

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6802445号
(P6802445)

(45) 発行日 令和2年12月16日 (2020. 12. 16)

(24) 登録日 令和2年12月1日 (2020. 12. 1)

(51) Int. Cl.

F 1

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

A 6 1 B 5/04 3 1 2 A

A 6 1 B 5/0408 (2006. 01)

A 6 1 B 5/04 3 0 0 J

A 6 1 B 5/0478 (2006. 01)

A 6 1 B 5/04 3 1 0 M

A 6 1 B 5/0492 (2006. 01)

A 6 1 B 5/04 3 1 4 K

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

請求項の数 3 (全 20 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号 特願2016-50782 (P2016-50782)
 (22) 出願日 平成28年3月15日 (2016. 3. 15)
 (65) 公開番号 特開2017-164164 (P2017-164164A)
 (43) 公開日 平成29年9月21日 (2017. 9. 21)
 審査請求日 平成31年2月5日 (2019. 2. 5)

(73) 特許権者 504177284
 国立大学法人滋賀医科大学
 滋賀県大津市瀬田月輪町 (番地なし)
 (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
 (73) 特許権者 515087064
 土谷 健
 熊本県熊本市東区湖東三丁目14番28号
 (73) 特許権者 510094724
 国立研究開発法人国立循環器病研究センター
 大阪府吹田市岸部新町6番1号
 (74) 代理人 110001416
 特許業務法人 信栄特許事務所
 最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 心筋興奮判別装置および心筋興奮判別装置の作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検者の心内心電図を取得する取得部と、
 前記心内心電図に基づいて、心筋の興奮状態を表す可視化データを生成するための演算を行う演算部と、
 前記可視化データに基づいて心筋の興奮動態の種別を判別する判別部と、
 を備え、
 前記可視化データは、所定の時間単位毎のフレームで構成され、前記フレームの各々は、複数のグリッドで構成され、
 前記判別部は、前記フレームを構成する前記複数のグリッドのうち、心筋の興奮状態を示す興奮グリッドの総数を算出する算出部を有するとともに、前記フレーム毎の前記興奮グリッドの総数に基づいて、心筋の興奮動態の種別を判別するように構成され、
 さらに、
 前記演算部は、前記可視化データに基づいて、前記フレーム毎に、心筋の興奮状態の旋回を中心を表す位相特異点を検出する検出部を有し、
 前記判別部は、前記フレーム毎に、前記興奮グリッドの総数と前記位相特異点の総数とに基づいて、心筋の興奮動態の種別を判別する、
 心筋興奮判別装置。

【請求項 2】

さらに、

10

20

前記判別部により判別された前記興奮動態の種別を表示する表示部を備える、
請求項 1 に記載の心筋興奮判別装置。

【請求項 3】

演算部が、心内心電図に基づいて、心筋の興奮状態を表す可視化データを生成するための演算を行う演算工程と、

判別部が、前記可視化データに基づいて心筋の興奮動態の種別を判別する判別工程と、
を含み、

前記可視化データは、所定の時間単位毎のフレームで構成され、前記フレームの各々は、複数のグリッドで構成されており、

前記判別工程は、前記フレームを構成する前記複数のグリッドのうち、心筋の興奮状態を示す興奮グリッドの総数を算出する算出工程を有し、前記判別部が、前記フレーム毎の前記興奮グリッドの総数に基づいて、心筋の興奮動態の種別を判別するように構成され、
さらに、

10

前記演算工程は、前記可視化データに基づいて、前記フレーム毎に、心筋の興奮状態の旋回を中心を表す位相特異点を検出する工程を有し、

前記判別工程は、前記フレーム毎に、前記興奮グリッドの総数と前記位相特異点の総数とに基づいて、心筋の興奮動態の種別を判別する、

心筋興奮判別装置の作動方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

20

【0001】

本発明は、心筋の興奮の種別を判別する心筋興奮判別装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

一般に、心房細動とは、心臓の心房が痙攣して心臓本来の正しい動きができなくなる不整脈のことをいう。心房細動が発生すると、心房内に血液が滞り血栓が発生しやすくなるため、脳梗塞などのリスクが高まってしまう。

【0003】

そこで、従来、心房細動等の不整脈が発生した場合、心臓カテーテルを用いてその原因となる異常部位を選択的に焼灼（アブレーション）して治療することが知られている。この治療を行うには、アブレーションする位置を正確に同定することが重要となる。例えば、下記の特許文献 1～2 には、心臓カテーテルの電極から測定された心内心電図に対して演算処理を行うことで、心筋の興奮状態を示す可視化データを作成し、その可視化データからアブレーションする位置を同定する技術が提案されている。

30

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特表 2013-523344 号公報

【特許文献 2】米国特許出願公開第 2014/0088395 号明細書

【発明の概要】

40

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

心房細動中の心筋興奮の状態は、その状態の変化のパターンによって、例えば幾つかの代表的な興奮動態と称される種別に大別される。

従来技術では、医療従事者は、可視化データに基づいて可視化された心筋の状態を目視で観察することによって、心筋の興奮動態の種別を判別しなければならなかった。しかしながら、心房細動中の心筋の状態は刻々と不規則に変化する性質のものであり、また、その変化が目視では捉えきれない速さの場合もあり、目視による判別が難しい場合があった。

【0006】

50

そこで、本発明は、心房細動中の心筋の興奮動態の判別を支援することが可能な、心筋興奮判別装置を提供することを目的とする。

【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、本発明の心筋興奮判別装置は、

複数の電極を有する記録ユニットにより記録された被検者の心内心電図を取得する取得部と、

前記心内心電図に基づいて、心筋の興奮状態を表す可視化データを生成するための演算を行う演算部と、

前記可視化データに基づいて心筋の興奮動態の種別を判別する判別部と、
を備える。

10

【0008】

この構成によれば、可視化データに基づいて心房細動中の心筋の興奮動態の種別が自動的に判別される。このため、医療従事者は、自動判別の結果を参考にして、心筋の興奮動態の種別を判断することができる。このように、上記構成によれば、心房細動中の心筋の興奮動態の判別を支援することが可能な、心筋興奮判別装置を提供することができる。

【発明の効果】

【0009】

本発明の心筋興奮判別装置によれば、心房細動中の心筋の興奮動態の判別を支援することができる。

20

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】本発明の実施形態1に係る心筋興奮判別装置の概要図である。

【図2】(a)～(c)は、代表的な種別の心筋の興奮動態を示す図である。

【図3】心房内に留置したカテーテルを示す概要図である。

【図4】(a)は各電極で取得した心内心電図波形の一例を示す模式図であり、(b)は取得した心内心電図をグリッド上に配置した模式図である。

【図5】(a)は擬似的な活動電位波形の生成工程を説明する図、(b)は拍の検出工程を説明する図である。

【図6】(a)は先行拡張期時間と活動電位持続時間を示す図、(b)は先行拡張期時間と活動電位持続時間の関係を示すグラフ、(c)は拍の検出条件を示す図である。

30

【図7】(a)は最初の拍の検出工程を説明する図、(b)は二番目以降の拍の検出工程を説明する図である。

【図8】擬似的な活動電位波形をグリッド上に配置した模式図である。

【図9】(a)、(b)は仮想電極を計算するための図、(c)は周囲の電極から仮想電極の活動電位波形を補完してグリッド上に配置した模式図である。

【図10】(a)は拍の高さを補正する工程を説明する図、(b)は活動電位波形をグリッド上に配置した模式図である。

【図11】(a)は活動電位波形に対して位相をシフトさせたシフト波形を示す図、(b)は活動電位波形とシフト波形をグリッド上に配置した模式図である。

40

【図12】(a)はその他のグリッドの補完波形を空間補間技術を使用して計算するための説明図、(b)は補完した活動電位波形とシフト波形とをグリッド上に配置した模式図である。

【図13】各グリッドに描かれた相図を示す模式図である。

【図14】グリッドに描画する色を説明する図であり、(a)は描画に用いる色を示す図、(b)は活動電位波形の各部分をサンプル毎に色で定義した図、(c)は各サンプルの角度情報を示した図である。

【図15】(a)は各グリッドで1サンプル毎に色を描画した模式図、(b)は1つのグリッドにおける1サンプル目～Xサンプル目の色を描画した図、(c)は1サンプル目～Xサンプル目までの可視化データを表した図である。

