

(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2005-111258

(P2005-111258A)

(43) 公開日 平成17年4月28日(2005.4.28)

(51) Int.Cl.⁷

A61B 8/06

F I

A61B 8/06

テーマコード(参考)

4C601

審査請求 未請求 請求項の数 14 O L (全 13 頁)

(21) 出願番号 特願2004-261842 (P2004-261842)
 (22) 出願日 平成16年9月9日(2004.9.9)
 (31) 優先権主張番号 特願2003-328210 (P2003-328210)
 (32) 優先日 平成15年9月19日(2003.9.19)
 (33) 優先権主張国 日本国(JP)

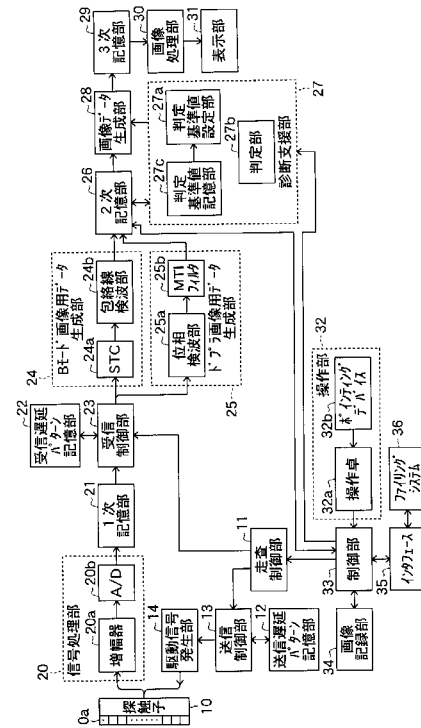
(71) 出願人 000005201
 富士写真フイルム株式会社
 神奈川県南足柄市中沼2 1 0 番地
 (74) 代理人 100100413
 弁理士 渡部 温
 (74) 代理人 100110777
 弁理士 宇都宮 正明
 (72) 発明者 佐藤 良彰
 神奈川県足柄上郡開成町宮台7 9 8 番地
 富士写真フイルム株式会社内
 Fターム(参考) 4C601 BB02 DE04 DE06 EE09 JB40
 JB45 JC09 JC13 JC19 JC37
 KK12 KK19 KK28 KK33 KK44
 LL04 LL11 LL33 LL38

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置

(57) 【要約】

【課題】 被検体に関する画像情報に基づいて、被検体の組織に発生した腫瘍が良性であるか悪性であるかについての客観的及び定量的な診断を支援する診断支援機能を備えた超音波診断装置を提供する。

【解決手段】 複数の超音波エコーに基づいて被検体に関する画像情報を生成するBモード画像用データ生成部2 4及びドプラ画像用データ生成部2 5と、該Bモード画像用データ生成部及びドプラ画像用データ生成部において生成された画像情報を記憶する2次記憶部2 6と、該2次記憶部に記憶されている画像情報について、被検体内の組織に関する少なくとも1種類の評価値を判定するために用いられる少なくとも1種類の値を判定基準値として設定する判定基準値設定部2 7 aと、被検体の組織に関する評価値を設定された判定基準値と比較することにより組織の状態を判定する判定部2 7 bと、撮像モードにおいて、2次記憶部に記憶されている画像情報に基づいて超音波画像を表示し、診断支援モードにおいて、判定部における判定結果を表示する表示部3 1を含む。



【特許請求の範囲】

【請求項 1】

超音波用探触子から複数の超音波ビームを順次送信して被検体を走査することによって得られる複数の超音波エコーに基づいて、被検体に関する画像情報を生成する画像情報生成手段と、

前記画像情報生成手段によって生成された画像情報を記憶する画像情報記憶手段と、

前記画像情報記憶手段に記憶されている画像情報について、被検体内の組織に関する少なくとも 1 種類の評価値を判定するために用いられる少なくとも 1 種類の値を判定基準値として設定する判定基準値設定手段と、

前記画像情報記憶手段に記憶されている判定対象となる画像情報について、前記組織に関する少なくとも 1 種類の評価値を設定された判定基準値と比較することにより前記組織の状態を判定する判定手段と、

撮像モードにおいて、前記画像情報記憶手段に記憶されている画像情報に基づいて超音波画像を表示し、診断支援モードにおいて、前記判定手段による判定結果を表示する表示手段と、

を具備する超音波撮像装置。

【請求項 2】

前記画像情報生成手段が、複数の超音波エコーの強度に基づいて、被検体内の組織に関する画像情報を生成する第 1 の画像情報生成手段と、複数の超音波エコーにおけるドプラ効果による周波数変移情報に基づいて、被検体内の血流に関する画像情報を生成する第 2 の画像情報生成手段とを含み、

前記表示手段が、撮像モードにおいて、前記第 1 の画像情報生成手段によって生成される画像情報に基づいて超音波画像を表示し、診断支援モードにおいて、前記第 1 及び第 2 の画像情報生成手段によって生成される画像情報に基づく超音波画像を前記判定手段における判定結果と共に表示する、

請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記判定基準値設定手段が、前記画像情報記憶手段に記憶されている判定対象となる画像情報について、被検体内の組織の輪郭を抽出することによって算出される前記組織に関する少なくとも 1 種類の評価値を判定するために用いられる少なくとも 1 種類の値を判定基準値として設定し、

