

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

**特許第3702198号
(P3702198)**

(45) 発行日 平成17年10月5日(2005.10.5)

(24) 登録日 平成17年7月22日(2005.7.22)

(51) Int.Cl.⁷

F I

A 6 1 B 8/08

A 6 1 B 8/08

G 0 6 T 1/00

G 0 6 T 1/00 2 9 0 D

請求項の数 6 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2001-140487 (P2001-140487)	(73) 特許権者	390029791
(22) 出願日	平成13年5月10日(2001.5.10)		アロカ株式会社
(65) 公開番号	特開2002-330967 (P2002-330967A)		東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(43) 公開日	平成14年11月19日(2002.11.19)	(74) 代理人	100075258
審査請求日	平成15年1月15日(2003.1.15)		弁理士 吉田 研二
		(74) 代理人	100096976
			弁理士 石田 純
		(72) 発明者	村下 賢
			東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロ
			カ株式会社内
		(72) 発明者	廣田 浩二
			東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロ
			カ株式会社内
		審査官	後藤 順也
			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】

注目領域と隣接領域とが接続してなる心腔領域を含む一連の超音波画像列を形成する画像形成手段と、

前記一連の超音波画像列における各フレームの超音波画像に対して、心臓の周期的運動に追従させて、前記注目領域と前記隣接領域とを分離する分離ラインを設定する設定手段と、

前記各フレームの超音波画像ごとに、前記分離ラインによって分離された前記注目領域を抽出する抽出手段と、

を含み、

前記設定手段は、分離ラインを移動刻み ΔE で平行移動させることによって、心臓の周期的運動に追従させて分離ラインを設定する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

請求項1記載の装置において、

前記設定手段は、心臓の拡張末期と収縮末期との間における前記分離ラインの移動量 E と、心臓の拡張末期と収縮末期との間における超音波画像フレーム数 N と、に基づいて、前記移動刻み ΔE を、 $\Delta E = E / N$ 、により求める、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項3】

10

20

請求項 2 記載の装置において、

前記設定手段は、基準点 P と傾き α とに基づいて、基準点 P を通る傾き α の直線として決定される初期位置から、前記分離ラインを、傾き α を不変として平行移動させる、ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 記載の装置において、

前記一連の超音波画像列における各フレームの超音波画像に対して、前記注目領域を包含する所定形状を備えた関心領域を設定する関心領域設定手段を含み、

前記抽出手段は、血流部分とそれ以外の部分とに分別された二値化画像と、前記分離ラインの上側の部分と下側の部分とに分別された上下判別画像と、前記関心領域の内部とそれ以外の部分とに分別された内外判別画像と、に基づいて、前記二値化画像に対して、前記上下判別画像による第 1 マスク処理と前記内外判別画像による第 2 マスク処理を施すことにより、前記関心領域内であって前記分離ラインの一方側の領域に属する血流部分を前記注目領域として抽出する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 1 記載の装置において、

前記分離ラインの運動条件をユーザ設定する入力手段を含み、

前記設定手段は、前記ユーザ設定された運動条件に従って、前記各フレームの超音波画像ごとに前記分離ラインを設定することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 1 記載の装置において、

心臓の周期的運動を示す生体信号を測定する測定器からの生体信号が入力される生体信号入力部を備え、

前記設定手段は、前記生体信号に従って前記各フレームの超音波画像ごとに前記分離ラインを設定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】

【0001】

【発明の属する技術分野】

本発明は超音波診断装置に関し、特に心臓の断層画像上において左室を抽出する装置に関する。

【0002】

【従来の技術】

現在、医療分野では超音波診断が広く利用されている。特に心臓のエコー検査は心臓の疾病診断上有用であり、その検査方法として、心臓の断層をいわゆる B モード画像（二次元断層画像）として表示するものが知られている。従来の超音波診断装置の中には、心機能を計測するモードをもったものがある。かかる超音波診断装置においては、B モード画像に対して、例えば二値化処理及び輪郭抽出がなされ、これにより心腔部分が B モード画像から抽出される。そして、抽出された画像を分析することにより、心機能に関する情報が取得される。具体的には、各フレームの B モード画像上において左室が抽出され、例えば、左室の面積や体積の時間変化がグラフ表示される。これは心筋梗塞などの疾病診断に役立てられる。ちなみに、特開平 9 - 253085 号公報には関連する技術が開示されている。

