

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4795672号
(P4795672)

(45) 発行日 平成23年10月19日(2011.10.19)

(24) 登録日 平成23年8月5日(2011.8.5)

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

請求項の数 7 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2004-332001 (P2004-332001)	(73) 特許権者	000003078 株式会社東芝
(22) 出願日	平成16年11月16日(2004.11.16)		東京都港区芝浦一丁目1番1号
(65) 公開番号	特開2006-141451 (P2006-141451A)	(73) 特許権者	594164542 東芝メディカルシステムズ株式会社
(43) 公開日	平成18年6月8日(2006.6.8)		栃木県大田原市下石上1385番地
審査請求日	平成19年11月1日(2007.11.1)	(74) 代理人	100091351 弁理士 河野 哲
		(74) 代理人	100088683 弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100108855 弁理士 蔵田 昌俊
		(74) 代理人	100075672 弁理士 峰 隆司

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】

被検体の所定部位に対し超音波を送信し、当該所定部位からのエコー信号を受信する超音波プローブと、

前記超音波プローブを駆動するための駆動信号を発生し、当該駆動信号を前記超音波プローブに供給する駆動信号発生手段と、

前記超音波プローブによって受信された前記エコー信号に基づいて、前記所定部位の組織形状その他の生体内形態情報に関する画像である第1の超音波画像を、フレーム毎にリアルタイムで生成する第1の画像生成手段と、

前記超音波プローブによって受信された前記エコー信号に基づいて、前記所定部位の変位、歪み、速度勾配その他の運動情報をフレーム毎に並列処理し、前記運動情報に関する画像である第2の超音波画像を、フレーム毎にリアルタイムで生成する第2の画像生成手段と、

前記第1の画像生成手段からフレーム毎の前記第1の超音波画像を、前記第2の画像生成手段からフレーム毎の前記第2の超音波画像をそれぞれ受け取り、前記第1の超音波画像と前記第2の超音波画像とのフレームを同期させる同期手段と、

前記同期手段によって同期された前記第1の超音波画像と前記第2の超音波画像とを、同時にリアルタイム表示する表示手段と、

を具備し、

前記第2の画像生成手段は、

10

20

前記超音波プローブによって受信された前記エコー信号に基づいて、異なるフレーム間で移動量検出処理を実行することで、フレーム毎の各位置における移動ベクトルを取得する移動ベクトル取得手段と、

それぞれ異なるフレームに対応する、各位置における移動ベクトルを並列処理することにより、各フレームに対応する前記第2の超音波画像を生成する複数の運動情報処理手段と、

前記運動情報処理手段の処理時間に応じて、並列処理を行う前記運動情報処理手段の数を変化させて、各位置における移動ベクトルをフレーム毎に振り分ける振り分け手段と、を有すること、

を特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項2】

前記複数の運動情報処理手段は、第1乃至第 n (n は2以上の整数)までの運動情報処理手段であって、第 i 運動情報処理手段 ($i = 1, 2, \dots, n$) は、 j 番目 ($j = i, i + n, i + 2n, \dots$) のフレームに対応する各位置における移動ベクトルを前記移動ベクトル取得手段から受け取り、各フレームに対応する前記第2の超音波画像を生成す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】

前記表示手段は、前記第1の超音波画像と前記第2の超音波画像とを、重畳して又は並列して表示することを特徴とする請求項1又は2記載の超音波診断装置。

【請求項4】

前記第1の超音波画像に少なくとも一つの関心領域を設定するための設定手段と、前記設定手段により前記第1の超音波画像に設定された前記少なくとも一つの関心領域と対応する少なくとも一つの対応領域を、前記第2の超音波画像から抽出する抽出手段と

20

をさらに具備し、

前記表示手段は、前記第1の超音波画像上に前記少なくとも一つの関心領域を、前記第2の超音波画像上に前記少なくとも一つの対応領域を表示すること、

を特徴とする請求項1乃至3のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項5】

前記対応領域における前記運動情報の時間的変化を示す第1の計測情報、及び前記対応領域における前記運動情報の所定期間内における最大値、最小値、所定の時相における値のうちの少なくとも一つを含む第2の計測情報、のうちの少なくとも一方を生成する計測情報生成手段をさらに具備し、

30

前記表示手段は、前記第1の計測情報及び前記第2の計測情報のうちの少なくとも一方を、前記第1の超音波画像及び前記第2の超音波画像と共に表示すること、

を特徴とする請求項4記載の超音波診断装置。

【請求項6】

前記被検体の心電図波形を収集する心電図波形収集手段をさらに具備し、

前記同期手段は、前記前記心電図波形収集手段から前記心電図波形を受け取り、前記第1の超音波画像と前記第2の超音波画像とのフレームと、前記心電図波形とを同期させ、前記表示手段は、前記同期手段によって同期された前記第1の超音波画像、前記第2の超音波画像、前記心電図波形を、同時にリアルタイム表示すること、

