(19)日本国特許庁(JP)　(12)特　許　公　報(B2)　(11)特許番号
特許第6259762号
(P6259762)
(45)発行日　平成30年1月10日(2018.1.10)　(24)登録日　平成29年12月15日(2017.12.15)

(51)Int.Cl.　F I
*A61B 5/0428 (2006.01)*　A61B 5/04 310B

請求項の数 9　(全 28 頁)

(21)出願番号　特願2014-535919(P2014-535919)
(86)(22)出願日　平成24年10月12日(2012.10.12)
(65)公表番号　特表2014-530074(P2014-530074A)
(43)公表日　平成26年11月17日(2014.11.17)
(86)国際出願番号　PCT/US2012/059957
(87)国際公開番号　WO2013/056050
(87)国際公開日　平成25年4月18日(2013.4.18)
審査請求日　平成26年7月11日(2014.7.11)
(31)優先権主張番号　61/546,083
(32)優先日　平成23年10月12日(2011.10.12)
(33)優先権主張国　米国(US)

前置審査

(73)特許権者　511268041
カーディオインサイト　テクノロジーズ　インコーポレイテッド
アメリカ合衆国・オハイオ州　４４１０６－３０５２・クリーヴランド・シーダー　アヴェニュー　１１０００・スイート２１０
(74)代理人　110000176
一色国際特許業務法人
(72)発明者　ジア，ピン
アメリカ合衆国　４４１３９　オハイオ州　ソロン　アーサー　ロード　３１７０５

最終頁に続く

(54)【発明の名称】空間的に関連する電気情報用の検知ゾーン

(57)【特許請求の範囲】
【請求項１】
複数のノードを有する、患者の心臓の少なくとも一部の表面の着目領域を特定する工程と、
前記患者の体表面の所定の検知ゾーンでの複数の電極のサブセットにより測定された体表面の電気活動と着目領域の前記複数のノードの電気活動とを転送行列によって相関させることにより、着目領域の前記複数のノードに対応する前記患者の前記体表面での前記複数の電極の前記サブセットとして前記所定の検知ゾーンを画定する工程と、を含む、データ処理システムの作動方法であって、
前記所定の検知ゾーンで前記複数の電極のサブセットによって測定された前記体表面の電気活動が、コンピューター計算によって前記着目領域の前記複数のノードの電気活動の代替的推定値を与える、方法。
【請求項２】
前記患者の体内の心臓の異なる着目領域に対応する前記体表面上の複数の異なる検知ゾーン各々の電気ポテンシャルを取得し、
前記複数の異なる検知ゾーン各々の前記取得した電気ポテンシャルを解析し、
前記患者の心臓の複数の対応する空間着目領域各々の電気活動の異なる代替的推定値をコンピューター計算することをさらに含む、請求項１に記載のデータ処理システムの作動方法であって、
電気活動の前記代替的推定値が、前記患者の心臓の前記複数の対応の空間領域での相対

的な同期を示す、方法。
【請求項３】
第１の時間間隔のあいだ、前記体表面上の複数の異なるあらかじめ定められた検知ゾーン各々の電気ポテンシャルを測定することで、第１の組の体表面電気データを取得し、
もうひとつの時間間隔のあいだ、前記患者の体表面上の前記複数の異なるあらかじめ定められた検知ゾーン各々の電気ポテンシャルを測定することで、第２の組の体表面電気データを取得することをさらに含み、
前記第１の組の体表面電気活動データをもとに、前記患者の心臓の複数の対応の空間着目領域各々の電気活動の第１の代替的推定値をコンピューター計算し、
前記もうひとつの体表面電気活動データをもとに、前記患者の心臓の複数の対応の空間着目領域各々の電気活動の第２の代替的推定値をコンピューター計算することをさらに含む、請求項１に記載の方法。
【請求項４】
電気活動の前記第１の代替的推定値と電気活動の前記第２の代替的推定値とを空間的および時間的に比較することの少なくとも１つをさらに含み、
前記第１の時間間隔は、前記患者の心臓の特定の空間領域に特定の治療を適用する前であり、前記もうひとつの時間間隔は、前記患者の心臓の前記特定の空間領域に前記治療を適用中または適用後のうちの１つである、請求項３に記載の方法。
【請求項５】
第１の時間間隔のあいだ、前記体表面上の複数の異なるあらかじめ定められた検知ゾーンの少なくとも１つの電気ポテンシャルを測定することで、第１の組の体表面電気データを取得し、
もうひとつの時間間隔のあいだ、前記体表面上の前記複数の異なるあらかじめ定められた検知ゾーンの少なくとも１つの電気ポテンシャルを測定することで、第２の組の体表面電気データを取得することをさらに含み、
前記方法は、
前記第１の組の体表面電気データをもとに、前記患者体内の心臓の複数の対応の空間着目領域各々の電気活動の第１の代替的推定値をコンピューター計算し、
前記もうひとつの体表面電気データをもとに、前記患者の心臓の複数の対応の空間着目領域各々の電気活動の第２の代替的推定値をコンピューター計算し、
電気活動の前記第１の代替的推定値と電気活動の前記第２の代替的推定値とを比較することをさらに含む、請求項１に記載の方法。
【請求項６】
前記検知ゾーンの前記複数の電極のサブセット各々について計算された変換行列の係数をもとに、前記検知ゾーンに対応する前記解剖学的構造の領域を特定する工程をさらに含む、請求項１に記載の方法。
【請求項７】
前記特定された解剖学的構造の領域に対応する前記複数の電極の前記サブセットを除去する工程をさらに含む、請求項６に記載の方法。
【請求項８】
前記着目領域内にある各ノードについて、前記着目領域のそれぞれのノードの変換行列の係数をコンピューター計算することをもとに、複数の体表面電極位置各々の貢献内容を判断し、
前記着目領域内にある前記ノードに対する複数の体表面電極位置各々の前記貢献を評価して、前記検知ゾーンを決定することをさらに含む、請求項１に記載の方法。
【請求項９】
前記着目領域は、前記患者体内の心臓の選択された領域を含み、前記方法は、
前記患者の体表面の前記検知ゾーンに適用される電極配置に従って検知される電気的な測定データにアクセスし、
前記検知ゾーンの前記取得した体表面での電気ポテンシャルを解析して、前記心臓の前

記選択された領域に空間的に関連する電気情報を提供し、
前記検知ゾーンについて測定された電気的測定値をもとに、前記心臓の前記選択された領域の電気活動のグラフィカルマップを作成することをさらに含み、
前記心臓のあらゆる位置に最も貢献する体表面チャネルの適切なサブセットを特定し、
体表面チャネルの前記特定された適切なサブセット用の変換行列を構成することをさらに含む、請求項１に記載の方法。
【発明の詳細な説明】
【技術分野】
【０００１】
本開示は、たとえば解剖学的構造の１つまたは２つ以上の領域用の、空間的に関連する電気情報を得るのに用いることが可能な検知ゾーンに関する。
【背景技術】
【０００２】
心電図検査においてよく知られている技術に、体表面マッピング（ＢＳＭ）がある。ＢＳＭでは、体表面上の数箇所からの心電図を記録する。体表面マッピングの原理は、心臓の電気活動を可能なかぎり空間的に包括的な方法で得ることである。
【０００３】
ＢＳＭまたは他の非侵襲的な電気センサーから測定されるなど、非侵襲的に測定される体表面の電気信号から心臓の電気データを求めるのに用いられる技術に、心電図マッピング（ＥＣＭ）がある。得られる心臓の電気データは、心臓の電気活動のグラフィカルマップなどの出力を生成するのに利用できる。
【発明の概要】
【課題を解決するための手段】
【０００４】
本開示は、たとえば解剖学的構造の１つまたは２つ以上の領域用の、空間的に関連する電気情報を得るのに用いることが可能な検知ゾーンに関する。検知ゾーンは、全体的に、そして局部的に心臓の電気活動に関する、極めて感度が高く特異的なデータを提供できる。これには、心電図マッピング（ＥＣＭ）および解析を容易にすることをはじめとするいくつかの用途がある。
【０００５】
たとえば、選択された着目領域について１つまたは２つ以上の検知ゾーンを決定できる。このため、電気活動は、たとえば特定用途向けの電極配置を用いることで、検知ゾーンについて検知可能である。体表面上の特定のあらかじめ定められた検知ゾーンの電気活動は、着目領域の電気活動の代替的推定値を提供でき、これは、着目領域のグラフィカルマップに表示される。他の例では、検知ゾーンの電気活動を、たとえば着目領域の再構成された電気活動を表示するために、心電図マッピングによって心臓の膜にマッピング可能である。
【０００６】
一例として、コンピューターに実装される方法は、患者の体内に位置する解剖学的構造の着目領域を特定することを含んでもよい。体表面の電気活動に対する着目領域の電気活動の解析をもとに、体表面でのゾーンの電気活動が、着目領域の電気活動の代替的推定値を提供するように、患者の体表面上のゾーンを決定できる。
【０００７】
もうひとつの例として、ある方法を行うためにプロセッサーによって実行可能な指示が格納された非一過性のコンピューター読取り可能な媒体。この方法は、心臓の特定の着目領域から離れた患者の体表面上の少なくともあらかじめ定められた検知ゾーンから測定される電気データにアクセスすることを含んでもよい。体表面上のあらかじめ定められた検知ゾーンの電気データをもとに、特定の着目領域の電気活動の代替的推定値を決定することができる。
【０００８】

もうひとつの例として、ある方法を行うためにプロセッサーによって実行可能な指示が格納された非一過性のコンピューター読取り可能な媒体。この方法は、心臓の特定の着目領域から離れた患者の体表面上の少なくともあらかじめ定められた検知ゾーンから測定される電気データにアクセスすることを含んでもよい。体表面のあらかじめ定められた検知ゾーンの幾何学形状データおよび電気データをもとに、心臓の特定の着目領域の電気活動を決定することができる。再構成された電気活動をもとに、心臓の特定の着目領域の電気活動のグラフィカルマップを作成できる。

【０００９】

さらに他の例として、プロセッサーによって実行可能な指示を有する非一過性のコンピューター読取り可能な媒体。この指示は、適切なサブセットの利用可能な入力チャネルを含む検知ゾーン内での体表面での電気活動のマッピングに影響すると想定される少なくとも１つの入力チャネルを決定するためのチャネル検出部を含んでもよい。解像度計算部は、検知ゾーンにおける少なくとも１つの入力チャネル各々の変換行列の係数をコンピューター計算することができる。評価部は、係数の評価をもとに、低解像度の解剖学的空間領域を特定することができる。

【図面の簡単な説明】

【００１０】

【図１】着目領域の検知ゾーンを決定するための方法の一例を示す流れ図である。

【図２】心電図マッピングを行う方法の一例を示す流れ図である。

【図３】心電図マッピングを行うためのシステムの一例を示す。

【図４】ベースラインのグラフィカルマップの一例を示す。

【図５】治療後のグラフィカルマップの例を示す。

【図６】検知ゾーンを決定するのに用いられるワークフローの一例を示す。

【図７】再構成された心臓の電気活動の比較例を示す。

【図８】解像度計算システムの一例を示す。

【図９】図８のシステムと併用可能なグラフィカルユーザーインターフェースの一例を示す。

【図１０】不良チャネルがある場合とない場合で、検知ゾーンの特定の電極配置について再構成された心臓の電気活動のシミュレートされた例の比較を示す。

【図１１】不良の検知チャネルがある場合とない場合になされる測定をシミュレートするデータから作成されるグラフィカルマップを比較した、再構成された心臓の電気活動の一例を示す。

【図１２】不良の検知チャネルがある場合とない場合になされる測定をシミュレートするデータから作成されるグラフィカルマップを比較した、再構成された心臓の電気活動の別の例を示す。

【図１３】図１３Ａ、図１３Ｂ、図１３Ｃは、作成可能な異なるタイプのマップの例を示す。

【図１４】本明細書に開示のシステムおよび方法を実装可能なコンピューティング環境の一例を示す。

【発明を実施するための形態】

【００１１】

本開示は、心臓機能の評価を容易にするのに利用可能な１つまたは２つ以上の検知ゾーンを求めるためのシステムおよび方法を提供する。いくつかの例では、心電図マッピング（ＥＣＭ）。また、ここに開示されているのは、ＥＣＭ用のデータを取得するのに使用可能な電極配置のデザインを提供するための手法である。これはたとえば、特定用途向けの電極配置であってもよい。

【００１２】

いくつかの例では、本明細書に開示のシステムおよび方法は、心臓の電気ポテンシャル$V_H$および体表面電位$V_B$に関連する係数を有する転送行列$A^{-1}$を、たとえば$V_H = A^{-1} \times V_B$のようにしてコンピューター計算することができる。この行列$A^{-1}$を使用して、体表