【0003】

従来、左室の抽出においては、例えば心臓の拡張末期の B モード画像をフリーズした状態において、左室部分を囲む関心領域（ROI）が設定される。このような関心領域を設定することにより、各フレームの B モード画像において、感度が低い部分で左室の輪郭がとぎれ、領域抽出処理が外方向へ発散してしまう問題を防止し、また、僧帽弁を介して左室に接続する左房の全体まで領域抽出処理が及んでしまう問題を防止している。

【0004】

10

20

30

40

50

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、特に心臓の収縮時において、心臓のねじれ運動や並進運動もあって、関心領域内に左房の一部あるいは大部分が進入してくる問題があり、この点について上記従来技術では解決できなかった。すなわち、かかる部分まで画像処理の際に左室領域として抽出されてしまうと過大評価がなされ、正確な疾病診断を行えないおそれがあった。

【0005】

本発明は上記課題に鑑みてなされたものであり、その目的は、超音波画像に含まれる特定領域を精度よく抽出することにある。

【0006】

本発明の他の目的は、左室を左房から切り離して領域抽出を行えるようにすることにある 10

【0007】**【課題を解決するための手段】**

上記目的を達成するために、本発明に係る超音波診断装置は、注目領域と隣接領域とが連結してなる心腔領域を含む一連の超音波画像列を形成する画像形成手段と、前記一連の超音波画像列において各フレームの超音波画像に対して、心臓の周期的運動に追従させて、前記注目領域と前記隣接領域とを分離する分離ラインを設定する設定手段と、前記各フレームの超音波画像ごとに、前記分離ラインによって分離された前記注目領域を抽出する抽出手段と、を含み、前記設定手段は、分離ラインを移動刻み ΔE で平行移動させることによって、心臓の周期的運動に追従させて分離ラインを設定する、ことを特徴とする。 20

【0008】

上記構成によれば、一連の超音波画像列は時間軸方向に並んだ複数の超音波画像であり、それらは動画像を構成する。各フレームの超音波画像ごとに分離ラインが心臓の周期的運動に追従して設定され、各フレームごとに注目領域と隣接領域を適応的に分離できるので、その分離ラインの一方側（注目領域側）を領域抽出の対象とすることによって、注目領域の抽出精度を高められる。

【0009】

好適な態様では、前記超音波診断装置は、前記一連の超音波画像列における各フレームの超音波画像に対して、前記注目領域を包含する所定形状を備えた関心領域を設定する関心領域設定手段を含み、前記抽出手段は、血流部分とそれ以外の部分とに分別された二値化画像と、前記分離ラインの上側の部分と下側の部分とに分別された上下判別画像と、前記関心領域の内部とそれ以外の部分とに分別された内外判別画像と、に基づいて、前記関心領域内であって前記分離ラインの一方側の領域に属する血流部分を前記注目領域として抽出する、ことを特徴とする。 30

【0010】

この構成によれば、関心領域内且つ分離ラインの一方側の領域として注目領域の抽出処理範囲が規定される。よって、単に関心領域のみを設定する場合に比べて、注目領域の抽出処理範囲をよりの確に設定できる。

【0011】

また別の態様では、前記超音波診断装置は、前記分離ラインの周期的運動の条件をユーザ設定するための入力する手段を含み、前記設定手段は、前記ユーザ設定された周期的運動の条件に従って、前記各フレームの超音波画像ごとに前記分離ラインを設定することを特徴とする。望ましくは、前記超音波診断装置は、心臓の周期的運動を示す生体信号を測定する測定器からの生体信号が入力される生体信号入力部を備え、前記設定手段は、前記生体信号に従って前記各フレームの超音波画像ごとに前記分離ラインを設定する。 40

