

(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2010-233966

(P2010-233966A)

(43) 公開日 平成22年10月21日(2010.10.21)

(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 12 O L (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2009-87932(P2009-87932)
(22) 出願日 平成21年3月31日(2009.3.31)

(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 100109900
弁理士 堀口 浩
(72) 発明者 柴田 千尋
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内
Fターム(参考) 4C601 DD07 DD09 DD15 DE01 JC37
KK12 KK16

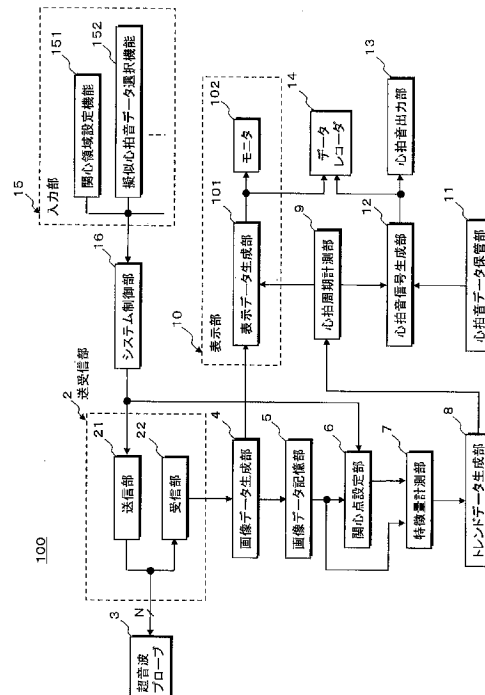
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置及び擬似心拍音出力用制御プログラム

(57) 【要約】

【課題】 画像データに基づいた音響的な擬似心拍音の出力

【解決手段】 特徴量計測部7は、胎児心臓に対する超音波検査において画像データ生成部4が生成する時系列的な画像データの中から基準画像データとこの基準画像データに後続する複数枚の画像データを選択し、画像データ間のトラッキング処理により基準画像データの胎児心臓に対して関心点設定部6が設定した関心点の前記複数枚の画像データにおける変位を特徴量として計測する。次に、心拍周期計測部9は、前記特徴量の時間的変化を示す特徴量トレンドデータの繰り返し周期に基づいて胎児心臓の心拍周期を計測し、表示部10は、得られた心拍周期の情報を前記複数枚の画像データに後続して得られる時系列的な画像データの各々に付加して表示する。一方、心拍音出力部13は、心拍音信号生成部12が前記心拍周期に基づいて生成した擬似心拍音信号を用いて擬似心拍音を出力する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

胎児の心臓領域に対する超音波走査によって時系列的なBモード画像データを収集する超音波診断装置において、
前記Bモード画像データにおける胎児心臓の特徴量を計測する特徴量計測手段と、
前記特徴量の時間的変化を示す特徴量トレンドデータの周期に基づいて前記胎児心臓の心拍周期を計測する心拍周期計測手段と、
前記心拍周期に基づいて擬似心拍音信号を生成する心拍音信号生成手段と、
前記擬似心拍音信号に基づいて音響的な擬似心拍音を出力する心拍音出力手段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】

前記特徴量計測手段は、前記胎児心臓の「変位」、「速度」、「加速度」及び「歪み」の少なくとも何れかを前記特徴量として計測することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記時系列的な B モード画像データの中から選択した基準 B モード画像データの前記胎児心臓に対して関心点を設定する関心点設定手段を備え、前記特徴量計測手段は、前記基準 B モード画像データとこの基準 B モード画像データに後続する複数からなる B モード画像データとのトラッキング処理により前記関心点が設定された前記胎児心臓における前記特徴量を計測することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 4】

前記時系列的な B モード画像データの中から選択した基準 B モード画像データに対して複数の関心点を設定する関心点設定手段を備え、前記特徴量計測手段は、前記基準 B モード画像データとこの基準 B モード画像データに後続する複数からなる B モード画像データとのトラッキング処理により前記関心点が設定された前記胎児心臓を含む生体組織の前記特徴量を計測し、前記心拍周期計測手段は、前記関心点の各々における前記特徴量トレンドデータの周期に基づいて計測した複数の心拍周期の中から前記胎児心臓の心拍周期を抽出することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記基準画像データの胎児心臓を含む領域に対して関心領域を設定する関心領域設定手段を備え、前記関心点設定手段は、前記関心領域の内部において前記複数の関心点を設定することを特徴とする請求項 4 記載の超音波診断装置。

30

【請求項 6】

前記心拍周期計測手段は、前記複数の心拍周期と予め設定された胎児心拍周期の上限値及び下限値とを比較することにより前記胎児心臓の心拍周期を抽出することを特徴とする請求項 4 記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

各種の擬似心拍音データを保管する心拍音データ保管手段と、この心拍音データ保管手段において保管された前記擬似心拍音データの中から所望の擬似心拍音データを選択する擬似心拍音データ選択手段を備え、前記心拍音信号生成手段は、前記心拍周期計測手段が計測した前記胎児心臓の心拍周期に基づき、前記擬似心拍音データ選択手段が選択した前記所望の擬似心拍音データを前記心拍音データ保管手段から読み出すことにより前記擬似心拍音信号を生成することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

40

【請求項 8】

表示手段を備え、前記表示手段は、前記時系列的な B モード画像データの各々に前記心拍周期の情報を付加して表示することを特徴とする請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記心拍音出力手段は、前記音響的な擬似心拍音を、前記表示手段において表示される前記時系列的な B モード画像データに対応させて出力することを特徴とする請求項 8 記載の超音波診断装置。

50

【請求項 10】

データレコーダを備え、前記データレコーダは、前記心拍音信号生成手段が生成した前記擬似心拍音信号と前記時系列的なBモード画像データとを対応させて保存することを特徴とする請求項1記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

被検体に対する超音波走査によって時系列的なBモード画像データを収集する超音波診断装置において、
前記Bモード画像データにおける被検体組織の特徴量を計測する特徴量計測手段と、
前記特徴量の時間的変化を示す特徴量トレンドデータの周期に基づいて前記被検体の心拍周期を計測する心拍周期計測手段と、
前記心拍周期に基づいて擬似心拍音信号を生成する心拍音信号生成手段と、
前記擬似心拍音信号に基づいて音響的な擬似心拍音を出力する心拍音出力手段とを備えたことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 12】

被検体に対する超音波走査によって時系列的なBモード画像データに基づいて音響的な擬似心拍音を出力する超音波診断装置に対し、
前記Bモード画像データにおける被検体組織の特徴量を計測する特徴量計測機能と、
前記特徴量の時間的変化を示す特徴量トレンドデータの周期に基づいて前記被検体組織の心拍周期を計測する心拍周期計測機能と、
前記心拍周期に基づいて擬似心拍音信号を生成する心拍音信号生成機能と、
前記擬似心拍音信号に基づいて前記音響的な擬似心拍音を出力する心拍音出力機能を実行させることを特徴とする擬似心拍音出力用制御プログラム。

20

【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擬似心拍音出力用制御プログラムに係り、特に、被検体から収集された画像データの表示と音響的な擬似心拍音の出力を略同時に行なうことが可能な超音波診断装置及び擬似心拍音出力用制御プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、超音波プローブに内蔵された振動素子から発生する超音波パルスが被検体内に放射し、被検体組織の音響インピーダンスの差異によって生ずる超音波反射波を前記振動素子により受信して生体情報を収集するものであり、超音波プローブを体表に接触させるだけの簡単な操作でリアルタイムの2次元画像データや3次元画像データを容易に観察することができるため、生体臓器の形態診断や機能診断に広く用いられている。