前記判定手段が、前記画像情報記憶手段に記憶されている画像情報に基づいて前記組織の輪郭を抽出し、抽出された輪郭に基づいて前記組織に関する少なくとも 1 種類の評価値を算出し、算出された少なくとも 1 種類の評価値を設定された判定基準値と比較することにより被検体内の組織の状態を判定し、判定結果を前記表示手段に表示させる、

請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記判定基準値設定手段が、前記画像情報記憶手段に記憶されている判定対象となる画像情報について、被検体内の組織の輪郭を抽出することによって算出される前記組織に関する少なくとも 1 種類の評価値を判定するために用いられる少なくとも 1 種類の値を判定基準値として設定し、

前記判定手段が、前記画像情報記憶手段に記憶されている画像情報に基づいて前記組織の輪郭を抽出し、抽出された輪郭に基づいて前記組織に関する少なくとも 1 種類の評価値を算出し、算出された少なくとも 1 種類の評価値を設定された判定基準値と比較することにより被検体内の組織の状態を判定し、判定結果を前記表示手段に表示させる、

請求項 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記判定手段が、前記第 1 及び第 2 の画像情報生成手段によって生成された画像情報について、被検体内の組織における血流の集中度に関する評価値を複数の判定基準値と比較することにより被検体内の組織の状態を判定する、請求項 2 記載の超音波診断装置。

10

20

30

40

50

【請求項 6】

前記判定手段が、前記画像情報生成手段によって生成された画像情報について、被検体内の組織における輪郭の複雑性に関する評価値を複数の判定基準値と比較することにより被検体内の組織の状態を判定する、請求項 3 記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記判定手段が、前記第 1 及び第 2 の画像情報生成手段によって生成された画像情報について、被検体内の組織における血流の集中度に関する評価値を第 1 群の判定基準値と比較すると共に、前記第 1 の画像情報生成手段によって生成された画像情報について、被検体内の組織における輪郭の複雑性に関する評価値を第 2 群の判定基準値と比較することにより、被検体内の組織の状態を判定する、請求項 4 記載の超音波診断装置。

10

【請求項 8】

前記被検体内の組織における血流の集中度に関する評価値が、前記第 2 の画像情報生成手段によって得られた前記組織の画像において輝度値によって重み付けした面積を、前記第 1 の画像情報生成手段によって得られた画像における前記組織の面積で割ることによって求められる、請求項 5 又は 7 記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記被検体内の組織における輪郭の複雑性に関する評価値が、前記組織の輪郭線の長さを、該輪郭に近似する楕円の周の長さで割ることによって求められる、請求項 6 又は 7 記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

被検体内の組織に関する少なくとも 1 種類の評価値を判定するために用いられる少なくとも 1 種類の値を記憶する第 2 の記憶手段をさらに具備し、
前記判定基準値設定手段が、前記第 2 の記憶手段に記憶されている値を判定基準値として設定する、請求項 1 ~ 9 のいずれか 1 項記載の超音波撮像装置。

20

【請求項 11】

外部のファイリングシステムを接続するためのインタフェースと、
前記インタフェースを介して、前記ファイリングシステムに記録されている画像データを読み出して前記画像情報記憶手段に記憶させる制御手段と、
をさらに具備する請求項 1 ~ 10 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 12】

前記画像情報記憶手段が、X 線画像、CT 画像、又は、MRI 画像に関する画像情報と、複数の超音波エコーにおけるドプラ効果による周波数変移情報に基づいて生成される画像情報とを記憶する、請求項 11 記載の超音波診断装置。

30

【請求項 13】

前記画像情報記憶手段が、前記少なくとも 1 種類の判定基準値と前記少なくとも 1 種類の評価値とを画像情報のヘッダとして記憶する、請求項 1 ~ 12 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

【請求項 14】

前記判定基準値設定手段及び前記判定手段が、CPU とソフトウェアによって実現される機能ブロックである、請求項 1 ~ 13 のいずれか 1 項記載の超音波診断装置。

40

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波を送受信することにより生体内の臓器等の撮像を行って、診断のために用いられる超音波画像を生成する超音波診断装置に関する。

【背景技術】

【0002】

医療用に用いられる超音波撮像装置においては、通常、超音波の送受信機能を有する複数の超音波トランスデューサを含む超音波探触子（プローブ）が用いられる。このような超音波探触子を用いて、複数の超音波を合波することにより形成される超音波ビームによ

50

って被検体を走査し、被検体内部において反射された超音波エコーを受信することにより、超音波エコーの強度に基づいて、被検体の組織に関する画像情報が得られる。また、超音波エコーに含まれるドプラ効果による周波数変移情報に基づいて、被検体内における血液の移動に関する画像情報が得られる。

【0003】

関連する技術として、特許文献1には、Bモード画像とCFM（カラーフローマッピング）画像とを組み合わせた3次元表示を実現し得る超音波診断装置が開示されている。この超音波診断装置によれば、組織情報から抽出した関心部分の輪郭像と血流像の各像を3次元空間に分布させることにより得られた3次元分布情報を投影処理することによって複数の2次元画像を生成し、これらの2次元画像を所定の順番で連続的に表示することにより、人間の運動視差と呼ばれる視覚特性によって関心部分の立体構造と血流像の立体構造とを同時に観察することができる。例えば、腫瘍とその栄養血管との関係を把握することができる。

10

【0004】

しかしながら、特許文献1が開示されている超音波診断装置を用いて腫瘍の良性又は悪性の判定を行う場合には、医師が、腫瘍とその栄養血管との関係に基づいて経験的に判定するので、医師の経験と勘に頼る部分が大きく、客観性や定量性に欠けるという問題があった。

