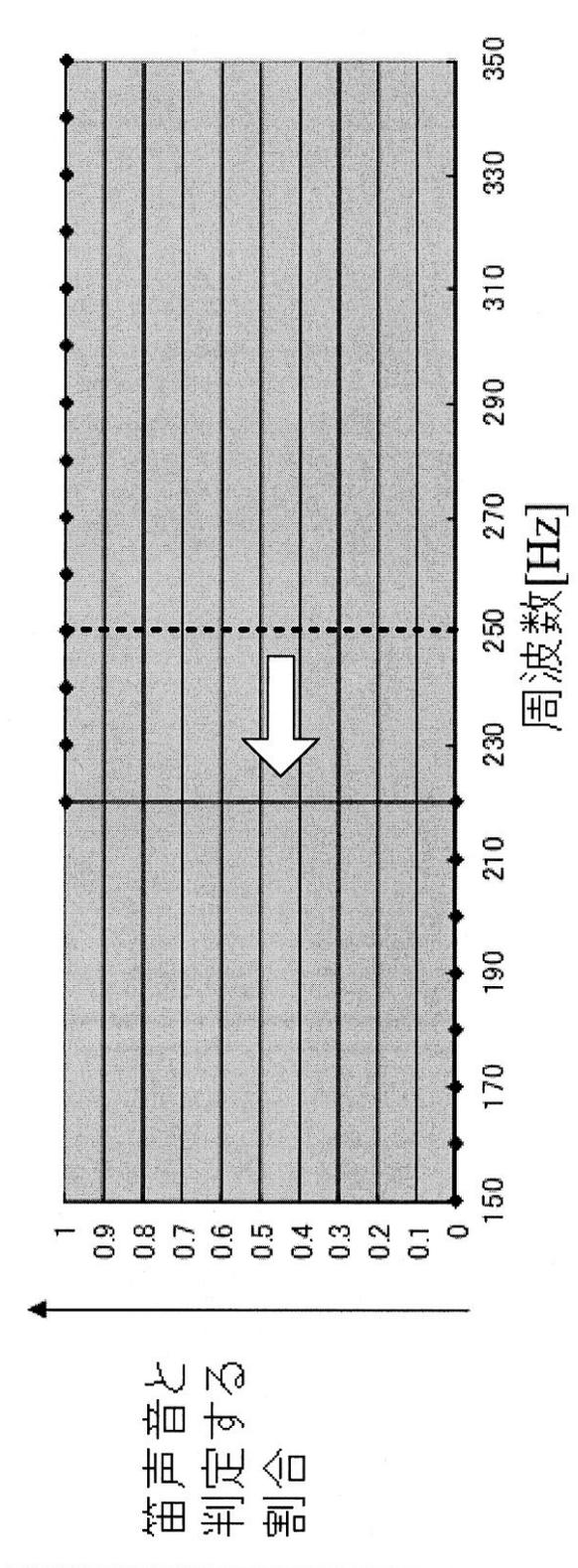
【 図 3 】



【 図 4 】

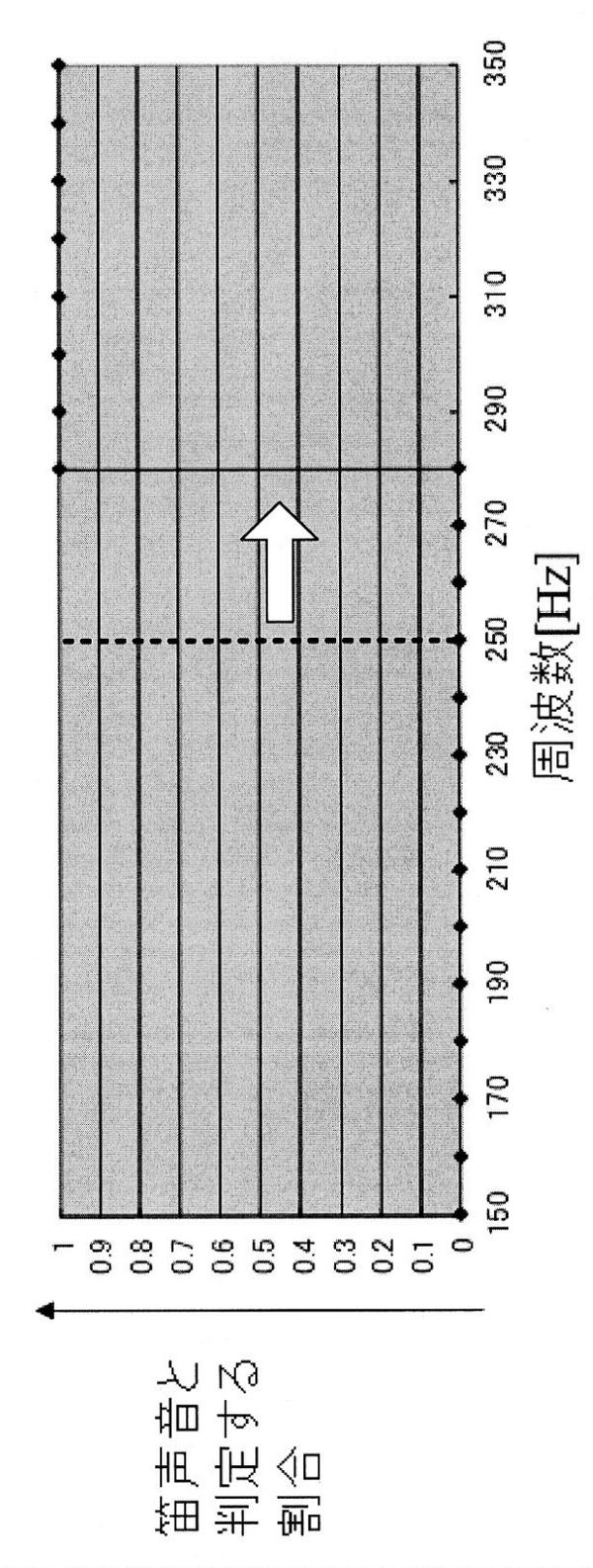


【 図 5 】

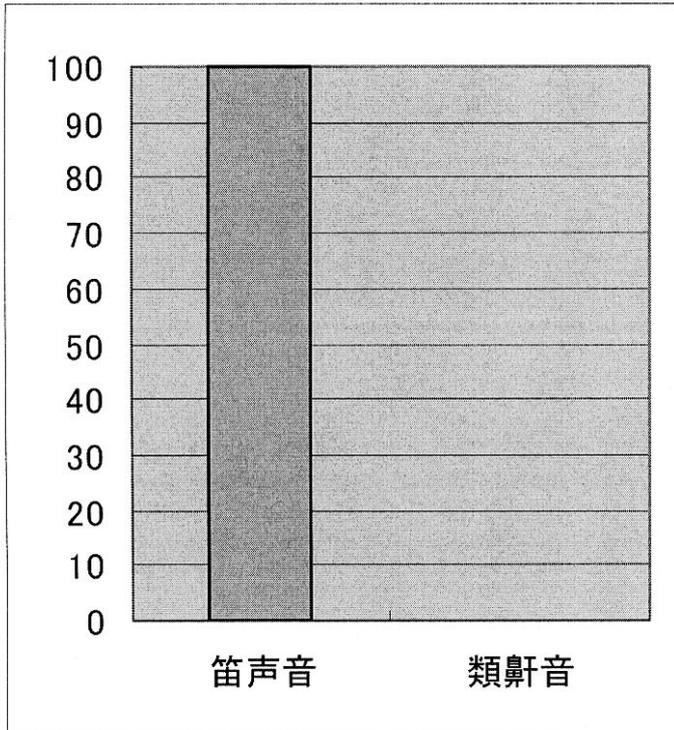


笛音と
判定する
割合

