

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2019-177135

(P2019-177135A)

(43) 公開日 令和1年10月17日(2019.10.17)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/0452 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 1 2 C	4 C 1 1 7
A 6 1 B 5/0408 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 0 0 J	4 C 1 2 7
A 6 1 B 5/0478 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 1 4 G	
A 6 1 B 5/0492 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 D	
A 6 1 B 5/044 (2006.01)		

審査請求 未請求 請求項の数 20 O L 外国語出願 (全 19 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号	特願2019-29171 (P2019-29171)	(71) 出願人	511099630
(22) 出願日	平成31年2月21日 (2019.2.21)		バイオセンス・ウェブスター・(イスラエル)・リミテッド
(31) 優先権主張番号	15/902,554		Biosense Webster (Israel), Ltd.
(32) 優先日	平成30年2月22日 (2018.2.22)		イスラエル国 2066717 ヨークナム、ハトヌファ・ストリート 4
(33) 優先権主張国・地域又は機関	米国 (US)	(74) 代理人	100088605
			弁理士 加藤 公延
		(74) 代理人	100130384
			弁理士 大島 孝文
		(72) 発明者	ベンジャミン・コーエン
			イスラエル国、2066717 ヨークナム、ハトヌファ・ストリート 4

最終頁に続く

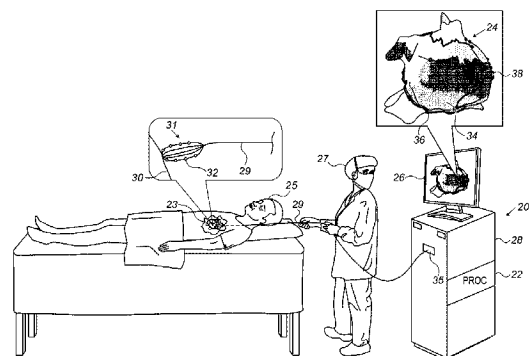
(54) 【発明の名称】 複数の活性化経路の自動識別

(57) 【要約】 (修正有)

【課題】 心不整脈の識別及び治療を行う装置を提供する。

【解決手段】 心臓の一部分のコンピュータ化された電気解剖学的モデルを構築し、モデルは心臓のその一部分を近似するメッシュと、メッシュ上の異なるそれぞれの位置でそれぞれの関連する局所活性化時間 (LAT) を有する複数のポイントとを含み、LATはその一部分から取得した心電図信号から確認されたものであるモデルを構築する方法を含む。方法はポイントを相互接続するグラフを構築すること、ポイントのそれぞれの位置及びLATに基づいて、複数の経路からグラフにより、LATのうちの最低のLATを有するポイントのうちの第1のポイントから、LATのうちの最高のLATを有するポイントのうちの第2のポイントまで、最短の経路及び最長の経路の両方を識別することを含む。方法は識別された最短の経路及び最長の経路をメッシュの上に重ね合わせている状態で、メッシュを表示することを含む。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

ディスプレイと、

プロセッサと、を備える装置であって、前記プロセッサは、

心臓の一部分のコンピュータ化された電気解剖学的モデルを構築することであって、前記モデルは、前記心臓の前記一部分を近似するメッシュと、前記メッシュ上の異なるそれぞれの位置でそれぞれの関連する局所活性化時間（LAT）を有する複数のポイントとを含み、前記 LAT は前記一部分から取得した心電図信号から確認されたものである、モデルを構築することと、

前記ポイントの前記それぞれの位置に基づいて、前記ポイントのうちの隣接ポイントの複数のペアを識別することと、

グラフを構築することであって、前記グラフは、前記識別されたペアの各々を相互接続し、前記ポイントの前記それぞれの位置及び LAT から少なくとも部分的に導出された複数の第 1 の重みによって重み付けされ、これにより相互接続された各ペアがそれぞれの第 1 の重みを有する、グラフを構築することと、

前記 LAT のうちの最低の LAT を有する前記ポイントのうちの第 1 のポイントから、前記 LAT のうちの最高の LAT を有する前記ポイントのうちの第 2 のポイントまで、前記グラフにより第 1 の経路を識別することであって、前記第 1 の経路が、前記第 1 のポイントから前記第 2 のポイントまでの複数の経路と比べて前記第 1 の重みの第 1 の合計を最小にする、第 1 の経路を識別することと、

前記ポイントの前記それぞれの位置及び LAT から少なくとも部分的に導出された複数の第 2 の重みによって、前記グラフを再重み付けすることであって、これにより相互接続された各ペアがそれぞれの第 2 の重みを有する、再重み付けすることと、

前記第 1 のポイントから前記第 2 のポイントまで、前記グラフにより第 2 の経路を識別することであって、前記第 2 の経路が、前記経路と比べて前記第 2 の重みの第 2 の合計を最小にする、第 2 の経路を識別することと、

前記識別された第 1 の経路及び第 2 の経路を前記メッシュの上に重ね合わせている状態で、前記メッシュを前記ディスプレイ上に表示することと、

を行うように構成されている、装置。

【請求項 2】

少なくとも 1 つの相互接続されたペアについて、前記第 1 の重み及び前記第 2 の重みの各々は、（i）前記相互接続されたペア間の距離と、（i i）前記相互接続されたペアの前記それぞれの LAT 間の差と、から導出される、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 3】

前記距離は、前記メッシュの表面に対する測地距離である、請求項 2 に記載の装置。

【請求項 4】

前記少なくとも 1 つの相互接続されたペアについて、前記第 1 の重みは前記距離と前記差との比であり、前記第 2 の重みは前記第 1 の重みの逆数である、請求項 2 に記載の装置。

【請求項 5】

前記プロセッサは、

前記メッシュを複数のパーティションに分割することであって、これにより前記パーティションの各々が前記ポイントのそれぞれを含む、分割することと、

隣接ポイントの各ペアを、前記ペアが互いに接する前記パーティションのうちのいずれか 2 つに含まれていることに応答して、識別することと、

により、隣接ポイントの前記ペアを識別するように構成されている、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 6】

前記プロセッサは、前記ポイントに関して前記メッシュのボロノイ分割を計算することによって、前記メッシュを分割するように構成されている、請求項 5 に記載の装置。

10

20

30

40

50

【請求項 7】

方法であって、

心臓の一部分のコンピュータ化された電気解剖学的モデルを構築することであって、前記モデルは、前記心臓の前記一部分を近似するメッシュと、前記メッシュ上の異なるそれぞれの位置でそれぞれの関連する局所活性化時間（LAT）を有する複数のポイントとを含み、前記 LAT は前記一部分から取得した心電図信号から確認されたものである、モデルを構築することと、

前記ポイントの前記それぞれの位置に基づいて、前記ポイントのうちの隣接ポイントの複数のペアを識別することと、

グラフを構築することであって、前記グラフは、前記識別されたペアの各々を相互接続し、前記ポイントの前記それぞれの位置及び LAT から少なくとも部分的に導出された複数の第 1 の重みによって重み付けされ、これにより相互接続された各ペアがそれぞれの第 1 の重みを有する、グラフを構築することと、

前記 LAT のうちの最低の LAT を有する前記ポイントのうちの第 1 のポイントから、前記 LAT のうちの最高の LAT を有する前記ポイントのうちの第 2 のポイントまで、前記グラフにより第 1 の経路を識別することであって、前記第 1 の経路が、前記第 1 のポイントから前記第 2 のポイントまでの複数の経路と比べて前記第 1 の重みの第 1 の合計を最小にする、第 1 の経路を識別することと、

