

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4769260号
(P4769260)

(45) 発行日 平成23年9月7日(2011.9.7)

(24) 登録日 平成23年6月24日(2011.6.24)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08

請求項の数 2 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2008-24574 (P2008-24574)	(73) 特許権者	000003078 株式会社東芝 東京都港区芝浦一丁目1番1号
(22) 出願日	平成20年2月4日(2008.2.4)	(74) 代理人	100108855 弁理士 蔵田 昌俊
(62) 分割の表示 原出願日	特願平9-328334の分割 平成9年11月28日(1997.11.28)	(74) 代理人	100091351 弁理士 河野 哲
(65) 公開番号	特開2008-142568 (P2008-142568A)	(74) 代理人	100088683 弁理士 中村 誠
(43) 公開日 審査請求日	平成20年6月26日(2008.6.26) 平成20年2月4日(2008.2.4)	(74) 代理人	100109830 弁理士 福原 淑弘
		(74) 代理人	100075672 弁理士 峰 隆司
		(74) 代理人	100095441 弁理士 白根 俊郎

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

被検体を超音波で走査して受信信号を得る送受信手段と、
前記受信信号に基づいて超音波画像を生成する手段と、
前記受信信号に基づいて前記超音波画像の複数点に関して組織の運動速度を求める手段と、

前記超音波画像上で心臓の部位の領域を抽出する手段と、
前記抽出された心臓の部位の輪郭に沿う方向に従って前記運動速度を補正する手段と、
前記複数点の中の2点間に関する前記補正された運動速度の差に基づいて前記心臓の部位の収縮拡張機能を表す指標を演算する演算手段とを具備し、

前記演算手段は、前記複数点の中の心像の部位の輪郭に沿った2点間に基づいて前記指標を演算することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

被検体の超音波画像データと、前記超音波画像の複数点に関する組織の運動速度データとを入力する手段と、

前記超音波画像上で心臓の部位の領域を抽出する手段と、
前記抽出された心臓の部位の輪郭に応じた方向に従って前記運動速度を補正する手段と、

前記複数点の中の2点間に関する前記補正された運動速度の差に基づいて前記心臓の部位の収縮拡張機能を表す指標を演算する演算手段とを具備し、

10

20

前記演算手段は、前記複数点の中の心像の部位の輪郭に沿った2点間に基づいて前記指標を演算することを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、心筋等の生体組織の速度を推定し、推定した速度情報を処理して医学診断に有効な情報を提供する超音波診断装置及び超音波画像処理装置に関する。

【背景技術】

【0002】

心臓の運動機能、つまり心機能を客観的かつ定量的に評価することは、心臓病の診断にとって非常に重要である。定量的評価法には、左室壁運動解析法、ストレスエコー法などがあるが、虚血性心疾患に専門の方法であり、汎用的ではない。

【0003】

また、左室壁運動解析法は、心機能を表す指標として、心臓の収縮や拡張運動に伴う心筋の壁厚の経時的变化をBモード画像から計測するという方法であり、客観性に乏しい。また、左室壁運動解析法では、心臓の長軸方向または心臓内膜あるいは外膜に沿う方向の伸張や収縮を計測できない。

【0004】

このような問題を解決する方法として、セグメントショートニング法と呼ばれる方法があり、この方法は、超音波の強反射体であるクリスタルを幾つか心筋に直接埋め込み、強反射体間の距離変化から心機能を比較的高精度に計測するというものであるが、この方法は、現在のところ、動物実験等に止まり、その侵襲性の高さから人体への適用は不可能と考えられている。つまるところ、現状では、セグメントショートニング法と同等の精度で、心機能に関する指標を、人体に対して非侵襲的に高精度で計測する方法はないといえる。

【0005】

また、心機能評価の指標を計算する場合、心臓の伸縮方向を見極めるのが重要である。この伸縮方向は、心臓の部分部分によって異なっているので、心臓全体にわたってこれらを計測するためには、心臓の各部分について全て伸縮方向を個別に手動で設定しなければならない、時間や手間の観点から実用的とはいえない。

