

(19) 日本国特許庁(JP)

再公表特許(A1)

(11) 国際公開番号

W02015/045424

発行日 平成29年3月9日(2017.3.9)

(43) 国際公開日 平成27年4月2日(2015.4.2)

(51) Int.Cl.

A61B 8/12 (2006.01)

F1

A61B 8/12

テーマコード(参考)

4C601

審査請求 未請求 予備審査請求 未請求 (全 24 頁)

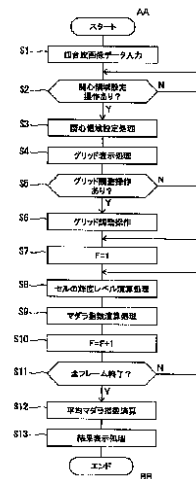
出願番号	特願2015-538922 (P2015-538922)	(71) 出願人	501083643
(21) 国際出願番号	PCT/JP2014/004999		学校法人慈恵大学
(22) 国際出願日	平成26年9月30日(2014.9.30)		東京都港区西新橋三丁目25番8号
(31) 優先権主張番号	特願2013-205201 (P2013-205201)	(71) 出願人	311005998
(32) 優先日	平成25年9月30日(2013.9.30)		株式会社インスピーディア
(33) 優先権主張国	日本国(JP)		愛知県刈谷市若松町5丁目47番地2
		(74) 代理人	100066980
			弁理士 森 哲也
		(74) 代理人	100103850
			弁理士 田中 秀▲てつ▼
		(74) 代理人	100105854
			弁理士 廣瀬 一
		(74) 代理人	100116012
			弁理士 宮坂 徹

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 医用画像処理装置、超音波診断装置、および医用画像処理方法

(57) 【要約】

造影所見の診断を適切に行なうための一助となり得る、超音波画像の不均一性を表すマダラ指数を演算する。そのために、超音波画像に対して設定された関心領域に対してグリッドを設定し(ステップS1~S6)、超音波画像のフレーム毎にグリッドで区分される各セルを3階調の輝度レベルに分類する(ステップS8)。各セルを順に対象セルとし、対象セルの上下左右のセルのうち3階調のいずれかの輝度レベルが設定されているセルを比較対象とし、対象セルの輝度レベルと比較対象のセルの輝度レベルとの差が2階調あるとき、まだらと判断し、1フレームにおけるまだらの数を表すマダラ指数を得る(ステップS9)。各フレームのマダラ指数の平均を平均マダラ指数として演算し(ステップS12)、これを表示装置に表示すると共にフレームの時系列にマダラ指数をグラフ表示する(ステップS13)。



S1 Ultrasonic image data input
 S2 Is there operation for region of interest setting?
 S3 Region of interest setting process
 S4 Grid display process
 S5 Is there operation for grid adjustment?
 S6 Grid adjustment process
 S7 Cell luminance level calculation process
 S8 All frames completed?
 S9 Average mottle index calculation
 S10 Result display process
 AA Start
 BB End

【特許請求の範囲】**【請求項 1】**

超音波造影剤を用いた時系列の超音波画像を表す超音波画像データをもとに超音波画像を表示装置に表示する表示処理部と、

前記表示装置に表示された超音波画像に対して関心領域を設定する入力操作部と、

当該入力操作部で設定された関心領域を複数のセルに区分する区分処理部と、

前記超音波画像データに基づき 1 フレーム毎に前記セルの輝度レベルを演算する輝度レベル演算部と、

前記セルのうちの 1 つを対象セルとし、前記セルのうち前記対象セルの周囲のセルの輝度レベルと前記対象セルの輝度レベルとの差をもとに不均一性を判断する処理を、前記対象セルを切り替えて繰り返し行なって、1 フレーム毎に不均一性の度合を演算する不均一性度合演算部と、

不均一性度合演算部で演算した 1 フレーム毎の不均一性の度合を時系列に出力する演算結果出力部と、を備えることを特徴とする医用画像処理装置。

【請求項 2】

前記不均一性度合演算部は、前記関心領域に含まれるセルのうち前記対象セルに隣接するセルそれぞれと前記対象セルとの間で前記輝度レベルを比較し、前記対象セルに対して前記輝度レベルの差がしきい値以上となるセルを不均一であるとしてカウントし、

1 フレーム毎の、前記関心領域に含まれるセルそれぞれのカウント結果の総和を、不均一性の度合を表す指数として演算することを特徴とする請求項 1 記載の医用画像処理装置。