50

【図 1 6】位相特異点の検出方法を説明するための図である。

【図 1 7】可視化データを構成するフレームに含まれる興奮グリッド数を示す図である。

【図 1 8】心筋の興奮動態の種別を判別するための図である。

【図 1 9】モニター画面に表示された可視化データと興奮動態の種別との一例を示す図である。

【図 2 0】本発明の実施形態 2 に係る心筋興奮判別装置の概要図である。

【図 2 1】活動電位波形を生成するための活動電位単位波形を示す図である。

【図 2 2】心内心電図波形から心筋興奮の波形を検出する手順を示す図である。

【図 2 3】活動電位単位波形の先行拡張期時間と活動電位持続時間との関係を示すグラフである。

10

【図 2 4】心内心電図波形に活動電位単位波形を当てはめて表示した図である。

【図 2 5】心内心電図波形に対する活動電位単位波形の表示位置を説明する図である。

【発明を実施するための形態】

【0011】

以下、本実施形態の一例について、図面を参照して説明する。

(実施形態 1)

図 1 に示すように、実施形態 1 に係る心筋興奮判別装置 1 は、取得部 2 と、演算部 3 と、判別部 4 と、表示部 5 とを備えている。心筋興奮判別装置 1 は、例えばカテーテル検査装置における一機能を実行するための装置として用いられる。

【0012】

20

取得部 2 は、複数の電極を有する記録ユニット（例えば心臓カテーテル）A で記録された被検者の心内心電図を取得する。

【0013】

演算部 3 は、取得部 2 で取得された心内心電図に対して、被検者の心筋の興奮状態を可視化するための演算を行う。演算部 3 は、第一生成部 1 1 と、第一補完部 1 2 と、補正部 1 3 と、第二生成部 1 4 と、第二補完部 1 5 と、第三生成部 1 6 と、検出部 1 7 とを備えている。

【0014】

第一生成部 1 1 は、取得部 2 で取得された複数の心内心電図に対して擬似的な活動電位波形をそれぞれ生成する。

30

第一補完部 1 2 は、心房内の心筋において、挿入した心臓カテーテル A の電極が配置されていない位置、すなわち複数の電極がそれぞれ配置されている中で周囲の電極との距離が大きく空いている位置に仮想の電極（仮想電極）を定義する。第一補完部 1 2 は、仮想電極の周囲の電極に対して生成されている擬似的な活動電位波形に基づいて、仮想電極に対する擬似的な活動電位波形を補完する。

【0015】

補正部 1 3 は、第一生成部 1 1 及び第一補完部 1 2 から出力された擬似的な活動電位波形に含まれるノイズ成分を除去し、各拍の振幅を揃える補正を行う。以下、実施形態 1 では、補正後の活動電位波形のことを単に活動電位波形と称する。

第二生成部 1 4 は、補正部 1 3 から出力された活動電位波形について、活動電位波形に対して時相が所定時間だけシフトされたシフト波形を生成する。

40

第二補完部 1 5 は、心臓カテーテル A の電極及び仮想電極が配置されていない位置、すなわち各電極と周囲の電極との距離が空いている位置に対して、周囲の電極について生成されている活動電位波形及びシフト波形に基づいて、活動電位波形及びシフト波形を補完する。

【0016】

第三生成部 1 6 は、補正部 1 3 から出力された活動電位波形と第二生成部 1 4 から出力されたシフト波形、及び第二補完部 1 5 から出力された活動電位波形とシフト波形に基づいて、相図（Phase Portrait）を作成する。また、第三生成部 1 6 は、相図に基づいて位相を算出し、心筋の興奮状態を表す可視化データ（Phase Map）を生成する。可視化デー

50

タとは、心筋の興奮電位を可視化したフレームのことをいう。心筋細胞の膜電位には電気的な興奮が起こり、これが心臓を収縮させる働きをする。この興奮収縮現象は活動電位によって引き起こされている。活動電位とは細胞内への Na^+ の流入で起こる脱分極と、 Ca^{2+} や K^+ の流入や流出で起こる再分極とによる心筋細胞の興奮反応のことをいう。

検出部 17 は、第三生成部 16 で生成された可視化データにおける位相特異点 (Phase Singularity)、すなわち心房壁上の細動の原因部位 (Rotor) を検出する。

【0017】

判別部 4 は、可視化データに基づいて、心筋の興奮動態の種別を判別する。判別部 4 は、可視化データに含まれる所定のデータ数を算出するための算出部 18 を有する。心筋の興奮動態の種別を判別するための可視化データは、所定の時間単位毎のフレームで構成されている。算出部 18 は、所定の時間単位毎のフレームに含まれている所定のグリッドの総数を可視化データに含まれる所定のデータ数として算出する。判別部 4 は、算出部 18 によって算出された所定のグリッド数と、検出部 17 によって検出された位相特異点の数とに基づいて、心筋の興奮動態の種別を判別する。

【0018】

表示部 5 は、演算部 3 の第三生成部 16 から出力された可視化データに基づいて、被検者の心筋の興奮状態及び判別された興奮動態の種別を表示する。表示部 5 は、例えばタッチパネル式の液晶モニター画面で構成されている。

【0019】

心筋の興奮動態の種別とは、心房細動が発生している心筋状態の変化のパターンを意味する。心筋の興奮動態の種別は、例えば図 2 (a) に示すような MR (Meandering Rotor) と、図 2 (b) に示すような PA (Passive Activation) と、図 2 (c) に示すような MW (Multiple Wavelets) とに大別される。MR は、位相特異点の周りを興奮波が回転している状態のことをいう。PA は、興奮波が波及している状態のことをいう。MW は、複数の位相特異点が同時に存在する状態のことをいう。

【0020】

次に、図 3 ~ 図 19 を参照して、心筋興奮判別装置 1 の動作について説明する。

図 3 に示すように、まず、複数の電極 B を有する心臓カテーテル A が、被検者の心房内に挿入されて留置される。

【0021】

図 4 (a) に示すように、心臓カテーテル A の電極 B により複数 (本例では 10 個) の心内心電図波形 21a ~ 21j (以下、総称する場合は心内心電図波形 21 と称する) が記録される。記録された心内心電図波形 21 は、取得部 2 に取得される。

【0022】

図 4 (b) に示すように、第一生成部 11 は、心臓カテーテル A が留置された心房内の所定領域を例えば四角形のフレーム 22 で表し、フレーム 22 を複数のグリッド 23 に区分する。なお、図 4 (b) の模式図では、説明の便宜上、 $7 \times 7 = 49$ 個のグリッドとするが、実際には、数万以上のグリッドに区分されている。心房内に配置された心臓カテーテル A の位置に合わせて各電極 B の位置がフレームにおける対応するグリッド上に配置され、各々の心内心電図波形 21a ~ 21j が各グリッド 23 上にそれぞれ配置される。

【0023】

図 5 (a) に示すように、第一生成部 11 は、各々の心内心電図波形 21 を全波整流して全波整流波形 24 を作成する。また、第一生成部 11 は、全波整流波形 24 に移動平均処理を施して擬似的な活動電位波形 25 を作成する。

【0024】

また、図 5 (b) に示すように、第一生成部 11 は、擬似的な活動電位波形 25 と心内心電図波形 21 とに基づいて、擬似的な活動電位波形 25 における心筋の拡張期を示す拍の候補 (拍候補) 28 を検出する。具体的には、まず、第一生成部 11 は、擬似的な活動電位波形 25 において、各凸部分 26 の前後 37 msec (図 6 (a), (b) で後述) の期間内に、より大きな部分が存在しない凸部分 26 を検出する。続いて、第一生成部 11 は

10

20

30

40

50

、心内心電図波形 2 1 において、凸部分 2 6 と同位相であり、かつ所定の条件（図 6（c）で後述）を満たす拍 2 7 を検出する。第一生成部 1 1 は、凸部分 2 6 が所定の条件を満たす拍 2 7 を含む場合、その凸部分 2 6 を心筋の拡張期を示す拍候補 2 8 として検出する。図 5（b）では 4 つの拍候補 2 8 が検出されている。

【0025】

図 6（a）は、心筋の活動電位波形に含まれる単位波形の理想モデルを示す。図 5（a）において、活動電位持続時間（APD：Action Potential Duration）は、心筋の活動電位の脱分極相の開始から再分極相の終了までの時間を示し、心筋の不応期に相当する。また、先行拡張期時間（DI：Diastolic Interval）は、APD が終了してから次の APD が開始するまでの時間を示し、心筋の興奮可能な静止期に相当する。APD と DI とを足し合わせた期間をサイクルレングス（CL：Cycle Length）という。単位波形の理想モデルにおける DI と APD との関係は、コンピュータシミュレーションによって、例えば図 6（b）のグラフのように予め求められている。上述の期間 37 msec は、グラフに示されるように最短の APD（最短 APD）を基準に決められている。また、上述の拍 2 7 の所定の条件は、図 6（c）に示すように、拍 2 7 の横幅 w が設定値以下で、縦幅 h が設定値以上であることと設定されている。

