

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6531170号
(P6531170)

(45) 発行日 令和1年6月12日 (2019.6.12)

(24) 登録日 令和1年5月24日 (2019.5.24)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 5/044 (2006.01)
 A 6 1 B 5/0402 (2006.01)
 A 6 1 B 5/0452 (2006.01)
 A 6 1 B 5/04 (2006.01)

A 6 1 B 5/04 3 1 4 G
 A 6 1 B 5/04 3 1 O M
 A 6 1 B 5/04 3 1 2 C
 A 6 1 B 5/04 Z D M

請求項の数 11 (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2017-520533 (P2017-520533)
 (86) (22) 出願日 平成27年10月15日 (2015.10.15)
 (65) 公表番号 特表2017-530830 (P2017-530830A)
 (43) 公表日 平成29年10月19日 (2017.10.19)
 (86) 国際出願番号 PCT/US2015/055794
 (87) 国際公開番号 W02016/061387
 (87) 国際公開日 平成28年4月21日 (2016.4.21)
 審査請求日 平成29年5月24日 (2017.5.24)
 (31) 優先権主張番号 62/063, 989
 (32) 優先日 平成26年10月15日 (2014.10.15)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(73) 特許権者 511177374
 セント・ジュード・メディカル、カーディオ
 オロジー・ディヴィジョン、インコーポレ
 イテッド
 アメリカ合衆国ミネソタ州55117-9
 913、セント・ポール、カウンティ・ロ
 ード・ビー・イースト 177
 (74) 代理人 110000110
 特許業務法人快友国際特許事務所
 (72) 発明者 ウェンウェン リー
 アメリカ合衆国、95131、カリフ
 ォルニア州、サンノゼ、リバーバ
 ーチコート 1679

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 心不整脈に対する統合された基質マップを生成する方法及びシステム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

電気生理学マップを生成するシステムの作動方法であって、

解剖学的領域に関連し、前記解剖学的領域内の複数のポイントに関する位置情報を備える形状情報を取得するステップと、

前記解剖学的領域に関連し、前記解剖学的領域の複数の電気生理学的特徴を備える電気生理学情報を取得するステップと、

前記形状情報と前記電気生理学情報を複数の電気生理学的（「EP」）データポイントとして結び付けるステップと、

前記複数の電気生理学的特徴から第1の電気生理学的特徴を選択すると共に、前記第1の電気生理学的特徴に対する第1のフィルタリング基準と、前記第1の電気生理学的特徴に対する第1の優先度とを選択するユーザ入力を受け付けるステップと、

前記第1のフィルタリング基準を満足する前記複数のEPデータポイントの第1のサブセットを出力するために、前記第1のフィルタリング基準を前記複数のEPデータポイントに適用するステップと、

前記複数の電気生理学的特徴から第2の電気生理学的特徴を選択すると共に、前記第2の電気生理学的特徴に対する第2のフィルタリング基準と、前記第2の電気生理学的特徴に対する第2の優先度とを選択するユーザ入力を受け付けるステップと、

前記第2のフィルタリング基準を満足する前記複数のEPデータポイントの第2のサブセットを出力するために、前記第2のフィルタリング基準を前記複数のEPデータポイン

10

20

トに適用するステップと、

前記第 1 の優先度及び前記第 2 の優先度に応じて、前記複数の E P データポイントの前記第 1 のサブセット及び前記第 2 のサブセットの 3 次元グラフィック表示を出力するステップであって、前記複数の E P データポイントの前記第 1 及び前記第 2 のサブセットが重なる領域では、前記複数の E P データポイントの前記第 1 及び前記第 2 のサブセットのうち、優先度の低い方のサブセットの前記グラフィック表示を表示せずに、優先度の高い方のサブセットの前記グラフィック表示を表示する、ステップと、

を備える作動方法。

【請求項 2】

前記第 1 の優先度及び前記第 2 の優先度に応じて、前記複数の E P データポイントの前記第 1 及び第 2 のサブセットの 3 次元グラフィック表示を出力するステップは、

前記第 1 の優先度が前記第 2 の優先度より高い場合に、前記重なる領域では、前記複数の E P データポイントの前記第 2 のサブセットの前記グラフィック表示を表示せずに、前記複数の E P データポイントの前記第 1 のサブセットの前記グラフィック表示を表示するステップと、

前記第 2 の優先度が前記第 1 の優先度より高い場合に、前記重なる領域では、前記複数の E P データポイントの前記第 1 のサブセットの前記グラフィック表示を表示せずに、前記複数の E P データポイントの前記第 2 のサブセットの前記グラフィック表示を表示するステップと、を備える、請求項 1 に記載の作動方法。

【請求項 3】

前記第 1 の優先度及び前記第 2 の優先度に応じて、前記複数の E P データポイントの前記第 1 及び第 2 のサブセットの 3 次元グラフィック表示を出力するステップは、

前記複数のデータポイントの前記第 1 のサブセットの前記グラフィック表示を、カラースケールを用いて表示するステップと、

前記複数のデータポイントの前記第 2 のサブセットの前記グラフィック表示を、モノクロスケールを用いて表示するステップと、を備える、請求項 1 又は 2 に記載の作動方法。

【請求項 4】

前記第 1 の優先度及び前記第 2 の優先度に応じて、前記複数の E P データポイントの前記第 1 及び第 2 のサブセットの 3 次元グラフィック表示を出力するステップは、

前記複数のデータポイントの前記第 1 のサブセットの前記グラフィック表示を、カラースケールとモノクロスケールとのうちの 1 つを用いて表示するステップと、

前記複数のデータポイントの前記第 2 のサブセットの前記グラフィック表示を、図像を用いて表示するステップと、を備える、請求項 1 又は 2 に記載の作動方法。

【請求項 5】

前記複数の電気生理学的特徴から第 3 の電気生理学的特徴を選択すると共に、前記第 3 の電気生理学的特徴に対する第 3 のフィルタリング基準と、前記第 3 の電気生理学的特徴に対する第 3 の優先度とを選択するユーザ入力を受け付けるステップと、

前記第 3 のフィルタリング基準を満足する前記複数の E P データポイントの第 3 のサブセットを出力するために、前記第 3 のフィルタリング基準を前記複数の E P データポイントに適用するステップと、

前記第 3 の優先度に応じて、前記複数の E P データポイントの前記第 3 のサブセットの 3 次元グラフィック表示を出力するステップと、をさらに備える、請求項 1 から 4 のいずれか一項に記載の作動方法。

【請求項 6】

前記複数の E P データポイントの前記第 1 のサブセット、前記第 2 のサブセット及び前記第 3 のサブセットの前記グラフィック表示のうちの 1 つは、カラースケールで出力され、前記第 1 のサブセット、前記第 2 のサブセット及び前記第 3 のサブセットの前記グラフィック表示のうちの 2 つは、モノクロスケールで出力される、請求項 5 に記載の作動方法。

【請求項 7】

前記第 1 の電気生理学的特徴は周期長の平均を備え、前記第 2 の電気生理学的特徴は周期長の標準偏差を備える、請求項 1 から 6 のいずれか一項に記載の作動方法。

【請求項 8】

前記第 1 のフィルタリング基準は、 $110\text{ ms} \sim 290\text{ ms}$ の通過帯域を有する帯域通過フィルタを備え、前記第 2 のフィルタリング基準は、 $1\text{ ms} \sim 30\text{ ms}$ の通過帯域を有する帯域通過フィルタを備える、請求項 7 に記載の作動方法。

【請求項 9】

前記第 1 の電気生理学的特徴及び前記第 1 のフィルタリング基準はそれぞれ、分別指標及び高域フィルタと、最大振幅電圧及び低域フィルタと、電位図の鮮鋭度及び高域フィルタと、伝導速度の一致指数及び高域フィルタと、伝導速度及び低域フィルタとのうちの 1 つを備える、請求項 1 から 6 のいずれか一項に記載の作動方法。

10

【請求項 10】

前記第 2 の電気生理学的特徴及び前記第 2 のフィルタリング基準はそれぞれ、分別指標及び高域フィルタと、最大振幅電圧及び低域フィルタと、電位図の鮮鋭度及び高域フィルタと、伝導速度の一致指数及び高域フィルタと、伝導速度及び低域フィルタとのうちの 1 つを備え、前記第 2 の電気生理学的特徴及び前記第 2 のフィルタリング基準は、前記第 1 の電気生理学的特徴及び前記第 1 のフィルタリング基準とはそれぞれ相違する、請求項 9 に記載の作動方法。

