

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5317391号
(P5317391)

(45) 発行日 平成25年10月16日(2013.10.16)

(24) 登録日 平成25年7月19日(2013.7.19)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

A 6 1 B 8/08

請求項の数 2 (全 22 頁)

(21) 出願番号 特願2006-37555 (P2006-37555)
 (22) 出願日 平成18年2月15日(2006.2.15)
 (65) 公開番号 特開2007-215630 (P2007-215630A)
 (43) 公開日 平成19年8月30日(2007.8.30)
 審査請求日 平成21年1月27日(2009.1.27)

前置審査

(73) 特許権者 000003078
 株式会社東芝
 東京都港区芝浦一丁目1番1号
 (73) 特許権者 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 110000866
 特許業務法人三澤特許事務所
 (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 本社内
 (72) 発明者 川岸 哲也
 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 本社内

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】

所定の3次元の走査範囲を走査することにより前記所定の3次元の走査範囲の走査データを取得する超音波プローブと、

前記3次元の走査範囲を複数の領域に分け、心電波形に基づいたトリガ信号を受けるたびに、異なる前記領域から走査を開始させ前記複数の領域を順次走査させることにより、前記超音波プローブに前記3次元の走査範囲に亘る走査データを取得させる制御手段と、

第1の画像処理と第2の画像処理とを切り替える手段を有し、前記第1の画像処理として、異なる前記トリガ信号毎に、前記トリガ信号のそれぞれを受けて走査を前記開始したときの領域のデータから連続して取得された前記複数の領域の走査データを用い、かつ同一のトリガ信号の周期内でいずれかの領域の最新の走査データが取得された場合に当該領域の最新の走査データにより更新された走査データを用いて、前記3次元の走査範囲の画像データを生成し、前記第2の画像処理として、前記トリガ信号毎に前記トリガ信号のそれぞれを受けて走査を前記開始したときの領域のデータから連続して取得された前記複数の領域の走査データの中から、複数の前記トリガ信号のそれぞれから同じ経過時間に取得された各領域の走査データを用いて前記3次元の走査範囲の画像データを生成し、かつ異なる前記経過時間に対応した走査データを用いて前記3次元の走査範囲の画像データを生成する画像処理手段と、

を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

10

20

前記画像処理手段が生成する前記3次元の走査範囲の画像データに基づく画像を表示する表示手段を、

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。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は3次元の領域を走査することができ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、3次元的に超音波を送信して反射波を受信する、いわゆる2次元超音波プローブの開発が進められている。

10

【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、超音波プローブ2が3次元的に超音波を送信して反射波を受信するため、超音波振動子が1次元的に配列している1次元超音波プローブを用いた超音波診断装置と比べて、短時間（リアルタイム）で観察対象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次元的に超音波を送受信することによって収集されたボリュームデータに対して、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）などの画像処理を施すことにより、3次元画像データや任意断面におけるMPR画像データなどの画像データが生成される。

20

【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と比べて、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。

30

【0006】

従って、費用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9に示すように走査範囲を狭くする必要がある。

【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、心電信号（ECG信号）をトリガ信号として超音波の送受信を行う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及び図11を参照しつつ説明する。図10は、分割された3次元の走査範囲を説明するための模式図である。図11は、ECGトリガ信号に基づいて各時相において取得されたデータと、そのデータの合成を説明するための模式図である。

40

【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、全体の走査範囲Sを4つの領域A、B、C及びDに等分割する。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

50

囲S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送受信が順次、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トリガ信号を受けると、被検体に対して超音波を送信し、被検体からの反射波を受信することで走査データを取得する。

【0010】

ECGトリガ信号を利用して超音波による走査を行なう場合、超音波診断装置が図11に示す第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の送受信を開始する。そして、ECGトリガ信号 I_1 に対応した心拍中では、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取得する。

【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 Δt 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 で走査が開始されて取得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 を取得した後、時相 t_1 で走査が開始されて取得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 の走査の後、時相 t_2 で走査が開始されて取得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 の走査の後、時相 t_3 で走査が開始されて取得された走査データを走査データ A_3 とする。つまり、時相 $t_0 \sim t_1$ の間（ $= \Delta t$ ）で走査データ A_0 が取得され、時相 $t_1 \sim t_2$ の間（ Δt ）で走査データ A_1 が取得され、時相 $t_2 \sim t_3$ の間で走査データ A_2 が取得され、時相 $t_3 \sim t_4$ の間（ Δt ）で走査データ A_3 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 A_0 、 A_1 、 A_2 及び A_3 が取得される。

【0012】

次に、第2のECGトリガ信号 I_2 に対応した心拍中では、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 が取得される。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 $t_0 \sim t_1$ の間に取得された走査データ A_0 、 B_0 、 C_0 及び D_0 を結合して、時相 $t_0 \sim t_1$ における観察対象全体のデータを得る。同様に、時相 $t_1 \sim t_2$ 、時相 $t_2 \sim t_3$ 、時相 $t_3 \sim t_4$ 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、各時相における観察対象全体のデータを得る。

【0014】

【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】

【0015】

しかしながら、従来技術に係る手法によると、観察対象全体のデータが揃うまで、全体の3次元画像データを生成して表示することができない問題があった。例えば、全体の走査範囲Sを4つのサブボリュームに分割した場合、第1心拍でサブボリュームAの走査データが取得され、第2心拍でサブボリュームBの走査データが取得され、第3心拍でサブボリュームCの走査データが取得され、第4心拍でサブボリュームDの走査データが取得される。このように第4心拍になって初めて全体の走査範囲Sのボリュームデータが得ら

10

20

30

40

50

れるため、全体の走査範囲Sの3次元画像を観察するためには第4心拍が経過するまで待つ必要があった。そのため、観察対象の全体像が観察できるようになるまでには、走査開始から数秒の遅れが発生する問題があった。

【0016】

この発明は上記の問題を解決するものであり、超音波による走査開始後の早い時点から走査範囲の全体の画像を得ることが可能な超音波診断装置を提供することを目的とする。さらに、画像データ内において時相差の少ない画像を得ることが可能な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】

【0017】

請求項1に記載の発明は、所定の3次元の走査範囲を走査することにより前記所定の3次元の走査範囲の走査データを取得する超音波プローブと、前記3次元の走査範囲を複数の領域に分け、心電波形に基づいたトリガ信号を受けるたびに、異なる前記領域から走査を開始させ前記複数の領域を順次走査させることにより、前記超音波プローブに前記3次元の走査範囲に亘る走査データを取得させる制御手段と、第1の画像処理と第2の画像処理とを切り替える手段を有し、前記第1の画像処理として、異なる前記トリガ信号毎に、前記トリガ信号のそれぞれを受けて走査を前記開始したときの領域のデータから連続して取得された前記複数の領域の走査データを用い、かつ同一のトリガ信号の周期内でいずれかの領域の最新の走査データが取得された場合に当該領域の最新の走査データにより更新された走査データを用いて、前記3次元の走査範囲の画像データを生成し、前記第2の画像処理として、前記トリガ信号毎に前記トリガ信号のそれぞれを受けて走査を前記開始したときの領域のデータから連続して取得された前記複数の領域の走査データの中から、複数の前記トリガ信号のそれぞれから同じ経過時間に取得された各領域の走査データを用いて前記3次元の走査範囲の画像データを生成し、かつ異なる前記経過時間に対応した走査データを用いて前記3次元の走査範囲の画像データを生成する画像処理手段と、を有することを特徴とする超音波診断装置である。

【発明の効果】

【0019】

請求項1に記載の発明によると、第1の画像処理として、前記トリガ信号の周期内で連続して取得された前記複数の領域の走査データを用いて、走査データが得られ次第、順次、画像データを更新して生成することができるため、超音波による操作開始後の早い時点から捜査範囲の全体の画像を得ることができる。

【0020】

また、請求項1に記載の発明によると、第2の画像処理として、各トリガ信号から同じ時間経過した時点（同じ時相）で取得された走査データに基づいて画像データを生成することで、時相差の少ない画像が得られる。そのことにより、詳細な画像を得ることが可能となる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0021】

この実施形態に係る超音波診断装置の概略構成について図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。

【0022】

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。

【0023】

送受信部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。

【0024】

送受信部3の送信部は、制御部8から出力されたスキャン制御信号に従って超音波プロ

10

20

30

40

50

ープ２に電気信号を供給して超音波を発生させ、３次元の所定範囲を走査させる。そのスキャン制御信号には、超音波によって走査する走査範囲を示す情報、及び走査の開始位置を示す情報が含まれ、送信部はその情報に従って超音波プローブ２を駆動する。送信部は、制御部８から出力されたスキャン制御信号を受けると、そのスキャン制御信号に含まれる走査の開始位置を示す情報に従って、超音波プローブ２にその開始位置から走査を開始させ、スキャン制御信号に含まれる走査範囲を示す情報に従って、その走査範囲内を走査させる。

【００２５】

送信部の具体的な構成について説明すると、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が発生し、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。

10

【００２６】

また、送受信部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信号」と称する。このＲＦ信号は送受信部３からＢモード処理部４に出力される。

20

【００２７】

Ｂモード処理部４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信号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モード処理部４で生成されるデータを超音波ラスタデータと称する。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。

