

(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2005-270341  
(P2005-270341A)

(43) 公開日 平成17年10月6日(2005.10.6)

(51) Int. Cl.<sup>7</sup>  
A61B 8/08

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 6 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2004-87936(P2004-87936)  
(22) 出願日 平成16年3月24日(2004.3.24)

(71) 出願人 000153498  
株式会社日立メディコ  
東京都千代田区内神田1丁目1番14号  
(74) 代理人 100114166  
弁理士 高橋 浩三  
(72) 発明者 大坂 卓司  
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  
(72) 発明者 松村 剛  
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

最終頁に続く

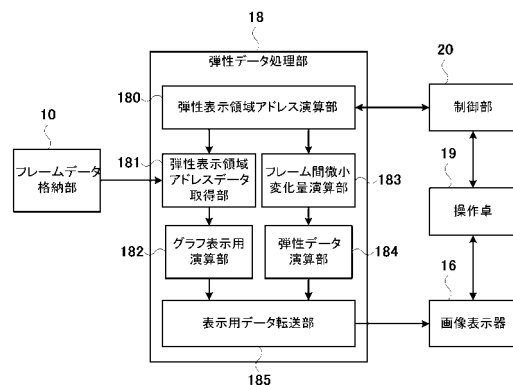
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 リアルタイムで表示される弾性表示領域内の任意の縦横ラインにおける弾性率・歪み量を切り出し、グラフ表示を行なうことにより、関心領域の組織の硬さ・軟らかさと弾性像と同時に表示する事を提供する。

【解決手段】 ユーザが操作卓より選択した弾性表示領域に対し、弾性データ処理部内で対応するアドレスを弾性表示領域アドレス演算部によって演算し、弾性フレームデータ格納部よりデータを切り出す。切り出されたデータを元にグラフ表示用演算部によって、弾性率・歪み量のグラフ表示を行なうための演算処理を施した後、表示用データ転送部を介して表示部に表示する。

【選択図】 図2



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

被検体組織に接触する超音波探触子と、  
前記超音波探触子によって検出された信号を処理して断層画像及び歪み弾性画像を生成する信号処理手段と、

前記断層画像及び前記歪み弾性画像を同時又は交互に、同一面内に重ね合わせて又は並べて表示すると共に前記歪み弾性画像中の任意の領域における前記被検体組織の弾性率及び歪み量の少なくとも一方の変化をグラフとして表示する表示手段と

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

## 【請求項 2】

請求項 1 に記載された超音波診断装置において、前記表示手段は、前記弾性率及び歪み量の少なくとも一方を時間又は深度を横軸とする連続的なグラフとして表示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 に記載された超音波診断装置において、前記表示手段は、前記弾性画像における任意の直線領域又は任意の小領域に対応した前記弾性率及び歪み量の変化を表示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、2 又は 3 に記載された超音波診断装置において、前記表示手段は、前記弾性率をグラフ化して表示したり、前記歪み量を折れ線グラフやヒストグラムで表示することを特徴とする超音波診断装置。

## 【請求項 5】

被検体組織に接触する超音波探触子と、  
前記超音波探触子によって検出された信号を処理して断層画像及び歪み弾性画像を生成する信号処理手段と、

前記断層画像及び前記歪み弾性画像を同時又は交互に、同一面内に重ね合わせて又は並べて表示すると共に圧迫前後の 2 フレームにおける硬部領域の縦軸及び横軸、微小変化分の縦軸及び横軸の各長さに基づいてポアソン比を計測して表示する表示手段と

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

## 【請求項 6】

被検体組織に接触する超音波探触子と、  
前記超音波探触子によって検出された信号を処理して断層画像及び歪み弾性画像を生成する信号処理手段と、

前記歪み弾性画像中の任意の領域における前記被検体組織の弾性率及び歪み量の少なくとも一方の変化に基づいて病巣候補と思われる疾患部位を検出する検出手段と

を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

## 【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断層像を得て表示する超音波診断装置に係り、特に時系列に並んだ 1 組の RF 信号フレームデータからその画像上の各点の弾性率や歪み量を演算し、生体組織の硬さまたは柔らかさを示す弾性画像として表示する事ができる超音波診断装置に関する。

## 【背景技術】

## 【0002】

従来一般的な超音波診断装置は、被験者に超音波を送信及び受信する超音波受信手段とこの超音波送受信手段からの反射エコー信号を用いて運動組織を含む被検体内の診断像データを所定周期で繰り返して得る断層走査手段と、この断層走査手段によって得た時系列データを表示する画像表示手段を有して構成されており、被検体内部の生体組織の構造を例えば B モード像として表示している。

10

20

30

40

50

## 【0003】

これに対して、最近ではこの超音波診断装置を用いて診断部位の生体組織の弾性率を計測し、これを弾性画像として表示することが行われるようになってきた。このような超音波診断装置として特許文献1又は特許文献2に記載されたものなどがある。

【特許文献1】特開平5-317313号公報

【特許文献2】特開2000-60853号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

## 【0004】

しかし、特許文献1又は特許文献2に記載されたような従来の超音波診断装置は、生体組織の弾性率データを画像化する際に、時系列に処理される生体組織の断層像Bモードに重ね合わせて弾性率データに対応した弾性画像を表示しているだけであった。すなわち、実際の疾患に対し、その硬さの程度を認識させる程度のものであり、疾患に対応した診断の指標を与えるようなものではなかった。

