

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第4719680号
(P4719680)

(45) 発行日 平成23年7月6日 (2011.7.6)

(24) 登録日 平成23年4月8日 (2011.4.8)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

A 6 1 B 8/00

G O 1 S 15/89 (2006.01)

G O 1 S 15/89 B

G O 1 S 7/52 (2006.01)

H O 4 N 5/31

請求項の数 9 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2006-527516 (P2006-527516)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成16年8月6日 (2004.8.6)		コーニンクレッカ フィリップス エレク
(65) 公表番号	特表2007-507248 (P2007-507248A)		トロニクス エヌ ヴィ
(43) 公表日	平成19年3月29日 (2007.3.29)		オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン
(86) 国際出願番号	PCT/IB2004/051416		ドーフエン フルーネヴァウツウェッハ
(87) 国際公開番号	W02005/030057		1
(87) 国際公開日	平成17年4月7日 (2005.4.7)	(74) 代理人	100070150
審査請求日	平成19年8月3日 (2007.8.3)		弁理士 伊東 忠彦
(31) 優先権主張番号	60/507,263	(74) 代理人	100091214
(32) 優先日	平成15年9月29日 (2003.9.29)		弁理士 大貫 進介
(33) 優先権主張国	米国 (US)	(74) 代理人	100107766
			弁理士 伊東 忠重

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波による心臓ボリューム数量化方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

体の対象物のボリュームを超音波で計測するための方法であって：
超音波プローブを用いて、前記対象物の 2つの直交交差する超音波画像を同時に取得する段階；
前記超音波画像において対応する対象物の境界をトレースするように自動処理器を用いる段階；
前記2つのトレースされた 境界内の領域を、前記2つの直交する画像プレーンと交差するベースプレーンに平行である離間されたプレーンに数学的に分割する段階；
前記トレースされた境界との各プレーンの 4つの交差点に対して楕円を適合させる段階であり、前記点のうち2つの点が、1つのトレースされた境界とのプレーンの交差によって得られ、前記点のうちその他の2点が、もう一方のトレースされた境界との前記プレーンの交差によって得られる、段階；
前記楕円の幾何学的構成及び前記楕円間の距離を使用して、ディスクのルールによって前記楕円間のボリュームを演算する段階；並びに、
前記演算された ディスクのボリュームを合計することによって、前記の規定された対象物の境界から前記対象物のボリュームの計測を行う段階；
を有することを特徴とする方法。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の方法であって：

前記の規定された対象物の境界を用いて前記対象物のグラフィックモデルを生成する段階；

を更に有する方法であり、

計測を行う段階は、前記グラフィックモデルを用いて計測を行う手順を更に有する；
ことを特徴とする方法。

【請求項 3】

請求項 1 に記載の方法であって：

前記画像の前記の規定された対象物の境界を用いたボリュームの計測値、及び、各々の画像における視覚的にハイライトされて規定された対象物の境界を有する前記 2 つの交差する画像プレーンからのリアルタイムの画像を有する表示を生成する段階；

を更に有することを特徴とする方法。

【請求項 4】

請求項 3 に記載の方法であって、ボリュームの計測値を有する表示を生成する段階は、時間の関数としての前記対象物のボリュームにおける変化の表示を生成する手順を更に有することを特徴とする方法。

【請求項 5】

請求項 3 に記載の方法であって、前記時間の関数としての前記対象物のボリュームにおける変化の表示は、グラフィック表示、数値表示、又は、グラフィック表示及び数値表示を有することを特徴とする方法。

【請求項 6】

請求項 1 に記載の方法であって、超音波画像を取得する段階は前記心臓の心室の超音波画像を取得する手順を有し、前記対応する対象物の境界は、前記心臓の前記心室の壁を有することを特徴とする方法。

【請求項 7】

請求項 2 に記載の方法であって、各々の画像において視覚的にハイライトされ規定された対象物の境界を有する前記 2 つの交差する画像プレーンからのリアルタイムの画像、前記の規定された対象物の境界を用いたリアルタイムのグラフィックモデル、及び、前記画像の前記の規定された対象物の境界を用いたボリュームの計測値を有する表示を生成する段階を更に有することを特徴とする方法。

【請求項 8】

請求項 2 に記載の方法であって、グラフィックモデルを生成する段階は、前記の規定された対象物の境界により構成されるワイヤフレーム構造に一連の曲線を適合させる手順を有することを特徴とする方法。

【請求項 9】

請求項 8 に記載の方法であって、前記曲線は楕円又は半分の楕円を有することを特徴とする方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断イメージングに関し、更に詳細には、心臓のような器官及び血管のボリュームを評価することができる超音波イメージングシステムに関する。

【背景技術】

【0002】

心エコー超音波イメージングシステムは心臓の能力を評価するために用いられる。心臓の能力は、例えば、心臓弁の動作並びに血管及び弁を通る血流を観測することによりそれらのシステムを用いて定性的に評価される。心臓の能力の量的計測が又、それらのシステムを用いて得られる。例えば、血流速度及び心室のような腔及び器官のサイズが計測される。それらの計測は、駆出率及び心臓出力のような心臓の能力の量的値を与える。心室のボリュームを計測するための方法及び装置については、例えば、米国特許第 5,322,067 号明細書 (Prater 等) において記載されている。その発明において記載して

10

20

30

40

50

いる方法においては、臨床医はディスプレイスクリーンにおいて画像の1つを固定し、心臓の左心室のような、計測されるべき腔の周りの固定された対象領域（ROI）をトレースする。規定されたROIは、心臓が十分に拡大されたときに心室を取り囲むように十分な大きさを有する必要がある。その心エコー超音波イメージングシステムは、次いで、左心室における血液画素である画素を決定するために連続して各々の画像のROIにおける画素を処理する。各々の左心室は、次いで、ストリップにセグメント化され、それらのストリップの面積が演算される。各々のストリップは、次いで、ディスクを規定するようにその中心に関して概念的に回転され、各々のディスクのポリウムが演算される。各々の画像におけるディスクのポリウムを加算することにより、心室のポリウムが、画像が取得される心臓サイクルにおける各々のポイントにおいて決定される。演算されたポリウムは時間の関数として数値で表示される、又は、時間の関数としての左心室のポリウムを表す波形が描かれ、それにより、心臓周期に亘る左心室のポリウムにおける変化を臨床医に示すことができる。

10

【0003】

上記のPrater等による特許文献の方法は、マニュアルトレーシングによりROIを規定する必要がある臨床医によるマニュアル入力が必要とする。その方法は、このようなマニュアル入力を必要とするために、記憶された画像ループにおいてのみ実行される。そのような技術は自動的に超音波システムにより実行され、画像を取得されるときに全リアルタイムに実行されることが好ましい。更に、ディスクのポリウムの評価する（シンプソンのルールにより）方法は、各々のディスクが一般的な円であることを仮定しているが、そうでないことも可能である。解剖学の幾何学的均一性を仮定することに依存する必要があるというより、解剖学の真の形状に非常に密接に関連する腔のポリウムを評価し、それ故、より正確なポリウム計測を実行することは好ましい。

