

(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2008-61835

(P2008-61835A)

(43) 公開日 平成20年3月21日(2008.3.21)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)

F1
A61B 8/00

テーマコード(参考)
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 11 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2006-243200 (P2006-243200)
(22) 出願日 平成18年9月7日(2006.9.7)

(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 100081411
弁理士 三澤 正義
(72) 発明者 寺澤 俊治
栃木県大田原市下石上1385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 BB03 EE11 FF08 HH15 KK31

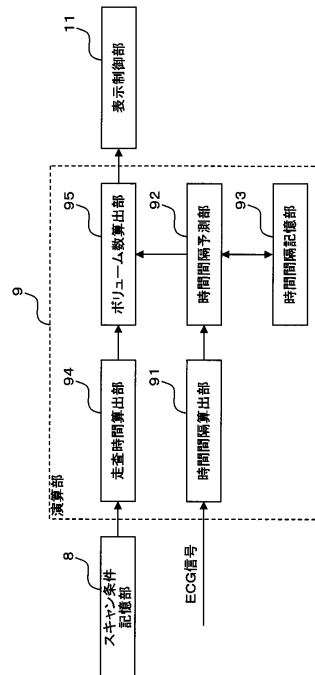
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び超音波診断装置の制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】トリガ信号に従って異なる3次元領域をスキャンする超音波診断装置であって、トリガ信号間の時間間隔で各3次元領域を走査可能な回数を求めることで、スキャンのやり直しの回数を削減することが可能な超音波診断装置を提供する。

【解決手段】間隔予測部92は、過去に取得されたECGトリガ信号間(R波間)の時間間隔に基づいて、所定時間後のECGトリガ信号間の時間間隔を求める。走査時間算出部94は、3次元の走査範囲であるサブボリュームの大きさを含むスキャン条件に基づいて、そのサブボリュームの1回の走査に要する時間を求める。ボリューム数算出部95は、間隔予測部92で求められた時間間隔を、走査時間算出部94で求められた時間で除算することで、その時間間隔内でサブボリュームを走査可能な回数(ボリューム数)を求める。

【選択図】図2



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

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異なる 3 次元領域内を超音波で走査し、次のトリガ信号を受けるまで同じ 3 次元領域内を走査して、各 3 次元領域の走査データを取得するスキャン手段と、

前記各 3 次元領域で取得された走査データを結合して超音波画像データを生成する画像生成手段と、

前記トリガ信号と前記次のトリガ信号との間の時間間隔と、前記各 3 次元領域の大きさを含むスキャン条件とに基づいて、前記時間間隔内で前記各 3 次元領域内を走査可能な回数を求める演算手段と、

を有することを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記演算手段によって求められた走査可能な回数を、操作者に報知する報知手段を更に有す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】

前記報知手段は表示手段であり、

前記心電波形を受け付けて、前記走査可能な回数に応じた数のマーカを、前記受け付けた心電波形に重ねて前記表示手段に表示させる表示制御手段を更に有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。

20

【請求項 4】

前記演算手段は、前記スキャン条件に基づいて、前記 3 次元領域の 1 回の走査に要する時間を算出し、

前記表示制御手段は、前記マーカとして線状の形状を有するマーカを生成し、前記走査に要する時間に応じた距離を置いて、前記回数分のマーカを前記受け付けた心電波形に沿って前記表示手段に表示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】

前記演算手段は、前記スキャン条件に基づいて、前記 3 次元領域の 1 回の走査に要する時間を算出し、

前記表示制御手段は、前記マーカとして、前記走査に要する時間に応じた幅を有する矩形形状のマーカを生成し、前記回数分のマーカを前記受け付けた心電波形に沿って並べて、前記表示手段に表示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。

30

【請求項 6】

前記演算手段は、

過去に取得されたトリガ信号間の時間間隔の変化量に基づいて、トリガ信号間の時間間隔を推定し、前記推定した時間間隔と前記スキャン条件とに基づいて、前記推定した時間間隔内で、前記各 3 次元領域内を走査可能な回数を求めることを特徴とする請求項 1 から請求項 5 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記演算手段は、

前記過去に取得されたトリガ信号間の時間間隔の平均値を求め、前記時間間隔の平均値と前記スキャン条件とに基づいて、前記平均値の時間間隔内で、前記 3 次元領域内を走査可能な回数を求めることを特徴とする請求項 1 から請求項 5 のいずれかに記載の超音波診断装置。

40

【請求項 8】

前記演算手段によって求められた走査可能な回数が、予め設定された走査回数未満の場合に、前記スキャン条件を変える制御手段を更に有することを特徴とする請求項 1 から請求項 7 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記トリガ信号は、前記心電波形の R 波に応じて生成されることを特徴とする請求項 1 から請求項 8 のいずれかに記載の超音波診断装置。

50

【請求項 10】

前記画像生成手段は、前記各 3 次元領域を走査して取得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を結合して前記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 から請求項 9 のいずれかに記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

コンピュータに、

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異なる 3 次元領域内を超音波で走査し、次のトリガ信号を受けるまで同じ 3 次元領域内を走査して、各 3 次元領域内の走査データを取得するスキャン機能と、

前記 3 次元領域ごとに取得された走査データを結合して超音波画像データを生成する画像生成機能と、

前記トリガ信号と前記次のトリガ信号との間の時間間隔と、前記各 3 次元領域の大きさを含むスキャン条件とに基づいて、前記時間間隔内で前記各 3 次元領域内を走査可能な回数を求める演算機能と、

を実行させることを特徴とする超音波診断装置の制御プログラム。

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

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、心電波形（ECG 信号）を利用して走査を行う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、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°×60°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、走査範囲を狭くして走査（スキャン）を行う必要がある。

10

20

30

40

50

【 0 0 0 7 】

上記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、全体の走査範囲を複数の領域に分割して走査を行う手法が提案されている（例えば特許文献1）。以下、この手法を利用した走査方法について図8を参照して説明する。図8は、分割された走査範囲を説明するための模式図である。

【 0 0 0 8 】

図8(a)に示すように、3次元の走査範囲Sを複数の領域に分割する。図8(a)に示す例においては、3次元の走査範囲Sを4つの3次元領域A、B、C及びDに分割する。以下、分割された個々の3次元領域A～Dを、サブボリュームと称することにする。図8(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。そして、超音波診断装置は、図8(b)に示すように、サブボリューム単位で走査を行い、その走査で取得したデータを結合することで、走査範囲Sの全体の画像データを生成する。例えば、超音波診断装置は、サブボリュームA、B、C、及びDの順番で、順次、各サブボリュームを走査し、その走査で取得した各サブボリュームのデータを結合することで、走査範囲Sの全体の画像データを生成する。

10

【 0 0 0 9 】

また、全体の走査範囲を複数の3次元領域に分割した上で、被検体の心電波形を取得し、ECG信号をトリガ信号として用いる走査手法が提案されている。以下、ECG信号を利用した走査方法について図9を参照しつつ説明する。図9は、ECG信号に基づいて各時相において取得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。

20

【 0 0 1 0 】

心電波形を用いて走査を行う場合、心電計により被検体の心電波形を取得し、例えば、心電波形のR波が検出された時に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を送信し、サブボリューム単位で走査を行うことで、各サブボリュームの走査データを取得する。

