

(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2017-164371
(P2017-164371A)

(43) 公開日 平成29年9月21日(2017.9.21)

(51) Int.Cl.
A61B 8/06 (2006.01)

F 1
A61B 8/06

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 14 頁)

(21) 出願番号 特願2016-53849(P2016-53849)
(22) 出願日 平成28年3月17日(2016.3.17)

(71) 出願人 000000376
オリンパス株式会社
東京都八王子市石川町2951番地
(74) 代理人 110002147
特許業務法人酒井国際特許事務所
(72) 発明者 杉山 純平
東京都渋谷区幡ヶ谷2丁目43番2号
オリンパス株式会社内
Fターム(参考) 4C601 DE06 DE11 JC07 JC16 JC37
KK02

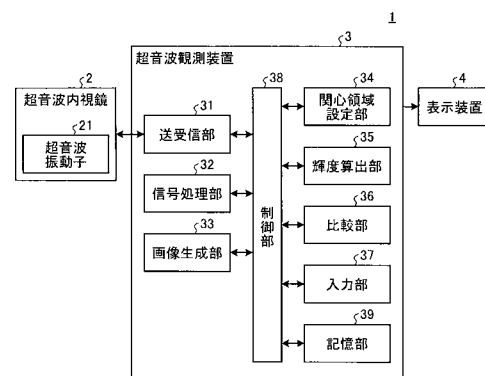
(54) 【発明の名称】 超音波観測装置、超音波観測装置の作動方法、及び超音波観測装置の作動プログラム

(57) 【要約】

【課題】造影剤が投与された被検体に対して超音波を用いた診断を行う際に、血流の時間変化が類似する範囲を精度よく、かつ容易に特定することができる超音波観測装置を提供すること。

【解決手段】超音波観測装置は、超音波画像の各画素に対して、被検体に投与された造影剤によって反射された超音波の信号強度の時間変化に基づいて、輝度の時間変化を算出する輝度算出部であって、造影剤が投与されてから、輝度のピークまでを含む時間範囲の輝度の時間変化を算出する輝度算出部と、輝度の時間変化に基づいて設定された所定のパラメータと、輝度算出部が算出した輝度の時間変化に基づくパラメータと、を画素ごとに比較する比較部と、比較部の比較結果に基づいて、パラメータの差が所定の範囲内にある画素を強調表示した画像を生成する画像生成部と、を備える。

【選択図】 図1



【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体に対して超音波を送信し、前記被検体内において反射された前記超音波を受信して、超音波画像を生成する超音波観測装置であって、

前記超音波画像の各画素に対して、前記被検体に投与された造影剤によって反射された前記超音波の信号強度の時間変化に基づいて、輝度の時間変化を算出する輝度算出部であって、前記造影剤が投与されてから、前記輝度のピークまでを含む時間範囲の前記輝度の時間変化を算出する輝度算出部と、

前記輝度の時間変化に基づいて設定された所定のパラメータと、前記輝度算出部が算出した前記輝度の時間変化に基づく前記パラメータと、を前記画素ごとに比較する比較部と

10

、
前記比較部の比較結果に基づいて、前記パラメータの差が所定の範囲内にある前記画素を強調表示した画像を生成する画像生成部と、を備えることを特徴とする超音波観測装置。

【請求項 2】

関心領域の入力を受け付ける入力部を備え、

前記比較部は、前記輝度算出部が算出した前記関心領域の前記輝度の時間変化に基づく前記パラメータと、前記輝度算出部が算出した前記輝度の時間変化に基づく前記パラメータと、を前記画素ごとに比較することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置。

【請求項 3】

予め測定した前記輝度の時間変化に基づいて設定された前記パラメータを記憶する記憶部を備え、

前記比較部は、前記記憶部に記憶された前記パラメータと、前記輝度算出部が算出した前記輝度の時間変化に基づく前記パラメータと、を前記画素ごとに比較することを特徴とする請求項 1 に記載の超音波観測装置。

20

【請求項 4】

前記パラメータは、所定の時間における前記輝度、所定の 2 つの時点における前記輝度の差又は比、所定の時間範囲における前記輝度に基づく統計値、又は、所定の時間範囲における前記輝度の変化量を含むことを特徴とする請求項 1 ~ 3 のいずれか 1 つに記載の超音波観測装置。

30

【請求項 5】

前記画像生成部は、前記パラメータの類似度に応じて、段階的に強調表示した画像を生成することを特徴とする請求項 1 ~ 4 のいずれか 1 つに記載の超音波観測装置。

【請求項 6】

前記画像生成部は、前記比較部の比較結果に基づいて、前記パラメータの差が所定の範囲内にある前記画素を含む領域を線で囲むことにより強調表示した画像を生成することを特徴とする請求項 1 ~ 5 のいずれか 1 つに記載の超音波観測装置。

【請求項 7】

前記画像生成部は、前記比較部の比較結果に基づいて、前記パラメータの差が所定の範囲内にある前記画素に所定の色を付して強調表示した画像を生成することを特徴とする請求項 1 ~ 6 のいずれか 1 つに記載の超音波観測装置。

40

【請求項 8】

造影剤が投与された被検体に対して超音波を送信し、前記被検体内において反射された前記超音波を受信して、超音波画像を生成する超音波観測装置の作動方法であって、

輝度算出部が、前記超音波画像の各画素に対して、前記造影剤によって反射された前記超音波の信号強度の時間変化に基づいて、前記造影剤が投与されてから、輝度のピークまでを含む時間範囲の前記輝度の時間変化を算出する輝度算出ステップと、