【0012】**【本発明の実施の形態】**

図1及び図2を用いて本実施形態に係る画像処理の原理を説明する。

【0013】

図1(A)には、心臓の拡張末期における左室100及び左房102が連結してなる心腔 50

領域 104 を表す B モード画像が示されている。心壁 111 の内側は心内膜（左室の輪郭）106 であり、符号 108 は心外膜を示している。図 1（B）には、心臓の収縮末期における上記と同じ心腔領域 104 を示す B モード画像が示されている。なお、図 1（A）及び図 1（B）において、X 軸は表示座標系における水平方向であり、Y 軸は表示座標系における垂直軸である。

【0014】

周知のように、心腔領域 104 内には血液が満たされ、当該領域では比較的エコーデータの値が小さいため、B モード画像上で心腔領域 104 は概ね暗く表現される。一方、心壁 111 は、心腔領域 104 に比べて輝度値は比較的高い。特に、左室 100 と左房 102 の間にある僧帽弁 110 のつけね（根本）は、B モード画像上において、かなり輝度が高いことが知られている。よって、B モード画像を観察する上で、その高輝度部分を特定するのは容易であり、後述する分離ラインの設定に当たって、その高輝度部分を画像上の目安とすることができる。

10

【0015】

関心領域（ROI）112 は、左室 100 の抽出処理範囲を定める公知のものであり、例えば、心臓の拡張末期における（フリーズされた）B モード画像上において、ユーザーによって設定される。この ROI 112 は、例えば楕円形状を有し、本実施形態では、各フレームの超音波画像に対して、共通の位置及び形状で ROI 112 が設定されるが、各フレームごとにそれを動的に変動させてもよい。左室 100 は半楕円形状、ハート形状、砲弾形状といった形態を有しており、左室 100 の形状と ROI 112 の形状の関係から、心臓時相にもよるが、左房 102 の全部又は一部が ROI 112 内に取り込まれる。例えば、ROI 112 内に左房 102 が取り込まれ、その場合において、左室 100 の領域抽出処理が僧帽弁 110 を越えて左房 102 内へ進行した場合には、ROI 112 内に入り込んだ左房領域が左室としてみなされ、それも一緒に抽出されてしまう可能性がある。

20

【0016】

そこで、本実施形態においては、各フレームの B モード画像ごとに、ROI 112 に加えて、それを横断する分離ライン 114 が設定される。例えば図 1（A）のように、この分離ライン 114 は、左室 100 と左房 102 とを分離する直線であって、僧帽弁 110 を横から跨ぐように設定される。結果として、楕円形状の ROI 112 を横方向から切断するような位置関係で分離ライン 114 が設定される。この分離ライン 114 は、ROI 112 内の領域を分割し、その一方側のみを領域抽出処理として制限するための分割線に相当する。

30

【0017】

この ROI 112 を各フレームの B モード画像上に自動設定するため、本実施形態においては、分離ライン 114 についての初期設定及びパラメータ登録がなされる。

【0018】

まず、分離ライン 114 の初期設定時においては、例えば、心臓の拡張末期において、その時点でのフリーズされた B モード画像上を観察することによって、目視判断によって図 1（A）のように分離ライン 114 がユーザー設定される。このユーザー設定によって、例えば、分離ライン 114 の初期位置を決定するパラメータである基準点 P（X1、Y1）と分離ラインの傾き α とが登録される。基準点 P は、例えば、前述した高輝度の位置（僧帽弁の一方のつけね上）に登録され、傾き α は、ここでは Y の増分に対する X の増分としての意味を有し、その基準点 P を通る直線の傾きとして登録される。

40

【0019】

次に、心臓の動きに追従して、分離ライン 114 が各フレームごとに適応的に設定されるようにするため、必要な幾つかのパラメータがユーザー設定される。本実施形態においては、分離ラインは、演算簡略化のため、前記心臓周期運動に応じて傾き不変の平行移動を行うものとして構成されており、必要なパラメータは、例えば、拡張末期から収縮末期までの超音波画像フレーム数 N、及び、個々のフレーム間で分離ラインが移動する Y 軸方向の移動刻み ΔE である。

50

【 0 0 2 0 】

フレーム数 N は、B モード画像のフレームレートから定まる各フレーム間の時間間隔 t 、及び、拡張末期と収縮末期間の時間 T 、により定まり、 $N = T / t$ の関係がある。ここで図 2 を用いて、時間 T について説明する。