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

本発明の目的は、局所的な心筋等の収縮や拡張機能を、客観的、定量的、非侵襲的に、しかも簡易に高精度に提示できる超音波診断装置及び超音波画像処理装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明は、被検体を超音波で走査して受信信号を得る送受信手段と、前記受信信号に基づいて超音波画像を生成する手段と、前記受信信号に基づいて前記超音波画像の複数点に関して組織の運動速度を求める手段と、前記超音波画像上で心臓の部位の領域を抽出する手段と、前記抽出された心臓の部位の輪郭に沿う方向に従って前記運動速度を補正する手段と、前記複数点の中の2点間に関する前記補正された運動速度の差に基づいて前記心臓の部位の収縮拡張機能を表す指標を演算する手段とを具備する。

【発明の効果】

【0008】

本発明によると、例えば心臓の運動機能に関する指標を心臓左室全体にわたって簡便に、客観的且つ定量的に評価可能であり、診断に有用な情報を提供することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0009】

10

20

30

40

50

以下、本発明を好ましい実施形態により図面を参照しながら説明する。図1は、本実施形態による超音波診断装置の構成を示している。クロックパルス発生器5から出力されるクロックパルスは、レートパルス発生器4で分周されてレートパルスとなり、送信遅延回路3を通して送信パルス発生器2にトリガとして送られる。送信パルス発生器2は、アレイ振動子を有するプローブ1に、ある中心周波数 f_0 を持つパルス長の短いパルス電圧をレートパルスに同期して繰り返し印加する。なお、送受信の周期は、レート周波数の逆数で与えられる。送信遅延回路3は、複数の振動素子に印加される送信パルス電圧のタイミングを制御し、超音波ビームの方向を変えたりビームを集束させたりする。これを、以下、ビームフォーミングという。

【0010】

プローブ1から体内に放射され、体内組織の音響インピーダンスの境界で反射された超音波パルスは同じプローブ1で受信される。この受信信号は、プリアンプ6、受信遅延回路7を通りミキサ9に入力される。受信遅延回路7は、送信遅延回路3と同様にビームフォーミングを行うためのものである。ミキサ9に入力した受信信号はクロックパルス発生器5から分周され参照信号発生器8から供給される参照信号と掛け合わされて、さらにローパスフィルタ12を通して検波され、アナログデジタル変換器(A/D)16によりデジタル信号に変換される。アナログデジタル変換器16の出力信号は、イメージング回路13に供給されて振幅情報となり、さらにデジタルスキャンコンバータ(DSC)14でBモード画像とMモード画像の少なくとも一方に生成されてCRTディスプレイ15上に表示される。

【0011】

また、アナログデジタル変換器16の出力信号は、速度演算部17にも供給され、ここで組織ドプラインメージング法にしたがって、超音波ビームの走査範囲内の複数のサンプル点(以下単に、“点”と称する)それぞれにおける心筋等の組織運動に関する速度が演算され、この速度情報がデジタルスキャンコンバータ14で2次元速度分布(組織ドプライン画像)に生成され、CRTディスプレイ15上にカラーで表示される。

【0012】

この画像上に、オペレータによる入力部11の操作によって、「速度補正方向」または「関心領域」が設定される。この関心領域において、そして組織ドプラインメージングにより得られた速度に基づいて、指標演算部18により、心筋等の組織運動の機能の正常/異常を判定する材料になり得る指標が演算され、その演算された指標がDSC14を経由してCRTディスプレイ15に表示される。

【0013】

ところで、入力部11、指標演算部18及びCPU10の一部の機能を除く主に組織ドプライン画像を生成するための構成部分は、既に実施され実用化されているものであり、その詳細は省略し、以下に本発明の特徴部分について詳しく説明する。

【0014】

図2(a)は、心尖アプローチにより得られた心臓の左室の長軸断層像(組織の形態画像)の模式図である。この長軸断層像を超音波診断装置により撮影すると同時に、組織ドプラインメージング(TDI)により、この断層上の心筋組織の2次元速度分布(組織ドプライン画像)が得られているものとする。

