

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02012/169177

発行日 平成27年2月23日(2015.2.23)

(43) 国際公開日 平成24年12月13日(2012.12.13)

(51) Int.Cl. F 1 テーマコード (参考)
A 6 1 B 8/00 (2006.01) A 6 1 B 8/00 4 C 6 0 1

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 28 頁)

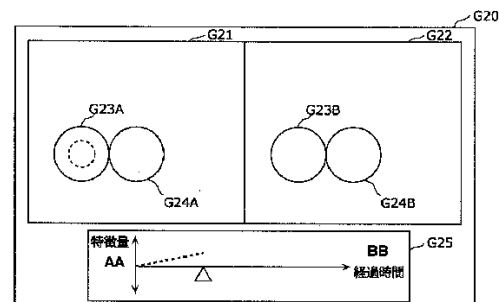
出願番号	特願2012-551017 (P2012-551017)	(71) 出願人	000001270
(21) 国際出願番号	PCT/JP2012/003685		コニカミノルタ株式会社
(22) 国際出願日	平成24年6月5日(2012.6.5)		東京都千代田区丸の内二丁目7番2号
(31) 優先権主張番号	特願2011-127505 (P2011-127505)	(74) 代理人	110001900
(32) 優先日	平成23年6月7日(2011.6.7)		特許業務法人 ナカジマ知的財産総合事務所
(33) 優先権主張国	日本国(JP)	(74) 代理人	100090446
			弁理士 中島 司朗
		(72) 発明者	高木 一也
			日本国愛媛県東温市南方2131番地1
			パナソニックヘルスケア株式会社内
		(72) 発明者	近藤 敏志
			日本国愛媛県東温市南方2131番地1
			パナソニックヘルスケア株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 超音波診断装置および超音波診断方法

(57) 【要約】

高い精度で肝腫瘍の種別の判定を行う超音波診断装置(1)であって、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画像形成部(103)と、画像形成部(103)が形成した超音波画像上の対象組織に対応する対象領域内に、互いに異なる2つの領域である第一関心領域及び第二関心領域を設定する関心領域設定部(105)と、関心領域設定部(105)が設定した第一関心領域内の輝度と、第二関心領域内の輝度との差を、特徴量として抽出する特徴量抽出部(106)と、特徴量抽出部(106)が抽出した特徴量に基づいて、対象組織の種別を判定する種別判定部(107)とを備える。



AA Feature quantity
 BB Elapsed time

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

被検体内の対象組織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、

前記画像形成部が形成した前記超音波画像上の前記対象組織に対応する対象領域内に、
互いに異なる 2 つの領域である第一関心領域及び第二関心領域を設定する関心領域設定部
と、

前記関心領域設定部が設定した前記第一関心領域内の輝度と、前記第二関心領域内の輝
度との差を、特徴量として抽出する特徴量抽出部と、

前記特徴量抽出部が抽出した前記特徴量に基づいて、前記対象組織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】

前記関心領域設定部は、さらに、

前記超音波画像上の前記対象領域外に、第三関心領域を設定し、

前記特徴量抽出部は、

前記第一関心領域内の輝度及び前記第三関心領域内の輝度の差と、前記第一関心領域内
の輝度及び前記第二関心領域内の輝度の差とを前記特徴量として抽出する

請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記特徴量抽出部は、さらに、

前記対象領域内の中心部から周辺部へ、又は、周辺部から中心部へ向かう方向における
絶対値の最も大きい輝度勾配を、前記差として抽出する

請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記関心領域設定部は、

前記対象領域の中心部を中心とする略楕円形状の前記第二関心領域を設定し、かつ、前
記対象領域の中心部を中心とする、前記第二関心領域より大きい領域を含む略楕円形状の
うち前記第二関心領域を除く領域を第一関心領域と設定する

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】

前記関心領域設定部は、

前記対象領域の中心部を中心とする略円形状の前記第二関心領域を設定し、かつ、前記
対象領域の中心部を中心とする、前記第二関心領域より大きい領域を含む略円形状のうち
前記第二関心領域を除く領域を第一関心領域と設定する

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】

前記特徴量抽出部は、

前記対象領域内の中心部から周辺部へ、又は、周辺部から中心部へ向かう方向における
輝度勾配の絶対値が最大となる位置、及び、前記対象領域の中心部の距離と、前記第一関
心領域内の輝度及び前記第二関心領域内の輝度の差とを前記特徴量として抽出する

請求項 1 ～ 5 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記関心領域設定部は、

前記対象領域の中心部から周辺部へ向かう方向における輝度勾配の絶対値が最大となる
位置より前記中心部に近い方に前記第二関心領域を設定し、当該位置より前記中心部から
遠い方に前記第一関心領域を設定する

請求項 1 ～ 6 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記特徴量抽出部は、

複数の期間のそれぞれにおける前記第一関心領域内の輝度と、前記第二関心領域内の輝度との差を、前記特徴量として抽出し、

前記種別判定部は、

前記複数の期間のそれぞれにおける前記特徴量に基づいて、前記対象組織の種別を判定する

請求項 1 ～ 7 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記種別判定部は、

特徴量の複数のパターンと対象組織の複数の種別との対応付けを参照することで、前記対象組織の種別を、前記特徴量抽出部が抽出した前記特徴量に適合するパターンに対応する種別と判定する

10

請求項 1 ～ 8 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記種別判定部は、

前記特徴量に基づいて、前記対象組織の種別を、肝細胞癌、転移性肝癌、肝血管腫、または、FNH (focal nodular hyperplasia) と判定する

請求項 1 ～ 9 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

被検体内の対象組織の種別を判定する超音波診断方法であって、

20

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、

前記画像形成ステップにおいて形成された前記超音波画像上の前記対象組織に対応する対象領域内に、互いに異なる 2 つの領域である第一関心領域及び第二関心領域を設定する関心領域設定ステップと、

前記関心領域設定ステップにおいて設定された前記第一関心領域内の輝度と、前記第二関心領域内の輝度との差を、特徴量として抽出する特徴量抽出ステップと、

前記特徴量抽出ステップにおいて抽出された前記特徴量に基づいて、前記対象組織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。

30

【請求項 12】

請求項 11 に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 13】

被検体内の対象組織の種別を判定する集積回路であって、

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、

前記画像形成部が形成した前記超音波画像上の前記対象組織に対応する対象領域内に、互いに異なる 2 つの領域である第一関心領域及び第二関心領域を設定する関心領域設定部と、

前記関心領域設定部が設定した前記第一関心領域内の輝度と、前記第二関心領域内の輝度との差を、特徴量として抽出する特徴量抽出部と、

40

前記特徴量抽出部が抽出した前記特徴量に基づいて、前記対象組織の種別を判定する種別判定部とを備える

集積回路。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、超音波診断装置および超音波診断方法に関する。特に、被検体内の対象組織

50

の種別を判定する超音波診断装置およ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し、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。造影剤ソナゾイドは、肝腫瘍の鑑別で使われている。

【0003】

肝診断では、まず、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または高エコー領域として確認できる。その後、造影剤を投与すると、腫瘍が染影する。

【0004】

現状、腫瘍の種別判定は、読影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。

【0005】

このような問題に対して、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（例えば、特許文献1）。

【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つの円を設定し、各円の特徴量の時間波形と各種別の典型波形を比較して、最も波形の合う種別と判定する。また、各時相において、3つの円の特徴量に最も近い種別を判定し、判定回数が最大となる種別と判定する。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0007】