30

【0003】

生体内の組織あるいは血球からの超音波反射波により生体情報を得る超音波検査は、超音波パルス反射法と超音波ドプラ法の2つの大きな技術開発により急速な進歩を遂げ、これらの技術を用いて得られるBモード画像データやカラードプラ画像データの観測は、今日の画像診断において不可欠なものとなっている。特に、超音波検査は、X線等による被曝障害が無く被検体に対して非侵襲であるため、特に産科領域では標準的な検査として広く用いられており、上述の超音波診断装置を用いて出生前の胎児や母体に対する種々の診断や治療が行なわれている。

40

【0004】

ところで、今日一般に行われている胎児及び母体に対する検査法として、上述の超音波検査の他にノンストレステスト(NST)と呼ばれる検査があり、このノンストレステストは、胎児心拍を陣痛(ストレス)が無い状態で30分~40分に涉って計測することにより胎児が出産に耐えられる状態にあるか否かを判定するための検査である。

【0005】

例えば、出生前の胎児に対する検査では、先ず、問診を終了し寝台上に横臥あるいは仰

50

臥した妊婦の腹部に胎児の心拍数を計測するための胎児ドブラ信号計測用超音波センサと子宮収縮（ストレス）の状態を計測するためのセンサ（例えば、歪みゲージ）を装着し、ストレスの計測と並行して胎児の心臓に対し超音波連続波を送受信する。そして、胎児の心臓から得られた超音波反射波に含まれているドブラ信号を音響的な心拍音に変換して出力することにより心拍数の計測を行なう。次いで、Bモード法を適用した超音波検査を実施して当該胎児の児頭大横径、児頭前後径、腹部周囲長、大腿骨長等を計測し、更に、羊水や臍帯の状態、胎盤との位置関係、奇形の有無等の診断を行なう。

【0006】

このような心拍数の計測を目的としたノンストレステストと形態計測を目的とした超音波検査を組み合わせることにより胎児の発育状態を正確に把握することが可能となる。又、ノンストレステストにおいて得られるドブラ信号を音響的な心拍音として出力することにより、医師らは胎児の発育状態を直感的に把握することができ、又、妊婦は、音響的な心拍音を聞くことにより胎児が正常に発育していることを実感することができる（例えば、特許文献1参照。）。 10

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開平08-173415号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】 20

【0008】

上述のようなノンストレステストと超音波検査を組み合わせることにより、医師らは胎児の発育状態を正確に把握することができ、又、ノンストレステストにおいて出力される音響的な心拍音により妊婦は大きな安心感を得ることができる。しかしながら、上述の検査では、ノンストレステストと超音波検査を独立に実行しなくてはならないため当該検査に多大の時間を要し、従って、検査効率が著しく低下すると共に医師や妊婦らに大きな負担を与えるという問題点を有していた。

【0009】

本発明は、上述の問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、胎児を含む検査対象領域に対する超音波検査において得られたBモード画像データの表示と並行してこのBモード画像データに基づいた音響的な擬似心拍音を出力することが可能な超音波診断装置及び擬似心拍音出力用制御プログラムを提供することにある。 30

【課題を解決するための手段】

【0010】

上記課題を解決するために、請求項1に係る本発明の超音波診断装置は、胎児の心臓領域に対する超音波走査によって時系列的なBモード画像データを収集する超音波診断装置において、前記Bモード画像データにおける胎児心臓の特徴量を計測する特徴量計測手段と、前記特徴量の時間的変化を示す特徴量トレンドデータの周期に基づいて前記胎児心臓の心拍周期を計測する心拍周期計測手段と、前記心拍周期に基づいて擬似心拍音信号を生成する心拍音信号生成手段と、前記擬似心拍音信号に基づいて音響的な擬似心拍音を出力する心拍音出力手段とを備えたことを特徴としている。 40

【0011】

又、請求項11に係る本発明の超音波診断装置は、被検体に対する超音波走査によって時系列的なBモード画像データを収集する超音波診断装置において、前記Bモード画像データにおける被検体組織の特徴量を計測する特徴量計測手段と、前記特徴量の時間的変化を示す特徴量トレンドデータの周期に基づいて前記被検体の心拍周期を計測する心拍周期計測手段と、前記心拍周期に基づいて擬似心拍音信号を生成する心拍音信号生成手段と、前記擬似心拍音信号に基づいて音響的な擬似心拍音を出力する心拍音出力手段とを備えたことを特徴としている。

【0012】 50

一方、請求項 1 2 に係る本発明の擬似心拍音出力用制御プログラムは、被検体に対する超音波走査によって時系列的なBモード画像データに基づいて音響的な擬似心拍音を出力する超音波診断装置に対し、前記Bモード画像データにおける被検体組織の特徴量を計測する特徴量計測機能と、前記特徴量の時間的変化を示す特徴量トレンドデータの周期に基づいて前記被検体組織の心拍周期を計測する心拍周期計測機能と、前記心拍周期に基づいて擬似心拍音信号を生成する心拍音信号生成機能と、前記擬似心拍音信号に基づいて前記音響的な擬似心拍音を出力する心拍音出力機能を実行させることを特徴としている。

【発明の効果】

【0013】

本発明によれば、胎児を含む検査対象領域に対する超音波検査において得られたBモード画像データの表示と並行してこのBモード画像データに基づいた音響的な擬似心拍音を出力することが可能となる。このため、検査効率を大幅に向上させることができ、妊婦に対して良質な医療サービスを提供することができる。

10

【図面の簡単な説明】

【0014】

【図1】本発明の実施例における超音波診断装置の全体構成を示すブロック図。

【図2】同実施例の超音波診断装置が備える送受信部及び画像データ生成部の具体的な構成を示すブロック図。

【図3】同実施例の基準画像データに対して設定される関心領域とこの関心領域の内部に設定される複数の関心点を示す図。

20

【図4】同実施例の基準画像データに設定された関心点の他の画像データにおける変位を計測するトラッキング処理の具体例を示す図。

【図5】同実施例にて生成された特徴量トレンドデータの繰り返し周期を計測する具体的な方法を示す図。

【図6】同実施例における画像データの生成とこれらの画像データに基づく心拍周期の計測及び擬似心拍音の出力等の関係を説明するための図。

【図7】同実施例における擬似心拍音の出力手順を示すフローチャート。

【発明を実施するための形態】

【0015】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

30

【実施例】

【0016】

以下に述べる本実施例の超音波診断装置は、胎児の心臓に対する超音波検査において時系列的に生成される画像データの中から基準画像データとこの基準画像データに後続する複数枚の画像データを所定周期で選択し、画像データ間のトラッキング処理により基準画像データの胎児心臓に対して設定された関心点の前記複数枚の画像データの各々における変位を特徴量として計測する。次いで、得られた特徴量の時間的変化を示す特徴量トレンドデータの繰り返し周期に基づいて胎児心臓の心拍周期を計測し、得られた心拍周期の情報を前記複数枚の画像データに後続して生成される時系列的な画像データの各々に付加して表示すると共に前記心拍周期に基づいた擬似心拍音を前記画像データの表示に対応させて出力する。

40

【0017】

尚、以下の実施例では、胎児の心筋組織を含む生体組織の「変位」を特徴量として計測する場合について述べるが、これに限定されるものではなく、例えば、「速度」、「加速度」、「歪み」等を特徴量として計測してもよい。

【0018】

(装置の構成)

本実施例における超音波診断装置の構成と機能につき図1乃至図6を用いて説明する。尚、図1は、この超音波診断装置の全体構成を示すブロック図であり、図2は、前記超音波診断装置が備える送受信部及び画像データ生成部の具体的な構成を示すブロック図であ