【 0 0 1 1 】

例えば図9に示すように、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回を行い、時相が異なる走査データを取得する。

30

【 0 0 1 2 】

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。1つのサブボリューム内で走査が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取得された走査データを走査データA1とする。その走査データA1を取得した後、時相 t_1 でスキャンが開始されて取得された走査データを走査データA2とする。その走査データA2を取得した後、時相 t_2 でスキャンが開始されて取得された走査データを走査データA3とする。その走査データA3を取得した後、時相 t_3 でスキャンが開始されて取得された走査データを走査データA4とする。つまり、時相 $t_0 \sim$ 時相 t_1 の間($= t$)で走査データA1が取得され、時相 $t_1 \sim$ 時相 t_2 の間(t)で走査データA2が取得され、時相 $t_2 \sim$ 時相 t_3 の間で走査データA3が取得され、時相 $t_3 \sim$ 時相 t_4 の間(t)で走査データA4が取得される。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A1、A2、A3及びA4が取得される。

40

【 0 0 1 3 】

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B1、B2、B3及びB4が取得される。同様に、第3

50

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、各時相において走査データC1、C2、C3及びC4が取得される。さらに、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、各時相において走査データD1、D2、D3及びD4が取得される。

【0014】

このように異なる心拍で取得された走査データは、同じ時相で取得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 ～時相 t_1 の間に収集された走査データA1、B1、C1及びD1を結合して、時相 t_0 ～時相 t_1 における関心領域全体の走査データを得る。同様に、時相 t_1 ～時相 t_2 、時相 t_2 ～時相 t_3 、及び、時相 t_3 ～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。

10

【0015】

【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】

【0016】

しかしながら、上述した従来の走査方法によると、スキャンを行なう前やスキャンを行っている最中に、1心拍中、つまり、ECGトリガ信号間(R波と次のR波との間)で取得できるサブボリュームの走査データの数(以下、「ボリューム数」と称する場合があります)を把握することができない問題がある。換言すると、ECGトリガ信号間(R波と次のR波との間)で、1つのサブボリュームを何回走査し、その1つのサブボリュームについて、何個の走査データを取得できるのかを把握できなかった。そのため、スキャンを実行した後でなければ、必要なボリューム数が取得できたか否かを確認できなかった。なお、必要なボリューム数は、例えば、ボリュームレートや、走査領域Sの大きさや、サブボリュームの大きさなどによって決められる。

20

【0017】

ECGトリガ信号は、R波の検出に基づいて生成されているため、R波と次のR波の間隔が変化した場合、つまり、心拍数が変化した場合、スキャン条件によっては、必要なボリューム数が取得できない場合がある。また、サブボリュームの大きさを変えた場合、1心拍で取得できるボリューム数が変わってしまい、必要なボリューム数が取得できない場合がある。このような場合、サブボリュームの大きさや、超音波を送信する深さや、走査線密度などのスキャン条件を変更して、再度、スキャンを実行する必要がある。

30

【0018】

例えば図9に示す、ECGトリガ信号 I_1 とECGトリガ信号 I_2 との間隔(R波と次のR波の間隔)を、スキャンの実行前に把握することができなかったため、実際にスキャンを行なってみなければ、1心拍で、必要なボリューム数が取得できたか否かを確認できなかった。図9に示す例では、1心拍でサブボリュームを4回走査して、1つのサブボリュームについて4個の走査データを取得する必要があるが、心拍数が変わって、ECGトリガ信号 I_1 とECGトリガ信号 I_2 との間隔が変わってしまうと、1心拍で取得可能なボリューム数も変化してしまう。例えば、心拍数が増えて、ECGトリガ信号の間隔(R波と次のR波の間隔)が短くなると、1心拍中で取得可能な走査データの数が減ってしまう。このように、心拍数が変化することで、1心拍で取得可能なボリューム数も変化してしまうため、実際にスキャンを行なってみないと、所望のボリューム数が得られたか否かを確認できなかった。そして、実際にスキャンを実行し、1つのサブボリュームについて、4個の走査データが得られない場合は、超音波を送信する深さや、走査線密度や、サブボリュームの大きさなどのスキャン条件を変更して、再度、スキャンを実行する必要がある。

40

【0019】

ここで、従来技術に係る走査の手順について、図10を参照して説明する。図10は、

50

従来技術に係る走査の手順を示すフローチャートである。

【0020】

(ステップS20)

まず、心電計を用いて被検体の心電波形を取得し、R波の検出を行う。

【0021】

(ステップS21)

次に、操作者が入力装置などを用いて、超音波を送信する深さや、走査線密度や、サブボリュームの大きさなどのスキャン条件の設定を行なう。

【0022】

(ステップS22)

そして、超音波診断装置は、ステップS21で設定されたスキャン条件に従ってスキャンを実行する。例えば、図9に示すように、超音波診断装置はECGトリガ信号に従って、各サブボリュームを複数回走査し、各サブボリュームの走査データを取得する。

10

【0023】

(ステップS23)

そして、超音波診断装置は、サブボリュームの走査データを合成し、表示装置に3次元画像などの超音波画像を表示する。

【0024】

(ステップS24)

操作者は表示装置に表示されている超音波画像を観察することで、所望のボリューム数が得られたか否かを判断する。所望のボリューム数が得られた場合は(ステップS24、Yes)、検査は終了する。しかし、所望のボリューム数が得られない場合は(ステップS24、No)、所望のボリューム数が得られるようにスキャン条件を変更し(ステップS21)、再度、スキャンを実行する(ステップS22)。このように、所望のボリューム数が得られない場合は、ステップS21からステップS24の処理を繰り返し、スキャンをやり直す必要があるため、検査のスループットを向上させることは困難であった。

20

【0025】

また、一度は適切なスキャン条件でスキャンを実行することができた場合であっても、診断部位や診断目的の変更に伴ってスキャン条件を変更する必要がある。スキャン条件を変更すると、1心拍で取得できるボリューム数が変わるため、スキャン条件を変更する度に、スキャンのやり直しという問題が生じるおそれがある。

30

【0026】

この発明は上記の問題点を解決するものであり、トリガ信号に従って異なる3次元領域(サブボリューム)をスキャンする超音波診断装置であって、トリガ信号間の時間間隔で各3次元領域を走査可能な回数(ボリューム数に相当する)を求めることで、スキャンのやり直しの回数を削減することが可能な超音波診断装置、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。

【課題を解決するための手段】

【0027】

請求項1に記載の発明は、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異なる3次元領域内を超音波で走査し、次のトリガ信号を受けるまで同じ3次元領域内を走査して、各3次元領域の走査データを取得するスキャン手段と、前記各3次元領域で取得された走査データを結合して超音波画像データを生成する画像生成手段と、前記トリガ信号と前記次のトリガ信号との間の時間間隔と、前記各3次元領域の大きさを含むスキャン条件とに基づいて、前記時間間隔内で前記各3次元領域内を走査可能な回数を求める演算手段と、を有することを特徴とする超音波診断装置である。

40

【0028】

請求項11に記載の発明は、コンピュータに、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異なる3次元領域内を超音波で走査し、次のトリガ信号を受けるまで同じ3次元領域内を走査して、各3次元領域内の走査データを取得するスキャン機能

