

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5865136号  
(P5865136)

(45) 発行日 平成28年2月17日 (2016. 2. 17)

(24) 登録日 平成28年1月8日 (2016. 1. 8)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 5/0402 (2006. 01)

A 6 1 B 5/04 3 1 0 A

A 6 1 B 5/0452 (2006. 01)

A 6 1 B 5/04 3 1 2 A

A 6 1 B 90/00 (2016. 01)

A 6 1 B 19/00 5 0 1

請求項の数 6 (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2012-58741 (P2012-58741)  
 (22) 出願日 平成24年3月15日 (2012. 3. 15)  
 (65) 公開番号 特開2013-188438 (P2013-188438A)  
 (43) 公開日 平成25年9月26日 (2013. 9. 26)  
 審査請求日 平成26年11月4日 (2014. 11. 4)

(73) 特許権者 000230962  
 日本光電工業株式会社  
 東京都新宿区西落合1丁目31番4号  
 (74) 代理人 110001416  
 特許業務法人 信栄特許事務所  
 (72) 発明者 滝澤 晃司  
 東京都新宿区西落合1丁目31番4号 日  
 本光電工業株式会社内  
 (72) 発明者 西原 辰夫  
 東京都新宿区西落合1丁目31番4号 日  
 本光電工業株式会社内  
 (72) 発明者 岩永 有歩  
 東京都新宿区西落合1丁目31番4号 日  
 本光電工業株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 R I 計測報知装置、および計測報知プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

心内心電図の波形データを表示する表示部と、  
 心房細動中の心内心電図から、予め設定された波形データ取得期間の波形データを取得する波形データ取得部と、  
 前記波形データ取得部によって取得された前記波形データに基づいて R I 値を算出する R I 算出部と、  
 前記 R I 算出部によって算出された R I 値が予め設定された閾値を超えた場合、当該閾値を超えた旨を報知する報知部と、  
 を備え、

前記報知部は、前記閾値を超えた旨を、前記表示部に表示された波形データと関連付けて報知することを特徴とする R I 計測報知装置。

【請求項 2】

前記報知部は、前記閾値を超えた旨を前記表示部に表示させることによって報知することを特徴とする請求項 1 に記載の R I 計測報知装置。

【請求項 3】

前記報知部は、前記表示部に表示された波形データのうち、R I 値の異常の箇所に相当する波形データ部分の色を変えて表示させることにより報知することを特徴とする請求項 1 に記載の R I 計測報知装置。

【請求項 4】

前記表示部は、前記表示部に表示された波形データのうち、R I 値の異常の箇所に相当する波形データ部分を枠で囲って表示させることにより報知することを特徴とする請求項 1 に記載の R I 計測報知装置。

【請求項 5】

表示部に表示された心房細動中の心内心電図の波形データから、予め設定された波形データ取得期間の波形データを取得する波形データ取得手順と、

前記波形データ取得手順によって取得された前記波形データに基づいて R I 値を算出する R I 算出手順と、

前記 R I 算出手順によって算出された R I 値が予め設定された閾値を超えた場合、当該閾値を超えた旨を報知する報知手順と、

をコンピュータに実行させるようにした計測報知プログラムであって、

前記報知手順において、前記閾値を超えた旨を、前記表示部に表示された波形データと関連付けて報知する、計測報知プログラム。

【請求項 6】

前記報知手順において、前記閾値を超えた旨を前記表示部にポップアップ表示させることによって報知することを特徴とする請求項 5 に記載の計測報知プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、R I 値（ロータの存在を判断する指標値）に異常が生じていることを報知するための R I 計測報知装置、および計測報知プログラムに関するものである。

【背景技術】

【0002】

心房細動は頻度の高い頻脈性不整脈であり、この心房細動が維持されるメカニズムの解明とその治療法が研究されている。治療法としては薬物療法（対症療法）、カテーテルアブレーション（根治療法）等を挙げることができる。この内のカテーテルアブレーションとは、心房細動中の心臓の挙動を心内心電図に基づいて解析し、ロータ（Rotor）と呼ばれる電気信号（興奮波）を発生している部位を特定して、その部位を除去しロータの発生を抑えようとするものである。

