

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4601413号
(P4601413)

(45) 発行日 平成22年12月22日(2010.12.22)

(24) 登録日 平成22年10月8日(2010.10.8)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

請求項の数 3 (全 10 頁)

(21) 出願番号 特願2004-368961 (P2004-368961)
 (22) 出願日 平成16年12月21日(2004.12.21)
 (65) 公開番号 特開2006-174902 (P2006-174902A)
 (43) 公開日 平成18年7月6日(2006.7.6)
 審査請求日 平成19年12月10日(2007.12.10)

(73) 特許権者 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
 (72) 発明者 脇 康治
 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
 審査官 富永 昌彦

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】

探触子から超音波を被検体に送信させ、前記超音波の送信に対応する反射エコー信号を受信して断層像を構成する断層像構成手段と、

前記反射エコー信号に基づいて前記被検体の生体組織の変位を計測して歪み又は弾性率を求め組織弾性像を構成する弾性画像構成手段と、

前記断層像と前記組織弾性像を表示させる表示手段とを備えた超音波診断装置において、

前記弾性画像構成手段は、前記断層像に対応した撮影領域であって、それぞれの変位の計測に必要な領域をオーバーラップさせて複数の領域に分割し、それぞれの分割領域につ

10

いて並列的に処理を行って前記組織弾性像を構成することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記弾性画像構成手段は、前記断層像に対応した撮影領域を走査ライン方向に沿って複数の領域に分割していることを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記断層像構成手段は、前記探触子の圧迫速度又は前記探触子の圧迫による前記歪みの大小に応じて超音波繰り返し周波数を切り替えてフレーム間隔調整を行うことを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

20

【 0 0 0 1 】

本発明は、超音波を利用して被検体内の診断部位について超音波画像を表示する超音波診断装置に関し、特に歪み、弾性率画像を表示する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【 0 0 0 2 】

超音波診断装置は、探触子から発生する超音波を利用して被検体内の生体組織の超音波反射率を計測し、それを輝度とし診断部位の反射率断層像として表示している。近年、超音波診断装置において、画像相関を取り、生体組織の移動量、例えば変位を空間微分し、歪みを計測したり、組織状診断として生体組織に対して圧力変化を与え、その弾性率を計測したりし、歪み、あるいは弾性率を画像として表示することが行われるようになってい

10

【 0 0 0 3 】

【特許文献 1】特開 2 0 0 0 - 6 0 8 5 3 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 4 】

特許文献 1 に記載されたもののよう、従来の組織弾性像は、生体組織の歪や弾性率などを色相変調し、これらを白黒断層像（B 像）に重畳表示している。すなわち、組織弾性をその組織の相対的な歪みまたは硬さとして認識可能に画像化して表示している。このような組織弾性像を得るためには、探触子で被検体を圧迫して診断する時に 2 フレーム分のデータの各々に対して相関演算処理という膨大な演算を実行しなければならず、通常の演算処理では診断時に探触子の操作に合わせてリアルタイムで組織弾性像を表示することができなかつた。

20

【 0 0 0 5 】

この発明は、上述の点に鑑みなされたものであり、診断時にリアルタイムに組織弾性像を表示することのできる超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

30

【 0 0 0 6 】

本発明に係る超音波診断装置の第 1 の特徴は、探触子から超音波を被検体に送信させ、前記超音波の送信に対応する反射エコー信号を受信して断層像を構成する断層像構成手段と、前記反射エコー信号に基づいて前記被検体の生体組織の変位を計測して歪み量を求め組織弾性像を構成する弾性画像構成手段と、前記断層像と前記組織弾性像を表示させる表示手段とを備えた超音波診断装置において、前記弾性画像構成手段は、前記断層像に対応した撮影領域を複数の領域に分割し、それぞれの分割領域について並列的に処理を行って前記組織弾性像を構成することにある。

これは、組織弾性像の表示機能を有する超音波診断装置において、複数の演算コアを用い、並列演算を行うことで、組織弾性像の演算をリアルタイムに行えるようにしたものである。

40

【 0 0 0 7 】

本発明に係る超音波診断装置の第 2 の特徴は、前記第 1 の特徴に記載された超音波診断装置において、それぞれの変位の計測に必要な領域をオーバーラップさせて前記撮影領域を複数の領域に分割することにある。

