

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2007-532207

(P2007-532207A)

(43) 公表日 平成19年11月15日(2007.11.15)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 5/025 (2006.01)
A 6 1 B 7/04 (2006.01)

F I

A 6 1 B 5/02 3 5 O
A 6 1 B 7/04 Z

テーマコード (参考)

4 C O 1 7

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 26 頁)

(21) 出願番号 特願2007-507636 (P2007-507636)
(86) (22) 出願日 平成17年4月15日 (2005.4.15)
(85) 翻訳文提出日 平成18年12月12日 (2006.12.12)
(86) 国際出願番号 PCT/CA2005/000568
(87) 国際公開番号 W02005/099562
(87) 国際公開日 平成17年10月27日 (2005.10.27)
(31) 優先権主張番号 60/562, 538
(32) 優先日 平成16年4月16日 (2004.4.16)
(33) 優先権主張国 米国 (US)
(31) 優先権主張番号 2, 464, 634
(32) 優先日 平成16年4月16日 (2004.4.16)
(33) 優先権主張国 カナダ (CA)

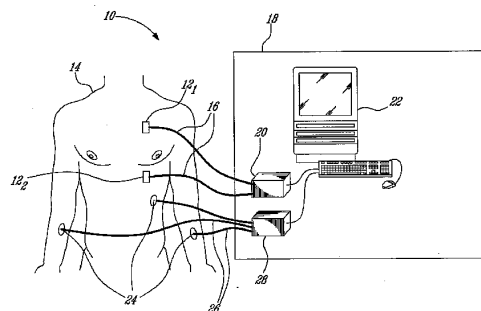
(71) 出願人 506338386
マシモ コーポレーション
MASIMO CORPORATION
アメリカ合衆国、カリフォルニア州 92
618、アーバイン、パーカー 40
(74) 代理人 100116838
弁理士 渡邊 潤三
(72) 発明者 ポポフ, ボリス
カナダ国、ケベック州 エイチ4ビー 2
ケイ8、モントリオール、アパートメント
212、ウォークリーアヴェニュー 4
545

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 第2心音の成分に関する非侵襲性測定方法

(57) 【要約】

所定時間に亘って測定した患者の複数の第2心音の肺動脈弁由来成分及び大動脈弁由来成分の位置を推定する方法及び装置。この方法は、該所定時間に亘って測定した患者の複数の心音の電子的表示を生成する工程、該所定時間における少なくとも1つの第2心音を該電子的表示を用いて特定する工程、及び、特定した第2心音の各々について、大動脈弁由来成分及び肺動脈弁由来成分の位置を表す推定値を生成する工程を包含する。また、大動脈弁由来成分及び肺動脈弁由来成分の位置を用いて、患者の肺動脈における血圧を推定する方法も開示される。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

所定時間に亘って測定した患者の複数の第 2 心音の肺動脈弁由来成分及び大動脈弁由来成分を推定する方法であって、以下の工程を包含する方法。

該所定時間に亘って測定した患者の複数の心音の電子的表示を生成する工程；

該所定時間における少なくとも 1 つの第 2 心音を該電子的表示を用いて特定する工程；

特定した第 2 心音の各々について、

周波数重み付きエネルギー (FWE) を計算し、

該 FWE を正規化し、

該 FWE における複数のピークを特定し、

該特定した複数のピークから最大ピークを決定し、そして

該最大ピークを記録し、また該最大ピークの振幅との差が所定の値以下である振幅を有する複数のピークが存在する場合にはこれらも記録し、記録したピークが 2 つ以上の場合には、最大ピークと 2 番目に大きいピークとを選び出して、時間的に早い方のピークを第 1 ピーク、時間的に遅い方のピークを第 2 ピークとし、第 1 ピークの位置を表す値をもって大動脈弁由来成分の位置を表す候補値とし、第 2 ピークの位置を表す値をもって肺動脈弁由来成分の位置を表す候補値とし、そして記録したピークが 1 つのみの場合には、該 1 つのピークを大動脈弁由来成分の位置を表す候補値として選び出す工程；及び

該候補値から、該第 2 心音における大動脈弁由来成分及び肺動脈弁由来成分の位置を表す推定値を生成する工程。

【請求項 2】

該第 2 心音を特定する工程が、基準信号を用いて第 2 心音を特定することを包含することを特徴とする、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

該基準信号が患者の心電図の信号であることを特徴とする、請求項 2 に記載の方法。

【請求項 4】

該 FWE を計算する工程が、特定した第 2 心音の各々について非線形エネルギー演算子 (NLE0) 関数を生成することを包含することを特徴とする、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 5】

該 NLE0 関数が、 $\Psi[n] = x(n - l) \cdot x(n - m) - x(n - p) \cdot x(n - q)$
($l + m = p + q$, $l \neq p$ 及び $q \neq m$) であることを特徴とする、請求項 4 に記載の方法。

【請求項 6】

$l = 2$ 、 $m = 3$ 、 $q = 4$ そして $p = 1$ であることを特徴とする、請求項 5 に記載の方法。

【請求項 7】

該ピークを特定する工程において、最大ピーク値を特定し、そして特定したピークのうち、該最大ピーク値の振幅に対する割合が所定の値より小さい振幅を有するピークを全て廃棄することを包含することを特徴とする、請求項 4 に記載の方法。

【請求項 8】

該所定の値が 90%～100%であることを特徴とする、請求項 7 に記載の方法。

【請求項 9】

該ピークを特定する工程が、ピークを表す極大値であって、所定時間を超える間隔で存在する極大値を全て特定することを含むことを特徴とする、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 10】

該所定時間が少なくとも 10 ms であることを特徴とする、請求項 9 に記載の方法。

【請求項 11】

該所定の値が該最大ピークの振幅の 0～10%であることを特徴とする、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 12】

該推定値を生成する工程が、

各々の第2心音の所定の位置を基準にして、記録した大動脈弁由来成分候補値の位置に関する第1確率分布を生成し、そして各々の第2心音の所定の位置を基準にして、記録した肺動脈弁由来成分候補値の位置に関する第2確率分布を生成する工程；及び

該第1確率分布における極大値を第1極大値として特定し、そして該第2確率分布における極大値を第2極大値として特定する工程、
を包含し、

特定した第1極大値の位置をもって大動脈弁由来成分の位置とし、特定した第2極大値の位置をもって肺動脈弁由来成分の位置とする、
ことを特徴とする請求項1に記載の方法。

10

【請求項13】

該所定の位置が該各々の第2心音の始点であることを特徴とする、請求項12に記載の方法。

【請求項14】

特定した第2心音の各々について、該FWEを計算する工程の前に、信号対雑音比(SNR)を計算する工程をさらに包含し、該計算したSNRが所定の比率より小さい場合には、大動脈弁由来成分や肺動脈弁由来成分に関する位置を示す候補値を選び出さないことを特徴とする、請求項1に記載の方法。

【請求項15】

該SNRを計算する工程が、該特定した第2心音の始点と終点を検出し、始点と終点間の平均信号エネルギーを計算し、始点の前の所定の時間及び終点の後の所定の時間における平均雑音エネルギーを計算する工程を包含し、該平均信号エネルギーを該平均雑音エネルギーで割ることにより得られる値をもってSNRとすることを特徴とする、請求項14に記載の方法。

20

【請求項16】

該所定の時間が50msであることを特徴とする、請求項15に記載の方法。

【請求項17】

該所定の比率が0.50であることを特徴とする、請求項14に記載の方法。

【請求項18】

所定時間に亘って測定した患者の複数の第2心音の肺動脈弁由来成分及び大動脈弁由来成分の位置を推定する方法であって、以下の工程を包含する方法。

30

該所定時間に亘って測定した患者の複数の心音の電子的表示を生成する工程；

該電子的表示を複数のサブチャンネルに分割する工程；

該複数のサブチャンネルの電子的表示の各々について、

該所定時間における少なくとも1つの第2心音を該電子的表示を用いて特定し、そして

該少なくとも1つの第2心音から、サブチャンネルにおける大動脈弁由来成分とサブチャンネルにおける肺動脈弁由来成分の位置を表す推定値を抽出する工程；及び

該複数のサブチャンネルにおける大動脈弁由来成分の位置を表す推定値を組み合わせ大動脈弁由来成分の位置を表す推定値を得、そして該複数のサブチャンネルにおける肺動脈弁由来成分の位置を表す推定値を組み合わせ肺動脈弁由来成分の位置を表す推定値を得る工程。

40

【請求項19】

該推定値を抽出する工程が以下の工程を包含することを特徴とする、請求項18に記載の方法。

特定した第2心音の各々について、

FWEを計算し、

該FWEを正規化し、

該FWEにおける複数のピークを特定し、

該特定した複数のピークから最大ピークを決定し、そして

50

該最大ピークを記録し、また該最大ピークの振幅との差が所定の値以下である振幅を有する複数のピークが存在する場合にはこれらも記録し、記録したピークが2つ以上の場合には、最大ピークと2番目に大きいピークとを選び出して、時間的に早い方のピークを第1ピーク、時間的に遅い方のピークを第2ピークとし、第1ピークの位置を表す値をもって大動脈弁由来成分の位置を表す候補値とし、第2ピークの位置を表す値をもって肺動脈弁由来成分の位置を表す候補値とし、そして記録したピークが1つのみの場合には、該1つのピークを大動脈弁由来成分の位置を表す候補値として選び出す工程；及び

該候補値から、該第2心音における大動脈弁由来成分及び肺動脈弁由来成分の位置を表す推定値を生成する工程。

【請求項20】

10

該電子的表示を低周波数チャンネル、中周波数チャンネル、及び高周波数チャンネルに分割することを特徴とする、請求項18に記載の方法。

【請求項21】

該低周波数チャンネルが30～50Hzの範囲であり、該中周波数チャンネルが50～120Hzの範囲であり、該高周波数チャンネルが120～200Hzの範囲であることを特徴とする、請求項21に記載の方法。

【請求項22】

所定時間に亘って測定した患者の複数の第2心音の肺動脈弁由来成分及び大動脈弁由来成分の位置を推定する方法であって、以下の工程を包含する方法。

該所定時間に亘って測定した患者の複数の心音の第1電子的表示を生成する第1変換器を患者の第1部位に装着する工程；

20

該所定時間に亘って測定した患者の複数の心音の第2電子的表示を生成する第2変換器を患者の第2部位に装着する工程；

該第1電子的表示について、

該所定時間における少なくとも1つの第2心音を特定し、

特定した第2心音の各々について、

FWEを計算し、

該FWEを正規化し、

該FWEにおける複数のピークを特定し、

該特定した複数のピークから最大ピークを決定し、

30

該最大ピークを記録し、また該最大ピークの振幅との差が所定の値以下である振幅を有する複数のピークが存在する場合にはこれらも記録し、記録したピークが2つ以上の場合には、最大ピークと2番目に大きいピークとを選び出して、時間的に早い方のピークを第1ピーク、時間的に遅い方のピークを第2ピークとし、第1ピークの位置を表す値をもって大動脈弁由来成分の位置を表す候補値とし、第2ピークの位置を表す値をもって肺動脈弁由来成分の位置を表す候補値とし、そして記録したピークが1つのみの場合には、該1つのピークを大動脈弁由来成分の位置を表す候補値として選び出し、

