

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第4938289号
(P4938289)

(45) 発行日 平成24年5月23日(2012.5.23)

(24) 登録日 平成24年3月2日(2012.3.2)

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

請求項の数 6 (全 14 頁)

(21) 出願番号	特願2005-321786 (P2005-321786)	(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17年11月7日(2005.11.7)	(74) 代理人	100075258 弁理士 吉田 研二
(65) 公開番号	特開2007-125273 (P2007-125273A)	(74) 代理人	100096976 弁理士 石田 純
(43) 公開日	平成19年5月24日(2007.5.24)	(72) 発明者	園山 輝幸 東京都三鷹市牟礼6丁目2番1号 アロカ株式会社内
審査請求日	平成20年9月19日(2008.9.19)	(72) 発明者	原田 烈光 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】 超音波解析装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

対象組織を含む空間内に超音波を送受波することによって得られる組織データを解析する超音波解析装置において、

対象組織の超音波画像内に解析領域を設定する解析領域設定部と、

設定された解析領域内の画像に対応した組織データをカオス解析するデータ解析部と、を有し、

前記解析領域設定部は、超音波画像内の輝度値の極値に基づいて、解析領域の端点となる候補として複数の極小値を抽出し、抽出した候補から検査者によって対象組織の内側において選択される端点に基づいて解析領域を設定する、

ことを特徴とする超音波解析装置。

【請求項2】

請求項1に記載の超音波解析装置において、

前記解析領域設定部は、超音波画像内の輝度値の極値に含まれる互いに隣接する極大値と極小値からなる極値間の変化量に基づいて前記端点の候補を抽出する、

ことを特徴とする超音波解析装置。

【請求項3】

請求項2に記載の超音波解析装置において、

前記解析領域設定部は、前記変化量が所定量よりも大きい極値間から得られる極小値の方を前記端点の候補とする、

ことを特徴とする超音波解析装置。

【請求項 4】

請求項 1 に記載の超音波解析装置において、

前記超音波画像は M モード画像であり、

前記解析領域設定部は、M モード画像内の輝度値の極値に基づいて M モード画像の深さ軸上における端点の候補を抽出し、さらに、抽出した候補から検査者によって選択される深さ軸上の端点と、対象組織の生体信号から得られる特徴時相に基づいて M モード画像の時間軸上に設定される時相位置と、に基づいて、M モード画像内に二次元の解析領域を設定する、

ことを特徴とする超音波解析装置。

10

【請求項 5】

請求項 4 に記載の超音波解析装置において、

前記 M モード画像の時間軸上に設定される時相位置は、M モード画像上において時間軸方向に移動するカーソルによって設定され、

当該カーソルは、時間軸上における前記特徴時相からの距離に応じて移動速度を調整される、

ことを特徴とする超音波解析装置。

【請求項 6】

対象組織を含む空間内に超音波を送受波することによって得られる組織データを解析する超音波解析装置において、

対象組織の超音波画像内に解析領域を設定する解析領域設定部と、

設定された解析領域内の画像に対応した組織データをカオス解析するデータ解析部と、

表示画像を形成する画像形成部と、

を有し、

前記解析領域設定部は、超音波画像内の輝度値の極値に基づいて解析領域の端点となる候補として複数の極小値を抽出し、抽出した候補から検査者によって対象組織の内側において選択される端点に基づいて解析領域を設定し、

前記画像形成部は、前記検査者が端点の選択において観察するための表示画像として、対象組織の超音波画像とその超音波画像内に設定されたラインに沿った画素の輝度プロファイルとを並べた表示画像を形成する、

ことを特徴とする超音波解析装置。

20

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を送受波することによって得られる組織データを解析する超音波解析装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波を利用した生体の内部計測は、臓器などの構造や運動をリアルタイムに観測することができ、且つ、非侵襲的な計測であることなどから、医療診断の分野において非常に有効な診断手法となっている。さらに近年では、超音波を利用して臓器の構造や運動を観測することに加え、臓器などから得られた超音波エコー信号に対して、カオス解析をベースとした解析を行い、臓器の性状を反映させた特徴量を抽出する技術なども提案されている（特許文献 1，2 参照）。カオス解析をベースとした解析では、解析の対象となる診断領域（関心領域）を解析内容などに応じて適切に設定することが望ましい。

40

【0003】

超音波画像内に関心領域（ROI）を設定する技術は従来から知られている。例えば、M モード画像から各種の解析をするときの関心領域の位置は、操作者がマウスやトラックボールなどのポインティングデバイスを用いて M モード画像上において手動で設定していた。このため操作が煩雑になり、あるいは操作者ごとの設定場所のばらつきなどが問題と

50

なっていた。

【0004】

また、ポインティングデバイスで関心領域を設定するときに、カーソルの移動速度が遅いとすばやく移動できるが細かい微調整ができず、逆にカーソルの移動速度が遅いと微調整はできるが移動がすばやくできないため、操作者の作業効率が良くないといった問題がある。

【0005】

こうした背景において、超音波画像内に関心領域や計測点などを設定するための技術が従来から提案されている。

【0006】

例えば、特許文献3には、Mモード画像上に計測点を自動設定する方法が提案されている。これによると、心電波形に含まれるR波やP波の位置で時相を自動検出し、深さ方向の輝度情報から境界位置を検出している。具体的には、輝度パターンが連続する部分は同一組織と判断し、輝度が変化する位置を組織の境界と判断している。上手く設定できない場合には、手動設定も可能としている。

