

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第3662835号
(P3662835)

(45) 発行日 平成17年6月22日(2005.6.22)

(24) 登録日 平成17年4月1日(2005.4.1)

(51) Int. Cl.⁷

F I

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

請求項の数 14 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2000-325503 (P2000-325503)	(73) 特許権者	390029791 アロカ株式会社 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(22) 出願日	平成12年10月25日(2000.10.25)	(74) 代理人	100075258 弁理士 吉田 研二
(65) 公開番号	特開2002-125971 (P2002-125971A)	(74) 代理人	100096976 弁理士 石田 純
(43) 公開日	平成14年5月8日(2002.5.8)	(72) 発明者	山田 哲也 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 ア ロカ株式会社内
審査請求日	平成14年7月1日(2002.7.1)	審査官	神谷 直慈
		(56) 参考文献	特開2000-152934 (JP, A)

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】

超音波の送受波により得られたデータに基づいて、対象物が抽出された二値化画像を形成する二値化手段と、

前記二値化画像に対して、前記対象物の輪郭の内側に当該輪郭に沿って第1オフセットラインを定める第1画像処理を施す第1画像処理手段と、

前記第1画像処理後の画像に対して、前記第1オフセットラインに沿ってそれよりも更に内側に第2オフセットラインを定める第2画像処理を施す第2画像処理手段と、
を含み、

前記第1オフセットライン及び前記第2オフセットラインに基づいて関心領域が設定されることを特徴とする超音波診断装置。 10

【請求項2】

請求項1記載の装置において、

前記第1オフセットライン及び前記第2オフセットラインにより挟まれる領域として前記関心領域が設定されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項3】

請求項2記載の装置において、

前記超音波の送受波が行われるデータ取込領域上に処理範囲を設定する手段を含み、前記処理範囲内であって、前記第1オフセットライン及び前記第2オフセットラインにより挟まれる領域として前記関心領域が設定されることを特徴とする超音波診断装置。 20

【請求項 4】

請求項 3 記載の装置において、
前記データ取込領域内において複数の処理範囲が設定され、
前記各処理範囲ごとに前記関心領域が設定され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、
前記対象物の運動に応じて、各フレームごとに前記関心領域が適応的に設定されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

超音波の送受波により得られたデータに基づいて、パワーを演算するパワー演算手段と、
前記超音波の送受波により得られたデータに基づいて、対象物が抽出された二値化画像を形成する二値化手段と、
前記二値化画像に対して、前記対象物の輪郭の内側に当該輪郭に沿って第 1 オフセットラインを定める第 1 画像処理を施す第 1 画像処理手段と、
前記第 1 画像処理後の画像に対して、前記第 1 オフセットラインに沿ってそれよりも更に内側に第 2 オフセットラインを定める第 2 画像処理を施す第 2 画像処理手段と、
前記第 1 オフセットライン及び前記第 2 オフセットラインにより挟まれる領域として関心領域を設定する関心領域設定手段と、
前記関心領域内のパワーの積算値に基づいて、前記対象物の性状を評価するための第 1 評価値を演算する第 1 評価値演算手段と、
を含むことを特徴とする超音波診断装置。

10

20

【請求項 7】

請求項 6 記載の装置において、
前記第 1 評価値を加算平均することにより第 2 評価値を演算する第 2 評価値演算手段を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

請求項 6 記載の装置において、
前記第 1 評価値の時間変動における最大値及び最小値を決定する手段と、
前記最大値及び前記最小値に基づいて第 3 評価値を演算する第 3 評価値演算手段と、
を含むことを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 9】

請求項 7 記載の装置において、
前記第 2 評価値の時間変動における最大値及び最小値を決定する決定手段と、
前記最大値及び前記最小値に基づいて第 3 評価値を演算する第 3 評価値演算手段と、
を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 10】

請求項 8 又は 9 記載の装置において、
生体信号に基づいて前記最大値及び前記最小値が決定されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 11】

請求項 8 又は 9 記載の装置において、
前記複数の評価値の少なくとも 1 つが前記関心領域についての表示態様として表されることを特徴とする超音波診断装置。

40

【請求項 12】

請求項 8 又は 9 記載の装置において、
前記複数の評価値の少なくとも 1 つがグラフ表示されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 13】

超音波の送受波により得られたデータに基づいて、対象物が抽出された二値化画像を形成する二値化手段と、

50

前記二値化画像に対して、 $n \times n$ 画素の大きさをもったエッジ検出用の第1演算子をスキャンさせることにより、前記対象物の輪郭の内側に当該輪郭に沿って第1オフセットラインを定める第1画像処理を施す第1画像処理手段と、
 前記第1画像処理後の画像に対して、 $m \times m$ 画素の大きさをもったエッジ検出用の第2演算子をスキャンさせることにより、前記第1オフセットラインに沿ってそれよりも更に内側に第2オフセットラインを定める第2画像処理を施す第2画像処理手段と、
 を含み、
 前記第1オフセットライン及び前記第2オフセットラインに基づいて関心領域が設定されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項14】