【0005】

ところで、マンモグラフィ-CAD（computer-aided diagnosis）においては、腫瘍の良性又は悪性の判定に際し、腫瘍の輪郭の複雑性に基づいて判定する方法や、腫瘍付近の血管の集中度に基づいて判定する方法が行われている。超音波診断においても、腫瘍の輪郭の複雑性に基づいて腫瘍の良性又は悪性を客観的及び定量的に判定することが検討されている。

20

【0006】

特許文献2には、超音波3次元画像から腫瘍（特に、乳腺腫瘍）の領域を高い精度で発見でき、悪性腫瘍の判断を再現性良く自動抽出することができる腫瘍診断方法が開示されている。この腫瘍診断方法によれば、超音波診断法等の可視化技術を用いて3次元画像として抽出した（良性や悪性）腫瘍の表面積 S と体積 V との比のパラメータ S/V ratioを定義して腫瘍表面形状の凹凸不整を定量化し、生体のMRI画像や超音波画像等で構成される3次元画像で表された組織間の境界を抽出して正常組織の中から癌組織（特に、乳癌組織（乳腺悪性腫瘍））を発見することができる。

30

【0007】

また、非特許文献3には、超音波ドプラ法による乳腺腫瘍の検討について述べられている。この文献によれば、超音波ドプラ法で得られる血流波形の指標であるPI（pulsatility index）及びRI（resistance index）は、共に良性腫瘍と悪性腫瘍との間で有意差が認められるものの、オーバーラップする部分が多い。従って、各々の症例について癌であるか良性腫瘍であるかを確定的に判定することはできないが、Bモード超音波診断と相補的に用いることにより臨床的に有用であると考えられる旨が記載されている。

しかしながら、そのような診断を実際にも実施可能とするための診断支援機能を備えた超音波診断装置は提案されていない。

40

【特許文献1】特開平6-254097号公報（第1, 8頁、図1）

【特許文献2】特開2000-126182号公報（第1頁、図1）

【非特許文献1】奥野敏隆、等「超音波ドプラ法による乳腺腫瘍の検討」、医療超音波誌（J Med Ultrasonics）、2003年、第30巻、第3号、p 327 - 334

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

そこで、上記の点に鑑み、本発明は、被検体に関する画像情報に基づいて、被検体の組織に発生した腫瘍が良性であるか悪性であるかについての客観的及び定量的な診断を支援

50

する診断支援機能を備えた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】

【0009】

上記課題を解決するため、本発明に係る超音波診断装置は、超音波用探触子から複数の超音波ビームを順次送信して被検体を走査することによって得られる複数の超音波エコーに基づいて、被検体に関する画像情報を生成する画像情報生成手段と、画像情報生成手段によって生成された画像情報を記憶する画像情報記憶手段と、該画像情報記憶手段に記憶されている画像情報について、被検体内の組織に関する少なくとも1種類の評価値を判定するために用いられる少なくとも1種類の値を判定基準値として設定する判定基準値設定手段と、画像情報記憶手段に記憶されている判定対象となる画像情報について、組織に関する少なくとも1種類の評価値を設定された判定基準値と比較することにより組織の状態を判定する判定手段と、撮像モードにおいて、画像情報記憶手段に記憶されている画像情報に基づいて超音波画像を表示し、診断支援モードにおいて、判定手段における判定結果を表示する表示手段とを具備する。

10

【発明の効果】

【0010】

本発明によれば、画像情報記憶手段に記憶されている画像情報について、少なくとも1種類の判定基準値を設定しておき、組織に関する少なくとも1種類の評価値を少なくとも1種類の判定基準値と比較することにより、被検体の組織に発生した腫瘍が良性であるか悪性であるかについての客観的及び定量的な診断を支援することができる。

20

【発明を実施するための最良の形態】

【0011】

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詳しく説明する。

図1は、本発明の一実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。本実施形態に係る超音波診断装置は、超音波用探触子10と、走査制御部11と、送信遅延パターン記憶部12と、送信制御部13と、駆動信号発生部14とを含んでいる。

被検体に当接させて用いられる超音波用探触子10は、1次元又は2次元のトランスデューサアレイを構成する複数の超音波トランスデューサ10aを備えている。これらの超音波トランスデューサ10aは、印加される駆動信号に基づいて超音波ビームを送信すると共に、伝搬する超音波エコーを受信して検出信号を出力する。

30

【0012】

各超音波トランスデューサは、例えば、PZT(チタン酸ジルコン酸鉛:Pb(lead) zirconate titanate)に代表される圧電セラミックや、P(VDF)(ポリフッ化ビニリデン:polyvinylidene difluoride)に代表される高分子圧電素子等の圧電性を有する材料(圧電体)の両端に電極を形成した振動子によって構成される。このような振動子の電極に、パルス状又は連続波の電気信号を送って電圧を印加すると、圧電体が伸縮する。この伸縮により、それぞれの振動子からパルス状又は連続波の超音波が発生し、これらの超音波の合成によって超音波ビームが形成される。また、それぞれの振動子は、伝搬する超音波を受信することによって伸縮し、電気信号を発生する。これらの電気信号は、超音波の検出信号として出力される。

