

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

**特許第3619201号
(P3619201)**

(45) 発行日 平成17年2月9日(2005.2.9)

(24) 登録日 平成16年11月19日(2004.11.19)

(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

G 0 6 T 3/00

G 0 6 T 3/00 3 0 0

請求項の数 5 (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2002-56790 (P2002-56790)
 (22) 出願日 平成14年3月4日(2002.3.4)
 (65) 公開番号 特開2003-250801 (P2003-250801A)
 (43) 公開日 平成15年9月9日(2003.9.9)
 審査請求日 平成14年5月27日(2002.5.27)

(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
 (74) 代理人 100075258
 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

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】

超音波の送受波により超音波受信データを取得し、前記超音波受信データに基づいて、内部に空洞部を有する生体組織の超音波断層像を形成する断層像形成手段と、
 前記超音波断層像に基づいて、前記生体組織の内側輪郭ラインを検出する内側輪郭検出手段と、
 前記超音波断層像に基づいて、前記生体組織の外側輪郭ラインを検出する外側輪郭検出手段と、
 前記超音波断層像上に前記内側輪郭ライン及び前記外側輪郭ラインを互いに異なる表示色で合成した表示画像を表示する表示手段と、
 を有し、

前記超音波断層像に対して、空洞部の領域の輝度値よりも高く内側輪郭の輝度値よりも低い第一閾値で二値化処理を施し、外側輪郭の輝度値よりも低く外側輪郭以外の領域の輝度値よりも高い第二閾値で二値化処理を施すことによって、前記内側輪郭ラインおよび前記外側輪郭ラインを検出する、
 ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

超音波の送受波により超音波受信データを取得し、前記超音波受信データに基づいて、内部に空洞部を有する生体組織の超音波断層像を形成する断層像形成手段と、
 前記超音波断層像に基づいて、前記生体組織の内側輪郭ラインを検出する内側輪郭検出手

段と、

前記超音波断層像に基づいて、前記生体組織の外側輪郭ラインを検出する外側輪郭検出手段と、

前記超音波断層像上に前記内側輪郭ライン及び前記外側輪郭ラインを互いに異なる線種で合成した表示画像を表示する表示手段と、

を有し、

前記超音波断層像に対して、空洞部の領域の輝度値よりも高く内側輪郭の輝度値よりも低い第一閾値で二値化処理を施し、外側輪郭の輝度値よりも低く外側輪郭以外の領域の輝度値よりも高い第二閾値で二値化処理を施すことによって、前記内側輪郭ラインおよび前記外側輪郭ラインを検出する、

10

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置において、

前記第一閾値で得られた二値化画像における二つの画像領域の境界をトレースすることによって内側輪郭ラインを構成し、前記第二閾値で得られた二値化画像における二つの画像領域の境界をトレースすることによって外側輪郭ラインを構成する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

超音波の送受波により超音波受信データを取得し、前記超音波受信データに基づいて、心臓の超音波断層像を形成する断層像形成手段と、

20

心臓の領域の輝度値よりも高く心内膜の輝度値よりも低い第一閾値で前記超音波断層像を二値化処理して第一の二値化画像を形成し、外膜面の輝度値よりも低く外膜面以外の領域の輝度値よりも高い第二閾値で前記超音波断層像を二値化処理して第二の二値化画像を形成し、第一の二値化画像および第二の二値化画像に基づいて、心臓に対応する輝度値の領域、心筋に対応する輝度値の領域および外膜面に対応する輝度値の領域を含む三値化画像を形成する画像三値化手段と、

前記三値化画像に基づいて、心臓内から外部に向かう計測用ライン上において、心臓に対応する輝度値から心筋に対応する輝度値に変化する点と、心筋に対応する輝度値から外膜面に対応する輝度値に変化する点との距離を測定する距離計測手段と、

を有することを特徴とする超音波診断装置。

30

【請求項 5】

請求項 4 に記載の超音波診断装置において、

前記第一の二値化画像における二つの画像領域の境界をトレースすることによって内側輪郭ラインを構成し、前記第二の二値化画像における二つの画像領域の境界をトレースすることによって外側輪郭ラインを構成する、

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、生体組織の超音波断層画像を生成し表示する超音波診断装置に関し、特に内部に空洞を有する生体組織の断層画像の表示に関する。

