

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4694930号
(P4694930)

(45) 発行日 平成23年6月8日 (2011.6.8)

(24) 登録日 平成23年3月4日 (2011.3.4)

(51) Int. Cl.

F 1

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

A 6 1 B 8/12

請求項の数 13 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2005-274749 (P2005-274749)
 (22) 出願日 平成17年9月21日 (2005.9.21)
 (65) 公開番号 特開2007-82725 (P2007-82725A)
 (43) 公開日 平成19年4月5日 (2007.4.5)
 審査請求日 平成20年2月13日 (2008.2.13)

(73) 特許権者 306037311
 富士フイルム株式会社
 東京都港区西麻布2丁目2番30号
 (74) 代理人 100075281
 弁理士 小林 和憲
 (74) 代理人 100095234
 弁理士 飯嶋 茂
 (74) 代理人 100117536
 弁理士 小林 英了
 (72) 発明者 佐藤 良彰
 神奈川県足柄上郡開成町宮台798番地
 富士写真フイルム株式会社内
 審査官 宮川 哲伸

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】

被検体の被観察部位に向けて超音波を照射し、被検体の被観察部位からのエコー信号を受信する超音波トランスデューサが配された超音波プローブを有し、前記エコー信号をデジタル化した音線データから超音波画像を生成し、これを表示する超音波診断装置において、

前記被検体が発する周期的な振動に基づいた振動信号を取得する振動信号取得手段と、
 前記振動信号の1周期内の複数の点に同期したタイミング信号を受けて、前記複数の点における複数フレーム分の音線データを元に、生体組織の硬さを定量的に表す弾性画像を生成する弾性画像生成部と、

前記被観察部位の振動と前記振動信号の元となる振動との間の時間的なずれを補正する補正量を設定変更する第1設定変更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】

前記音線データを複数フレーム分記憶する第1記憶手段と、
 前記振動信号を複数周期分記憶する第2記憶手段とを備え、
 前記弾性画像生成部は、前記第2記憶手段に記憶された振動信号の1周期内の複数の点に対応した、複数フレーム分の音線データを前記第1記憶手段から読み出し、この読み出した複数フレーム分の音線データを用いて前記生成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】

10

20

前記振動信号の波形を画像表示する第 1 画像表示手段を備えたことを特徴とする請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記複数の点の位置を設定変更する第 2 設定変更手段を備えたことを特徴とする請求項 1 ないし 3 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記被検体の形状を表すボディマークを表示する第 2 画像表示手段と、
前記ボディマーク上で前記被観察部位を設定変更する第 3 設定変更手段と、
前記第 3 設定変更手段による前記被観察部位の設定変更に応じて、前記複数の点の位置を自動的に設定変更する第 1 自動設定変更手段とを備えたことを特徴とする請求項 1 ないし 4 のいずれかに記載の超音波診断装置。

10

【請求項 6】

前記第 3 設定変更手段による前記被観察部位の設定変更に応じて、前記被観察部位の振動と前記振動信号の元となる振動との間の時間的なずれを補正する補正量を自動的に設定変更する第 2 自動設定変更手段を備えたことを特徴とする請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記振動信号は、心臓の動きを電氣的に表した心電図信号であることを特徴とする請求項 1 ないし 6 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

20

前記弾性画像生成部は、前記複数フレーム分の音線データから、深さ方向の生体組織の歪みを算出することを特徴とする請求項 1 ないし 7 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記音線データの超音波キャリア成分を除去するフィルターと、
前記音線データをリサンプリングするリサンブラとを備え、
前記弾性画像生成部は、前記超音波キャリア成分の除去、および前記リサンプリングが施された音線データを用いて、前記生成を行うことを特徴とする請求項 1 ないし 8 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記音線データから B モード画像を生成する B モード処理部と、
前記 B モード画像を構成する RGB 画像のうち、少なくとも 1 つの画像に前記弾性画像を重ねて表示する第 3 画像表示手段とを備えたことを特徴とする請求項 1 ないし 9 のいずれかに記載の超音波診断装置。

30

【請求項 11】

前記超音波プローブは、体腔内に挿入して使用される体腔内診断用であることを特徴とする請求項 1 ないし 10 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記超音波プローブは、前記被検体の体腔内の被観察部位の光学像を撮像する撮像素子を有する超音波内視鏡であることを特徴とする請求項 1 ないし 11 のいずれかに記載の超音波診断装置。

40

【請求項 13】

前記超音波プローブは、前記超音波トランスデューサを円筒の外周に複数個配置したラジアル電子走査方式であることを特徴とする請求項 1 ないし 12 のいずれか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、生体組織の硬さを定量的に表す弾性画像を生成・表示する機能を備えた超音波診断装置に関する。

【背景技術】

50

【 0 0 0 2 】

近年、医療分野において、超音波画像を利用した医療診断が実用化されている。超音波画像は、超音波プローブから被検体の被観察部位に超音波を照射し、超音波プローブとコネクタを介して接続された超音波観測器で、生体からのエコー信号を電氣的に検出することによって得られる。

【 0 0 0 3 】

また、超音波を走査しながら照射することにより、超音波断層画像（Bモード画像）を得ることも可能で、超音波を送受信する超音波トランスデューサを機械的に回転あるいは揺動、もしくはスライドさせるメカニカルスキャン走査方式の超音波プローブや、複数の超音波トランスデューサをアレイ状に配列し、駆動する超音波トランスデューサを電子ス