20

【特許文献1】米国特許第5,322,067号明細書

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0004】

本発明の原理に従って、体の腔又は組織のポリウムが、超音波イメージングにより計測される。体の腔の異なるプレーンにおける断面画像が実質的に同時に取得され、それ故、ある時点における異なる見方からの腔の形状のビューを表すことができる。各々の画像における腔又は器官の表面は自動又は半自動境界トレーシングにより輪郭を描かれる。腔のセグメントが、そのトレーシングにより腔又は器官の幾何学的モデルを形成することにより規定される。セグメントのポリウムは、腔のポリウムの正確な計測結果を得るために累算される。本発明の方法はリアルタイムに実行され、腔のポリウムの非常に正確な評価を行うことができる。結果として得られる計測結果は、数値で又は時間と共に変化するポリウムの生理学的曲線として表示される。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【0005】

先ず、図1を参照するに、心臓画像の取得中の超音波システムディスプレイを示している。超音波画像10は、表示される扇状画像を形成するようにフェーズドアレイトランスジューサプローブにより取得される心臓の4つの心室である。示されている画像は、心臓の心尖の4つの心室のビューに対してプローブを配置することにより取得された一連のリアルタイムの画像の1つであり、その画像において、プローブは、心尖11の近傍から心臓を見るように方向付けられている。画像における即ち画像の中央及び右上部分にある最も大きい心室は左心室（LV）である。リアルタイムの画像シーケンスが取得されるとき、心臓周期のスクロールECGトレース12が同時に取得され、現在表示されている画像が取得された心臓周期の時点又は位相を表す三角形のマーカー14によりディスプレイの下部に示されている。体が安静状態にあるときの典型的な心臓周期の持続時間は約1秒であり、その時間の間に、心臓の約30乃至90個の画像が連続して高速で取得され、表示される。臨床医が図1のディスプレイを見るとき、マーカー14により瞬間的に表示され

40

50

る心臓位相と共に、E C G 波形 1 2 が超音波画像 1 0 の下方でスクロールされるにつれて、心臓が超音波ディスプレイにおいてリアルタイムに鼓動している様子が示される。

【 0 0 0 6 】

取得の一モードにおいては、L V が最大断面で明瞭に見えるようにトランスジューサプローブを操作しながら、臨床医は鼓動している心臓をリアルタイムに観測することができる。4つの心室のビューが連続的に及び明瞭に取得されるとき、臨床医は、超音波システムの画像フレーム又はシネループ（登録商標）メモリにおいて現在の心臓周期の画像を保持するように“フリーズ”ボタンを押す。シネループメモリは、そのメモリのサイズに応じて、前の又は次のループの画像と同様にそのボタンが押されたときに見ることができるループを有することが可能である、フリーズボタンが押されたときにメモリにある画像全てを保持する。典型的なシネループメモリは、400個の画像フレーム又は約8乃至10個の心臓周期の画像を保持することが可能である。臨床医は、次いで、分析のために最もよく適合された画像を有するループを選択するように、トラックボール、矢印キー又は類似する制御部を用いて記憶された画像を通して走査することができる。臨床医が特定のループを定めるとき、“A B D”プロトコルが境界描画処理を開始するように動作される。

10

【 0 0 0 7 】

A B D プロトコルが動作されるとき、ディスプレイは、図 2 に示すような、隣り合って表示される心臓拡張末期画像 1 6 及び心臓収縮末期画像 1 8 のデュアル表示に対して変化する。超音波システムは、選択されたループと関連する E C G 波形の持続時間により選択されたループを有する画像全てを特定する。超音波システムは又、E C G 波形 1 2 の R 波に関連して心臓周期の拡張末期ポイント及び収縮末期ポイントを認識する。図 2 のデュアル表示は、2つの表示画像が取得された心臓拡張末期位相及び心臓収縮末期位相を示すマーカーにより、各々の超音波画像の下方に選択された心臓周期についての E C G 波形 1 2 を示している。

20

【 0 0 0 8 】

シネループメモリは心臓周期の画像全てを保持するため、ユーザは、デュアル表示の状態で示される画像の前及び後の画像を含むループにおける画像全てを調べるオプションを有する。例えば、臨床医は、それらの画像のどちらかを選択するように“クリック”することができ、次いで、超音波システムにより選択された画像に先行する又は後続する画像を連続的に調べるようにトラックボール又は他の制御部を操作することができる。それ故、臨床医は、超音波システムにより選択された画像から前又は後の心臓拡張末期画像及び心臓収縮末期画像を選択することができる。臨床医が表示された画像 1 6 及び 1 8 で満足するとき、A B D 処理器は、心臓拡張末期と心臓収縮末期との間の中間に表示されなかった画像と共にそれら2つの表示された画像における L V 境界を自動的に描くように動作される。

30

【 0 0 0 9 】

この実施例においては、A B D 処理器は、心臓収縮末期画像 1 8 における L V の心内膜の境界を描くことから開始する。L V の境界を描く第 1 段階は、画像における3つの重要なランドマーク、即ち、内側僧帽弁輪（M M A）、外側僧帽弁輪（L M A）及び心内膜の心尖を位置付けることである。この処理は、図 3 a に示すように M M A について探索領域を規定することから開始し、その図においては、超音波画像の階調は、表示を簡単化するために白色から黒色に反転されている。A B D 処理器は、この実施例においては、その心尖から心臓を見るトランスジューサ 2 0 を用いて心臓の4つの心室のビューを分析するように前調整されているため、処理器は、画像の中央の最も明るい縦方向の近接場構造が左心室と右心室とを分離する中隔であると推測する。これは、最も大きい全体的輝度値を有する画像における画素の列が中隔を規定しなければならないことを意味する。それらの手掛かりを用いて、A B D 処理器は中隔 2 2 を位置付け、次いで、M M A が特定される必要がある領域を規定する。この領域は、心臓の心尖のビューにおいてトランスジューサから僧帽弁の概略の深さについての経験的知識から規定される。図 3 a においてボックス 2 4

40

50

により囲まれている探索領域は、このようにして規定されたものである。

【0010】

この実施例においては、予測されるMMAの形状を規定するフィルタテンプレートはMMA探索領域における画素と相互相関している。このフィルタテンプレートは、文献“Automated analysis of echocardiographic apical 4-chamber images”, Proc. of SPIE, August, 2000においてWilson等により用いられた他の4つの心室画像におけるMMAの外観についての専門知識から得られる一方、幾何学的コーナーテンプレートは次のように用いられることが可能である。右側のコーナーテンプレートを用いることが可能である一方、実施形態においては、図6aの右側に示すように、八角形のコーナーテンプレート28（八角形の左下のコーナー）がMMAに対する探索テンプレートとして用いられることが可能である。実際には、八角形テンプレートは、図6aの左側に示す2値マトリクスにより表される。ABD処理器は、所定の閾値より大きい最大相関係数が求められるまで、種々に並進及び回転して画素データとこのテンプレートの種々のサイズを相互相関させることによりテンプレートの適合化を実行する。相関処理を高速化するために、そのテンプレートの適合化は、初期的には低減された画像の分解能の形で実行されることが可能であり、主な構造を強調し且つオリジナルの画像の分解能を低減させることにより得ることが可能である。テンプレートの初期の適合化が求められるとき、分解能は、オリジナルの品質に徐々に回復されることが可能であり、MMAの位置は各々の分解能レベルにおけるテンプレートの適合化により徐々に改善されることが可能である。

