

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第3991282号
(P3991282)

(45) 発行日 平成19年10月17日(2007.10.17)

(24) 登録日 平成19年8月3日(2007.8.3)

(51) Int. Cl. F I
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08

請求項の数 21 (全 19 頁)

(21) 出願番号	特願2006-525002 (P2006-525002)	(73) 特許権者	000153498
(86) (22) 出願日	平成17年8月4日(2005.8.4)		株式会社日立メディコ
(86) 国際出願番号	PCT/JP2005/014279		東京都千代田区外神田四丁目14番1号
(87) 国際公開番号	W02006/013916	(74) 代理人	100098017
(87) 国際公開日	平成18年2月9日(2006.2.9)		弁理士 吉岡 宏嗣
審査請求日	平成18年10月27日(2006.10.27)	(72) 発明者	脇 康治
(31) 優先権主張番号	特願2004-229459 (P2004-229459)		日本国千葉県柏市大室257-27-307
(32) 優先日	平成16年8月5日(2004.8.5)	(72) 発明者	椎名 毅
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		日本国茨城県つくば市竹園2-808-205
早期審査対象出願		(72) 発明者	山川 誠
			日本国茨城県つくば市吾妻1-16-2-402-712

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 弾性像表示方法及び超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

超音波探触子と、前記超音波探触子を介して被検体の断層部位の超音波断層データを計測する超音波断層データ計測手段と、計測された前記超音波断層データを処理して断層像を生成する信号処理手段と、計測された前記超音波断層データに基づいて前記断層部位における組織の弾性情報を求め、該弾性情報に基づいて前記断層部位における弾性像を生成する弾性像生成手段と、前記断層像及び/又は前記弾性像を表示する表示装置と、該表示装置に表示された前記弾性像に複数の関心領域を設定する入力手段と、設定された第1の関心領域と第2の関心領域における前記弾性情報の比を算出する指標化処理手段とを備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項2】

前記指標化処理手段は、前記第1の関心領域及び前記第2の関心領域における前記弾性情報の平均値に基づいて、前記弾性情報の比を算出する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】

前記表示装置は、前記弾性情報の比を前記断層像及び/又は前記弾性像とともに表示する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4】

前記弾性像生成手段は、時系列的に計測される複数の前記超音波断層データに基づいて複数の前記弾性像を生成し、前記表示装置に表示された複数の前記弾性像の計測時相を指

定する時相バーが入力手段によって操作されたとき、指定された計測時相に対応する前記弾性像を前記表示装置に表示させる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 5】

前記指標化处理手段は、前記表示装置に前記弾性情報のスケールを表示させ、該スケールの前記第 1 の関心領域と前記第 2 の関心領域の前記弾性情報又は前記弾性情報の平均値に対応する位置に表示マークを表示させることを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記指標化处理手段は、前記各関心領域の前記弾性情報の平均値を求め、該平均値の最小値と最大値をカラー化の色相情報のダイナミックレンジの下限値と上限値に対応付けることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

10

【請求項 7】

前記指標化处理手段は、前記関心領域が 3 つ以上設定され、前記弾性情報の平均値の最小値と最大値との間に中間値があるとき、該中間値に対応する前記ダイナミックレンジのレベルを可変設定する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 8】

前記表示装置は、前記弾性情報の比の時間変化を表示する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 9】

前記指標化处理手段は、前記各関心領域における前記弾性情報を複数フレームにわたって順次加算した加算値の変化を前記表示装置に表示させる請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 10】

前記第 2 の関心領域は、前記第 1 の関心領域を包囲する広い領域である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 11】

前記第 2 の関心領域は、前記第 1 の関心領域から離して設定されている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 12】

前記複数の関心領域は、病変部に設定された第 2 の関心領域と、該第 2 の関心領域を挟んで前記弾性像の横方向に離して設定された第 1 及び第 3 の関心領域とを含み、

30

前記指標化处理手段は、前記第 2 の関心領域の前記弾性情報と前記第 1 及び第 3 の関心領域の前記弾性情報の和とから前記弾性情報の比を算出する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 13】

前記第 1 の関心領域は、前記被検体の正常部位に設定される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 14】

前記第 1 の関心領域は、前記被検体の脂肪層に設定されることを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 15】

前記第 1 の関心領域は、前記被検体の体表から一定深度の領域に設定される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 16】

前記弾性情報の比に基づいて前記関心領域の組織が正常か否かを判定する判定手段を備えた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 17】

前記指標化处理手段は、2 組の前記第 1 と前記第 2 の関心領域から算出される 2 つの前記弾性情報の比に基づいて、前記弾性情報の比の比を算出することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

50

【請求項 18】

前記超音波探触子を支持すると共に該超音波探触子によって前記被検体に加える圧迫を加減する加圧制御手段と、該加圧制御手段を支持する固定手段とを備えた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 19】

前記弾性情報は、前記歪み又は前記弾性率を含む物理量であることを特徴とする請求項 1 乃至 18 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 20】

超音波探触子と、前記超音波探触子を介して被検体の断層部位の超音波断層データを計測する超音波断層データ計測手段と、計測された前記超音波断層データを処理して断層像を生成する信号処理手段と、計測された前記超音波断層データに基づいて前記断層部位における組織の歪み又は弾性率を求め、該歪み又は弾性率に基づいて前記断層部位における弾性像を生成する弾性像生成手段と、前記断層像及び/又は前記弾性像を表示する表示装置と、該表示装置に表示された前記弾性像に複数の関心領域を設定する入力手段と、設定された第1の関心領域と第2の関心領域における前記歪み又は弾性率の比を算出する指標化処理手段とを備えることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 21】

被検体に圧迫を加えながら取得された超音波断層データに基づいて前記断層部位における組織の弾性情報を求めるステップと、該弾性情報に基づいて前記断層部位における弾性像を生成して表示するステップと、表示された前記弾性像に複数の関心領域を設定するステップと、設定された第1の関心領域と第2の関心領域における前記弾性情報の比を算出するステップとを含む弾性像表示方法。

20

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断における診断部位の生体組織の硬さ（以下、弾性という。）を定量的に評価するのに好適な弾性像表示方法及び超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波探触子により被検体内部に超音波を送信し、被検体内部から生体組織の構造に応じた超音波の反射エコー信号を受信し、例えば B モード像等の断層像を再構成して診断用に表示する。

30

【0003】

最近では、手法又は機械的な方法により被検体に圧迫を加えて超音波画像データを計測し、計測時間が異なる 2 つの超音波画像のフレームデータに基づいて圧迫により生じた生体各部の変位を求め、その変位データに基づいて生体組織の弾性を表す弾性像を生成することが提案されている。生体組織の弾性に相関する物理量には、種々のものが知られているが、例えば、生体組織の歪み又は弾性率が用いられている。ここで、歪みは生体組織の移動量である変位を空間微分して得られる相対的な値であり、弾性率は生体組織の各部位に作用する応力変化を変位で除した定量的な値である。

40

【0004】

また、弾性像としては、例えば、特許文献 1 に示すように、歪み又は弾性率に応じて組織の各部位に赤、青、その他の色相情報を付与してカラー化した弾性像が知られている。

【0005】

ところで、生体組織の変位は圧迫力の大きさによって変わるから、同一部位の生体組織であっても、強く圧迫すると歪みが大きくなる。そのため、歪みを表すカラー弾性像は、そのカラー弾性像上の各部位の歪みの相対表示を表すに過ぎず、硬さを定量的に評価することができない。

