

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号
特許第5992705号
(P5992705)

(45) 発行日 平成28年9月14日(2016.9.14)

(24) 登録日 平成28年8月26日(2016.8.26)

(51) Int.Cl.

F I

A 6 1 B 8/02 (2006.01)

A 6 1 B 8/14 (2006.01)

A 6 1 B 8/02

A 6 1 B 8/14

請求項の数 6 (全 10 頁)

(21) 出願番号	特願2012-69054 (P2012-69054)	(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2013-198635 (P2013-198635A)		岡山県岡山市北区表町3丁目11-65-401
(43) 公開日	平成25年10月3日 (2013.10.3)	(73) 特許権者	000005108
審査請求日	平成27年2月12日 (2015.2.12)		株式会社日立製作所
			東京都千代田区丸の内一丁目6番6号
		(74) 代理人	110001210
			特許業務法人Y K 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】

周期的な運動をする対象物に対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超音波を走査して超音波の受信信号を得る送受信部と、
複数時相に亘って得られる受信信号に基づいて前記対象物に関する複数時相の超音波画像を形成する画像形成部と、
複数時相の超音波画像の中から、ユーザが指示した時相に対応した基準画像を指定する基準画像指定部と、
基準画像と各時相ごとに得られる超音波画像との間における画像の類似度を演算する類似度演算部と、
各時相ごとに得られる類似度に基づいて複数時相の超音波画像の中から基準画像に類似した類似画像を選定する類似画像選定部と、
基準画像と類似画像との間の時相間隔に基づいて前記対象物の運動に関する周期情報を得る周期情報演算部と、
を有する、
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、
前記類似画像選定部は、基準画像に続いて次々に各時相ごとに得られる複数の超音波画像の中から、最初に類似度が極大となる時相の超音波画像を前記類似画像とする、

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、

前記基準画像指定部は、選定された類似画像を新たな基準画像に指定し、

前記類似画像選定部は、基準画像が更新される度に更新された基準画像に類似した類似画像を選定し、

前記周期情報演算部は、基準画像が更新される度に次々に得られる前記時相間隔を統計的に処理して前記周期情報を得る、

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、

前記基準画像指定部は、複数時相の超音波画像の中から、前記対象物の周期的な運動の 1 周期内において互いに異なる時相に対応した複数の基準画像を指定し、

前記複数の基準画像には、ユーザが指示した前記時相に対応した基準画像が含まれ、

前記類似度演算部は、各基準画像ごとにその基準画像と各時相の超音波画像との間における画像の類似度を演算し、

前記類似画像選定部は、各基準画像ごとにその基準画像に類似した類似画像を選定し、

前記周期情報演算部は、各基準画像とその類似画像との間の時相間隔に基づいて、複数の基準画像の各々から得られる前記時相間隔を統計的に処理して前記周期情報を得る、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 5】

請求項 1 から 4 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置において、

前記プローブは、胎児の心臓に対して超音波を送受し、

前記画像形成部は、複数時相に亘って得られる受信信号に基づいて胎児の心臓に関する複数時相の超音波画像を形成し、

前記周期情報演算部は、前記周期情報として、前記胎児の心拍の周期情報を得る、

ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 6】

周期的な運動をする対象物に対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超音波を走査して超音波の受信信号を得る送受信部と、
複数時相に亘って得られる受信信号に基づいて前記対象物に関する複数時相の超音波画像を形成する画像形成部と、

複数時相の超音波画像の中から基準画像を指定する基準画像指定部と、

基準画像と各時相ごとに得られる超音波画像との間における画像の類似度を演算する類似度演算部と、

各時相ごとに得られる類似度に基づいて複数時相の超音波画像の中から基準画像に類似した類似画像を選定する類似画像選定部と、

基準画像と類似画像との間の時相間隔に基づいて前記対象物の運動に関する周期情報を得る周期情報演算部と、

を有し、

前記基準画像指定部は、複数時相の超音波画像の中から、前記対象物の周期的な運動の 1 周期内において互いに異なる時相に対応した複数の基準画像を指定し、

前記類似度演算部は、各基準画像ごとにその基準画像と各時相の超音波画像との間における画像の類似度を演算し、

前記類似画像選定部は、各基準画像ごとにその基準画像に類似した類似画像を選定し、

前記周期情報演算部は、各基準画像とその類似画像との間の時相間隔に基づいて、複数の基準画像の各々から得られる前記時相間隔を統計的に処理して前記周期情報を得る、

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】

【 0 0 0 1 】

本発明は、周期的な運動をする対象物の診断情報を得る超音波診断装置に関する。

【 背景技術 】

【 0 0 0 2 】

周期的な運動を伴う心臓などの組織の診断情報を得る超音波診断装置が知られている。特に、胎児の心臓は、心電計等を利用して直接的に心拍等を計測することが極めて難しいが、超音波診断装置を利用することにより心拍等の情報を得ることができる。