10

【 0 0 0 4 】

さらに、近年、被検体の被観察部位に外圧を加え、そのときに取得した2フレーム分の音線データ（エコー信号をデジタル化したもの）に基づいて、被観察部位の歪みを算出し、これを元に被観察部位の硬さを定量的に表す弾性画像を生成・表示する手法（硬さ診断；elastography）が提案されている（特許文献1および2参照）。この硬さ診断によって、従来Bモード画像による形状情報では困難であった、癌などの病変組織の早期診断が可能となり、腫瘍の良悪性を容易に識別することができるようになった。

【 0 0 0 5 】

20

特許文献1に記載の超音波診断装置では、術者が超音波プローブの先端を体表に押し付けることで、被観察部位に外圧を与えているので、外圧の程度や外圧を与える速度が安定せず、弾性画像が時間的に不連続なトビのある画像となり、硬さ診断が困難になるという問題があった。この問題を解決するために、特許文献2に記載の超音波診断装置では、超音波プローブの先端を体表に自動的に押し付ける自動圧迫手段を設け、圧迫動作の再現性を良くすることで、弾性画像の画質劣化を防いでいる。

【 0 0 0 6 】

特許文献1および2に記載の超音波診断装置は、ともに体表用超音波プローブを用いた例であるが、最近の研究では、電子内視鏡の鉗子口に挿入される細径の超音波プローブや、超音波トランスデューサとともに撮像素子が搭載された超音波内視鏡といった、体腔内診断用超音波プローブを用いた硬さ診断の有用性が示唆されている（非特許文献1参照）。そこで、超音波内視鏡を用いて、その先端に配されたバルーンを収縮することによって被観察部位に外圧を与え、弾性画像を得るようにした超音波内視鏡システムが提案されている（特許文献3参照）。

30

【特許文献1】特開2003-250803号公報

【特許文献2】特開2005-13283号公報

【非特許文献1】内田博起、他9名、「膵疾患診断における超音波内視鏡Elastographyの有用性」、Jpn J Med Ultrasonics Vol.32 Supplement(2005) 78-SY017、p.S105

【特許文献3】特開2001-224594号公報

【発明の開示】

40

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 7 】

しかしながら、特許文献3に記載の技術では、バルーンやこれを収縮させる機構が必要となり、部品コストが嵩むという問題があった。また、非特許文献1に類する体腔内診断用超音波プローブに硬さ診断を導入した例においては、弾性画像表示の安定化が指摘されており、画質の安定した断層画像を得るための技術が待望されている。

【 0 0 0 8 】

本発明は、上記課題を鑑みてなされたものであり、安価な構成で、画質の安定した弾性画像を得ることができる超音波診断装置を提供することを目的とする。

【 0 0 0 9 】

50

上記目的を達成するために、被検体の被観察部位に向けて超音波を照射し、被検体の被観察部位からのエコー信号を受信する超音波トランスデューサが配された超音波プローブを有し、前記エコー信号をデジタル化した音線データから超音波画像を生成し、これを表示する超音波診断装置において、前記被検体が発する周期的な振動に基づいた振動信号を取得する振動信号取得手段と、前記振動信号の1周期内の複数の点に同期したタイミング信号を受けて、前記複数の点における複数フレーム分の音線データを元に、生体組織の硬さを定量的に表す弾性画像を生成する弾性画像生成部とを備えたことを特徴とする。

【0010】

前記音線データを複数フレーム分記憶する第1記憶手段と、前記振動信号を複数周期分記憶する第2記憶手段とを備え、前記弾性画像生成部は、前記第2記憶手段に記憶された振動信号の1周期内の複数の点に対応した、複数フレーム分の音線データを前記第1記憶手段から読み出し、この読み出した複数フレーム分の音線データを用いて前記生成を行うことが好ましい。

10

【0011】

前記振動信号の波形を画像表示する第1画像表示手段を備えることが好ましい。また、前記複数の点の位置を設定変更する第1設定変更手段を備えることが好ましい。さらに、前記被観察部位の振動と前記振動信号の元となる振動との間の時間的なずれを補正する補正量を設定変更する第2設定変更手段を備えることが好ましい。

【0012】

前記被検体の形状を表すボディマークを表示する第2画像表示手段と、前記ボディマーク上で前記被観察部位を設定変更する第3設定変更手段と、前記第3設定変更手段による前記被観察部位の設定変更に応じて、前記複数の点の位置を自動的に設定変更する第1自動設定変更手段とを備えることが好ましい。また、前記第3設定変更手段による前記被観察部位の設定変更に応じて、前記被観察部位の振動と前記振動信号の元となる振動との間の時間的なずれを補正する補正量を自動的に設定変更する第2自動設定変更手段を備えることが好ましい。

20

【0013】

前記振動信号は、心臓の動きを電氣的に表した心電図信号であることが好ましい。

【0014】

前記弾性画像生成部は、前記複数フレーム分の音線データから、深さ方向の生体組織の歪みを算出することが好ましい。

30

【0015】

前記音線データの超音波キャリア成分を除去するフィルターと、前記音線データをリサンプリングするリサンブラとを備え、前記弾性画像生成部は、前記超音波キャリア成分の除去、および前記リサンプリングが施された音線データを用いて、前記生成を行うことが好ましい。

