

(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2007-117746

(P2007-117746A)

(43) 公開日 平成19年5月17日(2007.5.17)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12	4 C O 2 7
A 6 1 B 5/044 (2006.01)	A 6 1 B 5/04 3 1 4 K	4 C G O 1

審査請求 未請求 請求項の数 33 O L 外国語出願 (全 33 頁)

(21) 出願番号 特願2006-292948 (P2006-292948)
 (22) 出願日 平成18年10月27日 (2006.10.27)
 (31) 優先権主張番号 11/262, 217
 (32) 優先日 平成17年10月28日 (2005.10.28)
 (33) 優先権主張国 米国 (US)

(71) 出願人 500520846
 バイオセンス・ウェブスター・インコーポ
 レイテッド
 Biosense Webster, I
 nc.
 アメリカ合衆国、91765 カリフォル
 ニア州、ダイヤモンド・バー、ダイアモン
 ド・キャニオン・ロード 3333
 3333 Diamond Canyon
 Road, Diamond Bar,
 California 91765,
 U. S. A.
 (74) 代理人 100066474
 弁理士 田澤 博昭

最終頁に続く

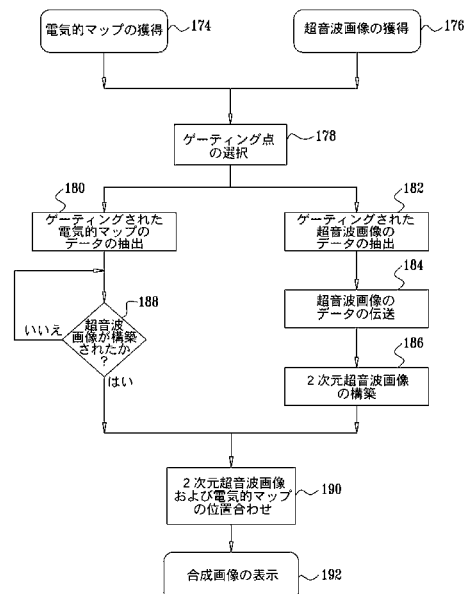
(54) 【発明の名称】 超音波イメージングデータの電気マッピングとの同期化

(57) 【要約】

【課題】 生きた被験者の体内の周期的に動く構造の画像表示方法および画像表示システムを提供する。

【解決手段】 周期的な動きを有する体の構造の電気解剖学的マップの画像が、その構造の3D超音波画像の上に置かれる。電気解剖学的データおよび解剖学的画像データが、電気解剖学的データの獲得と解剖学的画像との双方を動きの周期内の特定の時点でゲーティングすることによって、同期化される。画像データの伝送は、3次元画像が捕捉された、または、表示されるべき、動きの周期内のある時点特定を含む。

【選択図】 図15



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生きた被験者の体内の周期的に動く構造の画像を表示する方法において、
前記構造の動きの周期内のゲーティング点を選択する過程と、
イメージング装置を用いて、前記構造のデータを獲得する過程と、
前記イメージング装置の配置および姿勢を含む位置データを獲得する過程と、
前記構造の前記データの出力、および、前記位置データの出力、を各々定義するために、
前記構造の前記データ、および、前記位置データ、を出力する過程と、
前記構造の同期化されたデータ、および、同期化された位置データ、を各々定義するために、
前記ゲーティング点に関して、前記位置データの前記出力と、前記構造の前記データの
前記出力を同期化する過程と、
を具備する、方法。

10

【請求項 2】

請求項 1 に記載の方法において、
前記構造の前記同期化されたデータおよび前記同期化された位置データを処理装置に伝
送する過程、
をさらに具備する、方法。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の方法において、
前記同期化された位置データと位置合わせした状態で、前記構造の前記同期化されたデ
ータを表示する過程、
をさらに具備する、方法。

20

【請求項 4】

請求項 1 に記載の方法において、
前記構造の前記データおよび前記位置データの一方から前記構造の画像を構築する過程
、
をさらに具備する、方法。

【請求項 5】

請求項 1 に記載の方法において、
前記イメージング装置が、超音波トランスデューサを含み、
前記位置データが、前記超音波トランスデューサの前記配置および姿勢を含む、方法。

30

【請求項 6】

請求項 1 に記載の方法において、
前記構造の前記データが、電気解剖学的マップを含む、方法。

【請求項 7】

請求項 6 に記載の方法において、
前記構造の前記データが、1 次元データである、方法。

【請求項 8】

請求項 6 に記載の方法において、
前記構造の前記データが、2 次元データである、方法。

40

【請求項 9】

請求項 6 に記載の方法において、
前記構造の前記データが、3 次元データである、方法。

【請求項 10】

請求項 1 に記載の方法において、
前記構造の前記データが、前記動きの周期内のさまざまな位相で獲得された複数のフレ
ームを含み、
前記同期化する過程が、前記位置データの前記出力の対応する部分に前記フレームを関
連付ける過程、を含む、
方法。

50

【請求項 1 1】

請求項 1 0 に記載の方法において、
前記同期化する過程と、
前記構造の前記データを獲得する間にエネルギーパルスを生み出す過程と、
前記エネルギーパルスに前記フレームの一つを関連付ける過程と、
前記一つのフレームと前記位置データの前記出力の前記対応する部分との間の時間オフセットを決定する過程と、
をさらに含む、方法。

【請求項 1 2】

請求項 1 に記載の方法において、
前記構造のデータを獲得する前記過程、および前記位置データを獲得する前記過程が同時に実行される、方法。

10

【請求項 1 3】

請求項 1 に記載の方法において、
前記構造のデータを獲得する前記過程、および前記位置データを獲得する前記過程が非同時的に実行される、方法。

【請求項 1 4】

生きた被験者の体内の周期的に動く構造の画像を表示する方法において、
前記構造の動きの周期内のゲーティング点を選択する過程と、
第 1 のモダリティを用いて、前記構造の第 1 のデータを獲得する過程と、
第 2 のモダリティを用いて、前記構造の第 2 のデータを獲得する過程と、
前記第 1 のデータの出力、および、前記第 2 のデータの出力、を各々定義するために、
前記第 1 のデータ、および、前記第 2 のデータ、を出力する過程と、
前記ゲーティング点に関して、前記第 2 のデータの前記出力と、前記第 1 のデータの前記出力を同期化する過程と、
を具備する、方法。

20

【請求項 1 5】

請求項 1 4 に記載の方法において、
前記第 1 のデータの前記同期化された出力および前記第 2 のデータの前記同期化された出力を処理装置に伝送する過程、
をさらに具備する、方法。

30

【請求項 1 6】

請求項 1 4 に記載の方法において、
前記第 2 のデータの前記同期化された出力と位置合わせした状態で、前記第 1 のデータの前記同期化された出力を表示する過程、
をさらに具備する、方法。

【請求項 1 7】

請求項 1 4 に記載の方法において、
前記第 1 のデータおよび前記第 2 のデータ的一方から前記構造の画像を構築する過程、
をさらに具備する、方法。

40

【請求項 1 8】

請求項 1 4 に記載の方法において、
前記第 1 のモダリティが、超音波トランスデューサを含み、
前記第 1 のデータが、超音波信号を含み、
前記第 2 のデータが、前記超音波トランスデューサの配置および姿勢を含む、
方法。

【請求項 1 9】

請求項 1 4 に記載の方法において、
前記第 1 のデータが、超音波信号を含み、
前記第 2 のデータが、電気的活性マップの信号を含む、

50

方法。

【請求項 20】

請求項 19 に記載の方法において、
前記第 1 のデータが、1 次元データである、方法。

【請求項 21】

請求項 19 に記載の方法において、
前記第 1 のデータが、2 次元データである、方法。

【請求項 22】

請求項 19 に記載の方法において、
前記第 1 のデータが、3 次元データである、方法。

10

【請求項 23】

請求項 14 に記載の方法において、
前記第 1 のデータが、前記動きの周期内のさまざまな位相で獲得された複数のフレームを含み、
前記同期化する過程が、前記第 2 のデータの前記出力の対応する部分に前記フレームを関連付ける過程を含む、
方法。

【請求項 24】

請求項 23 に記載の方法において、
前記同期化する過程が、
前記第 1 のデータを獲得する間にエネルギーパルスを生み出す過程と、
前記エネルギーパルスに前記フレームの一つを関連付ける過程と、
前記一つのフレームと前記第 2 のデータの前記出力の前記対応する部分との間の時間オフセットを決定する過程と、
をさらに含む、方法。

20

【請求項 25】

請求項 14 に記載の方法において、
前記第 1 のデータを獲得する前記過程、および前記第 2 のデータを獲得する前記過程が同時に実行される、方法。

【請求項 26】

請求項 14 に記載の方法において、
前記第 1 のデータを獲得する前記過程、および前記第 2 のデータを獲得する前記過程が非同時的に実行される、方法。

30

【請求項 27】

生きた被験者の体内の周期的に動く構造の画像を表示するシステムにおいて、
前記構造の動きの周期内のゲーティング点を選択するために動作する電気回路と、
第 1 のモダリティを用いて前記構造の第 1 のデータを獲得するために動作する第 1 の獲得装置と、
第 2 のモダリティを用いて前記構造の第 2 のデータを獲得するために動作する第 2 の獲得装置と、
前記ゲーティング点に関して、前記第 2 の獲得装置の出力と前記第 1 の獲得装置の出力を同期化するために、かつ、前記第 1 の獲得装置の前記出力からの第 1 の視覚的表示、および前記第 2 の獲得装置の前記出力からの第 2 の視覚的表示を生み出すために、動作するプロセッサと、
前記第 2 の視覚的表示と位置合わせした状態で、前記第 1 の視覚的表示を表示するために、前記プロセッサと連結された、ディスプレイ装置と、
を具備する、システム。

40

【請求項 28】

請求項 27 に記載のシステムにおいて、
前記第 1 のデータが、超音波信号を含み、

50

前記第 2 のデータが、電氣的活性マップの信号を含む、システム。

【請求項 29】

請求項 28 に記載のシステムにおいて、
前記第 1 のデータが、1 次元データである、システム。

【請求項 30】

請求項 28 に記載のシステムにおいて、
前記第 1 のデータが、2 次元データである、システム。

【請求項 31】

請求項 28 に記載のシステムにおいて、
前記第 1 のデータが、3 次元データである、システム。

10

【請求項 32】

請求項 27 に記載のシステムにおいて、
前記第 1 のデータが、前記動きの周期内のさまざまな位相で獲得された複数のフレームを含み、

前記プロセッサが、前記第 2 の獲得装置の前記出力の対応する部分に前記フレームの選択された一つを関連付けることによって、同期化するために動作する、

システム。

【請求項 33】

請求項 32 に記載のシステムにおいて、
前記第 1 の獲得装置が前記第 1 のデータを獲得している間にエネルギーパルスを生み出すために動作するエネルギー発生器、

20

をさらに具備し、

前記プロセッサが、

前記フレームの前記選択された一つを前記エネルギーパルスに関連付けること、および

前記フレームの前記選択された一つと前記第 2 の獲得装置の前記出力の前記対応する部分との間の時間オフセットを決定すること、

によって、同期化するために動作する、システム。

【発明の詳細な説明】

30

【開示の内容】

【0001】

〔発明の背景〕

〔発明の分野〕

本発明は、解剖学的心臓マッピングおよび電気解剖学的マッピングに関する。より詳しく言うと、本発明は、心臓の 3 次元超音波画像および電気解剖学的マップの同期化された表示に関する。

【0002】

〔関連技術の説明〕

本明細書で用いられる頭字語の意味および正確な専門用語が、表 1 に記載されている。

40

【表 1】

表 1

CT	コンピュータ断層撮影法 (Computed Tomography; Computed Tomographic)
ECG	心電図 (Electrocardiogram)
HIFU	高密度焦点式超音波 (High Intensity Focused Ultrasound)
IOD	情報オブジェクト定義 (Information Object Definition)
MRI	磁気共鳴映像法 (Magnetic Resonance Imaging)
PET	ポジトロン放射断層撮影法 (Positron Emission Tomography)

10

【0003】

心内膜の表面の3次元幾何学的マッピングおよび再構築方法は、当技術分野で知られている。例えば、米国特許第5,738,096号は、その開示内容が参照することによって本明細書に組み込まれ、心臓の壁と複数の位置でプローブを接触させ、各々の位置でのプローブの位置座標を求めることに基づく、心内膜のマッピング方法を記載している。位置座標は、心臓の少なくとも一部のマップを形成するよう組み合わせられる。これらの方法は、効果的で、正確であるが、実行するためのかなりの時間と技量とを必要とする。

【0004】

超音波イメージングを位置検出と共に行うハイブリッドカテーテルが現在知られている。そのような機器が、例えば、本出願の出願人に譲渡された米国特許第6,690,963号、同第6,716,166号、および、同第6,773,402号に記載されていて、これらの米国特許は参照することによって本明細書に組み込まれる。医療上の用途には、体腔の3次元マッピング、室(chamber)の壁の厚みおよび壁の速度の測定、および、電気的活性のマッピング、などがある。医療上の用途では、異なるモダリティーによって体の器官のマップおよび画像を獲得することが広く行われていて、異なるモダリティーによって得られたマップおよび画像は互いに関連付けられて解釈されなければならない。その一例が、心臓の電気解剖学的マップと、3次元超音波画像のような画像との相関関係である。

