

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5475926号
(P5475926)

(45) 発行日 平成26年4月16日 (2014. 4. 16)

(24) 登録日 平成26年2月14日 (2014. 2. 14)

(51) Int. Cl.

F I

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

A 6 1 B 5/04 3 1 O M

A 6 1 B 18/12 (2006. 01)

A 6 1 B 17/39 3 1 O

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

A 6 1 B 5/04 3 O O J

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

A 6 1 B 5/04 3 O O E

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

請求項の数 19 (全 26 頁)

(21) 出願番号 特願2013-513427 (P2013-513427)
 (86) (22) 出願日 平成24年3月21日 (2012. 3. 21)
 (65) 公表番号 特表2013-533007 (P2013-533007A)
 (43) 公表日 平成25年8月22日 (2013. 8. 22)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2012/029935
 (87) 国際公開番号 W02012/151008
 (87) 国際公開日 平成24年11月8日 (2012. 11. 8)
 審査請求日 平成24年6月21日 (2012. 6. 21)
 (31) 優先権主張番号 61/481, 607
 (32) 優先日 平成23年5月2日 (2011. 5. 2)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)
 (31) 優先権主張番号 13/217, 123
 (32) 優先日 平成23年8月24日 (2011. 8. 24)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 512088486
 トベラ インコーポレイテッド
 アメリカ合衆国 アリゾナ州 85259
 スコッツデール ビー. オー. ボックス
 224 スイート 2 イースト ヴィ
 ア リンダ 11445
 (73) 特許権者 506115514
 ザ リージェンツ オブ ザ ユニバーシ
 ティ オブ カリフォルニア
 アメリカ合衆国 カリフォルニア州 94
 607 オークランド フランクリン ス
 トリート 1111 トウエルフス フロ
 ア
 (74) 代理人 100102185
 弁理士 多田 繁範

早期審査対象出願

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 心臓の活性化情報を再建するためのシステムおよび方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

コンピューティングデバイスを用いて心臓の活性化情報を再建する方法であって、前記コンピューティングデバイスは、

第2の心臓信号の微分に関して第1の心臓信号の微分において閾値を上回る変化点があるかどうか決定するために、前記第1の心臓信号および前記第2の心臓信号を処理し、および、

前記変化点が前記閾値を上回ると決定される場合、前記第1の心臓信号において鼓動を示す心臓活性化を定めるために前記変化点で前記第1の心臓信号における活性化開始時期を割り当てる、方法。

【請求項 2】

前記変化点は、前記第1の心臓信号および前記第2の心臓信号にとって同じ時点について決定される、請求項1に記載の方法。

【請求項 3】

前記変化点は、前記第1の心臓信号および前記第2の心臓信号にとって傾斜、振幅、タイミングおよび形状の1つ以上から決定される、請求項1に記載の方法。

【請求項 4】

請求項1に記載の方法であって、前記変化点の決定は、前記コンピューティングデバイスが、

前記第1の心臓信号および前記第2の心臓信号から合成心臓信号を形成し、

前記第 1 の心臓信号における複数の位置での比率値であって、各比率値は、前記第 1 の心臓信号の微分と前記合成心臓信号の微分との違いに対する、前記第 2 の心臓信号の微分と前記合成心臓信号の微分との違いを表す、比率値を決定し、および、

前記第 1 の心臓信号における前記変化点として、前記決定された比率値から最大の比率値を有する 1 点を選択すること、
を含む方法。

【請求項 5】

前記閾値は、前記第 1 の心臓信号および前記第 2 の心臓信号に関連したノイズレベルよりも高い、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 6】

前記ノイズレベル以下の変化点は、心臓の他の領域、呼吸器系、消化管、神経系、および電子妨害からの 1 つ以上の信号と関係する、請求項 5 に記載の方法。

【請求項 7】

請求項 1 に記載の方法であって、前記コンピューティングデバイスが、

前記閾値を上回る変化点がないと決定される場合、心臓信号のカタログにおいて前記第 1 の心臓信号の少なくとも 1 つの特性を参照心臓信号の少なくとも 1 つの特性にマッチさせ、および、

前記第 1 の心臓信号において鼓動を示す心臓活性化を定めるために、前記参照心臓信号の活性化開始時期として前記第 1 の心臓信号における活性化開始時期を割り当てること、
をさらに含む方法。

【請求項 8】

前記第 1 の心臓信号において鼓動を示す複数の心臓活性化を定めるために、前記コンピューティングデバイスが、処理および割り当てを実行することをさらに含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 9】

前記コンピューティングデバイスが、複数の心臓信号から前記第 1 の心臓信号および前記第 2 の心臓信号を反復的に選択することをさらに含む、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 10】

請求項 1 に記載の方法であって、前記コンピューティングデバイスが、

複数の心臓信号から、第 1 の心臓信号および異なる第 2 の心臓信号を有するペアの心臓信号を反復的に選択し、

前記ペアの各々において前記第 1 の心臓信号にとっての鼓動を示す複数の心臓活性化を定めるために、前記ペアの各々に対して処理および割り当てを実行し、および、

心臓リズム障害の出所を示すために、前記複数の心臓信号から心臓活性化の割り当てられた活性化開始時期に基づいて心臓活性化パターンを再建すること、
をさらに含む方法。

【請求項 11】

心臓の活性化情報を再建するシステムであって、

少なくとも 1 つのコンピューティングデバイスを備え、前記少なくとも 1 つのコンピューティングデバイスは、

第 2 の心臓信号の微分に関して第 1 の心臓信号の微分において閾値を上回る変化点があるかどうか決定するために、前記第 1 の心臓信号および前記第 2 の心臓信号を処理して、そして、

前記変化点が前記閾値を上回ると決定される場合、前記第 1 の心臓信号において鼓動を示す心臓活性化を定めるために前記変化点で前記第 1 の心臓信号における活性化開始時期を割り当てる、

ように構成される、システム。

【請求項 12】

前記少なくとも 1 つのコンピューティングデバイスによって実行されるときに、前記少なくとも 1 つのコンピューティングデバイスに処理させておよび割り当てさせる命令を含

10

20

30

40

50

むコンピュータ可読媒体をさらに備える、請求項 1 1 に記載のシステム。

【請求項 1 3】

前記変化点は、前記第 1 の心臓信号および前記第 2 の心臓信号の両方にとって同じ時点について決定される、請求項 1 1 に記載のシステム。

【請求項 1 4】

請求項 1 1 に記載のシステムであって、前記少なくとも 1 つのコンピューティングデバイスは、

前記第 1 の心臓信号および前記第 2 の心臓信号から合成心臓信号を形成して、

前記第 1 の心臓信号における複数の位置での比率値であって、各比率値は、前記第 1 の心臓信号の微分と前記合成心臓信号の微分との違いに対する、前記第 2 の心臓信号の微分と前記合成心臓信号の微分との違いを表す、比率値を決定して、そして、

前記第 1 の心臓信号における前記変化点として、前記決定された比率値から最大の比率値を有する 1 点を選択する、
ようにさらに構成される、システム。

【請求項 1 5】

請求項 1 1 に記載のシステムであって、前記少なくとも 1 つのコンピューティングデバイスは、

前記閾値を上回る変化点がないと決定される場合、心臓信号のカatalogにおいて前記第 1 の心臓信号の少なくとも 1 つの特性を参照心臓信号の少なくとも 1 つの特性にマッチさせて、そして、

前記第 1 の心臓信号において鼓動を示す心臓活性化を定めるために、前記参照心臓信号の活性化開始時期として前記第 1 の心臓信号における活性化開始時期を割り当てる、
ようにさらに構成される、システム。

【請求項 1 6】

前記少なくとも 1 つのコンピューティングデバイスは、前記第 1 の心臓信号において鼓動を示す複数の心臓活性化を定めるために、処理および割り当てを実行するようにさらに構成される、請求項 1 1 に記載のシステム。

【請求項 1 7】

前記少なくとも 1 つのコンピューティングデバイスは、複数の心臓信号から前記第 1 の心臓信号および前記第 2 の心臓信号を反復的に選択するようにさらに構成される、請求項 1 1 に記載のシステム。

【請求項 1 8】

前記第 1 の心臓信号および前記第 2 の心臓信号を検出するために少なくとも第 1 のセンサおよび第 2 センサをそれぞれ有するカテーテルをさらに備える、請求項 1 1 に記載のシステム。

【請求項 1 9】

請求項 1 1 に記載のシステムであって、前記少なくとも 1 つのコンピューティングデバイスは、

複数の心臓信号から、第 1 の心臓信号および異なる第 2 の心臓信号を有するペアの心臓信号を反復的に選択して、

前記ペアの各々において前記第 1 の心臓信号にとっての鼓動を示す複数の心臓活性化を定めるために、前記ペアの各々に対して処理しておよび割り当てて、

心臓リズム障害の出所を示すために、前記複数の心臓信号から心臓活性化の割り当てられた活性化開始時期に基づいて心臓活性化パターンを再建して、そして、

心臓リズム障害を抑制するか、減少させるかまたは除去するために、出所での心臓組織の処置を容易にするために、再建された心臓活性化パターンを表示する、
ようにさらに構成される、システム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

10

20

30

40

50

〔連邦研究費〕

本出願に記載されている調査の一部は、国立衛生研究所から Grants R01 HL83359、HL83359-S1 および HL103800 によって資金を供給された。アメリカ政府は、したがって、本発明において特定の権利があつてよい。

【0002】

〔関連出願についての相互参照〕

本出願は、2011年5月2日に出願の米国仮特許出願番号第61/481,607号および2011年8月24日に出願の米国特許出願番号第13/217,123号に対する優先権および利益を主張するものであり、その両方は本明細書において全体として参照することにより援用されるものである。

【背景技術】

【0003】

〔分野〕

本願は、一般に心臓リズム障害に関する。より詳しくは、本願は、心臓リズム障害と関連した心臓の活性化情報（活性化開始；activation onset）を再建する（reconstructing）ためのシステムおよび方法に関する。

【0004】

〔関連技術に関する短い議論〕

心臓（心臓の）リズム障害は、普通にみられて、世界中で羅病率および死の重要な原因をなす。心臓における電気系の不具合は、心臓リズム障害の主因をなす。心臓リズム障害は、多くの形態において存在する。そのうち治療するのが最も複雑でかつ困難なものは、心房細動（AF；atrial fibrillation）、心室頻拍（VT；ventricular tachycardia）および心室細動（VF；ventricular fibrillation）である。他のリズム障害は、より治療しやすいが、心房頻拍（AT；atrial tachycardia）、上室性頻拍（SVT；supraventricular tachycardia）、心房粗動（AFL；atrial flutter）、上室性異所性複合体／鼓動（SVE；supraventricular ectopic complexes/beats）および心室性期外錯体／鼓動（PVC；premature ventricular complexes/beats）を含んで、臨床的に重要でもよい。通常の場合下では洞結節が心臓を洞リズムに保つとはいえ、特定の状況下で、正常な洞結節の急速な活性化によって不適切な洞性頻拍または洞結節リエントリが生じることがありえる。その両方もまた、心臓リズム障害を表す。

