

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公表特許公報(A)

(11) 特許出願公表番号

特表2018-507738

(P2018-507738A)

(43) 公表日 平成30年3月22日(2018.3.22)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/08 (2006.01)	A 6 1 B 8/08	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 18 頁)

(21) 出願番号	特願2017-547114 (P2017-547114)	(71) 出願人	590000248 コーニンクレッカ フィリップス エヌ ヴェ KONINKLIJKE PHILIPS N. V. オランダ国 5656 アーエー アイン ドーフエン ハイテック キャンパス 5 High Tech Campus 5, NL-5656 AE Eindhove n
(86) (22) 出願日	平成28年2月25日 (2016. 2. 25)	(74) 代理人	100122769 弁理士 笛田 秀仙
(85) 翻訳文提出日	平成29年9月7日 (2017. 9. 7)	(74) 代理人	100163809 弁理士 五十嵐 貴裕
(86) 国際出願番号	PCT/EP2016/054001		
(87) 国際公開番号	W02016/142183		
(87) 国際公開日	平成28年9月15日 (2016. 9. 15)		
(31) 優先権主張番号	62/130, 805		
(32) 優先日	平成27年3月10日 (2015. 3. 10)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		
(31) 優先権主張番号	62/130, 787		
(32) 優先日	平成27年3月10日 (2015. 3. 10)		
(33) 優先権主張国	米国 (US)		
(31) 優先権主張番号	15161565.5		
(32) 優先日	平成27年3月30日 (2015. 3. 30)		
(33) 優先権主張国	欧州特許庁 (EP)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 単一自由度の心腔セグメント化による心臓性能の超音波診断

(57) 【要約】

超音波診断イメージングシステムは、ユーザ制御器を有し、ユーザ制御器によって、ユーザは、マシン描画された2つの心腔トレーシングに対し、心腔境界のユーザ選択を位置付ける。ユーザ選択された境界は、ユーザ決定される1つの値の関数として境界を位置付ける単一自由度制御器によって位置付けられる。これは、マシン描画される境界のばらつき及び臨床医によるそれらの受け入れを克服し、臨床医は、繰り返し描画される境界を生成することができ、同じ結果を得るために他人による使用のために制御値を交換することができる。

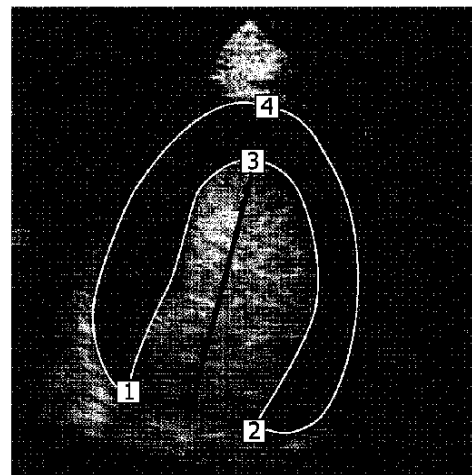


FIG. 5b

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波画像において心臓の内腔の境界を決定する超音波診断イメージングシステムであって、

心臓画像データのソースと、

前記心臓画像データに応答する境界検出プロセッサであって、前記心臓画像データにおいて心筋の少なくとも内側境界及び外側境界を識別する境界検出プロセッサと、

ユーザが、前記内側境界及び前記外側境界に対しユーザ規定される心腔境界を示すことを可能にするユーザ制御器と、

前記ユーザ制御器及び前記境界検出プロセッサに結合される心腔境界描出器であって、前記心臓画像データにおいて、前記境界検出プロセッサによって識別された前記内側境界及び前記外側境界の少なくとも一方に対し、前記ユーザ規定される心腔境界を位置付ける、心腔境界描出器と、

を有する、超音波診断イメージングシステム。

10

【請求項 2】

前記ユーザ制御器は更に、前記ユーザ規定される前記心腔境界のロケーションについて可変である単一自由度を調整するよう構成される、請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 3】

前記内側境界が、心内膜、又は心筋 - 血液プールのインタフェースを更に有し、

前記外側境界が、心外膜、又は肉柱化した心筋と緻密化した心筋との間のインタフェース、を更に有する、請求項 2 に記載の超音波診断イメージングシステム。

20

【請求項 4】

前記ユーザ制御器が、スライダ、ノブ、スイッチ、トラックボール、ロッカー制御、トグルボタン、リストボックス又は数値入力ボックスを更に有する、請求項 2 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 5】

前記ユーザ制御器は、ソフトキー制御又は物理的な制御を更に有する、請求項 4 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 6】

前記可変の単一自由度は、パーセンテージ又はミリメートルの一方で較正され、前記パーセンテージは、前記内側境界及び前記外側境界に対する距離に関連する、請求項 2 に記載の超音波診断イメージングシステム。

30

【請求項 7】

前記心臓画像データのソースが、2次元心臓画像をもつメモリ装置を更に有する、請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 8】

前記心臓画像データが左心室のビューを含む、請求項 7 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 9】

前記境界検出プロセッサが、半自動の心臓境界画像プロセッサを更に有する、請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステム。

40

【請求項 10】

前記半自動の心臓境界画像プロセッサが、前記ユーザ制御器に結合され、更に、心臓画像におけるランドマークを規定するユーザ入力に応答する、請求項 9 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 11】

前記境界検出プロセッサは更に、自動の心臓境界画像プロセッサを更に有する、請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 12】

50

前記自動の心臓境界画像プロセッサは、ユーザ入力なしで、前記心臓画像データにおける心筋の境界を識別するよう動作可能である、請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 1 3】

前記境界検出プロセッサに結合され、内側及び外側の心筋境界の表示トレースを生成するグラフィクス生成器と、

前記心臓画像データの前記ソースに及び前記グラフィクス生成器に結合され、前記内側及び外側の心筋境界の前記生成された表示トレースと共に心臓画像を表示するディスプレイと、

