

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第4206107号  
(P4206107)

(45) 発行日 平成21年1月7日 (2009.1.7)

(24) 登録日 平成20年10月24日 (2008.10.24)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/00 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/00

請求項の数 4 (全 16 頁)

(21) 出願番号 特願2006-185650 (P2006-185650)  
 (22) 出願日 平成18年7月5日 (2006.7.5)  
 (65) 公開番号 特開2008-12047 (P2008-12047A)  
 (43) 公開日 平成20年1月24日 (2008.1.24)  
 審査請求日 平成20年3月10日 (2008.3.10)

(73) 特許権者 390029791  
 アロカ株式会社  
 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号  
 (74) 代理人 100075258  
 弁理士 吉田 研二  
 (74) 代理人 100096976  
 弁理士 石田 純  
 (72) 発明者 村下 賢  
 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロ  
 カ株式会社内  
 審査官 宮川 哲伸

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

胎児の心臓に対して超音波を送受波する送受波手段と、

前記超音波の送受波によって取得されたデータに基づいて前記胎児の心臓の周期的な運動によって生じる心臓形態の時間変化を表す複数の心拍にわたる運動情報を計測する手段であって、前記超音波の送受波によって取得された断層画像形成用エコーデータに基づいて各フレームごとに前記胎児の心臓における注目部分に相当する領域を抽出する抽出部と、前記各フレームごとに前記注目部分に相当する領域について面積を演算する面積演算部と、前記運動情報として前記各フレームごとに演算される面積についての時間変化を表すグラフを作成するグラフ作成部と、を有する運動情報計測手段と、

前記グラフを平滑化する平滑化手段と、

前記運動情報としての前記平滑化されたグラフに基づいて、前記胎児の心臓の周期的な運動における各心拍ごとの拡張末期の面積及び収縮末期の面積を計測する計測手段と、

前記各心拍ごとの拡張末期の面積及び収縮末期の面積に基づいて、前記各心拍ごとに前記胎児の心臓についての機能を評価するための評価値を演算する評価値演算手段と、

を含み、

心電信号が観測できない胎児の心臓について前記各心拍ごとに評価値が演算されることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項 1 記載の装置において、

10

20

前記注目部分は前記胎児の心臓における左室及び右室であり、  
前記左室及び前記右室のそれぞれについて、前記グラフが作成され且つ前記評価値が演算される、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 1 記載の装置において、

前記計測手段は拡張末期特定部を含み、

前記拡張末期特定部は、前記グラフ上に複数の極大値が存在している場合に、胎児の心臓についての標準的心拍周期よりも小さい判定時間を 1 心拍内最大値探索ウインドとして 利用して前記複数の極大値の中から 前記拡張末期の面積を特定する、 ことを特徴とする超音波診断装置。

10

【請求項 4】

請求項 1 記載の装置において、

前記グラフと、当該グラフ上における前記拡張末期及び前記収縮末期を表すマークと、  
を有する波形画像を表示する表示処理手段を含むことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は超音波診断装置に関し、特に胎児の心臓の超音波診断に関する。

【背景技術】

20

【0002】

母胎内の胎児についての超音波診断が普及しつつある。その目的の 1 つには先天性心疾患の早期の診断や治療にある。例えば、重症疾患を分娩前に診断できれば、分娩直後にその疾患に対応（例えば、投薬、手術）することができる。胎児の心臓に対する超音波診断では、例えば、心臓の形態や大きさが二次元断層画像として表示され、また、血流の状態が二次元カラードプラ画像（カラーフローマッピング画像）として表示される。また、パルスドプラ法に従って、心臓内に設定されるサンプルゲート（サンプルボリューム）から得られたドプラ情報が周波数解析され、それにより形成されるドプラ波形が表示される。三次元超音波診断技術を利用して、胎児の心臓について三次元画像や三次元計測を行うことも可能である。

30

【0003】

特許文献 1 には二次元超音波画像の処理、特に左室の輪郭を抽出して多重リングのような画像を形成する処理が記載されている。特許文献 2 には三次元超音波画像の処理、特に心臓内の腔の部分の抽出する処理が記載されている。特許文献 3 には胎児の心臓弁信号を計測及び解析することが記載されている。特許文献 3 に記載された方法では、超音波ドプラ法が利用されており、同文献には、断層画像や三次元画像といった心臓の形態変化を表す画像を処理して心臓の動きを表す情報を得ることについては記載されていない。特許文献 4 には、左室の複数の領域について面積の時間変化をグラフとして表示することが記載されている。特許文献 5 には、左室を閉領域として抽出するための画像処理技術が記載されている。いずれの文献にも、胎児の心臓について、心電情報に代わる情報を心臓の形態変化から得ることについては記載されていない。

40

【0004】

【特許文献 1】特許第 3 0 4 5 6 4 2 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 0 4 - 1 5 9 9 9 7 号公報

【特許文献 3】特開 2 0 0 0 - 1 9 7 6 3 3 号公報

【特許文献 4】特開平 1 1 - 2 2 1 2 1 0 号公報

【特許文献 5】特開平 8 - 1 0 3 4 4 2 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

50

通常、心臓の超音波診断においては心電計を利用して心電信号がリアルタイムで計測され、その心電信号が心臓の運動周期を表す情報としてあるいは計測用の同期信号として利用される。しかし、胎児に対しては心電信号を取得するための電極を直接的に接触させることはできない。この点で一般的な心臓の超音波診断では見られない固有の問題がある。よって、胎児については心臓の超音波診断と同時に心拍情報を得ることが困難であり、このため心臓の状態を把握したり心機能を計測したりすることが困難な状況にある。

【 0 0 0 6 】

なお、胎児の心臓は成人の心臓に比べて心拍周期が非常に短く、胎児の心臓を超音波画像として表示する場合にはフレームレート（あるいはボリュームレート）を高めることが求められる。胎児の心臓を超音波画像として計測あるいは表示するための送受波に加えて、特許文献3に記載されたような超音波ドプラ法に基づく送受信を実行させると、どうしてもフレームレート（又はボリュームレート）が低下してしまう。

【 0 0 0 7 】

本発明の目的は、胎児の心臓の診断又は計測に適する超音波診断装置を提供することにある。

【 0 0 0 8 】

本発明の他の目的は、胎児の心臓の超音波診断を行いながらリアルタイムで心拍情報を取得できる超音波診断装置を提供することにある。

【 0 0 0 9 】

本発明の他の目的は、胎児の心臓を画像として表すためのエコーデータに基づいて心臓の周期的な運動を表す情報を得られる超音波診断装置を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 0 】