【0015】

ここで、求める指標としては、心臓の伸縮運動機能の診断に有効であることが要求され、また、動物実験等で有効性が確認されているセグメントショートニングと臨床診断上同等の意義をなしていることが望まれる。つまり、長軸断層像上で、心筋がある方向に収縮または伸張していれば、求める指標としては、ゼロでない値となり、その指標値の正負は収縮又は伸張を表し、指標値の大きさは収縮や伸張の度合い(程度)を反映していることが好ましい。このような要求を満たす指標としては、例えば、速度差、速度勾配、速度微分、速度差分などが考えられる。

【0016】

10

20

30

40

50

この指標を計算する上で重要なのは、計算上扱う伸縮方向をどのように推定するかということにある。なぜなら、この方向が、心筋の真の伸縮方向に近ければ近いほど指標の精度としては向上するからである。本実施形態では、この伸縮方向を、心臓左室の輪郭に基づいて推定するものである。

【 0 0 1 7 】

まず、心臓左室の長軸断層像上で、操作者がトラックボール等の入力器具 11 を使って心筋の輪郭を手動でトレースする。この心筋の輪郭トレースは、内膜と外膜をなぞるようにしてもよいし、またもっと簡易な方法として、操作者が内膜と外膜上に離散的に数点だけ指定すると、それら点を直線で結ぶ又は曲線近似で連結するようにしてもよい。また、完全に自動化法として、A C T 法などの手法を用いて輝度勾配に基づいて心腔と心筋の境界を抽出するようにしても良い。このトレースにより限定された領域は、関心領域 19 として扱われる (図 2 (b)) 。

10

【 0 0 1 8 】

次に、指標演算部 18 では、関心領域に基づいて、左室の内膜 20 (又は外膜) に沿う方向、例えば接線方向を、内膜 20 上の各点に設定する。そして、指標演算部 18 では、設定した方向に関する速度、つまり各点における心筋の伸縮に関する真又はそれに近い速度を求めるために、関心領域中の各点の速度データを、次のように角度補正する。周知の通り、ドブラ法では、T D I に限らず、計測される速度データは、真の速度の超音波ビーム方向成分として与えられる。したがって、図 2 (c) に示すように、内膜線 20 上の点 21 の速度データ V を、点 21 での局所的な内膜曲線に接するベクトル 22 と、超音波ビームの向きを表すベクトル 23 とのなす角 (\quad) 24 を用いて、“ V / \cos ” により、角度補正する。

20

【 0 0 1 9 】

なお、図 2 (d) に示すように、内膜線 20 上にない関心領域 (心筋部分) の内部の点 25 に関する角度補正は、内膜線 20 に向かって引いた垂線と、内膜線 20 との交点 26 において設定した方向を適用して、その方向のベクトル 27 と点 25 での超音波ビームの向きを表すベクトル 28 とのなす角 29 を用いて、内部点 25 の速度を上記と同様に角度補正する。

【 0 0 2 0 】

次に、角度補正と指標の演算方法について説明する。図 2 (e) に示すように、関心領域中のある 2 点をそれぞれ A、B とする。それぞれの点の角度補正前の速度データを V_A 、 V_B とし、A を原点とした B の位置ベクトルをベクトル $A B$ とする。さらに、点 A、点 B から超音波プローブへ向かうベクトルとベクトル $A B$ とのなす角を θ_A 、 θ_B とする。指標演算部 18 は、指標として、例えば速度勾配を以下の式により、演算する。

30

【 0 0 2 1 】

速度勾配 = $(V_B / \cos \theta_B - V_A / \cos \theta_A) / | A B |$ 点 A、B 間の速度差は、この式の分子の部分として与えられる。周知の通り、速度 V_A 、 V_B は、その各点がプローブへ接近する方向に動いていれば、正で与えられ、またプローブから離れる方向に動いていれば、負で与えられる。したがって、速度勾配としては、2 点 A B 間で心筋が伸張してあれば、正で与えられ、収縮してあれば逆に負で与えられ、伸縮率は値として与えられる。

40

【 0 0 2 2 】

この演算を隣接した 2 点間で行えば、速度差分として捉えることができ、また、隣接 2 点間の距離が微少であれば、速度微分として捉えることができる。また、速度勾配は 2 点間の全ての角度補正された速度データのプロファイルから最小自乗法で直線フィッティングして、その傾きとして求めても良い。このように求めた指標の符号によって、組織が収縮しているか伸張しているかが分かり、更に、その指標値の大きさによって収縮や伸張の度合いが分かる。

