

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

心電図信号に基づいて、第 1 の心拍における特定心位相とそれより後の第 2 の心拍における前記特定心位相とを検出し、前記第 1 の心拍の前記特定心位相と前記第 2 の心拍の前記特定心位相との時間間隔に基づいて、前記第 2 の心拍における前記特定心位相からの遅延時間を逐次算出する算出手段と、

前記第 2 の心拍の前記特定心位相から、前記逐次算出された遅延時間が経過したタイミングで超音波スキャンを開始するように超音波プローブを制御するスキャン制御手段と、
を有する超音波診断装置。

【請求項 2】

前記遅延時間を逐次算出する逐次算出モード、又は、固定の遅延時間を予め設定する固定モードを選択する選択手段を更に有し、

前記逐次算出モードの場合に、

前記算出手段は、前記遅延時間を逐次算出し、

前記スキャン制御手段は、前記第 2 の心拍の前記特定心位相から、前記逐次算出された遅延時間が経過したタイミングで前記超音波スキャンを開始するように前記超音波プローブを制御し、

前記固定モードの場合に、

前記スキャン制御手段は、前記第 2 の心拍の前記特定心位相から、前記固定の遅延時間が経過したタイミングで前記超音波スキャンを開始するように前記超音波プローブを制御する、

請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記算出手段は、前記第 1 の心拍の前記特定心位相と前記第 2 の心拍の前記特定心位相との時間間隔に乗じる係数を調整することで、前記遅延時間を逐次算出する、

請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記算出手段は、前記第 1 の心拍における特定心位相の後所定の時間が経過しても前記第 2 の心拍における特定心位相が現れない場合に、前記第 2 の心拍における遅延時間を、前記第 1 の心拍における遅延時間と同一とする、

請求項 1 乃至 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記算出手段は、前記所定の時間を、複数の特定心位相の間隔の平均時間にマージンの時間を加えた時間とする、

請求項 4 に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記算出手段は、前記第 2 の心拍における前記マージンの時間を、前記第 2 の心拍における遅延時間とする、

請求項 5 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記算出手段及び前記スキャン制御手段は、前記特定心位相を、前記心電図信号の波形に基づく R 波とする、

請求項 1 乃至 6 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記心電図信号は、心電計の出力に基づく、

請求項 1 乃至 7 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

心電図信号に基づいて、第 1 の心拍における特定心位相とそれより後の第 2 の心拍における前記特定心位相とを検出し、前記第 1 の心拍の前記特定心位相と前記第 2 の心拍の前記特定心位相との時間間隔に基づいて、前記第 2 の心拍における前記特定心位相からの遅

10

20

30

40

50

延時間を算出する算出手段と、

前記第2の心拍における前記特定心位相及び前記算出された遅延時間から、記憶部に記憶された各サブボリュームデータの心位相を求め、複数のサブボリュームデータの、前記算出された遅延時間に基づく心位相による対応付けを行うことで、フルボリュームデータを生成する再構成手段と、

を有する医用画像処理装置。

【請求項10】

コンピュータに、

心電図信号に基づいて、第1の心拍における特定心位相とそれより後の第2の心拍における前記特定心位相とを検出する機能と、

前記第1の心拍の前記特定心位相と前記第2の心拍の前記特定心位相との時間間隔に基づいて、前記第2の心拍における前記特定心位相からの遅延時間を逐次算出する機能と、

前記第2の心拍の前記特定心位相から、前記逐次算出された遅延時間が経過したタイミングで超音波スキャンを開始するように超音波プローブを制御する機能と、

を実現させる超音波スキャン制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、超音波診断装置、医用画像処理装置、及び超音波スキャン制御プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

医用分野では、超音波プローブの複数の振動子（圧電振動子）を用いて発生させた超音波を利用して、被検体内部を画像化する超音波診断装置が使用されている。超音波診断装置は、超音波診断装置に接続された超音波プローブから被検体内に超音波を送信させ、反射波に基づくエコー信号を生成し、画像処理によって所望の超音波画像を得る。

【0003】

超音波診断装置は、心電計から出力される心電図（ECG：Electrocardiogram）信号の波形からR波を検知し、R波に同期した心電同期スキャンを行うことができる。具体的には、超音波診断装置は、R波から遅延時間（Delay）の後にスキャンを開始することができる。ここで、遅延時間は、初期のRR間隔に基づいて設定される。つまり、複数の心拍においてRR間隔が変化しても遅延時間は固定値となる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献1】特表2006-507907号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

本発明が解決しようとする課題は、心臓の動きの変化に応じた超音波データを取得することである。

【課題を解決するための手段】

【0006】

実施形態に係る超音波診断装置は、算出手段と、スキャン制御手段とを有する。算出手段は、心電図信号に基づいて、第1の心拍における特定心位相とそれより後の第2の心拍における特定心位相とを検出し、第1の心拍の特定心位相と第2の心拍の特定心位相との時間間隔に基づいて、第2の心拍における特定心位相からの遅延時間を逐次算出する。スキャン制御手段は、第2の心拍の特定心位相から、逐次算出された遅延時間が経過したタイミングで超音波スキャンを開始するように超音波プローブを制御する。

【図面の簡単な説明】

10

20

30

40

50

【 0 0 0 7 】

【図 1】図 1 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す概略図。

【図 2】図 2 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の機能を示すブロック図。

【図 3】図 3 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の動作をフローチャートとして示す図。

【図 4】図 4 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の動作をフローチャートとして示す図。

【図 5】図 5 は、固定の遅延時間を採用する場合の心電図波形と、スキャンのタイミングとを示す図。

【図 6】図 6 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置において、変動の遅延時間を採用する場合の心電図波形と、スキャンのタイミングとを示す図。

10

【図 7】図 7 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置において、R R 間隔と変動の遅延時間との関係の例を表として示す図。

【図 8】図 8 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置において、変動の遅延時間を採用する場合の心電図波形と、スキャンのタイミングとを示す図。

【図 9】図 9 は、第 2 の実施形態に係る医用画像処理装置の構成を示す概略図。

【図 10】図 10 は、第 2 の実施形態に係る医用画像処理装置において、複数のサブボリュームデータと、フルボリュームデータとの関係を示す図。

【図 11】図 11 は、第 2 の実施形態に係る医用画像処理装置において、複数のサブボリュームデータの例を示す図。

20

【発明を実施するための形態】

【 0 0 0 8 】

以下、図面を参照しながら、超音波診断装置、医用画像処理装置、及び超音波スキャン制御プログラムの実施形態について詳細に説明する。

【 0 0 0 9 】

1. 第 1 の実施形態

図 1 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置の構成を示す概略図である。

【 0 0 1 0 】

図 1 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置 10 を示す。また、図 1 は、超音波プローブ 20、入力インターフェース 30、ディスプレイ 40、及び心電計 50 を示す。なお、超音波診断装置 10 に、超音波プローブ 20、入力インターフェース 30、ディスプレイ 40、及び心電計 50 の少なくとも 1 個を加えた装置を超音波診断装置と称する場合もある。以下の説明では、超音波診断装置 10 の外部に、超音波プローブ 20、入力インターフェース 30、ディスプレイ 40、及び心電計 50 の全てが備えられる場合について説明する。

30

【 0 0 1 1 】

超音波診断装置 10 は、送受信回路 11、B モード処理回路 12、ドプラ処理回路 13、画像生成回路 14、画像メモリ 15、表示制御回路 16、ネットワークインターフェース 17、処理回路 18、及びメインメモリ 19 を備える。回路 11 ~ 14 は、特定用途向け集積回路 (ASIC: Application Specific Integrated Circuit) 等によって構成されるものである。しかしながら、その場合に限定されるものではなく、回路 11 ~ 14 の機能の全部又は一部は、処理回路 18 がプログラムを実行することで実現されるものであってもよい。