【特許文献1】特開2010-005263号公報

【特許文献2】米国特許第5632277号明細書

【特許文献3】米国特許第5706819号明細書

【特許文献4】米国特許第5577505号明細書

【非特許文献】

【0008】

【非特許文献1】肝腫瘍の超音波診断基準（案）、http://www.jsum.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】

【0009】

腫瘍の種別判定は、読影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。

【0010】

そこで、本発明の目的は、読影者に依存せずに高い精度で肝腫瘍の種別の判定を行うことができる超音波診断装置等を提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0011】

上記目的を達成するために、本発明の一態様に係る超音波診断装置は、被検体内の対象組織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、前記画像形成部が形成した前記超音波画像上の前記対象組織に対応する対象領域内に、互いに異なる2つの領域である第一関心領域及び第二関心領域を設定する関心領域設定部と、前記関心領域設定部が設定した前記第一関心領域内の輝度と、前記第二関心領域内の輝度との差を、特徴量として抽出する特徴量抽出部と、前記特徴量抽出部が抽出した前記特徴量に基づいて、前記対象組織の種別を判定する種別判定部とを備える。

【0012】

10

20

30

40

50

なお、これらの全般的または具体的な態様は、システム、方法、集積回路、コンピュータプログラムまた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およ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】

【００１３】

本発明により、読影者に依存せずに高い精度で肝腫瘍の種別の判定を行うことができる。

【図面の簡単な説明】

【００１４】

10

【図１】図１は、実施の形態１に係る超音波診断装置の構成図である。

【図２Ａ】図２Ａは、実施の形態１に係る造影剤投与前の動作のフローチャートである。

【図２Ｂ】図２Ｂは、実施の形態１に係る造影剤投与後の動作のフローチャートである。

【図２Ｃ】図２Ｃは、実施の形態１の変形例１に係る特徴量抽出に関する動作のフローチャートである。

【図３Ａ】図３Ａは、実施の形態１に係る表示画面の一例である。

【図３Ｂ】図３Ｂは、実施の形態１に係る表示画面の他の一例である。

【図３Ｃ】図３Ｃは、実施の形態１に係る表示画面の他の一例である。

【図４】図４は、肝腫瘍の染影パターンを説明するための図である。

【図５】図５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。

20

【図６】図６は、実施の形態１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。

【図７Ａ】図７Ａは、実施の形態１に係る特徴量を説明するための図である。

【図７Ｂ】図７Ｂは、実施の形態１の変形例１に係る特徴量を説明するための図である。

【図８】図８は、特許文献１における腫瘍内のパターン評価方法を説明するための図である。

【発明を実施するための形態】

【００１５】

（本発明の基礎となった知見）

30

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。

【００１６】

図４に、肝腫瘍の染影パターンの典型例（非特許文献１）を示す。

【００１７】

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分間の血管相であり、もう１つは約１０分以降の後血管相である。血管相は染影パターンの時系列変化が顕著な時相であり、後血管相は変化が乏しい時相である。より詳細には、血管相は、肝臓を栄養する動脈からの流入が支配的な動脈相と、門脈から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、動脈の栄養が支配的になり、門脈の流入が減少するとされている。

40

【００１８】

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

【００１９】

現状、腫瘍の種別判定は、読影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。

【００２０】

図４に示す通り、実際の鑑別においては、実質との差、リングパターン、中央パターンまた

50

は均一パターンなどが有用な所見となっている。

【 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り、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ため、腫瘍内のパターンを評価可能である。図 8 は、特許文献 1 における腫瘍内のパターン評価方法を説明するための図である。図 8 における各数値は、腫瘍内の領域の輝度値である。特許文献 1 に開示される方法によれば、入力パターン 8 1 と所定パターン 8 0 との誤差に基づいて腫瘍内のパターン評価を行う。ここで、図 8 に示す通り、入力パターン 8 1 が強いリングパターンである場合に、入力パターン 8 1 と所定パターン 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 】

そこで、本発明の目的は、高い精度で肝腫瘍の種別の判定を行うことができる超音波診断装置等を提供することにある。

【 0 0 2 4 】

このような問題を解決するために、本発明の一態様に係る超音波診断装置は、被検体内の対象組織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、前記画像形成部が形成した前記超音波画像上の前記対象組織に対応する対象領域内に、互いに異なる 2 つの領域である第一関心領域及び第二関心領域を設定する関心領域設定部と、前記関心領域設定部が設定した前記第一関心領域内の輝度と、前記第二関心領域内の輝度との差を、特徴量として抽出する特徴量抽出部と、前記特徴量抽出部が抽出した前記特徴量に基づいて、前記対象組織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、超音波画像における対象領域（腫瘍領域）に設定され、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定することができる。その際、2 つの関心領域の輝度差に基づいて判定するので、超音波プローブのゲインの影響などを受けにくく、パターンの強さを精度よく評価できる。そのため、被検体から取得された超音波画像における 2 つの関心領域の輝度差を算出し、当該輝度差に適合する腫瘍の種別を特定することができる。よって、読影者に依存せずに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 2 6 】

また、例えば、前記関心領域設定部は、さらに、前記超音波画像上の前記対象領域外に、第三関心領域を設定し、前記特徴量抽出部は、前記第一関心領域内の輝度及び前記第三関心領域内の輝度の差と、前記第一関心領域内の輝度及び前記第二関心領域内の輝度の差とを前記特徴量として抽出する。

【 0 0 2 7 】

これによれば、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とができる。ここで、腫瘍領域と実質領域とが設定されているため、腫瘍領域の輝度だけでなく、さらに腫瘍領域と実質領域との輝度の差に基づいて腫瘍の種別を判別することができる。よって、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 2 8 】

また、例えば、前記特徴量抽出部は、さらに、前記対象領域内の中心部から周辺部へ、又は、周辺部から中心部へ向かう方向における絶対値の最も大きい輝度勾配を、前記差として抽出する。

【 0 0 2 9 】

これにより、腫瘍領域の中心部の位置または形状に依存せずに、腫瘍領域の中心部から

10

20

30

40

50

周辺部へ（又は、周辺部から中心部へ）向かう方向における輝度勾配に基づいて腫瘍の種別を判定することができる。よって、高い精度で肝腫瘍の種別の判定を行うことができる。

【0030】

また、例えば、前記関心領域設定部は、前記対象領域の中心部を中心とする略楕円形状の前記第二関心領域を設定し、かつ、前記対象領域の中心部を中心とする、前記第二関心領域より大きい領域を含む略楕円形状のうち前記第二関心領域を除く領域を第一関心領域と設定する。

【0031】

これによれば、超音波画像における腫瘍領域を楕円形状と捉え、当該楕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、これらの関心領域における輝度差を算出し、当該輝度差に適合する腫瘍の種別を特定することができる。よって、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。

10

【0032】

また、例えば、前記関心領域設定部は、前記対象領域の中心部を中心とする略円形状の前記第二関心領域を設定し、かつ、前記対象領域の中心部を中心とする、前記第二関心領域より大きい領域を含む略円形状のうち前記第二関心領域を除く領域を第一関心領域と設定する。

【0033】

これによれば、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、これらの関心領域における輝度差を算出し、当該輝度差に適合する腫瘍の種別を特定することができる。よって、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。

20

【0034】

また、例えば、前記特徴量抽出部は、前記対象領域内の中心部から周辺部へ、又は、周辺部から中心部へ向かう方向における輝度勾配の絶対値が最大となる位置、及び、前記対象領域の中心部の距離と、前記第一関心領域内の輝度及び前記第二関心領域内の輝度の差とを前記特徴量として抽出する。

