

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5396054号
(P5396054)

(45) 発行日 平成26年1月22日(2014.1.22)

(24) 登録日 平成25年10月25日(2013.10.25)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00
G 0 6 T 1/00 (2006.01) G 0 6 T 1/00 2 9 0 D
G 0 6 T 7/60 (2006.01) G 0 6 T 7/60 2 5 0 Z

請求項の数 6 (全 9 頁)

(21) 出願番号 特願2008-261044 (P2008-261044)
 (22) 出願日 平成20年10月7日(2008.10.7)
 (65) 公開番号 特開2010-88632 (P2010-88632A)
 (43) 公開日 平成22年4月22日(2010.4.22)
 審査請求日 平成23年9月20日(2011.9.20)

(73) 特許権者 390029791
 日立アロカメディカル株式会社
 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 松下 典義
 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 五関 統一郎

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】

対象組織を含む診断領域に対して超音波を送受波するプローブと、
 プローブを送信制御して診断領域から超音波を介して受信信号を得る送受信部と、
 診断領域から得られる受信信号に基づいて、対象組織の輪郭を示す原輪郭データを形成する輪郭形成部と、

原輪郭データをフーリエ級数に展開して得られる所定の低次数までのフーリエ級数により全容輪郭データを形成し、原輪郭データに対応した領域と全容輪郭データに対応した領域との論理和により得られる合成領域に対応した合成輪郭データを形成し、合成輪郭データをフーリエ級数に展開して得られる所定の高次数までのフーリエ級数により修正輪郭データを形成する輪郭修正部と、

を有する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記輪郭修正部は、原輪郭データを楕円フーリエ級数に展開して得られる所定の低次数までのフーリエ級数により全容輪郭データを形成し、合成輪郭データを楕円フーリエ級数に展開して得られる所定の高次数までのフーリエ級数により修正輪郭データを形成する、

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、
前記輪郭形成部は、心臓左室の輪郭を示す原輪郭データを形成し、
前記輪郭修正部は、心臓左室の輪郭に対応した修正輪郭データを形成する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 3 に記載の超音波診断装置において、
前記輪郭形成部は、心臓左室に対して設定される断面内において心臓左室の輪郭を示す原輪郭データを形成し、
前記輪郭修正部は、当該断面内における心臓左室の輪郭に対応した修正輪郭データを形成する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 5】

請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、
前記輪郭修正部は、前記所定の低次数である 1 次までのフーリエ級数により全容輪郭データを形成し、前記所定の高次数である 3 次までのフーリエ級数により修正輪郭データを形成する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

対象組織を含む診断領域から超音波を介して得られる受信信号に基づいて、対象組織の輪郭を示す原輪郭データを形成する輪郭形成機能と、
原輪郭データをフーリエ級数に展開して得られる所定の低次数までのフーリエ級数により全容輪郭データを形成し、原輪郭データに対応した領域と全容輪郭データに対応した領域との論理和により得られる合成領域に対応した合成輪郭データを形成し、合成輪郭データをフーリエ級数に展開して得られる所定の高次数までのフーリエ級数により修正輪郭データを形成する輪郭修正機能と、
をコンピュータに実現させることを特徴とするプログラム。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置に関し、特に対象組織の輪郭を抽出する技術に関する。

30

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置を利用することにより、対象組織を含む診断領域から超音波を介して得られる受信信号に基づいて、対象組織の状態を診断することができる。例えば、超音波診断装置を利用して心臓の体積（左室内の容積など）を計測することにより、心臓の運動機能を評価することなどが可能になる。

【0003】

心臓の体積などを計測する場合には、心臓の輪郭（左室腔の輪郭）などを正確に抽出できることが望ましい。このような事情から、超音波診断装置において対象組織の輪郭を抽出する技術がいくつか提案されている。例えば、特許文献 1 には、心臓などの対象組織の輪郭を抽出する場合などにおいて、ノイズボクセル等を適切に処理する超音波診断装置が提案されている。

40

【0004】

【特許文献 1】特開 2004 - 267584 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本願の発明者は、特許文献 1 に記載された画期的な技術の改良について研究開発を重ねてきた。