30

【００２８】

記憶部５には、Ｂモード処理部４により生成された超音波ラスタデータが記憶、保持される。

【００２９】

制御部８はスキャン制御信号を送受信部３に出力して、超音波プローブ２による超音波の送受信を制御する。上述したように、スキャン制御信号には、超音波によって走査する３次元の走査範囲を示す情報と、走査の開始位置を示す情報が含まれている。走査範囲を示す情報と走査の開始位置を示す情報を予め条件記憶部９に記憶しておき、制御部８は条件記憶部９に記憶されている走査範囲を示す情報と走査の開始位置を示す情報をスキャン制御信号に含ませて送受信部３に出力する。この実施形態では、制御部８は心電波形（ＥＣＧ信号）に従って走査の開始タイミングを図り、その開始タイミングでスキャン制御信号を送受信部３に出力する。なお、この制御部８がこの発明の「制御手段」に相当する。

40

【００３０】

ここで、超音波によって走査する３次元の走査範囲、走査の開始位置、及び走査の開始タイミングについて図２及び図１０を参照して説明する。図２は、ＥＣＧトリガ信号に基づいて各時相において取得された超音波ラスタデータと、その超音波ラスタデータの合成を説明するための模式図である。

【００３１】

例えば、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。この実施形態では、サブボリュームＡ、Ｂ、Ｃ及びＤが、その

50

順番で1列に並ぶように全体の走査範囲Sを等分割する。そして、サブボリュームA、B、C及びDの順番で走査する。なお、説明を簡便にするために、各サブボリュームの走査条件は同じであるものとする。サブボリュームA、B、C及びDの位置が走査の開始位置に相当し、サブボリュームA、B、C及びDの位置を示す情報（走査の開始位置を示す情報）と、走査範囲Sを示す情報が予め条件記憶部9に記憶されている。

【0032】

次に、超音波による走査の開始位置と走査の開始タイミングについて説明する。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おいて、制御部8が外部からECGトリガ信号を受信すると、送受信部3にスキャン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8に出力する。上述したように、スキャン制御信号には、走査の開始位置を示す情報が含まれており、送受信部3は超音波プローブ2にその開始位置から走査を開始させる。なお、この実施形態ではR波が検出された際にECGトリガ信号を発生しているが、R波以外のタイミングでトリガ信号を発生するようにしても、同じ作用及び効果を奏することができる。

【0033】

そして、制御部8は、新たなECGトリガ信号を受信するたびに走査の開始位置を変え、異なる開始位置を示す情報をスキャン制御信号に含ませて送受信部3に出力する。この実施形態では、走査の開始位置をサブボリュームA、B、C及びDの順番で変える。つまり、制御部8が最初のECGトリガ信号を受信すると、走査の開始位置としてサブボリュームAの位置を示す情報をスキャン制御信号に含ませて送受信部3に出力する。これにより、サブボリュームAから走査が開始され、走査範囲Sの全範囲が走査される。そして、制御部8が次のECGトリガ信号を受信すると、走査の開始位置としてサブボリュームBの位置を示す情報をスキャン制御信号に含ませて送受信部3に出力する。これにより、サブボリュームBから走査が開始され、走査範囲Sの全範囲が走査される。さらに、制御部8が次のECGトリガ信号を受信すると、走査の開始位置としてサブボリュームCの位置を示す情報をスキャン制御信号に含ませて送受信部3に出力する。これにより、サブボリュームCから走査が開始され、走査範囲Sの全範囲が走査される。さらに、制御部8が次のECGトリガ信号を受信すると、走査の開始位置としてサブボリュームDの位置を示す情報をスキャン制御信号に含ませて送受信部3に出力する。これにより、サブボリュームDから走査が開始され、走査範囲Sの全範囲が走査される。

【0034】

例えば、図2に示すように、ECGトリガ信号 I_1 が制御部8に出力されて、制御部8がECGトリガ信号 I_1 を受信すると、制御部8は送受信部3に対してスキャン制御信号を出力する。具体的には、ECGトリガ信号 I_1 に対応する心拍中（第1心拍）ではサブボリュームAから走査を開始するために、制御部8は走査開始の位置を示す情報としてサブボリュームAの位置を示す情報を条件記憶部9から取得し、そのサブボリュームAの位置を示す情報をスキャン制御信号に含ませて送受信部3に出力する。送受信部3は制御部8からスキャン制御信号を受信すると、そのスキャン制御信号に従って、超音波プローブ2にサブボリュームAから走査を開始させる。そして、サブボリュームA、B、C及びDの順番で走査することで、走査範囲Sの全範囲を走査して全範囲のボリュームデータを取得する。

【0035】

ここで、1つのサブボリュームを走査するために必要な走査時間を Δt とする。制御部8がECGトリガ信号 I_1 を受信して送受信部3にスキャン制御信号を出力し、そのスキャン制御信号に基づいて走査が開始された時相を t_0 とする。時相 $t_0 \sim$ 時相 t_1 の間（時間 Δt ）でサブボリュームAを走査することで取得されたデータを超音波ラスタデータ A_0 とし、時相 $t_1 \sim$ 時相 t_2 の間（時間 Δt ）でサブボリュームBを走査することで取得されたデータを超音波ラスタデータ B_0 とし、時相 $t_2 \sim$ 時相 t_3 の間（時間 Δt ）でサブボリュームCを走査することで取得されたデータを超音波ラスタデータ C_0 とし、時

10

20

30

40

50

相 $t_3 \sim$ 時相 t_4 の間 (時間 Δt) でサブボリューム D を走査することで取得されたデータを超音波ラスタデータ D_0 とする。そして、制御部 8 が次の ECG トリガ信号を受信するまで、サブボリューム A、B、C 及び D の走査を続ける。図 2 に示す例においては、ECG トリガ信号 I_1 に対応する心拍中 (第 1 心拍) で、超音波ラスタデータ A_0 、 B_0 、 C_0 、 D_0 、 A_1 、 B_1 、 C_1 、 D_1 、及び A_2 が取得されている。これら超音波ラスタデータは、その超音波ラスタデータが取得された時相に対応付けられて記憶部 5 に記憶されることになる。

【0036】

そして、制御部 8 が次の ECG トリガ信号を受信すると、サブボリューム A の隣にあるサブボリューム B から走査を開始する。具体的には、ECG トリガ信号 I_2 に対応する心拍中 (第 2 心拍) ではサブボリューム B から走査を開始するために、制御部 8 は走査開始の位置を示す情報としてサブボリューム B の位置を示す情報を条件記憶部 9 から取得し、そのサブボリューム B の位置を示す情報をスキャン制御信号に含ませて送受信部 3 に出力する。送受信部 3 は制御部 8 からスキャン制御信号を受信すると、そのスキャン制御信号に従って、超音波プローブ 2 にサブボリューム B から走査を開始させる。そして、サブボリューム B、C、D 及び A の順番で走査することで、走査範囲 S の全範囲を走査して全範囲のボリュームデータを取得する。

【0037】

図 2 に示すように、ECG トリガ信号 I_2 に対応する心拍中 (第 2 心拍) では、時相 $t_0 \sim$ 時相 t_1 の間 (時間 Δt) でサブボリューム B を走査することで取得されたデータを超音波ラスタデータ B_2 とし、時相 $t_1 \sim$ 時相 t_2 の間 (時間 Δt) でサブボリューム C を走査することで取得されたデータを超音波ラスタデータ C_2 とし、時相 $t_2 \sim$ 時相 t_3 の間 (時間 Δt) でサブボリューム D を走査することで取得されたデータを超音波ラスタデータ D_2 とし、時相 $t_3 \sim$ 時相 t_4 の間 (時間 Δt) でサブボリューム A を走査することで取得されたデータを超音波ラスタデータ A_3 とする。そして、制御部 8 が次の ECG トリガ信号を受信するまで、サブボリューム A、B、C 及び D の走査を続ける。図 2 に示す例においては、ECG トリガ信号 I_2 に対応する心拍中 (第 2 心拍) で、超音波ラスタデータ B_2 、 C_2 、 D_2 、 A_3 、 B_3 、 C_3 、 D_3 、 A_4 、及び B_4 が取得されている。これら超音波ラスタデータは、その超音波ラスタデータが取得された時相に対応付けられて記憶部 5 に記憶されることになる。

【0038】

さらに、制御部 8 が次の ECG トリガ信号を受信すると、サブボリューム B の隣にあるサブボリューム C から走査を開始する。具体的には、ECG トリガ信号 I_3 に対応する心拍中 (第 3 心拍) ではサブボリューム C から走査を開始するために、制御部 8 は走査開始の位置を示す情報としてサブボリューム C の位置を示す情報を条件記憶部 9 から取得し、そのサブボリューム C の位置を示す情報をスキャン制御信号に含ませて送受信部 3 に出力する。送受信部 3 は制御部 8 からスキャン制御信号を受信すると、そのスキャン制御信号に従って、超音波プローブ 2 にサブボリューム C から走査を開始させる。そして、サブボリューム C、D、A 及び B の順番で走査することで、走査範囲 S の全範囲を走査して全範囲のボリュームデータを取得する。

