

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02014/061258

発行日 平成28年9月5日 (2016.9.5)

(43) 国際公開日 平成26年4月24日 (2014.4.24)

(51) Int.Cl.	F I	テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/06 (2006.01)	A 6 1 B 8/06	4 C 6 0 1
A 6 1 B 8/14 (2006.01)	A 6 1 B 8/14	

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 35 頁)

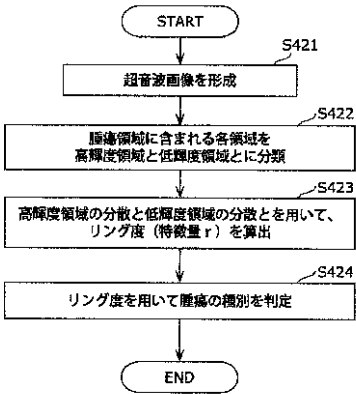
出願番号	特願2014-541945 (P2014-541945)	(71) 出願人	000001270
(21) 国際出願番号	PCT/JP2013/006113		コニカミノルタ株式会社
(22) 国際出願日	平成25年10月11日 (2013.10.11)		東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
(31) 優先権主張番号	特願2012-232041 (P2012-232041)	(74) 代理人	110001900
(32) 優先日	平成24年10月19日 (2012.10.19)		特許業務法人 ナカジマ知的財産総合事務所
(33) 優先権主張国	日本国 (JP)	(72) 発明者	高木 一也
			東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コニカミノルタ株式会社内
		(72) 発明者	近藤 敏志
			東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コニカミノルタ株式会社内
		(72) 発明者	西田 睦
			東京都千代田区丸の内二丁目7番2号 コニカミノルタ株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置、及び超音波診断方法

(57) 【要約】

被検体内の腫瘍の種別を判定する超音波診断装置 (1 0 0) であって、造影剤投与後の前記被検体から受信されたエコー信号に対応する超音波画像を形成する画像形成部 (1 0 3) と、前記超音波画像において前記腫瘍を含む腫瘍領域に含まれる複数の画素領域の各々を、低輝度領域と、前記低輝度領域より輝度が高い高輝度領域とに分類し、前記低輝度領域の位置の分散と、前記高輝度領域の位置の分散との差に基づき、前記腫瘍領域の画像が、中央部の輝度値が当該中央部を囲む周辺部の輝度値より低いリング形状である度合いを示すリング度を算出する特徴量算出部 (1 0 6) と、前記リング度に基づいて、前記腫瘍の種別を判定する種別判定部 (1 0 7) とを備える。



S421... FORM ULTRASONIC IMAGE
S422... CATEGORIZE EACH AREA INCLUDED IN TUMOR AREA INTO HIGH BRIGHTNESS AREA AND LOW BRIGHTNESS AREA
S423... CALCULATE RING DEGREE (FEATURE AMOUNT r) USING DISTRIBUTION OF HIGH BRIGHTNESS AREA AND DISTRIBUTION OF LOW BRIGHTNESS AREA
S424... DETERMINE TYPE OF TUMOR USING RING DEGREE

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体内の腫瘍の種別を判定する超音波診断装置であって、
造影剤投与後の前記被検体から受信されたエコー信号に対応する超音波画像を形成する
画像形成部と、

前記超音波画像において前記腫瘍を含む腫瘍領域に含まれる複数の画素領域の各々を、
低輝度領域と、前記低輝度領域より輝度が高い高輝度領域とに分類し、前記低輝度領域の
位置の分散と、前記高輝度領域の位置の分散との差に基づき、前記腫瘍領域の画像が、中
央部の輝度値が当該中央部を囲む周辺部の輝度値より低いリング形状である度合いを示す
リング度を算出する特徴量算出部と、

10

前記リング度に基づいて、前記腫瘍の種別を判定する種別判定部とを備える
超音波診断装置。

【請求項 2】

前記特徴量算出部は、前記高輝度領域の位置の分散から前記低輝度領域の位置の分散を
減算することにより得られた差分値が第 1 の値の場合、前記リング度を第 2 の値に設定し
、前記差分値が、前記第 1 の値より大きい第 3 の値の場合、前記リング度を前記第 2 の値
より大きい第 4 の値に設定する

請求項 1 記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記特徴量算出部は、前記腫瘍領域に含まれる複数の領域の各々に対して、当該領域の
輝度値が予め定められた閾値より小さい場合、当該領域を前記低輝度領域に分類し、当該
領域の輝度値が前記閾値より大きい場合、当該領域を前記高輝度領域に分類する

20

請求項 1 又は 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記特徴量算出部は、前記腫瘍領域に含まれる複数の領域の各々に対して、当該領域の
輝度値の時系列変化を示す数値列を算出し、前記数値列における輝度値の最大値と最小値
との差が予め定められた閾値より小さい場合、当該領域を前記低輝度領域に分類し、前記
差が前記閾値より大きい場合、当該画素を前記高輝度領域に分類する

請求項 1 又は 2 記載の超音波診断装置。

【請求項 5】

前記特徴量算出部は、さらに、前記超音波画像に含まれる、前記腫瘍を含まない実質領
域の輝度と、前記腫瘍領域の輝度との差を算出し、

30

前記種別判定部は、前記実質領域の輝度と前記腫瘍領域の輝度との前記差と、前記リン
グ度とに基づいて前記腫瘍の種別を判定する

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】

被検体内の腫瘍の種別を判定する超音波診断方法であって、

造影剤投与後の前記被検体から受信されたエコー信号に対応する超音波画像を形成する
画像形成ステップと、

前記超音波画像において前記腫瘍を含む腫瘍領域に含まれる複数の画素領域の各々を、
低輝度領域と、前記低輝度領域より輝度が高い高輝度領域とに分類し、前記低輝度領域の
位置の分散と、前記高輝度領域の位置の分散との差に基づき、前記腫瘍領域の画像が、中
央部の輝度値が当該中央部を囲む周辺部の輝度値より低いリング形状である度合いを示す
リング度を算出する特徴量算出ステップと、

40

前記リング度に基づいて、前記腫瘍の種別を判定する種別判定ステップとを含む
超音波診断方法。

【請求項 7】

請求項 6 記載の超音波診断方法をコンピュータに実行させるためのプログラム。

【請求項 8】

被検体内の腫瘍の種別を判定する超音波診断装置であって、

50

造影剤投与後の前記被検体から受信されたエコー信号に対応する超音波画像を形成する画像形成部と、

前記超音波画像において前記腫瘍を含む腫瘍領域内から、中央部の輝度値が、当該中央部を囲む周辺部の輝度値より低いリング形状における当該中央部に対応する第１関心領域を探索する関心領域設定部と、

前記第１関心領域の輝度と、前記周辺部に対応する第２関心領域の輝度との差を前記腫瘍領域の画像が前記リング形状である度合いを示すリング度として算出する特徴量算出部と、

前記リング度に基づいて、前記腫瘍の種別を判定する種別判定部とを備える超音波診断装置。

10

【請求項 9】

前記関心領域設定部は、

前記腫瘍領域に含まれる、互いに位置の異なる、予め定められた大きさの複数の探索領域のうち、探索領域において予め定められた範囲である第１領域と、当該第１領域を囲む予め定められた範囲である第２領域との輝度差が最大である探索領域を探索し、

前記輝度差が最大である探索領域に含まれる第１領域を前記第１関心領域に設定する請求項 8 記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記関心領域設定部は、

前記第１領域は、略円形状であり、

前記第２領域は、前記第１領域の中心を中心とする略円形状の領域うち前記第１領域を除く領域である

請求項 9 記載の超音波診断装置。

20

【請求項 11】

前記画像形成部は、動脈相を含む複数の時相における超音波画像を形成し、

前記関心領域設定部は、前記動脈相の超音波画像において前記第１関心領域を設定し、

前記特徴量算出部は、設定された前記第１関心領域を用いて、前記複数の時相における複数の前記リング度を算出し、

前記種別判定部は、算出された前記複数のリング度に基づいて、前記腫瘍の種別を判定する

請求項 8 ～ 10 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

30

【請求項 12】

前記関心領域設定部は、前記腫瘍領域に含まれる、互いに位置の異なる、予め定められた大きさの複数の探索領域のうち、輝度が最小である探索領域を探索し、前記輝度が最小である探索領域を前記第１関心領域に設定する

請求項 8 記載の超音波診断装置。

【請求項 13】

被検体内の腫瘍の種別を判定する超音波診断方法であって、

造影剤投与後の前記被検体から受信されたエコー信号に対応する超音波画像を形成する画像形成ステップと、

前記超音波画像において前記腫瘍を含む腫瘍領域内から、中央部の輝度値が、当該中央部を囲む周辺部の輝度値より低いリング形状における当該中央部に対応する第１関心領域を探索する関心領域設定ステップと、

前記第１関心領域の輝度と、前記周辺部に対応する第２関心領域の輝度との差を前記腫瘍領域の画像が前記リング形状である度合いを示すリング度として算出する特徴量算出ステップと、

前記リング度に基づいて、前記腫瘍の種別を判定する種別判定ステップとを含む超音波診断方法。

40

【請求項 14】

請求項 13 記載の超音波診断方法をコンピュータに実行させるためのプログラム。

50

【請求項 15】

被検体内の腫瘍の種別を判定する超音波診断装置であって、
造影剤投与後の前記被検体から受信されたエコー信号に対応する超音波画像を形成する画像形成部と、

前記超音波画像において前記腫瘍を含む腫瘍領域に含まれる複数の画素の輝度値を水平方向及び垂直方向にそれぞれ投影し、投影された結果の下に凸の度合いに応じて、前記腫瘍領域の画像が、中央部の輝度値が当該中央部を囲む周辺部の輝度値より低いリング形状である度合いを示すリング度を算出する特徴量算出部と、

前記リング度に基づいて、前記腫瘍の種別を判定する種別判定部とを備える
超音波診断装置。

10

【請求項 16】

被検体内の腫瘍の種別を判定する超音波診断方法であって、
造影剤投与後の前記被検体から受信されたエコー信号に対応する超音波画像を形成する画像形成ステップと、

前記超音波画像において前記腫瘍を含む腫瘍領域に含まれる複数の画素の輝度値を水平方向及び垂直方向にそれぞれ投影し、投影された結果の下に凸の度合いに応じて、前記腫瘍領域の画像が、中央部の輝度値が当該中央部を囲む周辺部の輝度値より低いリング形状である度合いを示すリング度を算出する特徴量算出ステップと、

前記リング度に基づいて、前記腫瘍の種別を判定する種別判定ステップとを含む
超音波診断方法。

20

【請求項 17】

請求項 16 記載の超音波診断方法をコンピュータに実行させるためのプログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置、及び超音波診断方法に関する。特に、被検体内の腫瘍の種別を判定する超音波診断装置及び超音波診断方法に関する。

【背景技術】

【0002】

造影超音波は、造影剤を血管に投与することにより、高感度に血管を画像化できる画像診断法の 1 つである。現在、日本国内では、肝腫瘍と乳房腫瘍の診断において、造影剤ソナゾイドの使用が認可されている。この造影剤ソナゾイドは、腫瘍の種別判定で使われている。

30

【0003】

実際の診断では、まず、操作者は、腫瘍の有無を確認する。超音波画像において、腫瘍は低エコー領域又は高エコー領域として確認できる。その後、造影剤が投与されると、腫瘍が染影する。

【0004】

現状、腫瘍の種別判定は、読影者（操作者）の主観による判断に基づいてなされているので、診断結果が読影者に依存するという問題がある。

40

【0005】

このような問題に対して、特許文献 1 には、腫瘍領域における 2 つの特徴量である平均輝度及び標準偏差の時系列変化に基づく客観的な鑑別方法が開示されている。

【0006】

特許文献 1 に開示される技術によれば、腫瘍を含む大小 3 つの円が設定され、各円の特徴量の時間波形と各種別の典型波形とが比較される。そして、最も波形の合う種別が腫瘍の種別と判定される。また、各時相において、3 つの円の特徴量に最も特徴量が近い種別が判定され、判定された回数が最大の種別が腫瘍の種別と判定される。

【先行技術文献】

【特許文献】

50

【 0 0 0 7 】

【特許文献 1】特開 2 0 1 0 - 0 0 5 2 6 3 号公報

【特許文献 2】米国特許第 5 6 3 2 2 7 7 号明細書

【特許文献 3】米国特許第 5 7 0 6 8 1 9 号明細書

【特許文献 4】米国特許第 5 5 7 7 5 0 5 号明細書

【非特許文献】

【 0 0 0 8 】

【非特許文献 1】肝腫瘍の超音波診断基準(案)、http://www.jsuim.or.jp/committee/diagnostic/pdf/liver_tumor.pdf

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 9 】

しかしながら、このような腫瘍の種別判定では、高い精度で腫瘍の種別を判定できることが望まれている。

【 0 0 1 0 】

そこで、本発明は、高い精度で腫瘍の種別の判定を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 】

上記目的を達成するために、本発明の一態様に係る超音波診断装置は、被検体内の腫瘍の種別を判定する超音波診断装置であって、造影剤投与後の前記被検体から受信されたエコー信号に対応する超音波画像を形成する画像形成部と、前記超音波画像において前記腫瘍を含む腫瘍領域に含まれる複数の画素領域の各々を、低輝度領域と、前記低輝度領域より輝度が高い高輝度領域とに分類し、前記低輝度領域の位置の分散と、前記高輝度領域の位置の分散との差に基づき、前記腫瘍領域の画像が、中央部の輝度値が当該中央部を囲む周辺部の輝度値より低いリング形状である度合いを示すリング度を算出する特徴量算出部と、前記リング度に基づいて、前記腫瘍の種別を判定する種別判定部とを備える。

【 0 0 1 2 】

なお、これらの全般的又は具体的な態様は、システム、方法、集積回路、コンピュータプログラム又はコンピュータ読み取り可能な CD-ROM などの記録媒体で実現されてもよく、システム、方法、集積回路、コンピュータプログラム及び記録媒体の任意な組み合わせで実現されてもよい。