40

【 0 0 1 2 】

送受信回路 11 は、送信回路及び受信回路 (図示省略) を有する。送受信回路 11 は、処理回路 18 による制御の下、超音波の送受信における送信指向性と受信指向性とを制御する。なお、送受信回路 11 が超音波診断装置 10 に設けられる場合について説明するが、送受信回路 11 は、超音波プローブ 20 に設けられてもよいし、超音波診断装置 10 及び超音波プローブ 20 の両方に設けられてもよい。なお、送受信回路 11 は、送受信部の一例である。

50

【 0 0 1 3 】

送信回路は、パルス発生回路、送信遅延回路、及びパルサ回路等を有し、超音波振動子に駆動信号を供給する。パルス発生回路は、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。送信遅延回路は、超音波プローブ 20 の超音波振動子から発生される超音波をビーム状に集束して送信指向性を決定するために必要な圧電振動子ごとの遅延時間を、パルス発生回路が発生する各レートパルスに対し与える。また、パルサ回路は、レートパルスに基づくタイミングで、超音波振動子に駆動パルスを印加する。送信遅延回路は、各レートパルスに対し与える遅延時間を変化させることで、圧電振動子面から送信される超音波ビームの送信方向を任意に調整する。

【 0 0 1 4 】

受信回路は、アンプ回路、A / D (Analog to Digital) 変換器、及び加算器等を有し、超音波振動子が受信したエコー信号を受け、このエコー信号に対して各種処理を行ってエコーデータを生成する。アンプ回路は、エコー信号をチャンネル毎に増幅してゲイン補正処理を行う。A / D 変換器は、ゲイン補正されたエコー信号を A / D 変換し、デジタルデータに受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与える。加算器は、A / D 変換器によって処理されたエコー信号の加算処理を行ってエコーデータを生成する。加算器の加算処理により、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る。

【 0 0 1 5 】

B モード処理回路 12 は、処理回路 18 による制御の下、受信回路からエコーデータを受信し、対数増幅、及び包絡線検波処理等を行って、信号強度が輝度の明るさで表現されるデータ (2 次元又は 3 次元データ) を生成する。このデータは、一般に、B モードデータと呼ばれる。なお、B モード処理回路 12 は、B モード処理部の一例である。

【 0 0 1 6 】

ドブラ処理回路 13 は、処理回路 18 による制御の下、受信回路からのエコーデータから速度情報を周波数解析し、ドブラ効果による血流や組織を抽出し、平均速度、分散、パワー等の移動態情報を多点について抽出したデータ (2 次元又は 3 次元データ) を生成する。このデータは、一般に、ドブラデータと呼ばれる。なお、ドブラ処理回路 13 は、ドブラ処理部の一例である。

【 0 0 1 7 】

画像生成回路 14 は、処理回路 18 による制御の下、超音波プローブ 20 が受信したエコー信号に基づいて、所定の輝度レンジで表現された超音波画像を画像データとして生成する。例えば、画像生成回路 14 は、超音波画像として、B モード処理回路 12 によって生成された 2 次元の B モードデータから反射波の強度を輝度にて表した B モード画像を生成する。また、画像生成回路 14 は、超音波画像として、ドブラ処理回路 13 によって生成された 2 次元のドブラデータから移動態情報を表す平均速度画像、分散画像、パワー画像、又は、これらの組み合わせ画像としてのカラードブラ画像を生成する。なお、画像生成回路 14 は、画像生成部の一例である。

【 0 0 1 8 】

画像メモリ 15 は、1 フレーム当たり 2 軸方向に複数のメモリセルを備え、それを複数フレーム分備えたメモリである 2 次元メモリを含む。画像メモリ 15 としての 2 次元メモリは、処理回路 18 の制御による制御の下、画像生成回路 14 によって生成された 1 フレーム、又は、複数フレームに係る超音波画像を 2 次元画像データとして記憶する。なお、画像メモリ 15 は、記憶部の一例である。

【 0 0 1 9 】

画像生成回路 14 は、処理回路 18 による制御の下、画像メモリ 15 としての 2 次元メモリに配列された超音波画像に対し、必要に応じて補間処理を行う 3 次元再構成を行うことで、画像メモリ 15 としての 3 次元メモリ内に超音波画像をボリュームデータとして生成する。補間処理方法としては、公知の技術が用いられる。

【 0 0 2 0 】

画像メモリ 15 は、3 軸方向 (X 軸、Y 軸、及び Z 軸方向) に複数のメモリセルを備え

10

20

30

40

50

たメモリである３次元メモリを含む場合もある。画像メモリ１５としての３次元メモリは、処理回路１８の制御による制御の下、画像生成回路１４によって生成された超音波画像をボリュームデータとして記憶する。

【００２１】

表示制御回路１６は、ＧＰＵ（Graphics Processing Unit）及びＶＲＡＭ（Video RAM）等を含む。表示制御回路１６は、処理回路１８の制御による制御の下、処理回路１８から表示出力要求のあった超音波画像（例えば、ライブ画像）をディスプレイ４０に表示させる。なお、表示制御回路１６は、表示制御部の一例である。

【００２２】

ネットワークインターフェース１７は、ネットワークの形態に応じた種々の情報通信プロトコルを実装する。ネットワークインターフェース１７は、この各種プロトコルに従って、超音波診断装置１０と、外部の医用画像管理装置６０及び医用画像処理装置７０等の他の機器とを接続する。この接続には、電子ネットワークを介した電氣的な接続等を適用することができる。ここで、電子ネットワークとは、電気通信技術を利用した情報通信網全般を意味し、無線／有線の病院基幹のＬＡＮ（Local Area Network）やインターネット網のほか、電話通信回線網、光ファイバ通信ネットワーク、ケーブル通信ネットワーク及び衛星通信ネットワーク等を含む。

10

【００２３】

また、ネットワークインターフェース１７は、非接触無線通信の種々のプロトコルを実装してもよい。この場合、超音波診断装置１０は、例えば超音波プローブ２０と、ネットワークを介さず直接にデータ送受信することができる。なお、ネットワークインターフェース１７は、ネットワーク接続部の一例である。

20

【００２４】

処理回路１８は、専用又は汎用のＣＰＵ（central processing unit）、ＭＰＵ（micro processor unit）、又はＧＰＵ（Graphics Processing Unit）の他、ＡＳＩＣ、及び、プログラマブル論理デバイス等を意味する。プログラマブル論理デバイスとしては、例えば、単純プログラマブル論理デバイス（ＳＰＬＤ：simple programmable logic device）、複合プログラマブル論理デバイス（ＣＰＬＤ：complex programmable logic device）、及び、フィールドプログラマブルゲートアレイ（ＦＰＧＡ：field programmable gate array）等が挙げられる。

30

【００２５】

また、処理回路１８は、単一の回路によって構成されてもよいし、複数の独立した回路要素の組み合わせによって構成されてもよい。後者の場合、メインメモリ１９は回路要素ごとに個別に設けられてもよいし、単一のメインメモリ１９が複数の回路要素の機能に対応するプログラムを記憶するものであってもよい。なお、処理回路１８は、処理部の一例である。

【００２６】

メインメモリ１９は、ＲＡＭ（random access memory）、フラッシュメモリ（flash memory）等の半導体メモリ素子、ハードディスク、光ディスク等によって構成される。メインメモリ１９は、ＵＳＢ（universal serial bus）メモリ及びＤＶＤ（digital video disk）等の可搬型メディアによって構成されてもよい。メインメモリ１９は、処理回路１８において用いられる各種処理プログラム（アプリケーションプログラムの他、ＯＳ（operating system）等も含まれる）や、プログラムの実行に必要なデータを記憶する。また、ＯＳに、操作者に対するディスプレイ４０への情報の表示にグラフィックを多用し、基本的な操作を入力インターフェース３０によって行うことができるＧＵＩ（graphical user interface）を含めることもできる。なお、メインメモリ１９は、記憶部の一例である。

