

(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2009-136445

(P2009-136445A)

(43) 公開日 平成21年6月25日(2009.6.25)

(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 5 O L (全 24 頁)

(21) 出願番号 特願2007-314976 (P2007-314976)
(22) 出願日 平成19年12月5日 (2007.12.5)(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 110000866
特許業務法人三澤特許事務所
(74) 代理人 100081411
弁理士 三澤 正義

最終頁に続く

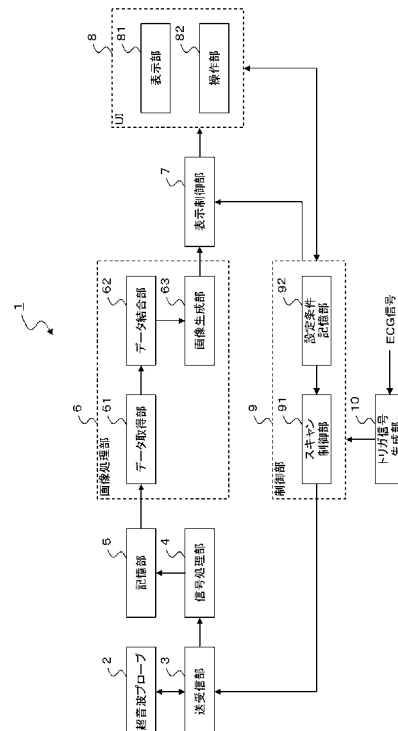
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、及び超音波画像取得プログラム

(57) 【要約】

【課題】走査領域の全体を表す画像データを生成しつつ、走査領域に含まれる所望の領域を表す画像データのリアルタイム性を向上させることが可能な超音波診断装置を提供する。

【解決手段】送受信部3はスキャン制御部91の制御の下、トリガ信号を受ける度に異なるサブボリュームを超音波で走査することで、個々のサブボリュームごとに、取得された時相がそれぞれ異なる複数のデータを取得し、所望のサブボリュームの走査の指示を受けた場合には、その所望のサブボリュームを継続して走査することで、所望のサブボリュームについて、取得された時相がそれぞれ異なる複数のデータを取得する。画像処理部6は、互いに異なるサブボリュームを走査することで取得されたデータであって、同じ時相に取得された各サブボリュームにおけるデータを結合し、その結合したデータに基づいて超音波画像データを生成する。

【選択図】図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

3次元の走査領域を複数の個別領域に分け、心電波形に基づいたトリガ信号を受けるたびに異なる個別領域を超音波で走査し、次のトリガ信号を受けるまで同じ個別領域を走査することで、個々の個別領域ごとに1心拍中における時相がそれぞれ異なる複数のデータを取得し、前記複数の個別領域のうち所望の個別領域の走査の指示を受けた場合には、前記所望の個別領域を継続して走査することで、前記所望の個別領域について、1心拍中における時相がそれぞれ異なる複数のデータを取得するスキャン手段と、

互いに異なる個別領域を走査することで取得されたデータであって、前記複数のデータのうち同じ時相に取得された各個別領域におけるデータを結合して、前記3次元の走査領域を表す超音波画像データを生成する画像処理手段と、

前記生成された超音波画像データに基づく超音波画像を表示手段に表示させる表示制御手段と、

を有することを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記画像処理手段は、前記個々の個別領域について取得されたデータを記憶し、前記所望の個別領域におけるデータについては、前記スキャン手段によって取得される度に更新し、前記複数の個別領域のうち前記所望の個別領域以外の個別領域におけるデータについては、前記記憶したデータのうち直近のトリガ信号に応じて取得されたデータを用いて、同じ時相に取得された前記各個別領域における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に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記スキャン手段は、予め設定された所定時間の間、前記所望の個別領域のみを継続して走査し、前記所定時間が経過した後、前記複数の個別領域のそれぞれを順番に超音波で走査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。

【請求項 4】

前記スキャン手段は、前記所望の個別領域を継続して走査しているときに、所望のタイミングで、前記複数の個別領域のそれぞれを順番に超音波で走査することで、前記個々の個別領域ごとに1心拍中における時相がそれぞれ異なる複数のデータを取得し、その後、前記所望の個別領域を継続して走査することで、前記所望の個別領域について、1心拍中における時相がそれぞれ異なる複数のデータを取得し、

前記画像処理手段は、前記所望の個別領域におけるデータについては、前記スキャン手段によって取得される度に更新し、前記複数の個別領域のうち前記所望の個別領域以外の個別領域におけるデータについては、前記所望のタイミングに応じた走査によって取得されたデータを用いて、同じ時相に取得された前記各個別領域における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に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

コンピュータに、

3次元の走査領域を複数の個別領域に分け、心電波形に基づいたトリガ信号を受けるたびに異なる個別領域をスキャン手段に走査させ、次のトリガ信号を受けるまで同じ個別領域を前記スキャン手段に走査させることで、個々の個別領域ごとに1心拍中における時相がそれぞれ異なる複数のデータを取得し、前記複数の個別領域のうち所望の個別領域の走査の指示を受けた場合には、前記所望の個別領域を継続して前記スキャン手段に走査させることで、前記所望の個別領域について、1心拍中における時相がそれぞれ異なる複数のデータを取得するスキャン制御機能と、

互いに異なる個別領域を走査することで取得されたデータであって、前記複数のデータのうち同じ時相に取得された各個別領域のデータを結合して、前記3次元の走査領域を表す超音波画像データを生成する画像処理機能と、

前記生成された超音波画像データに基づく超音波画像を表示装置に表示させる表示制御機能と、

10

20

30

40

50

を実行させることを特徴とする超音波画像取得プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

この発明は、3次元の領域を超音波で走査する超音波診断装置に関する。また、超音波診断装置による超音波の走査を制御することで、超音波画像を取得する超音波画像取得プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波振動子が2次元的に配置された2次元アレイプローブを用いることで、3次元の領域を超音波で走査し、その走査によってボリュームデータを取得することができる。そのボリュームデータにボリュームレンダリングを施すことにより、被検体内の組織を立体的に表す3次元画像データを生成することができる。また、ボリュームデータにMPR処理(Multi Planar Reconstruction)を施すことにより、ボリュームデータを任意の断面で切断し、その切断面における組織の画像データ(MPR画像データ)を生成することができる。

【0003】

例えば、心筋の動きを観察し、壁運動の異常を検出するような診断においては、超音波画像をリアルタイムに取得することが求められる。しかしながら、3次元領域を超音波で走査する場合、全体の走査領域が広がるため、超音波画像をリアルタイムに取得することが困難になる。

【0004】

そこで、従来においては、全体の走査領域を複数の領域に分け、心電波形(ECG信号)をトリガ信号として各領域を走査し、各領域を走査することで取得した信号を結合することで、全体の走査領域における画像データを生成する手法が提案されている(例えば特許文献1)。

【0005】

例えば、3次元の走査領域を4つの個別領域に分割する。以下、個別領域を「サブボリューム」と称する場合がある。そして、サブボリュームの単位で走査を行い、その走査で取得したデータを結合することで、全体の走査領域における画像データを生成する。さらに、被検体の心電波形(ECG信号)を取得し、そのECG信号をトリガ信号として各サブボリュームを走査する。以下、ECG信号を利用した走査方法について説明する。

【0006】

ECG信号を利用して走査を行う場合、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波が検出されたタイミングで、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トリガ信号を受けるたびに、異なるサブボリュームを超音波で走査し、各サブボリュームのデータを取得する。すなわち、1心拍ごとに異なるサブボリュームを超音波で走査する。

【0007】

例えば、超音波診断装置が第1のトリガ信号 I_1 を受けると、そのトリガ信号に従い、超音波プローブによって走査を開始する。第1のトリガ信号 I_1 に対応する心拍では、超音波診断装置は、第1のサブボリュームを走査する。すなわち、超音波診断装置は、第1のトリガ信号 I_1 を受けてから次のトリガ信号である第2のトリガ信号 I_2 を受けるまで、第1のサブボリュームを走査する。例えば、1心拍中に同じ第1のサブボリュームを4回走査することで、1心拍中における時相がそれぞれ異なるデータA1、A2、A3及びA4を取得する。

【0008】

次のトリガ信号である第2のトリガ信号 I_2 に対応する心拍では、超音波診断装置は、第2のサブボリュームを4回走査する。すなわち、超音波診断装置は、第2のトリガ信号 I_2 を受けてから次のトリガ信号である第3のトリガ信号 I_3 を受けるまで、第2のサブ

10

20

30

40

50

ボリュームを4回走査することで、1心拍中における時相がそれぞれ異なるデータB1、B2、B3及びB4を取得する。

【0009】

同様に、第3のトリガ信号I₃に対応する心拍では、超音波診断装置は、第3のサブボリュームを4回走査することで、1心拍中における時相がそれぞれ異なるデータC1、C2、C3及びC4を取得する。さらに、第4のトリガ信号I₄に対応する心拍では、超音波診断装置は、第4のサブボリュームを4回走査することで、1心拍中における時相がそれぞれ異なるデータD1、D2、D3及びD4を取得する。このように、超音波診断装置は、ECG信号に基づくトリガ信号に応じて、異なるサブボリュームを超音波で走査することで、各サブボリュームのデータを取得する。

10

【0010】

そして、超音波診断装置は、異なるサブボリュームを走査することで取得したデータであって、1心拍中の同じ時相に取得されたデータ同士を結合することで、全体の走査領域を表す1つのデータを生成する。具体的には、超音波診断装置は、異なるサブボリュームのデータであって、1心拍中の同じ時相に取得したデータA1、B1、C1及びD1を結合することで、全体の走査領域を表すデータを生成する。同様に、各時相におけるサブボリュームのデータを結合することにより、各時相における全体の走査領域を表すデータを生成する。そして、超音波診断装置は、全体の走査領域を表すデータにボリュームレンダリング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。

20

【0011】

さらに、次のトリガ信号である第5のトリガ信号I₅に対応する心拍では、超音波診断装置は、再び第1のサブボリュームを走査することで、1心拍中における時相がそれぞれ異なるデータA5、A6、A7及びA8を取得する。このように、新たなデータが取得されると、超音波診断装置は、第1のサブボリュームのデータを更新し、データA5、B1、C1及びD1を結合することで、全体の走査領域を表すデータを生成する。そして、更新したデータに基づいて3次元画像データなどの超音波画像データを生成する。すなわち、第1のサブボリュームについては、新たに取得されたデータA5を用いることで、全体の走査領域を表すデータを生成する。そして、順次、各サブボリュームのデータを更新して新たな3次元画像データを生成していく。

