

(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2011-4949

(P2011-4949A)

(43) 公開日 平成23年1月13日(2011.1.13)

(51) Int.Cl.
A 6 1 B 8/08 (2006.01)F 1
A 6 1 B 8/08テーマコード (参考)
4 C 6 0 1

審査請求 未請求 請求項の数 6 O L (全 18 頁)

(21) 出願番号 特願2009-151136 (P2009-151136)
(22) 出願日 平成21年6月25日 (2009. 6. 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 100108855
弁理士 蔵田 昌俊
(74) 代理人 100091351
弁理士 河野 哲
(74) 代理人 100088683
弁理士 中村 誠
(74) 代理人 100109830
弁理士 福原 淑弘

最終頁に続く

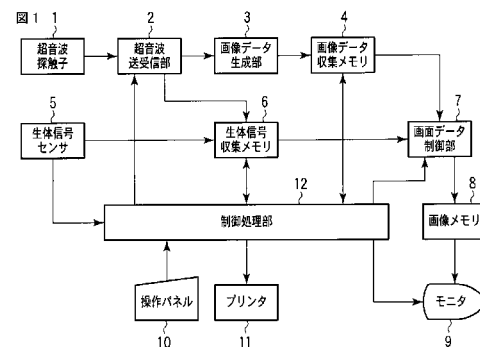
(54) 【発明の名称】 超音波画像診断装置

(57) 【要約】

【課題】観察部位の動作周期における特定の時相についての複数断面の超音波診断画像を確実に得る。

【解決手段】超音波探触子1は、2次元配列された複数の超音波振動子を有する。超音波送受信部2は、超音波探触子1を使用して被検体内の診断部位をそれぞれ通る複数の断面を選択的に超音波によってスキャンする。画像データ生成部3は、上記のスキャンの結果に基づいてそのスキャンの対象となった断面に関する超音波診断画像を生成する。制御処理部12は、診断部位の動作周期を第1の期間および第2の期間に区分し、互いに異なる複数の第1の期間のそれぞれを複数の断面にそれぞれ割り当て、第1の期間にはそれに割り当てられた断面のみをスキャンし、第2の期間には複数の断面を一定回数ずつ順次にスキャンするように超音波送受信部2を制御する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

2次元配列された複数の超音波振動子を有する2次元アレイプロブと、
前記2次元アレイプロブを使用して被検体内の診断部位をそれぞれ通る複数の断面を選択的に超音波によってスキャンするスキャン手段と、
スキャン手段によるスキャンの結果に基づいてそのスキャンの対象となった断面に関する超音波診断画像を生成する生成手段と、
前記診断部位の動作周期を第1の期間および第2の期間に区分し、互いに異なる複数の第1の期間のそれぞれを前記複数の断面にそれぞれ割り当て、前記第1の期間にはそれに割り当てられた断面のみをスキャンし、前記第2の期間には前記複数の断面を一定回数ずつ順次にスキャンするように前記スキャン手段を制御する制御手段とを具備したことを特徴とする超音波画像診断装置。

10

【請求項 2】

前記制御手段は、前記動作周期のうちの所定の時相を含んだ一部期間とそれ以外の期間とをそれぞれ前記第1および第2の期間とし、前記第1の期間にはそれに割り当てられた断面のスキャンを複数回繰り返すように前記スキャン手段を制御することを特徴とする請求項1に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 3】

前記制御手段は、前記動作周期内の所定の時相から一定時間が経過した時点から始まる一部期間とそれ以外の期間とをそれぞれ前記第1および第2の期間とし、前記第1の期間にはそれに割り当てられた断面のスキャンを少なくとも1回行うように前記スキャン手段を制御することを特徴とする請求項1に記載の超音波画像診断装置。

20

【請求項 4】

前記生成手段により生成された超音波診断画像の1つと、当該超音波診断画像を生成するために利用されたスキャン結果が得られた前記スキャンのスキャンタイミングを複数の前記動作周期についての前記診断部位の動作を表した波形上で表すタイミング画像と、前記タイミング画像のうちの前記スキャンタイミング付近の一部を拡大して表す拡大画像とをそれぞれ表示する表示手段をさらに備えることを特徴とする請求項1に記載の超音波画像診断装置。

【請求項 5】

前記複数の断面のうちの1つの断面について前記生成手段により生成された超音波診断画像の1つを基準超音波診断画像を生成するために利用されたスキャン結果が得られた前記スキャンのタイミングを基準タイミングとし、前記複数の断面のうちの他の一部または全ての断面について前記生成手段により生成された超音波診断画像のうちで前記基準タイミングに最も近いタイミングに行われたスキャンの結果に基づいて生成された超音波診断画像と前記基準超音波画像とをそれぞれ表示する表示手段をさらに備えることを特徴とする請求項1に記載の超音波画像診断装置。

30

【請求項 6】

前記複数の断面のうちの2つ以上について前記第1の期間になされたスキャンの結果に基づいて前記生成手段により生成された超音波診断画像をそれぞれ表示する表示手段をさらに備えることを特徴とする請求項1に記載の超音波画像診断装置。

40

【発明の詳細な説明】**【技術分野】****【0001】**

本発明は、被検体内の周期的な動作を伴う部位を観察するための超音波診断画像を撮像する超音波画像診断装置に関する。

【背景技術】**【0002】**

被検体内の周期的な動作を伴う部位に関して撮像された超音波診断画像に基づいて上記の部位を観察するためには、その超音波診断画像が観察部位の動作周期のどの時相におい

50

て撮像されたものであるかを認識することが重要である。そして多くの場合には、特定の時相において撮像された超音波診断画像が診断に利用される。例えば循環器分野においては、ECG (electrocardiogram) 波形の拡張末期、特に R 波時の超音波診断画像が診断に利用されている。

【0003】

一方、近年は、2次元アレイプローブを用いて複数断面をスキャンするモード（例えば Tri-plane TDI モード）が実現されている。この種のスキャンモードでは、複数の断面が順番に繰り返しスキャンされ、それぞれのスキャン結果に基づいて超音波診断画像がそれぞれ生成される。

【先行技術文献】

10

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特開2008-200072

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

複数断面のスキャンするモードにおけるスキャンの繰り返しは、観察部位の動作とは無関係に行われている。このため、観察部位の動作周期における特定の時相に撮像された画像が複数の断面のそれぞれについて確実に得られる保証はなく、またそれが得られたとしても、当該画像が全て得られるまでに多くの時間を要する恐れがあった。

20

【0006】

本発明はこのような事情を考慮してなされたものであり、その目的とするところは、観察部位の動作周期における特定の時相についての複数断面の超音波診断画像を確実に得ることができる超音波画像診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の第1の態様による超音波画像診断装置は、2次元配列された複数の超音波振動子を有する2次元アレイプローブと、前記2次元アレイプローブを使用して被検体内の診断部位をそれぞれ通る複数の断面を選択的に超音波によってスキャンするスキャン手段と、スキャン手段によるスキャンの結果に基づいてそのスキャンの対象となった断面に関する超音波診断画像を生成する生成手段と、前記診断部位の動作周期を第1の期間および第2の期間に区分し、互いに異なる複数の第1の期間のそれぞれを前記複数の断面にそれぞれ割り当て、前記第1の期間にはそれに割り当てられた断面のみをスキャンし、前記第2の期間には前記複数の断面を一定回数ずつ順次にスキャンするように前記スキャン手段を制御する制御手段とを備えた。

