

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 公開特許公報(A)

(11) 特許出願公開番号

特開2007-125152

(P2007-125152A)

(43) 公開日 平成19年5月24日(2007.5.24)

(51) Int. Cl.

A61B 8/08 (2006.01)

F I

A61B 8/08

テーマコード(参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 4 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号

特願2005-319400 (P2005-319400)

(22) 出願日

平成17年11月2日(2005.11.2)

(71) 出願人

000153498

株式会社日立メディコ

東京都千代田区外神田四丁目14番1号

(74) 代理人

100096091

弁理士 井上 誠一

(72) 発明者

前田 優

東京都千代田区内神田1丁目1番14号

株式会社日立メディコ内

Fターム(参考) 4C601 DD19 DD23 EE09 JC06 JC11

JC12 JC37

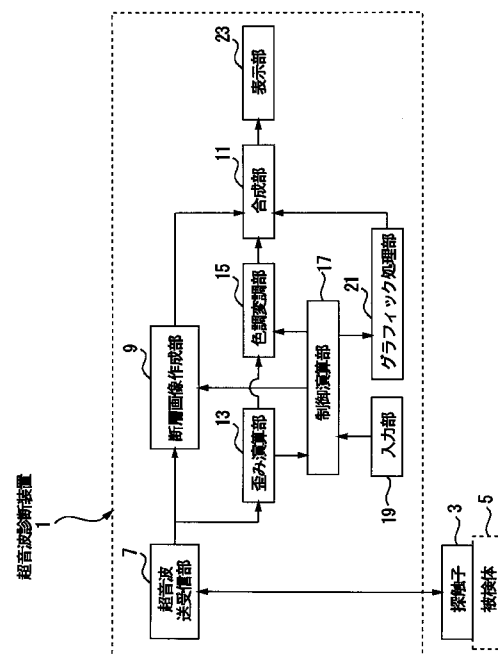
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 生体の組織歪み断層像を時間的に解析する機能において、設定したROIを生体組織対象の動きに応じて自動追従させ正確な診断を可能にする超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 超音波送受信部7は、被検体5の生体組織に超音波を送波し、反射エコーを得る。歪み演算部13は、被検体5の生体組織を押圧して得られる押圧前後の生体組織内部の点の変位分布を微分して歪み量を得る。表示部23は、生体組織の歪み量の大小が色調変調され、生体組織の硬さ情報として組織弾性像が表示される。操作者が表示される当該組織弾性像の観察領域をROI領域として指定すると、制御演算部17は動画像である組織弾性像の歪み情報に基づいて、腫瘍や脂肪等に設定されたROIを対象の動きに応じて自動追従させる。操作者は、表示された組織弾性像と、動画像の追従するROI領域を利用して高精度な診断を行うことが可能になる。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体を押圧しつつ当該被検体との間で超音波の送受を行う超音波探触子と、前記超音波探触子からの出力信号に基づいて弾性像を再構成する画像処理手段と、前記弾性像を表示する表示手段と、を備える超音波診断装置であって、

前記超音波探触子からの出力信号に基づいて前記被検体に関する歪み情報を取得する歪み情報取得手段と、

前記画像処理手段により再構成された弾性像の所定の領域を関心領域として設定する関心領域設定手段と、

前記歪み情報取得手段により取得した歪み情報の変化に応じて前記関心領域設定手段により設定した関心領域を追従させる関心領域追従手段と、
を具備することを特徴とする超音波診断装置。 10

【請求項 2】

前記関心領域追従手段は、前記関心領域の位置移動または前記関心領域のサイズ変更または前記関心領域の形状変更の少なくともいずれかの処理を行うことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記関心領域追従手段は、前記画像処理手段により再構成された弾性像から所定の閾値条件を満たす画素を抽出し、当該抽出した画素から所定のノイズ混入率に基づいてノイズとみなした画素を除外し、残りの画素を含む領域を新たな関心領域とすることを特徴とする請求項 1 または請求項 2 に記載の超音波診断装置。 20

【請求項 4】

前記関心領域追従手段は、前記新たな関心領域の候補が複数となった場合、直前の関心領域との差が最小となる関心領域を前記新たな関心領域とすることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、被検体を探触子で押圧しつつ組織弾性像を得て生体組織の硬さを定量的に計測することのできる超音波診断装置に係り、特に腫瘍や脂肪等の領域に設定する ROI (Region of Interest: 関心領域) の追従制御に関する。 30

【背景技術】**【0002】**

近年、超音波を生体情報の取得に利用する技術として、体内に超音波を放射して音響インピーダンスが異なる組織境界での反射エコーを輝度変調して 2 次元断層像を得る超音波断層像 (B モード方式)、反射エコー信号の強度を輝度変調して走査位置に応じて表示する A モード方式、時間による反射点の変化を画像として表示する M モード方式、血流のドプラ効果を利用して血流速度を計測するドプラ血流計測等がある。

