

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5386001号
(P5386001)

(45) 発行日 平成26年1月15日(2014.1.15)

(24) 登録日 平成25年10月11日(2013.10.11)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 8/08 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 8/08

請求項の数 4 (全 11 頁)

(21) 出願番号	特願2012-69055 (P2012-69055)	(73) 特許権者	512077240
(22) 出願日	平成24年3月26日(2012.3.26)		中田 雅彦
(65) 公開番号	特開2013-198636 (P2013-198636A)		山口県周南市大内町4番14-1307号
(43) 公開日	平成25年10月3日(2013.10.3)	(73) 特許権者	390029791
審査請求日	平成25年2月26日(2013.2.26)		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22番1号
		(74) 代理人	110001210
			特許業務法人YK I 国際特許事務所
		(72) 発明者	中田 雅彦
			山口県周南市大内町4番14-1307号
		(72) 発明者	笠原 英司
			東京都三鷹市牟礼6丁目22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を対象として超音波を送受するプローブと、
 プローブを制御することにより診断領域から超音波の受信信号を得る送受信部と、
 受信信号に基づいて得られる診断領域に関する画像データ内において、胎児の身体に身体参照領域を設定し、胎児の心臓に心臓参照領域を設定する参照領域設定部と、
 前記画像データ内において、身体参照領域を利用して胎児の身体の動きを解析することにより、身体の変動情報を得る変動解析部と、
 前記画像データ内において、心臓参照領域を利用して胎児の心臓の動きを解析することにより、心臓の運動情報を得る運動解析部と、
 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心拍情報処理部と、

を有し、

前記変動解析部は、複数の時相に亘って前記画像データ内で身体参照領域をトラッキングすることにより、複数の時相に亘って胎児の身体の動きを捉えた変動情報を取得し、

前記運動解析部は、前記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、複数の時相に亘って前記画像データ内で心臓参照領域を移動させ、前記運動情報として、移動する心臓参照領域内における画像データから、複数の時相に亘って変化する画像の類似度を示した類似度信号を形成し、

前記心拍情報処理部は、前記類似度信号に基づいて胎児の心拍情報を得る、

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、
前記変動解析部は、基準となる時相の画像データ内における身体参照領域の位置から、
処理対象となる各時相における身体参照領域の移動位置までの移動距離を算出し、
前記運動解析部は、前記画像データ内において、複数の時相に亘って各時相ごとに身体
参照領域の移動距離と同じ距離だけ心臓参照領域を移動させることにより、身体参照領域
の移動に追従するように心臓参照領域を移動させる、
ことを特徴とする超音波診断装置。

10

【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、
前記参照領域設定部は、画像データ内において比較的高い輝度となる胎児の心臓部分を
二値化処理により判定し、その心臓部分を含むように前記心臓参照領域を設定する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 4】

請求項 1 から 3 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、
前記参照領域設定部は、画像データ内において胎児と羊水の境界を判定し、その境界を
含むように前記身体参照領域を設定する、
ことを特徴とする超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

20

【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重要な装置となっている。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、胎児の心臓等について、心筋の各部位における動きの時間差を計測することができる画期的な技術が提案されている。

30

【0003】

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 モード計測やドブラ計測において、極めて小さい心臓にカーソル等を設定することが困難であり、また、カーソル等を設定することができたとしても、母体の呼吸などに伴って胎児が全体的に動いて、カーソル等が心臓からずれてしまい、心拍情報等に関する測定の精度を維持することが難しい。

【0004】

そのため、例えば早期の胎児についても心拍情報を得ることができる超音波診断装置に係る改良技術が望まれていた。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特開 2011 - 177338 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

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、胎児の心拍情報を得るにあたっての超音波診断装置に係る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】