面のチャネルの適切なサブセットと心臓のあらゆるノードに対する関連の貢献とが特定可能である。すなわち、心臓の膜の各ノードについて、行列$A^{-1}$は、一組の電極位置を特定できる。この一組の電極位置は、それぞれのノードに対して最も貢献するゾーンを画定する。１つまたは２つ以上のノードを含み得る心臓の特定の着目領域（ＲＯＩ）について、対応の行列$A^{-1}$をコンピューター計算し、ＲＯＩを画定するノードに最も貢献する一組の電極位置（ゾーン）を特定できる。本明細書で使用する場合、解剖学的構造または膜の特定の表面に適用される場合の「領域」および「ＲＯＩ」という用語は、表面全体よりも小さい何かを意味する。たとえば、心臓の周知の領域の中には、右心室（ＲＶ）自由壁領域、左心室（ＬＶ）前壁領域、左心室側壁領域、心尖、左心室底などがある。

【００１３】

特定のＲＯＩに最も大きく貢献している一組の体表面チャネルは、本明細書では検知ゾーンと呼ぶチャネル群を形成する。一例として、検知ゾーンは、正確なＥＣＭを生成するのに必要かつ十分な重要な電極の組に対応してもよい。

【００１４】

もうひとつの例として、体表面でのあらかじめ定められた検知ゾーンの電気活動は、着目領域の電気活動についての代替的推定値を提供する。このため、特定の検知ゾーンで測定された電気活動を利用して、対応のＲＯＩの電気活動を理解し、特徴付けることができる。さらに、複数の異なる検知ゾーンについて測定される電気活動を解析して、心臓の複数のＲＯＩならびに、心臓全体にわたってですら、空間的および時間的に一貫した電気情報を提供することもできる。たとえば、この解析は、検知ゾーンごとに測定した体表面電気信号から、興奮到達時間、再分極時間、同期などの電気的な機能の特性をコンピューター計算することを含んでもよい。このコンピューター計算された電気的特性を解析し、たとえば測定した体表面電気信号のグラフィカルマップ（電位マップまたはコンピューター計算した電気的特性のマップなど）を与えることによって、心臓の異なるＲＯＩ間の電気的な相対的心機能を理解することが可能である。

【００１５】

検知ゾーンは、選択されたＲＯＩおよび／またはＥＣＭの作成対象となる用途に応じて、変動してもよい。たとえば、いくつかの用途（心臓再同期療法（ＣＲＴ）など）では、所望の精度を与えるのに十分な多数の電極検知位置を含むよう検知ゾーンを決定できるような、さらに高いレベルの精度が望ましい場合がある。他の状況では、さらに大きく縮小されたサブセットの電極検知位置が適切な場合もある。検知ゾーンは、連続した一組の体表面電極検知位置を含んでもよい。あるいはまたはそれに加えて、検知ゾーンは、連続していないクラスターの１つまたは２つ以上の体表面電極検知位置を含んでもよい。特定の検知ゾーンでの電極検知位置の分布および配置は、選択されたＲＯＩに応じて変動してもよい。ＲＯＩは、たとえば、心臓の膜の単一のノードから心臓全体までの範囲で有り得る。

【００１６】

別の例として、検知ゾーンに対応する一組の体表面電極検知位置は、特定のＲＯＩごとに、ＥＣＭのコンピューター計算に必要かつ十分な縮小された一組の電極を提供してもよい。結果として、対応の異なる用途ごとに異なる検知ゾーンにおける電極で構成される１つまたは２つ以上の電極配置など、ＥＣＭで用いられる特定用途向けのまたは専用のベストと検知用電極の配置を提供できる。たとえば、１つまたは２つ以上の心室などの心臓の１つまたは２つ以上のＲＯＩ用に、電極が配置された簡便な検知用ベストを提供できる。このような検知用電極の専用の配置であれば、胴全体を覆う電極を均等に配置して含み得る汎用ベストよりも電極の数を少なくできる。あるいはまたはそれに加えて、患者の１つまたは２つ以上の心房で心臓の電気活動を再構成する目的で形成された、あらかじめ定められた検知ゾーンに対して、電極を配置してもよい。同様の特別に設計されたベストを、異なる解剖学的構造または幾何学的構造の他のＲＯＩ用に形成してもよい。

【００１７】

別の例として、選択されたＲＯＩの検知ゾーンがわかると、本明細書に開示のシステム

および方法は、検知ゾーンの外に不良チャネルが存在するか否か、仮にＥＣＭの結果に影響があるとしても、ほとんど影響しないであろうかどうかを、容易に求めることができる。このため、このような不良チャネルを補正する必要はない場合もある。対照的に、所望の検知ゾーン内に不良チャネルまたは電極が存在すると判断された場合、適切な警告を発して、ユーザーに補正作業をするよう促すことができる。１つまたは２つ以上の不良チャネルが、測定された体表面での電気活動から作成可能なマップで得られる解像度に対しておよぼす影響も確認可能である。たとえば、心臓の１つまたは２つ以上の低解像度の領域を求め、対応のグラフィカルマップに表示可能である。

【００１８】

また、検知ゾーンに対応する体表面電極位置を理解することで、本明細書に開示のシステムおよび方法は、他の検知および治療装置（たとえば、除細動パッチ、ガイダンス電極など）を、検知ゾーンの外に設けられた位置に適用する、あるいは、必要に応じて検知ゾーンとの重なりを最小限にするのを容易にするためのガイダンスを提供するようプログラム可能である。また、特定の用途で検知ゾーンがわかっている場合、（チャネルの数が少なくなるため）縮小された一組の検知データを取得して、体表面電気信号を、心臓の膜上の、対応する再構成心臓電気信号に変換する際に得られるコンピューター計算を容易にすることができる。よって、このようなコンピューター計算では、電極検知位置に従って求められる一組の貢献している転送行列の係数を採用してもよい。他の例では、検知ゾーンについて測定された電気活動（またはそこからコンピューター計算される他の電気的特性）を、心臓上の対応のＲＯＩについての電気活動の代替的推定値として利用することができる。

【００１９】

図１は、特定のＲＯＩに対応する検知ゾーンを求めるための例示的な方法を示す流れ図１０である。この方法は、プロセッサーで実行可能な指示を用いる、コンピューターに実装される方法を含んでもよい。当該指示は、たとえば非一過性の機械読取り可能な媒体（たとえば、揮発性メモリーまたは不揮発性メモリー）に格納可能である。また、この方法は、電気活動を検知するために、１つまたは２つ以上の検知ゾーンの電気活動を測定する目的で患者に装着可能な電極を使用するものであってもよい。

【００２０】

図１において、方法１０は、１２でＲＯＩを特定することを含む。ＲＯＩは、この方法を行うコンピューターのユーザー入力装置（たとえば、マウス、キーボード、タッチスクリーン）経由で入力されるものなどのユーザー入力に応答して特定可能である。たとえば、ユーザー入力は、心臓の１つまたは２つ以上のＲＯＩを選択する、体表面の電気データを取得する、マッピング機能を開始するなどのためのアクセス機能を含んでもよい。本明細書で開示されているように、ＲＯＩは、患者の心臓または他の何らかの幾何学的構成（たとえば、心臓の膜）などの患者の体内の解剖学的構造の解剖学的領域または表面エリアに対応してもよい。たとえば、ＲＯＩは、用途ごとの要件に応じて変わり得る心室または心房または他の着目領域を含んでもよい。

【００２１】

図１の例では、ＲＯＩが確認された後、１４で対応の検知ゾーンを決定する。検知ゾーンは、１４で、特定されたＲＯＩについて心臓の対応の電気活動に対する体表面電気測定の正確な逆再構成を保証するのに十分な電極が位置決めされる１つまたは２つ以上の体表面位置を包含するよう決定される。この決定は、着目領域内のノードに対する複数の体表面電極各々の相対的な貢献についての理解にもとづいて行うことができる。よって、特定された着目領域内の位置に対する体表面電極の相対的な貢献を利用して、対応の転送行列$A^{-1}$によって検知ゾーンを特定することができる。選択されたＲＯＩの検知ゾーンは、一人の患者からのデータから求めることが可能である。

【００２２】

いくつかの例では、技術を用いてＲＯＩをさらに局在化することが可能である。たとえば、このような局在化技術は、既知の解剖学的領域に治療（たとえば、電気刺激パルス）

をほどこし、マッピングされた体表面の電気的測定値を相関させることに応答して、を含んでもよく、最も古い興奮信号および／または時間をコンピューター計算して、刺激が印加された対応のＲＯＩの対応の検知ゾーンを特定することができる。

【００２３】

図１に示す作業が、他の実施形態で、図示の順序とは異なる順序で生じてもよいことは、理解し、認識されたい。たとえば、１４で求められたゾーンをもとに、１２で着目領域を特定できる。これは、ゾーン内にあることが判断された不良チャネルによる悪影響がおよぶ場合がある、得られるマップのＲＯＩ（たとえば、低解像度領域に対応）を特定するよう実装可能である。たとえば、不良チャネルは、欠けたチャネル、体表面での不適切な電極装着、低い信号対雑音比、チャネルを不良チャネルまたは欠けたチャネルであると手作業で特定することあるいは、これらの要因または他の要因の組み合わせに起因することがある。本明細書で開示されているように、ゾーン内にある電極に対応するチャネルに対して計算された係数を評価することで、１つまたは２つ以上のこのような低解像度エリアを特定することができる。このような評価の特異度および／または感度は固定であってもよいし、ユーザーがプログラム可能にすることもできる。

【００２４】

検知ゾーンが適切に決定されたら、解析用に、電極の簡易配置を用いることができる。たとえば図２に示すように、電極の簡易配置を利用して、電極の配置によって検知された電気活動をもとに１つまたは２つ以上のグラフィカルマップを作成することなどが可能である。いくつかの例では、検知された電気活動を解析して、ＥＣＭをコンピューター計算することが可能である。他の例では、検知された電気活動を解析して、検知ゾーン用の体表面マップを作成することが可能である。これは、心臓の対応のＲＯＩに対する代替的推定値を提供する。

【００２５】

図２の例では、方法２０は、決定された検知ゾーンに従って電極を配置することを含む（２２で示す）。電極の配置は、電極の配置が検知ゾーン内での電極の分布に対応する簡便なベストまたはカスタムのベストの設計の一部として構成できる。他の例では、検知ゾーンは、たとえば、検知用ベストまたは同様の構成物に統合されてもよい、電極のアレイから選択される適切なサブセットの電極と対応してもよい。たとえば特定用途向けの電極配置を提供するなど、検知ゾーンを事前に知ることができる場合、対応の転送行列$A^{-1}$を利用して、体表面電気信号を対応のＲＯＩに変換することが可能である。

【００２６】

特定の検知ゾーンを含んで電極の配置が患者の体表面で位置決めされたら、２４で体表面の電気的測定値を取得できる。特定の検知ゾーンの電極の配置は、従来のＥＣＭでなされているような患者の胴全体を囲むすべての体表面電極よりは少ないので、ＥＣＭで取得されるデータの量を低減して、可視化用の以後の処理を容易にすることが可能である。

【００２７】

２６では、検知ゾーンについて取得した体表面の電気的測定値をもとに、ＲＯＩに対してグラフィカルマップを作成可能である。たとえば、検知ゾーンの体表面での電気活動のマップを作成し、対応のＲＯＩの電気活動についての代替的推定値を与えることができる。たとえば、表面マップは、（２２で）電極配置で測定を行う体表面の特定のゾーンまたは複数の異なるゾーンについての電位マップであってもよい。あるいはまたはそれに加えて、マップは、ゾーンの体表面の電気的測定値からコンピューター計算された電気活動の特徴付けを含んでもよい。さらに他の例として、マップは、たとえば複数のＲＯＩ各々の対応の電気的特性の代替的推定値を与えるために、複数の異なるゾーンの体表面の電気的測定値からコンピューター計算された電気活動の特徴付けを含んでもよい。電気的特性は、体表面の興奮到達時間、体表面信号の相対的な同期、体表面信号から計算される再分極時間または脱分極時間を含んでもよい。体表面のこれらの特徴および他の特徴は、撮像や逆解法を解くことを必要とせず、ＲＯＩ各々についての代替的推定値を与えることができる。

