

(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2010-279500

(P2010-279500A)

(43) 公開日 平成22年12月16日(2010.12.16)

(51) Int.Cl.
A61B 8/00 (2006.01)

F I
A61B 8/00

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 15 頁)

(21) 出願番号 特願2009-134311 (P2009-134311)
(22) 出願日 平成21年6月3日(2009.6.3)

(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

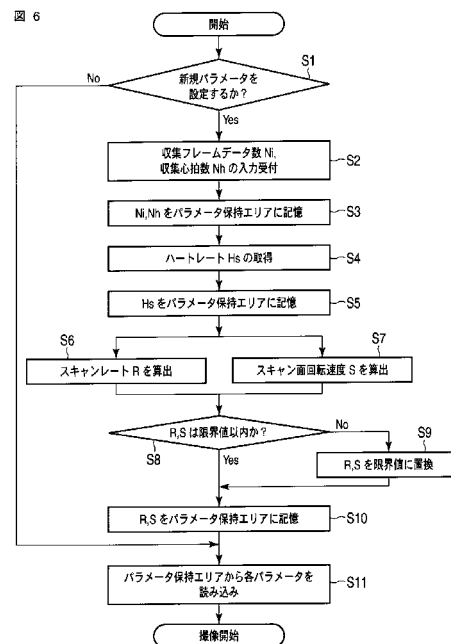
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置およびその制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】周期的に運動する被検体の特定部位に関して定量的な画像診断が可能な超音波プローブの走査条件を設定する超音波診断装置およびその制御プログラムを提供すること。

【解決手段】周期的に運動する被検体の特定部位の運動周期を取得し、この運動周期に基づいて超音波プローブの走査条件を決定する。そして決定した走査条件に応じて送受信ユニットを制御し、超音波プローブを駆動させる。このとき得た受波信号に基づいて3次元空間に対応する時系列のフレームデータを発生し、該フレームデータから運動周期Hsに関して同一時相のフレームデータを合成して各時相におけるボリュームデータを生成する。

【選択図】 図6



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波プローブと、

この超音波プローブを駆動して被検体の内部を超音波で走査する送受信ユニットと、
周期的に運動する被検体の特定部位の運動周期を取得する運動周期取得手段と、

この運動周期取得手段により取得した運動周期に基づいて前記超音波プローブの走査条件を決定し、該走査条件に応じて前記送受信ユニットを制御して前記特定部位を含む 3 次元空間を超音波走査させる制御手段と、

この制御手段による制御下にて前記送受信ユニットが前記超音波プローブを駆動して得た受波信号に基づいて前記 3 次元空間に対応する時系列のフレームデータを発生し、該フレームデータから前記運動周期に関して同一時相のフレームデータを合成して各時相におけるボリュームデータを生成するボリュームデータ生成手段と、
を備えていることを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 2】

前記送受信ユニットは、超音波ビームを第 1 方向に走査して走査面を形成する機能とその走査面の形成位置を第 2 方向に移動する機能とを備え、

前記制御手段が決定する走査条件は、前記走査面を一通り走査する走査レート R 又は前記走査面の形成位置の移動に関する状態量 S のうちの少なくとも一方を含む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】

前記特定部位の一運動周期間に収集すべきフレームデータ数 N_i 及びフレームデータを収集すべき前記特定部位の運動周期数 N_h を記憶した記憶手段をさらに備え、

前記制御手段は、前記運動周期取得手段により取得した運動周期と、前記記憶手段に記憶されたフレームデータ数 N_i 及び運動周期数 N_h とに基づいて前記走査条件を決定することを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記記憶手段に記憶されたフレームデータ数 N_i 及び前記運動周期数 N_h を変更する変更手段をさらに備えていることを特徴とする請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記超音波プローブは、前記第 1 方向に整列した複数の振動子と、この振動子を前記第 2 方向へ回転移動する走査機構とを備え、

前記状態量 S は、前記走査機構により前記振動子を回転させる角速度であることを特徴とする請求項 2 乃至 4 のうちいずれか 1 に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 6】

前記超音波プローブは、前記第 1 方向に整列した複数の振動子と、この振動子を前記第 2 方向へ揺動する走査機構とを備え、

前記状態量 S は、前記走査機構により前記振動子を揺動させる角速度であることを特徴とする請求項 2 乃至 4 のうちいずれか 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記被検体の特定部位は心臓であり、

前記運動周期取得手段により取得する運動周期は、心拍数であることを特徴とする請求項 1 乃至 6 のうちいずれか 1 に記載の超音波診断装置。

40

【請求項 8】

超音波プローブと、この超音波プローブを駆動して被検体の内部を超音波で走査する送受信ユニットとを備えた超音波診断装置の制御プログラムであって、
前記超音波診断装置に、

周期的に運動する被検体の特定部位の運動周期を取得する運動周期取得機能と、

この運動周期取得機能により取得した運動周期に基づいて前記超音波プローブの走査条件を決定し、該走査条件に応じて前記送受信ユニットを制御して前記特定部位を含む 3 次元空間を超音波走査させる制御機能と、

50

この制御機能による制御下にて前記送受信ユニットが前記超音波プローブを駆動して得た受波信号に基づいて前記3次元空間に対応する時系列のフレームデータを発生し、該フレームデータから前記運動周期に関して同一時相のフレームデータを合成して各時相におけるボリュームデータを生成するボリュームデータ生成機能と、
を実現させることを特徴とする制御プログラム。

【請求項9】

超音波プローブと、この超音波プローブを駆動し、超音波ビームを第1方向に走査して走査面を形成する機能とその走査面の形成位置を第2方向に移動する機能とを有する送受信ユニットとを備えた超音波診断装置の制御プログラムであって、
前記超音波診断装置に、