40

【0013】

或いは、超音波トランスデューサとして、超音波変換方式の異なる複数種類の素子を用いても良い。例えば、超音波を送信する素子として上記の振動子を用い、超音波を受信する素子として光検出方式の超音波トランスデューサを用いるようにする。光検出方式の超音波トランスデューサとは、超音波信号を光信号に変換して検出するものであり、例えば、ファブリーペロー共振器やファイバブラッググレーティングによって構成される。

【0014】

走査制御部11は、超音波ビームの送信方向及び超音波エコーの受信方向を順次設定する。送信遅延パターン記憶部12は、超音波ビームを形成する際に用いられる複数の送信

50

遅延パターンを記憶している。

送信制御部 13 は、走査制御部 11 において設定された送信方向に応じて、送信遅延パターン記憶部 12 に記憶されている複数の遅延パターンの中から所定のパターンを選択し、そのパターンに基づいて、複数の超音波トランスデューサ 10 a の駆動信号にそれぞれ与えられる遅延時間を設定する。

【0015】

駆動信号発生部 14 は、例えば、複数の超音波トランスデューサ 10 a にそれぞれ対応する複数のパルスによって構成されている。これらのパルスは、送信制御部 13 において設定された遅延時間に基づいて、駆動信号を発生する。

【0016】

また、本実施形態に係る超音波診断装置は、信号処理部 20 と、1 次記憶部 21 と、受信遅延パターン記憶部 22 と、受信制御部 23 と、B モード画像用データ生成部 24 と、ドプラ画像用データ生成部 25 と、2 次記憶部 26 と、診断支援部 27 と、画像データ生成部 28 と、3 次記憶部 29 と、画像処理部 30 と、表示部 31 とを含んでいる。

信号処理部 20 は、複数の超音波トランスデューサ 10 a に対応して、複数の増幅器 20 a と、複数の A/D 変換器 20 b とを含んでいる。超音波トランスデューサ 10 a から出力される検出信号は、増幅器 20 a において増幅され、これらの検出信号のレベルが、A/D 変換器 20 b の入力信号レベルに整合される。

【0017】

増幅器 20 a から出力されたアナログ信号は、A/D 変換器 20 b によってそれぞれデジタル信号に変換される。なお、A/D 変換器のサンプリング周波数としては、少なくとも超音波の周波数の 10 倍程度の周波数が必要であり、超音波の周波数の 16 倍以上の周波数が望ましい。また、A/D 変換器の分解能としては、10 ビット以上が望ましい。

1 次記憶部 21 は、複数の A/D 変換器 20 b においてそれぞれデジタル信号に変換された複数の検出信号を、時系列に記憶する。受信遅延パターン記憶部 22 は、複数の超音波トランスデューサ 10 a から出力された複数の検出信号に対して受信フォーカス処理を行う際に用いられる複数の受信遅延パターンを記憶している。

【0018】

受信制御部 23 は、走査制御部 11 において設定された受信方向に基づいて、受信遅延パターン記憶部 22 に記憶されている複数の受信遅延パターンの中から所定のパターンを選択し、そのパターンに基づいて複数の検出信号に遅延を与えて加算することにより、受信フォーカス処理を行う。この受信フォーカス処理により、超音波エコーの焦点が絞り込まれた音線データが形成される。なお、受信フォーカス処理は、A/D 変換器 20 b による A/D 変換の前に行うようにしても良い。受信制御部 23 によって形成された音線データは、B モード画像用データ生成部 24 及びドプラ画像用データ生成部 25 に入力される。

【0019】

B モード画像用データ生成部 24 は、被検体内の組織に関する断層画像情報である B モード画像用データを生成する。B モード画像用データ生成部 24 は、S T C (sensitivity time control) 部 24 a と、包括線検波部 24 b とを含んでいる。S T C 部 24 a は、受信制御部 23 によって形成された音線データに対して、超音波の反射位置の深度に応じて、距離による減衰の補正を施す。包括線検波部 24 b は、S T C 部 24 a において補正が施された音線データに対して、包括線検波処理を行うことにより、B モード画像用データを生成する。

【0020】

ドプラ画像用データ生成部 25 は、超音波エコーにおけるドプラ効果による周波数変移情報に基づいて、被検体内の血流に関する画像情報であるドプラ画像用データを生成する。ドプラ画像用データ生成部 25 は、位相検波部 25 a と、M T I (moving target indicator) フィルタ 25 b とを含んでいる。位相検波部 25 a は、受信制御部 23 によって形成された音線データに基づいて、受信フォーカス処理が施された検出信号から高周波成

10

20

30

40

50

分を除去すると共に、その検出信号に対して直交位相検波処理を行う。MTIフィルタ25bは、直交位相検波された検出信号から、エコー信号に含まれる血管壁や心臓壁等のスペキュラーエコーの変動によって生じる不要なクラッター成分を取り除く。このようにして、血流からの反射成分のみを抽出したドプラ画像用データが生成される。

【0021】

2次記憶部26は、Bモード画像用データ生成部24において生成されたBモード画像用データと、ドプラ画像用データ生成部25において生成されたドプラ画像用データとを対応させて記憶する。