10

## 【0005】

この発明は、上述の点に鑑みなされたものであり、疾患部位に対して診断の一助となる指標を与え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】

## 【0006】

本発明に係る超音波診断装置の第1の特徴は、被検体組織に接触する超音波探触子と、前記超音波探触子によって検出された信号を処理して断層画像及び歪み弾性画像を生成する信号処理手段と、前記断層画像及び前記歪み弾性画像を同時又は交互に、同一面内に重ね合わせて又は並べて表示すると共に前記歪み弾性画像中の任意の領域における前記被検体組織の弾性率及び歪み量の少なくとも一方の変化をグラフとして表示する表示手段とを備えたことにある。

20

超音波探触子を用いて被検体内の診断部位について断層画像を取得すると共にその診察部位の生体組織の硬さ又は柔らかさを示す歪み又は弾性率による弾性画像を取得し、その弾性画像中の任意の領域における弾性率及び歪み量の少なくとも一方の変化をグラフとして表示することによって目的部位の性状を視覚的に把握することによって、診断の指標とすることができるようにした。

30

## 【0007】

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、前記表示手段が、前記弾性率及び歪み量の少なくとも一方を圧迫方向の深度又は圧迫の経過時間を横軸とする連続的なグラフとして表示することにある。これは、弾性率及び歪み量の変化を示すグラフとして、横軸に圧迫方向の深度又は圧迫の経過時間をとることによって、連続的に変化するグラフとして表示することができるようにしたものである。

## 【0008】

本発明に係る超音波診断装置の第3の特徴は、前記第2の特徴に記載された超音波診断装置において、前記表示手段が、前記弾性画像における任意の直線領域又は任意の小領域に対応した前記弾性率及び歪み量の変化を表示することにある。これは、弾性画像における任意の直線領域における弾性率又は歪み量を表示したり、弾性画像における任意の小領域の弾性率又は歪み量を経時的に表示することによって、弾性率又は歪み量の変化を示すグラフとして表示するようにしたものである。

40

## 【0009】

本発明に係る超音波診断装置の第4の特徴は、前記第1、2又は3の特徴に記載された超音波診断装置において、前記表示手段が、前記弾性率をグラフ化して表示したり、前記歪み量を折れ線グラフやヒストグラムで表示することにある。これは、弾性率又は歪み量の変化を折れ線グラフやヒストグラムなどを用いて視認性を高めて視覚的に表示するようにしたものである。

50

## 【0010】

本発明に係る超音波診断装置の第5の特徴は、被検体組織に接触する超音波探触子と、前記超音波探触子によって検出された信号を処理して断層画像及び歪み弾性画像を生成する信号処理手段と、前記断層画像及び前記歪み弾性画像を同時又は交互に、同一面内に重ね合わせて又は並べて表示すると共に圧迫前後の2フレームにおける硬部領域の縦軸及び横軸、微小変化分の縦軸及び横軸の各長さに基づいてポアソン比を計測して表示する表示手段とを備えたことにある。これは、関心領域についての縦・横の伸び縮みの比としてポアソン比を表示する事によっても同様に診断の指標とすることができるようにしたものである。

## 【0011】

本発明に係る超音波診断装置の第6の特徴は、被検体組織に接触する超音波探触子と、前記超音波探触子によって検出された信号を処理して断層画像及び歪み弾性画像を生成する信号処理手段と、前記歪み弾性画像中の任意の領域における前記被検体組織の弾性率及び歪み量の少なくとも一方の変化に基づいて病巣候補と思われる疾患部位を検出する検出手段とを備えたことにある。これは、弾性画像中の任意の領域における弾性率及び歪み量の少なくとも一方の変化に基づいて視覚的に把握することが困難な場合でも、コンピュータなどを用いて自動的に診断支援を行えるようにしたものである。

## 【発明の効果】

## 【0012】

本発明の超音波診断装置によれば、疾患部位に対して診断の一助となる指標を与え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】

## 【0013】

以下、本発明の実施例を添付図面に基づいて詳細に説明する。図1は、本発明による超音波診断装置の実施例を示すブロック図である。この超音波診断装置は、超音波を利用して被検体100の診断部位について断層像を得ると共に生体組織の硬さ又は柔らかさを表す弾性画像を表示するものである。この超音波診断装置は、図1に示すように、送信回路1と、送受分離回路2と、超音波探触子3と、受信回路4と、整相加算回路5と、白黒信号処理回路6と、白黒スキャンコンバータ7と、変位量計測手段8と、歪み弾性率演算手段9と、フレームデータ格納部10と、フレーム解析手段11と、階調化手段12と、カラースキャンコンバータ13と、切替加算器14と、シネメモリ15と、画像表示器16と、圧力センサ17と、弾性データ処理部18と、操作卓(キーボード)19と、制御部20とを具備して構成されている。この超音波診断装置は、キーボード19及び制御部20を介して、外部の操作者によって適宜操作されるようになっている。なお、この実施の形態では、キーボード19を例に説明するが、トラックボールやマウス等の操作子を用いて操作してもよい。

