

(19) **日本国特許庁(JP)**

(12) **公開特許公報(A)**

(11)特許出願公開番号

特開2009-148499

(P2009-148499A)

(43) 公開日 平成21年7月9日(2009.7.9)

(51) Int.Cl.

A61B 8/00 (2006.01)

F I

A61B 8/00

テーマコード (参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 9 O L (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2007-331162 (P2007-331162)

(22) 出願日 平成19年12月21日 (2007.12.21)

(71) 出願人 000005821

パナソニック株式会社

大阪府門真市大字門真1006番地

(74) 代理人 1100000040

特許業務法人池内・佐藤アンドパートナーズ

(72) 發明者 小野塚 政夫

愛媛県東温市南方2131番地1 パナソニック四国エレクトロニクス株式会社内

Fターム(参考) 4C601 BB03 JC07 JC12

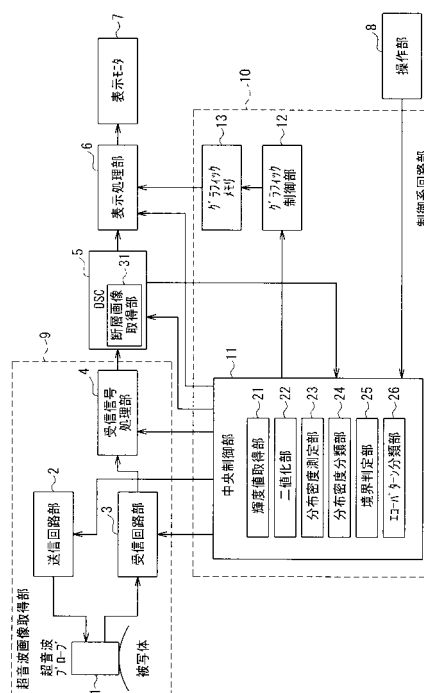
(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 得られた超音波画像から、エコーパターン分類を自動的に行うことができる超音波診断装置を提供すること。

【解決手段】 操作部と、表示モニタと、前記表示モニタに表示する画像を処理する表示処理部と、超音波画像を取得する超音波画像取得部と、前記超音波画像から二次元の断層画像を得る断層画像取得部と、前記断層画像を構成する各ピクセルにおける輝度値を取得する輝度値取得部と、取得した前記輝度値からピクセル情報を取得する二値化部と、所定面積あたりの高輝度ピクセルの分布密度を測定する分布密度測定部と、前記分布密度を所定の閾値に基づいて分類した分布密度情報を取得する分布密度分類部と、前記ピクセル情報と前記分布密度情報から境界部を規定する境界判定部と、前記断層画像をエコーパターンに分類するエコーパターン分類部とを有する。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

操作部と、
表示モニタと、
前記表示モニタに表示する画像を処理する表示処理部と、
超音波画像を取得する超音波画像取得部と、
前記超音波画像から二次元の断層画像を得る断層画像取得部と、
前記断層画像を構成する各ピクセルにおける輝度値を取得する輝度値取得部と、
取得した前記輝度値を所定の閾値に基づいて二値化して、前記ピクセルを高輝度ピクセルと低輝度ピクセルの2つに分類したピクセル情報を取得する二値化部と、
所定面積あたりの前記高輝度ピクセルの分布密度を測定する分布密度測定部と、
前記分布密度を所定の閾値に基づいて低密度部と高密度部とに分類した分布密度情報を取得する分布密度分類部と、
前記ピクセル情報と前記分布密度情報から境界部を規定する境界判定部と、
前記境界部の形状と、前記ピクセル情報と、前記分布密度情報とに基づいて、前記断層画像をエコーパターンに分類するエコーパターン分類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】

前記エコーパターン分類部が、被験者の卵巣の超音波診断画像から得られた前記断層画像を、日本超音波医学会作成の卵巣腫瘍の6つのエコーパターンに分類する請求項1に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記表示処理部が、前記エコーパターン分類部が分類したエコーパターンの種別を、前記超音波画像と同時に前記表示モニタに表示する請求項1または2に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記超音波診断画像から、カラーモード画像を得るカラー画像取得部と、
前記カラーモード画像から血流情報を判別する血流情報判別部とをさらに有し、
前記エコーパターン分類部が、前記血流情報を用いてエコーパターンの分類を行う請求項1～3のいずれか1項に記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記断層画像を記録する断層画像メモリ、および、前記カラー画像を記録するカラー画像メモリと、
前記断層画像メモリに記録された前記断層画像、または、前記カラー画像メモリに記録された前記カラー画像から、操作者が前記操作部から指定した画像を順次呼び出すメモリ画像呼出部とをさらに有し、
前記エコーパターン分類部が、前記メモリ画像呼出部で呼び出された画像に対して順次エコーパターンの分類を行う請求項1～4のいずれか1項に記載の超音波診断装置。

【請求項 6】

前記超音波画像取得部が三次元超音波画像を取得し、
前記三次元超音波断層画像に基づいて、それぞれ互いに直交する3つの軸に平行な二次元超音波画像である、第1の超音波断面画像と第2の超音波断面画像と第3の超音波断面画像とを取得する二次元画像取得部と、
前記表示処理部により前記モニタ部に表示された前記第1の超音波断面画像、前記第2の超音波断面画像、および、前記第3の超音波断面画像のいずれか1つを用いて、操作者が前記操作部から指定した領域に含まれる、複数の二次元超音波画像を順次呼び出す二次元画像呼出部とをさらに有し、
前記エコーパターン分類部が、前記二次元画像呼出部で呼び出された前記複数の二次元超音波画像に対して順次エコーパターンの分類を行う請求項1～4のいずれか1項に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記超音波画像取得部が三次元超音断画像を取得し、
前記三次元超音波画像に基づいて、それぞれ互いに平行な面に属する複数の二次元超音波画像であるマルチスライス画像を取得する、マルチスライス画像取得部をさらに有し、
前記表示処理部が、複数の前記マルチスライス画像を前記表示モニタに並べて表示させ、

前記表示モニタに表示された複数の前記マルチスライス画像のなかから、操作者が前記操作部から指定した二次元超音波画像に対して、前記エコーパターン分類部がエコーパターンの分類を行う請求項 1 ～ 4 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記表示処理部が、前記エコーパターン分類部が分類した日本超音波医学会作成の卵巣腫瘍の 6 つのエコーパターンの種別と、前記超音波画像と、前記卵巣腫瘍の 6 つのエコーパターンの模式図を前記表示モニタに表示する請求項 3 に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記表示処理部が、前記境界判定部で特定された境界部を、前記超音波画像に重ねて前記表示モニタに表示する請求項 1 ～ 8 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波画像に基づいて、腫瘍などについてのエコーパターン分類を自動的に
行う機能を有する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

超音波診断装置を用いた超音波診断においては、子宮や肝臓、乳房などの軟組織から得られた超音波画像に観察される、腫瘍などの寸法を測定する必要がある。そして、このような腫瘍などの寸法測定に当たって、操作者が測定対象の腫瘍一つ一つに対して測定箇所を位置決めすることの煩雑さを解消するため、得られた超音波診断画像から、自動的に腫瘍の位置を把握して、その数を数え、大きさを測定する技術が知られている。

