

(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2014-27994

(P2014-27994A)

(43) 公開日 平成26年2月13日(2014.2.13)

(51) Int.Cl.
A61B 8/06 (2006.01)F I
A61B 8/06テーマコード (参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 7 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2012-169510 (P2012-169510)
(22) 出願日 平成24年7月31日 (2012.7.31)(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
(71) 出願人 594164531
東芝医用システムエンジニアリング株式会
社
栃木県大田原市下石上1385番地
(74) 代理人 100108855
弁理士 蔵田 昌俊
(74) 代理人 100159651
弁理士 高倉 成男

最終頁に続く

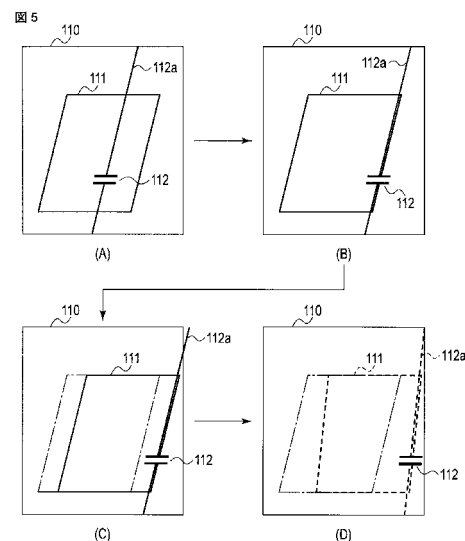
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】斜め走査における操作性を改善する。

【解決手段】超音波診断装置は、走査手段、断層像データ生成手段、スペクトラム像データ生成手段、表示制御手段、移動手段、角度変更手段を備える。走査手段は断層面を第1、第2の超音波ビームで走査する。各データ生成手段は各走査で得られる受信信号に基づき断層像データ、スペクトラム像データを生成する。表示制御手段は各データに対応する断層像及びドプラスペクトラム像を含み、断層像上にレンジゲートマーカを配置した画面を表示部に表示させる。移動手段は上記マーカを移動させることでレンジゲート位置を移動させる。角度変更手段はレンジゲート位置が第2の超音波ビームの走査可能領域外に移動したとき当該位置が当該走査可能領域内に含まれるように、プローブ面の法線方向に対する同ビームの傾斜角度を変更する。

【選択図】 図5



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体の断層面を、超音波プローブにより第 1 の超音波ビームにて走査するとともに、当該断層面に設定されたレンジゲート位置を通り、かつ当該超音波プローブのプローブ面の法線方向に対し所定の傾斜角度で傾いた第 2 の超音波ビームにて走査する走査手段と、

前記第 1 の超音波ビームによる走査で得られる受信信号に基づき前記断層面を表す断層像データを生成する断層像データ生成手段と、

前記第 2 の超音波ビームによる走査で得られる受信信号に基づき前記レンジゲート位置におけるドプラ偏移周波数のスペクトラムを表すスペクトラム像データを生成するスペクトラム像データ生成手段と、

前記断層像データに対応する断層像及び前記スペクトラム像データに対応するドプラスペクトラム像を含み、前記断層像上に前記レンジゲート位置を示すレンジゲートマーカを配置した画面を表示部に表示させる表示制御手段と、

前記表示部に表示された前記レンジゲートマーカを前記断層像上で移動させることで、前記レンジゲート位置を移動させる移動手段と、

前記移動手段により前記レンジゲート位置が前記第 2 の超音波ビームによる走査可能領域外に移動されたとき、当該レンジゲート位置が前記第 2 の超音波ビームによる走査可能領域内に含まれるように前記第 2 の超音波ビームの傾斜角度を変更する角度変更手段と、

を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記走査手段は、前記プローブ面の法線方向に対し前記傾斜角度で傾いた第 3 の超音波ビームにて前記断層面をさらに走査し、

前記第 3 の超音波ビームによる走査で得られる受信信号に基づき前記断層面における流体の運動情報を表すドプラ像データを生成するドプラ像データ生成手段をさらに備え、

前記表示制御手段は、前記断層像上に前記ドプラ像データに対応するカラードプラ像をさらに重畳した前記画面を前記表示部に表示させる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】

前記ドプラ像データ生成手段は、前記断層面に設定された関心領域について前記ドプラ像データを生成し、

前記表示制御手段は、前記画面に含まれる前記断層像上に前記関心領域を示すロイマーカを配置し、このロイマーカ内に前記ドプラ像データに対応するカラードプラ像を配置することを特徴とする請求項 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記表示制御手段は、前記ロイマーカ内に所在する前記レンジゲートマーカが前記移動手段により前記ロイマーカの外へ移動されようとしたとき、前記ロイマーカが前記第 3 の超音波ビームの走査可能領域内に所在する限りは前記レンジゲートマーカの移動に合わせて前記ロイマーカをそのままの形状で移動させることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記表示制御手段は、前記角度変更手段により前記傾斜角度が変更されたとき、変更後の前記傾斜角度に合わせて前記ロイマーカの形状を変形することを特徴とする請求項 3 又は 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記表示制御手段は、前記角度変更手段により前記傾斜角度が変更されたとき、前記ロイマーカ又は前記レンジゲートマーカの表示態様を変更することを特徴とする請求項 3 乃至 5 のうちいずれか 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記走査手段は、前記角度変更手段により前記第 2 の超音波ビームの傾斜角度が変更されたとき、前記第 3 の超音波ビームの傾斜角度は変えずに、移動後の前記レンジゲート位

10

20

30

40

50

置を含む領域を走査可能な傾斜角度で前記プローブ面の法線方向に対して傾いた第４の超音波ビームにて前記断層面を走査し、

前記ドブラ像データ生成手段は、前記第４の超音波ビームによる走査で得られる受信信号に基づくドブラ像データをさらに生成し、

前記表示制御手段は、このドブラ像データに基づくカラードブラ像を前記断層像上にさらに重畳した前記画面を前記表示部に表示させることを特徴とする請求項３又は４に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明の実施形態は、超音波のドブラ効果を利用して、血流等の運動体の運動状態を診断する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【０００２】

従来、抹消血管疾患の検査等において、超音波プローブの送受信面に対する法線方向に沿う超音波ビームにて被検体を走査することで得られたＢモード像と、この法線方向に対して傾斜させた超音波ビームにて被検体を走査することで得られたカラードブラ像（ＣＦＭ像）とを重畳表示する、いわゆる斜め走査を実施する超音波診断装置がある。

【０００３】

さらに、斜め走査の実施時において、上記のようなＢモード像上にレンジゲート位置を示すレンジゲートマーカを配置し、このマーカにて示される部分の血流速度に対応するドプラスペクトラム像（ＰＷＤ像）を表示する場合もある。通常、ドプラスペクトラム像を得るための超音波ビームは、カラードブラ像を得るための超音波ビームと同じ傾斜角度で送信される。このような傾斜角度は、超音波スキャンを開始する前に、オペレータが予め設定しておくことが一般的である。