50

【 0 0 0 7 】

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を対象として超音波を送受するプローブと、プローブを制御することにより診断領域から超音波の受信信号を得る送受信部と、受信信号に基づいて得られる診断領域に関する画像データ内において、胎児の身体に身体参照領域を設定し、胎児の心臓に心臓参照領域を設定する参照領域設定部と、前記画像データ内において、身体参照領域を利用して胎児の身体の動きを解析することにより、身体の変動情報を得る変動解析部と、前記画像データ内において、心臓参照領域を利用して胎児の心臓の動きを解析することにより、心臓の運動情報を得る運動解析部と、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心拍情報処理部と、を有することを特徴とする。

10

【 0 0 0 8 】

上記構成において、診断領域に関する画像データの好適な具体例は、例えば二次元のBモード画像（断層画像）のデータであるが、カラードプラ画像や三次元画像のデータでもよい。また、参照領域（身体参照領域と心臓参照領域）の形状については様々な態様が可能であり、例えば、二次元の画像データであれば二次元形状（矩形、その他の多角形、円形、楕円形等）の参照領域が利用され、三次元の画像データであれば三次元形状の参照領域が利用される。参照領域の大きさは、例えば胎児の身体や心臓に応じた大きさとされ、心臓参照領域よりも身体参照領域の方が大きいことが望ましい。また、胎児の身体の動きや心臓の動きの解析においては、参照領域をテンプレートとしたトラッキングや、参照領域内の画像データを対象とした類似度の演算などが利用される。

20

【 0 0 0 9 】

上記構成によれば、胎児の心拍情報を得るにあたっての超音波診断装置に係る改良技術が提供される。例えば、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が得られるため、母体の呼吸や胎児自身の動き等に伴う変動の影響を低減して、望ましくはその変動の影響を完全に排除して、胎児の心拍情報を得ることができる。これにより、例えば妊娠第10週程度までの早期の胎児の心拍情報を比較的高い精度で得ることも可能になる。

【 0 0 1 0 】

望ましい具体例において、前記変動解析部は、複数の時相に亘って前記画像データ内で身体参照領域をトラッキングすることにより、前記変動情報として、複数の時相に亘って胎児の身体の動きを示した変動信号を形成し、前記運動解析部は、複数の時相に亘って前記画像データ内で心臓参照領域をトラッキングすることにより、前記運動情報として、複数の時相に亘って胎児の心臓の動きを示した運動信号を形成し、前記心拍情報処理部は、前記運動信号と前記変動信号の差分に基づいて胎児の心拍情報を得ることを特徴とする。

30

【 0 0 1 1 】

望ましい具体例において、前記変動解析部は、複数の時相に亘って前記画像データ内で身体参照領域をトラッキングすることにより、複数の時相に亘って胎児の身体の動きを捉えた変動情報を取得し、前記運動解析部は、前記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、複数の時相に亘って前記画像データ内で心臓参照領域を移動させ、前記運動情報として、移動する心臓参照領域内における画像データから、複数の時相に亘って変化する画像の類似度を示した類似度信号を形成し、前記心拍情報処理部は、前記類似度信号に基づいて胎児の心拍情報を得る、ことを特徴とする。

40

【 0 0 1 2 】

望ましい具体例において、前記参照領域設定部は、胎児と羊水の境界を含むように比較的大きな身体参照領域を設定し、胎児の心臓を含むように比較的小さな心臓参照領域を設定する、ことを特徴とする。

【 発明の効果 】

【 0 0 1 3 】

本発明により、胎児の心拍情報を得るにあたっての超音波診断装置に係る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、母体の呼吸や胎児自身の動き等に伴う

50

変動の影響を低減して、望ましくはその変動の影響を完全に排除して、胎児の心拍情報を得ることができる。これにより、例えば妊娠第10週程度までの早期の胎児の心拍情報を比較的高い精度で得ることも可能になる。