【請求項 3】

前記演算結果出力部は、フレーム毎の前記指数を、時系列にグラフ表示することを特徴とする請求項 2 記載の医用画像処理装置。

【請求項 4】

前記演算結果出力部は、前記フレーム毎の前記指数の平均値を演算し、当該平均値を出力することを特徴とする請求項 3 記載の医用画像処理装置。

【請求項 5】

前記セル区分処理部は、前記関心領域を含むようにグリッド線を設定し、当該グリッド線で区分される領域を前記セルとし、

入力される前記グリッド線の間隔に応じて、前記グリッド線を設定することを特徴とする請求項 1 から請求項 4 のいずれか 1 項に記載の医用画像処理装置。

【請求項 6】

膀胱の鑑別に用いられることを特徴とする請求項 1 から請求項 5 のいずれか 1 項に記載の医用画像処理装置。

【請求項 7】

請求項 1 から請求項 6 のいずれか 1 項に記載の医用画像処理装置を備えることを特徴とする超音波診断装置。

【請求項 8】

超音波造影剤を用いた時系列の超音波画像を表す超音波画像データの処理方法であって、

前記超音波画像データをもとに超音波画像を表示装置に表示するステップと、

前記表示装置に表示された超音波画像に対して入力操作部により設定された関心領域を複数のセルに区分するステップと、

前記超音波画像データに基づき 1 フレーム毎に前記セルの輝度レベルを演算するステップと、

前記セルのうちの 1 つを対象セルとし、前記セルのうち前記対象セルの周囲のセルの輝度レベルと前記対象セルの輝度レベルとの差をもとに不均一性を判断する処理を、前記対象セルを切り替えて繰り返し行なって、1 フレーム毎に不均一性の度合を演算するステップと、

10

20

30

40

50

１フレーム毎の不均一性の度合を時系列に出力するステップと、を備えることを特徴とする医用画像処理方法。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【０００１】

本発明は、超音波造影剤が投与された被検体を撮影することで得られた超音波画像に対して画像処理を行なう、医用画像処理装置、超音波診断装置、および医用画像処理方法に関する。

【背景技術】

【０００２】

従来、膵癌の診断を行なう手段として、腹部超音波、コンピュータ断層撮影法（ＣＴ：Computed Tomography）、核磁気共鳴画像法（ＭＲＩ：Magnetic Resonance Imaging）、陽電子放射断層撮影（ＰＥＴ：Positron Emission Tomography）、内視鏡的逆行性胆膵管造影（ＥＲＣＰ：Endoscopic Retrograde Cholangiopancreatography）、超音波内視鏡検査（ＥＵＳ：endoscopic ultrasonography）、などを用いた様々な検査主技が用いられている。

この中で、ＥＵＳでは、体内操作で高周波数の超音波トランスデューサーを膵の近くに持っていくことができるため、その高い分解能により、膵実質、膵管、膵近傍臓器の詳細な観察が可能である。

【０００３】

また、電子式のトランスデューサーやドップラー機能の開発によりＥＵＳ下で膵病変を、穿刺針を用いて穿刺し、吸引細胞診を行なう手技（ＥＵＳ－ＦＮＡ（fine needle aspiration））も発達し、ＣＴやＭＲＩを凌駕する診断精度の向上が報告され、ＥＵＳは膵癌の診断において不可欠な検査手技となっている。

ところで、膵癌の２０～３５％に慢性膵炎が合併することが報告されており、慢性膵炎は膵癌の危険因子の一つであるとされている。膵癌の診断に最も感度が高いとされるＥＵＳやＥＵＳ－ＦＮＡの問題点として、慢性膵炎合併膵癌の診断精度が、非合併例に比べて低いことが指摘されている。これは、膵炎による炎症性良性腫瘍も膵癌と同様にＥＵＳ像では、ＥＵＳ画面で黒っぽく見える低エコーを呈し、ＥＵＳ－ＦＮＡで細胞を採取しても、強い炎症による細胞変化と癌細胞との鑑別が困難な場合があるからである。２００５年にVaradaraJuluらは、慢性膵炎非合併膵癌を検出するＥＵＳやＥＵＳ－ＦＮＡの感度は９１．３％であったのに対し、慢性膵炎合併膵癌を検出するＥＵＳやＥＵＳ－ＦＮＡの感度は７３．９％にすぎなかったと報告している。

【０００４】

近年、第２世代超音波造影剤が開発され、マイクロバブル等の超音波造影剤を検出する観測装置の開発により造影ＥＵＳが可能となった。造影ＣＴや造影ＭＲＩと、造影ＥＵＳとの大きな違いは、リアルタイムで病変の造影所見、つまり病変の血管構築と、血流動態などを観察することができることである。

このような造影剤を用いた検査において、ＴＩＣ（Time Intensity Curve）を用いた検査が行なわれることがある。ＴＩＣとは、超音波画像上に設定された関心領域（ＲＯＩ：Region of Interest）内の平均輝度の時間変化を示す時間輝度曲線であり、このＴＩＣを表示させることで、造影剤濃度の変化を観察することができ、造影剤の体内の循環の様子を定量的に把握し、被検体内の疾患の有無或いは程度を診断することができる（例えば、特許文献１参照）。

また、ＴＩＣを用いて診断を行なう場合、ＲＯＩ内に、ＴＩＣの観測対象部位である組織の他に、ＴＩＣの非観測対象部位が含まれている場合でも、ＴＩＣの観測対象部位のみについての時間輝度曲線を作成するようにしたもの（例えば、特許文献２参照）なども提案されている。

