

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6036242号
(P6036242)

(45) 発行日 平成28年11月30日(2016.11.30)

(24) 登録日 平成28年11月11日(2016.11.11)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 5/02 (2006.01) A 6 1 B 5/02 3 5 0

請求項の数 5 (全 18 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2012-267093 (P2012-267093) (22) 出願日 平成24年12月6日 (2012.12.6) (65) 公開番号 特開2014-113183 (P2014-113183A) (43) 公開日 平成26年6月26日 (2014.6.26) 審査請求日 平成27年3月31日 (2015.3.31)</p>	<p>(73) 特許権者 308036402 株式会社 J V C ケンウッド 神奈川県横浜市神奈川区守屋町3丁目12番地 (72) 発明者 小田 敬介 神奈川県横浜市神奈川区守屋町3丁目12番地 (72) 発明者 菅野 真音 神奈川県横浜市神奈川区守屋町3丁目12番地 審査官 湯本 照基</p>
------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------	----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 心音情報処理装置、心音情報処理方法およびプログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

心音を構成する心雑音を分析するための心雑音分析信号を生成する心雑音分析信号生成部、

前記心雑音分析信号生成部が生成した心雑音分析信号に基づき心雑音を検出する心雑音検出部を備え、

前記心雑音検出部は、前記心雑音分析信号を用いて心雑音発音区間を検出する心雑音発音区間検出部、および前記心雑音発音区間における心雑音の時間変化を示す概形により前記心雑音分析信号が心雑音であるか否かを判定する心雑音概形判定部を備える、

ことを特徴とする心音情報処理装置。

【請求項 2】

心音を構成する心雑音を分析するための心雑音分析信号を生成する心雑音分析信号生成部、

前記心雑音分析信号生成部が生成した心雑音分析信号に基づき心雑音を検出する心雑音検出部を備え、

前記心雑音検出部は、前記心雑音分析信号を用いて心雑音発音区間を検出する心雑音発音区間検出部、および前記心雑音発音区間における心雑音の概形により前記心雑音分析信号が心雑音であるか否かを判定する心雑音概形判定部を備え、

前記心雑音概形判定部は、前記心雑音発音区間における心雑音の周波数成分と心雑音が存在しない周波数成分の境界部分の概形に基づき、前記心雑音分析信号が心雑音であるか

否かを判定する

ことを特徴とする心音情報処理装置。

【請求項 3】

心音を構成する心雑音を分析するための心雑音分析信号を生成する心雑音分析信号生成部、

前記心雑音分析信号生成部が生成した心雑音分析信号に基づき心雑音を検出する心雑音検出部を備え、

前記心雑音検出部は、前記心雑音分析信号を用いて心雑音発音区間を検出する心雑音発音区間検出部、および前記心雑音発音区間における心雑音の概形により前記心雑音分析信号が心雑音であるか否かを判定する心雑音概形判定部を備え、

10

前記心雑音概形判定部は、前記心雑音発音区間における心雑音の周波数成分と心雑音が存在しない周波数成分の境界部分の正規化情報のバラつきに基づき、前記心雑音分析信号が心雑音であるか否かを判定する

ことを特徴とする心音情報処理装置。

【請求項 4】

コンピュータに、

心音を構成する心雑音を分析するための心雑音分析信号を生成する心雑音分析信号生成ステップ、

前記心雑音分析信号生成ステップにおいて生成された前記心雑音分析信号を用いて心雑音発音区間を検出する心雑音発音区間検出ステップ、

20

前記心雑音発音区間検出ステップにおいて検出された心雑音発音区間における心雑音の周波数成分と心雑音が存在しない周波数成分の境界部分の概形に基づき、前記心雑音分析信号が心雑音であるか否かを判定する心雑音概形判定ステップ、

を実行させることを特徴とするプログラム。

【請求項 5】

コンピュータに、

心音を構成する心雑音を分析するための心雑音分析信号を生成する心雑音分析信号生成ステップ、

前記心雑音分析信号生成ステップにおいて生成された前記心雑音分析信号を用いて心雑音発音区間を検出する心雑音発音区間検出ステップ、

30

前記心雑音発音区間検出ステップにおいて検出された心雑音発音区間における心雑音の周波数成分と心雑音が存在しない周波数成分の境界部分の正規化情報のバラつきに基づき、前記心雑音分析信号が心雑音であるか否かを判定する心雑音概形判定ステップ、

を実行させることを特徴とするプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、心音を分析し、心音から適切に各種特徴的箇所を検出する、心音情報処理装置、心音情報処理方法およびプログラムに関する。

40

【背景技術】

【0002】

心音には様々な情報が含まれており、医師は聴診器を用いて心音を聴くことで、異常の有無、およびその種類を診断する。しかし、聴診器を用いての診断には特殊な技量や訓練が必要であり、一般の人が行うことは極めて難しい（例えば非特許文献1）。そこで、コンピュータを用いて心音を分析し、異常の有無、および、その種類を判定できれば、在宅医療の拡充につなげることができると考えられる。

【0003】

特許文献1には、心臓からの音声信号を記録してピーク位置を検出し、クラスタ分析によって、前記ピーク位置を各種心音や心雑音に分類し、前記音声信号に含まれる心音や心

50

雑音の種類を組み合わせから、異常の有無、および、その種類を判定するシステムが開示されている。また、特許文献2には、検出した心音を可視化する技術が開示されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特表2004-529720号公報

【特許文献2】特表2009-535106号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

実際の環境において検出される心音は、体内や外部からのノイズ等の影響があり、これらノイズを含む心音をそのまま周波数解析しても、正しい心音検出結果が得られないため、例えば、在宅医療の現場において専門技術を有さない人は、ノイズをカットするフィルタ操作などを行うことができず、正しい情報を得ることができない。

【0006】

本発明の目的は、ノイズを含む心音信号から、適切に心音における各種特徴的箇所を検出する、心音情報処理装置、心音情報処理方法およびプログラムを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記目的を達成するために、本発明に係る心音情報処理装置(100)は、心音を構成する心雑音を分析するための心雑音分析信号を生成する心雑音分析信号生成部(210)、前記心雑音分析信号生成部(210)が生成した心雑音分析信号に基づき心雑音を検出する心雑音検出部(310)を備え、前記心雑音検出部(310)は、前記心雑音分析信号を用いて心雑音発音区間を検出する心雑音発音区間検出部(311)、および前記心雑音発音区間における心雑音の概形により前記心雑音分析信号が心雑音であるか否かを判定する心雑音概形判定部(312)を備えることを特徴とする。

【0008】

また、本発明に係る心音情報処理方法は、心音を構成する心雑音を分析するための心雑音分析信号を生成する心雑音分析信号生成ステップ、前記心雑音分析信号生成ステップにおいて生成された前記心雑音分析信号を用いて心雑音発音区間を検出する心雑音発音区間検出ステップ、前記心雑音発音区間検出ステップにおいて検出された心雑音発音区間における心雑音の概形により前記心雑音分析信号が心雑音であるか否かを判定する心雑音概形判定ステップ、を備えることを特徴とする。