10

周期的に運動する被検体の特定部位の運動周期を取得する運動周期取得機能と、

この運動周期取得機能により取得した運動周期に基づいて前記走査面を一通り走査する走査レートR又は前記走査面の形成位置の移動に関する状態量Sのうちの少なくとも一方を含む前記超音波プローブの走査条件を決定し、該走査条件に応じて前記送受信ユニットを制御して前記特定部位を含む3次元空間を超音波走査させる制御機能と、

この制御機能による制御下にて前記送受信ユニットが前記超音波プローブを駆動して得た受波信号に基づいて前記3次元空間に対応する時系列のフレームデータを発生し、該フレームデータから前記運動周期に関して同一時相のフレームデータを合成して各時相におけるボリュームデータを生成するボリュームデータ生成機能と、
を実現させることを特徴とする制御プログラム。

20

【請求項10】

前記制御機能は、前記運動周期取得機能により取得した運動周期と、所定の記憶手段に記憶された前記特定部位の一運動周期当たり収集すべきフレームデータ数 N_i 及びフレームデータを収集すべき前記特定部位の運動周期数 N_h とに基づいて前記走査条件を決定することを特徴とする請求項8又は9に記載の制御プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波により被検体の体内を画像化し診断を行う超音波診断装置およびその制御プログラムに係り、特に周期的に運動する組織の4次元画像データ作成技術に関する。

30

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は生体内情報の超音波画像を取得し表示する診断装置であり、X線診断装置やX線コンピュータ断層撮影装置などの他の画像診断装置に比べ、安価で被爆が無く、非侵襲性に実時間で観測するための有用な装置として利用されている。係る特性から、超音波診断装置の適用範囲は広く、心臓などの循環器から肝臓、腎臓などの腹部、抹消血管、産婦人科、脳血管などの診断に利用されている。

【0003】

近年、我が国における三大死因の第2位は心疾患であり、総死亡者数の15%余りを占めている。心疾患の主な原因としては、心臓を栄養する心血管の血流が悪化ないし途絶することによる心筋機能の低下や(虚血性心疾患)、心臓を拍動させる神経刺激の異常ないし伝導障害などが挙げられる。

40

【0004】

心疾患は、発生時のリスクが非常に高く、心筋梗塞の場合で致死率が20%にも達する。そのため、初期段階での異常発見が重要である。心疾患の早期発見には、心筋の壁運動低下を検出する心臓超音波検査が有効である。この検査によれば、壁運動低下の発生部位を検出し、該部位の心筋を栄養する血管経路若しくは刺激伝達経路を精査することで原因を特定することができるので、心疾患の早期治療が可能となる

現在、心臓の壁運動評価に使用する超音波画像としては、2次元画像と3次元画像の2

50

種類が用いられている。このうち、3次元画像データの収集に使用される超音波探触子（超音波プローブ）に経食道4Dプローブが知られている。このプローブは、被検体の食道に挿入して体内から心臓を超音波スキャンするものである。被検体の体外から心臓を超音波スキャンする際には、肋骨を避けねばならず、適切な画像を得られるか否かは超音波診断装置を操作する技師の技量に依存するのに対し、上記経食道4Dプローブは、比較的簡単に心臓の超音波スキャンが可能であるため、近年頻繁に用いられるようになってきている。

【0005】

経食道4Dプローブを用いた心臓のスキャンングについて簡単に説明する。

まず、経食道4Dプローブを被検体の食道に挿入し、該プローブが備える機構により超音波スキャン面を180°回転させて円錐状の3次元領域をスキャンする。このとき、複数心拍分に亘るフレームデータを収集するとともに、心電波形を基にして心臓の運動周期を特定する。このようにして収集された時系列のフレームデータの中から、心臓の運動周期に関して同一時相のフレームデータを抜き出して合成することにより、心周期に関する各時相におけるボリュームデータを得ることができる。このボリュームデータを時系列に心周期上で並べれば、1心拍分のボリュームデータ（4次元画像データ）が完成する。このようにして心臓の4次元画像データを作成する技術は、例えば特許文献1に開示されている。

10

【0006】

かくして作成される4次元画像データの精細さを評価するパラメータとして、時間分解能（単位時間当たりのボリュームデータ数、すなわちボリュームレート）と、個々の3次元画像の空間分解能（画像の解像度に相当）とが挙げられる。

20

さらに、上記時間分解能は、1心拍間に収集するフレームデータ数 N_i と、スキャンレート R と、ハートレート H_s とに依存する。ここに、スキャンレート R とは単位時間当たりに収集するフレームデータ数であり、ハートレート H_s とは単位時間当たりの心拍数である。

また、上記空間分解能は、フレームデータの収集にあてる心拍数 N_h と、スキャン面回転速度 S と、ハートレート H_s とに依存する。ここに、スキャン面回転速度 S とは、上記超音波スキャン面を回転させる際の角速度である。これらのパラメータのうち、ユーザが任意にコントロールし得るのは、スキャンレート R とスキャン面回転速度 S である。

30

【0007】

一般的に、スキャンレート R を高く設定するほど時間分解能が向上する。しかし、1つのフレームデータを得る際の走査線密度やデータ収集範囲の大きさにも因るが、スキャンレート R を高く設定しすぎると、収集するフレームデータ数が増大して最終的な4次元画像データのデータサイズが大きくなることや、機器の動画再生性能の限界を超過することなどの問題が生じる。スキャンレート R は、上記のような時間分解能向上の要請と、機器の性能とを考慮して調整されている。

【0008】

また、スキャン面回転速度 S を遅く設定するほど空間分解能が向上する。しかし、経食道による検査は患者に大きな負担を与えるため、極力短時間で検査を終えることが望まれる。スキャン面回転速度 S は、上記のような空間分解能向上の要請と、患者への負担とを考慮して調整されている。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0009】

【特許文献1】特開2008-302220号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

上記スキャンレート R およびスキャン面回転速度 S を一定に保った場合であっても、生

50

成される4次元画像データの空間分解能および時間分解能は、被検体のハートレート H_s によって左右される。具体的には、ハートレート H_s が速いほど空間分解能は高くなり、時間分解能は低くなる。一方、ハートレート H_s が遅くなるほど空間分解能は低くなり、時間分解能は高くなる。