【0007】

このように、特許文献3に記載の技術では、境界の検出に輝度の変化を用いているが、例えば、心膜脂肪などによって境界の検出が困難な場合も想定される。その場合、特許文献3に記載の技術では、手動設定できるようにしているが、これだと設定の煩雑さは改善されない。

【0008】

また、特許文献4には、ポインティングデバイスによる移動量を小さくしたときに、カーソルの移動量も通常より小さくしてサブピクセル精度の移動を可能にする旨の技術が記載されている。このように、特許文献4に記載の技術では、カーソル移動量をポインティングデバイスの移動量で制御しているが、ポインティングデバイスの操作に不慣れだと、意図した動作をさせるのが難しくなることもあり得る。

【0009】

【特許文献1】特許第3534667号公報

【特許文献2】特開2005-95327号公報

【特許文献3】特開2004-254829号公報

【特許文献4】特開2001-78998号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

本発明は、上述のような背景において成されたものであり、その目的は、解析領域の設定を容易にする技術を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0011】

上記目的を達成するために、本発明の好適な態様である超音波解析装置は、対象組織を含む空間内に超音波を送受波することによって得られる組織データを解析する超音波解析装置において、対象組織の超音波画像内に解析領域を設定する解析領域設定部と、設定された解析領域内の画像に対応した組織データを解析するデータ解析部と、を有し、前記解析領域設定部は、超音波画像内の輝度値の極値に基づいて解析領域の端点となる候補を抽出し、抽出した候補から選択される端点に基づいて解析領域を設定する、ことを特徴とする。

【0012】

上記構成において、超音波解析装置は、例えば、超音波診断装置内に組み込まれて超音波診断装置の一つの機能として実現できる。また、超音波診断装置で得られた組織データをコンピュータなどによって解析するシステム構成において、そのコンピュータを超音波解析装置として機能させる形態でもよい。上記構成によれば、超音波画像内の輝度値の極

10

20

30

40

50

値に基づいて解析領域の端点となる候補が抽出される。そして、例えば、検査者などがその候補の中から所望の端点を選択すればよいため解析領域の設定が容易になる。

【0013】

望ましい態様において、前記解析領域設定部は、超音波画像内の輝度値の極値から得られる隣接する極値間の変化量に基づいて前記端点の候補を抽出することを特徴とする。望ましい態様において、前記解析領域設定部は、前記変化量が所定量よりも大きい極値間から得られる組織境界の候補を前記端点の候補とし、これにより、対象組織の組織境界に対応した端点に基づいて解析領域が設定されることを特徴とする。

【0014】

望ましい態様において、前記超音波画像はMモード画像であり、前記解析領域設定部は、Mモード画像内の輝度値の極値に基づいてMモード画像の深さ軸上における端点の候補を抽出し、さらに、抽出した候補から選択される深さ軸上の端点と、対象組織の生体信号から得られる特徴時相に基づいてMモード画像の時間軸上に設定される時相位置と、に基づいて、Mモード画像内に二次元の解析領域を設定する、ことを特徴とする。

【0015】

望ましい態様において、前記Mモード画像の時間軸上に設定される時相位置は、Mモード画像上において時間軸方向に移動するカーソルによって設定され、当該カーソルは時間軸上における前記特徴時相からの距離に応じて移動速度を調整されることを特徴とする。

【発明の効果】

【0016】

本発明により、解析領域の設定が容易になる。また、本発明の好適な態様として、例えば、対象組織の組織境界に対応した解析領域を設定する装置を実現することもできる。この態様により、カオス解析などをベースとした解析を行う際に、対象組織の組織境界を避けて、対象組織の組織内部から適切な組織データを抽出することが可能になる。

【発明を実施するための最良の形態】

【0017】

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。

【0018】

図1には、本発明に係る超音波解析装置の好適な実施形態が示されており、図1は、超音波解析装置としての機能を備えた超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

【0019】

プローブ101は、超音波を送受波する超音波探触子である。このプローブ101は、複数の振動素子からなるアレイ振動子を有しており、複数の振動素子が電子的に制御されることによって指向性を備えた超音波ビームが形成される。さらに、複数の振動素子が電子的に制御されることによって超音波ビームの方向が変更され、対象組織を含む空間内において超音波ビームが走査される。検査者は超音波ビームが被検者の対象組織を捉えるようにプローブ101を被検者に当接する。対象組織は、例えば心臓である。心臓の診断を行う場合、プローブ101は、例えば、被検者の胸部に当接される。

【0020】

送受信部102は、振動子アレイに含まれる各振動素子ごとに遅延制御された送信パルスをプローブ101へ出力する。振動素子ごとの遅延量は、送波される超音波が指向性を備えたビームを形成するように制御され、また、形成されるビームの方向に応じて制御される。さらに送受信部102は、プローブ101から得られる各振動素子ごとの受信信号を整相加算する。受信信号はアナログ信号からデジタル信号に変換され、超音波ビームの方向に沿ったRF信号データが形成されて信号処理部103などへ出力される。

【0021】

信号処理部103は、送受信部102から得られるRF信号データに対して検波処理を施し、検波処理されたエコーデータ列を形成する。また、後段の画像形成部106において形成される超音波画像の種類に応じて、検波処理されたエコーデータ列から輝度値を抽出する処理や、ドブラ情報を抽出する処理などを施す。