50

る。

【0019】

図1に示す超音波診断装置100は、胎児心臓を含む検査対象領域に対し超音波パルス（送信超音波）を送信し、この送信によって得られた超音波反射波（受信超音波）を電気信号（受信信号）に変換する複数個の振動素子が配列された超音波プローブ3と、前記検査対象領域の所定方向に対して超音波パルスを送信するための駆動信号を前記振動素子に供給し、これらの振動素子から得られた複数チャンネルの受信信号を整相加算する送受信部2と、整相加算後の受信信号を処理してBモード画像データ（以下では、画像データと呼ぶ。）を生成する画像データ生成部4と、画像データ生成部4により時系列的に得られた複数枚の画像データを保存する画像データ記憶部5と、前記複数枚の画像データの中から任意に選択された画像データ（以下では、基準画像データと呼ぶ。）に対して複数の関心点を所定間隔で設定する関心点設定部6を備え、更に、前記基準画像データとこの基準画像データに後続して収集される複数枚の画像データの各々とのトラッキング処理により基準画像データに設定された関心点（即ち、関心点が設定された生体組織）の前記後続して収集される画像データにおける変位を特徴量として計測する特徴量計測部7と、得られた複数の変位データを画像データの収集時刻に対応させて配列することにより特徴量トレンドデータを生成するトレンドデータ生成部8と、上述の関心点の各々に対して生成された特徴量トレンドデータの繰り返し周期を計測し、得られた複数の繰り返し周期と予め設定された胎児心拍周期の上限値及び下限値とを比較することにより胎児心拍周期に該当する繰り返し周期を前記複数の繰り返し周期の中から抽出する心拍周期計測部9を備えている。

10

20

【0020】

又、超音波診断装置100は、画像データ生成部4から略リアルタイムで供給される時系列的な画像データの各々に心拍周期計測部9から供給される心拍周期情報を付加して表示する表示部10と、各種の擬似心拍音データが予め保管されている心拍音データ保管部11と、後述の入力部15において予め選択された心拍音データの選択情報に基づき心拍音データ保管部11に予め保管されている各種擬似心拍音データの中から所望の擬似心拍音データを選択し、この擬似心拍音データを前記繰り返し周期（即ち、胎児心拍周期）に対応した速度で読み出すことにより擬似心拍音信号を生成する心拍音信号生成部12と、前記擬似心拍音信号の駆動により音響的な擬似心拍音を出力する心拍音出力部13と、心拍周期情報が付加された画像データと心拍音信号生成部12が生成した擬似心拍音信号を対応させて保存するデータレコーダ14を備え、更に、被検体情報の入力、画像データ収集条件の設定、擬似心拍音データの選択、基準画像データに対する関心領域の設定、各種コマンド信号の入力等を行なう入力部15と、上述の各ユニットを統括的に制御するシステム制御部16を備えている。

30

【0021】

超音波プローブ3は、配列されたN個の図示しない振動素子とその先端部に有し、前記先端部を被検体の体表に接触させて超音波の送受信を行なう。振動素子は電気音響変換素子であり、送信時には電気パルス（駆動信号）を超音波パルス（送信超音波）に変換し、受信時には超音波反射波（受信超音波）を電氣的な受信信号に変換する機能を有している。そして、これら振動素子の各々は、図示しないNチャンネルの多芯ケーブルを介して送受信部2に接続されている。尚、本実施例では、N個の振動素子を有するセクタ走査用の超音波プローブ3について述べるが、リニア走査やコンベックス走査等に対応した超音波プローブであっても構わない。

40

【0022】

次に、図2に示す送受信部2は、超音波プローブ3の振動素子に対して駆動信号を供給する送信部21と、振動素子から得られた受信信号に対して整相加算を行なう受信部22を備えている。

【0023】

送信部21は、レートパルス発生器211、送信遅延回路212及び駆動回路213を

50

備え、レートパルス発生器 2 1 1 は、システム制御部 1 6 から供給される基準信号を分周することにより送信超音波の繰り返し周期を決定するレートパルスを生成する。送信遅延回路 2 1 2 は、送信に使用される N_t 個の振動素子と同数の独立な遅延回路から構成され、送信超音波を所定の深さに集束するための集束用遅延時間と所定方向 p に送信するための偏向用遅延時間をレートパルス発生器 2 1 1 から供給されるレートパルスに与える。駆動回路 2 1 3 は、送信遅延回路 2 1 2 と同数の独立な駆動回路を有し、送信遅延回路 2 1 2 にて上述の遅延時間が与えられたレートパルスに基づいて駆動信号を生成する。そして、超音波プローブ 3 にて配列された N 個の振動素子の中から送信用として選択された N_t 個の振動素子を前記駆動信号によって駆動し、被検体の体内に送信超音波を放射する。

【0024】

一方、受信部 2 2 は、超音波プローブ 3 に内蔵された N 個の振動素子の中から受信用として選択された N_r 個の振動素子に対応する N_r チャンネルのプリアンプ 2 2 1、A/D 変換器 2 2 2 及び受信遅延回路 2 2 3 と加算器 2 2 4 を備えており、受信用の振動素子からプリアンプ 2 2 1 を介して供給された N_r チャンネルの受信信号は A/D 変換器 2 2 2 にてデジタル信号に変換され、受信遅延回路 2 2 3 に送られる。

【0025】

受信遅延回路 2 2 3 は、所定の深さからの受信超音波を集束するための集束用遅延時間と、所定方向 p に対して受信指向性を設定するための偏向用遅延時間を A/D 変換器 2 2 2 から出力される N_r チャンネルの受信信号の各々に与え、加算器 2 2 4 は、受信遅延回路 2 2 3 からの受信信号を加算する。即ち、受信遅延回路 2 2 3 と加算器 2 2 4 により、所定方向 p から得られた受信信号は整相加算される。尚、受信遅延回路 2 2 3 及び加算器 2 2 4 は、その遅延時間の制御によって複数方向に対する受信指向性を同時に形成する所謂並列同時受信を可能とし、この並列同時受信法の適用により走査に要する時間は大幅に短縮される。

【0026】

次に、画像データ生成部 4 は、包絡線検波器 4 1、対数変換器 4 2 及び B モードデータ記憶部 4 3 を備えている。包絡線検波器 4 1 は、受信部 2 2 の加算器 2 2 4 から供給される整相加算後の受信信号を包絡線検波し、包絡線検波後の受信信号は、対数変換器 4 2 にてその振幅が対数変換されて所定方向 p における B モードデータが生成される。そして、送受信方向 p ($p = 1$ 乃至 P) に対する超音波送受信に伴って対数変換器 4 2 から順次供給される B モードデータは、送受信方向に対応させて B モードデータ記憶部 4 3 に保存され画像データ (B モード画像データ) が生成される。尚、包絡線検波器 4 1 と対数変換器 4 2 は順序を入れ替えて構成しても構わない。そして、上述の画像データ生成部 4 により所定期間において生成された基準画像データ及びこの基準画像データに後続する複数枚 (N_o 枚) の画像データは、これら画像データの収集時刻や収集順序を付帯情報として図 1 の画像データ記憶部 5 に保存される。

【0027】

一方、図 1 に示した関心点設定部 6 は、上述の画像データ記憶部 5 に一旦保存された基準画像データに対して複数個 (M_o 個) の関心点を設定する機能を有している。例えば、図 3 に示すように、子宮内の胎児に対する超音波検査において画像データ生成部 4 が生成し表示部 1 0 に表示された基準画像データ D_o の胎児心臓を中心に所定のサイズと形状を有した関心領域 R_I が入力部 1 5 によって設定されたならば、関心点設定部 6 は、この関心領域 R_I の内部において M_o 個の関心点 P_m ($m = 1$ 乃至 M_o) を所定間隔 d で設定する。

【0028】

次に、図 1 に示した特徴量計測部 7 は、基準画像データ D_o とこの基準画像データ D_o に後続して収集される画像データ D_n ($n = 1$ 乃至 N_o) の各々とのトラッキング処理により基準画像データ D_o に設定された関心点 P_m の画像データ D_n における変位 m_n ($m = 1$ 乃至 M_o 、 $n = 1$ 乃至 N_o) を特徴量として計測する。