【先行技術文献】

【特許文献】

10

20

30

40

50

【 0 0 0 5 】

【特許文献 1】特開 2 0 0 5 - 9 5 3 7 6 号公報

【特許文献 2】特開 2 0 1 0 - 7 5 5 8 6 号公報

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 0 6 】

ところで、2010年にFusaroliらは、不均一な弱い造影所見が膵癌の特徴であり、造影により、EUSの慢性膵炎合併膵癌の診断精度が向上すると報告した。造影EUSに関する報告は未だ少なく、様々な面からの検証が必要であるが、造影EUSはこれまでのEUSやEUS-FNAの問題点を克服しうる可能性を秘めている。なお、造影EUSにおける“弱い”造影効果とは、病変内に造影剤があまり入ってこないこと、つまり、血管、血流が乏しく、経時的にみても病変全体が黒っぽく見えることを意味する。逆に、“強い”造影効果とは、造影剤がたくさん病変内に入り、つまり血管、血流が豊富であって、病変全体が白く見えることを意味する。また、“不均一性”とは病変内に白く見えるところと黒く見えるところが混在することを意味し、“均一性”とは病変内が均一に白く見えるか、均一に黒く見えることを意味する。

10

【 0 0 0 7 】

不均一な造影所見、弱い造影所見の診断はあくまでも施行医の経験や印象に左右され、日常臨床では、均一な強い造影所見に近い造影パターンを呈する膵癌も経験する。

そのため、造影EUS所見における、“均一”、“不均一”、“強い”、“弱い”といった所見により客観性も持たせ、どんな経験の医師でも正確に同じ診断ができる、また正常パターンに近い造影所見を示す膵癌も拾い上げるための手法が望まれている。

20

造影剤、つまり個々のパブルはEUS画像で、白いスポットとして捉えられるため、前述のように、病変内に関心領域(ROI)を設定し、ROI内の経時的な輝度の変化をグラフ化(数値化)して、臨床で使用されている。しかし、このソフトウェアはあくまでも輝度を数値化しているもので“強い”、“弱い”といった所見に客観性を持たせるものでしかなく、よりよい方法が望まれていた。

そこで、この発明は、上記従来の未解決の問題に着目してなされたものであり、経験や印象に左右されることなく、造影所見の診断を適切に行なうための一助となる情報を提供する医用画像処理装置、超音波診断装置、および医用画像処理方法を提供することを目的としている。

30

【課題を解決するための手段】

【 0 0 0 8 】

本発明の一態様によれば、超音波造影剤を用いた時系列の超音波画像を表す超音波画像データをもとに超音波画像を表示装置に表示する表示処理部と、表示装置に表示された超音波画像に対して関心領域を設定する入力操作部と、入力操作部で設定された関心領域を複数のセルに区分する区分処理部と、超音波画像データに基づき1フレーム毎にセルの輝度レベルを演算する輝度レベル演算部と、セルのうちの1つを対象セルとし、セルのうちの対象セルの周囲のセルの輝度レベルと対象セルの輝度レベルとの差をもとに不均一性を判断する処理を、対象セルを切り替えて繰り返し行なって、1フレーム毎に不均一性の度合を演算する不均一性度合演算部と、不均一性度合演算部で演算した1フレーム毎の不均一性の度合を時系列に出力する演算結果出力部と、を備える医用画像処理装置が提供される。

40

【 0 0 0 9 】

本発明の他の態様によれば、上記態様に記載の医用画像処理装置を備える超音波診断装置が提供される。

また、本発明の他の態様によれば、超音波造影剤を用いた時系列の超音波画像を表す超音波画像データをもとに超音波画像を表示装置に表示するステップと、表示装置に表示された超音波画像に対して入力操作部により設定された関心領域を複数のセルに区分するステップと、超音波画像データに基づき1フレーム毎にセルの輝度レベルを演算するステッ

50

ブと、セルのうちの１つを対象セルとし、セルのうち対象セルの周囲のセルの輝度レベルと対象セルの輝度レベルとの差をもとに不均一性を判断する処理を、対象セルを切り替えて繰り返し行なって、１フレーム毎に不均一性の度合を演算するステップと、１フレーム毎の不均一性の度合を時系列に出力するステップと、を備える医用画像処理方法が提供される。

【発明の効果】

【００１０】

本発明の一態様によれば、関心領域内の超音波画像について、輝度の不均一性の度合をフレーム毎に演算し、この不均一性の度合を、時系列に出力するようにしたため、脾臓と慢性脾炎など、超音波画像において不均一性の度合に差が生じる場合などに、関心領域内の超音波画像から得られた不均一性の度合を参照することによって鑑別の一助とすることができる。

10

【図面の簡単な説明】

【００１１】

【図１】本発明における医用画像処理装置の一例を示す概略構成図である。

【図２】解析装置の処理手順の一例を示すフローチャートである。

【図３】関心領域を設定した超音波画像の一例である。

【図４】関心領域を含むようにグリッドを設定した超音波画像の一例である。

【図５】セルの位置を説明するための説明図である。

【図６】マダラ指数演算処理の処理手順の一例を示すフローチャートである。

20

【図７】マダラ指数の演算方法を説明するための説明図である。

【図８】超音波造影剤を注射する前およびその後の変化を表す、脾臓症例の超音波画像の一例である。

【図９】超音波画像を表す表示画面の一例である。

【図１０】超音波画像およびセルの輝度レベルを表す表示画面の一例である。

【図１１】マダラ指数の経時的変化の一例を示すグラフおよび平均マダラ指数の表示画面の一例である。

【図１２】超音波造影剤を注射する前およびその後の変化を表す、慢性脾炎の超音波画像の一例である。

【図１３】超音波造影剤を注射する前およびその後の変化を表す、脾臓症例の超音波画像の一例である。

30

【発明を実施するための形態】

【００１２】

以下の詳細な説明では、本発明の実施形態の完全な理解を提供するように多くの特定の細部について記載される。しかしながら、かかる特定の細部がなくても１つ以上の実施態様が実施できることは明らかであろう。他にも、図面を簡潔にするために、周知の構造及び装置が略図で示されている。

