

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6356528号
(P6356528)

(45) 発行日 平成30年7月11日(2018.7.11)

(24) 登録日 平成30年6月22日(2018.6.22)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/14 (2006.01) A 6 1 B 8/14

請求項の数 9 (全 14 頁)

<p>(21) 出願番号 特願2014-160016 (P2014-160016) (22) 出願日 平成26年8月6日(2014.8.6) (65) 公開番号 特開2016-36417 (P2016-36417A) (43) 公開日 平成28年3月22日(2016.3.22) 審査請求日 平成29年7月4日(2017.7.4)</p>	<p>(73) 特許権者 000005108 株式会社日立製作所 東京都千代田区丸の内一丁目6番6号 (74) 代理人 110001210 特許業務法人YK I 国際特許事務所 (72) 発明者 馬場 博隆 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立 アロカメディカル株式会社内 審査官 永田 浩司</p>
---	--

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】

超音波を送受して得られた信号に基づいて超音波画像を形成する画像形成部と、
 超音波画像内における画素値の空間的な分布の形状に基づいて、当該超音波画像内において、所定の形状に対応した複数の画像要素を抽出する画像要素抽出部と、
 各画像要素内における画素値の統計的な特徴量に基づいて、複数の画像要素の中から、注目部位の候補となる複数の注目画像要素を選択する画像要素選択部と、
 複数の注目画像要素に基づいて、注目部位に対応した注目領域を形成する注目領域形成部と、

を有し、

前記画像要素選択部は、注目部位に対応した画像要素として選択された基準画像要素とその他の複数の画像要素について、基準画像要素内における画素値の統計的な特徴量とその他の各画像要素内における画素値の統計的な特徴量とに基づいた選択条件に従って、基準画像要素を含む複数の画像要素の中から複数の注目画像要素を選択する、

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、
 前記画像要素抽出部は、超音波画像内における画素値の空間的な分布を解析することにより得られる形状の指標を利用して複数の画像要素を抽出する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 2 に記載の超音波診断装置において、

前記画像要素抽出部は、注目画素とその近傍に位置する近傍画素に関する画素値の空間的な凹凸状態の度合いを示す指標を得ることにより、当該指標を利用して、凹面に対応した複数の画像要素と凸面に対応した複数の画像要素を抽出する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

前記画像要素選択部は、基準画像要素内における画素値の平均値に基づいた閾値と、その他の各画像要素内における画素値の平均値と、を比較する選択条件に従って、その他の複数の画像要素のうちの選択条件に適合する幾つかの画像要素と基準画像要素を複数の注目画像要素とする、

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、

前記注目領域形成部は、複数の注目画像要素のうちの少なくとも幾つかを互いに繋ぎ合わせて注目領域を形成する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

請求項 5 に記載の超音波診断装置において、

前記注目領域形成部は、複数の注目画像要素の各々に対して膨張処理を施し、膨張処理により互いに繋ぎ合わされた幾つかの注目画像要素と、それら幾つかの注目画像要素に取り囲まれた領域と、を合成した合成領域に基づいて注目領域を形成する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

20

【請求項 7】

請求項 6 に記載の超音波診断装置において、

前記注目領域形成部は、合成領域を収縮処理して注目領域を形成する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

請求項 1 から 7 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

前記画像形成部は、前記注目部位である腫瘍を含んだ超音波画像を形成し、

前記画像要素抽出部は、超音波画像内における画素値の空間的な凹凸状態の度合いを示す指標を得ることにより、当該指標を利用して、凹面に対応した複数の画像要素と凸面に対応した複数の画像要素を抽出し、

前記画像要素選択部は、腫瘍に対応した画像要素として選択された凹面の基準画像要素と、その他の複数の画像要素のうちの幾つかの画像要素を、複数の注目画像要素として選択し、

前記注目領域形成部は、複数の注目画像要素のうちの少なくとも幾つかを互いに繋ぎ合わせるにより、前記注目領域である腫瘍領域を形成する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

30

40

【請求項 9】

超音波画像内における画素値の空間的な分布の形状に基づいて、当該超音波画像内において、所定の形状に対応した複数の画像要素を抽出する画像要素抽出部と、

各画像要素内における画素値の統計的な特徴量に基づいて、複数の画像要素の中から、注目部位の候補となる複数の注目画像要素を選択する画像要素選択部と、

複数の注目画像要素に基づいて、注目部位に対応した注目領域を形成する注目領域形成部と、

を有し、

前記画像要素選択部は、注目部位に対応した画像要素として選択された基準画像要素とその他の複数の画像要素について、基準画像要素内における画素値の統計的な特徴量とそ

50

他の各画像要素内における画素値の統計的な特徴量とに基づいた選択条件に従って、基準画像要素を含む複数の画像要素の中から複数の注目画像要素を選択する、

ことを特徴とする超音波画像処理装置。

【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、診断において注目すべき領域を特定する技術に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置を利用した診断において、超音波画像内の注目すべき領域に関心領域を設定することが知られている。例えば、超音波診断装置を利用する医師等のユーザが、その装置に表示される超音波画像を確認しつつ、その装置の操作デバイス等を利用して、画像内の注目すべき領域に関心領域を設定するための操作を行う。しかし、関心領域の設定に係る操作は必ずしも容易ではないため、操作に係るユーザの負担を軽減する技術がいくつか提案されている。

【0003】

例えば、特許文献1には、生体組織の弾性情報を得る超音波診断装置において、超音波画像内の病変部と脂肪層の各々に対して、関心領域を設定する技術が記載されている。特許文献1の超音波診断装置は、超音波画像内における画素の輝度値等に基づいて、組織の境界等を特定することにより、ユーザ操作の負担を軽減しつつ、好適な関心領域の設定を可能としている。

