

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第5209351号
(P5209351)

(45) 発行日 平成25年6月12日 (2013. 6. 12)

(24) 登録日 平成25年3月1日 (2013. 3. 1)

(51) Int. Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 8 (全 14 頁)

(21) 出願番号 特願2008-73858 (P2008-73858)
 (22) 出願日 平成20年3月21日 (2008. 3. 21)
 (65) 公開番号 特開2009-225948 (P2009-225948A)
 (43) 公開日 平成21年10月8日 (2009. 10. 8)
 審査請求日 平成23年3月16日 (2011. 3. 16)

(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 110001380
 特許業務法人東京国際特許事務所
 (72) 発明者 中田 一人
 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内
 (72) 発明者 深澤 雄志
 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内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、及びその制御方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波振動子が2次元的に配置され、超音波ビームを主走査方向及び副走査方向に走査して被検体内からの反射信号を収集する超音波プローブと、

心拍の周期ごとに出力されるトリガ信号から走査開始トリガ信号を生成すると共に、前記被検体の所望の診断領域を所定数に分割した分割領域の夫々に対して、前記走査開始トリガ信号から次の走査開始トリガ信号までの間、前記走査開始トリガに同期させて前記超音波ビームを複数回の繰り返し走査させる走査制御部と、

前記分割領域毎の繰り返し走査によって取得されるデータの一部を前記繰り返し走査の順序に基づいて対応付けてつなぎ合わせ前記診断領域全体の画像を生成する画像生成部と

を備え、

前記走査制御部は、

前記トリガ信号を所定数だけ間引きすることによって前記走査開始トリガ信号を生成し、

前記走査開始トリガ信号の周期に基づいて、前記分割領域内の繰り返し走査の回数Nを決定し、

前記トリガ信号の周期に基づいて、前記診断領域全体の画像を生成するためにつなぎ合わせるデータの個数Mを決定し、

前記画像生成部は、

10

20

N 回の前記繰り返し走査によって取得される N 個のデータから、先に取得された前記 M 個のデータを抽出し、抽出した前記 M 個のデータをつなぎ合わせ前記診断領域全体の画像を生成する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記走査制御部は、前記トリガ信号を 1 つおきに間引きして前記走査開始トリガ信号を生成する、

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】

前記走査制御部は、外部からの設定により、前記トリガ信号の間引き数を変更可能に構成されている、

10

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 4】

(a) 超音波ビームを主走査方向及び副走査方向に走査して被検体内からの反射信号を収集し、

(b) 心拍の周期ごとに出力されるトリガ信号から走査開始トリガ信号を生成し、

(c) 前記被検体の所望の診断領域を所定数に分割した分割領域の夫々に対して、前記走査開始トリガ信号から次の走査開始トリガ信号までの間、前記走査開始トリガに同期させて前記超音波ビームを複数回繰り返して走査させ、

(d) 前記分割領域毎の繰り返し走査によって取得されるデータの一部を前記繰り返し走査の順序に基づいて対応付けてつなぎ合わせ前記診断領域全体の画像を生成する、
ステップを備え、

20

ステップ (b) では、

前記トリガ信号を所定数だけ間引きすることによって前記走査開始トリガ信号を生成し、

前記走査開始トリガ信号の周期に基づいて、前記分割領域内の繰り返し走査の回数 N を決定し、

前記トリガ信号の周期に基づいて、前記診断領域全体の画像を生成するためにつなぎ合わせるデータの個数 M を決定し、

ステップ (d) では、

30

N 回の前記繰り返し走査によって取得される N 個のデータから、先に取得された前記 M 個のデータを抽出し、抽出した前記 M 個のデータをつなぎ合わせ前記診断領域全体の画像を生成する、

ことを特徴とする超音波診断装置の制御方法。

【請求項 5】

ステップ (b) では、前記トリガ信号を 1 つおきに間引きして前記走査開始トリガ信号を生成する、

ことを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項 6】

ステップ (b) では、外部からの設定により、前記トリガ信号の間引き数を変更可能に構成されている、

40

ことを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項 7】

前記走査開始トリガの前にはマージン期間が設けられる、

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 8】

前記走査開始トリガの前にはマージン期間が設けられる、

ことを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置の制御方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

50

【 0 0 0 1 】

本発明は、超音波診断装置、及びその制御方法に係り、特に、心電信号等から生成されるトリガ信号を用いて被検体内を超音波で３次元走査を行う超音波診断装置、及びその制御方法に関する。

【 背景技術 】

【 0 0 0 2 】

近年、３次元画像を動画として表示することが可能な超音波診断装置の開発が急速に進められてきており、従来の２次元画像に比べると高分解能で広範囲の診断画像を表示することが可能となってきている。

【 0 0 0 3 】

しかしながら、超音波診断装置は生体内を伝播する超音波を利用して診断画像を生成するため、超音波パルスの送信後、生体内からの反射波が受信されるまでの時間は３次元超音波診断装置であっても２次元超音波診断装置と基本的には同じである。従って、生体内の３次元空間範囲を高い分解能で走査しようとする、走査ビームのビーム本数は多くなり、所定範囲の走査に要する時間は２次元超音波診断装置よりも３次元超音波診断装置の方が一般的には長くなる。つまり、同じ空間分解能を仮定すると、３次元超音波装置で得られる３次元画像のフレームレート（３次元画像の更新周波数）は２次元超音波診断装置で得られる２次元画像のフレームレートに比べると原理的には低くなる。