【０００４】

斜め走査においては、Ｂモード像を得るための超音波ビームによる走査可能領域と、カラードブラ像を得るための超音波ビームによる走査可能領域とに非重複部分が生じる。Ｂモード像上において、この非重複部分に対応する位置にレンジゲートマーカを移動させても、上記傾斜角度を維持したままではドプラスペクトラム像を得ることができない。

【０００５】

上記非重複部分に含まれる任意位置のドプラスペクトラム像を得るためには、例えば超音波プローブを移動させて当該任意位置を各超音波ビームによる走査可能領域の重複部分に入れたり、上記傾斜角度を変更したりするなどの面倒な作業が必要となる。

このように、従来の斜め走査には、操作性の面で課題が存在しており、超音波診断の効率を低下させる一因となっていた。

【先行技術文献】

【特許文献】

【０００６】

【特許文献１】特開平６－９０９５２号公報

【特許文献２】特開平６－１１４０５８号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【０００７】

本発明が解決しようとする課題は、斜め走査における操作性を改善し、超音波診断の効率を向上させることにある。

【課題を解決するための手段】

【０００８】

一実施形態に係る超音波診断装置は、走査手段と、断層像データ生成手段と、スペクトラム像データ生成手段と、表示制御手段と、移動手段と、角度変更手段とを備えている。

10

20

30

40

50

【0009】

上記走査手段は、被検体の断層面を、超音波プローブにより第1の超音波ビームにて走査するとともに、当該断層面に設定されたレンジゲート位置を通り、かつ当該超音波プローブのプローブ面の法線方向に対し所定の傾斜角度で傾いた第2の超音波ビームにて走査する。上記断層像データ生成手段は、上記第1の超音波ビームによる走査で得られる受信信号に基づき上記断層面を表す断層像データを生成する。上記スペクトラム像データ生成手段は、上記第2の超音波ビームによる走査で得られる受信信号に基づき上記レンジゲート位置におけるドプラ偏移周波数のスペクトラムを表すスペクトラム像データを生成する。上記表示制御手段は、上記断層像データに対応する断層像及び上記スペクトラム像データに対応するドプラスペクトラム像を含み、上記断層像上に上記レンジゲート位置を示すレンジゲートマーカを配置した画面を表示部に表示させる。上記移動手段は、上記表示部に表示された上記レンジゲートマーカを上記断層像上で移動させることで、上記レンジゲート位置を移動させる。上記角度変更手段は、上記移動手段により上記レンジゲート位置が上記第2の超音波ビームによる走査可能領域外に移動されたとき、当該レンジゲート位置が上記第2の超音波ビームによる走査可能領域内に含まれるように上記第2の超音波ビームの傾斜角度を変更する。

10

【図面の簡単な説明】

【0010】

【図1】第1の実施形態における超音波診断装置の要部構成を示すブロック図。

【図2】同実施形態における斜め走査を説明するための図。

20

【図3】同実施形態における診断画面の一例を示す図。

【図4】同実施形態におけるレンジゲート位置の移動を説明するためのフローチャート。

【図5】同実施形態におけるレンジゲート位置の移動に伴う係る診断画面の遷移例を示す図。

【図6】第2の実施形態におけるレンジゲート位置の移動を説明するためのフローチャート。

【図7】同実施形態におけるレンジゲート位置の移動に伴う係る診断画面の遷移例を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0011】

30

いくつかの実施形態について図面を参照しながら説明する。

(第1の実施形態)

先ず第1の実施形態につき、図1～図5を用いて説明する。

【0012】

[超音波診断装置の構成]

図1は、第1の実施形態に係る超音波診断装置の要部構成を示すブロック図である。

超音波診断装置は、超音波プローブ1と、電子走査部2（走査手段）と、直交位相検波部3と、MTI（Moving Target Indicator）演算部4と、スペクトラムドプラ演算部5と、表示制御部6と、モニタ7と、操作パネル8と、コントローラ9とを備えている。

【0013】

40

超音波プローブ1は、複数の圧電振動子、各圧電振動子に設けられる整合層、及び各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備える。各圧電振動子は、電子走査部2から供給される駆動パルスに基づき超音波を発生する。また、各圧電振動子は、被検体からの反射波を受信して電気信号（受信信号）に変換する。

【0014】

電子走査部2は、基準信号発生器21と、ディレーライン22と、パルサ23と、プリアンプ24と、加算器25と、検波器26とを備えている。電子走査部2は、超音波プローブ1に超音波を送信させる送信部、及び、超音波プローブ1が受信した超音波エコーを処理する受信部の双方として機能する。

【0015】

50

基準信号発生器 2 1 は、基準信号及びクロックパルスを発生する。ディレーライン 2 2 は、基準信号発生器 2 1 が発生した基準信号を受けて、コントローラ 9 から指令される遅延時間に応じた遅延駆動信号を生成し、生成した遅延駆動信号をパルサ 2 3 に供給する。パルサ 2 3 は、ディレーライン 2 2 から供給される遅延駆動信号に同期して、基準信号発生器 2 1 の基準周波数 f_c と同じ周波数を有する駆動パルスを、超音波プローブ 1 の超音波振動子に印加する。超音波プローブ 1 の超音波振動子は、この駆動パルスを受けて振動する。これにより基準周波数 f_c を中心周波数とする超音波パルスが所定の繰り返し周波数 (PRF) で周期的に発生し、被検体に送信される。

【0016】

超音波プローブ 1 から送信された超音波は被検体内を伝搬し、その途中にある音響インピーダンスの不連続面で次々と反射する。この反射によるエコーは超音波プローブ 1 により受信され、超音波振動子が受信信号を発生する。

【0017】

超音波プローブ 1 から発生した受信信号は、プリアンプ 2 4 に送られる。プリアンプ 2 4 は、この受信信号を増幅してディレーライン 2 2 に出力する。ディレーライン 2 2 は、プリアンプ 2 4 から入力される受信信号に、例えば送信時とは逆の遅延を施した後、加算器 2 5 に出力する。加算器 2 5 は、ディレーライン 2 2 から入力される受信信号を加算する。これにより、受信指向性を持った 1 つのエコー信号が生成される。このエコー信号は、検波器 2 6 と直交位相検波部 3 とにそれぞれ出力される。

【0018】

検波器 2 6 は、エコー信号を検波して反射成分を取り出し、その反射成分を対数増幅し、包絡線を検波することで、断面における組織を表す B モード像信号 (断層像データ) を生成する。検波器 2 6 は、生成した B モード像信号を表示制御部 6 に出力する。