【0039】

図 2 に示すように、ECG トリガ信号 I_3 に対応する心拍中 (第 3 心拍) では、時相 $t_0 \sim$ 時相 t_1 の間 (時間 Δt) でサブボリューム C を走査することで取得されたデータを超音波ラスタデータ C_4 とし、時相 $t_1 \sim$ 時相 t_2 の間 (時間 Δt) でサブボリューム D を走査することで取得されたデータを超音波ラスタデータ D_4 とし、時相 $t_2 \sim$ 時相 t_3 の間 (時間 Δt) でサブボリューム A を走査することで取得されたデータを超音波ラスタデータ A_5 とし、時相 $t_3 \sim$ 時相 t_4 の間 (時間 Δt) でサブボリューム B を走査することで取得されたデータを超音波ラスタデータ B_5 とする。そして、制御部 8 が次の ECG トリガ信号を受信するまで、サブボリューム A、B、C 及び D の走査を続ける。図 2 に示す例においては、ECG トリガ信号 I_3 に対応する心拍中 (第 3 心拍) で、超音波ラスタ

10

20

30

40

50

データ C_4 、 D_4 、 A_5 、 B_5 、 C_5 、 D_5 、 A_6 、 B_6 、及び C_6 が取得されている。これら超音波ラスタデータは、その超音波ラスタデータが取得された時相に対応付けられて記憶部 5 に記憶されることになる。

【 0 0 4 0 】

そして、制御部 8 が次の ECG トリガ信号を受信すると、サブボリューム C の隣になるサブボリューム D から走査を開始する。具体的には、ECG トリガ信号 I_4 に対応する心拍中（第 4 心拍）ではサブボリューム D から走査を開始するために、制御部 8 は走査開始の位置を示す情報としてサブボリューム D の位置を示す情報を条件記憶部 9 から取得し、そのサブボリューム D の位置を示す情報をスキャン制御信号に含ませて送受信部 3 に出力する。送受信部 3 は制御部 8 からスキャン制御信号を受信すると、そのスキャン制御信号に従って、超音波プローブ 2 にサブボリューム D から走査を開始させる。そして、サブボリューム D、A、B 及び C の順番で走査することで、走査範囲 S の全範囲を走査して全範囲のボリュームデータを取得する。

【 0 0 4 1 】

図 2 に示すように、ECG トリガ信号 I_4 に対応する心拍中（第 4 心拍）では、時相 t_0 ~ 時相 t_1 の間（時間 Δt ）でサブボリューム D を走査することで取得されたデータを超音波ラスタデータ D_6 とし、時相 t_1 ~ 時相 t_2 の間（時間 Δt ）でサブボリューム A を走査することで取得されたデータを超音波ラスタデータ A_7 とし、時相 t_2 ~ 時相 t_3 の間（時間 Δt ）でサブボリューム B を走査することで取得されたデータを超音波ラスタデータ B_7 とし、時相 t_3 ~ 時相 t_4 の間（時間 Δt ）でサブボリューム C を走査することで取得されたデータを超音波ラスタデータ C_7 とする。そして、制御部 8 が次の ECG トリガ信号を受信するまで、サブボリューム A、B、C 及び D を走査し続ける。図 2 に示す例においては、ECG トリガ信号 I_4 に対応する心拍中（第 4 心拍）で、超音波ラスタデータ D_6 、 A_7 、 B_7 、 C_7 、 D_7 、 A_8 、 B_8 、 C_8 、及び D_8 が取得されている。これら超音波ラスタデータは、その超音波ラスタデータが取得された時相に対応付けられて記憶部 5 に記憶されることになる。

【 0 0 4 2 】

以後、制御部 8 が ECG トリガ信号を受信するたびに、走査の開始位置を順次、変えて走査範囲 S を走査していく。走査の開始位置と開始タイミングについてまとめると、ECG トリガ信号 I_1 ではサブボリューム A から走査を開始し、ECG トリガ信号 I_2 ではサブボリューム B から走査を開始し、ECG トリガ信号 I_3 ではサブボリューム C から走査を開始し、ECG トリガ信号 I_4 ではサブボリューム D から走査を開始する。そして、次の ECG トリガ信号では再びサブボリューム A から走査を開始して、以後、制御部 8 が ECG トリガ信号を受信するたびに走査の開始位置を変えて走査範囲 S を走査していく。

【 0 0 4 3 】

なお、心電波形（ECG 信号）を制御部 8 に入力して制御部 8 で R 波を検出するようにし、制御部 8 が R 波を検出した場合に、スキャン制御信号を送受信部 3 に出力するようにしても良い。

【 0 0 4 4 】

画像処理部 7 は、データ取得部 7 1、データ合成部 7 2、及びレンダリング部 7 3 を備えて構成され、記憶部 5 から超音波ラスタデータを読み込み、ボリュームレンダリングや MPR 処理などの画像処理を施すことにより 3 次元画像データや MPR 画像データなどの画像データを生成する。その画像データは表示部 1 0 に出力され、表示部 1 0 のモニタ画面上に 3 次元画像や MPR 画像などの画像が表示される。なお、この画像処理部 7 がこの発明の「画像処理手段」に相当する。

【 0 0 4 5 】

データ取得部 7 1 は、記憶部 5 に記憶されている各サブボリュームに対する走査で得られた超音波ラスタデータを読み込んでデータ合成部 7 2 に出力する。

【 0 0 4 6 】

データ合成部 7 2 はデータ取得部 7 1 により読み込まれた超音波ラスタデータを合成し

10

20

30

40

50

、合成したデータをレンダリング部 7 3 に出力する。このデータ合成部 7 2 によって合成されたデータが、走査範囲 S の全範囲に亘って収集されたポリウムデータに相当することになる。

【 0 0 4 7 】

レンダリング部 7 3 は、データ合成部 7 2 にて合成されたデータに対してポリウムレンダリングを施すことにより 3 次元画像データを生成し、その 3 次元画像データを表示部 1 0 に出力する。これにより、表示部 1 0 には走査範囲 S の全範囲を表す 3 次元画像が表示されることになる。なお、ポリウムレンダリング以外の画像処理、例えば M P R 処理やサーフェイスレンダリングなどの画像処理を施しても良い。M P R 処理を施した場合は、任意位置における断層像データ (M P R 画像データ) が生成され、表示部 1 0 にはその M P R 画像が表示されることになる。

10

【 0 0 4 8 】

この実施形態に係る画像処理部 7 は、2 種類の画像処理を施すことが可能となっている。ここで、その 2 種類の画像処理の内容について説明する。まず、第 1 の画像処理方法について図 2 を参照して説明し、次に、第 2 の画像処理方法について図 3 を参照して説明する。第 1 の画像処理方法は、超音波による走査開始の直後から画像を表示可能とするための処理方法であり、第 2 の画像処理方法は、詳細な画像を表示可能とするための処理である。なお、第 1 の画像処理方法がこの発明の「第 1 の画像処理」に相当し、第 2 の画像処理方法がこの発明の「第 2 の画像処理」に相当する。

【 0 0 4 9 】

20

[第 1 の画像処理方法]

まず、第 1 の画像処理方法について図 2 を参照して説明する。第 1 の画像処理方法では、データ取得部 7 1 は、超音波の走査によって取得された順番に記憶部 5 から超音波ラスタデータを読み込んでデータ合成部 7 2 に出力する。図 2 に示す例を用いて説明する。まず、データ取得部 7 1 は、E C G トリガ信号 I_1 に対応する心拍中 (第 1 心拍) で取得された超音波ラスタデータ A_0 、 B_0 、 C_0 、及び D_0 を記憶部 5 から読み込んでデータ合成部 7 2 に出力する。つまり、データ取得部 7 1 は、時間的に連続して取得された超音波ラスタデータを記憶部 5 から読み込んでデータ合成部 7 2 に出力する。

【 0 0 5 0 】

データ合成部 7 2 は、超音波ラスタデータ A_0 、 B_0 、 C_0 及び D_0 を合成し、その合成データをレンダリング部 7 3 に出力する。超音波ラスタデータ A_0 、 B_0 、 C_0 、及び D_0 を合成したデータは、走査範囲 S の全範囲に亘って収集された 1 つのポリウムデータ V_0 に相当することになる。このポリウムデータ V_0 は、時間的に連続して取得された超音波ラスタデータで構成されていることになる。

30

【 0 0 5 1 】

レンダリング部 7 3 は、データ合成部 7 2 によって合成された合成データ (ポリウムデータ V_0) に対してポリウムレンダリングを施すことで 3 次元画像データを生成し、その 3 次元画像データを表示部 1 0 に出力する。これにより、表示部 1 0 には走査範囲 S の全範囲を表す 3 次元画像が表示されることになる。

【 0 0 5 2 】

40

以上のように、超音波による走査を開始した直後に取得された超音波ラスタデータ A_0 、 B_0 、 C_0 及び D_0 に基づいて画像データを生成して表示することで、走査開始直後から走査範囲 S の全範囲を表す画像を表示して観察することが可能となる。つまり、この実施形態に係る超音波診断装置 1 によると、従来技術のように、走査範囲 S の全範囲を表す画像を得るために数心拍待つ必要がなく、走査開始後、直ちに画像を観察することが可能となる。

【 0 0 5 3 】

そして、図 2 に示すように、サブポリウム D の次にサブポリウム A が走査されることで、超音波ラスタデータ D_0 の次に超音波ラスタデータ A_1 が取得されて記憶部 5 に記憶されると、データ取得部 7 1 は記憶部 5 から超音波ラスタデータ A_1 を読み込んでデー