【0006】

50

本発明は、その研究開発の過程において成されたものであり、その目的は、実際の対象組織の全体的な形状を極力維持しつつ対象組織の輪郭を適切に抽出することにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

上記目的を達成するために、本発明の好適な態様の超音波診断装置は、対象組織を含む診断領域に対して超音波を送受波するプローブと、プローブを送信制御して診断領域から超音波を介して受信信号を得る送受信部と、診断領域から得られる受信信号に基づいて、対象組織の輪郭を示す原輪郭データを形成する輪郭形成部と、原輪郭データをフーリエ級数に展開して得られる所定の低次数までのフーリエ級数により全容輪郭データを形成し、原輪郭データと全容輪郭データとに基づいて合成輪郭データを形成し、合成輪郭データをフーリエ級数に展開して得られる所定の高次数までのフーリエ級数により修正輪郭データを形成する輪郭修正部と、を有することを特徴とする。

10

【0008】

望ましい態様において、前記輪郭修正部は、原輪郭データに対応した領域と全容輪郭データに対応した領域との論理和により得られる合成領域に対応した合成輪郭データを形成する、ことを特徴とする。

【0009】

望ましい態様において、前記輪郭修正部は、原輪郭データを楕円に基づいたフーリエ級数に展開して得られる所定の低次数までのフーリエ級数により全容輪郭データを形成し、合成輪郭データを楕円に基づいたフーリエ級数に展開して得られる所定の高次数までのフーリエ級数により修正輪郭データを形成する、ことを特徴とする。

20

【0010】

望ましい態様において、前記輪郭形成部は、心臓左室の輪郭を示す原輪郭データを形成し、前記輪郭修正部は、心臓左室の輪郭に対応した修正輪郭データを形成する、ことを特徴とする。

【0011】

望ましい態様において、前記輪郭形成部は、断層画像内において心臓左室の輪郭を示す原輪郭データを形成し、前記輪郭修正部は、当該断層画像内における心臓左室の輪郭に対応した修正輪郭データを形成する、ことを特徴とする。

【0012】

望ましい態様において、前記輪郭修正部は、前記所定の低次数である1次までのフーリエ級数により全容輪郭データを形成し、前記所定の高次数である3次までのフーリエ級数により修正輪郭データを形成する、ことを特徴とする。

30

【0013】

また、上記目的を達成するために、本発明の好適な態様のプログラムは、対象組織を含む診断領域から超音波を介して得られる受信信号に基づいて、対象組織の輪郭を示す原輪郭データを形成する輪郭形成機能と、原輪郭データをフーリエ級数に展開して得られる所定の低次数までのフーリエ級数により全容輪郭データを形成し、原輪郭データと全容輪郭データとに基づいて合成輪郭データを形成し、合成輪郭データをフーリエ級数に展開して得られる所定の高次数までのフーリエ級数により修正輪郭データを形成する輪郭修正機能と、をコンピュータに実現させることを特徴とする。

40

【0014】

上記態様のプログラムは、例えば、ディスクやメモリなどの記憶媒体に記憶され、これらの記憶媒体を介してコンピュータに読み込まれる。あるいは、ネットワークなどを介してプログラムがコンピュータに提供されてもよい。

【発明の効果】

【0015】

本発明により、実際の対象組織の全体的な形状を極力維持しつつ対象組織の輪郭を適切に抽出することが可能になる。

【発明を実施するための最良の形態】

50

【 0 0 1 6 】

以下、本発明の好適な実施形態を説明する。

【 0 0 1 7 】

図 1 には、本発明に係る超音波診断装置の好適な実施形態が示されており、図 1 はその全体構成を示す機能ブロック図である。

【 0 0 1 8 】

プローブ 1 0 は、三次元エコーデータ取得用の超音波探触子であり、患者体表に当接してあるいは体腔内に挿入して用いられる。プローブ 1 0 は、電子走査により二次元平面内に超音波を送受波する 1 D アレイ振動子を機械走査することにより三次元空間内に超音波を送受波する。またプローブ 1 0 は、振動子が二次元配列された 2 D アレイ振動子を電子走査することで三次元空間内に超音波を送受波するものでもよい。なお、プローブ 1 0 として、断層画像用の超音波探触子を用いてもよい。