【 0 0 2 3 】

なお、指標は、関心領域中の各点で求めても良いが、図 3 に示すように、関心領域を複

50

数の微小領域に分割して、分割した領域ごとに指標を1つずつ求めても良い。微小領域は互いに重なっても良い。関心領域の分割の仕方は、図3(a)に示すように、内膜に対して複数の垂線を等間隔に引いてその垂線により関心領域を分割してもよいし、図3(b)に示すように、長軸に対して複数の垂線を等間隔に引いてその垂線により関心領域を分割してもよい。また、図3(c)に示すように、ASE(American Society of Echocardiography)が推奨するような領域(セグメント)に分割して、各領域毎に計算してもよい。

【0024】

このように関心領域を分割する場合には、指標としては、各分割領域内の複数点の速度の平均値等から上述した式にしたがって求めることが考えられ、この場合、演算結果のばらつきなどのノイズを除去できるという効果が期待できるものである。

10

【0025】

なお、指標演算の方向としては、上述したように心筋内膜(又は外膜)の接線方向の他に、全ての点で、心臓の長軸方向と平行に統一してもよい。いずれも、心尖アプローチまたは経食道アプローチでのTDIによる速度推定では、ドブラ角が小さく精度の高い計測が期待できる。

【0026】

垂線30上の角度補正された複数の速度データを平均値などをもって代表させたものを、内膜線上の点26の速度データとしてもよいし、また、関心領域は心筋に限らず、内膜または外膜でもよくその場合の速度データは、内膜線上または外膜線上かその近傍のデータをを用いれば良い。

20

【0027】

演算処理部18によって演算された指標の表示法としては、図4(a)に示すように、指標の2次元分布(指標マップ)を、その値に応じた色相でカラー表示すると、心機能の空間的な変化を把握しやすい。カラー表示の仕方は、例えば、心筋が内膜等に接する方向等に収縮する場合には赤色系で、伸張する場合には青色系とする。また、指標の絶対値に応じて色づけを行うなど様々な方法が考えられる。さらに、指標の値そのものを、直接、数値38で表示することも重要である。カラー表示や数値表示は、画像上の関心領域上に重ねて表示しても良いが、別の部分に表示してももちろん良い。

【0028】

理想的には、断層画像上全ての部分について、上記指標を十分な精度で計算するのが好ましいが、指標の演算方向(速度の補正方向)と超音波ビーム方向とのなす角が、垂直に近い所定角度以上になる部分では、角度補正の誤差が大きくなるので、そのような部分を指標演算部18で検知し、計測不能領域39として指標カラーとは別系統のカラーで表示するか、または指標カラーを付けないことが望ましい。こうすることにより、大きな誤差を含む可能性のある部分から誤診する危険性を回避できる。なお、図3に示したように、関心領域を分割した場合に、ある分割領域に計測不能領域が存在した場合には、その部分を除いた範囲の点の速度データからその分割領域の指標を計算すれば良い。

30

【0029】

これまでは、心機能の2次元的な評価について説明してきた。心尖アプローチや経食道アプローチでは、図5に示すように、プローブ1を例えば心臓左室の長軸のまわりに回転させながら、複数の断層像41を収集すれば、心臓の全体にわたって形態情報や速度情報を収集することが可能である。あるいは、断層面を扇型にスキャンさせるか、平行移動させながら複数の断層像を収集しても良い。収集した断層像上でそれぞれ指標を計算し、各断層像のあいだを補間することにより、心臓の全体にわたって局所的な心機能情報(指標)が得られることになる。

40

【0030】

もちろん、速度データの補間後に指標を計算しても良い。このようにして得られた心臓左室全体の情報を、図6に示すように、通常の3次元画像として表示し、さらに、任意の断面を切り出せるようにしておけば、例えば梗塞部位がどの程度の拡がりを持つのが3