超音波には、X 線装置のような放射線被曝の危険性がなく、また造影剤等が不要であるので手軽に組織断層像を表示できるという特徴がある。 40

【0003】

超音波診断装置は、心臓や血管等の循環器系及びその他の動きのある臓器の場合、当該臓器を構成する生体組織の動きを断層像にして観察し、当該臓器の機能を診断することが行われている。

【0004】

さらに、組織形状だけではなく組織の硬さ情報 (すなわち弾性特性) を画像化して診断に利用する分野がある。これは組織の弾性特性が病理状態と深く関係しており、例えば乳がんや甲状腺がんなどの硬化性がんや肝硬変、動脈硬化症などは正常組織よりも病変部分が硬くなることが知られており、医療従事者による触診のみではなく定量的に硬さ情報を得ることで診断の精度を向上させることができる。 50

【0005】

弾性特性の計測方法としては、体表から静的な圧力を加えて組織をわずかに圧縮変形させ、その際生じる組織内部の歪みを超音波により計測し、歪みから弾性特性を評価する。即ち硬い組織では生じる歪みが小さく、軟らかい組織では歪みが大きい。

【0006】

尚、超音波で組織形状を画像表示させるBモード等の場合、超音波の生体内からの反射波の強さを輝点の明るさに変換して表示し、更に表示される生体組織にROI (Region of Interest: 関心領域)を設定すると、生体組織の動きに伴い設定された当該ROIの位置を追従制御させる装置がある(特許文献1)。

【0007】

【特許文献1】特開2004-121835号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

しかしながら、生体の組織歪み断層像(弾性特性を示す)画像に対して設定するROIを追従制御する具体的な技術は開示されていない。従って、弾性特性を示す画像において生体組織が移動すると、正確な解析ができないという問題点があった。

【0009】

また、特許文献1はBモードでROIを追従させる技術であるが、ブロックマッチング法と称される画像相関法を利用してROIの位置を追従させるものであり、例えば時間経過により生体組織の形状等が変化した場合に、追従するROI形状を共に変化させるものではない。従って、生体組織の観察領域が、設定したROIの領域からはみ出したり、設定したROIの領域より小さくなることもあり、生体組織の解析の正確さを欠く場合が生じる。

【0010】

本発明は、このような問題を鑑みてなされたもので、その目的とするところは、生体の組織歪み断層像を時間的に解析する機能において、設定したROIを生体組織対象の動きに応じて自動追従させ正確な診断を可能にする超音波診断装置を提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0011】

前述した目的を達成するための本発明は、被検体を押圧しつつ当該被検体との間で超音波の送受を行う超音波探触子と、前記超音波探触子からの出力信号に基づいて弾性像を再構成する画像処理手段と、前記弾性像を表示する表示手段と、を備える超音波診断装置であって、前記超音波探触子からの出力信号に基づいて前記被検体に関する歪み情報を取得する歪み情報取得手段と、前記画像処理手段により再構成された弾性像の所定の領域を関心領域として設定する関心領域設定手段と、前記歪み情報取得手段により取得した歪み情報の変化に応じて前記関心領域設定手段により設定した関心領域を追従させる関心領域追従手段と、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

【0012】

超音波探触子は、電気信号を超音波に変換して被検体の生体組織内に超音波を放射し、また生体組織内で反射された超音波の反射エコーを受波し、電気信号に変換する。

【0013】

弾性像とは、超音波探触子で被検体の生体組織を少々押圧し、押圧前後の生体組織内部の点の変位分布を空間微分して歪み分布を得、当該歪み分布を色調変調して得られる組織断面画像である。得られる弾性像は、生体組織の硬さ情報を視覚的(色調表示)に表示するものである。

【0014】

歪み情報は、超音波探触子で被検体の生体組織を少々押圧し、押圧前後の生体組織内部の点の変位分布を空間微分して得られる情報である。組織が軟らかいと測定される歪み量が大きく、組織が硬いと測定される歪み量が小さい。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 5 】

関心領域とは、被検体の生体組織の組織断面画像から、経過観察領域として指定された観察領域を示す。例えば正常組織よりも組織の硬い領域は、腫瘍などの病変部分であることが知られており、医療従事者は「硬いことを示す領域」に関心領域として指定し、時間変化とともに移動する「硬いことを示す領域」に関心領域の位置や形状を追従させて診断材料の1つとして利用する。

【 0 0 1 6 】

本発明による超音波診断装置は、超音波探触子からの出力信号に基づいて被検体に関する歪み情報を取得し、画像処理手段により再構成された弾性像の所定の領域に関心領域として設定し、歪み情報の変化に関心領域を追従させる。

10

【 0 0 1 7 】

前記関心領域追従手段は、前記関心領域の位置移動または前記関心領域のサイズ変更または前記関心領域の形状変更の少なくともいずれかの処理を行うことが望ましい。

【 0 0 1 8 】

前記関心領域追従手段は、前記画像処理手段により再構成された弾性像から所定の閾値条件を満たす画素を抽出し、当該抽出した画素から所定のノイズ混入率に基づいてノイズとみなした画素を除外し、残りの画素を含む領域を新たな関心領域とすることが望ましい。

