

(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2009-142600  
(P2009-142600A)

(43) 公開日 平成21年7月2日(2009.7.2)

(51) Int.Cl.  
A61B 8/08 (2006.01)

F1  
A61B 8/08

テーマコード(参考)  
4C601

審査請求 未請求 請求項の数 10 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2007-325790 (P2007-325790)  
(22) 出願日 平成19年12月18日(2007.12.18)

(71) 出願人 000003078  
株式会社東芝  
東京都港区芝浦一丁目1番1号  
(71) 出願人 594164542  
東芝メディカルシステムズ株式会社  
栃木県大田原市下石上1385番地  
(74) 代理人 100078765  
弁理士 波多野 久  
(74) 代理人 100078802  
弁理士 関口 俊三  
(74) 代理人 100077757  
弁理士 猿渡 章雄  
(74) 代理人 100130731  
弁理士 河村 修

最終頁に続く

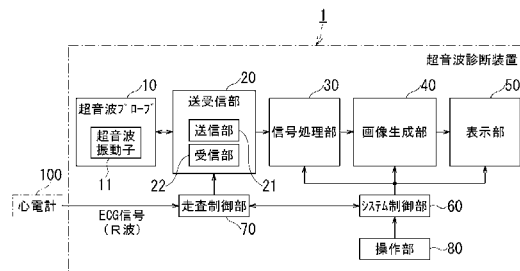
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、及びその制御方法

(57) 【要約】

【課題】診断開始後に心拍周期が変動したとしても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できる超音波診断装置を提供する。

【解決手段】本発明に係る超音波診断装置は、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を外部から入力し、被検体の所望の診断領域を分割した分割領域の夫々に対して、トリガ信号毎に、複数回の繰り返し走査させる走査制御部と、取得されたデータをつなぎ合わせ診断領域全体の画像を生成する画像生成部と、を備え、走査制御部は、トリガ信号の周期を検出し、トリガ信号の周期が下限周期以下となった場合には、繰り返し走査の回数を減少させ、上限周期以上となった場合には、繰り返し走査の回数を増加させる、ことを特徴とする。

【選択図】 図2



## 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

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を外部から入力し、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、前記トリガ信号から次のトリガ信号までの間、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、

前記トリガ信号の周期を検出し、

前記トリガ信号の周期が下限周期以下となった場合には、前記繰り返し走査の回数を減少させ、前記トリガ信号の周期が上限周期以上となった場合には、前記繰り返し走査の回数を増加させる、

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、

予め設定された繰り返し走査周期に基づいて前記繰り返し走査を行い、

前記下限周期又は前記上限周期は、前記繰り返し走査周期を単位として設定される閾値である、

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、

前記トリガ信号の周期が、連続して複数回前記下限周期以下となった場合には、前記繰り返し走査の回数を減少させ、前記トリガ信号の周期が連続して複数回前記上限周期以上となった場合には、前記繰り返し走査の回数を増加させる、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 4】

前記走査制御部は、

前記トリガ信号の周期が、前記所望の診断領域の全体を走査する期間以上継続して前記下限周期以下となった場合には、前記繰り返し走査の回数を減少させ、前記トリガ信号の周期が、前記所望の診断領域の全体を走査する期間以上継続して前記上限周期以上となった場合には、前記繰り返し走査の回数を増加させる、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 5】

前記トリガ信号の周期が前記下限周期以下又は前記上限周期以上になった場合その旨を表示する表示部と、

前記繰り返し走査の回数の変更許可をユーザの操作によって設定することができる操作部と、をさらに備え、

前記走査制御部は、

前記操作部から前記変更許可が設定されたとき、前記繰り返し走査の回数を減少又は増加させる、

ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

## 【請求項 6】

(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を外部から入力し、

(c) 前記トリガ信号の周期を検出し、

(d) 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、前記ト

10

20

30

40

50

リガ信号から次のトリガ信号までの間、前記超音波ビームを複数回の繰り返し走査を行い、前記トリガ信号の周期が下限周期以下となった場合には、前記繰り返し走査の回数を減少させ、前記トリガ信号の周期が上限周期以上となった場合には、前記繰り返し走査の回数を増加させ、

(e) 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、ステップを備えたことを特徴とする超音波診断装置の制御方法。

【請求項 7】

ステップ(d)では、

予め設定された繰り返し走査周期に基づいて前記繰り返し走査を行い、

前記下限周期又は前記上限周期は、前記繰り返し走査周期を単位として設定される閾値である、

ことを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項 8】

ステップ(d)では、

前記トリガ信号の周期が、連続して複数回前記下限周期以下となった場合には、前記繰り返し走査の回数を減少させ、前記トリガ信号の周期が連続して複数回前記上限周期以上となった場合には、前記繰り返し走査の回数を増加させる、

ことを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項 9】

ステップ(d)では、

前記トリガ信号の周期が、前記所望の診断領域の全体を走査する期間以上継続して前記下限周期以下となった場合には、前記繰り返し走査の回数を減少させ、前記トリガ信号の周期が、前記所望の診断領域の全体を走査する期間以上継続して前記上限周期以上となった場合には、前記繰り返し走査の回数を増加させる、