【請求項 11】

電気生理学マップを生成するシステムであって、

20

解剖学的領域に関連する形状情報及び電気生理学情報を入力として受け付けると共に、前記形状情報と前記電気生理学情報を複数の電気生理学的数据ポイントとして結び付けるように構成される電気生理学データポイントのプロセッサと、

ユーザの n 個の電気生理学的特徴の選択を入力として受け付けるように構成されるフィルタリングプロセッサであって、 n 個の選択された電気生理学的特徴のそれぞれは、結び付けられたフィルタリング基準と結び付けられた優先度とを備えており、前記フィルタリング基準を前記 n 個の選択された電気生理学的特徴のそれぞれに適用するように構成されるフィルタリングプロセッサと、

それぞれの優先度に応じて、フィルタリングされた n 個の選択された電気生理学的特徴の 3 次元表示を出力するように構成されるマッピングプロセッサと、

30

を備え、

前記 3 次元表示は、前記フィルタリングされた n 個の選択された電気生理学的特徴の各々の 3 次元グラフィック表示を含み、

前記フィルタリングされた n 個の選択された電気生理学的特徴のなかで最も優先度の高い電気生理学的特徴が、前記フィルタリングされた n 個の選択された電気生理学的特徴のなかで優先度がより低い電気生理学的特徴と重なる領域では、当該優先度がより低い電気生理学的特徴の前記グラフィック表示を表示せず、前記最も優先度の高い電気生理学的特徴の前記グラフィック表示を表示する、システム。

【発明の詳細な説明】

【背景技術】

40

【0001】

関連出願の相互参照

本出願は、2014 年 10 月 15 日に提出された米国仮出願第 62 / 063,989 号の利益を主張し、その内容が本明細書に完全に説明されているものとして、参照により本明細書に組み込む。

【0002】

本開示は、解剖学的マッピングに関する。特に、本開示は、心臓の診断及び治療処置に有用であり得る電気生理学的マップを作成するためのシステム、装置及び方法に関する。

【0003】

不整脈維持メカニズムの 2 つの中心となる仮説は、単一の病原と、旋回運動のリエント

50

リーである。しかしながら、心房細動を維持するメカニズム及び基質は、患者によって変わり得る。したがって、複数の心不整脈のメカニズム及び基質の識別、分類及び特性評価を促進する装置、システム及び方法が必要となる。

【発明の概要】

【0004】

本明細書の開示は、解剖学的領域に関連し、かつ解剖学的領域内の複数のポイントに関する位置情報を含む形状情報を取得するステップと、解剖学的領域に関連し、かつ解剖学的領域の複数の電気生理学的特徴を含む電気生理学情報を取得するステップと、形状情報と電気生理学情報を複数の電気生理学的（「EP」）データポイントとして結び付けるステップと、複数の電気生理学的特徴から第1の電気生理学的特徴を選択し、第1の電気生理学的特徴に対する第1のフィルタリング基準を選択するユーザ入力を受け付けるステップと、複数の電気生理学的特徴から第2の電気生理学的特徴を選択し、第2の電気生理学的特徴に対する第2のフィルタリング基準を選択するユーザ入力を受け付けるステップと、第1のフィルタリング基準と第2のフィルタリング基準とを複数のEPデータポイントに適用するステップと、第1のフィルタリング基準と第2のフィルタリング基準との両方を満足する複数のEPデータポイントのサブセットを出力するステップと、を含む、電気生理学マップを生成する方法である。例えば、第1の電気生理学的特徴は周期長の平均であってもよく、第2の電気生理学的特徴は周期長の標準偏差であってもよい。同様に、第1のフィルタリング基準は、110ms～290ms（例えば、約150ms～約250msの間）の通過帯域を備える帯域通過フィルタであってもよく、第2のフィルタリング基準は、1ms～30msの通過帯域を備える帯域通過フィルタであってもよい。

【0005】

他の実施態様では、第1及び第2の電気生理学的特徴と、それぞれに対するフィルタリング基準は、以下の電気生理学的特徴とフィルタリング基準のペア、すなわち、分別指標と高域フィルタ、最大振幅電圧と低域フィルタ、電位図の鮮鋭度と高域フィルタ、伝導速度の一致指数と高域フィルタ、及び伝導速度と低域フィルタ、から選択されてもよい。

【0006】

複数のEPデータポイントのサブセットの3次元グラフィック表示を出力してもよいこともまた考慮される。例えば、ユーザは、複数のEPデータポイントのサブセットのグラフィック表示が、第1の電気生理学的特徴及び第2の電気生理学的特徴の優先順位付けに応じて表示される（例えば、グラフィック表示上に付与されたどのポイントにおいても、優先度の高い電気生理学的特徴が、優先度の低い電気生理学的特徴よりも優先的に描かれる）ように、第1の電気生理学的特徴及び第2の電気生理学的特徴を優先順位付けする入力を供給してもよい。

【0007】

本明細書の開示は、解剖学的領域に関連し、かつ解剖学的領域内の複数のポイントに関する位置情報を含む形状情報を取得するステップと、解剖学的領域に関連し、かつ解剖学的領域の複数の電気生理学的特徴を含む電気生理学情報を取得するステップと、形状情報と電気生理学情報を複数の電気生理学的（「EP」）データポイントとして結び付けるステップと、複数の電気生理学的特徴から第1の電気生理学的特徴を選択し、第1の電気生理学的特徴に対する第1のフィルタリング基準と、第1の電気生理学的特徴に対する第1の優先度とを選択するユーザ入力を受け付けるステップと、第1のフィルタリング基準を満足する複数のEPデータポイントの第1のサブセットを出力するために、第1のフィルタリング基準を複数のEPデータポイントに適用するステップと、複数の電気生理学的特徴から第2の電気生理学的特徴を選択し、第2の電気生理学的特徴に対する第2のフィルタリング基準と、第2の電気生理学的特徴に対する第2の優先度とを選択するユーザ入力を受け付けるステップと、第2のフィルタリング基準を満足する複数のEPデータポイントの第2のサブセットを出力するために、第2のフィルタリング基準を複数のEPデータポイントに適用するステップと、第1の優先度及び第2の優先度に応じて、複数のEPデータポイントの第1のサブセット及び第2のサブセットの3次元グラフィック表示を出力

するステップと、を含む、電気生理学マップを生成する方法である。例えば、第1の優先度及び第2の優先度に応じて、複数のE Pデータポイントの第1及び第2のサブセットの3次元グラフィック表示を出力するステップは、第1の優先度が第2の優先度より高い場合に、複数のE Pデータポイントの第1のサブセットのグラフィック表示を、複数のE Pデータポイントの第2のサブセットのグラフィック表示よりも優先的に表示するステップと、第2の優先度が第1の優先度より高い場合に、複数のE Pデータポイントの第2のサブセットのグラフィック表示を、複数のE Pデータポイントの第1のサブセットのグラフィック表示よりも優先的に表示するステップと、を含んでいてもよい。複数のE Pデータポイントの第1及び第2のサブセットのグラフィック表示を、カラースケール、モノクロスケール及び図像の種々の組み合わせを用いて表示してもよい。

10

【0008】

本教示が、複数のデータポイントの2つのサブセットに限定されるものではなく、あらゆる数の電気生理学的特徴及び/又はフィルタまで拡張されてもよいこともまた理解されるべきである。したがって、例えば、本開示のある態様によれば、方法は、複数の電気生理学的特徴から第3の電気生理学的特徴を選択し、第3の電気生理学的特徴に対する第3のフィルタリング基準と、第3の電気生理学的特徴に対する第3の優先度とを選択するユーザ入力を受け付けるステップと、第3のフィルタリング基準を満足する複数のE Pデータポイントの第3のサブセットを出力するために、第3のフィルタリング基準を複数のE Pデータポイントに適用するステップと、第3の優先度に応じて、複数のE Pデータポイントの第3のサブセットの3次元グラフィック表示を出力するステップと、をさらに含んでいてもよい。複数のE Pデータポイントの第1及び第2のサブセットのように、複数のE Pデータポイントの第3のサブセットを、カラースケール、モノクロスケール及び図像の種々の組み合わせを用いて同様に出力してもよい(例えば、複数のE Pデータポイントの第1、第2及び第3サブセットのグラフィック表示のうちの1つをカラースケールで出力する一方、第1、第2及び第3サブセットのグラフィック表示のうちの他の2つをモノクロスケールで出力してもよい)。