【 0 0 0 4 】

この問題を解決するため従来から種々の手法が検討されていきている（特許文献１、特許文献２等）。基本的な考え方は、診断対象となる全範囲（以下、フルボリュームという）を複数の小領域（以下、サブボリュームという）に分割し、サブボリュームの３次元空間を高いフレームレートで走査した画像データをつなぎ合わせてフルボリュームの３次元画像を得るというものである。この方法では、サブボリュームの観測時刻はサブボリューム毎に異なるため、サブボリュームのつなぎ合わせに関しては時間的な連続性を確保することが重要となる。

【 0 0 0 5 】

一方、診断部位によっては、呼吸や心臓の鼓動によってその診断対象部位は変動する。このため、例えば特許文献１等には、心臓の動きに同期してサブボリューム内の複数の画像データを取得する技術が開示されている。特許文献１等が開示する技術は、心臓の３次元画像を動画としてリアルタイムで生成する技術に関するものであり、概略次のような技術である。

【 0 0 0 6 】

心臓の動きに同期した信号として、心電図の信号、即ち E C G (ElectroCardioGram) 信号を用いている。より具体的には、心臓の拡張末期に発生する R 波信号を E C G トリガ信号として用いている。

【 0 0 0 7 】

観測したい心臓の３次元領域全体（フルボリューム）を４つのサブボリュームに分割し、サブボリューム毎に上記の E C G トリガ信号に同期したタイミングで１心拍分の画像データを収集する。この１心拍分の画像データは複数のフレーム画像からなるものであり、例えば１心拍あたり２０枚のフレーム画像が収集される。この場合、心拍の周期を仮に１秒とすると、サブボリューム毎に得られる画像データのフレームレートは２０fps(frames per second)となり、心臓の動きを動画として捉えるのにほぼ十分な値となる。

【 0 0 0 8 】

一方、各サブボリュームで得られる画像データをつなぎ合わせてフルボリュームの画像データを合成する際には、サブボリュームで得られる複数のフレーム画像の中から同じ「時相」のフレーム画像を夫々のサブボリュームから抽出してつなぎ合わせてフルボリュームのフレーム画像を生成する。ここで、「時相」とは、E C G トリガ信号の発生時刻を基準とした遅延量のことである。通常心臓の収縮や拡張の動きは E C G トリガ信号に同期して周期性をもった動きとなる。従って、同じ「時相」のフレーム画像を夫々のサブボリ

10

20

30

40

50

ームから抽出し、これらをつなぎ合わせればサブボリューム間の空間的連続性はほぼ確保される。また、フレーム画像のつなぎ合わせは「時相」の異なる複数枚（例えば20枚）のフレーム画像の夫々に対して行われる。この結果、つなぎ合わされたフレーム画像の数もECGトリガ信号あたり例えば20枚となり、フルボリューム画像のフレームレートは、サブボリュームのフレームレートと同じ値となる。即ち、例えば20fpsのフレームレートを有するフルボリュームの動画を生成することができる。

【特許文献1】米国特許第6,544,175号明細書

【特許文献2】特開2007-20908号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

10

【0009】

上述したように、特許文献1等が開示する従来技術では、ECGトリガ信号毎に1つのサブボリューム内を複数回繰り返し走査しており、1回の走査で1つのフレーム画像（サブボリュームのフレーム画像）を得ている。ここで、サブボリューム内の繰り返し走査数は、3次元画像による診断を開始する前に、ECGトリガ信号から予め決定している。

【0010】

しかしながら、人間の心拍周期は必ずしも一定ではなく、健常な人間でも10%程度は変動するといわれている。不整脈等の疾患を持つ患者の場合にはさらのその変動量は大きくなる。従ってECGトリガ信号の周期も心拍周期の変動に伴って一定とはならない。

【0011】

20

この結果、診断開始前に決定したサブボリューム内の繰り返し走査数が確保できない事態が発生しうる。特に、ECGトリガ信号の周期が短くなる状態（この状態をアーリートリガ状態という）が発生すると、ECGトリガ信号の直前の走査が完了する前に次のECGトリガ信号が出力されるため、予め決定した繰り返し走査数を確保することができなくなる。このことは、ECGトリガ信号の直前の心臓のフレーム画像が欠如することとなり、該当する同時相のフレーム画像をつなぎ合わせてフルボリュームの画像を生成した場合、1つ或いは場合によっては複数のサブボリュームのフレーム画像が歯抜け状態となり、時間的に不連続で見づらい画像となり、ひいては画像診断を行う上で支障となる。

【0012】

所定の繰り返し走査数に達しなかった場合には、ECGトリガ信号の周期が長くなる方向に変動するのを待って再度そのサブボリュームの走査を繰り返すようにしても良い。しかしながら、アーリートリガ状態が連続した場合にはいつまでも該当するサブボリュームのデータが収集できないことになり、全体としてもデータ収集時間が予測不能になってしまう。

30

【0013】

また、アーリートリガ状態の発生を予め想定し、ECGトリガ信号の直前にマージン期間を設定する方法、即ち、1心拍内の繰り返し走査数を予め少なめに設定する方法も考えられる。この方法によればECGトリガ信号の周期変動に起因する生成画像の不安定さや収集時間の予測性は改善されるものの、ECGトリガ信号直前の心臓画像は常に得られないことになり、画像診断上好ましくない。