20

【0005】

体の内側のプローブの位置の検出に基づく市販の電気生理学および物理学的マッピングシステムが現在では利用可能である。それらのうち、アメリカ合衆国カリフォルニア州91765ダイヤモンドバー・ダイヤモンドキャニオンロード3333(3333 Diamond Canyon Road Diamond Bar, CA 91765)のバイオセンス・ウェブスター・インコーポレイテッド(Biosense Webster Inc.)から入手可能なカートー・バイオセンス(Carto-Biosense)(登録商標)・ナビゲーション・システムが、局所的な電気的活性をカテーテルの位置と自動的に関連付け、マッピングするシステムである。

30

【0006】

〔発明の概要〕

超音波イメージングおよび電気解剖学的マップは両方とも、虚血および梗塞のような、心臓の状態を診断および監視するのに用いることのできる方法である。共に用いられた場合、2つの監視方法は、一方の方法を単独で用いた場合よりも、より高い診断の正確さを提供できる。さらに、2つの方法は、意図された領域がアブレーションされ終えていることを確認するために、アブレーションと共に用いることもできる。

40

【0007】

電気解剖学的マップと2次元および3次元超音波画像との位置合わせで生ずる可能性がある一つの問題は、心臓の室の形が心臓周期の間に変わることである。したがって、電気的な測定が行われる心臓壁の点の位置と、それらの点が超音波画像上で現れる位置との間に食い違いが起こることがある。この食い違いは、電気解剖学的マップの像の歪み、および、医者による情報解釈の混乱、を引き起こすかもしれない。

50

【0008】

従来のアプローチは、電気解剖学的マッピングシステムでのECGゲーティングを伴っていて、そのECGゲーティングでは、電気解剖学的マップが、典型的には、予め獲得された3次元画像に重ねられる。そのようなシステムは、リアルタイムで電気解剖学的マップと同時に3次元解剖学的画像を表示することはできない。

【0009】

心臓などの、動いている器官の2次元画像が捕捉される場合、その画像は、器官の動きに同期化して時間とともに一般的には蓄積される。例えば、心臓のCT画像が、体表面のECG信号と同期して捕捉され、全てのCTスライスが心臓周期内の同じ時点で生み出される。そのような同期化がない場合には、3次元画像は絶望的に不鮮明になるであろう。別の3次元画像が、心臓周期の異なる時点で形成されるかもしれない。それに加えて、または、その代わりに、心臓または胸部のその他の器官の画像が、呼吸周期と同期化されるかもしれない。

10

【0010】

電気解剖学的マップまたはその他のほぼリアルタイムのマップまたは画像が、心臓またはその他の動く器官の予め獲得された2次元または3次元画像と位置合わせされる場合、マップおよび画像が適正に位置合わせされるために、画像が獲得された動き周期内の時点を知ることが重要である。本発明は、同期化情報をイメージング装置から電気解剖学的マッピング装置へ伝送するためのプロトコルを提供する。カートー・バイオセンス・ナビゲーション・システムを用いるある実施の形態では、CT、MRI、PET、または、超音波スキャナーのような撮像装置がカートー・バイオセンス・ナビゲーション・システムに画像を伝送する場合、撮像装置は、画像が捕捉されたECGまたは呼吸周期内の時点の識別子のような、その画像に対応する同期化データをも伝送する。

20

【0011】

本発明の開示された実施の形態に基づけば、超音波情報などの、ほぼリアルタイムの解剖学的情報が、電気解剖学的マップと共に分析され表示される。本明細書で用いられる場合、用語「ほぼリアルタイムの」は、動作セッションの間のデータまたは画像を獲得し、そして処理するのに必要な時間間隔、例えば、一連の2次元画像としての解剖学的データの獲得で始まり、2次元画像の3次元画像への再構築の後に終了する時間間隔、を指し、その時間間隔の全てが、対象のイメージングセッションの間に起こる、または、イメージングセッションの直後に起こる。ある実施の形態では、本発明は、心室の3次元超音波画像に重ねられた心室の電気解剖学的マップをほぼリアルタイムで生み出し表示する装置および方法を提供する。3次元超音波画像は、異なる位置および姿勢の複数の2次元画像を組み合わせることによって再構築される。電気解剖学的情報は、画像を着色することによって、3次元画像に重ねられてよい。電気解剖学的データおよび解剖学的イメージングデータは、電気解剖学的データの獲得と、解剖学的画像と、の両方を、心臓周期内のある特定の時点でゲーティングすることによって、同期化される。電気解剖学的データと解剖学的イメージングのゲーティングとの間のある一定の定義されたオフセットが、超音波システムの画像処理と2つの獲得システムの間画像伝送とを補償する。ゲーティング点は、典型的には、心電図システムおよび解剖学的イメージングシステムの両方を、体の表面の電極によって測定されたECG信号、または、心臓内のECG信号、に対してトリガすることによって、求められる。電気解剖学的および解剖学的画像の獲得を共通してゲーティングすることは、組み合わせられた3次元画像マップを高い解剖学的な正確さで生み出すのに有用である。本発明の実施の形態は、例えば呼吸構造などの周期的な動きを伴うその他の体の構造にも適用できる。

30

40

【0012】

例えば超音波画像のような、収縮期または拡張期に最も多くゲーティングされる、従来の解剖学的画像とは対照的に、本発明の実施の形態では、ゲーティングは、画像化される構造の動きの周期内のいずれの時点でも実行される。この特徴によって、操作者は、画像マップを生み出すのに最も適切な一つまたは複数の位相を選択できるようになる。ゲーテ

50

ィング点を選択できることは、心臓に適用する場合にとりわけ重要であり、アブレーションが実施される場合に、特に、心臓が細動状態にある場合に、とりわけ重要である。このような場合、収縮期および拡張期の時点を正確に定めることは困難であるか、または不可能である。

【 0 0 1 3 】

本明細書に記載されている実施の形態は、主に、超音波画像を電気解剖学的マップに組み合わせることに関連しているが、本発明の原理は、ＣＴおよびＭＲＩのような、その他のモダリティを用いて形成された画像に、機能的な解剖学的マップの情報（電氣的なおよびその他の種類の情報のいずれも）を同期化させて重ねることにも、同様に、適用できる。

10

【 0 0 1 4 】

本発明は、生きた被験者の体内の周期的に動く構造の画像表示方法を提供し、その方法は、構造の動きの周期内のゲーティング点を選択し、イメージング装置を用いて構造のデータを獲得し、イメージング装置の位置および姿勢を含む位置データを獲得し、構造のデータおよび位置データを出力し、構造のデータの出力をゲーティング点に関して位置データの出力と同期化する、ことによって実行される。

【 0 0 1 5 】

その方法のある態様は、構造の同期化されたデータおよび同期化された位置データを処理装置に伝送すること、を含む。

【 0 0 1 6 】

その方法の別の態様は、構造の同期化されたデータを、同期化された位置データに位置合わせして、表示すること、を含む。

20

【 0 0 1 7 】

その方法のさらに別の態様は、構造のデータおよび位置データの少なくとも一方から構造の画像を構築すること、を含む。

【 0 0 1 8 】

その方法の別の態様に基づけば、イメージング装置は、超音波トランスデューサである。

【 0 0 1 9 】

その方法のある態様に基づけば、構造のデータは、電気解剖学的マップである。

30

【 0 0 2 0 】

その方法の別の態様に基づけば、構造のデータは、１次元データ、２次元データ、または、３次元データ、であってよい。

【 0 0 2 1 】

その方法のある別の態様では、構造のデータは、動きの周期の異なる位相で獲得された複数のフレームを含み、複数のフレームは、フレームを位置データの出力の対応する部分に関連付けることによって、同期化されている。

【 0 0 2 2 】

その方法の別の態様では、同期化することは、構造のデータを獲得する間にエネルギーパルスを生み出すことと、フレームの一つをエネルギーパルスと関連付けることと、その一つのフレームと位置データの出力の対応する部分との間の時間差（time offset）を求めること、とを含む。

40

【 0 0 2 3 】

その方法のある態様では、構造のデータおよび位置データは、同時に獲得される。

【 0 0 2 4 】

その方法のさらに別の態様では、構造のデータおよび位置データは、非同時的に獲得される。

【 0 0 2 5 】

本発明は、生きた被験者の体内の周期的に動く構造の画像表示方法を提供し、その方法は、構造の動きの周期内のゲーティング点を選択し、第１のモダリティを用いて構造の

50

第 1 のデータを獲得し、第 2 のモダリティーを用いて構造の第 2 のデータを獲得し、第 1 のデータおよび第 2 のデータを出力し、第 1 のデータの出力をゲーティング点に関して第 2 のデータの出力と同期化する、ことによって実行される。

【 0 0 2 6 】

本発明は、生きた被験者の体内の周期的に動く構造の画像表示システムを提供し、その装置は、構造の動きの周期内のゲーティング点を選択するために動作する電気回路と、第 1 のモダリティーを用いて構造の第 1 のデータを獲得するために動作する第 1 の獲得装置と、第 2 のモダリティーを用いて構造の第 2 のデータを獲得するために動作する第 2 の獲得装置と、第 1 の獲得装置からの出力をゲーティング点に対して第 2 の獲得装置からの出力と同期化するために、そして、第 1 の獲得装置の出力からの第 1 の視覚的表示と、第 2 の獲得装置の出力からの第 2 の視覚的表示と、を生成するために、動作するプロセッサと、を含む。そのシステムは、第 1 の視覚的表示を第 2 の視覚的表示と位置合わせして表示するためにプロセッサと連結されたディスプレイ装置、を含んでいる。

10

【 0 0 2 7 】

本発明をより良く理解するために、類似の要素に類似の参照符号が付された以下の図面と共に読まれるべき例示としての本発明の詳細な説明が、参照される。

【 0 0 2 8 】

〔 発明の詳細な説明 〕

以下の説明では、さまざまな具体的な細部が、本発明を徹底的に理解するために、記載されている。しかし、当業者には、本発明が、これらの具体的な細部なしで、実施されてもよいことが、明らかであろう。別の例では、通常のアлゴリズムおよびプロセスのための、公知の回路、制御ロジック、および、コンピュータプログラムの指令の詳細は、本発明を不必要に不明瞭にしないために、詳細には記載されていない。

20

【 0 0 2 9 】

本発明の態様を実現した、ソフトウェアプログラミングコードは、典型的には、コンピュータが読み取り可能な媒体のような、永久的な記憶装置によって維持されている。クライアントサーバーの環境では、そのようなソフトウェアプログラミングコードは、クライアントまたはサーバー上に記憶されていてよい。ソフトウェアプログラミングコードは、データ処理システムと共に用いるために、さまざまな公知の媒体のいずれかで実現されていてよい。それらには、以下に限定されないが、ディスクドライブ、磁気テープ、コンパクトディスク (C D)、デジタルビデオディスク (D V D)、のような磁気または光学記憶装置、および、その上に信号が変調される搬送波を伴うまたは伴わない伝送媒体で実現されたコンピュータ指令信号、などが含まれる。例えば、伝送媒体は、インターネットのような通信ネットワーク、を含んでいてよい。さらに、本発明はコンピュータソフトウェアで実現されてよいが、本発明を実施するために必要な機能は、それに代わって、特定用途向け集積回路または他のハードウェアのようなハードウェアコンポーネントを用いて、または、ハードウェアコンポーネントとソフトウェアのある組み合わせによって、部分的にまたはその全体が、実現されてもよい。

30

【 0 0 3 0 】

システムの概観

40

今度は図面に注意を向けると、最初に図 1 が参照され、図 1 には本発明のある実施の形態に基づく、患者の心臓 2 4 をイメージングおよびマッピングするためのシステム 2 0 が示されている。システムは、カテーテル 2 8 を含み、カテーテル 2 8 は、医者によって、静脈または動脈を通して、心臓の室の中に挿入される。カテーテル 2 8 は、典型的には、医者がカテーテルを操作するためのハンドル 2 9 を含んでいる。ハンドルを適切に制御することによって、医者は、望むようにカテーテルの遠位の端部を操縦し、位置決めし、および方向を定めることができる。

【 0 0 3 1 】

システム 2 0 は、カテーテル 2 8 の配置座標および姿勢座標 (location and orientation coordinates) を測定する位置決めサブシステムを含んでいる。(この特許出願明細書

50

の全体を通して、用語「配置 (location)」は、カテーテルの空間座標を意味し、用語「姿勢 (orientation)」は、カテーテルの角座標を意味する。用語「位置 (position)」は、配置座標および姿勢座標の両方を含む、カテーテルの全ての位置的情報を意味する。

【 0 0 3 2 】

ある実施の形態では、位置決めサブシステムは、カテーテル 28 の位置および姿勢を求める磁気的位置追跡システムを含んでいる。位置決めサブシステムは、サブシステムの近傍の予め決められた作業体積内に磁界を生み出し、これらの磁界をカテーテルのところで検出する。位置決めサブシステムは、典型的には、場の発生コイル 30 のような外部の放射器の集合を含み、外部の放射器は、患者の体の外の固定された既知の位置に配置されている。コイル 30 は、心臓 24 の近傍に、場を、典型的には電磁界を、生み出す。生み出された場は、カテーテル 28 の内側の位置センサー 32 によって検出される。