50

次元的に容易に把握できる。

【 0 0 3 1 】

また、核医学で用いられているようなブルズアイマップ、つまり図 7 (a) に示すように、心臓の内部の視点から見たような展開図を作り表示すれば、心臓の 3 次元的な情報を一度に表示することが可能である。

【 0 0 3 2 】

また、図 7 (b) に示すように、分割領域ごとの指標をブルズアイマップ表示すれば、各冠動脈の支配領域ごとに心機能の判別がつく。心機能の低下している境界部分等では、分割領域の設定の仕方により、分割領域個々の指標値が影響されることが予想される。そこで、領域分割しないで得た指標マップと、領域分割した得た指標マップとを一括して表示するか、図 7 (c) のように、並列して同時に表示し、両方に領域分割線 4 4 をガイド表示させて、この分割線 4 4 をリンクさせ、一方を動かせば、それに応じて他方も動くようにすれば、最適な領域分割を行うことができる。この時、分割線 4 4 の移動に応じて、各分割領域の指標をリアルタイムに再計算して表示するのが望ましい。

10

【 0 0 3 3 】

上述したように、心筋輪郭に基づいてその心臓内膜や外膜に接する方向に関して指標を計算すると説明したが、これは、関心領域を設定した後では、内膜輪郭に接する接線方向は完全に自動化することができ、操作者の手間を大幅に少なくすることができる。

【 0 0 3 4 】

一方、心臓の短軸断層像の場合には、心筋の各点から短軸断層像の重心へ向かう方向で計測速度を角度補正して、壁厚変化に関連した指標を計算することが考えられる。以下、この方法について説明する。

20

【 0 0 3 5 】

図 8 (a) は、心臓左室の短軸断層像の模式図である。これが、C R T ディスプレイ 1 5 に表示されているものとする。まず、操作者による入力器具 1 1 の操作により、左室短軸断層像の心筋の内膜 4 5 がトレースされる (図 8 (b)) 。このトレースの方法としては、内膜をなぞるようにしてもよいし、またもっと簡易な方法として、操作者が内膜上に離散的に数点だけ指定すると、それら点を直線で結ぶ又は曲線近似で連結するようにしてもよい。また、完全に自動化法として、A C T 法などの手法を用いて輝度勾配に基づいて心腔と心筋の境界を抽出するようにしても良い。外膜 4 6 も、内膜と同様にトレースする。あるいは、内膜上の各点から一定距離外側に離れた曲線を外膜としてもよいし、内膜形状の相似拡大としても良い。

30

【 0 0 3 6 】

こうして内膜や外膜がトレースされると、指標演算部 1 8 では、内膜または外膜の輪郭座標から重心位置を計算するか、あるいは内膜と外膜で囲まれる心筋部分の面積重心などから重心 4 7 を特定する (図 8 (c)) 。関心領域である心筋の各点で、重心に向かう方向 4 8 に指標演算方向を設定し、演算する (図 8 (d)) 。

【 0 0 3 7 】

さらに、A S E で推奨するセグメントに関心領域を分割するさいにも、重心点を中心として放射状に分割線 4 9 を引いて、関心領域を複数に分割分割線 4 9 を自動的に描画することが可能となり、操作者の手間を省くことができる (図 8 (e)) 。また、心筋の厚さ方向の指標を計算する場合には、図 8 (f) のように、トレースした内膜の各部分で内膜曲線に垂直な方向 5 0 を求めれば良い。この方向設定後、速度差、速度勾配、速度微分、速度差分を計算すればよい。この場合、これらの指標は、壁厚変化速度に関連したものとなる。

40

【 0 0 3 8 】

以上のように、組織の収縮・伸張を表す指標を演算する際に関心領域の輪郭情報を用いて、演算方向の設定、関心領域の分割等を行えば、操作者による操作は関心領域を設定するのみとなり、非常に簡便かつより正確に指標を計測することが可能となる。また、指標演算方向に関心領域中の任意の点で必要なときに表示し、調節できるようにすれば、操作

50

者は指標演算部 18 によって設定された方向を確認・変更することが可能になる。変更後、指標演算部 18 は再び、変更された方向に基づいて角度補正、指標の演算をする。