【 0 0 1 9 】

前記関心領域追従手段は、前記新たな関心領域の候補が複数となった場合、直前の関心領域との差が最小となる関心領域を前記新たな関心領域とすることが望ましい。

20

【 0 0 2 0 】

本発明による超音波診断装置は、生体の組織歪み断層像を時間的に解析する機能において、設定したROIを生体組織対象の動きに応じて自動追従させるので、生体組織の正確な診断を可能にする効果がある。また、ROIの位置だけではなく、生体組織対象の形状変化に伴ってROI形状変更を行うこともできるのでより高精度な診断を可能にする。

【 発明の効果 】

【 0 0 2 1 】

本発明によれば、生体の組織歪み断層像を時間的に解析する機能において、設定したROIを生体組織対象の動きに応じて自動追従させ正確な診断を可能にする超音波診断装置を提供することができる。

30

【 発明を実施するための最良の形態 】

【 0 0 2 2 】

以下に、図面に基づいて本発明の実施の形態を詳細に説明する。図1は、本実施の超音波診断装置1の構成を示す図である。

【 0 0 2 3 】

(1 . 超音波診断装置1の構成)

超音波診断装置1は、被検体5の生体組織を探触子3であるプローブで押圧し、押圧前後の生体組織の歪み比を取得して弾性特性を再構成して表示部23に画像を表示させる装置である。弾性特性とは、生体組織の硬さを示す特性であり、例えば弾性特性の値により組織の硬さを色で区別して表示部23に表示させるようにしても良い。

40

【 0 0 2 4 】

超音波診断装置1は、探触子3、超音波送受信部7、断層画像作成部9、合成部11、歪み演算部13、色調変調部15、制御演算部17、入力部19、グラフィック処理部21、表示部23等から構成される。

【 0 0 2 5 】

探触子3は、被検体5の生体組織内部に超音波を送波及び受波するものである。超音波送受信部7は、超音波信号を発生させ、探触子3に送信すると共に、探触子3で受信した反射エコーを処理するものである。

【 0 0 2 6 】

50

断層画像作成部 9 は、超音波送受信部 7 から送られる超音波信号を整相して断層画像を作成し、作成した断層画像を合成部 11 に送る。即ち超音波信号の強さが輝度に変換され、断層画像として表示される。

【0027】

歪み演算部 13 は、超音波送受信部 7 から送られる超音波信号から歪み量を演算する。即ち、組織圧縮に伴う組織の変位分布を算出し、当該変位分布を空間微分することで歪み分布を得ることができる。

【0028】

色調変調部 15 は、歪み演算部 13 で算出された歪み量を色調変調し、合成部 11 に送る。即ち歪み量の大小を色調に変換し、例えば歪み量が多い（軟らかい）組織を「赤」に変換し歪み量が小さくなるにつれて、赤から橙、黄、黄緑、緑、青に変換し、最も歪み量が小さい（硬い）組織を「濃青」に変換する。

10

【0029】

制御演算部 17 は、入力部 19 から入力された指示に従い、信号の制御や演算を行う CPU (Central Processing Unit) 等である。

【0030】

入力部 19 は、操作者が ROI の領域設定、数値の入力（後述するが、例えばノイズ混入率の入力）、歪み率の比の時間解析実行などの操作を行うものであり、キーボード、各種スイッチ、トラックボール、マウス等で構成される。

【0031】

グラフィック処理部 21 は、ROI やポインタ等を画像化し、合成部 11 に送る。ROI の形状等は、操作者が任意に指定することができる。

20

【0032】

合成部 11 は、断層画像作成部 9、色調変調部 15、グラフィック処理部 21 から受信した画像情報を合成する。断層画像作成部 9 は、組織形状を B モード像（断層像）で表す画像を提供し、色調変調部 15 は、組織の硬さ情報（弾性特性）を色調変調して提供し、グラフィック処理部 21 は ROI やポインタ等の画像情報を提供する。合成部 11 はこれらの画像情報の一部又は全部を合成し、表示部 23 に送る。

【0033】

表示部 23 は、CRT や液晶表示装置等であり、合成部 11 で合成された画像を表示する。

30

【0034】

尚、上記では説明していないが、超音波診断装置 1 は、制御演算部 17 が演算等を行う工程で利用する記憶部（ROM、RAM、HDD 等）や、超音波送受信部 7 が取得した画像情報を登録する記憶部（データベース）等も備えている。

【0035】

(2. ROI 追従制御)