【0011】

しかしながら、同一の被検体に対して定量的な画像診断を行うためには、上記空間分解能および時間分解能をハートレート H_s によらず一定に保つことが望ましい。そのためには、ハートレート H_s に応じてスキャンレート R とスキャン面回転速度 S とを調整する必要がある。ただし、既述のように機器の性能や患者への負担をも考慮して各パラメータを調整しなければならない。

10

【0012】

これらの条件を加味しつつユーザ自身がスキャンレート R とスキャン面回転速度 S とを調整し、定量的な画像診断を行うのに最適な条件を設定することは困難である。

【0013】

本発明は、上記のような事情に基づいてなされたものであり、その目的は、周期的に運動する被検体の特定部位に関して定量的な画像診断が可能な超音波プローブの走査条件を設定する超音波診断装置およびその制御プログラムを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0014】

本発明は、上記目的を達成するため、次のような手段を講じている。

20

【0015】

本発明の第1の視点は、超音波プローブと、この超音波プローブを駆動して被検体の内部を超音波で走査する送受信ユニットと、周期的に運動する被検体の特定部位の運動周期を取得する運動周期取得手段と、この運動周期取得手段により取得した運動周期に基づいて前記超音波プローブの走査条件を決定し、該走査条件に応じて前記送受信ユニットを制御して前記特定部位を含む3次元空間を超音波走査させる制御手段と、この制御手段による制御下にて前記送受信ユニットが前記超音波プローブを駆動して得た受波信号に基づいて前記3次元空間に対応する時系列のフレームデータを発生し、該フレームデータから前記運動周期に関して同一時相のフレームデータを合成して各時相におけるボリュームデータを生成するボリュームデータ生成手段と、を備えていることを特徴とする超音波診断装置である。

30

【0016】

本発明の第2の視点は、超音波プローブと、この超音波プローブを駆動して被検体の内部を超音波で走査する送受信ユニットとを備えた超音波診断装置の制御プログラムであって、前記超音波診断装置に、周期的に運動する被検体の特定部位の運動周期を取得する運動周期取得機能と、この運動周期取得機能により取得した運動周期に基づいて前記超音波プローブの走査条件を決定し、該走査条件に応じて前記送受信ユニットを制御して前記特定部位を含む3次元空間を超音波走査させる制御機能と、この制御機能による制御下にて前記送受信ユニットが前記超音波プローブを駆動して得た受波信号に基づいて前記3次元空間に対応する時系列のフレームデータを発生し、該フレームデータから前記運動周期に関して同一時相のフレームデータを合成して各時相におけるボリュームデータを生成するボリュームデータ生成機能と、を実現させることを特徴とする制御プログラムである。

40

【発明の効果】

【0017】

かかる手段を講じた本発明によれば、周期的に運動する被検体の特定部位に関して定量的な画像診断が可能な超音波プローブの走査条件を設定する超音波診断装置およびその制御プログラムを提供することができる。

【図面の簡単な説明】

【0018】

【図1】本発明の一実施形態に係る超音波診断装置の構成図。

50

【図 2】同実施形態における超音波プローブによる超音波スキャンの概念図。

【図 3】同実施形態におけるパラメータ保持エリアのデータ構造の一例を示す模式図。

【図 4】同実施形態における被検体の ECG とスキャンタイミングとの関係を説明するための模式図。

【図 5】同実施形態においてフレームデータを合成して得たボリュームデータの模式図。

【図 6】同実施形態におけるパラメータ設定処理にてシステム制御ユニットが実行する処理の流れ図。

【図 7】変形例における画像条件と収集画像枚数および心拍数との関係を示す図。

【図 8】変形例における超音波診断装置の構成図。

【発明を実施するための形態】

10

【0019】

以下、本発明の実施形態を図面に従って説明する。なお、以下の説明において、略同一の機能及び構成を有する構成要素については、同一符号を付し、重複説明は必要な場合にのみ行う。

【0020】

図 1 は、本実施形態に係る超音波診断装置 10 の構成図である。本超音波診断装置 10 は、超音波プローブ 11、生体信号計測ユニット 12、システム制御ユニット 13、プローブ制御ユニット 14、画像データ処理ユニット 15、表示ユニット 16、操作部 17 および記憶部 18 を備えている。また、上記プローブ制御ユニット 14 は、送信ユニット 141、受信ユニット 142、支持機構制御ユニット 143 を備えている。

20

【0021】

超音波プローブ 11 は、送信ユニット 141 からの駆動パルスに基づき超音波を発生し、被検体 P からの反射波を電気信号に変換する複数の圧電振動子、当該圧電振動子に設けられる整合層、当該圧電振動子から後方への超音波の伝播を防止するバック材等を有している。当該超音波プローブ 11 から被検体 P に超音波が送信されると、生体組織の非線形性により、超音波の伝播に伴って種々のハーモニック成分が発生する。送信超音波を構成する基本波とハーモニック成分は、体内組織の音響インピーダンスの境界、微小散乱等により後方散乱され、反射波（エコー）として超音波プローブ 11 に受信される。

【0022】

なお、本実施形態における超音波プローブ 11 は、圧電振動子を回転可能に支持する支持機構 111 を備えた経食道メカニカル 4D プローブである。支持機構 111 は、圧電振動子とシャフトを介して接続されたモータや、このモータに接続されたエンコーダ等を備えている。前記モータは、支持機構制御ユニット 143 から供給される駆動パルスの周波数に応じた角速度にて前記圧電振動子を所定方向へ回転駆動する。前記エンコーダは、モータの回転量に基づいてデフォルト位置からの前記圧電振動子の回転角を検出し、該検出角に応じたパルス信号（以下、角度信号）を生成して支持機構制御ユニット 143 に送信する。

