

(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2009-172223

(P2009-172223A)

(43) 公開日 平成21年8月6日(2009.8.6)

(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 17 O L (全 19 頁)

(21) 出願番号 特願2008-15151 (P2008-15151)  
(22) 出願日 平成20年1月25日 (2008.1.25)

(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

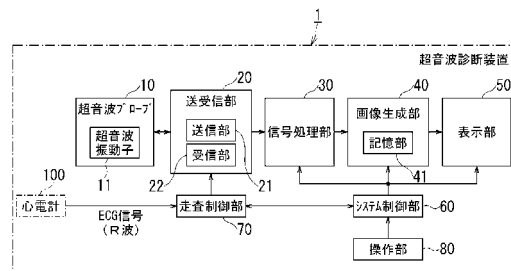
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、及びその制御方法

(57) 【要約】

【課題】心拍周期の変動があったとしても合成画像の空間的・時間的な不連続性を防止或いは低減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、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所定数に分割した分割領域の夫々に対して、トリガ信号毎に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、収集される反射信号を画像表示用データに変換し、診断領域全体を複数回走査する期間分の画像表示用データを記憶する記憶部と、記憶部に記憶された画像表示用データの中から、取得した時間順に拘束されることなく分割領域の空間的な配列順序に従って分割領域を選択し、選択した各分割領域の画像表示用データをつなぎ合わせ診断領域全体の画像を生成し更新する画像生成部と、を備えたことを特徴とする。

【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、

前記繰り返し走査の順序、及び前記分割領域の配列順序に従って収集される前記反射信号を画像表示用データに変換し、前記診断領域全体を複数回走査する期間分の前記画像表示用データを記憶する記憶部と、

前記記憶部に記憶された前記画像表示用データの中から、取得した時間順に拘束されることなく前記分割領域の空間的な配列順序に従って分割領域を選択し、選択した各分割領域の前記画像表示用データの中から繰り返し走査の順序が同一の画像表示用データを取り出してつなぎ合わせ前記診断領域全体の画像を生成し更新する画像生成部と、  
を備えたことを特徴とする超音波診断装置。

10

**【請求項 2】**

前記画像生成部は、

前記配列順序に従って前記分割領域を選択するとき、前記トリガ信号の周期が略同一の分割領域を選択する、  
ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

20

**【請求項 3】**

前記画像生成部は、

前記配列順序に従って前記分割領域を選択するとき、前記トリガ信号毎に行われる繰り返し走査の数が略同一の分割領域を選択する、  
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 4】**

前記画像生成部は、

前記配列順序に従って前記分割領域を選択するとき、隣接する分割領域の空間的相関性の高い分割領域を選択する、  
ことを特徴とする請求項 1 乃至 3 のいずれかに記載の超音波診断装置。

30

**【請求項 5】**

前記画像生成部は、

前記配列順序に従って前記分割領域を選択するとき、つなぎ目両側の画素の画素レベルの差が所定値以下の場合に前記空間的相関性が高いと判断する、  
ことを特徴とする請求項 4 に記載の超音波診断装置。

**【請求項 6】**

前記画像生成部は、

配列される夫々の分割領域における繰り返し走査数が異なる場合には、これらの中で最も少ない繰り返し走査数を前記夫々の分割領域における最大繰り返し走査数として前記診断領域全体の画像を生成し更新する、  
ことを特徴とする請求項 1 に記載の超音波診断装置。

40

**【請求項 7】**

前記画像生成部は、

配列される夫々の分割領域における繰り返し走査数が異なる場合には、これらの中で最も多い繰り返し走査数を前記夫々の分割領域における最大繰り返し走査数とすると共に、前記最大繰り返し走査数よりも少ない繰り返し走査数の分割領域では最後の繰り返し走査で得られた画像表示用データを用いて前記最大繰り返し走査数に対する不足分を補充し、前記診断領域全体の画像を生成し更新する、  
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 8】**

50

前記画像生成部は、

前記記憶部に記憶された前記画像表示用データから平均繰り返し走査数を算出し、

前記平均繰り返し走査数以下の繰り返し走査数の分割領域では最後の繰り返し走査で得られた画像表示用データを用いて前記平均繰り返し走査数に対する不足分を補充する一方、前記平均繰り返し走査数を超える繰り返し走査数の分割領域ではその分割領域と同じ分割領域の取得済みの画像表示用データを利用して、前記診断領域全体の画像を生成し更新する、

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 9】

前記画像生成部は、

空間的な配列順序が同じであっても、取得された時間帯が異なる分割領域を配列した複数の前記診断領域全体の画像を生成し更新する、

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 10】

前記診断領域全体の画像を表示する表示部をさらに備え、

前記表示部には、前記複数の前記診断領域全体の画像が並べて表示される、

ことを特徴とする請求項 9 に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記診断領域全体の画像を表示する表示部をさらに備え、