【0011】

一旦、MMAが位置付けられると、図3bに示すように、LMAの位置について、類似する探索を実行することができる。小さいボックス26は画像18におけるMMAに対して設定された位置であり、MMAの右側に対する探索領域はボックス34により示されるように規定される。右側のコーナーの幾何学的テンプレートであって、好適には、図6bに示すような右側の八角形のコーナーテンプレート38は、ボックス34の探索領域における画素値に対して相互相関させることにより適合化される。所定の閾値を上回る最大相関係数はLMAの位置を規定する。

【0012】

求められたMMA26及びLMA36を用いる場合、処理における次の段階は心内膜の心尖の位置を決定するようになっていて、その位置は図4に示すように決定されることが可能である。中隔22の上部半分の画素値が、破線43で示しているように、その中隔の上部半分の名目上の角度を特定するように解析される。LVの縦方向の壁の画素値は、破線45で示されているように、縦方向の壁42の上部半分の名目上の角度を特定するように解析される。縦方向の壁の角度が自信を持って求まらない場合、セクタの右側における走査線の角度が用いられる。破線43、45間の角度は線48により二等分され、心尖は、初期的には、この線上のある点に位置しているとして仮定される。線48で規定される心尖の横方向の座標を用いる場合、心尖の縦方向の座標を決定するために線48に沿った画素強度変化の傾きについて、探索がなされる。この探索は、少なくとも最小の深さにあり且つトランスジューサプローブからの最大深さより大きくない線48の一部、即ち、MMA26とLMA36との間の僧帽弁面の上方の線48の長さの上部の略四分の一に亘ってなされる。線48に沿った及びその線に平行な画素の線が、LV心室（実質的に鏡面反射板が存在しない）から心臓壁（多くの反射板が位置付けられている）への輝度の最大の正勾配を求めるために調べられる。この傾きを求めるための好適な技術について、図7に示している。図7aは、画像における明るい画素により表される心臓壁50の部分を含む超音波画像の一部を示している。LVの心室から心臓壁50の方にその心臓壁を通して、右側から左側に伸びる線48は、心臓壁50に対して垂直に描かれている。線48に沿って画素値がグラフ化してプロットされる場合、それらの画素値は図7bにおける曲線のように表され、そのプロットにおいて、明るい画素はより大きい画素値を有する。心内膜の位置は曲線52のピークではなく、心臓壁の中央の近傍にあるが、その曲線の傾きの方向

に関連する。曲線 5 2 の傾きは、それ故、図 7 c の曲線 5 8 により示されるように、曲線 5 2 の微分を演算することにより解析される。この微分曲線は、心臓壁（心内膜）の外側の最大の負の傾きであるピーク 5 6 を有する。そのピーク 5 4 は、曲線 5 8 に沿って右から左に処理されるときにぶつかる第 1 の主ピークであり、心内膜のおおよその位置である極大の正の傾きである。図 4 における線 4 8 に沿って平行な画素は、心内壁、それ故、図 4 における小さいボックス 4 6 によりマークが付けられた心内壁の心尖の位置を求めるためにこのようにして分析される。

【 0 0 1 3 】

ユーザが一連の記憶されている画像に関して操作しているとき、3つの点が手動で規定される。例えば、ユーザは、例えば、マウス又はトラックボールのようなポインティング装置を用いて一連の画像のある画像において3つのランドマークを指し示し、次いで、それらのランドマークがその画像においてマークを付けるべきであることが確認されたときにそれらをクリックする。

【 0 0 1 4 】

一旦、それらの3つのLVの主ランドマークが位置付けられると、LVについての複数の所定の標準形状の1つが3つのランドマーク及び心内膜壁に適合される。3つのそのような標準形状を図 5 a、5 b 及び 5 c に示す。第 1 形状、即ち、境界 6 2 は、相対的に背が高く、左に傾いて曲がっているように見える。第 2 形状、即ち、境界 6 4 は、相対的に背が低く、円形化しているように見える。第 3 形状、即ち、境界 6 6 は、より三角形状化している。それらの標準形状の各々は3つのランドマーク 2 6、3 6、4 6 を適合させるように適切にスケールされている。適切にスケールされた標準形状が3つのランドマークに適合した後、その形状がエコーデータにおける境界に適合する程度の解析がなされる。この解析は、例えば、その形状とその形状に沿った点における心臓壁とノア異だの距離を計測することによりなされる。そのような計測は、その形状に直交する経路及びその形状に沿った点から伸びる経路に沿ってなされる。心臓壁は、例えば、図 7 a 乃至 7 c に関連して説明した操作を用いて検出される。例えば、距離計測値の平均により、トレースされる境界に最も近い適合を有するとして評価された形状が、一連のプロトコルにおいて用いられる形状として選択される。

【 0 0 1 5 】

その選択された形状は、次いで、この実施例においては、内心膜壁までその形状を“伸ばす”ことによりトレースされるように境界に適合される。そのように伸ばすことは、境界の周りで心臓壁に対して略垂直方向に均等に間隔を置いた画素の 4 8 本の線を分析することによりなされる。それらの 4 8 本の線の各々に沿った画素は、隣接する心内膜壁を求めるために、図 7 a 乃至 7 c に示すように解析され、選択された形状は心内膜壁に適合するように伸ばされる。点 2 6 と 3 6 との間の基準線はその形状に適合していないが、これは僧帽弁の名目上のプレーンであるため、まっすぐな線として残される。その形状が心臓壁に沿った点に適合したとき、境界トレースは、図 8 の中ある表示の右側の画像 7 8 に示されるような心臓収縮末期画像に対してスムージングされ且つ表示される。ディスプレイは、MMA ランドマークと心尖との間の境界に沿って X 印で示されている 5 つの制御点と、心尖ランドマークと LMA ランドマークとの間の境界に沿って X 印で又、示されている 5 つの制御点とを有する。この実施例においては、心尖と僧帽弁のプレーンとの間の線 4 8 の一部が又、伸ばす操作により適合されるように示されている。

