

(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2007-20908

(P2007-20908A)

(43) 公開日 平成19年2月1日(2007.2.1)

(51) Int. Cl.

A61B 8/08 (2006.01)

F I

A61B 8/08

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 20 頁)

(21) 出願番号

特願2005-208275 (P2005-208275)

(22) 出願日

平成17年7月19日(2005.7.19)

(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

(74) 代理人

100081411

弁理士 三澤 正義

(72) 発明者

小林 忠晴

栃木県大田原市下石上1385番地 東芝

メディカルシステムズ株式会社社内

Fターム(参考) 4C601 BB03 BB06 DD15 EE04 EE07

EE09 FF08 GB06 HH15 HH16

HH28 JC20 JC26 JC37 LL38

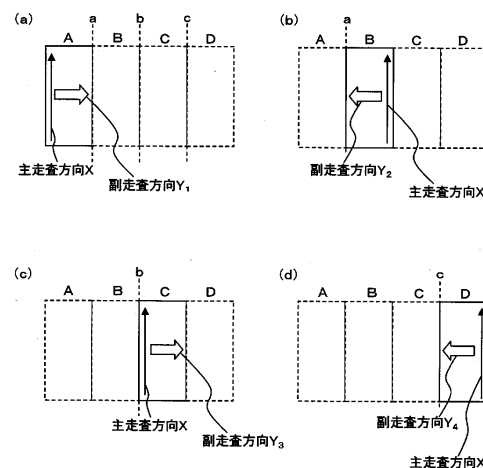
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波診断装置の制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】 所望の走査範囲を複数の領域に分割し、トリガ信号に従って各領域内の走査する超音波診断装置であって、収集された走査データ間で時相差が生じない超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 サブボリュームBの走査では、主走査方向については、サブボリュームAの主走査方向Xと同じ方向に走査するが、副走査方向が異なる。サブボリュームBの走査では、サブボリュームAでの副走査方向 Y_1 の逆方向を副走査方向 Y_2 とし、その副走査方向 Y_2 に超音波ビームを走査することでサブボリュームB全体を走査する。これにより、サブボリュームAとサブボリュームBとの境界において収集される走査データの時相が一致するため、時相差に起因する筋状のアーチファクトの発生を抑えることができる。

【選択図】 図2



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波振動子が 2 次元的に配列され、超音波ビームを主走査方向及び副走査方向に走査して走査データを収集する超音波プローブと、

所望の走査範囲を複数の領域に分割し、心電波形に基づいたトリガ信号を受け、そのトリガ信号に従って前記超音波プローブを駆動して前記分割された各領域内を走査させ、領域ごとに走査データを収集させるスキャン手段と、

前記各領域で収集された走査データに基づいて前記所望の走査範囲の超音波画像データを生成する画像生成手段と、を備えた超音波診断装置であって、

前記スキャン手段は、新たなトリガ信号を受けるたびに前記超音波プローブに異なる領域を走査させ、かつ、互いに接する領域の境界において収集される走査データの時相がほぼ一致するように走査させることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記スキャン手段は、互いに接する領域においては、前記主走査方向又は前記副走査方向を互いに逆方向にして前記超音波プローブに走査させて走査データを収集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】

前記画像生成手段は、各領域を走査して収集された走査データであって、同じ時相で走査が開始された走査データに基づいて前記所望の走査範囲の超音波画像データを生成することを特徴とする請求項 1 又は請求項 2 のいずれかに記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記スキャン手段は、前記所望の走査範囲を複数の領域に分割する分割線を対称軸として、互いに接する領域については、互いの主走査方向及び副走査方向が線対称の関係となるように主走査方向又は副走査方向を変えて前記超音波プローブに走査させることを特徴とする請求項 1 乃至請求項 3 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記スキャン手段は、前記所望の走査範囲を等分割して前記超音波プローブに分割後の各領域を走査させることを特徴とする請求項 1 乃至請求項 4 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記スキャン手段は、前記所望の走査範囲を 2^n 個 (n は 1 以上の整数) に分割して前記超音波プローブに分割後の各領域を走査させることを特徴とする請求項 1 乃至請求項 5 のいずれかに記載の超音波診断装置。

30

【請求項 7】

超音波振動子が 2 次元的に配列され、超音波ビームを主走査方向及び副走査方向に走査して走査データを収集する超音波プローブと、

所望の走査範囲を複数の領域に分割し、心電波形に基づいたトリガ信号を受け、そのトリガ信号に従って前記超音波プローブを駆動して前記分割された各領域内を走査させ、領域ごとに走査データを収集させるスキャン手段と、

前記各領域で収集された走査データに基づいて前記所望の走査範囲の超音波画像データを生成する画像生成手段と、を備えた超音波診断装置に、

前記スキャン手段が新たなトリガ信号を受けるたびに、前記超音波プローブに異なる領域を走査させ、かつ、互いに接する領域の境界において収集される走査データの時相がほぼ一致するように走査させるスキャン機能を実行させるための超音波診断装置の制御プログラム。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

50

この発明は、被検体内に超音波を3次元的に送信し、被検体内からの反射波を受信することにより被検体内の診断情報を得る超音波診断装置に関し、特に、心電信号（ECG信号）を用いてより広範囲の走査を可能にする超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

近年、超音波振動子を2次元的に配列することにより超音波ビームを被検体内に3次元的に送受信できる、いわゆる2次元超音波プローブの開発が進められており、実用段階に入っている。

【0003】

2次元超音波プローブを用いた超音波診断装置では図8に示すように、超音波ビームを3次元的に送信及び受信することができるため、超音波振動子が1次元的に配列してなるいわゆる1次元超音波プローブを用いた超音波診断装置に比べて、短時間（リアルタイム）で関心領域全体の走査が可能となる。特に、拍動がある循環器分野では、その有用性が顕著となっている。

【0004】

3次元的に走査が行われることによって収集されたボリュームデータは、ボリュームレンダリング処理（以下、VR処理と称する場合がある）やMPR処理（Multi Planar Reconstruction）などの画像処理が施されることにより、3次元画像データや任意断面における画像データなどが生成される。

【0005】

しかしながら、上記2次元超音波プローブによる走査においては、1次元超音波プローブによる走査に比べて、単位時間当たりのデータ発生量が飛躍的に増加する。例えば、 $60^{\circ} \times 60^{\circ}$ という広範囲の走査を行うには、超音波ビーム（受信ビーム）の並列同時受信数が16程度のビームフォーマを備えることが不可欠であり、併せて、16程度の並列同時受信数によって発生するデータの処理が可能なハードウェアが必要になる。このようなハードウェアの大規模化は超音波診断装置のコストを大幅に上昇させるため、装置の普及の大きな障害となる。

【0006】

従って、コスト対効果を向上させるため、従来の3次元超音波診断装置では、超音波ビーム（受信ビーム）の並列同時受信数が4程度のハードウェアが採用されている。このような3次元超音波診断装置を用いてリアルタイム性を損なわずに診断に耐えうるレベルの画質の画像を得るためには、図8に示す走査範囲Sに比べて、図9に示すように走査範囲を狭くして走査（スキャン）を行う必要がある。

【0007】

このようなハードウェアの規模による送受信の制約を克服する手法として、ECG信号を同期トリガ信号として用いる走査手法が提案されている（例えば特許文献1）。以下、ECG信号を利用した走査方法について図10を参照しつつ説明する。

【0008】

まず、図10(a)に示すように、全体の走査範囲Sを複数の領域に分割する。図10(a)に示す例においては、4つの領域A、B、C及びDに分割する。ここで、分割された個々の領域A～Dを、以下、サブボリュームと称することにする。図10(a)に示す例においては、4つのサブボリュームを、それぞれ、サブボリュームA、サブボリュームB、サブボリュームC、サブボリュームDとする。ここでは、サブボリュームA、B、C及びDが、A、B、C、Dの順番に1列に並ぶように全体の走査範囲を分割している。超音波ビーム（受信ビーム）の並列同時受信数が少ない超音波診断装置では、図10(b)に示すように、サブボリューム単位で超音波ビームの走査が順次、行われる。

【0009】

次に、ECG信号を利用したサブボリュームの走査方法について図11を参照しつつ説明する。心電計により被検体の心電波形を収集し、例えば、心電波形のR波が検出され時にECGトリガ信号を生成して超音波診断装置に出力する。超音波診断装置がそのECG

10

20

30

40

50

トリガ信号を受けると、超音波プローブにより被検体に対して超音波の送受信を行い、走査（スキャン）の結果、走査データを収集する。

【0010】

ECGトリガ信号を利用して走査を行なう場合、超音波診断装置が第1のECGトリガ信号 I_1 を受けると、その信号に従って超音波プローブにより走査を開始する。そして、ECGトリガ信号 I_1 に対応した心拍では、サブボリュームAの走査を行う。例えば、1心拍中に同じサブボリュームの走査を4回行い、時相が異なる走査データを収集する。