【0022】

診断支援部27は、判定基準値設定部27aと、判定部27bと、判定基準値記憶部27cとを含んでいる。判定基準値設定部27aは、腫瘍が良性であるか悪性であるかを判定するための判定基準値を設定する。判定基準値としては、後で説明する実施形態において示されるように、オペレータの操作によって入力された値を設定しても良い。或いは、診断部位(ボディマーク情報)に対応した判定基準値や、患者カルテに記載されたバーコードに対応した判定基準値を、判定基準値記憶部27cに予め記憶させておき、判定基準値を設定する際に、記憶されている判定基準値を基準値記憶部27cから読み出して設定するようにしても良い。また、判定部27bは、2次記憶部26に記憶されているBモード画像用データに基づいて腫瘍の輪郭を抽出し、抽出された腫瘍の輪郭と、Bモード画像用データに対応するドプラ画像用データと、判定基準値とに基づいて、腫瘍付近の血管の集中度等を算出することにより、腫瘍が良性であるか悪性であるかを判定する。

10

20

【0023】

画像データ生成部28は、2次記憶部26に記憶されているBモード画像用データ及びドプラ画像用データと、診断支援部27から出力されるデータとに基づいて、超音波画像や判定結果等を表示するための画像データを生成する。

3次記憶部29は、画像データ生成部28において生成された画像データを記憶する。画像処理部30は、3次記憶部29に記憶されている画像データに、各種の画像処理を施す。表示部31は、例えば、CRTやLCD等のディスプレイ装置を含んでおり、画像処理部30において画像処理が施された画像データに基づいて超音波画像を表示する。

【0024】

さらに、本実施形態に係る超音波診断装置は、操作部32と、制御部33と、画像記憶部34と、インタフェース35と、ファイリングシステム36とを含んでいる。操作部32は、操作卓32aやポインティングデバイス32b等の入力デバイスを含んでおり、オペレータが命令や情報を入力する際に用いられる。

30

【0025】

制御部33は、操作部32を用いたオペレータの操作に従って、走査制御部11、2次記憶部26、及び、診断支援部27を制御する。例えば、制御部33は、オペレータが入力した信号に基づいて、超音波画像を取得する撮像モードと腫瘍の判定を行う診断支援モードとを切り換える制御信号を生成したり、腫瘍の判定に用いる判定基準値を設定する。診断支援モードにおいては、超音波撮像が停止され、静止した超音波画像や判定結果が、表示部31において表示される。

40

【0026】

また、制御部33は、オペレータの操作に従って、2次記憶部26に記憶されている音線データを、内蔵のハードディスクやMO(magneto optical)等によって構成される画像記録部34に記録させたり、インタフェース35を介して外部のファイリングシステム36に記録させる。さらに、制御部33は、必要があれば、診断支援部27による腫瘍の判定の際に使用するために、画像記録部34、又は、外部のファイリングシステム36に記録されている音線データや、X線撮影装置等の外部のモダリティによって取得された画像データを2次記憶部26に記憶させる。

【0027】

上記の診断支援部27及び制御部33は、CPUとソフトウェア(プログラム)によっ

50

て実現することができる。ソフトウェア（プログラム）を記録するための記録媒体としては、内蔵のハードディスクの他に、フレキシブルディスク、MO、MT、RAM、CD-ROM、又は、DVD-ROM等を用いることもできる。

【0028】

次に、本実施形態に係る超音波診断装置の動作について、図2～図10を参照しながら説明する。図2は、本実施形態に係る超音波診断装置の診断支援モードにおける動作を示すフローチャートである。本実施形態においては、被検体内の組織における血流の集中度に基づいて、腫瘍の性質（良性又は悪性）を判定することにより、診断支援を行う。

【0029】

オペレータが操作部32を操作することにより、撮像モードから診断支援モードに切り換えると、Bモード画像用データ及びドプラ画像用データに対応する静止画像が、表示部31に表示される。ここで表示される画像は、図3に示すように、Bモード画像とドプラ画像とが合成された画像である。図3において、斜線部はドプラ画像を表しており、斜線部を除くセクタ内の領域はBモード画像を表している。また、Bモード画像内の点で表す領域は、腫瘍を表している。

10

【0030】

或いは、表示部31に表示させる画像として、画像記録部34又はファイリングシステム36に記録されている画像を用いても良い。その場合には、Bモード画像及びドプラ画像の替わりに、X線画像とドプラ画像、CT画像とドプラ画像、又は、MRI画像とドプラ画像との組み合わせを用いることができる。この場合には、各モダリティによって取得された画像とドプラ画像との間で位置合わせが為された画像セットを、予めファイリングシステム36に記録しておく必要がある。

20

【0031】

まず、図2のステップS1において、オペレータは、2次記憶部26に記憶されているBモード画像用データ及びドプラ画像用データに基づいて表示される複数の静止画像の中から、1つの静止画像を選択する。その際には、腫瘍の位置及び腫瘍の性質（良性又は悪性）が明確に判っている画像を選択することが望ましい。

【0032】

次に、ステップS2において、診断支援部27は、腫瘍の判定に用いられる判定基準値が設定されているか否かを判定する。判定基準値が設定されていない場合には、判定基準値設定モードにおいて、判定基準値が設定される。一方、判定基準値が設定されている場合には、判定モードにおいて、腫瘍の性質が判定される。

30

【0033】

ステップS3～S6は、判定基準値設定モードにおける超音波診断装置の動作を示している。

ステップS3において、オペレータは、表示部31に表示されている静止画像を確認し、図4に示すように、ポインティングデバイス32bを用いて関心領域（ROI：region of interest）を設定する。オペレータによって設定されたROIの情報は、制御部33を介して診断支援部27の判定基準値設定部27aに入力される。