10

【 0 0 3 3 】

別の実施の形態では、カテーテル内のコイルなどの放射器は、電磁界を生み出し、電磁界は患者の体の外のセンサーによって受信される。

【 0 0 3 4 】

位置センサーは、検出された場に応答して、位置に関連した電気信号を、カテーテルを通してコンソール 34 へ延びるケーブル 33 を通して伝送する。それに代わって、位置センサーは、無線リンクを通して、信号をコンソールへ伝送してもよい。コンソールは、位置決めプロセッサ 36 を含み、位置決めプロセッサ 36 は、位置センサー 32 によって送られた信号に基づいてカテーテル 28 の配置および姿勢を計算する。位置決めプロセッサ 36 は、典型的には、カテーテル 28 からの信号を、受信し、増幅し、フィルタリングし、デジタル化し、および、その他の方法で処理する。

20

【 0 0 3 5 】

この目的のために用いられるいくつかの位置追跡システムが、例えば、米国特許第 6, 690, 963 号、同第 6, 618, 612 号、および、同第 6, 332, 089 号、ならびに、米国特許出願公開 2002/0065455 A1、同 2004/0147920 A1、および、同 2004/0068178 A1 に記載されていて、これらの開示内容の全ては参照することによって本明細書に組み込まれる。図 1 に示された位置決めサブシステムは、磁界を用いているが、以下に記載される方法は、電磁界、音響、または、超音波の測定に基づくシステムのような、任意のその他の適切な位置決めサブシステムを用いることによって実施されてもよい。

30

【 0 0 3 6 】

それに代わって、システム 20 は、本明細書で以下に記載される手順を実行するために適切に変更された、上述されたカートー・バイオセンス・ナビゲーション・システムとして実現されてよい。例えば、システム 20 は、必要な変更をして、電気解剖学的マップのための電気解剖学的データを事前に獲得するために上記の米国特許第 6, 716, 166 号および同第 6, 773, 402 号に開示されたカテーテルを用い、次に、超音波画像を、同じまたは異なるセッションで事前に獲得された電気解剖学的なマップの画像と同時に、多くの異なる組み合わせで、ほぼリアルタイムで表示するように構成することができる。

40

【 0 0 3 7 】

以下に説明され、実例で明らかにされるように、システム 20 は、医者が、さまざまなマッピングおよびイメージング手順を実行できるようにする。それらの手順は、例えば、異なる組み合わせで、以下の過程、すなわち、

2 次元超音波画像 (ゲーティングされた画像) をリアルタイムまたはほぼリアルタイムでの表示する過程、

2 次元超音波画像に基づいて、患者の体内の対象の構造の 3 次元モデルを再構築する過程、

必要に応じて、電気生理学的情報マップまたは電気解剖学的マップのような変数マップ

50

(parametric map) を再構築された 3 次元モデルに重ね、かつ、表示する過程と、

外部のシステムから獲得された 3 次元画像を、再構築された 3 次元モデルに、位置合わせし、重ね、かつ、表示する過程と、

2 次元超音波画像を、外部のシステムから獲得された 3 次元画像上に表示する過程と、を含んでいる。

【0038】

今度は図 2 を参照すると、図 2 は、本発明のある実施の形態に基づく、カテーテル 28 (図 1) の遠位の端部のある実施の形態を模式的に示している。カテーテル 28 は、超音波イメージングセンサーを含んでいる。超音波センサーは、典型的には、超音波トランスデューサ 40 の配列を含んでいる。ある実施の形態では、トランスデューサは、圧電トランスデューサである。超音波トランスデューサは、窓 41 内に、または、窓 41 の近くに配置されていて、窓 41 はカテーテルの本体または壁に開口を画定している。

10

【0039】

トランスデューサ 40 は、窓 41 を通して、配列の開口から超音波ビームを共同で送信する位相配列として動作する。トランスデューサは、直線状の配列の構成で配置されて図示されているが、円形の構成または凸状の構成のような、その他の配列の構成が用いられてもよい。ある実施の形態では、配列は、短いバーストの超音波エネルギーを送信し、次に、周囲の組織からの反射された超音波信号を受信するための受信モードに切り替わる。典型的には、トランスデューサ 40 は、超音波ビームを所望の向きに操縦するために、制御された方式で、個々に駆動される。トランスデューサのタイミングを適切にとることで、生み出された超音波ビームは、同中心で湾曲した波面が与えられ、ビームがトランスデューサ配列から所定の距離で収束するようにされる。したがって、2 次元超音波画像を作り出すために、システム 20 (図 1) は、トランスデューサ配列を位相配列として用い、超音波ビームを操縦および収束させることができる送信 / 受信スキャン機構を実装している。

20

【0040】

ある実施の形態では、超音波センサーは、16 個から 64 個までのトランスデューサ 40 を含み、好ましくは、48 個から 64 個までのトランスデューサを含む。典型的には、トランスデューサは、中心周波数が 5 MHz から 10 MHz までで、典型的な透過深さが 14 cm の、超音波エネルギーを生み出す。透過深さは、典型的には、数ミリメートルから約 16 センチメートルまでの範囲内にあり、超音波センサーの特性、周囲の組織の特性、および、動作周波数、に応じて決まる。別の実施の形態では、別の適切な周波数範囲および透過深さが用いられてよい。

30

【0041】

反射された超音波エコーを受信した後に、反射されたエコーに基づく電気信号が、トランスデューサ 40 によって、カテーテル 28 を通るケーブル 33 を介して、コンソール 34 内の画像プロセッサ 42 (図 1) に送られ、画像プロセッサ 42 が、電気信号を 2 次元の、典型的には扇形の超音波画像に変換する。画像プロセッサ 42 は、典型的には、位置および姿勢情報を計算しまたは求め、リアルタイムの超音波画像を表示し、3 次元の画像または体積を再構築し、および、その他の機能を実行し、これらは全て以下により詳しく記載される。

40

【0042】

いくつかの実施の形態では、画像プロセッサは、超音波画像および位置情報を用いて、患者の心臓の対象の構造の 3 次元モデルを生み出す。3 次元モデルは、医者に対して、ディスプレイ 44 上に 2 次元の投影として提示される。

【0043】

いくつかの実施の形態では、カテーテルの遠位の端部は、電気生理学的マッピングおよび無線周波数 (RF) アブレーションのような、診断機能、治療機能、または、それらの両方、を実行するための少なくとも一つの電極 46 をさらに含んでいる。ある実施の形態では、電極 46 は、局所的な電位を検出するために用いられる。電極 46 によって測定さ

50

れた電位は、心内膜の表面の局所的な電氣的活性をマッピングするのに用いられてよい。電極 4 6 が、心臓 2 4 (図 1) の内側面上の点に接触するまたは内側面上の点に接近した状態にされると、電極 4 6 は、その点での局所的な電位を測定する。測定された電位は、電気信号に変換されて、カテーテルを通して、表示のために画像プロセッサに送られる。別の実施の形態では、局所的な電位は、適切な電極および位置センサーを含む別のカテーテルから得られ、電極および位置センサーは全てコンソール 3 4 に接続されている。

【 0 0 4 4 】

別の実施の形態では、電極 4 6 は、さまざまな組織の特性、温度、および、血液の流れ、などのさまざまな変数を測定するのに用いられてよい。電極 4 6 は一つのリング状電極として図示されているが、カテーテルは任意の形の任意の個数の電極を含んでいてよい。例えば、カテーテルは、これまでに概説された診断機能および治療機能を実行するための、2 つ以上のリング状電極、複数のすなわち配列の点電極、先端電極、または、これらの種類の電極の任意の組み合わせ、を含んでいてよい。

10

【 0 0 4 5 】

位置センサー 3 2 は、典型的には、電極 4 6 およびトランスデューサ 4 0 に隣接して、カテーテル 2 8 の遠位の端部内に配置されている。典型的には、超音波センサーの位置センサー 3 2、電極 4 6、および、トランスデューサ 4 0 の間の相互の位置および姿勢のオフセットは、一定である。これらのオフセットは、典型的には、測定された位置センサー 3 2 の位置を所与として、超音波センサーの座標および電極 4 6 の座標を導くために、位置決めプロセッサ 3 6 によって用いられる。別の実施の形態では、カテーテル 2 8 は、2 つ以上の位置センサー 3 2 を含んでいて、各位置センサー 3 2 は、電極 4 6 およびトランスデューサ 4 0 に対して一定の位置および姿勢のオフセットを有している。いくつかの実施の形態では、オフセット (または等価な較正変数) は、事前に較正されて位置決めプロセッサ 3 6 内に記憶されている。それに代わって、オフセットは、カテーテル 2 8 のハンドル 2 9 内に嵌め込まれた記憶装置 (電氣的にプログラム可能な読み出し専用メモリ、すなわち、E P R O M など) に記憶されていてもよい。

20

【 0 0 4 6 】

位置センサー 3 2 は、典型的には、上記の米国特許第 6 , 6 9 0 , 9 6 3 号に記載されているような、3 つの非同中心のコイル (図示されていない) を含んでいる。それに代わって、任意の個数の同中心または非同中心のコイルを含むセンサー、ホール効果センサー、または、磁気抵抗センサー、のような、他の任意の適切な位置センサーの配置が、用いられてよい。

30

【 0 0 4 7 】

典型的には、超音波画像および位置の測定値の両方は、信号および捕捉された画像を体表面の心電図 (E C G) 信号または心臓内の心電図に関してゲーティングすることによって、心臓周期と同期化される。ある実施の形態では、E C G 信号は、電極 4 6 によって生み出される。心臓の特徴部は、心臓の周期的な収縮および拡張の間にその形および位置を変えるので、全体のイメージングプロセスは、典型的には、この心臓周期に関する特定のタイミングで実行される。いくつかの実施の形態では、さまざまな組織の特性、温度、および、血液の流れ、の測定値のような、カテーテルによって測定される追加の測定値も、心電図 (E C G) 信号に対して同期化される。これらの測定値も、位置センサー 3 2 によって測定された位置の測定値と関連付けられる。追加の測定値は、典型的には、以下により詳しく説明されるように、再構築された 3 次元モデルの上に配置される。

40

【 0 0 4 8 】

いくつかの実施の形態では、位置の測定値、および、超音波画像の獲得、は、システム 2 0 によって生み出された、内部で発生した信号に同期化されている。例えば、同期化機構は、ある信号によって引き起こされた超音波画像中の干渉を回避するために用いられてよい。この例では、画像の獲得、および、位置の測定、のタイミングは、干渉する信号に対して、ある特定のオフセットで設定されていて、画像が干渉なしに獲得されるようにされている。オフセットは、干渉のない画像の獲得を維持するように時折調節されてよい。

50

それに代わって、測定および獲得は、外部から供給された同期信号と同期化されていてもよい。

【0049】

ある実施の形態では、システム20は、超音波トランスデューサ40を駆動する超音波ドライバー（図示されていない。）を含んでいる。この目的で利用できる、適切な超音波ドライバーのある例は、アメリカ合衆国マサチューセッツ州ピーボディー（Peabody, Massachusetts）のアナロジック・コーポレーション（Analogic Corp.）が製造したAN2300（商標）超音波システムである。この実施の形態では、超音波ドライバーは、画像プロセッサ42の機能のいくつかを実行し、超音波センサーを駆動し、2次元超音波画像を生み出す。超音波ドライバーは、当技術分野で知られた、Bモード、Mモード、CWドップラー、および、カラーフロードップラー、のような異なるイメージングモードをサポートすることができる。

10

【0050】

典型的には、位置決めプロセッサおよび画像プロセッサは、汎用コンピュータを用いて実現され、汎用コンピュータは本明細書に記載された機能を実行するようにソフトウェアでプログラムされている。そのソフトウェアは、例えばネットワークを介して電子的な形態でコンピュータにダウンロードされてよく、または、その代わりに、ソフトウェアは、CD-ROMのような有形の媒体上でコンピュータに供給されてもよい。位置決めプロセッサおよび画像プロセッサは、別々のコンピュータを用いて、もしくは、一つのコンピュータを用いて、実現されてよく、または、システム20の別の計算機能と一体化されていてもよい。それに加えて、または、それに代わって、位置決めおよび画像処理機能の少なくともいくつかは専用のハードウェアを用いて実行されてもよい。

20

【0051】

3次元解剖学的画像が、マップが獲得されたときと同時に、再構築されても、異なる時に再構築されても、心臓の室の表面での電位のマップの画像は、以下に記載される方法で、表面の3次元画像と位置合わせされる。

【0052】

2次元解剖学的イメージング

図1を再び参照すると、以下に記載されるように、例えば、超音波画像、SPECT画像のような、ゲーティングされた心臓の画像が生み出され、カテーテル28の配置データと関連付けられ、電気解剖学的マップと位置合わせされる。適切な位置合わせ技術が、本出願の出願人に譲渡され、参照することによって本明細書に組み込まれる、米国特許第6,650,927号に開示されている。その技術を簡単に記載する。