【0004】

ちなみに、非特許文献1には、三次元医用画像の三次元曲率に基づく特徴抽出に係る抽出アルゴリズムが記載されており、この抽出アルゴリズムの診断や治療への応用が期待される。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献1】国際公開第2013/183432号パンフレット

【非特許文献】

【0006】

【非特許文献1】河田佳樹、仁木登、「3次元曲率特徴の抽出アルゴリズム」、MEDICAL IMAGING TECHNOLOGY Vol.19 No.3 May 2001、p142-153

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

特許文献1に記載された技術により、例えば、ユーザ操作の負担を軽減しつつ、診断において注目すべき領域に関心領域を設定することが可能になる。本願に係る発明者は、特許文献1に記載された画期的な技術の更なる改良について研究開発を重ねてきた。特に、非特許文献1に記載される抽出アルゴリズムを応用した改良技術に注目した。

【0008】

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、診断において注目すべき領域を特定する改良技術を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

上記目的にかなう好適な超音波診断装置は、超音波を送受して得られた信号に基づいて超音波画像を形成する画像形成部と、超音波画像内における画素値の空間的な分布の形状に基づいて、当該超音波画像内において、所定の形状に対応した複数の画像要素を抽出する画像要素抽出部と、各画像要素内における画素値の統計的な特徴量に基づいて、複数の

10

20

30

40

50

画像要素の中から、注目部位の候補となる複数の注目画像要素を選択する画像要素選択部と、複数の注目画像要素に基づいて、注目部位に対応した注目領域を形成する注目領域形成部と、を有することを特徴とする。

【0010】

上記装置において、超音波画像の好適な具体例はBモード画像であるが、超音波画像としてBモード画像以外の画像が利用されてもよい。また、超音波画像内における画素値の空間的な分布は、例えば、二次的に配列された複数の画素について、各画素ごとに画素値の大きさに応じて面の高さを設定された曲面により表現することができる。そして、例えば、その曲面により表現された分布の中から、分布の局所的な形状が所定の形状となる複数の画像要素が抽出される。所定の形状は、例えば、診断において注目すべき注目部位の性状等に応じて決定されることが望ましい。また、各画像要素内における画素値の統計的な特徴量として好適な具体例は平均値であるが、例えば、注目部位の性状等に応じて、分散値等の統計的な特徴量が利用されてもよい。

10

【0011】

そして、上記装置により、各画像要素内における画素値の統計的な特徴量に基づいて、複数の画像要素の中から、注目部位の候補となる複数の注目画像要素が選択され、それら複数の注目画像要素に基づいて、注目部位に対応した注目領域を形成することが可能になる。

【0012】

望ましい具体例において、前記画像要素抽出部は、超音波画像内における画素値の空間的な分布を解析することにより得られる形状の指標を利用して複数の画像要素を抽出することを特徴とする。

20

【0013】

望ましい具体例において、前記画像要素抽出部は、注目画素とその近傍に位置する近傍画素に関する画素値の空間的な凹凸状態の度合いを示す指標を得ることにより、当該指標を利用して、凹面に対応した複数の画像要素と凸面に対応した複数の画像要素を抽出することを特徴とする。

【0014】

望ましい具体例において、前記画像要素選択部は、注目部位に対応した画像要素として選択された基準画像要素とその他の複数の画像要素について、基準画像要素内における画素値の統計的な特徴量とその他の各画像要素内における画素値の統計的な特徴量とに基づいた選択条件に従って、基準画像要素を含む複数の画像要素の中から複数の注目画像要素を選択する、ことを特徴とする。

30

【0015】

望ましい具体例において、前記画像要素選択部は、基準画像要素内における画素値の平均値に基づいた閾値と、その他の各画像要素内における画素値の平均値と、を比較する選択条件に従って、その他の複数の画像要素のうち選択条件に適合する幾つかの画像要素と基準画像要素を複数の注目画像要素とする、ことを特徴とする。

【0016】

望ましい具体例において、前記注目領域形成部は、複数の注目画像要素のうち少なくとも幾つかを互いに繋ぎ合わせて注目領域を形成する、ことを特徴とする。

40

【0017】

望ましい具体例において、前記注目領域形成部は、複数の注目画像要素の各々に対して膨張処理を施し、膨張処理により互いに繋ぎ合わされた幾つかの注目画像要素と、それら幾つかの注目画像要素に取り囲まれた領域と、を合成した合成領域に基づいて注目領域を形成する、ことを特徴とする。

【0018】

望ましい具体例において、前記注目領域形成部は、合成領域を収縮処理して注目領域を形成する、ことを特徴とする。

【0019】

50

望ましい具体例において、前記画像形成部は、前記注目部位である腫瘤を含んだ超音波画像を形成し、前記画像要素抽出部は、超音波画像内における画素値の空間的な凹凸状態の度合いを示す指標を得ることにより、当該指標を利用して、凹面に対応した複数の画像要素と凸面に対応した複数の画像要素を抽出し、前記画像要素選択部は、腫瘤に対応した画像要素として選択された凹面の基準画像要素と、その他の複数の画像要素のうちの幾つかの画像要素を、複数の注目画像要素として選択し、前記注目領域形成部は、複数の注目画像要素のうちの少なくとも幾つかを互いに繋ぎ合わせるることにより、前記注目領域である腫瘤領域を形成する、ことを特徴とする。

【0020】

また、上記目的にかなう好適な超音波画像処理装置は、超音波画像内における画素値の空間的な分布の形状に基づいて、当該超音波画像内において、所定の形状に対応した複数の画像要素を抽出する画像要素抽出部と、各画像要素内における画素値の統計的な特徴量に基づいて、複数の画像要素の中から、注目部位の候補となる複数の注目画像要素を選択する画像要素選択部と、複数の注目画像要素に基づいて、注目部位に対応した注目領域を形成する注目領域形成部と、を有することを特徴とする。