【0034】

次に、ステップS4において、判定基準値設定部27aは、図5に示すように、腫瘍の画像を含むBモード画像用データに基づいて、腫瘍の輪郭を抽出する。

40

ステップS5において、判定基準値設定部27aは、図6に示すように、ステップS4において抽出された輪郭から距離tだけ離れた線によって囲まれる領域を計測エリアとして設定し、距離tに基づいて、次式（1）に示す評価値Pを算出する。

$$P = S_D / S_A \quad \dots (1)$$

ここで、 S_D は、輪郭からの距離tにおける計測エリアの面積を、ドプラ画像における輝度値によって重み付けした値である。この値 S_D は、単位面積をドプラ強度によって重み付けして積分することによって求められる。一方、 S_A は、輪郭からの距離tにおける計測エリアの面積である。なお、図6には、 $t = t_1$ の場合における計測エリアが示されて

50

いる。

【0035】

図7は、評価値Pと距離tとの関係を示している。ここで、輪郭($t = 0$)より内側にもドブラ画像は存在しているので、 $t < 0$ においても $P > 0$ となる範囲が存在する。さらに、判定基準値設定部27aは、画像データ生成部28にデータを出力することにより、図8に示すように、評価値Pと距離tとの関係を示すグラフ及び判定基準値設定欄を超音波画像に合成して表示部31に表示させる。

【0036】

ステップS6において、オペレータは、表示部31に表示されている評価値Pと距離tとの関係を示すグラフを参照しながら、操作卓32a等を用いて判定基準値設定欄に距離tの範囲、及び、評価値Pの範囲の数値を入力する。その際には、例えば、次のような観点から数値を入力すれば良い。悪性の腫瘍においては栄養血管が発達しており、腫瘍には多くの血液が流入しているものと考えられる。従って、腫瘍の輪郭付近($t = 0$ 付近)において、血流を表すドブラ画像の範囲及びその輝度値が大きい場合、即ち、評価値Pが大きい場合を、例えば、腫瘍が悪性である可能性が高いA判定と対応づける。

10

【0037】

図9に示すように、設定された距離tの範囲、及び、評価値Pの範囲が、判定モードにおいて示される判定結果A、B、...に対応する基準値として設定される。

オペレータが判定基準値の範囲を設定すると、設定された判定基準値は、判定基準値設定部27aの制御の下で、Bモード画像用データ及びドブラ画像用データに対応して2次記憶部26に記憶される。また、Bモード画像用データ及びドブラ画像用データを画像記録部34又はファイリングシステム36に記録する場合は、設定された判定基準値は、制御部33の制御の下で、Bモード画像用データ及びドブラ画像用データのヘッダとして記録される。

20

【0038】

次に、ステップS7～S11は、判定モードにおける超音波診断装置の動作を示している。

ステップS7において、オペレータは、表示部31に表示されている画像を確認し、判定対象である画像(Bモード画像とドブラ画像の合成画像)について、ポインティングデバイス32bを用いてROIを設定する。オペレータによって設定されたROIの情報は、制御部33を介して診断支援部27の判定部27bに入力される。

30

【0039】

ステップS8において、判定部27bは、表示されたBモード画像に基づいて、腫瘍の輪郭を抽出する。次に、ステップS9において、判定部27bは、ステップS8において抽出された輪郭に基づいて、評価基準設定モードにおいて設定された判定結果A、B、...に対応する計測エリアtを設定し、式(1)を用いて評価値Pを算出する。さらに、ステップS10において、判定部27bは、ステップS9において算出された評価値Pを、予め設定されている判定基準値と比較し、その評価値Pが、判定結果A、B、...に対応する判定基準値の範囲に含まれるか否かを判定する。

【0040】

ステップS11において、判定部27bは、画像データ生成部28に判定結果を表すデータを出力することにより、図10に示すように、判定結果をBモード画像及びドブラ画像に合成して表示部31に表示させる。また、この判定結果は、2次記憶部26に出力され、対応するBモード画像用データ及びドブラ画像用データのヘッダとして記憶される。さらに、Bモード画像用データ及びドブラ画像用データを画像記録部34又はファイリングシステム36に記録する場合には、この判定結果は、制御部33の制御の下で、Bモード画像用データ及びドブラ画像用データのヘッダとして記録される。

40

【0041】

判定基準値設定モードにおける判定基準値の設定、又は、判定モードにおける1つの静止画像についての判定が終了した後に、ステップS12において、撮像モードを開始する

50

か否かについて判定が為される。撮像モードを再開する場合には、診断支援モードを終了して撮像モードを開始し、撮像モードを開始しない場合には、ステップ S 1 に移行して、診断支援を続行する。

【 0 0 4 2 】

このように判定対象である画像について判定された結果 A、B、...に基づいて、医師は医療診断を行う。その際の診断手法としては、設定された判定基準値の範囲との関係から、例えば、判定結果 A 又は B に該当すれば悪性と診断するようにしても良いし、判定結果 A ~ C の内の 2 つ以上に該当すれば悪性と診断するようにしても良い。

【 0 0 4 3 】

本実施形態においては、ドプラ画像に基づいて血流部の面積を求めているが、造影剤を用いたコントラストエコー法によって血流部の面積を求めることも可能である。その場合には、造影剤投与前の超音波画像と造影剤投与後の超音波画像との差分画像に基づいて、血流部の面積を求めることができる。