【0016】

前記音線データからBモード画像を生成するBモード処理部と、前記Bモード画像を構成するRGB画像のうち、少なくとも1つの画像に前記弾性画像を重ねて表示する第3画像表示手段とを備えることが好ましい。

40

【0017】

前記超音波プローブは、体腔内に挿入して使用される体腔内診断用であることが好ましい。また、前記超音波プローブは、前記被検体の体腔内の被観察部位の光学像を撮像する撮像素子を有する超音波内視鏡であることが好ましい。さらに、前記超音波プローブは、前記超音波トランスデューサを円筒の外周に複数個配置したラジアル電子走査方式であることが好ましい。

【発明の効果】

【0018】

本発明の超音波診断装置によれば、被検体が発する周期的な振動に基づいた振動信号を取得する振動信号取得手段と、振動信号の1周期内の複数の点に同期したタイミング信号

50

を受けて、複数の点における複数フレーム分の音線データを元に、生体組織の硬さを定量的に表す弾性画像を生成する弾性画像生成部とを備えたので、安価な構成で、画質の安定した弾性画像を得ることができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0019】

図1において、本発明の超音波診断装置2は、超音波内視鏡10と、超音波内視鏡10にコネクタ(図示せず)を介して接続された超音波観測器11とを備えている。超音波内視鏡10は、円筒状のバックリング材12の外周に複数個の超音波トランスデューサ13が配置された、いわゆるラジアル電子走査方式が採用されている。

【0020】

超音波内視鏡10の先端には、超音波トランスデューサ13とともに、被検体の体腔内の被観察部位の光学像を撮像するCCDなどの撮像素子14が配されている。超音波診断装置2では、撮像素子14で出力された撮像信号から生成される内視鏡画像を、図示しない内視鏡用モニターで観察することが可能となっている。

【0021】

超音波トランスデューサ13には、送信部15および受信部16が接続されている。体腔内の被観察部位に超音波を走査する際には、送信部15により、複数個の超音波トランスデューサ13のうち、隣り合う数個~数十個が1つのブロックとして同時に駆動される。また、被観察部位からのエコー信号を受信する際には、受信部16により、1つのブロックが同時に駆動される。さらに、超音波トランスデューサ13を励振させるための駆動信号およびエコー信号の一回の送受信毎に、駆動すべき超音波トランスデューサ13が1~数個ずつずらされ、駆動信号およびエコー信号を送受信する超音波トランスデューサ13が選択的に切り替えられる。

【0022】

超音波観測器11は、CPU17により全体を統括的に制御される。CPU17は、駆動信号およびエコー信号の送受信タイミングを規定する基準パルスを送信部15および受信部16に送信して、これらの動作を制御する。

【0023】

送信部15は、CPU17の制御の下に、超音波トランスデューサ13に駆動信号を送信する。受信部16は、CPU17の制御の下に、超音波トランスデューサ13で取得された被観察部位からのエコー信号を受信し、複数個分のエコー信号を所定時間ずつ遅延させて、これらのエコー信号の位相が全て揃うように調整して加算した後、A/D変換を施してデジタルの音線データを生成する。

【0024】

シネメモリ18は、受信部16で、例えば、30フレーム/秒のフレームレートで生成される音線データを、連続した数フレーム分、例えば100フレーム分記憶する。シネメモリ18に記憶された音線データは、Bモード処理部19、ドップラー処理部20、および弾性画像生成部21に出力される。

【0025】

図2において、Bモード処理部19は、シネメモリ18から出力された音線データの超音波キャリア成分を除去するフィルター40、ゲインおよびダイナミックレンジを調整する対数圧縮処理回路41、超音波の伝搬距離(深さ)に相当する時間に対して感度を調節するSTC(Sensitivity Time Control)処理回路42、およびリサンブラ43などの各種信号処理回路を有している。Bモード処理部19は、これらの信号処理回路40~43で、シネメモリ18から出力された音線データに対して各種信号処理を施し、Bモード画像を生成する。

【0026】

図1に戻って、ドップラー処理部20は、シネメモリ18から出力された音線データから血流情報を取得して、周知の血流イメージング(CDI; Color Doppler Imaging)法を用いて、カラードップラー画像を生成する。弾性画像生成部21は、詳しくは後述する

10

20

30

40

50

ように、2フレーム分の音線データを元に、生体組織の硬さを定量的に表す弾性画像を生成する。

【0027】

デジタルスキャンコンバータ(DSC; Digital Scan Converter)22は、Bモード処理部19、ドップラー処理部20、および弾性画像生成部21から出力される各種画像のデータに対してラスタ変換を施し、テレビ信号の走査方式(NTSC方式)に変換する。画像メモリ23は、DSC22でラスタ変換されたデータを格納する。D/A変換器(D/A)24は、DSC22によりNTSC方式に変換された信号を再びアナログ信号に変換する。モニタ25は、D/A24で変換されたアナログ信号を画像として表示する。

10

【0028】

CPU17には、前述の送信部15、受信部16の他に、ROM26、RAM27、ECG(Electrocardiogram; 心電図)メモリ28、および操作卓29が接続されている。ROM26は、例えばフラッシュメモリからなり、超音波診断装置2を動作させるために必要な各種プログラムやデータが記憶されている。CPU17は、ROM26から必要なプログラムやデータを作業用メモリであるRAM27に読み出して、各部の動作制御を実行する。

