

**(57) 【特許請求の範囲】****【請求項 1】**

周期的に運動する臓器に対して超音波ビームの走査を繰り返すことによりフレーム列を生成するフレーム列生成手段と、

前記フレーム列のそれぞれに対して候補領域群を設定する候補領域群設定手段と、

前記候補領域ごとに、前記フレーム列において基準フレームとそれ以外の各フレームとの間で相関値を順次演算することにより、前記候補領域ごとに前記相関値の時間変化を示す相関値波形を生成する相関値演算手段と、

前記候補領域ごとの相関値波形において安定化波形部分を特定する安定化波形部分特定手段と、

前記相関値演算手段によって生成された複数の相関値波形において特定された複数の安定化波形部分の中から最良安定化波形部分を特定する最良安定化波形部分特定手段と、

前記最良安定化波形部分に対応する候補領域から得られた相関値波形に基づいて、前記臓器の運動の周期情報を演算する周期情報演算手段と、

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、

前記候補領域群は、フレームエリアの全体内又は一部内において互いに非同一の関係をもって設定された設定された複数の候補領域によって構成される、

ことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 3】**

請求項 2 に記載の超音波診断装置において、  
前記候補領域群は、前記フレームエリアの全体内又は一部内において少なくとも異なる位置に設定された複数の候補領域を含む、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 4】**

請求項 2 又は請求項 3 に記載の超音波診断装置において、  
前記候補領域群は、前記フレームエリアの全体内又は一部内において少なくとも異なるサイズを有する複数の候補領域を含む、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

10

**【請求項 5】**

請求項 1 から請求項 4 のいずれか一項に記載の超音波診断装置において、  
前記安定化波形部分特定手段は、前記相関値波形の波形解析により前記安定化波形部分を特定する、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 6】**

請求項 5 に記載の超音波診断装置において、  
前記安定化波形部分特定手段は、  
前記相関値波形において隣接ピーク間隔ごとに仮周期情報を演算することにより、仮周期情報列を生成する生成手段と、  
前記仮周期情報列の中で所定の安定化条件を満たす複数の仮周期情報を判定することにより、前記安定化波形部分を特定する判定手段と、  
を含むことを特徴とする超音波診断装置。

20

**【請求項 7】**

請求項 6 に記載の超音波診断装置において、  
前記判定手段は、  
前記仮周期情報列を所定のソート条件に従ってソートする手段と、  
前記ソート後の仮周期情報列の中から前記複数の仮周期情報として、ソート方向に並んだ所定数の仮周期情報を特定する手段と、  
を含むことを特徴とする超音波診断装置。

30

**【請求項 8】**

請求項 7 に記載の超音波診断装置において、  
前記ソートする手段は、前記仮周期情報列を値の大きい順又は小さい順にソートし、  
前記所定数の仮周期情報を特定する手段は、前記ソート後の仮周期情報列における中間的部分を前記所定数の仮周期情報として特定する、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 9】**

請求項 6 に記載の超音波診断装置において、  
前記判定手段は、  
前記仮周期情報列に対して複数のばらつき参照窓を設定し、複数のばらつきを演算する手段と、  
前記複数のばらつきの中から最小のばらつきを特定することにより前記相関値波形における前記安定化波形部分を特定する手段と、  
を含むことを特徴とする超音波診断装置。

40

**【請求項 10】**

請求項 1 に記載の超音波診断装置において、  
前記最良安定化波形部分特定手段は、前記複数の安定化波形部分の中でばらつきが最小となる安定化波形部分を前記最良安定化波形部分として特定する、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

**【請求項 11】**

50

請求項 1 から請求項 10 のいずれか一項に記載の超音波診断装置において、  
前記周期情報演算手段は、前記最良安定化波形部分から前記周期情報を演算する、  
ことを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 12】

コンピュータを、

周期的に運動する臓器に対して超音波ビームの走査を繰り返すことにより生成されたフレーム列を受け、前記フレーム列のそれぞれに対して候補領域群を設定する候補領域群設定手段と、

前記候補領域ごとに、前記フレーム列において基準フレームとそれ以外の各フレームとの間で相関値を順次演算することにより、前記候補領域ごとに前記相関値の時間変化を示す相関値波形を生成する相関値演算手段と、

前記候補領域ごとに相関値波形において安定化波形部分を特定する安定化波形部分特定手段と、

前記相関値演算手段によって生成された複数の相関値波形において特定された複数の安定化波形部分の中から最良安定化波形部分を特定する最良安定化波形部分特定手段と、

前記最良安定化波形部分に対応する候補領域から得られた相関値波形に基づいて、前記臓器の運動の周期情報を演算する周期情報演算手段と、

して機能させることを特徴とするプログラム。

【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、周期的な運動をする臓器の周期情報を得る超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

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難しい。一方、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。

【0003】

例えば特許文献 1 に開示された超音波診断装置では、胎児の心臓を表す複数の断層画像において、基準断層画像と、それ以外の各断層画像と、の間での相関演算が行われており、その演算結果を示す相関値波形から、胎児の心拍数が演算されている。

【0004】

また、特許文献 2 に開示された超音波診断装置では、超音波画像に基づいて胎児の身体の動き及び心臓の動きを解析することにより、身体の変動を示す波形と心臓の運動を示す波形とが得られており、身体の変動を示す波形が差し引かれた心臓の運動の波形に基づいて、胎児の心拍数が演算されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0005】

【特許文献 1】特開 2013 - 198635 号公報

【特許文献 2】特開 2013 - 198636 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0006】

ところで、相関値波形から心拍情報を演算する場合、相関値演算対象となる関心領域をどのように設定するのかが、心拍情報の演算精度を大きく左右する。例えば、心臓において安定的に周期運動していない部分に関心領域が設定されてしまうと、安定的な相関値波形が得られず、心拍情報の測定精度が低下する問題が生じる。適切な位置あるいは適切なサイズをもって関心領域を設定することが望まれる。

【0007】

10

20

30

40

50

特に、胎児の心臓は極めて小さくて移動しがちであり、また、超音波画像に表された心臓の境界は不鮮明な場合が多いため、心臓において安定的に周期運動している部位をユーザがマニュアルで指定することは極めて難しい。

【0008】

本発明の目的は、超音波診断装置において、周期的な運動をする臓器について周期情報の測定精度を向上させることである。あるいは、本発明の目的は、胎児の心臓の断面上に心拍情報計測用の関心領域を設定する場合にユーザの負担を軽減又は解消することである。あるいは、本発明の目的は、胎児の心臓の断面上において設定される心拍情報計測用の関心領域の位置及びサイズの少なくとも一方を最適化できるようにすることにある。

【課題を解決するための手段】

【0009】

本発明に係る超音波診断装置は、周期的に運動する臓器に対して超音波ビームの走査を繰り返すことによりフレーム列を生成するフレーム列生成手段と、前記フレーム列のそれぞれに対して候補領域群を設定する候補領域群設定手段と、前記候補領域ごとに、前記フレーム列において基準フレームとそれ以外の各フレームとの間で相関値を順次演算することにより、前記候補領域ごとに前記相関値の時間変化を示す相関値波形を生成する相関値演算手段と、前記候補領域ごとの相関値波形において安定化波形部分を特定する安定化波形部分特定手段と、前記相関値演算手段によって生成された複数の相関値波形において特定された複数の安定化波形部分の中から最良安定化波形部分を特定する最良安定化波形部分特定手段と、前記最良安定化波形部分に対応する候補領域から得られた相関値波形に基づいて、前記臓器の運動の周期情報を演算する周期情報演算手段と、を有することを特徴とする。