20

【0009】

本明細書に開示されるさらに他の態様によれば、電気生理学マップを生成するシステムは、解剖学的領域に関連する形状情報及び電気生理学情報を入力として受け付けると共に、形状情報と電気生理学情報を複数の電気生理学的数据ポイントとして結び付けるように構成される電気生理学データポイントプロセッサと、ユーザのn個の電気生理学的特徴の選択を入力として受け付けるように構成されるフィルタリングプロセッサであって、選択されたn個の電気生理学的特徴のそれぞれは、結び付けられたフィルタリング基準と結び付けられた優先度とを備えており、フィルタリング基準を選択されたn個の電気生理学的特徴のそれぞれに適用するように構成されるフィルタリングプロセッサと、優先度に応じて、フィルタリングされたn個の選択された電気生理学的特徴の3次元表示を出力するように構成されるマッピングプロセッサと、を含む。

30

【0010】

本教示の上述および他の態様、特徴、詳細、有用性、ならびに利点は、以下の説明および特許請求の範囲を読むことによって、また添付図面を検討することによって明白となるであろう。

40

【図面の簡単な説明】

【0011】

図1は、電気生理学的研究で使用され得るような、電気生理学的システムの概略図である。

【0012】

図2は、電気生理学的研究で使用される例示の多電極カテーテルを図示している。

【0013】

図3は、電気生理学マップを作成するために実行されることが出来る代表的なステップのフローチャート図である。

50

【 0 0 1 4 】

図 4 a ~ 図 4 d は、本明細書が開示する E P データポイントのフィルタリング技術の、周期長の平均マップ及び周期長の標準偏差マップへの適用を示す。

【 0 0 1 5 】

図 5 a ~ 図 5 c は、周期長の平均及び周期長の標準偏差を参照して、本明細書が開示する E P データポイントのフィルタリングと電気生理学マップの組み合わせ技術の適用を示す。

【 0 0 1 6 】

図 6 a 及び図 6 b は、本明細書が開示する E P データポイントのフィルタリング技術の、分別指数マップへの適用を示す。

10

【 0 0 1 7 】

図 7 a 及び図 7 b は、本明細書が開示する E P データポイントのフィルタリング技術の、伝導速度マップへの適用を示す。

【 0 0 1 8 】

図 8 a 及び図 8 b は、本明細書が開示する E P データポイントのフィルタリングと電気生理学マップの組み合わせ技術の、局所伝導速度の大きさ、方向及び一致マップへの適用を示す。

【 0 0 1 9 】

図 9 a 及び図 9 b は、本明細書が開示する表示優先技術の、周期長の平均、周期長の標準偏差及び最大振幅電圧のマップへの適用を示す。

20

【 0 0 2 0 】

図 1 0 は、本明細書が開示する表示優先技術を示す別の電気生理学マップである。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 2 1 】

本開示は、解剖学的マップを作成するために用いるデータの収集及び記憶と、そのように収集及び記憶されたデータからの解剖学的マップの表示に関し、解剖学的マップの記憶及び表示のための方法、装置及びシステムを提供する。本明細書では、「解剖学的マップ」という用語は、解剖学的領域の形状モデルと解剖学的領域の生体情報の両方を含む解剖学的領域のグラフィック表示のことを言う。例えば、生体情報を、形状モデルに重ね合わせてもよい。本明細書では、「重ね合わされる (s u p e r i m p o s e d) 」という用語は、生体情報が形状モデル上に表示されることを意味し、ある実施形態においては、形状モデルに組み込まれてもよい。他の実施形態では、生体情報は、形状モデル自体の一部ではなく、むしろ形状モデルの上に上張りとして「浮かぶ (h o v e r) 」。

30

【 0 0 2 2 】

後述のシステム 8 を用いて作成できるような電気生理学マップは、解剖学的マップの一種である。説明のため、本明細書では、心臓電気生理学マップの作成を含む心臓電気生理学的処置との関連で、いくつかの例示的な実施態様が詳細に開示される。しかしながら、本明細書で開示される方法、装置及びシステムが他の状況において利用されてもよいことが考慮される。

【 0 0 2 3 】

40

電気生理学マップは、一般的に、複数の電気生理学的 (「 E P 」) データポイントから作成され、各データポイントは、電気生理学的データ (例えば、心内膜及び / 又は心外膜の電位図 (「 E G M s 」) と、位置データ (例えば、電気生理学データを収集する装置 (例えば、カテーテル及び / 又はカテーテルに取り付けられた電極) の位置に関する情報) の両者を含み、それにより、電気生理学情報が空間内の特定の位置と関連づけられる (すなわち、電気生理学情報が患者の心臓上の一点における電氣的活動を示すと解釈される) 。通常のスキルを持つ技術者が、 (例えば、接触電気生理学マッピング及び非接触電気生理学マッピングの両方を含む) E P データポイントの取得及び処理のための様々なモダリティ、並びに複数の E P データポイントからグラフィック表示を生成するために使用され得る様々な技術に精通している限りにおいて、これらの態様は、本開示を理解するために

50

必要な範囲で本明細書に記載されるであろう。

【0024】

図1は、心臓カテーテルを操作し、患者11の心臓10で生じる電氣的活動を測定し、かつ、その電氣的活動、および/又はそのように測定された電氣的活動に関連する情報、又はそのように測定された電氣的活動の代表的なものを三次元的にマッピングすることによって、心臓の電気生理学的研究を実施するための電気生理学的システム8の概略図を示す。システム8は、例えば、1つ以上の電極を使用して、患者の心臓10の解剖モデルを作成するために使用されてもよい。また、システム8は、例えば、患者の心臓10の診断データマップを作成するために、心臓表面に沿った複数の点において、種々の形態学的特徴を含む電気生理学的データを測定し、測定された電気生理学的データを測定されたそれ

10

【0025】

当業者なら理解するように、かつ、さらに以下に説明するように、システム8は、一般的には3次元空間内で、物体の位置、ある状態では物体の配向を決定し、少なくとも1つの基準に対して決定される位置情報として、それらの位置を表わす。

【0026】

図面の簡易化のために、患者11は楕円形として模式的に示される。図1に示される実施例では、表面電極（例えば、パッチ電極）の3つの組が、患者11の表面に適用されている様子が示されており、本明細書ではx軸、y軸およびz軸と称される概して直交する3つの軸を画定している。他の実施形態では、例えば、特定の身体の表面上に複数の電極を配するなど、電極が他の配置で位置されてもよい。さらなる代替としては、電極は、身体の表面上にある必要はなく、身体内部または外枠上に位置してもよい。

20

【0027】

図1では、x軸表面電極12, 14は、患者の胸部領域の側面上のように、第1の軸に沿って患者に適用され（例えば、各腕の下の患者の皮膚に適用され）、左電極および右電極として呼ばれてもよい。y軸電極18, 19は、患者の内腿および頸部領域に沿うような、概してx軸に直交する第2の軸に沿って患者に適用され、左脚電極および頸部電極として呼ばれてもよい。z軸電極16, 22は、胸部領域において患者の胸骨と脊椎に沿うような、概してx軸およびy軸の両方と直交する第3の軸に沿って適用され、胸電極および背中電極として呼ばれてもよい。心臓10は、表面電極12/14, 18/19および16/22のこれらの組の間に位置している。

30

【0028】

付加的な表面基準電極（例えば、「腹部パッチ」）21は、システム8に対して基準および/又は接地電極を提供する。腹部パッチ電極21は、詳細を後述する固定心臓内電極31の代替となってもよい。加えて、患者11は、ほとんどの、又は全ての従来の心電図（ECG又はEKG）システムリードを所定の位置に有していてもよいことも理解されたい。特定の実施形態では、例えば、12個のECGリードの標準セットが、患者の心臓10上で心電図を感知するのに利用されてよい。このECG情報は、システム8で利用可能である（例えば、コンピュータシステム20への入力として提供され得る）。ECGリードがよく理解される限りにおいては、図面の明確性のために、1個のリード6と、それと

40

【0029】

少なくとも1つの電極17（例えば、遠位端電極）を有する代表的なカテーテル13もまた、図1において模式的に示される。この代表的なカテーテル電極17は、「測定電極」または「移動電極」として呼ぶことができる。一般的に、カテーテル13上の複数の電極、又は複数のそのようなカテーテル上の複数の電極が、使用される。一実施形態では、例えば、システム8は、患者の心臓内、および/又は、血管系内に配置される12本のカテーテル上の64個の電極を利用してもよい。