30

【発明の効果】

【0008】

本発明によれば、観察部位の動作周期における特定の時相についての複数断面の超音波診断画像を確実に得ることができる。

【図面の簡単な説明】

40

【0009】

【図1】本発明の一実施形態に係る超音波画像診断装置のブロック図。

【図2】Tri-plane TDI モードにおけるスキャン対象の断面の一例を示す図。

【図3】Tri-plane TDI モードにおいて再構成された3つの超音波診断画像を並べて表した表示画面の一例を示す図。

【図4】第1のスキャンモードにおけるスキャンシーケンスを示す図。

【図5】図1中の制御処理部による第2のスキャンモードにおける処理手順を示すフローチャート。

【図6】第2のスキャンモードにおけるシーケンスAのタイミング図。

【図7】第2のスキャンモードにおけるシーケンスBのタイミング図。

50

【図 8】第 2 のスキャンモードにおけるシーケンス C のタイミング図。

【図 9】第 3 のスキャンモードにおけるシーケンス A のタイミング図。

【図 10】第 3 のスキャンモードにおけるシーケンス B のタイミング図。

【図 11】第 3 のスキャンモードにおけるシーケンス C のタイミング図。

【図 12】第 1 の表示モードにおける表示画面の一例を示す図。

【図 13】第 2 の表示モードにおける表示画面の一例を示す図。

【図 14】第 3 の表示モードにおける表示画面の一例を示す図。

【図 15】第 4 の表示モードにおける表示画面の一例を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0010】

以下、図面を参照して本発明の実施の形態について説明する。

【0011】

図 1 は本実施形態に係る超音波画像診断装置 100 のブロック図である。

【0012】

超音波画像診断装置 100 は、超音波探触子 1、超音波送受信部 2、画像データ生成部 3、画像データ収集メモリ 4、生体信号センサ 5、生体信号収集メモリ 6、画面データ制御部 7、画像メモリ 8、モニタ 9、操作パネル 10、プリンタ 11 および制御処理部 12 を含む。なお、一般的には、超音波送受信部 2、画像データ生成部 3、画像データ収集メモリ 4、生体信号収集メモリ 6、画面データ制御部 7、画像メモリ 8、モニタ 9、操作パネル 10、プリンタ 11 および制御処理部 12 を含んだメインユニットとして、超音波探触子 1 および生体信号センサ 5 とは別体で構成される。さらには、モニタ 9 およびプリンタ 11 の少なくとも一方はメインユニットに内蔵されず、外付けされるように構成される場合もある。生体信号センサ 5、モニタ 9 およびプリンタ 11 は、超音波画像診断装置 100 とは別の例えば既製品などを使用しても良い。

【0013】

超音波探触子 1 は、圧電セラミック等の音響 / 電気可逆的変換素子としての圧電振動子を多数有する。複数の圧電振動子は 2 次元に配列され、超音波探触子 1 の先端に装備される。すなわち超音波探触子 1 は、いわゆる 2 次元アレイプローブである。超音波探触子 1 は、超音波送受信部 2 からの駆動信号に基づき超音波を発生し、被検体からの反射波を電気信号（エコー信号）に変換する。

【0014】

超音波送受信部 2 は、トリガ発生回路、遅延回路およびパルサ回路等を内蔵してる。パルサ回路は、所定のレート周波数で、送信超音波を形成するためのレートパルスを繰り返し発生する。遅延回路は、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束し、かつ送信指向性を決定するのに必要な遅延を各レートパルスに与える。トリガ発生回路は、このレートパルスに基づくタイミングでパルスが生じる駆動信号を超音波探触子 1 に出力する。アンプ回路、A/D 変換器および加算器等を内蔵している。アンプ回路は、超音波探触子 1 から出力されたエコー信号をチャンネル毎に増幅する。加算器は、各チャンネルのエコー信号に受信指向性を決定するのに必要な遅延を個別に与え、その後に加算する。この加算により、エコー信号の受信指向性に応じた方向からの反射成分が強調され、受信指向性と送信指向性により超音波送受信の総合的なビームが形成される。超音波送受信部 2 は、合成後のエコー信号を画像データ生成部 3 に送る。超音波送受信部 2 は、送信指向性および受信指向性を 2 次元的に変化させることができる。そして、超音波によるスキャン断面の向きを変化させることができる。

【0015】

画像データ生成部 3 は、超音波送受信部 2 から与えられたエコー信号に基づいて超音波診断画像を表した画像データを生成する。

【0016】

画像データ収集メモリ 4 は、画像データ生成部 3 で繰り返し生成される画像データを収集して記憶する。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 7 】

生体信号センサ 5 は、被検体の E C G (electrocardiogram) 信号を電気信号として検出する。生体信号センサ 5 は、E C G 信号にデジタル化処理を含む各種の処理を施した上で出力する。

【 0 0 1 8 】

生体信号収集メモリ 6 は、生体信号センサ 5 から出力された E C G 信号を収集し、超音波スキャンの実施タイミングに関連付けて記憶する。

【 0 0 1 9 】

画面データ制御部 7 は、画像データ収集メモリ 4 に記憶されている画像データが表す超音波診断画像をモニター 9 にて表示するための表示画面を表した画面データを生成する。画面データ制御部 7 は、生体信号収集メモリ 6 に記憶された E C G 信号が表す E C G 波形を、必要に応じて表示画面に含めることができる。例えば画面データ制御部 7 は、超音波診断画像に、その超音波診断画像が被検体の心拍周期のどの時相で撮像されたかを表すタイミング画像を重畳した表示画面の画面データを生成する。画面データ制御部 7 は、制御処理部 1 2 から指定された表示モードに応じた表示画面の画面データを生成する。

【 0 0 2 0 】

画像メモリ 8 は、画面データ制御部 7 により生成された画面データを記憶する。

【 0 0 2 1 】

モニター 9 は、画像メモリ 8 に記憶された画面データが表す画面を表示する。

【 0 0 2 2 】

操作パネル 1 0 は、制御処理部 1 2 に対するユーザによる各種の指示を入力する。

【 0 0 2 3 】

プリンタ 1 1 は、モニター 9 に表示されている画面やその他の情報をプリントする。

【 0 0 2 4 】

制御処理部 1 2 は、超音波画像診断装置 1 0 0 の各部の動作を総括的に制御する。制御処理部 1 2 は、次のような各種の機能を実現する。この機能のいくつかは、既存の超音波画像診断装置が備える各種の機能を実現するように超音波画像診断装置 1 0 0 の各部を制御する。上記の機能の 1 つは、Tri-plane TDI モードでの撮像の際に、被検体の心拍周期を第 1 の期間および第 2 の期間に区分し、互いに異なる複数の第 1 の期間のそれぞれを複数の断面にそれぞれ割り当て、第 1 の期間にはそれに割り当てられた断面のみをスキャンし、第 2 の期間には複数の断面を順次にスキャンするように超音波送受信部 2 を制御する。

【 0 0 2 5 】

次に以上のように構成された超音波画像診断装置 1 0 0 の動作について説明する。

【 0 0 2 6 】

超音波画像診断装置 1 0 0 は、従来より存在する同種の他の超音波画像診断装置における動作と同様な動作を行うことが可能であるが、その説明は省略する。そしてここでは、3 つの断面をスキャンする Tri-plane TDI モードでの動作について詳細に説明する。

【 0 0 2 7 】

超音波画像診断装置 1 0 0 では基本的には、被検体からの反射波を受けて超音波探触子 1 から出力されたエコー信号に基づいて超音波送受信部 2 および画像データ生成部 3 によって生成された超音波診断画像は、画面データ制御部 7 によって表示画面に編集されてモニター 9 にて表示される。

【 0 0 2 8 】

Tri-plane TDI モードにおいては、例えば図 2 に示すような互いに異なる 3 つの断面 P 1 , P 2 , P 3 をそれぞれ時分割にスキャンする。なお図 2 において符号 1 a を付して示しているのは超音波探触子 1 に備えられた圧電振動子群である。そして Tri-plane TDI モードにおいては、断面 P 1 , P 2 , P 3 のそれぞれについてのスキャン結果に基づいてそれぞれ再構成された 3 つの超音波診断画像を例えば図 3 に示すように並べて表した表示画面が画面データ制御部 7 により生成されてモニター 9 で表示される。