【0006】

そこで、特許文献 2 には、B モード像に 2 つの関心領域（ROI）を設定し、その 2 つ

50

のROIの歪みを計測し、それぞれのROIに対応付けて歪みの数値を画像に表示することが提案されている。これによれば、2つのROIの歪みを比較することにより、関心部位の硬さを相対的に評価することができる。

【0007】

すなわち、特許文献2に記載の技術によれば、2つのROIを癌等の腫瘍と思われる部位と腫瘍が存在しない部位とに設定して、それら2つのROIの歪みを対比して、腫瘍が存在しない部位に対する腫瘍等の歪みを相対的に評価することができる。

【0008】

しかし、Bモード像は組織の歪みを表示するものではないので、歪みが異なる領域を認識し難いから、特許文献2に記載の技術によれば、歪みを対比しようとする2つのROIの大きさ及び位置を適切に設定するのが難しい。

10

【0009】

また、特許文献2では、例えば、正常組織の部位又は硬さに個体差が少ない生体組織の部位を基準として、腫瘍などの病変部と思われる部位の硬さを比などの指標により表すことについては考慮されていないから、硬さを定量的に評価をすることができない。

【0010】

特許文献1：JP2000-60853A

特許文献2：US2002/0178833A1

発明の開示

【発明の開示】

20

【0011】

本発明は、診断部位の生体組織の硬さを定量的に評価することができる弾性像表示方法及び超音波診断装置を実現することを課題とする。

【0012】

上記課題を解決する本発明の弾性像表示方法及びその方法を適用した装置は、超音波探触子と、前記超音波探触子を介して被検体の断層部位の超音波断層データを計測する超音波断層データ計測手段と、計測された前記超音波断層データを処理して断層像を生成する信号処理手段と、計測された前記超音波断層データに基づいて前記断層部位における組織の弾性情報を求め、該弾性情報に基づいて前記断層部位における弾性像を生成する弾性像生成手段と、前記断層像及び/又は前記弾性像を表示する表示装置と、該表示装置に表示された前記弾性像に複数の関心領域を設定する入力手段と、設定された第1の関心領域と第2の関心領域における前記弾性情報の比を算出する指標化処理手段とを備え、該弾性情報の比を前記表示装置に表示することを特徴とする。

30

【0013】

本発明によれば、組織の弾性に相関する物理量、すなわち歪み又は弾性率などの弾性情報を対比しようとする複数の関心領域（ROI）を弾性像上で設定するようにしているから、例えば、歪みが異なる領域を容易に認識でき、対比しようとする複数のROIの大きさ及び位置を適切に設定することができる。特に、対比に係る複数の関心領域における弾性情報を相互に指標値（例えば、相互の比）化し、その指標値を表示装置に表示するようにしているから、圧迫力に関係なく、関心部位の硬さの違いを定量的に評価をすることができ、精度の高い診断に結びつけることができる。例えば、正常組織の部位又は硬さに個体差が少ない生体組織の部位に設定したROIを基準として、腫瘍などの病変部と思われる部位に設定したROIの硬さを指標により表すことができる。

40

【0014】

また、関心領域に関し、第1の関心領域と、該第1の関心領域を包囲する広い領域に設定された第2の関心領域とが設定される。この第2の関心領域は、第1の関心領域を含まない領域である。よって、悪性領域（第1の関心領域）と良性領域（第2の関心領域）とを区別して関心領域を設定できるため、良性領域に対する悪性領域の比較、及びその診断を正確に行うことができる。しかし、本発明はこれに限らず、第1の関心領域と第2の関心領域を離して設定することができる。いずれの場合も、指標値として、第1の関心領域

50

と第2の関心領域の物理量の比を用いることができ、また、各関心領域の物理量の平均値の比を用いることができる。

【0015】

さらに、表示装置に物理量のスケールを表示し、そのスケールの第1の関心領域と第2の関心領域の物理量が対応する位置に表示マークを表示することができる。これによれば、一目で、第1と第2の関心領域の組織の硬さの違いを定量的に認識することができる。

【0016】

また、関心領域は、病変部に設定された第1の関心領域と、この第1の関心領域を挟んで弾性像の横方向に離して第2及び第3の関心領域を設定することができる。この場合、指標値として、第1の関心領域の物理量と、第2及び第3の関心領域の前記物理量の和との比を用いることができる。これによれば、各関心領域に対する加圧が一方に偏っても、加圧の弱い箇所と、加圧の強い箇所の平均を取ることににより、応力を均衡させることができる。

10

【0017】

さらに、弾性像をカラー化して表示する場合は、各関心領域の物理量の平均値を求め、その平均値の最小値と最大値をカラー化の色相情報のダイナミックレンジの下限値と上限値に対応付けることが好ましい。これにより、色表示の解像度を向上できる。この場合、関心領域が3つ以上設定され、物理量の平均値の最小値と最大値との間に中間値があるときは、その中間値に対応するダイナミックレンジのレベルを可変設定することができる。これにより、或る関心領域間の階調を変化させ、多くの階調で表示させることにより、視

20

【0018】

また、本発明の弾性像表示方法は、同一断層部位における複数の関心領域の組織の硬さを対比することに限られるものではない。例えば、左右の手又は足、乳房などのように、被検体の対称性を有する左右の断層部位について別々に前記超音波断層データを計測し、前記左右の断層部位における弾性像を生成して表示装置に表示し、前記表示装置に表示された前記左右の前記弾性像にそれぞれ2つの関心領域を設定し、前記左右の2つの関心領域の前記物理量の比を求め、さらに前記左右の関心領域の前記物理量の比の比を求めて前記表示装置に表示することができる。これにより、左右の手又は足、乳房などの対応する部位の組織の硬さの違いを定量的に評価して、診断の精度を高めることができる。

30

【0019】

さらに、本発明の弾性像表示方法は、被検体に圧迫を加えながら前記被検体の断層部位の超音波断層データを複数フレームにわたって計測し、該複数フレームの超音波断層データに基づいて前記断層部位における組織の弾性に相関する物理量の時間変化を求め、該物理量の時間変化に基づいて前記断層部位における弾性像の動画像を生成して表示装置に表示し、前記表示装置に表示された前記弾性像の静止画像上に少なくとも2つの関心領域を設定し、前記各関心領域における前記物理量の時間変化を前記表示装置に表示することができる。

【0020】

これによれば、圧迫力の変化に応じて変化する歪みの各関心領域の定量的な対比を的確に行うことができる。この場合において、各関心領域における物理量を指標値化し、その指標値の時間変化を表示装置に表示することができる。また、各関心領域における指標値を複数フレームにわたって順次加算した加算値の変化を表示装置に表示することもできる。さらに、複数フレームにわたる各関心領域における指標値の時間平均を求めて、表示装置に表示することもできる。

40

【0021】

上述した本発明の弾性像表示方法を実施する本発明の超音波診断装置は、被検体に超音波探触子によって圧迫を加えながら前記被検体の断層部位の超音波断層データを計測する超音波断層データ計測手段と、計測された前記超音波断層データを処理して断層像を生成する信号処理手段と、計測された前記超音波断層データに基づいて前記断層部位における

50

組織の弾性に相関する物理量を求め、該物理量に基づいて前記断層部位における弾性像を生成する弾性情報演算手段と、前記断層像及び/又は前記弾性像を表示する表示装置と、該表示装置に表示された前記弾性像の静止画像に複数の関心領域を設定する入力手段と、設定された前記各関心領域における前記物理量を指標値化して前記表示装置に表示させる指標化処理手段とを含んで構成することができる。

