

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5459832号
(P5459832)

(45) 発行日 平成26年4月2日(2014.4.2)

(24) 登録日 平成26年1月24日(2014.1.24)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/08

請求項の数 7 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2009-132799 (P2009-132799)	(73) 特許権者	594164542
(22) 出願日	平成21年6月2日(2009.6.2)		東芝メディカルシステムズ株式会社
(65) 公開番号	特開2010-279408 (P2010-279408A)		栃木県大田原市下石上1385番地
(43) 公開日	平成22年12月16日(2010.12.16)	(73) 特許権者	000156938
審査請求日	平成24年5月30日(2012.5.30)		関西電力株式会社
			大阪府大阪市北区中之島三丁目6番16号
		(74) 代理人	100108855
			弁理士 蔵田 昌俊
		(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	100109830
			弁理士 福原 淑弘

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】

造影剤を注入された被検体の内部を超音波で繰り返しスキャンすることにより超音波画像を次々と発生する超音波診断装置において、

前記超音波画像を表示する表示部と、

前記スキャンと並行して、前記超音波画像の心腔部分の輝度値と心筋部分の輝度値とを比較する比較部と、

前記心腔部分の輝度値が前記心筋部分の輝度値に対して高値から低値に転換した時に特定のメッセージを前記表示部に表示させるためのデータを発生するメッセージデータ発生部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】

前記比較部は、前記超音波画像の心腔部分ROIの輝度平均値と心筋部分ROIの輝度平均値とを比較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】

前記心腔部分ROIと前記心筋部分ROIそれぞれの位置と大きさを、複数のROIパターンから選択した特定のROIパターンに従って設定するROI設定部をさらに備えることを特徴とする請求項2記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記ROI設定部は、前記複数のROIパターンにそれぞれ対応する複数のサンプル超音波画像と、前記超音波画像との相関に基づいて前記特定のROIパターンを選択するこ

10

20

とを特徴とする請求項 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記 R O I 設定部は、前記心腔部分 R O I と前記心筋部分 R O I それぞれの位置と大きさとを心拍位相に応じて変更することを特徴とする請求項 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記メッセージデータ発生部は、スペックルトラッキングに適した画像が収集されていることを表すメッセージデータを発生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 7】

前記超音波画像の保存するための画像メモリと、

10

前記心腔部分の輝度値が前記心筋部分の輝度値に対して高値から低値に転換した時に、前記超音波画像の保存を前記画像メモリに開始させるための制御信号を発生する制御部とさらに備えることを特徴とする請求項 1 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、心筋スペックルトラッキング機能を有する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

心臓の壁運動の定量的評価のニーズは高く、近年、パターンマッチング技術を応用した心筋運動トラッキング(Wall Motion Tracking)が製品化され、臨床で使用されている。しかしながら、この技術は、超音波画像の画質に依存する。一方で、造影剤を使用すると心臓の画質が改善されことから、トラッキング処理との併用が考えられる。

20

【0003】

しかし、造影剤によるスペックルパターンノイズの影響で、心腔と心筋との境界部分のトラッキング精度が低下してしまう。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2007 - 143606 号公報

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明の目的は、造影剤によるスペックルパターンノイズの影響による心腔と心筋との境界部分のトラッキング精度の低下を改善することにある。

【課題を解決するための手段】

【0006】

本発明のある局面は、造影剤注入された被検体の内部を超音波で繰り返しスキャンすることにより超音波画像を次々と発生する超音波診断装置において、前記超音波画像を表示する表示部と、前記スキャンと並行して、前記超音波画像の心腔部分の輝度値と心筋部分の輝度値とを比較する比較部と、前記心腔部分の輝度値が前記心筋部分の輝度値に対して高値から低値に転換した時に特定のメッセージを前記表示部に表示させるためのデータを発生するメッセージデータ発生部とを具備する。