50

と、前記 3 次元領域ごとに取得された走査データを結合して超音波画像データを生成する画像生成機能と、前記トリガ信号と前記次のトリガ信号との間の時間間隔と、前記各 3 次元領域の大きさを含むスキャン条件とに基づいて、前記時間間隔内で前記各 3 次元領域内を走査可能な回数を求める演算機能と、を実行させることを特徴とする超音波診断装置の制御プログラムである。

【発明の効果】

【0029】

この発明によると、トリガ信号間の時間間隔とスキャン条件に基づいて、トリガ信号間の時間間隔で各 3 次元領域内を走査可能な回数を求めることで、トリガ信号間の時間間隔で取得可能な走査データの数（ボリューム数）を把握できるため、スキャンのやり直しの回数を削減することが可能となる。これにより、検査のスループットを向上させることが可能となる。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【0030】

（構成）

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 及び図 2 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。図 2 は、この発明の実施形態に係る超音波診断装置の演算部の構成を示すブロック図である。

20

【0031】

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、3 次元的に超音波を送信して反射波を受信することで、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。また、2 次元超音波プローブの代わりに、1 次元超音波プローブを超音波プローブ 2 に用いてもよい。例えば、超音波振動子が所定方向（走査方向）に配列され、超音波振動子を走査方向に直交する方向に機械的に揺動可能な 1 次元超音波プローブを用いてもよい。

【0032】

送受信部 3 は送信部と受信部とを備え、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。

30

【0033】

送受信部 3 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送信し、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。

【0034】

送受信部 3 の送信部は、制御部 7 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る。その制御信号には、超音波プローブ 2 による走査範囲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、送信部は、制御部 7 から、走査範囲を複数に分割する分割パターン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、各領域を超音波プローブ 2 に走査させる。

40

【0035】

また、送受信部 3 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 2 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

50

指向性に応じた方向からの反射成分が強調される。なお、この送受信部 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。

【0036】

送受信部 3 から出力される RF データは、信号処理部 4 に出力される。信号処理部 4 は、B モード処理部や CFM 処理部などを備えて構成されている。

【0037】

信号処理部 4 の B モード処理部は、エコーの振幅情報の映像化を行い、エコー信号から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。なお、この超音波ラスタデータがこの発明の「走査データ」に相当する。

10

【0038】

また、信号処理部 4 の CFM 処理部は、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。

【0039】

記憶部 5 はメモリやハードディスクなどの記憶装置で構成され、信号処理部 4 により生成された超音波ラスタデータ (走査データ) が一時的に記憶、保持される。

20

【0040】

DSC 6 (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 6 が記憶部 5 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、画像データを表示制御部 11 に出力する。

30

【0041】

画像処理部 10 は、記憶部 5 から超音波ラスタデータ (走査データ) 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、表示制御部 11 に出力する。

【0042】

この実施形態では、心電計を用いて被検体の心電波形 (ECG 信号) を取得している場合において、制御部 7 が超音波診断装置 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部 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 トリガ信号を制御部 7 に出力する。このように、ECG トリガ信号に従って走査が開始される。また、心電波形 (ECG 信号) を制御部 7 に入力し、制御部 7 が R 波を検出した際に送受信部 3 に制御信号を出力してもよい。制御部 7 が送受信部 3 に出力する制御信号には、3 次元の走査範囲の分割パターン、3 次元領域であるサブボリュームの大きさ、超音波を送信する深さ、及び走査線密度などのスキャン条件が含まれている。

40

【0043】

制御部 7 のスキャン条件記憶部 8 には、3 次元の走査範囲の分割パターンやサブボリュームの大きさなどのスキャン条件が記憶され、制御部 7 は、そのスキャン条件記憶部 8 から分割パターンなどのスキャン条件を読み込んで上記制御信号に含ませて送受信部 3 に出力する。送受信部 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。

50

【 0 0 4 4 】

ここで、送受信部 3 が走査する走査範囲、及び走査のタイミングについて説明する。送受信部 3 は制御部 7 の制御の下、ECG トリガ信号を利用して、3次元の走査領域であるサブボリューム単位で走査を行う。例えば従来技術と同様に、送受信部 3 は制御部 7 の制御の下、図 8 (a) に示すように、3次元の走査範囲 S を 4 つのサブボリューム A、B、C 及び D に等分割し、図 8 (b) に示すように、各サブボリュームを順次走査する。この実施形態では、送受信部 3 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 S を等分割して走査を行う。これにより、サブボリューム A の隣がサブボリューム B になる。また、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 になる。また、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 になる。

10

【 0 0 4 5 】

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 (E C G 信号) が取得され、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部 7 に出力される。例えば図 9 に示すように、第 1 の E C G トリガ信号 I_1 が制御部 7 に出力され、制御部 7 がその E C G トリガ信号 I_1 を受信すると、送受信部 3 に対してビームフォーミングに必要な遅延パターンなどの制御信号を出力する。その制御信号には、3次元の走査範囲の分割パターンや、サブボリュームの大きさなどの情報が含まれている。

【 0 0 4 6 】

具体的には、第 1 の E C G トリガ信号 I_1 に対応する心拍では、制御部 7 は、サブボリューム A を走査するため、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部 3 に出力する。送受信部 3 はその制御信号を受信し、その制御信号に従って超音波ビームの送受信を行い、各サブボリュームにおける走査データを取得する。取得された走査データは、記憶部 5 に一時的に記憶、保持される。

20

【 0 0 4 7 】

ここでは、上述した従来技術と同様に、第 1 の E C G トリガ信号 I_1 に対応した心拍で、送受信部 3 はサブボリューム A を 4 回走査し、図 9 に示すように、1 心拍で走査データ A 1、A 2、A 3 及び A 4 を取得する。そして、第 2 の E C G トリガ信号 I_2 に対応した心拍で、送受信部 3 はサブボリューム B を 4 回走査し、1 心拍で走査データ B 1、B 2、B 3 及び B 4 を取得する。さらに、第 3 の E C G トリガ信号 I_3 及び第 4 の E C G トリガ信号 I_4 に対応した心拍においても同様に、それぞれ、サブボリューム C、D を 4 回走査して走査データを取得する。

30

【 0 0 4 8 】

そして、画像処理部 10 は、記憶部 5 に格納されている走査データであって、同じ時相で取得された走査データを読み出して結合することで、全体の走査範囲 S に対応する 1 つの走査データを生成する。そして、画像処理部 10 は、その走査データに対してレンダリング処理などの画像処理を施すことにより、3次元画像データなどの超音波画像データを生成する。

【 0 0 4 9 】

例えば図 9 に示すように、画像処理部 10 は、時相 t_0 ~ 時相 t_1 の間に取得された走査データ A 1、B 1、C 1 及び D 1 を結合することで、時相 t_0 ~ 時相 t_1 における走査範囲 S の全体の走査データを生成する。他の時相において取得された走査データについても同様に結合され、走査範囲 S 全体の走査データが生成される。

40

【 0 0 5 0 】

生成された超音波画像データは表示制御部 11 に出力され、表示部 13 に 3次元画像などの超音波画像が表示される。

【 0 0 5 1 】

なお、画像処理部 10 は、図示しない CPU と、ROM、RAM などの記憶装置を備えて構成されている。記憶装置には、レンダリング処理や MPR 処理を行うための画像生成プログラムが記憶されている。CPU がその画像生成プログラムを実行することにより、