10

請求項13記載の装置において、
 前記 n 及び m の少なくとも一方を可変設定する手段を含む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、特に関心領域(ROI)の適応的な自動設定に関する。

【0002】

【従来の技術】

インテグレイティッド・バックスキャッター(Integrated Backscatter: IB)値は、主として、心筋や血管壁などの硬質化や繊維化などを診断評価するための指標値として利用される。IB値の求め方としては各種の手法が提案されている。

20

【0003】

例えば、心筋のある部位について、IB値を求める場合には、その部位からのエコーのパワーが時間軸(深さ)方向に沿って、あるいは一定領域内で積分され、その積分値として、あるいは、リファレンスとの比として、IB値が定義される(関連出願として、特願平10-329108号、特願平10-329109号特願平10-330343号)。IB値は心拍周期に応じて時間変動するため、その最大値及び最小値の差(あるいは比)は、心筋の性状を表す指標値となる。一般に、それはサイクリック・バリエーション(CV)(以下、CV-IB)値と呼ばれる。

30

【0004】

【発明が解決しようとする課題】

しかしながら、従来において、IB値やCV-IB値を求めるためには、超音波画像の各フレームごとにROIを手作業で設定する必要があり、また、最大値及び最小値についても手作業で指定する必要があり、極めて煩雑であった。また、このような手作業故に計測精度上、問題があった。更に、従来においては、1つのROIしか設定できなかったため、心筋上の複数の部位について、同時にCV-IB値を求めることができなかった。また、他の画像処理においても、一般にROIの設定を手作業で行うのは煩雑である。

【0005】

本発明は、上記従来の課題に鑑みなされたものであり、その目的は、運動する組織に応じた関心領域の適応的設定を実現することにある。

40

【0006】

本発明の他の目的は、IB値あるいはCV-IB値の計測精度を向上させることにある。

【0007】

本発明の他の目的は、対象組織の複数の部位について同時に性状評価を行えるようにすることにある。

【0008】

【課題を解決するための手段】

(1)上記目的を達成するために、本発明は、超音波の送受波により得られたデータに基づいて、対象物が抽出された二値化画像を形成する二値化手段と、前記二値化画像に対し

50

て、前記対象物の輪郭の内側に当該輪郭に沿って第1オフセットラインを定める第1画像処理を施す第1画像処理手段と、前記第1画像処理後の画像に対して、前記第1オフセットラインに沿ってそれよりも更に内側に第2オフセットラインを定める第2画像処理を施す第2画像処理手段と、を含み、前記第1オフセットライン及び前記第2オフセットラインに基づいて関心領域が設定されることを特徴とする。

【0009】

上記構成によれば、対象物の輪郭に沿って第1オフセットラインが定められ、その第1オフセットラインに沿って第2オフセットラインが定められ、それらに基づいて関心領域が設定される。ここで、第1オフセットラインは対象物の輪郭形状に対応した形状を有し、第2オフセットラインの形状もそれに追従することになるので、対象物それ自体の形状に応じてその内部に適応的に関心領域を自動設定することが可能となる。このため、各フレームごとに関心領域の自動設定を行えるという利点がある。また、客観的な基準に従って関心領域を設定できるという利点がある。

10

【0010】

望ましくは、前記第1オフセットライン及び前記第2オフセットラインにより挟まれる領域として前記関心領域が設定される。すなわち、2つのオフセットラインは、関心領域の外形の一部をなすものである。

【0011】

望ましくは、前記超音波の送受波が行われるデータ取込領域上に処理範囲を設定する手段を含み、前記処理範囲内であって、前記第1オフセットライン及び前記第2オフセットラインにより挟まれる領域として前記関心領域が設定される。

20

【0012】

この構成によれば、処理範囲を最大範囲としてその内部に関心領域を自動設定することができる。例えば、診断対象となった心壁上の個々の部位に対して複数の処理範囲を設定しておけば、各部位ごとに関心領域を適応的に設定できる。

【0013】

望ましくは、前記データ取込領域内において複数の処理範囲が設定され、前記各処理範囲ごとに前記関心領域が設定される。すなわち、同じフレーム内で複数の関心領域を同時に設定することができるので、評価値の対比などを行う場合に、時間差に起因する問題を解消できる。処理範囲は、処理の外縁を定めるものであり、その設定は基本的に人為的に行われるが、自動化してもよい。また、あらかじめ処理範囲をマニュアル設定しておき、一連のフレームについて一律にその処理範囲を適用させれば、その設定の煩雑さを大幅に解消できる。