前記ポイントの前記それぞれの位置及び LAT から少なくとも部分的に導出された複数の第 2 の重みによって、前記グラフを再重み付けすることであって、これにより相互接続された各ペアがそれぞれの第 2 の重みを有する、再重み付けすることと、

前記第 1 のポイントから前記第 2 のポイントまで、前記グラフにより第 2 の経路を識別することであって、前記第 2 の経路が、前記経路と比べて前記第 2 の重みの第 2 の合計を最小にする、第 2 の経路を識別することと、

前記識別された第 1 の経路及び第 2 の経路を前記メッシュの上に重ね合わせている状態で、前記メッシュを表示することと、

を含む、方法。

【請求項 8】

少なくとも 1 つの相互接続されたペアについて、前記第 1 の重み及び前記第 2 の重みの各々は、（i）前記相互接続されたペア間の距離と、（i i）前記相互接続されたペアの前記それぞれの LAT 間の差と、から導出される、請求項 7 に記載の方法。

【請求項 9】

前記距離は、前記メッシュの表面に対する測地距離である、請求項 8 に記載の方法。

【請求項 10】

前記少なくとも 1 つの相互接続されたペアについて、前記第 1 の重みは前記距離と前記差との比であり、前記第 2 の重みは前記第 1 の重みの逆数である、請求項 8 に記載の方法。

【請求項 11】

隣接ポイントの前記ペアを識別することは、

前記メッシュを複数のパーティションに分割することであって、これにより前記パーティションの各々が前記ポイントのそれぞれを含む、分割することと、

隣接ポイントの各ペアを、前記ペアが互いに接する前記パーティションのうちのいずれか 2 つに含まれていることに応答して、識別することと、

を含む、請求項 7 に記載の方法。

【請求項 12】

前記メッシュを分割することは、前記ポイントに関して前記メッシュのボロノイ分割を計算することによって、前記メッシュを分割すること、を含む、請求項 11 に記載の方法。

【請求項 13】

プログラム命令が格納される有形の非一時的なコンピュータ可読媒体を含む、コンピュ

10

20

30

40

50

ータソフトウェア製品であって、前記命令がプロセッサによって読み取られると、前記命令により、前記プロセッサは、

心臓の一部分のコンピュータ化された電気解剖学的モデルを構築することであって、前記モデルは、前記心臓の前記一部分を近似するメッシュと、前記メッシュ上の異なるそれぞれの位置でそれぞれの関連する局所活性化時間（LAT）を有する複数のポイントとを含み、前記LATは前記一部分から取得した心電図信号から確認されたものである、モデルを構築することと、

前記ポイントの前記それぞれの位置に基づいて、前記ポイントのうちの隣接ポイントの複数のペアを識別することと、

グラフを構築することであって、前記グラフは、前記識別されたペアの各々を相互接続し、前記ポイントの前記それぞれの位置及びLATから少なくとも部分的に導出された複数の第1の重みによって重み付けされ、これにより相互接続された各ペアがそれぞれの第1の重みを有する、グラフを構築することと、

前記LATのうちの最低のLATを有する前記ポイントのうちの第1のポイントから、前記LATのうちの最高のLATを有する前記ポイントのうちの第2のポイントまで、前記グラフにより第1の経路を識別することであって、前記第1の経路が、前記第1のポイントから前記第2のポイントまでの複数の経路と比べて前記第1の重みの第1の合計を最小にする、第1の経路を識別することと、

前記ポイントの前記それぞれの位置及びLATから少なくとも部分的に導出された複数の第2の重みによって、前記グラフを再重み付けすることであって、これにより相互接続された各ペアがそれぞれの第2の重みを有する、再重み付けすることと、

前記第1のポイントから前記第2のポイントまで、前記グラフにより第2の経路を識別することであって、前記第2の経路が、前記経路と比べて前記第2の重みの第2の合計を最小にする、第2の経路を識別することと、

前記識別された第1の経路及び第2の経路を前記メッシュの上に重ね合わせている状態で、前記メッシュを表示することと、

を行う、コンピュータソフトウェア製品。

【請求項14】

少なくとも1つの相互接続されたペアについて、前記第1の重み及び前記第2の重みの各々は、（i）前記相互接続されたペア間の距離と、（ii）前記相互接続されたペアの前記それぞれのLAT間の差と、から導出される、請求項13に記載のコンピュータソフトウェア製品。

【請求項15】

前記距離は、前記メッシュの表面に対する測地距離である、請求項14に記載のコンピュータソフトウェア製品。

【請求項16】

前記少なくとも1つの相互接続されたペアについて、前記第1の重みは前記距離と前記差との比であり、前記第2の重みは前記第1の重みの逆数である、請求項14に記載のコンピュータソフトウェア製品。

【請求項17】

前記命令により、前記プロセッサは、

前記メッシュを複数のパーティションに分割することであって、これにより前記パーティションの各々が前記ポイントのそれぞれを含む、分割することと、

隣接ポイントの各ペアを、前記ペアが互いに接する前記パーティションのうちのいずれか2つに含まれていることに応答して、識別することと、

によって、隣接ポイントの前記ペアを識別する、請求項13に記載のコンピュータソフトウェア製品。

【請求項18】

前記命令により、前記プロセッサは、前記ポイントに関して前記メッシュのボロノイ分割を計算することによって、前記メッシュを分割する、請求項17に記載のコンピュータ

10

20

30

40

50

ソフトウェア製品。

【請求項 19】

方法であって、

心臓の一部分のコンピュータ化された電気解剖学的モデルを構築することであって、前記モデルは、前記心臓の前記一部分を近似するメッシュと、前記メッシュ上の異なるそれぞれの位置でそれぞれの関連する局所活性化時間（LAT）を有する複数のポイントとを含み、前記 LAT は前記一部分から取得した心電図信号から確認されたものである、モデルを構築することと、

前記ポイントを相互接続するグラフを構築することと、

前記ポイントの前記それぞれの位置及び LAT に基づいて、複数の経路から、前記グラフにより、前記 LAT のうちの最低の LAT を有する前記ポイントのうちの第 1 のポイントから、前記 LAT のうちの最高の LAT を有する前記ポイントのうちの第 2 のポイントまで、最短の経路及び最長の経路の両方を識別することと、

前記識別された最短の経路及び最長の経路を前記メッシュの上に重ね合わせている状態で、前記メッシュを表示することと、

を含む方法。

【請求項 20】

前記グラフを構築することは、

前記メッシュを複数のパーティションに分割することであって、これにより前記パーティションの各々が前記ポイントのそれぞれを含む、分割することと、

互いに接するそれぞれのパーティションに含まれている前記ポイントのいずれか 2 つを相互接続することによって、前記グラフを構築することと、

を含む、請求項 19 に記載の方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は電気生理学の分野に関し、特に心不整脈の識別及び治療に関する。

【背景技術】

【0002】

心臓の特定の領域の局所活性化時間とは、電気伝播の波面が領域を通過する時間である。局所活性化時間は典型的に、特定の標準時間（例えば、体表心電図（ECG）記録の QRS 群における特定の時点）から測定する。

【0003】

いくつかの種類の心不整脈は、異なるそれぞれの伝播速度を有する 2 つ以上の別々の活性化経路と比べての心臓組織の電氣的活性化によって引き起こされる。

【0004】

Cardenes, Ruben, et al., 「Estimation of electrical pathways finding minimal cost paths from electro-anatomical mapping of the left ventricle」International Workshop on Statistical Atlases and Computational Models of the Heart, Springer, Berlin, Heidelberg, 2013 では、表面マップ上での最小コスト経路計算（minimal cost paths computation）を用いて電気経路を検索する方法が提示されている。