【発明の効果】

【 0 0 1 3 】

本発明は、高い精度で腫瘍の種別の判定を行うことができる超音波診断装置を提供できる。

【図面の簡単な説明】

【 0 0 1 4 】

【図 1】図 1 は、肝腫瘍の染影パターンを説明するための図である。

【図 2】図 2 は、課題を説明するための図である。

【図 3】図 3 は、実施の形態 1 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 4】図 4 は、実施の形態 1 に係る超音波診断装置による、造影剤投与前の動作のフローチャートである。

【図 5】図 5 は、実施の形態 1 に係る表示画面の一例を示す図である。

【図 6】図 6 は、実施の形態 1 に係る超音波診断装置による、造影剤投与後の動作のフローチャートである。

【図 7】図 7 は、実施の形態 1 に係る表示画面の他の一例を示す図である。

【図 8】図 8 は、実施の形態 1 に係る肝腫瘍の典型例に対する特徴量の例を示す図である。

【図 9】図 9 は、実施の形態 1 に係る特徴量に基づく腫瘍種別判定処理を説明するための

図である。

【図 1 0】図 1 0 は、実施の形態 1 に係る表示画面の他の一例を示す図である。

【図 1 1】図 1 1 は、実施の形態 1 に係る特徴量算出動作のフローチャートである。

【図 1 2 A】図 1 2 A は、実施の形態 1 に係る腫瘍のサイズの計測を説明するための図である。

【図 1 2 B】図 1 2 B は、実施の形態 1 に係る微分フィルタのサイズ設定を説明するための図である。

【図 1 3 A】図 1 3 A は、実施の形態 1 に係る微分フィルタと微分フィルタの移動範囲の一例を示す図である。

【図 1 3 B】図 1 3 B は、実施の形態 1 に係る微分フィルタと微分フィルタの移動範囲の他の一例を示す図である。

10

【図 1 3 C】図 1 3 C は、実施の形態 1 に係る微分フィルタと微分フィルタの移動範囲の他の一例を示す図である。

【図 1 4】図 1 4 は、実施の形態 2 に係る特徴量算出動作のフローチャートである。

【図 1 5】図 1 5 は、実施の形態 2 に係る特徴量算出動作を説明するための図である。

【図 1 6】図 1 6 は、実施の形態 3 に係る特徴量算出動作のフローチャートである。

【図 1 7】図 1 7 は、実施の形態 3 に係る特徴量算出動作を説明するための図である。

【図 1 8】図 1 8 は、実施の形態 4 に係る特徴量算出動作のフローチャートである。

【図 1 9】図 1 9 は、実施の形態 4 に係る特徴量算出動作を説明するための図である。

【図 2 0】図 2 0 は、実施の形態 5 に係る特徴量算出動作のフローチャートである。

20

【図 2 1】図 2 1 は、実施の形態 5 に係る特徴量算出動作を説明するための図である。

【図 2 2 A】図 2 2 A は、実施の形態 5 に係る T I C の一例を示す図である。

【図 2 2 B】図 2 2 B は、実施の形態 5 に係る T I C の一例を示す図である。

【図 2 3】図 2 3 は、実施の形態 1 及び 2 に係る超音波診断装置による動作のフローチャートである。

【図 2 4】図 2 4 は、実施の形態 3 に係る超音波診断装置による動作のフローチャートである。

【図 2 5】図 2 5 は、実施の形態 4 及び 5 に係る超音波診断装置による動作のフローチャートである。

【発明を実施するための形態】

30

【0 0 1 5】

(本発明の基礎となった知見)

本発明者は、「背景技術」の欄において記載した種別判定方法に関し、以下の問題が生じることを見出した。

【0 0 1 6】

図 1 に、肝腫瘍の染影パタンの典型例(非特許文献 1)を示す。

【0 0 1 7】

染影時相は大きく 2 つ存在する。染影時相の 1 つは造影剤を投与してから約 2 分間の時相である血管相であり、もう 1 つは約 1 0 分以降の時相である後血管相である。血管相は染影パタンの時系列変化が顕著な時相であり、後血管相は染影パタンの時系列変化が乏しい時相である。より詳細には、血管相は、肝臓に酸素を供給する動脈からの血液の流入が支配的な動脈相と、門脈からの血液の流入が支配的な門脈相とに区別される。腫瘍の悪性度が高いほど、動脈からの酸素の供給が支配的になり、門脈からの血液の流入が減少すると言われている。

40

【0 0 1 8】

実際の診断では、使用者は、これら染影パタンの時系列変化を観察して、腫瘍種別を判断する。例えば、血管相で腫瘍領域が実質領域よりも高エコーを示し、後血管相で腫瘍領域が実質領域よりも低エコーを示す場合には、肝細胞癌が疑われる。

【0 0 1 9】

現状、腫瘍の種別判定は、読影者(使用者)の主観による判断に基づいてなされている

50

ので、診断結果が読影者に依存するという問題がある。

【 0 0 2 0 】

図 1 に示す通り、実際の鑑別においては、腫瘍領域と実質領域との差、及び腫瘍領域における染影パターン（リングパターン、中央パターン及び均一パターンなど）が有用な判断材料である。

【 0 0 2 1 】

これに対して、特許文献 1 の 1 つ目の方法では、染影パターンを標準偏差で判断するが、例えば、中央パターンとリングパターンとで、標準偏差が同値になる可能性があるので、正しく判定できない可能性がある。

【 0 0 2 2 】

一方、特許文献 1 の 2 つ目の方法は、3 つの円で空間的なパターンを評価することで、腫瘍領域のパターンを評価する。しかしながら、この方法では、判定対象の腫瘍領域のパターンと所定パターンとの誤差で腫瘍領域のパターンが判断される。よって、例えば、図 2 に示す通り、入力パターン 8 1 が強いリングパターンの場合に、所定パターン 8 0 との誤差が大きくなってしまう場合がある。すなわち、パターンの強さを正しく評価できない可能性がある。

【 0 0 2 3 】

また、リングパターンの中心が腫瘍領域の中心と一致しない場合がある。このような場合にも、リングパターンの度合いを正しく評価できない可能性がある。

【 0 0 2 4 】

本発明の一態様に係る超音波診断装置は、被検体内の腫瘍の種別を判定する超音波診断装置であって、造影剤投与後の前記被検体から受信されたエコー信号に対応する超音波画像を形成する画像形成部と、前記超音波画像において前記腫瘍を含む腫瘍領域に含まれる複数の画素領域の各々を、低輝度領域と、前記低輝度領域より輝度が高い高輝度領域とに分類し、前記低輝度領域の位置の分散と、前記高輝度領域の位置の分散との差に基づき、前記腫瘍領域の画像が、中央部の輝度値が当該中央部を囲む周辺部の輝度値より低いリング形状である度合いを示すリング度を算出する特徴量算出部と、前記リング度に基づいて、前記腫瘍の種別を判定する種別判定部とを備える。

【 0 0 2 5 】

これによれば、当該超音波診断装置は、高輝度領域の分散と低輝度領域の分散とを用いてリングパターンの度合いを判定できる。よって、当該超音波診断装置は、例えば、リングパターンの中心が腫瘍領域の中心にない場合でも、高い精度でリングパターンの度合いを判定できる。これにより、当該超音波診断装置は、高い精度で腫瘍の種別の判定を行うことができる。

【 0 0 2 6 】

例えば、前記特徴量算出部は、前記高輝度領域の位置の分散から前記低輝度領域の位置の分散を減算することにより得られた差分値が第 1 の値の場合、前記リング度を第 2 の値に設定し、前記差分値が、前記第 1 の値より大きい第 3 の値の場合、前記リング度を前記第 2 の値より大きい第 4 の値に設定してもよい。

【 0 0 2 7 】

例えば、前記特徴量算出部は、前記腫瘍領域に含まれる複数の領域の各々に対して、当該領域の輝度値が予め定められた閾値より小さい場合、当該領域を前記低輝度領域に分類し、当該領域の輝度値が前記閾値より大きい場合、当該領域を前記高輝度領域に分類してもよい。

【 0 0 2 8 】

例えば、前記特徴量算出部は、前記腫瘍領域に含まれる複数の領域の各々に対して、当該領域の輝度値の時系列変化を示す数値列を算出し、前記数値列における輝度値の最大値と最小値との差が予め定められた閾値より小さい場合、当該領域を前記低輝度領域に分類し、前記差が前記閾値より大きい場合、当該画素を前記高輝度領域に分類してもよい。

【 0 0 2 9 】

例えば、前記特徴量算出部は、さらに、前記超音波画像に含まれる、前記腫瘍を含まな

10

20

30

40

50

い実質領域の輝度と、前記腫瘍領域の輝度との差を算出し、前記種別判定部は、前記実質領域の輝度と前記腫瘍領域の輝度との前記差と、前記リング度とに基づいて前記腫瘍の種別を判定してもよい。

【0030】

これによれば、当該超音波診断装置は、リング度に加え、超音波画像における腫瘍領域と実質領域との輝度差にも基づいて当該腫瘍の種別を判別することができるので、より高い精度で腫瘍の種別の判定を行うことができる。

【0031】

また、本発明の一態様に係る超音波診断方法は、被検体内の腫瘍の種別を判定する超音波診断方法であって、造影剤投与後の前記被検体から受信されたエコー信号に対応する超音波画像を形成する画像形成ステップと、前記超音波画像において前記腫瘍を含む腫瘍領域に含まれる複数の画素領域の各々を、低輝度領域と、前記低輝度領域より輝度が高い高輝度領域とに分類し、前記低輝度領域の位置の分散と、前記高輝度領域の位置の分散との差に基づき、前記腫瘍領域の画像が、中央部の輝度値が当該中央部を囲む周辺部の輝度値より低いリング形状である度合いを示すリング度を算出する特徴量算出ステップと、前記リング度に基づいて、前記腫瘍の種別を判定する種別判定ステップとを含む。

10

【0032】

これによれば、当該超音波診断方法は、高輝度領域の分散と低輝度領域の分散とを用いてリングパタンの度合いを判定できる。よって、当該超音波診断方法は、例えば、リングパタンの中心が腫瘍領域の中心にない場合でも、高い精度でリングパタンの度合いを判定できる。これにより、当該超音波診断方法は、高い精度で腫瘍の種別の判定を行うことができる。

20

【0033】

また、本発明の一態様に係る超音波診断装置は、被検体内の腫瘍の種別を判定する超音波診断装置であって、造影剤投与後の前記被検体から受信されたエコー信号に対応する超音波画像を形成する画像形成部と、前記超音波画像において前記腫瘍を含む腫瘍領域内から、中央部の輝度値が、当該中央部を囲む周辺部の輝度値より低いリング形状における当該中央部に対応する第1関心領域を探索する関心領域設定部と、前記第1関心領域の輝度と、前記周辺部に対応する第2関心領域の輝度との差を前記腫瘍領域の画像が前記リング形状である度合いを示すリング度として算出する特徴量算出部と、前記リング度に基づいて、前記腫瘍の種別を判定する種別判定部とを備える。

30

【0034】

これによれば、当該超音波診断装置は、腫瘍領域内の低輝度領域を探索することで、例えば、リングパタンの中心が腫瘍領域の中心にない場合でも、高い精度でリングパタンの度合いを判定できる。これにより、当該超音波診断装置は、高い精度で腫瘍の種別の判定を行うことができる。

【0035】

例えば、前記関心領域設定部は、前記腫瘍領域に含まれる、互いに位置の異なる、予め定められた大きさの複数の探索領域のうち、探索領域において予め定められた範囲である第1領域と、当該第1領域を囲む予め定められた範囲である第2領域との輝度差が最大である探索領域を探索し、前記輝度差が最大である探索領域に含まれる第1領域を前記第1関心領域に設定してもよい。

40

【0036】

これによれば、当該超音波診断装置は、腫瘍領域内からリングパタンの中央部に対応する第1関心領域を適切に設定できる。これにより、当該超音波診断装置は、高い精度で腫瘍の種別の判定を行うことができる。

【0037】

例えば、前記関心領域設定部は、前記第1領域は、略円形状であり、前記第2領域は、前記第1領域の中心を中心とする略円形状の領域うち前記第1領域を除く領域であってもよい。

50

【 0 0 3 8 】

これにより、当該超音波診断装置は、腫瘍領域の中心部の位置又は形状に関わらず、第1関心領域を設定することができるので、高い精度で肝腫瘍の種別の判定を行うことができる。

【 0 0 3 9 】

例えば、前記画像形成部は、動脈相を含む複数の時相における超音波画像を形成し、前記関心領域設定部は、前記動脈相の超音波画像において前記第1関心領域を設定し、前記特徴量算出部は、設定された前記第1関心領域を用いて、前記複数の時相における複数の前記リング度を算出し、前記種別判定部は、算出された前記複数のリング度に基づいて、前記腫瘍の種別を判定してもよい。

10

【 0 0 4 0 】

これにより、当該超音波診断装置は、第1関心領域の位置が時相に応じて変動するのを防ぐことができるので、高い精度で種別判定を行うことができる。

【 0 0 4 1 】

例えば、前記関心領域設定部は、前記腫瘍領域に含まれる、互いに位置の異なる、予め定められた大きさの複数の探索領域のうち、輝度が最小である探索領域を探索し、前記輝度が最小である探索領域を前記第1関心領域に設定してもよい。

【 0 0 4 2 】

これによれば、当該超音波診断装置は、腫瘍領域内からリングパタンの中央部に対応する第1関心領域を適切に設定できる。これにより、当該超音波診断装置は、高い精度で腫瘍の種別の判定を行うことができる。

20

【 0 0 4 3 】

また、本発明の一態様に係る超音波診断方法は、被検体内の腫瘍の種別を判定する超音波診断方法であって、造影剤投与後の前記被検体から受信されたエコー信号に対応する超音波画像を形成する画像形成ステップと、前記超音波画像において前記腫瘍を含む腫瘍領域内から、中央部の輝度値が、当該中央部を囲む周辺部の輝度値より低いリング形状における当該中央部に対応する第1関心領域を探索する関心領域設定ステップと、前記第1関心領域の輝度と、前記周辺部に対応する第2関心領域の輝度との差を前記腫瘍領域の画像が前記リング形状である度合いを示すリング度として算出する特徴量算出ステップと、前記リング度に基づいて、前記腫瘍の種別を判定する種別判定ステップとを含む。