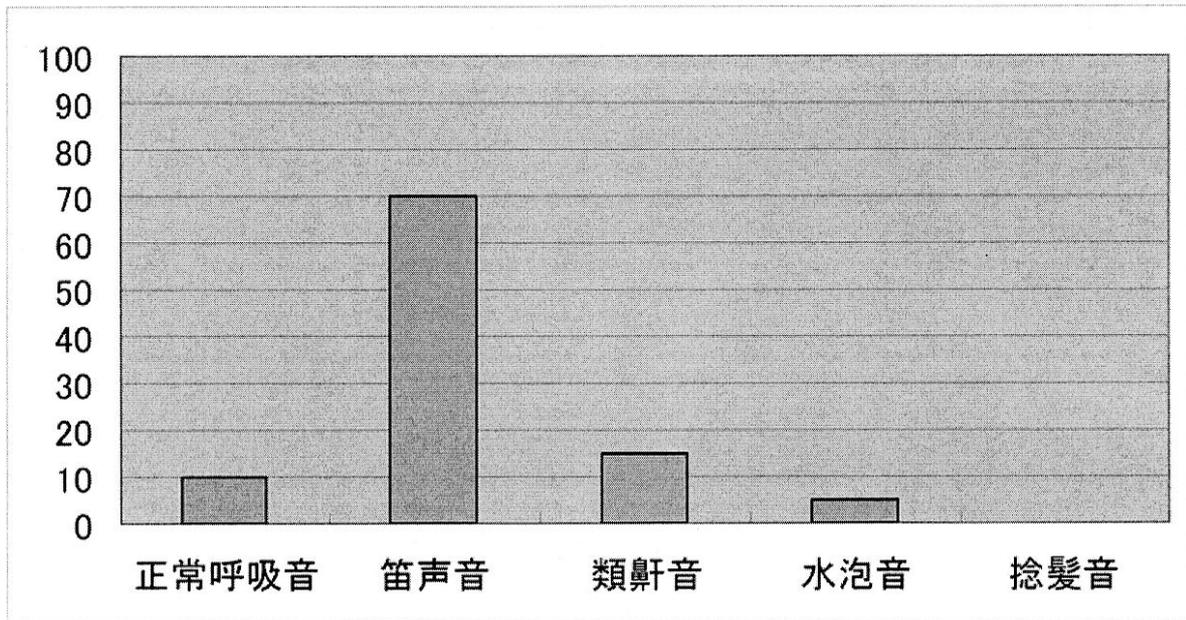
【 図 6 】



【圖 7】

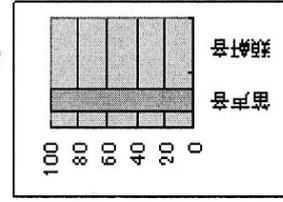
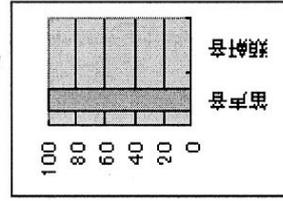
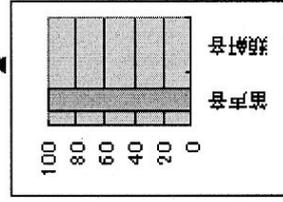
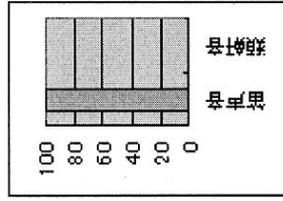
