

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4634872号  
(P4634872)

(45) 発行日 平成23年2月16日(2011.2.16)

(24) 登録日 平成22年11月26日(2010.11.26)

(51) Int.Cl. F 1  
**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

請求項の数 5 (全 12 頁)

(21) 出願番号 特願2005-172030 (P2005-172030)  
 (22) 出願日 平成17年6月13日(2005.6.13)  
 (65) 公開番号 特開2006-345893 (P2006-345893A)  
 (43) 公開日 平成18年12月28日(2006.12.28)  
 審査請求日 平成20年3月18日(2008.3.18)

(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 宮澤 浩

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】

対象組織を含む空間内に超音波を送受波してエコーデータを取得する送受波手段と、  
 前記エコーデータに基づいて対象組織を含む超音波画像の画像データを形成する画像形  
 成手段と、

対象組織の境界に対応した端点として前記画像データ内に初期端点Aおよび初期端点B  
 を設定する初期端点設定手段と、

前記初期端点Aおよび初期端点Bを通る直線上の複数の画素データについて、各画素デ  
 ータごとにその近傍の画素データとの間における相違の度合いを示した指標値を算出する  
 指標値算出手段と、

前記複数の画素データについての複数の指標値に対して、前記初期端点Aからの距離に  
 応じた重み付け処理および前記初期端点Bからの距離に応じた重み付け処理を施す重み付  
 け処理手段と、

前記重み付け処理された複数の指標値に基づいて、前記初期端点Aの近傍領域内におい  
 て指標値が最大となる前記直線上の画素データを検出してその位置に最終端点Cを設定し  
 、さらに、前記初期端点Bの近傍領域内において指標値が最大となる前記直線上の画素デ  
 ータを検出してその位置に最終端点Dを設定する最終端点設定手段と、

前記最終端点Cと最終端点Dとの間の距離を計測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。

## 【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、  
前記指標値算出手段は、前記指標値として、各画素データについての空間的な微分値を算出する、  
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、  
前記初期端点設定手段は、ユーザからの指示に基づいて前記初期端点 A および初期端点 B を設定する、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

10

## 【請求項 4】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、  
前記指標値算出手段は、前記指標値として、各画素データとその近傍の画素データからなる複数の画素データについての分散値を算出する、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

## 【請求項 5】

請求項 4 に記載の超音波診断装置において、  
前記初期端点設定手段は、ユーザからの指示に基づいて前記初期端点 A および初期端点 B を設定する、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

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、特に超音波画像内において対象組織の境界を求める超音波診断装置に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

超音波画像に映し出された臓器や腫瘍などの対象組織の大きさを計測することは診断上において重要である。計測項目としては、例えば、対象組織の二点間の距離、周囲長、面積、体積などが挙げられる。また、股関節角度、産科計測、ヒストグラム、LV計測なども知られている。

30

## 【0003】

超音波診断装置によって臓器や腫瘍などの内径を計測する場合、モニタ上に映し出された画像を医師が目視しながら、トラックボールなどのポインティングデバイスを利用して内径端と思われる場所、つまり、臓器境界にポイントを設定する手法が知られている。この場合、目視によって正確な境界を検出するのは困難であり、また、正確に境界を設定しようとする、医師などのユーザによる位置指定のための操作に時間がかかるなどの問題がある。

## 【0004】

このため、従来から、対象組織の境界を検出するための補助的な機能を備えた超音波診断装置が知られている。

40

## 【0005】

例えば、特許文献 1 には、臓器を横切る線分上で画像情報の変化度合いを検出し、検出された変化度合いから臓器の境界を判定する技術が示されている。つまり、臓器の境界部分において画像情報が大きく変化することを利用して境界を判定しようとする技術が示されている。

## 【0006】

また、特許文献 2 には、境界抽出のための開始点を設定してスキャンラインを放射状に延出し、そのライン上で手動による境界との交点を中心とした検出範囲内において、画像