【発明の概要】

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明のいくつかの実施形態によれば、ディスプレイ及びプロセッサを備える装置が提供される。プロセッサは、心臓の一部分のコンピュータ化された電気解剖学的モデルを構築することであって、モデルは、心臓のその一部分を近似するメッシュと、メッシュ上の

10

20

30

40

50

異なるそれぞれの位置でそれぞれの関連する局所活性化時間（LAT）を有する複数のポイントとを含み、LATはその一部分から取得した心電図信号から確認されたものである、モデルを構築すること、を行うように構成されている。プロセッサは、ポイントのそれぞれの位置に基づいて、ポイントのうちの隣接ポイントの複数のペアを識別することと、グラフを構築することとであって、グラフは、識別されたペアの各々を相互接続し、ポイントのそれぞれの位置及びLATから少なくとも部分的に導出された複数の第1の重みによって重み付けされ、これにより相互接続された各ペアがそれぞれの第1の重みを有する、グラフを構築することと、を行うように更に構成されている。プロセッサは、LATのうちの最低のLATを有するポイントのうちの第1のポイントから、LATのうちの最高のLATを有するポイントのうちの第2のポイントまで、グラフにより第1の経路を識別することとであって、第1の経路が、第1のポイントから第2のポイントまでの複数の経路と比べて第1の重みの第1の合計を最小にする、第1の経路を識別すること、を行うように更に構成されている。プロセッサは、ポイントのそれぞれの位置及びLATから少なくとも部分的に導出された複数の第2の重みによって、グラフを再重み付けすることとであって、これにより相互接続された各ペアがそれぞれの第2の重みを有する、グラフを再重み付けすることと、第1のポイントから第2のポイントまで、グラフにより第2の経路を識別することとであって、第2の経路が、経路と比べて第2の重みの第2の合計を最小にする、第2の経路を識別することと、識別された第1の経路及び第2の経路をメッシュの上に重ね合わせている状態で、メッシュをディスプレイ上に表示することと、を行うように更に構成されている。

10

20

【0006】

いくつかの実施形態では、少なくとも1つの相互接続されたペアについて、第1の重み及び第2の重みの各々は、(i)相互接続されたペア間の距離と、(ii)相互接続されたペアのそれぞれのLAT間の差と、から導出される。

【0007】

いくつかの実施形態では、距離は、メッシュの表面に対する測地距離である。

【0008】

いくつかの実施形態では、少なくとも1つの相互接続されたペアについて、第1の重みは距離と差との比であり、第2の重みは第1の重みの逆数である。

【0009】

30

いくつかの実施形態では、プロセッサは、

メッシュを複数のパーティションに分割することとであって、これによりパーティションの各々がポイントのそれぞれを含む、分割することと、

隣接ポイントの各ペアを、ペアが互いに接するパーティションのうちのいずれか2つに含まれていることに応答して、識別することと、により、隣接ポイントのペアを識別するように構成されている。

【0010】

いくつかの実施形態では、プロセッサは、ポイントに関してメッシュのボロノイ分割を計算することによって、メッシュを分割するように構成されている。

【0011】

40

本発明のいくつかの実施形態によれば、方法であって、心臓の一部分のコンピュータ化された電気解剖学的モデルを構築することとであって、モデルは、心臓のその一部分を近似するメッシュと、メッシュ上の異なるそれぞれの位置でそれぞれの関連する局所活性化時間（LAT）を有する複数のポイントとを含み、LATはその一部分から取得した心電図信号から確認されたものである、モデルを構築すること、を含む、方法が更に提供される。方法は、ポイントのそれぞれの位置に基づいて、ポイントのうちの隣接ポイントの複数のペアを識別することと、グラフを構築することとであって、グラフは、識別されたペアの各々を相互接続し、ポイントのそれぞれの位置及びLATから少なくとも部分的に導出された複数の第1の重みによって重み付けされ、これにより相互接続された各ペアがそれぞれの第1の重みを有する、グラフを構築することと、を更に含む。方法は、LATのうちの

50

の最低のLATを有するポイントのうちの第1のポイントから、LATのうちの最高のLATを有するポイントのうちの第2のポイントまで、グラフにより第1の経路を識別することであって、第1の経路が、第1のポイントから第2のポイントまでの複数の経路と比べて第1の重みの第1の合計を最小にする、第1の経路を識別すること、を更に含む。方法は、ポイントのそれぞれの位置及びLATから少なくとも部分的に導出された複数の第2の重みによって、グラフを再重み付けすることであって、これにより相互接続された各ペアがそれぞれの第2の重みを有する、再重み付けすることと、第1のポイントから第2のポイントまで、グラフにより第2の経路を識別することであって、第2の経路が、経路と比べて第2の重みの第2の合計を最小にする、第2の経路を識別することと、識別された第1の経路及び第2の経路をメッシュの上に重ね合わせている状態で、メッシュを表示することと、を更に含む。

【0012】

更に、本発明のいくつかの実施形態によれば、プログラム命令が格納される有形の非一時的なコンピュータ可読媒体を含む、コンピュータソフトウェア製品が提供される。命令がプロセッサによって読み取られると、命令により、プロセッサは、心臓の一部分のコンピュータ化された電気解剖学的モデルを構築することであって、モデルは、心臓のその一部分を近似するメッシュと、メッシュ上の異なるそれぞれの位置でそれぞれの関連する局所活性化時間（LAT）を有する複数のポイントとを含み、LATはその一部分から取得した心電図信号から確認されたものである、モデルを構築すること、を行う。命令により更に、プロセッサは、ポイントのそれぞれの位置に基づいて、ポイントのうちの隣接ポイントの複数のペアを識別することと、グラフを構築することであって、グラフは、識別されたペアの各々を相互接続し、ポイントのそれぞれの位置及びLATから少なくとも部分的に導出された複数の第1の重みによって重み付けされ、これにより相互接続された各ペアがそれぞれの第1の重みを有する、グラフを構築することと、を行う。命令により更に、プロセッサは、LATのうちの最低のLATを有するポイントのうちの第1のポイントから、LATのうちの最高のLATを有するポイントのうちの第2のポイントまで、グラフにより第1の経路を識別することであって、第1の経路が、第1のポイントから第2のポイントまでの複数の経路と比べて第1の重みの第1の合計を最小にする、第1の経路を識別すること、を行う。命令により更に、プロセッサは、ポイントのそれぞれの位置及びLATから少なくとも部分的に導出された複数の第2の重みによって、グラフを再重み付けすることであって、これにより相互接続された各ペアがそれぞれの第2の重みを有する、再重み付けすることと、第1のポイントから第2のポイントまで、グラフにより第2の経路を識別することであって、第2の経路が、経路と比べて第2の重みの第2の合計を最小にする、第2の経路を識別することと、識別された第1の経路及び第2の経路をメッシュの上に重ね合わせている状態で、メッシュを表示することと、を行う。