比較部が、所定のパラメータと、前記輝度算出部が算出した前記輝度の時間変化に基づく前記パラメータと、を前記画素ごとに比較する比較ステップと、

画像生成部が、前記比較部の比較結果に基づいて、前記パラメータの差が所定の範囲内

50

にある前記画素を強調表示した画像を生成する画像生成ステップと、
を含むことを特徴とする超音波観測装置の作動方法。

【請求項 9】

造影剤が投与された被検体に対して超音波を送信し、前記被検体内において反射された前記超音波を受信して、超音波画像を生成する超音波観測装置の作動プログラムであって、

輝度算出部が、前記超音波画像の各画素に対して、前記造影剤によって反射された前記超音波の信号強度の時間変化に基づいて、前記造影剤が投与されてから、輝度のピークまでを含む時間範囲の前記輝度の時間変化を算出する輝度算出手順と、

比較部が、所定のパラメータと、前記輝度算出部が算出した前記輝度の時間変化に基づく前記パラメータと、を前記画素ごとに比較する比較手順と、

画像生成部が、前記比較部の比較結果に基づいて、前記パラメータの差が所定の範囲内にある前記画素を強調表示した画像を生成する画像生成手順と、

を超音波観測装置に実行させることを特徴とする超音波観測装置の作動プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波観測装置、超音波観測装置の作動方法、及び超音波観測装置の作動プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

従来、被検体に対して超音波を送信し、被検体内において反射された超音波を受信して、超音波画像を生成する超音波観測装置が知られている。この超音波観測装置を用いて、造影剤が投与された被検体内において造影剤によって反射された超音波の信号強度を観測し、TIC (Time Intensity Curve) 解析を行うことによって、被検体内における造影剤の流入及び流出の速度から、被検体内の血流を検知することができる。そして、医師等のユーザは、被検体内における血流の情報を被検体の診断に役立てることができる。

【0003】

例えば、特許文献 1 に記載の技術では、直前の超音波画像との信号強度の差分の大きさによって、超音波画像を色分けすることにより、ユーザが被検体内の血流の分布を直感的に把握することができる。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0004】

【特許文献 1】特開 2001 - 269341 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

しかしながら、特許文献 1 に記載の超音波診断装置では、直前の超音波画像との信号強度の差分の大きさをライブ表示しているため、色分けする領域の範囲が経時的に変化する。従って、ユーザが被検体の診断を行う際に、血流の時間変化が類似する範囲を精度よく特定することができなかった。

【0006】

本発明は、上記に鑑みてなされたものであって、造影剤が投与された被検体に対して超音波を用いた診断を行う際に、血流の時間変化が類似する範囲を精度よく、かつ容易に特定することができる超音波観測装置、超音波観測装置の作動方法、及び超音波観測装置の作動プログラム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】

【0007】

10

20

30

40

50

上述した課題を解決し、目的を達成するために、本発明の一態様に係る超音波観測装置は、被検体に対して超音波を送信し、前記被検体内において反射された前記超音波を受信して、超音波画像を生成する超音波観測装置であって、前記超音波画像の各画素に対して、前記被検体に投与された造影剤によって反射された前記超音波の信号強度の時間変化に基づいて、輝度の時間変化を算出する輝度算出部であって、前記造影剤が投与されてから、前記輝度のピークまでを含む時間範囲の前記輝度の時間変化を算出する輝度算出部と、前記輝度の時間変化に基づいて設定された所定のパラメータと、前記輝度算出部が算出した前記輝度の時間変化に基づく前記パラメータと、を前記画素ごとに比較する比較部と、前記比較部の比較結果に基づいて、前記パラメータの差が所定の範囲内にある前記画素を強調表示した画像を生成する画像生成部と、を備えることを特徴とする。

10

【0008】

また、本発明の一態様に係る超音波観測装置は、関心領域の入力を受け付ける入力部を備え、前記比較部は、前記輝度算出部が算出した前記関心領域の前記輝度の時間変化に基づく前記パラメータと、前記輝度算出部が算出した前記輝度の時間変化に基づく前記パラメータと、を前記画素ごとに比較することを特徴とする。

【0009】

また、本発明の一態様に係る超音波観測装置は、予め測定した前記輝度の時間変化に基づいて設定された前記パラメータを記憶する記憶部を備え、前記比較部は、前記記憶部に記憶された前記パラメータと、前記輝度算出部が算出した前記輝度の時間変化に基づく前記パラメータと、を前記画素ごとに比較することを特徴とする。

20

【0010】

また、本発明の一態様に係る超音波観測装置は、前記パラメータは、所定の時間における前記輝度、所定の2つの時点における前記輝度の差又は比、所定の時間範囲における前記輝度に基づく統計値、又は、所定の時間範囲における前記輝度の変化量を含むことを特徴とする。

【0011】

また、本発明の一態様に係る超音波観測装置は、前記画像生成部は、前記パラメータの類似度に応じて、段階的に強調表示した画像を生成することを特徴とする。

【0012】

また、本発明の一態様に係る超音波観測装置は、前記画像生成部は、前記比較部の比較結果に基づいて、前記パラメータの差が所定の範囲内にある前記画素を含む領域を線で囲むことにより強調表示した画像を生成することを特徴とする。

30

【0013】

また、本発明の一態様に係る超音波観測装置は、前記画像生成部は、前記比較部の比較結果に基づいて、前記パラメータの差が所定の範囲内にある前記画素に所定の色を付して強調表示した画像を生成することを特徴とする。

【0014】

また、本発明の一態様に係る超音波観測装置の作動方法は、造影剤が投与された被検体に対して超音波を送信し、前記被検体内において反射された前記超音波を受信して、超音波画像を生成する超音波観測装置の作動方法であって、輝度算出部が、前記超音波画像の各画素に対して、前記造影剤によって反射された前記超音波の信号強度の時間変化に基づいて、前記造影剤が投与されてから、輝度のピークまでを含む時間範囲の前記輝度の時間変化を算出する輝度算出ステップと、比較部が、所定のパラメータと、前記輝度算出部が算出した前記輝度の時間変化に基づく前記パラメータと、を前記画素ごとに比較する比較ステップと、画像生成部が、前記比較部の比較結果に基づいて、前記パラメータの差が所定の範囲内にある前記画素を強調表示した画像を生成する画像生成ステップと、を含むことを特徴とする。

