

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5661240号
(P5661240)

(45) 発行日 平成27年1月28日 (2015. 1. 28)

(24) 登録日 平成26年12月12日 (2014. 12. 12)

(51) Int. Cl. F 1
A 6 1 B 8/00 (2006. 01) A 6 1 B 8/00
A 6 1 B 8/06 (2006. 01) A 6 1 B 8/06

請求項の数 1 外国語出願 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2008-327115 (P2008-327115)	(73) 特許権者	508080229
(22) 出願日	平成20年12月24日 (2008. 12. 24)		バイオセンス・ウエブスター・インコーポ レーテッド
(65) 公開番号	特開2009-160397 (P2009-160397A)		アメリカ合衆国カリフォルニア州9 1 7 6 5ダイヤモンドバー・ダイヤモンドキヤニ オンロード3 3 3 3
(43) 公開日	平成21年7月23日 (2009. 7. 23)	(74) 代理人	100088605
審査請求日	平成23年10月12日 (2011. 10. 12)		弁理士 加藤 公延
(31) 優先権主張番号	11/969, 504	(74) 代理人	100130384
(32) 優先日	平成20年1月4日 (2008. 1. 4)		弁理士 大島 孝文
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(72) 発明者	アサフ・ゴバリ
前置審査			イスラエル国、3 4 4 0 0 ハイファ、ピ ツォ 1

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 ドップラー超音波法を用いる三次元画像の再構成

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

対象物を撮像するためのシステムにおいて、
 プロブであって、超音波センサーを備え、前記対象物の近傍で動く要素の複数の二次
 元ドップラー画像を取得するように構成される、プロブと、
 プロセッサであって、前記二次元ドップラー画像から、前記動く要素の三次元画像を再
 構成するように構成される、プロセッサと、
 を備え、
 前記プロセッサには、前記動く要素に関する閾値速さが設定されており、
 前記プロセッサは、前記閾値速さより大きい速さを有する前記動く要素を表示するよう
 に構成されており、
 前記閾値速さが、 $-0.08\text{ m/秒} \sim +0.08\text{ m/秒}$ の間の速さの対象物は表示され
 ないように、 0.08 m/秒 に設定されている、
 システム。

【発明の詳細な説明】

【開示の内容】

【0001】

〔発明の分野〕

本発明は、概して撮像 (imaging) に関し、特に医用撮像に関する。

【0002】

〔発明の背景〕

心内膜（すなわち、心臓の内表面）の3-Dマッピングのための方法は、当該技術分野において知られている。例えば、本発明の譲受人に譲渡され、その開示内容が参照して本明細書に組み入れられるBen-Haimの米国特許第5,738,096号は、心臓マップを構成するための方法を記載する。侵襲的なプローブまたはカテーテルが心臓壁上の複数の場所と接触される。侵襲的なプローブの位置は各々の場所ごとに決定され、これらの位置は組み合わせられて心臓の少なくとも一部の構造マップを形成する。

【0003】

上記の米国特許第5,738,096号に記載されたシステム等のいくつかのシステムにおいて、追加の生理学的性質、ならびに心臓の表面上の局所電気活動も、カテーテルによって取得される。対応するマップは取得された局所情報を組み入れる。

10

【0004】

いくつかのシステムは位置検出を組み入れたハイブリッドカテーテルを使用する。例えば、本発明の譲受人に譲渡され、その開示内容が参照して本明細書に組み入れられるBen-Haimらの米国特許第6,690,963号は、侵襲的な医療器具の場所および向きを決定するための探知システムを記載する。

【0005】

本発明の譲受人に譲渡され、その開示内容が参照して本明細書に組み入れられるAltmanらの米国特許出願公報第2006/0241445号は、解剖学的構造体をモデル化するための方法を記載する。解剖学的構造体の複数の超音波画像が、いろいろな空間位置にて超音波センサーを使用して取得される。超音波センサーの場所および向きの座標が、これらの空間位置の各々にて測定される。解剖学的構造体の特徴部を指す、目的の輪郭（Contours-of-interest）が、超音波画像のうち1つまたは複数に印付けられる。解剖学的構造体の三次元（3-D）モデルが、これら目的の輪郭と、測定された場所および向きの座標とに基づいて構成される。

20

【0006】

本発明の譲受人に譲渡され、その開示内容が参照して本明細書に組み入れられるGovariらの米国特許第6,773,402号は、体腔、特に心腔の3-Dマッピングおよび幾何学的再構成のためのシステムを記載する。このシステムは複数の音響トランスデューサを備える心臓カテーテルを使用し、該音響トランスデューサは、腔の表面から反射され該トランスデューサによって受信される超音波を発する。各々のトランスデューサから、トランスデューサと対向する表面上の点または領域までの距離が決定され、これらの距離測定が該表面の3-D形状を再構成するために組み合わせられる。カテーテルはまた、心臓内のカテーテルの場所および向きの座標を決定するために使用される位置センサーを備える。1つの実施の形態において、処理回路は、ドップラー偏移を検出するために、反射波の周波数、ならびに飛行時間を分析する。ドップラー測定は心臓壁の速度を決定しマッピングするために使用される。

30

【0007】

開示内容が参照して本明細書に組み入れられるGuracarらの米国特許第5,961,460号は、超音波撮像システムであって、ドップラーおよびBモード（二次元診断超音波）画像信号を生成し、その後で変調非線形マッピング関数を使用し、ドップラーおよびBモード画像信号を組み合わせることで出力信号とする、超音波撮像システムを記載する。

40

【0008】

開示内容が参照して本明細書に組み入れられるMaらの米国特許第6,679,843号は、変調非線形関数を使用してドップラーおよびBモード画像信号を組み合わせることによりエレベーションフォールドイン（elevation fold-in）アーチファクトを低減する方法を記載する。静止した組織と関連するBモード画像信号の一部は、もとのままとされ、一方、流れと関連するBモード画像信号の一部は実質的に伏せられる（suppressed）。

【0009】

〔発明の概要〕

50

心臓等の臓器の三次元(3-D)画像は、多くのカテーテルベースの診断的および治療的応用に有用である。リアルタイム撮像は医師の作業を改善し、比較的経験の浅い医師が複雑な外科的処置をより容易に行うことさえ可能にする。3-D撮像はまた、いくらかの外科的処置を行うのに必要な時間を短縮するのに役立つ。加えて、3-D超音波画像は、複雑な処置およびカテーテル操作を計画立てるのに使用されることもできる。

【0010】

二次元(2-D)超音波走査から有意義な3-D再構成物を作成するために、コンピュータは、2-D画像のどの特徴部が目的の臓器の実際の輪郭を表すのか分っていなければならない。先行技術におけるこの問題に対する一般的な解決策は、超音波撮像システムのユーザーが2-D画像上に輪郭をトレースすることによってコンピュータを「支援」することである。この解決策は、例えば上記の米国特許出願公報第2006/0241445号で使用されている。

10

【0011】

本発明のいくらかの実施の形態は、ドップラー超音波法を使用して自動的にまたは半自動的に臓器の輪郭場所を提供する。ここでユーザーはただか、コンピュータによって生成された輪郭を点検し、場合により修正すればよい。例えば、心臓の場合、ドップラー画像は、心臓内の血流の速さのため、心臓の内部容積を心臓壁からはっきりと区別する。この現象は、心腔に出入りする血管において特に顕著である。

【0012】

本発明の代替的な実施の形態は、ドップラー超音波法を使用して、通例血液の動きの場所を決定するが、組織の動きの場所をも決定する。これらの場所を使用して、血流、および/または動きの領域を境界付ける表面等の、動きの領域の3-Dモデルを、これらの領域を取り囲む臓器の輪郭を形成または表示することなく、再構成することもできる。