40

を特徴とする請求項1乃至5のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項7】

前記心電図波形に対して所定期間を指定する指定手段をさらに具備し、

前記同期手段は、

前記所定期間を除く期間においては、前記第1の超音波画像と前記第2の超音波画像とのフレームを同期させ、

前記所定期間においては、特定の心時相に対応する前記第2の超音波画像を各フレームの前記第1の超音波画像に対応させ、

50

前記表示手段は、

前記所定期間を除く期間においては、前記第1の超音波画像と前記第2の超音波画像とを、同時にリアルタイム表示し、

前記所定期間においては、前記第1の超音波画像をリアルタイム表示し、前記第2の超音波画像を静止画表示すること、

を特徴とする請求項6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、組織歪みイメージング法(TSI: Tissue Strain Imaging)又は組織追跡イメージング法(TTI: Tissue Tracking Imaging)をリアルタイム処理可能とし、臨床ルーチン検査に使用することができる超音波診断装置に関する。

10

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は生体内情報の画像を表示する診断装置であり、X線診断装置やX線コンピュータ断層撮影装置などの他の画像診断装置に比べ、安価で被爆が無く、非侵襲性に実時間で観測するための有用な装置である。係る特性から、その適用範囲は広く、心臓などの循環器から肝臓、腎臓などの腹部、抹消血管、産婦人科、脳血管などの診断に利用されている。

20

【0003】

近年、心臓の動きをBモード像で画像化するのみではなく、変位(Displacement)、歪み(Strain)及び速度勾配(Velocity Gradient)を表す運動情報を画像化するTSI技術を実装した超音波画像が普及しつつある(例えば、特許文献1参照)。

【0004】

また、心筋等の生体組織に関して、その機能をより客観的かつ定量的に評価する手法として、組織追跡イメージング法と呼ばれる技術が提案されている(例えば、特許文献2参照)。この組織追跡イメージング法は、組織の運動情報として、運動に伴う組織位置を追跡しながら、速度情報に由来する信号を積分することで得られる、局所の変位と歪みのパラメータを画像化するものである。当該手法によれば、心臓の局所心筋の歪みや変位の画像を、例えば短軸像を用いて作成・表示することができ、画像出力値の局所領域に対する時間変化の解析が支援される。また、短軸像を用いた場合、主な心臓の解析対象機能はシッキング(thickening: 厚さ変化)であるが、上記組織追跡イメージング法では、このシッキングに関わる成分を角度補正によって検出して画像化するために、収縮中心に向かう運動の場(コントラクション場: contraction motion field)の概念や設定を用いている。さらに、上記組織追跡イメージング法では、心臓全体の並進運動(translationとも呼ばれる)の影響も考慮して、これを相殺する補正をすることにより、高精度な運動情報の画像化を実現している。

30

【0005】

しかしながら、従来のTSI法やTTI法対応の超音波診断装置には、例えば次に述べるような問題が存在する。

40

【0006】

一般に、TSI法やTTI法を用いて心臓の運動情報を高精度に画像化しようとする、処理すべきデータ量が膨大になる。そのため、従来の超音波診断装置では、臨床ルーチン検査にリアルタイムで使用できる程度にまで、TSI法やTTI法における処理速度を高速化することができない。その結果、リアルタイム性を犠牲にして、一旦超音波データを収集し記憶装置に保存した後、TSI法やTTI法により心臓の運動情報を画像化する、又は、処理を簡略化してある程度精度を犠牲にすることでリアルタイム性を確保し、臨床ルーチン検査に使用する必要がある。

50

【特許文献1】特開2001-70303号公報

【特許文献2】特開2003-175041号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0007】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、操作者が臨床ルーチン検査において、診断対象の超音波画像をリアルタイムで撮影しモニタながら、運動情報画像及び生体情報を高精度かつリアルタイムで生成し表示することが可能な超音波診断装置を提供することを目的としている。