30

【0012】

【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】

【0013】

しかしながら、従来技術に係る走査方法によると、1心拍ごとに各サブボリュームを走査し、複数の心拍数に応じた時間をかけて全体の走査領域を走査する。そのため、1心拍に応じた時間をかけてあるサブボリュームが走査されると、次に同じサブボリュームが走査されるためには、サブボリュームの数に応じた心拍数の時間を待つ必要があった。上述した例では、全体の走査領域を4つのサブボリュームに分け、各サブボリュームを1心拍ごとに順番に走査しているため、同じサブボリュームを次に走査し始めるまでに、4心拍分の時間を待つ必要があった。例えば、1心拍目で第1のサブボリュームを走査し、次に第1のサブボリュームを走査するのは5心拍目であるため、第1のサブボリュームが再び走査されるまで、4心拍分の時間が必要であった。そのため、第1のサブボリュームにおけるデータを更新するためには、4心拍分の時間を要し、生成される超音波画像のリアルタイム性が損なわれる問題があった。

40

【0014】

以上のように、全体の走査領域を複数のサブボリュームに分けて走査を行うと、同じサブボリュームが走査され始めるまでに、サブボリュームの数に応じた心拍数の時間を待つ必要があった。その結果、各サブボリュームにおけるデータの更新に時間がかかってしま

50

うため、超音波画像のリアルタイム性が損なわれてしまう問題があった。

【 0 0 1 5 】

この発明は上記の問題点を解決するものであり、全体の走査領域を表す画像データを生成しつつ、全体の走査領域に含まれる所望の領域を表す画像データのリアルタイム性を向上させることが可能な超音波診断装置、及び超音波画像取得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】

【 0 0 1 6 】

請求項 1 に記載の発明は、3 次元の走査領域を複数の個別領域に分け、心電波形に基づいたトリガ信号を受けるたびに異なる個別領域を超音波で走査し、次のトリガ信号を受けるまで同じ個別領域を走査することで、個々の個別領域ごとに 1 心拍中における時相がそれぞれ異なる複数のデータを取得し、前記複数の個別領域のうち所望の個別領域の走査の指示を受けた場合には、前記所望の個別領域を継続して走査することで、前記所望の個別領域について、1 心拍中における時相がそれぞれ異なる複数のデータを取得するスキャン手段と、互いに異なる個別領域を走査することで取得されたデータであって、前記複数のデータのうち同じ時相に取得された各個別領域におけるデータを結合して、前記 3 次元の走査領域を表す超音波画像データを生成する画像処理手段と、前記生成された超音波画像データに基づく超音波画像を表示手段に表示させる表示制御手段と、を有することを特徴とする超音波診断装置である。

また、請求項 5 に記載の発明は、コンピュータに、3 次元の走査領域を複数の個別領域に分け、心電波形に基づいたトリガ信号を受けるたびに異なる個別領域をスキャン手段に走査させ、次のトリガ信号を受けるまで同じ個別領域を前記スキャン手段に走査させることで、個々の個別領域ごとに 1 心拍中における時相がそれぞれ異なる複数のデータを取得し、前記複数の個別領域のうち所望の個別領域の走査の指示を受けた場合には、前記所望の個別領域を継続して前記スキャン手段に走査させることで、前記所望の個別領域について、1 心拍中における時相がそれぞれ異なる複数のデータを取得するスキャン制御機能と、互いに異なる個別領域を走査することで取得されたデータであって、前記複数のデータのうち同じ時相に取得された各個別領域のデータを結合して、前記 3 次元の走査領域を表す超音波画像データを生成する画像処理機能と、前記生成された超音波画像データに基づく超音波画像を表示装置に表示させる表示制御機能と、を実行させることを特徴とする超音波画像取得プログラムである。

【発明の効果】

【 0 0 1 7 】

この発明によると、所望の個別領域を継続して走査することで、複数の心拍を待たずに、所望の個別領域における画像データを更新することが可能となる。そのことにより、全体の走査領域を表す画像データを生成しつつ、所望の個別領域における画像データをリアルタイムに更新して生成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】

【 0 0 1 8 】

この発明の実施形態に係る超音波診断装置について図 1 を参照して説明する。図 1 は、この発明の実施形態に係る超音波診断装置を示すブロック図である。

【 0 0 1 9 】

この発明の実施形態に係る超音波診断装置 1 は、超音波プローブ 2、送受信部 3、信号処理部 4、記憶部 5、画像処理部 6、表示制御部 7、ユーザインターフェース (UI) 8、制御部 9、及びトリガ信号生成部 10 を備えている。

【 0 0 2 0 】

超音波プローブ 2 には、超音波振動子が 2 次元的に配置された 2 次元アレイプローブが用いられる。この 2 次元アレイプローブは、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 次元アレイプローブの代わりに、1 次元アレイプローブを超音波プローブ 2 に用いても良い

。例えば、超音波振動子が走査方向に配列され、超音波振動子を走査方向とは直交する方向に機械的に揺動することが可能な１次元アレイプローブを用いても良い。

【００２１】

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、超音波プローブ２が受信したエコー信号を受信する。

【００２２】

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

【００２３】

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、受信遅延回路、及び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ために必要な遅延時間を与え、加算回路は、遅延時間を与えられたエコー信号を加算する。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。

20

【００２４】

送受信部３はスキャン制御部９１から出力されるスキャン制御信号に従って、超音波プローブ２に電気信号を供給して超音波を発生させ、３次元の領域を走査する。そのスキャン制御信号には、超音波による走査に関するスキャン条件が含まれている。スキャン条件には、例えば、３次元の走査領域を示す座標情報が含まれている。送受信部３は、スキャン制御部９１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３次元の走査領域を示す座標情報に従って、その走査領域内を走査する。

【００２５】

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いる。送受信部３から出力された受信信号は、いずれかの処理部にて所定の処理が施される。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、Ｂモード処理部は送受信部３から出力された受信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。また、ＣＦＭ処理部は、動いている血流情報の映像化を行う。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。

30

【００２６】

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を記憶する。

【００２７】

この実施形態に係る超音波診断装置１は、心電計を用いて被検体の心電波形（ＥＣＧ信号）を取得し、そのＥＣＧ信号に基づくトリガ信号に応じて送受信部３による超音波の送受信を制御する。例えば、トリガ信号生成部１０は、超音波診断装置１の外部からＥＣＧ信号を受信し、そのＥＣＧ信号からＲ波を検出する。そして、トリガ信号生成部１０は、ＥＣＧ信号からＲ波を検出すると、トリガ信号を発生して、そのトリガ信号を制御部９に出力する。スキャン制御部９１は、トリガ信号に応じて送受信部３による超音波の送受信を制御する。また、超音波診断装置１の外部にトリガ信号生成部１０を設けても良い。この場合、超音波診断装置１の外部に設置されたトリガ信号生成部１０がＥＣＧ信号を受けて、そのＥＣＧ信号からＲ波を検出した場合にトリガ信号を生成する。そして、トリガ信号生成部１０は、そのトリガ信号を超音波診断装置１の制御部９に出力する。

40

50

【 0 0 2 8 】

制御部 9 の設定条件記憶部 9 2 には、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、超音波の走査対象となる 3 次元の走査領域を示す座標情報、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範囲を示す座標情報、各サブボリュームを走査する順番、超音波を送信する深さ、走査線密度、及び並列同時受信数などが含まれる。スキャン制御部 9 1 は、設定条件記憶部 9 2 からスキャン条件を読み込み、そのスキャン条件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、サブボリュームの範囲を示す座標情報などを含むスキャン制御信号に従って、各サブボリュームを超音波プローブ 2 によって走査する。なお、走査領域を示す座標情報やサブボリュームの範囲を示す座標情報は、例えば、超音波を送受信する角度の範囲が該当する。この実施形態では、スキャン制御部 9 1 は心電波形（E C G 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。

10

【 0 0 2 9 】

ここで、超音波プローブ 2 と送受信部 3 が走査する 3 次元の走査領域、及び走査のタイミングについて説明する。送受信部 3 はスキャン制御部 9 1 の制御の下、E C G 信号に基づくトリガ信号を利用して、各サブボリュームを走査する。ここで、3 次元の走査領域を図 2 に示す。図 2 は、分割された走査領域を説明するための模式図である。

【 0 0 3 0 】

例えば図 2 (a) に示すように、スキャン制御部 9 1 は、スキャン条件に含まれる分割パターンに従って、全体の走査領域 S を複数の個別領域に分割する。走査領域 S は 3 次元の領域であり、各個別領域も 3 次元の領域である。図 2 (a) に示す例では、スキャン制御部 9 1 は、3 次元の走査領域 S を 4 つの個別領域 A、B、C 及び D に分割する。以下、分割された個々の個別領域 A ~ D を、サブボリュームと称することにする。図 2 (a) に示す例では、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領域 S を分割している。上述したように、走査領域 S の分割パターンはスキャン条件に含まれて設定条件記憶部 9 2 に記憶されている。スキャン制御部 9 1 は、スキャン条件に含まれる分割パターンに従って、全体の走査領域 S を 4 つのサブボリュームに分割する。なお、図 2 (a) に示す分割の例は 1 例であり、他の分割パターンによって全体の走査領域 S を複数の個別領域に分割しても良い。

20

30

【 0 0 3 1 】

そして図 2 (b) に示すように、送受信部 3 はスキャン制御部 9 1 の制御の下、各サブボリュームを順番に走査する。例えば、送受信部 3 は、サブボリューム A、B、C 及び D が、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 の順番に 1 列に並ぶように全体の走査領域 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。

【 0 0 3 2 】

そして、全体の走査領域 S を複数のサブボリュームに分割した上で、超音波診断装置 1 は、被検体の E C G 信号を取得し、その E C G 信号に基づくトリガ信号に従って各サブボリュームを超音波で走査する。

40

【 0 0 3 3 】

以下、E C G 信号を利用した走査方法について図 3 と図 4 を参照して説明する。図 3 は、トリガ信号に応じて各時相において取得されたデータと、そのデータの結合とを説明するための模式図である。図 4 は、各心拍における走査対象のサブボリュームと、結合するデータとを説明するための表である。

【 0 0 3 4 】

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

50

と、トリガ信号が生成されて制御部 9 に出力される。例えば図 3 に示すように、第 1 のトリガ信号 I_1 が制御部 9 に出力され、スキャン制御部 9 1 がその第 1 のトリガ信号 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スキャン制御信号を出力する。そのスキャン制御信号には、上述したように、走査領域 S の分割パターンやサブボリュームの範囲などのスキャン条件が含まれている。