10

20

30

40

50

【 0 0 2 2 】

画像形成部 1 0 6 は、診断に応じた超音波画像を形成する。超音波画像としては、Mモード画像、Bモード画像、ドプラ画像などを挙げることができる。本実施形態において、画像形成部 1 0 6 は、少なくともMモード画像を形成する機能を備えている。また、画像形成部 1 0 6 は、生体信号検出部 1 0 5 から出力される生体信号データに基づいて、生体信号波形画像を形成する。そして、画像形成部 1 0 6 で形成された画像がモニタ 1 0 7 に表示される。

【 0 0 2 3 】

生体信号は、生体ユニット 1 0 4 を介して被検者から得られる信号であり、例えば、心臓の心拍運動を反映させた心電波形である。生体信号検出部 1 0 5 は、心電波形から R 波などの特徴時相を検出し、また、心電波形の波形データ（生体信号データ）を出力する。

10

【 0 0 2 4 】

生体信号検出部 1 0 5 から出力される生体信号データは、画像形成部 1 0 6 へ供給されると共に、メモリ 1 0 8 へ記憶される。メモリ 1 0 8 には、送受信部 1 0 2 から出力される RF 信号データ、画像形成部 1 0 6 において形成される超音波画像の画像データも記憶される。

【 0 0 2 5 】

本実施形態では、メモリ 1 0 8 に記憶された各種データに基づいて心臓から得られる組織データが解析される。解析の際には、対象組織である心臓に対して解析領域となる関心領域（ROI）が設定され、設定された関心領域内の組織データが解析される。関心領域の設定は、主に、ROI 設定部 1 1 1 によって実行され、組織データの解析は組織データ解析部 1 1 0 によって実行される。また、設定された関心領域や組織データの解析結果などが解析画像形成部 1 1 3 によって画像化されてモニタ 1 0 7 に表示される。組織データの解析結果などは外部記憶装置 1 0 9 に記憶されてもよい。

20

【 0 0 2 6 】

操作パネル 1 1 2 は、トラックボールやキーボードやタッチパネルなどの入力デバイスである。検査者は、この操作パネル 1 1 2 を介して本実施形態の超音波診断装置の各種設定を行い、本超音波診断装置は検査者によって設定されたモードなどに応じて動作する。

【 0 0 2 7 】

図 2 は、本実施形態の超音波診断装置による組織データの解析に関する処理を説明するためのフローチャートである。以下、図 2 のフローチャートの各ステップごとに処理内容を説明する。なお、既に図 1 に示した部分には、図 1 の符号を付して説明する。

30

【 0 0 2 8 】

S 2 0 1 では、Mモード画像と心電波形がモニタ 1 0 7 に表示される。つまり、検査者は操作パネル 1 1 2 を介して本超音波診断装置を操作してMモード画像のモードで動作させる。そして、画像形成部 1 0 6 で形成されたMモード画像がモニタ 1 0 7 に表示される。また、生体信号検出部 1 0 5 を介して得られる生体信号データに基づいて、生体信号波形（心電波形）形成され、Mモード画像と共にモニタ 1 0 7 に表示される。モニタ 1 0 7 に表示されるMモード画像と心電波形は、例えば、後述する図 3 に示す表示態様となる。

【 0 0 2 9 】

S 2 0 2 と S 2 0 3 では、解析対象となる組織データを抽出するための関心領域の設定が行われる。ROI 設定部 1 1 1 は、検査者の操作に応じて、Mモード画像上に関心領域（ROI）を設定する。S 2 0 2 では、Mモード画像上の時間軸上に関心領域を設定するための時相位置が選択され、また、S 2 0 3 では、Mモード画像上の深さ軸上に関心領域を設定するため深さ位置が選択される。こうして、時間軸上における位置と深さ軸上における位置が特定されて、Mモード画像上に二次元の関心領域が設定される。なお、関心領域の設定については、後に図 3 から図 6 を利用して詳述する。

40

【 0 0 3 0 】

S 2 0 4 では、関心領域内の画像に対応した組織データに対して解析処理が実行される。つまり、組織データ解析部 1 1 0 は、ROI 設定部 1 1 1 によって設定された関心領域

50

内の画像データ、または、関心領域内の画像データに対応したRF信号データに対して、解析処理を実行する。

【0031】

組織データ解析部110によって実行される解析処理の一例が、前述の特許文献2に詳述されるカオス解析である。カオス解析を行う場合には、例えば、設定された関心領域内において、各ビームごとつまりMモード画像の時間軸上の各時相ごとの組織データ（画像データまたはRF信号データ）が、複数ビームに亘って繋ぎ合わされて組織データ列が構成され、その組織データ列に対してカオス解析が実行される。そして、組織データ列に対してカオス解析を実行することによって、対象組織の性状を反映させた特徴量などが算出される。なお、組織データ解析部110は、カオス解析以外の解析を実行してもよい。

10

【0032】

S205では、解析結果として得られた特徴量などがモニタ107に表示され、また、解析結果が外部記憶装置109に記憶される。

【0033】

次に、本実施形態における関心領域の設定処理について、図3から図6を利用して説明する。なお、既に図1に示した部分には、以下においても図1の符号を付して説明する。

【0034】

図3は、関心領域の時相位置の設定を説明するための図であり、時相位置を設定する際にモニタ107に表示される表示画面を示している。検査者は、組織データの解析を行う場合、まず操作パネル112を介してMモード画像301と心電波形302をモニタ107に表示させる。