【００２８】
もうひとつの例として、心臓の電気活動に対応する再構成された電気信号をもとに、グラフィカルマップを作成可能である。本明細書に開示するように、再構成された電気信号は、検知ゾーン（または複数のゾーンの組）の体表面の電気的測定値の逆問題を解くことおよび各ＲＯＩ（たとえば、心臓上）での再構成のために設計された変換行列をもとに作成可能である。このように、マップには、１または２以上の時間間隔にわたるＲＯＩの電位マップで、再構成された電位を表示可能である。また、マップは、たとえば、興奮マップ、再分極マップ、優位周波数マップあるいは、再構成された電気活動をもとにＲＯＩについてコンピューター計算された他の電気的特性のマップを含んでもよい。
【００２９】
上述したように、従来のＥＣＭベストに比して検知ゾーンの電極数を有意に低減できるため、（２４で）体表面測定値の取得時に、他の物体（たとえば、パッチ、電極など）を検知用電極と同時に患者の胸部に置くことが可能である。このような他の物体を検知ゾーンの外におく場合、この物体は結果の精度に影響しないであろう。また、このような物体を検知ゾーン内におくのであれば、悪影響を受ける電極についてユーザーに対して適切な誘導または警告を与えることができよう。このように、ユーザーには、必要に応じて補正作業を行う機会が与えられることになる。
【００３０】
たとえば、患者の身体の特定位置に除細動パッチを取り付ける必要がある場合で、１つ以上の着目領域を事前に特定できる場合、本明細書にて図示し、説明するシステムおよび方法は、除細動パッチを位置決めするために体表面電極を患者の身体から取り除くとすると、取り除かれた電極が検知ゾーン内にあるか否かに応じて影響を判断できるような方法で、どの電極が検知ゾーン（または複数の検知ゾーン）の一部になるかを確認できる。たとえば、情報をコンピューター計算して提供し、１つまたは２つ以上のＲＯＩの解像度が低下しかねない影響のあるエリアをユーザーに示すことができる（たとえば、グラフィカルマップ）。このように、ガイダンスを与え、着目領域に応じてこのような除細動パッチまたは他の物体の装着を容易にすることができる。場合によっては、無視可能なように評価されている低解像度の領域がＲＯＩの外に存在することがある。他の例では、ＲＯＩの電気活動の解析前に補正作業（たとえば、電極の再位置決め）が必要になり得るような形で、低解像度のエリアがＲＯＩ内にあったり、ＲＯＩと重なっていたりすることがある。
【００３１】
あるいはまたはそれに加えて、上述したように、特定の用途に合わせて具体的なベストデザインを作成可能である。たとえば、体表面への開口またはアクセス部を設け、一組の電極を検知ゾーンに保ったまま、除細動パッチまたは他の物体を患者の胴に配置しやすくしてもよい。
【００３２】
図３は、電気活動の電気的マッピングを行うのに利用可能なシステム１００の例を示す。また、システム１００は、選択されたＲＯＩの検知ゾーンを決定する、あるいは、選択された検知ゾーンをもとに解剖学的領域を特定するのにも利用できる。たとえば、システム１００は、診断手順または治療手順の一部として、患者の心臓１０２をリアルタイムで評価することができる。あるいは、システム１００は、格納されたデータに基づいて、オフラインで動作することも可能である。
【００３３】
システム１００は、患者１０６の電気生理学的情報を取得するための測定システム１０４を含んでもよい。図３の例では、センサーアレイ１０８は、患者の電気活動を記録するのに利用可能な１つまたは２つ以上の電極を含む。一例として、センサーアレイ１０８は、（たとえば、ＥＣＭ手順の一部として）患者の心臓に関連した電気活動を測定するために患者の胴まわりに分散した体表面電極の配置に対応してもよい。使用可能な非侵襲センサーアレイの一例が、２００９年１１月１０日にファイルされた国際特許出願第ＰＣＴ／ＵＳ２００９／０６３８０３号（本明細書に援用する）に図示し、説明されている。この

非侵襲センサーアレイは、１つまたは２つ以上の検知ゾーンを含んでもよいセンサー全体の一例に対応する。もうひとつの例として、センサーアレイ１０８は、単一の検知ゾーンまたは複数の離散的な検知ゾーンに対応する特定用途向けの電極配置を含んでもよい。特定用途向けの電極配置は、本明細書に開示するような電極全体から選択される適切なサブセットの電極であってもよい。また、侵襲センサー（図示せず）を、体表面のセンサーアレイ１０８と併用することも可能である。

【００３４】

測定システム１０４は、検知された電気信号を対応のセンサーアレイ１０８から受信する。測定システム１０４は、センサーアレイ１０８のセンサーによって検出された電気活動を示す対応の電気的な測定データ１１０を提供するための適切な制御および信号処理回路を含んでもよい。測定データ１１０は、アナログ情報またはデジタル情報として、メモリーに格納可能である。それぞれの測定データ１１０間の一時的な関係をインデックス化するのに適切なタイムスタンプを利用して、その評価と解析を容易にしてもよい。たとえば、センサーアレイ１０８のセンサー各々が、体表面での電気活動を同時に検知して、ユーザーが選択した時間間隔で対応の測定データ１１０を提供できる。

【００３５】

出力システム１１２は、患者の身体１０６上の１つまたは２つ以上の検知ゾーンを含む電気的な測定データを処理し、出力１１４を生成するよう構成されている。出力システム１１２は、プロセッサーによって実行されると、本明細書に開示の方法および機能を行う機械読取り可能な指示として実装可能である。出力１１４は、電気的な測定データ１１０をもとに、１つまたは２つ以上のＲＯＩについての情報を提示できる。出力１４は、メモリーに格納可能であり、ディスプレイ１１６または他のタイプの出力装置に提供可能である。本明細書で開示されているように、提示される出力１１４および情報のタイプは、たとえば、ユーザーの用途ごとの要件に応じて変わってもよい。

【００３６】

一例として、出力システム１１２は、１つまたは２つ以上のゾーンそれぞれの電気的な測定データ１１０をもとに、１つまたは２つ以上のＲＯＩの電気活動のグラフィカルマップを表すマップデータ１２０を作成するようプログラムされるマップ作成部１１８を含んでもよい。本明細書で開示されているように、グラフィカルマップは、１つまたは２つ以上のＲＯＩについての代替的推定値、心臓の膜（たとえば、心外膜表面）の再構成された電気活動あるいは、そこからコンピューター計算される他の電気的特性を与える体表面での電気活動を表現し、対応のマップとして可視化することができる。マップ作成部１１８は、マップデータ１２０を作成し、心臓のグラフィック表現のＲＯＩに空間的に重ねられたこのようなマップを可視化することが可能である。

【００３７】

いくつかの例では、出力システム１１２は、心外膜表面または他の膜などの心臓の膜での電気活動を再構成するための逆アルゴリズムで測定データ１１０と幾何学形状データ１１６とを組み合わせることで、心臓の電気活動を再構成する再構成コンポーネント１２２を含む。逆アルゴリズムの例が、米国特許第７，９８３，７４３号および同第６，７７２，００４号（各々本明細書に援用する）に開示されている。再構成コンポーネント１２２は、たとえば、転送行列$A^{-1}$用の係数をコンピューター計算し、電気的な測定データ１１０によって表される体表面での電気活動をもとに心臓の電気活動を求める。

【００３８】

マップ作成部１１８は、反転法によってコンピューター計算された再構成された電気データを利用して、ＲＯＩごとに再構成コンポーネント１１４によってコンピューター計算された心臓の再構成された電気活動をもとに、対応のマップデータ１２０を生成できる。マップデータ１２０は、心臓１０２の電気活動を表すことができる。これはたとえば、１つ以上の検知ゾーンが体表面での電気活動を測定した各ＲＯＩに分散した、複数の再構成された電位図に対応している。あるいはまたはそれに加えて、解析システム１２４は、本明細書に開示するようにして、再構成された電位図から他の電気的特性をコンピューター

計算可能である。マップ作成部１１８はさらに、各ＲＯＩについてこのような電気的特性のグラフィカルマップを生成できる。

【００３９】

別の例として、幾何学形状データ１１６は、患者１０６で得られた画像データなど、患者の胴をグラフィック表現した形であってもよい。このような画像処理は、１つまたは２つ以上の臓器などの構造をはじめとする解剖学的特徴を、デジタル画像群から抽出してセグメント化することを含んでもよい。また、たとえば患者に電極が付けられている間に画像を取得し、適当な抽出・セグメント化によって座標系での電極位置を特定するなどして、センサーアレイ１０８の各電極の位置を幾何学形状データ１１６に含めてもよい。得られるセグメント化された画像データを、対象となる患者の領域を含む二次元または三次元のグラフィック表現に変換してもよい。

【００４０】

さらに別の例で、患者の幾何学形状データ１７２は、ほとんどどのような画像診断技術（たとえば、ｘ線、コンピューター断層撮影、核磁気共鳴イメージング、超音波など）を用いても取得でき、それに基づいて、本明細書に記載するような対応の表現を構成できる。このようなイメージングは、測定データ１１０の生成に用いられる電気活動の記録と同時に行ってもよいし、イメージングを（たとえば、測定データの取得前に）別で行ってもよい。

【００４１】

もうひとつの例として、幾何学形状データ１１６は、患者の臓器の画像データをもとに構成された胴の数学モデルに対応してもよい。一般的なモデルを利用して、幾何学形状データ１１６を提供することもできる。一般的なモデルはさらに、たとえば、サイズ画像データ、健康状態などを含む患者の特徴をもとに特定の患者に合わせてカスタマイズした（たとえば変形した）ものであってもよい。センサーアレイ１０８での電極の位置を含む、適当な解剖学的指標などの指標を幾何学形状データ１１６で表現し、電気的な測定データ１１０を正確に対応させやすく、再構成コンポーネント１１４によって反転法を行いやすくしてもよい。このような指標の特定は、（たとえば、画像編集ソフトウェアを使って人間が）手作業で行ってもよいし、（たとえば、画像処理技術によって）自動的に行ってもよい。電気的な測定データ１１０が、心臓の対応のＲＯＩについての代替的な電気活動を提供できる特定の検知ゾーンのものである場合、心臓の電気信号の再構成に利用される変換行列および幾何学形状データを同様に特定用途向けにして、コンピューター計算をやりやすくしてもよい。

【００４２】

他の例では、マップ作成部１１８は、逆解法を解くことによる再構成を伴うことなく非侵襲の体表面での電気活動（たとえば、測定データ１１０に対応）に直接基づいてマップデータ１２０を作成するのに、ＢＳＭ／代替的コード１２６を利用してもよい。この例では、マップデータ１２０は、１つまたは２つ以上のＲＯＩについて心臓の電気活動の代替的推定値を提供する。たとえば、代替的マップデータ１２０は、特定の検知ゾーンで、このようなゾーンに関連するＲＯＩごとの代替的電位マップを提供するために測定された電気ポテンシャルを含んでもよい。あるいは、ＢＳＭ／代替的コード１２６は、ＲＯＩそれぞれの信号を再構成するための逆問題を解くことなく測定されたデータ１１０から直接に、検知ゾーンの他の電気的特性をコンピューター計算するのに、解析方法１２４を利用できる。代替的推定値データを作成する目的で、電気的な測定データ１１０があればこれに適用される解析１２４のタイプは、ユーザー入力に応答して選択可能である。

【００４３】

このように、マップ作成部１１８は、逆問題を解くことに関連する複雑なコンピューター計算をすることなく、代替的推定値データをもとにマップデータ１２０を生成できる。代替的推定値（たとえば、ゾーンについてコンピューター計算される電気ポテンシャルなどの特徴）用のマップデータ１２０は、検知ゾーンでのバリエーションを示すマップを含んでもよい。他の例では、特定のゾーンについて、特定の検知ゾーンの電気情報を、空間

的、時間的または空間的と時間的の両方で集め、心臓の特定のＲＯＩについての値または値の範囲を生成してもよい。別の例として、複数の異なる検知ゾーンについて電気的特性の代替的推定値を求めることができる。これは、心臓のＲＯＩそれぞれのマップデータを生成するのにマップ作成部１１８によって利用できる。マップ作成部は、たとえば本明細書に開示するような手順の際に、リアルタイムの操作時ガイダンスを提供しやすいよう、マップを作成して更新し、代替的推定値を実質的にリアルタイムで可視化することができる。

【００４４】

もうひとつの例として、ＲＯＩ選択部１２８は、ユーザー入力に応答してＲＯＩを選択するのに利用可能である。ＲＯＩは、複数のあらかじめ定められた解剖学的領域の１つとして選択可能である。あるいはまたはこれに加えて、ＲＯＩは、たとえばユーザー入力（マウス、タッチスクリーンによるなど）に応答して、ＲＯＩを含む体の各部のグラフィカルユーザーインターフェース上でトレースできる。選択されたＲＯＩは、対応の検知ゾーンを決定するのに利用してもよい。