20

【0013】

ゆえに、本発明の一つの実施の形態によれば、解剖学的構造体を撮像するための方法において、

前記解剖学的構造体の複数の超音波画像を取得することであって、前記画像のうち少なくとも1つの画像がドップラー情報を備える、超音波画像を取得することと、

前記ドップラー情報を使用して、前記解剖学的構造体の1つまたは複数の輪郭を生成することと、

30

前記1つまたは複数の輪郭を使用して、前記複数の超音波画像から前記解剖学的構造体の三次元画像を再構成することと、を含む、方法が提供される。

【0014】

通例、前記1つまたは複数の輪郭を生成することは、第1の値より大きいかまたは等しい動きの速さを有する前記解剖学的構造体の第1の領域と、動きの速さが前記第1の値よりも小さい第2の値より少ないかまたは等しい前記解剖学的構造体の第2の領域との間の境界を決定することを含む。前記第1の値は0.08m/秒とすることができ、前記第2の値は0.03m/秒とすることができる。

【0015】

1つの実施の形態において、前記解剖学的構造体は心臓を含み、かつ前記複数の超音波画像を取得することは、超音波センサーを含むカテーテルを前記心臓の腔に挿入し、前記腔内の複数の空間位置の間で前記カテーテルを動かすことを含む。通例、前記方法はまた、前記超音波センサーの場所および向き座標を測定することと、心電図(ECG)信号、内部生成同期信号、および外部供給同期信号のうち1つを含む同期信号に対して、前記複数の超音波画像、ならびに前記場所および向き座標を同期させることと、を含む。

40

【0016】

前記三次元画像は、前記解剖学的構造体の三次元表面モデルを含むこともでき、かつ前記方法は、さらに、

前記同期信号に対して同期された、組織特性、温度、および血液の流速のうち少なくとも1つを測定しパラメータマップを作出することと、

50

前記三次元表面モデルに前記パラメータマップを重ね合わせることで、を含むこともできる。

【0017】

開示された一つの実施の形態において、前記複数の超音波画像を取得することは、前記超音波画像を生成する超音波センサーを、前記超音波センサーの動きの速度が所定の閾値速度より少なくなるように動かすことを含む。

【0018】

代替的にまたは付加的に、前記複数の超音波画像を取得することは、前記超音波画像を生成する超音波センサーの動きの速度を決定すること、および、前記動きの速度に応じて前記ドップラー情報を修正することを含む。

【0019】

前記三次元画像は、前記解剖学的構造体の三次元スケルトンモデルおよび/または前記解剖学的構造体の三次元表面モデルを含むこともできる。

【0020】

前記方法は、前記三次元表面モデルに電気解剖学的マップを重ね合わせることを含むこともできる。

【0021】

前記方法は、磁気共鳴映像(MRI)システム、コンピュータ断層撮影(CT)システム、およびX線撮像システムのうち1つまたは複数から取り込まれた情報を、前記三次元表面モデルに重ね合わせることを含むこともできる。

【0022】

さらに、本発明の一つの実施の形態によれば、解剖学的構造体を撮像するための方法において、

前記解剖学的構造体の近傍で動く要素の複数の二次元ドップラー画像を取得することと、

前記動く要素の三次元画像を再構成することと、を含む、方法が提供される。

【0023】

通例、前記三次元画像を再構成することは、前記解剖学的構造体がない前記三次元画像を表示することを含む。

【0024】

一つの実施の形態において、前記方法は、前記動く要素に関し閾値速度(threshold speed)を設定することを含み、かつ前記三次元画像を再構成することは、前記閾値速度より大きい速度を有する前記動く要素を表示することを含む。

【0025】

開示された一つの実施の形態において、前記三次元画像を再構成することは、前記要素のうち少なくともいくつかを境界付ける表面を決定することと、前記表面を表示することと、を含む。

【0026】

本発明の一つの実施の形態によれば、解剖学的構造体を撮像するためのシステムにおいて、

プローブであって、超音波センサーを含み、前記解剖学的構造体の複数の超音波画像を取得するように構成されており、前記画像のうち少なくとも1つがドップラー情報を含む、プローブと、

プロセッサであって、前記超音波センサーに連結され、前記ドップラー情報を使用して前記解剖学的構造体の1つまたは複数の輪郭を生成するように、かつ前記1つまたは複数の輪郭を使用して、前記複数の超音波画像から前記解剖学的構造体の三次元画像を再構成するように、構成される、プロセッサと、を含む、システムがさらに提供される。

【0027】

本発明の一つの実施の形態によれば、解剖学的構造体を撮像するためのシステムにおいて、

10

20

30

40

50

プローブであって、超音波センサーを含み、前記解剖学的構造体の近傍で動く要素の複数の二次元ドップラー画像を取得するように構成される、プローブと、

プロセッサであって、前記二次元ドップラー画像から前記動く要素の三次元画像を再構成するように構成される、プロセッサと、を含む、システムがさらに提供される。

【0028】

本発明の一つの実施の形態によれば、解剖学的構造体を撮像するためのコンピュータソフトウェア製品において、コンピュータプログラム命令が記憶されるコンピュータ可読媒体を含み、前記命令は、コンピュータによって読み取られたときに、前記コンピュータをして、前記解剖学的構造体の複数の超音波画像であって、前記画像のうち少なくとも一つがドップラー情報を含む、複数の超音波画像を取得させ、前記ドップラー情報を使用して前記解剖学的構造体の一つまたは複数の輪郭を生成させ、かつ前記一つまたは複数の輪郭を使用して、前記複数の超音波画像から前記解剖学的構造体の三次元画像を再構成させる、コンピュータソフトウェア製品がさらに提供される。

10

【0029】

本発明のより良い理解のために、添付図面と共に読まれるべき発明の詳細な説明を一例として参照する。添付図面において、同様の要素には同様の参照番号が付されている。

【0030】

〔発明の詳細な説明〕

以下の説明において、本発明の完全な理解を提供するために、多くの具体的な細部を説明する。しかしながら、本発明がこれらの具体的な細部なしに実践されることもできることは、当業者には明らかであろう。他の場合では、本発明を不必要に不明瞭にしないよう、従来のアルゴリズムおよびプロセスのための周知の回路、制御ロジック、およびコンピュータプログラム命令の細部は詳細には示されていない。

20

【0031】

図面に注意を転じて、最初に図1を参照する。図1は、本発明の実施の形態による、患者の心臓24をマッピングし、撮像するためのシステム20の概略絵画図である。システム20は、医師により静脈または動脈を通じて心腔に挿入されるプローブ、例えばカテーテル27を備える。カテーテル27は、通例、医師がカテーテルを操作するためのハンドル28を備える。ハンドル28上の好適な調整つまみ（controls）は、医師がカテーテル27の遠位端29を望み通りに操縦し、位置付け、かつ向きを決めるのを可能にする。

30

【0032】

システム20は、カテーテル27の遠位端29の場所および向きの座標を測定する測位サブシステム（positioning subsystem）30を備える。本明細書および特許請求の範囲において、「場所（location）」の語はカテーテルの遠位端等の対象物の空間座標を意味し、「向き（orientation）」の語は対象物の角座標を意味し、「位置（position）」の語は場所および向きの座標の両方を備える、対象物の完全な位置情報を意味する。

【0033】

一つの実施の形態において、測位サブシステム30は、カテーテル27の遠位端29の位置を決定する磁気位置追跡システムを備える。測位サブシステム30は、患者の近くの予め定められた作業容積内で磁場を生成し、カテーテル27内の、以下に説明するセンサー内でこれらの場を検出する。測位サブシステム30は、通例、患者の外部の固定された既知の位置に位置付けられる場生成コイル31等の一組の外部放射器を備える。コイル31は、心臓24の近くに、場、通例磁場を生成する。

