

(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2014-505568

(P2014-505568A)

(43) 公表日 平成26年3月6日 (2014. 3. 6)

| | | |
|---------------------------------|----------------------|-------------|
| (51) Int. Cl. | F I | テーマコード (参考) |
| A 6 1 B 5/0402 (2006.01) | A 6 1 B 5/04 3 1 O M | 4 C O 2 7 |
| A 6 1 B 5/0452 (2006.01) | A 6 1 B 5/04 3 1 2 C | 4 C 6 0 1 |
| A 6 1 B 8/00 (2006.01) | A 6 1 B 8/00 | |

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 19 頁)

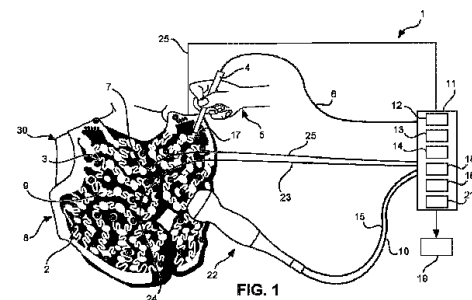
| | | | |
|---------------|------------------------------|----------|------------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2013-554033 (P2013-554033) | (71) 出願人 | 590000248 |
| (86) (22) 出願日 | 平成24年2月14日 (2012. 2. 14) | | コーニンクレッカ フィリップス エヌ |
| (85) 翻訳文提出日 | 平成25年9月11日 (2013. 9. 11) | | ヴェ |
| (86) 国際出願番号 | PCT/IB2012/050653 | | オランダ国 5 6 5 6 アーエー アイン |
| (87) 国際公開番号 | W02012/110942 | | ドーフエン ハイテック キャンパス 5 |
| (87) 国際公開日 | 平成24年8月23日 (2012. 8. 23) | (74) 代理人 | 110001690 |
| (31) 優先権主張番号 | 11154871.5 | | 特許業務法人M&Sパートナーズ |
| (32) 優先日 | 平成23年2月17日 (2011. 2. 17) | (72) 発明者 | ガイスペルス ゲラルドゥス ヘンリカス |
| (33) 優先権主張国 | 欧州特許庁 (EP) | | マリア |
| | | | オランダ国 5 6 5 6 アーエー アイン |
| | | | ドーフエン ハイ テック キャンパス |
| | | | 3 4 |

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 光形状検知を使用して電気的活動マップを提供するシステム

(57) 【要約】

本発明は、複数の表面電極 9 によって獲得された電気信号によって心臓の電気的活動マップを提供するシステム 1 に関する。表面電極位置決定ユニット 4、6、13 が、光形状検知位置特定によって、複数の表面電極の位置を決定する。光形状検知素子は、棒 4 を含むか、或いは、光形状検知ファイバが表面電極を含むベストに内蔵される。心内構造物の位置は、超音波を使用して決定される。電気的活動マップ決定ユニット 16 が、測定された電気信号と、複数の電極の決定された位置と、心内構造物、具体的には心外膜面の位置とに基づいて、心内構造物における電気的活動マップを決定する。複数の表面電極の位置を決定するために光形状検知が使用され、例えば X 線は使用されないため、電気的活動マップは、必ずしも X 線放射量を照射しなくても決定される。



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

生物の外表面上に配置された複数の表面電極によって獲得された心臓からの電気信号によって、前記生物の前記心臓の電氣的活動マップを提供するシステムであって、

光形状検知位置特定によって、前記複数の表面電極の位置を決定する表面電極位置決定ユニットと、

前記生物の心内構造物の位置を決定する心内構造物位置決定ユニットと、

前記生物の前記外表面上で測定された前記電気信号と、前記複数の表面電極の決定された前記位置と、前記心内構造物の決定された前記位置とに基づいて、前記心内構造物における前記電氣的活動マップを決定する電氣的活動マップ決定ユニットと、

を含む、システム。

10

【請求項 2】

前記心内構造物位置決定ユニットは、前記心内構造物の前記位置を示す超音波信号を生成する超音波ユニットと、前記超音波信号に基づいて前記心内構造物の前記位置を計算する心内構造物位置計算ユニットと、を含む、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 3】

前記超音波ユニットは、経胸エコープローブ又は経食道エコープローブである、請求項 2 に記載のシステム。

【請求項 4】

前記超音波ユニットは、前記超音波ユニットの位置を示す光形状検知信号を生成する光形状検知センサを具備し、前記心内構造物位置計算ユニットは、前記光形状検知信号と前記超音波信号とに基づいて、前記心内構造物の前記位置を決定する、請求項 2 に記載のシステム。

20

【請求項 5】

前記表面電極位置決定ユニットは、前記複数の表面電極の前記位置と基準マークの位置との空間関係を提供する空間関係提供ユニットを含み、前記超音波ユニットは、前記基準マークに接触させられ、前記光形状検知センサは、各基準マークの前記位置を示す光形状検知信号を生成するために、前記各基準マークに接触している間に各光形状検知信号を生成し、前記表面電極位置決定ユニットは、前記光形状検知信号と前記空間関係とに依存して、前記複数の表面電極の前記位置を計算する表面電極位置計算ユニットを含む、請求項 4 に記載のシステム。

30

【請求項 6】

前記超音波信号は、超音波画像を表し、前記心内構造物計算ユニットは、前記超音波画像における前記心内構造物を検出し、前記超音波画像において検出された前記心内構造物に基づいて、前記心内構造物の前記位置を計算する、請求項 2 に記載のシステム。

【請求項 7】

前記表面電極位置決定ユニットは、

前記複数の表面電極の前記位置と基準マークの位置との空間関係を提供する空間関係提供ユニットと、

各基準マークの前記位置を示す光形状検知信号を生成するために、前記各基準マークに接触している間に光形状検知素子の先端の位置を示す光形状検知信号を生成する、当該光形状検知素子と、

40

前記光形状検知信号と前記空間関係とに依存して、前記複数の表面電極の前記位置を計算する表面電極位置計算ユニットと、

を含む、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 8】

前記生物の動きを決定する動き決定ユニットを更に含み、前記表面電極位置決定ユニットは、決定された前記動きに依存して、前記複数の表面電極の前記位置を決定する、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 9】

50

前記動き決定ユニットは、取付け位置において前記生物に取付けられ、光形状検知センサの実際の位置を示す光形状検知信号を生成する、当該光形状検知センサと、生成された前記光形状検知信号に依存して、前記生物の動きを計算する動き計算ユニットと、を含む、請求項 8 に記載のシステム。

【請求項 10】

前記表面電極位置決定ユニットは、
光形状検知センサの位置を示す光形状検知信号を生成する、当該光形状検知センサと、
前記光形状検知センサの前記位置と前記複数の表面電極の前記位置との空間関係を提供する空間関係提供ユニットと、

生成された前記光形状検知信号と前記空間関係とに依存して、前記複数の表面電極の前記位置を計算する表面電極位置計算ユニットと、
を含む、請求項 1 に記載のシステム。