【課題を解決するための手段】

【0008】

本発明は、上記目的を達成するため、次のような手段を講じている。

【0009】

請求項1に記載の発明は、被検体の所定部位に対し超音波を送信し、当該所定部位からのエコー信号を受信する超音波プローブと、前記超音波プローブを駆動するための駆動信号を発生し、当該駆動信号を前記超音波プローブに供給する駆動信号発生手段と、前記超音波プローブによって受信された前記エコー信号に基づいて、前記所定部位の組織形状その他の生体内形態情報に関する画像である第1の超音波画像を、フレーム毎にリアルタイムで生成する第1の画像生成手段と、前記超音波プローブによって受信された前記エコー信号に基づいて、前記所定部位の変位、歪み、速度勾配その他の運動情報をフレーム毎に並列処理し、前記運動情報に関する画像である第2の超音波画像を、フレーム毎にリアルタイムで生成する第2の画像生成手段と、前記第1の画像生成手段からフレーム毎の前記第1の超音波画像を、前記第2の画像生成手段からフレーム毎の前記第2の超音波画像をそれぞれ受け取り、前記第1の超音波画像と前記第2の超音波画像とのフレームを同期させる同期手段と、前記同期手段によって同期された前記第1の超音波画像と前記第2の超音波画像とを、同時にリアルタイム表示する表示手段と、を具備し、前記第2の画像生成手段は、前記超音波プローブによって受信された前記エコー信号に基づいて、異なるフレーム間で移動量検出処理を実行することで、フレーム毎の各位置における移動ベクトルを取得する移動ベクトル取得手段と、それぞれ異なるフレームに対応する、各位置における移動ベクトルを並列処理することにより、各フレームに対応する前記第2の超音波画像を生成する複数の運動情報処理手段と、前記運動情報処理手段の処理時間に応じて、並列処理を行う前記運動情報処理手段の数を変化させて、各位置における移動ベクトルをフレーム毎に振り分ける振り分け手段と、を有すること、特徴とする超音波診断装置である。

【発明の効果】

【0010】

以上本発明によれば、操作者が臨床ルーチン検査において、診断対象の超音波画像をリアルタイムで撮影しモニタながら、運動情報画像及び生体情報を高精度かつリアルタイムで生成し表示することが可能な超音波診断装置を実現することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

以下、本発明の実施形態を図面に従って説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合のみ行う。

【0012】

図1は、本実施形態に係る超音波診断装置10の構成図である。本超音波診断装置10は、超音波プローブ11、送信ユニット12、受信ユニット13、Bモード処理ユニット14、シネ(Cine)メモリ15、運動情報生成ユニット16、表示制御ユニット17、表示部18、入力部19、記憶部20、生体情報取得ユニット30、生体情報メモリ31を具備している。

【0013】

10

20

30

40

50

超音波プローブ11は、送信ユニット12からの駆動信号に基づき超音波を発生し、被検体からの反射波を電気信号に変換する複数の圧電振動子、当該圧電振動子に設けられる整合層、当該圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバック材等を有している。当該超音波プローブ11から被検体に超音波が送信されると、生体組織の非線形性により、超音波の伝播に伴って種々のハーモニック成分が発生する。送信超音波を構成する基本波とハーモニック成分は、体内組織の音響インピーダンスの境界、微小散乱等により後方散乱され、反射波（エコー）として超音波プローブ11に受信される。なお、本実施形態においては、心臓を撮影対象とする場合を例に説明するため、超音波プローブ1はセクタプローブであるものとする。

【0014】

送信ユニット12は、図示しない遅延回路およびパルサ回路等を有している。パルサ回路では、所定のレート周波数 f_r Hz（周期； $1/f_r$ 秒）で、送信超音波を形成するためのレートパルスが繰り返し発生される。また、遅延回路では、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間が、各レートパルスに与えられる。送信ユニット12は、このレートパルスに基づくタイミングで、所定のスキャンラインに向けて超音波ビームが形成されるように振動子毎に駆動パルスを印加する。

【0015】

受信ユニット13は、図示していないアンプ回路、A/D変換器、加算器等を有している。アンプ回路では、プローブ11を介して取り込まれたエコー信号をチャンネル毎に増幅する。A/D変換器では、増幅されたエコー信号に対し受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、その後加算器において加算処理を行う。この加算により、所定のスキャンラインに対応した超音波エコー信号を生成する。

【0016】

Bモード処理ユニット14は、受信ユニット13から受け取った超音波エコー信号に対して包絡線検波処理を施すことにより、超音波エコーの振幅強度に対応したBモード信号を生成する。

【0017】

シネメモリ15は、例えばフリーズする直前の複数フレームに対応する超音波画像を保存するメモリである。このシネメモリ15に記憶されている画像を連続表示（シネ表示）することで、超音波動画像を表示することも可能である。

【0018】

運動情報生成ユニット16は、受信ユニット13から受け取った超音波エコー信号に基づいて、変位、歪み、速度勾配その他の運動情報を生成するものであり、移動ベクトル処理ユニット16a、運動情報処理ユニット16b、運動情報メモリ16cを有している。

【0019】

移動ベクトル処理ユニット16aは、時相の異なる2つ超音波像間でパターンマッチング処理を用いて組織の移動位置を検出して、この移動位置に基づいて組織速度を求める。具体的には、第1超音波像中の部分像を取り出し、第2超音波像中で先の部分像と類似性の最も高い部分の位置を求める。この第2超音波像中の位置と第1超音波像中における部分像の位置の間の距離を求め、この距離を第1超音波像と第2超音波像の時間差で除することにより、組織の移動速度を求めることができる。この処理を超音波像の各点に対して行うことにより、組織移動速度の2次元分布データを得ることができる。