30

【 0 0 4 4 】

これによれば、当該超音波診断方法は、腫瘍領域内の低輝度領域を探索することで、例えば、リングパタンの中心が腫瘍領域の中心にない場合でも、高い精度でリングパタンの度合いを判定できる。これにより、当該超音波診断方法は、高い精度で腫瘍の種別の判定を行うことができる。

【 0 0 4 5 】

また、本発明の一態様に係る超音波診断装置は、被検体内の腫瘍の種別を判定する超音波診断装置であって、造影剤投与後の前記被検体から受信されたエコー信号に対応する超音波画像を形成する画像形成部と、前記超音波画像において前記腫瘍を含む腫瘍領域に含まれる複数の画素の輝度値を水平方向及び垂直方向にそれぞれ投影し、投影された結果の下に凸の度合いに応じて、前記腫瘍領域の画像が、中央部の輝度値が当該中央部を囲む周辺部の輝度値より低いリング形状である度合いを示すリング度を算出する特徴量算出部と、前記リング度に基づいて、前記腫瘍の種別を判定する種別判定部とを備える。

40

【 0 0 4 6 】

これによれば、当該超音波診断装置は、腫瘍領域内の輝度値の水平方向及び垂直方向への投影結果を用いてリングパタンの度合いを算出する。これにより、当該超音波診断装置は、例えば、リングパタンの中心が腫瘍領域の中心にない場合でも、高い精度でリングパタンの度合いを判定できる。これにより、当該超音波診断装置は、高い精度で腫瘍の種別の判定を行うことができる。

【 0 0 4 7 】

50

また、本発明の一態様に係る超音波診断装置は、被検体内の腫瘍の種別を判定する超音波診断方法であって、造影剤投与後の前記被検体から受信されたエコー信号に対応する超音波画像を形成する画像形成ステップと、前記超音波画像において前記腫瘍を含む腫瘍領域に含まれる複数の画素の輝度値を水平方向及び垂直方向にそれぞれ投影し、投影された結果の下に凸の度合いに応じて、前記腫瘍領域の画像が、中央部の輝度値が当該中央部を囲む周辺部の輝度値より低いリング形状である度合いを示すリング度を算出する特徴量算出ステップと、前記リング度に基づいて、前記腫瘍の種別を判定する種別判定ステップとを含む。

【0048】

これによれば、当該超音波診断方法は、腫瘍領域内の輝度値の水平方向及び垂直方向への投影結果を用いてリングパタンの度合いを算出する。これにより、当該超音波診断方法は、例えば、リングパタンの中心が腫瘍領域の中心にない場合でも、高い精度でリングパタンの度合いを判定できる。これにより、当該超音波診断方法は、高い精度で腫瘍の種別の判定を行うことができる。

【0049】

なお、これらの全般的又は具体的な態様は、システム、方法、集積回路、コンピュータプログラム又はコンピュータ読み取り可能なCD-ROMなどの記録媒体記録媒体で実現されてもよく、システム、方法、集積回路、コンピュータプログラム又は記録媒体の任意な組み合わせで実現されてもよい。

【0050】

以下、本発明の一態様に係る超音波診断装置について、図面を参照して説明する。

【0051】

なお、以下で説明する実施の形態は、いずれも本発明の好ましい一具体例を示すものである。以下の実施の形態で示される数値、形状、材料、構成要素、構成要素の配置位置及び接続形態、ステップ、ステップの順序などは、一例であり、本発明を限定する主旨ではない。また、以下の実施の形態における構成要素のうち、本発明の最上位概念を示す独立請求項に記載されていない構成要素については、より好ましい形態を構成する任意の構成要素として説明される。

【0052】

以降、システムの構成と動作について説明する。

【0053】

(実施の形態1)

本実施の形態では、超音波画像における腫瘍領域(対象領域)と実質領域との輝度差、及び、腫瘍領域の染影パターン(リングパターン、中央パターン及び均一パターン等)を反映した特徴量を導入することにより、高い精度で肝腫瘍の種別を判定する例について説明する。なお、「腫瘍」とは、他の組織と比較して異なる性質を有する組織を意味し、良性及び悪性の両方を含む。

【0054】

図3は、本実施の形態に係る超音波診断装置100の構成を示すブロック図である。

【0055】

図3に示されるように、本実施の形態に係る超音波システムは、超音波診断装置100、超音波プローブ101、入力装置110及び表示装置111を含む。超音波診断装置100は、超音波送受信部102、画像形成部103、データ記憶部104、関心領域設定部105、特徴量算出部106、種別判定部107、表示画面作成部108、及び入力値取得部109を備える。

【0056】

(構成)

超音波プローブ101は、超音波送受信部102より出力された電気信号を超音波に変換し、その超音波を被検体に送信する。そして、超音波プローブ101は、超音波が被検体から反射して返ってきたエコー信号を電気信号に変換し、当該電気信号を超音波送受信

10

20

30

40

50

部 1 0 2 へ出力する。

【 0 0 5 7 】

超音波送受信部 1 0 2 は、超音波信号の元となる電気信号を生成し、当該電気信号を超音波プローブ 1 0 1 へ出力する。また、超音波プローブ 1 0 1 より出力された電気信号をデジタルのエコー信号に変換し、当該エコー信号を画像形成部 1 0 3 へ出力する。

【 0 0 5 8 】

画像形成部 1 0 3 は、超音波送受信部 1 0 2 より出力されたエコー信号を輝度値に変換することで超音波画像を形成する。そして、画像形成部 1 0 3 は、形成した超音波画像をデータ記憶部 1 0 4 へ保存する。

【 0 0 5 9 】

データ記憶部 1 0 4 は、入力画像（超音波画像）、腫瘍を含む関心断面の情報、種別判定に用いる関心領域の情報、種別判定に用いる学習データ、及び、種別判定に用いる入力データの特徴量などを保存する。

【 0 0 6 0 】

入力値取得部 1 0 9 は、入力装置 1 1 0 を介して操作者により指定された関心断面及び関心領域などの情報を取得し、データ記憶部 1 0 4 へ保存する。

【 0 0 6 1 】

関心領域設定部 1 0 5 は、データ記憶部 1 0 4 より関心断面の画像と入力画像とを読み出し、両者の位置ズレを算出する。その後、関心領域設定部 1 0 5 は、データ記憶部 1 0 4 より関心領域の情報を読み出し、算出した位置ズレ量に基づいて、入力画像における関心領域の位置を補正する。そして、補正後の関心領域の情報をデータ記憶部 1 0 4 へ保存する。

【 0 0 6 2 】

特徴量算出部 1 0 6 は、データ記憶部 1 0 4 より入力画像と補正後の関心領域の情報とを読み出し、入力画像中の関心領域から所定の特徴量を抽出する。そして、特徴量算出部 1 0 6 は、算出した特徴量を時系列に並べてデータ記憶部 1 0 4 へ保存する。

【 0 0 6 3 】

種別判定部 1 0 7 は、データ記憶部 1 0 4 より造影剤投与から後血管相までの特徴量と、種別毎の学習データとを読み出し、読み出した情報を用いて腫瘍種別を判定する。種別判定部 1 0 7 は、腫瘍種別を判定した後、種別判定結果をデータ記憶部 1 0 4 へ保存する。

【 0 0 6 4 】

表示画面作成部 1 0 8 は、データ記憶部 1 0 4 より入力画像、特徴量、及び種別判定結果等をそれぞれ読み出し、読み出した情報を用いて表示画面を作成する。作成された表示画面は表示装置 1 1 1 に表示される。

【 0 0 6 5 】

入力装置 1 1 0 は、操作者の入力を受け付ける。入力装置 1 1 0 は、トラックボール、ボタン、又はタッチパネルなどにより実現される。

【 0 0 6 6 】

表示装置 1 1 1 は、表示画面作成部 1 0 8 が作成した表示画面を表示する。表示装置 1 1 1 は、ディスプレイなどにより実現される。

【 0 0 6 7 】

以上が、本実施の形態に係る装置構成である。

【 0 0 6 8 】

（動作）

以下、本実施の形態の動作の流れを説明する。

【 0 0 6 9 】

まず、超音波診断装置 1 0 0 による造影剤投与前の動作を説明する。図 4 は、本実施の形態に係る造影剤投与前の動作のフローチャートである。

【 0 0 7 0 】

10

20

30

40

50

[ステップ S 1 0 1]

最初に、画像形成部 1 0 3 は、超音波送受信部 1 0 2 より出力されたエコー信号を輝度値に変換することで超音波画像を形成する。そして、画像形成部 1 0 3 は、形成した超音波画像を入力画像としてデータ記憶部 1 0 4 へ保存する。表示画面作成部 1 0 8 は、データ記憶部 1 0 4 より画像形成部 1 0 3 が保存した入力画像を読み出し、患者情報と設定情報等と入力画像とを統合した表示画面を作成し、作成した表示画面を表示装置 1 1 1 に表示する。このときの表示モードを通常モードと呼ぶ。これは、造影剤投与前の表示モードを意味する。

【 0 0 7 1 】

[ステップ S 1 0 2]

ステップ S 1 0 1 において、入力値取得部 1 0 9 は、操作者による再生停止の操作を受け付ける。操作者が入力装置 1 1 0 を介して再生を停止する操作を行った場合、ステップ S 1 0 3 が実行される。一方、操作者が再生を停止する操作を行わない場合はステップ S 1 0 1 へ戻る。

10

【 0 0 7 2 】

[ステップ S 1 0 3]

操作者が入力装置 1 1 0 を介して再生停止操作を行ったことが検出された場合、超音波送受信部 1 0 2 と画像形成部 1 0 3 とは、超音波送受信及び画像形成を停止する。そして、表示画面作成部 1 0 8 は、静止画を表示装置 1 1 1 に表示する。関心領域設定部 1 0 5 は、データ記憶部 1 0 4 に保存されている停止時の超音波画像に関心断面として登録する。

20

【 0 0 7 3 】

[ステップ S 1 0 4]

次に、操作者が入力装置 1 1 0 を介して種別判定操作を行った場合、関心領域設定部 1 0 5 は、関心断面から関心領域である腫瘍領域及び実質領域の候補を検出し、検出結果を関心領域の情報としてデータ記憶部 1 0 4 へ保存する。その後、表示画面作成部 1 0 8 は、データ記憶部 1 0 4 より関心領域設定部 1 0 5 が保存した関心断面及び関心領域の情報を読み出し、関心領域を示す情報を関心断面に重畳した表示画面を作成し、作成した表示画面を表示装置 1 1 1 に表示する。この表示画面において、例えば、関心領域の外縁は破線で表示される。または、関心領域全体が、関心断面の画像が透けて見えるような程度に色付けされて表示される。

30

【 0 0 7 4 】

図 5 は、通常モードにおける表示画面の一例である。図 5 において、表示画面（通常モード）G 1 0 に超音波画像 G 1 1 が表示されている。超音波画像 G 1 1 には、腫瘍領域 G 1 2 及び実質領域 G 1 3 が含まれている。ここで超音波画像 G 1 1 は、データ記憶部 1 0 4 より読み出された入力画像である。

【 0 0 7 5 】

関心領域設定部 1 0 5 は、腫瘍領域の候補を検出するために、二次元の微分フィルタを用いる。二次元の微分フィルタの係数は、輝度分布が中央において低く、周囲において高い領域、及び、輝度分布が中央において高く、周囲において低い領域で大きなフィルタ値となるように設定されている。関心領域設定部 1 0 5 は、二次元の微分フィルタを画面全体に渡って移動させ、各位置でフィルタ値を算出する。

40

【 0 0 7 6 】

また、フィルタ処理対象の入力画像の解像度を変更することで、サイズの異なる複数の腫瘍領域の候補を検出することができる。例えば、解像度を 1 / 2 に変換した入力画像を用いることで、同じサイズの微分フィルタを用いて上記で説明した場合のサイズの 2 倍サイズの腫瘍を検出することができる。このように数パタンの解像度の画像を用いて腫瘍領域の候補を検出することで、サイズの異なる複数の腫瘍領域の候補を検出することができる。

【 0 0 7 7 】

50

関心領域設定部 105 は、各位置のフィルタ値を算出後、算出された複数のフィルタ値のうち最大のフィルタ値を有する領域を腫瘍領域の候補に決定する。

【0078】

また、関心領域設定部 105 は、実質領域の候補を、検出された腫瘍領域と同じ深さの領域に決定する。ここで、実質領域とは腫瘍を含まない通常の領域である。また、実質領域として、腫瘍領域の近傍の領域が設定される。

【0079】

なお、上記では二次元の微分フィルタを用いて腫瘍領域の候補を検出する方法を示したが、その代わりに、操作者が超音波画像を閲覧し、腫瘍領域を設定するようにしてもよい。

10

【0080】

なお、腫瘍領域及び実質領域の形状は、例えば、円形状又は楕円形状であるが、これに限定されず、多角形状など任意の形状であってよい。

【0081】

[ステップ S105]

次に、表示画面作成部 108 は、関心領域の候補が妥当であるか否かの確認メッセージを表示装置 111 に表示する。

【0082】

[ステップ S106]

次に、入力値取得部 109 は、ステップ S105 の確認メッセージに対する操作者の入力を、入力装置 110 を介して受け付ける。確認メッセージに対する操作者の入力は、関心領域の設定完了、又は、実質領域或いは腫瘍領域の修正である。

20

【0083】

[ステップ S107]

操作者が、関心領域の設定完了を入力した場合、入力値取得部 109 は、データ記憶部 104 に保存されている関心領域の情報を確定させる。

【0084】

[ステップ S108]

ステップ S105 の確認メッセージに対して、操作者が入力装置 110 を介して腫瘍領域を修正した場合、関心領域設定部 105 は、腫瘍領域の修正に伴い実質領域を変更する。その後、ステップ S109 が実行される。

30

【0085】

[ステップ S109]

ステップ S105 の確認メッセージに対して、操作者が入力装置 110 を介して実質領域を修正した場合、及び、ステップ S108 において実質領域が変更された後、関心領域設定部 105 は、データ記憶部 104 に保存されている関心領域の情報を修正する。その後、ステップ S105 に戻り、表示画面作成部 108 は、確認メッセージを表示する。

