

(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2005-87634
(P2005-87634A)

(43) 公開日 平成17年4月7日(2005.4.7)

(51) Int.Cl.⁷A 61 B 8/08
A 61 B 8/06

F 1

A 61 B 8/08
A 61 B 8/06

テーマコード(参考)

4 C 6 O 1

審査請求 未請求 請求項の数 12 O L (全 14 頁)

(21) 出願番号

特願2003-328602 (P2003-328602)

(22) 出願日

平成15年9月19日 (2003.9.19)

(71) 出願人 594164531

東芝医用システムエンジニアリング株式会
社

栃木県大田原市下石上1385番地

(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

(74) 代理人 100083161

弁理士 外川 英明

(72) 発明者 大嶋 康典

栃木県大田原市下石上1385番地 東芝
医用システムエンジニアリング株式会社内

最終頁に続く

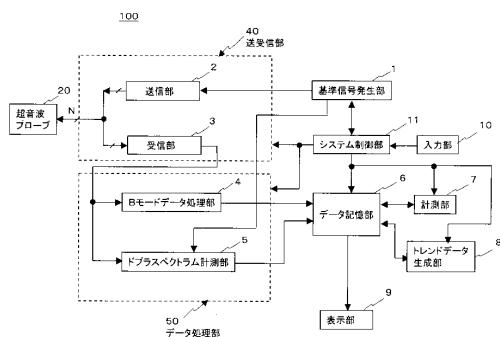
(54) 【発明の名称】超音波診断装置及び計測データ表示方法

(57) 【要約】

【課題】 トレンドデータ上で、所望の関連データを容易に重畳表示することによって検査効率を改善し、操作者の負担を軽減する。

【解決手段】 データ処理部50は、超音波プローブ20及び送受信部40を用いて得られた超音波受信信号からBモード画像データあるいはドップラスペクトラム画像データを生成する、一方、計測部7は、これらの画像データに基づいて各種計測を時系列的に行ない、トレンドデータ生成部8は、得られた時系列的な計測値を用いてトレンドデータを生成して表示部9に表示すると共に、表示されたトレンドデータにおいて入力部10の入力デバイスが指示した所望の時相の計測値に関する詳細情報や関連情報を前記トレンドデータに重畳表示する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に対して超音波の送受波を行なう圧電振動子を備えた超音波プローブと、前記圧電振動子に対して送受信を行なう送受信手段と、この送受信手段によって得られる受信信号から画像データを生成する画像データ生成手段と、前記画像データを用いて所望の計測項目についての計測を行なう計測手段と、前記送受信手段による超音波の送受信と前記画像データ生成手段による画像データの生成と前記計測手段による画像データの計測を複数回繰り返して得られる時系列的な計測値に基づいてトレンドデータを生成するトレンドデータ生成手段と、このトレンドデータの所定時相における関連情報と前記トレンドデータを合成して表示する表示手段を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

前記画像データ生成手段は、前記被検体に対して B モード画像データ、ドプラスベクトラム画像データ、カラードプラ画像データ、UCG データの少なくとも何れかの画像データ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。

【請求項 3】

前記計測手段は、前記被検体である胎児に対して、その発育状態を評価するための計測項目について計測を行なう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 4】

前記計測手段は、前記胎児における児頭大横径、児頭前後径、胸部周囲長、腹部周囲長、大腿骨長の少なくとも何れかについて計測することを特徴とする請求項 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記トレンドデータ生成手段は、前記計測手段によって得られた所望の計測項目における計測値と、正常値記憶手段に予め記憶された前記計測項目における正常値情報に基づいて前記トレンドデータ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。

【請求項 6】

前記トレンドデータの所定時相を指示する指示手段を備え、前記表示手段は、前記指示手段が指示した前記トレンドデータの時相における関連情報を前記トレンドデータと合成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 7】

前記表示手段は、前記トレンドデータにおいて指示された時相における計測値、正常値情報、検査日の少なくとも何れかを前記関連情報として前記トレンドデータに重畠して表示することを特徴とする請求項 6 記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記表示手段は、前記トレンドデータにおいて指示された時相と同一時相における他の計測項目の計測値を前記関連情報として前記トレンドデータに重畠して表示することを特徴とする請求項 6 記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記表示手段は、複数の計測項目における計測値に基づいて前記トレンドデータ生成手段が生成した複数のトレンドデータを並列表示することを特徴とする請求項 6 記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記表示手段は、前記トレンドデータにおいて指示された時相の計測値の計測に用いられた画像データを前記関連情報として前記トレンドデータと合成して表示することを特徴とする請求項 6 記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

前記表示手段は、前記トレンドデータにおいて指示された時相の計測値に関する関連情

報を、前記トレンドデータ上に設定されるツールヒント領域あるいはホップアップウインドウ領域において表示することを特徴とする請求項6記載の超音波診断装置。

【請求項12】

被検体に対して超音波の送受信を行なって生成された画像データに対して計測を行ない、得られた計測値をトレンドデータとして表示する計測データ表示方法であって、

(a) 被検体に対して超音波の送受信を行なって得られた受信信号に基づいて画像データを生成するステップと、

(b) 前記画像データに対して計測を行うステップと、

(c) 前記ステップ(a)と前記ステップ(b)を繰り返して得られた時系列的な計測値に基づいてトレンドデータを生成するステップと、

(d) 生成された前記トレンドデータの所望時相を指示するステップと、

(e) 前記トレンドデータの所望時相における関連情報を前記トレンドデータと合成して表示するステップを

有することを特徴とする計測データ表示方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置及び計測データ表示方法に係り、特に、被検体からの超音波受信信号に基づいて得られた各種計測データをトレンドデータとして表示する超音波診断装置及び計測データ表示方法に関する。