40

【発明の効果】

【0007】

本発明によれば、造影剤によるスペックルパターンノイズの影響による心腔と心筋との境界部分のトラッキング精度の低下を改善することができる。

【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である。

50

【図 2】本実施形態による処理手順を示す流れ図である。

【図 3】図 2 の造影剤注入前の画像例を示す図である。

【図 4】図 2 のステップ S 1 2 により設定された心腔 R O I と心筋 R O I の例を示す図である。

【図 5】図 2 のステップ S 1 5、S 1 7、S 2 0 を補足するための心腔 R O I と心筋 R O I の輝度平均値の時間変化を示す図である。

【図 6】図 1 の心筋トラッキング処理部による造影剤不使用のもとでのトラッキング結果を示す図である。

【図 7】図 1 の心筋トラッキング処理部による造影剤使用のもとでのトラッキング結果を示す図である。

10

【発明を実施するための形態】

【0009】

以下、図面を参照して、本発明による超音波診断装置を好ましい実施形態により説明する。図 1 に本実施形態に係る超音波診断装置の構成をブロック図で示している。多チャンネル型の超音波プローブ 1 2 は、一列に配列された複数の振動子を有する。振動子は、圧電素子と、圧電素子の表面に形成された個別電極と、圧電素子の裏面に形成された共通電極とからなる。1つのチャンネルは1つ又は近隣の複数の振動子から構成される。この超音波プローブ 1 2 にはコンソールケースに収容された装置本体 1 1 が接続される。

【0010】

装置本体 1 1 は、超音波プローブ 1 2 に接続された送信ユニット 2 1 と受信ユニット 2 2 とを有する。送信ユニット 2 1 は、振動子に個々に接続されたパルス 2 1 C が設けられている。このパルス 2 1 C は、パルス発生器 2 1 A から一定の周期（パルス繰り返し周波数 P R F の逆数）で発生され、そして送信遅延回路 2 1 B で遅延されたパルス信号をトリガとして、個別に対応されている振動子に駆動信号（高周波の電圧信号）を印加する。

20

【0011】

振動子の駆動信号による機械的な振動により発生した超音波は、被検体内部を伝播し、その途中にある音響インピーダンスの不連続面で反射し、エコーとして超音波プローブ 1 2 に返ってくる。このエコーは、超音波プローブ 1 2 の圧電素子を機械的に振動する。これにより発生した微弱な電気信号は、受信ユニット 2 2 のプリアンプ 2 2 A で増幅され、そして受信遅延回路 2 2 B で遅延され、加算器 2 2 C で加算される（整相加算処理）。これによりエコー信号に指向性が与えられる。加算されたエコー信号を、以下、受信信号と称する。

30

【0012】

B モード処理ユニット 2 3 は、検波回路と、対数増幅器と、アナログデジタルコンバータとから構成される。検波回路は、生体内の音響インピーダンスの境界で反射した超音波（受信信号）を検波して、その包絡線を出力する。この出力信号を対数増幅器で対数増幅して、さらにアナログデジタルコンバータでデジタル信号に変換してから、超音波画像データとして出力する。

【0013】

B モード処理ユニット 2 3 の出力は、データ / 制御バス 3 0 に接続される。データ / 制御バス 3 0 には、デジタルスキャンコンバータ（D S C）2 4 が接続される。デジタルスキャンコンバータ 2 4 は、超音波走査方式の超音波画像にポインターや R O I マークなどのグラフィックスを超音波画像に重ねて（super impose）、モニタ 1 4 に応じたビデオ走査方式に並び替えて出力する。

40

【0014】

データ / 制御バス 3 0 には、制御部 3 1、画像メモリ 3 2、R O I パターン記憶部 3 3、R O I 設定部 3 4、輝度平均値計算部 3 5、輝度平均値比較部 3 6、心筋トラッキング処理部 3 7、操作部 3 8、メッセージデータ発生部 3 9 が接続される。画像メモリ 3 2 は、制御部 3 1 からの画像データを保存するための制御信号に従って、B モード処理ユニット 2 3 から出力される超音波画像データを記憶し、保存する。画像メモリ 3 2 は、制御部

