

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5918324号
(P5918324)

(45) 発行日 平成28年5月18日 (2016.5.18)

(24) 登録日 平成28年4月15日 (2016.4.15)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 8/02 (2006.01) A 6 1 B 8/02
A 6 1 B 8/08 (2006.01) A 6 1 B 8/08

請求項の数 4 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2014-181907 (P2014-181907)	(73) 特許権者	390029791 日立アロカメディカル株式会社 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号
(22) 出願日	平成26年9月8日 (2014.9.8)	(74) 代理人	110001210 特許業務法人YK I 国際特許事務所
(65) 公開番号	特開2016-54818 (P2016-54818A)	(72) 発明者	前田 俊徳 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立 アロカメディカル株式会社内
(43) 公開日	平成28年4月21日 (2016.4.21)	(72) 発明者	笠原 英司 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立 アロカメディカル株式会社内
審査請求日	平成27年8月20日 (2015.8.20)	(72) 発明者	村下 賢 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立 アロカメディカル株式会社内

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】

胎児を含む診断領域に対して超音波を送受するプローブと、
 診断領域から超音波を介して得られるデータに基づいて胎児の心拍波形を生成する波形生成部と、

胎児の心拍波形と周期性を備えた基準波形とを比較して当該心拍波形の信頼性を評価する波形評価部と、

を有し、

前記波形評価部は、胎児の心拍波形に周期を適合させた基準波形と当該心拍波形との相関関係に基づいて当該心拍波形の信頼性を評価する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 2】

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、

前記波形評価部は、胎児の心拍波形と基準波形の相互相関関数に基づいて、当該心拍波形の信頼性に係る評価値を算出する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 3】

請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置において、

胎児の心臓を含む領域が複数のブロックに分割され、

前記波形生成部は、複数のブロックについて、各ブロックごとに当該ブロックから得ら

れるデータに基づいて胎児の心拍波形を生成し、

前記波形評価部は、複数のブロックについて、各ブロックごとに当該ブロックの心拍波形の信頼性を評価する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 3 に記載の超音波診断装置において、

前記波形評価部は、各ブロックごとに心拍波形の信頼性に係る評価値を算出し、各ブロックごとに算出される評価値に基づいて、複数のブロックに対応した複数の心拍波形の中から代表心拍波形を選択する、

ことを特徴とする超音波診断装置。

10

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、胎児を診断する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置は、生体内における組織等の診断のために利用されており、特に胎児の診断において極めて有用な装置である。ところが、例えば妊娠第 10 週程度までの早期の胎児については、胎児そのものが未だ小さく、その心臓も非常に小さいために、超音波診断装置による心臓の診断が極めて難しい。例えば、超音波診断装置の M モード計測やドプラ計測において、極めて小さい心臓にカーソル等を適切に設定することが難しい。こうした事情から、超音波診断装置による胎児の診断に関する様々な技術が提案されている。例えば、特許文献 1 には、身体の変動情報が差し引かれた心臓の運動情報に基づいて胎児の心拍情報を得ることができる画期的な技術が提案されている。

20

【先行技術文献】

【特許文献】

【0003】

【特許文献 1】特開 2013 - 198636 号公報

【発明の概要】

30

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

本発明は、上述した背景技術に鑑みて成されたものであり、その目的は、胎児の心拍を診断する超音波診断装置の改良技術を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0005】

上記目的にかなう好適な超音波診断装置は、胎児を含む診断領域に対して超音波を送受するプローブと、診断領域から超音波を介して得られるデータに基づいて胎児の心拍波形を生成する波形生成部と、胎児の心拍波形と周期性を備えた基準波形とを比較して当該心拍波形の信頼性を評価する波形評価部と、を有することを特徴とする。

40

【0006】

上記装置において、波形生成部は、胎児を含む診断領域から得られるデータ、例えば胎児の心臓を含む領域内における超音波画像の画像データに基づいて、胎児の心拍波形を生成する。例えば、上記領域内における超音波画像の輝度に関する平均値の時間変化から心拍波形を得てもよいし、上記領域内の超音波画像に関する時相間における相関値から心拍波形を得るようにしてもよい。また、波形評価部は、周期性を備えた基準波形として、例えば、正方向と負方向に振幅を周期的に繰り返し変化させる波形を利用する。例えば、基準波形として、正弦波（余弦波）が好適であるものの、代替的に三角波や鋸歯状波や矩形波などが利用されてもよい。