本発明に係る装置は、胎児の心臓に対して超音波を送受波する送受波手段と、前記超音波の送受波によって取得されたデータに基づいて前記胎児の心臓の周期的な運動によって生じる心臓形態の時間変化を表す複数の心拍にわたる運動情報を計測する手段であって、前記超音波の送受波によって取得された断層画像形成用エコーデータに基づいて各フレームごとに前記胎児の心臓における注目部分に相当する領域を抽出する抽出部と、前記各フレームごとに前記注目部分に相当する領域について面積を演算する面積演算部と、前記運動情報として前記各フレームごとに演算される面積についての時間変化を表すグラフを作成するグラフ作成部と、を有する運動情報計測手段と、前記グラフを平滑化する平滑化手段と、前記運動情報としての前記平滑化されたグラフに基づいて、前記胎児の心臓の周期的な運動における各心拍ごとの拡張末期の面積及び収縮末期の面積を計測する計測手段と、前記各心拍ごとの拡張末期の面積及び収縮末期の面積に基づいて、前記各心拍ごとに前記胎児の心臓についての機能を評価するための評価値を演算する評価値演算手段と、を含み、心電信号が観測できない胎児の心臓について前記各心拍ごとに評価値が演算されることを特徴とするものである。

【 0 0 1 1 】

上記構成によれば、母体内の胎児に対して超音波が送受波される。これにより胎児の心臓を二次元画像又は三次元画像として表示するためのエコーデータが取り込まれる。通常、取り込まれたエコーデータに基づいて所定の時間単位（フレーム単位又はボリューム単位）ごとに画像が形成される。画像形成前又は画像形成後の段階でエコーデータに対する処理が実行され、これにより、心臓形態の時間変化を表す運動情報が取得される。この場合、望ましくは、各フレームデータ（又は各断層画像）ごとに心臓における注目部分の面積が演算され、その推移として運動情報が計測される。三次元データを処理して体積の時間変化を運動情報として計測することも可能である。運動情報は時間軸上における形態変化を表す情報であるため、運動情報の周期的変化は、心臓へ送られる電気信号（心電信号）の周期的変化と概ね同じである。よって、運動情報を解析することによって心電信号が表す情報と等価な情報を得られる。運動情報から特定時相が判定され得る。特定時相は拡張末期、収縮末期、等である。運動情報から、心電信号に含まれるR波に相当する同期信

号を生成することも可能である。

【 0 0 1 2 】

本発明によれば、胎児について直接的に心電信号を観測できない状況下において、超音波データの解析により、特に組織運動の解析により、心電信号に相当する情報を取得できるので、その情報を表示したり、その情報を用いて演算される情報を表示したりすることができる。今まで、胎児については心電信号が得られなかったために、心電信号を利用した様々な計測を行えなかったが、本発明によれば、胎児の心臓についてもそのような様々な計測を行えるようになる。超音波画像を表示しながら、リアルタイムで時相情報が取得されてもよい。勿論、メモリに格納されたエコーデータを読み出して、それに基づいて時相情報を得ることもできる。

10

【 0 0 1 3 】

望ましくは、前記運動情報は、前記胎児の心臓における注目部分についての面積又は体積の変化を表す情報である。注目部分は胎児の心臓における腔部分であるのが望ましいが、心筋部分であってもよい。腔部分は例えば左室であり、その全部又は一部の領域について面積（面積値）又は体積（体積値）の時間変化が観測される。

【 0 0 1 4 】

望ましくは、前記運動情報計測手段は、前記超音波の送受波によって取得された断層画像形成用エコーデータに基づいて、各フレームごとに前記胎児の心臓における注目部分に相当する領域を抽出する抽出部と、前記各フレームごとに前記注目部分に相当する領域について面積を演算する面積演算部と、前記運動情報として、前記各フレームごとに演算される面積についての時間変化を表すグラフを作成するグラフ作成部と、を含む。

20

【 0 0 1 5 】

望ましくは、前記計測手段は、前記運動情報としてのグラフの波形解析により各心拍ごとに最大値及び最小値の少なくとも一方をピークとして特定する。

【 0 0 1 6 】

望ましくは、前記運動情報としてのグラフに対して平滑化処理を施す平滑化部と、前記平滑化後のグラフにおいて各心拍ごとに前記ピークを特定するピーク特定部と、が設けられる。この構成によれば平滑化処理によって波形を滑らかにした上でピークを特定できるので、時相計測に当たってノイズの影響を受け難くなり、計測の精度を高められる。最大値タイミング（又は最小値タイミング）は、通常、実際の拡張末期時相（又は収縮末期時相）に一致するが、測定部位によって、それらが不一致となることもある。その場合には、時間的な補正によってそれらの一致させるようにしてもよい。単に心拍周期を観測する場合にはそのような不一致は問題とならない。

30

【 0 0 1 7 】

望ましくは、前記ピーク特定部は拡張末期特定部であり、前記拡張末期特定部は、前記グラフ上に複数の極大値が存在している場合に、胎児の心臓についての標準的心拍周期よりも小さい判定時間を利用して前記複数の極大値の中から最大値を特定する。時相の計測精度を高めるためには最大値や最小値の誤認を防止する必要があるが、そのための基準の策定に当たっては、胎児の心臓についての標準的な心拍周期を基礎にするのが望ましい。判定時間は、標準的な心拍周期よりも小さい期間として設定され、それを用いて各心拍における最大値についての時間軸上の探索範囲が定められる。複数の時間条件を利用してもよいし、振幅軸方向に最大値等の判定条件を定めてもよい。

40

【 0 0 1 8 】

望ましくは、前記計測された時相に基づいて前記胎児の心臓についての心拍情報を演算する心拍情報演算部を含む。心拍情報は、例えば、毎分の心拍数、心拍周期（1心拍の時間）、それらの値のバラツキ度合い（分散）、等をあげることができる。望ましくは、前記計測された時相に基づいて前記胎児の心臓についての機能を評価するための評価値を演算する評価値演算部を含む。評価値としては、本来的に心電信号あるいは心拍同期信号が必要となる心機能計測によって生成される値があげられる。望ましくは、前記評価値は、左室の全部又は一部についての拡張末期の大きさ及び収縮末期の大きさにより定義される

50

ものである。そのような評価値としては、駆出率（EF:Ejection Fraction）をあげることができる。

【 0 0 1 9 】

望ましくは、前記運動情報を直接的に又は間接的に表すグラフと、当該グラフ上における前記特定時相を表すマークと、を表示する表示処理手段を含む。これにより、画面上で特定時相についての計測の正確性を確認できる。

【発明の効果】

【 0 0 2 1 】

以上説明したように、本発明によれば、胎児の心臓の診断又は計測に適する超音波診断装置を提供できる。本発明によれば、胎児の心臓の超音波診断を行いながらリアルタイムで心拍情報を取得できる。あるいは、本発明によれば、胎児の心臓を画像として表すためのエコーデータに基づいて心臓の周期的な運動を表す情報を得られる。

10

【発明を実施するための最良の形態】

【 0 0 2 2 】

以下、本発明の好適な実施形態を図面に基づいて説明する。

【 0 0 2 3 】

図 1 には、本発明に係る超音波診断装置の実施形態が示されている。図 1 は超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。本実施形態に係る超音波診断装置は、生体における心臓、特に胎児の心臓について超音波診断を行うのである。もちろん、胎児以外の生体における心臓に対する超音波診断に対しても当該装置を適用することが可能である。