40

【0014】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、ECGトリガ信号の直前の状態の心臓画像も欠如させることなく1心拍内の総ての状態の3次元心臓画像を安定に取得することが可能であり、かつ常に一定の収集時間で画像データを収集することができる超音波診断装置、及びその制御方法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】

【0015】

上記課題を解決するため、本発明に係る超音波診断装置は、超音波振動子が2次元的に配置され、超音波ビームを主走査方向及び副走査方向に走査して被検体内からの反射信号を収集する超音波プローブと、心拍の周期ごとに出力されるトリガ信号から走査開始トリ

50

が信号を生成すると共に、前記被検体の所望の診断領域を所定数に分割した分割領域の夫々に対して、前記走査開始トリガ信号から次の走査開始トリガ信号までの間、前記走査開始トリガに同期させて前記超音波ビームを複数回の繰り返し走査させる走査制御部と、前記分割領域毎の繰り返し走査によって取得されるデータの一部を前記繰り返し走査の順序に基づいて対応付けてつなぎ合わせ前記診断領域全体の画像を生成する画像生成部と、と備え、前記走査制御部は、前記トリガ信号を所定数だけ間引きすることによって前記走査開始トリガ信号を生成し、前記走査開始トリガ信号の周期に基づいて、前記分割領域内の繰り返し走査の回数 N を決定し、前記トリガ信号の周期に基づいて、前記診断領域全体の画像を生成するためにつなぎ合わせるデータの個数 M を決定し、前記画像生成部は、 N 回の前記繰り返し走査によって取得される N 個のデータから、先に取得された前記 M 個のデータを抽出し、抽出した前記 M 個のデータをつなぎ合わせ前記診断領域全体の画像を生成する、ことを特徴とする。

10

【発明の効果】

【0017】

本発明に係る超音波診断装置、及びその制御方法によれば、ECGトリガ信号の直前の状態の心臓画像も欠如させることなく1心拍内の総ての状態の3次元心臓画像を安定に取得することが可能であり、かつ常に一定の収集時間で画像データを収集することができる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0018】

20

本発明に係る超音波診断装置、及びその制御方法の実施形態について添付図面を参照して説明する。

【0019】

(1) 全般及び構成

図1は、本実施形態に係る超音波診断装置1による超音波ビームの走査状況を模式的に示す図である。超音波診断装置1は、複数の超音波振動子11が2次元配列された超音波プローブ10によって細い超音波ビームを形成している。この超音波ビームを被検体の所望の診断領域にむけて放射し、診断領域の範囲を主走査方向及び副走査方向に電子的に走査している。診断領域の反射信号からは、主走査方向、副走査方向、及び距離方向の3次元情報が得られる。

30

【0020】

超音波振動子が1次元に配列されている従来の1次元超音波プローブの走査範囲が平面状の範囲となるのに対して、本実施形態のような2次元超音波プローブ10の走査範囲は3次元の立体範囲となる。また、細いビーム幅の超音波ビームを走査しているため、より広い範囲の診断領域から高い分解能の3次元情報を取得することが可能となる。取得された3次元情報から任意の方向から見た3次元画像や、任意の断面で切り取った断面画像を生成することができる。

【0021】

一方、超音波ビームを主走査方向と副走査方向に走査しているため、診断領域全体（フルボリューム）を走査するビーム本数は平面状の走査範囲に対して非常に増加する。この結果、単純にフルボリュームの範囲を端から端まで順に走査すると、フルボリュームを1回走査する時間は増加する。このため、フルボリューム画像のフレームレートは低くなる。

40

【0022】

そこで、前述したように、本実施形態に係る超音波診断装置1では、フルボリュームを複数の（例えば4つの）サブボリュームに分割し、夫々のサブボリュームを高いフレームレート（例えば20fps）で走査し、夫々のサブボリュームから得られたフレーム画像を合わせてつなぎ合わせ、フルボリュームのフレーム画像を合成する方法を採用している。フルボリューム画像のフレームレートもサブボリュームのフレームレートと同じ高いフレームレート（例えば20fps）が実現できるため、心臓のような動きのある診断領域

50

に対してもリアルタイムで３次元の動画を生成することが可能となる。

【００２３】

図２は、超音波診断装置１の構成例を示すブロック図である。超音波診断装置１は、例えば、超音波プロープ１０、送受信部２０、信号処理部３０、画像生成部４０、表示部５０、システム制御部６０、走査制御部７０、操作部８０等を備えて構成されている。

【００２４】

超音波プロープ１０は、格子状に配列された複数の超音波振動子１１を具備しており、送受信部２０の送信部２１から出力される送信パルス信号に基づいて超音波パルスを生成し、被検体に向けて送信する。また、被検体から反射されてきた超音波反射信号を電気信号に変換し、送受信部２０の受信部２２に出力する。さらに、走査制御部７０から出力されるビーム走査制御信号に基づいて超音波ビームを主走査方向及び副走査方向に走査する。

10

【００２５】

送受信部２０の送信部２１では、走査制御部７０で生成されるタイミング信号等に基づいて各超音波振動子１１に供給する送信パルスを生成する。また、同じく走査制御部７０で生成されたビーム走査制御信号に基づいて送信用の超音波ビームの走査方向を定めるために各送信パルスの遅延量等を設定する。

【００２６】

送受信部２０の受信部２２では、各超音波振動子１１から出力される被検体からの反射信号を増幅しアナログ信号からデジタル信号に変換する。また、走査制御部７０で生成されたビーム走査制御信号に基づき、受信用の超音波ビームの走査方向を決定するための遅延量を各超音波振動子１１の反射信号に設定したのち加算し、加算された信号をビーム形成された反射信号として信号処理部３０に出力する。