ことを特徴とする請求項 6 に記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項 10】

前記トリガ信号の周期が前記下限周期以下又は前記上限周期以上になった場合その旨を表示し、

前記繰り返し走査の回数の変更許可をユーザの操作によって設定する、

ステップをさらに備え、

ステップ(d)では、

前記操作部から前記変更許可が設定されたとき、前期繰り返し走査の回数を減少又は増加させる、

ことを特徴とする請求項 6 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】

【0001】

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】

【0002】

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。

【0003】

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

10

20

30

40

50

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ポジション数は多くなり、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。

【0004】

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空間的な連続性を確保することが重要となる。

10

【0005】

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。

【0006】

心臓の動きに同期した信号として、心電図の信号、即ちECG(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ECGトリガ信号として用いている。

20

【0007】

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ECG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。

30

【0008】

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、ECG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ECG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ュームから抽出し、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。実際には、ECGトリガ信号に近い方から繰り返し走査の順に「時相番号」を割り付け、同じ「時相番号」の走査から得られた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合成する。例えば、フルボリュームを4つのサブボリュームA、B、C、及びDに分割し、各サブボリュームの繰り返し走査が20回行われる場合は、「時相番号0」から「時相番号19」までの20枚のフレーム画像がサブボリューム毎に得られる。そして、同じ「時相番号」のフレーム画像をサブボリュームA、B、C、及びDから抽出してつなぎ合わせるにより、その「時相番号」に対応するフルボリュームの画像が合成される。このつなぎ合わせは「時相番号」毎に行われ、「時相番号0」から「時相番号19」までのフルボリューム画像が合成される。この結果、つなぎ合わされたフルボリュームの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。

40

50

【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】

【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】

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。

【0012】

心拍周期、即ち、ECGトリガ信号の周期が短くなる方向に変化する状態(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トリガ信号が発生するため、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、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。

【0013】

診断開始前に決定した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たって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。

【0014】

逆に心拍周期が長くなる方向に変化した場合には、診断開始前に決定した繰り返し走査数の走査が完了した後、次のECGトリガ信号が出力されるまでの間にブランク期間が発生することになる。このことは、ECGトリガ信号直前の状態の心臓画像が得られないことを意味しており、やはり画像診断上好ましくない。

【0015】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、診断開始後に心拍周期が変動したとしても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】

【0016】

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、請求項1に記載したように、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を外部から入力し、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、前記トリガ信号から次のトリガ信号までの間、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、前記トリガ信号の周期を検出し、前記トリガ信号の周期が下限周

10

20

30

40

50

期以下となった場合には、前記繰り返し走査の回数を減少させ、前記トリガ信号の周期が上限周期以上となった場合には、前記繰り返し走査の回数を増加させる、ことを特徴とする。

【0017】

また、上記課題を解決するため、本発明に係る超音波診断装置の制御方法は、請求項6に記載したように、(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を外部から入力し、(c)前記トリガ信号の周期を検出し、(d)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、前記トリガ信号から次のトリガ信号までの間、前記超音波ビームを複数回の繰り返し走査を行い、前記トリガ信号の周期が下限周期以下とな

10

【発明の効果】

【0018】

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、診断開始後に心拍周期が変動したとしても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できる。

【発明を実施するための最良の形態】

20

【0019】

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。

【0020】

(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

【0021】

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。

【0022】

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)を走査するビームポジション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

【0023】

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

50

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。

【0024】

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、超音波プローブ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。

【0025】

超音波プローブ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

【0026】

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。

【0027】

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

【0028】

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。

【0029】

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

【0030】

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50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50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

【0031】

表示部50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や各種の診断用パラメータ等を表示する。

【0032】

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

50

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。

【0033】

システム制御部 60 では、操作部 80 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。

【0034】

走査制御部 70 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 100 から出力される ECG 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 20 や画像生成部 40 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 (prf : 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 70 で生成している。

10

【0035】

(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。

【0036】

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 等が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 (ECG 信号) を心電計 100 から入力し、ECG トリガ信号と呼ばれるパルス信号を生成する。ECG 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 ECG 信号を走査制御部 70 に入力し、適宜の閾値を適用して ECG トリガ信号を生成する (図 3 (b) 参照)。ECG 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 60 回の場合 ECG トリガ信号の周期は 1 秒となる。

20

【0037】

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 ECG 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、ECG 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

【0038】

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  $T_{sv}$  (以下、繰り返し走査周期  $T_{sv}$  という) 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繰り返し走査周期  $T_{sv}$  としては例えば 50 ms (= 1 / 20 fps) 前後、或いはそれ以下が好ましい。ECG トリガ信号の周期を 1 秒、また繰り返し走査周期  $T_{sv}$  を上記の 50 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 20 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

【0039】

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、ECG 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。

【0040】

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、ECG トリガ信

50

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、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。