を更に有する、請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステム。

10

【請求項 1 4】

前記心腔境界描出器に結合され、ユーザ規定される心腔境界の表示トレースを生成するグラフィクス生成器と、

前記心臓画像データの前記ソースに及び前記グラフィクス生成器に結合され、前記心腔境界の表示トレースと共に心臓画像を表示するディスプレイと、

を更に有する、請求項 1 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【請求項 1 5】

単一自由度のパーセンテージのレンジが、0%より小さいか、100%より大きいか、それら両方である、請求項 6 に記載の超音波診断イメージングシステム。

【発明の詳細な説明】

20

【技術分野】

【0001】

本発明は、医療超音波診断システムに関し、特に、単一自由度の心腔セグメント化の使用に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波イメージングは、例えば駆出率及び心拍出量のようなパラメータの測定によって心臓性能を診断するために日常的に使用されている。このような測定は、心臓サイクルのさまざまな位相における心腔の血液のボリュームが、心腔の 2 又は 3 次元画像において輪郭描出されることを必要とする。一般に、例えば左心室のような心腔のボリュームの測定は、ユーザの手で心腔の心内膜境界をトレースすることによって生成されている。このようなトレーシングは、個々の異なるユーザがどこにトレーシングを位置付けるべきかを判断する際に利用する基準の違いにより、大きなばらつきを受ける。この境界トレーシングを自動化することを試みる自動の方法が開発されており、例えば米国特許第 6,491,636 号 (Chenal 他) 公報に記述される自動化された境界トレーシング手順のような方法がある。

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

この技法において、僧帽弁平面のコーナー及び心室の心尖部を含む心腔の解剖学的ランドマークが位置付けられる。専門家により検証された複数の標準の心内膜形状のうちの 1 つが、これらのランドマークにフィットされる。自動的に描かれる境界は、ラバーバンディングによって手動で調整されることができ、それによって、ユーザは、心内膜上でその最終位置を調整するために境界上で制御ポイントを移動させる。この処理は、収縮末期及び拡張末期の心臓位相で取得される画像に関して行われる。2 つの境界は、駆出率又は心臓出力を算出するために比較され又は減算されることができ。例えば、米国特許第 2009/0136109 号公報には、識別された心内膜境界 (心筋の内側表面を規定する) 及び識別された心外膜境界 (心筋の外側表面を規定する) を比較することによって、心筋厚さボリュームを生成することが開示されている。米国特許第 2009/0136109 号公報の心筋厚さボリュームは、中空であり、中空の空間の内部には、心腔のボリュームである。同様のアプローチが、欧州特許出願公開第 2434454A2 号公報に記述されており、左心室 (LV) のボリュー

40

50

ムが、検出されたLV境界に基づいて計算される。欧州特許出願公開第2434454A2号公報のシステムは、心臓壁を位置特定する及び追跡するためにさまざまな機械学習を使用する。これらの訓練技法は、訓練データセットに基づき、訓練データセットは、機械学習のために収集される知られている事例のデータベースを使用する。駆出率は、心臓の各々の収縮によって駆出される腔ボリュームの割合を測定するために、自動化されたシンプソンのアルゴリズム（rule of disks、ディスク規則）のような確立した方法によって良好に算出されることができ。

【0004】

しかしながら、自動化された画像解析は、必ずしもすべてのユーザに受け入れ可能な心腔の輪郭描出を与えない。このような成功の欠如は、自動の方法では、境界が配置されるべきであると任意の所与のユーザが考える境界を、一貫性をもって位置特定することができないことが主な理由である。この貧弱な性能のほとんどは、真の境界が位置する場所を指定する解剖学的ランドマークが何であるかについての、個々の異なるユーザ間のバリエーションに起因する。

10

【0005】

本発明の目的は、受け入れ可能な心腔境界のロケーションを輪郭描出するための、簡単な自動化されたツールをユーザに提供することである。本発明の他の目的は、このような輪郭描出が標準化され、比較が可能であり、それぞれ異なるユーザの間の反復可能な結果の生成が可能なことである。このような結果は、1人の臨床医の単一の値へのアプローチを可能にし、かかる単一の値は、同じツールを有する他の臨床医によって理解され他の臨床医に伝達されることができ。

20

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明の原理によれば、心臓性能を診断する超音波診断法システム及び方法が記述される。心腔の画像が取得され、画像は、心筋の内側境界及び外側境界を輪郭描出するようにセグメント化され、又は、代替として、心筋のいくつかの(3+)境界を輪郭描出するようにセグメント化される。好適には、これは、心臓モデルデータを使用するような、自動化された画像解析プロセッサによって行われる。セグメント化境界の一方、両方、又はいくつかに対し、ユーザが好む心腔境界ロケーションをユーザが規定することを可能にするための、ユーザ制御(器)が提供される。ユーザ制御は、例えばセグメント化された境界に対する距離のパーセンテージのような、単一自由度の単一の値を提供し、ユーザは、単一の値を、真の心腔境界を位置付けるために変更する。単一の値は、同じツールの他のユーザと共有されることができ、他のユーザが他の画像に関して同じ結果を得、ゆえに心室境界アイデンティフィケーションの標準化を得ることを可能にする。

30

【図面の簡単な説明】

【0007】

【図1】本発明の原理により構成される超音波診断イメージングシステムを示すブロック図。

【図2】本発明の原理による図1のQLQBプロセッサの境界検出の詳細を示すブロック図。

40

【図3a】境界検出に有用である左心室のランドマークを示す図。

【図3b】境界検出に有用である左心室のランドマークを示す図。

【図4a】自動化された境界検出のために使用される、専門家により導出された心内膜境界形状を示す図。

【図4b】自動化された境界検出のために使用される、専門家により導出された心内膜境界形状を示す図。

【図4c】自動化された境界検出のために使用される、専門家により導出された心内膜境界形状を示す図。

【図5a】左心室の画像における心外膜境界及び心内膜境界の輪郭描出を示す図。

【図5b】左心室の画像における心外膜境界及び心内膜境界の輪郭描出を示す図。

50

【図 6】本発明により心臓境界を見つけるために変形可能な心臓モデルの動作のフローチャート。

【図 7 a】心内膜境界及び肉柱化心筋と緻密化心筋との間のインタフェースがトレースされている、拡張末期及び収縮末期における左心室の心臓画像を示す図。

【図 7 b】心内膜境界及び肉柱化心筋と緻密化心筋との間のインタフェースがトレースされている、拡張末期及び収縮末期における左心室の心臓画像を示す図。

【図 8 a】図 7 b の収縮末期の超音波画像を示し、ユーザ規定される境界が、図 7 b において輪郭描出された 2 つの心臓境界の間の距離の 0 % のところに位置付けられている図。