【0007】

50

上記装置によれば、胎児の心拍波形の信頼性が評価されるため、例えば、比較的信頼性の高い心拍波形を選択的に利用することができる。

【0008】

望ましい具体例において、前記波形評価部は、胎児の心拍波形に周期を適合させた基準波形と当該心拍波形との相関関係に基づいて当該心拍波形の信頼性を評価する、ことを特徴とする。

【0009】

望ましい具体例において、前記波形評価部は、胎児の心拍波形と基準波形の相互相関数に基づいて、当該心拍波形の信頼性に係る評価値を算出する、ことを特徴とする。

【0010】

望ましい具体例において、胎児の心臓を含む領域が複数のブロックに分割され、前記波形生成部は、複数のブロックについて、各ブロックごとに当該ブロックから得られるデータに基づいて胎児の心拍波形を生成し、前記波形評価部は、複数のブロックについて各ブロックごとに当該ブロックの心拍波形の信頼性を評価する、ことを特徴とする。

【0011】

望ましい具体例において、前記波形評価部は、各ブロックごとに心拍波形の信頼性に係る評価値を算出し、各ブロックごとに算出される評価値に基づいて、複数のブロックに対応した複数の心拍波形の中から代表心拍波形を選択する、ことを特徴とする。

【発明の効果】

【0012】

本発明により、胎児の心拍を診断する超音波診断装置の改良技術が提供される。例えば本発明の好適な態様によれば、胎児の心拍波形の信頼性が評価されるため、比較的信頼性の高い心拍波形を選択的に利用することができる。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】本発明の実施において好適な超音波診断装置の全体構成図である。

【図2】関心領域の設定例を示す図である。

【図3】関心領域の分割例を示す図である。

【図4】心拍波形の具体例を示す図である。

【図5】心拍波形の周期の導出例を説明するための図である。

【図6】基準波形を利用した心拍波形の評価を説明するための図である。

【図7】相互相関数と評価値の算出例を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【0014】

図1は、本発明の実施において好適な超音波診断装置の全体構成を示す図である。プローブ10は、胎児を含む診断領域に超音波を送受する超音波探触子である。プローブ10は、超音波を送受する複数の振動素子を備えており、複数の振動素子が送受信部12によって送信制御されて送信ビームが形成される。また、複数の振動素子が診断領域から超音波を受波し、これにより得られた信号が送受信部12へ出力され、送受信部12が受信ビームを形成して受信信号（エコーデータ）を得る。なお、超音波の送受において送信開口合成等の技術が利用されてもよい。

【0015】

画像形成部20は、送受信部12から得られる受信信号に基づいて超音波画像の画像データを形成する。画像形成部20は、受信信号に対して、必要に応じて、ゲイン補正、ログ圧縮、検波、輪郭強調、フィルタ処理等の信号処理を行うことにより、例えば、胎児を映し出した断層画像（Bモード画像）の画像データを各フレームごとに（各時相ごとに）複数フレームに亘って形成する。

【0016】

画像形成部20において形成された断層画像の画像データは、関心領域設定部30に出力される。また、画像形成部20において形成された画像データは、表示処理部70にお

10

20

30

40

50

いて表示処理され、その画像データに対応した断層画像が表示部 7 2 に表示される。

【 0 0 1 7 】

関心領域設定部 3 0 は、画像形成部 2 0 において形成された断層画像の画像データ内に関心領域を設定する。関心領域設定部 3 0 は、胎児の心臓に対して関心領域を設定する。さらに、関心領域設定部 3 0 は、関心領域を複数のブロックに分割する。

【 0 0 1 8 】

関心領域が設定されると、波形生成部 4 0 は、関心領域内の画像データに基づいて胎児の心拍波形を生成する。波形生成部 4 0 は、関心領域内における複数のブロックについて各ブロックごとにそのブロック内の画像データに基づいて胎児の心拍波形を生成する。

【 0 0 1 9 】

心拍波形が生成されると、波形評価部 5 0 は、心拍波形の信頼性を評価する。波形評価部 5 0 は、関心領域内における複数のブロックについて各ブロックごとに心拍波形の信頼性（例えば波形の安定性）を評価する。