【 0 0 0 3 】

例えば、特許文献 1 には、画像データ内の胎児の心臓に関心点を設定し、画像データ間のトラッキング処理により得られる関心点の変位から、胎児の心臓の心拍周期を計測する超音波診断装置が提案されている。しかし、この技術では、心拍に従って比較的大きく動く箇所に関心点を設定しないと計測の精度が低下してしまう。

10

【 0 0 0 4 】

また、超音波の M モードやドプラモードを利用して胎児の心拍に関する波形等を得て、その波形上においてユーザがカーソル等を設定して心拍周期等を計測することもできる。しかし、ユーザによる設定に依存した計測であるため、ユーザごとに計測結果がばらついてしまうこと等が懸念される。

【 先行技術文献 】

【 特許文献 】

【 0 0 0 5 】

20

【 特許文献 1 】 特開 2 0 1 0 - 2 3 3 9 6 6 号公報

【 発明の概要 】

【 発明が解決しようとする課題 】

【 0 0 0 6 】

上述した背景技術に鑑み、本願の発明者は、周期的な運動をする対象物の超音波画像から診断情報を得る技術について研究開発を重ねてきた。

【 0 0 0 7 】

本発明は、その研究開発の過程において成されたものであり、その目的は、周期的な運動をする対象物の超音波画像から周期情報を得るため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 】

30

【 0 0 0 8 】

上記目的にかなう好適な超音波診断装置は、周期的な運動をする対象物に対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超音波を走査して超音波の受信信号を得る送受信部と、複数時相に亘って得られる受信信号に基づいて前記対象物に関する複数時相の超音波画像を形成する画像形成部と、複数時相の超音波画像の中から基準画像を指定する基準画像指定部と、基準画像と各時相ごとに得られる超音波画像との間における画像の類似度を演算する類似度演算部と、各時相ごとに得られる類似度に基づいて複数時相の超音波画像の中から基準画像に類似した類似画像を選定する類似画像選定部と、基準画像と類似画像との間の時相間隔に基づいて前記対象物の運動に関する周期情報を得る周期情報演算部と、を有することを特徴とする。

40

【 0 0 0 9 】

上記構成において、周期的な運動をする対象物の好適な一例は、生体内の心臓であり、特に、上記超音波診断装置は、心電計等を利用して直接的に計測することが極めて難しい胎児の心臓を対象物とすることができる。また、超音波画像は、類似度の演算の観点から例えば二次元の B モード画像（断層画像）が望ましいものの、カラードプラ画像や三次元画像であってもよい。また、類似度の演算においては、例えば画像間のパターンマッチング処理や画像間の相関値などが利用されてもよい。

【 0 0 1 0 】

上記構成によれば、周期的な運動をする対象物の超音波画像から周期情報を得るための改良技術が提供される。例えば、ユーザに対して複雑な設定操作を強いることなく、これ

50

によりユーザごとの計測のばらつきも低減しつつ、胎児の心臓に関する心拍などの周期情報を得ることが可能になる。

【 0 0 1 1 】

望ましい具体例において、前記類似画像選定部は、基準画像に続いて次々に各時相ごとに得られる複数の超音波画像の中から、最初に類似度が極大となる時相の超音波画像を前記類似画像とする、ことを特徴とする。

【 0 0 1 2 】

望ましい具体例において、前記基準画像指定部は、選定された類似画像を新たな基準画像に指定し、前記類似画像選定部は、基準画像が更新される度に更新された基準画像に類似した類似画像を選定し、前記周期情報演算部は、基準画像が更新される度に次々に得られる前記時相間隔を統計的に処理して前記周期情報を得る、ことを特徴とする。