【図 8 b】図 7 b の収縮末期の超音波画像を示し、ユーザ規定される境界が、図 7 b において輪郭描出された 2 つの心臓境界の間の距離の 100 % のところに位置付けられている図。

【図 8 c】心臓画像を示し、ユーザ規定される境界が、心内膜トレーシングから緻密化心筋インタフェースへ向かう距離の 40 % のところに位置する図。

【図 8 d】本発明の実施形態による単一自由度のユーザ制御を示しており、ユーザ規定される境界が、心筋のいくつかの境界に対し位置付けられる図。

【図 9】ディスク規則を使用してポリメトリックに測定されるバイプレーン画像からユーザ規定された心腔を示す図。

【図 10】ポリメトリック測定前に、3D 超音波画像からユーザ規定された心腔ワイヤフレームモデルを示す図。

【発明を実施するための形態】

【0008】

図 1 を最初に参照して、本発明の原理により構成される超音波診断イメージングシステム 10 が、ブロック図の形で示されている。超音波プローブ 12 は、超音波パルスを送信し及び受信する超音波トランスデューサのアレイ 14 を有する。アレイは、2次元イメージング用の 1次元の線形アレイ又はカーブしたアレイでありえ、又は 3次元の電子ビームステアリング用のトランスデューサ素子の 2次元マトリクスでありうる。アレイ 14 の超音波トランスデューサは、超音波エネルギーを送信し、この送信に応じて戻ってくるエコーを受信する。送信周波数制御回路 20 は、アレイ 14 の超音波トランスデューサに結合される送信/受信(「T/R」)スイッチ 22 を通じて、所望の周波数又は周波数の帯域での超音波エネルギーの送信を制御する。トランスデューサアレイが信号を送信するために活性化される時間は、内部システムクロック(図示せず)に同期されることができ、又は例えば心臓サイクルのような身体の機能に同期されることができ、心臓サイクル波形は、ECG デバイス 26 によって提供される。心拍が、ECG デバイス 26 によって提供される波形によって決定される、そのサイクルの所望の位相にあるとき、プローブは、超音波画像を取得するよう命令される。例えば、これは、拡張末期及び収縮末期の心臓位相での取得を可能にする。送信周波数制御回路 20 によって生成される超音波エネルギーの周波数及び帯域幅は、中央コントローラ 28 によって生成される制御信号 f_{t_r} によって制御される。

【0009】

送信された超音波エネルギーからのエコーは、アレイ 14 のトランスデューサによって受信され、トランスデューサは、エコー信号を生成し、エコー信号は、システムがデジタルビームフォーマを使用する場合、T/R スwitch 22 を通じてアナログデジタル(「A/D」)コンバータ 30 に結合され、A/D コンバータ 30 によってデジタル化される。アナログビームフォーマが更に使用されることができ、A/D コンバータ 30 は、中央コントローラ 28 によって生成される信号 f_s によって制御されるサンプリング周波数で、受信エコー信号をサンプリングする。サンプリング理論によって指図される所望のサンプリングレートは、受信される通過帯域の最大周波数の少なくとも 2 倍であり、30 - 40 MHz のオーダーでありうる。最小限の要求よりも高いサンプリングレートが更に望ましい。

【0010】

アレイ 14 の個別のトランスデューサからのエコー信号サンプルは、コヒーレントなエコー信号を形成するために、ビームフォーマ 32 によって遅延され合計される。2 次元アレイを用いる 3 D イメージングの場合、米国特許第 6,013,032 号公報 (Savord) 及び米国特許第 6,375,617 号公報 (Fraser) に記述されるように、プローブに位置するマイクロビームフォーマとシステムメインフレームの主ビームフォーマとの間でビームフォーマを区別することが好ましい。デジタルのコヒーレントエコー信号が、デジタルフィルタ 34 によってフィルタリングされる。図示される超音波システムにおいて、送信周波数及び受信器周波数は、ビームフォーマ 32 は、高調波帯域のような送信帯域とは異なる周波数の帯域を受信することができるように、個別に制御される。デジタルフィルタ 34 は、信号をバンドパスフィルタし、更に、より低い又はベースバンドの周波数レンジに周波数帯域をシフトすることができる。デジタルフィルタは、例えば、米国特許第 5,833,613 号公報に開示されるタイプのフィルタでありうる。組織からのフィルタされたエコー信号は、従来の B モード画像処理の場合、デジタルフィルタ 34 から B モードプロセッサ 36 に結合される。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 1 】

造影剤 (例えばマイクロバブル) のフィルタされたエコー信号は、造影剤信号プロセッサ 38 に結合される。造影剤は、しばしば、心腔の血液プール内の造影剤に対して心内膜壁を一層明確に輪郭描出するために使用され、又は例えば米国特許第 6,692,438 号に記述されるように心筋の微小血管系の灌流スタディを実施するために使用される。造影剤信号プロセッサ 38 は、好適には、パルス反転技法によって高調波造影剤から戻ってきたエコーを分離し、複数の異なる態様で変調されたパルスの画像ロケーションへの送信から生じているエコーは、基本信号成分をキャンセルし及び高調波信号成分を強調するために、合成される。例えば、好適なパルス反転技法は、米国特許第 6,186,950 号公報に記述される。

【 0 0 1 2 】

デジタルフィルタ 34 からのフィルタされたエコー信号は更に、速度及びパワードップラ信号を生成するために、従来のドップラ処理のためのドップラプロセッサ 40 に結合される。これらのプロセッサから出力信号は、プラナー画像として表示されることができ、更に、3 次元画像をレンダリングする 3 D 画像プロセッサ 42 に結合され、3 次元画像は、3 D 画像メモリ 44 に記憶される。3 次元レンダリングは、米国特許第 5,720,291 号公報、米国特許第 5,474,073 号公報及び米国特許第 5,485,842 号公報に記述されるように、実施されることができ、これらの内容はすべて参照によってここに盛り込まれる。