【0003】

例えば、特許文献 1 に記載の超音波診断装置では、得られた超音波診断画像に対して、
図 9 にフローチャートを示した処理を行うことで、腫瘍の大きさを測定する。なお、以下、
図 9 の説明において、それぞれのステップを (S50*) と示すこととする。

【0004】

まず、最新の画像フレームを取得し (S501)、これに必要な前処理を施す (S502)。ここで、前処理としては、画像全体の圧縮化や探索領域の画定、ノイズ除去のためのフィルタ処理などが含まれる。

【0005】

次に、前処理が完了した画像の探索領域内を、輝度を示すピクセル値の大きさに基づいて二値化する (S503)。そして、二値化した画像から、所定の面積よりも小さな構造を除去する (S504)。その後、連続物体の数を数え、面積を記録する (S505)。

【0006】

ここで、過度に大きい領域、また、過度に小さい領域を除外するフィルタ処理が行われ (S506)、残存する物体についてその質量中心を求め (S507)、得られた質量中心からその構造の長軸と・短軸とを測定する (S508)。

【0007】

最後に、上記のプロセスで判別された腫瘍について、それぞれの質量中心や長軸と短軸の大きさ、並びに推定面積を表示 (S509) して一連の処理が完了する。

【特許文献 1】特開 2002 - 45358 号公報

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

10

20

30

40

50

【 0 0 0 8 】

しかしながら、上記従来の超音波診断装置においては、自動的に腫瘍などの位置を特定してそれらの寸法を測定することはできるものの、腫瘍の寸法だけではなく、例えばその構成のパターンを分類できれば、より好ましいことは言うまでもない。

【 0 0 0 9 】

例えば、多種多様の腫瘍がある卵巣について、日本超音波医学会は卵巣腫瘍のエコーパターンを図2に示す6種類に分類し、そのエコーパターンごとに、悪性腫瘍、境界悪性腫瘍である可能性が異なるとしている（日本超音波学会診断基準に関する委員会：卵巣腫瘍のエコーパターン分類(案)公示について、超音波医学 21(2): iii~v, 1993）。このような場合、腫瘍の寸法のみではなく、エコーパターン分類が自動化できれば、患者のスループット向上と測定精度の一貫性の向上との両方を同時に実現できる。

10

【 0 0 1 0 】

本発明は、このような従来の超音波診断装置が有する問題を解決するためのものであり、得られた超音波画像から、エコーパターン分類を自動的に行うことができる超音波診断装置を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 1 】

上記課題を解決するために、本発明の超音波診断装置は、操作部と、表示モニタと、前記表示モニタに表示する画像を処理する表示処理部と、超音波画像を取得する超音波画像取得部と、前記超音波画像から二次元の断層画像を得る断層画像取得部と、前記断層画像を構成する各ピクセルにおける輝度値を取得する輝度値取得部と、取得した前記輝度値を所定の閾値に基づいて二値化して、前記ピクセルを高輝度ピクセルと低輝度ピクセルの2つに分類したピクセル情報を取得する二値化部と、所定面積あたりの前記高輝度ピクセルの分布密度を測定する分布密度測定部と、前記分布密度を所定の閾値に基づいて低密度部と高密度部とに分類した分布密度情報を取得する分布密度分類部と、前記ピクセル情報と前記分布密度情報から境界部を規定する境界判定部と、前記境界部の形状と、前記ピクセル情報と、前記分布密度情報とに基づいて、前記断層画像をエコーパターンに分類するエコーパターン分類部とを有することを特徴とする。

20

【 0 0 1 2 】

この構成により、自動的に腫瘍などのエコーパターン分類を行うことができ、医師の診断におけるエコーパターンの識別を支援することができる。

30

【 0 0 1 3 】

また、本発明の超音波診断装置は、前記エコーパターン分類部が、被験者の卵巣の超音波診断画像から得られた前記断層画像を、日本超音波医学会作成の卵巣腫瘍の6つのエコーパターンに分類する構成を有している。

【 0 0 1 4 】

この構成により、日本超音波医学会作成のエコーパターンに合わせた分類を自動的に行うことができる。

【 0 0 1 5 】

さらに、本発明の超音波診断装置は、前記表示処理部が、前記エコーパターン分類部が分類したエコーパターンの種別を、前記超音波画像と同時に前記表示モニタに表示する構成を有している。

40

【 0 0 1 6 】

この構成により、エコーパターンに明確な分類基準が定められている場合に、操作者が、自動的に行われた分類結果を一目で把握することができる。

【 0 0 1 7 】

また、本発明の超音波診断装置は、前記超音波診断画像から、カラーモード画像を得るカラー画像取得部と、前記カラーモード画像から血流情報を判別する血流情報判別部とをさらに有し、前記エコーパターン分類部が、前記血流情報を用いてエコーパターンの分類を行う構成を有している。

50

【 0 0 1 8 】

このような構成とすることで、カラー画像情報に基づいて、より正確なエコーパターン分類を行うことができる。

【 0 0 1 9 】

さらに、本発明の超音波診断装置は、前記断層画像を記録する断層画像メモリ、および、前記カラー画像を記録するカラー画像メモリと、前記断層画像メモリに記録された前記断層画像、または、前記カラー画像メモリに記録された前記カラー画像から、操作者が前記操作部から指定した画像を順次呼び出すメモリ画像呼出部とをさらに有し、前記エコーパターン分類部が、前記メモリ画像呼出部で呼び出された画像に対して順次エコーパターンの分類を行う構成を有している。

10

【 0 0 2 0 】

このような構成とすることで、取得された超音波画像から得られた複数の画像に基づいてエコーパターンの分類を行うことができ、エコーパターン分類の精度を向上することができる。

【 0 0 2 1 】

また、本発明の超音波診断装置は、前記超音波画像取得部が三次元超音波画像を取得し、前記三次元超音波画像に基づいて、それぞれ互いに直交する3つの軸に平行な二次元超音波画像である、第1の超音波断面画像と第2の超音波断面画像と第3の超音波断面画像とを取得する二次元画像取得部と、前記表示処理部により前記モニタ部に表示された前記第1の超音波断面画像、前記第2の超音波断面画像、および、前記第3の超音波断面画像のいずれか1つを用いて、操作者が前記操作部から指定した領域に含まれる、複数の二次元超音波画像を順次呼び出す二次元画像呼出部とをさらに有し、前記エコーパターン分類部が、前記二次元画像呼出部で呼び出された前記複数の二次元超音波画像に対して順次エコーパターンの分類を行う構成を有している。

20

【 0 0 2 2 】

さらに、本発明の超音波診断装置は、前記超音波画像取得部が三次元超音波画像を取得し、前記三次元超音波画像に基づいて、それぞれ互いに平行な面に属する複数の二次元超音波画像であるマルチスライス画像を取得する、マルチスライス画像取得部をさらに有し、前記表示処理部が、複数の前記マルチスライス画像を前記表示モニタに並べて表示させ、前記表示モニタに表示された複数の前記マルチスライス画像のなかから、操作者が前記操作部から指定した二次元超音波画像に対して、前記エコーパターン分類部がエコーパターンの分類を行う構成を有している。

30

【 0 0 2 3 】

このような構成を有することで、三次元超音波画像と、それから取得された多数の二次元超音波画像に基づいて、操作者がより視覚的にエコーパターン分類部分を指定することができ、また、より精度の高いエコーパターン分類を行うことができる。