20

【 0 0 2 4 】

プローブ 10 は、超音波の送受波によって超音波ビーム B を形成する送受波器である。プローブは、複数の振動素子によって構成されるアレイ振動子を有している。アレイ振動子によって超音波ビーム B が形成され、その超音波ビームは電子的に走査される。電子走査方式としては、電子セクタ走査、電子リニア走査などが知られている。本実施形態においては、プローブ 10 に 1 D アレイ振動子が設けられているが、そこに 2 D アレイ振動子を設けるようにしてもよい。

【 0 0 2 5 】

超音波ビーム B を電子走査すると、図 1 に示されるように、走査面 S が形成される。図 1 においては電子走査方向が 方向として示されている。走査面 S は二次元データ取込領域であり、その走査面 S 上において取り込まれたエコーデータに基づいて後に説明するように胎児の心臓についての断層画像が形成される。走査面 S は繰り返し形成され、表示画面上には断層画像が動画像として表示されることになる。この場合において、本実施形態においては心電信号に相当する同期信号を得ることが可能であり、しかもそのような同期信号をリアルタイムで計測することが可能である。これについては後に詳述する。

30

【 0 0 2 6 】

ちなみに、プローブ 10 は腹部に当接されるものであってもよいし、例えば母体の腔内に挿入されるものであってもよい。それ以外のタイプのプローブを用いることも可能である。

【 0 0 2 7 】

40

送受信部 12 は、送信ビームフォーマー及び受信ビームフォーマーとして機能する。送受信部 12 からアレイ振動子に対して複数の送信信号が供給され、これによってアレイ振動子において送信ビームが形成される。生体内からの反射波はアレイ振動子にて受波され、アレイ振動子から出力される複数の受信信号が送受信部 12 に送られる。送受信部 12 においては複数の受信信号に対して整相加算処理を適用し、これによって電子的に受信ビームを形成する。整相加算後の受信信号は図示されていない信号処理部を経由して変換部 14 へ出力される。

【 0 0 2 8 】

変換部 14 は、本実施形態において座標変換機能、補間処理機能などを有しており、変換部 14 は例えばデジタルスキャンコンバータ（DSC）によって構成される。この変換

50

部 1 4 の作用により、走査面 S 上で取得されたエコーデータに基づいて断層画像が形成される。その断層画像の画像データはデータメモリ 1 5 上に格納されることになる。本実施形態においては、座標変換後の画像データに対して以下に説明するような面積演算や時相計測などが行われているが、座標変換前のデータに対して面積演算や時相計測などを適用することも可能である。すなわち、演算及び計測の対象となるフレームデータは、送受波座標系において取得されたビームデータ群であってもよいし、あるいは、座標変換後の画像データであってもよい。それらはいずれもフレームデータに相当するものである。フレームデータに代えてボリュームデータに対して体積演算等を適用することも可能である。データメモリ 1 5 から出力される画像データは各フレームごとに合成部 1 8 へ出力され、また面積変化計測部 1 6 へ出力される。

10

#### 【 0 0 2 9 】

合成部 1 8 は、各フレームごとに断層画像と面積変化計測部 1 6 によって形成された心腔画像とを合成し、合成画像を生成する機能を有する。この合成部 1 8 は必要に応じて設けられるものである。

#### 【 0 0 3 0 】

表示処理部 2 0 は合成画像、グラフ画像、演算結果としての数字情報などを有する表示画面データを構成し、そのデータを表示部 2 4 へ出力する。表示画面の内容についてはユーザーの要望に応じて適宜定めることが可能である。制御部 2 6 は、図 1 に示される各更正の動作制御を行っており、制御部 2 6 には操作パネル 2 8 が接続されている。操作パネル 2 8 はキーボードやトラックボール等を含むものであり、操作パネル 2 8 を利用してユーザーは後に説明する関心領域 ( R O I ) の設定や、計測条件あるいは動作モードの入力等を行える。

20

#### 【 0 0 3 1 】

面積変化計測部 1 6 について説明する。変換部 1 4 から出力される画像データは二値化処理部 3 0 へ送られている。二値化処理部 3 0 は、各フレームごとに画像データに対する二値化処理を実行するモジュールである。例えば、心臓内の腔の部分に対して 1 をもった画素値を与え、それ以外の部分に対して 0 をもった画素値を与える処理を実行する。この場合において、二値化処理に際して必要となる閾値については制御部 2 6 の制御の下、ユーザーによって可変設定することが可能である。また、二値化処理の対象あるいは後に説明する抽出処理の領域については関心領域として設定することが可能であり、その関心領域内においてのみ二値化処理や抽出処理を適用するようにしてもよい。1 つの関心領域ではなく、複数の関心領域を設定することも可能である。また、面積演算を複数の部分領域に対して並列的に適用させることできる。

30

#### 【 0 0 3 2 】

ノイズ除去部 3 2 は、二値化処理部 3 0 によって形成される二値化画像に対してノイズ除去処理を実行する。抽出部 3 4 は、ノイズ除去後の二値化画像において、心腔を抽出する処理を実行する。例えば、膨張及び縮小といった画像加工を繰り返し実行することにより、関心領域内に含まれる左室を関心領域として抽出することが可能である。もちろん、左室以外の右室、右房、左房といった心腔を抽出対象とすることも可能である。この抽出処理により、特定の注目部分として例えば左室が抽出され、それが表された心腔画像が生成されることになる。その心腔画像の画像データは上述した合成部 1 8 に送られる他、面積演算部 3 6 に送られている。

40

#### 【 0 0 3 3 】

面積演算部 3 6 は、抽出された心腔に対して面積 ( 面積値 ) を演算する。この面積演算は各フレームごとに実行されており、すなわち時系列順で心腔画像が入力されている状態において、各フレームの心腔画像について面積が演算されることになる。その結果、時系列順で面積データ ( 面積値 ) 列が生成されることになる。

#### 【 0 0 3 4 】

グラフ作成部 3 8 は、以上のように求められた面積データ列に基づいて、それを時間軸上に表したグラフ ( 面積グラフあるいは面積変化グラフ ) を作成する。そのグラフは面積

50

の時間的な変化を波形として表したイメージデータである。そのイメージデータは表示処理部 20 に送られる他、時相及び心機能計測部 22 へ出力されている。上記のグラフは胎児の心臓における特定の領域の時間的な形態変化を表すものであり、胎児の心臓が心電信号にしたがって周期的に運動していることに照らせば、グラフは胎児の心拍情報を表しているものとみなせる。すなわち胎児の心臓に対して直接的に心電信号の計測を行うことは難しいが、それに代えて、グラフすなわち運動情報を取得することにより、その運動情報の波形解析から胎児の心臓についての時相情報、具体的には特定時相を判断することが可能となる。このために、以下に説明する時相及び心機能計測部 22 が設けられている。