【0009】

また、本発明に係るプログラムは、心雑音情報処理装置(100)が備えるコンピュータ(120)に、心音を構成する心雑音を分析するための心雑音分析信号を生成する心雑音分析信号生成ステップ、前記心雑音分析信号生成ステップにおいて生成された前記心雑音分析信号を用いて心雑音発音区間を検出する心雑音発音区間検出ステップ、前記心雑音発音区間検出ステップにおいて検出された心雑音発音区間における心雑音の概形により前記心雑音分析信号が心雑音であるか否かを判定する心雑音概形判定ステップ、を実行させることを特徴とする。

【発明の効果】

【0010】

本発明によれば、ノイズを含む心音信号から、適切に心音における各種特徴的箇所を検出することができる。

【図面の簡単な説明】

【0011】

【図1】心音情報処理装置の構成ブロック図である。

【図2】心雑音検出部の構成ブロック図である。

【図3】心雑音検出処理例を示すフローチャートである。

10

20

30

40

50

【図4】心音信号から近似曲線を得て、さらにピーク区間情報（二値化信号）を得る例を示した概念図である。

【図5】心音信号から近似曲線を得て、さらにピーク区間情報（二値化信号）を得る例を示した概念図である。

【図6】心雑音の周波数成分を示すグラフである。

【図7】心雑音でないノイズの周波数成分を示すグラフである。

【図8】心雑音概形判定処理例を示すフローチャートである。

【図9】心雑音区間の概形を近似曲線で表した図である。

【図10】心雑音ではない区間の概形を近似曲線で表した図である。

【図11】心雑音の概形を正規化したフレームによる判定を表す概念図である。

10

【図12】心雑音発音区間を正規化した例を示す図である。

【図13】心雑音発音区間を正規化した例を示す図である。

【図14】正規化情報による心雑音判定の例を示す図である。

【図15】正規化情報による心雑音判定の例を示す図である。

【図16】正規化情報による心雑音判定の例を示す図である。

【図17】心雑音を含む心音信号を模式化した表示情報の例である。

【図18】表示画面例である。

【図19】III音検出部の構成ブロック図である。

【図20】III音検出処理例を示すフローチャートである。

【図21】心音のピーク位置の例を示す図である。

20

【図22】心音のピーク位置の例を示す図である。

【図23】心音のピークの1周期分の例を示す図である。

【図24】心音のピークの1周期分の例を示す図である。

【図25】クラスタリング結果の例を示す図である。

【図26】クラスタリング結果の例を示す図である。

【図27】急性心筋梗塞の信号をIII音分析信号で表した図である。

【図28】III音を含む心音信号を模式化した表示情報の例である。

【発明を実施するための形態】

【0012】

以下、図面を参照して本発明の実施形態における心音情報処理装置100について説明する。心音情報処理装置100は、汎用のPC（Personal Computer）や各種情報端末、専用の装置等のような形態であってもよく、各種装置が備えるコンピュータが実行可能なプログラムを動作させることにより、心音情報処理装置100を実現してもよい。

30

【0013】

図1は、心音情報処理装置100の構成要素を示すブロック図であり、心音情報処理装置100は、信号入力部110、演算処理部120、表示部130、記憶部140から構成される。

【0014】

信号入力部110は、心音信号の入力を受け付けるインターフェースであり、例えば音声入力端子や増幅装置等から構成される。入力される心音信号は、マイクロフォン等により取得した心音信号が入力されてもよく、録音された心音信号であってもよい。また、入力される心音信号は、アナログ信号であってもデジタルデータであってもよい。入力される心音信号がアナログ信号である場合、信号入力部110はA/D（Analog to Digital）コンバータを備えていてもよい。また、入力される心音信号が録音されたデータであり記憶部140に記憶されている場合は、信号入力部110は、記憶部140における心音信号の入力を受け付ける。

40

【0015】

演算処理部120は、CPU（Central Processing Unit）、RAM（Random Access Memory）、ROM（Read Only Memory）、DSP（Digital Signal Processor）等により構成され、ROMに記憶された各種プログラムが実行されることにより心音情報処

50

理装置 100 を構成する各部の動作制御や各部より入力された信号やデータの処理または演算、ファイルの処理等を行う。

【0016】

表示部 130 は、例えば液晶表示素子や有機 E L (Electro Luminescence) 表示素子、およびそれらを駆動する回路ユニット等からなり、演算処理部 120 の制御により各種表示内容や表示形態が表示される。

【0017】

記憶部 140 は、例えば各種メモリや H D D (Hard Disk Drive) より構成され、心音情報処理装置 100 に必要な各種データや、信号入力部 110 から入力された心音信号のデータ、演算処理部 120 により生成または検出された各種データが記憶され、演算処理部 120 の処理によって記憶動作や読み出し動作が行われる。記憶部 140 は心音情報処理装置 100 に内蔵されるものに限らず、所定のインターフェースによって接続される外部の記憶デバイスであってもよい。外部の記憶デバイスの一例としては、U S B (Universal Serial Bus) 端子に接続される U S B メモリや外部 H D D 装置、所定のメモリカードスロットにより接続されるメモリカードなどである。また、記憶部 140 は、録音された心音信号を記憶してもよい。

10

【0018】

演算処理部 120 は、プログラムが実行されることにより、分析信号生成部 200、心音検出部 300 および表示情報生成部 400 を実現する。

【0019】

分析信号生成部 200 は、心音を構成する各種要素の分析信号を生成する処理を行う。具体例としては、心雑音分析信号生成部 210、I 音 II 音分析信号生成部 220、III 音分析信号生成部 230 を備える。これら分析信号生成部 200 を構成する各要素は、分析対象の心音に基づき適宜備えられていればよく、これら以外にも、IV 音分析信号生成部、拡張期雑音分析信号生成部、クリック音分析信号生成部などを備えていてもよい。

20

【0020】

心雑音分析信号生成部 210 は、心音に含まれる心雑音を分析するための分析信号を生成する。同様に、I 音 II 音分析信号生成部 220 は、心音に含まれる I 音および II 音を分析するための分析信号を生成し、III 音分析信号生成部 230 は、心音に含まれる III を分析するための分析信号を生成する。

30

【0021】

これらの各分析信号を生成する具体的手法の例としては、入力された心音信号を所定の時間で分割し、分割したフレーム毎に F F T 処理等により周波数分布に変換し、各フレームの所定の周波数帯域成分における和を算出することにより生成される。または、所定の通過帯域を有するバンドパスフィルタを用いて、入力された心音信号をフィルタリングし、さらにその信号をヒルベルト変換し、その包絡線を分析信号とするなど、手法は限定されない。

【0022】

また、各分析信号の生成は、入力される心音信号から生成されるのみではなく、分析信号生成部 200 を構成するいずれかの要素において生成された分析信号に基づき、分析信号を生成してもよい。例えば、いずれかの分析信号に基づき、自己相関値の算出、平滑化処理、ダウンサンプリングやアップサンプリング等により求めるなどである。