【0019】

直交位相検波部 3 は、ミキサ 3 1 と、90 度移相器 3 2 と、ローパスフィルタ 3 3 とを備えている。

【0020】

加算器 2 5 から出力されたエコー信号は、ミキサ 3 1 に送られる。ミキサ 3 1 には、基準信号発生器 2 1 にて発生した基準信号 (基準周波数 f_c) が直接入力される。さらに、ミキサ 3 1 には、90 度移相器 3 2 を経て 90 度の位相差が加えられた基準信号も入力される。ミキサ 3 1 は、加算器 2 5 から入力されるエコー信号、基準信号発生器 2 1 から入力される基準信号、及び 90 度移相器 3 2 から入力される基準信号を合成し、合成後の信号をローパスフィルタ 3 3 に出力する。その結果、ローパスフィルタ 3 3 には、基準信号 (基準周波数 f_c) とドプラ偏移信号 (周波数 f_d) とが合成された周波数成分 ($2f_c + f_d$) が入力される。ローパスフィルタ 3 3 は、周波数成分 ($2f_c + f_d$) のうち高周波成分 ($2f_c$) を除去する。このような直交位相検波により、ドプラ偏移周波数成分 (f_d) を有する位相検波出力信号が得られる。ローパスフィルタ 3 3 は、この位相検波出力信号を、MTI 演算部 4 に出力する。

【0021】

MTI 演算部 4 は、A/D 変換器 4 1 と、MTI フィルタ 4 2 と、自己相関演算部 4 3 と、平均速度演算部 4 4 と、分散演算部 4 5 と、パワー演算部 4 6 とを備えている。

【0022】

A/D 変換器 4 1 は、直交位相検波部 3 から入力される位相検波出力信号をデジタル化した後、MTI フィルタ 4 2 に出力する。MTI フィルタ 4 2 は、A/D 変換器 4 1 から入力される位相検波出力信号から心臓壁などの比較的速度の遅い低周波成分 (クラッタ成分) を除去することにより、血流などの比較的速度が速い高周波成分 (血流成分) を抽出する。

【0023】

自己相関演算部 4 3 は、2 次元の多点における周波数分析をリアルタイムに行う。自己相関演算部 4 3 は、MTI フィルタ 4 2 から出力された血流成分 (高周波成分) を、予め

10

20

30

40

50

設定されたゲイン値に従って増幅する。そして、自己相関演算部 43 は、増幅された血流成分（高周波成分）を対象にして周波数解析を行うことでドブラ偏移周波数 f_d を求める。自己相関演算部 43 により求められたドブラ偏移周波数 f_d は、平均速度演算部 44、分散演算部 45、及びパワー演算部 46 に出力される。

【0024】

平均速度演算部 44、分散演算部 45、及びパワー演算部 46 は、自己相関演算部 43 から入力されるドブラ偏移周波数 f_d に基づいて各々所定の演算を行うことで、サンプル点ごとの血流情報を求める。具体的には、平均速度演算部 44 は、各サンプル点のそれぞれにおける血流の平均速度を求める。また、分散演算部 45 は、各サンプル点のそれぞれにおける血流速度の分散値を求める。また、パワー演算部 46 は、各サンプル点のそれぞれにおける血流量を反映したパワー（強度）を求める。このようにして得られた血流の平均速度、分散値、及びパワーなどの血流情報を表す血流情報信号（ドブラ像データ）は、表示制御部 6 に出力される。

【0025】

スペクトラムドブラ演算部 5 は、レンジゲート回路 51 と、サンプルホールド回路（S/H）52 と、バンドパスフィルタ 53 と、周波数分析器（FFT）54 とを備えている。

【0026】

レンジゲート回路 51 は、遅延時間を任意に設定可能な回路構成になっており、プローブ 1 と所望のレンジゲート（サンプリングポイント、サンプリングボリュームともいう）位置との間を超音波信号が往復するのに相当する時間だけレートパルスよりも遅延させ、かつ、設定幅を有するサンプリングパルスをサンプルホールド回路 52 に供給する。レンジゲートの位置は、コントローラ 9 から指令される。

【0027】

サンプルホールド回路 52 は、ローパスフィルタ 33 からの位相検波出力信号をサンプリングパルスでサンプルホールドする。このサンプルホールドされた位相検波信号は、その後、バンドパスフィルタ 53 を通過する。バンドパスフィルタ 53 は、サンプルホールドされた位相検波信号から、サンプルホールド回路 52 でのサンプリングにより生じた高調波成分、血管壁などからの固定反射信号、さらには比較的遅い動きに拠るドブラ偏移周波数に相当した成分を除去することにより、血流に拠るドブラ信号のみを抽出する。

【0028】

周波数分析器 54 は、高速フーリエ変換回路を有し、バンドパスフィルタ 53 を通過した後の位相検波信号に対してドブラ偏移周波数の周波数解析を行い、その解析結果である周波数スペクトルパターンを表すスペクトラム信号（スペクトラム像データ）を表示制御部 6 に出力する。

【0029】

表示制御部 6 は、第 1 の DSC（デジタルスキャンコンバータ）61 と、第 2 の DSC 62 と、カラー変換器 63 と、マルチプレクサ（MPX）64 と、D/A 変換器 65 とを備えている。

【0030】

検波器 26 から出力された B モード像信号、及び、スペクトラムドブラ演算部 5 から出力されたスペクトラム信号は、第 1 の DSC 61 に入力される。また、MTI 演算部 4 から出力された血流情報信号は、第 2 の DSC 62 に入力される。

【0031】

第 1 の DSC 61 は、B モード像信号及びスペクトラム信号の形式を超音波走査から標準 TV 走査に走査変換し、変換後の信号をマルチプレクサ 64 に出力する。第 2 の DSC 62 は、血流情報信号の形式を、超音波走査から標準 TV 走査に走査変換し、変換後の信号をカラー変換器 63 に出力する。カラー変換器 63 は、例えばカラー変換情報を記憶した図示しないメモリを備えている。カラー変換情報には、例えば超音波プローブ 1 に向かう流れを赤とし、遠ざかる流れを青とし、速度の大小は輝度に反映させ、また、分散は緑

10

20

30

40

50

の色相でレベル分けするなどの情報が含まれている。カラー変換器 63 は、このようなカラー変換情報に基づいて血流情報信号をカラー血流信号に変換した後、マルチプレクサ 64 に出力する。マルチプレクサ 64 は、第 1 の D S C 61 から入力される B モード像信号に基づく B モード像及びスペクトラム信号に基づくドプラスペクトラム像と、カラー変換器 63 から入力されるカラー血流信号に基づくカラードプラ像とを所定位置に配置した診断画面の画面データ信号を生成し、この画面データ信号を D/A 変換器 65 に出力する。D/A 変換器 65 は、マルチプレクサ 64 から入力される画面データ信号をアナログ化し、モニタ 7 に出力する。モニタ 7 は、D/A 変換器 55 から入力される画面データ信号に基づく診断画面を表示する。

【0032】

操作パネル 8 は、各種のボタンやマウス、トラックボール、モニタ 7 の表示面に対する接触操作を検知するタッチパネル等を備え、オペレータによる各種コマンドやスキャン条件の入力等に使用される。操作パネル 8 は、カラードプラ像を生成する関心領域 (R O I) やレンジゲート位置の設定にも使用される。

【0033】

コントローラ 9 は、C P U (Central Processing Unit) や R O M (Read Only Memory)、R A M (Random Access Memory) 等で構成され、電子走査部 2、直交位相検波部 3、M T I 演算部 4、スペクトラムドプラ演算部 5、及び表示制御部 6 等を制御する。