【0003】

心房細動中である心臓の心内心電図を解析する方法としては、例えば、R I（Regularity Index）を算出してロータを発見する解析法が提案されている（非特許文献 1 を参照）。

【先行技術文献】

【非特許文献】

【0004】

【非特許文献 1】Circulation February 7, 2006 Fractionation at the Posterior Left Atrium, Kalifa et al

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

非特許文献 1 に開示された解析法によれば、評価者は、算出された R I の値を評価することで、ロータの位置を特定することができる。しかしながら、従来、心房細動の心臓の心内心電図からリアルタイムで R I を検出して、さらに、R I 値に異常があったことを報知してくれるような計測装置は存在しなかった。そして、非特許文献 1 にも、そのような装置は開示されていなかった。したがって、複数の R I 値を自動で検出するような場合は、心臓カテーテルのどの電極が異常値を計測したのか、評価者は迅速に判断することができなかった。

【0006】

そこで、本発明は、このような課題を鑑みてなされたものであり、心内心電図から R I

10

20

30

40

50

を算出してロータの存在を報知することができる R I 計測報知装置、および計測報知プログラムの提供を目的とするものである。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記課題を解決するために、本発明に係る第 1 発明の R I 計測報知装置は、心内心電図の波形データを表示する表示部と、

心房細動中の心内心電図から、予め設定された波形データ取得期間の波形データを取得する波形データ取得部と、

前記波形データ取得部によって取得された前記波形データに基づいて R I 値を算出する R I 算出部と、

前記 R I 算出部によって算出された R I 値が予め設定された閾値を超えた場合、当該閾値を超えた旨を報知する報知部と、

を備えることを特徴とするものである。

【0008】

また、第 2 発明の R I 計測報知装置は、前記報知部は、前記閾値を超えた旨を前記表示部に表示させることによって報知することが好ましい。

【0009】

また、第 3 発明の R I 計測報知装置は、前記報知部は、前記閾値を超えた旨を、前記表示部に表示された波形データと関連付けて報知することが好ましい。

【0010】

また、第 4 発明の R I 計測報知装置は、前記報知部は、前記表示部に表示された波形データのうち、R I 値の異常の箇所に相当する波形データ部分の色を変えて表示させることにより報知することが好ましい。

【0011】

また、第 5 発明の R I 計測報知装置は、前記表示部は、前記表示部に表示された波形データのうち、R I 値の異常の箇所に相当する波形データ部分を枠で囲って表示させることにより報知することが好ましい。

【0012】

また、第 6 発明の計測報知プログラムは、表示部に表示された心房細動中の心内心電図の波形データから、予め設定された波形データ取得期間の波形データを取得する波形データ取得手順と、

前記波形データ取得手順によって取得された前記波形データに基づいて R I 値を算出する R I 算出手順と、

前記 R I 算出手順によって算出された R I 値が予め設定された閾値を超えた場合、当該閾値を超えた旨を報知する報知手順と、

をコンピュータに実行させるようにしたことを特徴とするものである。

【0013】

また、第 7 発明の計測報知プログラムは、前記報知手順において、前記閾値を超えた旨を前記表示部にポップアップ表示させることによって報知することが好ましい。

【発明の効果】

【0014】

測定した心内心電図の波形から迅速に R I 値を算出することができ、算出した R I 値に基づいて心房内のロータの存在を迅速に検知および報知することができる。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図 1】本発明に係る R I 計測報知装置の構成を示すブロック図である。

【図 2】R I 計測および報知処理の処理手順を示すフローチャートである。

【図 3】R I 値の算出手順を示す図であり、( a ) は心房内で測定した心内心電図波形を、( b ) は心内心電図波形を全波整流した波形を、( c ) は全波整流波形を F F T した波形および算出した R I 値を示す図である。

10

20

30

40

50

【図 4】心内心電図が表示された表示部に F F T グラフおよび R I 値をポップアップ表示した図である。

【発明を実施するための形態】

【0016】

以下、本発明に係る R I 計測報知装置の実施形態を添付図面に基づいて説明する。

図 1 に示す R I 計測報知装置 10 は、測定された心内心電図波形から所定の条件に適合する心内心電図波形データを取得するための波形取得部 11（波形データ取得部の一例）と、心内心電図波形から R I（Regularity Index）値を算出するための R I 算出部 12 と、R I 値が所定の条件を満たす場合にその旨を報知するための報知部 13 と、心内心電図の波形データおよび R I 値が所定の条件を満たす旨のデータを表示するための表示部 15 と、これらの各部を制御する制御部 14 を備えている。ここで、R I 値とは、ロータ（Rotor）の存在を判断するための指標値のことをいう（詳しくは後述する）。