50

タ合成部 7 2 に出力する。

【 0 0 5 4 】

データ合成部 7 2 は、超音波ラスタデータ A_0 に代えて超音波ラスタデータ A_1 を用いて、超音波ラスタデータ A_1 、 B_0 、 C_0 、及び D_0 を合成し、その合成データをレンダリング部 7 3 に出力する。超音波ラスタデータ A_1 、 B_0 、 C_0 、及び D_0 を合成したデータは、走査範囲 S の全範囲に亘って取得された 1 つのボリュームデータ V_1 に相当することになる。このボリュームデータ V_1 は、時間的に連続して取得された超音波ラスタデータで構成されていることになる。

【 0 0 5 5 】

レンダリング部 7 3 は、データ合成部 7 2 によって合成された合成データ（ボリュームデータ V_1 ）に対してボリュームレンダリングを施すことで 3 次元画像データを生成し、その 3 次元画像データを表示部 1 0 に出力する。これにより、表示部 1 0 には、ボリュームデータ V_0 の 3 次元画像に代えて、ボリュームデータ V_1 の 3 次元画像が表示されることになる。

10

【 0 0 5 6 】

そして、図 2 に示すように、サブボリューム A の次にサブボリューム B が走査されることで、超音波ラスタデータ A_1 の次に超音波ラスタデータ B_1 が取得されて記憶部 5 に記憶されると、データ取得部 7 1 は記憶部 5 から超音波ラスタデータ B_1 を読み込んでデータ合成部 7 2 に出力する。

【 0 0 5 7 】

20

データ合成部 7 2 は、超音波ラスタデータ B_0 に代えて超音波ラスタデータ B_1 を用いて、超音波ラスタデータ A_1 、 B_1 、 C_0 及び D_0 を合成し、その合成データをレンダリング部 7 3 に出力する。超音波ラスタデータ A_1 、 B_1 、 C_0 及び D_0 を合成したデータは、走査範囲 S の全範囲に亘って取得された 1 つのボリュームデータ V_2 に相当することになる。このボリュームデータ V_2 は、時間的に連続して取得された超音波ラスタデータで構成されていることになる。

【 0 0 5 8 】

レンダリング部 7 3 は、データ合成部 7 2 によって合成された合成データ（ボリュームデータ V_2 ）に対してボリュームレンダリングを施すことで 3 次元画像データを生成し、その 3 次元画像データを表示部 1 0 に出力する。これにより、表示部 1 0 には、ボリュームデータ V_1 の 3 次元画像に代えて、ボリュームデータ V_2 の 3 次元画像が表示されることになる。

30

【 0 0 5 9 】

さらに、図 2 に示すように、サブボリューム B の次にサブボリューム C が走査されることで、超音波ラスタデータ B_1 の次に超音波ラスタデータ C_1 が取得されて記憶部 5 に記憶されると、データ取得部 7 1 は記憶部 5 から超音波ラスタデータ C_1 を読み込んでデータ合成部 7 2 に出力する。

【 0 0 6 0 】

データ合成部 7 2 は、超音波ラスタデータ C_0 に代えて超音波ラスタデータ C_1 を用いて、超音波ラスタデータ A_1 、 B_1 、 C_1 及び D_0 を合成し、その合成データをレンダリング部 7 3 に出力する。超音波ラスタデータ A_1 、 B_1 、 C_1 及び D_0 を合成したデータは、走査範囲 S の全範囲に亘って取得された 1 つのボリュームデータ V_3 に相当することになる。このボリュームデータ V_3 は、時間的に連続して取得された超音波ラスタデータで構成されていることになる。

40

【 0 0 6 1 】

レンダリング部 7 3 は、データ合成部 7 2 によって合成された合成データ（ボリュームデータ V_3 ）に対してボリュームレンダリングを施すことで 3 次元画像データを生成し、その 3 次元画像データを表示部 1 0 に出力する。これにより、表示部 1 0 には、ボリュームデータ V_2 の 3 次元画像に代えて、ボリュームデータ V_3 の 3 次元画像が表示されることになる。

50

【 0 0 6 2 】

以上のように、最初の E C G トリガ信号から 4 つ分のサブボリュームの走査が完了すると、走査範囲 S の全範囲を表すボリュームデータが得られ、3 次元画像データの生成及び表示が可能となる。その後、新たなサブボリュームの走査が完了するごとに、同じサブボリュームの超音波ラスタデータを更新して新たな 3 次元画像データを生成して表示する。このように、超音波の走査によって取得された順番に超音波ラスタデータを読み出して 3 次元画像データを生成することによって、走査開始後、直ちに、走査範囲 S の全範囲を表す 3 次元画像を取得して表示することが可能となる。

【 0 0 6 3 】

一方、従来技術に係る超音波診断装置においては、走査範囲 S の全範囲を表す画像を得るためには、例えば第 4 心拍 (E C G トリガ信号 I_4 に対応する心拍) が経過するまで待つ必要があったため、走査開始後、直ちに画像を観察することができなかった。つまり、第 4 心拍になって初めて、走査範囲 S の全範囲のデータが揃うため、全範囲の画像を得るためには、第 4 心拍まで待つ必要があった。

【 0 0 6 4 】

これに対して、この実施形態に係る超音波診断装置 1 によると、走査開始直後の時相 t_0 ~ 時相 t_4 までの間で走査範囲 S の全範囲が走査できて全範囲のデータが揃うため、走査開始後の早い段階から 3 次元画像を得て表示することが可能となる。

【 0 0 6 5 】

ただし、第 1 の画像処理方法によって得られた画像データには、4 つ分のサブボリュームを走査するに要する時間分の時相差が存在する。そのため、3 次元画像にはその時相差に起因する歪みが生じるおそれがある。しかしながら、操作者は走査開始後の早い時点から関心領域の全体像の観察が可能であるため、被検査者の体動や呼吸動の有無を素早く認知することが可能となる。この第 1 の画像処理方法は、例えば、薬物注入によるストレス・エコー検査などの検査において有用な方法である。

【 0 0 6 6 】

〔 第 2 の画像処理方法 〕

次に、第 2 の画像処理方法について図 3 を参照して説明する。図 3 は、E C G トリガ信号に基づいて各時相において取得された超音波ラスタデータと、その超音波ラスタデータの合成を説明するための模式図である。

【 0 0 6 7 】

第 2 の画像処理方法では、データ取得部 7 1 は、異なるサブボリュームの超音波ラスタデータであって、異なる心拍中で同じ時相に取得された超音波ラスタデータを読み込んでデータ合成部 7 2 に出力する。つまり、データ取得部 7 1 は、異なるサブボリュームの超音波ラスタデータであって、各 E C G トリガ信号を受信してから同じ時間が経過した時点で取得された超音波ラスタデータを読み込んでデータ合成部 7 2 に出力する。超音波ラスタデータに、その超音波ラスタデータが取得された時相を対応付けて記憶部 5 に記憶しておくことで、データ取得部 7 1 は、同じ時相で取得された超音波ラスタデータを読み込んでデータ合成部 7 2 に出力する。

【 0 0 6 8 】

まず、データ取得部 7 1 は、異なる心拍中であって同じ時相 t_0 ~ 時相 t_1 の間に取得された超音波ラスタデータを記憶部 5 から読み込んでデータ合成部 7 2 に出力する。図 3 に示す例では、データ取得部 7 1 は、E C G トリガ信号 I_1 に対応する心拍中 (第 1 心拍) であって、時相 t_0 ~ 時相 t_1 の間に取得された超音波ラスタデータ A_0 を読み込む。また、データ取得部 7 1 は、E C G トリガ信号 I_2 に対応する心拍中 (第 2 心拍) であって、時相 t_0 ~ 時相 t_1 の間に取得された超音波ラスタデータ B_2 を読み込む。また、データ取得部 7 1 は、E C G トリガ信号 I_3 に対応する心拍中 (第 3 心拍) であって、時相 t_0 ~ 時相 t_1 の間に取得された超音波ラスタデータ C_4 を読み込む。また、データ取得部 7 1 は、E C G トリガ信号 I_4 に対応する心拍中 (第 4 心拍) であって、時相 t_0 ~ 時相 t_1 の間に取得された超音波ラスタデータ D_6 を読み込む。そして、データ取得部 7 1

10

20

30

40

50

は、超音波ラスタデータ A_0 、 B_2 、 C_4 及び D_6 をデータ合成部 72 に出力する。

【0069】

新たな ECG トリガ信号を受信するごとに走査の開始位置を変えて異なるサブボリュームから走査を開始しているため、異なる心拍であって同じ時相で取得された超音波ラスタデータは、それぞれ、異なるサブボリュームの超音波ラスタデータとなっている。

【0070】

データ合成部 72 は、超音波ラスタデータ A_0 、 B_2 、 C_4 及び D_6 を合成し、その合成データをレンダリング部 73 に出力する。超音波ラスタデータ A_0 、 B_2 、 C_4 及び D_6 を合成したデータは、時相 t_0 ~ 時相 t_1 の間において走査範囲 S の全範囲に亘って取得された 1 つのボリュームデータに相当することになる。

10

【0071】

レンダリング部 73 は、データ合成部 72 によって合成された合成データ（時相 t_0 ~ 時相 t_1 のボリュームデータ）に対してボリュームレンダリングを施すことで 3 次元画像データを生成し、その 3 次元画像データを表示部 10 に出力する。これにより、表示部 10 には、時相 t_0 ~ 時相 t_1 の間に収集された 3 次元画像であって、走査範囲 S の全範囲を表す 3 次元画像が表示されることになる。

