

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4041119号
(P4041119)

(45) 発行日 平成20年1月30日(2008.1.30)

(24) 登録日 平成19年11月16日(2007.11.16)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 8/12 (2006.01) A 6 1 B 8/12

請求項の数 5 (全 16 頁)

<p>(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) (65) 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) 審査請求日 平成16年12月6日(2004.12.6)</p>	<p>(73) 特許権者 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 審査官 川上 則明</p>
---	---

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】

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設定すると共に該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な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一端の方向を走査開始音線アドレスに設定し、他端の方向を走査終了音線アドレスに設定した後、該両音線アドレスを比較し、該走査終了音線アドレスが該走査開始音線アドレスよりも小さい場合、1フレームの超音波画像を表す音線数を前記走査終了音線アドレスに加算して該走査終了音線アドレスとして設

定し、或いは1フレームの超音波画像を表す音線数を前記走査開始音線アドレスから減算して該走査開始音線アドレスとして設定する走査範囲算出手段とを有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。

10

【請求項3】

超音波画像の回転量を設定する回転量設定手段を更に備え、

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】

前記送受信方向制御手段は、

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3に記載の超音波診断装置。

20

【請求項5】

前記音線アドレス生成手段は、前記血流画像データの走査開始音線アドレスを前記Bモードデータの走査開始音線アドレスとは独立に設定可能である

ことを特徴とする請求項1～4の何れか1項に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

30

【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。

【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。

40

【0004】

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】

50

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。

【 0 0 0 7 】

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 - 1 3 0 3 1 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 8 】

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。

【 0 0 0 9 】

従って、例えば図 1 3 に示すように血流画像を表示する際に設定する R O I (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、R O I の右端が第 1 音線と一致する場合は、R O I をこれ以上右へ移動することはできない。同様に R O I 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、R O I をそれ以上左に移動することはできない。換言すれば、R O I 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。

【 0 0 1 0 】

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。

【 0 0 1 1 】

そのため、図 1 4 に示すように血流画像を表示する R O I の右端が第 1 音線と一致する場合においても、R O I 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。

【 0 0 1 2 】

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 R O I を移動させると、音線アドレスが連続せず、R O I の設定にエラーが生じる問題がある。

【 0 0 1 3 】

更に、R O I 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。

【 0 0 1 4 】

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 (R O I) 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ことを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 5 】

上記目的を達成するため本発明による超音波診断装置は、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

10

20

30

40

50

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設定すると共に該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な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一端の方向を走査開始音線アドレスに設定し、他端の方向を走査終了音線アドレスに設定した後、該両音線アドレスを比較し、該走査終了音線アドレスが該走査開始音線アドレスよりも小さい場合、1フレームの超音波画像を表す音線数を前記走査終了音線アドレスに加算して該走査終了音線アドレスとして設定し、或いは1フレームの超音波画像を表す音線数を前記走査開始音線アドレスから減算して該走査開始音線アドレスとして設定する走査範囲算出手段とを有することを特徴とする。

10

【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。

20

【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。

30

【0022】

超音波内視鏡2は体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6a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。

40

【0024】

一方、超音波観測装置3A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、

50

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。

【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 6a 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 6a 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 6a 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 6a 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 6a からの受信信号を整相加算する。

【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。

【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 6a 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 6a 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。

【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。

【0035】

10

20

30

40

50

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】

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。

10

【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】

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。

20

【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。

30

【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。

【0043】

40

まず、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（360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。

【0044】

すなわち、このルーチンでは、まず、ステップS1で音線アドレス A_B に1を代入し（ $A_B = 1$ ）、続くステップS2で、ステップS1で生成した音線アドレス A_B （ $= 1$ ）の超音波を送受信する。

【0045】

次いで、ステップS3へ進み、音線アドレス A_B をインクリメントし（ $A_B = A_B + 1$

50

)、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。

【0046】

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。

【0047】

一方、ROI 設定手段 18 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 19 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 15 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。

【0048】

走査範囲算出回路 19 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。

【0049】

このルーチンでは、まず、ステップ S 11 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 12 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。

【0050】

一方、ステップ S 11 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 13 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。

【0051】

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、まず、ステップ S 21, S 22 で、上述したステップ S 11, S 12 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。

【0052】

又、ステップ S 21 で、 $N < M$ と判定されて、ステップ S 23 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。