【0011】

ここで、サブボリュームを1回走査するために必要な走査時間を t とする。走査が4回行われる場合、第1のECGトリガ信号 I_1 を受けた時相を t_0 とし、その時相 t_0 でスキャンが開始されて収集された走査データを走査データ A_0 とする。その走査データ A_0 を収集した後、時相 t_1 でスキャンが開始されて収集された走査データを走査データ A_1 とする。その走査データ A_1 のスキャンの後、時相 t_2 でスキャンが開始されて収集された走査データを走査データ A_2 とする。その走査データ A_2 のスキャンの後、時相 t_3 でスキャンが開始されて収集された走査データを走査データ A_3 とする。つまり、時相 $t_0 \sim$ 時相 t_1 の間（ $= t$ ）で走査データ A_0 が収集され、時相 $t_1 \sim$ 時相 t_2 の間（ t ）で走査データ A_1 が収集され、時相 $t_2 \sim$ 時相 t_3 の間で走査データ A_2 が収集され、時相 $t_3 \sim$ 時相 t_4 の間（ t ）で走査データ A_3 が収集される。以上のように、第1のECGトリガ信号 I_1 に対応した1心拍中では、走査データ A_0 、 A_1 、 A_2 及び A_3 が収集される。

【0012】

次に、第2のECGトリガ信号 I_2 に対応した心拍では、サブボリュームBの走査が行われ、各時相において走査データ B_0 、 B_1 、 B_2 及び B_3 が収集される。同様に、第3のECGトリガ信号 I_3 ではサブボリュームCの走査が行われ、第4のECGトリガ信号 I_4 ではサブボリュームDの走査が行われる。

【0013】

このように異なる心拍で収集された走査データは、同じ時相で収集された走査データ同士が組み合わせられて、全体の走査範囲に対応する1つのボリュームデータに合成される。つまり、時相 $t_0 \sim$ 時相 t_1 の間に収集された走査データ A_0 、 B_0 、 C_0 及び D_0 を結合して、時相 $t_0 \sim$ 時相 t_1 における関心領域全体の走査データを得る。同様に、時相 $t_1 \sim$ 時相 t_2 、時相 $t_2 \sim$ 時相 t_3 、時相 $t_3 \sim$ 時相 t_4 においても、サブボリュームの走査データを合成することにより、各時相における関心領域全体の走査データを得る。

【0014】

ここで、従来技術に係る超音波診断装置により行われる各サブボリューム内の走査について図12及び図13を参照しつつ説明する。図12は、従来技術に係る超音波診断装置により行われる走査の範囲及び走査方向を説明するための模式図である。図12(a)、(b)にサブボリュームAを走査する際の走査方向を示す。図12(b)は、走査範囲及び走査方向を超音波プローブ2から見たとき（トップビュー）の模式図である。図12(a)、(b)に示すように、超音波ビームを主走査方向Xに走査し、更に主走査方向Xに直交する方向を副走査方向Yとして、その副走査方向Yに走査することでサブボリュームA全体を走査している。そして、1心拍中に複数回、サブボリュームAの走査を行い、1心拍経過後、次のECGトリガ信号 I_2 が超音波診断装置に出力されると、そのECGトリガ信号 I_2 に従って、1心拍でサブボリュームBの走査を行う。同様に、サブボリュームC、Dの走査を行う。

【0015】

サブボリュームA、B内の副走査方向を図12(c)、(d)に示す。図12(c)、(d)は、上記図12(b)と同様にトップビューの模式図である。図12(c)に示すようにサブボリュームAについては、副走査方向Y（図中、左側から右側）に超音波ビームを走査することにより、走査データを収集している。つまり、サブボリュームA内においては、サブボリュームBとの境界に向けて走査を行っている。

10

20

30

40

50

【0016】

また、図12(d)に示すようにサブボリュームBについても、サブボリュームAと同じ副走査方向Y(図中、左側から右側)に超音波を走査することにより、走査データを収集している。つまり、サブボリュームB内においては、サブボリュームAとの境界から走査を開始し、サブボリュームCとの境界に向けて走査を行っている。

【0017】

サブボリュームC、Dについても、サブボリュームA、B内の走査と同じ方向の副走査方向Y(図中、左側から右側)に超音波ビームを走査することにより走査データを収集している。このようにして収集された各サブボリュームにおける走査データを合成することにより、走査範囲全体の走査データを生成している。

10

【0018】

【特許文献1】米国特許第6,544,175号明細書

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0019】

上述した従来技術においては、各サブボリュームにおける副走査方向を同じ方向として走査していたため、以下に説明する問題があった。この問題について図13を参照しつつ説明する。図13は、従来技術に係る超音波診断装置による走査の範囲及び走査方向を説明するための模式図であり、超音波プローブから見たとき(トップビュー)の図である。図11を参照して説明したように、異なる心拍で収集された走査データは、同じ時相で収集された走査データ同士が組み合わせられて、全体の走査範囲に対応する1つのボリュームデータが合成される。例えば、時相 t_0 ~時相 t_1 の間に収集された走査データ A_0 、 B_0 、 C_0 及び D_0 が結合されて時相 t_0 ~時相 t_1 における関心領域全体の走査データが生成される。このようにして結合された走査データの1部分を図13に示す。説明を簡便にするために、走査データ A_0 と走査データ B_0 のみを示す。サブボリュームA、Bともに、同じ走査方向(主走査方向X及び副走査方向Y)に超音波を走査することで、走査データ A_0 、 B_0 が収集されている。

20

【0020】

ここで、サブボリュームAとサブボリュームBの境界に注目する。サブボリュームAの右端の走査範囲(サブボリュームBとの境界に接する範囲)で収集された1ラインの走査データは、時相 $(t_1 - t)$ ~時相 t_1 の間に収集されたデータである。一方、サブボリュームBの左端の走査範囲(サブボリュームAとの境界に接する範囲)で収集された1ラインの走査データは、時相 t_0 ~時相 $t_0 + t$ の間に収集された1ラインの走査データである。なお、 t は、主走査方向Xに超音波ビームを走査する場合に、1ラインを走査するために要する時間である。従って、サブボリュームA、Bの境界面では、走査データが収集された時相として、約 t ($=t_1 - t_0$)の時相差があることになる。

30

【0021】

上記の説明では、1心拍中にサブボリューム内を走査する回数を4回としたが、例えば、1心拍中にサブボリューム内を走査する回数を20回とした場合、1心拍の時間を1秒とすると、1回の走査に必要な走査時間 t は、 $t = 1 / 20 = 0.05$ 秒となる。従って、サブボリュームAとサブボリュームBとの境界では、約 $t = 0.05$ 秒の時相差が生じる。つまり、境界付近では、サブボリュームAとサブボリュームBとで、走査データを収集する時相が約 $t = 0.05$ 秒、異なることになる。

40

【0022】

この時相差(約 $t = 0.05$ 秒)は、心臓の弁や心壁など運動が激しい部位では無視できない時間差である。このような運動の激しい診断部位の画像データを収集するために、図13に示す従来技術に係る走査(スキャン)を行うと、収集された走査データにレンダリング処理やMPR処理などを施して生成された3次元画像やMPR画像などには、各サブボリュームの境界に筋状のアーチファクトが発生する。

【0023】

50

例えば、図14(a)に示すように、心臓などの診断部位に対して、走査領域をサブボリュームA、B、C及びDに分割し、上記のECGトリガ信号に従って超音波ビームを走査する。そして、同じ時相の走査データを結合し、結合された走査データに対してボリュームレンダリングやMPR処理などを施すことにより、3次元画像やMPR画像などを生成する。例えば、図14(a)に示す観察方向を視線方向としてレンダリング処理を行うことにより生成された画像を図14(b)に示す。上述したように各サブボリュームの境界で時相差が生じるため、図14(b)に示すように、画像中、各サブボリュームの境界に相当する位置に、縦に走る筋状のアーチファクトが発生してしまう。

【0024】

この発明は上記の問題点を解決するものであり、所望の走査範囲を複数の領域に分割し、トリガ信号に従って各領域内の走査する超音波診断装置であって、互いに接する領域の境界において、収集された走査データ間で差が生じないようにする超音波診断装置及び超音波診断装置の制御プログラムを提供することを目的とする。