以下、図面を参照して本発明の実施形態を説明する。

図１は、本発明における医用画像処理装置１０の概略構成の一例を示す構成図である。

本発明における医用画像処理装置１０は、超音波造影剤として例えばマイクロバブルを用い、これにより得た超音波画像データを処理対象としている。

40

【００１３】

図１に示すように、医用画像処理装置１０は、例えばパーソナルコンピュータなどで構成され、例えば超音波画像取得装置２０で取得した超音波画像データを記憶する超音波画像データ記憶装置１と、超音波画像データ記憶装置１に格納された超音波画像データに対して処理を行なう解析装置２と、解析装置２での解析に必要な各種設定を行なうためのマウスあるいはキーボードなどの入力装置３と、超音波画像データや、解析装置２での解析結果などを表示する表示装置４と、を備える。

超音波画像取得装置２０は、例えば、超音波診断装置などであって、超音波プローブを備え、被検体に超音波を送信し、被検体からの反射波を受信してその反射波に基づいて超

50

音波画像データを生成する。

【 0 0 1 4 】

図 2 は、解析装置 2 の処理手順の一例を示すフローチャートの一例である。

解析装置 2 は、まず、超音波画像データを入力しこれを超音波画像データ記憶装置 1 に格納する。また、入力した超音波画像データを表示装置 4 に表示する（ステップ S 1）。例えば、1 フレーム目の超音波画像を表示する。

超音波画像データは、超音波画像取得装置 2 0 から直接取得してもよく、あるいは、超音波画像取得装置 2 0 からの超音波画像データが格納された U S B (Universal Serial Bus) メモリなどの可搬型記憶媒体から取得してもよい。

【 0 0 1 5 】

ユーザが入力装置 3 を操作することにより、ユーザによって関心領域の設定操作が行なわれると（ステップ S 2）と、解析装置 2 は、設定された関心領域に応じて関心領域設定処理を行なう（ステップ S 3）。

ユーザによる関心領域の設定操作は、例えば図 3 に示すように、表示装置 4 に表示された超音波画像において、ユーザが解析対象とする部位を囲むように、複数点をマウスなどの表示装置 4 で選択することにより、選択された複数点を結ぶ線分で囲まれた領域を設定する。解析装置 2 では、表示装置 4 での複数点の選択操作に応じて選択された点どうしを順に線分で結んで表示し、選択された複数点を結ぶ閉じた領域を関心領域と認識する。関心領域の設定方法はこれに限るものではなく、例えば、円、楕円、矩形などを、解析対象とする部位を囲むように大きさを調整して表示することにより、関心領域として設定するようにしてもよく、解析対象とする部位を囲むように関心領域を設定することができれば、どのような方法であってもよい。

【 0 0 1 6 】

なお、解析装置 2 では、表示装置 4 に表示された超音波画像を、拡大あるいは縮小表示する操作、また超音波画像の表示範囲を移動する操作指示などが行なわれた場合には、指示に応じた処理を行なう。

解析装置 2 では、関心領域の設定操作が終了したならば、ステップ S 4 に移行し、例えば図 4 に示すようにグリッドを表示する。例えば、予め設定された本数の基本のグリッドを表示する。このとき、例えば、基準の縮尺におけるグリッドの間隔を予め定めておき、表示されている超音波画像の縮尺に応じて間隔を調整して表示する。また、ユーザにより設定された関心領域を含むように、グリッドを表示する。

【 0 0 1 7 】

そして、ユーザの入力装置 3 の操作により、グリッドの間隔あるいは本数、表示位置などの調整操作が行なわれた場合には（ステップ S 5）、行なわれた調整操作に応じて更新してグリッドを表示する（ステップ S 6）。

例えば、グリッド線の数として、縦横それぞれについて表示本数が指定されたならば、指定された本数のグリッドを表示する。またグリッド間隔として、縦横それぞれについて間隔が指定されたならば、指定された間隔でグリッドを表示する。例えば、基本のグリッドを表示した後に、グリッド線の縦横それぞれの表示本数や、間隔を、表示位置などを問い合わせる表示を行い、入力装置 3 での入力操作に応じてグリッドの調整を行なえばよい。

【 0 0 1 8 】

なお、ここでは、基本のグリッドをまず表示し、その後グリッドを調整する場合について説明したが、基本のグリッドは表示せずに、グリッド線の縦横それぞれの表示本数や、間隔、またグリッドの表示位置を問い合わせる表示を行い、入力された値、あるいは入力された表示位置に応じてグリッドを表示するようにしてもよい。

また、基本のグリッドは、関心領域の大きさやその縮尺と、適切なグリッド線の本数とを予め対応付けて記憶しておき、これに基づき、設定された関心領域の大きさやその縮尺に応じて適切なグリッド線の本数を自動的に特定し、特定したグリッド線を基本のグリッドの本数として表示するようにしてもよい。