10

【 0 0 1 9 】

送受信部 1 2 は、プローブ 1 0 を制御して、対象組織である心臓を含む三次元空間内に超音波を送受波し、その三次元空間（診断領域）から超音波を介して受信信号を得る。つまり、送受信部 1 2 は送信ビームフォーマおよび受信ビームフォーマとして機能し、三次元空間を構成する複数のボクセルの各ボクセルごとのボクセル値（ボクセルデータ）を取得して三次元データメモリ 1 4 へ出力する。

【 0 0 2 0 】

本発明に係る超音波診断装置の診断対象は心臓に限定されないが、以下においては心臓を対象組織として説明する。一般に心臓の超音波診断では、心腔部を大きく映し出し、心腔部の周囲を心筋部が取り囲むような超音波画像を取得する。つまり、形成される超音波画像内の大半は、心筋部と心腔部で占められている。

20

【 0 0 2 1 】

三次元データメモリ 1 4 内において、各ボクセル値は三次元空間内の座標値に対応したアドレスに記録されている。三次元空間内の座標は、超音波ビームのセクタ走査方式に適した r 極座標系の座標値でもよく、あるいは直方体形状に適した x y z 直交座標系の座標値でもよい。

【 0 0 2 2 】

対象組織抽出部 1 6 は、三次元データメモリ 1 4 に記憶された複数のボクセルデータに基づいて、対象組織である心臓左室を抽出する。その抽出にあたって、まず、複数のボクセルデータが二値化処理される。本実施形態ではボクセル値としてエコーレベルを考える。一般的に心腔部は心筋部に比べてエコーレベルが小さい。このため、心筋部に相当するレベルよりも小さく、且つ、心腔部に相当するレベルよりも大きいレベルに閾値を設定することで、閾値に基づいて心筋部と心腔部を大別することができる。なお、二値化処理の前にノイズ除去処理等を施しておくことが望ましい。

30

【 0 0 2 3 】

さらに、対象組織抽出部 1 6 は、二値化処理により識別された心腔部から左室の心腔部分を抽出する。対象組織抽出部 1 6 は、例えば、ラベリング処理などにより、心腔部ボクセルの孤立集合を複数抽出する。心臓には、左室・左房・右室・右房のそれぞれに対応する四つの腔部分が存在する。つまり、抽出された各孤立集合の各々は、それぞれ四つの腔部分に相当する。左室に対応する腔部分は、他の腔部分に比べて体積が大きいので、対象組織抽出部 1 6 は、複数の孤立集合の中から最大体積のものを左室に相当する孤立集合として抽出する。各孤立集合の体積は、例えば、各孤立集合に含まれるボクセル数に基づいて算出される。

40

【 0 0 2 4 】

なお、ラベリング処理などにより抽出された各孤立集合が、必ずしも四つの腔部分に相当しない場合も考えられる。例えば、左室と左房に相当する腔部分が連なった一つの孤立集合として抽出されてしまう場合などが考えられる。このような場合、ユーザにより左室に相当する腔部分に関心領域が設定され、対象組織抽出部 1 6 は、設定された関心領域内

50

の孤立集合を左室に相当する孤立集合として抽出する。

【 0 0 2 5 】

左室に相当する心腔部（孤立集合）が抽出されると、輪郭形成部 1 8 は、左室の心腔部とそれを取り囲む心筋部の境界、つまり左室心腔の輪郭（原輪郭データ）を形成する。左室心腔の輪郭は三次元的に形成されてもよいが、本実施形態において、輪郭形成部 1 8 は、左室の長軸に対して直交するように、例えば互いに等間隔となるように複数の短軸断面を設定し、各短軸断面内において二次元的に左室心腔の輪郭を形成する。