#### 【0035】

時相及び心機能計測部 22 について詳述すると、上述したグラフを表すイメージデータは、まず平滑化部 40 に入力される。平滑化部 40 はグラフを表すイメージデータに対して平滑化処理すなわちアベレージング処理を適用する。これによってグラフ上に存在しているノイズを抑圧して、後に説明する最大値検出及び最小値検出を精度良く行うことが可能となる。

#### 【0036】

検出部 42 はアベレージングがなされた後のグラフにおいて、後に詳述する手法を適用することにより、各心拍ごとに波形の最大値及び最小値をピークとして特定する。ここで、面積演算の対象となっている心腔が左室であれば、最大値は拡張末期の時相に対応するものであると認めら、最小値は収縮末期の時相に対応するものであると認められる。すなわち、このように最大値及び最小値の検出を行うことにより、心電信号から得られる R 波等の特定の時相に等しい情報を検出することが可能となる。ここで、実際の心電信号の波形と上記のグラフによって表されている波形の周期は同一であるが、時相がずれているような場合には、その時相ずれを補正するようにしてもよいし、あるいはその時相ずれを前提として計測及び演算を行うことが可能である。

#### 【0037】

演算部 44 は、検出された最大値及び最小値が表す時相から拡張末期及び収縮末期を特定し、それらを表すタイミング情報を表示処理部 20 へ出力する。また、拡張末期の時相を各心拍ごとに特定することにより、毎分の心拍数を演算し、それを表示処理部 20 へ出力する。また、演算部 44 は、同様の手法を用いて心拍周期を演算し、その情報を表示処理部 20 へ出力する。ちなみに、拡張末期の時相を逐次的に観測して心拍情報を演算するのではなく、収縮末期の時相を逐次的に観測して心拍情報を求めるようにしてもよい。あるいはそれらの 2 種類の情報によって演算される 2 つの演算結果を互いにつき合わせて、より精度の良い心拍情報を得るようにしてもよい。

#### 【0038】

本実施形態においては、演算部 44 が心機能評価値としての駆出率 (EF) を演算する機能を有する。従来において、胎児の心臓に対する超音波診断においては、心電信号が得られないため駆出率の演算が困難であったが、本実施形態においては上述した時相の特定及び面積演算の結果を利用して簡便に駆出率を演算することが可能である。ここで、駆出率は、例えば「(拡張末期面積 - 収縮末期面積) / 拡張末期面積」の演算により求めることが可能である。面積に代えて体積を用いることも可能である。また、後に説明するように、心腔内に複数の部分領域が設定される場合、各部分領域ごとに駆出率あるいはそれに相当する情報を演算することも可能である。演算部 44 によって求められた駆出率を表す数値情報は表示処理部 20 へ出力される。

#### 【0039】

図 2 には、断層画像データ 100 が例示されている。この断層画像データは、より詳しくは、二値化処理後の二値化データである。胎児左室 104 を取り囲むようにユーザーによりあるいは自動的に ROI が設定され、その ROI で示される領域内が抽出処理の対象となる。心臓内には弁が存在し、その弁は周期的に運動しているため、場合によっては閉領域を抽出できないこともあるため、関心領域 (ROI) を設定し、その範囲内で抽出演算を行わせることによって演算が発散してしまうという問題を未然に防止することができ

10

20

30

40

50

る。よって、閉領域を確実に抽出できるような場合にはROIを設定しなくてもよい。符号102は内膜を示しており、その内膜102を境としてその内部が胎児左室104であり、その外部が心筋あるいはそれ以外の部位である。ここでは、左房等の他の心腔については図示省略されているが、そのような心腔についてはROIの設定により抽出対象外とされている。

#### 【0040】

必要に応じて、図2に示されるように、胎児左室104の中心点Oが設定され、そこから放射状に伸びる複数のライン106が設定される。そして複数のライン106に区画される複数の領域（部分領域） $r_1 - r_6$ が定義され、各部分領域ごとに面積演算を行うことも可能である。例えば、より面積変化の大きい領域をリファレンスとして上述したグラフを作成するようにしてもよいし、複数のグラフを形成した上で、それらを総合考慮して心拍の時相を特定するようにしてもよい。

#### 【0041】

図3及び図4を用いて図1に示した平滑化部40の作用を説明する。図3には図1に示したグラフ作成部38によって作成されたグラフ110が示されている。横軸は時間軸であり、縦軸は面積（面積値）を示している。場合によっては、グラフ110は図示されるようにノイズあるいはリップル成分を含み、このまま最大値及び最小値の検出を行うと、時相の特定を精度良く行えないことが危惧される。そこで、平滑化部40は、最大値及び最小値の検出に先立って、図4に示されるようにアベレージング処理を実行している。すなわち符号112はアベレージング処理後のグラフを表している。このような処理後の波形を観測すると、時間軸上には3つの周期が明瞭に現れる。ここで符号114は上ピークすなわち最大値を表しており、符号116は下ピークすなわち最小値を表している。各心拍ごとに最大値及び最小値が特定される。

#### 【0042】

アベレージング処理によっても各心拍内に複数の極大及び複数の極小が生じる可能性があるため、本実施形態においては時間軸上において極大や極小を探索する時間ウインド、すなわち時間条件を採用している。そのような時間条件は標準的な胎児の心拍数を基準として定められたものである。ちなみに、平均的な胎児においては心拍数は110/分～160/分であり、一般に、心拍数が180/分以上となった場合には頻脈と診断され、100/分以下となった場合には除脈であると診断される。これを踏まえ、胎児について1心拍の標準的な周期は400～550msecであると認められ、330msec以下が頻脈に相当し、600msec以上が除脈ということになる。このことから、通常の場合には、胎児の心拍の周期は例えば330msec以上であるとみなすことができる。すなわち、そのような周期を1つの目安としてそれよりも低い時間範囲を判定基準として用いることにより、各心拍ごとに最大値及び最小値を精度良く検索することが可能となる。以下に説明する本実施形態の手法では、時間条件として例えば300msecが採用されているが、もちろんそれは一例であって、数値については状況に応じて可変設定するのが望ましい。また複数の時間条件を同時に適用すればより精度の良い最大値及び最小値の探索を行える。

#### 【0043】

図5及び図6には、最大値特定方法の基本的な原理が示されている。もちろん図示される例は一例に過ぎないものである。図5及び図6に示されるように、1心拍内に複数の極大が存在している場合においてはいずれの極大が最大値であるのかを特定する必要がある。そこで本実施形態においては、時間条件として（＝300msec）が定められており、直前に検出された極大から現在検出された極大までの期間 $t$ を $t_{th}$ と比較し、 $t \geq t_{th}$ の条件が満たされる場合には、その比較及び更新処理を実行し、それ以外の場合にはそのような処理を行わないようにしている。最大値の探索に当たっては $t_{th}$ を100msec又は200msecと定めることも可能である。例えば、図5に示されるように、グラフ120上において2つの極大 $P_1$ 、 $P_2$ がある場合、最初に $P_1$ が検出され、その後 $t_{th}$ の時間条件を満たす範囲内において $P_2$ が検出された場合には、 $P_1$ と $P_2$ の大小関係が判断され、 $P_2$ の方が大きければそれが最大値（候補）であると判断される。仮に、 $P_2$ よりも後に極大