【0022】

また、超音波探触子を支持すると共に該超音波探触子によって被検体に加える圧迫を加減する加圧制御手段と、この加圧制御手段を支持する固定手段とを備えて構成することができる。これによれば、被検体の反発力によらず、同じ圧力、同じ速度で生体組織に圧迫をかけることができるので、再現性及び評価性に優れた歪み弾性像を得ることができ、本

10

【図面の簡単な説明】

【0023】

【図1】本発明の弾性像表示方法を適用してなる超音波診断装置の一実施形態の概略構成を示す図である。

【図2】本発明の弾性像表示方法の一実施形態の処理手順を示すフローチャートである。

【図3】弾性像の表示例を示す図である。

【図4】弾性像の他の表示例を示す図である。

【図5】図4の表示画像の一例におけるカラースケールの表示例を示す図である。

【図6】ROIの設定法の他の例を示す図である。

20

【図7】ROIの設定法のさらに他の例を示す図である。

【図8A】各ROIの歪みの時間変化の表示例を示す図である。

【図8B】各ROI間の歪み比の時間変化の表示例を示す図である。

【図8C】各ROI間の歪み比の時間変化を加算して示す表示例図である。

【図9A】各ROIの歪みor弾性率の時間変化の表示の一例を示す図である。

【図9B】各ROIの歪みor弾性率の時間変化の表示の他の一例を示す図である。

【図10】弾性像と各ROIに適合した歪み平均値の比のグラフを同一画面上に表示する形態を示す図である。

【図11】図10の表示形態の変形例を示す図である。

【図12A】一般的なダイナミックレンジの設定例を示す図である。

30

【図12B】本発明に係るダイナミックレンジの設定例の一実施形態を示す図である。

【図12C】本発明に係るダイナミックレンジの設定例の他の実施形態を示す図である。

【図13】本発明の弾性像表示方法のさらに他の実施形態の特徴を説明する図である。

【図14】本発明の超音波診断装置の自動加圧装置の一実施形態を示す図である。

【図15】図14の探触子を固定する加圧システムの詳細構成を示す図である。

【発明を実施するための最良の形態】

【0024】

以下、本発明の実施の形態を添付図面に基づいて説明する。

(実施形態1)

図1に本発明の一実施形態の超音波診断装置の概略構成を示し、図2に本発明の一実施形態の弾性像表示方法の処理手順にフローチャートを示す。図1に示すように、本実施形態の超音波診断装置は、被検体1に当接させて用いる超音波の探触子2と、超音波送受信部3と、整相加算回路4と、断層像構成部5と、歪み演算部6と、弾性画像構成部7と、グラフィック部8と、カラースケール発生部9と、画像の合成部10と、画像表示器11と、制御演算部12と、キーボード13とを備えて構成されている。

40

【0025】

探触子2は、複数の振動子を配設して形成されており、被検体1の所定の断層部位に電子的にビーム走査を行い、被検体1との間で超音波を送受信する機能を有している。

【0026】

超音波送受信部3は、探触子2を介して被検体1の所定の断層部位に、時間間隔をおい

50

て超音波を繰り返し送信すると共に、その断層部位からの反射エコー信号を受信するように構成されている。つまり、送信時には、探触子2を駆動して超音波を発生させるための送波パルスを生成するとともに、送信される超音波の収束点をある深さに設定する機能を有している。また、受信時には、探触子2で受信した反射エコー信号を所定のゲインで増幅してRF信号すなわち受波信号を生成するものである。

【0027】

整相加算回路4は、超音波送受信部3により増幅されたRF信号を入力して位相を合わせて加算し、複数の収束点に対し収束させた超音波断層データであるRF信号データを時系列に生成するようになっている。

【0028】

これらの探触子2、超音波送受信部3及び整相加算回路4によって、被検体1に探触子2によって圧迫を加えながら、被検体の断層部位の超音波断層データを計測する超音波断層データ計測手段が構成されている。

【0029】

断層像構成部5は、超音波断層データを処理して断層像を生成する信号処理手段を構成するものであり、整相加算回路4から出力されるRF信号データに基づいて、被検体1の断層部位の濃淡断層像、例えば白黒断層像を再構成するようになっている。つまり、断層像構成部5は、信号処理部と白黒スキャンコンバータを含んで構成されている。信号処理部は、整相加算回路4からのRF信号データを入力してゲイン補正、ログ圧縮、検波、輪郭強調、フィルタ処理等の信号処理を行って、断層像データを得るものである。また、白黒スキャンコンバータは、信号処理部からの断層像データをデジタル信号に変換するA/D変換器と、変換された複数の断層像データを時系列に記憶するフレームメモリと、制御コントローラなどを含んで構成されている。また、断層像構成部5は、白黒スキャンコンバータやフレームメモリに格納された被検体1内の断層フレームデータを1画像として取得し、取得された断層フレームデータをテレビ同期で読み出すものである。

【0030】

歪み演算部6は、整相加算回路4から出力されるRF信号データに基づいて、断層部位の被検体1の断層部位の生体組織の変位を計測し、後述するように、歪みを求めるようになっている。弾性画像構成部7は、弾性データ処理部及びカラースキャンコンバータを含んで構成され、歪み演算部6で求められた歪みに基づいてカラー弾性画像を再構成するようになっている。つまり、歪み演算部6と弾性画像構成部7によって、超音波断層データに基づいて断層部位における組織の弾性に相関する物理量の一つである歪みを求め、その物理量に基づいて断層部位における弾性像を生成する弾性情報演算手段が構成されている。

【0031】

グラフィック部8は、超音波信号以外の画像を描出するようになっている。カラースケール発生部9は、後述するように、弾性像の歪みのカラースケールを発生するようになっている。合成部10は、断層像構成部5から出力される白黒断層像と、弾性画像構成部7から出力されるカラー弾性像と、グラフィック部8から出力される弾性データなどのデータ画像と、カラースケール発生部9から出力されるカラースケールを、所定のアドレス上に合成するようになっている。画像表示器11は、合成部10で合成された合成画像を表示するようになっている。なお、合成部10は、フレームメモリと、画像処理部と、画像選択部とを備えて構成され、入力される白黒断層像と、カラー弾性像と、データ画像と、カラースケールとを、制御演算部12から与えられる指令に応じて選択して合成するようになっている。

【0032】

制御演算部12は、予め設定された処理手順にしたがって、また、キーボード13から適宜入力される指令に従って、上述した各構成要素を制御するようになっている。キーボード13は、各種設定用のインタフェースとなるものである。特に、本実施形態のキーボード13は、画像表示器11に表示された弾性像の静止画像に複数の関心領域を設定

10

20

30

40

50

する入力手段を構成している。そして、制御演算部 12 は、キーボード 13 を介して弾性像に設定された各関心領域における歪みを相互に指標値化し、グラフィック部 8 を介して画像表示器 11 に表示させる指標化処理手段を含んで構成されている。

【0033】

次に、本実施形態の超音波診断装置の詳細構成及び動作を、図 2 のフローチャートに示した処理手順にしたがって説明する。超音波診断装置の基本的な動作は、周知であることから、本発明の弾性像表示方法に関係する機能及び動作を中心に説明する。

(ステップ S1)

歪み演算部 6 は、RF 信号選択部及び変位演算部を含んで構成されており、整相加算回路 4 の後段に分岐して設けられている。RF 信号選択部は、フレームメモリと選択部とを含んで構成されている。この RF 信号選択部は、整相加算回路 4 からの複数の RF 信号データをフレームメモリに格納し、格納された RF 信号フレームデータ群から選択部により 1 組の RF 信号フレームデータ、すなわち計測時間が異なる 2 つの RF 信号フレームデータを選び出すものである。