50

記憶部 5 から超音波ラスタデータ（走査データ）を読み込んで画像処理を実行することで超音波画像データを生成する。なお、この画像処理部 10 がこの発明の「画像生成手段」に相当する。また、超音波プローブ 2、送受信部 3、信号処理部 4、及び制御部 7 が、この発明の「スキャン手段」に相当する。

【0052】

制御部 7 は、スキャン条件記憶部 8 と演算部 9 を備えて構成され、超音波診断装置 1 の各部に接続されて、各部の制御を行なう。

【0053】

スキャン条件記憶部 8 には、入力部 14 にて入力されたスキャン条件が記憶されている。スキャン条件には、例えば、3次元の走査範囲 S の分割パターンや、3次元領域としてのサブボリュームの大きさや、超音波を送信する深さや、走査線密度や、並列同時送受信数などが含まれる。

10

【0054】

演算部 9 は、ECGトリガ信号間（R波と次のR波との間）で取得可能なサブボリュームの走査データの数（ボリューム数）を求める。換言すると、演算部 9 は、ECGトリガ信号間（R波間）で、1つのサブボリュームを走査可能な回数を求めることになる。演算部 9 の詳細な構成について図 2 を参照して説明する。

【0055】

時間間隔算出部 91 は、超音波診断装置 1 の外部から ECGトリガ信号を順次受け付けると、ECGトリガ信号間の時間間隔を求める。ECGトリガ信号が R 波の検出に基づいて生成されている場合、時間間隔算出部 91 は、R 波と次の R 波との間の時間間隔を求めていることになる。

20

【0056】

また、制御部 7 が、超音波診断装置 1 の外部から心電波形（ECG 信号）を受け付けて、その心電波形から R 波を検出した場合、時間間隔算出部 91 は、その R 波間の時間間隔を求めてもよい。

【0057】

例えば、時間間隔算出部 91 は、第 1 の ECGトリガ信号 I_1 を受け付け、その後、第 2 の ECGトリガ信号 I_2 を受け付けると、第 1 の ECGトリガ信号 I_1 と第 2 のトリガ信号 I_2 との時間間隔を求める。つまり、時間間隔算出部 91 は、1 心拍の時間を求めることになる。そして、時間間隔算出部 91 は、時間間隔を示す情報を時間間隔予測部 92 に出力する。また、時間間隔算出部 91 で求められた時間間隔を示す情報は時間間隔記憶部 93 に記憶される。

30

【0058】

その後、時間間隔算出部 91 は、第 3 の ECGトリガ信号 I_3 を受け付けると、第 2 の ECGトリガ信号 I_2 と第 3 の ECGトリガ信号 I_3 との時間間隔を求め、その時間間隔を示す情報を時間間隔予測部 92 に出力する。以後、時間間隔算出部 91 は、ECGトリガ信号を受け付ける度に、1 つ前に受け付けた ECGトリガ信号との時間間隔を求める。

【0059】

時間間隔予測部 92 は、時間間隔記憶部 93 に記憶されている、ECGトリガ信号間の時間間隔（R波間の時間間隔）に基づいて、現時点から所定時間後における ECGトリガ信号間の時間間隔を推定する。そして、時間間隔予測部 92 は、ECGトリガ信号間の時間間隔をボリューム数算出部 95 に出力する。この所定時間は、操作者が入力部 14 を用いて入力した時間であってもよく、予め設定された時間であってもよい。例えば、現時点から、スキャンを実際に開始するまでの時間を所定時間として設定することで、時間間隔予測部 92 は、スキャン開始時における ECGトリガ信号間の時間間隔（R波間の時間間隔）を推定することになる。

40

【0060】

時間間隔予測部 92 は、例えば、時間間隔記憶部 93 に記憶されている、ECGトリガ信号間の時間間隔（R波間の時間間隔）の平均値を算出して、その平均値を所定時間後の

50

E C Gトリガ信号間の時間間隔とする。

【 0 0 6 1 】

また、時間間隔予測部 9 2 は、時間間隔記憶部 9 3 に記憶されている E C Gトリガ信号間の時間間隔（R波間の時間間隔）に基づいて、実時間に対する E C Gトリガ信号間の時間間隔の変化量を求め、その変化量に従って、所定時間後の E C Gトリガ信号間の時間間隔を推定してもよい。実時間として、例えば、制御部 7 が E C Gトリガ信号を受け付けた時間、又は、制御部 7 が心電波形を受け付けて R 波を検出した時間が該当する。この予測処理の 1 例について、図 3 を参照して説明する。図 3 は、実時間に対する E C Gトリガ信号間の時間間隔を示すグラフである。横軸が実時間、つまり、制御部 7 が E C Gトリガ信号を受け付けた時間、又は、制御部 7 が R 波を検出した時間であり、縦軸が E C Gトリガ信号間の時間間隔である。

10

【 0 0 6 2 】

時間間隔予測部 9 2 は、時間間隔算出部 9 1 にて求められた E C Gトリガ信号間の時間間隔（R波間の時間間隔）を示す実測値 1 0 0 に基づいて、実時間に対する E C Gトリガ信号間の時間間隔の変化量を推定する。図 3 に示す例では、E C Gトリガ信号間の時間間隔は、直線の関数で表されている。そして、時間間隔予測部 9 2 は、その変化を表す関数に従って、所定時間後における時間間隔の予測値 1 0 1 を推定する。例えば、現在の時間 T_0 を基準として、時間間隔予測部 9 2 は、時間 T_0 から所定時間後の時間 T_1 や時間 T_2 における E C Gトリガ信号間の時間間隔を推定する。なお、所定時間後の時間 T_1 や時間 T_2 は、操作者によって任意に指定することができる。これにより、操作者にとって所望する時間における E C Gトリガ信号間の時間間隔を求めることができる。例えば、時間 T_1 や時間 T_2 にスキャンを開始する場合、その時間 T_1 や時間 T_2 を操作者が指定することで、スキャン開始時における E C Gトリガ信号間の時間間隔を推定することができる。

20

【 0 0 6 3 】

時間間隔記憶部 9 3 には、過去において求められた E C Gトリガ信号間の時間間隔（R波間の時間間隔）が記憶されている。この時間間隔は、実際に時間間隔算出部 9 1 にて求められた時間間隔であってもよく、時間間隔予測部 9 2 にて推定された時間間隔であってもよい。

【 0 0 6 4 】

走査時間算出部 9 4 は、スキャン条件記憶部 8 に記憶されているスキャン条件に基づいて、送受信部 3 が 1 つのサブボリュームを走査して、そのサブボリュームのデータを取得するまでに要する時間（以下、「1 つのサブボリュームの走査に要する時間」と称する場合がある）を求める。スキャン条件には、サブボリュームの大きさ、超音波を送信する深さ、走査線密度、並列同時送受信数などが含まれている。走査時間算出部 9 4 は、そのスキャン条件に含まれる情報に基づいて、1 つのサブボリュームの走査に要する時間を求める。