【 0 0 2 4 】

さらにまた、本発明の超音波診断装置は、前記表示処理部が、前記エコーパターン分類部が分類した日本超音波医学会作成の卵巢腫瘍の6つのエコーパターンの種別と、前記超音波画像と、前記卵巢腫瘍の6つのエコーパターンの模式図を前記表示モニタに表示する構成を有している。

40

【 0 0 2 5 】

このような構成により、分類されたエコーパターンと、分類基準とを比較することができ、分類精度の確認を容易に行うことができる。

【 0 0 2 6 】

また、本発明の超音波診断装置は、前記表示処理部が、前記境界判定部で特定された境界部を、前記超音波画像に重ねて前記表示モニタに表示する構成としている。

【 0 0 2 7 】

このようにすることで、操作者または医師が、超音波画像内の腫瘍の判別などを視覚的に容易に行うことができる。

50

【発明の効果】**【0028】**

本発明の超音波診断装置によれば、超音波画像から自動的にエコーパターンの分類を行うことができるので、患者のスループットの向上と、測定結果の均一性の向上とを同時に図ることができる。

【発明を実施するための最良の形態】**【0029】**

以下本発明を実施するための最良の形態について、図面を参照しながら説明する。

【0030】

(実施の形態1)

本発明にかかる超音波診断装置の第1の実施形態について、以下に説明する。

【0031】

本実施形態にかかる超音波診断装置は、取得した超音波画像から腫瘍等のエコーパターン分類を自動で行うことができるものであり、特に、日本超音波医学会の示す6種類の卵巣腫瘍のエコーパターンに分類する機能を有するものである。

【0032】

図1は、本実施形態の超音波診断装置の機能的構成を示すブロック図である。図1に示すように、本実施形態にかかる超音波診断装置は、超音波画像取得部9、DSC5、表示処理部6、表示モニタ7、操作部8、制御系回路部10を備えている。

【0033】

ここで、超音波画像取得部9は、超音波プローブ1、送信回路部2、受信回路部3、受信信号処理部4を有する。また、DSC5は、エコーパターン分類を行う対象となる断層画像を取得する断層画像取得部31の機能を有している。さらに、制御系回路部10は、輝度値取得部21、二値化部22、分布密度測定部23、分布密度分類部24、境界判定部25、エコーパターン分類部26を有する中央制御部11と、グラフィック制御部12と、グラフィックメモリ13とを有している。

【0034】

なお、図1では、輝度値取得部21、二値化部22、分布密度測定部23、分布密度分類部24、境界判定部25、エコーパターン分類部26を、それぞれ独立した機能ブロックとして記載した。しかし、これらのブロックは、本実施の形態においては、中央制御部11が所定のプログラム（オペレーティングシステムおよびアプリケーションプログラム）にしたがって動作することによって機能的に実現されるものである。

【0035】

超音波プローブ1は、その一方の先端に圧電振動子を備え、超音波の送受信を行う。

【0036】

送信回路部2は、駆動電圧パルスを発生する。この駆動電圧パルスが超音波プローブ1の振動子に供給され、振動子から超音波パルスが送信される。この超音波パルスは被検体内を伝播しながら、音響インピーダンスの異なる境界面でその一部が反射してエコー信号を形成し、エコー信号の一部が振動子で受信され、対応する電圧信号に変換される。

【0037】

受信回路部3は、超音波プローブ1で受信した電圧信号を増幅し、遅延制御や加算などを行う。

【0038】

受信信号処理部4は、受信回路部3から出力された電圧信号に対し、対数増幅、検波、A/D変換等の処理を行い、デジタル化された超音波画像を生成する。このようにして、超音波プローブ1、送信回路部2、受信回路部3、受信信号処理部4を有する超音波画像取得部9によって、超音波画像が得られる。

【0039】

DSC5は、超音波走査方式の信号である超音波画像を、走査方式を変換して通常のTV信号と同じ標準走査方式のエコー画像信号に変換する。エコー画像信号は、フレームメ

10

20

30

40

50

モリに一旦格納された後、適宜なフレームタイミングにて読み出され、表示処理部 6 に出力される。なお、D S C 5 で走査方式が標準走査方式に変換されることで、超音波画像が、ピクセルと呼ばれる微細な画素における輝度信号の集合体として把握することができるようになる。本発明にかかる超音波診断装置の特徴である、超音波画像から自動的にエコーパターン分類を行う処理は、後述するように、超音波画像をピクセルに分解してその輝度値に基づいた処理を行うものであるため、D S C 5 で変換された後の画像信号が、エコーパターン分類の対象信号となる。本明細書では、このエコーパターン分類の対象となる画像信号を断層画像と呼ぶことにする。そして、D S C 5 は、超音波画像から、エコーパターン分類のための断層画像を取得する断層画像取得部 3 1 としての機能も有することになる。

10

【0040】

表示処理部 6 は、エコー画像信号と、制御系回路部 1 0 から送られるグラフィック画像信号とを合成し、表示モニター 7 で表示する表示画像を生成する。

【0041】

表示モニター 7 は、C R T や L C D などの画像表示デバイスであって、表示処理部 6 から送られた表示画像を表示する。

【0042】

操作部 8 は、超音波診断装置と操作者とのインターフェース部であり、キーボードなどを備えていて、操作者が必要なデータを直接入力することができる。また、タッチペンやマウスなどを備えて、表示モニター 7 に表示された表示画像の所望部分を操作者が指定することにより、その位置をデータとして認識することができるようにもなっている。

20

【0043】

制御系回路部 1 0 は、操作部 8 から入力される操作者からの指示に対応し、超音波診断装置全体の駆動タイミング、データ送受信の制御、各種の計測、計測のための描画グラフィックデータの生成、計測結果のグラフ表示処理、計測結果の記憶などの制御全般を担当する回路部である。

【0044】

制御系回路部 1 0 における各種の処理は、中央制御部 1 1 で行われる。中央制御部 1 1 は、C P U およびワークメモリを備えた演算回路であり、操作部 8 から入力される指示信号にしたがって、超音波画像取得部 9 での超音波画像の取得や、エコー画像信号と合成されて表示モニター 7 で表示されるグラフィック画像信号に対する指示など、超音波診断装置を構成する各部に対する指示を行う。これらの指示を行うため、中央制御部 1 1 の出力が、送信回路部 2、受信回路部 3、受信信号処理部 4、D S C 5、画像合成部 6、グラフィック制御部 1 2 に入力される。

30

【0045】

また、中央制御部 1 1 は、D S C 5 で取得された断層画像に対して、エコーパターン分類を行うための、輝度値取得部 2 1、二値化部 2 2、分布密度測定部 2 3、分布密度分類部 2 4、境界判定部 2 5、エコーパターン分類部 2 6 を有している。なお、これら各部の具体的機能については、エコーパターンに加えられる処理内容とともに後述する。

【0046】

グラフィック制御部 1 2 は、中央制御部 1 1 からの信号に基づいて、表示モニター 7 で表示されるグラフィック画像信号を生成する。

40

【0047】

グラフィックメモリ 1 3 は、グラフィック制御部 1 2 で生成されたグラフィック画像信号を一旦記録し、エコー画像信号が D S C 5 から出力されるタイミングに合わせて、表示処理部 6 にグラフィック画像信号を出力する。