20

【0035】

Mモード画像301は、横軸を時間軸、縦軸を深さ軸としている。本実施形態の対象組織は、例えば心臓である。図3のMモード画像301は、心臓の心室中隔320と左室後壁330を貫く超音波ビームによって形成された画像を示している。また、Mモード画像301の直下に心電波形302が表示されている。

【0036】

関心領域の設定は、Mモード画像301の時間軸上における時相選択から行われる。本実施形態では、心臓の拡張末期と収縮末期の各々に対応した関心領域が設定される。一般に、心電波形302のR波は、心臓の拡張末期の時相に対応する。このため、時相選択は心電波形302に含まれるR波を基準に設定される。

30

【0037】

心電波形のR波の時相は、生体信号検出部105において検出される。そしてMモード画像301の時間軸上におけるR波の時相の位置に拡張末期カーソル310が初期表示される。検査者は、操作パネル112を利用して拡張末期カーソル310をMモード画像301の時間軸方向に移動させることができ、所望の位置に拡張末期カーソル310を移動させてから時相決定操作を行うことで、拡張末期の時相が決定される。もちろん、初期表示された拡張末期カーソル310の位置で問題が無ければ、カーソルの移動を行う必要はない。

【0038】

また、Mモード画像301には収縮末期カーソル311も表示される。収縮末期カーソル311は、例えば、R波の時相から予め設定された時間だけ離れた位置に初期表示される。あるいは、心電波形302に含まれるT波などを利用して収縮末期カーソル311の初期表示位置を設定してもよい。収縮末期カーソル311についても、検査者は、操作パネル112を利用してMモード画像301の時間軸方向に移動させることができ、所望の位置に収縮末期カーソル311を移動させてから時相決定操作を行うことで、収縮末期の時相が決定される。

40

【0039】

なお、収縮末期カーソル311の初期位置は、拡張末期カーソル310の初期位置と同じ位置であってもよい。また、図3においては、拡張末期カーソル310と収縮末期カー

50

ソル 3 1 1 が共に破線で示されているが、例えば、現在操作できる方のカーソルを実線で表示してもよい。

【 0 0 4 0 】

このように、Mモード画像 3 0 1 上に表示される拡張末期カーソル 3 1 0 と収縮末期カーソル 3 1 1 を利用して、拡張末期と収縮末期の各々の時相位置が決定される。本実施形態では、検査者が容易に時相設定できるように、これら二つのカーソルの各々の移動速度が調整される。

【 0 0 4 1 】

図 4 は、時相位置の設定手順を説明するためのフローチャートである。図 4 (A) (B) は共に、拡張末期または収縮末期の時相位置を決定する際の設定手順を示している。まず、図 4 (A) のフローチャートについて説明する。

10

【 0 0 4 2 】

時相選択処理に入ると、S 4 0 1 では、最初に通常速度でカーソル移動できる状態になる。つまり、拡張末期カーソルと収縮末期カーソルのうちの現在操作できる方のカーソルが、検査者の移動操作に応じて、予め設定された通常速度で移動する。

【 0 0 4 3 】

カーソルを移動させると、S 4 0 2 では、R 波または T 波の近傍かどうかの判定が行われる。つまり、拡張末期を設定する際には R 波の近傍かどうかの判定が行われ、一方、収縮末期を設定する際には T 波の近傍かどうかの判定が行われる。R 波または T 波の近傍条件は、それぞれの特徴時相 (極値) から、例えば、対象組織が人の心臓であれば - 1 0 0 m s から + 1 0 0 m s などとする。

20

【 0 0 4 4 】

S 4 0 2 において近傍ではないと判断されると、S 4 0 1 に戻って通常速度での移動が継続される。一方、S 4 0 2 において近傍であると判断されると、S 4 0 3 で、カーソルの移動速度が通常速度よりも遅いスロー速度に変更される。S 4 0 4 では、検査者がスロー速度の状態でもカーソルを動かし、望みの位置にカーソルが来たら操作パネル 1 1 2 を操作して位置を確定する。

【 0 0 4 5 】

このように、R 波または T 波の近傍までは、通常速度でカーソルを迅速に移動させることができ、そして、R 波または T 波の近傍になると、通常速度よりも遅いスロー速度に変更され、カーソルの微調整 (微小移動) が容易になる。なお、近傍条件や通常速度やスロー速度は別途変更できるようにしてもよい。

30

【 0 0 4 6 】

図 4 (B) は、移動速度の変更条件が R 波や T 波の近傍ではなく、操作パネル 1 1 2 を操作して操作者が変更させる場合のフローチャートである。図 4 (A) のフローチャートとの相違は、S 4 0 2 に換えて S 4 0 5 を利用している点である。

【 0 0 4 7 】

つまり、S 4 0 1 では、拡張末期カーソルと収縮末期カーソルのうちの現在操作できる方のカーソルが、検査者の移動操作に応じて、予め設定された通常速度で移動する。そして、S 4 0 5 では、操作者によって移動速度の変更動作が行われたか否かの判定が行われる。操作者は、例えば、操作パネル 1 1 2 に用意された速度変更ボタンを操作することによって、通常速度からスロー速度への変更を実現する。

40

【 0 0 4 8 】

スロー速度への速度変更操作が行われた場合には、S 4 0 3 で、カーソルの移動速度が通常速度よりも遅いスロー速度に変更され、S 4 0 4 では、検査者がスロー速度の状態でもカーソルを動かし、望みの位置にカーソルが来たら操作パネル 1 1 2 を操作して位置を確定する。なお、S 4 0 5 では、段階的に速度を低下させる変更操作を実現してもよい。