前記表示部には、前記複数の前記診断領域全体の画像が所定の表示周期で切り替えられて表示される、

ことを特徴とする請求項 9 に記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記画像生成部は、

空間的な配列位置が同じ複数の分割領域の中から所望の分割領域を選択することができる、

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 13】

(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、

(d) 前記繰り返し走査の順序、及び前記分割領域の配列順序に従って収集される前記反射信号を画像表示用データに変換し、前記診断領域全体を複数回走査する期間分の前記画像表示用データを記憶し、

(e) 記憶された前記画像表示用データの中から、取得した時間順に拘束されることなく前記分割領域の空間的な配列順序に従って分割領域を選択し、選択した各分割領域の前記画像表示用データの中から繰り返し走査の順序が同一の画像表示用データを取り出してつなぎ合わせ前記診断領域全体の画像を生成し更新する、

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 14】

ステップ(e)では、

前記配列順序に従って前記分割領域を選択するとき、前記トリガ信号の周期が略同一の分割領域を選択する、

ことを特徴とする請求項 13 に記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項 15】

ステップ(e)では、

前記配列順序に従って前記分割領域を選択するとき、前記トリガ信号毎に行われる繰り返し

10

20

30

40

50

返し走査の数が略同一の分割領域を選択する、  
ことを特徴とする請求項 1 3 に記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項 1 6】

ステップ ( e ) では、

前記配列順序に従って前記分割領域を選択するとき、隣接する分割領域の空間的相関性の高い分割領域を選択する、

ことを特徴とする請求項 1 3 乃至 1 5 のいずれかに記載の超音波診断装置の制御方法。

【請求項 1 7】

ステップ ( e ) では、

前記配列順序に従って前記分割領域を選択するとき、つなぎ目両側の画素の画素レベルの差が所定値以下の場合に前記空間的相関性が高いと判断する、

ことを特徴とする請求項 1 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た。

【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 次元超音波診断装置で得られる 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っている ( 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。

【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。

10

20

30

40

50

## 【 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る。例えば、1心拍あたり(ECGトリガ信号の1周期あたり)同一のサブボリュームを20回繰り返し走査することにより、同一のサブボリュームで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、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。

【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】

## 【 0 0 0 9 】

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トリガ信号の周期から予め決定している。

## 【 0 0 1 0 】

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。

## 【 0 0 1 1 】

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は必ずしも一定とはならない。例えば、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Nが20であったとしても、実際に診断を開始すると心拍周期の変動によっては、繰り返し走査数Nが18に減少したり、22に増加したりして変動する。このため、同じ時相番号のフレーム画像をつなぎ合わせようとしてもその時相番号に該当する走査データが取得できていないサブボリュームが存在しうる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 1 2 】

例えば、サブボリューム A の走査期間では心拍周期が短く時相番号 1 8 までしか走査データを取得できず、その後心拍周期が延びて残りのサブボリューム B、C、D では時相番号 2 0 までの走査データが取得できたとする。この場合、時相番号 1 9 や 2 0 のフレーム画像をつなぎ合わせフルボリューム画像を合成したとしても、サブボリューム A に関しては時相番号 1 9 や 2 0 のフレーム画像が存在しないため、フルボリューム全体としての空間的な連続性が確保できなくなってしまう。また、サブボリューム A に着目した場合、心拍周期が変動することにより取得できる最大の時相番号が変動し、あるときは時相番号 1 8 までしか走査データを取得できず、あるときは時相番号 2 0 までの走査データが取得されるという事象が発生しうる。この結果、動画として見たときサブボリューム A については時間的な連続性も確保できなくなってしまう。

10

## 【 0 0 1 3 】

このように、特許文献 1 等が開示する従来技術では心拍周期の変動に起因して、空間的或いは時間的な連続性が確保できなく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をきたす場合があった。

## 【 0 0 1 4 】

本発明は、上記事情に鑑みてなされたものであり、心拍周期の変動があったとしても合成画像の空間的時間的な不連続性を防止或いは低減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】

20

## 【 0 0 1 5 】

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、前記繰り返し走査の順序、及び前記分割領域の配列順序に従って収集される前記反射信号を画像表示用データに変換し、前記診断領域全体を複数回走査する期間分の前記画像表示用データを記憶する記憶部と、前記記憶部に記憶された前記画像表示用データの中から、取得した時間順に拘束されることなく前記分割領域の空間的な配列順序に従って分割領域を選択し、選択した各分割領域の前記画像表示用データの中から繰り返し走査の順序が同一の画像表示用データを取り出してつなぎ合わせ前記診断領域全体の画像を生成し更新する画像生成部と、を備えたことを特徴とする。