30

【0023】

生体信号計測ユニット 12 は、被検体 P の生体信号を検出するセンサと、このセンサから出力された検出信号をデジタル信号に変換して生体情報を生成する生体信号処理部とを備えている。上記センサは、心電図（ECG）に対応するものであり、生体信号生成部により生成された生体情報は、システム制御ユニット 13 に出力される。

40

【0024】

システム制御ユニット 13 は、情報処理装置（計算機）としての機能を持ち、本超音波診断装置本体の動作を静的又は動的に制御する。

【0025】

送信ユニット 141 は、図示しない遅延回路およびパルサ回路等を有している。パルサ回路では、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が繰り返し発生される。また、遅延回路では、チャンネル毎に超音波をビーム状に集束し且つ送信指向性を決定するのに必要な遅延時間が、各レートパルスに与えられる。送信ユニット 14

50

1 は、このレートパルスに基づくタイミングで、所定のスキャンラインに向けて超音波ビームが形成されるように振動子毎に駆動パルスを印加する。

【0026】

受信ユニット142は、図示していないアンプ回路、A/D変換器、加算器等を有している。アンプ回路では、超音波プローブ11を介して取り込まれたエコー信号をチャンネル毎に増幅する。A/D変換器では、増幅されたエコー信号に対し受信指向性を決定するのに必要な遅延時間を与え、その後加算器において加算処理を行う。この加算により、所定のスキャンラインに対応した超音波エコー信号を生成する。

【0027】

支持機構制御ユニット143は、既述の如く超音波プローブ11の支持機構111を制御して上記圧電素子を回転させる。データ収集を行っている間、支持機構制御ユニット143は、支持機構111から出力される上記角度信号を取り込み、受信ユニット142が生成した超音波エコー信号に同期させて画像データ処理ユニット15に出力する。

10

【0028】

画像データ処理ユニット15は、受信ユニット142から受け取った超音波エコー信号に対して包絡線検波処理を施すことにより、超音波エコーの振幅強度に対応した2次元的なBモード信号を生成し、この信号に基づいて2次元的な画像データであるフレームデータを生成する。さらに、生成したフレームデータに基づいて3次元的な画像データであるボリュームデータを生成する。生成したフレームデータおよびボリュームデータは、表示ユニット16および記憶部18に出力する。なお、表示ユニット16には、フレームデータおよびボリュームデータをビデオ信号に変換して出力する。

20

【0029】

表示ユニット16は、画像データ処理ユニット15やシステム制御ユニット13から供給されるビデオ信号に基づいて生体内の2次元あるいは3次元の形態学的情報、血流情報、心電情報などを表示する。また、造影剤を用いた場合には、造影剤の空間的分布、すなわち血流或いは血液の存在している領域を求めた定量的な情報量に基づいて、輝度画像やカラー画像として表示する。

【0030】

操作部17は、装置本体に接続され、オペレータからの各種指示、関心領域(ROI)の設定指示や種々の画質条件設定指示等を装置本体にとりこむためのマウス、トラックボール、キーボード等を有している。

30

【0031】

記憶部18は、画像データ処理ユニット15から出力された各時相のフレームデータやボリュームデータ、生体信号計測ユニット12から出力された被検体の心電情報などを記憶するデータベースと、心臓の4次元画像データ生成に関するパラメータが記憶されたパラメータ保持エリア181とを有している。

【0032】

図2は、超音波プローブ11による超音波スキャンの概念図である。図示したように、前記圧電振動子から出力される超音波ビームを、電氣的に圧電素子の配列方向(X方向)に走査させることで、フレームに相当する放射状のスキャン面20が形成される。3次元空間のスキャンングに際しては、前記支持機構111を駆動してスキャン面20の形成位置を所定の角速度にて回転させつつ、所定のスキャンレートにてスキャン面20を一通り超音波ビームにて走査させる。そうすると、支持機構111が圧電振動子をデフォルト位置から180°回転させる間に3次元空間を網羅するフレームデータを得ることができる。

40

【0033】

図3は、パラメータ保持エリア181のデータ構造の一例を示す模式図である。パラメータ保持エリア181は、収集フレームデータ数 N_i (フレーム数/秒)、収集心拍数 N_h (心拍数)、ハートレート H_s (心拍数/秒)、スキャンレート R (フレーム数/秒)、スキャン面回転速度 S (角度/秒)の記憶エリアを備えている。収集フレームデータ数

50

N_i は、被検体 P の 1 心周期の間に収集すべきフレームデータ数である。収集心拍数 N_h は、フレームデータの収集に当てる心周期数である。ハートレート H_s は、被検体 P の心拍数である。スキャンレート R は、単位時間あたりに収集すべきフレームデータ数（フレームレート）であり、換言すれば、単位時間あたりに超音波ビームにてスキャン面 20 を一通り走査する回数である。スキャン面回転速度 S は、支持機構 111 を駆動して前記圧電振動子を回転させる角速度であり、本実施形態における走査面の形成位置の移動に関する状態量である。

【0034】

（4次元画像データ生成処理）

次に、上記のような構成の超音波診断装置 10 による 4 次元画像データの生成処理について図 4 および図 5 を用いて説明する。この処理は、スキャン処理とボリュームデータ作成処理とに大分できる。以下、各処理について説明する。

10

【0035】

[スキャン処理]

スキャン処理では、プローブ制御ユニット 14 の制御下にて、パラメータ保持エリア 181 に記憶されたスキャンレート R とスキャン面回転速度 S とを用いて、診断部位に関するボリュームデータを生成するためのフレームデータを収集する。

