

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2020-519319

(P2020-519319A)

(43) 公表日 令和2年7月2日(2020.7.2)

(51) Int.Cl.

**A61B 5/0452 (2006.01)**  
**A61B 5/044 (2006.01)**

F 1

A 61 B 5/04 3 1 2 A  
A 61 B 5/04 3 1 4 G

テーマコード(参考)

4 C 1 2 7

審査請求 有 予備審査請求 未請求 (全 23 頁)

(21) 出願番号 特願2019-555433 (P2019-555433)  
 (86) (22) 出願日 平成30年5月2日 (2018.5.2)  
 (85) 翻訳文提出日 令和1年12月9日 (2019.12.9)  
 (86) 国際出願番号 PCT/US2018/030687  
 (87) 国際公開番号 WO2018/212996  
 (87) 国際公開日 平成30年11月22日 (2018.11.22)  
 (31) 優先権主張番号 62/507,289  
 (32) 優先日 平成29年5月17日 (2017.5.17)  
 (33) 優先権主張国・地域又は機関  
米国(US)

(71) 出願人 511177374  
 セント・ジュード・メディカル, カーディオロジー・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55117-9913, セント・ポール, カウンティ・コード・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 クレイグ マーコヴィッツ  
 ドイツ連邦共和国、O 4 1 O 9 ライブツィヒ、ヤーンアレー 7  
 F ターム(参考) 4C127 AA02 GG05 GG09 HH13 HH16  
 LL08

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】局所活動時間(LAT)をマッピングするためのシステム、及び、方法

## (57) 【要約】

局所活動時間(LAT)は、複数の電気生理学的データ点に関するLAT範囲を計算し、LAT範囲を2つ以上のLATサブ範囲に分割し、LATマップを対応する数のLATサブマップに分割し、マッピングサブ規則(例えば、色スペクトル、グレースケール、及び/又は、パターン密度範囲)をLATサブマップのそれぞれに関連付けることによって、マッピングされる。マッピングサブ規則は、それらのそれぞれのLATサブ範囲に対して、(例えば、線形的に、対数的に)スケーリングすることができ、専門家にとって特に关心があるLATサブ範囲に対して増加した粒度を提供する全体的なLATマップを可能にする。LATサブマップは、追加の電気生理学的データ点が収集されるにつれてリアルタイムで更新することができる。

【選択図】 図3

**【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

複数の電気生理学的データ点から局所活動時間をマッピングする方法であって、  
前記複数の電気生理学的データ点に関する L A T 範囲を計算するステップと、  
前記 L A T 範囲を、少なくとも第 1 の L A T サブ範囲と第 2 の L A T サブ範囲とに分割  
するステップと、  
少なくとも、前記第 1 の L A T サブ範囲内に含まれる前記複数の電気生理学的データ点  
の第 1 のサブセットと、前記第 2 の L A T サブ範囲内に入る前記複数の電気生理学的データ点  
の第 2 のサブセットと、を画定するステップと、  
少なくとも、前記複数の電気生理学的データ点の前記第 1 のサブセットの第 1 の L A T  
サブマップと、前記複数の電気生理学的データ点の前記第 2 のサブセットの第 2 の L A T  
サブマップと、を生成するステップであって、前記第 1 の L A T サブマップは第 1 のマッ  
ピングサブ規則を使用して生成され、前記第 2 の L A T サブマップは第 2 のマッピングサ  
ブ規則を使用して生成される、ステップと、  
を備える方法。

**【請求項 2】**

前記第 1 のマッピングサブ規則は、前記第 2 のマッピングサブ規則と連続している、請  
求項 1 に記載の方法。

**【請求項 3】**

前記第 1 のマッピングサブ規則が、第 1 の色スペクトルを備え、  
前記第 2 のマッピングサブ規則が、第 2 の色スペクトルを備える、請求項 1 に記載の方  
法。

**【請求項 4】**

前記第 1 のマッピングサブ規則が、第 1 のグレースケール範囲を備え、  
前記第 2 のマッピングサブ規則が、第 2 のグレースケール範囲を備える、請求項 1 に記  
載の方法。

**【請求項 5】**

前記第 1 のマッピングサブ規則が、第 1 のパターン密度範囲を備え、  
前記第 2 のマッピングサブ規則が、第 2 のパターン密度範囲を備える、請求項 1 に記載  
の方法。

**【請求項 6】**

前記第 1 のマッピングサブ規則が、前記第 1 の L A T サブ範囲に対して線形的にスケ  
ーリングされ、  
前記第 2 のマッピングサブ規則が、前記第 2 の L A T サブ範囲に対して線形的にスケ  
ーリングされる、請求項 1 に記載の方法。

**【請求項 7】**

前記第 1 のマッピングサブ規則が、前記第 1 の L A T サブ範囲に対して対数的にスケ  
ーリングされ、  
前記第 2 のマッピングサブ規則が、前記第 2 の L A T サブ範囲に対して対数的にスケ  
ーリングされる、請求項 1 に記載の方法。

**【請求項 8】**

前記第 1 の L A T サブ範囲が、前記 L A T 範囲の 50 % 未満をカバーし、  
前記第 2 の L A T サブ範囲が、前記 L A T 範囲の 50 % 超をカバーする、請求項 1 に記  
載の方法。

**【請求項 9】**

前記第 1 の L A T サブ範囲が、前記 L A T 範囲の 5 % をカバーし、  
前記第 2 の L A T サブ範囲が、前記 L A T 範囲の 95 % をカバーする、請求項 7 に記載  
の方法。

**【請求項 10】**

前記方法は、さらに、

10

20

30

40

50

追加の電気生理学的データ点を収集するステップと、  
 前記追加の電気生理学的データ点を前記複数の電気生理学的データ点に含めて、  
 前記複数の電気生理学的データ点に関するLAT範囲を再計算するステップと、  
 前記LAT範囲を、少なくとも第1のLATサブ範囲と第2のLATサブ範囲とに分割するステップと、

少なくとも、前記第1のLATサブ範囲内に含まれる前記複数の電気生理学的データ点の第1のサブセットと、前記第2のLATサブ範囲内に含まれる前記複数の電気生理学的データ点の第2のサブセットと、を画定するステップと、

少なくとも、前記複数の電気生理学的データ点の前記第1のサブセットの第1のLATサブマップと、前記複数の電気生理学的データ点の前記第2のサブセットの第2のLATサブマップと、を生成するステップであって、前記第1のLATサブマップは第1のマッピングサブ規則を使用して生成され、前記第2のLATサブマップは第2のマッピングサブ規則を使用して生成される、ステップと、

を繰り返すステップと、

備える、請求項1に記載の方法。

#### 【請求項11】

前記方法は、さらに、  
 3次元心臓モデルにおける少なくとも前記第1のLATサブマップ及び前記第2のLATサブマップのグラフ表示を出力するステップを備える、請求項1に記載の方法。

#### 【請求項12】

局所活動時間をマッピングする方法であって、  
 心臓の少なくとも一部のLATマップであって、マッピング規則に関連付けられている前記LATマップを受信するステップと、

前記LATマップに関するLAT範囲を計算するステップと、

前記LAT範囲を複数のLATサブ範囲に分割するステップと、

前記LATマップを複数のLATサブマップに分割するステップであって、前記LATサブマップの数が前記LATサブ範囲の数に対応し、前記複数のLATサブマップのそれぞれのLATサブマップが、複数のマッピングサブ規則のそれぞれのマッピングサブ規則に関連付けられている、ステップと、