【0013】

本発明のいくつかの実施形態によれば、方法であって、心臓の一部分のコンピュータ化された電気解剖学的モデルを構築することであって、モデルは、心臓のその一部分を近似するメッシュと、メッシュ上の異なるそれぞれの位置でそれぞれの関連する局所活性化時間（LAT）を有する複数のポイントとを含み、LATはその一部分から取得した心電図信号から確認されたものである、モデルを構築すること、を含む、方法が更に提供される。方法は、ポイントを相互接続するグラフを構築すること、を更に含む。方法は、ポイントのそれぞれの位置及びLATに基づいて、複数の経路から、グラフにより、LATのうちの最低のLATを有するポイントのうちの第1のポイントから、LATのうちの最高のLATを有するポイントのうちの第2のポイントまで、最短の経路及び最長の経路の両方を識別することと、識別された最短の経路及び最長の経路をメッシュの上に重ね合わせている状態で、メッシュを表示することと、を更に含む。

【0014】

本発明は、その実施形態の以下の詳細な説明を図面と併せ読むことによって一層十分な理解がなされるであろう。

【図面の簡単な説明】

【0015】

【図1】本発明のいくつかの実施形態による、電気解剖学的マッピング手順の概略図である。

【図2】本発明のいくつかの実施形態による、活性化経路を識別するための方法を一括して示す概略図の1つである。

【図3A】本発明のいくつかの実施形態による、活性化経路を識別するための方法を一括して示す概略図の1つである。

【図3B】本発明のいくつかの実施形態による、活性化経路を識別するための方法を一括して示す概略図の1つである。

【発明を実施するための形態】

【0016】

概説

心臓電気解剖学的マッピング手順では、カテーテルの先端に配置された1つ又は複数の電極を使用して、対象の心筋組織などの心臓組織から心臓内心電図（ECG）信号を取得する。取得されたECG信号から、プロセッサは組織上の様々なポイントにおける局所活性化時間（LAT）を確認することができる。次いで、プロセッサは、確認されたLAT値を示すように注釈を付けられた、心臓の関連部分の解剖学的マップを含む、組織の電気解剖学的マップを構築し表示することができる。例えば、プロセッサは、LATが取得された各ポイントを、心臓の関連部分をモデル化するメッシュ上に投影し、次いでLATに従ってメッシュを着色することができる。

【0017】

しかしながら、このような電気解剖学的マップを提供されたときであっても、電気波面が組織間を伝播する活性化経路（又は「伝播経路」）を医師が手動で識別することは困難であり得る。医師が同時に伝播する複数の活性化経路を識別することは特に困難であり得る。

【0018】

この課題に取り組むために、本発明の実施形態は、電気解剖学的マップ上の1つ又は複数の活性化経路を、自動的に識別する技法を提供する。例えば、プロセッサは、最低のLAT値を有するポイント（以下「開始ポイント」とする）を、最高のLAT値を有するポイント（以下「終了ポイント」とする）と共に最初に識別することができる。次に、プロセッサは、開始ポイントから終了ポイントまでの最速（すなわち最長）の伝播経路及び最遅（すなわち最短）の伝播経路の両方を計算することができる。その後、プロセッサは、両方の経路を表示するために電気解剖学的マップに注釈を付けることができる。

【0019】

健康な対象では、最速の経路と最遅の経路とは、同一になるか、又は少なくとも互いに相対的に近接している。一方、心不整脈を患っている対象では、2つの経路は相対的に異なり得る。したがって、2つの経路が表示されると、医師は対象をより容易に診断し、治療することができる。例えば、医師は、最遅の経路が通過する組織の一部を切除する判断を下す場合がある。

【0020】

典型的には、活性化経路を計算するために、プロセッサは最初にメッシュ面を複数の領域に分割し、これによりメッシュ面の各領域は異なるそれぞれ1つのLATポイントを含む。例えば、プロセッサは、LATが取得されたポイントに基づいて、メッシュ面のボロノイ分割を構築することができる。次に、プロセッサは、所与のLATポイントの領域と接する領域を識別することによって、所与の各LATポイントの隣接LATポイントを識別する。続いて、プロセッサは、LATポイントの各々をその隣接ポイントの各々に接続するグラフを構築し、次いで、グラフを開始ポイントから終了ポイントまで横切る、最遅の経路及び最速の経路を検索する。

【0021】

より具体的には、最遅の活性化経路を検索するために、プロセッサは、端部で相互接続されている2つのLATポイント間の示唆された速度によって、グラフの各端部（場合により、いくつかの例外があり、図3Aを参照して以下で更に説明する）に重み付けする必要がある。この示唆された速度は、例えば、ポイント間の測地距離とポイントのそれぞれのLAT間の差との比として定義することができる。次にプロセッサは、開始ポイントから終了ポイントまで、グラフにより経路を検索し、端部の重みの合計を最小にすることができる。同様に、最速の活性化経路を検索するために、プロセッサは、示唆された速度の逆数によって各端部を（場合により、少数の例外がある）重み付けし、次いで重みの合計を最小にすることができる。

【0022】

有利には、本明細書に記載の実施形態では、典型的には、LATポイントを補間したり、LATポイントの数よりも多い多数の領域にメッシュを分割したりしない。結果として、活性化経路の計算は比較的速い。

【0023】

システムの説明

初めに、本発明のいくつかの実施形態による、電気解剖学的マッピング手順の概略図である図1を参照する。

【0024】

図1は、カテーテル29を使用して、対象25に電気解剖学的マッピング手順を行っている、医師27を描写する。カテーテル29の先端31は、複数の電極32を含む。対象の心臓23内でカテーテル29をナビゲートすることによって、医師27は、複数の異なる位置で、電極32を心臓の部分30（例えば、心臓の心筋表面又は心外膜表面を含む）に接触させ、そこから心臓内ECG信号を取得させる。ECG信号はプロセッサ（PROC）22によって受信される。

【0025】

カテーテル29は、1つ又は複数の位置センサ（図示なし）を更に含み、これにより、カテーテルの位置及び向きを示す信号を連続的に出力する。これらの信号に基づいて、プロセッサ22は各電極の位置、ひいては各ECG信号が取得された解剖学的位置を確認する。プロセッサ22は、例えばこれらの信号によって示されるLATを確認するために、ECG信号を更に処理する。確認されたLATを部分30に近似するメッシュ34と共に使用して、プロセッサは部分30のコンピュータ化された電気解剖学的モデル（又は「マップ」）24を構築する。

【0026】

一般に、プロセッサは、電極を追跡するために任意の適切な技術を使用することができる。例えば、カテーテル29は、1つ又は複数の電磁位置センサを含み得、これは外部磁場の存在下で、センサの位置によって変化する信号を生成する。これらの信号に基づいて、プロセッサは電極のそれぞれの位置を確認することができる。あるいは、各電極について、プロセッサ22は、電極と、対象25に接続された複数の外部電極との間のそれぞれのインピーダンスを、様々な異なる位置で確認した後、これらのインピーダンス間の比（これらの比は電極の位置を示す）を計算することができる。更にもう1つの選択肢として、プロセッサは、例えば米国特許第8,456,182号（その開示は参照により本明細書に組み込まれる）に記載されているように、電磁追跡及びインピーダンスに基づく追跡の両方を使用することができる。

【0027】

モデル24を構築した後、プロセッサ22はモデル24をディスプレイ26に表示する。モデル24を表示する際に、プロセッサは、確認されたLATを示すためにメッシュ34に注釈を付ける。例えば、プロセッサは、図1の様々なハッチングパターンによって示されるように、カラースケールに従ってメッシュ34を着色し、これにより変化するLAT値を異なるそれぞれの色にマッピングすることができる。プロセッサは、メッシュ34上に、最速の活性化経路36及び最遅の活性化経路38の両方を更に重ね合わせ、これら

