

(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2007-44499

(P2007-44499A)

(43) 公開日 平成19年2月22日(2007.2.22)

(51) Int.Cl.

A61B 8/08 (2006.01)

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 11 O L (全 21 頁)

(21) 出願番号 特願2006-194794 (P2006-194794)
 (22) 出願日 平成18年7月14日 (2006.7.14)
 (31) 優先権主張番号 特願2005-207687 (P2005-207687)
 (32) 優先日 平成17年7月15日 (2005.7.15)
 (33) 優先権主張国 日本国 (JP)

(71) 出願人 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (71) 出願人 594164542
 東芝メディカルシステムズ株式会社
 栃木県大田原市下石上1385番地
 (74) 代理人 100058479
 弁理士 鈴江 武彦
 (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

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波画像処理プログラム

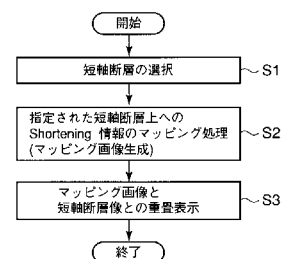
(57) 【要約】

【課題】短軸断層像を撮影し観察している場合であってもshortening情報を同時に観察することができ、また、長軸断層像を撮影し観察している場合であってもthickening情報を同時に観察することができる超音波診断装置、超音波画像処理プログラムを提供すること。

【解決手段】2次元断層画像を表示する場合において、T S I画像のボリュームデータを用いて、断層画像と直交する方向に関する運動情報を当該断層画像に色づけしてマッピングし画像化する。例えば、短軸断層像上の心臓組織の各点について、T S I画像のボリュームデータを用いてshortening情報をカラーマッピングすることでマッピング画像を生成する。当該マッピング画像を、もとの短軸断層像と重畳して表示することで、短軸断層像を撮影し観察している場合であってもshortening情報を同時に観察することができる。

【選択図】 図12

図 12



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

第 1 の方向の成分を含む組織の運動情報を生成する運動情報生成ユニットと、
前記第 1 の方向と平行でない面に関する 2 次元画像を生成する 2 次元画像生成ユニットと、
前記 2 次元画像に対して前記運動情報をマッピングすることで、マッピング画像を生成するマッピング画像生成ユニットと、
前記マッピング画像を表示する表示ユニットと、
を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記運動情報生成ユニットは、組織の 3 次元的な動きに関する運動情報を生成し、
前記 2 次元画像生成ユニットは、組織の形態に関する 3 次元データから前記 2 次元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】

前記運動情報生成ユニットは、心臓の短軸断層上の心組織の長軸方向に関する運動情報を生成し、
前記 2 次元画像生成ユニットは、前記短軸断層面に関する 2 次元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 4】

前記運動情報生成ユニットは、心臓の長軸断層上の心組織の短軸方向に関する運動情報を生成し、
前記 2 次元画像生成ユニットは、前記長軸断層面に関する 2 次元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 5】

前記運動情報は、心臓組織の捻れ運動に関する情報、心臓組織の相対回転勾配に関する情報、心臓組織の歪み又は歪み率に関する情報、心臓組織の変位に関する情報のいずれかであることを特徴とする請求項 1 乃至 4 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記運動情報生成ユニットは、被検体を 3 次元スキャンすることで生成された 3 次元の運動情報、又は複数の 2 次元スキャンに基づく補間処理によって生成された運動情報のいずれかを生成すること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】

前記表示ユニットは、前記マッピング画像を、前記運動情報によって決定される運動の度合いと対応するように所定の色彩の輝度が割り当てられたカラーマッピングで表示することを特徴とする請求項 1 乃至 6 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記表示ユニットは、前記マッピング画像上の心臓組織を小領域に分割し、当該小領域毎にその運動情報を数値化して表示することを特徴とする請求項 1 乃至 6 のうちいずれか一項記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記 2 次元画像生成ユニットは、前記第 1 の方向と平行でない複数の面に関する 2 次元画像を生成し、
前記マッピングユニットは、前記複数の面に関する 2 次元画像に対して前記運動情報をマッピングし複数のマッピング画像を生成し、
前記表示ユニットは、前記複数のマッピング画像に基づく投影画像を生成し表示すること、
を特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

10

20

30

40

50

組織の３次元的な動きに関するパラメータを計算する計算ユニットと、
３次元データから２次元画像を生成する画像生成ユニットと、
生成された前記２次元画像と共に計算された前記パラメータを表示する表示ユニットと

を具備することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項１１】

コンピュータに超音波画像処理を実行されるためのプログラムであって、
前記コンピュータの制御ユニットに、
第１の方向の成分を含む組織の運動情報を生成させる運動情報生成機能と、
前記第１の方向と平行でない面に関する２次元画像を生成させる２次元画像生成機能と 10

前記２次元画像に対して前記運動情報をマッピングすることで、マッピング画像を生成させるマッピング画像生成機能と、

前記コンピュータの表示ユニットにマッピング画像を表示させる表示機能と、

を実現させることを特徴とする超音波画像処理プログラム。

【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（TSI: Tissue Strain Imaging）法を用いた心臓の映像化に関し、特に、心臓の収縮期における長軸方向の縮み（Shortening）情報の短軸画像ヘマッピング、又は心臓の心壁厚方向の伸張（Thickening）情報の短軸画像ヘマッピング 20
に関する。

【背景技術】

【０００２】

一般に、心筋等の生体組織に関して、その運動や機能を客観的かつ定量的に評価することは、その組織の診断にとって非常に重要である。超音波画像処理装置を使用した画像診断においても、主に心臓を例として様々な定量的評価法が試みられている。例えば、正常な心筋は収縮期に壁厚方向（短軸）へは厚みが増し（thickening）、長軸方向へは長さが縮む（shortening）ことがわかっている。一般に、このthickeningとshorteningは、その運動方向が互いに直交し異なる起序を呈すると言われている一方、これらの運動を観察し 30
心筋壁運動を評価することで、例えば心筋梗塞等の心臓疾患に関する診断支援の可能性が示唆されている。

【０００３】

なお、本願に関連する公知文献としては、例えば次のようなものがある。

【特許文献１】特開平２００３－１７５０４１号

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【０００４】

しかしながら、従来の超音波診断装置においては、例えば次のような問題がある。すなわち、短軸断層像を撮影し観察している場合には、超音波診断装置の特性上当該短軸断層像の走査面に対して垂直な生体情報を取得することはできないため、shortening情報を同時に表現することはできない。また、例えば組織ドプラ法によって例えば心尖長軸断層像を撮影し観察している場合には、ドプラ限界角が存在するため、thickening情報を同時に表現することはできない。 40

【０００５】

本発明は、上記事情を鑑みてなされたもので、短軸断層像を撮影し観察している場合であってもshortening情報を同時に観察することができ、また、長軸断層像を撮影し観察している場合であってもthickening情報を同時に観察することができる超音波診断装置、超音波画像処理プログラム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】

【 0 0 0 6 】

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。

【 0 0 0 7 】

本発明の第 1 の視点は、第 1 の方向の成分を含む組織の運動情報を生成する運動情報生成ユニットと、前記第 1 の方向と平行でない面に関する 2 次元画像を生成する 2 次元画像生成ユニットと、前記 2 次元画像に対して前記運動情報をマッピングすることで、マッピング画像を生成するマッピング画像生成ユニットと、前記マッピング画像を表示する表示ユニットと、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

【 0 0 0 8 】

本発明の第 2 の視点は、組織の 3 次元的な動きに関するパラメータを計算する計算ユニットと、3 次元データから 2 次元画像を生成する画像生成ユニットと、生成された前記 2 次元画像と共に計算された前記パラメータを表示する表示ユニットと、を具備することを特徴とする超音波診断装置である。