を備える方法。

#### 【請求項13】

前記複数のマッピングサブ規則は連続的であり、前記マッピング規則を集合的に備える、請求項11に記載の方法。

#### 【請求項14】

前記マッピング規則は、色スペクトルを備える、請求項12に記載の方法。

#### 【請求項15】

前記マッピング規則は、グレースケールを備える、請求項12に記載の方法。

#### 【請求項16】

前記マッピング規則は、パターン密度範囲を備える、請求項12に記載の方法。

#### 【請求項17】

前記方法は、さらに、

3次元心臓モデルにおける前記複数のLATサブマップのグラフ表示を出力するステップを備える、請求項11に記載の方法。

#### 【請求項18】

前記複数のLATサブ範囲は、第1のLATサブ範囲と第2のLATサブ範囲とを備え、

前記第1のLATサブ範囲は、前記LAT範囲の50%未満であり、

前記第2のLATサブ範囲は、前記LAT範囲の50%超である、請求項11に記載の方法。

#### 【請求項19】

10

20

30

40

50

前記第1のLATサブ範囲は、前記LAT範囲の5%であり、

前記第2のLATサブ範囲は、前記LAT範囲の95%である、請求項17に記載の方法。

#### 【請求項20】

局所活動時間をマッピングするためのシステムであって、

心臓の少なくとも一部のLATマップであって、マッピング規則に関連付けられている前記LATマップを受信する処理と、

前記LATマップに関するLAT範囲を計算する処理と、

前記LAT範囲を複数のLATサブ範囲に分割する処理と、

前記LATマップを複数のLATサブマップに分割する処理であって、前記LATサブマップの数が前記LATサブ範囲の数に対応し、前記複数のLATサブマップのうちのLATサブマップのそれぞれが、複数のマッピングサブ規則のそれぞれのマッピングサブ規則に関連付けられている、処理と、10

を実行するように構成されたマッピングプロセッサを備えるシステム。

#### 【請求項21】

前記システムは、さらに、

3次元心臓モデルにおける前記複数のLATサブマップのグラフ表示を出力するように構成された出力プロセッサを備える、請求項20に記載のシステム。

#### 【発明の詳細な説明】

##### 【技術分野】

20

##### 【0001】

##### (関連出願との相互参照)

本出願は、本明細書に完全に記載されているように、参照により本明細書に組み込まれる、2017年5月17日に出願した米国仮出願第62/507,289号の利益を主張するものである。

##### 【0002】

本開示は、一般的に、心臓アブレーションなどの心臓治療処置に関する。より具体的には、本開示は、局所活動時間のマップを生成するためのシステム、装置、及び、方法に関する。

##### 【背景技術】

30

##### 【0003】

電気生理学的マッピング、より具体的には心電図マッピングは、多くの心臓ならびに診断、及び、治療処置の一部である。しかしながら、そのような手順の複雑さが増すにつれて、利用される電気生理学的マップは、品質、密度、ならびに、それらが生成され得る速さ、及び、容易さを向上しなければならない。

##### 【0004】

電気生理学的検査は、局所活動時間(「LAT : local activation time」)マップの生成を含み得る。例えば、LATマップは、不整脈が心室内をどのように移動しているかについて、専門家に洞察を提供することができる。

##### 【発明の概要】

40

##### 【発明が解決しようとする課題】

##### 【0005】

しかしながら、現存するLATマップを使用して、上室性及び/又は心室性期外収縮などの特定の不整脈を視覚化することは、困難な場合がある。

##### 【課題を解決するための手段】

##### 【0006】

本明細書では、複数の電気生理学的データ点から局所活動時間をマッピングする方法が開示される。方法は、複数の電気生理学的データ点に関するLAT範囲を計算するステップと、LAT範囲を、少なくとも第1のLATサブ範囲と第2のサブ範囲とに分割するステップと、少なくとも、第1のLATサブ範囲内に含まれる複数の電気生理学的データ点

50

の第1のサブセットと、第2のLATサブ範囲内に含まれる複数の電気生理学的データ点の第2のサブセットと、を画定するステップと、少なくとも、複数の電気生理学的データ点の第1のサブセットの第1のLATサブマップと、複数の電気生理学的データ点の第2のサブセットの第2のLATサブマップと、を生成するステップであって、第1のLATサブマップは第1のマッピングサブ規則を使用して生成され、第2のLATサブマップは第2のマッピングサブ規則を使用して生成される、ステップと、を備える。

#### 【0007】

本開示の実施形態では、第1のマッピングサブ規則は、第2のマッピングサブ規則と連続している。例えば、第1のマッピングサブ規則が、第1の色スペクトルを備えて、第2のマッピングサブ規則が、第1の色スペクトルと連続する第2の色スペクトルを備えてもよい。別の例として、第1のマッピングサブ規則が、第1のグレースケール範囲を備え、第2のマッピングサブ規則が、第1のグレースケールと連続する第2のグレースケール範囲を備えてもよい。さらに別の例として、第1のマッピングサブ規則が、第1のパターン密度範囲を備え、第2のマッピングサブ規則が、第1のパターン密度範囲と連続する第2のパターン密度範囲を備えてもよい。

10

#### 【0008】

第1及び第2のマッピングサブ規則は、それぞれのLATサブ範囲にスケーリングされてもよい。例えば、第1のマッピングサブ規則が、第1のLATサブ範囲に対して線形的にスケーリングされ、第2のマッピングサブ規則が、第2のLATサブ範囲に対して線形的にスケーリングされてもよい。代替的には、第1のマッピングサブ規則が、第1のLATサブ範囲に対して対数的にスケーリングされ、第2のマッピングサブ規則が、第2のLATサブ範囲に対して対数的にスケーリングされてもよい。

20

#### 【0009】

本開示の態様によれば、第1のLATサブ範囲が、LAT範囲の50%未満をカバーし、第2のLATサブ範囲が、LAT範囲の50%超をカバーする。例えば、第1のLATサブ範囲が、LAT範囲の約5%をカバーし、第2のLATサブ範囲が、LAT範囲の約95%をカバーしてもよい。

#### 【0010】

方法は、追加の電気生理学的データ点を収集するステップと、次いで、追加の電気生理学的データ点を複数の電気生理学的データ点内に含めて、複数の電気生理学的データ点に関するLAT範囲を再計算するステップと、LAT範囲を、少なくとも第1のLATサブ範囲と第2のLATサブ範囲とに分割するステップと、少なくとも、第1のLATサブ範囲内に含まれる複数の電気生理学的データ点の第1のサブセットと、第2のLATサブ範囲内に含まれる複数の電気生理学的データ点の第2のサブセットと、を画定するステップと、少なくとも、複数の電気生理学的データ点の第1のサブセットの第1のLATサブマップと、複数の電気生理学的データ点の第2のサブセットの第2のLATサブマップと、を生成するステップであって、第1のLATサブマップは第1のマッピングサブ規則を使用して生成され、第2のLATサブマップは第2のマッピングサブ規則を使用して生成される、ステップと、を備える。

30

#### 【0011】

本開示の追加の態様では、方法は、3次元心臓モデルにおける少なくとも第1のLATサブマップ及び第2のLATサブマップのグラフ表示を出力するステップを含むことができる。

40

#### 【0012】

また、本明細書では、局所活動時間をマッピングする方法が開示される。方法は、心臓の少なくとも一部に関するLATマップであって、マッピング規則に関連付けられているLATマップを受信するステップと、LATマップに関するLAT範囲を計算するステップと、LAT範囲を複数のLATサブ範囲に分割するステップと、LATマップを複数のLATサブマップに分割するステップであって、LATサブマップの数がLATサブ範囲の数に対応し、複数のLATサブマップのそれぞれのLATサブマップが、複数のマッピ

50

ングサブ規則のそれぞれのマッピングサブ規則に関連付けられている、ステップと、を備える。

**【0013】**

複数のマッピングサブ規則は、連続的であり、マッピング規則を集合的に備えてもよい。例えば、マッピング規則が、色スペクトル、グレースケール、及び／又は、パターン密度範囲を備えてもよい。