40

【0023】

心音検出部 300 は、分析信号生成部 200 において生成した各種分析信号および信号入力部 110 から入力された心音信号に基づいて、心音に含まれる各種特徴音を分析する処理を行う。具体例としては、心雑音検出部 310、I 音 II 音検出部 320、III 音検出部 330 を備える。これら心音検出部 300 を構成する要素は、分析対象の心音に基づき適宜備えられていればよく、これら以外にも、IV 音検出部、拡張期雑音検出部、クリック音検出部などを備えていてもよい。

【0024】

50

また、分析信号生成部 200 および心音検出部 300 を構成する各構成要素は、心音分析の目的に応じてモジュール的に組み込まれてもよい。例えば、心雑音分析信号生成部 210 と心雑音検出部 310 からなる心雑音分析モジュール 410 を心雑音分析目的時に用いる。また、I音II音分析信号生成部 220 とI音II音検出部 320 からなるI音II音分析モジュール 420 をI音II音分析目的時に用いるなどである。同様に、III音分析信号生成部 230 とIII音検出部 330 からなるIII音分析モジュール 430 をIII音検出時に用いる。これら以外にも、IV音分析モジュール、クリック音分析モジュール、さらには、拡張期雑音分析モジュール、大動脈弁閉鎖不全症分析モジュール、僧帽弁閉鎖不全症分析モジュールなど、任意に構成可能である。また、各モジュールの各々はハードウェア的に組み合わせられて構成されるモジュールであってもよく、また、可搬型の記録媒体によるソフトウェアとして構成されるモジュールであってもよい。

10

【0025】

図 2 は、心雑音検出部 310 の構成を示すブロック図であり、心雑音検出部 310 は、演算処理部 120 により実行される機能として構成される心雑音発音区間検出部 311 および心雑音概形判定部 312 を備える。

【0026】

心雑音発音区間検出部 311 は、心雑音分析信号生成部 210 により生成された心雑音分析信号を用いて心雑音発音区間を検出する。

【0027】

心雑音概形判定部 312 は、心雑音発音区間検出部 311 において検出された心雑音発音区間における心雑音の概形により、心雑音分析信号が心雑音であるか否かを判定する。

20

【0028】

次に、図 3 から図 18 を用いて、心雑音を検出する心雑音検出処理について説明する。心音情報処理装置 100 における各種心音分析の基本的な処理は、分析信号生成部 200 において分析対象の心音に対応する分析信号を生成する分析信号検出処理を行い、その分析信号に基づき心音検出部 300 において心音を検出する心音検出処理を行う。心雑音の検出も同様であり、心雑音分析信号生成部 210 において心雑音の分析信号を生成し、心雑音分析信号に基づき心雑音検出部 310 において心雑音を検出する。図 3 の処理を実行する場合、心音情報処理装置 100 は、心雑音分析モジュール 410 が装着または実行可能となっている。

30

【0029】

図 3 のフローチャートにおいては、ステップ S100 が分析信号検出処理に対応し、ステップ S110 からステップ S120 が心音検出処理に対応する。

【0030】

まず、心雑音分析信号生成部 210 は、信号入力部 110 から入力された心音信号より、心雑音分析信号を生成する(ステップ S100)。

【0031】

ステップ S100 における心雑音分析信号生成処理は、本出願人が特願 2012-160252 として出願した技術に基づく。まず、分析信号生成部 200 により、信号入力部 110 に入力された心音信号の周波数帯域毎の時間変化による特徴を示す信号が生成される。例えば、入力された心音信号に短時間 FFT 等の処理を実施して時間周波数成分を算出し、各時間における所定の周波数範囲の周波数成分の和を算出する。分析信号生成部 200 は、例えば 0 ~ 200 Hz のいずれかの周波数成分を含む信号と、100 ~ 2000 Hz のいずれかの周波数成分を含む信号と、の少なくとも 2 つの信号を生成する。前者は主に心音の時間変化による特徴を示す信号であり、後者は主に心雑音の時間変化による特徴を示す信号である。この 2 つの信号に限らず、3 以上の信号を生成しても構わないし、また、各信号の周波数成分は排他的であっても重複部分があっても構わない。

40

【0032】

次に、分析信号生成部 200 は、ここまでで得られた各信号を曲線で近似する。例えば、心雑音分析信号生成部 210 として機能する場合は、上述した心雑音の時間変化による

50

特徴を示す信号に対して、近似曲線を求める。ここで求める近似曲線は、ひとつの信号から複数の近似曲線を得ることが好ましい。

【 0 0 3 3 】

図 4 および図 5 は、心音信号から近似曲線を求め、さらにピーク区間情報を得るまでの処理を示した概念図である。図 4 (A) および図 5 (A) は、近似曲線を求める前の元となる信号である。近似曲線は、近似に使用する曲線の次数や近似に用いる区間など、パラメータの違いによって結果が異なる。図 4 (B) および図 5 (B) における実線は、図 4 (A) および図 5 (A) の近似曲線を示す。図 4 (B) は次数の高い曲線を用いた近似曲線を示し、図 5 (B) は次数が低い曲線を用いた近似曲線を示している。また、近似曲線の次数が同じでも、近似曲線を求める区間を狭くした場合は図 4 (B) のように近似され、区間を広くした場合は図 5 (B) のように近似される。このように、図 4 (B) の近似曲線は元の信号に近い近似曲線となり、図 5 (B) の近似曲線は元の信号の大まかな傾向をよく表している。

10

【 0 0 3 4 】

なお、近似曲線を求める区間は、50 ~ 200 ms の範囲から一つと、200 ~ 500 ms の範囲から一つと、の少なくとも二つの値を用いるのが好ましい。また、前記区間および近似曲線の個数は、信号毎に異なっていても構わない。こうして得られた各近似曲線を分析信号生成部 200 の出力である分析信号とし、特に心雑音の時間変化による特徴を示す信号に基づいた心雑音分析信号生成部 210 の出力を心雑音分析信号とする。

【 0 0 3 5 】

20

次に、ステップ S 100 において生成された心雑音分析信号に基づき、心雑音発音区間検出部 311 は、心雑音を検出する対象となる心雑音発音区間を検出する (ステップ S 110) 。

【 0 0 3 6 】

ステップ S 110 における心雑音発音区間検出処理は、まず、ステップ S 100 において生成された心雑音分析信号である近似曲線に対して、二階微分値を算出し、二階微分値が 0 より大きい値である区間 (下に凸) と 0 以下である区間 (上に凸) とに二値化することで、心雑音を検出する対象となる区間とその他の区間とを識別する。

【 0 0 3 7 】

図 4 (B) および図 5 (B) において、心雑音分析信号の例に対する二値化した例を示す。図中の矩形波形における下側の点線は二階微分値が 0 より大きい値である区間であり、上側の一点鎖線は二階微分値が 0 以下である区間である。

30

【 0 0 3 8 】

次に、図 4 (B) および図 5 (B) のように示される二値化された矩形波形における一点鎖線で示したピーク区間情報を基に、ピーク区間に心雑音が含まれるか否かの判定に用いる評価値を算出する。まず、図 4 (B) および図 5 (B) における一点鎖線部分の各々の長さによって表されるピーク区間の持続時間 (以下、ピーク持続時間とする) の長さを算出する。次に、ピーク区間情報毎に、算出された各ピーク持続区間の和を SUM とし、心雑音分析信号の時間長を LEN とする。