これは、組織弾性像を分割する際に、各分割領域の境界部にそれぞれの変位の計測に必要な領域をオーバーラップさせて割り当てることによって、境界部の変位の計測の結果、その境界が連続的に違和感なく一つの組織断層像を形成するようにしたものである。

【発明の効果】

【 0 0 0 8 】

50

この発明によれば、診断時にリアルタイムに組織弾性像を表示することができるという効果がある。

【発明を実施するための最良の形態】

【0009】

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。図1は、この実施の形態に係る超音波診断装置の概略構成を示す図である。

【0010】

超音波診断装置は、被検体101に当接させて用いる圧力センサー等を有した探触子102と、探触子102を介して被検体101に時間間隔をおいて超音波を繰り返し送信・受信する送受信回路と受信された反射エコーを整相加算してRF信号データを時系列に生成する整相加算回路を有す超音波送受信部103とが設けられ、RF信号データに基づいて被検体101の濃淡断層像、例えば白黒断層像を構成する断層像構成部(B/W DSC)104と、超音波送受信部103から出力されるRF信号データを複数の窓(変位窓とフィルタ窓)を考慮してそれぞれオーバーラップを持った複数領域に分割する分割部105と、分割部105で分割されたそれぞれの領域のRF信号データに基づいて被検体101の生体組織の変位・歪・弾性率を計測して弾性データを求める変位演算部106a~106d・歪演算部107a~107d・弾性率演算部108a~108dと、各弾性率演算部108a~108dからの出力を合成する合成部109と、カラー弾性画像(組織弾性像)を構成するカラーDSC部110とが備えられており、超音波信号以外の画像を描出するグラフィック部111と、カラースケール(Color Scale)発生部112を備え、さらに、これら白黒断層像、カラー弾性画像、グラフィック、Color Scaleを同画面上に合成する画像合成113と、合成された合成画像を表示する画像表示器114と、これらの各構成要素を制御する制御演算部115と、各種設定用のインタフェースとなるキーボード116とを備えて構成されている。

【0011】

探触子102は、複数の振動子を配設して形成されており、電子的にビーム走査を行って被検体101に振動子を介して超音波を送受信する機能を有している。超音波送受信部103の送受信回路は、送信時は、探触子102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の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102で受信した反射エコー信号について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。超音波送受信部103の整相加算回路は、増幅されたRF信号を入力して位相制御し、複数の収束点に対し収束した超音波ビームを形成してRF信号データを生成する。

【0012】

断層像構成部(B/W DSC)104は、信号処理部・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、超音波送受信部103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い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、制御コントローラを含んで構成されている。白黒スキャンコンバータは、フレームメモリに格納された被検体101内の断層フレームデータを1画像として取得し、取得された断像フレームデータをテレビ同期で読み出すためのものである。

【0013】

分割部105は、超音波送受信部103の整相加算回路の後段に分岐して設けられており、フレームメモリと領域選択部とを含んで構成されている。すなわち、分割部105は、整相加算回路からの複数の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をそれぞれオーバーラップするような4つの領域に分割し、変位演算部106a~106dに出力する。

【0014】

変位演算部106a~106dは、RF信号選択部、変位演算部及びフィルタ部を含ん

10

20

30

40

50

で構成されており、分割部 105 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、超音波送受信部 103 の整相加算回路からの複数の RF 信号データであって、分割部 105 によって分割された領域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 組すなわち 2 つの RF 信号フレームデータを選び出すものである。例えば、RF 信号選択部は、超音波送受信部 103 の整相加算回路から時系列すなわち画像のフレームレートに基づいて生成される RF 信号データをフレームメモリ内に順次確保し、制御部（図示しない）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）を選択するものである。なお、ここで 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、自然数とする。

10

【0015】

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 組のデータすなわち RF 信号フレームデータ（N）及び RF 信号フレームデータ（X）から 1 次元或いは 2 次元相関処理を行って、断層像の各点に対応する生体組織における変位や移動ベクトルすなわち変位の方角と大きさに関する 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。

【0016】

20

ブロックマッチング法とは、画像を例えば $N \times N$ 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る。フィルタ部は、変位演算部の結果を鈍らせる（ある程度まとまりを持たせる）ためのものであり、後段の信号処理を滑らかにするものである。

