

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波を送受波する超音波プローブと、
前記超音波プローブを介して被検体を超音波で繰り返しスキャンするスキャン部と、
前記超音波プローブからの出力に基づいて前記被検体内の組織の形態に関する超音波画像のデータを生成する第 1 生成部と、
前記超音波プローブからの出力に基づいて前記組織の運動情報に関する運動情報画像のデータを生成する第 2 生成部と、
前記生成された超音波画像上に前記生成された運動情報画像を重ね合わせてカラー表示する表示部と、
前記カラー表示されている運動情報画像の組織領域の輪郭に対する修正操作を、ユーザからの指示に従って入力する入力部と、
前記修正操作が入力された場合、前記組織領域のカラー表示を消去する、又はカラー表示の透過度を第 1 透過度から前記第 1 透過度よりも高い第 2 透過度に切替える制御部と、
を具備する超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記制御部は、前記修正操作が終了された場合、前記組織領域を再びカラー表示する、又は、前記第 2 透過度から前記第 1 透過度へ切替える、請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記修正操作は、前記ユーザのマウス操作を受けて前記入力部により行なわれる前記輪郭の選択、又は、前記輪郭のドラッグ操作である、請求項 1 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

被検体内の組織に関する超音波画像のデータと前記組織の運動情報に関する運動情報画像のデータとを記憶する記憶部と、
前記超音波画像上に前記運動情報画像を重ね合わせてカラー表示する表示部と、
前記カラー表示されている運動情報画像上の組織領域の輪郭に対する修正操作を、ユーザからの指示に従って入力する入力部と、
前記修正操作が入力された場合、前記組織領域のカラー表示を消去する、又はカラー表示の透過度を第 1 透過度から前記第 1 透過度よりも高い第 2 透過度に切替える制御部と、
を具備する画像処理装置。

30

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、被検体内の生体組織の運動解析を実行する超音波診断装置及び画像処理装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

臨床の場において、被検体内の生体組織の運動情報を評価するために、超音波診断装置により生体組織の運動解析が行なわれている。例えば、心臓の運動情報の評価法として、画像中の局所部位に関する変位や歪みといった壁運動情報（以下、壁運動パラメータと呼ぶことにする）を計算する壁運動解析が臨床応用されている。壁運動解析では、壁運動パラメータの 2 次元又は 3 次元分布に関する壁運動解析画像（パラメトリックイメージ）が生成・表示され、診断に供されている。壁運動解析画像は、心筋領域と心筋領域の輪郭とを含んでいる。壁運動解析画像は、典型的には、超音波画像上に重ね合わせて、壁運動パラメータに応じたカラーで表示される。

40

【0003】

超音波診断装置は、ユーザによる壁運動解析画像上の心筋輪郭のマニュアル修正機能を提供している。壁運動解析画像上の心筋輪郭を修正する場合、ユーザは、超音波画像上の心筋輪郭を参照している。しかし上述のように超音波画像の前面に壁運動解析画像が重なっているため、超音波画像の視認性が悪い。そのため、心筋輪郭の修正に関するユーザの

50

負担が大きく、ひいては壁運動解析を利用した画像診断の診断効率は悪い。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

本発明の目的は、壁運動解析を利用した画像診断の診断効率の向上を実現する超音波診断装置及び画像処理装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0005】

本発明の第1局面に係る超音波診断装置は、超音波を送受波する超音波プローブと、前記超音波プローブを介して被検体を超音波で繰り返しスキャンするスキャン部と、前記超音波プローブからの出力に基づいて前記被検体内の組織の形態に関する超音波画像のデータを生成する第1生成部と、前記超音波プローブからの出力に基づいて前記組織の運動情報に関する運動情報画像のデータを生成する第2生成部と、前記生成された超音波画像上に前記生成された運動情報画像を重ね合わせてカラー表示する表示部と、前記カラー表示されている運動情報画像上の組織領域の輪郭に対する修正操作を、ユーザからの指示に従って入力する入力部と、前記修正操作が入力された場合、前記組織領域のカラー表示を消去する、又はカラー表示の透過度を第1透過度から前記第1透過度よりも高い第2透過度に切替える制御部と、具備する。