10

20

30

40

50

【 0 0 1 9 】

例えば、関心領域が小さい場合には、グリッドを多数設定するとセルが細くなり、関心領域内のセルの不均一性がわかりにくくなる可能性があるが、超音波画像を拡大表示すると適度なグリッド本数となる可能性もある。逆に、グリッドの設定本数が少ないと、関心領域に含まれるセルの数が少なくなり過ぎ、セル間の輝度の不均一性がわかりにくくなる可能性がある。したがって、関心領域の大きさやその縮尺などに応じて適度な本数のグリッド線を設定することにより、関心領域に含まれるセルの不均一性をわかりやすくすることができる。

解析装置 2 では、グリッドの調整が終了すると、ステップ S 7 に移行し、超音波画像データのフレームを識別する変数 F を $F = 1$ とする。

10

【 0 0 2 0 】

そして、ステップ S 8 に移行し、変数 F で特定されるフレームについて、グリッドで区切られたセル毎に輝度の演算を行なう。すなわち、超音波画像データ記憶装置 1 から 1 フレーム分の超音波画像データを読み出し、この超音波画像データで表される超音波画像において、ステップ S 4 で設定されたグリッドで特定されるセル毎に、輝度の演算を行なう。すなわち、グリッドで区切られるセルの行を m 、列を n とすると、 $m \times n$ 個のセル全てについて輝度の演算を行なう。

なお、各フレームでは、グリッド設定時における超音波画像に対するグリッドの位置関係を満足するようにグリッドを設定し、このグリッドで特定されるセル毎に、輝度の演算を行なう。すなわち、各フレームにおいて、同一位置のセルが表す画像は、同一部位の画像を表すことになる。

20

【 0 0 2 1 】

セルの輝度の演算は次の手順で行なう。

なお、輝度の演算は、関心領域内のセルについてのみ行なう。関心領域外のセルについては、輝度の設定は行なわずそのセルは無効とする。また、セルに含まれる画素全てが、関心領域内に含まれるときにのみ有効とし、輝度の設定を行なう。例えば、1 つのセル内に関心領域の境界が存在するときには、このセルは無効とする。

そして、有効と判断されたセルに含まれる全ての画素の輝度データをもとに、その代表値を求める。例えば、全画素の輝度の合計値を代表値としてもよく、全画素の輝度の平均値、あるいは最頻値、最大値、最小値、中間値などを代表値としてもよい。

30

そして、求めた代表値をもとに、輝度のレベルに応じて 3 階調に分類する。例えば、黒、白、それ以外に分類し、例えば輝度が 0 ~ 2 5 5 の 2 5 6 階調で表されているときには、代表値が、輝度 0 以上 5 0 以下のときには輝度レベルは 0、輝度 5 1 以上 2 0 0 以下のときには輝度レベルは 1、輝度 2 0 1 以上 2 5 5 以下のときには輝度レベルは 2 と分類する。

【 0 0 2 2 】

なお、ここでは、セルに含まれる画素全てが関心領域内に含まれるときにのみ有効としているが、セルに含まれるいずれかの画素が関心領域内に含まれるときには有効とし、全ての画素が関心領域内に含まれないときにのみ無効としてもよい。あるいは、セルに含まれる画素のうち半分以上、あるいは 1 / 3 以上など、セルの何割かが関心領域内に含まれるときにのみ有効とみなすようにしてもよい。

40

なお、セルに含まれるいずれかの画素が関心領域内に含まれるときには有効とするようにした場合には、代表値を演算する際には、セルに含まれる画素のうち関心領域内に含まれる画素のデータのみについて代表値を求めるようにしてもよい。あるいは、セル内の関心領域に含まれる画素のデータをもとに、セルのうち関心領域に含まれない画素のデータを補間し、これに基づき代表値を求めるようにしてもよく、あるいは、関心領域に含まれない画素のデータも含めて、有効とみなしたセルに含まれる画素全てのデータをもとに代表値を求めるようにしてもよい。

【 0 0 2 3 】

また、3 階調の輝度レベルに分類しているが、これに限るものではなく、3 階調以上で

50

あれば任意数の輝度レベルに分類してもよい。3階調以上の輝度レベルに分類する場合には、上記と同様に、まだらと判断するためのしきい値 d_{th} を「2」と設定し、2階調以上輝度レベルに差があるときにまだらと判断するようにしてもよい。あるいは4階調以上の輝度レベルに分類した場合には2階調以上をまだらと判断してもよく、3階調以上をまだらと判断してもよい。しきい値 d_{th} は、輝度レベルの階調の数に応じて任意の値に設定することができる。例えば、5階調の輝度レベルに分類し、しきい値 $d_{th} = 2$ としたときには、輝度レベル0と輝度レベル3以上、輝度レベル1と輝度レベル4以上、輝度レベル2と輝度レベル5のときに、まだらと判断することになる。