40

【0002】

【従来の技術】

従来、身体内部の組織を診断するために超音波診断装置が用いられている。超音波診断装置は、身体内部に対して超音波を送受波し、受信波に基づいて得られたエコーデータから超音波画像を生成する。例えば、超音波画像は心臓の機能の診断に利用することができる。

【0003】

心臓の診断では、例えば B モード画像において、互いにエコー強度の相違に基づいて心臓内と心内膜との境界面（内膜面）を検出し、同様に心筋と心外膜との境界面（外膜面）を

50

検出する。そして、これら2種類の境界で規定される心臓壁の厚み変化をリアルタイムに自動計測して表示することが行われている。このとき、白黒で表示されたBモード画像に、例えば赤色で塗りつぶした心臓壁部分の画像を合成して、心臓壁の形状、動きを把握しやすくする工夫がなされている。また、内膜面の境界線と外膜面の境界線とを例えば赤色で表示する心臓壁のエッジ表示機能があった。

【0004】**【発明が解決しようとする課題】**

しかし、心臓壁部分を所定の色で一様に塗りつぶして表示すると、その部分においてエコーデータの強弱の情報が失われ、断層画像が見づらくなるという問題があった。さらに、この表示では、内膜面及び外膜面の検出が適正に行われたか、つまり自動的に塗りつぶされた部分が本当に心臓壁であるかがわかりにくいという問題があった。また、心臓壁部分のエコーデータを輝度情報として残しつつ、所定の色属性を付与する表示も、断層画像の見やすさが損なわれるという問題があった。一方、心臓壁が心拍運動に伴って移動する動画像においてエッジ表示を行った場合、内膜面及び外膜面それぞれの境界線の移動領域相互に重なりが生じ得る。そのため、両境界線を同一色で表示する従来のエッジ表示機能では、動画像において両境界線を区別することが難しいという問題があった。

10

【0005】

本発明は上記問題点を解決するためになされたもので、心臓のように内部に空洞部を有する生体組織において、その内側輪郭ライン、外側輪郭ライン、及びそれらの間のBモード画像を理解しやすく表示し、診断を容易とする超音波診断装置を提供することを目的とする。

20

【0006】**【課題を解決するための手段】**

本発明に係る超音波診断装置は、超音波の送受波により超音波受信データを取得し、前記超音波受信データに基づいて、内部に空洞部を有する生体組織の超音波断層像を形成する断層像形成手段と、前記超音波断層像に基づいて、前記生体組織の内側輪郭ラインを検出する内側輪郭検出手段と、前記超音波断層像に基づいて、前記生体組織の外側輪郭ラインを検出する外側輪郭検出手段と、前記超音波断層像上に前記内側輪郭ライン及び前記外側輪郭ラインを互いに異なる表示色で合成した表示画像を表示する表示手段とを有し、前記超音波断層像に対して、空洞部の領域の輝度値よりも高く内側輪郭の輝度値よりも低い第一閾値で二値化処理を施し、外側輪郭の輝度値よりも低く外側輪郭以外の領域の輝度値よりも高い第二閾値で二値化処理を施すことによって、前記内側輪郭ラインおよび前記外側輪郭ラインを検出する。

30

【0007】

本発明によれば、内側輪郭ラインと外側輪郭ラインとが異なる色で表示されるエッジ表示が行われ、両輪郭ラインの間の領域ではそれ以外の領域と同様の表示属性（例えば白黒表示）でBモード画像が表示される。

【0008】

他の本発明に係る超音波診断装置は、超音波の送受波により超音波受信データを取得し、前記超音波受信データに基づいて、内部に空洞部を有する生体組織の超音波断層像を形成する断層像形成手段と、前記超音波断層像に基づいて、前記生体組織の内側輪郭ラインを検出する内側輪郭検出手段と、前記超音波断層像に基づいて、前記生体組織の外側輪郭ラインを検出する外側輪郭検出手段と、前記超音波断層像上に前記内側輪郭ライン及び前記外側輪郭ラインを互いに異なる線種で合成した表示画像を表示する表示手段とを有し、前記超音波断層像に対して、空洞部の領域の輝度値よりも高く内側輪郭の輝度値よりも低い第一閾値で二値化処理を施し、外側輪郭の輝度値よりも低く外側輪郭以外の領域の輝度値よりも高い第二閾値で二値化処理を施すことによって、前記内側輪郭ラインおよび前記外側輪郭ラインを検出する。