50

データを閾値で2値化処理して補正すべき境界位置を検出する技術が示されている。

【0007】

【特許文献1】特開平8-627号公報

【特許文献2】特開平11-164834号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

臓器によっては、画像情報の変化度合いを利用する手法や画像データを閾値で2値化処理する手法では、正確に所望の境界を抽出することができない場合がある。例えば、所望の境界の近傍に他の境界が存在する場合などである。この場合、特許文献1に記載の技術によって画像情報の変化度合いを利用して境界を検出しても、複数の境界が検出されてしまい、それら複数の境界のうちから検査者が求める境界を判断するのは容易ではない。この問題は、特許文献2に記載の技術においても、検出範囲内で境界位置が複数検出された場合に起こり得ることである。このため、臓器や腫瘍などの対象組織の境界を正確に設定することができる技術が望まれていた。

10

【0009】

本発明は、このような背景において成されたものであり、その目的は、超音波画像内に対象組織の境界を正確に設定する技術を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0010】

上記目的を達成するために、本発明の好適な態様である超音波診断装置は、対象組織を含む空間内に超音波を送受波してエコーデータを取得する送受波手段と、前記エコーデータに基づいて対象組織を含む超音波画像の画像データを形成する画像形成手段と、対象組織の境界に対応した端点として前記画像データ内に初期端点を設定する初期端点設定手段と、前記画像データ内の複数の画素データについて、各画素データごとにその近傍の画素データとの間における相違の度合いを示した指標値を算出する指標値算出手段と、前記複数の画素データについての複数の指標値に対して、前記初期端点からの距離に応じた重み付け処理を施す重み付け処理手段と、前記重み付け処理された複数の指標値に基づいて、前記初期端点の近傍領域内において指標値が最大となる画素データを検出し、検出された画素データの位置に修正された端点として最終端点を設定する最終端点設定手段と、を有する、ことを特徴とする。

20

30

【0011】

上記構成では、重み付け処理手段によって、複数の指標値に対して初期端点からの距離に応じた重み付け処理が施されている。例えば、初期端点の位置において最大の重み付け係数とし、初期端点から離れるに従って重み付け係数を小さくすることによって、初期端点に近い位置に存在する画素データの指標値ほど大きく重み付けされる。このため、最終端点設定手段において、初期端点の近傍領域内で指標値が最大となる画素データを検出することによって、初期端点に最も近い位置に存在する指標値のピークを検出することができる。つまり、初期端点の近傍に複数の指標値のピーク(極値)が存在する場合でも、初期端点に最も近いピークに大きな重み付けがなされているため、初期端点に最も近い指標値のピークを的確に検出することができる。その結果、対象組織の境界を正確に設定することができる。

40

【0012】

望ましくは、前記指標値算出手段は、前記指標値として、各画素データについての空間的な微分値を算出する、ことを特徴とする。

【0013】

望ましくは、前記初期端点設定手段は、ユーザからの指示に基づいて前記端点として初期端点Aおよび初期端点Bを設定し、前記指標値算出手段は、前記初期端点Aおよび初期端点Bを通る直線上の各画素データについての空間的な微分値を算出し、前記重み付け処理手段は、前記直線上の複数の画素データに対応した複数の微分値に対して、前記初期端

50

点 A からの距離に応じた重み付け処理および前記初期端点 B からの距離に応じた重み付け処理を施し、前記最終端点設定手段は、前記重み付け処理された複数の微分値に基づいて、前記初期端点 A の近傍領域内において微分値が最大となる画素データを検出してその位置に最終端点 C を設定し、さらに、前記初期端点 B の近傍領域内において微分値が最大となる画素データを検出してその位置に最終端点 D を設定し、前記最終端点 C と最終端点 D との間の距離を計測する距離計測手段をさらに有する、ことを特徴とする。

【0014】

望ましくは、前記指標値算出手段は、前記指標値として、各画素データとその近傍の画素データからなる複数の画素データについての分散値を算出する、ことを特徴とする。

【0015】

望ましくは、前記初期端点設定手段は、ユーザからの指示に基づいて前記端点として初期端点 A および初期端点 B を設定し、前記重み付け処理手段は、前記複数の画素データについての複数の分散値に対して、前記初期端点 A からの距離に応じた重み付け処理および前記初期端点 B からの距離に応じた重み付け処理を施し、前記最終端点設定手段は、前記重み付け処理された複数の分散値に基づいて、前記初期端点 A の近傍領域内において分散値が最大となる画素データを検出してその位置に最終端点 C を設定し、さらに、前記初期端点 B の近傍領域内において分散値が最大となる画素データを検出してその位置に最終端点 D を設定し、前記最終端点 C と最終端点 D との間の距離を計測する距離計測手段をさらに有する、ことを特徴とする。