40

【0034】

図2を参照する。図2は、本発明の実施の形態による、図1に示すシステムで使用されるカテーテル27の遠位端29の絵画図である。上述の生成された場は、カテーテル27の遠位端29内に位置付けられた位置センサー32によって検出される。

【0035】

位置センサー32は、検出された場に応答して、カテーテル27を通じて延びるケーブル33によってコンソール34（図1）に位置関連の電気信号を送信する。代替的に、位

50

置センサー 32 は、無線リンクによってコンソールに信号を送信することもできる。

【0036】

代替的な実施の形態において、カテーテル内の1つまたは複数の放射器、通例コイルが、患者の身体の外側のセンサーによって受信される磁場を生成する。これらの外部センサーが位置関連の電気信号を生成する。

【0037】

図1を再び参照すると、コンソール34は測位プロセッサ36を備え、該プロセッサは、位置センサー32(図2)によって送られた信号に基づいてカテーテル27の遠位端29の場所および向きを計算する。測位プロセッサ36は、通例、センサー32からの信号を受信し、増幅し、ろ過し、デジタル化し、かつ別の方法で処理する。

10

【0038】

本発明の実施の形態で使用することができるいくつかの位置追跡システムは、例えば、上記の米国特許第6,690,963号、ならびに米国特許第6,618,612号および第6,332,089号、および米国特許出願公報第2004/0147920号A1および第2004/0068178号A1に記載されており、これらはすべて参照して本明細書に組み入れる。測位サブシステム30は磁場を使用するが、本発明の実施の形態は、電磁場測定、音響測定および/または超音波測定に基づくシステム等の任意の他の好適な測位サブシステムを使用して実施されることもできる。

【0039】

再び図2を参照すると、カテーテル27は、遠位端29内に位置付けられた超音波撮像センサー39を備えている。超音波撮像センサー39は、通例、超音波トランスデューサ40のアレイを備える。超音波トランスデューサ40は、線形アレイの構成で配列されて示されているが、円形または凸状の構成等の他のアレイ構成を使用することもできる。1つの実施の形態において、超音波トランスデューサ40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40は、カテーテル27の本体または壁部内に開口を画定する窓41内にまたはこれに隣接して位置付けられる。

20

【0040】

トランスデューサ40はフェーズドアレイとして動作し、窓41を通じてアレイアパーチャから超音波ビームを共同で送信する。1つの実施の形態において、アレイはショートバーストの超音波エネルギー(short burst of ultrasound energy)を送信し、その後で周囲の組織から反射された超音波信号を受信するために受信モードに切り替わる。通例、トランスデューサ40は、超音波ビームを所望の方向に向けるために、制御された方法で個々に駆動される。トランスデューサの適切なタイミングにより、作出された超音波ビームは同心円状に湾曲した波面を与えられ、トランスデューサアレイから一定の距離にビームを集束させることもできる。通例、システム20は、2-D超音波画像を作出するために、超音波ビームの操縦および集束、ならびにビームからの反射の記録を可能にする送信/受信走査機構を備える。

30

【0041】

1つの実施の形態において、超音波撮像センサー39は、16個~64個の間の超音波トランスデューサ40、通例48個~64個の間のトランスデューサ40を備える。通例、超音波トランスデューサ40は、中心周波数が5~10MHzの範囲で、標準的な侵入深度が数ミリ~約16センチに及ぶ超音波エネルギーを生成する。侵入深度は、超音波撮像センサー39の特性、周囲の組織の特性、および動作周波数に左右される。代替的な実施の形態において、他の好適な周波数範囲および侵入深度を使用することもできる。

40

【0042】

超音波トランスデューサ40はまた、受信した超音波の周波数を検出することもできる。送信周波数と受信周波数との間の変化は、ドップラー偏移を示し、該偏移を使用して、ビームを反射する対象物の、超音波ビームの方向における速度成分を計算することができる。

【0043】

50

システム 20 で使用することができる好適なカテーテルは、91765 カリフォルニア州ダイヤモンド・パー、ダイヤモンド・キャニオン・ロード 3333 の Biosense Webster Inc. によって製造販売されている SOUNDSTAR (商標) カテーテルである。

【0044】

再び図 1 を参照すると、反射超音波エコーを受信した後に、反射エコーに基づく電気信号が、超音波トランスデューサ 40 (図 2) によって、カテーテル 27 中のケーブル 33 を通じてコンソール 34 内の画像プロセッサ 43 に送られる。プロセッサ 43 は、これらの信号を、2-D の、通例扇形の超音波画像、および対応する 2-D ドップラー画像に変換する。画像プロセッサ 43 は、通例、心臓 24 の複数の部分 (sections) のリアルタイム超音波画像を表示し、これらの部分の 3-D 画像または容積の再構成を実行し、かつ以下により詳細に説明する他の機能を実行する。

10

【0045】

いくつかの実施の形態において、画像プロセッサは超音波画像および位置情報を使用して、患者の心臓等の解剖学的構造体の 3-D モデルを作出する。本特許出願の文脈および特許請求の範囲において、「解剖学的構造体 (anatomical structure)」の語は、心臓等の臓器の腔の全体または一部を、あるいは心臓または他の臓器の特定の壁部、表面、血管もしくは他の解剖学的特徴部を意味する。3-D モデルは、ディスプレイ 44 上の 2-D 投影として医師に提示される。

【0046】

いくつかの実施の形態において、カテーテル 27 の遠位端 29 はまた、電気解剖学的マッピングおよび/または高周波 (RF) 焼灼等の診断および/または治療機能を実行するための少なくとも 1 つの電極 46 を備える。1 つの実施の形態において、電極 46 は、局所電位を検出するために使用される。電極 46 によって測定された電位は、心内膜表面上の局所電気活動をマッピングする際に使用されることができる。電極 46 が心臓の内表面上の点と接触されるか、または接近されると、電極 46 はその点における局所電位を測定する。測定された電位は電気信号に変換され、表示のためにカテーテルを通じて画像プロセッサに送られる。他の実施の形態において、局所電位は、いずれもがコンソール 34 に接続される好適な電極と位置センサーとを備える、別のカテーテルから得られる。

20

【0047】

代替的な実施の形態において、電極 46 は異なったパラメータを測定するのに使用されることもできる。例えば、電極 46 を使用してさまざまな組織特性を測定することもできる。付加的にまたは代替的に、電極 46 を使用して温度を測定することもできる。さらに付加的にまたは代替的に、電極 46 を使用して血液の流速を測定することもできる。電極 46 は単一のリング電極として示されているが、カテーテルは任意の便利な数の、当該技術分野で知られている形態の電極 46 を備えることもできる。例えば、カテーテルは、上記に略述した診断および/または治療機能を実行するために、2 つ以上のリング電極、複数のまたはアレイの点電極、先端電極、あるいはこれらのタイプの電極の任意の組み合わせを備えることもできる。

30

【0048】

位置センサー 32 は、通例、カテーテル 27 の遠位端 29 内に、電極 46 およびトランスデューサ 40 に隣接して位置付けられる。通例、位置センサー 32 と、電極 46 と、超音波センサー 39 のトランスデューサ 40 との間の相互の場所および向きのおフセットは、一定である。これらのおフセットは、位置センサー 32 の測定された位置を考慮して、超音波センサーの座標および電極 46 の座標を導出するために測位プロセッサ 36 によって通例使用される。別の実施の形態において、カテーテル 27 は、2 つ以上の位置センサー 32 を備え、各々の位置センサーは電極 46 およびトランスデューサ 40 に対して一定の場所および向きのおフセットを有する。いくつかの実施の形態において、これらのおフセット (または等価較正パラメータ) は予め較正され、測位プロセッサ 36 に記憶される。代替的に、これらのおフセットは、カテーテル 27 のハンドル 28 にはめ込まれる EPROM (消去プログラム可能型読取専用メモリー) 等のメモリー装置に記憶されることも