【0029】

10

20

30

40

50

即ち、特徴量計測部 7 は、図示しない演算処理部とプログラム記憶部を備え、前記演算処理部は、画像データ記憶部 5 から関心点設定部 6 を介して供給される関心点 P 1 乃至 P M o が設定された基準画像データ D o と画像データ記憶部 5 から直接供給される画像データ D 1 乃至 D N o とのトラッキング処理を、前記プログラム記憶部に予め保管されているトラッキング処理用プログラムを用いて行なう。

【 0 0 3 0 】

次に、相互相関演算を用いたトラッキング処理により、基準画像データ D o に設定された関心点 P 1 の画像データ D 1 における変位 ξ_{11} を計測する場合につき図 4 を用いて更に詳しく説明する。

【 0 0 3 1 】

図 4 (a) に示した関心点 P 1 は、基準画像データ D o の関心領域内に所定間隔 d で設定された複数からなる関心点 (図 3 参照) の 1 つであり、この関心点 P 1 を中心として画素数 N_z ($N_z = P_x \cdot Q_y$) を有するテンプレート T g の画素値 $f_0(p_x, q_y)$ と画像データ D 1 の画素値 $f_1(p_x, q_y)$ との相互相関係数 $\gamma_{11}(k, s)$ を下式 (1) によって算出することにより基準画像データ D o に設定された関心点 P 1 の画像データ D 1 における変位 ξ_{11} を計測することができる。

【 数 1 】

$$\gamma_{11}(k, s) = \frac{1}{N_z \sigma_0 \sigma_1} \sum_{p_x=1}^{P_x} \sum_{q_y=1}^{Q_y} (f_0(p_x, q_y) - \overline{f_0})(f_1(p_x + k, q_y + s) - \overline{f_1})$$

$$\overline{f_0} = \frac{1}{N_z} \sum_{p_x=1}^{P_x} \sum_{q_y=1}^{Q_y} f_0(p_x, q_y) \quad \overline{f_1} = \frac{1}{N_z} \sum_{p_x=1}^{P_x} \sum_{q_y=1}^{Q_y} f_1(p_x + k, q_y + s)$$

$$\sigma_0^2 = \frac{1}{N_z} \sum_{p_x=1}^{P_x} \sum_{q_y=1}^{Q_y} (f_0(p_x, q_y) - \overline{f_0})^2 \quad \sigma_1^2 = \frac{1}{N_z} \sum_{p_x=1}^{P_x} \sum_{q_y=1}^{Q_y} (f_1(p_x, q_y) - \overline{f_1})^2$$

$$N_z = P_x Q_y \quad \dots (1)$$

10

20

【 0 0 3 2 】

但し、上記 P_x 及び Q_y はテンプレート T g の p_x 方向及び q_y 方向における画素数であり、基準画像データ D o に設定した関心点 P 1 は、通常、テンプレート T g の略中央部に位置する。この相互相関演算の結果、 $k = k_1$ (図 4 (b) 参照) 及び $s = s_1$ (図示せず) において $\gamma_{11}(k, s)$ が最大値をもつ場合、基準画像データ D o の関心点 P 1 における生体組織は、画像データ D 1 において p_x 方向に k_1 画素、 q_y 方向に s_1 画素だけ変位したことを示す。即ち、 p_x 方向の画素間隔を dx 、 q_y 方向の画素間隔を dy とすれば、画像データ D 1 における関心点 P 1 の変位 ξ_{11} は、下式 (2) によって算出することができる。

【 数 2 】

$$\xi_{11} = \sqrt{(k_1 \cdot dx)^2 + (s_1 \cdot dy)^2} \quad \dots (2)$$

30

40

【 0 0 3 3 】

このような基準画像データ D o と画像データ D 1 との相互相関演算により基準画像データ D o に設定された関心点 P 1 乃至 P M o の画像データ D 1 における変位 m_1 ($m = 1$ 乃至 M o) を計測し、更に、基準画像データ D o と画像データ D 2 乃至 D N o との相互相関演算により基準画像データ D o に設定された関心点 P 1 乃至 P M o の画像データ D 2 乃至 D N o における変位 m_n ($m = 1$ 乃至 M o、 $n = 2$ 乃至 N o) を計測する。

【 0 0 3 4 】

再び図 1 へ戻って、トレンドデータ生成部 8 は、上述の特徴量計測部 7 によって計測された関心点 P 1 乃至 P M o の画像データ D 1 乃至 D N o における変位 m_n ($m = 1$ 乃至

50

M_0 , $n = 1$ 乃至 N_0) を基準画像データ D_1 及び画像データ D_1 乃至 D_{N_0} の収集時刻あるいは収集順序に対応させて配列し、更に、配列された変位データに対しスプライン補間等の補間処理を行なって M_0 個の特徴量トレンドデータ D_{tm} ($m = 1$ 乃至 M_0) を生成する。

【 0 0 3 5 】

一方、心拍周期計測部 9 は、図示しない演算処理部を備え、トレンドデータ生成部 8 から供給される関心点 P_1 乃至 P_{M_0} の特徴量トレンドデータ D_{tm} ($m = 1$ 乃至 M_0) に対し、例えば、自己相関演算を行なってその繰り返し周期 T_m ($m = 1$ 乃至 M_0) を計測する。

【 0 0 3 6 】

次に、自己相関演算を用いて特徴量トレンドデータの繰り返し周期を計測する場合の具体例につき図 5 を用いて説明する。図 5 (a) は、例えば、基準画像データ D_0 に設定された関心点 P_1 の画像データ D_1 乃至 D_{N_0} における変位 1 乃至 N_0 を補間処理して生成した特徴量トレンドデータ D_{t1} を示したものであり、図 5 (b) は、この特徴量トレンドデータ D_{t1} の自己相関演算によって得られる自己相関曲線 C_1 である。即ち、図 5 (a) に示すような関心点 P_1 の変位 1 乃至 N_0 に基づいて生成された特徴量トレンドデータ D_{t1} に対し変位 1 乃至 4 に基づいて生成された特徴量トレンドデータ (図示せず) を時間方向 (即ち、画像データ収集方向) ヘシフトさせながら自己相関係数を算出することにより、図 5 (b) の自己相関曲線 C_1 を得ることができる。

【 0 0 3 7 】

そして、この自己相関曲線 C_1 の極大値が予め設定された閾値 より大きな自己相関係数が得られる画像データ (例えば、画像データ D_7) を特定し、画像データ D_7 に付帯されている画像データの収集時刻あるいは収集順序に基づいて基準画像データ D_0 が収集されてから画像データ D_7 が収集されるまでに要した時間を算出することにより特徴量トレンドデータの繰り返し周期 T_1 を計測する。

【 0 0 3 8 】

更に、図 1 の心拍周期計測部 9 は、上述と同様の方法によってトレンドデータ生成部 8 から供給される関心点 P_2 乃至 P_{M_0} の特徴量トレンドデータ D_{tm} ($m = 2$ 乃至 M_0) に対して繰り返し周期 T_m ($m = 2$ 乃至 M_0) を計測する。そして、計測された繰り返し周期 T_m ($m = 1$ 乃至 N_0) と予め設定された胎児心拍周期の上限値 T_{max} (例えば、 $T_{max} = 0.6 \text{ sec}$) 及び下限値 T_{min} (例えば、 $T_{min} = 0.3 \text{ sec}$) とを比較することにより胎児心拍周期に該当する繰り返し周期を前記複数の繰り返し周期 T_m ($m = 1$ 乃至 N_0) の中から抽出する。