【0041】

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。

【0042】

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

【0043】

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。

20

【0044】

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。

【0045】

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。

30

【0046】

このように、フルボリューム画像は、サブボリューム毎の繰り返し走査周期 $T_{sv}$ の単位で生成され、或いは更新されることになる。

【0047】

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。

【0048】

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

【0049】

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。

50

## 【 0 0 5 0 】

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。健常な人でも10%程度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。

## 【 0 0 5 1 】

図4は心拍周期が短くなる方向に変化したときの従来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)サブボリュームの繰り返し走査の状況を時相番号と共に示した図である。

## 【 0 0 5 2 】

図4では、繰り返し走査周期 $T_{SV}$ を50msとした例を示している。この場合得られる動画のフレームレートは20fps(1/50ms)となる。繰り返し走査周期 $T_{SV}$ は、トリガード3次元診断モードを開始する前に予め設定されている。

## 【 0 0 5 3 】

一方、トリガード3次元診断モードを開始する前には、心拍周期(ECGトリガ信号の周期) $T_{ECG}$ も測定されており、測定された心拍周期 $T_{ECG}$ から繰り返し走査数 $N$ が予め決定される。繰り返し走査数 $N$ は、例えば測定された心拍周期 $T_{ECG}$ を繰り返し走査周期 $T_{SV}$ で除し、余りを切り捨てた整数として決定される。

## 【 0 0 5 4 】

図4(a)及び(b)は、心拍が60bpm(beats per minute)で心拍周期が1秒(1000ms)であったときに、繰り返し走査数 $N$ が20に決定される様子を例示している。このとき各繰り返し走査には時相番号0から時相番号19が割り付けられる。

## 【 0 0 5 5 】

心拍周期 $T_{ECG}$ が繰り返し走査周期 $T_{SV}$ のほぼ整数倍のときには心拍周期 $T_{ECG}$ 全体のデータを抜けなく取得することが可能である。

## 【 0 0 5 6 】

図4(c)及び(d)は、心拍周期 $T_{ECG}$ が短くなる方向に変化した様子を示す図である。例えば、心拍が60bpmから62bpmに速まると、心拍周期 $T_{ECG}$ は約968msとなる。この場合、トリガ1が到来したときには時相番号19の走査を完了しておらず、完全な走査データは得られなくなる。このため、時相番号19のデータは破棄される。また、このサブボリュームでは時相番号19のデータが存在しなくなるため他のサブボリュームの時相番号19のデータとつなぎ合わせることができない。このため、このサブボリュームでの繰り返し走査を何度か行い、心拍周期が長くなって時相番号19のデータが得られたときに初めて次のサブボリュームへ移動するようにしている。この結果、フルボリューム画像の更新周期が必ずしも一定とならず、時間的な不連続性が発生することになる。

## 【 0 0 5 7 】

図5は、逆に心拍周期が長くなる方向に変化したときの従来の問題点を説明する図である。図5(a)及び(b)は図4(a)及び(b)と同じ図であり、繰り返し走査周期 $T_{SV}$ は50ms、繰り返し走査数 $N$ は20に決定されている。

## 【 0 0 5 8 】

図5(c)及び(d)は、心拍周期 $T_{ECG}$ が長くなる方向に変化した様子を示す図である。例えば、心拍が60bpmから58bpmに変化すると、心拍周期 $T_{ECG}$ は1000msから約1034msに増加する。この場合、時相番号19の走査が完了してから次のトリガ1が到来するまでの間は待ち時間となりデータが取得できなくなる。トリガ1の直前の期間も当然ながら心臓は動いており、この期間のデータも重要なデータである。それにもかかわらず、従来の方法ではこの待ち時間の期間にはデータが取得できなくなる。

## 【 0 0 5 9 】

図4及び図5に示した例では、心拍周期の変動幅が比較的小さく、1つの繰り返し走査周期 $T_{SV}$ の範囲内で変化している様子を例示している。しかしながら、心拍周期の変動幅がさらに大きくなり複数の繰り返し走査周期 $T_{SV}$ にわたって変化した場合、破棄されるデー

10

20

30

40

50

タや待ち時間によって取得できないデータの量はさらに増加し、問題は深刻となる。

【0060】

(3) 繰り返し走査数  $N$  の変更

本実施形態に係る超音波診断装置 1 では、上記の問題を解決すべく、心拍周期が変動した場合には繰り返し走査数  $N$  を変更する処理を行っている。

【0061】

図 6 は、本実施形態に係る繰り返し走査数変更処理の一例を示すフローチャートである。

【0062】

本実施形態に係る超音波診断装置 1 では、トリガード 3 次元診断モードに入る前に予備走査モードと呼ばれる面走査 (2 次元走査) を行っている (ステップ S T 1)。