40

【0015】

また、本発明の一態様に係る超音波観測装置の作動プログラムは、造影剤が投与された被検体に対して超音波を送信し、前記被検体内において反射された前記超音波を受信して

50

、超音波画像を生成する超音波観測装置の作動プログラムであって、輝度算出部が、前記超音波画像の各画素に対して、前記造影剤によって反射された前記超音波の信号強度の時間変化に基づいて、前記造影剤が投与されてから、輝度のピークまでを含む時間範囲の前記輝度の時間変化を算出する輝度算出手順と、比較部が、所定のパラメータと、前記輝度算出部が算出した前記輝度の時間変化に基づく前記パラメータと、を前記画素ごとに比較する比較手順と、画像生成部が、前記比較部の比較結果に基づいて、前記パラメータの差が所定の範囲内にある前記画素を強調表示した画像を生成する画像生成手順と、を超音波観測装置に実行させることを特徴とする。

【発明の効果】

【0016】

本発明によれば、造影剤が投与された被検体に対して超音波を用いた診断を行う際に、血流の時間変化が類似する範囲を精度よく、かつ容易に特定することができる超音波観測装置、超音波観測装置の作動方法、及び超音波観測装置の作動プログラムを実現することができる。

【図面の簡単な説明】

【0017】

【図1】図1は、本発明の実施の形態に係る超音波観測装置を備えた超音波観測システムの構成を示すブロック図である。

【図2】図2は、超音波画像上に関心領域を設定する様子を表す図である。

【図3】図3は、本発明の実施の形態に係る超音波観測装置が行う処理の概要を示すフローチャートである。

【図4】図4は、関心領域の輝度の時間変化を表す図である。

【図5】図5は、実施の形態における強調表示の一例を表す図である。

【図6】図6は、変形例に係る超音波観測装置が行う処理の概要を示すフローチャートである。

【図7】図7は、記憶部に記憶されたパラメータを説明するための図である。

【図8】図8は、輝度算出部の算出結果を説明するための図である。

【図9】図9は、変形例における強調表示の一例を表す図である。

【発明を実施するための形態】

【0018】

以下に、図面を参照して本発明に係る超音波観測装置、超音波観測装置の作動方法、及び超音波観測装置の作動プログラムの実施の形態を説明する。なお、これらの実施の形態により本発明が限定されるものではない。本発明は、造影剤が投与された被検体に対して超音波を用いた診断を行うために用いる超音波観測装置一般に適用することができる。

【0019】

また、図面の記載において、同一又は対応する要素には適宜同一の符号を付している。また、図面は模式的なものであり、各要素の寸法の関係、各要素の比率などは、現実と異なる場合があることに留意する必要がある。図面の相互間においても、互いの寸法の関係や比率が異なる部分が含まれている場合がある。

【0020】

(実施の形態)

図1は、本発明の実施の形態に係る超音波観測装置を備えた超音波観測システムの構成を示すブロック図である。超音波観測システム1は、観測対象である被検体に対して超音波を送信し、被検体内において反射された超音波を受信する超音波内視鏡2と、超音波内視鏡2が取得した超音波信号に基づいて超音波画像を生成する超音波観測装置3と、超音波観測装置3が生成した超音波画像を表示する表示装置4と、を備える。

【0021】

超音波内視鏡2は、その先端部に、超音波観測装置3から受信した電気的なパルス信号を超音波パルス(音響パルス)に変換して被検体の観測対象へ照射するとともに、被検体で反射された超音波エコーを電圧変化で表現する電気的なエコー信号(超音波信号)に変

10

20

30

40

50

換して出力する超音波振動子 2 1 を有する。超音波振動子 2 1 は、複数の音線方向に沿って放射状に超音波を送受信するラジアル型の振動子により実現される。超音波内視鏡 2 は、超音波振動子 2 1 をメカ的に走査させるものであってもよいし、超音波振動子 2 1 として複数の素子をアレイ状に設け、送受信にかかわる素子を電子的に切り替えたり、各素子の送受信に遅延をかけたりにすることで、電子的に走査させるものであってもよい。

【0022】

超音波内視鏡 2 は、通常は撮像光学系及び撮像素子を有しており、被検体の消化管（食道、胃、十二指腸、大腸）、又は呼吸器（気管・気管支）へ挿入され、消化管、呼吸器やその周囲臓器（膵臓、胆嚢、胆管、胆道、リンパ節、縦隔臓器、血管等）を撮像することが可能である。また、超音波内視鏡 2 は、撮像時に被検体へ照射する照明光を導くライトガイドを有する。このライトガイドは、先端部が超音波内視鏡 2 の被検体への挿入部の先端まで達している一方、基端部が照明光を発生する光源装置に接続されている。

10

【0023】

超音波観測装置 3 は、送受信部 3 1 と、信号処理部 3 2 と、画像生成部 3 3 と、関心領域設定部 3 4 と、輝度算出部 3 5 と、比較部 3 6 と、入力部 3 7 と、制御部 3 8 と、記憶部 3 9 と、を備える。超音波観測装置 3 は、超音波内視鏡 2 が取得した超音波信号に基づいて超音波画像を生成するとともに、超音波内視鏡 2 が取得した超音波信号に対して T I C 解析を行い、所定の関心領域を含む領域を強調表示した超音波画像を生成する機能を有する。

【0024】

送受信部 3 1 は、超音波内視鏡 2 と電氣的に接続され、所定の波形及び送信タイミングに基づいて高電圧パルスからなる送信信号（パルス信号）を超音波振動子 2 1 へ送信するとともに、超音波振動子 2 1 から電氣的な受信信号であるエコー信号を受信してデジタルの高周波（R F : R a d i o F r e q u e n c y ）信号のデータ（以下、R F データという）を生成し、出力する。