50

31から当該制御信号を受けていないときは、超音波画像データを記憶しない、又は上書きをして保存しない。

【0015】

ROIパターン記憶部33には、複数のROIパターンのデータと、複数のサンプル超音波画像のデータとが予め記憶保持されている。ROIパターンのデータは、心臓長軸超音波画像上で心腔領域と心筋領域とにそれぞれ対応する2つの典型的には円形のROIの大きさと位置とを定義する。複数のROIパターンには、複数のサンプル超音波画像がそれぞれ関連付けられている。ROIパターンで定義された2つのROIは、各ROIパターンに関連付けられたサンプル超音波画像上での心腔領域と心筋領域とに対してそれぞれ適正な大きさと位置に設定されている

10

ROI設定部34は、被検体を対象として実際に収集したライブの超音波画像に対して、ROIパターン記憶部33に記憶された複数のROIパターンから選択した特定のROIパターンにより、心腔ROIと心筋ROIとを設定する。ライブの超音波画像に対して最も近似したサンプル超音波画像が選択され、当該選択されたサンプル超音波画像に関連付けられているROIパターンが特定のROIパターンとして選択される。典型的には、ライブの超音波画像とサンプル超音波画像とがサブトラクトされ、その二乗和が最小のサンプル超音波画像が選択される。

【0016】

輝度平均値計算部35は、ライブの超音波画像を対象として、設定された心腔ROI内の画素の輝度平均値と、設定された心筋ROI内の画素の輝度平均値とを計算する。輝度平均値比較部36は、計算された心腔ROIの輝度平均値と、計算された心筋ROIの輝度平均値とを比較する。

20

【0017】

制御部31は、心腔ROIの輝度平均値と心筋ROIの輝度平均値との比較結果に従って、メッセージデータ発生部39を制御して予め設定されたメッセージデータを発生させ、また画像メモリ32を制御してライブの超音波画像データを保存させる。メッセージデータは、例えばスペckルトラッキングに適した画像が収集されていることを表す文章又マークのグラフィックデータである。メッセージは、典型的には、「スペckルトラッキングに適した画像が収集されています」との文章として提供される。このメッセージは、デジタルスキャンコンバータ24でライブの超音波画像に重ねてモニタ14に表示される。

30

【0018】

実際には、造影剤注入後には、心腔ROIの輝度平均値が上昇し、心筋ROIの輝度平均値より高値になり、その後、時間経過と共に心腔から造影剤が流出するに伴って心腔ROIの輝度平均値が心筋ROIの輝度平均値より低値に転換する。この転換時点で、メッセージが表示され、また画像メモリ32にライブの超音波画像データの保存が開始される。

【0019】

また、制御部31は、心腔ROIの輝度平均値を予め設定された閾値に比較し、心腔ROIの輝度平均値が閾値より低下したときに、メッセージデータ発生部39を制御してメッセージデータの発生、およびライブの超音波画像データの保存を終了させる。さらに、制御部31は、同時点で超音波送信ユニット21及び超音波受信ユニット21を制御して超音波スキャンングを終了させる。

40

【0020】

なお、操作部38は、画像メモリ32へのライブの超音波画像データの保存開始と保存終了とを手動で指示するための操作ボタンが実体ボタン又はアイコンボタンで設けられている。画像メモリ32へのライブの超音波画像データの保存開始と保存終了とを手動で指示するか、上述の通り制御部31により自動で制御するかは、操作者による事前の任意選択である。

【0021】

図2には、本実施形態の処理手順を示している。まず、超音波送受信ユニット21、2

50

2により超音波プローブ12を介して被検体の心臓領域を対象にその長軸断面をスキャン面として超音波スキニングが開始される(S11)。超音波スキニングは、後述するステップS21まで継続的に繰り返される。超音波スキニングと並行して、Bモード処理ユニット23により受診信号に基づいて超音波画像のデータが即時的に生成され、デジタルスキャンコンバータ24を経由してモニタ14に濃淡像として表示される。またBモード処理ユニット23で生成された超音波画像のデータは画像メモリ32にも供給されるが、後述の保存開始の制御信号を制御部31から受けるまでは上書きされ、保存されない。