が存在している場合には、P 2 を基準として新しく時間条件を満足するか否かを前提条件として比較判断を行うようにしてもよいし、P 1 を基準とする時間条件をそのまま維持するようにしてもよい。図 6 に示す例では、グラフ 1 2 2 上において 2 つの極大 P 3 , P 4 が存在しており、P 4 は P 3 を基準とする時間条件を満足しているが、P 4 の方が P 3 よりも小さな値を有しているため P 3 が最大値（候補）であるとみなされる。

#### 【 0 0 4 4 】

図 7 には、図 1 に示した検出部 4 2 の処理の一例が示されている。グラフ 1 2 4 上において、最初に極大 P 1 が検出され、そこを基準として判定幅である が時間条件として最初に設定される。次に検出された極大 P 2 は の範囲内に属しているため、P 1 と P 2 の大きさが比較され、この例では P 2 が大きいためそれが最大値の候補とされる。図 7 に示す例では、今度は P 2 を時間的な基準として が設定されている（図 7 における A 参照）。ただし、最初に検出された極大である P 1 を固定的に時間的な基準として定めるようにしてもよい。

10

#### 【 0 0 4 5 】

最大値の候補 P 2 が検出された後、グラフ 1 2 4 に沿って時間軸方向に極大が探索される。本実施形態においては、最大値の探索と共に最小値の探索も常に実行されており、今まで参照した中で最も小さな値が常に格納されている。図 7 に示す例において P 2 のタイミングを基準とした の時間内に新しい最大値候補が発生しない場合、 の終期をもって、先に検出された極大 P 2 が最大値であると確定され（図 7 の B 参照）、またそこまでにおいて検出された最も小さな値が最小値であると確定される。図 7 に示す例では B 3 で示される極小が最小値を構成し、その値が特定されることになる（図 7 の C 参照）。ちなみに、胎児の心臓について心拍数や心拍周期を計測する場合には、最大値の少なくとも一方について時相の特定を行えば十分であり、後に説明する動作例では、最大値が発生している時相だけが順次特定されている。すなわち、P 3 で表される最小値が発生した時相についてのモニタリングは省略されている。しかしながら、最小値についての時相も更に特定すれば、より精度の良い計測を行える。

20

#### 【 0 0 4 6 】

本実施形態では、最大値としての極大 P 2 を基準として の期間が経過した時点をもって心拍数、心拍周期及び駆出率が演算される。それと同時に、今まで検出されていた最大値、最小値及び最大値時相（拡張末期時相）については一旦クリアされ、そこから新しい探索が開始されている。具体的には、次の心拍においては最大値である極大 P 4 が特定され、それ以降に P 5 が検出されても、その値は P 4 よりも小さいために、無視されることになる。

30

#### 【 0 0 4 7 】

図 7 に示す判定方法は一例であって様々なバリエーションが考えられる。まず、上述したように最初に検出された極大 P 1 を を定める開始タイミングとして固定的に設定することが可能である。最大値を探索するための時間条件と最小値を探索するための時間条件とをそれぞれ個別的に設定するようにしてもよい。P 2 の時相を基準として比較的短時間の時間範囲として 1 を定めた上で、その 1 の経過時に、今回の心拍における最大値 P 2 を確定すると共に最大値 P 2 以前に生じている前回の心拍における最小値を特定するようにしてもよい（図 7 の D 参照）。この場合、E F の計算に当たっては、各心拍において、一般に、最大値とその後に生じた最小値とが利用される。前回の心拍における最大値の時相を基準として次の心拍における最大値の探索範囲を定めるようにしてもよい。その場合には例えば 2 及び 3 が定められ、それらの間において定義される時間幅 W 3 において最大値の探索を行うようにしてもよい。更に、上述した説明においては時間情報の判定条件を例示したが、例えば面積を表す軸方向においても判定条件を設定するのが望ましい。例えば最大値として検出された値が適正か否かを判断する幅 W 1 を設定することもできるし、同様に、最小値として検出された値が適正か否かを判断する幅 W 2 を設定することも可能である。ちなみに、最終的に演算される駆出率についても適正な範囲内のものであるかを判断する条件を定めるようにしてもよい。

40

50

## 【 0 0 4 8 】

いずれにしても、グラフ上において各心拍ごとに、最大値と最小値とが精度良く特定されるように、波形解析を行うのが望ましい。そして、そのように特定された各心拍ごとの最大値と最小値とを利用して心機能評価値を演算するのが望ましい。ちなみに、胎児の心臓についての平均的なあるいは標準的な心拍周期及びピーク値に基づいて、最大値及び最小値の判定条件を定めることにより、最大値及び最小値の特定に当たって誤判定を防止できるという利点がある。

## 【 0 0 4 9 】

図 8 には、図 1 に示した時相及び心機能計測部 2 2 の動作例がフローチャートとして示されている。図 8 に示されるフローチャートは図 7 に示した波形処理を実行する一例である。S 1 0 1 においては、バッファに対する初期化が行われる。本実施形態においては 3 つのバッファが用意されており、すなわち最大値バッファ、最小値バッファ及び最大値時相バッファが用意されている。最大値バッファ及び最大値時相バッファの初期化によりそのバッファの内容として 0 が書き込まれ、最小値バッファの初期化によりそのバッファの値として最大値が与えられる。もちろん初期化の手法としては各種の手法を用いることができる。

10

## 【 0 0 5 0 】

S 1 0 2 では、図 1 に示した面積変化計測部 1 6 によって形成されたグラフの波形データの読み出しに際し、次のデータが存在しているか否かが判断され、存在していなければ本処理は終了する。一方、存在していれば次の S 1 0 3 の工程が実行される。S 1 0 3 では波形データが 1 ポイント分だけ読み出される。そして S 1 0 4 では読み出された波形データに対するアベレージング処理が実行される。このアベレージング処理は例えば移動平均処理であり、時間軸方向に沿ってフィルタリングを行うことにより波形に対する平滑化を行える。これは図 1 に示した平滑化部 4 0 の機能に相当するものである。

20

## 【 0 0 5 1 】

S 1 0 5 以降の工程は図 1 に示した検出部 4 2 及び演算部 4 4 の動作の一例を示すものである。S 1 0 5 においては最小値を更新する処理が実行される。すなわち、現在参照している値と最小値バッファに格納されている値とが比較され、前者の方が小さければその値を最小値バッファに書き込む処理が実行される。これにより最小値バッファにおいては初期化された後において最も小さな値が常に格納されることになる。

30

## 【 0 0 5 2 】

S 1 0 6 においては、時間条件が満たされるか否かが判断され、すなわち前回検出された極大を基準として 以内かどうかが判断される。前回極大が検出されていない場合には常にこの条件は満たされたものとなる。S 1 0 7 では、現在参照している値が極大であるか否かが判断される。例えば波形の微分値を求めることにより極大を検出することが可能である。極大でなければ上述した S 1 0 2 以降の各工程が繰り返し実行される。