【請求項 11】

生物によって着用され、電気的活動マップを提供するために使用されるベストであって、

前記生物によって前記ベストが着用される場合に、前記生物の外表面上に配置され、前記生物の心臓から電気信号を獲得する複数の表面電極と、

光形状検知センサの位置を示す光形状検知信号を生成し、前記光形状検知信号を表面電極位置決定ユニットに提供する、当該光形状検知センサと、
を含む、ベスト。

【請求項 12】

生物の外表面上に配置された複数の表面電極によって獲得された心臓からの電気信号によって前記生物の前記心臓の電気的活動マップを提供する方法であって、

表面電極位置決定ユニットによって、光形状検知位置特定により前記複数の表面電極の位置を決定するステップと、

心内構造物位置決定ユニットによって、前記生物の心内構造物の位置を決定するステップと、

電気的活動マップ決定ユニットによって、前記生物の前記外表面上で測定された前記電気信号と、前記複数の表面電極の決定された前記位置と、前記心内構造物の決定された前記位置とに基づいて、前記心内構造物における前記電気的活動マップを決定するステップと、

を含む、方法。

【請求項 13】

生物の外表面上に配置された複数の表面電極によって獲得された心臓からの電気信号によって前記生物の前記心臓の電気的活動マップを提供するコンピュータプログラムであって、前記コンピュータプログラムが請求項 1 に記載されるシステムを制御するコンピュータ上で実行される場合、前記システムに、請求項 12 に記載される前記方法のステップを行わせるプログラムコード手段を含む、コンピュータプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、生物の外表面上に配置された複数の表面電極によって獲得された心臓からの電気信号によって、当該生物の心臓の電気的活動マップを提供するシステム、方法、及びコンピュータプログラムに関する。本発明は更に、複数の表面電極を含むベストに関する。

【背景技術】

【0002】

P. S. Cuculich 他による論文「Noninvasive Characterization of Epicardial Activation in Humans With Diverse Atrial Fibrillation Patterns」(Circulation

10

20

30

40

50

、Journal of the American Heart Association、122、1364 - 1372 頁、2010 年) は、人間の外表面上の電位を測定する表面電極を有する電極ベストを含むシステムについて開示する。このシステムは更に、i) 心臓表面と人間の外表面上の表面電極との空間関係と、ii) 測定された電位とに基づいて心外膜電位を再構成する再構成ユニットを含む。心臓表面と人間の外表面上の表面電極との空間関係は、心臓表面と人間の外表面上の表面電極との両方を示す X 線コンピュータ断層撮影画像を獲得することにより得られる。X 線コンピュータ断層撮影画像を獲得することで、比較的高い放射線量が人に照射される。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0003】

本発明は、生物の外表面上に配置された複数の表面電極によって獲得された心臓からの電気信号によって、当該生物の心臓の電氣的活動マップを提供するが、人間に照射される放射線量を低減することができ、具体的には、排除することができるシステム、方法、及びコンピュータプログラムを提供することを目的とする。本発明は更に、生物によって着用され、電氣的活動マップを提供するために使用されるベストを提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0004】

本発明の第 1 の態様では、生物の外表面上に配置された複数の表面電極によって獲得された心臓からの電気信号によって、当該生物の心臓の電氣的活動マップを提供するシステムが提示される。当該システムは、

20

光形状検知位置特定 (optical shape sensing localization) によって、複数の表面電極の位置を決定する表面電極位置決定ユニットと、

生物の心内構造物の位置を決定する心内構造物位置決定ユニットと、

生物の外表面上で測定された電気信号と、複数の電極の決定された位置と、心内構造物の決定された位置とに基づいて、心内構造物における電氣的活動マップを決定する電氣的活動マップ決定ユニットと、

を含む。

30

【0005】

複数の表面電極の位置は、光形状検知位置特定によって決定されるので、これらの位置は、複数の表面電極を示すコンピュータ断層撮影画像を必ずしも獲得しなくとも決定することができる。これにより、心臓の電氣的活動マップを生成するために、生物に照射される X 線放射量を低減、具体的には排除することができる。

【0006】

心内構造物は、好ましくは、心臓の心外膜面である。

【0007】

心内構造物が 3 次元である場合、具体的には心内構造物が 3 次元の心外膜面である場合、心内構造物の位置は、好ましくは、電氣的活動マップが決定されるべき心内構造物の各点の位置を画定する。したがって、例えば、心内構造物位置決定ユニットが、心外膜面の位置を決定すると、当該心内構造物位置決定ユニットは、少なくとも、電氣的活動マップを生成するために電位が測定されるべき心外膜面の点の位置を決定する。

40

【0008】

複数の表面電極は、システムの構成要素と見なされても、別個の構成要素と見なされてもよい。この場合、システムは、電氣的活動マップを提供するために表面電極の電気信号を使用する。

【0009】

複数の表面電極は、生物によって着用可能なベスト内に組み込まれてよい。生物は、好ましくは、人間であるが動物であってもよい。

【0010】

50

心内構造物位置決定ユニットは、好ましくは、心内構造物の位置を示す超音波信号を生成する超音波ユニットと、超音波信号に基づいて心内構造物の位置を計算する心内構造物位置計算ユニットとを含む。超音波ユニットは、好ましくは、経胸エコープローブ又は経食道エコープローブである。超音波ユニットが、経胸エコープローブ又は経食道エコープローブである場合、心外膜面を示す心臓の超音波画像は高品質で獲得されることが可能であり、これにより、心内構造物位置計算ユニットが、好適な心内構造物である心外膜面の位置を高精度で決定することができる。

【0011】

一実施形態では、心内構造物位置計算ユニットは、心内構造物を検出するために超音波画像における心内構造物をセグメント化するセグメンテーション手順を行う。別の実施形態では、心内構造物位置計算ユニットは、心内構造物を含む心臓の解剖学的構造モデルである解剖学的心臓モデルを提供し、また、心内構造物を検出するために、この心臓モデルを心臓の超音波画像に適応させるように調節する。この調節は単に回転及び/又は並進であってよく、任意選択的には心臓モデルの拡大縮小である。又は、この調節は心臓モデルの変形を含んでもよい。心臓モデルは、好ましくは、一般化された心臓、即ち、調節前の心臓モデルであり、特定の人又は動物に固有のものではない心臓モデルである。一般化心臓モデルは、例えば、医療用画像においてセグメント化される生物の群のセグメント化された心臓の平均を取ることにによって決定することができる。

【0012】

超音波ユニットには、当該超音波ユニットの位置を示す光形状検知信号を生成する光形状検知センサが具備されることが更に好適であり、この場合、心内構造物位置計算ユニットは、光形状検知信号と超音波信号とに基づいて、心内構造物の位置を決定する。光形状検知センサは、好ましくは、超音波ユニット内に部分的に配置されてもよい光形状検知ファイバである。これは、例えば人間にX線を照射することなく、光形状検知によって超音波ユニットの位置を決定することを可能にする。具体的には、超音波信号が心臓の超音波画像を表す場合、超音波画像における心外膜面の位置を決定するために、超音波画像における心外膜面をセグメント化することができ、心外膜面のこの決定された位置は基準位置に関連付けられる。即ち、心外膜面の位置は、光形状検知信号から既知である超音波ユニットの位置に基づいて、基準座標系内で決定される。

【0013】

一実施形態において、表面電極位置決定ユニットは、複数の表面電極の位置と基準マークの位置との空間関係を提供する空間関係提供ユニットを含み、超音波ユニットは、基準マークに接触させられ、光形状検知センサは、各基準マークの位置を示す光形状検知信号を生成するために、各基準マークに接触している間に各光形状検知信号を生成し、表面電極位置決定ユニットは、光形状検知信号と空間関係とに依存して、複数の表面電極の位置を計算する表面電極位置計算ユニットを含む。したがって、超音波ユニットは、2つの目的、即ち、心内構造物の位置の決定と、複数の表面電極の位置の決定とに使用される。これにより、心臓の電気活動マップを決定するために必要な構成要素の数が減少する。