【0030】

他の実施形態では、システム8は、複数の（例えば、8個の）スプラインを含み、それ

50

ぞれのスプラインが複数の（例えば、8個の）電極を含む1本のカテーテルを利用してよい。もちろん、これらの実施形態は、単なる例示であり、任意の数の電極およびカテーテルが、使用されてよい。実際に、いくつかの実施形態では、St. Jude Medical, Inc. の EnSite（登録商標）Array（登録商標）非接触型マッピングカテーテルのような、高密度マッピングカテーテルが利用されてよい。

【0031】

同様に、カテーテル13（又は複数のそのようなカテーテル）は、典型的には、1つまたは複数の導入器を介して、よく知られた手法を使用して、患者の心臓内および/又は、血管系内に導入されることが理解されるべきである。この開示のために、例示的な多電極カテーテル13の一部が、図2に示されている。図2において、カテーテル13は、経中隔シース35を通して患者の心臓10の左心室50内に延在する。左心室への経中隔アプローチの使用は周知であり、当業者によく知られており、本明細書でさらに説明する必要はないだろう。もちろん、カテーテル13もまた、任意の他の適切な方法で、心臓10内に導入されてよい。

10

【0032】

カテーテル13は、図示されている実施形態において、その遠位先端に電極17を含むことに加えて、その長さに沿って離間された複数の付加的な測定電極52, 54, 56を含む。典型的には、隣接する電極間の間隔は知られているであろうが、電極が、カテーテル13に沿って均等に離間されなくてもよい、又は互いに等しい大きさでなくてもよいことを理解されたい。これらの電極17, 52, 54, 56のそれぞれが、患者内に存在するので、位置データは、システム8によって、電極のそれぞれに対して同時に収集される。同様に、電極17、52、54及び56のそれぞれを、心臓表面から電気生理学データを収集するために使用することができる。

20

【0033】

ここで図1に戻ると、いくつかの実施形態では、（例えば、心臓10の壁に取付けられた）固定基準電極31が、第2のカテーテル29上に示されている。較正を目的として、この電極31は、固定されていてよく（例えば、心臓の壁、またはその近くに取付けられる）、又は、移動電極（例えば、電極17, 52, 54, 56）と一定の空間的關係に配置されてもよい。ため、「操作基準」又は「局所基準」と呼ぶことができる。固定基準電極31は、上記の表面基準電極21に加えて、又は、表面基準電極21の代替として使用され得る。多くの場合、心臓10の冠状脈洞電極、又は、他の固定電極は、電圧および変位を測定するための基準として使用されてよく、即ち、以下で説明するように、固定基準電極31は、座標系の原点として定義され得る。

30

【0034】

各表面電極は多重スイッチ24に結合され、表面電極の対は、表面電極を信号生成器25に結合するコンピュータ20で実行されているソフトウェアによって選択される。代替的には、スイッチ24は省略することができ、各測定軸（即ち、各電極対）に対して1つずつ、複数の（例えば、3つの）信号生成器25のインスタンスが設けられてよい。

【0035】

コンピュータ20は、例えば、従来の汎用コンピュータ、特殊用途のコンピュータ、分散型コンピュータ、または任意の他のタイプのコンピュータを備えていてもよい。コンピュータ20は、本開示の様々な態様を実施するために命令を実行し得る、単一の中央処理装置（CPU）、又は一般に並列処理環境と呼ばれる複数の処理ユニットのような1つ以上のプロセッサ28を備えていてもよい。

40

【0036】

一般的に、3つの名目上の直交電界は、生物学的な導体内でのカテーテルの操作を実現するために、一連の駆動および感知電気双極子（例えば、表面電極対12/14、18/19、16/22）によって生成される。代替的には、これらの直交電界は分解されてもよく、任意の表面電極の対は、有効な電極三角測量を提供するために双極子として駆動されてもよい。同様に、電極12、14、18、19、16、22（又は、任意の他の数の

50

電極)は、心臓内の電極に電流を駆動するため、又は心臓内の電極からの電流を感知するために、任意の有効な配置で位置づけられてもよい。例えば、複数の電極が、患者11の背中、側面、および/又は、腹部に配置されてもよい。任意の望ましい軸に対して、駆動(ソース-シンク)構成の所定のセットから得られる移動電極にまたがって測定される電位は、直交軸に沿って単に均一な電流を駆動することで得られるのと同じ有効な電位を算出するために、代数的に組み合わせられ得る。

【0037】

それゆえ、表面電極12、14、16、18、19、22のうち任意の2つは、腹部パッチ21のような接地基準に関して、双極子ソースおよびドレインとして選択され得、非励起電極は、接地基準に関する電圧を測定する。心臓10内に配置される移動電極17、52、54、56は、電流パルスからの電界に曝され、腹部パッチ21のような接地に関して測定される。実際には、心臓10内のカテーテルは、図示した4つよりも多くの電極、又は少ない電極を含んでもよく、各電極の電位が測定されてもよい。先に述べたように、少なくとも1つの電極は、固定基準電極31を形成するために心臓の内部表面に固定され得る。固定基準電極31もまた、腹部パッチ21のような接地に関して測定され、位置特定システム8が位置を測定する座標系の原点として定義され得る。表面電極、内部電極、および仮想電極のそれぞれからのデータセットは、心臓10内の移動電極17、52、54、56の位置を決定するために全て使用され得る。

【0038】

測定された電圧は、基準電極31のような基準位置に対して、移動電極17、52、54、56のような心臓内部の電極の三次元空間における位置を決定するために、システム8に使用され得る。すなわち、基準電極31で測定される電圧は、座標系の原点を定義するために使用され得、一方、移動電極17、52、54、56で測定される電圧は、原点に対して移動電極17、52、54、56の位置を表わすために使用され得る。極座標系、球面座標系、および円柱極座標系のような他の座標系も考えられるが、いくつかの実施形態では、座標系は、三次元(x, y, z)デカルト座標系である。

【0039】

前述の議論から明らかであるように、心臓内の電極の位置を決定するために使用されるデータは、表面電極対が心臓に電界を加える間に、測定される。電極データはまた、その全体が参照により本明細書に組み込まれている米国特許第7,263,397号に記載されているように、電極位置の未加工の位置データを改善するために使用される呼吸補正值を作成するためにも使用され得る。電極データはまた、例えば、その全体が参照により本明細書に組み込まれている米国特許第7,885,707号において記載されているように、患者の身体のインピーダンスにおける変化を補うためにも使用され得る。

【0040】

一つの代表的な実施形態では、システム8は、まず表面電極の1組を選択し、それから電流パルスでそれらを駆動する。電流パルスが送達されている間に、少なくとも一つの残りの表面電極と生体内電極で測定される電圧のような電気的活動が、測定され、記憶される。呼吸、及び/又は、インピーダンスの変化のようなアーティファクトの補正は、上記のように実行され得る。

【0041】

いくつかの実施形態では、システム8は、上記のように電界を生成するSt. Jude Medical, Inc.のEnSite(登録商標)Velocity(登録商標)心臓のマッピングおよび可視化システム、又は、電界に依存する他のそのようなシステムである。しかしながら、例えば、電界ではなく磁界を利用する、Bio Webster, Inc.のCARTOの操作及び位置システム、Northern Digital Inc.のAURORA(登録商標)システム、または、StereotaxisのNIOBE(登録商標)Magnetic Navigation Systemを含む他のシステムが、本教示と関連して使用されてもよい。以下の特許(そのすべてが、参照によりその全体が本明細書に組み込まれている)、即ち、米国特許第6,990,370号、第

10

20

30

40

50

6, 978, 168号、第6, 947, 785号、第6, 939, 309号、第6, 728, 562号、第6, 640, 119号、第5, 983, 126号、および第5, 697, 377号、において記載される位置特定およびマッピングシステムもまた、本発明とともに使用されてもよい。

【0042】

図3は、電気生理学マップを作成するために実行され得る代表的なステップのフローチャートである。有利には、本明細書で開示される電気生理学マップは、位置によって（例えば、心臓の表面上の位置によって）複数の変数（例えば、複数の心臓電気生理学的特性）を描写できる。いくつかの実施形態では、フローチャートは、電気生理学マップを生成するために、図1のコンピュータ20（例えば、1つ又は複数のプロセッサ28）によって実行可能ないくつかの例示のステップを示してもよい。以下で説明される代表的なステップは、ハードウェアで実施されるか、又はソフトウェアで実施されるかのいずれかであることは理解されるべきである。説明のために、「信号プロセッサ」という用語が、本教示のハードウェアとソフトウェアの両方に基づく実施を記載するために本明細書では使用される。

10

【0043】

ブロック302では、解剖学的領域（例えば、心腔）に関連する形状情報を取得する。取得された形状情報は、解剖学的領域内の複数の点に対する位置情報（例えば、直交座標）を含む。