【0029】

ECGメモリ28には、ECG用A/D変換器(ECG A/D)30を介して、心電図計31が接続されている。心電図計31は、被検体の心臓の動きを電氣的にモニタリングし、心臓の動きに応じたアナログの心電図信号を出力する。ECG A/D30は、心電図計31から出力されたアナログの心電図信号をデジタル変換し、デジタルの心電図信号を出力する。ECGメモリ28は、ECG A/D30でデジタル化された心電図信号を、複数周期、例えば100周期分記憶する。

20

【0030】

図3に示すように、ECGメモリ28に記憶される心電図信号は、一般に、心房の電氣的興奮を反映する波であるP波、心室の電氣的興奮を反映する波であるQ、R、S波、および、興奮した心室の心筋細胞が再分極する過程を反映した波であるT波からなり、P波からT波末尾までの1周期分が通常0.4秒以内に収まっている。

【0031】

CPU17は、ECGメモリ28に記憶された心電図信号の1周期内の2点、例えば、図3に示すP波の極大点付近のa点(凡例 で表す。)、およびR波の立ち下がりの半値幅付近のb点(凡例 で表す。)に同期したタイミング信号を発生させ、これを弾性画像生成部21に出力する。なお、後述するように、これらa、b点は、操作卓29のトラックボール53(図6参照)の操作により設定変更される。

30

【0032】

図4に示すように、弾性画像生成部21は、CPU17からのタイミング信号を受けて、a、b点における2フレームで同位置の音線データA、Bをシネメモリ18から取得し、音線データA、Bの波形の1~n+1個の極大点間の距離 $d_{A1} \sim d_{An}$ 、 $d_{B1} \sim d_{Bn}$ を求める。そして、次式を計算することにより、深さ方向の生体組織の歪み(Strain; S_t)を算出する。

40

$$S_t = (d_{Aj} - d_{Bj}) / d_{Aj} \quad (\text{但し、} j = 1 \sim n)$$

【0033】

本実施形態では、この弾性画像生成部21で算出した生体組織の歪み S_t を、生体組織の硬さを表す指標として用いる。

【0034】

弾性画像生成部21は、フリーズが解除されてライブ画像を取得している際には、CPU17からタイミング信号が発せられたときに記憶された音線データをリアルタイムでシネメモリ18から読み出し、これを元に生体組織の歪み S_t を算出する。また、図5に示すように、弾性画像生成部21は、ECGメモリ28に記憶された心電図信号の1周期内

50

の2点に対応した2フレーム分の音線データをシネメモリ18から読み出し、これを元に生体組織の歪み ϵ を算出して弾性画像を生成することも可能となっている。つまり、ライブ画像取得時と同様の弾性画像表示を、シネループ再生により行うことができる。

【0035】

図6に示すように、操作卓29には、数値を設定変更する際や、項目を選択する際などに操作されるテンキー50、超音波内視鏡10による画像の取得の一時停止とライブ画像の取得とを切り替える際に操作されるフリーズ/解除スイッチ51、心電図信号上のa、b点のうち、位置を設定変更する点を選択するための選択スイッチ52、およびa、b点の位置を設定変更する際に操作されるトラックボール53が配されている。CPU17は、この操作卓29から入力される各種操作入力信号に応じて、各部を動作させる。

10

【0036】


硬さ診断において、モニタ25には、図7に示すように、検査日や患者番号などの情報ウィンドウ60とともに、弾性画像（ハッチングで示す。）が合成されたBモード画像（2点鎖線で示す。）の画像ウィンドウ61、ECGメモリ28からの心電図信号の波形を示す波形ウィンドウ62、および、被観察部位の振動と心電図信号の元となる心臓の動きとの間の時間的なずれを補正する補正量（Delay）を示す補正量ウィンドウ63が表示される。

【0037】

弾性画像は、Bモード画像を構成するRGB画像のうち、R画像に重ねて表示され、例えば、赤色が濃い（ハッチングの密度が高い）程柔らかい部位、赤色が薄い（ハッチングの密度が低い）程硬い部位というように、赤色の濃さによって生体組織の硬さが表現される。

20

【0038】

心電図信号の波形には、a、b点を表す凡例、が合成表示される。操作卓29のトラックボール53が操作されると、選択スイッチ52で選択された点の凡例が波形上で移動される。これにより、a、b点の位置が設定変更される。なお、波形ウィンドウ62による心電図信号の波形の表示は、リアルタイムで表示してもよいし、代表的な波形を間欠的に表示してもよい。

【0039】

補正量は、テンキー50で被観察部位に応じた数値を入力することにより、設定変更することが可能となっている。この補正量は、被観察部位と心臓との距離に依存する値で、被観察部位と心臓との距離が離れる程大きい値が設定される。なお、モニタ25には、弾性画像が合成されたBモード画像の他に、単独のBモード画像や、ドップラー画像が合成されたBモード画像などが表示される。これらの表示の切り替えは、操作卓29に配された表示切り替えボタン（図示せず）が操作されることにより行われる。