10

【0021】

上記超音波画像処理装置は、例えば、コンピュータにより実現することができる。つまり、超音波画像内における画素値の空間的な分布の形状に基づいて、当該超音波画像内において、所定の形状に対応した複数の画像要素を抽出する画像要素抽出機能と、各画像要素内における画素値の統計的な特徴量に基づいて、複数の画像要素の中から、注目部位の候補となる複数の注目画像要素を選択する画像要素選択機能と、複数の注目画像要素に基づいて、注目部位に対応した注目領域を形成する注目領域形成機能と、をコンピュータに実現させるプログラムにより、コンピュータを上記超音波画像処理装置として機能させることができる。なお、そのプログラムは、例えば、ディスクやメモリなどのコンピュータが読み取り可能な記憶媒体に記憶され、その記憶媒体を介してコンピュータに提供されてもよいし、インターネット等の電気通信回線を介してコンピュータに提供されてもよい。

20

【発明の効果】

【0022】

本発明により、診断において注目すべき領域を特定する改良技術が提供される。

【図面の簡単な説明】

30

【0023】

【図1】本発明の実施において好適な超音波診断装置の全体構成図である。

【図2】超音波画像内における画素値の空間的な分布を説明するための図である。

【図3】シェイプインデックスの具体例を示す図である。

【図4】超音波画像内の凹面要素と凸面要素の具体例を示す図である。

【図5】画素値の平均値に基づいた選択の具体例を示す図である。

【図6】腫瘤領域を形成する処理の具体例を示す図である。

【図7】円形の腫瘤ROIを設定する具体例を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0024】

40

図1は、本発明の実施において好適な超音波診断装置の全体構成を示す図である。プローブ10は、診断対象となる注目部位を含む被検体に対して超音波を送受波する超音波プローブである。プローブ10は、超音波を送受する複数の振動素子を備えており、複数の振動素子が送受信部12によって送信制御されて送信ビームが形成される。また、複数の振動素子が注目部位を含む領域内から得られる超音波を受波し、これにより得られた信号が送受信部12へ出力され、送受信部12が受信ビームを形成して受信ビームに沿って受信信号(エコーデータ)が収集される。なお、超音波の送受において、送信開口合成等の技術が利用されてもよい。

【0025】

画像形成部20は、送受信部12から得られる受信信号に基づいて超音波画像の画像デ

50

ータを形成する。画像形成部20は、受信信号に対して、必要に応じて、ゲイン補正、ログ圧縮、検波、輪郭強調、フィルタ処理等の信号処理を行うことにより、例えば、注目部位を含む被検体内の断面におけるBモード画像の画像データを形成する。なお、画像形成部20は、複数時相(複数フレーム)の画像データを記憶するフレームメモリを備えていることが望ましい。

【0026】

関心領域設定部30は、画像形成部20から得られる画像データ内において、注目部位に対して関心領域(ROI)を設定する。関心領域設定部30は、画像要素抽出部32と画像要素選択部34と注目領域形成部36を備えている。なお、関心領域設定部30において利用される画像データは、超音波の干渉縞であるいわゆるスペックルを除去されたものであることが望ましい。

10

【0027】

画像要素抽出部32は、超音波画像の画像データ内における画素値の空間的な分布の形状に基づいて、その画像データ内において、所定の形状に対応した複数の画像要素を抽出する。画像要素選択部34は、抽出された複数の画像要素の中から、各画像要素内における画素値の統計的な特徴量に基づいて、注目部位の候補となる複数の注目画像要素を選択する。注目領域形成部36は、選択された複数の注目画像要素に基づいて、注目部位に対応した注目領域を形成する。そして、注目領域に基づいて、注目部位の関心領域(ROI)が設定される。関心領域設定部30内の各部における処理については、後にさらに詳述する。

20

【0028】

変位計測部42は、互いに異なる時相に対応したエコーデータに基づいて、被検体内における組織の変位を計測する。具体例を説明すると、変位計測部42は、互いに異なる時相に対応したフレームデータ(N)とフレームデータ(X)に対して、1次元または2次元の相関演算処理を行うことにより、フレームデータ内つまり断層画像内の各計測点ごとに、その計測点における組織の変位を示す変位ベクトル、すなわち変位の方向と大きさに関する1次元または2次元の変位ベクトルを導出し、これにより、断層画像内の複数の計測点における変位ベクトルの分布を得る。変位ベクトルを導出するにあたっては、例えばブロックマッチング法や位相勾配法などが利用される。

【0029】

ブロックマッチング法においては、フレームデータ内つまり断層画像内が、縦方向に数画素かつ横方向に数画素からなる各ブロックにより、複数のブロックに分けられ、各ブロックごとに、一方のフレームデータ内のブロックに最も類似するブロックが他方のフレームデータ内で探索される。これにより、フレームデータ内の各計測点(各ブロック)ごとに時相間における変位が算出され、例えば2次元の変位ベクトルが得られる。なお、複数のブロックの探索結果を参照して、予測符号化すなわち差分により標本値を決定する処理等を行って、各計測点の変位ベクトルを得るようにしてもよい。

30

【0030】

また、位相勾配法においては、フレームデータを構成する受信データから受信信号の波の位相情報を得て、時相間における位相情報の変化から受信信号の波の移動量を算出してフレームデータ内の各計測点の変位を導出することにより、例えば受信ビーム方向の1次元の又はフレームデータ内における二次元の変位ベクトルを得るようにしてもよい。