【0063】

図 7 (a) は、予備走査モードの一例を説明する図である。予備走査モードでは、互いに直行する 2 つの面を超音波ビームで交互に走査し、夫々の走査面から得られる 2 枚画像データを表示部 50 に並べて表示させる。予備走査モードの主な目的は超音波プローブ 10 の位置決めであり、これから行おうとしているトリガード 3 次元診断モードの診断対象部位に対して超音波プローブ 10 の位置が適切であるかどうかを予備走査モードで得られる 2 枚の画像から判断しようというものである。予備走査モードは 2 面の走査であるためトリガード 3 次元診断モードに比べると全範囲の走査時間は非常に短く、高いフレームレートが得られるため、超音波プローブ 10 を移動させながら診断対象部位を探すのに適している。

【0064】

予備走査モードでは、ECG 信号も合わせて入力され、ECG トリガ信号の周期 (心拍周期  $T_{ECG}$ ) が検出される (ステップ S T 2)。

【0065】

次のステップ 3 では、予め設定されている繰り返し走査周期  $T_{SV}$  が適宜のメモリから読み出して入力し、この繰り返し走査周期  $T_{SV}$  と検出した心拍周期  $T_{ECG}$  とから繰り返し走査数  $N$  の初期値  $N_0$  が決定される。

【0066】

さらに、繰り返し走査  $N$  の変更を行うか否かの判断のための閾値として、下限周期  $T_L$  と上限周期  $T_U$  とが決定される。このとき、下限周期  $T_L$  や上限周期  $T_U$  は、例えば繰り返し走査周期  $T_{SV}$  を単位として、繰り返し走査周期  $T_{SV}$  の整数倍として決定される。つまり、 $T_L = (N_0 - m) * T_{SV}$ 、や  $T_U = (N_0 + m) * T_{SV}$ 、( $N_0$ 、 $m$  は整数) 等の式から下限周期  $T_L$  や上限周期  $T_U$  が決定される。

【0067】

下限周期  $T_L$  や上限周期  $T_U$  が決定されるとトリガード 3 次元診断モードへ移行する (ステップ S T 5)。移行は例えばユーザによる操作部 80 からの移行指示操作による。

【0068】

トリガード 3 次元診断モードへ移行した後も心拍周期の検出は継続して行われ (ステップ S T 6)、下限周期  $T_L$  や上限周期  $T_U$  に対して閾値判定が行われる。

【0069】

心拍周期が下限周期  $T_L$  以下となった場合には (ステップ S T 7 の Yes)、繰り返し走査数  $N$  を低減する処理が行われ (ステップ S T 8)、低減された繰り返し走査数でその後のトリガード 3 次元診断モードが行われる。

【0070】

図 8 は、下限周期  $T_L$  が繰り返し走査周期  $T_{SV}$  の 1.9 倍に設定されているときに、心拍周期が短くなる方向に変化し、下限周期  $T_L$  以下となったときの様子を例示したものである。この例では、繰り返し走査数が初期値の 20 (時相番号の最大値は 19) から繰り返し走査数 19 (時相番号の最大値は 18) に変更されている。

【0071】

10

20

30

40

50

下限周期  $T_L$  は繰り返し走査周期  $T_{SV}$  の整数倍として設定されているため、繰り返し数を変更した直後では、繰り返し走査周期  $T_{SV}$  全体の範囲を欠けることなく、また余ることなく走査することが可能となっている。

【0072】

心拍周期が上限周期  $T_U$  以上となった場合には（ステップ S T 7 の No、及びステップ S T 9 の Yes）、繰り返し走査数  $N$  を増加する処理が行われ（ステップ S T 10）、増加された繰り返し走査数でその後のトリガード 3 次元診断モードが行われる。

【0073】

図 9 は、上限周期  $T_U$  が繰り返し走査周期  $T_{SV}$  の 2.1 倍に設定されているときに、心拍周期が長くなる方向に変化し、上限周期  $T_U$  以上となったときの様子を例示したものである。この例では、繰り返し走査数が初期値の 20（時相番号の最大値は 19）から繰り返し走査数 21（時相番号の最大値は 20）に変更されている。

10

【0074】

この場合にも、上限周期  $T_U$  は繰り返し走査周期  $T_{SV}$  の整数倍として設定されているため、繰り返し数を変更した直後では、繰り返し走査周期  $T_{SV}$  全体の範囲を欠けることなく、また余ることなく走査することが可能となっている。

【0075】

なお、心拍周期が複数の心拍に亘って連続して下限周期  $T_L$  以下となった場合に繰り返し走査数  $N$  を減少する処理を行う、或いは、心拍周期が複数の心拍に亘って連続して上限周期  $T_U$  以上となった場合に繰り返し走査数  $N$  を増加する処理を行うようにしてもよい。

20

【0076】

例えば、診断対象の全体（フルボリューム）を走査する期間中、（フルボリュームを 4 つのサブボリュームに分割した場合には、4 心拍の期間中）継続して心拍周期が下限周期  $T_L$  以下となった場合や上限周期  $T_U$  以上となった場合に初めて繰り返し走査数を変更するようにする。このようにすることによって、心拍ごとに頻りに繰り返し走査数を変更されることを防止することができる。この結果、フルボリュームを構成する各サブボリューム内の繰り返し走査数を揃えることが可能となる。