## 【 0 0 5 3 】

一方、S 1 0 7 において極大であると判断された場合には、S 1 0 8 において前回検出された極大の値と今回検出された極大の値とが比較され、前者の方が大きければ処理が S 1 0 2 へ移行し、後者の方が大きければ処理が S 1 0 9 へ移行する。

40

## 【 0 0 5 4 】

S 1 0 9 においては、最大値の候補としての極大が検出されたものとみなして、最大値バッファの内容を更新する。すなわち新しく検出された極大の値が最大値バッファに格納される。また、最小値バッファの内容が初期化される。すなわち最小値バッファに最も大きな値が格納され、今までの値がクリアされることになる。更に、最大値時相バッファの内容が更新される。最大値時相バッファは本実施形態において時相情報を格納するバッファであるが、それをタイマとして機能させることもできる。その場合においては S 1 0 9 において最大値時相バッファが初期化され、すなわちカウント値がクリアされることになる。その後、S 1 0 2 以降の各工程が実行される。

## 【 0 0 5 5 】

50

一方、S 1 0 6において、時間条件である が満たされない、すなわち前回検出された極大の時相から を超えていると判断された場合には、S 1 1 0において、その時点において最大値バッファ及び最小値バッファに格納されている値が確定された上で、その内容が検証される。すなわち適正な範囲内におさまっているか否かが判断され、適正な範囲内におさまっていれば、それらの値が次のS 1 1 1の演算において利用されることになる。もしそれらの値に異常が認められた場合にはエラー処理が実行される。ちなみに、S 1 1 1で演算される心拍数、心拍数値及び駆出率についても適正な範囲内であるか否かを判断し、これによってエラーの発生を自動的に認定するようにしてもよい。

#### 【 0 0 5 6 】

S 1 1 1においては、最大値の時間間隔から心拍数及び心拍周期が心拍情報として演算される。この場合において、最小値の時間間隔からそれらの情報を演算することも可能である。また、S 1 1 1においては最大値としての拡張末期面積と最小値としての収縮末期面積とを利用して駆出率を演算する。S 1 1 2においては全てのバッファの内容が初期化され、次の心拍についての上記同様の処理が繰り返し実行される。図 8 に示したフローチャートは一例であって、各心拍ごとに適正に最大値 Y び最小値を判定できる限りににおいて各種のアルゴリズムを採用することが可能である。

#### 【 0 0 5 7 】

図 9 には、図 1 に示した時相及び心機能計測部 2 2 の処理内容が概念的に示されている。上述したように面積の変化を表すグラフ 1 1 2 から心拍周期 1 3 0、心拍数 1 3 2 が心拍情報として特定され、それらの情報が表示される。またグラフ 1 1 2 に基づいて拡張末期時相 1 3 4 及び収縮末期時相 1 3 6 が特定され、それらが必要に応じて表示されると共に、それぞれの時相において特定される拡張末期面積（最大値）1 3 8 及び収縮末期面積（最小値）1 4 0 に基づいて符号 1 4 2 で示されるように評価値としての駆出率が演算され、その演算結果が表示される。ちなみに、心拍周期 1 3 0、心拍数 1 3 2、拡張末期時相 1 3 4 及び収縮末期時相 1 3 6 は、それぞれ心電信号に代わるものとしての疑似心電情報 1 4 4 とみなすことも可能である。

#### 【 0 0 5 8 】

図 1 0 には、表示部に表示される表示内容の一例が示されている。表示画面 1 5 0 内には断層画像 1 5 2 が表示され、その断層画像 1 5 2 は左室 1 5 4 の断面を表すものであり、その左室 1 5 4 を取り囲むように関心領域 1 5 6 が設定されている。左室についての面積の変化は波形画像 1 5 8 によって表され、具体的に波形画像 1 5 8 はグラフ 1 5 9 を有する。グラフ 1 5 9 においては各心拍ごとに最大値を表すマーカー 1 6 0 と最小値を表すマーカー 1 6 2 とが表示される。それらのマーカー 1 6 0、1 6 2 は互いに異なる形態あるいは色を有するものであり、ユーザーはそのようなマーカー情報を利用して各心拍ごとに拡張末期時相及び収縮末期時相を容易に特定することが可能となる。またそのような情報をモニタリングすることにより自動演算が適正に遂行されていることを確認可能である。

#### 【 0 0 5 9 】

演算結果は表示画面 1 5 0 上において数値情報 1 6 4 として表示され、本実施形態においては刻々と変化する面積が数値によって表示されており、また各心拍ごとに演算される駆出率（E F）が数値として表示されている。もちろん面積の変化を表すグラフ 1 5 9 に加えて駆出率の変動を表すグラフを表示することも可能である。

#### 【 0 0 6 0 】

図 1 1 には他の表示例が示されており、表示画面 1 5 0 上には断層画像 1 5 2 A、波形画像 1 5 8 及び数値表示 1 6 4 A が表されている。断層画像 1 5 2 A においては左室 1 5 4 A 及び右室 1 5 4 B のそれぞれに関心領域 1 5 6 A、1 5 6 B が設定されており、それぞれの心腔ごとに面積の変動が観測されている。すなわち波形画像 1 5 8 には 2 つのグラフ 1 5 9 A、1 5 9 B が示されており、それらは左室の面積の変動及び右室の面積の変動を表すものである。それぞれのグラフ 1 5 9 A、1 5 9 B 上には最大値を表すマーカー 1 6 0 A、1 6 0 B 及び最小値を表すマーカー 1 6 2 A、1 6 2 B が表されている。ちなみ

に、図 1 1 に示す例では、左室の面積変動を表すグラフ 1 5 9 A を基準として右室の面積の変動を表す 1 5 9 B 上における時相が特定されており、すなわち 2 つのグラフ間においてマーカーが表示されている時相が合わせられている。

【 0 0 6 1 】

もちろん、このような構成によらずに図 1 2 に示されるように波形画像 1 5 8 においてそれぞれのグラフ 1 5 9 C , 1 5 9 D 上で独立して最大値及び最小値を検出してそれらについてマーカーを表示されるようにしてもよい。

【 0 0 6 2 】

図 1 3 には、関心領域の他の設定例が示されており、断層画像 1 5 2 においては左室の周囲を取り囲むように R O I が設定され、その内部は複数の領域や  $r_1 \sim r_6$  に区画されている。それぞれの領域ごとに面積の変動をグラフとして表すようにしてもよい。更に、図 1 4 に示されるように、例えば左室の面積変化を表すグラフ 1 5 9 と右室の面積変化を表すグラフ 1 5 9 D との間における時相ずれを表すようにしてもよい。この場合においては各グラフごとに特定される最大値の時相ずれ  $t_1$  と最小値の時相ずれ  $t_2$  とを独立して計測するようにしてもよい。周知のように、心臓においては様々な部位が異なるタイミングで運動しており、そのタイミングのずれは疾病の程度を表す場合がある。よって、上述したようにタイミングのずれを定量化することによって疾病診断に役立てることが可能な情報をユーザーに提供できるという利点がある。