【 0 0 1 6 】

図 8 に示す画像の各々は画像の心臓ループの 1 つの画像であるため、臨床医は、図 8 の表示において描かれている境界の背後の保存された画像の心臓ループを再生することにより心臓拡張末期画像 7 6 及び心臓収縮末期画像 7 8 の境界の正確度を更に確認することができる。これは、図 8 の画像の 1 つを選択することによりなされ、次いで、境界の背後の表示の選択されたフレームレートで又はリアルタイムに保存された心臓ループを繰り返して再生するためにシステムメニューから“再生”を選択する。心臓拡張末期画像 7 6 においては、心内膜は最大拡張の状態であり、それ故、心臓ループにおける心内膜は、心臓拡

10

20

30

40

50

張末期画像において描かれる心内膜の境界から内部に動き、次いでその境界の方に戻って動くように現れる必要がある。心臓収縮末期画像 7 8 においては、心内膜は十分に収縮され、それ故、心臓ループにおける心内膜は、この画像における境界の外部に動き、次いで、その境界の方に戻って動くように現れる必要がある。心内膜がこのような動かない場合であって、例えば、境界を通過するように見える場合、異なる画像が心臓拡張末期又は心臓収縮末期について選択される必要があり、又は、描かれた境界の手動による調節が必要である。勿論、完全な心臓周期に対する心臓ループ及びその描かれた境界は再生されることができ、リアルタイムに心臓の動きと共に変化するとき、臨床医が心内膜のトレースを見ることを可能にする。

【 0 0 1 7 】

メモリに保存されている自動的にトレースされた境界を有する画像は呼び出され、それらの自動的に描かれた境界は、必要に応じて、手動調節により調節されることが可能である。この処理は“ラババンディング”として知られている。図 8 に示すように、心臓拡張末期画像及び心臓収縮末期画像の両方の心内膜の境界は、3つの主ランドマークを示す小さいボックス及び中隔の縦方向の境界においてX印でマーク付けされている制御点を有する。臨床医は、中隔壁において示されている3つの制御点と側壁において示されている4つの制御点とがある図 9 に示されている境界において、最初に表示される制御点のデフォルト番号を選択する。臨床医は、必要に応じて、保存されているループの中間画像の全てと共に心臓拡張末期画像及び心臓収縮末期画像を調べることができ、自動処理が正しくない位置に境界を位置付けたことが分かった場合、ランドマークボックス及び制御点Xの位置を手動で調節することができる。臨床医は境界に沿って新しい位置にランドマークボックス及び制御点Xを移動させることができ、更に制御点を追加する又は境界から制御点を削除することができる。A B D 処理器が、図 8 2 及び破線 8 4 により示される位置に境界及び制御点を最初に位置付け、臨床医が観測するものが不正確であることを想定する。臨床医は、8 6 で示される新しい位置にスクリーンポインティング装置を用いてXをドラッグすることにより横方向に制御点を再位置付けすることができる。Xがドラッグされる時、境界は動き、又はXと共に伸ばされ、それ故、実線の境界 8 8 により示される新しい境界が規定される。このようにして、臨床医は手動で補正し、A B D 処理器により描かれた境界を調節することができる。

【 0 0 1 8 】

A B D 処理器は重要なランドマークを特定し、一連の画像に対して境界を適合させるため、画像の境界が適切に位置付けされ且つトレースされる可能性を評価することは周期的になされる信頼性の計測である。例えば、中隔がL V 心室における血液プールから明確にコントラスト付けされない場合、自動処理は停止する。複数の補正係数が所定の閾値を上回らない場合、処理は停止する。空間的及び時間的信頼性計測の両方が用いられる。例えば、演算された画像の境界がサイズ又は形状における標準形状から大きく異なり過ぎている場合、その処理は中断する。これは、ランドマークが、例えば、互いに関して異常な位置に位置付けられる場合にもたらされる。一連の画像の1つから他の画像への演算された境界における変化が大き過ぎる場合、その処理は同様に中断する。処理が停止したとき、処理を停止するための理由を臨床医に知らせるメッセージが表示され、自動処理を継続すること、臨床医の入力により又はその入力後に自動処理を継続すること、若しくは臨床医が新しい画像ループを取得すること又は現在の画像を手動でトレースすることの選択肢が臨床医に与えられる。

【 0 0 1 9 】

図 8 に示す実施例においては、心臓拡張末期画像及び心臓収縮末期画像の自動的に描かれた境界が心臓の駆出率を演算するために用いられる。これは、その処理は仮想ディスクのスタックに各々の位相において描かれた心室を分割する、修正された自動的なシンプソンの処理によりなされる。各々のディスクの直径は、各々のディスクの有効なボリュームを演算するようにディスクの高さと共に用いられ、それらのボリュームは、心臓拡張末期及び心臓収縮末期の両方における心室のボリュームを演算するために合計される。

それら 2 つの間の差は、各々の心臓周期の間に血液をポンピングするときに排出される駆出率、そのボリューム又は心臓のボリュームに対する割合をもたらす。駆出率の演算については、図 8 の左下の角のところの計測ボックスに示され、定期的に更新される。それ故、臨床医がラバーバンディング技術により描かれた境界を適合化させる必要がある場合、その位相の間に心臓の演算されたボリュームは変化し、駆出率の演算に影響し、新しい演算が計測ボックスにすぐに現れる。臨床医が描かれた境界を適合化するため、臨床医は、駆出率の演算におけるそれらの変化の影響を即座に理解する。

【 0 0 2 0 】

図 1 0 は、本発明の実施形態において用いられるバイプレーン画像を示している。ここで用いるように、“バイプレーン画像”とは、体のボリューム領域の異なる位相から同時に取得される 2 つの画像をいう。2 つの画像は、それらの画像が同じ短い時間インターバルにおいて取得されるときに同時に取得され、そのことは、それら 2 つの画像が完全に取得されるまで、それら 2 つの画像プレーンからの走査線を交互に取得することにより又は高速且つ連続的に第 1 画像及び第 2 画像を取得することにより達成される。“B I P L A N E U L T R A S O N I C I M A G I N G”と題された、本発明者が共同発明者になっている、米国特許(2003 年 7 月 28 日に許可された、米国特許出願公開第 1 0 / 2 3 1 , 7 0 4 号明細書)において、2 つのバイプレーンモードについて記載されていて、その文献の援用によって本発明の説明の一部を代替する。本明細書に記載されているバイプレーンの実施において、1 つの画像が二次元アレイトランスジューサの中央に対して垂直なプレーンにおいて取得され、他の画像は最初には、第 1 画像を中央に有するプレーンであって、第 1 画像のプレーンに対して直交するプレーンにある。画像の 1 つは、このとき、操作の“チルト”モードか又は操作の“回転”モードのどちらかにより再位置付けされることが可能である。チルトモードにおいては、第 2 画像は、第 1 画像の他の走査線と交差する一方、第 1 画像と直交する方向のままである他の画像プレーンに対して傾けられる。第 2 画像は、第 1 画像の中央とのアライメントから第 1 画像の水平方向の走査線とのアライメントに又はそれらの極端な走査線間の何れの走査線とのアライメントにおいて傾けられることが可能である。回転モードにおいては、それら 2 つの画像はそれらの共通の中心線アライメントは保たれるが、第 2 画像プレーンはこの中心線に関して回転される。第 2 画像は、第 1 画像との最初の直交する関係から第 1 画像と同じ画像プレーンまで、又はそれらの間の何れの回転であるように回転されることが可能である。左側の画像は、上で示された画像のような 4 つの心室の心臓の画像であり、右側の画像は第 1 の画像に対して直交していて、第 2 画像のプレーンにより交差されるとき現れる左心室を示している。スクリーンの中央にある 2 つの画像の間の円形の白色のアイコンは、右側の画像プレーンは、左側の基準画像プレーンとのアライメントから 9 0 ° 回転されたものであることを示している。マーカーのドットは、2 つのセクタ画像の心尖の右側に且つアイコンの中にはっきりと見える。心臓の調査を完了するために、E K G トレースが又、バイプレーン画像の下方に示されている。