【0010】

上記の構成によれば、複数の候補領域に対応する複数の相関値波形が生成され、個々の相関値波形ごとにその中の安定化波形部分が特定される。すなわち、個々の相関値波形が丸ごと評価対象となるのではなく、その中の安定化波形部分が評価対象となる。その場合、例えば、相関値波形上において連続して存在しているばらつきの少ない部分が安定化波形部分として特定されてもよいし、相関値波形上において離散的に存在しているばらつきの少ない関係にある複数の波形断片の集合が安定化波形部分として特定されてもよい。複数の候補領域に対応する複数の安定化波形部分が特定されると、それらの中から最良安定化波形部分が特定される。この特定は、複数の候補領域中における安定化領域（周期情報計測用関心領域）の特定に相当する。それ故、最良安定化波形部分から、又は、それを含む相関値波形から、周期情報が演算される。対象となる臓器が心臓であれば、周期情報として心拍数等の心拍情報が演算される。

【0011】

上記構成は、関心領域の候補となる複数の候補領域を用意しておき、それらについて演算される複数の相関値波形を評価することにより、最良な候補領域（あるいは参照する波形部分）が選択されるようにしたものである。よって、相関値波形を評価した上で、関心領域が定まることになるから、関心領域の設定精度が高められる。また、ユーザにおいて安定性を予測又は考慮しながら関心領域を設定しなければならないという煩雑さの問題を解消できる。

【0012】

経験則上、相関値波形の全体が安定的であることはあまりなく、多くの場合に、個々の相関値波形には、安定している部分とそうでない部分とが含まれる。特に胎児の心臓の計測に際してはそのような傾向が強く認められる。本発明によれば、相関値波形の評価に際して、安定化波形部分以外の非安定化波形部分（例えば値が極端過ぎる部分）を除外して相関値波形を評価することができる。よって、有用あるいは優良な波形情報を積極的に利用することが可能となる。最良安定化波形部分に対応する候補領域は、臓器において安定的に周期運動している部分に対応する。従って、本発明によれば、そのような安定的に周期運動している部分から、周期情報を精度良く測定することができる。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 1 3 】

望ましくは、前記候補領域群は、フレームエリアの全体内又は一部内において互いに非同一の関係をもって設定された設定された複数の候補領域によって構成される。これにより、周期情報を演算するのに適した候補領域を特定することができる。フレーム列は、時間軸上に並んだ複数のフレームにより構成され、各フレームは、組織における計測対象断面に相当し、具体的には、ビーム走査面又は断層画像に対応するものである。その全体に対して候補領域群が設定され、あるいは、その一部に対して候補領域群が設定される。互いに異なるパターンをもった複数の候補領域群を用意しておき、マニュアルで又は診断部位等に応じて自動的にいずれかの候補領域群が設定されるのが望ましい。

## 【 0 0 1 4 】

望ましくは、前記候補領域群は、前記フレームエリアの全体内又は一部内において少なくとも異なる位置に設定された複数の候補領域を含む。これにより、周期情報を演算する領域の位置を最良化することができる。

## 【 0 0 1 5 】

望ましくは、前記候補領域群は、前記フレームエリアの全体内又は一部内において、少なくとも異なるサイズを有する複数の候補領域を含む。これにより、周期情報を演算する領域のサイズを最良化することができる。

## 【 0 0 1 6 】

望ましくは、前記安定化波形部分特定手段は、前記相関値波形の波形解析により前記安定化波形部分を特定する。

## 【 0 0 1 7 】

望ましくは、前記安定化波形部分特定手段は、前記相関値波形において隣接ピーク間隔ごとに仮周期情報を演算することにより、仮周期情報列を生成する生成手段と、前記仮周期情報列の中で所定の安定化条件を満たす複数の仮周期情報を判定することにより、前記安定化波形部分を特定する判定手段と、を含む。これにより、極端過ぎる仮周期情報を除外して相関値波形を評価できるので、極端過ぎる仮周期情報の影響を受けずに、最良安定化波形部分を特定できる。

## 【 0 0 1 8 】

望ましくは、前記判定手段は、前記仮周期情報列を所定のソート条件に従ってソートする手段と、前記ソート後の仮周期情報列の中から前記複数の仮周期情報として、ソート方向に並んだ所定数の仮周期情報を特定する手段と、を含む。

## 【 0 0 1 9 】

望ましくは、前記ソートする手段は、前記仮周期情報列を値の大きい順又は小さい順にソートし、前記所定数の仮周期情報を特定する手段は、前記ソート後の仮周期情報列における中間的部分を前記所定数の仮周期情報として特定する。中間的部分よりもそれ以外の部分に極端過ぎる仮周期情報が含まれ、中間的部分には、それ以外の部分と比べて安定した仮周期情報が含まれる。従って、中間的部分に含まれる仮周期情報に対応する波形部分を安定化波形部分として特定することにより、極端過ぎる仮周期情報を除外して相関値波形を評価することができる。

## 【 0 0 2 0 】

望ましくは、前記判定手段は、前記仮周期情報列に対して複数のばらつき参照窓を設定し、複数のばらつきを演算する手段と、前記複数のばらつきの中から最小のばらつきを特定することにより前記相関値波形における前記安定化波形部分を特定する手段と、を含む。ばらつきが最小となる参照窓には、それ以外の参照窓と比べて安定した仮周期情報が含まれるので、この構成によると、極端過ぎる仮周期情報を除外して相関値波形を評価することができる。

## 【 0 0 2 1 】

望ましくは、前記最良安定化波形部分特定手段は、前記複数の安定化波形部分の中でばらつきが最小となる安定化波形部分を前記最良安定化波形部分として特定する。ばらつきが最小となる最良安定化波形部分に対応する候補領域では、他の候補領域と比べて周期運

10

20

30

40

50

動が安定している。従って、その候補領域から得られた相関値波形に基づいて周期情報を求めることにより、周期情報の測定精度が向上する。

【0022】

望ましくは、前記周期情報演算手段は、前記最良安定化波形部分から前記周期情報を演算する。最良安定化波形部分は他の波形部分よりも安定している（極端過ぎる部分が除外されている）。従って、最良安定化波形部分から周期情報を求めることにより、周期情報の測定精度が更に向上する。

【0023】

また、本発明に係るプログラムは、コンピュータを、周期的に運動する臓器に対して超音波ビームの走査を繰り返すことにより生成されたフレーム列を受け、前記フレーム列のそれぞれに対して候補領域群を設定する候補領域群設定手段と、前記候補領域ごとに、前記フレーム列において基準フレームとそれ以外の各フレームとの間で相関値を順次演算することにより、前記候補領域ごとに前記相関値の時間変化を示す相関値波形を生成する相関値演算手段と、前記候補領域ごとに相関値波形において安定化波形部分を特定する安定化波形部分特定手段と、前記相関値演算手段によって生成された複数の相関値波形において特定された複数の安定化波形部分の中から最良安定化波形部分を特定する最良安定化波形部分特定手段と、前記最良安定化波形部分に対応する候補領域から得られた相関値波形に基づいて、前記臓器の運動の周期情報を演算する周期情報演算手段と、して機能させることを特徴とする。