【発明の効果】

【0016】

本発明により、超音波画像内に対象組織の境界を正確に設定することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0017】

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。

【0018】

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ブロック図である。

【0019】

プローブ 10 は、臓器や腫瘍などの対象組織を含む空間内に超音波を送受波する超音波探触子である。プローブ 10 の内部には、図示しない複数の振動素子が含まれており、それら複数の振動素子によって超音波ビームが電子的に走査される。プローブ 10 は、三次元空間内のエコーデータ（ボリュームデータ）を取得するタイプ、二次元平面内のエコーデータを取得するタイプのいずれでもよい。また、プローブ 10 は、生体の体表に接して用いられるタイプ、生体の体腔内に挿入して用いられるタイプのいずれでもよい。

【0020】

送受信部 20 は、プローブ 10 を制御して超音波ビームを走査して受信信号（エコーデータ）を取得する。送受信部 20 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、複数の振動素子の各々に対して送信信号を供給し、また、複数の振動素子の各々からの受信信号に対して整相加算処理を実行する。

【0021】

画像形成部 30 は、送受信部 20 から供給される受信信号（エコーデータ）に基づいて対象組織を含む超音波画像の画像データを形成する。送受信部 20 から供給される受信信号は、各超音波ビームごとの受信信号として供給され、超音波の送受波の座標系（例えば、 $r$  極座標系）上のデータとして供給される。このため、画像形成部 30 は、受信信号の座標変換処理を行って、超音波画像の表示座標系（例えば、 $x y z$  直交座標系）に変換する処理を行う。この際、必要に応じて補間処理なども実行する。

【0022】

このように、画像形成部 30 は、超音波の送受波の座標系から超音波画像の表示座標系への変換処理を実行するデジタルスキャンコンバータとしての機能を備えている。なお、

10

20

30

40

50

プローブ10から三次元空間内のエコーデータ（ボリュームデータ）が取得されている場合、画像形成部30は、三次元空間内における所定の断面の超音波画像の画像データを形成する。例えば、直交三断面の断層画像データを形成する。また、プローブ10から二次元平面内のエコーデータが取得されている場合、画像形成部30は、その二次元平面に対応する断層画像データを形成する。

**【0023】**

画像形成部30で形成された画像データ（断層画像データ）は、モニタ40に供給され、モニタ40に当該画像データに対応した超音波画像が表示される。また、画像形成部30で形成された画像データは、境界検出ブロック50にも供給される。

**【0024】**

境界検出ブロック50は、超音波画像の画像データに含まれる対象組織の境界に対応した端点を検出して設定する。前述のとおり、プローブ10により対象組織を含む空間内に超音波が送受波されるため、画像形成部30において、臓器や腫瘍などの対象組織が含まれた断層画像データが形成される。境界検出ブロック50は、断層画像データ上において対象組織の境界を正確に抽出して端点を設定する。そこで、以下、図2から図12を利用して、境界検出ブロック50の動作を説明する。なお、以下において図1に示した部分には図1の符号を付して説明する。

**【0025】**

図2は、境界検出ブロック50の動作を説明するためのフローチャートである。図2のフローチャートの各ステップにおける処理は次のとおりである。

**【0026】**

まず、初期端点設定部51によって初期端点が設定される（S201）。医師などのユーザは、モニタ40に表示された対象組織の断層画像を見ながら、トラックボールやマウスなどのデバイスを利用して、断層画像内に対象組織の境界に対応した端点の位置を指定する。

**【0027】**

図3は、モニタ40に表示された断層画像の表示例を示しており、臓器や腫瘍などの対象組織60、60'が映し出されている。図3の断層画像において、左側の対象組織60の長軸長を計測したい場合、ユーザは、トラックボールやマウスなどのデバイスを利用して、断層画像内に対象組織60の境界に対応した端点の位置にA点およびB点を指定する。図3においては、図示の都合上、対象組織60とその周囲の組織との境界がはっきり示されているが、実際にモニタ40に表示される断層画像においては、境界部分がぼやけていることもあり、また表示画像が小さいなどの要因から、モニタ40を目視することのみで境界を正確に特定することは困難である。このため、図3においては、本来の境界から少しずれた位置にA点およびB点が指定されたと仮定する。ちなみに本実施形態においては、これらA点およびB点を基準に正確な境界の位置が探索される。初期端点設定部51は、ユーザからの指示に基づいて、端点として初期端点Aおよび初期端点Bを設定する。