40

【0031】

弾性情報演算部44は、変位計測部42において計測された変位に基づいて、被検体内における組織の弾性情報(歪み又は弾性率)を得る。弾性情報演算部44は、例えば、互いに異なる時相に対応した2つのフレームデータ間で計測された各計測点における変位ベクトルに基づいて、複数の計測点について各計測点ごとに組織の歪みや弾性率等を算出する。また、弾性情報演算部44は、複数時相に亘って各時相(各フレーム)ごとに、そのフレーム内の複数の計測点における組織の歪みや弾性率を算出する。

【0032】

50

弾性情報演算部 4 4 において組織の歪みや弾性率を得る場合には、例えば、プローブ 10 が被検体に押し当てられ、被検体の体表から被検体内の組織が圧迫され、その圧迫による組織の変位が計測される。その際に、例えば図示省略した圧力センサが、プローブ 10 の送受波面と被検体の体表との間の圧力を検出し、図示省略した応力計測部が、圧力センサにより検出された圧力に基づいて、被検体内部の各計測点における応力を計測する。

【 0 0 3 3 】

弾性情報演算部 4 4 は、応力計測部において計測される応力を参照して、各計測点における組織の弾性率を算出する。歪みのデータは、組織の移動量、例えば変位を空間微分することによって算出される。また、弾性率のデータは、応力の変化を歪みの変化で除することによって算出される。

10

【 0 0 3 4 】

例えば、フレームデータ内つまり断層画像内の位置 x について、変位計測部 4 2 により計測された変位を $L(x)$ 、応力計測部により計測された応力を $P(x)$ とすると、歪み $S(x)$ は、 $L(x)$ を空間微分することによって算出することができるから、例えば「 $S(x) = L(x) / x$ 」という式を用いて歪みを算出することができる。また弾性率データのヤング率 $Y_m(x)$ は「 $Y_m(x) = P(x) / S(x)$ 」という式によって導出することができる。例えば、このヤング率 Y_m から、フレームデータ内つまり断層画像内の各計測点に相当する組織の弾性率が得られる。なお、ヤング率とは、物体に加えられた単純引張り応力と、引張りに平行に生じる歪みに対する比である。

【 0 0 3 5 】

また、弾性情報演算部 4 4 は、FLR (Fat Lesion Ratio) を算出する機能を備えている。FLR は、脂肪と腫瘍の弾性値の比率 (脂肪の弾性値 / 腫瘍の弾性値) であり、例えば、乳腺の診断において好適な診断値となる。脂肪の弾性値としては、超音波画像内 (断層画像内) において脂肪に対して設定された関心領域 (脂肪 ROI) 内における歪みの平均値が好適であり、腫瘍の弾性値としては、超音波画像内 (断層画像内) において腫瘍に対して設定された関心領域 (腫瘍 ROI) 内における歪みの平均値が好適である。

20

【 0 0 3 6 】

脂肪 ROI は、超音波画像内において脂肪の領域に設定される円形の ROI であり、例えば、医師等のユーザが、表示部 5 2 に表示される超音波画像を視覚的に確認して、その超音波画像内において、脂肪 ROI の中心位置と半径の大きさを調整することにより、円形の脂肪 ROI が設定される。また、公知の技術を利用して脂肪 ROI が設定されてもよい。例えば、特許文献 1 に記載される技術を利用し、超音波画像内における画素の輝度値等に基づいて、組織の境界等を特定することにより、ユーザ操作の負担を軽減しつつ、脂肪 ROI が設定されてもよい。

30

【 0 0 3 7 】

一方、腫瘍 ROI は、超音波画像内において腫瘍の領域に設定される ROI であり、後に詳述するように、関心領域設定部 3 0 において設定される。

【 0 0 3 8 】

表示処理部 5 0 は、画像形成部 2 0 から得られる超音波画像の画像データと弾性情報演算部 4 4 から得られる弾性情報に基づく表示画像を形成する。表示処理部 5 0 において形成された表示画像は、表示部 5 2 に表示される。

40

【 0 0 3 9 】

表示処理部 5 0 は、画像形成部 2 0 から得られる超音波画像の画像データに基づいて、その超音波画像、例えば B モード画像を含んだ表示画像を形成する。また、表示処理部 5 0 は、弾性情報演算部 4 4 から得られる弾性値を視覚的に示す弾性画像を含んだ表示画像を形成してもよい。弾性画像は、公知の技術によって形成される。

【 0 0 4 0 】

例えば、フレームデータ内における各計測点の弾性値 (組織の歪みや弾性率) を示した弾性フレームデータに基づいて、被検体の断面内における弾性情報を視覚的に示すための弾性画像が形成される。例えば、弾性フレームデータの各計測点に対して、その計測点に

50

おける弾性値に応じた色相情報が付与され、弾性フレームデータに基づいて、各計測点に対して光の3原色である赤(R)、緑(G)、青(B)を付した弾性画像データが形成され、弾性画像データに対応した弾性画像が表示される。

【0041】

制御部70は、図1に示す超音波診断装置内を全体的に制御する。制御部70による全体的な制御には、操作デバイス60を介してユーザから受け付けた指示も反映される。

【0042】

図1に示す構成(符号を付された各部)のうち、送受信部12, 画像形成部20, 画像要素抽出部32, 画像要素選択部34, 注目領域形成部36, 変位計測部42, 弾性情報演算部44, 表示処理部50の各部は、例えば電気電子回路やプロセッサ等のハードウェアを利用して実現することができ、その実現において必要に応じてメモリ等のデバイスが利用されてもよい。また、上記各部に対応した機能が、CPUやプロセッサやメモリ等のハードウェアと、CPUやプロセッサの動作を規定するソフトウェア(プログラム)との協働により実現されてもよい。