【 0 0 2 0 】

なお、関心領域設定部 3 0 と波形生成部 4 0 と波形評価部 5 0 における処理については後にさらに詳述する。

【 0 0 2 1 】

心拍情報処理部 6 0 は、例えば比較的信頼性の高い心拍波形に基づいて、胎児の心拍情報を得る。心拍情報処理部 6 0 において得られた心拍情報は、表示処理部 7 0 を介して表示部 7 2 に表示される。

【 0 0 2 2 】

制御部 9 0 は、図 1 に示す超音波診断装置内を全体的に制御する。制御部 9 0 による全体的な制御には、操作デバイス 8 0 を介してユーザから受け付けた指示も反映される。

【 0 0 2 3 】

図 1 に示す構成（符号を付された各部）のうち、送受信部 1 2 ，画像形成部 2 0 ，関心領域設定部 3 0 ，波形生成部 4 0 ，波形評価部 5 0 ，心拍情報処理部 6 0 ，表示処理部 7 0 の各部は、例えば電気電子回路やプロセッサ等のハードウェアを利用して実現することができ、その実現において必要に応じてメモリ等のデバイスが利用されてもよい。また、上記各部に対応した機能が、CPU やプロセッサやメモリ等のハードウェアと、CPU やプロセッサの動作を規定するソフトウェア（プログラム）との協働により実現されてもよい。

【 0 0 2 4 】

表示部 7 2 の好適な具体例は、液晶ディスプレイ等であり、操作デバイス 8 0 は、例えば、マウス、キーボード、トラックボール、タッチパネル、その他のスイッチ類等のうちの少なくとも一つにより実現できる。そして、制御部 9 0 は、例えば、CPU やプロセッサやメモリ等のハードウェアと、CPU やプロセッサの動作を規定するソフトウェア（プログラム）との協働により実現することができる。

【 0 0 2 5 】

図 1 の超音波診断装置の全体構成は以上のとおりである。次に、当該超音波診断装置における処理の具体例について説明する。なお、図 1 に示した構成（符号を付した各部）については、以下の説明において図 1 の符号を利用する。

【 0 0 2 6 】

図 2 は、関心領域 3 5 の設定例を示す図である。関心領域設定部 3 0 は、画像形成部 2 0 において形成された断層画像（画像データ）2 5 内に関心領域 3 5 を設定する。断層画像 2 5 には、母体（子宮）内の胎児が映し出されており、母体内において胎児は羊水に取り囲まれている。

【 0 0 2 7 】

関心領域設定部 3 0 は、胎児の心臓に対して関心領域 3 5 を設定する。関心領域設定部 3 0 は、例えば、操作デバイス 8 0 を介して入力されるユーザ操作に応じて関心領域 3 5 を設定する。ユーザは、例えば、表示部 7 2 に映し出される断層画像 2 5 を見ながら、例

10

20

30

40

50

えば胎児の心臓（特に心臓壁）が含まれるように、操作デバイス80を操作して関心領域35を設定する。なお、関心領域設定部30が断層画像25内の画像状態を解析して胎児の心臓に関心領域35を設定してもよい。

【0028】

関心領域35は、胎児の心拍を診断するために利用される。したがって、関心領域35は、胎児の心臓の動きが検出され易い箇所に設定されることが望ましい。具体的には、例えば、比較的高い輝度となる胎児の心臓部分が含まれるように、特に望ましくは心臓壁が含まれるように、ユーザが関心領域35の位置を指定する。また、図1の超音波診断装置が、例えば二値化処理等の画像解析処理により、比較的高い輝度となる胎児の心臓部分を判定し、関心領域35の位置を決定してもよい。なお、胎児の心臓の動きが検出され易い他の箇所に関心領域35が設定されてもよい。

10

【0029】

図2に示す具体例において、関心領域35は矩形状であるが、関心領域35はその他の多角形や円形や楕円形であってもよい。また、図2に示す具体例のように、関心領域35に加えて身体参照領域37が設定されてもよい。そして、例えば、特許文献1（特開2013-198636号公報）に説明されるように、身体参照領域37を利用して胎児の身体の動きを解析して身体の変動情報を得ることにより、関心領域35を利用して得られる胎児の心拍に係る情報から、身体の変動情報を差し引くようにしてもよい。例えば、身体参照領域37を利用して得られる身体の変動情報に基づいて、胎児の身体の動きに追従するように心臓の関心領域35を移動させてもよい。