## 【0014】

送信回路1、送受分離回路2、超音波探触子3、受信回路4、整相加算回路5及び白黒信号処理回路6によって、超音波送受信手段が構成される。この超音波送受信手段は、超音波探触子3を用いて超音波ビームを被検体100の体内で一定方向に走査させることにより、一枚の断層像を得るものである。超音波探触子3は、多数の振動子を短冊状に配列して形成されたものであり、機械式または電子的にビーム走査を行って被検体100に超音波を送信及び受信するもので、図示は省略したがその中には超音波の発生源であると共に反射エコーを受信する振動子が内蔵されている。各振動子は、一般に、入力されるパルス波、または連続波の送波信号を超音波に変換して発射する機能と、被検体100の内部から反射する超音波を受けて電気信号の受波信号に変換して出力する機能を有して形成される。

## 【0015】

送信回路1は、超音波探触子3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共に、内蔵された送波整相加算回路によって送信される超音波の収束点のある深さ

10

20

30

40

50

に設定するものである。受信回路4は、超音波探触子3で受信した反射エコー信号を所定のゲインで増幅するものである。増幅された各振動子の数に対応した数の受波信号がそれぞれ独立した受波信号として整相加算回路5に入力される。整相加算回路5は、受信回路4で増幅された受波信号を入力し、それらの位相を制御し、一点又は複数の収束点に対して超音波ビームを形成するものである。白黒信号処理回路6は、整相加算回路5からの受波信号を入力してゲイン補正、ログ圧縮、検波、輪郭強調、フィルタ処理等の各種信号処理を行うものである。

#### 【0016】

白黒スキャンコンバータ7は、前述の超音波送受信手段の白黒信号処理回路6から出力される反射エコー信号を用いて運動組織を含む被検体100内のRF信号フレームデータを超音波周期で取得し、このRF信号フレームデータを切り替え加算器14を介して画像表示器16に表示するものである。従って、白黒スキャンコンバータ7は、テレビジョン方式の周期でRF信号フレームデータを順次読み出すための断層走査手段及びシステムの制御を行うための手段、例えば、白黒信号処理回路6からの反射エコー信号をデジタル信号に変換するA/D変換器と、このA/D変換器でデジタル化された断層像データを時系列に記憶する複数枚のフレームメモリと、これらの動作を制御するコントローラなどを含んで構成される。

10

#### 【0017】

画像表示器16は、白黒スキャンコンバータ7によって得られた時系列の断層像データすなわちBモード断層像を表示するものであり、切替加算器14を介して白黒スキャンコンバータ7から出力される画像データをアナログ信号に変換するD/A変換器と、このD/A変換器からのアナログビデオ信号を入力して画像として表示するカラーテレビモニタとから構成される。

20

#### 【0018】

この実施の形態においては、整相加算回路5の出力側から分岐して変位量計測手段8、歪み量弾性率演算手段9、フレームデータ格納部10、フレーム解析手段11、階調化手段12及びカラースキャンコンバータ13が設けられている。白黒スキャンコンバータ7とカラースキャンコンバータ13の出力側には切替加算器14が設けられている。この実施の形態では、歪み量弾性率演算手段9で組織弾性率を求めているので、超音波探触子3のヘッド部に設けられたセンサ部171からの信号に基づいて、被検体100の診断部位の体腔内圧力を計測又は推定するための圧力センサ17が設けられている。また、フレームデータ格納部10に格納されているフレームデータに基づいて、弾性表示領域の任意方向或いは任意の小領域についての生体組織の弾性率及び歪み量をリアルタイムに変動するグラフとして表示するための画像を作成したり、ポアソン比という定量的な値を計測し、それを関心領域の変動値として表示するための画像を作成する弾性データ処理部18が設けられている。この弾性データ処理部18の詳細については、後述する。

30

#### 【0019】

変位量計測手段8は、整相加算回路5における隣接した2フレーム間のRF信号に基づいて1次元もしくは2次元相関処理を実行し、隣接した2フレーム間の同座標点における変位量を断層像上の各座標点について計測するものである。変位計測手段8において算出された各座標点の変位量は、歪み量弾性率演算手段9に取り込まれ、そこで各座標点の弾性率及び歪み量が演算される。この変位量の計測法としては、例えば、特許文献1に記載されたようなブロック・マッチング法とグラジェント法とがある。ブロックマッチング法は、画像を例えばN×N画素からなるブロックに分け、現フレーム中の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フレームから探し、これを参照して予測符号化を行うものである。

40

#### 【0020】

歪み量弾性率演算手段9は、変位量計測手段8において計測された各座標点毎の変位量データに対して、空間微分処理を施すことで、各座標点毎の歪み量Sを算出する。また、弾性率の算出においては、最も簡単な1次元モデルで説明する。最も簡単な1次元モデル

50

の弾性率は、一般に次式で算出される。

弾性率 = 応力 / 歪み・・・(1)

【0021】

例えば、図1に示すように超音波探触子3の先端ヘッド部に圧力センサ17のセンサ部171を取り付けることで、超音波探触子3へ加えられる圧迫動作(増圧・減圧)時の応力Fを計測し、その応力Fを歪み量弾性率演算手段9に出力する。歪み量弾性率演算手段9は、計測された応力Fを歪み量Sで除することによって、各座標点における弾性率を算出することができる。