10

【0034】

例えば、RF 信号選択部は、整相加算回路 4 から画像のフレームレートに基づいて時系列で生成される RF 信号データをフレームメモリ内に順次確保する。そして、図示していない制御部からの指令に応じて、現在確保された RF 信号フレームデータ (N) を第 1 のデータとして選択部で選択する。これと同時に、時間的に過去に確保された RF 信号フレームデータ群 (N-1、N-2、N-3・・・N-M) の中から 1 つの RF 信号フレームデータ (X) を選択する。ここで、符号 N、M、X は、RF 信号フレームデータに付されたインデックス番号であり、自然数である。

20

(ステップ S2)

歪み演算部 6 の変位演算部は、1 組の RF 信号フレームデータから生体組織の変位などを求めるものである。例えば、変位演算部は、RF 信号選択部により選択された 1 組の RF 信号フレームデータ (N) 及び RF 信号フレームデータ (X) に 1 次元或いは 2 次元の相関処理を行って、断層像の各点に対応する生体組織の変位を表す移動ベクトル (変位の方向と大きさ) に関する 1 次元又は 2 次元変位分布を求める。ここで、移動ベクトルの検出にはブロックマッチング法を用いる。

30

(ステップ S3)

ステップ S2 で求めた生体組織の移動量である変位を空間微分することによって歪みを算出する。つまり、変位演算部より計測された変位を L とすると、歪み (S) は、L 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、 $S = L / X$ という式を用いて求められる。

【0035】

ここで、ブロックマッチング法とは、画像を例えば N x N 画素からなるブロックに分け、関心領域内のブロックに着目し、着目しているブロックに最も近似しているブロックを前のフレームから探し、これ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であり、周知の方法である。

【0036】

また、本実施形態では、弾性情報として歪みを求める場合を例に説明するが、本発明はこれに限られるものではなく、弾性情報として弾性率を求めることができる。弾性率は、圧力の変化を移動量の変化で除することによって計算されることから、生体組織の各部位に作用する圧力 (応力) を求める必要がある。すなわち、例えば、変位演算部より計測された変位を L とし、図示していない圧力計測部により計測された圧力を P とすると、弾性率の一つであるヤング率 Ym は、 $Ym = (P) / (L / L)$ という式によって算出できる。このヤング率 Ym から断層像の各点に対応する生体組織の弾性率が求められるので、2 次元の弾性像データを連続的に得ることができる。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ひずみに対する比である。

40

(ステップ S4)

50

弾性画像構成部 7 の弾性データ処理部は、歪み演算部 6 から時系列に出力される弾性フレームデータをフレームメモリに確保し、確保されたフレームデータを図示していない制御部の指令に応じて画像処理を行う。弾性画像構成部 7 のカラーキャンコンバータは、弾性データ処理部から出力される弾性フレームデータに基づいて色相情報を付した画像データに変換する。つまり、カラーキャンコンバータは、弾性フレームデータに基づいて光の 3 原色である赤 (R)、緑 (G)、青 (B) を付した画像データに変換する。例えば、歪みが大きい弾性データを赤色コードに変換すると同時に、歪みが小さい弾性データを青色コードに変換する。なお、赤 (R) 緑 (G) 青 (B) の階調は 2 5 6 であり、2 5 5 は、大輝度で表示することを、逆に 0 は全く表示されないことを意味する。このカラーキャンコンバータには、制御演算部 1 2 を介してキーボード 1 3 などの操作部に接続されており、この操作部によって弾性画像の色合いなどが制御される。また、探触子 2 に圧力計 (図示しない) を付け、探触子 2 を被検体 1 に押しつける圧力を計測する圧力計測部 (図示しない) が設けることができる。

10

【 0 0 3 7 】

合成部 1 0 は、断層像構成部 5、弾性画像構成部 7 及びグラフィック部 8 から出力される画像データをフレームメモリに格納する。また、合成部 1 0 の画像処理部は、フレームメモリに確保された断層像データと弾性画像データを制御部の指令に応じた設定割合で加算して合成する。したがって、合成画像の各画素の輝度情報及び色相情報は、白黒断層像とカラー弾性像の各情報を設定割合で加算したものとなる。さらに、合成部 1 0 の画像選択部は、フレームメモリ内の断層像データと弾性画像データ及び画像処理部の合成画像データのうちから画像表示器 1 1 に表示する画像を制御部の指令に応じて選択して表示する。

20

(ステップ S 5)

キーボード 1 3 から指令を入力して、画像表示器 1 1 に弾性像を表示させると共に、表示された弾性像を任意のタイミングでフリーズさせ、フリーズで静止された弾性像上に、例えば図 3 に示すように、弾性を対比したい 2 つの関心領域 ROI_1 、 ROI_2 を設定する。例えば、 ROI_1 は、 ROI_2 を包囲する広い領域に設定する。すなわち、弾性像中で生体組織の歪みが小さく (硬い)、腫瘍などの病変と思われる部位に ROI_2 を設定する。そして、 ROI_2 の歪みと対比するために、弾性像上で正常部位と思われる領域に指標の基準となる ROI_1 を、 ROI_2 を包囲する広い領域に設定する。ここで、 ROI_2 は、 ROI_1 内を含まない領域である。なお、制御演算部 1 2 は、キーボード 1 3 から入力設定された ROI_1 、 ROI_2 を、図 3 のように、白い点線などにより表示する指令をグラフィック部 8 に出力する。また、 ROI を設定する画像は、白黒の B モード像にカラーの弾性像を重ねた合成画像とすることができる。なお、図 3 は白黒で示してあるが、実際には赤や青などの色付け表示されており、容易に腫瘍等の病変部の広がりや大きさを診断することができるようにしている。

30

(ステップ S 6)

制御演算部 1 2 は、図 3 の弾性像に設定された ROI_1 と ROI_2 内のそれぞれ歪みを算出し、さらにその歪み平均値 ROI_1_AVE と ROI_2_AVE を算出する指標化処理手段を含んで構成されている。また、制御演算部 1 2 は、歪み演算に係る 1 組の RF 信号フレームデータ (N)、(X) のフレーム間の時間で除して、単位時間当たりの歪み平均値 AVE を算出し、グラフィック部 8 に転送して、色と歪みの大きさの関係を示すカラースケールを画面表示する。このとき、カラーキャンコンバートの基準となる平均値の位置を、図 4 に示すように、カラースケール上又はその隣に矢印等で表示する。なお、カラースケールは、図 5 に示すように、歪み平均値 AVE の X 倍をカラー値の上限値とし、それ以下を線形的にカラーキャンコンバートしてカラースケールを構成する。

40

【 0 0 3 8 】

次いで、制御演算部 1 2 は、歪み平均値 ROI_1_AVE と ROI_2_AVE から歪み比 COMP を算出する。すなわち、歪み比 COMP は、組織の弾性に相関する物理量 (硬さ) である ROI_1 と ROI_2 における歪みの平均値の比であり、 ROI_1_AVE と R

50

ROI₂ __ AVEを相互に指標化した指標値である。

(ステップS7)

次いで、制御演算部12は、演算結果をグラフィック部8に転送して、図3、図4に示すように、表示窓40を画面の右下部に表示させ、表示窓40内に歪み平均値及び歪み比を表示する。つまり、表示窓40内に、ROI₁ __ AVE = 0.5%、ROI₂ __ AVE = 0.1%、COMP = 0.2が表示される。