30

【0014】

望ましくは、前記対象物の運動に応じて、各フレームごとに前記関心領域が適応的に設定される。

【0015】

(2)また、上記目的を達成するために、本発明は、超音波の送受波により得られたデータに基づいて、パワーを演算するパワー演算手段と、前記超音波の送受波により得られたデータに基づいて、対象物が抽出された二値化画像を形成する二値化手段と、前記二値化画像に対して、前記対象物の輪郭の内側に当該輪郭に沿って第1オフセットラインを定める第1画像処理を施す第1画像処理手段と、前記第1画像処理後の画像に対して、前記第1オフセットラインに沿ってそれよりも更に内側に第2オフセットラインを定める第2画像処理を施す第2画像処理手段と、前記第1オフセットライン及び前記第2オフセットラインにより挟まれる領域として関心領域を設定する関心領域設定手段と、前記関心領域内のパワーの積算値に基づいて、前記対象物の性状を評価するための第1評価値を演算する第1評価値演算手段と、を含むことを特徴とする。

40

【0016】

上記構成によれば、自動的に設定される関心領域内のパワーに基づいて第1評価値が演算される。この第1評価値は、対象物の性状を評価するためのものであるが、例えば、上記

50

の I B 値であってもよい。その場合、関心領域内における各エコーデータのパワーを積算し、その積算値を I B 値としてもよいし、その積算値を所定値で割ったものを I B 値としてもよいし、対象物についての積算値を別途求められた比較物についての積算値で除して規格化したものを I B 値としてもよい。

【 0 0 1 7 】

上記のパワーは、例えば、受信信号を直交検波して複素信号に変換し、その実数部の二乗と虚数部の二乗とを加算することによって求められる。

【 0 0 1 8 】

望ましくは、前記第 1 評価値を加算平均することにより第 2 評価値を演算する第 2 評価値演算手段を含む。このような加算平均によればノイズの効果的な除去を行うことができる。なお、第 2 評価値は、平均 I B 値であってもよい。

10

【 0 0 1 9 】

望ましくは、前記第 1 評価値又は第 2 評価値の時間変動における最大値及び最小値を決定する決定手段と、前記最大値及び前記最小値に基づいて第 3 評価値を演算する第 3 評価値演算手段と、を含む。ここで、第 3 評価値は例えば上記の C V - I B 値である。なお、平均 I B 値ではなく I B 値の時間変化に基づいて C V - I B 値を求めるようにしてもよい。

【 0 0 2 0 】

望ましくは、生体信号に基づいて前記最大値及び前記最小値が決定される。すなわち、心電信号などの生体信号によって、最大値及び最小値の探索範囲を絞り込むことができ、あるいは、それらのタイミングを判定可能である。

20

【 0 0 2 1 】

望ましくは、前記第 1 評価値、前記第 2 評価値及び前記第 3 評価値の少なくとも 1 つが前記関心領域の表示態様として表される。例えば、色相変化、輝度変化などによって評価値の大きさの程度を表せば、その大きさの直感的な認識を行える。

【 0 0 2 2 】

望ましくは、前記第 1 評価値、前記第 2 評価値及び前記第 3 評価値の少なくとも 1 つがグラフ表示される。

【 0 0 2 3 】

(3) また、上記目的を達成するために、本発明は、超音波の送受波により得られたデータに基づいて、対象物が抽出された二値化画像を形成する二値化手段と、前記二値化画像に対して、 $n \times n$ 画素の大きさをもったエッジ検出用の第 1 演算子をスキャンさせることにより、前記対象物の輪郭の内側に当該輪郭に沿って第 1 オフセットラインを定める第 1 画像処理を施す第 1 画像処理手段と、前記第 1 画像処理後の画像に対して、 $m \times m$ 画素の大きさをもったエッジ検出用の第 2 演算子をスキャンさせることにより、前記第 1 オフセットラインに沿ってそれよりも更に内側に第 2 オフセットラインを定める第 2 画像処理を施す第 2 画像処理手段と、を含み、前記第 1 オフセットライン及び前記第 2 オフセットラインに基づいて関心領域が設定されることを特徴とする。望ましくは、前記 n 及び m の少なくとも一方を可変設定する手段を含む。

30

【 0 0 2 4 】

上記 n の値を変えることにより、輪郭エッジから第 1 オフセットラインまでの離間幅 (オフセット量) を自由に変更することができる。また、上記の m の値を変えることにより、第 1 オフセットラインから第 2 オフセットラインまでの離間幅 (R O I 幅) を自由に変更することができる。