【0035】

これにより、腫瘍の中心部から周辺部へ（又は、周辺部から中心部へ）向かう方向の輝度勾配が最大となる半径の大きさに基づいて、腫瘍の種別を判定することができる。よって、高い精度で肝腫瘍の種別の判定を行うことができる。

30

【0036】

また、例えば、前記関心領域設定部は、前記対象領域の中心部から周辺部へ向かう方向における輝度勾配の絶対値が最大となる位置より前記中心部に近い方に前記第二関心領域を設定し、当該位置より前記中心部から遠い方に前記第一関心領域を設定する。

【0037】

これによれば、関心領域内の平均輝度の差が大きい2つの領域に関心領域とすることができる。この2つの関心領域を用いることで、腫瘍の種別の判別精度が向上する。よって、高い精度で肝腫瘍の種別の判定を行うことができる。

40

【0038】

また、例えば、前記特徴量抽出部は、複数の期間のそれぞれにおける前記第一関心領域内の輝度と、前記第二関心領域内の輝度との差を、前記特徴量として抽出し、前記種別判定部は、前記複数の期間のそれぞれにおける前記特徴量に基づいて、前記対象組織の種別を判定する。

【0039】

これによれば、造影剤による染影パターンが特徴的な所定の期間（例えば、血管相の動脈相及び門脈相、後血管相）における関心領域の輝度差を用いることで腫瘍の種別の判別精度が向上する。よって、高い精度で肝腫瘍の種別の判定を行うことができる。

【0040】

50

また、例えば、前記種別判定部は、特徴量の複数のパターンと対象組織の複数の種別との対応付けを参照することで、前記対象組織の種別を、前記特徴量抽出部が抽出した前記特徴量に適合するパターンに対応する種別と判定する。

【 0 0 4 1 】

これによれば、特徴量から腫瘍の種別を判別することができる。あらかじめ定められた特徴量と対象組織の種別との対応付けの具体例は、過去の症例に基づいた学習データである。

【 0 0 4 2 】

また、例えば、前記種別判定部は、前記特徴量に基づいて、前記対象組織の種別を、肝細胞癌、転移性肝癌、肝血管腫、または、F N H (focal nodular hyperplasia) と判定する。

10

【 0 0 4 3 】

これによれば、肝腫瘍の種別判定に適した特徴量を用いるため、肝細胞癌、転移性肝癌、肝血管腫またはF N H (focal nodular hyperplasia) といった肝腫瘍の代表的な症例を判別することができる。

【 0 0 4 4 】

なお、これらの全般的または具体的な態様は、システム、方法、集積回路、コンピュータプログラムまたはコンピュータ読み取り可能なC D - R O M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または記録媒体の任意な組み合わせで実現されてもよい。

20

【 0 0 4 5 】

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。

【 0 0 4 6 】

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。

30

【 0 0 4 7 】

以降、システムの構成と動作について説明する。

【 0 0 4 8 】

(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、リングパターン、中央パターンまたは均一パターン等の特徴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。

【 0 0 4 9 】

図 1 は、本実施の形態に係る超音波診断装置 1 の構成図である。

40

【 0 0 5 0 】

図 1 に示されるように、実施の形態の超音波診断装置 1 は、超音波プローブ 1 0 1、超音波送受信部 1 0 2、画像形成部 1 0 3、データ記憶部 1 0 4、関心領域設定部 1 0 5、特徴量抽出部 1 0 6、種別判定部 1 0 7、表示画面作成部 1 0 8、入力値取得部 1 0 9、入力装置 1 1 0 及び表示装置 1 1 1 を備える。

【 0 0 5 1 】

< 構成 >

超音波プローブ 1 0 1 は、超音波送受信部 1 0 2 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、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て超音波送受信部 1 0 2 へ出力する。

50

【 0 0 5 2 】

超音波送受信部 102 は、超音波信号の元となる電気信号を生成し、超音波プローブ 101 へ出力する。また、超音波プローブ 101 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、画像形成部 103 へ出力する。

【0053】

画像形成部 103 は、超音波送受信部 102 より出力されたエコー信号を輝度値に変換して、超音波画像を形成する。そして、形成した超音波画像をデータ記憶部 104 へ保存する。

【0054】

データ記憶部 104 は、入力画像、腫瘍を含む関心断面、種別判定に用いる関心領域、種別判定に用いる学習データ、種別判定に用いる入力データの特徴量などを保存する。

10

【0055】

入力値取得部 109 は、入力装置 110 を介して操作者により指定された、関心断面、関心領域などの情報を取得し、データ記憶部 104 へ保存する。

【0056】

関心領域設定部 105 は、データ記憶部 104 より関心断面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、データ記憶部 104 より関心領域を読み出し、算出した位置ズレ量に基づいて関心領域の位置を補正する。そして、補正した関心領域をデータ記憶部 104 へ保存する。

【0057】

特徴量抽出部 106 は、データ記憶部 104 より入力画像と関心領域とを読み出し、入力画像中の関心領域より所定の特徴量を抽出する。そして、抽出した特徴量を時系列に並べてデータ記憶部 104 へ保存する。

20

【0058】

種別判定部 107 は、データ記憶部 104 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を読み出し、腫瘍種別を判定する。腫瘍種別を判定した後、種別判定結果をデータ記憶部 104 へ保存する。

【0059】

表示画面作成部 108 は、データ記憶部 104 より入力画像、画像特徴量、種別判定結果、等をそれぞれ読み出し、表示画面を作成する。作成後、表示画面を表示装置 111 へ表示する。

30

【0060】

入力装置 110 は、操作者の入力を受け付ける。入力装置 110 は、トラックボール、ボタン、タッチパネルなどにより実現される。

【0061】

表示装置 111 は、表示画面作成部が作成した表示画面を表示する。表示装置 111 は、ディスプレイなどにより実現される。

【0062】

以上が、実施の形態に係る装置構成である。

【0063】

< 動作 >

40

以下、本実施の形態の動作の流れについて、図 2 A と図 2 B を用いて説明する。

【0064】

図 2 A 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。

【0065】

[ステップ S101]

最初に、画像形成部 103 は、超音波送受信部 102 より出力されたエコー信号を輝度値に変換して超音波画像を形成する。そして、形成した超音波画像を入力画像としてデータ記憶部 104 へ保存する。表示画面作成部 108 は、データ記憶部 104 より画像形成部 103 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た後、表示装置 111 に表示する。このときの表示モードを通常モード

50

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 6 6 】

[ステップ S 1 0 2]

ステップ S 1 0 1 において、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ら、ステップ S 1 0 3 を実行する。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。

【 0 0 6 7 】

[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を検出したら、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。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を関心断面として登録する。

10

【 0 0 6 8 】

[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ら、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、関心領域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と関心領域とを読み出し、関心領域を関心断面に重畳した表示画面を作成し、表示装置 1 1 1 に表示する。この表示画面は、例えば、関心領域の外縁を破線で表示する、又は、関心領域全体を関心断面が透けて見えるような程度に色付けして表示するなどして作成される。

20

【 0 0 6 9 】

図 3 A は、通常モードにおける表示画面の一例である。図 3 A において、表示画面 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。超音波画像 G 1 1 は、データ記憶部 1 0 4 より読み出した入力画像であり、腫瘍領域 G 1 2 及び実質領域 G 1 3 は関心領域である。