10

【課題を解決するための手段】

【0025】

請求項1記載の発明は、超音波振動子が2次元的に配列され、超音波ビームを主走査方向及び副走査方向に走査して走査データを収集する超音波プローブと、所望の走査範囲を複数の領域に分割し、心電波形に基づいたトリガ信号を受け、そのトリガ信号に従って前記超音波プローブを駆動して前記分割された各領域内を走査させ、領域ごとに走査データを収集させるスキャン手段と、前記各領域で収集された走査データに基づいて前記所望の走査範囲の超音波画像データを生成する画像生成手段と、を備えた超音波診断装置であって、前記スキャン手段は、新たなトリガ信号を受けるたびに前記超音波プローブに異なる領域を走査させ、かつ、互いに接する領域の境界において収集される走査データの時相がほぼ一致するように走査させることを特徴とする超音波診断装置である。

20

【0026】

請求項2に記載の発明は、請求項1に記載の超音波診断装置であって、前記スキャン手段は、互いに接する領域においては、前記主走査方向又は前記副走査方向を互いに逆方向にして前記超音波プローブに走査させて走査データを収集させることを特徴とするものである。

【0027】

請求項3に記載の発明は、請求項1又は請求項2のいずれかに記載の超音波診断装置であって、前記画像生成手段は、各領域を走査して収集された走査データであって、同じ時相で走査が開始された走査データに基づいて前記所望の走査範囲の超音波画像データを生成することを特徴とするものである。

30

【0028】

請求項4に記載の発明は、請求項1乃至請求項3のいずれかに記載の超音波診断装置であって、前記スキャン手段は、前記所望の走査範囲を複数の領域に分割する分割線を対称軸として、互いに接する領域については、互いの主走査方向及び副走査方向が線対称の関係となるように主走査方向又は副走査方向を変えて前記超音波プローブに走査させることを特徴とするものである。

40

【0029】

請求項5に記載の発明は、請求項1乃至請求項4のいずれかに記載の超音波診断装置であって、前記スキャン手段は、前記所望の走査範囲を等分割して前記超音波プローブに分割後の各領域を走査させることを特徴とするものである。

【0030】

請求項6に記載の発明は、請求項1乃至請求項5のいずれかに記載の超音波診断装置であって、前記スキャン手段は、前記所望の走査範囲を 2^n 個(n は1以上の整数)に分割して前記超音波プローブに分割後の各領域を走査させることを特徴とするものである。

【0031】

請求項7に記載の発明は、超音波振動子が2次元的に配列され、超音波ビームを主走査

50

方向及び副走査方向に走査して走査データを収集する超音波プローブと、所望の走査範囲を複数の領域に分割し、心電波形に基づいたトリガ信号を受け、そのトリガ信号に従って前記超音波プローブを駆動して前記分割された各領域内を走査させ、領域ごとに走査データを収集させるスキャン手段と、前記各領域で収集された走査データに基づいて前記所望の走査範囲の超音波画像データを生成する画像生成手段と、を備えた超音波診断装置に、前記スキャン手段が新たなトリガ信号を受けるたびに、前記超音波プローブに異なる領域を走査させ、かつ、互いに接する領域の境界において収集される走査データの時相がほぼ一致するように走査させるスキャン機能を実行させるための超音波診断装置の制御プログラムである。

【発明の効果】

10

【0032】

この発明によると、所望の走査範囲を複数の領域に分割し、トリガ信号に従って各領域内を走査する超音波診断装置であって、互いに接する領域の境界において、収集された走査データ間で差が生じないようにすることが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0033】

この発明の実施形態に係る超音波診断装置及び超音波診断装置の制御プログラムについて説明する。まず、この実施形態に係る超音波診断装置の構成について、図1を参照しつつ説明する。図1は、この発明の実施形態に係る超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

20

【0034】

超音波プローブ2は、超音波振動子がマトリックス(格子)状に配置された2次元超音波プローブからなり、走査(スキャン)することによって3次的に超音波を送受信し、プローブ表面から放射状に広がる形状の3次元データをエコー信号として受信する。なお、超音波診断装置1に接続可能な超音波プローブは2次元超音波プローブに限定されず、1次元超音波プローブの接続を可能としても良い。

【0035】

送受信回路3は送信部と受信部とからなり、超音波プローブ2に電気信号を供給して超音波を発生させるとともに、超音波プローブ2が受信したエコー信号を受信する。

【0036】

30

送受信回路3内の送信部は、図示しないクロック発生回路、送信遅延回路、及びパルサ回路を備えている。クロック発生回路は、超音波信号の送信タイミングや送信周波数を決めるクロック信号を発生する回路である。送信遅延回路は、超音波の送信時に遅延を掛けて送信フォーカスを実施する回路である。パルサ回路は、各超音波振動子に対応した個別経路(チャンネル)の数分のパルサを内蔵し、遅延が掛けられた送信タイミングで駆動パルスを発生し、超音波プローブ2の各超音波振動子に供給するようになっている。

【0037】

送受信回路3の送信部は、制御装置10から出力された制御信号に従って、超音波プローブ2に電気信号を供給して超音波ビームを発生させ、走査させる。その制御信号には、超音波プローブ2による走査範囲、超音波ビームの主走査方向及び副走査方向を示す情報などが含まれ、送信部はその情報に従って超音波プローブを駆動する。例えば、制御装置10から、走査範囲を複数に分割する分割パターン、分割後の各領域における主走査方向及び副走査方向などの情報を含む制御信号を受け、その制御信号に従って、所望の走査範囲を複数の領域に分けて、領域ごとに主走査方向又は副走査方向を変えて超音波プローブ2に走査させる。

40

【0038】

また、送受信回路3内の受信部は、図示しないプリアンプ回路、A/D変換回路、及び受信遅延・加算回路を備えている。プリアンプ回路は、超音波プローブ1の各超音波振動子から出力されるエコー信号を受信チャンネルごとに増幅する。A/D変換回路は、増幅されたエコー信号をA/D変換する。受信遅延・加算回路は、A/D変換後のエコー信号

50

に対して受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、加算する。その加算により、受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。なお、この送受信回路 3 によって加算処理された信号を「RF データ (または、生データ)」と称する。

【0039】

送受信回路 3 から出力される RF データは、目的に応じて B モード処理回路、又は CFM 処理回路 5 に出力される。

【0040】

B モード処理回路 4 は、エコーの振幅情報の映像化を行い、エコー信号から B モード超音波ラスタデータを生成する。具体的には、RF データに対してバンドパスフィルタ処理を行い、その後、出力信号の包絡線を検波し、検波されたデータに対して対数変換による圧縮処理を施す。この B モード処理回路で生成されるデータを B モード超音波ラスタデータという。

10

【0041】

CFM 処理回路 5 は、動いている血流情報の映像化を行い、カラー超音波ラスタデータを生成する。血流情報には、速度、分散、パワー等の情報があり、血流情報は 2 値化情報として得られる。具体的には、CFM 処理回路 5 は、位相検波回路、MTI フィルタ、自己相関器、及び流速・分散演算器から構成されている。この CFM 処理回路は、組織信号と血流信号とを分離するためのハイパスフィルタ処理 (MTI フィルタ処理) が行われ、自己相関処理により血流の移動速度、分散、パワー等の血流情報を多点について求める。

【0042】

記憶装置 6 はメモリからなり、B モード処理回路 4 又は CFM 処理回路 5 により生成された超音波ラスタデータが一時的に記憶、保持される。

20

【0043】

DSC 7 (Digital Scan Converter: デジタルスキャンコンバータ) は、直交座標系で表される画像を得るために、超音波ラスタデータを直交座標で表されるデータに変換する。超音波診断装置 1 に 1 次元超音波プローブが接続されている場合、DSC 7 が記憶装置 6 から走査線信号列で表される信号処理後の超音波ラスタデータを読み込み、空間情報に基づいた座標系のデータに変換する (スキャンコンバージョン処理)。例えば、B モード超音波ラスタデータに基づいて 2 次元画像の断層像データを生成し、画像データを表示装置 9 に出力する。

30

【0044】

イメージ・プロセッサ 8 は、超音波診断装置 1 に内蔵された ASIC、FPGA 若しくは CPU で構成されるか、又は超音波診断装置 1 の外部に設置されたワークステーションなどで構成されている。超音波診断装置 1 に 2 次元超音波プローブが接続されている場合、イメージ・プロセッサ 8 が記憶装置 6 から超音波ラスタデータを読み込み、レンダリング処理や MPR 処理などを施すことにより 3 次元画像データや MPR 画像データ (任意の断面画像データ) などを生成し、表示装置 9 に出力する。

【0045】

表示装置 9 は CRT や液晶ディスプレイなどのモニタからなり、そのモニタ画面上に断層像、3 次元画像又は血流情報などが表示される。

40

【0046】

制御装置 10 は例えば CPU で構成され、超音波診断装置 1 の各部に接続され、ROM などのメモリ (図示しない) に記憶されている超音波診断装置の制御プログラムを実行することにより、各部の制御を行なう。上記 ROM などのメモリには、超音波診断装置の制御プログラムや各種設定条件などが記憶されている。