【0048】

以上のように構成された本実施形態にかかる超音波診断装置について、卵巣腫瘍の診断に用いられる場合を例に、その動作を説明する。

【0049】

50

まず、超音波プローブ 1 を被検者の卵巣を観察する位置にあてる。超音波パルスが、超音波プローブ 1 から被検体内の卵巣及びその周囲に伝播し、その反射波は、超音波プローブ 1、受信回路部 3、受信信号処理部 4 を経由して超音波画像として D S C 5 に送られる。

【 0 0 5 0 】

D S C 5 で、超音波画像は、走査方式が超音波走査から標準走査に変換されたエコー画像信号として表示処理部 6 に送られる。また、中央制御部 1 1 で生成された、病院名、超音波の送信条件、受信条件などの情報が、グラフィック制御部 1 2、グラフィックメモリ 1 3 を経由して表示処理部 6 に送られて、表示処理部 6 でエコー画像信号と合成されて表示画像が生成され、表示モニタ 7 で表示される。

10

【 0 0 5 1 】

操作者は、表示モニタ 7 で表示された表示画像に基づいて、卵巣およびその周囲を診断する。また、このとき、D S C 5 によって超音波画像から得られた断層画像が、中央制御部 1 1 で処理されて、図 2 に示される日本超音波医学会の示す 6 種類の卵巣腫瘍のエコーパターンへの分類が行われる。

【 0 0 5 2 】

以下、具体的なエコーパターンの分類方法について、図 3 に示すフローチャートを参照しながら説明する。なお、図 3 のフローチャートおよびその説明においては、それぞれのステップを (S 1 * *) というように表示する (* 印は数字を表す)。

【 0 0 5 3 】

20

図 3 に示した、本実施形態にかかるエコーパターンの分類処理は、断層画像が中央制御部 1 1 に入力された状態からスタートする。

【 0 0 5 4 】

断層画像は、上記したように、画像を構成する個々のピクセルについての輝度信号の集合体として把握できる。輝度値取得部 2 1 は、それぞれのピクセルについてその輝度値を取得する (S 1 0 1)。

【 0 0 5 5 】

二値化部 2 2 は、所定の値 A として与えられる輝度値を閾値として、取得された各ピクセルの輝度値がこの値 A よりも高いか低いかを判断する。そして、断層画像における判断対象の全てのピクセルについて、所定の値 A よりも高い輝度値を有する高輝度ピクセルと、所定の値 A よりも低い輝度値を有する低輝度ピクセルとに分類したピクセル情報を取得する (S 1 0 2)。

30

【 0 0 5 6 】

次に、分布密度測定部 2 3 が、所定の値 B として与えられた面積に対する高輝度ピクセルが占める割合である密度を、断層画像における判断対象の領域に対して測定して、分布密度を得る (S 1 0 3)。なお、上記したとおり、断層画像上の各点はピクセルに置き換えられることから、断層画像上の面積は、そのままピクセルの数として把握することができる。したがって、分布密度を求めることは、単位ピクセル数あたりに占める高輝度ピクセルの数について、その分布割合を求めることと同義となる。

【 0 0 5 7 】

40

得られた分布密度の値に基づいて、分布密度分類部 2 4 が、与えられる所定の値 C を基準値として、分布密度が値 C よりも高い高密度部と、分布密度が値 C よりも低い低密度部とに分類し、分布密度情報を得る (S 1 0 4)。

【 0 0 5 8 】

この S 1 0 4 までの処理が行われることで、指定された 3 つの値 A、B、C に基づいて、断層画像から、各ピクセルを高輝度ピクセルと低輝度ピクセルとに分類したピクセル情報と、所定面積の領域を高輝度部の密度に着目することで、高密度の高輝度部であるか低密度の高輝度部であるかに分類した、分布密度情報とが得られたことになる。

【 0 0 5 9 】

次に、境界判定部 2 5 が、ピクセル情報と分布密度情報から、境界部を判定する (S 1

50

05)。具体的には、まず、ピクセル情報における低輝度ピクセルの領域と、分布密度情報における低密度の高輝度部の領域とを第1のグループとし、分布密度情報から高密度の高輝度部の領域を第2のグループとする。そして、これら第1のグループと第2のグループとの境界を求めて境界部と判定する。つまり、断層画像における判断対象の領域内での低輝度低密度の領域（複数箇所ある場合もある）と高輝度高密度の領域（複数箇所ある場合もある）との境界を境界部と判定する。また、高密度の高輝度部の幅が、所定の値として与えられる値Eよりも狭い場合は、その値Eよりも狭い幅の部分も境界部として判定する。そして、以後の手順においては、この値Eよりも狭い幅の高密度の高輝度部は、境界部としてのみ取り扱うこととなり、高密度の高輝度部としては取り扱わない。

【0060】

このようにして、ステップS105までに得られた、ピクセル情報と分布密度情報と境界部の情報から、エコーパターン分類部26が、ステップS106以降のステップに従い、具体的なエコーパターンの分類を行う。なお、以下のエコーパターンの分類においては、分類対象である断層画像の表示領域端部、すなわち表示領域の境界部は、境界部判定部25で得られた、境界部としては取り扱わないこととする。

【0061】

まず、嚢胞性部位検出プロセスとして、境界部が閉じた領域を形成している部分において、嚢胞性部位として把握される、低輝度部または低密度の高輝度部で構成されている部位を特定（S106）する。そして、その嚢胞性部位が、境界部が閉じた領域の中に、1つもしくは複数存在しているかを判定する（S107）。

【0062】

次に、内部エコー判定プロセスとして、嚢胞性部位が1つもしくは複数存在している場合には、嚢胞性部位として低密度の高輝度部が含まれているか否かを判定する。その結果、低密度の高輝度部が1つのグループも存在していない場合には、その嚢胞性部位をI型の腫瘍に分類する（S108）。

【0063】

嚢胞性部位が複数存在する場合、1つでも低密度の高輝度部が含まれているときはI型の腫瘍とは分類しない。低密度の高輝度部が含まれているとされた場合は、充実性検出プロセスとして、高密度の高輝度部が存在するか否かを判定し、高密度の高輝度部が存在しない場合には、その嚢胞性部位をII型の腫瘍に分類する（S109）。

【0064】

嚢胞性部位に高密度の高輝度部が存在していた場合には、嚢胞性部位の内部に、もしくは、嚢胞性部位に隣接して、高密度の高輝度で構成された閉じた境界があるか否かを判定し（S110）、高密度の高輝度部が存在する場合には、周囲長測定プロセスとして、その高密度の高輝度部の周囲長を測定する（S111）。そして、面積測定プロセスとして、高密度の高輝度部の面積を測定する（S112）。

【0065】

次に、辺縁平滑判定プロセスとして、面積測定プロセス（S112）で得られた面積に対する、周囲長測定プロセス（S111）で得られた周囲長の割合を計算し、得られた比率が、値Dとして与えられる所定の値Dよりも小さい場合には、対象とする高密度の高輝度部位が平滑な辺縁部で構成されているとして、III型の腫瘍に分類する（S113）。