【００４５】

いくつかの例では、検知ゾーン機能１３０は、マップデータ１２０をもとに、選択されたＲＯＩについて検知ゾーンをコンピューター計算できる。たとえば、検知ゾーン機能１２８は、測定データ全体（たとえば、ＲＯＩ周囲の電極全体を使用するなど）についてコンピューター計算されたマップデータに対して、複数の異なるサブセットの電気的な測定データについてコンピューター計算されたマップデータを比較した内容をもとに、特定のＲＯＩについて検知ゾーンを決定できる。この比較は、マップデータに最も近い最小化した検知ゾーンを確認するための統計解析から利用できる。マップデータの比較は、検知ゾーン機能１３０によって自動的に行ってもよく、および／またはディスプレイによってそれぞれのマップを手作業で精査して、好適な検知ゾーンを選択してもよい。

【００４６】

他の例では、ＲＯＩ選択部１２８は、ゾーン機能１３０によって決定された特定の検知ゾーンに基づいてＲＯＩを特定するようプログラム可能である。たとえば、マップ作成部１１８は、心臓のグラフィック表現に重ねられる、特定されたＲＯＩについてのグラフィカルマップを提供できる。本明細書に開示するように（たとえば、図９参照）、ＲＯＩは、患者の体表面の特定の検知ゾーン（たとえば、不良チャネルに対応）での測定による悪影響を受けると想定される解剖学的領域に対応してもよい。この解析は、体表面電極全体を使用する状況のみならず、特定用途向けの電極配置を使用している状況でも行うことができる。よって、マップによって与えられるガイダンスは、ユーザーに、ゾーンでの測定が、得られる解析にどのように影響し得るかを理解する機会を与えることができる。結果として、ユーザーは、問題（たとえば、一組の不良チャネル）を修正する必要があるのなら、それをするか、選択されたＲＯＩの以後の解析にどのように影響し得るかを知りはじめる機会を持つことができる。

【００４７】

上記に鑑みて、特定用途向けの電極配置は、特定のそれぞれの検知ゾーンの特定の電気活動を測定するよう設計および／または作成可能である。このような特定用途向けの電極配置は、コンピューター計算された検知ゾーン内だけにある電極の空間分布を含むよう構成できる。このような特定用途向けの電極配置は、たとえば、パッチの形（たとえば、単一のピースまたは複数ピース）で実現可能である。たとえば、ＣＲＴ用のパッチは、胸筋ポケットの左腕アクセスができるように構成可能である。右側は、対応の検知ゾーンデザインを含まず、右側のポケットが望ましい場合に、フリーの（覆われていない）ままにしておくことができる。このように、特定用途向けのベストデザインに、検知ゾーンを使用することが可能である。あるいはまたはそれに加えて、検知ゾーンは、検知ゾーンにセンサーを持たないことの影響を、手順の実施時などリアルタイムでのものを含めて評価するのに使用可能である。

【００４８】

もうひとつの例として、特定用途向けの電極配置を、１つまたは２つ以上の検知ゾーンを含む患者の胸の一部を覆って包むことのできる完全なバンドまたは部分的なバンドとして実現できる。このようなバンドは、１つまたは２つ以上のあらかじめ定められた検知ゾーンに沿って分散された１つまたは２つ以上の電極クラスターまたはアレイを含んでもよい。他の例では、特定用途向けの検知ゾーンにおくための電極クラスターの小さなパッチを構成できる。１つまたは２つ以上の当該パッチを、体表面の電気データを取得するのに利用してもよい。

【００４９】

パッチ、バンドなどを含む、特定用途向けの電極配置の特定の構成およびサイズは、それぞれの用途ごとに決められた検知ゾーンの幾何学形状および位置に応じて可変である。また、特定用途向けの電極配置には、複数の検知ゾーンのに合わせて構成できるものもある。患者の解剖学抵抗増を含む手作業での測定内容をもとに、パッチの装着をガイドしてもよい。また、過去にまたは手順の際に使われたイメージングを、さらに利用して電極をガイド配置してもよい。たとえば、１つまたは２つ以上のＲＯＩに沿った点に関して個々の電極の貢献を（たとえば、測定システム１０４および／または出力システム１１２によって）求め、ユーザーに、特定用途向けの電極配置の位置を調節するための追加のフィードバックを与えることができる。

【００５０】

あるいは、最大で胴全体を覆うさらに広範囲にわたる電極配置を利用でき、測定システム１０４および／または出力システム１１２は、ゾーンの外にあるチャネルからの測定データを除外することができる。すなわち、特定の検知ゾーンでの特定用途向けの電極配置を、そのゾーンの物理的な電極配置を構成するおよび／またはゾーンに対応する適切なサブセットのチャネルを処理するようシステムを構成することで実現できる。いずれの場合も、信号処理およびマップ作成のコンピューター計算の複雑さを、すべてのチャネルを処理する従来のシステムより低減できる。チャネルの特定用途向けの適用ゾーンは、ＲＯＩの電気活動について得られる解析を容易にするだけでなく、多くの用途および手順（たとえば、ＣＲＴ）で高い精度を維持しつつ、これをする。

【００５１】

上述したように、特定用途向けのゾーンによってコンピューター計算の複雑さが低減されるため、システム１００は、リアルタイム解析用に手順の途中で利用可能である。たとえば、このシステムは、治療をほどこす前、治療中、治療をほどこした後、あるいは、所望の治療効果を達成するための治療デリバリーシステムをプログラミングしているときに使用できる。

【００５２】

たとえば、治療システム１３２は、デリバリー装置１３４を介して心臓への治療を適用するよう構成できる。いくつかの例では、治療装置１３４は、電気的または高周波による治療をほどこすための電極またはアンテナなどの導電性の構造であってもよい。あるいは、装置１３４は、熱療法（たとえば、加熱または冷却）を心臓１０２にほどこすよう構成されてもよい。デリバリー装置１３４の特定のタイプおよび構成は、治療モード、デリバリー部位、用途ごとの要件次第であってもよい。治療システムは、たとえばユーザー入力に応答して、治療の適用を制御するよう構成された制御部１３６を含んでもよい。たとえば、ユーザーがトリガー（たとえば、スイッチまたはボタン）を作動させて治療の適用を開始してもよい。また、ユーザー入力に応答してさまざまな治療パラメーターを設定し、治療を制御してもよい。電気刺激の例（たとえば、ＣＲＴ用）では、パラメーターは、振幅、サイクルタイムなどを含んでもよく、治療のタイプに応じてさらに変動することになる。

【００５３】

以下の例では、たとえば侵襲が最小限のカテーテル手技の一部として、治療デリバリー装置（たとえば、電極１３４）を、患者の心臓１０２内またはその表面に位置決めすることができる。本明細書で開示されているように、センサーアレイ１０８は、少なくともあ

らかじめ定められた検知ゾーンまたは複数の異なる検知ゾーンの活動を測定するよう構成される。治療物をデリバリーする（これは、患者の身体１０６で装置１３４を位置決めする前であっても後であってもよい）前に、体表面での電気活動の（それぞれの時間間隔での）１または２以上の測定を、センサーアレイ１０８を用いて行うことができる。電気活動の治療前測定値は、１または２以上の治療前時間間隔にわたる各ゾーンのベースラインの電気的な測定データ１１０として格納可能である。

【００５４】

複数の異なるゾーン各々について取得された電気的測定値は、（たとえば、心臓の対応する空間ＲＯＩ各々の）電気活動のベースラインの代替的推定値を提供できる。また、解析機能１２４は、この手順でのベースラインデータの一部として同じくメモリーに格納可能なＲＯＩそれぞれの電気的特性の代替的推定値（たとえば、興奮－再分極時間など）をコンピューター計算することができる。いくつかの例では、解析機能１２４は、それぞれのベースラインに対する各ＲＯＩの興奮および／または脱分極時間の比較をもとに複数のＲＯＩの相対的な同期を示すものから推定値をコンピューター計算するようプログラムされてもよい。

【００５５】

ベースラインデータを取得後、治療装置１３２によって心臓１０２に治療を適用できる。測定システム１０４は、治療物のデリバリー時および／または治療を適用した後に体表面での電気活動を患者の身体から測定し、対応の測定データを提供可能である。ＢＳＭ／代替的機能１２６は、取得された治療内および／または治療後データをもとに、心臓の複数の対応の空間ＲＯＩ各々についての電気活動の代替的推定値を提供可能である。これを複数の異なる利用可能な治療パラメーターで繰り返してもよい。

【００５６】

別の例として、このシステムを利用して、手順の途中とリアルタイムでのものを含め、１つまたは２つ以上のＲＯＩの的を絞った解析のための方法を実現できる。たとえば、システム１００を利用して、主要な解剖学的領域に対応する体表面のゾーンを較正および特定することが可能である。たとえば、解剖学的領域は、１つまたは２つ以上の刺激部位を含んでもよい。これは、たとえばＣＲＴに対する潜在的な応答因子として特定されたものなどである。このため、ユーザーは、電極１３４を利用して、さまざまな位置で（たとえば、刺激を開始するためのユーザー入力に応答して）ペーシングすることができる。出力システム１１２の解析方法１２４は、刺激（たとえば、ペーシング）に応答して、体表面上の対応する最も早い興奮「ゾーン」をコンピューター計算可能である。これは、たとえば逆問題を解いて電気データを再構成することなく、体表面の電気的な測定データで直接的に行うことが可能である。他の例では、解析１２４は、心臓の再構成された電気データで行うことができる。そしてゾーン機能１３０は、最も早い興奮到達時間をもたらす体表面の入力チャネルを特定でき、これによってゾーンとペーシング部位との関係を特定する。一例として、現在の静脈リード留置手法で使用可能な単純なプロトコルは、リードの留置が可能な潜在的な静脈をペーシングして、体表面上のゾーンに対応した、アレイ１０８の電気センサーとの相対的な対応を求めることである。これは、たとえばある範囲のパラメーターおよびペーシングプロトコルでの、これらのゾーンに関する的を絞ったさらなる解析を可能にする。このプロセスは、他のタイプのリード留置および心臓療法でも利用可能である。

【００５７】

たとえば、図４および図５は、たとえばＣＲＴ手順の一部として、本明細書に開示のシステムおよび方法をもとに作成可能なグラフィカルマップの代替的電気活動を示す。図４では、たとえば治療の適用前にあらかじめ定められた検知ゾーン（またはゾーン）で取得された電気的測定値に基づく、心臓の代替的領域について異なるＲＯＩのベースラインの体表面興奮マップ１４０が図示されている。同じく図４に示されているのは、たとえば本明細書に開示するように選択可能な、代替的心臓領域の異なるＲＯＩ１４２および１４３である。

【００５８】
図５は、本明細書に開示するような治療物のデリバリー後に取得された体表面の測定値からコンピューターで求めた興奮到達時間について作成した、同じタイプの代替的マップ１４６を示す。たとえば、治療は、ＣＲＴ手順の一部など、電気刺激などの刺激を含んでもよい。図４および図５に示すマップ同士を比較すると、ＲＯＩ１４２および１４３各々のＣＲＴ応答が改善されていることがわかる。
【００５９】
再び図３を参照すると、ＢＳＭ／代替的機能１２６は、治療前のベースライン代替的推定値（たとえば、図４）と電気活動の治療後の代替的推定値（たとえば、図５）とを比較するようさらにプログラム可能である。この比較は、たとえばベースラインの測定値に対する特定の治療での心臓の電気活動の変化を示すために、同じ検知ゾーンの治療前と治療後の代替的推定値間で行うことができる。また、このような比較は、特定の検知ゾーンについての治療前のベースライン結果と治療後の測定された電気活動をもとに、解析機能１２４によってコンピューター計算した電気的特性について行ってもよい。これはさらに、心臓の異なる画定領域の代替的推定値を与える複数の異なる検知ゾーンそれぞれについて行ってもよい。治療時および／または治療後の代替物に比してベースラインの代替的電気的特性を比較することだけでなく、解析機能１２６は、同じＲＯＩまたはＲＯＩの組み合わせについて、異なる治療パラメーターおよびプロトコルで、異なる電気的特性を比較できる。治療パラメーターは、治療適用時または治療適用後に取得された電気的な測定データと一緒に格納可能である。このようにして、ユーザーは、結果を精査して、どの治療パラメーターおよびプロトコルが、所望の結果を達成する一助となるのかを特定しやすくすることができる。
【００６０】
また、マップ作成部１１８は、治療前および治療後の代替的推定値を示すためのマップを作成できる。上記にて開示したように、各検知ゾーンの代替的推定値は、心臓のそれぞれの解剖学的ＲＯＩで推定値に重なるグラフィカルマップで表示可能である。治療前および治療後のマップ（たとえば、図４および図５に示す）は、たとえば別のウィンドウで、ディスプレイ１１６に同時に表示可能である。あるいはまたはそれに加えて、比較マップ（図示せず）を作成し、ディスプレイ１１６上にグラフィカルマップとして可視化することが可能である。
【００６１】
別の例として、解析機能１２４は、非侵襲的に測定された体表面での電気活動の擬似興奮到達時間を計算するようプログラム可能である。たとえば、興奮到達時間は、ｄｖ／ｄｔ法または他の方法（たとえば、ＰＣＴ特許出願第ＰＣＴ／ＵＳ１１／５１９５４号に開示されているような方向性興奮）を用いて計算できる。擬似興奮到達時間は、治療前（たとえば、ベースライン）および治療後の体表面での電気データについてコンピューター計算可能である。逆問題を解いて電気データを心臓の膜に再構成しなくても、１つまたは２つ以上のゾーンについての擬似興奮到達時間の対応のパターンを解析してグラフィカルマップとして可視化し、興奮のシーケンス、伝導速度、早期興奮および遅延興奮または複数の異なる検知ゾーン各々の広いグローバルな推定値を与えることが可能である。この体表面のラインパターンから緩徐伝導または阻害伝導もおおよそ推定できる。たとえば、中隔のおおまかな位置や、伝導系の結びつきでさえ、図で表現するのに、これを用いることが可能である。
【００６２】
装置１３４で心臓に治療をほどこす例で続けると、各検知ゾーンでの体表面興奮マップまたは電位マップのパターンを作成して、治療パラメーターをチューニングしやすくするのに利用可能な同期情報の代替的推定値を与えることが可能である。特定の検知ゾーンの同期情報は、異なる時間間隔で行う測定から誘導可能であり、各々が一意に異なる治療パラメーターを有し、比較して対応のＲＯＩが異なる治療パラメーターにどのように応答するかを示すことが可能である。この比較は、ベースラインデータと、異なる治療パラメー