【0026】

続いて、図 7（a）に示すように、第一生成部 1 1 は、最初の拍候補 2 8 a から最短の CL に存在する全ての拍候補（本例では拍候補 2 8 a、2 8 b）の頂点の高さを比較する。第一生成部 1 1 は、頂点が最も高い拍候補 2 8 a を一番目の拍 2 9 A として検出する。なお、最短の CL は、図 6（b）のグラフから最短の APD である 37 msec と最短の DI である 80 msec とを足し合わせて、117 msec となる。

【0027】

続いて、図 7（b）に示すように、第一生成部 1 1 は、図 7（a）で比較した拍候補 2 8 a、2 8 b の次の拍候補 2 8 c から最短の CL に存在する全ての拍候補（本例では拍候補 2 8 c、2 8 d）の頂点の高さを比較する。第一生成部 1 1 は、頂点が最も高い拍候補 2 8 d を二番目の拍 2 9 B として検出する。同様に、第一生成部 1 1 は、心内心電図波形 2 1 a ~ 2 1 j に基づき作成した擬似的な活動電位波形 2 5 a ~ 2 5 j からそれぞれ拍を検出する。

【0028】

拍 2 9 A、2 9 B 等が検出された擬似的な活動電位波形 2 5 a ~ 2 5 j が各グリッド 2 3 上に配置される（図 8 参照）。

【0029】

続いて、第一補完部 1 2 は、フレーム 2 2 上に配置された図 8 に示す擬似的な活動電位波形 2 5 a ~ 2 5 j の位置に基づいて、擬似的な活動電位波形 2 5 が配置されていない位置に仮想電極を定義する。仮想電極は、図 9（a）、（b）に示すように、周囲の複数（本例では 4 点）の電極に基づいて定義される。図 9（a）では、電極 8 a ~ 8 d の位置データに基づいて、仮想電極 8 e の位置が設定されている。さらに図 9（b）では、仮想電極 8 e と電極 8 a、8 b、8 f とに基づいて、別の仮想電極 8 g の位置が設定されている。第一補完部 1 2 は、同様の手法で仮想電極 8 i、8 k、8 m の位置を設定する。

【0030】

第一補完部 1 2 は、定義された仮想電極 8 e、8 g、8 i、8 k、8 m 等に対する擬似的な活動電位波形 2 5 を、周囲の電極に対して生成されている擬似的な活動電位波形に基づいて補完する。補完された例えば擬似的な活動電位波形 2 5 k は、仮想電極が設けられている位置のグリッド 2 3 上に配置される（図 9（c）参照）。

【0031】

続いて、図 10（a）に示すように、補正部 1 3 は、擬似的な活動電位波形 2 5 から活動電位波形 3 0 を作成する。具体的には、補正部 1 3 は、まず、擬似的な活動電位波形 2 5 の一番目の拍 2 9 A に最短 APD（37 msec）を当てはめる。続いて、一番目の拍 2 9 A の頂点から二番目の拍 2 9 B の頂点までの CL を求める。CL から最短 APD を減算し

10

20

30

40

50

てD Iの値を求める($DI = CL - \text{最短APD}$)。続いて、求めたD Iの値に対するA P Dの値を図6 (b)のグラフから求める。求められたA P Dの値が二番目の拍29BのA P Dの値となる。同様にして、三番目以降における拍29のA P Dの値を求める。

【0032】

続いて、補正部13は、各拍29A, 29B等に補正係数を乗算することにより、拍の高さ(振幅)を補正して一定に揃える。補正係数は、定数を各拍29A, 29B等の高さで除算して求める(補正係数 = 定数 / 拍29の頂点の高さ)。補正部13は、擬似的な活動電位波形25における拍29A, 29B等以外の例えば拍候補28b, 28c等を補正により除去する。これにより、高さHの等しい拍31A, 31B等を有する活動電位波形30が各擬似的な活動電位波形25に対してそれぞれ作成される。補正されたそれぞれの活動電位波形30a ~ 30kは、電極及び仮想電極が設けられている位置のグリッド23上に配置される(図10(b)参照)。

10

【0033】

続いて、第二生成部14は、活動電位波形30における拍31A, 31B等の平均A P Dを算出し、図11(a)に示すように、活動電位波形30に対して時相を平均A P Dの1/4だけシフトさせたシフト波形40を生成する。活動電位波形30a ~ 30kとシフト波形40a ~ 40kはそれぞれ、電極及び仮想電極が設けられている位置のグリッド23上に配置される(図11(b)参照)。なお、上記の時相のシフトは、 $N + (1/4)$ (Nは0及び正の整数)とすることができる。

【0034】

20

続いて、第二補完部15は、フレーム22上において活動電位波形30とシフト波形40が配置されていないグリッド23(図11(b)参照)に、仮想の活動電位波形35と仮想のシフト波形45を補間する。第二補完部15は、図12(a)に示す空間補間技術を用いて、活動電位波形35とシフト波形45のデータを、周囲の活動電位波形30とシフト波形40のデータから算出する。図12(a)において、V1 ~ V3は、電極及び仮想電極のグリッド23における活動電位波形30とシフト波形40のデータを示し、V4 ~ V7は、活動電位波形35とシフト波形45のデータを示す。また、矢印は、V1 ~ V7が配置され、または配置される予定のグリッドにおける、近いグリッド間の距離を示す。一例として、それぞれのグリッド間の距離が1として示されている。

【0035】

30

活動電位波形35とシフト波形45のデータは、それらが配置されるグリッドに近い、活動電位波形30とシフト波形40が配置されている二つのグリッドの活動電位波形30とシフト波形40のデータから、空間補間技術により、上記二つのグリッドのデータ及び二つのグリッドとの距離を用いて所定の演算式により算出される。例えば、V4の活動電位波形35とシフト波形45は、V1及びV2のそれぞれのデータと、V1 - V4間及びV2 - V4間の距離m、1 - mにより算出される。なお、V7は、上記のようにして算出されたV6と、活動電位波形30及びシフト波形40が配置されているグリッドのデータV1とから算出されている。このようにして求められたそれぞれの活動電位波形35とシフト波形45は、補完される各グリッド23上に配置する(図12(b)参照)。

【0036】

40

続いて、第三生成部16は、活動電位波形30, 35とシフト波形40, 45が配置された各グリッド23において活動電位の状態を得るために、各々の活動電位波形30, 35とシフト波形40, 45に基づいて、図13に示すように、相図(Phase Portrait)50をそれぞれ作成する。相図は、活動電位波形の電位とシフト波形の電位とを二次元に置き換えることで作成することができる。

【0037】

第三生成部16は、活動電位の状態を色で表現するために、各グリッド23に色を描画する。各グリッド23の色は、それぞれ作成された相図のサンプル毎に決定される。第三生成部16は、図14(a)に示される複数の色(本例では16色)を用いて各グリッド23を描画する。第三生成部16は、活動電位波形30, 35の単位波形において、例え

50

ば活動電位部分が暖色系、静止膜部分が寒色系となるように定義する（図 1 4（b）参照）。また、第三生成部 1 6 は、活動電位の時間的变化が速い領域 C では隣り合うサンプル 5 1 間で色の変化が小さくなり、遅い領域 D では色の変化が大きくなるように定義する。第三生成部 1 6 は、図 1 4（c）に示すように、二次元に置き換えて表示した相図の中心部から各サンプル 5 1 の角度情報を求めることにより、活動電位の状態を 1 6 段階の色で表現する。

【0038】

第三生成部 1 6 は、図 1 5（a）、（b）に示すような、各グリッド 2 3 で 1 サンプル毎に決定されたそれぞれの色を各グリッド 2 3 において連続的に描画する。各グリッド 2 3 において 1 サンプル目から X サンプル目までの色を連続的に描画すると、例えば図 1 5（c）に示すような連続する可視化データ 5 2 が生成される。

10

【0039】

続いて、検出部 1 7 は、図 1 6 に示すように、フレーム 2 2 上から所定数（本例では 3×3 ）のグリッド 2 3 で構成される第一グリッド集合 6 0 を抽出する。また、検出部 1 7 は、第一グリッド集合 6 0 を中心とし、第一グリッド集合 6 0 より多い数（本例では 9×9 ）のグリッド 2 3 で構成される第二グリッド集合 6 1 を抽出する。検出部 1 7 は、第一グリッド集合 6 0 において隣接する各グリッド（A グリッドから H グリッド）の色差の合計が所定値以上であるか算出する。具体的には（A と B の色差）+（B と C の色差）+
・ ・ ・ +（H と A の色差）を算出する。さらに、検出部 1 7 は、第二グリッド集合 6 1 内に 1 6 色の全てが含まれているか算出する。両方の要件を満たす場合、検出部 1 7 は、第一
グリッド集合 6 0 の中心を心筋の興奮状態の旋回を中心である位相特異点 6 2 として検出する。