【 0 0 2 1 】

図 2 には、心臓の周期運動における一周期の心電波形が示されている。その図において、時間 t_0 におけるピークが左室の拡張末期を表す R 波であり、時間 t_1 におけるピークが左室の収縮末期における T 波である。よって、時間 T は、 $T = t_1 - t_0$ と表せる。時間 T はあらかじめ心電波形から求めた値をユーザがマニュアル設定してもよいが、このように、心電計からの心電信号に対するピーク検出などの手法を利用して、自動的に計測する

10

【 0 0 2 2 】

図 1 (B) において、拡張末期の超音波画像と収縮末期の超音波画像との間で、上記高輝度部分などの移動量を特定することによって分離ラインが移動する Y 軸方向の移動量 E が認定できる。ここで移動量 E は移動方向によらず正とする。移動刻み ΔE は、移動量 E と、フレーム数 N と、により定まり、 $\Delta E = E / N$ により求まる。

【 0 0 2 3 】

図 1 (B) には、心臓の収縮末期における心腔領域 1 0 4 の B モード画像が示されている。収縮末期における僧帽弁 1 1 0 の位置等から、拡張末期の分離ライン 1 1 4 - 1 から収縮末期の分離ライン 1 1 4 - 4 への移動量 E がユーザによって入力され、あるいは、自

20

【 0 0 2 4 】

本実施形態において、移動量 E とフレーム数 N が登録されると、それらから移動刻み ΔE が演算される。そして、以下に詳述するように、その移動刻み ΔE を用いて、心臓の動きに追従させた分離ラインの自動設定が実現される。ここで、第 1 番目のフレームを例えば、心臓の拡張末期とした場合は、分離ラインの設定開始タイミングを図 2 の心電波形の R 波と同期させればよい。

【 0 0 2 5 】

ここで簡単のために n が 1 $\sim$ N の範囲にあるものとする。 n 番目フレームは拡張末期から収縮末期までの期間に得られたものである。図 1 (B) において、第 n 番目フレーム

30

における分離ライン 1 1 4 - 2 は、 $X = \alpha \times (Y - Y_1) + X_1 + \alpha \times n \times \Delta E$ に基づいて生成される。第 $(n + 1)$ 番目フレームにおける分離ライン 1 1 4 - 3 は、上式中の n を $n + 1$ に置き換えた式に基づいて生成され、これは n 番目フレームにおける分離ライン 1 1 4 - 2 を図中、移動刻み ΔE で平行移動させたものに対応している。

【 0 0 2 6 】

以上のように、各フレームごとに、関心領域の他に分離ライン 1 1 4 が設定されると、各フレームごとに左室の領域抽出処理が実行される。この場合、その領域抽出処理の範囲は、ROI 1 1 2 内であって分離ライン 1 1 4 の上側に制限される。その制限範囲内で、公知の各種手法を利用して左室 1 0 0 の領域抽出がなされる。例えば、領域抽出の手法としては、左室 1 0 0 の中心点あるいは重心点から放射状に多数の検出ラインを仮想的に設定し、各検出ライン上においてエッジ検出を行って内膜 1 0 6 を特定し、各エッジを相互連結する手法をあげることができる。この場合、内膜 1 0 6 が完全に閉ループとなっていないなどのため、領域抽出処理が僧帽弁 1 1 0 を越えて左房 1 0 2 側へ進行しようとしても、その領域抽出は分離ライン 1 1 4 への到達をもって制止される。

40

【 0 0 2 7 】

各フレームの超音波画像上において、左室 1 0 0 の領域抽出がなされると、例えばピクセルカウント値などから左室 1 0 0 の面積が演算され、また、その面積から体積が演算される。そして、時間軸上において面積や面積変化率などを示すグラフが形成される。

【 0 0 2 8 】

なお、フレーム数が N を超えて、収縮末期から再び拡張末期 (フレーム数 $2 N$) に向かう

50

場合は、前記矢印方向とは逆向きに分離ラインを同じ移動刻み ΔE で移動させるようにしてもよい。分離ラインが拡張末期の位置までもどると再度矢印方向に分離ラインを移動させ、上記の動作を繰り返すことにより、分離ラインの繰り返し運動を行うようにしてもよい。