【0035】

具体的には、第 1 のトリガ信号 I_1 に対応する第 1 の心拍では、スキャン制御部 9 1 は、サブボリューム A を走査するために、サブボリューム A の領域を示す座標情報を上記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 はそのスキャン制御信号に従って、超音波プローブ 2 によってサブボリューム A を走査することで、サブボリューム A の受信信号を取得する。すなわち、送受信部 3 は、スキャン制御部 9 1 の制御の下、スキャン制御部 9 1 が第 1 のトリガ信号 I_1 を受けてから次のトリガ信号である第 2 のトリガ信号 I_2 を受けるまで、サブボリューム A を走査する。

【0036】

信号処理部 4 は送受信部 3 から受信信号を受けると、その受信信号に信号処理を施すことで超音波ラスタデータを生成する。この実施形態では、3次元の走査領域を走査することでボリュームデータを取得し、そのボリュームデータを記憶部 5 に記憶する。

【0037】

例えば図 3 と図 4 に示すように、第 1 のトリガ信号 I_1 に対応した第 1 心拍で、送受信部 3 はサブボリューム A を 4 回走査する。そして、図 3 と図 4 に示すように、送受信部 3 は、1 心拍中における時相がそれぞれ異なる受信信号 A 1、A 1、A 3 及び A 4 を取得する。

【0038】

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。また、スキャン制御部 9 1 が第 1 のトリガ信号 I_1 を受けた時相を t_0 とし、その時相 t_0 で走査を開始して取得した受信信号を受信信号 A 1 とする。その受信信号 A 1 を取得した後、時相 t_1 で走査を開始して取得した受信信号を受信信号 A 2 とする。その受信信号 A 2 を取得した後、時相 t_2 で走査を開始して取得した受信信号を受信信号 A 3 とする。その受信信号 A 3 を取得した後、時相 t_3 で走査を開始して取得した受信信号を受信信号 A 4 とする。つまり、送受信部 3 は、時相 $t_0 \sim$ 時相 t_1 の間 ($= \Delta t$) で受信信号 A 1 を取得し、時相 $t_1 \sim$ 時相 t_2 の間 (Δt) で受信信号 A 2 を取得し、時相 $t_2 \sim$ 時相 t_3 の間で受信信号 A 3 を取得し、時相 $t_3 \sim$ 時相 t_4 の間 (Δt) で受信信号 A 4 を取得する。以上のように、送受信部 3 は、第 1 のトリガ信号 I_1 に対応した 1 心拍中では、受信信号 A 1、A 2、A 3 及び A 4 を取得する。

【0039】

なお、受信信号 A 1 に基づくボリュームデータを「ボリュームデータ A 1」、受信信号 A 2 に基づくボリュームデータを「ボリュームデータ A 2」、受信信号 A 3 に基づくボリュームデータを「ボリュームデータ A 3」、受信信号 A 4 に基づくボリュームデータを「ボリュームデータ A 4」と、便宜的に称することにする。また、受信信号 A 1 に基づく 3 次元画像データを「3次元画像データ A 1」、受信信号 A 2 に基づく 3 次元画像データを「3次元画像データ A 2」、受信信号 A 3 に基づく 3 次元画像データを「3次元画像データ A 3」、受信信号 A 4 に基づく 3 次元画像データを「3次元画像データ A 4」と、便宜的に称することにする。

【0040】

そして、次のトリガ信号である第 2 のトリガ信号 I_2 が制御部 9 に出力され、スキャン制御部 9 1 が第 2 のトリガ信号 I_2 を受信すると、スキャン制御部 9 1 は、サブボリューム B を走査するために、サブボリューム B の領域を示す座標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 はそのスキャン制御信号に従って、超音波プローブ 2 によってサブボリューム B を走査することで、サブボリューム B の受信信号を取得する。すなわち、送受信部 3 は、スキャン制御部 9 1 の制御の下、スキャン制御部 9 1 が

第2のトリガ信号 I_2 を受けてから次のトリガ信号である第3のトリガ信号 I_3 を受けるまで、サブボリュームBを走査する。例えば図3に示すように、送受信部3は、1心拍中における時相がそれぞれ異なる受信信号B1、B2、B3及びB4を取得する。

【0041】

そして、次のトリガ信号である第3のトリガ信号 I_3 が制御部9に出力され、スキャン制御部91が第3のトリガ信号 I_3 を受信すると、スキャン制御部91は、サブボリュームCを走査するために、サブボリュームCの領域を示す座標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。そして、送受信部3はスキャン制御部91の制御の下、サブボリュームCを走査し、1心拍中における時相がそれぞれ異なる受信信号C1、C2、C3及びC4を取得する。

10

【0042】

さらに、次のトリガ信号である第4のトリガ信号 I_4 が制御部9に出力され、スキャン制御部91が第4のトリガ信号 I_4 を受信すると、スキャン制御部91は、サブボリュームDを走査するために、サブボリュームDの領域を示す座標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。そして、送受信部3はスキャン制御部91の制御の下、サブボリュームDを走査し、1心拍中における時相がそれぞれ異なる受信信号D1、D2、D3及びD4を取得する。

【0043】

以上のように、スキャン制御部91は、新たなトリガ信号を受信するたびに、送受信部3に異なるサブボリュームを超音波で走査させ、各サブボリュームの受信信号を取得させる。すなわち、スキャン制御部91が新たなトリガ信号を受信するまで、送受信部3は同じサブボリュームを走査し続ける。そして、スキャン制御部91が新たなトリガ信号を受信すると、送受信部3は別のサブボリュームを走査する。

20

【0044】

画像処理部6は、データ取得部61、データ結合部62、及び画像生成部63を備えている。画像処理部6は、各サブボリュームのボリュームデータを記憶部5から読み出して、それらを結合し、結合したデータに基づいて3次元画像データやMPR画像データなどの超音波画像データを生成する。

【0045】

データ取得部61は、各サブボリュームのボリュームデータを記憶部5から読み出してデータ結合部62に出力する。データ取得部61は、超音波の送受信によって新たなボリュームデータが取得されると、その新たなボリュームデータを記憶部5から取得してデータ結合部62に出力する。

30

【0046】

データ結合部62は、互いに異なるサブボリュームデータを走査することで取得されたボリュームデータであって、1心拍中において同じ時相に取得されたボリュームデータを結合する。すなわち、データ結合部62は、異なる心拍に取得されたボリュームデータであって、同じ時相に取得されたボリュームデータを結合する。なお、データ結合部62は、各サブボリュームについて、直近の心拍において取得されたボリュームデータを用いて結合する。例えば、データ結合部62は、直近の心拍において取得された各サブボリュームにおけるボリュームデータを一時的に記憶しておき、異なるサブボリュームにおけるボリュームデータであって、同じ時相に取得されたボリュームデータを結合する。

40

【0047】

画像生成部63は、ボリュームデータにボリュームレンダリングを施すことで、ボリュームデータに含まれる組織を立体的に表す3次元画像データを生成する。また、画像生成部63は、ボリュームデータにMPR処理を施すことにより、ボリュームデータを任意の断面で切断し、その切断した面におけるMPR画像データを生成しても良い。

【0048】

例えば、図3と図4に示すように、第1のトリガ信号 I_1 に対応する第1心拍においてサブボリュームAが走査されて、ボリュームデータA1が取得されると、データ取得部6

50

1 はポリウムデータ A 1 を記憶部 5 から取得し、そのポリウムデータ A 1 をデータ結合部 6 2 に出力する。この時点においては、サブポリウム A のみが走査されているため、データ結合部 6 2 は、ポリウムデータ A 1 を画像生成部 6 3 に出力する。画像生成部 6 3 は、そのポリウムデータ A 1 にポリウムレンダリングを施すことにより、サブポリウム A に含まれる組織を立体的に表す 3 次元画像データ A 1 を生成する。また、画像生成部 6 3 は、ポリウムデータ A 1 に MPR 処理を施すことにより、ポリウムデータ A 1 を任意の断面で切断し、その切断した面における画像データを生成しても良い。表示制御部 7 は、3 次元画像データ A 1 に基づく 3 次元画像 A 1 を表示部 8 1 に表示させる。この 3 次元画像 A 1 は、時相 t_0 ~ 時相 t_1 におけるサブポリウム A に含まれる組織を立体的に表している。

10

【0049】

そして、送受信部 3 によってポリウムデータ A 2 が取得されると、データ取得部 6 1 はポリウムデータ A 2 を記憶部 5 から取得し、そのポリウムデータ A 2 をデータ結合部 6 2 に出力する。この時点においては、サブポリウム A のみが走査されているため、データ結合部 6 2 は、ポリウムデータ A 2 を画像生成部 6 3 に出力する。画像生成部 6 3 は、そのポリウムデータ A 2 にポリウムレンダリングを施すことにより、サブポリウム A に含まれる組織を立体的に表す 3 次元画像データ A 2 を生成する。表示制御部 7 は、表示部 8 1 に表示されている画像を更新して、3 次元画像データ A 2 に基づく 3 次元画像 A 2 を表示部 8 1 に表示させる。この 3 次元画像 A 2 は、時相 t_1 ~ 時相 t_2 におけるサブポリウム A に含まれる組織を立体的に表している。

20

【0050】

同様に、送受信部 3 によってポリウムデータ A 3 が取得されると、画像生成部 6 3 はポリウムデータ A 3 に基づいて 3 次元画像データ A 3 を生成し、表示制御部 7 は、表示部 8 1 に表示されている画像を更新して、3 次元画像データ A 3 に基づく 3 次元画像 A 3 を表示部 8 1 に表示させる。さらに、送受信部 3 によってポリウムデータ A 4 が取得されると、画像生成部 6 3 はポリウムデータ A 4 に基づいて 3 次元画像データ A 4 を生成し、表示制御部 7 は、表示部 8 1 に表示されている画像を更新して、3 次元画像データ A 4 に基づく 3 次元画像 A 4 を表示部 8 1 に表示させる。

【0051】

そして、第 2 のトリガ信号 I_2 に対応する第 2 心拍においてサブポリウム B が走査されて、ポリウムデータ B 1 が取得されると、データ取得部 6 1 はポリウムデータ B 1 を記憶部 5 から取得し、そのポリウムデータ B 1 をデータ結合部 6 2 に出力する。ポリウムデータ B 1 は、ポリウムデータ A 1 とは異なるサブポリウムを走査することで取得されたデータであって、ポリウムデータ A 1 と同じ時相に取得されたデータである。そのため、データ結合部 6 2 は、既に取得されているポリウムデータ A 1 と新たに取得されたポリウムデータ B 1 とを結合し、結合したポリウムデータを画像生成部 6 3 に出力する。画像生成部 6 3 は、ポリウムデータ A 1 とポリウムデータ B 1 とを結合したポリウムデータに基づいて、サブポリウム A とサブポリウム B における 3 次元画像データを生成する。表示制御部 7 は、表示部 8 1 に表示されている画像を更新して、サブポリウム A とサブポリウム B における 3 次元画像を表示部 8 1 に表示させる。この 3 次元画像は、時相 t_0 ~ 時相 t_1 におけるサブポリウム A とサブポリウム B とに含まれる組織を立体的に表している。

