

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第4732086号
(P4732086)

(45) 発行日 平成23年7月27日(2011.7.27)

(24) 登録日 平成23年4月28日(2011.4.28)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

請求項の数 2 (全 11 頁)

(21) 出願番号 特願2005-263605 (P2005-263605)
 (22) 出願日 平成17年9月12日(2005.9.12)
 (65) 公開番号 特開2007-75184 (P2007-75184A)
 (43) 公開日 平成19年3月29日(2007.3.29)
 審査請求日 平成20年9月10日(2008.9.10)

(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 川上 則明

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】

被検体内に超音波を送受信する探触子を備え、前記被検体から取得された弾性 R F データに基づいて、前記被検体内の臓器又は組織の歪み或いは弾性率に関する弾性画像を取得して表示する超音波診断装置において、

前記弾性 R F データの取得間隔を選択する R F 選択部と、前記弾性画像を取得するための関心領域を可変設定する関心領域設定手段を備え、前記関心領域の設定が更新された場合、前記関心領域の可変設定前後の前記弾性画像のフレームレートが一定になるよう、前記 R F 選択部は前記弾性 R F データの取得間隔を制御する、若しくは弾性演算時間を短くすることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記関心領域設定手段は、前記受信信号のパワー情報に基づいて前記関心領域を設定する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】

【0001】

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、特に被検体内の臓器又は組織の歪み画像、弾性率画像を表示することができ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するのもである。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、組織性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、計測された歪み、或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きた。これらの画像は、計測データへ歪み量や弾性率に応じて赤や青その他の色相情報を付与して、表示するものであり、主に生体組織の硬い部位を他の組織と識別表示させることにより、容易に腫瘍の広がりや大きさを診断することができる。(例えば、特許文献1)

【特許文献1】特開2000-60853号公報

10

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 3 】

上記特許文献1に記載された技術は、被検体を圧迫させる圧迫速度や・弾性演算する演算範囲(ROI)の大きさによる演算間隔・組織性状等の可変要素に起因される弾性画像の安定性・再現性の面で解決すべき課題が残されていた。本発明の目的は、弾性画像を動画表示する際の安定性・再現性を向上させるものである。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 4 】

被検体内に超音波を送受信する探触子を備え、前記被検体から取得された弾性RFデータに基づいて、前記被検体内の臓器又は組織の歪み或いは弾性率に関する弾性画像を取得して表示する超音波診断装置において、前記弾性RFデータの取得間隔を選択するRF選択部と、前記弾性画像を取得するための関心領域を可変設定する関心領域設定手段を備え、前記関心領域の設定が更新された場合、前記関心領域の可変設定前後の前記弾性画像のフレームレートが一定になるよう、前記RF選択部は前記弾性RFデータの取得間隔を制御する、若しくは弾性演算時間を短くする。前記関心領域設定手段は、前記受信信号のパワー情報に基づいて前記関心領域を設定する。

20

【発明の効果】

【 0 0 0 5 】

本発明により、弾性画像表示の安定性・再現性を向上させることができる。

30

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 0 6 】

以下、本発明は実施の形態を添付図面に基づいて説明する。

図1に示すように、超音波診断装置には、被検体1に当接させて用いる探触子2と、探触子2を介して被検体1に時間間隔をおいて超音波を繰り返し送信する送信回路3と、被検体1から発生する時系列のエコー信号を受信する受信回路4と、受信されたエコー信号を整相加算してRF信号データを時系列に生成する整相加算回路5とが設けられ、整相加算回路5からのRF信号データに基づいて被検体1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6と、整相加算回路5のRF信号データから被検体1の生体組織の変位を計測して弾性データを求めてカラー弾性画像を構成する弾性画像構成部7とが備えられている。そして、白黒断層像とカラー弾性画像の合成割合を変え合成する画像合成器8と、合成された合成画像を表示する画像表示器9が設けられている。