20

【００２７】

信号処理部３０では、受信部２２から出力された反射信号に対してフィルタリング処理等の信号処理を施し、画像生成部４０に出力する。

【００２８】

画像生成部４０では、ビーム走査位置に対応させて反射信号から３次元画像データを生成する。特に本実施形態に係る超音波診断装置１では、サブボリューム毎に画像データを生成し、各サブボリューム画像からフルボリュームの３次元画像データを合成する処理を行っている。この合成処理は走査制御部７０の動作と連携した処理であり、細部については後述する。

30

【００２９】

画像生成部４０では、合成されたフルボリュームの３次元画像データに対してレンダリング処理等を行い、任意の角度から眺めた３次元画像や、任意の面で切断した断面画像等を生成し表示部７０に出力する。３次元画像データは、例えば２０fpsのフレームタイム毎に更新される動画を提供することが可能である。診断中に動画をリアルタイムで表示部７０に出力することが可能であるが、画像データを一旦適宜のメモリに保存し、診断後にオフラインで動画を出力したり、動画の一部を切り出して静止画を出力したりすることも可能である。

40

【００３０】

表示部７０は、例えば液晶ディスプレイ装置等で構成される表示デバイスであり、画像生成部４０から出力される画像を表示する。

【００３１】

操作部８０は、所謂マンマシンインターフェースであり、超音波診断装置１に対して各種の診断モードや診断モードに付随する各種のパラメータを設定することができる。本実施形態に係る超音波診断装置１は、ＥＣＧトリガ信号に基づいて鼓動する心臓の動きを３次元の動画画像として表示することができる診断モード（以下、トリガード３次元診断モードという）を特徴とするものであるが、この他従来からある２次元診断モードでも動作可能である。これらの診断モードの設定や切り替えは操作部８０を介して行われる。

50

【 0 0 3 2 】

システム制御部 6 0 では、操作部 8 0 で設定された診断モードや各種パラメータに基づいて、超音波診断装置 1 の全体の制御を行っている。

【 0 0 3 3 】

走査制御部 7 0 では、診断モードに応じた超音波ビームのビームマネージメントと送受信のタイムマネージメントを行っている。特に、トリガード 3 次元診断モードでは、心電計 1 0 0 から出力される E C G 信号 (R 波) からトリガ信号を生成し、このトリガ信号に同期させてサブボリューム毎のビーム走査位置 (主走査方向及び副走査方向) やサブボリューム内の繰り返し走査に関する諸元を決定し、送受信部 2 0 や画像生成部 4 0 に出力している。また、超音波ビームの送信パルス繰り返し周波数 (p r f : pulse repetition frequency) 等の送信パルス諸元を決定し、送信パルス諸元に基づく各種タイミング信号も走査制御部 7 0 で生成している。

10

【 0 0 3 4 】

(2) トリガード 3 次元診断モードの動作

上記のように構成された超音波診断装置 1 の動作、特にトリガード 3 次元診断モードの動作について説明する。

【 0 0 3 5 】

図 3 は、トリガード 3 次元診断モードの動作原理を説明する図であり、例えば特許文献 1 等の開示されている技術である。トリガード 3 次元診断モードは、主に心臓を診断対象とするものであり、鼓動によって変化する心臓の動きを 3 次元の動画画像として表示する診断モードである。トリガード 3 次元診断モードでは、患者の心臓の鼓動に応じて変化する心電図信号 (E C G 信号) を心電計 1 0 0 から入力し、E C G トリガ信号と呼ばれるパルス信号を生成する。E C G 信号としては、心臓の拡張末期近傍で出力されるパルス状の R 波の信号 (図 3 (a) 参照) が多く用いられている。この E C G 信号を走査制御部 7 0 に入力し、適宜の閾値を適用して E C G トリガ信号を生成する (図 3 (b) 参照) 。 E C G トリガ信号は鼓動に同期した信号であり、心拍が 1 秒間に 6 0 回の場合 E C G トリガ信号の周期は 1 秒となる。

20

【 0 0 3 6 】

トリガード 3 次元診断モードでは、診断領域の全体 (フルボリューム) を複数のサブボリューム (分割領域) に分割し、各サブボリュームを E C G トリガ信号毎に走査している。例えば、図 3 (f) に例示したように、フルボリュームを 4 つのサブボリューム A、B、C、及び D に分割する。そして、E C G トリガ信号のトリガ 0、1、2、3 の入力に応じてサブボリューム A、B、C、及び D の順に走査していく。

30

【 0 0 3 7 】

このとき、各サブボリュームに対して 1 回だけ走査するのではなく、複数回 (N 回) 繰り返して走査を行う。図 3 は、4 回 (N = 4) の繰り返し走査を行っている例を示している。各サブボリュームに対する 1 回の走査時間 T は後述するように動画のフレーム時間 (フレームレートの逆数) に対応することになるため、滑らかな動きの動画を得るためには例えば 5 0 ms (= 1 / 2 0 fps) 前後、或いはそれ以下が好ましい。E C G トリガ信号の周期を 1 秒、また 1 回の走査時間を上記の 5 0 ms と仮定すると、サブボリューム毎の繰り返し走査数 N は 2 0 となる。図 3 は、説明の便宜上、サブボリューム毎の繰り返し走査数 N を 4 とした場合の例を示している。