20

【0040】

続いて、判別部 4 は、第三生成部 1 6 で生成された可視化データにおいて、各フレームに含まれる興奮グリッド数を算出部 1 8 により順次算出する。興奮グリッドとは、心筋の興奮状態を示すグリッドを意味し、R = 255を示す暖色系の色に描画されたグリッドのことをいう（図 1 4（a）の範囲 8 0 参照）。算出部 1 8 で算出された各フレームの興奮グリッド数は、例えば図 1 7 におけるグラフ 8 1 のように示される。さらに、判別部 4 は、算出部 1 8 により、所定時間内のフレーム（例えば、1 5 個のフレーム）に含まれる興奮グリッド数の移動平均を順次算出する。移動平均された興奮グリッド数は、例えば図 1 7
及び図 1 8 のグラフ 8 2 のように示される。

30

【0041】

判別部 4 は、興奮グリッド数の平均値を算出し、算出した平均の興奮グリッド数を基準としてプラス、マイナスの閾値を設定する。平均の興奮グリッド数は図 1 8 において例えば平均値 8 3 のように示され、プラス、マイナスの閾値は図 1 8 において例えば閾値 8 4 a , 8 4 b のように示される。判別部 4 は、移動平均された興奮グリッド数が閾値 8 4 a , 8 4 b を超えているか否かを判定し、閾値を超えている場合には心筋の興奮動態が P A であると判別する。図 1 8 に示すグラフ 8 2 では、移動平均された興奮グリッド数が例えば範囲 8 5 において閾値 8 4 a , 8 4 b を超えており、この時間帯における心筋の興奮動態が P A と判別される。なお、移動平均された興奮グリッド数が閾値を超えている場合、
さらに、各フレームにおける興奮グリッドの位置を特定することにより、興奮波が、心臓カテテル A の領域内で発生したか、領域外で発生したかが判別されるようにしても良い。このようにすることにより、心筋の興奮状態 P A が、さらに 2 つに分割される。

40

【0042】

判別部 4 は、移動平均された興奮グリッド数が閾値 8 4 a , 8 4 b を超えていない場合（例えば、図 1 8 における範囲 8 6 , 8 7 のような場合）、検出部 1 7 で検出されたフレームの位相特異点 6 2 の数に基づいて心筋の興奮動態の種別を判別する。判別部 4 は、フレームの位相特異点の総数が複数存在する場合には、心筋の興奮動態が M W であると判別し、複数存在しない場合には、心筋の興奮動態が M R であると判別する。

【0043】

50

表示部 5 には、可視化データを時系列で連続的に表示して動画とすることで、図 19 に示すように、被検者の心筋の興奮状態が変化していく様子がリアルタイムで表示される。また、表示部 5 には、心筋の興奮状態の変化に対応して、心筋の興奮動態の判別結果が、例えば各種別を表す色や文字を用いた表示態様で種別表示領域 90 に逐次表示される。図 19 における種別表示領域 90 は、判定結果が MR であったことを示している。なお、例えば、Meandering Rotor = 100%、Passive Activation = 0%、Multiple Wavelets = 0% のように、興奮動態の種別毎にそれぞれの割合が表示されるようにしても良い。

【0044】

なお、解析に十分な拍情報を有する波形が心臓カテーテル A の電極 B から得られない場合、可視化データの精度を維持するため、その電極 B に関連するグリッド 23 を可視化データの描画から除外するようにしても良い。その場合、十分な拍情報であるか否かをサイクルレングス (Cycle Length) 値を用いて判断しても良い。

【0045】

ところで、従来、医療従事者が心筋の興奮動態の種別を判別する場合、心筋の興奮状態を示す可視化データを作成し、その可視化データに基づいて興奮動態の種別を目視で判別している。しかしながら、心房細動中の心筋は、例えば 1 分間に 300 回程度の振動を発生させる場合もあり、そのように高速で変化する心筋のデータから興奮動態を目視で正確に判別することは困難である。そこで、従来、心筋の興奮状態を観察する際には、実測された可視化データの変化の速度を例えば 1/10 倍の速度に遅くしている場合がある。また、一つの心臓カテーテルで取得できる可視化データは、心房内の一部分のデータに限定されるため、一度の測定では、目視で判別するための十分なデータを得ることはできない。そこで、判別精度を高めるために心房内の複数の部位からデータを取得することが必要である。このように、従来の方法では、心筋の興奮動態の種別を判別するには多くの時間が必要であった。

【0046】

これに対し、本実施形態の心筋興奮判別装置 1 によれば、可視化データに含まれる興奮グリッドの総数に基づいて、心房細動中の心筋の興奮動態の種別が自動的に判別される。また、さらに、位相特異点の総数に基づいて、心房細動中の心筋の興奮動態の種別が自動的に判別される。このため、医療従事者は、自動判別の結果を参考にすることにより、心筋の興奮動態の種別の判別を、従来のような目視による判別の場合と比較して、より正確かつ短時間で実施することができる。また、複数のパラメータ (興奮グリッドの総数と位相特異点の総数) に基づいて判別することにより、代表的な興奮動態の種別である Meandering Rotor と、Passive Activation と、Multiple Wavelets とを自動的に判別することができる。

【0047】

また、心筋の興奮状態の変化を表す動画と共に、自動判別の結果 (種別) が興奮状態の変化と対応するように所定時間毎に表示部 5 に表示される。このため、医療従事者は、心筋の興奮動態の種別自体や種別の変化の様子を把握しやすくなる。また、興奮動態の種別毎の割合が表示されるようにした場合、動画を最後まで確認する必要がない場合もある。

【0048】

このように、上記構成によれば、心房細動中の心筋の興奮動態の判別を支援することが可能な、心筋興奮判別装置を提供することができる。

【0049】

(実施形態 2)

次に実施形態 2 について説明する。以下、実施形態 1 と同一の構成については同一の符号を付し、その説明を省略する。

図 20 に示すように、実施形態 2 に係る心筋興奮判別装置 100 は、取得部 2 と、演算部 3A と、記憶部 110 と、判別部 4 と、表示部 5 とを備えている。演算部 3 は、第一生成部 111 と、第一補完部 12 と、第二生成部 14 と、第二補完部 15 と、第三生成部 16 と、検出部 17 とを備えている。

【0050】

記憶部110は、例えば図21に示すような、予め生成された複数の活動電位単位波形120を記憶している。活動電位単位波形120は、コンピュータシミュレーションによって導き出された構造的リモデリング下のヒト心房筋の活動電位波形に時間的な移動平均処理を施したものである。なお、構造的リモデリングとは、心房筋の病的状態において現れる解剖組織学的変化のことである。活動電位単位波形120は、心筋の活動電位波形に含まれる単位波形の理想モデルと比較して、始点121から頂点122にかけての立ち上がりが緩やかである（立ち上がり角度 θ が小さい）。記憶部110は、第一生成部111に接続されている。

【0051】

第一生成部111は、取得部2で取得された複数の心内心電図の各々に対して、活動電位単位波形120を用いて擬似的な活動電位波形を生成する。以下、実施形態2では、擬似的な活動電位波形25のことを単に活動電位波形25とも称する。

【0052】

第二生成部14は、第一生成部111及び第一補完部12から出力される活動電位波形について、活動電位波形に対して時相が所定時間だけシフトされたシフト波形を生成する。

【0053】

第三生成部16は、第一生成部111及び第一補完部12から出力された活動電位波形と、第二生成部14から出力されたシフト波形と、第二補完部15から出力された活動電位波形及びシフト波形とに基づいて、相図（Phase Portrait）を作成する。また、第三生成部16は、相図に基づいて位相を算出し、心筋の興奮状態を表す可視化データ（Phase Map）を生成する。

【0054】

なお、取得部2、第一補完部12、第二補完部15、検出部17、判別部4、表示部5は、上記実施形態1における各部と同様の構成を有する。

【0055】

次に、心筋興奮判別装置100の動作について説明する。

心臓カテーテルAによって記録された心内心電図波形21a～21jが、各グリッド23上にそれぞれ配置されるまでの動作は、上記実施形態1における図4（b）までの動作の説明と同様である。

【0056】

続いて、第一生成部11は、記録された各心内心電図波形21a～21jに対して、活動電位単位波形120を用いることにより活動電位波形25を生成する。

【0057】

活動電位波形25を生成するために、第一生成部11は、まず、記録された心内心電図波形21の中から、例えば図22に示すように、所定の条件に適合する拍を心筋興奮の候補波形として検出する。具体的には、例えば、拍の横幅 w が10msec以下で、縦幅 h が0.1mV以上の条件に適合する拍を検出する（横幅 w と縦幅 h については、図6（c）参照）。図22に示される心内心電図波形21の場合、この条件を満たす拍として、破線四角形131から137に含まれている7個の拍が心筋興奮の候補波形として検出される。