【0022】

歪み量弾性率演算手段9によって算出された歪み量及び弾性率はメモリ等で構成された弾性フレームデータ格納部10に弾性フレーム単位のデータとして格納される。格納された弾性フレームデータは、フレーム解析手段11によって弾性データとして有用なデータか、そうでないデータかが判定される。有用でないと判定されたフレームデータについては、弾性像として表示せず省いてもよい。フレーム解析手段11によって有用なデータと判定された弾性フレームデータについては、階調化手段12によって8bitのデータに変換されカラーキャンコンバータ13及び切り替え加算器14を介して、256段階のカラーや白黒の色データに反映させて弾性像として表示させる。ここで、同時相の白黒Bモード像と弾性像を画像表示器16に別々に表示させてもよいし、前記切り替え加算器14において同時相で演算される白黒Bモード像上に弾性像を半透明重複表示させてもよい。

10

20

【0023】

シネメモリ15は、切替加算器14から出力される信号を時系列に複数フレーム記録する記憶装置である。カラーキャンコンバータ13は、上述の白黒キャンコンバータ7で構成してもよい。この場合には、歪みが大きく計測された領域は、弾性画像データ内で輝度を明るくし、逆に歪みが小さく計測された領域は、弾性画像データ内で輝度を暗くすればよい。

【0024】

次に、この実施の形態に係る弾性データ処理部の動作について説明する。図2は、弾性データ処理部18の詳細構成を示す図である。弾性データ処理部18は、弾性表示領域アドレス演算部180と弾性表示領域アドレスデータ取得部181とグラフ表示用演算部182とフレーム間微小変化演算部183と弾性データ演算部184と表示用データ転送部185から構成される。この弾性データ処理部18は、C言語等に代表されるコンピュータ用言語とデジタルシグナルプロセッサ(DSP)に代表されるCPU等を組み合わせて構成してもよい。

30

【0025】

弾性表示領域の任意方向における弾性率・歪み量のグラフ表示法について説明する。グラフの表示法については、例えば、図3から図5に示すような3パターンを任意に切り替えて表示することができるものとする。第1のパターンは、図3に示すような、任意の1ラインにおける弾性率・歪み量のグラフを超音波Bモード像表示部に隣接して表示するものである。この場合、ユーザは、まず操作卓19を操作して図3に示された1ライン表示ボタン31を選択する。その後、操作卓19内のトラックボールを操作して弾性表示領域35内の任意の1ラインを選択する。図3のグラフには、この縦のラインを切り出した場合を図示しているが、横1ラインにおけるデータを切り出してもよい。

40

【0026】

このようにして選択された1ラインの情報を元に、弾性表示領域アドレス演算部180は、図6に示すように、弾性フレームデータ内の対応するフレームデータ格納部10内のアドレスを演算する。演算されたアドレスは、弾性表示領域アドレスデータ取得部181に転送され、そこでフレームデータ格納部10から弾性表示領域アドレス取得部181にデータが切り出される。切り出された1ラインのデータは、図6に示すようにグラフ表示用演算部182によってグラフ表示用の演算処理が施され、表示用データ転送部18

50

5 に送られる。表示用データ転送部 185 に送られたグラフ表示用データは、画像表示器 16 に転送され、図 3 に示すように、弾性表示領域 35 の左隣に隣接するように表示される。

#### 【0027】

第 2 のパターンは、図 4 に示すように、任意の複数ラインにおける弾性率・歪み量のグラフを超音波 B モード像表示部に隣接して表示するものである。複数のラインを選択する場合は、操作卓 19 を操作して図 4 に示された複数ライン表示ボタン 32 を選択する。その後、前述と同様の処理が複数回実行される。すなわち、弾性表示領域アドレス演算部 180 は、各ラインの情報を元に、弾性フレームデータ内の対応するフレームデータ格納部 10 内のアドレスを演算する。演算されたアドレスは、弾性表示領域アドレスデータ取得部 181 に転送され、そこでフレームデータ格納部 10 から弾性表示領域アドレス取得部 181 にデータを切り出される。切り出された複数ラインのデータはグラフ表示用演算部 182 によってグラフ表示用の演算処理が施され、表示用データ転送部 185 に送られる。表示用データ転送部 185 に送られたグラフ表示用データは、画像表示器 16 に転送され、図 4 に示すように、弾性表示領域 35 の左隣に複数ラインに対応した複数のグラフが表示されるようになる。

10

#### 【0028】

第 3 のパターンは、図 5 に示すように、任意のラインにおける弾性率・歪み量をヒストグラム状のグラフで表示するものである。表示切り替ボタン 30 を選択することにより、図 3 に示すような折れ線グラフ状のグラフと図 7 に示すようなヒストグラム状のグラフと