10

20

30

40

50

は以下の図を参照して詳しく後述されるように識別され得る。

【0028】

（典型的には、LAT測定値が心臓の心筋表面から取得されるときでも、メッシュ34の表面は、（凹）心筋表面ではなく心臓の（凸）心外膜表面に対応し、モデル24の情報は更に容易に表示され得る。）

【0029】

典型的には、プロセッサ22はコンソール28内にあり、コンソール28はポート又はソケットのような電氣的インターフェース35を介してカテーテル29に結合されている。電極からのECG信号は、位置センサからの位置信号と共に、電氣的インターフェース35を介してプロセッサ22によって受信される。

10

【0030】

一般に、プロセッサ22は、単一のプロセッサとして、又は協働的にネットワーク化若しくはクラスタ化した一組のプロセッサとして、具現化されてもよい。プロセッサ22は、典型的には、ハードウェア、ソフトウェア、又はハードウェア要素とソフトウェア要素との任意の適切な組み合わせで本明細書に記載の機能を搭載するように構成されたプログラム式デジタルコンピューティングデバイスである。例えば、プロセッサ22の機能の少なくともいくつかは、特定用途向け集積回路（ASIC）、フィールドプログラマブルゲートアレイ（FPGA）、及び／又はグラフィックス処理ユニット（GPU）上に搭載され得る。代替的に又は追加的に、プロセッサは、中央処理装置（CPU）、ランダムアクセスメモリ（RAM）、不揮発性の二次記憶装置（例えばハードドライブ若しくはCDROMドライブ）、ネットワークインターフェース、及び／又は周辺デバイスを含み得る。ソフトウェアプログラムを含めたプログラムコード、及び／又はデータは、当分野において公知のとおり、CPUによる実行及び処理のためにRAMにロードされ、表示、出力、送信又は格納のために結果が生成される。プログラムコード及び／又はデータは、例えば、ネットワークを通じて電子形式でコンピュータにダウンロードされてもよく、又は、代替として若しくは追加として、磁気、光学又は電子メモリなどの非一時的な有形媒体上に提供及び／又は格納されてもよい。このようなプログラムコード及び／又はデータが、プロセッサに提供されると、本明細書に記載されているタスクを行うように構成された、機械若しくは専用コンピュータが実現する。

20

【0031】

これから図2及び図3A～図3Bを参照する。これらの図は、本発明のいくつかの実施形態による、活性化経路を識別するための方法を概略的に一括して示す図である。

30

【0032】

図2の上部はモデル24の構造を示す。典型的には、モデル24を構築するために、プロセッサは、図1を参照して上述した手順の前に実行される解剖学的マッピング手順に基づいて、最初にメッシュ34を構築する。典型的には、メッシュ34は三角形のメッシュであり、心臓の関連部分を集合的に近似（又は「モデル化」）する複数の接続された三角形を含む。

【0033】

プロセッサはまた、図1を参照して上述したように、電極32から受信した任意の心臓内ECG信号を処理することによって、LATポイント40のポイント群39を取得する。このような各ポイント40は、そのポイントの位置を記述する関連三次元座標「(x、y、z)」と、座標(x、y、z)で取得されたLATである関連LAT「t」とを有する。（説明を簡単にするために、図2の上部には少数のポイント40しか示されていないが、実際には、ポイント群39は、典型的には少なくとも数百のポイントを含むことに留意されたい）。ポイント群39を取得した後、プロセッサはポイント群39をメッシュ34上に投影し、各ポイント40がメッシュ34上の適切な位置にマッピングされる。プロセッサはまた、最小のLATを有するポイント40（以下「開始ポイント」とする）を、最大のLATを有するポイント40（以下「終了ポイント」とする）と共に識別することができる。

40

50

【0034】

他の実施形態では、対象の心臓の関連部分の解剖学的マッピングは、ポイント40の取得と並行して実行され、これによりポイント40がメッシュ34の座標系で既に定義されているため、ポイント40の投影は必要ではない場合がある。

【0035】

モデル24を構築した後、プロセッサは、メッシュ上のポイント40のLATとそれぞれの位置とに基づいて、最遅の活性化経路及び最速の活性化経路の両方を識別する。最遅の活性化経路は、開始ポイントから終了ポイントまで通過する他の活性化経路と比較して、最小速度で開始ポイントから終了ポイントまで通過する。したがって、最遅の活性化経路も最短の活性化経路となる。逆に、最速の活性化経路は、他の活性化経路と比較して最大速度で開始ポイントから終了ポイントまで通過する。したがって、最速の活性化経路も最長の活性化経路となる。

10

【0036】

典型的には、最遅の活性化経路及び最速の活性化経路の各々を識別するために、プロセッサはまず重み付けしたグラフ44を構築し、ここでポイント40はポイントのそれぞれの位置及びLATから少なくとも部分的に導出されたそれぞれの重みを有する複数の端部48によって相互接続される。（言い換えれば、少なくともいくつかの重みは、少なくともいくつかのポイントのそれぞれの位置及びLATから導出される）。次に、プロセッサは、開始ポイントと終了ポイントとを結ぶグラフにより、全ての正当な経路と比べて重みの関数を最適化する。（正当な経路は、LATが単調増加している経路である）。

20

【0037】

グラフ44を構築するために、プロセッサは最初に隣接LATポイントの各ペアを識別する。その後、それぞれのLAT (t_i 、 t_j) を有する隣接ポイントの識別されたペア (40_i 、 40_j) の各々に対して、 $t_j > t_i$ で、プロセッサは重み w_{ij} を計算する。次いで、プロセッサはグラフ44を構築し、これによりグラフ44は識別されたペアの各々を、そのペアについて計算された重みと相互接続する。言い換えれば、プロセッサは、任意の所与のペアの隣接ポイントを接続する各端部48が、そのペアについて計算された重みを有するように、グラフ44を構築する。

【0038】

典型的には、ポイントの相互接続されたペアの大部分又は全てについて、ペアの重みは、ペア間の距離 D_{ij} と、ペアのそれぞれのLAT間の差 $t_j - t_i$ とから導出される。例えば、最遅の活性化経路を識別するために、図3Aを参照して更に後述されるように、プロセッサは、 40_i と 40_j の間の重みを、 $D_{ij} / (t_j - t_i)$ 、すなわち、ポイントのそれぞれの位置及びLATによって示唆されたポイント間の速度として計算することができる。逆に、図3Bを参照して更に後述されるように、最速の活性化経路を識別するために、プロセッサは、重みを、 $(t_j - t_i) / D_{ij}$ 、すなわち示唆された速度の逆数として計算することができる。

30

【0039】

典型的には、 w_{ij} を計算するために使用される隣接ポイントのペア間の距離 D_{ij} は、ポイントのペア間でのメッシュ34の表面に対する測地距離である。ポイント間の測地距離を計算するために、プロセッサは高速マーチング法のような任意の適切な方法を使用することができる。この高速マーチング法は、Sethian, James A., 「A fast marching level set method for monotonically advancing fronts,」 Proceedings of the National Academy of Sciences 93. 4 (1996) : 1591~1595に記載されており、これは、参照により本明細書に組み込まれる。