【0047】

この実施形態においては、心電計を用いて被検体の心電波形 (ECG 信号) を収集している場合に、制御装置 10 は超音波診断装置 1 の外部から ECG トリガ信号を受信し、その信号に従って送受信回路 3 に制御信号を出力する。例えば、R 波が検出された際に ECG トリガ信号を発生する信号発生器を設け、その ECG トリガ信号を制御装置 10 に出力

50

する。このように、ECGトリガ信号に従って超音波ビームの走査が開始される。また、心電波形（ECG信号）を制御装置10に入力し、制御装置10がR波を検出した際に送受信回路3に制御信号を出力しても良い。制御装置10が送受信回路3に出力する制御信号には、超音波ビームで走査する走査範囲、その超音波ビームの主走査方向及び副走査方向などが含まれる。

【0048】

制御装置10に接続されているROMなどのメモリ（図示しない）には、走査範囲の分割パターン、分割後の各領域における主走査方向及び副走査方向などの情報が記憶され、制御装置10は、そのメモリから分割パターンなどを読み込んで上記制御信号にそれらの情報を含ませて送受信回路3に出力する。送受信回路3は、分割パターンなどを含んだ制御信号に従って、分割後の各領域を超音波プローブ2に走査させる。

10

【0049】

その他、超音波診断装置1には、超音波の送受信条件などに関する各種設定を入力するための操作部（図示しない）が備えられている。この操作部は、ジョイスティックやトラックボールなどのポインティングデバイス、スイッチ、各種ボタン、キーボード又はTCS（Touch Command Screen）などからなる。この操作部で入力された情報は制御装置10に送られ、制御装置10はその情報に従って超音波診断装置の各部の制御を行なう。

【0050】

（作用）

20

この実施形態に係る超音波診断装置1及び超音波診断装置の制御プログラムの作用について説明する。超音波診断装置1は、ECGトリガ信号を利用してサブボリューム単位で走査（スキャン）を行うものである。まず、この実施形態に係る超音波診断装置1が走査する走査範囲、及び走査のタイミングについて図10及び図11を参照しつつ説明する。例えば従来技術に係る超音波診断装置と同様、図10（a）に示すように、全体の走査範囲Sを4つのサブボリュームA、B、C及びDに等分割する。そして、図10（b）に示すように、サブボリューム単位で超音波ビームの走査（スキャン）を順次行う。この実施形態においては、サブボリュームA、B、C及びDが、A、B、C、Dの順番に1列に並びように全体の走査範囲を等分割する。これにより、サブボリュームAの隣がサブボリュームBとなり、サブボリュームBの隣であってサブボリュームAの反対側がサブボリュームCとなり、サブボリュームCの隣であってサブボリュームBの反対側がサブボリュームDとなる。

30

【0051】

次に、走査開始のタイミングについて説明する。心電計により被検体の心電波形（ECG信号）が収集され、例えば、R波が検出されると、ECGトリガ信号が生成されて制御装置10に出力される。図11に示すように、第1のECGトリガ信号 I_1 が制御装置10に出力され、制御装置10がそのECGトリガ信号 I_1 を受信すると、送受信回路3に対してビームフォーミングに必要な遅延パターン情報などの制御信号を出力する。その制御信号には、走査範囲の分割パターン、サブボリュームの領域、超音波ビームの主走査方向及び副走査方向などの情報が含まれている。具体的には、第1のECGトリガ信号 I_1 に対応する心拍では、サブボリュームAの走査を行うため、サブボリュームAの領域を示す情報を上記制御信号に含ませて送受信回路3に出力する。送受信回路3は制御信号を受信し、その制御信号に従って超音波ビームの送受信を行い、走査（スキャン）の結果、各サブボリュームにおける走査データを収集する。

40

【0052】

ここでは上述した従来技術と同様に、第1のECGトリガ信号 I_1 に対応した心拍で、超音波プローブ2は、サブボリュームAの走査を4回行い、図11に示すように、1心拍で走査データ A_0 、 A_1 、 A_2 及び A_3 を収集する。そして、従来技術と同様に、第2のECGトリガ信号 I_2 に対応した心拍で、超音波プローブ2は、サブボリュームBの走査を4回行い、1心拍で走査データ B_0 、 B_1 、 B_2 及び B_3 を収集する。第3のECGト

50

リガ信号 I_3 及び第 4 の ECG トリガ信号 I_4 についても同様に、それぞれ、サブボリューム C、D の走査を 4 回行って走査データを収集する。

【0053】

ここで、この実施形態に係る超音波診断装置 1 により行われるサブボリューム内の走査について図 2 及び図 3 を参照しつつ説明する。図 2 は、この発明の実施形態に係る超音波診断装置により行われる走査の範囲及びその走査の方向を説明するための模式図であり、超音波プローブから見たとき（トップビュー）の図である。図 2 に示すように、分割線 a、b、c より分割された領域をそれぞれ、サブボリューム A、B、C 及び D とする。この実施形態においては、互いに接するサブボリューム内における走査方向（主走査方向及び副走査方向）、走査開始位置及び走査終了位置を、分割線 a、分割線 b 又は分割線 c を対称軸として線対称の関係にして走査を行う。このようにサブボリュームごとに走査方向などを変えて走査を行うことにより、各ボリューム同士の境界において時相差が無くなる。以下、各ボリュームにおける走査方向などを詳しく説明する。

10

【0054】

図 2 (a) にサブボリューム A を走査する際の走査方向を示す。図 2 (a) に示すように、超音波ビームを主走査方向 X に走査し、更に、主走査方向 X に直交する方向を副走査方向 Y_1 として、その副走査方向 Y_1 （図中、左側から右側）に走査することでサブボリューム A 全体を走査する。つまり、サブボリューム A 内においては、隣接するサブボリューム B との境界に向けて走査を行う。そして、1 心拍中に複数回（例えば 4 回）、サブボリューム A の走査を行うことにより走査データ A_0 、 A_1 、 A_2 及び A_3 を収集する。

20

【0055】

1 心拍後、次の ECG トリガ信号 I_2 が制御装置 10 に出力されると、その ECG トリガ信号 I_2 に従い、制御装置 10 は制御信号を送受信回路 3 に出力する。送受信回路 3 は、その制御信号に従って超音波プローブ 2 により超音波ビームの送受信を行う。その制御信号には、サブボリューム B の領域、主走査方向及び副走査方向を示す情報が含まれている。例えば、図 2 (b) に示すように、ECG トリガ信号 I_2 に従って、1 心拍でサブボリューム B の走査を行う。サブボリューム B の走査では、主走査方向については、サブボリューム A の主走査方向 X と同じ方向に走査するが、副走査方向が異なる。サブボリューム B の走査では、サブボリューム A での副走査方向 Y_1 の逆の方向を副走査方向 Y_2 （図中、右側から左側）とし、その副走査方向 Y_2 に超音波ビームを走査することでサブボリューム B 全体を走査する。つまり、サブボリューム B 内においては、隣接するサブボリューム C との境界から走査を開始し、隣接するサブボリューム A との境界に向けて走査を行う。そして、1 心拍中に 4 回、サブボリューム B の走査を行うことにより、走査データ B_0 、 B_1 、 B_2 及び B_3 を収集する。このように副走査方向を逆方向にして走査するように、制御装置 10 は副走査方向 Y_2 を示す情報を制御信号に含ませて送受信回路 3 に出力する。

30

【0056】

以上のように、サブボリューム A に隣接するサブボリューム B における走査方向、走査開始位置及び走査終了位置は、分割線 a を対称軸として、サブボリューム A における走査方向、走査開始位置及び走査終了位置と線対称の関係になっている。

40

【0057】

1 心拍後、次の ECG トリガ信号 I_3 に従い、サブボリューム C を走査する。サブボリューム C の走査では、図 2 (c) に示すように、主走査方向 X については、サブボリューム B の主走査方向 X と同じ方向に走査するが、副走査方向については、隣接するサブボリューム B における副走査方向 Y_2 の逆の方向を副走査方向 Y_3 （図中、左側から右側）とし、その副走査方向 Y_3 に超音波ビームを走査することでサブボリューム C 全体を走査する。つまり、サブボリューム C 内においては、隣接するサブボリューム B との境界から走査を開始し、隣接するサブボリューム D との境界に向けて走査を行う。この副走査方向 Y_3 は、サブボリューム A における副走査方向 Y_1 と同じ方向である。そして、1 心拍中に 4 回、同じ走査方向でサブボリュームの走査を行うことにより、走査データ C_0 、 C_1 、

50

C_2 及び C_3 を収集する。このように副走査方法を逆方向にして走査するように、制御装置 10 は、副走査方向 Y_3 を示す情報を制御信号に含ませて送受信回路 3 に出力する。