20

【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圧電振動子から発生する超音波パルスを被検体内に放射し、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上記圧電振動子によって受信してモニタ上に表示するものである。この診断方法は、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次元画像が容易に観察できるため、生体の各種臓器の機能診断や形態診断に広く用いられている。生体内の組織あるいは血球からの反射波により生体情報を得る超音波診断法は、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、上記技術を用いて得られるBモード画像とカラードプラ画像は、今日の超音波画像診断において不可欠のものとなっている。

30

【0003】

又、超音波診断法は、X線のような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において最も一般的に用いられており、上述の超音波診断装置を用いて出生前の胎児に対する種々の診断及び治療が行なわれている。

【0004】

胎児に対する超音波診断法の1つとして超音波胎児計測法がある。この胎児計測法は、妊娠中の胎児における各臓器の形状や大きさ、更には血流状態を計測するものであり、胎児の発育状態を観察するための重要な診断法の1つである。

40

【0005】

妊娠初期の胎児計測において、妊娠4~6週では子宮壁に着床した妊卵(受精卵子)が子宮内腔に形成する胎嚢(以下、G S: gestational sac)が、又、胎児自身の描出が可能となる妊娠7~11週では胎児の頭部先端から臀部までの距離(以下、C R L: crown-rump length)が、更に、妊娠12~20週以降では胎児の頭部横断面の直径である児頭大横径(以下、B P D: biparietal diameter)などが計測される。

【0006】

又、妊娠中期及び妊娠後期では、上述の「B P D」の他に児頭の前後径(以下、O F D: occipital frontal diameter)、腹部周囲長(以下、A C: abdominal circumference)、更には、大腿骨の長軸の長さである大腿骨長(以下、F L: femur length)などの計測によって胎児の発育状態が診断されている。

50

【 0 0 0 7 】

そして、所定間隔（例えば、週間隔）で測定された上記計測値の経時的变化はトレンドデータとして超音波診断装置の表示部において表示される。

【 0 0 0 8 】

一方、近年では、上述のトレンドデータとこのトレンドデータの生成に用いられた超音波画像データを同一画面上に表示することによって操作性及び診断効率の向上を可能とする表示方法が提案されている（例えば、特許文献1参照。）。

【特許文献1】特開平9-327457号公報（第2-3頁、第1-3図）**【発明の開示】****【発明が解決しようとする課題】****【 0 0 0 9 】**

上記特許文献1に記載の方法によれば、トレンドデータと超音波画像データを同時に観測することが可能であるが、このトレンドデータを形成している各時相における計測値に関する詳細情報やその関連情報については、別途備えた表示機能によって観測しなければならなかつた。特に、トレンドデータ上に同時表示される正常範囲に対して前記計測値が著しく外れているような場合、その原因が計測の誤りによるのか、あるいは胎児の発育異常によるのかを明確にするために、同一胎児の他の測定項目における計測値あるいはトレンドデータとの比較が有効となる。このような場合、従来の表示方法によれば各測定項目における測定値一覧表やトレンドデータを夫々独立に表示しなくてはならなかつたため操作が煩雑となり、医師や検査技士（以下、操作者と呼ぶ。）に多大の負担を与えていた。

【 0 0 1 0 】

本発明は、上記の問題点に鑑みてなされたものであり、その目的は、トレンドデータ上で指示した所望時相の計測値に関する詳細情報の確認や関連情報との比較を容易に行なうことによって、診断効率の向上と操作者における負担の軽減を可能とした超音波診断装置及び計測データ表示方法を提供することにある。

【課題を解決するための手段】**【 0 0 1 1 】**

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、被検体に対して超音波の送受波を行なう圧電振動子を備えた超音波プローブと、前記圧電振動子に対して送受信を行なう送受信手段と、この送受信手段によって得られる受信信号から画像データを生成する画像データ生成手段と、前記画像データを用いて所望の計測項目についての計測を行なう計測手段と、前記送受信手段による超音波の送受信と前記画像データ生成手段による画像データの生成と前記計測手段による画像データの計測を複数回繰り返して得られる時系列的な計測値に基づいてトレンドデータを生成するトレンドデータ生成手段と、このトレンドデータの所定時相における関連情報と前記トレンドデータを合成して表示する表示手段を備えることを特徴としている。

【 0 0 1 2 】

又、請求項11に係る本発明の計測データ表示方法は、被検体に対して超音波の送受信を行なって生成された画像データに対して計測を行ない、得られた計測値をトレンドデータとして表示する計測データ表示方法であつて、（a）被検体に対して超音波の送受信を行なって得られた受信信号に基づいて画像データを生成するステップと、（b）前記画像データに対して計測を行うステップと、（c）前記ステップ（a）と前記ステップ（b）を繰り返して得られた時系列的な計測値に基づいてトレンドデータを生成するステップと、（d）生成された前記トレンドデータの所望時相を指示するステップと、（e）前記トレンドデータの所望時相における関連情報を前記トレンドデータと合成して表示するステップを有することを特徴としている。

【発明の効果】**【 0 0 1 3 】**

本発明によれば、トレンドデータ上で、所望の関連データを容易に表示することができるため、検査効率が向上し操作者の負担が軽減されるのみならず精度の高い診断が可能と

10

20

30

40

50

なる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0014】

以下、図面を参照して本発明の実施例を説明する。

【実施例1】

【0015】

本実施例の特徴は、定期的に得られる胎児のBモード画像データあるいはドプラスペクトラム画像データに基づいて得られた胎児発育計測のための計測値（以下、計測値と呼ぶ。）からトレンドデータを生成して表示すると共に、表示されたトレンドデータ上の所定の時相を指示することによって、この時相の計測値に関する詳細情報や関連情報とトレンドデータとを重畳表示あるいは並列表示することにある。