【0044】

形状は、多くの方法で取得することができ、その多くは、当業者によく知られている。例えば、ある態様において、システム8は、解剖学的領域の形状を規定する複数の位置ポイントを収集するために用いられ、その後、その複数の位置ポイントを、解剖学的領域モデルを作成するために用いることができる。他の態様において、磁気共鳴画像法（「MRI」）、コンピュータ断層撮影法（「CT」）、ポジトロン放出断層撮影法（「PET」）、超音波画像診断、単光子放出コンピュータ断層撮影法（「SPECT」）等のような外部の画像診断法が用いられる。複数の形状を複数の画像診断法から取得してよいことも考慮されたい。複数の形状が取得される場合には、例えば、本明細書に完全に説明されているものとして参照により組み込まれている2007年3月9日出願の米国出願第11/715, 923号、及び/又は2011年4月14日出願の米国出願第13/087, 203号に開示されるように、複数の形状を共通の座標系に結合する、又は記録することができる。

20

30

【0045】

さらに、形状情報は、時間的に変化してもよい。例えば、心臓の形状は、心臓の拍動と共に経時変化する。したがって、たった一時点（例えば、最大の心臓収縮又は最大の心臓拡張）におけるただ1つの形状を取得するよりもむしろ、例えば、MRIシステム又はCTシステムによって撮影される体積画像から複数のフェーズを分割することによって、複数の時間的に変化する形状を撮影してよい。これらの時間的に変化する形状は、解剖学的領域の動画形状モデルを作成するために用いることができる。

【0046】

ブロック304では、解剖学的領域に関連する電気生理学情報が取得される。電気生理学情報は、解剖学的領域の複数の電気生理学的特徴を含む。ブロック302において形状情報を取得する多くの方法があるのと同じように、ブロック304において電気生理学情報を取得する多くの方法もある。例えば、システム8（例えば、カテーテル13の電極17、52、54及び56）を、患者の心臓10の表面の電氣的活動を測定するために使用することができる。電気生理学情報もまた、時間的に変化してもよい。

40

【0047】

ブロック306では、ブロック302において取得した形状情報が、ブロック304において取得した電気生理学情報と関連付けられる。例えば、電極17、52、54、56によって行われた電気生理学測定を、その測定が行われた時のカテーテル13の位置と関

50

連付けることができる。他の例としては、C Tモデルがシステム8の座標フレームに記録された後に、電気生理学測定をそのC Tモデル内の位置と関連付けることができる。これにより、解剖学的マップの生成（及び操作）に使用するために、例えば、コンピュータシステム20のメモリに記憶され得る複数の電気生理学的データポイントが生成される。

【0048】

上述したように、通常の技術者であれば、多数の電気生理学マップに精通している。例えば、本明細書に完全に説明されているものとして参照により組み込まれている2014年10月15日に出願された米国仮出願第62/063,987号に開示されているように、伝導速度及び/又は一致指数のマップは、いずれも電気生理学マップである。他の電気生理学マップは、コンプレックス細分化電位図（「CFE」）マップ（例えば、周期長の平均及び周期長の標準偏差のマップ）、分別指数マップ、最大振幅電圧マップ、遅延マップ（例えば、Late-P及びLate-A）、局所的活性時間（「LAT」）マップ、及び電位図（「EGM」）鮮鋭度マップを含むが、これに限定されない。

【0049】

電気生理学マップごとに、1つの電気生理学的特徴を示すことが知られている。しかしながら、電気生理学的研究中の施術者の関心であろう電気生理学的特徴の増加に伴って、1マップあたり1特徴のアプローチは、厄介なものとなり得る。

【0050】

同様に、電気生理学マップ上に、電気生理学的特徴の値の全範囲を表示すること（例えば、解剖学的領域内で測定された最低値から解剖学的領域内で測定された最高値までの最大振幅電圧を表示すること）が知られている。これにより、相対的に広範囲にわたって、表示スケール（例えば、カラースケール、モノクロスケール、又は他のグラフィック表現法）を展開させる必要がある。しかしながら、施術者は、電気生理学的特徴の値のより狭い範囲にのみ関心があるであろう。例えば、本明細書に完全に説明されているものとして参照により組み込まれている2014年10月1日に米国特許出願第14/504,174号には、遅延属性に対する表示スケールの使用において、上限と下限の使用が記載されている。

【0051】

本開示の態様によると、複数の電気生理学的特徴を1つの電気生理学マップに表示することができる。本開示の他の態様によると、ユーザは、電気生理学的特徴の表示において、その電気生理学的特徴の値の特定の範囲のみが表示されるように、種々な（例えば、高域、低域、帯域通過、帯域阻止）フィルタを設定することができる。

【0052】

したがって、ステップ308a、310aではそれぞれ、ユーザは、電気生理学マップに表示する第1の電気生理学的特徴（例えば、周期長の平均）を選択することができ、それに対応する第1のフィルタ基準を設定することができる。例えば、ユーザは、CFEの周期長の平均に対して、約110msから約290msの帯域通過フィルタを適用することを選択できる。

【0053】

同様に、ステップ308b、310bではそれぞれ、ユーザは、電気生理学マップに表示する第2の電気生理学的特徴（例えば、周期長の標準偏差）を選択することができ、それに対応する第2のフィルタ基準を設定することができる。例えば、ユーザは、CFEの周期長の標準偏差に対して、約1msから30msの帯域通過フィルタを適用することを選択できる。

【0054】

選択されたフィルタは、ブロック312において、複数のEPデータポイントに適用される。ある態様において、フィルタの出力は、ブロック310a、310bで設定されたフィルタリング基準の両方を満たす複数のEPデータポイントのサブセットである。すなわち、フィルタを、ブールAND（Boolean AND）を用いて複数のEPデータポイントに適用することができる。他の態様において、フィルタの出力は、ブロック31

10

20

30

40

50

0 a、3 1 0 bで設定されたフィルタリング基準のいずれかを満たす複数のE Pデータポイントのサブセットである。すなわち、フィルタを、ブールOR (Boolean OR)を用いて複数のE Pデータポイントに適用することができる。フィルタの適用が、2つのサブセット、つまりブロック3 1 0 aの第1のフィルタリング基準を満足する第1のサブセットと、ブロック3 1 0 bの第2のフィルタリング基準を満足する第2のサブセット、を生じさせ得ることも考慮される。

【0055】

ブロック3 1 4において、電気生理学マップが表示される。電気生理学マップは、ブロック3 1 2において第1及び第2のフィルタの適用から生じた複数のE Pデータポイントのサブセットのグラフィック表示である。したがって、例えば、取得した形状（又は、複数の形状）を、（例えば、当業者によく知られた技術を使用して）図で表示することができ、フィルタリング後の電気生理学的特徴のマップをその上に重ね合わせることができる。

10

【0056】

図4 a～図4 d、及び図5 a～図5 cは、上述の教示を示す。図4 aは、フィルタが適用されていない従来の周期長の平均のマップであり、一方、図4 bは、図4 aのマップに170 ms～250 msの通過帯域を有する帯域通過フィルタを適用している。同様に、図4 cは、フィルタが適用されていない従来の周期長の標準偏差のマップであり、一方、図4 dは、図4 cのマップに1 ms～40 msの通過帯域を有する帯域通過フィルタを適用している。

【0057】

20

一方で図4 a及び図4 cを、他方で図4 b及び図4 dと比較することによって分かるように、図4 b及び図4 dでは、関心のある値を有する領域のみがマッピングされる。したがって、カラースケールの値の同じ範囲が、図4 a及び図4 cより、図4 b及び図4 dにおいて狭い数値範囲で適用され、図4 a及び図4 cに対して図4 b及び図4 dではより絞り込まれた表示が可能となる（すなわち、図4 a及び図4 cと比べて図4 b及び図4 dでは、描写された電気生理学的特徴のよりわずかな変化を描写することができる）。

【0058】

次に図5 a～図5 cを参照して、施術者が、速くかつ規則的な活性を示す心臓組織の領域の特定に関心があると仮定する。そのような領域は、例えば、150 ms～250 msの間の周期長の平均と、1 ms～30 msの間の周期長の標準偏差との両方を示す領域として規定することができる。したがって、図5 aは、両方の基準を満たすE Pデータポイント（すなわち、150 ms～250 msの間の周期長の平均と、1 ms～30 msの間の周期長の標準偏差とを有するE Pデータポイント）のみを図示する例示的な電気生理学マップである。そのような表示の利点は、図4 a～図4 dについて上記で検討したものと同様である。具体的には、図5 bは、図5 aのマップに含まれるE Pデータポイント（すなわち、施術者が関心のある電気生理学的特徴を示すE Pデータポイント）の種類を示す一方、図5 cは、図5 cのマップから排除されたE Pデータポイント（すなわち、施術者が関心のある電気生理学的特徴を示さないE Pデータポイント）の種類を示す。