【 0 0 4 9 】

図 4 を利用して説明したように、拡張末期および収縮末期の各々の時相位置が設定されると、それら各々の時相位置を基準として、関心領域の時間軸方向の大きさが設定される

50

。時間軸方向の大きさは、例えば、各々の時相位置から数ライン分として決定される。つまり、例えば、拡張末期の時相から時間軸の進行方向に向かって10ライン分のデータが選択され、また、収縮末期の時相からも時間軸の進行方向に向かって10ライン分のデータが選択される。また、拡張末期や収縮末期の時相を中心として時間軸方向の前後に数ライン分のデータを選択するようにしてもよい。

【0050】

以上のようにして、Mモード画像上の時間軸上に關心領域を設定するための時相位置が選択されると、次に、Mモード画像上の深さ軸上に關心領域を設定するため深さ位置が選択される。

【0051】

図5は、關心領域の深さ位置の設定を説明するための図であり、深さ位置を設定する際にモニタ107に表示される表示画面を示している。關心領域の時相位置が決定されると、検査者は、操作パネル112を介してMモード画像(図3の符号301)上で、心室中隔(図3の符号320)または左室後壁(図3の符号330)のいずれか一方について、拡張末期の時相部分または収縮末期の時相部分を拡大表示させる。

【0052】

本実施形態では、心室中隔の拡張末期に対応した關心領域、心室中隔の収縮末期に対応した關心領域、左室後壁の拡張末期に対応した關心領域、左室後壁の収縮末期に対応した關心領域、の合計4つの部分に關心領域を設定することができる。深さ位置を設定する際には、これら4つの部分のうち、操作者によって選択された部分が拡大表示される。

【0053】

図5(A)は、拡大表示された心筋部分、例えば、心室中隔の拡張末期に対応した部分のMモード画像の拡大表示501を示している。また、図5(B)は、設定された時相位置のラインに沿った輝度プロファイル502を示している。輝度プロファイル502は、Mモード画像の拡大表示501と同じく縦軸を深さ方向としている。また、輝度プロファイル502は、設定された時相位置のラインに沿った画素の輝度(輝度値)を横軸としている。

【0054】

輝度プロファイル502には、ROI設定部111によって検出される輝度値の極値520が表示される。複数の極値520は、輝度値の極大値または極小値である。なお、図5(B)においては、極小値のみが示されている。検出された極値520の各々は、Mモード画像の拡大表示501上において対応する深さ位置に表示されて極値点列510を構成する。これら、検出された複数の極値520に基づいて、關心領域の深さ位置が設定される。

【0055】

組織データ解析部110においてカオス解析を行う場合には、極小値に基づいて關心領域を設定することが望ましい。一方、組織データ解析部110において心筋部分の距離計測などを行う場合には、極大値に基づいて關心領域を設定することが望ましい。このため、輝度プロファイル502には、データ解析の目的に応じて極大値または極小値が表示される。また、極大値と極小値の両方の極値が表示されてもよい。

【0056】

検査者は、輝度プロファイル502に表示される極値のうちから、關心領域の深さ軸上における領域端点を選択する。カオス解析においては、關心領域内に組織境界が含まれないように、心筋組織の内部に關心領域が設定されることが望ましい。また、豊富な組織データを抽出するためには、心筋組織の内部においてできる限り大きな關心領域を設定することが望ましい。このため、検査者は、輝度プロファイル502とMモード画像の拡大表示501を観察しながら、心筋組織と他組織の境界の最も近傍において心筋組織の内側に、關心領域の端点となる極値を選択する。その結果、例えば、図5(A)と(B)とを結ぶ破線の位置における二つの極値が、關心領域の端点として選択される。

【0057】

10

20

30

40

50

また操作者が関心領域の端点をより簡便に選択できるように、ROI設定部111は、輝度プロファイル502の変化量が大きい極値のみを端点の候補としてもよい。その際には、まず、輝度プロファイル502から、極大値および極小値を含む極値が検出され、深さが浅い方から順に X_i ($i = 1, 2, 3, \dots, N$)とした極値列を構成する。つまり、 $i = 1, 2, 3, \dots$ の順に極大値と極小値が交互に出現する極値列を構成する。

【0058】

そして、所定の基準値との比較において、 $|X_i - X_{i+1}| > (1)$ を満足する極値間(極大値と極小値の組)を抽出する。組織境界部分では、輝度の変化が激しいため、(1)式を満足する複数の極値間を抽出することにより、その中に組織境界に対応した部分が含まれることになる。なお、極大値のみを候補として抽出する場合には(1)式を満足する複数の極値間を抽出し、各極値間のうちの極大値の方を候補として表示する。また、極小値のみを候補として抽出する場合には(1)式を満足する複数の極値間を抽出し、各極値間のうちの極小値の方を候補として表示する。ちなみに(1)は経験的に決定される閾値であり、例えば、輝度レンジの50パーセントなどに設定される。(1)式で輝度変化の大きい部分に候補を絞り込むことにより、関心領域の端点の設定がさらに容易になる。また、端点の候補が絞り込まれているため、操作者の相違にともなう端点設定のばらつきを小さくすることができる。