【 0 0 1 3 】

造影剤信号プロセッサ 38、B モードプロセッサ 36 及びドップラプロセッサ 40 からの信号、並びに 3 D 画像メモリ 44 からの 3 次元画像信号は、多数の超音波画像の各々について画像データを記憶するシネループメモリ 48 に結合される。画像データは、好適には、シネループメモリ 48 に複数の組で記憶され、画像データの各組は、個々の時間に取得された画像に対応する。或るグループの中の画像データは、心拍の間の個々の時間における組織灌流を示すパラメトリック画像を表示するために使用されることができ、シネループメモリ 48 に記憶される画像データのグループは更に、例えばのちの解析のために、ディスクドライブ又はデジタルビデオレコーダのような永続的なメモリ装置に記憶されることができ、この実施形態において、画像は更に、Q L A B プロセッサ 50 に結合され、Q L A B プロセッサ 50 において、画像は、心臓の境界を自動的に輪郭描出するために解析され、それにより、ユーザが心臓の内腔の真の境界を最も正確に示すと確信するとき、ユーザが境界を位置付けることを可能にする。Q L A B プロセッサは更に、画像内の解剖学的構造のさまざまな見地の定量化された測定を行い、米国特許出願公開第 2005/0075567 号公報及び国際公開第 2005/054898 号公報に記述されるように、自動化された境界トラッキングによって、組織境界及び辺縁を輪郭描出する。Q L A B プロセッサによって生成されるデータ及び画像は、ディスプレイ 52 に表示される。

【 0 0 1 4 】

図2は、本発明の原理に従って、ユーザ規定される心腔境界を輪郭描出するためのQ L A Bプロセッサの動作の更なる詳細を示す。心臓超音波画像は、心臓画像データ60のソースによって提供され、ソースは、図1のシネループメモリ48、3D画像メモリ44又は画像プロセッサ36、38又は40のうちの一つでありうる。心臓画像は、自動境界検出(A B D)プロセッサ62に送信される。A B Dプロセッサは、心臓画像内で心腔の境界を輪郭描出する完全自動又は半自動の(ユーザ支援される)画像プロセッサでありえ、それらのいくつかが以下に記述される。典型的な半自動のA B Dシステムにおいて、ユーザは、超音波システム制御パネル70上に通常は位置するマウス又はトラックボールのようなポインティングデバイスにより、又は画像にわたってカーソルを操作するワークステーションキーボードにより、心臓画像内に第1のランドマークを指定する。図3aの例において、例えば、指定される第1のランドマークは、図示されるビューにおいて左心室(L V)の底部の内側僧帽弁環(medial mitral annulus、M M A)である。ユーザが画像内でM M Aをクリックすると、図中の数字「1」によって示される白い制御ポイントのようなグラフィックマーカが現れる。その後、ユーザは、第2のランドマークを、この例では、外側僧帽弁環(lateral mitral annulus、L M A)を、指定し、第2のランドマークが、図3bの数字「2」によって示される第2の白い制御ポイントによってマークされる。その後、A B Dプロセッサによって生成されるラインが、2つの制御ポイントを自動的に接続し、ラインは、左心室のこの長手方向のビューの場合、僧帽弁平面を示す。ユーザはポインタを心内膜心尖部へ移動させ、これは、左心室のキャビティの中の一番上のポイントである。ユーザが、画像内においてこの第3のランドマークにポインタを移動させる場合、左心室の心内腔のテンプレート形状は、図5aに示すようにユーザ操作されるポインタがL V腔の心尖部をさがすに従って、歪んだり拡張しながら、カーソルを動的にたどる。図5aにおいて白いラインとして示されるこのテンプレートは、第1及び第2の制御ポイント1及び2によってアンカー(固定)され、第3の制御ポイントを通り、かかる第3の制御ポイントは、ユーザが心尖部においてポインタをクリックして第3の制御ポイント3を位置付けるとき、心尖部に位置付けられる。典型的なL V腔境界テンプレートが、図4a、図4b及び図4cに示される。これらのテンプレートは、多くの患者のL V心内膜境界の多くの専門家トレーニングから決定される。図4aのテンプレート80は、多くの正常患者に特有の細長のテンプレートである。図4bのテンプレート82は、形状が一層ふくらんでおり、これは、多くの鬱血性心不全患者に特徴的である。テンプレート84は、第3の可能性であり、より一層の涙形(teardrop)である。ユーザによって識別される3つの解剖学的ランドマークをベストフィットさせるテンプレートは、A B Dプロセッサ62によって選択され、3つのユーザ規定されるランドマークをフィットさせるように歪められる。図5aに示すように、心内腔テンプレート80、82又は84は、それらがランドマークに位置付けられフィットされるとき、L Vの心内膜の近似のトレーニングを提供する。図5aの例において、左心室を二分する黒いラインは、ポインタが心尖部に近づくと、ポインタに追従し、心尖部を示す。この黒いラインは、僧帽弁平面を示すラインの中心と左心室の心尖部との間にアンカーされて、僧帽弁の中心とキャビティの心尖部との間の中心線を本質的に示す。

【0015】

A B Dプロセッサ62は、L Vの心内膜ライニングを見出すと、次に心外膜境界を見つけることを試みる。これは図5bに示され、ユーザは、カーソルを移動させ、画像内の暗色の心筋の外側の心尖部4をクリックした。図5の画像は、造影剤強調高調波画像であり、L V腔は造影剤でいっぱいであるが、造影剤は、心筋にまだ完全には滲流しておらず、そういう理由で、この画像において、より暗い周囲心筋に対して、L V腔が非常に明るく見える。ユーザが心外膜心尖部をクリックすると、A B Dプロセッサは、上述したのと同様に、図4のテンプレートと同様に外側の又は心外膜テンプレートを選択し、図5bに示されるように、それを心外膜にフィットさせる。心臓画像は、現在、血液プール-心筋インタフェースであるその心内膜境界(マーカ1、3及び2を接続するライン)と、心臓の最も外側の表面であるその心外膜境界(マーカ1、4及び2を接続するライン)と、の両