10

【 0 0 1 3 】

望ましい具体例において、前記基準画像指定部は、複数時相の超音波画像の中から互いに異なる時相に対応した複数の基準画像を指定し、前記類似度演算部は、各基準画像ごとにその基準画像と各時相の超音波画像との間における画像の類似度を演算し、前記類似画像選定部は、各基準画像ごとにその基準画像に類似した類似画像を選定し、前記周期情報演算部は、各基準画像とその類似画像との間の時相間隔に基づいて、複数の基準画像の各々から得られる前記時相間隔を統計的に処理して前記周期情報を得ることを特徴とする。

【 0 0 1 4 】

望ましい具体例において、前記プローブは、胎児の心臓に対して超音波を送受し、前記画像形成部は、複数時相に亘って得られる受信信号に基づいて胎児の心臓に関する複数時相の超音波画像を形成し、前記周期情報演算部は、前記周期情報として、前記胎児の心拍の周期情報を得る、ことを特徴とする。

20

【 発明の効果 】

【 0 0 1 5 】

本発明により、周期的な運動をする対象物の超音波画像から周期情報を得るため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、ユーザに対して複雑な設定操作を強いることなく、これによりユーザごとの計測のばらつきも低減しつつ、胎児の心臓に関する心拍などの周期情報を得ることが可能になる。

【 図面の簡単な説明 】

30

【 0 0 1 6 】

【 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 】 基準フレームが指定されてから周期情報が得られるまでの処理を説明するための図である。

【 図 3 】 図 1 の超音波診断装置における処理を示すフローチャートである。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 1 7 】

以下に本発明の好適な実施形態を説明する。

【 0 0 1 8 】

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、対象物を含む領域において超音波を送受する。プローブ 10 は、超音波を送受波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、複数の振動素子が対象物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。

40

【 0 0 1 9 】

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

50

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。

【 0 0 2 0 】

本超音波診断装置が診断対象とする対象物は、周期的に運動する組織などであり、例えば胎児の心臓などである。そこで、以下においては、好適な例の一つである胎児の心臓を対象物とした場合について説明する。

【 0 0 2 1 】

画像形成部 2 0 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、胎児の心臓に関する複数時相の超音波画像を形成する。画像形成部 2 0 は、例えば、胎児の心臓に関する断層画像（Bモード画像）を各フレームごとに（各時相ごとに）複数のフレームに亘って形成する。画像形成部 2 0 において形成された断層画像は、各フレームごとに次々に基準画像指定部 3 0 と類似度演算部 4 0 に出力される。また、画像形成部 2 0 において形成された断層画像は、モニタなどの表示部 7 0 に出力されて表示される。

10

【 0 0 2 2 】

基準画像指定部 3 0 は、画像形成部 2 0 から次々に得られる複数フレームの断層画像の中から、類似度の演算の基準となる基準フレームの断層画像を指定する。類似度演算部 4 0 は、その指定された基準フレームの断層画像と、画像形成部 2 0 から次々に得られる各フレームの断層画像との間における画像の類似度を算出する。類似画像選定部 5 0 は、類似度演算部 4 0 において各フレームごとに算出される類似度に基づいて、複数フレームの断層画像の中から、基準フレームの断層画像に類似した類似画像を選定する。そして、周期情報演算部 6 0 は、基準フレームの断層画像と類似画像との間の時相間隔（フレーム間隔）に基づいて、胎児の心拍の周期情報を得る。

20

【 0 0 2 3 】

そこで、以下に、基準画像指定部 3 0 により基準フレームが指定されてから周期情報演算部 6 0 により周期情報が得られるまでの処理について詳述する。なお、以下の説明においては図 1 に示した符号を利用する。

【 0 0 2 4 】

図 2 は、基準フレームが指定されてから周期情報が得られるまでの処理を説明するための図である。

【 0 0 2 5 】

図 2（1）は、第 1 基準フレームに係る処理を示しており、横軸には、複数フレーム（複数時相）に亘って得られる断層画像のフレーム番号が示されており、縦軸には、各フレームごとに算出される類似度が示されている。

30

【 0 0 2 6 】

基準画像指定部 3 0 は、画像形成部 2 0 から次々に得られる複数フレームの断層画像の中から、まず、第 1 基準フレームの断層画像を指定する。例えば、胎児の心臓に関する断層画像が得られた直後の最初のフレームが第 1 基準フレームとされる。もちろん、ユーザが指示したタイミングのフレームが第 1 基準フレームとされてもよい。図 2（1）には、フレーム F 1 の断層画像が第 1 基準フレームに指定された例を示している。