ターごとに取得したデータとの間で、各ゾーンの電気的特性の差をコンピューター計算して行うことができる。あるいはまたはそれに加えて、ユーザーによる比較用に、ディスプレイ１１６にグラフィカルマップを同時に提示できる。

【００６３】

一例として、同じ特定のゾーンについての平均時間変化を、複数の異なるペーシングプロトコルおよびペーシングパラメーターで比較できる。興奮到達時間または電位パターンは、同じＲＯＩについて比較可能である。あるいはまたはそれに加えて、興奮到達時間または電位パターンは、ベースラインマップとＣＲＴを含むペーシングマップとの間で複数のＲＯＩの組み合わせについても比較可能である。

【００６４】

異なる治療パラメーターで同じＲＯＩについて導かれた異なる代替的推定値を比較することに加えて、上述したように、出力システム１００は、空間的に離散した一組の検知ゾーンでの電気情報の代替的推定値の空間解析を容易にするのに利用可能である。このような解析は、心臓の異なる空間領域についての相対的なタイミング情報を特徴付けする一助となり得る。たとえば、電気的な測定データ１１０は、複数の異なる時間間隔で複数の異なるあらかじめ定められた検知ゾーンについて取得された体表面電位を含んでもよい。各測定時間間隔は、治療プロトコルと治療パラメーターの一意の組み合わせに対応してもよい。このように、ＢＳＭ／代替的機能１２２は、各測定間隔での異なるゾーンの組み合わせについて測定された体表面での電気データをもとにコンピューター計算される相対的なタイミング情報の比較をもとに、電気活動または電気的特性の代替的推定値をコンピューター計算することが可能である。異なる治療プロトコルおよびパラメーターに鑑みて、異なる体表面ゾーンについて相対的なタイミング（たとえば、興奮タイミングまたは平均タイミング、同期または同期不全）の変化を追跡することで、解析機能１２６は、心臓の対応のＲＯＩの心臓機能の改善における推定を与えることができる。マップ作成部１１８は、グラフィカルマップを作成して、（たとえば、グラフィカルマップによって）ユーザーに対する改善を示して可視化することができる。本明細書に開示の手法に関連する処理が低減されているため、試験時に動的に更新してもよい実質的にリアルタイムのグラフィカルマップでの可視化が可能である。

【００６５】

もうひとつの例として、タイミングの変化の方向を利用して、同期または同期不全の改善または低減を推定してもよい。についての興奮到達時間または電位パターンを評価して、心臓の同期不全を推定するとともに、正常な体表面マップから求めた閾値をもとに患者を「同期不全」として分類することが可能である。興奮到達時間または電位パターンは、ペーシングプロトコルと装置パラメーターのさまざまな組み合わせで、同一領域または領域の組み合わせについて比較可能である。得られるタイミング情報およびタイミングの変化の方向は、（たとえば、治療システム１３２への手作業または自動のフィードバックとして）実現し、治療パラメーターの選択の制御をしやすくすることが可能である。ＱＲＳＴ間隔または興奮－細分極測定の他の測定値も、電気活動の代替的推定値をもとに定量化し、上記にて開示したのと同様に比較できよう。

【００６６】

上記に鑑みて、出力システム１１８は、複数の異なる時間間隔にわたって、１つの検知ゾーンまたは検知ゾーンの組み合わせについて測定した電気活動から誘導された電気的特性の代替的推定値のさまざまな時間的比較および空間的比較をするようプログラム可能である。比較データを解析して、パラメーターのどの組み合わせで、本明細書に開示するような所望の治療効果が達成されるかを求めることが可能である。異なる時間間隔は、異なる治療パラメーターおよびプロトコルに対応してもよい。治療デリバリーのプログラミングに関して上記にて開示した例は、代替的推定値を用いる（逆問題を解かない）文脈で説明したものであるが、ある範囲の治療パラメーターおよびプロトコルで、１つまたは２つ以上の検知ゾーンについて再構成された電位図でも同じ方法を実現できる。

【００６７】

一例として、（たとえば、ＣＲＴに関連する）重要な解剖学的領域と対応する体表面上の空間ゾーンを較正および特定するための他の方法に、さまざまな既知の位置でペーシングして、体表面上の対応の最早期興奮「ゾーン」に注目することがある。各体表面電極での興奮到達時間は、コンピューター計算可能であり、ペーシング刺激に応答して最早期興奮到達時間を有すると判断された一組の電極によって、刺激された解剖学的領域について対応の検知ゾーンを画定できる。たとえば、最早期興奮到達時間を呈するこれらの電極のパーセンテージを、シミュレートした領域のそれぞれの検知ゾーンとして画定することができる。現在の静脈リード留置手法で使用可能な単純なプロトコルの一例に、リードの留置が可能な潜在的な静脈をペーシングして、体表面上の相対的な対応を求めることがある。これは、これらのゾーンに関する的を絞った解析を可能にすることになる。

【００６８】

単純な胸部Ｘ線または蛍光透視イメージングで得られる既知の解剖学的制約を適用し、心臓のおおまかな位置を推定することで、さらに高い精度と洗練さを得ることができる。このような解剖学的な位置の制約は、たとえば、心臓の中心、心臓の心尖、前中隔（ＬＡＤ）、後中隔（ＰＤＡ）、流出路、弁などを含んでもよい。

【００６９】

図６は、患者の心臓について選択された着目領域の貢献内容を評価するのに利用可能なワークフロー２００の例を示す。このワークフローでは、２０２において、ＥＣＭデータを取得する。ＥＣＭデータは、体表面での電気データのみならず、たとえば対応の画像診断技術で取得できるものなどの幾何学形状データを含んでもよい。あるいは、幾何学形状データは、患者の心臓のモデルに対応してもよい。このモデルは、一般的なモデル、患者特有のいくつかのデータをもとに調整した一般的なモデルあるいは、患者特有のイメージングデータから導出されたモデルであってもよい。たとえば、一般的なモデルは、患者の手作業での測定（たとえば、胸部測定値、患者の体重など）をもとに、イメージングからの測定（たとえば、Ｘ線、蛍光透視、超音波）をもとに、あるいは、患者情報の組み合わせをもとに調整可能である。

【００７０】

取得されたＥＣＭデータを用いて、２０６で、心臓の膜の電位をコンピューター計算することができる。本明細書で使用する場合、心臓の膜とは、（２０２で）ＥＣＭデータを取得する体表面から半径方向内側に間隔のあいた患者の心臓の表面、内側または外側に存在し得るどのような表面（たとえば、実際の表面または仮想表面）でもいうことができる。ひとつの例では、心臓の膜は、心外膜の外側の三次元表面に対応でき、これは、実際の外面であってもそれに近似したものであってもよい。２０８では、心臓の膜についてコンピューター計算した電位をもとに、対応のマップデータを作成できる。

【００７１】

他の処理の道筋では、２１０において、本明細書に開示するような選択されたＲＯＩについての体表面での検知ゾーンを特定する。２１２では、ＲＯＩについて（２１０で）特定されている検知ゾーンにあるセンサーからの信号を除く測定データをもとに、心臓の膜の電位をコンピューター計算することができる。２１４では、２１２でコンピューター計算した心臓の電気活動から、対応のマップデータを作成できる。

【００７２】

２１６では、（２０８および２１４で作成した）それぞれのマップを比較することができる。この比較は、１つまたは２つ以上の統計的な方法で行うことが可能である。２１８では、比較をもとにＲＯＩの検知ゾーンの貢献を求めることができる。たとえば、得られるマップに有意な差がある場合、選択された着目領域について検知ゾーンを除外することの影響は大きく、これは、統計的な方法で定量化可能である。一方、比較の結果、マップが十分に類似していることが示された場合は、得られるＥＣＭデータに十分な精度を保ったまま、ＲＯＩについて特定された検知ゾーンを解析から除くことができる。図６と類似の解析を、多岐にわたる特別に適合させた目的で、電極の構成や配置を決めるための解析の一部として繰り返し行うことができる。

【００７３】
たとえば、図７は、心臓の膜（たとえば、心外膜の表面）について再構成された心臓の電気活動の比較例を示す。この例では、１つの再構成に対するグラフィカルマップ２２０が、電極２２２を全体に配置して（たとえば、ベスト全体）使用した結果を示す。たとえば、電極２２２は、ほぼ均等に分散した状態で患者の胴を完全に囲む電極配置などを含む。いくつかの例では、ベストの形で、約２００を上回る数の電極２２２があってもよい。
【００７４】
２２４で示される再構成された心臓の電気活動のもうひとつの表現は、特定用途向けの電極配置についてコンピューター計算されたＥＣＭデータに対応する。すなわち、グラフィカルマップ２２４は、本明細書に開示の方法に基づいてあらかじめ定められた検知ゾーンのために構成された電極配置から与えられる電気的な測定データをもとに（たとえば、再構成法１２０によって）作成可能である。この例の検知ゾーンは、色の濃いめのオブジェクトで示され、主に患者の身体の前、左、後ろの位置に分散した電極２２８を含む。
【００７５】
２２０で示すベスト全体について再構成されたＥＣＭの目視検査ならびに、特定用途向けの電極配置での再構成２２４は、極めて類似した結果を示す。特定用途向けの電極配置での電極の配置は、選択されたＲＯＩについて決定された検知ゾーンに対応するベスト全体２２２からの適切なサブセットの電極２２８を有するさらに単純なベストに対応する。図７の例では、たとえば、特定用途向けの電極配置は、ＣＲＴを行うために構成されるＲＯＩを有するベストに対応してもよい。
【００７６】
図８は、特定の検知ゾーン内にある電極の貢献に影響される１つまたは２つ以上のＲＯＩを示すためのシステム１５０の一例を示す。いくつかの例では、検知ゾーンは、１つまたは２つ以上の不良チャネルがある体表面上の位置に対応してもよいし、ユーザー入力に応答するなどして、そうでなければ特定できる位置に対応してもよい。
【００７７】
図８の例では、チャネル検出部１５２は、１つまたは２つ以上の検知ゾーンについて取得した体表面での電気活動のマッピングに悪影響をおよぼすと想定される、当該ゾーンに対応するチャネルのサブセットを特定するよう構成される。チャネル検出部１５２は、ユーザー入力に応答して、測定データ（たとえば、図３の電気的な測定データ１１０）またはそれらの組み合わせをもとに、ゾーンを特定できる。いくつかの例では、チャネル検出部１５４は、検知ゾーンを、一組の不良チャネルを含むものとして示すことができる。不良チャネルは、意図的なこともあれば意図的でないこともある、電極が体表面と適切に接触していない体表面位置に対応してもよい。あるいはまたはそれに加えて、不良チャネルは、信号対雑音比が閾値未満のチャネルに対応してもよい。
【００７８】
解像度計算部１５４は、特定された検知ゾーン（チャネル検出部１５２によって与えられるチャネル）の各電極が、心臓の各点について逆解法で有する貢献をコンピューター計算するよう構成される。この貢献は、たとえば、心臓の膜の各点についてゾーンの検知チャネル各々についての変換行列１５８用の係数をコンピューター計算する解像度計算部によって求めることが可能である。
【００７９】
評価部１６０は、コンピューター計算された係数（たとえば、その絶対値）を解析して、ＲＯＩデータ１６２を生成することが可能である。たとえば、評価部１６０は、特異度パラメーター１６４および感度パラメーター１６６を利用して、ＲＯＩ１６２をどのように求めるかを制御することが可能である。感度パラメーター１６６は、設定してコンピューター計算された変換行列係数の絶対値と比較できる、ユーザーがプログラム可能な閾値であってもよい。心臓の膜の特定のノードで、この係数が閾値を上回る場合、そのノードに対する電極を、そのようなノードの再構成されたデータに十分に貢献しているものとして特定できる。閾値を上回ることがある膜上の特定の点に、１つまたは２つ以上の係数