【 0 0 2 1 】

本発明の有利点は、ボリューム領域の 2 つのプレーンのみが画像化されるために、2 つの画像の取得が、それら 2 つの画像の両方が比較的速いフレームレートにおけるリアルタイムの超音波画像であるように、十分速くなされることである。更に、それら 2 つの画像は、実質的に同時の心臓についてのものであり、それ故、本発明の目的のために同時に取得された画像である。更なる有利点は、その超音波システムは、従来の二次元イメージングシステムのみを必要とすることである。図 1 1 に示すように、バイプレーンイメージングのためのディスプレイサブシステムは従来の二次元画像処理サブシステムであることが可能であり、そのことは、本発明に従ったバイプレーンイメージングが臨床医により今日使用されている二次元超音波システムを用いてなされることを意味する。図 1 1 のスキャナ及びディスプレイサブシステムは、図 1 0 に示す倍プレーン画像を形成するための一意の三次元的能力を必要としない。

【 0 0 2 2 】

ここで、図 11 を参照するに、本発明の原理に従って構成された超音波システムがブロック図として示されている。この実施形態においては、超音波プローブ 110 は、二次元アレイトランスジューサ 500 とマイクロビームフォーマ 502 とを有する。マイクロビームフォーマは、アレイトランスジューサ 500 の要素（“パッチ”）の群に印加される信号を制御し、各々の群の要素により受け取られるエコー信号の一部の処理を行う回路構成を有する。プローブにおけるマイクロビームフォーミングは、プローブと超音波システムとの間のケーブル 503 における導体の数を減少させ、そのマイクロビームフォーミングについては、米国特許第 5,997,479 号明細書（Savord 等）及び米国特許第 6,436,048 号明細書（Pesque）に記載されている。

【0023】

プローブは超音波システムのスキャナ 310 に結合されている。スキャナは、ユーザ制御に対して責任を負うビームフォーム制御器 312 を有し、送信ビームのタイミング、周波数、方向及びフォーカシングに関して、プローブに指令するマイクロビームフォーマ 502 に制御信号を供給する。ビームフォーム制御器は又、アナログ/ディジタル（A/D）変換器 316 とビームフォーマ 116 に結合することにより受信されるエコー信号のビームフォーミングを制御する。プローブにより受信されたエコー信号はスキャナ内の TGC（時間ゲイン制御）回路構成 314 前置増幅器により増幅され、次いで、A/D 変換器 316 によりディジタル化される。ディジタル化されたエコー信号は、次いで、ビームフォーマ 116 によりビームに形成される。エコー信号は、次いで、ディジタルフィルタリング、B モード検出及び/又はドップラ処理を実行する画像処理器 318 により処理され、又、例えば、高調波分離、周波数合成によるスペックル低減及び他の所望の画像処理等の他の信号処理を実行することができる。

【0024】

スキャナ 310 により得られるエコー信号はディスプレイサブシステムに結合され、そのディスプレイサブシステムは所望の画像フォーマットで表示するためにエコー信号を処理する。エコー信号は画像ライン処理器 322 により処理され、画像ライン処理器は、エコー信号をサンプリングすること、ビームのセグメントを完全なライン信号に繋ぎ合わせること、及び信号対ノイズ比の改善又は流れの持続性のためにライン信号を平均化することができる。各々のバイプレーン画像の画像ラインは、当該技術分野において周知である R - 変換を実行する走査変換器 324 により所望の画像フォーマットに変換される。それらの画像は、次いで、画像メモリ 328 に並んで記憶され（図 10 参照）、そのメモリから、それらの画像はディスプレイ 150 において 1 つの表示フレームとして表示される。メモリにおける画像は又、画像と共に表示されるようになっているグラフでオーバーレイされ、ユーザ制御に対して責任を負うグラフィックジェネレータ 330 により生成される。個々の画像フレーム又は画像フレームシーケンスは、画像ループの捕捉の間にシネメモリ 326 に記憶される。

【0025】

リアルタイムのボリウムイメージングに対して、ディスプレイサブシステム 320 は又、ディスプレイ 150 に表示されるリアルタイムの三次元画像のレンダリングのための画像ライン処理器 322 から画像ラインを受信する三次元画像レンダリング処理器 162 を有する。

【0026】

本発明の原理に従って、バイプレーンシステムは、バイプレーン画像が生成されるときに、バイプレーン画像の心筋の境界を自動的にトレースするようにリアルタイムに、上記のように動作する自動境界検出（ABD）処理器 470 を有する。直交するバイプレーンの LV 画像の境界トレーシングの結果について、本発明の実施形態のユーザディスプレイである図 12 のユーザディスプレイにおいて示されている。図 12 の実施形態においては、ディスプレイスクリーンは 4 つの象限に分割されている。左上の象限においては、バイプレーンの一が、ABD 処理器により生成され且つグラフィックジェネレータ 330 により超音波画像に対してオーバーレイされた自動的に描かれるトレースにより輪郭が描かれ

た心臓壁（心内膜 2 1 0 及び心外膜 2 1 4）と共に示されている。象限 0 2 における超音波画像の画像プレーンの方向は 0 ° であるように見えている。

【 0 0 2 7 】

9 0 ° 直交したプレーンにおけるバイプレーン画像は右上の象限 2 0 4 に示されている。第 1 倍プレーン画像と同様に、L V の心外膜 2 1 6 及び心内膜 2 1 2 が自動的に描かれる境界により輪郭が描かれた。

【 0 0 2 8 】

補間された表面スプライン 2 2 0 として生成された L V 心室のボリュームのグラフィックモデルは、ディスプレイの左下の象限 2 0 6 に示されている。この表面スプラインは、下で説明する、直交する境界 2 1 0 及び 2 1 2 に対して表面を適合させることにより形成されたものである。表面スプライン 2 2 0 は、バイプレーン画像取得の各々の時間における L V の瞬間の容積を評価するためにシンプソンの式（ディスクについてのルール）により計測されるボリュームを囲んでいる。それらの量的なボリューム計測は、L V ボリュームの生理的曲線 2 1 8 により示される右下の象限 2 0 8 に時間の関数として示されている。心臓拡張末期及び心臓収縮末期におけるボリュームの数値としての計測値が生理的曲線 2 1 8 の右側に示されている。