10

20

30

40

50

方を有する。

【0016】

これら心内膜境界及び心外膜境界は、グラフィクス生成器66によって生成されるトレーシングによって、画像内において輪郭描出される。

【0017】

ユーザインタラクションを必要とする半自動の動作に代わって、上述した米国特許第6,491,636号公報に記述されるように、ABDプロセッサは、LVの境界を完全に自動的に輪郭描出することができる。それに関して説明されるように、画像プロセッサは、僧帽弁コーナー及び心尖部を自動的に見つけ、テンプレートを、自動的に位置特定されたランドマークにフィットさせるように構成されることができる。しかしながら、図6に示されるように、心筋境界を自動的に輪郭描出するための好適な技法は、心臓モデルである。心臓モデルは、典型的な心臓の組織構造を表す、空間的に規定される数学的記述である。

【0018】

心臓が診断画像に現れる場合、心臓モデルは、心臓にフィットされることができ、それによって、イメージングされた心臓の特定の解剖学的構造を規定する。図6のプロセスは、90において、心臓画像の取得から開始される。心臓の位置は、92において、一般化ハフ変換により画像データを処理することによって、心臓画像内において場所を突き止められる。ここで、心臓の姿勢は、規定されておらず、94において、画像データにおける心臓の並進、回転及びスケーリングのミスアライメントが、心臓モデル全体の1つの相似変換を使用することによって、補正される。96において、モデルは変形され、アフィン変換が、心臓の特定の領域に割り当てられる。変形に関する制約は、98において、心臓モデルが区分的アフィン変換 (piecewise affine transformation) に関して変形することを可能にすることによって、緩和され、形状制約付き変形可能なモデルは、大きさを変更され、変形され、モデルの各部分は、心臓サイクルの取得された位相において、画像に示すように実際の患者の解剖学的構造をフィットさせる。こうして、モデルは、心臓画像に示される器官境界に正確に適応され、それによって、心内膜ライニング、肉柱化 (trabeculated) した心筋と緻密化した心筋との間のインタフェース、及び心外膜境界を含む個々の境界を規定する。このような心臓モデルの好適な実現例において、肉柱化した心筋と緻密化した心筋との間のインタフェースが最初に見つけれ、これは、超音波画像において明るく照明された領域と穏やかに照明された領域との間の良好に規定される勾配のように見える。心内膜境界は、それが超音波画像に現れる場合にあまり良好に規定されない内皮ライニングの可変のロケーションを見つけることを可能にしたいという要望のため、心臓モデルにおいて、概してあまり良好に規定されない。図5a及び図5bの造影剤強調心臓画像と異なり、非増強超音波画像は、概して、心筋を囲む相対的に高強度のエコー組織と、中程度の強度の心筋との間に、相対的に強い強度勾配を示し、心筋と低強度の内腔の血液プールのとの間では相対的により小さい勾配を示す。これは、造影剤無し状態で画像を診断する場合に、最初に外側の心筋境界を識別し、次に内側の心内膜境界を識別することを要する。境界の座標が見つめられると、それらはグラフィクス生成器66に伝送され、グラフィクス生成器66は、計算された位置において画像上に置かれるトレースを生成する。

【0019】

図7は、2つの超音波画像を示し、第1の画像は、拡張末期において、輪郭を描かれた心筋の両方の境界を有し (図7a)、第2の画像は、収縮末期において、トレースされた両方の心筋境界を有する (図7b)。緻密化した心筋境界は、黒でトレースされ、心内膜境界は、これらの画像において白でトレースされている。こうして両方の境界が描かれ、ユーザは、真の腔境界が位置するとユーザが考える2つのトレーシングの間のロケーションを示すために、制御パネル70上のユーザ制御器により、心腔境界描出器64を制御する。1つの実現例において、ユーザは、一変数制御器を操作し、ユーザは、かかる制御器によって、すでに描かれた心内膜境界と、肉柱化した心筋及び緻密化した心筋の間ですでに描かれたインタフェースと、の間の距離の選択されたパーセンテージだけ変位される口

10

20

30

40

50

ケーションに、真の心内膜境界を位置付けることができる。図 8 a は、一変数制御器が 0 % に設定される場合の図 7 b の収縮末期画像を示し、図 8 b は、ユーザ制御により 100 % に設定された同じ画像を示し、この場合、白いライン境界が心筋の外側に位置している。ユーザ規定される境界の視覚的なトレーシングが更に、超音波画像上のオーバーレイのために、図 1 のシステムのグラフィクス生成器 66 によって生成される。ユーザ設定される境界は、心内膜トレーシングと直交して測定される望まれるロケーションであって、2 つの境界の間の距離の望まれるパーセンテージのところに、位置づけられる。これらの例において、2 つの心筋境界トレーシングは、説明の簡略化のために図示されていないが、1 つの可能性のある実現例であり、所望の場合、自動的に描かれるトレーシングが図示されることもできる。

10

【0020】

図 8 c は、境界が心内膜トレーシングから緻密化心筋インタフェースの方へ 40 % の距離のところにあるように、ユーザにより位置付けられる境界（白いラインとして図示される）をユーザが調整した状況を示す。これは、スライダ 100 をそのスロット 102 において左又は右に移動させることによって行われる。スライダが、ユーザによって操作されるに従って、ユーザ制御される境界トレーシング 110 が、心筋の 2 つの境界の間で行ったり来たり移動される。図 8 c の例において、スライダ 100 は、マウス又は他のユーザインタフェース制御器によって操作される表示スクリーン上のソフトキー制御器として図示されているが、代替として、スライドは、物理的なスライダ、ノブ、又はスイッチ、又は従来の超音波システムコントロールパネル上のトラックボールでありうる。ユーザ制御器は、ロッカー制御器、トグルボタン、リストボックス又は数値入力ボックスとして実現されることもできる。ユーザは、多くのケースで好適なパーセンテージを有する場合、これは、デフォルト値として保存されることができ、図 8 c の例において、数値パーセンテージは、スクリーン上に表示され、スライダ 100 が移動されるに従って変化する。更に、識別された心筋境界の部分の拡大ビュー 104 が、図 8 d に示されている。ユーザは、画像の心筋のポイントで左にクリックし、心筋の当該部分が、拡大ビュー 104 に現れ、ユーザ操作される境界 110 が、心筋境界 106（外側境界線）と 108（内側境界線）の間に示される。ユーザが、スライダ 100 を操作するに従って、境界 110 は、システムにより描かれた 2 つの境界 106 及び 108 の間で移動される。