40

【 0 0 2 5 】

【 発明の実施の形態 】

以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

【 0 0 2 6 】

まず、図 1 ~ 図 5 を用いて本実施形態に係る画像処理方法の原理について説明する。

【 0 0 2 7 】

図 1 には、二値化画像 1 0 が示されている。この二値化画像 1 0 は、二次元のエコーデー

50

タ取込領域内において設定された処理領域に相当するものであり、その処理領域内の各データについてパワーが演算され、そのパワーを所定のしきい値と比較することによって、すなわち二値化処理を行うことによって生成された画像である。ここにおいて、例えば心筋が対象物であるとする、当該心筋上のデータが1（すなわちHi）とされ、一方、血液のデータについては0（すなわちLow）とされている。つまり、この二値化処理によって、対象物である心筋が抽出されている。心筋と血流との間には組織境界12が存在しており、例えばこれが心筋の内膜に相当する。

【0028】

後に説明するように、例えば左室としての心筋に対して本実施形態においては例えば4つの処理領域が設定され、それぞれについて以下に説明するような画像処理が適用される。

10

【0029】

図2に示すように、二値化画像10に対して演算子14がスキャンされる。この演算子14は注目画素16を中心とした $n \times n$ ピクセルの大きさをもったものであり、注目画素16の周囲には周囲画素群18が存在している。この演算子14は、注目画素の値が1で周辺画素群に0と1が混在する場合にのみ注目画素のデータを1とし、それ以外においては注目画素の値を0とする演算子である。

【0030】

図1に示した二値化画像10に対してこのような演算子14をスキャンさせると、結果として、図2に示すような画像が得られる。すなわち、組織境界12から所定ピクセル分だけ組織の内側に入り込んだ部位までの帯状の領域において画素値として1が与えられる。その帯状の領域の一方辺は組織境界12であり、他方辺はオフセットライン20である。このオフセットライン20は、最終的に設定されるROI（関心領域）の外形の一部をなすものである。

20

【0031】

次に、図1に示した画像と図2に示した画像との間において、各画素ごとに排他的論理和（XOR）演算が実行され、その結果、図3に示すような画像が得られる。すなわち、オフセットライン20を境界として組織内側に存在する画素については1が与えられ、それ以外の画素については0が与えられる。

【0032】

そして、図4に示すような演算子22が図3に示した画像に対してスキャンされる。

30

【0033】

ここで、演算子22は、図2に示した演算子14と同様にオフセットラインを設定するための演算子であり、その大きさは注目画素24を中心として $m \times m$ ピクセルである。演算子22において、注目画素24の周囲には周囲画素群26が存在している。

【0034】

演算子22は、注目画素の値が1で、周辺画素群において1と0が混在する場合においてのみ注目画素の値を1とし、それ以外の場合に注目画素の値を0とする演算機能をもっている。

【0035】

よって、図3に示した画像に対して演算子22をスキャンさせると、図4に示した画像が得られることになる。すなわち、オフセットライン20から組織の内側方向へ所定の距離だけ隔てた位置にオフセットライン30が生成され、そのオフセットライン20と30との間に挟まれる画素については値として1が与えられ、それ以外の画素については値として0が与えられる。

40

【0036】

この図4に示す値1を有する領域がROI32となり、すなわち以上のようなプロセスによってROI32の適応的かつ自動的な設定が実現されている。

【0037】

組織境界12をROIの外形の一部とすると、どうしてもノイズなどを取込む余地が大きくなるが、上記の画像処理によれば、組織境界12から組織の内側方向へ一定距離隔てた

50

位置にオフセットライン20を設定することができ、さらにそのオフセットライン20を基準としてそれに沿ってオフセットライン30を設定し、その結果2つのオフセットライン20, 30によって囲まれる領域としてROI32を定義することが可能となる。ここにおいて、ROI32は帯状の領域を有しており、その両端は上述した処理範囲の外枠によって制限されている。

【0038】

上述した実施形態においては、処理範囲内における各画素のパワーに対して二値化処理を行って、上記のような各種の画像処理を適用したが、そのようなパワーではなく通常のエンコーダに対して上記同様の手法を適用することも可能であり、その場合においても自動的にROIの設定を実現することが可能となる。ちなみに、二値化処理に先だって元の画像に対して平滑化や圧縮処理などの画像処理を行うようにしてもよい。

10

【0039】

したがって、本実施形態によれば、例えば図5に示すように、円環状の左室壁に対してそれぞれ隣接する例えば4つの処理領域34~40を設定し、それぞれの処理領域34~40内において関心領域34A~40Aの自動設定を行うことが可能となる。ちなみに、処理領域34に関しては、組織境界12の組織内側方向にオフセットライン20が設定され、さらにそれに沿ってオフセットライン30が設定されており、それらの2つのオフセットライン20, 30によって囲まれる領域として関心領域34Aが定義される。