【 0 0 2 9 】

さて、超音波画像診断装置 1 0 0 は以上のようなTri-plane TDIモードに関して、さらに以下に詳述するような3つのスキャンモードを備えている。そしてこれら3つのスキャンモードは、ユーザの要求に応じて選択的に有効とされる。制御処理部 1 2 は、有効とされたスキャンモードに応じたスキャンシーケンスで超音波スキャンを行うように超音波送受信部 2 に指示する。なお、以下に説明する各スキャンモードは、循環器や心臓などをスキャンの対象部位とする超音波診断に適する。

【 0 0 3 0 】

(第 1 のスキャンモード)

第 1 のスキャンモードにおいて超音波送受信部 2 は、Tri-plane TDIモードにおける周知の一般的なスキャンシーケンスである図 4 に示すようなスキャンシーケンスを適用する。すなわち超音波送受信部 2 は、断面 P 1 , P 2 , P 3 のそれぞれを 1 フレームずつ順次に繰り返しスキャンする。1つの断面についてのスキャンの繰り返し周期は、1フレームのスキャンに要する時間により決まり、被検体の心拍周期とは無関係である。

10

【 0 0 3 1 】

かくして第 1 のスキャンモードにおいては、3つの断面 P 1 , P 2 , P 3 を完全に均等な割合にてスキャンすることが可能である。

【 0 0 3 2 】

しかしながら第 1 のスキャンモードにおいては、心拍周期中の特定の時相においてどの断面のスキャンが行われるかは不定である。例えば図 4 に示した例では、R波が生じる時相において断面 P 1 のスキャンが繰り返されている。つまり第 1 のスキャンモードにおいては、心拍周期中の特定の時相に関して、3つの断面 P 1 , P 2 , P 3 のそれぞれの超音波診断画像が均等な割合で得られる保証はない。

20

【 0 0 3 3 】

(第 2 のスキャンモード)

第 2 のスキャンモードにおいて制御処理部 1 2 は、図 5 に示すような処理によって 1 心拍毎に超音波送受信部 2 で適用するスキャンシーケンスを変更させる。

【 0 0 3 4 】

ステップ S a 1 において制御処理部 1 2 は、回数 Nmin をユーザの指示に応じて設定するとともに、カウント値 m 1 , m 2 , m 3 をそれぞれ 0 に初期化する。なお回数 Nmin は、デフォルト値を使用しても良い。

30

【 0 0 3 5 】

ステップ S a 2 において制御処理部 1 2 は、カウント値 m 1 が回数 Nmin を上回っているか否かを確認する。そしてカウント値 m 1 が回数 Nmin を上回っていなければ、制御処理部 1 2 はステップ S a 2 からステップ S a 3 へ進む。

【 0 0 3 6 】

ステップ S a 3 において制御処理部 1 2 は、1つ前の心拍における R 波の実際のタイミングにて断面 P 3 がスキャンされたか否かを確認する。

【 0 0 3 7 】

まだスキャンを実行していない場合、あるいは1つ前の心拍における R 波の実際のタイミングにて断面 P 3 をスキャンした場合、制御処理部 1 2 はステップ S a 3 からステップ S a 4 へ進む。

40

【 0 0 3 8 】

ステップ S a 4 において制御処理部 1 2 は、次の R 波のタイミングを心拍数に基づいて予測する。例えば制御処理部 1 2 は、心拍数から 1 心拍期間を求め、当該期間が前回の R 波のタイミングから経過したタイミングとして次の R 波のタイミングを予測する。より具体的には、心拍数が 6 0 回 / 分であるならば、制御処理部 1 2 は前回の R 波のタイミングから 1 秒後のタイミングとして次の R 波のタイミングを予測する。

【 0 0 3 9 】

ステップ S a 5 において制御処理部 1 2 は、ステップ S a 4 において予測した R 波のタ

50

イミングから一定時間を遡ったタイミングとして開始タイミングを設定する。

【 0 0 4 0 】

ステップ S a 6 において制御処理部 1 2 は、シーケンス A でのスキャンをステップ S a 5 にて設定した開始タイミングから実行する。

【 0 0 4 1 】

図 6 は第 2 のスキャンモードにおけるシーケンス A のタイミング図である。ただし図 6 は予測された R 波のタイミングと実際の R 波のタイミングとが一致する場合を示している。

【 0 0 4 2 】

シーケンス A では、開始タイミングから断面 P 1 について 3 フレーム分連続してスキャンしたのちに、断面 P 2 , P 3 のそれぞれについて 1 フレームずつ順次にスキャンする。そしてさらにこの後に、断面 P 1 , P 2 , P 3 のそれぞれについて順次に繰り返しスキャンする。なお、開始タイミングの直後における断面 P 1 のスキャンフレーム数は、上記の一定時間を 1 フレームのスキャンに要する時間で除算して求まる値よりも大きな整数として定められれば、任意であって良い。

【 0 0 4 3 】

シーケンス A での全てのスキャンを実行し終えたならば制御処理部 1 2 は、ステップ S a 6 からステップ S a 7 へ進む。

【 0 0 4 4 】

ステップ S a 7 において制御処理部 1 2 は、直近の R 波の実際のタイミングにおいていずれの断面がスキャンされたのかを確認する。つまり、心拍の変動によって、予測した R 波のタイミングと実際の R 波のタイミングとがずれることがある。このため、例えばシーケンス A によりスキャンを実行しても、実際の R 波のタイミングで断面 P 1 のスキャンが行われる保証はないので、いずれの断面がスキャンされたのかを確認するのである。そして制御処理部 1 2 は、断面 P 1 がスキャンされたならばステップ S a 8 へ、断面 P 2 がスキャンされたならばステップ S a 9 へ、そして断面 P 3 がスキャンされたならばステップ S a 1 0 へそれぞれ進む。

【 0 0 4 5 】

ステップ S a 8 において制御処理部 1 2 は、カウント値 m 1 を 1 つカウントアップする。ステップ S a 9 において制御処理部 1 2 は、カウント値 m 2 を 1 つカウントアップする。ステップ S a 1 0 において制御処理部 1 2 は、カウント値 m 3 を 1 つカウントアップする。かくしてカウント値 m 1 , m 2 , m 3 は、実際の R 波のタイミングで断面 P 1 , P 2 , P 3 がスキャンされる毎にそれぞれ 1 つずつカウントアップされる。

【 0 0 4 6 】

そして制御処理部 1 2 は、ステップ S a 8 乃至ステップ S a 1 0 からステップ S a 2 に以降し、ステップ S a 2 以降の処理を繰り返す。

【 0 0 4 7 】

さて制御処理部 1 2 は、ステップ S a 3 において 1 つ前の心拍における R 波の実際のタイミングにて断面 P 1 をスキャンしたと判断した場合、ステップ S a 3 からステップ S a 1 1 へ進む。

【 0 0 4 8 】

ステップ S a 1 1 において制御処理部 1 2 は、カウント値 m 2 が回数 Nmin を上回っているか否かを確認する。そしてカウント値 m 2 が回数 Nmin を上回っていなければ、制御処理部 1 2 はステップ S a 1 1 からステップ S a 1 2 へ進む。

【 0 0 4 9 】

ステップ S a 1 2 において制御処理部 1 2 は、1 つ前の心拍における R 波の実際のタイミングにて断面 P 1 がスキャンされたか否かを確認する。1 つ前の心拍における R 波の実際のタイミングにて断面 P 1 をスキャンした場合、制御処理部 1 2 はステップ S a 1 2 からステップ S a 1 3 へ進む。

【 0 0 5 0 】

10

20

30

40

50

ステップ S a 1 3 において制御処理部 1 2 は、ステップ S a 4 と同様に、次の R 波のタイミングを心拍数に基づいて予測する。

【 0 0 5 1 】

ステップ S a 1 4 において制御処理部 1 2 は、ステップ S a 1 3 において予測した R 波のタイミングから一定時間を遡ったタイミングとして開始タイミングを設定する。