20

【0021】

ユーザ操作される境界 110 は更に、拡大ビュー 104' に示すように、100 % 以上のレンジを使用して、位置付けられることができる。ユーザ規定される位置 A（110' A）は、緻密化心筋境界 106' を越えて位置付けられ、100 % 以上のレンジで表現され、ユーザ規定される位置 C（110' C）が心内膜トレーシング 108' の範囲内に位置付けられ、負のパーセンテージレンジで表現される。心内膜及び緻密化した心筋境界との間に位置付けられるユーザ規定される位置 B（110' B）は、0 % と 100 % の間のレンジで表現されることができ、

30

【0022】

代替として、ユーザ便宜のために、ユーザ操作される（規定される）境界は、図 8 d（右下のビュー 104'）に示すように、3 つの輪郭に対して移動されることができ、ここで、3 つの輪郭は、上述の例と同じパーセンテージ 100 % 及び 0 % にそれぞれ対応する緻密化心筋境界 106' 及び心内膜境界 108'、並びに 200 % のパーセンテージ値に対応する付加の境界 109'、であり、付加の境界 109' は、心外膜境界に位置する。図示される例において、スライダ 100 は、緻密化心筋境界 106' 及び心外膜境界 109' の間のユーザ規定される境界 110' 位置に対応する 150 % の値のところに調整される。第 3 の境界の代替例は、緻密化心筋境界（106'）を超えたところに（付加の境界として本例で示されている）心外膜境界である別の境界があるということに対処し、この心外膜境界は、超音波画像内で目立つ検出可能な勾配によって特徴付けられることもでき、それは単一自由度スライダを抑制するために使用されることができ、この心外膜境界は、境界画像プロセッサによって更に識別されることができ、スライダは、単一自由度の制

40

50

御器である。ユーザは、スライダによって制御される単一の値を単にセットすることによって、腔の周囲全体に境界 1 1 0 の位置をセットする。値は、他のユーザに伝えられることができ、他のユーザは、同一の数値を用いて同じ結果を得ることができる。

【 0 0 2 3 】

図 9 及び図 1 0 は、本発明のユーザ規定される心腔境界が、パラメータ（例えば心拍出量及び駆出率）を測定するためにどのように使用されることができるかを説明する。図 9 の斜視図において、L V の同時に取得されたバイプレーン画像のユーザ規定された 2 つの境界 2 1 0 及び 2 1 2 が、僧帽弁平面を表す基底 2 2 0 上に示されている。2 つの境界の心尖部マーカは、2 3 0 に示されている。本例において、2 つのバイプレーン画像境界の画像平面は互いに直交する。2 つの境界 2 1 0 及び 2 1 2 内のポリウムは、基底平面 2 2 0 と平行である間隔を置かれた複数の平面 2 2 2 に、数学的に分割される。これらの平面は、a、a に示すように境界 2 1 0 の左側と交差し、c、c に示すように境界 2 1 0 の右側と交差する。平面は、b、b に示すようにトレーシング 2 1 2 の手前側と交差する。

10

【 0 0 2 4 】

楕円が、図 9 に示すように各平面 2 2 2 の 4 つの交差点 a、b、c、d に数学的にフィットされる。円弧及び不規則な形状を含む、楕円以外の曲線又はスプラインが使用されることができるが、楕円は、楕円によって実施される場合にシンプソンの公式が臨床的に有効と認められている利点を提供する。平面 2 2 2 及び楕円によって規定されるディスクのポリウムは、L V のポリウムを算出するために、ディスク規則によって計算されることができる。

20

【 0 0 2 5 】

図 1 0 は、3 次元心腔画像のユーザ規定された境界で構成されるワイヤフレームモデルを示す。ワイヤフレームの水平セクション 2 3 2、2 3 4、2 3 6 は、交差点 a、b、c 及び d で垂直境界セクション 2 1 0、2 1 2 と交差する境界線である。水平セクションは、僧帽弁平面基底部 2 2 0 と平行である。ワイヤフレーム内のポリウムは、修正されたディスク規則の計算又は他のポリュメトリック算出技法によって決定されることができる。図 9 又は図 1 0 に示される収縮末期の位相画像について計算されたポリウムが、拡張末期の画像について計算されたポリウムから減算され、同じ拡張末期ポリウムで除算されるとき、その結果は、駆出率の算出値である。

【 0 0 2 6 】

上述の他の変更例が、当業者に容易に思いつくであろう。パーセンテージ定量化の代わりに、ユーザ規定される境界は、手動又は自動でトレースされた境界からインクリメントされた距離のところに位置付けられることができる。例えば、ユーザ規定される境界の位置が、基準境界から、ユーザ決定されるミリメートル単位の距離だけオフセットされるように、スライダが距離を較正されることができる。トレースされる 2 つの境界を使用することに代わって、ユーザ規定される境界は、単一の境界トレーシングに対して位置付けられることができ、又は 2 つの境界から、補間されたオフセットのところに位置付けられる。ユーザ規定される境界は、1 0 0 % 以上のレンジを使用して位置付けられることもでき、ユーザ規定される境界は、心内膜トレーシングの範囲内に、又は、心外膜又は緻密化心筋境界を超えて位置付けられることができる。

