

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5526401号  
(P5526401)

(45) 発行日 平成26年6月18日 (2014. 6. 18)

(24) 登録日 平成26年4月25日 (2014. 4. 25)

(51) Int. Cl. F I  
**A 6 1 B 8/00 (2006. 01)**  
**G 0 6 T 1/00 (2006. 01)**

A 6 1 B 8/00  
 G 0 6 T 1/00 2 9 0 D

請求項の数 2 (全 32 頁)

(21) 出願番号	特願2009-87021 (P2009-87021)	(73) 特許権者	504132881
(22) 出願日	平成21年3月31日 (2009. 3. 31)		国立大学法人東京農工大学
(65) 公開番号	特開2010-233921 (P2010-233921A)		東京都府中市晴見町 3-8-1
(43) 公開日	平成22年10月21日 (2010. 10. 21)	(74) 代理人	100094488
審査請求日	平成24年3月14日 (2012. 3. 14)		弁理士 平石 利子
特許法第30条第1項適用	〔研究集会名〕 第51回	(72) 発明者	榊田 晃司
自動制御連合講演会	〔主催者名〕 計測自動制御学会		東京都府中市晴見町 3-8-1 国立大学
〔開催日〕	平成20年11月2日	(72) 発明者	酒井 太郎
			東京都府中市晴見町 3-8-1 国立大学
		(72) 発明者	吉永 崇
			東京都府中市晴見町 3-8-1 国立大学
			法人東京農工大学内
			最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 心室壁情報抽出装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波診断装置のプロープにより撮像される心臓の超音波断層画像に基づいて心室壁の情報  
 情報を抽出する装置であって、

超音波断層画像を複数の小領域に分割し、各小領域内の平均ベクトルを各小領域の領域運  
 動ベクトル  $f$  と定義して運動ベクトル算出部が下記数式 (9) により算出する、心室壁の  
 運動ベクトルを複数計測する運動ベクトル計測手段と、

【数 9】

$$\vec{f} = \frac{\sum_{n=1}^N \vec{V}_n}{N}$$

(  $V_n$  は算出ベクトル、 $N$  は小領域内のベクトル数 )

運動ベクトル計測手段により計測された複数の運動ベクトルの延長線の交点領域を初期探  
 索点として設定する初期探索点設定手段と、

初期探索点設定手段により設定された初期探索点を原点とする極座標により心室壁の輪郭点を複数抽出する輪郭点抽出手段とを備えていることを特徴とする心室壁抽出装置。

【請求項 2】

前記輪郭点抽出手段により抽出された心室壁の複数の輪郭点から心室壁の輪郭に沿った近似楕円を最小 2 乗法により描画する楕円近似手段と、

前記プローブのランダム操作に応じて描画される複数の近似楕円に基づいて心室壁の形状および 3 次元位置の情報を求める 3 次元計測手段とを備えていることを特徴とする請求項 1 に記載の心室壁情報抽出装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は、心臓の心室壁の輪郭、形状、3 次元位置等の情報を抽出する心室壁情報抽出装置に関するものである。

【背景技術】

【0002】

超音波診断法は、患者の体表にプローブを押し付けるだけで患者の体内の超音波断層画像が得られるため、その安全性およびリアルタイム性から心臓の診断には欠かせない手法である。この超音波診断法に使用される超音波診断装置の小型化・ポータブル化の進歩は著しく、場所を選ばない超音波診断が実現している。

【0003】

20

一方、インターネットなどのネットワーク伝送速度の高速化により、超音波診断装置のプローブにより撮像された超音波断層画像をネットワーク経由で伝送することも可能となっている。このような技術的背景のもと、患者宅から病院に伝送される超音波断層画像に基づいて病院の医師が遠隔地の患者を超音波診断する遠隔超音波診断法の研究も進められている。

【0004】

この種の遠隔超音波診断法として、医師が所望するプローブの位置・姿勢を的確に遠隔地に伝送して患者の的確な超音波断層画像を得るため、プローブ操作のロボットを使用する遠隔超音波診断法が報告されている。また、拡張現実感と呼称される A R (Augmented Reality) 技術を利用して、プローブの位置・姿勢を表す C G (computer graphic) を患者の体表に投影し、患者側の操作者にプローブの操作を教示する研究も進められている。

30

【0005】

一方、超音波診断装置に関しては、操作者に多くの操作を強いることなく、かつ、高い精度で超音波断層画像中の対象物の輪郭を抽出することができるようにした超音波診断装置が提案されている（例えば特許文献 1 参照）。この超音波診断装置は、断層画像に対して等化、2 値化および縮退等の画像処理を施すことにより断層画像中の対象物の輪郭を初期輪郭として粗く抽出する初期輪郭抽出部と、抽出された初期輪郭を初期値として断層画像中の対象物に対し S N A K E S 等の動的な輪郭モデルを適用することで、細かく輪郭を抽出する動的輪郭抽出部とからなる自動輪郭抽出部を備えたものである。

40

【0006】

また、画像処理装置に関しては、画像中の対象物の動的輪郭抽出の際に、精確な初期輪郭の設定が容易に行える結果、正確で効率的な輪郭抽出を可能とする画像処理装置が提案されている（例えば特許文献 2 参照）。この画像処理装置は、入力された画像に対し、画像中の対象物の特徴点に基づき対象物の初期輪郭を生成する手段と、特徴点の位置を変化させずに、対象物の輪郭形状の特徴量と、画像の特徴量と、必要に応じて与えられる初期輪郭の特徴量との総和が最小になるように初期輪郭を変形することにより、画像中の対象物の輪郭を抽出する輪郭抽出手段とを備えたものである。

【先行技術文献】

【特許文献】

50

【 0 0 0 7 】

【特許文献 1】特開 2 0 0 2 - 2 2 4 1 1 6 号公報（要約）

【特許文献 2】特開平 1 1 - 2 6 5 4 5 5 号公報（要約）

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 8 】

ところで、プローブ操作のロボットを使用する遠隔超音波診断法においては、ロボットを設置することが可能な救急医療の現場では一定の成果が期待されるものの、ロボットを設置するのが難しい患者の自宅等での実現性が薄い。また、プローブの位置・姿勢を表す CG を患者の体表に投影して患者側の操作者にプローブの操作を教示する遠隔超音波診断法においては、医師の指示をネットワーク経由で逐次反映させる必要があるため、通常の超音波診断に比べて目的の超音波断層画像を得るまでに時間が掛かると共に、医師にとっては 3 次元空間の把握が難しいという問題があった。

10

【 0 0 0 9 】

一方、特許文献 1 に記載の超音波診断装置においては、SNAKES 等の動的輪郭抽出法を適用しているが、SNAKES を用いた従来手法による輪郭抽出法の多くは、一般的に、初期輪郭を対象物体の輪郭線の近傍に配置して、そこからの収束を図っているため、画像毎に利用者が初期輪郭を配置していく必要があり、初期輪郭を探索するのに時間が掛かるという問題がある。同様に、特許文献 2 に記載の画像処理装置においては、初期輪郭を手動で設定する必要があり、操作者に大きな負担が掛かる。

20

【 0 0 1 0 】

すなわち、従来の超音波診断装置および画像処理装置を使用して心臓の心室壁の輪郭等を抽出するには、心室壁が描画されている領域の全体もしくは一部を初期位置としてプローブの操作者が手動で指定する必要があり、プローブの操作者に大きな負担が掛かっている。

【 0 0 1 1 】

本発明は、このような従来技術の問題点に対応してなされたものであり、初期輪郭等の初期設定が全く不要で、ありながら、心臓の心室壁情報を容易に抽出することができ、その結果、遠隔超音波診断も容易に実現することが可能な心室壁情報抽出装置を提供することを課題とする。

30

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 2 】

このような課題を解決するため、本発明に係る心室壁情報抽出装置は、超音波診断装置のプローブにより撮像される心臓の超音波断層画像に基づいて心室壁の情報を抽出する装置であって、超音波断層画像を複数の小領域に分割し、各小領域内の平均ベクトルを各小領域の領域運動ベクトル  $f$  と定義して運動ベクトル算出部が下記数式（10）により算出する、心室壁の運動ベクトルを複数計測する運動ベクトル計測手段と、

【数 1 0】

$$\vec{f} = \frac{\sum_{n=1}^N \vec{V}_n}{N}$$

40

（ $\vec{V}_n$  は算出ベクトル、 $N$  は小領域内のベクトル数）

心室壁の運動ベクトルを複数計測する運動ベクトル計測手段と、運動ベクトル計測手段により計測された複数の運動ベクトルの延長線の交点領域を初期探索点として設定する初期

50

探索点設定手段と、初期探索点設定手段により設定された初期探索点を原点とする極座標により心室壁の輪郭点を複数抽出する輪郭点抽出手段とを備えていることを特徴とする。

【0013】

本発明に係る心室壁情報抽出装置では、超音波診断装置のプローブにより心臓の心室壁の超音波断層画像が撮像されると、運動ベクトル計測手段が心室壁の運動ベクトルを複数計測し、初期探索点設定手段が複数の運動ベクトルの延長線の交点領域を初期探索点として設定する。そして、設定された初期探索点を原点とする極座標により、輪郭点抽出手段が心室壁の輪郭点を複数抽出する。すなわち、プローブの操作者が心室壁の初期輪郭の初期設定をしないにも拘わらず、初期探索点設定手段が自動的に初期探索点設定し、輪郭点抽出手段が心室壁の輪郭点を複数抽出する。

10

【0014】

本発明の心室壁情報抽出装置には、前記輪郭点抽出手段により抽出された心室壁の複数の輪郭点から心室壁の輪郭に沿った近似楕円を最小2乗法により描画する楕円近似手段と、前記プローブのランダム操作に応じて描画される複数の近似楕円に基づいて心室壁の形状および3次元位置の情報を求める3次元計測手段とを付加することができる。

【0015】

この発明では、輪郭点抽出手段が心室壁の輪郭点を複数抽出すると、その複数の輪郭点から心室壁の輪郭に沿った近似楕円を楕円近似手段が描画し、プローブのランダム操作に応じて複数の近似楕円が描画されると、その複数の近似楕円に基づいて3次元計測手段が心室壁の形状および3次元位置の情報を求める。ここで、楕円近似手段が描画する近似楕円は、計算処理の負荷の小さい最小2乗法によるため、近似楕円はリアルタイムで描画される。

20

【発明の効果】

【0016】

本発明に係る心室壁情報抽出装置によれば、超音波診断装置のプローブにより心臓の心室壁の超音波断層画像が撮像されると、運動ベクトル計測手段が心室壁の運動ベクトルを複数計測し、初期探索点設定手段が複数の運動ベクトルの延長線の交点領域を初期探索点として設定するため、従来、プローブの操作者が手動で設定することが必要であった心室壁の初期輪郭の初期設定等が一切不要となる。そして、初期探索点設定手段により設定された初期探索点を原点とする極座標により、輪郭点抽出手段が心室壁の輪郭点を複数抽出するため、心室壁の輪郭を含む心室壁情報を容易に抽出することができる。すなわち、本発明によれば、初期輪郭等の初期設定が全く不要でありながら、心室壁の輪郭を含む心室壁情報を容易に抽出することができ、その結果、遠隔超音波診断も容易に実現することが可能となる。