【0039】

ここで、関心領域ROI₁、ROI₂はそれぞれ独立した関心領域であるが、それらが図3のように重なった場合は、ROI₂の部分をROI₁から除外して、歪み及びその平均値を算出するようにすることができる。

10

上述では、断層画像中で生体組織の歪みが小さく(硬い)、腫瘍などの病変と思われる部位にROI₂を設定したが、カラースケールを基準に取りROI₂を自動的に設定してもよい。カラースケールに矢印41を設定し、設定された矢印41よりも硬い側の色相を検出する。そして、その検出された色相に対応する領域をROI₂として設定する。このように腫瘍部は硬い領域である性質を利用し、ROI₂を効率的に設定することができる。

【0040】

以上説明したように、本実施形態によれば、ROI₁、ROI₂の歪み比(硬さ比)を算出して画面表示しているから、関心を持った部位の組織の硬さを比べることにより、病変部などの硬さを定量的に診断することができる。例えば、癌は、脂肪に比べて10倍以上の歪み比を持つことがわかっているので、ROI₁を脂肪層に、ROI₂を癌等の病変部と思われる部位に設定し、その比率を出すことで、癌的的確な診断の一手法として役に立つ。また、比較的安定して脂肪層が存在する部位、例えば体表から2~3cmの深度の一定領域をROI₁として自動設定してもよい。

20

【0041】

また、図4に示したように、カラースケールの横に、もしくは重畳してROI₁とROI₂内の歪みの平均値に対応する位置に、矢印等の指示マークを表示することによって、数値ではなく視覚的にROI₁とROI₂の歪みの相対関係を認識することができる。つまり、ROI₂内の歪み平均値の大きさの色との関係を詳細に知ることができる。

【0042】

また、ROI₂を点として設定すれば、その点がどの位の歪みであるかが、画面上に表示されるから、また、カラースケールでその歪みの大きさと、色に対応する位置に矢印で表されるので、ユーザーがより細かい歪みの詳細を知ることができる。

30

(実施形態2)

上記の実施形態では、硬さ比を比べる対象のROIを2つ設定する場合を説明したが、本発明はこれに限らず、制御演算部12及びキーボード13において、対比対象のROIをいくつでも発生させることができる。また、その場合、複数のROIの歪みを相互に指標化することができる。

【0043】

図6を参照して、ROIを3つ設定した場合を説明する。図示のように、弾性像又は弾性像とBモード像の合成画像上で、ROI₁と、ROI₁から横方向に離れた位置に、上下にROI₂、ROI₃を設定する。そして、それらのROIにおける歪み又はその平均値を相互に指標化し、その指標値を画像表示器11に表示する。

40

【0044】

この場合の指標値の例を、下記に示す。

【0045】

(1) ROI間の歪み平均値の比

$$\text{Ratio (1)} = \text{ROI}_1\text{__AVE} / \text{ROI}_3\text{__AVE}$$

$$\text{Ratio (2)} = \text{ROI}_2\text{__AVE} / \text{ROI}_3\text{__AVE}$$

(2) ROIの歪みの加算値の比

$$\text{Ratio (3)} = \Sigma \text{ROI}_1 / \Sigma \text{ROI}_3$$

$$\text{Ratio (4)} = \Sigma \text{ROI}_2 / \Sigma \text{ROI}_3$$

10

(3) 複数ROIの組合せの比

$$\text{Ratio (5)} = (\text{ROI}_1 + \text{ROI}_2) / \text{ROI}_3$$

ここで、(3)の複数ROIの組合せの比で指標値化する一例を、図7を用いて説明する。図7は、圧迫を付与する探触子2と弾性像との関係を模式的に示したものである。つまり、探触子2の広がり範囲に対応させて、画像の横方向にROI₁、ROI₃、ROI₂を離して設定し、真中のROI₃を病変部と思われる部位に設定した例である。

20

【0046】

探触子2により用手的に圧迫を加える場合、図7に示すように、探触子2の長手方向に加わる圧迫力F₁～F₃が均一にならない場合がある。圧迫力の大きさに違いがあると、生体組織の硬さが同じでも歪みが異なる値となってしまうから、例えば、ROI₁とROI₂の組織が同じであっても、ROI₁/ROI₃の比と、ROI₂/ROI₃の比は、異なる値になってしまう。そこで、上記の(3)のように、Ratio(5) = (ROI₁ + ROI₂) / ROI₃を指標とすることにより、圧迫力F₁、F₃の大きさに違いを補償することができる。

(実施形態3)

上記の実施形態1、2では、対比対象の複数のROIの歪みを指標値化して、画像表示器11に表示する例を説明したが、本発明はこれに限らず、図8A又は図8Bに示すように、ROI₁、ROI₂、ROI₃の歪み又は歪み比の時間変化をグラフにより表示することができる。なお、本実施形態のROIの配置は、図6と同じである。

30

【0047】

つまり、図8A又は図8Bのように、時系列で計測される複数フレームの超音波計測データに基づいて歪み又は歪み比を求め、それらの時間変化をグラフ化して表示することにより、各ROIにおける硬さの違いを誤りなく認識できる。

図8Bに関し、詳細に説明する。ここでは説明のため、ROI₁とROI₃を正常部とし、ROI₂を腫瘍部とする。ROI₁/ROI₃は、正常部同士の比であるので、歪み平均値の比の値は、ほぼ1となる。また腫瘍部の歪みは、正常部の歪に対して小さいため、ROI₂/ROI₃の歪み平均値の比の値は、1より小さい値となる。このように、正常部であるROI₃を予め定めておき、ROI₃に対する各領域の比較を行うことにより、各領域が正常部であるか腫瘍部であるかを判別することができる。また、この判定したい領域の設定は、キーボード13等で任意に行うことができ、ROIを設定すると、ROI₃を基準とする歪み平均値の比に基づいて正常部、腫瘍部の判定を制御演算部12で行う。この判定結果は文字、或いはROI内をカラー表示して画面上に表示する。カラー表示する場合、例えば、判定したい領域が正常部と判定(比の値がほぼ1)されたならば、その領域は緑色として表示し、また腫瘍部と判定(比の値が1より小さい値)されたならば、その領域はオレンジ色として表示する。すなわち、制御演算部12は、各ROI相互の歪み平均値の比に基づいて、各ROIの組織が正常か否かを判定して判定結果を表示する判定手

40

50

段を備えて構成される。

また、理論的には、これらの歪み比は時系列的に一定の値となる。歪み比が時系列的に変化している場合、圧迫等がエラーを起こしていることになるため、圧迫を再度行うよう操作者に促すことができる。

また、図 8 C に示すように、フレームごとに求まる歪み比を加算して、加算フレーム数に対応させてその加算値をグラフ表示すれば、 ROI_1 / ROI_3 と ROI_2 / ROI_3 の比の違いが明確になる。

【 0 0 4 8 】

つまり、本実施形態は、被検体 1 に圧迫を加えながら断層部位の超音波断層データを複数フレームにわたって計測し、その複数フレームの超音波断層データに基づいて断層部位における組織の弾性に相関する物理量である歪みの時間変化を求めている。そして、その歪みの時間変化に基づいて断層部位における弾性像の動画像を生成して表示装置に表示し、表示された弾性像の静止画像上に少なくとも 2 つの ROI を設定し、各 ROI における歪みの時間変化を表示するようにしているのである。これによれば、圧迫力の変化に応じて変化する歪みの各 ROI の定量的な対比を的確に行うことができる。