【0072】

時相 t_0 ~ 時相 t_1 以外の時相に取得された超音波ラスタデータについても、時相 t_0 ~ 時相 t_1 の間に取得された超音波ラスタデータと同様にデータ取得部 71 によって読み込まれてデータ合成部 72 に出力される。

20

【0073】

例えば、データ取得部 71 は、異なる心拍中であって同じ時相 t_1 ~ 時相 t_2 の間に取得された超音波ラスタデータを記憶部 5 から読み込んでデータ合成部 72 に出力する。図 3 に示す例では、データ取得部 71 は、ECG トリガ信号 I_1 に対応する心拍中（第 1 心拍）であって、時相 t_1 ~ 時相 t_2 の間に取得された超音波ラスタデータ B_0 を読み込む。また、データ取得部 71 は、ECG トリガ信号 I_2 に対応する心拍中（第 2 心拍）であって、時相 t_1 ~ 時相 t_2 の間に取得された超音波ラスタデータ C_2 を読み込む。また、データ取得部 71 は、ECG トリガ信号 I_3 に対応する心拍中（第 3 心拍）であって、時相 t_1 ~ 時相 t_2 の間に取得された超音波ラスタデータ D_4 を読み込む。また、データ取得部 71 は、ECG トリガ信号 I_4 に対応する心拍中（第 4 心拍）であって、時相 t_1 ~ 時相 t_2 の間に取得された超音波ラスタデータ A_7 を読み込む。そして、データ取得部 71 は、超音波ラスタデータ B_0 、 C_2 、 D_4 及び A_7 をデータ合成部 72 に出力する。このように、異なる心拍であって同じ時相に取得された超音波ラスタデータは、それぞれ、異なるサブボリュームの超音波ラスタデータとなっている。

30

【0074】

データ合成部 72 は、超音波ラスタデータ A_7 、 B_0 、 C_2 及び D_4 を合成し、その合成データをレンダリング部 73 に出力する。超音波ラスタデータ A_7 、 B_0 、 C_2 及び D_4 を合成したデータは、時相 t_1 ~ 時相 t_2 の間において走査範囲 S の全範囲に亘って収集された 1 つのボリュームデータに相当することになる。

【0075】

40

レンダリング部 73 は、データ合成部 72 によって合成された合成データ（時相 t_1 ~ 時相 t_2 のボリュームデータ）に対してボリュームレンダリングを施すことで 3 次元画像データを生成し、その 3 次元画像データを表示部 10 に表示する。これにより、表示部 10 には、時相 t_1 ~ 時相 t_2 の間に収集された 3 次元画像であって、走査範囲 S の全範囲を表す 3 次元画像が表示されることになる。

【0076】

時相 t_2 ~ 時相 t_3 の間に取得された超音波ラスタデータや、時相 t_3 ~ 時相 t_4 の間に取得された超音波ラスタデータについても、異なるサブボリュームの超音波ラスタデータが合成されて 3 次元画像データが生成される。

【0077】

50

時相 t_2 ~ 時相 t_3 の間に取得された超音波ラスタデータについては、ECGトリガ信号 I_1 に対応する心拍中（第1心拍）で取得された超音波ラスタデータ C_0 、ECGトリガ信号 I_2 に対応する心拍中（第2心拍）で取得された超音波ラスタデータ D_2 、ECGトリガ信号 I_3 に対応する心拍中（第3心拍）で取得された超音波ラスタデータ A_5 、ECGトリガ信号 I_4 に対応する心拍中（第4心拍）で取得された超音波ラスタデータ B_7 によって、1つのボリュームデータを構成し、そのボリュームデータに対してボリュームレンダリングを行うことにより、時相 t_2 ~ 時相 t_3 の間の3次元画像データが生成され、その3次元画像が表示部10に表示されることになる。

【0078】

時相 t_3 ~ 時相 t_4 の間に取得された超音波ラスタデータについては、超音波ラスタデータ D_0 、 A_3 、 B_5 及び C_7 によって1つのボリュームデータが構成され、そのボリュームデータに対してボリュームレンダリングを行うことにより、時相 t_3 ~ 時相 t_4 の間の3次元画像データが生成され、その3次元画像が表示部10に表示されることになる。

【0079】

以上のように、同じ時相の間に取得された超音波ラスタデータに基づいて3次元画像データを生成しているため、データ内の時相差が少なく、アーチファクトが少ない詳細な3次元画像データが得られる。つまり、各サブボリュームの超音波ラスタデータは時間 Δt の間で収集されているため、同じ時相で収集された超音波ラスタデータを合成することで、データ内に発生する時間差が時間 Δt のみとなるため、アーチファクトが少ない詳細な3次元画像が得られる。

【0080】

なお、画像処理部7は、超音波診断装置1に内蔵されたASIC、FPGA又はCPUで構成され、図示しない記憶部に記憶されている画像処理プログラムを読み込んで実行することで、データ取得部71、データ合成部72、及びレンダリング部73の機能を実行する。また、画像処理部7を、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の画像処理装置で構成しても良い。

【0081】

また、DSC6 (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 (スキャンコンバージョン処理)。

【0082】

表示部10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の画像が表示される。

【0083】

なお、図1にはBモード処理部4のみを図示しているが、Bモード処理部4の他、既知のドブラ処理部やCFM (カラーフローマッピング) 処理部を設けても良い。CFM処理部などを設けた場合、RF信号は目的に応じてBモード処理部4やCFM処理部などに出力されることになる。

【0084】

上記実施形態では、走査範囲Sの全範囲を4つの領域に分割して走査した場合について説明したが、一般的に走査範囲Sの全範囲をN個の領域に分割した場合について説明する。走査範囲Sの全範囲をN個のサブボリュームに分割するものとし、1つのサブボリュームの走査時間を Δt とし、1心拍の時間をTとする。なお、説明を簡便にするために、各サブボリュームの走査条件は同じであるものとする。

【0085】

そして、全走査範囲SをN個のサブボリュームに分割して走査を行い、得られた超音波ラスタデータに基づいて全走査範囲Sの3次元画像データを生成するためには、時間T内で、 $(M \times N + 1)$ 個、又は $(M \times N - 1)$ 個分のサブボリュームの走査が可能であることが必要十分条件となる。ここで、Mは自然数である。図2及び図3に示す例では、 $M = 2$ 、 $N = 4$ となっており、1心拍中に $(2 \times 4 + 1)$ 個分のサブボリュームの走査が行わ

10

20

30

40

50

れている。

【 0 0 8 6 】

1 心拍の時間 T を予め計測しておくことで、 $(M \times N + 1)$ 又は $(M \times N - 1)$ の条件を満たす M 及び N の組み合わせを求めることができる。

【 0 0 8 7 】

1 心拍中に $(M \times N + 1)$ 個分のサブボリュームの走査を行う場合、
 $(M \times N + 1)$ $(T / \Delta t)$ となるため、
 $(M \times N)$ は、 $\{INT(T / \Delta t) - 1\}$ 以下の最大の整数になるように決めれば良い。なお、 $INT(X)$ は、 X 以下の最大の整数を与える関数である。

【 0 0 8 8 】

また、1 心拍中に $(M \times N - 1)$ 個分のサブボリュームの走査を行う場合、
 $(M \times N - 1)$ $(T / \Delta t)$ となるため、
 $(M \times N)$ は、 $\{INT(T / \Delta t) + 1\}$ 以下の最大の整数になるように決めれば良い。

【 0 0 8 9 】

以上のように求められる $(M \times N)$ の値に従って、全走査範囲 S を分割して走査を行うことで、時間 T 内で全走査範囲 S の 3 次元画像データを生成することができる。

【 0 0 9 0 】

(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 4 及び図 5 を参照して説明する。図 4 及び図 5 は、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。

【 0 0 9 1 】

(ステップ S 0 1)

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おいて、制御部 8 が ECG トリガ信号を受信すると、走査の開始位置を示す情報を含むスキャン制御信号を送受信部 3 に出力する。例えば、図 2 に示すように、制御部 8 が ECG トリガ信号 I_1 を受信すると、ECG トリガ信号 I_1 に対応する心拍中 (第 1 心拍) ではサブボリューム A から走査を開始するために、制御部 8 は走査開始の位置を示す情報としてサブボリューム A の位置を示す情報を条件記憶部 9 から取得し、そのサブボリューム A の位置を示す情報をスキャン制御信号に含ませて送受信部 3 に出力する。

【 0 0 9 2 】

(ステップ S 0 2)

送受信部 3 は、制御部 8 からスキャン制御信号を受信すると、そのスキャン制御信号に従って、超音波プローブ 2 にサブボリューム A から走査を開始させる。そして、サブボリューム A、B、C 及び D の順番で走査範囲 S を走査していく。この走査によって取得された超音波ラスタデータは記憶部 5 に記憶されていく。

【 0 0 9 3 】

(ステップ S 0 3)

ステップ S 0 3 では、データ取得部 7 1 が記憶部 5 に記憶されている超音波ラスタデータを順次、読み込んでデータ合成部 7 2 に出力する。例えば、データ取得部 7 1 は、ECG トリガ信号 I_1 に対応する心拍中 (第 1 心拍) で取得された超音波ラスタデータ A_0 、 B_0 、 C_0 及び D_0 を記憶部 5 から読み込んでデータ合成部 7 2 に出力する。

【 0 0 9 4 】

(ステップ S 0 4)