【 0 0 6 3 】

以上のように、本実施形態の超音波診断装置によれば、各フレームごとの断層画像をベースとして従来においては観測できなかった心電信号に相当する情報を生成し、しかもリアルタイムでその情報を取得しつつ心機能を評価することが可能である。よって、胎児の心臓についての従来の超音波診断においては行えなかった各種の計測を実現することが可能であり、胎児の心臓についての健全性や疾病の診断に有益な超音波診断装置を構成できるという利点がある。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 6 4 】

【図 1】本発明に係る超音波診断装置の実施形態を示すブロック図である。

【図 2】断層画像上に設定される関心領域を示す図である。

【図 3】アベレーシング処理前のグラフを示す図である。

【図 4】アベレーシング処理後のグラフを示す図である。

【図 5】複数の極大値の中から最大値を特定する手法を説明するための図である。

【図 6】複数の極大値の中から最大値を特定する手法を説明するための図である。

【図 7】各心拍ごとに最大値及び最小値を特定する手法の一例を示す図である。

【図 8】図 1 に示した時相及び心機能計測部の動作の一例を示すフローチャートである。

【図 9】図 1 に示した時相及び心機能計測部によって得られる情報を説明するための概念図である。

【図 1 0】表示部に表示される画像の一例を示す図である。

【図 1 1】表示部に表示される画像の他の例を示す図である。

【図 1 2】波形画像の他の例を示す図である。

【図 1 3】複数の部分領域に区分けされた関心領域を説明するための図である。

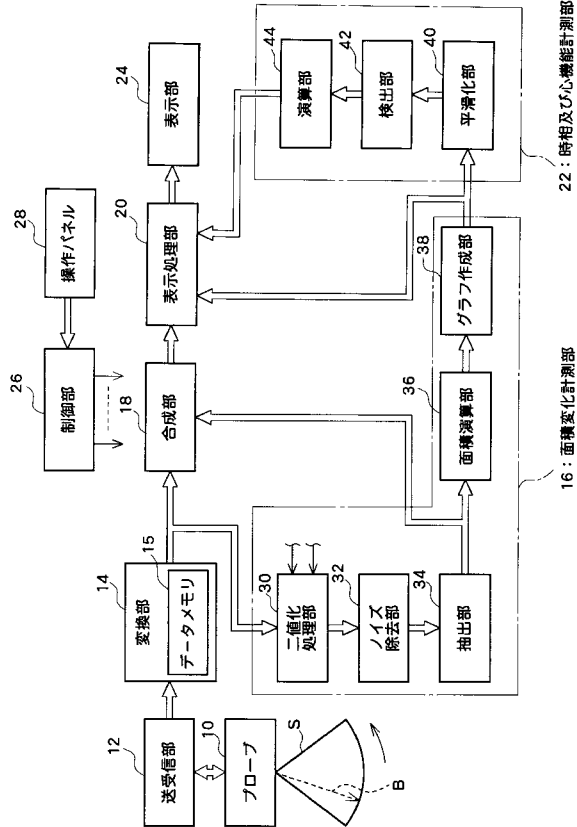
【図 1 4】2 つのグラフ間における時相ずれを説明するための図である。

【符号の説明】

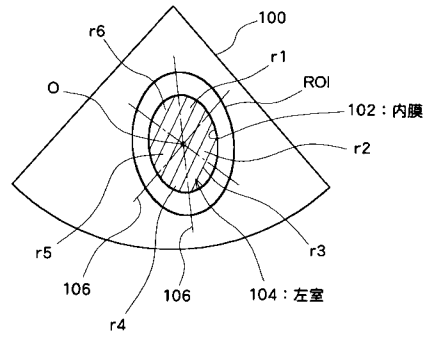
【 0 0 6 5 】

1 6 面積変化計測部、2 2 時相及び心機能計測部、3 0 二値化処理部、3 2 ノイズ除去部、3 4 抽出部、3 6 面積演算部、3 8 グラフ作成部、4 0 平滑化部、4 2 検出部、4 4 演算部。