【0040】

図5に示した例では、4つの処理領域34~40が設定されていたが、もちろん、そのような処理領域をより多く設定するようにしてもよく、あるいは1つの処理領域のみを設定するようにしてもよい。本実施形態においては、各処理領域ごとにIB値が演算される。

20

【0041】

上述した処理において、演算子14における大きさ、すなわちnの値を可変することによって、組織境界12からオフセットライン20までの距離を自在に可変設定することが可能となる。これと同様に、演算子22における大きさ、すなわちmの値を所望の値とすることにより、オフセットライン20からオフセットライン30までの距離すなわちROIの大きさあるいは幅といったものを自在に可変設定することが可能である。さらに、二値化処理にあたってのしきい値は対象となる組織のパワーの大きさなどに応じて適宜定めればよい。

30

【0042】

図6には、本実施形態に係る超音波診断装置の要部構成がブロック図として示されている。

【0043】

パワーデータメモリ70には、図示されていないパワー演算器から出力されるパワーデータが1フレーム分格納される。

【0044】

ここで、パワー演算について説明すると、超音波の送受波により取得された受信信号に対して直交検波が行われ、その直交検波後の複素信号における実数部の二乗と虚数部の二乗とが演算され、それらの値を加算したものとしてパワーデータが演算される。そのようなパワーデータは、上述したようにパワーデータメモリ70内に格納される。処理範囲設定器72は、入力器74によって設定された座標に基づいて、例えば図5に示したような複数の処理範囲を表示座標系上に設定するものであり、具体的には、各処理範囲内に属するパワーデータの読み出し制御を行っている。

40

【0045】

入力器74は、例えばキーボードやトラックボールなどで構成されており、この入力器74を用いて、マニュアル操作によって処理範囲の設定を行ったり、あるいはしきい値K、エッジからの距離n及びROIの大きさmの各パラメータの値を設定することができる。

【0046】

二値化回路76は、パワーデータメモリ70から出力される特定の処理領域内におけるパ

50

ワーデータを入力して、それらに対して二値化処理を適用し、その結果として図 1 に示すような二値化画像 10 を生成する回路である。その場合においては、各パワーデータとしきい値 K とが比較されており、そのしきい値 K を超えるパワーデータのみに対して値 1 が与えられ、それ以外のパワーデータについては値 0 が与えられている。

【 0047 】

ROIエッジ検出部 78 は、図 2 及び図 3 に示した処理を実行する回路であり、すなわち、二値化処理後の二値化画像に対して図 2 に示した演算子 14 をスキャンさせて画像処理を実行し、さらに図 3 に示したように排他的論理和演算を実行することによってオフセットラインが明確にされた画像を生成する回路である。その場合において、演算子 14 の大きさは入力器 74 から出力されるパラメータ n によって決定されている。

10

【 0048 】

ROIエッジデータメモリ 80 には、図 3 に示したような画像が格納され、その画像は読み出されて ROI 決定回路 82 へ出力される。

【 0049 】

ROI 決定回路 82 は、図 4 に示した画像処理を実行する回路であり、すなわち ROI エッジデータメモリ 80 から出力される画像に対して図 4 に示した演算子 22 をスキャンさせ、これによってオフセットライン 20 に沿ってオフセットライン 30 を明確化し、それらのオフセットライン及び処理範囲の外枠で定められる領域として、ROI を最終的に決定する回路である。

【 0050 】

そのように決定された ROI の外径の座標は ROI 座標メモリ 84 上に格納される。

20

【 0051 】

次に、IB 処理回路 85 について説明する。IB 値算出回路 86 には、パワーデータメモリ 70 から出力される特定の処理範囲内におけるパワーデータが入力される。IB 値算出回路 86 は、そのように入力されるパワーデータのうちで、ROI 座標メモリ 84 から出力される座標データに基づいて、ROI 内に属するパワーデータのみを利用し、それらを積算することによって IB 値を算出している。もちろん、そのような IB 値の算出方法としては各種の手法を適用でき、たとえば各画素ごとにパワーデータを時間軸方向に沿って積分することや超音波ビーム方向に沿ってパワーを積算することによって IB 値を求めるようにしてもよい。ただし、本実施形態においては、上述したように ROI 内においてパワーデータが積算され、これによって IB 値が求められている。加算平均回路 88 は、複数フレームにわたって、IB 値算出回路 86 によって算出された IB 値を加算し、その平均値を演算する回路である。これによって求められる平均 IB 値は差分回路 90 へ出力されている。