**【0014】**

方法は、さらに、3次元心臓モデルにおける複数のLATサブマップのグラフ表示を出力する出力ステップを備えてもよい。

**【0015】**

本開示の態様によれば、複数のLATサブ範囲は、第1のLATサブ範囲と第2のLATサブ範囲とを備え、第1のLATサブ範囲が、LAT範囲の50%未満（例えば、LAT範囲の約5%）であり、第2のLATサブ範囲が、LAT範囲の50%超（例えば、LAT範囲の約95%）である。

10

**【0016】**

本開示は、さらに、局所活動時間をマッピングするためのシステムを提供する。システムは、心臓の少なくとも一部のLATマップであって、マッピング規則に関連付けられているLATマップを受信する処理と、LATマップに関するLAT範囲を計算する処理と、LAT範囲を複数のLATサブ範囲に分割する分割処理と、LATマップを複数のLATサブマップに分割する処理であって、LATサブマップの数がLATサブ範囲の数に対応し、複数のLATサブマップのうちのLATサブマップのそれぞれが、複数のマッピングサブ規則のそれぞれのマッピングサブ規則に関連付けられている、処理と、を実行するように構成されているマッピングプロセッサを備える。

20

**【0017】**

システムは、3次元心臓モデルにおける複数のLATサブマップのグラフ表示を出力するように構成された出力プロセッサを備えてもよい。

**【0018】**

本発明の上記及び他の態様、特徴、詳細、有用性、及び、利点は、以下の説明及び特許請求の範囲を読み、添付図面を検討することから明らかになるであろう。

30

**【図面の簡単な説明】**

**【0019】**

**【図1】** 例示的な電気解剖学的マッピングシステムの概略図である。

**【図2】** 本開示の態様に関連して使用することができる例示的なカテーテルを示す図である。

**【図3】** 本明細書に開示される例示的な実施形態に従い得る典型的なステップのフローチャート図である。

**【図4】** 本明細書の教示による典型的なLATマップの図である。

**【発明を実施するための形態】**

**【0020】**

複数の実施形態が開示されるが、本開示のさらに他の実施形態が、例示的な実施形態を示し、説明する以下の詳細な説明から当業者には明らかになるであろう。従って、図面及び詳細な説明は、本質的に例示的であり、限定的ではないとみなされるべきである。

40

**【0021】**

本開示は、局所活動時間（「LAT」）のマップを生成するためのシステム、装置、及び、方法を提供する。説明の目的のために、本開示の態様は、期外収縮のマッピングに関連して説明される。しかしながら、本明細書の教示は、他の状況（例えば、他の電気生理学的マップの作成）で良好な利点に適用することができることが理解されるべきである。

**【0022】**

図1は、心臓カテーテルをナビゲートし、患者11の心臓10に生じる電気的活動を測定し、電気的活動、及び／又は、そのように測定された電気的活動に関連する情報又はそ

50

の電気的活動を3次元マッピングすることによって、心臓電気生理学的検査を行うための例示的な解剖学的マッピングシステム8の概略図を示す。システム8は、例えば、1つ又は複数の電極を使用して、患者の心臓10の解剖学的モデルを作成するために使用することができる。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電気生理学的データを測定し、電気生理学的データが測定された各測定点に関する位置情報と関連付けて測定データを記憶するために使用することができる。本明細書でさらに論じるように、いくつかの実施形態において、システム8は、L A Tマップを生成することができる。

#### 【0023】

当業者が認識し、以下でさらに説明するように、システム8は、典型的には3次元空間内の物体の位置と、いくつかの実施形態では向きと、を決定し、少なくとも1つの基準に対して決定された位置情報としてそれらの位置を表す。

#### 【0024】

説明を簡単にするために、患者11は、概略的に橢円形として描かれている。図1に示す実施形態では、3つのセットの表面電極（例えば、パッチ電極）が患者11の表面に適用されて示されている。本明細書では、x軸、y軸、及び、z軸と呼ばれる3つの略直交する軸が画定される。他の実施形態では、電極は、他の配置、例えば、複数の電極を特定の身体表面上に配置することができる。さらなる代替として、電極は、身体表面上にある必要はなく、身体の内部に配置することができる。

#### 【0025】

図1において、x軸表面電極12、14は、患者の胸郭領域の側部上など、第1の軸に沿って患者（例えば、各腕の下の患者の皮膚）に適用され、左電極及び右電極と呼ぶことができる。y軸電極18、19は、患者の内腿領域及び頸部領域に沿うなど、x軸にほぼ直交する第2の軸に沿って患者に適用され、左脚電極及び頸部電極と呼ぶことができる。z軸電極16、22は、胸郭領域において患者の胸骨及び脊椎に沿うなど、x軸とy軸の両方に略直交する第3の軸に沿って適用され、胸部電極及び背部電極と呼ぶことができる。心臓10は、これらの表面電極のペア12/14、18/19、及び、16/22の間に位置する。

#### 【0026】

追加の表面基準電極（例えば、「腹部パッチ」）21は、システム8のための基準電極及び／又は接地電極を提供する。腹部パッチ電極21は、以下でさらに詳細に説明する固定心臓内電極31の代替であってもよい。加えて、患者11は、従来の心電図（「ECG」又は「EKG」）システムリード線の大部分又はすべてを定位置に有してもよいことも理解されるべきである。特定の実施形態では、例えば、患者の心臓10の心電図を感知するために12個のECGリード線の標準セットが利用されてもよい。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することができる）。ECGリード線が十分に理解されている限りにおいて、図面の明瞭化のために、単一のリード線6、及び、コンピュータ20への接続のみが、図1において図示されている。

#### 【0027】

少なくとも1つの電極17を有する典型的なカテーテル13も示されている。この典型的なカテーテル電極17は、本明細書全体にわたって「ローピング電極」、「移動電極」、又は、「測定電極」と呼ばれる。典型的には、カテーテル13上、又は、複数のカテーテル上の複数の電極17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、及び／又は、脈管構造内に配置される12個のカテーテル上の64個の電極を備えていてもよい。もちろん、この実施形態は、単なる例示であり、任意の数の電極、及び、カテーテルを使用することができる。

#### 【0028】

同様に、カテーテル13（又は複数のカテーテル）は、典型的には、1つ又は複数の導入器を介して、よく知られた手順を使用して心臓、及び／又は、脈管構造内に導入される

10

20

30

40

50

ことが理解されるべきである。本開示の目的のために、例示的な多電極カテーテル 13 のセグメントが図 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 を介して患者の心臓 10 の左心室 50 内に延びる。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。もちろん、カテーテル 13 は、任意の他の適切な方法で心臓 10 に導入することもできる。

#### 【0029】

カテーテル 13 は、その遠位先端上に電極 17、及び、図示の実施形態ではその長さに沿って離間された複数の追加の測定電極 52、54、56 を備える。典型的には、隣接する電極間の間隔は、既知であるが、電極は、カテーテル 13 に沿って均一に離間されていなくてもよいし、互いに等しいサイズでなくてもよいことが理解されるべきである。これらの電極 17、52、54、56 の各々が患者内にあるので、位置データが、システム 8 によって電極の各々について同時に収集されてもよい。

10

#### 【0030】

同様に、各電極 17、52、54、56 は、心臓表面から電気生理学的データを収集するために使用することができる。当業者は、そのさらなる議論が本明細書で開示された技術を理解するために必要がないように、（例えば、接触電気生理学的マッピングと非接触電気生理学的マッピングとの両方を含む）電気生理学的データ点の獲得及び処理のための様々な様式に精通しているであろう。同様に、当該技術分野でよく知られている様々な技法を、複数の電気生理学的データ点からグラフ表示を生成するために使用することができる。当業者が電気生理学的データ点から電気生理学的マップを作成する方法を理解する限り、その態様は、本開示を理解するのに必要な程度にのみ本明細書で説明される。