【0066】

ここで、高密度の高輝度部が複数存在する場合であって、全ての面積に対する周囲長の割合が値Dよりも小さい場合にのみIII型の腫瘍に分類する。もし、1つでも値Dよりも大きい辺縁部を持つ場合には、IV型の腫瘍に分類する。

【0067】

充実性検出プロセス（S110）で、高密度の高輝度部が存在しているが、嚢胞性部位の内部、もしくは、嚢胞性部位に隣接して、高密度の高輝度部で構成された閉じた境界が存在していないと判定された場合、充実性優位プロセスとして、高密度の高輝度部で構成

10

20

30

40

50

された閉じた境界の内部に、嚢胞性検出プロセスで得られた嚢胞性部位があるかを判定する（S 1 1 5）。

【 0 0 6 8 】

充実性優位プロセスで、嚢胞性部位がある場合にはⅥ型の腫瘍に分類する。一方、高密度の高輝度部で構成される閉じた境界の内部に嚢胞性部位が存在しない場合には、Ⅰ型からⅥ型の腫瘍パターンのいずれにも分類不能であるとする。

【 0 0 6 9 】

また、嚢胞性部位検出プロセス（S 1 0 7）で、嚢胞性部位がないと判定された場合、充実パターン検出プロセスとして、高密度の高輝度部で構成された閉じた境界を持つ部位が、1つもしくは複数存在しているかを判定する（S 1 1 4）。

10

【 0 0 7 0 】

充実パターン検出プロセスで、高密度の高輝度部で構成された閉じた境界を持つ部位が1つでも存在している場合には、Ⅵ型の腫瘍に分類する。一方、高密度の高輝度部で構成された閉じた境界を持つ部位が存在しない場合には、Ⅰ型からⅥ型のいずれの腫瘍パターンにも分類不能であるとする。

【 0 0 7 1 】

このようにして、ピクセル情報と分布密度情報と境界部の形状から、エコーパターン分類部 2 6 によって、日本超音波医学会の示す 6 種類の卵巢腫瘍のエコーパターン分類を自動的に行うことができる。

【 0 0 7 2 】

20

なお、本実施の形態における二値化部 2 2 は、閾値に対して一段階で輝度値を判定する構成でも、多段階構成で段階的に絞り込んで、閾値に対して輝度値を判定する構成としてもよい。また、本実施形態における卵巢腫瘍パターンの判定フローの中で使われる、値 A、値 B、値 C、値 D、値 E の各値は、経験則などにより適宜設定されるものである。また、表示する断層画像の全体の明るさや、表示している断層画像の視野深度などの情報から、超音波診断装置が自動的にこれらの数値の最適化を図るようにしてもよい。さらに、操作者により、操作部 8 から所定の値を設定できるようにしてもよい。

【 0 0 7 3 】

分類されたエコーパターンの結果は、中央制御部 1 1 からのデータによって、グラフィック制御部 1 2 でⅠ型からⅥ型までのいずれかの類型か、もしくは分類不能である旨を文字情報として作成し、グラフィックメモリ 1 3 を介して表示処理部 6 でエコー画像信号と重畳されて、表示モニタ 7 で表示される。このときの表示画像の例を図 4 に示す。

30

【 0 0 7 4 】

図 4 に示すように、超音波診断結果として得られた卵巢腫瘍のパターン結果として、この図の場合はⅤ型であることが文字情報 4 0 1 として、エコー画像信号に重畳されて表示画像となっている。

【 0 0 7 5 】

また、操作部 8 から操作者が操作することにより、分類結果を、取得された超音波画像のデータや、診断結果のコメントなどとともにレポートとして記憶したり、これを画面表示したりすることもでき、図示しない外部装置に記録することもできる。

40

【 0 0 7 6 】

さらに、卵巢腫瘍のエコーパターンの分類は、操作部 8 からの操作により、その開始と終了を操作者が指定するようにする。このようにすることで、超音波画像から取得されたいわゆるフリーズ画像の表示中に、卵巢腫瘍のエコーパターン分類を実施してもよいし、フリーズ画像の表示中ではなく、ライブ画像の表示中にリアルタイムに卵巢腫瘍のエコーパターン分類を開始して、1つのフレーム毎に分類した結果を更新表示するようにしてもよい。また、リアルタイムにエコーパターンの分類を行う場合には、最新の1フレームでのエコーパターン分類結果を表示してもよいし、エコーパターンの分類を開始した以降に順次得られたエコーパターン分類結果を、多数決表示のように表示してもよい。

【 0 0 7 7 】

50

(実施の形態 2)

次に、本発明にかかる超音波診断装置の第 2 の実施形態について、図 5 を用いて説明する。

【0078】

図 5 は、本実施形態にかかる超音波診断装置の機能的構成を示すブロック図である。図 5 に示すように、本実施形態にかかる超音波診断装置は、基本的には図 1 に示した第 1 の実施形態の超音波診断装置と同じ構成となっていて、超音波画像取得部 9、DSC5、表示処理部 6、表示モニタ 7 と、操作部 8、制御系回路部 10 を有している。本実施形態にかかる超音波診断装置では、DSC5 にカラー画像取得部を有する点、制御系回路部 10 に断層画像メモリ 14 とカラー画像メモリ 15 とを有する点、さらに、中央制御部 11 に血流情報判別部 27 と、メモリ画像呼出部 28 とを有する点が、図 1 に示した第 1 の実施形態にかかる超音波診断装置と異なっている。

10

【0079】

本実施形態の超音波診断装置では、図 5 のような構成とすることで、断層画像のエコーパターン分類において、カラーモード画像を有効に用いてエコーパターン分類の効率を向上させることができる。

【0080】

図 3 に示した、日本超音波医学会の示す 6 種類の卵巢腫瘍のエコーパターンに分類する例であれば、DSC5 により超音波診断画像から得られたカラー画像を、分布密度分類部 24 での分布密度分類 (S104) に用いる。具体的には、血流情報判別部 27 で、カラー画像情報が存在しているか否かとその位置を把握する。そして、以降の各ステップに用いられる分布密度情報では、カラー画像が情報として存在している位置を高密度の高輝度部として取り扱う。

20

【0081】

このように、カラー画像が取得されている場合に、カラー画像情報が存在する部分を高密度の高輝度部として取り扱うことで、白黒の断層画像にのみ基づいて分布密度分類を行った場合と比較して、さらに精度の高い分布密度情報を得ることが可能となり、6 種類の卵巢腫瘍のエコーパターンの分類精度を向上することができる。

【0082】

本実施形態にかかる超音波診断装置では、さらに、制御系回路部 10 内に、DSC5 で取得された断層画像を記録する断層画像メモリ 14 と、カラー画像を記録するカラー画像メモリ 15 を、制御系回路部 10 内に有する。

30

【0083】

そして、断層画像メモリ 14 と、カラー画像メモリ 15 とに蓄えられた複数の画像を操作部 8 から操作者が操作することにより、記録した複数の画像の中から、エコーパターン分類を開始する画像と終了する画像とを決定する。その後、操作者が操作部 8 から、エコーパターン分類実行の指示を行うことにより、メモリ画像呼出部 28 が、断層画像メモリ 13 とカラー画像メモリ 14 に記録された画像を順次呼び出して、エコーパターンの分類処理を行う。

【0084】

このように、断層画像とカラー画像とをそれぞれの記録手段に蓄え、蓄えられた複数の画像に対してエコーパターン処理を行うことで、より精度の高いエコーパターンの分類を行うことができる。