20

【0025】

送受信部 3 1 が送信するパルス信号の周波数帯域は、超音波振動子 2 1 におけるパルス信号の超音波パルスへの電気音響変換の線型応答周波数帯域をほぼカバーする広帯域にするとよい。

【0026】

送受信部 3 1 は、制御部 3 8 が出力する各種制御信号を超音波内視鏡 2 に対して送信するとともに、超音波内視鏡 2 から識別用の I D を含む各種情報を受信して制御部 3 8 へ送信する機能も有する。

30

【0027】

信号処理部 3 2 は、送受信部 3 1 から受信した R F データをもとにデジタルの B モード用受信データを生成する。具体的には、信号処理部 3 2 は、R F データに対してバンドパスフィルタ、包絡線検波、対数変換など公知の処理を施し、デジタルの B モード用受信データを生成する。対数変換では、R F データを基準電圧 V_c で除した量の常用対数をとってデシベル値で表現する。信号処理部 3 2 は、生成した 1 フレーム分の B モード用受信データを、画像生成部 3 3 へ出力する。信号処理部 3 2 は、C P U (C e n t r a l P r o c e s s i n g U n i t) や各種演算回路等を用いて実現される。

40

【0028】

画像生成部 3 3 は、送受信部 3 1 から受信した R F データに基づいて画像データを生成する。画像生成部 3 3 は、信号処理部 3 2 からの B モード用受信データに対して、スキャンコンバータ処理、ゲイン処理、コントラスト処理等の公知の技術を用いた信号処理を行うとともに、表示装置 4 における画像の表示レンジに応じて定まるデータステップ幅に応じたデータの間引き等を行うことによって B モード画像データを生成する。スキャンコンバータ処理では、B モード用受信データのスキャン方向を、超音波のスキャン方向から表示装置 4 の表示方向に変換する。B モード画像は、色空間として R G B 表色系を採用した場合の変数である R（赤）、G（緑）、B（青）の値を一致させたグレースケール画

50

像である。Bモード画像において、超音波振動子21が受信した信号強度の強さが輝度として表わされている。

【0029】

画像生成部33は、信号処理部32からのBモード用受信データに走査範囲を空間的に正しく表現できるよう並べ直す座標変換を施した後、Bモード用受信データ間の補間処理を施すことによってBモード用受信データ間の空隙を埋め、Bモード画像データを生成する。

【0030】

また、画像生成部33は、後述するTIC解析を行った後、ユーザが指定した超音波画像（静止画）上に、所定の関心領域を含む領域を強調表示した超音波画像を生成する。ただし、画像生成部33は、例えば関心領域の輝度が最大となる超音波画像（静止画）上に、所定の関心領域を含む領域を強調表示した超音波画像を生成してもよい。また、画像生成部33は、順次ライブ表示されている超音波画像上に、所定の関心領域を含む領域を強調表示した超音波画像を生成してもよい。この場合、関心領域をトラッキングして適宜強調表示を行う領域を調整することが好ましい。

10

【0031】

関心領域設定部34は、入力部37が受け付けた入力に基づいて、画像生成部33が生成した超音波画像上に関心領域を設定する。図2は、超音波画像上に関心領域を設定する様子を表す図である。図2に示すように、ユーザは、超音波画像上において、例えば病変部であると判断した領域を関心領域A1に設定する。なお、ユーザは、被検体に造影剤を投与し、造影剤によって反射された超音波の信号強度が高く、超音波画像上において輝度が高い部位を病変部として特定することができる。癌等の病変部は、血流量が多いためである。また、ユーザは、被検体内における血流の情報から腫瘍、炎症、出血等を検出し、関心領域A1に設定してもよい。

20

【0032】

輝度算出部35は、画像生成部33が生成した超音波画像の各画素に対して、造影剤によって反射された超音波の信号強度の時間変化に基づいて、輝度の時間変化（TIC）を算出する。輝度算出部35は、少なくとも造影剤が投与されてから、輝度のピークまでを含む時間範囲の輝度の時間変化を算出する。

【0033】

比較部36は、輝度の時間変化に基づいて設定された所定のパラメータと、輝度算出部35が算出した輝度の時間変化に基づくパラメータと、を画素ごとに比較する。ここで、所定のパラメータとして、種々のパラメータを用いることができるが、本実施の形態において、比較部36は、関心領域設定部34により設定された関心領域の輝度の時間変化の平均値と、輝度算出部35が算出した輝度の時間変化と、を画素ごとに比較する。なお、比較部36は、関心領域設定部34により設定された関心領域の輝度の時間変化の最頻値や最高値、最小値等の種々の統計値と、輝度算出部35が算出した輝度の時間変化とを比較してもよい。なお、被検体に投与する造影剤の種類や関心領域の状態（癌、腫瘍、炎症、出血等）、関心領域の部位等によって輝度の時間変化が異なるため、診断内容に合わせて適宜適切なパラメータを設定することが好ましい。

30

40

【0034】

入力部37は、キーボード、ボタン、マウス、トラックボール、タッチパネル等のユーザインタフェースへの入力操作に基づく信号を受け付ける。また、入力部37は、ユーザによる関心領域A1の入力を受け付ける。

【0035】

制御部38は、超音波観測システム1の全体を制御する。制御部38は、演算及び制御機能を有するCPUや各種演算回路等を用いて実現される。制御部38は、記憶部39が記憶、格納する情報を記憶部39から読み出し、超音波観測装置3の作動方法に関連した各種演算処理を実行することによって超音波観測装置3を統括して制御する。なお、制御部38を信号処理部32、画像生成部33、関心領域設定部34、輝度算出部35及び比