【 0 0 3 9 】

40

次に、ピーク区間情報毎に、SUM と LEN との比 RATIO (= SUM / LEN) 、ピーク持続時間の平均値 AVE 、およびピーク持続時間の標準偏差 SD をそれぞれ算出する。さらに、各ピーク区間情報の SUM 、 AVE , SD の比として、rSUM , rAVE , rSD をそれぞれ算出する。

【 0 0 4 0 】

ここで、例えば任意のピーク区間情報 PEAK (m) および PEAK (n) からそれぞれ SUM (m) と SUM (n) とを算出したとする。この場合、rSUM とは、 $rSUM(m, n) = SUM(m) / SUM(n)$ によって求められる値である。また、rAVE , rSD についても rSUM と同様にして求められる。さらに、各ピーク区間情報の相関値 CORR を求めても良い。

50

【 0 0 4 1 】

このようにして得られた各ピーク区間情報の R A T I O、A V E、S D、および、各ピーク区間情報の組み合わせによる r S U M、r A V E、r S D、C O R R をそれぞれ評価値とする。

【 0 0 4 2 】

次に、算出した評価値に基づいて心雑音の有無についての判定を行う。評価値の傾向に基づく心雑音の有無を判定する方法はいくつか考えられるが、ここでは以下の方法を例示する。

【 0 0 4 3 】

心雑音の有無の判定例としては、各評価値を順番に確認し、心雑音を含む特徴がある場合には判定値をカウントアップし、そうでない場合には判定値のカウントアップをしないという処理を評価値ごとに実施する。例えば、R A T I O が所定の値より大きい場合は判定値に 1 を加算し、小さい場合は加算しない (0 を加算する)。このような処理によって、心雑音を含むデータでは判定値が高くなり、心雑音を含まないデータでは判定値が低くなる。すなわち、この判定値に基づいて心雑音の有無を判断することができる。心雑音があると判断できた場合には、分析信号を二値化して生成されたピーク区間情報に基づいて心雑音発音区間を検出する。

10

【 0 0 4 4 】

次に、ステップ S 1 1 0 において検出した心雑音発音区間に対して、心雑音概形判定部 3 1 2 は、心雑音概形判定処理を行う (ステップ S 1 2 0)。ステップ S 1 2 0 における心雑音概形判定処理とは、心雑音発音区間に対して、その周波数成分が心雑音である概形であるか否かを判定し、心雑音である心雑音発音区間を抽出する処理である。

20

【 0 0 4 5 】

心雑音概形判定部 3 1 2 において用いる心雑音の概形について、図 6 および図 7 を用いて説明する。図 6 は心雑音の周波数成分を表しており、図 7 は心雑音ではないノイズの周波数成分を表している。これらの周波数成分は類似しているため、心雑音発音区間検出部 3 1 1 においては双方を心雑音区間として検出する可能性がある。このため、心雑音概形判定部 3 1 2 においては、図 6 に示す心雑音の周波数成分および図 7 に示す心雑音ではないノイズの周波数成分の概形に基づき心雑音を検出する。

【 0 0 4 6 】

図 6 および図 7 に示す周波数成分は、周波数が高くなるほどパワーが減少する特徴がある。このため、所定の閾値を用いることで、周波数成分の上限となる境界線を求めることができる。この境界線の形状を周波数成分の概形であると定義する。

30

【 0 0 4 7 】

心雑音概形判定部 3 1 2 による心雑音概形判定処理について図 8 を用いて説明する。まず、心雑音概形判定部 3 1 2 は心雑音発音区間検出部 3 1 1 が検出した心雑音発音区間のフレーム毎に周波数成分の割合を算出する (ステップ S 1 2 1)。次に、ステップ S 1 2 1 において算出された周波数成分の割合から概形を検出する (ステップ S 1 2 2)。

【 0 0 4 8 】

ステップ S 1 2 2 の処理においては、例えば図 6 に示す心雑音の周波数成分は周波数が 1 0 0 0 H z に近づくとつれ周波数成分が小さくなる。さらに、心雑音ではないノイズの周波数成分の上限周波数以上においては、周波数成分の割合の変化量は少なくなる。心雑音概形判定部 3 1 2 は、この特性を利用し、心雑音発音区間のフレーム毎に所定の閾値より周波数成分の小さい割合が所定の回数続いた場合に、その箇所を境界線と判定する。さらに、ここで判定された境界線に基づき心雑音発音区間の概形を求める。この場合における所定の回数とは、具体例としては 5 回などであるが限定はされない。

40

【 0 0 4 9 】

ステップ S 1 2 0 における心雑音概形検出処理については、上述した例に限定されない。他の例としては、心雑音発音区間のフレーム毎に周波数成分の二乗値を求め、周波数成分の差が所定の閾値以上であれば境界線とする手法なども適用可能である。

50

【 0 0 5 0 】

次に、心雑音概形判定部 3 1 2 はステップ S 1 2 2 において検出された概形に基づき、心雑音発音区間の周波数成分が心雑音であるか否かを判断する（ステップ S 1 2 3）。

【 0 0 5 1 】

ステップ S 1 2 3 においては、ステップ S 1 2 2 で検出した心雑音発音区間の概形を三次の近似曲線で表すことにより、心雑音発音区間の周波数成分が心雑音であるか否かを判断する。図 9 は、心雑音である場合の近似曲線であり、凸型の曲線となっている。図 1 0 は心雑音ではない場合の近似曲線であり、凹凸型の曲線となっている。

【 0 0 5 2 】

このように、三次の近似曲線として表した概形に基づき隣接するフレームとの差分値を算出すると、近似曲線が凹凸の部分で差分値の符号が変化するため、図 9 においては差分値の符号の変化は 1 ヶ所で変化し、図 1 0 においては 2 箇所において変化する。このように、差分値の符号の変化が 1 ヶ所であれば心雑音であると判断し、2 箇所以上であれば心雑音ではないと判断する。

10

【 0 0 5 3 】

ステップ S 1 2 3 における心雑音であるか否かの判断は、上述したものに限定されず、例えば、ステップ S 1 2 2 で検出した心雑音発音区間の概形を所定のフレーム数に正規化し、正規化された概形の差分値により判断する手法も可能である。

【 0 0 5 4 】

正規化された概形の差分値によるステップ S 1 2 3 の処理は、まず、ステップ S 1 2 2 で検出した心雑音発音区間の概形の隣接したフレームの差分値を算出する。この場合、心雑音発音区間のフレーム数は心雑音の箇所によって異なり一定とはならない。したがって、概形の特徴を比較するために正規化を行う。

20

【 0 0 5 5 】

正規化の方法としては、概形の中心となるフレームから予め決められているフレーム数で統一する方法がある。例えば心雑音の発音時間は一般的には 3 0 0 m s ~ 5 0 0 m s とされているので、その発音時間分のフレームでまとめるといった方法が考えられる。このようにまとめた概形の正規化情報を用いて結果判定を行う。