図 4 は、生体信号計測ユニット 12 により計測した被検体の ECG とスキャンタイミングとの関係を説明するための模式図である。ここでは、4 心周期かけてスキャン面 20 を 180° 回転させ ($N_h = 4$)、1 心周期間に 3 つのフレームデータを収集する ($N_i = 3$) 場合について例示している。当然ながら 4 心周期にスキャン面を 180° 回転させることや 1 心周期に 3 回スキャンすることは、説明を具体的にするための例示であり、実際には 1 心周期により多くのスキャンを実行すること等が一般的である。なお、便宜上、第 i 心周期 ($i = 1 \sim N_h$) において第 j 番目 ($j = 1 \sim N_i$) に収集されたフレームデータを F_{ij} と表記している。

20

【0036】

画像収集開始後、最初の R 波にトリガされて第 1 回目のスキャンが実行され、フレームデータ F_{11} が取得される。しかる後、支持機構制御ユニット 143 が支持機構 111 への駆動パルスの供給を開始し、この駆動パルスの供給を受けた支持機構 111 がスキャン面回転速度 S にて圧電振動子を回転させる。さらに、送信ユニット 141 が超音波プローブ 11 への駆動パルスの供給を開始し、スキャンレート R にてスキャン面 20 を形成させる。かくして、各時相におけるフレームデータ F_{ij} が収集される。収集されたフレームデータ F_{ij} は、データ収集時における心周期の時相と、支持機構 111 の回転角度とに対応付けて記憶部 18 に記憶される。

30

【0037】

[ボリュームデータ生成処理]

ボリュームデータ生成処理では、画像データ処理ユニット 15 がスキャン処理にて収集した複数のフレームデータ F_{ij} と、これらに対応付けられた心周期の時相および支持機構 111 の回転角度とを用いて各フレームデータ F_{ij} を 3 次元空間的に合成することで、心周期の各時相におけるボリュームデータを生成する。

40

【0038】

図 4 に示した例において収集したフレームデータ F_{ij} から同一時相のものを抜き出して合成したボリュームデータの模式図を図 5 に示している。なお、便宜上、各時相におけるボリュームデータを V_j と表記している。スキャン処理にて収集したフレームデータ F_{ij} の中で、添字 j が一致するものは心周期上において同一時相となる。例えば、フレームデータ F_{11} 、 F_{21} 、 F_{31} 、 F_{41} はいずれも心周期の初期時相におけるフレームデータである。これらをスキャン時の支持機構 111 の回転角度に応じて同一の 3 次元空間内にて回転させ、合成することで、初期時相におけるボリュームデータ V_1 が生成される。同様にしてフレームデータ F_{12} 、 F_{22} 、 F_{32} 、 F_{42} を同一の 3 次元空間内で合成することで 1/3 心周期におけるボリュームデータ V_2 が生成され、フレームデータ

50

F_{13} 、 F_{23} 、 F_{33} 、 F_{43} を同一の3次元空間内で合成することで2/3心周期におけるボリュームデータ V_3 が生成される。このようにして生成された各時相におけるボリュームデータ V_j をその時相順に並べることで、1心周期にわたるボリュームデータ(4次元画像データ)が完成する。

【0039】

(各パラメータの相関関係)

次に、上記4次元画像データを作成する際に使用する各パラメータ、すなわち収集フレームデータ数 N_i 、収集心拍数 N_h 、ハートレート H_s 、スキャンレート R 、スキャン面回転速度 S の相関関係について説明する。

【0040】

10

上記各パラメータ間には、次の計算式にて表される関係が成立する。

【数1】

$$R = N_i \times H$$

【0041】

【数2】

$$S = 180^\circ \div (N_h \times H_s)$$

20

【0042】

これらの計算式を用いることで、収集フレームデータ数 N_i および収集心拍数 N_h を一定に保ちつつ、ハートレート H_s に応じたスキャンレート R およびスキャン面回転速度 S を算出することができる。

【0043】

(動作)

次に、超音波診断装置10が実行する処理について説明する。

超音波診断装置10は、4次元画像データを作成するに際してパラメータ設定処理を実行する。この処理では、被検体のハートレート H_s に応じた最適なスキャンレート R およびスキャン面回転速度 S を自動的に算出し、4次元データの作成条件としてパラメータ保持エリア181に設定する。

30

【0044】

図6は、パラメータ設定処理にてシステム制御ユニット13が実行する処理の流れ図である。この処理は、オペレータが操作部17を操作して4次元画像データの作成開始を指示したことに応じ、記憶部18に記憶された動作プログラムに基づいて実行される。

【0045】

まず、システム制御ユニット13は、新たに各パラメータを設定するか否かの選択を受け付け、その選択結果を判定する(ステップS1)。このときオペレータは、操作部17を介してパラメータを設定するか否かを選択可能である。

【0046】

40

新たにパラメータを設定するとの選択がなされた場合(ステップS1のYes)、システム制御ユニット13は、収集フレームデータ数 N_i および収集心拍数 N_h の入力を受け付ける(ステップS2)。このときオペレータは、操作部17を介して所望の画像枚数 N_i と画像収集心拍数 N_h とを入力可能である。

【0047】

収集フレームデータ数 N_i と収集心拍数 N_h との入力を受け付けた後、システム制御ユニット13は、パラメータ保持エリア181における収集フレームデータ数 N_i 、収集心拍数 N_h の記憶エリアを、入力を受け付けた数値にて更新する(ステップS3)。

【0048】

パラメータ保持エリア181を更新した後、システム制御ユニット13は、生体信号計

50

測ユニット12から出力されるECGに基づいて被検体PのハートレートHsを特定する。具体的には、所定時間にわたるECGを取得して当該期間におけるハートレートの平均値を算出し、算出した値をハートレートHsとする。あるいは、より正確にハートレートを測定する必要がある場合には、ECGの測定を規定回数行い、測定したデータのそれぞれに対してハートレートの平均値を算出し、算出した規定回数分のハートレートの平均値を求めて最終的なハートレートHsとする。ただし、これらの方法は一例であり、本超音波診断装置10とは別個に設けられた機器を用いて被検体Pのハートレートを測定し、その結果を操作部17を介して入力する等の方法を採用してもかまわない。ハートレートHsを取得したならば、パラメータ保持エリア181におけるハートレートHsの記憶エリアを、取得したハートレートHsにて更新する(ステップS5)。