があってもよい。たとえば、閾値を大きくすると、心臓の膜上の低解像度の領域を特定するための空間的な感度が高まる。それには、空間的な貢献が大きくなければならないからである。感度パラメーターは、低解像度のエリアを示すのに必要なコンピューター計算された係数に、最低数のヒットを設定できる。ヒット数を増やすと、低解像度のエリアを厳密に特定するための全体としての特異度を高めることができる。このように、特定の検知システムに合わせて特異度と感度のパラメーターを適切に設定することで、心臓上の１つまたは２つ以上の低解像度の領域を求め、そのようにユーザーに通知するのに用いることが可能である。

【００８０】

いくつかの例では、特異度パラメーター１６４および感度パラメーター１６６を、システム１５０（のみならず図３のシステム１００）に合わせて（たとえば、デフォルト値に）あらかじめプログラムして、再構成時にベストの不良チャネルがアーチファクトを生じる傾向にある状況を判断することが可能である。この情報は、通知または警告としてユーザーに提示可能である。こうして、たとえば、検知力を上げるよう電極を調節またはＲＯＩに対する電極の貢献内容を変化させることで、補正作業をするための機会を与える。補正作業を行った後、システム１５０は、たとえばユーザー入力に応答して、係数を再度コンピューター計算し、１つまたは２つ以上の低解像度の領域が依然として存在するか否かを判断することができる。いくつかの例では、ユーザーは、特定の解析にとってユーザーが重要であるとみなした低解像度の領域がＲＯＩの外にあるなどのときに、補正作業を行わないと決めることができる。あるいはまたはそれに加えて、ユーザーは、感度または特異度のパラメーターのうち１つまたは２つ以上を調整して、特定された検知ゾーン（たとえば、不良チャネル）が逆解法に対しておよぼす影響を再評価することもできる。評価部による追加の解析には、このような領域間の重なりを警告または他の通知の生成につなげられるように、ユーザーが選択したＲＯＩに鑑みて、コンピューター計算した低解像度の領域を比較することを含んでもよい。

【００８１】

マップ作成部１６８は、ＲＯＩデータ１６２をもとに可視化するためのマップデータ１７０を提供できる。たとえば、マップデータは、心臓のグラフィカルマップに重ねられた低解像度の領域のグラフィカルマップを提供するのに利用可能である。マップ作成部１６８は、図３のマップ作成部１１８に対応してもよく、グラフィカルマップは、三次元のマップであってもよい。

【００８２】

図９は、図８に示すシステム１５０の機能および方法にアクセスするのに利用可能なグラフィカルユーザーインターフェース（ＧＵＩ）１７２の例を示す。ＧＵＩ１７２は、たとえば体表面での電気活動の非侵襲の測定に関連していてもよいなど、関連するデータのグラフィック表現を表示するための複数のウィンドウを含んでもよい。また、ＧＵＩ１７２は、１つまたは２つ以上の低解像度の領域を示すのに利用可能なインタラクティブな可視化を提供する。たとえば、ＧＵＩ１７２は、心臓に重ねられた低解像度の領域１７６のグラフィカルマップ１７４を含んでもよい。低解像度の領域は、図８の方法でコンピューター計算可能である。また、また、ＧＵＩは、左右のフロントパネルとバックパネルを含むものとして示される、各電極配置のインタラクティブなグラフィカルディスプレイ１７８を含んでもよい。電極には、本明細書に開示の特定用途向けの電極配置をはじめとして、他の数と配置も利用できる。

【００８３】

電極ディスプレイ１７８は、電極の関連のステータス情報を提供できる。たとえば、電極ディスプレイは、不良チャネルを他の電極チャネルとグラフィカルにまたは他の方法で区別することで、不良チャネルを特定できる。チャネルの内容は、たとえばチャネルを、良好、不良、不良であるが編集可能、欠落とするなど、スケール１８０で説明できる。測定された体表面電位を心臓に対してマッピングするのに利用される信号も、表示可能である。また、ユーザーは、特定のチャネルを、手作業で不良だと示すこともできる。これは

、そのような電極が不良チャネルであるとされている間は、その測定データを処理から除外することにつながる。図９の例では、１８２で示す右前パネルのチャネル群は、不良であるが編集可能だとして示されている。この例では、得られる低解像度の領域１７６によって、不良の電極１８２による悪影響を受ける心臓の領域が特定される。

【００８４】

別の例として、図１０は、異なる組の非侵襲的な体表面での電気的測定値からコンピューター計算された、再構成された心臓の電気活動を表すグラフィカルマップ２３０および２３２を示す。図１０の例では、グラフィカルマップ２３０は、再構成されたＥＣＭデータを、不良なノードのない（すなわち、対応の検知ゾーンにおける電極の妥協がない）電位マップの形で示す。それ以外に示されているのは、患者の体表面に適用されるが、検知ゾーンの外でパッチを用いて行われる再構成に対応する他のグラフィカル電位マップ２３２である。たとえば、このパッチは、患者の胴に取り付けられた他のセンサーおよび／または除細動パッチを含んでもよい。これらの他のパッチは、２３４の電極表示ＧＵＩに影を付けて示す示すように、電極の配置と重なることができ、および／または電極配置をセンサー電極に代えるものであってもよい。異なるマップ間の比較によって、再構成が正確であることを示す。

【００８５】

さらに別の例として、図１１および図１２は、患者の心臓の選択された着目領域について求められた異なる検知ゾーンに対する、再構成されたグラフィカルマップのシミュレーションした例を示す。たとえば、これらのマップは、本明細書に開示するような全ての電極で取得される電気的測定値および幾何学形状データをもとに、心臓表面全体（または他の心臓の膜）の逆再構成によって、生成可能である。これらの例は各々、これらの例では不良チャネルとして示される、電極検知位置に対応する、検知された表面チャネルを除外することによる影響を示す。

【００８６】

図１１は、不良チャネルが、特定の検知ゾーン２４８の再構成された電位マップにおよぼす影響を示す。これはたとえば、本明細書に開示するように、特定のＲＯＩの変換行列から、電極配置２４９について求めることができる。図１１では、４つのグラフィカルマップが、２５０、２５２、２５４、２５６で示されている。マップ２５０、２５２、２５４、２５６は各々、同じ電気的な測定データをもとにしているが、特定の検知ゾーンからの貢献内容が異なる状態で作成されたものである。

【００８７】

たとえば、マップ２５０は、不良チャネルが存在しない場合に得られるグラフィカルマップを示す。これはたとえば、すべての電極２４９で取得される電気的な測定データをもとに、心臓の全面を再構成することで生成可能である。マップ２５２は、不良チャネルが、（たとえば、選択されたＲＯＩで電気活動を検知するのに）重要であると判断された電極配置の検知ゾーン２４８を形成する状況を示す。すなわち、マップ２５２は、検知ゾーン２４８からの電気的な測定データなしで作成される。マップ２５４は、不良チャネル２６０のクラスター（不良チャネルクラスター１）が重要な検知ゾーン２４８と重なる場合に得られるグラフィカルマップを示す。対照的に、マップ２５６は、不良チャネル２６２のクラスター（不良チャネルクラスター２）が重要な検知ゾーン２５８の外にある場合に得られるグラフィカルマップを示す。マップ２５２および２５４とは対照的に、得られるマップ２５６は、グラフィカルマップ２５０と実質的に類似している。これは、不良チャネルが、求められた検知ゾーン２４８の外またはほぼ外にあるからである。すなわち、体表面の電気的測定値から心臓の電気活動を生成するのに用いられるアルゴリズムへの入力から、異なるチャネルが除外される。このように、図１１の例における結果は、電極を検知ゾーン２４８の内側から除去するか外側から除去
するかの明確な差を示す。

【００８８】

図１２の例は、特定の検知ゾーン２６４に対してチャネル（たとえば、不良チャネル）

を除外することによる影響を示すという点で図１１と同様である。これはたとえば、本明細書に開示するように選択されたＲＯＩの変換行列から電極配置ごとに求めることができる。しかしながら、図１１の例とは対照的に、選択されたＲＯＩの検知ゾーンは、電極配置全体にほぼ均等に分布している。図１２の例では、転送行列$A^{-1}$における対応の係数の貢献内容も、電極検知位置の配置全体に均等に分布している。

【００８９】

図１２の例では、マップ２６６は、不良チャネルが存在しない場合に電気的測定値をもとにコンピューター計算された、得られるグラフィカルマップを示す。マップ２６８は、検知ゾーン２６４からの電気的な測定データなしで作成される（たとえば、検知ゾーン２６４の電気的な測定データは除外される）。マップ２７０は、不良チャネル２７２のクラスター（不良チャネルクラスター１）が検知ゾーン２６４と重なる場合に得られるグラフィカルマップを示す。対照的に、マップ２７４は、不良チャネル２７６のクラスター（不良チャネルクラスター２）が重要な検知ゾーン２６４の外にある場合に得られるグラフィカルマップを示す。

【００９０】

グラフィカルマップ２６６、２６８、２７０、２７４を比較すると、解析から電極クラスターが除外された他の例に比して、電極の組全体に対して再構成された電気活動のグラフィック表現についての「優良な標準」であるグラフィカルマップ２６６との間で得られる差が比較的小さいことがわかる。これは、特定のＲＯＩについて電極を除去することによる影響が、心臓の電気活動データについて得られるコンピューター計算にあまり影響しない場合があることを示唆している。

【００９１】

図１３Ａ、図１３Ｂ、図１３Ｃは、たとえば図３のマップ作成部１１８によって作成可能であるなど、共通の電気的な測定データの組から作成可能な異なるタイプのマップの例を示す。図１３Ａは、体表面の電気的測定値および（たとえば、コンピューター断層撮影からの）患者の幾何学形状データをもとに心臓の表面に（逆問題を解くことで）再構成された電圧電位の得られる等時線図を示す。図１３Ｂは、あらかじめ定められた検知ゾーンの電気的な体表面の電気的測定値および患者の幾何学形状データをもとに再構成された作成された等時線のシミュレートされたグラフィカルマップを示す。たとえば、体表面の測定値は、本明細書に開示するような所望のＲＯＩについて求められた特定用途向けの電極配置を用いて得られる。図１３Ｃは、あらかじめ定められた検知ゾーンの電気的な体表面の電気的測定値および患者の幾何学形状データをもとに（逆問題を解くことなく）心臓に投影された、等時線のシミュレートされたグラフィカルマップを示す。図１３Ａ、図１３Ｂ、図１３Ｃの得られるマップを比較することで、逆再構成なしの場合とありの場合の特定用途向けの電極配置を用いることの有効性が示される。

【００９２】

上記の構造的または機能的な説明に鑑みて、本発明の一部を、方法、データ処理システムまたはコンピュータープログラム製品として実施してもよいことは、当業者であれば自明であろう。したがって、本発明のこのような一部は、完全にハードウェアの実施形態、完全にソフトウェアの実施形態あるいは、図１４のコンピューターシステムで図示し、説明するような、ソフトウェアとハードウェアとを組み合わせた実施形態の形態をとってもよい。さらに、本発明の一部が、媒体上にコンピューター読取り可能なプログラムコードを有する、コンピューター使用可能な記憶媒体上のコンピュータープログラム製品であってもよい。好適なコンピューター読取り可能な媒体であれば、どのようなものを利用してもよく、一例として、静的記憶装置および動的記憶装置、ハードディスク、光学記憶装置および磁気記憶装置があげられるが、これらに限定されるものではない。

【００９３】

本明細書では、方法、システムおよびコンピュータープログラム製品のブロック図を参照して、本発明の特定の実施形態についても説明してきた。図示のブロックならびに、図示のブロックの組み合わせを、コンピューターで実行可能な指示によって実装してもよい