【0017】

また、歪み演算部 107a ~ 107d によって算出される歪みのデータは、生体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、弾性率演算部 108a ~ 108d によって算出される弾性率のデータは、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。例えば、変位演算部より計測された変位を ΔL 、圧力計測部（図示しない）により計測された圧力を ΔP とすると、歪み（S）は、 ΔL 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、 $S = \Delta L / \Delta X$ という式を用いて求められる。

30

【0018】

また、弾性率データのヤング率 Y_m は、 $Y_m = (\Delta P) / (\Delta L / L)$ という式によって算出される。このヤング率 Y_m から断層像の各点に相当する生体組織の弾性率が求められるので、2 次元の弾性画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、物体に加えらえ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。

【0019】

合成部 109 は、変位演算部 106a ~ 106d、歪み演算部 107a ~ 107d 及び弾性率演算部 108a ~ 108d のそれぞれの系列で処理された弾性データを加算して、元の一つの弾性データを合成するものである。

40

【0020】

弾性画像構成部（カラー DSC）110 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ている。弾性データ処理部は、合成部 109 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、確保された弾性フレームデータを制御部（図示しない）の指令に応じて画像処理部により画像処理を行うものである。

【0021】

カラースキャンコンバータ（色調変換部）は、弾性データ処理部からの弾性フレームデータに基づいて色相情報に変換するものである。つまり、弾性フレームデータに基づいて光の 3 原色すなわち赤（R）、緑（G）、青（B）に変換するものである。例えば、歪み

50

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２５６有し、２５５大輝度で表示すること、逆に０は全く表示されないことを意味する。

【００２２】

弾性画像構成部（カラーＤＳＣ）１１０は、フレームメモリに格納された色調変換後の歪み・弾性像データを１画像として取得し、取得された歪み・弾性像フレームデータをテレビ同期で読み出すためのものである。

【００２３】

なお、ここで、カラスキャンコンバータには、制御演算部１１５を介してキーボードなどの操作部１１６に接続されており、この操作部１１６によって弾性画像の色合いなどが制御されるようになっている。また、探触子１０２に圧力センサを取り付けることで、探触子１０２を被検体１０１に押しつけた時の圧力を計測することが可能となり、この圧力情報を制御演算部１１５で取り込み、その圧力を測定し、表示させることも可能である。

10

【００２４】

画像合成部１１３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ている。ここで、フレームメモリは、断層像構成部（Ｂ／Ｗ ＤＳＣ）１０４、弾性画像構成部（カラーＤＳＣ）１１０及びグラフィック部１１１からのデータを格納するものである。また、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て設定割合で加算して合成するものである。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、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１１４に表示する画像を制御部の指令に応じて選択するものである。

20

【００２５】

制御演算部１１５は、白黒断層像データ、歪み演算部から得られた歪みデータ、探触子先の圧力センサーより得られた圧力データなどを取り込み、これらと内部に持ったデータベースのデータとを比較検討し、適切な圧迫状態を表示したり、鳴音によってユーザーにガイドしたりするものである。

【００２６】

図１に示すように、分割部１０５でＲＦ信号フレームデータをそれぞれオーバーラップするような４つの領域に分割し、分割されたＲＦ信号フレームデータに対して変位演算部１０６ａ～１０６ｄ、歪み演算部１０７ａ～１０７ｄ、弾性率演算部１０８ａ～１０８ｄがそれぞれ並列的に演算を行っているので、演算処理速度を高速化し、処理時間を大幅に短縮化することができる。これによって、演算間引きを行うことなく実診断に必要な高フレームレートを取得することが可能となる。

30

【００２７】

図２は、この実施の形態に係る超音波診断装置の演算コアによる並列演算処理の概念を示す図である。組織の弾性画像を取得するには、変位演算、フィルタ演算、歪み演算、弾性率演算及び画像処理演算等の複数の演算処理が存在するが、各々の演算処理に対して、この実施の形態のように複数の並列化された演算コアを用いることで各々の演算時間を短縮することが可能となり、その結果フレームレートを向上することができる。図１の実施の形態では、４個の変位演算部１０６ａ～１０６ｄ、４個の歪み演算部１０７ａ～１０７ｄ、４個の弾性率演算部１０８ａ～１０８ｄ、１個の画像処理部１１０で演算コアを構成する場合を示しているが、処理の重みを考慮して、処理毎に演算コア数が異なっても良い。例えば、図２に示すようにＬ個の変位演算部、Ｍ個のフィルタ部、Ｎ個の歪み演算部１０７ａ～１０７ｄ、弾性率演算部１０８ａ～１０８ｄ、１個の画像処理部１１０のように構成してもよい。なお、超音波診断装置の場合、走査ライン毎に画像を構成するので、走査ライン方向に分割するほうが適している。