ステップ S 0 4 では、データ合成部 7 2 が、データ取得部 7 1 によって取得された超音波ラスタデータを合成し、合成したデータをレンダリング部 7 3 に出力する。例えば、超音波ラスタデータ A_0 、 B_0 、 C_0 及び D_0 を合成することで、走査範囲 S の全範囲を表すボリュームデータ V_0 とする。そして、その合成データ (ボリュームデータ V_0) をレンダリング部 7 3 に出力する。

10

20

30

40

50

【 0 0 9 5 】

(ステップ S 0 5)

ステップ S 0 5 では、レンダリング部 7 3 が、データ合成部 7 2 によって合成されたデータ (ボリュームデータ V_0) に対してボリュームレンダリングを施すことにより 3 次元画像データを生成し、その 3 次元画像データを表示部 1 0 に出力する。

【 0 0 9 6 】

(ステップ S 0 6)

レンダリング部 7 3 から表示部 1 0 に 3 次元画像データが出力されると、表示部 1 0 のモニタ画面上に 3 次元画像が表示される。これにより、表示部 1 0 には走査範囲 S の全範囲を表す 3 次元画像が表示されることになる。

10

【 0 0 9 7 】

(ステップ S 0 7、ステップ S 0 3)

そして、制御部 8 が次の ECG トリガ信号を受信しない場合は (ステップ S 0 7、No)、データ取得部 7 1 は、次のサブボリュームの超音波ラスタデータを記憶部 5 から読み込んでデータ合成部 7 2 に出力する (ステップ S 0 3)。例えば、データ取得部 7 1 は、超音波ラスタデータ A_1 を記憶部 5 から読み込んでデータ合成部 7 2 に出力する。

【 0 0 9 8 】

データ合成部 7 2 は、超音波ラスタデータ A_1 、 B_0 、 C_0 及び D_0 を合成することで、走査範囲 S の全範囲を表すボリュームデータ V_1 を生成し (ステップ S 0 4)、レンダリング部 7 3 はそのボリュームデータ V_1 に対してボリュームレンダリングを施すことにより 3 次元画像データを生成する (ステップ S 0 5)。これにより、表示部 1 0 には、ボリュームデータ V_0 に代わって、ボリュームデータ V_1 に対応した 3 次元画像が表示されることになる。

20

【 0 0 9 9 】

(ステップ S 0 7、ステップ S 0 8)

制御部 8 が次の ECG トリガ信号 I_2 を受信した場合 (ステップ S 0 7、Yes)、制御部 8 は、次の走査の開始位置を示す情報を含むスキャン制御信号を送受信部 3 に出力する (ステップ S 0 8)。例えば、図 2 に示すように、制御部 8 が ECG トリガ信号 I_2 を受信すると、ECG トリガ信号 I_2 に対応する心拍中 (第 2 心拍) ではサブボリューム B から走査を開始するために、制御部 8 は走査開始の位置を示す情報としてサブボリューム B の位置を示す情報を条件記憶部 9 から取得し、そのサブボリューム B の位置を示す情報をスキャン制御信号に含ませて送受信部 3 に出力する。

30

【 0 1 0 0 】

(ステップ S 0 9)

送受信部 3 は、制御部 8 からスキャン制御信号を受信すると、そのスキャン制御信号に従って、超音波プローブ 2 にサブボリューム B から走査を開始させる。そして、サブボリューム B、C、D 及び A の順番で走査範囲 S を走査していく。この走査によって取得された超音波ラスタデータは記憶部 5 に記憶されていく。

【 0 1 0 1 】

そして、以後、ステップ S 0 3 ~ ステップ S 0 9 を繰り返すことで、順次、3 次元画像データを生成して表示部 1 0 に 3 次元画像を表示していく。

40

【 0 1 0 2 】

以上の処理を実施することにより、走査開始後、直ちに 3 次元画像データが生成されて表示部 1 0 に 3 次元画像を表示することが可能となる。

【 0 1 0 3 】

次に、詳細な画像を表示可能とするための処理について図 5 を参照して説明する。

【 0 1 0 4 】

(ステップ S 1 1)

ステップ S 1 1 では、データ取得部 7 1 は、異なるサブボリュームの超音波ラスタデータであって、異なる心拍中で同じ時相で取得された超音波ラスタデータを読み込んでデー

50

タ合成部 7 2 に出力する。例えば、図 3 に示すように、データ取得部 7 1 は、E C G トリガ信号 I_1 に対応する心拍（第 1 心拍）の時相 $t_0 \sim t_1$ で取得された超音波ラスタデータ A_0 を記憶部 5 から読み込んでデータ合成部 7 2 に出力する。また、データ取得部 7 1 は、E C G トリガ信号 I_2 に対応する心拍（第 2 心拍）の時相 $t_0 \sim t_1$ で取得された超音波ラスタデータ B_2 を記憶部 5 から読み込んでデータ合成部 7 2 に出力する。また、データ取得部 7 1 は、E C G トリガ信号 I_3 に対応する心拍（第 3 心拍）の時相 $t_0 \sim t_1$ で取得された超音波ラスタデータ C_4 を記憶部 5 から読み込んでデータ合成部 7 2 に出力する。さらに、データ取得部 7 1 は、E C G トリガ信号 I_4 に対応する心拍（第 4 心拍）の時相 $t_0 \sim t_1$ で取得された超音波ラスタデータ D_6 を記憶部 5 から読み込んでデータ合成部 7 2 に出力する。

10

【 0 1 0 5 】

（ステップ S 1 2 ）

ステップ S 1 2 では、データ合成部 7 2 は、データ取得部 7 1 によって読み込まれた超音波ラスタデータを合成する。例えば、データ合成部 7 2 は、超音波ラスタデータ A_0 、 B_2 、 C_4 及び D_6 を合成し、その合成データをレンダリング部 7 3 に出力する。超音波ラスタデータ A_0 、 B_2 、 C_4 及び D_6 を合成したデータは、時相 $t_0 \sim t_1$ において走査範囲 S の全範囲に亘って取得された 1 つのボリュームデータに相当することになる。

【 0 1 0 6 】

（ステップ S 1 3 ）

ステップ S 1 3 では、レンダリング部 7 3 は、データ合成部 7 2 によって合成された合成データ（時相 $t_0 \sim t_1$ のボリュームデータ）に対してボリュームレンダリングを施すことで 3 次元画像データを生成し、その 3 次元画像データを表示部 1 0 に出力する。

20

【 0 1 0 7 】

（ステップ S 1 4 ）

ステップ S 1 4 では、レンダリング部 7 3 によって生成された 3 次元画像データに基づく 3 次元画像が表示部 1 0 に表示される。これにより、表示部 1 0 には、時相 $t_0 \sim t_1$ の間に収集された 3 次元画像であって、走査範囲 S の全範囲を表す 3 次元画像が表示されることになる。

【 0 1 0 8 】

30

以上の処理を実施することにより、時相差が少ない 3 次元画像データを生成することが可能となり、アーチファクトの影響を抑えた 3 次元画像を表示部 1 0 に表示することが可能となる。

【 0 1 0 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。

【 0 1 1 0 】

（変形例 1 ）

まず、変形例 1 について図 6 を参照して説明する。図 6 は、E C G トリガ信号に基づいて各時相において取得された超音波ラスタデータと、その超音波ラスタデータの合成を説明するための模式図である。上記実施形態では、第 1 の画像処理方法と第 2 の画像処理方法とを別々に説明したが、これらの画像処理方法を組み合わせても良い。つまり、ある心拍で取得された超音波ラスタデータに対しては第 1 の画像処理方法を実施し、別の心拍で取得された超音波ラスタデータに対しては第 2 の画像処理方法を実施し、第 1 の画像処理方法と第 2 の画像処理方法とを交互に実施しても良い。

40

【 0 1 1 1 】

例えば、図 6 に示すように、E C G トリガ信号 I_1 を受信してから E C G トリガ信号 I_3 を受信するまでの間に取得された超音波ラスタデータに対しては、第 1 の画像処理方法を施す。そして、E C G トリガ信号 I_3 を受信した以降に取得された超音波ラスタデータに対しては、第 2 の画像処理方法を施す。つまり、第 1 心拍と第 2 心拍で取得された超音

50

波ラスタデータに対しては、第 1 の画像処理方法を施し、第 3 心拍以降で取得された超音波ラスタデータに対しては、第 2 の画像処理方法を施す。なお、第 2 の画像処理方法には、4 心拍分の超音波ラスタデータが必要となるため、第 3 から第 6 心拍で取得された超音波ラスタデータに対して第 2 の画像処理方法を実施することになる。例えば、詳細な画像を得ようとする場合は、第 2 の画像処理方法を実施し、走査開始直後に画像を得ようとする場合は、第 1 の画像処理方法を実施する。

【0112】

上記画像処理方法の切り換えは、所定数の ECG トリガ信号を受信するたびに、自動的に画像処理方法を切り換えて画像処理を行っても良く、操作者が図示しない操作部を用いて画像処理方法を指定しても良い。自動的に画像処理方法を切り換える場合、制御部 8 が所定数の ECG トリガ信号を受信すると、制御部 8 は画像処理部 7 に画像処理方法の切り換えを示す信号を出力する。画像処理部 7 はその切り換えを示す情報を制御部 8 から受けると、画像処理方法を切り換えて第 1 又は第 2 の画像処理方法を実施する。

【0113】

(変形例 2)