【0020】

運動情報処理ユニット16bは、移動ベクトル処理ユニット16aの出力した組織速度の2次元分布データに基づいて、所定断面の変位、歪み、速度勾配等の運動情報の2次元分布像（運動情報画像）を時相毎に生成する。本運動情報処理ユニット16bは、リアルタイム性を高めるため、運動処理ユニット#1乃至運動処理ユニット#nまでのn個（nは2以上の整数）を具備し、ラウンドロビン方式で運動情報画像の生成処理を実行する。

【0021】

図2は、 $n=3$ の場合における運動情報処理ユニット16bの動作を説明するための概

10

20

30

40

50

念図である。同図に示すように、フレーム毎の組織移動速度の2次元分布データが、各運動情報処理ユニットに順番に入力される。すなわち、運動情報処理ユニット#1にはフレーム番号が1、4、7・・・の組織移動速度の2次元分布データが、運動情報処理ユニット#2にはフレーム番号が2、5、8・・・の組織移動速度の2次元分布データが、運動情報処理ユニット#3にはフレーム番号が3、6、9・・・の組織移動速度の2次元分布データが、それぞれ入力される。各運動情報処理ユニットでは、並列的に運動情報画像の生成が実行され、逐次運動情報メモリ16cに送り出される。

【0022】

なお、図2の例では $n = 3$ の例を示したが、並列的に設ける運動処理ユニットの数は特に限定しない。例えば、より高いフレームレートにて撮影する場合であってもリアルタイム性を確保するために、一フレームの処理時間に応じて運動処理ユニットの数を増加させる構成としてもよい。

10

【0023】

運動情報メモリ16cは、運動情報処理ユニット16bによって生成された、各時相に対応する運動情報の2次元分布像を記憶する。

【0024】

表示制御ユニット17は、Bモード信号の所定断面に係る2次元分布を表したBモード超音波像を生成する。また、表示制御ユニット17は、運動情報メモリ16cから受け取った速度、分散、パワー値の所定断面にかかる2次元分布を表した運動情報画像を生成する。

20

【0025】

また、表示制御ユニット17は、同期処理部17aを有している。同期処理部17aは、シネメモリ15から受け取るBモード画像と、運動情報メモリ16cから受け取る運動情報画像と、生体情報メモリ31から受け取る生体情報とを同期させる。より具体的には、表示制御ユニット17は、自身が発生するクロック信号と、各画像のフレーム番号及びECG波形との対応関係から、それぞれの間の時間差を計算し、先に入力した画像等を当該時間差だけホールド処理することで、各画像、ECG波形を同期させる。同期された各画像等は、必要に応じてBモード超音波像、運動情報画像、生体情報が重畳された重畳画像、Bモード超音波像、運動情報画像、生体情報を同時に表示する合成画像等として表示される。

30

【0026】

また、表示制御ユニット17は、Bモード画像に設定された関心領域(ROI: Region Of Interest)に対応する対応領域を対応するフレームの運動情報画像から抽出し、当該画像上に設定する。さらに、表示制御ユニット17は、各種画像に基づいて、ROI及び対応領域の運動情報の値又は輝度値の時間的变化、ROI及び対応領域の所定の心時相における値、一心拍内における最大値や最小値の計測等を実行する。

【0027】

表示部18は、表示制御ユニット17からのビデオ信号に基づいて、生体内の形態学的情報や、血流情報を画像として表示する。また、造影剤を用いた場合には、造影剤の空間的分布、すなわち血流或いは血液の存在している領域を求めた定量的な情報量に基づいて、輝度画像やカラー画像として表示する。また、必要に応じて、各種計測情報等を画像と共に表示する。

40

【0028】

入力部19は、装置本体に接続され、オペレータからの各種指示、ROIの設定指示、種々の画質条件設定指示等を装置本体にとりこむためのマウスやトラックボール、モード切替スイッチ、キーボード等を有している。

【0029】

記憶部20は、各時相に対応する超音波画像データ(超音波受信データ)、運動情報生成ユニット16によって生成された各時相に対応する運送情報画像(例えば、速度分布画像)等を記憶する。なお、記憶部20に記憶される画像データは、スキャンコンバート前

50

の所謂 Raw 画像データであってもよい。

【 0 0 3 0 】

生体情報取得ユニット 30 は、撮影対象となる被検体の生体情報を取得する。なお、本実施形態では、本生体情報取得ユニット 30 が取得する生体情報は、ECG 波形であるとする。

【 0 0 3 1 】

生体情報メモリ 31 は、生体情報取得ユニット 30 によって取得された ECG 波形を記憶する。記憶された ECG 波形は、所定のタイミングによって表示制御ユニットに逐次送り出される。