【 0 0 7 0 】

腫瘍領域の候補を検出するには、2次元の微分フィルタを用いる。2次元の微分フィルタの係数は、領域の輝度分布が中央において低く、周囲において高い領域、又は、領域の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値をとる。2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。サイズの異なる腫瘍を含む腫瘍領域を検出する場合には、対象画像全体の解像度を変えて検出を行う。例えば、対象画像の解像度を $1/2$ にすると、2倍サイズの腫瘍を検出することになる。各位置でフィルタ値を算出後、フィルタ値が最大となる領域を候補とする。

30

【 0 0 7 1 】

実質領域の候補は、検出した腫瘍と同じ深さとする。

【 0 0 7 2 】

なお、上記では2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。

40

【 0 0 7 3 】

なお、関心領域の形状は、例えば、円形状または楕円形状であるが、これに限定されず腫瘍領域、実質領域の候補を含む多角形状など任意の形状であってよい。

【 0 0 7 4 】

なお、上記の関心領域は、第一関心領域に相当する。また、上記の実質領域は、第三関心領域に相当する。

【 0 0 7 5 】

[ステップ S 1 0 5]

次に、表示画面作成部 1 0 8 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 1 1 1 に表示する。

50

【 0 0 7 6 】

[ステップ S 1 0 6]

次に、ステップ S 1 3 の確認メッセージに対する操作者の入力を入力装置 1 1 0 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としては、関心領域の設定完了、または、実質領域または腫瘍領域の修正がある。

【 0 0 7 7 】

[ステップ S 1 0 7]

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 1 0 9 は、データ記憶部 1 0 4 に保存されている関心領域を確定させる。

【 0 0 7 8 】

[ステップ S 1 0 8]

ステップ S 1 0 5 の確認メッセージに対して、操作者が入力装置 1 1 0 を介して腫瘍領域を修正した場合、関心領域設定部 1 0 5 は、実質領域を変更する。その後、ステップ S 1 0 9 を実行する。

【 0 0 7 9 】

[ステップ S 1 0 9]

ステップ S 1 0 5 の確認メッセージに対して、操作者が入力装置 1 1 0 を介して実質領域を修正した場合、及び、ステップ S 1 0 8 において実質領域が変更された後、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領域を修正する。その後、ステップ S 1 0 5 に戻り、表示画面作成部 1 0 8 は、確認メッセージを表示する。

【 0 0 8 0 】

以上が、実施の形態の関心断面、関心領域の設定に関するフローチャートである。

【 0 0 8 1 】

図 2 B 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。

【 0 0 8 2 】

[ステップ S 2 0 1]

最初に、ステップ S 1 0 7 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 1 0 2 及び画像形成部 1 0 3 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、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、4）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と、組織からの反射エコーが支配的な組織画像（受信した超音波の基本波成分に対応する画像）とをそれぞれ形成する。その後、画像形成部 1 0 3 は、造影画像と組織画像とをデータ記憶部 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と組織画像とを読み出し、それらを左右に並べた表示画面を作成する。

【 0 0 8 3 】

図 3 B は、造影モードにおける表示画面の一例である。図 3 B において、表示画面 G 2 0 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、造影画像 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。

【 0 0 8 4 】

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と組織画像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、システムまた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、種別判定に使う特徴量を時系列に表示したものである。

【 0 0 8 5 】

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

【 0 0 8 6 】

[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

10

20

30

40

50

画像の位置ズレを算出する。位置ズレは、操作者の手振れや、生体内の心臓や呼吸に伴うものである。ズレ量は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は、ステップS201において、画像形成部103が形成した造影剤からの反射エコーが少ない組織画像で行う。

【0087】

[ステップS203]

次に、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。ここでは、両画像の誤差を算出し、誤差が閾値以下であれば、同一断面と判定する。同一断面と判定された場合、関心領域設定部105は、ステップS202にて算出したズレ量を用いて、データ記憶部104に保存されている関心領域の位置を補正する。断面が異なる場合、特徴量の算出を行わない。

10

【0088】

[ステップS204]

次に、データ記憶部104に保存されている入力画像と関心領域とを用いて、種別の判別に用いる特徴量eとrとを算出することで抽出する。

【0089】

関心領域は、腫瘍及び実質の2つの領域から構成される。特徴量の算出に際しては、腫瘍内に新たな関心領域を設ける。なお、新たな関心領域は、第二関心領域に相当する。

【0090】

新たな関心領域は、腫瘍領域に対応して決定されるようにしてもよい。つまり、腫瘍領域の中央に、腫瘍領域の半分の大きさの領域としてもよい。また、関心領域と新たな関心領域とが並ぶように設定されてもよいし、新たな関心領域の周囲に関心領域が設定されるようにしてもよい。また、操作者が任意の領域を設定してもよい。

20

【0091】

以下では、新たな関心領域として、腫瘍領域の中央に、腫瘍領域の半分の大きさの領域（腫瘍中央領域）を設定する場合について説明する。腫瘍領域の平均輝度をx、新たな腫瘍領域の平均輝度をyとすると、両者の差rは、（式1）のように表される。

【0092】

【数1】

$$r = x - y \quad (\text{式1})$$

30

【0093】

また、実質領域の平均輝度をzとすると、腫瘍領域と実質領域との平均輝度の差eは（式2）のように表される。

【0094】

【数2】

$$e = x - z \quad (\text{式2})$$

40

【0095】

図5は、肝腫瘍の典型例に対する特徴量e及びrの値の例を示す図である。図5において、e値が正の場合は周囲より腫瘍が高エコーであることを、負の場合は低エコーであることを示す。r値は、正の場合はリングパターンを、負の場合は中央パターンを示す。

【0096】

図5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）、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、後血管相のe値は負となる。

【0097】

図5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、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、後血管相のe値は負となる

50

。

【 0 0 9 8 】

図 5 の (c) に示されるように、肝血管腫は、血管相でリングボタンから一様ボタンに変化し、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 値は負となる。

【 0 0 9 9 】

図 5 の (d) に示されるように、F N H (focal nodular hyperplasia) は、血管相での中心から外側に広がる車軸状パターンと、後血管相で等エコーの所見とが特徴的である。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 近傍となる。

【 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、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 を実行する。

【 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。

【 0 1 0 3 】

種別判定は、事前に決定された所定の関心区間の特徴量を用いる。

【 0 1 0 4 】

図 6 は、実施の形態 1 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、種別判定に使う関心区間である。 $e_1 \sim e_3$ 値、 $r_1 \sim r_3$ 値は、各関心区間に属する e 値と r 値との平均値である。図 6 の例では、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) で判定する場合について説明する。種別 i の学習データを $w(i)$ 、 $b(i)$ 、評価値を $m(i)$ 、入力パラメータを x とすると、(式 3) のように表される。

【 0 1 0 5 】

【 数 3 】

$$m(i) = \bar{w}(i) \cdot \bar{x} - \bar{b}(i) \quad (\text{式 3})$$

【 0 1 0 6 】

ここで、 $w(i)$ 、 $b(i)$ 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、種別 i 毎に用意する。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は、評価値 $m(i)$ を全種別について算出した後、最大値を取る種別と判定する。

【 0 1 0 7 】

以上が、実施の形態の造影剤投与後のフローチャートである。

【 0 1 0 8 】

なお、以上の説明において、実質領域の候補を、同じ深さで腫瘍領域に近接する領域としたが、これに限定されるものではない。例えば、同じ深さで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、実質領域として深さの異なる領域を選択してもよい。