【図面の簡単な説明】

【0014】

【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】身体参照領域と心臓参照領域の設定例を示す図である。

【図3】図1の超音波診断装置における処理の具体例1を示す図である。

【図4】具体例1において得られる信号を示す図である。

【図5】図1の超音波診断装置における処理の具体例2を示す図である。

【図6】具体例2において得られる信号を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0015】

図1は、本発明の実施において好適な超音波診断装置（本超音波診断装置）の全体構成図である。プローブ10は、胎児を含む診断領域に超音波を送波し、その診断領域から反射される超音波を受波する。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反射された超音波を受波し、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する。

【0016】

送受信部12は、プローブ10が備える複数の振動素子の各々に対応した送信信号を出力することにより、超音波の送信ビームを形成してその送信ビームを走査する。また、送受信部12は、プローブ10が備える複数の振動素子の各々から得られる受信信号に対して整相加算処理などを施すことにより、走査される送信ビームに対応した受信ビームを形成し、受信ビームに沿って得られるエコーデータ（受信信号）を出力する。

【0017】

画像形成部20は、複数時相に亘って得られるエコーデータ（受信信号）に基づいて、胎児を含んだ診断領域に関する複数時相に亘る超音波画像の画像データを形成する。画像形成部20は、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。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、各フレームごとに次々に参照領域設定部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、モニタなどの表示部80に出力され、その画像データに対応した断層画像が表示部80に表示される。

【0018】

参照領域設定部30は、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内に参照領域を設定する。参照領域設定部30は、胎児の身体に対して身体参照領域を設定して、胎児の心臓に対して心臓参照領域を設定する。参照領域設定部30は、例えば、操作デバイス40を介して入力されるユーザ操作に応じて、身体参照領域と心臓参照領域を設定する。ユーザは、例えば、表示部80に映し出される断層画像を見ながら、所望の位置に身体参照領域と心臓参照領域が設定されるように、操作デバイス40を操作する。なお参照領域設定部30が断層画像内の画像状態を解析して、胎児の身体に身体参照領域を設定し、胎児の心臓に心臓参照領域を設定してもよい。

【0019】

図2は、身体参照領域55と心臓参照領域65の設定例を示す図である。断層画像25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。

【0020】

身体参照領域55は、胎児の身体に関する全体的な動きを解析するために利用される。そのため、身体参照領域55は、胎児の身体の動きが検出され易い箇所を設定されることが望ましい。具体的には、例えば、胎児と羊水の境界が含まれるように、ユーザが身体参

10

20

30

40

50

照領域 5 5 の位置を指定する。また、本超音波診断装置が、例えば二値化処理等の画像解析処理により胎児と羊水の境界を判定し、身体参照領域 5 5 の位置を指定してもよい。なお、胎児の身体の動きが検出され易い他の箇所にも身体参照領域 5 5 が設定されてもよい。

【 0 0 2 1 】

心臓参照領域 6 5 は、胎児の心臓に関する部分的な動きを解析するために利用される。そのため、心臓参照領域 6 5 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、ユーザが心臓参照領域 6 5 の位置を指定する。また、本超音波診断装置が、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、心臓参照領域 6 5 の位置を指定してもよい。なお、胎児の心臓の動きが検出され易い他の箇所

10

【 0 0 2 2 】

図 2 に示す具体例においては、身体参照領域 5 5 と心臓参照領域 6 5 は共に矩形状であるが、これらの参照領域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、心臓参照領域 6 5 は胎児の心臓の大きさに合わせて比較的小さく、身体参照領域 5 5 は胎児の身体の大きさに合わせて、心臓参照領域 6 5 よりも大きいことが望ましい。なお、身体参照領域 5 5 と心臓参照領域 6 5 が互いに部分的に重なってもよい。また、例えば、心臓参照領域 6 5 の位置のみが指定され、その心臓参照領域 6 5 を取り囲むように身体参照領域 5 5 が設定されてもよい。