【0014】

一実施形態では、表面電極位置決定ユニットは、a) 複数の表面電極の位置と基準マークの位置との空間関係を提供する空間関係提供ユニットと、b) 各基準マークの位置を示す光形状検知信号を生成するために、各基準マークに接触している間に光形状検知素子の先端の位置を示す光形状検知信号を生成する、当該光形状検知素子と、c) 光形状検知信号と空間関係とに依存して、複数の表面電極の位置を計算する表面電極位置計算ユニットとを含む。光形状検知素子は、棒と、棒に接続された光形状検知ファイバとを含んでよく、光形状検知素子の先端が棒の先端である。したがって、ユーザは、棒で基準マークに接触して、棒の先端が様々な基準マークと接触させられている間に当該先端の位置を決定することによって、基準マークの位置を決定することができる。光形状検知素子は、例えば、光形状検知信号を連続的に生成するか、又は、押下されるべきボタンといった入力ユニットを介して光形状検知信号をユーザが要求した後にのみ光形状検知信号を生成してもよ

10

20

30

40

50

い。先端には、先端が素子と接触しているか否かを検出する感圧センサが設けられていてもよい。この場合、光形状検知素子は、先端が基準マークに接触していると感圧センサが検出する場合に、光形状検知信号を生成する。

【0015】

システムは更に、生物の動きを決定する動き決定ユニットを含む。この場合、表面電極位置決定ユニットは、決定された動きに依存して、複数の表面電極の位置を決定する。動き決定ユニットは、取付け位置において生物に取付けられ、光形状検知センサの実際の位置を示す光形状検知信号を生成する、当該光形状検知センサと、生成された光形状検知信号に依存して、生物の動きを計算する動き計算ユニットとを含む。生物の動きを決定するために、1つ又は幾つかの光形状検知センサを使用してもよい。光形状検知センサは、生物に直接取り付けられても、生物に取付けられた別の手段に取付けられてもよい。他の手段とは、例えば人間の胸部に置かれる複数の表面電極又はパッチを含むベストであってよい。心臓の電氣的活動マップを決定する際の人間の可能な動きを考慮することによって、電氣的活動マップにおいて対応して生じうる誤差を減少できる。

10

【0016】

一実施形態では、表面電極位置決定ユニットは、a) 光形状検知センサの位置を示す光形状検知信号を生成する、当該光形状検知センサと、b) 光形状検知センサの位置と表面電極の位置との空間関係を提供する空間関係提供ユニットと、c) 生成された光形状検知信号と空間関係とに依存して、表面電極の位置を計算する表面電極位置計算ユニットとを含む。本実施形態では、光形状検知センサは、複数の表面電極も含むベストに組み込まれてよい。この場合、光形状検知センサと複数の表面電極との空間関係は既知であり、空間関係提供ユニット内に記憶される。これにより、例えば光形状検知棒が様々な表面電極に接触することなく、表面電極の位置を決定することが可能になる。例えば電氣的活動マップは、1つ又は幾つかの光形状検知センサを有するベストと、光形状検知によって、好ましくは表面電極及び心内構造物の位置を決定するための更なる手段を必要とすることなく、表面電極に対する超音波ユニットの位置が決定できるように光形状検知センサが具備された超音波ユニットとを使用するだけで生成される。電氣的活動マップを生成するために必要となる構成要素が少ないので、例えば医師によって行われる電氣的活動マップを決定するためのプロセスを簡易化することができる。

20

【0017】

本発明の更なる態様では、生物によって着用されるベストが提示される。当該ベストは、電氣的活動マップを提供するために使用される。当該ベストは、

30

生物によってベストが着用される場合に、生物の外表面上に配置され、生物の心臓から電気信号を獲得する複数の表面電極と、

光形状検知センサの位置を示す光形状検知信号を生成し、当該光形状検知信号を表面電極位置決定ユニットに提供する、当該光形状検知センサと、

を含む。

【0018】

本発明の更なる態様では、生物の外表面上に配置された複数の表面電極によって獲得された心臓からの電気信号によって、当該生物の心臓の電氣的活動マップを提供する方法が提示される。当該方法は、

40

表面電極位置決定ユニットによって、光形状検知位置特定を利用して複数の表面電極の位置を決定するステップと、

心内構造物位置決定ユニットによって、生物の心内構造物の位置を決定するステップと、

電氣的活動マップ決定ユニットによって、生物の外表面上で測定された電気信号と、複数の電極の決定された位置と、心内構造物の決定された位置とに基づいて、心内構造物における電氣的活動マップを決定するステップと、

を含む。

【0019】

50

本発明の更なる態様では、生物の外表面上に配置された複数の表面電極によって獲得された心臓からの電気信号によって、当該生物の心臓の電気的活動マップを提供するコンピュータプログラムが提示される。当該コンピュータプログラムは、当該コンピュータプログラムが請求項 1 に記載されるシステムを制御するコンピュータ上で実行される場合、当該システムに、請求項 1 2 に記載される方法のステップを行わせるプログラムコード手段を含む。

【0020】

請求項 1 のシステム、請求項 1 2 の方法、及び請求項 1 3 のコンピュータプログラムは、同様及び / 又は同一の好適な実施形態、具体的には、従属請求項に記載されるような実施形態を有することは理解されるべきである。

10

【0021】

本発明の好適な実施形態は、従属請求項の各独立請求項との任意の組み合わせであってもよいことは理解されるべきである。

【0022】

本発明のこれらの及び他の態様は、以下に説明する実施形態を参照することにより明らかとなる。

【図面の簡単な説明】

【0023】

図面には、以下が示される。

【0024】

20

【図 1】図 1 は、生物の心臓の電気的活動マップを提供するシステムの一実施形態を概略的かつ例示的に示す。

【図 2】図 2 は、生物の心臓の電気的活動マップを提供するシステムの更なる実施形態を概略的かつ例示的に示す。

【図 3】図 3 は、生物の心臓の電気的活動マップを提供する方法の一実施形態を例示的に説明するフローチャートを示す。

【発明を実施するための形態】

【0025】

図 1 は、生物の外表面上に配置された複数の表面電極によって獲得された心臓からの電気信号によって、当該生物の心臓の電気的活動マップを提供するシステムの一実施形態を概略的かつ例示的に示す。システム 1 は、各基準マーク 2 の位置を示す光形状検知信号を生成するために、各基準マーク 2 に接触している際の光形状検知素子 4、6 の先端 1 7 の位置を示す光形状検知信号を生成する光形状検知素子 4、6 を含む。具体的には、本実施形態では人間である生物 3 0 は、表面電極 9 及び基準マーク 2 を有するベスト 8 を着用する。基準マーク 2 の位置を決定するために、医師といったユーザは、光形状検知素子 4、6 の先端がベスト 8 の様々な基準マーク 2 を連続的に接触するように光形状検知素子 4、6 を使用することができる。ベスト 8 は、表面電極 9 によって獲得された電気信号を、電気的活動マップ決定ユニット 1 6 に送信するように電氣的接続 2 5 を介して決定システム 1 1 に電氣的に接続される。

30

【0026】

40

光形状検知素子 4、6 は、ユーザの手 5 によって持つことができる棒 4 を含み、先端 1 7 は、様々な基準マーク 2 に接触させるためのものであり、光形状検知ファイバ 6 が棒 4 に接続されている。光形状検知素子 4、6 は、例えば、光形状検知信号を連続的に生成するか、又は、押下されるべきボタンといった入力ユニットを介して光形状検知信号をユーザが要求した後にのみ光形状検知信号を生成してもよい。先端には、先端が素子と接触しているか否かを検出する感圧センサが設けられていてもよい。この場合、光形状検知素子は、先端が基準マークに接触していると感圧センサが検出する場合に、光形状検知信号を生成する。