40

【００２７】

超音波プローブ２０は、前面部に複数個の微小な振動子（圧電素子）を備え、スキャン対象を含む領域、例えば管腔体を含む領域に対して超音波の送受波を行う。各振動子は電気音響変換素子であり、送信時には電気パルス超音波パルスに変換し、また、受信時に

50

は反射波を電気信号（受信信号）に変換する機能を有する。超音波プローブ 20 は小型、軽量に構成されており、ケーブル（又は無線通信）を介して超音波診断装置 10 に接続される。

【0028】

超音波プローブ 20 は、スキャン方式の違いにより、リニア型、コンベックス型、及びセクタ型等の種類に分けられる。また、超音波プローブ 20 は、アレイ配列次元の違いにより、アジマス方向に 1 次元（1D）的に複数個の振動子が配列された 1D アレイプローブと、アジマス方向かつエレベーション方向に 2 次元（2D）的に複数個の振動子が配列された 2D アレイプローブとの種類に分けられる。なお、1D アレイプローブは、エレベーション方向に少数の振動子が配列されたプローブを含む。

10

【0029】

ここで、3D スキャン、つまり、ボリュームスキャンが実行される場合、超音波プローブ 20 として、リニア型、コンベックス型、及びセクタ型等のスキャン方式を備えた 2D アレイプローブが利用される。又は、ボリュームスキャンが実行される場合、超音波プローブ 20 として、リニア型、コンベックス型、及びセクタ型等のスキャン方式を備え、エレベーション方向に機械的に揺動する機構を備えた 1D プローブが利用される。後者のプローブは、メカ 4D プローブとも呼ばれる。

【0030】

入力インターフェース 30 は、操作者によって操作が可能な入力デバイスと、入力デバイスからの信号を入力する入力回路とを含む。入力デバイスは、トラックボール、スイッチ、マウス、キーボード、操作面に触れることで入力操作を行うタッチパッド、表示画面とタッチパッドとが一体化されたタッチスクリーン、光学センサを用いた非接触入力デバイス、及び音声入力デバイス等によって実現される。操作者により入力デバイスが操作されると、入力回路はその操作に応じた信号を生成して処理回路 18 に出力する。なお、入力インターフェース 30 は、入力部の一例である。

20

【0031】

ディスプレイ 40 は、例えば液晶ディスプレイや OLED（Organic Light Emitting Diode）ディスプレイ等の一般的な表示出力装置により構成される。ディスプレイ 40 は、処理回路 18 の制御に従って各種情報を表示する。なお、ディスプレイ 40 は、表示部の一例である。

30

【0032】

心電計 50 は、患者の心位相を表す信号としての ECG 信号を計測する。心電計 50 は、ECG センサ及び ECG ユニット（図示省略）を含む。ECG センサは、患者の体表に付着され、患者の ECG 信号を電気信号として検出する。ECG ユニットは、ECG 信号にデジタル化処理を含む各種の処理を施した上で、超音波診断装置 10 に出力する。心電計 50 としては、例えばベクトル心電計を用いることができる。

【0033】

また、図 1 は、超音波診断装置 10 の外部機器である医用画像管理装置 60 及び医用画像処理装置 70 を示す。医用画像管理装置 60 は、例えば、DICOM（Digital Imaging and Communications in Medicine）サーバであり、ネットワーク N を介してデータ送受信可能に超音波診断装置 10 等の機器に接続される。医用画像管理装置 60 は、超音波診断装置 10 によって生成された超音波画像等の医用画像を DICOM ファイルとして管理する。

40

【0034】

医用画像処理装置 70 は、ネットワーク N を介してデータ送受信可能に超音波診断装置 10 や医用画像管理装置 60 等の機器に接続される。医用画像処理装置 70 としては、例えば、超音波診断装置 10 によって生成された超音波画像に対して各種画像処理を施すワークステーションや、タブレット端末等の携帯型情報処理端末等が挙げられる。なお、医用画像処理装置 70 はオフラインの装置であって、超音波診断装置 10 によって生成された超音波画像を可搬型の記憶媒体を介して読み出し可能な装置であってもよい。

50

【 0 0 3 5 】

続いて、超音波診断装置 1 0 の機能について説明する。

【 0 0 3 6 】

図 2 は、超音波診断装置 1 0 の機能を示すブロック図である。

【 0 0 3 7 】

処理回路 1 8 は、メインメモリ 1 9 に記憶された、又は、処理回路 1 8 内に直接組み込まれたプログラムを読み出して実行することで、算出機能 2 1、スキャン制御機能 2 2、及び選択機能 2 3 を実現する。以下、機能 2 1 ~ 2 3 がソフトウェア的に機能する場合を例に挙げて説明するが、機能 2 1 ~ 2 3 の全部又は一部は、超音波診断装置 1 0 に A S I C 等の回路等として設けられるものであってもよい。

10

【 0 0 3 8 】

算出機能 2 1 は、心電図信号に基づいて、第 1 の心拍（例えば、R 波から次の R 波直前までの間）における特定心位相（例えば、R 波）とそれより後の第 2 の心拍における特定心位相とを検出する機能と、第 1 の心拍の特定心位相と第 2 の心拍の特定心位相との時間間隔に基づいて、第 2 の心拍における特定心位相からの遅延時間を変動の遅延時間として逐次算出する機能とを含む。ここで、特定心位相を R 波とすることが好適である。なお、特定心位相は、R 波である場合に限定されるものではなく、P 波、Q 波、S 波、及び T 波等であってもよい。R 波は、P 波、Q 波、S 波、及び T 波と比較して信号振幅が大きいいため、検出することが容易である。なお、算出機能 2 1 は、算出手段の一例である。

【 0 0 3 9 】

20

ここで、算出機能 2 1 で使用される心電図信号は、心電計 5 0 の出力に基づくことが代表例であるが、その場合に限定されるものではない。例えば、心電図信号は、心音計（図示省略）の出力である心音図（P C G）信号から特定される波形に基づいてもよいし、超音波画像の変化から特定される波形に基づいてもよい。本明細書では、心電図信号が、心電計 5 0 の出力に基づく場合について説明する。

【 0 0 4 0 】

スキャン制御機能 2 2 は、送受信回路 1 1、B モード処理回路 1 2、ドブラ処理回路 1 3、及び画像生成回路 1 4 等を制御して、超音波プローブ 2 0 を用いた心電同期スキャンを実行させて超音波画像（例えば、ライブ画像）を生成する機能を含む。スキャン制御機能 2 2 は、第 2 の心拍の特定心位相（例えば、R 波）から、算出機能 2 1 によって逐次算出された遅延時間が経過したタイミングで心電同期スキャンを開始するように超音波プローブ 2 0 を制御する。なお、スキャン制御機能 2 2 は、スキャン制御手段の一例である。

30

【 0 0 4 1 】

特定心位相である R 波からの遅延時間が「0」に設定され、R 波に同期させてスキャンが行われる場合、スキャン制御機能 2 2 は、カラードブラ画像を生成することにより、僧帽弁閉鎖時における逆流の診断に用いる画像等を操作者に提示することができる。また、R 波からの遅延時間が設定され、T 波に同期させてスキャンが行われる場合、スキャン制御機能 2 2 は、カラードブラ画像を生成することにより、大動脈弁閉鎖時における逆流の診断に用いられる画像等を操作者に提示することができる。