【 0 0 2 3 】

図 1 に戻り、参照領域設定部 3 0 により断層画像の画像データ内に身体参照領域と心臓参照領域が設定されると、身体変動解析部 5 0 は、断層画像の画像データ内において身体参照領域を利用して胎児の身体の動きを解析し、身体の変動情報を得る。また、心臓運動解析部 6 0 は、断層画像の画像データ内において心臓参照領域を利用して胎児の心臓の動きを解析し、心臓の運動情報を得る。こうして、身体の変動情報と心臓の運動情報が得られると、心拍情報処理部 7 0 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。そして、心拍情報処理部 7 0 により得られたの心拍情報が表示部 8 0 に表示される。

20

【 0 0 2 4 】

そこで、参照領域の設定から心拍情報が得られるまでの処理について以下に詳述する。なお、既に図 1 , 2 に示した構成(部分)については、以下の説明においてもその符号を利用する。

30

【 0 0 2 5 】

図 3 は、図 1 の超音波診断装置における処理の具体例 1 を示す図である。まず、超音波が送受されて胎児を含む診断領域に関する断層画像の画像データが得られると、参照領域設定部 3 0 により、断層画像の画像データ内に参照領域が設定される (S 3 0 1)。例えば、基準となるフレームの断層画像内において身体参照領域 5 5 と心臓参照領域 6 5 が設定される (図 2 参照)。

【 0 0 2 6 】

続いて、身体変動解析部 5 0 と心臓運動解析部 6 0 が、参照領域設置部 3 0 を介して、処理対象となるフレームの断層画像の画像データを取得する (S 3 0 2)。例えば、参照領域が設定された断層画像 (基準となるフレーム) 以降のフレームの断層画像の画像データが、各フレームごとに次々に身体変動解析部 5 0 と心臓運動解析部 6 0 に送られる。

40

【 0 0 2 7 】

心臓運動解析部 6 0 は、次々に送られてくる複数フレームに亘る断層画像の画像データ内で、心臓参照領域 6 5 をトラッキングすることにより、複数フレームに亘って胎児の心臓の動きを示した運動信号を形成する (S 3 0 3)。また、身体変動解析部 5 0 は、次々に送られてくる複数フレームに亘る断層画像の画像データ内で、身体参照領域 5 5 をトラッキングすることにより、複数フレームに亘って胎児の身体の動きを示した変動信号を形成する (S 3 0 4)。そして、心拍情報処理部 7 0 は、運動信号と変動信号の差分に基づ

50

いて胎児の心拍信号を形成し（S305）、さらに、その心拍信号に基づいて胎児の心拍数を算出する（S306）。

【0028】

図4は、具体例1において得られる信号を示す図である。図4(A)は、心臓運動解析部60により形成される運動信号の波形を示しており、横軸は時間つまり次々に処理されるフレームの番号に対応しており、縦軸は心臓参照領域65の移動距離である。心臓運動解析部60は、基準となるフレームの断層画像内に設定された心臓参照領域65（図2）をテンプレートとし、処理対象となるフレームの断層画像内において、テンプレート内の画像に最も類似する（相関の高い）画像部分を探索し、テンプレートの移動位置とするマッチング処理を実行する。そして、処理対象となる複数フレームの断層画像内において、次々にテンプレートの移動位置を探索してトラッキングする。

10

【0029】

心臓運動解析部60は、複数フレームに亘って心臓参照領域65（テンプレート）をトラッキングし、各フレームごとに心臓参照領域65の移動距離を算出する。つまり、基準となるフレームの断層画像内における心臓参照領域65の位置から、処理対象となるフレームにおける心臓参照領域65の移動位置までの距離を、各フレームごとに算出する。

【0030】

例えば、断層画像を構成する複数の画素がx-y直交座標系により配列され、そのx-y直交座標系においてトラッキングを行った場合には、各フレームごとに、x軸方向の移動量 d_x とy軸方向の移動量 d_y とに基づいて、移動距離 $d = \sqrt{d_x^2 + d_y^2}$ を算出する。こうして、図4(A)に示す運動信号の波形が得られる。