【発明の効果】

【0024】

本発明によると、超音波診断装置において、周期的な運動をする臓器の周期情報の測定精度を向上させることが可能となる。

【図面の簡単な説明】

【0025】

【図1】本発明の実施形態に係る超音波診断装置の一例を示すブロック図である。

【図2】候補領域群の設定例を示す模式図である。

【図3】各候補領域における相関値波形の一例を示す図である。

【図4】実施例1に係る処理を示すフローチャートである。

【図5】実施例1に係る処理を説明するための図である。

【図6】実施例2に係る処理を示すフローチャートである。

【図7】実施例2に係る処理を説明するための図である。

【図8】変形例1に係る候補領域群の設定例を示す模式図である。

【図9】変形例2に係る候補領域群の設定例を示す模式図である。

【図10】変形例3に係る候補領域群の設定例を示す模式図である。

【図11】変形例3に係る候補領域群の設定例を示す模式図である。

【発明を実施するための形態】

【0026】

図1に、本発明の実施形態に係る超音波診断装置の一例を示す。超音波診断装置は、病院等の医療機関に設置され、人体に対する超音波の送受波により超音波画像を形成する装置である。本実施形態に係る超音波診断装置は、以下に詳述するように、妊娠中の胎児に対する超音波の送受波により心拍情報を計測する機能を備えている。周期的に運動する他の組織が計測対象となってもよい。

【0027】

図1において、プローブ10は、対象物を含む診断領域に対して超音波を送受する送受波器である。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、複数の振動素子によって超音波ビームが形成される。超音波ビームは繰り返し電子走査され、これによりビーム走査面が順次形成される。電子走査方式として、電子セクタ走査方式、電子リニア走査方式、等が知られている。

【0028】

送受信部 12 は、送信時において、プローブ 10 が備える複数の振動素子に対して遅延処理された複数の送信信号を出力する。これにより、複数の振動素子から生体内へ送信ビームが送波される。受信時において、生体内からの反射波が複数の振動素子で受波されると、それらから複数の受信信号が送受信部 12 へ出力される。送受信部 12 では、複数の受信信号に対して整相加算処理等を施すことにより、受信ビームを形成する。すなわち、送受信部 12 は、整相加算処理後の受信信号（ビームデータ）を出力する。送受信部 12 の作用により、送信ビーム及び受信ビーム（両者併せて超音波ビーム）が電子的に走査される。これにより上記のビーム走査面が構成される。ビーム走査面は複数のビームデータに相当し、それらは受信フレーム（受信フレームデータ）を構成する。なお、各ビームデータは深さ方向に並ぶ複数のエコーデータにより構成される。超音波ビームの電子走査を繰り返すことにより、送受信部 12 から時間軸上に並ぶ複数の受信フレームが出力される。それらは受信フレーム列を構成する。送受信部 12 から出力されたビームデータは図示されていない信号処理部を経由して画像形成部 14 へ送られている。信号処理部は、検波カイク、対数圧縮回路等を備えるものである。

#### 【0029】

画像形成部 14 は、座標変換機能及び補間処理機能等を有するデジタルスキャンコンバータにより構成されている。画像形成部 14 は、受信フレーム列に基づいて、複数の表示フレームによって構成される表示フレーム列 100 を形成する。表示フレーム列 100 を構成する個々の表示フレームは B モード断層画像のデータである。表示フレーム列 100 は、モニタ等の表示部 34 に出力されて表示される。これにより、リアルタイムで B モード断層像が動画像として表示される。本実施形態においては、表示フレーム列 100 がフレーム列記憶部 18 に記憶される。

#### 【0030】

画像処理部 16 は、フレーム列記憶部 18、基準フレーム選択部 20、候補領域群設定部 22、相関値演算部 24、安定化波形部分特定部 26、安定化領域特定部 28 及び心拍数演算部 30 を含む。

#### 【0031】

基準フレーム選択部 20 は、フレーム列記憶部 18 に記憶されている表示フレーム列 100 の中から、相関値演算の基準となる基準フレームを選択する。基準フレーム選択部 20 は、例えば、操作部 32 を介して入力されるユーザ操作に応じて基準フレームを選択する。例えば、フレーム列記憶部 18 に記憶されている表示フレーム列 100 を表示部 34 によって再生表示し、ユーザは、表示部 34 に表示されている表示フレーム列 100 を見ながら、操作部 32 を用いて基準フレームを指定する。なお、基準フレーム選択部 20 は、表示フレーム列 100 の中から任意の表示フレームを基準フレームとして選択してもよい。基準フレームの選択を自動化するようにしてもよい。例えば、画像解析によって基準フレームを特定してもよい。

#### 【0032】

候補領域群設定部 22 は、処理対象となる表示フレーム列のそれぞれに対して候補領域群 110 を設定する。例えば、候補領域群 110 は、非同一の関係をもって分散的に設定された複数の候補領域によって構成されている。具体的には、候補領域群設定部 22 は、表示フレーム列のそれぞれに対して、互いに異なる位置に複数の候補領域を設定する。また、候補領域群設定部 22 は、互いにサイズが異なる複数の候補領域を設定してもよい。本実施形態では、候補領域群設定部 22 は、表示フレーム列のそれぞれにおいて胎児の心臓に対して候補領域群 110 を設定する。候補領域群設定部 22 は、例えば、操作部 32 を介して入力されるユーザ操作に応じて候補領域群 110 を設定する。例えば、基準フレームを表示部 34 によって表示し、ユーザは、表示部 34 に表示されている基準フレームを見ながら、操作部 32 を用いて候補領域群 110 の設定位置を指定する。この指定された位置に対して候補領域群 110 が設定される。候補領域群設定部 22 は、処理対象の表示フレーム列を構成する個々の表示フレームに対して、基準フレームに対して設定された位置と同じ位置に候補領域群 110 を設定する。なお、候補領域群設定部 22 は、基準フ

10

20

30

40

50

レーンを画像解析し、胎児の心臓の領域に候補領域群を設定してもよい。候補領域群設定部 22 は、個々の候補領域に対応する表示フレーム列 120 をフレーム列記憶部 18 から読み出して相関値演算部 24 に出力する。

#### 【0033】

図 2 に、候補領域群の設定例を示す。基準フレーム 40 には、胎児の身体 42 及び胎児の心臓 44 が表されている。図 2 に示す例では、6 個の矩形の候補領域（候補領域 50A ~ 50F）が設定されている。候補領域 50A ~ 50E は、心臓 44 を部分的に含むように、それぞれ異なる位置に設定されている。候補領域 50F は、心臓 44 の全体を含むように設定されている。候補領域 50A ~ 50E のサイズは同じである。候補領域 50A ~ 50D は、互いに重なることなく、候補領域 50F を 4 等分した領域に設定されている。候補領域 50E は、候補領域 50A ~ 50D と部分的に重なるように設定されている。図 2 に示す例では、候補領域 50A ~ 50F は矩形であるが、その他の多角形や円形や楕円形であってもよい。また、候補領域 50A ~ 50E は、同じ大きさであってもよいし、異なる大きさであってもよい。候補領域 50A ~ 50D は、互いに部分的に重なって設定されてもよい。また、候補領域の数も図 2 に示す例に限られず、複数の候補領域が設定されればよい。候補領域の形状、サイズ、数及び設定位置は任意であり、例えば、ユーザによる操作部 32 の操作によって、それらが指定されてもよい。