次に、図 2 乃至図 9 を用いて本実施の形態における超音波診断装置 1 の ROI 追従制御について説明する。

図 2 は ROI の追従制御を示すフローチャートである。

40

図 3 は、表示部 23 に表示される組織歪み像 25 を示す図である。

【0036】

操作者は、本実施の形態における超音波診断装置 1 の探触子 3 を、被検体 5 の生体組織に押圧しつつ探触子 3 から超音波を生体組織内に送信して、組織で反射された反射エコーを探触子 3 で受波する。受波した信号は超音波送受信部 7 から歪み演算部 13 に送られ当該歪み演算部 13 は信号を歪み値に変換し、色調変調部 15 が当該歪み値を色調変調して歪み量の大小を色調に変換して合成部 11 に送る。

【0037】

また、探触子 3 が受波した信号は超音波送受信部 7 から断層画像作成部 9 に送られ、当該断層画像作成部 9 は信号の強弱を輝度に変換して（従来の B モード表示方法）、合成部

50

11に送る。合成部11は歪み量の大小を色調に変換した信号を、信号の強弱が輝度に変換された信号に重畳した断層画像と組織歪み像25を表示部23に表示させる(図3参照)。

【0038】

操作者は、表示部23に表示される組織歪み像25から、硬いことを示す領域29を例えば「濃青」の表示色として認識する。操作者は、組織歪み像25の中の硬いことを示す領域29を囲むような領域を矩形領域27としてマウスやポインタ等を利用して入力部19から指定する。尚、例えば同じ表示色「濃青」で示される領域はノイズ31として矩形領域27の中に含まれていても良い。

【0039】

操作者が上記の操作を行うと、制御演算部17は、組織歪み像25の中で、硬いことを示す領域29を囲むように設定された矩形領域27を得る(図2のステップ1001)。

【0040】

次に、制御演算部17は、設定されている閾値に基づいて、矩形領域27を構成する全ての画素値(歪み量)を2値化する(ステップ1002)。例えば閾値より画素値が小さい画素値は「0」、閾値以上の画素値を有する画素の画素値は「1」に変換する。尚、閾値は事前にデフォルト値として設定されていても良いし、操作者が入力部19から入力しても良いし、操作者が設定されている閾値の値を変更するようにしても良い。

【0041】

次に制御演算部17は、設定されているノイズ混入率に基づいて、矩形領域27を絞り込んで矩形領域27のX座標の上限値・下限値及びY座標の上限値・下限値を決定する。また、X、Y座標の上限値・下限値を基に中心座標を決定する(ステップ1003)。尚、ノイズ混入率は事前にデフォルト値として設定されていても良いし、操作者が入力部19から入力しても良いし、操作者が設定されているノイズ混入率の値を変更するようにしても良い。

【0042】

図4は、ノイズ混入率0%のROIを示す図である。

図4は、ノイズ混入率が0%として設定されている時のROI領域を決定するX座標の上限値 XU_{35-1} ・下限値 XL_{33-1} 、Y座標の上限値 YU_{39-1} ・下限値 YL_{37-1} の範囲を示す。

【0043】

図5は、ノイズ混入率10%のROIを示す図である。

図5は、ノイズ混入率が10%として設定されている時のROI領域を決定するX座標の上限値 XU_{35-2} ・下限値 XL_{33-2} 、Y座標の上限値 YU_{39-2} ・下限値 YL_{37-2} の範囲を示す。即ち、矩形領域27に含まれ、閾値を超える値を持つ画素「1」の画素数合計10個のうち、画素1つ分はノイズ混入率10%の設定によりノイズとみなされて、ROI領域からはカットされる。カットされる画素1つ分は、他の画素とは不連続な位置に存在する画素など、カットするに適切なものが選択される。

【0044】

図6は、ROI領域のX、Y座標の上限値・下限値を決定するフローチャートである。

図6は、図2のステップ1003の内容を詳細に示す。また図7は図6のフローチャートの説明に用いる矩形領域27を示す。

次に、図6、図7を用いてROI領域を決定する工程を説明する。

【0045】

まず、制御演算部17は、矩形領域27から画素値「1」がすべて入る枠を最初に決定する。即ち図7において当該枠のX座標の最小値 Xi_{41} 、最大値 Xj_{43} 、Y座標の最小値 Yi 、最大値 Yj が算出される。制御演算部17は、当該枠中のノイズを除く目標の画素数を、ノイズ混入率から算出する(ステップ2001)。例えば図7に示すように座標 (Xi, Yi) 、 (Xi, Yj) 、 (Xj, Yj) 、 (Xj, Yi) で囲まれる領域中の画素値「1」である画素数10個に対し、例えばノイズ混入率0%ならば画素値「1」

10

20

30

40

50

を全て含む最小の領域を算出し、ノイズ混入率10%ならば $10 \text{個} \times 10\% = 1 \text{個}$ であるので、目標画素数は「9」であり、画素1つ分はノイズとみなしてカットすることを示す。

【0046】

次に制御演算部17は初期値を設定する。X方向の長さkの初期値 $k = 1$ とする(ステップ2002)。Y方向の長さlの初期値 $l = 1$ とする(ステップ2003)。X方向の始点座標mの初期値 $m = X_i$ とする(ステップ2004)。Y方向の始点座標nの初期値 $n = Y_i$ とする(ステップ2005)。