10

【0017】

また、図 1 に示す 8 は、心房内の心内心電図が測定されている心臓を模式的に示したものであり、末梢血管から心臓カテーテル 9 が心房内に挿入されて心内心電図波形が取得される。心臓カテーテル 9 に設けられた部位 D、2、3、4、5、6 は、心内心電図波形を測定するための電極である。電極 D - 2、電極 3 - 4、電極 5 - 6 のように多チャンネルにおいてそれぞれ心内心電図波形を測定することができる。なお、電極の数は、この形態の数に限定されるものではなくさらに多数の電極を設けるようにしてもよい。取得された心内心電図波形のデータは、心臓カテーテル 9 を介して R I 計測報知装置 10 に送られ、R I 計測報知装置 10 の波形取得部 11 によって取得される。

20

【0018】

波形取得部 11 は、制御部 14 から送信される波形データ取得制御信号に基づいて心内心電図波形のデータを取得する。波形データ取得制御信号には心内心電図波形データを取得するタイミング、取得期間等の制御信号が含まれている。本発明の波形データ取得期間は、心内心電図の波形データを取得する期間の一例であり、予め設定された波形データ取得期間が取得期間制御信号として制御部 14 から波形取得部 11 へ送信される。この制御信号を受信した波形取得部 11 は、受信した取得タイミングから波形データ取得期間内の心内心電図波形データを取得する。取得された心内心電図波形データは、制御部 14 へ送信され、制御部 14 に搭載されている R A M 18、および図示を省略するフラッシュメモリに記憶保持される。

30

【0019】

R I 算出部 12 は、制御部 14 から送信される R I 算出制御信号に基づいて、心内心電図波形のデータから R I 値を算出する。R I 値は、心内心電図を構成する各周波数の振幅値の総和に対する D F（Dominant Frequency）の振幅値の比を算出した値である。D F の振幅は、F F T（Fast Fourier Transform）によって周波数分析したときの成分が最も多い周波数の振幅である。R A M 18 に格納された心内心電図波形データ（波形取得部 11 によって取得された波形データ取得期間内の心内心電図波形データ）が、制御部 14 から R I 算出部 12 に送信される。R I 算出部 12 は、この心内心電図波形データに基づいて R I 値を算出する。R I の算出手順については、図 2 から図 4 において後述する。算出された R I 値のデータは、制御部 14 へ送信され、制御部 14 に搭載されている R A M 18、および図示を省略するフラッシュメモリに記憶保持される。

40

【0020】

報知部 13 は、制御部 14 から送信される報知制御信号に基づいて、算出された R I 値が所定の条件を満たしている場合にその旨を報知する。R I 値（R I 算出部 12 によって算出され R A M 18 に格納されていた R I データ）が、制御部 14 から報知部 13 に送信される。報知部 13 は、受信した R I 値を予め定められた閾値と比較し、R I 値が閾値を超えていると判断した場合に、閾値を超えた旨を示す各データを制御部 14 へ送信して報知する。