30

## 【 0 0 1 6 】

また、本発明に係る超音波診断装置の制御方法は、請求項 1 3 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に外部から入力し、( 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、( d ) 前記繰り返し走査の順序、及び前記分割領域の配列順序に従って収集される前記反射信号を画像表示用データに変換し、前記診断領域全体を複数回走査する期間分の前記画像表示用データを記憶し、( e ) 記憶された前記画像表示用データの中から、取得した時間順に拘束されることなく前記分割領域の空間的な配列順序に従って分割領域を選択し、選択した各分割領域の前記画像表示用データの中から繰り返し走査の順序が同一の画像表示用データを取り出してつなぎ合わせ前記診断領域全体の画像を生成し更新する、ステップを備えたことを特徴とする。

40

## 【発明の効果】

## 【 0 0 1 7 】

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、心拍周期の変動があったとしても合成画像の空間的時間的な不連続性を防止或いは低減することができる。

50

**【発明を実施するための最良の形態】****【0018】**

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。

10

**【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。

20

**【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。

30

**【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、心電計100等を備えて構成されている。

**【0024】**

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。

40

**【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で生成されたと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。

50

## 【 0 0 2 6 】

送受信部 2 0 の受信部 2 2 では、各超音波振動子 1 1 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 7 0 で生成されたとび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 1 1 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 3 0 に出力する。

## 【 0 0 2 7 】

信号処理部 3 0 では、受信部 2 2 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 4 0 に出力する。

## 【 0 0 2 8 】

画像生成部 4 0 は、その内部構成として記憶部 4 1 を有している。画像生成部 4 0 では、信号処理された反射信号を変換してサブボリューム画像（画像表示用データ）を生成し、生成されたサブボリューム画像は順次記憶部 4 1 に一時的に記憶される。記憶部 4 1 は、フルボリューム全体を複数回以上（例えば 4 回以上）走査する期間分の画像表示用データを記憶する記憶容量を持っている。

10

## 【 0 0 2 9 】

本実施形態に係る超音波診断装置 1 では、記憶部 4 1 に記憶された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。このとき、記憶部 4 1 に記憶される順序、即ち走査の時間的な順序に拘束されることなく、同一サブボリュームに対応する複数のサブボリューム画像の中から、フルボリューム画像を合成したときに空間的連続性が高くなるようなサブボリューム画像を選択するようにしている。細部については後述する。

20

## 【 0 0 3 0 】

さらに、画像生成部 4 0 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 5 0 に出力する。3 次元画像データは、例えば 2 0 f p s 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 5 0 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。

30

## 【 0 0 3 1 】

表示部 5 0 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 4 0 から出力される画像を表示する。

## 【 0 0 3 2 】

操作部 8 0 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 8 0 を介して行われる。

40

## 【 0 0 3 3 】

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 4 】

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 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 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

50



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。

【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等に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。

10

【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。

20

【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50ms(=1/20fps)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1回の走査時間を上記の50ms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。

30

【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。

40

【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。図3(e)は、従来のトリガード3次元診断モードにおいて一般的に行われている合成方法を示すものである。本実施形態に係る超音波診断装置1では、後述するように、この合成方法を改善するものであるが、ここではまず、従来から行われている一般的な合成方法

50

の概念について説明する。

【0043】

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。

【0044】

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。

【0045】

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。

【0046】

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。

【0047】

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。

【0048】

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。

【0049】

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。

【0050】

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。

【0051】

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されている。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。

【0052】

前述したように、心拍周期の変動が大きくなると、時相番号の大きなサブボリューム画像（ECGトリガ信号の直前に近い時相のサブボリューム画像）に関しては、同じ時相番

10

20

30

40

50

号のサブボリューム画像をつなぎ合わせてフルボリューム画像を合成しようとしても同じ時相番号が揃わない可能性がある。

【 0 0 5 3 】

また、取得時刻が異なっても同じ時相番号のサブボリューム画像をつなぎ合わせることでフルボリューム画像の空間的な連続性が確保できるためには、各サブボリューム画像取得時の心拍周期がほぼ一定であるという前提が必要である。従って、仮に同じ時相番号のサブボリューム画像が揃ったとしても、各サブボリューム画像取得時の心拍周期が夫々大きく異なっていると、合成したときにフルボリューム画像の空間的な連続性が保てなくなる。心拍周期が夫々大きく異なっていると、同じ時相番号であっても心臓の収縮や拡張の状態が夫々のサブボリュームで異なってくるからである。

10

【 0 0 5 4 】

( 3 ) フルボリューム画像の合成方法 ( 第 1 の方法 )