**【0028】**

図2に戻り、初期端点A、Bが設定されると、画像データ取得部52は、A点とB点を結ぶ直線上の画素データ（輝度値）を画像形成部30内のメモリ32から読み込む（S202）。つまり、画像データ取得部52は、図3に示す直線70上に存在する画素の画素データ（輝度値）をメモリ32から読み込む。この際、メモリ32から読み込んだデータに補間処理などを施して、直線70上に相当する画素の輝度値を求めてもよい。

**【0029】**

図4は、画像データ取得部52によって読み込まれた輝度値を説明するための図であり、図4において、横軸は直線（図3の符号70）上の位置を示しており、縦軸は直線（図3の符号70）上の各位置の画素の輝度値を示している。図4において横軸の位置A、Bは、各々、図3における点A、Bの位置を示している。

**【0030】**

図2に戻り、A点とB点を結ぶ直線上の輝度値が読み込まれると、平滑化処理部53は

10

20

30

40

50

、読み込まれた直線上の輝度値（直線データ）に対して平滑化処理を施す（S203）。画像データ取得部52によって読み込まれた図4の直線データは、送受波状態の微小変動やノイズなどの影響により、局所的な変動を伴っている。そこで、図4の直線データに対して平滑化処理を施して、その局所的な変動をキャンセルする。

【0031】

図5は、平滑化処理が施された直線上の輝度値（直線データ）を説明するための図であり、図4と同様に、横軸は直線（図3の符号70）上の位置を示しており、縦軸は直線（図3の符号70）上の各位置の画素の平滑処理後の輝度値を示している。平滑化は、例えば、平均値処理やメディアン処理によって実行される。

【0032】

図2に戻り、平滑化処理が施されると、指標値算出部54は、平滑化後の直線データに対して線形一次微分フィルタ処理を施す（S204）。図9は、指標値算出部54によって実行される微分処理を説明するための図である。図9において、 $Y_{i-3}$ 、 $Y_{i-2}$ 、 $Y_{i-1}$ 、 $Y_i$ 、 $\dots$ は、各々、平滑化処理が施された直線上の輝度値を示している。微分値は、対象画素が輝度値 $Y_i$ の場合、輝度値 $Y_i$ の画素に隣接する画素の輝度値から $|Y_{i+1} - Y_{i-1}|$ で与えられる。指標値算出部54は、平滑化処理が施された直線上の全データに関する微分値を演算する。

【0033】

図6は、微分処理が施された直線上の輝度値（直線データ）を説明するための図であり、横軸は直線（図3の符号70）上の位置を示しており、縦軸は直線（図3の符号70）上の各位置の微分値を示している。微分処理の性質上、輝度値の濃淡差が大きい位置において微分値が大きくなっている。つまり、図3に示す対象組織60および対象組織60'の各々とその周囲の組織との境界部分で微分値が大きい値を示している。ただし、ユーザによって指定されたA点、B点は、本来の境界部分からずれた位置に設定されている。

【0034】

なお、指標値算出部54において次のような微分処理を実行してもよい。図10は、指標値算出部54によって実行される別の微分処理を説明するための図である。図10において、 $Y_{i-3}$ 、 $Y_{i-2}$ 、 $Y_{i-1}$ 、 $Y_i$ 、 $\dots$ は、各々、平滑化処理が施された直線上の輝度値を示している。図10に示す微分処理では、直線上の輝度値に加えて、その直線に隣接する直線上の輝度値も利用される。つまり、対象となる直線の上側に位置する直線上の輝度値 $Z_{i-3}$ 、 $Z_{i-2}$ 、 $Z_{i-1}$ 、 $Z_i$ 、 $\dots$ 、下側に位置する直線上の輝度値 $X_{i-3}$ 、 $X_{i-2}$ 、 $X_{i-1}$ 、 $X_i$ 、 $\dots$ を利用する。そして、対象画素が輝度値 $Y_i$ の場合に、微分値は、 $|(Z_{i+1} + Y_{i+1} + X_{i+1}) - (Z_{i-1} + Y_{i-1} + X_{i-1})|$ で与えられる。なお、輝度値 $Y_i$ が属する直線上の値に重み付けを施して、微分値を $|(Z_{i+1} + 2Y_{i+1} + X_{i+1}) - (Z_{i-1} + 2Y_{i-1} + X_{i-1})|$ で求めてもよい。