40

50

できる。

【0049】

位置センサー32は、通例、上記の米国特許第6,690,963号に記載されているような3つの非同心コイル(図示せず)を備える。代替的に、任意の数の同心もしくは非同心コイルを備えるセンサー、ホール効果センサーおよび/または磁気抵抗センサー等の、任意の他の好適な位置センサー配列を使用することもできる。

【0050】

通例、センサー39から導出される超音波画像、およびセンサー32の位置測定は両方とも、信号および画像の取り込みを体表面心電図(ECG)信号または心内心電図に対してゲート制御することにより、心臓周期と同期される。1つの実施の形態において、ECG信号は電極46によって作出されることもできる。心臓の特徴部は、心臓の周期的な収縮および弛緩中に形状および位置を変えるので、撮像の全プロセスは、通例、この周期に対し特定の時点で行われる。いくつかの実施の形態において、上述した測定等の、カテーテルによって行われる追加の測定も、心電図(ECG)信号に同期される。これらの測定も、位置センサー32によって行われる対応する位置測定と関連付けられる。追加の測定値は、通例、以下に説明するように、再構成された3-Dモデルに重ね合わされる。

10

【0051】

いくつかの実施の形態において、位置測定、および、超音波画像の取得は、システム20(図1)により作出される内部生成信号に同期される。例えば、同期機構を使用して、内部干渉信号により引き起こされる超音波画像における干渉を回避することもできる。この場合、画像取得および位置測定のタイミングは、画像が干渉なしで取得されるように、干渉信号に対して特定のオフセットに設定される。オフセットは、干渉のない画像取得を維持するために時折調整されることもできる。代替的に、測定および取得は外部供給同期信号に同期されることもできる。

20

【0052】

いくつかの実施の形態において、画像プロセッサ43は位置センサー32の連続的な位置測定を用いて遠位端29の動きの速さを見積もることもできる。通例、医師は、この動きの速さが予め設定された閾値より低いときに装置20を操作して超音波画像を生成するが、この閾値は、遠位端の動きが閾値より低ければ、測定されたドップラー偏移に実質的に何らの影響もなく、またこの偏移を作出する対象物の導出された速度にも何の影響もないように、設定される。代替的にまたは付加的に、超音波ビームの方向における遠位端29の速度成分が、超音波ビームを反射する対象物の、測定されたドップラー偏移から導出される速度成分に加えられるように、装置を構成することもできる。これらの成分のベクトル加法は遠位端29の動きを修正する。

30

【0053】

1つの実施の形態において、システム20は、超音波トランスデューサ40を駆動する超音波駆動器(図示せず)を備える。この目的のために使用することができる好適な超音波駆動器の一例は、マサチューセッツ州ピーボディのAnalogic Corp.により生産されるAN2300TM超音波システムである。この実施の形態において、超音波駆動器は、超音波センサーを駆動し2-D超音波画像を作出して、画像プロセッサ43の機能のいくつかを実行する。超音波駆動器は、当該技術分野で知られている、Bモード、Mモード(縦軸に時間が示された次元診断超音波)、CW(連続波)ドップラー(超音波エネルギーの連続波を使用して対象物の速度を検出する)、およびカラーフロードップラー(超音波エネルギーのパルスを使用して対象物の距離および速度を決定すると共に、その結果生じた画像を相対速度に応じた色を使用して表示する)等のいろいろな撮像モードをサポートすることもできる。

40

【0054】

通例、測位プロセッサと画像プロセッサは、汎用コンピュータを使用して実施され、該コンピュータは、本明細書で説明する機能を遂行するようにソフトウェアがプログラミングされる。このソフトウェアは、例えばネットワークを通じて、電子的形態でコンピュー

50

タにダウンロードされることもでき、または、代替的に、CD-ROM等の有形の媒体によってコンピュータに供給されることもできる。測位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使用して、または単一のコンピュータを使用して、実施されることもでき、あるいはシステム20の他のコンピューティング機能と統合されることもできる。付加的にまたは代替的に、測位および画像処理機能のうち少なくともいくつかは専用のハードウェアを使用して実行されることもできる。

【0055】

図3、図4、図5および図6を参照すると、これらは本発明の実施の形態による、非ヒト心臓の概略画像である。図3は、非ヒト心臓の一部の2-D超音波画像202を図示する。この画像は、ブタの心臓204の右心房に位置付けられたカテーテルにより取られたものであり、僧帽弁205Mの近くの対象物によって生成された超音波強さを表す特徴部205と、大動脈弁210Aの近くの対象物によって生成された超音波強さを表す特徴部210とを示す。特徴部205、210が図3に示されているが、それらの境界ははっきりとは描出されていない。通例、ヒトの心臓24の対応する2-D画像はディスプレイ44上で医師に表示されることができ、ディスプレイ44上に生成された心臓204または心臓24の画像は通例彩色されている。ディスプレイ44上の画像の異なった強さは図3において異なった陰影付けにより表されている。

10

【0056】

図4は、2-D超音波画像202(図4)に示す心臓204の一部の2-Dドップラー画像211を図示する。2-Dドップラー画像211は、僧帽弁205Mおよび大動脈弁210Aの付近の、通例血流によって生成されるドップラー情報を含む超音波画像である。特徴部212は大動脈弁210Aの付近の動きを示し、特徴部213は僧帽弁205Mの付近の動きを示す。超音波ビームの方向における動きは、通例、異なった色によって示される。例えば、超音波撮像センサー39(図2)から遠ざかる動きはディスプレイ44上で赤に見えるようにすることもでき、超音波撮像センサー39に向う動きはディスプレイ44上で青に見えるようにすることもできる。ディスプレイ44上の画像の異なった色は、図4では異なった陰影付けによって表されており、斜めのストライプはほぼ+0.2m/秒~+0.6m/秒の間の速さを表し、小さな点はほぼ-0.2m/秒~+0.2m/秒の間の速さを表し、大きな点はほぼ-0.6m/秒~-0.2m/秒の間の速さを表す。プラスの速さはセンサー39から遠ざかる動きを示し、マイナスの速さは該センサーに向う動きを示す。

20

30

【0057】

図5は、ドップラー情報から導出された輪郭を示す2-Dドップラー画像211の向上版(enhanced version)214を図示する。輪郭は、通例血液の流れを表す、例えば0.2m/秒を超える速さを有する急速な動きの領域と、例えば0.03m/秒より少ない速さを有するほとんどまたは全く動きのない領域との間の境界を決定するプロセッサ43等の画像プロセッサによって導出されることもできる。心腔壁および/または血管の動きの速さは、血流の速さに比べて通例小さいので、輪郭は、通例、心腔および血管の内壁を表す。特徴部213は輪郭215で印付けられている。特徴部212は輪郭220で印付けられている。

40

【0058】

図6は、2-D超音波画像202(図3)の向上版230である。ドップラー情報から導出された輪郭215および220は、2-D超音波強さ画像上にマッピングされている。図5および図6は、輪郭を超音波強さ画像またはドップラー情報画像の上に表示することにより、医師が大動脈弁210Aおよび僧帽弁205Mの境界をより正確に、かつより容易に知覚することができることを証明している。

【0059】

図7を参照する。図7は、本発明の実施の形態による、心臓204の左心室257の3-Dスケルトンモデル255である。スケルトンモデルは3-D空間内の複数の輪郭を備える。3-Dスケルトンモデル255は、図6の視点とは異なった視点からの輪郭215

50

および220を示している。3-Dスケルトンモデル255はまた、追加の輪郭260を示しており、これらの輪郭は、超音波撮像センサー39の他の位置から得られた2-Dドップラー超音波画像を使用して、輪郭215および220と同じように導出されたものである。明確にするように、少数の輪郭のみが図7に示されている。