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、フルボリュームを複数回走査する期間分のサブボリューム画像を記憶部 4 1 に記憶させる方法を取っている。

【 0 0 5 5 】

図 4 は、フルボリューム画像の合成方法 ( 第 1 の方法 ) の説明図である。図 4 ( a ) は、心拍周期の変動に伴って ECG トリガ信号の周期が変動する様子を例示している。サブボリューム毎の繰り返し走査は、ECG トリガ信号を基準に開始されるため、ECG トリガ信号の周期が変動すると、その周期内で走査可能な繰り返し走査数 ( 最大時相番号 ) も心拍周期ごとに変化することになる。図 4 ( b ) はこの様子を示しており、最大時相番号は、例えば 1 4 ~ 2 3 の範囲で変化している。

20

【 0 0 5 6 】

図 4 ( c ) は、サブボリューム A ~ D の走査によって得られるサブボリューム画像が画像合成部 4 0 に入力される順序を示している。図 4 ( c ) に示した例では、フルボリュームを 4 回連続して走査する期間分のデータが入力されている。この期間のデータが記憶部 4 1 に保存される。フルボリュームの 1 回の走査では、サブボリューム A、B、C、及び D の 4 つのサブボリュームが走査されるため、記憶部 4 1 には 1 6 のサブボリューム画像が一時的に記憶されることになる。この場合、同じサブボリュームに対して夫々 4 つのサブボリューム画像が保存されることになる。

30

【 0 0 5 7 】

心拍周期を 1 秒と仮定すると、1 6 秒分のサブボリューム画像データが記憶部 4 1 に記憶される。記憶部 4 1 の容量が一杯になった場合には、時刻の古いデータから消去され、新しく入力されたサブボリューム画像データによって更新されていく。

【 0 0 5 8 】

従来、フルボリューム画像を合成するときには、画像合成部 4 0 に入力される時刻の直近の過去の 4 つのサブボリューム A、B、C、及び D のみを用いて合成していた。例えば、図 4 ( c ) の最も左側の 4 つのサブボリューム A、B、C、及び D のみを用いて合成していた。このため、最大時相番号が 2 2、2 0、1 9、2 1 のように不揃いになり、最大時相番号近辺では、4 つのサブボリューム画像 A、B、C、及び D をつなぎ合わせる事ができない状況が発生していた。また、同じ時相番号、例えば時相番号 1 0 のサブボリューム画像をつなぎ合わせたとしても、心拍周期が夫々異なっているため心臓の収縮や拡張の状態が夫々のサブボリュームで異なり、合成したフルボリューム画像の空間的な連続性が確保できなかった。

40

【 0 0 5 9 】

そこで、本実施形態に係るフルボリューム画像の合成方法 ( 第 1 の方法 ) では、直近の過去 4 つという時間的な制約に拘束されることなく、記憶部 4 1 に記憶された 1 6 のサブボリューム画像の中から、心拍周期が略同一、或いは最大時相番号が略同一である 4 つのサブボリューム画像 A、B、C、及び D を抽出してつなぎ合わせるようにしている。ここで略同一とは、完全同一、又は所定の基準値を中心として所定の閾値範囲内に入ることを

50

いう。

【 0 0 6 0 】

図 4 ( d ) の左端に示した例では、最大時相番号が 2 0 である 4 つのサブボリューム画像 A、B、C、及び D を選択し、A、B、C、及び D の配列でつなぎ合わせてフルボリューム画像を合成している。

【 0 0 6 1 】

また、図 4 ( d ) の中央と右端に示した例では、最大時相番号 2 0 を基準値とし、時相番号が  $\pm 1$  の範囲の 4 つのサブボリューム画像 A、B、C、及び D を選択してフルボリューム画像を合成し、夫々次候補 ( 1 )、次候補 ( 2 ) としている。完全に同一な最大時相番号を有するサブボリューム画像 A、B、C、及び D が揃わない場合には、これらの次候補のうちいずれかが最適な組み合わせとして選択されることになる。

10

【 0 0 6 2 】

本実施形態に係るフルボリューム画像の合成方法 ( 第 1 の方法 ) によれば、最大時相番号がほぼ揃ったサブボリューム画像 A、B、C、及び D を選択しているため、最大時相番号近辺で 4 つのサブボリューム画像 A、B、C、及び D をつなぎ合わせることができないという状況の発生を低減することができる。また、合成される各サブボリュームの最大時相番号はほぼ揃っているため ( 即ち、心拍周期がほぼ同一のため )、合成したフルボリューム画像の空間的な連続性が高まる。