このようにして、セルごとに輝度レベルを設定したならば、セルの位置と輝度レベルとを対応付けて所定の記憶領域に格納する。

10

【0024】

セルの位置は、例えば、次のように設定する。

例えば、図5に示すように、グリッド線が縦横5本ずつ設定され、5行×5行のセルに区分されているものとする。5行×5行のセルにおいて、左上のセルを1、右下のセルを25とする。つまり、グリッドで区分される m 行× n 列のセルを、左上のセルを1とし、右下のセルを最後として、左上から順にナンバリングする。

なお、セル内に関心領域の境界を含むセルを有効とするか無効とするか、あるいは、代表値をどのように演算するか、あるいは、輝度レベルを何階調に分類するか、などの条件により、セルの代表値すなわち輝度が決定され、これに基づき後述の不均一性の判断が行なわれる。そのため、これらセルの輝度を決定する前述の各種条件については、グリッド間隔あるいは縮尺、関心領域内の輝度のばらつきなどを考慮して、関心領域内の輝度のばらつきが、セルの輝度レベルに反映されるように設定すればよい。例えば、輝度レベルの演算を開始する前あるいは演算した後に、セル内に関心領域の境界を含むセルを有効とするか無効とするか、あるいは、代表値をどのように演算するか、あるいは、輝度レベルを何階調に分類するか、などを問い合わせる表示を、表示装置4に表示し、ユーザによる入力装置3での指示操作に応じた条件で動作するように構成する。そして、後述の図10に示すように、例えば演算した1フレーム内の各セルの輝度レベルを、実際の超音波画像と並べて表示装置4に表示することにより、関心領域内のセルの輝度レベルのばらつきを確認した後、再度、条件を変更してセルごとの輝度レベルを導くように構成してもよい。

20

【0025】

なお、セルごとの輝度レベルは、全てのフレームについて同一条件で導く。

このようにして、変数 F で特定されるフレームについて、セル毎の輝度レベルを演算する。

30

変数 F で特定されるフレームについてセル毎の輝度レベルを演算したならば、ステップ S_9 に移行し、次に、変数 F で特定される1フレーム内のセルの輝度の不均一性の度合を表すマダラ指数を演算する。

このマダラ指数の演算は、図6に示すマダラ指数演算処理の処理手順にしたがって行なう。

【0026】

まず、グリッドで区分される各セルを特定する変数 i 、すなわち、図6に示すように番号で特定されるセルを特定するための、変数を $i = 1$ とする(ステップ S_{21})。

40

次いで、ステップ S_{22} に移行し、変数 i で特定されるセルの輝度レベル $d(i)$ を所定の記憶領域から読み出し、この輝度レベル $d(i)$ は有効であるかを判断する。そして、輝度レベル $d(i)$ が有効であるとき、すなわち、セルが無効と設定されておらず、輝度レベルとして0、1、2のいずれかが設定されている場合には、ステップ S_{23} に移行する。

【0027】

このステップ S_{23} では、「 $i - I_{col} > 0$ かつ $d(i - I_{col})$ が有効であるか」を判断する。ここで、 I_{col} は、グリッドで区分されるセルの行数である。例えば図5の場合には、5行×5列に区分されるため、 I_{col} は5となる。

50

そして、 $i - Icol > 0$ かつ $d(i - Icol)$ が有効であるときには、ステップS24に移行し、「 $abs[d(i) - d(i - Icol)] > dth$ 」であるかを判断する。そして、「 $abs[d(i) - d(i - Icol)] > dth$ 」を満足するとき、ステップS25に移行し、マダラ指数Smを1だけカウントアップしてステップS26に進み、満足しないときにはそのままステップS26に進む。

【0028】

なお、ステップS24において、 $abs[X]$ は、Xの絶対値である。dthは、セルの輝度レベルの差を表すしきい値であって、ここでは、セルの輝度レベルを「0、1、2」の3階調に分類しているため、しきい値dthは「2」とし、輝度レベルに2階調以上の差があるか否かを判断している。

10

図5に示すセルの区分において、 $i - Icol > 0$ となるのは、2行目からであるため、ステップS23、ステップS24では、 $i = \alpha$ としたとき、セル α の上の行にセル α と隣接する関心領域内のセルがあるときに、セル α の輝度レベルと、セル α の上の行のセル α と隣接するセル($i(\alpha) - Icol$)の輝度レベルとを比較し、その差がしきい値dthより大きいとき、不均一すなわちまだらと判定している。

【0029】

そして、まだらと判定されるときステップS25に移行し、マダラ指数Smを1だけカウントアップする。

ステップS26では、「 $i + Icol < Iall + 1$ 、かつ $d(i + Icol)$ は有効であるか」を判断する。ここで、Iallは、グリッドで区分されるセルの総数である。例えば図5の場合には、5行×5列に区分されるため、Iallは「25」となる。

20

そして、 $i + Icol < Iall + 1$ 、かつ $d(i + Icol)$ が有効であるときにはステップS27に移行し、「 $abs[d(i) - d(i + Icol)] > dth$ 」であるかを判断する。そして、「 $abs[d(i) - d(i + Icol)] > dth$ 」を満足するときステップS28に移行し、マダラ指数Smを1だけカウントアップしてステップS29に進み、満足しないときにはそのままステップS29に進む。