【0086】

以上が、本実施の形態に係る関心断面、及び関心領域の設定に関するフローチャートである。

40

【0087】

次に、超音波診断装置 100 による造影剤投与後の動作を説明する。図 6 は、本実施の形態に係る造影剤投与後の動作のフローチャートである。

【0088】

[ステップ S201]

最初に、ステップ S107 にて、関心断面の関心領域が確定された後、超音波送受信部 102 及び画像形成部 103 は、造影超音波に対応した超音波の送受信、及び、画像形成を行う。具体的には、画像形成部 103 は、公知のパルスインバージョン法又は振幅変調法（特許文献 2、3 及び 4 を参照）などにより、造影剤からの反射エコーが支配的な造影画像 G21 と、組織からの反射エコーが支配的な組織画像 G22 とをそれぞれ形成する。

50

ここで、組織画像 G 2 2 は、受信された超音波の基本波成分に対応する画像である。その後、画像形成部 1 0 3 は、造影画像 G 2 1 と組織画像 G 2 2 とをデータ記憶部 1 0 4 へ保存する。表示画面作成部 1 0 8 は、データ記憶部 1 0 4 より画像形成部 1 0 3 が保存した造影画像 G 2 1 と組織画像 G 2 2 とを読み出し、それらを左右に並べた表示画面を作成する。

【 0 0 8 9 】

図 7 は、造影モードにおける表示画面の一例である。図 7 において、表示画面 G 2 0 (造影モード) には、超音波画像である造影画像 G 2 1 及び組織画像 G 2 2 と、特徴量の推移 G 2 5 とが表示されている。造影画像 G 2 1 には、腫瘍領域 G 2 3 A と実質領域 G 2 4 A とが含まれている。また、組織画像 G 2 2 には、腫瘍領域 G 2 3 B と実質領域 G 2 4 B とが含まれている。

10

【 0 0 9 0 】

造影画像 G 2 1 と組織画像 G 2 2 とは、データ記憶部 1 0 4 より読み出した造影画像 G 2 1 と組織画像 G 2 2 とを左右に並べたものである。腫瘍領域 G 2 3 A 及び G 2 3 B と実質領域 G 2 4 A 及び G 2 4 B とは、システム又は操作者により指定されたものである。特徴量の推移 G 2 5 は、種別判定に使用される特徴量を時系列に表示したものである。

【 0 0 9 1 】

表示画面作成部 1 0 8 は、作成した表示画像を表示装置 1 1 1 に表示する。

【 0 0 9 2 】

[ステップ S 2 0 2]

次に、関心領域設定部 1 0 5 は、データ記憶部 1 0 4 に保存されている関心断面と入力画像との位置ズレを算出する。この位置ズレは、操作者の手振れ、又は、心臓の動き及び呼吸に伴う生体の動きにより生じる。関心領域設定部 1 0 5 は、ズレ量を公知のパターンマッチングにより算出する。パターンマッチングには、ステップ S 2 0 1 において画像形成部 1 0 3 が形成した、造影剤からの反射エコーの影響が少ない組織画像 G 2 2 が用いられる。

20

【 0 0 9 3 】

[ステップ S 2 0 3]

次に、関心領域設定部 1 0 5 は、データ記憶部 1 0 4 に保存されている関心断面と位置補正後の入力画像とが同一断面であるかを判定する。例えば、関心領域設定部 1 0 5 は、両画像の誤差を算出し、誤差が閾値以下であれば、両画像が同一断面である判定する。両画像が同一断面である判定された場合、関心領域設定部 1 0 5 は、ステップ S 2 0 2 にて算出したズレ量を用いて、入力画像の関心領域の位置を補正する。また、両画像が異なる断面と判定された場合、特徴量の算出は行われない。

30

【 0 0 9 4 】

[ステップ S 2 0 4]

次に、特徴量算出部 1 0 6 は、データ記憶部 1 0 4 に保存されている入力画像の関心領域を用いて、種別の判別に用いられる特徴量 e と特徴量 r とを算出する。e 値と r 値の具体的な算出方法については、後述する。

【 0 0 9 5 】

図 8 は、肝腫瘍の典型例に対する特徴量 e 及び特徴量 r の値の例を示す図である。図 8 において、e 値が正の場合は周囲より腫瘍領域が高エコーであることを示し、負の場合は周囲より腫瘍領域が低エコーであることを示す。また、r 値が正の場合はリングパターンを示し、r 値が負の場合は中央パターンを示す。

40

【 0 0 9 6 】

図 8 の (a) に示されるように、肝細胞癌は、血管相で一様パターン (正確には、バスケットパターン) 、かつ後血管相で低エコーを呈する所見が特徴的であるため、血管相の r 値は 0 近傍であり、後血管相の e 値は負である。

【 0 0 9 7 】

図 8 の (b) に示されるように、転移性肝癌は、血管相でリングパターン、かつ後血管相

50

で低エコーを呈する所見が特徴的であるため、血管相の r 値は正であり、後血管相の e 値は負である。

【 0 0 9 8 】

図 8 の (c) に示されるように、肝血管腫は、血管相でリングパターンから一様パターンに変化し、かつ後血管相で低エコーを呈する所見が特徴的であるため、血管相の r 値は正から 0 へ変化し、後血管相の e 値は負である。

【 0 0 9 9 】

図 8 の (d) に示されるように、FNH (f o c a l n o d u l a r h y p e r p l a s i a) は、血管相での中心から外側に広がる車軸状パターン、かつ後血管相で等エコーの所見が特徴的である。そのため、血管相の r 値は負から 0 へ変化し、後血管相の e 値は 0 近傍である。

10

【 0 1 0 0 】

このように、 e 値と r 値とを用いることにより、肝腫瘍の特徴的な所見をフォローすることができる。

【 0 1 0 1 】

[ステップ S 2 0 5]

次に、入力値取得部 1 0 9 は、操作者による操作を受け付ける。操作者が操作を終了する旨を入力するとステップ S 2 0 6 が実行される。

【 0 1 0 2 】

[ステップ S 2 0 6]

次に、種別判定部 1 0 7 は、データ記憶部 1 0 4 に保存されている学習データと血管相から後血管相までの特徴量とに基づいて腫瘍種別判定を行う。

20

【 0 1 0 3 】

種別判定には、事前に決定された所定の関心区間の特徴量 6 1 が用いられる。

【 0 1 0 4 】

図 9 は、本実施の形態に係る特徴量に基づく腫瘍種別判定を説明するための図である。T 1 ~ T 3 は、種別判定に使用される関心区間 6 0 である。 $e_1 \sim e_3$ 値、及び $r_1 \sim r_3$ 値は、各関心区間 6 0 に属する e 値と r 値との平均値である。図 9 に示す例では、6 つの入力パラメータから腫瘍種別を判定する。ここでは、公知のサポートベクターマシン (線形) を用いて種別が判定される場合について説明する。種別 i の学習データを $w(i)$ 及び $b(i)$ とし、評価値を $m(i)$ とし、入力パラメータを x とすると、(式 1) の関係が成り立つ。

30

【 0 1 0 5 】

【 数 1 】

$$m(i) = \bar{w}(i) \cdot \bar{x} - \bar{b}(i) \quad (\text{式 1})$$

【 0 1 0 6 】

ここで、 $w(i)$ 及び $b(i)$ はサポートベクターマシンより算出された学習データであり、種別 i 毎に用意される。なお、学習方法の詳細については、省略する。入力データに対する腫瘍種別判定では、種別判定部 1 0 7 は、評価値 $m(i)$ を全種別について算出した後、評価値 m が最大値を取る種別を、入力データの種別と判定する。

40

【 0 1 0 7 】

表示画面作成部 1 0 8 は、判定した種別を表示してもよい。図 1 0 は、この判定結果の画面表示例を示す。このように、表示画面作成部 1 0 8 は、判定対象の複数の種別と、各種別の確率とを示す情報を表示してもよい。また、表示画面作成部 1 0 8 は、棒グラフ等を用いてこの情報をグラフィカルに表示してもよいし、最も確率の高い種別のみを表示してもよい。

【 0 1 0 8 】

次に、ステップ S 2 0 4 における特徴量の算出について、図 1 1 を用いて説明する。図

50

1 1 は、本実施の形態に係る特徴量の算出のフローチャートである。

【 0 1 0 9 】

[ステップ S 3 0 1]

最初に、関心領域設定部 1 0 5 は、図 1 2 A に示すように、腫瘍領域 7 0 のサイズ（縦幅 h、横幅 w）を計測する。

【 0 1 1 0 】

[ステップ S 3 0 2]

次に、関心領域設定部 1 0 5 は、計測した腫瘍サイズから微分フィルタ 7 2 のサイズを決定する。微分フィルタ 7 2 はリングパターンを検出するためのものである。図 1 2 B に示すように、微分フィルタ 7 2 の中央の係数 7 4 は負であり、辺縁の係数 7 3 は正である。前者の係数が負の領域が、腫瘍領域 7 0 のリングパターンの中央部である第 1 関心領域にかかり、後者の係数が正の領域が、腫瘍領域 7 0 のリングパターンの辺縁部である第 2 関心領域にかかる。

10

【 0 1 1 1 】

図 1 2 B の例では、微分フィルタ 7 2 のサイズは、腫瘍領域 7 0 の縦幅と横幅の内、小さい方の縦幅であり、微分フィルタ 7 2 の形は正方形である。また、負の領域のサイズは、微分フィルタ 7 2 の縦横 1 / 2 のサイズであるが、このサイズに限定されない。望ましくは、負の領域のサイズは、微分フィルタ 7 2 の縦横 1 / 2 から縦横 3 / 4 程度であることが好ましい。

20

【 0 1 1 2 】

[ステップ S 3 0 3]

次に、特徴量算出部 1 0 6 は、図 1 3 A に示すように、微分フィルタ 7 2 を腫瘍領域 7 0 内で移動させ、各位置にて、微分フィルタ 7 2 と画像との積和演算を行うことで微分値を取得する。すなわち、画素値を p、微分フィルタ 7 2 の係数値を f、微分フィルタ 7 2 のサイズ（範囲）を R とすると、画像中の位置（x, y）における微分値 d は、（式 2）のように表される。

【 0 1 1 3 】

【 数 2 】

$$d(x, y) = \sum_{i, j \in R} p(x + i, y + j) \cdot f(i, j) \quad (\text{式 2})$$

30

【 0 1 1 4 】

そして、特徴量算出部 1 0 6 は、算出した複数の微分値 d うち最大の微分値 d を画像特徴量である r 値（特徴量 r）に設定する。すなわち、腫瘍領域 7 0 内のスキャン範囲を S とすると、r 値は（式 3）のように表される。

【 0 1 1 5 】

【 数 3 】

$$r = \text{MAX}_{x, y \in S} [d(x, y)] \quad (\text{式 3})$$

40

【 0 1 1 6 】

これにより、特徴量算出部 1 0 6 は、腫瘍領域 7 0 内で最もリングパターンが表れている位置の特徴量を抽出できる。

【 0 1 1 7 】

[ステップ S 3 0 4]

最後に、特徴量算出部 1 0 6 は、腫瘍領域 7 0 と実質領域との平均輝度値をそれぞれ計算し、その差分を画像特徴量である e 値（特徴量 e）に設定する。このとき、特徴量算出部 1 0 6 は、腫瘍領域 7 0 の平均輝度値として、最大の微分値 d が算出された画像領域（

50

微分フィルタ 7 2 のサイズ R と同サイズ) の平均輝度値を計算してもよいし、ステップ S 1 0 4 で検出又は設定された腫瘍領域全体の平均輝度値を計算してもよい。

【 0 1 1 8 】

腫瘍領域 7 0 の平均輝度を x 、実質領域の平均輝度を y とすると、 e 値は (式 4) で表される。

【 0 1 1 9 】

【 数 4 】

$$e = x - y \quad (\text{式 4})$$

10

【 0 1 2 0 】

なお、特徴量算出部 1 0 6 は、図 1 3 B に示すように、微分フィルタ 7 2 のサイズを、腫瘍領域 7 0 の縦幅及び横幅の狭いほうより更に小さく設定し、腫瘍領域 7 0 内を細かくスキャンしてもよい。また、図 1 3 C に示すように、微分フィルタ 7 2 の形状は、円形又は略円形でもよい。

【 0 1 2 1 】

また、特徴量算出部 1 0 6 は、腫瘍領域 7 0 の輝度が所定の閾値以上になった場合に、微分フィルタ 7 2 をスキャンしてもよい。これにより、染まる前にスキャンが行われることで検出結果が不安定になることを防ぐことができる。

【 0 1 2 2 】

また、特徴量算出部 1 0 6 は、このスキャンを、例えば、所定の時相 (例えば動脈相) に対してのみ行い、以降の時相では、上記所定の時相で決定された微分フィルタ 7 2 の位置を使用してもよい。これにより、一度決定された微分フィルタ 7 2 の位置がその後の時相で変動してしまうのを防ぐことができる。

【 0 1 2 3 】

また、 r 値は、微分フィルタ 7 2 の正の係数が積算される辺縁部の輝度値と、負の係数が積算される中心部の輝度値との差であるとしたが、 r 値は、この中心部の輝度値と、腫瘍領域 7 0 に含まれる中心部以外の領域との輝度差であってもよい。

【 0 1 2 4 】

表示画面作成部 1 0 8 は微分値 d が最大である位置を表示してもよい。例えば、表示画面作成部 1 0 8 は、微分フィルタ 7 2 の負の領域が積算される中心部と正の領域が積算される辺縁部との境界である中心部の外縁を略円形状に描画する。さらに、表示画面作成部 1 0 8 は、辺縁部の外縁も略円形状に描画してもよい。これにより、操作者は、腫瘍領域内のどの位置がリングパタンの中心部として抽出されたかを把握することができる。また、表示画面作成部 1 0 8 は、この中心部と辺縁部を、 r 値が所定の閾値より大きい場合のみ、表示してもよい。これにより、操作者は、リングパターンらしさの判定状況を把握することができる。