20

#### 【0029】

次に、図 7 に示すように弾性表示領域 35 内における任意の小領域 61, 62 について、時間的な歪み量の変化をグラフ化して示す場合について説明する。この場合、領域表示ボタン 33 を選択すると、図 6 に示すよう 2 個のグラフ表示小領域 61, 62 が弾性表示領域 35 内に現れるので、これらを操作卓 19 を用いて所望の位置にそれぞれ移動させる。移動されたグラフ表示小領域 61, 62 内のアドレスが同様に弾性表示アドレス演算部 180 によって演算される。演算されたアドレスに対応したデータがフレーム格納部 10 から弾性表示領域アドレスデータ取得部 181 に切り出される。

#### 【0030】

このグラフ表示小領域 61, 62 を選択する場合、グラフ表示用演算部 182 において、選択されたグラフ表示小領域 61, 62 内の総データ数をカウントし、下式 (2) のように、個々のデータを積和した値から総データ数を除することによって領域内の弾性率、或いは歪み量の平均値を算出し、時間的な変化をグラフ化させ、画像表示器 15 内に表示させる。

30

$$(\text{小領域内のデータ}) / \text{小領域内の総データ数} \cdots (2)$$

#### 【0031】

次に、ポアソン比を表示する場合について説明する。ポアソン比とは、物体を引っ張った時の「縦の縮み」と「横の伸び」の比を表す量であり、縦方向の長さを B、微小変化分を  $\Delta B$ 、横方向の長さを L、微小変化分を  $\Delta L$  とすると下記の式 (3) によって表すこと

40

$$\text{ポアソン比} (\nu) = (\Delta B / B) / (\Delta L / L) \cdots (3)$$

#### 【0032】

ポアソン比表示ボタン 34 がユーザによって選択されると、圧迫前後の画像フレームデータがシネメモリ 108 内に保存される。ユーザは、シネメモリ 15 内のフレームデータから図 8 に示すように、圧迫前フレームの対象部位 (硬い部分) 90 と圧迫後フレームの対象部位 (硬い部分) 91 を選択する。

#### 【0033】

圧迫前後の 2 フレームにおける対象部位 90, 91 を選択した後、ユーザは、操作卓 19 を操作して圧迫前フレームの対象部位 90 における縦の長さ B (図 8 内の (a))、横

50

の長さ $L$  (図8内の(b))をそれぞれマーカする。次に、圧迫後フレームの対象部位91の変化分として、ユーザは、縦方向の微小変化量 $B$  (図8内の(c))と横方向の微小変化量 $L$  (図8内の(d)と(e)の和)をマーカする。

【0034】

マーカされた各点を元に、フレーム間微小変化量演算部183は、(a)~(b)の長さを計測し、その計測値を画像表示器16の左端に表示する。この計測された値を元に弾性データ演算部184は、上式(3)に従った演算を実行し、ポアソン比を算出する。算出されたポアソン比は、表示用データ転送部185に介して画像表示器16の左下部に表示される。

【0035】

次に、この発明に係る画像診断装置の一実施の形態について説明する。図9及び図10は、撮影された弾性画像の対象部位についてコンピュータを用いて解析し、癌候補などと思われる対象部位を検出して医者に提示し、医者の判断を仰ぐという診断支援を行うものである。超音波診断装置によって実際に計測された対象部位は、大きさも形も様々であり、これらの中から癌候補と思われるものを抽出することは非常に困難である。そこで、上述の実施の形態で説明した、弾性表示領域の任意方向或いは、任意の小領域における詳細な組織の硬さ柔らかさの変動をグラフ化して視覚的に表示するという手法を用いて、組織の硬さ柔らかさをグラフ化し、それに基づいてコンピュータで自動的に癌候補と思われる対象部位を検出するようにした。

【0036】

まず、図9(A)に示すように、比較的軟らかい関心領域(対象部位)91が弾性像表示エリア90内に存在する場合、この関心領域91のほぼ重心を通るように垂直な方向にライン92を設定し、圧迫方向に圧力が加わった場合のライン92上における変位と歪みを計測し、それをグラフ化する。図9(B)は、ライン92上における変位と歪みをグラフ化したものである。図9(B)から明かなように、関心領域91が周囲の組織と同じ程度の硬さであり、比較的軟らかい場合には、変位のグラフはほぼ線型となり、歪みも平坦な直線となる。このような場合には、診断支援装置は、対象部位は癌候補ではないとの診断支援を行うことになる。

【0037】

一方、図10(A)に示すように、比較的硬い関心領域(対象部位)101が弾性像表示エリア100内に存在する場合、この関心領域101のほぼ重心を通るように垂直な方向にライン102を設定し、圧迫方向に圧力が加わった場合のライン102上における変位と歪みを計測し、それをグラフ化する。図10(B)は、ライン102上における変位と歪みをグラフ化したものである。図10(B)から明かなように、関心領域101が周囲の組織よりも比較的硬い場合には、変位のグラフは折れ線型となり、歪みも関心領域101の部分で凹むような形状となる。このような場合には、診断支援装置は、対象部位は癌候補のおそれがあるとの診断支援を行うことになる。このように変位の変化や歪みの形状などに基づいてコンピュータで自動的に癌候補と思われる対象部位を検出することができるようになる。なお、図10の場合は、理想的なモデルを例にしているため、上述のようなグラフの形状となる。従って、実際の生体などでは、組織が一様でないこと、症例毎の関心領域の硬さの違いや時系列的な硬さの変動、関心領域の浸潤具合等で図10(B)の歪みをグラフ化したものは、様々な形状を示すことになる。臨床を重ね、様々なデータを収集してデータベース化することによって、高い精度で診断支援を行えるようにすることが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0038】