【0022】

制御部31の制御のもとで、予め設定された特定の心拍位相に対応する超音波画像のデータが画像メモリ32からROI設定部34に読み出される。ROI設定部34において、超音波画像が、ROIパターン記憶部33に記憶された複数のサンプル超音波画像各々に対してサブトラクトされ、その二乗和が計算される。計算された二乗和が最小を示すサンプル超音波画像が選択され、選択されたサンプル超音波画像に関連付けられているROIパターンのデータがROIパターン記憶部33からROI設定部34に読み出される。それにより心腔ROIと心筋ROIとが設定される(S12)。ROIパターンのデータは輝度平均値計算部35に供給される。

10

【0023】

その後、造影剤注入器13から適時に造影剤が被検体に投与される。それにより造影剤注入器13から制御部31に造影剤投与を開始したことを表す信号が出力される(S13)。この信号をトリガとして、制御部31の制御のもと、超音波スキニングにより次々と生成される超音波画像のデータが画像メモリ32を経由して輝度平均値計算部35に次々と読み出される。輝度平均値計算部35では、ライブの超音波画像を対象として、図4に例示するROIパターンに従った心腔ROI内の画素の輝度平均値AVvと心筋ROI内の画素の輝度平均値AVmとが繰り返し計算される(S14)。

20

【0024】

図3には心腔ROI内の画素の輝度平均値AVvと心筋ROI内の画素の輝度平均値AVmの時間変化を示している。図3において、時刻t0は造影剤が投与された時刻である。造影剤が心腔に流入する前の期間では、心腔ROI内の画素の輝度平均値AVvは、心筋ROI内の画素の輝度平均値AVmよりも低値を示す。

30

【0025】

輝度平均値計算部35で計算された心腔ROIの輝度平均値AVvと心筋ROIの輝度平均値AVmとは、輝度平均値比較部36で比較される。一次的には、心腔ROIの輝度平均値AVvが、心筋ROIの輝度平均値AVmより高値であるか否かが輝度平均値比較部36で判定される(S15)。心腔ROIの輝度平均値AVvが、心筋ROIの輝度平均値AVmより高値に転換することは、造影剤が心腔に流入したことを表している。その時刻はt1である。そのまま継続して、輝度平均値計算部35で心腔ROI内の画素の輝度平均値AVvと心筋ROI内の画素の輝度平均値AVmとが繰り返し計算される(S16)。

【0026】

40

輝度平均値計算部35で計算された心腔ROIの輝度平均値AVvと心筋ROIの輝度平均値AVmとは、輝度平均値比較部36で比較される。二次的には、心腔ROIの輝度平均値AVvが、心筋ROIの輝度平均値AVmより低値であるか否かが輝度平均値比較部36で判定される(S17)。心腔ROIの輝度平均値AVvが、心筋ROIの輝度平均値AVmより高値から低値に転換することは、造影剤が心腔から徐々に流出することにより心腔内の造影剤濃度が、心腔に対する心筋の境界面を識別する処理を含むスペckルトラッキング処理において適正濃度で安定することを表している。その時刻はt2である。

【0027】

心腔ROIの輝度平均値AVvが、心筋ROIの輝度平均値AVmより高値から低値に転換した時刻t2において、制御部31の制御のもとでメッセージデータ発生部39からメ

50

ッセージデータが発生される。メッセージデータは、デジタルスキャンコンバータ 2 4 でライブの超音波画像に重ねられ、図 5 に例示するようにモニタ 1 4 に表示される (S 1 8)。モニタ 1 8 の画面上ではライブの超音波画像に、例えば「スペックルトラッキングに適した画像が収集されています」とのメッセージが重ねて表示される (S 1 8)。それとともに、制御部 3 1 の制御のもとで画像メモリ 3 2 にライブの超音波画像データの保存が開始される (S 1 9)。ライブの超音波画像データの保存は、 S 2 1 で終了判定されるまで、継続される。

【 0 0 2 8 】

なお、ライブの超音波画像データの保存は、メッセージを見た操作者が操作部 3 8 を操作してライブの超音波画像データの保存開始を指示することにより、開始するようにしても良い。