10

【 0 0 4 9 】

図 9 A は、歪みグラフの歪み or 弾性率の表示軸において、 ROI_1 の歪みが ROI_2 、 ROI_3 に対して掛け離れているので、 ROI_1 と ROI_2 の間の歪み or 弾性率の表示を省略して、表示幅を自動調整する形態を示すものである。この形態より、正常部と腫瘍部の比較であっても 1 画面内に歪み or 弾性率を表示させることができる。

20

【 0 0 5 0 】

また、図 9 B は、歪みグラフの歪み or 弾性率の表示軸において、すべての ROI の歪みが中央に集中しているため、上下の歪みの表示を省略して、表示幅を自動調整する形態を示すものである。この形態より、比較範囲を拡大して、1 画面内に歪み or 弾性率を表示させることができる。

【 0 0 5 1 】

図 1 0 は、画像表示器 1 1 に、弾性像 3 0 と各 ROI に適合した歪み平均値の比のグラフ 3 1 を同一画面上に表示する形態を示す図である。弾性像 3 0 を画面の上部に表示させ、グラフ 3 1 を下部に表示させる。よって、弾性像 3 0 と対応させて ROI に適合した歪みの平均値の比を相対的に認識することができ、時系列的に比の値を確認しながら弾性像を観察することができる。幅調整矢印 3 2 は、弾性像 3 0 の上下間隔を調整するものである。幅調整矢印の幅を縮めると、弾性像 3 0 が縮小され、逆に幅調整矢印の幅を広げると、弾性像 3 0 は拡大される。すなわち、弾性情報演算手段である歪み演算部 6 は、時系列的に計測される複数の超音波断層データに基づいて複数の弾性像を生成し、生成した弾性像を画像表示器 1 1 に表示された断層像と同一画面上に重ねて表示するとともに、ROI の歪みの平均値の比の変化を同一画面上に表示するようになっている。

30

【 0 0 5 2 】

図 1 1 は、図 1 0 の形態に歪み平均値の比のグラフ 3 1 に時相バー 3 5 を表示させ、時相バー 3 5 に対応する弾性像 3 0 を表示させる形態、また所定間隔のループ再生を実現させる形態を示す図である。キーボード 1 3 等で時相バー 3 5 を横方向にずらすことにより、制御演算部 1 2 は任意に時相に対応する弾性像 3 0 を表示させる。例えば、ROI の歪み平均値の比のグラフに基づいて圧迫が最適な時相をグラフの傾き、極大点或いは極小点から探し、圧迫が最適な時相に対応する弾性像 3 0 を表示させることができる。つまり、弾性情報演算手段である歪み演算部 6 は、時系列的に計測される複数の超音波断層データに基づいて複数の弾性像を生成し、画像表示器 1 1 に表示された複数の弾性像の計測時相を指定する時相バー 3 5 が入力手段によって操作されたとき、指定された計測時相に対応する弾性像を画像表示器 1 1 に表示するようになっている。

40

【 0 0 5 3 】

また、所定間隔の開始フレームと終了フレームを指定して、時間軸の表示を拡大してループ再生を行う。矢印 3 6 は、開始フレームと終了フレームを示す記号である。時間軸で

50

すべてのフレームを表示しきれない場合、時相バー 35 で時間軸をスクロールする。

(実施形態 4)

図 12A ~ 図 12C を参照して、本発明の弾性像表示方法の他の実施形態の特徴を説明する。実施形態 1 ~ 3 で求めた歪みに関係する各指標値を色付け表示する場合のダイナミックレンジを、各指標値に応じて可変設定することにより、色付け表示の解像度を向上させることができる。

【0054】

すなわち、従来のダイナミックレンジは、図 12A に示すように、歪みを取り得る理論的な値の範囲の全域にカラー値を線形的に割り付けていた。これに対し、本実施形態では、例えば、図 3 のように 2 つの ROI₁、ROI₂ を設定した場合、各 ROI の歪みの平均値の小値と大値を、図 12B に示すように、それぞれカラー化の色相情報のダイナミックレンジの下限値と上限値に対応付ける。これにより、色付け表示の解像度を向上できる。また、例えば、図 6 のように 3 つの ROI₁、ROI₂、ROI₃ を設定した場合は、図 12C に示すように、各 ROI の歪みの平均値の最小値と最大値をダイナミックレンジの下限値と上限値に対応付ける。そして、例えば歪みの平均値が中間値を示す ROI₃ については、カラー値を適宜のレベルに設定して、ダイナミックレンジを非線形とすることにより、注目部位の色付け表示の解像度を向上させることができる。

(実施形態 5)

図 13 を参照して、本発明の弾性像表示方法のさらに他の実施形態の特徴を説明する。上記の実施形態 1 ~ 4 では、同一断層部位における複数の ROI の組織の硬さを対比する場合を説明した。しかし、本発明は、これに限られるものではなく、例えば、左右の手又は足、乳房などのように、被検体の対称性を有する左右の断層部位について別々に超音波断層データを計測し、左右の断層部位における弾性像を生成して対比することにより、異常部位などを診断することに適用できる。

【0055】

すなわち、図 13 に示すように、左右の弾性像に関心領域 (ROI) として、それぞれ 2 つの層 1、層 2 を設定する。そして、左右の 2 つの層 1、層 2 の歪みの比を次のように求める。

【0056】

$L_ratio = \text{左層 1} / \text{左層 2}$

$R_ratio = \text{右層 1} / \text{右層 2}$

そして、さらに左右の ROI の歪みの比のさらに比を次のように求めて表示することができる。

【0057】

$comp = L_ratio / R_ratio$

本実施形態によれば、左右の手又は足、乳房などの対応する部位の組織の硬さの違いを定量的に評価して、診断の精度を高めることができる。

(実施形態 6)

図 14、15 を用いて、本発明の超音波診断装置の他の実施形態を説明する。前述したように、生体組織の歪みは圧迫条件によって変動する。そこで、本実施形態では、被検体 1 の反発力によらず、同じ圧力、同じ速度で生体組織に圧迫をかける自動加圧装置を設け、再現性及び評価性に優れた歪み弾性像を得るようにしたものである。

【0058】

図 14 に、被検体 1 に加える探触子 2 による圧迫の加減を行うことができる加圧システム 50 の一例を示す。加圧システム 50 は、ベッド 52 等に動かないように固定されたバー 51 と、バー 51 に支持された探触子保持部 53 を備えて構成されている。また、加圧システム 50 は、検査者が被検体 1 に触れることなく、一つのボタンを操作することによって探触子 2 による圧迫の加減を行うことができるようになっている。特に、加圧システム 50 は、被検体 1 からの反発力を考慮したものであり、組織弾性像を取得したい探触子 2 を探触子保持部 53 に固定し、制御命令に応じて探触子保持部 53 がステッピングモーター

10

20

30

40

50

タ等で一定速かつ一定圧で探触子2を上下運動するように繰り返し制御するようになっている。

【0059】

図15は、探触子2を保持する探触子保持部53の概念構成を示す図である。図から明かなように、探触子保持部53はバー51に固定されている。探触子保持部53には、ステッピングモータ等の駆動手段55が設けられている。探触子2は、駆動手段55にネジなどの把持手段で固定されている。探触子2を上下動させる速度と圧力は、レンジ切り換えによって可変できるようになっている。つまり、探触子保持部53は加圧制御手段を構成し、バー51は加圧制御手段を支持する固定手段を構成している。

【0060】

このように構成される加圧システム50を超音波診断装置に連動させて、超音波診断装置の方で切り換えるように構成することができる。また、一回指令を出せばストップボタン又は加圧が発生するまで上下し続けるようにプログラミングすることも可能である。