【0016】

（装置の構成）

以下では、セクタ走査方式の超音波診断装置に対して本発明を適用した実施例の構成につき図1乃至図2を用いて説明する。尚、図1は、本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であり、図2は、この超音波診断装置を構成する送受信部及びデータ処理部のブロック図を示す。

【0017】

図1に示す超音波診断装置100は、被検体（胎児）に対して超音波の送受波を行なう超音波プローブ20と、超音波プローブ20に対して電気信号の送受信を行なう送受信部40と、送受信部40から得られた受信信号からBモードデータやドプラスペクトラムを得るための信号処理を行なうデータ処理部50と、データ処理部50において得られたBモードデータやドプラスペクトラムを保存すると共に、Bモード画像データ及びドプラスペクトラム画像データの生成を行なうデータ記憶部6と、送受信部40あるいはデータ処理部50に対して、例えば、超音波パルスの中心周波数（f0）とほぼ等しい周波数の連続波あるいは矩形波を発生する基準信号発生部1を備えている。

【0018】

更に、超音波診断装置100は、データ記憶部6において生成されたBモード画像データやドプラスペクトラム画像データを用いて胎児の発育計測に必要な各種計測を行なう計測部7と、計測部7において所定間隔で得られた過去から現在に至るまでの当該胎児における各種計測結果を用いてトレンドデータを生成するトレンドデータ生成部8と、前記Bモード画像データやドプラスペクトラム画像データ、更には、前記トレンドデータを表示する表示部9と、操作者によって患者情報、画像表示モード、超音波データ収集条件、更には、表示部9に表示されたトレンドデータに対して詳細情報や関連情報の表示時相を指示するコマンド信号など、各種コマンド信号が入力される入力部10と、上記超音波診断装置100の各ユニットを統括的に制御するシステム制御部11を備えている。

【0019】

超音波プローブ20は、母体の表面に対してその前面を接触させ超音波の送受波を行なうものであり、1次元に配列された複数個（N個）の微小な圧電振動子をその先端部に有している。この圧電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を超音波パルス（送信超音波）に変換し、また受信時には超音波反射波（受信超音波）を電気信号（受信信号）に変換する機能を有している。

【0020】

この超音波プローブ20は小型、軽量に構成されており、ケーブルを介して送受信部40の送信部2及び受信部3に接続されている。以下に述べる超音波プローブ20は、セクタ走査対応の超音波プローブについて述べるが、リニア走査対応、あるいはコンベックス走査対応の超音波プローブであってもよい。

【0021】

次に、図2に示した送受信部40は、超音波プローブ20から送信超音波を放射するための駆動信号を生成する送信部2と、被検体内から受信超音波を受信する受信部3を備え

10

20

30

40

50

ており、送信部2は、レートパルス発生器41と、送信遅延回路42と、パルサ43を備えている。そして、レートパルス発生器41は、被検体内に放射する送信超音波の繰り返し周期(T_r)を決定するレートパルスを、基準信号発生部1から供給される連続波あるいは矩形波を分周することによって生成し、このレートパルスを送信遅延回路42に供給する。

【0022】

又、送信遅延回路42は、送信に使用される圧電振動子と同数(N チャンネル)の独立な遅延回路から構成されており、送信において細いビーム幅を得るために所定の深さに送信超音波を収束するための遅延時間と所定の方向に送信超音波を放射するための遅延時間をレートパルスに与え、このレートパルスをパルサ43に供給する。そして、パルサ43は、送信遅延回路42と同様にして、送信に使用される圧電振動子と同数(N チャンネル)の独立な駆動回路を有しており、超音波プローブ20に内蔵された圧電振動子を駆動するための駆動パルスを生成する。

【0023】

一方、受信部3は、プリアンプ44と、受信遅延回路45と、加算器46とを備えている。プリアンプ44は、圧電振動子によって電気信号(受信信号)に変換された微小信号を増幅し十分なS/Nを確保する。又、受信遅延回路45は、細い受信ビーム幅を得るために所定の深さからの受信超音波を収束するための遅延時間と、所定方向からの受信超音波に対して強い受信指向性を設定するための遅延時間をプリアンプ44の出力に与え、次いで、所定の遅延時間が与えられた受信遅延回路45の出力は加算器46に送られて加算合成される。

【0024】

次に、図2のデータ処理部50は、受信部3の加算器46から出力された受信信号に対してBモードデータを生成するためのBモードデータ処理部4と、上記受信信号に含まれるドプラ信号の周波数スペクトラムを計測するドプラスペクトラム計測部5を備えている。

【0025】

そして、Bモードデータ処理部4は、対数変換器51と包絡線検波器52とA/D変換器53とを備えている。Bモードデータ処理部4の入力信号、即ち、受信部3の加算器46から出力された受信信号は、対数変換器51において、その振幅が対数変換されて弱い信号が相対的に強調される。次いで、包絡線検波器52は、対数変換された上記受信信号に対して包絡線検波を行ない、超音波周波数成分を除去して振幅情報を検出する。又、A/D変換器53は、この包絡線検波器52の出力信号をA/D変換し、Bモードデータを生成する。

【0026】

一方、ドプラスペクトラム計測部5は、 $\pi/2$ 移相器54、ミキサ55-1及び55-2、LPF(ローパスフィルタ)56-1及び56-2、SH(サンプルホールド回路)57-1及び57-2を備えており、更に、BPF(バンドパスフィルタ)58-1及び58-2、A/D変換器59-1及び59-2、FFT(Fast-Fourier-Transform)分析器60を備えている。

【0027】

FFT分析器60は、図示しない演算回路と記憶回路を備えており、記憶回路は、A/D変換器59-1及び59-2から出力されるドプラ信号の保存を行ない、演算回路は、記憶回路に保存された所定区間のドプラ信号に対してFFT分析を行なう。