【 0 0 5 2 】

ステップ S a 1 5 において制御処理部 1 2 は、シーケンス B でのスキャンをステップ S a 1 4 にて設定した開始タイミングから実行する。

【 0 0 5 3 】

図 7 は第 2 のスキャンモードにおけるシーケンス B のタイミング図である。ただし図 7 は予測された R 波のタイミングと実際の R 波のタイミングとが一致する場合を示している。

10

【 0 0 5 4 】

シーケンス B では、開始タイミングから断面 P 2 について 3 フレーム分連続してスキャンしたのちに、断面 P 3 , P 1 のそれぞれについて 1 フレームずつ順次にスキャンする。そしてさらにこの後に、断面 P 2 , P 3 , P 1 のそれぞれについて順次に繰り返しスキャンする。なお、開始タイミングの直後における断面 P 2 のスキャンフレーム数は、上記の一定時間を 1 フレームのスキャンに要する時間で除算して求まる値よりも大きな整数として定められれば、任意であって良い。

【 0 0 5 5 】

20

シーケンス B での全てのスキャンを実行し終えたならば制御処理部 1 2 は、ステップ S a 1 5 からステップ S a 7 へ進む。

【 0 0 5 6 】

さて制御処理部 1 2 は、ステップ S a 1 2 において 1 つ前の心拍における R 波の実際のタイミングにて断面 P 2 をスキャンしたと判断した場合、ステップ S a 1 2 からステップ S a 1 6 へ進む。

【 0 0 5 7 】

ステップ S a 1 6 において制御処理部 1 2 は、カウント値 m 3 が回数 Nmin を上回っているか否かを確認する。そしてカウント値 m 3 が回数 Nmin を上回っていなければ、制御処理部 1 2 はステップ S a 1 6 からステップ S a 1 7 へ進む。

30

【 0 0 5 8 】

ステップ S a 1 7 において制御処理部 1 2 は、1 つ前の心拍における R 波の実際のタイミングにて断面 P 2 がスキャンされたか否かを確認する。1 つ前の心拍における R 波の実際のタイミングにて断面 P 2 をスキャンした場合、制御処理部 1 2 はステップ S a 1 7 からステップ S a 1 8 へ進む。

【 0 0 5 9 】

ステップ S a 1 8 において制御処理部 1 2 は、ステップ S a 4 と同様に、次の R 波のタイミングを心拍数に基づいて予測する。

【 0 0 6 0 】

ステップ S a 1 9 において制御処理部 1 2 は、ステップ S a 1 8 において予測した R 波のタイミングから一定時間を遡ったタイミングとして開始タイミングを設定する。

40

【 0 0 6 1 】

ステップ S a 2 0 において制御処理部 1 2 は、シーケンス C でのスキャンをステップ S a 1 9 にて設定した開始タイミングから実行する。

【 0 0 6 2 】

図 8 は第 2 のスキャンモードにおけるシーケンス C のタイミング図である。ただし図 8 は予測された R 波のタイミングと実際の R 波のタイミングとが一致する場合を示している。

【 0 0 6 3 】

シーケンス C では、開始タイミングから断面 P 3 について 3 フレーム分連続してスキャン

50

ンしたのちに、断面 P 1 , P 2 のそれぞれについて 1 フレームずつ順次にスキャンする。そしてさらにこの後に、断面 P 3 , P 1 , P 2 のそれぞれについて順次に繰り返しスキャンする。なお、開始タイミングの直後における断面 P 3 のスキャンフレーム数は、上記の一定時間を 1 フレームのスキャンに要する時間で除算して求まる値よりも大きな整数として定められれば、任意であって良い。

【 0 0 6 4 】

シーケンス C での全てのスキャンを実行し終えたならば制御処理部 1 2 は、ステップ S a 2 0 からステップ S a 7 へ進む。

【 0 0 6 5 】

以上のように第 2 のスキャンモードにおいては、いずれのシーケンスにおいても、1 心拍期間が開始タイミングから 3 フレーム分の第 1 の期間とその後の第 2 の期間とに区分され、第 1 の期間にはいずれか 1 つの断面のみがスキャンされ、第 2 の期間には断面 P 1 , P 2 , P 3 が 1 フレームずつ順次にスキャンされる。そしてシーケンス A では第 1 の期間にて断面 P 1 がスキャンされるから、R 波のタイミングにて断面 P 1 がスキャンされる可能性が高い。シーケンス B では第 1 の期間にて断面 P 2 がスキャンされるから、R 波のタイミングにて断面 P 2 がスキャンされる可能性が高い。そしてシーケンス C では第 1 の期間にて断面 P 3 がスキャンされるから、R 波のタイミングにて断面 P 3 がスキャンされる可能性が高い。一方、R 波の実際のタイミングにて断面 P 3 がスキャンされたならば、その次の心拍においてはシーケンス A が適用される。R 波の実際のタイミングにて断面 P 1 がスキャンされたならば、その次の心拍においてはシーケンス B が適用される。そして、R 波の実際のタイミングにて断面 P 2 がスキャンされたならば、その次の心拍においてはシーケンス C が適用される。従って、被検体の心拍がある程度安定していれば、シーケンス A , B , C が 1 心拍毎に順次に適用されて、R 波のタイミングでは断面 P 1 , P 2 , P 3 が 1 心拍毎に順次にスキャンされることになる。

【 0 0 6 6 】

被検体の心拍が不安定である場合、断面 P 1 , P 2 , P 3 が R 波のタイミングでそれぞれスキャンされる割合に偏りが生じる恐れがある。そして R 波のタイミングでのスキャンの頻度が高い断面に対応するカウント値がそれ以外のカウント値よりも先に回数 Nmin を超えることになる。例えば、R 波のタイミングでのスキャンの頻度が、断面 P 1 について断面 P 2 , P 3 よりも高いとするならば、ステップ S a 8 がステップ S a 9 , 1 0 よりも高頻度に行われる結果として、カウント値 m 1 がカウント値 m 2 , m 3 よりも先に回数 Nmin を超えることになる。同様にして、断面 P 2 についての頻度が他の断面よりも高い場合にはカウント値 m 2 が他のカウント値よりも先に、また断面 P 3 についての頻度が他の断面よりも高い場合にはカウント値 m 3 が他のカウント値よりも先にそれぞれ回数 Nmin を超えることになる。

【 0 0 6 7 】

そして制御処理部 1 2 は、カウント値 m 1 が回数 Nmin を超えているならばステップ S a 2 からステップ S a 1 1 に移行することにより、シーケンス A を次の心拍への適用対象から除く。制御処理部 1 2 は、カウント値 m 2 が回数 Nmin を超えているならばステップ S a 1 1 からステップ S a 1 6 に移行することにより、シーケンス B を次の心拍への適用対象から除く。そしてカウント値 m 3 が回数 Nmin を超えているか、あるいは 1 つ前の心拍における R 波の実際のタイミングにて断面 P 2 がスキャンされていないならば、制御処理部 1 2 はステップ S a 1 6 またはステップ S a 1 7 からステップ S a 2 1 に移行する。

【 0 0 6 8 】

ステップ S a 2 1 において制御処理部 1 2 は、カウント値 m 1 が回数 Nmin 以下であるか否かを確認する。そしてカウント値 m 1 が回数 Nmin 以下であるならば、制御処理部 1 2 はステップ S a 2 1 からステップ S a 4 に移行する。かくして、1 つ前の心拍における R 波の実際のタイミングにて断面 P 2 がスキャンされているが、カウント値 m 3 が回数 Nmin を超えている場合、あるいは 1 つ前の心拍における R 波の実際のタイミングにて断面 P 1 がスキャンされているが、カウント値 m 2 , m 3 がいずれも回数 Nmin を超えている