30

【0017】

また、楕円近似手段と3次元計測手段とが付加された本発明の心室壁情報抽出装置によれば、輪郭点抽出手段が心室壁の輪郭点を複数抽出すると、その複数の輪郭点から心室壁の輪郭に沿った近似楕円を楕円近似手段が描画し、プローブのランダム操作に応じて複数の近似楕円が描画されると、その複数の近似楕円に基づいて3次元計測手段が心室壁の形状および3次元位置の情報を求めるため、心室壁の形状および3次元位置を含む心室壁情報を容易に抽出することができ、遠隔超音波診断も容易に実現することが可能となる。

40

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図1】本発明の一実施形態に係る心室壁情報抽出装置の構成を示す機能ブロック図である。

【図2】一実施形態に係る心室壁情報抽出装置が対象とする左心室の長軸断面を撮像するプローブの位置および向きを示す心臓の正面図である。

【図3】図2に示したプローブが撮像する左心室の長軸断面図である。

【図4】左心室の短軸断面を撮像するプローブの位置および向きを示す心臓の正面図である。

50

【図 5】図 4 に示したプローブが撮像する左心室の短軸断面図である。

【図 6】左心室を楕円体と仮定した模式図である。

【図 7】左心室を横断する短軸方向の超音波断層画像を示す図である。

【図 8】図 7 に示した超音波断層画像を小領域に分割して領域運動ベクトルを重畳表示した図である。

【図 9】左心室壁の輪郭点を抽出する極座標を示す図である。

【図 10】左心室壁の輪郭点に沿った近似楕円を示す図である。

【図 11】一般的な楕円の 2 次元投影図である。

【図 12】N 個のサンプル点から算出される楕円中心点と、真の中心点との距離誤差を示すグラフである。

10

【図 13】楕円近似部が近似した楕円を図 7 に示した左心室の短軸方向の超音波断層画像に重畳表示した図である。

【図 14】僧帽弁や右心室が描出された超音波断層画像を示す図である。

【図 15】図 14 に示した超音波断層画像に基づいて近似された楕円形状を超音波断層画像に重畳表示した図である。

【図 16】図 15 に示した  $d_n$  値およびその分散値  $d$  と、プローブの軸回転角との関係を示すグラフである。

【図 17】左心室壁の領域を図 7 に示した左心室の短軸方向の超音波断層画像に重畳表示した図である。

【図 18】左心室壁から抽出した運動ベクトルを図 7 に示した左心室の短軸方向の超音波断層画像に重畳表示した図である。

20

【図 19】バイウエイト (Biweight) 法を用いて近似した楕円と、バイウエイト (Biweight) 法を用いないで近似した楕円とを左心室の短軸方向の超音波断層画像に重畳表示した図である。

【図 20】患者とカメラとプローブのマーカとモニタとの配置関係を示す斜視図である。

【図 21】図 20 のモニタに映し出される G U I 画面を示す図である。

【図 22】図 20 のモニタに映し出される他の G U I 画面を示す図である。

【図 23】任意の楕円中心点と超音波断層面との位置関係を示す図である。

【図 24】1 名の被験者を対象とした左心室壁の長軸断面の推定と呈示状態を示す図である。

30

【図 25】8 名の各被験者について得られた楕円中心点の分布から最小 2 乗法により直線に近似し、その直線から各楕円中心点までの距離平均とその標準偏差を算出した結果を示すグラフである。

【発明を実施するための形態】

【0019】

以下、添付の図面を参照して本発明に係る心室壁情報抽出装置の実施の形態を順次説明する。図 1 に示すように、一実施形態に係る心室壁情報抽出装置 1 は、超音波診断装置 2 のプローブ 2 A により撮像される心臓の超音波断層画像に基づいて心室壁の情報を抽出する装置であって、例えば、肺静脈から左心房を経由して流入する新鮮な血液を大動脈に吐出する左心室の輪郭、形状、3 次元位置等の情報を抽出する。

40

【0020】

超音波診断装置 2 は、患者の体表に押し付けられて操作されるプローブ 2 A と、プローブ 2 A で探索された信号に基づいて患者の体内の超音波断層画像を生成する画像生成部 2 B と、画像生成部 2 B で生成された超音波断層画像を表示するモニタ 2 C とを少なくとも備えている。

【0021】

ここで、超音波診断装置 2 と協働する一実施形態の心室壁情報抽出装置 1 は、少なくとも左心室壁の運動ベクトルを複数計測する運動ベクトル算出部 (運動ベクトル計測手段) 1 A と、運動ベクトル算出部 1 A により計測された複数の運動ベクトルの延長線の交点領域を初期探索点として設定する初期探索点設定部 (初期探索点設定手段) 1 B と、初期探

50

索点設定部 1 B により設定された初期探索点を原点とする極座標により左心室壁の輪郭点を複数抽出する輪郭点抽出部 (輪郭点抽出手段) 1 C とを備えている。

【 0 0 2 2 】

また、この心室壁情報抽出装置 1 には、輪郭点抽出部 1 C により抽出された心室壁の複数の輪郭点から左心室壁の輪郭に沿った近似楕円を最小 2 乗法により描画する楕円近似部 (楕円近似手段) 1 D と、超音波診断装置 2 のプローブ 2 A のランダム操作に応じて描画される複数の近似楕円に基づいて左心室壁の形状および 3 次元位置の情報を求める 3 次元計測部 (3 次元計測手段) 1 E とが付加されている。

【 0 0 2 3 】

心室壁情報抽出装置 1 の運動ベクトル算出部 1 A、初期探索点設定部 1 B、輪郭点抽出部 1 C、楕円近似部 1 D および 3 次元計測部 1 E は、入出力インターフェース I / O、A / D コンバータ、プログラムおよびデータを記憶した R O M (Read Only Memory)、入力データ等を一時記憶する R A M (Random Access Memory)、プログラムを実行する C P U (Central Processing Unit) 等を備えた図示しないパーソナルコンピュータ等のハードウェアおよびソフトウェアを利用して構成されており、超音波診断装置 2 と協働する。

< 左心室の長軸断面と短軸断面 >

【 0 0 2 4 】

ここで、心臓の診断の基準となる断面には長軸断面、短軸断面、四腔断面等があるが、このうち長軸断面および短軸断面から診断を開始する場合が多い。長軸断面は、図 2 に示したような位置および向きに操作されたプローブ 2 A によって左心室 (Left ventricle) を長軸方向に撮像した断面であり、図 3 に示すように、心室後壁 (Posterior wall) P W と心室中隔 (Interventricular septum) I V S を平行に見るため左心室径が最大となり、同時に僧帽弁 (Mitral valve) M V や大動脈弁 (Aortic valve) A V が観測されるという特徴がある。

【 0 0 2 5 】

一方、短軸断面は、図 4 に示すように、図 2 に示したプローブ 2 A を時計方向の軸回りに略 90 度回転させて左心室壁 L V の断面積を最小にして見る断面であり、図 5 に示すように、正常な心臓の場合には左心室壁 L V が同心円状に撮像され、僧帽弁 M V が対称に開口するという特徴がある。

【 0 0 2 6 】

このような短軸断面を取得したときのプローブ 2 A の接触位置を固定してプローブ 2 A を軸回りに回転させた場合、左心室壁 L V の断面形状は、通常、円形から楕円形へと変形する。

【 0 0 2 7 】

ここで、左心室 L V の 3 次元形状が楕円体であると仮定すると、図 6 に示すように、左心室 L V を横断する任意の断面において、左心室 L V の壁の断面形状は楕円になる。そこで、複数の断面の空間的位置計測により、楕円体を最も長く捉えることのできる断面、つまり長軸断面を得るためのプローブ 2 A の位置を推測できる。

【 0 0 2 8 】

すなわち、プローブ 2 A の 3 次元位置を常にモニタリングしておき、左心室 L V を横断する断面が楕円形状として認識されたとき、画像処理によってリアルタイムに左心室 L V の壁の輪郭を抽出し、楕円  $E_i$  に近似する。このときの楕円の中心点の 3 次元座標  $P_i$  を算出し、同様に複数のプローブ 2 A の位置から得られた楕円の中心点を取得する。長軸断面が得られる断面はそれらの点から近いと考えられるため、長軸断面の候補となる空間の範囲を限定できる。

< 左心室壁の輪郭抽出 >

【 0 0 2 9 】

左心室 L V を横断する短軸方向の超音波断層画像を図 7 に示す。単純な閾値を用いた 2 値化処理のみでは、体表面からの深さ方向に対する超音波の減衰特性が一樣でないため、左心室 L V の壁を抽出するのは困難である。そこで、図 1 に示した一実施形態の心室壁情

10

20

30

40

50

報抽出装置 1 が超音波診断装置 2 と協働して左心室 L V の壁の輪郭を抽出する。

【 0 0 3 0 】

まず、図 8 に示すように、超音波断層画像を例えば  $15 \times 15$  [pixel] の複数の小領域に分割し、各小領域内の平均ベクトルを各小領域の領域運動ベクトル  $f$  と定義して運動ベクトル算出部 1 A が以下の数式 1 により算出する。ここで、 $V_n$  は算出ベクトル、 $N$  は小領域内のベクトル数である。

【数 1】

$$\vec{f} = \frac{\sum_{n=1}^N \vec{V}_n}{N}$$

10

【 0 0 3 1 】

続いて、運動ベクトル算出部 1 A が算出した領域運動ベクトル  $f$  を左心室 L V の収縮期には終点を無限に延長し、左心室 L V の拡張期には始点を無限に延長することで、初期探索点設定部 1 B がそれらの交点領域を初期探索点 O として設定する（図 9 参照）。その際、算出される交点領域は、領域運動ベクトル  $f$  は、その方向のみで算出されるものであるため、領域運動ベクトル  $f$  の絶対値（大きさ）を重みとして付加することで、初期探索点設定部 1 B は適切な初期探索点 O を設定する。すなわち、初期探索点設定部 1 B は、小領域内の交点数  $p$  に重みを付加した指標  $q$  を以下の数式 2 により定義する。

20

【数 2】

$$q = \sum_{i=0}^p \{ |\vec{a}_i| + |\vec{b}_i| \}$$

【 0 0 3 2 】

一方、超音波断層画像のゲイン等によって算出されるベクトル数が変動し、 $q$  値そのものに影響するため、交点の総数  $N$  で  $N = A(A - 1) / 2$  と正規化し、インターセクションインデックス  $I$  を  $I = q / N = 2q / A(A - 1)$  と定義する。

30

【 0 0 3 3 】

次に、図 9 に示すように、初期探索点設定部 1 B が設定した初期探索点 O を原点とする半径  $r$  の動径を有する極座標により、輪郭点抽出部 1 C が左心室 L V の壁の輪郭点を複数抽出する。すなわち、半径  $r$  の動径の角度を  $1$  [deg] ずつ変化させて  $360$  本の動径上の輝度分布から輝度の極大値を抽出し、動径上の極大値分布により左心室 L V の壁の輪郭点を抽出する。

【 0 0 3 4 】

その際、輪郭点抽出部 1 C は、形状の特徴抽出を行う画像処理手法であるモルフォロジー演算と、各画素にラベルを属性として付加することにより、特定の領域を抽出し、連結している画素に同じラベルを付加することで複数の領域をグループとして分類するラベリング処理を施すことで、微小面積領域を除去した左心室 L V の壁の輪郭点を抽出する。