10

【0006】

本発明の第2局面に係る画像処理装置は、被検体内の組織に関する超音波画像のデータと前記組織の運動情報に関する運動情報画像のデータとを記憶する記憶部と、前記超音波画像上に前記運動情報画像を重ね合わせてカラー表示する表示部と、前記カラー表示されている運動情報画像上の組織領域の輪郭に対する修正操作を、ユーザからの指示に従って入力する入力部と、前記修正操作が入力された場合、前記組織領域のカラー表示を消去する、又はカラー表示の透過度を第1透過度から前記第1透過度よりも高い第2透過度に切替える制御部と、を具備する。

20

【発明の効果】

【0007】

本発明によれば、壁運動解析を利用した画像診断の診断効率の向上を実現する超音波診断装置及び画像処理装置を提供することが可能となる。

30

【図面の簡単な説明】

【0008】

【図1】本発明の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図。

【図2】図1の表示部により表示される超音波画像（Bモード画像）と壁運動解析画像との重畳表示例を示す図。

【図3】図1の表示部により表示される、修正操作の開始前における超音波画像と壁運動解析画像とを示す図。

【図4】図1の表示部により表示される、修正操作時における超音波画像と壁運動解析画像とを示す図。

【図5】図1の表示部により表示される、修正操作の終了時における超音波画像と壁運動解析画像とを示す図。

40

【発明を実施するための形態】

【0009】

以下、図面を参照しながら本発明の実施形態に係る超音波診断装置及び画像処理装置を説明する。

【0010】

図1は、本実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す図である。図1に示すように、超音波診断装置は、超音波プローブ11、スキャン制御部13、送信部15、受信部17、Bモード処理部19、Bモードボリュームデータ生成部21、壁運動ボリュームデータ生成部23、画像生成部25、表示制御部27、表示部29、入力部31、記憶部33、

50

及びシステム制御部 35 を有する。

【0011】

超音波プローブ 11 は、送信部 15 からの駆動パルスを受け、ビーム状の超音波を被検体に向けて送波する。被検体に向けて送波された超音波は、体内組織の音響インピーダンスの不連続面で次々と反射される。反射された球面波状の超音波は、超音波プローブ 11 に受波される。受波された超音波は、超音波プローブ 11 によりエコー信号（電気信号）に変換される。エコー信号の振幅は、超音波が反射された不連続面を挟んで隣り合う体内組織の音響インピーダンスの差に依存する。

【0012】

スキャン制御部 13 は、送信部 15 と受信部 17 とを制御して、スキャン対象の被検体の組織を超音波ビームで繰り返し 3 次元スキャンする。3 次元スキャンは、少なくとも 1 心拍以上の一定期間内繰り返し行なわれる。このようにスキャン制御部 13 と送信部 15 と受信部 17 とは、スキャン部を構成する。なお本実施形態に係る被検体の組織は、被検体内で周期的に運動する心臓であるとする。

10

【0013】

送信部 15 は、スキャン制御部 13 による制御に従って超音波プローブ 11 に駆動パルスを繰り返し印加し、超音波ビームを繰り返し送波させる。より詳細には、送信部 15 は、図示しないレートパルス発生回路、送信遅延回路、及び駆動パルス発生回路等を有している。レートパルス発生回路は、所定のレート周波数 f_r Hz（周期； $1/f_r$ 秒）で、レートパルスをチャンネル毎に繰り返し発生する。遅延回路は、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束させ且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間を各レートパルスに与える。駆動パルス発生回路は、各遅延されたレートパルスに基づくタイミングで、駆動パルスを発生し超音波プローブ 11 に印加する。駆動パルスの印加を受けた超音波プローブ 11 は、駆動パルスに応じた送波方向に超音波ビームを送波する。

20

【0014】

受信部 17 は、スキャン制御部 13 による制御に従って超音波プローブ 11 からエコー信号を繰り返し受信し、超音波ビーム毎のエコー信号を生成する。より詳細には、受信部 17 は、図示しないアンプ回路、A/D変換器、受信遅延回路、及び加算器等を有している。アンプ回路は、超音波プローブ 11 からのエコー信号を受信し、受信されたエコー信号をチャンネル毎に増幅する。A/D変換器は、増幅されたエコー信号をチャンネル毎にアナログ信号からデジタル信号に変換する。受信遅延回路は、デジタル信号に変換されたエコー信号に対し、チャンネル毎にビーム状に集束させ且つ受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与える。加算器は、遅延時間が与えられた各エコー信号を加算する。この加算処理により、所定の超音波ビームに対応するエコー信号が生成される。生成されたエコー信号は、Bモード処理部 19 に供給される。