【0047】

次に制御演算部17は、座標 (m, n) を始点として、長さ $k \times l$ の領域を作成する(ステップ2006)。作成した領域の中で、画素値「1」である画素数が、今まで作成した領域よりも目標の画素数に近いならば(ステップ2007のYES)、座標 (m, n) の始点と長さ $k \times l$ の情報を記憶部(図示していない)に登録し(ステップ2008)、ステップ2009に進む。 10

【0048】

ステップ2007において、画素値「1」である画素数が、今まで作成した領域よりも目標の画素数に近くないならば、ステップ2009に進む。

【0049】

Y方向の始点nを次の画素の位置 $n + 1$ と仮定した際、次に検討する $k \times l$ の領域が座標 (X_i, Y_i) 、 (X_i, Y_j) 、 (X_j, Y_j) 、 (X_j, Y_i) で囲まれる領域内であるならば、即ち、 $n + 1 \leq Y_j - l + 1$ であるならば(ステップ2009のYES)、Y方向の始点nを $n = n + 1$ と更新し(ステップ2010)、ステップ2006に戻り同様の工程を繰り返す。 20

【0050】

ステップ2009において、Y方向の始点nを次の画素の位置 $n + 1$ と仮定した際、次に検討する $k \times l$ の領域が座標 (X_i, Y_i) 、 (X_i, Y_j) 、 (X_j, Y_j) 、 (X_j, Y_i) で囲まれる領域外になるならば、即ち、 $n + 1 > Y_j - l + 1$ を満たさないならば(ステップ2009のNO)、ステップ2011に進む。

【0051】

X方向の始点mを次の画素の位置 $m + 1$ と仮定した際、次に検討する $k \times l$ の領域が座標 (X_i, Y_i) 、 (X_i, Y_j) 、 (X_j, Y_j) 、 (X_j, Y_i) で囲まれる領域内であるならば、即ち、 $m + 1 \leq X_j - k + 1$ であるならば(ステップ2011のYES)、X方向の始点mを $m = m + 1$ と更新し(ステップ2012)、ステップ2005に戻り同様の工程を繰り返す。 30

【0052】

ステップ2011において、X方向の始点mを次の画素の位置 $m + 1$ と仮定した際、次に検討する $k \times l$ の領域が座標 (X_i, Y_i) 、 (X_i, Y_j) 、 (X_j, Y_j) 、 (X_j, Y_i) で囲まれる領域外になるならば、即ち、 $m + 1 > X_j - k + 1$ を満たさないならば(ステップ2011のNO)、ステップ2013に進む。

【0053】

Y方向の長さlを次の長さ $l + 1$ と仮定した際、次に検討する $k \times l$ の領域が座標 (X_i, Y_i) 、 (X_i, Y_j) 、 (X_j, Y_j) 、 (X_j, Y_i) で囲まれる領域内であるならば、即ち、 $l + 1 \leq Y_j - Y_i + 1$ であるならば(ステップ2013のYES)、Y方向の長さlを $l = l + 1$ と更新し(ステップ2014)、ステップ2004に戻り同様の工程を繰り返す。 40

【0054】

ステップ2013において、Y方向の長さlを次の長さ $l + 1$ と仮定した際、次に検討する $k \times l$ の領域が座標 (X_i, Y_i) 、 (X_i, Y_j) 、 (X_j, Y_j) 、 (X_j, Y_i) で囲まれる領域外になるならば、即ち、 $l + 1 > Y_j - Y_i + 1$ を満たさないならば(ステップ2013のNO)、ステップ2015に進む。 50

【0055】

X方向の長さkを次の長さk+1と仮定した際、次に検討するk×1の領域が座標(X_i, Y_i)、(X_i, Y_j)、(X_j, Y_j)、(X_j, Y_i)で囲まれる領域内であるならば、即ち、 $k+1 = X_j - X_i + 1$ であるならば(ステップ2015のYES)、X方向の長さkを $k = k+1$ と更新し(ステップ2016)、ステップ2003に戻り同様の工程を繰り返す。

【0056】

ステップ2015において、X方向の長さkを次の長さk+1と仮定した際、次に検討するk×1の領域が座標(X_i, Y_i)、(X_i, Y_j)、(X_j, Y_j)、(X_j, Y_i)で囲まれる領域外になるならば、即ち、 $k+1 = X_j - X_i + 1$ を満たさないならば(ステップ2015のNO)、制御演算部17は記憶部(図示しない)に登録した始点(m, n)、長さk×1の全ての情報の中から、前のフレームのROIとの差が最も小さい情報を現フレームの情報として採用する(ステップ2017)。

10

【0057】

制御演算部17は例えば図7に示すようにノイズ混入率10%の領域を、始点(4, 2)、長さ3×3の領域として算出し、当該領域の外枠を後述するROI53として算出する。