40

【 0 0 3 8 】

同じサブボリュームを繰り返し走査している場合であっても、心臓は周期的に鼓動しているため、E C G トリガからの遅延時間、即ち時相が異なれば各繰り返し走査から生成される画像データは異なったものとなる。

【 0 0 3 9 】

図 3 (c) に示す時相番号は、時相を 1 回の走査時間の単位で区分し、E C G トリガ信号に近い方から「 0 」、「 1 」、「 2 」、「 3 」と番号付けしたものである。図 3 (d) は、この時相番号「 0 」、「 1 」、「 2 」、及び「 3 」と、サブボリューム A、B、C、

50

及びDとを「A0」～「A3」、「B0」～「B3」、「C0」～「C3」、「D0」～「D3」のように関連付けて超音波ビームの走査順序を時系列に並べたものである。

【0040】

信号処理部30からは、信号処理された被検体からの反射信号がこの走査順序に応じてリアルタイムで画像生成部40に出力される。

【0041】

図3(e)は、画像生成部40で行われるフルボリュームの合成方法を示す図である。画像生成部40では、時相番号で識別された各サブボリュームのデータから同じ時相番号のデータを抽出し、サブボリュームA、B、C、及びDでつなぎ合わせて合成する。同じ時相番号のサブボリュームデータであっても、実際にはそれらが取得された時刻はECGトリガ信号の周期分ずつ夫々異なっている。しかしながら、心臓の形状の変化はECGトリガ信号の周期と同じ周期性を有していると考えられるため、同じ時相番号のサブボリュームをつなぎ合わせて得られるフルボリューム画像の空間的な連続性はほぼ確保されることになる。

10

【0042】

時相番号0に対応するサブボリューム「D0」のデータが取得された時刻には、既にサブボリューム「A0」、「B0」、「C0」のデータは取得済みであり、この段階で時相番号0に対応するフルボリュームの画像が生成される。

【0043】

次に、時相番号1に対応するサブボリューム「D1」のデータが取得された時刻には、既にサブボリューム「A1」、「B1」、「C1」のデータは取得済みであり、時相番号1に対応するフルボリュームの画像が生成される。以下同様にして、時相番号2及び3のフルボリュームの画像がされる。

20

【0044】

サブボリュームDの走査「D3」が終了すると、サブボリュームAに戻って走査が行われる。このとき、最初に得られる走査データ「A0」は、1つ前に生成されていた時相番号0のフルボリュームデータの「A0」と置換され、新たな時相番号0のフルボリューム画像が更新されることになる。

【0045】

このように、フルボリューム画像は、サブボリューム毎の1回の走査時間Tの単位で生成され、或いは更新されることになる。

30

【0046】

このことは、フルボリューム全体の走査時間が実際には長くても、あたかもサブボリューム1回の走査時間でフルボリューム全体を走査したかのごとく見せることができることを意味している。つまり、サブボリューム画像のフレームレートとフルボリューム画像のフレームレートを擬似的に同一にすることができることを意味している。

【0047】

例えば、通常の方法ではフルボリューム画像のフレームレートが走査時間の制約から5fpsしか達成できないとする。この場合であっても、フルボリュームを4つのサブボリュームに分割することにより、各サブボリュームの走査時間はフルボリュームの1/4となり、サブボリューム画像のフレームレートとしては4倍の20fpsが得られる。トリガード3次元診断モードでは、サブボリューム画像のフレームレートがそのままフルボリューム画像のフレームレートとなるため、通常の方法に比べると4倍も高いフレームレートが得られることになる。

40

【0048】

このように、トリガード3次元診断モードは広い3次元診断領域に対しても高い分解能の画像が高いフレームレートで得られるため、心臓のような動きのある診断対象に対してもリアルタイムの動画を生成することが可能である。

【0049】

ところで、一般に人間の心拍の周期は必ずしも一定ではない。健常人でも10%程度

50

の心拍周期の変動があると言われている。心臓に疾患をもつ患者の場合はさらに心拍周期の変動は大きくなる。この心拍周期変動に起因して、従来のトリガード3次元診断モードでは、ECGトリガ信号直前のある期間、画像データが得にくいという問題がある。

【0050】

図4はこの問題点を説明する図である。図4(a)はECGトリガ信号を示す図、図4(b)は超音波ビームの走査順序を示す図、図4(c)は、サブボリュームのデータからフルボリューム画像を生成する様子を示す図、図4(d)は、フルボリュームとサブボリュームの関係を示す図である。

【0051】

図4においても、図3と同様にサブボリュームの数は4であり、夫々サブボリュームA、B、C、及びDで示している。一方、サブボリューム毎の繰り返し走査数Nは図3と異なっており、図4では16回の繰り返し走査を行っている。サブボリューム内の繰り返し走査の順序は図3と同様に時相番号に関連付けており、図4では3桁の数字の下2桁が時相番号となっている。例えば、「A000」は、サブボリュームAの時相番号0の走査データを表しており、「B001」はサブボリュームBの時相番号1の走査データを表している。

10

【0052】

図4(b)は、従来のトリガード3次元診断モードの問題点を具体的に示す図であり、濃いハッチングで示したECGトリガ信号直前の走査データ(時相番号15に対応する走査データ)が取得できないことを示している。ECGトリガ信号直前の期間の走査データであっても心臓の一連の動きの中の1つの走査データである。この期間の走査データが取得できないことは診断上の支障となる。このような取得できない期間が生じる理由を以下に説明する。