【0060】

図8を参照する。図8は、本発明の実施の形態による、左心室257の3-D表面モデル265である。モデル265は「金網」タイプのプロセスを使用して得られ、該プロセスにおいて、図7には示されていない追加の輪郭を含む3-Dスケルトンモデル255は、実質的に包まれて(encased)、スケルトンモデル上に表面を生成し、解剖学的構造体の3-D形状を作出する。生成された、左心室257の表面には、以下に説明するように、電気活動マップ290が重ね合わされる。このマップは、異なった色(図8では異なった陰影付けパターンとして示されている)を使用して、異なった電位値を表す。

10

【0061】

図9を参照する。図9は、本発明の実施の形態による、心臓のマッピングおよび撮像のための方法を概略的に例示するフローチャート305である。フローチャート305の方法は、通例、超音波撮像センサー39(図2)の異なる位置で取得された複数の2-D超音波画像を組み合わせて、解剖学的構造体の単一の3-Dモデルにする。

【0062】

最初のステップ310において、解剖学的構造体の一連の2-D超音波画像が取得される。通例、医師は、右心房等の心臓24の腔内に好適な血管を通じてカテーテル27を挿入し、その後で腔内の異なった位置の間でカテーテルの遠位端を動かすことにより、解剖学的構造体を走査する。解剖学的構造体は、カテーテルが位置する腔の全部または一部を、あるいは、付加的にまたは代替的に、左心房等の異なった腔を、または大動脈等の血管構造体を、含むことができる。超音波撮像センサー39の各々の位置において、画像プロセッサは、超音波撮像センサー39から受信された信号を使用して、2-D超音波強さ画像と、通例、2-D超音波ドップラー画像とを取得し、作出する。

20

【0063】

並行して、測位サブシステムは、カテーテルの遠位端の位置を測定し、計算する。計算された位置は、対応する超音波画像と共に記憶される。通例、カテーテルの遠位端の各々の位置は、六次元座標(X、Y、Z軸位置、ならびにピッチ、偏揺れ(yaw)および横揺れ(roll)の角度向き)等の座標の形態で表される。

30

【0064】

ステップ312において、画像プロセッサは、図5に関し上述したように、各々の2-Dドップラー画像211を分析して存在物の輪郭を特定する。

【0065】

ステップ325において、輪郭は、上述の図6に図示したように、各々の2-D超音波画像上にマッピングされる。輪郭は、3-D作業容積中の解剖学的構造体の境界を印付け、医師が処置中にこれらの構造体を特定するのを手助けする。

【0066】

ステップ312および325は、ステップ310で作出されたすべての2-D超音波画像について行われる。画像プロセッサ43(図1)が輪郭の一部の場所を、対応する2-Dドップラー画像から推測できない場合には、プロセッサは、他の2-D超音波画像およびドップラー画像、通例、問題となっている画像、に空間的に隣接する画像から導出された輪郭を使用して、輪郭を自動的に特定し再構成することができる。この特定および再構成プロセスは、エッジ検出法、相関法、および当該技術分野で知られている他の方法を含む、任意の好適な画像処理法を使用することができる。画像プロセッサはまた、画像ごとに輪郭場所を相互に関係させることにおいて、各々の画像と関連するカテーテルの位置座標を使用することもできる。付加的にまたは代替的に、ステップ312はユーザーが支援する方法で実施されることもでき、このステップにおいて、医師は、2-D超音波画像または2-Dドップラー画像のどちらか、あるいは両方の画像を使用して、画像プロセッサ

40

50

により遂行された自動輪郭再構成を点検し、修正する。

【 0 0 6 7 】

ステップ 3 4 0 において、画像プロセッサは一組の画像において特定された輪郭に 3 - D 座標を割り当てる。3 - D 空間における 2 - D 超音波画像の平面の場所および向きは、ステップ 3 1 0 で該画像と共に記憶された位置情報のおかげで分っている。ゆえに、画像プロセッサは 2 - D 画像内のすべてのピクセルの 3 - D 座標、特に輪郭に対応する 3 - D 座標を決定することができる。座標を割り当てるとき、画像プロセッサは、通例、上述のように、位置センサーと超音波センサーとの間の場所および向きのオフセットを備える、記憶された較正データを使用する。

【 0 0 6 8 】

ステップ 3 4 5 において、画像プロセッサは、図 7 に関し上述したように、解剖学的構造体の 3 - D スケルトンモデルを作出する。いくらかの実施の形態において、画像プロセッサは、上述のように 3 - D スケルトンモデルを実質的に包む (encasing) ことによって、画像 2 6 5 (図 8) 等の 3 - D 表面モデルを作出する。

【 0 0 6 9 】

上述のように、いくらかの実施の形態において、システム 2 0 (図 1) は、解剖学的構造体の表面の局所電位を測定することをサポートする。カテーテル 2 7 (図 2) によって取得された各々の電気活動データ点は、電極 4 6 (図 2) により測定された電位または電気活性化時間の値と、測位サブシステムにより測定されたカテーテルの対応する位置座標とを備える。ステップ 3 7 0 において、画像プロセッサは、電気活動データ点を 3 - D モデルの座標系と位置合わせし、これらのデータ点をモデルに重ね合わせる。これは電気活動マップ 2 9 0 として図 8 に示されている。ステップ 3 7 0 はこの方法において随意であり、システム 2 0 がこのタイプの測定をサポートする場合、および、医師がこの機能の使用を選択した場合にのみ実行される。

【 0 0 7 0 】

代替的に、別の 3 - D 電気活動マップ (しばしば電気解剖学的マップと呼ばれる) が生成され、表示されることもできる。例えば、好適な電気解剖学的マップは、Biosense Webster Inc. によって製造販売される CARTO (商標) ナビゲーションおよびマッピングシステムにより作出されることができ。電位値は、例えばカラースケールまたは任意の他の好適な視覚化法を使用して提示されることもできる。いくらかの実施の形態において、画像プロセッサは、測定された電位値を内挿または外挿し、解剖学的構造体の壁部の全体にわたって電位分布を描写するフルカラーマップを表示することもできる。

【 0 0 7 1 】

上記のように、他の撮像アプリケーションから取り込まれた情報を 3 - D モデルと位置合わせし、表示のために該モデルに重ね合わせることもできる。例えば、予め取得されたコンピュータ断層撮影 (CT)、磁気共鳴映像 (MRI) または X 線情報を、3 - D 超音波ベースのモデルと位置合わせすることもできる。

【 0 0 7 2 】

付加的にまたは代替的に、上述のように電極 4 6 を使用して追加の測定値が得られたならば、これらの測定値は 3 - D モデルと位置合わせされ、しばしばパラメータマップと呼ばれる追加の層として表示されることもできる。

【 0 0 7 3 】

最終ステップ 3 8 0 において、3 - D モデルは、通例、ディスプレイ 4 4 (図 1) 上で医師に提示される。

【 0 0 7 4 】

図 1 0 を参照する。図 1 0 は、本発明の代替的な実施の形態による、非ヒト心臓の概略画像である。図 1 0 は心臓 2 0 4 の 2 - D ドップラー画像 4 0 5 を図示する。以下に説明する相違点は別として、画像 4 0 5 は画像 2 1 1 および 2 1 4 (図 4 および図 5) に全体として類似し、画像 4 0 5、2 1 1 および 2 1 4 において同じ参照番号によって示される要素は、全体として類似の記載 (descriptions) を有する。2 - D ドップラー画像 4 0 5