【0028】

図1に戻って、データ記憶部6は、画像データの生成と保存を行なう機能を有し、超音波送受波方向を順次変更して得られる受信信号に基づいて、データ処理部50のBモードデータ処理部4が生成したBモードデータを2次元的に保存してBモード画像データを生成するBモード画像記憶領域と、ドプラスペクトラム計測部5が形成したドプラスペクトラムを時系列的に保存してドプラスペクトラム画像データを生成するドプラスペクトラム

10

20

30

40

50

記憶領域と、トレンドデータ生成部8が生成したトレンドデータを保存するトレンドデータ記憶領域を有しており、このトレンドデータ記憶領域には計測部7が計測した胎児発育計測における過去から現在に至るまでの各種計測値の他に、これらの計測に使用したBモード画像データ及びドプラスペクトラム画像データが付帯情報として保存されている。

【0029】

次いで、計測部7は、表示部9に表示された胎児の所定部位におけるBモード画像データに対して入力部10が設定した2つのマーカの間隔を測ることによって胎児臓器の大きさを計測する。又、スペクトラム画像データから得られる臍帯動脈の血流量等からも胎児発育の計測を行なう。

【0030】

トレンドデータ生成部8は、図示しないCPUと記憶回路を備え、この記憶回路には、妊娠週数に伴う各種計測値の正常値が正常平均値、正常上限値及び正常下限値として予め保存されている。一方、CPUは、データ記憶部6のトレンドデータ記憶領域において保存されている各種計測値と前記記憶回路に保存されている正常値データを読み出し、更に、記憶回路に予め保存されている表示用ソフトウェアに従がって所定フォーマットのトレンドデータを生成する。

【0031】

又、表示部9は、図示しない表示用データ生成回路と変換回路とモニタを備えており、Bモード画像データやドプラスペクトラム画像データ、更には、トレンドデータとこれらの付帯情報などを上記表示用データ生成回路で合成し、変換回路においてD/A変換とテレビフォーマット変換を行なった後、CRTあるいは液晶などのモニタに表示する。尚、表示部9のモニタにおいて、トレンドデータを構成する所定時相の計測値に関する詳細情報や関連情報はトレンドデータに重畠表示される。

【0032】

一方、入力部10は、操作パネル上に表示パネルやキーボード、トランクボール、マウス等の入力デバイスを備えたインタラクティブなインターフェースであり、患者情報、画像表示モード、超音波データ収集条件、表示条件、計測項目、計測用マーカなどの設定や、トレンドデータの所定時相における詳細情報や関連情報の表示指示など種々のコマンドの入力などが行なわれる。

【0033】

そして、システム制御部11は、図示しないCPUと記憶回路を備え、操作者によって入力部10から入力される上述の各種設定信号やコマンド信号は記憶回路に保存される。一方、CPUは、入力部10から入力されたこれらの情報に基づいて超音波診断装置10の上記各ユニットの制御やシステム全体の制御を統括して行なう。又、基準信号発生部1から供給される基準信号を分周してレンジゲート位置を設定するためのサンプリングパルスを生成し、SH(サンプルホールド回路)57に供給する。

【0034】

(トレンドデータの生成及び表示手順)

次に、図1乃至図8を用いて本実施例におけるトレンドデータの生成と表示の手順について説明する。尚、図3は、本実施例におけるトレンドデータの生成と表示の手順を示すフローチャートである。

【0035】

超音波データの収集に先立って、操作者は、入力部10にて患者情報、画像表示モード、超音波データ収集条件、表示条件、計測項目などの設定を行ない、これらの設定情報は、システム制御部11の図示しない記憶回路に送られて保存される。本実施例においては、画像表示モードとしてBモード画像及びドプラスペクトラム画像の表示モードの選択を行なう(図3のステップS1)。

【0036】

これらの初期設定が終了したならば、操作者は、超音波プローブ20の先端(超音波送受信面)を母体の体表面の所定位置に固定し、最初の超音波送受波方向(1方向)に対

10

20

30

40

50

して B モードデータ収集用の超音波送受波を行なう。即ち、図 2 のレートパルス発生器 4 1 は、基準信号発生部 1 から供給される基準信号を分周することによって、被検体内に放射する超音波パルスの繰り返し周期 T_r 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回路 4 2 に供給する。

【 0 0 3 7 】

送信遅回路 4 2 は、送信において所定の深さに超音波を収束するための遅延時間と、所定の方向 (1) に超音波を送信するための遅延時間をレートパルス発生器 4 1 から受信したレートパルスに与え、このレートパルスをパルサ 4 3 に供給する。

【 0 0 3 8 】

N チャンネルの独立な駆動回路から構成されるパルサ 4 3 は、送信遅回路 4 2 から出力されたレートパルスの駆動によって発生する電気パルス (駆動信号) により、超音波プローブ 2 0 に内蔵されている圧電振動子を駆動して被検体内に超音波パルス (送信超音波) を放射する。

【 0 0 3 9 】

被検体内に放射された送信超音波の一部は、音響インピーダンスの異なる臓器の境界面あるいは組織にて反射し、又、送信超音波が心臓壁や血球など動きのある反射体で反射する場合は、その超音波周波数はドプラ偏移を受ける。被検体組織にて反射した超音波反射波 (受信超音波) は、送信時と同じ圧電振動子によって受信されて電気信号 (受信信号) に変換され、この受信信号は N チャンネルのプリアンプ 4 4 にて増幅された後、同じチャンネル数を有する受信遅回路 4 5 に供給される。

【 0 0 4 0 】

一方、受信遅回路 4 5 は、受信において所定の深さからの超音波を収束するための遅延時間と、超音波ビームに対して所定の方向 (1) に強い受信指向性をもたせて受信するための遅延時間をプリアンプ 4 4 からの受信信号に与えた後、加算器 4 6 に送る。そして、加算器 4 6 は、プリアンプ 4 4 と受信遅回路 4 5 を介して入力される複数の受信信号を加算合成し、1 つの受信信号に纏めた後、B モードデータ処理部 4 に供給する。