40

【 0 0 0 7 】

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。送信回路3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のある深さに設定する送波フォーカシング機能を有している。また、受信回路4は、探触子2で受信され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。整相加算回路5は、受信回路4で増幅された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ものである。なお、送信回路3及

50

び受信回路4とにより超音波ビームの送受信方向及び／又は送受信位置が送受信サイクル毎に変更される。これにより被検体内が超音波ビームによって走査される。

【0008】

断層像構成部6は、信号処理部10と白黒スキャンコンバータ11を含んで構成されている。ここで、信号処理部10は、整相加算回路5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、断層像を形成するためのライン状データを得るものである。また、白黒スキャンコンバータ11は、信号処理部10からのデータをデジタル信号に変換するA/D変換器と、変換された複数のライン状データを画像データとして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。その白黒スキャンコンバータ11は、フレームメモリに格納された画像データを超音波走査とは無関係のテレビの表示に同期して読み出すためのものである。

10

【0009】

また、弾性画像構成部7は、RF信号を選択するRF信号選択部12と、RF信号から組織の変位を演算する変位演算部13と、変位演算部13の変位情報に基づいて組織の歪を演算する歪演算部14と、歪み演算部14の歪情報に基づいて弾性画像データを作成する弾性データ処理部15と、弾性画像データをカラー画像へ変換するカラーズキャンコンバータ16とを含んで構成されており、整相加算回路5の後段に断層像構成部6に対して分岐して設けられている。そして、それぞれの構成要素を制御するCPUからなる制御部20と、制御部20に指示を与える操作部17が設置されており、操作部17で弾性画像の色合いやROIやフレームレート等を入力可能としている。また、探触子2には圧力計測部22が設けられ、探触子2を被検体1に押しつけた際に発生する圧力が、圧力計測部22で検出される。この圧力情報と歪演算部14から得られる歪情報を用いて弾性データ処理部15で弾性率が求められる。この弾性率情報をカラーズキャンコンバータ16にて変換することにより、弾性率がカラー画像として表示される。

20

【0010】

RF信号選択部12は、フレームメモリと、選択部とを含んで構成されている。そのRF信号選択部12は、整相加算回路5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12は、整相加算回路5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20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。

30

【0011】

変位演算部13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13は、RF信号選択部12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おける変位や移動ベクトルすなわち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。ブロックマッチング法とは、画像を例えば $n \times n$ 画素からなる複数のブロックに分け、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を行う。

40

【0012】

このとき、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13により計測された変位を ΔL 、圧力計測部22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

50

ができるから、 $S = \Delta L / \Delta X$ という式を用いて求められる。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 から断層像との各点における生体組織の弾性率が求められる。上記歪み演算及び/又は弾性率演算を1組のRF信号フレームデータ N 、 X を更新することにより、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。

【0013】

弾性データ処理部15は、フレームメモリと画像処理部とを含んで構成されており、歪演算部14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制御部20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。

10

【0014】

カラーエンコーダ16は、弾性データ処理部15からの弾性フレームデータへ色相情報を付与するものである。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)の階調はそれぞれ256段階(0~255)に区分され、255は最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。

【0015】

画像合成器8は、画像処理部と、画像選択部と、フレームメモリとを備えて構成されている。画像処理部は、断層像データと弾性画像データを制御部20の指令に応じた設定割合で加算して合成するもので、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。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9に表示する画像を制御部20の指令に応じて選択するものである。フレームメモリは所謂表示メモリであり、画像選択部の出力を画像表示器9へ表示させるに際して、一時的に保持するものである。なお、フレームメモリの前段にデータ圧縮又はデータ間引きを行うものを設けることで、画像表示器9の画面サイズを変更することなく、断層像と弾性画像とを合成せずに別々に表示させることも可能である。