10

20

30

40

50

では動きの領域のみが示されている。したがって、特徴部 2 1 2、2 1 3 は、図 4 および図 5 のように、それぞれ大動脈弁および僧帽弁の付近の動きを表すものとして示されている。しかしながら、画像 4 0 5 において、導出された速さが $-0.08 \text{ m/秒} \sim +0.08 \text{ m/秒}$ の間の対象物は表示されないように、閾値が 0.08 m/秒 に設定されている。したがって、画像 2 1 1 および 2 1 4 とは異なり、画像 4 0 5 においては導出された速度が遅い輪郭も領域も表示されていない。

【0075】

図 1 1 を参照する。図 1 1 は、本発明の代替的な実施の形態による、心臓のマッピングおよび撮像のための方法を概略的に例示するフローチャート 5 0 5 である。フローチャート 5 0 5 の方法は、通例、超音波撮像センサー 3 9 (図 2) の異なる位置で取得された複数の 2 - D ドップラー画像を組み合わせ、これらの画像を生成する対象物の 3 - D モデルにする。

10

【0076】

最初のステップ 5 1 0 は全体としてステップ 3 1 0 (図 9) に類似する。ステップ 5 1 0 において、解剖学的構造体の近傍で動く要素を含む該構造体の一連の 2 - D ドップラー画像が取得される。動く要素は、通例、血液等の流体を含む。ステップ 5 1 0 において、測位サブシステムは、カテーテルの遠位端の位置を測定し、計算する。

【0077】

ステップ 5 1 5 において、画像プロセッサは各々の 2 - D ドップラー画像 2 1 1 を分析して動きの領域を特定する。ほとんどまたは全く動きのない領域は、図 1 0 に関し上述したように、伏せられる。通例、ピクセルは、該ピクセルの場所での超音波ビームの方向における速さが閾値を超える場合にのみ示される。2 - D ドップラー画像 4 0 5 (図 1 0) の場合、その閾値はほぼ 0.08 m/秒 とすることができる。

20

【0078】

ステップ 5 2 0 において、画像プロセッサは一組の 2 - D ドップラー画像中の残りの、通例色付きのピクセルに 3 - D 座標を割り当てる。3 - D 空間における 2 - D 超音波画像の平面の場所および向きは、最初のステップ 5 1 0 で該画像と共に記憶された位置情報のおかげでわかっている。ゆえに、画像プロセッサは 2 - D 画像内のすべてのピクセルの 3 - D 座標を決定することができる。座標を割り当てるとき、画像プロセッサは、通例、上述のように、位置センサーと超音波センサーとの間の場所および向きのオフセットを備える、記憶された較正データを使用する。

30

【0079】

ステップ 5 2 5 において、画像プロセッサは、解剖学的構造体の近傍の動きの点の、3 - D 空間内のすべてのピクセルを備える 3 - D 画像を作出する。

【0080】

随意のステップ 5 3 0 において、追加のデータが、フローチャート 3 0 5 (図 9) のステップ 3 7 0 に関し上述したように、3 - D 画像に重ね合わされることもできる。

【0081】

さらなる随意のステップ 5 3 2 において、画像プロセッサは、ステップ 5 2 5 で作出されたピクセルの周りに境界表面を生成することができる。境界表面を生成するために、画像プロセッサは、反復プロセスを行って表面を決定することができる。例えば、プロセッサまたは医師は、表面を生成し始めるシード点を選ぶこともできる。プロセッサは、ステップ 5 1 5 の閾値等の予め定められた閾値を超えるすべてのピクセルが特定されるまでシード点から放射することにより、該表面を反復して見つけ出す。プロセッサは特定されたピクセルを囲む表面を決定する。代替的に、プロセッサは、閾値にかかわらず、シード点から放射することによって特定されたすべてのピクセルを使用して、境界表面を生成することもできる。

40

【0082】

最終ステップ 5 3 5 において、先行するステップで生成された画像は、通例、ディスプレイ 4 4 (図 1) 上で医師に提示される。フローチャート 5 0 5 の実施は、医師が、流れ

50

ている血液等の、3-D解剖学的構造体の近傍で動く要素の動きのマップまたはモデルを見ることを可能にすることが理解されよう。代替的にまたは付加的に、医師は動く要素に関連した境界表面を見ることもできる。

【0083】

いくつかの実施の形態において、システム20(図1)は、リアルタイムの、またはほぼリアルタイムの撮像システムとして使用されることもできる。例えば、医師は、医療処置を開始する前の準備ステップとして、上述の方法を使用して、解剖学的構造体の3-Dモデル、および/または解剖学的構造体の近傍で動く対象物の3-Dモデルを再構成することもできる。処置中に、システム20は、該モデルに対するカテーテルの3-D位置を連続的に追跡し、表示することもできる。医療処置を行うために使用されるカテーテルは、3-Dモデルを生成するために使用されるのと同じカテーテルでも、好適な位置センサーが装着された別のカテーテルであってもよい。

10

【0084】

上述の実施の形態は、心臓カテーテル等の侵襲的なプローブを使用する超音波撮像に関するが、本発明の原理はまた、測位センサーが装着された外部または内部超音波プローブ(経胸腔プローブ等)を使用して臓器の3-Dモデルを再構成するのに適用されることもできる。付加的にまたは代替的に、上記のように、開示された方法は、心臓以外の臓器、例えば心腔に出入りする血管、または頸動脈等の臓器の3-Dモデル化のために使用されることもできる。さらに付加的にまたは代替的に、組織の厚みおよび焼灼温度等の他の診断または治療情報は、上述の電気活動オーバーレイの方法で3-Dモデルに重ね合わされることもできる。3-Dモデルはまた、焼灼カテーテル等の他の診断的または外科的処置に関連して使用されることもできる。

20

【0085】

したがって、上述の実施の形態は一例として挙げられたものであり、本発明が特に図示し先に説明した発明に限定されるものでないことは理解されよう。むしろ、本発明の範囲は、先に説明したさまざまな特徴のコンビネーションおよびサブコンビネーション、ならびに先の説明を読むことによって当業者に想到され、かつ先行技術には開示されていない、先に説明したさまざまな特徴の変更例および修正例を含むものである。

【0086】

〔実施の態様〕

30

(1) 解剖学的構造体を撮像するための方法において、

前記解剖学的構造体の複数の超音波画像を取得することであって、前記画像のうち少なくとも1つの画像がドップラー情報を備える、超音波画像を取得することと、

前記ドップラー情報を使用して、前記解剖学的構造体の1つまたは複数の輪郭を生成することと、

前記1つまたは複数の輪郭を使用して、前記複数の超音波画像から前記解剖学的構造体の三次元画像を再構成することと、

を含む、方法。

(2) 実施態様1に記載の方法において、

前記1つまたは複数の輪郭を生成することは、第1の値より大きいかまたは等しい動きの速さを有する前記解剖学的構造体の第1の領域と、動きの速さが前記第1の値よりも小さい第2の値より少ないかまたは等しい、前記解剖学的構造体の第2の領域との間の境界を決定することを含む、方法。

40

(3) 実施態様2に記載の方法において、

前記第1の値は、0.08m/秒であり、

前記第2の値は、0.03m/秒である、方法。

(4) 実施態様1に記載の方法において、

前記解剖学的構造体は、心臓を含み、

前記複数の超音波画像を取得することは、超音波センサーを備えるカテーテルを前記心臓の腔に挿入し、前記腔内の複数の空間位置の間で前記カテーテルを動かすことを含む、

50

方法。

【 0 0 8 7 】

(5) 実施態様 4 に記載の方法において、
前記超音波センサーの場所および向き座標を測定することと、
心電図 (E C G) 信号、内部生成同期信号、および外部供給同期信号のうち 1 つを備える同期信号に対して、前記複数の超音波画像、ならびに前記場所および向き座標を同期させることと、