【 0 0 2 7 】

第 1 基準フレームが指定されると、類似度演算部 4 0 は、第 1 基準フレームの断層画像と、画像形成部 2 0 から次々に得られる各フレームの断層画像との間における画像の類似度を算出する。つまり、第 1 基準フレームであるフレーム F 1 とフレーム F 2 の類似度、フレーム F 1 とフレーム F 3 の類似度、フレーム F 1 とフレーム F 4 の類似度と、フレーム F 1 を基準として各フレームごとに類似度を算出する。

40

【 0 0 2 8 】

類似度とは、2つの画像の内容が互いにどれだけ似ているのかを示す指標であり、類似度が高いほど（大きいほど）2つの画像の内容が互いによく似ており、類似度が低いほど（小さいほど）2つの画像の内容が互いに相違している。画像間の類似度を評価するにあたっては、公知の各種の手法を利用することができ、例えば、画像間のパターンマッチング処理や、画像間の相関値などが利用されてもよい。

50

【 0 0 2 9 】

類似画像選定部 5 0 は、類似度演算部 4 0 において各フレームごとに算出される類似度に基づいて、複数フレームの断層画像の中から、第 1 基準フレームの断層画像に類似した類似画像を選定する。類似画像選定部 5 0 は、第 1 基準フレームに続いて次々に各フレームごとに得られる複数の断層画像の中から、最初に類似度が極大となるフレームの断層画像を類似画像とする。例えば、図 2 (1) に示す例においては、フレーム F 5 の類似度が最初の極大値となるため、フレーム F 5 の断層画像が類似画像とされる。例えば、フレーム F 6 までの類似度が算出されてから、フレーム F 4 とフレーム F 6 の類似度よりもフレーム F 5 の類似度が大きいことから、フレーム F 5 が極大値であると判定され、フレーム F 5 の断層画像が類似画像とされる。

10

【 0 0 3 0 】

そして、周期情報演算部 6 0 は、基準フレームの断層画像と類似画像との間の時相間隔 (フレーム間隔) に基づいて、胎児の心拍の周期情報を得る。心拍の周期に応じて運動する胎児の心臓は、その形状なども心拍の周期に応じて周期的に変化する。そのため、基準フレームの断層画像と類似画像が、心拍内の同じ周期時点に対応している可能性が高く、そこで、それらの画像間の時相間隔が心拍の 1 周期に対応していると考ええる。例えば、図 2 (1) に示す例においては、第 1 基準フレームであるフレーム F 1 と類似画像であるフレーム F 5 の間の時間、つまり、4 フレーム分の時間が心拍の 1 周期とされる。その 1 周期の時間を周期情報としてもよいし、その 1 周期の時間から単位時間あたりの心拍数などを周期情報として算出してもよい。

20

【 0 0 3 1 】

また、類似画像が選定されると、基準画像指定部 3 0 は、選定された類似画像を新たな第 1 基準フレームの断層画像に指定する。図 2 (1) に示す例においては、フレーム F 5 が類似画像として選定されたため、このフレーム F 5 の断層画像が、新しい第 1 基準フレームの断層画像に指定 (更新) される。

【 0 0 3 2 】

新しい第 1 基準フレームが指定されると、類似度演算部 4 0 は、新たな第 1 基準フレームの断層画像を基準として類似度を算出する。つまり、新たな第 1 基準フレームであるフレーム F 5 とフレーム F 6 の類似度、フレーム F 5 とフレーム F 7 の類似度、フレーム F 5 とフレーム F 8 の類似度と、フレーム F 5 を基準として各フレームごとに類似度を算出する。

30

【 0 0 3 3 】

さらに、類似画像選定部 5 0 は、各フレームごとに算出される類似度に基づいて、新たな第 1 基準フレームの断層画像に類似した類似画像を選定する。類似画像選定部 5 0 は、第 1 基準フレームであるフレーム F 5 に続いて次々に各フレームごとに得られる複数の断層画像の中から、最初に類似度が極大となるフレームの断層画像を類似画像とする。図 2 (1) に示す例においては、フレーム F 1 0 の類似度が最初の極大値となるため、フレーム F 1 0 の断層画像が類似画像とされる。