【0039】

なお、関心領域の設定、指標の演算や表示などは、図9に示すように、図1の計測処理部の機能を装備したPCやワークステーションなどコンピュータ51により、超音波診断装置とは切り離して行っても良い。DSC14から出力される断層画像、2次元速度分布などのデータをコンピュータ51に送り、演算した結果をコンピュータ付属のモニタに表示しても良いし、診断装置のCRT15に表示しても良い。本発明は、上述した実施形態に限定されることなく種々変形して実施可能である。

【図面の簡単な説明】

【0040】

【図1】本発明の好ましい実施形態に係る超音波診断装置のブロック図。

【図2】(a)は心尖アプローチにより得た心臓の長軸断層像を示す図、(b)は手動又は自動の心筋トレースにより設定された関心領域を示す図、(c)は心筋内膜上の点に関する角度補正の説明図、(d)は心筋内部の点に関する角度補正の説明図、(e)は2点間の速度勾配等の指標の計算方法の説明図。

【図3】(a)は第1方法で分割された関心領域を示す図、(b)は第2方法で分割された関心領域を示す図、(c)は第3方法で分割された関心領域を示す図。

【図4】(a)は点毎に計算した指標マップの表示例、(b)は分割領域毎に計算した指標マップの表示例を示す図。

【図5】心尖アプローチによる3次元走査の例を示す図。

【図6】指標の3次元画像の表示例を示す図。

【図7】(a)は点毎に計算した指標の3次元画像のブルズアイマップ表示例を示す図、(b)は分割領域毎に計算した指標の3次元画像のブルズアイマップ表示例を示す図、(c)は点毎と分割領域毎に計算した指標のブルズアイマップ画像の同時表示例を示す図。

【図8】(a)は心臓左室の短軸断層像を示す図、(b)は心臓左室の内膜のトレースを示す図、(c)は心臓左室の外膜のトレースと短軸断面の重心を示す図、(d)は重心を中心にした伸縮指標の計算方向を示す図、(e)は重心から放射状に関心領域を分割する方法を示す図、(f)は心筋厚の方向を示す図。

【図9】本発明の変形例に関するブロック図。

【符号の説明】

【0041】

- 1 ... プロープ、
- 2 ... パルス発生器、
- 3 ... 送信遅延回路、
- 4 ... レートパルス発生器、
- 5 ... クロック発生器、
- 6 ... プリアンプ、
- 7 ... 受信遅延回路、
- 8 ... 参照信号発生器、
- 9 ... ミキサ、
- 10 ... CPU、
- 11 ... 入力器具、
- 12 ... 低域通過型フィルタ、
- 13 ... イメージング回路、
- 14 ... デジタルスキャンコンバータ、
- 15 ... CRTディスプレイ、
- 16 ... アナログデジタルコンバータ、
- 17 ... 速度演算部、
- 18 ... 指標演算部、