【 0 0 4 2 】

40

選択機能 2 3 は、算出機能 2 1 によって遅延時間を逐次算出する逐次算出モード、又は、算出機能 2 1 によらずに固定の遅延時間を予め設定する固定モードを選択する機能を含む。逐次算出モードの場合、前述したとおり、算出機能 2 1 は、遅延時間を逐次算出し、スキャン制御機能 2 2 は、特定心位相から、逐次算出された遅延時間が経過したタイミングでスキャンを開始するように超音波プローブ 2 0 を制御する。一方で、固定モードの場合、スキャン制御機能 2 2 は、全ての心拍において、特定心位相から、固定の遅延時間が経過したタイミングでスキャンを開始するように超音波プローブ 2 0 を制御する。なお、選択機能 2 3 は、選択手段の一例である。

【 0 0 4 3 】

機能 2 1 ~ 2 3 の詳細については、図 3 ~ 図 7 を用いて説明する。

50

【 0 0 4 4 】

続いて、超音波診断装置 1 0 の動作について説明する。

【 0 0 4 5 】

図 3 及び図 4 は、超音波診断装置 1 0 の動作をフローチャートとして示す図である。図 3 及び図 4 において、「 S T 」に数字を付した符号はフローチャートの各ステップを示す。また、図 4 において、図 3 に示すステップと同一ステップには同一符号を付して説明を省略する。

【 0 0 4 6 】

選択機能 2 3 は、遅延時間を逐次算出する逐次算出モードであるか否かを判断する（ステップ S T 1 ）。例えば、選択機能 2 3 は、入力インターフェース 3 0 を介した操作者の操作に従って、逐次算出モード、又は、固定モードを判断する。

10

【 0 0 4 7 】

ステップ S T 1 の判断にて Y E S、即ち、逐次算出モードであると判断される場合、算出機能 2 1 は、入力インターフェース 3 0 を介した操作者からの指示に従って心電計 5 0 を制御して、心電図信号の取得を開始することで（ステップ S T 2 ）、心電同期スキャンが開始される。算出機能 2 1 は、複数の心拍において複数の特定心位相、例えば R 波を検出すると、複数の心拍における R R 間隔に基づいて、初期の遅延時間（「固定の遅延時間」と同義） D 0 を算出する（ステップ S T 3 ）。

【 0 0 4 8 】

算出機能 2 1 は、第 n 回目の心拍における R 波を検出したか否かを判断する（ステップ S T 4 ）。ステップ S T 4 の判断にて N O、即ち、第 n 回目の心拍における R 波を検出していないと判断される場合、算出機能 2 1 は、第 n 回目の心拍における R 波を検出するまで待機する。

20

【 0 0 4 9 】

ステップ S T 4 の判断にて Y E S、即ち、第 n 回目の心拍における R 波が検出されたと判断された場合、算出機能 2 1 は、第 n 回目の心拍における R 波に相当する遅延時間 D n を算出する（ステップ S T 5 ）。算出機能 2 1 は、ステップ S T 5 において、第 n - 1 回目の心拍における R 波と、第 n 回目の心拍における R 波との間隔（ R R 間隔 ）に基づいて、第 n 回目の心拍における R 波からの遅延時間 D n を算出する。

【 0 0 5 0 】

ステップ S T 5 の後、スキャン制御機能 2 2 は、第 n 回目の心拍における R 波から、ステップ S T 5 によって算出された遅延時間 D n が経過したタイミングでスキャンを開始するように超音波プローブ 2 0 等を制御することで、スキャンを実行する（ステップ S T 6 ）。スキャン制御機能 2 2 は、ステップ S T 6 によって実行されたスキャンで生成された超音波画像を、ライブ画像としてディスプレイ 4 0 に表示させることもできるし、画像メモリ 1 5 に記憶させることもできる。

30

【 0 0 5 1 】

スキャン制御機能 2 2 は、心電同期スキャンを終了するか否かを判断する（ステップ S T 7 ）。例えば、スキャン制御機能 2 2 は、入力インターフェース 3 0 を介した操作者の操作に従って、心電同期スキャンを終了するか否かを判断する。ステップ S T 7 の判断にて Y E S、即ち、心電同期スキャンを終了すると判断される場合、算出機能 2 1 は、心電計 5 0 を制御して、ステップ S T 2 によって開始された心電図信号の取得を終了することで（ステップ S T 8 ）、心電同期スキャンが終了される。

40

【 0 0 5 2 】

一方で、ステップ S T 7 の判断にて N O、即ち、心電同期スキャンを終了しないと判断される場合、算出機能 2 1 は、次の心拍に進む（ステップ S T 9 ）。

【 0 0 5 3 】

超音波診断装置 1 0 は、複数の心拍においてステップ S T 4 ~ S T 6 の動作を繰り返すことで、変動の遅延時間を逐次算出しながら、変動の遅延時間を用いたスキャンを実行する。ここで、変動の遅延時間を逐次算出する意義について、図 5 及び図 6 を用いて説明す

50

る。

【 0 0 5 4 】

図 5 は、固定の遅延時間を採用する場合の心電図波形と、スキャンのタイミングとを示す図である。図 5 (A) は、R R 間隔が一定の場合における心電図波形と、スキャンのタイミングとを示す。図 5 (B) は、図 5 (A) と比較して、R R 間隔が徐々に短くなる場合における心電図波形と、スキャンのタイミングとを示す。図 5 (C) は、図 5 (A) と比較して、R R 間隔が徐々に長くなる場合における心電図波形と、スキャンのタイミングとを示す。

【 0 0 5 5 】

図 5 (A) に示すように、スキャンが心電図信号の所定の心位相、例えば、T 波から開始されるように、初期の R R 間隔に基づいて R 波からの固定の遅延時間 D_0 が設定される。R R 間隔が安定している場合、固定の遅延時間 D_0 が採用されても、スキャンはほぼ T 波から開始される。

【 0 0 5 6 】

しかし、図 5 (B) に示すように、R R 間隔が徐々に短くなる場合に固定の遅延時間 D_0 が採用されると、R T 間隔が短くなる。そして、図 5 (B) に示すように、スキャン開始が T 波から徐々に離れてしまい、スキャンが T 波より後から開始されてしまう。また、図 5 (C) に示すように、R R 間隔が徐々に長くなる場合に固定の遅延時間 D_0 が採用されると、R T 間隔が長くなる。そして、図 5 (C) に示すように、スキャン開始が T 波から徐々に離れてしまい、スキャンが T 波より前から開始されてしまう。

【 0 0 5 7 】

R R 間隔の変動に応じて、R 波からの遅延時間を変動させることができないと、実際の生体の動きに合わせてスキャンを開始することができない。そこで、R R 間隔の変動に合わせて自動的に遅延時間を補正して変動の遅延時間を逐次算出することを考える。

【 0 0 5 8 】

図 6 は、変動の遅延時間を採用する場合の心電図波形と、スキャンのタイミングとを示す図である。図 6 (A) は、図 5 (A) と比較して、R R 間隔が徐々に短くなる場合における心電図波形と、スキャンのタイミングとを示す。図 6 (B) は、図 5 (A) と比較して、R R 間隔が徐々に長くなる場合における心電図波形と、スキャンのタイミングとを示す。

【 0 0 5 9 】

図 6 (A) に示すように、R R 間隔が徐々に短くなる場合、第 $n - 1$ 回目及び第 n 回目の 2 心拍における R R 間隔に基づく変動の遅延時間 D_n が算出される。例えば、第 2 回目の心拍における変動の遅延時間 D_2 は、第 1 回目の心拍における R 波と、第 2 回目の心拍における R 波とに基づく R R 間隔から算出される。よって、図 6 (A) に示すように、R R 間隔が徐々に短くなる場合であっても、スキャン開始の T 波からのずれ（遅れ）が最小限に抑えられる。

【 0 0 6 0 】

また、図 6 (B) に示すように、R R 間隔が徐々に長くなる場合、第 $n - 1$ 回目及び第 n 回目の 2 心拍における R R 間隔に基づく変動の遅延時間 D_n が採用される。例えば、第 2 回目の心拍における変動の遅延時間 D_2 は、第 1 回目の心拍における R 波と、第 2 回目の心拍における R 波とに基づく R R 間隔から算出される。よって、図 6 (B) に示すように、R R 間隔が徐々に長くなる場合であっても、スキャン開始の T 波からのずれ（早まり）が最小限に抑えられる。