【0005】

心臓リズム障害（特にAF、VFおよび多形性VTの複合のリズム障害）の治療は、非常に困難である可能性がある。有効性が低くて重要な副作用をとまなう複合のリズム障害に対する薬物療法は、最適ではない。心臓リズム障害を緩和するために、場合によっては除去するために、血管を通してまたは手術で直接心臓にセンサ／プローブを操作することによって、そして、心臓リズム障害の原因が隠れている心臓の場所にエネルギーを分配することによって、アブレーションが、心臓リズム障害と関連してますます使われた。しかしながら、心臓リズム障害の原因を確認してその場所を決めるツールが劣っていて、障害を除去するために心臓の正しい部位にエネルギーを分配する試みを妨げるので、複合のリズム障害では、アブレーションはしばしば困難であり、そして効果がない。

【0006】

特定のシステムおよび方法は、単純な心臓リズム障害を治療することで知られている。単純な心臓リズム障害（例えば心房頻拍）において、鼓動から鼓動までの一貫した活性化開始パターンは、通常、最も初期の場所までさかのぼることができる。そしてそれは、障害を緩和するために、場合によっては除去するために、切除されることができる。単純な心臓リズム障害でさえ、心臓リズム障害の原因のこの種のアブレーションは挑戦的である。そして、経験豊かな実務者は、一貫した鼓動から鼓動までの活性化パターン（例えば心

10

20

30

40

50

房頻拍)を有する単純なリズム障害を切除するためにしばしば時間を必要とする。

【0007】

複合のリズム障害(例えばAF、VFまたは多形性VT)のための原因を確認することに関して成功した既知のシステムおよび方法は、ない。複合のリズム障害では、活性化開始パターンが鼓動から鼓動まで変化して、定義可能な最も初めの位置(すなわち開始位置)または最も終わりの位置(すなわち終了位置)がない「連続的」であるので、活性化開始の最も初めの位置は確認することができない。

【0008】

心臓リズム障害を診断して、治療することは、しばしば、患者の血管を通して心臓に入る複数のセンサ/プローブを有するカテーテルの導入をとともなう。センサは、心臓におけるセンサの場所での心臓の電気的な活動を検出する。電気的活動は、通常、センサ場所での心臓の活性化を表す電位図信号へと処理される。

【0009】

単純な心臓リズム障害では、各センサ場所での信号は、通常、タイミングにおいて、そしてしばしばその振れの形状および数において、鼓動から鼓動まで一貫している。そして、各センサ場所での活性化開始の確認を可能にする。しかしながら、複合のリズム障害では、各センサ場所での鼓動から鼓動までの信号は、1つの、いくつかの、そして多くの振れの間にさまざまな形状に変化するかもしれない。例えば、AFにおけるセンサ場所についての信号が5、7、11またはより多くの振れを含むときに、その信号における振れが、心臓においてそのセンサによってなお検出されるさらに離れた場所でのもの(すなわち離隔活性化; *far-field activation*)に対する、心臓におけるそのセンサ場所またはその近くでのもの(すなわちローカル活性化; *local activation*)であるか、あるいは患者の心臓の他の部分、他の解剖的な構造、心臓または外部電子システムに対するそのセンサの運動または動きからの単なるノイズであるか、識別することは、不可能でないとしても困難である。

【0010】

心臓リズム障害の原因およびそれらの除去の確認を容易にするために、特に複合のリズム障害において、心臓リズム障害と関連したさまざまな形状の信号において心臓の活性化情報(開始)を再建することができた既知のシステムおよび方法は、ない。

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0011】

本発明は、他の生体リズム障害(例えば神経発作、食道痙攣、不安定膀胱、過敏性腸症候群および、生物学的活性化情報が障害の原因または出所の決定、診断および/または治療を可能にするために再建されることができ他の生物学的障害)と同様に、心臓リズム障害を含む、さまざまなリズム障害の活性化情報を再建することに適用できる。しかしながら、それは、障害の原因または出所をそれらが便宜的に治療できるように見つけるために、結果として複合の活性化パターンになる複合のリズム障害において特に役立ち、そして心臓の複合のリズム障害においてとりわけ役立つ。

【0012】

複合の心臓リズム障害は、概して、解読することが極めて困難な活性化パターンに結果としてなる。そして、複合の障害において心臓拍動の正確な活性化情報を決定する能力は、これまで不可能であった。本発明の利点には、障害の原因および/または出所の決定が決定されることができて治療されることができるよう、心臓の活性化情報を再建するための能力がある。他の利点は、本発明が、センシングデバイス(例えば、センサを有するカテーテル)が患者においてまたはその近くで用いられるとはいえ迅速に実行されることができて、障害を改善するために、そして多くの場合障害を治すために心臓組織の治療が続行されることができシステムおよび方法を提供するということである。それは障害の原因または出所の場所を提供するので、治療は、したがって、再建された心臓情報の計算後すぐに始められてよい。

【 0 0 1 3 】

従来のシステムおよび方法は、心臓リズム障害の出所を決定することができないことが欠点であり、その結果、意味のあるそして治療的処置のための出所を目標付ける手段を提供しなかった。加えて、従来のシステムおよび方法は、処置の多くのおよび複合のステップを必要として、未だに、心臓リズム障害の原因または出所を確認するのに十分な心臓の活性化情報を再建する手段を提供できなかった。

【 0 0 1 4 】

従来のシステムおよび方法とは対照的に、本発明は、実質的に識別できない活性化パターンの中に心臓拍動のさまざまなセンサ場所での活性化開始時期を決定するために活性化情報を再建するように、比較的少数のステップを提供する。

10

【 0 0 1 5 】

本明細書で使用しているように、再建は、生物学的または心臓リズム障害の1つ以上の鼓動に対する近くまたは隣接するセンサ場所とは別のセンサ場所での心臓または生物学的信号における活性化開始時期を確認するプロセスである。

【 0 0 1 6 】

本明細書で使用しているように、活性化中の他の時点とは対照的に、活性化開始時期は、活性化が細胞または組織において始まる時点である。

【 0 0 1 7 】

本明細書で使用しているように、活性化は、それによって細胞が非活動（拡張期の）状態から活動（電氣的な）状態までその動作を始めるプロセスである。

20

【 0 0 1 8 】

実施形態または態様によれば、心臓の活性化情報を再建するシステムは、開示される。このシステムは、少なくとも1つのコンピューティングデバイスを含む。コンピューティングデバイスは、第2の心臓信号の微分に関して第1の心臓信号の微分において閾値を上回る変化点があるかどうか決定するために、第1の心臓信号および第2の心臓信号を処理するように構成される。コンピューティングデバイスは、変化点が閾値を上回ると決定される場合、第1の心臓信号において鼓動を示す心臓活性化を定めるために変化点で第1の心臓信号における活性化開始時期を割り当てるようにさらに構成される。変化点は、第1の心臓信号および第2の心臓信号の両方にとって同じ時点について決定されることができる。

30

【 0 0 1 9 】

コンピューティングデバイスは、第1の心臓信号および第2の心臓信号から合成心臓信号を形成することができて、第1の心臓信号における複数の位置での比率値を決定することができる。各比率値は、第1の心臓信号の微分と合成心臓信号の微分との違いに対する、第2の心臓信号の微分と合成心臓信号の微分との違いを表すことができる。コンピューティングデバイスは、第1の心臓信号における変化点として、決定された比率値から最大の比率値を有する1点を選択することもできる。

【 0 0 2 0 】

コンピューティングデバイスは、閾値を上回る変化点がないと決定される場合、心臓信号のカatalogにおいて第1の心臓信号の少なくとも1つの特性を参照心臓信号の少なくとも1つの特性にマッチさせることができる。その後で、コンピューティングデバイスは、第1の心臓信号において鼓動を示す心臓活性化を定めるために、参照心臓信号の活性化開始時期として第1の心臓信号における活性化開始時期を割り当てることができる。

40

【 0 0 2 1 】

コンピューティングデバイスは、複数の心臓信号からペアの心臓信号を反復的に選択することができる。各ペアは、第1の心臓信号および異なる第2の心臓信号を含むことができる。コンピューティングデバイスは、ペアの各々において第1の心臓信号にとっての鼓動を示す複数の心臓活性化を定めるために、ペアの各々に対して処理および割り当てを実行することができる。コンピューティングデバイスは、心臓リズム障害の出所を示すために、複数の心臓信号から心臓活性化の割り当てられた活性化開始時期に基づいて心臓活性

50

化パターンを再建することができる。コンピューティングデバイスは、心臓リズム障害を抑制するか、減少させるかまたは除去するために、出所での心臓組織の処置を容易にするために、再建された心臓活性化パターンを表示することもできる。

【 0 0 2 2 】

他の実施形態または態様によれば、心臓の活性化情報を再建する方法は、開示される。この方法は、第 2 の心臓信号の微分に関して第 1 の心臓信号の微分において閾値を上回る変化点があるかどうか決定するために、コンピューティングデバイスを介して第 1 の心臓信号および第 2 の心臓信号を処理するステップを含む。この方法は、変化点が閾値を上回ると決定される場合、第 1 の心臓信号において鼓動を示す心臓活性化を定めるために変化点で第 1 の心臓信号における活性化開始時期を割り当てるステップをさらに含む。変化点は、第 1 の心臓信号および第 2 の心臓信号にとって同じ時点について決定されることができ

10

【 0 0 2 3 】

この方法における変化点の決定は、以下の動作を含むことができる。合成心臓信号は、第 1 の心臓信号および第 2 の心臓信号から形成されることができる。第 1 の心臓信号における複数の位置での比率値は、決定されることができる。各比率値は、第 1 の心臓信号の微分と合成心臓信号の微分との違いに対する、第 2 の心臓信号の微分と合成心臓信号の微分との違いを表すことができる。決定された比率値から最大の比率値を有する 1 点は、第 1 の心臓信号の変化点として選択されることができる。

【 0 0 2 4 】

20

閾値を上回る変化点がないと決定される場合、この方法は、心臓信号のカatalogにおいて前記第 1 の心臓信号の少なくとも 1 つの特性を参照心臓信号の少なくとも 1 つの特性にマッチさせるステップを含むことができる。その後、参照心臓信号の活性化開始時期は、それから、第 1 の心臓信号において鼓動を示す心臓活性化を定めるために、第 1 の心臓信号における活性化開始時期として割り当てられることができる。

【 0 0 2 5 】

心臓の活性化情報を再建する方法は、複数の心臓信号からペアの心臓信号を反復的に選択するステップをさらに含むことができる。各ペアは、第 1 の心臓信号および異なる第 2 の心臓信号を含む。ペアの各々に対する処理および割り当ての動作は、ペアの各々において第 1 の心臓信号にとっての鼓動を示す複数の心臓活性化を定めるために実行されることができる。その後、心臓活性化パターンは、心臓リズム障害の出所を示すために、複数の心臓信号から心臓活性化の割り当てられた活性化開始時期に基づいて再建されることができる。