【0021】

50

報知する各データには、以下のようなデータが含まれる。例えば、算出した R I 値のデータ。取得した心内心電図波形データを F F T して得られたグラフのデータ。F F T によって検出した D F 値のデータ。これらのデータを表示部 1 5 ( 表示部には取得した心内心電図波形が表示されている。 ) にポップアップ表示または表示されている画面を切り換えて表示する旨のデータ。心内心電図波形データとポップアップ表示したデータとを関連付けて表示する旨のデータ。具体的には、表示部 1 5 に表示されている心内心電図波形データのうち、 R I 値の異常 ( 予め定められた閾値を超えている ) の箇所に相当する波形データ部分の色を変えて表示させる旨のデータ。心内心電図波形データのうち、 R I 値の異常の箇所に相当する波形データ部分を枠で囲ってまたは網かけして表示させる旨のデータ。あるいは、相当する波形データ部分を太線、斜線で表示させる旨のデータ。また、表示部 1 5 の所定箇所 ( アイコン等 ) や表示部以外に設けたランプ、表示器等を点灯・点滅させたり、色調を変えたりするデータ。この他、表示部 1 5 に表示してその表示データからロータの存在を視覚的に容易かつ迅速に認識することが可能なものであれば、上記閾値を超えた旨を報知するためのデータとして表示することが望ましい。制御部 1 4 へ送信された各データ ( R I 値が閾値を超えた旨を示すデータ ) は、制御部 1 4 に搭載されている R A M 1 8、および図示を省略するフラッシュメモリに記憶保持される。

10

#### 【 0 0 2 2 】

表示部 1 5 は、制御部 1 4 から送信される表示制御信号に基づいて R A M 1 8 に格納されていたデータ、例えば、心臓カテテル 9 の各電極によって測定された心内心電図波形データ、波形取得部 1 1 によって取得された波形データ取得期間の心内心電図波形データ、 R I 値が閾値を超えた旨を表すデータ等をその表示画面に表示する。これらの各データは、表示制御信号に基づいて、心内心電図波形の測定中にも、すなわちリアルタイムでも、また、測定後に心内心電図波形のデータを詳しく レビュー する場合でもメモリから読み出して表示部 1 5 に表示することができる。

20

#### 【 0 0 2 3 】

制御部 1 4 は、 R I 計測報知装置 1 0 の各部 ( 波形取得部 1 1、 R I 算出部 1 2、報知部 1 3、表示部 1 5 ) を制御するものである。制御部 1 4 は、制御を司る C P U 1 6、 C P U に係る各種処理手順を実行するプログラムが保持された R O M 1 7、 C P U のワークエリアとして各部 ( 取得部、算出部、報知部等 ) で取得、算出、および報知等された各種データを格納する R A M 1 8 を備えている。また、図示を省略するフラッシュメモリも備えており、フラッシュメモリにも各部 ( 取得部、算出部、報知部等 ) で取得、算出、および報知等された各種データが格納される。制御部 1 4 は、リアルタイムで心内心電図波形のデータ解析を行う場合にも、再検討および論評等で心内心電図波形のデータ解析を行う場合にもメモリに格納した各種データを表示部 1 5 に表示させることができ、 R I 値の異常、すなわち心房内にロータが存在することを報知することができる。

30

#### 【 0 0 2 4 】

次に、図 2 に示すフローチャートに沿って R I 計測報知処理の処理手順を説明する。なお、この処理手順の説明に際して、 R I 値の算出手順を示す図 3 および表示部 1 5 にポップアップされたデータを示す図 4 を参照しながら説明する。

#### 【 0 0 2 5 】

R I ( Regularity Index ) 値の計測報知が開始されると、最初に、ロータ ( Rotor ) の存在を判断するための指標値となる R I の閾値の設定処理が行なわれる ( ステップ S 1 0 1 )。閾値は、外部から設定変更することが可能である。例えば、 R I 計測報知装置 1 0 に接続されて装備される設定入力手段 ( 図示省略 ) によって入力変更するようにしてもよい。 R I 値は 1 以下の数値で表され、具体的に、ここでは R I の閾値を 0 . 7 に設定する。

40

#### 【 0 0 2 6 】

次に、波形取得部 1 1 は、心臓カテテル 9 によって測定された心内心電図波形データから、波形データ取得期間の波形データを取得する。取得された心内心電図波形データは、制御部 1 4 の R A M 1 8 およびフラッシュメモリ ( 図示省略 ) に格納されるとともに、

50

制御部 14 によって表示部 15 に表示される。

【0027】

続いて、R I 算出部 12 は、表示部 15 に画面表示されている全ての心内心電図波形について全波整流し、さらにこの全波整流した波形を高速フーリエ変換 (FFT) 処理する (ステップ S 102)。具体的には、先ず、波形取得部 11 によって取得された心内心電図波形データが、制御部 15 から R I 算出部 12 へ送信される。R I 算出部 12 は、受信した当該心内心電図波形データを全波整流処理する。図 3 (a) は、表示部 15 に表示される心内心電図波形データの中の一つの波形データを示したものであり、図 3 (b) は、(a) の心内心電図波形データを全波整流処理した波形データである。心内心電図波形データは、複数の電極を具備する心臓カテテル 9 によって測定される。そして、表示部 15 には、これら複数の電極によって測定された複数の心内心電図波形データが表示される。図 3 (a) は、その中の電極 2 - 3 によって測定された心内心電図波形データである。