【 0 0 6 1 】

ここで、変動の遅延時間の算出方法について説明する。

【 0 0 6 2 】

初期の遅延時間 D_0 を T_{ds} とし、その場合の R R 間隔を $R R_s$ とする。超音波診断装置 10 が変動の遅延時間を算出する場合に、遅延時間 T_{ds} 及び R R 間隔 $R R_s$ を利用する。また、変動の遅延時間を T_{dc} とする。

【 0 0 6 3 】

まず、QT 間隔を QT とすると、QT 間隔の補正值 QTc は、従来から知られる次の Bazett の補正式 (1)、Fridericia の補正式 (2)、Hodges の補正式 (3)、又は、Framingham の補正式 (4) によって算出することができる。RR 間隔の変動は QT 間隔に影響を与える。つまり、RR 間隔が長くなると、QT 間隔も長くなり、RR 間隔が短くなると、QT 間隔も短くなる。

【 数 1 】

$$QTc = \frac{QT}{\sqrt{RR}} \quad \dots \quad (1)$$

10

$$QTc = \frac{QT}{\sqrt[3]{RR}} \quad \dots \quad (2)$$

$$QTc = QT + 105 \left(\frac{1}{RR - 1} \right) \quad \dots \quad (3)$$

$$QTc = QT - 0.154(1 - RR) \quad \dots \quad (4)$$

20

【 0 0 6 4 】

ここで、変動の遅延時間 Tdc を求める計算式として、上記式 (4) を変形する場合を考える。なお、変動の遅延時間 Tdc を求める計算式は、上記式 (4) を変形する場合に限定されるものではなく、上記式 (1) ~ (3) を変形して求めることもできる。上記式 (4) を式 (5) のように変形する。また、式 (5) において、係数 $C = Td / QT - 1$ とみなすと、式 (6) のように表せる。これは、RR 間隔が 1000 [ms] から RR に変動した場合の変動値を示す。変動の遅延時間 Tdc が ms 単位である場合、係数 C - 1 とみなしても問題ない。

【 数 2 】

30

$$QTc = QT - 0.154(1000 - RR)$$

$$QTc - QT = -0.154(1000 - RR)$$

$$Tdc = Td + \frac{Td(QTc - QT)}{QT} = Td - \frac{Td}{QT} \times 0.154(1000 - RR) \quad \dots \quad (5)$$

$$Tdc = Td - 0.154(1000 - RR) \quad \dots \quad (6)$$

40

【 0 0 6 5 】

また、RR 間隔が RR_s から RR に変動した場合は、次の式 (7) で表すことができる。また、式 (7) において、係数 $C = Td / QT$ を考慮すると、式 (8) のように表せる。式 (8) によれば、変動の遅延時間 Tdc が ms より小さい単位 (例えば、us) である場合、係数 C を調整することで、より細かい補正ができる。

【数 3】

$$Tdc = Tds + 0.154(1000 - RRs) = Tds + 0.154(RR - RRs) \quad \dots \quad (7)$$

$$Tdc = Tds + C \times 0.154(RR - RRs) \quad \dots \quad (8)$$

【0066】

図6(A)に示すように、RR間隔が短くなる場合のRR間隔(RRs)が1500[m s]であり、初期の遅延時間(Tds)が400[m s]として設定された場合、RR間隔が1000[m s]に変化した場合、変動の遅延時間Tdcが、上記式(7)から次に示すように求められる。

10

【数 4】

$$Tdc = 400 + 0.154(1000 - 1500) = 323$$

【0067】

R波から変動の遅延時間(Tdc)の323[m s]の分だけ遅延を行い、スキャン開始のタイミングを早めることで、生体の動きの変動に応じたT波の時点でスキャンを開始することができる。

【0068】

20

図6(B)に示すように、RR間隔が長くなる場合のRR間隔(RRs)が1500[m s]であり、初期の遅延時間(Tds)が400[m s]として設定された場合、RR間隔が2000[m s]に変化した場合、変動の遅延時間Tdcが、上記式(7)から次に示すように求められる。

【数 5】

$$Tdc = 400 + 0.154(2000 - 1500) = 477$$

【0069】

R波から変動の遅延時間(Tdc)の477[m s]の分を使って遅延を行い、スキャン開始のタイミングを遅らせることで、生体の動きの変動に応じたT波の時点でスキャンを開始することができる。なお、RR間隔(RRs)が1500[m s]であり、初期の遅延時間(Tds)が400[m s]である場合の、RR間隔(RR)と変動の遅延時間(Tdc)との関係の例を図7に示す。なお、QT間隔に基づいて変動の遅延時間(Tdc)を算出する場合について説明したが、その場合に限定されるものではない。例えば、RT間隔に基づいて変動の遅延時間(Tdc)を算出してもよい。

30

【0070】

図3の説明に戻って、ステップST1の判断にてNO、即ち、固定モードであると判断される場合、図4に進み、算出機能21は、入力インターフェース30を介した操作者からの指示に従って心電計50を制御して、心電図信号の取得を開始することで(ステップST12)、心電同期スキャンが開始される。算出機能21は、複数の心拍において複数のR波を検出すると、複数の心拍におけるRR間隔に基づいて、固定の遅延時間D0を算出する(ステップST13)。

40

【0071】

算出機能21は、第n回目の心拍におけるR波を検出したか否かを判断する(ステップST14)。ステップST14の判断にてNO、即ち、第n回目の心拍におけるR波を検出していないと判断される場合、算出機能21は、第n回目の心拍におけるR波を検出するまで待機する。

【0072】

ステップST14の判断にてYES、即ち、第n回目の心拍におけるR波が検出されたと判断された場合、スキャン制御機能22は、第n回目の心拍におけるR波から、ステッ

50

ブ S T 1 3 によって算出された固定の遅延時間 D 0 が経過したタイミングでスキャンを開始するように超音波プローブ 2 0 等を制御することで、スキャンを実行する（ステップ S T 1 5）。つまり、超音波診断装置 1 0 は、複数の心拍においてステップ S T 1 4 ~ S T 5 の動作を繰り返すことで、全ての心拍において固定の遅延時間 D 0 を用いたスキャンを実行する（図 5 参照）。

【 0 0 7 3 】

超音波診断装置 1 0 によると、心位相の、異なる複数の間隔（例えば、R R 間隔）のそれぞれに応じて特定心位相からの遅延時間を逐次算出することができるので、心臓の動きの変化に応じた超音波画像を取得することができる。特に、患者に負荷をかけるストレス・エコーが行われる場合、R R 間隔が変動するので、遅延時間の逐次算出はより効果的である。また、患者が不整脈をもつ場合も同様に R R 間隔が変動するので、遅延時間の逐次算出はより効果的である。

10

【 0 0 7 4 】

2. 変形例

図 6 (A) , (B) を用いて説明したように、算出機能 2 1 は、第 $n - 1$ 回目及び第 n 回目の 2 心拍における R R 間隔に基づく変動の遅延時間 D_n を算出する。これにより、R R 間隔が徐々に短くなる場合であっても、R R 間隔が徐々に長くなる場合であっても、スキャン開始の T 波からのずれが最小限に抑えられる。

【 0 0 7 5 】

加えて、患者が不整脈をもつ場合には、脈がゆっくり打つ場合、脈が速く打つ場合の他に、脈が不規則に打つ場合もある。ここでは、脈が不規則に打つ場合の実施形態について説明する。