【 0 0 4 1 】

次いで、B モードデータ処理部 4 に送られた受信信号は、対数変換、包絡線検波、A / D 変換がなされた後、図 1 のデータ記憶部 6 における B モード画像記憶領域に保存される。

【 0 0 4 2 】

上記の手順により、1 方向に対する B モードデータ収集のための超音波送受波が終了したならば、ドプラスペクトラムデータ収集のために胎児の臍帯動脈方向 (D) に対して超音波送受波を行なう。この場合も、1 方向の超音波送受波と同様の手順によって D 方向に対して超音波送受信を行ない、受信部 3 の加算器 4 6 から出力された受信信号は、ドプラスペクトラム計測部 5 に供給される。

【 0 0 4 3 】

次に、ドプラスペクトラム計測部 5 は、ミキサ 5 5 及び L P F 5 6 を用いた直交位相検波によって加算器 4 6 の出力を複素信号 (I Q 信号) に変換し、S H 5 7 に供給する。この S H 5 7 には前記臍帯動脈の位置に設定されたレンジゲート位置 L g に対応したサンプリングパルスがシステム制御部 1 1 より供給され、このサンプリングパルスに基づいて上記複素信号がサンプルホールドされる。そして、S H 5 7 の出力は、B P F 5 8 において平滑化された後、A / D 変換器 5 9 においてデジタル信号に変換されて F F T 分析器 6 0 の記憶回路に一旦保存される。

【 0 0 4 4 】

1 回目の D 方向の超音波送受波が終了したならば同様の手順により 2 (2 = 1 +) 方向に対する B モード用超音波送受波、D 方向に対する 2 回目のドプラモード用超音波送受波、3 (3 = 1 + 2) 方向に対する B モード用超音波送受波、D 方向に対する 3 回目のドプラモード用超音波送受波・・・のように B モードデータの収集に際しては ずつ方向を順次変更しながら 2 次元的な超音波送受波を行ない、得られ

10

20

30

40

50

たBモードデータはデータ記憶部6のBモード画像記憶領域に保存してBモード画像データを生成する。

【0045】

又、ドプラスペクトラムデータの収集に際しては同一方向(D)に対して、複数回の超音波送受波を行ない、得られたドプラ信号はFFT分析器60の図示しない記憶回路に順次保存される。そして、FFT分析器60の図示しない演算回路は、レンジゲート位置において所定間隔で得られるドプラ信号に対してFFT分析を行なってドプラスペクトラムを形成する。

【0046】

この場合、FFT分析器60の演算回路は、レートパルス周期の2倍の周期(2Tr)で得られた離散的なドプラ信号に対して設定した所定幅の時間窓を順次移動しながらFFT分析を行ない、ドプラスペクトラムを時系列的に形成する。

【0047】

そして、得られたドプラスペクトラムデータは、データ記憶部6のドプラスペクトラム記憶領域に保存される。

【0048】

以上述べた手順によって生成された第2のドプラスペクトラム画像データは、単独あるいは同時に生成されたBモード画像データと合成されて表示部9に表示される。即ち、システム制御部11は、データ記憶部6のBモード画像記憶領域に保存されているBモード画像データやドプラスペクトラム記憶領域に保存されているドプラスペクトラム画像データを読み出し、これらの画像データに対して付帯情報である数字や文字などを表示部9の表示データ生成回路に供給してこれらのデータを合成する。そして、合成されたこれらの画像データは変換回路に供給されてD/A変換やTVフォーマット変換などが行なわれ表示部9のモニタに表示される(図3のステップS2)。

【0049】

このような手順によって表示部9のモニタにリアルタイム表示されるBモード画像データを観察しながら、操作者は、胎児の発育計測における所望の画像断面を設定する。例えば、「BPD」の計測を行なう場合には、児頭の横断面がBモード画像上で表示されるように超音波プローブ20を配置し、midline(大脳鎌)が明確に表示される断面像の最大横径を計測する。

【0050】

そして、「BPD」計測に対する所望のBモード画像断面が設定されたならば、操作者は、入力部10において静止(フリーズ)画像表示のコマンドを入力してモニタに表示されている動画像を静止させ(図3のステップS3)、次いで、入力部10の計測モードを選択した後、入力デバイスを用いて表示部9に表示されている児頭横断面のBモード画像データにおける最大横径の両端部にマーカを設定する。

【0051】

一方。計測部7は、入力部10が設定したマーカの間隔を計測することによって「BPD」の値を求め、新たに得られた計測値をデータ記憶部6のトレンドデータ記憶領域に保存する(図3のステップS4)。

【0052】

図4は、トレンドデータ記憶領域に保存されている「BPD」の計測値を模式的に示したものであり、この記憶領域には同一胎児の各妊娠週数における計測値、正常平均値、正常上限値、正常下限値などが保存されている。そして、例えば上述の手順によって妊娠週数18週における「BPD」(32mm)が計測された場合には、既に計測された妊娠週数17週までの計測結果に対して上述の新たな計測値が追加保存される。

【0053】

尚、これらの計測値と共に保存される上述の正常平均値、正常上限値、及び正常下限値は、多くの正常胎児に対する計測によって蓄積された臨床データに基づいて統計学的に得られた値、あるいは回帰式に基づいて設定された値であり、通常、正常上限値及び正常下

10

20

30

40

50

限値は、正規分布の $\pm 3\sigma / 2$ における値が用いられる。そして、これらの正常値データは、トレンドデータ生成部 8 の記憶回路において予め保存されており、計測値と同じ妊娠週数における正常値データが計測値と共に記憶部 6 のトレンドデータ記憶領域に保存される。