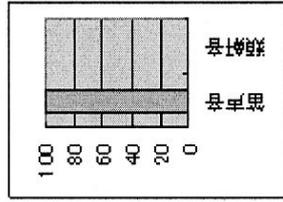
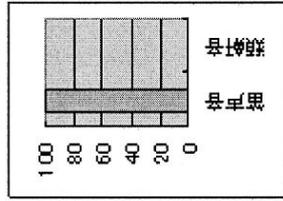
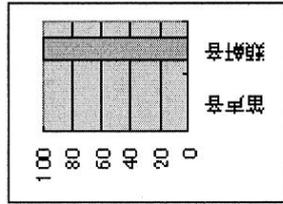
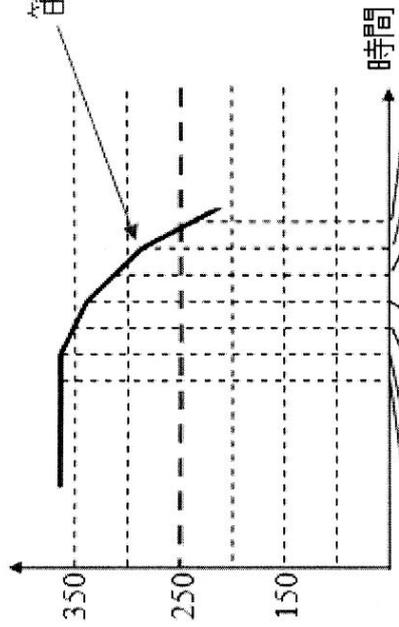