10

【0043】

表示部52の好適な具体例は、液晶ディスプレイ等であり、操作デバイス60は、例えば、マウス、キーボード、トラックボール、タッチパネル、その他のスイッチ類等のうちの少なくとも一つにより実現できる。そして、制御部70は、例えば、CPUやプロセッサやメモリ等のハードウェアと、CPUやプロセッサの動作を規定するソフトウェア(プログラム)との協働により実現することができる。

20

【0044】

図1の超音波診断装置の全体構成は以上のとおりである。次に、当該超音波診断装置における関心領域の設定に係る機能について説明する。なお、図1に示した構成(符号を付した各部)については、以下の説明において図1の符号を利用する。

【0045】

図2は、超音波画像内における画素値の空間的な分布を説明するための図である。画像要素抽出部32は、超音波画像内における画素値の空間的な分布の形状に基づいて、その超音波画像内において、所定の形状に対応した複数の画像要素を抽出する。

【0046】

超音波画像内における画素値の空間的な分布は、例えば、二次的に配列された複数の画素について、各画素ごとに画素値の大きさに応じて面の高さを設定された曲面により表現することができる。図2には、その曲面(画素値の分布曲面)が図示されている。

30

【0047】

図2において、超音波画像は、例えばBモード画像であり、画像形成部20において形成される画像データである。超音波画像は、横方向と縦方向に二次元的に規則的に配列された複数の画素で構成される。表示部52に超音波画像が表示される際には、各画素の画素値、例えば輝度に応じて、その画素の明暗が表現される。

【0048】

図2では、XYZ直交座標系において、超音波画像の横方向と縦方向がそれぞれX軸方向とY軸方向に対応付けられ、超音波画像を構成する各画素の画素値(輝度)がZ軸方向に対応付けられている。例えば、超音波画像内の座標(x, y)における画素の画素値p(x, p)が、座標(x, y)における曲面の高さ(Z軸方向の大きさ)に対応付けられて、画素値の分布曲面が形成される。

40

【0049】

画像要素抽出部32は、超音波画像内における画素値の空間的な分布の形状、例えば、図2に示す画素値の分布曲面の形状を解析することにより、超音波画像内において、所定の形状に対応した複数の画像要素を抽出する。

【0050】

画像要素抽出部32は、画素値の分布曲面の形状を解析することにより、形状に係る指標を得て、その指標を利用して複数の画像要素を抽出する。形状に係る指標としては、公

50

知のシェイプインデックス (Shape Index) が好適である。

【0051】

画素値の分布曲面の形状を解析してシェイプインデックスを得るには、例えば、非特許文献1に詳述される抽出アルゴリズムを利用すればよい。画像要素抽出部32は、例えば非特許文献1に詳述される抽出アルゴリズムを利用し、図2に示す画素値の分布曲面の三次元曲率に基づいた特徴量として、シェイプインデックスを得る。

【0052】

図3は、シェイプインデックスの具体例を示す図である。画像要素抽出部32は、画素値の分布曲面(図2参照)において、注目画素とその隣接する画素との関係から定める曲面の凹凸形状の度合いを表すシェイプインデックスを得る。つまり、超音波画像内における注目画素とその近傍に位置する複数の画素からなる画像要素ごとに、シェイプインデックスが導出される。

【0053】

図3において、シェイプインデックス (Shape Index) は縦軸に示されており、シェイプインデックス値の範囲は $-1.0 \sim 1.0$ となっている。画像要素抽出部32は、シェイプインデックス値が例えば -0.2 よりも小さい画像要素を凹面要素として抽出し、シェイプインデックス値が例えば 0.2 よりも大きい画像要素を凸面要素として抽出する。

【0054】

なお、図3の横軸には、形状に係る指標の一つであるCurvednessが示されている。画素値の分布曲面の形状を解析してCurvednessを得るには、例えば、非特許文献1に詳述される抽出アルゴリズムを利用すればよい。Curvednessは、画素値の分布曲面(図2参照)において、注目画素とその隣接する画素との関係から定める曲面の曲がりの度合いを表す指標である。画像要素抽出部32は、凹面要素と凸面要素を抽出するにあたり、シェイプインデックスに加えてCurvednessを参照してもよい。また、画素値の分布曲面(図2参照)の三次元曲率に基づいた他の特徴量を指標として、凹面要素と凸面要素が抽出されてもよい。

【0055】

図4は、超音波画像内の凹面要素と凸面要素の具体例を示す図である。図4には、超音波画像内で抽出された複数の凹面要素S1, S3, S6と複数の凸面要素S2, S4, S5, S7が図示されている。

【0056】

注目部位が腫瘍である場合に、ユーザは、表示部52に表示される超音波画像内において注目すべき腫瘍を確認し、操作デバイス60を利用して注目すべき腫瘍の画像箇所指定点Aを設定する。

【0057】

指定点Aが設定されると、画像要素選択部34は、複数の凹面要素と複数の凸面要素の中から、ユーザによって指定された指定点Aに最も近い凹面要素を第1要素(基準となる要素)とする。図4の具体例においては、複数の凹面要素S1, S3, S6のうち、例えば中心位置(面積重心の位置)が指定点Aに最も近い凹面要素S1が第1要素として選択される。

【0058】

さらに、画像要素選択部34は、第1要素以外の複数の凹面要素と複数の凸面要素の中から、指定点Aに近い方から順に第2要素から第5要素までの4つの要素を選択する。図4の具体例においては、第1要素である凹面要素S1以外の複数の凹面要素S3, S6と複数の凸面要素S2, S4, S5, S7のうち、例えば中心位置(面積重心の位置)が指定点Aに近い方から順に、凸面要素S2と凹面要素S3と凸面要素S4と凸面要素S5が第2要素から第5要素として選択される。