【0077】

#### (4) その他の実施形態

前述した実施形態では、繰り返し走査数の変更を超音波診断装置 1 が自動的に行っている。これに対して、繰り返し走査数の変更の実施の可否をユーザに判断させ、ユーザからの指示操作によって繰り返し走査数の変更処理を実行するようにしてもよい。図 10 は、この種の実施形態の処理例を示すフローチャートである。

30

【0078】

図 6 に示したフローチャートとの相違点は、ステップ S T 100 乃至ステップ S T 103 の処理が付加されている点である。

【0079】

ステップ S T 100 は、心拍周期が下限周期  $T_L$  以下となった場合には（ステップ S T 7 の Yes）、その旨を表示部 50 に表示させる処理である。ユーザはこの表示によって、心拍周期が下限周期  $T_L$  以下となる程度に短くなったことを認識する。そして、繰り返し走査数の変更を許可する場合には、変更許可の設定を、操作部 80 を介して行う。変更許可の設定が操作部 80 から入力されたことが検知された場合に限り（ステップ S T 101 の Yes）、ステップ S T 8 へ進んで繰り返し走査数を減少させる。

40

【0080】

同様に、ステップ S T 102 では、心拍周期が上限周期  $T_U$  以上となった場合に（ステップ S T 9 の Yes）、その旨を表示部 50 に表示させる。ユーザが繰り返し走査数の変更を許可する場合には、変更許可の設定を、操作部 80 を介して行う。変更許可の設定が操作部 80 から入力されたことが検知された場合に限り（ステップ S T 103 の Yes）、ステップ S T 10 へ進んで繰り返し走査数を増加させる。

【0081】

50

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、診断開始後に心拍周期が変動したとしても 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できる。

【 0 0 8 2 】

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。

10

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 8 3 】

【 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 】 従来トリガード 3 次元診断モードの問題点を説明する第 1 の図。

【 図 5 】 従来トリガード 3 次元診断モードの問題点を説明する第 2 の図。

【 図 6 】 本発明に係る超音波診断装置における、繰り返し走査数変更処理例を示す第 1 のフローチャート。

【 図 7 】 予備走査モードからトリガード 3 次元診断モードへのモード遷移の一例を示す図。

20

【 図 8 】 本発明に係る超音波診断装置における、繰り返し走査数変更処理（減少させる変更）の一例を示す図。

【 図 9 】 本発明に係る超音波診断装置における、繰り返し走査数変更処理（増加させる変更）の一例を示す図。

【 図 1 0 】 本発明に係る超音波診断装置における、繰り返し走査数変更処理例を示す第 2 のフローチャート。

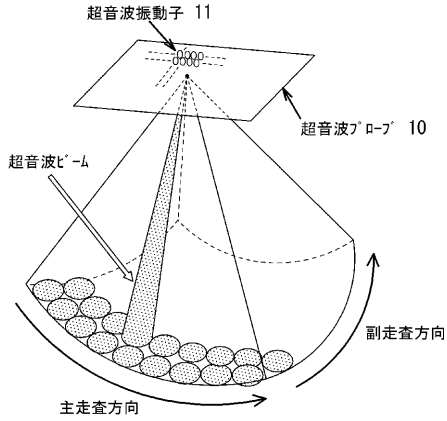
【 符号の説明 】

【 0 0 8 4 】

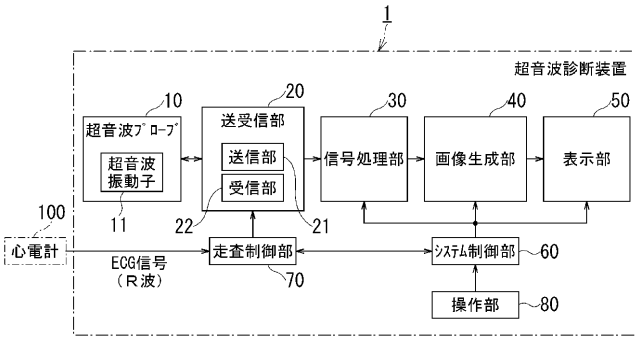
- 1 超音波診断装置
- 1 0 超音波プローブ
- 1 1 超音波振動子
- 2 0 送受信部
- 3 0 信号処理部
- 4 0 画像生成部
- 5 0 表示部
- 6 0 システム制御部
- 7 0 走査制御部
- 8 0 操作部