【0053】

このように、走査範囲算出回路 19 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

10

20

30

40

50

なくなる。

【0054】

走査範囲算出回路19で設定した走査終了音線アドレス A_{c_e} と走査開始音線アドレス A_{c_s} とは、音線アドレス制御部15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。

【0055】

音線アドレス制御部15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。

【0056】

このルーチンでは、まず、ステップS31で、音線アドレス A_c に走査開始音線アドレス A_{c_s} を代入し($A_c = A_{c_s}$)、音線アドレス A_c を初期設定する。次いで、ステップS32へ進み、変数Pに1を代入し($P = 1$)、ステップS33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。

【0057】

そして、ステップS33へ進むと、ステップS31で生成した音線アドレス $A_c (= A_{c_s})$ の超音波を送受信する。

【0058】

次いで、ステップS34へ進み、変数Pをインクリメントした後($P = P + 1$)、ステップS35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。

【0059】

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S33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S36へ進む。

【0060】

ステップS36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S37で、音線アドレス A_c と走査終了音線アドレス A_{c_e} とを比較する。そして、 $A_c < A_{c_e}$ の音線アドレス A_c が走査終了音線アドレス A_{c_e} に達していないときは、ステップS32へ戻り、次番目の音線アドレスの超音波を送受信する。

【0061】

一方、ステップS37で、 $A_c > A_{c_e}$ の音線アドレス A_c が走査終了音線アドレス A_{c_e} 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。

【0062】

そして、音線アドレス変換回路17において、音線アドレス制御部15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

10

20

30

40

50

指示することがない。

【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。

10

【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。

20

【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、 $-K \sim K$ の範囲の値に設定する。

30

【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】

すなわち、音線アドレス制御部41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。

40

【0073】

音線アドレス制御部41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17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16へ出力される。従って、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

50

A_B 、 A_C は、必ず $1 \sim K$ 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。

【0074】

一方、画像表示手段としての画像合成部43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12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、血流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AC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。

10

【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。

20

【0077】

[第3形態]

図10、図11に本発明の第3形態を示す。図10は超音波診断装置の構成を示すブロック図である。尚、図10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3Cは、第2形態の超音波観測装置3Aから走査範囲算出回路19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51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。

30

【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51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11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、まず、ステップS41で、音線アドレス A_C に走査開始音線を示す第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。

40

【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

50

回数に設定する。

【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 ($A_c = 1$)。 10

【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】

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 を越えたとき、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。 20

【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】

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、 $1 \sim K$ 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。 30

【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

【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 40

【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 ROI (関心領域) を移動させた場合の表示例を示す説明図 50

【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

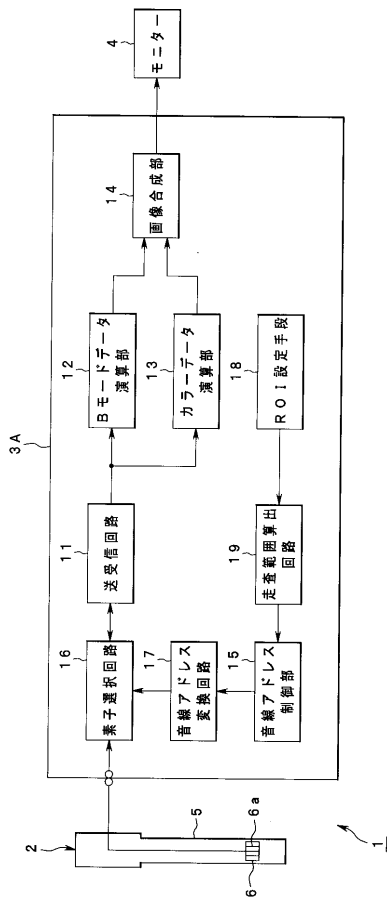
【符号の説明】

【0091】

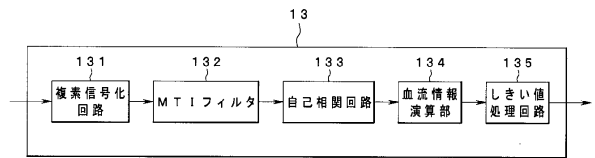
1...超音波診断装置、3A, 3B, 3C...超音波観測装置、6...超音波振動子、6a...振動素子、11...送受信回路、12...モードデータ演算部、13...カラーデータ演算部、14...画像合成部、15, 41, 51...音線アドレス制御部、16...素子選択回路、17...音線アドレス変換回路、18...ROI設定手段、19...走査範囲算出回路、42...回転量設定手段、43...画像合成部、 A_B, A_C ...音線アドレス、 A_{Ce} ...走査終了音線アドレス、 A_{Cs} ...走査開始音線アドレス、 A, K ...最終音線アドレス