【 0 0 2 6 】

図 2 は、輪郭形成部において形成される左室心腔の輪郭の一例を示す図である。輪郭形成部 1 8（図 1）は、各短軸断面ごとに、左室の心腔部とそれを取り囲む心筋部の境界を探索して、左室心腔の断面形状に対応した図 2 に示すような原輪郭データ 4 0 を形成する。なお、図 2 には、一つの形状の原輪郭データ 4 0 を示しているが、同じ心臓の左室について、各短軸断面の位置に応じて原輪郭データ 4 0 の形状が異なる場合があることは言うまでもない。

【 0 0 2 7 】

図 1 に戻り、輪郭形成部 1 8 において各短軸断面ごとに原輪郭データ 4 0（図 2）が形成されると、輪郭修正部 2 0 は、原輪郭データ 4 0 に対して修正を施して修正輪郭データを形成する。輪郭修正部 2 0 は、輪郭形状解析機能と輪郭形状修正機能を備えている。

【 0 0 2 8 】

輪郭修正部 2 0 は、各短軸断面ごとに、原輪郭データ 4 0 上の任意の出発点から一定速度で原輪郭データ 4 0 上を探索する。探索により順番に得られる探索点（原輪郭データ 4 0 上の点）の座標を例えば X Y 座標系（図 2 参照）で表現して $x(t)$ 、 $y(t)$ とする。t は出発点からの時刻である。探索点は、閉曲線である原輪郭データ 4 0 上を 1 周すると出発点に戻るため、 $x(t)$ 、 $y(t)$ は、各々、周回時間 T を周期とする周期関数となる。そこで、輪郭修正部 2 0 は、周期関数である $x(t)$ 、 $y(t)$ を次式に示す楕円に基づいたフーリエ級数（楕円フーリエ級数）に展開する。

【 0 0 2 9 】

【 数 1 】

$$x(t) = a_0 + \sum_{n=1}^N \left(a_n \cos \frac{2n\pi}{T} + b_n \sin \frac{2n\pi}{T} \right) \quad (1)$$

$$y(t) = c_0 + \sum_{n=1}^N \left(c_n \cos \frac{2n\pi}{T} + d_n \sin \frac{2n\pi}{T} \right) \quad (2)$$

【 0 0 3 0 】

数 1 式の楕円フーリエ級数を原輪郭データ 4 0（図 2）に適用することにより、例えば高次の成分を除去すれば輪郭の凹凸を滑らかにすることが可能になる。しかし、実際の左室心腔内には、乳頭筋や僧帽弁などが存在するため、これらが原輪郭データ 4 0 を例えば内側に突出させるように凹ませてしまう場合がある。したがって、乳頭筋や僧帽弁の影響を受けた原輪郭データ 4 0 を単純に楕円フーリエ級数に展開して高次の成分を除去すると、輪郭の凹凸を滑らかにすることができても、乳頭筋や僧帽弁の影響により輪郭の全体的な形状を歪めてしまう可能性がある。本実施形態においては、以下に説明する手法により乳頭筋や僧帽弁の影響を軽減させている。

【 0 0 3 1 】

輪郭修正部 2 0 は、原輪郭データ 4 0（図 2）の全容を示す 1 次輪郭データ（全容輪郭データ）を形成し、原輪郭データ 4 0 と全容輪郭データとに基づいて合成輪郭データを形成し、その合成輪郭データに基づいて、乳頭筋や僧帽弁の影響を軽減させた修正輪郭データを形成する。

【 0 0 3 2 】

図 3 は、原輪郭データ 4 0 の全容を示す 1 次輪郭データ 4 2 を示す図である。輪郭修正

10

20

30

40

50

部 20 (図 1) は、原輪郭データ 40 を楕円に基づいたフーリエ級数 (数 1 式参照) に展開して得られる 1 次までのフーリエ級数により 1 次輪郭データ 42 を形成する。1 次の成分までで表現される 1 次輪郭データ 42 は単純な楕円であり、原輪郭データ 40 の全体的な形状を反映させているものの、1 次輪郭データ 42 では輪郭の細かい凹凸までは再現できていない。そこで、輪郭修正部 20 (図 1) は、原輪郭データ 40 と 1 次輪郭データ 42 に基づいて合成輪郭データを形成する。