【 0 0 3 4 】

そして、周期情報演算部 6 0 は、新たな基準フレームの断層画像と類似画像との間の時相間隔 (フレーム間隔) に基づいて、さらに胎児の心拍の周期情報を得る。図 2 (1) に示す例においては、新たな第 1 基準フレームであるフレーム F 5 と類似画像であるフレーム F 1 0 の間の時間、つまり、5 フレーム分の時間が心拍の 1 周期とされる。

40

【 0 0 3 5 】

基準画像指定部 3 0 は、類似画像が選定される度のその選定された類似画像を新たな第 1 基準フレームの断層画像に更新し、類似画像選定部 5 0 は、第 1 基準フレームの断層画像が更新される度に更新された断層画像に類似した類似画像を選定し、周期情報演算部 6 0 は、第 1 基準フレームの断層画像が更新される度に、基準フレームの断層画像と類似画像との間の時相間隔の情報を得る。こうして、心拍の複数の周期に亘って、次々に時相間隔が得られるため、周期情報演算部 6 0 は、次々に得られる時相間隔を統計的に処理して

50

周期情報を得る。例えば、次々に得られる複数の時相間隔の平均値を周期情報としてもよいし、その平均値から単位時間あたりの心拍数などを周期情報として算出してもよい。

【0036】

このように、心拍の複数の周期に亘る統計的な処理により周期情報が得られるため、図2(1)に示す第1基準フレームに係る処理のみでも、比較的信頼性の高い周期情報を得ることができる。しかし、本超音波診断装置は、さらに、第1基準フレームに加えて、第2基準フレーム、第3基準フレームと所望の個数の基準フレームを設定して、さらに精度の高い周期情報を得ることができる。

【0037】

図2(2)は、第2基準フレームに係る処理を示しており、横軸には、複数フレーム(複数時相)に亘って得られる断層画像のフレーム番号が示されており、縦軸には、各フレームごとに算出される類似度が示されている。なお、図2(1)における断層画像と図2(2)における断層画像は同じ画像である。例えば、図2(2)におけるフレームF2からフレームF20までの断層画像は、図2(1)におけるフレームF2からフレームF20までの断層画像である。

10

【0038】

但し、図2(2)においては、フレームF2の断層画像が第2基準フレームに指定される。基準画像指定部30は、図2(1)に示したように、第1基準フレームの断層画像を指定すると、その後のフレームに第2基準フレームの断層画像を指定する。図2(2)には、フレームF2の断層画像が第2基準フレームに指定された例を示している。なお、第1基準フレームの直後のフレームではなく、1つ以上のフレームを間に挟んでから、第2基準フレームを指定してもよい。

20

【0039】

そして、第2基準フレームが指定されると、第1基準フレームの場合と同様な処理が実行される。つまり、類似度演算部40は、第2基準フレームの断層画像と、画像形成部20から次々に得られる各フレームの断層画像との間における画像の類似度を算出する。また、類似画像選定部50は、類似度演算部40において各フレームごとに算出される類似度に基づいて、複数フレームの断層画像の中から、第2基準フレームの断層画像に類似した類似画像を選定する。そして、周期情報演算部60は、第2基準フレームの断層画像と類似画像との間の時相間隔(フレーム間隔)に基づいて、胎児の心拍の周期情報を得る。

30

【0040】

また、基準画像指定部30は、類似画像が選定される度のその選定された類似画像を新たな第2基準フレームの断層画像に更新し、類似画像選定部50は、第2基準フレームの断層画像が更新される度に更新された断層画像に類似した類似画像を選定し、周期情報演算部60は、第2基準フレームの断層画像が更新される度に、基準フレームの断層画像と類似画像との間の時相間隔の情報を得る。こうして、第2基準フレームに係る処理においても、心拍の複数の周期に亘って、次々に時相間隔が得られるため、周期情報演算部60は、次々に得られる時相間隔を統計的に処理して周期情報を得る。

【0041】

さらに、第2基準フレームに加えて、第3基準フレームが設定されてもよい。図2(3)は、第3基準フレームに係る処理を示しており、横軸には、複数フレーム(複数時相)に亘って得られる断層画像のフレーム番号が示されており、縦軸には、各フレームごとに算出される類似度が示されている。図2(3)における断層画像も、図2(1)(2)における断層画像と同じ画像である。