代理人 弁理士 伊藤 進

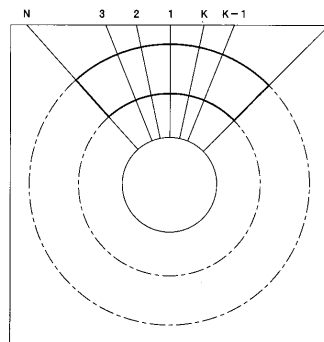
【図1】



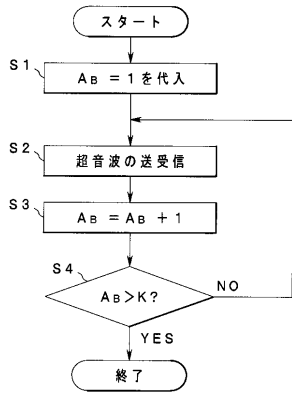
【図2】



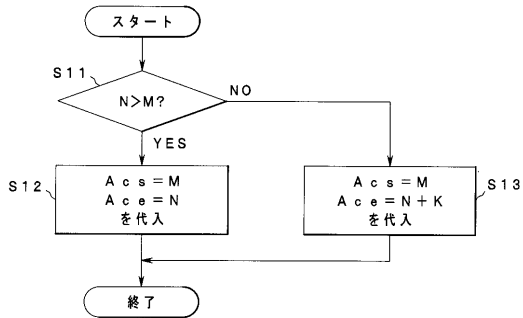
【図3】



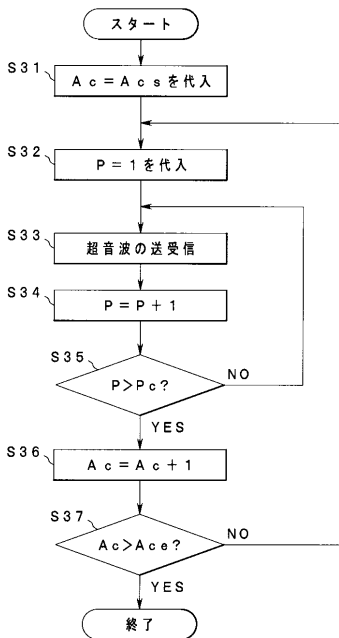
【図4】



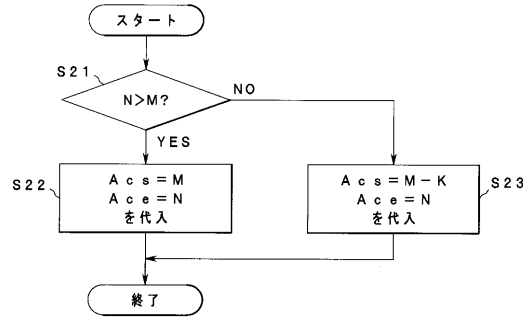
【図5】



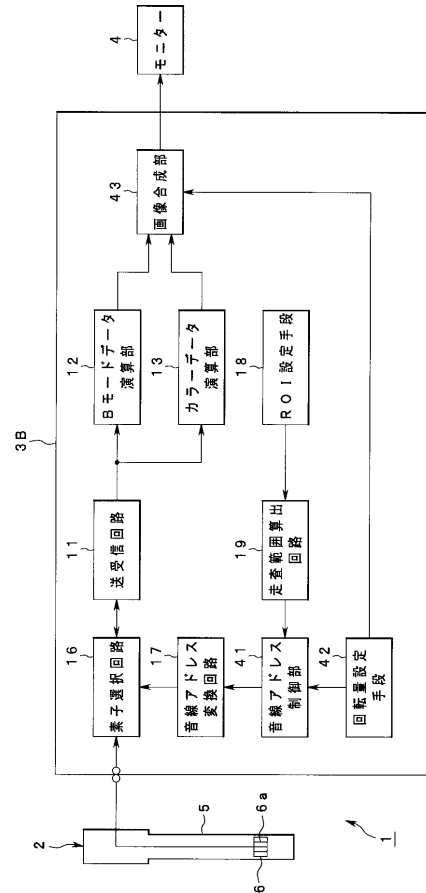
【図7】



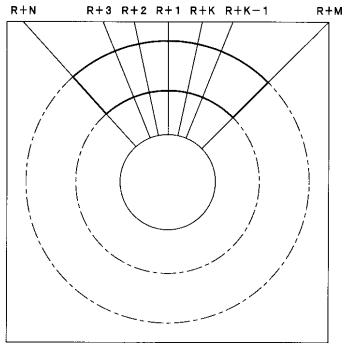
【図6】



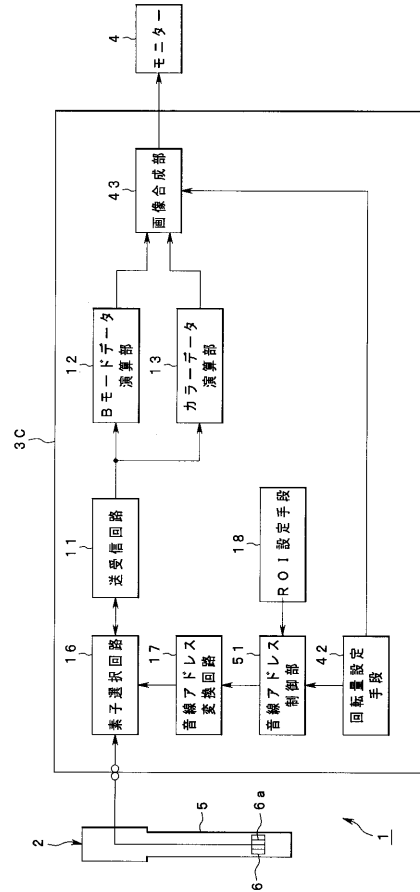
【図8】