【 0 0 0 9 】

本発明の第 3 の視点は、コンピュータに超音波画像処理を実行されるためのプログラムであって、前記コンピュータの制御ユニットに、第 1 の方向の成分を含む組織の運動情報を生成させる運動情報生成機能と、前記第 1 の方向と平行でない面に関する 2 次元画像を生成させる 2 次元画像生成機能と、前記 2 次元画像に対して前記運動情報をマッピングすることで、マッピング画像を生成させるマッピング画像生成機能と、前記コンピュータの表示ユニットにマッピング画像を表示させる表示機能と、を実現させることを特徴とする超音波画像処理プログラムである。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 0 】

以上本発明によれば、短軸断層像を撮影し観察している場合であっても shortening 情報を同時に観察することができ、また、長軸断層像を撮影し観察している場合であっても thickening 情報を同時に観察することができる超音波診断装置、超音波画像処理プログラム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 】

【 0 0 1 1 】

以下、本発明の第 1 実施形態乃至第 3 実施形態を図面に従って説明する。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にのみ行う。

【 0 0 1 2 】

なお、以下の各実施形態においては、本発明の技術的思想を超音波診断装置に適用する場合を例として説明する。しかしながら、これに拘泥されることなく、本発明の技術的思想は、ワークステーション、パーソナルコンピュータ等の超音波画像処理装置についても適用可能である。

【 0 0 1 3 】

また、本実施形態に係る各構成要素、特に後述する T S I 処理ユニット 2 0、ボリュームデータ生成ユニット 2 1、マッピング処理ユニット 2 4、追跡処理ユニット 2 7 (図 1、図 1 4 参照) については、当該各構成要素と同様の処理を実行するソフトウェアプログラムをワークステーション等のコンピュータ、コンピュータ機能を有する超音波診断装置等にインストールし、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 (C D - R O M、D V D 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。

【 0 0 1 4 】

(第 1 実施形態)

図 1 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 1 0 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、組織ドブラ処理ユニット15、表示制御ユニット17、表示ユニット18、T S I 処理ユニット20、ポリウムデータ生成ユニット21、記憶部22、制御ユニット(C P U) 23、マッピング処理ユニット24、入力ユニット25を具備している。なお、本発明を超音波処理装置に適用する場合には、図1の点線内がその構成要素となる。

【0015】

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リング材等を有している。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。

10

【0016】

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。

20

【0017】

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。

【0018】

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。

30

【0019】

組織ドブラ処理ユニット15は、受信ユニット13から受け取ったエコー信号に対して直交検波処理、自己相関処理等を行い、遅延加算処理された超音波エコー信号のドブラ偏移成分に基づいて、被検体内で移動している組織の速度、分散、パワーに対応した組織ドブラ信号を求める。

【0020】

表示制御ユニット17は、Bモード信号の所定断層に係る次元分布を表した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、組織ドブラ信号に基づいて、速度、分散、パワー値の所定断層にかかる2次元分布を表した組織ドブラ超音波像を生成する。さらに、表示制御ユニット17は、必要に応じてBモード超音波像と組織ドブラ超音波像の重畳画像、Bモード超音波像と組織の運動情報に関する画像との重畳画像等を生成する。ここで、組織の運動情報とは、組織の歪み、歪み率、移動距離、速度その他の組織の運動に関して取得可能な物理情報である。以下、このような組織の運動情報を含む画像の総称を「T S I 画像」と呼ぶ。

40

【0021】

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。

【0022】

50

T S I 処理ユニット 20 は、B モード処理ユニット 14 が出力する B モード信号、組織ドブラ処理ユニット 16 が出力するドブラ信号、記憶部 22 に記憶された B モード画像データ、ドブラ画像データ、速度分布画像等を用いて T S I 処理を実行し、組織の歪みに関する画像である T S I 画像を生成する。ここで、速度分布画像とは、診断対象組織上の複数位置における速度を時相毎に表す画像である。

【0023】

ボリュームデータ生成ユニット 21 は、必要に応じて、T S I 処理ユニット 20 において生成された所定の対象に関する複数の断層に関する T S I 画像を用いて、空間的な補間処理を実行する。これにより、当該所定の対象に関する T S I 画像のボリュームデータが生成される。

10

【0024】

記憶部 22 は、各時相に対応する超音波画像データ（例えば、組織ドブラモード、B モード等によって撮影された組織画像データ）、T S I 処理ユニット 20 によって生成された各時相に対応する速度分布画像及び T S I 画像等を記憶する。また、記憶部 22 は、ボリュームデータ生成ユニット 21 において生成された T S I 画像のボリュームデータを、必要に応じて記憶する。なお、記憶部 22 が記憶する超音波画像データは、スキャンコンバート前の所謂 Raw 画像データであってもよい。

【0025】

制御ユニット（C P U）23 は、情報処理装置（計算機）としての機能を持ち、本超音波診断装置本体の動作を静的又は動的に制御する。

20

【0026】

マッピング処理ユニット 24 は、ボリュームデータ生成ユニット 21 において生成された T S I 画像のボリュームデータに基づいて、選択された短軸断層上に Shortening 情報をマッピングするマッピング処理を行う。また、マッピング処理ユニット 24 は、同じく T S I 画像のボリュームデータに基づいて、選択された長軸断層上に Thickening 情報をマッピングするマッピング処理を行う。

【0027】

入力部 25 は、装置本体に接続され、オペレータからの各種指示、関心領域（R O I）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。

30

【0028】

（組織歪みイメージング：T S I）

次に、本実施形態の前提となる技術である組織歪みイメージング法について、簡単に説明する。この組織歪みイメージング法は、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、歪み等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に関する画像を作成・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。

【0029】

例えば短軸断層像を用いて Thickening を観察する場合、組織歪みイメージング法では、この Thickening 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合（コントラクション場：Contraction Motion Field）の概念や設定を用いている。また、組織歪み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）の影響も考慮して収縮中心位置を時間的に移動させ、時間的に可変な運動場に対しても適用可能となっている。従って、並進運動による収縮中心位置の変動には追従することができる。この組織歪みイメージング法のさらなる詳細については、例えば特開平 2003 - 175041 号に説明されている。

40

【0030】

なお、本組織歪みイメージング法では、複数の時相に関する速度分布画像が必要とされる。この速度分布画像は、組織ドブラ法によって収集された複数の時相に関する 2 次元又

50

は3次元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2次元又は3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、説明を具体的にするため、時相毎のBモード画像をパターンマッチング処理することによって生成された2次元の速度分布画像を用いるものであるとする。しかしながら、これに限定する趣旨ではなく、例えば組織ドブラ法によって生成された2次元又は3次元の速度分布画像を利用するものであってもよい。

【0031】

(ボリュームデータの取得)

後述するマッピング処理においては、例えば診断対象(今の場合、心臓)に関するTSI画像のボリュームデータ等が必要である。そのため、本超音波診断装置10は、TSI画像のボリュームデータを取得するためのいくつかの機能を有している。以下、この機能について説明する。

10

【0032】

図2は、TSI画像のボリュームデータを取得するための第1の手法を示しており、実際に診断部位を含む3次元領域を走査するボリュームスキャンによってボリュームデータを取得する手法を示した図である。すなわち、実際に診断部位を含む3次元領域を、2次元アレイプローブ(すなわち、超音波振動子がマトリックス状に配列されたプローブ)を用いたボリュームスキャン、又は一次元アレイプローブを機械的又は手技等により煽り動作させることによるボリュームスキャンすることで、ボリュームデータを取得することができる。また、ボリュームスキャンを連続的に行うことで、ボリュームデータを時相毎に取得でき、これらを用いたTSI処理を行うことで、診断対象に関する時相毎のTSI画像のボリュームデータを取得することができる。

20

【0033】

図3、図4は、ボリュームデータを取得するための第2の手法を示している。各図に示すように、例えば心腔2断層(2-CH)、心尖長軸像(3-CH)、心腔4断層(4-CH)の三つの長軸断層像を時相毎に取得し、これらを用いたTSI処理を行う。得られた三つの長軸断層像に関するTSI画像を補間処理することで、診断対象に関するTSI画像のボリュームデータを時相毎に取得することができる。