【0027】

システム 1 は更に、取付け位置において人間 3 0 に取付けられ、光形状検知センサ 7、

50

26 の実際の位置を示す光形状検知信号を生成する更なる光形状検知素子、即ち、当該光形状検知センサ7、26を含む。本実施形態では、この光形状検知センサは、光形状検知ファイバ26に接続された基準パッチ7を含む。この場合、生成された光形状検知信号は、基準パッチ7の位置を示す。

【0028】

基準パッチ7の位置を示す光形状検知センサ7、26からの光形状検知信号と、光形状検知素子4、6の先端17の位置を示す光形状検知素子4、6からの光形状検知信号とは、決定システム11の表面電極位置計算ユニット13に提供される。表面電極位置計算ユニット13は、提供された光形状検知信号に基づいて、基準パッチ7に対する基準マーク2の3次元位置を決定する。基準マーク2の位置を決定するためには、参照することにより本明細書に組み込まれる国際特許公開公報WO2011/141830A1に開示される光形状検知方法のような既知の光形状検知位置特定(localization)方法を使用することができる。

【0029】

基準マーク2の位置が決定された後、表面電極位置計算ユニット13は、基準マーク2の決定された位置と、空間関係提供ユニット12によって提供される複数の表面電極9の位置と基準マーク2の位置との既知の空間関係とに依存して、表面電極9の位置を決定する。

【0030】

したがって、光形状検知ファイバ6を有する棒4は、基準パッチ7に対する3次元空間における基準マーク2の位置を測定するために使用される。1つの基準マーク2から別の基準マーク2に移り、3次元位置を記録することによって、基準マーク2の3次元分布、したがって、基準マーク2と蛇行線3によって接続された表面電極9との空間関係は既知であるため、ベスト電極の3次元分布が再構成される。光形状検知ファイバ6を有する棒4、空間関係提供ユニット12、及び表面電極位置計算ユニット13は、したがって、光形状検知位置特定によって複数の表面電極の位置を決定する表面電極位置決定ユニットの構成要素と見なされてもよい。

【0031】

システム1は更に、人間30の体内の心内構造物の位置を示す超音波信号を生成する超音波ユニット22を含む。超音波信号は、電気的接続15を介して決定システム11に提供される。本実施形態では、超音波ユニットは、心臓の3次元超音波画像を表す超音波信号を生成する経胸エコープローブ22である。別の実施形態では、超音波ユニットは、経食道エコープローブといった別のプローブであってもよい。

【0032】

超音波信号は、超音波信号に基づいて心内構造物の位置を計算する心内構造物位置計算ユニット14に提供される。具体的には、心内構造物位置計算ユニット14は、超音波画像における心内構造物を検出し、超音波画像において検出された心内構造物に基づいて心内構造物の位置を計算する。例えば、心内構造物位置計算ユニット14は、本実施形態では心外膜面である心内構造物を検出するために、超音波画像における心内構造物をセグメント化するセグメンテーション手順を行う。心内構造物位置計算ユニットは更に、心内構造物、即ち、本実施形態では、心外膜面を含む心臓の解剖学的構造モデルである解剖心臓モデルを提供し、また、心内構造物を検出するために、この心臓モデルを心臓の超音波画像に適応させるように調節する。心臓モデルは、好ましくは、一般化された心臓モデル、即ち、調節前の心臓モデルであり、特定の人又は動物に固有のものではない心臓モデルである。一般化心臓モデルは、例えば、医療用画像においてセグメント化される生物の群のセグメント化された心臓の平均を取ることによって決定することができる。心内構造物位置計算ユニットが検出された心内構造物の位置を計算できるようにするために、心内構造物位置計算ユニット14は更に、超音波ユニット22から光形状検知信号を受け取る。超音波ユニット22には、超音波ユニット22の位置を示す光形状検知信号を生成する光形状検知センサ10が具備される。この場合、心内構造物位置計算ユニット14は、光形状検

10

20

30

40

50

知ファイバである超音波ユニット 22 の光形状検知センサ 10 と、基準パッチ 7 及びパッチ 7 に接続された光形状検知ファイバ 26 を含む光形状検知センサとから受け取った光形状検知信号に基づいて、基準パッチ 7 の位置に対する超音波ユニット 22 の位置を決定する。心内構造物、即ち、本実施形態では、心外膜面の位置は、超音波ユニット 22 の決定された 3 次元位置と、超音波ユニット 22 によって獲得された超音波画像における心内構造物の決定された位置とに基づいて決定される。

【0033】

したがって、光形状検知ファイバ 10 を有する超音波プローブ 22 は、心臓の解剖学的構造を撮像するように使用される。好ましくは超音波プローブ 22 に内蔵される光形状検知ファイバ 10 は、基準パッチ 7 に対する超音波プローブ 22 の位置を測定するように使用され、これにより、心臓の解剖学的構造が超音波プローブ 22 によって確実に撮像され、3 次元空間における表面電極 9 の位置が互いに対して既知となる。つまり、本実施形態では、表面電極 9 及び心外膜面の位置が、基準パッチ 7 である同じ基準に対して決定されるため、表面電極 9 と心外膜面との空間関係が既知である。別の実施形態では、表面電極の位置と、例えば心外膜面の位置とは、別の基準に対して決定される。光形状検知センサ 10、心内構造物位置計算ユニット 14、及び超音波信号を転送する電気的接続 15 を有する超音波ユニット 22 は、人間 30 の心外膜面のような心内構造物の位置を決定する心内構造物位置決定ユニットの構成要素と見なされてもよい。

【0034】

システムは更に、人間 30 の動きを決定する動き決定ユニットを含む。この場合、表面電極位置計算ユニット 13 は、決定された動きにも依存して複数の表面電極 9 の位置を決定する。動き決定ユニットは、更なるパッチ 24、パッチ 24 に取付けられた更なる光形状検知ファイバ 23、及び動き計算ユニット 18 を含む。動き計算ユニット 18 は、ベスト 8 に取付けられた更なるパッチ 24 の位置を示す光形状検知信号を受け取り、この場合、この光形状検知信号を提供するために、パッチ 24 には光形状検知ファイバ 23 が接続されている。動き計算ユニット 18 は、人間 30 の動きを決定するために、受け取った光形状検出信号から様々な時間におけるパッチ 24 の位置を計算する。

【0035】

1 つ又は幾つかの光形状検知センサ、例えば光形状検知ファイバを有する 1 つ又は幾つかのパッチを、人間 30 の動きを決定するために使用することができる。人間の動きを決定する光形状検知センサは、人間に直接取り付けられる。例えば、光形状検知センサ、具体的には光形状検知ファイバに接続されたパッチは、人間の胸部に置かれてもよい。これに代えて又はこれに加えて、光形状検知センサは、人間に取付けられた別の手段に取付けられてもよい。他の手段は、図 1 に示されるように、複数の表面電極を含むベストであってよい。