20

【0016】

このように構成される超音波診断装置の動作について説明する。超音波診断装置1は、被検体1に当接させた探触子2を介して被検体1に時間間隔をおいて送信回路3により超音波を送信し、被検体1から発生する反射エコー信号が受信回路4により受信されて整相加算されてRF信号データが生成される。これを繰り返すことにより得られた複数のRF信号データに基づいて断層像構成部6により濃淡断層像例えば白黒Bモード像が得られる。一方、整相加算回路5により整相加算され、超音波操作を繰り返すことにより得られたRF信号データに基づいて弾性画像構成部7によりカラー弾性画像が得られる。そして、得られた白黒断層像とカラー弾性画像とが画像合成器8により加算されて合成画像となる。このBモード像を作成するためのRF信号データと、弾性画像を作成するためのRF信号データは、お互い送受波タイミングをずらして取得されている。

30

40

【0017】

図2に示されるように、操作者は画像表示器9に表示される断層像を見ながら、操作卓21に設けられた入力操作器、例えばマウス、トラックボール、ジョイスティックを操作して、弾性画像を演算させるROI(関心領域)30を断層像上に設定する。ROI30を設定することにより、弾性画像構成部7は、このROI30内のデータを用いて弾性演算を行うことになる。

【0018】

図2(a)のようにROI30を大きく設定した場合、弾性演算する領域が広がるため、その分演算量が増え、得られる弾性画像のフレームレートが遅くなり、弾性演算して表示される弾性画像の間隔が大きくなり、リアルタイム性が悪くなる。逆に図2(b)のようにROI30を小さく設定した場合、弾性演算する領域が狭くなるため、その分演算量が減り、弾性画

50

像におけるフレームレートが速くなり、弾性演算して表示される弾性画像の間隔が小さくなり、リアルタイム性が増す。

【0019】

次に本発明の第1の実施形態について、図2，図3を用いて説明する。図3は信号処理の時間フローを示すものである。図3(a)はROIが最大である時の弾性演算時間に基づいて、弾性用RFデータを取得する時間間隔を設定した形態を示すものである。この形態は、任意に設定されるROIの大きさに囚われず、常にフレームレート30fpsで弾性画像表示を実現する。

【0020】

ここでは、ROIが画像表示器9に表示される断層像と同面積である時、ROIの大きさを最大(MAX)に設定した時、若しくはROIがリアルタイム弾性画像の表示に支障が出ないフレームレート(例えば30fps)である時のROIの大きさをROI30であるとする。リアルタイム弾性画像の表示に支障が出ないフレームレートとは、断層像のフレームレートに比べて弾性画像のフレームレートが1/5以上であり、検査者に違和感を感じさせない。

【0021】

ここで、ROI30である時の弾性演算時間が33msecとすると、取得すべき弾性用RFデータの適した時間間隔は33msecとなる。そこで、弾性画像構成部7は、弾性用RFデータ35と、弾性用RFデータ35から33msec経過した時の弾性用RFデータ36とを用いて、弾性演算時間44の演算時間で演算し、ROI30である時の弾性画像を構成する。

【0022】

一方、ROIを任意に設定した場合、例えばROI31のようになる。ROI31は多角形や丸状に操作卓21で任意に指定できるが、ROI30の大きさを超えることはない。したがって、ROI31の弾性演算時間は、ROI30の弾性演算時間より短くなるため弾性演算時間40は弾性演算時間44より短くなり33msecを超えない。弾性画像構成部7は、弾性用RFデータ35と弾性用RFデータ36とを用いて弾性演算時間40の弾性演算を行い、ROI31の弾性画像を構成する。

【0023】

そして、弾性用RFデータ36と、弾性用RFデータ36から33msec経過した時の弾性用RFデータ37を用いて、次に表示される弾性画像を作成する。このように33msec毎に弾性用RFデータを取得し、33msec以内に弾性演算を行い、次々に弾性画像を表示する。

【0024】

なお、ROI31設定時において弾性演算が行われていない間は、前回の弾性演算で演算された弾性画像を表示する。

【0025】

このように、常にROI30時の弾性演算時間(33msec)で、弾性用RFデータを取り込み、弾性演算を行うことにより、ROIの大きさを変化させても、同フレームレートでリアルタイム弾性画像を表示させることができる。例えば、ROIを腫瘍の大きさに合わせて設定し、そのROIに対応したリアルタイム弾性画像を表示した場合であっても、ROI設定前のフレームレートと同じフレームレートでリアルタイム弾性画像を表示させることができる。