30

【0040】

次に、上記構成を有する超音波診断装置2の動作手順について説明する。撮像素子14により取得された内視鏡画像が内視鏡用モニタで観察されながら、体腔内の被観察部位が探索され、超音波内視鏡10の先端が被観察部位に到達し、フリーズ/解除スイッチ51が操作されてフリーズが解除されると、CPU17の制御の下に、送信部15から所望のブロックの超音波トランスデューサ13に駆動信号が送信される。所望のブロックの超音波トランスデューサ13は、この駆動信号により励振され、これにより被観察部位に超音波が照射される。

40

【0041】

駆動信号の送信後、送信部15および受信部16の送受信が切り替えられ、所望のブロックの超音波トランスデューサ13で取得された被観察部位からのエコー信号が受信部16で受信される。

【0042】

受信部16では、複数個分のエコー信号が所定時間ずつ遅延されて、これらのエコー信号の位相が全て揃うように整相加算された後、A/D変換が施されてデジタルの音線デー

50

タが生成される。その後、駆動すべき超音波トランスデューサ 13 が 1 ～ 数個ずつずらされながら、上記処理が最後のブロックまで行われる。

【 0 0 4 3 】

複数の超音波トランスデューサ 13 による走査が終了すると、受信部 16 で生成された 1 フレーム分の音線データが、シネメモリ 18 に記憶される。シネメモリ 18 に記憶された音線データは、B モード処理部 19、ドップラー処理部 20、および弾性画像生成部 21 に出力される。

【 0 0 4 4 】

B モード処理部 19 では、シネメモリ 18 から出力された音線データの超音波キャリア成分がフィルター 40 で除去され、対数圧縮処理回路 41 でゲインおよびダイナミックレンジが調整される。そして、S T C 処理回路 42 で S T C 処理が施され、リサンプラ 43 でリサンプリングが行われて、B モード画像が生成される。

【 0 0 4 5 】

ドップラー処理部 20 では、シネメモリ 18 から出力された音線データから血流情報が取得され、周知の血流イメージング法によってカラードップラー画像が生成される。

【 0 0 4 6 】

ここで、E C G メモリ 28 には、E C G A / D 30 でデジタル変換された心電図計 31 からの心電図信号が逐次記憶されており、トラックボール 53 により予め設定された、心電図信号の a、b 点に同期したタイミング信号が、C P U 17 から弾性画像生成部 21 に出力されている。

【 0 0 4 7 】

弾性画像生成部 21 では、C P U 17 からのタイミング信号を受けて、a、b 点における 2 フレーム分の音線データがシネメモリ 18 からリアルタイムで読み出され、これらを元に深さ方向の生体組織の歪み S t が算出される。そして、生体組織の歪み S t の算出結果に基づいた弾性画像が生成される。

【 0 0 4 8 】

B モード処理部 19、ドップラー処理部 20、および弾性画像生成部 21 で生成された各種画像のデータは、D S C 22 でラスタ変換が施され、画像メモリ 23 に格納された後、D / A 24 により再びアナログ信号に変換され、モニタ 25 に画像として表示される。

【 0 0 4 9 】

硬さ診断においては、弾性画像が R 画像に重ねて表示された B モード画像がモニタ 25 に表示され、赤色の濃さにより生体組織の硬さが表現される。また、操作卓 29 のトラックボール 53 を操作することで、選択スイッチ 52 で選択された点の位置が設定変更される。さらに、テンキー 50 で数値を入力することにより、補正量が設定変更される。

【 0 0 5 0 】

また、シネループ再生を行う際には、E C G メモリ 28 に記憶された心電図信号の 1 周期内の 2 点に対応した 2 フレーム分の音線データがシネメモリ 18 から弾性画像生成部 21 に読み出され、弾性画像生成部 21 にて、読み出した 2 フレーム分の音線データを元に弾性画像が生成される。

【 0 0 5 1 】

以上説明したように、超音波診断装置 2 は、心電図信号を取得し、心電図信号の 1 周期内の 2 点における 2 フレーム分の音線データを元に、生体組織の硬さを定量的に表す弾性画像を生成するので、従来のように被観察部位に外圧を与えるための部品や機構が不要となる。また、E C G メモリ 28 や E C G A / D 30 などの心電図モニタ機能は、一般的な超音波診断装置に標準で装備されているので、特に仕様を変更することなく、従来の超音波診断装置を利用することができる。

【 0 0 5 2 】

シネメモリ 18 に複数フレーム分の音線データを記憶させ、E C G メモリ 28 に複数周期分の心電図信号を記憶させ、シネループ再生が可能な構成としたので、フリーズのタイ

10

20

30

40

50

ミングが遅れて、診断に関わる重要な画像の取得を逃してしまうおそれがない。

【 0 0 5 3 】

心電図信号の 1 周期内の 2 点 a、b、および補正量の設定変更を可能としたので、被観察部位に適した硬さ診断を行うことができ、常に画質の安定した弾性画像を得ることができる。また、生体組織の歪み S_t を元に弾性画像を生成するようにしたので、弾性画像の生成に掛かる処理時間を短くすることができ、弾性画像をリアルタイムで表示することができる。さらに、B モード画像の R 画像に弾性画像を重ねて表示するようにしたので、弾性画像用の画像メモリを設ける必要がなく、製造コストを抑えることができる。