【0061】

従来、提案されている自動加圧システムは、被検体1からの反発力を考慮していないため、生体が硬ければそれだけの反力をうけ、得られる数値データは加工しにくいものであった。

【0062】

この点、本実施形態によれば、被検体1の生体からの反発力を受けても、同じ圧力及び同じ速度で被検体1に圧迫をかけることができるので、再現性や評価性に優れた組織弾性像やそのデータを取得することができる。その結果、各部位に関して、一定の速度で加圧したときに得られる歪みの値を安定化することができるから、例えば、癌の良性、悪性を鑑別する際の精度が向上する。

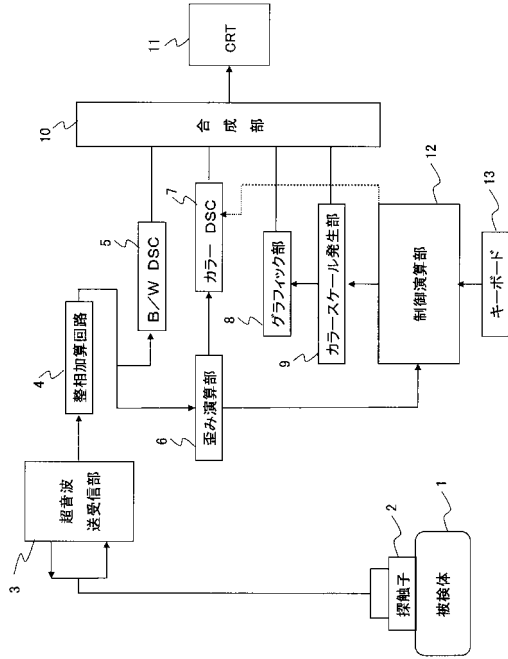
【0063】

以上、本発明の弾性像表示方法の特徴について、組織の歪みを例に説明したが、本発明はこれに限られるものではなく、組織の弾性に相関する物理量として弾性率を用いることができるのはいうまでもない。