30

【0059】

図4 a～図4 d、及び図5 a～図5 cは、本教示の例示にすぎないことを理解されたい。他の実施態様において、ユーザは以下の電気生理学的特徴、及び関連するフィルタを選択してもよい。

40

- ・心房細動の永続化の重大な基質であるため、心房細動治療の望ましいアブレーション対象であり得る高分画の領域を識別するために、高域フィルタ及び分別指数マップを使用する（図6 aと図6 bの比較）。

- ・低い最大振幅電圧を有する領域を識別するために、低域フィルタ及び最大振幅電圧マップを使用する。低電圧の領域は、不整脈維持の基質として働き得る線維症又は瘢痕を示すことができる。

- ・異所性焦点を示す可能性がある高鮮鋭度の領域を識別するために、高域フィルタ及び電位図鮮鋭度マップを使用する。

50

・伝搬する活性波面の方向が高度に一致する領域を識別するために、高域フィルタ及び伝導速度一致指数のマップを使用する。これにより、心房性不整脈において、波面円周を強調することができる。

・伝導を遅延させる領域を識別するために、低域フィルタ及び伝導速度マップを使用する。なぜなら、伝導の遅延は、リエントリー回路を維持する顕著な特徴であり、そのようなマップによって識別される領域を、心室頻拍（「VT」）の治療において、アブレーション療法の対象にすることができるためである（図7aと図7bの比較）。

【0060】

もちろん、この実施態様のリストでさえ、完全には網羅されておらず、当業者は、本教示をさらなる電気生理学マップや電気生理学マップの組み合わせにどのように拡張するかを容易に理解するであろう。

10

【0061】

同様に、本明細書で検討される電気生理学マップの種々の組み合わせを示すために、種々の表現法を用いることができる。例えば、フルカラースケールとモノクロスケール（例えば、グレースケール、ブラウンスケール）の種々の組み合わせを、電気生理学マップの表示に用いることができる。種々の図像もまた、用いることができる。例えば、図8a（フィルタリングされていない）及び図8b（一致指数の高域フィルタリングがされている）は、活性の方向（矢印の方向）、局所伝導速度（矢印の長さ）、及び一致指数（矢印の幅）を描写する矢印の使用を示す。他の実施態様では、伝導速度を示すために、矢印の代わりに、目が詰まったジグザグであるほどより遅い伝導速度を反映するジグザグ線を用いてもよい。電気生理学マップを表すさらに他の方法は、本明細書に完全に説明されているものとして参照により組み込まれている2014年2月7日出願された米国仮出願第61/935,954号に開示される。

20

【0062】

複数の異なる電気生理学的特徴が、1つの電気生理学マップ上に表示される場合、ユーザは、種々の特徴に優先順位を割り当てることができる。特徴が優先順位付けされると、重複するあらゆる領域を、特徴の相対的な優先度に応じて、優先度がより高い特徴を優先度のより低い特徴に対して優先的に表示することができる。言い方を変えると、特定のEPデータポイントが、ユーザが指定するフィルタを満足する複数の電気生理学的特徴のデータを含む場合、そのEPデータポイントは最も優先度の高い電気生理学的特徴で表示される。

30

【0063】

例えば、図9aは、周期長の平均及び標準偏差に対して帯域通過フィルタリングされたEPデータポイントのマップを描写するという点において、図5aと同様である。図9bでは、低域フィルタリングされた最大振幅マップが、より高い優先度を有するものとして、図9aのマップに追加されている。したがって、2つのマップが重なる場合（すなわち、EPデータポイントが周期長フィルタと最大振幅フィルタの両方を満足する場合）、周期長マップの代わりに、最大振幅マップが描かれる（領域900参照）。

【0064】

図10は、他の例示的な優先順位付けされた電気生理学マップである。図10のマップは、上述したように、低域フィルタリングされた最大振幅マップを優先度が最も高いものとし、高域フィルタリングされた分別指数マップを次に優先度が高いものとし、帯域通過フィルタリングされた周期長の平均及び標準偏差のマップを最も優先度が低いものとして含む。図10はまた、一致指数に対して高域フィルタリングされた伝導速度の矢印と、高域フィルタリングされた鮮鋭度データを使用して認識されるような局所的活動を示す星形のアイコンとを含む。

40

【0065】

本発明のいくつかの実施形態は、ある程度詳細に上記に記載したが、当業者は、本発明の精神又は範囲から逸脱することなく、開示された実施形態に多数の変更を加えることができる。

50

【 0 0 6 6 】

例えば、本明細書に開示される電気生理学マップは、2つの特徴を有する（同様に、2つのフィルタを有する）マップとの関連で記載されていたが、通常の技術者は、本教示を、 n が1より大きい整数である、 n 個の特徴を有するあらゆるマップ、及び n 又は n 個のフィルタを有するあらゆるマップにどのように拡張するかを理解するであろう。

【 0 0 6 7 】

別の例としては、上述したいくつかのフィルタリング方法は、ブールAND及びブールORを用いて適用されるが、本教示を、特徴間の他の関係（例えば、フィルタリングされた特徴1とそうでないもの（AND NOT）（フィルタリングされた特徴2又は（OR）フィルタリングされた特徴3））に適用することができる。

10

【 0 0 6 8 】

方向に関する全ての言及（例えば、上部、下部、上方、下方、左、右、左方、右方、頂部、底部、上、下、垂直、水平、時計回り、および反時計回り）は、読者が本発明を理解するのを支援するための識別のためのものにすぎず、特に本開示について位置、向き、または使用を限定するものではない。結合に関する言及（例えば、取り付けられる、結合される、接続される、など）は、広く解釈されるべきであり、要素の接続間の中間部材、および要素間の相対的な動きを含んでもよい。したがって、結合に関する言及は必ずしも、2つの要素が直接接続されており、互いに対して固定された関係にあることを暗示するものではない。

【 0 0 6 9 】

20

上記の記載に含まれた、または添付の図面に示された全ての事項が、単なる例示として解釈され、限定として解釈されないものであることが意図されている。細部または構造の変更は、添付の請求の範囲で定義された本発明の趣旨から逸脱することなく行ってもよい。

下記の各項目に記載された発明は、本明細書によって開示されるものであって、国際出願時の請求の範囲に記載されたものである。

[項目1]

電気生理学マップを生成する方法であって、

解剖学的領域に関連し、前記解剖学的領域内の複数のポイントに関する位置情報を備える形状情報を取得するステップと、

30

前記解剖学的領域に関連し、前記解剖学的領域の複数の電気生理学的特徴を備える電気生理学情報を取得するステップと、

前記形状情報と前記電気生理学情報を複数の電気生理学的（「EP」）データポイントとして結び付けるステップと、

前記複数の電気生理学的特徴から第1の電気生理学的特徴を選択すると共に、前記第1の電気生理学的特徴に対する第1のフィルタリング基準を選択するユーザ入力を受け付けるステップと、

前記複数の電気生理学的特徴から第2の電気生理学的特徴を選択すると共に、前記第2の電気生理学的特徴に対する第2のフィルタリング基準を選択するユーザ入力を受け付けるステップと、

40

前記第1のフィルタリング基準と前記第2のフィルタリング基準とを前記複数のEPデータポイントに適用するステップと、

前記第1のフィルタリング基準と前記第2のフィルタリング基準との両方を満足する前記複数のEPデータポイントのサブセットを出力するステップと、

を備える方法。

[項目2]

前記第1の電気生理学的特徴は周期長の平均を備え、前記第2の電気生理学的特徴は周期長の標準偏差を備える、項目1に記載の方法。

[項目3]

前記第1のフィルタリング基準は、110ms～290msの通過帯域を有する帯域通

50

過フィルタを備え、前記第2のフィルタリング基準は、1 ms ~ 30 msの通過帯域を有する帯域通過フィルタを備える、項目2に記載の方法。

[項目4]

前記第1の電気生理学的特徴及び前記第1のフィルタリング基準はそれぞれ、分別指標及び高域フィルタと、最大振幅電圧及び低域フィルタと、電位図の鮮鋭度及び高域フィルタと、伝導速度の一致指数及び高域フィルタと、伝導速度及び低域フィルタとのうちの1つを備える、項目1に記載の方法。