30

【0053】

今度は図3が参照され、図3は、本発明の開示された実施の形態に基づいて、診断画像と位置合わせするために準備された、電気解剖学的マップ50の簡単化された幾何学的表示である。マップ50の準備の詳細は、以下により詳しく記載される。表面52は、心臓の心内膜の表面にほぼ対応する。座標系が定義され、その座標系では、表面52の各点54が、頂点56からの距離Rと、下への向き58に関する、すなわち、被験者26（図1）に関して腹側および尾側の向きに関する、角度 α と、によって表現される。診断画像をマップ50と位置合わせするために、軸60および頂点56が、マップ上で特定され、カテーテル28（図1）の表面のセンサーによって供給された配置情報を用いて、位置合わせされるべき画像の対応する特徴部と整合される。この整合は、好ましくは、自動的に行われるが、それに加えて、または、それに代わって、操作者によって実行され、または、援助されてよい。心臓のその他のランドマークすなわち基準のマークが、整合を実行するのに用いられてもよい。診断画像の縮尺は、診断画像の寸法がマップ50の寸法にできるだけぴったり合うように、調節される。

40

【0054】

今度は図4を参照すると、図4は、本発明の開示された実施の形態に基づく、マップ50（図3）との位置合わせの後の、心臓24（図1）の診断画像62の模式的な分解図で

50

ある。この図は、ブルズアイ表現方法 (bullseye rendition technique) を用いて生み出される。画像 6 2 は、平行なスライス 6 4 の積層体を含み、スライス 6 4 は、軸 6 0 に垂直である。スライスは、典型的には、軸 6 0 に沿って、一定のスライス増分で獲得されている。各スライスが、セクション 6 6 を示している。

【 0 0 5 5 】

1 次元データも、2 つの次元のうちの一つを零の値に単に設定することで、上記のように処理できることが、注意されなければならない。

【 0 0 5 6 】

3 次元解剖学的イメージング

図 1 を再び参照して、3 次元イメージングが、2 0 0 5 年 4 月 2 6 日に出願された、本出願の出願人に譲渡された、米国特許出願第 1 1 / 1 1 5 , 0 0 2 号「超音波輪郭再構築を用いた 3 次元心臓イメージング (Three-Dimensional Cardiac Imaging Using Ultrasound Contour Reconstruction)」に記載されていて、上記米国特許出願は、参照することによって本明細書に組み込まれる。その方法を簡単に記載することで、本発明の理解が容易にされるであろう。

【 0 0 5 7 】

本質的に、開示された方法は、上述されたようにカテーテル 2 8 の異なる位置で獲得された複数の 2 次元超音波画像を、対象の構造の一つの 3 次元モデルに組み合わせる。典型的には、医者はカテーテル 2 8 を適切な血管を通して心臓の室の中に挿入し、次に、カテーテルを室の中の異なる位置の間で動かして対象の構造をスキャンする。カテーテルの各位置で、画像プロセッサ 4 2 が、2 次元超音波画像を獲得し、生み出す。

【 0 0 5 8 】

今度は図 5 を参照すると、図 5 は、本発明の開示された実施の形態に基づく、特定の位置でカテーテル 2 8 (図 1) の超音波トランスデューサによって獲得され、画像プロセッサ 4 2 によって生み出された、例示的な 2 次元超音波画像 6 8 を示している。その画像は、心臓の 2 つの異なる特徴部 7 0 , 7 2 を示している。

【 0 0 5 9 】

図 1 を再び参照すると、システム 2 0 の位置決めサブシステムは、カテーテル 2 8 の現在の位置を測定し計算する。計算された位置は、対応する超音波画像 6 8 (図 5) と共に記憶される。典型的には、カテーテル 2 8 の各位置は、6 次元座標 (X、Y、Z 軸の位置、および、ピッチ (縦揺れ)、ヨー (偏揺れ)、ロール (横揺れ) の角度方向 (angular orientations)) のような、座標形式で表現される。

【 0 0 6 0 】

いくつかの実施の形態では、カテーテル 2 8 は、電極 4 6 を用いて、追加の測定を実行する。局所的な電位のような、測定された変数は、必要な場合には、対象の構造の再構築された 3 次元モデルの上に追加の層として配置されて表示される。

【 0 0 6 1 】

画像プロセッサ 4 2 は、それに続いて、3 次元座標を、例えば特徴部 7 0 , 7 2 (図 5) などの、画像の集合によって特定される、注目されている外形に割り当てる。3 次元空間中のこれらの画像の平面の配置および姿勢は、画像と共に記憶された位置情報によって、知ることができる。したがって、画像プロセッサは、2 次元画像の任意の画素の 3 次元座標を求めることができる。座標が割り当てられると、画像プロセッサは、典型的には、上述されたように、位置センサーと超音波センサーとの間の位置および姿勢のオフセットを含む記憶された校正データを用いる。

【 0 0 6 2 】

今度は図 6 を参照すると、図 6 は、本発明の開示された実施の形態に基づく、3 次元空間中に方向を定められて投影された 2 次元超音波画像の表示 7 4 を示している。表示 7 4 は、画像プロセッサ 4 2 (図 1) によって生み出され、システム 2 0 のディスプレイ 4 4 上に表示されるような、例示的な分割スクリーン表示である。本発明の開示された実施の形態に基づいて、超音波画像 7 6 の「未加工の ("raw")」2 次元バージョンが、3 次元

10

20

30

40

50

空間中で適正に方向を定められて、表示 7 4 の右手側の分割ウィンドウ 7 8 に表示されている。

【 0 0 6 3 】

図 6 の中央の等角投影表示は、位置センサー 3 2 (図 1) の位置測定に基づく、3 次元空間内での超音波画像 7 6 の平面を方向を定めて投影することによって生み出された、投影された画像 8 0 を示している。姿勢アイコン 8 2 は、典型的には、画像として描かれた解剖学的構造 (この例では心臓) の形を有していて、投影された画像 8 0 と同じ姿勢で表示されている。アイコン 8 2 は、医者が投影された画像 8 0 の 3 次元での姿勢を理解するのを援助する。

【 0 0 6 4 】

ビームアイコン 8 4 は、超音波ビームでスキャンされた領域を示すために、投影された画像 8 0 と関連して用いられている。したがって、アイコン 8 4 は、投影された画像 8 0 と同じ平面内に方向を定められて表示されている。アイコン 8 4 は、好ましくは、赤などの色で、クモの巣状のまたは扇状 (fan-like) の直線的な描写を含んでいてよい。それに代わって、アイコン 8 4 は、投影された画像 8 0 を生み出すためにビームによってスキャンされた領域の周縁部を示す色がついた直線、または、超音波ビームの位置および姿勢を視覚化するための任意のその他の適切な手段、を含んでいてよい。図 6 の例では、アイコン 8 4 は、超音波ビームによって画定された角度のある扇形を示す 2 つの直線を含んでいる。いくつかの実施の形態では、カテーテル 2 8 (図 1) の遠位の端部の配置 (location) および位置 (position) を示す追加のアイコンも表示される。

10

20

【 0 0 6 5 】

投影された画像 8 0 は、典型的には、作業体積の境界を示す立方体の内側に表示されている。作業体積は、典型的には、位置決めサブシステムの場の放射コイル 3 0 (図 1) の座標系を基準にしている。ある実施の形態では、立方体の各辺 (すなわち、作業体積の特徴的な寸法) は、約 1 2 c m の長さである。それに代わって、任意の別の適切な寸法および形状が、典型的には、超音波ビームの組織透過能力に応じて、作業体積のために選択されてよい。

【 0 0 6 6 】

図 6 の下の信号表示 8 6 は、E C G 信号を示していて、上述したように、測定値が E C G 信号に同期化される。

30

【 0 0 6 7 】

システム 2 0 (図 1) が、リアルタイムで動作している場合、投影された画像 8 0 およびアイコン 8 4 の位置および姿勢は、カテーテル 2 8 の動きと共に変化する。いくつかの実施の形態では、医者は、対話式ディスプレイを用いて、観察の角度を変更し、表示された画像にズームインまたはズームアウトし、その他の方法で表示された画像を操縦することができる。本明細書に記載されたユーザーインターフェースの特徴が、ある例示的な構成として示されている。任意の別の適切なユーザーインターフェースが用いられてもよい。

【 0 0 6 8 】

いくつかの実施の形態では、システム 2 0 (図 1) および関連するユーザーインターフェースが、3 次元モデルを再構築することなく、3 次元表示および 2 次元超音波画像の投影のために、用いられてよい。例えば、医者は一つの 2 次元超音波画像を獲得し、注目の外形をその画像に貼り付けることができる。システム 2 0 は、次に、投影された画像 8 0 (図 6) の表示と同様の方法で、3 次元空間内に超音波画像を、方向を定めて、投影することができる。必要な場合には、医療手技の間に、システム 2 0 は、投影された画像 8 0 および注目されている任意の区別された特徴部に関して手術手技を実行中のカテーテル (投影された画像 8 0 を獲得するカテーテルと異なるカテーテルであってもよい。) の 3 次元の位置を連続的に追跡および表示してよい。

40

【 0 0 6 9 】

画像プロセッサ 4 2 (図 1) は、対象の構造の 3 次元スケルトンモデルを生み出す。画

50

像プロセッサは、スケルトンモデルを形成するために、２次元画像のいくつかまたは全てから貼り付けられた外形を３次元空間内で準備する。いくつかの実施の形態では、画像プロセッサ４２は、「ワイヤメッシュ」タイプのプロセスを用いて、スケルトンモデルを覆う表面を生み出し、対象の構造の中実の３次元形状を生み出す。画像プロセッサ４２は、注目されている外形を、生み出された３次元モデル上に投影する。そのモデルは、典型的には、ディスプレイ４４（図１）上で医者に対して提示される。

【００７０】

今度は、図７が参照され、図７は、本発明の開示された実施の形態に基づく、対象の構造のスケルトンモデル８８を示している。図７では、対象の構造は、上述された３次元再構築によって画像プロセッサ４２（図１）によって生み出された、心臓の右心室である。スケルトンモデル８８を生み出す前に、画像プロセッサ４２は、貼り付けがされていない超音波画像から自動的に外形９０、９２を透写し（traces）再構築し、２次元の医者が貼り付けをした対応物（図示されていない。）からも自動的に外形９４を再構築する。

10

【００７１】

３次元電気解剖学的マップ

図１を再び参照すると、いくつかの実施の形態では、システム２０は、対象の構造の表面の局所的な電位の測定を支持する。この測定では、カテーテル２８によって獲得された電気的活性の各データ点が、電極４６によって測定された電位または活性化時間の値と、位置決めサブシステムによって測定されたカテーテルの対応する位置座標と、を含んでいる。画像プロセッサは、電気的活性のデータ点を３次元モデルの座標系と位置合わせし、データ点をモデルの上に置く。電気的活性のデータ点は、典型的には、電極４６が対象の構造の壁に接触した、または、壁の直ぐ近くにある、ときに、測定される。したがって、データ点は、典型的には、構造の３次元モデルに重ねられる。

20

【００７２】

それに代わって、別個の３次元電気的活性マップ（電気解剖学的マップとも呼ばれる。）が生み出され表示されてもよい。例えば、適切な電気解剖学的マップは、上述されたカーター・バイオセンス・ナビゲーション・システムによって生み出されてもよい。電位の値は、例えば、カラースケールを用いて、または、任意のその他の適切な視覚化方法を用いて、提供されてもよい。いくつかの実施の形態では、画像プロセッサは、測定された電位の値を内挿または外挿し、対象の構造の壁に沿った電位分布を記述したフルカラーマップを表示してよい。

30

【００７３】

画像の位置合わせ

上述したように、表示のために、別のイメージングアプリケーションから導入された情報を電気解剖学的マップに位置合わせすることが望ましい。本発明に基づけば、２つの異なるモダリティから得られた２次元または３次元画像の位置合わせは、位置合わせされる画像の同期化を改善することによって可能になる。２つのモダリティからの画像は、同時に獲得される場合もある。それに代わって、一つの種類の画像が事前に獲得されて、バッファリングされ（一時的に記憶され）、その一方で、もう一つの種類の画像が、位置合わせおよび表示のときに、または、位置合わせおよび表示の直前に、獲得される場合もある。画像グラバーが、異なる画像を捕捉するために、画像プロセッサおよび関連するディスプレイユニットで用いられる。

40

【００７４】

例えば、同時にまたは事前に獲得された２次元または３次元超音波画像が、手術中の電気解剖学的マップと共に位置合わせされ表示されてよい。

【００７５】

今度は図８を参照すると、図８は、本発明の開示された実施の形態に基づく、心臓の３次元超音波画像９８のスケルトンモデルが、右心室の３次元電気解剖学的マップ１００に重ねられた、例示的な合成画像９６を示している。スケルトンモデルは、スケルトンモデル８８（図７）と同様であり、右心室および左心室の輪郭をそれぞれ描いた複数の外形１

50

02, 104を含んでいる。

【0076】

電気解剖学的マップ100は、中実モデルであり、右心室の表面に対応している。ゾーン106, 108, 110は、異なる描影パターンで示されていて、心臓周期のある特定の位相での異なる電位を表現している。

【0077】

別の実施の形態では、解剖学的画像として事前に獲得された、コンピュータ断層撮影、磁気共鳴映像、または、X線の情報が、2次元画像と、または、3次元超音波ベースのモデルと、位置合わせされて、一体で表示されてよい。今度は図9を参照すると、図9は、本発明の開示された実施の形態に基づく、現在獲得されている2次元超音波画像114が事前に獲得された3次元解剖学的画像116（この例では、CT画像）と位置合わせされた、合成画像112を示している。合成画像112は、手術中にディスプレイ44（図1）上に表示されてよい。