30

【 0 0 2 6 】

さらなる実施例態様によれば、心臓リズム障害を治療する方法は、開示される。この方法は、反復的で、複数の心臓信号から第 1 の心臓信号および第 2 の心臓信号に反復的にアクセスするステップを含む。第 1 の心臓信号および第 2 の心臓信号は、第 2 の心臓信号の微分に関して第 1 の心臓信号の微分において閾値を上回る変化点があるかどうか決定するために、コンピューティングデバイスを介して処理される。変化点が閾値を上回ると決定される場合、活性化開始時期は、第 1 の心臓信号において鼓動を示す心臓活性化を定めるために変化点で第 1 の心臓信号に割り当てられる。この方法は、心臓リズム障害の出所を示すために、割り当てられた活性化開始時期に基づいて心臓活性化パターンを再建するステップをさらに含む。さらにまた、この方法は、リズム障害を抑制するかまたは除去するために出所での心臓組織を処置するステップを含む。

40

【 0 0 2 7 】

本願のこれらのそして他の目的、目標および利点は、添付図面と関連して読まれる以下の詳細な説明から明らかになる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 2 8 】

いくつかの実施形態または態様は、添付図面の図において例として示されるが、これに

50

限定されない。

【図 1】図 1 は、心臓の活性化再建システムの実施例を示す。

【図 2】図 2 は、図 1 に示される心臓のセンサ場所に配置されるセンサからの心臓リズム障害の単純な電位図信号の実施例を示す。

【図 3】図 3 は、図 1 に示される心臓のセンサ場所に配置されるセンサからの心臓リズム障害の複合の電位図信号の実施例を示す。

【図 4】図 4 は、図 1 に示されるカテーテルのセンサアレイの実施例、および心臓の活性化情報を再建するためにセンサからの信号を選択する実施例を示す。

【図 5】図 5 は、図 4 に示されるセンサアレイからの比較信号ペアの実施例を示す。

【図 6】図 6 は、分析信号 (SIG 1) と参照信号 (SIG 2) との比較信号ペアの実施例を示す。

10

【図 7】図 7 は、分析信号 (SIG 1) と参照信号 (SIG 2) との比較信号ペアの他の実施例を示す。

【図 8】図 8 は、合成信号を利用している分析信号 (SIG 1) と参照信号 (SIG 2) との比較信号ペアのさらなる実施例を示す。

【図 9】図 9 は、心臓リズム障害と関連した心臓の活性化情報を再建する方法の実施例を示すフローチャートである。

【図 10】図 10 は、心臓の活性化情報を再建するために図 9 の方法にしたがって処理されることができる分析信号 (SIG 1) と参照信号 (SIG 2) との比較信号ペアの実施例を示す。

20

【図 11】図 11 は、図 1 ~ 図 10 にしたがう処理信号のマッピングの実施例を示す。

【図 12】図 12 は、汎用コンピューティングデバイスシステムの例示的实施形態のブロック図である。

【発明を実施するための形態】

【0029】

心臓リズム障害と関連した心臓の活性化情報を再建するためのシステムおよび方法は、本明細書において開示される。以下の記載では、説明の目的で、例示の実施形態または態様の完全な理解を提供するために、多数の具体的な詳細は述べられる。例示の実施形態が開示された具体的な詳細の全てがなくても実施されてよいことは、しかしながら、当業者に明らかである。

30

【0030】

図 1 は、心臓の活性化再建システム 100 の実施例を示す。実施例のシステム 100 は、心臓リズム障害と関連して患者の心臓から収集される / 検出される心臓の活性化情報を検出して、再建するように構成される。心臓は、右心房 122、左心房 124、右心室 126 および左心室 128 を含む。

【0031】

実施例のシステム 100 は、カテーテル 102、信号処理デバイス 114、コンピューティングデバイス 116 および分析データベース 118 を含む。

【0032】

カテーテル 102 は、心臓において心臓活性化情報を検出して、検出した心臓の活性化情報を、無線または有線接続のいずれかを介して信号処理デバイス 114 に送信するように構成される。カテーテルは、複数のプローブ / センサ 104 ~ 112 を含む。そしてそれは、患者の血管を通して心臓内部に挿入されることができる。

40

【0033】

いくつかの実施形態または態様において、センサ 104 ~ 112 のうちの 1 つ以上は、患者の心臓内部に挿入されない。例えば、いくつかのセンサは、患者の体表を介して (例えば心電図)、または患者との接触なしで遠隔に (例えば心磁図)、心臓活性化を検出してよい。別の例として、いくつかのセンサは、非電氣的検出デバイス (例えば心エコー図) の心臓運動から、心臓の活性化情報を引き出してもよい。各種の実施形態または態様において、これらのセンサは、別々にまたは異なる組み合わせで使用されることができる。

50

そしてさらに、これらの別々のまたは異なる組み合わせは、患者の心臓内部に挿入されるセンサと組み合わせで使用されることもできる。

【 0 0 3 4 】

考慮中の心臓においてセンサ場所に配置されるセンサ 1 0 4 ~ 1 1 2 は、センサ場所での心臓の活性化情報を検出することができ、そして、センサ場所での心臓の切除をするためにさらにエネルギーを送給することができる。センサ 1 0 4 ~ 1 1 2 は、心臓（例えば右心房 1 2 2 と左心房 1 2 4）の重なる部位からも心臓の活性化情報を検出することができることに注意されたい。

【 0 0 3 5 】

信号処理デバイス 1 1 4 は、センサ場所でセンサ 1 0 4 ~ 1 1 2 によって検出される心臓の活性化情報を電位図信号に処理（例えば明確にするおよび増幅する）して、処理済みの心臓信号を、本明細書において開示される方法にしたがう分析または処理のためのコンピューティングデバイス 1 1 6 に提供するように構成される。センサ 1 0 4 ~ 1 1 2 から心臓の活性化情報の処理において、信号処理デバイス 1 1 4 は、処理済みの心臓信号を分析のためのコンピューティングデバイス 1 1 6 に提供するために、心臓 1 2 0 の重なり合う部位から心臓の活性化情報を減算することができる。いくつかの実施形態または態様では、処理デバイス 1 1 4 は、単極性信号を提供するように構成されるとはいえ、他の実施形態または態様では、信号処理デバイス 1 1 4 は、両極性信号を提供することができる。

【 0 0 3 6 】

コンピューティングデバイス 1 1 6 は、信号処理デバイス 1 1 4 から心臓信号を受信（またはアクセス）するように構成されて、心臓リズム障害の原因の場所を決めることが可能であり、そしてその原因を除去することが可能であるように、その心臓信号における心臓の活性化情報を再建するために本明細書において開示される方法、機能またはロジックにしたがって心臓信号を分析するかまたは処理するようにさらに構成される。

【 0 0 3 7 】

例えば、コンピューティングデバイス 1 1 6 は、第 2 の心臓信号の微分に関して第 1 の心臓信号の微分において閾値を上回る変化点があるかどうか決定するために、受信した心臓信号から第 1 の心臓信号および第 2 の心臓信号を処理することができる。変化点が閾値を上回ると決定される場合、コンピューティングデバイス 1 1 6 は、それから、第 1 の信号において鼓動を示す心臓の活性化を定めるために、その変化点に第 1 の信号の活性化開始時期を割り当てることができる。

【 0 0 3 8 】

別の例として、コンピューティングデバイス 1 1 6 は、受信した心臓信号から心臓信号のペア（各ペアは第 1 の心臓信号および第 2 の心臓信号を有する）を反復的に選択することができる。コンピューティングデバイス 1 1 6 は、ペアの各々において第 1 の心臓信号にとっての鼓動を示す複数の心臓活性化を定めるために、ペアの各々を処理することができる。例えば、コンピューティングデバイス 1 1 6 は、第 1 の心臓信号において鼓動を示す複数の心臓活性化を定めるために処理および割り当てを実行するように構成される。コンピューティングデバイス 1 1 6 は、それから、リズム障害の出所を示すために、受信した心臓信号から心臓活性化の割り当てられた活性化開始時期に基づいて、心臓活性化パターンを再建することができる。いくつかの実施形態または態様において、コンピューティングデバイス 1 1 6 は、心臓リズム障害を抑制し、減少させまたは除去するために出所での心臓組織の処置を容易にするために、再建された心臓活性化パターンを表示することもできる。

【 0 0 3 9 】

分析データベース 1 1 8 は、コンピューティングデバイス 1 1 6 による信号分析においてサポートまたは支援するように構成される。いくつかの実施形態または態様において、分析データベース 1 1 8 は、本明細書においてより詳細に後述するように、考慮中（例えば、時間窓中に変化点が閾値以下にあるとき）の信号と関連した活性化開始をコンピュー

10

20

30

40

50

ティングデバイス 116 が決定することを可能にするために、参照信号および関連する活性化のカatalogを格納することができる。

【0040】

図2は、心臓120におけるセンサ場所に配置されるセンサからの心臓リズム障害の単純な電位図信号200の実施例を示す。例えば、図1に示すように、カテーテル102のセンサ104は、右心房122のセンサ場所に配置されることができる。例えば、心臓リズム障害は、AF、VFおよび多形性VTの複合のリズム障害、または他の心臓リズム障害でありえる。

【0041】

実施例の信号200は、約300ms～約900msの期間中存在する。この期間中、信号200は、4つのローカル活性化開始204～208（例えばそれらの活性化開始は、センサ104の心臓120におけるセンサ場所でまたはその（局所的に）近くで始まる）を有すると予期される。具体的には、心臓リズム障害における確立した観察に基づいて、約100ms～約300msの活性化開始のサイクル長は、AFにとって予期され得る。そして、約180ms～約240msの活性化開始のサイクル長は、複合の心室性不整脈にとって予期され得る。例えば、約100ms～約300msのサイクル長210は、活性化開始202と活性化開始204との間に予期される。実施例の信号200において、活性化開始204～208は、通常、ローカル活性として間違われ得る離隔アーチファクトをほとんど有しないローカル信号に重ねられるベースラインのふらつく程度が少ないものとして定義可能である。この実施例において、ローカル活性は、鋭い屈折点および高い傾斜、それに続く穏やかな期間、再分極を表す低い偏差の傾斜、概して約100ms～250msの持続、を有する活性化開始によって特徴づけられることができる。

【0042】

実施例の信号200において、実施例の離隔振れ212は、活性化開始206の場所とローカル活性化開始208（例えば、センサ104と関連したセンサ場所とは異なる心臓120の場所で始まる活性化開始）との間に示される。具体的には、センサ104と関連したセンサ場所での心臓120は、局部組織が再分極を受けなければならないので、約100ms～約300msよりも短いサイクルの活性化開始206の後、生理学的に再起動させることができない。さらに、振れ212がセンサ104に複数の方向の近傍センサによって収集される信号にも有意に存在するときに、その振れ212は、センサ104と関連したセンサ場所に対するローカルであるはずがない。例えば、センサ104によって検出される離隔振れ212は、センサ106と関連したセンサ場所での活性化開始と関係していることがありえる。