【 0 0 2 9 】

複数の処理が図 1 2 における表面スプライン 2 2 0 を生成するために用いられることが可能である一方、実施形態において用いられる技術について、図 1 3 a 及び 1 3 b に示している。図 1 3 a の透視図においては、同時のバイプレーン画像の心内膜の境界の 2 つのトレース 2 1 0 及び 2 1 2 が、僧帽弁のプレーンを表すベース 2 2 0 において示されている。心尖のマーカーを参照番号 2 3 0 に示す。この実施形態においては、2 つのバイプレーン画像の画像プレーンは互いに直交している。2 つのトレース 2 1 0 及び 2 1 2 内のボリュームは、ベースプレーン 2 2 0 に平行である離間されたプレーンに数学的に分割されている。それらのプレーンは、a , a で示されるトレース 2 1 0 の左側と交差し、c , c で示されるトレース 2 1 0 の手前側と交差する。それらのプレーンは、b , b で示されるトレース 2 1 2 の手前側と交差する。

【 0 0 3 0 】

楕円が、図 1 3 b に示すように、各々のプレーン 2 2 2 の 4 つの交差点 a、b、c、d に対して数学的に適合される。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を用いることが可能である一方、楕円は、楕円を用いて実行するときに、シンプソンの式が臨床学的に有効である有利点を与える。図 1 3 b は、ベース 2 2 0 近傍の 2 つのトレース 2 1 0、2 1 2 の点 a、b、c、d と交差する楕円 2 3 2 と、L V ボリュームの中央近傍の 2 つのトレース 2 1 0、2 1 2 と交差する楕円 3 2 4 と、L V ボリュームの上端近傍の 2 つのトレース 2 1 0、2 1 2 と交差する楕円 3 2 6 とを示している。楕円が離間されたプレーン 2 2 2 の各々において適合されたとき、楕円間のディスク状のボリュームは、隣接する楕円の幾何学的構成とそれらの楕円間の距離とを用いることにより量を定められる。ディスク状ボリュームの全ての全ボリュームは、L V ボリュームの瞬時の計測によりもたらされる合計により演算される。その計測は生理的曲線 2 1 8 において他の点を生成するために用いられ、心臓が心臓収縮末期又は心臓拡張末期にあることを E C G 波形が示す場合、ディスプレイの右下の象限 2 0 8 において適切な数値で表される値が更新される。

【 0 0 3 1 】

実施形態においては、表面は、楕円及びトレースのワイヤフレームモデルに適合される。これは、ワイヤフレームに対してスムーズに適合される表面を補間することによりなされる。腔のボリュームについてのグラフィックモデル 2 2 0 は連続的な表面を伴って描かれる。

【 0 0 3 2 】

動作中、図 1 2 の実施形態のディスプレイは次のようになる。L V の心尖近傍において交差するバイプレーン画像を取得するように位置付けられた二次元アレイプロブを用い

10

20

30

40

50

る場合、リアルタイムのバイプレーン画像がディスプレイの上部の象限において表示される。各々のバイプレーン画像が取得されるため、対応する境界は、A B D 処理器 4 7 0 により各々の画像においてトレースされ、画像と共に表示される。時間 - 同時トレースの各々の対が、同時に指し示されるバイプレーン画像のトレースに対応する、更新されたグラフィックポリウムモデルを生成するように用いられる。更新された量的に定められる L V のポリウム計測結果は、ディスプレイの右下の象限にグラフ化され及び / 又は数値化されて表示される。象限 2 0 2 及び 2 0 4 における超音波画像の L V 境界及びそれらのトレースはリアルタイムで内側及び外側に動くため、グラフィックポリウムモデル 2 2 0 は又、リアルタイムに膨らみ及び縮み、右下の象限の生理的曲線は、絶えず更新されると同時にスクロールされる。

10

【 0 0 3 3 】

上記の実施形態についての他の変形が容易に可能であることは当業者には理解できることであろう。例えば、米国特許第 6 , 4 9 1 , 6 3 6 号明細書 (C h e n a l 等) 、米国特許第 6 , 3 4 6 , 1 2 4 号明細書 (G e i s e r 等) 及び米国特許第 6 , 1 0 6 , 4 6 5 号明細書 (N a p o l i t a n o 等) において記載されている処理を含む、広範な自動又は半自動の境界検出処理を用いることが可能である。図 1 2 の実施例におけるバイプレーン画像は直交するプレーンの状態で示されている一方、90°以外の他のプレーンの方向を用いることが可能である。これは、例えば、本発明者による上記の特許文献 (2 0 0 3 年 7 月 2 8 日に許可された、米国特許出願公開第 1 0 / 2 3 1 , 7 0 4 号明細書) において記載されている画像の 1 つを回転させた後になされることが可能である。2 つのプレーン方位からの画像を用いることに代えて、3 つ又はそれ以上の交差するプレーンからの画像が取得され、トレースされ、並びに表示するため、ポリウムを量的に定めるため及びポリウム計測のために用いられることが可能である。各々のポリウムを決定するために更なる画像を取得することは更に時間を要することであるが、更に解剖学的に正確な腔のモデル及び更に正確なポリウム計測を行うことができる。例えば、L V の反対側の副領域が半分の楕円又はスプラインにより規定され、それらのポリウムが計測されることが可能である。時間の経過と共に変化するポリウムは、色付けされた動きにより生成されるポリウムのように特定され、計測されることが可能である。対象のポリウムは、二次元マトリクスアレイトランスジューサか又は機械的に回転される一次元アレイトランスジューサのどちらかを用いて走査されることが可能である。例えば、駆出率及び心臓出力の計測のような種々のポリウム計測を実行することが可能である。本発明の技術は、擬似腫瘍又は成長している胎児の解剖学的形態等の、心臓以外の体の中の他のポリウム対象物を計測するために用いられる。