【 0 1 0 9 】

また、腫瘍領域と実質領域との輝度差を算出する際に、腫瘍領域の輝度値は腫瘍全体から算出せず、例えば、リングボタンの特徴量抽出で用いる腫瘍中央領域から算出してよい。

【 0 1 1 0 】

10

20

30

40

50

なお、特徴量の抽出において、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であってもよい。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、または、当該領域の輝度の最頻値などであってもよい。

【0111】

また、特徴量と腫瘍種別との関連付けにおいて、腫瘍の種別により関心区間を変更してもよい。

【0112】

また、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。

10

【0113】

<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によれば、超音波画像における対象領域（腫瘍領域）に設定され、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。ここで、2つの関心領域の輝度差に基づいて判別するので、超音波プローブのゲインの影響などを受けにくく、パタンの強さを精度よく評価できる。そのため、被検体から取得された超音波画像における2つの関心領域の輝度差を算出し、当該輝度差に適合する腫瘍の種別を特定することができる。よって、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。

【0114】

20

また、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とができる。ここで、腫瘍領域と実質領域とが設定されているため、腫瘍領域の輝度だけでなく、さらに腫瘍領域と実質領域との輝度の差に基づいて腫瘍の種別を判別することができる。よって、高い精度で肝腫瘍の種別の判定を行うことができる。

【0115】

また、超音波画像における腫瘍領域を楕円形状と捉え、当該楕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、これらの関心領域における輝度差を算出し、当該輝度差に適合する腫瘍の種別を特定することができる。よって、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。

【0116】

30

また、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、これらの関心領域における輝度差を算出し、当該輝度差に適合する腫瘍の種別を特定することができる。よって、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。

【0117】

また、造影剤による染影パターンが特徴的な所定の期間（例えば、血管相の動脈相及び門脈相、後血管相）における関心領域の輝度差を用いることで腫瘍の種別の判別精度が向上する。よって、高い精度で肝腫瘍の種別の判定を行うことができる。

【0118】

また、特徴量から腫瘍の種別を判別することができる。あらかじめ定められた特徴量と対象組織の種別との対応付けの具体例は、過去の症例に基づいた学習データである。

40

【0119】

また、肝腫瘍の種別判定に適した特徴量を用いるため、肝細胞癌、転移性肝癌、肝血管腫またはFNH（focal nodular hyperplasia）といった肝腫瘍の代表的な症例を判別することができる。

【0120】

（実施の形態の変形例1）

実施の形態1の例では、腫瘍領域及び腫瘍中央領域の関心領域を設定した後、それぞれの平均輝度を算出し、両者の差をリングパタンの特徴量 r とした。しかしながら、腫瘍中央領域は腫瘍領域と対応して設定されるため、特徴量に対する腫瘍領域の設定位置又は形

50

状の影響は小さいとは言えない。そこで、特徴量の抽出に際して、これら影響を軽減する方法について説明する。なお、腫瘍領域及び腫瘍中央領域の形状は、どんな形状であってもよい。腫瘍領域及び腫瘍中央領域の形状は、例えば、円形状又は楕円形状であってもよい。以下では、円形状である場合について説明する。

【 0 1 2 1 】

< 構成 >

システム構成は、実施の形態 1 と同様であるため、説明を省略する。

【 0 1 2 2 】

< 動作 >

図 2 C は、本実施の形態の特徴量抽出に関する動作のフローチャートである。

10

【 0 1 2 3 】

以下は、特徴量抽出部 1 0 6 の処理である。

【 0 1 2 4 】

[ステップ S 4 0 1]

最初に、関心領域として設定された腫瘍の中心位置 p を特定する。

【 0 1 2 5 】

[ステップ S 4 0 2]

次に、中心位置 p から半径 d の同心円上の平均輝度 a (d) を算出する。これを、径輝度分布 a (d) と呼ぶ。ここで、算出範囲は、関心領域として設定された腫瘍輪郭までとする。

20

【 0 1 2 6 】

[ステップ S 4 0 3]

次に、径輝度分布 a (d) において、外周方向に対して正の最大エッジ e p 及び負の最大エッジ e n を算出する。位置 d におけるエッジ e (d) は、(式 4) のように表される。

【 0 1 2 7 】

【 数 4 】

$$e(r) = \sum_i^n a(d+1+i) - \sum_i^n a(d-i)$$

(式 4)

30

【 0 1 2 8 】

ここで、i について n サンプル加算した後、減算しているのは、ノイズ耐性を上げるためである。例えば、n は、関心領域サイズの数 % に設定する。e (d) の正の値における最大値が e p であり、e (d) の負の値における最小値が e n である。

【 0 1 2 9 】

[ステップ S 4 0 4 、 S 4 0 5 及び S 4 0 6]

次に、正のエッジ e p 及び負のエッジ e n を絶対値で比較し、大きい方を特徴量 r とする。

40

【 0 1 3 0 】

以上が、本実施の形態の変形例 1 の特徴量抽出に関する動作である。

【 0 1 3 1 】

なお、正のエッジ e p 及び負のエッジ e n のうち、絶対値が大きい方の位置 (半径) d を新たな特徴量とし、特徴量 r 等とともに用いて腫瘍の判別に用いてもよい。

【 0 1 3 2 】

なお、正のエッジ e p 及び負のエッジ e n のうち、絶対値が大きい方の位置 (半径) d を境界として、当該境界より腫瘍の中心部に近い側を腫瘍中央領域として設定してもよい。

【 0 1 3 3 】

50

< 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によれば、腫瘍領域の中心部の位置または形状に依存せずに、腫瘍領域の中心部から周辺部へ（又は、周辺部から中心部へ）向かう方向における輝度勾配に基づいて腫瘍の種別を判定することができる。よって、高い精度で肝腫瘍の種別の判定を行うことができる。

【 0 1 3 4 】

また、腫瘍の中心部から周辺部へ（又は、周辺部から中心部へ）向かう方向の輝度勾配が最大となる半径の大きさに基づいて、腫瘍の種別を判定することができる。よって、高い精度で肝腫瘍の種別の判定を行うことができる。

【 0 1 3 5 】

また、関心領域内の平均輝度の差が大きい2つの領域を関心領域とすることができる。この2つの関心領域を用いることで、腫瘍の種別の判別精度が向上する。よって、高い精度で肝腫瘍の種別の判定を行うことができる。

【 0 1 3 6 】

（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 3 7 】

（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また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 3 8 】

（２）上記の各装置を構成する構成要素の一部または全部は、１個のシステムLSI（Large Scale Integration：大規模集積回路）から構成されていてもよい。システムLSI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LSI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LSIは、その機能を達成する。

【 0 1 3 9 】

（３）上記の各装置を構成する構成要素の一部または全部は、各装置に脱着可能なICカードまたは単体のモジュールから構成されていてもよい。前記ICカードまた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カードまたは前記モジュールは、上記の超多機能LSI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カードまたは前記モジュールは、その機能を達成する。このICカードまた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 4 0 】

（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 4 1 】

また、本発明は、前記コンピュータプログラムまた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 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

10

20

30

40

50

ている前記デジタル信号であるとしてもよい。

【0142】

また、本発明は、前記コンピュータプログラムまたは前記デジタル信号を、電気通信回線、無線または有線通信回線、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。

【0143】

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ものとしてもよい。

【0144】

また、前記プログラムまた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、または前記プログラムまた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ものとしてもよい。

【0145】

(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ものとしてもよい。

【0146】

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またはプロセッサなどのプログラム実行部が、ハードディスクまた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画像復号化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。