【図1】本発明による超音波診断装置の実施例を示すブロック図である。

【図2】図1の弾性データ処理部の詳細構成を示す図である。

【図3】任意の1ラインにおける弾性率・歪み量のグラフを超音波Bモード像表示部に隣接して表示させる一例を示す図である。

10

20

30

40

50



【図 4】任意の複数のラインを選任して弾性率・歪み量のグラフを超音波 B モード像表示部に隣接して表示させる一例を示す図である。

【図 5】任意のラインにおける弾性率・歪み量をヒストグラム状のグラフで表示させる一例を示す図である。

【図 6】図 2 の弾性表示領域アドレス演算部が実行する演算の一例を示す図である。

【図 7】弾性表示領域内における任意の小領域について、時間的な歪み量の変化をグラフ化して示す場合の一例を示す図である。

【図 8】ポアソン比を表示する場合の一例を示す図である。

【図 9】比較的軟らかい関心領域（対象部位）が弾性像表示エリア内に存在する場合の診断支援の一例を示す図である。

10

【図 10】比較的硬い関心領域（対象部位）が弾性像表示エリア内に存在する場合の診断支援の一例を示す図である。

【符号の説明】

【 0 0 3 9 】

1 ... 送信回路

2 ... 送受分離回路

3 ... 超音波探触子

4 ... 受信回路

5 ... 整相加算回路

6 ... 白黒信号処理回路

20

7 ... 白黒スキャンコンバータ