40

【0042】

図2(3)においては、フレームF3の断層画像が第3基準フレームに指定される。基準画像指定部30は、図2(2)に示したように、第2基準フレームの断層画像を指定すると、その後のフレームに第3基準フレームの断層画像を指定する。図2(3)には、フレームF3の断層画像が第3基準フレームに指定された例を示している。なお、第2基準フレームの直後のフレームではなく、1つ以上のフレームを間に挟んでから、第3基準フ

50

フレームを指定してもよい。そして、第3基準フレームが指定されると、第1基準フレームや第2基準フレームの場合と同様な処理が実行される。なお、第3基準フレームに加え、さらに第4基準フレーム第5基準フレームと、所望の個数だけ基準フレームを追加してもよい。

【0043】

こうして、複数の基準フレームについて、各基準フレームごとに心拍の周期情報を得ることができるため、周期情報演算部60は、これら複数の基準フレームの各々から得られる周期情報をさらに統計的に処理して、例えば平均化して、最終的な周期情報を得ることができる。

【0044】

図3は、図1の超音波診断装置における処理を示すフローチャートである。まず、超音波が送受されて各フレームごとに断層画像が形成され(S301)、形成された断層画像の画像状態が確認される(S302)。例えば、プローブ10の送受波面が空中に向けられていると、超音波の反射波が得られず、輝度の低い黒い状態の断層画像が得られる。そこで、例えば断層画像内の輝度の平均値などに基づいて画像状態が判定される。例えば平均値が閾値以上であれば画像状態が良いと判定され、平均値が閾値より小さければ画像状態が悪いと判定される。そして、画像状態が良いと判定されるまで判定が繰り返されて、例えば、胎児の心臓にプローブ10が向けられると、画像状態が良いと判定されて以降の処理が進められる。

【0045】

胎児の心臓にプローブ10が向けられると、まず、基準画像指定部30が第1基準フレームの断層画像を指定し(S303-1)、類似度演算部40が第1基準フレームの断層画像と次々に得られる各フレームの断層画像との間における画像の類似度を算出する(S304-1)。また、類似画像選定部50が、各フレームごとに算出される類似度に基づいて、複数フレームの断層画像の中から、第1基準フレームの断層画像に類似した類似画像を選定し(S305-1)、そして、周期情報演算部60が、基準フレームの断層画像と類似画像との間の時相間隔に基づいて、胎児の心拍の周期情報として、第1基準フレームに基づいた心拍数(第1心拍数)を算出する(S306-1)。つまり、図2(1)を利用して説明した処理が実行される。

【0046】

また、第1基準フレームの断層画像を指定すると、基準画像指定部30がその後のフレームに第2基準フレームの断層画像を指定して、第1基準フレームの場合と同様な処理が実行される(S303-2)~(S306-2)。つまり、図2(2)を利用して説明した処理が実行され、胎児の心拍の周期情報として、第2基準フレームに基づいた心拍数(第2心拍数)が算出される。

【0047】

さらに、所望の個数だけ基準フレームを追加して、第1基準フレームや第2基準フレームの場合と同様な処理が実行されてもよい(S303-N)~(S306-N)。

【0048】

そして、周期情報演算部60は、複数の基準フレームの各々から得られる心拍数をさらに統計的に処理して例えば平均値を算出し(S307)、算出された心拍数の平均値が表示部70に表示される。

【0049】

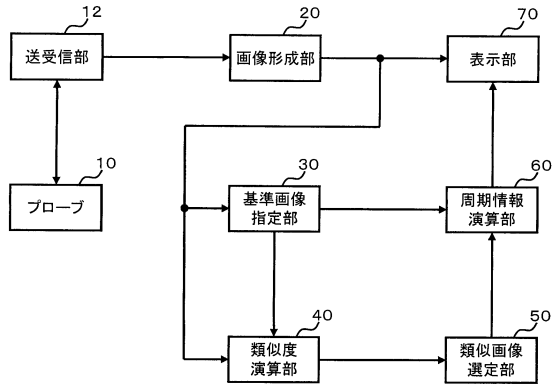
以上、本発明の好適な実施形態を説明したが、上述した実施形態は、あらゆる点で単なる例示にすぎず、本発明の範囲を限定するものではない。本発明は、その本質を逸脱しない範囲で各種の変形形態を包含する。