【0026】

図3(b)は、ROI30時の弾性演算時間より長い時間間隔(66msec)で、弾性用RFデータを取得する時間間隔を設定した形態を示すものである。具体的には、フレームレート15fpsで弾性画像表示を実現する形態を示すものである。

【0027】

ROI30時の弾性演算時間が33msecであっても、フレームレート15fpsが実現するよう弾性用RFデータを取得する時間間隔を66msecとして設定する。弾性画像構成部7は、弾性用RFデータ50と、弾性用RFデータ50から66msec経過した時の弾性用RFデータ51とを用いて、弾性演算時間56の演算時間で演算し、ROI30である時の弾性画像を構成する。ROI31のようにROIを任意に設定した時も、弾性画像構成部7は弾性用RFデータ50と弾性用RFデータ51とを用いて、33msecより短い弾性演算時間54の演算時間で演算し、弾性画像を構成する。なお、次の弾性用RFデータを取得するまでの弾性演算が行われていない間、前回の弾性演算で

10

20

30

40

50

演算された弾性画像を表示する。

【0028】

また、図3(c)は、図3(b)と同様にして、ROI30時の弾性演算時間よりさらに長い時間(99 msec)で、弾性用RFデータを取得する時間間隔を設定した形態を示すものである。具体的には、フレームレート10fpsで弾性画像表示を実現する形態を示すものである。

【0029】

ROI30時の弾性演算時間が33msecであっても、弾性用RFデータを取得する時間間隔を99msecとして設定する。弾性画像構成部7は、弾性用RFデータ57と、弾性用RFデータ57から99 msec以前の弾性用RFデータとを用いて、弾性演算時間60の演算時間で演算し、ROI30である時の弾性画像を構成する。ROI31のようにROIを任意に設定した時も、弾性画像構成部7は2つの弾性用RFデータを用いて、33msecより短い弾性演算時間59の演算時間で演算し、弾性画像を構成する。なお、次の弾性用RFデータを取得するまでの弾性演算が行われていない間、前回の弾性演算で演算された弾性画像を表示する。

【0030】

第1の実施形態において、フレームレートを30fps, 15fps, 10fpsとして設定したが、フレームレートを任意に操作卓21で設定することができる。操作卓21と連結している制御部20の指令に基づいて、RF選択部12は、取得する弾性用RFデータの間隔を変える。そして、ROI30時の弾性演算時間よりも長い時間間隔(例えば、33msec以上)で弾性用RFデータを取得することにより、弾性画像のフレームレートを可変することができる。また、ROIの大きさを変化させても、設定したフレームレートでリアルタイム弾性画像を表示させることができる。

【0031】

次に、本発明の第2の実施形態について、図2, 図4を用いて説明する。図4は信号処理の時間フローを示すものである。第1の実施形態と異なる点は、隣接する2つのRFデータを用いて、弾性画像を作成する点である。なお、この第2の実施形態は、弾性用RFデータ取得間隔が弾性演算時間より小さい。

【0032】

図4(a)で示されるように、整相加算回路5から出力されるRFデータの時間間隔を例えば30msecとする。RF信号選択部12は、弾性画像を生成するため、30msec毎に取得される隣接する2つのRFデータを選択する。選択された2つのRFデータを弾性用RFデータ750及び弾性用RFデータ751として弾性演算を行う。

【0033】

ROIの大きさを任意に設定したROI31の場合の弾性演算時間は、弾性演算時間770である。また、第1の実施形態で上述した性質を持つROI30の場合の弾性演算時間は、弾性演算時間780である。例えば、弾性演算時間770は60msecであり、弾性演算時間780は90msecである。