【0059】

図6は、深さ位置の設定手順を説明するためのフローチャートである。時相選択処理によって時相位置が設定されると、S601では、設定された時相位置で心筋部分がカーソルで指定される。つまり、検査者は、操作パネル112を介してMモード画像(図3の符号301)上で、心室中隔の拡張末期に対応した関心領域、心室中隔の収縮末期に対応した関心領域、左室後壁の拡張末期に対応した関心領域、左室後壁の収縮末期に対応した関心領域、の4つの部分のうちのいずれかをカーソルで選択する。

【0060】

S602では、ROI設定部111が、S601で指定された部分において、深さ方向に-30mmから+30mmの区間(例えば、人の心臓の場合)で、輝度プロファイル(図5の符号502)に基づいて極値を検出して表示する。

【0061】

S603では、関心領域の端点の個数(通常は深さ方向に2点を指定)のカウント(Point)を0に設定する。S604では、検査者が操作パネル112を利用して、候補点の表示を移動させるなどして、輝度プロファイルに表示される複数の極値のうちから端点の候補を探す。そして、S605では、検査者が適切な候補点を関心領域の端点として設定する。

【0062】

端点が設定されると、S606では、Pointカウントを1つ加算する。S607では、そのPointカウントが確認され、Pointカウントが2ではない場合、S604に戻ってさらに端点が設定される。一方、Pointカウントが2の場合、深さ方向に2点の端点を設定したことになるので設定操作を終了させる。

【0063】

このようにして、例えば、心室中隔の拡張末期に対応した関心領域の深さ軸上における端点として、心室中隔の組織内部に2つの端点が設定される。そして、設定された2つの端点の間の組織データ(RF信号データまたは画像データ)の全てのデータが解析対象として抽出される。あるいは、全てのデータのうちの任意のいくつかのデータのみを解析対象としてもよい。

【0064】

以上説明したように、本実施形態では、図3および図4を利用して説明した手法によってMモード画像の時間軸上における関心領域の時相位置が設定され、また、図5および図6を利用して説明した手法によってMモード画像の深さ軸上における関心領域の端点が設定される。ROI設定部111は、時間軸上における時相位置と深さ軸上における端点と

10

20

30

40

50

に基づいて、Mモード画像上に二次元の関心領域を設定する。そして、組織データ解析部110は、設定された関心領域内の画像に対応した組織データを解析する。

【0065】

図7は、組織データの解析結果についての表示画面を説明するための図である。解析結果を示す解析結果表示700は、解析画像形成部113によって形成される。解析結果表示700には、Mモード画像701、心電波形702、輝度プロファイル703およびカオス解析結果704が含まれている。Mモード画像701上には、拡張末期の時相位置を示すカーソル710と収縮末期の時相位置を示すカーソル711が表示される。また、心室中隔の拡張末期に対応した関心領域、心室中隔の収縮末期に対応した関心領域、左室後壁の拡張末期に対応した関心領域、左室後壁の収縮末期に対応した関心領域、の4つの関心領域(ROI720)が表示されている。なお、各ROI720は、関心領域の端点と、端点に基づいて設定された領域とを区別した表示態様で表示されてもよい。また、カオス解析結果704には、カオス解析の結果として得られた複数のカオス指標値が表示される。なお、図7に示す解析結果表示700は、あくまでも一例に過ぎず、例えば、解析項目や検査者の好み等に応じて表示態様を変化させてもよいことは言うまでもない。