場合には、シーケンス A でのスキャンを強制的に実行する。

【 0 0 6 9 】

カウント値 m_1 が回数 N_{min} を超えているならば、制御処理部 12 はステップ S a 2 1 からステップ S a 2 2 へ進む。そしてステップ S a 2 2 において制御処理部 12 は、カウント値 m_2 が回数 N_{min} 以下であるか否かを確認する。そしてカウント値 m_2 が回数 N_{min} 以下であるならば、制御処理部 12 はステップ S a 2 2 からステップ S a 1 3 に移行する。かくして、1 つ前の心拍における R 波の実際のタイミングにて断面 P 3 がスキャンされているが、カウント値 m_1 が回数 N_{min} を超えている場合、あるいは 1 つ前の心拍における R 波の実際のタイミングにて断面 P 2 がスキャンされているが、カウント値 m_3 , m_1 がいずれも回数 N_{min} を超えている場合には、シーケンス B でのスキャンを強制的に実行する。

【 0 0 7 0 】

カウント値 m_2 が回数 N_{min} を超えているならば、制御処理部 12 はステップ S a 2 2 からステップ S a 2 3 へ進む。そしてカウント値 m_2 が回数 N_{min} 以下であるならば、制御処理部 12 はステップ S a 2 2 からステップ S a 1 8 に移行する。かくして、1 つ前の心拍における R 波の実際のタイミングにて断面 P 1 がスキャンされたことによってカウント値 m_1 が回数 N_{min} を超え、さらにカウント値 m_2 が回数 N_{min} を超えている場合、あるいは 1 つ前の心拍における R 波の実際のタイミングにて断面 P 3 がスキャンされているが、カウント値 m_1 , m_2 がいずれも回数 N_{min} を超えている場合には、シーケンス C でのスキャンを強制的に実行する。

【 0 0 7 1 】

カウント値 m_1 , m_2 , m_3 のいずれもが回数 N_{min} を超えているならば、制御処理部 12 はステップ S a 2 3 からステップ S a 2 4 へ進む。そしてステップ S a 2 4 において制御処理部 12 は、カウント値 m_1 , m_2 , m_3 を全て 0 にクリアする。この後に制御処理部 12 は、ステップ S a 2 以降の処理を繰り返す。

【 0 0 7 2 】

このようにして、被検体の心拍が不安定であるために断面 P 1 , P 2 , P 3 が R 波のタイミングでそれぞれスキャンされる割合に偏りが生じたとしても、R 波のタイミングでのスキャン回数が N_{min} 回を超えた断面を優先するシーケンスを適用せず、その他のシーケンスを適用する。この結果、R 波のタイミングでのスキャン回数が比較的少ない断面について R 波のタイミングでスキャンされる確率を向上して断面 P 1 , P 2 , P 3 が R 波のタイミングでそれぞれスキャンされる割合の平均化を図ることができる。なお、回数 N_{min} によって、断面 P 1 , P 2 , P 3 が R 波のタイミングでそれぞれスキャンされる割合の偏りに対する許容量を調整することができる。

【 0 0 7 3 】

(第 3 のスキャンモード)

第 3 のスキャンモードにおいても制御処理部 12 は、図 5 に示すような処理によって 1 心拍毎に超音波送受信部 2 で適用するスキャンシーケンスを変更させる。そして第 3 のスキャンモードが第 2 のスキャンモードと異なるのは、シーケンス A , B , C の内容である。

【 0 0 7 4 】

図 9 乃至図 11 は第 3 のスキャンモードにおけるシーケンス A , B , C のそれぞれのタイミング図である。

【 0 0 7 5 】

このように第 3 のスキャンモードにおけるシーケンス A , B , C はいずれも、被検体の ECG 波形における Q 波から一定の待機時間が経過したタイミングを開始タイミングとする。そしてシーケンス A では断面 P 1、断面 P 2、断面 P 3 の順序で、シーケンス B では断面 P 2、断面 P 3、断面 P 1 の順序で、さらにシーケンス C では断面 P 3、断面 P 1、断面 P 2 の順序で、それぞれ 1 フレームずつ繰り返しスキャンする。なお、待機時間は、Q 波から R 波までの間隔と、1 フレームのスキャンに要する時間とを考慮して、開始タイ

ミングから開始したフレームのスキャン途中に R 波が生じるような時間に設定する。

【 0 0 7 6 】

以上のように第 3 のスキャンモードにおいては、いずれのシーケンスにおいても、1 心拍期間が開始タイミングから 1 フレーム分の第 1 の期間とその後の第 2 の期間とに区分され、第 1 の期間には各心拍に割り当てられたいずれか 1 つの断面がスキャンされ、第 2 の期間には断面 P 1 , P 2 , P 3 が 1 フレームずつ順次にスキャンされる。そして第 3 のスキャンモードでは、R 波に先立って生じる Q 波に基づいて、1 心拍における最初のフレームのスキャンタイミングが R 波のタイミングとなるように開始タイミングが決定される。この結果、第 1 の期間でのスキャンは高確率で R 波のタイミングでのスキャンとなる。そしてさらに各心拍における最初の 1 フレームには断面 P 1 、断面 P 2 、断面 P 3 が順次に割り当てられるから、R 波のタイミングでは断面 P 1 , P 2 , P 3 が 1 心拍毎に順次にスキャンされることになる。

10

【 0 0 7 7 】

さて、第 2 のスキャンモードにおいては、1 心拍内でスキャンするフレーム数が 1 つの断面について他の断面よりも多くなっていた。しかしながら第 3 のスキャンモードでは、1 心拍内でのスキャンフレーム数を各断面で均一にすることができる。

【 0 0 7 8 】

次に Tri-plane TDI モードで撮像される超音波診断画像の表示に関する動作について説明する。

【 0 0 7 9 】

20

超音波画像診断装置 1 0 0 は以下のような表示モードを備えている。そしてこれらの表示モードは、ユーザの要求に応じて制御処理部 1 2 が選択的に有効とする。制御処理部 1 2 は、有効とした表示モードを画面データ制御部 7 に指定する。そうすると画面データ制御部 7 は、以下に説明するような各表示モードに応じた表示画面の画面データを生成する。

【 0 0 8 0 】

(第 1 の表示モード)

図 1 2 は第 1 の表示モードにおける表示画面の一例を示す図である。

【 0 0 8 1 】

図 1 2 に示した表示画面には、1 つの断面についての 1 フレームの超音波診断画像 2 1 と E C G 波形 2 2 とを並べて配置している。また E C G 波形 2 2 に重ねて、超音波診断画像 2 1 の生成のために使用したエコー信号を得るためのスキャンが行われたタイミングを示すようにタイミングバー 2 3 を配置している。

30

【 0 0 8 2 】

この第 1 の表示モードでは、表示対象とする断面やフレームの変更がユーザによって指示された場合に、その旨が制御処理部 1 2 から画面データ制御部 7 に通知される。そうすると画面データ制御部 7 は、表示画面中の超音波診断画像 2 1 を指示された断面やフレームに関するものに更新するとともに、更新後の超音波診断画像 2 1 の生成のために使用したエコー信号を得るためのスキャンが行われたタイミングを示すように必要に応じてタイミングバー 2 3 を移動させる。

40

【 0 0 8 3 】

また第 1 の表示モードでは、拡大表示がユーザによって指示された場合に、その旨が制御処理部 1 2 から画面データ制御部 7 に通知される。そうすると画面データ制御部 7 は、タイミングバー 2 3 およびその配置位置周辺の E C G 波形を拡大して示す拡大画像 2 4 を表示画面中に含める。

【 0 0 8 4 】

(第 2 の表示モード)