【0034】

ROIの大きさを任意に設定したROI31の時、弾性用RFデータ750及び弾性用RFデータ751を用いて、弾性演算時間770の演算時間で演算を行い、リアルタイム弾性画像を表示する。そして、この弾性演算直後に取得される2つのRFデータ、弾性用RFデータ752及び弾性用RFデータ753を用いて、弾性演算時間771で演算を行い、リアルタイム弾性画像を次々に表示する。

【0035】

ROI30の時、弾性用RFデータ750及び弾性用RFデータ751を用いて、弾性演算時間780の演算時間で演算を行い、リアルタイム弾性画像を表示する。そして、この弾性演算直後に取得される2つのRFデータを弾性用RFデータ754及び弾性用RFデータ755として用いて、弾性演算時間781で演算を行う。

【0036】

よって、ROIを可変させても、隣り合う2つのRFデータを用いて弾性画像演算を行っているため、画質が同等のリアルタイム弾性画像が得られることになる。また、弾性演算が終

10

20

30

40

50

わると直ぐに弾性用RFデータを取得して弾性演算を行うため、高フレームレートで弾性画像を表示させることができる。

【 0 0 3 7 】

図4(b)に示される形態は、ROIの大きさを任意に設定したROI31の時、ROI30で用いられる弾性用RFデータと同じ弾性用RFデータを用いて弾性演算を行う。

【 0 0 3 8 】

ROI31の時、弾性用RFデータ750及び弾性用RFデータ751を用いて、弾性演算時間790の演算時間で演算を行う。弾性演算時間790は60msecであり、弾性演算時間780は90msecであるため、弾性演算時間790後に30msecの休止時間(ブランク)を設け、次の弾性用RFデータの取得を行う。そして、弾性演算時間780弾性演算直後に取得される弾性用RFデータ754及び弾性用RFデータ755を用いて、弾性演算時間791の演算時間で演算を行い、弾性画像を表示させる。

10

【 0 0 3 9 】

このように、ROIの大きさを可変させても、取得する弾性用RFデータの取得するタイミングは変わらないため、フレームレートが可変することなく、画質が同等のリアルタイム弾性画像を表示させることができる。

【 0 0 4 0 】

次に第3の実施形態を図2, 図5を用いて説明する。図5は信号処理の時間フローを示すものである。上記実施形態と異なる点は、ROIが大きい場合、弾性演算を間引いて処理したり、ブロックマッチングの探索範囲を狭めたりすることにより、弾性演算時間を短くさせる点である。

20

【 0 0 4 1 】

ROIの大きさを任意に設定したROI31の場合、弾性用RFデータ82及び弾性用RFデータ83を用いて、弾性演算時間84で演算を行い、弾性画像を表示させる。

【 0 0 4 2 】

ここでは、第1の実施形態で上述した性質を持つROI30の場合、弾性演算に必要とする弾性演算時間85を60msecとする。そこで、走査ラインを間引いて弾性演算処理したり、ブロックマッチングの探索範囲を狭めたりすることにより、弾性演算時間85(120msec)を弾性演算時間86(60msec)に演算時間を短縮する。

【 0 0 4 3 】

30

具体的には、走査ラインを間引く場合、2本に1本の割合で弾性演算を行い、弾性演算時間を1/2に短縮させる。また、ブロックマッチングの探索範囲を狭める場合、2次元探索領域を1/2に縮小させる。弾性演算時間が1/2に短縮されることから、弾性演算時間85(120msec)から弾性演算時間86(60msec)に短縮することができる。

【 0 0 4 4 】

このように、弾性演算時間84と弾性演算時間86を一致させることにより、ROIの大きさを可変させても、フレームレートが可変することなく弾性画像を表示させることができる。

【 0 0 4 5 】

なお、上記では、ROI30の演算時間を30msecとして説明したが、乳腺・前立腺・甲状腺等の診断部位によって用いる探触子の種類はコンベックス型探触子・前立腺用探触子・リニア型探触子というように異なる。よって、ROIが画像表示器9に表示される断層像と同面積である時、ROIの大きさを最大限(MAX)に設定した時、若しくはROIがリアルタイム弾性画像の表示に支障が出ないフレームレート(例えば30fps)である時のROIの大きさが異なり、それに伴う弾性演算時間も異なる。