【0147】

すなわち、このプログラムは、コンピュータに、被検体内の対象組織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、前記画像形成ステップにおいて形成された前記超音波画像上の前記対象組織に対応する対象領域内に、互いに異なる2つの領域である第一関心領域及び第二関心領域を設定する関心領域設定ステップと、前記関心領域設定ステップにおいて設定された前記第一関心領域内の輝度と、前記第二関心領域内の輝度との差を、特徴量として抽出する特徴量抽出ステップと、前記特徴量抽出ステップにおいて抽出された前記特徴量に基づいて、前記対象組織の種別を判定する種別判定ステップとを実行させる。

【0148】

以上、本発明の一つまた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、本発明の一つまた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】

【0149】

本発明に係る腫瘍種別判定法および腫瘍種別判定法は、造影超音波による質的診断に利用可能性がある。

【符号の説明】

【0150】

- | | |
|-----|----------|
| 1 | 超音波診断装置 |
| 60 | 関心区間 |
| 61 | 関心区間の特徴量 |
| 80 | 所定パターン |
| 81 | 入力パターン |
| 101 | 超音波プローブ |

10

20

30

40

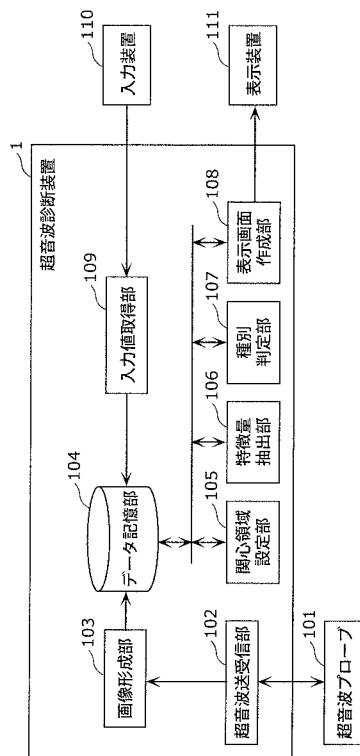
50

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 特徴量抽出部
 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 表示画面（通常モード）
 G 1 1 超音波画像
 G 1 2、G 2 3 A、G 2 3 B、R 1 0 腫瘍の関心領域
 G 1 3、G 2 4 A、G 2 4 B、R 1 1 実質の関心領域
 G 2 0 表示画面（造影モード）
 G 2 1 造影画像
 G 2 2 組織画像
 G 2 5 特徴量の推移
 R 1 2 腫瘍中央の関心領域
 R 3 0 正の最大エッジ
 R 3 1 負の最大エッジ

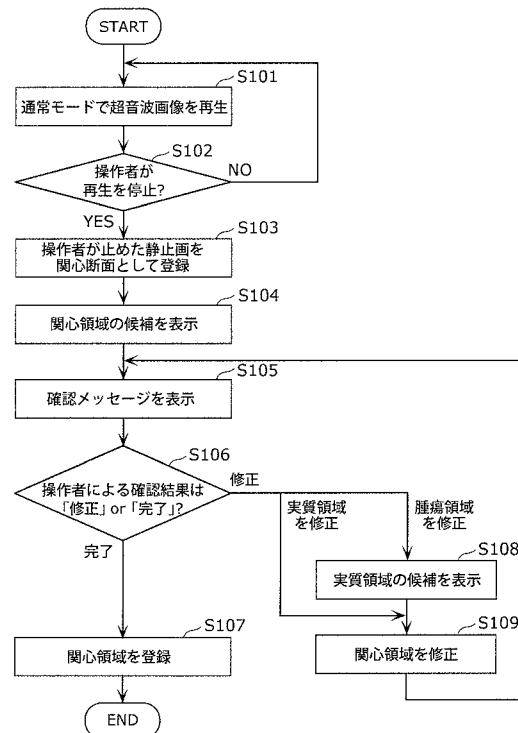
10

20

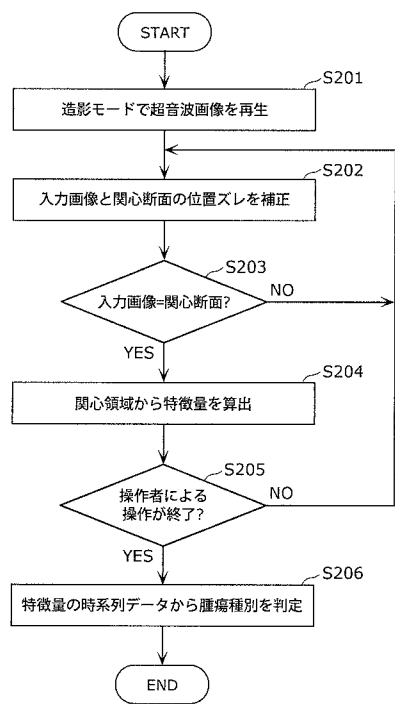
【図 1】



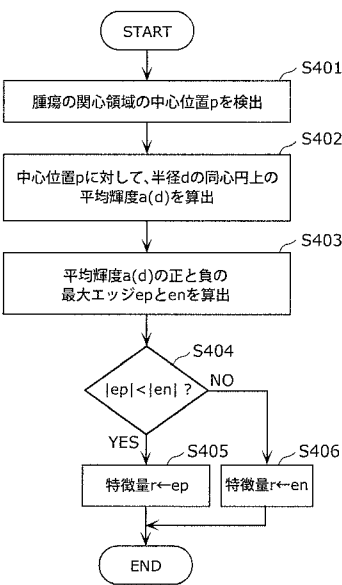
【図 2 A】



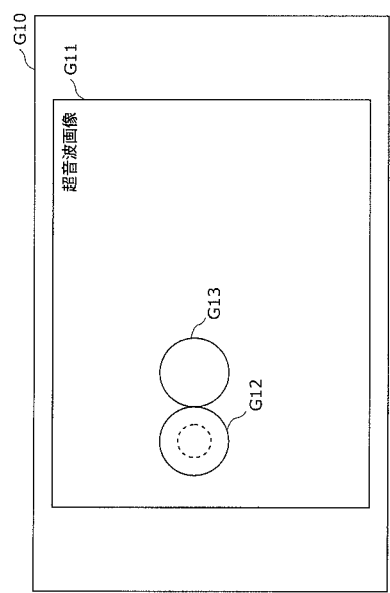
【図 2 B】



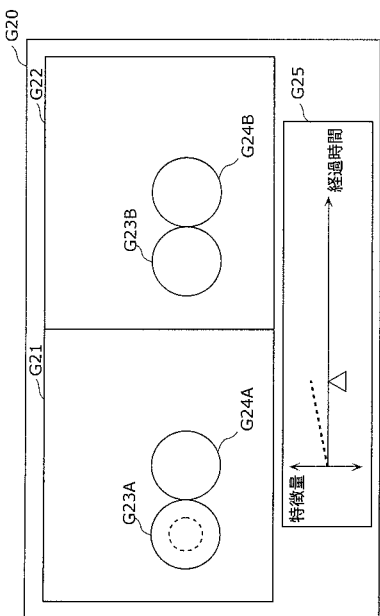
【図 2 C】



【図 3 A】



【図 3 B】



【図 3 C】

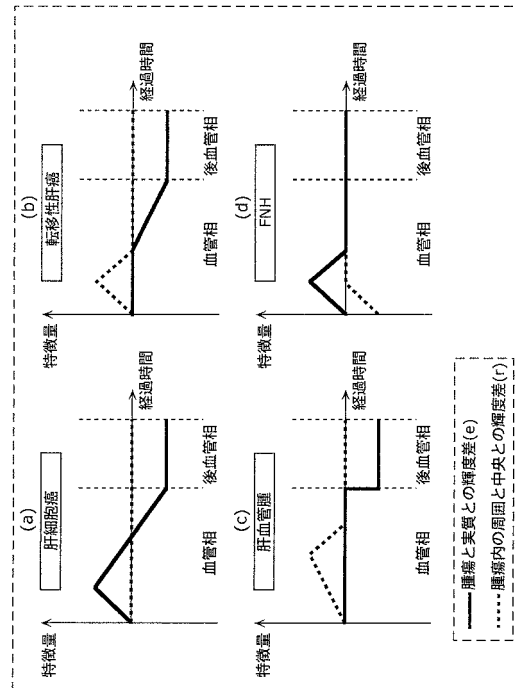
種別判定結果		
悪性	肝細胞癌	85%
	移転性肝癌	15%
良性	肝血管腫	5%
	FNH	5%