40

< 左心室壁の輪郭の楕円近似 >

【 0 0 3 5 】

続いて、図 10 に示すように、輪郭点抽出部 1 C が抽出した左心室 L V の壁の輪郭点の集合を楕円近似部 1 D が最小 2 乗法を用いて楕円に近似する。ここで一般的な楕円の 2 次元投影図を図 11 に、それを表す式を数式 3 にそれぞれ示す。ただし  $(X_n, Y_n)$  は  $n$  番目の輪郭点の座標、 $(X_0, Y_0)$  は楕円の中心座標、 $a, b$  は楕円の長半径および短半径、 $\theta$  は楕円の傾きをそれぞれ表している。

50

【数 3】

$$\left( \frac{(X_n - X_0) \cos \phi + (Y_n - Y_0) \sin \phi}{a} \right)^2 + \left( \frac{-(X_n - X_0) \sin \phi + (Y_n - Y_0) \cos \phi}{b} \right)^2 = 1$$

【0036】

一般に、複数の点の集合から図形のパラメータを決定する方法としてHough変換や最小2乗法などが考えられるが、Hough変換ではパラメータ数に対する計算処理の負荷が大きく、リアルタイム処理が困難であるため、一実施形態では計算コストを重視して最小2乗法を導入した。

10

【0037】

ここで数式3を展開し、全ての輪郭点における2乗の総和を数式4のように算出する。ここで、A～Eはいずれも、楕円のパラメータ $X_0$ 、 $Y_0$ 、 $a$ 、 $b$ 、で表される係数であり、Nは輪郭点の個数である。

【数 4】

$$\sum_{n=1}^N (X_n^2 + AX_nY_n + BY_n^2 + CX_n + DY_n + E)^2 = 0$$

【0038】

これをA～Eそれぞれについて偏微分して0となる式を立てると数式5が得られる。そして、数式5の左辺第1項の逆行列を左から両辺にかけると、A～Eが求まるため、逆演算によって各パラメータ $X_0$ 、 $Y_0$ 、 $a$ 、 $b$ 、を求めることができる。

20

【数 5】

$$\begin{bmatrix} \sum X_n^2 Y_n^2 & \sum X_n Y_n^3 & \sum X_n^2 Y_n & \sum X_n Y_n^2 & \sum X_n Y_n \\ \sum X_n Y_n^3 & \sum Y_n^4 & \sum X_n Y_n^2 & \sum Y_n^3 & \sum Y_n^2 \\ \sum X_n^2 Y_n & \sum X_n Y_n^2 & \sum X_n^2 & \sum X_n Y_n & \sum X_n \\ \sum X_n Y_n^2 & \sum Y_n^3 & \sum X_n Y_n & \sum Y_n^2 & \sum Y_n \\ \sum X_n Y_n & \sum Y_n^2 & \sum X_n & \sum Y_n & \sum I \end{bmatrix} \begin{bmatrix} A \\ B \\ C \\ D \\ E \end{bmatrix} = \begin{bmatrix} -\sum X_n^3 Y_n \\ -\sum X_n^2 Y_n^2 \\ -\sum X_n^3 \\ -\sum X_n^2 Y_n \\ -\sum X_n^2 \end{bmatrix}$$

30

&lt; 楕円近似の信頼性 &gt;

【0039】

前述した楕円近似の信頼性を確認するため、まず、楕円の各パラメータを予め $X_0 = 50$ 、 $Y_0 = 30$ 、 $a = 15$ 、 $b = 10$  [mm]、 $\phi = 10$  [deg]と設定し、その楕円の軌道上からN個のサンプル点を等間隔に採取する。

【0040】

次に、N個のサンプル点から算出される楕円中心点と、真の中心点との距離誤差を求める。この距離誤差を、Nの値を変化させたときにそれぞれ求め、その推移を表した結果を図12に示す。

40

【0041】

この結果から、楕円の軌道上に等間隔に8点以上あれば、1 [mm]以内の誤差で中心点を求めることができることが確認された。ここで、図10に示すように抽出された左心室LVの壁の輪郭点は300点以上であることから、必要なデータ数は十分に満たしていると考えられる。図13は、楕円近似部1Dが近似した楕円を図7に示した左心室LVの短軸方向の超音波断層画像に重畳表示したものであり、楕円は左心室LVの壁の形状に沿って正確に描かれている。

&lt; バイウエイト (Biweight) 法による誤認識の修正 &gt;

【0042】

ところで以上までの処理では、左心室LVの壁以外の構造物を含む場合に左心室LVの

50



壁の輪郭から大きく外れた楕円を描いてしまう。例えば図 1 4 に示すように僧帽弁 M V や右心室 R V (Right ventricle) が明確に描出された超音波断層画像を処理すると、近似された楕円形状  $f(x, y)$  は、図 1 5 に示すように、実際と大きく外れてしまう。

#### 【 0 0 4 3 】

そこで、僧帽弁 M V や右心室 R V などの左心室 L V の壁以外の形状を排除するため、楕円近似によって得られた結果に対し、以下の 2 つの評価基準を設け、それらを判別させることにした。

#### 【 0 0 4 4 】

第 1 に、抽出された楕円に対し、図 1 1 に示した長半径  $a$  と短半径  $b$  との比率を導出した。これは、左心室 L V の壁以外の輪郭点が発生した場合、描かれる楕円は左心室 L V の壁の形状からどちらかの方向に歪み、その影響が  $a$  と  $b$  に現れるためである。

10

#### 【 0 0 4 5 】

ここで、長軸断面の推定に必要な中心点の数はおよそ 8 点であるので、楕円が描かれた断面のうち、 $a/b$  が 1 に近い上位 8 枚の断面から楕円中心点を採用することにした。また第 2 に、抽出された各輪郭点と、それから近似された楕円との一致度  $d_{ave}$ 、 $d$  を評価した。

#### 【 0 0 4 6 】

ここで、図 1 5 に示した輪郭抽出点  $(X_n, Y_n)$  と楕円中心点  $(X_0, Y_0)$  とを結ぶ直線  $y = a_n x + b_n$  と、描かれた楕円  $f(x, y)$  の交点との距離を  $d_n$  とし、全ての抽出点に対して算出した  $d_n$  の平均を  $d_{ave}$  とした。また、 $d$  は  $d_n$  の分散を表す。

20

#### 【 0 0 4 7 】

実際の超音波断層画像を用いてこれらの値を検証した。20 代健常者男性を対象とし、短軸断面が撮像できるプローブ 2 A の軸回転角を 0 [deg] として -90 ~ 90 [deg] において 15 [deg] 刻みで心臓の超音波断層画像を取得し、それぞれにおいて  $d_{ave}$  と  $d$  を測定した。その結果は図 1 6 に示すように、 $\pm 30$  [deg] の範囲では  $d_{ave}$  および  $d$  は、いずれも 2 [mm] 以内に収まった。そこで  $d_{ave}$ 、 $d \leq 2$  [mm] を満たす超音波断層画像を排除し、その楕円中心点は記憶させないよう制限した。

#### 【 0 0 4 8 】

ここで、一実施形態の心室壁情報抽出装置においては、超音波診断装置 2 のプローブ 2 A のランダム操作に応じて描画される複数の近似楕円に基づいて、3 次元計測部 1 E が左心室 L V の壁の形状および 3 次元位置を計測する。

30

#### 【 0 0 4 9 】

また、図 1 7 に示すように、左心室 L V の壁の領域のみを自動認識できるため、楕円形状からの中心点を補正し、次フレームの輪郭認識に適用することで、図 1 8 に示すように、左心室 L V の壁からのみの運動ベクトルの抽出も短時間で可能になる。その結果、ビデオ信号をリアルタイムで表示することができ、心臓の運動機能の自動評価も可能となる。

#### 【 0 0 5 0 】

以上説明したように、一実施形態の心室壁情報抽出装置 1 では、超音波診断装置 2 のプローブ 2 A により心臓の左心室 L V の壁の超音波断層画像が撮像されると、運動ベクトル算出部 1 A が左心室 L V の壁の運動ベクトルを複数計測し、初期探索点設定部 1 B が複数の運動ベクトルの延長線の交点領域を初期探索点 O として設定する。

40

#### 【 0 0 5 1 】

そして、設定された初期探索点 O を原点とする半径  $r$  の動径を有する極座標により、輪郭点抽出部 1 C が左心室 L V の複数の輪郭点を抽出する。すなわち、プローブ 2 A の操作者が左心室 L V の初期輪郭の初期設定をしないにも拘わらず、初期探索点設定部 1 B が自動的に初期探索点 O を設定し、輪郭点抽出部 1 C が左心室 L V の壁の輪郭点を複数抽出する。

#### 【 0 0 5 2 】

従って、一実施形態の心室壁情報抽出装置 1 によれば、従来、プローブ 2 A の操作者が手動で設定することが必要であった左心室 L V の壁の初期輪郭の初期設定等が一切不要と

50

なる。そして、初期探索点設定部 1 B により設定された初期探索点 O を原点とする半径  $r$  の動径を有する極座標により、輪郭点抽出部 1 C が左心室 L V の壁の輪郭点を複数抽出するため、左心室 L V の壁の輪郭を含む心室壁情報を容易に抽出することができる。すなわち、初期輪郭等の初期設定が全く不要でありながら、左心室 L V の壁の輪郭を含む心室壁情報を容易に抽出することができ、その結果、遠隔超音波診断も容易に実現することが可能となる。

【 0 0 5 3 】

また、一実施形態の心室壁情報抽出装置 1 では、輪郭点抽出部 1 C が左心室 L V の壁の輪郭点を複数抽出すると、その複数の輪郭点から左心室 L V の壁の輪郭に沿った近似楕円を楕円近似部 1 D が描画し、プローブ 2 A のランダム操作に応じて複数の近似楕円が描画されると、その複数の近似楕円に基づいて楕円近似部 1 D が左心室 L V の壁の形状および 3 次元位置を計測する。

【 0 0 5 4 】

従って、一実施形態の心室壁情報抽出装置 1 によれば、左心室 L V の壁の形状および 3 次元位置を含む心室壁情報を容易に抽出することができ、遠隔超音波診断も容易に実現することが可能となる。

【 0 0 5 5 】

本発明の心室壁情報抽出装置は、前述した一実施形態に限定されるものではない。例えば、前述の閾値の範囲内に該当しなかった楕円に関しては、バイウエイト (Biweight) 法を用いて更に安定した楕円を導出することができる。

【 0 0 5 6 】

バイウエイト (Biweight) 法とは各抽出点 ( $X_n, Y_n$ ) と描かれた楕円との距離  $d_n$  に応じてそれぞれ重み  $w(d_n)$  を付与する手法であり、よりロバストな近似が期待できる。重み  $w(d_n)$  の算出方法を数式 6 および数式 7 に示す。ただし、 $W$  は誤差の許容範囲であり、ここでは前述した  $d_{ave}$  と  $d$  の閾値の和の 4 [ mm ] とした。

【数 6】

$$w(d_n) = \left\{ 1 - \left( \frac{d_n}{W} \right)^2 \right\} \quad (|d_n| \leq W)$$