【 0 0 3 3 】

図 4 は、合成輪郭データ 44 を示す図である。輪郭修正部 20 (図 1) は、図 3 の原輪郭データ 40 に対応した領域と 1 次輪郭データ 42 に対応した領域との論理和をとり合成領域を形成する。そして、その合成領域の境界である図 4 の合成輪郭データ 44 を形成する。論理和による合成の結果として、合成輪郭データ 44 においては、乳頭筋や僧帽弁の影響により内側に凹んだ部分が軽減され、望ましくは完全に除去される。そこで、輪郭修正部 20 (図 1) は、さらに、この合成輪郭データ 44 を楕円に基づいたフーリエ級数 (数 1 式参照) に展開して得られる所定の高次数までのフーリエ級数により修正輪郭データを形成する。例えば、3 次までのフーリエ級数により修正輪郭データを形成する。これにより、実際の心臓左室の全体的な形状を極力維持しつつ、心臓左室の輪郭を適切に抽出することが可能になる。

【 0 0 3 4 】

図 5 は、本実施形態の修正輪郭データと比較例の輪郭データを示す図である。図 5 (A)、(B) の各々には、黒く塗りつぶされた領域に取り囲まれた左室心腔と、その左室心腔を取り囲むように形成された輪郭データが示されている。

【 0 0 3 5 】

図 5 (B) の比較例は、原輪郭データをそのままフーリエ級数に展開し、3 次までのフーリエ級数により得られる輪郭データである。左室心腔の内側に突出する部分 (乳頭筋や僧帽弁) の影響を受けて、輪郭データも内側に歪められている。これに対し、図 5 (A) の本実施形態においては、輪郭データ (修正輪郭データ) が内側に歪められず、左室心腔全体の形状が維持されている。

【 0 0 3 6 】

図 1 に戻り、輪郭修正部 20 において複数の短軸断面の各々について修正輪郭データが形成されると、面積容積算出部 22 は、各短軸断面ごとに左室心腔の面積を算出する。例えば、修正輪郭データ内の画素数と 1 画素あたりの面積から、修正輪郭データ内の面積つまり左室心腔の面積を算出する。さらに、面積容積算出部 22 は、複数の短軸断面についての左室心腔の面積から、左室心腔全体の容積を算出する。例えば、各短軸断面に対応した面積と断面間の距離から左室心腔の容積を算出する。本実施形態では、実際の心臓左室の全体的な形状を極力維持しつつ、心臓左室の輪郭を適切に抽出しているため、左室心腔の面積や容積に関する算出の精度が向上する。

【 0 0 3 7 】

表示画像形成部 30 は、三次元データメモリ 14 に記憶された複数のボクセルデータに基づいて、心臓左室を含んだ超音波画像を形成する。例えば、ボリュウムレンダリング法を利用して、心臓左室を三次元的に映し出した超音波画像の画像データを形成する。また、表示画像形成部 30 は、輪郭修正部 20 から得られる複数の短軸断面の各々について修正輪郭データに基づいて、心臓左室の輪郭画像を形成してもよい。例えば、ボリュウムレンダリング法により得られた画像内に輪郭画像を重ねてもよい。さらに、表示画像形成部 30 は、面積容積算出部 22 から得られる左室心腔の面積や容積を数値やグラフなどで示した表示画像を形成する。表示画像形成部 30 において形成された画像データに対応する画像はモニタなどの表示部 32 に表示される。

【 0 0 3 8 】

なお、図 1 においては、超音波診断装置内の構成の一部として輪郭形成部 18 や輪郭修正部 20 を説明したが、輪郭形成部 18 や輪郭修正部 20 の機能をコンピュータで実現させてもよい。例えば、輪郭形成部 18 や輪郭修正部 20 の機能に対応したプログラムをコ

10

20

30

40

50

ンピュータに読み取らせて、コンピュータが備えるCPUやメモリやハードディスクなどのハードウェアとそのプログラム(ソフトウェア)とが協働して、上述した輪郭形成部18や輪郭修正部20の機能を実現させてもよい。