【0059】

そして、画像要素選択部34は、基準となる第1要素と第2要素から第5要素までの4つの要素について、第1要素内における画素値の統計的な特徴量と、第2要素から第5要素

10

20

30

40

50

素までの各要素内における画素値の統計的な特徴量に基づいて、複数の注目画像要素を選択する。画素値の統計的な特徴量としては、各要素内における画素値の平均値が好適である。

【 0 0 6 0 】

図5は、画素値の平均値に基づいた選択の具体例を示す図である。図5には、第1要素から第5要素として選択された凹面要素S1と凸面要素S2と凹面要素S3と凸面要素S4と凸面要素S5の各要素ごとに、各要素内における輝度（画素値）が縦軸に示されている。なお、図5における各要素の輝度は、例えば、図4に示す各要素の中心を通る直線上における輝度の分布である。

【 0 0 6 1 】

また、図5に示す具体例において、凹面要素S1に関する画素値の平均値、つまり平均輝度はM1であり、凸面要素S2，凹面要素S3，凸面要素S4，凸面要素S5の平均輝度は、それぞれM2，M3，M4，M5である。

【 0 0 6 2 】

画像要素選択部34は、凹面要素S1の平均輝度M1に基づいて閾値を決定する。例えば、閾値の係数kを利用して（M1×k）を閾値とする。なお、係数kの大きさは、例えば、経験的に得られた値を利用することが望ましいものの、例えば、ユーザによって係数kの大きさが適宜に調整されてもよい。

【 0 0 6 3 】

そして、画像要素選択部34は、凸面要素S2と凹面要素S3と凸面要素S4と凸面要素S5の各要素について、各要素ごとに閾値と平均輝度とを比較し、平均輝度が閾値よりも小さい（又は平均輝度が閾値以下となる）要素を注目画像要素として選択する。また、基準となる凹面要素S1も注目画像要素として選択される。

【 0 0 6 4 】

これにより、図5に示す具体例においては、凹面要素S1，凸面要素S2，凹面要素S3，凸面要素S4が、複数の注目要素画像として選択される。複数の注目画像要素が選択されると、それら複数の注目画像要素に基づいて、注目部位である腫瘤に対応した腫瘤領域が形成される。

【 0 0 6 5 】

図6は、腫瘤領域を形成する処理の具体例を示す図である。図6<1>には、複数の注目画像要素として選択された凹面要素S1，凸面要素S2，凹面要素S3，凸面要素S4が図示されている。注目領域形成部36は、これらの注目画像要素を互いに繋ぎ合わせることにより、注目領域である腫瘤領域を形成する。

【 0 0 6 6 】

注目領域形成部36は、複数の注目画像要素の各々に対して膨張処理を施し、複数の注目画像要素を互いに密着または部分的に重ね合わせる。注目領域形成部36は、凹面要素S1，凸面要素S2，凹面要素S3，凸面要素S4の各要素を、外側に向かって例えば1画素ずつ膨張させる処理を数回繰り返す。

【 0 0 6 7 】

これにより、図6<2>に示す例のように、凹面要素S1，凸面要素S2，凹面要素S3，凸面要素S4について、互いに近接する要素同士が密着または部分的に重ね合わされて連結される。なお、数回の膨張処理により他の要素と連結されない要素は、注目画像要素から取り除かれてもよい。

【 0 0 6 8 】

さらに、注目領域形成部36は、膨張処理により連結された複数の画像要素に対して穴埋め処理を行う。例えば、図6<2>の凹面要素S1，凸面要素S2，凹面要素S3，凸面要素S4によって取り囲まれた領域が図6<3>に示すように穴埋めされる。さらに、互いに隣接する要素の隙間、例えば、図6<3>において実線と破線によって取り囲まれた領域が穴埋め処理されてもよい。

【 0 0 6 9 】

10

20

30

40

50

そして、注目領域形成部 36 は、膨張処理と穴埋め処理により得られた領域（合成領域）に対して収縮処理を施して注目領域を形成する。注目領域形成部 36 は、例えば、図 6 < 3 > において実線で囲まれた領域を、内側に向かって例えば 1 画素ずつ収縮させる処理を数回繰り返して、図 6 < 4 > に示す腫瘍領域を形成する。例えば、膨張処理と同じ回数だけ収縮処理が繰り返される。

【 0 0 7 0 】

なお、図 6 < 3 > において、実線と破線によって取り囲まれた領域も穴埋め処理された場合には、図 6 < 4 > において、実線と破線によって取り囲まれた領域も腫瘍領域に含まれる。

【 0 0 7 1 】

関心領域設定部 30 は、注目領域形成部 36 で形成された腫瘍領域を腫瘍の関心領域（ROI）としてもよいが、例えば乳腺の診断において FLR（Fat Lesion Ratio）を導出するのであれば、腫瘍領域に基づいて円形の腫瘍 ROI を設定することが望ましい。

【 0 0 7 2 】

図 7 は、円形の腫瘍 ROI を設定する具体例を説明するための図である。円形の腫瘍 ROI を設定するにあたっては、まず、図 7 < 1 > に示すように、腫瘍が含まれる超音波画像内、例えば B モード画像内において、生体組織の境界が検出される。境界の検出においては、例えば超音波画像内における画素値（輝度）の空間的な微分値が閾値以上となる部分を境界として検出する等、公知のいずれの技術が利用されてもよい。図 7 < 1 > の具体例では、境界 B1 ~ 境界 B6 が検出されている。