図 1 3 は第 2 の表示モードにおける表示画面の一例を示す図である。

【 0 0 8 5 】

図 1 3 に示した表示画面には、断面 P 1 , P 2 , P 3 のそれぞれについての 1 フレーム

50

ずつの超音波診断画像 3 1 , 3 2 , 3 3 と E C G 波形 3 4 とを並べて配置している。超音波診断画像 3 1 , 3 2 , 3 3 は、ユーザによって断面 P 1 , P 2 , P 3 のいずれか 1 つが選択され、かつその選択断面について表示対象とするフレームが指定されたならば、その指定フレームの選択断面についての超音波診断画像と、選択断面とは異なる 2 つの断面の指定フレームに直近のタイミングでスキャンされたフレームの超音波診断画像とする。具体的には断面 P 2 が選択断面であるとするならば、断面 P 2 についての指定フレームの超音波診断画像が超音波診断画像 3 2 として表示画面に含められる。そして指定フレームの直前に断面 P 1 についてスキャンされたフレームの超音波診断画像が超音波診断画像 3 1 として、また指定フレームの直後に断面 P 3 についてスキャンされたフレームの超音波診断画像が超音波診断画像 3 3 としてそれぞれ表示画面に含められる。

10

【 0 0 8 6 】

また図 1 3 に示した表示画面には、E C G 波形 3 4 に重ねて、超音波診断画像 3 1 , 3 2 , 3 3 の生成のために使用したエコー信号を得るためのスキャンが行われた大まかなタイミングを示すようにタイミングバー 3 5 を配置している。さらにこの表示画面には、タイミングバー 3 5 の配置位置周辺の E C G 波形を拡大して示す拡大画像 3 6 を配置している。この拡大画像 3 6 には、タイミングバー 3 7 , 3 8 , 3 9 を含む。これらのタイミングバー 3 7 , 3 8 , 3 9 は、超音波診断画像 3 1 , 3 2 , 3 3 のそれぞれの生成のために使用したエコー信号を得るためのそれぞれのスキャンが行われた具体的なタイミングを示す。タイミングバー 3 7 , 3 8 , 3 9 は、図 1 3 に示すように線種を異なせたり、あるいは色を異ならせるなどして、断面 P 1 , P 2 , P 3 のいずれに関するかを一目で区別できるようにしておく。

20

【 0 0 8 7 】

この第 2 の表示モードでは、選択断面についての表示対象とするフレームの変更がユーザによって指示された場合に、その旨が制御処理部 1 2 から画面データ制御部 7 に通知される。そうすると画面データ制御部 7 は、表示画面中の選択断面についての超音波診断画像を指示されたフレームに関するものに更新するとともに、他の断面についての超音波診断画像も上記の条件を満たすものに更新する。さらに画面データ制御部 7 は、更新後の超音波診断画像 3 1 , 3 2 , 3 3 の生成のためにそれぞれ使用したエコー信号を得るためのスキャンが行われたタイミングをそれぞれ示すように必要に応じてタイミングバー 3 5 , 3 7 ~ 3 9 を移動させる。さらに必要があれば、拡大画像 3 6 に示される E C G 波形も更新する。

30

【 0 0 8 8 】

(第 3 の表示モード)

図 1 4 は第 3 の表示モードにおける表示画面の一例を示す図である。

【 0 0 8 9 】

図 1 4 に示した表示画面には、断面 P 1 , P 2 , P 3 のそれぞれについての 1 フレームずつの超音波診断画像 4 1 , 4 2 , 4 3 と E C G 波形 4 4 とを並べて配置している。超音波診断画像 4 1 , 4 2 , 4 3 は、ユーザによって断面 P 1 , P 2 , P 3 のそれぞれについて個別に表示対象とするフレームが指定されたならば、それらの各断面についての指定フレームのそれぞれの超音波診断画像とする。

40

【 0 0 9 0 】

また図 1 4 に示した表示画面には、E C G 波形 4 4 に重ねて、超音波診断画像 4 1 , 4 2 , 4 3 のそれぞれの生成のために使用したエコー信号を得るためのそれぞれのスキャンが行われたタイミングを示すようにタイミングバー 4 5 , 4 6 , 4 7 が配置される。タイミングバー 4 5 , 4 6 , 4 7 は、図 1 4 に示すように線種を異なせたり、あるいは色を異ならせるなどして、断面 P 1 , P 2 , P 3 のいずれに関するかを一目で区別できるようにしておく。

【 0 0 9 1 】

この第 3 の表示モードでは、断面 P 1 , P 2 , P 3 のいずれかについての表示対象とするフレームの変更がユーザによって指示された場合に、その旨が制御処理部 1 2 から画面

50

データ制御部 7 に通知される。そうすると画面データ制御部 7 は、変更が指定された断面に関する超音波診断画像を指示されたフレームに関するものに更新する。さらに画面データ制御部 7 は、更新した超音波診断画像の生成のために使用したエコー信号を得るためのスキャンが行われたタイミングを示すように必要に応じてタイミングバー 45, 46, 47 のいずれかを移動させる。

【0092】

なお、この第 3 の表示モードにおいても、第 1 の表示モードにおける拡大画像 24 と同様な画像を必要にユーザ指示に応じて、あるいは常時的に表示画面に配置しても良い。

【0093】

(第 4 の表示モード)

図 15 は第 4 の表示モードにおける表示画面の一例を示す図である。この第 4 の表示モードは、第 2 および第 3 のスキャンモードによるスキャンで得られたエコー信号に基づいて生成される超音波診断画像を表示するのに特に適する。

【0094】

図 15 に示した表示画面には、断面 P1, P2, P3 のそれぞれについての 1 フレームずつの超音波診断画像 51, 52, 53 と ECG 波形 54 とを並べて配置している。超音波診断画像 51, 52, 53 は、ユーザによって断面 P1, P2, P3 のいずれか 1 つが選択されたならば、その選択断面について R 波のタイミングでスキャンされたフレームの超音波診断画像と、選択断面とは異なる 2 つの断面についてできるだけ近い心拍の R 波のタイミングでそれぞれスキャンされたフレームの超音波診断画像とする。具体的には断面 P2 が選択断面であるとするならば、断面 P2 について R 波のタイミングでスキャンされたフレームの超音波診断画像が超音波診断画像 52 として表示画面に含められる。そして断面 P1, P3 について例えば 1 つ前の心拍および 1 つ後の心拍の R 波のタイミングでそれぞれスキャンされたフレームの超音波診断画像が超音波診断画像 51, 53 としてそれぞれ表示画面に含められる。

【0095】

また図 15 に示した表示画面には、ECG 波形 54 に重ねて、超音波診断画像 51, 52, 53 の生成のために使用したエコー信号を得るためのスキャンが行われたタイミングを示すようにタイミングバー 55, 56, 57 を配置している。タイミングバー 55, 56, 57 は、図 15 に示すように線種を異ならせたり、あるいは色を異ならせるなどして、断面 P1, P2, P3 のいずれに関するかを一目で区別できるようにしておく。

【0096】

この第 4 の表示モードでは、選択断面についての表示対象とするフレームの変更がユーザによって指示された場合に、その旨が制御処理部 12 から画面データ制御部 7 に通知される。そうすると画面データ制御部 7 は、表示画面中の選択断面についての超音波診断画像を指示されたフレームに関するものに更新するとともに、他の断面についての超音波診断画像も上記の選択断面の更新後のフレームと同じ心拍時相にスキャンされたフレームのものに更新する。さらに画面データ制御部 7 は、更新後の超音波診断画像 51, 52, 53 の生成のためにそれぞれ使用したエコー信号を得るためのスキャンが行われたタイミングをそれぞれ示すように必要に応じてタイミングバー 55, 56, 57 を移動させる。

【0097】

なお、この第 4 の表示モードにおいても、第 1 の表示モードにおける拡大画像 24 と同様な画像を必要にユーザ指示に応じて、あるいは常時的に表示画面に配置しても良い。