【0058】

第一生成部11は、続いて、検出された心筋興奮の候補波形の中から、さらに所定の条件に適合する拍を心筋興奮の波形として検出する。具体的には、第一生成部11は、心筋興奮の候補波形を基準として、他の心筋興奮の候補波形を検索する検索期間と、他の心筋興奮の候補波形を検索しない検索除外期間とを設定する。この場合、検索期間（例えば、49msec）は、検索除外期間（例えば、50msec）よりも短い時間に設定される。

【0059】

第一生成部11は、図22に示すように、心内心電図波形21において、最初に破線四角形131に含まれる拍を心筋興奮の候補波形として検出する。第一生成部11は、検出

10

20

30

40

50

した心筋興奮の候補波形の頂点（○印 1 3 1 a）から検索期間（49 msec）経過後の□印 1 3 1 bまでの間に他の心筋興奮の候補波形（破線四角形に含まれる波形）が存在するか検索する。本例の場合、この検索期間に他の心筋興奮の候補波形は存在しない。このため、本例では、破線四角形 1 3 1 に含まれる拍が最初の心筋興奮の波形として検出される。第一生成部 1 1 は、検出した心筋興奮の波形の頂点（○印 1 3 1 a）から 50 msec 経過後の印 1 3 1 c までの間を、他の心筋興奮の候補波形を検出しない検出除外期間とする。

【0060】

第一生成部 1 1 は、検出除外期間の後（印 1 3 1 c 以後）において、破線四角形 1 3 2 に含まれる拍を次の心筋興奮の候補波形として検出する。第一生成部 1 1 は、上記と同様に、検出した心筋興奮の候補波形の頂点（○印 1 3 2 a）から検索期間経過後の□印 1 3 2 b までの間に他の心筋興奮の候補波形が存在するか検索する。本例の場合、破線四角形 1 3 3 に含まれる拍が他の心筋興奮の候補波形として検出される。第一生成部 1 1 は、検出された 2 つの心筋興奮の候補波形（破線四角形 1 3 2 と 1 3 3 に含まれる拍）の振幅（P - P 値）を比較して、大きい振幅を有する候補波形を心筋興奮の波形として検出する。本例では、破線四角形 1 3 3 に含まれる拍が心筋興奮の波形として検出される。第一生成部 1 1 は、検出した心筋興奮の波形の頂点（○印 1 3 3 a）から 50 msec 経過後の印 1 3 3 c までの間を、上記と同様に検出除外期間とする。なお、心筋興奮の波形として検出されなかった破線四角形 1 3 2 の拍は、活動電位波形 2 5 を生成するための波形から除外される。

【0061】

以上のような検出処理が繰り返し行われることにより、図 2 2 に示す心内心電図波形 2 1 の場合、破線四角形 1 3 1, 1 3 3, 1 3 4, 1 3 6, 1 3 7 に含まれる拍が心筋興奮の波形として検出される。

【0062】

第一生成部 1 1 は、続いて、検出された心筋興奮の各波形間（各単位波形間）の時間間隔を検出する。具体的には、破線四角形 1 3 1 に含まれる拍の頂点（○印 1 3 1 a）と破線四角形 1 3 3 に含まれる拍の頂点（○印 1 3 3 a）との間の時間間隔 T 1 を検出する。同様に、○印 1 3 3 a と ○印 1 3 4 a 間の時間間隔 T 2、○印 1 3 4 a と ○印 1 3 6 a 間の時間間隔 T 3、及び ○印 1 3 6 a と ○印 1 3 7 a 間の時間間隔 T 4 をそれぞれ検出する。

【0063】

活動電位単位波形 1 2 0 を用いて活動電位波形 2 5 を生成するに際し、検出された心筋興奮の波形間の時間間隔 T 1 ~ T 4 が、生成される活動電位波形 2 5 に含まれる各単位波形（以下、単位活動電位波形と称する。）の C L 1 ~ C L 4 にそれぞれ対応するとして計算される。

【0064】

第一生成部 1 1 は、最初の心筋興奮の波形（破線四角形 1 3 1 に含まれる拍）に対して生成される単位活動電位波形の A P D 値として、図 2 3 のグラフに示される最短 A P D（41 msec）を当てはめる。第一生成部 1 1 は、C L 1（T 1）から最短 A P D を減算して D I 1 の値を求め（ $D I 1 = C L 1 - \text{最短 A P D}$ ）、求められた D I 1 の値に対する A P D の値を図 2 3 のグラフから求める。求められたこの A P D の値が、二番目の心筋興奮の波形（破線四角形 1 3 3 に含まれる拍）に対して生成される単位活動電位波形の A P D 2 の値となる。

【0065】

同様にして、三番目以降の心筋興奮の波形に対して生成される単位活動電位波形の各 A P D（A P D 3, A P D 4 等）の値が求められる。

【0066】

第一生成部 1 1 は、続いて、求められた各 A P D の値に基づいて、活動電位波形 2 5 を生成する際に使用する活動電位単位波形を図 2 1 の活動電位単位波形 1 2 0の中から選択する。具体的には、図 2 1 の各活動電位単位波形 1 2 0 において - 53 mv を示す 2 点間（

10

20

30

40

50

例えば、 $t_1 - t_2$ 間)の時間間隔を各活動電位単位波形 120 の A P D の値として、上記のように求められた各 A P D (A P D 1 , A P D 2 , . . .) の値に近似する A P D の値を有する活動電位単位波形 120 を順次選択する。

【 0 0 6 7 】

選択された各活動電位単位波形 120 は、活動電位波形 25 を生成する各波形として、心内心電図波形 21 に対応して図 24 のように表示される。なお、心内心電図波形 21 に対する各活動電位単位波形 120 の表示位置は、図 25 に示すような位置となる。例えば、心内心電図波形 21 を全波整流して全波整流波形 24 を作成し、全波整流波形 24 に移動平均処理を施して活動電位波形 25 を作成したとき、活動電位波形 25 の頂点 25 P の時相が、活動電位単位波形 120 の始点 121 の位置となる。

10

【 0 0 6 8 】

第一生成部 11 は、同様にして、心内心電図波形 21 a ~ 21 j に対する活動電位波形 25 a ~ 25 j をそれぞれ生成する。

【 0 0 6 9 】

続いて、第一補完部 12 は、上記実施形態 1 と同様に、仮想電極の位置を設定するとともに、設定した仮想電極に対する活動電位波形 25 k 等を補完する。

なお、実施形態 2 では、活動電位単位波形を用いているため、上記実施形態 1 のような補正部による活動電位波形の振幅を揃える補正は行っていない。

【 0 0 7 0 】

続いて、第二生成部 14 は、各单位活動電位波形の A P D (A P D 3 , A P D 4 等) の値における平均 A P D を算出し、上記実施形態 1 と同様に、シフト波形 40 a ~ 40 k を生成する。活動電位波形 25 a ~ 25 k とシフト波形 40 a ~ 40 k はそれぞれ、電極及び仮想電極が設けられている位置のグリッド 23 上に配置される(図 11 (b) 参照)。

20

【 0 0 7 1 】

なお、これ以降における、第二補完部 15、第三生成部 16、検出部 17、判別部 4 (算出部 18 を含む)、及び表示部 5 の処理動作は、上記実施形態 1 と同様である。

【 0 0 7 2 】

上記のような構成の心筋興奮判別装置 100 においても実施形態 1 と同様の効果を奏する。

【 0 0 7 3 】

30

なお、本発明は、上述した実施形態に限定されず、適宜、変形、改良等が自在である。その他、上述した実施形態における各構成要素の材質、形状、寸法、数値、形態、数、配置場所等は、本発明を達成できるものであれば任意であり、限定されない。

【 0 0 7 4 】

例えば、上記の実施形態では、活動電位波形とシフト波形とを用いて相図及び可視化データを作成し、その可視化データに基づいて心筋の興奮動態の種別を判別している。しかし、この構成に限定されず、例えば心内心電図に対してヒルベルト変換を行って相図及び可視化データを作成し、その可視化データに基づいて心筋の興奮動態の種別を判別するようにしても良い。