10

【0028】

次に、R I 算出部 12 は、全波整流処理した波形データ (図 3 (b)) を FFT 処理する。図 3 (c) は、(b) の全波整流波形を FFT 処理したものであり、図 3 (c) には、FFT 処理した波形のグラフと、DF 値と、R I 値が表示されている。DF は、FFT 処理によって周波数分析したときに最も大きな振幅となる周波数のことであり、最も優位な周期性がある興奮を示している。図 3 (c) では、 $DF = 7.0$  [Hz] であり、グラフに示される波形の最も振幅の大きい周波数である DF の 1 印の周波数を示している。上記具体的な処理と同様にして、複数の電極によって測定された全ての心内心電図波形データについて、全波整流および FFT 処理を行なう。

20

【0029】

続いて、R I 算出部 12 は、表示部 15 に画面表示されている全ての心内心電図波形についての R I を算出処理する (ステップ S 103)。R I は、心内心電図を構成する各周波数の振幅値の総和に対する DF の振幅値の比を算出したものである。図 3 (c) は上述したように、複数の電極の中の電極 2 - 3 によって測定された心内心電図波形データを全波整流および FFT 処理したものである。そして、図 3 (c) に示す R I 値は、 $R I = DF$  の振幅値 / (1 の振幅値 + 2 の振幅値 + 3 の振幅値 + DF の振幅値 + 4 の振幅値) の計算式で算出される。ここで、1 の振幅値とは、図 3 (c) の 1 の 1 印領域内の最大振幅値を、2 の振幅値とは、2 の 1 印領域内の最大振幅値を、3 の振幅値とは、3 の 1 印領域内の最大振幅値を、DF の振幅値とは、DF の 1 印領域内の最大振幅値を、4 の振幅値とは、4 の 1 印領域内の最大振幅値をそれぞれ表している。図 3 (c) の場合、この式によって算出された値が  $R I = 0.39$  である。上述した処理と同様にして、複数の電極によって測定された全ての心内心電図波形データについて、R I を算出する処理を行なう。そして、算出された各電極間の心内心電図に関する全波整流データ、FFT データ、R I データ (図 3 (b)、(c) に相当する各電極間のデータ) は、制御部 14 の RAM 18 およびフラッシュメモリ (図示省略) に格納される。これらの各データは、R I 計測報知装置 10 に接続される表示手段 (図示省略) の操作によって、表示部 15 に表示できるようにしてもよい。

30

【0030】

続いて、R I 算出部 12 は、算出した各 R I の値が閾値を超えているかどうか判別する (ステップ S 104)。そして、全ての R I 値が閾値を超えていないと判断した場合には (ステップ S 104 : No)、R I 計測報知処理を終了する。図 3 (c) に示す場合には、上記のように、R I の閾値を 0.7 に設定しているので、ここで算出した R I 値 (0.39) は、閾値 (0.7) を超えていない。従って、電極 2 - 3 によって測定された心内心電図波形 (図 3 (a)) には、ロータは存在しないと判断することができ、R I 計測報知処理は終了される。

40

【0031】

これに対して、いずれかの R I 値が閾値を超えていると判断した場合には (ステップ S 104 : Yes)、当該閾値を超えた旨を表示部 15 にポップアップ表示する (ステップ S

50

105)。図4は、R I値が閾値を超えた旨を示すデータが、表示部15に表示されている様子を示している。各電極で測定した心内心電図波形を表示する画面20上の一部領域に、閾値を超えた旨を報知する画面21が、ポップアップ表示されている。