40

【0009】

本発明によれば、内側輪郭ラインと外側輪郭ラインとが異なる線種（例えば、実線、破線

50

、点線、一点鎖線といった線のパターンや線幅が異なる線)で表示されるエッジ表示が行われ、両輪郭ラインの間の領域ではそれ以外の領域と同様の表示属性(例えば白黒表示)でBモード画像が表示される。

【0010】

【発明の実施の形態】

以下、本発明の好適な実施の形態(以下、実施形態という)の超音波診断装置について、図面を参照し説明する。ここでは、本発明がセクタ走査式の装置に適用され、また、被検体内の診断対象とされる生体組織は心臓である。なお、本発明は他の走査方式の装置に対しても同様に適用され、また、対象生体組織は心臓に限られない。

【0011】

図1は、本実施形態の超音波診断装置の構成を示している。図1において、送受波手段10は、超音波探触子12、送受波回路14およびデジタルスキャンコンバータ(DSC)16を備えており、被検体に対して超音波を送受波して超音波断層像(Bモード画像)を生成する。超音波断層像のデータは、画像内の各画素の輝度値を示すデータである。送受波手段10は、フレームメモリ18に接続されている。フレームメモリ18は、フレームメモリ制御回路20によって制御され、超音波断層像をフレームごとに格納する。フレームメモリ18に格納されたBモード画像は、合成回路22を介してそのままモニタ24に表示することができる一方、以下に述べる他の処理にも利用される。

【0012】

画像3値化部30は所定の2つの閾値に基づいて、フレームメモリ18の各画素データを3値化する。画像3値化部30は、ノイズ除去部32、2値化回路34(2値化回路A)、2値化回路36(2値化回路B)、ノイズ除去部38(ノイズ除去部A)、ノイズ除去部40(ノイズ除去部B)、合成回路42を備えている。ノイズ除去部32は、フレームメモリ18から読み出した画像に対して平滑化処理を行うことにより、画像からノイズを除去する。2値化回路Aは、比較器などを有し、第1閾値を基準として超音波画像を2値化する。2値化回路Bは、2値化回路Aと同様の構成であり、第2閾値を基準として超音波画像を2値化する。

【0013】

ここで第1閾値の設定について説明する。血液の超音波反射率は低いので、心腔の領域の輝度値は周囲と比較して大幅に低い。そこで、第1閾値は、心腔の領域の輝度値よりも高く、心内膜の輝度値よりも低く設定される。第1閾値を基準とする2値化により、心腔の領域と心腔以外の領域(心筋を含む)が明瞭に区別される。2値化された超音波画像(以下、2値化画像)において、心腔の領域の画素値は「0」に設定され、心腔以外の領域の画素値は「1」に設定される。

【0014】

次に第2閾値の設定について説明する。外膜面は心臓周囲の臓器と心筋の境界であるので、外膜面では超音波反射率が高く、外膜面の輝度値は周囲と比較して大幅に高い。そこで、第2閾値は、心臓の外膜面の輝度値よりも低く、外膜面以外の領域の輝度値よりも高く設定される。従って第2閾値は、第1閾値よりも高く設定される。第2閾値を基準とする2値化により、外膜面と外膜面以外の領域(心筋を含む)が明瞭に区別される。ここでは、外膜面以外の領域の画素値が「0」に設定され、外膜面の画素値が「1」に設定される。

【0015】

ノイズ除去部A、ノイズ除去部Bはいわゆるメディアンフィルタであり、ノイズ除去処理を行って画像内の各領域の境界を正確かつ明瞭にする。また、合成回路42は、例えば、2値化回路Aにて生成された2値化画像の画素値と、2値化回路Bにて生成された2値化画像の画素値とを加算して3値化し、その加算値に対応した超音波画像(以下、3値化画像)を生成する。

【0016】

すなわち、合成回路42は、入力された2つの2値化画像それぞれの対応画素について画

10

20

30

40

50

素値を加算し、その加算値に対応させてあらかじめ決められている輝度値による3値化画像を生成する。ここで、心腔の領域の加算値は「0」、心筋の領域(心腔の外側)の加算値は「1」、外膜面の領域の加算値は「2」、外膜面の外側の領域の加算値は「1」である。画像3値化部30にて生成された3値化画像は、合成画像フレームメモリ50に格納される。合成画像フレームメモリ50は、フレームメモリ制御回路52により制御され、3値化画像をフレームごとに格納する。