【0058】

以上のように、サブボリューム B に隣接するサブボリューム C における走査方向、走査開始位置及び走査終了位置は、分割線 b を対称軸として、サブボリューム B における走査方向、走査開始位置及び走査終了位置と線対称の関係になっている。

【0059】

1 心拍後、次の ECG トリガ信号 I_4 に従い、サブボリューム D を走査する。サブボリューム D の走査では、図 2 (d) に示すように、主走査方向 X については、サブボリューム C の主走査方向 X と同じ方向に走査するが、副走査方向については、隣接するサブボリューム C における副走査方向 Y_3 の逆の方向を副走査方向 Y_4 (図中、右側から左側) とし、その副走査方向 Y_4 に超音波ビームを走査することでサブボリューム D 全体を走査する。つまり、サブボリューム D 内においては、隣接するサブボリューム C との境界に向けて走査を行う。この副走査方向 Y_4 は、サブボリューム B における副走査方向 Y_2 と同じ方向である。そして、サブボリューム A などと同様に、1 心拍中に走査データ D_0 、 D_1 、 D_2 及び D_3 を収集する。

10

【0060】

以上のように、サブボリューム C に隣接するサブボリューム D における走査方向、走査開始位置及び走査終了位置は、分割線 c を対称軸として、サブボリューム C における走査方向、走査開始位置及び走査終了位置と線対称の関係になっている。

20

【0061】

つまり、隣接するサブボリューム同士では、副走査方向を互いに逆方向として走査を行う。換言すると、制御装置 10 は、ECG トリガ信号を受けるたびに、副走査方向を逆の方向に変えて新たな副走査方向とし、その方向を示す情報を制御信号に含ませて送受信回路 3 に出力する。送受信回路 3 がその制御信号に従って超音波プローブ 2 に超音波ビームを走査させることにより、隣接するサブボリューム同士で副走査方向が逆方向となって走査が行われることになる。

【0062】

上記のように異なる心拍で収集された走査データは、従来技術と同様に、同じ時相で収集された走査データが組み合わせられて、全体の走査範囲に対応する 1 つのボリュームデータが合成される。例えば図 11 に示すように、時相 t_0 ~ 時相 t_1 の間に収集された走査データ A_0 、 B_0 、 C_0 及び D_0 が結合されて時相 t_0 ~ 時相 t_1 における関心領域全体の走査データが生成される。他の時相において収集された走査データについても同様に結合され、関心領域全体の走査データとなる。このようにして結合された走査データの 1 部分を図 3 に示す。説明を簡便にするために、走査データ A_0 と走査データ B_0 のみを示す。サブボリューム A とサブボリューム B とでは、同じ主走査方向 X で走査しているが、サブボリューム A では副走査方向 Y_1 、サブボリューム B では副走査方向 Y_1 に対して逆方向となる副走査方向 Y_2 で走査を行っている。

30

【0063】

ここで、サブボリューム A とサブボリューム B の境界に注目する。サブボリューム A の右端の走査範囲 (サブボリューム B との境界に接す範囲) で収集された 1 ラインの走査データは、時相 ($t_1 - t$) ~ 時相 t_1 の間に収集されたデータである。一方、サブボリューム B の左端の走査範囲 (サブボリューム A との境界に接する範囲) で収集された 1 ラインの走査データも、時相 ($t_1 - t$) ~ 時相 t_1 の間に収集されたデータである。なお、 t は、主走査方向 X に超音波を走査する場合に、1 ラインを走査するために要する時間である。従って、サブボリューム A、B の境界面では、走査データ A_0 及び B_0 が収集された時相が一致する。さらに、主走査方向 X も同じであるため、境界面では時相が一致することになる。なお、境界面で主走査方向の向きが逆になっている場合は、境界面で t だけ時相差が生じることになる。

40

【0064】

50

また、サブボリュームBとサブボリュームCの境界、サブボリュームCとサブボリュームDの境界においても、互いに反対の方向を副走査方向として走査を行っているため、サブボリュームの境界で時相差が生じることがない。さらに、時相 t_1 ~ 時相 t_2 の間に収集された走査データ、時相 t_2 ~ 時相 t_3 の間に収集された走査データ、時相 t_3 ~ 時相 t_4 の間に収集された走査データについても、互いに反対の方向を副走査方向として走査を行っているため、各サブボリュームの境界で時相差が生じることがない。

【0065】

以上のように、隣接するサブボリューム同士の走査方向を、分割線 a、b 又は c を対称軸として線対称の関係とすることで、各サブボリュームにおける副走査方向を、隣接するサブボリュームの副走査方向と逆の方向にして走査を行うことになり、サブボリュームの境界面において走査データ間の時相差をほぼゼロにすることが可能となる。そのことにより、走査データに基づいて生成される3次元画像やMPR画像などには、サブボリュームの境界に相当する位置に、従来発生していた筋状のアーチファクトが発生することがない。

10

【0066】

なお、各サブボリューム内においては、走査開始位置(時相 t_0)と走査終了位置(時相 t_1)とでは、時相差 $t (= t_1 - t_0)$ が生じるが、これは従来技術においても同様である。この実施形態においては、異なるサブボリューム間の境界における時相差を低減することができるため、境界において発生し得るアーチファクトの発生を抑えることができるため、その分、従来技術と比べて良好な画像が得られることになる。

20

【0067】

上記のようにして収集された各サブボリュームにおける走査データは、送受信回路3からBモード処理回路4又はCFM処理回路5に出力され、それぞれBモード超音波ラスタデータ、カラー超音波ラスタデータが生成される。そして、これらの超音波ラスタデータは記憶装置6に一時的に記憶、保持される。

【0068】

そして、イメージ・プロセッサ8は、記憶装置6に格納されている超音波ラスタデータを、適当なデータ単位ごとに読み出し、順次、レンダリング処理などを施して3次元画像データを生成する。生成された3次元画像データは表示装置9に出力され、表示装置9のモニタ画面上に3次元画像などが表示される。

30

【0069】

ここで、イメージ・プロセッサ8による超音波ラスタデータの読み込み順について、図4を参照しつつ説明する。図4は、この発明の実施形態に係る超音波診断装置により収集された走査データの読み込みの順番を説明するための模式図である。

【0070】

イメージ・プロセッサ8は、収集された時相の順番に従って記憶装置6からデータを読み込む。例えば図4に示すように、1ラインにおいて収集されたデータを1つの単位とし、サブボリュームAでは、1番早い時相に収集されたデータ(ライン L_{a1} で収集されたデータ)を1番目に読み込み、次に2番目に早い時相に収集されたデータ(ライン L_{a2} で収集されたデータ)を2番目に読み込む。3番目以降に収集されたデータについても、収集された時相に従った順番で読み込み、最終的にn番目に収集されたデータ(ライン L_{an} で収集されたデータ)までデータを読み込む。つまり、空間上においては、サブボリュームAの左端から右端(サブボリュームBとの境界)にかけて順番にデータを読み込む。一方、サブボリュームBについても、収集された時相に従った順番でデータを読み込む。つまり、空間上においては、サブボリュームの右端から左端(サブボリュームAとの境界)にかけて順番にデータを読み込む。図においては、ライン L_{b1} 、 L_{b2} 、 \dots 、 L_{bn} の順番でデータを読み込む。このように、サブボリュームA、Bともに、それぞれの副走査方向と同じ方向に沿った順番でデータを読み込む。そして、読み込んだ超音波ラスタデータに基づいて3次元画像データなどを生成する。

40

【0071】

50

上記のようなデータ読み込み方法であっても良いが、サブボリューム A とサブボリューム B とでは、データの読み込む方向が反対方向であるため、イメージ・プロセッサ 8 の処理負担が増加するおそれがある。上記のように収集された時相の順番に従ってデータを読み込むのではなく、座標順にデータを読み込むことにより、イメージ・プロセッサ 8 の処理負担を軽減することが可能となる。例えば、サブボリューム A において収集された各ラインのデータは、サブボリューム A の左側にあるデータを 1 番目に読み込み、左側から右側（サブボリューム B との境界）にかけて順番にデータを読み込む。サブボリューム A の場合、副走査方向とデータを読み込む方向とが一致するため、収集された時相の順番に従ってデータが読み込まれる。図においては、ライン L_{a_1} 、ライン L_{a_2} 、・・・、ライン L_{a_n} の順番でデータを読み込む。

10

【0072】

一方、サブボリューム B において収集された各ラインのデータは、サブボリューム B の左側（サブボリューム A との境界）にあるデータを 1 番目に読み込み、左側から右側にかけて順番にデータを読み込む。図においては、ライン L_{b_n} 、・・・、ライン L_{b_2} 、ライン L_{b_1} の順番でデータを読み込む。サブボリューム B の場合、副走査方向とデータを読み込む方向とが反対方向であるため、1 心拍の最後に収集されたデータが 1 番目に読み込まれ、1 心拍の最初に収集されたデータは最後に読み込まれることになる。このように、座標順に（副走査方向の反対方向から）データを読み込むことにより、イメージ・プロセッサ 8 の処理負担が軽減され、画像処理に要する時間を短縮することが可能となる。