20

【0031】

図4(B)は、身体変動解析部50により形成される変動信号の波形を示しており、横軸は時間つまり次々に処理されるフレームの番号に対応しており、縦軸は身体参照領域55の移動距離である。身体変動解析部50は、基準となるフレームの断層画像内に設定された身体参照領域55（図2）をテンプレートとし、処理対象となる複数フレームの断層画像内において、次々にテンプレートの移動位置を探索するトラッキングを実行する。そして、図4(A)の運動信号の形成処理と同様に、身体変動解析部50は、基準となるフレームの断層画像内における身体参照領域55の位置から、処理対象となるフレームにおける身体参照領域55の移動位置までの距離を、各フレームごとに算出して、図4(B)に示す変動信号を形成する。

30

【0032】

図4(C)は、心拍情報処理部70により形成される心拍信号の波形を示している。心拍情報処理部70は、図4(A)の運動信号と図4(B)の変動信号の差分に基づいて図4(C)の心拍信号を形成する。つまり、各フレームごとに、運動信号の移動距離から変動信号の移動距離を差し引いた移動距離を算出して、図4(C)に示す心拍信号を形成する。なお、図4(C)においては、心拍信号の波形を縦軸方向に拡大してさらに平行移動している。

【0033】

図4(C)に示す心拍信号は、心臓の運動信号から身体の変動情報を差し引いた信号であるため、胎児の身体に関する変動が低減され、望ましくは完全に除去されている。そこで、心拍情報処理部70は、この心拍信号に基づいて例えば胎児の心拍数を算出する。具体的には、例えば、横軸の時間軸方向に沿って、心拍信号の極小値を次々に探索し、互いに隣り合う極小値間の時間間隔を1心拍の時間とする。但し、1心拍の時間は時間軸方向に変動する場合があるため、例えば、所望の期間に亘って得られる1心拍の時間の平均値が算出される。そして、心拍情報処理部70は、1心拍の時間の平均値から、例えば、単位時間当たりの心拍数（ハートレート）などを算出する。

40

【0034】

なお、図4の各信号に関する移動距離の算出において、x軸方向とy軸方向のそれぞれの移動距離を利用してもよい。例えば、図4(A)の運動信号として、複数フレームに亘

50

ってx軸方向の移動距離を示した波形と、複数フレームに亘ってy軸方向の移動距離を示した波形を形成してもよい。同様に、図4(B)の変動信号についても、x軸方向とy軸方向のそれぞれの波形を形成し、図4(C)の心拍信号として、x軸方向に関する心拍信号とy軸方向に関する心拍信号を得るようにしてもよい。そして、x軸方向とy軸方向に関する2つの心拍信号のそれぞれから心拍数を算出してもよいし、x軸方向に関する心拍信号の移動距離xと、y軸方向に関する心拍信号の移動距離yとに基づいて、合成移動距離 $d = \sqrt{x^2 + y^2}$ を算出し、この合成移動距離dの時間変化から図4(C)に相当する波形を形成して心拍数を算出してもよい。さらに、xy直交座標系に限らず、例えばr走査座標系を利用して図4の各信号を得るようにしてもよい。

【0035】

10

図3に戻り、心拍情報処理部70により胎児の心拍数が算出されると(S306)、その心拍数の数値と胎児の断層画像が表示部80に表示される(S307)。そして、処理対象となる全てのフレームに関する処理が終了したか否かが確認され(S308)、全てのフレームに関する処理が終了するまで、S302からS307の処理が繰り返され、全てのフレームに関する処理が終了すると、本フローチャートも終了する。

【0036】

図5は、図1の超音波診断装置における処理の具体例2を示す図である。まず、超音波が送受されて胎児を含む診断領域に関する断層画像の画像データが得られると、参照領域設定部30により、断層画像の画像データ内に参照領域が設定される(S501)。例えば、基準となるフレームの断層画像内において身体参照領域55と心臓参照領域65が設定される(図2参照)。