30

【 0 0 6 5 】

ボリューム数算出部 9 5 は、時間間隔予測部 9 2 によって求められた、E C Gトリガ信号間の時間間隔（R波間の時間間隔）と、走査時間算出部 9 4 によって求められた、1 つのサブボリュームの走査に要する時間とに基づいて、E C Gトリガ信号間の時間間隔（R波と次の R 波との間の時間間隔）で取得できるサブボリュームの走査データの数（ボリューム数）を求める。換言すると、ボリューム数算出部 9 5 は、E C Gトリガ信号間の時間間隔と、1 つのサブボリュームの走査に要する時間とに基づいて、1 つのサブボリュームの走査可能な回数を求める。

40

【 0 0 6 6 】

例えば、ボリューム数算出部 9 5 は、次式に基づいて、E C Gトリガ信号間で取得可能なボリューム数を求める。

E C Gトリガ信号間で取得可能なボリューム数 =

(E C Gトリガ信号間の時間間隔) / (1 つのサブボリュームの走査に要する時間)

50

つまり、ボリューム数算出部 95 は、ECG トリガ信号間の時間間隔（R 波間の時間間隔）を、1 つのサブボリュームの走査に要する時間で除算することで、ECG トリガ信号間で取得可能なボリューム数（= 1 つのサブボリュームの走査可能な回数）を求める。

【0067】

また、ボリューム数算出部 95 は、時間間隔予測部 92 が求めた ECG トリガ信号間の時間間隔（R 波間の時間間隔）を用いず、操作者が入力部 14 を用いて入力した ECG トリガ信号間の時間間隔を用いて、ECG トリガ信号間で取得可能なボリューム数を求めてもよい。この場合、操作者が入力部 14 を用いて ECG トリガ信号間の時間間隔（R 波間の時間間隔）を入力すると、ボリューム数算出部 95 は、その ECG トリガ信号間の時間間隔と、走査時間算出部 94 によって求められた、1 つのサブボリュームの走査に要する時間とに基づき、上記の式に従って、ECG トリガ信号間（R 波間の時間間隔）で取得可能なボリューム数を求める。

10

【0068】

そして、ボリューム数算出部 95 は、ECG トリガ信号間で取得可能なボリューム数を示す情報を表示制御部 11 に出力する。表示制御部 11 は、そのボリューム数に応じて、線分や文字や数字などの画像データを生成し、その画像データを表示部 13 に表示させる。ボリューム数の表示例について図 4 から図 6 を参照して説明する。図 4 から図 6 は、ボリューム数の表示例を示す図である。また、図 4 から図 6 に示す例では、ECG トリガ信号間で取得可能なボリューム数を「4」とする。つまり、1 心拍中でサブボリュームを 4 回走査して、4 つの走査データを取得することができるものとする。

20

【0069】

例えば、表示制御部 11 は心電波形（ECG 信号）を受け付けて、その心電波形に、ボリューム数を表す画像を重ねて表示部 13 に表示させる。図 4 に示す例では、表示制御部 11 は、心電波形 200 に、サブボリュームを走査するタイミングを示す線状のマーカ 201 ~ 205 を重ねて表示部 13 に表示させている。このとき、表示制御部 11 は、心電波形 200 の 2 つの R 波の間にマーカ 201 ~ 205 を重ねて表示させる。各マーカ間の時間間隔 t は、走査時間算出部 94 によって求められた、1 つのサブボリュームの走査に要する時間である。つまり、送受信部 3 が 1 つのサブボリュームを走査して、そのサブボリュームのデータを取得するまでに要する時間である。表示制御部 11 は、その時間間隔 t に応じた距離を置いて、心電波形 200 に沿って各線状のマーカ 201 ~ 205 を表示部 13 に表示させる。例えば、表示制御部 11 は、心電波形のうち R 波が検出される時点を始点として、時間間隔 t ごとにマーカ 201 ~ 205 を表示させる。なお、図 4 に示す例では、線状のマーカを表示したが、他の形状のマーカを表示してもよい。

30

【0070】

例えばサブボリューム A を走査する場合、マーカ 201 が示すタイミングで、送受信部 3 はサブボリューム A を走査して走査データ A1 を取得する。同様に、送受信部 3 は、マーカ 202 が示すタイミングで走査データ A2 を取得し、マーカ 203 が示すタイミングで走査データ A3 を取得し、マーカ 204 が示すタイミングで走査データ A4 を取得する。つまり、各マーカ 201 ~ 204 は、サブボリュームを走査する開始時点に表示されている。

40

【0071】

但し、マーカ 205 が示すタイミングでサブボリュームの走査を開始しても、サブボリュームの走査完了前に次の R 波が検出されてしまうため、このタイミングでは走査は行われない。従って、ECG トリガ信号間で取得可能な走査データの数は、「R 波間に表示された線状のマーカの数 - 1」となる。

【0072】

なお、マーカ 205 が示すタイミングでサブボリュームの走査を開始し、その後、サブボリュームの走査完了前に次の R 波が検出される場合であっても、マーカ 205 が示すタイミングでサブボリュームの走査を開始してもよい。この場合、サブボリュームの走査完了前に次の R 波が検出されることになるが、次の R 波が検出された時点でその走査を中止

50

し、未完のまま、その走査で取得したデータを破棄するようにしてもよい。

【0073】

また、各マーカ間の間隔（1つのサブボリュームの走査に要する時間）は等間隔（ t ）であるため、最後のマーカ205と次のR波までの距離（時間 u ）を観察することで、心拍数の変化に対する、取得可能なボリューム数の余裕度を把握することができる。最後のマーカ205と次のR波との間隔が短いほど、余裕が無いことを表している。

【0074】

以上のように、ECGトリガ信号間（R波間）で取得可能なボリューム数を予測して、表示することにより、操作者は、設定したスキャン条件で所望のボリューム数を取得できるか否かの判断が可能となるため、スキャンのやり直しの回数を削減することが可能となる。これにより、検査のスループットを向上させることが可能となる。特に、実際にスキャンを実行する前に、所望のボリューム数を取得できるか否かを判断することができるため、実際にスキャンを実行することなく、所望のボリューム数を取得できるスキャン条件に変更することが可能となる。

10

【0075】

また、取得可能なボリューム数をマーカで表示し、そのマーカを心電波形に重ねて表示することで、操作者は、取得可能なボリューム数を視覚的に判断することが可能となる。

【0076】

また、図5に示すように、表示制御部11は、心電波形200にボリューム数を表す画像（例えばマーカ201～205）を重ねて表示部13に表示させるとともに、ボリューム数の値210を表示させても良い。この実施形態では、ECGトリガ信号間の時間間隔（R波間の時間間隔）で取得可能なボリューム数は「4」であるため、例えば図5に示すように、表示部13には、「4 Volume / (R - R)」と表示する。

20

【0077】

また、サブボリュームを走査するタイミングを示すマーカを表示する代わりに、1つのサブボリュームの走査に要する時間を画像化して表示部13に表示してもよい。例えば図6に示すように、表示制御部11は、走査時間算出部94によって求められた1つのサブボリュームの走査に要する時間を、矩形のマーカ301～304で表し、マーカ301～304を心電波形200に沿って並べて表示部13に表示させる。マーカ301～304の横幅は、走査時間算出部94によって求められた1つのサブボリュームの走査に要する時間 t の長さを表している。このとき、表示制御部11は、心電波形200の2つのR波の間にマーカ301～304を重ねて表示させる。この実施形態では、ECGトリガ信号間で取得可能なボリューム数は「4」であるため、表示制御部11は、4つのマーカを心電波形200に重ねて表示させる。従って、ECGトリガ信号間で取得可能な走査データの数は、R波間に表示された矩形のマーカの数となる。操作者は、R波間に表示された矩形のマーカ301～304を観察することで、そのR波間で取得可能な走査データを把握することが可能となる。