【 0 0 6 3 】

図 5 は、フルボリューム画像の合成方法 ( 第 1 の方法 ) の第 1 の変形例を説明する図である。第 1 の変形例では、記憶部 4 1 に記憶された 1 6 のサブボリューム画像の中から、最小の最大時相番号 ( 図 5 の例では、最大時相番号 1 7 ) を選択し、この最小の最大時相番号に近いサブボリューム画像を組み合わせてフルボリューム画像を合成している。そして、最小の最大時相番号よりも大きな時相番号のサブボリューム画像はフルボリューム画像の合成には使用しないようにしている。

20

【 0 0 6 4 】

第 1 の変形例によれば、最大時相番号近辺で 4 つのサブボリューム画像 A、B、C、及び D をつなぎ合わせることができないという状況の発生は少なくとも防止することができる。

【 0 0 6 5 】

図 6 は、フルボリューム画像の合成方法 ( 第 1 の方法 ) の第 2 の変形例を説明する図である。第 2 の変形例では、第 1 の変形例とは逆に、記憶部 4 1 に記憶された 1 6 のサブボリューム画像の中から、最大の最大時相番号 ( 図 6 の例では、最大時相番号 2 3 ) を選択し、この最大の最大時相番号に近いサブボリューム画像を組み合わせてフルボリューム画像を合成している。そして、最大の最大時相番号に満たないサブボリュームに対しては、そのサブボリューム内における最大時相番号のサブボリューム画像を複写して補完するようにしている。

30

【 0 0 6 6 】

第 2 の変形例によれば、一部は擬似的なデータであるにせよ、第 1 の変形例に比べるとより多くの時相のデータを利用してフルボリューム画像を合成することが可能であり、最大時相番号近辺で 4 つのサブボリューム画像 A、B、C、及び D をつなぎ合わせることができないという状況の発生も防止することができる。

40

【 0 0 6 7 】

図 7 は、フルボリューム画像の合成方法 ( 第 1 の方法 ) の第 3 の変形例を説明する図である。第 3 の変形例では、記憶部 4 1 に記憶された 1 6 のサブボリューム画像に対して最大時相番号の平均値を求め ( 図 7 の例では、最大時相番号の平均値は 2 0 )、この平均最大時相番号と同一、又は近似する最大時相番号のサブボリューム画像を組み合わせてフルボリューム画像を合成している。そして、平均最大時相番号に満たないサブボリュームに対しては、そのサブボリューム内における最大時相番号のサブボリューム画像を複写して補完し、平均最大時相番号を超えるサブボリュームに対しては、平均最大時相番号よりも

50

大きな時相番号のサブボリューム画像はフルボリューム画像の合成には使用しないようにしている。

【0068】

心拍周期の変動が発生したとしても、一般的には、心拍周期平均値の近傍の発生頻度が高く、平均値から大きく離れた心拍周期の発生頻度は少ないと考えられる。従って、第3の変形例では、記憶部41に記憶されたサブボリューム画像の中から、同一或いは近似した心拍周期のサブボリューム画像を選択できる確率が高くなる。

【0069】

第1の実施形態（各変形例を含む）では、サブボリュームの選択時期に関して大きく2つの手法がある。

【0070】

第1の手法は、複数のサブボリュームデータを取得して保存した後（即ち取得したデータを一旦フリーズして）、サブボリュームの選択を行う手法である。この場合、予め選択のための条件を設定しておき、リアルタイムで動作中は従来の方法でフルボリュームの収集と表示を行い、フリーズと同時に設定した条件で自動的にサブボリュームの選択、並び替えを行って表示する。また、適宜のユーザインタフェースを設け、サブボリュームの選択、並び替えをユーザの所望のタイミングで実施できるようにしてもよい。

【0071】

第2の手法は、リアルタイムで動作中に上述したサブボリュームの選択と並び替えを順次行っていく方法である。この場合、最初のフルボリュームが揃うまでは従来の方法でフルボリュームの収集と表示を行い、一旦フルボリュームが揃った後は、1つのサブボリュームのデータ収集が完了するたびに最適なサブボリュームの組み合わせを選択し直して表示させる方法である。また、この場合、リアルタイム性を損なわないために、サブボリュームの選択は収集している前のサブボリュームまでで実施し、更に1つ後のサブボリューム収集開始時に組み合わせを変更することでより実現性を高めることが可能である。

【0072】

（4）フルボリューム画像の合成方法（第2の方法）

図8及び図9は、フルボリューム画像の合成方法（第2の方法）を説明する図である。第1の方法では、心拍周期（或いは最大時相番号）が略同一のサブボリューム画像を選択してフルボリューム画像を合成することによって空間的な連続性を高めている。これに対して、第2の方法は、隣接するサブボリューム画像同士での空間的相関性の高低を示す指標を直接演算によって算出し、空間的相関性の最も高いサブボリューム画像を選択してつなぎ合わせ、フルボリューム画像を合成している。