[項目5]

前記第2の電気生理学的特徴及び前記第2のフィルタリング基準はそれぞれ、分別指標及び高域フィルタと、最大振幅電圧及び低域フィルタと、電位図の鮮鋭度及び高域フィルタと、伝導速度の一致指数及び高域フィルタと、伝導速度及び低域フィルタとのうちの1つを備え、前記第2の電気生理学的特徴及び前記第2のフィルタリング基準は、前記第1の電気生理学的特徴及び前記第1のフィルタリング基準とはそれぞれ相違する、項目4に記載の方法。

[項目6]

前記複数のEPデータポイントの前記サブセットの3次元グラフィック表示を出力するステップをさらに備える、項目1に記載の方法。

[項目7]

前記第1の電気生理学的特徴及び前記第2の電気生理学的特徴を優先順位付けするユーザ入力を受け付けるステップさらに備え、前記複数のEPデータポイントの前記サブセットの前記グラフィック表示は、前記第1の電気生理学的特徴及び前記第2の電気生理学的特徴の優先順位付けに応じて表示される、項目6に記載の方法。

[項目8]

電気生理学マップを生成する方法であって、

解剖学的領域に関連し、前記解剖学的領域内の複数のポイントに関する位置情報を備える形状情報を取得するステップと、

前記解剖学的領域に関連し、前記解剖学的領域の複数の電気生理学的特徴を備える電気生理学情報を取得するステップと、

前記形状情報と前記電気生理学情報を複数の電気生理学的(「EP」)データポイントとして結び付けるステップと、

前記複数の電気生理学的特徴から第1の電気生理学的特徴を選択すると共に、前記第1の電気生理学的特徴に対する第1のフィルタリング基準と、前記第1の電気生理学的特徴に対する第1の優先度とを選択するユーザ入力を受け付けるステップと、

前記第1のフィルタリング基準を満足する前記複数のEPデータポイントの第1のサブセットを出力するために、前記第1のフィルタリング基準を前記複数のEPデータポイントに適用するステップと、

前記複数の電気生理学的特徴から第2の電気生理学的特徴を選択すると共に、前記第2の電気生理学的特徴に対する第2のフィルタリング基準と、前記第2の電気生理学的特徴に対する第2の優先度とを選択するユーザ入力を受け付けるステップと、

前記第2のフィルタリング基準を満足する前記複数のEPデータポイントの第2のサブセットを出力するために、前記第2のフィルタリング基準を前記複数のEPデータポイントに適用するステップと、

前記第1の優先度及び前記第2の優先度に応じて、前記複数のEPデータポイントの前記第1のサブセット及び前記第2のサブセットの3次元グラフィック表示を出力するステップと、

を備える方法。

[項目9]

前記第1の優先度及び前記第2の優先度に応じて、前記複数のEPデータポイントの前記第1及び第2のサブセットの3次元グラフィック表示を出力するステップは、

前記第1の優先度が前記第2の優先度より高い場合に、前記複数のEPデータポイント

10

20

30

40

50

の前記第 1 のサブセットの前記グラフィック表示を、前記複数の E P データポイントの前記第 2 のサブセットの前記グラフィック表示に対して優先的に表示するステップと、

前記第 2 の優先度が前記第 1 の優先度より高い場合に、前記複数の E P データポイントの前記第 2 のサブセットの前記グラフィック表示を、前記複数の E P データポイントの前記第 1 のサブセットの前記グラフィック表示に対して優先的に表示するステップと、を備える、項目 8 に記載の方法。

[項目 10]

前記第 1 の優先度及び前記第 2 の優先度に応じて、前記複数の E P データポイントの前記第 1 及び第 2 のサブセットの 3 次元グラフィック表示を出力するステップは、

前記複数のデータポイントの前記第 1 のサブセットの前記グラフィック表示を、カラースケールを用いて表示するステップと、

前記複数のデータポイントの前記第 2 のサブセットの前記グラフィック表示を、モノクロスケールを用いて表示するステップと、を備える、項目 8 に記載の方法。

[項目 11]

前記第 1 の優先度及び前記第 2 の優先度に応じて、前記複数の E P データポイントの前記第 1 及び第 2 のサブセットの 3 次元グラフィック表示を出力するステップは、

前記複数のデータポイントの前記第 1 のサブセットの前記グラフィック表示を、カラースケールとモノクロスケールとのうちの 1 つを用いて表示するステップと、

前記複数のデータポイントの前記第 2 のサブセットの前記グラフィック表示を、図像を用いて表示するステップと、を備える、項目 8 に記載の方法。

[項目 12]

前記複数の電気生理学的特徴から第 3 の電気生理学的特徴を選択すると共に、前記第 3 の電気生理学的特徴に対する第 3 のフィルタリング基準と、前記第 3 の電気生理学的特徴に対する第 3 の優先度とを選択するユーザ入力を受け付けるステップと、

前記第 3 のフィルタリング基準を満足する前記複数の E P データポイントの第 3 のサブセットを出力するために、前記第 3 のフィルタリング基準を前記複数の E P データポイントに適用するステップと、

前記第 3 の優先度に応じて、前記複数の E P データポイントの前記第 3 のサブセットの 3 次元グラフィック表示を出力するステップと、をさらに備える、項目 8 に記載の方法。

[項目 13]

前記複数の E P データポイントの前記第 1 のサブセット、前記第 2 のサブセット及び前記第 3 のサブセットの前記グラフィック表示のうちの 1 つは、カラースケールで出力され、前記第 1 のサブセット、前記第 2 のサブセット及び前記第 3 のサブセットの前記グラフィック表示のうちの 2 つは、モノクロスケールで出力される、項目 12 に記載の方法。

[項目 14]

電気生理学マップを生成するシステムであって、

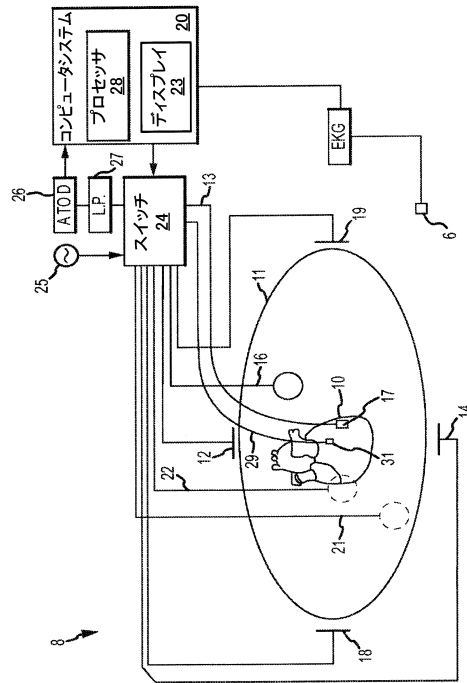
解剖学的領域に関連する形状情報及び電気生理学情報を入力として受け付けると共に、前記形状情報と前記電気生理学情報を複数の電気生理学的数据ポイントとして結び付けるように構成される電気生理学データポイントのプロセッサと、

ユーザの n 個の電気生理学的特徴の選択を入力として受け付けるように構成されるフィルタリングプロセッサであって、n 個の選択された電気生理学的特徴のそれぞれは、結び付けられたフィルタリング基準と結び付けられた優先度とを備えており、前記フィルタリング基準を前記 n 個の選択された電気生理学的特徴のそれぞれに適用するように構成されるフィルタリングプロセッサと、

それぞれの優先度に応じて、フィルタリングされた n 個の選択された電気生理学的特徴の 3 次元表示を出力するように構成されるマッピングプロセッサと、

を備えるシステム。

【図 1】



【図 2】

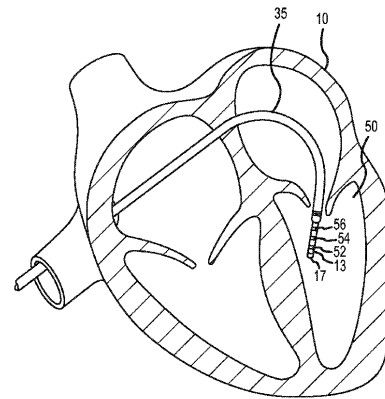
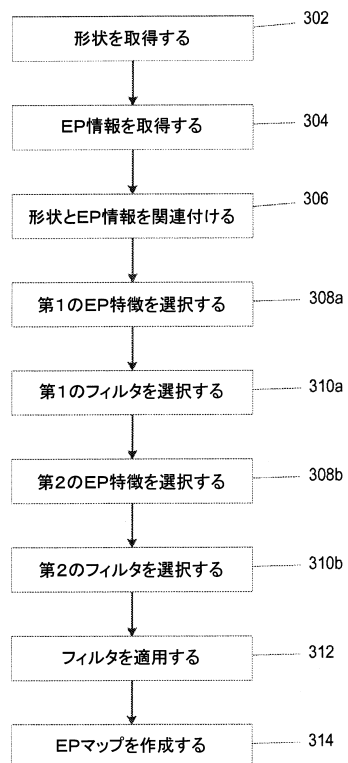