【 0 0 5 6 】

このような正規化手法を、図 1 1 を用いて説明する。例えば図 1 1 における (A) のように、心雑音発音区間の概形のフレーム数が n フレームである場合、隣接したフレームとの差分値は (B) のように $n - 1$ フレームとなる。ここで、予め決められているフレーム数 u に統一するために、 $n - 1$ を u で割り切れるフレーム数とする。このために、(C) のように (B) における $n - 1$ の隣接するフレーム同士の平均を求め、このフレーム数を a のフレーム数ずつ加算して u で割り切れるフレーム数とする。正規化の方法は 1 つの例であって、これに限定されない。

30

【 0 0 5 7 】

図 1 2 および図 1 3 は、心雑音発音区間の概形が正規化された情報を示すグラフである。図 1 2 は心雑音である心雑音発音区間を正規化した情報であり、図 1 3 は心雑音ではない心雑音発音区間を正規化した情報である。図 1 2 においては凹形状の曲線となっており、図 1 3 においては凹形状とはなっていない。この形状の違いを利用して心雑音発音区間の周波数成分が心雑音であるか否かを判断する。

40

【 0 0 5 8 】

例えば、図 1 2 において正規化情報の隣接する差分を算出した場合、2 番目の値から 1 番目の値を引くとマイナスの値となる。同様に 5 番目まで算出すると、マイナス、マイナス、プラス、プラスとなり、凹形状の曲線であることが判断できる。このように、正規化された情報が凹形状であれば、心雑音発音区間の周波数成分が心雑音であり、そうでなければ心雑音ではないという判断を行うことができる。

【 0 0 5 9 】

さらに、正規化情報に対するバラツキの差異を利用した判断手法も可能である。バラツ

50

きの比較は、統計値や確立変数の散らばり具合を表す数値である標準偏差や変動係数を利用する。バラつきの差異を利用した判断手法について、図 1 4 から図 1 5 を用いて説明する。

【 0 0 6 0 】

図 1 4 は、心雑音である心雑音発音区間を正規化した情報を、隣接するフレームの差分値を横軸とし度数を縦軸としたグラフである。図 1 5 は、心雑音ではない心雑音発音区間を正規化した情報を、隣接するフレームの差分値を横軸とし度数を縦軸としたグラフである。図 1 4 は、心雑音のバラつきが標準偏差値 5 0 の周辺に集まっており、図 1 5 は、心雑音のバラつきが広がっていることが分かる。

【 0 0 6 1 】

図 1 6 は、心雑音である心雑音発音区間の正規化情報および心雑音ではない心雑音発音区間の正規化情報の標準偏差を求めたグラフである。図 1 6 においては、心雑音ある心雑音発音区間の標準偏差は約 2 0 であり、心雑音ではない心雑音発音区間の標準偏差は約 4 5 であるため、心雑音ではない心雑音発音区間の方が正規化情報のバラつきが大きく、例えば標準偏差 3 0 を閾値とした閾値 t_h を境に分類することができる。つまり、正規化情報の標準偏差が閾値 t_h よりも低い値であれば心雑音であり、高い値であれば心雑音ではないという判断ができる。

【 0 0 6 2 】

図 8 に戻り、ステップ S 1 2 3 において心雑音ではないと判断された場合（ステップ S 1 2 3 : N o ）、心雑音ではないと判断された心雑音発音区間のデータを削除する（ステップ S 1 2 4 ）。心雑音であると判断された場合（ステップ S 1 2 3 : Y e s ）、心雑音概形判定部 3 1 2 は心雑音の判定が終了したか否かを判断する（ステップ S 1 2 5 ）。

【 0 0 6 3 】

ステップ S 1 2 5 において、心雑音の判定が終了していないと判断された場合（ステップ S 1 2 5 : N o ）、つまり心雑音であるか否かの判断対象となる心雑音発音区間が存在する場合は、対象となる心雑音発音区間に対してステップ S 1 2 1 からの処理を実行する。心雑音の判定が終了したと判断された場合（ステップ S 1 2 5 : Y e s ）、本処理を終了する。

【 0 0 6 4 】

このように、心雑音概形判定部 3 1 2 において心雑音を心雑音発音区間の概形に基づき判定するため、入力された心音信号に心雑音以外の雑音が含まれていても、正確に心雑音を検出することができる。このため、適切な判断を求められる医療現場や在宅医療において、精度よく心雑音を検出することが可能となる。

【 0 0 6 5 】

図 3 に戻り、ステップ S 1 2 0 において心雑音であると判定された心雑音発音区間のデータを元に、表示情報生成部 4 0 0 は、心雑音のデータを表示部 1 3 0 に表示させる表示情報を生成する（ステップ S 1 3 0 ）。ステップ S 1 3 0 における表示情報生成処理は、本出願人が特願 2 0 1 1 - 1 7 3 2 9 1 として出願した内容に開示された技術と同様である。

【 0 0 6 6 】

具体例としては、図 1 7 に示すように、時間軸上の心雑音発音区間に心雑音を示す表示情報 5 0 1 を生成し、心音の状態をモード化する。心雑音の表示情報は 5 0 1 に示すものに限らず、心雑音の大きさや発音位置の違いによって変更してもよい。

【 0 0 6 7 】

また、生成された表示情報は、表示部 1 3 0 に表示される。表示部 1 3 0 における表示画面 8 0 0 の例を図 1 8 に示す。図 1 8 に示す表示画面 8 0 0 は、操作を行うための G U I (Graphical User Interface) を含んでおり、これら G U I の操作は、キーボードやマウス、タッチパネル等により操作が受け付けられる。また、図 1 8 に示す表示画面 8 0 0 は一例であり、心雑音を含む心音の各種特長的箇所が適切に判別可能であればよい。

【 0 0 6 8 】

10

20

30

40

50

図18において、開くボタン801は操作されることによって信号入力部110に入力される心音信号を選択する。ここで選択される心音信号は、例えばマイクロフォン等によりリアルタイムに入力される心音信号、または記憶部140に記憶されている録音された心音信号である。

【0069】

再生ボタン802は、操作されることによって分析対象の心音の再生を行う。再生される分析対象の心音とは、心音入力部110に心音がリアルタイムに入力されている場合は、その心音の出力を開始し、録音されている心音である場合は、再生対象となる録音データの再生を開始する。また、再生ボタン802の操作によって再生される心音は、マイクロフォン等により入力された各種特徴的箇所やノイズ成分が全て含まれた心音ではなくとも、心音検出部300において検出された各種特徴的箇所のみであってもよい。

10

【0070】

停止ボタン803は、操作されることにより、心音の再生が停止される。繰り返しボタン804は、操作されることにより、所定の繰り返し期間を繰り返して再生する。

【0071】

心音表示領域805は、再生対象となる心音信号を時間軸に沿って表示する。また、心音表示領域上には、再生位置表示バー806および再生区間807が表示されている。再生位置表示バー806は、心音表示領域805における現在再生中の位置を示す。再生区間807は、心音表示領域805における再生対象となる区間を指定することができる。また、再生区間807は、繰り返しボタン804の操作による繰り返し再生区間でもある。