8 ... 変位量計測手段

9 ... 歪み量弾性率演算手段

1 0 ... フレームデータ格納部

1 1 ... フレーム解析手段

1 2 ... 階調化手段

1 3 ... カラースキャンコンバータ

1 4 ... 切替加算器

1 5 ... シネメモリ

1 6 ... 画像表示器

30

1 7 ... 圧力センサ

1 7 1 ... センサ部

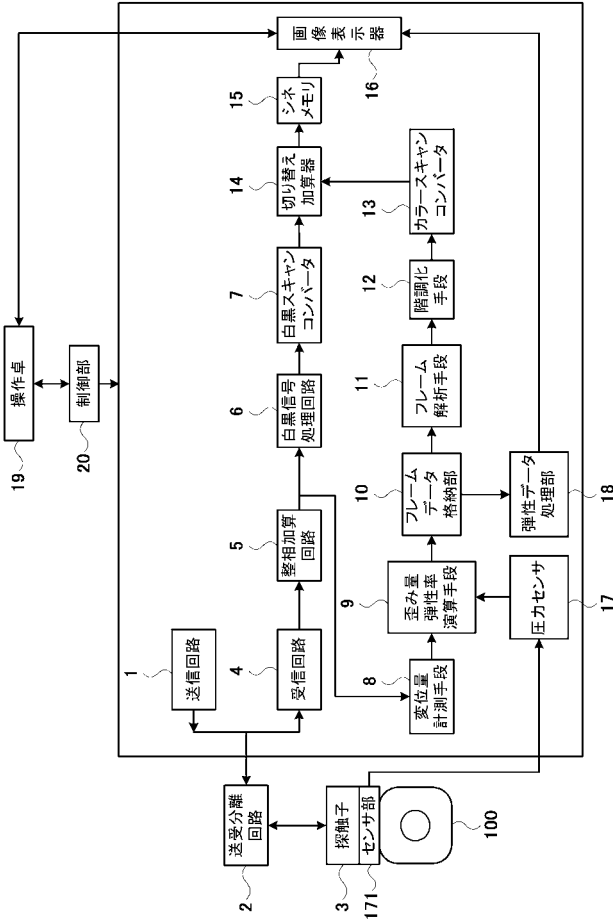
1 8 ... 弾性データ処理部

1 9 ... 操作卓

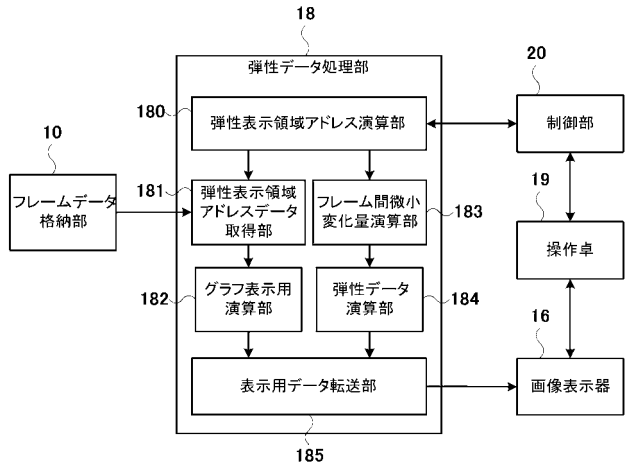
2 0 ... 制御部

1 0 0 ... 被検体

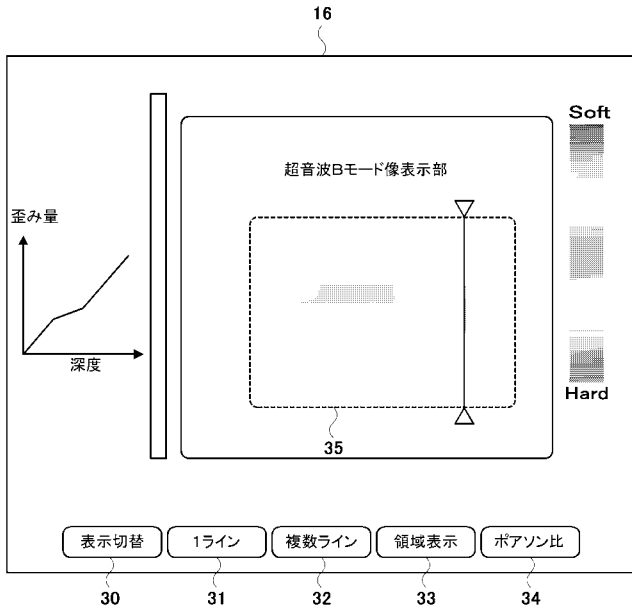
【図1】



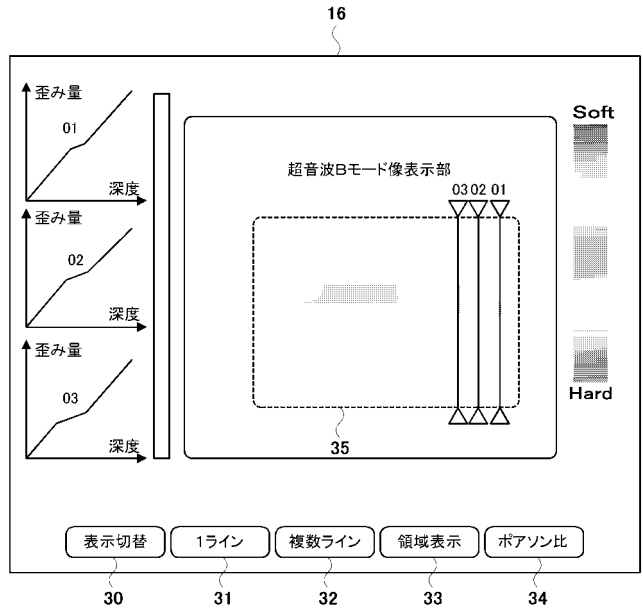
【図2】



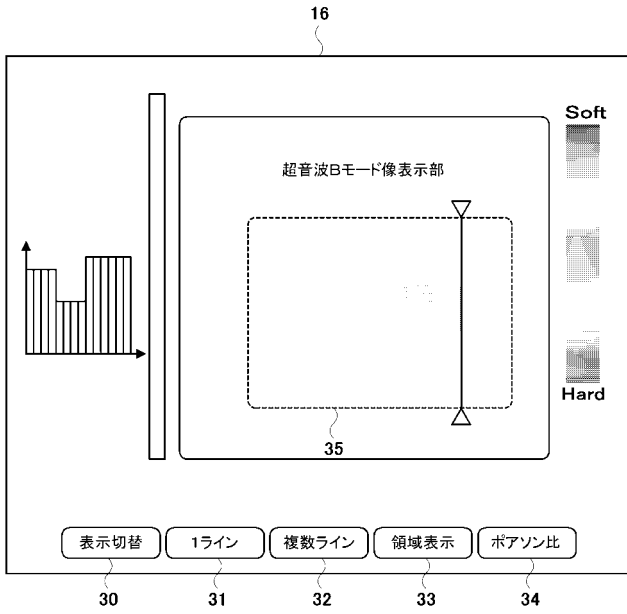
【図3】



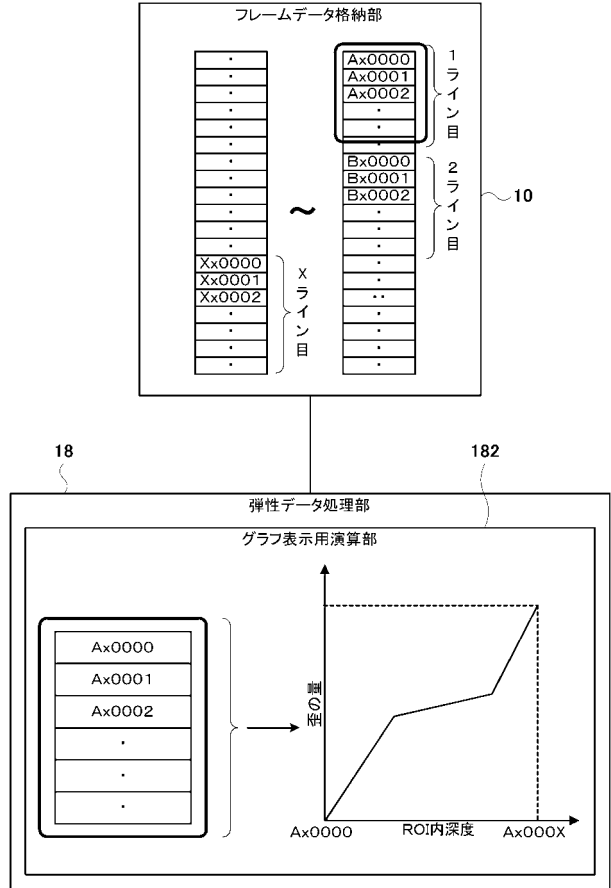
【図4】



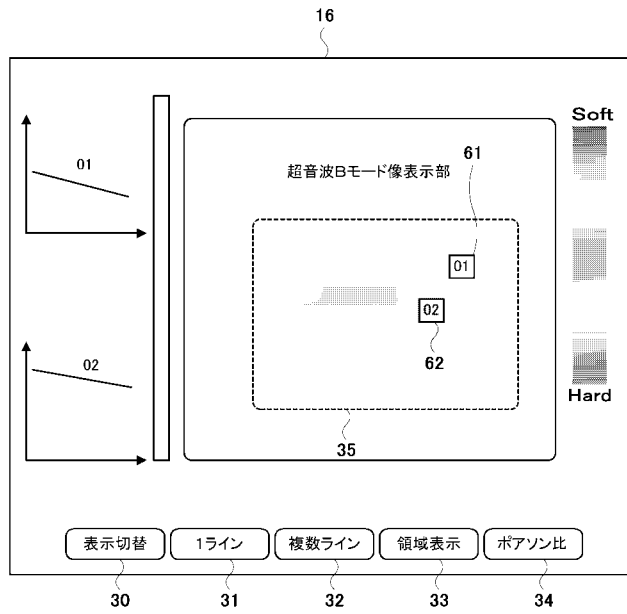
【図5】



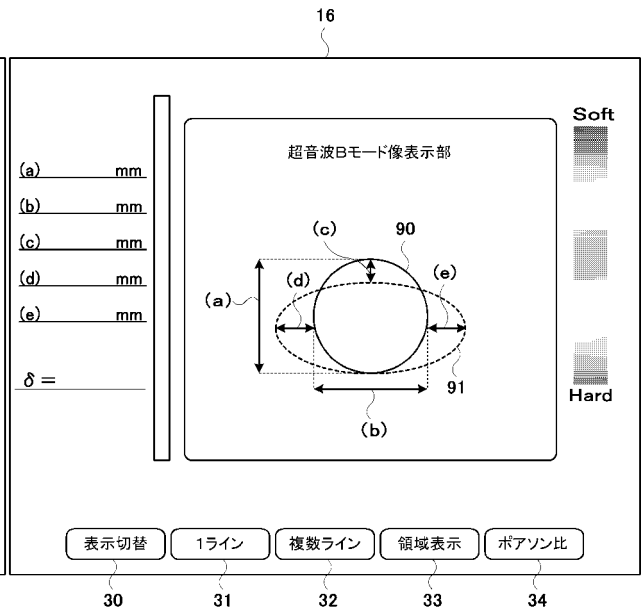
【図6】