20

30

【図面の簡単な説明】

【 0 0 3 4 】

【図 1】心臓の 4 つの心室の超音波画像である。

【図 2】心臓拡張末期画像及び心臓収縮末期画像の両方の超音波表示を示す図である。

【図 3 a】左心室 (L V) の超音波画像において内側僧帽弁輪 (M M A) を位置付ける段階を示す図である。

【図 3 b】左心室 (L V) の超音波画像において外側僧帽弁輪 (L M A) を位置付ける段階を示す図である。

40

【図 4】L V の心尖を位置付ける段階を示す図である。

【図 5 a】L V についての標準的な境界の形状を示す図である。

【図 5 b】L V についての標準的な境界の形状を示す図である。

【図 5 c】L V についての標準的な境界の形状を示す図である。

【図 6 a】M M A を位置付けるために用いられる幾何学的テンプレートを示す図である。

【図 6 b】M M A を位置付けるために用いられる幾何学的テンプレートを示す図である。

【図 7 a】L V の内心膜の境界に対して標準的な境界の形状を適合させるための技術を示す図である。

【図 7 b】L V の内心膜の境界に対して標準的な境界の形状を適合させるための技術を示

50

す図である。

【図 7 c】L V の内心膜の境界に対して標準的な境界の形状を適合させるための技術を示す図である。

【図 8】本発明の原理に従って自動的に描いた内心膜の境界と共に心臓拡張末期画像及び心臓収縮末期画像を示す図である。

【図 9】自動的に描いた境界を調節するためのラバーバンディング技術を示す図である。

【図 10】本発明の原理に従ってパイプラインモードで動作するときの実際の超音波システムの表示の写真である。

【図 11】本発明の原理に従って構成された超音波診断イメージングシステムの実施形態をブロック図で示す図である。

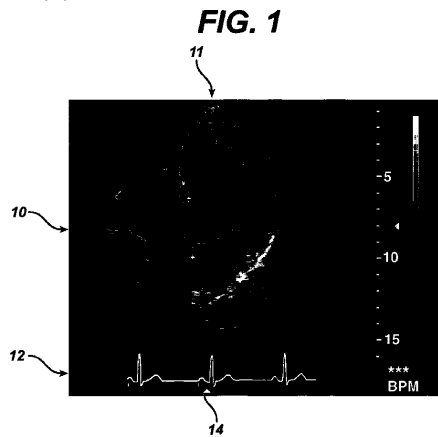
【図 12】本発明の原理に従って生成された超音波ディスプレイスクリーンを示す図である。

【図 13 a】左心室の直交するビューからの腔のセグメントの構成を示す図である。

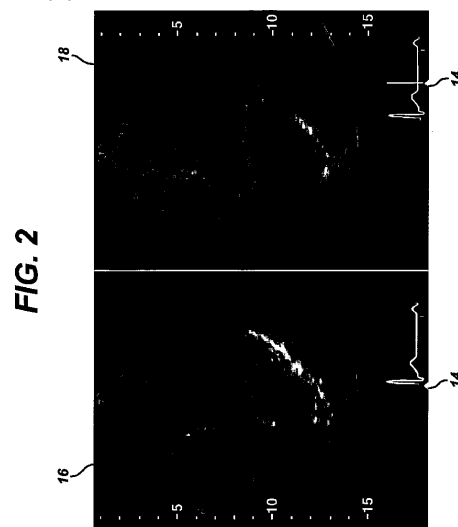
【図 13 b】左心室の直交するビューからの腔のセグメントの構成を示す図である。

10

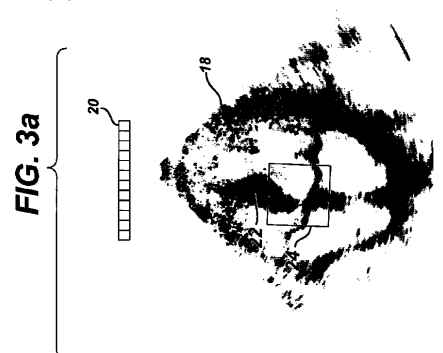
【図 1】

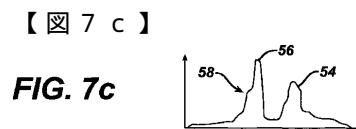
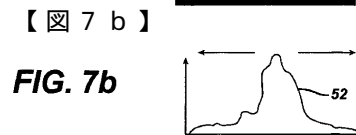
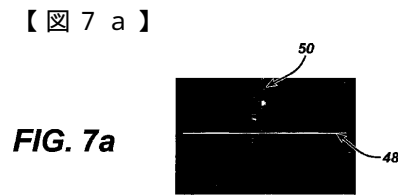
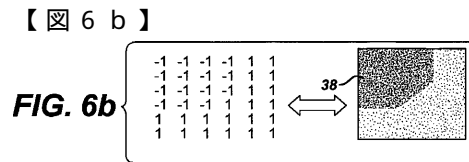
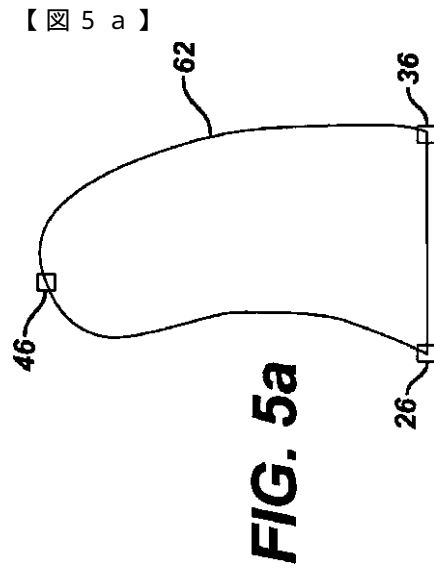
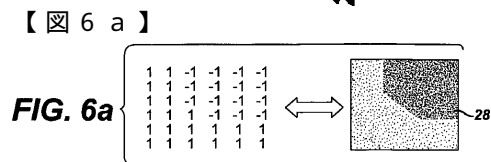
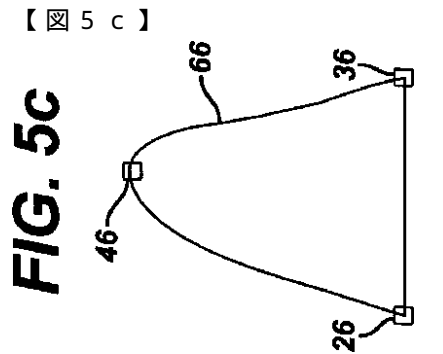
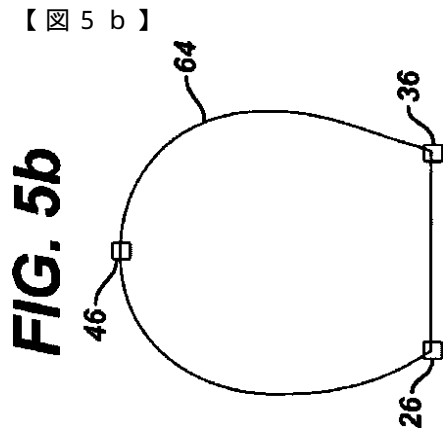
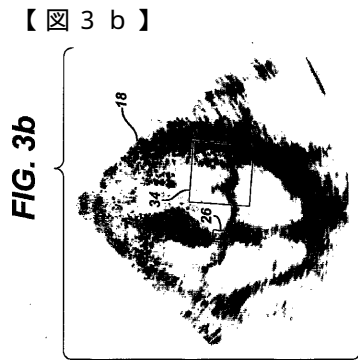