【0034】

図5、図6は、ボリュームデータを取得するための第3の手法を示している。各図に示すように、例えば心基部レベル(Basal)、中央レベル(Mid)、心尖部レベル(Apex)の三つの断層像を時相毎に取得し、これを用いてこれらを用いたTSI処理を行う。得られた三つの短軸断層像に関するTSI画像を補間処理することで、診断対象に関するTSI画像のボリュームデータを時相毎に取得することができる。

30

【0035】

なお、第1の手法と第2及び第3の手法とを比較した場合、装置の仕様によっては、第2及び第3の手法は第1の手法に比して空間分解能が劣る一方、時間分解能が勝る場合がある。係る場合には、診断の目的に応じていずれの手法を採用すべきかを決定する必要がある。また、第2及び第3の手法においては、三断層に基づく補間処理を例に説明した。しかしながら、これに拘泥されず、補間可能であれば、撮影にて取得する(補間処理の基礎とする)断層像の数は、いくつであってもよい。

40

【0036】

(直交方向のマッピング処理)

次に、本超音波診断装置1が有する直交方向のマッピング機能について説明する。この機能は、2次元断層画像を表示する場合において、TSI画像のボリュームデータを用いて、断層画像と直交する方向に関する運動情報を当該断層画像に色づけしてマッピング(カラーマッピング)し、画像化するものである。これにより、断層画像上の走査線に沿った方向の運動と当該断層画像に直交する方向に関する運動とを、同一の2次元断層画像上において観察することが可能となる。

【0037】

50

図 7、図 8 は、直交方向のマッピング機能を説明するための概念図の一例である。図 7 に示すように、例えば異なる三つの長軸断層画像（図 3、図 4 参照）に関する T S I 画像を用いた補間処理により、診断対象に関するボリュームデータ V 1 が生成されているとする。このボリュームデータ V 1 に対して任意の短軸断層面 E 1 を指定すると共に、ボリュームデータ V 1 を用いて当該短軸断層面 E 1 上の組織上の各点の Shortening 情報を例えばその歪みの大きさに応じた輝度によってカラー変換し、マッピング画像 F 1 を生成する。このマッピング画像 F 1 を、例えば短軸断層面 E 1 の通常の超音波画像と重畳して表示することで、短軸断層画像において Shortening 情報を観察することができる。

【 0 0 3 8 】

また、図 9、図 10 は、直交方向のマッピング機能を説明するための概念図の他の例である。図 9 に示すように、例えば異なる三つの短軸断層画像（図 5、図 6 参照）に関する T S I 画像を用いた補間処理により、診断対象に関するボリュームデータ V 2 が生成されているとする。このボリュームデータ V 2 に対して任意の長軸断層面 E 2 を指定すると共に、ボリュームデータ V 2 を用いて当該長軸断層面 E 2 上の組織上の各点の Thickening 情報を例えばその歪みの大きさに応じた輝度によってカラー変換し、マッピング画像 F 2 を生成する。このマッピング画像 F 2 を、例えば長軸断層面 E 2 の通常の超音波画像と重畳して表示することで、長軸断層画像において Thickening 情報を観察することができる。

【 0 0 3 9 】

上記各例に従う直交方向のマッピング処理は、診断対象の T S I 画像に関するボリュームデータを用いたマッピングである。この T S I 画像に関するボリュームデータの取得は、補間処理を含む既述の手法によって可能である。従って、本手法によれば、例えば図 11 上段に示すように複数の長軸（複数の短軸）断層画像を撮影するのみで、図 11 下段に示すように短軸（長軸）断層画像上に Shortening 情報をマッピングして映像化することができる。

【 0 0 4 0 】

（実施例 1）

次に、本超音波診断装置 1 の直交方向のマッピング処理における動作について説明する。本実施例 1 は、短軸断層画像上に歪みの Shortening 情報をマッピングする場合を例として説明する。

【 0 0 4 1 】

図 12 は、本実施例に係る直交方向のマッピング処理において実行される各処理の流れを示したフローチャートである。同図に示すように、まず、T S I 画像のボリュームデータに対して、任意の（所望の）位置における短軸断層が選択される（ステップ S 1）。

【 0 0 4 2 】

次に、マッピング処理ユニット 24 は、ボリュームデータを用いて、指定された短軸断層上に存在する組織の各位置に関する長軸方向の縮み（Shortening 情報）を取得し、これを歪みの強度とその濃度とが対応するようなカラーマッピングを行う。このマッピング処理により、マッピング画像が生成される（ステップ S 2）。

【 0 0 4 3 】

次に、表示制御ユニット 17 は、指定された短軸断層に関する通常の超音波画像（短軸断層像）と生成されたマッピング画像とを重畳させて、表示ユニット 18 の画面に表示する（ステップ S 3）。

【 0 0 4 4 】

（実施例 2）

次に、本超音波診断装置 1 の直交方向のマッピング処理における動作について説明する。本実施例 1 は、長軸断層画像上に歪みの Thickening 情報をマッピングする場合を例として説明する。

【 0 0 4 5 】

図 13 は、本実施例に係る直交方向のマッピング処理において実行される各処理の流れを示したフローチャートである。同図に示すように、まず、T S I 画像のボリュームデー

10

20

30

40

50

タに対して、任意の（所望の）位置における長軸断層が選択される（ステップS 1 1）。

【0046】

次に、マッピング処理ユニット24は、ボリュームデータを用いて、指定された長軸断層上に存在する組織の各位置に関する短軸方向の伸張（Thickening情報）を取得し、これを歪みの強度とその濃度とが対応するようなカラーマッピングを行う。このマッピング処理により、マッピング画像が生成される（ステップS 1 2）。

【0047】

次に、表示制御ユニット17は、指定された長軸断層に関する通常の超音波画像（長軸断層像）と生成されたマッピング画像とを重畳させて、表示ユニット18の画面に表示する（ステップS 1 3）。

【0048】

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。

【0049】

本超音波診断装置では、2次元断層画像を表示する場合において、断層画像と直交する方向に関する運動情報を当該断層画像にマッピングし、画像化する。これにより、従来取得できなかった表示情報が得られ、互いに直交し異なる起序を呈すると言われるShortening情報とThickening情報とを複合的に判断することが可能となる。その結果、心臓の画像診断において、局所的な心筋壁運動の把握が容易となり、心筋梗塞等の診断を支援することができる。

【0050】

また、本超音波診断装置によれば、例えば長軸（短軸）断層画像のTSI画像を用いた補間処理により、診断対象のTSI画像に関するボリュームデータを生成する。従って、例えば複数の長軸（複数の短軸）断層画像を撮影するのみで、2次元画像上にShortening（Thickening）情報をマッピングし、Shortening情報とThickening情報とを複合的に判断することが可能となる。その結果、長軸断層画像及び短軸断層画像の双方を撮影する必要がなく、画像診断における作業時間を短縮することができ、術者及び被験者の負担を軽減させることができる。

【0051】

（第2実施形態）

次に、本発明の第2実施形態について説明する。本実施形態に係る超音波診断装置1は、任意の断層画像上に、Shortening情報とThickening情報とを同時にマッピングし映像化しうるものである。

【0052】

図14は、第2の実施形態に係る超音波診断装置10の構成図である。図1の超音波診断装置10と比較した場合、追跡処理ユニット27をさらに具備する点異なる。この追跡処理ユニット27は、例えばBモード撮影によって取得された時相毎の組織像において、2次元又は3次元のスペckル追跡（トラッキング処理）を行い、心筋の壁厚方向のThickening情報等を演算する。

【0053】

図15は、本実施形態のマッピング処理の概念を説明するための図である。図15に示すように、既述の方法にて診断対象のTSI画像に関するボリュームデータVを生成し、これを用いてShortening情報を演算する。

【0054】

次に、任意の短軸断層像E1を指定し、当該短軸断層内での白黒像のスペckル追跡により、壁方向のThickening情報を演算する。また、これと並列して、任意の長軸断層像E2を指定し、当該長軸断層内での白黒像のスペckル追跡により、壁方向のThickening情報を演算する。

【0055】

次に、演算されたShortening情報の伸張成分を赤色、収縮成分を青色、Thickening情報の厚さ増加成分を緑色といった具合に、運動に応じた色を割り当てた後カラー変換するこ