10

【0049】

次に、システム制御ユニット13は、パラメータ保持エリア181に記憶された収集フレームデータ数Ni, 収集心拍数Nh, ハートレートHsと上記数1式とを用いてスキャンレートRを算出する(ステップS6)。

【0050】

さらに、パラメータ保持エリア181に記憶された収集フレームデータ数Ni, 収集心拍数Nh, ハートレートHsと上記数2式とを用いてスキャン面回転速度Sを算出する(ステップS7)。

【0051】

しかる後、システム制御ユニット13は、算出したスキャンレートRとスキャン面回転速度Sとが、予め記憶部18に設定された許容限界値内であるか否かを判定する(ステップS8)。スキャンレートRの許容限界値は上限値Rmaxと下限値Rminとで構成され、スキャン面回転速度Sの許容限界値は上限値Smaxと下限値Sminとで構成されている。これら許容限界値は、当該超音波診断装置10の処理能力を勘案して製造時に定めるようにしてもよいし、ユーザが操作部17を操作して任意の値を設定できるようにしてもよい。

20

【0052】

上記判定の結果、スキャンレートRまたはスキャン面回転速度Sのいずれかが許容限界値内にないと判定される場合には(ステップS8のNo)、スキャンレートRおよびスキャン面回転速度Sを、上限値あるいは下限値にて置き換える(ステップS9)。具体的には、スキャンレートRが上限値Rmaxを超過する場合($R > R_{max}$)にはその値を上限値Rmaxの値で置き換え($R = R_{max}$)、下限値Rmin未満である場合($R < R_{min}$)にはその値を下限値Rminで置き換える($R = R_{min}$)。また、スキャン面回転速度Sが上限値Smaxを超過する場合($S > S_{max}$)にはその値を上限値Smaxで置き換え($S = S_{max}$)、下限値Smin未満である場合($S < S_{min}$)にはその値を下限値Sminで置き換える($S = S_{min}$)。スキャンレートRまたはスキャン面回転速度Sのいずれかを置換した場合には、その旨を示すメッセージを表示ユニット16に表示してユーザに報知する。このように上限値あるいは下限値による置換を行うのは、算出されたスキャンレートRおよびスキャン面回転速度Sが明らかに不自然な場合や、当該超音波診断装置10の処理能力を超過するような場合に、その値を用いた不適当な4次元画像データの作成を防止するためである。また、算出された条件に最も近い許容範囲内の条件を自動的に設定することで再度のパラメータ入力等が不要となり、診断の迅速化を図ることができる。

30

40

【0053】

上記判定の結果、スキャンレートRおよびスキャン面回転速度Sが許容限界値内であると判定された後(ステップS8のYes)、あるいは許容限界値内でないと判定され(ステップS8のNo)、上限値あるいは下限値での置換(ステップS9)がなされた後、システム制御ユニット13は、算出したスキャンレートRおよびスキャン面回転速度Sにてパラメータ保持エリア181のスキャンレートRおよびスキャン面回転速度Sの記憶エリアを更新する(ステップS10)。

【0054】

しかる後、システム制御ユニット13は、パラメータ保持エリア181からスキャンレ

50

ートRおよびスキャン面回転速度Sを読み込み(ステップS11)、撮像開始のコマンドとともにプローブ制御ユニット14に出力して当該パラメータ設定処理を終了する。

【0055】

なお、ステップS1の処理にて、新規パラメータを設定しないとの選択がなされた場合には(ステップS1のNo)、既にパラメータ保持エリア181に設定されているデフォルトのスキャンレートRおよびスキャン面回転速度Sを読み込んでプローブ制御ユニット14に出力することになる。

【0056】

システム制御ユニット13から撮像開始のコマンドとスキャンレートRおよびスキャン面回転速度Sを受信したプローブ制御ユニット14は、既述のスキャン処理を実行して時系列のフレームデータを収集する。そして、収集されたフレームデータに基づいて画像データ処理ユニット15がボリュームデータ生成処理を実行し、1心周期にわたるボリュームデータを生成する。かくして生成されたボリュームデータは、所定のフレームレートにて表示ユニット16に表示される。

【0057】

以上述べた構成によれば、以下の効果を得ることができる。

【0058】

本超音波診断装置によれば、被検体のハートレート H_s に応じて最適なスキャンレートRおよびスキャン面回転速度Sを自動設定することができる。この自動設定では、オペレータが指定した収集フレームデータ数 N_i と収集心拍数 N_h とを固定値として使用する。したがって、被検体のハートレート H_s に因らずに一定条件の4次元画像データが作成されるので、当該データを用いての定量的な診断が可能となる。なお、収集フレームデータ数 N_i は4次元画像データの空間分解能または時間分解能のいずれを優先するかによって所望の値を設定しておけばよいし、収集心拍数 N_h は経食道への超音波プローブの挿入時間が患者に過度の負担をかけない程度となるように所望の値を設定しておけばよい。

【0059】

また、従来の人為的手法による走査条件の設定と比較して、操作者の違いによる設定値のばらつきがなく客観性の高い設定を実現することができ、診断情報の質の向上に寄与することができる。

【0060】

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。具体的な変形例としては、例えば次のようなものがある。

【0061】

(1)すなわち、本実施形態に係る機能は、当該処理を実行するプログラムをワークステーション等のコンピュータにインストールし、これらをメモリ上で展開することによっても実現することができる。このとき、コンピュータに当該手法を実行させることのできるプログラムは、磁気ディスク(フロッピー(登録商標)ディスク、ハードディスクなど)、光ディスク(CD-ROM、DVDなど)、半導体メモリなどの記録媒体に格納して頒布することも可能である。