【 0 0 4 4 】

さらに、本実施形態においては、ドプラ画像を用いることにより、被検体内の組織における血管の集中度に基づいて、腫瘍が良性であるか悪性であるかを判定しているが、これと共に、又は、これに替えて、被検体内の組織における輪郭の複雑度を判定基準として用いるようにしても良い。輪郭の複雑度は、例えば、輪郭線の長さとの比に基づいて算出することが可能である。

【産業上の利用可能性】

【 0 0 4 5 】

本発明は、超音波を送受信して生体内の臓器や骨等の撮像を行うことにより、診断のために用いられる超音波画像を生成する超音波撮像装置において利用することが可能である。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 4 6 】

【図 1】本発明の一実施形態に係る超音波診断装置の構成を示すブロック図である。

【図 2】図 1 に示す超音波診断装置の診断支援モードにおける動作を示すフローチャートである。

【図 3】B モード画像とドプラ画像とを合成した画像を示す図である。

【図 4】設定された ROI を示す図である。

【図 5】抽出された腫瘍の輪郭を示す図である。

【図 6】輪郭からの距離 t における計測エリアを示す図である。

【図 7】評価値 P と距離 t との関係を示す図である。

【図 8】評価値 P と距離 t との関係を示すグラフと判定基準値設定欄とが超音波画像に合成された画像を示す図である。

【図 9】図 8 に示す判定基準値設定欄を拡大した図である。

【図 10】判定結果が B モード画像及びドプラ画像に合成された画像を示す図である。

【符号の説明】

【 0 0 4 7 】

- 1 0 超音波用探触子
- 1 0 a 超音波トランスデューサ
- 1 1 走査制御部
- 1 2 送信遅延パターン記憶部
- 1 3 送信制御部
- 1 4 駆動信号発生部
- 2 0 信号処理部
- 2 0 a 増幅器
- 2 0 b A / D 変換器
- 2 1 1 次記憶部

10

20

30

40

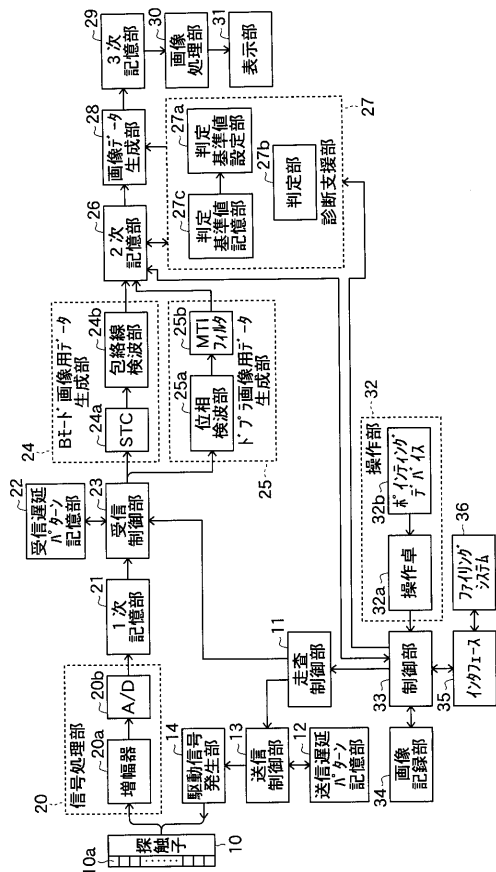
50

- 2 2 受信遅延パターン記憶部
- 2 3 受信制御部
- 2 4 Bモード画像用データ生成部
- 2 4 a STC部
- 2 4 b 包絡線検波部
- 2 5 ドプラ画像用データ生成部
- 2 5 a 位相検波部
- 2 5 b MTIフィルタ
- 2 6 2次記憶部
- 2 7 診断支援部
- 2 7 a 判定基準値設定部
- 2 7 b 判定部
- 2 7 c 判定基準値記憶部
- 2 8 画像データ生成部
- 2 9 3次記憶部
- 3 0 画像処理部
- 3 1 表示部
- 3 2 操作部
- 3 2 a 操作卓
- 3 2 b ポインティングデバイス
- 3 3 制御部
- 3 4 画像記録部
- 3 5 インタフェース
- 3 6 ファイリングシステム