【0043】

図3は、心臓120においてセンサ場所に配置されるセンサからの心臓リズム障害の複合の電位図信号300の実施例を示す。例えば、図1に示すように、カテーテル102のセンサ106は、右心房122のセンサ場所に配置されることができる。例えば、心臓リズム障害は、AF、VFおよび多形性VTの複合のリズム障害、または他の心臓リズム障害でありえる。

【0044】

実施例の信号200と同様に、実施例の信号300は、約300ms～約900msの期間中存在する。この期間中、信号300は、4つのローカル活性化開始（例えばそれらの活性化開始は、センサ106の心臓120におけるセンサ場所に局所的にて始まる）を有すると予期される。しかしながら、実施例の信号300には、11の可能な活性化開始302～322がある。心臓リズム障害によって生じた短い持続時間（約100msの最も短いサイクル長よりも短い）の多数の振れは、離隔活性化または単にノイズとは対照的に、センサ104のセンサ位置でのローカル活性化開始の識別を極端に困難にする。

【0045】

図4は、心臓の活性化情報（例えば活性化開始）を再建するために、カテーテル102のセンサアレイ400の実施例およびセンサからの信号の選択の実施例を示す。アレイ4

10

20

30

40

50

00は、説明の単純性および明快性のための15のセンサの実施例を含む。心臓120の異なる部分をカバーするように決定されてよいので、アレイ400は、より少しのまたはより多くのセンサを含むことができることを理解すべきである。いくつかの実施形態または態様において、アレイ400は、160以上のセンサを含むことができる。

【0046】

アレイ400のセンサは、心臓120の右心房122に関して空間的配置の実施例において示される。同様に、アレイ400は、心臓の他のチャンバ（例えば左心房、右心室、左心室または、心内膜面または心外膜面を含むチャンバの組み合わせ）内に空間的に配置されることができる。図4において、アレイ400における電極の空間的配置は、説明の単純性および明快性のために一様にかつ平面的に示す。しかしながら、心臓120は、一様なかつ平面的な構造ではない。したがって、アレイ400における電極の空間的配置は、心臓120の電氣的活性の検出を改善するために、心臓120の形状に関して変化することができる。

10

【0047】

1つの例示の実施形態または態様において、図1のカテーテル102は、バスケットカテーテル102のスプライン406～408に沿って空間的に配置されたアレイ400のセンサの実施例を有するバスケットカテーテルでありえる。スパイラル、ラジアルスポークまたは他の空間的配置のような、センサアレイ400におけるセンサのさまざまな空間的配置を有する異なるカテーテルが、使用され得る。

【0048】

20

アレイ400におけるセンサ（センサの信号）のペアは、右心房122（またはアレイ400が配置されてよい他のチャンバ）において心臓120の心臓活性化情報（活性化開始）を再建するために、本明細書においてさらに詳細に後述するように処理のために反復的で選択される。

【0049】

402で図示するように、分析信号（1）は、処理のために選択される。参照信号（2）（分析信号（1）に対して近傍）は、それから、分析信号（1）における活性化開始を決定するために処理される第1ペアを形成するように選択される。同様に、404で図示するように、分析信号（1）は、処理のために選択される。参照信号（2）（分析信号（1）に対して他の近傍）は、それから、分析信号（1）における活性化開始を決定するために処理される第2ペアを形成するように選択される。信号の第1ペアおよび第2ペアからの活性化開始は、図1のコンピューティングデバイス116のメモリ内またはデータベース118に格納されることができる。近傍のセンサ（信号）は、下でより詳細に説明するように、隣接することができるがしかし隣接する必要はない。

30

【0050】

選択および処理は、分析信号（1）の近傍のアレイ400（信号）のセンサのために繰り返される。すべての信号のペアのための分析信号（1）における活性化開始は、コンピューティングデバイス116のメモリ内またはデータベース118に保存されることもできる。その後、他の分析信号は選択される。そしてその分析信号のために、選択および処理は繰り返される。この方法では、アレイ400における複数の分析信号の各々は、その近傍の信号に対して処理される。所与の分析信号のための近傍の信号の数は、アレイ400におけるセンサ、分析される心臓のチャンバ、および治療される心臓リズム障害の空間的配置に応じてより少数でありえてまたはより多数でありえる。

40

【0051】

図5は、図4に示されるアレイ400のセンサからの信号の比較ペアの実施例を示す。近傍の信号は、分析信号と直接隣接している信号だけでなく、分析信号と隣接していない信号も含むことができる。ペアセンサを空間的に切り離すことは、振れがローカル活性であると考慮される領域を空間的に延長する効果を有することができる。ローカル活性は、したがって、ペアセンサの分離によってほぼ定義される。図5の実施例1に示すように、選択された分析信号（1）は、隣接する信号（2）～（5）に対して、そして隣接しない

50

信号(6)に対しても、処理される。さらに図5の実施例2に示すように、選択された分析信号(1)は、隣接する信号(2)～(5)に対して、そして隣接しない信号(6)および(7)に対しても、処理される。最も近い近傍信号が好ましいとはいえ、分析信号に関してさまざまな空間方向の近傍信号は使われることができる。

【0052】

分析信号の各々にとって、複数の参照信号(例えば、4つの参照信号またはそれ以上)はあることができる。分析信号における最終的な活性化開始は、参照信号の可能な活性化開始の組み合わせに関して、またはそれに基づいて、決定される。具体的には、各ペアから決定される活性化開始は、分析信号における活性化の対応または関連について調べるために、互いに対して参照されることができる。分析信号のための活性化開始は、信号の参照されたペアの可能な活性化開始に基づいて確定する。

10

【0053】

分析信号に対する最終的な活性化開始は、さまざまな方法で決定することができる。一実施形態または態様において、分析信号に対する最終的な活性化開始は、参照された信号のさまざまなペアからの可能な活性化開始の平均に基づいて決定することができる。他の実施形態または態様において、分析信号に対する最終的な活性化開始は、大多数の可能な活性化開始が互いに所定の時間間隔の範囲内(例えば $\pm 5\text{ ms}$)にある信号のペアからの可能な活性化開始の平均に基づいて決定することができる。使用する時間間隔は、より短くまたはより長く選ばれることができる。あるいは、最終的な活性化は、大多数の可能な活性化開始の各々の有意値による、またはセンサ場所と関連する活性化開始の支配的な方向の分析による、重み付きの「質量中心」の計算を実行することによって、決定することもできる。

20

【0054】

図5の実施例1に関して、分析信号が5つの参照信号ペアと関連したそれぞれ 170 ms 、 190 ms 、 193 ms 、 165 ms および 172 ms の可能な活性化開始を有するように決定された場合、それから、分析信号に対する最終的な活性化開始は、 $(170 + 165 + 172) / 3 = 169\text{ ms}$ であると決定されることができる。時間間隔の外にある 190 ms および 193 ms の活性化開始は、分析信号に対する最終的な活性化開始の決定から除外されることができる。信号ごとに決定される最終的な活性化開始は、図1のデータベース118において保存されることができる。

30

【0055】

上述の実施例では簡潔さおよび明快さを目的として、1つの活性化開始だけが各参照信号と関連して分析信号のために決定されるとはいえ、各信号(アレイ400のセンサからの)は、図2に示すように複数の逐次分析間隔(例えば活性化サイクル)(その各々は、複数の参照信号(アレイ400の近傍のセンサ)の同じ時間間隔に基づいて決定されるにつれて活性化開始を有することができる)を表すことができることを理解しなければならない。

【0056】

図6は、分析信号(SIG1)の実施例および参照信号(SIG2)の実施例の比較信号ペア600の実施例を示す。例えば、この信号は、図4に示される比較ペア402(または比較ペア404)からの、あるいは図5に示される任意の比較ペアからのものであり得る。信号は実例であり、同じ分析間隔の間に発生することに注意されたい。本明細書において強調されるように、信号は、図2に示すように複数の逐次分析間隔(例えば、活性化サイクル)を有することができる。

40

【0057】

参照信号の微分に関して分析信号の微分において閾値を上回る変化点があるかどうか決定するために、信号は、1つ以上の連続した時点(例えば、あらゆるミリ秒、2ミリ秒または他の時点)で処理される。変化点は、第1の心臓信号および第2の心臓信号にとっての1つ以上の傾斜、振幅、タイミングおよび形状から決定されることができる。いくつかの実施形態または態様において、いくつかの時点(例えば、あらゆる他の時点または3つ

50

の時点のうちの2つ)の処理は、省略されることができるとに注意されたい。一次微分(または、二次微分が使用可能)は、信号における時点の各々に対して決定される。実効値は、信号の各々に対して決定される。例えば、RMS1およびRMS2は、信号(例えば、すべての活性化サイクル)の各々の信号全体に対して微分の二乗平均をとることによって決定される。RMSは、互いに関して信号の振幅を正常化するために用いることができる。そうすると、信号における振れの振幅(例えば電圧)は、後述するように信号の処理に影響を及ぼさない。

【0058】

時点(同じ時点またはほぼ同じ時点)は、考慮および処理のための信号(SIG1、SIG2)の各々から連続的に選択される。考慮中の時点ごとに、その時点から始まる各信号の時間増分602、604は、考慮されることができるとに注意されたい。例えば10msの時間増分は、使用されることができるとに注意されたい。異なる時間増分は、選択されることができるとに注意されたい。各信号において考慮中の点に留められて、各信号の時間増分における時点に最も良く合致するラインは、決定される。決定されたラインは、選択された時点に対する信号の傾斜(例えば、ボルト/秒)を表す。より詳しくは、決定されたラインは、同じ時間増分(例えば10ms)に対する選択された時点での信号の傾斜を表す。有意値()は、傾斜に関して決定される。

10

【0059】

有意値は、第1の傾斜の絶対値をその関連する実効値で除算したものから、第2の傾斜の絶対値をその関連する実効値で除算したものを減算することによって決定することができる。決定は、結果として生じる() = -0.461が有意閾値(例えば0.25)を上回るかどうかで得られる。有意閾値は、考慮中の信号において時点に対する潜在的に重要な変化点(傾斜に基づく)があること、(例えば、微分が互いに十分に相違すること)を示す。比較信号ペア600の実施例において、有意値() = -0.461は、有意閾値0.25を下回る。低い有意値は、SIG1の振れが離隔していて、信号が由来するセンサ場所(例えば、図4に示されるセンサ)に対して十分にローカルでないことを示す。したがって、比較信号ペア600の実施例において、潜在的に重要な変化点はない。

20

【0060】

本明細書において強調されるように、信号は、図2に示すように、複数の逐次分析間隔(例えば、活性化サイクル)を有することができる。各分析間隔において、上記のようにゼロ、1またはそれ以上の潜在的に重要な変化点を有することは、可能である。考慮中の時点および潜在的に重要な変化点は、例えばデータベース118に記録されることができるとに注意されたい。