30

【 0052 】

差分回路 90 には、心電計からの生体信号としての心電信号が入力されており、差分回路 90 はそのような心電信号に基づいて平均 IB 値の時間変動における最大値と最小値を特定している。具体的には、心電信号によって平均 IB 値がおおよそ最大となる範囲及び最小となる範囲を特定することができるので、そのような制限された 2 つの範囲内において正の最大値及び負の最大値を特定することにより上記の最大値及び最小値が求められている。そして、差分回路 90 は、そのような最大値及び最小値の差として $CV - IB$ 値を出力している。メモリ 92 には、上述した IB 値、平均 IB 値及び $CV - IB$ 値のそれぞれが格納される。具体的には、図 5 に示したように 1 つのフレーム上には複数の処理領域が設定され、各処理領域ごとに個別に ROI が設定されているため、メモリ 92 上には各 ROI に対応して上記の IB 値、平均 IB 値及び $CV - IB$ 値が格納される。

40

【 0053 】

超音波画像情報メモリ 98 上には、Bモード処理回路から出力される超音波画像としての Bモード画像が格納される。その Bモード画像の画像情報は合成回路 94 へ出力されている。

【 0054 】

50

合成回路 94 には、この画像情報の他に、ROI 座標メモリ 84 から出力される ROI の座標データ及びメモリ 92 に格納された情報が入力されている。合成回路 94 は、本実施形態において、Bモード画像上に例えば平均 IB 値の大きさを表す ROI 像を合成する機能を有している。そのような ROI 像は ROI の外形と同様の形態を有しており、その内部の輝度あるいは色相は平均 IB 値に対応している。よって、モニタ 100 にそのような合成画像が表示されると、ROI の輝度あるいは色相から平均 IB 値の大きさを直感的に認識することが可能となる。もちろん、モニタ 100 上に、IB 値、平均 IB 値及び CV - IB 値のそれぞれについて各 ROI ごとに数値表示を行うようにしてもよく、それ以外にも各種の表示形態を採用することができる。グラフ作成回路 96 は、メモリ 92 から出力される平均 IB 値に基づいて各 ROI ごとにグラフを作成する回路である。

10

【0055】

図 7 には、そのように作成された 4 つのグラフ 50 ~ 56 が示されている。それぞれのグラフ 50 ~ 56 は、図 5 に示した 4 つの処理領域 34 ~ 40 に対応しており、各グラフにおいて横軸は時間軸であり、縦軸は平均 IB 値である。すなわち、このようなグラフ上における最大値及び最小値から上述した CV - IB 値が求められている。よって、このようなグラフ表示を行えば、CV - IB 値の演算過程を確認することができるという利点がある。

【0056】

例えば特定の心壁や血管壁などに対して、図 8 のように 2 つの処理領域 62, 64 を設定することもできる。そのような設定によれば、上述した画像処理によって組織 60 内に 2 つの ROI 66, 68 を自動的に設定することが可能となり、同一フレーム上に同時に 2 つの ROI が設定されるため、その ROI を利用して求められた値を相互に比較したりあるいはそれらの比を演算したりする場合に、その演算精度を向上できるという利点がある。上記実施形態において、最初に 1 又は複数の処理領域を設定しておけば、その後各フレームの超音波画像が得られると、その各フレームごとに個別に関心領域がリアルタイムで設定されるため、ROI の個別設定に伴う煩雑さを大幅に解消することができ、また客観的な基準の下で ROI が自動設定されるため、その ROI を用いて演算を行う場合における演算精度を向上でき、また測定の実現性を向上できるという利点がある。

20

【0057】

なお、上述した実施形態においては、IB 値が ROI 内のパワーの積算値として定義されていたが、より厳密に IB 値を定義するならば、同じ大きさをもった ROI を血流上に設定し、その血流上のパワー積算値で心壁についてのパワー積算値を規格化すれば、より厳密な IB 値を演算できる。またそのような規格化は上記のものには限られず ROI の大きさ自体によって規格化を行うようにしてもよい。

30

【0058】

【発明の効果】

以上説明したように、本発明によれば、運動する組織に応じた関心領域の適応的な設定を実現することができる。また、本発明によれば評価値の演算精度を向上でき、さらに対象組織について複数の部位ごとに性状評価を行えるという利点がある。