【0029】

また、分離ラインの移動刻みは各フレーム間ごとに異ならせてもよい。たとえば、図2の心電波形と各フレーム間での移動刻みの対応表をあらかじめ作成しておいてもよい。また、上述したように僧帽弁のつけねは、一般に画像の輝度が高いことから、拡張末期に関心領域内にある、これら2点を自動的に特定することが可能である。したがって、初期設定時に分離ラインを自動設定するようにしてもよい。また、各フレームごとにこれら2点を高輝度検出手法を利用して自動的に特定し、それらを通する直線として分離ラインを設定するようにしてもよい。この場合は、各フレームごとの分離ラインの傾きは一般に変化する。さらに、僧帽弁に含まれる複数の点を特定し、それらの点を通る屈曲線を設定するようにしてもよい。

10

【0030】

次に上記原理が適用された超音波診断装置の構成について説明する。図3は本発明の実施形態に係る超音波診断装置10の全体構成を示す図である。

【0031】

探触子20は超音波の送受波を行うプローブであり、この探触子20には複数の振動素子からなるアレイ振動子が設けられている。このアレイ振動子によって超音波の送受波が行われる。具体的には、アレイ振動子によって超音波ビームが形成され、その超音波ビームが電子走査（例えば、電子セクタ走査、電子リニア走査）される。この電子走査によって二次元のエコーデータ取込領域（いわゆる走査面）が形成される。送信器22は送信ビームフォーマーとして機能し、受信器24は受信ビームフォーマーとして機能する。受信器24からの受信信号（整相加算後の受信信号）はデジタルスキャンコンバータ（DSC）26に入力される。このDSC26は、座標変換機能などを有し、その内部にはフレームメモリ26Aが設けられ、そのフレームメモリ26A上には、画像表示に先立って各フレームのBモード画像がフレーム単位で格納される。

20

【0032】

なお、本実施形態の装置においては、一連のBモード画像列（数心拍に亘る複数のBモード画像）を格納する大容量メモリとしてのシネメモリを具備しており（図示せず）、そのようなシネメモリに格納された一連のBモード画像列を順次読み出してフレームメモリ26A上に一旦格納し、そこから読み出すことができる。後述する左室領域抽出は、超音波の送受波に合わせてリアルタイムで行われ、あるいは、上記シネメモリから読み出された各フレームのBモード画像に対して実行される。これは初期設定あるいはパラメータ登録に関しても同様である。

30

【0033】

Bモード画像の画像データは、ラスタースキャン方式に従って、フレームメモリ26Aから読み出され、画像合成部64に出力され、同時に、画像処理部27に出力される。画像処理部27は、Bモード画像に対してノイズ除去を実行するノイズ除去部29及びノイズ除去後の画像を二値化処理して二値化画像を生成する二値化処理部30によって構成される。二値化画像は、低輝度部分（血流部）の画素値が例えば1とされ、それ以外の画素値が例えば0とされた画像である。その二値化画像はマスク処理部36に入力されている。

40

【0034】

分離ライン演算部14は、各フレームのBモード画像（実施形態では二値化画像）ごとに、分離ラインを自動的に設定する手段である。その場合には、上記のとおり、座標 X_1 、 Y_1 及び傾き α が用いられ、また、移動時間 T 、移動量 E 及びフレーム数 N の情報が利用される。それらの各情報は、必要に応じて、ユーザー入力され、あるいは自動的に演算される。ユーザー入力を行う場合にはトラックボール、キーボードなどによって構成される入力部28が用いられる。例えばフレーム数 N や移動量 E などを計測演算する場合には、

50

リファレンスとして生体信号入力部 15 を介して心電計 17 からの心電信号が利用される。なお、入力部 28 は、関心領域をユーザー設定する場合にも利用される。関心領域は、上記のように所定形状をもった各フレーム共通の領域であり、それによって領域抽出範囲が規定される。いずれにしても、分離ライン演算部 14 は、各フレームごとに分離ラインを設定し、その座標情報を上下判別画像出力部 32 及びラインイメージ生成部 60 へ出力する。