30

【0061】

図7は、分析信号(SIG1)の実施例および参照信号(SIG2)の実施例の比較信号ペア700の実施例を示す。同様に、この信号は、図4に示される比較ペア402(または比較ペア404)からの、あるいは図5に示される任意の比較ペアからのものであり得る。信号は実例であり、同じ分析間隔の間に発生する。本明細書において強調されるように、信号は、図2に示すように複数の逐次分析間隔(例えば、活性化サイクル)を有することができる。

40

【0062】

参照信号の微分に関して分析信号の微分において閾値を上回る変化点があるかどうか決定するために、信号は、1つ以上の連続した時点で処理される。いくつかの実施形態または態様において、いくつかの時点(例えば、あらゆる他の時点または3つの時点のうちの2つ)の処理は、省略されることができるとに注意されたい。一次微分(または二次微分)は、信号における時点の各々に対して決定される。実効値は、信号の各々に対してさらに決定される。時点(同じ時点またはほぼ同じ時点)は、考慮および処理のための信号(SIG1、SIG2)の各々から連続的に選択される。考慮中の時点ごとに、その時点から始まる各信号の時間増分702、704(例えば10ms)は、考慮されることができるとに注意されたい。各信号において考慮中の点に留められて、各信号の時間増分における時点に最も良く合致するラインは

50

、決定される。決定されたラインは、選択された時点に対する信号の傾斜（例えば、ボルト／秒）を表す。より詳しくは、決定されたラインは、同じ時間増分に対する選択された時点での傾斜を表す。有意値（ ）は、傾斜に関して決定される。

【0063】

有意値は、第1の傾斜の絶対値をその関連する実効値で除算したものから、第2の傾斜の絶対値をその関連する実効値で除算したものを減算することによって決定することができる。決定は、結果として生じる（ ） = - 0 . 0 6 3 が有意閾値（例えば0 . 2 5）を上回るかどうかで得られる。比較信号ペア700の実施例において、有意値（ ） = - 0 . 0 6 3 は、有意閾値0 . 2 5を十分に下回る。低い有意値は、低い振幅ノイズを示す。したがって、比較信号ペア700の実施例において、潜在的に重要な変化点はない。

10

【0064】

ノイズレベルは、有意閾値の分数として定義されることができて、またはさまざまな方法でプログラムの定められることができる。例えば、ノイズレベルは、有意閾値（0 . 2 5）の十分の一（0 . 0 2 5）でありえる。異なる分数レベルは、選択されることができる。別の実施例として、ノイズレベルは、複数の有意値のガウス分布の標準偏差として定義されることができる。ノイズレベルを定める他の方法は、考察される。有意閾値（例えば0 . 2 5）は、比較信号ペア700の実施例における分析信号および参照信号と関係していることがありえるノイズレベルよりも高いことに注意されたい。したがって、ノイズレベル以下の変化点は、電子妨害と同様に、心臓、呼吸器系、消化管、神経系の他の領域からの1つ以上の信号と関係していることがありえる。

20

【0065】

本明細書において強調されるように、信号は、複数の逐次分析間隔（例えば、活性化サイクル）を有することができる。そして、各分析間隔において、上記のようにゼロ、1またはそれ以上の潜在的に重要な変化点を有することは、可能である。考慮中の時点および潜在的に重要な変化点は、例えばデータベース118に記録されることができる。

【0066】

図8は、合成信号（COMP）を利用している分析信号（SIG1）の実施例および参照信号（SIG2）の実施例の比較信号ペア800の実施例を示す。他の実施例のように、この信号は、図4に示される比較ペア402（または比較ペア404）からの、あるいは図5に示される任意の比較ペアからのものであり得る。信号は実例であり、同じ分析間隔の間に発生する。本明細書において強調されるように、信号は、図2に示すように複数の逐次分析間隔（例えば、活性化サイクル）を有することができる。

30

【0067】

参照信号の微分に関して分析信号の微分において閾値を上回る変化点があるかどうか決定するために、信号は、1つ以上の連続した時点で処理される。いくつかの実施形態または態様において、いくつかの時点（例えば、あらゆる他の時点または3つの時点のうちの2つ）の処理は、省略されることができる。一次微分（ゼロ次微分または二次微分）は、信号における時点の各々に対して決定される。実効値は、信号の各々に対してさらに決定される。時点（同じ時点またはほぼ同じ時点）は、考慮および処理のための信号（SIG1、SIG2）の各々から連続的に選択される。考慮中の時点ごとに、その時点から始まる各信号の時間増分802、804（例えば10ms）は、使用されることができる。各信号において考慮中の点に留められて、各信号の時間増分における時点に最も良く合致するラインは、決定される。決定されたラインは、選択された時点に対する信号の傾斜（例えば、ボルト／秒）を表す。より詳しくは、決定されたラインは、同じ時間増分に対する選択された時点での信号の傾斜を表す。有意値（ ）は、傾斜に関して決定される。

40

【0068】

有意値は、第1の傾斜の絶対値をその関連する実効値で除算したものから、第2の傾斜の絶対値をその関連する実効値で除算したものを減算することによって決定することができる。決定は、結果として生じる（ ） = 0 . 5 4 6 が有意閾値（例えば0 . 2 5）を上回るかどうかで得られる。比較信号ペア800の実施例において、有意値（ ） = 0 . 5

50

46は、有意閾値0.25を上回ると決定される。

【0069】

したがって、比較信号ペア800の実施例において、考慮中の時点にて潜在的に重要な変化点はある。本明細書において強調されるように、信号は、複数の逐次分析間隔（例えば、活性化サイクル）を有することができる。そして、各分析間隔において、上記のようにゼロ、1またはそれ以上の潜在的に重要な変化点を有することは、可能である。考慮中の時点および潜在的に重要な変化点は、例えばデータベース118に記録されることができる。

【0070】

他の実施形態または態様において、有意値は、合成信号に関して決定されることができる。具体的には、合成信号（COMP）は、SIG1（分析信号）からSIG2（参照信号）を減算することによって計算される（例えば $COMP = SIG2 - SIG1$ ）。合成信号は、構成要素である単極性信号（SIG1、SIG2）の両極性信号（COMP）を表すことができる。別の実施形態または態様において、合成信号COMPは、信号SIG1およびSIG2を加算することによって計算されることもできる。比較信号ペア800の信号は実例であり、同じ分析間隔の間に発生する。本明細書において強調されるように、信号は、図2に示すように複数の逐次分析間隔（例えば、活性化サイクル）を有することができる。

【0071】

参照信号の微分に関して分析信号の微分において閾値を上回る変化点があるかどうか決定するために、信号SIG1、SIG2は、合成信号COMPに関して1つ以上の連続した時点で処理される。一次微分（または二次微分）は、信号SIG1、SIG2、COMPの時点の各々に対して決定される。時点（同じ時点またはほぼ同じ時点）は、考慮および処理のための信号（SIG1、SIG2、COMP）の各々から連続的に選択される。考慮中の時点ごとに、その時点から始まる各信号の時間増分802、804、806（例えば10ms）は、考慮されることができる。各信号において考慮中の点に留められて、各信号の時間増分における時点に最も良く合致するラインは、決定される。決定されたラインは、選択された時点に対する信号の傾斜（例えば、ボルト/秒）を表す。より詳しくは、決定されたラインは、同じ時間増分に対する選択された時点での信号の傾斜を表す。有意値（ ）は、傾斜に関して決定される。

【0072】

合成信号を使用する実施形態または態様において、有意値（ ）は、第2の傾斜の絶対値から合成傾斜の絶対値を減算したものを、第1の傾斜の絶対値から合成傾斜の絶対値を減算した結果の対数により除算した比率によって決定することができる。考慮中の時点に対する結果としての有意値は、（ ）=31.63である。有意値は、考慮中のすべての点に対して計算することができる。有意閾値は、計算された有意値（ ）に標準偏差を加えた平均であると決定することができる。その後、有意閾値を上回るそれらの有意値（ ）だけは、比較信号ペア800にとっての潜在的に重要な変化点であると考慮することができる。図8の比較信号ペア800における信号の実施例にとって、決定された有意閾値は、10でありえる。有意閾値を上回る有意値は、一般に、有意閾値を上回って実質的に延びることに注意されたい。例えば、有意値（ ）（最大の比率を有する）は、したがって選択することができる。

【0073】

したがって、比較信号ペア800の実施例において潜在的に重要な変化点は、考慮中の時点にある。本明細書において強調されるように、信号は、複数の逐次分析間隔（例えば、活性化サイクル）を有することができる。そして、各分析間隔において、上記のようにゼロ、1またはそれ以上の潜在的に重要な変化点を有することは、可能である。考慮中の時点および潜在的に重要な変化点は、例えばデータベース118に記録されることができる。

【0074】

10

20

30

40

50

図 9 は、心臓リズム障害と関連した心臓の活性化情報（活性化開始）を再建する方法 900 の実施例を示すフローチャートである。実施例の方法 900 は、図 1 に示されるコンピューティングデバイス 116 によって実行されることができる。より詳しくは、実施例の方法 900 は、信号が心臓 120 に配置されたセンサから信号処理デバイス 114 を介してコンピューティングデバイス 116 によって受信される動作 902 で始まる。例えば、図 1 および図 4 に示すように、信号は、心臓 120 の右心房 122 に配置されるセンサアレイ 400 のセンサから受信することができる。いくつかの実施形態または態様において、センサからの信号の少なくとも一部は、信号処理デバイス 114 によって記録されることができて、それから、コンピューティングデバイス 116 に提供されることができる。

10

【0075】

動作 904 で、第 1 の信号（分析信号）は、選択される。動作 906 で、第 2 の信号（参照信号）は、選択される。分析信号および参照信号の選択は、図 4 および図 5 に関してより詳細に説明したように実行することができる。いくつかの実施形態または態様において、実効値（RMS）は、第 1 の信号に対しておよび第 2 の信号に対して決定されることができる。動作 908 で、第 1 の信号と第 2 の信号とが比較される時間間隔は、選択される。この時間間隔は、図 2 で説明したように、活性化サイクル（例えば 100 ms ~ 300 ms）であるように選択されることができる。いくつかの実施形態または態様において、時間間隔は、第 1 の（分析）信号の平均サイクル長の主要な周波数分析または他の分析によって決定することができる。時間間隔が計算機的に決定することができない場合、200 ms のデフォルト時間間隔は使われることができる。他の実施形態または態様において、時間間隔は、手動で、または特定の年齢、性別および心臓リズム障害の種類の患者に対するこの種の時間間隔をカタログ化するデータベースから異なる分析方法によって計算機的に、あるいは約 100 ms ~ 約 300 ms の値にデフォルトで、選択されることができる。

20

【0076】

いくつかの実施形態または態様において、合成信号は、例えば図 8 に関連して記載されているように信号を減算するかまたは加算することによって、選択された第 1 の信号および第 2 の信号に基づいて決定することができる。