20

#### 【0031】

図 1 に戻ると、いくつかの実施形態では、（例えば、心臓 10 の壁に取り付けられる）任意の固定基準電極 31 が第 2 のカテーテル 29 上に示されている。この電極 31 は、較正の目的のため、（例えば、心臓の壁に取り付けられる、又は、近接して）静止してもよいし、又は、ローピング電極（例えば、電極 17）と固定された空間関係に配置されてもよく、「ナビゲーション基準」又は「局所基準」と呼ばれることがある。固定基準電極 31 は、上記で説明した表面基準電極 21 に加えて、又は、その代替として使用されてもよい。多くの場合、心臓 10 においての冠状静脈洞電極又は他の固定電極が、電圧及び変位を測定するための基準として使用することができる。即ち、以下で説明するように、固定基準電極 31 は、座標系の原点を定義してもよい。

30

#### 【0032】

各表面電極は、多重スイッチ 24 に接続されている。表面電極のペアは、表面電極を信号発生器 25 に接続するコンピュータ 20 で実行され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、省略されてもよく、信号発生器 25 の複数（例えば、3 つ）のインスタンスが、測定軸毎に（即ち、表面電極ペア毎に）1 つ設けられてもよい。

40

#### 【0033】

コンピュータ 20 は、例えば、従来の汎用コンピュータ、専用コンピュータ、分散コンピュータ、又は、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、本明細書に記載された様々な態様を実施するための命令を実行することができ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装置などの 1 つ又は複数のプロセッサ 28 を備えていてもよい。

#### 【0034】

一般に、生物学的導体におけるカテーテルのナビゲーションを実現するために、3 つの名目上の直交電場が、一連の駆動及び感知電気双極子（例えば、表面電極ペア 12 / 14、18 / 19、及び、16 / 22）によって生成される。代替的には、これらの直交電場は、分解することができ、表面電極の任意のペアは、有効な電極三角測量を提供するための双極子として駆動することができる。同様に、電極 12、14、18、19、16、及び、22（又は任意の数の電極）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の任意の他の有効な位置に配置することができる。例え

50

ば、複数の電極は、患者 11 の背部、側部、及び / 又は、腹部に配置することができる。加えて、そのような非直交方法論は、システムの柔軟性を増す。任意の所望の軸について、駆動（ソースシンク）構成の所定のセットから結果として生じるローピング電極にわたって測定される電位は、直交軸に沿って均一な電流を単に駆動することによって得られるのと同じ有効電位を生じさせるために、代数的に組み合わせられてもよい。

#### 【 0 0 3 5 】

このため、表面電極 12、14、16、18、19、22 のうちの任意の 2 つは、腹部パッチ 21 のような接地基準に対する双極子ソース及びドレンインとして選択されてもよく、非励起電極は、接地基準に対する電圧を測定する。心臓 10 内に配置されたローピング電極 17 は、電流パルスからの場にさらされ、腹部パッチ 21 などの接地に対して測定される。実際には、心臓 10 内のカテーテルは、図示の 16 個よりも多い又は少ない電極を含んでもよく、各電極電位が測定されてもよい。前述したように、少なくとも 1 個の電極が、固定基準電極 31 を形成するために心臓の内側表面に固定されてもよく、これも、腹部パッチ 21 のような接地に対して測定され、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てもよい。表面電極、内部電極、及び、仮想電極の各々からのデータセットは、全て、心臓 10 内のローピング電極 17 の位置を決定するために使用することができる。

10

#### 【 0 0 3 6 】

測定された電圧は、基準電極 31 などの基準位置に対して、ローピング電極 17 などの心臓内部の電極の 3 次元空間における位置を決定するために、システム 8 によって使用されてもよい。即ち、基準電極 31 において測定された電圧は、座標系の原点を定義するために使用されてもよいし、ローピング電極 17 において測定された電圧は、原点に対するローピング電極 17 の位置を表すために使用されてもよい。いくつかの実施形態では、座標系は、3 次元 (x、y、z) デカルト座標系であるが、極座標系、球面座標系、及び、円筒座標系等の他の座標系も考えられる。

20

#### 【 0 0 3 7 】

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、表面電極ペアが心臓に電場を印加しながら測定される。電極データは、例えば、参照によりその全体が本明細書に組み込まれる米国特許第 7,263,397 号に記載されているように、電極位置のための生の位置データを改善するために使用される呼吸補償値を作成するために使用されてもよい。電極データは、例えば、同じく参照によりその全体が本明細書に組み込まれる米国特許第 7,885,707 号に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償するために使用されてもよい。

30

#### 【 0 0 3 8 】

従って、1 つの典型的な実施形態では、システム 8 は、最初に表面電極のセットを選択し、次いで、それらを電流パルスで駆動する。電流パルスが送達されている間、残りの表面電極及び生体内電極のうちの少なくとも 1 つを用いて測定される電圧などの電気的活動が測定され、記憶される。上記のように、呼吸、及び / 又は、インピーダンスシフトなどのアーティファクトの補償が実行されてもよい。

40

#### 【 0 0 3 9 】

いくつかの実施形態では、システム 8 は、Abbott Laboratories の EnSite Velocity (商標)、又は、EnSite Precision (商標) 心臓マッピング及び視覚化システムである。しかしながら、例えば、Biosense Webster, Inc. の CARTO ナビゲーション及び位置特定システム、Northern Digital Inc. の AURORA (登録商標) システム、Sterotaxis の NIOBE (登録商標) 磁気ナビゲーションシステム、ならびに、Abbott Laboratories からの MediGuide (商標) Technology を含む他の位置特定システムが、本教示に関連して使用されてもよい。

#### 【 0 0 4 0 】

(参照によりそれらの全体が本明細書に組み込まれる) 以下の特許、米国特許第 6,990,370 号、第 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、

50

及び、第 5 , 6 9 7 , 3 7 7 号に記載の位置特定及びマッピングシステムも、本明細書と共に使用することができる。

【 0 0 4 1 】

本開示の態様は、L A T マップを生成することに関する。従って、システム 8 は、L A T マップを生成するために使用することができる L A T マッピングモジュール 5 8 を含むこともできる。

【 0 0 4 2 】

L A T マップは、電気生理学的マップの一種である。当業者は、限定はしないが、L A T マップを含む電気生理学的マップが複数の電気生理学的データ点を含み、各電気生理学的データ点が、測定された電気生理学的データ（例えば、心電図（「E G M」）などの電気生理学的信号）と位置データ（例えば、カテーテル 1 3 及び / 又はその上の電極 1 7 、 5 2 、 5 4 、 5 6 の位置に関する情報）の両方を含み、測定された電気生理学的情報が空間内の特定の位置に関連付けられることを可能にする（すなわち、測定された電気生理学的情報が患者の心臓上の点における電気活動を示すものとして解釈されることを可能にする）ことを理解するであろう。

10

【 0 0 4 3 】

当業者は、電気生理学的データ点の収集、及び、そこからの電気生理学的マップの生成の様々な態様にも精通しているであろう。しかしながら、例として、本明細書に完全に記載されているかのように、参照により本明細書に組み込まれる米国特許出願公開第 2 0 1 5 / 0 0 5 7 5 0 7 号は、本開示の教示を適用することができる電気生理学的データ点の収集、及び、電気生理学的マップの作成のための様々な方法及びシステムを説明している。