30

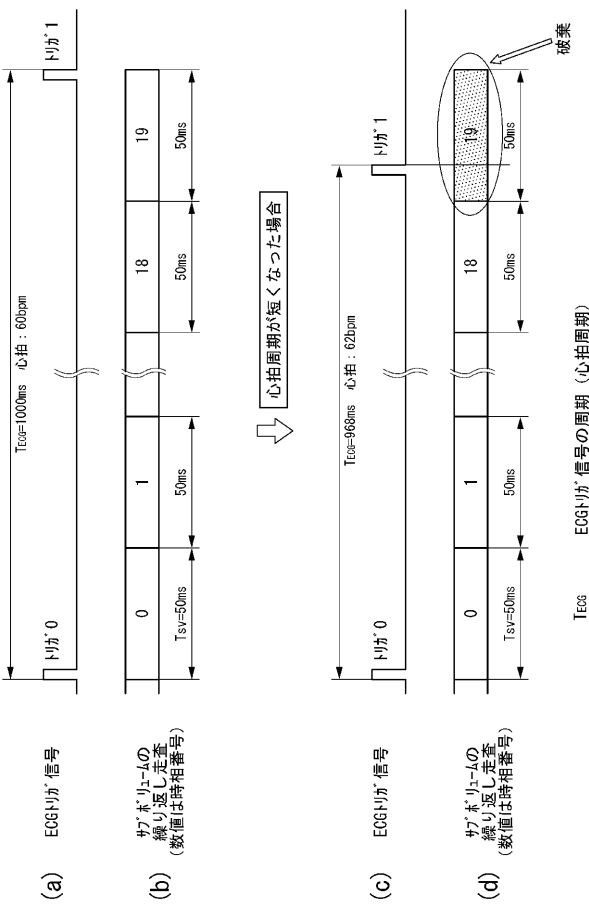
【図1】



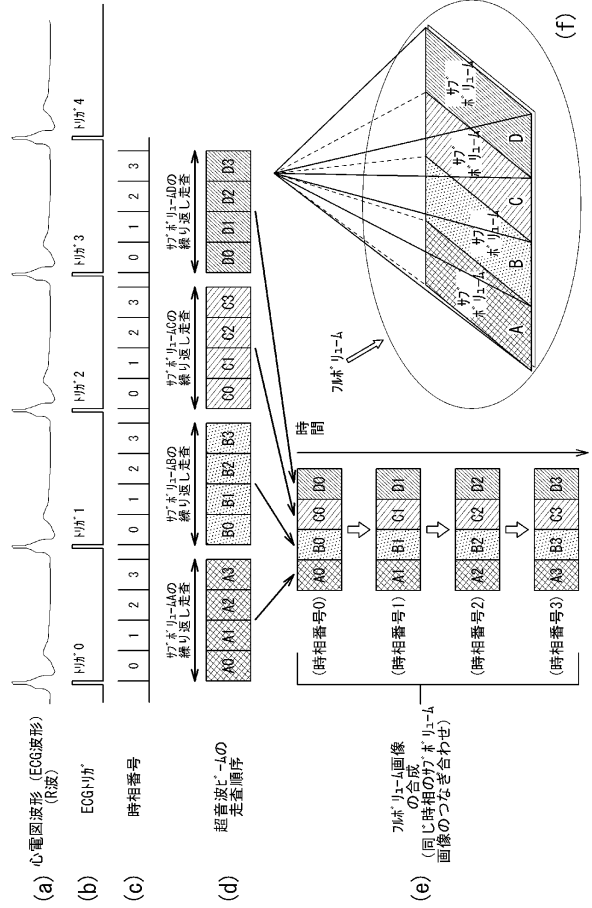
【図2】



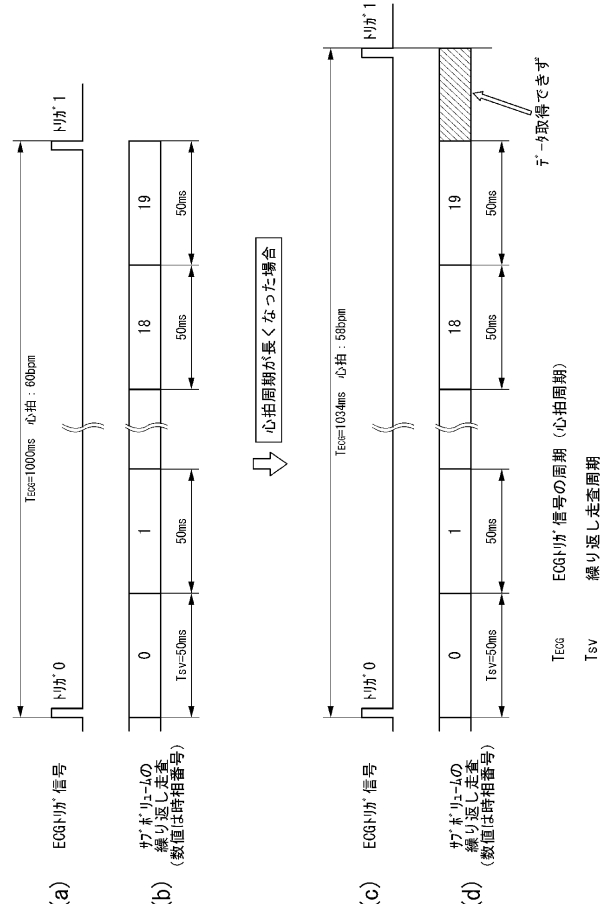
【図4】



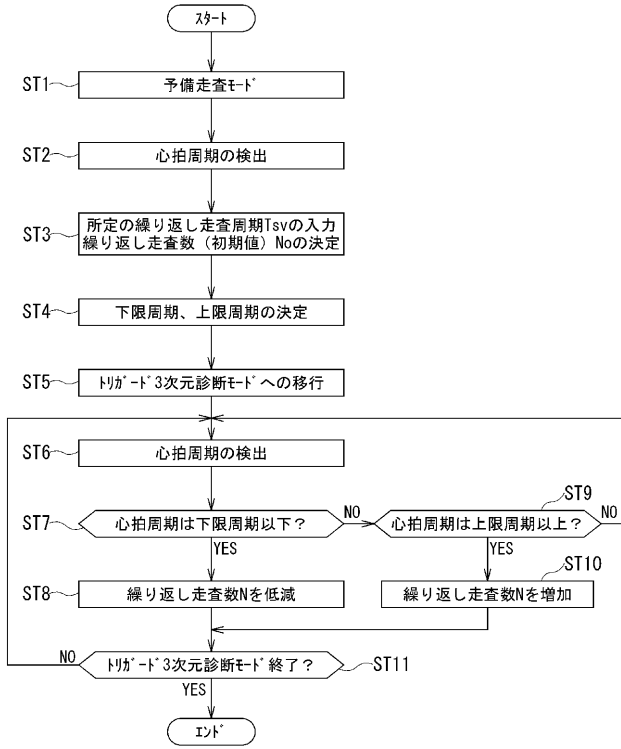
【図3】



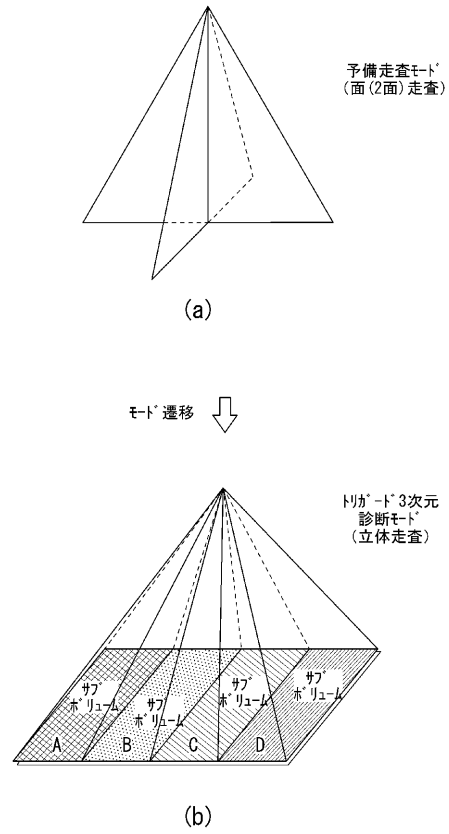
【図5】



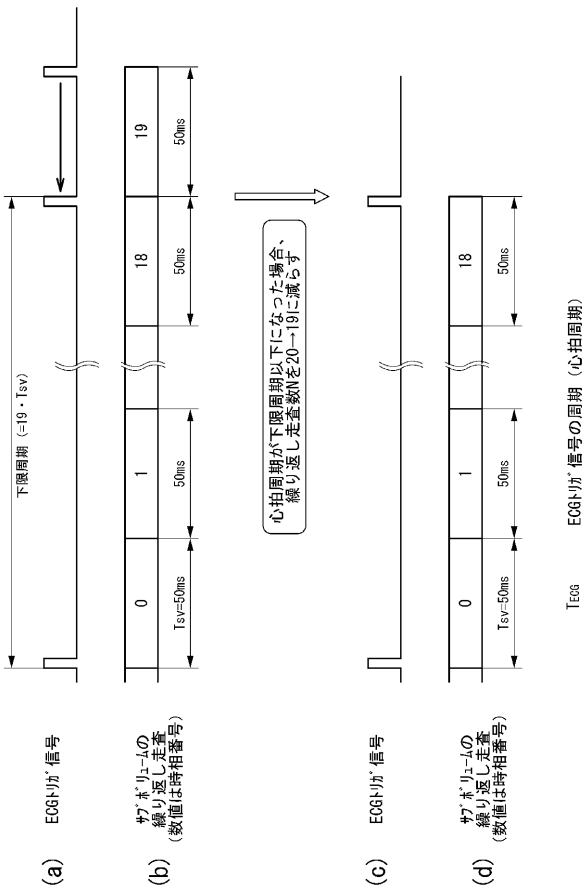
【 図 6 】



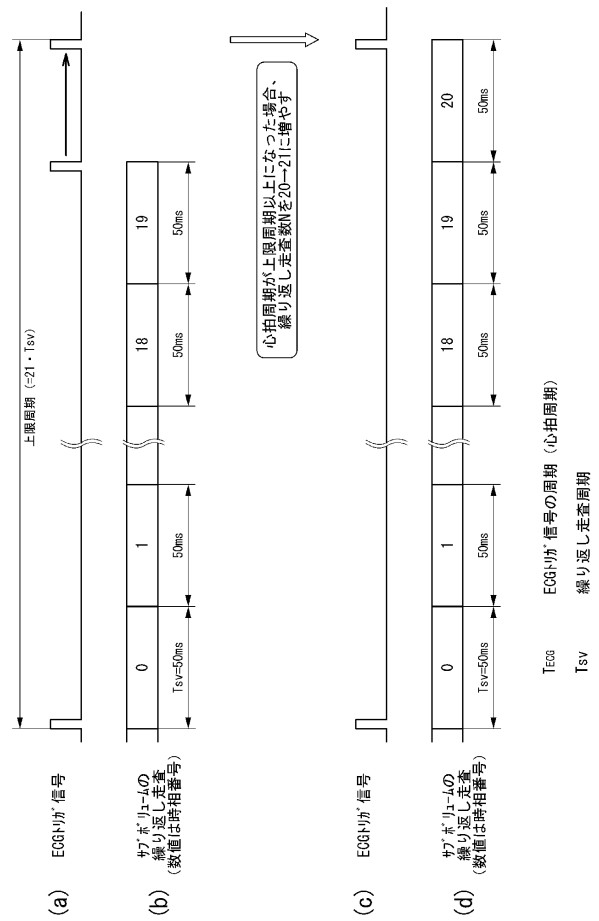
【 図 7 】



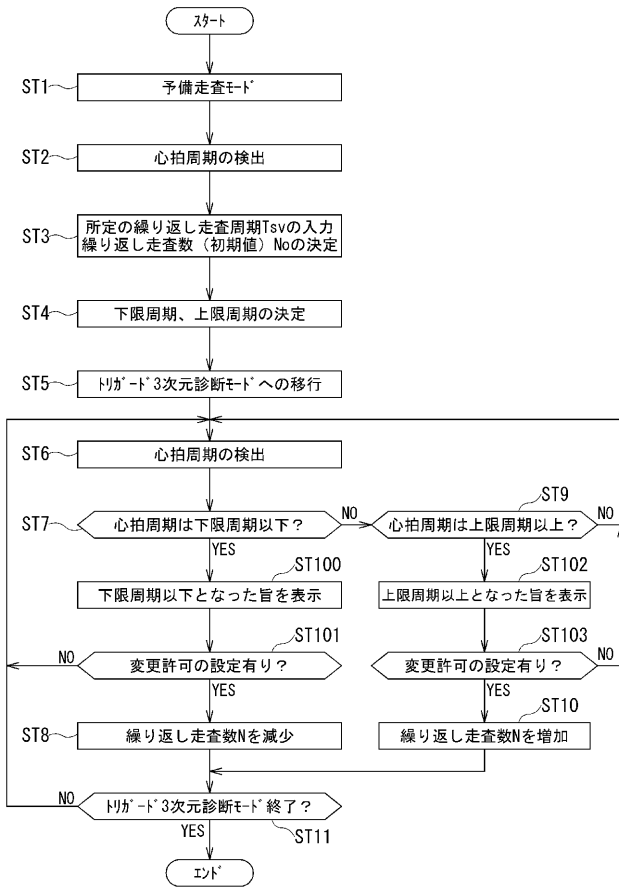
【 図 8 】



【 図 9 】



【図 10】



---

フロントページの続き

(74)代理人 100136504

弁理士 山田 毅彦

(72)発明者 深澤 雄志