10

【 0 0 2 9 】

次に、輝度平均値計算部 3 5 で計算された心腔 R O I の輝度平均値 A V v が、予め設定された閾値に対して輝度平均値比較部 3 6 で比較される (S 2 0)。心腔 R O I の輝度平均値 A V v が、閾値より低値に転換することは、心腔内での造影効果が、スペックルトラッキング処理に対して不適になったことを表している。その時刻は t 3 である。

【 0 0 3 0 】

心腔 R O I の輝度平均値 A V v が、閾値より低値に転換した時刻 t 3 において、制御部 3 1 の制御のもとで、モニタ 1 4 の画面上から当該メッセージの表示が消え、超音波スキャンが終了され、それとともに画像メモリ 3 2 へのライブの超音波画像データの保存が終了される (S 2 1)

20

なお、ライブの超音波画像データの保存は、メッセージの消灯を見た操作者が操作部 3 8 を操作してライブの超音波画像データの保存終了を指示することにより、終了するようにしても良い。

【 0 0 3 1 】

このように心腔 R O I の輝度平均値 A V v が、心筋 R O I の輝度平均値 A V m より高値から低値に転換した時刻 t 2 から、心腔 R O I の輝度平均値 A V v が閾値より低値に転換する時 t 3 までの期間の超音波画像データが保存される。この期間の複数の超音波画像のデータを用いて、心筋トラッキング処理部 3 7 で心筋トラッキング処理が実行される。心筋トラッキング処理結果に基づく結果表示例を図 6、図 7 に示している。複数の超音波画像各々から心筋領域がトラッキングにより抽出される。抽出された心筋領域が複数のセグメントに分割され、各セグメントごとに基準画像上の心筋セグメントに対する心腔中心からの半径伸縮率が計算され、伸縮率に応じた色相でセグメントマークが超音波画像上に重ねて表示される。また各セグメントの半径伸縮率の時間変化がグラフとして表示される。

30

【 0 0 3 2 】

本実施形態によると、造影剤によるスペックルパターンノイズの影響による心腔と心筋との境界部分のトラッキング精度の低下を改善して、好適な画質の超音波画像を用いてスペックルトラッキング処理を実施し高精度のスペックルトラッキング処理結果を算出することができる。

【 0 0 3 3 】

40

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。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】