ことは、理解できよう。これらのコンピューターで実行可能な指示を、汎用コンピューター、専用コンピューターあるいは、マシンを製造するための他のプログラム可能なデータ処理装置（または装置と回路の組み合わせ）の１つまたは２つ以上のプロセッサーに対して、プロセッサーによって実行する指示が１つまたは複数のブロックに示される機能を実装するように供給してもよい。

【００９４】

これらのコンピューターで実行可能な指示は、コンピューターまたは他のプログラム可能なデータ処理装置を、コンピューター読取り可能なメモリーに格納された指示が、フローチャートの１つまたは複数のブロックに示される機能を実装する指示を含む製品につながるように、特定の方法で機能させることのできるコンピューター読取り可能なメモリーに格納されてもよい。また、コンピュータープログラムの指示を、コンピューターまたは他のプログラム可能なデータ処理装置にロードして、このコンピューターまたは他のプログラム可能な装置上で一連の動作ステップを実施させ、コンピューターまたは他のプログラム可能な装置上で実行する指示によって、フローチャートの１つまたは複数のブロックに示される機能を実装するためのステップが得られるように、コンピューターで実装されるプロセスを生成してもよい。

【００９５】

この点に鑑みて、図１４は、本発明の１つまたは２つ以上の実施形態を実行するのに用いることのできるコンピューターシステム３００の一例を示す。これらの実施形態は、たとえば、センサーデータの取得および処理、画像データの処理のみならず、心臓の電気活動の解析に関連した、変換されたセンサーデータおよび画像データの解析を含む。コンピューターシステム３００は、１つまたは２つ以上のネットワーク接続された汎用コンピューターシステム、組込型のコンピューターシステム、ルーター、スイッチ、サーバー装置、クライアント装置、さまざまな中間装置／ノードまたはスタンドアロンのコンピューターシステムに実装可能である。また、コンピューターシステム３００は、たとえば、携帯情報端末（ＰＤＡ）、ラップトップコンピューター、ポケットベルなどのさまざまなモバイルクライアントに、それが十分な処理能力を持つという前提で、実装可能である。

【００９６】

コンピューターシステム３００は、処理装置３０１と、システムメモリー３０２と、さまざまなシステム構成要素（システムメモリーを含む）を処理装置３０１に接続するシステムバス３０３とを含む。デュアルマイクロプロセッサーなどのマルチプロセッサーアーキテクチャを、処理装置３０１として使用してもよい。システムバス３０３は、多岐にわたるバスアーキテクチャーのうちのいずれかを用いる、メモリーバスまたはメモリーコントローラー、周辺機器用バス、ローカルバスをはじめとするさまざまなタイプのバス構造のうち、どのようなものであってもよい。システムメモリー３０２は、リードオンリーメモリー（ＲＯＭ）３０４と、ランダムアクセスメモリー（ＲＡＭ）３０５とを含む。コンピューターシステム３００内の要素間で情報を転送しやすくする基本ルーチンを含むＲＯＭ３０４に、基本入出力システム（ＢＩＯＳ）３０６を常駐させることが可能である。

【００９７】

コンピューターシステム３００は、ハードディスクドライブ３０７と、たとえばリムーバブルディスク３０９との間で読み書きするための磁気ディスクドライブ３０８と、たとえばＣＤ－ＲＯＭディスク３１１を読み取ったり、他の光学媒体との間で読み書きしたりするための光ディスクドライブ３１０と、を含んでもよい。ハードディスクドライブ３０７、磁気ディスクドライブ３０８、光ディスクドライブ３１０はそれぞれ、ハードディスクドライブインターフェース３１２、磁気ディスクドライブインターフェース３１３、光ドライブインターフェース３１４を介して、システムバス３０３に接続されている。ドライブと、これに関連するコンピューター読取り可能な媒体は、コンピューターシステム３００用のデータ、データ構造、コンピューターで実行可能な指示を格納する不揮発性の記憶装置となる。上述したコンピューター読取り可能な媒体の説明では、ハードディスク、リムーバブル磁気ディスク、ＣＤについて言及したが、この動作環境で、磁気カセット、

フラッシュメモリーカード、デジタルビデオディスクなど、さまざまな形態でのコンピューター読取り可能な他のタイプの媒体を使用してもよい。さらに、このような媒体のいずれも、本明細書に開示の１つまたは２つ以上の機能および方法を実現するために、プロセッサー（たとえば、処理装置３０１）によって実行可能な機械読取り可能な指示を含んでもよい。

【００９８】

オペレーティングシステム３１５、１つまたは２つ以上のアプリケーションプログラム３１６、他のプログラムモジュール３１７、プログラムデータ３１８をはじめとして、多数のプログラムモジュールを、ドライブおよびＲＡＭ３０５に格納してもよい。アプリケーションプログラムおよびプログラムデータは、本明細書にて図示し、説明するような１つまたは２つ以上のセンサーからの電気データを取得し、処理し、表示するようプログラムされる機能および方法を含んでもよい。

【００９９】

アプリケーションプログラムおよびプログラムデータは、本明細書に開示するような検知ゾーンを決定するようプログラムされる機能および方法を含んでもよい。また、アプリケーションプログラムおよびプログラムデータは、あらかじめ定められた検知ゾーンについてのあらかじめ定められた適切なサブセットの体表面チャネルから、着目領域についての電気信号を再構成するよう構成された変換行列を用いて心電図マップを作成するようプログラムされる機能および方法を含んでもよい。

【０１００】

一例として、アプリケーションプログラム３１６およびプログラムデータ３１８は、ＲＯＩを特定し、体表面での電気活動に対するＲＯＩの電気活動の解析をもとに、患者の体表面でゾーンを決定できる、コンピューターに実装される方法を実装するよう構成可能である。体表面上のゾーンの得られる電気活動は、本明細書に開示するような着目領域の電気活動の代替的推定値を与えることができる。他の例では、体表面で測定される電気活動を使用して、内部器官（たとえば、心臓または脳）の表面など、心臓の膜に電気活動を再構成することができる。電気活動は、代替的推定値であるか心臓の膜に再構成されたものかを問わず、出力装置３２４でグラフィカルマップに提示可能である）。また、この方法は、非一過性の機械読取り可能な媒体３０２、３０４、３０５、３０７、３０８、３１０および／または３４０にも格納可能である。

【０１０１】

本明細書で開示されているような電気活動および関連のコンピューター計算された電気的特性をマッピングすることに加えて、コンピューターシステム１００は、図８および図９を参照して開示したように、指示を格納および実行し、一組の指定された入力チャネル（たとえば、不良チャネル）をもとに、低解像度の着目領域をコンピューター計算するするよう構成可能である。

【０１０２】

ユーザーは、１つまたは２つ以上の入力装置３２０を介して、コマンドおよび情報をコンピューターシステム３００に入力してもよい。入力装置３２０は、たとえば、ポインティングデバイス（たとえば、マウス、タッチスクリーン）、キーボード、マイク、ジョイスティック、ゲームパッド、スキャナーなどである。たとえば、ユーザーは、ドメインモデルを編集または修正するのに、入力装置３２０を用いることができる。これらの入力装置および他の入力装置３２０は、システムバスに接続された対応のポートインターフェース３２２を介して処理装置３０１に接続されることが多いが、パラレルポート、シリアルポートまたはユニバーサルシリアルバス（ＵＳＢ）などの他のインターフェースを介して接続されることもある。１つまたは２つ以上の出力装置３２４（たとえば、ディスプレイ、モニター、プリンター、プロジェクターまたは他のタイプの表示装置）も、ビデオアダプターなどのインターフェース３２６を介してシステムバス３０３に接続される。

【０１０３】

コンピューターシステム３００は、リモートコンピューター３２８などの１台または２

台以上のリモートコンピューターとの論理接続を使用して、ネットワーク環境で動作することもある。リモートコンピューター３２８は、ワークステーション、コンピューターシステム、ルーター、ピアデバイスまたは他の一般的なネットワークノードであってもよく、一般に、コンピューターシステム３００に関して説明した多くの要素またはすべての要素を含む。３３０で概略的に示す論理接続は、ローカルエリアネットワーク（ＬＡＮ）およびワイドエリアネットワーク（ＷＡＮ）を含んでもよい。

【０１０４】

ＬＡＮネットワーク環境で用いる場合、コンピューターシステム３００は、ネットワークインターフェースまたはアダプター３３２を介してローカルネットワークに接続されてもよい。ＷＡＮネットワーク環境で用いる場合、コンピューターシステム３００は、モデムを含んでもよいし、ＬＡＮ上の通信サーバーに接続されてもよい。内蔵式であっても外付けであってもよいモデムは、適当なポートインターフェース経由でシステムバス３０３に接続できる。ネットワーク環境では、コンピューターシステム３００との関連で示したアプリケーションプログラム３１６またはプログラムデータ３１８あるいはこれらの一部を、リモートメモリー記憶装置３４０に格納してもよい。

【０１０５】

上記にて説明してきたものは、例である。もちろん、構成要素または方法論の想定できるあらゆる組み合わせを説明するのは不可能であるが、上記以外の組み合わせや順序が可能であることは、当業者であれば認識するであろう。したがって、本開示は、添付の特許請求の範囲を含めて本出願の範囲内に入る、このような変更、修飾、改変をすべて包含することを意図したものである。本明細書で使用する場合、「含む（includes）」という表現は、含むことを意味するが、これに限定されるものではなく、「含んで（including）」という表現は、含んでいることを意味するが、これに限定されるものではない。「もとにする、基づく（based on）」という表現は、少なくともある程度は基づいていることを意味する。また、開示または特許請求の範囲で「不定冠詞ａ」「不定冠詞ａｎ」「第１の」または「もうひとつの」要素またはその等価物について言及する場合、それは、２つまたは３つ以上のこのような要素を必要とすることも排除することもなく、１つまたは２つ以上のこのような要素を含むものと解釈されるべきである。