20

【0053】

通常、トリガード3次元診断モードによる診断(画像の生成及び表示)を開始する前には、予めECG波形信号を取得して心拍の周期Tを測定する。そして測定した心拍周期T(ECGトリガ信号の周期)に基づいて、サブボリュームあたりの繰り返し走査数Nを決定する。このとき、繰り返し走査数Nを小さくしすぎると、ECGトリガ信号直前のデータ取得できない期間が大きくなるため好ましくない。逆に繰り返し走査数Nを大きくしすぎると繰り返し走査の全体期間が心拍の周期Tを超えてしまう。

30

【0054】

そこで、心拍の周期Tを超えない範囲で最大の繰り返し走査回数が確保できるように繰り返し走査数Nを決定する。例えば、図4に示したように、ECGトリガの間隔に総ての走査期間がぎりぎり収まるように繰り返し走査数Nを16に決定する。しかしながら、心拍周期Tは変動するため、決定した繰り返し走査数Nに達する前に次のECGトリガ信号が到来することが発生しうる。この場合、該当するサブボリュームに対して再度の繰り返し走査を行う。ここで、決定した繰り返し走査数Nに達する前に再度次のECGトリガ信号が到来した場合には、もう一度同じサブボリュームに対する繰り返し走査を行う。ECGトリガ信号の周期が長くなる方向に変動した場合には決定した繰り返し走査数Nが確保されるため次のサブボリュームの走査に移行できるが、ECGトリガ信号の周期が短くなったままこれが長時間継続するといつまでたっても次のサブボリュームの走査に移行できない事態が発生しうる。このような事態が発生すると、単にデータ取得時間が延びるだけでなく、データ取得期間が予測できなくなるという弊害が生じる。

40

【0055】

このような事態を回避するためには、ECGトリガ信号の直前に予めマージン期間を設け、このマージン期間の存在を前提として繰り返し走査数Nを決定するという方法を取らざるを得ない。このマージン期間が図4(b)に濃いハッチングで示した時相番号15に該当する期間である。

【0056】

このマージン期間には走査データが取得されないため、図4(c)に濃いハッチングで

50

示したように、フルボリュームの画像を動画として生成した場合、トリガ4の直前のある一定期間、或いはトリガ8直前の一定のある期間画像が更新されなくなる。これは単に画像表示上の問題ではなく、そもそもその期間のデータが取得されていないためであり、画像診断上深刻な問題となりうる。以上が従来のトリガード3次元診断モードの問題点である。

【0057】

上記の問題を解決するため、本実施形態に係る超音波診断装置1では、ECGトリガ信号の一部を間引きして新たに走査開始トリガを生成し、この走査開始トリガ信号によって各サブボリュームの走査を開始する制御方法を採用している。以下、この制御方法について説明する。

10

【0058】

図5は、本実施形態に係る超音波診断装置1の制御方法の処理例を示すフローチャートであり、図6はその動作説明図である。なお、図6は従来の問題点を示す図4に対応する図である。

【0059】

まず、ステップST1(図5)で、心電波形(R波)を入力し、ECGトリガ信号を生成する。次に、ECGトリガ信号を1つおきに間引きして、走査開始トリガを生成する(ステップST2)。図6(a)はECGトリガ信号を示し、図6(b)はECGトリガ信号を1つおきに間引いて生成した走査開始トリガを示す図である。

20

【0060】

次に、走査開始トリガをスタート信号として、サブボリュームAの繰り返し走査を行う(ステップST3)。このとき、サブボリューム毎の繰り返し走査数はECGトリガ信号の周期ではなく、走査開始トリガの周期を基準にして決定される。1つおきに間引きした場合、走査開始トリガの周期はECGトリガの周期の2倍となるため、本実施形態に係る繰り返し走査数は従来の繰り返し走査数に比べると概ね2倍となる。図4の従来例では繰り返し走査数Nを15(マージン期間を除いた時相番号では14)として設定していたのに対して、本実施形態に係る図6の例では、繰り返し走査数Nを31(時相番号では30)に設定している。但し、ECGトリガの周期変動に伴って走査開始トリガの周期も変動する。そこで、本実施形態においても走査開始トリガの直前の期間にはマージン期間(図6(c)の濃いハッチングの期間)を設け、走査開始トリガの変動を吸収するようにしている。

30

【0061】

サブボリュームAの繰り返し走査が所定数(この場合31)に達すると、次の走査開始トリガをスタート信号としてサブボリュームBの繰り返し走査を開始する。以下同様にし、サブボリュームDまで所定数の繰り返し走査を行う。総てのサブボリュームの走査が終了すると(ステップST4のYES)、ステップST5へ進み、同じ時相番号のサブボリュームの走査データをつなぎ合わせ、フルボリューム画像を生成する。

【0062】

ステップST5の処理は基本的には従来の方法と同じものであるが、時相番号の最大値は、走査開始トリガの周期内で取りうる最大値ではなく、ECGトリガの周期内で取りうる最大値である。つまり、サブボリュームAの走査データとして「A00」から「A015」までをフルボリュームの合成に使用し、残りの「A016」から「A30」までの走査データは破棄する。

40

【0063】

この方法によれば、サブボリュームAに対する繰り返し走査は、トリガ1の直前にマージン期間を設ける必要がないため、時相番号00から時相番号15まで鼓動の周期全体にわたって抜けなく走査データを取得することが可能となる。