【圖 8】

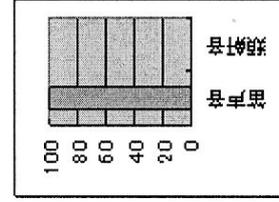
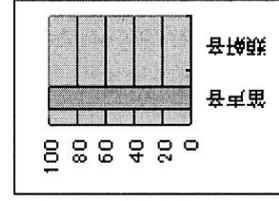
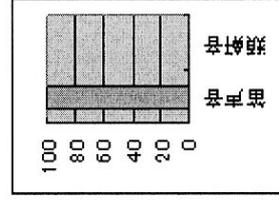
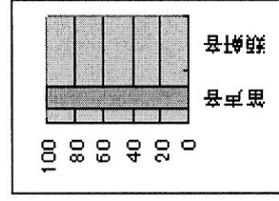
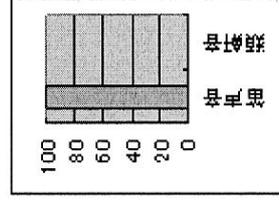
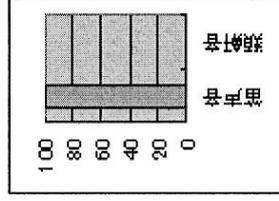
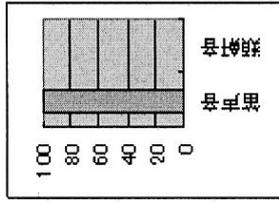


【図9】

笛声のスペクトル



比較例
(単一閾値)



本実施例
(閾値調整)