【 0 0 5 4 】

なお、体腔内では、心臓の動きによる生体組織の変動が大きいため、上記実施形態のように体腔内に挿入して使用される超音波内視鏡 10 に本発明を適用すれば、硬さ診断の有用性をより高めることができる。また、上記実施形態のようなラジアル電子走査方式の超音波内視鏡 10 に本発明を適用すれば、広い表示範囲で硬さ診断を行うことができるので、さらに硬さ診断の有用性を高めることができる。

【 0 0 5 5 】

上記実施形態では、トラックボール 53 およびテンキー 50 を操作することにより、a、b 点および補正量を設定変更しているが、図 8 に示すように、被検体の形状を表すボディマーク 70 をモニタ 25 に表示し、検査項目リスト 71 から被観察部位の番号をテンキー 50 により入力することで、ボディマーク 70 上のカーソル 72 を選択された被観察部位に移動させるとともに、選択された被観察部位に応じて、CPU 17 により a、b 点および補正量を自動的に設定変更するようにしてもよい。この場合、検査項目リスト 71 に挙げられる被観察部位に対応した a、b 点および補正量を、予め ROM 26 に記憶しておき、テンキー 50 により被観察部位が選択されたときに、ROM 26 から対応する a、b 点および補正量を CPU 17 に読み出して、設定変更を行うようにする。このようにすれば、テンキー 50 やトラックボール 53 を操作することなく、簡単且つ確実に a、b 点および補正量の設定変更を行うことができる。

【 0 0 5 6 】

上記実施形態では、シネメモリ 18 から弾性画像生成部 21 に音線データを直接読み出しているが、図 9 に示すように、B モード処理部 19 のフィルター 40 およびリサンブラ 43 でフィルター処理およびリサンプリングが施された音線データを、弾性画像生成部 21 に出力するようにしてもよい。あるいは、図 10 に示すように、受信部 16 とシネメモリ 18 との間に、フィルター 40 と同様の機能をもつフィルター 80 を配し、フィルター処理後の音線データを弾性画像生成部 21 に出力するようにしてもよい。これにより、弾性画像生成部 21 に出力される音線データは、上記実施形態の場合と比較して、超音波キャリア成分が除去されたデータ量が少ないものとなり、弾性画像の生成に掛かる処理時間をさらに短縮化することができる。この手法は、例えば、粘膜下層厚の変化を観察する際など、弾性画像を生成するための音線データのサンプル点が少なくても済む場合に採用すれば、特に有効である。

【 0 0 5 7 】

上記実施形態では、心電図信号の 1 周期内の 2 点における 2 フレーム分の音線データを元に弾性画像を生成しているが、サンプリング数は 2 点に限定されず、2 点以上であってもよい。また、被検体が発する周期的な振動に基づいた振動信号として、心電図信号を用いているが、被検体が自発的に発する振動に基づいた信号であればよく、例えば、呼吸や脳波などに基づいた信号を用いてもよい。

【 0 0 5 8 】

なお、本発明は、超音波内視鏡 10 で採用したラジアル電子走査方式に限らず、複数の超音波トランスデューサを扇状に配置したコンベックス電子走査方式を採用した場合も有効である。また、電子内視鏡の鉗子口に挿入して使用される細径の超音波プローブや、体表用超音波プローブについても、本発明を適用することができる。

【 図面の簡単な説明 】

10

20

30

40

50

【 0 0 5 9 】

【図 1】本発明の超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【図 2】B モード処理部の概略構成を示すブロック図である。