30

【0015】

Bモード処理部 19 は、受信部 17 からのエコー信号を包絡線検波し、包絡線検波されたエコー信号を対数圧縮することで、エコー信号の強度を輝度で表現するBモード信号のデータを生成する。生成されたBモード信号のデータは、Bモードボリュームデータ生成部 21 に供給される。

40

【0016】

Bモードボリュームデータ生成部 21 は、Bモード処理部 19 からのBモード信号に基づいて、心臓形態に関するボリュームデータ（以下、Bモードボリュームデータと呼ぶことにする）を生成する。具体的には、Bモードボリュームデータ生成部 21 は、Bモード信号をその空間的な位置情報に従ってメモリ上に3次的に配置し、データ欠落部分のBモード信号のデータを補間する。この配置処理と補間処理とによって、複数のボクセルから構成されるBモードボリュームデータが生成される。各ボクセルは、由来するBモード信号の強度に応じたボクセル値を有する。スキャン制御部 13 により3次元スキャンが繰り返されることにより、Bモードボリュームデータ生成部 21 は、一定期間内の各心時相についてボリュームデータを生成する。生成された時系列のBモードボリュームデータは

50

、記憶部 33 に記憶される。

【0017】

壁運動ポリウムデータ生成部 23 は、B モードポリウムデータを壁運動解析（いわゆる Wall Motion Tracking）し、心臓の壁運動情報（以下、壁運動パラメータと呼ぶことにする）に関するポリウムデータ（以下、壁運動ポリウムデータと呼ぶことにする）を生成する。具体的には、一方の心時相の B モードポリウムデータ上の壁運動解析対象の組織領域に 3 次元的な関心領域を設定する。典型的には、関心領域は心筋領域に設定される。関心領域は、ユーザにより入力部 31 を介して、又は画像処理により自動的に設定される。次に、設定された関心領域内のスペckルパターンをテンプレートとして、他方の心時相の B モードポリウムデータを 3 次元スペckルトラッキング処理し、関心領域のスペckルパターンに最も類似性の高いスペckルパターンを有する対応領域を検出する。そして関心領域と対応領域との間の移動量と移動方向とを算出する。この移動量は、壁運動パラメータの 1 つである。他の壁運動パラメータとしては、速度、加速度、歪み等があり、既知の技術により移動量と移動方向とに基づいて算出される。このようにして関心領域を移動させながら繰り返し壁運動解析を行なうことにより、心筋領域を構成する複数のボクセルについて、任意の壁運動パラメータが算出される。壁運動ポリウムデータ生成部 23 は、算出された壁運動パラメータのデータを、そのボクセルの位置情報に従ってメモリ上に 3 次元的に配置することによって壁運動ポリウムデータを生成する。生成された時系列の壁運動ポリウムデータは、記憶部 33 に供給される。

【0018】

画像生成部 25 は、超音波プローブ 11 からのエコー信号に基づいて心臓形態に関する超音波画像のデータを生成する。具体的には、画像生成部 25 は、B モードポリウムデータを 3 次元画像処理又は 2 次元画像処理して超音波画像のデータを生成する。また画像生成部 25 は、超音波プローブ 11 からのエコー信号に基づいて壁運動パラメータに関する画像（以下、壁運動解析画像と呼ぶことにする）のデータを生成する。具体的には、画像生成部 25 は、壁運動ポリウムデータを 3 次元画像処理又は 2 次元画像処理し、超音波画像と同一の断面又は視点位置に関する壁運動解析画像のデータを生成する。これら超音波画像と壁運動解析画像とは、一定期間内の各時相について生成される。2 次元画像処理としては、MPR（Multi Planar Reconstruction）処理、3 次元画像処理としては、画素値投影処理、ポリウムレンダリング等が採用される。生成された時系列の超音波画像のデータと時系列の壁運動解析画像のデータとは、記憶部 33 に供給される。

【0019】

表示制御部 27 は、超音波画像上に壁運動解析画像を位置整合して重ね合わせて表示部 29 に表示する。典型的には、表示制御部 27 は、時系列の超音波画像と時系列の壁運動解析画像とを時相を揃えて動画表示する。この際表示制御部 27 は、壁運動パラメータの値や時間変化を視覚的に容易に把握するために、壁運動解析画像を各ピクセルに割り当てられた壁運動パラメータに応じたカラーで表示する。また、また壁運動パラメータだけでなく、心筋領域の区分（セグメント）に応じて色分けをして表示してもよい。また、表示制御部 27 は、壁運動解析画像に含まれる心筋領域の輪郭を、入力部 31 を介したマニュアル操作で修正する機能を有する。この修正機能の実行中において表示制御部 27 は、ユーザの輪郭修正を容易にするための、壁運動解析画像の表示モードの切替機能を有している。表示モードの切替機能は、本実施形態に特有の機能であり、詳細については後述する。