【 0 0 3 9 】

次に、図 1 に示した表示部 10 は、表示データ生成部 101 とモニタ 102 を備えている。表示データ生成部 101 は、基準画像データ D_0 及び画像データ D_1 乃至 D_{N_0} に後続して画像データ生成部 4 から供給される時系列的な画像データの各々に対し所定の変換処理を行ない、更に、変換処理後の画像データに心拍周期計測部 9 から供給される胎児心拍周期の情報を付加して表示データを生成する。そして、得られた表示データをモニタ 102 に表示する。一方、心拍音データ保管部 11 は、図示しないデータ記憶部を備え、このデータ記憶部には、擬似心拍音信号の生成に有効な、例えば、1 心拍周期分の各種擬似心拍音データが予め保管されている。

【 0 0 4 0 】

心拍音信号生成部 12 は、図示しない読み出し信号生成部を備え、心拍周期計測部 9 から供給される胎児の心拍周期情報に対応したパルス数とパルス間隔を有する読み出し信号を生成する。次いで、入力部 15 において選択された擬似心拍音データが保管されている心拍音データ保管部 11 のデータ記憶領域を特定し、このデータ記憶領域に保管された上述の擬似心拍音データを前記読み出し信号を用いて読み出すことにより所望の擬似心拍音信号を生成する。

【 0 0 4 1 】

10

20

30

40

50

そして、心拍音出力部 13 は、心拍音信号生成部 12 から供給される擬似心拍音信号を用いて自己のスピーカ等を駆動することにより胎児の心拍周期に対応した音響的な心拍音を出力する。一方、データレコーダ 14 は、上述の心拍音信号生成部 12 から供給される擬似心拍音信号と表示部 10 の表示データ生成部 101 から供給される心拍周期情報が付加された時系列的な画像データとを対応させて保存する。

【0042】

入力部 15 は、操作パネル上にキーボード、トラックボール、マウス、選択ボタン、入力ボタン等の入力デバイスや表示パネルを備え、基準画像データ D₀ に対して関心領域 R_I を設定する関心領域設定機能 151 及び心拍音データ保管部 11 に保存された各種擬似心拍音データの中から所望の擬似心拍音データを選択する擬似心拍音データ選択機能 152 を有している。又、被検体情報の入力、画像データの生成条件や表示条件の設定、関心点配列間隔 d の設定、相互相関演算条件及び自己相関演算条件の設定、胎児心拍周期の上限値 T_{max} 及び下限値 T_{min} の設定、閾値 の設定、更には、各種コマンド信号の入力等も上述の表示パネルや入力デバイスを用いて行なわれる。

10

【0043】

システム制御部 16 は、図示しない CPU と記憶回路を備え、入力部 15 において入力 / 設定 / 選択された各種の情報は前記記憶回路に保存される。そして、前記 CPU は、入力部 15 から入力された上述の情報や自己の記憶回路に予め保管された情報に基づいて超音波診断装置 100 の各ユニットを統括的に制御し、画像データの生成及び表示とこの画像データに基づいた音響的な擬似心拍音の出力を行なう。

20

【0044】

次に、本実施例における画像データの生成とこれらの画像データに基づく心拍周期の計測及び擬似心拍音の出力等の関係につき図 6 を用いて説明する。尚、図 6 に示した期間 [t₁₁ - t₂₁]、期間 [t₂₁ - t₃₁]、期間 [t₃₁ - t₄₁]・・・は、画像データ生成部 4 によって時系列的に生成される画像データの中から基準画像データ D₀ が選択される周期を示しており、期間 [t₁₁ - t₁₂]、期間 [t₂₁ - t₂₂]、期間 [t₃₁ - t₃₂]・・・は、基準画像データ D₀ 及び画像データ D₁ 乃至 D_N を用いた心拍周期の計測期間を示している。

【0045】

即ち、期間 [t₁₁ - t₁₂] において生成される基準画像データ D₀ と画像データ D₁ 乃至 D_N とのトラッキング処理によって胎児の心拍周期が計測され、この計測結果に基づいた擬似心拍音信号の生成が時刻 t₁₂ において行なわれる。そして、得られた心拍周期の情報は、期間 [t₁₂ - t₂₂] において生成される画像データに付加されて表示部 10 のモニタ 102 に表示され、これらの画像データの表示と並行して上述の擬似心拍音信号に基づいた音響的な擬似心拍音が心拍音出力部 13 から出力される。

30

【0046】

同様にして、期間 [t₂₁ - t₂₂] において生成される基準画像データ D₀ 及び画像データ D₁ 乃至 D_N を用いた心拍周期の計測が再度行なわれ、新たに計測された心拍周期に基づいた擬似心拍音信号の更新が時刻 t₂₂ において行なわれる。そして、更新された心拍周期の情報は、期間 [t₂₂ - t₃₂] において生成される画像データに付加されて表示部 10 に表示され、これらの画像データの表示と並行して上述の擬似心拍音信号に基づいた擬似心拍音が心拍音出力部 13 から出力される。以下、同様の手順により更新後の心拍周期情報が付加された画像データの表示と更新後の擬似心拍音信号に基づいた擬似心拍音の出力が図示しない期間 [t₃₂ - t₄₂]、期間 [t₄₂ - t₅₂]・・・において繰り返し行なわれる。

40

【0047】

(擬似心拍音の出力手順)

次に、本実施例における擬似心拍音の出力手順につき図 7 のフローチャートを用いて説明する。尚、ここでは図 6 の、例えば、期間 [t₁₁ - t₂₁] における画像データの生成とこの画像データに基づく擬似心拍音の出力について示す。

50

【 0 0 4 8 】

当該被検体（妊婦）に対する超音波検査に先立ち、超音波診断装置 1 0 0 の操作者（医師あるいは検査技師）は、入力部 1 5 にて被検体情報を入力した後、画像データの生成条件及び表示条件の設定、関心点配列間隔 d の設定、相互相関演算条件及び自己相関演算条件の設定、胎児心拍周期の上限値 T_{max} 及び下限値 T_{min} の設定、閾値 θ の設定、擬似心拍音データの選択等を行なう（図 7 のステップ S 1）。

【 0 0 4 9 】

上述の初期設定が終了したならば、操作者は、寝台上に仰臥あるいは横臥した被検体の腹部体表面に超音波プローブ 3 の先端部を配置した状態で入力部 1 5 より超音波検査の開始コマンドを入力する。そして、このコマンド信号がシステム制御部 1 6 に供給されることにより時系列的な画像データの生成を目的とした超音波送受信が胎児の検査対象領域に対して開始される。

【 0 0 5 0 】

即ち、図 2 の送受信部 2 におけるレートパルス発生器 2 1 1 は、システム制御部 1 6 から供給される基準信号を分周することにより被検体内に放射される超音波パルスの繰り返し周期を決定するレートパルスを生成し、このレートパルスを送信遅延回路 2 1 2 に供給する。送信遅延回路 2 1 2 は、所定の深さに超音波を集束するための集束用遅延時間と、最初の送受信方向 θ_1 に超音波を送信するための偏向用遅延時間をレートパルスに与え、このレートパルスを駆動回路 2 1 3 に供給する。そして、駆動回路 2 1 3 は、レートパルスに基づいて生成された駆動信号を図示しないケーブルを介して超音波プローブ 3 の送信用振動素子に供給し、被検体の θ_1 方向に対して超音波パルスを放射する。

【 0 0 5 1 】

被検体内に放射された超音波パルスの一部は音響インピーダンスの異なる心臓の境界面や心筋組織等において反射し、これらの超音波反射波（受信超音波）は、超音波プローブ 3 の受信用振動素子によって N_r チャンネルの電気信号（受信信号）に変換される。そして、これらの受信信号は、受信部 2 2 のプリアンプ 2 2 1 にて所定の大きさに増幅され A/D 変換器 2 2 2 にてデジタル信号に変換された後、受信遅延回路 2 2 3 にて所定の遅延時間が与えられ加算器 2 2 4 にて加算合成（整相加算）される。このとき、受信遅延回路 2 2 3 では、所定の深さからの超音波反射波を集束するための収束用遅延時間と超音波反射波に対し送受信方向 θ_1 に強い受信指向性をもたせるための偏向用遅延時間がシステム制御部 1 6 からの制御信号に基づいて設定される。