10

#### 【0034】

図 1 に戻って説明する。相関値演算部 24 は、候補領域ごとに、基準フレームと基準フレーム以外の各表示フレームとの間で相関値を順次演算することにより、候補領域ごとに相関値の時間変化を示す相関値波形 130 を生成する。具体例を挙げて説明する。表示フレーム F1, F2, F3, F4 が処理対象の表示フレームであるとする。この場合、相関値演算部 24 は、候補領域ごとに、基準フレーム（例えば表示フレーム F1）と表示フレーム F2 との間の相関値、基準フレームと表示フレーム F3 との間の相関値、及び、基準フレームと表示フレーム F4 との間の相関値を演算する。これにより、候補領域ごとに相関値の時間変化を示す相関値波形が得られる。相関値としては、例えば、SSD (Sum of Square Difference: 差の二乗和)、SAD (Sum of Absolute Difference: 差の絶対値の和) 又は平均値の差等の公知の手法が利用される。

20

#### 【0035】

図 3 に、候補領域 50A ~ 50F に対応する相関値波形の一例を示す。図 3 中の横軸は時間軸であり、縦軸は相関値を示す。相関値波形 A は、図 2 に示す候補領域 50A における相関値の時間変化を示す波形である。相関値波形 B は、候補領域 50B における相関値の時間変化を示す波形である。相関値波形 C は、候補領域 50C における相関値の時間変化を示す波形である。相関値波形 D は、候補領域 50D における相関値の時間変化を示す波形である。相関値波形 E は、候補領域 50E における相関値の時間変化を示す波形である。相関値波形 F は、候補領域 50F における相関値の時間変化を示す波形である。

30

#### 【0036】

図 1 に戻って説明すると、安定化波形部分特定部 26 は、候補領域ごとの相関値波形 130 において安定化波形部分 140 を特定する。すなわち、安定化波形部分特定部 26 は、候補領域ごとに、相関値波形 130 から値が極端過ぎる部分を除外し、波形が安定している安定化波形部分 140 を特定する。例えば、安定化波形部分特定部 26 は、候補領域ごとに、相関値波形 130 に基づいて心臓の仮心拍数を演算し、仮心拍数に基づいて相関値波形 130 から安定化波形部分 140 を特定する。

40

#### 【0037】

安定化領域特定部 28 は、複数の相関値波形 130 において特定された複数の安定化波形部分 140 を相互に比較することにより、複数の安定化波形部分 140 の中から最良安定化波形部分を特定する。そして、安定化領域特定部 28 は、最良安定化波形部分に対応する候補領域を安定化領域として特定する。例えば、安定化領域特定部 28 は、候補領域ごとに、安定化波形部分 140 に対応する仮心拍数のばらつきを演算し、仮心拍数のばら

50

つきが最小となる安定化波形部分（最良安定化波形部分）を特定し、その最良安定化波形部分に対応する候補領域を安定化領域として特定する。

【0038】

心拍数演算部30は、安定化領域から得られた相関値波形に基づいて、胎児の心拍情報を演算する。心拍情報は、例えば心拍数である。

【0039】

上述した画像処理部16による処理は、一例としてハードウェア資源とソフトウェアとの協働により実現することができる。具体的には、画像処理部16は、図示しないCPU等のプロセッサを備えている。当該プロセッサが、図示しない記憶装置に記憶されたプログラムを読み出して実行することにより、画像処理部16の各部の機能が実現される。

10

【0040】

次に、図4に示すフローチャートを参照して、本実施形態に係る超音波診断装置による処理の実施例1について説明する。まず、フレーム列記憶部18に記憶されている表示フレーム列を表示部34によって再生表示し、ユーザは、操作部32を用いて、表示フレーム列の中から処理対象フレーム列を指定する(S01)。さらに、ユーザは、操作部32を用いて、処理対象フレーム列の中から基準フレームを指定する(S02)。続いて、基準フレームを表示部34によって表示し、ユーザは、その基準フレームを見ながら、操作部32を用いて候補領域群の設定位置を指定する。これにより、候補領域群設定部22によって、処理対象フレーム列のそれぞれに対して候補領域群が設定される(S03)。一例として、図2に示すように、候補領域群設定部22は、処理対象フレーム列のそれぞれに対して候補領域50A~50Fを設定する。候補領域群が設定されると、相関値演算部24は、候補領域ごとに、基準フレームと各表示フレームとの間で相関値を順次演算することにより、候補領域ごとに相関値波形を生成する(S04)。一例として、図3に示すように、相関値演算部24は、候補領域50A~50Fについて相関値波形A~Fを生成する。

20

【0041】

そして、安定化波形部分特定部26は、相関値波形ごとに仮心拍数を順次演算する(S05)。具体的には、安定化波形部分特定部26は、候補領域ごとに、相関値波形のピーク点（極大点又は極小点）を次々と探索し、互いに隣り合うピーク点（極大点又は極小点）の時間間隔を、それぞれ仮の1心拍時間として演算する。そして、安定化波形部分特定部26は、候補領域ごとに、複数の仮の1心拍時間に基づいて単位時間当たりの複数の仮心拍数(bmp)を演算する。これにより、時間軸上に並ぶ複数の仮心拍数が演算され、それらは仮心拍数列を構成する。図3を参照して説明すると、安定化波形部分特定部26は、相関値波形Aについて、互いに隣り合うピーク点（例えば極大値）の時間間隔T1~T9を、それぞれ仮の1心拍時間として演算する。そして、安定化波形部分特定部26は、時間間隔T1~T9から単位時間当たりの仮心拍数R1~R9を演算する。時間軸上に並ぶ仮心拍数R1~R9は仮心拍数列を構成する。安定化波形部分特定部26は、相関値波形B~Fについても仮心拍数列を演算する。

30

【0042】

次に、安定化波形部分特定部26は、候補領域ごとに、値の大きい順に仮心拍数列をソート処理する（並び替える）(S06)。仮心拍数R1~R9を例に挙げて説明すると、図5(a)に示すように、安定化波形部分特定部26は、値が大きい順に仮心拍数R1~R9をソートする。または、図5(b)に示すように、安定化波形部分特定部26は、値が小さい順に仮心拍数R1~R9をソートしてもよい。安定化波形部分特定部26は、相関値波形B~Fについても仮心拍数列をソートする。

40

【0043】

そして、安定化波形部分特定部26は、候補領域ごとに、ソート後の仮心拍数列中の中央N個（中央に配置されたN個）についての平均値及びばらつきを演算する(S07)。Nは整数である。一例としてN=5とすると、図5(a)に示す例では、安定化波形部分特定部26は、中央に配置された5個の仮心拍数（仮心拍数R9, R6, R5, R7, R

50

4)の平均値及びばらつきを演算する。または、図5(b)に示すように、安定化波形部分特定部26は、値が小さい順にソートされた仮心拍数R1~R9中の中央N個についての平均値及びばらつきを演算してもよい。安定化波形部分特定部26は、相関値波形B~Fについても、ソート後の仮心拍数列中の中央N個についての平均値及びばらつきを演算する。なお、図5に示す例では、N=5としたが、それ以外の値が用いられてもよい。

【0044】

ここで、ばらつきについて説明する。N個の仮心拍数のそれぞれの値を $x_i$  ( $i = 1 \sim N$ )とし、それらの平均を $m$ とすると、分散は以下の式(1)によって求められる。