30

40

【0052】

そして、送受信部 3 によってポリウムデータ B 2 が取得されると、データ取得部 6 1 はポリウムデータ B 2 を記憶部 5 から取得し、そのポリウムデータ B 2 をデータ結合部 6 2 に出力する。ポリウムデータ B 2 は、ポリウムデータ A 2 とは異なるサブポリウムを走査することで取得されたデータであって、ポリウムデータ A 2 と同じ時相に取得されたデータである。そのため、データ結合部 6 2 は、既に取得されているポリウムデータ A 2 と新たに取得されたポリウムデータ B 2 とを結合し、結合したポリウムデータを画像生成部 6 3 に出力する。画像生成部 6 3 は、ポリウムデータ A 2 とポリウム

50

ームデータ B 2 とを結合したポリウムデータに基づいて、サブポリウム A とサブポリウム B における 3 次元画像データを生成する。この 3 次元画像データは、時相 t_1 ~ 時相 t_2 におけるサブポリウム A とサブポリウム B とに含まれる組織を立体的に表している。表示制御部 7 は、表示部 8 1 に表示されている画像を更新して、時相 t_1 ~ 時相 t_2 における 3 次元画像を表示部 8 1 に表示させる。

【0053】

以降、データ結合部 6 2 は、ポリウムデータ A 3 とポリウムデータ B 3 とを結合し、画像生成部 6 3 は、ポリウムデータ A 3 とポリウムデータ B 3 とを結合したポリウムデータに基づいて、サブポリウム A とサブポリウム B における 3 次元画像データを生成する。この 3 次元画像データは、時相 t_2 ~ 時相 t_3 におけるサブポリウム A とサブポリウム B とに含まれる組織を立体的に表している。表示制御部 7 は、表示部 8 1 に表示されている画像を更新して、時相 t_2 ~ 時相 t_3 における 3 次元画像を表示部 8 1 に表示させる。同様に、データ結合部 6 2 は、ポリウムデータ A 4 とポリウムデータ B 4 とを結合し、画像生成部 6 3 は、その結合したポリウムデータに基づいて 3 次元画像データを生成し、表示制御部 7 は、時相 t_3 ~ 時相 t_4 における 3 次元画像を表示部 8 1 に表示させる。

【0054】

さらに、第 3 心拍においてサブポリウム C が走査されると、データ結合部 6 2 は、ポリウムデータ A 1、B 1 及び C 1 を結合することで 1 つのポリウムデータを生成し、画像生成部 6 3 は、結合されたポリウムデータに基づいて 3 次元画像データを生成する。同様に、データ結合部 6 2 は、ポリウムデータ A 2、B 2、及び C 2 を結合し、ポリウムデータ A 3、B 3、及び C 3 を結合し、ポリウムデータ A 3、B 3、及び C 3 を結合する。そして、画像生成部 6 3 は、結合した各ポリウムデータに基づいて 3 次元画像データを生成する。

【0055】

以上のように、データ結合部 6 2 は、互いに異なるサブポリウムデータを走査することで取得されたポリウムデータであって、同じ時相に取得されたポリウムデータを結合する。すなわち、データ結合部 6 2 は、異なる心拍に取得されたポリウムデータであって、同じ時相に取得されたポリウムデータを結合する。そして、画像生成部 6 3 は、データ結合部 6 2 によって結合されたポリウムデータに基づいて 3 次元画像データを生成し、表示制御部 7 は、3 次元画像データが新たに生成されるたびに、表示部 8 1 に表示されている画像を更新して新たな 3 次元画像を表示部 8 1 に表示させる。

【0056】

この実施形態では、全体の走査領域 S を 4 つのサブポリウムに分割して走査しているため、4 つのサブポリウムを走査することで取得された 4 つのポリウムデータを結合することで、全体の走査領域 S を表す 1 つのポリウムデータを生成する。

【0057】

例えば図 3 と図 4 に示すように、データ結合部 6 2 は、第 4 心拍における時相 t_0 ~ 時相 t_1 の間に取得されたポリウムデータ 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 における全体の走査領域 S を表すポリウムデータを生成する。このように、データ結合部 6 2 は、互いに異なるサブポリウム A、B、C 及び D を走査することで取得されたポリウムデータであって、同じ時相 t_0 ~ 時相 t_1 の間に取得されたポリウムデータ 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 における全体の走査領域 S を表すポリウムデータを生成する。そして、データ結合部 6 2 は、時相 t_0 ~ 時相 t_1 における全体の走査領域 S を表すポリウムデータを画像生成部 6 3 に出力する。画像生成部 6 3 は、時相 t_0 ~ 時相 t_1 における全体の走査領域 S を表す 3 次元画像データを生成し、表示制御部 7 は、表示部 8 1 に表示されている画像を更新して、全体の走査領域 S を表す 3 次元画像を表示部 8 1 に表示させる。

【0058】

同様に、データ結合部 6 2 は、第 4 心拍における時相 t_1 ~ 時相 t_2 の間に取得された

ボリュームデータ A 2、B 2、C 2 及び D 2 を結合することで、時相 t_1 ~ 時相 t_2 における全体の走査領域 S を表すボリュームデータを生成する。画像生成部 6 3 は、時相 t_1 ~ 時相 t_2 における全体の走査領域 S を表す 3 次元画像データを生成し、表示制御部 7 は、表示部 8 1 に表示されている画像を更新して、時相 t_1 ~ 時相 t_2 における全体の走査領域 S を表す 3 次元画像を表示部 8 1 に表示させる。

【0059】

時相 t_2 ~ 時相 t_3 、及び、時相 t_3 ~ 時相 t_4 についても、データ結合部 6 2 は、互いに異なるサブボリュームデータを走査することで取得されたボリュームデータであって、同じ時相に取得されたボリュームデータを結合することにより、各時相における全体の走査領域 S を表すボリュームデータを生成する。そして、画像生成部 6 3 は、各時相にお

10

【0060】

そして、この実施形態においては、所望の時間の間、全体の走査領域 S に含まれる所望のサブボリュームを継続して走査する。すなわち、所望の時間の間、同じサブボリュームを走査し続ける。所望のサブボリュームを継続的に走査し続けるスキャンを、以下、「部分スキャン」と称する場合がある。

【0061】

部分スキャンの対象となるサブボリュームの範囲と、部分スキャンを継続して行なう時間の長さとは、部分スキャンの条件として設定条件記憶部 9 2 に記憶されている。例えば、操作者は操作部 8 2 を用いて、部分スキャンの対象となるサブボリュームを指定することができ、また、部分スキャンを継続して実行する時間の長さを指定することができる。実行する時間の長さは、心拍数で指定しても良いし、時間の絶対値で指定しても良い。例えば、動きを観察したい部位が含まれるサブボリュームを部分スキャンの対象に指定したり、診察の対象となる部位が含まれるサブボリュームを部分スキャンの対象に指定したりする。操作者によって指定された条件は、ユーザインターフェース (UI) 8 から制御部 9 に出力され、部分スキャンの条件として設定条件記憶部 9 2 に記憶される。

20

【0062】

そして、操作者が操作部 8 2 を用いて部分スキャンの開始の指示を与えると、その指示に応じた信号がユーザインターフェース (UI) 8 から制御部 9 に出力される。制御部 9 のスキャン制御部 9 1 は、部分スキャンの開始の指示を受けると、設定条件記憶部 9 2 に記憶されている部分スキャンの条件に従って送受信部 3 を制御して、所望のサブボリュームを継続的に走査させる。

30

【0063】

この実施形態では 1 例として、サブボリューム B を部分スキャンの対象とし、部分スキャンの継続時間を 5 心拍とする。例えば図 4 に示すように、送受信部 3 はスキャン制御部 9 1 の制御の下、操作者による部分スキャンの開始指示に応じて、5 心拍目からサブボリューム B を継続的にスキャンする。そして、スキャン制御部 9 1 は、走査対象のサブボリュームを変えずに、同じサブボリューム B を送受信部 3 に走査させる。

【0064】

40

具体的には、第 5 のトリガ信号 I_5 に対応した第 5 心拍では、送受信部 3 はスキャン制御部 9 1 の制御の下、サブボリューム B を走査し、1 心拍中における時相がそれぞれ異なる受信信号 B 5、B 6、B 7 及び B 8 を取得する。同様に、第 6 のトリガ信号 I_6 に対応した第 6 心拍では、送受信部 3 はスキャン制御部 9 1 の制御の下、サブボリューム B を走査し、1 心拍中における時相がそれぞれ異なる受信信号 B 9、B 10、B 11 及び B 12 を取得する。第 7 心拍から第 9 心拍においても、送受信部 3 はスキャン制御部 9 1 の制御の下、サブボリューム B を走査する。そして、図 4 に示すように、送受信部 3 は、第 5 心拍から第 9 心拍の間でサブボリューム B を継続して走査することで、受信信号 B 5 ~ B 24 を取得する。

【0065】

50

第 5 のトリガ信号 I_5 に対応した第 5 心拍において、送受信部 3 によってサブボリューム B のボリュームデータ B 5、B 6、B 7、及び B 8 が取得されると、データ取得部 6 1 は、ボリュームデータ B 5 を記憶部 5 から取得してデータ結合部 6 2 に出力する。