40

【0085】

(実施の形態 3)

次に、本発明にかかる超音波診断装置について、さらに別の実施形態である第 3 の実施形態について、図 6 を用いて説明する。

【0086】

図 6 は、本実施形態にかかる超音波診断装置の機能的構成を示すブロック図である。図 6 に示すように、本実施形態にかかる超音波診断装置も、基本的には図 1 に示した第 1 の

50

実施形態の超音波診断装置と同じ構成となっていて、超音波画像取得部 9 , D S C 5 , 表示処理部 6、表示モニタ 7 と、操作部 8、制御系回路部 10 を備えている。本実施形態にかかる超音波診断装置では、超音波画像取得部 9 に揺動制御部 16 を有する点、D S C 5 に二次元画像取得部 33 およびマルチスライス画像取得部 34 を有する点、中央制御部 11 に二次元画像呼出部 29 を有する点が、図 1 に示した第 1 の実施形態にかかる超音波診断装置と異なっている。なお、本実施形態においては、超音波プローブ 1 として、三次元画像を取得する 3 D 対応、もしくは、三次元画像を連続して取得する 4 D 対応のものを用いる。

【0087】

本実施形態の超音波診断装置では、図 6 のような構成とすることで、超音波画像として三次元の画像を取得することができ、超音波画像を用いた診断という観点でも有用な超音波診断装置を得ることができる。また、エコーパターンの自動分類においても、得られた三次元画像を用いた処理ができるので、エコーパターン分類を感覚的に把握しやすく、かつ、高い精度で行うことができる。

【0088】

本実施形態では、三次元対応の超音波プローブ 1 を用い、これが、揺動制御部 16 に制御されて揺動することで、被検体の情報を三次元の空間情報として取得できる。また、被検体の画像情報をリアルタイムで連続して取得、更新しながら表示モニタ 7 で表示する、いわゆる 4 D 画像を得ることができる。

【0089】

図 7 に、三次元画像表示を行っている場合の、表示モニタ 7 の表示画像の例を示す。図 7 に示すように、表示画像は 4 つに分割されていて、図 7 中右下の 3 D 画像表示エリア 504 には、被測定物の立体的な三次元画像が表示されていて、左上の A 断面表示エリア 501 には、第 1 の二次元超音波画像が、右上の B 断面表示エリア 502 には、第 2 の二次元超音波画像が、左下の C 断面表示エリア 503 には、第 3 の二次元超音波画像が、それぞれ表示されている。そして、この第 1 の二次元超音波画像、第 2 の二次元超音波画像、第 3 の二次元超音波画像は、それぞれ直交する三次元を示す軸（通常、 x , y , z で表示される）に平行な平面を示すものであり、超音波画像取得手段 9 で得られた三次元超音波画像から、D S C 5 の二次元画像取得部 33 により取得されたものである。

【0090】

図 7 に示す、三次元の表示画像が表示されている場合に、操作者は、操作部 8 を操作して、エコーパターンの分類を開始する位置を指定する。さらに、操作部 8 を操作することによって、エコーパターン分類を終了する位置を指定する。図 7 の例では、A 断面表示エリア 501 に表示された第 1 の二次元超音波画像を用い、表示モニタ 7 に表示された表示画像上で、エコーパターン分類開始位置 505 と分類終了位置 506 とを指示する。

【0091】

操作者の指示を受け、中央制御部 11 は、指示されたエコーパターン分類開始位置と分類終了位置の間を、A 断面表示エリア 501 に表示された第 1 の二次元超音波画像に平行な軸（例えば x 軸）の軸方向に沿って、これとは垂直の軸（例えば y 軸）における二次元画像である第 2 の二次元超音波画像を、二次元画像呼出部 29 で再構成して取得する。そして、その再構成した複数の二次元の超音波画像に対し、エコーパターン分類処理を行う。

【0092】

このように、三次元超音波画像からエコーパターン分類を行う二次元超音波画像を指定して、得られた複数の二次元超音波画像についてエコーパターン分類を行うことで、操作者が分類情報を得たいと考える部分のエコー情報を的確に得ることができ、また、複数の二次元超音波画像についてエコーパターン分類を行うので、分類の精度も向上する。

【0093】

本実施形態の場合、上記したように複数の二次元の超音波画像に対してエコーパターン分類処理を行うので、分類結果が複数に分かれて得られることがある。この場合は、複数

10

20

30

40

50

の分類結果を表示モニタ7で表示して、その結果を操作者に伝えるようにすることができる。例えば、図3に示したような、日本超音波医学会の示す6種類の卵巣腫瘍のエコーパターンに分類する場合の例では、図7の右下に示すように、エコーパターン分類結果表示部507を設け、例えば10枚の二次元超音波画像から得られたそれぞれの分類結果S1～S10と、これらの多数決として得られた代表値「V型」が示されている。

【0094】

なお、このエコーパターン分類結果の表示は任意に行うことができることは言うまでもなく、また、分類対象となる二次元の超音波画像の数も10枚に限られないことは言うまでもない。さらに、本実施形態に示したエコーパターンの分類方法においては、図7を用いて、A断面として表示された第1の二次元超音波画像を用いて分類領域を定め、これと垂直の第2の二次元超音波画像を用いてエコーパターンの分類を行ったが、本発明にかかる超音波診断装置は、これに限られるものではなく、第1の二次元超音波画像を用いて定めた分類領域について、第3の二次元超音波画像を用いてエコーパターンの分類行ってもよく、また、エコーパターン分類領域を定めるのに、第2の二次元超音波画像、または、第3の二次元超音波画像を用いることができることも言うまでもない。

【0095】

以上のように、本実施形態に示すような、三次元の超音波画像データから得られた二次元の超音波画像から、エコーパターンの分類をすることで、立体的な構造を有することが通常である各種の腫瘍などに対し、よりの確な診断とエコーパターンの分類ができる。

【0096】

また、本実施形態にかかる超音波診断装置において、上記の通り三次元超音波画像が得られることを利用して、さらに別の方法で、操作者がエコーパターン分類の対象となる二次元超音波画像を指定する方法も考えられる。

【0097】

この方法を行うにあたっては、図6に示したように、DSC5にマルチスライス画像取得部34を備え、診断対象物に対して、一つの軸方向に垂直な複数の平面における二次元超音波画像を順次取得する。なお、このような画像は、対象物を複数スライスするものであることから、通常、マルチスライス画像と呼ばれている。

【0098】

図8は、マルチスライス画像を表示モニタ7で表示した状態を示す。図8に示すように、マルチスライス画像取得部34で取得された画像は、中央制御部11で処理されて、複数の画像が連続した状態で複数並んで表示されるようにして、グラフィック制御部12に送られる。そして、グラフィックメモリ13、表示処理部6を介して、表示モニタ7上に表示される。

【0099】

ここで、操作者は、操作部8を操作して、エコーパターン分類を行う画像を特定するために、分類開始位置601と分類終了位置602を指定する。中央制御部11は、指定された分類開始位置と分類終了位置の間のスライス画像に対し、エコーパターン分類を行う。この場合も、操作者が指定した複数の二次元超音波画像に対して、エコーパターン分類が行われるため、分類結果が複数得られることがある。したがって、上記図7に示した場合と同じく、マルチスライス画像に重畳させて、エコーパターン分類結果について、複数の分類結果そのものと、多数決による計算値とを表示することが好ましい。