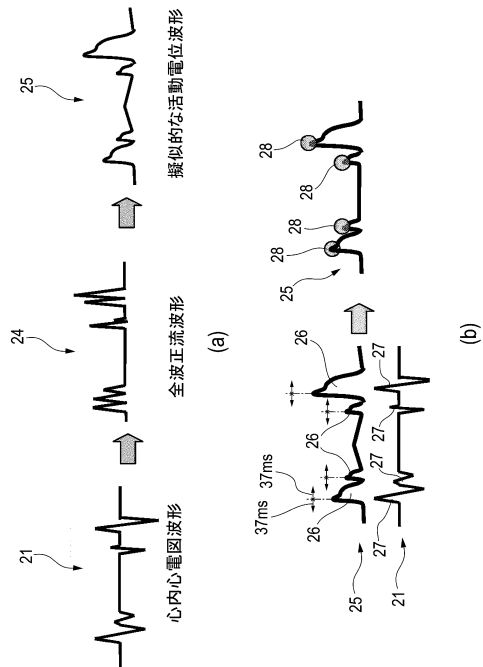
【 符号の説明 】

40

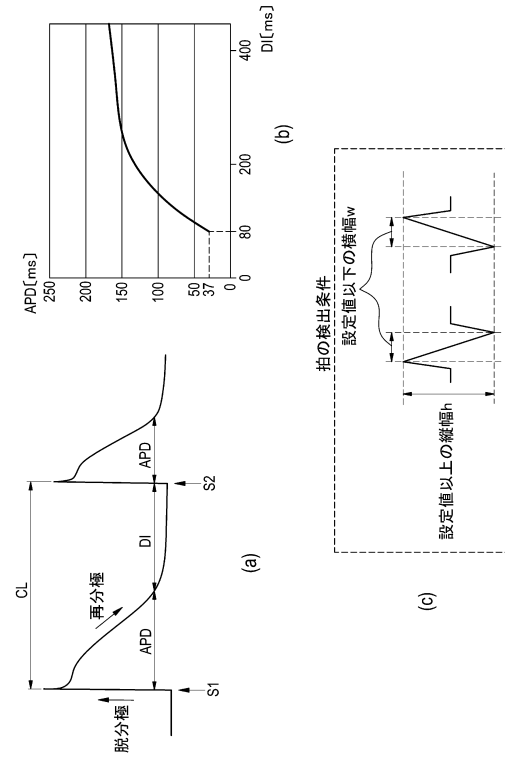
【 0 0 7 5 】

1 , 100 : 心筋興奮判別装置、2 : 取得部、3 , 3A : 演算部、4 : 判別部、5 : 表示部、11 , 111 : 第一生成部、12 : 第一補完部、13 : 補正部、14 : 第二生成部、15 : 第二補完部、16 : 第三生成部、17 : 検出部、18 : 算出部、21 : 心内心電図波形、22 : フレーム、23 : グリッド、25 : 擬似的な活動電位波形、30 , 35 : 活動電位波形、40 , 45 : シフト波形、50 : 相図、52 : 可視化データ、60 : 第一グリッド集合、61 : 第二グリッド集合、62 : 位相特異点、110 : 記憶部、120 : 活動電位単位波形、121 : 始点、122 : 頂点

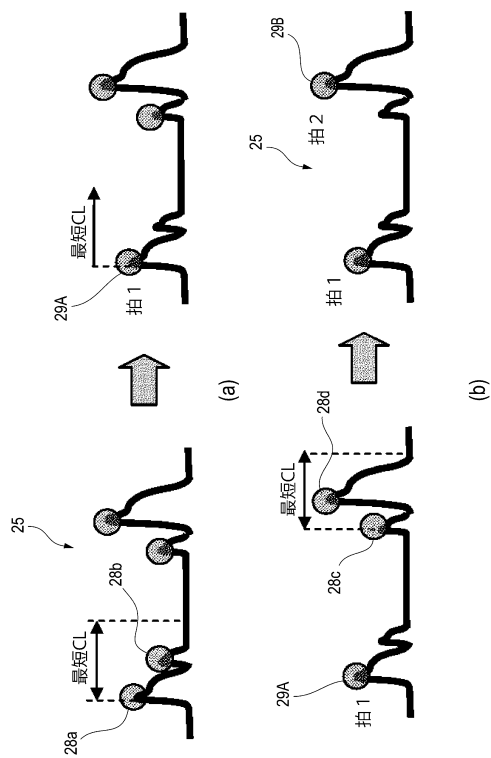
【図 5】



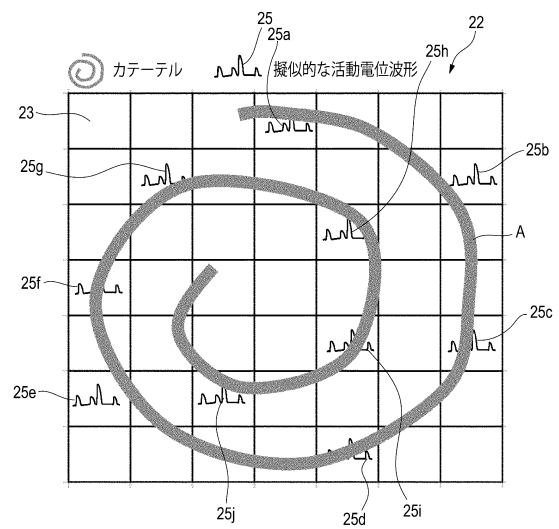
【図 6】



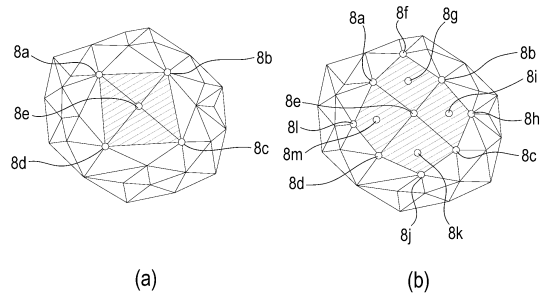
【図 7】



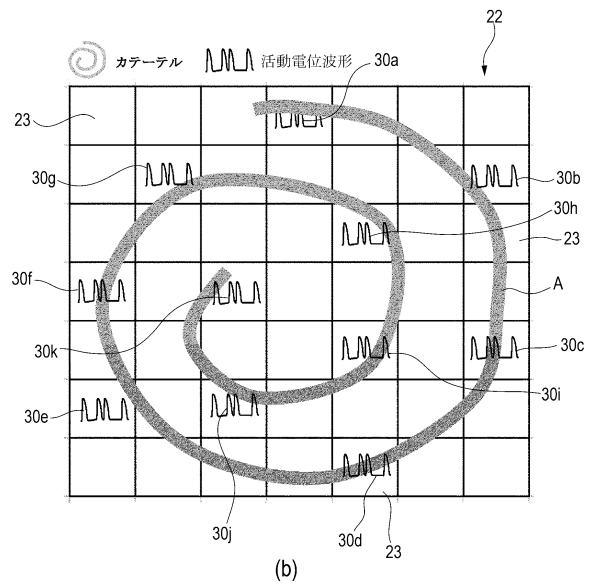
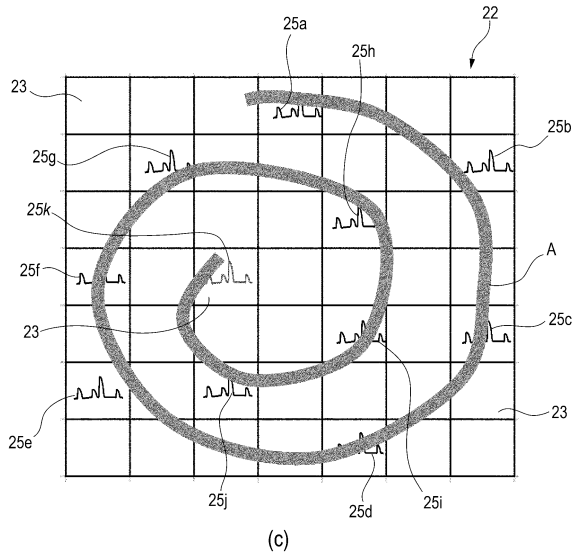
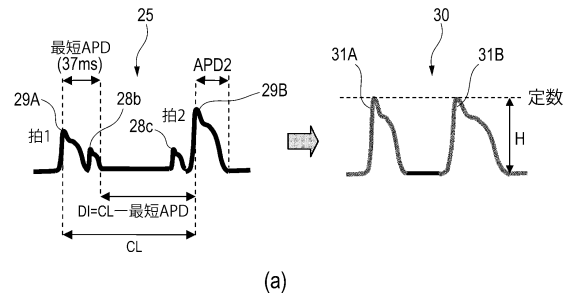
【図 8】