【0058】

尚、図6では、検討画素数(k×1)を画素数1から徐々に増加させていき、目的とするROI領域のX、Y座標の上限値・下限値を決定するものとして説明したが、目的とする画素数がまずステップ2001で算出されるので、当該目的とする画素数を検討画素数の初期値に指定するようにしても良い。

20

【0059】

また、最初に決定する画素値「1」がすべて入る枠を構成する画素数(k×1)を検討画素数の初期値とし、検討画素数を徐々に減少させ目的とする画素数となった時点で終了させるようにしても良い。

【0060】

図2のステップ1003に戻り、制御演算部17は矩形領域27のX座標の上限値・下限値及びY座標の上限値・下限値を決定し、更に中心座標49(図7参照)を算出して決定する。

30

【0061】

次に制御演算部17は、前フレームのROIと比較した現フレームの算出領域の伸縮率と、ROIの中心座標の移動量を算出する。

図8は、前後する矩形領域27における画素値を示す図である。

図9は、前後するフレーム51間におけるROI53の自動追従を示す図である。

尚、図9(a)は前フレーム51-1とROI53-1の領域を示す。図8(a)はROI53-1領域を決定するための境界と中心座標49-1等を示す。図9(b)は現フレーム51-2とROI53-2の領域を示す。図8(b)はROI53-2領域を決定するための境界と中心座標49-1等を示す。

【0062】

制御演算部17は、前フレーム51-1のROI53-1のX方向の幅(XU1-XL1)を基にして、現フレーム51-2の算出領域のX方向の幅(XU2-XL2)の伸縮率、及び前フレーム51-1のROI53-1のY方向の幅(YU1-YL1)を基にして、現フレーム51-2の算出領域のY方向の幅(YU2-YL2)の伸縮率を算出する。また、制御演算部17は、前フレーム51-1のROI53-1の中心座標49-1から、現フレーム51-2の算出領域への中心座標49-2の移動量を算出する(図2のステップ1004)。

40

【0063】

制御演算部17は、算出した伸縮率により、前フレーム51-1に設定されているROI53-1のサイズを拡大又は縮小し、中心座標49-1を中心座標49-2の位置に移

50

動して、現フレーム 5 1 - 2 に R O I 5 3 - 2 を移動表示させる（図 2 のステップ 1 0 0 5）。

【 0 0 6 4 】

上記のように、制御演算部 1 7 は、動画像である組織歪み弾性像に設定した R O I を生体組織の動きに応じて自動追従させる。

【 0 0 6 5 】

尚、制御演算部 1 7 は、組織歪み像の形状の変化に追従して、自動追従する R O I の形状伸縮は行わず、R O I の中心座標或いは重心のみを移動させるようにしても良い。具体的には、変化した組織歪み像の形状の中心座標或いは重心を算出し、算出した中心座標或いは重心に、R O I の中心座標或いは重心が一致するよう、R O I を移動させる。

10

【 0 0 6 6 】

（ 3 . その他 ）

図 6 に示す R O I 領域の X、Y 座標の上限値・下限値を決定する際、矩形領域内部の画素値「1」である画素数を数えたが、図 1 0 に示す楕円形状の指定領域 5 5 - 1 や、図 1 1 に示す円形状の指定領域 5 5 - 2 などの領域内部の、画素値「1」である画素数を数える方法で、X、Y 座標の上限値・下限値を決定しても良い。例えば、硬いことを示す領域 2 9（図 3 参照）が楕円形状に近似している場合には、楕円形状の指定領域 5 5 - 1 を利用することで、より正確な R O I 領域の X、Y 座標の上限値・下限値を得ることが可能になる。尚、指定領域の形状は、操作者が選択できるものとする。

【 0 0 6 7 】

20

また、図 1 2 は、R O I 5 7 の種々の形状の例を示す。図 1 2（a）は正方形形状の R O I 5 7 - 1、図 1 2（b）は長方形形状の R O I 5 7 - 2、図 1 2（c）は円形形状の R O I 5 7 - 3、図 1 2（d）は楕円形状の R O I 5 7 - 4、図 1 2（e）は自由形状の R O I 5 7 - 5 であり、操作者が着目する弾性像領域の形状に近似する形状を設定できるようにしても良い。また、R O I を設定せず、歪み量が大きく変化している画素情報を基に矩形領域を抽出し、対象となる画素を自動追従しても良い。

【 0 0 6 8 】

また、制御演算部 1 7 は、組織歪み像の形状の変化に追従して、自動追従する R O I の形状自体を変化させるようにしても良い。例えば R O I 形状を、円形形状から楕円形状に変化させるようにしても良い。

30

【 0 0 6 9 】

（ 4 . 効果等 ）

以上、説明したように、本実施の形態による超音波診断装置 1 は、被検体 5 の硬さ情報を示す組織歪み弾性像に設定した関心領域である R O I 5 3 を、生体組織の動きに応じて自動追従させるので、生体組織の正確な診断を行うことができる。従来の B モードによる組織形状情報だけでなく、本実施の形態による組織の硬さ（弾性特性）情報を、診断材料とすることにより、より正確でミスのない診断を実現させる効果が大きい。