【0032】

画面20の領域22には、心内心電図波形を測定した各電極間の名称が表示されている。例えば、PVD-2は、心内心電図波形を心臓カテーテル9の電極Dと2によって測定したことを示している。この形態では、20極を有する心臓カテーテルを使用して心内心電図波形を測定したことがわかる。領域23には、各心内心電図波形に基づいて算出されたD F値〔Hz〕が表示されている。

【0033】

画面21には、心内心電図波形を全波整流およびF F T処理した後のグラフ24と、D F値25と、R I値26と、電極間の名称27が表示されている。この画面21は、D F値が7.0Hzで、R I値が1.0で、心内心電図が電極13と14によって測定されたことを示している。また、R Iの閾値は、上述したように0.7に設定されているので、画面21に表示された“R I = 1.0”は、R Iが閾値を超えている旨を報知している。また、電極間の名称27に表示された“PV13 - 14”は、画面20の領域22に示された電極間の名称(PV13 - 14)と関連付けて表示されている。また、“D F = 7.0Hz”は、画面20の領域23に示されたD F値(7.0)と関連付けて表示されている。

【0034】

さらに、画面21に表示されるようにPV13 - 14の心内心電図波形から算出されるR I値は閾値を超えて異常値を示しているが、このR I値の異常の箇所に相当する画面20のPV13 - 14の心内心電図波形部分を枠28で囲い表示することにより、R Iが閾値を超えた旨を心内心電図波形と関連付けて表示することもできる。また、この関連付けの表示の仕方は、R I値の異常の箇所に相当する心内心電図波形部分の表示色を、異常の箇所に相当しない心内心電図波形部分の表示色と異なる色で表示するようにしてもよい。

【0035】

また、画面20に表示した心内心電図波形の中に、PV13 - 14の心内心電図波形以外にも、閾値を超えたR I値を有する心内心電図波形が存在する場合には、存在する旨を報知する他に、閾値を超えた旨を示すそのデータを、画面21とは別の画面に表示する。この場合、R I計測報知装置10に接続される切換手段(図示省略)の操作によって、表示部15上に画面21と上記別の画面とを任意に切り換えてポップアップ表示できるようにする。

【0036】

本発明の実施形態に係るR I計測報知装置は、以上のような構成を有することにより、どの電極間の波形に異常が有るかを迅速に検知し、その存在を即座に報知することができるので、ロータの存在を迅速に把握できるとともに、その位置を正確に特定でき、その発生部位をより迅速に除去することができる。

【0037】

また、計測したR Iの値が閾値を超えた異常値を示す場合、F F Tグラフおよび異常値を示すR I値が、表示部15にポップアップ表示されるので、心内心電図を測定しながらリアルタイムでロータの発生を迅速に把握することができる。

また、ポップアップ表示されたデータと、心臓カテーテルの各電極に対応した心内心電図の各波形データとが関連付けられて表示されるので、ロータの存在およびその位置(どの位置の電極によって計測された心内心電図であるのか。)を迅速かつ正確に把握することができる。

【0038】

R I値の異常の箇所に相当する心内心電図波形の色をその他(正常の箇所)の波形の色と変化させて表示することにより、また、異常の箇所に相当する心内心電図波形部分を囲い表示、網掛け表示等することにより、ロータの存在およびその位置を視角的に容易かつ迅速に把握することができる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 3 9 】

このようなR I計測報知装置の機能は、リアルタイムで心房細動中の心内心電図のデータ解析を行う場合にも、あるいは再検討および論評等で心内心電図のデータ解析を行う場合にも有効である。

## 【 0 0 4 0 】

尚、本発明の実施の形態において説明した各処理手順を、一連の手順を備えた方法の発明としても、また、一連の手順をコンピュータに実行させるためのプログラムの発明としてもよい。その場合にも上記実施形態の効果と同様の効果を得ることができる。