10

20

30

40

50

とで、マッピング画像 F 1、F 2 を生成する。生成された各マッピング画像は、背景の白黒画像（短軸断層像又は長軸断層像）に重畳させて表示される。

【 0 0 5 6 】

なお、以上の手順を図 1 6 のフローチャートに示した。

【 0 0 5 7 】

以上述べた構成によれば、必要に応じて Shortening 情報がマッピングされた短軸断層像、及び Thickening 情報がマッピングされた長軸断層像を同時に表示することができる。従って、観察者は、短軸断層像及び長軸断層像の双方で Thickening 情報と Shortening 情報とを観察することができ、心臓の画像診断において、局所的な心筋壁運動の把握が容易となり、心筋梗塞等の診断を好適に支援することができる。

10

【 0 0 5 8 】

（第 3 の実施形態）

第 1 の実施形態、第 2 の実施形態では、Thickening 情報、Shortening 情報を運動情報とする例を示した。しかしながら、本超音波診断装置のマッピング機能に用いることができる運動情報は、Thickening 情報、Shortening 情報に限定されない。そこで、本実施形態では、Thickening 情報及び Shortening 情報以外の運動情報を用いて、第 1 の実施形態で述べたマッピング処理、及び第 2 の実施形態で述べたマッピング処理を実行する例について説明する。

【 0 0 5 9 】

本実施形態に係る超音波診断装置 1 0 は、図 1 4 と略同様の構成を有する。以下、各運動情報を用いたマッピング機能について説明する。

20

【 0 0 6 0 】

（運動情報：捻れ運動）

まず、運動情報として心臓壁の捻れ運動の状態を採用する場合の例を図 2 1、図 2 2 を参照しつつ説明する。表示ユニット 1 8 に表示された断層画像上に計測画像領域が指定されると、追跡処理ユニット 2 7 は、時系列に沿った複数のボリュームデータを構成する断層画像を用いて内膜 m 1 の 2 次元トラッキングを実行することにより、心尖部短軸像 G 1 の断面に直交する方向（心臓の長軸方向）を軸とする内膜 m 1 の回転角度（局所運動情報）を演算する（ステップ S 3 1）。同様に、乳頭筋短軸像 G 2 及び心基部短軸像 G 3 についても、心臓の長軸方向を軸とする内膜 m 2、m 3 の回転角度（局所運動情報）を演算する（ステップ S 3 2）。なお、内膜 m 1、m 2、m 3 に代えて、外膜 M 1、M 2、M 3 の回転角度を演算してもよい。

30

【 0 0 6 1 】

このとき、追跡処理ユニット 2 7 は、たとえば各時相について、ステップ S 3 1 で内膜 m 1 等が入力された時相（基準時相）に対する回転角度として内膜 m 1、m 2、m 3 の回転角度を演算する。また、時系列に沿って隣接するフレーム（つまり連続するフレーム）における内膜 m 1、m 2、m 3 の回転角度を順次演算していくようにしてもよい。

【 0 0 6 2 】

T S I 処理ユニット 2 0 は、内膜 m 1 の回転角度と、内膜 m 2 の回転角度との差（相対回転角度）を演算する（ステップ S 3 3）。同様に、内膜 m 2 の回転角度と、内膜 m 3 の回転角度との差（相対回転角度）を演算する（ステップ S 3 4）。

40

【 0 0 6 3 】

ステップ S 3 3、ステップ S 3 4 の処理について、図 2 2 を参照しつつ具体的に説明する。入力ユニット 2 5 からの所定の操作により、例えば反時計回り方向を正の回転方向（+ 方向）と定義する。また、内膜 m 1 の回転角度を 1、内膜 m 2 の回転角度を 2、内膜 m 3 の回転角度を 3 とする。

【 0 0 6 4 】

このとき、ステップ S 3 3 で演算される相対回転角度 θ_{12} は、 $\theta_{12} = \theta_1 - \theta_2$ （又は、 $\theta_2 - \theta_1$ ）によって算出される。また、ステップ S 3 4 で演算される相対回転角度 θ_{23} は、 $\theta_{23} = \theta_2 - \theta_3$ （又は、 $\theta_3 - \theta_2$ ）によって算出される。

50

【 0 0 6 5 】

ステップ S 3 3 で得られる相対回転角度 θ_{12} は、心尖部短軸像 G 1 の断面位置と乳頭筋短軸像 G 2 の断面位置との間における心臓壁の捻れ運動の状態（大きさ）を反映する情報である。つまり、相対回転角度 $\theta_{12} = 0$ ($\theta_1 = \theta_2$) である場合、これらの断面位置の間の任意の位置において、心臓壁は同じ方向に同じ角度だけ回転しており、回転方向への捻れは無いものと考えることができる。

【 0 0 6 6 】

一方、 $|\theta_{12}| > 0$ である場合には、これらの断面位置の間において回転角度に差異があり、心臓壁が回転角度方向に捻れていることになる。この心臓壁の捻れは、相対回転角度 θ_{12} の絶対値が大きいほど大きくなる。たとえば、 θ_1 の符号と θ_2 の符号とが異なる場合、すなわち内膜 m 1 の回転方向と内膜 m 2 の回転方向とが逆である場合には、相対回転角度 θ_{12} の絶対値は比較的大きくなる。

【 0 0 6 7 】

ステップ S 3 4 で得られる相対回転角度 θ_{23} は、同様に、乳頭筋短軸像 G 2 の断面位置と心基部短軸像 G 3 の断面位置との間における心臓壁の捻れ運動の大きさを反映する情報である。

【 0 0 6 8 】

マッピング処理ユニット 2 4 は、ステップ S 3 3、ステップ S 3 4 で演算された相対回転角度 θ_{12} 、 θ_{23} を、心臓壁の捻れ運動の大きさを示す運動情報とし、これを例えば長軸断層像等にカラーマッピングすることでマッピング画像を生成する。表示制御ユニット 1 7 は、このマッピング画像を、組織の形態画像又は所定の運動情報がマッピングされたマッピング画像と重畳させて表示する（ステップ S 3 5）。この表示された相対回転角度 θ_{12} 、 θ_{23} を参照することにより、ユーザは、心臓壁の捻れ運動の大きさを把握することができる。ここで、心臓壁の内膜及び外膜についてそれぞれ相対回転角度を演算し、この 2 つの相対回転角度に基づいて捻れ運動の大きさを評価することもできる（例えば 2 つの相対回転角度の平均値を取るなど。）。

【 0 0 6 9 】

なお、相対回転角度 θ_{12} を時間で微分することにより、内膜 m 1、m 2 の間における心臓壁の捻れ運動の速度を求めることができる。同様に、相対回転角度 θ_{23} を時間で微分することにより、内膜 m 2、m 3 の間における心臓壁の捻れ運動の速度を求めることができる。そして、これらの速度を表示部 8 1 に表示させるように構成することが可能である。ここで、「微分」とは、通常の微分演算とともに、相対回転角度を求めたフレーム間の時間間隔で当該相対回転角度を除算する処理も含むものとする。

【 0 0 7 0 】

（運動情報：相対回転勾配）

心臓壁の相対回転勾配を運動情報として取得するときの処理について、図 2 3、図 2 4 を参照しつつ説明する。この相対回転勾配は、心臓壁の捻れ運動の度合いを示す運動情報である。

【 0 0 7 1 】

まず、追跡処理ユニット 2 7 は、心尖部短軸像 G 1 の内膜 m 1 の回転角度 θ_1 と、乳頭筋短軸像 G 2 の内膜 m 2 の回転角度 θ_2 と、心基部短軸像 G 3 の内膜 m 3 の回転角度 θ_3 とをそれぞれ演算する（ステップ S 4 1）。

【 0 0 7 2 】

次に、追跡処理ユニット 2 7 は、内膜 m 1 の回転角度 θ_1 と、内膜 m 2 の回転角度 θ_2 との相対回転角度 θ_{12} を演算し（ステップ S 4 2）、内膜 m 2 の回転角度 θ_2 と、内膜 m 3 の回転角度 θ_3 と相対回転角度 θ_{23} を演算する（ステップ S 4 3）。