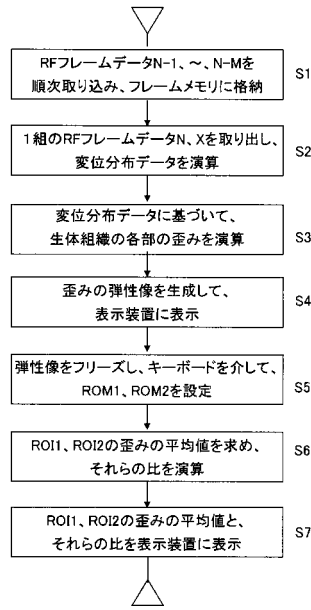
10

20

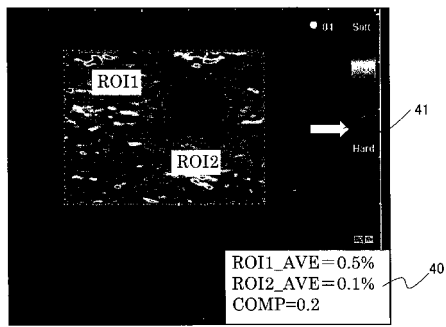
【 図 1 】



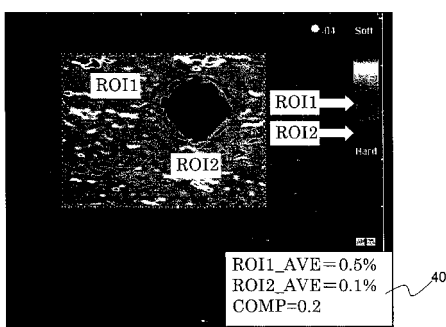
【 図 2 】



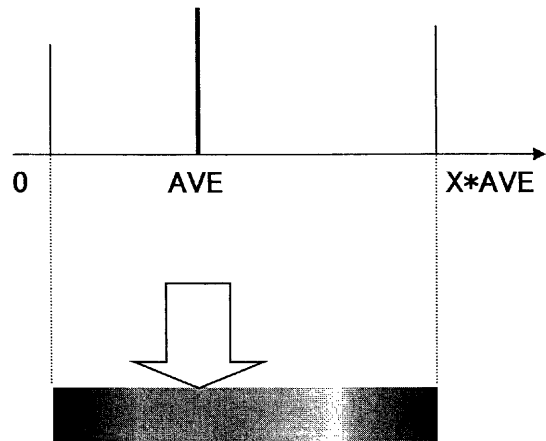
【 図 3 】



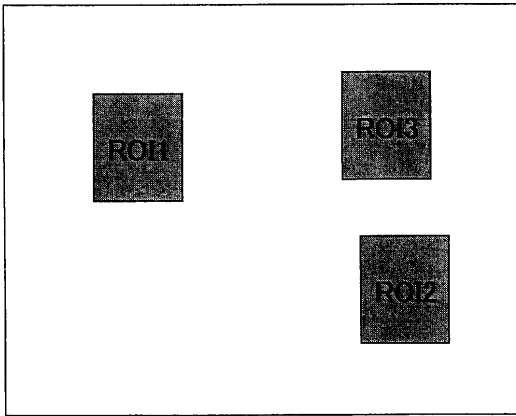
【 図 4 】



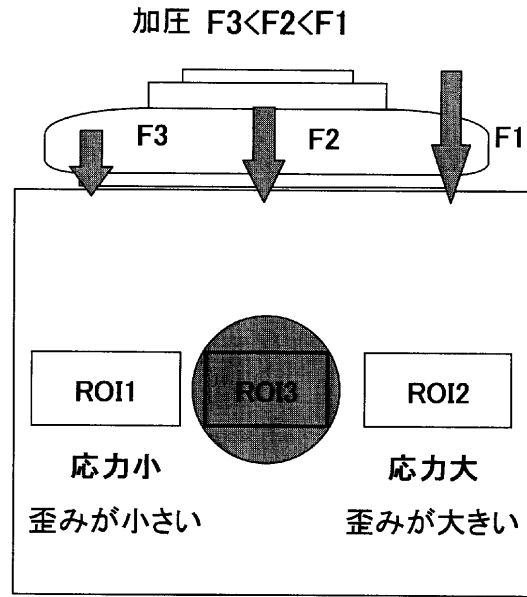
【 図 5 】



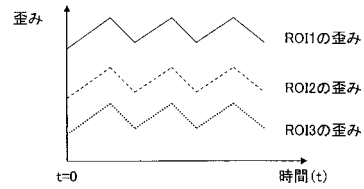
【 図 6 】



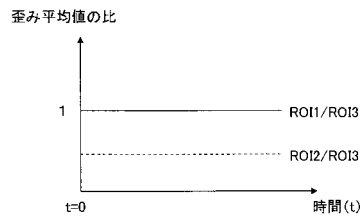
【 図 7 】



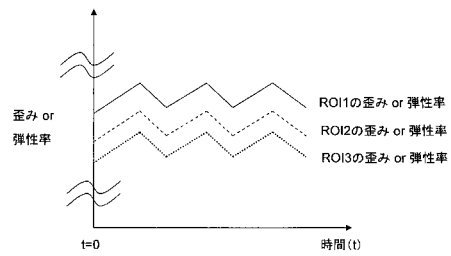
【 図 8 A 】



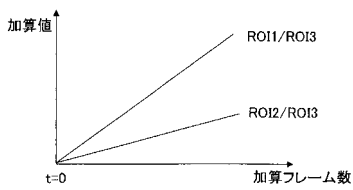
【 図 8 B 】



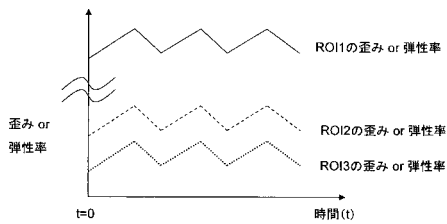
【 図 9 B 】



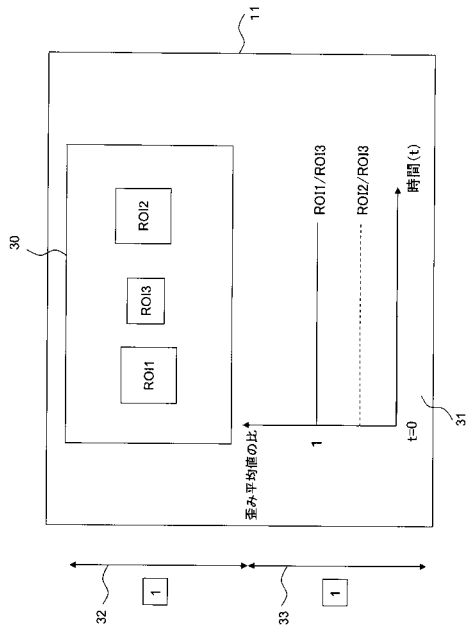
【 図 8 C 】



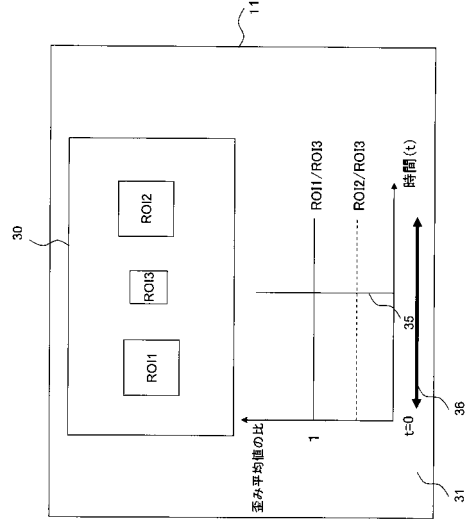
【 図 9 A 】



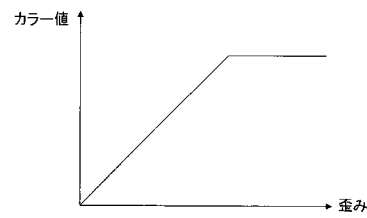
【図10】



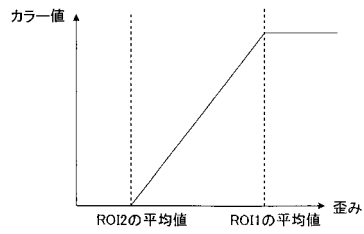
【図11】



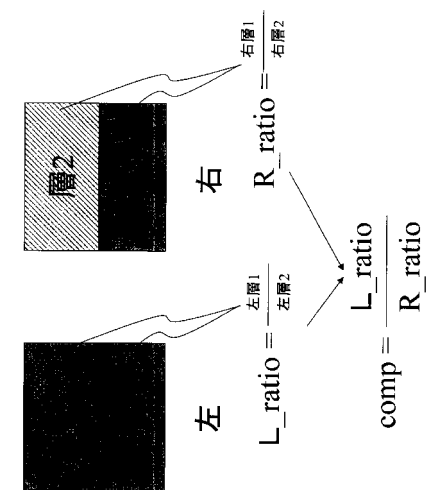
【図12A】



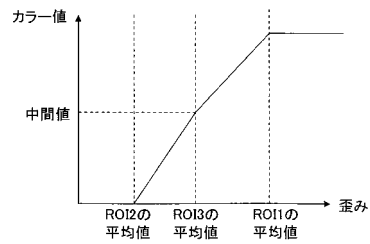
【図12B】



【図13】



【図12C】

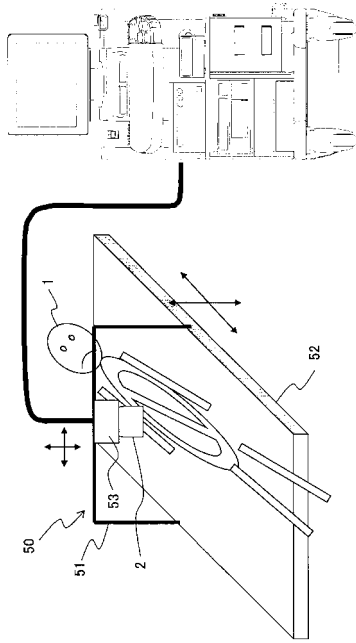


$$R_ratio = \frac{\text{右層1}}{\text{右層2}}$$

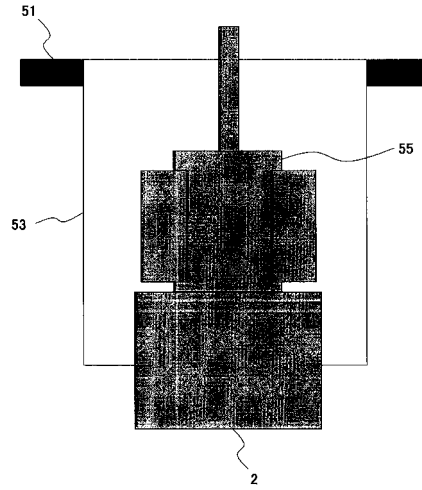
$$L_ratio = \frac{\text{左層1}}{\text{左層2}}$$

$$comp = \frac{L_ratio}{R_ratio}$$

【 図 1 4 】



【 図 1 5 】



フロントページの続き

(72)発明者 前田 優

日本国千葉県柏市関場町2 - 1 2 - 2 1 0

審査官 右 高 孝幸

(56)参考文献 特開昭61 - 244332 (J P , A)

特開平8 - 84729 (J P , A)

米国特許出願公開第2002 / 0178833 (U S , A 1)

特開2004 - 41617 (J P , A)

椎名毅 他, 複合自己相関法による実時間 Tissue Elasticity Imaging, 超音波医学, 1 9 9 9
年 2 月 1 5 日, 第 2 6 卷、第 2 号, 5 7 - 6 6

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A61B 8/00

专利名称(译)	弹性图像显示方法和超声波诊断装置		
公开(公告)号	JP3991282B2	公开(公告)日	2007-10-17
申请号	JP2006525002	申请日	2005-08-04
[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		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立メデイコ		
[标]发明人	脇康治 椎名毅 山川誠 前田優		
发明人	脇 康治 椎名 毅 山川 誠 前田 優		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/463 A61B8/469 A61B8/485 A61B8/5223 G01S7/52036 G01S7/52042 G01S7/52071 G01S7/52074 G16H50/30		
FI分类号	A61B8/08		
优先权	2004229459 2004-08-05 JP		
其他公开文献	JPWO2006013916A1		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

在本发明的弹性图像显示方法中，在压缩被检体1 (2,3,4) 的同时，基于超声波断层图像数据测量被检体的断层图像部分的超声波断层图像数据，(6)，基于失真在断层摄影部位生成弹性图像，将其显示在显示装置(7)(7)上，在显示装置上显示的弹性图像上显示多个ROI (12) 每个ROI中的失真的指标值，并且通过在显示装置(8)上显示指标值，可以定量评估诊断部位处的活组织的硬度特征。

【 図 1 】