40

【 0 0 4 6 】

次に、本実施形態の弾性像と断層像との表示方法を図6に示す。図6は信号処理の時間フローを示すものである。弾性画像構成部7は、RFデータ90とRFデータ91を用いて、弾性演算時間92の演算時間で弾性画像93を作成する。断層像構成部6は、RFデータから断層像94を作成する。切り替え加算器8では、弾性画像93と断層像94を加算して、画像表示器9に出

50

力して表示させる。

【 0 0 4 7 】

次の弾性演算時間102では、次に取得される断層像95と弾性画像93を加算して、画像表示器9に表示させる。そして、弾性演算時間102で得られる弾性画像103と断層像104を加算して、画像表示器9に表示させる。画面表示<2>に示されるように、演算時間がかかる弾性画像1フレームに対し、断層像2フレーム分表示させることにより、それぞれの画像にリアルタイム性を保つことができる。なお、弾性画像1フレームに対し、断層像3フレーム以上表示させてもよい。また、操作卓21で画面表示<1>と画面表示<2>を選択することができる。なお、画面表示<1>は、弾性画像1フレームに対し、断層像1フレーム表示させる形態である。

10

【 0 0 4 8 】

また、上記では、操作卓21でROI31を選択したが、図7に示すようにパワー情報を用いてROI32を設定してもよい。パワー情報とは、受信超音波のパワー値を表すものであり、例えば、受信超音波のパワーは、或る領域のパワー値、若しくはパワー積分値である。ROI32の具体的な設定に関し、取得されるパワー値に或る閾値(下記アーチファクトを考慮)を定めておき、閾値を超えたパワーに該当する領域をROI32として設定する。

【 0 0 4 9 】

このように設定されたROI32の大きさは、第1の実施形態で上述した性質を持つROI30の大きさを超えることはない。したがって、上記実施形態で説明したROI31に置き換えてROI32を設定し、適用させることができる。

20

【 0 0 5 0 】

このROI32を設定する理由を説明する。組織歪みを描出する際に、超音波信号強度が極めて低い領域では、歪み演算結果後アーチファクトを示す。このアーチファクトは、余計な視覚情報となり、検査の効率を低下させる。またこのアーチファクトは、ROI内の歪み閾を用いたフレーム判定の際に、アーチファクトも閾値情報に含めてしまうので、判定に支障を来たしてしまう。そこで、歪み演算を行う超音波信号のパワー情報を組織弾性演算を行うROIとして用いることで、検査者は走査対象を変更したとしてもROIを再設定する必要がなく、またフレーム判定がより正確になり、高画質な組織弾性を描出可能となる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 5 1 】