【0073】

この発明は上記の分割方法及び走査方向に限定されることはなく、この発明が奏する作用と同じ作用を奏するものが含まれ、隣接するサブボリュームの境界において時相に差が生じなければ良い。この発明の実施形態として様々な変形例が考えられるが、ここでは代表的な 2 つの例について図 5 及び図 6 を参照しつつ説明する。図 5 及び図 6 は、この発明の実施形態に係る超音波診断装置による走査の範囲及び走査方向を説明するための模式図である。

20

【0074】

まず、第 1 の変形例について図 5 を参照しつつ説明する。図 5 (a)、(b) に示すように、全体の走査範囲を 4 つのサブボリューム A、B、C 及び D に等分割する。上述した実施形態では、サブボリューム A、B、C 及び D が 1 列に並ぶように全体の走査範囲を分割したが、この第 1 の変形例においては、全体の走査範囲の中心 O を通り、互いに直交する 2 本の分割線 a、b により等分割された領域をそれぞれ、サブボリューム A、B、C 及び D とする。そして、図 5 (b) に示すように、サブボリューム単位で超音波ビームの走査（スキャン）を順次行う。このような走査は制御装置 10 の制御により行われ、制御装置 10 は、各サブボリュームの領域、主走査方向及び副走査方向を示す情報を制御信号に含ませて送受信回路 3 に出力する。送受信回路 3 は、その制御信号に従って超音波プローブ 2 を駆動して走査させる。

30

【0075】

上述した実施形態と同様に、第 1 の ECG トリガ信号 I_1 に対応した心拍でサブボリューム A の走査を複数回（例えば 4 回）行い、1 心拍で各時相における走査データ A_0 、 A_1 、 A_2 及び A_3 を収集する。サブボリューム B、C 及び D についても同様に 1 心拍で複数回走査を行って走査データを収集する。

40

【0076】

図 5 (c)、(d) に各サブボリューム内の走査方向を示す。図 5 (c)、(d) は走査範囲及び走査方向を説明するための模式図であり、超音波プローブから見たとき（トップビュー）の図である。まず、サブボリューム A 内の走査について説明する。図 5 (c) に示すように、超音波ビームを主走査方向 X_1 （図中、左側から右側）に走査し、更に、主走査方向 X_1 に直交する方向を副走査方向 Y_1 （図中、上側から下側）に走査することでサブボリューム A 全体を走査する。そして、第 1 の ECG トリガ信号 I_1 に対応する 1 心拍でサブボリューム A を走査することにより、走査データ A_0 、 A_1 、 A_2 及び A_3 を

50

収集する。

【0077】

そして、次のECGトリガ信号 I_2 に対応する1心拍でサブボリュームB内を走査し、ECGトリガ信号 I_3 でサブボリュームC内を走査し、ECGトリガ信号 I_4 でサブボリュームD内を走査する。図5(d)にサブボリュームA、B、C及びD内の走査方向を示す。この第1の変形例では、各サブボリューム内における走査方向(主走査方向及び副走査方向)、走査開始位置及び走査終了位置を、分割線a又は分割線bを対称軸として線対称の関係となるように超音波ビームを走査する。これにより、各サブボリューム同士の境界において時相差を低減することができる。

【0078】

例えば、サブボリュームAに隣接するサブボリュームBにおける走査方向、走査開始位置及び走査終了位置は、分割線aを対称軸として、サブボリュームAにおける走査方向、走査開始位置及び走査終了位置と線対称の関係になっている。サブボリュームBの走査では、副走査方向については、サブボリュームAの副走査方向 Y_1 と同じ方向に走査するが、主走査方向が異なる。つまり、サブボリュームBでは、サブボリュームAでの主走査方向 X_1 の逆の方向を主走査方向 X_2 (図中、右側から左側)とし、その主走査方向 X_2 に超音波ビームを走査する。副走査方向については、サブボリュームAの走査と同様に、副走査方向 Y_2 (図中、上側から下側)に超音波ビームを走査することでサブボリュームB全体を走査する。これにより、サブボリュームAとサブボリュームBの境界では、時相が一致するため、境界における時相差の発生を抑えることができる。

【0079】

また、サブボリュームBと同様にサブボリュームAに隣接するサブボリュームCにおける走査方向、走査開始位置及び走査終了位置を、分割線bを対称軸として、サブボリュームAにおける走査方向、走査開始位置及び走査終了位置と線対称の関係となるように超音波ビームを走査する。サブボリュームCの走査では、副走査方向については、サブボリュームAの副走査方向 Y_1 の逆方向を副走査方向 Y_3 として、サブボリュームC全体を走査する。つまり、互いに離れた位置から境界に近づく方向を副走査方向として走査を行う。これにより、サブボリュームAとサブボリュームCの境界では、時相が一致するため、境界における時相差の発生を抑えることができる。

【0080】

また、サブボリュームDについては、分割線bを対称軸としてサブボリュームBと線対称の関係となるように、更に、分割線aを対称軸としてサブボリュームCと線対称の関係となるように超音波ビームを走査する。サブボリュームDの走査では、副走査方向については、サブボリュームBの副走査方向 Y_2 の逆方向を副走査方向 Y_4 としてサブボリュームD全体を走査する。つまり、互いに離れた位置から境界に近づく方向を副走査方向として走査を行う。これにより、サブボリュームBとサブボリュームDとの境界では、走査データを収集する時相が一致するため、境界における時相差の発生を抑えることができる。また、サブボリュームCとの関係では、副走査方向を同じ方向とし、主走査方向を反対方向として走査を行う。これにより、サブボリュームCとサブボリュームDとの境界では、時相が一致するため、境界における時相差の発生を抑えることができる。

【0081】

以上のように、線対称となるように各サブボリューム内の主走査方向又は副走査方向を変えて走査することにより、サブボリュームの境界における時相差を低減することができる。そのことにより、サブボリュームの境界での筋状のアーチファクトの発生を抑制することが可能となる。

【0082】

次に、第2の変形例について図6を参照しつつ説明する。この変形例では、図6(a)、(b)に示すように、円錐状の範囲を走査範囲として超音波ビームの走査を行う。そして、円錐状の走査範囲の中心Oを通り、互いに直交する2本の分割線a、bにより等分割された領域をそれぞれ、サブボリュームA、B、C及びDとする。そして、図6(b)に

10

20

30

40

50

示すように、ECGトリガ信号に従って、サブボリューム単位で超音波ビームの走査（スキャン）を順次行い、各時相における走査データを収集する。

【0083】

図6(c)、(d)にサブボリューム内の走査方向を示す。図6(c)、(d)は走査範囲及び走査方向を説明するための模式図であり、超音波プローブから見たとき（トップビュー）の図である。まず、サブボリュームA内の走査について説明する。図6(c)に示すように、超音波ビームを主走査方向 X_1 （図中、半径方向）に走査し、更に、円周方向を副走査方向 Y_1 として走査することでサブボリュームA全体を走査する。そして、第1のECGトリガ信号 I_1 に対応する1心拍でサブボリュームAを走査することにより、走査データ A_0 、 A_1 、 A_2 及び A_3 を収集する。

10

【0084】

そして、次のECGトリガ信号 I_2 に対応する1心拍でサブボリュームB内を走査し、ECGトリガ信号 I_3 でサブボリュームC内を走査し、ECGトリガ信号 I_4 でサブボリュームD内を走査する。図6(d)にサブボリュームA、B、C及びD内の走査方向を示す。この第2の変形例では、各サブボリューム内における走査方向、走査開始位置及び走査終了位置を、分割線a又は分割線bを対称軸として線対称の関係になるように超音波ビームを走査する。これにより、各サブボリュームの境界において時相差を低減することができる。

【0085】

例えば、サブボリュームAに隣接するサブボリュームBにおける走査方向、走査開始位置及び走査終了位置は、分割線aを対称軸として、サブボリュームAにおける走査方向、走査開始位置及び走査終了位置と線対称の関係になっている。サブボリュームBの走査では、副走査方向については、サブボリュームAの副走査方向 Y_1 の逆方向を副走査方向 Y_2 として、サブボリュームB全体を走査する。つまり、互いに離れた位置から境界に近づく方向を副走査方向として走査を行う。これにより、サブボリュームAとサブボリュームBの境界では、走査データを収集する時相が一致するため、境界における時相差を低減することができる。