40

【００２８】

50

図3は、並列分割処理を用いて組織弾性像を構成する演算コア群の具体例を示す図である。この実施の形態では、膨大な演算量を有す変位演算部106a~106dによる変位演算処理に4つのデジタル信号処理部DSP1~DSP4を割り当て、その他の演算(変位演算部106a~106dによるフィルタ部処理、歪み演算部107a~107dによる歪み演算部処理、弾性率演算部108a~108dによる弾性率演算部処理)をまとめて4つのデジタル信号処理部DSP5~DSP8に割り当てて、それぞれ独立に演算を実行させ、最終的に一つの組織弾性画像として処理するようにしている。

【0029】

組織弾性像を演算する場合においては、その対象信号を中心にその周囲の信号を含めて演算する窓を使った処理を行う。図4は、関心領域を単純に分割し、それぞれの領域に対して並列的に処理を行う場合の問題を説明するための図である。図4に示すように、関心領域を二つの演算窓40a, 40bに分割した場合、演算窓40aはライン40~ライン80に囲まれた領域となり、演算窓40bはライン81~ライン121に囲まれた領域にそれぞれ分割される。変位演算を行う場合、注目画素の上下左右数十画素について相関演算を行うので、ライン80の画素41について考察すると、ライン80の右側すなわちの点線楕円42で囲まれた部分については参照信号が存在しないことになる。従って、ライン80から十数ライン分左側の領域については参照信号がない部分の影響をうけてしまうことになる。同様のことが演算窓40bのライン81から十数ライン分右側の領域についても言える。すなわち、ライン81の画素43について考察すると、ライン81の左側部分については参照信号が存在しないことになる。従って、このように関心領域ROIを単純に分割し、それぞれの分割領域に対して並立的に処理を行って画像結合によって1つの組織弾性像を合成したとしても、合成された画像の領域45で囲まれる部分は窓分割による影響を受け、さらにライン80とライン81との境界では不連続部を生む要因となり、問題である。

【0030】

そこで、この実施の形態では、2フレームの元信号の切り出しを、窓の影響部も考慮して、予めオーバーラップして行うようにした。図5は、関心領域を分割する際に、それぞれの領域がオーバーラップするように切り出して並列的に処理を行う場合の処理の概念を説明するための図である。図5に示すように、関心領域を二つの演算窓50a, 50bに分割する場合、演算窓50aは、ライン40~ライン80に対して、参照信号となるライン81~ライン90をオーバーラップ領域として加えた形で切り出すことによって得られるものであり、演算窓50bは、ライン81~ライン121に対して、参照信号となるライン71~ライン80をオーバーラップ領域として加えた形で切り出すことによって得られるものである。このようにして、オーバーラップ領域を加えた形で切り出されたそれぞれの演算窓50a, 50bに変位演算処理が行われることによって、図4に示すような参照信号がない部分の影響を受ける領域が発生することがないので、それぞれの分割領域に対して並立的に処理を行って画像結合によって1つの組織弾性像を合成した場合に、ライン80とライン81との境界が連続的に違和感なく一つの組織弾性像を形成するようになる。すなわち、図4に示すような不連続部のない画像を取得することが可能となる。

【0031】

図3に示すように、関心領域(ROI)31を図5に示すような方法でオーバーラップ領域を加えながら4分割の領域30a~30dにそれぞれ切り出す。切り出された各領域30a~30dは、それぞれの対応する変位演算部106a~106dのデジタル信号処理部DSP1~DSP4によって演算処理される。デジタル信号処理部DSP1~DSP4によって演算処理された結果の各領域の信号30e~30hは、4つのデジタル信号処理部DSP5~DSP8に取り込まれ、そこでそれぞれ独立に演算(フィルタ部処理、歪み演算部処理、弾性率演算部処理)が行われ、合成部109によって一つの画像にまとめられる。

