

(11)特許出願公開番号

特開2006-149582

(P2006-149582A)

(43) 公開日 平成18年6月15日(2006.6.15)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/12 (2006.01)

F 1

A61B 8/12

テーマコード (参考)

4 C 6 0 1

審査請求 有 請求項の数 6 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2004-343139 (P2004-343139)

(22) 出願日 平成16年11月26日 (2004.11.26)

(71) 出願人 304050923

オリンパスメディカルシステムズ株式会社
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号

(74) 代理人 100076233

弁理士 伊藤 進

(72) 発明者 宮木 浩仲

東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号 オ
リンパスメディカルシステムズ株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB06 BB24 DD03 DE03 DE04
EE11 FE03 FE04 GB05 JC37

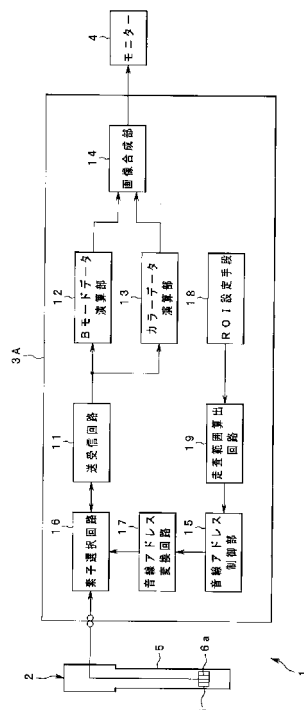
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】血流画像を表示する際におけるROIの移動、及び画像回転の操作性を向上させる。

【解決手段】多数の振動素子 6 a を円環状に配設してラジアル走査を行う超音波振動子 6 と、超音波の送受信の方向を制御する送受信方向制御手段 15, 17 ~ 19 と、送受信方向制御手段 15, 17 ~ 19 によって定められた方向に超音波の送受信を行う送受信回路 11 と、送受信回路 11 で得られたデータに基づき B モードデータを演算する B モードデータ演算部 12 と、送受信回路 11 で得られたデータに基づき血流画像データを演算するカラーデータ演算部 13 と、B モードデータと血流画像データとを合成して超音波画像データを生成する画像合成部 14 とを備え、送受信方向制御手段 15, 17 ~ 19 は、血流画像を表示する範囲を超音波画像上の任意の音線を跨いで設定可能とする。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

多数の振動素子を円環状に配設して 360 度のラジアル走査が可能な超音波振動子と、
超音波の送受信の方向を制御する送受信方向制御手段と、
前記送受信方向制御手段によって定められた方向に超音波の送受信を行う送受信手段と

、
前記送受信手段で得られたデータに基づき B モードデータを演算する B モードデータ演算手段と、

前記送受信手段で得られたデータに基づき血流画像データを演算する血流画像演算手段と、

前記 B モードデータと前記血流画像データとを合成して超音波画像データを生成する画像合成手段と

を備え、

前記送受信方向制御手段は、前記血流画像を表示する範囲を超音波画像上の任意の音線を跨いで設定可能とする

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記送受信方向制御手段は、

前記血流画像を表示する範囲を設定する関心領域設定手段と、

前記関心領域設定手段で設定した関心領域の位置に基づき、前記血流画像データを演算するための送受信の音線アドレスを生成する音線アドレス生成手段と

を含み、

前記音線アドレス生成手段は、生成した前記音線アドレスが設定範囲を超える場合に、該音線アドレスが該設定範囲に収まるように補正を行う

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】

前記送受信方向制御手段は、

前記血流画像を表示する範囲を設定する関心領域設定手段と、

前記関心領域設定手段で設定した関心領域の位置に基づき、前記血流画像データを演算するための走査開始音線アドレスと走査終了音線アドレスとを算出する走査範囲算出手段と、

前記走査開始音線アドレスと前記走査終了音線アドレスとに基づき、前記血流画像データを演算するための送受信の音線アドレスを生成する音線アドレス生成手段と

を含み、

前記走査範囲算出手段は、前記走査開始音線アドレスと前記走査終了音線アドレスとを比較し、前記走査開始音線アドレスが前記走査終了音線アドレスよりも大きい場合に、前記走査開始音線アドレスと前記走査終了音線アドレスとの一方の値を補正し、

前記音線アドレス生成手段は、生成した前記音線アドレスが設定範囲を超える場合に、該音線アドレスが該設定範囲に収まるように補正を行う

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 4】

多数の振動素子を円環状に配設して 360 度のラジアル走査が可能な超音波振動子と、
超音波画像の回転量を設定する回転量設定手段と、

超音波の送受信の方向を制御する送受信方向制御手段と、

前記送受信方向制御手段によって定められた方向に超音波の送受信を行う送受信手段と

、
前記送受信手段で得られたデータに基づき B モードデータを演算する B モードデータ演算手段と、

前記送受信手段で得られたデータに基づき血流画像データを演算する血流画像演算手段と、

10

20

30

40

50

前記 B モード データ と前記 血流 画像 データ とを合成して超音波画像データを生成する画像合成手段と

を備え、

前記 送受信 方向 制御 手段 は、前記 回転 量 設定 手段 から出力される回転量に応じて前記超音波の送受信方向をシフトさせ、且つ前記血流画像を表示する範囲を前記超音波画像上の任意の音線を跨いで設定可能とする

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

前記 送受信 方向 制御 手段 は、

前記 血流 画像 を表示する範囲を設定する関心領域設定手段と、

10

前記 関心 領域 設定 手段 で設定した関心領域の位置及び前記回転量設定手段から出力される回転量に基づき、前記血流画像データを演算するための送受信の音線アドレスを生成する音線アドレス生成手段と

を含み、

前記 音線 アドレス 生成 手段 は、前記 回転 量 を音線アドレスに加算し、且つ生成した前記音線アドレスが設定範囲を超える場合に、該音線アドレスが該設定範囲に収まるように補正を行う

ことを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記 送受信 方向 制御 手段 は、

20

血流画像を表示する範囲を設定する関心領域設定手段と、

前記 関心 領域 設定 手段 で設定した関心領域の位置に基づき、前記血流画像データを演算するための走査開始音線アドレスと走査終了音線アドレスとを算出する走査範囲算出手段と、

前記 走査 開始 音線 アドレス と前記 走査 終了 音線 アドレス 及び前記回転量設定手段から出力される回転量とに基づき、前記血流画像データを演算するための送受信の音線アドレスを生成する音線アドレス生成手段と

を含み、

前記 走査 範囲 算出 手段 は、前記 走査 開始 音線 アドレス と前記 走査 終了 音線 アドレス とを比較し、前記 走査 開始 音線 アドレス が前記 走査 終了 音線 アドレス よりも大きい場合に、前記 走査 開始 音線 アドレス と前記 走査 終了 音線 アドレス との一方の値を補正し、