【 0 1 2 5 】

また、表示画面作成部 1 0 8 は、ステップ S 3 0 3 においてスキャン中の微分フィルタ 7 2 の位置を表示してもよい。さらに、再生或いは一時停止などのボタン、又はバーなどが設けられてもよい。また、中心部又は辺縁部の外縁をマウスでドラッグしたりすることで、操作者が微分フィルタ 7 2 の位置を移動又は固定したり、微分フィルタ 7 2 を変形したりできるようにしてもよい。特に、オフラインで超音波診断装置 1 0 0 を動作させる場合には、微分フィルタ 7 2 の位置を修正できるようにすることで、操作者の観測及び経験に基づき、より腫瘍領域 7 0 の特徴を正確に捉えることができる。これにより、種別の判定結果の精度を向上させることができる。

【 0 1 2 6 】

以上が、本実施の形態に係る造影剤投与後の動作のフローチャートである。

【 0 1 2 7 】

なお、以上の説明において、実質領域の候補を、腫瘍領域と同じ深さで、かつ腫瘍領域

50

に近接する領域としたが、実質領域の候補はこれに限定されるものではない。例えば、腫瘍領域と同じ深さで、かつ腫瘍領域に近接する領域に、横隔膜のような高エコー領域が存在する場合には、実質領域として腫瘍領域と深さの異なる領域が選択されてもよい。

【0128】

また、特徴量算出部106は、腫瘍領域と実質領域との輝度差を算出する際に、腫瘍領域の輝度値を、腫瘍領域全体の輝度値から算出せず、例えば、リングパタンの特徴量算出で用いる低エコー領域71の輝度値を用いて算出してもよい。

【0129】

なお、上記説明では、特徴量算出部106は、特徴量の算出において、各領域の平均輝度を用いたが、その他の輝度に関する情報を用いてもよい。その他の輝度に関する情報とは、例えば、当該領域内の所定の位置の点の輝度、当該領域の輝度の中央値、又は、当該領域の輝度の最頻値などであってもよい。

【0130】

また、種別判定部107は、特徴量と腫瘍種別との関連付けにおいて、腫瘍の種別に応じて関心区間60を変更してもよい。

【0131】

また、種別判定部107は、特徴量と腫瘍種別との関連付けにおいて、サポートベクターマシンを用いたが、これに限定されるものではなく、その他の機械学習を用いてもよい。

【0132】

<効果>

以上のように、本発明の一態様に係る超音波診断装置は、超音波画像における対象領域（腫瘍領域）に含まれ、腫瘍の種別に応じて顕著な特徴が表れる2つの関心領域の輝度差に基づいて当該腫瘍の種別を判別することができる。具体的には、当該超音波診断装置は、2つの関心領域の輝度差に基づいてリングパタンを判別するので、リングパタンの強さを評価できる。そのため、当該超音波診断装置は、より適切に腫瘍の種別を特定することができる。このように、当該超音波診断装置は、読影者に依存せず高い精度で肝腫瘍の種別の判定を行うことができる。

【0133】

さらに、当該超音波診断装置は、腫瘍領域内でリングパタンの度合いが最も高い領域を探索する。これにより、当該超音波診断装置は、リングパタンが腫瘍領域の中心に無い場合であっても、リングパタンの度合いを適切に算出できる。

【0134】

また、当該超音波診断装置は、腫瘍領域の輝度に加え、超音波画像における腫瘍領域と実質領域との輝度差に基づいて当該腫瘍の種別を判別する。これにより、当該超音波診断装置は、高い精度で肝腫瘍の種別の判定を行うことができる。

【0135】

また、当該超音波診断装置は、超音波画像における腫瘍領域を円形状と捉え、当該円形状の中心部と周辺部とのそれぞれに関心領域を設定し、これらの関心領域の輝度差を算出し、当該輝度差を用いて腫瘍の種別を特定する。これにより、当該超音波診断装置は、より高い精度で肝腫瘍の種別の判定を行うことができる。

【0136】

なお、リングパタンの探索を動脈相に限定してもよい。具体的には、関心領域設定部105は、動脈相の超音波画像において第1関心領域を設定する。特徴量算出部106は、設定された第1関心領域を用いて、複数の時相における複数のリング度（特徴量 r ）を算出する。ここで、リング度は、リングパタンの度合いを示す。種別判定部107は、算出された複数のリング度に基づいて、腫瘍の種別を判定する。これにより、当該超音波診断装置は、リングパタンの評価位置が各時相でずれることを抑制できるので、高い精度で種別判定を行うことができる。

【0137】

10

20

30

40

50

また、当該超音波診断装置は、リングパタンの特徴量 r の算出に用いた微分フィルタ 72 がかかる、画像における関心領域の位置を表示する。これにより、操作者は、種別判定の妥当性を把握できる。

【0138】

(実施の形態 2)

上記実施の形態 1 では、特徴量算出部 106 は、微分値が最大となる領域を探索したが、本実施の形態では、特徴量算出部 106 は、輝度値が最小の領域を探索する。

【0139】

図 14 は、本実施の形態に係る特徴量算出処理のフローチャートである。

【0140】

10

図 14 に示すように、特徴量算出部 106 は、腫瘍領域内で輝度値が最小の領域を探索する (S311)。具体的には、図 15 に示すように、特徴量算出部 106 は、腫瘍領域 70 に対して探索領域 75 をスキャンし、輝度値が最小の領域を探索する。ここで、輝度値とは、例えば、探索領域 75 内の輝度値の平均値である。なお、この輝度値とは、探索領域 75 の輝度値の中央値又は最頻値などであってもよい。また、探索領域 75 は、例えば、微分フィルタ 72 の中央の係数 74 の領域と同程度のサイズである。

【0141】

次に、特徴量算出部 106 は、輝度値が最小の領域の輝度値と、腫瘍領域 70 に含まれる、輝度値が最小である領域以外の領域の輝度値との輝度差を、特徴量 r に設定する (S312)。

20

【0142】

以上により、本実施の形態に係る超音波診断装置は、腫瘍領域内で輝度値が最小の領域を探索するので、リングパタンが腫瘍領域の中心に無い場合であっても、リングパタンの度合いを適切に算出できる。

【0143】

(実施の形態 3)

本実施の形態では、特徴量 r の算出方法の変形例を説明する。

【0144】

図 16 は、本実施の形態に係る特徴量算出処理のフローチャートである。

【0145】

30

まず、特徴量算出部 106 は、図 17 に示すように、腫瘍領域 70 の輝度値を垂直方向及び水平方向にそれぞれ投影する (S321)。ここで垂直方向に投影するとは、腫瘍領域 70 の各画素列に対して、当該画素列に含まれる複数の画素の輝度値の平均値を算出する処理である。同様に、水平方向に投影するとは、腫瘍領域 70 の各画素行に対して、当該画素行に含まれる複数の画素の輝度値の平均値を算出する処理である。なお、この処理は 1 画素単位で行われてもよいし、複数の画素を含む領域単位で行われてもよい。また、平均値の代わりに、中央値又は最頻値が用いられてもよい。

【0146】

次に、特徴量算出部 106 は、垂直方向の投影値及び水平方向の投影値を用いて特徴量 r を算出する (S322)。具体的には、特徴量算出部 106 は、垂直方向の投影値及び水平方向の投影値の各々の下に凸の度合いを特徴量として設定する。例えば、特徴量算出部 106 は、投影値と、下に凸な関数 (例えば二次関数) とフィッティングする。具体的には、特徴量算出部 106 は、二次関数の係数値を変更しつつ、最も投影値にフィットする二次関数を決定する。そして、特徴量算出部 106 は、決定された二次関数の x 二乗の項の係数値を、特徴量 r に設定する。つまり、各投影値の下に凸の度合いが高いほど、特徴量 r は大きくなる (リング形状の度合いが高くなる)。

40

【0147】

以上により、本実施の形態に係る超音波診断装置は、腫瘍領域の輝度値の投影値を用いてリングパタンの度合いを判定するので、リングパタンが腫瘍領域の中心に無い場合であっても、リングパタンの度合いを適切に算出できる。

50

【 0 1 4 8 】

(実施の形態 4)

本実施の形態では、特徴量 r の算出方法の変形例を説明する。

【 0 1 4 9 】

図 1 8 は、本実施の形態に係る特徴量算出処理のフローチャートである。

【 0 1 5 0 】

まず、特徴量算出部 1 0 6 は、図 1 9 に示すように、腫瘍領域 7 0 を複数の小領域 9 1 に分割する (S 3 3 1)。ここで、各小領域 9 1 は、複数の画素を含む領域である。なお、各小領域 9 1 は、一つの画素のみを含んでもよい。言い換えると、この領域分割処理を行わずに 1 画素単位で以下の処理が行われてもよい。

10

【 0 1 5 1 】

次に、特徴量算出部 1 0 6 は、各小領域を高輝度領域 9 2 と低輝度領域 9 3 とに分類する (S 3 3 2)。ここで、高輝度領域 9 2 とは、低輝度領域 9 3 より輝度値 (平均値、中央値又は最頻値等) が低い領域である。例えば、この分類には大津の二値化法又は $K - m e a n s$ (K 平均法) を用いることができる。

【 0 1 5 2 】

次に、特徴量算出部 1 0 6 は、高輝度領域 9 2 の位置の分散 V_h 、及び低輝度領域 9 3 の位置の分散 V_l を算出する (S 3 3 3)。具体的には、分散 V_h は、複数の高輝度領域 9 2 の位置の平均座標 (中心座標) と、各高輝度領域 9 2 との差分の二乗和を、高輝度領域 9 2 の総数で割った値である。同様に、分散 V_l は、複数の低輝度領域 9 3 の位置の平均座標 (中心座標) と、各低輝度領域 9 3 との差分の二乗和を、低輝度領域 9 3 の総数で割った値である。

20

【 0 1 5 3 】

次に、特徴量算出部 1 0 6 は、分散 V_h と分散 V_l との差分をリング度 (特徴量 r) に設定する (S 3 3 4)。具体的には、特徴量 r は、 $V_h - V_l$ で表される。つまり、低輝度領域の分散 V_l が小さく、高輝度領域 9 2 の分散 V_h が大きい場合に、特徴量 r (リング度) は大きくなる。

【 0 1 5 4 】

以上により、本実施の形態に係る超音波診断装置は、高輝度領域及び低輝度領域の分散を用いてリングパタンの度合いを判定するので、リングパターンが腫瘍領域の中心に無い場合であっても、リングパタンの度合いを適切に算出できる。

30

【 0 1 5 5 】

(実施の形態 5)

本実施の形態では、特徴量 r の算出方法の変形例を説明する。

【 0 1 5 6 】

図 2 0 は、本実施の形態に係る特徴量算出処理のフローチャートである。

【 0 1 5 7 】

まず、特徴量算出部 1 0 6 は、図 2 1 に示すように、腫瘍領域 7 0 を複数の小領域 9 1 に分割する (S 3 4 1)。なお、この処理は、図 1 8 に示す S 3 3 1 と同様である。

【 0 1 5 8 】

次に、特徴量算出部 1 0 6 は、各小領域 9 1 の $T I C$ ($T i m e \quad I n t e n s i t y \quad C u r v e$) を生成する (S 3 4 2)。ここで $T I C$ は、図 2 2 A 及び図 2 2 B に示すように、輝度値の時間変化を示す。

40

【 0 1 5 9 】

次に、特徴量算出部 1 0 6 は、 $T I C$ の変化量に基づいて各小領域 9 1 を高輝度領域 9 4 と低輝度領域 9 5 とに分類する (S 3 4 3)。ここで変化量とは、例えば、 $T I C$ における輝度値の最大値と最小値との差分である。また、特徴量算出部 1 0 6 は、この変化量が予め定められた閾値より大きい場合に、対象の小領域 9 1 を高輝度領域 9 4 に分類し、この変化量が上記閾値より小さい場合に、対象の小領域 9 1 を低輝度領域 9 5 に分類する。

50

【 0 1 6 0 】

次に、特徴量算出部 1 0 6 は、高輝度領域 9 4 の位置の分散 V_h 、及び低輝度領域 9 5 の位置の分散 V_l を算出する (S 3 4 4)。

【 0 1 6 1 】

次に、特徴量算出部 1 0 6 は、分散 V_h と分散 V_l との差分をリング度 (特徴量 r) に設定する (S 3 4 5)。具体的には、特徴量 r は、 $V_h - V_l$ で表される。つまり、低輝度領域の分散 V_l が小さく、高輝度領域の分散 V_h が大きい場合に、特徴量 r (リング度) は大きくなる。

【 0 1 6 2 】

以上により、本実施の形態に係る超音波診断装置は、高輝度領域及び低輝度領域の分散を用いてリングパタンの度合いを判定するので、リングパターンが腫瘍領域の中心に無い場合であっても、リングパタンの度合いを適切に算出できる。

10

【 0 1 6 3 】

(まとめ)

以上、実施の形態 1 及び実施の形態 2 で説明したように、本発明の一態様に係る超音波診断装置は、図 2 3 に示す処理を行う。まず、画像形成部 1 0 3 は、造影剤投与後の被検体から受信されたエコー信号に対応する超音波画像を形成する (S 4 0 1)。

【 0 1 6 4 】

次に、関心領域設定部 1 0 5 は、超音波画像において腫瘍を含む腫瘍領域内から、中央部の輝度値が、当該中央部を囲む周辺部の輝度値より低いリング形状における当該中央部に対応する第 1 関心領域を探索する (S 4 0 2)。

20

【 0 1 6 5 】

具体的には、実施の形態 1 で説明したように、関心領域設定部 1 0 5 は、輝度差が最大である第 1 領域と第 2 領域とを探索する。つまり、関心領域設定部 1 0 5 は、腫瘍領域に含まれる、互いに位置の異なる、予め定められた大きさの複数の探索領域のうち、第 1 領域と第 2 領域との輝度差が最大である探索領域を探索し、輝度差が最大である探索領域に含まれる第 1 領域を第 1 関心領域に設定する。ここで、第 1 領域は、探索領域 (微分フィルタ 7 2) において予め定められた範囲であり、微分フィルタ 7 2 の中央の係数 7 4 に対応する領域である。また、第 2 領域は、探索領域において、第 1 領域を囲む予め定められた範囲であり、微分フィルタ 7 2 の辺縁の係数 7 3 に対応する領域である。