【数1】

【0045】

この分散の正の平方根  $\sigma$  を、標準偏差と称する。

【0046】

さらに、標準偏差  $\sigma$  を平均値 $m$ で除算したものを変動係数CV (Coefficient of Variation)と称し、以下の式(2)で表される。

$$CV = \sigma / m \dots (2)$$

【0047】

変動係数CVは、平均値によらない相対的なばらつきを表す。例えば、標準偏差  $\sigma$  が同じ「20」であっても、平均値が「50」の場合と平均値が「200」の場合とでは、後者(平均値=200)の方が、ばらつきが少ないと考えられる(平均値が「50」の場合、 $CV = 0.4$ となり、平均値が「200」の場合、 $CV = 0.1$ となる)。安定化波形部分特定部26は、相関値波形A~Fについて、中央N個の仮心拍数のばらつきCVを演算する。

【0048】

そして、安定化領域特定部28は、相関値波形A~FのばらつきCVを相互比較することにより、ばらつきCVが最小となる相関値波形を特定し、その相関値波形に対応する候補領域(安定化領域)を特定する(S08)。すなわち、安定化領域特定部28は、仮心拍数列中の中央N個についてのばらつきCVを用いて相関値波形A~Fの安定化度を評価し、安定化度が最も高い(ばらつきCVが最小となる)相関値波形を特定する。一例として、相関値波形AのばらつきCVが相関値波形A~Fの中で最小となる場合、安定化領域特定部28は、相関値波形Aに対応する候補領域50Aを安定化領域として特定する。

【0049】

なお、安定化波形部分特定部26は、仮心拍数列中の中央N個についての標準偏差  $\sigma$  を相関値波形ごとに演算し、標準偏差  $\sigma$  が最小となる相関値波形を特定し、その相関値波形に対応する候補領域を安定化領域として特定してもよい。

【0050】

以上のように安定化領域が特定されると、心拍数演算部30は、安定化領域についての心拍数を演算する(S09)。例えば、心拍数演算部30は、安定化領域の仮心拍数列(全仮心拍数)の平均値を、胎児の心拍数(bpm)として演算する。心拍数演算部30は、ソート後の仮心拍数列中の中央N個についての平均値を、胎児の心拍数として演算してもよい。胎児の心拍数は、例えば表示部34に出力されて表示される。一例として、候補領域50Aが安定化領域として特定された場合、心拍数演算部30は、ソート後の仮心拍数列中の中央N個についての平均値(例えば図5(a)に示す仮心拍数R9, R6, R5, R7, R4の平均値)を、胎児の心拍数として演算する。

【0051】

処理を継続する場合(S10, Yes)、処理対象の表示フレーム列が更新され(S11)、更新後の表示フレーム列を対象にして、ステップS04~S09の処理が行われる。例えば、ユーザが操作部32を用いて、別の時間帯に取得された表示フレーム列を処理

10

20

30

40

50

対象として指定すると、指定された表示フレーム列を対象として、ステップ S 0 4 ~ S 0 9 の処理が行われる。処理を継続しない場合 ( S 1 0 , N o )、心拍数の計測は終了する。

#### 【 0 0 5 2 】

以上のように、実施例 1 においては、候補領域ごとに、仮心拍数列を値の大きい順又は小さい順にソートし、ソート後の仮心拍数列中の中央 N 個についてのばらつき C V を演算する。そして、候補領域ごとのばらつき C V に基づいて、各候補領域の相関値波形を評価する。これにより、相関値波形から安定化波形部分以外の非安定化波形部分 ( 心拍数が極端過ぎる部分 ) を除外して相関値波形を評価することができる。その結果、非安定化波形部分による影響を受けずに、他の候補領域と比べて安定した相関値波形が得られる安定化領域を特定することができる。

10

#### 【 0 0 5 3 】

この点について詳しく説明する。異常値 ( 極端過ぎる心拍数 ) は不可避免的に相関値波形に含まれる。従って、仮心拍数列に含まれる全仮心拍数のばらつき C V に基づいて相関値波形を評価すると、異常値も含めて評価が行われてしまうため、評価の精度が低下する。これに対して、実施例 1 では、仮心拍数列を値の大きい順又は小さい順にソートし、ソート後の仮心拍数列中の中央 N 個についてのばらつき C V を演算し、そのばらつき C V に基づいて相関値波形を評価する。ソート処理を行った場合、中央 N 個以外の範囲に、極端過ぎる仮心拍数が含まれ、中央 N 個の範囲には、他の範囲と比べて、極端過ぎる仮心拍数は含まれない。そのため、中央 N 個の仮心拍数に対応する波形部分は、中央 N 個以外の仮心拍数に対応する波形部分と比べて安定しており、相関値波形における安定化波形部分に該当する。従って、ソート後の仮心拍数列中の中央 N 個についてのばらつき C V を用いることにより、異常値を除外した状態で相関値波形を評価して安定化領域を特定することが可能となる。この実施例 1 では、仮心拍数列をソート処理しているため、安定化波形部分は、時間軸上において必ずしも連続していない複数の波形部分の集合である。

20

#### 【 0 0 5 4 】

安定化領域の周期運動は、他の候補領域の周期運動と比べて安定している。従って、安定化領域から得られた相関値波形に基づいて心拍数を演算することにより、心拍数の測定精度が向上する。また、ソート後の中央 N 個の仮心拍数は安定化波形部分に対応しているので、その安定化波形部分から心拍数を演算することにより、心拍数の測定精度が更に向上する。

30

#### 【 0 0 5 5 】

次に、図 6 に示すフローチャートを参照して、本実施形態に係る超音波診断装置による処理の実施例 2 について説明する。実施例 2 では、仮心拍数列のソート処理を行わずに、仮心拍数列において時間順に並ぶ連続 N 個についてのばらつき C V を演算し、そのばらつき C V に基づいて安定化領域を特定する。以下、実施例 2 に係る処理について詳述する。

#### 【 0 0 5 6 】

まず、実施例 1 と同様に、ユーザによって、フレーム列記憶部 1 8 に記憶されている表示フレーム列の中から処理対象フレーム列が指定され ( S 2 0 )、その処理対象フレーム列の中から基準フレームが指定される ( S 2 1 )。続いて、候補領域群設定部 2 2 によって、処理対象フレーム列のそれぞれに対して候補領域群が設定される ( S 2 2 )。そして、安定化波形部分特定部 2 6 によって、候補領域ごとに相関値波形が生成され ( S 2 3 )、相関値波形ごとに仮心拍数列が演算される ( S 2 4 )。仮心拍数列は、時間軸上に並ぶ複数の仮心拍数によって構成されている。一例として、図 2 に示すように、候補領域 5 0 A ~ 5 0 F が設定され、図 3 に示すように、候補領域 5 0 A ~ 5 0 F に対応する相関値波形 A ~ F 及び仮心拍数列が演算される。

40

#### 【 0 0 5 7 】

次に、安定化波形部分特定部 2 6 は、候補領域ごとに、仮心拍数列に対してゲート ( 時間窓 ) を設定する。このゲートには、時間順に並ぶ連続 N 個の仮心拍数が含まれる。そして、安定化波形部分特定部 2 6 は、ゲートを時間方向にずらしながら各ゲートに含まれる

50

連続N個の仮心拍数の平均値及びばらつきCVを演算する(S25)。つまり、安定化波形部分特定部26は、候補領域ごとに、仮心拍数列の移動平均及びばらつきCVを演算する。そして、安定化波形部分特定部26は、候補領域ごとに、ばらつきCVが最小となる最良ゲートを特定する(S26)。安定化波形部分特定部26は、最良ゲートに含まれる連続N個の仮心拍数の平均値及びばらつきCVを、安定化領域特定部28に出力する。