50

較部 36 と共通の CPU 等を用いて構成することも可能である。

【0036】

記憶部 39 は、超音波観測システム 1 を動作させるための各種プログラム、及び超音波観測システム 1 の動作に必要な各種パラメータ等を含むデータなどを記憶する。さらに、記憶部 39 は、輝度算出部 35 が算出した輝度の時間変化や、入力部 37 が受け付けた関心領域 A1 のパラメータ等を記憶する。

【0037】

また、記憶部 39 は、超音波観測システム 1 の作動方法を実行するための作動プログラムを含む各種プログラムを記憶する。作動プログラムは、ハードディスク、フラッシュメモリ、CD-ROM、DVD-ROM、フレキシブルディスク等のコンピュータ読み取り可能な記録媒体に記録して広く流通させることも可能である。なお、上述した各種プログラムは、通信ネットワークを介してダウンロードすることによって取得することも可能である。ここでいう通信ネットワークは、例えば既存の公衆回線網、LAN (Local Area Network)、WAN (Wide Area Network) などによって実現されるものであり、有線、無線を問わない。

【0038】

以上の構成を有する記憶部 39 は、各種プログラム等が予めインストールされた ROM (Read Only Memory)、及び各処理の演算パラメータやデータ等を記憶する RAM (Random Access Memory) 等を用いて実現される。

【0039】

表示装置 4 は、映像ケーブルを介して超音波観測装置 3 が生成した超音波画像のデータ信号を受信して表示する。表示装置 4 は、液晶又は有機 EL (Electro Luminescence) 等のモニタを用いて構成される。

【0040】

次に、実施の形態に係る超音波観測装置 3 の動作について説明する。はじめに、記憶部 39 には、被検体に造影剤が投与され、所定の時間 (例えば 60 秒) が経過するまでの画像データが格納されている。図 3 は、本発明の実施の形態に係る超音波観測装置が行う処理の概要を示すフローチャートである。図 3 に示すように、制御部 38 は、入力部 37 に関心領域 A1 の入力が行われたか否かを判定する (ステップ S1)。入力部 37 に関心領域 A1 の入力が行われない場合 (ステップ S1: No)、ステップ S1 を繰り返す。すなわち、超音波観測装置 3 は、ユーザにより関心領域 A1 の入力が行われるまで待機状態となる。ここで、ユーザにより入力部 37 に関心領域 A1 の入力が行われて関心領域設定部 34 が関心領域 A1 (図 2 参照) を設定した場合 (ステップ S1: Yes)、輝度算出部 35 は、関心領域 A1 の輝度の時間変化を算出する (ステップ S2)。図 4 は、関心領域の輝度の時間変化を表す図である。図 4 に示すように、輝度算出部 35 は、関心領域 A1 に含まれる各画素の輝度の時間変化の平均値を表す近似曲線である実線 SL を算出する。

【0041】

続いて、制御部 38 は、1つの画素を選択する (ステップ S3)。そして、輝度算出部 35 は、選択された画素の輝度の時間変化を算出する (ステップ S4)。

【0042】

ここで、比較部 36 は、選択された画素の輝度の時間変化と、関心領域 A1 の輝度の時間変化の平均値とを比較する (ステップ S5)。そして、比較部 36 の比較の結果、選択された画素の輝度の時間変化と、関心領域 A1 の輝度の時間変化の平均値との差が所定の範囲内にある場合 (ステップ S5: Yes)、選択された画素を、強調表示を行う画素として設定する (ステップ S6)。具体的には、図 4 において、選択された画素の輝度の時間変化の近似曲線が破線 BL1 と破線 BL2 との間に含まれている画素を、強調表示を行う画素として設定する。一方、比較部 36 の比較の結果、選択された画素の輝度の時間変化と、関心領域 A1 の輝度の時間変化との差が所定の範囲内でない場合 (ステップ S5: No)、この画素に対する強調表示の設定は行わず、ステップ S7 に移行する。

【0043】

10

20

30

40

50

その後、制御部 38 は、全ての画素が選択されたか否かを判定する（ステップ S7）。全ての画素が選択されていない場合（ステップ S7：No）、ステップ S3 に戻り処理を繰り返す。すなわち、超音波観測装置 3 は、全ての画素について輝度の時間変化を算出し、強調表示を行うか否かの判定を行う。そして、全ての画素が選択された場合（ステップ S7：Yes）、画像生成部 33 は、強調表示を行うと判断された画素を強調表示した超音波画像を生成する（ステップ S8）。図 5 は、実施の形態における強調表示の一例を表す図である。図 5 に示すように、画像生成部 33 は、関心領域 A1 を含む領域 A2 を強調表示した超音波画像を生成する。画像生成部 33 は、例えば、強調表示を行う画素に所定の色を付すことで強調表示を行う。さらに、超音波観測装置 3 は、画像生成部 33 が生成した超音波画像を表示装置 4 に出力し（ステップ S9）、一連の処理が終了する。

10

【0044】

以上説明したように、本実施の形態に係る超音波観測装置 3 によれば、ユーザが設定した関心領域 A1 と輝度の時間変化が類似する領域 A2 が自動的に強調表示される。その結果、ユーザは、ユーザが設定した病変部である関心領域 A1 と輝度の時間変化が類似する範囲を、手間をかけずに精度よく検知することができる。従って、本実施の形態に係る超音波観測装置 3 は、造影剤が投与された被検体に対して超音波を用いた診断を行う際に、血流の時間変化が類似する範囲を精度よく、かつ容易に特定することができる超音波観測装置である。

【0045】

なお、上述した実施の形態では、各画素の輝度の時間変化の近似曲線が関心領域 A1 の輝度の時間変化に対して所定の範囲内にあるか否かを判定したがこれに限られない。例えば、各画素の輝度の時間変化のパターンを画像認識により認識し、このパターンと関心領域 A1 の輝度の時間変化のパターンとを比較し、類似度が所定の範囲内であるか否かを判定してもよい。さらに、パターンの比較と、パラメータの比較との双方を行ってもよい。