【0036】

システム 1 は更に、人間 30 の外表面上で測定された電気信号と、複数の電極 9 の決定された位置と、心内構造物、即ち、本実施形態では心外膜面の決定された位置とに基づいて、心内構造物における電気的活動マップを決定する電気的活動マップ決定ユニット 16 を含む。電気的活動マップを決定するために、R a m a n a t h a n 他による論文「Electrocardiographic Imaging (ECGI): A Noninvasive Imaging Modality for Cardiac Electrophysiology and Arrhythmia」(Nature Medicine 10、422 - 428 (2004 年))又は米国特許第 7,471,971 号(共に参照することにより本明細書に組み込まれる)に開示される方法のような良く知られた方法を使用することができる。更に、人間の外表面上で測定された電気信号と、複数の電極の決定された位置と、心内構造物、即ち、本実施形態では心外膜面の決定された位置とに基づいて、心内構造物における電気的活動マップを決定するために、C a r d i o I n s i g h t T e c h n o l o g i e s 社及び A m y c a r d 社からの既知の製品を使用することができる。

【0037】

決定システム 11 は更に、特定の心不整脈の電気生理学的メカニズムを決定するために

10

20

30

40

50

電氣的活動マップを解析する解析ユニット 21 を含む。更に、これに加えて又はこれに代えて、解析ユニット 21 は、P. S. Cuculich 他による論文「Noninvasive Characterization of Epicardial Activation in Humans With Diverse Atrial Fibrillation Patterns」(Circulation 122、1364 - 1372 (2010 年))、Y. Wang 他による論文「Electrocardiographic Imaging of Ventricular Bigeminy in a Human Subject」(Circulation Arrhythmia and Electrophysiology 1、74 - 75 (2008 年))、及び P. Jia 他による論文「Electrocardiographic Imaging of Cardiac Resynchronization Therapy in Heart Failure: Observations of Variable Electrophysiological Responses」(Heart Rhythm Journal 3、296 - 310 (2006 年)) (これらは参照することにより本明細書に組み込まれる) に開示されるように心不全患者における心室同期不全 (cardiac dyssynchrony) の電氣的活動挙動を解析してもよい。

10

【0038】

具体的には、解析ユニットは、電氣的活動マップに基づいて次の解析のうち少なくとも 1 つを実行できる：変位点の解剖学的位置の決定、心室リエントリの解剖学的位置の決定、リエントリ又は限局性心室性頻拍症間の区別及びその位置特定の評価、肺静脈伝導の再接続の評価、責任肺静脈の位置特定、及び、抗不整脈薬の効果の評価。

【0039】

心臓の電氣的活動マップと、任意選択的に解析結果とは、ディスプレイユニット 19 上に表示される。

【0040】

図 2 は、生物の外表面上に配置された複数の表面電極によって獲得された心臓からの電気信号によって、当該生物の心臓の電氣的活動マップを提供するシステムの更なる実施形態を概略的かつ例示的に示す。本実施形態においても、生物は、蛇行線 103 によって接続される複数の電極 109 を有するベスト 108 を着用している人間 130 である。表面電極 109 は、人間 130 の外表面における電気信号を獲得するために使用され、獲得された電気信号は、電氣的接続 125 を介して決定システム 111 に提供される。

20

【0041】

ベスト 108 は、ベスト 108 内の光形状検知ファイバ 107 の各部分の位置を示す光形状検知信号を提供する光形状検知ファイバ 107 を含む。光形状検知ファイバ 110 と決定システム 111 に超音波信号を提供する電氣的接続 115 とを有する超音波ユニット 122 が、人間 130 の心臓の 3 次元超音波画像を生成するために使用される。光形状検知ファイバ 110 と電氣的接続 115 とを有する超音波ユニット 122 は、図 1 を参照して上で説明した光形状検知ファイバ 10 と電氣的接続 15 とを有する超音波ユニット 22 と同様である。

30

【0042】

決定システム 11 は、ベスト 108 内の光形状検知ファイバ 107 と表面電極 109 との空間関係を提供する空間関係提供ユニット 112 を含む。この空間関係は、光形状検知ファイバ 107 によって提供され、ベスト 108 内の光形状検知ファイバ 107 の各部分の位置を示す光形状検知信号と共に、ベスト 108 に組み込まれた表面電極 109 の位置を決定するために使用される。したがって、ベスト 108 内に特定のパターンで埋め込まれる少なくとも 1 つの光形状検知ファイバ 107 の形状は、ベスト 108 内の光形状検知ファイバ 107 の各部分の位置を決定するために測定される。光形状検知ファイバ 107 に対する表面電極 109 の位置は、空間関係提供ユニット 112 によって提供される空間関係から既知である。したがって、表面電極位置計算ユニット 113 は、光ファイバ 107 の 3 次元形状を測定することによって表面電極 109 の 3 次元分布を計算することができる。光形状検知ファイバ 107、空間関係提供ユニット 112、及び表面電極位置計算ユニット 113 は、したがって、光形状検知位置特定によって複数の表面電極 109 の位置を決定する表面電極位置決定ユニットの構成要素と見なされてもよい。

40

【0043】

決定システム 111 は、ベスト光形状検知ファイバ 107 から受け取られる光形状検知

50

信号、超音波光形状検知ファイバ 110 から受け取られる光形状検知信号、及び、超音波ユニット 122 によって獲得される超音波信号に基づいて、心内構造物、即ち、本実施形態では心外膜面の位置を計算する心内構造物位置計算ユニット 114 を更に含む。特に、超音波信号は、人間 130 の心臓の 3 次元超音波画像であり、心内構造物位置計算ユニット 114 は、当該画像における心外膜面の位置を決定するために 3 次元超音波画像における心外膜面をセグメント化する。次に、表面電極 109 の位置に対する心外膜面の位置が、光形状検知ファイバ 107 の位置に対する超音波ユニット 122 の位置を決定することによって、決定される。したがって、超音波プローブ棒と見なされる超音波ユニット 122 は、心臓の解剖学的構造を撮像するように使用され、この場合、超音波ユニット 122 に内蔵された光形状検知ファイバ 110 を、ベスト 108 に内蔵された光形状検知ファイバ 107 に対する超音波ユニット 122 の位置を測定するために使用し、これにより、心臓の解剖学的構造、即ち、本実施形態では心外膜面の位置が、超音波ユニット 122 によって撮像された通りであり、表面電極 109 の位置が 3 次元空間において既知であることを確実にする。光形状検知ファイバ 110 と、心内構造物位置計算ユニット 114 と、超音波信号を転送する電氣的接続 115 を有する超音波ユニット 122 とは、人間 130 の心内構造物の位置を決定する心内構造物位置決定ユニットの構成要素と見なされてもよい。

10

【0044】

決定システム 111 は更に、図 1 を参照してそれぞれ上で説明した電氣的活動マップ決定ユニット 16 及び解析ユニット 21 と同様の電氣的活動マップ決定ユニット 116 及び解析ユニット 121 を含む。更に、ディスプレイユニット 119 も、図 1 を参照して上で説明したディスプレイユニット 19 と同様である。

20

【0045】

以下において、図 3 に示されるフローチャートを参照して、生物の外表面における複数の表面電極によって獲得された心臓からの電氣信号によって、当該生物の心臓の電氣的活動マップを提供する方法の一実施形態が例示的に説明される。