【図1】本発明に係る超音波診断装置を示すブロック図。

【図2】本発明に係るROIの設定を示す図。

【図3】本発明に係る第1の実施形態を示す図。

【図4】本発明に係る第2の実施形態を示す図。

【図5】本発明に係る第3の実施形態を示す図。

【図6】本発明に係る表示形態を示すブロック図。

【図7】本発明に係るROIの設定を示す図。

【符号の説明】

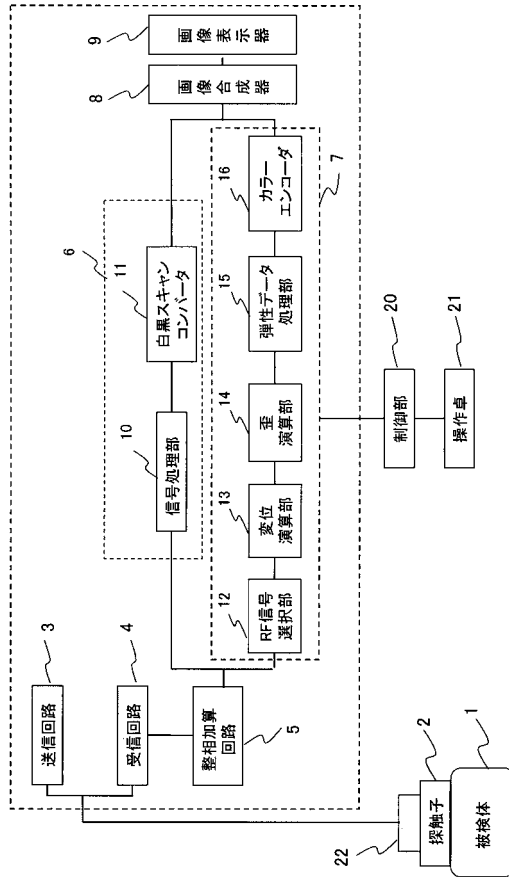
【 0 0 5 2 】

1 被検体、2 探触子、3 送信回路、4 受信回路、5 整相加算回路、6 断層像構成部、7 弾性画像構成部、8 切替加算器、9 画像表示器、12 RF信号選択部、13 変位演算部、14 歪演算部、15 弾性データ処理部、16 カラースキャンコンバータ、17 操作部、20 制御部