20

【0046】

（変形例）

次に、変形例に係る超音波観測装置 3 について説明する。変形例に係る超音波観測装置 3 は、実施の形態と同様の構成を備えるが、各部における処理が異なる。

【0047】

記憶部 39 は、予め測定した輝度の時間変化に基づいて設定されたパラメータを記憶する。このパラメータとは、例えば、癌である病変部の輝度の時間変化を測定し、測定結果に基づいて設定されたパラメータである。

30

【0048】

比較部 36 は、記憶部 39 に記憶されたパラメータと、輝度算出部 35 が算出した輝度の時間変化に基づくパラメータと、を画素ごとに比較する。

【0049】

次に、変形例に係る超音波観測装置 3 の動作について説明する。はじめに、記憶部 39 には、被検体に造影剤が投与され、所定の時間（例えば 60 秒）が経過するまでの画像データが格納されている。図 6 は、変形例に係る超音波観測装置が行う処理の概要を示すフローチャートである。図 6 に示すように、制御部 38 は、記憶部 39 から輝度変化のパラメータを読み出す（ステップ S11）。図 7 は、記憶部に記憶されたパラメータを説明するための図である。図 7 に示す曲線 B1 は、予め測定された例えば癌である病変部の輝度の時間変化を表す。記憶部 39 には、パラメータとして、造影剤を投与する前の輝度（基準強度 I_{o1} ）、造影剤を投与後のピーク時の輝度（ピーク強度 I_{o2} ）、造影剤を投与して所定時間経過した後の輝度（強度 I_{o3} ）、基準強度からピーク強度までの傾き（ $(I_{o2} - I_{o1}) / (t_2 - t_1)$ ）、ピーク強度から所定時間経過後の強度までの傾き（ $(I_{o3} - I_{o2}) / (t_3 - t_2)$ ）等が予め記憶されている。

40

【0050】

続いて、実施の形態と同様に、制御部 38 は、1つの画素を選択する（ステップ S3）。そして、輝度算出部 35 は、選択された画素の輝度の時間変化を算出する（ステップ S

50

4)。図8は、輝度算出部の算出結果を説明するための図である。図8に示すように、輝度算出部35は、選択された画素の輝度の時間変化を表す近似曲線である曲線B2を算出する。

【0051】

ここで、比較部36は、選択された画素の基準強度 I_1 と、記憶部39から読み出した基準強度 I_{o1} と、を比較する(ステップS12)。そして、比較部36による比較の結果、選択された画素の基準強度 I_1 が所定の範囲内にある場合(ステップS12: Yes)、比較部36は、選択された画素の基準強度 I_1 からピーク強度 I_2 までの傾き($(I_2 - I_1) / (t_2 - t_1)$)と、記憶部39から読み出した基準強度 I_{o1} からピーク強度 I_{o2} までの傾き($(I_{o2} - I_{o1}) / (t_2 - t_1)$)と、を比較するとともに、選択された画素の基準強度 I_1 とピーク強度 I_2 との差と、記憶部39から読み出した基準強度 I_{o1} とピーク強度 I_{o2} との差と、を比較する。比較部36による比較の結果、選択された画素の基準強度 I_1 からピーク強度 I_2 までの傾き、又は、選択された画素の基準強度 I_1 とピーク強度 I_2 との差が所定の範囲内にある場合(ステップS13: Yes)、比較部36は、選択された画素のピーク強度 I_2 から所定時間経過後の強度 I_3 までの傾き($(I_3 - I_2) / (t_3 - t_2)$)と、記憶部39から読み出したピーク強度 I_{o2} から所定時間経過後の強度 I_{o3} までの傾き($(I_{o3} - I_{o2}) / (t_3 - t_2)$)との差、を比較するとともに、選択された画素のピーク強度 I_2 と所定時間経過後の強度 I_3 との差と、記憶部39から読み出したピーク強度 I_{o2} と所定時間経過後の強度 I_{o3} との差と、を比較する。比較部36による比較の結果、選択された画素のピーク強度 I_2 から所定時間経過後の強度 I_3 までの傾き、又は、選択された画素のピーク強度 I_2 と所定時間経過後の強度 I_3 との差が所定の範囲内にある場合(ステップS14: Yes)、選択された画素を第1の強調表示を行う画素として設定する。

10

20

【0052】

その後、制御部38は、全ての画素が選択されたか否かを判定する(ステップS7)。全ての画素が選択されていない場合(ステップS7: No)、ステップS3に戻り処理を繰り返す。すなわち、超音波観測装置3は、全ての画素について輝度の時間変化を算出し、強調表示を行うか否かの判定を行う。

【0053】

ステップS12において、比較部36による比較の結果、選択された画素の基準強度 I_1 が所定の範囲内でない場合(ステップS12: No)、この画素に対する強調表示の設定は行わず、ステップS7に移行する。

30

【0054】

同様に、ステップS13において、比較部36による比較の結果、選択された画素の基準強度 I_1 からピーク強度 I_2 までの傾き、及び、選択された画素の基準強度 I_1 とピーク強度 I_2 との差が所定の範囲内でない場合(ステップS13: No)、この画素に対する強調表示の設定は行わず、ステップS7に移行する。

【0055】

一方、ステップS14において、比較部36による比較の結果、選択された画素のピーク強度 I_2 から所定時間経過後の強度 I_3 までの傾き、及び、選択された画素のピーク強度 I_2 と所定時間経過後の強度 I_3 との差が所定の範囲内でない場合(ステップS14: No)、選択された画素を第2の強調表示を行う画素として設定する。