【 0 0 7 3 】

追跡処理ユニット 2 7 は、心尖部短軸像 G 1 と乳頭筋短軸像 G 2 との間の距離 d_{12} を演算し（ステップ S 4 4）、乳頭筋短軸像 G 2 と心基部短軸像 G 3 との間の距離 d_{23} を演算する（ステップ S 4 5）。この距離 d_{12} 、 d_{23} は、たとえば心尖部短軸像 G 1、

10

20

30

40

50

乳頭筋短軸像 G 2、心基部短軸像 G 3 の断面位置の座標に基づいて演算することができる。

【 0 0 7 4 】

次に、T S I 処理ユニット 2 0 は、図 2 4 に示すように、ステップ S 4 2 で求めた相対回転角度 θ_{12} を、ステップ S 4 4 で求めた距離 d_{12} で除算して、内膜 m_1 と内膜 m_2 との間における相対回転勾配 $\theta_{12} = \theta_{12} / d_{12}$ を演算する（ステップ S 4 6）。同様に、T S I 処理ユニット 2 0 は、ステップ S 4 3 で求めた相対回転角度 θ_{23} を、ステップ S 4 5 で求めた距離 d_{23} で除算して、内膜 m_2 と内膜 m_3 との間における相対回転勾配 $\theta_{23} = \theta_{23} / d_{23}$ を演算する（ステップ S 4 7）。

【 0 0 7 5 】

マッピング処理ユニット 2 0 は、ステップ S 4 6、ステップ S 4 7 で演算された相対回転勾配 θ_{12} 、 θ_{23} を、心臓壁の捻れ運動の度合いを示す運動情報とし、これを例えば長軸断層像等にカラーマッピングすることでマッピング画像を生成する。表示制御ユニット 1 7 は、このマッピング画像を、組織の形態画像又は所定の運動情報がマッピングされたマッピング画像と重畳させて表示する（ステップ S 4 8）。

【 0 0 7 6 】

相対回転勾配 θ_{12} は、心尖部レベルの内膜と乳頭筋レベルの内膜の間における単位距離当たりの捻れの大きさを示している。また、相対回転勾配 θ_{23} は、乳頭筋レベルの内膜の心基部レベルの内膜と間における単位距離当たりの捻れの大きさを示している。つまり、相対回転勾配 θ_{12} 、 θ_{23} は、心臓壁（内膜）の捻れの度合いを反映した運動情報である。ユーザは、表示された相対回転勾配 θ_{12} 、 θ_{23} を参照することにより、心臓壁の捻れ運動の度合いを把握することができる。なお、心臓壁の内膜及び外膜についてそれぞれ相対回転勾配を演算し、この 2 つの相対回転勾配に基づいて捻れ運動の度合いを評価することもできる（例えば、2 つの相対回転勾配の平均値を取るなど）。

【 0 0 7 7 】

（運動情報：長軸方向のストレイン）

心臓壁の長軸方向のストレインを運動情報として取得するときの処理について、図 2 5、図 2 6 を参照しつつ説明する。このストレインは、心臓壁の歪みの大きさの度合いを示す情報であり、心臓壁の歪み状態を示すものである。

【 0 0 7 8 】

まず、追跡処理ユニット 2 7 は、内膜 m_1 、内膜 m_2 、内膜 m_3 のそれぞれについて、計測画像領域が指定された断層画像 3 次元的な変位（ x_1 、 y_1 、 z_1 ）、（ x_2 、 y_2 、 z_2 ）、（ x_3 、 y_3 、 z_3 ）を演算し（ステップ S 5 1）、これらの 3 次元的な変位から、Z 方向（長軸方向）への変位 z_1 、 z_2 、 z_3 をそれぞれ抽出する（ステップ S 5 2）。

【 0 0 7 9 】

次に、追跡処理ユニット 2 7 は、心尖部レベルと乳頭筋レベルとの間における心臓壁の伸縮 $z_{12} = z_1 - z_2$ を演算し（ステップ S 5 3）、乳頭筋レベルと心基部レベルとの間における心臓壁の伸縮 $z_{23} = z_2 - z_3$ を演算する（ステップ S 5 4）

【 0 0 8 0 】

また、追跡処理ユニット 2 7 は、計測画像領域が指定された心尖部短軸像 G 1、乳頭筋短軸像 G 2、心基部短軸像 G 3 について、心尖部短軸像 G 1 と乳頭筋短軸像 G 2 との間の距離 d_{12} を演算し（ステップ S 5 5）、乳頭筋短軸像 G 2 と心基部短軸像 G 3 との間の距離 d_{23} を演算する（ステップ S 5 6）。

【 0 0 8 1 】

T S I 処理ユニット 2 0 は、ステップ S 5 3 で演算した伸縮 z_{12} をステップ S 4 5 で演算した距離 d_{12} で除算することにより、心尖部レベルと乳頭筋レベルとの間における長軸方向のストレイン $\epsilon_{12} = z_{12} / d_{12}$ を演算する（ステップ S 5 7）。ま

10

20

30

40

50

た、TSI処理ユニット20は、ステップS44で演算した伸縮 z_{23} をステップS46で演算した距離 d_{23} で除算することにより、乳頭筋レベルと心基部レベルとの間における長軸方向のストレイン $z_{23} = z_{23} / d_{23}$ を演算する(ステップS58)。

【0082】

マッピング処理ユニット20は、ステップS57、ステップS58で演算された心臓壁のストレイン z_{12} 、 z_{23} を、心臓壁のストレインの大きさを示す運動情報とし、これを例えば短軸断層像等にカラーマッピングすることでマッピング画像を生成する。表示制御ユニット17は、このマッピング画像を、組織の形態画像又は所定の運動情報がマッピングされたマッピング画像と重畳させて表示する(ステップS59)。ユーザは、表示された心臓壁のストレイン z_{12} 、 z_{23} を参照することにより、心臓壁の歪みの大きさを把握することができる。

10

【0083】

なお、心臓壁の内膜及び外膜についてそれぞれストレインを演算し、この2つのストレインの値に基づいて歪みの大きさを評価することもできる(例えば2つのストレインの値の平均値を取るなど)。

【0084】

(運動情報：長軸方向のストレインレート)

心臓壁の長軸方向のストレインレートを運動情報として取得するときの処理について説明する。このストレインレートは、心臓壁の歪み(ストレイン)の時間変化率を示す情報であり、心臓壁の歪み状態を示すものである。

20

【0085】

ストレインレートを求める場合、図25のフローチャートのステップS51～S58と同様の処理を行って、心尖部レベルと乳頭筋レベルとの間における長軸方向のストレイン z_{12} と、乳頭筋レベルと心基部レベルとの間における長軸方向のストレイン z_{23} とを演算する。

【0086】

ここで、ストレイン z_{12} 、ストレイン z_{23} は、2つの時相 t_1 、 t_2 における心尖部短軸像 G_1 、乳頭筋短軸像 G_2 、心基部短軸像 G_3 について演算されるものである。TSI処理ユニット20は、ストレイン z_{12} を時間間隔 $t = |t_1 - t_2|$ で除算することにより、心尖部レベルと乳頭筋レベルとの間における長軸方向のストレインレートを演算する。また、ストレイン z_{23} を時間間隔 t で除算することにより、乳頭筋レベルと心基部レベルとの間における長軸方向のストレインレートを演算する。なお、通常の微分演算を実行することにより、ストレインからストレインレートを算出するようにしてもよい。

30

【0087】

マッピング処理ユニット20は、演算された心臓壁のストレインレート z_{12} / t 、 z_{23} / t を、心臓壁のストレインの時間変化率を示す運動情報とし、これを例えば短軸断層像等にカラーマッピングすることでマッピング画像を生成する。表示制御ユニット17は、このマッピング画像を、組織の形態画像又は所定の運動情報がマッピングされたマッピング画像と重畳させて表示する。ユーザは、表示された心臓壁のストレインレートを参照することにより、心臓壁の歪みの時間変化率を把握することができる。