【0020】

表示部 29 は、例えば CRT ディスプレイや、液晶ディスプレイ、有機 EL ディスプレイ、プラズマディスプレイ等の表示デバイスである。表示部 29 は、表示制御部 27 からの制御を受けて超音波画像と壁運動解析画像とを表示する。

【0021】

入力部 31 は、ユーザからの各種指令や情報入力を受け付ける。入力部 31 は、マウス等の入力デバイスを備え、表示画面上に表示されるカーソルの座標を検出し、検出した座標をシステム制御部 35 に出力する。具体的には、入力部 31 は、ユーザによるマウス操

10

20

30

40

50

作を受けて、壁運動解析画像上の心筋領域の輪郭の修正操作を入力する。

【 0 0 2 2 】

記憶部 3 3 は、B モードポリウムデータ生成部 2 1 により生成された時系列の B モードポリウムデータ、壁運動ポリウムデータ生成部 2 3 により生成された時系列の壁運動ポリウムデータ、画像生成部 2 5 により生成された時系列の超音波画像、及び画像生成部 2 5 により生成された時系列の壁運動解析画像のデータを記憶する。

【 0 0 2 3 】

システム制御部 3 5 は、超音波診断装置の中核として機能し、超音波診断装置の各部の動作を制御する。例えば、システム制御部 3 5 は、輪郭修正時における壁運動解析画像の表示モードの切替のためのアプリケーションプログラムをメモリ上に展開し、展開された

10

【 0 0 2 4 】

以下、表示制御部 2 7 による表示モードの切替について詳細に説明する。

【 0 0 2 5 】

図 2 は、超音波画像 (B モード画像) I 1 と壁運動解析画像 I 2 との重畳表示例を示す図である。なお以下の説明を具体的に行なうため、超音波画像 I 1 と壁運動解析画像 I 2 とは、MPR 処理により生成された同一断面の 2 次元画像であるとする。この場合の超音波画像は、B モード画像と呼ばれている。なお断面位置と方向とは、ユーザにより入力部 3 1 を介して任意に設定される。

【 0 0 2 6 】

20

ユーザにより壁運動解析の実行ボタンが押されることを契機として、システム制御部 3 1 の制御のもと壁運動解析が行われる。壁運動解析が行われると壁運動解析画像のデータが生成される。そして生成された壁運動解析画像 I 2 は、図 2 に示すように、B モード画像 I 1 上に重ねて表示されている。壁運動解析画像 I 2 は、心筋領域 I 2 1 と心筋領域 I 2 1 の輪郭 I 2 2 とを含んでいる。心筋領域 I 2 1 と心筋輪郭 I 2 2 とは、その位置のピクセルに割当てられた壁運動パラメータに応じたカラーで表示されている。例えば、表示制御部 2 7 は、壁運動パラメータとカラー (色相) とを関連付けたカラーテーブルを利用して、壁運動解析画像 I 2 をカラー表示する。初期的なカラーの透過度 (後述する標準時の表示モードにおける透過度) は、カラーを視認しやすくするため、低め (色が濃い目) に予め設定されている。また、心筋領域 I 2 1 の位置把握を容易にするため、心筋輪郭 I 2 2 は、太線で表示したり、色調や透過度を組織領域 I 2 1 のそれに比して高めたりすることにより強調して表示されている。

30

【 0 0 2 7 】

心筋輪郭 I 2 2 が B モード画像 I 1 上の心筋輪郭に重なるように、B モード画像 I 1 と壁運動解析画像 I 2 とは、画像処理により初期的に位置整合されている。しかし、壁運動解析時において正確に心筋輪郭が検出されるわけではないので、壁運動解析画像 I 2 上の輪郭 I 2 2 と B モード画像 I 1 上の心筋輪郭とは完全に一致することはない。このため、壁運動解析画像 I 2 上の心筋輪郭 I 2 2 をマニュアルで修正する必要がある。