【0066】

データ結合部 6 2 は、サブボリューム B のボリュームデータを更新し、同じ時相に取得されたボリュームデータを結合する。このとき、データ結合部 6 2 は、部分スキンの対象となっていないサブボリュームについては、直近の心拍において取得されたボリュームデータを用いて結合する。この実施形態では、サブボリューム B が部分スキンの対象であり、サブボリューム A、C 及び D は部分スキンの対象ではないため、データ結合部 6 2 は、部分スキンの対象となっていないサブボリューム A、C 及び D については、直近の心拍において取得されたボリュームデータを用いて結合する。図 4 に示す例では、サブボリューム A については、データ結合部 6 2 は、サブボリューム A を走査した直近の心拍である第 1 心拍で取得されたボリュームデータ A 1 ~ A 4 を、データの結合に用いる。また、サブボリューム C については、データ結合部 6 2 は、サブボリューム C を走査した直近の心拍である第 3 心拍で取得されたボリュームデータ C 1 ~ C 4 を、データの結合に用いる。また、サブボリューム D については、データ結合部 6 2 は、サブボリューム D を走査した直近の心拍である第 4 心拍で取得されたボリュームデータ D 1 ~ D 4 を、データの結合に用いる。そして、データ結合部 6 2 は、同じ時相に取得されたボリュームデータを結合することで、各時相における全体の走査領域 S を表すボリュームデータを生成する。なお、データ結合部 6 2 が、直近の心拍において取得されたボリュームデータを一時的に記憶しておき、同じ時相に取得されたボリュームデータを結合すれば良い。例えば、ボリュームデータ A 1 ~ A 4、ボリュームデータ B 1 ~ B 4、ボリュームデータ C 1 ~ C 4、及びボリュームデータ D 1 ~ D 4 をデータ結合部 6 2 に一時的に記憶しておく。そして、データ結合部 6 2 は、サブボリューム B のボリュームデータを更新し、ボリュームデータ A 1、B 5、C 1 及び D 1 を結合して、同じ時相（時相 t_0 ~ 時相 t_1 ）における全体の走査領域 S を表すボリュームデータを生成する。すなわち、サブボリューム B については、新たに取得されたボリュームデータ B 5 を用いて全体のボリュームデータを生成する。

【0067】

画像生成部 6 3 は、ボリュームデータ A 1、B 5、C 1 及び D 1 を結合したボリュームデータに基づいて 3 次元画像データを生成する。表示制御部 7 は、表示部 8 1 に表示されている画像を更新して、ボリュームデータ A 1、B 5、C 1 及び D 1 に基づく 3 次元画像を表示部 8 1 に表示させる。

【0068】

そして、データ結合部 6 2 は、順次、サブボリューム B のボリュームデータを更新して、全体の走査領域 S を表す新たなボリュームデータを生成していく。例えば図 4 に示すように、データ取得部 6 1 は、ボリュームデータ B 6 を記憶部 5 から取得してデータ結合部 6 2 に出力する。データ結合部 6 2 は、サブボリューム B のボリュームデータを更新して、同じ時相に取得されたボリュームデータ A 2、B 6、C 2 及び D 2 を結合することで、同じ時相（時相 t_1 ~ 時相 t_2 ）における全体の走査領域 S を表すボリュームデータを生成する。そして、画像生成部 6 3 は、ボリュームデータ A 2、B 6、C 2 及び D 2 を結合したボリュームデータに基づいて 3 次元画像データを生成し、表示制御部 7 は、表示部 8 1 に表示されている画像を更新して、その 3 次元画像データに基づく 3 次元画像を表示部 8 1 に表示させる。

【0069】

以降、サブボリューム B について新たなボリュームデータが取得されると、データ結合部 6 2 は、サブボリューム B のボリュームデータを更新して、各サブボリュームのボリュームデータを結合することで、全体の走査領域 S を表すボリュームデータを生成する。そして、第 6 心拍から第 9 心拍において取得されたボリュームデータについても、データ結合部 6 2 は、サブボリューム B のボリュームデータを更新して、全体の走査領域 S を表す新たなボリュームデータを生成する。

【 0 0 7 0 】

そして、設定された時間が経過すると、スキャン制御部 9 1 は部分スキャンを中止し、以降、サブボリューム A、B、C 及び D を送受信部 3 に順番に走査させる。例えば、部分スキャンを行なう時間として 5 心拍が設定された場合において、部分スキャンを開始してから 5 心拍が経過すると、スキャン制御部 9 1 は部分スキャンを中止し、サブボリューム A、B、C 及び D を送受信部 3 に順番に走査させる。具体的には、部分スキャンを開始してから 5 つの ECG 信号を受信すると、スキャン制御部 9 1 は部分スキャンを中止し、サブボリューム A、B、C 及び D を送受信部 3 に順番に走査させる。例えば図 4 に示すように、第 10 心拍以降においては、スキャン制御部 9 1 は、サブボリューム A、B、C 及び D を送受信部 3 に順番に走査させる。そして、画像処理部 6 は、各サブボリュームについて直近の心拍において取得されたボリュームデータを用いて、同じ時相に取得されたボリュームデータを結合し、各時相における 3 次元画像データを生成する。

10

【 0 0 7 1 】

例えば第 10 のトリガ信号 I_{10} に対応した第 10 心拍では、送受信部 3 はスキャン制御部 9 1 の制御の下、サブボリューム A を走査し、1 心拍中における時相がそれぞれ異なる受信信号 A5、A6、A7 及び A8 を取得する。そして、データ取得部 6 1 は、ボリュームデータ A5 を記憶部 5 から取得してデータ結合部 6 2 に出力する。データ結合部 6 2 は、サブボリューム A のボリュームデータを更新し、同じ時相に取得されたボリュームデータを結合する。画像生成部 6 3 は結合されたボリュームデータに基づいて 3 次元画像データを生成し、表示制御部 7 は、表示部 8 1 に表示されている画像を更新して、その 3 次元画像データに基づく 3 次元画像を表示部 8 1 に表示させる。

20

【 0 0 7 2 】

なお、この実施形態では、部分スキャンを継続して実行する時間の長さとして、心拍数を例に挙げて説明した。この心拍数の例は 1 例であり、絶対的な時間の長さを、部分スキャンを継続して実行する時間の長さとしても良い。例えば、10 秒や 20 秒のように、絶対的な時間の長さを、部分スキャンを実行する時間の長さとしても良い。この場合、スキャン制御部 9 1 は、部分スキャンを開始してから時間を計測し、予め設定された時間が経過すると、部分スキャンを中止し、各サブボリュームを送受信部 3 に走査させる。

【 0 0 7 3 】

また、部分スキャンを継続して実行する時間の長さを制限しなくても良い。この場合、操作者が操作部 8 2 を用いて部分スキャンの実行の指示を与えると、スキャン制御部 9 1 はその指示に従って、所望のサブボリュームを送受信部 3 に継続して走査させる。このとき、スキャン制御部 9 1 は、時間の制限なしに、所望のサブボリュームを送受信部 3 に継続して走査させる。そして、操作者が操作部 8 2 を用いて部分スキャンの終了の指示を与えると、スキャン制御部 9 1 はその指示に従って部分スキャンを終了する。

30

【 0 0 7 4 】

ユーザインターフェース (UI) 8 は、表示部 8 1 と操作部 8 2 を備えている。表示部 8 1 は、CRT や液晶ディスプレイなどで構成されている。操作部 8 2 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) などで構成されている。操作者は操作部 8 2 を用いることで、部分スキャンの条件を入力することができる。例えば、操作者は操作部 8 2 を用いることで、部分スキャンの対象となるサブボリュームを指定したり、部分スキャンを実行する時間の長さを入力したりすることができる。操作部 8 2 で入力された部分スキャンの条件は、ユーザインターフェース (UI) 8 から制御部 9 1 に出力され、設定条件記憶部 9 2 に記憶される。また、操作者は操作部 8 2 を用いることで、部分スキャンの開始を指示することができる。操作部 8 2 を用いて部分スキャンの開始が指示されると、その指示に対応する信号がユーザインターフェース (UI) 8 から制御部 9 1 に出力される。スキャン制御部 9 1 はその開始指示に従って、部分スキャンを送受信部 3 に実行させる。

40

【 0 0 7 5 】

50

制御部 9 は、スキャン制御部 9 1 と設定条件記憶部 9 2 とを備えている。スキャン制御部 9 1 は、上述したように、設定条件記憶部 9 2 に記憶されているスキャン条件に従って送受信部 3 による超音波の送受信を制御する。この実施形態では、スキャン制御部 9 1 は、部分スキャンに関する条件に従って、送受信部 3 に所望のサブボリュームを継続的に走査させる。設定条件記憶部 9 2 には、上述したように、サブボリュームの範囲を示す座標情報などを含むスキャン条件が記憶されている。

【 0 0 7 6 】

なお、超音波プローブ 2 と、送受信部 3 と、スキャン制御部 9 1 とによって、この発明の「スキャン手段」の 1 例を構成する。

【 0 0 7 7 】

なお、画像処理部 6 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、画像処理部 6 の機能を実行するための画像処理プログラムが記憶されている。この画像処理プログラムには、データ取得部 6 1 の機能を実行するためのデータ取得プログラム、データ結合部 6 2 の機能を実行するためのデータ結合プログラム、及び、画像生成部 6 3 の機能を実行するための画像生成プログラムが含まれている。そして、CPU がデータ取得プログラムを実行することにより、記憶部 5 からボリュームデータを読み込み、CPU がデータ結合プログラムを実行することで、複数のボリュームデータを結合し、CPU が画像生成プログラムを実行することで、3 次元画像データや MPR 画像データを生成する。

【 0 0 7 8 】

また、表示制御部 7 は、図示しない CPU と、ROM、RAM などの記憶装置を備えている。記憶装置には、表示制御部 7 の機能を実行するための表示制御プログラムが記憶されている。CPU が表示制御プログラムを実行することにより、画像生成部 6 3 にて生成された 3 次元画像などの超音波画像を表示部 8 1 に表示させる。

【 0 0 7 9 】

また、制御部 9 は、図示しない CPU と、ROM、RAM などの記憶装置を備えている。記憶装置には、制御部 9 の機能を実行するための制御プログラムが記憶されている。CPU が制御プログラムを実行することにより、送受信部 3 による走査を制御する。

【 0 0 8 0 】

なお、画像処理部 6 の機能を実行するための画像処理プログラムと、制御部 9 の機能を実行するための制御プログラムと、表示制御部 7 の機能を実行するための表示制御プログラムとによって、この発明の「超音波画像取得プログラム」の 1 例を構成する。

【 0 0 8 1 】

以上のように、全体の走査領域 S を複数のサブボリュームに分けて、1 心拍ごとに各サブボリュームを走査する場合において、所望のサブボリュームを継続的に走査することで、複数の心拍を待たずに、所望のサブボリュームにおける画像データを更新することが可能となる。このように、所望のサブボリュームにおける画像についてはフレームレートが速くなるため、所望のサブボリュームにおける画像をリアルタイムに更新することが可能となる。これにより、全体の走査領域 S を表す画像を表示部 8 1 に表示しながら、所望のサブボリュームにおける画像をリアルタイムに更新して表示することが可能となる。換言すると、所望のサブボリュームにおける画像のリアルタイム性を損なわずに、全体の走査領域 S を表す画像を生成することが可能となる。これにより、走査領域 S に含まれる組織の全体像を観察しながら、所望の領域に含まれる組織の動きを観察することが可能となる。例えば、診察の対象となる部位を含むサブボリュームを部分スキャンの対象に指定することで、その部位の画像をリアルタイムに取得することが可能となり、診断の正確性の向上を図ることが可能となる。