20

【0072】

拡大縮小ボタン808は、操作されることにより、心雑音表示領域805の縮尺を変更する。拡大縮小ボタン808によって操作される縮尺は、心雑音表示領域805の時間軸（横軸）方向であっても振幅軸（縦軸）方向のいずれに対しても可能である。

【0073】

情報表示領域809は、模式的に表示された各心音の特徴的箇所に対する詳細情報を表示する。具体例としては、I音やII音など心音を構成する特徴的箇所の名称や、心雑音が含まれている場合は、心雑音であることや、心雑音の名称や形状などである。

【0074】

上述したような処理によって、心雑音であるか否かが明確ではない音声成分に対しても、心雑音の概形判定を行うことにより、精度良く心雑音を検出される。また、検出した心雑音等を上述したように表示することによって、ユーザは入力された心音の状態を容易且つ適切に確認することが可能となる。

30

【0075】

次に、III音分析信号生成部230およびIII音検出部430によるIII音分析処理について説明する。図19は、III音検出部330の構成を示すブロック図であり、III音検出部330は、演算処理部120により実行される機能として構成されるIII音検出区間判定部331およびIII音発音区間検出部332を備える。

【0076】

次に、図20から図28を用いて、III音を検出するIII音検出処理について説明する。III音検出処理については、III音分析信号生成部230においてIII音の分析信号を生成し、III音分析信号に基づきIII音検出部330においてIII音を検出する。図20の処理を実行する場合、心音情報処理装置100は、III音分析モジュール430が装着または実行可能となっている。また、III音の検出にI音II音の検出結果を用いる場合は、さらにI音II音分析モジュール420が装着または実行可能となっている。

40

【0077】

図20のフローチャートにおいては、ステップS200が分析信号検出処理に対応し、ステップS210からステップS240が心音検出処理に対応する。

【0078】

50

まず、III音分析信号生成部230は、信号入力部110から入力された心音信号より、III音分析信号を生成する(ステップS200)。ステップS200における処理は、まず信号入力部110から入力された心音信号を所定の時間長のフレームで分割する。この場合の所定の時間長とは、一例としては12msであるが、II音とIII音のピーク位置を分別することができればこの値に限定されない。

【0079】

次に、所定の時間長のフレームで分割された心音信号を、FFT等を用いて周波数領域に変換し、各フレームで周波数成分毎のパワーを算出する。本実施形態において、主に0~300Hzの各周波数成分のパワーの和を抽出し、III音分析信号とする。

【0080】

次に、III音検出部330は、I音II音検出部320が検出したI音およびII音の検出情報より、I音およびII音の発音位置に基づく時間間隔を検出する(ステップS210)。

【0081】

ここで、I音、II音およびIII音の時間間隔について、図21から図24を用いて説明する。図21は、うっ血性心不全における心音の例を示しており、図22は、急性心筋梗塞における心音の例を示している。また、図23は、うっ血性心不全における心音の1周期分を示したグラフであり、図24は、急性心筋梗塞における心音の1周期分を示したグラフである。図21および図23に示すうっ血性心不全の心音は、I音、II音およびIII音のピークが明確であるが、図22および図24に示す急性心筋梗塞の心音は、II音とIII音の時間間隔が短いために、II音とIII音が明確に分離できず、III音を誤ってII音として取得する可能性がある。

【0082】

次に、III音検出部330はステップS210において検出したI音およびII音の時間間隔に対してクラスタリングを行う(ステップS220)。クラスタリングの手法は、公知のk-means法など各種手法が適用可能である。

【0083】

次に、III音検出区間判定部331は、ステップS220におけるクラスタリングの結果に基づいて、III音検出区間を判定する(ステップS230)。ステップS220におけるクラスタリングは、検出した時間間隔のヒストグラムを用いて、例えば図25や図26のように可視化することができる。図25は、うっ血性心不全の心音に基づくクラスタリング結果の例であり、図26は、急性心筋梗塞の心音に基づくクラスタリング結果の例である。

【0084】

図25および図26は、破線で示す閾値 t_h より左側を、時間間隔が短い階級のクラスタであるクラスタ1とし、右側を時間間隔が長い階級のクラスタであるクラスタ2とする。図25に示すうっ血性心不全の心音に基づくクラスタリング結果は、I音、II音、のピークが明瞭であり、各クラスタの度数はほぼ等しく最頻値をとる。このため、II音の後がIII音検出区間であると判断することができる。図26に示す急性心筋梗塞の心音に基づくクラスタリング結果は、I音とII音との時間間隔が最頻値では無い箇所は、III音をII音と判断している可能性がある。このため、最頻値から外れている箇所はII音の前をIII音検出区間とする。

【0085】

図20に戻り、ステップS230において判定されたIII音検出区間の結果に基づき、II音発音区間検出部332は、III音発音区間を検出する(ステップS240)。一般的に、III音はII音の後0.15秒前後に聞こえるとされている。このため、本実施形態においては、ステップS230におけるIII音検出区間判定処理の結果に基づき、II音の前後0.13秒から0.17秒の区間をIII音発音区間の検出対象範囲とする。

【0086】

ステップS240の処理においては、III音分析信号を用いて検出対象範囲となったII音の前後0.13秒から0.17秒の区間にてIII音を検出する。ここでIII音分析信号を

10

20

30

40

50

使用する理由に関して図27を用いて説明する。図27は図22の急性心筋梗塞の信号をIII音分析信号で表した折れ線グラフである。図22に示す急性心筋梗塞の信号をIII音分析信号よりも長いフレーム長で作成した分析信号で表した折れ線グラフ図24ではII音とIII音の間隔が短い為、ピーク位置がII音なのかIII音なのかわからなかったが、III音分析信号は細かい時間長のフレームなので、図27のようにII音とIII音のピークを判別することが可能である。

【0087】

このように、細かい時間長のフレームで算出されたIII音分析信号を使用することで、I音とIII音の位置が近くてもピーク位置を検出することが可能になる為、III音分析信号を利用する。III音分析信号を用いて、II音の前にピークが検出された場合は、その検出されたピークをII音発音区間であると判断し、I音II音検出部320において検出されたI音をIII音と修正する。また、II音の後にピークが検出された場合は、その検出されたピークをIII音であると判断する。

10

【0088】

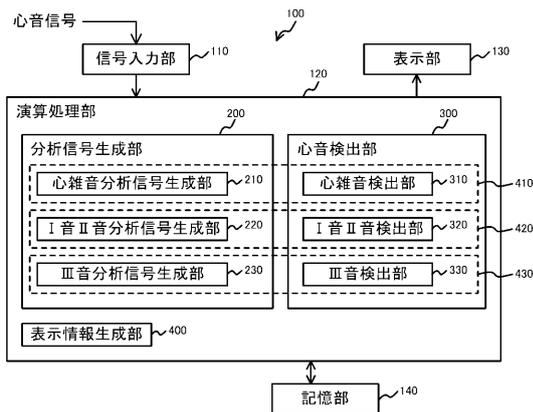
次に、表示情報生成部400は、III音のデータを表示部130に表示させる表示情報を生成する(ステップS250)。ステップS250の処理および表示画面は、図3のステップS130において説明した内容と同様である。図28に、III音を表した模式図を示す。図28においては、I音、II音の後にIII音601を表している。この様にI音、II音、III音を表示することにより、III音の位置を把握することができる。