【 0 0 2 8 】

ところで上述のように、重畳表示において壁運動解析画像 I 2 は、最前面に表示されている。そのため従来においては、壁運動解析画像 I 2 の背面に表示されている超音波画像 I 1 上の心筋輪郭を参照するために、マウス (入力部 3 1) のドラッグ操作により心筋輪郭 I 2 2 を大きくずらしたり、カラー表示の透過度を手動で高めに設定し直したりしなければならなかった。

40

【 0 0 2 9 】

本実施形態に係る表示制御部 2 7 は、輪郭修正時における B モード画像の視認性を容易にするために表示モードの切替機能を有している。表示制御部 2 7 は、ユーザにより入力部 3 1 を介して修正操作が開始されたことをトリガとして、切替機能を実行する。すなわち表示制御部 2 7 は、修正操作の開始をトリガとして、標準時の表示モードから輪郭修正時の表示モードへ切替える。標準時の表示モードにおいては、上述のように、壁運動パラ

50

メータ等に応じたカラーで壁運動解析画像をカラー表示する。また、標準時の表示モードにおける透過度として、上述のように、カラーの観察がしやすいような透過度が設定されている。典型的には、標準時の表示モードにおける透過度は、比較的低め（透過性が低い）に設定される。一方、輪郭修正時の表示モードにおいては、カラー表示を消去する。

【0030】

表示モードの切替機能実行のトリガとなる修正操作は、入力部31を介してユーザにより任意に設定可能である。典型的には、修正操作は入力部31の一態様であるマウスにより行なわれる。この場合のトリガとなる修正操作の典型例は、マウスを介して行なわれる、壁運動解析画像上の輪郭のドラッグ操作である。以下この場合を例に挙げて、図3、図4、及び図5を参照しながら、表示モードの切替機能を具体的に説明する。

10

【0031】

図3は、修正操作の開始前におけるBモード画像I1と壁運動解析画像I2とを示す図である。なお、図3（図4と図5も同様）は、1セグメント分のBモード画像I1と壁運動解析画像I2を示している。図3に示すように、修正操作の開始前においては、標準時の表示モードで壁運動解析画像I2が表示されている。すなわち、標準時の表示モードにおける透過度で、心筋領域I21がカラー表示されている。

【0032】

図3に示すように、修正操作前においては、壁運動解析画像I2上の心筋輪郭I22とBモード画像I1上の心筋輪郭I12とは、完全には位置整合していない。そこでユーザは、マウスカーソルMCを心筋輪郭I22の修正箇所まで移動させるために、マウスを操作する。修正箇所までマウスカーソルMCが移動されると、ユーザは、修正箇所を指定するために、例えば、マウスの左ボタン等をクリックする。そしてユーザは、心筋輪郭I22を所望の位置に移動させるために、マウスのドラッグ操作を開始する。

20

【0033】

ユーザによりドラッグ操作がなされたことをトリガとして表示制御部27は、標準時の表示モードから輪郭修正時の表示モードへ自動的に切替える。図4は、修正操作時におけるBモード画像I1と壁運動解析画像I2とを示す図である。図4に示すように、ドラッグ操作がなされると表示制御部27は、心筋領域I21のカラー表示を消去する。これにより、心筋領域I21の陰に隠れていたBモード画像I1上の部分領域が視覚的に最前面に表示される。なお壁運動解析画像I2上の心筋輪郭I22の表示態様は、ドラッグ前と後とで変更されず、Bモード画像I1に優先して最前面に表示される。従ってユーザは、輪郭修正時において、従来のようにBモード画像I1上の心筋輪郭I12を確認するためのために壁運動解析画像I2上の心筋輪郭I22をずらすことなく、心筋輪郭I12の位置や形状を確認できる。従って、心筋輪郭I22の修正箇所を所望の位置へ直接的に移動させることができる。これにより、輪郭修正操作の操作性や容易性が向上する。

30

【0034】

ユーザによる輪郭の修正操作が終了されたことをトリガとして、表示制御部27は、輪郭修正時の表示モードから標準時の表示モードへ自動的に切替える。図5は、修正操作終了時におけるBモード画像I1と壁運動解析画像I2とを示す図である。図5に示すように、ドラッグ操作が終了されることをトリガとして表示制御部27は、壁運動解析画像I2上の心筋領域I21のカラー表示を再開する。これによりユーザは、修正後の心筋輪郭位置を反映させて心筋の壁運動を再評価することができる。