20

【0037】

続いて、身体変動解析部50と心臓運動解析部60が、参照領域設置部30を介して、処理対象となるフレームの断層画像の画像データを取得する(S502)。例えば、参照領域が設定された断層画像(基準となるフレーム)以降のフレームの断層画像の画像データが、各フレームごとに次々に身体変動解析部50と心臓運動解析部60に送られる。

【0038】

身体変動解析部50は、次々に送られてくる複数フレームに亘る断層画像の画像データ内で、身体参照領域55をトラッキングすることにより、複数フレームに亘って胎児の身体の動きを捉えた変動情報を得る(S503)。この変動情報に基づいて、心臓運動解析部60は、次々に送られてくる複数フレームに亘る断層画像の画像データ内で、胎児の身体の動きに追従するように心臓参照領域65を移動させる(S504)。さらに、心臓運動解析部60は、移動する心臓参照領域65内における画像データから、複数フレームに亘って変化する画像の類似度を演算して類似度信号を形成する(S505)。そして、心拍情報処理部70は、類似度信号に基づいて胎児の心拍数を算出する(S506)。

30

【0039】

図6は、具体例2において得られる信号を示す図である。図6(A)は、身体変動解析部50により形成される変動情報を示しており、横軸は時間つまり次々に処理されるフレームの番号に対応しており、縦軸は身体参照領域55の移動距離である。身体変動解析部50は、基準となるフレームの断層画像内に設定された身体参照領域55(図2)をテンプレートとし、処理対象となるフレームの断層画像内において、テンプレート内の画像に最も類似する(相関の高い)画像部分を探索し、テンプレートの移動位置とするマッチング処理を実行する。そして、処理対象となる複数フレームの断層画像内において、次々にテンプレートの移動位置を探索してトラッキングする。

40

【0040】

身体変動解析部50は、複数フレームに亘って身体参照領域55(テンプレート)をトラッキングし、各フレームごとに身体参照領域55の移動距離を算出する。つまり、基準となるフレームの断層画像内における身体参照領域55の位置から、処理対象となるフレームにおける身体参照領域55の移動位置までの距離を、各フレームごとに算出する。

【0041】

50

例えば、断層画像を構成する複数の画素が x y 直交座標系により配列され、その x y 直交座標系においてトラッキングを行った場合には、各フレームごとに、 x 軸方向の移動距離 d_x と y 軸方向の移動距離 d_y が得られる。こうして、 x 軸方向と y 軸方向のそれぞれについて、図 6 (A) に示す変動情報の波形が得られる。

【 0 0 4 2 】

心臓運動解析部 6 0 は、次々に送られてくる複数フレームに亘る断層画像の画像データ内で、身体参照領域 5 5 の移動距離と同じ距離だけ心臓参照領域 6 5 を移動させる。つまり、各フレームごとに、身体参照領域 5 5 の x 軸方向の移動距離 d_x と同じ距離だけ心臓参照領域 6 5 を x 軸方向に移動させ、身体参照領域 5 5 の y 軸方向の移動距離 d_y と同じ距離だけ心臓参照領域 6 5 を y 軸方向に移動させる。これにより、身体参照領域 5 5 の移動に追従するように、つまり、胎児の身体の動きに追従するように心臓参照領域 6 5 を移動させる。

10

【 0 0 4 3 】

なお、身体参照領域 5 5 のトラッキングと心臓参照領域 6 5 の移動においては、 x y 直交座標系に限らず、例えば r 走査座標系を利用してもよい。

【 0 0 4 4 】

そして、心臓運動解析部 6 0 は、移動する心臓参照領域 6 5 内における画像データから複数フレームに亘って変化する画像の類似度を演算して類似度信号を形成する。つまり、基準となるフレームの断層画像内における心臓参照領域 6 5 内の画像データと、処理対象となるフレームにおける心臓参照領域 6 5 内の画像データとの間の類似度 (例えば相関値) を、各フレームごとに算出する。こうして、図 6 (B) に示す類似度信号の波形が得られる。