【図面の簡単な説明】

40

【図 1】 二値化画像を示す説明図である。

【図 2】 エッジ検出用の演算子を説明するための図である。

【図 3】 オフセットラインが抽出された二値化画像を示す図である。

【図 4】 二番目のオフセットラインを検出するための演算子を説明するための図である。

【図 5】 心筋に対して複数設定される処理領域を示す図である。

【図 6】 本実施形態に係る超音波診断装置の要部構成を示すブロック図である。

【図 7】 平均 IB 値のグラフ表示を示す図である。

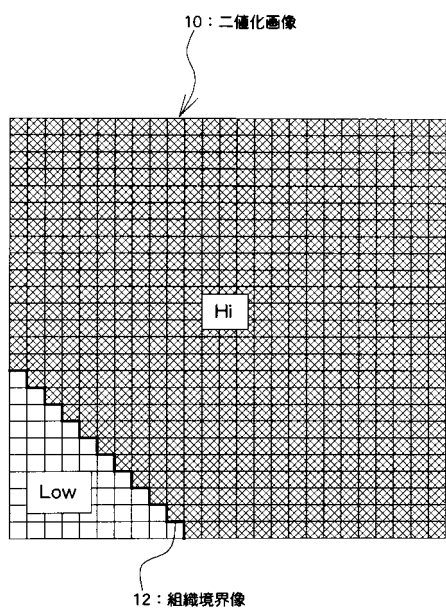
【図 8】 組織に跨って設定される 2 つの処理領域を説明するための図である。

【符号の説明】

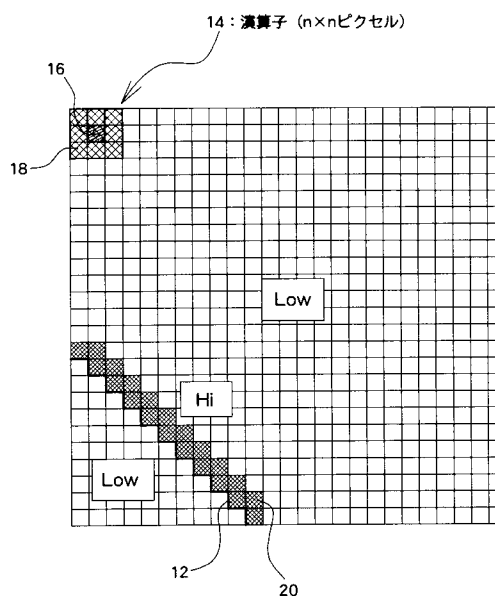
50

10 二値化画像、12 組織境界、14 演算子、20 オフセットライン(内側)、
22 演算子、30 オフセットライン(外側)、32 ROI(関心領域)、70 パ
ワーデータメモリ、72 処理範囲設定器、74 入力器、76 二値化回路、78 R
ROIエッジ検出部、80 ROIエッジデータメモリ、82 ROI決定回路、84 R
ROI座標メモリ、86 IB値算出回路、88 加算平均回路、90 差分回路、92
メモリ、94 合成回路、96 グラフ作成回路。