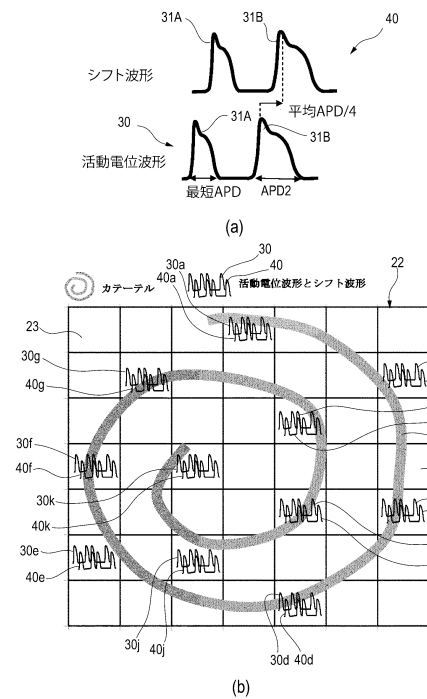
【図 9】



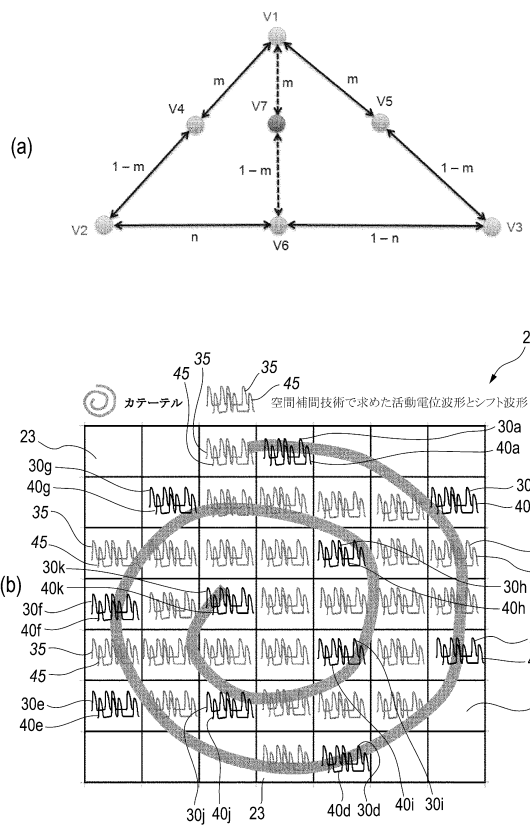
【図 10】



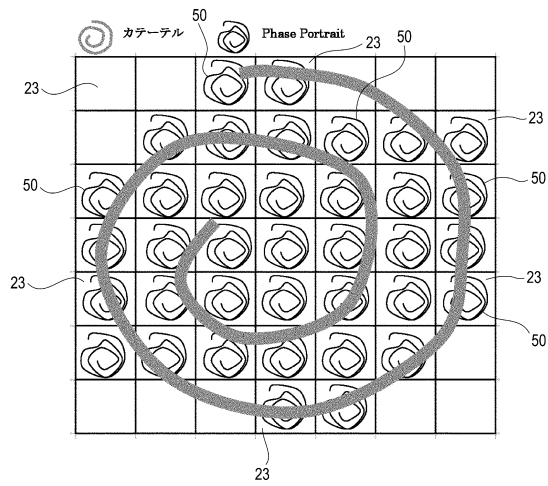
【図 11】



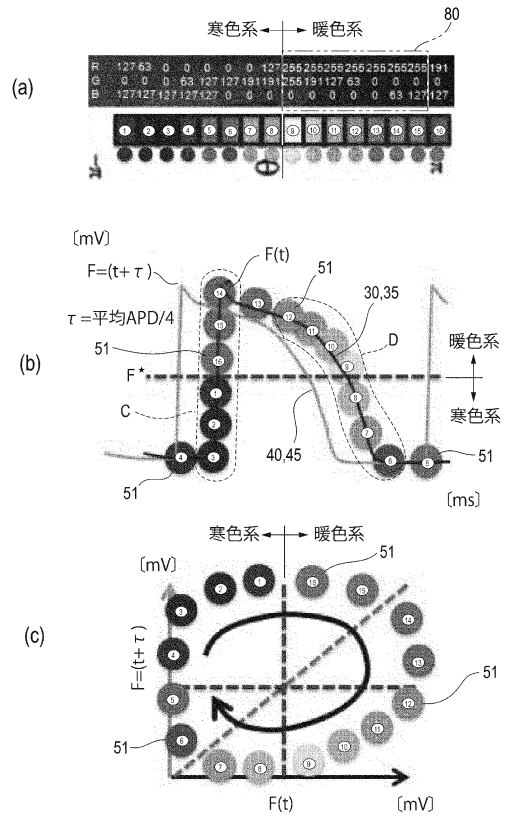
【図 12】



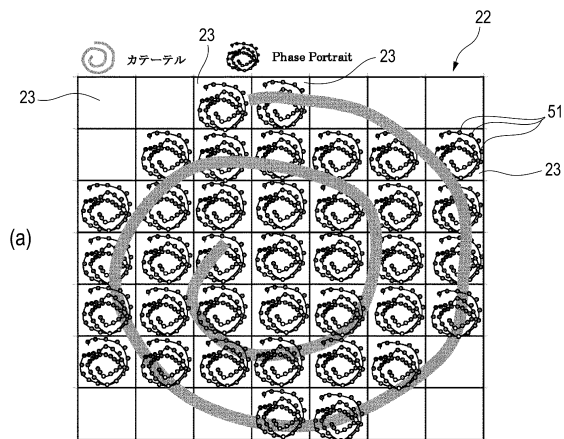
【図 13】



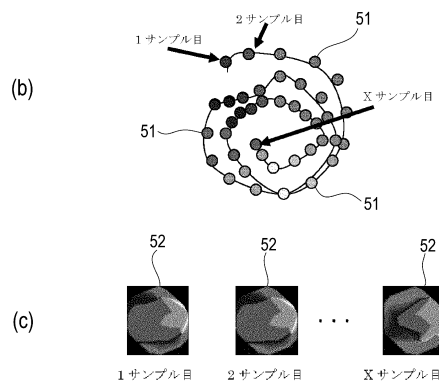
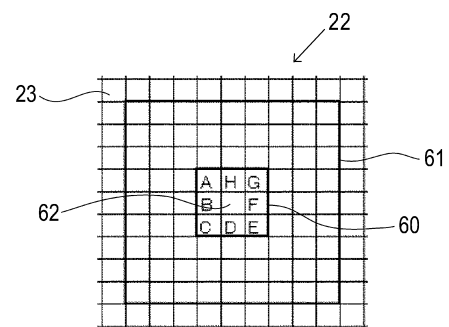
【図 14】