該候補値から、該第2心音における大動脈弁由来成分及び肺動脈弁由来成分の位置を表す第1推定値を生成する工程；

該第2電子的表示について、

40

該所定時間における少なくとも1つの第2心音を特定し、

特定した第2心音の各々について、

FWEを計算し、

該FWEを正規化し、

該FWEにおける複数のピークを特定し、

該特定した複数のピークから最大ピークを決定し、

該最大ピークを記録し、また該最大ピークの振幅との差が所定の値以下である振幅を有する複数のピークが存在する場合にはこれらも記録し、記録したピークが2つ以上の場合には、最大ピークと2番目に大きいピークとを選び出して、時間的に早い方のピークを第1ピーク、時間的に遅い方のピークを第2ピークとし、第1ピークの位置を表す値を

50

もって大動脈弁由来成分の位置を表す候補値とし、第2ピークの位置を表す値をもって肺動脈弁由来成分の位置を表す候補値とし、そして記録したピークが1つのみの場合には、該1つのピークを大動脈弁由来成分の位置を表す候補値として選び出し、

該候補値から、該第2心音における大動脈弁由来成分及び肺動脈弁由来成分の位置を表す第2推定値を生成する工程；及び

大動脈弁由来成分の位置を表す第1推定値と第2推定値とを組み合わせ、そして肺動脈弁由来成分の位置の第1推定値と第2推定値とを組み合わせ、

大動脈弁由来成分の位置を表す第1推定値と第2推定値の組み合わせをもって大動脈弁由来成分の位置を表す推定値とし、肺動脈弁由来成分の位置を表す第1推定値と第2推定値の組み合わせをもって肺動脈弁由来成分の位置を表す推定値とする工程。

10

【請求項23】

該第1部位が患者の心尖であることを特徴とする、請求項22に記載の方法。

【請求項24】

該第2部位が患者の左側第3肋間隙と左側第4肋間隙の間であることを特徴とする、請求項22に記載の方法。

【請求項25】

所定時間に亘る患者の肺動脈圧を推定する方法であって、以下の工程を包含する方法。

該所定時間に亘って測定した患者の複数の心音の電子的表示を生成する工程；

該所定時間における少なくとも1つの第2心音を該電子的表示を用いて特定する工程；

特定した第2心音の各々について、

20

FWEを計算し、

該FWEを正規化し、

該FWEにおける複数のピークを特定し、

該特定したピークから最大ピークを決定し、

該最大ピークを記録し、また該最大ピークの振幅との差が所定の値以下である振幅を有する複数のピークが存在する場合にはこれらも記録し、記録したピークが2つ以上の場合には、最大ピークと2番目に大きいピークとを選び出して、時間的に早い方のピークを第1ピーク、時間的に遅い方のピークを第2ピークとし、第1ピークの位置を表す値をもって大動脈弁由来成分の位置を表す候補値とし、第2ピークの位置を表す値をもって肺動脈弁由来成分の位置を表す候補値とし、そして記録したピークが1つのみの場合には、該1つのピークを大動脈弁由来成分の位置を表す候補値として選び出す工程；

30

該候補値から、大動脈弁由来成分の位置及び肺動脈弁由来成分の位置を表す推定値を生成する工程；

該大動脈弁由来成分と該肺動脈弁由来成分の時間差として、これらの成分の分裂間隔を決定する工程；

該分裂間隔を正規化する工程；及び

該正規化した分裂間隔と収縮期及び拡張期の肺動脈圧との関係を表す所定の関数を用いて、収縮期及び拡張期の肺動脈圧を推定する工程。

【請求項26】

請求項1～25のいずれかに記載の方法を実施するための装置。

40

【請求項27】

所定時間に亘って測定した患者の複数の第2心音の肺動脈弁由来成分及び大動脈弁由来成分の位置を推定するための装置であって、

運動中の患者の、複数の第2心音を示す第1音部と体動に起因する雑音を示す第2音部とを含む患者の複数の心音を検出するための少なくとも1つの変換器；及び

複数の第2心音を該検出した複数の心音から特定し、そして大動脈弁由来成分の位置と肺動脈弁由来成分の位置の推定値を、該特定した複数の第2心音から演算する装置であって、該特定及び演算の際に、該検出した複数の心音における体動に起因する雑音部分から生じる有意な干渉を受けない第2心音処理装置、を含む装置。

50

【請求項 28】

該第2心音処理装置が以下の手段を含むことを特徴とする、請求項27に記載の装置。

該所定時間における少なくとも1つの第2心音を、該検出した複数の心音を用いて特定するための手段；

特定した第2心音の各々について、周波数重み付きエネルギー(FWE)を計算するための手段；

特定した第2心音の各々について、該計算したFWEを正規化するための手段；

特定した第2心音の各々について、該計算したFWEにおける複数のピークを特定し、該特定した複数のピークから最大ピークを決定するための手段；

該最大ピークを記録し、また該最大ピークの振幅との差が所定の値以下である振幅を有する複数のピークが存在する場合にはこれらも記録し、記録したピークが2つ以上の場合には、最大ピークと2番目に大きいピークとを選び出して、時間的に早い方のピークを第1ピーク、時間的に遅い方のピークを第2ピークとし、第1ピークの位置を表す値をもって大動脈弁由来成分の位置を表す候補値とし、第2ピークの位置を表す値をもって肺動脈弁由来成分の位置を表す候補値とし、そして記録したピークが1つのみの場合には、該1つのピークを大動脈弁由来成分の位置を表す候補値として選び出すための手段；及び

該候補値から、該第2心音における大動脈弁由来成分及び肺動脈弁由来成分の位置を表す推定値を生成するための手段。

【請求項 29】

該第2心音を特定するための手段が、基準信号を用いて第2心音を特定することを特徴とする、請求項28に記載の装置。 20

【請求項 30】

該基準信号が患者の心電図の信号であることを特徴とする、請求項29に記載の装置。

【請求項 31】

該FWEを計算するための手段が、特定した第2心音の各々について非線形エネルギー演算子(NLE0)関数を生成することを特徴とする、請求項28に記載の装置。

【請求項 32】

該NLE0関数が、 $\Psi[n] = x(n-l) \cdot x(n-m) - x(n-p) \cdot x(n-q)$
($l+m=p+q$, $l \neq p$ 及び $q \neq m$)であることを特徴とする、請求項31に記載の装置。 30

【請求項 33】

$l=2$ 、 $m=3$ 、 $q=4$ そして $p=1$ であることを特徴とする、請求項32に記載の装置。

【請求項 34】

該ピークを特定するための手段が、最大ピーク値を特定し、そして特定したピークのうち、該最大ピーク値の振幅に対する割合が所定の値より小さい振幅を有するピークを全て廃棄することを特徴とする、請求項31に記載の装置。

【請求項 35】

該所定の値が90～100%の範囲内であることを特徴とする、請求項34に記載の装置。 40

【請求項 36】

該ピークを特定するための手段が、ピークを表す極大値であって、所定時間を超える間隔で存在する極大値を全て特定することを特徴とする、請求項28に記載の装置。

【請求項 37】

該所定時間が少なくとも10msであることを特徴とする、請求項36に記載の装置。

【請求項 38】

該所定の値が該最大ピークの振幅の0～10%であることを特徴とする、請求項28に記載の装置。

【請求項 39】

所定時間に亘る患者の収縮期と拡張期の肺動脈圧を推定するための装置であって、少な 50

くとも 1 つの変換器及び処理装置を含む装置。

但し、該少なくとも 1 つの変換器は、運動中の患者の、複数の第 2 心音を示す第 1 音部と体動に起因する雑音を示す第 2 音部とを含む患者の複数の心音を検出するための変換器であり；

該処理装置は、大動脈弁由来成分の位置と肺動脈弁由来成分の位置を、該特定した複数の第 2 心音から演算し、該演算の際に、該検出した複数の心音における体動に起因する雑音部分から生じる有意な干渉を受けず、

正規化した分裂間隔を、該大動脈弁由来成分の位置と該肺動脈弁由来成分の位置から計算し、そして

該正規化した分裂間隔と収縮期及び拡張期の肺動脈圧との関係を表す所定の関数を用いて、収縮期及び拡張期の肺動脈圧を推定するための処理装置である。 10

【請求項 40】

収縮期及び拡張期の肺動脈圧を表示するための表示手段をさらに包含することを特徴とする、請求項 39 に記載の装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、第 2 心音 (S2) の成分音の非侵襲性検出のための方法及び装置に関する。特に、本発明は、S2 の大動脈弁由来成分 (A2) と肺動脈弁由来成分 (P2) の、心電図 (ECG) における QRS 波における Q を基準とした位置を推定するための方法及び装置に関する。 20

【背景技術】

【0002】

心血管疾患の問題が広く報じられ、80 歳以上の人口が増加し、心臓病が主要な死亡原因となっている現在では、心臓異常を認識する医師の能力の重要性が増してきている。非侵襲性の心臓診断に関して、最も有力な手段の 1 つが聴診法である。もともと聴診は、医師が聴診器を用いて特定のパターンや現象を認識する技術に基づくものである。技術の進歩によりこれらの技術の多くが自動化されてきたが、聴診法の中には、安定した自動化手段がまだ見出されていないものもある。

【0003】

心臓障害の診断上で最も興味深い音の 1 つが第 2 心音である。第 2 心音において、一般に重要なのは、大動脈弁由来成分と肺動脈弁由来成分の 2 成分である。これらの成分を検出及び認識すれば、左心と右心の収縮期と拡張期の期間が測定可能となる。これらの値は、肺動脈の高血圧、心臓弁の機能障害、左心室・右心室の機能障害等の検出など多くの状況で応用され、非常に重要な値である。 30