をさらに含む、方法。

(6) 実施態様 5 に記載の方法において、
前記三次元画像は、前記解剖学的構造体の三次元表面モデルを備え、
前記方法は、
前記同期信号に対して同期された、組織特性、温度、および血液の流速のうち少なくとも 1 つを測定しパラメータマップを作成することと、

前記三次元表面モデルに前記パラメータマップを重ね合わせることと、

をさらに含む、方法。

(7) 実施態様 1 に記載の方法において、
前記複数の超音波画像を取得することは、前記超音波画像を生成する超音波センサーを、前記超音波センサーの動きの速度が所定の閾値速度より少なくなるように動かすことを含む、方法。

(8) 実施態様 1 に記載の方法において、
前記複数の超音波画像を取得することは、前記超音波画像を生成する超音波センサーの動きの速度を決定すること、および、前記動きの速度に応じて前記ドップラー情報を修正することを含む、方法。

【 0 0 8 8 】

(9) 実施態様 1 に記載の方法において、
前記三次元画像は、前記解剖学的構造体の三次元スケルトンモデルを備える、方法。

(1 0) 実施態様 1 に記載の方法において、
前記三次元画像は、前記解剖学的構造体の三次元表面モデルを備える、方法。

(1 1) 実施態様 1 0 に記載の方法において、
前記三次元表面モデルに電気解剖学的マップを重ね合わせること、

をさらに含む、方法。

(1 2) 実施態様 1 0 に記載の方法において、
磁気共鳴映像 (M R I) システム、コンピュータ断層撮影 (C T) システム、および X 線撮像システムのうち 1 つまたは複数から取り込まれた情報を前記三次元表面モデルに重ね合わせること、

をさらに含む、方法。

【 0 0 8 9 】

(1 3) 解剖学的構造体を撮像するための方法において、
前記解剖学的構造体の近傍で動く要素の複数の二次元ドップラー画像を取得することと、
前記動く要素の三次元画像を再構成することと、
を含む、方法。

(1 4) 実施態様 1 3 に記載の方法において、
前記三次元画像を再構成することは、前記解剖学的構造体がない前記三次元画像を表示することを含む、方法。

(1 5) 実施態様 1 3 に記載の方法において、
前記動く要素に関し閾値速さを設定すること、
を含み、
前記三次元画像を再構成することは、前記閾値速さより大きい速さを有する前記動く要素を表示することを含む、方法。

10

20

30

40

50

(16) 実施態様13に記載の方法において、
前記三次元画像を再構成することは、前記要素の少なくともいくつかを境界付ける表面を決定すること、および、前記表面を表示することを含む、方法。

【0090】

(17) 解剖学的構造体を撮像するためのシステムにおいて、
プローブであって、超音波センサーを備え、前記解剖学的構造体の複数の超音波画像を取得するように構成されており、前記画像のうち少なくとも1つがドップラー情報を含む、プローブと、

プロセッサであって、前記超音波センサーに連結され、前記ドップラー情報を使用して前記解剖学的構造体の1つまたは複数の輪郭を生成するように、かつ前記1つまたは複数の輪郭を使用して、前記複数の超音波画像から前記解剖学的構造体の三次元画像を再構成するように、構成される、プロセッサと、
を備える、システム。

10

(18) 解剖学的構造体を撮像するためのシステムにおいて、
プローブであって、超音波センサーを備え、前記解剖学的構造体の近傍で動く要素の複数の二次元ドップラー画像を取得するように構成される、プローブと、

プロセッサであって、前記二次元ドップラー画像から、前記動く要素の三次元画像を再構成するように構成される、プロセッサと、
を備える、システム。

【0091】

(19) 解剖学的構造体を撮像するためのコンピュータソフトウェア製品において、
コンピュータプログラム命令が記憶されるコンピュータ可読媒体、
を備え、

前記命令は、コンピュータによって読み取られたときに、前記コンピュータをして、
前記解剖学的構造体の複数の超音波画像であって、前記画像のうち少なくとも1つがドップラー情報を含む、複数の超音波画像を取得させ、

前記ドップラー情報を使用して前記解剖学的構造体の1つまたは複数の輪郭を生成させ、
かつ、

前記1つまたは複数の輪郭を使用して、前記複数の超音波画像から前記解剖学的構造体の三次元画像を再構成させる、コンピュータソフトウェア製品。

30

【図面の簡単な説明】

【0092】

【図1】本発明の実施の形態による、心臓マッピングおよび撮像のためのシステムの概略絵画図である。

【図2】本発明の実施の形態によるカテーテルの概略絵画図である。

【図3】本発明の実施の形態による非ヒト心臓の概略画像である。

【図4】本発明の実施の形態による非ヒト心臓の概略画像である。

【図5】本発明の実施の形態による非ヒト心臓の概略画像である。

【図6】本発明の実施の形態による非ヒト心臓の概略画像である。

【図7】本発明の実施の形態による、図3～図6に示す心臓の3-Dスケルトンモデルである。

40

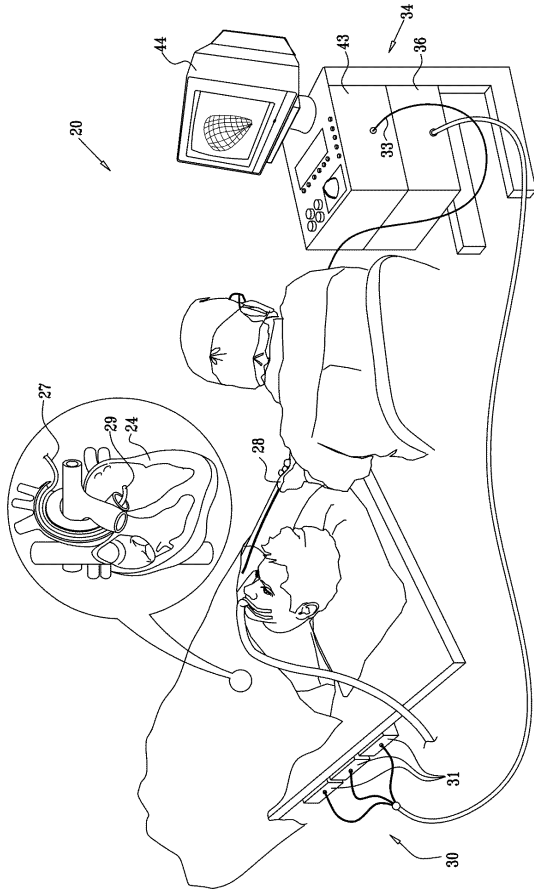
【図8】本発明の実施の形態による、図3～図6に示す心臓の3-D表面モデルである。