20

【 0 0 4 4 】

本教示による複数の電気生理学的データ点などから L A T をマッピングする 1 つの例示的な方法について、図 3 として提示される典型的なステップのフローチャート 3 0 0 を参照して説明する。いくつかの実施形態では、例えば、フローチャート 3 0 0 は、図 1 の電気解剖学的マッピングシステム 8 （例えば、プロセッサ 2 8 及び / 又は L A T マッピングモジュール 5 8 ）によって実行することができるいくつかの例示的なステップを表すことができる。以下で説明される典型的なステップは、ハードウェア又はソフトウェアのいずれかによって実施することができる理解されるべきである。説明のために、「信号プロセッサ」という用語は、本明細書の教示のハードウェアベースの実装形態とソフトウェアベースの実装形態の両方を説明するために本明細書で使用される。

30

【 0 0 4 5 】

ロック 3 0 2 において、心臓の少なくとも一部に関する L A T マップが受信される。当業者は、ロック 3 0 2 で受信される L A T マップが、複数の電気生理学的データ点を含み、各々が（他の位置及び電気生理学的情報に加えて）関連する L A T を有することを理解するであろう。

【 0 0 4 6 】

当業者は、L A T マップを色スペクトル、グレースケール、パターン密度範囲などのマッピング規則に関連付けることができることも認識するであろう。このマッピング規則は、例えば、3 次元心臓モデルにおける L A T マップのグラフ表示をレンダリングするときに L A T マップデータに適用することができる。当業者が L A T マップを含む電気生理学的マップのグラフ表示に一般的に精通している限り、同じもののさらなる詳細は、本開示の理解には必要ない。

40

【 0 0 4 7 】

ロック 3 0 4 において、L A T 範囲が計算される。L A T 範囲は、L A T マップ内の最も早い L A T と最新の L A T との間の変動である。

【 0 0 4 8 】

ロック 3 0 6 において、L A T 範囲は、複数の L A T サブ範囲に分割される。本開示の態様によれば、L A T 範囲は、L A T 範囲の 5 0 % 未満をカバーする第 1 の L A T サブ

50

範囲と、LAT範囲の残りをカバーする第2のLATサブ範囲と、に分割される。例えば、本明細書に開示される実施形態では、第1のLATサブ範囲は、LAT範囲の最も早い5%をカバーし、第2のLATサブ範囲は、LAT範囲の残りの95%をカバーする。換言すれば、本開示の態様によれば、LATサブ範囲は、LAT範囲を集合的に構成する。しかしながら、LATサブ範囲が全LAT範囲未満を集合的に構成することも考えられる（例えば、専門家にとって関心のないLAT範囲の部分が存在する場合、LAT範囲のその部分は、LATサブ範囲において反映される必要はない）。以下でさらに論じられるように、LAT範囲をサブ範囲に分割することによって、他のLATサブマップと比較していくつかのLATサブマップをグラフ表示するときに、増加した粒度を達成することができる。

10

#### 【0049】

ロック308において、LATマップは、複数のLATサブマップに分割される。一般に、LATサブマップの数は、LATサブ範囲の数に対応する（例えば、2つのLATサブ範囲について、2つのLATサブマップが存在し、1つが各LATサブ範囲に対応する）。

#### 【0050】

従って、例えば、第1のLATサブマップは、第1のLATサブ範囲内に含まれるLATを有するLATマップ内の複数の電気生理学的データ点の第1のサブセットを識別することによって生成することができる。同様に、第2のLATサブマップは、第2のLATサブ範囲内に含まれるLATを有するLATマップ内の複数の電気生理学的データ点の第2のサブセットを識別することによって生成することができる。

20

#### 【0051】

LATサブマップの各々は、関連するマッピングサブ規則も有する。マッピングサブ規則は、連続的であり、LATマップに関するマッピング規則を集合的にカバーすることが望ましい。

#### 【0052】

本開示のいくつかの態様によれば、マッピングサブ規則は、それらのそれぞれのLATサブ範囲に対して線形的にスケーリングされる。本開示の他の態様では、マッピングサブ規則は、それらのそれぞれのLATサブ範囲に対して対数的にスケーリングされる。マッピングサブ規則は、本教示の範囲から逸脱することなく、他の方法でそれらのそれぞれのLATサブ範囲にスケーリングすることができる。さらに、スケールの組合せが考えられる（例えば、1つのマッピングサブ規則をそのLATサブ範囲に対して線形的にスケーリングすることができ、別のマッピングサブ規則をそのLATサブ範囲に対して対数的にスケーリングすることができる）。

30

#### 【0053】

例えば、マッピング規則が色スペクトル（例えば、白色から紫色まで）である場合、第1のLATサブマップは、第1のLATサブ範囲に対して線形的にスケーリングされる第1の色スペクトル（例えば、白色からオレンジ色まで）である第1のマッピングサブ規則を有することができ、第2のLATサブマップは、第2のLATサブ範囲に対して線形的にスケーリングされる第2の色スペクトル（例えば、黄色から紫色まで）である第2のマッピングサブ規則を有することができる。

40

#### 【0054】

別の例として、マッピング規則がグレースケールである場合、第1のLATサブマップは、第1のLATサブ範囲に対して線形的にスケーリングされる第1のグレースケール範囲である第1のマッピングサブ規則を有することができ、第2のLATサブマップは、第2のLATサブ範囲に対して線形的にスケーリングされる第2のグレースケール範囲である第2のマッピングサブ規則を有することができる。

#### 【0055】

同様に、マッピング規則がパターン密度範囲である場合、第1のLATサブマップは、総パターン密度範囲の第1の部分をカバーし、第1のLATサブ範囲に対して線形的にス

50

ケーリングされる第1のマッピングサブ規則を有することができ、第2のLATサブマップは、総パターン密度範囲の残りの部分をカバーし、第2のLATサブ範囲に対して線形的にスケーリングされる第2のマッピングサブ規則を有することができる。

#### 【0056】

他の実施形態では、マッピングサブ規則は、不連続である。例えば、第1のマッピングサブ規則を色スペクトルとすることができます、第2のマッピング規則をグレースケール範囲とすることができます。

#### 【0057】

ロック310において、LATサブマップのグラフ表示を出力することができる。例えば、図4は、前述の開示に従って生成される（例えば、図1のLATモジュール58によって生成され、ディスプレイ23上に出力される）例示的なグラフ表示400である。図4に示すように、グラフ表示400は、LATの最も早い5%（例えば、約-300ms～約-260ms）を描写するために第1のマッピングサブ規則（例えば、グレースケール範囲）402を利用し、LATの残りの95%（例えば、約-250ms～約350ms）を描写するために第2のマッピングサブ規則（例えば、グレースケール範囲）404を利用する。

10

#### 【0058】

ロック312において、追加の電気生理学的データ点を追加することができる。ロック312において1つ（又は複数）の追加の電気生理学的データ点が収集された後、プロセスは、LAT範囲を再計算し、新たに収集された電気生理学的データ点を含めるようにLATサブ範囲を再生成するために、ロック304に戻ることができます。

20

#### 【0059】

本教示は、期外収縮をマッピングするときに良好な利点に適用することができる。具体的には、本教示は、（すべてのLATを単一のマッピング規則に含めるのとは対照的に）LATの最も早い5%について専用のマッピングサブ規則を使用することによって、最も早い活動の場所の改善された視覚化を可能にする。この改善された視覚化のほんの一例として、本教示は、全体的に非線形であるが、複数の線形マッピングサブ規則で構成されるマッピング規則を可能にし、それによって、専門家にとって特に関心がある1つ又は複数のLATサブ範囲の増加したグラフ粒度を可能にすることによって、LAT範囲全体の一部の視覚化を改善する。

30

#### 【0060】

いくつかの実施形態について、ある程度の詳細で上記に説明したが、当業者は、本発明の要旨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。