30

前記 音線 アドレス 生成 手段 は、前記 回転 量 を音線アドレスに加算し、且つ生成した前記音線アドレスが設定範囲を超える場合に、該音線アドレスが該設定範囲に収まるように補正を行う

ことを特徴とする請求項 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】

本発明は、被検体に対して360度のラジアル走査を行うことで超音波断層像を得る超音波診断装置に関する。

40

【背景技術】

【0002】

従来、超音波振動子から被検体に超音波を送信し、音響インピーダンスの違いによって生じる反射波を受信して得られた超音波信号から被検体の超音波断層像を得る超音波診断装置が広く普及している。

【0003】

この種の超音波診断装置を用い、検査者は被検体の近傍にて、被検体に超音波振動子を当てながら、超音波診断装置に付随した画像表示装置(モニタ)上の超音波断層像を観測して被検体の診断を行なう。

【0004】

50

一般に、超音波診断装置で採用する超音波振動子には、コンベックス型超音波振動子とラジアル型超音波振動子とがある。コンベックス型超音波振動子は、例えば特許文献（特公平6-13031号公報）に開示されている。

【0005】

図12に、上述した特許文献1に開示されているようなコンベックス型超音波振動子を用いて血流画像を表示する場合の表示例を示す。

【0006】

血流の背景となるBモードデータの表示可能な領域を、第1音線から最終音線までの領域とした場合、超音波診断装置の内部では、第1音線から始まり最終音線で終わる音線アドレスを順次生成し、音線アドレスの方向に超音波を順次送受信することでBモードデータを生成する。

10

【0007】

一方、血流画像を表示する音線を第M番目の音線から第N番目の音線までの領域に設定した場合、この領域内の音線アドレスを所定の順序で繰り返し生成しながら超音波の送受信を行い、所定の演算を行うことで血流情報を得るようにしている。そして、得られた超音波断層像と血流情報を合成処理してモニターに表示する。

【特許文献1】特公平6-13031号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

20

ところで、コンベックス型超音波振動子は、第1音線と最終音線とが扇型に開いているので、第1音線側と最終音線とは空間的に離れた位置関係にある。そのため、最終音線の走査が終了した後、第1音線が連続して走査されることはなく、血流画像を表示する音線の領域（M～N）は、必ず、第1音線側と最終音線との間に設定される。

【0009】

従って、例えば図13に示すように血流画像を表示する際に設定するROI（関心領域：Region Of Interest）が超音波画像の右端に位置する場合、すなわち、ROIの右端が第1音線と一致する場合は、ROIをこれ以上右へ移動することはできない。同様にROIが、図の一点鎖線で示すように、超音波画像の左端にある場合も、ROIをこれ以上左に移動することはできない。換言すれば、ROIは、第1音線から最終音線までの間でのみ設定可能と言うことになる。

30

【0010】

これに対し、ラジアル型超音波振動子を用いた超音波診断装置では、360度全周の超音波断層像を表示可能であるため、第1音線から最終音線まで走査すると、次は第1音線が連続して走査される、第1音線と最終音線とが空間的に連続する位置関係にある。

【0011】

そのため、図14に示すように血流画像を表示するROIの右端が第1音線と一致する場合においても、ROIを更に右方向の最終音線側に移動させたいという要望がある。

【0012】

しかし、従来の超音波診断装置では第1音線と最終音線とが空間的に離れた位置にあることを前提として超音波断層像を表示するような制御が行われているため、第1音線から最終音線側にROIを移動させると、音線アドレスが連続せず、ROIの設定にエラーが生じる問題がある。

40

【0013】

更に、ROIを第1音線と最終音線との間を通過させることができないため、超音波画像の回転操作をする際の回転範囲にも制約が生じ、良好な操作性を得ることができない問題がある。

【0014】

本発明は、上記事情に鑑み、血流画像を表示する場合における関心画像（ROI）の移動、及び画像回転を行う際の操作性を向上させ、取扱性の良い超音波診断装置を提供する

50

ことを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0015】

上記目的を達成するため本発明による第1の超音波診断装置は、多数の振動素子を円環状に配設して360度のラジアル走査が可能な超音波振動子と、超音波の送受信の方向を制御する送受信方向制御手段と、前記送受信方向制御手段によって定められた方向に超音波の送受信を行う送受信手段と、前記送受信手段で得られたデータに基づきBモードデータを演算するBモードデータ演算手段と、前記送受信手段で得られたデータに基づき血流画像データを演算する血流画像演算手段と、前記Bモードデータと前記血流画像データとを合成して超音波画像データを生成する画像合成手段とを備え、前記送受信方向制御手段は、前記血流画像を表示する範囲を超音波画像上の任意の音線を跨いで設定可能とすることを特徴とする。 10

【0016】

本発明による第2の超音波診断装置は、多数の振動素子を円環状に配設して360度のラジアル走査が可能な超音波振動子と、超音波画像の回転量を設定する回転量設定手段と、超音波の送受信の方向を制御する送受信方向制御手段と、前記送受信方向制御手段によって定められた方向に超音波の送受信を行う送受信手段と、前記送受信手段で得られたデータに基づきBモードデータを演算するBモードデータ演算手段と、前記送受信手段で得られたデータに基づき血流画像データを演算する血流画像演算手段と、前記Bモードデータと前記血流画像データとを合成して超音波画像データを生成する画像合成手段とを備え、前記送受信方向制御手段は、前記回転量設定手段から出力される回転量に応じて前記超音波の送受信方向をシフトさせ、且つ前記血流画像を表示する範囲を前記超音波画像上の任意の音線を跨いで設定可能とすることを特徴とする。 20

【発明の効果】

【0017】

本発明によれば、血流画像を表示する場合における関心領域（ROI）の移動、及び画像回転の操作性が向上し、良好な取扱性を得ることができる。

【0018】

又、360度の血流画像を表示する際に、ROIが走査終了音線から走査開始音線側へ跨いで設定された場合であっても音線アドレスを連続に生成することができるため、ROIの位置設定の操作性が向上する。更に、血流画像を表示させながら超音波画像の回転操作を行うに際し、回転量の制限をなくすことができ、良好な操作性を得ることができる。 30

【発明を実施するための最良の形態】

【0019】

以下、図面に基づいて本発明の一形態を説明する。

【0020】

[第1形態]

図1～図7を用いて本発明の第1形態を説明する。図1は超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【0021】

超音波診断装置1は、超音波による検査を行う電子ラジアル走査式超音波内視鏡（以下、単に「超音波内視鏡」と称する）2と、この超音波内視鏡2に接続される超音波観測装置3Aと、この超音波観測装置3Aに接続されて超音波画像を表示するモニター4とを備えている。 40