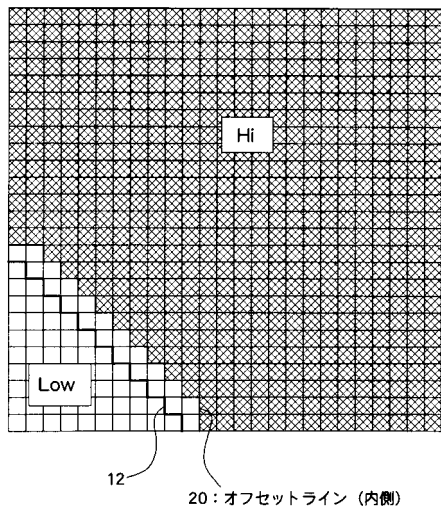
【図1】



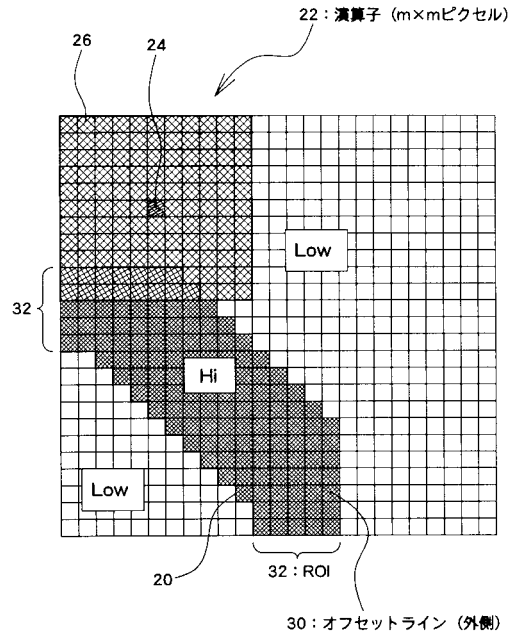
【図2】



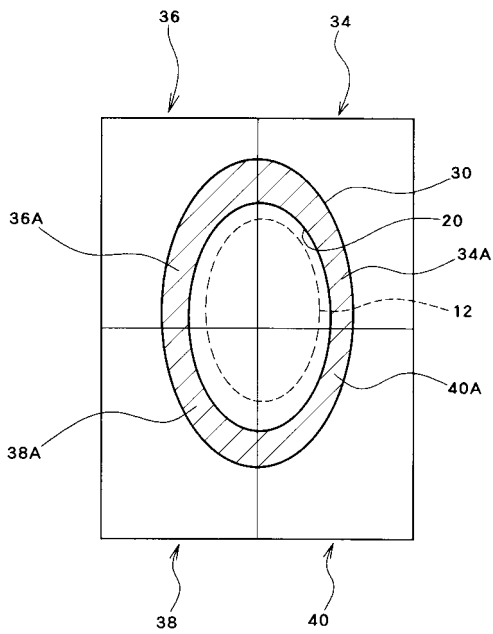
【図3】



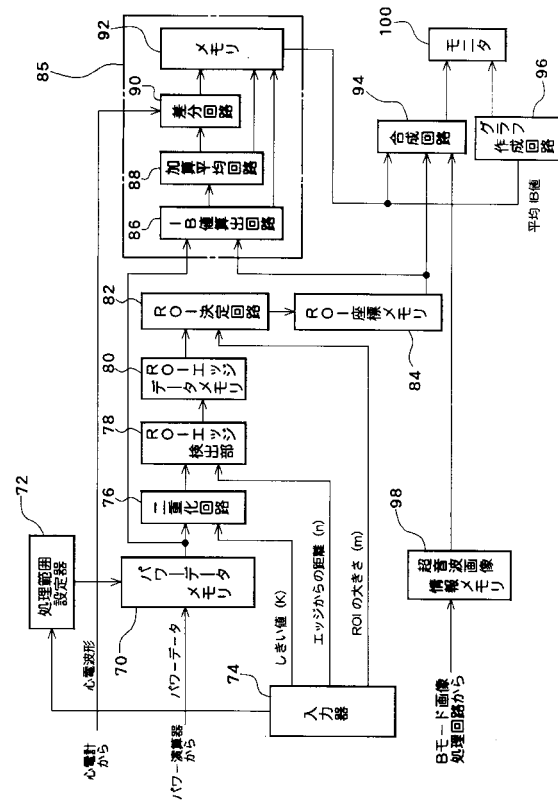
【図4】



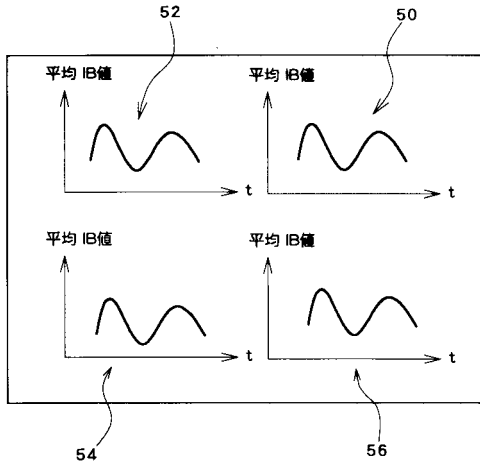
【図5】



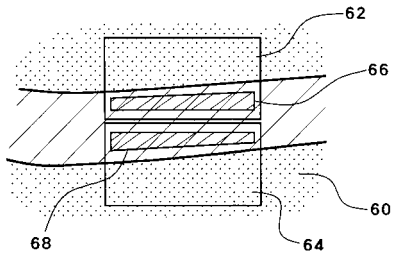
【図6】



【 図 7 】



【 図 8 】



フロントページの続き

(58)調査した分野(Int.Cl.⁷, DB名)

A61B 8/00-8/15

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP3662835B2	公开(公告)日	2005-06-22
申请号	JP2000325503	申请日	2000-10-25
[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	山田哲也		
发明人	山田 哲也		
IPC分类号	A61B8/00 G06T1/00		
FI分类号	A61B8/00 G06T1/00.290.D A61B8/14 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C301/CC02 4C301/EE11 4C301/JC08 4C301/KK30 4C601/EE09 4C601/JC09 4C601/JC12 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK31 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA02 5B057/CA06 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB02 5B057/CB06 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CC02 5B057/CE06 5B057/CH09 5B057/DA08 5B057/DB02 5B057/DB05 5B057/DB08 5B057/DC16		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP2002125971A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：根据在超声波诊断仪器中用于锻炼的组织自适应地设定感兴趣区域 (AOI)。解决方案：沿着提取对象的二进制图像的轮廓固定第一偏移线，沿第一偏移线固定第二偏移线，并且将AOI定义为由两条偏移线包围的区域。在AOI中计算用于评估心脏壁状况的评估值 (IB值等)，并且将信息合成并显示在超声图像上。