【0058】

図7を参照して、ステップS25, S26の処理の具体例について説明する。一例として、図3に示す相関値波形Aから求められた仮心拍数R1~R9を例に挙げて説明する。例えばN=5とすると、図7(a)に示すように、安定化波形部分特定部26は、時間順に並ぶ仮心拍数R1~R5に対してゲートを設定し、仮心拍数R1~R5の平均値及びばらつきCVを演算する。続いて、図7(b)に示すように、安定化波形部分特定部26は、ゲートをずらして仮心拍数R2~R6に対してゲートを設定し、仮心拍数R2~R6の平均値及びばらつきCVを演算する。さらに、安定化波形部分特定部26は、図7(c)に示すように、仮心拍数R3~R7の平均値及びばらつきCVを演算し、図7(d)に示すように、仮心拍数R4~R8の平均値及びばらつきCVを演算する。以降についても同様に、安定化波形部分特定部26は、仮心拍数列の移動平均及びばらつきCVを求める。そして、安定化波形部分特定部26は、相関値波形Aについて、複数のゲートの中でばらつきCVが最小となる最良ゲートを特定し、最良ゲートに含まれる連続N個の仮心拍数の平均値及びばらつきCVを安定化領域特定部28に出力する。例えば、相関値波形Aについて、図7(a)に示す仮心拍数R1~R5のばらつきCVが最小となる場合、安定化波形部分特定部26は、仮心拍数R1~R5の平均値及びばらつきCVを安定化領域特定部28に出力する。

【0059】

安定化波形部分特定部26は、相関値波形A~Fのそれぞれについて、ばらつきCVが最小となる最良ゲートを特定し、最良ゲートに含まれる連続N個の仮心拍数の平均値及びばらつきCVを安定化領域特定部28に出力する。なお、図7に示す例では、N=5としたが、それ以外の値が用いられてもよい。

【0060】

そして、安定化領域特定部28は、相関値波形A~Fの中で、最良ゲートに含まれる連続N個の仮心拍数のばらつきCVが最小となる相関値波形を特定し、その相関値波形に対応する候補領域(安定化領域)を特定する(S27)。すなわち、安定化領域特定部28は、仮心拍数列中の連続N個についてのばらつきCVを用いて相関値波形A~Fの安定化度を評価し、安定化度が最も高い(ばらつきCVが最小となる)相関値波形を特定する。一例として、相関値波形AのばらつきCVが相関値波形A~Fの中で最小となる場合、安定化領域特定部28は、相関値波形Aに対応する候補領域50Aを安定化領域として特定する。

【0061】

なお、安定化波形部分特定部26は、各相関値波形の各ゲートについて標準偏差を演算し、標準偏差が最小となるゲートに対応する相関値波形を特定し、その相関値波形に対応する候補領域を安定化領域として特定してもよい。

【0062】

以上のように安定化領域が特定されると、心拍数演算部30は、安定化領域についての心拍数を演算する(S28)。例えば、心拍数演算部30は、安定化領域の仮心拍数列(全仮心拍数)の平均値を、胎児の心拍数として演算する。心拍数演算部30は、安定化領域の仮心拍数列中の最良ゲートに含まれる連続N個の平均値を、胎児の心拍数として演算してもよい。胎児の心拍数は、例えば表示部34に出力されて表示される。一例として、候補領域50Aが安定化領域として特定された場合、心拍数演算部30は、相関値波形A中の最良ゲートに含まれる連続N個の平均値(例えば図7(a)に示す仮心拍数R1~R5の平均値)を、胎児の心拍数として演算する。

【0063】

10

20

30

40

50

処理を継続する場合 ( S 2 9 , Y e s )、処理対象の表示フレーム列が更新され ( S 3 0 )、更新後の表示フレーム列を対象にして、ステップ S 2 3 ~ S 2 8 の処理が行われる。処理を継続しない場合 ( S 2 9 , N o )、心拍数の計測は終了する。

【 0 0 6 4 】

以上のように、実施例 2 においては、候補領域ごとに、仮心拍数列中の連続 N 個のばらつき C V が最小となる最良ゲートを特定する。そして、候補領域ごとの最良ゲートに含まれる仮心拍数のばらつき C V に基づいて、各候補領域の相関値波形を評価する。これにより、相関値波形から非安定化波形部分を除外して相関値波形を評価することができる。その結果、非安定化波形部分による影響を受けずに安定化領域を特定することができる。

【 0 0 6 5 】

この点について詳しく説明する。最良ゲートに含まれる連続 N 個の仮心拍数のばらつき C V は、他のゲートにおけるばらつき C V よりも小さい。つまり、最良ゲートには、他のゲートと比べて、極端過ぎる仮心拍数が含まれていない。そのため、最良ゲートの仮心拍数に対応する波形部分は、他のゲートの仮心拍数に対応する波形部分と比べて安定しており、相関値波形における安定化波形部分に該当する。従って、最良ゲートに含まれる連続 N 個の仮心拍数のばらつき C V を用いることにより、異常値を除外した状態で相関値波形を評価して安定化領域を特定することが可能となる。

【 0 0 6 6 】

そして、安定化領域から得られた相関値波形に基づいて心拍数を演算することにより、心拍数の測定精度を向上させることが可能となる。また、最良ゲートに含まれる連続 N 個の仮心拍数は安定化波形部分に対応しているので、その安定化波形部分から心拍数を演算することにより、心拍数の測定精度が更に向上する。

【 0 0 6 7 】

また、本実施形態によると、異なる位置に複数の候補領域を設定することで、候補領域群の中から、心拍数を演算するのに適した候補領域 ( 安定的に周期運動する候補領域 ) の位置を特定することが可能となる。また、サイズが異なる複数の候補領域を設定することで、候補領域群の中から、心拍数を演算するのに適した候補領域のサイズを特定することが可能となる。

【 0 0 6 8 】

また、安定化領域特定部 2 8 によって安定化領域が特定されるので、ユーザによる安定化領域の指定の煩雑さが解消される。

【 0 0 6 9 】

なお、実施例 1 , 2 を組み合わせてもよい。例えば、実施例 1 に係る処理によって安定化領域を特定し、実施例 2 に係る処理によって心拍数を演算してもよい。具体的には、実施例 1 と同様に、安定化波形部分特定部 2 6 は、候補領域ごとに、値の大きい順又は小さい順に仮心拍数列をソートし、仮心拍数列中の中央 N 個についてのばらつきを演算する。安定化領域特定部 2 8 は、そのばらつきが最小となる候補領域を安定化領域として特定する。心拍数演算部 3 0 は、安定化領域における仮心拍数列に対してゲートを設定し、ゲートをずらしながら各ゲートに含まれる N 個の仮心拍数の平均値及びばらつきを演算する。そして、心拍数演算部 3 0 は、複数のゲートの中でばらつきが最小となる最良ゲートを特定し、最良ゲートに含まれる N 個の仮心拍数の平均値を胎児の心拍数として演算する。

【 0 0 7 0 】

また、実施例 2 に係る処理によって安定化領域を特定し、実施例 1 に係る処理によって心拍数を演算してもよい。具体的には、実施例 2 と同様に、安定化波形部分特定部 2 6 は、候補領域ごとに最良ゲートを特定する。安定化領域特定部 2 8 は、候補領域ごとの最良ゲートに含まれる仮心拍数のばらつきに基づいて安定化領域を特定する。心拍数演算部 3 0 は、安定化領域における仮心拍数列を値の大きい順又は小さい順にソートし、ソート後の仮心拍数列中の中央 N 個についての平均値を胎児の心拍数として演算する。