30

【 0 1 6 6 】

なお、第 1 領域は、略円形状であり、第 2 領域は、第 1 領域の中心を中心とする略円形状の領域うち第 1 領域を除く領域であってもよい。

【 0 1 6 7 】

また、実施の形態 2 で説明したように、関心領域設定部 1 0 5 は、輝度が最小の領域を探索してもよい。つまり、関心領域設定部 1 0 5 は、腫瘍領域に含まれる、互いに位置の異なる、予め定められた大きさの複数の探索領域のうち、輝度が最小である探索領域を探索し、輝度が最小である探索領域を第 1 関心領域に設定する。

【 0 1 6 8 】

次に、特徴量算出部 1 0 6 は、第 1 関心領域の輝度と、周辺部に対応する第 2 関心領域の輝度との差を腫瘍領域の画像がリング形状である度合いを示すリング度 (特徴量 r) として算出する (S 4 0 3)。ここで、第 2 関心領域は、例えば、腫瘍領域のうち第 1 関心領域を除く領域である。なお、実施の形態 1 で説明したように、第 1 領域と第 2 領域との輝度差を探索に用いる場合には、第 2 関心領域は、第 2 領域であってもよい。

40

【 0 1 6 9 】

次に、種別判定部 1 0 7 は、リング度に基づいて、腫瘍の種別を判定する (S 4 0 4)。

【 0 1 7 0 】

なお、上記探索処理 (S 4 0 2) は、複数の超音波画像の各々に対して行われてもよいし、一部の超音波画像に対してのみ行われてもよい。一部の超音波画像に対してのみ探索

50

処理が行われる場合には、当該探索処理で探索された第 1 関心領域が、他の超音波画像に対しても用いられる。例えば、画像形成部 103 は、動脈相を含む複数の時相における超音波画像を形成する。関心領域設定部 105 は、動脈相の超音波画像において第 1 関心領域を設定する。特徴量算出部 106 は、設定された上記第 1 関心領域を用いて、複数の時相における複数のリング度を算出する。また、種別判定部 107 は、算出された複数のリング度に基づいて、腫瘍の種別を判定する。

【0171】

また、実施の形態 3 で説明したように、本発明の一態様に係る超音波診断装置は、図 24 に示す処理を行う。まず、画像形成部 103 は、造影剤投与後の被検体から受信されたエコー信号に対応する超音波画像を形成する (S411)。

10

【0172】

次に、特徴量算出部 106 は、超音波画像において腫瘍を含む腫瘍領域に含まれる複数の画素の輝度値を水平方向及び垂直方向にそれぞれ投影する (S412)。次に、特徴量算出部 106 は、投影された結果の下に凸の度合いに応じて、腫瘍領域の画像が、中央部の輝度値が当該中央部を囲む周辺部の輝度値より低いリング形状である度合いを示すリング度 (特徴量 r) を算出する (S413)。

【0173】

次に、種別判定部 107 は、リング度に基づいて、腫瘍の種別を判定する (S414)

【0174】

20

また、実施の形態 4 及び 5 で説明したように、本発明の一態様に係る超音波診断装置は、図 25 に示す処理を行う。まず、画像形成部 103 は、造影剤投与後の被検体から受信されたエコー信号に対応する超音波画像を形成する (S421)。

【0175】

次に、特徴量算出部 106 は、超音波画像において腫瘍を含む腫瘍領域に含まれる複数の画素領域の各々を、低輝度領域と、低輝度領域より輝度が高い高輝度領域とに分類する (S422)。

【0176】

具体的には、実施の形態 4 で説明したように、特徴量算出部 106 は、腫瘍領域に含まれる複数の領域の各々に対して、当該領域の輝度値 (例えば平均値) が予め定められた閾値より小さい場合、当該領域を低輝度領域に分類し、当該領域の輝度値が閾値より大きい場合、当該領域を高輝度領域に分類する。

30

【0177】

または、実施の形態 5 で説明したように、特徴量算出部 106 は、腫瘍領域に含まれる複数の領域の各々に対して、当該領域の輝度値の時系列変化を示す数値列 (TIC) を算出し、数値列における輝度値の最大値と最小値との差が予め定められた閾値より小さい場合、当該領域を低輝度領域に分類し、最大値と最小値との差が閾値より大きい場合、当該画素を高輝度領域に分類する。

【0178】

なお、ここで領域とは 1 以上の画素を含めばよい。

40

【0179】

次に、特徴量算出部 106 は、低輝度領域の位置の分散 (低輝度領域に分類された 1 以上の領域の位置の分散) と、高輝度領域の位置の分散 (高輝度領域に分類された 1 以上の領域の位置の分散) との差に基づき、腫瘍領域の画像が、中央部の輝度値が当該中央部を囲む周辺部の輝度値より低いリング形状である度合いを示すリング度 (特徴量 r) を算出する (S423)。具体的には、特徴量算出部 106 は、高輝度領域の位置の分散から低輝度領域の位置の分散を減算することにより得られた差分値が第 1 の値の場合、リング度を第 2 の値に設定し、差分値が、第 1 の値より大きい第 3 の値の場合、リング度を第 2 の値より大きい第 4 の値に設定する。つまり、特徴量算出部 106 は、上記差分値が大きい場合には、リング度を大きく設定する。

50

【 0 1 8 0 】

次に、種別判定部 1 0 7 は、リング度に基づいて、腫瘍の種別を判定する (S 4 2 4)

。

【 0 1 8 1 】

なお、特徴量算出部 1 0 6 は、さらに、超音波画像に含まれる、腫瘍を含まない実質領域の輝度と、腫瘍領域の輝度との差 (特徴量 e) を算出し、種別判定部 1 0 7 は、実質領域の輝度と腫瘍領域の輝度との差と、リング度とに基づいて腫瘍の種別を判定してもよい

。

【 0 1 8 2 】

(その他の変形例)

なお、本発明を上記実施の形態に基づいて説明してきたが、本発明は、上記の実施の形態に限定されないのはもちろんである。以下のような場合も本発明に含まれる。

【 0 1 8 3 】

(1) 上記の各装置は、具体的には、マイクロプロセッサ、ROM、RAM、ハードディスクユニット、ディスプレイユニット、キーボード、マウスなどから構成されるコンピュータシステムである。前記 RAM 又はハードディスクユニットには、コンピュータプログラムが記憶されている。前記マイクロプロセッサが、前記コンピュータプログラムにしたがって動作することにより、各装置は、その機能を達成する。ここでコンピュータプログラムは、所定の機能を達成するために、コンピュータに対する指令を示す命令コードが複数個組み合わせられて構成されたものである。

【 0 1 8 4 】

(2) 上記の各装置を構成する構成要素の一部又は全部は、1 個のシステム L S I (Large Scale Integration : 大規模集積回路) から構成されているとしてもよい。システム L S I は、複数の構成部を 1 個のチップ上に集積して製造された超多機能 L S I であり、具体的には、マイクロプロセッサ、ROM、RAM などを含んで構成されるコンピュータシステムである。前記 RAM には、コンピュータプログラムが記憶されている。前記マイクロプロセッサが、前記コンピュータプログラムにしたがって動作することにより、システム L S I は、その機能を達成する。

【 0 1 8 5 】

(3) 上記の各装置を構成する構成要素の一部又は全部は、各装置に脱着可能な IC カード又は単体のモジュールから構成されているとしてもよい。前記 IC カード又は前記モジュールは、マイクロプロセッサ、ROM、RAM などから構成されるコンピュータシステムである。前記 IC カード又は前記モジュールは、上記の超多機能 L S I を含むとしてもよい。マイクロプロセッサが、コンピュータプログラムにしたがって動作することにより、前記 IC カード又は前記モジュールは、その機能を達成する。この IC カード又はこのモジュールは、耐タンパ性を有するとしてもよい。

【 0 1 8 6 】

(4) 本発明は、上記に示す方法であるとしてもよい。また、これらの方法をコンピュータにより実現するコンピュータプログラムであるとしてもよいし、前記コンピュータプログラムからなるデジタル信号であるとしてもよい。

【 0 1 8 7 】

また、本発明は、前記コンピュータプログラム又は前記デジタル信号をコンピュータ読み取り可能な記録媒体、例えば、フレキシブルディスク、ハードディスク、CD-ROM、MO、DVD、DVD-ROM、DVD-RAM、BD (Blu-ray (登録商標) Disc)、半導体メモリなどに記録したものとしてもよい。また、これらの記録媒体に記録されている前記デジタル信号であるとしてもよい。

【 0 1 8 8 】

また、本発明は、前記コンピュータプログラム又は前記デジタル信号を、電気通信回線、無線又は有線通信回線、インターネットを代表とするネットワーク、データ放送等を経由して伝送するものとしてもよい。

10

20

30

40

50

【 0 1 8 9 】

また、本発明は、マイクロプロセッサとメモリを備えたコンピュータシステムであって、前記メモリは、上記コンピュータプログラムを記憶しており、前記マイクロプロセッサは、前記コンピュータプログラムにしたがって動作するとしてもよい。

【 0 1 9 0 】

また、前記プログラム又は前記デジタル信号を前記記録媒体に記録して移送することにより、又は前記プログラム又は前記デジタル信号を前記ネットワーク等を経由して移送することにより、独立した他のコンピュータシステムにより実施するとしてもよい。

【 0 1 9 1 】

(5) 上記実施の形態及び上記変形例をそれぞれ組み合わせるとしてもよい。

10

【 0 1 9 2 】

なお、上記各実施の形態において、各構成要素は、専用のハードウェアで構成されるか、各構成要素に適したソフトウェアプログラムを実行することによって実現されてもよい。各構成要素は、CPU又はプロセッサなどのプログラム実行部が、ハードディスク又は半導体メモリなどの記録媒体に記録されたソフトウェアプログラムを読み出して実行することによって実現されてもよい。ここで、上記各実施の形態の超音波診断装置などを実現するソフトウェアは、次のようなプログラムである。

【 0 1 9 3 】

すなわち、このプログラムは、コンピュータに、被検体内の腫瘍の種別を判定する超音波診断方法であって、造影剤投与後の前記被検体から受信されたエコー信号に対応する超音波画像を形成する画像形成ステップと、前記超音波画像において前記腫瘍を含む腫瘍領域に含まれる複数の画素領域の各々を、低輝度領域と、前記低輝度領域より輝度が高い高輝度領域とに分類し、前記低輝度領域の位置の分散と、前記高輝度領域の位置の分散との差に基づき、前記腫瘍領域の画像が、中央部の輝度値が当該中央部を囲む周辺部の輝度値より低いリング形状である度合いを示すリング度を算出する特徴量算出ステップと、前記リング度に基づいて、前記腫瘍の種別を判定する種別判定ステップとを含む超音波診断方法を実行させる。

20

【 0 1 9 4 】

また、本発明の一態様に係るプログラムは、コンピュータに、被検体内の腫瘍の種別を判定する超音波診断方法であって、造影剤投与後の前記被検体から受信されたエコー信号に対応する超音波画像を形成する画像形成ステップと、前記超音波画像において前記腫瘍を含む腫瘍領域内から、中央部の輝度値が、当該中央部を囲む周辺部の輝度値より低いリング形状における当該中央部に対応する第1関心領域を探索する関心領域設定ステップと、前記第1関心領域の輝度と、前記周辺部に対応する第2関心領域の輝度との差を前記腫瘍領域の画像が前記リング形状である度合いを示すリング度として算出する特徴量算出ステップと、前記リング度に基づいて、前記腫瘍の種別を判定する種別判定ステップとを含む超音波診断方法を実行させる。

30

【 0 1 9 5 】

また、本発明の一態様に係るプログラムは、コンピュータに、被検体内の腫瘍の種別を判定する超音波診断方法であって、造影剤投与後の前記被検体から受信されたエコー信号に対応する超音波画像を形成する画像形成ステップと、前記超音波画像において前記腫瘍を含む腫瘍領域に含まれる複数の画素の輝度値を水平方向及び垂直方向にそれぞれ投影し、投影された結果と、予め定められたパタンとの一致度に応じて、前記腫瘍領域の画像が、中央部の輝度値が当該中央部を囲む周辺部の輝度値より低いリング形状である度合いを示すリング度を算出する特徴量算出ステップと、前記リング度に基づいて、前記腫瘍の種別を判定する種別判定ステップとを含む超音波診断方法を実行させる。

40

【 0 1 9 6 】

また、上記で用いた数字は、全て本発明を具体的に説明するために例示するものであり、本発明は例示された数字に制限されない。

【 0 1 9 7 】

50

また、ブロック図における機能ブロックの分割は一例であり、複数の機能ブロックを一つの機能ブロックとして実現したり、一つの機能ブロックを複数に分割したり、一部の機能を他の機能ブロックに移してもよい。また、類似する機能を有する複数の機能ブロックの機能を単一のハードウェア又はソフトウェアが並列又は時分割に処理してもよい。

【 0 1 9 8 】

また、上記超音波診断装置による超音波診断方法に含まれる複数のステップが実行される順序は、本発明を具体的に説明するために例示するためのものであり、上記以外の順序であってもよい。また、上記ステップの一部が、他のステップと同時（並列）に実行されてもよい。

【 0 1 9 9 】

以上、本発明の一つ又は複数の態様に係る超音波診断装置について、実施の形態に基づいて説明したが、本発明は、この実施の形態に限定されるものではない。本発明の趣旨を逸脱しない限り、当業者が思いつく各種変形を本実施の形態に施したものや、異なる実施の形態における構成要素を組み合わせて構築される形態も、本発明の一つ又は複数の態様の範囲内に含まれてもよい。