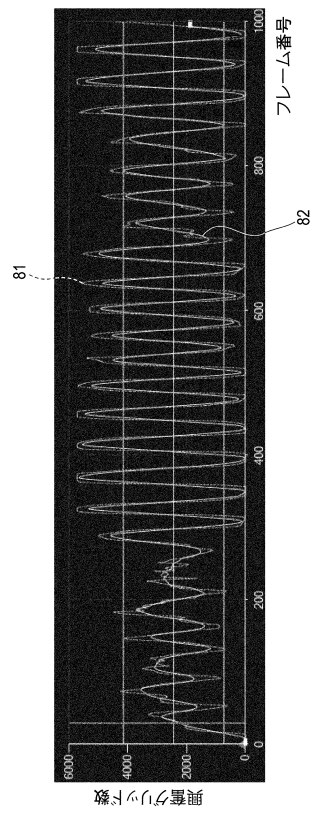
【図 15】



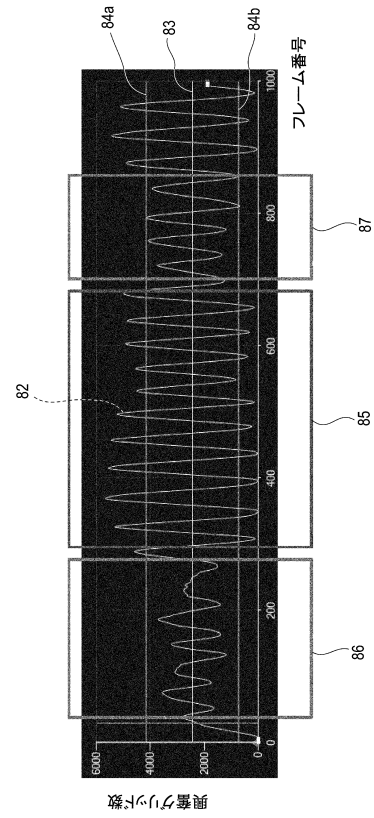
【図 16】



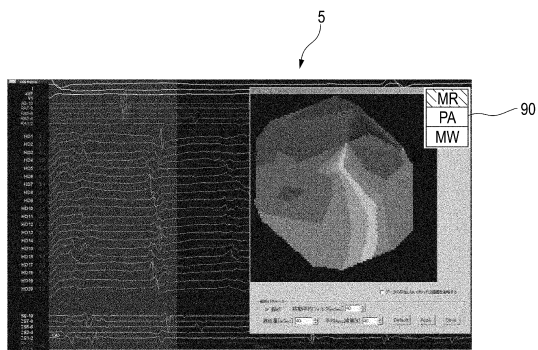
【図 17】



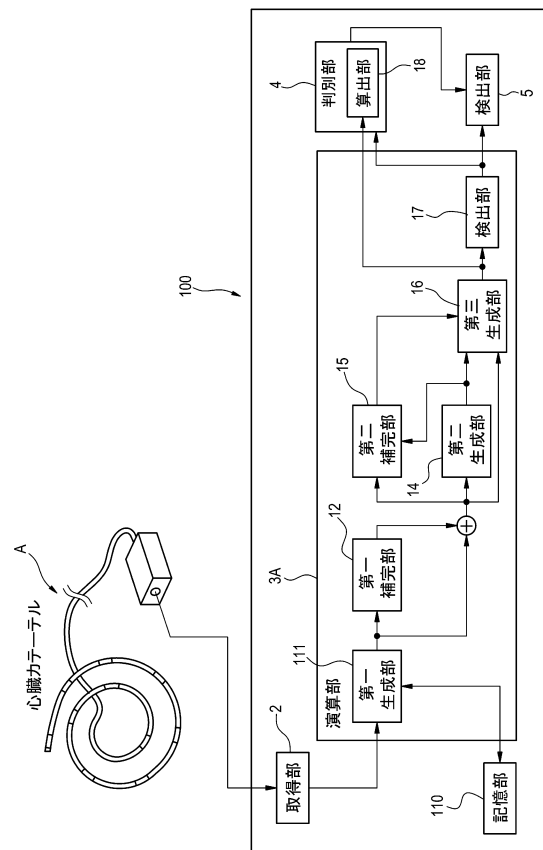
【図 18】



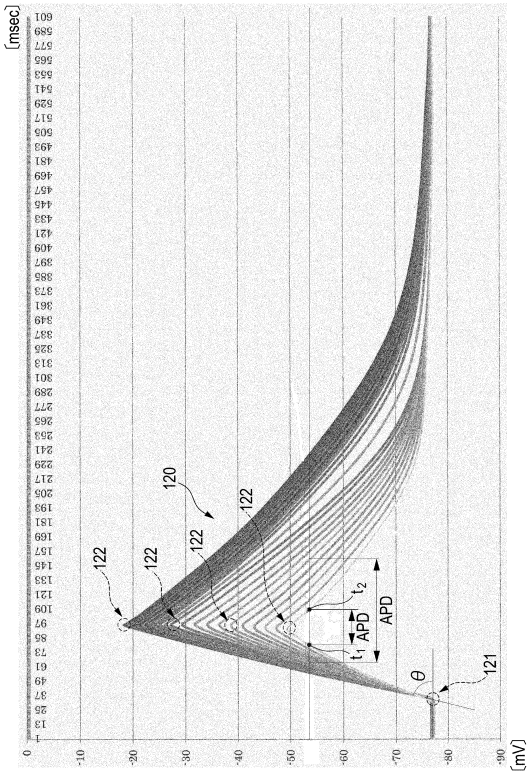
【図 19】



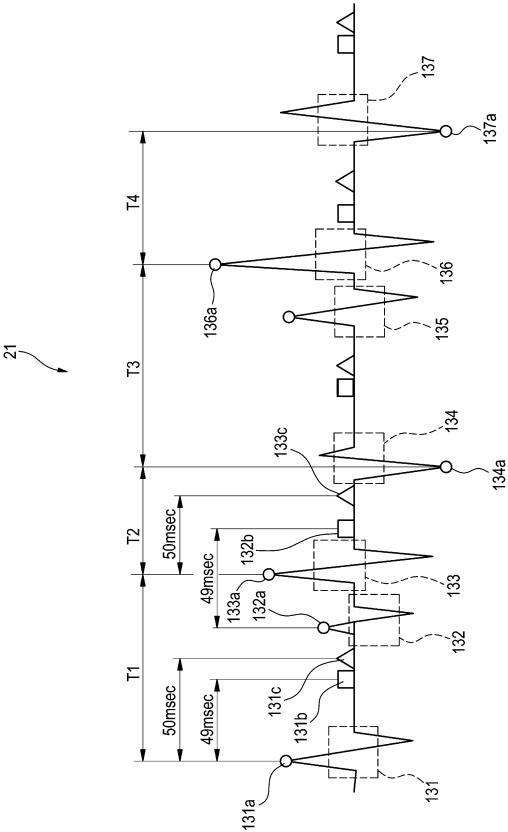
【図 20】



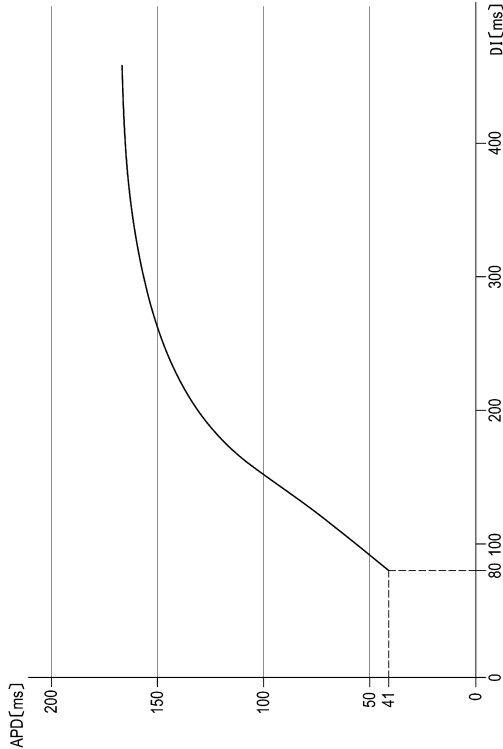
【図 2 1】



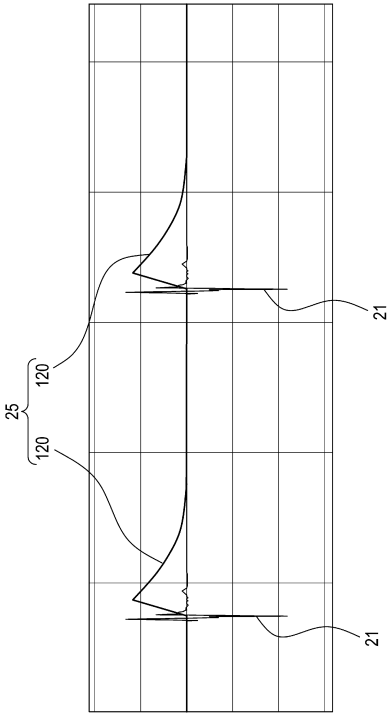
【図 2 2】



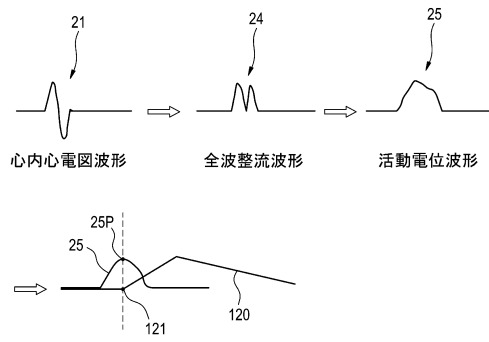
【図 2 3】



【図 2 4】



【図 25】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I

A 6 1 B 5/044 (2006.01)

- (72)発明者 芦原 貴司
滋賀県大津市瀬田月輪町 国立大学法人滋賀医科大学内
- (72)発明者 滝澤 晃司
東京都新宿区西落合 1 丁目 3 1 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 3 1 番 4 号 日本光電工業株式会社内
- (72)発明者 鈴木 信宏
東京都新宿区西落合 1 丁目 3 1 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 3 1 番 4 号 日本光電工業株式会社内
- (72)発明者 太田 明男
東京都新宿区西落合 1 丁目 3 1 番 4 号 日本光電工業株式会社内
- (72)発明者 土谷 健
熊本県熊本市東区湖東三丁目 1 4 番 2 8 号
- (72)発明者 中沢 一雄
大阪府吹田市藤白台五丁目 7 番 1 号 国立研究開発法人国立循環器病研究センター内
- (72)発明者 稲田 慎
大阪府吹田市藤白台五丁目 7 番 1 号 国立研究開発法人国立循環器病研究センター内

審査官 藤原 伸二

- (56)参考文献 特表 2 0 1 6 - 5 0 4 1 1 7 (J P , A)
特表 2 0 1 3 - 5 2 3 3 4 4 (J P , A)
特表 2 0 1 5 - 5 3 0 1 6 0 (J P , A)
特開 2 0 1 1 - 1 4 3 0 6 0 (J P , A)
特開 2 0 1 3 - 1 8 8 4 3 9 (J P , A)
国際公開第 2 0 1 5 / 0 6 6 6 7 8 (W O , A 2)
米国特許出願公開第 2 0 1 4 / 0 2 7 6 1 5 2 (U S , A 1)
米国特許出願公開第 2 0 1 5 / 0 2 5 4 8 9 3 (U S , A 1)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 5 / 0 4 0 2 - 5 / 0 4 9 2
J S T P l u s / J M E D P l u s / J S T 7 5 8 0 (J D r e a m I I I)
P u b M e d