【 0 0 7 1 】

以上のように、実施例 1 , 2 を組み合わせた場合であっても、安定化領域から得られた

10

20

30

40

50

相関値波形に基づいて心拍数が演算されるので、心拍数の測定精度が向上する。

#### 【 0 0 7 2 】

次に、変形例に係る候補領域群の設定例について説明する。図 8 に、変形例 1 に係る候補領域群の設定例を示す。変形例 1 では、図 8 ( a ) ~ ( i ) に示すように、処理対象の表示フレーム列に設定された関心領域 6 0 内に、形状及びサイズが同じ 9 個の候補領域 ( 矩形状の候補領域 6 1 ~ 6 9 ) が設定されている。候補領域 6 1 ~ 6 9 は、互いに部分的に重なって設定されている。また、図 9 に、変形例 2 に係る候補領域群の設定例を示す。変形例 2 では、図 9 ( a ) ~ ( f ) に示すように、処理対象の表示フレーム列に設定された関心領域 7 0 内に、形状が同じ 6 個の候補領域 ( 矩形状の候補領域 7 1 ~ 7 6 ) が設定されている。候補領域 7 1 ~ 7 5 の大きさは同じである。候補領域 7 6 は、候補領域 7 1 ~ 7 5 よりも大きく、関心領域 7 0 の全体を含むように設定されている。なお、候補領域の形状、サイズ、数及び設定位置は任意であり、図 8 及び図 9 に示す例に限られるものではない。

10

#### 【 0 0 7 3 】

次に、図 1 0 及び図 1 1 を参照して、変形例 3 に係る候補領域群の設定例について説明する。例えば図 1 0 に示すように、候補領域群設定部 2 2 が、基準フレームを対象にして境界自動抽出処理や学習機能等の画像解析処理を行うことにより、胎児の心臓 4 4 の領域や心臓 4 4 内の組織 ( 例えば左室等 ) を自動で特定する。一例として、候補領域群設定部 2 2 は、左室の領域に関心領域 4 6 を設定し、関心領域 4 6 内に候補領域群を設定する。例えば、矩形状の候補領域を設定する場合、図 1 1 ( a ) ~ ( l ) に示すように、候補領域群設定部 2 2 は、関心領域 4 6 に内接する領域 8 0 内に候補領域群 ( 候補領域 8 1 ~ 9 2 ) を設定する。候補領域 8 1 ~ 9 2 の形状、サイズ及び設定位置は任意である。このように、対象物を自動で特定して候補領域を自動で設定することで、ユーザによる候補領域の設定の手間が省ける。

20

#### 【 0 0 7 4 】

本実施形態では、仮心拍数を利用して安定化波形部分及び安定化領域を特定したが、相関値波形から得られる複数の仮の 1 心拍時間を利用して、安定化波形部分及び安定化領域を特定してもよい。

#### 【 0 0 7 5 】

また、本実施形態では、デジタルスキャンコンバート後の表示フレーム列を利用して安定化波形部分及び安定化領域を特定しているが、デジタルスキャンコンバート前の受信フレーム列を利用して安定化波形部分及び安定化領域を特定してもよい。この場合、送受信部 1 2 から出力された受信フレーム列がフレーム列記憶部 1 8 に記憶される。画像処理部 1 6 は、受信フレーム列を対象に処理を実行することにより、安定化波形部分及び安定化領域を特定し、胎児の心拍数を演算する。

30

#### 【 符号の説明 】

#### 【 0 0 7 6 】

1 0 プローブ、1 2 送受信部、1 4 画像形成部、1 6 画像処理部、1 8 フレーム列記憶部、2 0 基準フレーム選択部、2 2 候補領域群設定部、2 4 相関値演算部、2 6 安定化波形部分特定部、2 8 安定化領域特定部、3 0 心拍数演算部、3 2 操作部、3 4 表示部。

40

#### 【 要約 】

【 課題 】 超音波診断装置において、胎児の心臓について周期情報を精度良く測定できるようにする。

【 解決手段 】 基準フレーム選択部 2 0 は、胎児の心臓を表すフレーム列の中から基準フレームを選択する。候補領域群設定部 2 2 は、フレーム列を構成する個々のフレームに対して候補領域群を設定する。相関値演算部 2 4 は、基準フレームとそれ以外の各フレームとの間で候補領域ごとに相関値を演算する。これにより、複数の候補領域に対応した複数の相関値波形が生成される。安定化波形部分特定部 2 6 は、相関値波形ごとに安定化波形部分を特定する。安定化領域特定部 2 8 は、複数の安定化波形部分の中で、安定化度が最も

50

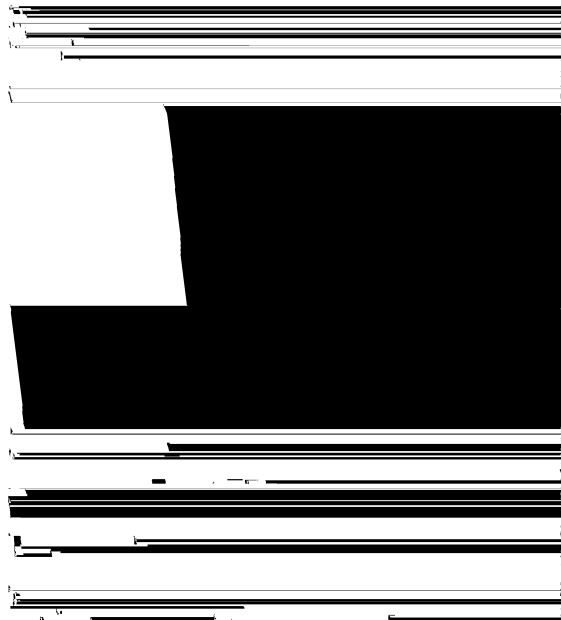
高い安定化波形部分（すなわち、安定化が最も高い候補領域）を特定する。心拍数演算部 30 は、安定化度が最も高い安定化波形部分に基づいて胎児の心拍情報（心拍数等）を演算する。