【0100】

図8においても、図3で示した日本超音波医学会の示す6種類の卵巣腫瘍のエコーパターンに分類する場合の例として、図8の右下に示すように、エコーパターン分類結果表示部603を設け、例えば10枚の二次元超音波画像から得られたそれぞれの分類結果S1～S10と、これらの多数決として得られた代表値「V型」が示されている。

【0101】

この場合も、エコーパターン分類対象である二次元超音波画像の数や、その開始終了位置を操作者が任意に定めることができることは、言うまでもない。

10

20

30

40

50

【 0 1 0 2 】

以上のように、超音波画像取得手段 9 が三次元超音波画像を取得できる場合に、得られた一つの軸方向に連続する複数の二次元超音波画像をマルチスライス画面として表示し、操作者がこのマルチスライス画面を指定して、エコーパターン分類の開始位置と終了位置とを定めることで、エコーパターン分類を行うべき対象を視覚的に容易に定めることができ、かつ、より詳細な腫瘍などの超音波画像と、精度の高いエコーパターン分類結果とを得ることができる。

【 0 1 0 3 】

なお、本発明にかかる超音波診断装置において、上記各実施形態で示した、日本超音波医学会作成の卵巢腫瘍のエコーパターンを自動的に分類する場合には、分類結果の表示の際に、図 2 に示すエコーパターンを模式化した模式図を合わせて表示するようにしても良い。このようにすれば、実際の超音波エコー画像と、分類結果とを、模式図と容易に対比することができ、分類結果の正確性が一目で判断できる。

10

【 0 1 0 4 】

さらに、図 3 に示した、卵巢腫瘍のエコーパターン分類処理の過程で、境界判定ステップ (S 1 0 5) において得られた、エコーパターンにおける境界部の情報を、中央制御部 1 1 からグラフィック制御部 1 3、グラフィックメモリ 1 4、表示処理部 6 を通して、エコーパターン分類を実施した超音波画像と重畳して表示モニタ 7 に表示させることが考えられる。このようにすることで、分類対象となった卵巢腫瘍の状況をより明確に視覚的に把握することができ、操作者の操作の利便性や、医師による腫瘍診断精度の向上を図ることができる。

20

【 0 1 0 5 】

なお、上記各実施形態では、エコーパターンの分類方法として、分類基準が確立しており、また、実際の超音波診断装置の用途としてニーズが強い、日本超音波医学会作成の卵巢腫瘍のエコーパターン分類について説明したが、本発明によれば、超音波画像に対して、ピクセル情報、分布密度情報、境界部情報を精度良く取得することができるので、分類パターン基準を明確にすれば、卵巢腫瘍以外の各種腫瘍や、その他被検体についてのエコーパターン分類を自動で行うことができる。

【 産業上の利用可能性 】

【 0 1 0 6 】

以上のように、本発明にかかる超音波診断装置は、超音波画像取得手段で得られた画像に基づいて、そのエコーパターン分類を自動的に行うことができるので、各種の腫瘍診断における医師の診断作業をサポートすることができ、産業上有用に利用できる。また、特に、婦人科での卵巢腫瘍の検診に用いることが有用である。

30

【 図面の簡単な説明 】

【 0 1 0 7 】

【 図 1 】 本発明の第 1 の実施の形態にかかる超音波診断装置の構成を示すブロック図

【 図 2 】 日本超音波医学会作成の卵巢腫瘍のエコーパターンの模式図

【 図 3 】 本発明の第 1 の実施の形態にかかる超音波診断装置における、卵巢腫瘍パターンの分類の判定処理を示すフローチャート

40

【 図 4 】 卵巢腫瘍パターンの判定結果を表示する表示画像の例図

【 図 5 】 本発明の第 2 の実施の形態にかかる超音波診断装置の構成を示すブロック図

【 図 6 】 本発明の第 3 の実施の形態にかかる超音波診断装置の構成を示すブロック図

【 図 7 】 いわゆる三次元画像表示における卵巢腫瘍パターン分類の表示画像の例図

【 図 8 】 いわゆるマルチスライス画像表示における卵巢腫瘍パターン分類の表示画像の例図

【 図 9 】 従来の超音波診断装置における嚢胞の自動的な検出と寸法測定処理を示すフローチャート

【 符号の説明 】

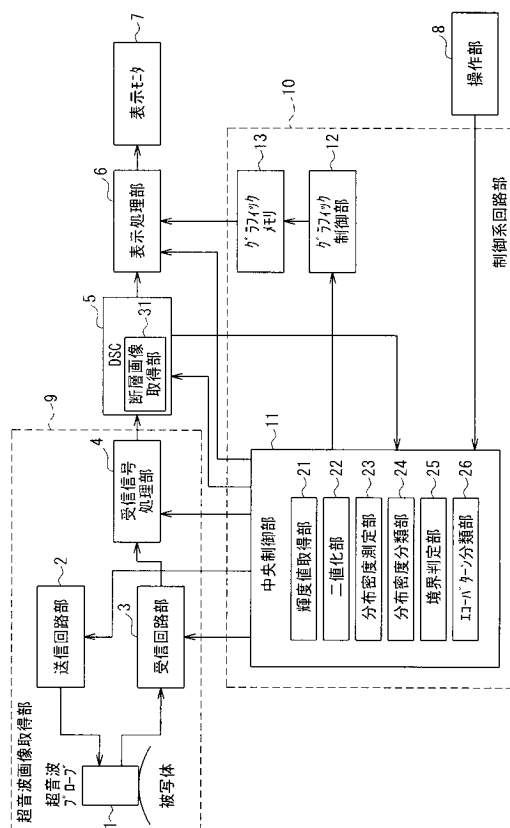
【 0 1 0 8 】

50

- 1 超音波プローブ
- 2 送信回路部
- 3 受信回路部
- 4 受信信号処理部
- 5 DSC
- 6 表示処理部
- 7 表示モニタ
- 8 操作部
- 9 超音波画像取得部
- 10 制御系回路部
- 11 中央制御部
- 12 グラフィック制御部
- 13 グラフィックメモリ