【0017】

ライン設定部54は、オペレータの操作に応じて、画像内に心腔内から外部に向かう計測用ラインを設定する。読み出し回路56は、3値化画像から、計測用ライン上の画素の画像データを読み出す。計測用ラインに沿って読み出された一次元画像データは、ラインメモリ制御回路58によって制御されるラインメモリ60に格納される。

10

【0018】

距離計測回路62は、一次元画像データに沿った2点間の距離を計測する回路である。具体的には、ラインメモリ60に格納された一次元画像データ中で、上記加算値「0」に対応する輝度値から加算値「1」に対応する輝度値に変化する点と、加算値「1」に対応する輝度値から加算値「2」に対応する輝度値に変化する点との距離が測定される。前者の点は心臓の内膜面上の点であり、後者の点は心臓の外膜面上の点であり、従って計測結果は心筋の厚さを示す。距離計測回路62は、フレームごとに距離計測を行う。

【0019】

グラフ化部64は、距離計測回路62によってフレームごとに得られた心筋厚さを基に、心筋厚さの時間変化を表すグラフを生成する。グラフ化部64にて生成されたグラフは合成回路22へ出力される。なお、時間軸設定部66は、オペレータの指示に応じて、グラフ化部64にて生成されるグラフの時間幅を定める計測用時間軸を設定する。

20

【0020】

エッジ抽出及び色付け部70(エッジ抽出及び色付け部A)は、ノイズ除去部Aから出力される2値化画像に基づいて、心筋の内側エッジを表す内側輪郭ラインを抽出する。同様に、エッジ抽出及び色付け部72(エッジ抽出及び色付け部B)は、ノイズ除去部Bから出力される2値化画像に基づいて、心筋の外側エッジを表す外側輪郭ラインを抽出する。

【0021】

エッジ抽出及び色付け部A, Bはさらに、それぞれが抽出した内側輪郭ライン、外側輪郭ラインに互いに異なる着色を施した画像を生成する。例えば、内側輪郭ラインは赤色に彩色され、外側輪郭ラインは青色に彩色される。なお、両ラインそれぞれの色は、ユーザがその色に基づいて両ラインを識別容易なものであれば、他の色であってもよい。

30

【0022】

合成画像フレームメモリ74には、エッジ抽出及び色付け部A, Bにて生成された2つの輪郭ラインの画像が入力され、これらを重ね合わせ合成した画像(以下、エッジ画像)を記憶する。なお、合成画像フレームメモリ74は、フレームメモリ制御回路76によって制御される。

【0023】

セクタ78は、合成画像フレームメモリ74に格納されたエッジ画像、又は合成画像フレームメモリ50に格納された3値化画像を読み出して、合成回路22へ出力する。

40

【0024】

合成回路22には、フレームメモリ18からBモード画像、グラフ化部64からグラフ、セクタ78からエッジ画像又は3値化画像がそれぞれ入力される。合成回路22はこれら入力された画像を、オペレータの指示に従って適宜、合成したり、個別のままモニタ24へ出力する。モニタ24は合成回路22から入力されたされた画像を表示する。

【0025】

以上に、本実施形態の超音波診断装置の構成について説明した。次に、この装置の動作について説明する。

【0026】

50

送受波手段 10 の送受波回路 14 は、超音波送信信号を生成して超音波探触子 12 へ送る。超音波探触子 12 の超音波振動子は、超音波送信信号に従って励振されて超音波を被検体に対して送信し、さらに、被検体内の生体組織で反射した超音波を受信する。送受波回路 14 が、受信した超音波を検波してエコーデータを求め、DSC 16 が、エコーデータを走査変換して超音波画像を生成する。超音波画像はフレームごとに生成され、順次フレームメモリ 18 に記録される。

【0027】

また、超音波画像は、フレームメモリ 18 から、画像 3 値化部 30 のノイズ除去部 32 へ出力される。ノイズ除去部 32 は、画像 3 値化の前処理として、平滑化によるノイズ除去処理を行う。この処理では、画像中の 9 画素 (3 × 3) の輝度値の平均がとられ、平均値が各画素に割り付けられる。この処理は画像全体に対して行われる。ノイズが除去された超音波画像は、2 値化回路 A および 2 値化回路 B に出力される。

10

【0028】

2 値化回路 A は、既に述べたように超音波画像を第 1 閾値より輝度値が低い領域と高い領域に分け、前者の領域の画素値が「0」、後者の領域の画素値が「1」である 2 値化画像を生成する。