10

【0078】

それに加えて、または、それに代わって、追加の変数の測定値が、超音波画像114の獲得中に得られる場合には、そのような測定値も、3次元モデルと位置合わせされて、追加の層（「変数マップ」と呼ばれることが多い。）として表示されてよい。

【0079】

図1を再び参照すると、いくつかの実施の形態では、システム20は、リアルタイムのまたはほぼリアルタイムのイメージングシステムとして用いられてよい。例えば、医者は、医療手技を開始する前の準備ステップとして、上述された方法を用いて対象の構造の3次元モデルを再構築してよい。医者は、任意の所望の解剖学的ランドマークまたは注目されている特徴部を貼り付けてよく、ランドマークまたは特徴部が、3次元モデル上に表示される。医療手技の間、システム20は、モデルおよび貼り付けられた外形に対するカテーテルの3次元の位置を連続的に追跡し表示することができる。医療手技を実行するために用いられるカテーテルは、3次元モデルを生み出すために用いられるカテーテルと同じであってよく、または、適切な位置センサーが取り付けられた別のカテーテルであってよい。

20

【0080】

同期化

30

図8を再び参照すると、超音波画像98および電気解剖学的マップ100は、異なる装置を用いて、非同時的に、そして、異なる場所でさえも、獲得することができる。一つまたは両方の画像が、ほぼリアルタイムで追跡されている場合、そして、特に、2つのモダリティで異なる装置が用いられている場合、供給源である装置と画像プロセッサ42（図1）との間の伝播遅延が、合成画像96の2つの成分を同期化するのに慎重な注意を必要にする。実際に、同期化の問題は、システム20（図1）のさまざまな実施の形態で一般に生ずる。

【0081】

ある実施の形態では、ほぼリアルタイムの電気解剖学的データが獲得され、事前に獲得された解剖学的画像またはモデルの上に重ねられ、一時的なオフセットであってもよい一定の予め定義されたオフセットが、電気解剖学的データと解剖学的画像のゲーティングとの間で確立されて、そのオフセットが、画像処理と、解剖学的画像の供給源から画像プロセッサへの画像の伝送と、によって引き起こされるシステム遅延を補償し、画像プロセッサは、電気解剖学的データから電気解剖学的マップを生み出す。

40

【0082】

今度は図10を参照すると、図10は、本発明の開示された実施の形態に基づく、3次元超音波画像を電気解剖学的マッピングとほぼリアルタイムで同期化することができるシステム118の概略図である。メモリ120は、その中に、心臓周期内のさまざまな時点での、スケルトンモデル88（図7）と同様な一連の事前に獲得された3次元モデルを記憶している。代表的に図示されているのは、収縮期モデル122、拡張期モデル124、

50

および、中間モデル 126、である。システム 118 の別の実施の形態では、メモリ 120 に記憶されている画像は、2次元超音波画像、2次元断層撮影画像、または、上述したように心臓周期内のさまざまな時点で再構築された3次元画像、などであってよい。

【0083】

アイコン 128 は、カテーテル 28 を含むシステム 20 (図 1) の一部分を表現していて、カテーテル 28 は、上述したように生きた被験者から電気的活性のデータを獲得するための機能的な位置にあって、より詳しくは、電気解剖学的マップ 100 (図 8) を基準とした機能的な位置にある。画像プロセッサ 130 は、メモリ 120 にアクセスし、カテーテル 28 の表面のセンサーからのデータをも受信する。被験者の ECG から同期化データは、ECG 信号 132 を介して画像プロセッサ 130 で利用可能である。画像プロセッサ 130 は、心臓周期内のある時点での電気解剖学的マップを構築し、そのマップをメモリ 120 に記憶された画像のうちの対応する画像の 1 つと位置合わせする。合成画像 96 と同様に、その結果が、ディスプレイ 134 上に示される。遅延 136 は、画像プロセッサ 130 が電気解剖学的マップを構築するのに必要な時間を補償するための必要な時間調整を提供する。遅延 136 は、画像プロセッサ 130 のソフトウェアモジュールとして実現されてよく、または、通常の電子的な遅延回路として実現されてもよい。

10

【0084】

今度は、図 11 を参照すると、図 11 は、システム 118 の別の実施の形態を示していて、そのシステムでは、本発明の開示された実施の形態に基づいて、事前に獲得された電気解剖学的マップが、現在獲得されている一連の2次元超音波画像とほぼリアルタイムで位置合わせされている。メモリ 120 は、今度は、収縮期マップ 138、拡張期マップ 140、および、中間マップ 142、を含む、心臓周内のさまざまな時点で構築された一連の事前に獲得された電気解剖学的マップを記憶している。一連の2次元超音波画像は、被験者からほぼリアルタイムで獲得され、画像プロセッサ 130 に伝送されている。遅延 136 は、今度は、画像プロセッサ 130 が、心臓周期内の選択された時点で3次元スケルトンモデルを構築できるように構成されている。ディスプレイ 134 上の結果は、図 10 に示された合成画像と同様である。

20

【0085】

今度は、図 12 を参照すると、図 12 は、システム 144 を示していて、システム 144 は、本発明の別の実施の形態に基づいて、3次元電気解剖学的マップを同時に獲得されている解剖学的データとほぼリアルタイムで同期化することができる。メモリ 120 (図 10) は、画像獲得装置で置き換えられていて、その画像獲得装置は、この例では、PET 画像を獲得するのに適したカメラ 146 である。アイコン 128 は、カテーテル 28 を含むシステム 20 (図 1) の一部分を表現していて、カテーテル 28 は、図 10 を参照して上述されたように、電気的活性のデータを獲得するために動作している。システム 144 は、収縮性および電気的な心筋の機能を、適正に放射性同位元素を使って標識付けされた薬剤 (suitably radiolabeled pharmaceutical) の分布に、ほぼリアルタイムに関連付けるのに有用である。第 2 の画像プロセッサ 148 は、カメラ 146 によって獲得されたデータから3次元解剖学的画像を構築する。画像プロセッサ 148 によって生み出された画像は、画像プロセッサ 130 および画像プロセッサ 148 が各々の機能を実行しそれらのプロセッサ間で画像を伝送するのに必要な時間差を調整するための遅延 136 を介入させて、画像プロセッサ 130 へ伝送される。ディスプレイ 134 は、合成画像 112 (図 9) と同様の合成画像を表示する。

30

40

【0086】

事前に獲得された、または、同時に獲得されている、電気解剖学的マップおよび3次元解剖学的画像のさまざまな別の組み合わせが、当業者には思いつくであろう。それぞれの場合に、2つの種類の画像を正しく位置合わせするために、遅延 136 の値を確立することが必要である。

【0087】

例 1

50

バイオセンス・ウェブスターから入手可能なカートー・エックス・ピー (Carto XP) システムが、電気解剖学的マップを生み出すため、および、マッピングカテーテルの位置を計算するために、用いられた。アメリカ合衆国カリフォルニア州 9 4 0 3 9 - 7 3 9 3 マウンテン・ビュー私書箱 7 3 9 3 (Ultrasound Division Headquarters P.O. Box 7393 Mountain View, CA 94039-7393) のシーメンス・メディカル・ソリューションズ・ユー・エス・エイ (Siemens Medical Solutions USA, Inc.) の超音波事業本部から入手可能なセコイア (Sequoia) (商標) システムが、これもシーメンスから入手可能なアキューナブ (AcuNav) (商標) 診断用超音波カテーテルと共に、超音波画像を獲得するために、用いられた。アキューナブカテーテルは、超音波トランスデューサに隣接して配置センサーを挿入することで変形された。配置センサーは、超音波トランスデューサと共に校正され、カートー・エックス・ピー・システムが、2次元超音波画像の各画素の位置を計算できるようにされた。ビデオ・グラバー・カードが、カートー・エックス・ピー・システムのワークステーションに加えられた。セコイア・システムからのビデオ出力が、ビデオ・グラバー・カードに接続された。別個のケーブルを用いて、アキューナブカテーテルからの超音波信号がセコイア・システムに接続され、配置センサーからの位置信号がカートー・エックス・ピーシステムに接続された。

10

20

30

【0088】

カートー・エックス・ピー・システムが、10ミリ秒毎に、配置センサーの位置情報を受信するように構成された。ビデオ画像が、大まかに言って、毎秒30フレームで、ビデオ・グラバー・カードによって捕捉されたが、ビデオ・グラバー・カードは、毎秒60フレームのフレーミング速度が可能であった。位置情報を周期的な2次元超音波画像と共に用いることを容易にするために、ECGが決定したゲーティング点を基準として用いて、心臓周期内のさまざまな時点で、超音波画像またはフレームを電気解剖学的マップ上の位置データと正しく組み合わせることが必要であった。

【0089】

あるアプローチでは、この正しく組み合わせることは、タイムスタンプされた超音波画像の第1のバッファ、および、配置データを示す電気解剖学的マップの画像の第2のバッファ、を検査して、ゲーティング点を基準として用いて、心臓周期内で選択された時点で最も近い第1のバッファの画像を求めることによって、達成された。カテーテルの位置および使用された画像は、注釈のゲーティング点にできるだけ近くなければならない。10

【0090】

それに代わって、心臓周期内の選択された時点での画像が、第1のバッファから選択されてもよい。第2のバッファは、次に、第1のバッファから選択された画像に時間的に最も近い電気解剖学的マップの画像またはマッピングカテーテルの配置データを特定するために、検査される。

【0091】

例2

遅延を確立するさらに別の方法は、カテーテルの位置が求められた時間と、対応する画像が提示される時間と、の間の時間間隔を測定することである。時間基準は、イメージング周波数 (~ 7 MHz) のパルスRF信号を用いて、超音波画像に干渉を生み出すことによって、確立される。カートー・エックス・ピー・システムは、カテーテルの位置データを得るために、干渉が生み出された瞬間に、トリガされた。次に、時間の遅延が、カテーテルの位置がサンプリングされた時間と、干渉を含んだ画像のタイムスタンプがカートー・エックス・ピー・システムによって捕捉された時間と、の間の差によって求められる。この時間間隔は、次に、計算されて、一定の遅延として用いられる。

40

【0092】

今度は図13を参照すると、本発明の開示された実施の形態に基づく、遅延オフセットを確立するために、10ミリ秒の間隔で獲得された心臓の一連の3つの超音波画像である。データは、例1のシステムを用いて獲得された。カテーテルと、解剖学的画像上の点の

50

、両方の座標は、上述されたように既知である。

【 0 0 9 3 】

時間 0 ミリ秒で取得された最も左側の画像 1 5 0 では、無線周波数の干渉の形跡は存在しない。時間 1 0 ミリ秒で取得された中央の画像 1 5 2 では、無線周波数の干渉のバーストが、水平軸上に示されているように、見え始めている。このバーストは、垂直な筋 1 5 4 として表されている。左心室の内壁が、幅の広い帯 1 5 6 として見られる。

【 0 0 9 4 】

最も右側の画像 1 5 8 は時間 2 0 ミリ秒で取得された。筋 1 5 4 は、画像 1 5 2 上に比べて、相当に、より顕著である。次の複数の画像（図示されていない）では、筋 1 5 4 は、次第に消え去り、消滅した。図 1 0 を再び参照すると、このシステムでは、遅延 1 3 6 の値を、カテーテルの配置データが解剖学的画像より 2 0 ミリ秒だけ遅れるように、設定することが適切である。

10

【 0 0 9 5 】

動作

実施の形態 1

今度は図 1 4 が参照され、図 1 4 は、本発明の開示された実施の形態に基づく、異なるモダリティーを用いて獲得された 2 つのゲーティングされた画像を同時に表示する方法を示したフロー図である。プロセスのステップ、提示を明瞭にするために、具体的な順序で図 1 4 に示されている。しかし、プロセスのステップの多くが、並行に、非同期的に、または、異なる順番で、実行されてもよいことが、明らかであろう。

20

【 0 0 9 6 】

最初のステップ 1 6 0 では、第 1 の周期的画像が、公知の方法で獲得される。この画像は、3 次元電気解剖学的マップであり、そのマップは上記のカーター・エックス・ピー・システムを用いて得ることができる。

【 0 0 9 7 】

次に、ステップ 1 6 2 では、第 2 の周期的な画像が、ほぼリアルタイムで獲得される。典型的には、この画像は、心臓のような周期的な動きを有する構造の 3 次元超音波画像である。しかし、第 2 の画像は、例えば、X 線コンピュータ断層撮影法、または、P E T 法、などの多くの他のモダリティーによって獲得されてもよい。

【 0 0 9 8 】

次に、ステップ 1 6 4 では、ゲーティング点を選択される。ゲーティング点の選択は、通常、人の操作者によって行われる。心臓検査の場合には、操作者は典型的には、標準的な心電図と共に、心臓の機械的活性をも考慮しながら、心臓の電氣的活性を分析する。例えば、心室瘤が電氣的な伝播と共に測定された場合には、ゲーティング点は、心室瘤が存在しない場合とは異なるように選択されることがある。大まかに言って、収縮期および拡張期といった動きの周期の極値以外の点が、選択される。

30

【 0 0 9 9 】

次に、ステップ 1 6 6 で、少なくとも一つの画像が、ディスプレイシステムへ伝送するためにフォーマッティングされ準備される。ゲーティング点は、同期化情報として含まれている。

40

【 0 1 0 0 】

次に、ステップ 1 6 8 では、フォーマッティングされたデータが、ディスプレイシステムに伝送される。ステップ 1 6 8 は、ステップ 1 6 2 の解剖学的画像の獲得の間に、ほぼリアルタイムで実行される。