【 0 0 7 0 】

また、本実施の形態による超音波診断装置 1 では、例えば移動した生体組織の形状等が変化した場合に、R O I の中心位置だけでなく追従する R O I 形状を共に変化させるので、医療従事者の診断負担を軽減する効果が大きい。

40

【 0 0 7 1 】

また、本実施の形態では、歪み演算部 1 3 から入力される歪み量の閾値の設定を操作者が任意に変更することで、表示部 2 3 に表示させる硬いことを示す領域 2 9 を柔軟に設定することができる。従って、医療従事者等の操作者は、各自が納得できる閾値で設定した硬さ情報に関する画像情報を得ることができ、柔軟性のある診断が可能になる。

【 0 0 7 2 】

また、本実施の形態では、ノイズ混入率の設定により、R O I の精度を柔軟に設定することが可能になる。従って、医療従事者等の操作者は、各自が設定する精度で R O I の追従を行わせることが可能になる。

50

【 0 0 7 3 】

尚、本発明の技術的範囲は、前述した実施の形態に限られるものではない。当業者であれば、本願で開示した技術的思想の範疇内において、各種の変更例または修正例に想到し得ることは明らかであり、それらについても当然に本発明の技術的範囲に属するものと了解される。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 7 4 】

【 図 1 】 本実施の形態における超音波診断装置 1 の構成を示す図

【 図 2 】 本実施の形態の ROI 追従制御のフローチャートを示す図

【 図 3 】 組織歪み像 2 5 を示す図

10

【 図 4 】 ノイズ混入率 0 % の ROI を示す図

【 図 5 】 ノイズ混入率 1 0 % の ROI を示す図

【 図 6 】 ROI 領域を決定するフローチャート

【 図 7 】 ROI 領域の決定を説明するための矩形領域 2 7 の例

【 図 8 】 前後する矩形領域 2 7 における画素値を示す図

【 図 9 】 前後するフレーム 5 1 間における ROI 5 3 の自動追従を示す図

【 図 1 0 】 ROI 領域を決定するための領域の形状例を示す図

【 図 1 1 】 ROI 領域を決定するための領域の形状例を示す図

【 図 1 2 】 設定する ROI の形状例を示す図

【 符号の説明 】

20

【 0 0 7 5 】

1 …… 超音波診断装置

3 …… 探触子

5 …… 被検体

7 …… 超音波送受信部

9 …… 断層画像作成部

1 1 …… 合成部

1 3 …… 歪み演算部

1 5 …… 色調変調部

1 7 …… 制御演算部

30

1 9 …… 入力部

2 1 …… グラフィック処理部

2 3 …… 表示部

2 5 …… 組織歪み像

2 7 …… 矩形領域

2 9 …… 硬いことを示す領域

3 1 …… ノイズ

3 3 - 1 ~ 3 3 - 6 …… X 方向下限値