30

40

【 図 4 c 】

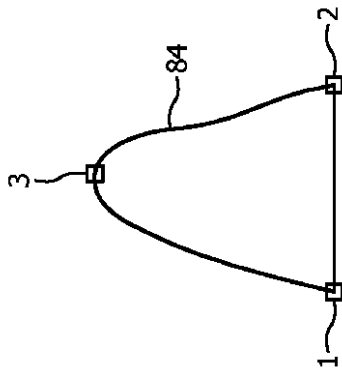


FIG. 4c

【 図 5 b 】

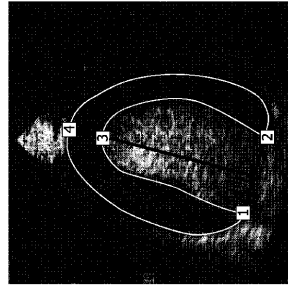


FIG. 5b

【 図 5 a 】

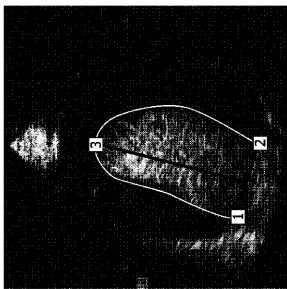
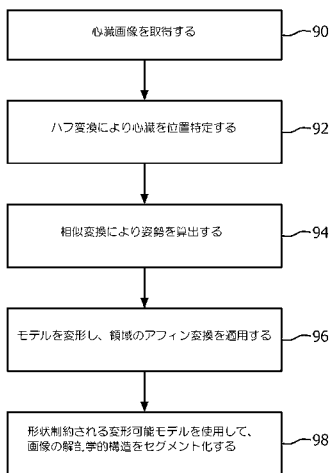
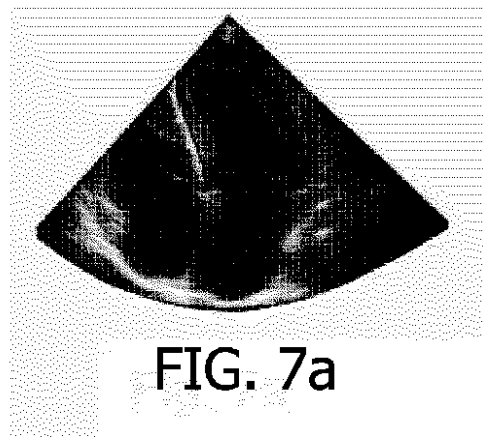