【 0 1 0 1 】

次に、ステップ 1 7 0 は、ほぼリアルタイムで実行され、このステップ 1 7 0 では、画像データが抽出され、選択されたゲーティング点に対応する画像データに限定される。同じ作業が第 2 の画像に対しても行われる。その結果は、獲得の時間でゲーティングされて獲得されたものと等価な画像である。ステップ 1 7 0 の利点は、ゲーティング点が事前に知られていることが必要でないことである。実際には、各画像の動きの周期内のさまざま

50

な時点でゲーティングされた複数の画像を表示することも可能である。

【0102】

次に、最後のステップ172では、両方のゲーティングされた画像が、各画像の動きの周期内の同じ時点で同時に表示される。手順が終了する。

【0103】

実施の形態2

今度は、図15を参照すると、図15は、本発明の開示された実施の形態に基づく、異なるモダリティを用いて獲得された2つのゲーティングされた画像を同時に表示する方法を示すフロー図である。以下に記載されるステップは、異なる順番で好都合に実施されることも多い。

10

【0104】

ステップ174では、第1の周期的画像が、公知の方法によって獲得される。この第1の画像は、上記のカーター・エクス・ピー・システムを用いて得ることができる心臓の3次元電気解剖学的マップである。

【0105】

ステップ174と同時に、ステップ176では、心臓の2次元超音波画像が獲得される。この獲得は、ステップ174でのカテテルと同じカテテルを用いて行われてよい、しかし、第2の画像は、例えば、HIFUなどの、他の方法によって獲得されてもよい。典型的には、異なる器具が、超音波画像と電気解剖学的マップとを処理するのに用いられる。

20

【0106】

次に、ステップ178では、ゲーティング点が、ステップ164（図14）でのように、選択される。

【0107】

次に、ステップ180では、ゲーティングされた電気データが、ステップ174で獲得されたデータから抽出される。この抽出された電気データは、選択されたゲーティング点で電気解剖学的マップを生み出すために用いられる。

【0108】

ステップ180と同時に、ステップ182では、ゲーティングされた画像データが、ステップ176で獲得された超音波画像データから抽出される。

30

【0109】

以下のステップの目的のために、電気解剖学的マップを獲得するために用いられた装置の画像プロセッサは2つの種類の画像を位置合わせすることが仮定される。それに代わって、両方の種類の画像に対する画像処理が、超音波獲得システム内で行われてもよく、その場合には、電気解剖学的データの伝送が実行される。

【0110】

ステップ184では、ステップ176で獲得された画像データが、画像プロセッサに伝送される。次に、ステップ186では、2次元超音波画像が、画像データから準備される。

【0111】

ステップ184およびステップ186と同時に、制御は、ステップ180から遅延ステップ188に進み、ステップ188では、ステップ184およびステップ186での画像の伝送および構築の終了が待たれる。このステップは、画像プロセッサによる2つの種類の画像の位置合わせを同期化する。

40

【0112】

遅延ステップ188が完了し終えた後に、制御は、ステップ190に進み、ステップ190では、超音波画像および電気解剖学的マップが位置合わせされた状態で配置され、上述されたような合成画像が生み出される。

【0113】

次に、最終ステップ192では、合成画像が表示される。

50

【0114】

実施の形態3

この実施の形態では、一連の事前に獲得された超音波画像（または、他の解剖学的画像）が、バッファに記憶されている。選択されたバッファリング（一時的に記憶）された画像が、現在獲得されている電気解剖学的マップとほぼリアルタイムで位置合わせされる。

【0115】

今度は、図16が参照され、図16は、本発明の別の実施の形態に基づく、異なるモダリティを用いて獲得された2つの画像を同時に表示する方法を示すフロー図である。以下に記載されるいくつかのステップは、異なる順番で、好都合に実施されてよいことも多い。

10

【0116】

最初のステップ194では、2次元超音波データが、上述されたように心臓から獲得される。このデータが、一連の2次元画像の要素を構築するために用いられ、各要素は心臓周期の異なる位相にある。

【0117】

次に、ステップ196では、2次元画像が、最初のステップ194で得られたデータから準備されて、バッファに記憶される。

【0118】

制御は、今度は、判定ステップ198に進み、ステップ198では、準備され記憶されるべき2次元画像がさらに残っているか否かが判定される。判定ステップ198での判定が、肯定的である場合には、制御が最初のステップ194に戻る。

20

【0119】

判定ステップ198での判定が、否定的である場合には、制御がステップ200に進み、ステップ200では、ゲーティング点を選択される。

【0120】

ステップ202では、電気解剖学的マップが、上述されたように獲得される。電気解剖学的マップが一つ以上の2次元超音波画像と位置合わせされることが望まれる。したがって、それに続くステップは、一般的に、被験者に対する手術セッションの間、繰り返して実施される。ゲーティング点が変わると、一連の2次元超音波画像の異なる要素が、電気解剖学的マップの異なるバージョンと位置合わせされて表示される。典型的には、ステップ202は、全ての2次元超音波画像のバッファリングが終了した後に、おそらく異なるセッションで、異なる位置で、異なる装置を用いて始まる。それに代わって、未加工の画像データのみがバッファリングされ、2次元超音波画像の構築は、データが以下に記載されるように画像プロセッサに伝送されるまで、延期される。ステップ196およびステップ202は、異なる画像獲得ユニットを用いて実行されてよく、異なる画像獲得ユニットは異なる画像処理ユニットと関連してよい。

30

【0121】

第2の実施の形態でのように、電気解剖学的マップを獲得するために用いられる装置内の画像プロセッサが2つの種類の画像を位置合わせすることが仮定されている。それに代わって、両方の種類の画像に対する画像処理が、超音波獲得システムで行われてもよく、その場合には、電気解剖学的データの伝送が実行される。以下に記載される、2次元超音波画像と、電気解剖学的マップと、に関する2つの連続するステップが、同時に実行される。2次元超音波画像に関するシーケンスが最初に記載される。

40

【0122】

ステップ200の完了に続いて、ステップ204では、バッファリングされた2次元超音波画像（または画像データ）の一つが、選択されたゲーティング点で、または、選択されたゲーティング点の近くで、選択される。

【0123】

次に、ステップ206で、選択された画像（または画像データ）が、画像プロセッサへ伝送される。

50

【 0 1 2 4 】

次に、ステップ 2 0 8 で、画像データのみが伝送される実施の形態では、2次元超音波画像が構築される。既に2次元超音波画像が構築されている場合には、ステップ 2 0 8 は省略される。

【 0 1 2 5 】

今度は、制御は、判定ステップ 2 1 0 に進み、判定ステップ 2 1 0 では、ゲーティング点の調整が、いずれかの画像処理時間、または、画像またはデータを画像プロセッサへ伝送するために必要な時間、を調節するために必要な遅延を提供するために、必要か否かが判定される。判定ステップ 2 1 0 での判定が、否定的である場合には、制御はステップ 2 1 2 に進み、ステップ 2 1 2 は後に記載される。

10

【 0 1 2 6 】

判定ステップ 2 1 0 での判定が肯定的である場合には、制御は、ステップ 2 1 4 に進み、ステップ 2 1 4 では、2次元超音波画像のゲーティング点の任意の必要とされる調整が、実行されて、ゲーティングされた2次元超音波画像と電気解剖学的マップとの間の同期化が達成される。その調整は、シーケンス中で電気解剖学的マップに位置合わせされた画像を遅らせたり進めたりする効果を有する。その調整は、2次元超音波画像をシネモードで表示し、事情次第で、ループの位相を手作業で遅らせるまたは進めることによって、達成することができる。それに代わって、調整は、単に2次元超音波画像のシーケンスから異なる画像を選択することによって実行されてもよい。制御は、ステップ 2 0 4 に戻る。

【 0 1 2 7 】

ステップ 2 0 4 , 2 0 6 , 2 0 8 、判定ステップ 2 1 0 、および、ステップ 2 1 4 の実行と同時に、電気解剖学的マップを取り扱う一連のステップが実行される。ステップ 2 1 6 では、ステップ 2 0 0 で選択されたゲーティング点に応答して、ゲーティングされた画像データが、ステップ 2 0 2 で獲得された超音波画像データから抽出される。

20

【 0 1 2 8 】

判定ステップ 2 1 0 でループから制御が出たとき、そして、ステップ 2 1 6 の後に実行されるステップ 2 1 2 では、選択された2次元超音波画像およびゲーティングされた電気解剖学的マップが、位置合わせされて配置され、上述された合成画像が生み出される。

【 0 1 2 9 】

次に、最後のステップ 2 1 8 で、合成画像が表示される。

30

【 0 1 3 0 】

この実施の形態および上述された他の実施の形態では、第1の集合のデータは、検査されている構造のデータであってよく、第2の集合のデータは、その構造の検査に使用されている装置の位置データであってよい。両方のデータの集合から準備された同期化された画像は、次に、上述されたように、位置合わせされて表示される。

【 0 1 3 1 】

当業者には、本発明がこれまでに具体的に示され記載されたものに限定されないことが、適正に評価されるはずである。むしろ、本発明の範囲は、これまでに記載されたさまざまな特徴部の組み合わせまたは部分的な組み合わせの両方、および、これまでの記載を読むことで当業者に思いつくかもしれない従来技術に含まれないさまざまな特徴部の変形および変更、を含む。

40

【 0 1 3 2 】

〔実施の態様〕

この発明の具体的な実施態様は以下の通りである。

(1) 生きた被験者の体内の周期的に動く構造の画像を表示する方法において、前記構造の動きの周期内のゲーティング点を選択する過程と、イメージング装置を用いて、前記構造のデータを獲得する過程と、前記イメージング装置の配置および姿勢を含む位置データを獲得する過程と、前記構造の前記データの出力、および、前記位置データの出力、を各々定義するために、前記構造の前記データ、および、前記位置データ、を出力する過程と、

50

前記構造の同期化されたデータ、および、同期化された位置データ、を各々定義するために、前記ゲーティング点に関して、前記位置データの前記出力と、前記構造の前記データの前記出力を同期化する過程と、

を具備する、方法。

(2) 実施態様(1)に記載の方法において、

前記構造の前記同期化されたデータおよび前記同期化された位置データを処理装置に伝送する過程、

をさらに具備する、方法。

(3) 実施態様(1)に記載の方法において、

前記同期化された位置データと位置合わせした状態で、前記構造の前記同期化されたデータを表示する過程、 10

をさらに具備する、方法。

(4) 実施態様(1)に記載の方法において、

前記構造の前記データおよび前記位置データの一方から前記構造の画像を構築する過程

、

をさらに具備する、方法。

(5) 実施態様(1)に記載の方法において、

前記イメージング装置が、超音波トランスデューサを含み、

前記位置データが、前記超音波トランスデューサの前記配置および姿勢を含む、方法。

(6) 実施態様(1)に記載の方法において、 20

前記構造の前記データが、電気解剖学的マップを含む、方法。

(7) 実施態様(6)に記載の方法において、

前記構造の前記データが、1次元データである、方法。

(8) 実施態様(6)に記載の方法において、

前記構造の前記データが、2次元データである、方法。

(9) 実施態様(6)に記載の方法において、

前記構造の前記データが、3次元データである、方法。

(10) 実施態様(1)に記載の方法において、

前記構造の前記データが、前記動きの周期内のさまざまな位相で獲得された複数のフレームを含み、 30

前記同期化する過程が、前記位置データの前記出力の対応する部分に前記フレームを関連付ける過程、を含む、

方法。

【0133】

(11) 実施態様(10)に記載の方法において、

前記同期化する過程が、

前記構造の前記データを獲得する間にエネルギーパルスを生み出す過程と、

前記エネルギーパルスに前記フレームの一つを関連付ける過程と、

前記一つのフレームと前記位置データの前記出力の前記対応する部分との間の時間オフセットを決定する過程と、 40

をさらに含む、方法。

(12) 実施態様(1)に記載の方法において、

前記構造のデータを獲得する前記過程、および前記位置データを獲得する前記過程が同時に実行される、方法。

(13) 実施態様(1)に記載の方法において、

前記構造のデータを獲得する前記過程、および前記位置データを獲得する前記過程が非同時的に実行される、方法。

(14) 生きた被験者の体内の周期的に動く構造の画像を表示する方法において、

前記構造の動きの周期内のゲーティング点を選択する過程と、

第1のモダリティを用いて、前記構造の第1のデータを獲得する過程と、 50

第 2 のモダリティーを用いて、前記構造の第 2 のデータを獲得する過程と、
前記第 1 のデータの出力、および、前記第 2 のデータの出力、を各々定義するために、
前記第 1 のデータ、および、前記第 2 のデータ、を出力する過程と、
前記ゲーティング点に関して、前記第 2 のデータの前記出力と、前記第 1 のデータの前記出力を同期化する過程と、
を具備する、方法。

(1 5) 実施態様 (1 4) に記載の方法において、
前記第 1 のデータの前記同期化された出力および前記第 2 のデータの前記同期化された出力を処理装置に伝送する過程、
をさらに具備する、方法。

10

(1 6) 実施態様 (1 4) に記載の方法において、
前記第 2 のデータの前記同期化された出力と位置合わせした状態で、前記第 1 のデータの前記同期化された出力を表示する過程、
をさらに具備する、方法。