【0029】

2 値化画像は、ノイズ除去部 A へ出力される。ノイズ除去部 A はいわゆるメディアンフィルタであり、多数決判断を行ってノイズを除去する。具体的には、画像中で連続する 3 画素の画素値を対象として、この 3 画素の中央に位置する中央画素の画素値が、3 画素の画素値の過半数を占める値と相違するか否かが検出される。相違する場合には、中央画素の画素値が、上記過半数を占める画素値に補正される。この補正により、心腔領域の境界の形状精度が増す。以上の処理は、画像全体に対して行われる。なお、多数決判断の対象は、例えば、5 画素や 9 画素 (3 × 3) であってもよい。ノイズ除去された 2 値化画像は、合成回路 42 へ出力される。

20

【0030】

一方、2 値化回路 B は、超音波画像を第 2 閾値より輝度値が低い領域と高い領域に分け、前者の領域の画素値が「0」、後者の領域の画素値が「1」である 2 値化画像を生成する。2 値化画像は、ノイズ除去部 B へ出力される。ノイズ除去部 B は、上記のノイズ除去部 A と同様に動作してノイズを除去する。ノイズ除去された 2 値化画像は、合成回路 42 へ出力される。

30

【0031】

合成回路 42 は、2 つの 2 値化画像を加算合成し、各画素について得られた加算値に応じて当該各画素に所定の輝度値を割り当てて 3 値化画像を生成する。生成された 3 値化画像は、合成画像フレームメモリ 50 に送られて、フレームごとに記録される。

【0032】

一方、フレームメモリ 18 から読み出されモニタ 24 に表示された B モード画像上に、オペレータは操作手段を用いて、心筋の厚さを計測する部分を指定するラインを設定する。このラインが、ライン設定部 54 に取り込まれ、計測用ラインとされる。距離計測回路 62 は、各フレームごとに計測用ラインに沿って心筋の厚さを測定する。グラフ化部 64 は縦軸が心筋の厚さ、横軸が時間を表す座標系に、測定された心筋の厚さをプロットしてグラフを生成する。

40

【0033】

エッジ抽出及び色付け部 A, B での処理は以下のように行われる。上述したように、2 値化回路 A にて生成されノイズ除去部 A から出力される 2 値化画像は、心腔の領域に対応した画素値「0」の画像領域と、心腔以外の領域に対応した画素値「1」の画像領域とからなる。エッジ抽出及び色付け部 A は、これら 2 つの画像領域の境界をトレースすることによって、その境界に沿って並ぶ画素群を抽出する。この画素群によって内側輪郭ラインが構成される。また、2 値化回路 B にて生成されノイズ除去部 B から出力される 2 値化画像は、外膜面以外の領域に対応した画素値「0」の画像領域と、外膜面に対応した画素値「

50

1」の画像領域とからなる。エッジ抽出及び色付け部 B は、これら 2 つの画像領域の境界に基づいて外側輪郭ラインを構成する画素群を抽出する。図 2 は、両輪郭ラインの一例を示すセクタ走査の断層画像であり、内側輪郭ライン 100、外側輪郭ライン 102 が示されている。なお、エッジ抽出は所定の関心領域内においてのみ行うように構成することができる。図 2 では関心領域 104 内にてエッジ抽出が行われており、関心領域 104 からはみ出す外側輪郭ライン 102 は表示されていない。また画像上に関心領域 104 の範囲を例えば点線で囲む等により表示することができる。

【0034】

エッジ抽出及び色付け部 A、B はさらに、それぞれが抽出した内側輪郭ライン 100、外側輪郭ライン 102 に互いに異なる着色を施す。すなわち、内側輪郭ライン 100 を構成する各画素に所定の色表示属性を付与し、外側輪郭ライン 102 を構成する各画素に内側輪郭ライン 100 とは異なる所定の色表示属性を付与する。例えば、内側輪郭ライン 100 は赤色に彩色され、外側輪郭ライン 102 は青色に彩色される。なお、各輪郭ライン 100、102 を構成する各画素の輝度値は例えば所定値とされる。