【0034】

なお、本実施形態においては、検波器 26 等によって被検体の断層面の断層像データを生成する断層像データ生成手段が構成され、M T I 演算部 4 等によって血流の運動情報を示すドプラ像データを生成するドプラ像データ生成手段が構成され、スペクトラムドプラ演算部 5 等によってドプラ偏移周波数のスペクトラムを表すスペクトラム像データを生成するスペクトラム像データ生成手段が構成される。また、操作パネル 8 等によってレンジゲート位置を移動させる移動手段が構成され、表示制御部 6 によって診断画面をモニタ 7 に表示させる表示制御手段が構成される。

【0035】

[斜め走査]

本実施形態に係る超音波診断装置は、いわゆる斜め走査により、被検体内の断層を表す B モード像、被検体内の血流に関するカラードプラ像及びドプラスペクトラム像を生成する。

【0036】

この斜め走査につき、図 2 を用いて説明する。この図は、リニアプローブである超音波プローブ 1 と、該プローブ 1 のプローブ面 11 (圧電振動子の配列面) と、超音波ビーム B (Bb, Bc, Bp) との関係を模式的に表したものである。

【0037】

周知のように、ドプラ偏移周波数を f_d 、血流速度を v 、超音波ビームの中心周波数を f_c 、超音波ビームと血流の成す角度を θ 、音速を c とすると、以下の関係式が成り立つ。

【0038】

$$f_d = (2 \cdot v \cdot \cos \theta \cdot f_c) / c$$

平均速度演算部 44、分散演算部 45、及びパワー演算部 46 は、この関係式に基づく演算によって、血流情報を求めている。この関係式からも明らかなように、角度 $\theta = 90^\circ$ ($\cos \theta = 0$) の場合には、血流速度 v 等を得ることができない。

【0039】

一般的に、人体の血管は体表と平行に走っている。したがって、超音波プローブ 1 を被検体の体表に接触させた状態で、図 2 中に実線で示すように超音波ビーム Bb をプローブ面 11 の法線方向に順次形成してリニア走査する場合、多くの箇所では超音波ビーム Bb と血流とが略直角 ($\theta \approx 90^\circ$) となり、正確に血流情報を計測できない。

【0040】

10

20

30

40

50

そこで本実施形態では、Bモード像を超音波ビームBbのようにプローブ面11の法線方向に沿うビームのリニア走査にて得るとともに、カラードブラ像をプローブ面11の法線方向から傾斜角度 ϕ_c だけ傾斜させた超音波ビームBcのリニア走査にて得る。さらに、ドプラスペクトラム像を得るための超音波ビームBpを、プローブ面11の法線方向から傾斜角度 ϕ_p だけ傾斜させて、被検体の断層面に設定されたレンジゲート位置を通るように形成する。但し、本実施形態では $\phi_c = \phi_p$ とする。

【0041】

すなわち、超音波ビームBbは本実施形態に係る第1の超音波ビームであり、超音波ビームBpは本実施形態に係る第2の超音波ビームであり、超音波ビームBcは本実施形態に係る第3の超音波ビームである。

【0042】

このような斜め走査の実施時においてモニタ7に表示される診断画面100の一例を、図3に示す。この診断画面100は、Bモード像110を含む。さらに、Bモード像110上には、ロイマーカ111やレンジゲートマーカ112等が配置されている。

【0043】

ロイマーカ111は、MTI演算部4によって血流情報を得る関心領域を表す。通常、ロイマーカ111は、Bモード像110の上下方向に対して傾斜角度 ϕ_c に相当する角度だけ両側辺が傾いた平行四辺形となる。このロイマーカ111で示される関心領域についてMTI演算部4が得た血流情報に基づくカラードブラ像120は、ロイマーカ111内においてBモード像110に重畳表示される。

【0044】

レンジゲートマーカ112は、スペクトラムドブラ演算部5によって周波数スペクトルパターンを得るレンジゲート位置を表す。レンジゲートマーカ112は、超音波ビームBpの軌跡を表す走査ラインマーカ112a上に配置される。走査ラインマーカ112aは、Bモード像110の上下方向に対して傾斜角度 ϕ_p に相当する角度だけ傾いた直線である。Bモード像110の下方には、このレンジゲートマーカ112で示される領域についてスペクトラムドブラ演算部5が得たスペクトルパターンに基づくドプラスペクトラム像130が配置される。

【0045】

ロイマーカ111及びレンジゲートマーカ112は、操作パネル8の操作によって、Bモード像110上の任意の位置に移動させることができる。但し、図2からも明らかなように、Bモード像110を得るための超音波ビームBbによる走査可能領域と、カラードブラ像120を得るための超音波ビームBcによる走査可能領域とには、非重複部分が生じる。したがって、Bモード像110上でロイマーカ111を設定できない（カラードブラ像120を得ることができない）領域が生じる。また、 $\phi_c = \phi_p$ の前提の下では、当該非重複部分にレンジゲートマーカ112を設定できない（ドプラスペクトラム像130を得ることができない）ことになる。

【0046】

この非重複部分のカラードブラ像120やドプラスペクトラム像130を得るためには、傾斜角度 ϕ_c 、 ϕ_p を再設定したり、超音波プローブ1を移動させたりする必要がある。このような作業を診断中に行うことは、オペレータにとって手間であり、診断の遅延を招く。

【0047】

そこで、本実施形態に係る超音波診断装置は、レンジゲートマーカ112が上記のような非重複部分に設定された場合であっても、コントローラ9が傾斜角度 ϕ_c 、 ϕ_p を自動的に調整することにより、当該位置におけるドプラスペクトラム像130を得ることを可能とする。すなわち、コントローラ9は、本実施形態に係る角度変更手段として機能する。

【0048】

[レンジゲート位置の移動に関する動作]

レンジゲート位置の移動に関する動作の詳細につき、図4に示すフローチャート及び図5

10

20

30

40

50

に示す画面遷移例を参照して説明する。

このフローチャートに示す処理は、例えば図3に示すような診断画面100がモニタ7に表示された状態で、オペレータが操作パネル8を介してレンジゲートマーカ112の移動指示を入力したことに応じ、コントローラ9が実行する。なお、この処理の開始当初において、レンジゲートマーカ112は、図5(A)に示すようにロイマーカ111内に設定されているものとする。また、レンジゲートマーカ112は、操作パネル8の操作によって、Bモード像110上で左右方向、及び、走査ラインマーカ112aに沿う上下方向に移動可能であり、ロイマーカ111はBモード像110上において超音波ビームBcの走査可能領域に相当する範囲内でのみ移動可能であるとする。

【0049】

処理開始当初において、先ずコントローラ9は、操作パネル8を介して入力される移動指示にて示される方向に、単位距離だけレンジゲートマーカ112を移動させる（ステップS101）。単位距離は、レンジゲートマーカ112の移動距離の最小単位であり、例えばモニタ7に表示されたBモード像110の1画素分の距離とすることができる。なお、レンジゲートマーカ112の移動が左右方向への移動であれば、走査ラインマーカ112aもレンジゲートマーカ112の移動に合わせて移動する。