【 0 0 8 2 】

(従来技術との比較)

ここで、図 7 を参照して、この実施形態に係る超音波診断装置 1 と従来技術に係る超音波診断装置とを比較する。図 7 は、従来技術に係る超音波診断装置において、各心拍にお

10

20

30

40

50

ける走査対象のサブボリュームと、結合するデータとを説明するための表である。

【 0 0 8 3 】

例えば、サブボリューム B に注目する。従来技術においては、図 7 に示すように、サブボリューム B は第 2 心拍で走査されて、ボリュームデータ B 1 ~ B 4 が取得される。その後、サブボリューム B は第 6 心拍で走査されて、ボリュームデータ B 5 ~ B 8 が取得される。その後、サブボリューム B は第 10 心拍で走査されて、ボリュームデータ B 9 ~ B 12 が取得される。このように、従来技術においては、同じサブボリューム B を次に走査し始めるまで、4 心拍分の時間を待つ必要があった。換言すると、従来技術においては、4 心拍の間隔をにおいて、各サブボリュームを繰り返し走査していた。

【 0 0 8 4 】

一方、この実施形態に係る超音波診断装置 1 によると、図 4 に示すように、部分スキャンが実行される第 5 心拍から第 9 心拍においては、サブボリューム B は継続して走査される。換言すると、時間を空けずに、サブボリューム B を継続して走査する。

【 0 0 8 5 】

以上のように、従来技術においては、4 心拍ごとに同じサブボリュームが走査されるため、その分、各サブボリュームにおける画像のリアルタイム性が損なわれる。一方、この実施形態においては、所望のサブボリュームについては時間を空けずに継続して走査を行うため、リアルタイム性を損なわずに、所望のサブボリュームにおける画像を取得することが可能となる。このように、この実施形態に係る超音波診断装置 1 によると、全体の走査領域 S を表す画像を取得して表示しつつ、所望の領域を表す画像をリアルタイムに取得して表示を更新することが可能となる。

【 0 0 8 6 】

(変形例)

次に、変形例について図 5 を参照して説明する。図 5 は、変形例において、各心拍における走査対象のサブボリュームと、結合するデータとを説明するための表である。

【 0 0 8 7 】

変形例に係る超音波診断装置 1 は、部分スキャンが実行されている最中に、全体の走査領域 S に対する走査の指示が与えられると、部分スキャンを中止して、全体の走査領域 S を走査する。そして、全体の走査領域 S を走査した後、超音波診断装置 1 は、再び、部分スキャンを実行する。部分スキャンが実行されている最中に、全体の走査領域 S を走査するスキャンを、以下、「リフレッシュスキャン」と称する場合がある。

【 0 0 8 8 】

操作者は操作部 8 2 を用いてリフレッシュスキャンの指示を与えることができる。操作部 8 2 を用いてリフレッシュスキャンの指示が与えられると、ユーザインターフェース (UI) 8 からその指示に応じた信号が制御部 9 に出力される。スキャン制御部 9 1 は、リフレッシュスキャンの指示に従って、全体の走査領域 S を送受信部 3 に走査させる。

【 0 0 8 9 】

例えば、部分スキャンの条件として、サブボリューム B を部分スキャンの対象とし、部分スキャンの継続時間を 5 心拍とする。例えば図 5 に示すように、送受信部 3 はスキャン制御部 9 1 の制御の下、操作者による部分スキャンの開始指示に応じて、5 心拍目からサブボリューム B を継続的にスキャンする。そして、スキャン制御部 9 1 は、走査対象のサブボリュームを変えずに、同じサブボリューム B を送受信部 3 に走査させる。

【 0 0 9 0 】

そして、操作者が操作部 8 2 を用いてリフレッシュスキャンの指示を与えると、スキャン制御部 9 1 はユーザインターフェース (UI) 8 からその指示を受けて、全体の走査領域 S を送受信部 3 に走査させる。例えば、図 5 に示すように、第 7 心拍目でリフレッシュスキャンの指示が与えられると、送受信部 3 はスキャン制御部 9 1 の制御の下、第 7 心拍でサブボリューム A を 4 回走査し、第 8 心拍でサブボリューム B を 4 回走査し、第 9 心拍でサブボリューム C を 4 回走査し、第 10 心拍でサブボリューム D を 4 回走査することで、各サブボリュームにおける複数の受信信号を取得する。このように、リフレッシュス

10

20

30

40

50

ヤンの指示が与えられると、送受信部 3 は、1 心拍ごとに各サブボリュームを走査する。

【0091】

そして、データ結合部 62 は、各サブボリュームについて、直近の心拍において取得されたボリュームデータを結合し、画像生成部 63 は、結合されたボリュームデータに基づいて全体の走査領域 S を表す 3 次元画像データを生成し、表示制御部 7 は各 3 次元画像を表示部 81 に表示させる。例えば、第 10 心拍の時相 t_0 ~ 時相 t_1 において、データ結合部 62 は、リフレッシュスキャンによって取得されたボリュームデータ A5、B13、C5 及び D5 を結合する。画像生成部 63 は、その結合されたボリュームデータに基づいて、時相 t_0 ~ 時相 t_1 における全体の走査領域 S を表す 3 次元画像データを生成する。

【0092】

リフレッシュスキャンが終了すると、スキャン制御部 91 は、部分スキャンの対象であるサブボリューム B を送受信部 3 に継続して走査させる。例えば、送受信部 3 はスキャン制御部 91 の制御の下、第 11 心拍目から部分スキャンを再開して、サブボリューム B を継続して走査する。そして、データ結合部 62 は、サブボリューム B におけるボリュームデータを更新し、サブボリューム B 以外のサブボリューム A、C 及び D におけるボリュームデータについては、リフレッシュスキャンで取得されたボリュームデータを用いて、同じ時相に取得されたボリュームデータを結合する。画像生成部 63 は、結合されたボリュームデータに基づいて全体の走査領域 S を表す 3 次元画像データを生成する。例えば、第 11 心拍の時相 t_0 ~ 時相 t_1 において、データ結合部 62 は、リフレッシュスキャンで取得されたボリュームデータ A5、C5 及び D5 と、新たな部分スキャンによって取得されたボリュームデータ B17 とを結合する。画像生成部 63 は、結合されたボリュームデータに基づいて、時相 t_0 ~ 時相 t_1 における全体の走査領域 S を表す 3 次元画像データを生成する。

【0093】

各心拍における時間の長さは心拍ごとに変わるため、部分スキャンを継続して実行すると、部分スキャンの対象となっているサブボリュームにおけるボリュームデータと、部分スキャンの対象外のサブボリュームにおけるボリュームデータとの間で、取得された時相のずれが生じるおそれがある。部分スキャンの時間が長いほど、そのずれは大きくなるおそれがある。

【0094】

そこで、この変形例においては、部分スキャンが実行されている最中に、全体の走査領域 S を走査することで、部分スキャンの対象となっているサブボリュームにおけるボリュームデータと、部分スキャンの対象外のサブボリュームにおけるボリュームデータとの間での時相のずれの解消を図ることが可能となる。これにより、時相のずれに起因する画質の劣化を防止することが可能となる。

【0095】

(動作)

次に、こ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 6 を参照して説明する。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一連の動作を示すフローチャートである。

【0096】

(ステップ S01)

まず、操作者は操作部 82 を用いて、部分スキャンの条件を含むスキャン条件を入力する。例えば、操作者は操作部 82 を用いて、全体の走査領域 S のうち部分スキャンの対象となるサブボリュームや、部分スキャンを継続して実行する時間を入力する。1 例として、操作者は操作部 82 を用いて、図 2 に示すサブボリューム B を部分スキャンの対象として指定し、部分スキャンの継続時間として 5 心拍を入力する。部分スキャンの条件を含むスキャン条件は、ユーザインターフェース (UI) 8 から制御部 9 に出力され、設定条件記憶部 92 に記憶される。

【0097】

(ステップ S 0 2)

そして、操作者は操作部 8 2 を用いてスキャンの開始の指示を与える。

【 0 0 9 8 】

(ステップ S 0 3)

操作部 8 2 を用いてスキャン開始の指示が与えられると、スキャン制御部 9 1 はその指示を受けて、設定条件記憶部 9 2 に記憶されているスキャン条件に従って、全体の走査領域 S をサブボリューム A、B、C 及び D に分割し、E C G 信号に基づくトリガ信号に従って 1 心拍ごとに各サブボリュームを送受信部 3 に走査させる。例えば図 3 と図 4 に示すように、送受信部 3 はスキャン制御部 9 1 の制御の下、1 心拍ごとにサブボリューム A、B、C 及び D をそれぞれ順番に走査する。例えば、送受信部 3 は、第 1 のトリガ信号 I_1 に応じてサブボリューム A を 4 回走査し、サブボリューム A について受信信号 A 1、A 2、A 3 及び A 4 を順次取得する。以降、送受信部 3 は、トリガ信号に応じてサブボリューム B、C 及び D を走査し、各サブボリュームにおける受信信号を順次取得していく。そして、画像処理部 6 は、異なるサブボリュームにおけるボリュームデータであって、同じ時相において取得されたボリュームデータ同士を結合し、結合したボリュームデータに基づいて 3 次元画像データを生成する。表示制御部 7 は、3 次元画像を順次、表示部 8 1 に表示させる。

10

【 0 0 9 9 】

(ステップ S 0 4)

そして、操作者は操作部 8 2 を用いて、所望のタイミングで部分スキャンの開始の指示を与える。

20

【 0 1 0 0 】

(ステップ S 0 5)

操作部 8 2 によって部分スキャン開始の指示が与えられると、その指示に応じた信号がユーザインターフェース (U I) 8 から制御部 9 1 に出力される。そして、スキャン制御部 9 1 は、設定条件記憶部 9 2 に記憶されているスキャン条件に従って、部分スキャンの対象であるサブボリューム B を送受信部 3 に継続的に走査させる。例えば図 4 に示すように、送受信部 3 は、第 5 心拍から第 9 心拍の間でサブボリューム B を継続して走査することで、受信信号 B 5 ~ B 2 4 を取得する。そして、画像処理部 6 は、順次、サブボリューム B のボリュームデータを更新して、同じ時相に取得されたボリュームデータを結合することで全体の走査領域 S を表すボリュームデータを生成し、走査領域 S の 3 次元画像データを生成する。表示制御部 7 は、3 次元画像を順次、表示部 8 1 に表示させる。以降、サブボリューム B について新たなボリュームデータが取得されると、画像処理部 6 は、サブボリューム B のボリュームデータを更新して、走査領域 S の 3 次元画像データを生成する。

30

【 0 1 0 1 】

(ステップ S 0 6、ステップ S 0 7)