40

【0088】

なお、心臓壁の内膜及び外膜についてそれぞれストレインレートを演算し、この2つのストレインレートの値に基づいて歪みの時間変化率を評価することもできる(例えば、2つのストレインレートの値の平均値を取るなど)。

【0089】

以上述べた構成によれば、捻れ情報等の運動情報を用いた場合であっても、第1の実施形態で述べたマッピング処理、及び第2の実施形態で述べたマッピング処理を実現することができる。

【0090】

50

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。

【0091】

(1) 上記各実施形態においては、マッピング画像を当該断面の白黒像と重畳させて表示する構成とした。これに対し、一枚の短軸断層像又は長軸断層像にThickening情報とShortening情報との双方をマッピングしたマッピング画像を生成し、これを表示するようにしてもよい。この場合には、例えば図17に示すように、Thickening情報とShortening情報とで異なる色相を割り当て、その歪みの強度に応じた濃度によってこれを表示するようにすればよい。

10

【0092】

(2) 上記各実施形態においては、Thickening情報又はShortening情報を色相表示するためのマッピング画像を生成し表示する構成であった。これに対し、例えば図18、図19に示す様に、マッピング画像上の心臓組織を小領域に分割し、当該小領域毎にその運動情報を数値化して表示するようにしてもよい。

【0093】

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。

【0094】

(3) 上記各実施形態においては、説明を具体的にするため、3次元スキャン等によって取得されてボリュームデータを用いて診断対象に関するTSI画像のボリュームデータを生成し、これを用いた直交方向のマッピング処理を説明した。

20

【0095】

た。しかしながら、直交方向のマッピング処理は、必ずしも診断対象に関するTSI画像のボリュームデータを必要としない。すなわち、本直交方向のマッピング処理は、マッピング画像を生成するために選択される短軸断層像又は長軸断層像に表示された組織の各点において、当該断層面と直交する方向についての運動情報を取得しうる画像データがあればよい。

【0096】

従って、例えば図20に示すように、マッピング画像を生成するために選択される断層像E1を含み、当該断層像と直交する方向に関して一定の厚さを有する画像データvによっても、本直交方向のマッピング処理を実現することができる。なお、この画像データvを取得する場合、断層像E1に略直交する複数の断層像を取得し既述の補間処理を行うか、少なくとも当該画像データvに対応する領域を超音波走査すれば十分である。

30

【0097】

(4) 上記各実施形態においては、TSI画像を利用する場合を例を説明した。しかしながら、これに拘泥されず、組織の運動情報に関する画像であれば本直交方向のマッピング処理を適用することができる。従って、例えば組織ドプラ画像を用いても本直交方向のマッピング処理は実施可能であり、同様の効果を得ることができる。

40

【0098】

(5) 上記各実施形態においては、マッピング処理によって得られたマッピング画像を他の画像と重畳させて表示する例を説明した。しかしながら、これに拘泥されず、マッピング処理によって得られる複数のマッピング画像を用いて投影画像(例えば、ボリュームレンダリング画像、サーフェスレンダリング画像、極座標等による展開画像)を生成し、これを表示するようにしてもよい。

【0099】

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。

50

【産業上の利用可能性】

【0100】

以上本発明によれば、短軸断層像を撮影し観察している場合であってもshortening情報を同時に観察することができ、また、長軸断層像を撮影し観察している場合であってもthickening情報を同時に観察することができる超音波診断装置、超音波画像処理プログラムを実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【0101】

【図1】図1は、第1の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、TSI画像のボリュームデータを取得するための第1の手法を示している。 10

【図3】図3は、ボリュームデータを取得するための第2の手法を説明するための図である。

【図4】図4は、ボリュームデータを取得するための第2の手法を説明するための図である。

【図5】図5は、ボリュームデータを取得するための第3の手法を説明するための図である。

【図6】図6は、ボリュームデータを取得するための第3の手法を説明するための図である。

【図7】図7は、直交方向のマッピング機能を説明するための概念図の一例である。 20

【図8】図8は、直交方向のマッピング機能を説明するための概念図の一例である。

【図9】図9は、直交方向のマッピング機能を説明するための概念図の他の例である。

【図10】図10は、直交方向のマッピング機能を説明するための概念図の他の例である。

【図11】図11は、直交方向のマッピング機能を説明するための概念図である。

【図12】図12は、実施例1に係る直交方向のマッピング処理において実行される各処理の流れを示したフローチャートである。

【図13】図13は、実施例2に係る直交方向のマッピング処理において実行される各処理の流れを示したフローチャートである。

【図14】図14は、第2の実施形態に係る超音波診断装置10の構成図である。 30

【図15】図15は、第2実施形態のマッピング処理の概念を説明するための図である。

【図16】図16は、第2の実施形態に係るマッピング処理の流れを示したフローチャートである。

【図17】図17は、マッピング画像におけるThickening情報又はShortening情報の表示形態の変形例を示した図である。

【図18】図18は、マッピング画像におけるThickening情報又はShortening情報の表示形態の変形例を示した図である。

【図19】図19は、マッピング画像におけるThickening情報又はShortening情報の表示形態の変形例を示した図である。

【図20】図20は、本発明の実施形態の変形例を説明するための図である。 40

【図21】図21は、捻れ運動を運動情報とした場合のマッピング処理の流れを示したフローチャートである。

【図22】図22は、捻れ運動を運動情報とした場合のマッピング処理を説明するための図である。

【図23】図23は、相対回転勾配を運動情報とした場合のマッピング処理の流れを示したフローチャートである。

【図24】図24は、相対回転勾配を運動情報とした場合のマッピング処理を説明するための図である。

【図25】図25は、長軸方向のストレインを運動情報とした場合のマッピング処理の流れを示したフローチャートである。 50

【図 2 6】図 2 6 は、長軸方向のストレインを運動情報とした場合のマッピング処理を説明するための図である。

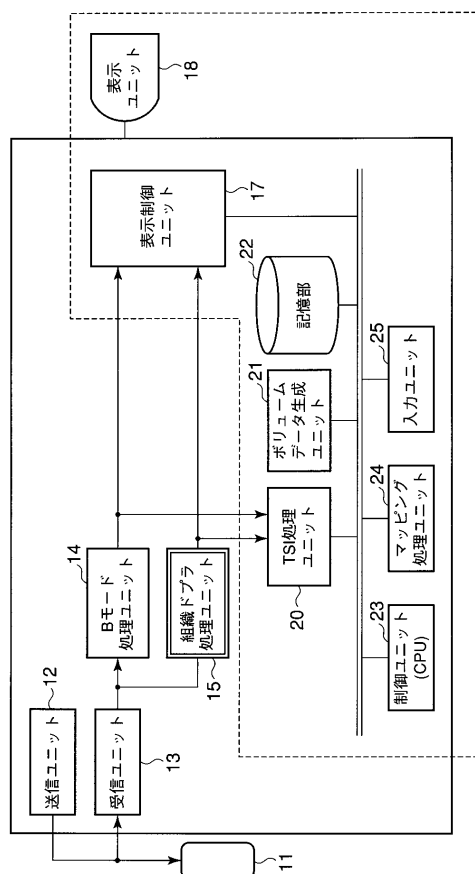
【符号の説明】

【 0 1 0 2 】

1 0 ... 超音波診断装置、1 1 ... 超音波プローブ、1 2 ... 送信ユニット、1 3 ... 受信ユニット、1 4 ... Bモード処理ユニット、1 5 ... 組織ドブラ処理ユニット、1 7 ... 表示制御ユニット、1 8 ... 表示ユニット、2 0 ... T S I 処理ユニット、2 1 ... ボリュームデータ生成ユニット、2 2 ... 記憶部、2 3 ... 制御ユニット (C P U)、2 4 ... マッピング処理ユニット、2 5 ... 入力ユニット 2 5