【0050】

続いて、コントローラ9は、レンジゲートマーカ112がロイマーカ111の外側まで移動したか否かを判定する（ステップS102）。ロイマーカ111がレンジゲートマーカ112の内側に有る場合（ステップ102のNo）、コントローラ9は、レンジゲートマーカ112の移動指示が継続して入力されているか否かを判定する（ステップS103）。

【0051】

レンジゲートマーカ112の移動指示が継続して入力されている場合（ステップS103のYes）、処理はステップS101に戻る。このように、レンジゲートマーカ112の移動指示が継続して入力されている間はステップS101～S103が繰り返される。これに伴い、レンジゲートマーカ112は当該移動指示にて示される方向へ、単位距離ずつ移動する。

【0052】

やがて、例えば図5(B)に示すようにレンジゲートマーカ112がロイマーカ111の端部に到達し、なお移動指示が継続して入力されると、レンジゲートマーカ112がロイマーカ111の外側に位置することとなる（ステップS102のYes）。この場合、コントローラ9は、ロイマーカ111を現在の傾斜角度 ϕ_c を維持したまま当該移動指示にて示される方向に上記単位距離だけ移動させることが可能であるか否かを判定する（ステップS104）。

【0053】

図2に示すような斜め走査が実施されているとき、同図から明らかなように超音波ビームBbの走査可能領域と超音波ビームBcの走査可能領域との非重複部分は、同図における右側に生じる。したがって、レンジゲートマーカ112がロイマーカ111を超えて移動した場合であっても、当該移動が走査ラインマーカ112aに沿う上下方向およびBモード像110の左方向への移動であれば、これに追従してロイマーカ111を移動させることができる。一方、レンジゲートマーカ112がロイマーカ111を超えて移動した場合において、当該移動がBモード像110の右方向への移動であれば、ロイマーカ111の右辺が超音波ビームBcの走査可能領域の右端部に相当するラインに到達するまではレンジゲートマーカ112に追従してロイマーカ111を移動させることができるものの、それ以上はロイマーカ111を移動させることができない。このような状況を考慮し、ステップS104においては、レンジゲートマーカ112が超音波ビームBcの走査可能領域の右端部に相当するラインを超えていない場合にロイマーカ111を移動でき、超えている場合にロイマーカ111を移動できないとコントローラ9に判定させる。

【0054】

ステップS104においてロイマーカ111を移動できると判定した場合（ステップS104のYes）、コントローラ9は、ステップS101におけるレンジゲートマーカ112の移動と同方向に、ロイマーカ111を上記単位距離だけ移動させる（ステップS105）。その後、処理はステップS103に移る。例えば図5（B）の状態からレンジゲートマーカ112をさらに右側へ移動させた場合には、図5（C）に示すようにロイマーカ111が一点鎖線で示す元の位置から右側へスライドする。

【0055】

一方、ステップS104においてロイマーカ111を移動できないと判定した場合（ステップS104のNo）、すなわち超音波ビームBcの走査可能領域の右端部に相当するラインにロイマーカ111が到達している場合には、コントローラ9は、ロイマーカ111の表示態様（色や線種等）を変更する（ステップS106）。 10

【0056】

ステップS106の後、コントローラ9は、レンジゲートマーカ112にて示されるレンジゲート位置に超音波ビームBc、Bpが到達するように、傾斜角度 ϕ_c 、 ϕ_p を変更する（ステップS107）。例えばコントローラ9は、傾斜角度 ϕ_c 、 ϕ_p を予め定められた単位角度（例えば5°）だけ小さくすることにより、傾斜角度 ϕ_c 、 ϕ_p を変更する。

【0057】

ステップS107の後、コントローラ9は、変更後の傾斜角度 ϕ_c に合わせてロイマーカ111の形状を変更する（ステップS108）。例えばコントローラ9は、Bモード像110の上下方向に対するロイマーカ111の左右側辺の傾きを、変更後の傾斜角度 ϕ_c に 20
合わせる。また、この変形によってロイマーカ111の右辺と超音波ビームBcによる走査可能領域の右端部に相当するラインとにズレが生じるならば、コントローラ9は、ロイマーカ111をその右辺と当該ラインとが一致するように移動する。

【0058】

ステップS108の後、コントローラ9は、Bモード像110の上下方向に対する走査ラインマーカ112aの傾きを変更後の傾斜角度 ϕ_p に合わせて変更するとともに、走査ラインマーカ112aの表示態様を変更する（ステップS109）。

【0059】

例えば図5（C）の状態からレンジゲートマーカ112をさらに右方に移動させたならば、ステップS106～S109を経ることでロイマーカ111、レンジゲートマーカ112、及び走査ラインマーカ112aは図5（D）のようになる。図5（D）においては、ステップS106にてロイマーカ111を破線に変更し、ステップS109にて走査ラインマーカ112aを破線に変更した場合を例示している。走査ラインマーカ112aは、ロイマーカ111の右辺と重なる。 30

【0060】

ステップS109の後、処理はステップS103に移る。やがて、オペレータがレンジゲートマーカ112の移動指示の入力を停止すると（ステップS103のNo）、当該フローチャートに示す処理が終了となる。

【0061】

以上のような処理が実行されている間、電子走査部2は、超音波ビームBb、Bc、Bpによる各走査を時分割で繰り返し実行するスキャンシーケンスにて動作しており、診断画面100のBモード像110、カラードプラ像120、及びドプラスペクトラム像130がリアルタイムで更新されている。 40

【0062】

このスキャンシーケンスに関し、図4のフローチャートの処理が開始された当初において、コントローラ9は、予め定められた傾斜角度 ϕ_c の超音波ビームBcを得るための遅延時間をディレーライン22に指令して、電子走査部2にカラードプラ像120を得るための走査を実行させる。また、コントローラ9は、予め定められた傾斜角度 ϕ_p の超音波ビームBpを得るための遅延時間をディレーライン22に指令して、電子走査部2にドプラスペクトラム像130を得るための走査を実行させる。 50

【0063】

その後、ステップS107にて傾斜角度 ϕ_c 、 ϕ_p が変更されたならば、コントローラ9は、当該変更後の傾斜角度 ϕ_c の超音波ビームBcを得るための遅延時間をディレーライン22に指令して、電子走査部2にカラードプラ像120を得るための走査を実行させる。また、コントローラ9は、当該変更後の傾斜角度 ϕ_p の超音波ビームBpを得るための遅延時間をディレーライン22に指令して、電子走査部2にドプラスペクトラム像130を得るための走査を実行させる。このように遅延時間を変更することで、傾斜角度 ϕ_c 、 ϕ_p の超音波ビームBc、Bpを形成することができる。

【0064】

以上説明した本実施形態の構成によれば、斜め走査の実施時において、ドプラスペクトラム像130を得るための超音波ビームBpによる走査可能領域の外にレンジゲート位置が移動された場合であっても、超音波診断装置が自動的に傾斜角度 ϕ_p を変更して当該レンジゲート位置を超音波ビームBpによる走査可能領域に収める。したがって、オペレータが傾斜角度 ϕ_p を手動で変更したり、被検体の体表に接した超音波プローブ1を移動させたりする必要がない。