【0030】

つまり、図5に示すセルの区分において、 $i + Icol < Iall + 1$ となるのは、最下行であるため、ステップS26、ステップS27では、 $i = \alpha$ としたとき、セル α の下に行にセル α と隣接する関心領域内のセルがあるときに、セル α の輝度レベルとセル α の下に行のセル α と隣接するセル($i(\alpha) + Icol$)の輝度レベルとを比較し、その差がしきい値dthより大きいとき、まだらと判定している。

30

ステップS29では、「 $(i - 1) \bmod Icol \neq 0$ かつ $d(i - 1)$ は有効であるか」を判断する。ここで、「 $X \bmod Y$ 」は、XをYで割り算した余りを表す。

【0031】

そして、 $(i - 1) \bmod Icol \neq 0$ かつ $d(i - 1)$ が有効であるときにはステップS30に移行し、「 $abs[d(i) - d(i - 1)] > dth$ 」であるかを判断する。そして、「 $abs[d(i) - d(i - 1)] > dth$ 」を満足するときステップS31に移行し、マダラ指数Smを1だけカウントアップしてステップS32に進み、満足しないときにはそのままステップS32に進む。

40

つまり、図5に示すセルの区分において、 $(i - 1) \bmod Icol \neq 0$ となるのは最左列を除く列であるため、ステップS29、ステップS30では、 $i = \alpha$ としたとき、セル α の左の列にセル α と隣接する関心領域内のセルがあるときに、セル α の輝度レベルとセル α の左の列のセル α と隣接するセル($i(\alpha) - 1$)の輝度レベルとを比較し、その差がしきい値dthより大きいとき、まだらと判定している。

【0032】

ステップS32では、「 $i \bmod Icol \neq 0$ かつ $d(i + 1)$ は有効であるか」を判断する。

$i \bmod Icol \neq 0$ かつ $d(i + 1)$ が有効であるときにはステップS33に移行し、「 $abs[d(i) - d(i + 1)] > dth$ 」であるかを判断する。そして、「

50

$abs[d(i) - d(i + 1)] > dth$ 」を満足するとき、ステップ S 3 4 に移行し、マダラ指数 S_m を 1 だけカウントアップしてステップ S 3 5 に進み、満足しないときにはそのままステップ S 3 5 に進む。

【0033】

つまり、図 5 に示すセルの区分において、 $i \bmod Icol \neq 0$ となるのは、最右列を除く列であるため、ステップ S 3 2、ステップ S 3 3 では、 $i = \alpha$ としたとき、セル α の右の列にセル α と隣接しかつ関心領域内のセルがあるときに、セル α の輝度レベルとセル α の右の列のセル α と隣接するセル $(i(\alpha) + 1)$ の輝度レベルとを比較し、その差がしきい値 dth より大きいとき、まだらと判定している。

ステップ S 3 5 では、変数 i を $i + 1$ に更新し、変数 i が $Iall + 1$ であるとき、つまり、全てのセルについてマダラ判定が終了したとき（ステップ S 3 6）、ステップ S 3 7 に移行し、マダラ指数 S_m を、フレームを識別する変数 F と対応付けて、所定の記憶領域に格納する。

これにより、フレーム F に対するマダラ指数演算処理が終了する。

【0034】

そして、図 2 に戻って、フレーム F に対するマダラ指数演算処理（ステップ S 9）が終了したことからステップ S 10 に移行し、フレーム変数 F を $F = F + 1$ に更新する。

そして、全フレームについてマダラ指数の演算が終了していなければ、ステップ S 8 に戻り、次のフレームについて、セルの輝度レベルを演算し（ステップ S 8）、マダラ指数演算処理を行なう（ステップ S 9）。

つまり、本実施形態では、超音波造影剤を用いて超音波画像を取得している。超音波造影剤は被検体に注射した後に体内に伝達されやがて消滅するため、得られる超音波画像は、超音波造影剤を被検体に注射した後、時間の経過と共に時々刻々と変化する。そのため、超音波造影剤を被検体に注射した後、観察対象部位の状況に応じた超音波画像を得ることができる有効期間（例えば 1 分間程度）内の超音波画像を解析対象として、その間の各フレームについてマダラ指数を演算する。なお、有効期間は、膵癌および膵炎の鑑別を行なう場合には例えば、超音波造影剤を注射した後 1 分間程度としているが、超音波画像取得装置 20 の性能や症例によっても異なるため、1 分間に限るものではなく、任意に設定することができる。

【0035】

そして、全てのフレームについてマダラ指数の演算を行なったならば、ステップ S 11 からステップ S 12 に移行し、全てのフレームのマダラ指数に基づきその平均値を演算しこれを平均マダラ指数とする。そして、各フレームにおけるマダラ指数を、例えば横軸を時間、縦軸をマダラ指数としてグラフ表示するとともに、平均マダラ指数を表示する（ステップ S 12）。以上により処理が終了する。

なお、ここでは、有効期間の平均マダラ指数を演算するようにしているが、平均マダラ指数を演算する期間をユーザが設定するようにしてもよい。例えば、有効期間におけるマダラ指数を時系列にグラフ表示した後、表示装置 4 に平均マダラ指数を演算する期間を問い合わせる表示を行う。そして、例えば、ユーザがマダラ指数の時系列のグラフを参照し、良好なマダラ指数が得られている区間を、入力装置 3 を操作することにより入力したとき、この入力装置 3 により設定された区間のマダラ指数について、平均マダラ指数を演算するようにしてもよい。同様に、マダラ指数を時系列に表したグラフについても、ユーザが入力装置 3 を設定することにより設定された区間についてのみ、マダラ指数を時系列にグラフ表示するようにしてもよい。