【0022】

超音波内視鏡2は体腔内に挿入される細長の挿入部5を有し、この挿入部5の先端側に超音波振動子6が配設されている。この超音波振動子6は、多数の振動素子6aを円環状に配設したアレイ振動子で構成されている。

【0023】

超音波振動子6は、例えば100～300個程度（本形態では約200個）の振動素子 50

6 a が、それぞれの超音波の送受信面を外周側として円筒状に配置されている。超音波振動子 6 は、超音波内視鏡 2 の先端において挿入軸に垂直な断面に超音波ビームを回転させることで電子ラジアル走査を行い、360度のラジアル超音波画像を取得する。尚、本形態による超音波振動子 6 は、診断装置として適用できるものであれば、超音波内視鏡 2 以外のものに使用できることは云うまでもない。

【0024】

一方、超音波観測装置 3 A には、送受信手段としての送受信回路 11、Bモードデータ演算手段としてのBモードデータ演算部 12、血流画像演算手段としてのカラーデータ演算部 13、画像合成手段としての画像合成部 14、音線アドレス生成手段としての音線アドレス制御部 15、素子選択回路 16、音線アドレス変換回路 17、ROI（関心領域）設定手段 18、走査範囲算出手段としての走査範囲算出回路 19が備えられている。尚、音線アドレス制御部 15、音線アドレス変換回路 17、関心領域（ROI）設定手段 18、走査範囲算出回路 19で送受信方向制御手段が構成されている。 10

【0025】

送受信回路 11は、超音波振動子 6を構成する各振動素子 6 aを駆動するための電気信号を生成する。因みに、本形態による送受信回路 11は、内部に64チャンネルの送信回路を有しており、従って、同時に64個の振動素子 6 aを駆動することができる。

【0026】

送受信回路 11で生成された送信用の電気信号は、超音波振動子 6を構成する各振動素子 6 aで超音波に変換され、図示しない被検体に送波される。そして、被検体で反射した超音波信号が、各振動素子 6 aで再び電気信号に変換され、送受信回路 11に入力される。送受信回路 11は、内部に64チャンネルの受信回路を有しており、各受信回路にて超音波を収束するように各振動素子 6 aからの受信信号を整相加算する。 20

【0027】

ROI設定手段 18は、外部から操作可能なトラックボールや押しボタンスイッチ等の操作スイッチ類を有しており、操作者が血流画像を表示する際に、この操作スイッチ類を操作することで、ROIの位置及び大きさを任意に設定することができる。

【0028】

走査範囲算出回路 19は、操作者の操作によって設定したROIの位置及び大きさに基づいて走査開始音線及び走査終了音線を算出し、それらを音線アドレス制御部 15へ出力する。 30

【0029】

音線アドレス制御部 15及び音線アドレス変換回路 17は、超音波を送受信する方向を示す音線アドレス A_B 、 A_C を生成する。尚、この音線アドレス制御部 15及び音線アドレス変換回路 17で行われる音線アドレス A_B 、 A_C の生成処理については後述する。

【0030】

素子選択回路 16は、内部にマルチプレクサ回路を有し、このマルチプレクサ回路により超音波の送受信を行うための振動素子 6 aが選択される。すなわち、素子選択回路 16では、音線アドレス変換回路 17から出力される音線アドレス A_B 、 A_C の方向を中心として、隣り合う64個の振動素子 6 aを選択するように切り替える。この切り替わりにより音線アドレス A_B 、 A_C の方向に超音波の送受信が行われる。 40

【0031】

又、送受信回路 11で整相加算された信号は、そのデータの種別に応じて、Bモードデータ演算部 12、或いはカラーデータ演算部 13へ出力される。

【0032】

Bモードデータ演算部 12では、入力された信号に対して、バンドパスフィルタ処理、Log圧縮、検波、ゲイン調整、コントラスト調整など、Bモードデータを生成するための処理を行う。一方、カラーデータ演算部 13は、入力された信号に基づいて血流に関するカラーデータを生成する。

【0033】

図 2 にカラーデータ演算部 13 の詳細ブロック図を示す。同図に示すように、カラーデータ演算部 13 は、複素信号化回路 131、MTI フィルタ 132、自己相関回路 133、血流情報演算部 134、しきい値処理回路 135 で構成されている。

【0034】

複素信号化回路 131 は、ヒルベルト変換フィルタを有しており、このヒルベルト変換フィルタにて、入力された信号の位相を 90 度シフトした信号に生成する。ヒルベルト変換フィルタは、例えば所定のフィルタ係数を有するデジタル FIR (Finite Impulse Response) フィルタで実現することができる。勿論、ヒルベルト変換フィルタに代えて、所定の周波数を有する参照信号の乗算後に、ローパスフィルタ処理を行う、いわゆる直交検波処理を行うようにしても良い。

10

【0035】

MTI フィルタ 132 は、血流以外の組織からのゆっくりとしたドプラ信号を除去するためのハイパスフィルタであり、例えばデジタル FIR フィルタで構成されている。この場合のフィルタ係数は、図示しない外部入力部から任意に設定することができるものとする。

【0036】

自己相関回路 133 は、複素信号化回路 131 で得られた複素信号の自己相関演算を行い、自己相関演算の結果を血流情報演算部 134 へ出力する。血流情報演算部 134 は、入力された自己相関の結果に基づき血流の速度及び血流のパワーを演算する。

【0037】

20

しきい値処理回路 135 は、血流以外の不要な信号を血流画像上に表示させないためのしきい値処理を行う。換言すれば、血流情報演算部 134 から入力された血流の速度データ及びパワーデータが血流信号であるか否かの判断を行う。

【0038】

すなわち、血流の速度データは、速度に関する予め設定したしきい値 V_{th} と比較する。一方、血流のパワーデータは、予め設定したしきい値 P_{th} と比較する。そして、血流の速度データがしきい値 V_{th} より大きい場合 (速度データ $> V_{th}$)、血流信号であると判断し、又、速度データがしきい値 V_{th} より遅い場合 (速度データ $< V_{th}$)、血流信号でないと判断し、速度データを 0 に置き換える。

【0039】

30

又、血流のパワーデータがしきい値 P_{th} より大きい場合 (パワーデータ $> P_{th}$)、血流信号であると判断し、又、パワーデータが P_{th} より小さい場合 (パワーデータ $< P_{th}$)、ノイズと判断してパワーデータを 0 に置き換える。