【 0 0 3 4 】

本発明は、造影剤によるスペックルパターンノイズの影響による心腔と心筋との境界部分のトラッキング精度の低下を改善することに利用可能性がある。

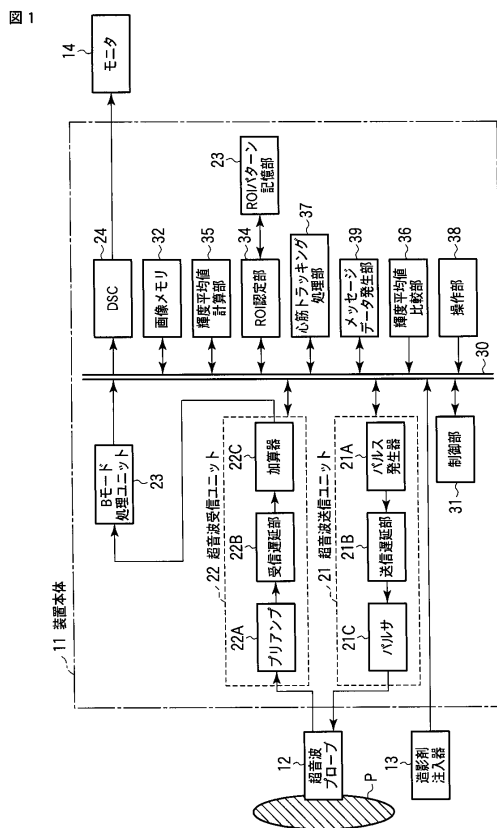
【符号の説明】

50

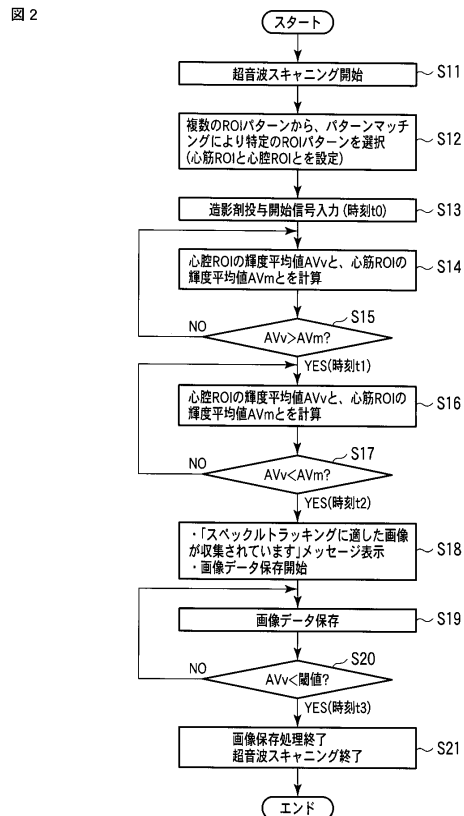
【 0 0 3 5 】

1 1 ... 装置本体、1 2 ... 超音波プローブ、1 3 ... 造影剤注入器、1 4 ... モニタ、2 2 ... 超音波送受信ユニット、2 3 ... Bモード処理ユニット、2 4 ... デジタルスキャンコンバータ、3 0 ... データ/制御バス、3 1 ... 制御部、3 2 ... 画像メモリ、3 3 ... ROIパターン記憶部、3 4 ... ROI設定部、3 5 ... 輝度平均値計算部、3 6 ... 輝度平均値比較部、3 7 ... 心筋トラッキング処理部。