【図 4】

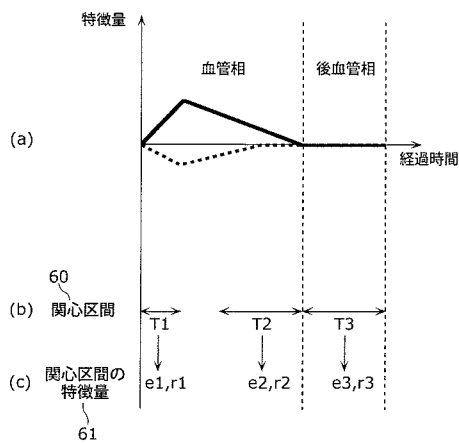
	血管相		門脈相	後血管相
	動脈相	静脈相		
肝細胞癌	hyper	iso	hypo	hypo
移行性肝癌	hyper	ring	hypo	hypo
肝血管腫	ring→	ring→	hypo	hypo
FNH	center→	iso	iso	iso
悪性				
良性				

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 中央バタン

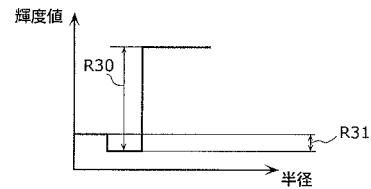
【図 5】



【図 6】



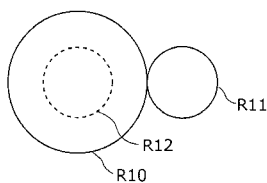
【図 7 B】



【図 8】

80			81		
7	7	7	22	19	21
7	2	7	17	1	18
7	7	7	22	19	20

【図 7 A】



【手続補正書】

【提出日】平成24年10月25日(2012.10.25)

【手続補正 1】

【補正対象書類名】特許請求の範囲

【補正対象項目名】全文

【補正方法】変更

【補正の内容】

【特許請求の範囲】

【請求項 1】

被検体内の対象組織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、

前記画像形成部が形成した前記超音波画像上の前記対象組織に対応する対象領域内に、
互いに異なる2つの領域である第一関心領域及び第二関心領域を設定する関心領域設定部
と、

前記関心領域設定部が設定した前記第一関心領域内の輝度と、前記第二関心領域内の輝
度との差を、特徴量として抽出する特徴量抽出部と、

前記特徴量抽出部が抽出した前記特徴量に基づいて、前記対象組織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】

前記関心領域設定部は、さらに、

前記超音波画像上の前記対象領域外に、第三関心領域を設定し、

前記特徴量抽出部は、

前記第一関心領域内の輝度及び前記第三関心領域内の輝度の差と、前記第一関心領域内
の輝度及び前記第二関心領域内の輝度の差とを前記特徴量として抽出する

請求項 1 に記載の超音波診断装置。

【請求項 3】

前記特徴量抽出部は、さらに、

前記対象領域内の中心部から周辺部へ、又は、周辺部から中心部へ向かう方向における
絶対値の最も大きい輝度勾配を、前記差として抽出する

請求項 1 または 2 に記載の超音波診断装置。

【請求項 4】

前記関心領域設定部は、

前記対象領域の中心部を中心とする略楕円形状の前記第二関心領域を設定し、かつ、前
記対象領域の中心部を中心とする、前記第二関心領域より大きい領域を含む略楕円形状の
うち前記第二関心領域を除く領域を第一関心領域と設定する

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】

前記関心領域設定部は、

前記対象領域の中心部を中心とする略円形状の前記第二関心領域を設定し、かつ、前記
対象領域の中心部を中心とする、前記第二関心領域より大きい領域を含む略円形状のうち
前記第二関心領域を除く領域を第一関心領域と設定する

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】

前記特徴量抽出部は、

前記対象領域内の中心部から周辺部へ、又は、周辺部から中心部へ向かう方向における
輝度勾配の絶対値が最大となる位置、及び、前記対象領域の中心部の距離と、前記第一関
心領域内の輝度及び前記第二関心領域内の輝度の差とを前記特徴量として抽出する

請求項 1 ～ 5 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 7】

前記関心領域設定部は、

前記対象領域の中心部から周辺部へ向かう方向における輝度勾配の絶対値が最大となる位置より前記中心部に近い方に前記第二関心領域を設定し、当該位置より前記中心部から遠い方に前記第一関心領域を設定する

請求項 1 ～ 6 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 8】

前記特徴量抽出部は、

複数の期間のそれぞれにおける前記第一関心領域内の輝度と、前記第二関心領域内の輝度との差を、前記特徴量として抽出し、

前記種別判定部は、

前記複数の期間のそれぞれにおける前記特徴量に基づいて、前記対象組織の種別を判定する

請求項 1 ～ 7 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 9】

前記種別判定部は、

特徴量の複数のパターンと対象組織の複数の種別との対応付けを参照することで、前記対象組織の種別を、前記特徴量抽出部が抽出した前記特徴量に適合するパターンに対応する種別と判定する

請求項 1 ～ 8 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 10】

前記種別判定部は、

前記特徴量に基づいて、前記対象組織の種別を、肝細胞癌、転移性肝癌、肝血管腫、または、FNH (f o c a l n o d u l a r h y p e r p l a s i a) と判定する

請求項 1 ～ 9 のいずれか 1 項に記載の超音波診断装置。

【請求項 11】

被検体内の対象組織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、

前記画像形成ステップにおいて形成された前記超音波画像上の前記対象組織に対応する対象領域内に、互いに異なる 2 つの領域である第一関心領域及び第二関心領域を設定する関心領域設定ステップと、

前記関心領域設定ステップにおいて設定された前記第一関心領域内の輝度と、前記第二関心領域内の輝度との差を、特徴量として抽出する特徴量抽出ステップと、

前記特徴量抽出ステップにおいて抽出された前記特徴量に基づいて、前記対象組織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 12】

請求項 11 に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 13】

被検体内の対象組織の種別を判定する集積回路であって、

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、

前記画像形成部が形成した前記超音波画像上の前記対象組織に対応する対象領域内に、互いに異なる 2 つの領域である第一関心領域及び第二関心領域を設定する関心領域設定部と、

前記関心領域設定部が設定した前記第一関心領域内の輝度と、前記第二関心領域内の輝度との差を、特徴量として抽出する特徴量抽出部と、

前記特徴量抽出部が抽出した前記特徴量に基づいて、前記対象組織の種別を判定する種別判定部とを備える

集積回路。

【請求項 14】

被検体内の対象組織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、

前記画像形成部が形成した前記超音波画像上の前記対象組織に対応する対象領域内に第一
関心領域を設定し、前記超音波画像上の前記対象領域外に第三関心領域を設定する関心
領域設定部と、