3 5 - 1 ~ 3 5 - 6 …… X 方向上限値

3 7 - 1 ~ 3 7 - 6 …… Y 方向下限値

40

3 9 - 1 ~ 3 9 - 6 …… Y 方向上限値

4 1 …… X 方向下限座標

4 3 …… X 方向上限座標

4 5 …… Y 方向下限座標

4 7 …… Y 方向上限座標

4 9 - 1、4 9 - 2 …… 中心座標

5 1 - 1、5 1 - 2 …… フレーム

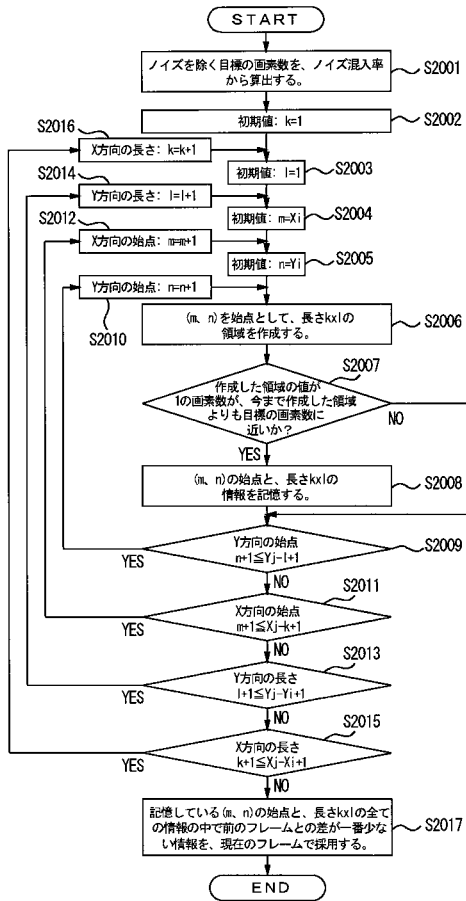
5 3 - 1、5 3 - 2 …… ROI

5 5 - 1、5 5 - 2 …… 指定領域

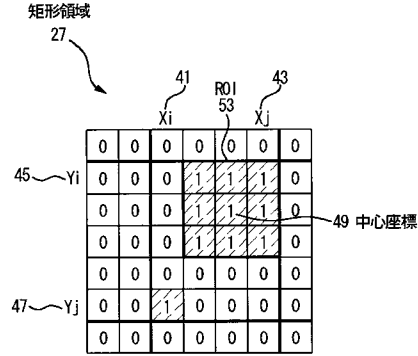
5 7 - 1 ~ 5 7 - 5 …… ROI 形状

50

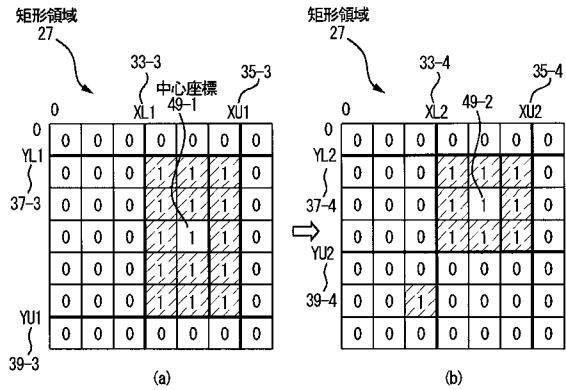
【 図 6 】



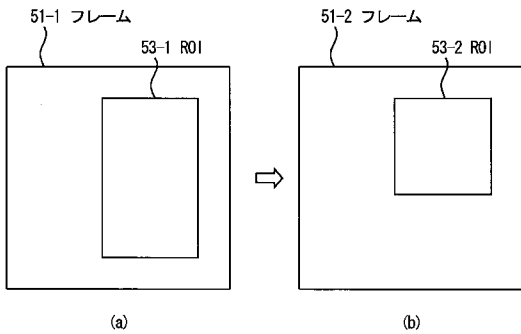
【 図 7 】



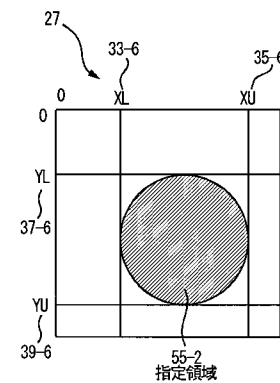
【 図 8 】



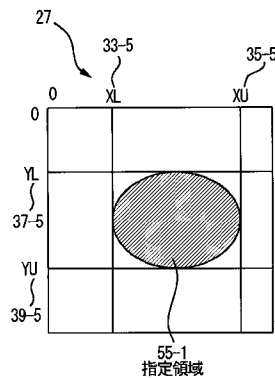
【 図 9 】



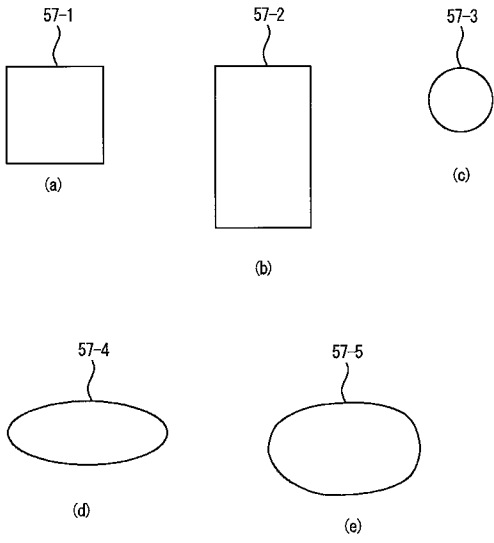
【 図 1 1 】



【 図 1 0 】



【 図 1 2 】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2007125152A	公开(公告)日	2007-05-24
申请号	JP2005319400	申请日	2005-11-02
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メデイコ		
[标]发明人	前田 優		
发明人	前田 優		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/EE09 4C601/JC06 4C601/JC11 4C601/JC12 4C601/JC37		
代理人(译)	井上清一		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声波诊断装置，其能够通过通过在时间上分析组织应变断层图像的功能中根据活组织对象的移动自动跟随设定的ROI（感兴趣区域）来执行准确诊断。活体。解决方案：超声波发送和接收部分7将超声波发送到对象5的活组织，并获得反射回波。应变运算部13通过对通过对被检体5的生物体组织加压而得到的加压前后的生物体组织内的点的位移分布来求出应变。显示部23对生物体组织的应变量进行色调调制并显示组织弹性图像作为活组织的硬度信息。当操作者将所显示的组织弹性图像的观察区域指定为ROI区域时，控制运算部分17根据对象的移动自动跟随设置为肿瘤，脂肪等的ROI。操作者可以利用所显示的组织弹性图像和在运动图像中遵循的ROI区域来执行精确诊断。Z