【0073】

第2の方法は、複数周期分（例えば4周期分）のフルボリューム走査データを記憶部41に記憶する。ここまでの処理は第1の方法と同じである。

【0074】

次に、特定の時相番号（例えば、時相番号10）のサブボリューム画像データを抽出する。図8（c）の例示では、16の特定の時相番号のサブボリューム画像が記憶部41に記憶されている。これらのサブボリューム画像の中から、隣接するサブボリュームの空間的相関性の高いサブボリューム画像を選択して組み合わせていく。

【0075】

図9はこの選択方法を説明する図である。図9は、既にサブボリュームAとサブボリュームBの組み合わせが決定しており、次にサブボリュームBに隣接するサブボリュームCを選択するときの方法を例示している。サブボリュームCに相当するサブボリューム画像は、記憶部41に4つ（サブボリューム画像C<sub>0</sub>、C<sub>1</sub>、C<sub>2</sub>、C<sub>3</sub>）記憶されている。これらのサブボリュームC<sub>0</sub>、C<sub>1</sub>、C<sub>2</sub>、C<sub>3</sub>に対して、サブボリュームBとのつながりにおける空間的相関性の高低を示す指標を夫々演算で求め、空間的相関性の最も高いサブボリューム画像Cを選択してサブボリューム画像Bにつなぎ合わせる。

【0076】

10

20

30

40

50

空間的相関性の高低を示す指標として、例えば、つなぎ目のライン（図9の例では、サブボリューム画像Bのラインnとサブボリューム画像Cのライン1）において互いに隣接する画素のレベル値の差（絶対値）の合計値、を定義することができる。この合計値がゼロに近い程空間的相関性が高いと考えることができる。

【0077】

第2の方法では、隣接するサブボリューム画像の空間的相関性の高低を示す指標を直接演算によって求め、空間的相関性の最も高いサブボリューム画像をつなぎ合わせてフルボリューム画像を合成しているため、高い空間連続性を確保することができる。

【0078】

(5) フルボリューム画像の合成支援方法

第1、第2の方法によるサブボリューム画像の組み合わせは、機械が（超音波診断装置1の画像合成部40が）自動的に行うため、ユーザがフルボリューム画像を動画として視認した場合、その組み合わせがそのユーザにとって必ずしも最適なものとは限らない場合がある。

【0079】

そこで、本実施形態に係る超音波診断装置1では、サブボリューム画像の組み合わせをユーザが変更したり、或いは異なる組み合わせで合成した複数のフルボリューム画像の中からユーザが最も適していると判断したフルボリューム画像を選択したりすることができる選択表示手段を提供している。

【0080】

図10は、この選択表示手段の一例を示す図である。超音波診断装置1は、フルボリューム画像の候補を並べて表示する候補画像表示手段200a、及び200b、組み合わせの選択対象となるサブボリュームに「A0」、「B0」等の識別情報を付して表示する選択対象表示手段201、選択するサブボリュームを指定するサブボリューム選択手段203a、及び203b、選択されたサブボリュームを表示する選択サブボリューム表示手段204a、及び204b、組み合わせるサブボリューム候補を変更する候補変更手段205a、及び205b、並びに現在の組み合わせ状況を表示する組み合わせ表示手段206a、及び206b等を有している。上記の各表示手段は、例えば表示部50のディスプレイ画面上に表示させる手段である。また、各選択手段や変更手段は、例えば操作部80に設けられる手段である。

【0081】

候補画像表示手段200a、及び200bには、超音波診断装置1が選択した組み合わせによって合成されたフルボリューム画像が動画として表示される。例えば、図4(d)の左端の組み合わせと中央の組み合わせによって合成されたフルボリュームを組み合わせ候補1、及び組み合わせ候補2として候補画像表示手段200a、及び200bに表示する。

【0082】

ここでは、2つの候補フルボリューム画像を並べて表示する例を示しているが、3以上の候補フルボリューム画像を並べて表示してもよい。また、表示するフルボリューム画像自体は1つとし、複数の候補フルボリューム画像を適宜の切り替え周期で時間的に切り替えながら表示させるようにしてもよい。

【0083】

ユーザは表示された候補フルボリューム画像を目視で確認し、候補の中からより適切なフルボリューム画像を選択することができる。

【0084】

また、超音波診断装置1が選択した組み合わせをユーザが変更することも可能である。組み合わせの変更は、サブボリューム選択手段203a、及び203b、候補変更手段205a、及び205b等の操作によって行う。変更された組み合わせは、候補画像表示手段200a、及び200bに表示される候補フルボリューム画像に直ちに反映され、ユーザは変更の妥当性をリアルタイムで確認することができる。