20

【 0 0 7 6 】

図 8 は、第 1 の実施形態に係る超音波診断装置において、変動の遅延時間を採用する場合の心電図波形と、スキャンのタイミングとを示す図である。

【 0 0 7 7 】

図 8 (A) は、第 1 回目の心拍と、第 2 回目の心拍との間で心拍が 1 回分飛んでいる場合の心電図波形を示す。このような不整脈の場合に、第 1 回目及び第 2 回目の 2 心拍における R R 間隔に基づいて変動の遅延時間 D_2 が算出されると、心拍が 1 回分飛んでいる影響で、変動の遅延時間 D_2 が長く設定されてしまう場合がある（図 8 (A) に図示）。

30

【 0 0 7 8 】

そこで、算出機能 2 1 は、第 $n - 1$ 回目の心拍における特定心位相（例えば、R 波）の後所定の時間 U_{n-1} が経過しても第 n 回目の心拍における特定心位相が現れない場合に、第 n 回目の心拍における遅延時間 D_n を、第 $n - 1$ 回目の心拍における遅延時間 D_{n-1} と同一とする。例えば、算出機能 2 1 は、図 8 (B) に示すように、第 1 回目の心拍における R 波の後所定の時間 U_1 が経過しても第 2 回目の心拍が現れない場合には、第 2 回目の心拍における遅延時間 D_2 を、第 1 回目の心拍における遅延時間 D_1 と同一とする。

【 0 0 7 9 】

ここで、算出機能 2 1 は、第 n 回目の心拍における所定の時間 U_n を、同一患者における所定数の R R 間隔の平均時間 W から算出する。例えば、算出機能 2 1 は、所定の時間 U_n を、当該平均時間 W にマージンの時間 M_n を加えた時間とする（ $U_n = W + M_n$ ）。不整脈をもつ患者のスキャンを前提としているので、マージンの時間 M_n は一義的に決まるものではないが、算出機能 2 1 は、マージンの時間 M_n を、遅延時間 D_n とすればよい（ $U_n = W + D_n$ ）。例えば、算出機能 2 1 は、図 8 (B) に示すように、第 1 回目の心拍における所定の時間 U_1 を、当該平均時間 W に遅延時間 D_1 を加えた時間とする。遅延時間 D_n は、各心拍の時間のずれを表す 1 つの指標だからである。

40

【 0 0 8 0 】

なお、マージンの時間 M_n は、遅延時間 D_n である場合に限定されるものではない。マージンの時間 M_n は、遅延時間 D_n に所定の係数 j （ $j = 0.9, 1.1$ 等）を乗じて得られる時間であってもよい（ $U_n = W + D_n \times j$ ）。また、所定の時間 U_n は、平均時間

50

Wに、 n に因らず予め設定された係数 k ($k = 1, 1$ 等)を乗じて得られる時間であってもよい ($U_n = W \times k$)。

【0081】

一方で、算出機能21は、第 n 回目の心拍における所定の時間 U_n を、当該平均時間 W 以外から求めてもよい。例えば、所定の時間 U_n は、 n に因らず予め設定された一定時間であってもよい。

【0082】

これにより、図8(A)に示す、脈が不規則に打つ不整脈の場合に起こり得る遅延時間のずれを是正することができる。

【0083】

10

3. 第2の実施形態

前述の第1の実施形態で示した技術思想は、超音波診断装置10の外部装置、例えば医用画像処理装置70A(図1に図示)に適用されてもよい。

【0084】

図9は、第2の実施形態に係る医用画像処理装置の構成を示す概略図である。

【0085】

図9は、第2の実施形態に係る医用画像処理装置70Aを示す。医用画像処理装置70Aは、処理回路61A、メモリ62、入力インターフェース63、表示制御回路64、及びディスプレイ65を備える。なお、処理回路61A、メモリ62、入力インターフェース63、表示制御回路64、及びディスプレイ65は、図1に示す処理回路18、メインメモリ19、入力インターフェース30、表示制御回路16、及びディスプレイ40と同等の構成を備えるものとして、説明を省略する。

20

【0086】

処理回路61Aは、メモリ62に記憶された、又は、処理回路61A内に直接組み込まれたプログラムを読み出して実行することで、算出機能21A及び再構成機能24Aを実現する。以下、機能21A、24Aがソフトウェア的に機能する場合を例に挙げて説明するが、機能21A、24Aの全部又は一部は、医用画像処理装置70AにASIC等の回路等として設けられるものであってもよい。

【0087】

メモリ62は、予め、超音波診断装置によってトリガードスキャン周期 T 分のデータとして生成された複数のサブボリュームデータ(図11に図示する $v_{11} \sim v_{46}$)を記憶する。サブボリュームデータは、サブボリュームにデータが配置されたものである。また、空間的に隣り合う複数のサブボリュームデータは、フルボリュームデータを形成する。

30

【0088】

図10は、複数のサブボリュームデータと、フルボリュームデータとの関係を示す図である。

【0089】

図10は、4個のサブボリューム領域 v_1, v_2, v_3, v_4 と、4個のサブボリューム領域 $v_1 \sim v_4$ によって構成されるフルボリューム領域 $V (= v_1 + v_2 + v_3 + v_4)$ とを示す。4個のサブボリューム領域 $v_1 \sim v_4$ についてそれぞれ、超音波診断装置により固定の遅延時間に基づいて心電同期スキャンが行われることで、1心拍期間 T 内に6個のサブボリュームデータを生成することができる(図11参照)。言い換えれば、超音波診断装置により、固定の遅延時間に基づいて心電同期スキャンが行われることで、合計24個のサブボリュームデータが取得されることになる(図11参照)。

40

【0090】

図9の説明に戻って、算出機能21Aは、メモリ62に記憶されたサブボリュームデータに対応付けられた心電図信号に基づいて、第1の心拍における特定心位相(例えば、R波)とそれより後の第2の心拍における特定心位相とを検出する機能と、第1の心拍の特定心位相と第2の心拍の特定心位相との時間間隔に基づいて、第2の心拍における特定心位相からの遅延時間を変動の遅延時間として算出する機能とを含む。ここで、特定心位相

50

を R 波とすることが好適である。なお、特定心位相は、R 波である場合に限定されるものではなく、P 波、Q 波、S 波、及び T 波等であってもよい。R 波は、P 波、Q 波、S 波、及び T 波と比較して信号振幅が大きいため、検出することが容易である。なお、算出機能 2 1 A は、算出手段の一例である。

【0091】

再構成機能 2 4 A は、特定心位相と、算出機能 2 1 A によって算出された変動の遅延時間から、メモリ 6 2 に記憶された各サブボリュームデータの心位相を求める機能と、複数のサブボリュームデータの、変動の遅延時間に基づく心位相による対応付けを行うことで、フルボリュームデータを生成する機能とを含む。なお、再構成機能 2 4 A は、再構成手段の一例である。

10

【0092】

図 1 1 は、複数のサブボリュームデータの例を示す図である。

【0093】

図 1 1 は、4 個のサブボリューム領域 v 1 ~ v 4 にそれぞれ対応する 6 個のサブボリュームデータを示す。心電同期スキャンにおいて、同一心拍内で、R 波から固定の遅延時間経過後に 6 回のスキャンにより 6 個のサブボリュームデータ v 1 1 ~ v 1 6 が順に生成される。次の心拍内において、R 波から固定の遅延時間経過後に 6 回のスキャンにより 6 個のサブボリュームデータ v 2 1 ~ v 2 6 が順に生成される。以下同様に、6 個のサブボリュームデータ v 3 1 ~ v 3 6、6 個のサブボリュームデータ v 4 1 ~ v 4 6 が生成される。

20

【0094】

算出機能 2 1 A は、各サブボリュームに対応づけられる心電図信号に基づいて、各サブボリュームに対応する、変動の遅延時間経過時からの時間を算出することができる。そこで、再構成機能 2 4 A は、固定の遅延時間経過時からの時間ではなく、変動の遅延時間経過時からの時間がほぼ一致するサブボリュームデータをサブボリューム領域 v 1 ~ v 4 から 1 つずつ抽出することで、フルボリュームデータを生成することができる。これにより、再構成機能 2 4 A は、実際の心臓の動きに応じたサブボリュームデータを空間的につなぎ合わせることができる。