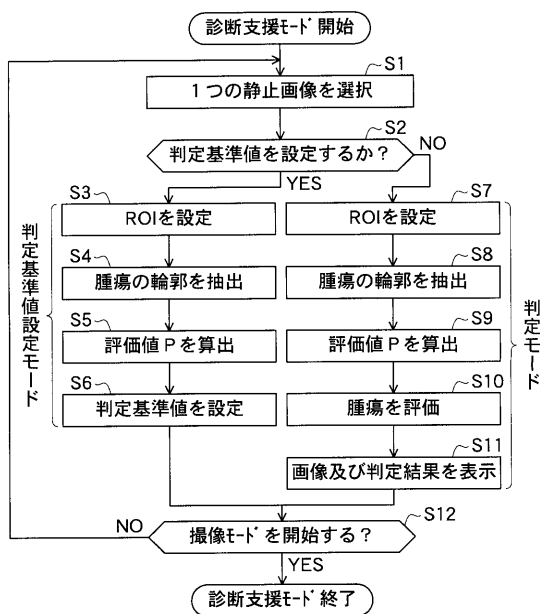
10

20

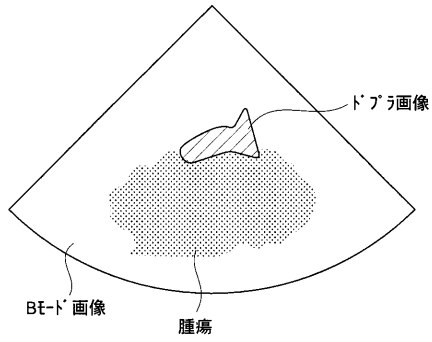
【図1】



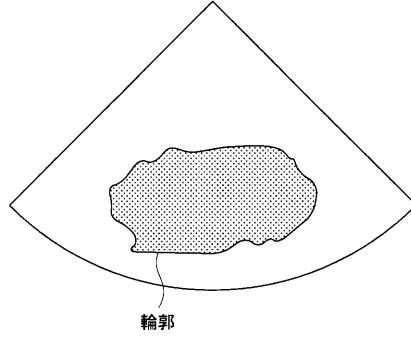
【図2】



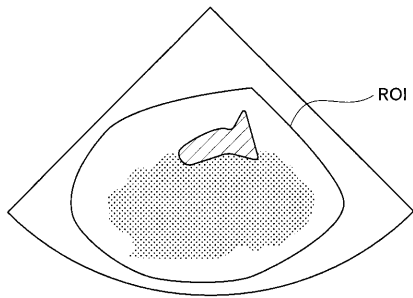
【 図 3 】



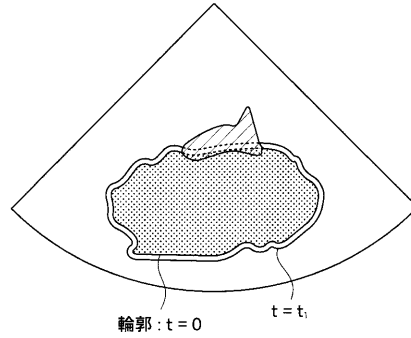
【 図 5 】



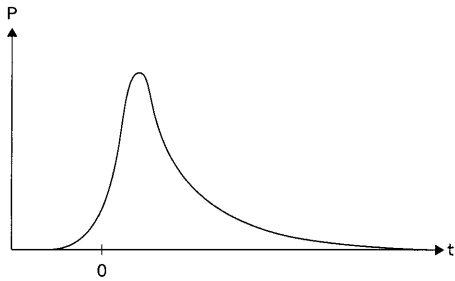
【 図 4 】



【 図 6 】



【 図 7 】



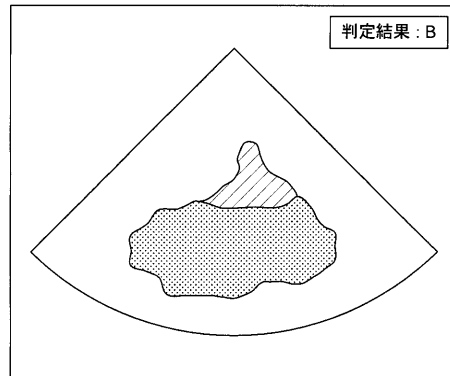
【 図 9 】

判定結果	距離 t の範囲(mm)	評価値 P の範囲
A	0 - t ₁	P _{A0} - P _{A1}
B	t ₁ - t ₂	P _{B1} - P _{B2}
C	t ₂ - t ₃	P _{C2} - P _{C3}
D	t ₃ - t ₄	P _{D3} - P _{D4}
E	t ₄ - t ₅	P _{E4} - P _{E5}
F	t ₅ - t ₆	P _{F5} - P _{F6}

【 図 8 】

判定結果	距離 t の範囲(mm)	評価値 P の範囲
A	-	-
B	-	-
C	-	-
D	-	-
E	-	-
F	-	-

【 図 10 】



フロントページの続き

【要約の続き】

【選択図】 図1

专利名称(译)	超声诊断设备		
公开(公告)号	JP2005111258A	公开(公告)日	2005-04-28
申请号	JP2004261842	申请日	2004-09-09
[标]申请(专利权)人(译)	富士胶片株式会社		
申请(专利权)人(译)	富士胶片有限公司		
[标]发明人	佐藤良彰		
发明人	佐藤 良彰		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DE04 4C601/DE06 4C601/EE09 4C601/JB40 4C601/JB45 4C601/JC09 4C601/JC13 4C601/JC19 4C601/JC37 4C601/KK12 4C601/KK19 4C601/KK28 4C601/KK33 4C601/KK44 4C601/LL04 4C601/LL11 4C601/LL33 4C601/LL38		
代理人(译)	宇都宫正明		
优先权	2003328210 2003-09-19 JP		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

解决的问题：提供一种具有诊断支持功能的超声诊断，该诊断支持功能用于基于关于对象的图像信息来对对象组织中发生的肿瘤是良性还是恶性进行客观和定量诊断。提供设备。解决方案：B模式图像数据生成单元24和多普勒图像数据生成单元25基于多个超声回波生成关于被摄体的图像信息，B模式图像数据生成单元和多普勒图像 二级存储单元26存储在数据生成单元中生成的图像信息以及在二级存储单元中存储的图像信息，以便确定关于对象中的组织的至少一种评估值。设定基准值设定部27a，设定至少一种值作为判定基准值，以及判定部27b，通过将与被检体的组织有关的评价值与设定的判定基准值进行比较，来判定组织的状态。显示单元31在成像模式下基于存储在二次存储单元中的图像信息显示超声图像，并在诊断支持模式下显示确定单元的确定结果。包括。

[选型图]图1