#### 【0061】

例えば、本明細書の教示は、LAT範囲を、2つを超えるサブ範囲に拡張することができる。

#### 【0062】

別の例として、本明細書の教示は、リアルタイムで（例えば、電気生理学的検査中に）、又は、後処理中に（例えば、以前に実行された電気生理学的検査中に収集された電気生理学的データ点に対して）適用することができる。

40

#### 【0063】

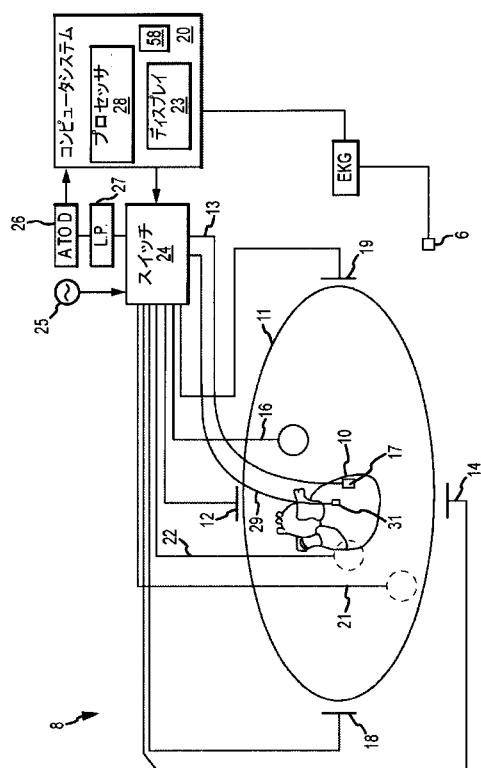
すべての方向の参照（例えば、上部、下部、上向き、下向き、左、右、左側、右側、上部、下部、より上、より下、垂直、水平、時計回り、及び反時計回り）は、本発明の読者の理解を助ける識別目的のためにのみ使用され、特に発明の位置、向き、又は使用に関して制限をするものではない。接合の参照（例えば、取り付けられた、結合された、接続されたなど）は、広く解釈されるべきであり、要素の接続と要素間の相対的な移動との間に中間部材を含む場合がある。そのように、接合の参照は、必ずしも、2つの要素が直接接続され、互いに固定された関係にあることを意味するものではない。

#### 【0064】

50

上記の説明に含まれる、又は添付図面に示されるすべての事項は、単なる例示として解釈されるべきであり、限定として解釈されるべきではない。詳細又は構造の変化は、添付の特許請求の範囲に規定された本発明の要旨から逸脱することなくなされ得る。

【図1】



【図2】

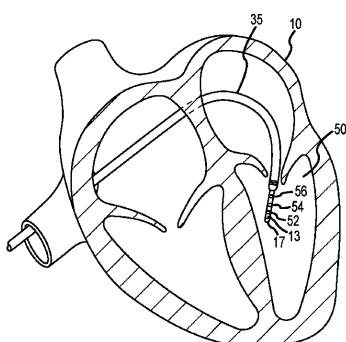
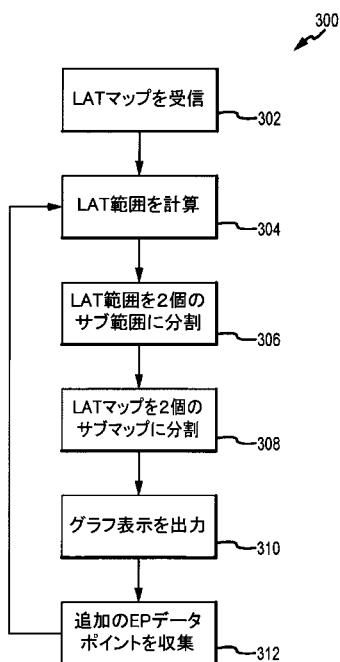
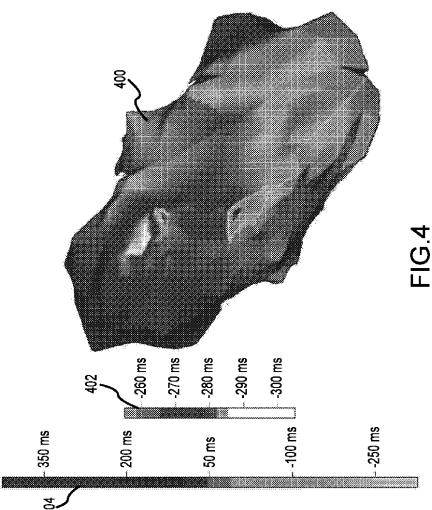


FIG.2

【図3】



【図4】



## 【手続補正書】

【提出日】令和2年1月10日(2020.1.10)

## 【手続補正1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

## 【補正の内容】

## 【特許請求の範囲】

## 【請求項1】

複数の電気生理学的データ点から局所活動時間をマッピングする方法であって、前記複数の電気生理学的データ点に関するLAT範囲を計算するステップと、前記LAT範囲を、少なくとも第1のLATサブ範囲と第2のLATサブ範囲とに分割するステップと、

少なくとも、前記第1のLATサブ範囲内に含まれる前記複数の電気生理学的データ点の第1のサブセットと、前記第2のLATサブ範囲内に入る前記複数の電気生理学的データ点の第2のサブセットと、を画定するステップと、

少なくとも、前記複数の電気生理学的データ点の前記第1のサブセットの第1のLATサブマップと、前記複数の電気生理学的データ点の前記第2のサブセットの第2のLATサブマップと、を生成するステップであって、前記第1のLATサブマップは第1のマッピングサブ規則を使用して生成され、前記第2のLATサブマップは第2のマッピングサブ規則を使用して生成される、ステップと、  
を備える方法。

## 【請求項2】

前記第1のマッピングサブ規則は、前記第2のマッピングサブ規則と連続している、請求項1に記載の方法。

**【請求項 3】**

前記第1のマッピングサブ規則が、第1の色スペクトルを備え、

前記第2のマッピングサブ規則が、第2の色スペクトルを備える、請求項2に記載の方法。

**【請求項 4】**

前記第1のマッピングサブ規則が、第1のグレースケール範囲を備え、

前記第2のマッピングサブ規則が、第2のグレースケール範囲を備える、請求項2に記載の方法。

**【請求項 5】**

前記第1のマッピングサブ規則が、第1のパターン密度範囲を備え、

前記第2のマッピングサブ規則が、第2のパターン密度範囲を備える、請求項2に記載の方法。

**【請求項 6】**

前記第1のマッピングサブ規則が、前記第1のL A Tサブ範囲に対して線形的にスケーリングされ、

前記第2のマッピングサブ規則が、前記第2のL A Tサブ範囲に対して線形的にスケーリングされる、請求項1から5のいずれか一項に記載の方法。

**【請求項 7】**

前記第1のマッピングサブ規則が、前記第1のL A Tサブ範囲に対して対数的にスケーリングされ、

前記第2のマッピングサブ規則が、前記第2のL A Tサブ範囲に対して対数的にスケーリングされる、請求項1から5のいずれか一項に記載の方法。

**【請求項 8】**

前記第1のL A Tサブ範囲が、前記L A T範囲の50%未満をカバーし、

前記第2のL A Tサブ範囲が、前記L A T範囲の50%超をカバーする、請求項1から7のいずれか一項に記載の方法。

**【請求項 9】**

前記第1のL A Tサブ範囲が、前記L A T範囲の5%をカバーし、

前記第2のL A Tサブ範囲が、前記L A T範囲の95%をカバーする、請求項8に記載の方法。

**【請求項 10】**

前記方法は、さらに、

追加の電気生理学的データ点を収集する収集ステップと、

前記追加の電気生理学的データ点を前記複数の電気生理学的データ点に含めて、

前記複数の電気生理学的データ点に関するL A T範囲を再計算するステップと、

前記L A T範囲を、少なくとも第1のL A Tサブ範囲と第2のL A Tサブ範囲とに分割するステップと、

少なくとも、前記第1のL A Tサブ範囲内に含まれる前記複数の電気生理学的データ点の第1のサブセットと、前記第2のL A Tサブ範囲内に含まれる前記複数の電気生理学的データ点の第2のサブセットと、を画定するステップと、