【0039】

以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、上述した実施形態は、あらゆる点で単なる例示にすぎず、本発明の範囲を限定するものではない。本発明は、その本質を逸脱しない範囲で各種の変形形態を包含する。

【図面の簡単な説明】

【0040】

【図1】本発明に係る超音波診断装置の全体構成を示す機能ブロック図である。

10

【図2】輪郭形成部において形成される左室心腔の輪郭の一例を示す図である。

【図3】原輪郭データの全容を示す1次輪郭データを示す図である。

【図4】合成輪郭データを示す図である。

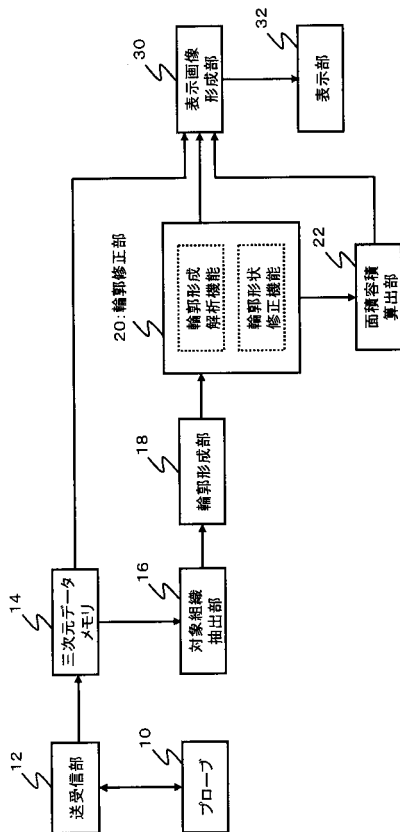
【図5】本実施形態の修正輪郭データと比較例の輪郭データを示す図である。

【符号の説明】

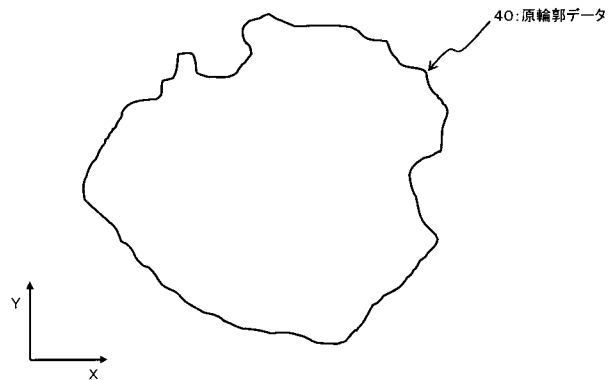
【0041】

10 プローブ、12 送受信部、16 対象組織抽出部、18 輪郭形成部、20 輪郭修正部、22 面積容積算出部。

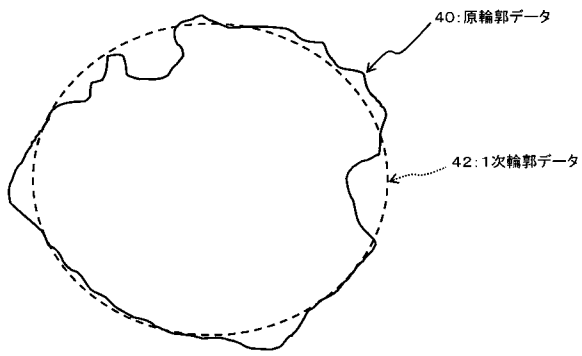
【図1】



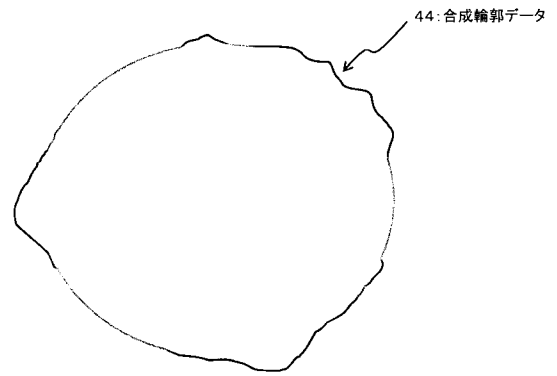
【図2】



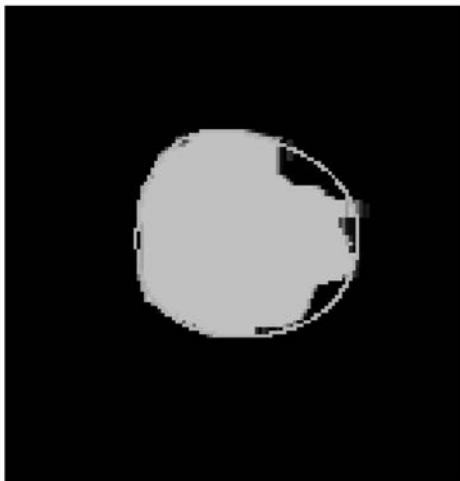
【図3】



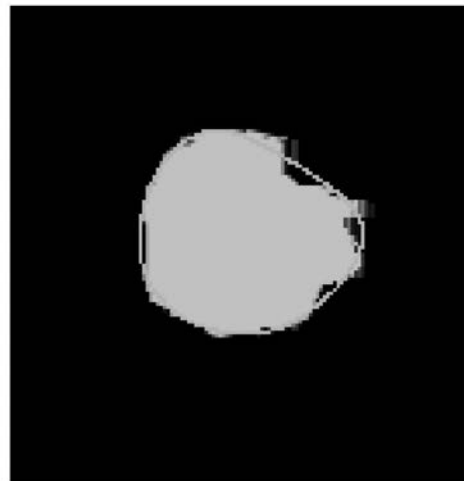
【図4】



【図5】



(A) 本実施形態



(B) 比較例

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2007-117344(JP,A)
特開2007-248121(JP,A)
特開2007-222264(JP,A)
特開平01-113882(JP,A)
特開平09-006309(JP,A)
特開平09-304284(JP,A)
特開平09-153141(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B	8/00
G06T	1/00
G06T	7/60

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5396054B2	公开(公告)日	2014-01-22
申请号	JP2008261044	申请日	2008-10-07