【0035】

図2に戻り、微分処理が施されると、重み付け処理部55は、微分処理後の直線データに対して端点からの距離に応じた重み付け処理を施す（S205）。重み付け処理部55は、図6に示す微分処理後の直線データに対して、ユーザによって指定されたB点を中心として、B点において最大の重み付け係数を与え、B点から離れるに従って重み付け係数を徐々に小さくする。例えば、B点において重み付け係数を「5」として、B点から1画素分だけ離れた位置において重み付け係数「4」を与える。さらに、1画素分だけ離れるに従って重み付け係数を「3」、「2」、「1」、「0」と段階的に小さくする。

【0036】

重み付け処理部55は、ユーザによって指定されたA点を中心とした重み付け処理も行う。つまり、例えば、A点において重み付け係数を「5」として、A点から1画素分だけ離れた位置において重み付け係数「4」を与える。さらに、1画素分だけ離れるに従って重み付け係数を「3」、「2」、「1」、「0」と段階的に小さくする。

【0037】

10

20

30

40

50

図7は、重み付け処理が施された直線上の微分値を説明するための図であり、図6と同様に、横軸は直線（図3の符号70）上の位置を示しており、縦軸は直線（図3の符号70）上の各位置の微分値を示している。重み付け処理の結果、ユーザによって指定されたA点、B点の近くに位置する微分値のピークに比べて、A点、B点から遠くに位置する微分値のピーク（図7においてB点よりも右側に位置するピーク）が小さく抑えられている。

#### 【0038】

なお、重み付け処理部55における重み付け処理は、重み付け係数「5」～「0」の6段階の重み付けに限定されるものではなく、6段階よりも多く、あるいは、6段階よりも少ない段階設定でもよい。また、A点やB点を中心として1画素分だけ離れるに従って重み付け係数を段階的に小さくしていく手法に換えて、複数画素分を単位として重み係数を段階的に小さくするなどでもよい。

#### 【0039】

図2に戻り、重み付け処理が施されると、最終端点設定部56は、A点およびB点の各々の近傍領域内において微分値が最大となる画素データ（輝度値）を検出し、検出された画素データの位置に修正された端点として最終端点を設定する（S206）。

#### 【0040】

図8は、最終端点を説明するための図であり、図7と同様に、横軸は直線（図3の符号70）上の位置を示しており、縦軸は直線（図3の符号70）上の各位置の重み付け処理後の微分値を示している。最終端点設定部56は、A点（図7参照）の近傍領域内において微分値が最大となる輝度値の位置に最終端点Cを設定する。A点の近傍領域としては、例えば、A点から所定画素数以内の領域とする。同様に、最終端点設定部56は、B点（図7参照）の近傍領域内（所定画素数以内）において微分値が最大となる輝度値の位置に最終端点Dを設定する。

#### 【0041】

図7を利用して説明したように、重み付け処理の結果、ユーザによって指定されたA点、B点の近くに位置する微分値のピークに比べて、A点、B点から遠くに位置する微分値のピーク（図7においてB点よりも右側に位置するピーク）が小さく抑えられている。このため、A点およびB点の各々の近傍領域内において微分値が最大となる輝度値を検出することによって、対象組織（図3の符号60）本来の境界部分に相当する最終端点Cおよび最終端点Dが適切に抽出される。

#### 【0042】

なお、図8において、最終端点Cおよび最終端点Dは、各々、微分値の山のピーク、つまり画像の濃淡差が大きい部分に設定されているが、例えば、濃淡差が大きくなり始める微分値の山の立ち上がり部分などに最終端点を設定してもよい。

#### 【0043】

図2に戻り、最終端点が設定されると、距離計測部57は、最終端点Cと最終端点Dとの間の距離を計測する（S207）。上述したように、対象組織（図3の符号60）本来の境界部分に相当する最終端点Cおよび最終端点Dが適切に抽出されているため、対象組織の境界間の距離（長軸長）が正確に計測される。つまり、ユーザが当初設定した端点A、Bの各々の位置が修正され、修正後の最終端点C、Dから正確な長軸長が計測される。そして、対象組織の画像や距離の計測結果がモニタ40に表示される（S208）。