(1 7) 実施態様 (1 4) に記載の方法において、
前記第 1 のデータおよび前記第 2 のデータの一方から前記構造の画像を構築する過程、
をさらに具備する、方法。

(1 8) 実施態様 (1 4) に記載の方法において、
前記第 1 のモダリティーが、超音波トランスデューサを含み、
前記第 1 のデータが、超音波信号を含み、
前記第 2 のデータが、前記超音波トランスデューサの配置および姿勢を含む、
方法。

20

(1 9) 実施態様 (1 4) に記載の方法において、
前記第 1 のデータが、超音波信号を含み、
前記第 2 のデータが、電氣的活性マップの信号を含む、
方法。

(2 0) 実施態様 (1 9) に記載の方法において、
前記第 1 のデータが、1 次元データである、方法。

【 0 1 3 4 】

(2 1) 実施態様 (1 9) に記載の方法において、
前記第 1 のデータが、2 次元データである、方法。

30

(2 2) 実施態様 (1 9) に記載の方法において、
前記第 1 のデータが、3 次元データである、方法。

(2 3) 実施態様 (1 4) に記載の方法において、
前記第 1 のデータが、前記動きの周期内のさまざまな位相で獲得された複数のフレームを含み、
前記同期化する過程が、前記第 2 のデータの前記出力の対応する部分に前記フレームを関連付ける過程を含む、
方法。

(2 4) 実施態様 (2 3) に記載の方法において、
前記同期化する過程が、
前記第 1 のデータを獲得する間にエネルギーパルスを生み出す過程と、
前記エネルギーパルスに前記フレームの一つを関連付ける過程と、
前記一つのフレームと前記第 2 のデータの前記出力の前記対応する部分との間の時間オフセットを決定する過程と、
をさらに含む、方法。

40

(2 5) 実施態様 (1 4) に記載の方法において、
前記第 1 のデータを獲得する前記過程、および前記第 2 のデータを獲得する前記過程が同時に実行される、方法。

(2 6) 実施態様 (1 4) に記載の方法において、

50

前記第 1 のデータを獲得する前記過程、および前記第 2 のデータを獲得する前記過程が非同時的に実行される、方法。

(27) 生きた被験者の体内の周期的に動く構造の画像を表示するシステムにおいて、前記構造の動きの周期内のゲーティング点を選択するために動作する電気回路と、

第 1 のモダリティを用いて前記構造の第 1 のデータを獲得するために動作する第 1 の獲得装置と、

第 2 のモダリティを用いて前記構造の第 2 のデータを獲得するために動作する第 2 の獲得装置と、

前記ゲーティング点に関して、前記第 2 の獲得装置の出力と前記第 1 の獲得装置の出力を同期化するために、かつ、前記第 1 の獲得装置の前記出力からの第 1 の視覚的表示、および前記第 2 の獲得装置の前記出力からの第 2 の視覚的表示を生み出すために、動作するプロセッサと、

10

前記第 2 の視覚的表示と位置合わせした状態で、前記第 1 の視覚的表示を表示するために、前記プロセッサと連結された、ディスプレイ装置と、
を具備する、システム。

(28) 実施態様 (27) に記載のシステムにおいて、
前記第 1 のデータが、超音波信号を含み、
前記第 2 のデータが、電氣的活性マップの信号を含む、
システム。

(29) 実施態様 (28) に記載のシステムにおいて、
前記第 1 のデータが、1 次元データである、システム。

20

(30) 実施態様 (28) に記載のシステムにおいて、
前記第 1 のデータが、2 次元データである、システム。

【0135】

(31) 実施態様 (28) に記載のシステムにおいて、
前記第 1 のデータが、3 次元データである、システム。

(32) 実施態様 (27) に記載のシステムにおいて、
前記第 1 のデータが、前記動きの周期内のさまざまな位相で獲得された複数のフレームを含み、

前記プロセッサが、前記第 2 の獲得装置の前記出力の対応する部分に前記フレームの選択された一つを関連付けることによって、同期化するために動作する、
システム。

30

(33) 実施態様 (32) に記載のシステムにおいて、

前記第 1 の獲得装置が前記第 1 のデータを獲得している間にエネルギーパルスを生み出すために動作するエネルギー発生器、

をさらに具備し、

前記プロセッサが、

前記フレームの前記選択された一つを前記エネルギーパルスに関連付けること、および

前記フレームの前記選択された一つと前記第 2 の獲得装置の前記出力の前記対応する部分との間の時間オフセットを決定すること、

40

によって、同期化するために動作する、システム。

【図面の簡単な説明】

【0136】

【図 1】本発明の開示された実施の形態に基づく、心臓の解剖学的画像および電気解剖学的マップを獲得するためのシステムを示す模式的な絵の説明図である。

【図 2】本発明のある実施の形態に基づく、図 1 に示されたシステムで用いられるカテテルの遠位の端部を模式的に示す図である。

【図 3】本発明の開示された実施の形態に基づく、診断画像と位置合わせするために準備された、電気解剖学的マップの簡単化された幾何学的表現を示す図である。

50

【図 4】本発明の開示された実施の形態に基づく、図 3 に示されたマップと位置合わせされた後の心臓の診断画像の模式的な分解図である。

【図 5】本発明の開示された実施の形態に基づく、図 1 に示されたシステムを用いて獲得された例示的な 2 次元超音波画像を示す図である。

【図 6】本発明の開示された実施の形態に基づく、3 次元空間に方向を定めて投影された 2 次元超音波画像を示す図である。

【図 7】本発明の開示された実施の形態に基づく、心臓のスケルトンモデルを示す図である。

【図 8】本発明の開示された実施の形態に基づく、心臓の 3 次元超音波画像のスケルトンモデルが右心室の 3 次元電気解剖学的マップに重ねられた、合成画像を示す図である。

10

【図 9】本発明の開示された実施の形態に基づく、2 次元超音波画像が予め獲得された 3 次元 CT 画像と位置合わせされた、合成画像を示す図である。

【図 10】本発明の開示された実施の形態に基づく、3 次元超音波画像を電気解剖学的マップとほぼリアルタイムで同期化するためのシステムの模式図である。

【図 11】本発明の別の実施の形態に基づく、事前に獲得された電気解剖学的マップを現在獲得された一連の 2 次元超音波画像とほぼリアルタイムで同期化するためのシステムの模式図である。

【図 12】本発明の別の実施の形態に基づく、3 次元電気解剖学的マップを同時に獲得された解剖学的データとほぼリアルタイムで同期化するためのシステムの模式図である。

【図 13】本発明の開示された実施の形態に基づく、遅延オフセットを生み出すために 10 ミリ秒の時間間隔で獲得された心臓の一連の 3 つの超音波画像を示す図である。

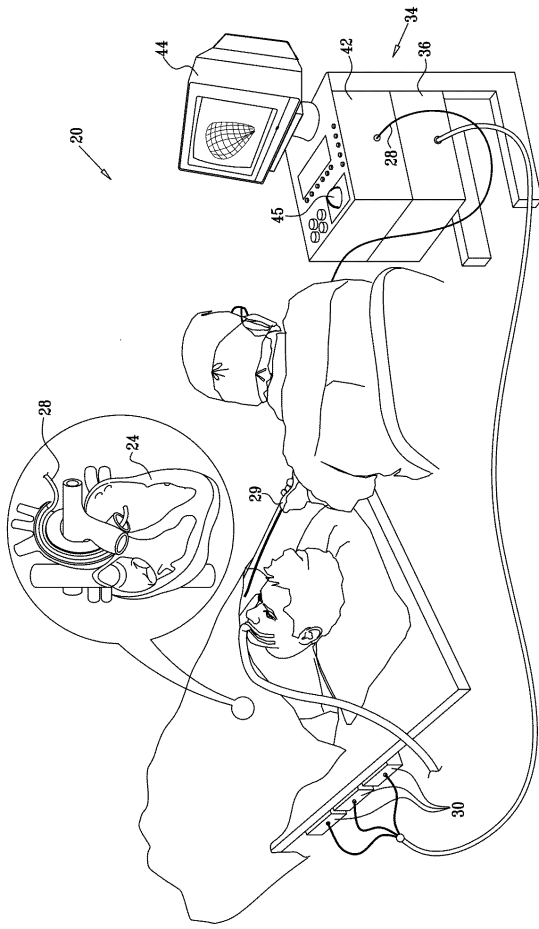
20

【図 14】本発明の開示された実施の形態に基づく、異なるモダリティーを用いて獲得された 2 つのゲーティングされた画像を同時に表示する方法を示すフロー図である。

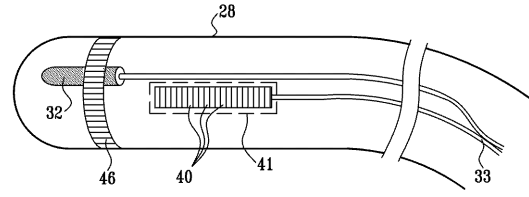
【図 15】本発明の別の実施の形態に基づく、異なるモダリティーを用いて同時に獲得された 2 つの画像を同時に表示する方法を示すフロー図である。