【0077】

動作 910 で、時点は、選択された時間間隔において考慮のために選択される。同じまたはほぼ同じ時点は、各信号（例えば第 1 の信号および第 2 の信号）において考慮のために選択される。動作 912 で、微分は、各信号において考慮点から延びる時間増分（例えば 10 ms）のために計算される。合成信号を使用するそれらの実施形態または態様において、微分は、合成信号において考慮の時点から延びる時間増分（例えば 10 ms）のためにも計算される。合成信号における考慮の時点は、他の信号（例えば第 1 の信号および第 2 の信号）と同じかまたはほぼ同じである。

30

【0078】

動作 914 で、選択された時間間隔におけるすべての点が処理されたかどうかの決定がなされる。選択された時間間隔におけるすべての点が処理されたと決定される場合、方法 900 は動作 916 に続く。あるいは、選択された時間間隔におけるすべての点が処理されたと動作 914 で決定されるまで、方法 900 は動作 910、912 を実行する。

40

【0079】

動作 916 で、第 2 の信号の微分に関して第 1 の信号の微分の変化点は、考慮中の時間間隔において決定される。例えば、有意値（ ）は、図 6 ~ 図 8 に関して記載されているように、各変化点で決定されることができる。

【0080】

動作 918 で、第 2 の心臓信号の微分に関して第 1 の心臓信号の微分において閾値を上回る変化点があるかどうかの決定がなされる。例えば、変化点での有意値（ ）が閾値を上回るかどうか決定することができる。合成信号を使用しないいくつかの実施形態または

50

態様において、閾値は、図 6 ~ 図 8 に関して記載されているように、0.25 (または他の値) でありえる。一方、合成信号を使用するそれらの実施形態または態様において、閾値は、図 8 に関して記載されているように、すべての変化点の平均値プラス標準偏差として計算されることができる。

【0081】

閾値を上回る変化点があると決定される場合、方法 900 は動作 920 へと続き、そこでは、重要な変化点は、第 1 の (分析) 信号において考慮中の時間間隔に対する可能な活性化開始として記録 (選択) される。しかしながら、閾値を上回る変化点がない (重要な変化点はない) と決定される場合、方法 900 は動作 924 へと続き、そこでは、第 1 の信号は、時間間隔を通じて参照信号のカatalogと比較される。例えば、心臓リズム障害のための参照信号のカatalogは、データベース 118 において維持されることができる。動作 926 で、データベース内に参照信号とマッチするものがあるかどうかの決定がなされる。比較は、参照信号の少なくとも 1 つの特性に対する、第 1 の信号の少なくとも 1 つの特性 (例えば形状、傾斜、振幅、周波数および / またはタイミング) に基づくことができる。他の特性は、列挙された特性と共にまたはその代わりに使用することができる。

【0082】

動作 926 で参照信号とマッチするものがない場合、方法 900 は動作 922 へと続く。あるいは、方法 900 は動作 928 へと続き、そこでは、考慮中の時間間隔における変化点は、記録 (選択) される。そしてそれは、マッチした参照信号における活性化開始に対応する。

【0083】

動作 922 で、信号におけるすべての時間間隔が処理されたかどうかの決定がなされる。すべての時間間隔が処理されたわけではないと決定される場合、方法 900 は、次の時間間隔を処理するために、すべての時間間隔が処理されたと決定されるまで動作 908 ~ 922 を実行し続ける。次の時間間隔は、動作 920 で可能な活性化開始を表す変化点から決定することができる。具体的には、1 つの変化点 (閾値を上回る) だけが動作 920 で記録される場合、それから、次の時間間隔 (例えば 100 ms ~ 300 ms) は、変化点にサイクル長 (例えば 50 ms ~ 150 ms) の半分を加えた関連する開始時期に始まる。複数の変化点がある場合、それから、最大の変化点 (有意値) と関連する開始時期は、動作 908 ~ 922 のための次の時間間隔を決定するために使われる。次の時間間隔の決定は、考慮中の同じ時間間隔に対するすべての第 2 の (参照) 信号から重要な変化点を考慮するために延長できることに注意されたい。しかしながら、すべての時間間隔が動作 922 で処理されたと決定される場合、方法 900 は動作 930 へと続く。

【0084】

動作 930 で、すべての第 2 の (参照) 信号が選択された第 1 の (分析) 信号に関連して処理されたかどうかの決定がなされる。すべての第 2 の信号が処理されたわけではないと決定される場合、方法 900 は、すべての第 2 の (参照) 信号が第 1 の (分析) 信号に対して処理されたと決定されるまで、動作 906 ~ 930 を実行し続ける。しかしながら、すべての第 2 の信号が処理されたと決定される場合、方法 900 は動作 932 へと続く。

【0085】

(動作 918 で) 変化点が閾値を上回ると決定される場合、動作 932 で、活性化開始は、第 1 の信号において鼓動を示す心臓活性化を定めるために、変化点で第 1 の信号に割り当てられる。同様に、動作 932 で、活性化開始は、(動作 928 で) マッチした参照信号に基づいて第 1 の信号において鼓動を示す心臓活性化を定めるために、変化点で第 1 の信号に割り当てられることができる。より詳しくは、活性化開始は、第 2 の信号に関連して第 1 の信号の記録された (または重要な) 変化点に基づいて、第 1 の信号の時間間隔に割り当てられる。すなわち、活性化開始は、第 2 の (参照) 信号の同じ時間間隔における重要な変化点と関連した可能な活性化開始に基づく第 1 の (分析) 信号における各時間間隔に割り当てられる。図 5 に関して記載されているように、第 1 の (分析) 信号の時間

10

20

30

40

50

間隔に対する活性化開始は、第2の(参照)信号に関する活性化開始の平均に基づいて決定することができる。他の実施形態または態様において、第1の信号の時間間隔に対する活性化開始は、大多数の活性化開始が互いに所定の時間間隔(例えば $\pm 5 \text{ ms}$)の範囲内にある第2の信号に関して、活性化開始の平均に基づいて決定することができる。割り当てられた開始は、例えばデータベース118に第1の(分析)信号の各間隔に対して記録されることができる。

【0086】

動作934で、すべての信号が第2の(参照)信号に対する第1の(分析)信号として処理されたかまたは分析されたかどうかの決定がなされる。すべての信号が処理されたわけではないと決定される場合、方法900は、すべての信号が処理されるまで、動作904 ~ 932を実行し続ける。あるいは、すべての信号が処理されたと決定される場合、方法900は、動作936で終了する。

【0087】

方法900の終了で、心臓120から収集される信号は、心臓リズム障害の原因が決定されることができるように、心臓の活性化情報(活性化開始)によって再建された。より詳しくは、単極性電位図または単相性活動電位(MAP)は、信号のための単極のまたはMAPシーケンスまたは表現を示すために、信号の再建された活性化開始にマップされることができる。活性化マップまたはパターンは、心臓リズム障害の原因の場所を決めるために、これらの信号の単極電圧またはMAP電圧表現から作られることができる。MAP表現の実施例および活性化マップの実施例は、図11に示される。

【0088】

図10は、活性化開始1004を割り当てるために図9の方法900にしたがって処理されることができる、分析信号(SIG1)および参照信号(SIG2)の比較信号ペア1000の実施例を示す。比較1000に示すように、時間間隔1002(例えば $100 \text{ ms} \sim 300 \text{ ms}$)は、比較および処理のために選択される。いくつかの例示の実施形態または態様において、時間間隔(SIG1、SIG2、COMP)の信号は、例えば中央値フィルタを介して滑らかにされる。図1 ~ 図9に関して本明細書に記載されているように、有意値()は、信号の第1または第2の微分における変化点に対して決定される。比較信号ペア1000に示すように、閾値1010を上回るSIG1の変化点1012は、一次微分に基づくSIG1の時間間隔1002に対する活性化開始1004として割り当てられる。あるいは、閾値1010を上回るSIG1の変化点1014は、二次微分に基づくSIG1の時間間隔1002に対する活性化開始1004として割り当てられる。次の時間間隔は選択される。そして、図1 ~ 図9に関して本明細書に記載されているように、活性化開始は、分析信号(SIG1)が処理されるまで割り当てられる。

【0089】

図11は、図1 ~ 図10にしたがう処理信号のマッピング1100の実施例である。生信号1100は、本明細書に記載されているように、活性化開始(鉛直線)を割り当てるために処理される信号を表す。参照目的のために、合成信号1102は示される。そしてそれは、生の(分析)信号1100および他の(参照)信号(図示せず)から生じる。単相性活動電位(MAP)の電圧表現は、各処理信号1100から発生する。本明細書に記載されているように、多重信号は処理される。そして、MAPが処理信号に基づいて発生する。すべてのMAPの電気的活性は、各時間間隔で活性化開始1108、1110、1112および1114をそれぞれ示すために、活性化マッピング1106の実施例の順序でマップされる。これらのマッピングは、コンピューティングデバイス116によって表示されることができる。わずか4つのマッピングが図示の目的で示されるけれども、信号において表される時間間隔に基づいてより少数のまたはより多数のマッピング1106が存在することができる。

【0090】

マッピング1106の実施例(例えば活性化開始1108 ~ 1114)に矢印で示すように、電気的活性は、心臓リズム障害における活性化開始(ローター)の回転性活性化パ

10

20

30

40

50

ターンを示す。図 1 1 に矢印で示される回転性活性化パターンによって示される心臓 1 2 0 の領域の少なくとも一部は、心臓リズム障害の原因を除去するために、したがって、心臓リズム障害そのものを取り除くために、治療することができる。この種の治療は、さまざまなエネルギー源（高周波、クリオ・エネルギー（cryo energy）、マイクロ波および超音波を含むがこれに限らない）を使用するアブレーション、遺伝子治療、幹細胞療法、ペーシング刺激、薬または他の治療法によって加えられることができる。MAP 表現および活性化マップは、回転性活性化パターンを示す実施例であることに注意されたい。他の活性化パターンは、心臓 1 2 0 からセンサによって収集される信号の異なる実施例から結果として生じることがありえる。

【0091】

図 1 2 は、汎用コンピュータシステム 1 2 0 0 の実施例のブロック図である。コンピュータシステム 1 2 0 0 は、図 1 の信号処理デバイス 1 1 4 およびコンピューティングデバイス 1 1 6 でありえる。コンピュータシステム 1 2 0 0 は、コンピュータシステム 1 2 0 0 にこの方法の任意の 1 つ以上または本明細書に開示されるコンピュータベースの機能を実行させることができる一組の命令を含むことができる。コンピュータシステム 1 2 0 0（またはそのいかなる部分も）は、独立型デバイスとして作動してよく、あるいは、例えばネットワークまたは他の接続を利用して他のコンピュータシステムまたは周辺デバイスに接続されてよい。例えば、コンピュータシステム 1 2 0 0 は、信号処理デバイス 1 1 4 および分析データベース 1 1 8 に有効に接続されてよい。