【0040】

一方、図 1 に示す超音波観測装置 3A を構成する画像合成部 14 は、B モードデータ演算部 12 で生成された B モードデータと、カラーデータ演算部 13 で生成された血流に関するカラーデータとを合成して超音波画像データを生成する。尚、カラーデータは、血流の速度データ或いは血流のパワーデータ、若しくはその両者を所定のカラーに割り当てたデータである。ところで、血流のパワーデータに関しては、平方根、或いは Log 関数などの関数を用いて、広いダイナミックレンジの信号を狭いレンジの値に圧縮する処理を加えた後に、カラーデータに変換することが望ましい。

40

【0041】

画像合成部 14 は、同一の画像ピクセル上に B モードデータとカラーデータとが重なる場合、カラーデータが 0 の場合は B モードデータを上書きし、カラーデータが 0 以外の場合はカラーデータを上書きすることで超音波画像データを生成する。そして、画像合成部 14 で合成された超音波画像データがモニター 4 に表示される。

【0042】

次に、走査範囲算出回路 19 及び音線アドレス制御部 15 で行われる処理について説明する。音線アドレス制御部 15 は、B モードデータを取得するための送受信の音線アドレス A_B とカラーデータを取得するための音線アドレス A_C とを生成する。

50

【 0 0 4 3 】

先ず、音線アドレス A_B の生成方法について説明する。例えば、図 3 に一点鎖線で示すような超音波画像を取得しようとした場合、B モードデータを取得するための音線アドレス A_B は、図 4 に示す音線アドレス生成ルーチンに従って求める。尚、本形態では、1 フレーム (3 6 0 度) の超音波画像は K 本の音線で構成されているものとする。

【 0 0 4 4 】

すなわち、このルーチンでは、先ず、ステップ S 1 で音線アドレス A_B に 1 を代入し ($A_B = 1$)、続くステップ S 2 で、ステップ S 1 で生成した音線アドレス A_B ($= 1$) の超音波を送受信する。

【 0 0 4 5 】

次いで、ステップ S 3 へ進み、音線アドレス A_B をインクリメントし ($A_B = A_B + 1$)、次番目の音線アドレス A_B を生成し、ステップ S 4 へ進み、音線アドレス A_B が、1 フレームの超音波画像の最終音線アドレス K (設定値) に達したか否かを調べ、 $A_B = K$ のときは、ステップ S 2 へ戻り、ステップ S 3 で生成した音線アドレス A_B の超音波を送受信する。一方、 $A_B > K$ に達したときは、1 フレームの超音波画像を構成する音線数 (K 本) に達したので、今回のルーチンを終了する。

【 0 0 4 6 】

このように、本ルーチンでは、音線アドレス A_B が、1 フレームの超音波画像を構成する音線数 (K 本) に達したときは、超音波の送受信が終了されるので、無理にあり得ない音線方向を指示することが無く、良好な走査性を得ることができる。

【 0 0 4 7 】

一方、ROI 設定手段 1 8 を操作して、1 フレームの超音波画像中の ROI (関心領域) を、図 3 に太枠で示すように第 M 番目の音線アドレス M から始まり第 N 番目の音線アドレス N で終わるように設定すると、走査範囲算出回路 1 9 において、第 M 番目の音線アドレス M と第 N 番目の音線アドレス N とに基づき走査開始音線アドレス A_{cs} と走査終了音線アドレス A_{ce} とを設定し、この走査開始音線アドレス A_{cs} と走査終了音線アドレス A_{ce} とで、音線アドレス制御部 1 5 で生成するカラーデータを取得するための音線アドレス A_c の走査範囲を設定する。

【 0 0 4 8 】

走査範囲算出回路 1 9 にて実行する音線アドレス A_c の走査範囲の設定は、具体的には、図 5 に示す走査範囲設定ルーチンに従って処理される。

【 0 0 4 9 】

このルーチンでは、先ず、ステップ S 1 1 で、走査終了を示す第 N 番目の音線アドレス N と走査開始を示す第 M 番目の音線アドレス M とを比較し、 $N > M$ の場合、ステップ S 1 2 へ進み、走査開始音線アドレス A_{cs} に第 M 番目の音線アドレス M を代入し ($A_{cs} = M$)、又、走査終了音線アドレス A_{ce} に第 N 番目の音線アドレス N を代入して ($A_{ce} = N$)、ルーチンを終了する。

【 0 0 5 0 】

一方、ステップ S 1 で、 $N < M$ と判定された場合 (尚、 $N = M$ の場合は、モニター 4 にエラー表示するか、ルーチンを直ちに終了する)、ステップ S 1 3 へ分岐し、走査開始音線アドレス A_{cs} に第 M 番目の音線アドレス M を代入し ($A_{cs} = M$)、又、走査終了音線アドレス A_{ce} に、第 N 番目の音線アドレス N に超音波画像の音線数である K を加算した値を代入し ($A_{ce} = N + K$)、ルーチンを終了する。

【 0 0 5 1 】

尚、音線アドレス A_c の走査範囲は、図 6 に示す走査範囲設定ルーチンに従って設定しても良い。すなわち、このルーチンでは、先ず、ステップ S 2 1 , S 2 2 で、上述したステップ S 1 1 , S 1 2 と同様、走査終了を示す第 N 番目の音線アドレス N と走査開始を示す第 M 番目の音線のアドレス M とが、 $N > M$ の場合、走査開始音線アドレス A_{cs} に第 M 番目の音線のアドレス M を代入すると共に ($A_{cs} = M$)、走査終了音線アドレス A_{ce} に第 N 番目の音線アドレス N を代入して ($A_{ce} = N$)、ルーチンを終了する。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 2 】

又、ステップ S 2 1 で、 $N < M$ と判定されて、ステップ S 2 3 へ分岐すると、走査開始音線アドレス A_{cs} に、第 M 番目の音線アドレス M から超音波画像の音線数である K を減算した値を代入し ($A_{cs} = M - K$)、又、走査終了音線アドレス A_{ce} に、第 N 番目の音線アドレス N を代入し ($A_{ce} = N$)、ルーチンを終了する。

【 0 0 5 3 】

このように、走査範囲算出回路 1 9 では、走査終了音線アドレス A_{ce} が走査開始音線アドレス A_{cs} よりも必ず大きい値を示すように設定されるため、例えば、図 3 に示すように、ROI (関心領域) が第 1 音線アドレスと最終音線アドレス K とを跨いで設定した場合であっても、第 M 番目の音線から始まり第 N 番目の音線で終わる ROI の音線アドレス A_c を連続的に発生させることができる。従って、ROI の移動に制限を設ける必要がなくなる。

10

【 0 0 5 4 】

走査範囲算出回路 1 9 で設定した走査終了音線アドレス A_{ce} と走査開始音線アドレス A_{cs} とは、音線アドレス制御部 1 5 において、カラーデータを取得するための音線アドレス A_c を設定する際に読込まれる。