【0004】

上記のように、第 2 心音及びその A2 成分と P2 成分は、臨床上重要である。しかしこれらの成分は雑音や、心音及び人体の心臓以外の部分による他の音響成分によって隠されてしまうことが非常に多い。その結果、一般に、A2 成分と P2 成分を識別できるのは特別に訓練された経験豊かな医師だけである。そのため、コンピューターを用いて自動化された A2 成分及び P2 成分検出方法が臨床現場において望まれている。先行技術の一つである米国特許第 6,368,283 号では、上記のような方法が開示されている。しかしこの先行技術文献で提案されている方法は、自動化されておらず、人による補助が必要であり、呼吸静止時にのみ有効な方法である。 40

【0005】

心カテテル法と心エコー検査法により、右心及び左心の両方における異常を正確に診断することができるようになったため、心血管系異常の有無及び重度の評価において心電図が新たな有用性を持つに至った。一般に心カテテル法を行えば心血管系異常の有無と重度に関する決定的な証拠が得られるが、外部からの録音は内部診断による所見と十分な相関関係があり、多くの場合、外部録音自体を診断手段として用いることができる。この 50

点について、心音図検査を行うことにより、心エコー検査で得る情報についての補足的情報が得られることが屢々ある。このように診断の精度が増したために、より簡単でより痛みが少ない外部的手法を用いて、患者の心臓治療の規模を拡大する時期を決定することができるようになった。心カテーテル法が必要と思われる場合であっても、心音図検査法や他の非侵襲性検査法により予め得た情報は、侵襲性検査法の効率及び成果を大いに高めることができる。

【0006】

発明の概要

上記の欠点及びそれ以外の欠点を克服するために、所定時間に亘って測定した患者の複数の第2心音の肺動脈弁由来成分及び大動脈弁由来成分を推定する方法を提供する。この方法は、該所定時間に亘って測定した患者の複数の心音の電子的表示を生成する工程、所定時間における少なくとも1つの第2心音を電子的表示を用いて特定する工程、特定した第2心音の各々について、周波数重み付きエネルギー(FWE)を計算し、該FWEを正規化し、該FWEにおける複数のピークを特定し、該特定した複数のピークから最大ピークを決定し、そして、該最大ピークを記録し、また最大ピークの振幅との差が所定の値以下である振幅を有する複数のピークが存在する場合にはこれらも記録し、記録したピークが2つ以上の場合には、最大ピークと2番目に大きいピークとを選び出して、時間的に早い方のピークを第1ピーク、時間的に遅い方のピークを第2ピークとし、第1ピークの位置を表す値をもって大動脈弁由来成分の位置を表す候補値とし、第2ピークの位置を表す値をもって肺動脈弁由来成分の位置を表す候補値とし、そして記録したピークが1つのみの場合には、該1つのピークを大動脈弁由来成分の位置を表す候補値として選び出す工程、及び、該候補値から、第2心音における大動脈弁由来成分及び肺動脈弁由来成分の位置を表す推定値を生成する工程を包含する。

【0007】

所定時間に亘って測定した患者の複数の第2心音の肺動脈弁由来成分及び大動脈弁由来成分の位置を推定する別の方法も提供する。この方法は、該所定時間に亘って測定した患者の複数の心音の電子的表示を生成する工程、該電子的表示を複数のサブチャンネルに分割する工程、該複数のサブチャンネルの電子的表示の各々について、該所定時間における少なくとも1つの第2心音を該電子的表示を用いて特定し、そして、該少なくとも1つの第2心音から、サブチャンネルにおける大動脈弁由来成分とサブチャンネルにおける肺動脈弁由来成分の位置を表す推定値を抽出する工程、及び、該複数のサブチャンネルにおける大動脈弁由来成分の位置を表す推定値を組み合わせる大動脈弁由来成分の位置を表す推定値を得、そして該複数のサブチャンネルにおける肺動脈弁由来成分の位置を表す推定値を組み合わせる肺動脈弁由来成分の位置を表す推定値を得る工程を包含する。

【0008】

さらに、所定時間に亘って測定した患者の複数の第2心音の肺動脈弁由来成分及び大動脈弁由来成分の位置を推定するさらに別の方法も提供する。この方法は、該所定時間に亘って測定した患者の複数の心音の第1電子的表示を生成する第1変換器を患者の第1部位に装着する工程、該所定時間に亘って測定した患者の複数の心音の第2電子的表示を生成する第2変換器を患者の第2部位に装着する工程、該第1電子的表示について、所定時間における少なくとも1つの第2心音を特定し、特定した第2心音の各々について、FWEを計算し、該FWEを正規化し、該FWEにおける複数のピークを特定し、該特定した複数のピークから最大ピークを決定し、該最大ピークを記録し、また該最大ピークの振幅との差が所定の値以下である振幅を有する複数のピークが存在する場合にはこれらも記録し、記録したピークが2つ以上の場合には、最大ピークと2番目に大きいピークとを選び出して、時間的に早い方のピークを第1ピーク、時間的に遅い方のピークを第2ピークとし、第1ピークの位置を表す値をもって大動脈弁由来成分の位置を表す候補値とし、第2ピークの位置を表す値をもって肺動脈弁由来成分の位置を表す候補値とし、そして記録したピークが1つのみの場合には、該1つのピークを大動脈弁由来成分の位置を表す候補値として選び出し、該候補値から、該第2心音における大動脈弁由来成分及び肺動脈弁由来成分の位置

を表す第1推定値を生成する工程、該第2電子的表示について、該所定時間における少なくとも1つの第2心音を特定し、特定した第2心音の各々について、FWEを計算し、該FWEを正規化し、該FWEにおける複数のピークを特定し、該特定した複数のピークから最大ピークを決定し、該最大ピークを記録し、また該最大ピークの振幅との差が所定の値以下である振幅を有する複数のピークが存在する場合にはこれらも記録し、記録したピークが2つ以上の場合には、最大ピークと2番目に大きいピークとを選び出して、時間的に早い方のピークを第1ピーク、時間的に遅い方のピークを第2ピークとし、第1ピークの位置を表す値をもって大動脈弁由来成分の位置を表す候補値とし、第2ピークの位置を表す値をもって肺動脈弁由来成分の位置を表す候補値とし、そして記録したピークが1つのみの場合には、該1つのピークを大動脈弁由来成分の位置を表す候補値として選び出し、該候補値から、第2心音における大動脈弁由来成分及び肺動脈弁由来成分の位置を表す第2推定値を生成する工程、及び、大動脈弁由来成分の位置を表す第1推定値と第2推定値とを組み合わせ、そして肺動脈弁由来成分の位置の第1推定値と第2推定値とを組み合わせ、大動脈弁由来成分の位置を表す第1推定値と第2推定値の組み合わせをもって大動脈弁由来成分の位置を表す推定値とし、肺動脈弁由来成分の位置を表す第1推定値と第2推定値の組み合わせをもって肺動脈弁由来成分の位置を表す推定値とする工程を包含する。

10

【0009】

さらにまた、所定時間に亘る患者の肺動脈圧を推定する方法を提供する。この方法は、該所定時間に亘って測定した患者の複数の心音の電子的表示を生成する工程、該所定時間における少なくとも1つの第2心音を電子的表示を用いて特定する工程、特定した第2心音の各々について、FWEを計算し、該FWEを正規化し、該FWEにおける複数のピークを特定し、該特定したピークから最大ピークを決定し、該最大ピークを記録し、また該最大ピークの振幅との差が所定の値以下である振幅を有する複数のピークが存在する場合にはこれらも記録し、記録したピークが2つ以上の場合には、最大ピークと2番目に大きいピークとを選び出して、時間的に早い方のピークを第1ピーク、時間的に遅い方のピークを第2ピークとし、第1ピークの位置を表す値をもって大動脈弁由来成分の位置を表す候補値とし、第2ピークの位置を表す値をもって肺動脈弁由来成分の位置を表す候補値とし、そして記録したピークが1つのみの場合には、該1つのピークを大動脈弁由来成分の位置を表す候補値として選び出す工程、該候補値から、大動脈弁由来成分の位置及び肺動脈弁由来成分の位置を表す推定値を生成する工程、該大動脈弁由来成分と該肺動脈弁由来成分の時間差として、これらの成分の分裂間隔を決定する工程、該分裂間隔を正規化する工程、及び、該正規化した分裂間隔と収縮期及び拡張期の肺動脈圧との関係を表す所定の関数を用いて、収縮期の肺動脈圧を推定する工程を包含する。

20

30

【0010】

上記のいずれかの方法を実施するための装置も提供する。

【0011】

発明の詳細な説明

図1に参照して、一般に参照番号10で示される装置の1つの態様を説明する。応用においてはただ1つのセンサーを用いることが好ましい場合もあるし複数のセンサーを用いることが好ましい場合もあるが、図では2つの同じ生体音センサー12（たとえば米国特許第6,368,283号に記載されているセンサー）を用いている。複数のセンサーを用いる場合には、第2心音における大動脈弁由来成分A2と第2心音における肺動脈弁由来成分P2の、どちらか一方か又は両方の信号が極大強度になるように、患者14の様々な部位にセンサーを装着する。図では、1つのセンサー12₁を心尖に装着する。心尖は、S2音のA2成分が極大強度となりP2成分が極小強度となると予想される部位である。また、第2のセンサー12₂をP2成分が極大強度となる部位に装着する(左側の第3肋間隙と第4肋間隙の間)。最良のセンサー装着部位は、様々な部位におけるS2の音響信号を観測することによって信号強度が極大となる部位を求めることにより、得ることができる。

40

【0012】

センサー12を、導線16のような適当な導線を介して、アナログデジタル変換器(ana 50

log to digital converter) 20 とパーソナルコンピューター 22 を包含するデータ取得システム(data acquisition system) 18 に接続する。センサー 12 によって集めたデータは、たとえば 2 kHz のサンプリング周波数と 12 bit の解像度を用いて、アナログデジタル変換器 20 によりデジタル化する。さらに、一連の電極 24、導線 26、及び第 2 のアナログデジタル変換器 28 を介して、心電図(ECG)信号も集める。生体音センサー 12 によって集めた音響信号と同様に、ECG 電極 24 によって集めたデータも、たとえば 2 kHz のサンプリングレートと 12 bit の解像度を用いて、アナログデジタル変換器 28 によりデジタル化する。以下で示すように、心電図の信号を、第 2 心音(S2)を特定するための基準信号として用いる。

【0013】

10

図 2 では、ECG による測定結果を第 1 の生体音センサー及び第 2 の生体音センサーによる測定結果と並べて表示している。

【0014】

A2 成分及び P2 成分の自動検出

ECG 信号を、第 2 心音を特定するための基準信号として使用する。以下の記述では、心拍信号は ECG 上における 2 つの連続する QRS 波の間の音響信号部分を意味する。選択するアプローチに応じて、Q-Q' 間隔(2 つの Q 波間の間隔)又は R-R' 間隔(2 つの R 波間の間隔)を「心拍信号」とすることができる。以下の記述では、Q-Q' 間隔を心拍信号とする。心拍信号の各々に対して、第 1 心音(S1)を検出し除去する。第 2 心音や場合によっては心雑音などを含む、除去後に残った信号を入力として用いる。