【 0 0 5 2 】

次いで、加算器 2 2 4 における整相加算によって 1 チャンネルに束ねられた受信信号に対し超音波画像データ生成部 4 の包絡線検波器 4 1 及び対数変換器 4 2 は包絡線検波と対数変換を行なって B モードデータを生成し、得られた B モードデータは画像データ生成部 4 の B モードデータ記憶部 4 3 に保存される。

【 0 0 5 3 】

次に、システム制御部 1 6 は、送受信方向 θ_2 乃至 θ_P に対して同様な手順で超音波送受信を行ない、このとき得られた B モードデータも B モードデータ記憶部 4 3 に保存される。即ち、画像データ生成部 4 は、送受信方向 θ_1 乃至 θ_P に対する超音波送受信によって得られた B モードデータを B モードデータ記憶部 4 3 に順次保存することにより 1 フレーム分の画像データを生成し、更に、上述の手順を繰り返すことにより時系列的な複数枚の画像データを生成する。そして、これらの画像データの中から選択された基準画像データ D_0 とこの基準画像データ D_0 に後続する画像データ D_1 乃至 D_N に対し画像データの収集時刻や収集順序等を示す画像データ識別情報を付加して画像データ記憶部 5 に保存し、更に、基準画像データ D_0 を表示部 1 0 のモニタ 1 0 2 に表示する（図 7 のステップ S 2）。

【 0 0 5 4 】

一方、表示部 1 0 に表示された基準画像データ D_0 を観察した操作者は、基準画像データ D_0 に示された胎児心臓を中心として所定のサイズと形状を有した関心領域 RI を入力

10

20

30

40

50

部 15 に設けられた入力デバイスを用いて設定し、システム制御部 16 を介してこの設定情報を受信した関心点設定部 6 は、関心領域 R I の内部に M_0 個の関心点 P_m ($m = 1$ 乃至 M_0) を所定間隔 d で設定する (図 7 のステップ S 3)。

【0055】

次に、特徴量計測部 7 は、基準画像データ D_0 と画像データ D_1 とのトラッキング処理により基準画像データ D_0 に設定された関心点 P_m ($m = 1$ 乃至 M_0) の画像データ D_1 における変位 m_1 ($m = 1$ 乃至 M_0) を特徴量として計測し、更に、基準画像データ D_0 と画像データ D_2 乃至 D_{N_0} とのトラッキング処理により関心点 P_m ($m = 1$ 乃至 M_0) の画像データ D_2 乃至 D_{N_0} における変位 m_n ($m = 1$ 乃至 M_0 、 $n = 2$ 乃至 N_0) を計測する (図 7 のステップ S 4)。

10

【0056】

一方、トレンドデータ生成部 8 は、特徴量計測部 7 によって計測された関心点 P_1 乃至 P_{M_0} の画像データ D_1 乃至 D_{N_0} における変位 m_n ($m = 1$ 乃至 M_0 、 $n = 1$ 乃至 N_0) をこれらの画像データに付加されている画像データの収集時刻や収集順序等に対応させて配列することにより変位データを生成し、更に、得られた変位データに対しブライン補間等の補間処理を行なって関心点 P_m ($m = 1$ 乃至 M_0) の各々に対応した特徴量トレンドデータ D_{tm} ($m = 1$ 乃至 M_0) を生成する (図 7 のステップ S 5)。

【0057】

次いで、心拍周期計測部 9 は、トレンドデータ生成部 8 から供給された関心点 P_m の特徴量トレンドデータ D_{tm} ($m = 1$ 乃至 M_0) の各々に対し自己相関演算を行なってその繰り返し周期 T_m ($m = 1$ 乃至 M_0) を計測する。更に、これらの繰り返し周期 T_m の中から、予め設定された上限値 T_{max} より小さく下限値 T_{min} より大きな値を有する繰り返し周期を胎児の心拍周期として抽出する (図 7 のステップ S 6)。

20

【0058】

次に、表示部 10 の表示データ生成部 101 は、画像データ D_{N_0} に後続して画像データ生成部 4 から供給される時系列的な画像データの各々に対して所定の変換処理を行ない、更に、変換処理後の画像データに心拍周期計測部 9 から供給される胎児の心拍周期情報を付加して表示データを生成する。そして、得られた表示データをモニタ 102 に表示する (図 7 のステップ S 7)。

【0059】

一方、心拍音信号生成部 12 は、心拍周期計測部 9 から供給される胎児の心拍周期情報に対応したパルス幅とパルス数を有する読み出し信号を生成する。そして、入力部 15 において選択された擬似心拍音データが保管されている心拍音データ保管部 11 のデータ記憶領域を特定し、このデータ記憶領域に保管された擬似心拍音データを前記読み出し信号を用いて読み出すことにより所望の擬似心拍音信号を生成する (図 7 のステップ S 8)。そして、心拍音出力部 13 は、心拍音信号生成部 12 から供給された擬似心拍音信号により自己のスピーカ等を駆動して擬似心拍音を出力する (図 7 のステップ S 9)。

30

【0060】

以上述べた本発明の実施例によれば、胎児を含む検査対象領域に対する超音波検査において得られた B モード画像データの表示と並行してこの B モード画像データに基づいた音響的な擬似心拍音を出力することが可能となる。このため、検査効率を大幅に向上させることができ、妊婦に対して良質な医療サービスを提供することができる。

40

【0061】

特に、前記擬似心拍音の周期は、当該超音波検査において時系列的に生成された画像データのトラッキング処理によって計測される胎児心臓の運動周期に基づいて決定されるため、胎児ドプラ信号の計測機能を有していなくても B モード画像データに示された胎児心臓の動きに対応する擬似心拍音を容易に出力することが可能となる。

【0062】

更に、前記擬似心拍音は、予め保管された各種擬似心拍音データの中から選択された擬似心拍音データに基づいているため操作者や被検体が所望する擬似心拍音を出力すること

50

ができ、例えば、従来の胎児ドブラ波形に対応した擬似心拍音、心音波形の第1音及び第2音に対応した擬似心拍音、更には、心電波形のR波に対応した擬似心拍音等を任意に選択して出力することができる。

【0063】

一方、上述の実施例では、基準画像データの胎児心臓を含む領域に所定間隔で設定された複数からなる関心点の各々に対して特徴量トレンドデータを生成し、得られた特徴量トレンドデータの周期と予め設定された胎児心拍周期の上限値及び下限値とを比較することにより胎児の心筋組織に設定された関心点を正確に特定することができる。このため、心臓輪郭が不鮮明な画像データに対しても心筋組織における特徴量を容易に計測することができる。

10

【0064】

又、上述の特徴量トレンドデータに基づいて計測された心拍周期の情報は画像データと共に表示部に表示されるため、操作者は、胎児の心拍周期を定量的に把握することが可能となる。更に、心拍周期の計測は所定の周期で繰り返し行なわれ、この計測によって更新された心拍周期に基づいて擬似心拍音が更新されるため、心拍周期の時間的な変動を容易かつ正確に捉えることができる。

【0065】

以上、本発明の実施例について述べてきたが、本発明は上述の実施例に限定されるものではなく、変形して実施することが可能である。例えば、上述の実施例では、胎児の心筋組織を含む生体組織の「変位」を特徴量として計測する場合について述べたが、これに限定されるものではなく、例えば、「速度」、「加速度」、「歪み」等を特徴量として計測してもよい。

20

【0066】

又、基準画像データD₀と画像データD₁乃至D_Nとのトラッキング処理により基準画像データD₀に設定された関心点の画像データD₁乃至D_Nにおける特徴量(変位)を計測する場合について述べたが、時間軸方向に隣接した画像データに対してトラッキング処理を行なうことにより基準画像データD₀に設定された関心点の画像データD₁乃至D_Nにおける特徴量を計測しても構わない。この方法によれば、画像データ間における関心点の変位は比較的小さいため各々のトラッキング処理に要する時間を短縮することができる。