【数 7】

$$w(d_n) = 0 \quad (|d_n| > W)$$

【 0 0 5 7 】

この数式 6 および数式 7 によって算出された重み  $w(d_n)$  を各輪郭点に付与し、再度最小 2 乗法によって楕円近似を行い、超音波断層画像に重畳表示した結果を図 19 に示す。バイウエイト (Biweight) 法を用いない場合と比べて左心室 L V の形状に近い楕円を描いていることが確認できる。

< AR を用いた長軸断面の取得 >

【 0 0 5 8 】

上記の方法で抽出した楕円中心点の分布を 3 次元空間内に変換するには、プローブ 2 A の絶対的な 3 次元位置・姿勢を把握する必要がある。しかし磁気式や光学式の 3 次元位置センサは一般的に高価であり、設置方法の煩雑さから一般家庭での使用になじまない。

【 0 0 5 9 】

そこで、一実施形態では、簡便な 3 次元位置計測方法として ARToolKit を使用することにした。これはカメラと紙に印刷したマーカのみで位置・姿勢をリアルタイム計測できるライブラリであり、主なコストはカメラのみである。動作原理としては、正方形の内部に模様が描かれた複数のマーカについて、固定された U S B カメラで撮影した画像に対して二値化やラベリング等の画像処理を施すことで検出し、その内部パターンの大きさや向きから相対的な位置・角度を算出している。

## 【 0 0 6 0 】

そこで、一実施形態では図 2 0 に示すように、プローブ 2 A の操作者が患者の右手側に座り、右手で操作することを想定し、マーカをプローブ 2 A の上方、および患者の両肩鎖骨の中心付近に取り付けることにした。また、カメラは胸部全体を撮影でき、且つ手やプローブによってマーカが隠れにくい、患者の右肩上方に設置した。これによりカメラ座標系に対する両者の相対関係から、カメラの設置位置に依存せずに、患者体表を原点としたプローブ先端位置をリアルタイムに算出することができる。

## 【 0 0 6 1 】

図 2 0 のモニタ 2 C 上に映し出される G U I (Graphical User Interface) 画面を図 2 1 および図 2 2 に示す。プログラムの開発には Visual C++、ビデオ画像の取得に DirectShow、グラフィックスの表示には OpenGL を使用した。ウィンドウ内には超音波断層像と患者映像が表示され、操作者はプローブ 2 A を操作する手元と断層像を同時に観察できる。

10

## 【 0 0 6 2 】

< 楕円中心点の取得と仮想断層面の呈示 >

本発明では、前述の手法で抽出された左心室 L V の壁の輪郭と、ARToolkit によって取得されたプローブ 2 A の位置および角度に応じた仮想断層面を同時に C G で構成し、実映像にリアルタイムで重畳表示させることができる。

## 【 0 0 6 3 】

プローブ 2 A の操作者には、予め被験者の胸部をプローブ 2 A でゆっくりとなぞるように指示しておき、取得した断層像からは心電図同期によって常に同位相の楕円中心点分布を計測する。

20

## 【 0 0 6 4 】

楕円中心点が 1 0 点程度取得された後、それらの点をできるだけ多く含む断面へプローブ 2 A の位置を以下の要領で誘導する。まず、その時点での断層面と、各楕円中心点との距離の平均値を求め、その値に応じた色呈示を行う。

## 【 0 0 6 5 】

任意の楕円中心点  $P_i$  と超音波断層面との位置関係を図 2 3 に示す。また、その距離  $L_i$  の算出式を数式 8 に示す。ただし、 $A B C$  は断層面上の任意の 3 点、 $n$  は  $A B C$  に対する単位法線ベクトルである。その上で、全ての  $L_i$  の平均値  $L_{ave}$  を算出し、タブレットの設定に応じて断層面の色を変化させた。これにより、各楕円中心点の分布と仮想断層面との位置関係を視覚的に把握することができるので、それに応じてプローブ 2 A の位置・角度調節を行わせた。

30

## 【 数 8 】

$$L_i = n \cdot P_i A = \frac{AB \times AC}{|AB \times AC|} \cdot P_i A$$

## 【 0 0 6 6 】

< 長軸断面の取得 >

40

このソフトウェアを用いて、20 代健常者男性 8 名を被験者として長軸断面の推定と呈示を行った。そのうちの 1 名から得られた結果を図 2 4 に示す。ここで、超音波断層画像 A は、取得した短軸方向の断面 6 枚のうちの 1 枚の断層画像である。また、超音波断層画像 B は、これらを楕円近似し、その中心点と断層平面 L との距離が最小となるようにして得られた断層像である。

## 【 0 0 6 7 】

更に、近似された楕円、および断層画像 B が得られたプローブ 2 A の位置・姿勢の 3 次元位置関係も同時に表している。この断層画像 B は、先に挙げた長軸断面の特徴を満たしており、また、他の被験者においても同様の断層画像が得られた。

## 【 0 0 6 8 】

50

また、8名の各被験者について、得られた楕円中心点の分布から最小2乗法により直線に近似し、その直線から各楕円中心点までの距離平均とその標準偏差を算出したところ、図25に示すような結果が得られた。ここで、エラーバーは、距離平均とその標準偏差を加えた範囲を表している。

【0069】

図25から、いずれの被験者の場合も距離平均値で10[mm]以内に、距離平均に標準偏差を加えた値でも13[mm]以内に収まっている。以上の結果により、同一断面内に複数の楕円中心点を含むよう断層像を撮像することで、遠隔診断への適用時にも微調整のみで図3に示したような左心室LVの長軸断面が容易に得られる。

【符号の説明】

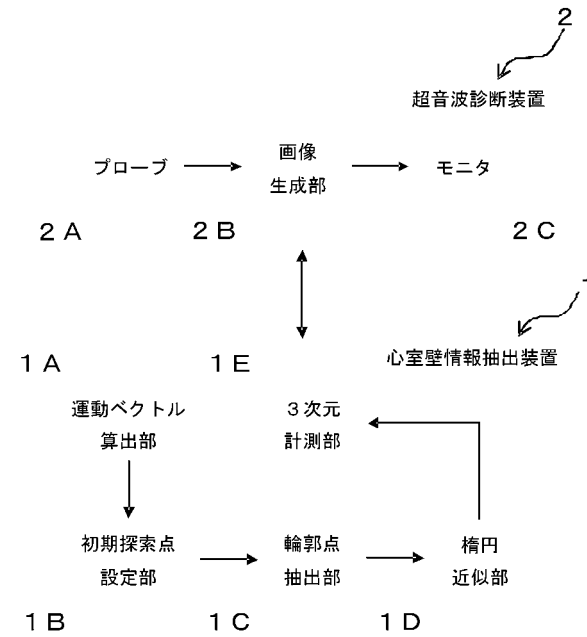
【0070】

- 1 ... 心室壁情報抽出装置
- 1 A ... ベクトル計測部
- 1 B ... 初期探索点設定部
- 1 C ... 輪郭点抽出部
- 1 D ... 楕円近似手段
- 1 E ... 3次元計測手段
- 2 ... 超音波診断装置
- 2 A ... プローブ
- 2 B ... 画像生成部
- 2 C ... モニタ
- L V ... 左心室
- M V ... 僧帽弁