【図 3】心電図信号の波形を示す説明図である。

【図 4】弾性画像生成部による生体組織の歪みを算出する処理を概念的に示す説明図である。

【図 5】弾性画像生成部によるシネループ再生の処理を概念的に示す説明図である。

【図 6】操作卓の構成を示す平面図である。

【図 7】硬さ診断におけるモニタの表示例を示す説明図である。

【図 8】硬さ診断におけるモニタの別の表示例を示す説明図である。

10

【図 9】超音波観測器の別の構成を示すブロック図である。

【図 10】超音波観測器のさらに別の構成を示すブロック図である。

【符号の説明】

【 0 0 6 0 】

2 超音波診断装置

10 超音波内視鏡

11 超音波観測器

13 超音波トランスデューサ

14 撮像素子

17 CPU

20

18 シネメモリ

19 B モード処理部

21 弾性画像生成部

25 モニタ

28 ECGメモリ

29 操作卓

31 心電図計

40、80 フィルター

43 リサンブラ

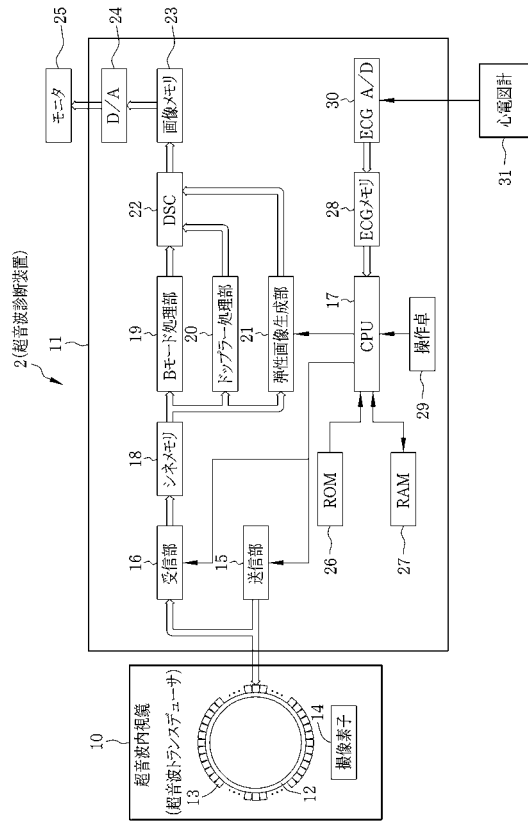
50 テンキー

30

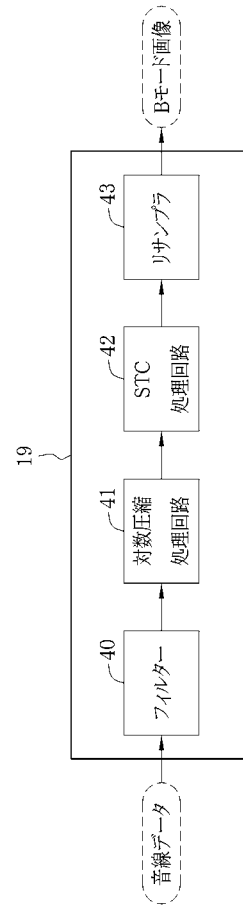
53 トラックボール

70 ボディマーク

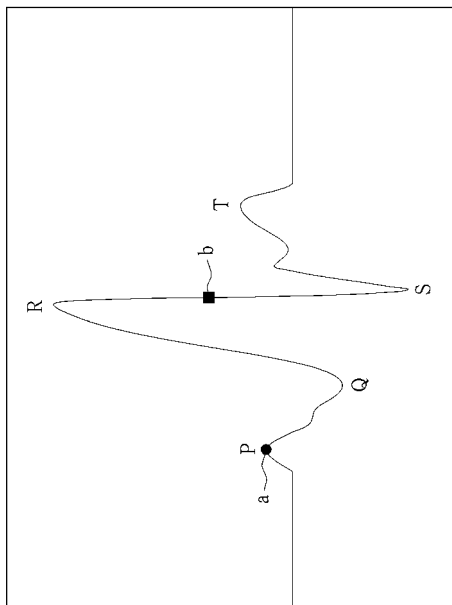
【図 1】



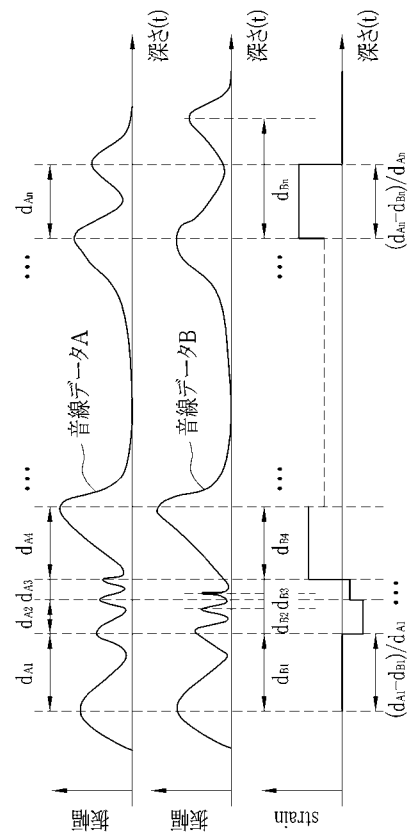
【図 2】



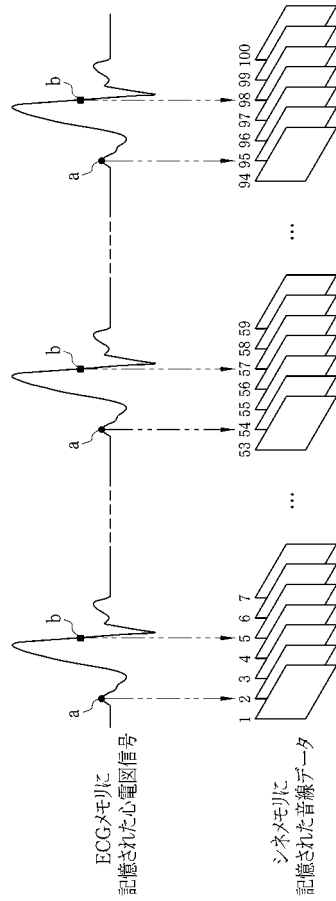
【図 3】



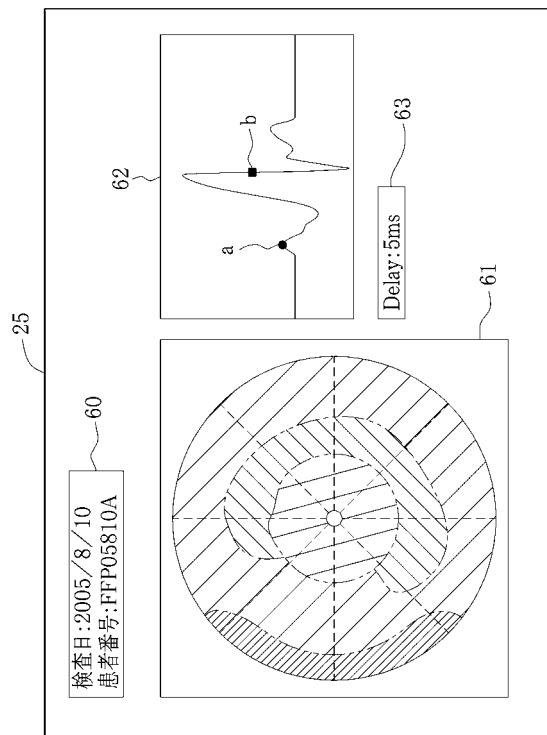
【図 4】



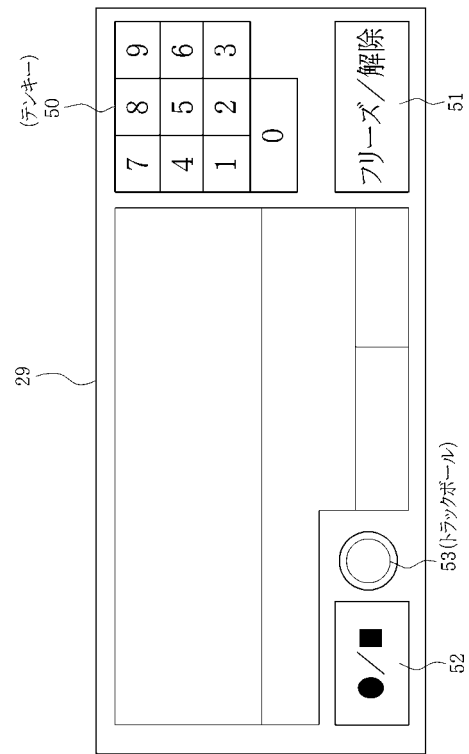
【図5】



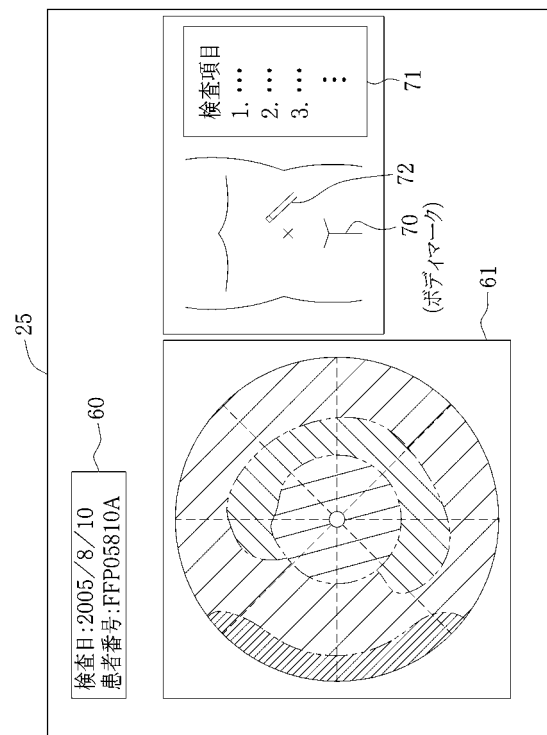
【図7】



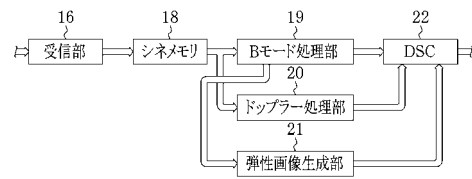
【図6】



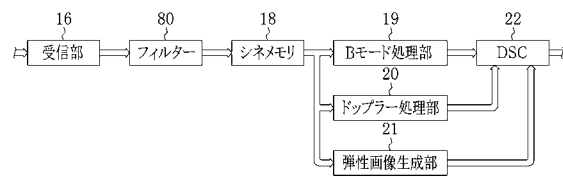
【図8】



【図 9】



【図 10】



フロントページの続き

(56)参考文献 特開2001-292995(JP,A)
特開平01-212542(JP,A)
特開2005-027941(JP,A)