【0085】

10

20

30

40

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、心拍周期の変動があったとしても合成画像の空間的・時間的な不連続性を防止或いは低減することができる。

【0086】

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】

10

【0087】

【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】フルボリューム画像の合成方法(第1の方法)の説明図。

【図5】第1の方法の第1の変形例の説明図。

【図6】第1の方法の第2の変形例の説明図。

【図7】第1の方法の第3の変形例の説明図。

【図8】フルボリューム画像の合成方法(第2の方法)の第1の説明図。

【図9】フルボリューム画像の合成方法(第2の方法)の第2の説明図。

20

【図10】フルボリューム画像の組合わせ候補の表示、選択手段の一例を示す図。

【符号の説明】

【0088】

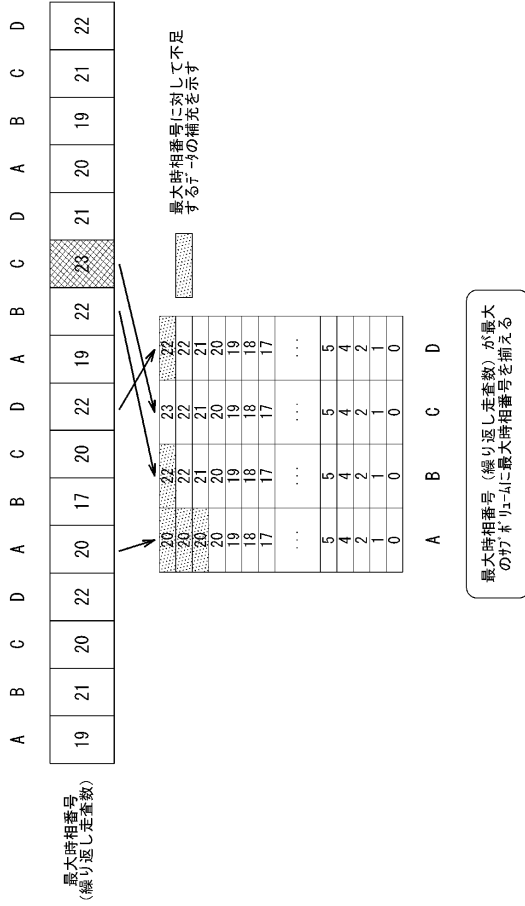
- 1 超音波診断装置
- 10 超音波プローブ
- 11 超音波振動子
- 20 送受信部
- 30 信号処理部
- 40 画像生成部
- 41 記憶部
- 50 表示部
- 60 システム制御部
- 70 走査制御部
- 80 操作部