30

【0078】

なお、図4から図6に示したボリューム数の表示は、スキャン条件を設定しているときなどのスキャン前に表示してもよく、スキャン中に表示してもよい。

40

【0079】

また、表示制御部11は、DSC6から出力された断層像データに基づく断層像や、画像処理部10から出力された3次元画像データに基づく3次元画像などの超音波画像を表示部13に表示させる。

【0080】

なお、制御部7は、図示しないCPUと、ROM、RAMなどの記憶装置を備えて構成されている。記憶装置には、超音波診断装置1の各部を制御するための制御プログラムが記憶されている。この制御プログラムには、送受信部3を制御して走査データを取得するためのスキャンプログラムと、演算部9の機能を実行するための演算プログラムが含まれる。CPUがその制御プログラムを実行することにより、送受信部3を制御して走査デー

50

タを取得し、また、演算部 9 の機能を実行して、ECGトリガ信号間（R波間）で取得可能なボリューム数を求める。

【0081】

ユーザインタフェース（UI）12は、表示部13（報知手段の1例）と入力部14を備えて構成されている。表示部13は、CRTや液晶ディスプレイなどのモニタからなり、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。入力部14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）などで構成されて、スキャン条件などの各種設定が入力される。この入力部14で入力されたスキャン条件は、制御部7に送られ、スキャン条件記憶部8に記憶される。そして、制御部7は、スキャン条件記憶部8に記憶されているスキャン条件に従って超音波診断装置1の各部を制御する。

10

【0082】

（動作）

次に、この発明の実施形態に係る超音波診断装置1による一連の動作について、図7を参照して説明する。図7は、この発明の実施形態に係る超音波診断装置1による一連の動作を示すフローチャートである。

【0083】

（ステップS01）

まず、心電計を用いて被検体の心電波形を取得し、R波の検出を行う。例えば、心電波形（ECG信号）を制御部7に入力し、制御部7がその心電波形からR波を検出する。この場合、スキャンを行なう際には、制御部7がR波を検出した際に送受信部3に制御信号を出力する。また、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超音波診断装置1の外部に設け、そのECGトリガ信号を制御部7に出力してもよい。

20

【0084】

そして、時間間隔算出部91は、ECGトリガ信号間の時間間隔（R波間の時間間隔）を求める。時間間隔算出部91は、例えば、超音波診断装置1の外部からECGトリガ信号を受け付けると、ECGトリガ信号間の時間間隔を求める。また、制御部7が心電波形（ECG信号）を受け付けて、その心電波形からR波を検出している場合は、時間間隔算出部91は、そのR波間の時間間隔を求める。時間間隔算出部91によって求められたECGトリガ信号間の時間間隔（R波間の時間間隔）を示す情報は、時間間隔記憶部93に記憶される。

30

【0085】

（ステップS02）

次に、操作者が入力部14を用いて、3次元の走査範囲Sの分割パターンや、サブボリュームの大きさや、超音波を送信する深さや、走査線密度などのスキャン条件の設定を行なう。ここで設定されたスキャン条件は、制御部7のスキャン条件記憶部8に記憶される。

【0086】

（ステップS03）

時間間隔予測部92は、所定時間後におけるECGトリガ信号間の時間間隔（R波間の時間間隔）を求める。時間間隔予測部92は、例えば、時間間隔記憶部93に記憶されている、ECGトリガ信号間の時間間隔（R波間の時間間隔）の平均値を算出して、その平均値を所定時間後のECGトリガ信号間の時間間隔とする。また、時間間隔予測部92は、図3に示すグラフのように、実時間に対する時間間隔の実測値100に基づいて、実時間に対する時間間隔の変化量を求め、その変化量を表す関数に従って、所定時間後における時間間隔の予測値101を求めてもよい。

40

【0087】

（ステップS04）

次に、走査時間算出部94は、スキャン条件記憶部8に記憶されているスキャン条件に

50

基づいて、送受信部 3 が 1 つのサブボリュームを走査して、そのサブボリュームのデータを取得するまでに要する時間、つまり、1 つのサブボリュームの走査に要する時間を求める。

【 0 0 8 8 】

(ステップ S 0 5)

そして、ボリューム数算出部 9 5 は、時間間隔予測部 9 2 によって求められた、ECG トリガ信号間の時間間隔 (R 波間の時間間隔) と、走査時間算出部 9 4 によって求められた、1 つのサブボリュームの走査に要する時間とに基づいて、ECG トリガ信号間の時間間隔 (R 波間の時間間隔) で取得できるボリューム数を求める。換言すると、ボリューム数算出部 9 5 は、ECG トリガ信号間の時間間隔で、1 つのサブボリュームの走査可能な回数を求める。

10

【 0 0 8 9 】

そして、ボリューム数算出部 9 5 は、そのボリューム数を示す情報を表示制御部 1 1 に出力する。また、操作者が入力部 1 4 を用いて ECG トリガ信号間の時間間隔 (R 波間の時間間隔) を入力した場合、ボリューム数算出部 9 5 は、操作者によって入力された時間間隔と、走査時間算出部 9 4 によって求められた、1 つのサブボリュームの走査に要する時間とに基づいて、取得可能なボリューム数を求めてもよい。

【 0 0 9 0 】

(ステップ S 0 6)

表示制御部 1 1 は、ボリューム数算出部 9 5 からボリューム数を示す情報を受けると、そのボリューム数に応じて、線分や文字や数字などの画像データを生成し、画像データを表示部 1 3 に表示させる。例えば、表示制御部 1 1 は、超音波診断装置 1 の外部から心電波形 (ECG 信号) を受け付けて、その心電波形 (ECG 信号) にボリューム数を表す画像を重ねて表示部 1 3 に表示させる。

20

【 0 0 9 1 】

例えば図 4 に示すように、表示制御部 1 1 は、心電波形 2 0 0 に線状のマーカ 2 0 1 ~ 2 0 5 を重ねて表示部 1 3 に表示させる。また、図 5 に示すように、表示制御部 1 1 は、線状のマーカ 2 0 1 ~ 2 0 5 を表示部 1 3 に表示させるとともに、ボリューム数の値 2 1 0 を表示させてもよい。さらに、図 6 に示すように、表示制御部 1 1 は、1 つのサブボリュームの走査に要する時間を矩形のマーカ 3 0 1 ~ 3 0 4 で表し、心電波形 2 0 0 に重ねて表示部 1 3 に表示させてもよい。

30

【 0 0 9 2 】

以上のように、ECG トリガ信号間の時間間隔 (R 波間の時間間隔) で取得可能なボリューム数を予測して表示することにより、操作者は、設定したスキャン条件で所望のボリューム数を取得できるか否かを判断することが可能となる。これにより、スキャン条件を設定し直して、スキャンをやり直す回数を削減することが可能となり、検査のスループットを向上させることが可能となる。

【 0 0 9 3 】

(ステップ S 0 7)

そして、操作者は表示部 1 3 に表示されているボリューム数を参照することで、所望のボリューム数の取得が可能か否かを判断する。

40

【 0 0 9 4 】

(ステップ S 0 7、ステップ S 0 8)