20

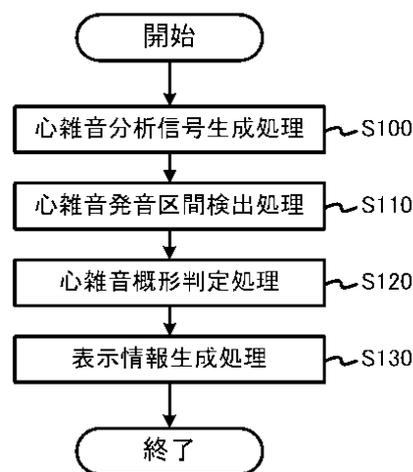
【0089】

以上のように、III音のピークが明確ではない場合であっても、精度良くIII音を検出し、ユーザはIII音の状態を適切に把握することができる。また、これらの手法は、III音の検出に限らず、心音を構成する他の特徴音の検出にも適用可能である。

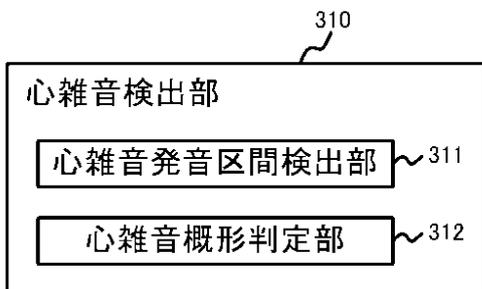
【図1】



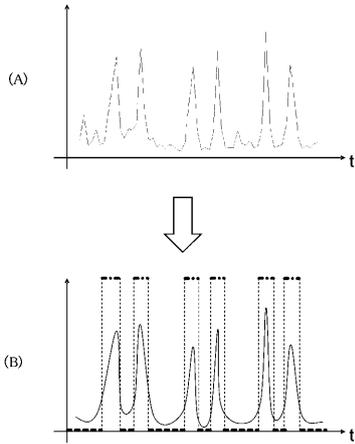
【図3】



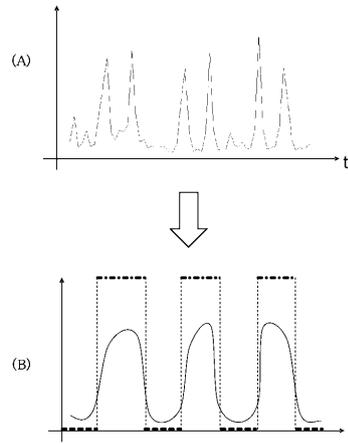
【図2】



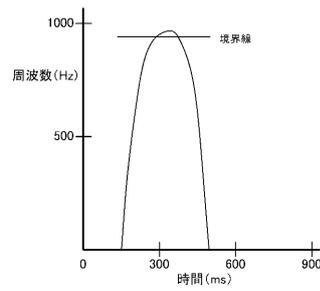
【 図 4 】



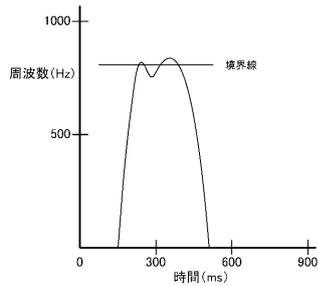
【 図 5 】



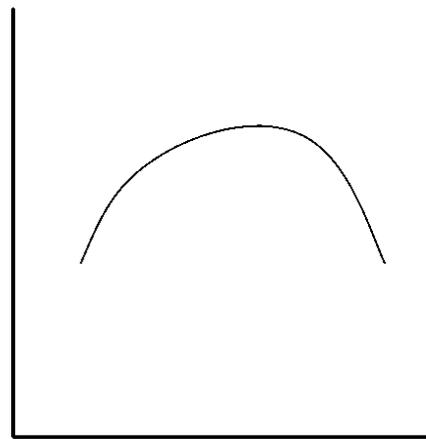
【 図 6 】



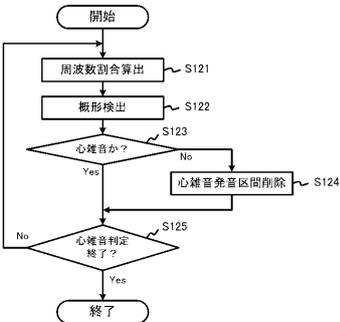
【 図 7 】



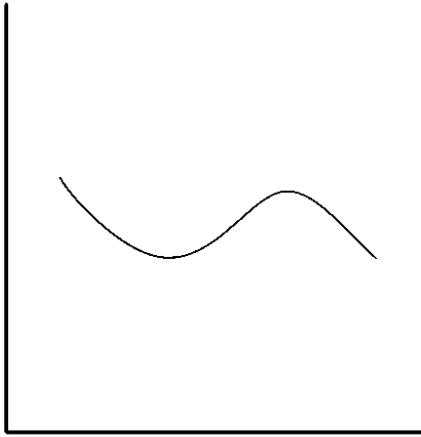
【 図 9 】



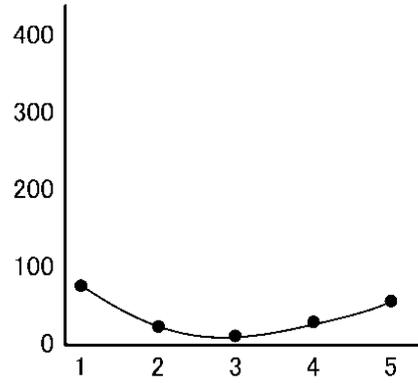
【 図 8 】



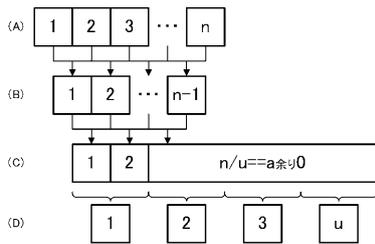
【図10】



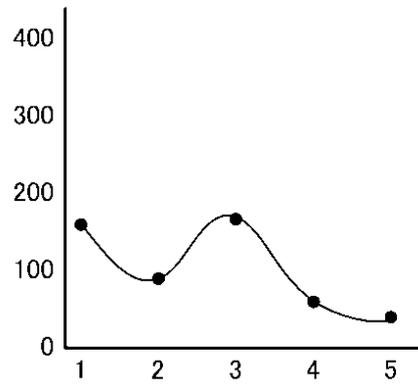
【図12】



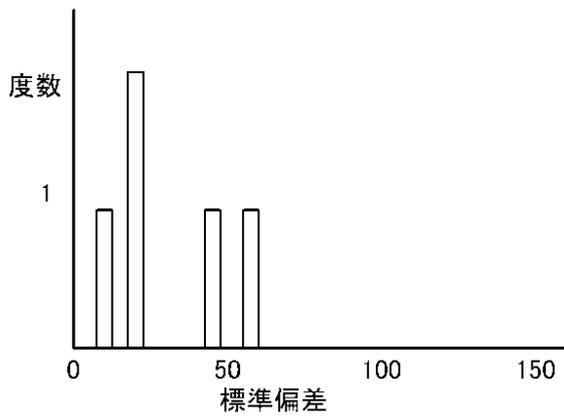
【図11】



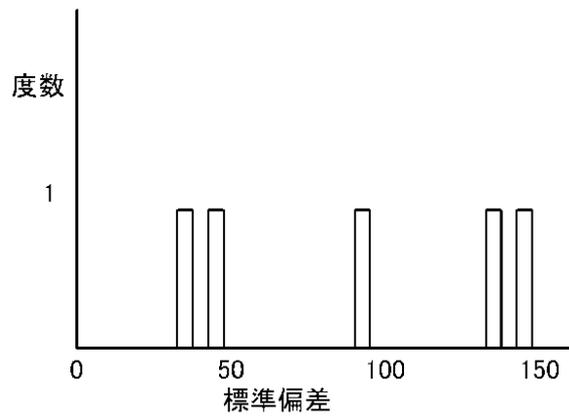
【図13】