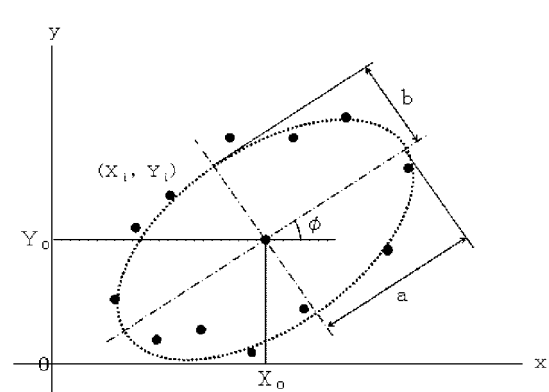
10

20

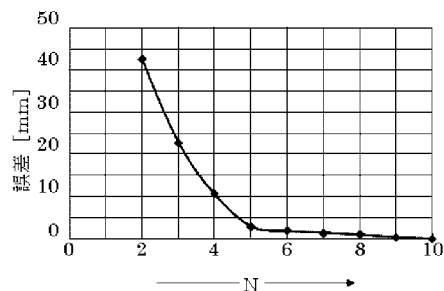
【図1】



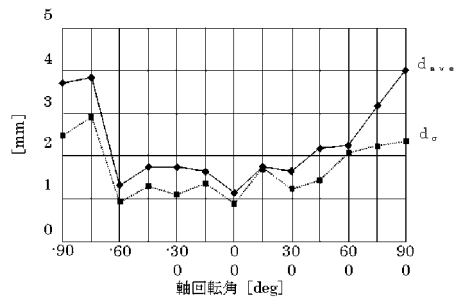
【図11】



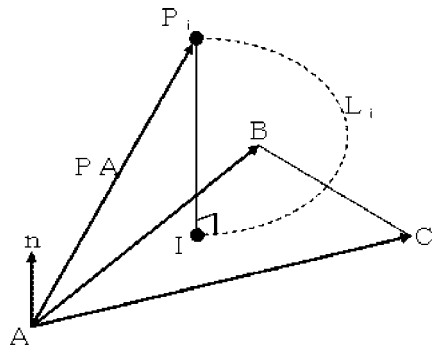
【図12】



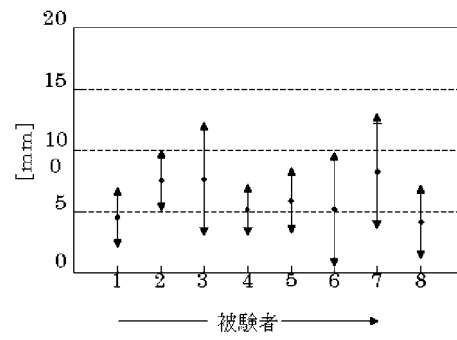
【図 16】



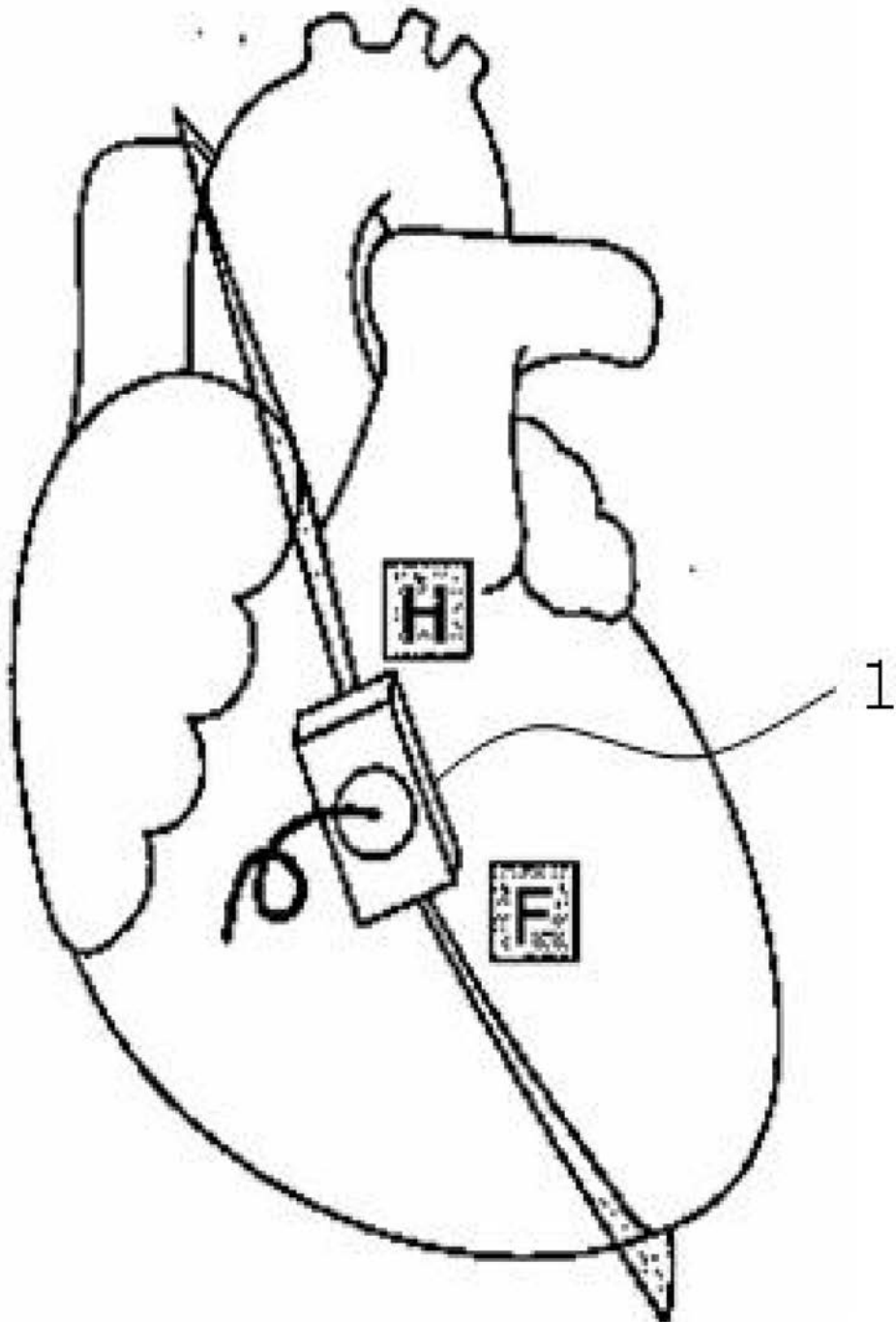
【図 23】



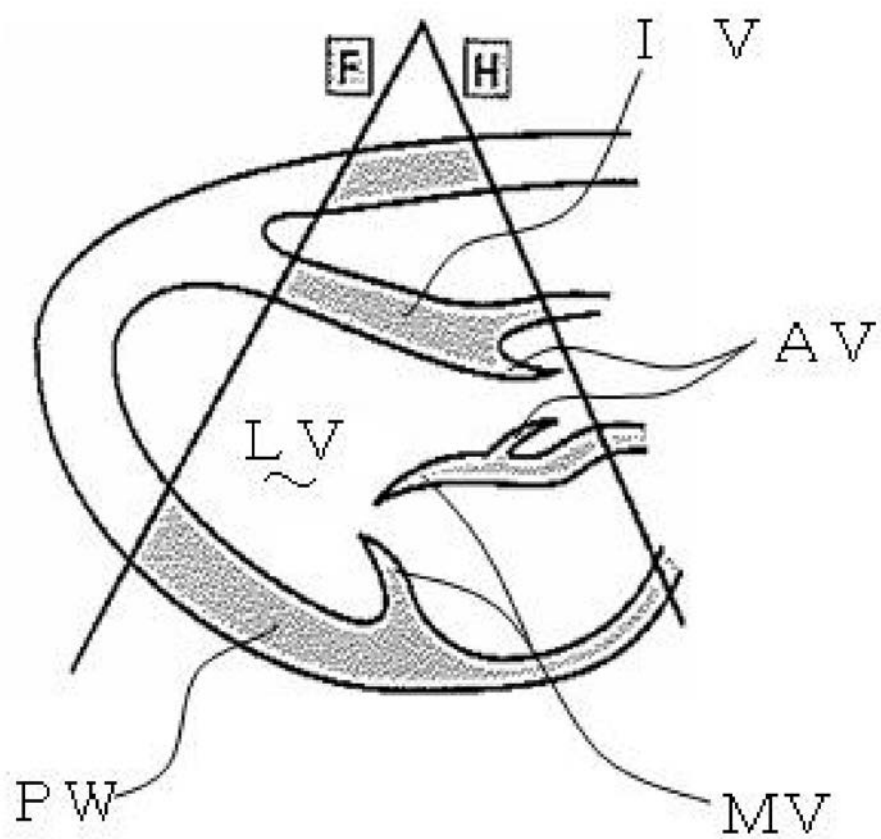