【図 2】



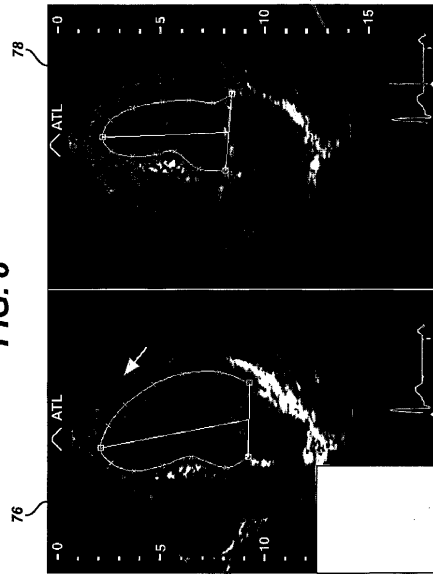
【図 3 a】





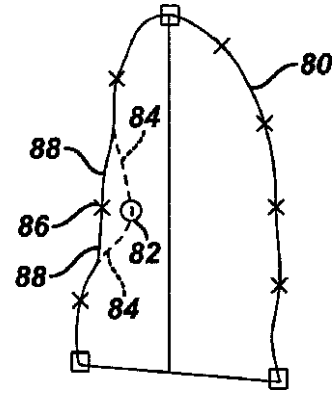
【図 8】

FIG. 8



【図 9】

FIG. 9



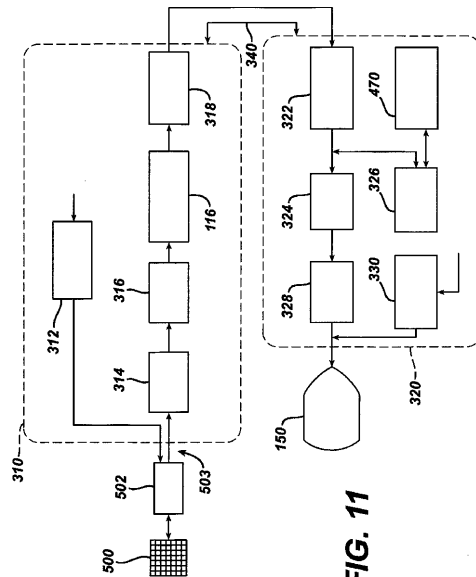
【図 10】

FIG. 10



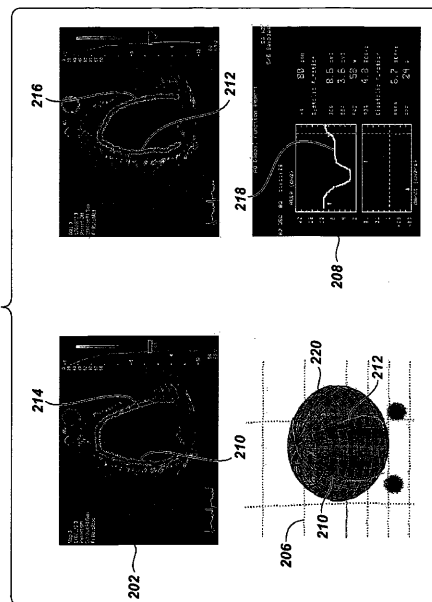
【図 11】

FIG. 11

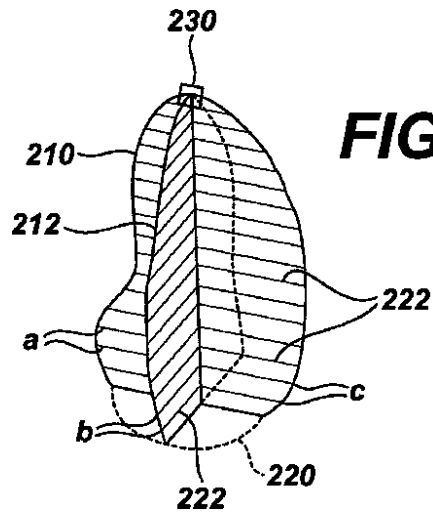


【図 12】

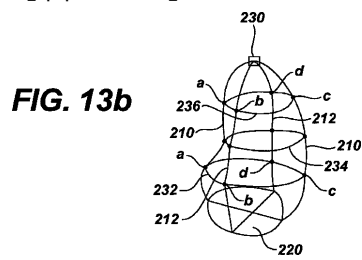
FIG. 12



【図13a】



【図13b】



フロントページの続き

(72)発明者 サルゴ, イヴァン

アメリカ合衆国 ワシントン州 98041-3003 ボセル ピー・オー・ボックス 300
3

審査官 東 治企

(56)参考文献 特開2002-330968(JP, A)

特開2000-135217(JP, A)

特開2000-023984(JP, A)

特開2000-107183(JP, A)

国際公開第2002/045586(WO, A1)

米国特許出願公開第2003/0023166(US, A1)

米国特許第06217520(US, B1)

特開2004-073850(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00

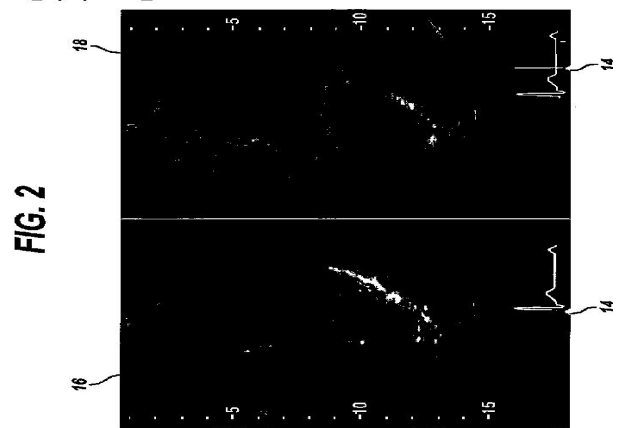
G01S 15/00

专利名称(译)	通过超声量化心脏体积的方法		
公开(公告)号	JP4719680B2	公开(公告)日	2011-07-06
申请号	JP2006527516	申请日	2004-08-06
[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)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
当前申请(专利权)人(译)	皇家飞利浦电子股份有限公司的Vie		
[标]发明人	サルゴイヴァン		
发明人	サルゴ,イヴァン		
IPC分类号	A61B8/00 G01S15/89 G01S7/52 A61B5/107 A61B8/08 G06T7/60		
CPC分类号	A61B8/0883 A61B5/1075 A61B8/08 A61B8/0858 A61B8/145 A61B8/483 G01S7/52074 G06T7/62 G06T2207/30048		
FI分类号	A61B8/00 G01S15/89.B H04N5/31		
代理人(译)	伊藤忠彦		
优先权	60/507263 2003-09-29 US		
其他公开文献	JP2007507248A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

定义体内体积对象体积的测量是通过使用超声来获取对象两个不同平面 (210,214) 的同时双平面图像来进行的。使用自动边界检测来跟踪相应体积对象的边界。在这些平面的空间关系中使用边界轨迹来计算体积对象的图形模型 (220)。根据盘的规则计算图形模型 (220) 的体积，并显示随时间变化的体积的图形显示或数字显示。用户界面具有实时双平面图像，即实时图形模型 (220) 和测量定义量。

【 图 2 】



【 图 3 a 】