10

【0066】

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。

【図面の簡単な説明】

【0067】

【図1】本発明に係る超音波解析装置としての機能を備えた超音波診断装置の全体構成を示すブロック図である。

20

【図2】本実施形態における組織データの解析に関する処理を説明するためのフローチャートである。

【図3】関心領域の時相位置の設定を説明するための図である。

【図4】時相位置の設定手順を説明するためのフローチャートである。

【図5】関心領域の深さ位置の設定を説明するための図である。

【図6】深さ位置の設定手順を説明するためのフローチャートである。

【図7】組織データの解析結果についての表示画面を説明するための図である。

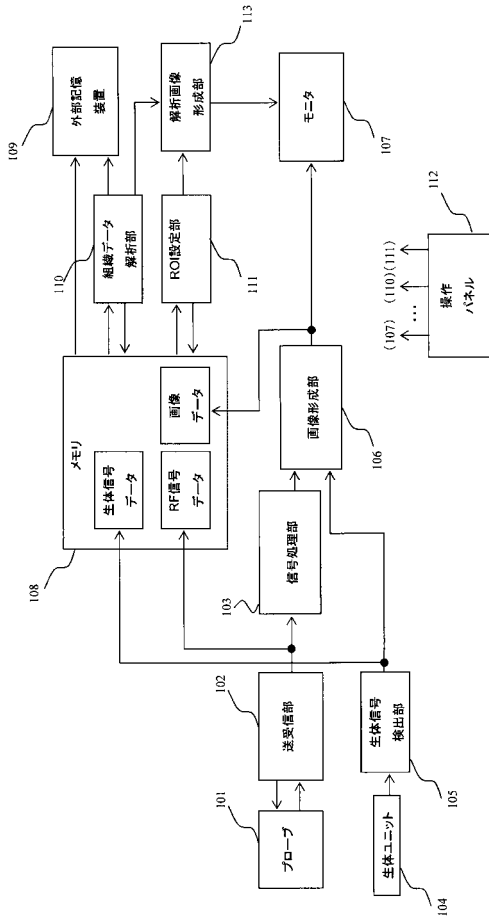
【符号の説明】

30

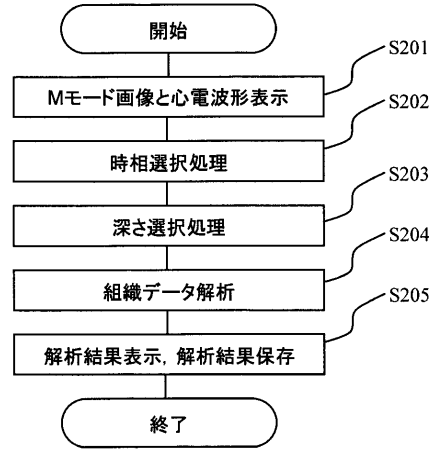
【0068】

110 組織データ解析部、111 ROI設定部、113 解析画像形成部、310 拡張末期カーソル、311 収縮末期カーソル、502 輝度プロファイル、520 極値。