【 産業上の利用可能性 】

【 0 2 0 0 】

本発明は、超音波診断装置に利用できる。また、本発明は、腫瘍種別判定法及び腫瘍種別判定法に利用できる。

【 符号の説明 】

【 0 2 0 1 】

- 6 0 関心区間
- 6 1 特徴量
- 7 0 腫瘍領域
- 7 1 低エコー領域
- 7 2 微分フィルタ
- 7 3 辺縁の係数
- 7 4 中央の係数
- 7 5 探索領域
- 8 0 所定パターン
- 8 1 入力パターン
- 9 1 小領域
- 9 2、9 4 高輝度領域
- 9 3、9 5 低輝度領域
- 1 0 0 超音波診断装置
- 1 0 1 超音波プローブ
- 1 0 2 超音波送受信部
- 1 0 3 画像形成部
- 1 0 4 データ記憶部
- 1 0 5 関心領域設定部
- 1 0 6 特徴量算出部
- 1 0 7 種別判定部
- 1 0 8 表示画面作成部
- 1 0 9 入力値取得部
- 1 1 0 入力装置
- 1 1 1 表示装置
- G 1 0、G 2 0 表示画面
- G 1 1 超音波画像
- G 1 2、G 2 3 A、G 2 3 B 腫瘍領域
- G 1 3、G 2 4 A、G 2 4 B 実質領域

10

20

30

40

50

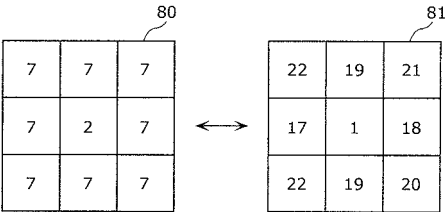
- G 2 1 造影画像
- G 2 2 組織画像
- G 2 5 特徴量の推移

【 図 1 】

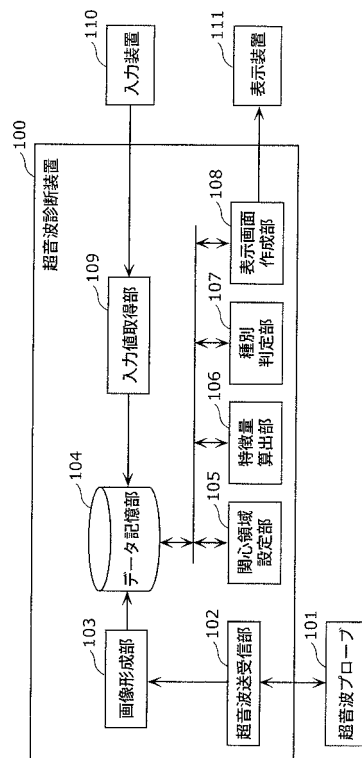
		血管相		後血管相
		動脈相	門脈相	
悪性	肝細胞癌	hyper 	hypo 	hypo 
	转移性肝癌	hyper 	ring 	hypo 
良性	肝血管腫	ring → 	ring → 	hypo 
	FNH	center → 	iso 	iso 