30

【0067】

更に、基準画像データD₀に対する関心点P₁乃至P_Mを等間隔dで設定する場合について述べたが、これに限定されるものではなく不等間隔に設定してもよい。又、画像データ生成部4において生成される画像データは、2次元Bモード画像データに限定されるものではなく3次元Bモード画像データであっても構わない。

【0068】

又、上述の実施例では、時系列的な画像データのトラッキング処理によって得られる胎児心臓の心拍周期に基づいて擬似心拍音を出力する場合について述べたが、同様のトラッキング処理によって得られる成人心臓や血管の心拍周期に基づいた擬似心拍音の出力であっても構わない。

40

【符号の説明】

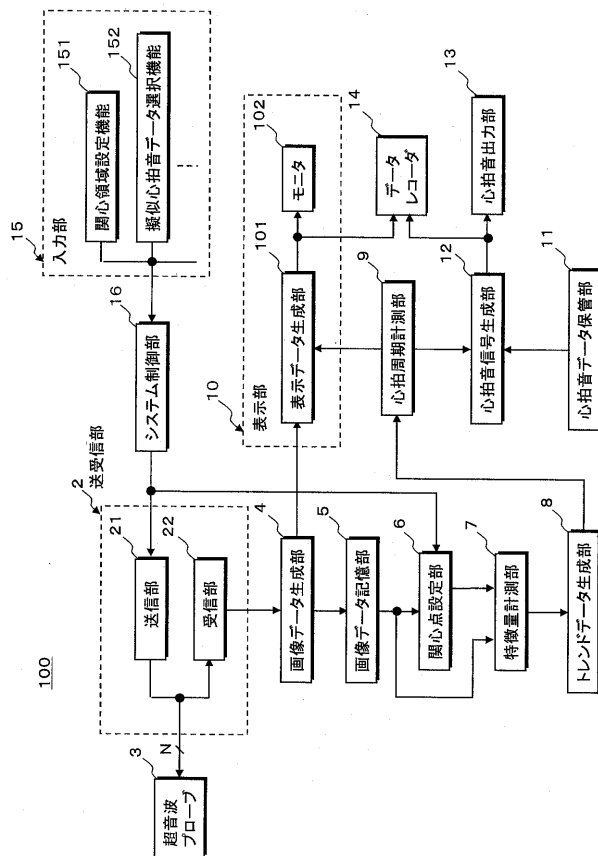
【0069】

- 2 ... 送受信部
- 2 1 ... 送信部
- 2 2 ... 受信部
- 3 ... 超音波プローブ
- 4 ... 画像データ生成部
- 5 ... 画像データ記憶部
- 6 ... 関心点設定部
- 7 ... 特徴量計測部

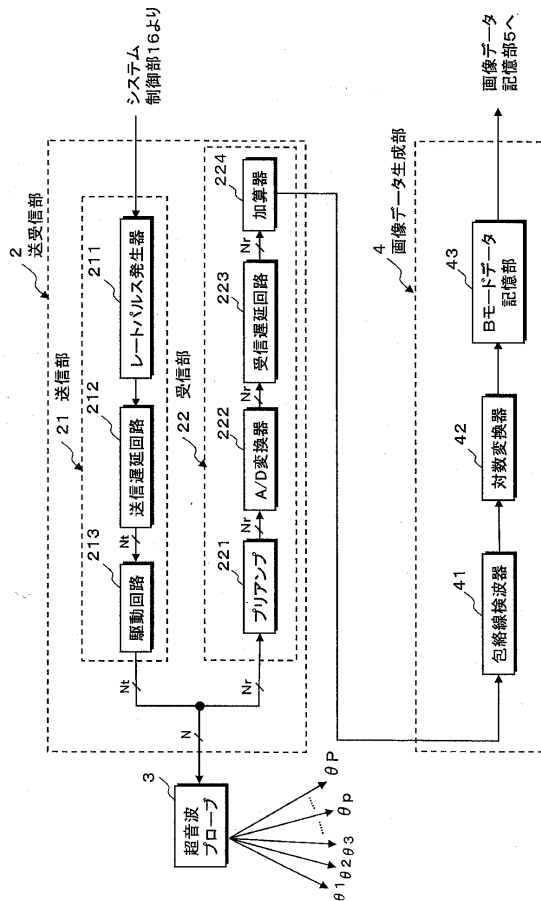
50

- 8 ... トレンドデータ生成部
- 9 ... 心拍周期計測部
- 10 ... 表示部
- 101 ... 表示データ生成部
- 102 ... モニタ
- 11 ... 心拍音データ保管部
- 12 ... 心拍音信号生成部
- 13 ... 心拍音出力部
- 14 ... データレコーダ
- 15 ... 入力部
- 151 ... 関心領域設定機能
- 152 ... 疑似心拍音データ選択機能
- 16 ... システム制御部
- 100 ... 超音波診断装置