【0035】

上下判別画像出力部は 32、各フレームごとに、分離ラインの上側に属する各画素値が 1 とされ、それ以外の各画素値が 0 とされた上下判別画像（第 1 マスク画像）を生成し、それを出力する。ラインイメージ生成部 60 は、各フレームごとに、分離ラインのラインイ

10

【0036】

一方、関心領域出力部 16 は、ユーザー設定された各フレーム共通の関心領域について、その座標情報を出力する回路である。その座標情報は、内外判別画像出力部 34 及び枠イメージ生成部 62 に出力されている。内外判別画像出力部 34 は、各フレームごとに、関心領域の内部の各画素値が 1 とされ、それ以外の画素値が 0 とされた内外判別画像（第 2 マスク画像）を生成し、それを出力する。枠イメージ生成部 62 は、各フレームごとに、関心領域の外枠をラインとして示す枠イメージを生成する。

【0037】

マスク処理部 36 は、左室抽出部として機能し、各フレームの二値化画像に対して、上記の上下判別画像による第 1 マスク処理、同時に、上記の内外判別画像による第 2 マスク処理を施す。すなわち、各フレームごとに、入力される 3 つの画像において、画素値がすべて 1 の画素については、当該画素の出力（画素）値を 1 とし、それ以外の場合には出力（画素）値を 0 とする処理を実行する。すると、関心領域内であり、分離直線の上側に属し、血流部である部分だけが抽出され、それが左室画像として画像合成部 64 へ出力される。

20

【0038】

線画イメージ生成部 58 は、各フレームごとに、上記のラインイメージ及び枠イメージを合成して線画イメージを生成し、それを画像合成部 64 へ出力する。

【0039】

画像合成部 64 は、各フレームごとに入力される B モード画像、左室画像、線画イメージを合成し、その合成画像を表示部へ出力する。ここで、左室画像については、左室領域をより明確に表現するためにその部分に着色を施すようにしてもよい。

30

【0040】

本実施形態において、演算部 66 は、各フレームごとに左室の面積を演算する機能、フレーム間における左室の面積の変化率を演算する機能、などを有し、更に、例えば面積あるいはその変化率の時間変化を示すグラフを作成する機能を有している。そのグラフのイメージは画像合成部 64 へ出力され、そのようなグラフも表示部 68 上に表示される。また、画像合成部 64 には、心電計 17 からの心電信号も生体信号入力部 15 を介して入力されており、必要に応じて、心電波形も超音波画像と一緒に表示される。

40

【0041】

ちなみに、分離ラインの初期設定時においては、表示部 68 に、リアルタイムで取得されたあるいは再生された動画像としての B モード画像が表示される。そして、そのような一連の B モード画像を利用して、上述の各パラメータの設定が行われる。その後、一連の B モード画像が再び繰り返して再生され、あるいは新しい心拍の B モード画像が形成表示され、それらに対して上記の分離ラインを利用した画像処理が逐次実行される。

【0042】

なお、フレームメモリ 26A に格納される B モード画像を構成する画像データは、上述したように、ラスタースキャン方式に従って読み出され、それに同期して、図 3 に示した各構成が動作を行っている。また、上記においては、左室抽出について説明したが、左房、

50

右室といった部分に対して上記処理を同様に適用することができる。

【0043】

次に、図4を用いて、図3に示した符号69で示す部分の具体例について詳述する。分離ライン演算部14は、前述したように各フレームのBモード画像（実施形態では二値化画像）ごとに分離ラインを自動的に設定する手段であり、具体的には、例えばラスタスキャンの各Y座標に対応する分離ラインのX座標を演算する。ここでは、第n番目のフレームにおける分離ラインの設定を行う場合について説明する。

【0044】

分離ライン演算部14は、第n番目のフレームにおける分離ラインとX軸（ $Y = 0$ ）との交点のX座標を演算するX軸交点演算部37、乗算器38、加算器40を含んで構成される。