20

【0030】

図3は、関心領域35の分割例を示す図である。関心領域設定部30は、関心領域35を複数のブロックに分割する。図3には、16個のブロック（B1～B16）に分割された矩形の関心領域35が図示されている。なお、図3に示す関心領域35の分割例は、あくまでも具体例の一つに過ぎず、例えば、関心領域35が16個以外の複数のブロックに分割されてもよいし、各ブロックの形状も矩形に限定されない。また、いくつかのブロックが互いに重なり合ってもよい。なお、例えば心臓が拡大された断層画像が得られている場合には、その断層画像全体に関心領域35とみなし、断層画像全体が複数のブロックに分割されてもよい。

【0031】

関心領域が設定されると、波形生成部40は、関心領域内の画像データに基づいて胎児の心拍波形を生成する。波形生成部40は、例えば、図3に示す関心領域35内における複数のブロック（B1～B16）について、各ブロックごとにそのブロック内の画像データに基づいて胎児の心拍波形を生成する。

30

【0032】

図4は、心拍波形の具体例を示す図である。図4には、横軸を時間軸として縦軸に振幅である平均輝度を示した心拍波形が図示されている。

【0033】

波形生成部40は、関心領域内の各ブロックごとに、そのブロック内の画像データに基づいて、そのブロック内における平均輝度（輝度値の平均）を算出し、複数の時刻に亘って平均輝度を算出することにより、各ブロックごとに図4に示す心拍波形を生成する。胎児の心臓は周期的に拡張収縮運動するため、各ブロック内における平均輝度が拡張収縮運動に伴って変化し、例えば図4に示す具体例のような心拍波形が得られる。

40

【0034】

なお、平均輝度に代えて、画像データの時相間における相関値から心拍波形が生成されてもよい。例えば、各ブロックごとに、基準時刻の画像データと各時刻の画像データとの間の相関値を複数時刻に亘って算出し、縦軸の振幅を相関値とした心拍波形が生成されてもよい。また、各ブロックごとにドブラ情報等に基づいて心拍波形が形成されてもよい。

【0035】

心拍波形が生成されると、波形評価部50は、心拍波形と基準波形とを比較して心拍波

50

形の信頼性を評価する。波形評価部 50 は、例えば、図 3 に示す関心領域 35 内における複数のブロック (B1 ~ B16) について、各ブロックごとに心拍波形の信頼性を評価する。波形評価部 50 は、心拍波形を評価するにあたり、まず心拍波形の周期を導出する。

【0036】

図 5 は、心拍波形の周期の導出例を説明するための図である。まず、当初の心拍波形 (図 4) に対して、例えばローパスフィルタ等による処理が適用され、心拍波形内の微小な凹凸 (ノイズ) が除去される。これにより、当初の心拍波形 (図 4) の周期的な特性を維持しつつ、微小な凹凸が除去された図 5 (1) に示す心拍波形が得られる。

【0037】

波形評価部 50 は、図 5 (1) の心拍波形内においてピーク (極大点) を探し出す。例えば、心拍波形上の注目点における平均輝度が、その注目点の前後の隣接点 (または前後の近傍点) の平均輝度よりも高い場合に、その注目点がピーク (極大点) とされる。こうして、心拍波形の全域に亘ってピークが検出される。図 5 (1) には、心拍波形内において検出された複数のピーク (P1 ~ P10) が図示されている。

10

【0038】

さらに、波形評価部 50 は、心拍波形内において検出された複数のピーク (P1 ~ P10) のうち、周期の算出において不適切なピークを探し出す。例えば、検出された複数のピーク (P1 ~ P10) の各々を注目点とし、その注目点を中心とする判定時間範囲 T 内に別ピークがあり、且つ、その別ピークの平均輝度が注目点の平均輝度より高い場合に、その注目点は不適切なピークとされる。これにより、例えば、図 5 (2) に示す具体例のように、複数のピーク (P1 ~ P10) のうち、ピーク P4 とピーク P7 が不適切なピークとされる。