FIG.2

【図 3】



【図 4 a】

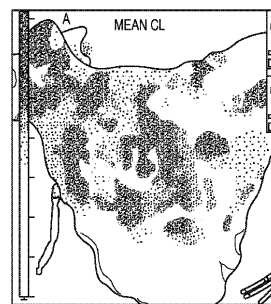


FIG.4a

【図 4 b】

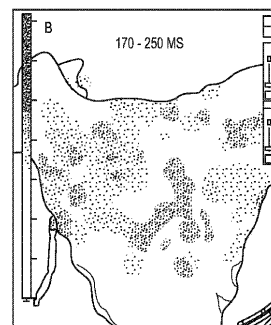


FIG.4b

【 4 c 】

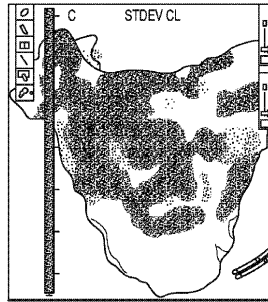


FIG.4c

【 4 d 】

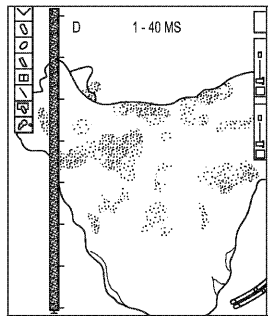


FIG.4d

【 5 a 】

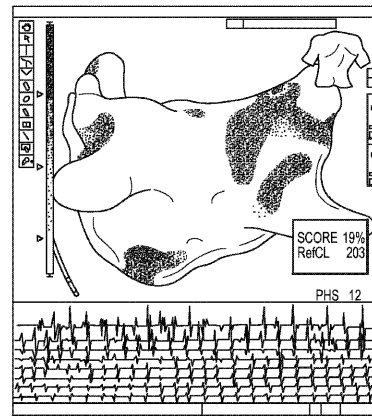


FIG.5a

【 5 b 】

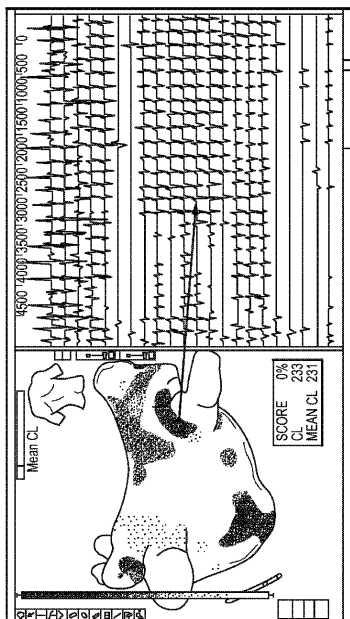


FIG.5b

【 5 c 】

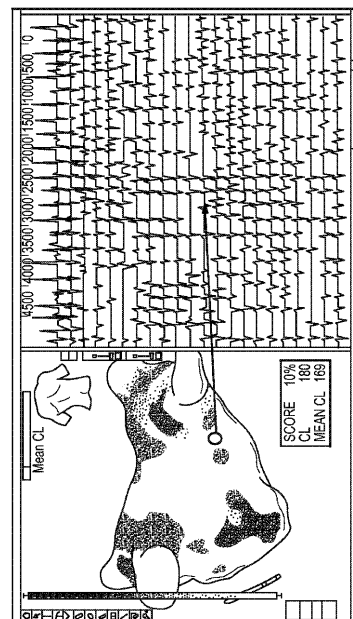


FIG.5c

【図 6 a】

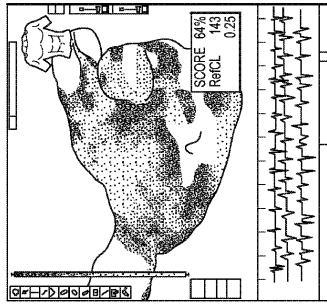


FIG.6a

【図 6 b】

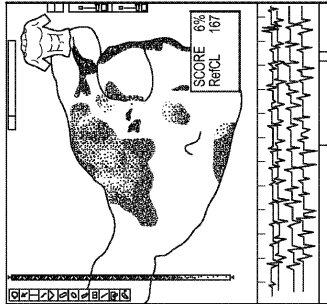


FIG.6b

【図 7 a】

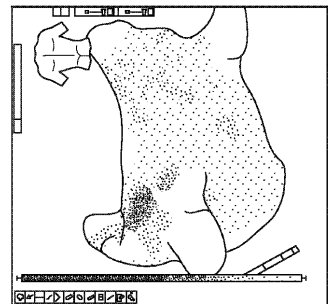


FIG.7a

【図 7 b】

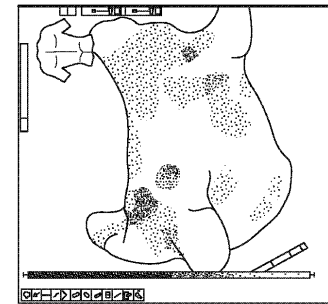


FIG.7b

【図 8 a】

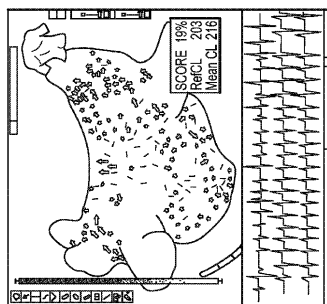


FIG.8a

【図 8 b】

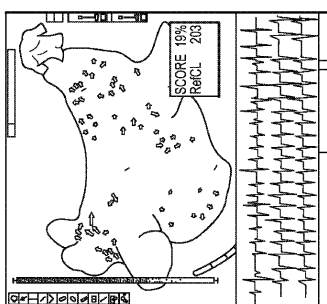


FIG.8b

【図 9 a】

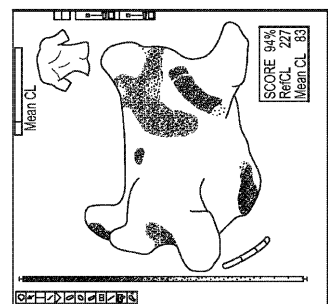


FIG.9a

【図 9 b】

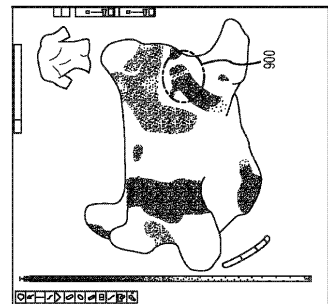
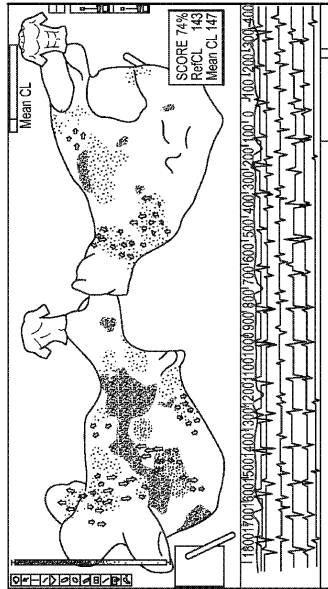


FIG.9b

【 図 1 0 】



フロントページの続き

- (72)発明者 エルハン エルデミル
アメリカ合衆国、 5 5 1 0 9、 ミネソタ州、 メープルウッド、 カントリビュー サークル
1 2 2 0
- (72)発明者 バルティノ アフォンソ
アメリカ合衆国、 5 5 1 2 8、 ミネソタ州、 オークデール、 アッパー 1 7 番 ストリー
ト ノース 7 5 4 6
- (72)発明者 カルロ パッポーネ
イタリア、 2 3 8 7 0 チェルヌスコ ロンバルドーネ、 ピアザ サン ジョヴァンニ 9
- (72)発明者 デニス モーガン
アメリカ合衆国、 5 5 4 2 9、 ミネソタ州、 クリスタル、 クウェイル アベニュー ノー
ス 5 0 4 6

審査官 松本 隆彦

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

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 5 / 0 4 - 5 / 0 5 3