10

20

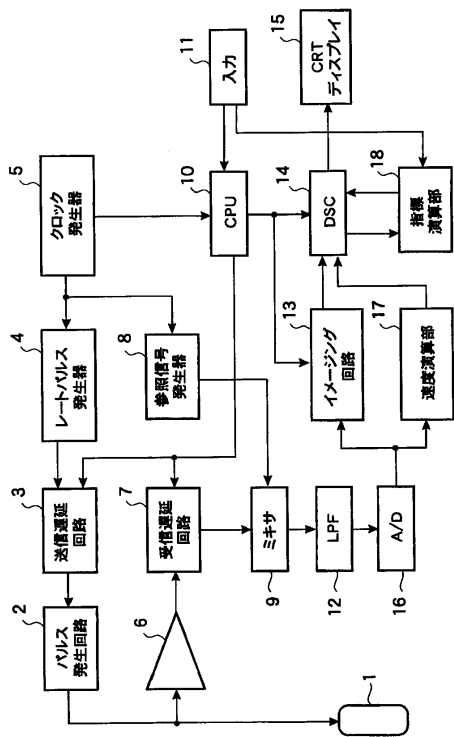
30

40

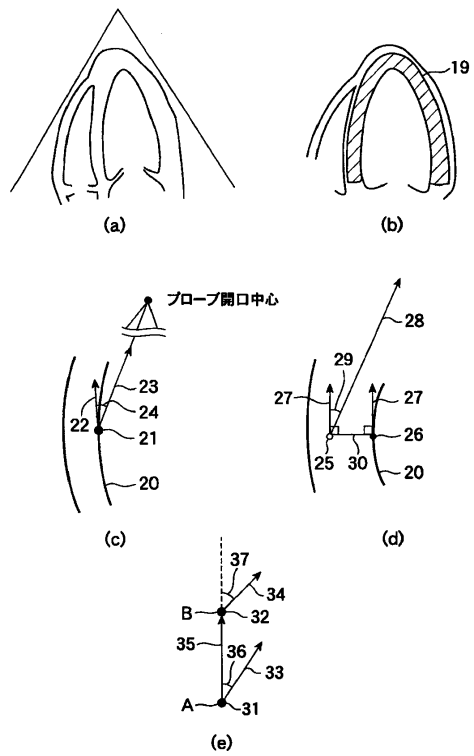
50

5 1 ... コンピュータ。

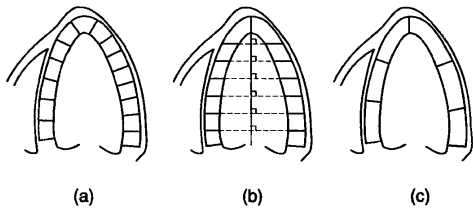
【 図 1 】



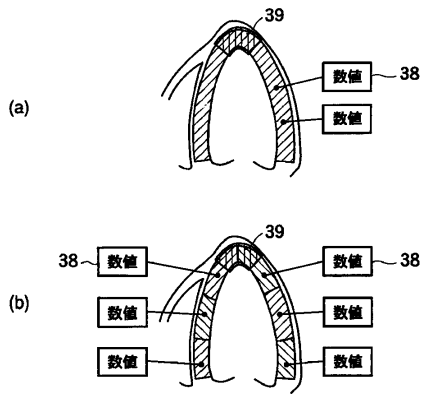
【 図 2 】



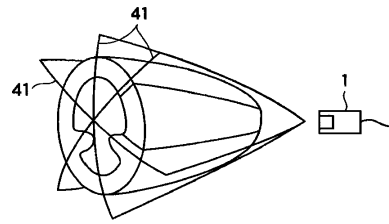
【 図 3 】



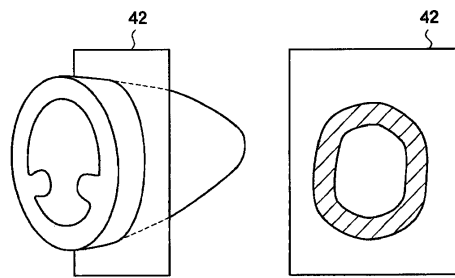
【 図 4 】



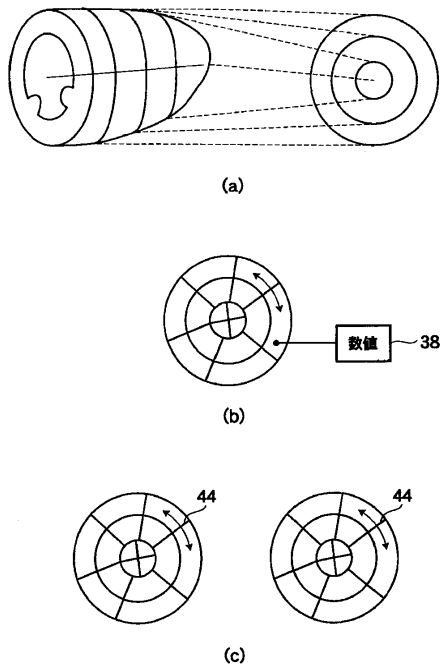
【 図 5 】



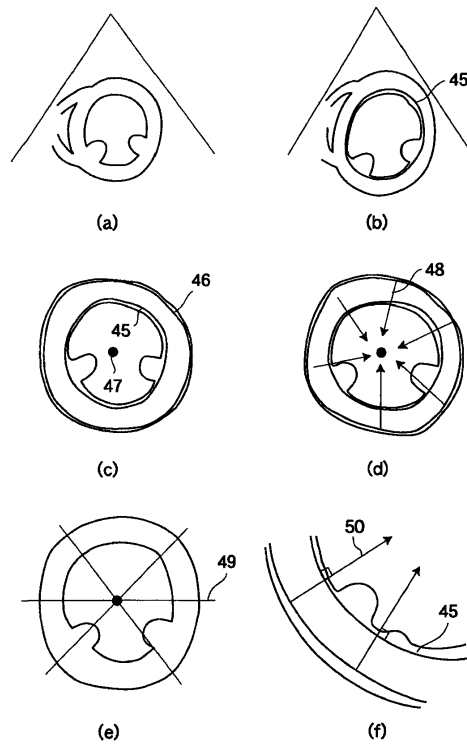
【 図 6 】



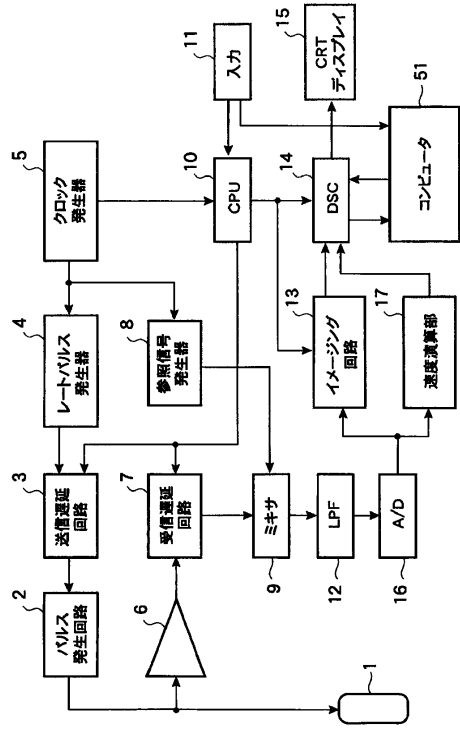
【 図 7 】



【 図 8 】



【図9】



フロントページの続き

- (74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100119976
弁理士 幸長 保次郎
- (74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100101812
弁理士 勝村 紘
- (74)代理人 100092196
弁理士 橋本 良郎
- (74)代理人 100100952
弁理士 風間 鉄也
- (74)代理人 100070437
弁理士 河井 将次
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100134290
弁理士 竹内 将訓
- (74)代理人 100127144
弁理士 市原 卓三
- (74)代理人 100141933
弁理士 山下 元
- (72)発明者 川岸 哲也
栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会社東芝那須工場内
- (72)発明者 嶺 喜隆
栃木県大田原市下石上1385番の1 株式会社東芝那須工場内

審査官 富永 昌彦

- (56)参考文献 特開平11-155862(JP,A)