【 0 0 5 5 】

音線アドレス制御部 1 5 にて実行するカラーデータを取得するための音線アドレス A_c の生成は、具体的には、図 7 に示すカラーデータ用音線アドレス生成ルーチンに従って処理される。

20

【 0 0 5 6 】

このルーチンでは、先ず、ステップ S 3 1 で、音線アドレス A_c に走査開始音線アドレス A_{cs} を代入し ($A_c = A_{cs}$)、音線アドレス A_c を初期設定する。次いで、ステップ S 3 2 へ進み、変数 P に 1 を代入し ($P = 1$)、ステップ S 3 3 へ進む。変数 P は同一方向へ繰り返し送受信を行う回数をカウントするものである。

【 0 0 5 7 】

そして、ステップ S 3 3 へ進むと、ステップ S 3 1 で生成した音線アドレス A_c ($= A_{cs}$) の超音波を送受信する。

【 0 0 5 8 】

次いで、ステップ S 3 4 へ進み、変数 P をインクリメントした後 ($P = P + 1$)、ステップ S 3 5 へ進み、変数 P と繰り返し送受信回数 P_c とを比較する。この繰り返し送受信回数 P_c は、超音波を同一方向へ繰り返し送受信することで、同一音線アドレス A_c の血流情報を取得するために設定される回数であり、血流情報の取得状況など応じて、任意の回数に設定する。

30

【 0 0 5 9 】

そして、 $P < P_c$ の変数 P が繰り返し送受信回数 P_c に達していないときは、ステップ S 3 3 へ戻り、同一音線アドレス A_c の超音波を送受信する。一方、 $P > P_c$ の変数 P が繰り返し送受信回数 P_c に達したときは、所定に血流情報が取得されたと判断し、ステップ S 3 6 へ進む。

【 0 0 6 0 】

ステップ S 3 6 では、音線アドレス A_c をインクリメントし ($A_c = A_c + 1$)、続く、ステップ S 3 7 で、音線アドレス A_c と走査終了音線アドレス A_{ce} とを比較する。そして、 $A_c > A_{ce}$ の音線アドレス A_c が走査終了音線アドレス A_{ce} に達していないときは、ステップ S 3 2 へ戻り、次番目の音線アドレスの超音波を送受信する。

40

【 0 0 6 1 】

一方、ステップ S 3 7 で、 $A_c > A_{ce}$ の音線アドレス A_c が走査終了音線アドレス A_{ce} に達したときは、ROI の終端に達したと判断し、ルーチンを終了する。

【 0 0 6 2 】

そして、音線アドレス変換回路 1 7 において、音線アドレス制御部 1 5 で生成した音線アドレス A_B 、 A_c が、予め設定されている範囲に収まるように、その値を変換する。す

50

なわち、例えば、360度のラジアル画像（超音波画像）がK本の音線で構成されている場合、音線アドレス A_B 、 A_C の生成し得る範囲は、1～Kまでの整数である。

【0063】

音線アドレス変換回路17は、入力される音線アドレス A_B 、 A_C の値が、Kを超えている場合、この音線アドレス A_B 、 A_C からKを減算した値を、素子選択回路16へ出力する。一方、音線アドレス変換回路17に入力される音線アドレス A_B 、 A_C の値が、1よりも小さい場合、この音線アドレス A_B 、 A_C にKを加算して、素子選択回路16へ出力する。

【0064】

その結果、音線アドレス変換回路17から素子選択回路16へ出力される音線アドレス A_B 、 A_C は、必ず1～Kの間の整数となる。そのため、物理的にあり得ない音線方向を指示することがない。

10

【0065】

このように、本形態によれば、ROI（関心領域）が第1音線アドレスと最終音線アドレスKとを跨いで設定した場合であっても、音線アドレス A_C を連続的に発生させることができる。そのため、ROIの移動に制限をかける必要がなくなり、良好な操作性を得ることができる。尚、カラーデータを取得するための音線アドレス A_C は、図7に示すカラーデータ用音線アドレス生成ルーチンで生成する以外に、例えば、特公平6-13031号公報に記載されている方法を用いて生成しても良い。

【0066】

更に、Bモードデータを取得するための音線アドレス A_B の生成とカラーデータを生成するための音線アドレス A_C との生成を混合し、Bモードデータとカラーデータとを音線単位で交互に取得するようにしても良い。

20

【0067】

又、音線アドレス A_B 、 A_C を生成するに際しては、直前の音線アドレス A_B 、 A_C をインクリメントしながら超音波を順番に送受信させる以外に、例えば、最終音線アドレスKから音線アドレス A_B 、 A_C を生成し、順次デクリメントしながら超音波を順番に送受信させるようにしても良い。

【0068】

[第2形態]

図8、図9に本発明の第2形態を示す。図8は超音波診断装置の構成を示すブロック図である。尚、図8において、図1と同じ構成部分については、同一の符号を付して説明を省略する。

30

【0069】

本形態による超音波観測装置3Bは、第1形態の超音波観測装置3Aに、超音波画像を回転させて、所望の角度で表示させることができる回転量設定手段42を設けたものである。

【0070】

すなわち、回転量設定手段42は、ロータリースイッチ或いは押しボタンスイッチ等の操作スイッチで構成されている。操作者が超音波画像を所望の角度に回転させようとして、操作スイッチを操作すると、操作スイッチからON信号が検出されるたびに、予め設定されているステップで回転量R（音線数R本）が出力される。一般に、360度のラジアル画像がK本の音線で構成されている場合、この音線の本数KをL段に分割し、操作者が、K/L本の音線単位で画像を回転させることができるようにする。この場合、Lの値は、K/Lが整数値になるように設定するのが望ましい。又、回転量Rは、-K～Kの範囲の値に設定する。

40

【0071】

本形態による送受信方向制御手段を構成する音線アドレス制御部41は、回転量設定手段42から出力される回転量Rに基づき、音線アドレス A_B 、 A_C のシフトを行う。

【0072】

50

すなわち、音線アドレス制御部 4 1 では、回転量 R が入力された場合、B モードデータを取得するための音線アドレス A_B 及びカラーデータを取得するための音線アドレス A_C を、この各音線アドレス A_B , A_C に回転量 R を加算した値で設定する ($A_B = A_B + R$, $A_C = A_C + R$)。従って、音線アドレス A_B に関しては、1、2、3、... の代わりに $R + 1$, $R + 2$, $R + 3$... という音線アドレス A_B が順に生成される。又、音線アドレス A_C に関しても同様に、回転量 R を加算した音線アドレス A_C ($= A_C + R$) が生成される。