【0054】

以下同様にして、「CRL（胎児頭殿長）」、「FL（大腿骨長）」、「OFD（児頭前後径）」、「CC（胸部周囲長）」、更には、「AC（腹部周囲長）」などの計測が計測部 7 によって行なわれ、得られた計測値はデータ記憶部 6 のトレンドデータ記憶領域に保存される。また、ドプラスペクトラム画像データに対しても同様の手順によって所望の時相における静止画像データの表示を行ない、この画像データにおいて計測された臍帯動脈血流等の計測データはデータ記憶部 6 に保存される（図 3 のステップ S 2 乃至ステップ S 5）。

【0055】

以上述べた手順によって胎児発育計測における各種計測が終了したならば、操作者は入力部 10 において、例えば、「BPD」のトレンドデータを表示するためのコマンドを入力する。システム制御部 11 を介して上記コマンド信号を受信したトレンドデータ生成部 8 は、データ記憶部 6 のトレンドデータ記憶領域に保存されている過去の「BPD」データと、新たに計測された「BPD」データを読み出す。そして、所定のフォーマットに従がってトレンドデータを形成し、得られたトレンドデータを、データ記憶部 6 のトレンドデータ記憶領域に保存すると共に表示部 9 のモニタに表示する（図 3 のステップ S 6）。

【0056】

図 5 は、このとき表示部 9 に表示される「BPD」のトレンドデータであり、横軸は妊娠週数、縦軸は児頭大横径が割り当てられている。そして、各妊娠週数において得られた計測値が離散的に表示されている。又、このトレンドデータには正常平均値 Bc や正常上限値 Ba、更には正常下限値 Bb の各変化曲線が重畳表示されている。

【0057】

このトレンドデータにおいて、妊娠週数 18 週の「BPD」計測値が正常範囲から逸脱していることを認識した操作者は、このときの正確な値を知るために入力デバイスを用いてトレンドデータ上の前記「BPD」計測値が示されている時相（ ）にポインタあるいはカーソルを設定する。この設定によって、図 6 に示すようにトレンドデータ近傍にツールヒント領域が形成され、このツールヒント領域の上段より「BPD」計測値、計測年月日、正常平均値、正常上限値、正常下限値が表示される（図 3 のステップ S 7）。

【0058】

そして、妊娠週数 18 週の「BPD」計測値が正常範囲から逸脱していることを確認した場合には、その原因が発育異常にあるのか、あるいは計測の誤りにあるのかを調査するために、操作者は、再び、入力部 10 の入力デバイスを用いて、トレンドデータの前記時相をクリックする。

【0059】

この入力デバイスの信号を受信したトレンドデータ生成部 8 は、データ記憶部 6 のトレンドデータ記憶領域に保存されている「CRL」や「FL」、あるいは「OFD」における妊娠週数 18 週の計測値、正常平均値、正常上限値、正常下限値を読み出して一覧表データを生成する。そして得られた一覧表を、図 7 に示すようにトレンドデータに重畳表示する。例えば、前記表示部分をクリックすることによって、その近傍にポップアップウインドウが形成され、このポップアップウインドウ内に前記一覧表データが表示される。

【0060】

又、「BPD」を含む複数の計測項目におけるトレンドデータを観測する場合には、操作者は、前記一覧表データあるいは入力部 10 において、例えば、「BPD」、「CRL」、「OFD」、「FL」の 4 つの計測項目を選択した後、前記表示部分を入力デバイスによってダブルクリックする。一方、入力部 10 からの信号を受信したトレンドデータ生成部 8 は、データ記憶部 6 のトレンドデータ記憶領域より、選択された上記 4 つの計測項

10

20

30

40

50

目に関する過去及び新たな計測値と共に、正常平均値、正常上限値、及び正常下限値を読み出し、4つのトレンドデータを生成する。そして、これらのトレンドデータを、データ記憶部6のトレンドデータ記憶領域に保存すると共に表示部9に表示する。

【0061】

図8は、このとき表示部9のモニタに表示された4つのトレンドデータであり、「BPD」の他に「CRL」、「OFD」、「FL」のトレンドデータが並列表示される。これらの複数の計測項目におけるトレンドデータの並列表示により、例えば、「BPD」以外のトレンドデータにおいても妊娠週数18週における計測値が正常範囲から外れている場合には、当該胎児の発育異常が疑われる。

【0062】

上述のトレンドデータと、その詳細情報及び関連情報によって当該胎児の発育診断が終了したならば一連の検査を終了する(図3のステップS8)

以上述べたように、本実施例によれば、胎児に対して時系列的に得られた所望の計測項目の計測データに基づいて得られたトレンドデータにおいて、所望の時相を指示することによって、指示された時相の計測値に関する詳細データや関連データを前記トレンドデータに重畠表示することができる。このため、検査効率を向上させることができるとなり、更に、各種計測項目における計測値の比較が容易となるため操作者の負担が軽減されるのみならず精度の高い診断を行なうことが可能となる。

【0063】

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無く、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発育計測に有効な計測項目に関するトレンドデータの表示方法について述べたが、他の診断を目的とした計測項目のトレンドデータであってもよい。

【0064】

一方、図6及び図7において示した所定の計測値に関する詳細データや関連データは、トレンドデータへの重畠表示に限定されるものではなく、並列表示されてもよい。又、図8では、各種計測項目のトレンドデータを並列表示する場合について示したが、基準となるトレンドデータ(例えば、「BPD」のトレンドデータ)上に他の計測項目のトレンドデータを重畠表示してもよい。

【0065】

更に、上述に実施例では、Bモード画像データ及びドプラスペクトラム画像データに基づいて得られたトレンドデータについて述べたが、カラードプラ画像データやUCGデータなどに基づいたトレンドデータであってもよい。