hyper 周囲より高エコー
 iso 周囲と等エコー
 hypo 周囲より低エコー
 ring リングパターン
 center 中央パターン

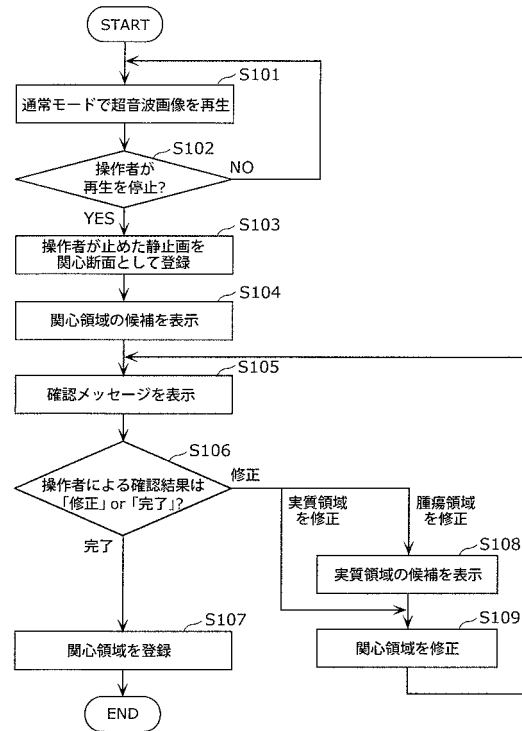
【 図 2 】



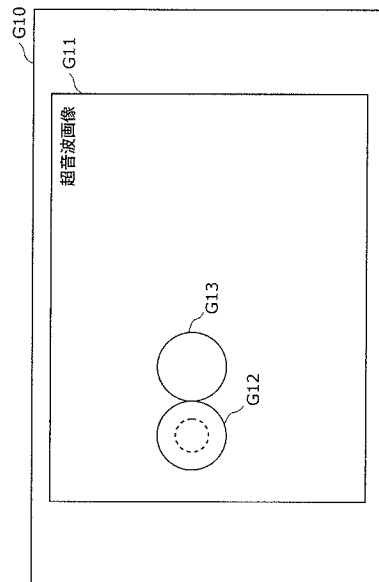
【図 3】



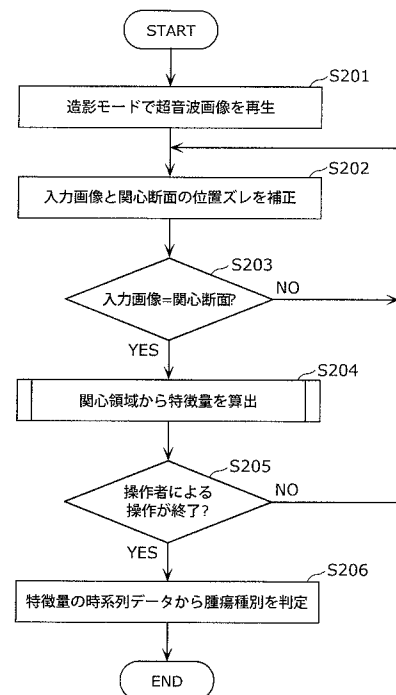
【図 4】



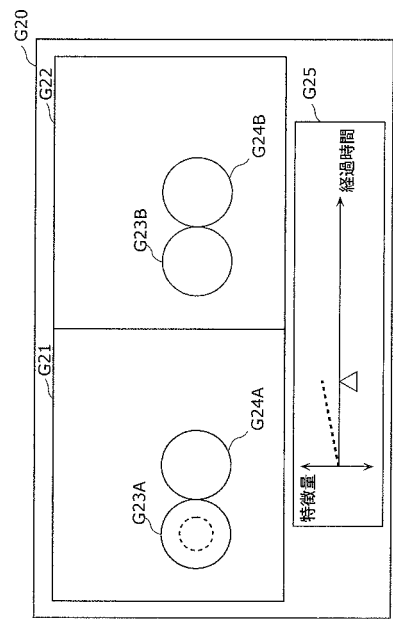
【図 5】



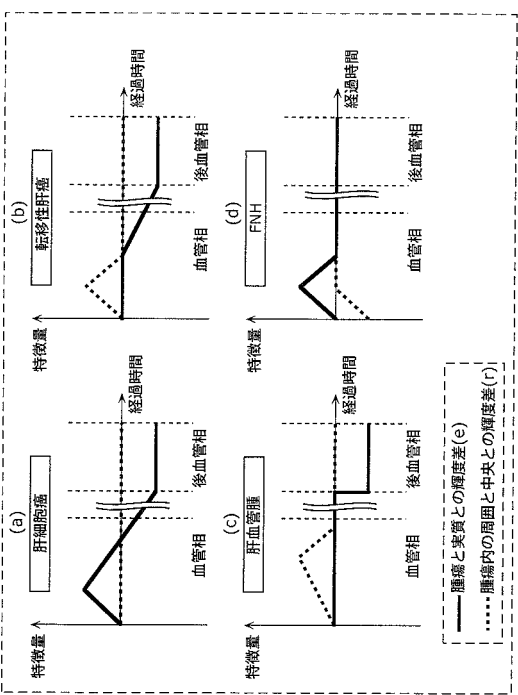
【図 6】



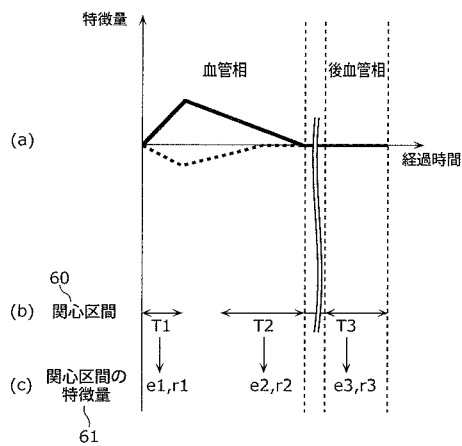
【 図 7 】



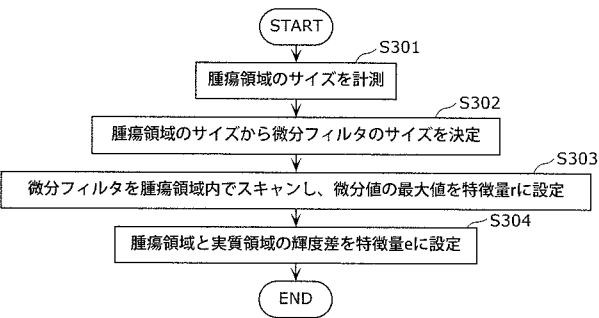
【 図 8 】



【 図 9 】



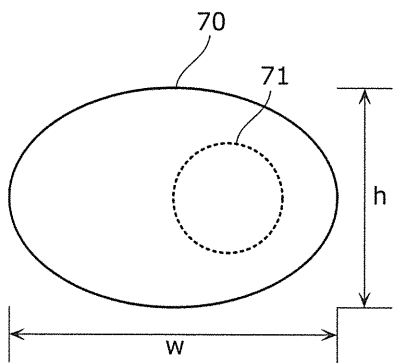
【 図 1 1 】



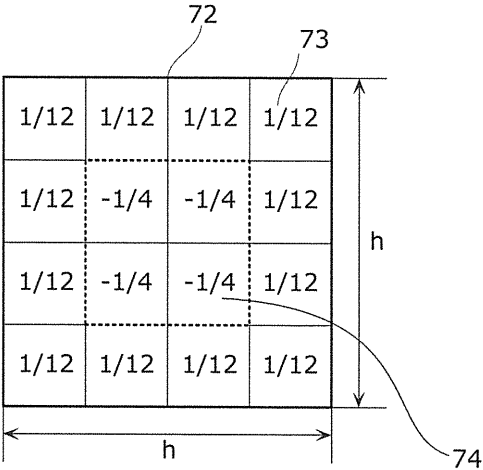
【 図 1 0 】

種別判定結果		
悪性	肝細胞癌	85%
	転移性肝癌	15%
良性	肝血管腫	5%
	FNH	5%

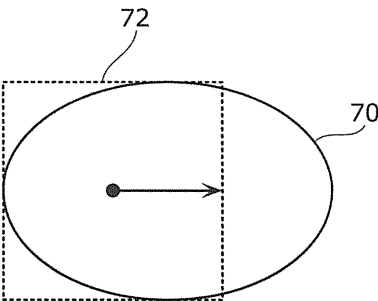
【図 1 2 A】



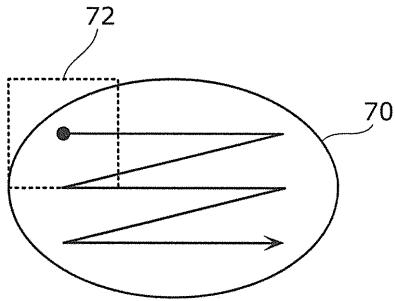
【図 1 2 B】



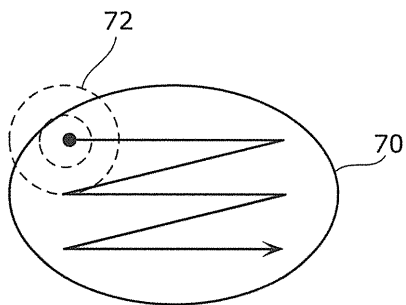
【図 1 3 A】



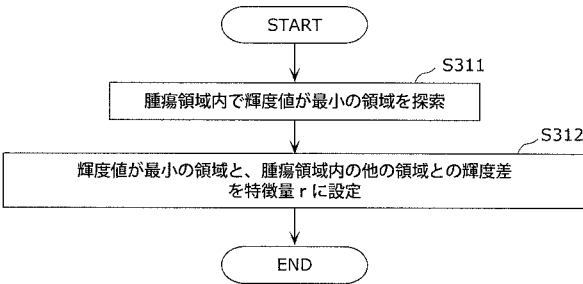
【図 1 3 B】



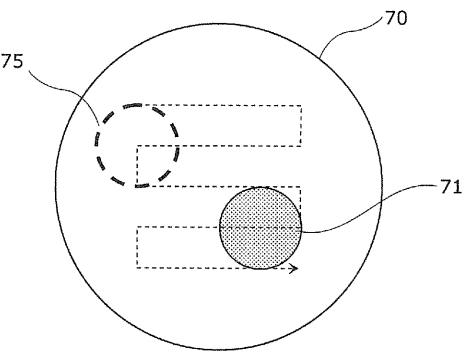
【図 1 3 C】



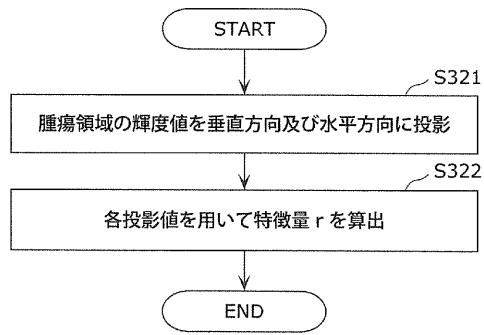
【図 1 4】



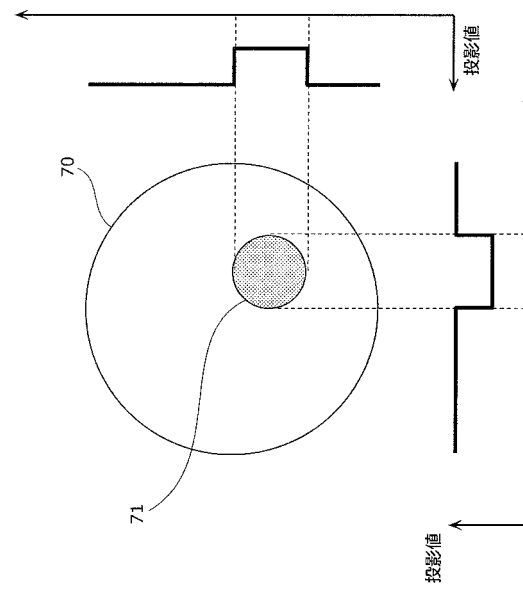
【図 1 5】



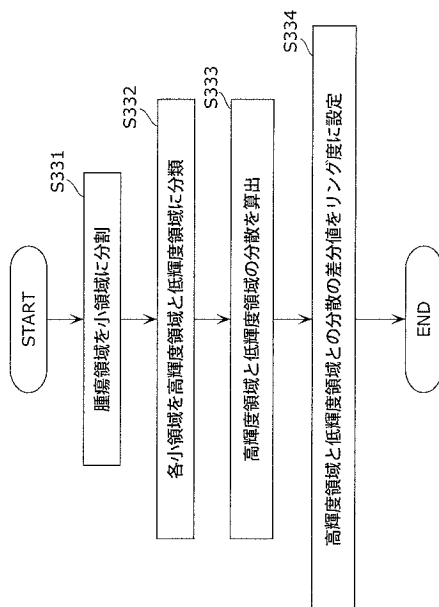
【図 16】



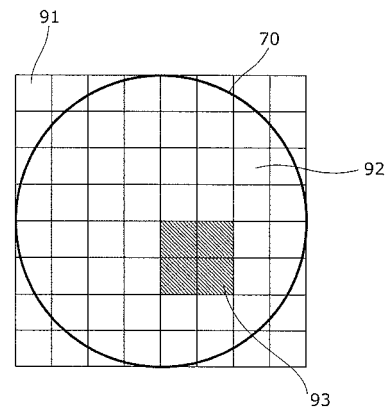
【図 17】



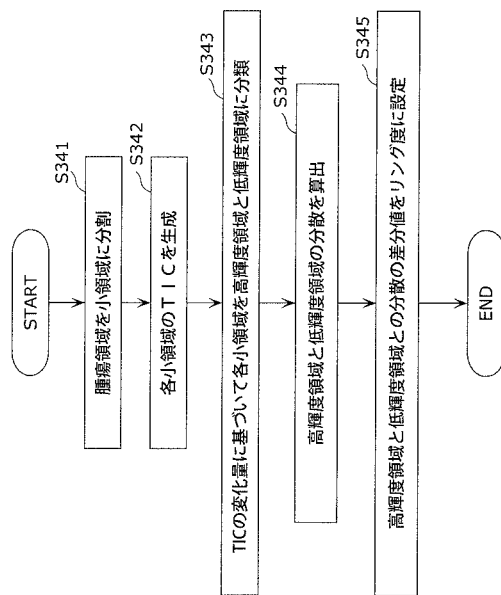
【図 18】



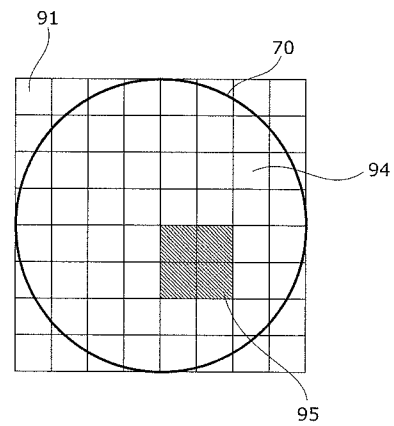
【図 19】



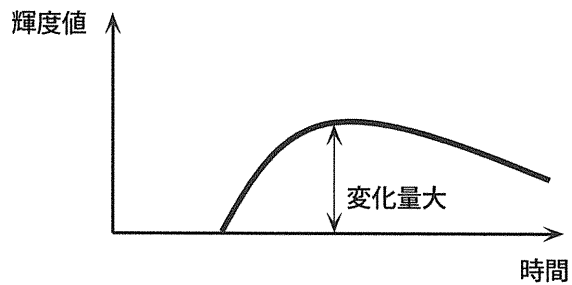
【図 20】



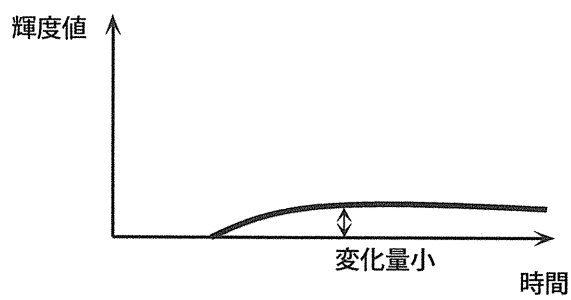
【図 21】



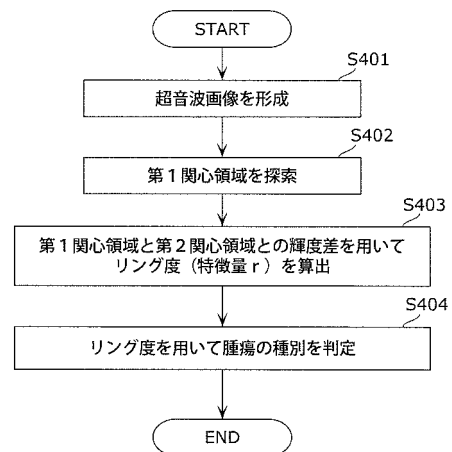
【図 22 A】



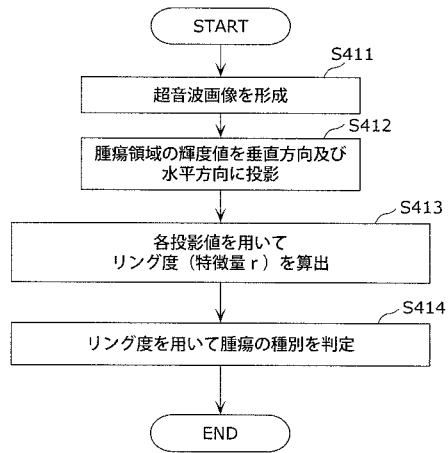
【図 22 B】



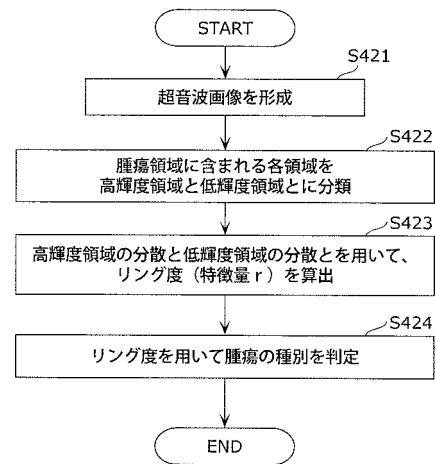
【図 23】



【図 24】



【図 25】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2013/006113

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER

A61B8/08(2006.01)i

According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC

B. FIELDS SEARCHED

Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)

A61B8/08

Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched

Jitsuyo Shinan Koho	1922-1996	Jitsuyo Shinan Toroku Koho	1996-2013
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2013	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2013

Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)

Ichushi WEB

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2010-158360 A (Toshiba Corp.), 22 July 2010 (22.07.2010), entire text; all drawings & US 2010/0172562 A1	1-17
A	JP 2010-005263 A (Toshiba Corp.), 14 January 2010 (14.01.2010), entire text; all drawings (Family: none)	1-17
A	Masahisa ABE et al., "Kan Saibo Gan to Ten'isei Kangan no Hen'en Echo no Hikaku", Journal of Medical Ultrasonics, 15 April 2010 (15.04. 2010), vol.37, special extra issue, page S393	1-17

☐ Further documents are listed in the continuation of Box C.☐ See patent family annex.

* Special categories of cited documents:

"A" document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance

"E" earlier application or patent but published on or after the international filing date

"L" document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)

"O" document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means

"P" document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed

"T" later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention

"X" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone

"Y" document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art

"&" document member of the same patent family

Date of the actual completion of the international search
24 October, 2013 (24.10.13)Date of mailing of the international search report
05 November, 2013 (05.11.13)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 3 / 0 0 6 1 1 3	
A. 発明の属する分野の分類 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/08(2006.01)i			
B. 調査を行った分野 調査を行った最小限資料 (国際特許分類 (IPC)) Int.Cl. A61B8/08			
最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの 日本国実用新案公報 1922-1996年 日本国公開実用新案公報 1971-2013年 日本国実用新案登録公報 1996-2013年 日本国登録実用新案公報 1994-2013年			
国際調査で使用した電子データベース (データベースの名称、調査に使用した用語) 医中誌 WEB			
C. 関連すると認められる文献			
引用文献の カテゴリー*	引用文献名 及び一部の箇所が関連するときは、その関連する箇所の表示	関連する 請求項の番号	
A	JP 2010-158360 A (株式会社東芝) 2010.07.22, 全文、全図 & US 2010/0172562 A1	1-17	
A	JP 2010-005263 A (株式会社東芝) 2010.01.14, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-17	
A	阿部真久他, 肝細胞癌と転移性肝癌の辺縁エコーの比較, 超音波医学, 2010.04.15, 第37巻、増刊号, S393頁	1-17	
☐ C欄の続きにも文献が列挙されている。 ☐ パテントファミリーに関する別紙を参照。			
* 引用文献のカテゴリー 「A」特に関連のある文献ではなく、一般的技術水準を示すもの 「E」国際出願日前の出願または特許であるが、国際出願日以後に公表されたもの 「L」優先権主張に疑義を提起する文献又は他の文献の発行日若しくは他の特別な理由を確立するために引用する文献 (理由を付す) 「O」口頭による開示、使用、展示等に言及する文献 「P」国際出願日前で、かつ優先権の主張の基礎となる出願日の後に公表された文献 「T」国際出願日又は優先日後に公表された文献であって出願と矛盾するものではなく、発明の原理又は理論の理解のために引用するもの 「X」特に関連のある文献であって、当該文献のみで発明の新規性又は進歩性がないと考えられるもの 「Y」特に関連のある文献であって、当該文献と他の1以上の文献との、当業者にとって自明である組合せによって進歩性がないと考えられるもの 「&」同一パテントファミリー文献			
国際調査を完了した日 24.10.2013		国際調査報告の発送日 05.11.2013	
国際調査機関の名称及びあて先 日本国特許庁 (ISA/J P) 郵便番号100-8915 東京都千代田区霞が関三丁目4番3号		特許庁審査官 (権限のある職員) 後藤 順也	2Q 3101
		電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

フロントページの続き

(81)指定国 AP(BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), EA(AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), EP(AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OA(BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG), AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US

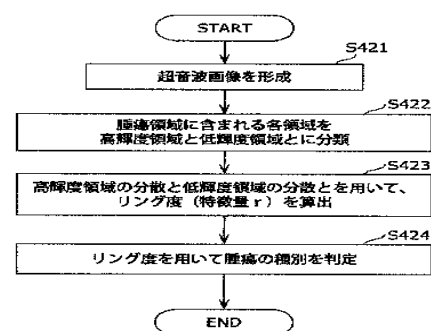
Fターム(参考) 4C601 BB02 DE06 EE09 JC07 JC13 JC18 JC37 KK25 KK31 LL38

(注) この公表は、国際事務局(WIPO)により国際公開された公報を基に作成したものである。なおこの公表に係る日本語特許出願(日本語実用新案登録出願)の国際公開の効果は、特許法第184条の10第1項(実用新案法第48条の13第2項)により生ずるものであり、本掲載とは関係ありません。

专利名称(译)	超声波诊断装置和超声波诊断方法		
公开(公告)号	JPWO2014061258A1	公开(公告)日	2016-09-05
申请号	JP2014541945	申请日	2013-10-11
[标]申请(专利权)人(译)	柯尼卡株式会社		
申请(专利权)人(译)	柯尼卡美能达有限公司		
[标]发明人	高木一也 近藤敏志 西田睦		
发明人	高木 一也 近藤 敏志 西田 睦		
IPC分类号	A61B8/06 A61B8/14		
CPC分类号	A61B8/08 A61B8/06 A61B8/085 A61B8/4461 A61B8/461 A61B8/463 A61B8/481 A61B8/5223 G06K9/4647 G06K9/4661 G06K9/4671 G06K9/52 G06K2209/051 G06K2209/053 G06T7/0012 G06T2207/10132 G06T2207/30096		
FI分类号	A61B8/06 A61B8/14		
F-TERM分类号	4C601/BB02 4C601/DE06 4C601/EE09 4C601/JC07 4C601/JC13 4C601/JC18 4C601/JC37 4C601/KK25 4C601/KK31 4C601/LL38		
优先权	2012232041 2012-10-19 JP		
其他公开文献	JP6295956B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

一种用于确定对象中的肿瘤类型的超声诊断设备 (100) , 图像形成单元 (103) 形成与在施用造影剂之后从对象接收的回波信号相对应的超声图像。 并且, 包括在超声图像中的肿瘤在内的肿瘤区域中包括的多个像素区域被分类为具有比低亮度区域高的亮度的低亮度区域和高亮度区域, 以及低亮度区域。 基于高亮度区域的位置分散和位置分散之间的差异, 确定环形的肿瘤区域的图像的程度, 其中, 环形的肿瘤区域的中心部分的亮度值低于围绕中心部分的外围部分的亮度值。 提供了计算环度的特征量计算单元 (106) 和基于环度确定肿瘤的类型(type)确定单元 (107) 。



S421... FORM ULTRASONIC IMAGE
S422... CATEGORIZE EACH AREA INCLUDED IN TUMOR AREA INTO HIGH BRIGHTNESS AREA AND LOW BRIGHTNESS AREA
S423... CALCULATE RING DEGREE (FEATURE AMOUNT r) USING DISTRIBUTION OF HIGH BRIGHTNESS AREA AND DISTRIBUTION OF LOW BRIGHTNESS AREA
S424... DETERMINE TYPE OF TUMOR USING RING DEGREE