【0092】

コンピュータシステム 1 2 0 0 は、例えば、パーソナルコンピュータ（PC）、タブレット PC、パーソナル携帯情報機器（PDA）、モバイル機器、パームトップコンピュータ、ラップトップコンピュータ、デスクトップコンピュータ、通信機器、制御システム、ウェブ機器、またはその機械によってとられる動作を特定する一組の命令（順次のまたはそれ以外の）を実行することが可能な他の任意の機械のような、各種デバイスとして実施してもよく、またはそれらに組み込まれてもよい。さらに、単一のコンピュータシステム 1 2 0 0 が示されるとはいえ、用語「システム」は、個々にまたは共同で 1 つ以上のコンピュータ機能を実行するための 1 つまたは複数のセットを実行するシステムまたはサブシステムのいかなる集合も含むものとする。

【0093】

図 1 2 に示すように、コンピュータシステム 1 2 0 0 は、プロセッサ 1 2 0 2（例えば中央処理装置（CPU）、グラフィック処理装置（GPU）、または両方）を含んでよい。さらに、コンピュータシステム 1 2 0 0 は、メインメモリ 1 2 0 4 および、バス 1 2 2 6 を介して互いに通信可能なスタティックメモリ 1 2 0 6 を含んでよい。図示するように、コンピュータシステム 1 2 0 0 は、ビデオディスプレイユニット 1 2 1 0（例えば、液晶ディスプレイ（LCD）、有機発光ダイオード（OLED）、フラットパネルディスプレイ、固体ディスプレイまたは陰極線管（CRT））をさらに含んでよい。加えて、コンピュータシステム 1 2 0 0 は、入力デバイス 1 2 1 2（例えばキーボード）およびカーソル制御デバイス 1 2 1 4（例えばマウス）を含んでよい。コンピュータシステム 1 2 0 0 は、ディスク駆動ユニット 1 2 1 6、信号生成デバイス 1 2 2 2（例えばスピーカまたはリモートコントロール）、およびネットワークインターフェースデバイス 1 2 0 8 含むこともできる。

【0094】

特定の実施形態または態様において、図 1 2 に示すように、ディスク駆動ユニット 1 2 1 6 は、1 セット以上の命令 1 2 2 0（例えばソフトウェア）が埋め込まれることができるコンピュータ可読媒体 1 2 1 8 を含んでよい。さらに、命令 1 2 2 0 は、本明細書に記載されているような方法またはロジックの 1 つ以上を具体化してよい。特定の実施形態または態様において、命令 1 2 2 0 は、メインメモリ 1 2 0 4、スタティックメモリ 1 2 0 6 の中に、および/またはコンピュータシステム 1 2 0 0 による実行中はプロセッサ 1 2 0 2 の中に、完全にまたは少なくとも部分的に存在してよい。メインメモリ 1 2 0 4 およ

10

20

30

40

50

びプロセッサ 1 2 0 2 は、コンピュータ可読媒体を含んでもよい。

【 0 0 9 5 】

別の実施形態または態様において、専用ハードウェア実現（例えば、特定用途向け集積回路、プログラマブルロジックアレイおよび他のハードウェアデバイス）は、本明細書に記載されている方法の 1 つ以上を実施するために作られることができる。各種の実施形態または態様の装置およびシステムを含んでよいアプリケーションは、概してさまざまな電子回路およびコンピュータシステムを含むことができる。本明細書に記載されている 1 つ以上の実施形態または態様は、モジュール間でそれを通して通信することができる関連した制御およびデータ信号を有する、2 台以上の特定の相互接続したハードウェアモジュールまたはデバイスを用いた、または特定用途向け集積回路の部分としての、機能を実現することができる。したがって、本システムは、ソフトウェア、ファームウェアおよびハードウェア実現（implementation）を含む。

10

【 0 0 9 6 】

各種の実施形態または態様によれば、本明細書に記載されている方法は、プロセッサ可読媒体において明白に具体化されるソフトウェアプログラムによって実施されてよく、そしてプロセッサによって実行されてよい。さらに、例示的な限定されない実施形態または態様において、実現は、分散処理、コンポーネント/オブジェクト分散処理、およびパラレル処理を含むことができる。あるいは、バーチャルコンピュータシステム処理は、本明細書に記載されている方法または機能性の 1 つ以上を実現するために作られることができる。

20

【 0 0 9 7 】

コンピュータ可読媒体が命令 1 2 2 0 を含むか、または伝達される信号に応答して命令 1 2 2 0 を受信し、実行することも考えられる。そうすると、ネットワーク 1 2 2 4 に接続しているデバイスは、ネットワーク 1 2 2 4 上の音声、ビデオまたはデータを通信することができる。さらに、命令 1 2 2 0 は、ネットワークインターフェースデバイス 1 2 0 8 を介してネットワーク 1 2 2 4 を通じて送信されてよくまたは受信されてよい。

【 0 0 9 8 】

コンピュータ可読媒体が単一の媒体として示されているとはいえ、用語「コンピュータ可読媒体」は、単一の媒体または複数の媒体（例えば、集中型化または分散型データベース、および/または 1 セット以上の命令を保存する付随するキャッシュおよびサーバ）を含む。用語「コンピュータ可読媒体」は、プロセッサによって実行するための一組の命令を格納するか、コード化するかまたは運ぶことができるいかなる媒体も、あるいは、コンピュータシステムに本明細書において開示される方法または動作の任意の 1 つ以上を実行させるいかなる媒体もまた含むものとする。

30

【 0 0 9 9 】

特定の限定されない例示的な実施形態または態様において、コンピュータ可読媒体は、固体メモリ（例えば、メモリカードまたは、1 つ以上の不揮発性読取り専用メモリを収容する他のパッケージ）を含むことができる。さらに、コンピュータ可読媒体は、ランダムアクセスメモリまたは他の揮発性再書き込み可能なメモリでありえる。加えて、コンピュータ可読媒体は、光磁気または光学的媒体（例えば、伝送媒体を通じて伝達される信号のような搬送波信号を捕えるディスクまたはテープまたはその他の記憶装置）を含むことができる。電子メールまたは他の自己内蔵型情報アーカイブまたはアーカイブのセットに対するデジタル添付ファイルは、有形の記憶媒体に等しい配布媒体と考えられてよい。したがって、コンピュータ可読媒体または配布媒体および他の等価物および後継媒体（データまたは命令が格納されてよい）の任意の 1 つ以上は、本明細書に含まれる。

40

【 0 1 0 0 】

各種の実施形態または態様によれば、本明細書に記載されている方法は、コンピュータプロセッサ上で動く 1 つ以上のソフトウェアプログラムとして実現されてよい。特定用途向け集積回路、プログラマブルロジックアレイ、および他のハードウェアデバイスを含むがこれに限定されない専用ハードウェア実現は、同様に、本明細書に記載されている方法

50

を実施するために作られることができる。さらにまた、分散処理またはコンポーネント / オブジェクト分散処理、パラレル処理、またはバーチャルマシン処理を含むがこれに限定されない他のソフトウェア実現は、本明細書に記載されている方法を実施するために作られることもできる。

【0101】

開示された方法を実施するソフトウェアが例えば以下の有形の記憶媒体に任意に格納されてよいこともまた注意すべきである：磁気媒体（例えばディスクまたはテープ）；光磁気または光学的媒体（例えばディスク）；または固体媒体（例えばメモリカードまたは、1つ以上の読取り専用（不揮発性）メモリ、ランダムアクセスメモリ、または他の再書き込み可能な（揮発性）メモリを収納する他のパッケージ）。ソフトウェアは、コンピュータ命令を含む信号を利用してよい。電子メールまたは他の自己内蔵型情報アーカイブまたはアーカイブのセットに対するデジタル添付ファイルは、有形の記憶媒体に対する配布媒体等価物と考えられる。したがって、本明細書にリストされるような有形の記憶媒体または配布媒体、および他の等価物および後継媒体（本明細書においてソフトウェア実現が格納されてよい）は、本明細書に含まれる。

【0102】

したがって、心臓の活性化情報を再建するシステムおよび方法は、記載された。特定の例示的实施形態または態様が記載されたにもかかわらず、本発明のより幅広い範囲から逸脱することなく、さまざまな修正および改変がこれらの実施形態または態様になされてよいことは明白である。したがって、明細書および図面は、限定的意味よりはむしろ例示において留意される。この一部を形成する添付図面は、例示のために示し、そして限定、（内容が行われてよい）特定の实施形態または態様のためではない。例示される实施形態または態様は、当業者が本明細書に開示される教示を行うことができるように充分詳細に記載されている。他の实施形態または態様は、利用されてよく、そこから引き出されてよい、そうすると、構造的および論理的な置換および変更は、この開示の範囲内でなされてよい。この詳細な説明は、したがって、限定的意味にとられない。そして、各種の実施形態または態様の範囲は、この種の請求の範囲が名称を与えられるあらゆる等価物とともに添付の請求の範囲によってのみ定義される。

【0103】

発明の内容のこの種の实施形態または態様は、1つ以上が実際に開示される場合、単に便宜のためだけで、任意の単一の発明または発明の概念に対する本願の範囲を自発的に制限する意図のない用語「発明」によって、個々におよび／または集合的に本明細書において参照されてよい。したがって、特定の实施形態または態様が本明細書において例示されかつ記載されたにもかかわらず、同じ目的を達成するために計画されるいかなる装置も、特定の实施形態または態様と置換されてよいことが理解されるべきである。この開示は、各種の実施形態または態様のいかなるおよびすべての適用およびバリエーションをカバーすることを意図する。上記の実施形態または態様の組み合わせ、および本明細書において特に記載されていない他の实施形態または態様は、上記説明の吟味により当業者にとって明らかである。

【0104】

アブストラクトは、37 C.F.R. § 1.72 (b) に応じるために設けられて、読者が技術的開示の本質および要点を迅速に確認することができる。それが請求項の範囲または意味を解釈または制限するために用いないという了解の下で、それは提出される。

【0105】

実施形態または態様の前述の説明において、さまざまな特徴は、開示を合理化するために、単一の实施形態において集約される。開示のこの方法は、請求された实施形態または態様が各請求項においてはっきりと詳述されるよりも多くの特徴を有する反映 (reflecting) として解釈されるべきでない。むしろ、以下の請求項が反映するにつれて、発明の内容は、単一の開示された实施形態または態様のすべての特徴よりも少ないものになる。したがって、別々の例示の実施形態または態様として単独で自立する各請求項に

ついては、以下の請求項は、ここに詳細な説明に組み込まれる。本明細書に記載されている各種の実施形態または態様は、詳細な説明にはっきりとみられない異なる組み合わせにおいて結合されることができまたは分類されることができると考えられる。さらに、この種の異なる組み合わせを包摂している請求項が別々の例示の実施形態または態様として同様に単独で自立することができることは、さらに考察される。そしてそれは、詳細な説明に組み込まれることができる。