【図 16】本発明の別の実施の形態に基づく、異なるモダリティーを用いて非同時的に獲得された 2 つの画像を同時に表示する方法を示すフロー図である。

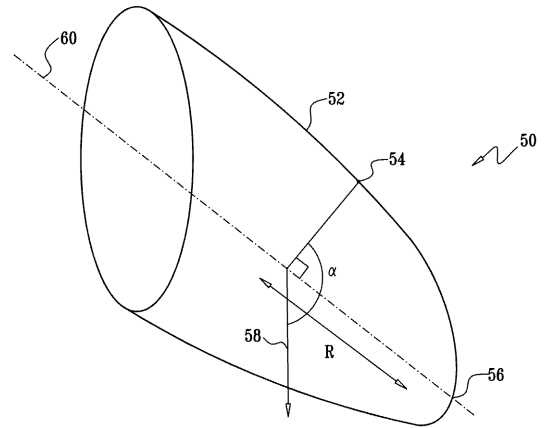
【図 1】



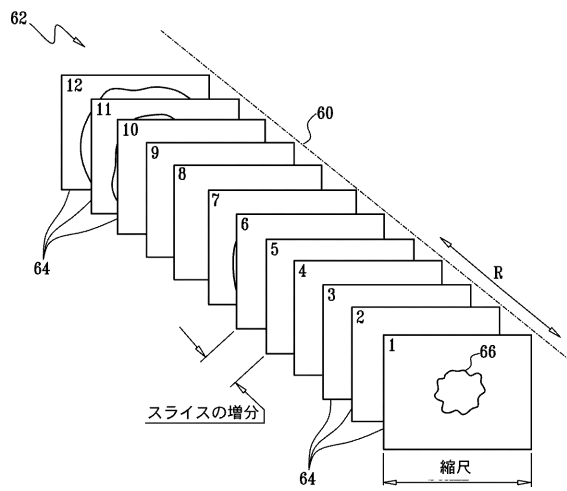
【図 2】



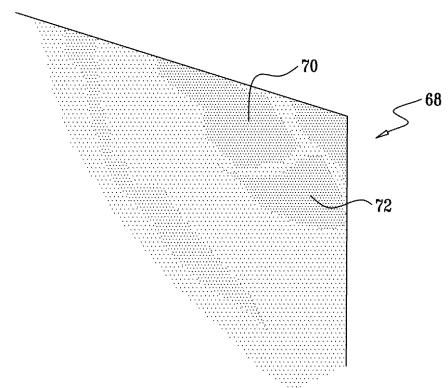
【図 3】



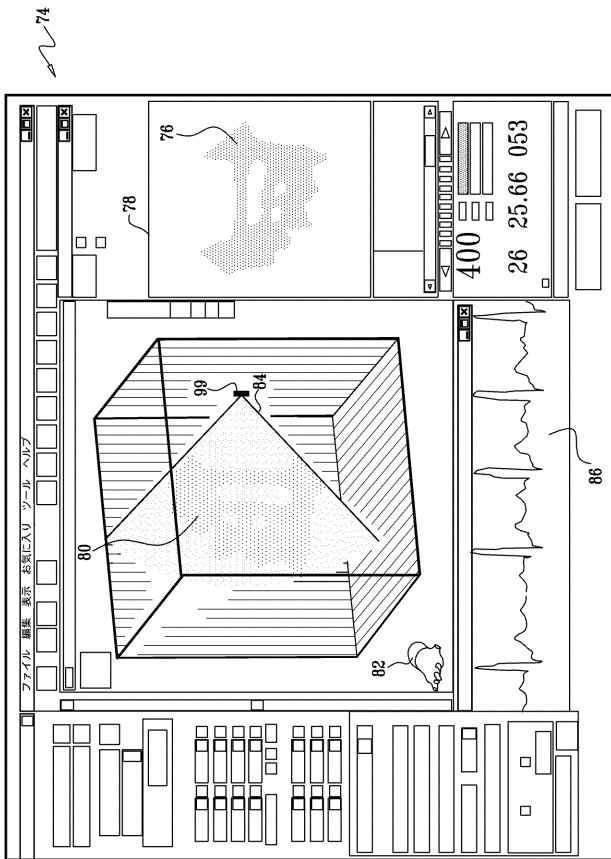
【図 4】



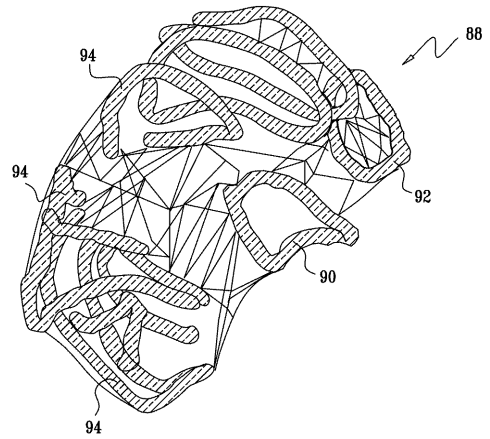
【図 5】



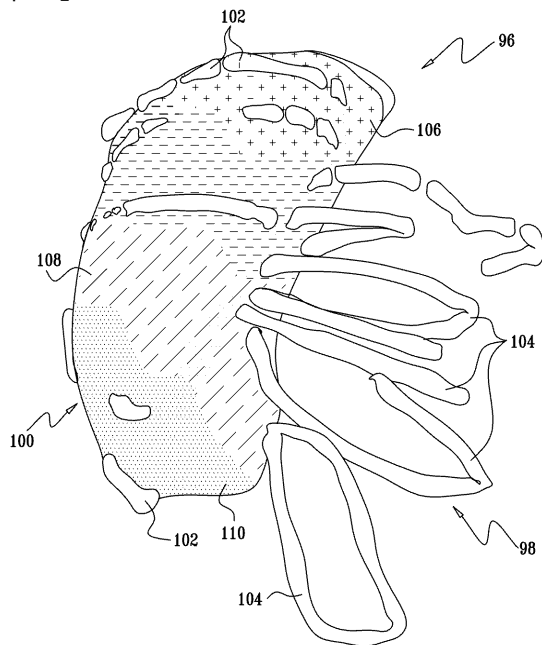
【図 6】



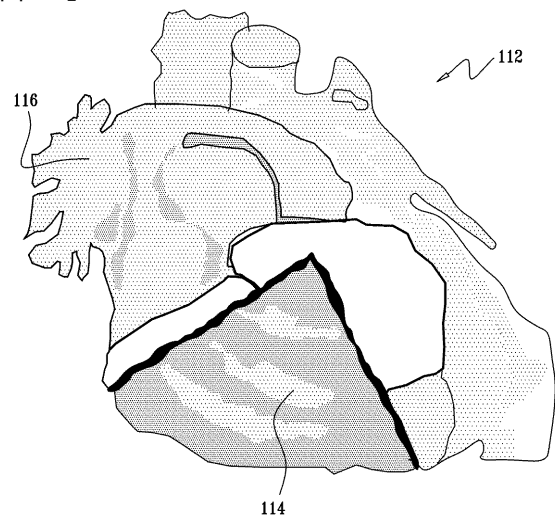
【図 7】



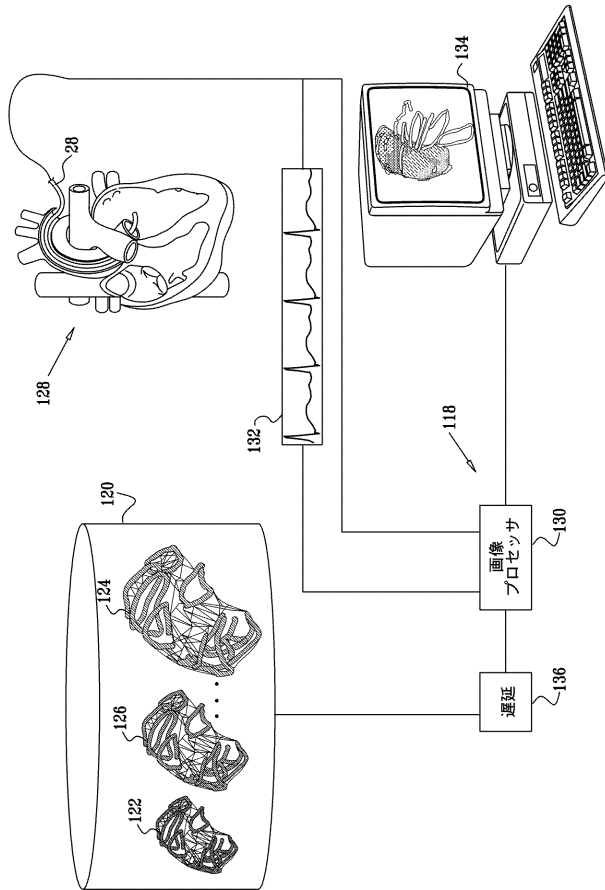
【図 8】



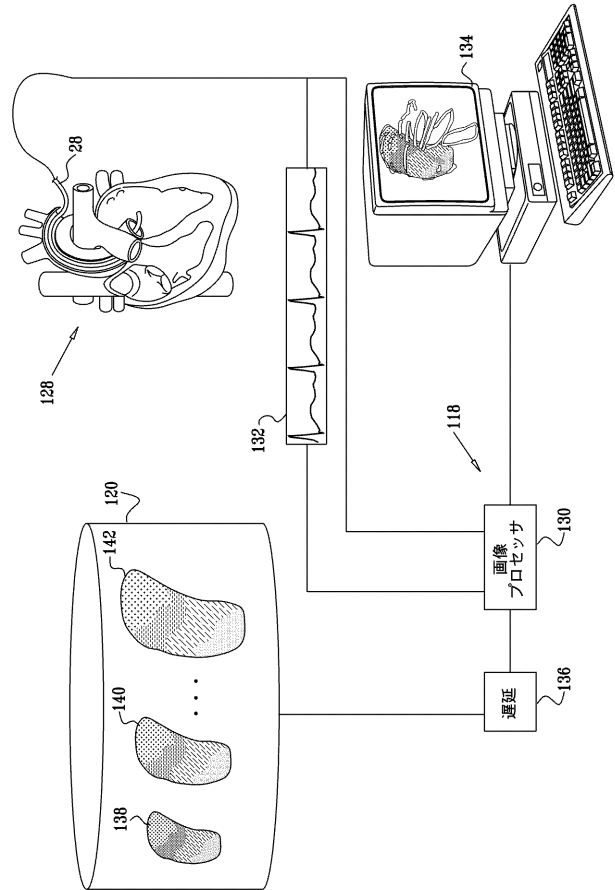
【図 9】



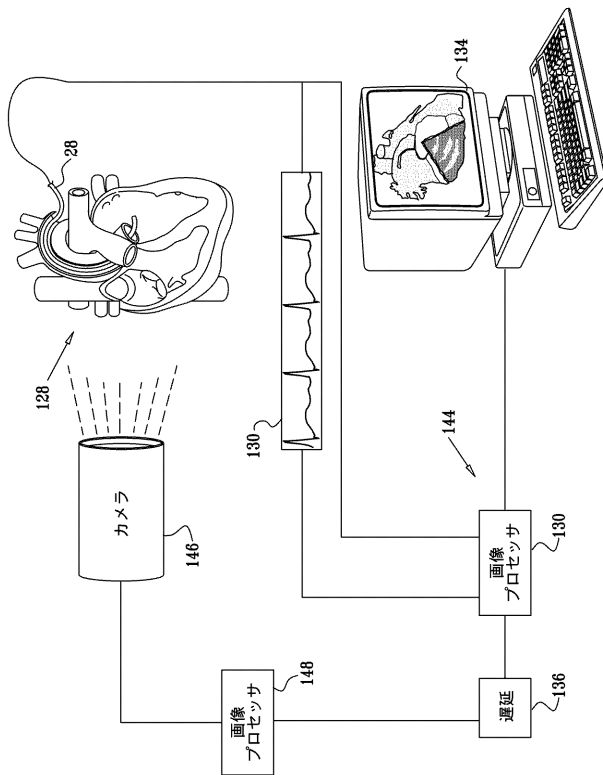
【図 10】



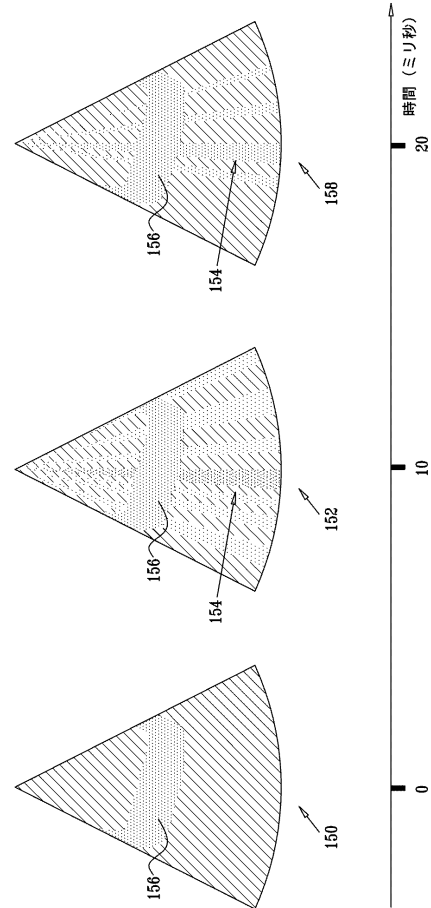
【図 11】



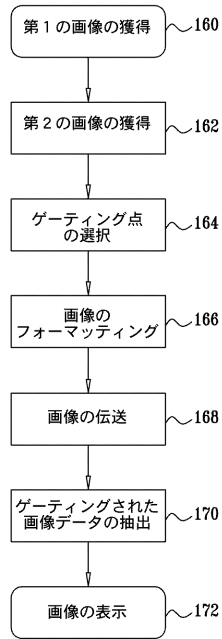
【図 12】



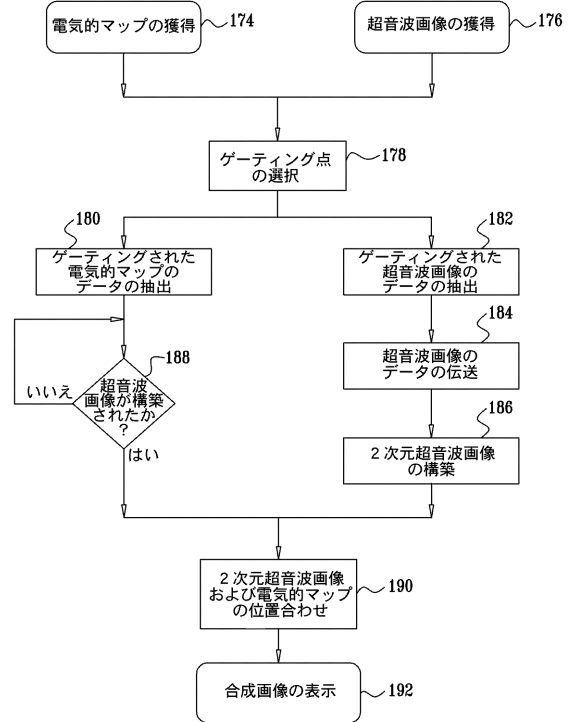
【図 13】



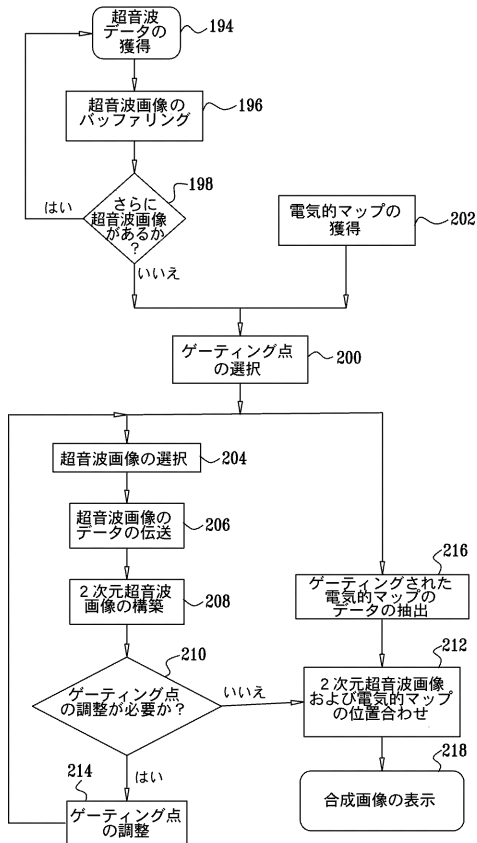
【図 14】



【図 15】



【図 16】



フロントページの続き

(74)代理人 100088605

弁理士 加藤 公延

(74)代理人 100123434

弁理士 田澤 英昭

(74)代理人 100101133

弁理士 濱田 初音

(72)発明者 アンドレス・クラウディオ・アルトマン

イスラエル国 3 4 6 1 4 ハイファ、シムシオン 1 3 / 9

(72)発明者 アサッフ・ブレイス

イスラエル国 1 7 9 0 6 シムシット、ピー・オー・ボックス 5 4 5、ユバリム・ストリート
3 0

(72)発明者 アサッフ・ゴバリ

イスラエル国 3 4 4 0 0 ハイファ、ビッツォ 1

F ターム(参考) 4C027 AA02 BB05 HH13

4C601 BB02 BB03 DD15 FE04 FF08 GA20 GA25 GA27 KK12 KK13

KK19 KK22 KK31 KK32 KK36

【外国語明細書】

2007117746000001.pdf