【0073】

音線アドレス制御部 4 1 で生成された音線アドレス A_B , A_C は、第 1 形態と同様、音線アドレス変換回路 1 7 で設定範囲内の音線アドレス A_B , A_C に変換されて素子選択回路 1 6 へ出力される。従って、音線アドレス変換回路 1 7 から出力される音線アドレス A_B , A_C は、必ず 1 ~ K の間の整数となる。そのため、物理的にあり得ない音線方向を指示することがない。

10

【0074】

一方、画像表示手段としての画像合成部 4 3 は、B モードデータ演算部 1 2 で生成された B モードデータと、カラーデータ演算部 1 3 で生成されたカラーデータとを合成して超音波画像データを生成し、図 9 に示すように、音線アドレス $R + 1$ のデータを 1 2 時方向に書き出す。従って、超音波画像は音線 R 本分だけ回転した画像として表示される。

【0075】

このように、本形態によれば、血流画像を表示している状態で、流血画像の回転操作を行った場合であっても、設定範囲内の音線アドレスを連続的に発生させることができる。加えて、ROI が第 1 音線アドレスと最終音線アドレス K を跨いで設定した場合であっても、設定範囲内の音線アドレス A_C を連続的に発生させることができる。そのため、回転操作時の回転量に制限をかける必要がなく、良好な操作性を得ることができる。

20

【0076】

尚、本形態では、超音波画像は回転するが ROI の位置は見かけ上変わらないので、超音波画像と ROI の位置関係が相対的に回転するように作用する。これに対し、超音波画像に ROI を同期させて回転させるようにしても良い。ROI の位置を超音波画像と同量だけ回転させる場合には、B モードデータを取得するための音線アドレス A_B にのみ回転量 R を加算し、カラーデータを取得するための音線アドレス A_C には回転量 R を加算しない構成とすればよい。

30

【0077】

[第 3 形態]

図 1 0、図 1 1 に本発明の第 3 形態を示す。図 1 0 は超音波診断装置の構成を示すブロック図である。尚、図 1 0 において、図 8 と同じ構成部分については、同一の符号を付して説明を省略する。

【0078】

本形態による超音波観測装置 3 C は、第 2 形態の超音波観測装置 3 A から走査範囲算出回路 1 9 を除いた構成となっている。

【0079】

本形態による送受信方向制御手段を構成する音線アドレス制御部 5 1 は、B モードデータを取得するための音線アドレス A_B を、第 1 形態の図 4 に示す音線アドレス生成ルーチンに従って求める。尚、本形態では、1 フレームの超音波画像を構成する音線を K 本としている。

40

【0080】

一方、ROI が第 M 番目の音線から始まり第 N 番目の音線で終わるように設定されている場合、音線アドレス制御部 5 1 は、カラーデータを取得するための音線アドレス A_C を、図 1 1 に示すカラーデータ用音線アドレス生成ルーチンで生成する。

【0081】

このルーチンでは、先ず、ステップ S 4 1 で、音線アドレス A_C に走査開始音線を示す

50

第M番目の音線アドレスMを代入し($A_c = M$)、音線アドレス A_c を初期設定する。次いで、ステップS42へ進み、変数Pに1を代入し($P = 1$)、ステップS43へ進む。変数Pは同一方向へ繰り返し送受信を行う回数をカウントするものである。

【0082】

その後、ステップS43へ進むと、ステップS41で生成した音線アドレス A_c ($= M$)の超音波を送受信する。

【0083】

次いで、ステップS44へ進み、変数Pをインクリメントした後($P = P + 1$)、ステップS45へ進み、変数Pと繰り返し送受信回数 P_c とを比較する。この繰り返し送受信回数 P_c は、超音波を同一方向へ繰り返し送受信することで、同一音線アドレス A_c の血流情報を取得するために設定される回数であり、血流情報の取得状況などに応じて、任意の回数に設定する。

10

【0084】

そして、 $P < P_c$ の変数Pが繰り返し送受信回数 P_c に達していないときは、ステップS43へ戻り、同一音線アドレス A_c の超音波を送受信する。一方、 $P > P_c$ の変数Pが繰り返し送受信回数 P_c に達したときは、所定に血流情報が取得されたと判断し、ステップS46へ進む。

【0085】

ステップS46では、音線アドレス A_c をインクリメントし($A_c = A_c + 1$)、続く、ステップS47で、音線アドレス A_c と最終音線アドレスKとを比較する。そして、 $A_c < K$ の音線アドレス A_c が最終音線アドレスKに達していないときは、ステップS49へジャンプし、又、 $A_c > K$ の音線アドレス A_c が最終音線アドレスKを越えたときは、音線アドレス A_c に1を代入する($A_c = 1$)。

20

【0086】

そして、ステップS47或いはS48からステップS49へ進むと、音線アドレス A_c が、走査終了音線を示す第N番目の音線アドレスNに1を加算した値と等しいか否かを調べる。そして、 $A_c < N + 1$ のときは、ステップS42へ戻り、次番目の音線アドレスの超音波を送受信する。一方、 $A_c = N + 1$ のとき、すなわち、音線アドレス A_c が走査終了を示す第N番目の音線アドレスNを越えたときは、ルーチンを終了する。

【0087】

30

すなわち、本形態では、音線アドレス A_c が1フレームの超音波画像の最終音線アドレスKを超えたとき、この音線アドレス A_c を1にセットし(S48)、その後、音線アドレス A_c がN+1と等しくなるまで加算され(S46)、音線アドレス A_c がN+1に達したとき、終了する。

【0088】

従って、図3に太枠で示すように、ROIの走査開始音線を示す第M番目の音線アドレスMと走査終了音線を示す第N番目の音線アドレスNとが、最終音線アドレスKを跨いで設定されていたとしても、音線アドレス A_c を連続的に発生させることができるため、ROIの移動に制限をかける必要がなくなる。

【0089】

40

勿論、走査開始音線を示す第M番目の音線アドレスMと走査終了音線とを示す第N番目の音線アドレスNとが、最終音線アドレスKを跨がず、1~Kの間に設定されている場合は、ステップS47では必ず $A_c < K$ となってステップS49へ進むことになる。そして、ステップS49で、音線アドレス A_c がN+1に達していれば、ルーチンが終了する。従って、この場合も音線アドレス A_c を連続的に発生させることができる。