10

【0045】

X軸交点演算部37は、乗算器42、44、46、減算器48、加算器50とから構成される。乗算器42はフレーム数を指定するフレーム情報nと、移動刻み ΔE とを入力し、それらを乗算した値を出力する。ここで、フレーム情報nは例えばDSC26から読み出すようにする。簡単のためにnは1～Nとする。また、移動刻み ΔE は、前述したように生体信号入力部15、入力部28により測定、又は入力されたパラメータに基づいて演算された量である。乗算器44は分離ラインの傾き α と乗算器42からの出力とを入力し、それらを乗算した値を出力する。一方、乗算器46は、分離ラインの傾き α 、及び基準点（図1中、点P参照）のY座標であるY1とを入力して、それらを乗算した値を出力する。減算器48は乗算器46からの出力値と基準点PのX座標であるX1とを入力し、後者の値から前者の値を減算する。加算器50は、乗算器44からの出力と減算器48からの出力を加えた値、すなわちnフレーム目における分離ラインとX軸との交点座標を出力する。

20

【0046】

乗算器38は、ラスタスキャンのY座標ごとに、各Y座標の値と分離ラインの傾き α を入力し、それらを乗算した値を出力する。加算器40は加算器50からの出力と乗算器38からの出力とを加算することにより、ラスタスキャンの各Y座標に対応した分離ラインのX座標を出力する。

【0047】

30

分離ライン上下判別画像出力部32は、比較器51を含んで構成される。比較器51はラスタスキャンの各X座標と、前述の分離ラインX座標とをラスタスキャンの各Y座標ごとに比較し、各X座標の値が分離ラインX座標以下の場合には1を、大きい場合は0を出力する。

【0048】

このようにして、ラスタスキャンの各二次元座標（X，Y）に対して0又は1のデータが対応づけられた分離ライン上下判別情報が比較器51により出力される。ここで、値1が対応づけられる座標は分離ラインの上側の領域に、値0が対応づけられる座標は分離ラインの下側の領域にあることが示される。

【0049】

40

ラインイメージ生成部60は、一致検出器53を含んで構成される。一致検出器53はラスタスキャンの各X座標と、前述の分離ラインX座標とをラスタスキャンの各Y座標ごとに比較し、所定の許容範囲内で両者が一致すれば値1を出力し、そうでない場合には値0を出力する。このようにして、ラスタスキャンの各二次元座標（X，Y）に対して0又は1のデータが対応づけられたラインイメージが一致検出器53により出力される。

【0050】

【発明の効果】

以上説明したように本発明によれば超音波画像に含まれる特定領域を精度よく抽出できる。また、左室を左房から切り離して領域抽出を行えるようにすることができる。

【図面の簡単な説明】

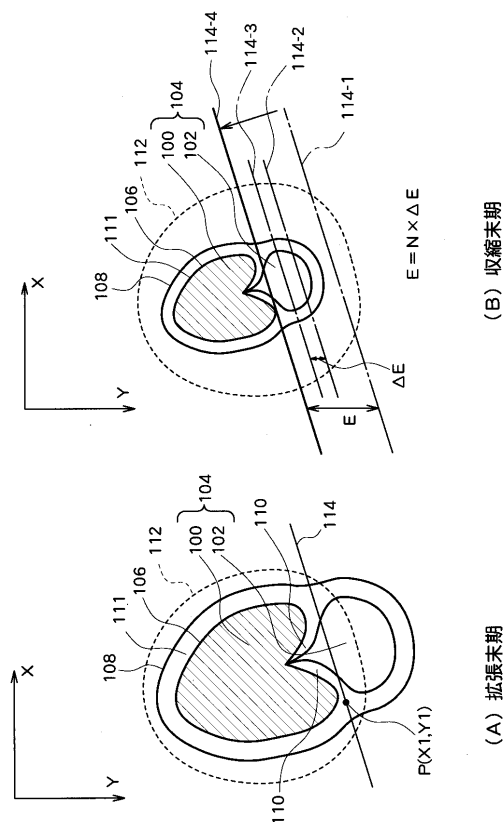
50

- 【図 1】 本発明の実施の形態の原理を示す図である。
 【図 2】 心電波形を示す図である。
 【図 3】 本発明の実施の形態に係る超音波診断装置の全体構成を示す図である。
 【図 4】 分離ライン演算部、上下判別画像出力部、ラインイメージ生成部の各構成を示す図である。