20

【0039】

そして、波形評価部 50 は、不適切なピーク以外の適切な複数のピークを利用し、心拍波形の周期 (ハートレート) を算出する。例えば、図 5 (3) に示す具体例のように、適切な複数のピークのみから得られる複数のピーク間隔 (dt1 ~ dt7) に基づいて、心拍波形の周期が算出される。

【0040】

波形評価部 50 は、複数のピーク間隔 (dt1 ~ dt7) の平均値を心拍波形の周期とする。また、波形評価部 50 は、複数のピーク間隔 (dt1 ~ dt7) の平均値を仮の平均値とし、複数のピーク間隔 (dt1 ~ dt7) のうち仮の平均値から大きく外れた (仮の平均値との差が判定閾値以上である) ピーク間隔を除外し、残りの複数のピーク間隔から真の平均値を算出して心拍波形の周期としてもよい。例えば、図 5 (3) の具体例において、ピーク間隔 dt1, dt6 が仮の平均値から大きく外れているとして除外され、残りの複数のピーク間隔から得られる真の平均値が心拍波形の周期とされてもよい。

30

【0041】

なお、波形評価部 50 は、心拍波形内の極大点と共に又は極大点に代えて、心拍波形内の極小点を利用して心拍波形の周期を得るようにしてもよい。

【0042】

心拍波形の周期が得られると、波形評価部 50 は、基準波形を利用して心拍波形の信頼性を評価する。

40

【0043】

図 6 は、基準波形を利用した心拍波形の評価を説明するための図である。波形評価部 50 は、心拍波形の周期と同じ周期となる基準波形を利用し、心拍波形と基準波形とを比較して、その心拍波形の信頼性に係る評価値を算出する。波形評価部 50 は、基準波形として、例えば図 6 (1) に示す正弦波を利用する。

【0044】

波形評価部 50 は、基準波形である正弦波の周期を心拍波形と同じ周期とし、基準波形と心拍波形を比較する。図 6 (2) には、心拍波形と、その心拍波形に周期を適合させた正弦波 (基準波形) が図示されている。なお、評価される心拍波形は、当初の心拍波形 (

50

図4) またはローパスフィルタ等による処理後の心拍波形(図5(1))のいずれでもよい。また、基準波形である正弦波の振幅はプラス1(+1)からマイナス1(-1)とされ、正弦波の時間軸方向の長さは、心拍波形の2倍とされる。

【0045】

そして、波形評価部50は、基準波形である正弦波と心拍波形から、図6(3)に示す相互相関関数を得て、その心拍波形の信頼性に係る評価値を算出する。

【0046】

図7は、相互相関関数と評価値の算出例を説明するための図である。波形評価部50は基準波形である正弦波と心拍波形から、数1式に基づいて相互相関関数を算出する。数1式において、 $f(t)$ は心拍波形であり、 $\sin(tt+t)$ は正弦波(基準波形)である。

10

【0047】

【数1】

$$\text{相互相関関数}(tt) = \frac{1}{N} \sum_{t=0}^{t=N-1} f(t) \cdot \sin(tt+t)$$

【0048】

図7には、数1式に基づく相互相関関数の算出例が示されている。図7(1)には、心拍波形と正弦波(基準波形)が図示されており、さらに、相互相関関数の時相 $tt1$ における総和枠が図示されている。つまり、数1式において、時相 $tt1$ ($tt=tt1$)の相互相関関数($tt1$)を算出する場合に、図7(1)の総和枠内において、数1式の時刻 t に関する総和()が実行される。これにより、時相 $tt1$ の相互相関関数($tt1$)が算出される。

20

【0049】

また、図7(2)には、心拍波形と正弦波と共に、相互相関関数の時相 $tt1+1$ における総和枠が図示されている。数1式において、時相 $tt1+1$ ($tt=tt1+1$)における相互相関関数($tt1+1$)を算出する場合に、図7(2)の総和枠内において、数1式の時刻 t に関する総和()が実行される。これにより、時相 $tt1+1$ における相互相関関数($tt1+1$)が算出される。

【0050】

30

波形評価部50は、時相 $tt1+2$ 以降においても、1時相ごとに総和枠を段階的に移動させつつ、相互相関関数(tt)を次々に算出する。これにより、図7(3)に示す具体例のような相互相関関数が導出される。