【0065】

また、本実施形態では、傾斜角度 ϕ_p が変更された際に、カラードプラ像120を得るための超音波ビームBcの傾斜角度 ϕ_c も合わせて変更し、この変更に合わせてロイマーカ111の形状を変更するとともに、ロイマーカ111や走査ラインマーカ112aの表示態様を変更する。このようにロイマーカ111や走査ラインマーカ112aの形状や表示態様

10

20

【0066】

また、本実施形態ではレンジゲートマーカ112がロイマーカ111の外に出ることがないので、オペレータは、傾斜角度 ϕ_p 、 ϕ_c の変更前後のいずれにおいても、カラードプラ像120にて示される血流の運動状態を確認しながらレンジゲートマーカ112の位置を定めることができる。

【0067】

このように、本実施形態の構成によれば、斜め走査における操作性が改善され、超音波診断の効率を向上させることができる。その他にも、本実施形態の構成からは種々の好適な作用が得られる。

30

【0068】

(第2の実施形態)

続いて、第2の実施形態について説明する。

第1の実施形態と同一の構成要素には同一の符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

【0069】

本実施形態では、ドプラスペクトラム像130を得るための超音波ビームBpの傾斜角度 ϕ_p が変更された場合であっても、カラードプラ像120を得るための超音波ビームBcの傾斜角度 ϕ_c を変更しない。但し、移動後のレンジゲートマーカ112がカラードプラ像上から外れることを防ぐべく、傾斜角度 ϕ_p 以下の傾斜角度 ϕ_c' の超音波ビームBc' (第4の超音波ビーム) による走査にて当該レンジゲートマーカ112の位置を含む領域のカラードプラ像を生成し、このカラードプラ像をカラードプラ像120とともにBモード像110上に重畳表示する。

40

【0070】

超音波診断装置の構成、斜め走査の手法、及び診断画面100の構成は、図1～図3を用いて第1の実施形態にて説明した通りである。

【0071】

但し、本実施形態では図4のフローチャートに代えて、図6のフローチャート示す処理をコントローラ9が実行する。以下、図6のフローチャート及び図7に示す画面遷移例を

50

参照して、レンジゲート位置の移動に関する動作の詳細につき説明する。

【0072】

このフローチャートに示す処理は、第1の実施形態と同じく診断画面100がモニタ7に表示された状態で、オペレータが操作パネル8を介してレンジゲートマーカ112の移動指示を入力したことに応じ、コントローラ9が実行する。なお、この処理の開始当初において、レンジゲートマーカ112は、図7(A)に示すようにロイマーカ111内に設定されているものとする。

【0073】

処理開始当初において、先ずコントローラ9は、ステップS101と同様に、操作パネル8を介して入力される移動指示にて示される方向に、単位距離だけレンジゲートマーカ112を移動させる(ステップS201)。続いて、コントローラ9は、ステップS102と同様に、レンジゲートマーカ112がロイマーカ111の外側まで移動したか否かを判定する(ステップS202)。ロイマーカ111がレンジゲートマーカ112の内側に有る場合(ステップS202のNo)、コントローラ9は、ステップS103と同様に、レンジゲートマーカ112の移動指示が継続して入力されているか否かを判定する(ステップS203)。レンジゲートマーカ112の移動指示が継続して入力されている場合(ステップS203のYes)、処理はステップS201に戻る。このように、レンジゲートマーカ112の移動指示が継続して入力されている間はステップS201～S203が繰り返される。これに伴い、レンジゲートマーカ112は当該移動指示にて示される方向へ、単位距離ずつ移動する。

【0074】

やがて、例えば図7(B)に示すようにレンジゲートマーカ112がロイマーカ111の端部に到達し、なお移動指示が継続して入力されるとレンジゲートマーカ112がロイマーカ111の外側に位置することとなる(ステップS202のYes)。この場合、コントローラ9は、ステップS104と同様に、現在の傾斜角度 ϕ_c を維持したままロイマーカ111を当該移動指示にて示される方向に上記単位距離だけ移動させることが可能であるか否かを判定する(ステップS204)。

【0075】

ステップS204においてロイマーカ111を移動できると判定した場合(ステップS204のYes)、コントローラ9は、ステップS105と同様に、ステップS201におけるレンジゲートマーカ112の移動と同方向にロイマーカ111を上記単位距離だけ移動させる(ステップS205)。その後、処理はステップS203に移る。例えば図6(B)の状態からレンジゲートマーカ112をさらに右側へ移動させた場合には、図6(C)に示すようにロイマーカ111が一点鎖線で示す元の位置から右側へスライドする。

【0076】

一方、ステップS204においてロイマーカ111を移動できないと判定した場合(ステップS204のNo)、コントローラ9は、ステップS106と同様に、ロイマーカ111の表示態様(色や線種等)を変更する(ステップS206)。

【0077】

ステップS206の後、コントローラ9は、レンジゲートマーカ112にて示されるレンジゲート位置に超音波ビームBpが到達するように、傾斜角度 ϕ_p を変更する(ステップS207)。例えばコントローラ9は、傾斜角度 ϕ_p を予め定められた単位角度(例えば 5°)だけ小さくすることにより、傾斜角度 ϕ_p を変更する。

【0078】

ステップS207の後、コントローラ9は、ステップS109と同様に、Bモード像110の上下方向に対する走査ラインマーカ112aの傾きを変更後の傾斜角度 ϕ_p に合せて変更するとともに、走査ラインマーカ112aの表示態様を変更する(ステップS208)。

【0079】

ステップS208の後、コントローラ9は、傾斜角度 $\phi_{c'}$ を設定する(ステップS2

09)。傾斜角度 $\phi c'$ は、少なくとも変更後の傾斜角度 ϕp 以下の値に設定する。

【0080】

ステップS209の後、コントローラ9は、図7(D)に示すように、超音波ビームBc'の走査にてカラードプラ像を生成する関心領域を示すロイマーカ113を、新たにBモード像110上に配置する(ステップS210)。図7(D)の例では、このロイマーカ113の形状をロイマーカ111の右辺を長辺とした直角三角形としているが、ロイマーカ113は、超音波ビームBc'による走査可能領域内においてレンジゲートマーカ112を含む形状であれば他の形状でもよい。

【0081】

ステップS210の後、コントローラ9は、超音波ビームBc'による走査を電子走査部2のスキャンシーケンスに追加する(ステップS211)。ステップS211の後、電子走査部2は、超音波ビームBb, Bc, Bp, Bc'による各走査を時分割で繰り返し実行するスキャンシーケンスにて動作する。

【0082】

このスキャンシーケンスに関し、超音波ビームBc'による走査においてコントローラ9は、傾斜角度 $\phi c'$ の超音波ビームBc'を得るための遅延時間をディレイライン22に指令して、少なくともロイマーカ113で示される関心領域の走査を電子走査部2に実行させる。この走査によって得られた信号に基づき、MTI演算部4がロイマーカ113内の血流情報信号を生成し、表示制御部6によりこの血流情報信号に基づくカラードプラ像がロイマーカ113内に配置された診断画面100がモニタ7に表示される。