特許第4116122(JP,B2)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/08

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4769260B2	公开(公告)日	2011-09-07
申请号	JP2008024574	申请日	2008-02-04
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司		
[标]发明人	川岸哲也 嶺喜隆		
发明人	川岸 哲也 嶺 喜隆		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD15 4C601/DD18 4C601/DE01 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/EE11 4C601/EE20 4C601/GB04 4C601/HH31 4C601/JB35 4C601/JB48 4C601/JB54 4C601/JB55 4C601/JC02 4C601/JC06 4C601/JC09 4C601/JC33 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK13 4C601/KK21 4C601/KK31 4C601/KK33 4C601/KK44		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚 河野直树 冈田 隆 山下 元		
其他公开文献	JP2008142568A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声诊断设备，该设备能够客观地，定量地，非侵入地，并且进一步容易地以高精度呈现心肌等的收缩和扩张功能。
 解决方案：超声诊断设备包括：发送-接收装置，用于通过超声波扫描对象以获得接收信号；基于接收信号形成超声图像的装置；以及计算耦合到多个点的组织的运动速度的装置在基于接收信号的超声图像上，用于在超声图像上提取心脏部位的区域的装置，用于根据沿着心脏的提取部位的轮廓的方向校正运动速度的装置，以及一种基于多个点中两点之间的校正运动速度的差来计算表示心脏部位的收缩-扩张函数的指数的装置。Z