【0032】

上述の実施の形態のように関心領域(ROI)をオーバーラップ領域を加えながら4分

10

20

30

40

50

割して、それぞれを個々のデジタル信号処理部によって演算処理することによって、P R F（超音波繰り返し周波数）の切り替えを利用した組織弾性フレーム間隔調整機能を実現することができる。すなわち、低速度で圧迫を行う場合や、組織が全体的に歪が少ない場合など、2フレームの間隔を広げないと歪が得られないものがある。このような場合にはフレーム間隔を調整可能にすることが必要である。そこで、P R F（超音波繰り返し周波数）の切り替えを利用してフレーム間隔調整を行うことができる。

【0033】

図6は、P R F（超音波繰り返し周波数）を切り替えてフレーム間隔調整を行う場合のフレーム間隔と演算処理との関係の一例を示す図である。図6（A）は、早い圧迫での画像取得に特化するために、組織弾性演算の演算時間をP R F間隔として、可能な限り高いフレームレートを得るようにした場合を示すものである。図6（B）は、遅い圧迫や歪の小さい組織に適したフレーム間隔とするために、組織弾性の演算時間は変わらず、P R F間隔を広げるによりフレーム間隔を調整している。このP R Fを利用した組織弾性のフレームレート切り替えは、例えば、操作部116で任意に調整可能である。

【0034】

この実施の形態によれば、高フレームレートが得られるので、組織弾性像を用いてリアルタイムな診断が可能となる。また、取得するフレーム間隔が細くなることによって、変位取得精度が向上し、個体差を生じるフリーハンドでの圧迫での画像描出も容易となる。