#### 【0044】

図11は、最終端点C、Dが設定された後のモニタ40の表示例を示している。図11に示すように、対象組織60の断層画像上に対象組織60の長軸長72が表示されている。なお、図11に示す表示例に加えて、さらに長軸長72の計測値が表示されてもよい。

#### 【0045】

以上のようにして、境界検出ブロック50において対象組織の境界が正確に抽出され、その結果、対象組織の長軸長などを正確に計測することができる。なお、図2を利用して説明した境界検出動作においては、ユーザによって指定された点A、Bを通る直線上にお

10

20

30

40

50

いて最終端点C, Dを探索しているが、点A, Bを通る直線上に限定されずに、次のように、点A, Bに最も近い位置に最終端点を設定するようにしてもよい。

【0046】

図12は、境界検出ブロック50の別の動作を説明するためのフローチャートである。

まず、初期端点設定部51によって初期端点が設定される(S1201)。つまり、図2のS201における処理と同じ動作によって、初期端点設定部51は、ユーザからの指示に基づいて、端点として初期端点Aおよび初期端点Bを設定する。

【0047】

初期端点A, Bが設定されると、指標値算出部54は、初期端点A, Bそれぞれの周辺各点における分散値を計算する(S1202)。指標値算出部54は、例えば、初期端点A, Bの各々を中心とする二次元的なサーチエリアを設定する。そして、初期端点Aを中心とするサーチエリア内の各点(各画素の位置)において分散値を計算し、また、初期端点Bを中心とするサーチエリア内の各点(各画素の位置)において分散値を計算する。サーチエリアは、本来の境界が含まれる程度の大きさであればよいが、超音波画像全体をサーチエリアとしてもよい。各点における分散値は、例えば、その点を中心として縦3画素、横3画素の9画素からなる参照エリアを設定し、その参照エリア内の9つの画素の輝度値の分散値とする。参照エリアは、縦5画素、横5画素の25画素からなるエリアなどでもよい。

【0048】

初期端点A, Bそれぞれの周辺各点における分散値が計算されると、重み付け処理部55は、各点における分散値に対して端点からの距離に応じた重み付け処理を施す(S1203)。つまり、初期端点Aを中心とするサーチエリア内において、A点に対して最大の重み付け係数を与え、A点から離れるに従って重み付け係数を徐々に小さくする。例えば、A点において重み付け係数を「5」として、A点を取り囲む8画素の位置において重み付け係数「4」を与える。さらに、A点から1画素分だけ離れるに従って重み付け係数を「3」、「2」、「1」、「0」と段階的に小さくして、二次元的に重み付け処理を施す。なお、初期端点Bを中心とするサーチエリア内においても、初期端点Aの場合と同様に二次元的に重み付け処理を施す。

【0049】

重み付け処理が施されると、最終端点設定部56は、A点およびB点の各々のサーチエリア内において分散値が最大となる点(画素データの位置)を検出し、検出された画素データの位置に修正された端点として最終端点を設定する(S1204)。重み付け処理部55による重み付け処理の結果、ユーザによって指定されたA点, B点の近くの点における分散値に比べて、A点, B点から遠い点における分散値が小さく抑えられている。つまり、A点, B点から遠い位置に存在する対象組織(図3の符号60')の境界における分散値が小さく抑えられる。このため、A点およびB点の各々のサーチエリア内において分散値が最大となる点を二次元的に検索することによって、対象組織(図3の符号60)本来の境界部分が適切に抽出される。最終端点設定部56は、A点に対応する修正された端点として最終端点Cを設定し、B点に対応する修正された端点として最終端点Dを設定する。

【0050】

最終端点が設定されると、距離計測部57は、最終端点Cと最終端点Dとの間の距離を計測する(S1205)。対象組織(図3の符号60)本来の境界部分に相当する最終端点Cおよび最終端点Dが適切に抽出されているため、対象組織の境界間の距離(長軸長)が正確に計測される。つまり、ユーザが当初設定した端点A, Bの各々の位置が二次元的に修正され、修正後の最終端点C, Dから正確な長軸長が計測される。そして、対象組織の画像や距離の計測結果がモニタ40に表示される(S1206)。