特開2000-139910(JP,A)
特開2001-224594(JP,A)
特開平01-300940(JP,A)
特開2000-229078(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4694930B2	公开(公告)日	2011-06-08
申请号	JP2005274749	申请日	2005-09-21
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
[标]发明人	佐藤良彰		
发明人	佐藤 良彰		
IPC分类号	A61B8/08 A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/08 A61B5/0402 A61B8/06 A61B8/485 A61B8/488		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/12 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB08 4C601/BB24 4C601/DD19 4C601/DD23 4C601/EE12 4C601/EE14 4C601/FE02 4C601/FF08 4C601/GB05 4C601/HH12 4C601/JB51 4C601/JC16 4C601/JC21 4C601/JC37 4C601/KK02 4C601/KK12 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/KK32 4C601/KK36 4C601/LL03		
代理人(译)	小林和典 饭岛茂		
其他公开文献	JP2007082725A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：通过低成本配置获得具有稳定图像质量的弹性图像。超声诊断设备包括：ECG存储器，用于基于对象的心脏的运动来获取心电图信号；用于ECG的A/D转换器；以及用于存储两个点a的ECG存储器，b与来自CPU 17的定时信号同步，以从电影存储器18获取两个点a和b处的两帧的声线数据，并从这两帧声线数据中获得生物组织的失真St并且，弹性图像生成单元21用于生成定量地表示活组织的硬度的弹性图像。用于将外部压力施加到待观察部位的部件和机构变得不必要。点域1

【图 1】