【図面の簡単な説明】

【0035】

【図1】この実施の形態に係る超音波診断装置の概略構成を示す図である。

【図2】この実施の形態に係る超音波診断装置の演算コアによる並列演算処理の概念を示す図である。

【図3】並列分割処理を用いて組織弾性像を構成する演算コア群の具体例を示す図である。

【図4】関心領域を単純に分割し、それぞれの領域に対して並列的に処理を行う場合の問題を説明するための図である。

【図5】関心領域を分割する際に、それぞれの領域がオーバーラップするように切り出して並列的に処理を行う場合の処理の概念を説明するための図である。

【図6】P R F（超音波繰り返し周波数）を切り替えてフレーム間隔調整を行う場合のフレーム間隔と演算処理との関係の一例を示す図である。

【符号の説明】

【0036】

101 ... 被検体

102 探触子

103 ... 超音波送受信部

104 ... 断層像構成部（B / W D S C）

105 ... 分割部

106 a ~ 106 d ... 変位演算部

107 a ~ 107 d ... 歪演算部

108 a ~ 108 d ... 弾性率演算部

109 ... 合成部

110 ... カラーD S C部

111 ... グラフィック部

112 ... カラースケール（C o l o r S c a l e）発生部

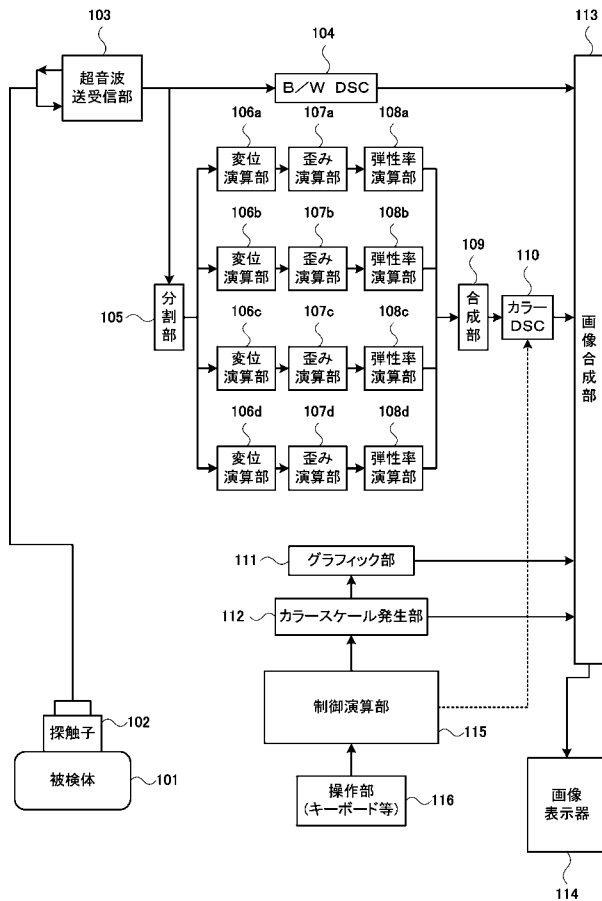
113 ... 画像合成

114 ... 画像表示器

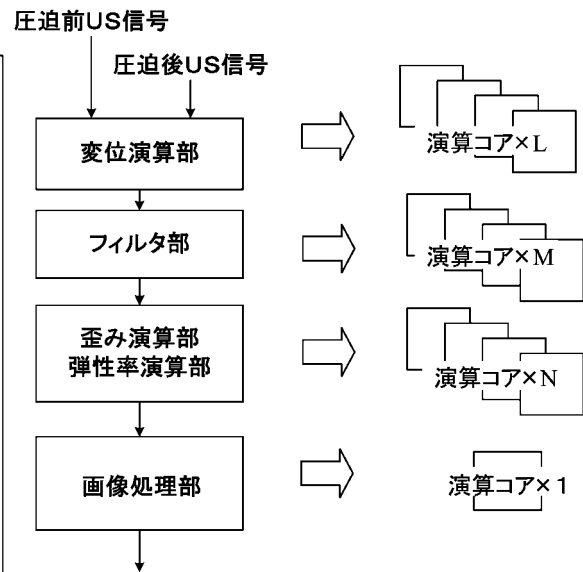
115 ... 制御演算部

116 ... 操作部（キーボード等）

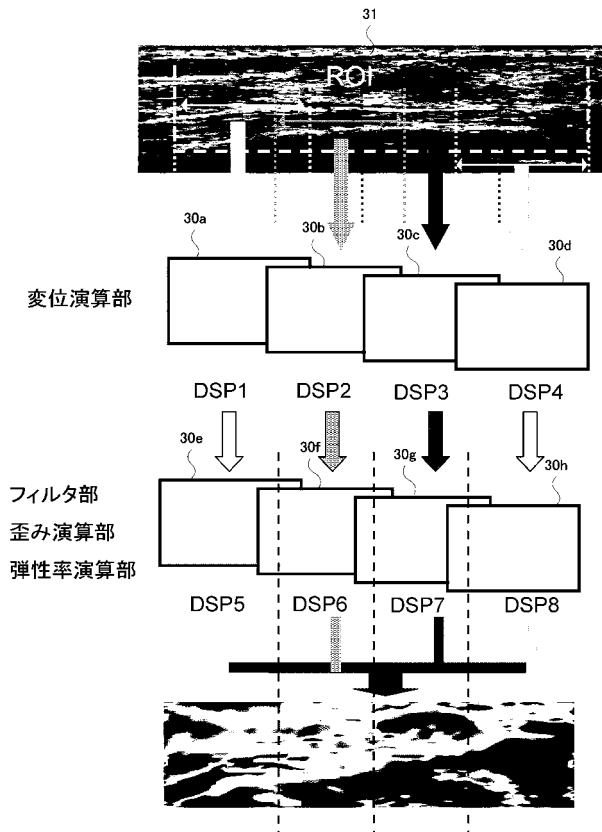
【図 1】



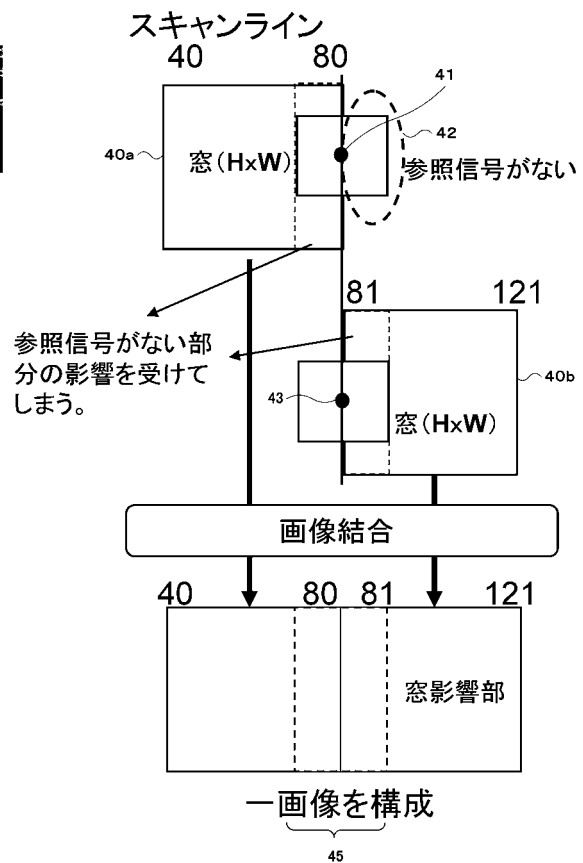
【図 2】



【図 3】

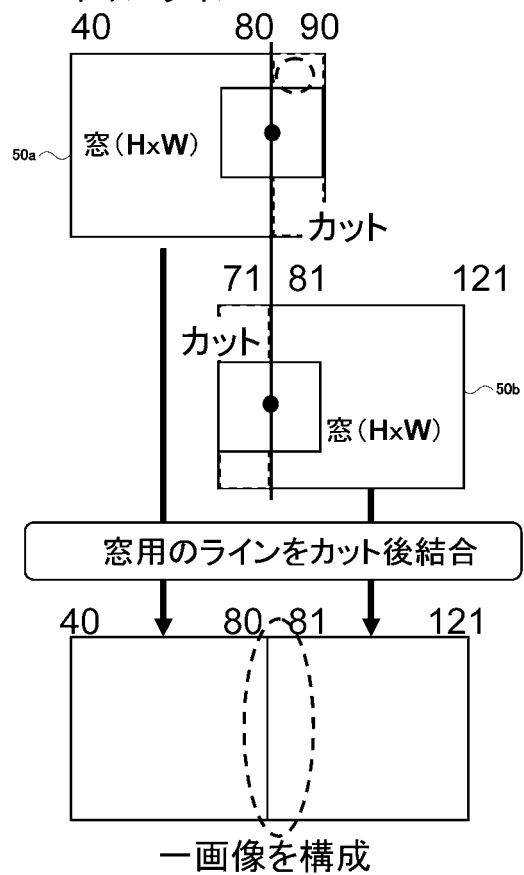


【図 4】



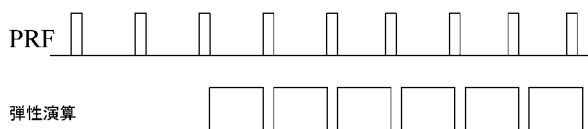
【図 5】

スキャンライン