【0062】

(2)上記実施形態では、オペレータが操作部17を介して収集フレームデータ数 N_i および収集心拍数 N_h の値を入力するとして説明した。しかしながら、収集フレームデータ数 N_i と収集心拍数 N_h とは、要求される画像条件の高低に応じて複数の設定を予め用意しておき、この中からユーザが所望する設定を選択するようにしてもよい。

【0063】

画像条件の高低と収集フレームデータ数 N_i および収集心拍数 N_h との関係を、図7に示している。すなわち、プリスキャン時など低レベルの画像条件で問題がない場合には、収集フレームデータ数 N_i および収集心拍数 N_h を低く設定し、高レベルの画像条件が要求される場合には、収集フレームデータ数 N_i および収集心拍数 N_h を高く設定すること

10

20

30

40

50

になる。

【 0 0 6 4 】

画像条件に応じた収集フレームデータ数 N_i および収集心拍数 N_h の値は、例えば記憶部 18 にデータテーブルを設けてそこに複数の組合せを保持しておく。そして、操作部 17 を介して所望の画像条件の選択を受け付け、選択された画像条件に対応する収集フレームデータ数 N_i および収集心拍数 N_h を読み込んでパラメータ保持エリア 181 に設定する。

【 0 0 6 5 】

また、予め収集フレームデータ数 N_i および収集心拍数 N_h のデフォルト値を設定しておき、操作部 17 を介して所望の画像条件の選択を受け付け、選択された画像条件に応じてデフォルト値に所定の係数を乗ずることにより収集フレームデータ数 N_i および収集心拍数 N_h を決定するようにしてもよい。例えばデフォルト値として上限値 R_{max} と下限値 R_{min} との中間値および上限値 S_{max} および下限値 S_{min} の中間値を採用し、選択された画像条件に応じて当該中間値に係数を乗じてプラス方向あるいはマイナス方向に補正することが考え得る。

【 0 0 6 6 】

(3) 上記実施形態においては、スキャンレート R とスキャン面回転速度 S とを同時に設定する場合について説明した。しかしながら、スキャンレート R とスキャン面回転速度 S とを別個の処理にて設定するようにしてもよい。また、スキャンレート R およびスキャン面回転速度 S のいずれか一方を固定値とし、当該他方のみ自動的に設定するようにしてもよい。

【 0 0 6 7 】

(4) 上記実施形態においては、経食道メカニカルプローブを備える超音波診断装置に本発明を適用した場合について説明した。しかしながら、本発明は、体表用プローブを備える超音波診断装置にも適用可能である。

【 0 0 6 8 】

この場合、超音波プローブの支持機構は、圧電振動子を回転させるのではなく、その配列方向と略直行する方向へ所定の揺動角度にて揺動させる。なお、揺動型の超音波プローブを用いた場合のスキャン面回転速度 S は、次の計算式にて算出される。

【 数 3 】

$$S = \theta \div (N_h \times H_s)$$

【 0 0 6 9 】

その他、スキャンレート R の計算式等の構成は上記実施形態と同様である。

【 0 0 7 0 】

(5) 上記実施形態においては、生体信号計測ユニットにて計測した ECG を用いて被検体のハートレート H_s を取得するとして説明した。しかしながら、ハートレート H_s は、例えば STIC (Spatiotemporal Image Correlation) 法による解析にて導出するようにしてもよい。STIC 法は、主に胎児の心臓の動きを多断面表示等するための周知技術である。この方法では、超音波プローブを用いて収集した試験画像を画像解析して心臓の周期的な変化を検出する。

【 0 0 7 1 】

図 8 は、本変形例における超音波診断装置 10 の構成図である。超音波診断装置 10 は、生体信号計測ユニット 12 を備えず、画像データ処理ユニット 15 が画像解析部 151 を備える点で、上記実施形態にて説明した超音波診断装置 10 と構成を異にする。なお、同一の箇所には同一の符号を付してその説明を省略する。

【 0 0 7 2 】

本変形例では、図 6 に示したフローチャート中のステップ S4 の処理において、プローブ制御ユニット 14 が超音波プローブ 11 を駆動し、被検体の心臓の所定位置を所定期間

10

20

30

40

50

にわたってスキャンする。このとき得られるフレームデータを画像解析部 151 が解析して心臓の周期的な変化を検出し、この検出結果に基づいてハートレート H_s を特定する。かくして特定されたハートレート H_s に基づいてスキャンレート R およびスキャン面回転速度 S が算出される。

【 0 0 7 3 】

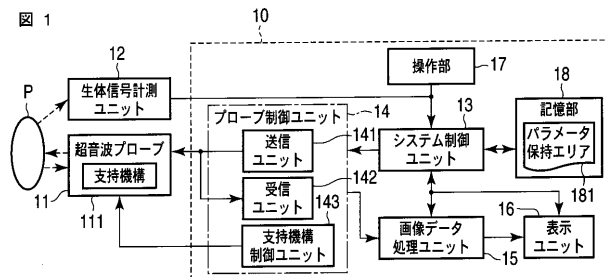
この他、上記実施形態に開示されている複数の構成要素の適宜な組み合わせにより、種々の発明を形成できる。例えば、実施形態に示される全構成要素から幾つかの構成要素を削除してもよい。さらに、異なる実施形態にわたる構成要素を適宜組み合わせてもよい。

【 符号の説明 】

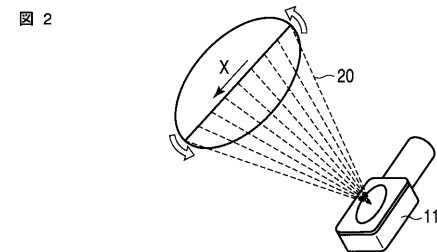
【 0 0 7 4 】

10 ... 超音波診断装置、 11 ... 超音波プローブ、 12 ... 生体信号計測ユニット、 13 ... システム制御ユニット、 14 ... プローブ制御ユニット、 15 ... 画像データ処理ユニット、 16 ... 表示ユニット、 17 ... 操作部、 18 ... 記憶部、 111 ... 支持機構、 151 ... 画像解析部、 181 ... パラメータ保持エリア