少なくとも、前記複数の電気生理学的データ点の前記第1のサブセットの第1のL A Tサブマップと、前記複数の電気生理学的データ点の前記第2のサブセットの第2のL A Tサブマップと、を生成するステップであって、前記第1のL A Tサブマップは第1のマッピングサブ規則を使用して生成され、前記第2のL A Tサブマップは第2のマッピングサブ規則を使用して生成される、ステップと、

を繰り返すステップと、

備える、請求項1から9のいずれか一項に記載の方法。

**【請求項 11】**

前記方法は、さらに、

3次元心臓モデルにおける少なくとも前記第1のL A Tサブマップ及び前記第2のL A

T サブマップのグラフ表示を出力するステップを備える、請求項 1 から 10 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 1 2】

局所活動時間をマッピングする方法であって、心臓の少なくとも一部の LAT マップであって、マッピング規則に関連付けられている前記 LAT マップを受信するステップと、

前記 LAT マップに関する LAT 範囲を計算するステップと、

前記 LAT 範囲を複数の LAT サブ範囲に分割するステップと、

前記 LAT マップを複数の LAT サブマップに分割するステップであって、前記 LAT サブマップの数が前記 LAT サブ範囲の数に対応し、前記複数の LAT サブマップのそれぞれの LAT サブマップが、複数のマッピングサブ規則のそれぞれのマッピングサブ規則に関連付けられている、ステップと、

を備える方法。

【請求項 1 3】

前記複数のマッピングサブ規則は連続的であり、前記マッピング規則を集合的に備える、請求項 1 2 に記載の方法。

【請求項 1 4】

前記マッピング規則は、色スペクトルを備える、請求項 1 3 に記載の方法。

【請求項 1 5】

前記マッピング規則は、グレースケールを備える、請求項 1 3 に記載の方法。

【請求項 1 6】

前記マッピング規則は、パターン密度範囲を備える、請求項 1 3 に記載の方法。

【請求項 1 7】

前記方法は、さらに、

3 次元心臓モデルにおける前記複数の LAT サブマップのグラフ表示を出力するステップを備える、請求項 1 2 から 1 6 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 1 8】

前記複数の LAT サブ範囲は、第 1 の LAT サブ範囲と第 2 の LAT サブ範囲とを備え、

前記第 1 の LAT サブ範囲は、前記 LAT 範囲の 50 % 未満であり、

前記第 2 の LAT サブ範囲は、前記 LAT 範囲の 50 % 超である、請求項 1 2 から 1 7 のいずれか一項に記載の方法。

【請求項 1 9】

前記第 1 の LAT サブ範囲は、前記 LAT 範囲の 5 % であり、

前記第 2 の LAT サブ範囲は、前記 LAT 範囲の 95 % である、請求項 1 8 に記載の方法。

【請求項 2 0】

局所活動時間をマッピングするためのシステムであって、

心臓の少なくとも一部の LAT マップであって、マッピング規則に関連付けられている前記 LAT マップを受信する処理と、

前記 LAT マップに関する LAT 範囲を計算する処理と、

前記 LAT 範囲を複数の LAT サブ範囲に分割する処理と、

前記 LAT マップを複数の LAT サブマップに分割する処理であって、前記 LAT サブマップの数が前記 LAT サブ範囲の数に対応し、前記複数の LAT サブマップのうちの LAT サブマップのそれぞれが、複数のマッピングサブ規則のそれぞれのマッピングサブ規則に関連付けられている、処理と、

を実行するように構成されたマッピングプロセッサを備えるシステム。

【請求項 2 1】

前記システムは、さらに、

3 次元心臓モデルにおける前記複数の LAT サブマップのグラフ表示を出力するように

構成された出力プロセッサを備える、請求項 20 に記載のシステム。

【手続補正 2】

【補正対象書類名】明細書

【補正対象項目名】0064

【補正方法】変更

【補正の内容】

【0064】

上記の説明に含まれる、又は添付図面に示されるすべての事項は、単なる例示として解釈されるべきであり、限定として解釈されるべきではない。詳細又は構造の変化は、添付の特許請求の範囲に規定された本発明の要旨から逸脱することなくなされ得る。

以下の項目は、国際出願時の請求の範囲に記載の要素である。

(項目 1)

複数の電気生理学的データ点から局所活動時間をマッピングする方法であって、

前記複数の電気生理学的データ点に関する LAT 範囲を計算するステップと、

前記 LAT 範囲を、少なくとも第 1 の LAT サブ範囲と第 2 の LAT サブ範囲とに分割するステップと、

少なくとも、前記第 1 の LAT サブ範囲内に含まれる前記複数の電気生理学的データ点の第 1 のサブセットと、前記第 2 の LAT サブ範囲内に入る前記複数の電気生理学的データ点の第 2 のサブセットと、を画定するステップと、

少なくとも、前記複数の電気生理学的データ点の前記第 1 のサブセットの第 1 の LAT サブマップと、前記複数の電気生理学的データ点の前記第 2 のサブセットの第 2 の LAT サブマップと、を生成するステップであって、前記第 1 の LAT サブマップは第 1 のマッピングサブ規則を使用して生成され、前記第 2 の LAT サブマップは第 2 のマッピングサブ規則を使用して生成される、ステップと、

を備える方法。

(項目 2)

前記第 1 のマッピングサブ規則は、前記第 2 のマッピングサブ規則と連続している、項目 1 に記載の方法。

(項目 3)

前記第 1 のマッピングサブ規則が、第 1 の色スペクトルを備え、

前記第 2 のマッピングサブ規則が、第 2 の色スペクトルを備える、項目 1 に記載の方法。

。

(項目 4)

前記第 1 のマッピングサブ規則が、第 1 のグレースケール範囲を備え、

前記第 2 のマッピングサブ規則が、第 2 のグレースケール範囲を備える、項目 1 に記載の方法。

(項目 5)

前記第 1 のマッピングサブ規則が、第 1 のパターン密度範囲を備え、

前記第 2 のマッピングサブ規則が、第 2 のパターン密度範囲を備える、項目 1 に記載の方法。

(項目 6)

前記第 1 のマッピングサブ規則が、前記第 1 の LAT サブ範囲に対して線形的にスケーリングされ、

前記第 2 のマッピングサブ規則が、前記第 2 の LAT サブ範囲に対して線形的にスケーリングされる、項目 1 に記載の方法。

(項目 7)

前記第 1 のマッピングサブ規則が、前記第 1 の LAT サブ範囲に対して対数的にスケーリングされ、

前記第 2 のマッピングサブ規則が、前記第 2 の LAT サブ範囲に対して対数的にスケーリングされる、項目 1 に記載の方法。

(項目8)

前記第1のLATサブ範囲が、前記LAT範囲の50%未満をカバーし、  
前記第2のLATサブ範囲が、前記LAT範囲の50%超をカバーする、項目1に記載の方法。

(項目9)

前記第1のLATサブ範囲が、前記LAT範囲の5%をカバーし、  
前記第2のLATサブ範囲が、前記LAT範囲の95%をカバーする、項目7に記載の方法。

(項目10)