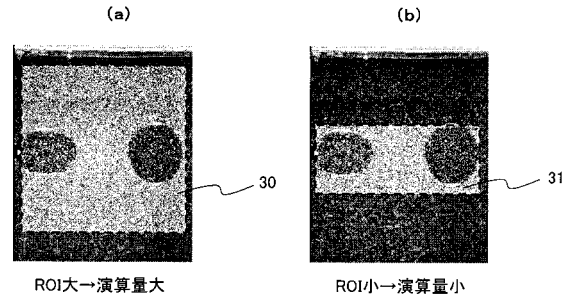
30

40

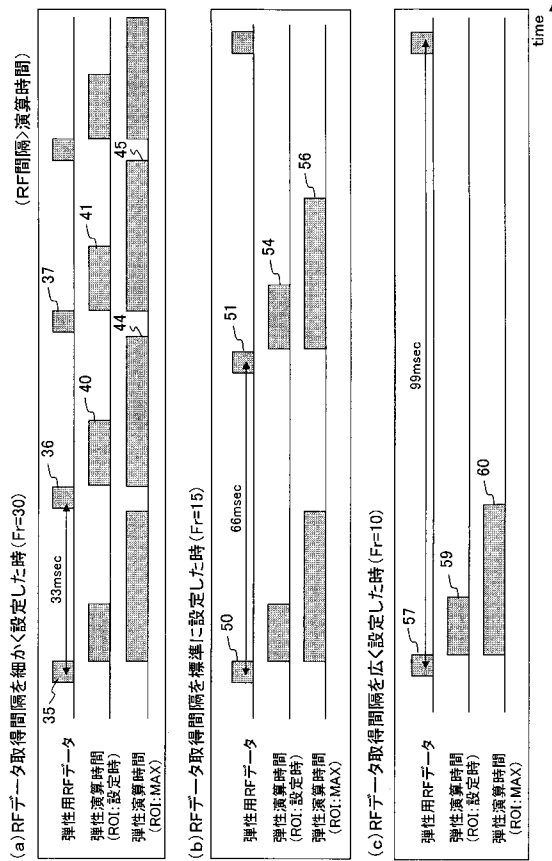
【図 1】



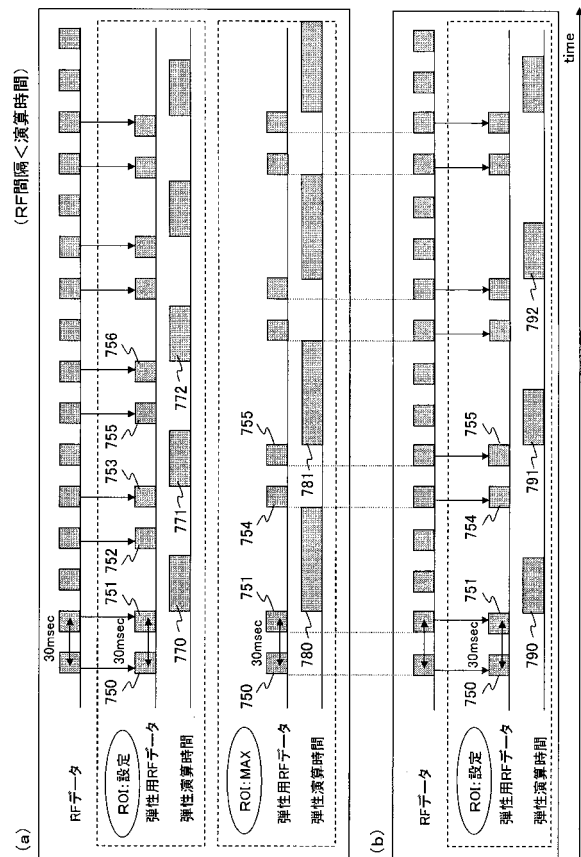
【図 2】



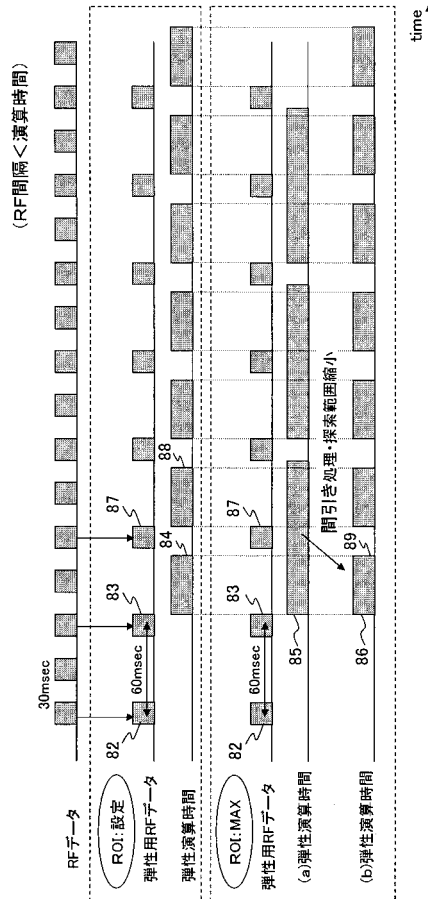
【図 3】



【図 4】



【 図 5 】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開 2 0 0 4 - 1 3 5 9 2 9 (J P , A)
国際公開第 2 0 0 5 / 0 4 8 8 4 7 (W O , A 1)
特開平 0 5 - 2 6 9 1 2 9 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 2 6 1 1 9 8 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 0 6 6 0 4 1 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 3 5 1 0 5 0 (J P , A)
特開 2 0 0 3 - 1 1 6 8 5 0 (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	JP4732086B2	公开(公告)日	2011-07-27
申请号	JP2005263605	申请日	2005-09-12
[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/EE09 4C601/GA17 4C601/HH14 4C601/JB41 4C601/JC16 4C601/JC23 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK37 4C601/LL03		
审查员(译)	川上 則明		
其他公开文献	JP2007075184A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供可以提高弹性图像稳定性/再现性的超声波检查仪。
ΣSOLUTION：在超声波检查仪中，在对象1内提供用于发送或接收超声波的探头2，以获取和显示与对象1内的器官或组织的变形或其弹性模量有关的弹性图像。弹性射频数据从受试者1获得。超声波检查器具用于选择弹性RF数据的获取间隔的RF选择部分12和用于可变地设置用于获取弹性RF数据的感兴趣区域的感兴趣区域设置装置。弹性图像。当选择感兴趣区域的设置或缩短算术时间时，RF选择部分12控制弹性RF数据的获取间隔以固定在感兴趣区域的可变设置之前或之后的弹性图像的帧速率。弹性。Σ

【図4】