【0051】

そして、波形評価部50は、数2式に基づいて相互相関関数の二乗平均平方根(RMS)を算出する。

【0052】

【数2】

$$RMS = \sqrt{\frac{1}{N} \sum_{tt=0}^{tt=N-1} \text{相互相関関数}(tt)^2}$$

40

【0053】

なお、数1式に心拍波形 $f(t)$ を適用するにあたっては、心拍波形 $f(t)$ のオフセットを除去することが望ましい。例えば、心拍波形 $f(t)$ が数3式に示されるような場合に、心拍波形 $f(t)$ を二階微分した波形 $f''(t)$ は、元の波形 $f(t)$ の振幅に $-a^2$ を乗算し、さらにオフセット(offset)を取り除いたものとなる。そこで、二階微分した波形 $f''(t)$ に、例えば-1を乗算して元の波形 $f(t)$ と位相を揃え、数1式における心拍波形 $f(t)$ として利用しても

50

よい。

【0054】

【数3】

$$f(t) = A \cdot \sin(at + b) + \text{offset}$$

$$f'(t) = a \cdot A \cdot \cos(at + b)$$

$$\begin{aligned} f''(t) &= -a^2 \cdot A \cdot \sin(at + b) \\ &= -a^2 \cdot f(t) \end{aligned}$$

10

【0055】

波形評価部50は、例えば、図3に示す関心領域35内における複数のブロック(B1～B16)について、各ブロックごとに、数1式に基づいて心拍波形と正弦波(基準波形)の相互相関関数を算出し、各ブロックの評価値として、数2式に基づいて相互相関関数の二乗平均平方根(RMS)を算出する。

【0056】

そして、複数のブロックの中から、各ブロックごとに算出される心拍波形の評価値に基づいて、比較的信頼性の高い心拍波形が代表心拍波形として選択される。例えば、数2式に基づくRMSが最大となる心拍波形が代表心拍波形とされる。

20

【0057】

心拍情報処理部60は、例えば、代表心拍波形に基づいて、胎児の心拍情報として、胎児の心拍数を算出する。なお、心拍情報処理部60は、例えば、代表心拍波形と共に、又は代表心拍波形に代えて、比較的信頼性の高い少なくとも1つの心拍波形を選択し、選択した心拍波形に基づいて胎児の心拍数等を算出するようにしてもよい。心拍情報処理部60において得られた心拍情報、例えば胎児の心拍数は、表示処理部70を介して表示部72に表示される。

【0058】

また、表示処理部70は、代表心拍波形の表示画像を形成して表示部72に表示する。なお、表示処理部70は、代表心拍波形と共に、又は代表心拍波形に代えて、複数のブロック(図3のB1～B16)の中から、少なくとも1つの心拍波形を表示部72に表示させてもよい。

30

【0059】

以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、上述した実施形態は、あらゆる点で単なる例示にすぎず、本発明の範囲を限定するものではない。本発明は、その本質を逸脱しない範囲で各種の変形形態を包含する。