40

【0056】

そして、全ての画素が選択された場合(ステップS7: Yes)、画像生成部33は、強調表示を行うと判断された画素を強調表示した超音波画像を生成する(ステップS8)。図9は、変形例における強調表示の一例を表す図である。図9に示すように、画像生成部33は、関心領域A1を含む領域A11に第1の強調表示を行うとともに、領域A12に第2の強調表示を行った超音波画像を生成する。画像生成部33は、例えば第1の強調表示と第2の強調表示とを行う画素にそれぞれ異なる色を付すことで強調表示を行う。さらに、超音波観測装置3は、画像生成部33が生成した超音波画像を表示装置4に出力し

50

(ステップ S 9)、一連の処理が終了する。

【 0 0 5 7 】

以上説明したように、変形例に係る超音波観測装置 3 によれば、予め設定された病変部と輝度の時間変化が類似する領域 A 1 1 及び領域 A 1 2 が自動的に強調表示される。なお、領域 A 1 1 は、予め設定された病変部の輝度の時間変化と類似度が領域 A 1 2 より高く、より病変部である可能性が高い領域である。その結果、ユーザは、予め設定された病変部である関心領域 A 1 と輝度の時間変化が段階的に類似する範囲を、手間をかけずに精度よく検知することができる。さらに、変形例では、実施の形態と異なり、ユーザが病変部を発見し、関心領域 A 1 を入力する必要がないため、さらにユーザの手間を減らすことができる。従って、変形例に係る超音波観測装置 3 は、造影剤が投与された被検体に対して超音波を用いた診断を行う際に、血流の時間変化が類似する範囲を精度よく、かつ容易に特定することができる超音波観測装置である。

10

【 0 0 5 8 】

なお、上述した実施の形態において、1つの関心領域 A 1 を設定する構成を説明したが、これに限られない。ユーザが複数の関心領域を設定し、超音波観測装置 3 は、各関心領域に輝度の時間変化が類似する領域を強調表示する構成であってもよい。さらに、複数の関心領域を異なる色で強調表示してもよい。

【 0 0 5 9 】

また、上述した実施の形態において、画像生成部 3 3 は、強調表示を行う画素に色を付すことで強調表示を行うが、これに限定されない。例えば、画像生成部 3 3 は、強調表示する画素を含む領域を線で囲むことにより強調表示を行ってもよい。

20

【 0 0 6 0 】

また、上述した実施の形態において、輝度の時間変化に基づいて設定された所定のパラメータは、基準強度 I₀ 1 や輝度の時間変化における傾きとしたが、これに限られない。例えば、パラメータは、所定の時間における輝度、所定の2つの時点における輝度の差又は比、所定の時間範囲における輝度に基づく統計値(平均値、最大値、最小値、最頻値等)、又は、所定の時間範囲における輝度の変化量(傾き)等であってもよい。

【 0 0 6 1 】

さらなる効果や変形例は、当業者によって容易に導き出すことができる。よって、本発明のより広範な態様は、以上のように表わしかつ記述した特定の詳細及び代表的な実施形態に限定されるものではない。従って、添付のクレーム及びその均等物によって定義される総括的な発明の概念の精神又は範囲から逸脱することなく、様々な変更が可能である。

30

【符号の説明】

【 0 0 6 2 】

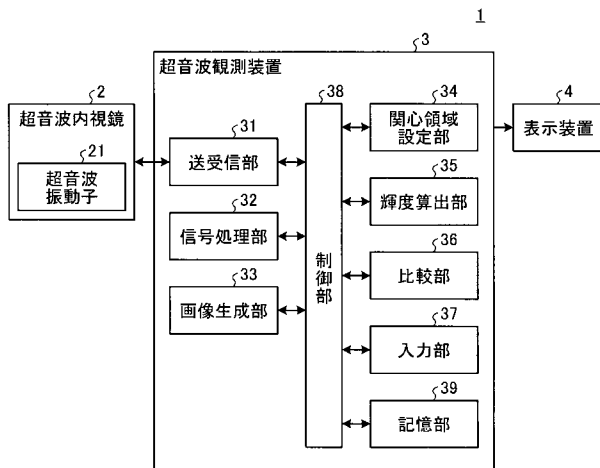
- 1 超音波観測システム
- 2 超音波内視鏡
- 3 超音波観測装置
- 4 表示装置
- 2 1 超音波振動子
- 3 1 送受信部
- 3 2 信号処理部
- 3 3 画像生成部
- 3 4 関心領域設定部
- 3 5 輝度算出部
- 3 6 比較部
- 3 7 入力部
- 3 8 制御部
- 3 9 記憶部
- A 1 関心領域
- A 2、A 1 1、A 1 2 領域