【0083】

ステップS211の後、処理はステップS203に移る。やがて、オペレータがレンジゲートマーカ112の移動指示の入力を停止すると(ステップS203のNo)、当該フローチャートに示す処理が終了となる。

【0084】

以上説明したように、本実施形態においては、超音波ビームBpによる走査可能領域からレンジゲート位置が外れた場合に傾斜角度 ϕp を変更するとともに、当該レンジゲート位置を含む領域を超音波ビームBc'にて別途走査することにより当該レンジゲート位置を含む領域のカラードプラ像を生成し、Bモード像110に重畳表示する。このようにした場合であっても、第1の実施形態と同様に、レンジゲートマーカ112がカラードプラ像上に配置されることになる。したがってオペレータは、傾斜角度 ϕp , ϕc の変更前後のいずれにおいても、カラードプラ像にて示される血流の運動状態を確認しながらレンジゲートマーカ112の位置を定めることができる。

【0085】

また、第1の実施形態のように傾斜角度 ϕc を変更すると、MTI演算部4にて演算される血流速度、分散、パワー等が同一箇所においても傾斜角度 ϕc の変更前後で異なってしまうが、本実施形態のように傾斜角度 ϕc を変更しなければそのような問題も生じない。

これらの他にも、本実施形態の構成からは種々の好適な作用が得られる。

【0086】

(変形例)

なお、各実施形態にて開示した構成は、種々の変形実施が可能である。

例えば、上記各実施形態ではBモード像110に重畳するカラードプラ像120の表示種別(速度表示、速度一分散表示、パワー表示等)について特に言及していないが、通常これらは操作パネル8の操作にてオペレータが任意に切り替えることができる。上述の通り、傾斜角度 ϕc を変更すると、MTI演算部4にて演算される血流速度、分散、パワー等が同一箇所においても異なってしまう。そこで、第1の実施形態において、例えばカラードプラ像120を速度表示や速度一分散表示に設定した状態で傾斜角度 ϕc が変更された場合に、カラードプラ像120がパワー表示に変更されるようにしてもよい。このように表示種別が変更されれば、傾斜角度 ϕc の変更をより容易に認識できるので、誤診等の

10

20

30

40

50

防止に寄与する。

【0087】

また、パワー表示は速度表示等比べて超音波ビームと血流がなす角度 θ に関する角度依存性が低い点に着目し、第2の実施形態においてロイマーカ113内に配置するカラードプラ像をパワー表示としてもよい。

【0088】

また、第2の実施形態において、レンジゲートマーカ112の移動に伴い傾斜角度 ϕ_c を単位角度（例えば 5° ）ずつ増加させてもよい。さらにこの場合に、傾斜角度 ϕ_c の増加に合わせて、ロイマーカ113の形状を変形させてもよい。

【0089】

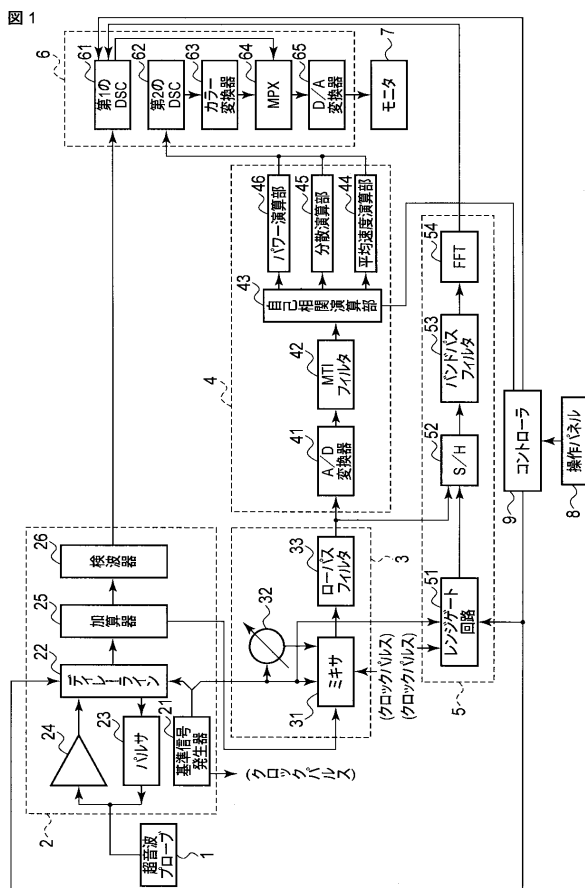
本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態はその他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれる。

【符号の説明】

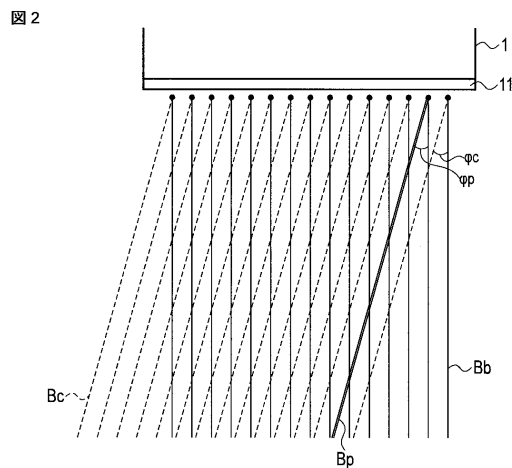
【0090】

1…超音波プローブ、2…電子走査部、3…直交位相検波部、4…MTI演算部、5…スペクトラムドプラ演算部、6…表示制御部、7…モニタ、8…操作パネル、9…コントローラ、100…診断画面、110…Bモード像、111、113…ロイマーカ、112…レンジゲートマーカ、112a…走査ラインマーカ、120…カラードプラ像、130…ドプラスペクトラム像、Bb、Bc、Bp…超音波ビーム、 ϕ_c 、 ϕ_p …傾斜角度。