10

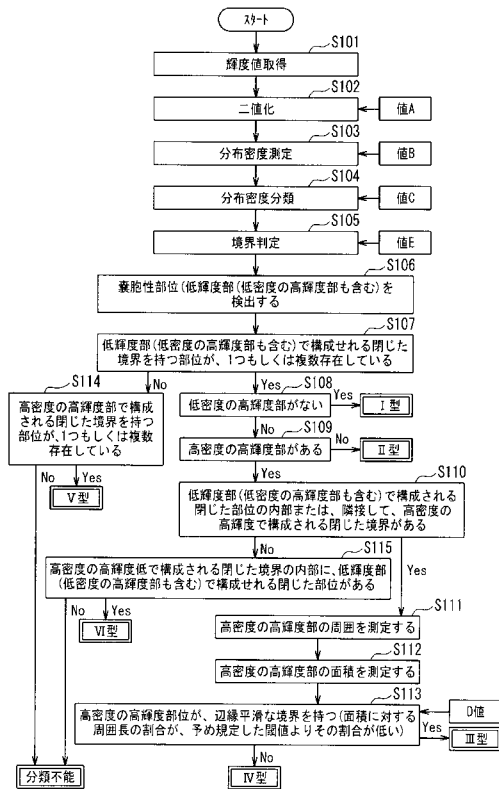
【図 1】



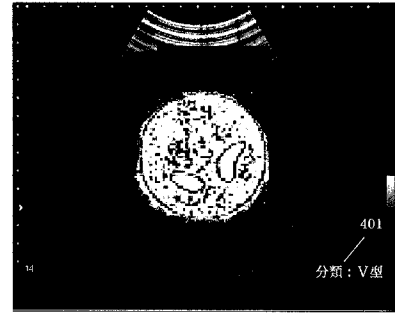
【図 2】

I 型		嚢胞性パターン (内部エコーなし)
II 型		嚢胞性パターン (内部エコーあり)
III 型		混合パターン
IV 型		混合パターン (嚢胞性優位)
V 型		混合パターン (充実性優位)
VI 型		充実性パターン
分類不能		

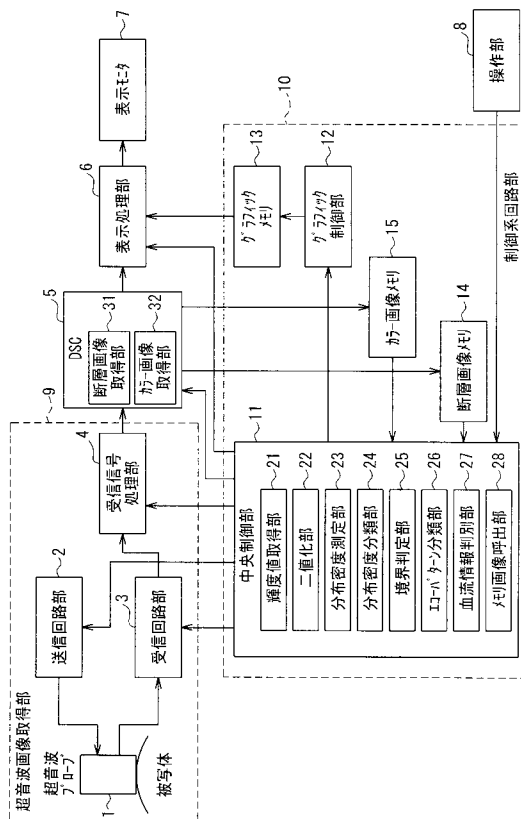
【図 3】



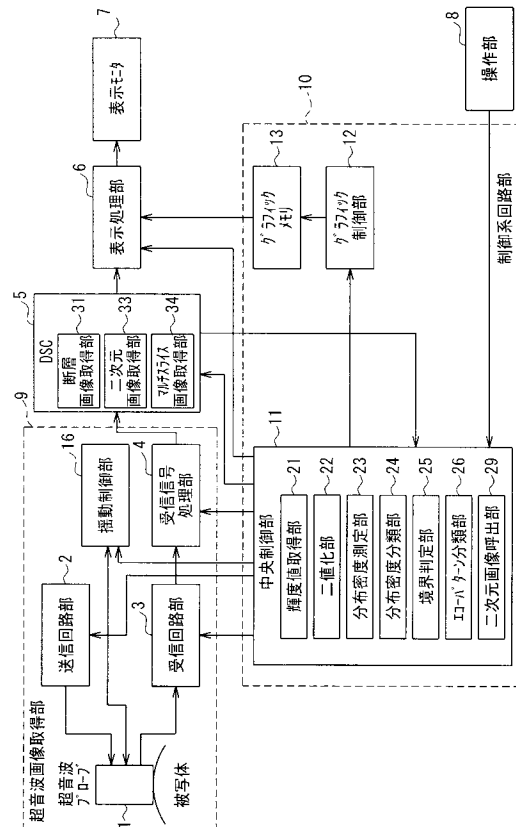
【図 4】



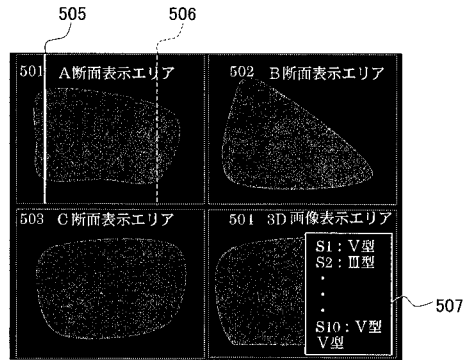
【図 5】



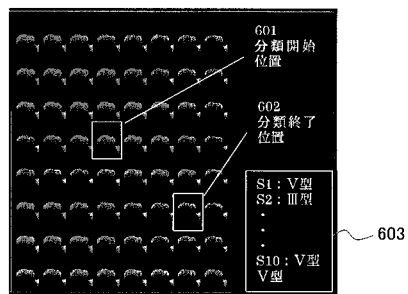
【図 6】



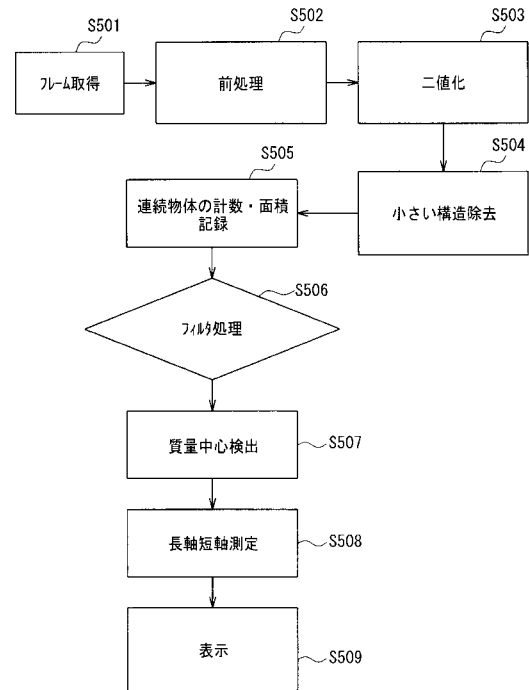
【図 7】



【図 8】



【図 9】



专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2009148499A	公开(公告)日	2009-07-09
申请号	JP2007331162	申请日	2007-12-21
申请(专利权)人(译)	松下电器产业株式会社		
[标]发明人	小野塚政夫		
发明人	小野塚 政夫		
IPC分类号	A61B8/00		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/BB03 4C601/JC07 4C601/JC12		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种超声波诊断设备，该超声波诊断设备能够根据所获得的超声波图像自动执行回波图案分类。操作单元，显示监视器，处理在显示监视器上显示的图像的显示处理单元，获取超声图像的超声图像获取单元以及从超声图像获取二维断层图像。断层图像获取单元，在构成断层图像的每个像素中获取亮度值的亮度值获取单元，从所获取的亮度值获取像素信息的二值化单元以及每预定区域的高度。用于测量亮度像素的分布密度的分布密度测量单元，用于获取通过基于预定阈值对分布密度进行分类而获得的分布密度信息的分布密度分类单元，以及根据像素信息和分布密度信息的边界部分。它具有定义的边界确定部分和将断层图像分类为回波模式的回波模式分类部分。[选型图]图1