【0046】

ステップ 101 において、複数の表面電極の位置が、光形状検知位置特定を利用して表面電極位置決定ユニットによって決定される。例えば、図 1 を参照して上で説明した光形状検知ファイバ 6 が接続された棒 4 が、光形状検知を利用して人間が着用しているベストの基準マークの 3 次元位置を決定するために使用される。次に、表面電極位置計算ユニットは、基準マークの決定された 3 次元位置と基準マークとベストに組み込まれた表面電極との提供された空間関係とに基づいて、ベストの電極の 3 次元位置を計算する。これに代えて、人間が着用しているベストに内蔵された光形状検知ファイバ 107 が、図 2 を参照して上で説明したように、表面電極の 3 次元位置を決定するために使用されてもよい。具体的には、ベスト 108 内の光形状検知ファイバ 107 の各部分の 3 次元位置は、光形状検知によって決定され、表面電極位置計算ユニットは、ベスト 108 内の光形状検知ファイバ 107 の各部分の決定された 3 次元位置と、ベスト内の光形状検知ファイバとベストに内蔵された表面電極との提供された空間関係とに基づいて、表面電極の 3 次元位置を計算することができる。

30

40

【0047】

ステップ 102 において、人間 30 の心内構造物の位置が決定される。本実施形態では、心外膜面の位置が決定される。例えば図 1 及び図 2 を参照して上で説明された光形状検知センサを有する超音波ユニットが、心外膜面を示す 3 次元超音波画像を生成するために使用され、心内構造物位置計算ユニットが、例えば 3 次元超音波画像における心外膜面のセグメンテーションと、光形状検知位置特定によって決定された超音波ユニットの位置とに基づいて、心外膜面の 3 次元位置を計算することができる。ステップ 101 及び 102 は、任意の順番で行うことができる。即ち、ステップ 101 及び 102 は、連続的に又は同時に行われてもよい。

【0048】

50

ステップ103において、電気的活動マップ決定ユニットが、人間の外表面上で測定された電気信号と、ステップ101において決定された複数の表面電極の位置と、ステップ102において決定された心内構造物、即ち、本実施形態では、心外膜面の位置とに基づいて、当該心内構造物における電気的活動マップを決定する。ステップ104において、解析ユニットが、例えば特定の心不整脈の電気生理学的メカニズムを決定するために、電気的活動マップを解析する。ステップ105において、電気的活動マップと、任意選択的に解析結果とが、ディスプレイユニット上に表示される。

【0049】

図3を参照して上で説明した心臓の電気的活動マップを提供する方法の実施形態では、人間の外表面上の電気信号は既に測定されており、電気的活動マップ決定ユニットが電気的活動マップを決定することができるように電気的活動マップ決定ユニットに提供されていることを前提とする。別の実施形態では、人間の外表面上の電気信号の測定も、電気的活動マップを提供する方法の一部であってよく、この場合、対応する電気信号測定ステップは、ステップ103の前に行われる。

10

【0050】

マッピング心電図(ECM)とは、人間の胸部全体を覆う複数の電極によって測定される体表面信号、即ち、人間の外表面において測定される電位のような電気信号が、心臓の心外膜面の活性化を計算するために使用される方法である。電極は、表面電極、即ち、人間の表面における電気信号を測定する電極であり、これらは、接着剤によって胸部の皮膚にしっかりと取り付けられるベスト内に含まれる。これに代えて又はこれに加えて、ベストは、ベストを胸部の皮膚にしっかりと取付けるための弾性布地を含んでもよい。心外膜心臓面の位置と、表面電極の位置とが決定されているので、心外膜心臓面と表面電極との3次元空間関係は既知である。これにより、電気的活動マップ決定ユニットは、電気的活動マップである心外膜心臓面状の正確な単一の心拍電気的活性化パターンを計算することができる。図1を参照して上で説明されたシステムは、したがって、迅速評価、即ち、数秒からリアルタイムで、心臓の電気的活性化を評価する非侵襲的な方法を提供することができる。この心電図マッピングは、例えば対応する研究室における電気生理学的処置時、又は、介入心臓学的処置時に行うことができる。しかし、心電図マッピングは、介入前又は介入後のフォローアップ診断手順についても行われることが可能である。具体的には、心電図マッピングは、ある薬の使用の過程の特定の時点における抗不整脈薬の効果を評価するために使用されてもよく、また、高分解能の心電図解析を行うために使用されてもよい。

20

30

【0051】

図1及び図2を参照して上で説明したシステムは、光形状検知位置特定によるベスト電極、即ち、表面電極の3次元位置の迅速評価と、光形状検知位置特定によって3次元空間において位置が特定された経胸壁心又は経食道心エコープローブによるベスト電極の3次元位置に関する3次元の心臓の解剖学的構造の評価とを可能にする。これらのシステムは、心外膜活性化診断機能を有する高性能心電図記録ツールとして使用できる。

【0052】

好ましくは、ベスト布地内の心電図記録マッピングベストにおける電極の構成は既知である。一実施形態では、特に図1を参照して上で説明した実施形態では、ベスト内には、例えば特定の色及び/又は形状を有することによって視覚的に特定可能な複数のランドマーク点、即ち、基準点がある。ランドマーク点に対する電極の位置も既知である。人間にベストを着用させた後、ランドマーク点の3次元位置を、光形状検知センサを備えた棒によってランドマークに接触することによって、決定することができる。ランドマーク点の数及び分布は、好ましくは、布地内の電極の既知の位置に基づいてかつランドマークに関連して、ランドマーク、したがって、基準系に関連して全ての電極の相対位置が計算できるような数及び分布である。人間の動作による歪みを回避するために、1つ以上の追加の光形状検知センサを一時的にベストに取付けるか、又は、患者の胸部のどこかに付けられるパッチに取付けて、人間の動作を相殺することができる。

40

50

【 0 0 5 3 】

好ましくは、超音波ユニットは、人間の心臓の解剖学的構造の径胸腔又は経食道の3次元表現を再構成するために使用される。この再構成は、心臓の3次元撮像と、それに続く心内構造物のセグメンテーションに基づくか、又は、一般化された3次元心臓モデルを3次元超音波画像にマッチングすることによるものであってよい。任意選択的に、一般化された3次元心臓モデルは変形されてもよい。超音波プローブにも光形状検知位置特定が具備されているため、3次元の心臓の解剖学的構造を、ベストの電極位置に相関させることができる。一実施形態では、超音波に基づいた心臓の解剖学的構造評価は、ベストの電極位置評価の前又は後に行われる。いずれの場合においても、一時的にベストに追加された又は患者の胸部のどこかに付けられたパッチに取付けられた光形状検知センサを使用して、超音波プローブ位置、したがって、3次元の心臓の解剖学的構造をベストの電極位置に関連付けることができる。

10

【 0 0 5 4 】

一実施形態、特に図2を参照して上で説明した実施形態では、電極ベストには、1つ以上の光形状検知ファイバが具備されていてよい。この場合、ベストの電極の位置は特定され、したがって、1つ以上の光形状検知ファイバとの関連において既知である。1つ以上の光形状検知ファイバの3次元形状の評価を介して、ベストの電極の3次元位置を計算することができる。本実施形態では更に、心臓の解剖学的構造の位置が、超音波プローブを使用して上述されたように決定される。本実施形態では、超音波プローブの位置は、ベスト内の1つ以上の光形状検知ファイバ及び超音波プローブの光形状検知センサからの光形状検知信号を使用することによって、ベストの電極の位置と合わされる。