20

【0015】

図 1 に加えて図 3 A と図 3 B のフローチャートに参照して、第 2 心音における大動脈弁由来成分 A2 と肺動脈弁由来成分 P2 を検出するためのアプローチについて、1 つの態様を説明する。この態様においては、入力信号は、1 つ又は複数のセンサー 12 から入力される、それぞれ 30 ~ 200 Hz の範囲の周波数の心音信号を包含する信号である。周波数の範囲が上記の範囲より広い場合には、何らの変更無しに同じアプローチを適用することができる。しかし、周波数の範囲が上記の範囲より狭くなる場合は、周波数の範囲の制限に応じて方法を適宜変更する必要がある。

【0016】

心拍に関連する音はセンサー 12 から 100 に集め、たとえば図に示すように 3 つのサブチャンネル(すなわち周波数帯) 102、104、106 に分割する。これらの周波数帯は、低周波数帯(LF、30 ~ 50 Hz)、中周波数帯(MF、50 ~ 150 Hz)、及び高周波数帯(HF、120 ~ 200 Hz)である。

30

【0017】

サブチャンネルの各々は、図の 108₁、108₂、108₃ に示すような「処理チャンネル(Process Channel)」ブロックに伝達される(これらについては下記で個別に説明する)。処理チャンネルブロックは、チャープレット法(Chirplet method)、非線形エネルギー演算子(Non-linear Energy Operator)(NLEO)法や、第 2 心音から A2 成分と P2 成分を抽出し識別することができるその他のあらゆる方法を含む、多様な方法に基づいて処理を行うことができる。

40

【0018】

図に示す態様では NLEO 法を適用している。

【0019】

108₁、108₂、108₃ の処理チャンネルブロックから出力される A2 成分及び P2 成分の出力値を分析する。A2 成分及び P2 成分の両方が少なくとも 1 つのサブチャンネルで明瞭に検出される場合には、これらを A2 成分及び P2 成分の位置を表す値とする。両方が明瞭に検出されるのではない場合には、108₁、108₂、108₃ の処理チャンネルブロックの出力と、周波数域が同じサブチャンネルに分割される他のセンサー(図示しない)に対する処理チャンネルブロックの出力とを、ブロック 110、112、114 においてサブチャンネルごとに比較する。たとえば、2 つのセンサー(第 2 センサーは図示しない)を用

50

い、2つのセンサーに対する処理ブロックの出力をサブチャンネルごとに比較する。

【0020】

具体的にはたとえば、以下の規則に従って、各々の周波数帯で比較を行うが、これは1例であって、限定を意図するものではない：

- ・両方のセンサーについての108の出力がA2成分及びP2成分を示し、各々のセンサーの出力のA2成分及びP2成分の位置が同じである場合には、これらの位置をA2成分及びP2成分の位置を表す値とする；
- ・両方のセンサーについての108の出力のうち、1つがA2成分及びP2成分の両方を示すが、他方がそうでない場合には、これらA2成分及びP2成分の位置をA2成分及びP2成分の位置を表す値とする；
- ・両方のセンサーについての108の出力がA2成分又はP2成分のいずれか1つのみを示す場合には、その成分がA2成分かP2成分か判断できないので、1番目の成分の位置をA2成分の位置を表す値とし、2番目の成分の位置をP2成分の位置を表す値とする。
- ・1つのセンサーについての108の出力がA2成分及びP2成分の両方を示し、他方のセンサーについての108の出力が1つの成分のみ(A2成分又はP2成分)を示す場合には、両方のセンサーの測定値を組み合わせる(重ね合わせる)。

・組み合わせの結果が、2つの成分のみ(A2成分及びP2成分)を示す場合には、これらA2成分及びP2成分の位置をA2成分及びP2成分の位置を表す値とする；

・組み合わせの結果が、まだ3つの成分を示す(組み合わせの結果の1つ又は2つがA2成分及び／又はP2成分であり、残りが生理的雑音である)場合には、測定結果を組み合わせ(重ね合わせ)、最も大きいFWEを有する2つの成分を選び出してA2成分及びP2成分とし、これらのA2成分とP2成分の位置をA2成分とP2成分の位置を表す値とする。

・両方のセンサーについての108の出力がA2成分及びP2成分を示すが、A2成分の位置とP2成分の位置が互いに異なる場合には：

・第1及び第2のセンサーの出力の分裂間隔(Splitting Interval)(SI)が10msより小さい場合には、センサーのうちの1つによって決定したA2成分の位置及びP2成分の位置を、それぞれA2成分の位置を表す値及びP2成分の位置を表す値とする；

・第1又は第2のセンサーの少なくとも1つのSIが10msを超える場合には、10ms間隔内の全ての成分(A2成分及びP2成分)を合併する。

・結果が1つの成分のみとなる場合には、この位置をA2成分及びP2成分の位置を表す値とし、SIを0とする；

・結果が2つの成分となる場合には、1番目の成分の位置をA2成分の位置を表す値とし、2番目の成分の位置をP2成分の位置を表す値とする；

・結果が3つの成分となる場合には、最も大きいFWEの値を有する2つの成分の位置をA2成分及びP2成分の位置を表す値とする；そして

・結果が4つの成分となる場合には、成分FWEの振幅が大きいほうのセンサーが出力するA2成分及びP2成分の位置をA2成分及びP2成分の位置を表す値とする。

【0021】

多数のセンサーを用いる場合においても、同様のアプローチを用いることができる。

【0022】

組み合わせたチャンネルを含む、サブチャンネルの各々についてのSIも計算する。

【0023】

LF、MF、及びHFのサブチャンネルにおけるA2成分及びP2成分は、含まれる周波数が異なるため、位置にわずかな差が生じる。そのため、ブロック116において、ヒューリスティック(heuristic)な方法を用いてこの差を修正し、全てのサブチャンネル(LF、MF、及びHF)から出力されるA2成分及びP2成分の組み合わせ、及び、場合により生じ得る全ての組み合わせの値から、A2成分及びP2成分の位置を表す単一の値を生成する。ブロック116において適用するヒューリスティックな方法の1つの具体例を以下に述べる：

・MFサブチャンネル及びHFサブチャンネルにおいて、A2成分及びP2成分の位置を表す値が両方ともは得られず、且つLFチャンネルにおけるSIが120msを超える場合には、LFチャ

10

20

30

40

50

ンネルにおけるSIを廃棄する；

- ・ LFサブチャンネル及びHFサブチャンネルにおいて、A2成分及びP2成分の位置を表す値が両方とも得られ、且つLFチャンネルにおけるSIがHFチャンネルにおけるSIの1.4倍を超える場合は、LFチャンネルにおけるSIを廃棄する；

- ・ LFサブチャンネル及びMFサブチャンネルにおいて、A2成分及びP2成分の位置を表す値が両方とも得られ、且つLFチャンネルにおけるSIがMFチャンネルにおけるSIの1.4倍を超える場合は、MFチャンネルにおけるSIの1.4倍の値をLFチャンネルにおけるSIとする；

- ・ MFサブチャンネル及びHFサブチャンネルにおいて、A2成分及びP2成分の位置を表す値が両方とも得られ、且つMFチャンネルにおけるSIがHFチャンネルにおけるSIの1.4倍よりも小さい場合は、MFチャンネルにおけるSIの $(1 / 1.4)$ 倍の値をHFチャンネルにおけるSIとする。

【0024】

図3Bに参照する。現在の心拍についてのA2成分、P2成分、及びSIの値をブロック124、126、及び128において記録する。具体的にはたとえば、前の1分間に亘る心拍に対して計算したA2成分、P2成分及びSIの値を記録する。

【0025】

同時に、サブチャンネルの各々について、信号対雑音比(SNR)の整合性を評価し、個別のリストに保存する。これに関して、サブレンジの各々に対して、SNRを評価する。整合性は、高い雑音によって廃棄されなかった心拍の割合を示すものである。具体的には、SNRを決定するために、最初にS2音を検出し、S2音の始点と終点の正確な位置を検出する。S2の始点と終点との間のエネルギーをS2の期間(単位：ミリ秒)で割ったものを信号成分(S)とする。S2の始点の前の50ミリ秒間隔のエネルギーと、S2の終点の後の50ミリ秒間隔のエネルギーとの和を100ミリ秒で割ったものを雑音成分(N)とする。信号対雑音比を、 $SNR = S/R$ として計算する。

【0026】

サンプリング時間(具体的にはたとえば1分)における全心拍を上記の方法に従って処理すれば、A2成分の位置、P2成分の位置、及びSIについての一連の値に関して統計的妥当性を確認する準備が整ったことになる。妥当性確認処理の第1段階として、A2成分及びP2成分の分布を評価し、S2の始点を基準としての経過時間閾値であるT値をベイズ基準を使って計算する。1分間のサンプリング時間における心拍数は、一般には50～200である。この分布を評価するために、ヒストグラムを使用する。ピークが複数存在するA2成分又はP2成分に関する分布の場合には、SIについての分布の法則を用いてT値をさらに調整する。

【0027】

ブロック130において、S2の始点を基準にしてT値より後にあるA2の位置を表す値を全て廃棄し、そしてS2の始点を基準にしてT値より前にあるP2の位置を表す値を全て廃棄する。次にブロック132において、廃棄後においても対となる成分を有しているA2成分及びP2成分のみを用いて、SIの値を計算しなおす。

【0028】

ブロック134、136、及び138において、2回反復法(two-iteration method)を用いてA2成分、P2成分及びSIのヒストグラムで中央に位置するピークを評価する。1回目の反復においては、各々のヒストグラムで中央に位置するピークを特定する。2回目の反復においては、中央に位置するピークの各々から最も離れた20%の入力値を除去する。残った入力値のみを用いて、ヒストグラムを作り直す。次にブロック140において、SI'値を $P2 - A2$ の値として計算する。

【0029】

ブロック142において、SI'値と、ブロック138において計算したSI値のピーク値とを比較する。SI値とSI'値の差が平均心拍時間の1%よりも小さい場合には、SI値とSI'値の平均値をSIの最終的な出力値とする。SI値とSI'値の差が平均心拍時間の1%を超える場合は、前にブロック144及び146において計算した整合性においてより高い値を有