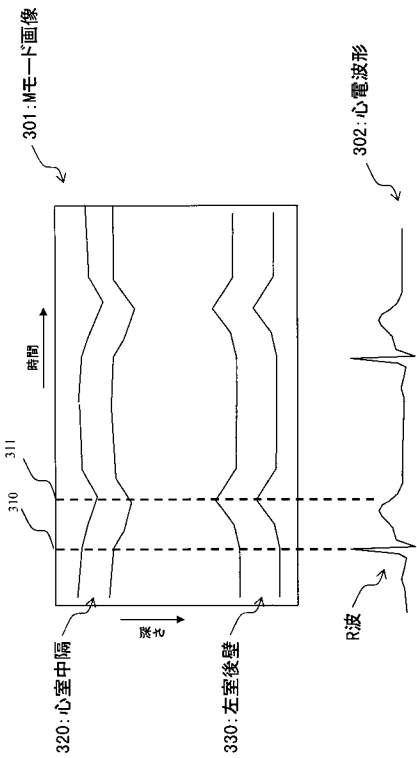
【図1】



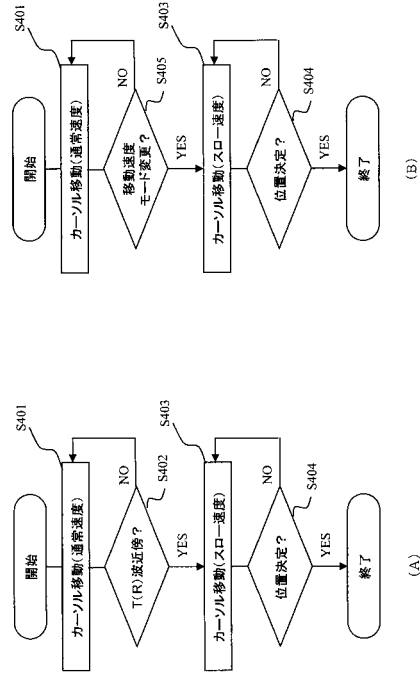
【図2】



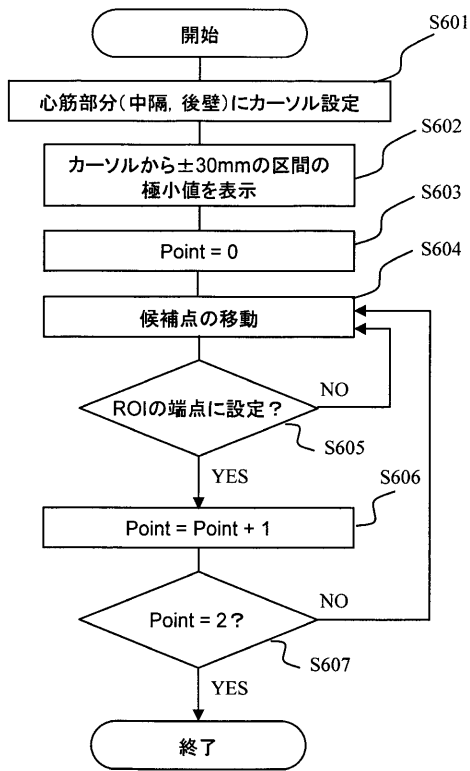
【図3】



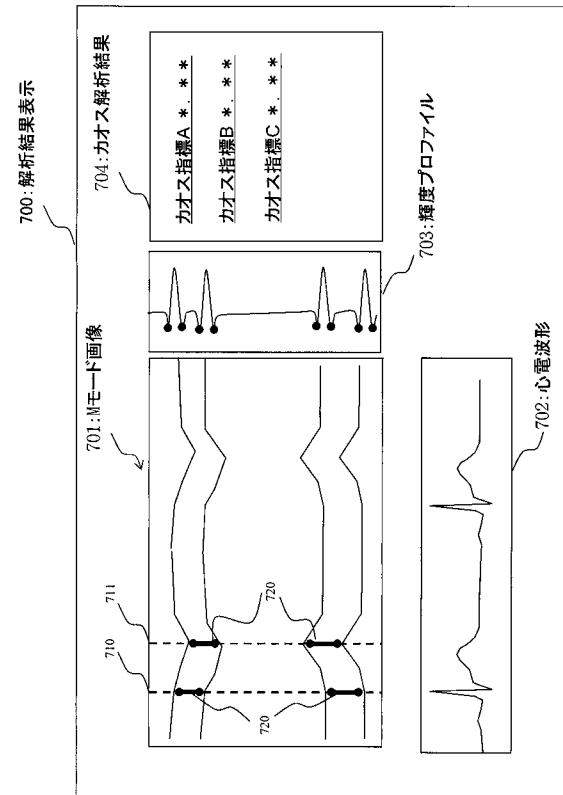
【図4】



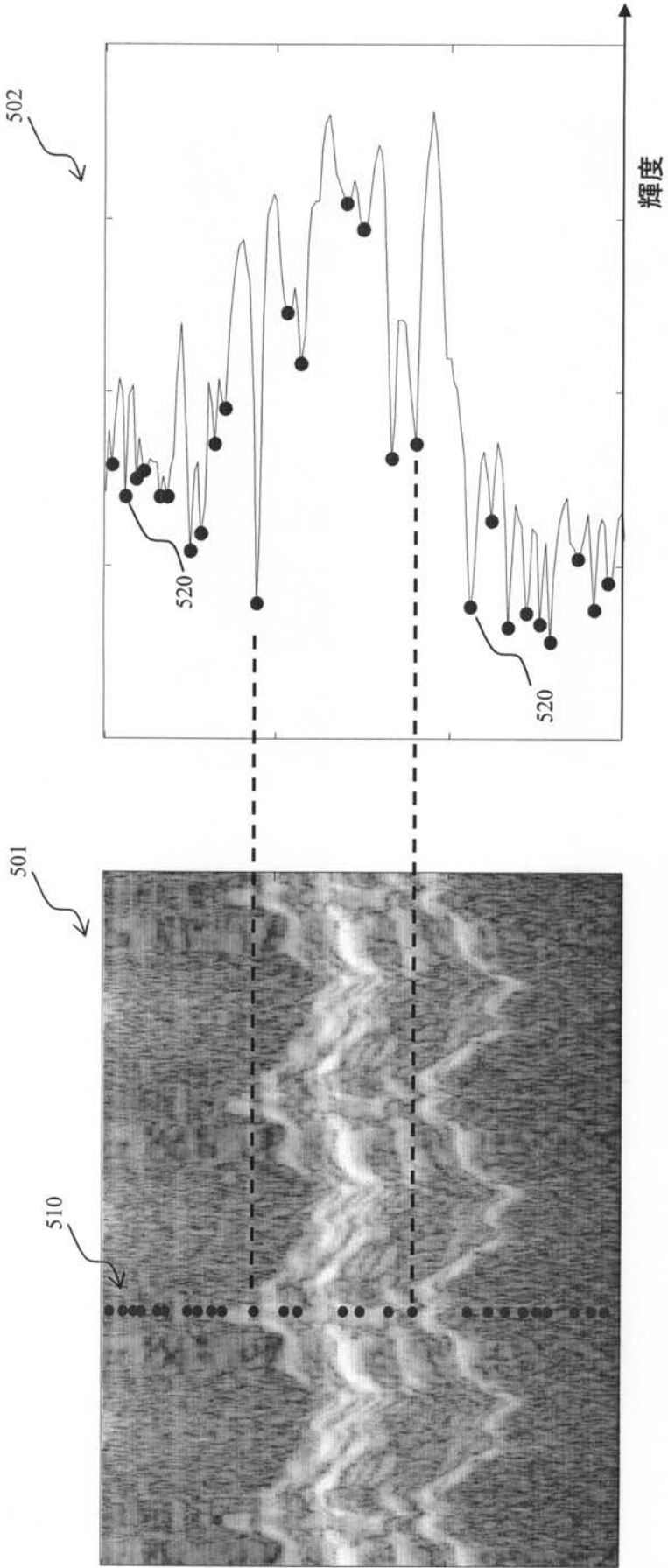
【図6】



【図7】



【図5】



(B)

(A)

フロントページの続き

(56)参考文献 特許第3534667(JP, B2)
特開平07-255703(JP, A)
特開2000-271117(JP, A)
国際公開第2004/112568(WO, A1)
特開2005-095327(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 8/00 - 8/15

专利名称(译)	超声波解析装置		
公开(公告)号	JP4938289B2	公开(公告)日	2012-05-23
申请号	JP2005321786	申请日	2005-11-07
[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)	日立アロカメディカル株式会社		
[标]发明人	園山輝幸 原田烈光		
发明人	園山 輝幸 原田 烈光		
IPC分类号	A61B8/08		
FI分类号	A61B8/08		
F-TERM分类号	4C601/DD15 4C601/EE09 4C601/EE11 4C601/FF08 4C601/JB36 4C601/JB46 4C601/JB50 4C601/JC08 4C601/JC09 4C601/JC37 4C601/KK13 4C601/KK31		
代理人(译)	吉田健治 石田 纯		
其他公开文献	JP2007125273A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

要解决的问题：提供一种便于超声波分析装置设置分析区域以分析关于组织的数据的方法。Z SOLUTION：该方法包括ROI设置部分111和组织数据分析部分110，其中ROI设置部分111基于M模式图像内的亮度极限值，以提取M的深度轴上的端点的候选者。模式图像，并且基于特征时间相位，其可以从从候选者和目标组织的生物信号中选择的深度轴上的终点获得，以设置在时间轴上确定的时间相位位置。M模式图像，从而基于将M模式图像内的二维感兴趣区域 (ROI) 设置为分析区域的位置；组织数据分析部110分析与设定的ROI内的图像对应的组织数据。Z

【 図 3 】