20

【 0 0 4 5 】

図 6 (B) に示す類似度信号を得るにあたっては、胎児の身体の動きに追従するように心臓参照領域 6 5 を移動させているため、類似度信号内において、胎児の身体に関する変動の影響が低減され、望ましくは完全に取り除かれている。そこで、心拍情報処理部 7 0 は、この類似度信号を心拍信号とみなして、その心拍信号に基づいて、例えば胎児の心拍数を算出する。

【 0 0 4 6 】

具体的には、例えば、図 6 (C) に示すように、横軸の時間軸方向に沿って、心拍信号の極小値を次々に探索し、互いに隣り合う極小値間の時間間隔を 1 心拍の時間とする。但し、1 心拍の時間は時間軸方向に変動する場合があるため、例えば、所望の期間に亘って得られる 1 心拍の時間の平均値が算出される。そして、心拍情報処理部 7 0 は、1 心拍の時間の平均値から、例えば、単位時間当たりの心拍数 (ハートレート) などを算出する。

30

【 0 0 4 7 】

図 5 に戻り、心拍情報処理部 7 0 により胎児の心拍数が算出されると (S 5 0 6) 、その心拍数の数値と胎児の断層画像が表示部 8 0 に表示される (S 5 0 7) 。そして、処理対象となる全てのフレームに関する処理が終了したか否かが確認され (S 5 0 8) 、全てのフレームに関する処理が終了するまで、S 5 0 2 から S 5 0 7 の処理が繰り返され、全てのフレームに関する処理が終了すると、本フローチャートも終了する。

40

【 0 0 4 8 】

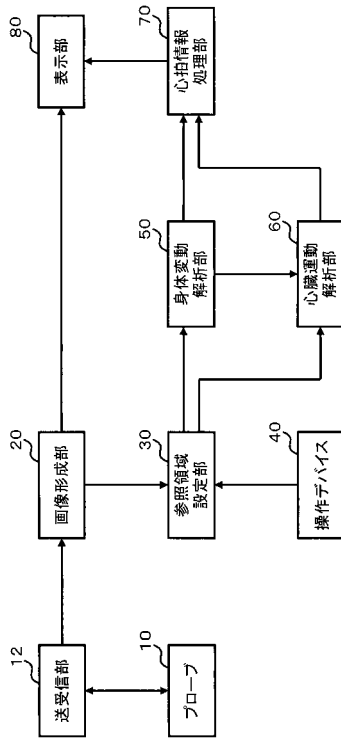
以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、上述した実施形態は、あらゆる点で単なる例示にすぎず、本発明の範囲を限定するものではない。本発明は、その本質を逸脱しない範囲で各種の変形形態を包含する。

【 符号の説明 】

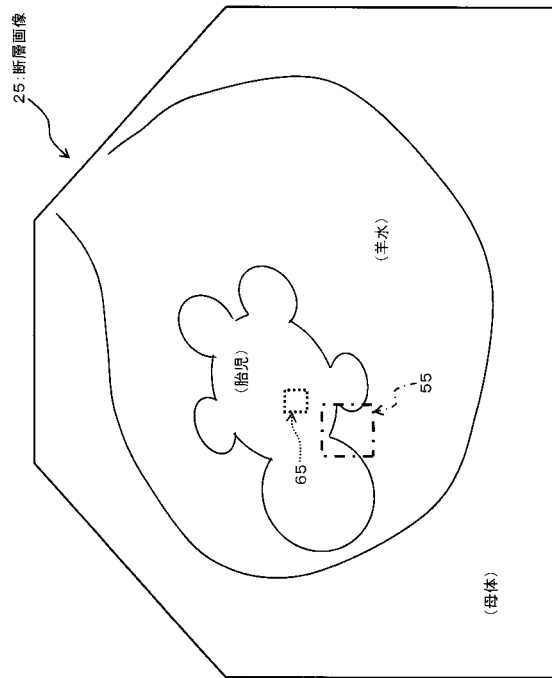
【 0 0 4 9 】

1 0 プローブ、1 2 送受信部、2 0 画像形成部、3 0 参照領域設定部、5 0 身体変動解析部、6 0 心臓運動解析部、7 0 心拍情報処理部、8 0 表示部。