【図面の簡単な説明】

【0090】

【図1】第1形態による超音波診断装置の構成を示すブロック図

【図2】同、カラーデータ演算部の詳細ブロック図

【図3】同、超音波画像の表示状態を示す説明図

50

【図 4】同、音線アドレス生成ルーチンを示すフローチャート

【図 5】同、走査範囲設定ルーチンを示すフローチャート

【図 6】同、別の態様による走査範囲設定ルーチンを示すフローチャート

【図 7】同、カラーデータ用音線アドレス生成ルーチンをしめすフローチャート

【図 8】第 2 形態による超音波診断装置の構成を示すブロック図

【図 9】同、超音波画像の表示状態を示す説明図

【図 10】第 3 形態による超音波診断装置の構成を示すブロック図

【図 11】同、カラーデータ用音線アドレス生成ルーチンを示すフローチャート

【図 12】従来のコンベックス型超音波振動子を用いた超音波画像の表示例を示す説明図

【図 13】図 12 で設定した超音波画像の R O I (関心領域) を移動させた場合の表示例を示す説明図 10

【図 14】従来のラジアル型超音波振動子を用いた超音波画像の表示例を示す説明図

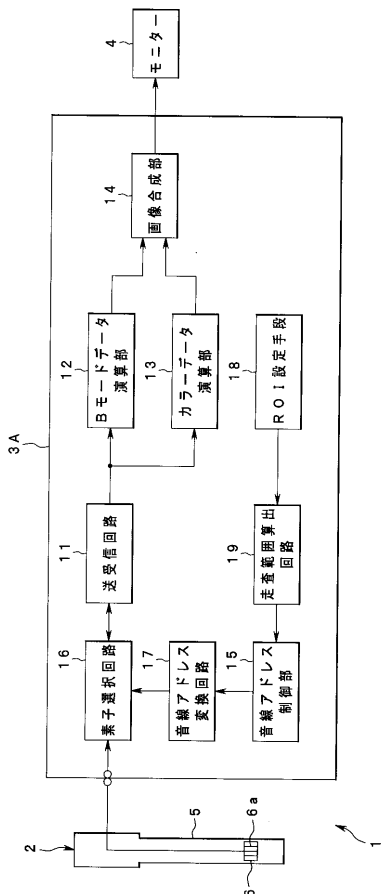
【符号の説明】

【 0 0 9 1 】

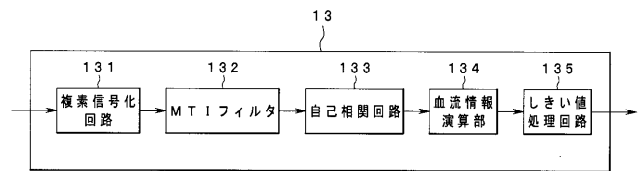
1 ... 超音波診断装置、3 A , 3 B , 3 C ... 超音波観測装置、6 ... 超音波振動子、6 a ... 振動素子、11 ... 送受信回路、12 ... モードデータ演算部、13 ... カラーデータ演算部、14 ... 画像合成部、15 , 41 , 51 ... 音線アドレス制御部、16 ... 素子選択回路、17 ... 音線アドレス変換回路、18 ... R O I 設定手段、19 ... 走査範囲算出回路、42 ... 回転量設定手段、43 ... 画像合成部、A_B , A_C ... 音線アドレス、A_{Ce} ... 走査終了音線アドレス、A_{Cs} ... 走査開始音線アドレス A、K ... 最終音線アドレス 20