【0066】

又、計測値に関する詳細データとして、この計測値を得る場合に用いられた画像データをトレンドデータと重畠表示あるいは並列表示してもよい。

【0067】

尚、上述の詳細情報や関連情報の表示は、例えば妊娠週数18週の最新計測値に限定されるものではなく、過去に得られた何れの計測値においても適用可能である。

【図面の簡単な説明】

【0068】

【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】同実施例における送受信部及びデータ処理部の構成を示すブロック図。

【図3】同実施例におけるトレンドデータの表示手順を示すフローチャート。同実施例におけるドプラスペクトラム計測部の基本動作を示すタイムチャート。

【図4】同実施例の記憶領域に保存されている計測値とその関連データの1例を示す図。

【図5】同実施例におけるトレンドデータの具体例を示す図。

【図6】同実施例のトレンドデータに重畠表示される詳細データの1例を示す図。

【図7】同実施例のトレンドデータに重畠表示される関連データの1例を示す図。

【図8】同実施例において並列表示される各種計測項目のトレンドデータを示す図。

10

20

30

40

50

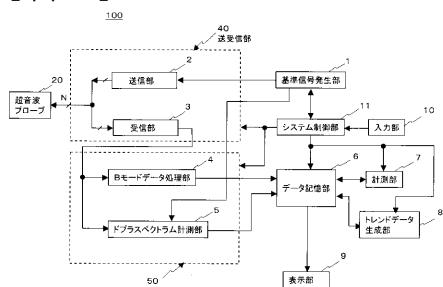
【符号の説明】

【0069】

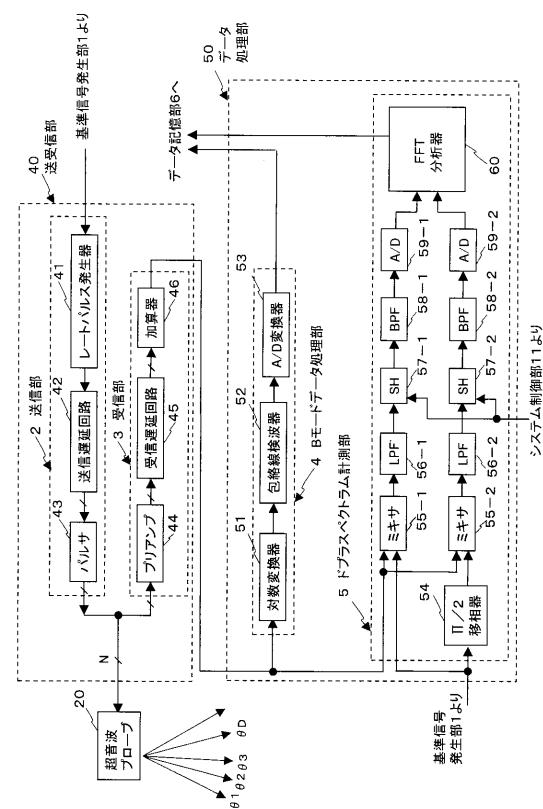
- 1 ... 基準信号発生部
- 2 ... 送信部
- 3 ... 受信部
- 4 ... Bモードデータ処理部
- 5 ... ドプラスペクトラム計測部
- 6 ... データ記憶部
- 7 ... 計測部
- 8 ... トレンドデータ生成部
- 9 ... 表示部
- 10 ... 入力部
- 11 ... システム制御部
- 12 ... 超音波プローブ
- 13 ... 送受信部
- 14 ... データ処理部
- 15 ... ドプラスペクトラム計測部
- 16 ... データ記憶部
- 17 ... 計測部
- 18 ... トレンドデータ生成部
- 19 ... 表示部
- 20 ... 入力部
- 21 ... 送信部
- 22 ... 受信部
- 23 ... ハーモニクス発生器
- 24 ... レートマッチ回路
- 25 ... 受信選択回路
- 26 ... 加算器
- 27 ... ハルサ
- 28 ... フィルタ
- 29 ... ハーモニクス受信回路
- 30 ... ハーモニクス送信回路
- 31 ... ハーモニクス送信部
- 32 ... ハーモニクス受信部
- 33 ... ハーモニクス受信回路
- 34 ... ハーモニクス送信回路
- 35 ... ハーモニクス送信部
- 36 ... ハーモニクス受信部
- 37 ... ハーモニクス受信回路
- 38 ... ハーモニクス送信回路
- 39 ... ハーモニクス送信部
- 40 ... 送受信部
- 41 ... 基準信号発生部1より
- 42 ... 基準信号発生部2より
- 43 ... 基準信号発生部3より
- 44 ... 基準信号発生部4より
- 45 ... 基準信号発生部5より
- 46 ... 基準信号発生部6より
- 47 ... 基準信号発生部7より
- 48 ... 基準信号発生部8より
- 49 ... 基準信号発生部9より
- 50 ... 基準信号発生部10より
- 51 ... 基準信号発生部11より
- 52 ... 基準信号発生部12より
- 53 ... 基準信号発生部13より
- 54 ... 基準信号発生部14より
- 55 ... 基準信号発生部15より
- 56 ... 基準信号発生部16より
- 57 ... 基準信号発生部17より
- 58 ... 基準信号発生部18より
- 59 ... 基準信号発生部19より
- 60 ... 基準信号発生部20より