【0095】

医用画像処理装置 7 0 A によると、心位相の、異なる複数の間隔（例えば、R R 間隔）のそれぞれに応じて特定心位相からの遅延時間を算出することができるので、心臓の動きの変化に応じた複数のサブボリュームデータに基づいてボリュームデータを取得することができる。

30

【0096】

以上説明した少なくとも 1 つの実施形態によれば、心臓の動きの変化に応じた超音波データを取得することができる。

【0097】

なお、算出機能 2 1 , 2 1 A は、算出手段の一例である。スキャン制御機能 2 2 は、スキャン制御手段の一例である。選択機能 2 3 は、選択手段の一例である。再構成機能 2 4 A は、再構成手段の一例である。

40

【0098】

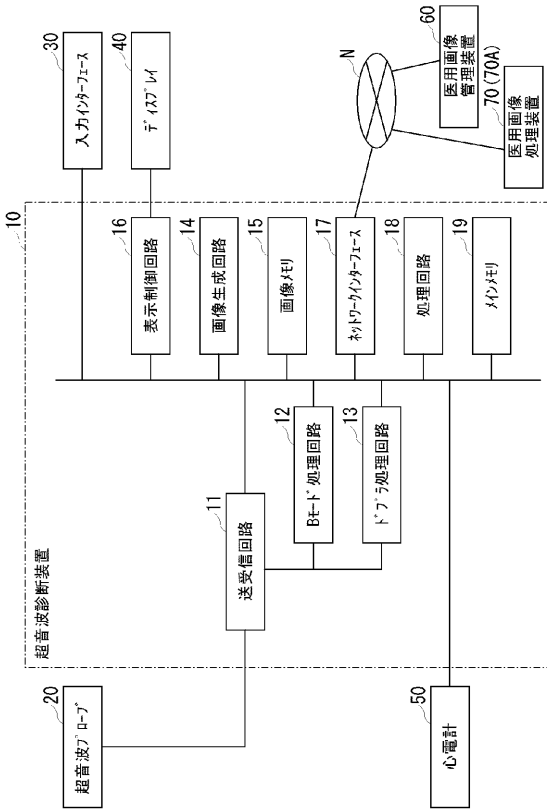
なお、本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれる。

【符号の説明】

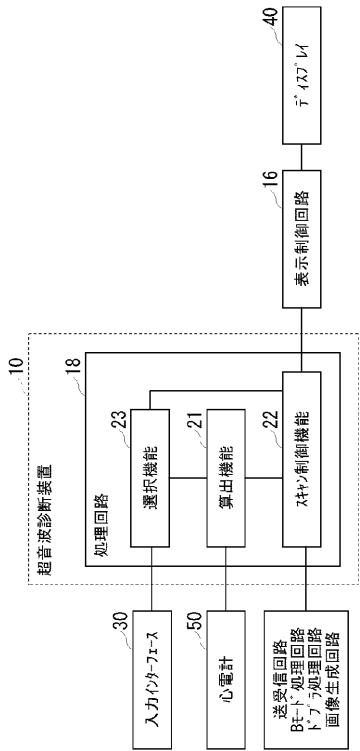
【0099】

- 1 8 処理回路
- 2 1 , 2 1 A 算出機能
- 2 2 スキャン制御機能
- 2 3 選択機能
- 7 0 , 7 0 A 医用画像処理装置
- 6 1 A 処理回路