40

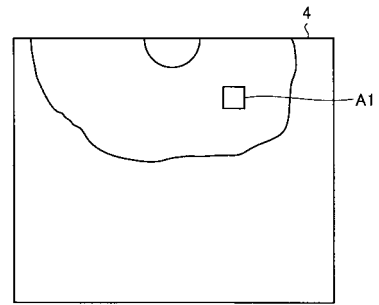
50

B 1、B 2 曲線
B L 1、B L 2 破線
I 1、I o 1 基準強度
I 2、I o 2 ピーク強度
I 3、I o 3 強度
S L 実線

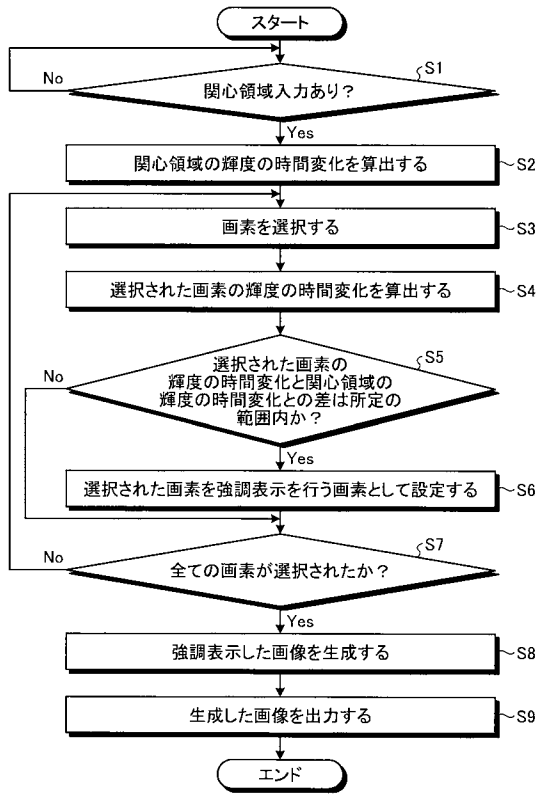
【 図 1 】



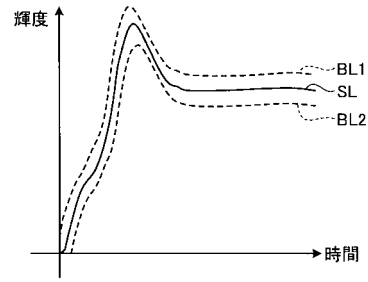
【 図 2 】



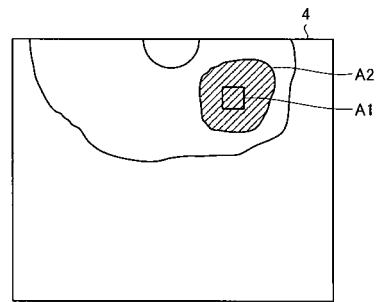
【 図 3 】



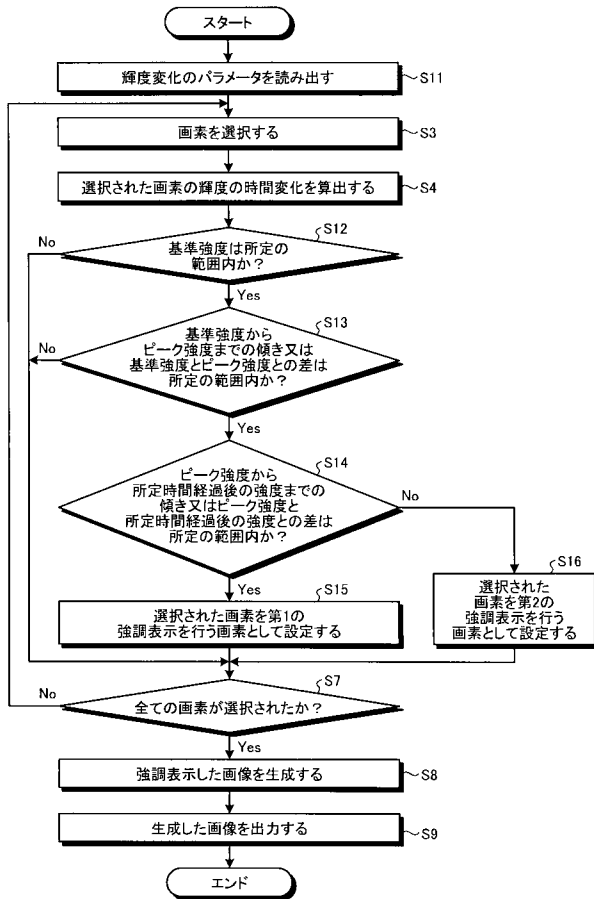
【 図 4 】



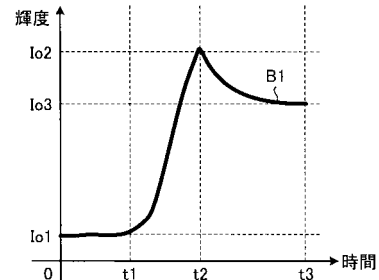
【 図 5 】



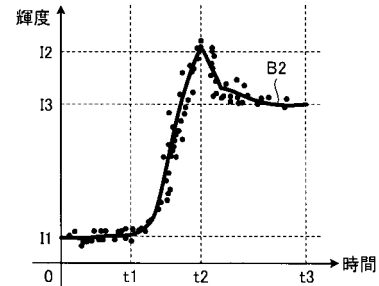
【 図 6 】



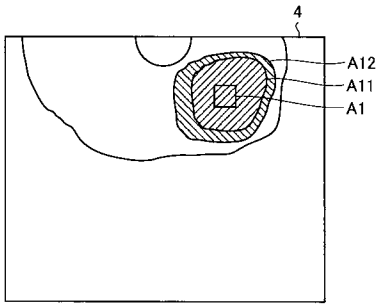
【 図 7 】



【 図 8 】



【 図 9 】



专利名称(译)	超声波观察装置，超声波观测装置的操作方法，超声波观察装置的操作程序		
公开(公告)号	JP2017164371A	公开(公告)日	2017-09-21
申请号	JP2016053849	申请日	2016-03-17
[标]申请(专利权)人(译)	奥林巴斯株式会社		
申请(专利权)人(译)	奥林巴斯公司		
[标]发明人	杉山純平		
发明人	杉山 純平		
IPC分类号	A61B8/06		
FI分类号	A61B8/06		
F-TERM分类号	4C601/DE06 4C601/DE11 4C601/JC07 4C601/JC16 4C601/JC37 4C601/KK02		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

使用超声波对受试者甲执行诊断时其中造影剂被施用，精确的程度血流的时间变化是相似的，并且可以容易地识别出超声波观测装置它提供。
 解决方案：超声波观察设备基于由施用于受试者的造影剂反射的超声波的信号强度的时间变化来计算超声图像的每个像素上的亮度的时间变化。亮度计算单元，计算在施用造影剂之后包括亮度峰值的时间范围的亮度值计算亮度的时间变化的亮度计算单元;比较单元，其比较基于亮度的时间变化的预定参数集和基于亮度计算单元针对每个像素计算的亮度的时间变化的参数;并且，基于比较单元的比较结果，参数之间的差异在预定范围内以及生成像素被突出显示的图像的图像生成单元。