【 0 0 3 2 】

(組織追跡イメージング)

次に、本実施形態の前提となる技術である組織追跡イメージング法 (TTI 法) について、簡単に説明する。当該技術の詳細については、例えば特開 2003 - 175041 号に説明されている。

【 0 0 3 3 】

なお、本組織追跡イメージング法には、組織速度の時空間分布画像を必要とする。この組織速度の時空間分布画像 (以下、単に「速度分布画像」) は、組織ドプラ法によって収集された複数の時相に関する超音波画像データから生成するか、Bモード等によって収集された複数の時相に関する複数の二次元組織画像に対してパターンマッチング処理を施すことで得られる。本実施形態では、後者の手法、特に B モード像に基づいて生成された速度分布画像を利用するものである。

【 0 0 3 4 】

図 3 は、本実施形態に係る組織追跡イメージング法によって心臓を観察する場合の処理の流れを示した図である。図 3 に示すように、まず、時相の異なる二つの B モード像間で例えばパターンマッチング処理を用いてフレーム毎の各位置における移動ベクトルを算出し、組織移動ベクトルの分布画像をフレーム毎に取得する (ステップ A)。なお、時系列的な複数の組織移動ベクトルの分布画像は、「組織速度の時空間分布画像」と呼ばれることがある。

【 0 0 3 5 】

次に、フレーム毎の組織移動ベクトルの分布画像を用いて、変位、歪み、速度勾配等の二次元分布画像を生成する (ステップ B)。

【 0 0 3 6 】

次に、所定の手法によって演算開始時相 (初期時相) を設定する (ステップ C)。本組織追跡イメージング法は、演算開始時相の手法には拘泥されないが、例えば、上記特開 2003 - 175041 号に開示されている手法を採用することができる。

【 0 0 3 7 】

次に、演算開始時相において追跡点群を限定的に設定する (ステップ D)。この追跡点群の経時的な移動を、上記速度分布画像に基づいて追跡し、各時相において各追跡点に対応する対応点を推定する (ステップ E)。

【 0 0 3 8 】

次に、追跡点群及び推定された対応点に基づいて、変位、歪み等の所定の中間出力値が演算され (ステップ F)、これに基づいて画像化のための信号値を、各点に関して推定する (ステップ G)。最後に、これらの信号値から構成される運動情報画像を生成し、モニタに表示する (ステップ H)。

【 0 0 3 9 】

(画像表示機能)

次に、本超音波診断装置 10 が有する各種画像表示機能について説明する。

【 0 0 4 0 】

[運動情報画像、Bモード画像、ECG 波形の同期表示機能]

既述の様に、本超音波診断装置は、Bモード画像等を生成するための B モード処理ユニ

10

20

30

40

50

ット14に加えて、組織追跡イメージング処理を実行するための専用の運動情報生成ユニット16を別個独立に有している。従って、本超音波診断装置の動作が組織追跡イメージングに占有されることなく、画像収集やBモード画像生成と同時進行での組織追跡イメージング処理(リアルタイム処理)が可能である。

【0041】

組織追跡イメージング処理によって得られた運動情報画像は、必要に応じて、Bモード処理ユニット14によって生成されるBモード画像、及び生成情報取得ユニット30において取得されるECG波形の少なくとも一方と同期処理部17aにおいて同期が取られ、表示ユニットにリアルタイム表示される。

【0042】

図4は、Bモード画像、運動情報画像、ECG波形を同期させて同時に表示する場合の表示画面の一例を示した図である。同図において、経時的に描かれるECG波形の現在の心時相と対応するフレームのBモード画像及び運動情報画像が表示され、ECG波形の進行と共に次々に対応するフレームのBモード画像及び運動情報画像が切り替わることで、運動情報画像、Bモード画像、ECG波形が同期したリアルタイム表示が実行される。

【0043】

[運動情報画像の一定期間ホールド表示機能]

次に、運動情報画像の一定期間ホールド表示機能について説明する。この機能は、例えば一心拍期間において、初期設定又は操作者によって任意に設定された期間(ホールド期間)中は運動情報画像を静止画像として表示し、残りの期間については、既述の同期表示を行うものである。

【0044】

図5は、本機能による運動情報画像のホールド表示における表示画面の一例を示した図である。同図において、Bモード画像については、ECG波形と同期した動画像としてリアルタイム表示される。

【0045】

一方、運動情報画像については、ECG波形に示したホールド期間THにおいては、所定の運動情報画像を用いた静止画表示とし、ホールド期間TH以外の期間においては、ECG波形と同期した動画像としてリアルタイム表示される。運動情報画像の静止画表示は、例えば表示制御ユニット17において、ホールド期間TH中のみ運動情報画像の上書き更新を中止することで実行することができる。