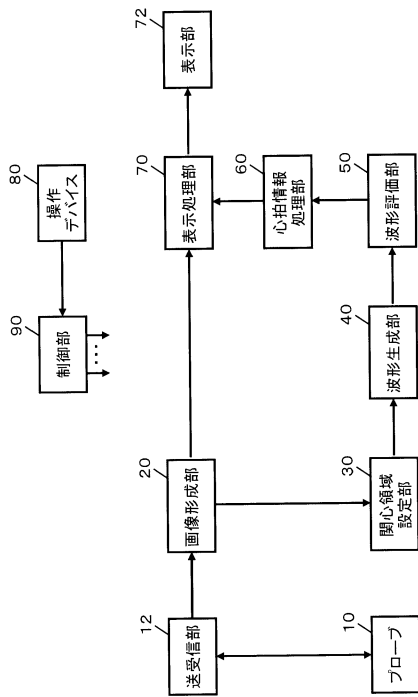
【符号の説明】

【0060】

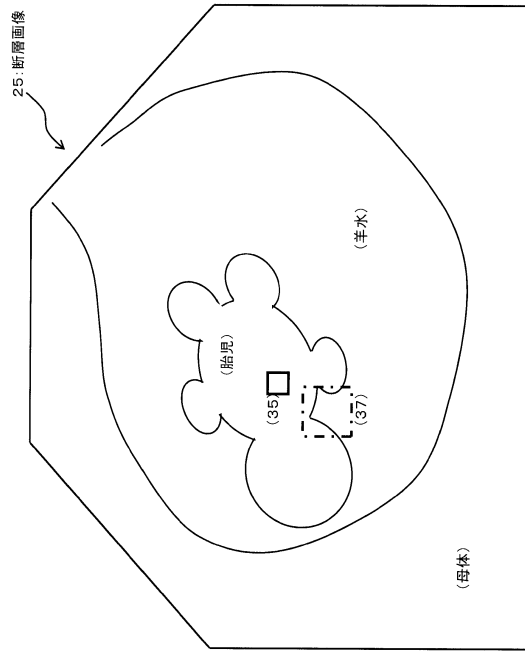
10 プローブ、12 送受信部、20 画像形成部、30 関心領域設定部、40 波形生成部、50 波形評価部、60 心拍情報処理部、70 表示処理部、72 表示部、80 操作デバイス、90 制御部。