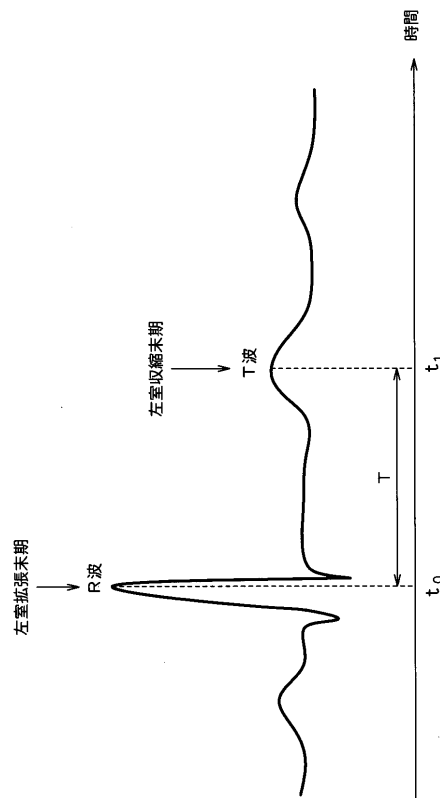
【符号の説明】

14 分離ライン演算部、15 生体信号入力部、16 関心領域出力部、17 心電計、20 探触子、22 送信器、24 受信器、26 DSC、29 ノイズ除去部、30 二値化処理部、32 上下判別画像出力部、34 内外判別画像出力部、36 マスク処理部（左室抽出部）、37 X軸交点演算部、51 比較器、53 一致検出器、58 線画イメージ生成部、60 ラインイメージ生成部、62 枠イメージ生成部、64 画像合成部、66 演算部、68 表示部。

【図 1】



【図 2】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平07-255703(JP,A)
特開平09-122123(JP,A)
特開2000-210287(JP,A)
特開平09-131345(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl.⁷, DB名)
A61B 8/08

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP3702198B2	公开(公告)日	2005-10-05
申请号	JP2001140487	申请日	2001-05-10
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
[标]发明人	村下 賢 廣田 浩二		
发明人	村下 賢 廣田 浩二		
IPC分类号	A61B8/08 G06T1/00		
FI分类号	A61B8/08 G06T1/00.290.D A61B8/14 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C301/AA01 4C301/BB01 4C301/BB02 4C301/CC02 4C301/EE11 4C301/EE20 4C301/FF28 4C301/GB02 4C301/HH60 4C301/JB22 4C301/JB29 4C301/JB32 4C301/JC16 4C301/JC20 4C301/KK24 4C301/KK27 4C301/KK30 4C301/KK34 4C301/KK40 4C301/LL03 4C301/LL04 4C601/BB21 4C601/BB23 4C601/EE09 4C601/EE30 4C601/FF08 4C601/GB01 4C601/GB03 4C601/HH40 4C601/JB34 4C601/JB35 4C601/JB45 4C601/JB47 4C601/JB55 4C601/JC15 4C601/JC20 4C601/JC37 4C601/JC40 4C601/KK12 4C601/KK28 4C601/KK31 4C601/KK33 4C601/KK36 4C601/KK50 4C601/LL01 4C601/LL02 4C601/LL04 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/BA24 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CC04 5B057/CF04 5B057/CH01 5B057/CH11 5B057/DA08 5B057/DA16 5B057/DB02 5B057/DC16 5B057/DC22 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/CA22 5L096/CA24 5L096/EA12 5L096/EA15 5L096/EA27 5L096/FA01 5L096/FA67 5L096/FA69 5L096/FA72 5L096/HA02		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP2002330967A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供用于精确提取超声图像中包括的左心室的超声诊断设备。 解决方案：为了跟踪超声图像上心脏的周期性运动，跨越两个发髻的基部（根部）的分离线（114-1,114-1）-2,114-3,114-4）。由于分离线在心脏的周期性运动期间在每个帧的超声图像中分离左心室100和左心房102，因此可以实时准确地仅提取左心室100的区域。

【 図 2 】