30

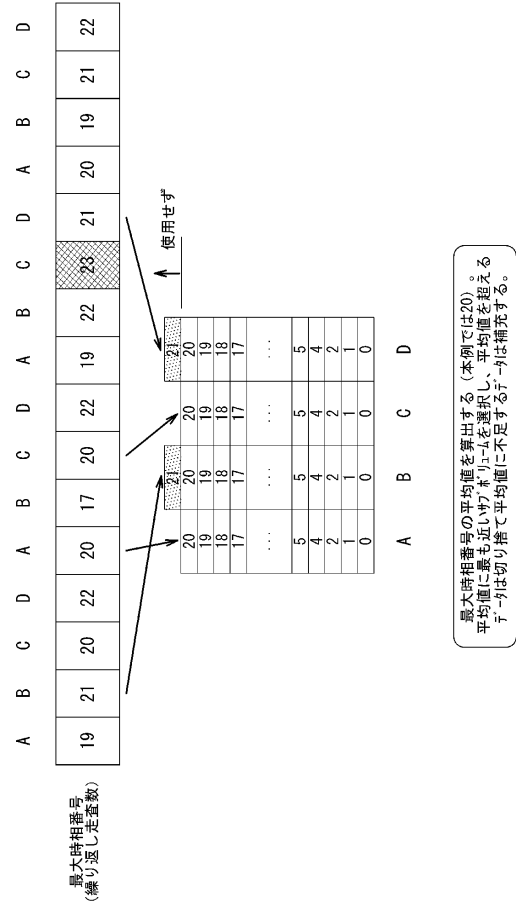




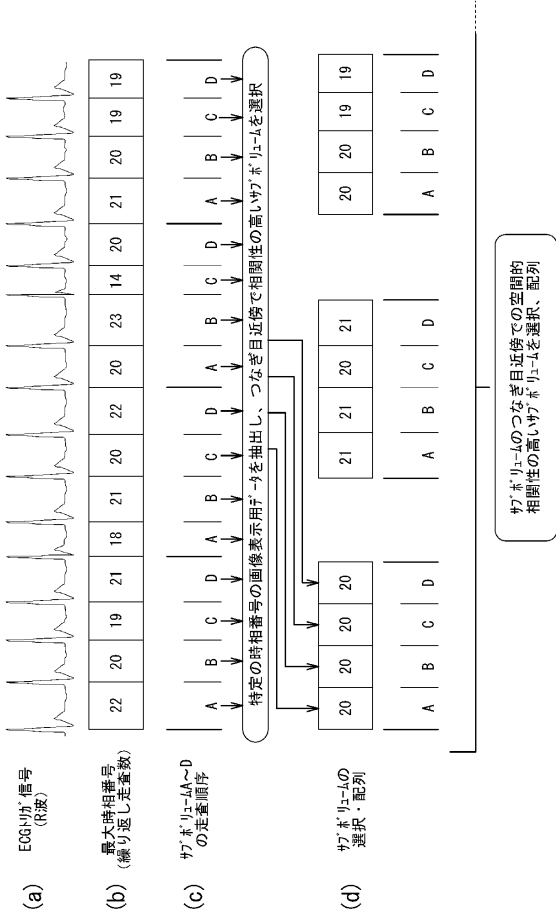
【 図 6 】



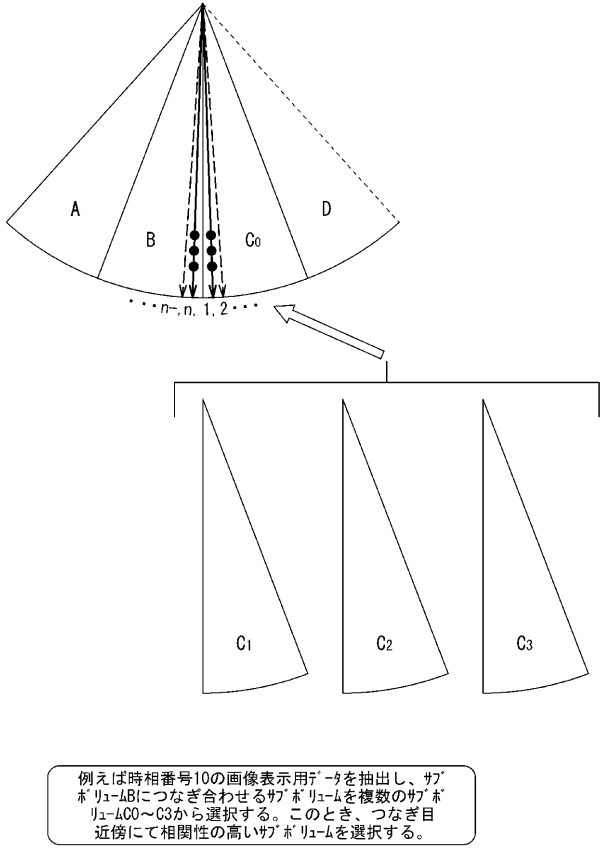
【 図 7 】



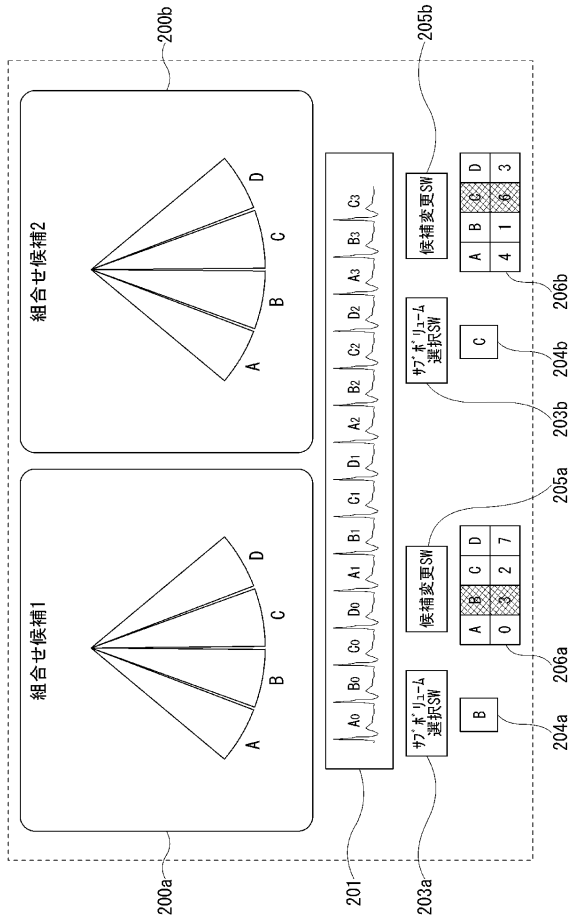
【 図 8 】



【 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 橋本 新一

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 GB06 HH15 HH16 JC22 JC23