FIG. 5a

【 図 6 】



【 図 7 a 】



【 図 7 b 】

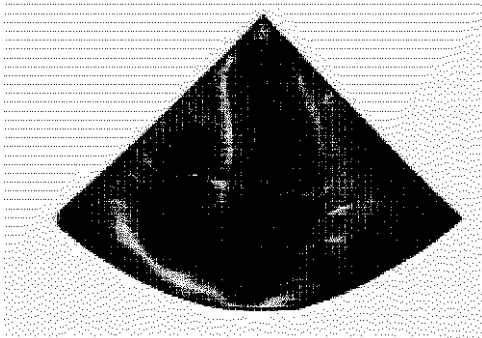


FIG. 7b

【 図 8 b 】

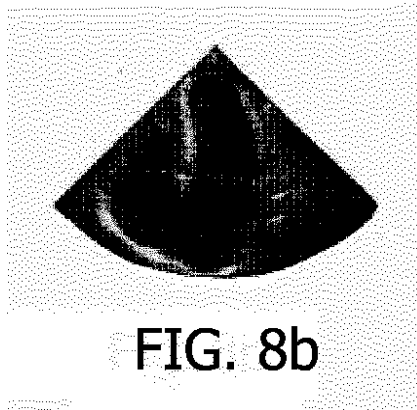


FIG. 8b

【 図 8 a 】

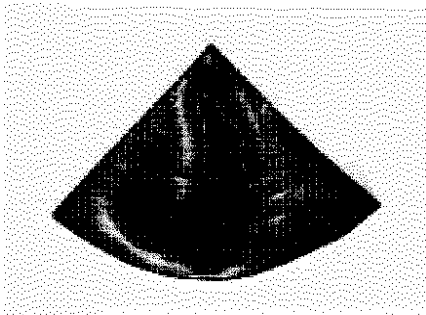


FIG. 8a

【 図 8 c 】

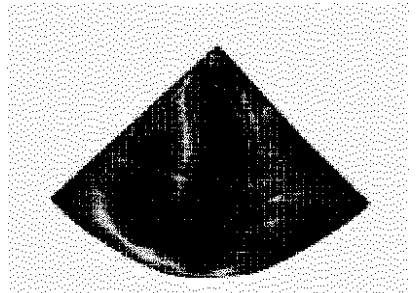


FIG. 8c

【 図 8 d 】

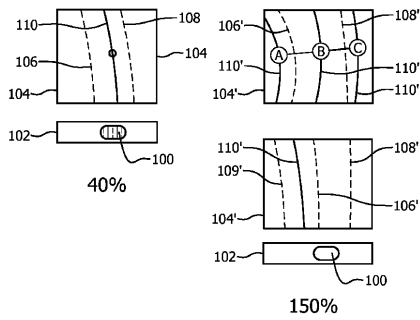


FIG. 8d

【 図 9 】

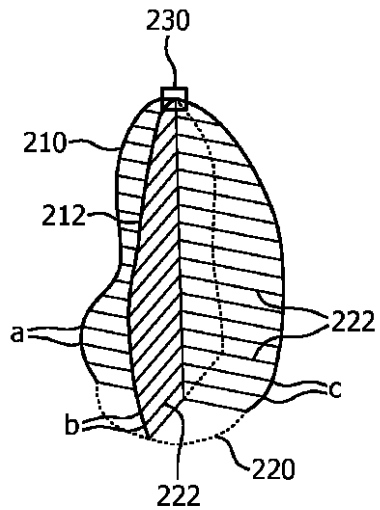


FIG. 9

【 図 1 0 】

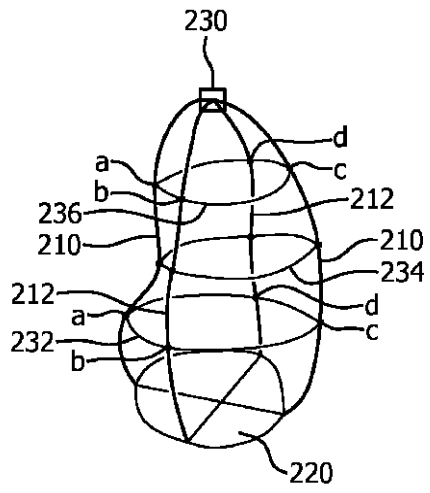


FIG. 10

【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No
PCT/EP2016/054001

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
INV. A61B8/00 A61B8/08 G06T7/00 ADD.		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols) A61B G06T		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) EPO-Internal, WPI Data		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	US 2009/136109 A1 (SALGO IVAN [US] ET AL) 28 May 2009 (2009-05-28) abstract figures 1-8 paragraph [0001] paragraph [0019] - paragraph [0032] -----	1-15
X	EP 2 434 454 A2 (SIEMENS CORP [US]; SIEMENS MEDICAL SOLUTIONS [US]) 28 March 2012 (2012-03-28) abstract figures 1-8 paragraph [0022] - paragraph [0114] ----- -/--	1
<input checked="" type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents :		
A document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance *E* earlier application or patent but published on or after the international filing date *L* document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified) *O* document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means *P* document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		*T* later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention *X* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone *Y* document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art *&* document member of the same patent family
Date of the actual completion of the international search 22 April 2016		Date of mailing of the international search report 04/05/2016
Name and mailing address of the ISA/ European Patent Office, P.B. 5818 Patentlaan 2 NL - 2280 HV Rijswijk Tel. (+31-70) 340-2040, Fax: (+31-70) 340-3016		Authorized officer Moehrs, Sascha

1

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No PCT/EP2016/054001

C(Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	<p>DIAS J M B ET AL: "WALL POSITION AND THICKNESS ESTIMATION FROM SEQUENCES OF ECHOCARDIOGRAPHIC IMAGES", IEEE TRANSACTIONS ON MEDICAL IMAGING, IEEE SERVICE CENTER, PISCATAWAY, NJ, US, vol. 15, no. 1, 2 February 1996 (1996-02-02), pages 25-38, XP000584331, ISSN: 0278-0062, DOI: 10.1109/42.481438 abstract figures 1-18 Sections 1 - VI -----</p>	1-15
A	<p>US 5 601 084 A (SHEEHAN FLORENCE H [US] ET AL) 11 February 1997 (1997-02-11) abstract figures 1-36 column 7, line 5 - column 23, line 23 -----</p>	1-15

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

Information on patent family members

International application No

PCT/EP2016/054001

Patent document cited in search report	Publication date	Patent family member(s)	Publication date
US 2009136109 A1	28-05-2009	CN 101404931 A EP 1998671 A1 JP 2009530008 A US 2009136109 A1 WO 2007107918 A1	08-04-2009 10-12-2008 27-08-2009 28-05-2009 27-09-2007
EP 2434454 A2	28-03-2012	EP 2434454 A2 US 2012078097 A1	28-03-2012 29-03-2012
US 5601084 A	11-02-1997	NONE	

フロントページの続き

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

(72)発明者 シュナイダー ロバート ジョセフ
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 プラター デイヴィッド
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 セトルマイアー スコット ホランド
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 カーディナル マイケル ダニエル
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 ビアンキ メアリー ケイ
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 リヴェラ リディア
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5

(72)発明者 サルゴ イヴァン
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス 5

Fターム(参考) 4C601 DD15 DD27 EE09 EE11 FF08 JC09 KK31 KK42 LL02

专利名称(译)	单自由度心脏分割超声诊断心脏功能		
公开(公告)号	JP2018507738A	公开(公告)日	2018-03-22
申请号	JP2017547114	申请日	2016-02-25
[标]申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司		
申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦NV哥德堡		
[标]发明人	シュナイダーロバートジョセフ プラターデイヴィッド セトルマイアースコットホランド カーディナルマイケルダニエル ビアンキメアリーケイ リヴェラリディア サルゴイヴァン		
发明人	シュナイダー ロバート ジョセフ プラター デイヴィッド セトルマイアースコット ホランド カーディナル マイケル ダニエル ビアンキ メアリー ケイ リヴェラ リディア サルゴ イヴァン		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/0883 A61B8/465 A61B8/483 A61B8/5223 A61B8/543 G06T7/0016 G06T7/149 G06T2207 /10016 G06T2207/10136 G06T2207/30048 G16H50/30 G06T7/0012 G06T2207/10132 A61B8/463		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD15 4C601/DD27 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/FF08 4C601/JC09 4C601/KK31 4C601 /KK42 4C601/LL02		
优先权	62/130805 2015-03-10 US 62/130787 2015-03-10 US 2015161565 2015-03-30 EP		
其他公开文献	JP2018507738A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声诊断成像系统具有用户控件，用户可以通过该控件对两个机器绘制的心腔描记进行用户对心腔边界的选择。用户选择的边界由单个自由度控制器定位，该控制器将边界作为一个用户确定的值的函数进行定位。这克服了机器绘制的边界的变化以及临床医生对其接受，临床医生可以生成重复绘制的边界并进行控制，以供其他人使用以获取相同的结果。您可以交换价值。

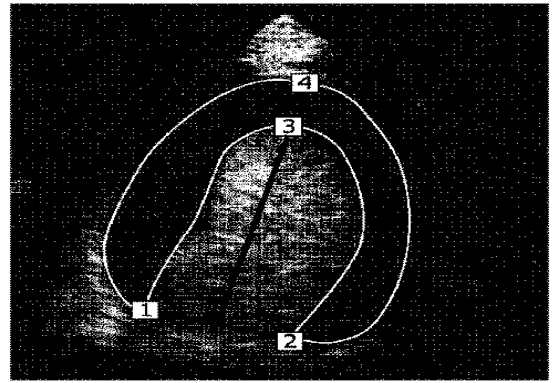


FIG. 5b