40

【0035】

なお、上記の説明においては輪郭修正時の表示モードにおいては、カラー表示を消去するとした。しかしながら本実施形態は、これに限定する必要はない。例えば、輪郭修正時の表示モードにおいては、カラー表示の透過度を標準時の表示モードにおけるカラー表示の透過度に比して高める（透過性が高い）としてもよい。

【0036】

なお本実施形態は、ワークステーション等の画像処理装置に適用してもよい。この場合、画像処理装置40は、図1に示すように、画像生成部25、表示制御部27、表示部2

50

9、入力部 3 1、記憶部 3 3、及びシステム制御部 3 5を備える。

【0037】

かくして本実施形態に係る超音波診断装置及び画像処理装置は、壁運動解析を利用した画像診断の診断効率の向上を実現する。

【0038】

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。

【0039】

(変形例)

上記の実施形態においては、Bモードボリュームデータ生成後に超音波画像のデータ、壁運動ボリュームデータ生成後に壁運動解析画像のデータを生成するとした。これは3次元スペckルトラッキングを利用した実施形態である。しかしながら本実施形態は、これに限定する必要はない。例えば、Bモード処理部19からのBモード信号に基づいて直接的に超音波画像のデータを生成し、生成された超音波画像のデータに基づいて壁運動解析画像のデータを生成するとしてもよい。これはいわゆる2次元スペckルトラッキングを利用した実施形態である。

10

【0040】

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。

20

【産業上の利用可能性】

【0041】

以上本発明によれば、壁運動解析を利用した画像診断の診断効率の向上を実現する超音波診断装置及び画像処理装置の提供を実現することができる。

【符号の説明】

【0042】

11...超音波プローブ、13...スキャン制御部、15...送信部、17...受信部、19...Bモード処理部、21...Bモードボリュームデータ生成部、23...壁運動ボリュームデータ生成部、25...画像生成部、27...表示制御部、29...表示部、31...入力部、33...記憶部、35...システム制御部

30

フロンツページノ続キ

- (74)代理人 100088683
弁理士 中村 誠
- (74)代理人 100109830
弁理士 福原 淑弘
- (74)代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
- (74)代理人 100095441
弁理士 白根 俊郎
- (74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100119976
弁理士 幸長 保次郎
- (74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100100952
弁理士 風間 鉄也
- (74)代理人 100101812
弁理士 勝村 紘
- (74)代理人 100070437
弁理士 河井 将次
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100134290
弁理士 竹内 将訓
- (74)代理人 100127144
弁理士 市原 卓三
- (74)代理人 100141933
弁理士 山下 元
- (72)発明者 佐々木 揚
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内
- (72)発明者 中内 章一
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内
- (72)発明者 小役丸 貴士
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内
- (72)発明者 大嶋 康典
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内
- (72)発明者 藤本 奈美
栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝医用システムエンジニアリング株式会社内
- F ターム(参考) 4C601 DD15 DD27 EE11 JC09 JC20 KK02 KK24 KK31

专利名称(译)	超声波诊断装置和图像处理装置		
公开(公告)号	JP2011036282A	公开(公告)日	2011-02-24
申请号	JP2009183704	申请日	2009-08-06
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社 东芝医疗系统工		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司 东芝医疗系统工程有限公司		
[标]发明人	佐々木 揚 中内 章一 小役丸 貴士 大嶋 康典 藤本 奈美		
发明人	佐々木 揚 中内 章一 小役丸 貴士 大嶋 康典 藤本 奈美		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD15 4C601/DD27 4C601/EE11 4C601/JC09 4C601/JC20 4C601/KK02 4C601/KK24 4C601/KK31		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚 河野直树 冈田 隆 山下 元		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声诊断设备和图像处理设备，其实现利用壁运动分析的图像诊断的诊断效率的提高。图像生成部25基于来自超声波探头11的回波信号，生成与被检体的心脏形态有关的超声波图像数据。此外，图像生成单元25基于来自超声探头11的回波信号，生成关于心脏的壁运动参数的运动信息分析图像的数据。显示单元29将运动信息分析图像叠加在超声图像上并以彩色显示。输入单元31根据来自用户的指令在以彩色显示的运动信息分析图像上输入针对心肌轮廓的校正操作。当输入校正操作时，显示控制单元27擦除心肌区域的彩色显示或者将彩色显示的透明度从第一透明度切换到高于第一透明度的第二透明度。[选型图]图1