【 0 0 7 3 】

次に、図 7 < 2 > に示すように、腫瘍領域（破線）が超音波画像内に設定される。腫瘍領域が注目領域形成部 36 により形成されることは既に説明したとおりである（図 6 参照）。そして、腫瘍領域内において境界がクリーニングされる。例えば、図 7 < 2 > に示す具体例において、破線の腫瘍領域内における境界 B4 ~ B6 が除去される。つまり、以降の処理において境界 B4 ~ B6 が境界として認識されない。

【 0 0 7 4 】

さらに、関心領域設定部 30 は、腫瘍領域内の境界を除去した超音波画像内において、例えば、特許文献 1 に詳述される公知の手法により、円形の腫瘍 ROI を設定する。例えば、図 7 < 3 > に示すように、ユーザにより設定された指定点 U を中心として、残された境界 B1 ~ B3 を含まないような、できるだけ大きな円形の腫瘍 ROI が設定される。図 7 < 3 > の具体例においては、指定点 U からの距離が最も近い境界 B3 に内接する円形の腫瘍 ROI が設定される。なお、図 4 において指定された指定点 A が図 6 の指定点 U として利用されてもよいし、図 4 の指定点 A とは別に、図 6 の指定点 U が設定されてもよい。

【 0 0 7 5 】

また、関心領域設定部 30 は、指定点 U をそのまま腫瘍 ROI の中心とせず、例えば、特許文献 1 に詳述される公知の手法により、指定点 U の近傍において、最大限に大きな円形の腫瘍 ROI となる中心点を探索してもよい。例えば、図 7 < 3 > の指定点 U の近傍に位置する複数の候補点の中から、境界 B3 までの最短距離が最も長い候補点を探し出し、これにより、例えば、図 7 < 4 > に示す具体例のように、探し出した候補点を中心点 U' として、境界 B3 に内接する円形の腫瘍 ROI が設定されてもよい。

【 0 0 7 6 】

こうして、関心領域設定部 30 により円形の腫瘍 ROI が設定される。これに対し、脂肪 ROI は、例えば、医師等のユーザが、表示部 52 に表示される超音波画像を視覚的に確認して、その超音波画像内において、脂肪 ROI の中心位置と半径の大きさを調整することにより設定される。また、公知の技術を利用して脂肪 ROI が設定されてもよい。例えば、特許文献 1 に記載される技術を利用して、超音波画像内における画素の輝度値等に基づいて、組織の境界等を特定することにより、ユーザ操作の負担を軽減しつつ、脂肪 ROI が設定されてもよい。

【 0 0 7 7 】

10

20

30

40

50

以上、本発明の実施において好適な超音波診断装置について説明したが、例えば、図1に示した画像要素抽出部32と画像要素選択部34と注目領域形成部36のうち少なくとも一つをコンピュータにより実現し、そのコンピュータを超音波画像処理装置として機能させてもよい。

【0078】

なお、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。

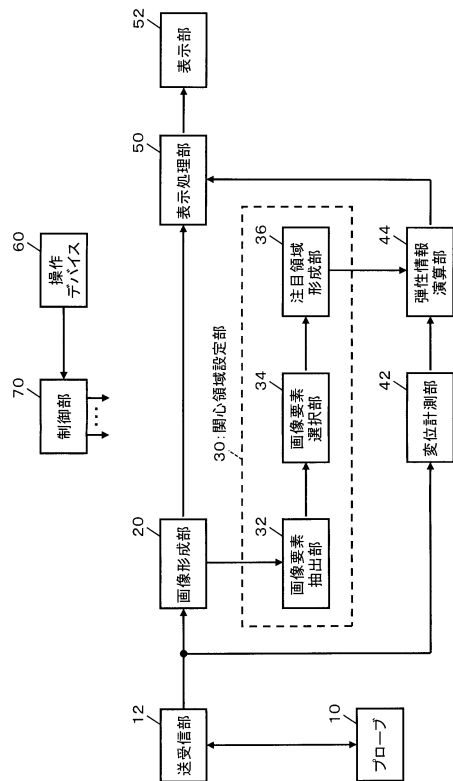
【符号の説明】

【0079】

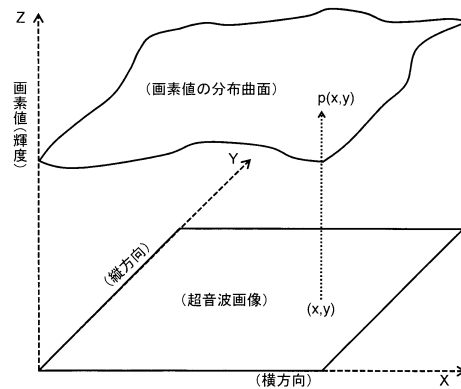
10 プローブ、12 送受信部、20 画像形成部、30 関心領域設定部、32 画像要素抽出部、34 画像要素選択部、36 注目領域形成部、42 変位計測部、44 弾性情報演算部、50 表示処理部、52 表示部、60 操作デバイス、70 制御部。