前記第一関心領域内の輝度と、前記第三関心領域内の輝度との差を、特徴量として抽出
する特徴量抽出部と、

前記特徴量抽出部が抽出した前記特徴量に基づいて、前記対象組織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 15】

被検体内の対象組織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、

前記画像形成ステップにおいて形成された前記超音波画像上の前記対象組織に対応する
対象領域内に第一関心領域を設定し、前記超音波画像上の前記対象領域外に第三関心領域
を設定する関心領域設定ステップと、

前記第一関心領域内の輝度と、前記第三関心領域内の輝度との差を、特徴量として抽出
する特徴量抽出ステップと、

前記特徴量抽出ステップにおいて抽出された前記特徴量に基づいて、前記対象組織の種
別を判定する種別判定ステップとを備える

超音波診断方法。

【請求項 16】

請求項 15 に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。

【国際調査報告】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/003685

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)

A61B8/00, A61B5/00

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	1996-2012
Kokai Jitsuyo Shinan Koho	1971-2012	Toroku Jitsuyo Shinan Koho	1994-2012

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2011-78514 A (Toshiba Corp.), 21 April 2011 (21.04.2011), paragraphs [0015] to [0019], [0036] to [0037]; fig. 2, 3 (Family: none)	1-13
A	JP 2009-95512 A (GE Medical Systems Global Technology Co., L.L.C.), 07 May 2009 (07.05.2009), paragraphs [0089] to [0094]; fig. 17 (Family: none)	1-13
A	WO 2009/060751 A1 (Hitachi Medical Corp.), 14 May 2009 (14.05.2009), paragraphs [0058] to [0062]; fig. 11 & US 2010/0256493 A1 & EP 2208465 A1	1-13

☒ 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
30 August, 2012 (30.08.12)Date of mailing of the international search report
11 September, 2012 (11.09.12)Name and mailing address of the ISA/
Japanese Patent Office

Authorized officer

Facsimile No.

Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2012/003685

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	US 5984870 A (Maryellen L.Giger), 16 November 1999 (16.11.1999), entire text; all drawings & WO 1999/004680 A2 & AU 8579698 A	1-13
A	JP 2007-20731 A (Matsushita Electric Industrial Co., Ltd.), 01 February 2007 (01.02.2007), paragraphs [0022] to [0028] (Family: none)	1-13
A	JP 2004-321582 A (Toshiba Corp.), 18 November 2004 (18.11.2004), entire text; all drawings (Family: none)	1-13

国際調査報告		国際出願番号 PCT/JP2012/003685									
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. A61B8/00, A61B5/00											
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 <table border="0"> <tr> <td>日本国実用新案公報</td> <td>1922-1996年</td> </tr> <tr> <td>日本国公開実用新案公報</td> <td>1971-2012年</td> </tr> <tr> <td>日本国実用新案登録公報</td> <td>1996-2012年</td> </tr> <tr> <td>日本国登録実用新案公報</td> <td>1994-2012年</td> </tr> </table>				日本国実用新案公報	1922-1996年	日本国公開実用新案公報	1971-2012年	日本国実用新案登録公報	1996-2012年	日本国登録実用新案公報	1994-2012年
日本国実用新案公報	1922-1996年										
日本国公開実用新案公報	1971-2012年										
日本国実用新案登録公報	1996-2012年										
日本国登録実用新案公報	1994-2012年										
国際調査で利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)											
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 2011-78514 A (株式会社東芝) 2011.04.21, 段落番号【0015】 ～【0019】、【0036】～【0037】、【図2】、【図3】 (ファミリーなし)	1-13									
A	JP 2009-95512 A (ジーイー・メディカル・システムズ・グローバル・ テクノロジー・カンパニー・エルエルシー) 2009.05.07, 段落番号【0089】～【0094】、【図17】 (ファミリーなし)	1-13									
☒ 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 30.08.2012		国際調査報告の発送日 11.09.2012									
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) 五関 統一郎 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	2Q 2904								

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 2 / 0 0 3 6 8 5
C (続き) . 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	WO 2009/060751 A1 (株式会社日立メディコ) 2009.05.14, 段落番号【0058】～【0062】、【図11】 & US 2010/0256493 A1 & EP 2208465 A1	1-13
A	US 5984870 A (Maryellen L. Giger) 1999.11.16, 全文、全図 & WO 1999/004680 A2 & AU 8579698 A	1-13
A	JP 2007-20731 A (松下電器産業株式会社) 2007.02.01, 段落番号【0022】～【0028】 (ファミリーなし)	1-13
A	JP 2004-321582 A (株式会社東芝) 2004.11.18, 全文、全図 (ファミリーなし)	1-13

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,ML,MR,NE,SN,TD,TG),AE,AG,AL,AM,AO,AT,AU,AZ,BA,BB,BG,BH,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,IS,JP,KE,KG,KM,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,PE,PG,PH,PL,PT,QA,RO,RS,RU,RW,SC,SD,SE,SG,SK,SL,SM,ST,SV,SY,TH,TJ,TM,TN,TR,TT,TZ,UA,UG,US,UZ,VC,VN,ZA

(特許庁注：以下のものは登録商標)

1 . B L U - R A Y D I S C

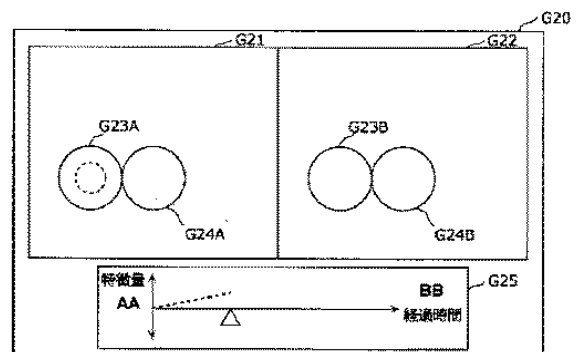
Fターム(参考) 4C601 DE06 DE10 EE09 JC05 JC06 JC07 JC13 JC37 KK25 LL38

(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	JPWO2012169177A1	公开(公告)日	2015-02-23
申请号	JP2012551017	申请日	2012-06-05
[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		
发明人	高木 一也 近藤 敏志		
IPC分类号	A61B8/00		
CPC分类号	A61B8/14 A61B8/085 A61B8/469 A61B8/5207 A61B8/5223		
FI分类号	A61B8/00		
F-TERM分类号	4C601/DE06 4C601/DE10 4C601/EE09 4C601/JC05 4C601/JC06 4C601/JC07 4C601/JC13 4C601/JC37 4C601/KK25 4C601/LL38		
代理人(译)	中岛四郎		
优先权	2011127505 2011-06-07 JP		
其他公开文献	JP5949558B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

超声波诊断装置(1)，其高精度地确定肝肿瘤的类型；以及图像形成单元(103)，其形成与在给予造影剂之后从对象接收的回波信号相对应的超声波图像。在与由图像形成单元(103)形成的超声图像上的目标组织相对应的目标区域中，感兴趣区域设置单元将作为两个不同区域的第一感兴趣区域和第二感兴趣区域设置为(105)和特征量提取单元(106)，其提取由关注区域设置单元(105)设置的第一关注区域中的亮度与第二关注区域中的亮度之间的差作为特征量，类型确定单元(107)基于由量提取单元(106)提取的特征量来确定目标组织的类型。



AA Feature quantity
BB Elapsed time