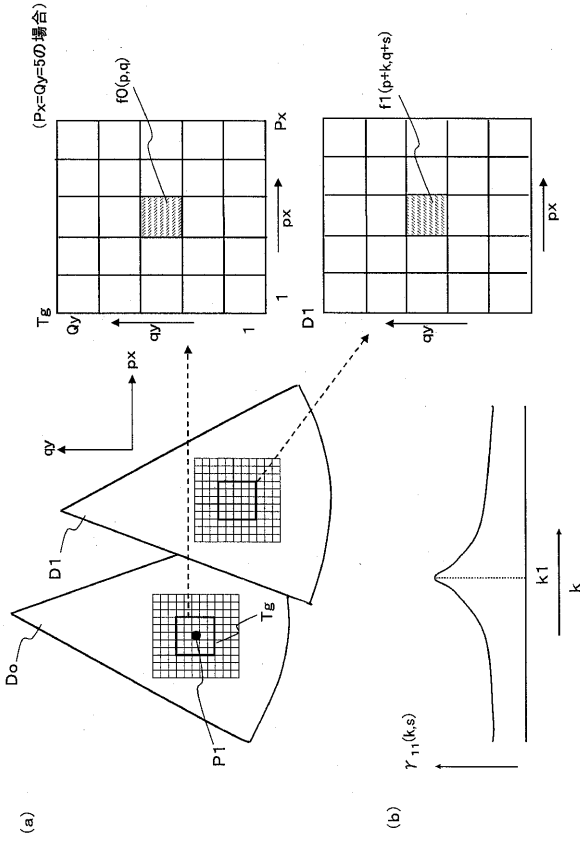
【 図 1 】



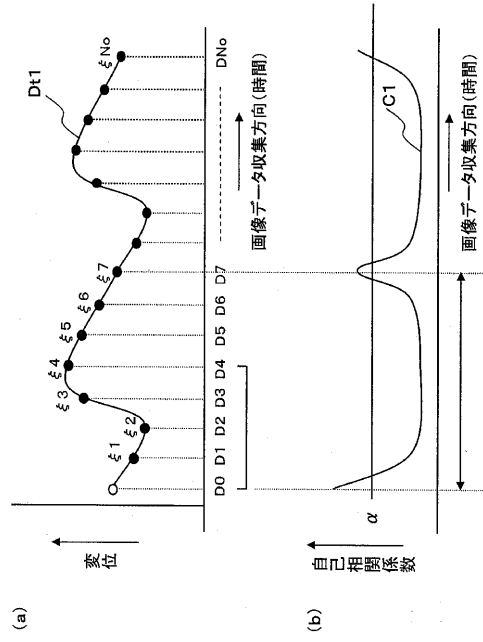
【 図 2 】



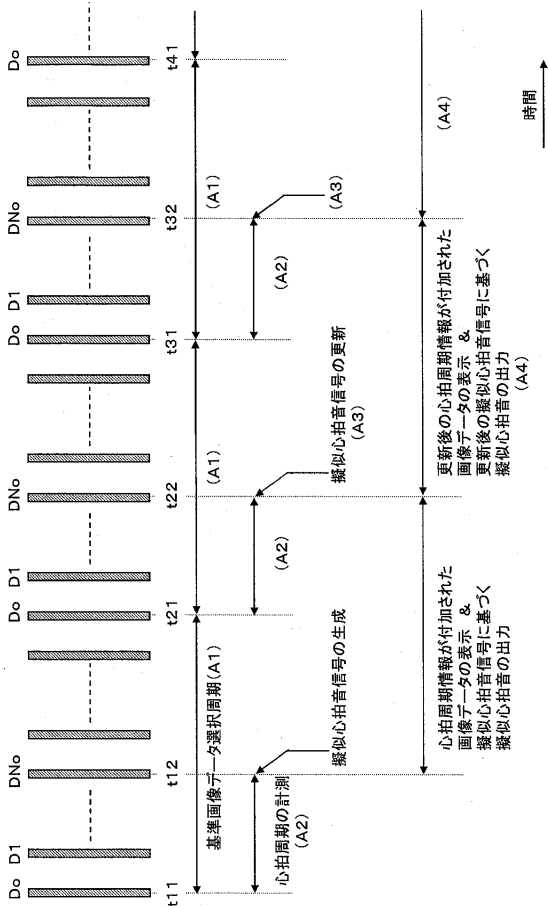
【 図 4 】



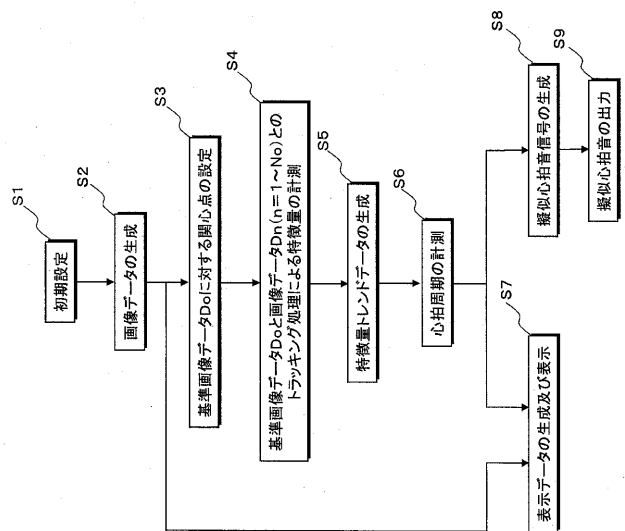
【 図 5 】



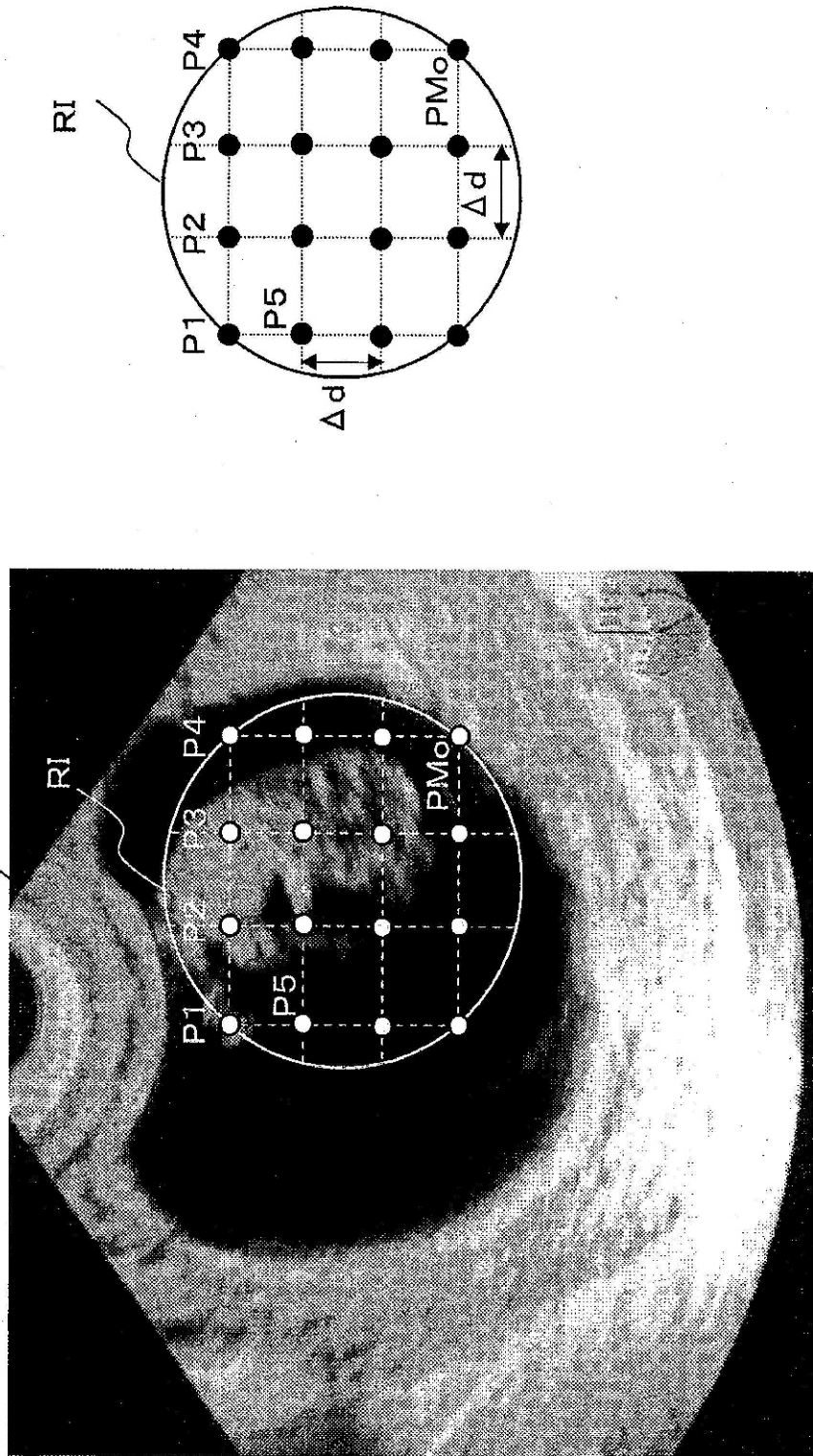
【 図 6 】



【 図 7 】



【 図 3 】



专利名称(译)	用于伪心跳输出的超声诊断设备和控制程序		
公开(公告)号	JP2010233966A	公开(公告)日	2010-10-21
申请号	JP2009087932	申请日	2009-03-31
[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	柴田千尋		
发明人	柴田 千尋		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/DD07 4C601/DD09 4C601/DD15 4C601/DE01 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK16		
代理人(译)	堀口博		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

基于图像数据的声音伪心跳声音输出 特征量测量单元 (7) 包括在胎儿心脏的超声检查中由图像数据生成单元 (4) 生成的时序图像数据中的参考图像数据以及在该参考图像数据之后的多个图像。选择数据, 并且通过图像数据之间的跟踪处理, 由兴趣点设置单元6设置的兴趣点相对于参考图像数据的胎儿心脏的位移在多个图像数据中作为特征量被测量。接下来, 心跳周期测量单元9基于指示特征量的时间变化的特征量趋势数据的重复周期来测量胎儿心脏的心跳周期, 并且显示单元10获得所获得的心跳周期的信息。被添加到在多个图像数据之后获得并显示的每个时间序列图像数据。另一方面, 心跳声音输出单元13基于心跳周期通过使用由心跳声音信号生成单元12生成的伪心跳声音信号来输出伪心跳声音。

[选型图]图1