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

(72)発明者 中田 一人

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

(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

Fターム(参考) 4C601 BB03 DD15 EE08 EE09 FF08 HH13 HH15 JC20

专利名称(译)	超声波诊断装置及其控制方法		
公开(公告)号	<a href="#">JP2009142600A</a>	公开(公告)日	2009-07-02
申请号	JP2007325790	申请日	2007-12-18
[标]申请(专利权)人(译)	株式会社东芝 东芝医疗系统株式会社		
申请(专利权)人(译)	东芝公司 东芝医疗系统有限公司		
[标]发明人	深澤雄志 中田一人 椎名孝行		
发明人	深澤 雄志 中田 一人 椎名 孝行		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/EE08 4C601/EE09 4C601/FF08 4C601/HH13 4C601/HH15 4C601/JC20		
代理人(译)	波多野尚志 河村修		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

解决的问题：即使在开始诊断后心跳周期发生波动，也要在一个心跳内的所有状态下稳定地获取三维心脏图像，而不会在紧接ECG触发信号之前的状态下丢失心脏图像。提供了一种超声诊断设备。根据本发明的超声诊断设备输入超声探头，该超声探头收集来自被检体内部的反射信号和针对每个心跳周期从外部输出的触发信号，以获得被检体的期望信号。对于通过划分诊断区域而获得的每个划分区域，扫描控制单元针对每个触发信号重复扫描多次，并且图像生成单元连接所获取的数据并生成整个诊断区域的图像。扫描控制单元检测触发信号的周期，当触发信号的周期小于或等于下限周期时，减少重复扫描的次数，并且当触发信号的周期大于或等于上限周期时，重复扫描。它的特点是次数增加。

[选择图]图2