操作者が、所望のボリューム数の取得が可能であると判断した場合 (ステップ S 0 7、Yes)、入力部 1 4 を用いてスキャン開始の指示を与える。これにより、ECG トリガ信号 (R 波) に従って、送受信部 3 は制御部 7 の制御の下、サブボリュームを順次走査し、各サブボリュームの走査データを取得する。そして、画像処理部 1 0 は、同じ時相で取得された走査データを結合し、レンダリング処理などの画像処理を施すことにより、3 次元画像データなどの超音波画像データを生成する。

【 0 0 9 5 】

50

例えば図 8 (a)、(b) に示すように、送受信部 3 は制御部 7 の制御の下、走査領域 S を 4 つのサブボリュームに分割し、1 心拍でサブボリュームを 4 回走査する。図 9 に示すように、第 1 の ECG トリガ信号 I_1 に対応した心拍では、送受信部 3 はサブボリューム A を 4 回走査することで、走査データ A 1、A 2、A 3 及び A 4 を取得する。そして、第 2 の ECG トリガ信号 I_2 、第 3 の ECG トリガ信号 I_3 、及び第 4 の ECG トリガ信号 I_4 に対応した心拍においても同様に、それぞれサブボリューム B、C、D を 4 回走査して、各サブボリュームの走査データを取得する。そして、画像処理部 10 は、同じ時相で取得された走査データを結合して画像処理を施すことで、超音波画像データを生成する。

【 0 0 9 6 】

一方、操作者が、所望のボリューム数の取得ができないと判断した場合 (ステップ S 0 7、No)、操作者が再度、スキャン条件を設定する (ステップ S 0 2)。そして、演算部 9 は、再度設定されたスキャン条件と、順次取得されている心電波形とに基づいて、1 心拍で取得可能なボリューム数を求め、表示制御部 11 は演算部 9 によって求められたボリューム数を表示部 13 に表示させる。そして、所望のボリューム数が取得可能であると操作者が判断するまで、ステップ S 0 2 からステップ S 0 7 の処理を繰り返して実行する。

【 0 0 9 7 】

(ステップ S 0 9)

そして、表示制御部 11 は、スキャンの結果得られた 3 次元画像や MPR 画像などの超音波画像を表示部 13 に表示させる。

【 0 0 9 8 】

(ステップ S 1 0)

操作者は表示部 13 に表示されている超音波画像を観察することで、所望のボリューム数が実際に取得されたか否かを判断する。操作者が、所望のボリューム数が取得できたと判断した場合 (ステップ S 1 0、Yes)、処理は終了する。一方、操作者が、所望のボリューム数が取得できていないと判断した場合 (ステップ S 1 0、No)、操作者が再度、スキャン条件を設定する (ステップ S 0 2)。そして、所望のボリューム数が取得できるまで、ステップ S 0 2 からステップ S 1 0 の処理を繰り返して実行する。

【 0 0 9 9 】

(変形例)

次に、上記実施形態に係る超音波診断装置 1 の変形例について説明する。上記実施形態に係る超音波診断装置 1 では、図 7 のフローチャートに示すように、1 心拍で取得可能なボリューム数を求め (ステップ S 0 5)、そのボリューム数を表示部 13 に表示し (ステップ S 0 6)、操作者がその表示されたボリューム数を参照することで、所望のボリューム数が取得できるか否かを判断している (ステップ S 0 7)。そして、操作者が、所望のボリューム数が取得できないと判断した場合 (ステップ S 0 7、No)、入力部 14 を用いて、再度スキャン条件の設定を行なっている (ステップ S 0 2)。このように、上記実施形態に係る超音波診断装置 1 では、操作者が、所望のボリューム数が取得できるか否かを判断し、取得できないと判断した場合は、操作者が、入力部 14 を用いてスキャン条件を再設定している。

【 0 1 0 0 】

これに対して変形例に係る超音波診断装置は、例えば、制御部 7 が、予め設定された基準値に基づいて所望のボリューム数が取得できるか否かを判断する。この基準値は、操作者が設定する値であって、所望のボリューム数を表している。

【 0 1 0 1 】

演算部 9 によって求められた 1 心拍で取得可能なボリューム数がその基準値以上であれば、制御部 7 は、所望のボリューム数が取得できると判断する。この場合、図 7 のフローチャートに示すように、ステップ S 0 8 以降の処理を実行して、被検体の超音波画像を取得する。

10

20

30

40

50

【 0 1 0 2 】

一方、演算部 9 によって求められた 1 心拍で取得可能なボリューム数が基準値未満であれば、制御部 7 は、所望のボリューム数を取得できないと判断する。この場合、制御部 7 は、スキャン条件記憶部 8 に記憶されているスキャン条件を自動的に変更する。例えば、制御部 7 は、スキャン条件のうち、サブボリュームの大きさや走査線密度などを変更する。そして、図 7 に示すステップ S 0 3 からステップ S 0 7 の処理を実行し、再び、制御部 7 は、基準値に基づいて所望のボリューム数が取得できるか否かを判断する。制御部 7 が、所望のボリューム数が取得できると判断した場合は、ステップ S 0 8 以降の処理を実行して被検体の超音波画像を取得し、取得できないと判断した場合は、制御部 7 は、スキャン条件を変更する。そして、所望のボリューム数が取得できると判断するまで、ステップ S 0 2 からステップ S 0 7 の処理を繰り返して実行する。

10

【 0 1 0 3 】

以上のように、制御部 7 が、所望のボリューム数が取得できるか否かを自動的に判断した場合であっても、スキャンをやり直す回数を削減することができるため、検査のスループットを向上させることが可能となる。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 1 0 4 】

【 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の演算部の構成を示すブロック図である。

20

【 図 3 】実時間に対する ECG トリガ信号の時間間隔を示すグラフである。

【 図 4 】ボリューム数の表示例を示す図である。

【 図 5 】ボリューム数の表示例を示す図である。

【 図 6 】ボリューム数の表示例を示す図である。

【 図 7 】この発明の実施形態に係る超音波診断装置による一連の動作を示すフローチャートである。

【 図 8 】分割された走査範囲を説明するための模式図である。

【 図 9 】 ECG 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 1 0 】従来技術に係る走査の手順を示すフローチャートである。