そして、部分スキャンを実行している最中に、操作者が操作部 8 2 を用いてリフレッシュスキャンの指示を与えると (ステップ S 0 6、Yes)、スキャン制御部 9 1 は部分スキャンを中止して、全体の走査領域 S を送受信部 3 に走査させる。すなわち、送受信部 3 はスキャン制御部 9 1 の制御の下、1 心拍ごとに、サブボリューム A、B、C 及び D を順番に走査する。例えば図 5 に示すように、第 7 心拍目でリフレッシュスキャンの指示が与えられると、送受信部 3 は第 7 心拍から第 10 心拍の間で、1 心拍ごとにサブボリューム A、B、C 及び D を順番に走査する。画像処理部 6 は、新たに取得されたボリュームデータに基づいて全体の走査領域 S を表す 3 次元画像データを生成する。そして、1 心拍ごとに各サブボリュームを走査した後、スキャン制御部 9 1 は、部分スキャンの対象であるサブボリューム B を送受信部 3 に継続して走査させる。

40

【 0 1 0 2 】

(ステップ S 0 8、ステップ S 0 9)

そして、設定された時間が経過するまで、スキャン制御部 9 1 は、部分スキャンの対象であるサブボリューム B を送受信部 3 に継続して走査させる (ステップ S 0 8 ; No、ス

50

テップ S 0 5)。そして、設定された時間が経過すると (ステップ S 0 8、Y e s)、スキャン制御部 9 1 は部分スキャンを中止し、以降、サブボリューム A、B、C 及び D を送受信部 3 に順番に走査させる。例えば図 4 に示すように、リフレッシュスキャンの指示が与えられなかった場合において、部分スキャンの開始から 5 心拍が経過すると、スキャン制御部 9 1 は部分スキャンの条件に従って部分スキャンを中止し、サブボリューム A、B、C 及び D を送受信部 3 に順番に走査させる。例えば図 4 に示すように、第 1 0 心拍以降においては、スキャン制御部 9 1 は、サブボリューム A、B、C 及び D を送受信部 3 に順番に走査させる。そして、画像処理部 6 は、各サブボリュームについて直近の心拍において取得されたボリュームデータを用いて、同じ時相に取得されたボリュームデータを結合し、各時相における 3 次元画像データを生成する。表示制御部 7 は、3 次元画像を順次、表示部 8 1 に表示させる。

10

【 0 1 0 3 】

以上のように、所望のサブボリュームを継続的に走査することで、複数の心拍を待たずに、所望のサブボリュームにおける画像データを更新することが可能となる。その結果、所望のサブボリュームにおける画像をリアルタイムに更新することが可能となる。また、リフレッシュスキャンを実行することで、部分スキャンの対象となっているサブボリュームにおけるボリュームデータと、部分スキャンの対象外のサブボリュームにおけるボリュームデータとの間での時相のずれの解消を図ることが可能となる。

【 0 1 0 4 】

なお、この実施形態においては、画像処理部 6 が、互いに異なるサブボリュームを走査することで取得されたボリュームデータであって、同じ時相に取得されたボリュームデータを結合し、結合したボリュームデータにボリュームレンダリングを施すことで、全体の走査領域 S を表す 3 次元画像データを生成する。そして、表示制御部 7 は、全体の走査領域 S を表す 3 次元画像データに基づく 3 次元画像を表示部 8 1 に表示させる。この結合方法は 1 例であり、ボリュームデータを結合せずに、ボリュームレンダリングによって生成された 3 次元画像データを結合しても良い。

20

【 0 1 0 5 】

例えば、画像処理部 6 が、各サブボリュームにおけるボリュームデータにボリュームレンダリングを施すことで、各サブボリュームを表す 3 次元画像データを生成する。そして、画像処理部 6 は、互いに異なるサブボリュームにおける 3 次元画像データであって、同じ時相に取得された 3 次元画像データを結合することで、全体の走査領域 S を表す 3 次元画像データを生成する。そして、表示制御部 7 は、全体の走査領域 S を表す 3 次元画像データに基づく 3 次元画像を表示部 8 1 に表示させる。

30

【 0 1 0 6 】

そして、画像処理部 6 は、サブボリュームにおけるボリュームデータが新たに取得されると、そのサブボリュームにおけるボリュームデータに基づいて、そのサブボリュームにおける 3 次元画像データを生成する。そして、画像処理部 6 は、そのサブボリュームにおける 3 次元画像データと、既に生成されている他のサブボリュームにおける 3 次元画像データとを結合することで、全体の走査領域 S を表す 3 次元画像データを生成する。

【 0 1 0 7 】

例えば図 4 に示す第 1 心拍においては、画像処理部 6 は、サブボリューム A におけるボリュームデータ A 1、A 2、A 3 及び A 4 のそれぞれに基づいて、各時相における 3 次元画像データ A 1、A 2、A 3 及び A 4 をそれぞれ生成する。そして、第 2 心拍においては、画像処理部 6 は、サブボリューム B におけるボリュームデータ B 1、B 2、B 3 及び B 4 のそれぞれに基づいて、各時相における 3 次元画像データ B 1、B 2、B 3 及び B 4 をそれぞれ生成する。画像処理部 6 は、サブボリューム A とサブボリューム B とについて、同じ時相に取得された 3 次元画像データを結合する。例えば、画像処理部 6 は、既に生成されている 3 次元画像データ A 1 と新たに生成された 3 次元画像データ B 1 とを結合し、表示制御部 7 は、結合された 3 次元画像データに基づく 3 次元画像を表示部 8 1 に表示させる。同様に、画像処理部 6 は、3 次元画像データ A 2 と 3 次元画像データ B 2 を結合し

40

50

、表示制御部 7 は、表示部 8 1 に表示されている画像を更新して、結合された 3 次元画像データに基づく 3 次元画像を表示部 8 1 に表示させる。以降、画像処理部 6 は、同じ時相における 3 次元画像データを結合し、表示制御部 7 は、表示部 8 1 に表示されている画像を更新して、新たに結合された 3 次元画像を表示部 8 1 に表示させる。

【0108】

そして、部分スキャンが行なわれる第 5 心拍においては、画像処理部 6 は、サブボリューム B におけるボリュームデータ B 5、B 6、B 7 及び B 8 のそれぞれに基づいて、各時相における 3 次元画像データ B 5、B 6、B 7 及び B 8 をそれぞれ生成する。そして、画像処理部 6 は、同じ時相に取得された 3 次元画像データ A 1、B 5、C 1 及び D 1 を結合することで、全体の走査領域 S を表す 3 次元画像データを生成する。すなわち、画像処理部 6 は、同じ時相に取得された 3 次元画像データであって、既に生成されている 3 次元画像データ A 1、C 1 及び D 1 と、新たに生成された 3 次元画像データ B 5 とを結合し、全体の走査領域 S を表す 3 次元画像データを生成する。表示制御部 7 は、全体の走査領域 S を表す 3 次元画像データに基づく 3 次元画像を表示部 8 1 に表示させる。同様に、画像処理部 6 は、同じ時相に取得された 3 次元画像データ A 2、B 6、C 2 及び D 2 を結合し、表示制御部 7 は、表示部 8 1 に表示されている 3 次元画像を更新して、新たに結合された 3 次元画像データに基づく 3 次元画像を表示部 8 1 に表示させる。

10

【0109】

第 6 心拍以降においても同様に、画像処理部 6 は、サブボリューム B におけるボリュームデータが新たに取得されると、そのボリュームデータに基づいて 3 次元画像データを生成する。そして、画像処理部 6 は、新たに生成されたサブボリューム B における 3 次元画像データと、既に生成されているサブボリューム A、C 及び D における 3 次元画像データとを結合することで、全体の走査領域 S を表す 3 次元画像データを生成する。そして、表示制御部 7 は、表示部 8 1 に表示されている 3 次元画像を更新して、新たに結合された 3 次元画像データに基づく 3 次元画像を表示部 8 1 に表示させる。

20

【0110】

また、表示制御部 7 が、各サブボリュームにおける 3 次元画像を繋ぎ合わせて表示部 8 1 に表示させても良い。すなわち、表示制御部 7 は、互いに異なるサブボリュームにおける 3 次元画像であって、同じ時相に取得された 3 次元画像を繋ぎ合わせて表示部 8 1 に表示させる。そして、表示制御部 7 は、サブボリュームにおける 3 次元画像データが新たに生成されると、新たに生成された 3 次元画像と、既に生成されている他のサブボリュームにおける 3 次元画像とを繋ぎ合わせて表示部 8 1 に表示させる。

30

【0111】

例えば、図 4 に示す第 1 心拍において、表示制御部 7 は、3 次元画像 A 1、A 2、A 3 及び A 4 を順番に表示部 8 1 に表示させる。第 2 心拍においては、表示制御部 7 は、サブボリューム A とサブボリューム B とについて、同じ時相に取得された 3 次元画像を繋ぎ合わせて表示部 8 1 に表示させる。例えば、表示制御部 7 は、既に生成されている 3 次元画像 A 1 と、新たに生成された 3 次元画像 B 1 とを繋ぎ合わせて表示部 8 1 に表示させる。同様に、表示制御部 7 は、3 次元画像 A 2 と 3 次元画像 B 2 とを繋ぎ合わせ、表示部 8 1 に表示されている画像を更新して、新たに繋ぎ合わせた 3 次元画像を表示部 8 1 に表示させる。以降、表示制御部 7 は、同じ時相における 3 次元画像を繋ぎ合わせて表示部 8 1 に表示させる。

40

【0112】

そして、部分スキャンが行なわれる第 5 心拍においては、表示制御部 7 は、同じ時相に取得された 3 次元画像 A 1、B 5、C 1 及び D 1 を繋ぎ合わせることで、全体の走査領域 S を表す 3 次元画像を表示部 8 1 に表示させる。すなわち、表示制御部 7 は、同じ時相に取得された 3 次元画像であって、既に生成されている 3 次元画像 A 1、C 1、及び D 1 と、新たに生成された 3 次元画像 B 5 とを繋ぎ合わせて表示部 8 1 に表示させる。同様に、表示制御部 7 は、同じ時相に取得された 3 次元画像 A 2、B 6、C 1 及び D 1 を繋ぎ合わせ、表示部 8 1 に表示されている 3 次元画像を更新して、新たに繋ぎ合わせた 3 次元画像