20

【 0 0 5 5 】

図1を参照して上で説明した実施形態では、光形状検知ファイバ6が具備されている追加の棒4が、基準マーク2の3次元位置を決定するために使用されるが、別の実施形態では、この光形状検知ファイバ6が具備されている追加の棒4は不要である。代わりに、超音波プローブ22が基準マーク2の3次元位置を決定するために使用される。したがって、医者といったユーザは、光形状検知位置特定によって基準マークの3次元位置を決定するために、超音波プローブ22を、基準マークから基準マークに移動させる。基準マークの3次元位置は、次に、上述したように、表面電極の3次元位置を決定する表面電極位置計算ユニットによって使用される。心内構造物、特に心外膜面の位置を決定するために、心外膜面を示す超音波信号を提供する同じ超音波プローブ22が使用できる。

30

【 0 0 5 6 】

超音波プローブは、好ましくは、ベストの開口を通して、胸部の皮膚に直接使用されるか、又は、ベストが人間によって着用される前に使用される。図1を参照して上で説明された実施形態では、超音波プローブ22は、ベストが人間によって着用される前に、心臓の超音波画像を獲得するために胸部の皮膚に使用されるが、基準パッチの位置を決定するための光形状検知ファイバに接続される基準パッチが胸部の皮膚に貼られた後に使用される。

【 0 0 5 7 】

ベストの表面電極の位置は、例えば、ファイバブラッグ格子に基づいて、光ファイバ形状検知及び位置特定(Fiber Optic Shape Sensing and Localization (F O S S L))技術を使用して決定される。ベストは、ファイバの完全な3次元形状及び位置を決定できるようにするこのような格子を有する1つ以上のファイバを含んでよい。表面電極のそれぞれと関連ファイバとの空間関係を知ることにより、各電極の位置が決定される。これは、表面電極のX線又は磁気共鳴に基づいた位置特定を使用することなく実現される。更に、超音波プローブは、心臓を再構成するために使用できる、3次元の経食道又は超小型径胸腔超音波プローブであってよい。更に、F O S S L技術は、特にカテーテル内のそのようなファイバを使用してプローブの位置を特定するために使用される。F O S S L技術は、上述したように表面電極の位置を特定するために使用される。

40

【 0 0 5 8 】

50

図 1 及び図 2 を参照して上で説明されたシステムは、光形状検知により位置が特定されたベストの電極によるベストの電極位置の 3 次元評価と、光形状検知により位置が特定された超音波撮像による 3 次元の心臓の解剖学的構造評価とに基づくマッピング心電図を提供する。したがって、システムは、例えば既知の心電図記録システムでは入手可能ではない介入前及び介入後の情報を入手するために使用できる心電図記録診断ツールを提供する。例えば変位点のかなり正確な位置、心室リエントリのかなり正確な位置、リエントリ又は限局性心室性頻拍症間を区別する情報及びその位置特定、肺静脈伝導の再接続及び責任肺静脈の位置特定に関する（少なくとも左右の肺静脈を区別できるようにする）情報、及び、抗不整脈薬の効果に関する情報（特に抗不整脈薬の使用における変化の情報）といった情報が提供される。

10

【0059】

上記実施形態、特に図 1 及び 2 における実施形態では、ベストは電極の特定の分布を有するが、ベスト内の電極は、図 1 及び図 2 では概略的かつ例示的に示されたに過ぎない。即ち、例えば電極はベスト内で異なるように分布されてよいことに留意するべきである。ベストは、好ましくは、人間の胸部全体を覆うように数百個の電極を含む。

【0060】

当業者であれば、図面、開示内容、及び添付の特許請求の範囲を検討することにより、クレームされた発明を実施する際に、開示された実施形態に対する他の変更を理解しまた行うことができるであろう。

【0061】

請求項において、「含む」との単語は、他の要素又はステップを排除するものではなく、また、「a」又は「an」との不定冠詞も複数形を排除するものではない。

20

【0062】

単一のユニット又はデバイスが、請求項に記載される幾つかの項目の機能を実現してもよい。特定の手段が相互に異なる従属請求項において記載されるからといって、これらの手段を有利に組み合わせて使用することができないことを示すものではない。

【0063】

1 つ又は幾つかのユニット又はデバイスによって行われる表面電極位置の計算、心内構造物の位置の計算、電気的活動マップの計算、及び / 又は、電気的活動マップの解析といった計算は、任意の他の数のユニット又はデバイスによって行われてもよい。電気的活動マップの計算並びに / 若しくは解析、及び / 又は、電気的活動マップを提供する方法に従って電気的活動マップを提供するシステムの制御は、コンピュータプログラム及び / 又は専用ハードウェアのプログラムコード手段として実施される。

30

【0064】

コンピュータプログラムは、他のハードウェアの一部と共に又はその一部として供給される光記憶媒体又は固体媒体といった適切な媒体に記憶 / 分散配置されるが、インターネット又は他の有線若しくは無線通信システムを介して他の形態で分散配置されてもよい。

【0065】

請求項における任意の参照符号は、範囲を限定しているものと解釈すべきではない。

【0066】

本発明は、生物の外表面上に配置された複数の表面電極によって獲得された心臓からの電気信号によって、当該生物の心臓の電気的活動マップを提供するシステムに関する。表面電極位置決定ユニットが、光形状検知位置特定によって複数の表面電極の位置を決定し、電気的活動マップ決定ユニットが、測定された電気信号と、複数の電極の決定された位置と、心内構造物、特に心外膜面の位置とに基づいて、心内構造物における電気的活動マップを決定する。複数の表面電極の位置を決定するために光形状検知が使用され、例えば X 線は使用されないため、電気的活動マップは、必ずしも X 線放射線量を照射しなくても決定される。