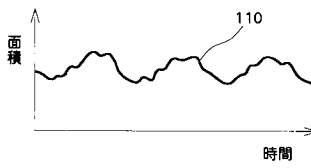
【図 1】



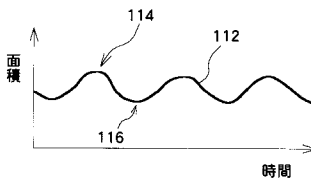
【図 2】



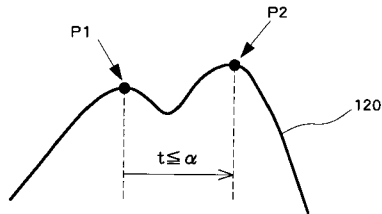
【図 3】



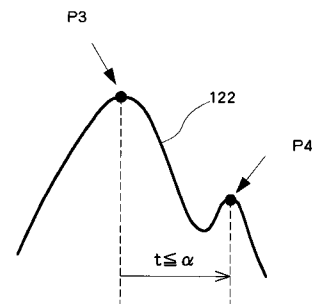
【図 4】



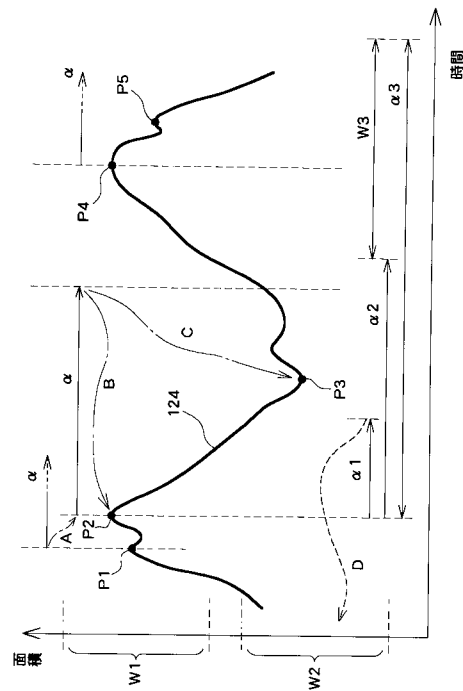
【図 5】



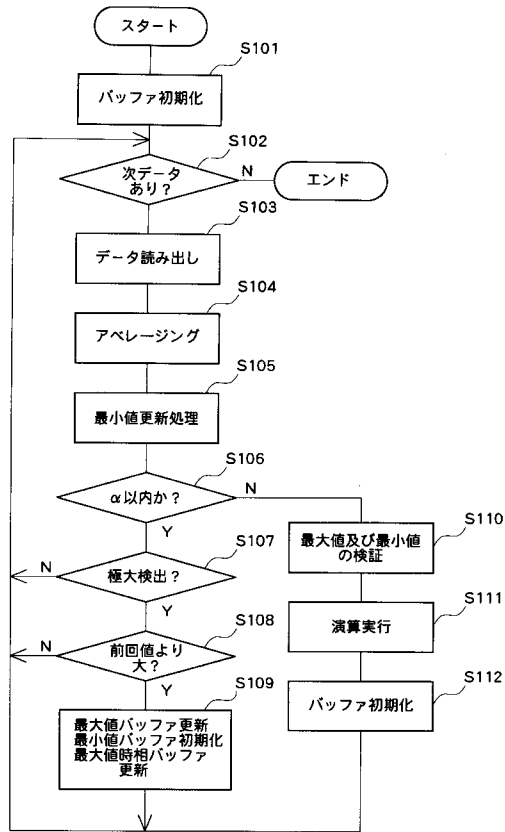
【図 6】



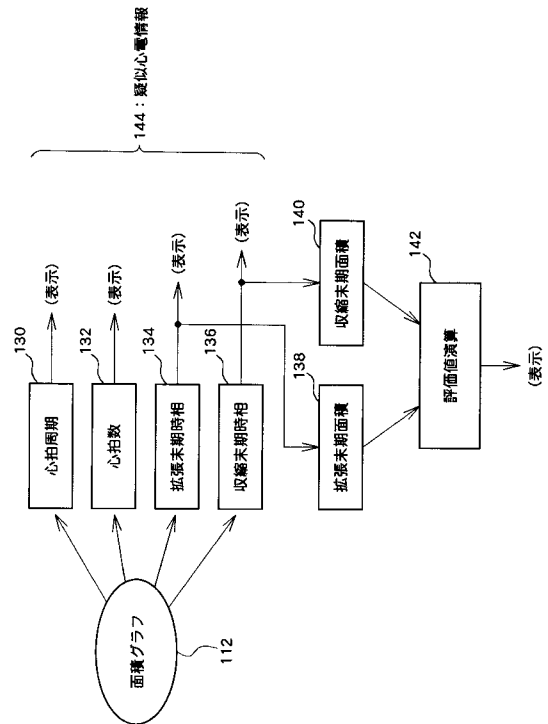
【図 7】



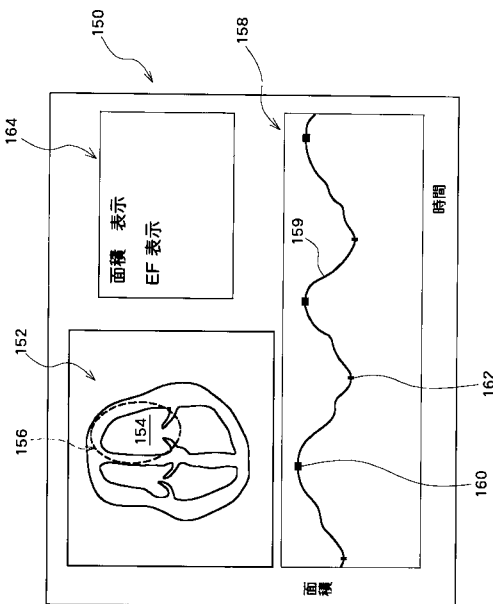
【図 8】



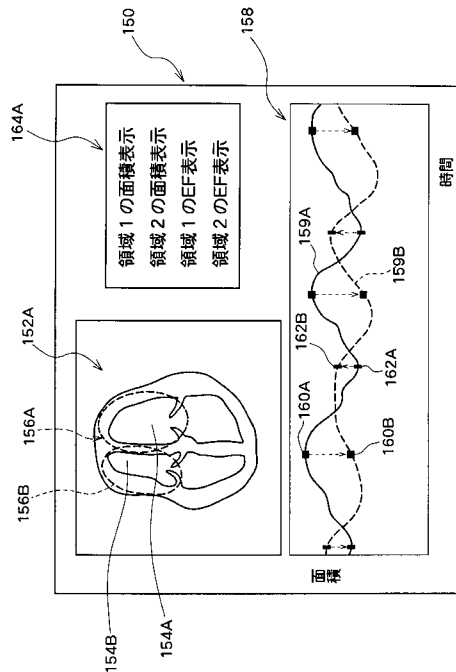
【図 9】



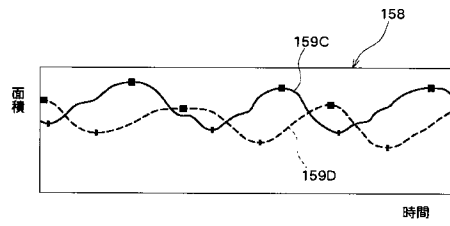
【図 10】



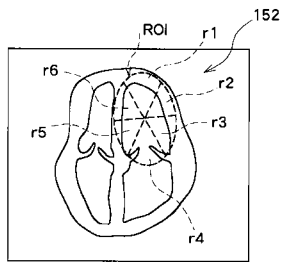
【図 11】



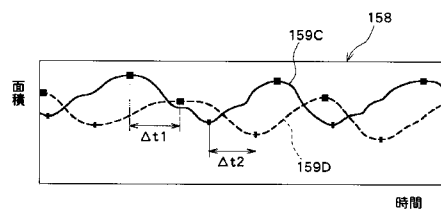
【図 1 2】



【図 1 3】



【図 1 4】



---

フロントページの続き

- (56)参考文献 特開平07-222742(JP,A)  
特開平10-099328(JP,A)  
特開平07-023944(JP,A)  
特開平08-173417(JP,A)  
特開2001-087268(JP,A)  
特表平10-504225(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 ~ 8/14



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	<a href="#">JP4206107B2</a>	公开(公告)日	2009-01-07
申请号	JP2006185650	申请日	2006-07-05
[标]申请(专利权)人(译)	日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
当前申请(专利权)人(译)	阿洛卡有限公司		
[标]发明人	村下 賢		
发明人	村下 賢		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/02 A61B8/0866 A61B8/0883 A61B8/483 G01S7/52074 G06T7/62 G06T2207/10136 G06T2207/30044 G06T2207/30048		
FI分类号	A61B8/00 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/BB03 4C601/DD07 4C601/DD09 4C601/DD15 4C601/DD27 4C601/EE01 4C601/FE07 4C601/JB50 4C601/JC04 4C601/JC08 4C601/JC09 4C601/JC12 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK25 4C601/KK28		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP2008012047A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

## 摘要(译)

要解决的问题：解决在胎儿心脏的超声诊断中不能测量心电图信号的问题，使得不能执行使用心电图信号的心脏功能测量。ZSOLUTION：区域变化测量部分16计算每帧的胎儿心脏的特定心室（左心室）的面积，并创建显示它的图表。图中指定了最大值和最小值，以指定心室舒张末期和心室收缩末期。基于此计算胎儿心脏的心率和心律。基于舒张末期区域和收缩末期区域计算射血率。Z

【 图 1 】