【選択図】図 1

【図 1】



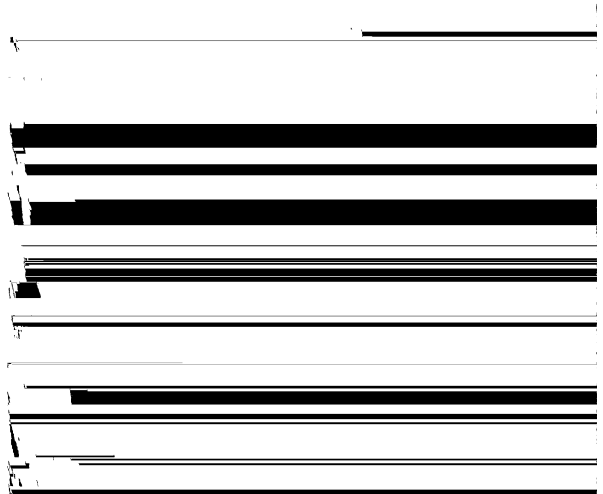
【図 2】



【 図 3 】



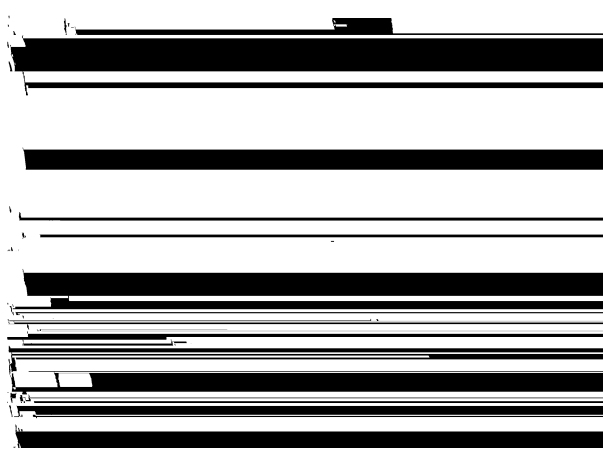
【 図 4 】



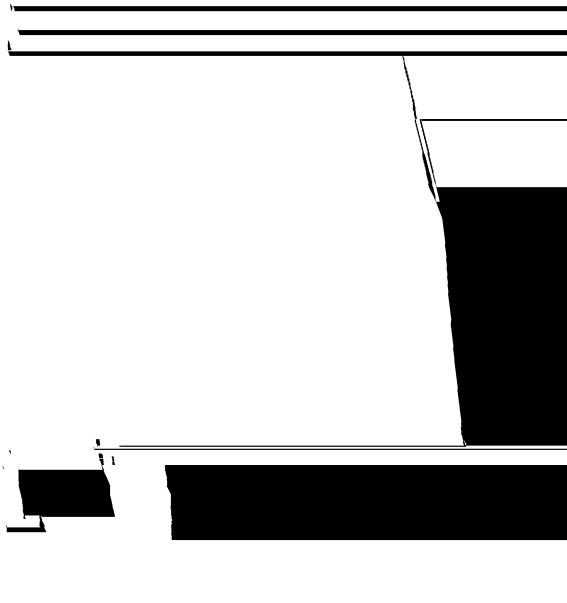
【 図 5 】



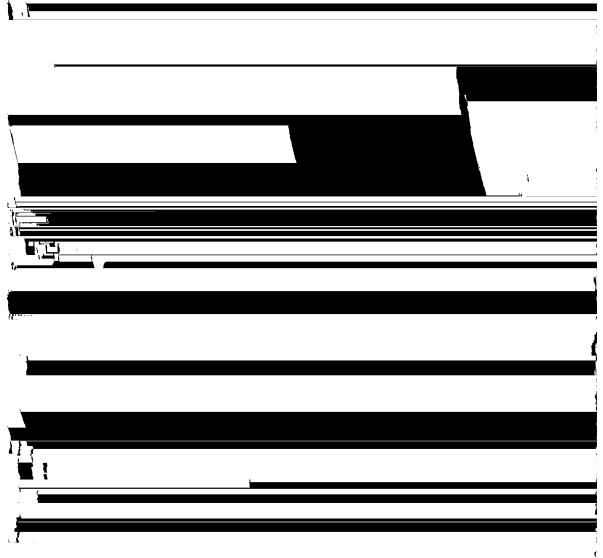
【 図 6 】



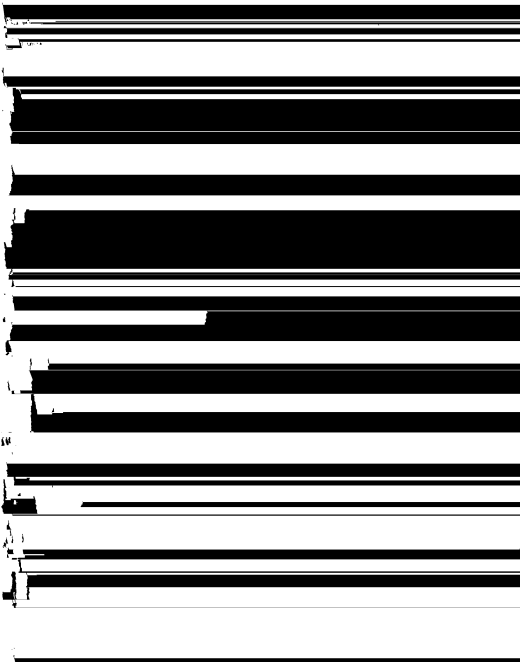
【図7】



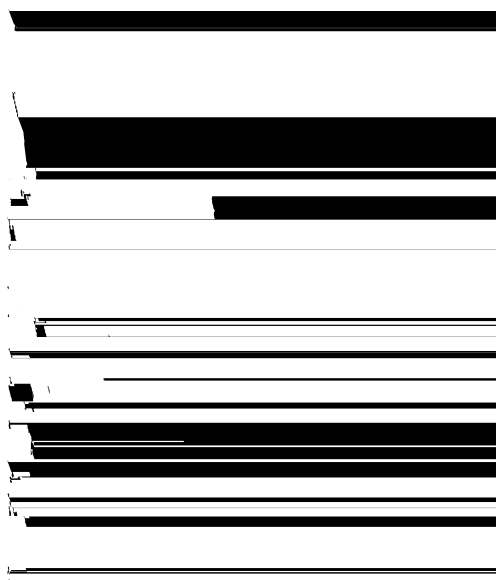
【図8】



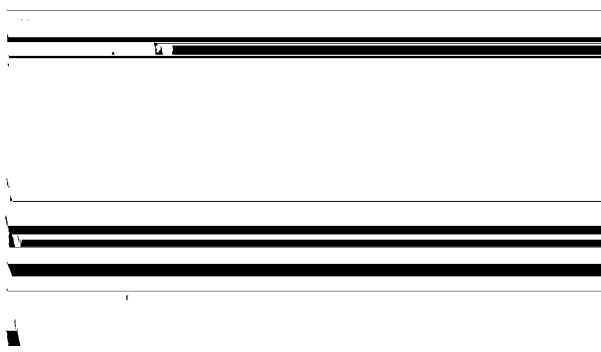
【図9】



【図10】



【 1 1】



---

フロントページの続き

- (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 松下 典義  
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 宮澤 浩

- (56)参考文献 特開昭59-44241(JP,A)  
特開2000-225115(JP,A)  
特表2008-528167(JP,A)  
特開2010-233966(JP,A)  
国際公開第01/67960(WO,A2)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 8/02

专利名称(译)	超声诊断设备和程序		
公开(公告)号	<a href="#">JP5651258B1</a>	公开(公告)日	2015-01-07
申请号	JP2014037116	申请日	2014-02-27
[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	中村雅志 村下賢 坂下肇 笠原英司 松下典義		
发明人	中村 雅志 村下 賢 坂下 肇 笠原 英司 松下 典義		
IPC分类号	A61B8/02		
CPC分类号	A61B8/5223 A61B8/02 A61B8/0866 A61B8/0883 A61B8/13 A61B8/461 A61B8/5207		
FI分类号	A61B8/02		
F-TERM分类号	4C601/EE09 4C601/JB41 4C601/JC37		
审查员(译)	宫泽浩		
其他公开文献	JP2015159980A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

要解决的问题：在超声诊断仪中准确测量胎儿心脏的周期信息。参考帧选择单元20从代表胎儿心脏的帧序列中选择参考帧。候选区域组设置单元22针对形成帧序列的每个帧设置候选区域组。相关值计算器24计算参考帧与其他每个帧之间的每个候选区域的相关值。由此，生成与多个候选区域相对应的多个相关值波形。稳定波形部分识别单元26针对每个相关值波形识别稳定波形部分。稳定区域指定单元28在多个稳定波形部分中指定具有最高稳定度的稳定波形部分（即，具有最高稳定度的候选区域）。心率计算器30基于具有最高稳定度的稳定波形部分来计算胎儿的心跳信息（心跳等）。[选型图]图1