10

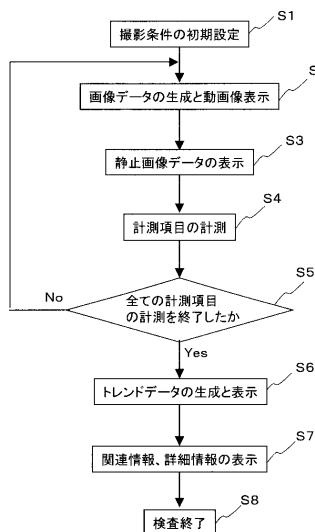
【図1】



【図2】



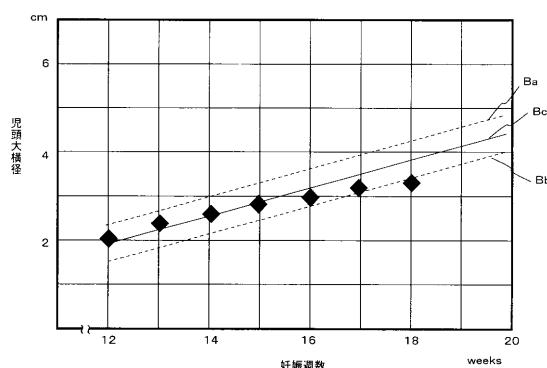
【図3】



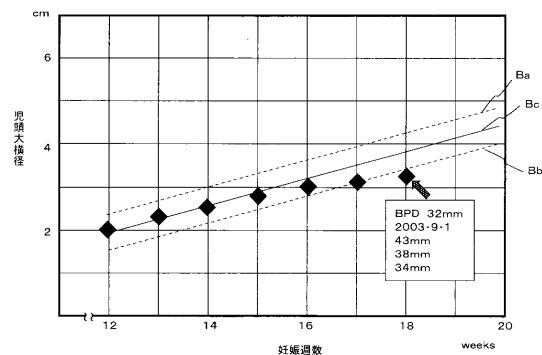
【図4】

BPD				
妊娠週数	計測値	正常平均値	正常上限値	正常下限値
12W	21mm	19mm	23mm	16mm
13W	24mm	22mm	27mm	18mm
14W	26mm	26mm	30mm	21mm
15W	28mm	28mm	33mm	25mm
16W	30mm	32mm	36mm	28mm
17W	31mm	35mm	39mm	31mm
18W	32mm	38mm	43mm	34mm

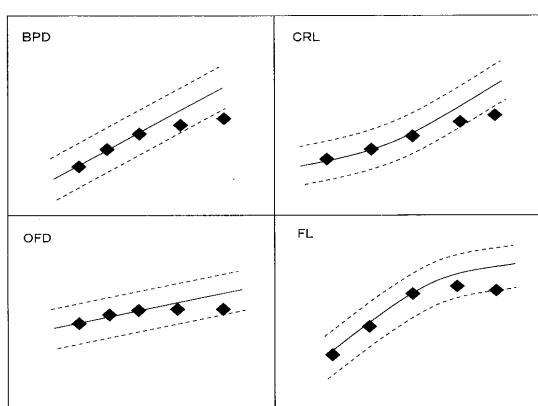
【図5】



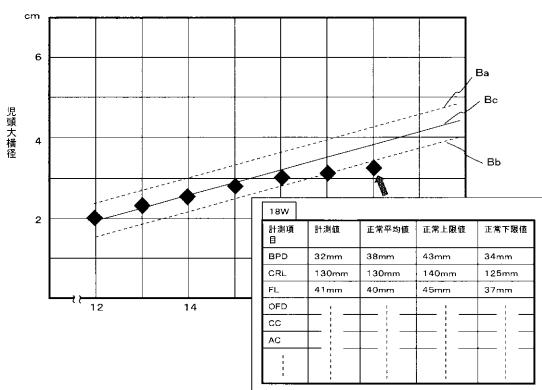
【図6】



【図8】



【図7】



フロントページの続き

F ターム(参考) 4C601 BB21 BB22 BB23 DD03 DD04 DD09 DD15 DE02 DE03 EE11
FF08 GB04 HH21 JB01 JB19 JB22 JB24 JB31 JB49 JB60
JC16 JC21 KK01 KK12 KK17 KK19 KK24 KK25 KK28 KK31
KK33 KK35 KK50 LL04 LL05

专利名称(译)	超声诊断设备和测量数据显示方法		
公开(公告)号	JP2005087634A	公开(公告)日	2005-04-07
申请号	JP2003328602	申请日	2003-09-19
[标]申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统株式会社东芝		
申请(专利权)人(译)	东芝医疗系统工程有限公司 东芝公司		
[标]发明人	大嶋康典		
发明人	大嶋 康典		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/08 G01S7/52		
CPC分类号	G01S7/52073 A61B8/0866 A61B8/44 G01S7/52034 G16H40/63		
FI分类号	A61B8/08 A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB21 4C601/BB22 4C601/BB23 4C601/DD03 4C601/DD04 4C601/DD09 4C601/DD15 4C601/DE02 4C601/DE03 4C601/EE11 4C601/FF08 4C601/GB04 4C601/HH21 4C601/JB01 4C601/JB19 4C601/JB22 4C601/JB24 4C601/JB31 4C601/JB49 4C601/JB60 4C601/JC16 4C601/JC21 4C601/KK01 4C601/KK12 4C601/KK17 4C601/KK19 4C601/KK24 4C601/KK25 4C601/KK28 4C601/KK31 4C601/KK33 4C601/KK35 4C601/KK50 4C601/LL04 4C601/LL05		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：通过容易地以重叠的方式在趋势数据上显示所需的相关数据来提高检查效率，并减轻操作员的负担。数据处理单元(50)根据通过使用超声波探头(20)和发送/接收单元(40)获得的超声波接收信号来生成B模式图像数据或多普勒频谱图像数据。趋势数据生成单元8基于所获取的时间序列测量值，以时间序列的图像数据为基础进行各种测量，生成趋势数据，在显示单元9上显示趋势数据，并显示趋势数据。在趋势数据中，关于由输入单元10的输入装置指定的期望时间相的测量值的详细信息和相关信息以叠加的方式显示在趋势数据上。[选型图]图1