【 図 1 】



【 図 2 】



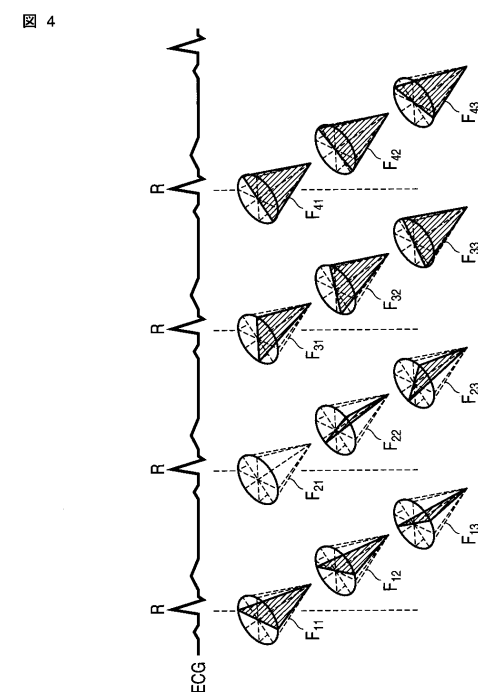
【 図 3 】

図 3

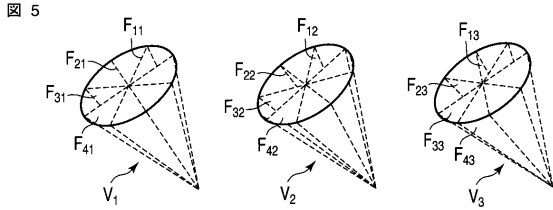
171

収集フレームデータ数	N_i フレーム数/心拍数
収集心拍数	N_h 心拍数
ハートレート	H_s 心拍数/秒
スキャンレート	R フレーム数/秒
スキャン面回転速度	S 角度/秒

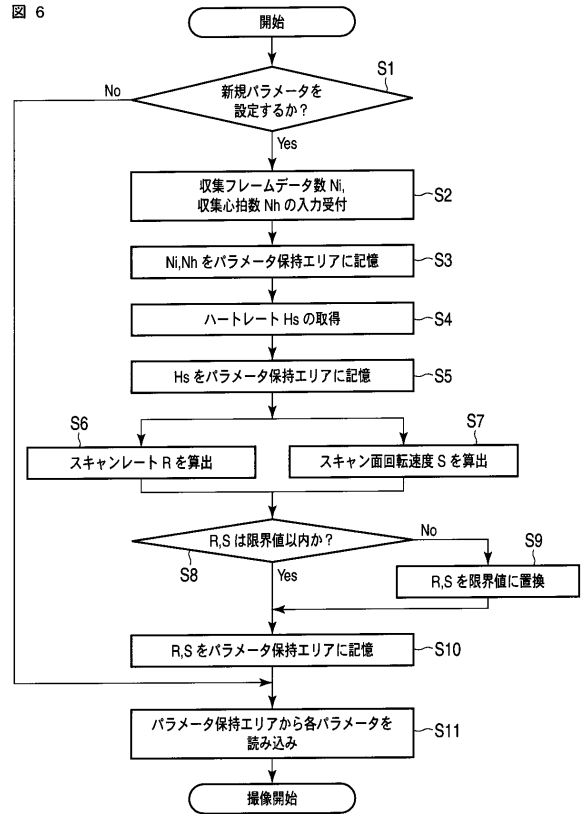
【 図 4 】



【 図 5 】



【 図 6 】

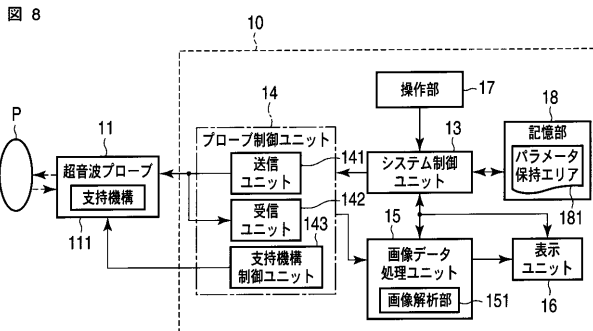


【 図 7 】

図 7

	画像条件	
	低レベル	高レベル
収集フレームデータ数 Ni	少ない	多い
収集心拍数 Nh	少ない	多い

【 図 8 】



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 佐藤 俊介
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 郡司 隆之
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 小林 豊
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 藤井 友和
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- (72)発明者 西野 正敏
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社本社内
- Fターム(参考) 4C601 BB03 DD15 FF08 HH14 JC21

专利名称(译)	超声波诊断装置及其控制程序		
公开(公告)号	JP2010279500A	公开(公告)日	2010-12-16
申请号	JP2009134311	申请日	2009-06-03
[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	佐藤俊介 郡司隆之 小林豊 藤井友和 西野正敏		
发明人	佐藤 俊介 郡司 隆之 小林 豊 藤井 友和 西野 正敏		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/DD15 4C601/FF08 4C601/HH14 4C601/JC21		
代理人(译)	河野 哲 中村 诚 河野直树 冈田 隆 山下 元		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波诊断装置及其控制程序，该超声波诊断装置及其控制程序用于设置能够对周期性移动的被检体的特定部位进行定量图像诊断的超声波探头的扫描条件。 解决方案：获取对象的特定部位周期性运动的运动周期，并根据该运动周期确定超声探头的扫描条件。然后，根据确定的扫描条件控制发送/接收单元以驱动超声探头。基于此时获得的接收信号，生成与三维空间相对应的时序帧数据，并且从帧数据合成相对于运动周期Hs的相同时间相位的帧数据，以获得每个时间相位的体数据。产生。[选择图]图6