40

【0040】

典型的には、隣接ポイントの各ペアを識別するために、プロセッサは、メッシュ34を複数のパーティション42に分割し、これにより各パーティション42は、異なるそれぞ

50

れ1つのLATポイント40を含む。(パーティション42は、あるいは「セル」又は「領域」とも呼ばれることがある。)例えば、プロセッサはLATポイントに関してメッシュのボロノイ分割を計算し、これにより任意の所与のパーティション42内のいずれのポイントも、他の任意のLATポイントよりもパーティション内に含まれるLATポイントに近くすることができる。続いて、プロセッサは、隣接LATポイントの各ペアを、ペアが共通の境界46に沿って互いに接するパーティションのうちのいずれか2つに含まれていることに応答して、識別する。言い換えれば、プロセッサは、互いに接するパーティションの各ペアを識別し、次にこれら2つのパーティション内にそれぞれ含まれるLATポイントを隣接するものとして識別する。

【0041】

図3Aは、グラフ44を使用して、開始ポイント40sと終了ポイント40eとの間の最遅の活性化経路38の識別を示す。(識別された経路は、グラフ44の太い端部によって示される。)典型的には、最遅の活性化経路を識別するために、プロセッサは、2つのポイント間の示唆された速度、すなわち D_{ij} と $t_j - t_i$ との比として、隣接ポイント(40_i、40_j)のペアの大部分又は全てについて重み w_{ij} を計算する。続いて、プロセッサは、開始ポイント40sと終了ポイント40eとを結ぶ複数の経路と比べて計算された重みの合計を最小にする。言い換えれば、プロセッサは、開始ポイント40sを終了ポイント40eに接続し、開始ポイント40sを終了ポイント40eに接続する他の接続された端部の列と比較して、最小の重みの合計を有する接続された端部の列48を検索する。重みの合計を最小にするために、プロセッサは、Dijkstraのアルゴリズム又は高速マーチング法などの任意の適切なアルゴリズムを使用することができる。

【0042】

場合によっては、プロセッサは所定の最小速度 v_{min} を強制することができる。すなわち、プロセッサは関数 $w_{ij} = \max(D_{ij} / (t_j - t_i), v_{min})$ を適用することによって重みを計算することができる。したがって、例えば、大部分の重みは、 $D_{ij} / (t_j - t_i)$ として計算することができ、残りの重みは、 v_{min} として計算することができる。代替的に又は追加的に、プロセッサは、これらの端部が非伝導性組織を通過することに応答して、いかなる経路もこれらの端部を通過しないように、1つ又は複数の端部のそれぞれの重みを無限大に設定することができる。

【0043】

図3Bは、開始ポイント40sと終了ポイント40eとの間の最速の活性化経路36の識別を示す。典型的には、最速の活性化経路を識別するために、プロセッサは、ポイント間の示唆された速度の逆数として、隣接ポイントの大部分又は全てのペアについて重みを計算する。最遅の活性化経路の識別について上述したように、プロセッサは最大の逆速度を強制し、かつ/又は1つ又は複数の重みを無限大に設定することができる。続いて、プロセッサは、Dijkstraのアルゴリズム、高速マーチング法、又は他の適切なアルゴリズムを使用して、開始ポイント40sと終了ポイント40eとを結ぶ複数の経路と比べて計算された重みの合計を最小にする。(ポイント間の測地距離の計算、及び最速の活性化経路又は最遅の活性化経路の検索の両方に、高速マーチングの単一の実行を使用することができることに留意されたい。)

【0044】

有利には、活性化経路のうちの1つを識別した後、プロセッサは他の活性化経路を識別するためにグラフ44を再構築する必要がない。むしろ、プロセッサは単に必要な重みを計算し、新しい重みでグラフに再重み付けし、次に上述のように新しい重みの合計を最小にすることができる。

【0045】

いくつかの実施形態では、上述のように、グラフ44内の各端部は単一の重みを有し、これは低LAT側のポイントから高LAT側のポイントに移動する際の速度又はその逆数を定量化する。このような実施形態では、重み合計最小化アルゴリズム(weight-sum-minimizing algorithm)は、それに沿ってLATが単調増加している正当な経路のみを考慮

10

20

30

40

50

する。あるいは、各端部に2つの重み（上述のように、低LAT側のポイント 40_i から高LAT側のポイント 40_j への移動に関連する第1の重み w_{ij} 、及び無限大である第2の重み w_{ji} ）を割り当てることによって、不正な経路を回避することができる。この方法を使用すると、 40_j から 40_i に進む経路は全て、重みの合計が無限大になるため、重み合計最小化アルゴリズムによって必ずしも選択されないことになる。

【0046】

図1を参照して上述したように、最速の活性化経路及び最遅の活性化経路を識別した後、プロセッサは関連する心臓の解剖学的構造に近似するメッシュを表示し、識別された経路はメッシュの上に重ねられる。代替的に又は追加的に、最速の活性化経路及び最遅の活性化経路を識別及び表示するため、プロセッサは、グラフ44の適切な重みを選択することによって、他の任意の適切な活性化経路を識別及び表示することができる。

10

【0047】

本発明が、本明細書上に具体的に示されて記載されたものに限定されない点が、当業者により理解されよう。むしろ、本発明の実施形態の範囲は、本明細書上に記載されている様々な特徴の組み合わせ及び部分的組み合わせの両方、並びに上記の説明を一読すると当業者には想起されると思われる、従来技術には存在しない特徴の変更例及び改変例を含む。参照により本特許出願に援用される文献は、これらの援用文献において、いずれかの用語が本明細書において明示的又は暗示的になされた定義と矛盾して定義されている場合には、本明細書における定義のみを考慮するものとする点を除き、本出願の一部とみなすものとする。

20

【0048】

〔実施の態様〕

(1) ディスプレイと、

プロセッサと、を備える装置であって、前記プロセッサは、

心臓の一部分のコンピュータ化された電気解剖学的モデルを構築することであって、前記モデルは、前記心臓の前記一部分を近似するメッシュと、前記メッシュ上の異なるそれぞれの位置でそれぞれの関連する局所活性化時間（LAT）を有する複数のポイントとを含み、前記LATは前記一部分から取得した心電図信号から確認されたものである、モデルを構築することと、

前記ポイントの前記それぞれの位置に基づいて、前記ポイントのうちの隣接ポイントの複数のペアを識別することと、

30

グラフを構築することであって、前記グラフは、前記識別されたペアの各々を相互接続し、前記ポイントの前記それぞれの位置及びLATから少なくとも部分的に導出された複数の第1の重みによって重み付けされ、これにより相互接続された各ペアがそれぞれの第1の重みを有する、グラフを構築することと、

前記LATのうちの最低のLATを有する前記ポイントのうちの第1のポイントから、前記LATのうちの最高のLATを有する前記ポイントのうちの第2のポイントまで、前記グラフにより第1の経路を識別することであって、前記第1の経路が、前記第1のポイントから前記第2のポイントまでの複数の経路と比べて前記第1の重みの第1の合計を最小にする、第1の経路を識別することと、

40

前記ポイントの前記それぞれの位置及びLATから少なくとも部分的に導出された複数の第2の重みによって、前記グラフを再重み付けすることであって、これにより相互接続された各ペアがそれぞれの第2の重みを有する、再重み付けすることと、

前記第1のポイントから前記第2のポイントまで、前記グラフにより第2の経路を識別することであって、前記第2の経路が、前記経路と比べて前記第2の重みの第2の合計を最小にする、第2の経路を識別することと、