【0046】

なお、ホールド期間中に静止画として表示される運動情報画像は、ホールド期間に属する最初のフレームに対応する画像とするのが一般的と考えられる。しかしながら、これに限定する趣旨ではなく、当該ホールド期間に属する所望の心時相に対応する画像、ホールド期間直前のフレームに対応する画像等を採用する構成であってもよい。

【0047】

また、ホールド期間は、例えば画面に表示されたECG波形に対して、操作者が例えばマウス等により期間を指定することで設定することが可能である。また、予め設定された複数のホールド期間の中から、操作者が所望のものを選択する構成であってもよい。

【0048】

さらに、ECG波形上に、設定したホールド期間が操作者に認識可能な形態(例えば、色別表示等)にて表示されることが好ましい。

【0049】

[対応領域の抽出表示機能]

次に、対応領域の抽出表示機能について説明する。この機能は、運動情報画像とBモード画像との同期リアルタイム表示において、Bモード画像上に設定されるROIに対応する対応領域を、運動情報画像から抽出して表示するものである。

【0050】

図6は、対応領域の抽出表示機能について説明するための図である。同図に示す様に、

10

20

30

40

50

所定の手法に従ってBモード画像上にROIが設定されると、表示制御ユニット17は、当該ROIが設定された画素の位置情報に基づいて、運動情報画像から対応領域を抽出し、これを当該画像上に設定して表示する。以後、Bモード画像にはROIが、運動情報画像には対応領域が、それぞれリアルタイム表示される。従って、観察者は、Bモード画像上のROIと運動情報画像上の対応領域との関係を容易に把握することができる。

【0051】

Bモード画像上に設定するROIは、複数であってももちろん構わない。係る場合には、各ROIに対応した対応領域がそれぞれ抽出され、運動情報画像に表示されることになる。なお、設定されるROIが隣接する場合には、そのROIがどの対応領域に対応するものであるか判定が困難な場合がある。そのため、対応するROIと対応領域とを同一色の輪郭とする等、対応関係が容易に把握可能な形態にて表示することが好ましい。

10

【0052】

[計測情報の同期表示機能]

次に、計測情報の同期表示機能について説明する。この機能は、運動情報画像とBモード画像との同期リアルタイム表示において、運動情報画像を用いて計測された各種計測情報を、各画像と同期させてリアルタイム表示するものである。

【0053】

図7は、計測情報の同期表示機能について説明するための図である。同図中の表Cは、対応領域A、対応領域Bのそれぞれにおける、一心拍中の所定の心時相T1における運動情報の値、一心拍中最大値及び最小値の計測結果を示している。また、グラフDは、対応領域A、対応領域Bのそれぞれにおいて計測された運動情報(図7では、変位を例示)の時間的変化を示している。表C及びグラフDに表示されるこれらの計測結果は、表示制御ユニット16においてリアルタイムで計測され、現在表示している運動情報画像、Bモード画像、ECG波形と同期して表示される。

20

【0054】

以上述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

【0055】

本超音波診断装置によれば、Bモード画像等の生体内形態画像を生成するため信号処理系に加えて、組織追跡イメージング処理専用の信号処理系を別個独立に有している。従って、本超音波診断装置の動作が組織追跡イメージングに占有されることなく、画像収集及び生体内形態画像の生成との同時進行での組織追跡イメージング処理が可能である。従って、操作者が臨床ルーチン検査において、診断対象の超音波画像をリアルタイムで撮影しモニタながら、運動情報画像及び生体情報を高精度かつリアルタイムで生成し表示することが可能である。

30

【0056】

また、本超音波診断装置は、Bモード画像等の生体内形態画像と運動情報画像、又はこれらとECG波形とを同期させてリアルタイム表示する。従って、操作者は、生体内形態画像、運動情報画像、ECG波形といった複合的な情報を各時相においてリアルタイムに取得することができる。その結果、従来の超音波診断装置にはない、新たな診断情報を迅速に提供することができ、医療の進歩に寄与することができる。

40

【0057】

また、本超音波診断装置は、一心拍期間に設定されたホールド期間中においては、運動情報画像を静止画像として且つ生体内形態画像を動画として表示し、一心拍期間の残りの期間については、既述の同期表示を行うものである。従って、操作者は、所望の心時相に対応する運動情報画像を所望の期間固定的に表示し観察しながら、同時に生体内形態画像及びECG波形をリアルタイムで観察することができる。その結果、従来の超音波診断装置にはない、新たな観察手法を提供することができ、診断手法の自由度を拡大することができる。

【0058】

また、本超音波診断装置は、ROIが設定された生体内形態画像とROIに対応する対

50

応領域が設定された運動情報画像と、又はこれらとECG波形とを同時にリアルタイム表示することができる。従来の手法では、生体内形態画像と運動情報画像とを重畳させて表示しており、なおかつ運動情報画像はカラー表示されるため、例えば心臓内膜の位置を正確に把握できない場合がある。従って、従来に比して、観察者は、Bモード画像上のROIと運動情報画像上の対応領域との関係を容易に把握することができる。