【図 25】



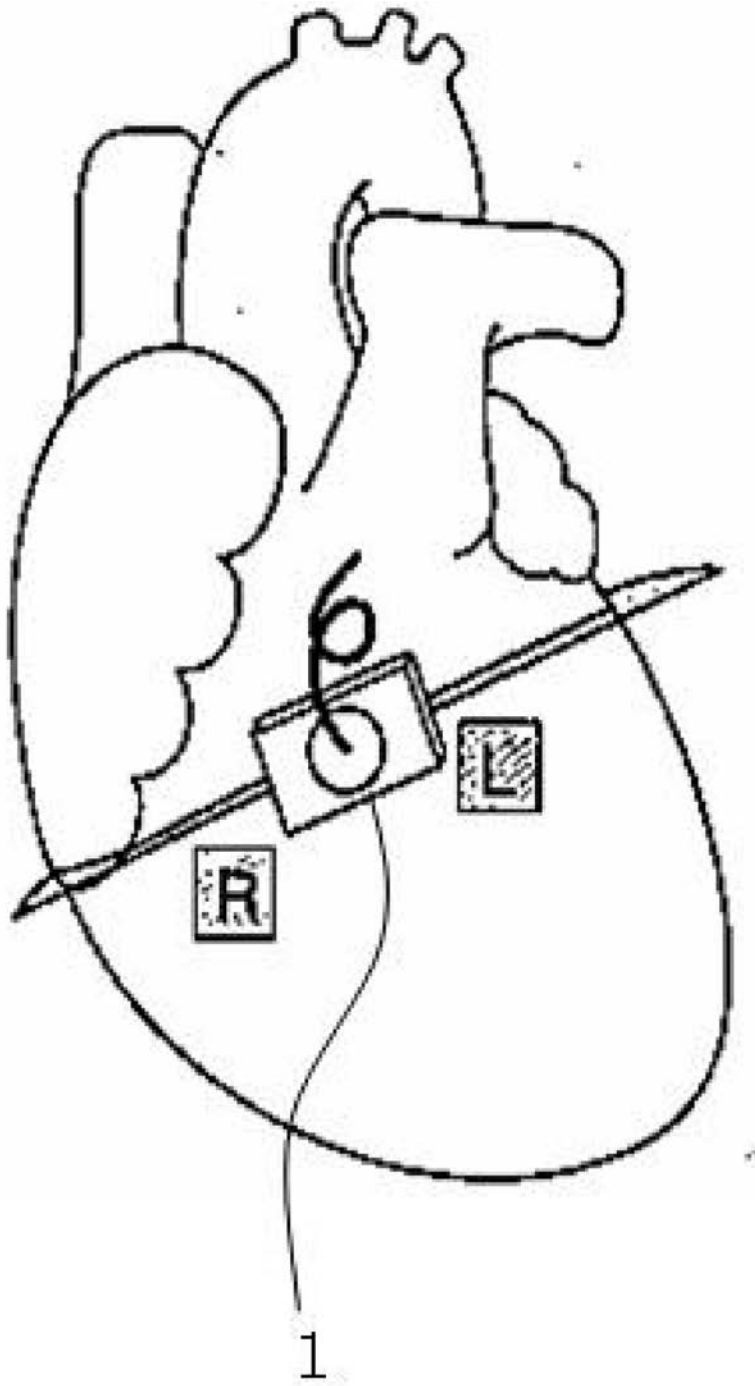
【図 2】



【図3】

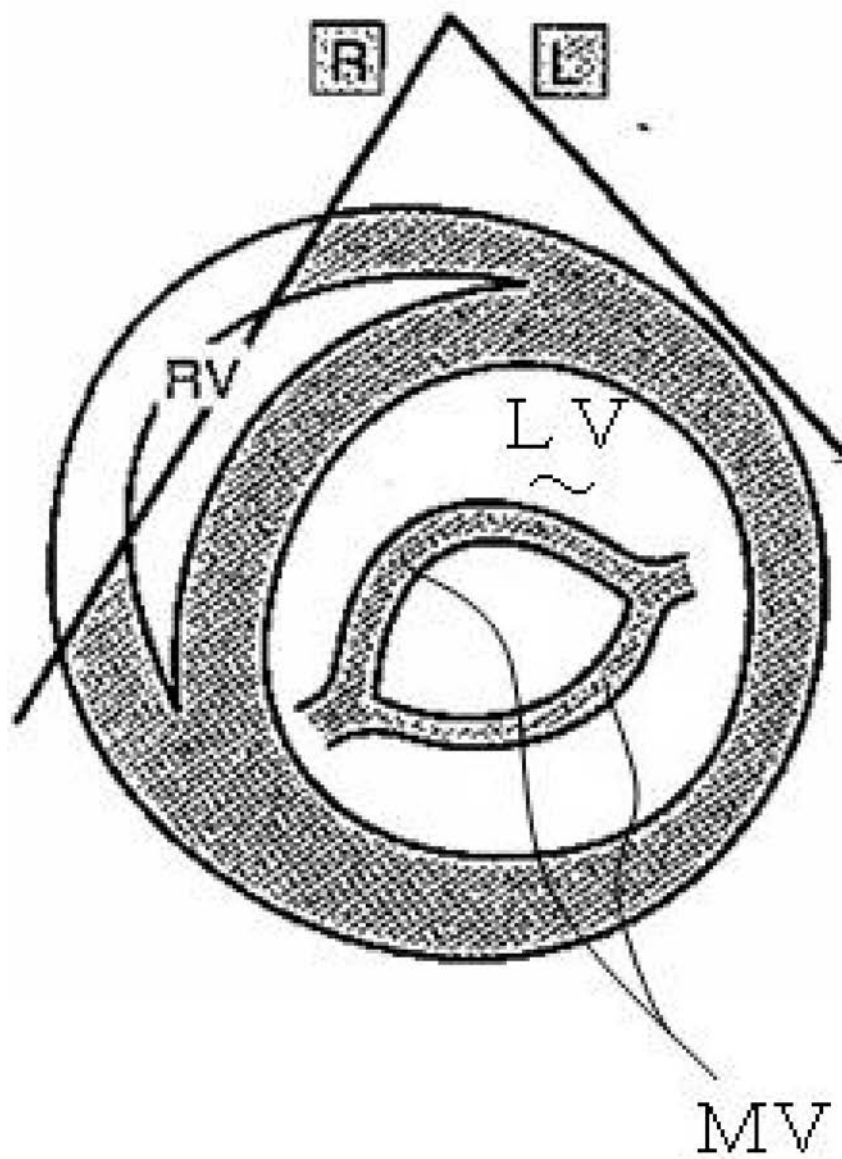


【図 4】

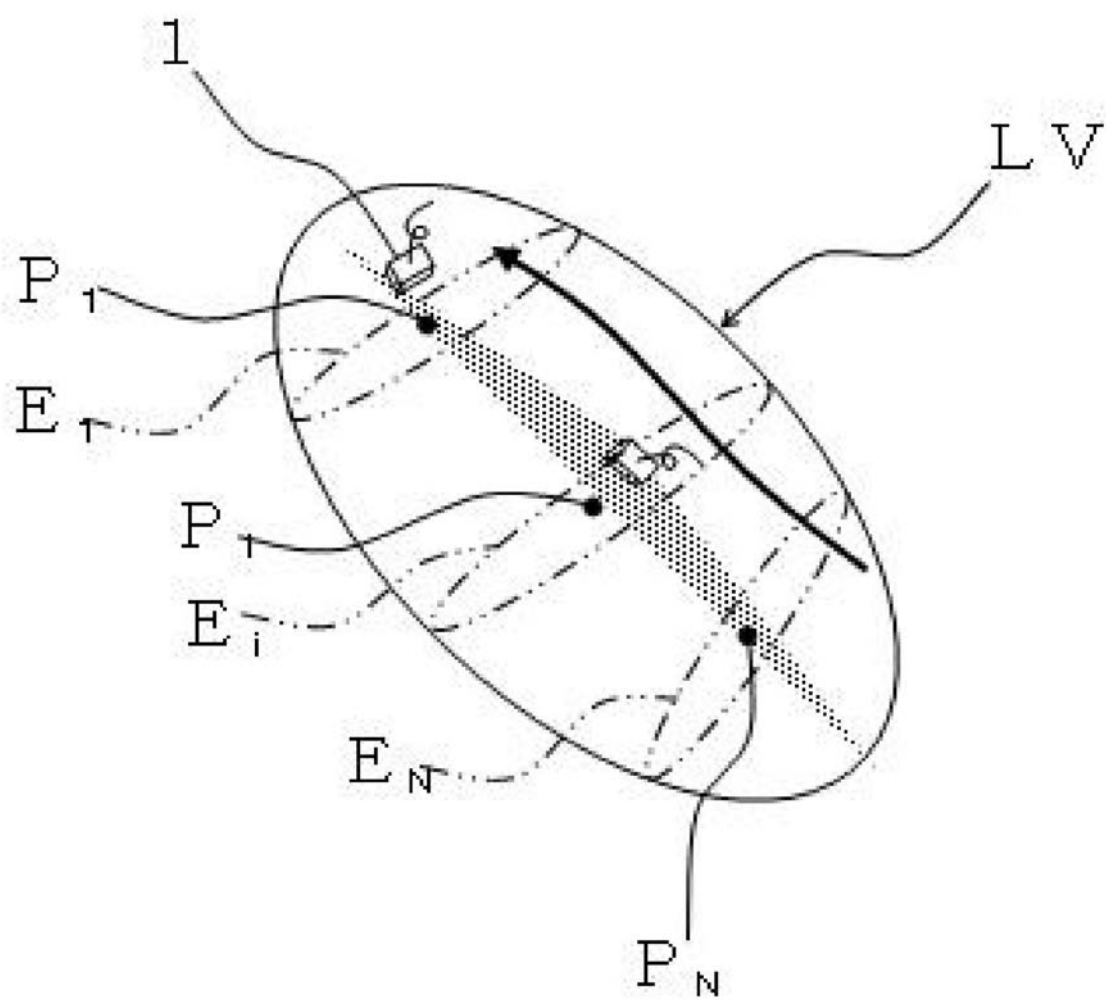




【図5】



【図 6】



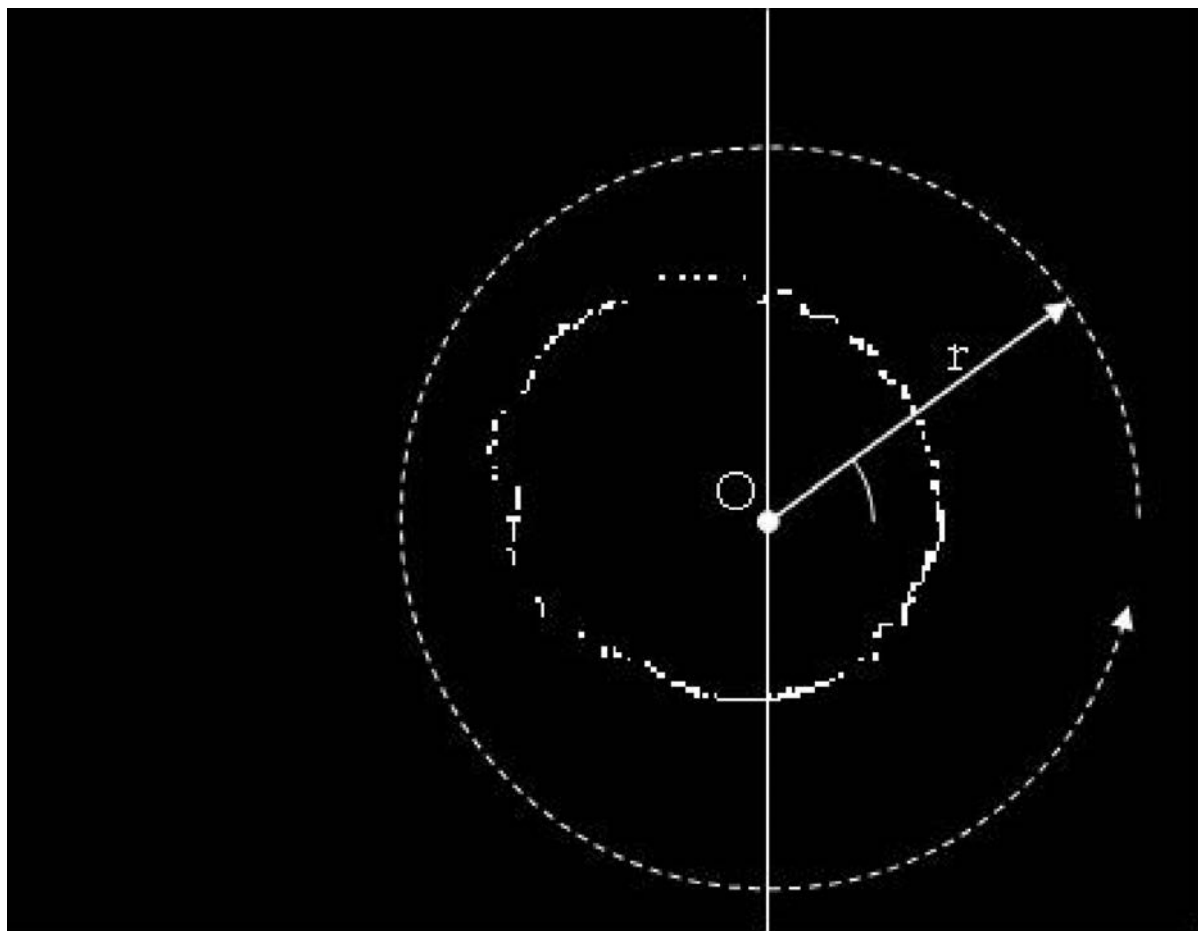
【図 7】



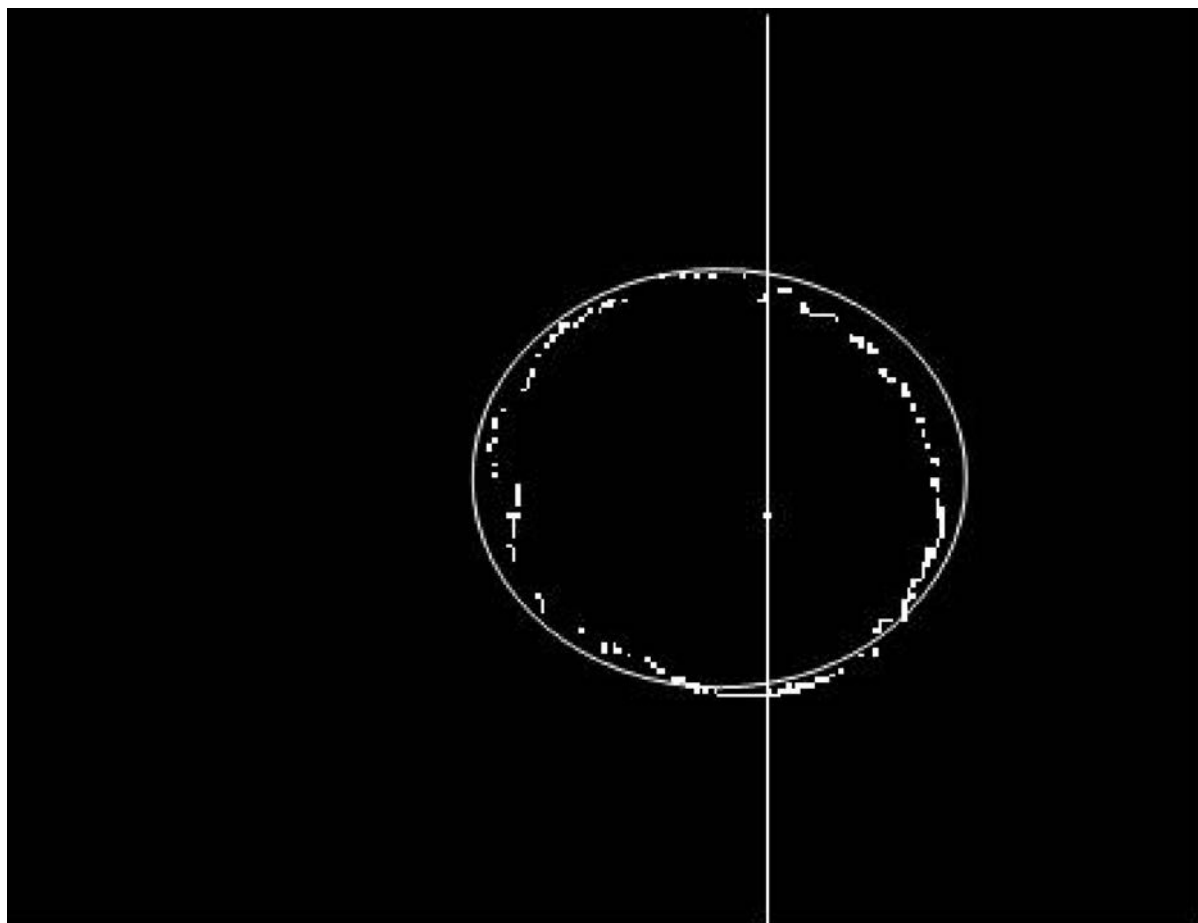
【図 8】



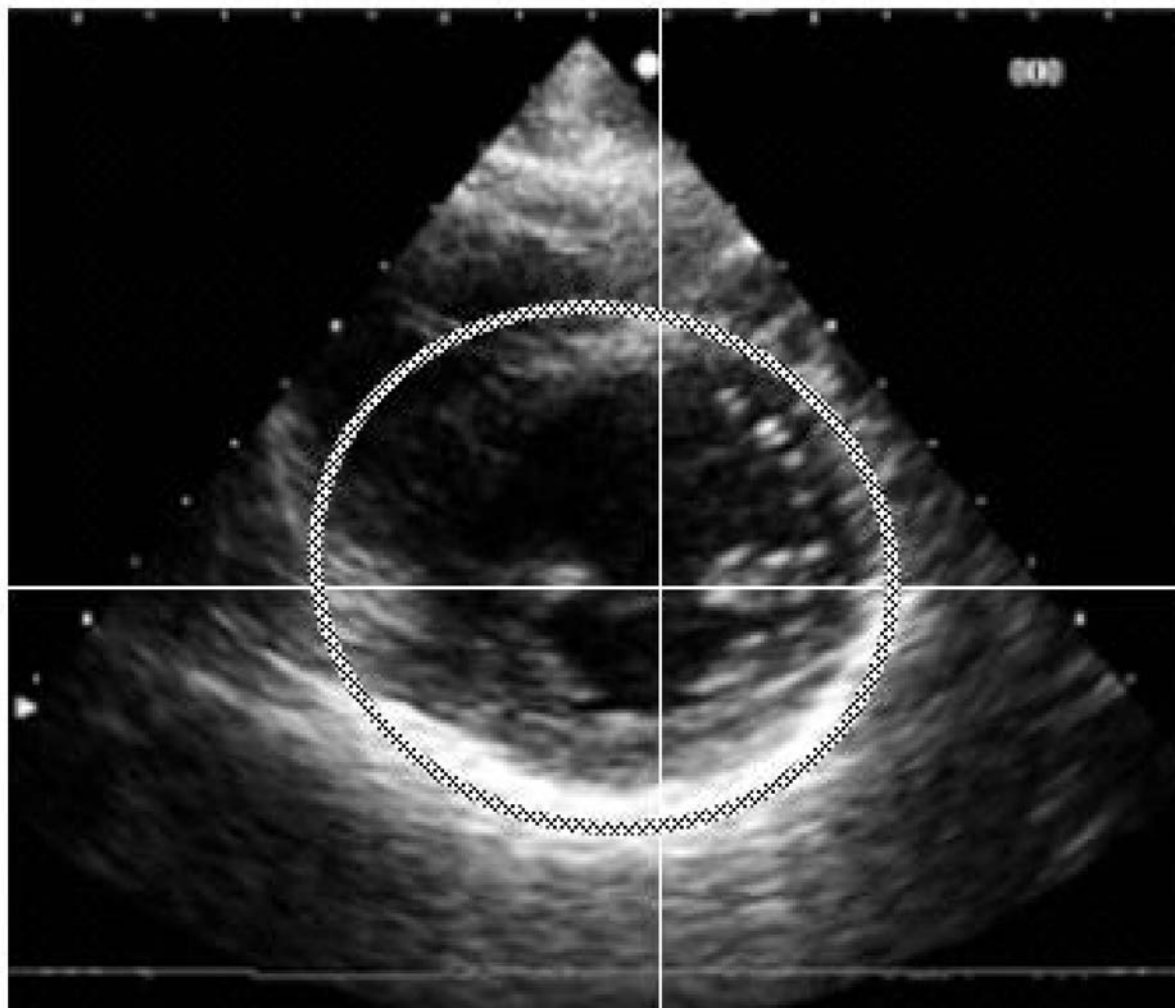