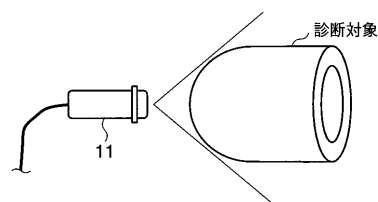
【图 1】

图 1



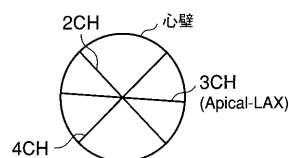
【 圖 2 】

图 2



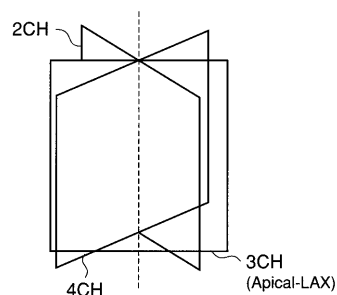
【 図 3 】

图 3



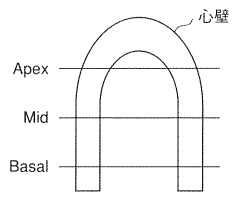
【 図 4 】

图 4



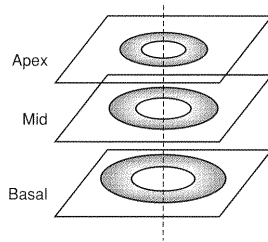
【図 5】

図 5



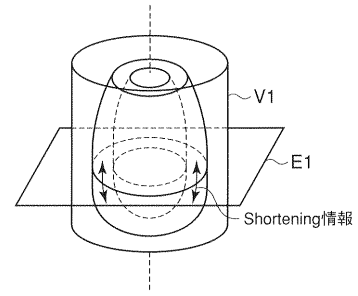
【図 6】

図 6



【図 7】

図 7



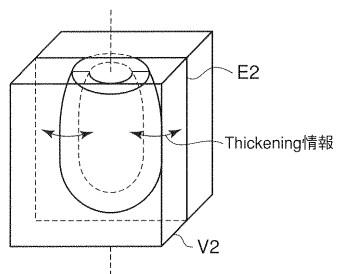
【図 8】

図 8



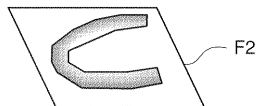
【図 9】

図 9



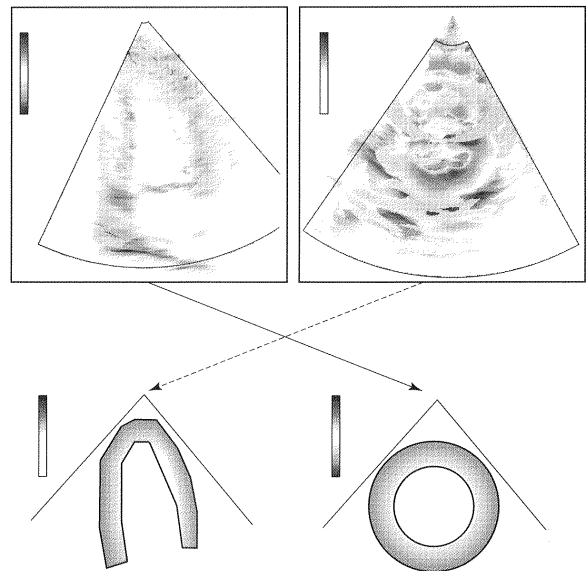
【図 10】

図 10



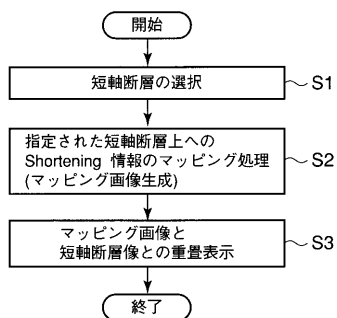
【図 11】

図 11



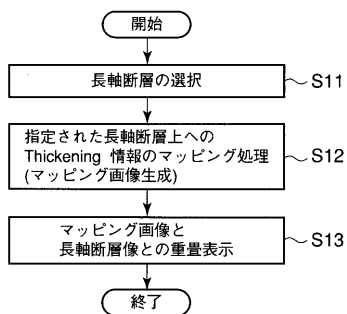
【 図 1 2 】

图 12



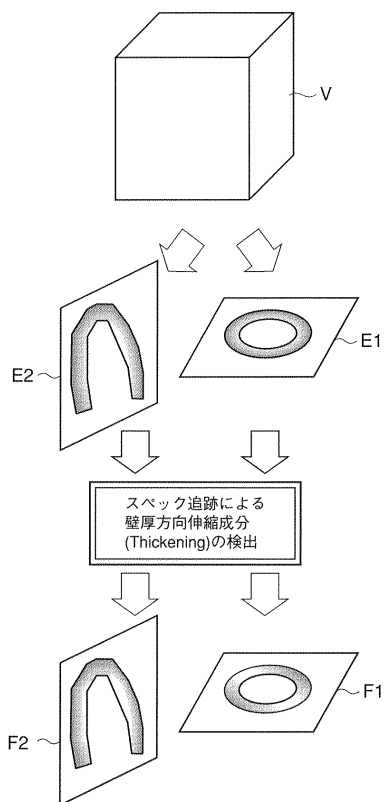
【 図 1 3 】

图 13



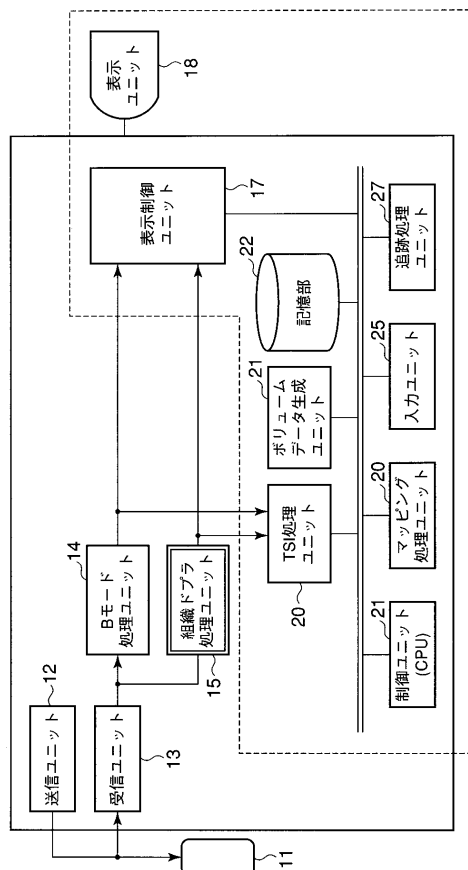
【 図 1 5 】

图 15



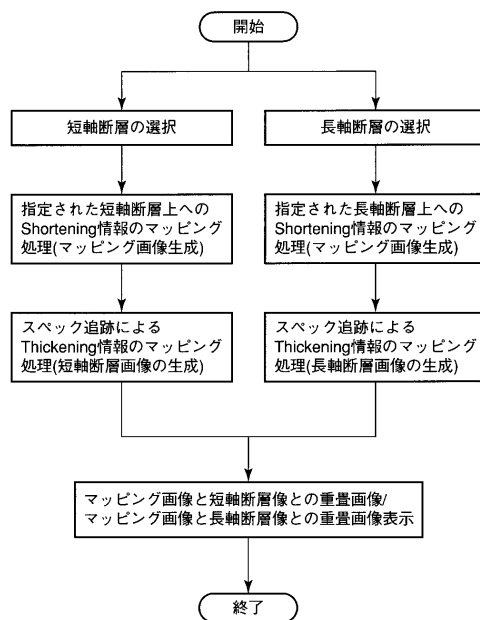
【 図 1 4 】

图 14

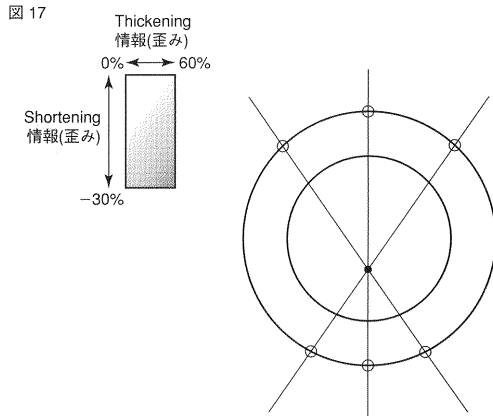


【 図 1 6 】

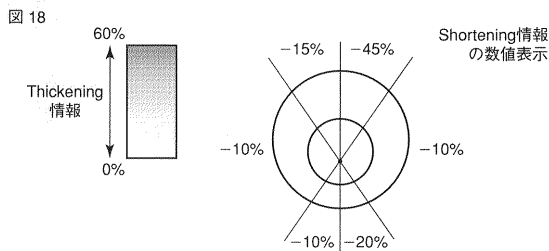
图 16



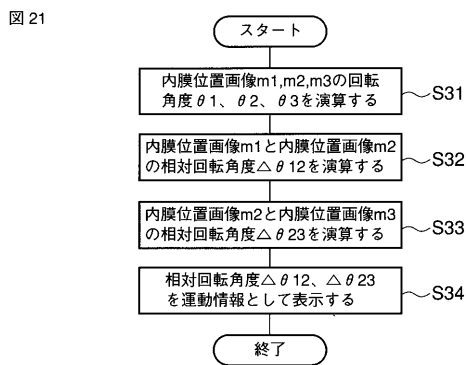
【図 17】



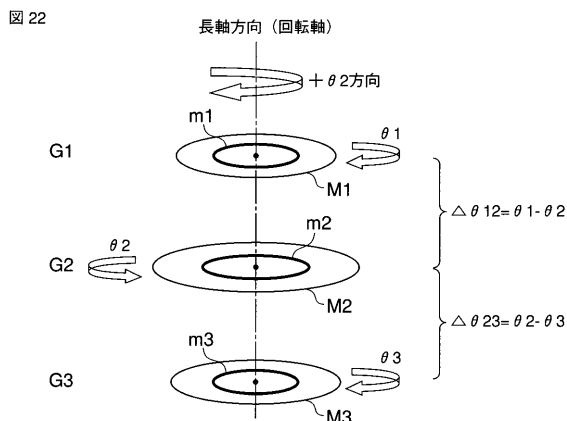
【図 18】



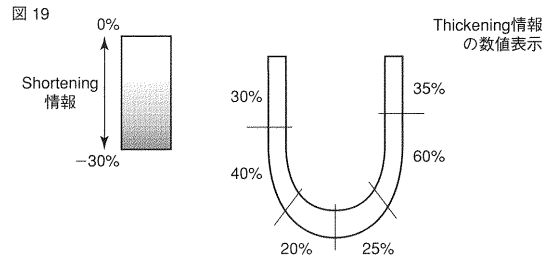
【図 21】



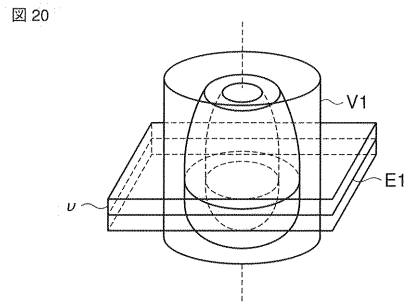
【図 22】



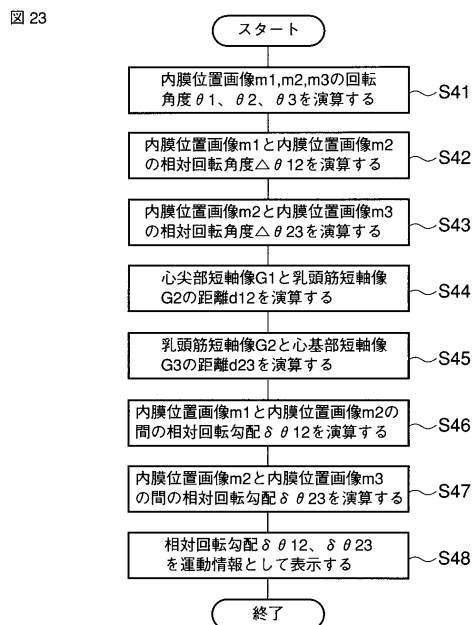
【図 19】



【図 20】

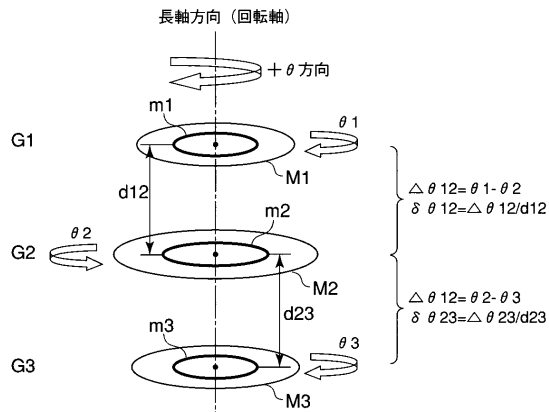


【図 23】



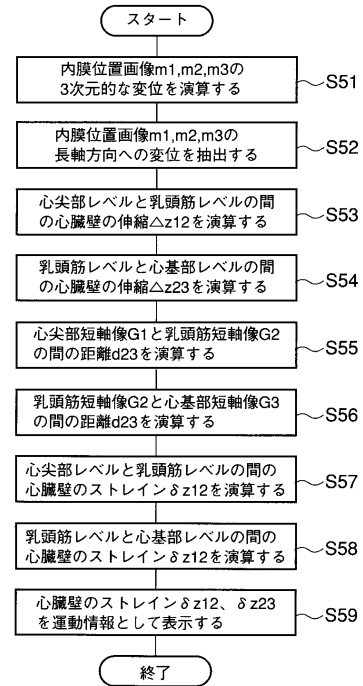