【0064】

また、走査開始トリガの周期変動はその直前のマージン期間によって吸収することが可能である。図6(c)では1回の走査時間に相当する期間をマージン期間としているが、

50

実際には、トリガ 1 からトリガ 2 の期間に対して長いマージン期間を取ることが可能である。このため、相当大きな周期変動が発生したとしてもその変動を長いマージン期間で吸収することができる。このため周期変動に起因して走査データの取得を何度も繰り返す事態は発生せず、常に一定の時間内で安定したデータ取得が可能である。

【 0 0 6 5 】

サブボリューム B、C、D に対しても同様の処理を行い、同じ時相番号の走査データをつなぎ合わせてフルボリュームの画像を生成する。この結果、図 6 (d) に示したように、時間方向に抜けのない連続したフルボリューム画像の生成が可能である。

【 0 0 6 6 】

生成された 3 次元のフルボリューム画像は所望の角度から見た 2 次元画像にレンダリングされ、或いは所望の断面で切り出された 2 次元断面図に変換され表示部 5 0 に出力される。

【 0 0 6 7 】

なお、フルボリュームの画像を最初に生成するまでには E C G トリガ 8 発分の時間を必要とするものの（従来の方法ではフルボリュームの画像を最初に生成するまでは E C G トリガ 4 発分の時間であった）、一旦フルボリューム画像が生成された後は、その更新周期はサブボリューム 1 回の走査時間となる。本実施形態に係る方法では、サブボリュームあたりの繰り返し走査数は従来の方法に比べて増加しているものの、サブボリューム 1 回の走査時間自体は従来の方法と異ならない。従って従来の方法と同じ高いフレームレートの動画が生成可能である。

【 0 0 6 8 】

また、上記の説明では、E C G トリガ信号を 1 つおきに間引いて走査開始トリガ信号を生成する例を示したが、間引き数は 2 以上であってもよい。また、間引き数を操作部 8 0 等から設定、変更できるようにしても良い。

【 0 0 6 9 】

以上説明してきたように、本実施形態に係る超音波診断装置 1、及びその制御方法によれば、E C G トリガ信号の直前の状態の心臓画像も欠如させることなく 1 心拍内の総ての状態の 3 次元心臓画像を安定に取得することが可能であり、かつ常に一定の収集時間で画像データを収集することができる。

【 0 0 7 0 】

なお、本発明は上記の実施形態そのままに限定されるものではなく、実施段階ではその要旨を逸脱しない範囲で構成要素を変形して具体化できる。また、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせても良い。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 7 1 】