【0051】

図12を利用して説明した動作により、直線上に限定されずに、端点A, Bの各々に最も近い位置の濃淡差の大きい箇所を最終端点C, Dとすることができる。なお、図12の

10

20

30

40

50

S 1 2 0 2において、サーチエリア内の各点の分散値に換えて、ラプラシアンフィルタなどを利用して各点における二次元的な勾配を求め、それを分散値に代わる指標値としてもよい。

【 0 0 5 2 】

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。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 5 3 】

【 図 1 】 本発明に係る超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【 図 2 】 境界検出ブロックの動作を説明するためのフローチャートである。

10

【 図 3 】 モニタに表示された断層画像の表示例を示す図である。

【 図 4 】 画像データ取得部によって読み込まれた輝度値を説明するための図である。

【 図 5 】 平滑化処理が施された直線上の輝度値を説明するための図である。

【 図 6 】 微分処理が施された直線上の輝度値を説明するための図である。

【 図 7 】 重み付け処理が施された直線上の微分値を説明するための図である。

【 図 8 】 最終端点を説明するための図である。

【 図 9 】 指標値算出部における微分処理を説明するための図である。

【 図 1 0 】 指標値算出部における別の微分処理を説明するための図である。

【 図 1 1 】 最終端点 C , D が設定された後のモニタの表示例を示す図である。

【 図 1 2 】 境界検出ブロックの別の動作を説明するためのフローチャートである。

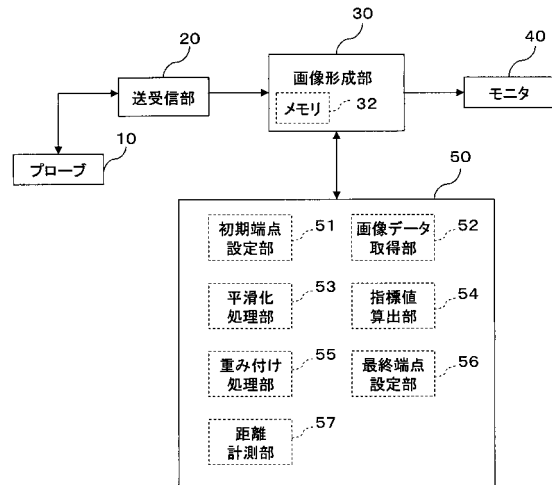
20

【 符号の説明 】

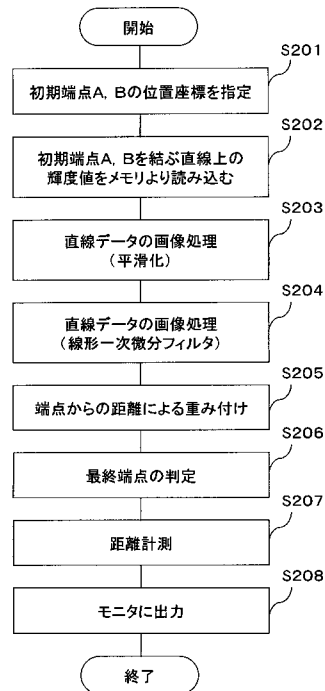
【 0 0 5 4 】

3 0 画像形成部、 5 1 初期端点設定部、 5 2 画像データ取得部、 5 3 平滑化処理部、 5 4 指標値算出部、 5 5 重み付け処理部、 5 6 最終端点設定部、 5 7 距離計測部。

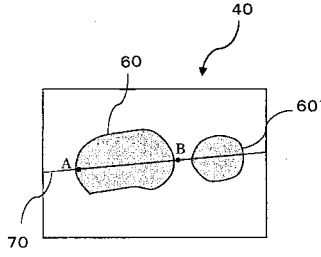
【 図 1 】



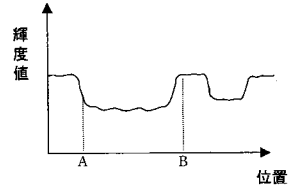
【 図 2 】



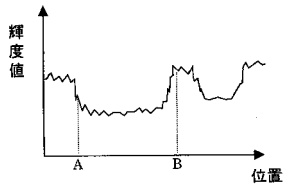
【図3】



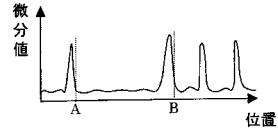
【図5】



【図4】



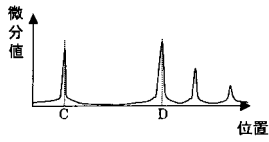
【図6】



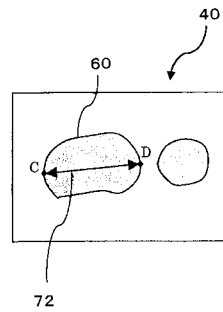
【図7】



【図8】



【図11】



【図9】

Yi 地点の微分値 =  $|Y_{i+1} - Y_{i-1}|$

..... 