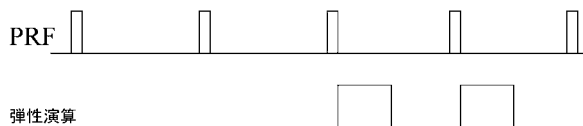


【図 6】

(A)



(B)



フロントページの続き

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

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 8 / 0 8

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4601413B2	公开(公告)日	2010-12-22
申请号	JP2004368961	申请日	2004-12-21
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社日立医药		
申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
当前申请(专利权)人(译)	株式会社日立メディコ		
[标]发明人	脇康治		
发明人	脇 康治		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/EE08 4C601/JB31 4C601/JC22 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/LL04		
其他公开文献	JP2006174902A JP2006174902A5		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在诊断时实时显示组织弹性图像。ZSOLUTION：超声波检查仪配备有断层图像构造装置，用于通过从探头发送超声波到受试者并接收与超声波的发送相对应的反射回波信号来构建断层图像，弹性图像构造装置用于通过获取来构造组织弹性图像通过基于反射的回波信号测量对象的活组织的位移的应变变量，以及用于显示断层图像和组织弹性图像的显示装置。弹性图像构造装置将对应于断层图像的成像区域划分为多个区域，并通过对每个划分执行并行处理来构建组织弹性图像。换句话说，通过使用多个算术核心并在具有显示组织弹性图像的功能的超声波诊断仪中执行并行算术，实时计算组织弹性图像。Z

【 図 4 】