次に、変形例 2 について図 7 を参照して説明する。図 7 は、ECG トリガ信号に基づいて各時相において取得された超音波ラスタデータと、その超音波ラスタデータの合成を説明するための模式図である。

【0114】

上記実施形態では、図 2 に示すように、走査の開始位置をサブボリューム A、B、C 及び D の順番で変えて走査範囲 S の全範囲を走査したが、この変形例 2 ではその順番を変えた。例えば、走査の開始位置をサブボリューム A、C、D 及び B の順番で変えて走査範囲 S の全範囲を走査する。

【0115】

つまり、この変形例 2 では、制御部 8 が最初の ECG トリガ信号を受信すると、走査の開始位置としてサブボリューム A の位置を示す情報をスキャン制御信号に含ませて送受信部 3 に出力する。これにより、サブボリューム A から走査が開始され、走査範囲 S の全範囲が走査される。そして、制御部 8 が次の ECG トリガ信号を受信すると、走査の開始位置としてサブボリューム C の位置を示す情報をスキャン制御信号に含ませて送受信部 3 に出力する。これにより、サブボリューム C から走査が開始され、走査範囲 S の全範囲が走査される。そして、制御部 8 が次の ECG トリガ信号を受信すると、走査の開始位置としてサブボリューム D の位置を示す情報をスキャン制御信号に含ませて送受信部 3 に出力する。これにより、サブボリューム D から走査が開始され、走査範囲 S の全範囲が走査される。さらに、制御部 8 が次の ECG トリガ信号を受信すると、走査の開始位置としてサブボリューム B の位置を示す情報をスキャン制御信号に含ませて送受信部 3 に出力する。これにより、サブボリューム B から走査が開始され、走査範囲 S の全範囲が走査される。

【0116】

上記の走査によって取得された超音波ラスタデータは記憶部 5 に記憶され、画像処理部 7 のデータ取得部 71 によって取得されることになる。

【0117】

上述した第 1 の画像処理方法については、実施形態に係る方法と同じ方法で超音波ラスタデータが記憶部 5 から読み出されて、データ合成部 72 にて合成される。つまり、取得された順番に超音波ラスタデータが読み出されることになる。例えば、ECG トリガ信号 I_1 に対応する心拍中（第 1 心拍）で取得された超音波ラスタデータにおいては、取得された順番に、超音波ラスタデータ A_0 、 B_0 、 C_0 及び D_0 がデータ取得部 71 によって読み出されてデータ合成部 72 に出力される。

【0118】

また、ECG トリガ信号 I_2 に対応する心拍中（第 2 心拍）で取得された超音波ラスタデータにおいても、取得された順番に、超音波ラスタデータ C_2 、 D_2 、 A_2 及び B_2 がデータ取得部 71 によって読み出されてデータ合成部 72 に出力される。

【 0 1 1 9 】

そして、上記実施形態と同様に、データ合成部 7 2 が超音波ラスタデータを合成し、レンダリング部 7 3 はその合成したデータに対してポリウムレンダリングを施すことで 3 次元画像データを生成する。これにより、表示部 1 0 には、走査開始後、直ちに 3 次元画像が表示されることになる。

【 0 1 2 0 】

また、第 2 の画像処理方法については、データ取得部 7 1 は、異なるサブポリウムの超音波ラスタデータであって、異なる心拍中で同じ時相で取得された超音波ラスタデータを読み込んでデータ合成部 7 2 に出力する。例えば、異なる心拍中であって同じ時相 t_0 ~ 時相 t_1 の間に取得された超音波ラスタデータを記憶部 5 から読み込んでデータ合成部 7 2 に出力する。図 4 に示す例では、データ取得部 7 1 は、超音波ラスタデータ A_0 、 C_2 、 D_4 及び B_6 を取得してデータ合成部 7 2 に出力する。データ合成部 7 2 は、それらの超音波ラスタデータを合成し、レンダリング部 7 3 はその合成データに対してポリウムレンダリングを施すことで 3 次元画像データを生成する。これにより、時相 t_0 ~ 時相 t_1 の間に収集された 3 次元画像であって、走査範囲 S の全範囲を表す 3 次元画像が表示されることになる。

10

【 0 1 2 1 】

新たな ECG トリガ信号を受信するごとに走査の開始位置を変えて、異なるサブポリウムから走査を開始しているため、異なる心拍であって同じ時相で取得された超音波ラスタデータは、それぞれ、異なるサブポリウムの超音波ラスタデータとなっている。

20

【 0 1 2 2 】

時相 t_1 ~ 時相 t_2 、時相 t_2 ~ 時相 t_3 、時相 t_3 ~ 時相 t_4 、・・・の間で取得された超音波ラスタデータについても、異なるサブポリウムで取得された超音波ラスタデータを合成してポリウムレンダリングを行うことにより、同じ時相で収集された 3 次元画像であって、走査範囲 S の全範囲を表す 3 次元画像が得られる。

【 0 1 2 3 】

以上のように、変形例 2 に係る走査方法及び画像処理方法によっても、走査開始後、直ちに 3 次元画像を表示することができ、さらに、同じ時相で取得された超音波ラスタデータに基づいて 3 次元画像データを生成することで、詳細な 3 次元画像を表示することが可能となる。

30

【 図面の簡単な説明 】

【 0 1 2 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】 ECG トリガ信号に基づいて各時相において取得された超音波ラスタデータと、その超音波ラスタデータの合成を説明するための模式図である。

【図 3】 ECG トリガ信号に基づいて各時相において取得された超音波ラスタデータと、その超音波ラスタデータの合成を説明するための模式図である。

【図 4】この発明の実施形態に係る超音波診断装置による一連の動作を示すフローチャートである。

【図 5】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。

40

【図 6】 ECG トリガ信号に基づいて各時相において取得された超音波ラスタデータと、その超音波ラスタデータの合成を説明するための模式図である。

【図 7】 ECG トリガ信号に基づいて各時相において取得された超音波ラスタデータと、その超音波ラスタデータの合成を説明するための模式図である。

【図 8】超音波による 3 次元の走査範囲を説明するための模式図である。

【図 9】超音波による 3 次元の走査範囲を説明するための模式図である。

【図 10】分割された 3 次元の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データと、そのデータの合成を説明するための模式図である。

50

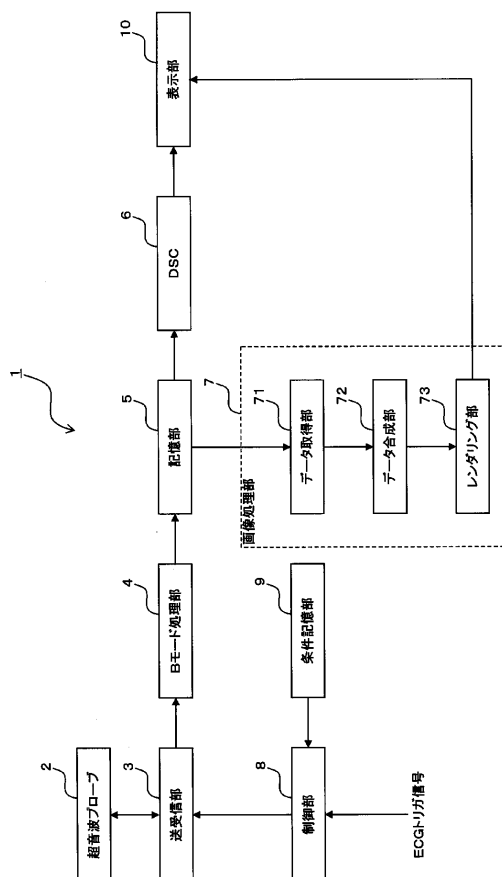
【符号の説明】

【 0 1 2 5 】

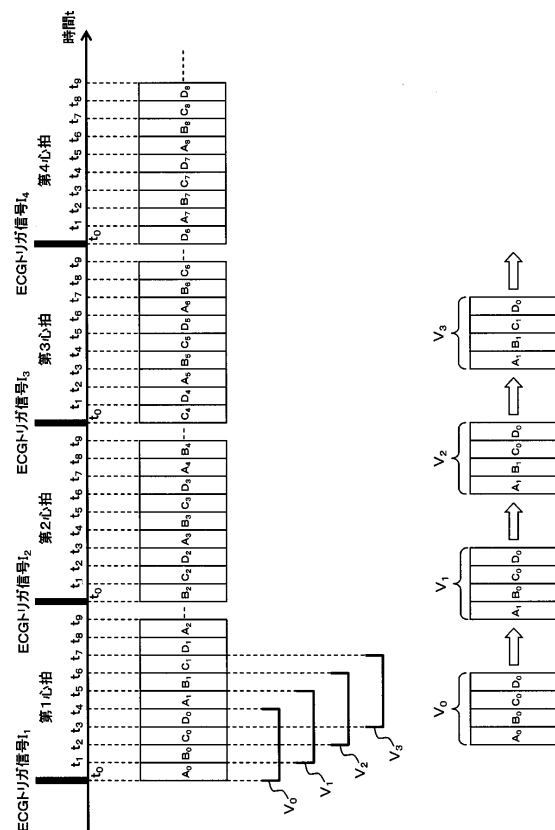
- 1 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ
- 3 送受信部
- 4 Bモード処理部
- 5 記憶部
- 6 DSC (デジタルスキャンコンバータ)
- 7 画像処理部
- 8 制御部
- 9 条件記憶部
- 10 表示部
- 71 データ取得部
- 72 データ合成部
- 73 レンダリング部