【0098】

この実施形態は、次のような種々の変形実施が可能である。

【0099】

(1) スキャン対象とする断面は、2 面または 4 面以上であっても良く、第 2 または第 3 のスキャンモードにおいては、それらの断面のそれぞれを優先させるシーケンスをそれぞれ用意しておき、それらのシーケンスを予め定められたルールに従って各心拍において選択的に使用すれば良い。

10

20

30

40

50

【 0 1 0 0 】

(2) 第2または第3のスキャンモードにおいて各心拍で適用するシーケンスを選択するルール、すなわち複数心拍のそれぞれの第1の期間に各断面を割り当てるルールは、任意で良い。特に第3のスキャンモードは、第2のスキャンモードに比べて心拍変動の影響を受けにくいので、シーケンスA, B, Cを予め定められた順序(例えば1回ずつ)で単純に適用しても各断面毎のR波のタイミングでスキャンされる比率は大きくは偏らない。

【 0 1 0 1 】

(3) スキャンの対象部位は、周期的に動作する部位であれば良い。なお、スキャンの対象部位の動作が心拍に同期しない場合には、スキャンの対象部位の動作周期に同期した生体信号をECG信号に代えて使用する。

10

【 0 1 0 2 】

(4) 第2のスキャンモードにおいて、第1の期間にスキャンするフレーム数は、1フレームまたは2フレームであっても良いし、あるいは4フレーム以上であっても良い。

【 0 1 0 3 】

(5) 第1または第2のスキャンモードを備えていれば、他のスキャンモードを省略することも可能である。

【 0 1 0 4 】

(6) 第1乃至第4の表示モードは、それぞれ省略されても良い。

【 0 1 0 5 】

なお、本発明は上記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。

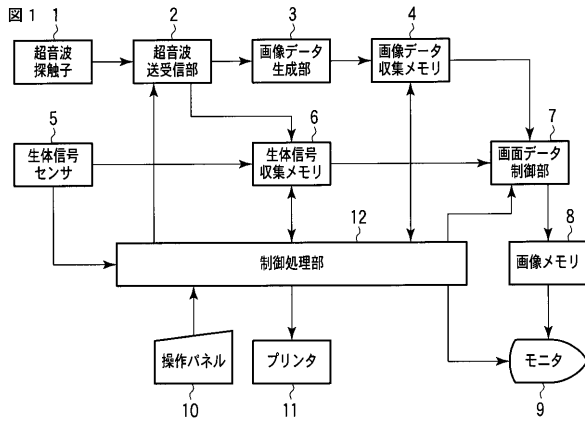
20

【 符号の説明 】

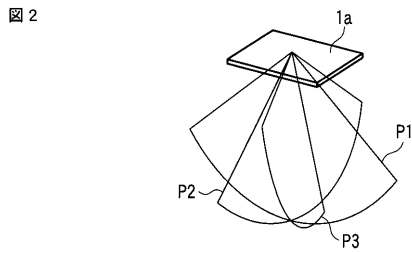
【 0 1 0 6 】

1 ... 超音波探触子、1 a ... 圧電振動子群、2 ... 超音波送受信部、3 ... 画像データ生成部、4 ... 画像データ収集メモリ、5 ... 生体信号センサ、6 ... 生体信号収集メモリ、7 ... 画面データ制御部、8 ... 画像メモリ、9 ... モニタ、10 ... 操作パネル、11 ... プリンタ、12 ... 制御処理部。