前記識別された第1の経路及び第2の経路を前記メッシュの上に重ね合わせている状態で、前記メッシュを前記ディスプレイ上に表示することと、

を行うように構成されている、装置。

(2) 少なくとも1つの相互接続されたペアについて、前記第1の重み及び前記第2の

50

重みの各々は、(i) 前記相互接続されたペア間の距離と、(ii) 前記相互接続されたペアの前記それぞれのLAT間の差と、から導出される、実施態様1に記載の装置。

(3) 前記距離は、前記メッシュの表面に対する測地距離である、実施態様2に記載の装置。

(4) 前記少なくとも1つの相互接続されたペアについて、前記第1の重みは前記距離と前記差との比であり、前記第2の重みは前記第1の重みの逆数である、実施態様2に記載の装置。

(5) 前記プロセッサは、

前記メッシュを複数のパーティションに分割することであって、これにより前記パーティションの各々が前記ポイントのそれぞれを含む、分割することと、

隣接ポイントの各ペアを、前記ペアが互いに接する前記パーティションのうちのいずれか2つに含まれていることに応答して、識別することと、

により、隣接ポイントの前記ペアを識別するように構成されている、実施態様1に記載の装置。

【0049】

(6) 前記プロセッサは、前記ポイントに関して前記メッシュのボロノイ分割を計算することによって、前記メッシュを分割するように構成されている、実施態様5に記載の装置。

(7) 方法であって、

心臓の一部分のコンピュータ化された電気解剖学的モデルを構築することであって、前記モデルは、前記心臓の前記一部分を近似するメッシュと、前記メッシュ上の異なるそれぞれの位置でそれぞれの関連する局所活性化時間(LAT)を有する複数のポイントとを含み、前記LATは前記一部分から取得した心電図信号から確認されたものである、モデルを構築することと、

前記ポイントの前記それぞれの位置に基づいて、前記ポイントのうちの隣接ポイントの複数のペアを識別することと、

グラフを構築することであって、前記グラフは、前記識別されたペアの各々を相互接続し、前記ポイントの前記それぞれの位置及びLATから少なくとも部分的に導出された複数の第1の重みによって重み付けされ、これにより相互接続された各ペアがそれぞれの第1の重みを有する、グラフを構築することと、

前記LATのうちの最低のLATを有する前記ポイントのうちの第1のポイントから、前記LATのうちの最高のLATを有する前記ポイントのうちの第2のポイントまで、前記グラフにより第1の経路を識別することであって、前記第1の経路が、前記第1のポイントから前記第2のポイントまでの複数の経路と比べて前記第1の重みの第1の合計を最小にする、第1の経路を識別することと、

前記ポイントの前記それぞれの位置及びLATから少なくとも部分的に導出された複数の第2の重みによって、前記グラフを再重み付けすることであって、これにより相互接続された各ペアがそれぞれの第2の重みを有する、再重み付けすることと、

前記第1のポイントから前記第2のポイントまで、前記グラフにより第2の経路を識別することであって、前記第2の経路が、前記経路と比べて前記第2の重みの第2の合計を最小にする、第2の経路を識別することと、

前記識別された第1の経路及び第2の経路を前記メッシュの上に重ね合わせている状態で、前記メッシュを表示することと、

を含む、方法。

(8) 少なくとも1つの相互接続されたペアについて、前記第1の重み及び前記第2の重みの各々は、(i) 前記相互接続されたペア間の距離と、(ii) 前記相互接続されたペアの前記それぞれのLAT間の差と、から導出される、実施態様7に記載の方法。

(9) 前記距離は、前記メッシュの表面に対する測地距離である、実施態様8に記載の方法。

(10) 前記少なくとも1つの相互接続されたペアについて、前記第1の重みは前記距

10

20

30

40

50

離と前記差との比であり、前記第 2 の重みは前記第 1 の重みの逆数である、実施態様 8 に記載の方法。

【0050】

(11) 隣接ポイントの前記ペアを識別することは、

前記メッシュを複数のパーティションに分割することであって、これにより前記パーティションの各々が前記ポイントのそれぞれを含む、分割することと、

隣接ポイントの各ペアを、前記ペアが互いに接する前記パーティションのうちのいずれか 2 つに含まれていることに応答して、識別することと、

を含む、実施態様 7 に記載の方法。

(12) 前記メッシュを分割することは、前記ポイントに関して前記メッシュのボロノイ分割を計算することによって、前記メッシュを分割すること、を含む、実施態様 11 に記載の方法。

(13) プログラム命令が格納される有形の非一時的なコンピュータ可読媒体を含む、コンピュータソフトウェア製品であって、前記命令がプロセッサによって読み取られると、前記命令により、前記プロセッサは、

心臓の一部分のコンピュータ化された電気解剖学的モデルを構築することであって、前記モデルは、前記心臓の前記一部分を近似するメッシュと、前記メッシュ上の異なるそれぞれの位置でそれぞれの関連する局所活性化時間 (LAT) を有する複数のポイントとを含み、前記 LAT は前記一部分から取得した心電図信号から確認されたものである、モデルを構築することと、

前記ポイントの前記それぞれの位置に基づいて、前記ポイントのうちの隣接ポイントの複数のペアを識別することと、

グラフを構築することであって、前記グラフは、前記識別されたペアの各々を相互接続し、前記ポイントの前記それぞれの位置及び LAT から少なくとも部分的に導出された複数の第 1 の重みによって重み付けされ、これにより相互接続された各ペアがそれぞれの第 1 の重みを有する、グラフを構築することと、

前記 LAT のうちの最低の LAT を有する前記ポイントのうちの第 1 のポイントから、前記 LAT のうちの最高の LAT を有する前記ポイントのうちの第 2 のポイントまで、前記グラフにより第 1 の経路を識別することであって、前記第 1 の経路が、前記第 1 のポイントから前記第 2 のポイントまでの複数の経路と比べて前記第 1 の重みの第 1 の合計を最小にする、第 1 の経路を識別することと、

前記ポイントの前記それぞれの位置及び LAT から少なくとも部分的に導出された複数の第 2 の重みによって、前記グラフを再重み付けすることであって、これにより相互接続された各ペアがそれぞれの第 2 の重みを有する、再重み付けすることと、

前記第 1 のポイントから前記第 2 のポイントまで、前記グラフにより第 2 の経路を識別することであって、前記第 2 の経路が、前記経路と比べて前記第 2 の重みの第 2 の合計を最小にする、第 2 の経路を識別することと、

前記識別された第 1 の経路及び第 2 の経路を前記メッシュの上に重ね合わせている状態で、前記メッシュを表示することと、

を行う、コンピュータソフトウェア製品。

(14) 少なくとも 1 つの相互接続されたペアについて、前記第 1 の重み及び前記第 2 の重みの各々は、(i) 前記相互接続されたペア間の距離と、(ii) 前記相互接続されたペアの前記それぞれの LAT 間の差と、から導出される、実施態様 13 に記載のコンピュータソフトウェア製品。

(15) 前記距離は、前記メッシュの表面に対する測地距離である、実施態様 14 に記載のコンピュータソフトウェア製品。

【0051】

(16) 前記少なくとも 1 つの相互接続されたペアについて、前記第 1 の重みは前記距離と前記差との比であり、前記第 2 の重みは前記第 1 の重みの逆数である、実施態様 14 に記載のコンピュータソフトウェア製品。