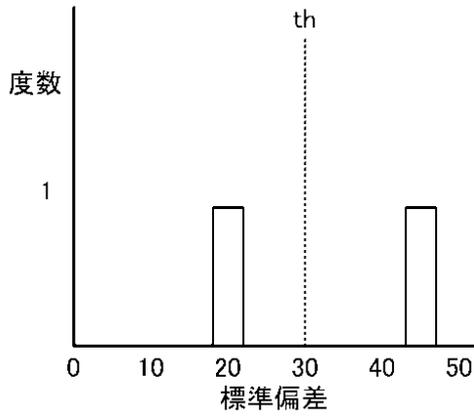
【図14】



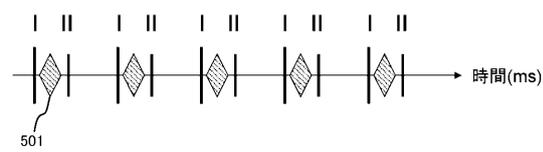
【図15】



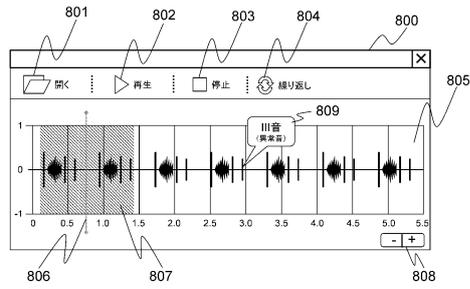
【図16】



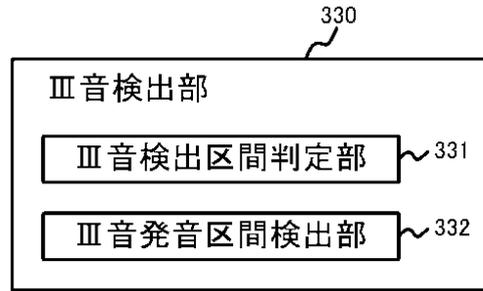
【図17】



【図18】



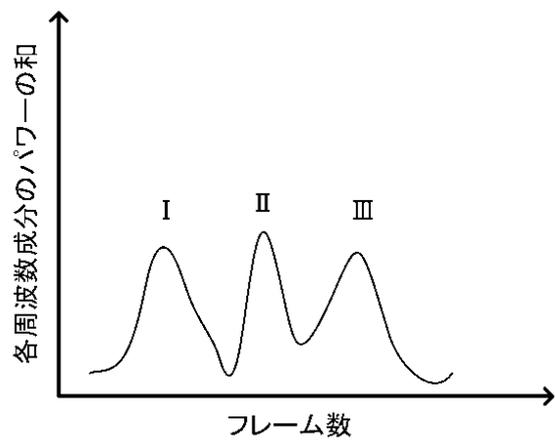
【図19】



【図20】



【図23】



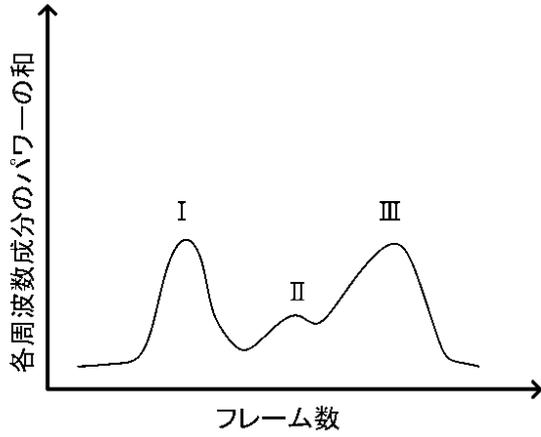
【図21】



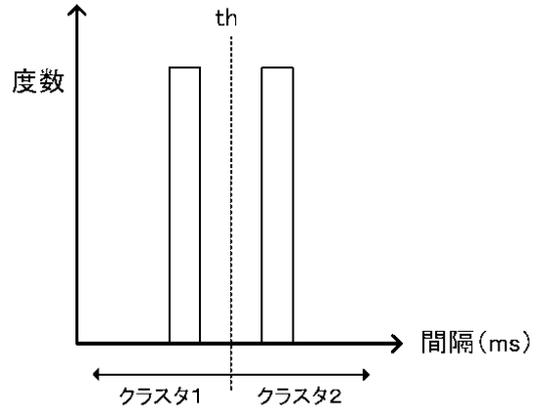
【図22】



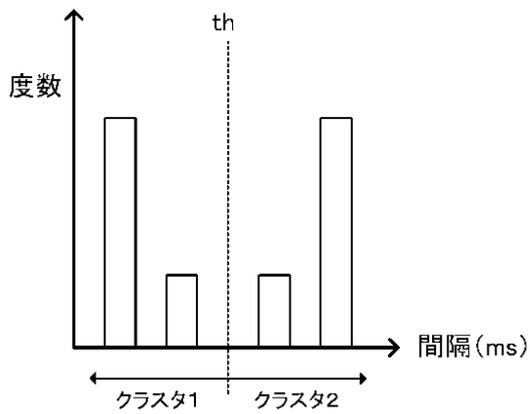
【図 2 4】



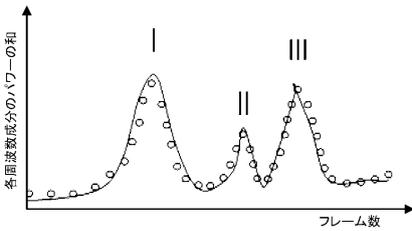
【図 2 5】



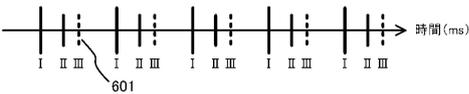
【図 2 6】



【図 2 7】



【図 2 8】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開昭63-252136(JP,A)
特表2009-540971(JP,A)
特開平03-015441(JP,A)
特公昭44-012314(JP,B1)
特開昭63-290544(JP,A)
特開昭55-068355(JP,A)
特開2002-153434(JP,A)
米国特許第05687738(US,A)
米国特許出願公開第2005/0222515(US,A1)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 5/02