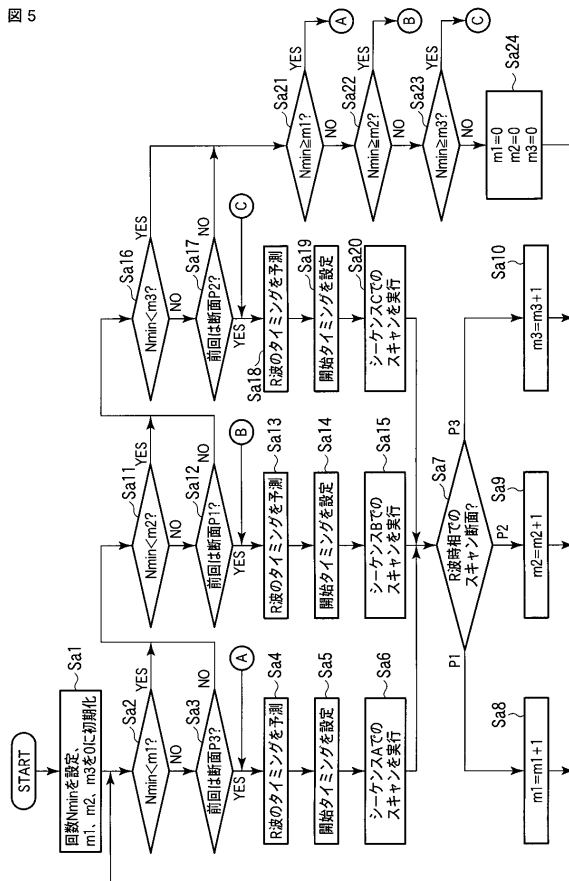
【図 1】



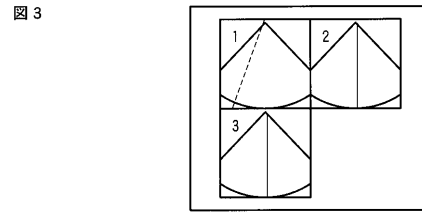
【図 2】



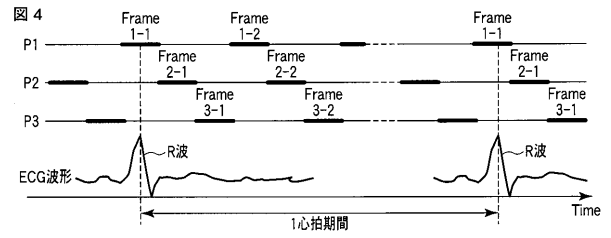
【図 5】



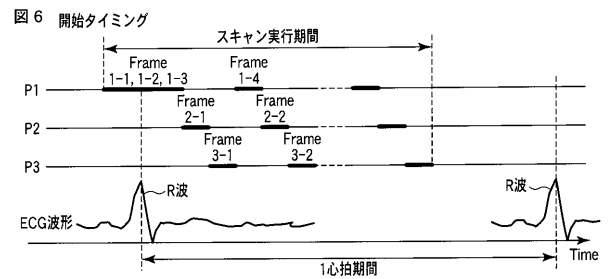
【図 3】



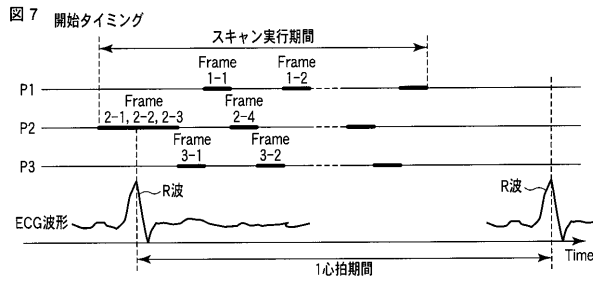
【図 4】



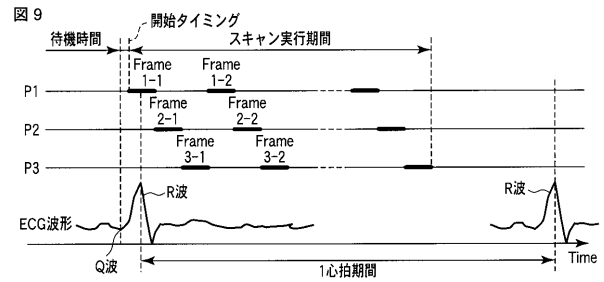
【図 6】



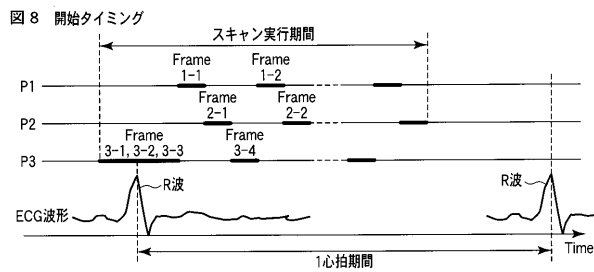
【図 7】



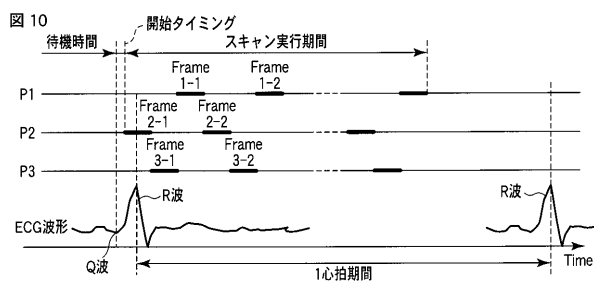
【図 9】



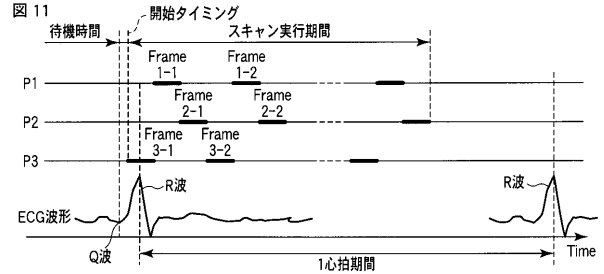
【図 8】



【図 10】

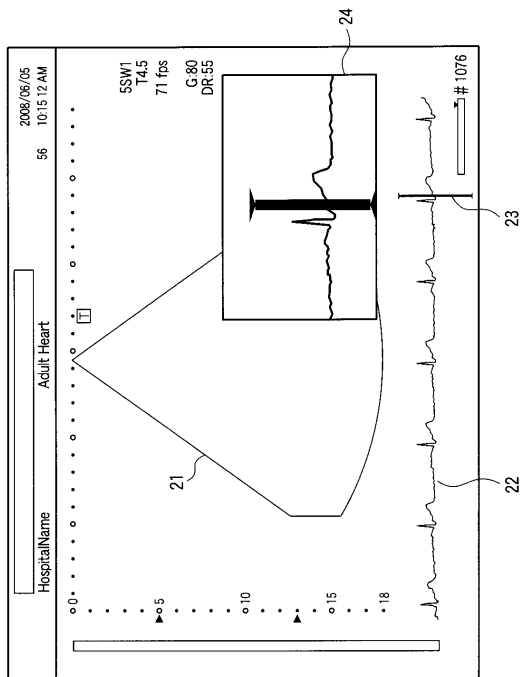


【図 11】



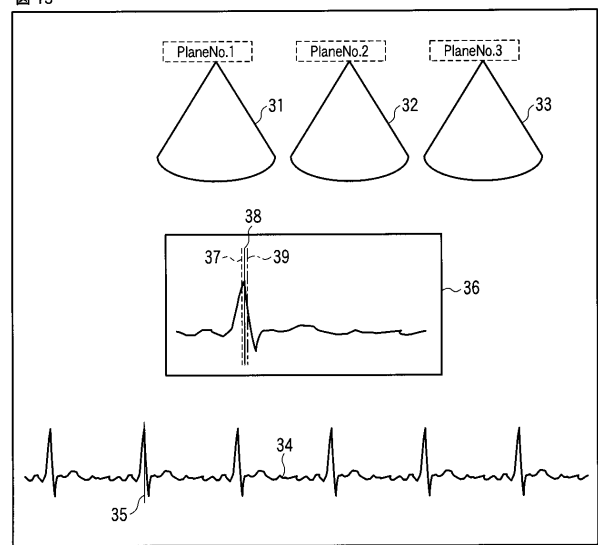
【 図 1 2 】

図 12



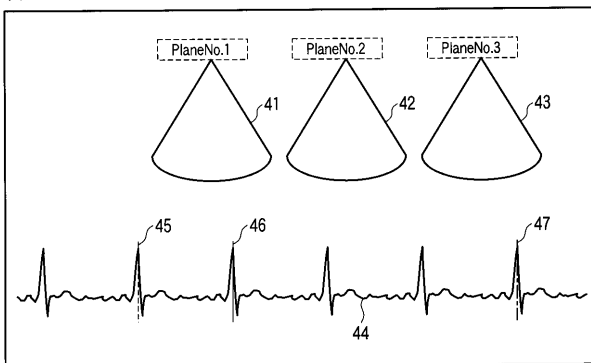
【 図 1 3 】

図 13



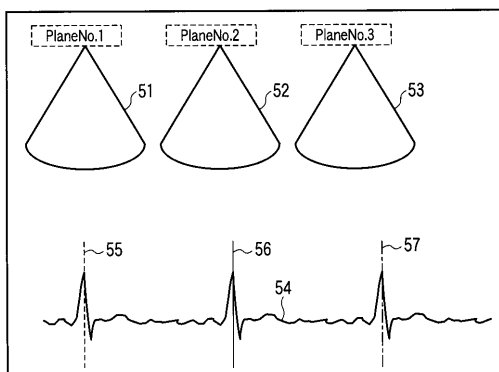
【 図 1 4 】

図 14



【 図 1 5 】

図 15



フロントページの続き

- (74)代理人 100075672
弁理士 峰 隆司
- (74)代理人 100095441
弁理士 白根 俊郎
- (74)代理人 100084618
弁理士 村松 貞男
- (74)代理人 100103034
弁理士 野河 信久
- (74)代理人 100119976
弁理士 幸長 保次郎
- (74)代理人 100153051
弁理士 河野 直樹
- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100100952
弁理士 風間 鉄也
- (74)代理人 100101812
弁理士 勝村 紘
- (74)代理人 100070437
弁理士 河井 将次
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (74)代理人 100134290
弁理士 竹内 将訓
- (74)代理人 100127144
弁理士 市原 卓三
- (74)代理人 100141933
弁理士 山下 元
- (72)発明者 小林 豊
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本社内
- (72)発明者 西野 正敏
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本社内
- (72)発明者 小笠原 洋一
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本社内
- (72)発明者 郡司 隆之
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本社内
- F ターム(参考) 4C601 EE09 GB06 HH12 HH16 KK10 KK31 KK36

专利名称(译)	超声波成像诊断仪		
公开(公告)号	JP2011004949A	公开(公告)日	2011-01-13
申请号	JP2009151136	申请日	2009-06-25
[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	小林 豊 西野 正敏 小笠原 洋一 郡司 隆之		
发明人	小林 豊 西野 正敏 小笠原 洋一 郡司 隆之		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/EE09 4C601/GB06 4C601/HH12 4C601/HH16 4C601/KK10 4C601/KK31 4C601/KK36		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚 河野直树 冈田 隆 山下 元		
其他公开文献	JP5349165B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：在观察部位的操作周期中，针对特定时间段可靠地获得多个截面的超声诊断图像。 解决方案：超声探头1具有多个二维布置的超声换能器。 超声波发送/接收单元2使用超声波探头1以超声波选择性地扫描分别穿过受检者的诊断区域的多个截面。 图像数据生成单元3基于上述扫描的结果生成作为扫描目标的截面的超声诊断图像。 控制处理单元12将诊断区域的操作周期划分为第一时段和第二时段，并且将多个不同的第一时段中的每一个分配给多个横截面，并且在第一时段中，控制超声波发送/接收单元2，使得在第二时段中仅扫描指定的横截面，并且将多个横截面顺序地扫描预定次数。 [选型图]图1