【符号の説明】

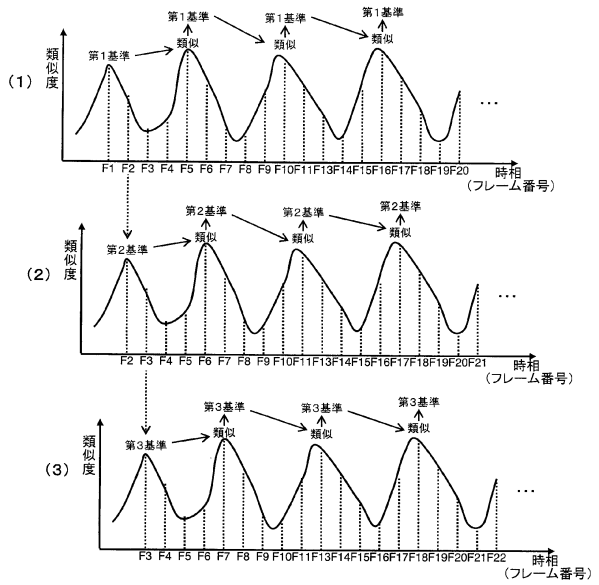
【0050】

10 プローブ、12 送受信部、20 画像形成部、30 基準画像指定部、40 類似度演算部、50 類似画像選定部、60 周期情報演算部、70 表示部。

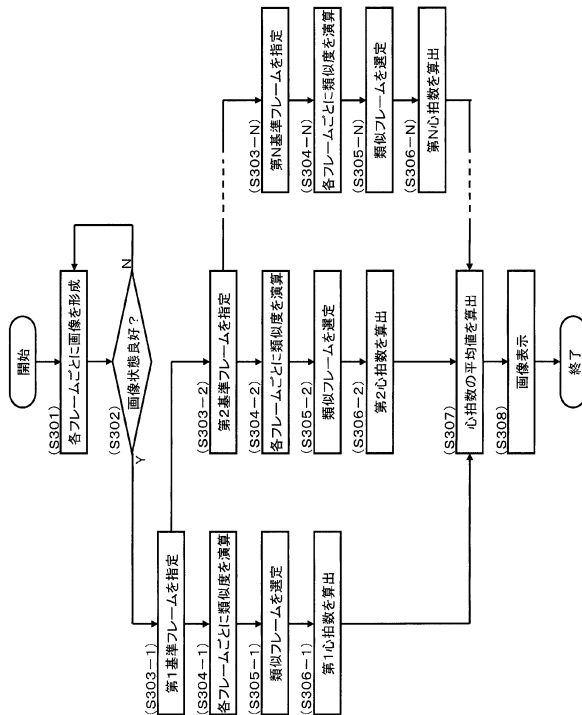
【図 1】



【図 2】



【図 3】



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 2 番 1 号 日立アロカメディカル株式会社内

審査官 右▲高▼ 孝幸

(56)参考文献 特開2005-74225 (J P , A)

特表2006-509613 (J P , A)

特開2007-54635 (J P , A)

特開2010-233966 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 0 2

A 6 1 B 8 / 1 4

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP5992705B2	公开(公告)日	2016-09-14
申请号	JP2012069054	申请日	2012-03-26
[标]申请(专利权)人(译)	中田雅彦 日立阿洛卡医疗株式会社		
申请(专利权)人(译)	中田雅彦 日立アロカメディカル株式会社		
当前申请(专利权)人(译)	中田雅彦 株式会社日立制作所		
[标]发明人	中田雅彦 笠原英司 村下賢		
发明人	中田 雅彦 笠原 英司 村下 賢		
IPC分类号	A61B8/02 A61B8/14		
FI分类号	A61B8/02 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB06 4C601/DD07 4C601/DD09 4C601/DD15 4C601/EE09 4C601/EE10 4C601/GB04 4C601/JB48 4C601/JC16 4C601/JC23		
其他公开文献	JP2013198635A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种改进的技术，用于从周期性运动物体的超声图像中获得周期性信息。参考图像指定单元指定参考帧的断层图像，该参考帧用作从图像形成单元连续获得的多个帧的断层图像中的相似度计算的参考。相似度计算单元40计算指定参考帧的断层图像与从图像形成单元20获得的每个帧的断层图像之间的图像的相似度。类似图像选择部分50基于在相似度计算部分40中针对每个帧计算的相似度，从多个帧的断层图像中选择与参考帧的断层图像类似的相似图像。然后，周期信息计算单元60基于参考帧的断层图像与相似图像之间的时间相位间隔获得胎儿心跳的周期信息。点域1

【 図 3 】