10

【0035】

2 つの輪郭ライン 100、102 は、合成画像フレームメモリ 74 にて重ね合わせ合成されて、当該フレームメモリ 74 にエッジ画像が格納される。エッジ画像は、その元となった B モード画像と合成回路 22 にて重ね合わせ合成され、モニタ 24 に表示される。すなわち、モニタ 24 上にて、B モード画像に現れる心臓の断層画像のエッジが内側輪郭ライン 100 及び外側輪郭ライン 102 によって表示される。また、B モード画像が動画像表示される場合には、エッジ画像もそれに同期して生成され、動的に表示される。

20

【0036】

なお、本装置ではエッジ抽出及び色付け部 A、B が、抽出した内側輪郭ライン、外側輪郭ラインに互いに異なる色表示属性を付与することによって、両輪郭ラインを表示画面上にて識別容易としているが、色を異ならせる代わりに、又は色を異ならせると共に、両輪郭ラインを互いに異なる線種、すなわち、実線、破線、点線、一点鎖線といった線のパターンや線幅が異なる線で表示して、両輪郭ラインを互いに識別容易とすることもできる。この場合には、ノイズ除去部 A、B の出力する 2 値化画像に基づいて、内側輪郭ライン、外側輪郭ラインを抽出し、それらを互いに異なる線種、又は異なる線種及び色の組み合わせで表現した画像を生成して合成画像フレームメモリ 74 へ出力する処理部が、エッジ抽出及び色付け部 A、B に代えて設けられる。

30

【0037】

【発明の効果】

本発明の超音波診断装置によれば、空洞を有する生体組織の内側輪郭ライン、外側輪郭ラインとが異なる色や異なる線種で表示され、ユーザが画像上で識別しやすい。特にこの効果は、動画像において有益である。

【図面の簡単な説明】

【図 1】本発明の実施形態の超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図 2】内側輪郭ライン及び外側輪郭ラインの一例を示すセクタ走査の模式的な断層画像である。

40

【符号の説明】

10 送受波手段、12 超音波探触子、14 送受波回路、18 フレームメモリ、22 合成回路、24 モニタ、30 画像 3 値化部、34 2 値化回路 A、36 2 値化回路 B、42 合成回路、50、74 合成画像フレームメモリ、70 エッジ抽出及び色付け部 A、72 エッジ抽出及び色付け部 B。

フロントページの続き

(56)参考文献 特開平11-155862(JP,A)
特表2003-508139(JP,A)
国際公開第01/016886(WO,A1)

(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	JP3619201B2	公开(公告)日	2005-02-09
申请号	JP2002056790	申请日	2002-03-04
[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		
发明人	村下 賢		
IPC分类号	A61B8/00 A61B8/08 G06T1/00 G06T3/00		
FI分类号	A61B8/08 G06T1/00.290.D G06T3/00.300 A61B8/00 G06T5/50 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C301/EE20 4C301/JC08 4C301/KK02 4C301/KK12 4C601/DD01 4C601/DD14 4C601/DD15 4C601/EE04 4C601/JC09 4C601/JC11 4C601/JC12 4C601/KK02 4C601/KK24 4C601/KK28 4C601/KK30 4C601/KK31 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA02 5B057/CA08 5B057/CA12 5B057/CA16 5B057/CB01 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CC03 5B057/CE08 5B057/CE12 5B057/CE15 5B057/CE16 5B057/CF10 5B057/DA08 5B057/DA16 5B057/DB02 5B057/DB05 5B057/DB08 5B057/DC16 5B057/DC36 5L096/BA06 5L096/BA13 5L096/DA04 5L096/EA05 5L096/EA06 5L096/EA43 5L096/FA06 5L096/GA41 5L096/GA43 5L096/GA51 5L096/GA55		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP2003250801A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：为了在超声波诊断装置中容易地将生物体组织的边缘喘气，以显示具有腔的生物体组织的断层图像。解决方案：二值化电路34基于用于区分活体组织和腔的阈值，对由发送器 - 接收器装置10获得的B模式图像进行二值化。边缘提取和着色部分70提取二值化图像的像素值“0”的区域的边界和作为内部轮廓线的“1”的区域，并且将红色属性赋予用于构成它们的像素。二值化电路36基于用于区分活体组织与其外部的阈值来对B模式图像进行二值化。边缘提取和着色部分72提取二值化图像的像素值“0”的区域和“1”的区域的边界作为外部轮廓线，以将蓝色属性赋予构成其的像素。两个轮廓线在B模式图像上以叠加状态由相互不同的颜色合成，以在监视器24上显示。