【図 1】

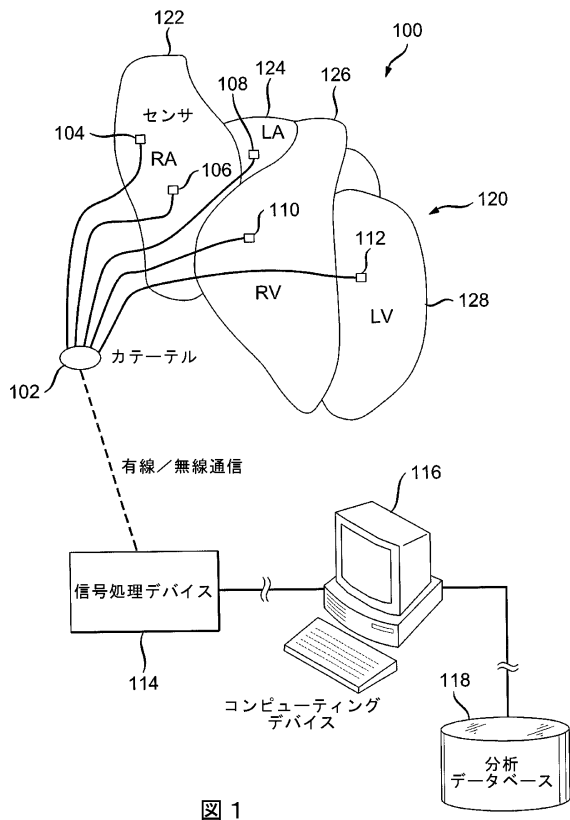


図 1

【図 2】

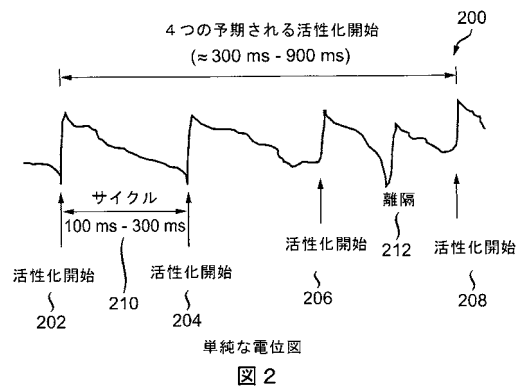


図 2

【図 3】

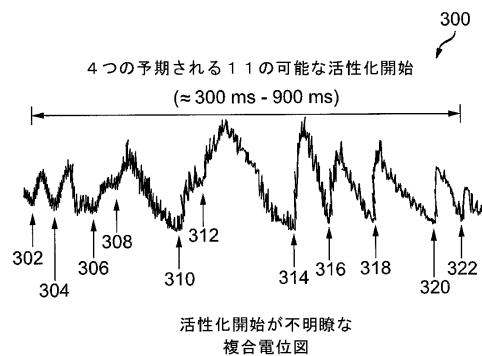


図 3

【図 4】

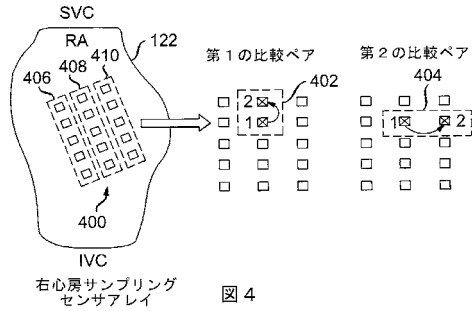


図 4

【図 5】

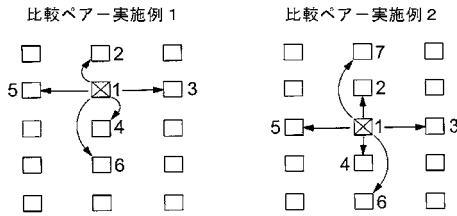


図 5

【図 6】

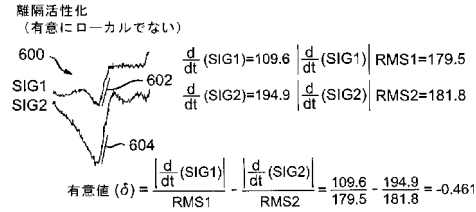


図 6

【図 7】

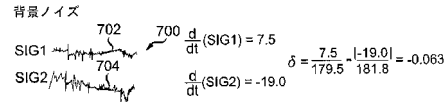


図 7

【図 8】

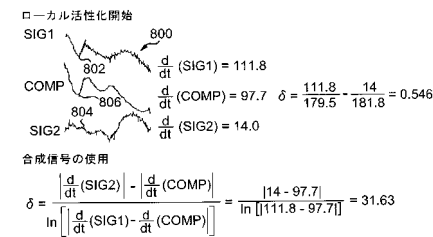


図 8

【図 9】

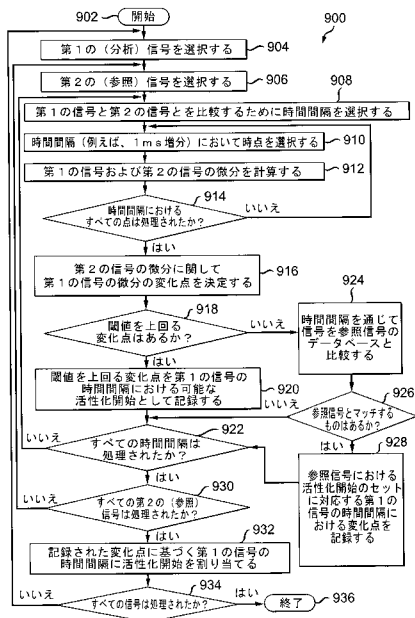


図 9

【図 10】

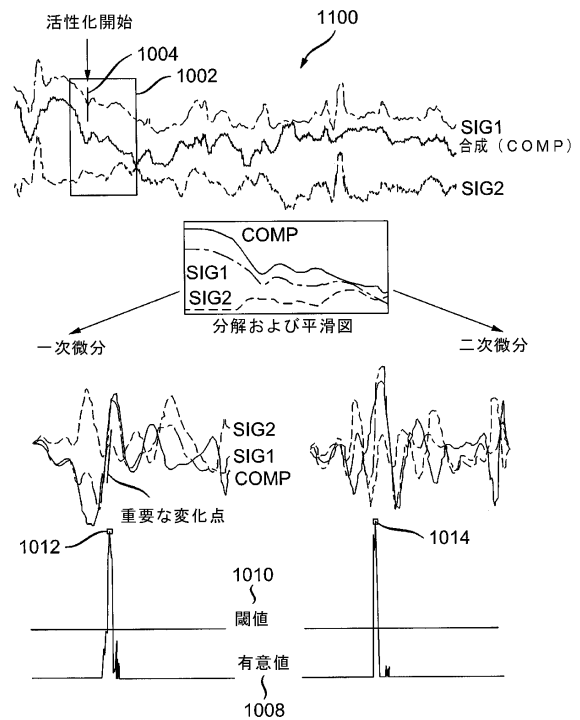
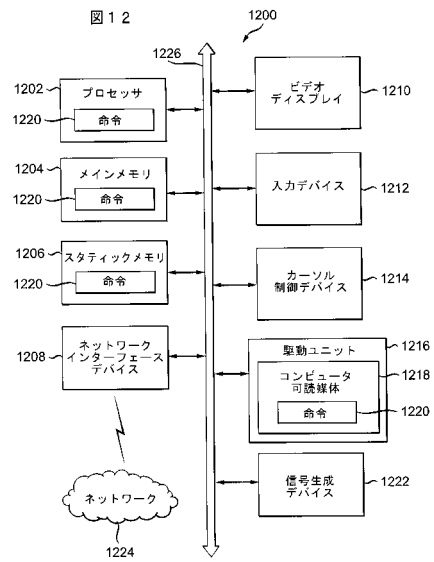


図 10

【図 12】



【図 1 1】

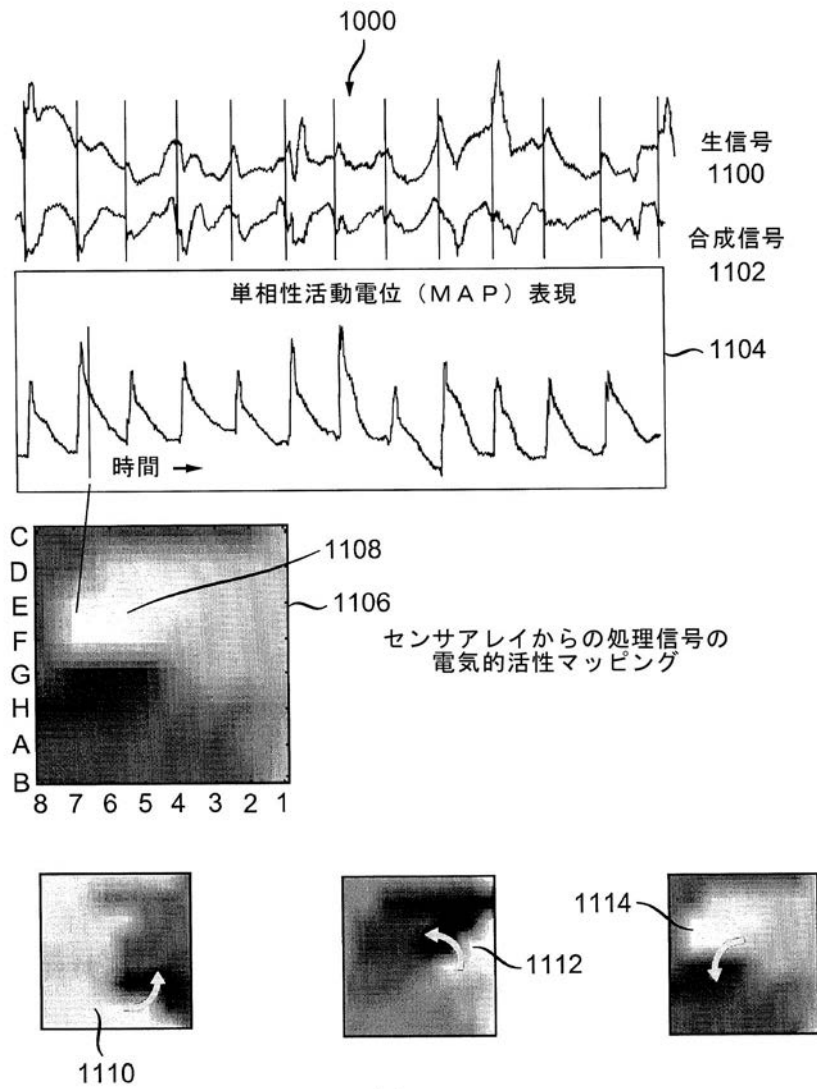


図 1 1

フロントページの続き

(74)代理人 100129399

弁理士 寺田 雅弘

(72)発明者 ブリッグス カーリー ロバート

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 2 0 3 7 ラ ホヤ カミニート バスト 3 3 3 5

(72)発明者 ナラヤン サンジブ

アメリカ合衆国 カリフォルニア州 9 2 0 3 7 ラ ホヤ ジャーメイン レーン 5 9 1 8

審査官 多田 達也

(56)参考文献 米国特許第 0 5 4 5 0 8 4 6 (U S , A)

米国特許第 0 5 4 8 0 4 2 2 (U S , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 5 / 0 0 - 5 / 2 2