【図 1】3 次元の超音波診断装置のビーム走査を模式的に示す図。

【図 2】本発明に係る超音波診断装置の構成例を示すブロック図。

【図 3】トリガード 3 次元診断モードの一般的動作概念説明図。

【図 4】従来のトリガード 3 次元診断モードの問題点を説明する図。

【図 5】本発明に係る超音波診断装置におけるトリガード 3 次元診断モードの動作処理例を示すフローチャート。

【図 6】トリガード 3 次元診断モードの動作説明図。

【符号の説明】

【 0 0 7 2 】

1 超音波診断装置

1 0 超音波プローブ

1 1 超音波振動子

2 0 送受信部

10

20

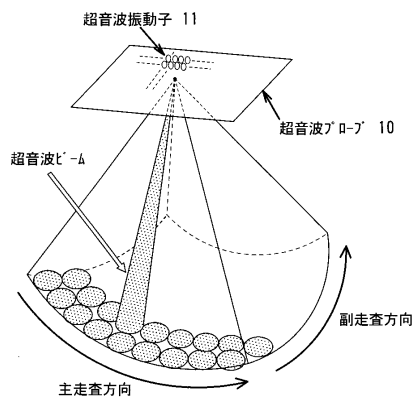
30

40

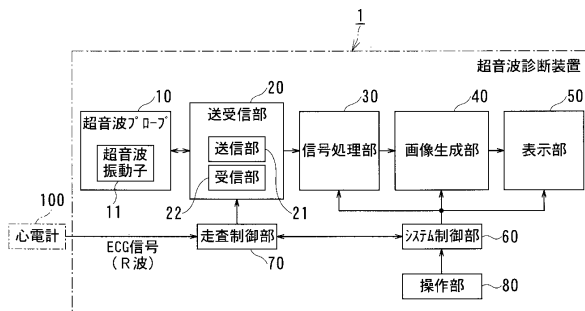
50

- 30 信号処理部
- 40 画像生成部
- 50 表示部
- 60 システム制御部
- 70 走査制御部
- 80 操作部

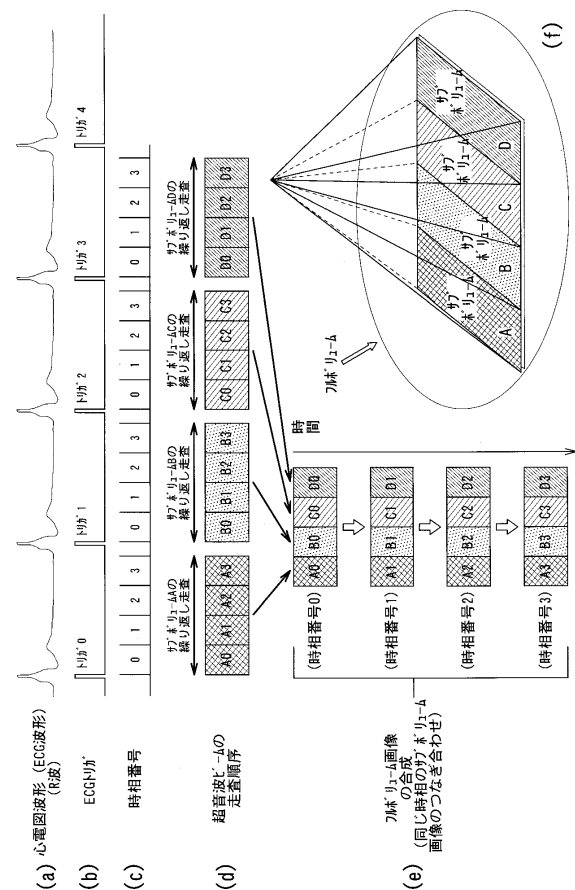
【図1】



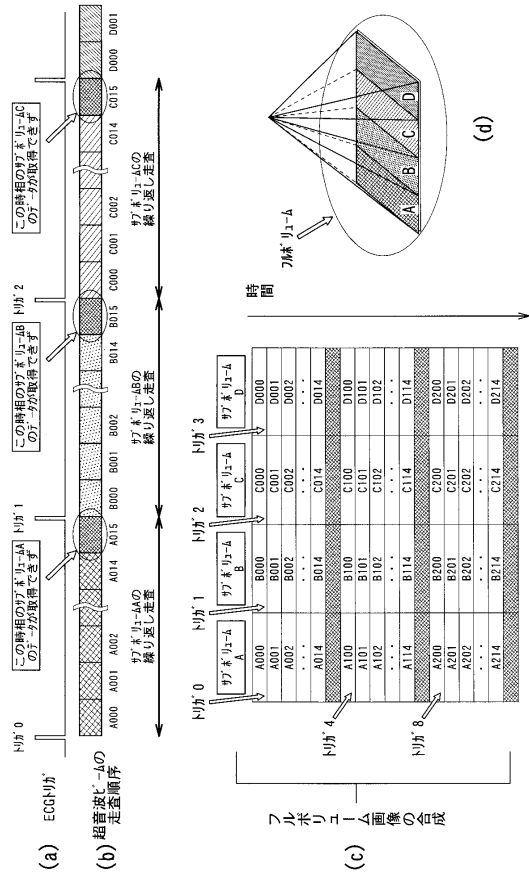
【図2】



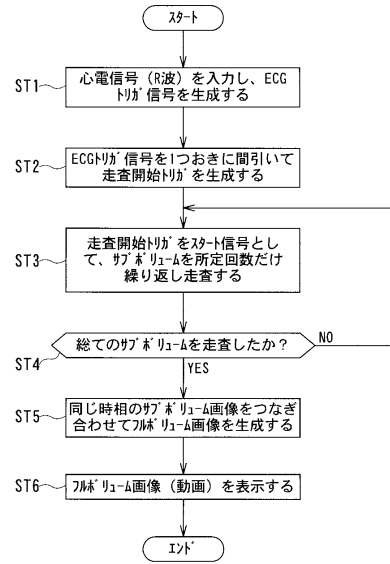
【図3】



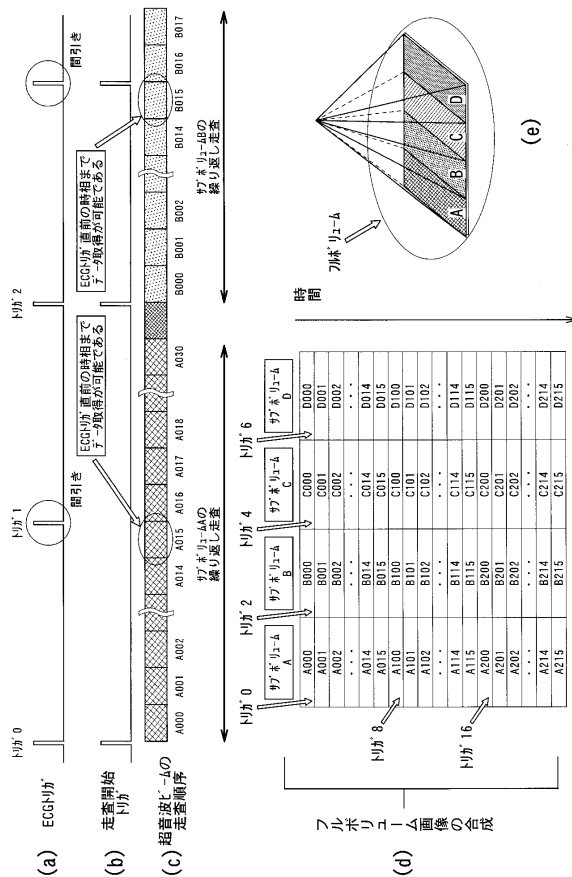
【図 4】



【図 5】



【図 6】



フロントページの続き

(72)発明者 椎名 孝行

栃木県大田原市下石上 1 3 8 5 番地 東芝メディカルシステムズ株式会社内

審査官 右▲高▼ 孝幸

(56)参考文献 特開平1 - 151448 (J P , A)

特開2001 - 120549 (J P , A)

特開2007 - 20908 (J P , A)

特表2007 - 525299 (J P , A)

米国特許第5159931 (U S , A)

米国特許第6110120 (U S , A)

国際公開第2008 / 27520 (W O , A 2)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 0