## 【産業上の利用可能性】

## 【 0 0 4 1 】

例えば、心臓カテーテル検査による心房細動治療の分野等に利用可能である。

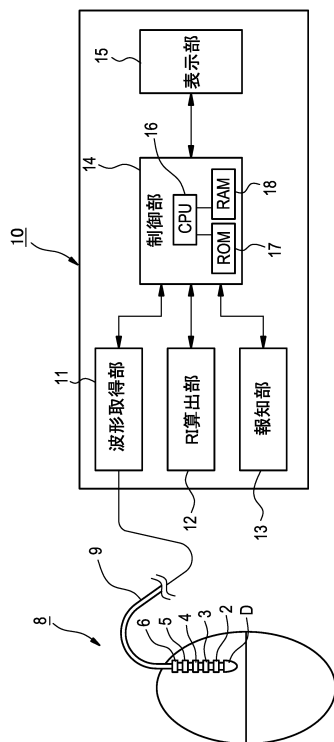
## 【符号の説明】

## 【 0 0 4 2 】

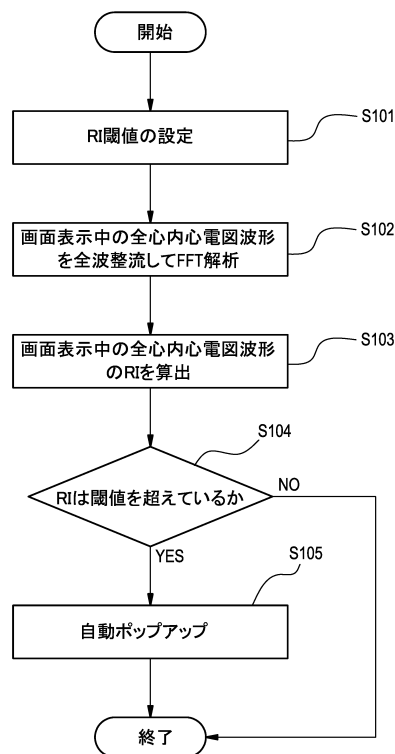
10：R I計測報知装置、11：波形取得部、12：R I算出部、13：報知部、14：制御部、15：表示部、16：CPU、17：ROM、18：RAM

10

【図 1】

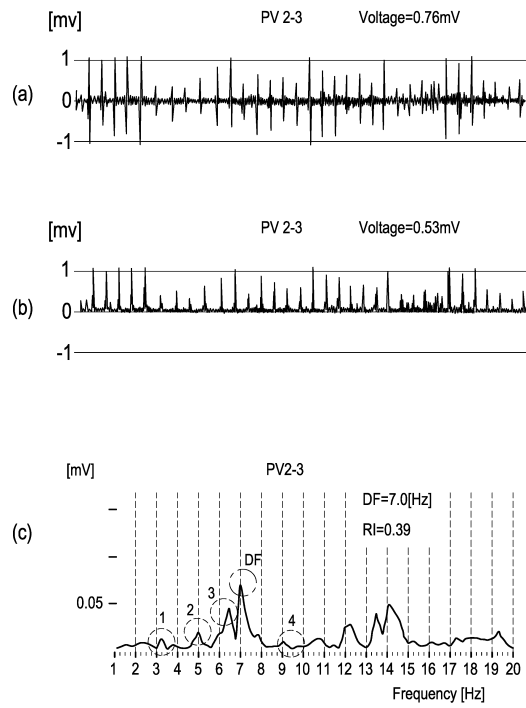


【図 2】

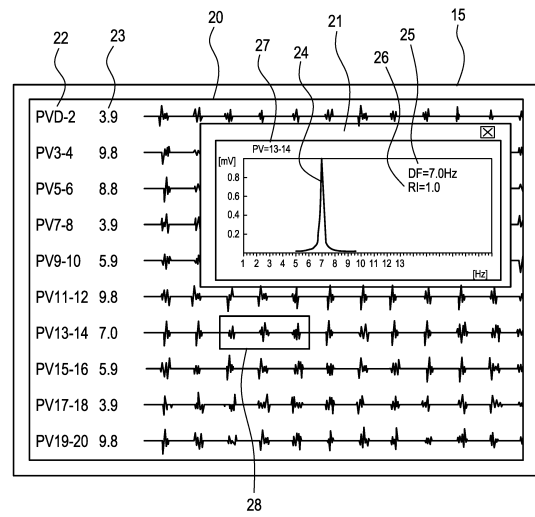




【図 3】



【図 4】



---

フロントページの続き

審査官 湯本 照基

(56)参考文献 特開昭60-068839(JP,A)  
特表2007-537823(JP,A)  
米国特許出願公開第2009/0112199(US,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/0402

A61B 5/0452

A61B 19/00