(17) 前記命令により、前記プロセッサは、

前記メッシュを複数のパーティションに分割することであって、これにより前記パーティションの各々が前記ポイントのそれぞれを含む、分割することと、

隣接ポイントの各ペアを、前記ペアが互いに接する前記パーティションのうちのいずれか2つに含まれていることに応答して、識別することと、

によって、隣接ポイントの前記ペアを識別する、実施態様13に記載のコンピュータソフトウェア製品。

(18) 前記命令により、前記プロセッサは、前記ポイントに関して前記メッシュのボロノイ分割を計算することによって、前記メッシュを分割する、実施態様17に記載のコンピュータソフトウェア製品。

10

(19) 方法であって、

心臓の一部分のコンピュータ化された電気解剖学的モデルを構築することであって、前記モデルは、前記心臓の前記一部分を近似するメッシュと、前記メッシュ上の異なるそれぞれの位置でそれぞれの関連する局所活性化時間(LAT)を有する複数のポイントとを含み、前記LATは前記一部分から取得した心電図信号から確認されたものである、モデルを構築することと、

前記ポイントを相互接続するグラフを構築することと、

前記ポイントの前記それぞれの位置及びLATに基づいて、複数の経路から、前記グラフにより、前記LATのうちの最低のLATを有する前記ポイントのうちの第1のポイントから、前記LATのうちの最高のLATを有する前記ポイントのうちの第2のポイントまで、最短の経路及び最長の経路の両方を識別することと、

20

前記識別された最短の経路及び最長の経路を前記メッシュの上に重ね合わせている状態で、前記メッシュを表示することと、

を含む方法。

(20) 前記グラフを構築することは、

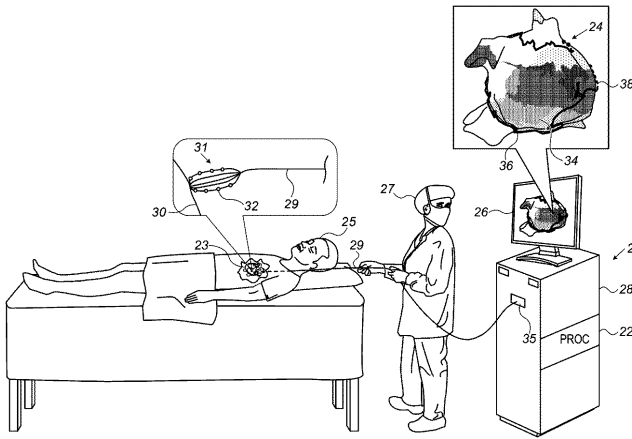
前記メッシュを複数のパーティションに分割することであって、これにより前記パーティションの各々が前記ポイントのそれぞれを含む、分割することと、

互いに接するそれぞれのパーティションに含まれている前記ポイントのいずれか2つを相互接続することによって、前記グラフを構築することと、

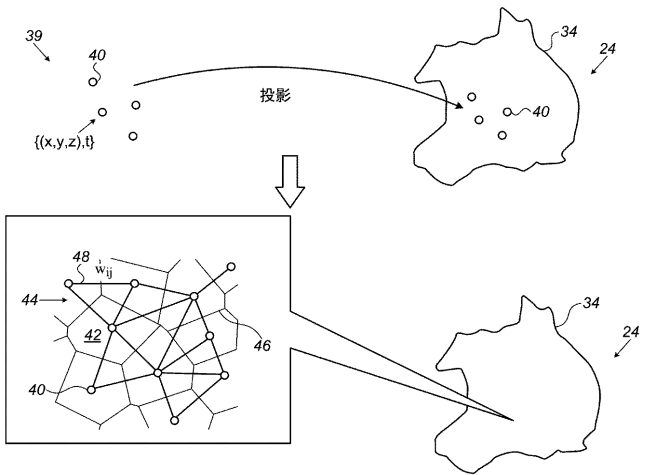
を含む、実施態様19に記載の方法。

30

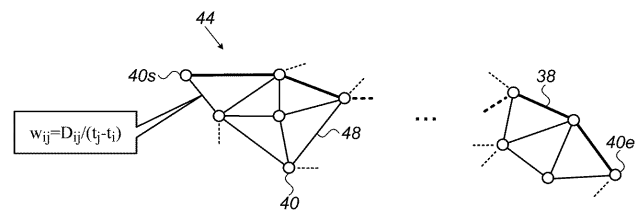
【図 1】



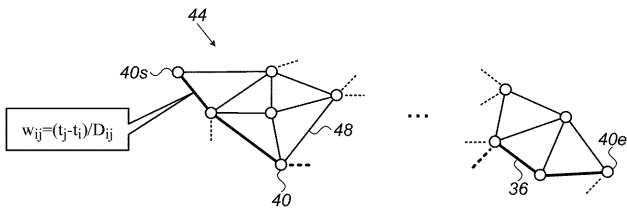
【図 2】



【図 3 A】



【図 3 B】



フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I テーマコード (参考)
A 6 1 B 5/00 (2006.01)

(72)発明者 アハロン・ツルゲマン
イスラエル国、2 0 6 6 7 1 7 ヨークナム、ハトヌファ・ストリート 4
(72)発明者 リオール・ザール
イスラエル国、2 0 6 6 7 1 7 ヨークナム、ハトヌファ・ストリート 4
(72)発明者 ナタン・シャロン・カツ
イスラエル国、2 0 6 6 7 1 7 ヨークナム、ハトヌファ・ストリート 4
Fターム(参考) 4C117 XA01 XB01 XC01 XD24 XE17 XG14 XG19 XJ05 XJ09 XK09
XK19
4C127 AA02 GG05 HH04 HH13 KK03 LL08

【外国語明細書】
2019177135000001.pdf

专利名称(译)	自动识别多种激活途径		
公开(公告)号	JP2019177135A	公开(公告)日	2019-10-17
申请号	JP2019029171	申请日	2019-02-21
[标]申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能(以色列)有限公司		
申请(专利权)人(译)	生物传感韦伯斯特 (以色列) 有限公司		
[标]发明人	ベンジャミンコーエン アハロンツルゲマン ナタンシャロンカツ		
发明人	ベンジャミン・コーエン アハロン・ツルゲマン リオール・ザール ナタン・シャロン・カツ		
IPC分类号	A61B5/0452 A61B5/0408 A61B5/0478 A61B5/0492 A61B5/044 A61B5/00		
CPC分类号	A61B5/0472 A61B5/72 A61B5/04012 A61B5/0402 A61B5/0538 A61B5/044 G16H30/20		
FI分类号	A61B5/04.312.C A61B5/04.300.J A61B5/04.314.G A61B5/00.D		
F-TERM分类号	4C117/XA01 4C117/XB01 4C117/XC01 4C117/XD24 4C117/XE17 4C117/XG14 4C117/XG19 4C117/XJ05 4C117/XJ09 4C117/XK09 4C117/XK19 4C127/AA02 4C127/GG05 4C127/HH04 4C127/HH13 4C127/KK03 4C127/LL08		
优先权	15/902554 2018-02-22 US		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

提供一种用于识别和治疗心律不齐的设备。解决方案：所描述的实施例包括一种构造心脏的一部分的计算机电解剖模型的方法，该模型包括近似心脏的一部分的网格，以及多个在网格上不同位置处的各个点具有相应的相关局部激活时间（LAT），该局部激活时间已根据从该部分获取的心电图信号确定。所述方法还包括构造将所述点互连的图，并且基于所述点的相应位置和LAT，通过所述图从多个路径中识别来自所述路径中的第一个路径的最短路径和最长路径。具有最低LAT之一的点到具有最高LAT之一的第二点。该方法还包括显示网格，其中已标识的最短路径和最长路径叠加在网格上。选定的图：图1