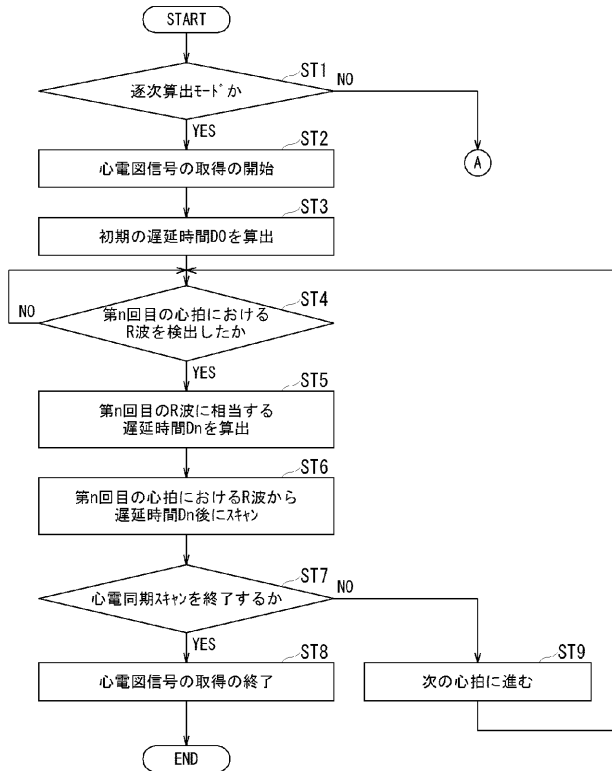
【 図 1 】



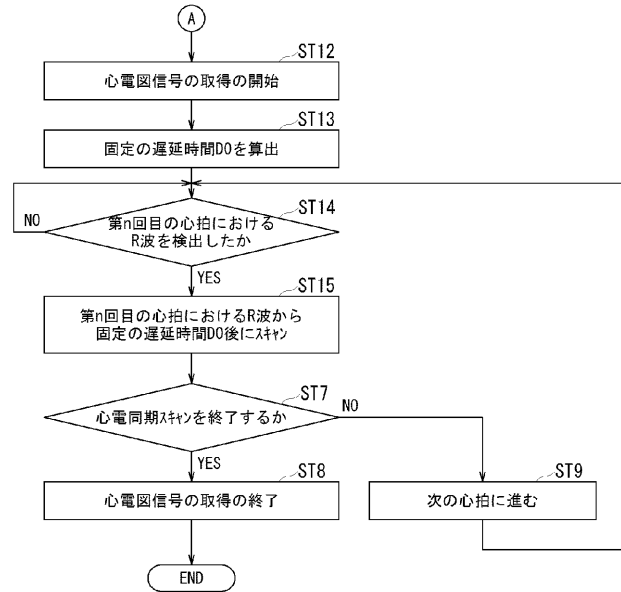
【 図 2 】



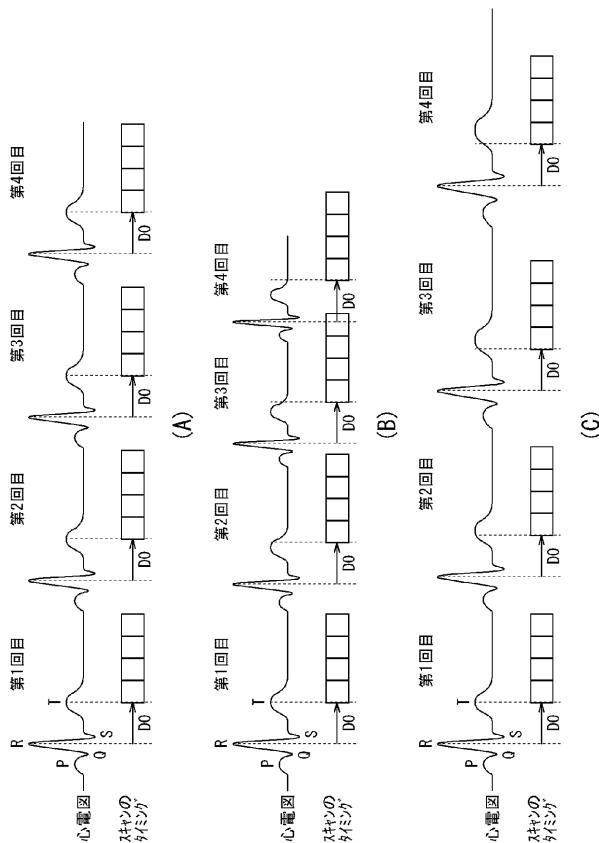
【図 3】



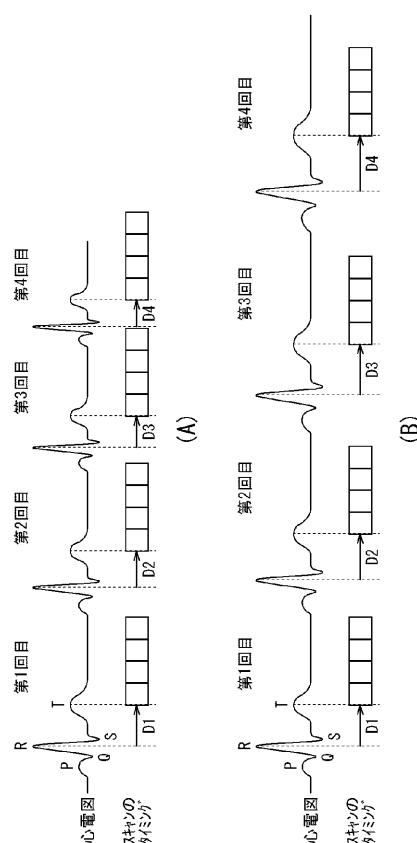
【図 4】



【図 5】



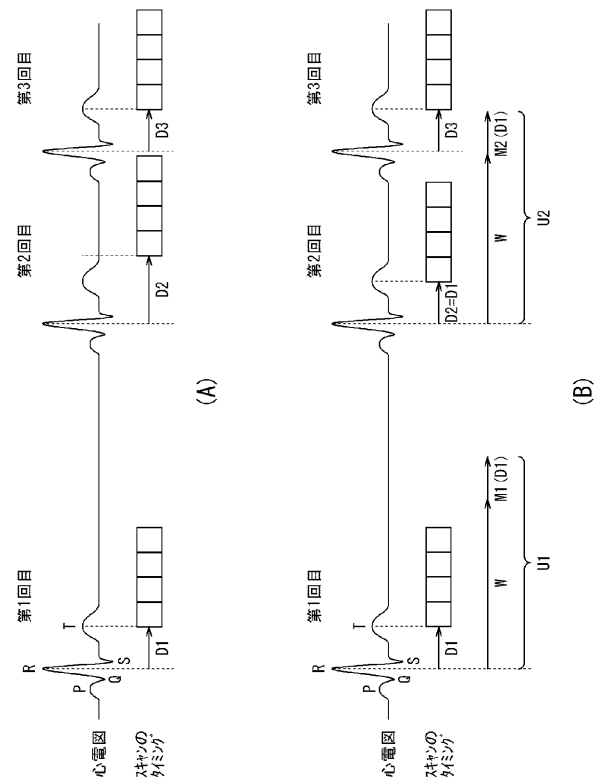
【図 6】



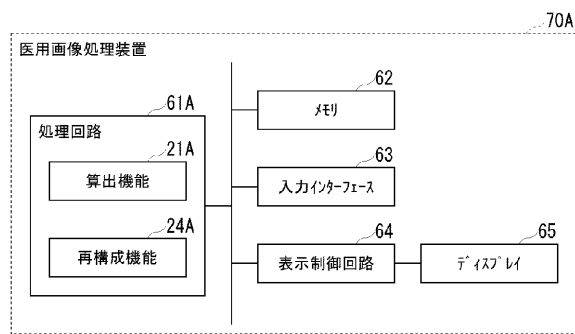
【図 7】

RRs [ms]	Tds [ms]
1500	400
RR [ms]	Tdc [ms]
1000	323
1010	325
1020	326
1030	328
1040	329
1050	331
1100	338
1200	354
1300	369
1400	358
1500	400
2000	477
990	321
980	320
970	318
960	317
950	315
900	308
800	292
700	277
600	261

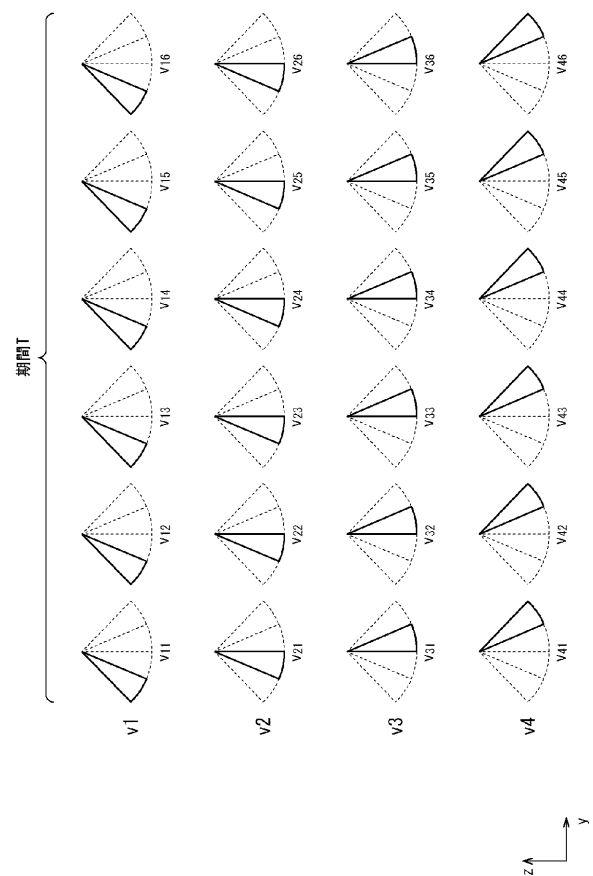
【図 8】



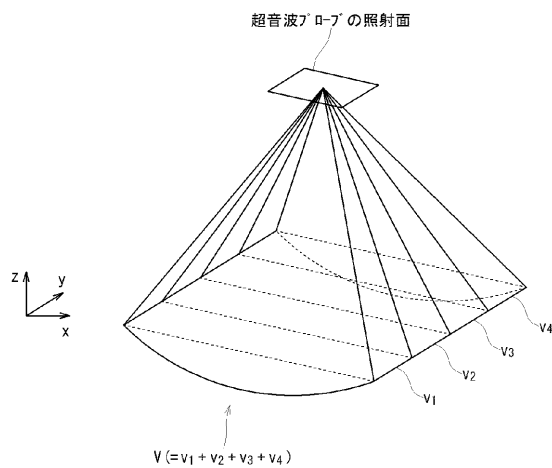
【図 9】



【図 11】



【図 10】



专利名称(译)	超声波诊断装置，医用图像处理装置以及超声波扫描控制程序		
公开(公告)号	JP2019195622A	公开(公告)日	2019-11-14
申请号	JP2019079747	申请日	2019-04-19
[标]发明人	崔載鎬		
发明人	崔 載鎬		
IPC分类号	A61B8/14		
FI分类号	A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/BB06 4C601/DD15 4C601/EE09 4C601/FF08 4C601/GB03 4C601/HH12 4C601/LL38		
优先权	2018089849 2018-05-08 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

为了根据心脏运动的变化来获取超声数据。解决方案：超声诊断设备包括计算装置和扫描控制装置。所述计算装置基于心电图信号来检测第一心搏中的特定心脏相位和随后的第二心搏中的特定心脏相位，并且从所述第二心搏中的特定心脏相位中依次计算出延迟时间。第一心跳的特定心脏相位与第二心跳的特定心脏相位之间的时间间隔为基础。扫描控制装置控制超声波探头，以便在从第二次心搏中的特定心律相继计算出的延迟时间过去的时间开始超声波扫描。图2