【0059】

さらに、本超音波診断装置は、運動情報画像と生体内形態画像との同期リアルタイム表示において、運動情報画像を用いて計測された各種計測情報を、各画像やECG波形と同期させてリアルタイム表示することができる。従って、操作者は、同期表示される運動情報画像、生体内形態画像、ECG波形と共に、各種計測情報についても、リアルタイム表示によって観察することができる。その結果、従来の超音波診断装置にはない、新たな観察手法を提供することができ、診断手法の自由度を拡大することができる。

10

【0060】

なお、本発明は上記実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。具体的な変形例としては、例えば次のようなものがある。

【0061】

(1) 本実施形態に係る各機能は、当該処理を実行するプログラムをワークステーション等のコンピュータにインストールし、これらをメモリ上で展開することによっても実現することができる。このとき、コンピュータに当該手法を実行させることのできるプログラムは、磁気ディスク(フロッピー(登録商標)ディスク、ハードディスクなど)、光ディスク(CD-ROM、DVDなど)、半導体メモリなどの記録媒体に格納して頒布することも可能である。

20

【0062】

(2) 上記実施形態においては、生体内形態画像として、Bモード画像を例に説明した。しかしながら、これに限定する趣旨ではなく、その他の生体内形態画像、例えば組織ドプラモードによって撮影された組織ドプラ画像を採用する構成であってもよい。

【0063】

(3) 上記実施形態においては、超音波スキャンによる画像収集からリアルタイム表示までの一連の動作を行う超音波診断装置を例に説明した。しかしながら、本発明は、画像処理装置についても適用可能である。すなわち、予め記憶された超音波スキャンによって得られた生データに基づいて、それぞれ個別の信号処理系によって生体内形態画像及び運動情報画像を生成し、これらと予め記憶されたECG波形とを同期させて表示する構成であってもよい。

30

【0064】

また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【産業上の利用可能性】

【0065】

以上本発明によれば、操作者が臨床ルーチン検査において、診断対象の超音波画像をリアルタイムで撮影しモニタながら、運動情報画像及び生体情報を高精度かつリアルタイムで生成し表示することが可能な超音波診断装置を実現することができる。

40

【図面の簡単な説明】

【0066】

【図1】図1は、本実施形態に係る超音波診断装置10の構成図である。

【図2】図2は、運動情報処理ユニット16bの動作を説明するための概念図である。

【図3】図3は、本実施形態に係る組織追跡イメージング法によって心臓を観察する場合の処理の流れを示した図である。

【図4】図4は、Bモード画像、運動情報画像、ECG波形を同期させて同時に表示する

50

場合の表示画面の一例を示した図である。

【図5】図5は、本機能による運動情報画像の一定期間ホールド表示における表示画面の一例を示した図である。

【図6】図6は、対応領域の抽出表示機能を実行した場合の表示画面の一例を示した図である。

【図7】図7は、計測情報の同期表示機能を実行した場合の表示画面の一例を示した図である。

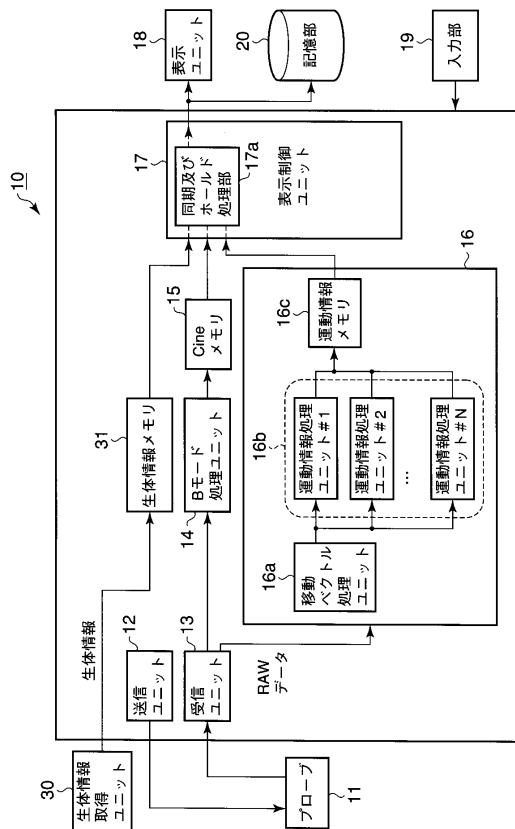
【符号の説明】

【0067】

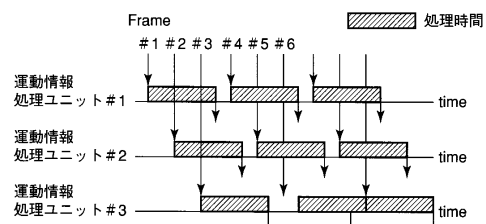
10...超音波診断装置、11...超音波プローブ、12...送信ユニット、13...受信ユニット、14...Bモード処理ユニット、15...シネ(Cine)メモリ、16...運動情報生成ユニット、16a...移動ベクトル処理ユニット、16b...運動情報処理ユニット、16c...運動情報メモリ、17...表示制御ユニット、17a...同期処理部、17a18...表示部、19...入力部、20...記憶部、30...生体情報取得ユニット、31...生体情報メモリ