代理人 弁理士 伊 藤 進

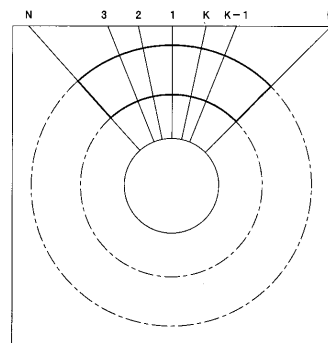
【図 1】



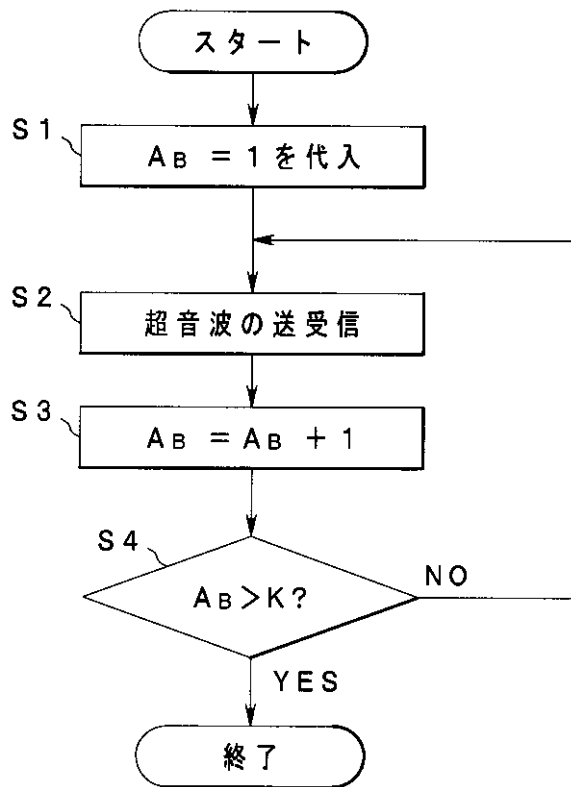
【図 2】



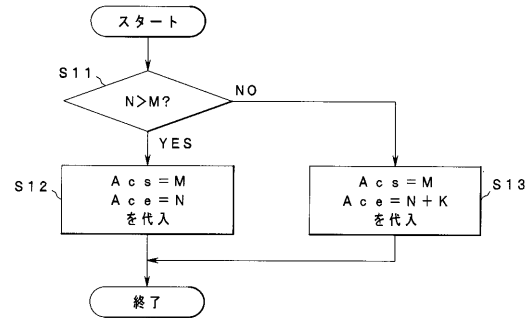
【図 3】



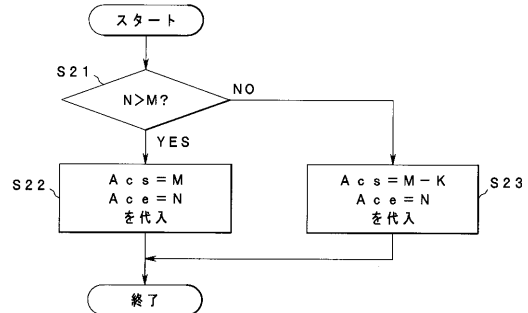
【図 4】



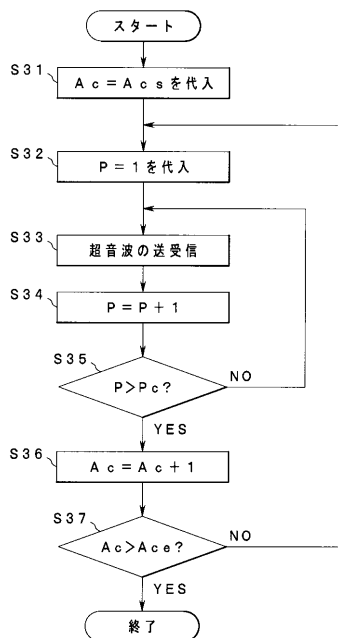
【図 5】



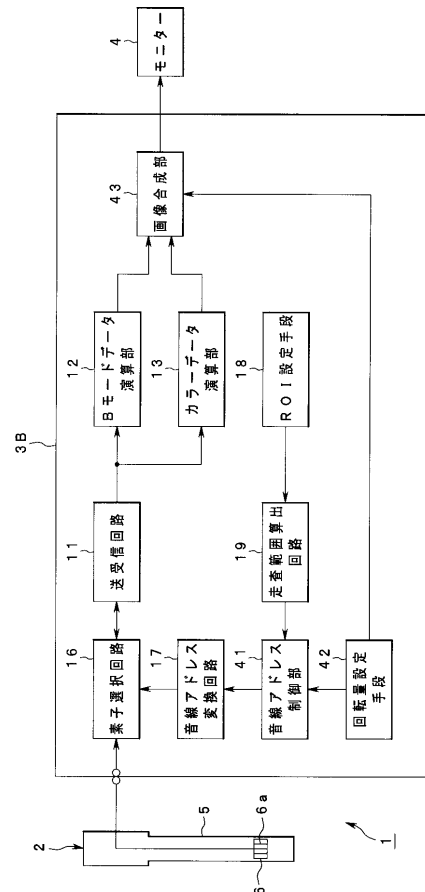
【図 6】



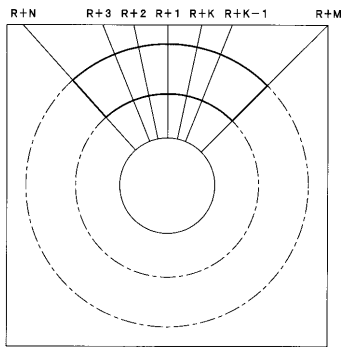
【図 7】



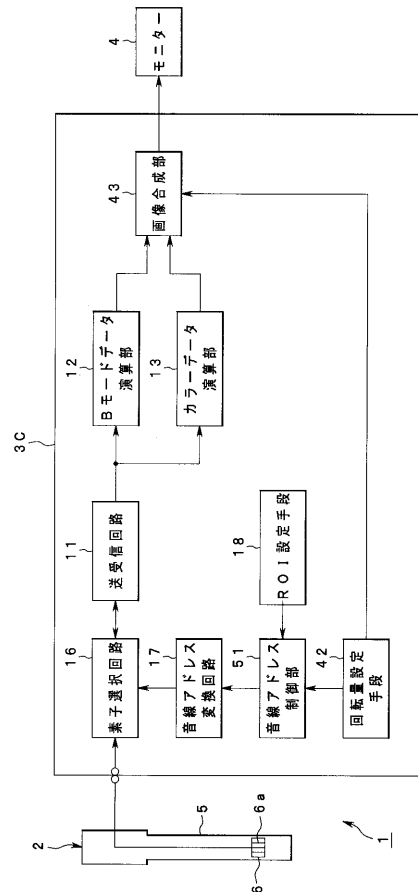
【図 8】



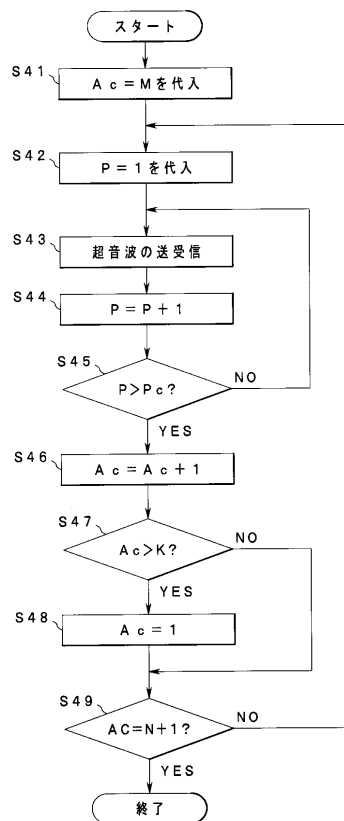
【 図 9 】



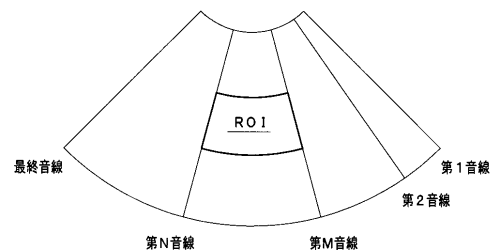
【 図 1 0 】



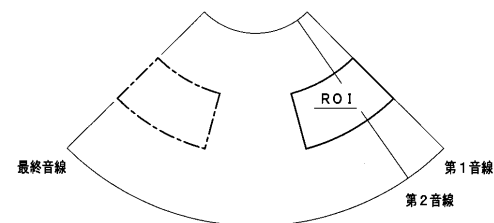
【 図 1 1 】



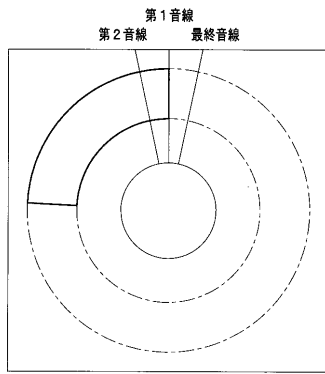
【 図 1 2 】



【 図 1 3 】



【 図 1 4 】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2006149582A	公开(公告)日	2006-06-15
申请号	JP2004343139	申请日	2004-11-26
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	オリンパスメディカルシステムズ株式会社		
[标]发明人	宮木 浩仲		
发明人	宮木 浩仲		
IPC分类号	A61B8/12		
FI分类号	A61B8/12 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/BB24 4C601/DD03 4C601/DE03 4C601/DE04 4C601/EE11 4C601/FE03 4C601/FE04 4C601/GB05 4C601/JC37		
代理人(译)	伊藤 进		
其他公开文献	JP4041119B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：在显示血流图像时增强ROI的移动和图像旋转的可操作性。解决方案：超声波诊断装置具有超声波振荡器6，其执行径向扫描，环形地布置大量振荡元件6a，发送和接收方向控制装置15,17至19，控制超声波的发送和接收方向，收发器电路在接收方向控制装置15,17至19确定的方向上发送和接收超声波，B模式数据计算部分12根据在收发器电路11中获得的数据计算B模式数据，颜色数据计算部分图13是基于在收发器电路11中获取的数据计算血流图像数据，以及图像组合部分14通过组合B模式数据和血流图像数据产生超声图像数据的方法，接收方向控制装置15,17到图19的实施例可以设定在超声波im上跨越可选声线显示血流图像的范围年龄。Z