【図9】本発明の実施の形態による、心臓マッピングおよび撮像のための方法を概略的に図示するフローチャートである。

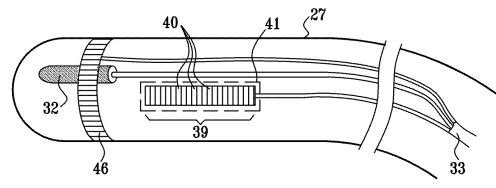
【図10】本発明の代替的な実施の形態による非ヒト心臓の概略画像である。

【図11】本発明の代替的な実施の形態による、心臓マッピングおよび撮像のための方法を概略的に図示するフローチャートである。

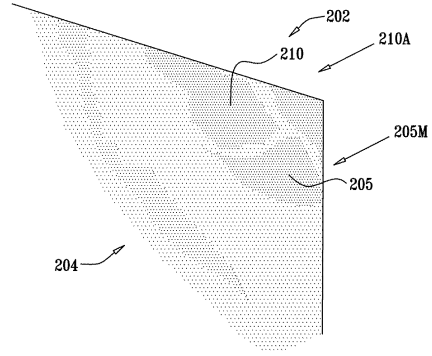
【 図 1 】



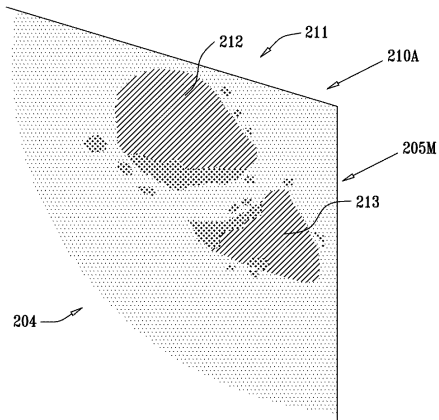
【 図 2 】



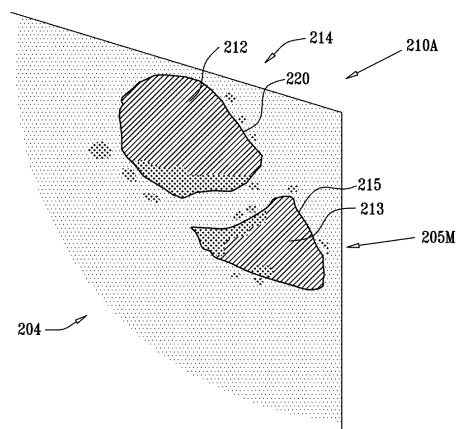
【 図 3 】



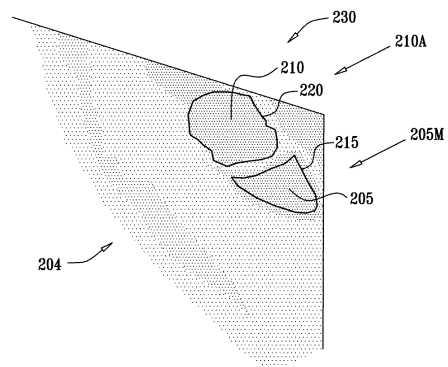
【 図 4 】



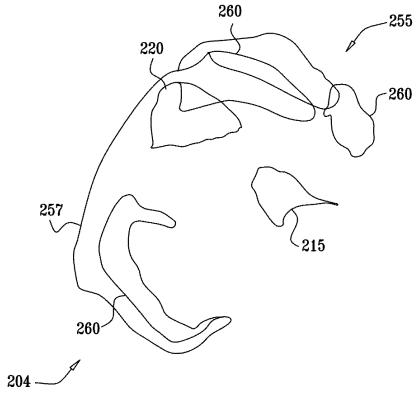
【 図 5 】



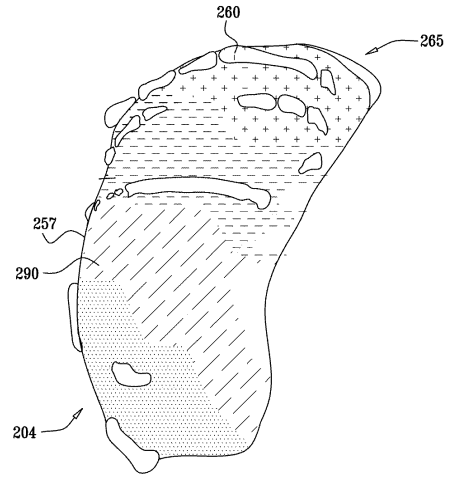
【 図 6 】



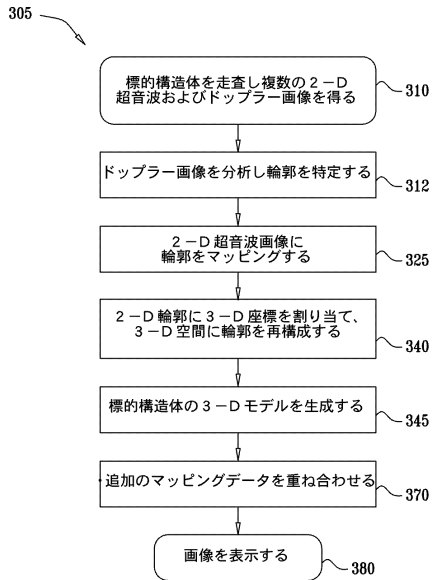
【図7】



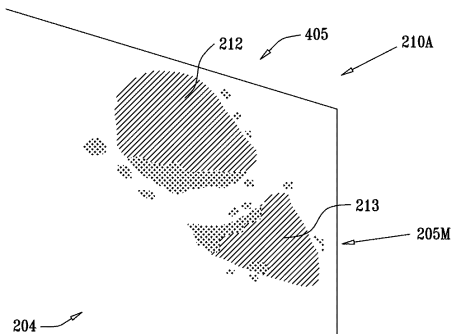
【図8】



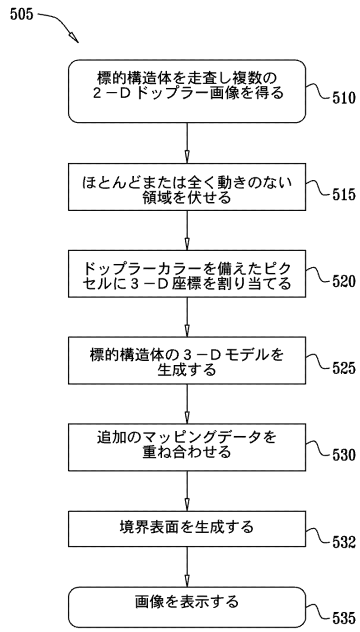
【図9】



【図10】



【図11】



フロントページの続き

- (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、34614 ハイファ、シムシオン 13 / 9
- (72)発明者 ヤロン・エフラス
イスラエル国、35170 カルケル、ツァフリリム 30
- (72)発明者 イツハック・シュワルツ
イスラエル国、34606 ハイファ、ハントケ 28

審査官 宮川 哲伸

- (56)参考文献 特開2002-306483(JP,A)
特開平08-131436(JP,A)
特開2006-305360(JP,A)
特開2006-305359(JP,A)
特開2006-305361(JP,A)
特開平01-141649(JP,A)
特開平07-059770(JP,A)
特開2009-136679(JP,A)
特開2002-113004(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	多普勒超声重建三维图像		
公开(公告)号	JP5661240B2	公开(公告)日	2015-01-28
申请号	JP2008327115	申请日	2008-12-24
[标]申请(专利权)人(译)	韦伯斯特生物官能公司		
申请(专利权)人(译)	生物传感韦伯斯特, Incorporated的Rete算法每次		
当前申请(专利权)人(译)	生物传感韦伯斯特, Incorporated的Rete算法每次		
[标]发明人	アサフゴバリ アンドレスクラウディオアルトマン ヤロンエフラス イツハックシュワルツ		
发明人	アサフ・ゴバリ アンドレス・クラウディオ・アルトマン ヤロン・エフラス イツハック・シュワルツ		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/06		
CPC分类号	A61B8/543 A61B6/541 A61B8/12 A61B8/14 G06T7/13 G06T7/564 G06T2207/10012 G06T2207/10132 G06T2207/30048		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/BB23 4C601/DD03 4C601/DD15 4C601/DE04 4C601/EE30 4C601/FE04 4C601/FF08 4C601/GA20 4C601/GA25 4C601/GB04 4C601/JC06 4C601/JC09 4C601/JC11 4C601/JC26 4C601/JC27 4C601/KK02 4C601/LL38		
优先权	11/969,504 2008-01-04 US		
其他公开文献	JP2009160397A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种用于对解剖结构进行成像的方法。解决方案：用于对解剖结构进行成像的方法包括获取解剖结构的多个超声图像。至少一个图像包括多普勒信息。从多普勒信息生成解剖结构的一个或多个轮廓。使用一个或多个轮廓从多个超声图像重建解剖结构的三维图像。