10

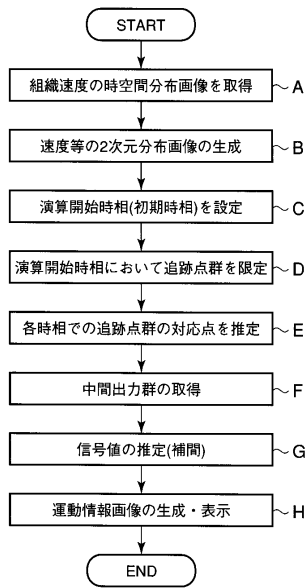
【図1】



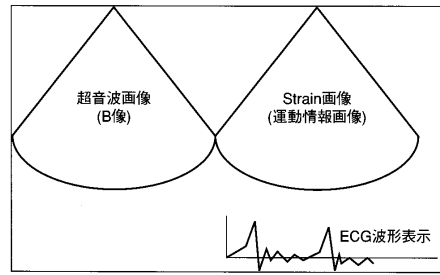
【図2】



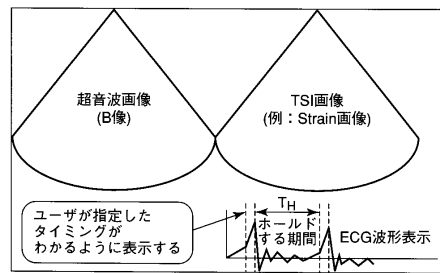
【 図 3 】



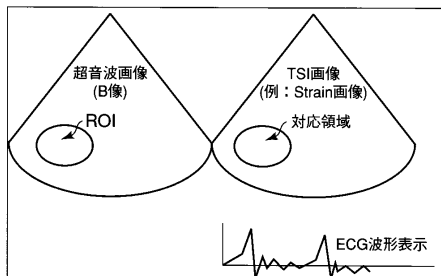
【 図 4 】



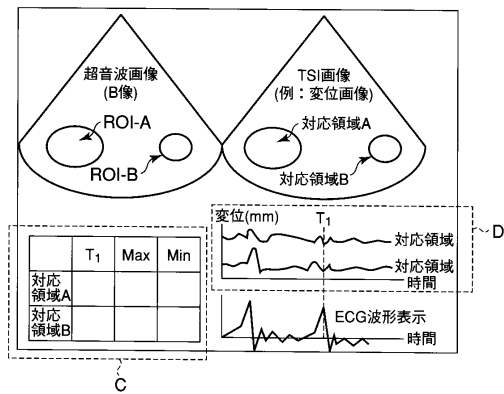
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】



フロントページの続き

- (74)代理人 100109830
弁理士 福原 淑弘
- (74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100092196
弁理士 橋本 良郎
- (72)発明者 小林 豊
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 阿部 康彦
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 中嶋 修
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 貞光 和俊
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 岡村 陽子
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内

審査官 富永 昌彦

- (56)参考文献 特開2003-116855(JP,A)
特開2004-008350(JP,A)
特開2004-215968(JP,A)
特表2003-530176(JP,A)
特表2002-530177(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/08

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP4795672B2	公开(公告)日	2011-10-19
申请号	JP2004332001	申请日	2004-11-16
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	小林豊 阿部康彦 中嶋修 贞光和俊 岡村陽子		
发明人	小林 豊 阿部 康彦 中嶋 修 贞光 和俊 岡村 陽子		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/DD19 4C601/EE07 4C601/EE09 4C601/FF08 4C601/JC16 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK20 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/KK36 4C601/KK37 4C601/LL03 4C601/LL04		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚		
其他公开文献	JP2006141451A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种超声诊断设备，允许操作员在临床常规检查中高度准确地实时生成和显示动力学信息图像和生物信息。解决方案：除了用于生成诸如B模式图像的体内形式图像的B模式处理单元14之外，超声诊断设备还具有独立于组织跟踪成像处理专用的动力学信息生成单元16，使得组织跟踪成像过程与图像集合同步执行并生成体内形式图像以生成动态信息图像。生成的体内形态图像，动态信息图像和ECG波形在同步处理部分17a中同步并实时显示。 Z

【 图 1 】