t7

t6

t5

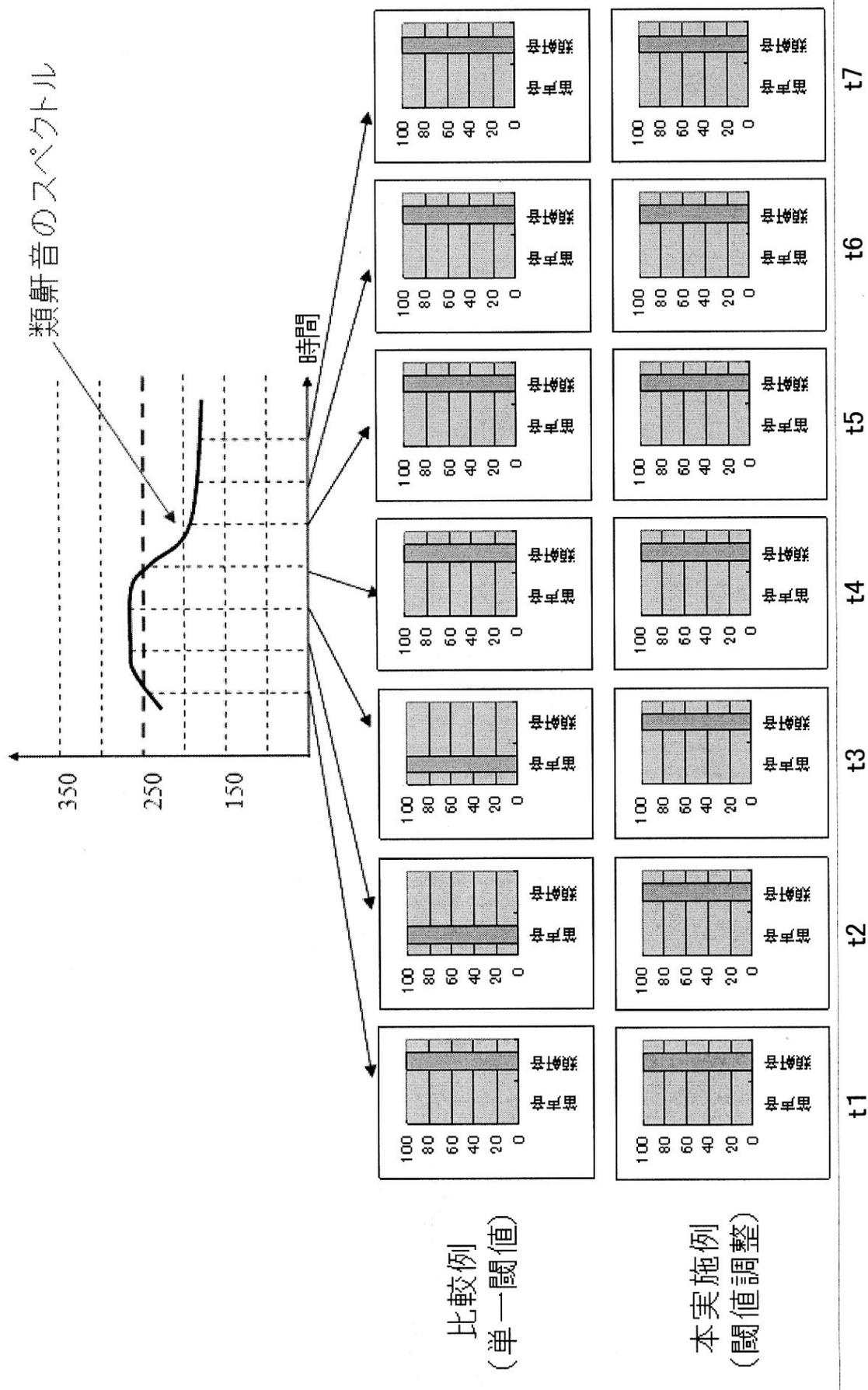
t4

t3

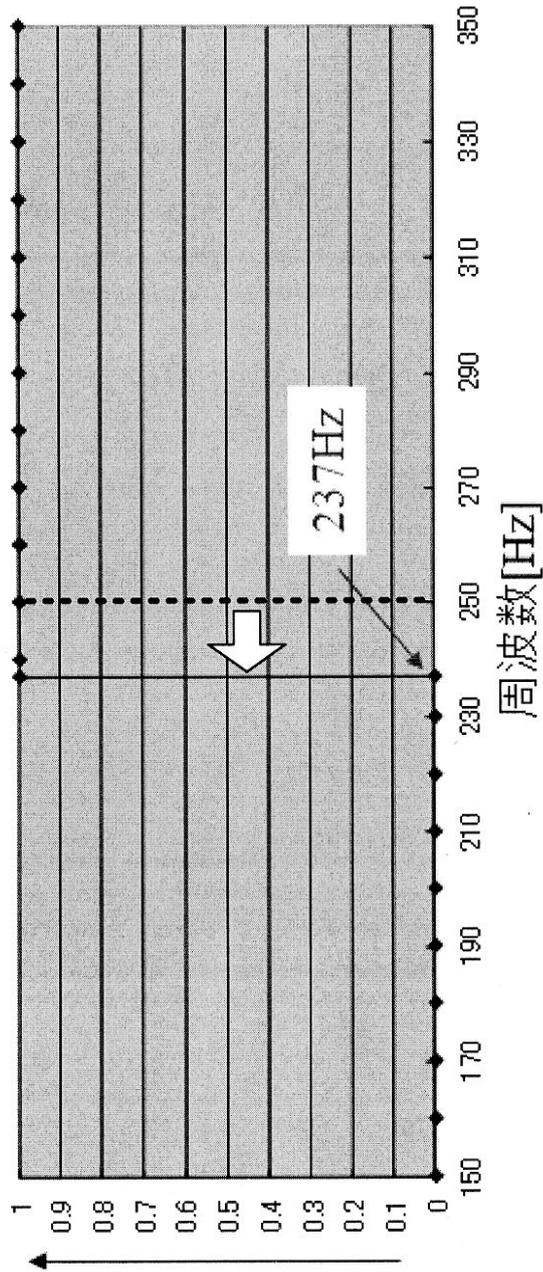
t2

t1

【図10】

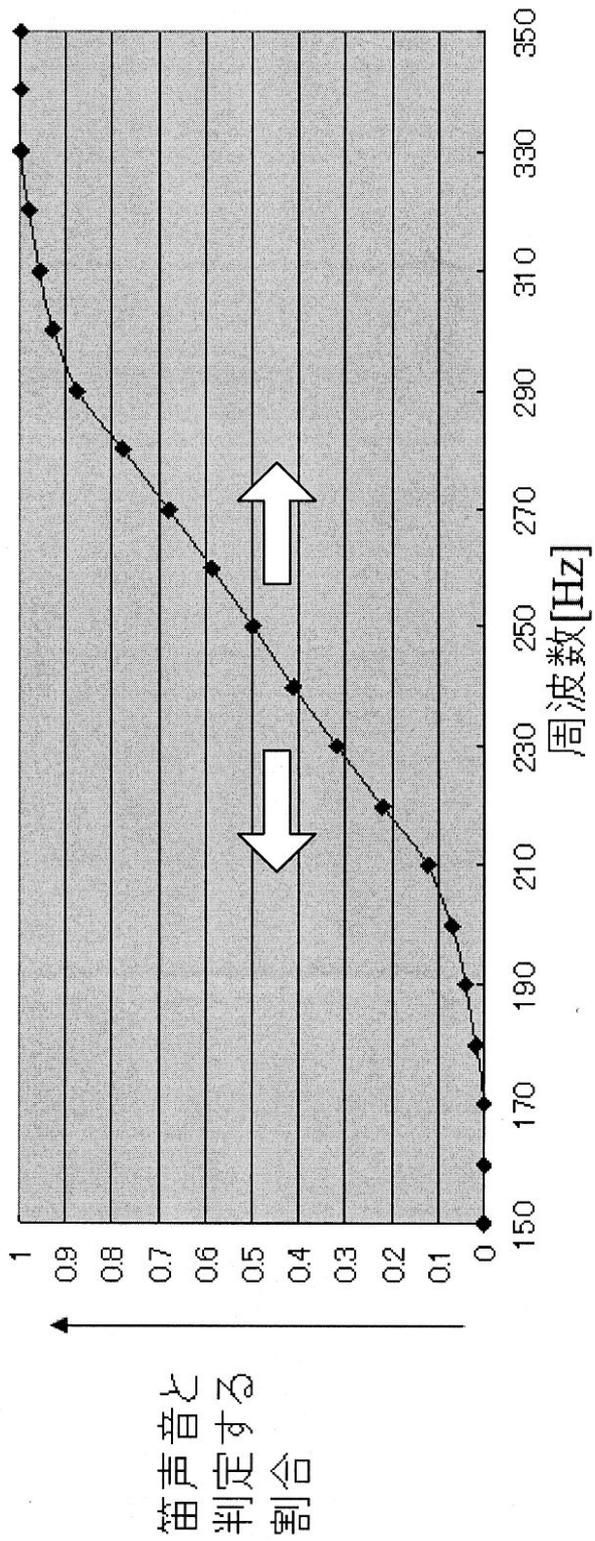


【 図 1 2 】



笛声と
判定する
割合

【図 13】



フロントページの続き

- (72)発明者 長谷部 剛
神奈川県川崎市幸区新小倉1番1号 パイオニア株式会社内
- (72)発明者 石戸谷 耕一
神奈川県川崎市幸区新小倉1番1号 パイオニア株式会社内
- (72)発明者 三浦 友博
神奈川県川崎市幸区新小倉1番1号 パイオニア株式会社内
- Fターム(参考) 4C038 SV05 SX04 SX07