前記方法は、さらに、  
追加の電気生理学的データ点を収集する収集ステップと、  
前記追加の電気生理学的データ点を前記複数の電気生理学的データ点に含めて、  
前記複数の電気生理学的データ点に関するLAT範囲を再計算するステップと、  
前記LAT範囲を、少なくとも第1のLATサブ範囲と第2のLATサブ範囲とに分割するステップと、  
少なくとも、前記第1のLATサブ範囲内に含まれる前記複数の電気生理学的データ点の第1のサブセットと、前記第2のLATサブ範囲内に含まれる前記複数の電気生理学的データ点の第2のサブセットと、を画定するステップと、  
少なくとも、前記複数の電気生理学的データ点の前記第1のサブセットの第1のLATサブマップと、前記複数の電気生理学的データ点の前記第2のサブセットの第2のLATサブマップと、を生成するステップであって、前記第1のLATサブマップは第1のマッピングサブ規則を使用して生成され、前記第2のLATサブマップは第2のマッピングサブ規則を使用して生成される、ステップと、  
を繰り返すステップと、  
備える、項目1に記載の方法。

(項目11)

前記方法は、さらに、  
3次元心臓モデルにおける少なくとも前記第1のLATサブマップ及び前記第2のLATサブマップのグラフ表示を出力するステップを備える、項目1に記載の方法。

(項目12)

局所活動時間をマッピングする方法であって、  
心臓の少なくとも一部のLATマップであって、マッピング規則に関連付けられている前記LATマップを受信するステップと、  
前記LATマップに関するLAT範囲を計算するステップと、  
前記LAT範囲を複数のLATサブ範囲に分割するステップと、  
前記LATマップを複数のLATサブマップに分割するステップであって、前記LATサブマップの数が前記LATサブ範囲の数に対応し、前記複数のLATサブマップのそれぞれのLATサブマップが、複数のマッピングサブ規則のそれぞれのマッピングサブ規則に関連付けられている、ステップと、  
を備える方法。

(項目13)

前記複数のマッピングサブ規則は連続的であり、前記マッピング規則を集合的に備える、項目11に記載の方法。

(項目14)

前記マッピング規則は、色スペクトルを備える、項目12に記載の方法。

(項目15)

前記マッピング規則は、グレースケールを備える、項目12に記載の方法。

(項目16)

前記マッピング規則は、パターン密度範囲を備える、項目12に記載の方法。

(項目17)

前記方法は、さらに、

3次元心臓モデルにおける前記複数のLATサブマップのグラフ表示を出力するステップを備える、項目11に記載の方法。

(項目18)

前記複数のLATサブ範囲は、第1のLATサブ範囲と第2のLATサブ範囲とを備え

前記第1のLATサブ範囲は、前記LAT範囲の50%未満であり、

前記第2のLATサブ範囲は、前記LAT範囲の50%超である、項目11に記載の方法。

(項目19)

前記第1のLATサブ範囲は、前記LAT範囲の5%であり、

前記第2のLATサブ範囲は、前記LAT範囲の95%である、項目17に記載の方法

。

(項目20)

局所活動時間をマッピングするためのシステムであって、

心臓の少なくとも一部のLATマップであって、マッピング規則に関連付けられている前記LATマップを受信する処理と、

前記LATマップに関するLAT範囲を計算する処理と、

前記LAT範囲を複数のLATサブ範囲に分割する処理と、

前記LATマップを複数のLATサブマップに分割する処理であって、前記LATサブマップの数が前記LATサブ範囲の数に対応し、前記複数のLATサブマップのうちのLATサブマップのそれぞれが、複数のマッピングサブ規則のそれぞれのマッピングサブ規則に関連付けられている、処理と、

を実行するように構成されたマッピングプロセッサを備えるシステム。

(項目21)

前記システムは、さらに、

3次元心臓モデルにおける前記複数のLATサブマップのグラフ表示を出力するように構成された出力プロセッサを備える、項目20に記載のシステム。

## 【国際調査報告】

## INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No  
PCT/US2018/030687

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER  
INV. G16H30/40 G06T5/00  
ADD.

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

## B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)  
G16H G06T

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

EPO-Internal, BIOSIS

## C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	US 2015/228254 A1 (OLSON ERIC STEVEN [US]) 13 August 2015 (2015-08-13) paragraphs [0028], [0064], [0074]; claims; figures 5d,6,7 -----	1-21
Y	LU J ET AL: "CONTRAST ENHANCEMENT OF MEDICAL IMAGES USING MULTISCALE EDGE REPRESENTATION", OPTICAL ENGINEERING, SOC. OF PHOTO-OPTICAL INSTRUMENTATION ENGINEERS, BELLINGHAM, vol. 33, no. 7, 1 July 1994 (1994-07-01), pages 2151-2161, XP000455324, ISSN: 0091-3286, DOI: 10.1117/12.172254 page 2151, column 2, paragraph 2 - page 2152, left-hand column, paragraph 1.; figures 1,7-9 ----- -/-	1-21

Further documents are listed in the continuation of Box C.

See patent family annex.

## \* Special categories of cited documents :

- "A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance
- "E" earlier application or patent but published on or after the international filing date
- "L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)
- "O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means
- "P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search

Date of mailing of the international search report

24 July 2018

08/08/2018

Name and mailing address of the ISA/

European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2  
NL - 2280 HV Rijswijk  
Tel. (+31-70) 340-2040,  
Fax: (+31-70) 340-3016

Authorized officer

Vogt, Titus

1

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

International application No PCT/US2018/030687
---

**C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT**

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y	WO 2007/146864 A2 (RHYTHMIA MEDICAL INC [US]; GREENFIELD PAVEL [US]; HARLEV DORON [US]; A) 21 December 2007 (2007-12-21) page 64, line 23 - page 65, line 8; claims; figures 5,10 page 9, lines 15-19 -----	1-21

1

**INTERNATIONAL SEARCH REPORT**

Information on patent family members

International application No  
PCT/US2018/030687

Patent document cited in search report		Publication date	Patent family member(s)		Publication date
US 2015228254	A1	13-08-2015	NONE		
WO 2007146864	A2	21-12-2007	CA	2654759 A1	21-12-2007
			EP	2032028 A2	11-03-2009
			EP	2712546 A1	02-04-2014
			EP	2745773 A2	25-06-2014
			JP	5281570 B2	04-09-2013
			JP	2009539566 A	19-11-2009
			JP	2013006070 A	10-01-2013
			JP	2015163195 A	10-09-2015
			WO	2007146864 A2	21-12-2007

---

## フロントページの続き

(81)指定国・地域 AP(BW,GH,GM,KE,LR,LS,MW,MZ,NA,RW,SD,SL,ST,SZ,TZ,UG,ZM,ZW),EA(AM,AZ,BY,KG,KZ,RU,TJ,TM),EP(AL,AT,BE,BG,CH,CY,CZ,DE,DK,EE,ES,FI,FR,GB,GR,HR,HU,IE,IS,IT,LT,LU,LV,MC,MK,MT,NL,NO,PL,PT,R0,RS,SE,SI,SK,SM,TR),OA(BF,BJ,CF,CG,CI,CM,GA,GN,GQ,GW,KM,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AO,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BH,BN,BR,BW,BY,BZ,CA,CH,CL,CN,CO,CR,CU,CZ,DE,DJ,DK,DM,DO,DZ,EC,EE,EG,ES,FI,GB,GD,GE,GH,GM,GT,HN,HR,HU,ID,IL,IN,IR,IS,JO,JP,KE,KG,KH,KN,KP,KR,KW,KZ,LA,LC,LK,LR,LS,LU,LY,MA,MD,ME,MG,MK,MN,MW,MX,MY,MZ,NA,NG,NI,NO,NZ,OM,PA,PE,PG,PH,PL,PT,QA,RO,RS,RW,SA,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,ST,SV,SY,TH,TJ,TM,TN,TR,TT