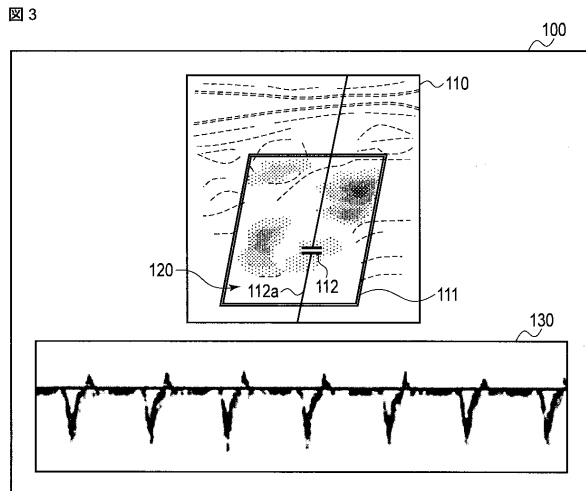
【図1】



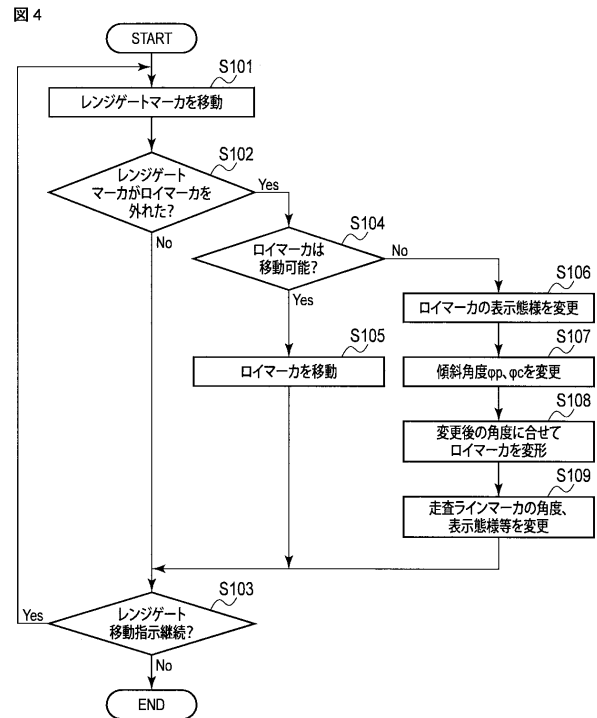
【図2】



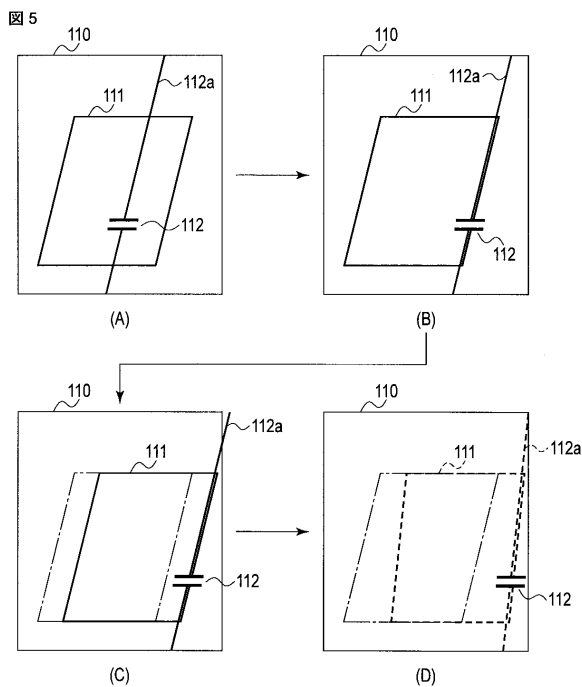
【図 3】



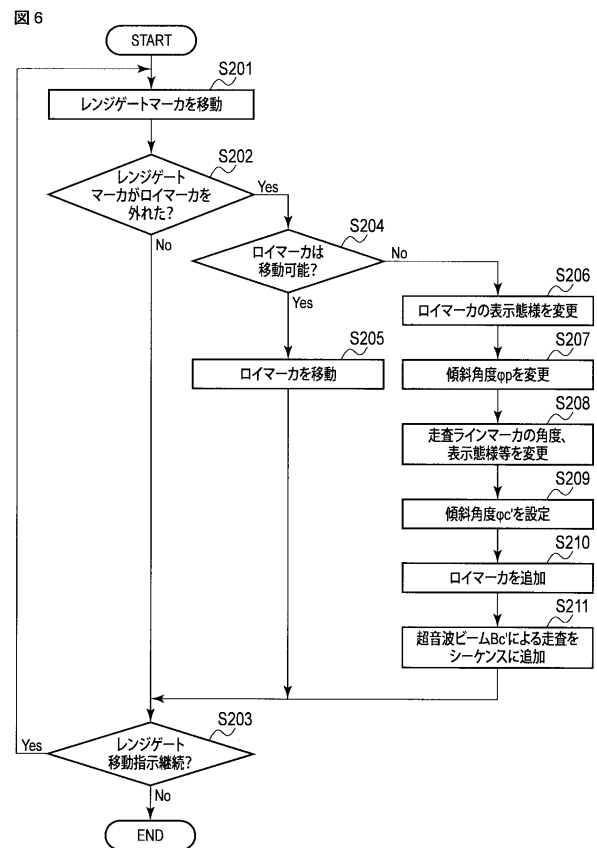
【図 4】



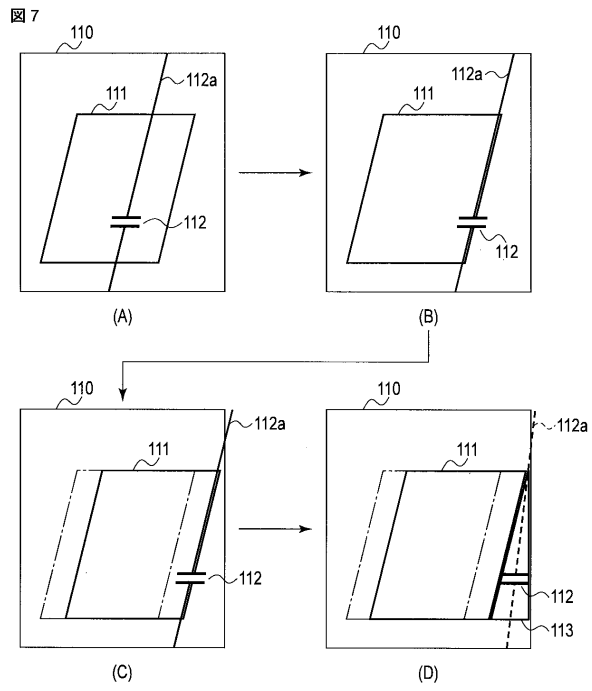
【図 5】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

- (74)代理人 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 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 100158805
弁理士 井関 守三
- (74)代理人 100172580
弁理士 赤穂 隆雄
- (74)代理人 100179062
弁理士 井上 正
- (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

(72)発明者 内堀 孝信

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 DD03 DE03 DE04 EE11 HH31 JC21 JC37 KK12 KK17 KK19
KK24 KK25 KK31

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2014027994A	公开(公告)日	2014-02-13
申请号	JP2012169510	申请日	2012-07-31
[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	内堀孝信		
发明人	内堀 孝信		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD03 4C601/DE03 4C601/DE04 4C601/EE11 4C601/HH31 4C601/JC21 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK17 4C601/KK19 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/KK31		
代理人(译)	中村诚 河野直树 井上 正 冈田隆		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

摘要：要解决的问题：提高斜扫描的可操作性。解决方案：超声诊断设备包括扫描装置，断层图像数据产生装置，光谱图像数据产生装置，显示控制装置，移动装置和角度改变装置。扫描装置用第一和第二超声波束扫描横截面。每个数据生成装置基于针对每次扫描获得的接收信号生成断层图像数据和光谱图像数据。显示控制装置使显示部分显示包含断层图像的屏幕和与各个数据相对应的多普勒频谱图像，其中在断层图像上布置有距离门标记。移动装置通过移动标记来移动范围门位置。角度改变装置改变第二超声波束相对于探头表面的法线方向的倾斜角度，使得当范围门位置移动到可扫描区域外时，范围门位置包括在第二超声波束的可扫描区域中。其区域。