20

【0086】

また、サブボリュームBと同様にサブボリュームAに隣接するサブボリュームCにおける走査方向、走査開始位置及び走査終了位置を、分割線bを対称軸としてサブボリュームAにおける走査方向、走査開始位置及び走査終了位置と線対称の関係になるように超音波ビームを走査する。サブボリュームCの走査では、副走査方向については、サブボリュームAの副走査方向 Y_1 の逆の方向を副走査方向 Y_3 として、サブボリュームC全体を走査する。つまり、境界から互いに離れる位置に向かう方向を副走査方向として走査を行う。これにより、サブボリュームAとサブボリュームCの境界では、走査データを収集する時相が一致するため、境界における時相差を低減することができる。

30

【0087】

また、サブボリュームDについては、分割線bを対称軸としてサブボリュームBと線対称の関係になっており、また、分割線aを対称軸としてサブボリュームCと線対称の関係になっている。サブボリュームDの走査では、副走査方向については、サブボリュームBの副走査方向 Y_2 の逆の方向を副走査方向 Y_4 として、サブボリュームD全体を走査する。つまり、境界から互いに離れる位置に向かう方向を副走査方向として走査を行う。これにより、サブボリュームBとサブボリュームDの境界では、走査データを収集する時相が一致するため、境界における時相差を低減することができる。サブボリュームCとの関係では、副走査方向については、サブボリュームCの副走査方向 Y_3 の逆方向を副走査方向 Y_4 とする。従って、互いに離れた位置から境界に近づく方向を副走査方向として走査を行う。これにより、サブボリュームCとサブボリュームDの境界では、走査データを収集する時相が一致するため、境界における時相差を低減することができる。

40

【0088】

この第2の変形例では、全体の走査範囲を4つの領域に分割したが、それを超える数の

50

領域に分割しても良い。例えば、図7に示すように、中心Oを通る4本の分割線により分割すると、全体の走査範囲は8つの領域に分割される。そして、隣接するサブボリューム同士では、副走査方向Yを逆方向として超音波ビームの走査を行う。これにより、各サブボリュームの境界で走査データを収集する時相が一致するため、境界における時相差を低減することができる。また、全体の走査範囲を 2^n 個（ n は1以上の整数）の領域に分割しても良い。 2^n 個の領域に分割しても、隣接するサブボリューム同士では、副走査方向を逆方向にして超音波ビームを走査することにより、境界において収集される走査ビームの時相差を低減することができる。

【0089】

以上のように、この発明の実施形態及び変形例によると、所望の走査範囲を複数の領域に分割し、ECGトリガ信号を用いて走査することにより、並列同時受信数が少ないハードウェアを備えた超音波診断装置であって、より広範囲の関心領域の走査が可能となる。そして、領域の境界において収集される走査データの時相がほぼ一致するように、領域ごとに主走査方向又は副走査方向を変えて走査を行うことにより、時相差に起因する筋状のアーチファクトを低減した画像を得ることが可能となる。

10

【0090】

また、この発明の実施形態及び変形例によると、互いに接する領域について、主走査方向又は副走査方向を互いに逆方向にして走査することにより、領域の境界で収集される走査データの時相をほぼ一致させることが可能となり、境界での時相差を低減することができる。これにより、時相差に起因する筋状のアーチファクトを低減した画像を得ることが

20

【図面の簡単な説明】

【0091】

【図1】この発明の実施形態に係る超音波診断装置の概略構成を示すブロック図である。

【図2】この発明の実施形態に係る超音波診断装置による走査の範囲及び走査方向を説明するための模式図であり、超音波プローブから見たとき（トップビュー）の図である。

【図3】この発明の実施形態に係る超音波診断装置による走査の方向を説明するための模式図であり、超音波プローブから見たとき（トップビュー）の図である。

【図4】この発明の実施形態に係る超音波診断装置により収集された走査データの読み込みの順番を説明するための模式図であり、超音波プローブから見たとき（トップビュー）の図である。

30

【図5】この発明の実施形態に係る超音波診断装置による走査の範囲及び走査方向を説明するための模式図であり、超音波プローブから見たとき（トップビュー）の図である。

【図6】この発明の実施形態に係る超音波診断装置による走査の範囲及び走査方向を説明するための模式図であり、超音波プローブから見たとき（トップビュー）の図である。

【図7】この発明の実施形態に係る超音波診断装置による走査の範囲及び走査方向を説明するための模式図であり、超音波プローブから見たとき（トップビュー）の図である。

【図8】従来技術に係る超音波診断装置による走査の範囲を説明するための模式図である。

【図9】従来技術に係る超音波診断装置による走査の範囲を説明するための模式図である

40

【図10】分割された走査範囲を説明するための模式図である。

【図11】ECGトリガ信号に基づいて各時相において収集された走査データと、その走査データの合成を説明するための模式図である。

【図12】従来技術に係る超音波診断装置による走査の範囲及び走査方向を説明するための模式図である。

【図13】従来技術に係る超音波診断装置による走査の範囲及び走査方向を説明するための模式図であり、超音波プローブから見たとき（トップビュー）の図である。

【図14】従来技術に係る超音波診断装置による走査及びその走査により収集された画像を説明するための模式図である。

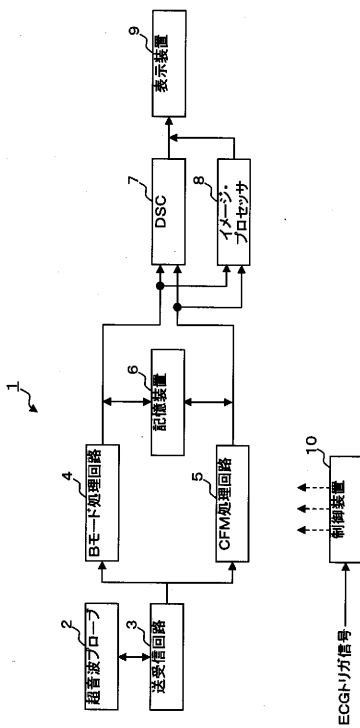
50

【符号の説明】

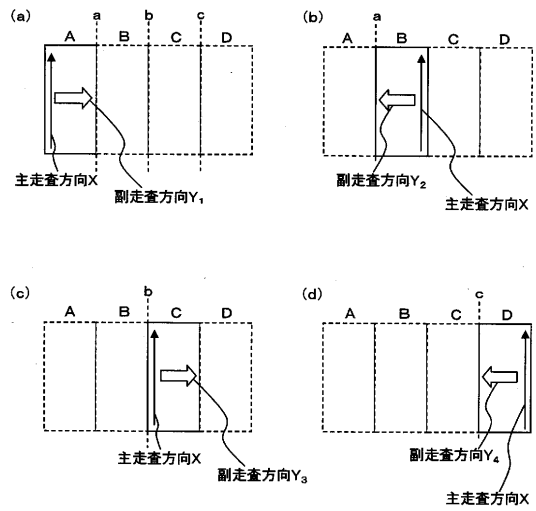
【0092】

- 1 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ
- 3 送受信回路
- 4 Bモード処理回路
- 5 CFM処理回路
- 6 記憶装置
- 7 DSC (Digital Scan Converter)
- 8 イメージ・プロセッサ
- 9 表示装置
- 10 制御装置