50

を表示部 8 1 に表示させる。

【 0 1 1 3 】

第 6 心拍以降においても同様に、表示制御部 7 は、サブボリューム B における 3 次元画像データが新たに生成されると、新たに生成されたサブボリューム B における 3 次元画像と、既に生成されたサブボリューム A、C 及び D における 3 次元画像とを繋ぎ合わせることで、全体の走査領域 S を表す 3 次元画像を表示部 8 1 に表示させる。そして、表示制御部 7 は、既に生成されている 3 次元画像と、新たに生成された 3 次元画像とを繋ぎ合わせて、順次、表示部 8 1 に表示させる。

【図面の簡単な説明】

【 0 1 1 4 】

10

【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】分割された走査領域を説明するための模式図である。

【図 3】トリガ信号に応じて各時相において取得されたデータと、そのデータの結合とを説明するための模式図である。

【図 4】各心拍における走査対象のサブボリュームと、結合するデータとを説明するための表である。

【図 5】変形例において、各心拍における走査対象のサブボリュームと、結合するデータとを説明するための表である。

【図 6】この発明の実施形態に係る超音波診断装置による一連の動作を示すフローチャートである。

20

【図 7】従来技術に係る超音波診断装置において、各心拍における走査対象のサブボリュームと、結合するデータとを説明するための表である。

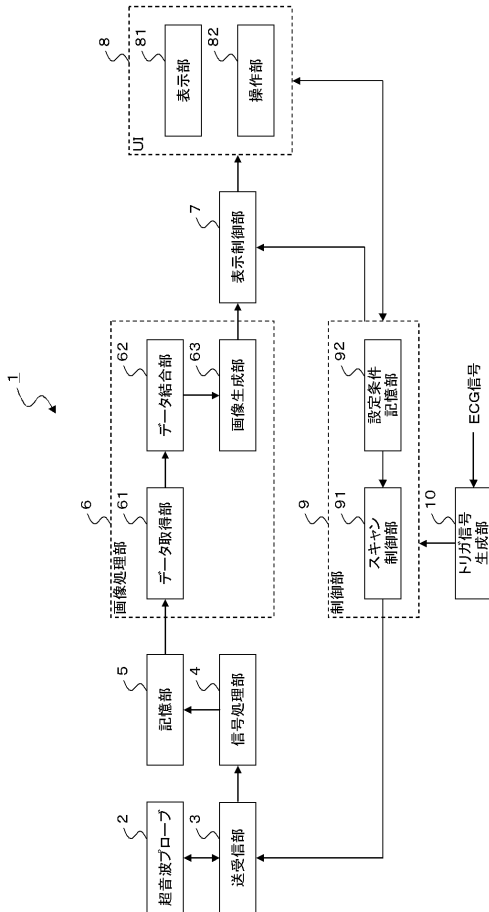
【符号の説明】

【 0 1 1 5 】

- 1 超音波診断装置
- 2 超音波プローブ
- 3 送受信部
- 4 信号処理部
- 5 記憶部
- 6 画像処理部
- 7 表示制御部
- 8 ユーザーインターフェース (UI)
- 9 制御部
- 10 トリガ信号生成部
- 61 データ取得部
- 62 データ結合部
- 63 画像生成部
- 91 スキャン制御部
- 92 設定条件記憶部

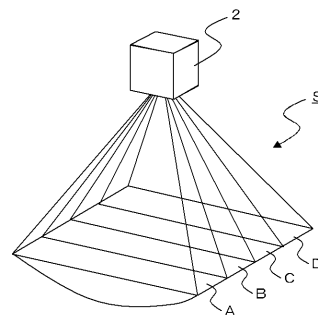
30

【図 1】

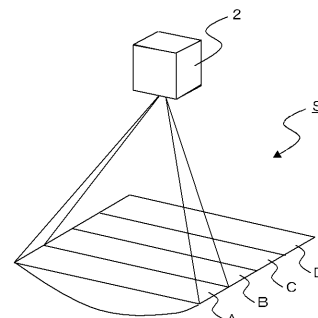


【図 2】

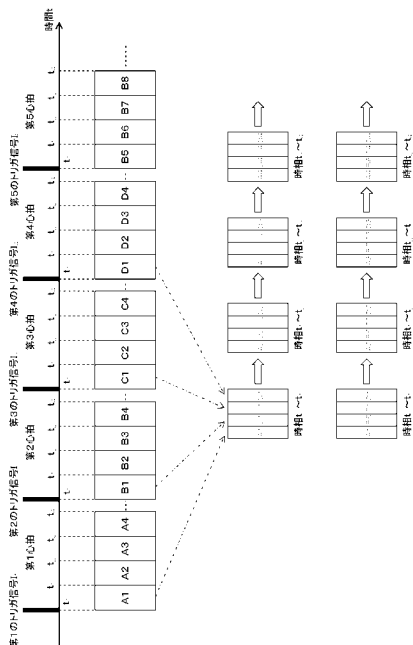
(a)



(b)



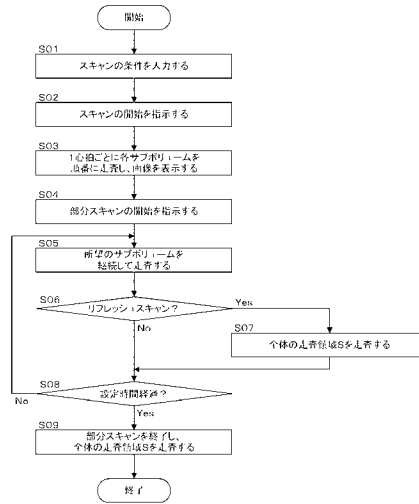
【図 3】



【図 5】

心口	心相	近赤外線サブポートーム	結合するデータ(表示するデータ)
1	1-1	A	A1
	1-2		A2
	1-3		A3
	1-4		A4
2	2-1	B	A1 B1
	2-2		A2 B2
	2-3		A3 B3
	2-4		A4 B4
3	3-1	C	A1 B1 C1
	3-2		A2 B2 C2
	3-3		A3 B3 C3
	3-4		A4 B4 C4
4	4-1	D	A1 B1 C1 D1
	4-2		A2 B2 C2 D2
	4-3		A3 B3 C3 D3
	4-4		A4 B4 C4 D4
5	5-1	B	A1 B5 C1 D1
	5-2		A2 B6 C2 D2
	5-3		A3 B7 C3 D3
	5-4		A4 B8 C4 D4
6	6-1	B	A1 B9 C1 D1
	6-2		A2 B10 C2 D2
	6-3		A3 B11 C3 D3
	6-4		A4 B12 C4 D4
7	7-1	A	A5 B9 C1 D1
	7-2		A6 B10 C2 D2
	7-3		A7 B11 C3 D3
	7-4		A8 B12 C4 D4
8	8-1	B	A5 B13 C1 D1
	8-2		A6 B14 C2 D2
	8-3		A7 B15 C3 D3
	8-4		A8 B16 C4 D4
9	9-1	C	A5 B13 C5 D1
	9-2		A6 B14 C6 D2
	9-3		A7 B15 C7 D3
	9-4		A8 B16 C8 D4
10	10-1	D	A5 B13 C5 D5
	10-2		A6 B14 C6 D6
	10-3		A7 B15 C7 D7
	10-4		A8 B16 C8 D8
11	11-1	B	A5 B17 C5 D5
	11-2		A6 B18 C6 D6
	11-3		A7 B19 C7 D7
	11-4		A8 B20 C8 D8
12	12-1	B	A5 B21 C5 D5
	12-2		A6 B22 C6 D6
	12-3		A7 B23 C7 D7
	12-4		A8 B24 C8 D8
13	13-1	B	A5 B25 C5 D5
	13-2		A6 B26 C6 D6
	13-3		A7 B27 C7 D7
	13-4		A8 B28 C8 D8

【図 6】



【図 7】

心口	心相	近赤外線サブポートーム	結合するデータ(表示するデータ)
1	1-1	A	A1
	1-2		A2
	1-3		A3
	1-4		A4
2	2-1	B	A1 B1
	2-2		A2 B2
	2-3		A3 B3
	2-4		A4 B4
3	3-1	C	A1 B1 C1
	3-2		A2 B2 C2
	3-3		A3 B3 C3
	3-4		A4 B4 C4
4	4-1	D	A1 B1 C1 D1
	4-2		A2 B2 C2 D2
	4-3		A3 B3 C3 D3
	4-4		A4 B4 C4 D4
5	5-1	A	A5 B1 C1 D1
	5-2		A6 B2 C2 D2
	5-3		A7 B3 C3 D3
	5-4		A8 B4 C4 D4
6	6-1	B	A5 B5 C1 D1
	6-2		A6 B6 C2 D2
	6-3		A7 B7 C3 D3
	6-4		A8 B8 C4 D4
7	7-1	C	A5 B5 C5 D1
	7-2		A6 B6 C6 D2
	7-3		A7 B7 C7 D3
	7-4		A8 B8 C8 D4
8	8-1	D	A5 B5 C5 D5
	8-2		A6 B6 C6 D6
	8-3		A7 B7 C7 D7
	8-4		A8 B8 C8 D8
9	9-1	A	A9 B5 C5 D5
	9-2		A10 B6 C6 D6
	9-3		A11 B7 C7 D7
	9-4		A12 B8 C8 D8
10	10-1	B	A9 B9 C5 D5
	10-2		A10 B10 C6 D6
	10-3		A11 B11 C7 D7
	10-4		A12 B12 C8 D8
11	11-1	C	A9 B9 C9 D5
	11-2		A10 B10 C10 D6
	11-3		A11 B11 C11 D7
	11-4		A12 B12 C12 D8
12	12-1	D	A9 B9 C9 D9
	12-2		A10 B10 C10 D10
	12-3		A11 B11 C11 D11
	12-4		A12 B12 C12 D12
13	13-1	A	A13 B9 C9 D9
	13-2		A14 B10 C10 D10
	13-3		A15 B11 C11 D11
	13-4		A16 B12 C12 D12

フロントページの続き

(72)発明者 高橋 恭弘

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 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 DD04 DD15 DE04 EE04 EE07 FF08 HH15 HH16 JC20

JC31 JC37 KK19 KK21 LL04 LL05 LL38

要解决的问题：提供能够改善指示包括在扫描区域中的期望区域的图像数据的实时特性的超声诊断设备，同时生成指示整个扫描区域的图像数据。解决方案：发送/接收部分3通过在扫描控制的控制下每次接收触发信号时通过超声波扫描不同的子体积来获取两个或更多个数据，其中每个子体积的采集时间相位不同。部分91，在接收到所需子体积的扫描指令的情况下，通过连续扫描所需的子体积，分别获取两个或多个数据，对于所需的子体积，采集的时间相位不同。图像处理部分6连接在相同相位中获取的各个子体积中的数据，其是通过扫描相互不同的子体积而获取的数据，并且基于连接的数据生成超声波图像数据。Z