10

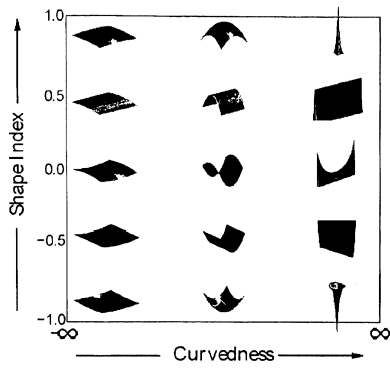
【図1】



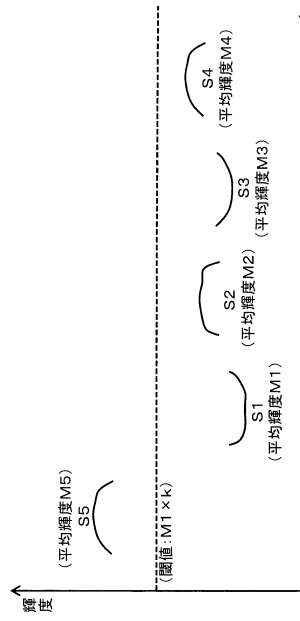
【図2】



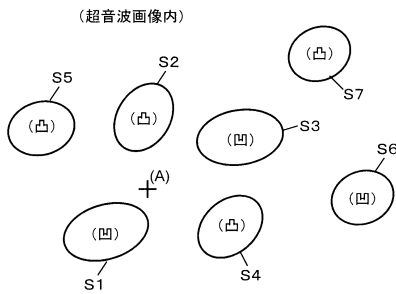
【 図 3 】



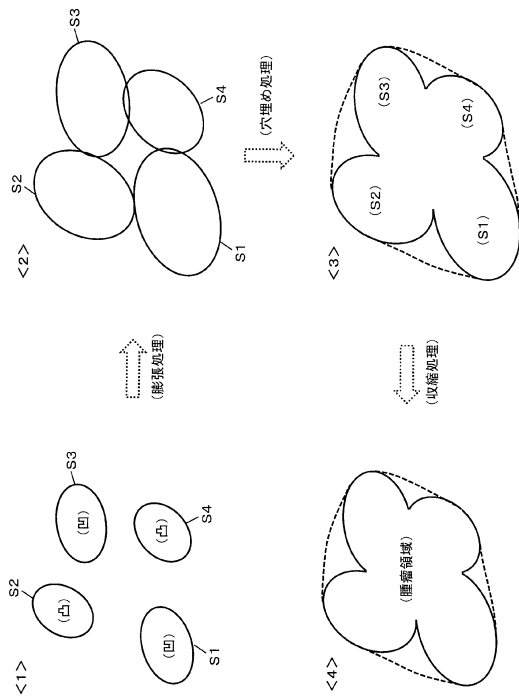
【 図 5 】



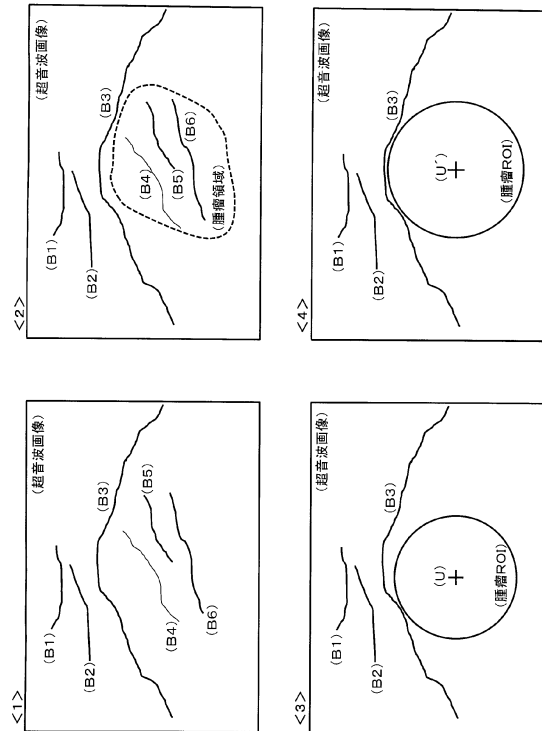
【 図 4 】



【 図 6 】



【 図 7 】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2006-230910(JP,A)
特開平10-097624(JP,A)
特開2010-000133(JP,A)
特開2013-103023(JP,A)
特開2008-073305(JP,A)
米国特許出願公開第2006/0120591(US,A1)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP6356528B2	公开(公告)日	2018-07-11
申请号	JP2014160016	申请日	2014-08-06
[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)	日立アロカメディカル株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立制作所		
[标]发明人	馬場博隆		
发明人	馬場 博隆		
IPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14 A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/JC05 4C601/JC07 4C601/JC08 4C601/JC20 4C601/JC37		
审查员(译)	永田浩二		
其他公开文献	JP2016036417A		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种改进的技术，用于指定诊断中要注意的区域。图像元素提取单元基于超声图像的图像数据中的像素值的空间分布形状，提取与图像数据中的预定形状对应的多个图像元素到。图像元素选择器34，从所提取的多个图像元素的，基于在每个图像元素的像素值的统计特性中，选择多个可为目标位点的候选对象图像元素。关注区域形成单元36中，基于所述多个所选择的，以形成感兴趣的对应于目标位点的区域的目标图像元素。然后，基于感兴趣区域，设置感兴趣区域的感兴趣区域 (ROI)。

(19) 日本国特許庁 (JP)	(12) 特許公報 (B2)	(11) 特許番号 特許第6356528号 (P6356528)
(45) 発行日 平成30年7月11日 (2018. 7. 11)	(24) 登録日 平成30年6月22日 (2018. 6. 22)	
(51) Int. Cl. A 6 1 B 8 / 1 4 (2006. 01)	F I A 6 1 B 8 / 1 4	
請求項の数 9 (全 14 頁)		
(21) 出願番号 特願2014-160016 (P2014-160016)	(73) 特許権者 000005108 株式会社日立製作所	
(22) 出願日 平成26年8月6日 (2014. 8. 6)	東京都千代田区丸の内一丁目6番6号	
(65) 公開番号 特開2016-36417 (P2016-36417A)	(74) 代理人 110001210 特許業務法人 Y K I 国際特許事務所	
(43) 公開日 平成28年3月22日 (2016. 3. 22)	(72) 発明者 馬場 博隆 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立 アロカメディカル株式会社内	
審査請求日 平成29年7月4日 (2017. 7. 4)	審査官 永田 浩二	
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置		