40

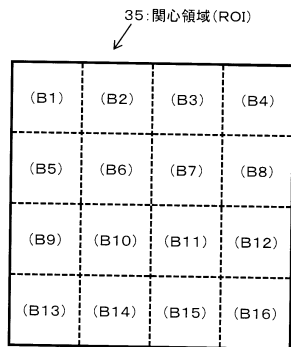
【図1】



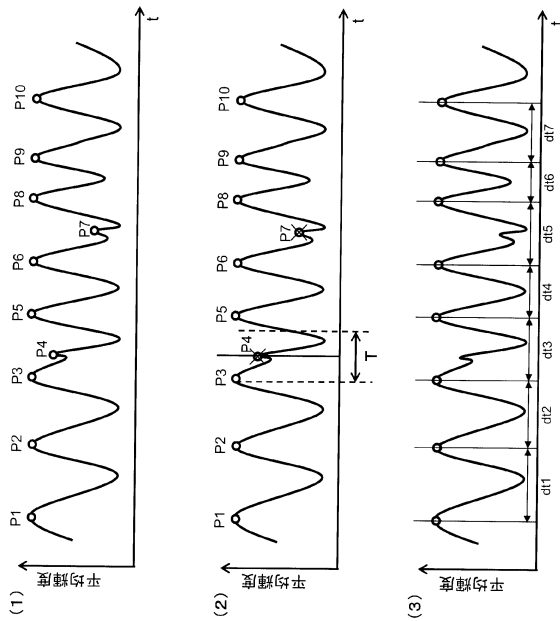
【図2】



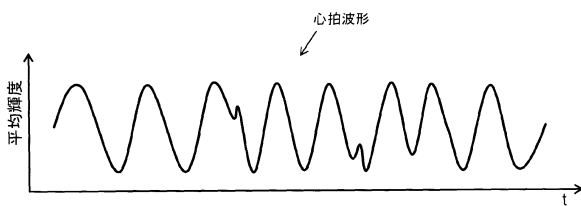
【図3】



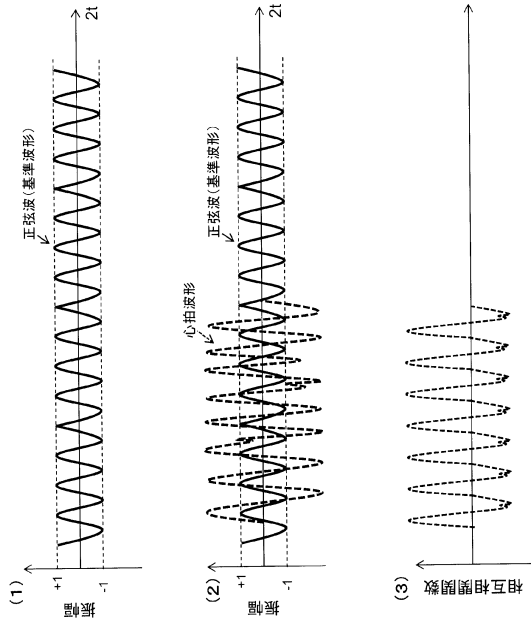
【図5】



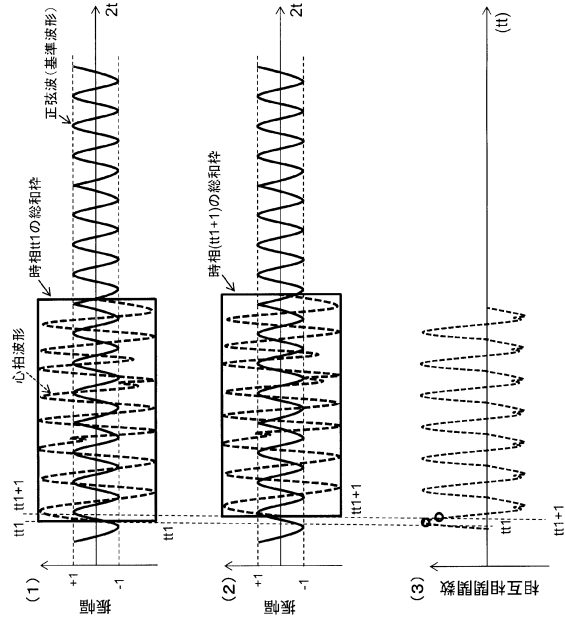
【図4】



【図 6】



【図 7】



フロントページの続き

(72)発明者 永瀬 優子

東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立アロカメディカル株式会社内

(72)発明者 田中 由紀

東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立アロカメディカル株式会社内

審査官 門田 宏

(56)参考文献 特開2013-198636(JP,A)

特開2013-198635(JP,A)

特開2008-012047(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

A61B 5/024

A61B 5/11

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5918324B2	公开(公告)日	2016-05-18
申请号	JP2014181907	申请日	2014-09-08
[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)	日立アロカメディカル株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	前田俊徳 笠原英司 村下賢 永瀬優子 田中由紀		
发明人	前田 俊徳 笠原 英司 村下 賢 永瀬 優子 田中 由紀		
IPC分类号	A61B8/02 A61B8/08		
CPC分类号	A61B8/02 A61B8/08 A61B8/0866 A61B8/4483 A61B8/461 A61B8/5223		
FI分类号	A61B8/02 A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD07 4C601/DD09 4C601/DD15 4C601/EE10 4C601/JB36 4C601/JB40 4C601/JB41 4C601/JB48 4C601/JB50 4C601/JC16 4C601/JC23 4C601/JC37		
审查员(译)	门田弘		
其他公开文献	JP2016054818A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供用于诊断胎儿心跳的超声诊断设备的改进技术。感兴趣区域设置单元(30)在断层图像的图像数据中设置感兴趣区域。感兴趣区域设置单元30设置胎儿心脏的感兴趣区域，并将感兴趣区域划分为多个块。对于感兴趣区域中的多个块中的每一个，波形生成部分40基于每个块中的图像数据生成胎儿心跳波形。波形评估单元50使用每个块的参考波形来评估感兴趣区域中的多个块中的每个块的心跳波形的可靠性。点域1

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特許公報(B2)	(11) 特許番号 特許第5918324号 (P5918324)
(45) 発行日 平成28年5月18日(2016.5.18)	(24) 登録日 平成28年4月15日(2016.4.15)	
(51) Int. Cl. A61B 8/02 (2006.01) A61B 8/08 (2006.01)	F 1 A61B 8/02 A61B 8/08	
請求項の数 4 (全 11 頁)		
(21) 出願番号 特願2014-181907(P2014-181907)	(73) 特許権者 390029791 日立アロカメディカル株式会社	
(22) 出願日 平成26年9月8日(2014.9.8)	東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号	
(65) 公開番号 特願2016-54818(P2016-54818A)	(74) 代理人 110001210 特許業務法人YK I 国際特許事務所	
(43) 公開日 平成28年4月21日(2016.4.21)	(72) 発明者 前田 俊徳 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立アロカメディカル株式会社内	
審査請求日 平成27年8月20日(2015.8.20)	(72) 発明者 笠原 英司 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立アロカメディカル株式会社内	
	(72) 発明者 村下 賢 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立アロカメディカル株式会社内	
	(72) 発明者 永瀬 優子 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立アロカメディカル株式会社内	
	(72) 発明者 田中 由紀 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 日立アロカメディカル株式会社内	
	最終頁に続く	
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置		