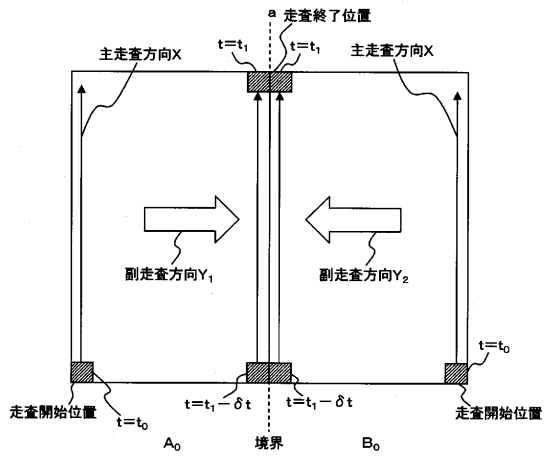
【図1】



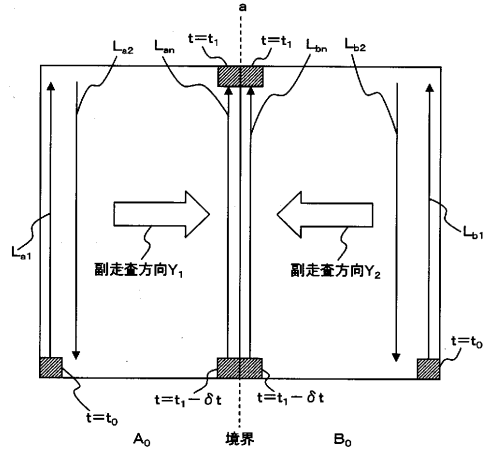
【図2】



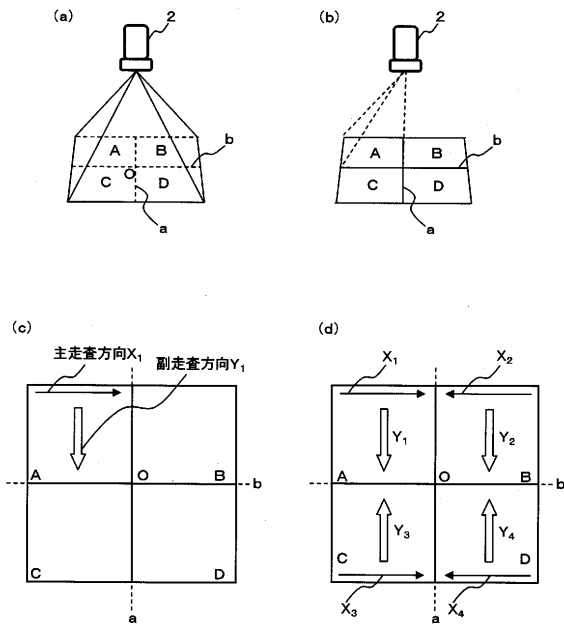
【 図 3 】



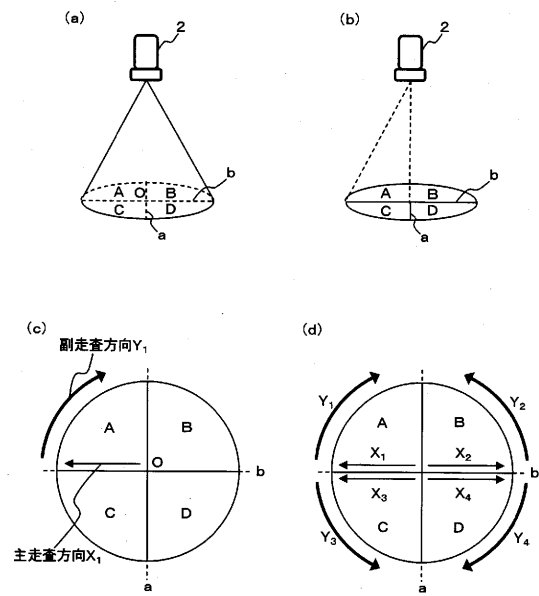
【 図 4 】



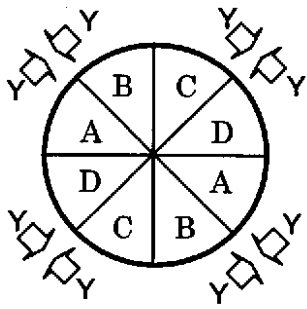
【 図 5 】



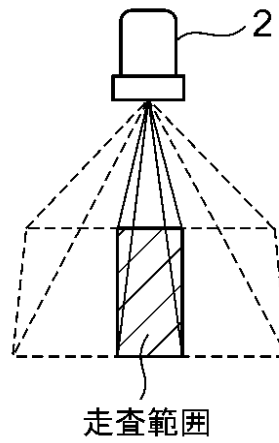
【 図 6 】



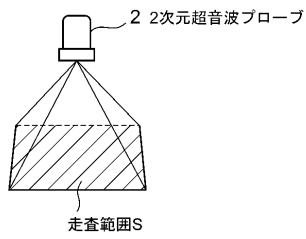
【 図 7 】



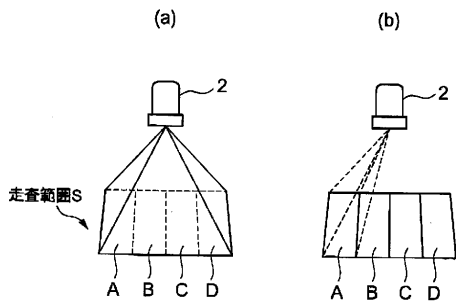
【 図 9 】



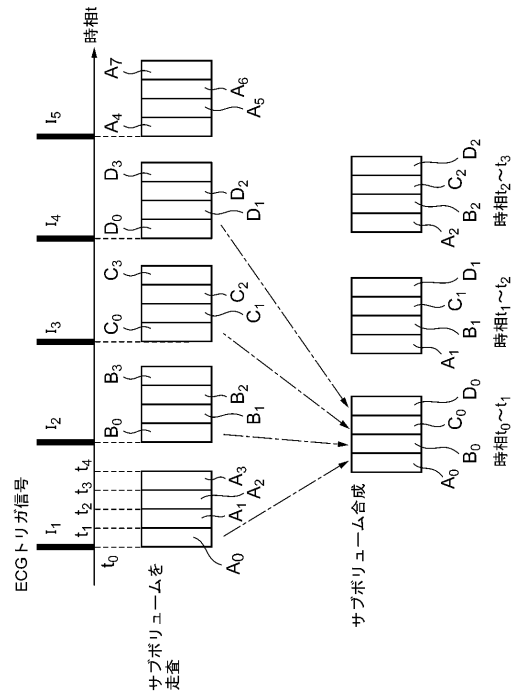
【 図 8 】



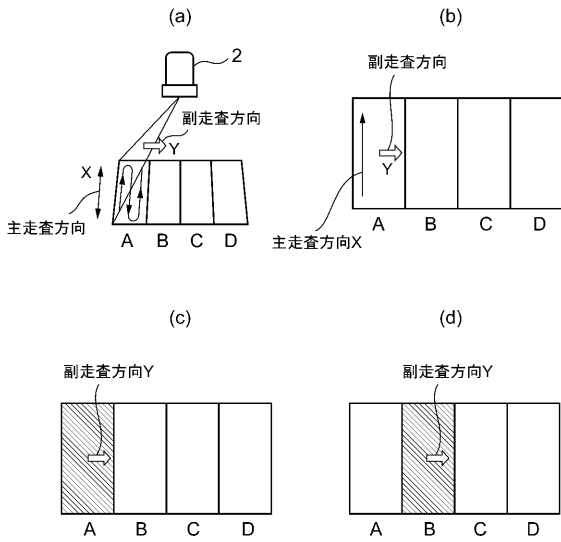
【 図 10 】



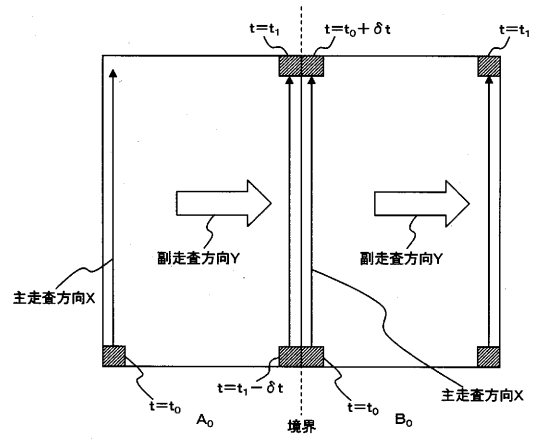
【 図 11 】



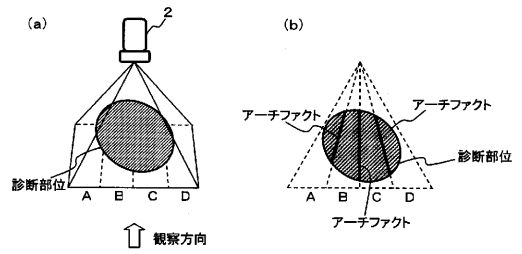
【 図 1 2 】



【 図 1 3 】



【 図 1 4 】



专利名称(译)	用于超声诊断设备的超声诊断设备和控制程序		
公开(公告)号	JP2007020908A	公开(公告)日	2007-02-01
申请号	JP2005208275	申请日	2005-07-19
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	小林忠晴		
发明人	小林 忠晴		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	G01S15/8993 A61B8/14 A61B8/483 A61B8/543 G01S7/52085 G01S7/52088 G01S15/8979		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/DD15 4C601/EE04 4C601/EE07 4C601/EE09 4C601/FF08 4C601/GB06 4C601/HH15 4C601/HH16 4C601/HH28 4C601/JC20 4C601/JC26 4C601/JC37 4C601/LL38		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声诊断设备，该超声诊断设备将期望的扫描范围划分为多个区域并根据触发信号在每个区域中进行扫描，其中在所收集的扫描数据之间不发生时间相位差。要做。在子体积B的扫描中，主扫描方向与子体积A的主扫描方向X相同，但是子扫描方向不同。当扫描子体积B时，将子扫描方向Y1设置为与子体积A相反的子扫描方向Y2，并且在子扫描方向Y2上扫描超声波束。扫描整个卷B。结果，由于在子体积A和子体积B之间的边界处收集的扫描数据的时间相位匹配，所以可以抑制由于时间相位差导致的条纹伪影的出现。 [选择图]图2