【 図 1 】

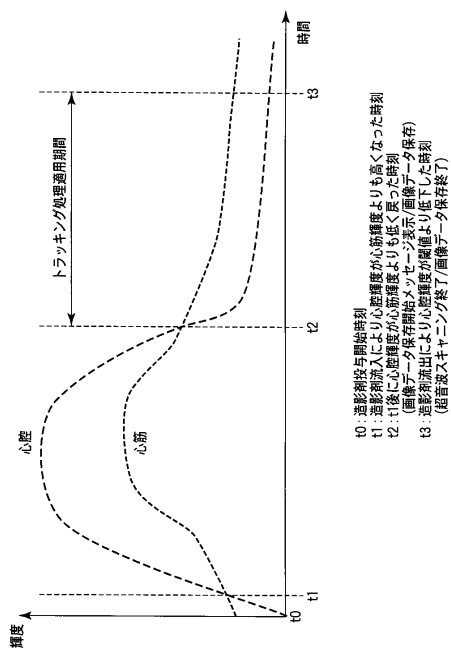


【 図 2 】



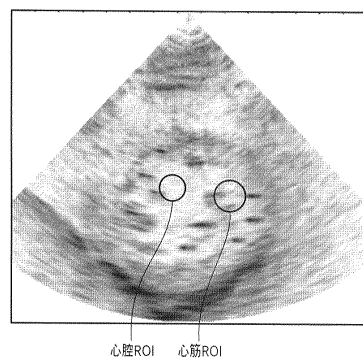
【図 3】

図 3



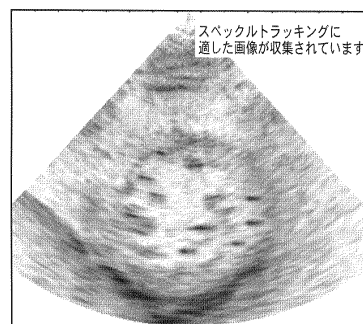
【図 4】

図 4



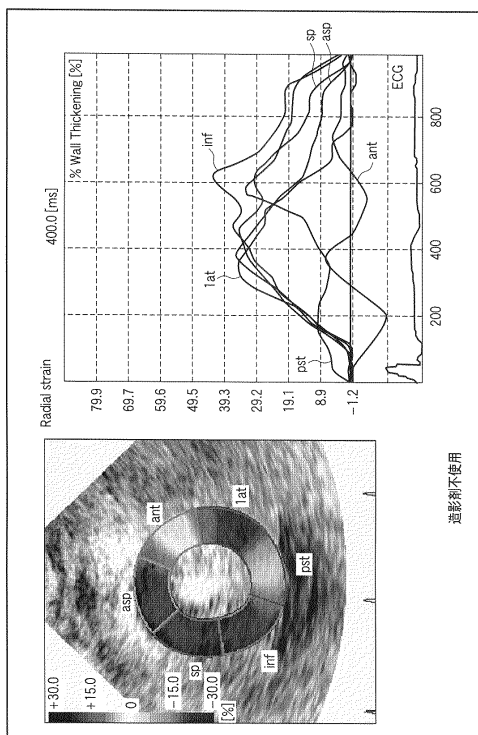
【図 5】

図 5



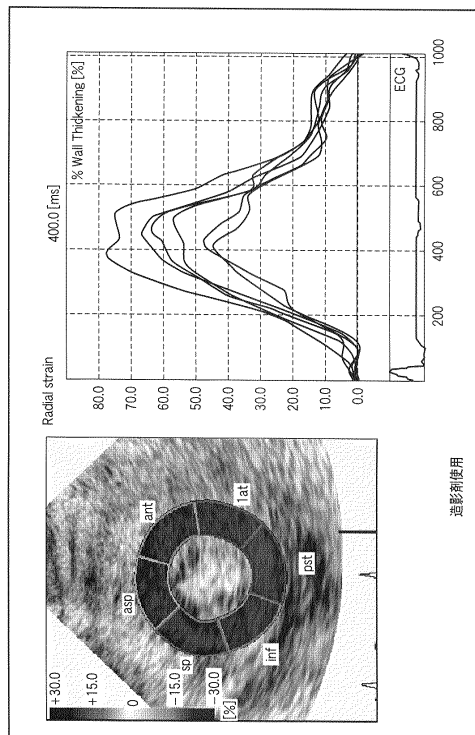
【図 6】

図 6



【図 7】

図 7



フロントページの続き

- (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 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
- (72)発明者 石井 克尚
大阪府大阪市北区中之島三丁目 6 番 1 6 号 関西電力株式会社内

審査官 宮澤 浩

- (56)参考文献 特開平 0 4 - 2 8 2 1 4 4 (J P , A)
特開平 0 8 - 1 8 2 6 8 0 (J P , A)
特開 2 0 0 0 - 2 1 0 2 8 9 (J P , A)
特開 2 0 0 2 - 0 2 8 1 6 0 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 1 2 1 8 3 5 (J P , A)
特開 2 0 0 4 - 1 5 4 4 7 5 (J P , A)
特開 2 0 0 5 - 1 1 8 6 0 0 (J P , A)
特開 2 0 0 7 - 0 4 4 4 9 9 (J P , A)
特開 2 0 0 9 - 0 2 8 1 9 4 (J P , A)

特表平10-504479(JP,A)

特表平11-504242(JP,A)

特表2004-506497(JP,A)

特表2007-518512(JP,A)

国際公開第2008/044441(WO,A1)

(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	JP5459832B2	公开(公告)日	2014-04-02
申请号	JP2009132799	申请日	2009-06-02
[标]申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统有限公司 关西电力株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统有限公司 关西电力株式会社		
[标]发明人	川岸 哲也 石井 克尚		
发明人	川岸 哲也 石井 克尚		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/0883 A61B8/481 G01S7/52071 G01S7/52073		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD15 4C601/DE06 4C601/EE09 4C601/FF08 4C601/JC04 4C601/JC16 4C601/JC23 4C601/JC37		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚 河野直树 冈田 隆 山下 元		
审查员(译)	宫泽 浩		
其他公开文献	JP2010279408A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：由于造影剂引起的散斑图案噪声，改善心室和心肌之间的边界部分的跟踪精度的恶化。一种超声波诊断装置，用于通过用超声波反复扫描注入有造影剂的对象内部来连续产生超声波图像，包括用于显示超声波图像的显示单元，用于执行扫描和平行移动的显示单元比较单元36，用于当心室部分的亮度值相对于心肌部分的亮度值从高值变为低值时，将超声图像的心室部分的亮度值与心肌部分的亮度值进行比较消息数据生成部分39，用于生成用于在显示部分上显示特定消息的数据。点域1