40

【 図 1 】

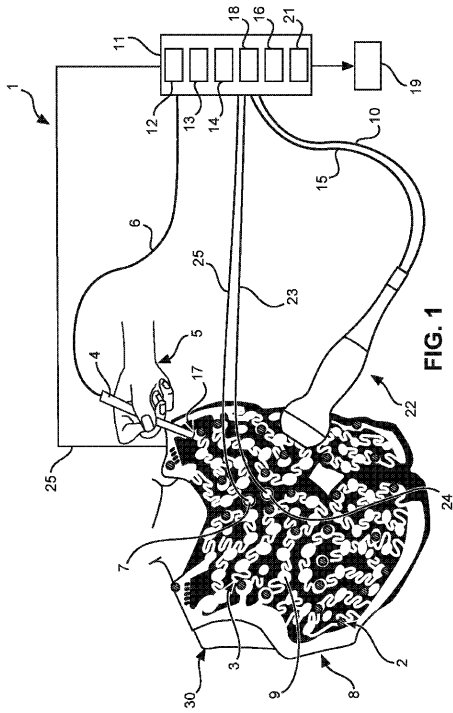


FIG. 1

【 図 2 】

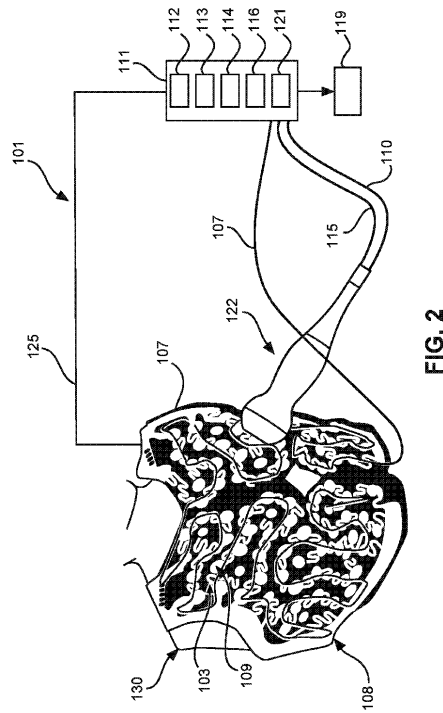


FIG. 2

【 図 3 】

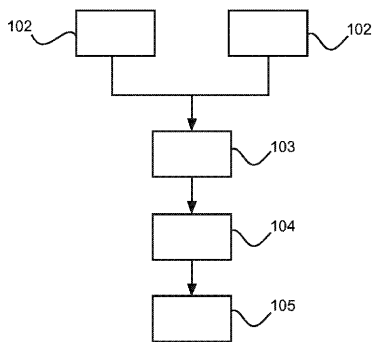


FIG. 3

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/IB2012/050653

| A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER INV. A61B5/06 A61B5/0402 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) A61B | | |
| 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, WPI Data | | |
| C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT | | |
| Category* | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages | Relevant to claim No. |
| Y | CHENG L K ET AL: "RAPID CONSTRUCTION OF A PATIENT-SPECIFIC TORSO MODEL FROM 3D ULTRASOUND FOR NON-INVASIVE IMAGING OF CARDIAC ELECTROPHYSIOLOGY", MEDICAL AND BIOLOGICAL ENGINEERING AND COMPUTING, vol. 43, no. 3, 1 May 2005 (2005-05-01), pages 325-330, XP001508007, ISSN: 0140-0118, DOI: 10.1007/BF02345808 the whole document ----- | 1-9,12,13 |
| Y | WO 2009/023801 A1 (HANSEN MEDICAL INC [US]; RAMAMURTHY BHASKAR S [US]; TANNER NEAL A [US]) 19 February 2009 (2009-02-19) page 5, line 13 - page 6, line 16; page 26, line 16 - page 30, line 16; figures ----- -/-- | 1-9,12,13 |
| <input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> 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 "Z" 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 May 2012 | | 05/06/2012 |
| 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 |
| | | Küster, Gunilla |

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No

PCT/IB2012/050653

| C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT | | |
|--|--|-----------------------|
| Category | Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages | Relevant to claim No. |
| Y | CHENG ET AL: "Construction of Patient Specific Geometries Suitable for the Inverse Problem of Electrocardiography", PROCEEDINGS OF THE 2005 IEEE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY 27TH ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE, SHANGHAI, CHINA, 01-04 SEPT. 2005, 1 January 2005 (2005-01-01), pages 7201-7203, XP031000877, DOI: 10.1109/IEMBS.2005.1616170 ISBN: 978-0-7803-8741-6 the whole document | 1-9,12, 13 |
| Y | MICHAEL E CAIN ET AL: "Detection of the Fingerprint of the Electrophysiological Abnormalities that Increase Vulnerability to Life-Threatening Ventricular Arrhythmias", JOURNAL OF INTERVENTIONAL CARDIAC ELECTROPHYSIOLOGY, vol. 9, no. 2, 1 October 2003 (2003-10-01), pages 103-118, XP019208687, ISSN: 1572-8595, DOI: 10.1023/A:1026259702892 page 110 - page 112 | 1-9,12, 13 |
| Y,P | WO 2011/098926 A1 (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]; CHAN RAYMOND [US]; SHECHTER GUY []) 18 August 2011 (2011-08-18) the whole document | 1-9,12, 13 |
| Y,P | WO 2011/141830 A1 (KONINKL PHILIPS ELECTRONICS NV [NL]; GUTIERREZ LUIS FELIPE [US]; CHAN) 17 November 2011 (2011-11-17) cited in the application page 13, lines 3-6 | 1-9,12, 13 |
| A | GHANEM R N ET AL: "Heart-surface reconstruction and ECG electrodes localization using fluoroscopy, epipolar geometry and stereovision: Application to noninvasive imaging of cardiac electrical activity", IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, vol. 22, no. 10, 1 October 2003 (2003-10-01), pages 1307-1318, XP011101829, ISSN: 0278-0062, DOI: 10.1109/TMI.2003.818263 paragraph II. B. 7) in the left-hand col. on p. 1312, fig. 10 | 1,12 |

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/IB2012/050653

| Patent document cited in search report | Publication date | Patent family member(s) | Publication date |
|---|---------------------|----------------------------|---------------------|
| WO 2009023801 A1 | 19-02-2009 | EP 2187830 A1 | 26-05-2010 |
| | | US 2009137952 A1 | 28-05-2009 |
| | | WO 2009023801 A1 | 19-02-2009 |
| ----- | | | |
| WO 2011098926 A1 | 18-08-2011 | NONE | |
| ----- | | | |
| WO 2011141830 A1 | 17-11-2011 | NONE | |
| ----- | | | |

フロントページの続き

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

(72)発明者 ファン デン ブリンク ヘンドリカス ベルナルドゥス

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 3 4

(72)発明者 スレグト サンダー

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 3 4

(72)発明者 ナイホフ ニールス

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 3 4

(72)発明者 ダイカンブ ディルク

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス 3 4

Fターム(参考) 4C027 AA02 BB05 HH04 HH13 KK03

4C601 BB03 DD15 FE01 GA18 GA19 GA21 LL33 LL38

| | | | |
|----------------|--|---------|------------|
| 专利名称(译) | <无法获取翻译> | | |
| 公开(公告)号 | JP2014505568A5 | 公开(公告)日 | 2015-04-02 |
| 申请号 | JP2013554033 | 申请日 | 2012-02-14 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 皇家飞利浦电子股份有限公司 | | |
| 申请(专利权)人(译) | 皇家飞利浦NV哥德堡 | | |
| [标]发明人 | ガイスベルスゲラルドゥスヘンリカスマリア ファンデンブリंकヘンドリカスベルナルドゥス スレグトサンダー ナイホフニールス ダイカンブディルク | | |
| 发明人 | ガイスベルス ゲラルドゥス ヘンリカス マリア ファン デン ブリंक ヘンドリカス ベルナルドゥス スレグト サンダー ナイホフ ニールス ダイカンブ ディルク | | |
| IPC分类号 | A61B5/0402 A61B5/0452 A61B8/00 | | |
| CPC分类号 | A61B5/0402 A61B5/0408 A61B5/04085 A61B5/065 A61B5/6805 A61B6/02 A61B6/4441 A61B6/503 A61B8/4254 A61B2576/023 A61B6/00 A61B5/684 A61B8/0883 A61B8/12 | | |
| FI分类号 | A61B5/04.310.M A61B5/04.312.C A61B8/00 | | |
| F-TERM分类号 | 4C027/AA02 4C027/BB05 4C027/HH04 4C027/HH13 4C027/KK03 4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/FE01 4C601/GA18 4C601/GA19 4C601/GA21 4C601/LL33 4C601/LL38 | | |
| 优先权 | 2011154871 2011-02-17 EP | | |
| 其他公开文献 | JP5883888B2 JP2014505568A | | |

摘要(译)

本发明涉及一种系统 (1) , 用于借助于由多个表面电极 (9) 获取的电信号提供心脏的电活动图。表面电极位置确定单元 (4,6,13) 通过光学形状感测定位确定多个表面电极的位置。光学形状感测元件可以包括棒 (4) , 或者可选地, 嵌入在包括表面电极的背心中的光学形状感测纤维。可以使用超声来确定心脏结构的位置。电活动图确定单元 (16) 基于测量的电信号, 所确定的多个电极的位置以及心脏结构的位置, 特别是心外膜表面的位置, 确定心脏结构处的电活动图。由于光学形状感测用于确定多个表面电极的位置而不是例如X射线, 因此可以确定电活动图, 而不必施加x射线辐射剂量。