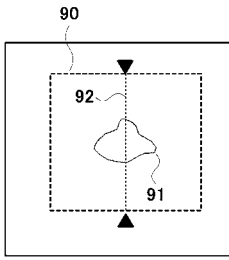
【図7】



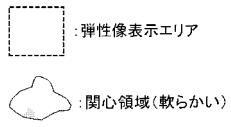
【図8】



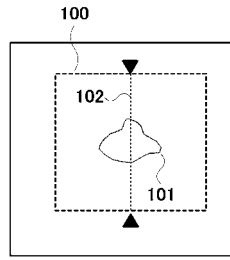
【図 9】



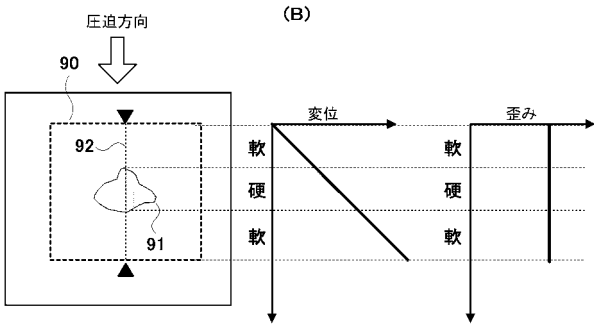
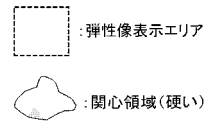
(A)



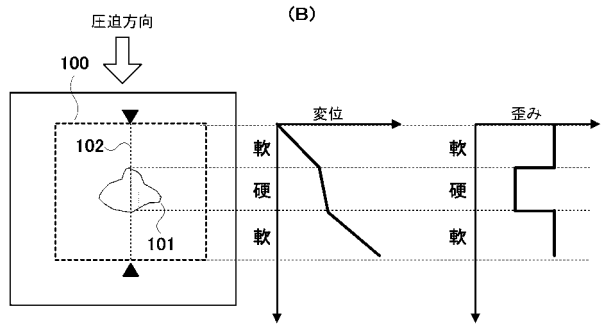
【図 10】



(A)



(B)



(B)

---

フロントページの続き

- (72)発明者 村山 直之  
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
- (72)発明者 柏木 貴  
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
- (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
- (72)発明者 伊藤 光明  
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 BB02 DD19 EE09 JC19 JC37 KK07 KK12 KK24 KK25 KK30  
KK33