【図 9】



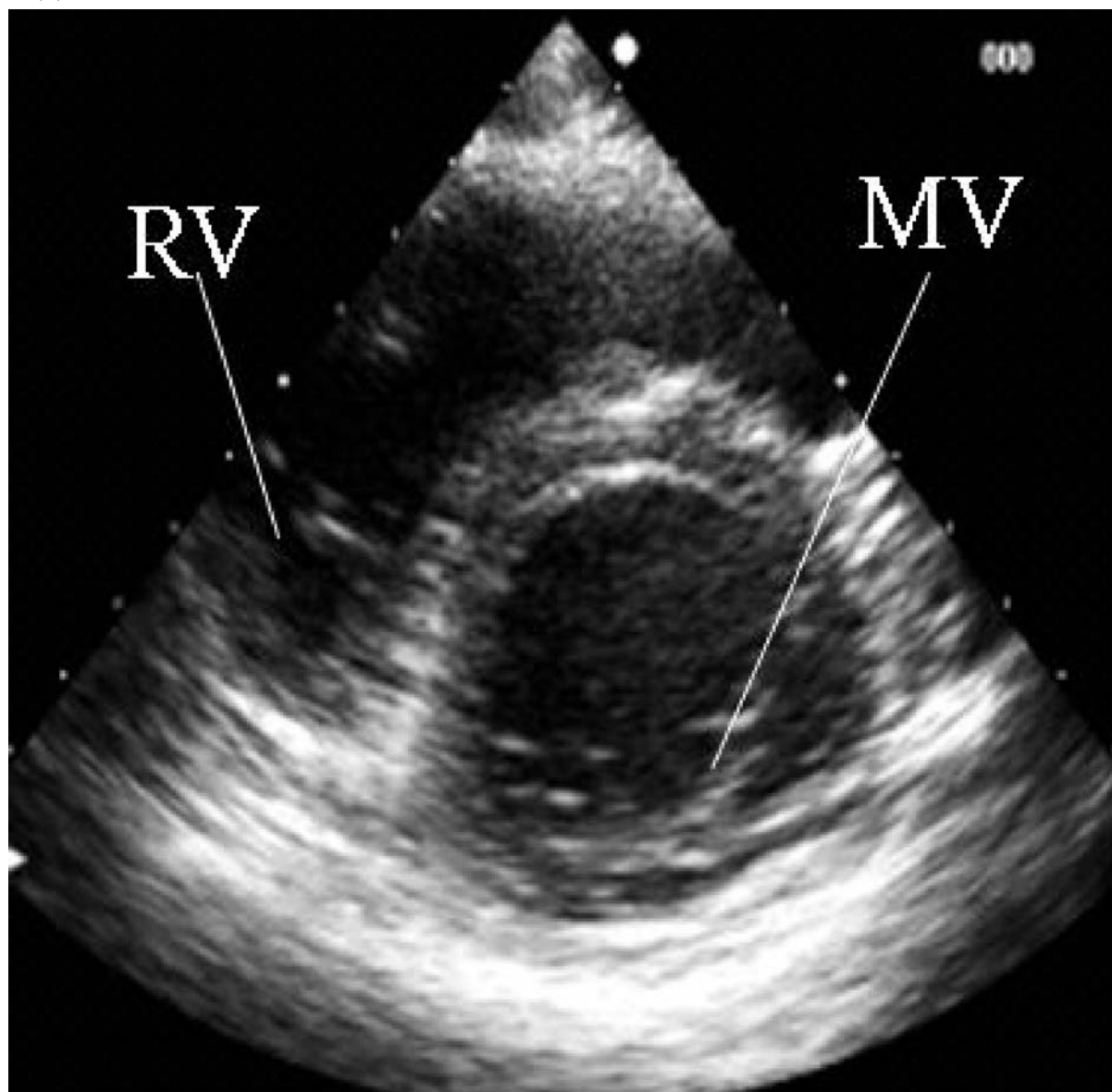
【図 10】



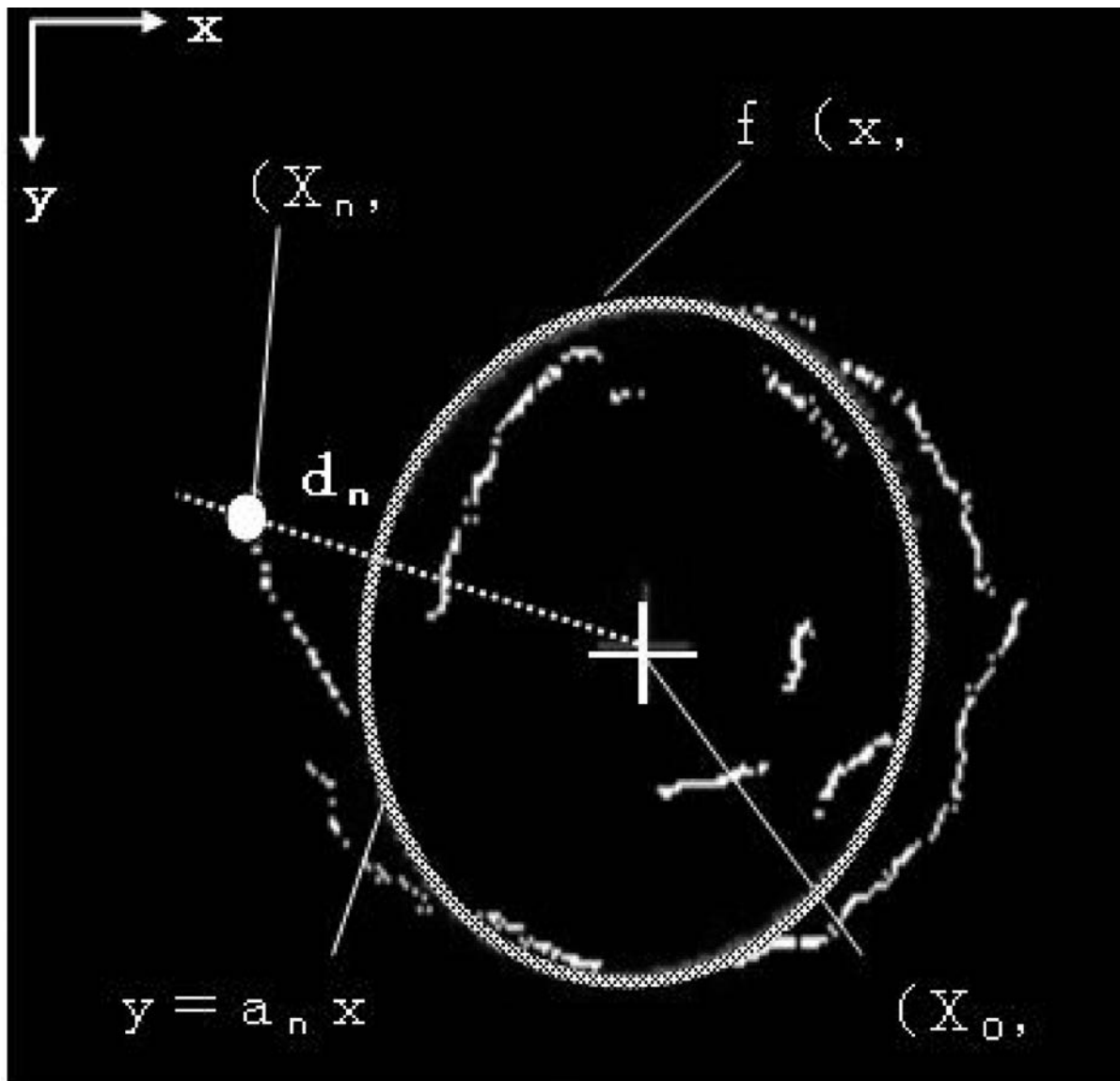
【図 13】



【図 14】

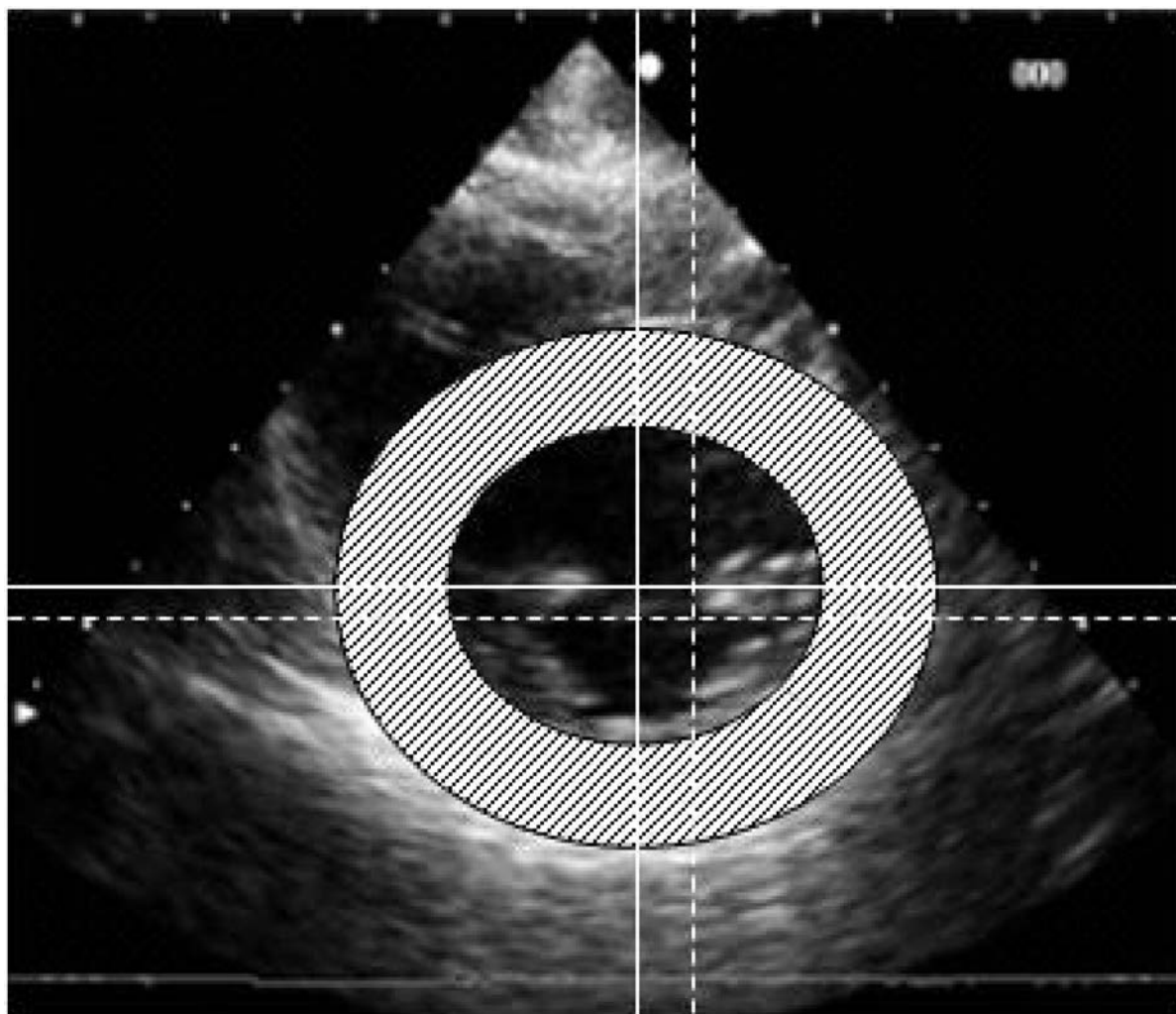


【図 15】

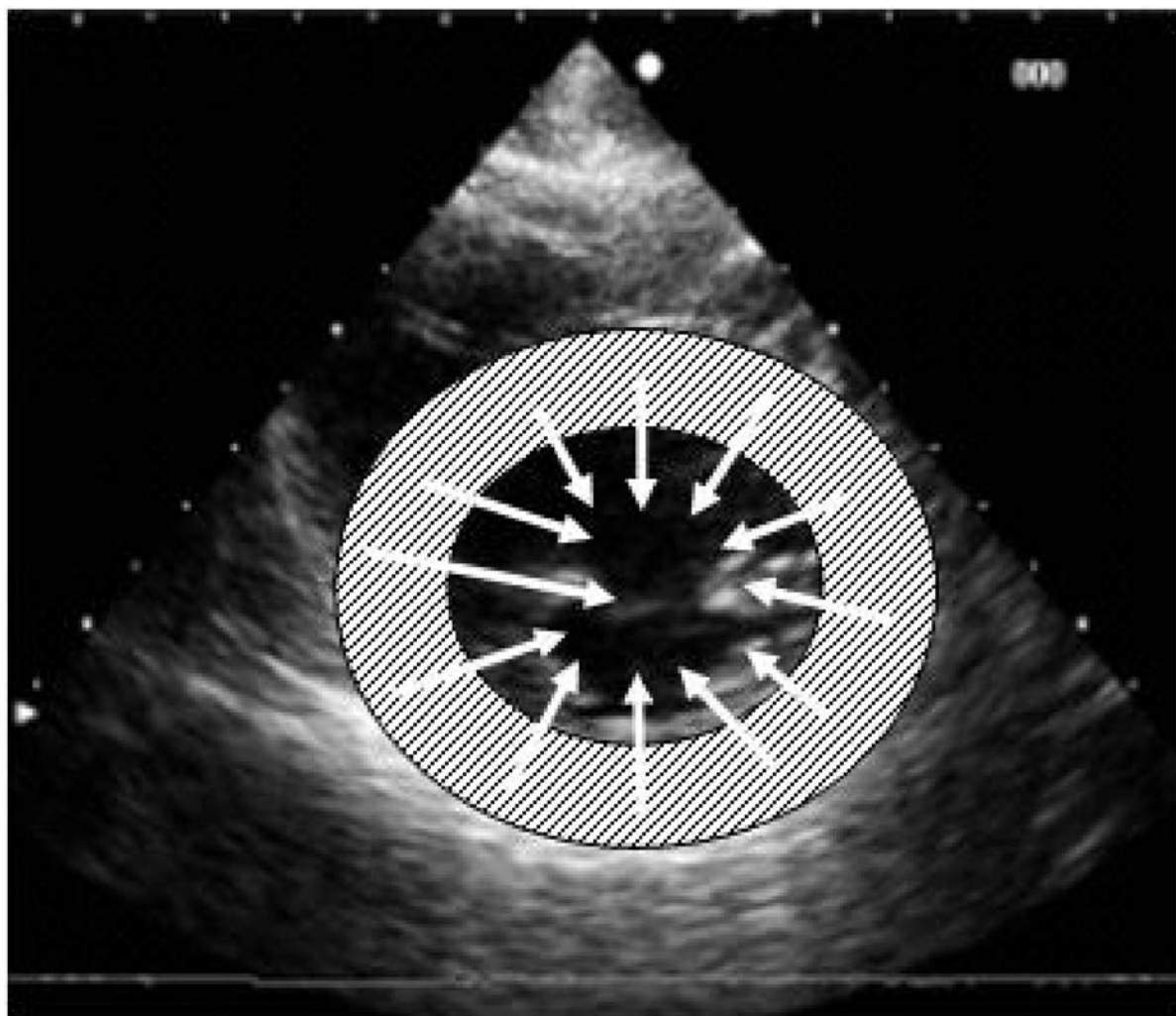




【図 17】



【図 18】



【図19】



【図 20】



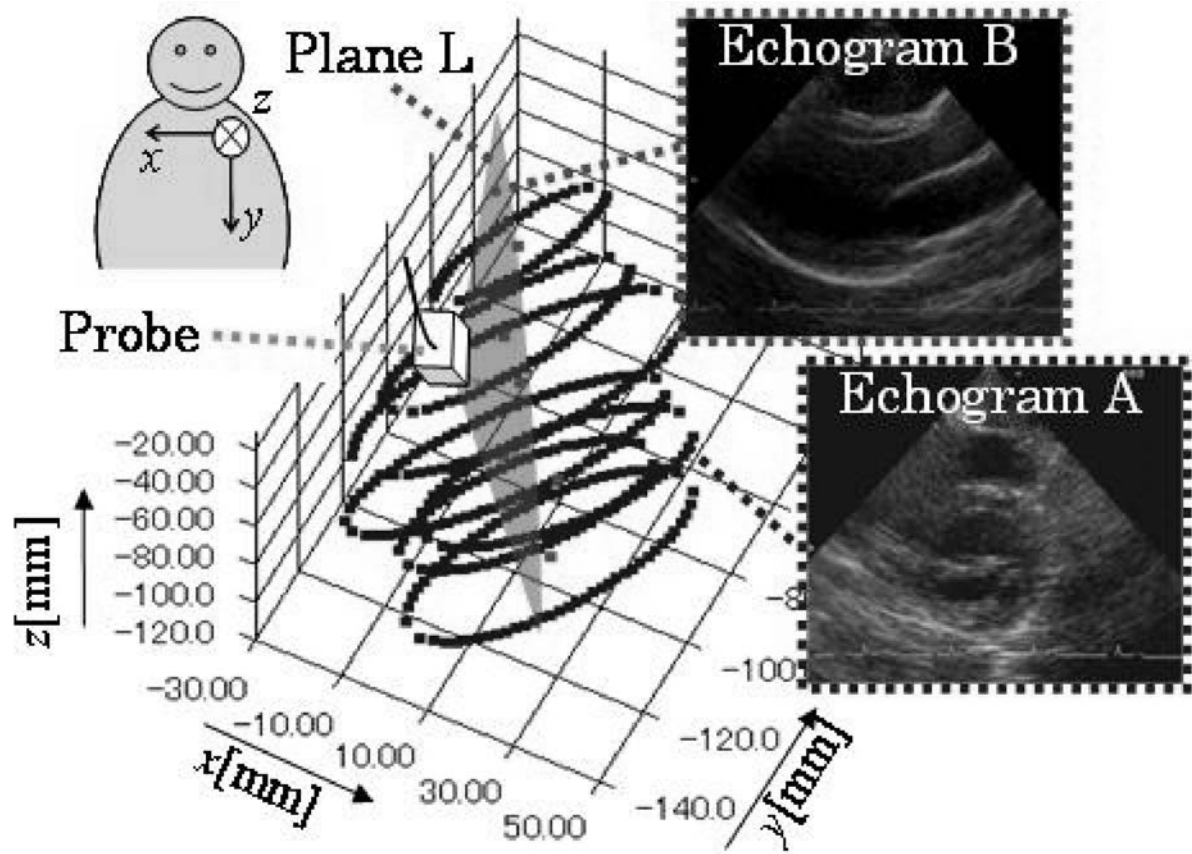
【図 21】



【図 22】



【図 24】



---

フロントページの続き

審査官 樋口 宗彦

- (56)参考文献 特開2000-210287(JP,A)  
米国特許出願公開第2005/0085729(US,A1)  
特開2003-265480(JP,A)  
特開平08-131436(JP,A)  
特開2006-305358(JP,A)  
特表2006-524534(JP,A)  
特開平08-299334(JP,A)  
特開平10-262970(JP,A)  
特開2003-175041(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B8/00-8/15