する方のSI値、SI'値をもって最終的な出力値とする。

【0030】

再び図3Aに参照する。上記のように処理チャンネルブロック108においては、チャープレット法、NLE0法の他に、第2心音(S2)からA2成分及びP2成分を抽出し識別することができる方法なら、いずれの方法によっても処理を行うことができる。一例として、NLE0法を説明する。NLE0法は、後述の処理工程を包含する。ブロック108₂に参照する。信号対雑音比(SNR)は、ブロック148で決定する。NLE0法は、Agarwal, et al., Proceedings IEEE ISCAS '99, Orlando, Florida, 1999, "Adaptive Segmentation of Electroencephalographic Data Using a Nonlinear Energy Operator"に記載されている。この文献の記載内容は、参照により本願明細書に組み込まれる。

10

【0031】

決定ブロック150によって、SNRが所定の値(たとえば1.5)より小さい場合には、処理中のチャンネルにおける現在の心拍を廃棄し、それ以上の処理は行わない。一方、SNRが所定の値を超える場合には、ブロック154で現在の心拍信号を用いてNLE0関数を計算する。

【0032】

この点に関して、NLE0法の他に、FWEを生成するための他の個々の方法や、一般的な自己相関器を用いる他の個々の方法を用いてもよい。

【0033】

NLE0はデジタル信号の処理法であり、一般には次のように表される：

20

$$\Psi[n] = x(n-l) \cdot x(n-m) - x(n-p) \cdot x(n-q) \quad (l+m=p+q) \quad (1)$$

【0034】

NLE0の特性の1つとして、周波数重み付きエネルギー(FWE)の概念を簡潔に表現できる点がある。FWEは、平均平方エネルギー(mean square energy)と異なり、信号の周波数のみならず振幅も反映する値である。 $l+p=q+m$, $l \neq p$ 且つ $q \neq m$ という特別な場合においては、加算性ガウス白色雑音(AWGN)が入力であるなら、NLE0出力の期待値は0である。したがって、NLE0は雑音を抑える能力がある。不規則雑音及び構造化された正弦波干渉(structured sinusoidal interference)の存在下における、振幅変調された短時間正弦波バーストの場合(たとえば、雑音中における、S2音の大動脈弁由来成分及び肺動脈弁由来成分の場合)を考えれば、NLE0の出力が、AWGNの干渉を抑え、正弦波干渉についての一定のベースラインを提供する一方、これらの成分の各々のFWEを高めることが期待できる。支配的なリズムの振幅(ガウス性)とチャープ(chirping)とが時間的に変化する性質を有するために、NLE0出力が変調し、背景雑音とは対照的に成分の各々に対応する検出可能なバーストが発生する。その後、S2音を入力とするNLE0出力に検出戦略を適用することができる。

30

【0035】

一例として、 $l=2$, $m=1$, $p=3$, $q=4$ をパラメーターとしてNLE0を適用する。

【0036】

NLE0関数が計算できたなら、ブロック156において最大ピーク(与えられた信号に対するNLE0出力の最大値)が特定でき、最大ピークとの差が最大ピークの0.05倍以下の振幅を有するピークを記録する。この点に関して言えば、0.05を用いることによって良い結果が得られるが、他の値を用いても適切な結果が得られることもある。2つより多くのピークが残った場合は、A2成分及びP2成分の候補値をブロック158で特定する。検出したピークが1つのみの場合は、その値を出力とし、上記の段落で説明した手順に従って、A2成分かP2成分かを決定する。

40

【0037】

最後に、ブロック160において、ヒューリスティック(heuristic)な方法を用いて、A2成分及びP2成分の位置を表す値の妥当性を確認する。このような方法の1つの具体例を以下に示す：

・NLE0におけるA2成分及びP2成分の時間間隔が100msを超える場合には、FWEが低い方

50

の成分を無効とし；そして

・ NLE0におけるA2成分及びP2成分の時間間隔が10msより小さい場合は、FWEが低い方の成分を無効とする。

【0038】

以上、具体的な態様により本発明を説明したが、これらの態様は、本発明の主題の精神と特性から外れることなく、本発明の範囲内で自由に改変することができる。

【図面の簡単な説明】

【0039】

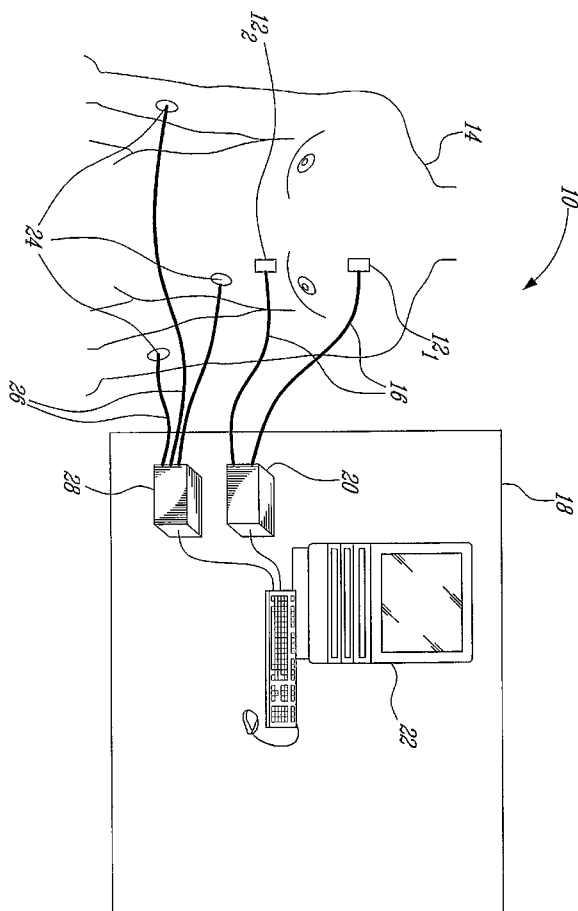
【図1】 本発明の装置の1つの態様である。

【図2】 本発明の1つの態様における、心電図及び1対の生体音モニターを用いて検出した典型的な信号である。 10

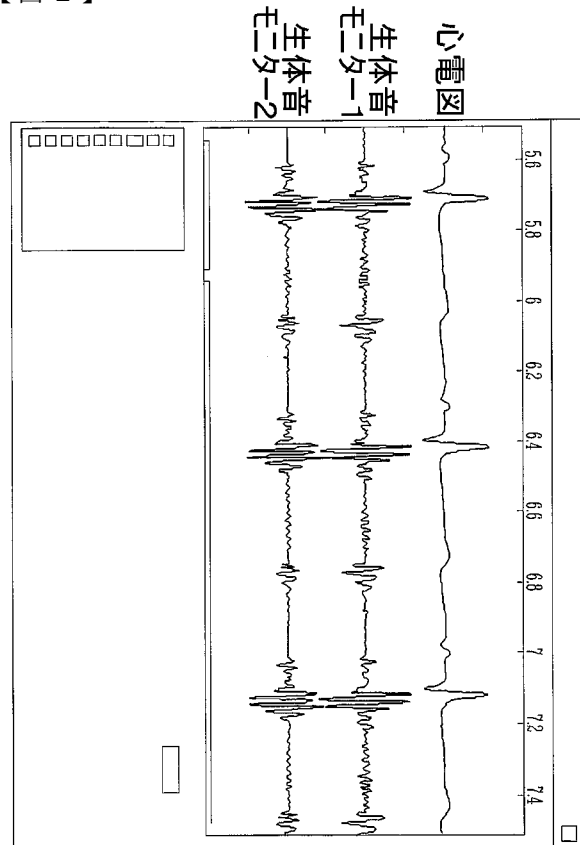
【図3A】 本発明の装置の1つの態様における、A2成分、P2成分、及びSI検出部分のフローチャートである。

【図3B】 本発明の装置の1つの態様における、A2成分、P2成分、及びSI検出部分のフローチャートである。

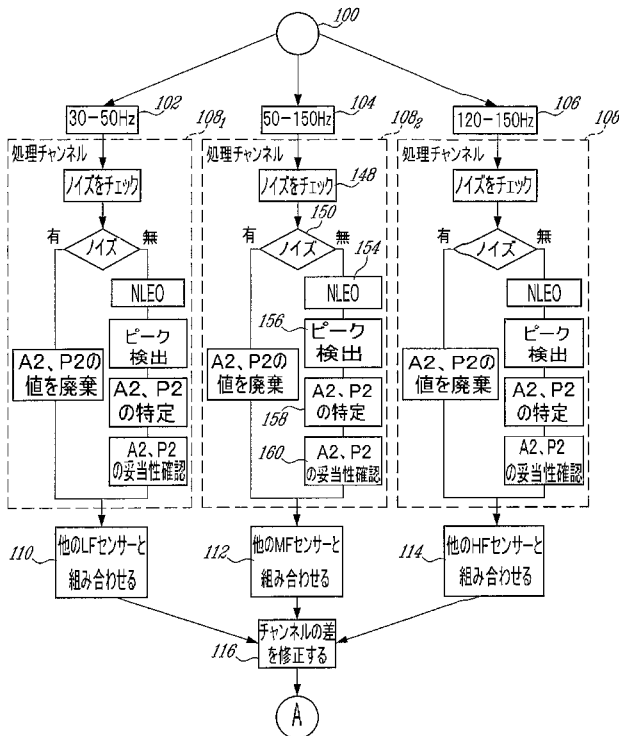
【図1】



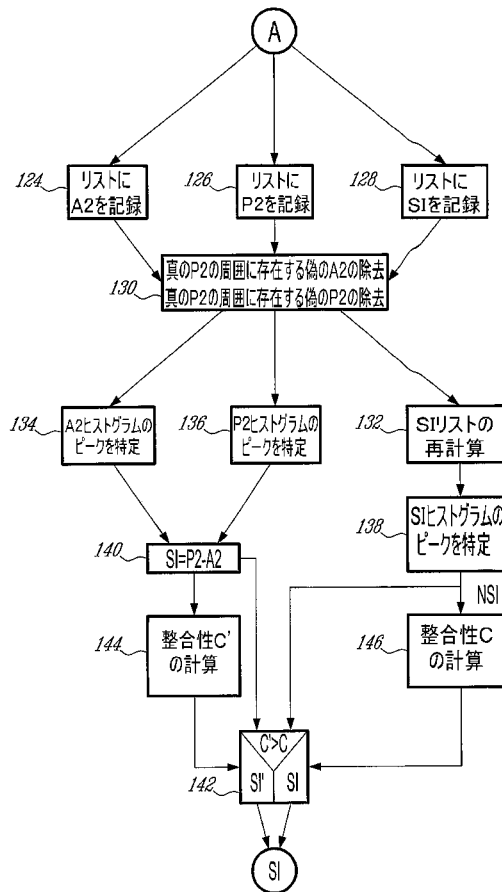
【図2】



【図 3 A】



【図 3 B】



【手続補正書】

【提出日】平成19年1月29日(2007.1.29)