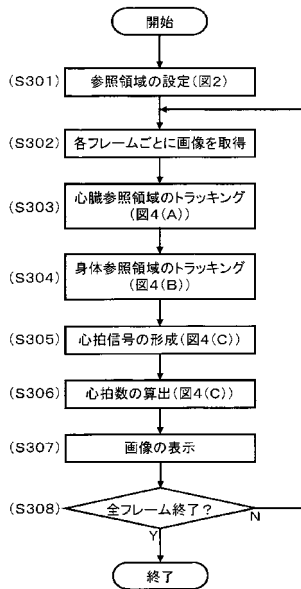
【図1】



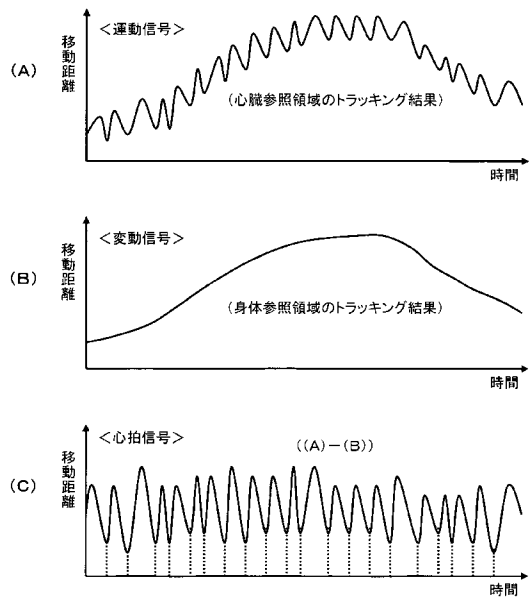
【図2】



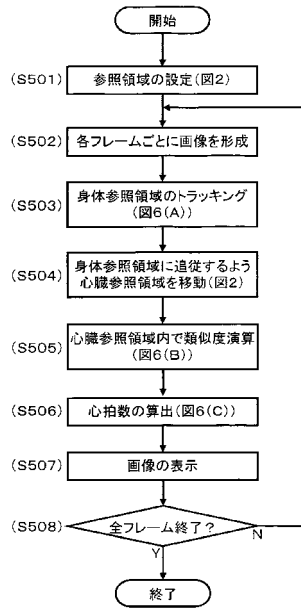
【図3】



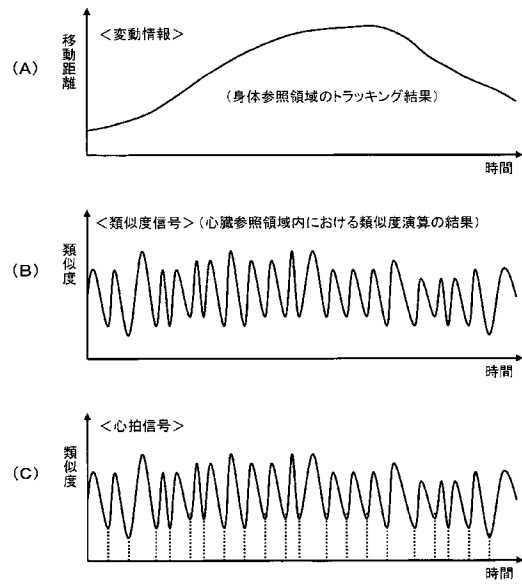
【図4】



【図5】



【図6】



フロントページの続き

(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

審査官 宮川 哲伸

(56)参考文献 特開2010-233966(JP,A)

特開2011-244931(JP,A)

特表2012-531933(JP,A)

特表2007-509642(JP,A)

特開2011-177338(JP,A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 8/00 - 8/15