$Y_{i-3}$	$Y_{i-2}$	$Y_{i-1}$	$Y_i$	$Y_{i+1}$	$Y_{i+2}$	$Y_{i+3}$
-----------	-----------	-----------	-------	-----------	-----------	-----------

 .....

【図10】

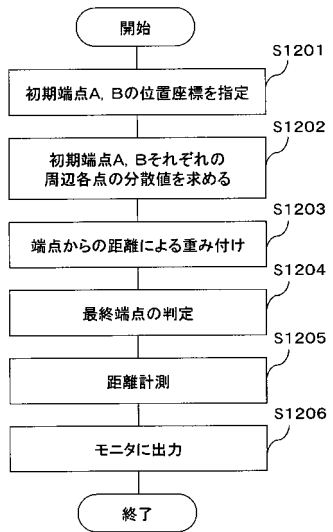
Yi 地点の微分値 =  $|(Z_{i+1} + Y_{i+1} + X_{i+1}) - (Z_{i-1} + Y_{i-1} + X_{i-1})|$

..... 

$Z_{i-3}$	$Z_{i-2}$	$Z_{i-1}$	$Z_i$	$Z_{i+1}$	$Z_{i+2}$	$Z_{i+3}$
$Y_{i-3}$	$Y_{i-2}$	$Y_{i-1}$	$Y_i$	$Y_{i+1}$	$Y_{i+2}$	$Y_{i+3}$
$X_{i-3}$	$X_{i-2}$	$X_{i-1}$	$X_i$	$X_{i+1}$	$X_{i+2}$	$X_{i+3}$

 .....

【図12】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平 1 1 - 2 2 1 2 1 9 ( J P , A )  
特開 2 0 0 2 - 0 8 5 4 0 4 ( J P , A )  
特開平 1 0 - 1 6 5 4 0 1 ( J P , A )  
特開 2 0 0 0 - 1 7 2 8 2 9 ( J P , A )  
特開平 0 7 - 1 8 4 8 9 2 ( J P , A )  
特開昭 5 6 - 0 2 0 4 4 3 ( J P , A )  
特開 2 0 0 0 - 1 0 7 1 8 3 ( J P , A )

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B名)

A 6 1 B	8 / 0 0
G 0 6 T	1 / 0 0

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP4634872B2</a>	公开(公告)日	2011-02-16
申请号	JP2005172030	申请日	2005-06-13
[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 G06T1/00		
FI分类号	A61B8/00 G06T1/00.290.D A61B8/14 G06T7/00.612		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/EE09 4C601/JB33 4C601/JB46 4C601/JC04 4C601/JC09 4C601/KK28 4C601/LL04 5B057/AA07 5B057/BA05 5B057/CA08 5B057/CA13 5B057/CA16 5B057/CE05 5B057/DA07 5B057/DB03 5B057/DB09 5B057/DC16		
代理人(译)	吉田健治 石田 純		
审查员(译)	宫泽浩		
其他公开文献	JP2006345893A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：在超声图像中准确设置对象组织的边界。  
 ŽSOLUTION：初始终点A，B由初始终点设置部分设置（S201）。图像数据获取部分从图像形成部分中的存储器读取连接点A和点B的直线上的像素数据（S202）。平滑处理部分对直线上的加载亮度值（线性数据）执行平滑处理（S203）。索引值计算部分对平滑后的线性数据执行线性一阶微分滤波处理（S204）。加权处理部分在差分处理之后执行与距离线性数据上的端点的距离相对应的加权处理（S205）。最终结束点设置部分检测在点A和点B附近的各个区域中差分最大的像素数据，并将检测到的像素数据的位置处的最终结束点设置为校正结束点（S206）。距离测量部分测量最终终点C和最终终点D之间的距离（S207）。Ž