【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項1】

所定時間に亘って測定した患者の複数の第2心音の大動脈弁由来成分及び、場合により肺動脈弁由来成分を推定する方法であって、以下の工程を包含する方法。

該所定時間に亘って測定した患者の複数の心音の電子的表示を生成する工程；

該所定時間における少なくとも1つの第2心音を該電子的表示を用いて特定する工程；

特定した第2心音の各々について、

周波数重み付きエネルギー(FWE)を計算し、

該FWEを正規化し、

該FWEにおける複数のピークを特定し、

該特定した複数のピークから最大ピークを決定し、そして

該最大ピークを記録し、また該最大ピークの振幅との差が所定の値以下である振幅を有する複数のピークが存在する場合にはこれらも記録し、記録したピークが2つ以上の場合には、最大ピークと2番目に大きいピークとを選び出して、時間的に早い方のピークを第1ピーク、時間的に遅い方のピークを第2ピークとし、第1ピークの位置を表す値をもって大動脈弁由来成分の位置を表す候補値とし、第2ピークの位置を表す値をもって肺動脈弁由来成分の位置を表す候補値とし、そして記録したピークが1つのみの場合には、該1つのピークを大動脈弁由来成分の位置を表す候補値として選び出す工程；及び

該候補値から、該第2心音における大動脈弁由来成分及び肺動脈弁由来成分の位置を表す推定値を生成する工程。

【請求項2】

該第2心音を特定する工程が、基準信号を用いて第2心音を特定することを包含することを特徴とする、請求項1に記載の方法。

【請求項3】

該基準信号が患者の心電図の信号であることを特徴とする、請求項2に記載の方法。

【請求項4】

該FWEを計算する工程が、特定した第2心音の各々について非線形エネルギー演算子(NLEO)関数を生成することを包含することを特徴とする、請求項1に記載の方法。

【請求項5】

該NLEO関数が、 $\Psi[n] = x(n-l) \cdot x(n-m) - x(n-p) \cdot x(n-q)$
($l+m=p+q$, $l \neq m$ 及び $p \neq q$) であることを特徴とする、請求項4に記載の方法。

【請求項6】

$l=2$ 、 $m=3$ 、 $q=4$ そして $p=1$ であることを特徴とする、請求項5に記載の方法。

【請求項7】

該ピークを特定する工程において、最大ピーク値を特定し、そして特定したピークのうち、該最大ピーク値の振幅に対する割合が所定の値より小さい振幅を有するピークを全て廃棄することを包含することを特徴とする、請求項4に記載の方法。

【請求項8】

該所定の値が90%~100%であることを特徴とする、請求項7に記載の方法。

【請求項9】

該ピークを特定する工程が、ピークを表す極大値であって、所定時間を超える間隔で存在する極大値を全て特定することを含むことを特徴とする、請求項1に記載の方法。

【請求項10】

該所定時間が少なくとも10msであることを特徴とする、請求項9に記載の方法。

【請求項11】

該所定の値が該最大ピークの振幅の0~10%であることを特徴とする、請求項1に記載の方法。

【請求項12】

該推定値を生成する工程が、

各々の第2心音の所定の位置を基準にして、記録した大動脈弁由来成分候補値の位置に関する第1確率分布を生成し、そして各々の第2心音の所定の位置を基準にして、記録した肺動脈弁由来成分候補値の位置に関する第2確率分布を生成する工程；及び

該第1確率分布における極大値を第1極大値として特定し、そして該第2確率分布における極大値を第2極大値として特定する工程、
を包含し、

特定した第1極大値の位置をもって大動脈弁由来成分の位置とし、特定した第2極大値の位置をもって肺動脈弁由来成分の位置とする、
ことを特徴とする請求項1に記載の方法。

【請求項13】

該所定の位置が該各々の第2心音の始点であることを特徴とする、請求項12に記載の方法。

【請求項14】

特定した第2心音の各々について、該FWEを計算する工程の前に、信号対雑音比(SNR)を計算する工程をさらに包含し、該計算したSNRが所定の比率より小さい場合には、大動脈弁由来成分や肺動脈弁由来成分に関する位置を示す候補値を選び出さないことを特徴とする、請求項1に記載の方法。

【請求項 15】

該SNRを計算する工程が、該特定した第2心音の始点と終点を検出し、始点と終点間の平均信号エネルギーを計算し、始点の前の所定の時間及び終点の後の所定の時間における平均雑音エネルギーを計算する工程を包含し、該平均信号エネルギーを該平均雑音エネルギーで割ることにより得られる値をもってSNRとすることを特徴とする、請求項14に記載の方法。

【請求項 16】

該所定の時間が50msであることを特徴とする、請求項15に記載の方法。

【請求項 17】

該所定の比率が0.50であることを特徴とする、請求項14に記載の方法。

【請求項 18】

所定時間に亘って測定した患者の複数の第2心音の大動脈弁由来成分及び、場合により肺動脈弁由来成分の位置を推定する方法であって、以下の工程を包含する方法。

該所定時間に亘って測定した患者の複数の心音の電子的表示を生成する工程；

該電子的表示を複数のサブチャンネルに分割する工程；

該複数のサブチャンネルの電子的表示の各々について、

該所定時間における少なくとも1つの第2心音を該電子的表示を用いて特定し、そして

該少なくとも1つの第2心音から、サブチャンネルにおける大動脈弁由来成分とサブチャンネルにおける肺動脈弁由来成分の位置を表す推定値を抽出する工程；及び

該複数のサブチャンネルにおける大動脈弁由来成分の位置を表す推定値を組み合わせる大動脈弁由来成分の位置を表す推定値を得、そして該複数のサブチャンネルにおける肺動脈弁由来成分の位置を表す推定値を組み合わせる肺動脈弁由来成分の位置を表す推定値を得る工程。

【請求項 19】

該推定値を抽出する工程が以下の工程を包含することを特徴とする、請求項18に記載の方法。

特定した第2心音の各々について、

FWEを計算し、

該FWEを正規化し、

該FWEにおける複数のピークを特定し、

該特定した複数のピークから最大ピークを決定し、そして

該最大ピークを記録し、また該最大ピークの振幅との差が所定の値以下である振幅を有する複数のピークが存在する場合にはこれらも記録し、記録したピークが2つ以上の場合には、最大ピークと2番目に大きいピークとを選び出して、時間的に早い方のピークを第1ピーク、時間的に遅い方のピークを第2ピークとし、第1ピークの位置を表す値をもって大動脈弁由来成分の位置を表す候補値とし、第2ピークの位置を表す値をもって肺動脈弁由来成分の位置を表す候補値とし、そして記録したピークが1つのみの場合には、該1つのピークを大動脈弁由来成分の位置を表す候補値として選び出す工程；及び

該候補値から、該第2心音における大動脈弁由来成分及び肺動脈弁由来成分の位置を表す推定値を生成する工程。

【請求項 20】

該電子的表示を低周波数チャンネル、中周波数チャンネル、及び高周波数チャンネルに分割することを特徴とする、請求項18に記載の方法。

【請求項 21】

該低周波数チャンネルが30～50Hzの範囲であり、該中周波数チャンネルが50～120Hzの範囲であり、該高周波数チャンネルが120～200Hzの範囲であることを特徴とする、請求項20に記載の方法。

【請求項 22】

該低周波数チャンネルが30～50Hzの範囲であり、該中周波数チャンネルが50～1

50 Hzの範囲であり、該高周波数チャンネルが120～200 Hzの範囲であることを特徴とする、請求項20に記載の方法。

【請求項23】

所定時間に亘って測定した患者の複数の第2心音の大動脈弁由来成分及び、場合により肺動脈弁由来成分の位置を推定する方法であって、以下の工程を包含する方法。

該所定時間に亘って測定した患者の複数の心音の第1電子的表示を生成する第1変換器を患者の第1部位に装着する工程；

該所定時間に亘って測定した患者の複数の心音の第2電子的表示を生成する第2変換器を患者の第2部位に装着する工程；

該第1電子的表示について、

該所定時間における少なくとも1つの第2心音を特定し、

特定した第2心音の各々について、

FWEを計算し、

該FWEを正規化し、

該FWEにおける複数のピークを特定し、

該特定した複数のピークから最大ピークを決定し、

該最大ピークを記録し、また該最大ピークの振幅との差が所定の値以下である振幅を有する複数のピークが存在する場合にはこれらも記録し、記録したピークが2つ以上の場合には、最大ピークと2番目に大きいピークとを選び出して、時間的に早い方のピークを第1ピーク、時間的に遅い方のピークを第2ピークとし、第1ピークの位置を表す値をもって大動脈弁由来成分の位置を表す候補値とし、第2ピークの位置を表す値をもって肺動脈弁由来成分の位置を表す候補値とし、そして記録したピークが1つのみの場合には、該1つのピークを大動脈弁由来成分の位置を表す候補値として選び出し、

該候補値から、該第2心音における大動脈弁由来成分及び肺動脈弁由来成分の位置を表す第1推定値を生成する工程；

該第2電子的表示について、

該所定時間における少なくとも1つの第2心音を特定し、

特定した第2心音の各々について、

FWEを計算し、

該FWEを正規化し、

該FWEにおける複数のピークを特定し、

該特定した複数のピークから最大ピークを決定し、

該最大ピークを記録し、また該最大ピークの振幅との差が所定の値以下である振幅を有する複数のピークが存在する場合にはこれらも記録し、記録したピークが2つ以上の場合には、最大ピークと2番目に大きいピークとを選び出して、時間的に早い方のピークを第1ピーク、時間的に遅い方のピークを第2ピークとし、第1ピークの位置を表す値をもって大動脈弁由来成分の位置を表す候補値とし、第2ピークの位置を表す値をもって肺動脈弁由来成分の位置を表す候補値とし、そして記録したピークが1つのみの場合には、該1つのピークを大動脈弁由来成分の位置を表す候補値として選び出し、

該候補値から、該第2心音における大動脈弁由来成分及び肺動脈弁由来成分の位置を表す第2推定値を生成する工程；及び

大動脈弁由来成分の位置を表す第1推定値と第2推定値とを組み合わせ、そして肺動脈弁由来成分の位置の第1推定値と第2推定値とを組み合わせ、

大動脈弁由来成分の位置を表す第1推定値と第2推定値の組み合わせをもって大動脈弁由来成分の位置を表す推定値とし、肺動脈弁由来成分の位置を表す第1推定値と第2推定値の組み合わせをもって肺動脈弁由来成分の位置を表す推定値とする工程。