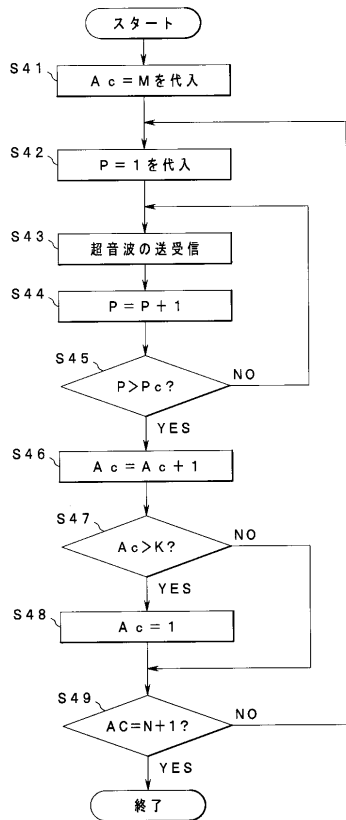
【図9】



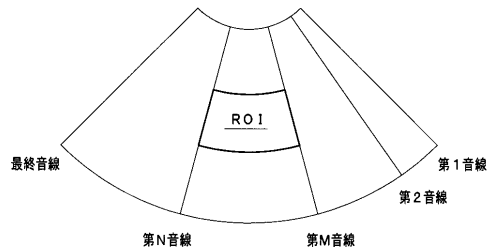
【図10】



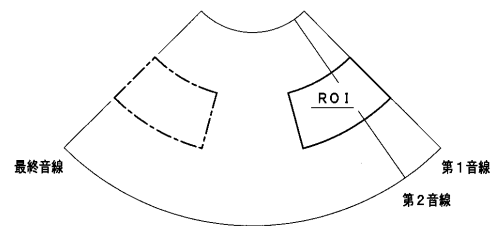
【図11】



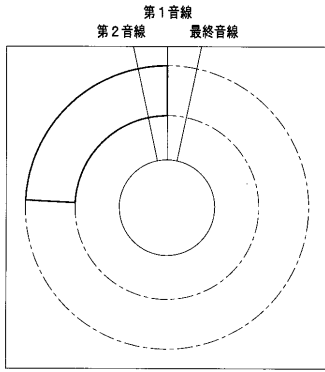
【図12】



【図13】



【 図 1 4 】



フロントページの続き

- (56)参考文献 特開2004-129798(JP,A)
特開2003-319941(JP,A)
特開平06-269453(JP,A)
特開平05-168635(JP,A)
特開2004-230193(JP,A)
特開2004-344517(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/12