10

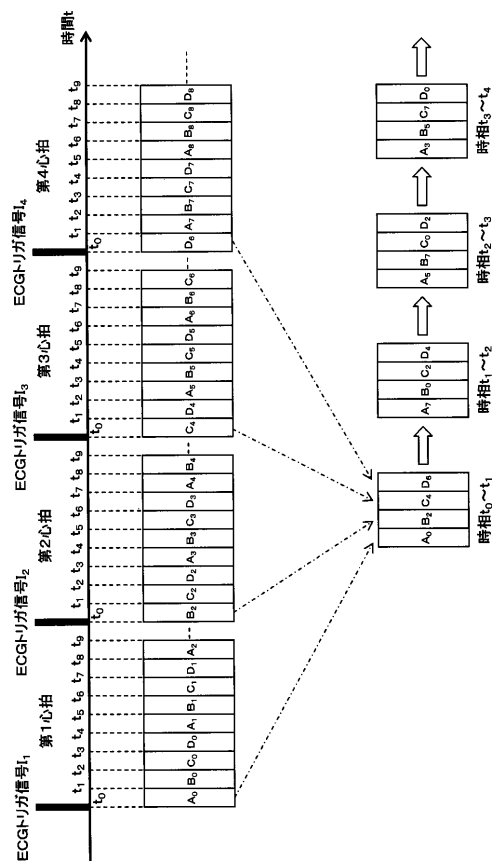
【図 1】



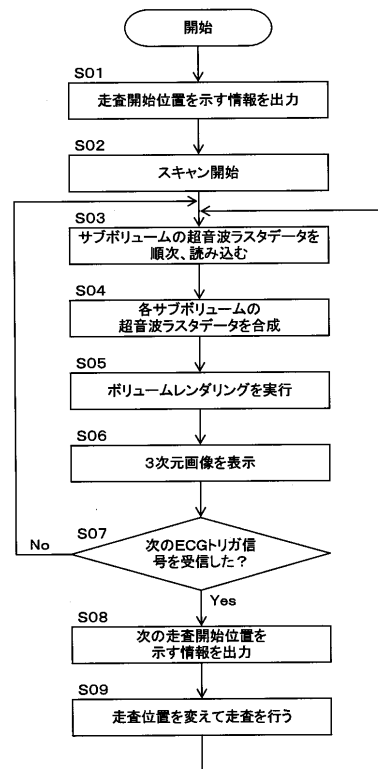
【図 2】



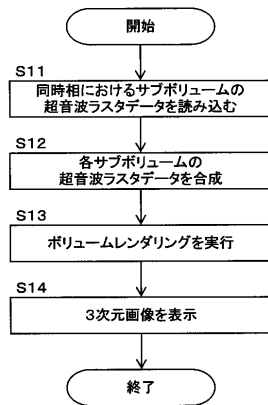
【図 3】



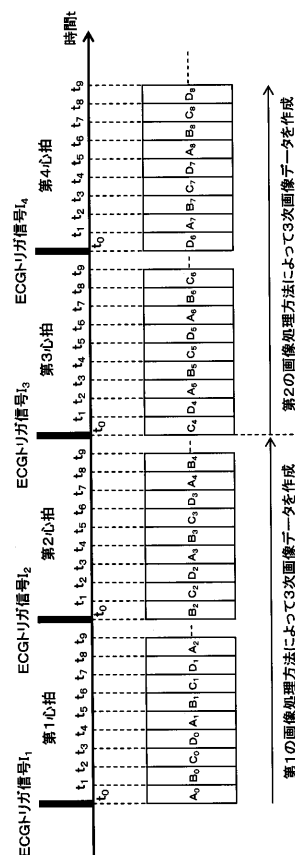
【図 4】



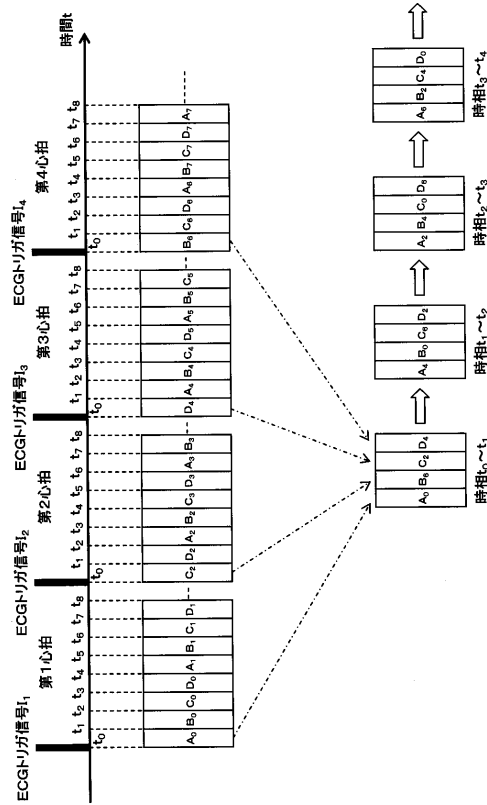
【図 5】



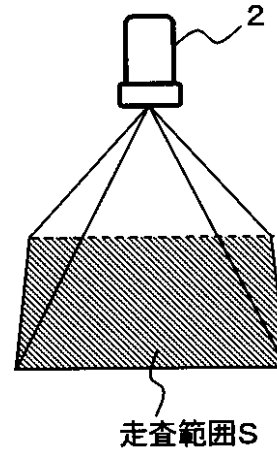
【図 6】



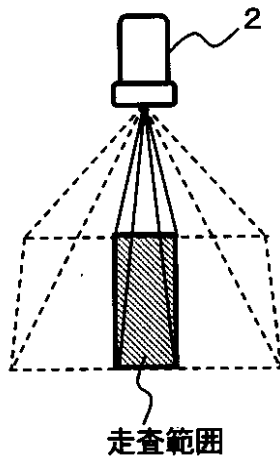
【図7】



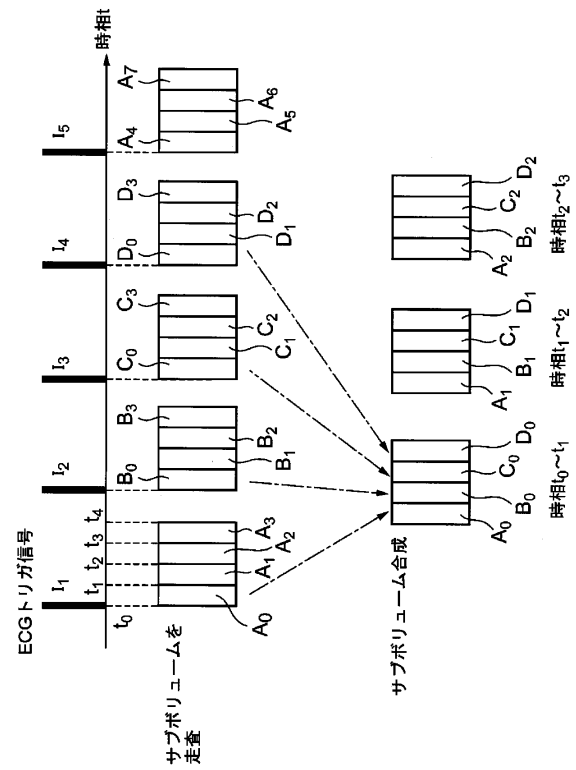
【図8】



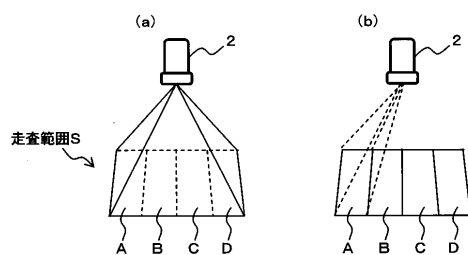
【図9】



【図11】



【図10】



フロントページの続き

審査官 五関 統一郎

- (56)参考文献 国際公開第2005/039418(WO, A1)
特開2006-501920(JP, A)
米国特許出願公開第2004/0215077(US, A1)
特開2001-120549(JP, A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5317391B2	公开(公告)日	2013-10-16
申请号	JP2006037555	申请日	2006-02-15
[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		
当前申请(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 川岸哲也		
发明人	小林 忠晴 川岸 哲也		
IPC分类号	A61B8/08		
CPC分类号	G01S15/8993 G01S7/52088 G01S7/52095		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/EE07 4C601/EE09 4C601/EE12 4C601/EE14 4C601/FF08 4C601/HH16 4C601/JC25 4C601/KK21 4C601/KK36		
其他公开文献	JP2007215630A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

A扫描后立即开始整个扫描范围的图像获得，较少的图像的超声波诊断装置获得的另外的时间相位差。解决方案：每次控制单元8接收ECG触发信号时，它改变扫描的开始位置并使超声探头2扫描整个扫描范围。超声波探头2将整个扫描范围分成多个子体积A至D，并按该顺序扫描整个扫描范围。图像处理单元7基于通过扫描子体积A至D获得的超声波光栅数据生成整个扫描范围的图像。结果，可以在扫描开始之后立即获得整个扫描范围的图像。或者，图像处理单元7基于在不同心跳中获取并在同一时间相位获取的超声光栅数据来生成整个扫描范围的图像。因此，获得具有较小时间差的图像。点域1