[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)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	松下典義		
发明人	松下 典義		
IPC分类号	A61B8/00 G06T1/00 G06T7/60		
FI分类号	A61B8/00 G06T1/00.290.D G06T7/60.250.Z G06T7/00.612 G06T7/13 G06T7/44		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/EE09 4C601/JC09 4C601/JC12 4C601/JC26 4C601/JC33 4C601/JC40 5B057/AA07 5B057/BA04 5B057/CA08 5B057/CA13 5B057/CA16 5B057/CB08 5B057/CB12 5B057/CB16 5B057/CD14 5B057/CG05 5B057/DA08 5B057/DA16 5B057/DB02 5B057/DB05 5B057/DB08 5B057/DC16 5L096/AA06 5L096/BA06 5L096/FA06 5L096/FA23		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP2010088632A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：正确地提取目标组织的轮廓，同时尽可能保持目标组织的整体形状。解决方案：轮廓形成部分18基于通过超声波获得的接收信号形成示出目标组织的轮廓的原始轮廓数据。轮廓校正部分20通过傅里叶级数形成轮廓数据的全视图到预定的低阶，该预定的低阶是通过基于椭圆将原始轮廓数据扩展到傅立叶级数而获得的。接下来，轮廓校正部分20形成与通过对应于原始轮廓数据的区域的OR和对应于全景轮廓数据的区域获得的复合区域相对应的复合轮廓数据。然后，轮廓校正部分20通过傅立叶级数将校正的轮廓数据形成预定的高阶，该预定的高阶是通过基于椭圆将复合轮廓数据扩展为傅立叶级数而获得的。 Z

$$x(t) = a_0 + \sum_{n=1}^N \left(a_n \cos \frac{2n\pi t}{T} + b_n \sin \frac{2n\pi t}{T} \right)$$

$$y(t) = c_0 + \sum_{n=1}^N \left(c_n \cos \frac{2n\pi t}{T} + d_n \sin \frac{2n\pi t}{T} \right)$$