【図 24】

図 24



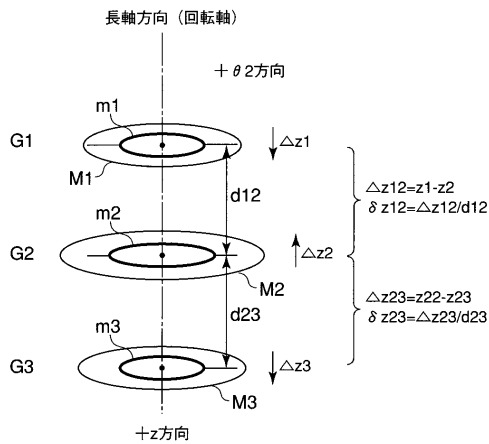
【図 25】

図 25



【図 26】

図 26



フロントページの続き

(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 阿部 康彦

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内

(72)発明者 川岸 哲也

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内

F ターム(参考) 4C601 BB03 DD15 DD19 DE04 EE11 FF08 JC02 JC16 JC25 JC33

KK12 KK19 KK21 KK24 KK25 KK31 LL38

专利名称(译)	超声波诊断装置和超声波图像处理程序		
公开(公告)号	JP2007044499A	公开(公告)日	2007-02-22
申请号	JP2006194794	申请日	2006-07-14
[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		
[标]发明人	阿部康彦 川岸哲也		
发明人	阿部 康彦 川岸 哲也		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/DD19 4C601/DE04 4C601/EE11 4C601/FF08 4C601/JC02 4C601/JC16 4C601/JC25 4C601/JC33 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/KK21 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/LL38		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚		
优先权	2005207687 2005-07-15 JP		
其他公开文献	JP5134787B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：即使在捕获和观察短轴断层图像时也要同时观察缩短信息，即使在捕获和观察长轴断层图像时也要获得增厚信息。提供一种允许同时观察的超声诊断设备和超声图像处理程序。当显示二维断层图像时，TSI图像的体信息用于在与断层图像正交的方向上的运动信息着色并映射到断层图像。例如，通过在短轴断层图像上使用针对心脏组织的每个点的TSI图像的体数据对缩短信息进行颜色映射来生成映射图像。通过显示叠加在原始短轴断层图像上的映射图像，即使在捕获和观察短轴断层图像时也可以同时观察到缩短信息。[选择图]图12