【請求項24】

該第1部位が患者の心尖であることを特徴とする、請求項23に記載の方法。

【請求項25】

該第2部位が患者の左側第3肋間隙と左側第4肋間隙の間であることを特徴とする、請

求項 2 3 に記載の方法。

【請求項 2 6】

所定時間に亘る患者の肺動脈圧を推定する方法であって、以下の工程を包含する方法。

該所定時間に亘って測定した患者の複数の心音の電子的表示を生成する工程；

該所定時間における少なくとも 1 つの第 2 心音を該電子的表示を用いて特定する工程；

特定した第 2 心音の各々について、

FWE を計算し、

該 FWE を正規化し、

該 FWE における複数のピークを特定し、

該特定したピークから最大ピークを決定し、

該最大ピークを記録し、また該最大ピークの振幅との差が所定の値以下である振幅を有する複数のピークが存在する場合にはこれらも記録し、記録したピークが 2 つ以上の場合には、最大ピークと 2 番目に大きいピークとを選び出して、時間的に早い方のピークを第 1 ピーク、時間的に遅い方のピークを第 2 ピークとし、第 1 ピークの位置を表す値をもって大動脈弁由来成分の位置を表す候補値とし、第 2 ピークの位置を表す値をもって肺動脈弁由来成分の位置を表す候補値とし、そして記録したピークが 1 つのみの場合には、該 1 つのピークを大動脈弁由来成分の位置を表す候補値として選び出す工程；

該候補値から、大動脈弁由来成分の位置及び肺動脈弁由来成分の位置を表す推定値を生成する工程；

該大動脈弁由来成分と該肺動脈弁由来成分の時間差として、これらの成分の分裂間隔を決定する工程；

該分裂間隔を正規化する工程；及び

該正規化した分裂間隔と収縮期及び拡張期の肺動脈圧との関係を表す所定の関数を用いて、収縮期及び拡張期の肺動脈圧を推定する工程。

【請求項 2 7】

請求項 1 ～ 2 6 のいずれかに記載の方法を実施するための装置。

【請求項 2 8】

所定時間に亘って測定した患者の複数の第 2 心音の 大動脈弁由来成分及び、場合により肺動脈弁由来成分の位置を推定するための装置であって、

運動中の患者の、複数の第 2 心音を示す第 1 音部と体動に起因する雑音を示す第 2 音部とを含む患者の複数の心音を検出するための少なくとも 1 つの変換器；及び

複数の第 2 心音を該検出した複数の心音から特定し、そして大動脈弁由来成分の位置と肺動脈弁由来成分の位置の推定値を、該特定した複数の第 2 心音から演算する装置であって、該特定及び演算の際に、該検出した複数の心音における体動に起因する雑音部分から生じる有意な干渉を受けない第 2 心音処理装置、を含む装置。

【請求項 2 9】

該第 2 心音処理装置が以下の手段を含むことを特徴とする、請求項 2 8 に記載の装置。

該所定時間における少なくとも 1 つの第 2 心音を、該検出した複数の心音を用いて特定するための手段；

特定した第 2 心音の各々について、周波数重み付きエネルギー (FWE) を計算するための手段；

特定した第 2 心音の各々について、該計算した FWE を正規化するための手段；

特定した第 2 心音の各々について、該計算した FWE における複数のピークを特定し、該特定した複数のピークから最大ピークを決定するための手段；

該最大ピークを記録し、また該最大ピークの振幅との差が所定の値以下である振幅を有する複数のピークが存在する場合にはこれらも記録し、記録したピークが 2 つ以上の場合には、最大ピークと 2 番目に大きいピークとを選び出して、時間的に早い方のピークを第 1 ピーク、時間的に遅い方のピークを第 2 ピークとし、第 1 ピークの位置を表す値をもって大動脈弁由来成分の位置を表す候補値とし、第 2 ピークの位置を表す値をもって肺動脈

弁由来成分の位置を表す候補値とし、そして記録したピークが1つのみの場合には、該1つのピークを大動脈弁由来成分の位置を表す候補値として選び出すための手段；及び

該候補値から、該第2心音における大動脈弁由来成分及び肺動脈弁由来成分の位置を表す推定値を生成するための手段。

【請求項30】

該第2心音を特定するための手段が、基準信号を用いて第2心音を特定することを特徴とする、請求項29に記載の装置。

【請求項31】

該基準信号が患者の心電図の信号であることを特徴とする、請求項30に記載の装置。

【請求項32】

該FWEを計算するための手段が、特定した第2心音の各々について非線形エネルギー演算子(NLE0)関数を生成することを特徴とする、請求項29に記載の装置。

【請求項33】

該NLE0関数が、 $\Psi[n] = x(n-l) \cdot x(n-m) - x(n-p) \cdot x(n-q)$
($l+m=p+q$, $l \neq m$ 及び $p \neq q$) であることを特徴とする、請求項32に記載の装置。

【請求項34】

$l=2$ 、 $m=3$ 、 $q=4$ そして $p=1$ であることを特徴とする、請求項33に記載の装置。

【請求項35】

該ピークを特定するための手段が、最大ピーク値を特定し、そして特定したピークのうち、該最大ピーク値の振幅に対する割合が所定の値より小さい振幅を有するピークを全て廃棄することを特徴とする、請求項32に記載の装置。

【請求項36】

該所定の値が90～100%の範囲内であることを特徴とする、請求項35に記載の装置。

【請求項37】

該ピークを特定するための手段が、ピークを表す極大値であって、所定時間を超える間隔で存在する極大値を全て特定することを特徴とする、請求項29に記載の装置。

【請求項38】

該所定時間が少なくとも10msであることを特徴とする、請求項37に記載の装置。

【請求項39】

該所定の値が該最大ピークの振幅の0～10%であることを特徴とする、請求項29に記載の装置。

【請求項40】

所定時間に亘る患者の収縮期と拡張期の肺動脈圧を推定するための装置であって、少なくとも1つの変換器及び処理装置を含む装置。

但し、該少なくとも1つの変換器は、運動中の患者の、複数の第2心音を示す第1音部と体動に起因する雑音を示す第2音部とを含む患者の複数の心音を検出するための変換器であり；

該処理装置は、大動脈弁由来成分の位置と肺動脈弁由来成分の位置を、該特定した複数の第2心音から演算し、該演算の際に、該検出した複数の心音における体動に起因する雑音部分から生じる有意な干渉を受けず、

正規化した分裂間隔を、該大動脈弁由来成分の位置と該肺動脈弁由来成分の位置から計算し、そして

該正規化した分裂間隔と収縮期及び拡張期の肺動脈圧との関係を表す所定の関数を用いて、収縮期及び拡張期の肺動脈圧を推定するための処理装置である。

【請求項41】

収縮期及び拡張期の肺動脈圧を表示するための表示手段をさらに包含することを特徴と

する、請求項 40 に記載の装置。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0006

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0006】

発明の概要

上記の欠点及びそれ以外の欠点を克服するために、所定時間に亘って測定した患者の複数の第 2 心音の肺動脈弁由来成分及び大動脈弁由来成分を推定する方法を提供する。この方法は、該所定時間に亘って測定した患者の複数の心音の電子的表示を生成する工程、所定時間における少なくとも 1 つの第 2 心音を電子的表示を用いて特定する工程、特定した第 2 心音の各々について、周波数重み付きエネルギー (FWE) を計算し、該 FWE を正規化し、該 FWE における複数のピークを特定し、該特定した複数のピークから最大ピークを決定し、そして、該最大ピークを記録し、また最大ピークの振幅との差が所定の値以下である振幅を有する複数のピークが存在する場合にはこれらも記録し、記録したピークが 2 つ以上の場合には、最大ピークと 2 番目に大きいピークとを選び出して、時間的に早い方のピークを第 1 ピーク、時間的に遅い方のピークを第 2 ピークとし、第 1 ピークの位置を表す値をもって大動脈弁由来成分の位置を表す候補値とし、第 2 ピークの位置を表す値をもって肺動脈弁由来成分の位置を表す候補値とし、そして記録したピークが 1 つのみの場合には、該 1 つのピークを大動脈弁由来成分の位置を表す候補値として選び出す工程、及び、該候補値から、第 2 心音における大動脈弁由来成分及び肺動脈弁由来成分の位置を表す推定値を生成する工程を包含する。この方法においては、該所定の値が該最大ピークの振幅の 0 ～ 10 % であることが望ましい。即ち、本発明の方法においては、最大ピーク値の振幅に対する割合が所定の値より小さい振幅を有するピークは全て廃棄し、ここで該所定の値は、望ましくは 90 ～ 100 % である。この方法においてはまた、該推定値を生成する工程が、各々の第 2 心音の所定の位置を基準にして、記録した大動脈弁由来成分候補値の位置に関する第 1 確率分布を生成し、そして各々の第 2 心音の所定の位置を基準にして、記録した肺動脈弁由来成分候補値の位置に関する第 2 確率分布を生成する工程、及び該第 1 確率分布における極大値を第 1 極大値として特定し、そして該第 2 確率分布における極大値を第 2 極大値として特定する工程とを包含し、特定した第 1 極大値の位置をもって大動脈弁由来成分の位置とし、特定した第 2 極大値の位置をもって肺動脈弁由来成分の位置とすることも好ましい。

【手続補正 3】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0025

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0025】

同時に、サブチャンネルの各々について、信号対雑音比 (SNR) の整合性を評価し、個別のリストに保存する。これに関して、サブレンジの各々に対して、SNR を評価する。整合性は、高い雑音によって廃棄されなかった心拍の割合を示すものである。具体的には、SNR を決定するために、最初に S2 音を検出し、S2 音の始点と終点の正確な位置を検出する。S2 の始点と終点との間のエネルギーを S2 の期間 (単位：ミリ秒) で割ったものを信号成分 (S) とする。S2 の始点の前の 50 ミリ秒間隔のエネルギーと、S2 の終点の後の 50 ミリ秒間隔のエネルギーとの和を 100 ミリ秒で割ったものを雑音成分 (N) とする。信号対雑音比を、 $SNR = S/N$ として計算する。