【図１】

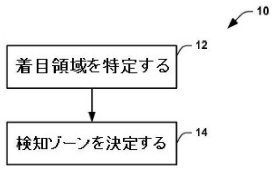


FIG. 1

【図２】

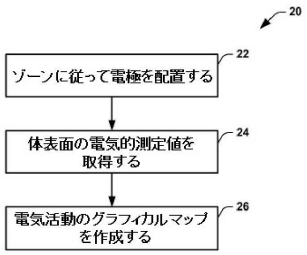


FIG. 2

【図３】

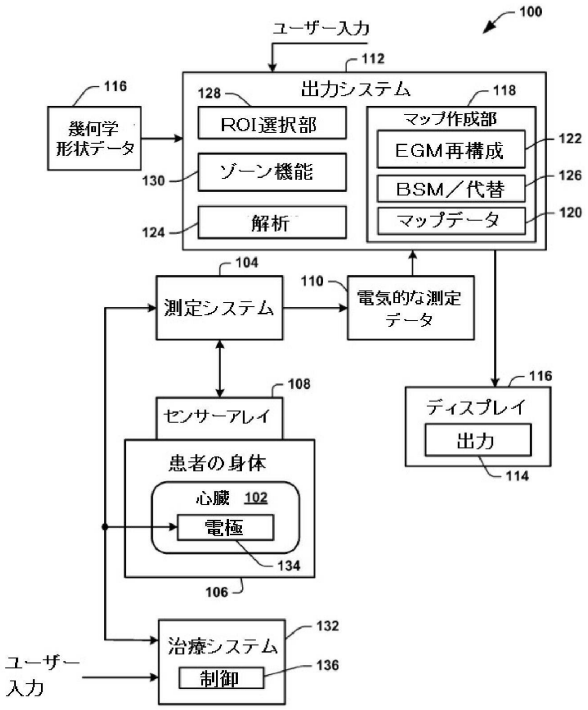


FIG. 3

【図５】

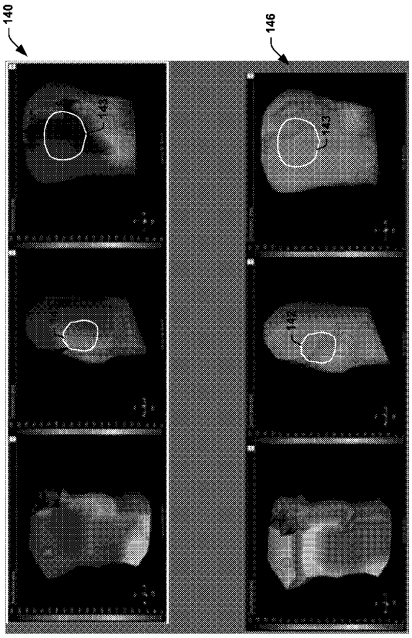


FIG. 5

【図６】

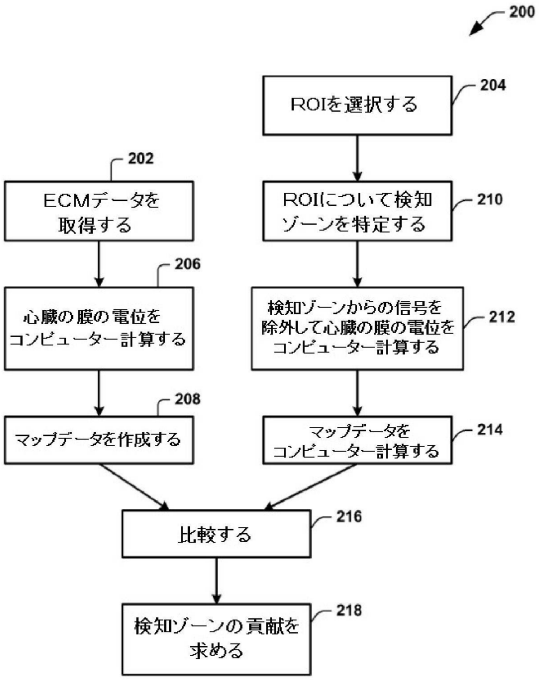


FIG. 6

【図７】

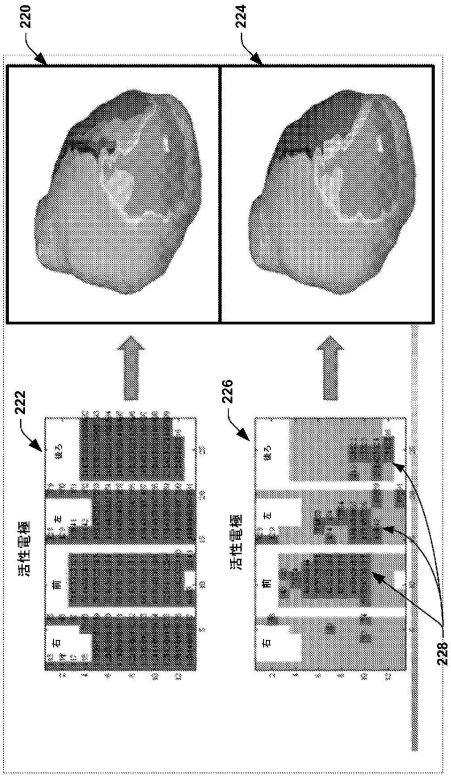


FIG. 7

【図８】

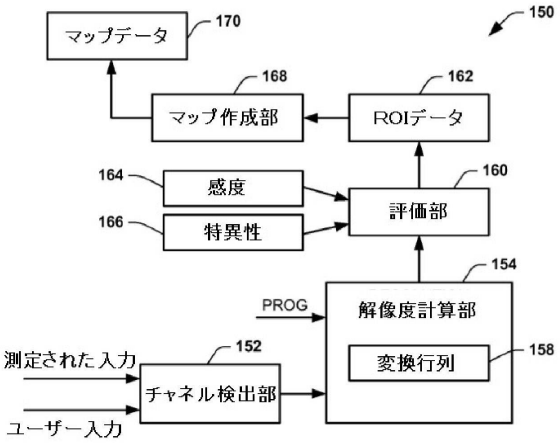


FIG. 8

【図９】

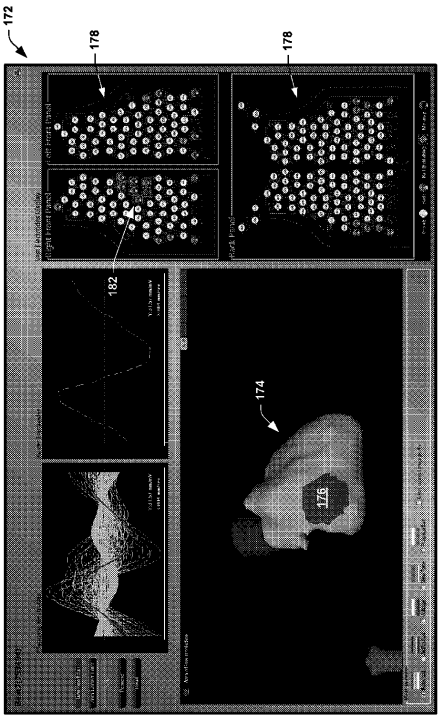


FIG. 9

【図１０】

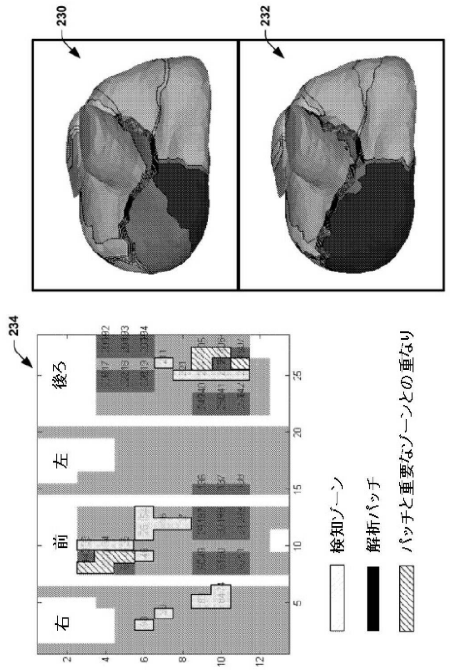


FIG. 10

【図１１】

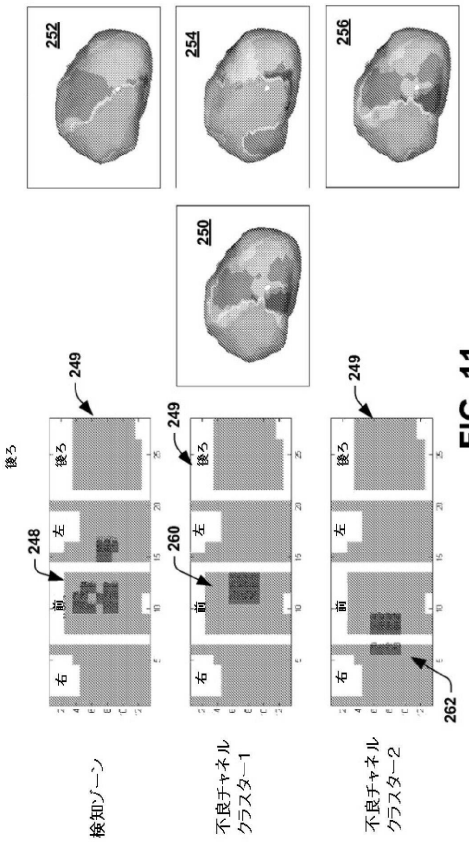


FIG. 11

【図１２】

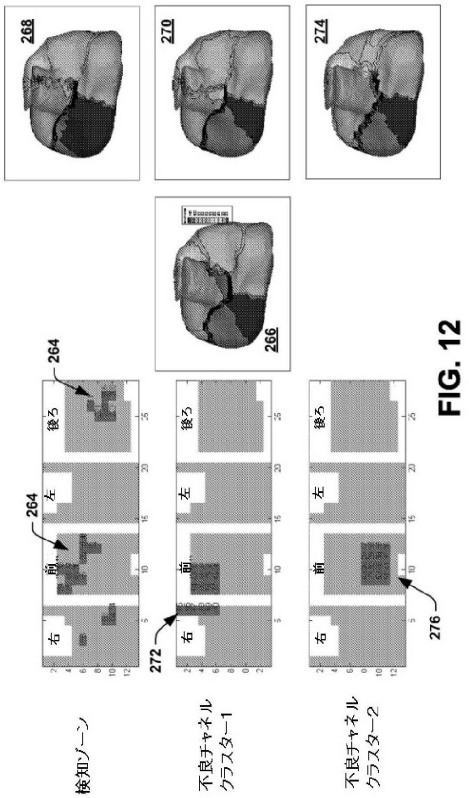


FIG. 12

【図１３Ａ】

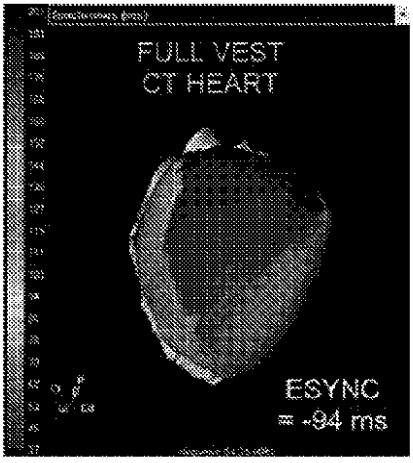


FIG. 13A

【図１３Ｂ】

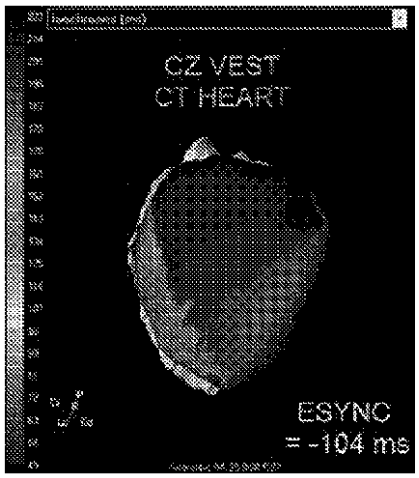


FIG. 13B

【図１３Ｃ】

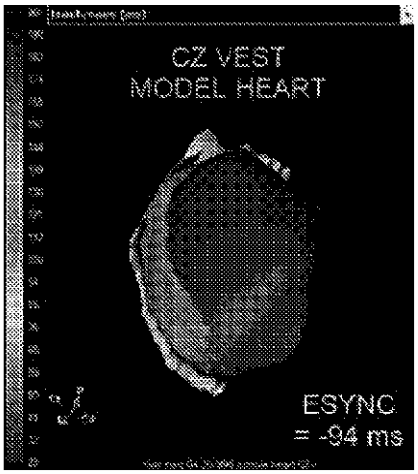


FIG. 13C

【図１４】

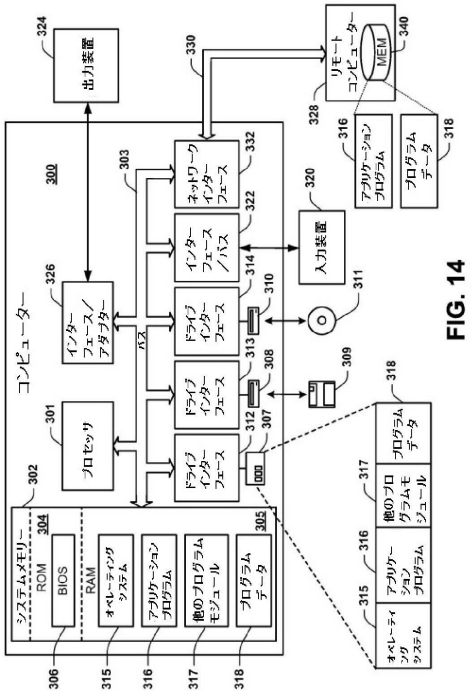


FIG. 14

フロントページの続き

(72)発明者 ラマナサン，シャルラタ
アメリカ合衆国 ４４１３９ オハイオ州 ソロン ロングビュー ドライブ ７１２３
(72)発明者 ストロム，マリア
アメリカ合衆国 ４４１２４ オハイオ州 メイフィールド ハイツ イーグル トレース ４２２
(72)発明者 ジョージ，ブライアン ピー.
アメリカ合衆国 ４４２５６ オハイオ州 メディナ スウィート ブライヤー ドライブ ３７４１
(72)発明者 ベトワル，ラリター
アメリカ合衆国 ４４０６０ オハイオ州 メンター ホーリークロフト レーン ７５６０ アパートメント ８３
(72)発明者 ウドリンガー，ハロルド
カナダ エル４ジェイ １ビー９ オンタリオ州 ソーンヒル アーノルド アベニュー ２１８
(72)発明者 スモール，ジョナサン ディー.
アメリカ合衆国 ４４０１１ エイボン エモリー ドライブ ３５４０１

審査官 樋熊 政一

(56)参考文献 特開２０１０－０８８５９２（ＪＰ，Ａ）
特開２００８－２２９２３８（ＪＰ，Ａ）
特許第３２３６６３０（ＪＰ，Ｂ２）
国際公開第２０１０／０５４４０９（WO，Ａ１）
特開２００８－０６８０８４（ＪＰ，Ａ）
国際公開第２０１０／０１９４９４（WO，Ａ１）
特開昭６２－２１７９３６（ＪＰ，Ａ）

(58)調査した分野(Int.Cl.，ＤＢ名)
Ａ６１Ｂ ５／０４－５／０５３