30

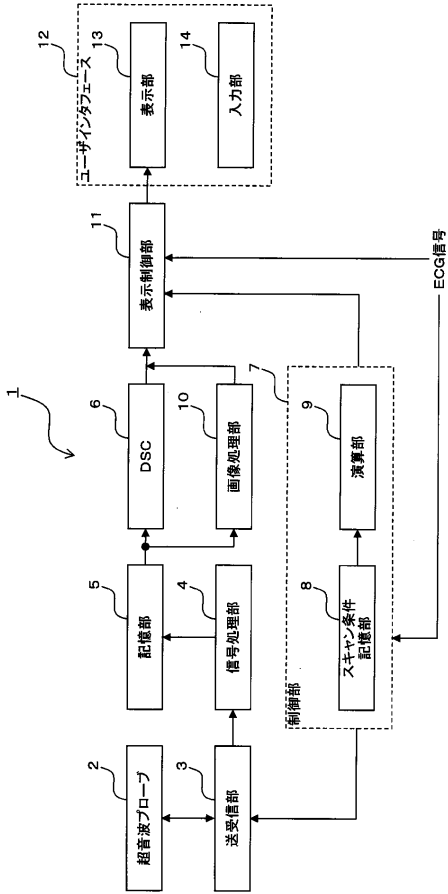
【 符号の説明 】

【 0 1 0 5 】

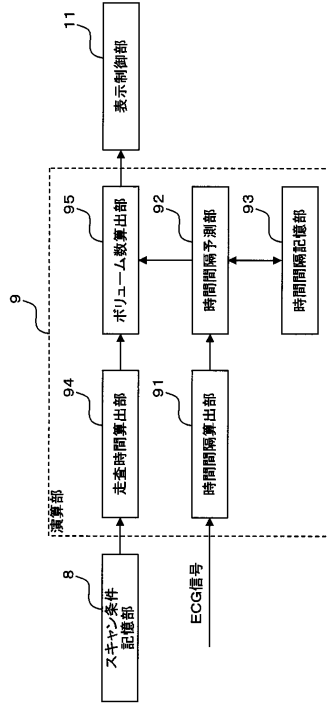
- 1 超音波診断装置
- 8 スキャン条件記憶部
- 9 演算部
 - 9 1 時間間隔算出部
 - 9 2 時間間隔予測部
 - 9 3 時間間隔記憶部
 - 9 4 走査時間算出部
 - 9 5 ボリューム数算出部

40

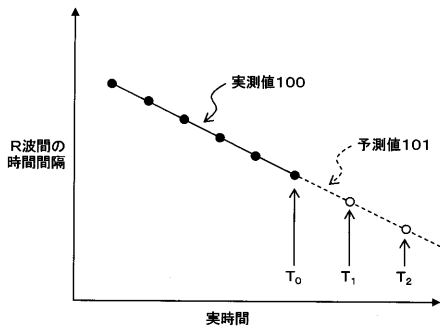
【図1】



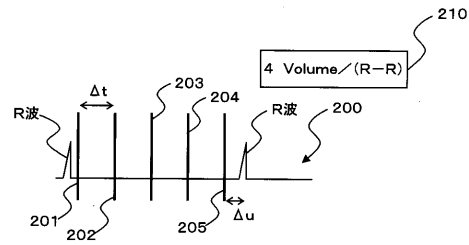
【図2】



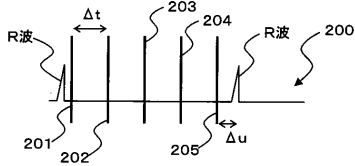
【図3】



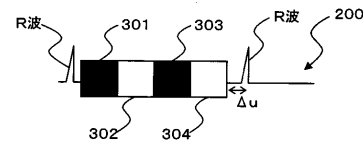
【図5】



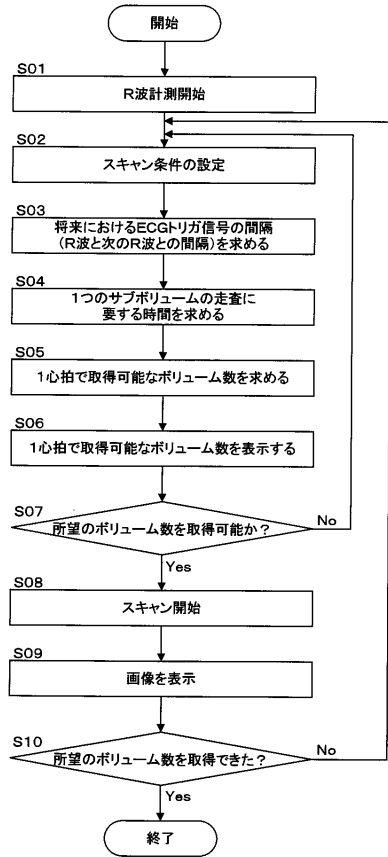
【図4】



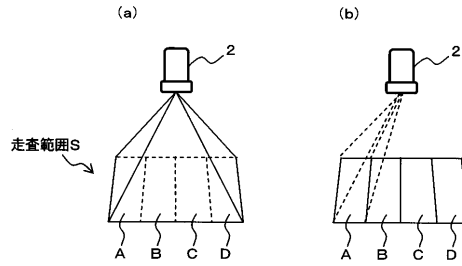
【図6】



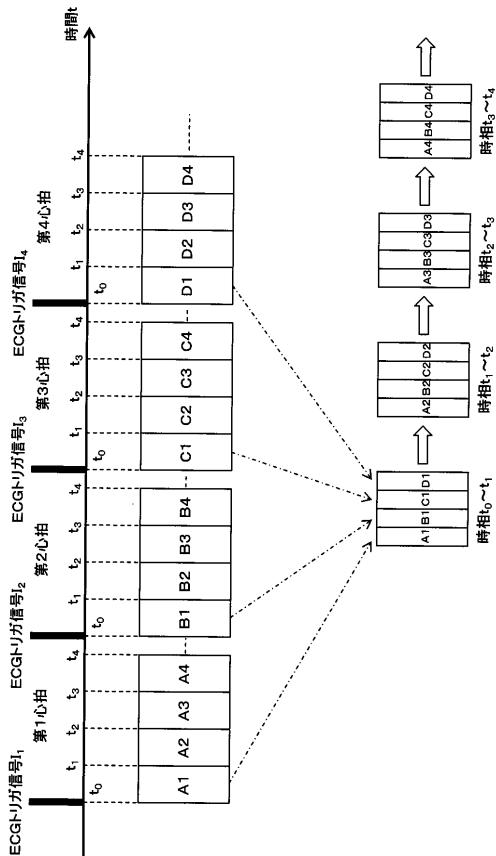
【 図 7 】



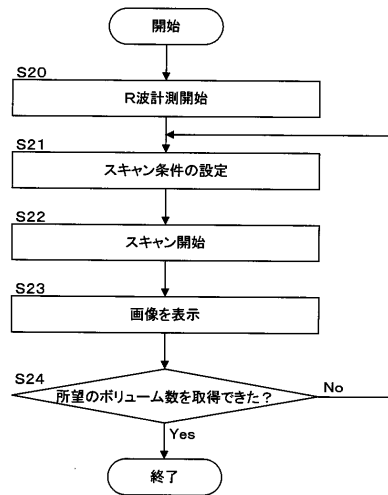
【 図 8 】



【 図 9 】



【 図 10 】



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	JP2008061835A	公开(公告)日	2008-03-21
申请号	JP2006243200	申请日	2006-09-07
[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	寺澤俊治		
发明人	寺澤 俊治		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE11 4C601/FF08 4C601/HH15 4C601/KK31		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供能够通过扫描不同的三个触发信号之间的时间间隔分别扫描不同三维区域的次数来减少重新扫描次数的超声诊断设备。根据触发信号的尺寸区域。解决方案：间隔估计部分92基于过去获取的ECG触发信号（在R波之间）的时间间隔，在规定的时之后找到ECG（心电图）触发信号之间的时间间隔。扫描时间计算部分94基于包括子体积的尺寸或三维扫描范围的扫描条件，找到一次扫描子体积所需的时间。卷数的计算部分95通过将由间隔估计部分92找到的时间间隔除以扫描得到的时间，找到能够在该时间间隔中扫描子体积的次数（体积数）。时间计算部分94.Ž