【手続補正 4】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0034

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0034】

NLE0の特性の1つとして、周波数重み付きエネルギー(FWE)の概念を簡潔に表現できる点がある。FWEは、平均平方エネルギー(mean square energy)と異なり、信号の周波数のみならず振幅も反映する値である。 $l \neq m$ 且つ $p \neq q$ という特別な場合においては、加算性ガウス白色雑音(AWGN)が入力であるなら、NLE0出力の期待値は0である。したがって、NLE0は雑音を抑える能力がある。不規則雑音及び構造化された正弦波干渉(structured sinusoidal interference)の存在下における、振幅変調された短時間正弦波バーストの場合(たとえば、雑音中における、S2音の大動脈弁由来成分及び肺動脈弁由来成分の場合)を考えれば、NLE0の出力が、AWGNの干渉を抑え、正弦波干渉についての一定のベースラインを提供する一方、これらの成分の各々のFWEを高めることが期待できる。支配的なリズムの振幅(ガウス性)とチャープ(chirping)とが時間的に変化する性質を有するために、NLE0出力が変調し、背景雑音とは対照的に成分の各々に対応する検出可能なバーストが発生する。その後、S2音を入力とするNLE0出力に検出戦略を適用することができる。

【手続補正5】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0035

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0035】

一例として、 $l = 2$, $m = 3$, $q = 4$, $p = 1$ をパラメーターとしてNLE0を適用する。

【手続補正6】

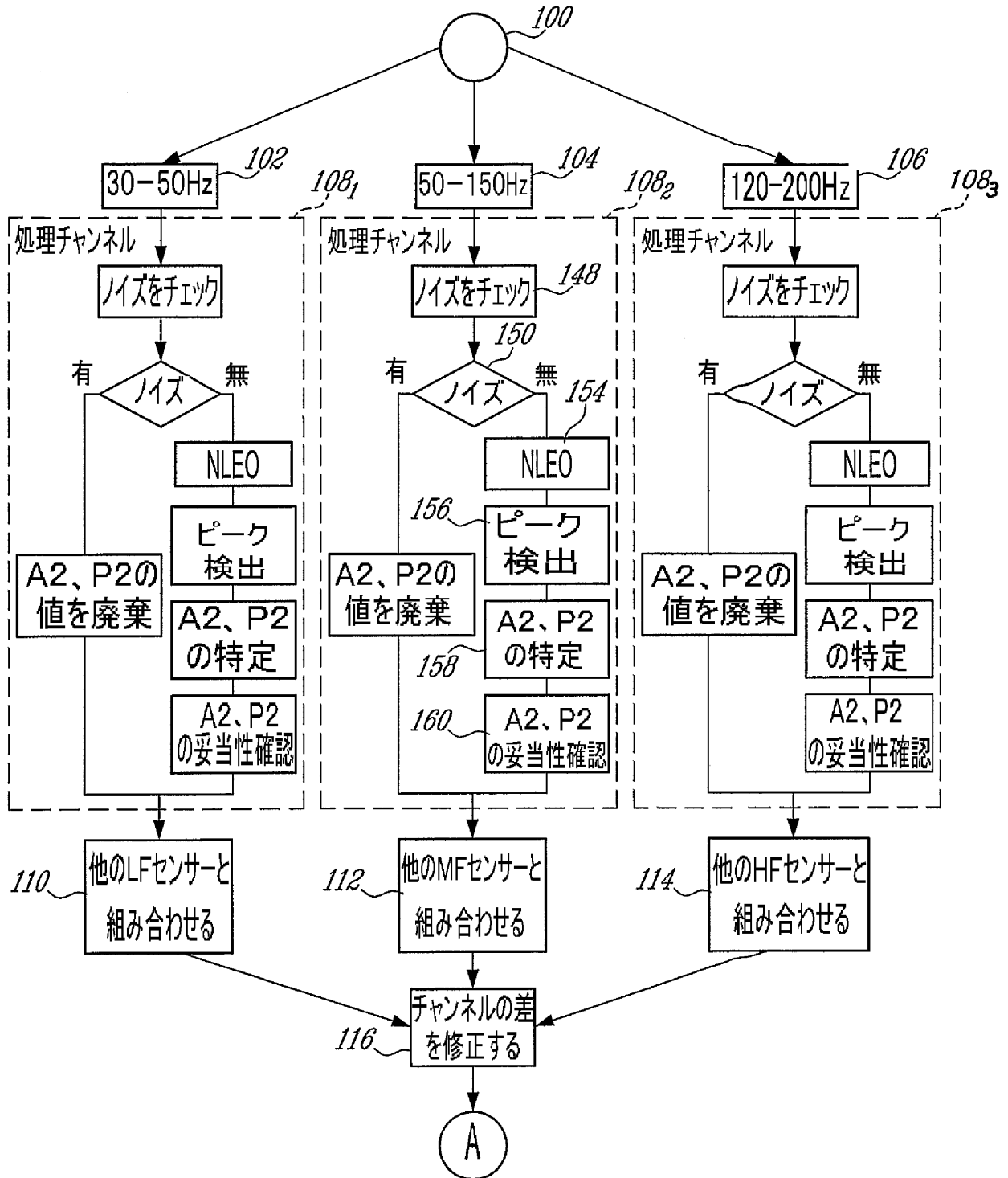
【補正対象書類名】図面

【補正対象項目名】図3A

【補正方法】変更

【補正の内容】

【図 3 A】



【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/CA2005/000568

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER IPC(7): A61B 5/00, A61B 5/021, A61B, A61B 7/04 According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) IPC(7): A61B-5/00;5/021;7/04 Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched Electronic database(s) consulted during the international search (name of database(s) and, where practicable, search terms used) Databases searched: Delphion, Pluspat, CPD (Canadian Patent Database), Google Keywords used: heart detection, heart sound, second heart sound, phonocardiography, echocardiography		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 6 368 283 9 Apr. 2002 (09-04-2002) Xu et al. **Abstract, Fig.-Fig.4, Col. 1, line 46 to Col. 3, line 65, col. 4, line 6 to col. 5 line 2, Col. 10, line 36 to col. 12, line 67)**	1-6, 12, 13, 16-18, 20-24
Y	"Adaptive Segmentation of Electroencephalographic Data using Non-Linear Energy Operator" (Agarwal et al., Proceedings of IEEE '99, ISCAS'99, Orlando, Florida, 1999) ** see whole document**	1-6, 12, 13, 16-18, 20-24
A	US 6 050 950 18 Apr.2000 (18-04-2000) Mohler **whole document**	1-24
A	US 6 245 025 12 Jun.2001 (12-06-2001) Torok et al. **whole document**	1-24
A	US 6 179 783 30 Jun.2001 (30-06-2001) Mohler **whole document**	1-24
☐ Further documents are listed in the continuation of Box C. ☒ See patent family annex.		
* Special categories of cited documents : "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed "T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention "X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone "Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art "Z" document member of the same patent family		
Date of the actual completion of the international search 13 September 2005 (13-09-2005)		Date of mailing of the international search report 22 September 2005 (22-09-2005)
Name and mailing address of the ISA/CA Canadian Intellectual Property Office Place du Portage I, C114 - 1st Floor, Box PCT 50 Victoria Street Gatineau, Quebec K1A 0C9 Facsimile No.: 001(819)953-2476		Authorized officer Karen Oprea (819) 934-2668

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No.
PCT/CA2005/000568

Patent Document Cited in Search Report	Publication Date	Patent Family Member(s)	Publication Date
US6368283	09-04-2002	AU9153801 A	22-03-2002
		CA2419559 A1	14-03-2002
		EP1315452 A2	04-06-2003
		US6368283 B1	09-04-2002
		WO0219011 A2	14-03-2002
US6050950	18-04-2000	AU5513098 A	15-07-1998
		US6050950 A	18-04-2000
		US6053872 A	25-04-2000
		US6152879 A	28-11-2000
		US6179783 B1	30-01-2001
		US6478744 B2	12-11-2002
		US2003120159 A1	26-06-2003
US6245025	12-06-2001	WO9826716 A1	25-06-1998
		DE69530427D D1	22-05-2003
		DE69530427T T2	04-03-2004
		EP0850014 A1	01-07-1998
		US6245025 B1	12-06-2001
US6179783	30-01-2001	WO9705821 A1	20-02-1997
		AU5513098 A	15-07-1998
		US6050950 A	18-04-2000
		US6053872 A	25-04-2000
		US6152879 A	28-11-2000
		US6179783 B1	30-01-2001
		US6478744 B2	12-11-2002
		US2003120159 A1	26-06-2003
		WO9826716 A1	25-06-1998

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LS, MW, MZ, NA, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, MD, RU, TJ, TM), EP(AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, MC, NL, PL, PT, RO, SE, SI, SK, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, HR, HU, ID, IL, IN, IS, JP, KE, KG, KM, KP, KR, KZ, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LV, MA, MD, MG, MK, MN, MW, MX, MZ, NA, NI, NO, NZ, OM, PG, PH, PL, PT, RO, RU, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, SY, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, YU, ZA, ZM, ZW

(72)発明者 ランツォ, ヴィクトール, エフ

カナダ国、ケベック州 エイチ７イー １ダブリュー８、ラヴァル、ソーテルヌ ３２０５

(72)発明者 アガルワル, ラジーブ

カナダ国、ケベック州 エイチ９ジー ２エイ９、ドラーダーデ オーメー、メイフェアロード
２７

Fターム(参考) 4C017 AA04 AA19 AB02 AB04 AC16 AC35 BB05 BB13 BC20 CC03
EE15

专利名称(译)	第二心音声成分の无创测量方法		
公开(公告)号	JP2007532207A	公开(公告)日	2007-11-15
申请号	JP2007507636	申请日	2005-04-15
[标]申请(专利权)人(译)	梅西莫股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	Masimo公司		
[标]发明人	ポポフボリス ランツォヴィクトールエフ アガルワラジープ		
发明人	ポポフ,ボリス ランツォ,ヴィクトール,エフ アガルワラ,ラジープ		
IPC分类号	A61B5/025 A61B7/04 A61B5/00 A61B5/021 A61B5/0456 A61B5/0476		
CPC分类号	A61B5/021 A61B5/0456 A61B5/0476 A61B7/04		
FI分类号	A61B5/02.350 A61B7/04.Z		
F-TERM分类号	4C017/AA04 4C017/AA19 4C017/AB02 4C017/AB04 4C017/AC16 4C017/AC35 4C017/BB05 4C017/BB13 4C017/BC20 4C017/CC03 4C017/EE15		
优先权	60/562538 2004-04-16 US 2464634 2004-04-16 CA		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种用于估计在预定时间内测量的患者的多个第二心音的肺动脉瓣导出部件和主动脉瓣导出部件的位置的方法和装置。该方法包括以下步骤：生成在预定时间内测量的患者的多个心音的电子表示，使用电子显示器在预定时间识别至少一个第二心音，以及产生估计值，该估计值表示针对每个识别的第二心音的主动脉瓣源组件和肺动脉瓣源组件的位置。还公开了一种使用主动脉瓣源组件和肺动脉瓣膜来源组件的位置来估计患者肺动脉中的血压的方法。