また、平均マダラ指数は必ずしも演算しなくてもよい。つまり、マダラ指数を時系列に表示させた段階で、マダラ指数が、どの範囲で推移しているかを大まかに視覚的に把握することができる。したがって、必ずしも平均マダラ指数を演算しなくてもよい。

【0036】

図 7 は、関心領域内のセルの輝度レベルの一例を示したものである。ここでは簡単のために、グリッドで区分されるセルからなるグリッド領域と関心領域とが一致しており、関

10

20

30

40

50

心領域内のセルが 5 行 × 5 列に区分されている場合について説明する。なお、図 7 において、白のセルは輝度レベルが「0」であることを表し、荒いハッチングが付されたセルは輝度レベルが「1」であることを表し、細かいハッチングが付されたセルは輝度レベルが「2」であることを表す。

グリッド領域は、図 5 に示すように左上から順にナンバリングされるため、図 7 に示すセルは、1 から 25 までナンバリングされる。

【0037】

図 7 (a) に示すように、時点「Time x 1」のフレームにおいて、3 行 3 列目のセル 13 のみが輝度レベル「2」であり、他のセルが「0」である場合、2 行 3 列目のセル 8 が対象セルである場合、セル 8 は、 $i (= 8) + Icol (= 5) < Iall (= 25) + 1$ を満足しかつ、 $d(i (= 8) + Icol (= 5))$ は有効であり、 $abs[d(i = 8) - d(i (= 8) + Icol (= 5))]$ $> dth (= 2)$ を満足する。そのため、セル 8 とセル 13 との関係はまだらと判断され、マダラ指数は $S_m = 1$ となる。

3 行 2 列目のセル 12 が対象セルである場合、セル 12 は、 $i (= 12) + Icol (= 5) < Iall (= 25) + 1$ かつ、 $d(i (= 12) + Icol (= 5))$ を満足し、 $abs[d(i = 12) - d(i (= 12) + Icol (= 5))]$ $> dth (= 2)$ を満足する。そのため、セル 12 とセル 13 との関係はまだらと判断され、マダラ指数は $S_m = 2$ となる。

【0038】

同様の手順で、3 行 3 列目のセル 13 が対象セルであるときには、セル 13 は、上下左右のセル 8、18、12、14 と、それぞれステップ S23、24、26、27、29、30、32、33 の関係を満足するため、マダラ指数 S_m は 6 となる。

さらに、3 行 4 列目のセル 14 が対象セルであるときには、セル 14 は、セル 13 と、ステップ S29、30 の関係を満足するため、マダラ指数 S_m は 7 となる。4 行 3 列目のセル 18 が対象セルであるときには、セル 18 は、セル 13 と、ステップ S22、23 の関係を満足するため、マダラ指数 S_m は 8 となる。その結果、時点「Time x 1」のフレームにおけるマダラ指数は $S_m = 8$ となる。

【0039】

同様に、図 7 (b) に示すように、時点「Time x 2」のフレームにおいて、2 行 2 列目のセル 7 および 2 行 3 列目のセル 8 が輝度レベル「2」、3 行 3 列目のセル 13 および 3 行 4 列目のセル 14 が輝度レベル「1」であり、他のセルが「0」である場合には、セル 2 とその下のセル 7 との間、セル 3 とその下のセル 8 との間、セル 6 とその右のセル 7 との間がまだらと判断される。また、セル 7 とその上 (セル 2)、その左 (セル 6)、その下 (セル 12) のそれぞれのセルとの間、セル 8 とその上 (セル 3)、その右 (セル 9) のそれぞれのセルとの間、セル 9 とその左のセル 8 との間、セル 12 とその上のセル 7 との間、がそれぞれまだらと判断される。その結果、時点「Time x 2」のフレームにおけるマダラ指数は $S_m = 10$ となる。

【0040】

同様に、図 7 (c) に示すように、時点「Time x 3」のフレームにおいて、1 行 2 列目のセル 2、2 行 2 列目のセル 7、および 4 行 3 列目のセル 18 が輝度レベル「2」、2 行 3 列目のセル 8 および 2 行 4 列目のセル 9 が輝度レベル「1」であり、他のセルが「0」である場合には、セル 1 とその右のセル 2 との間、セル 2 とその左 (セル 1) および右 (セル 3) のそれぞれのセルとの間、セル 3 とその左のセル 2 との間、セル 6 とその右のセル 7 との間、セル 7 とその左 (セル 6) およびその下 (セル 12) のそれぞれのセルとの間、セル 12 とその上のセル 7 との間、セル 13 とその下のセル 18 との間、セル 17 とその右のセル 18 との間、セル 18 とその上 (セル 13)、左 (セル 17)、右 (セル 19)、下 (セル 23) のそれぞれのセルとの間、セル 19 とその左のセル 18 との間、セル 23 とその上のセル 18 との間、がそれぞれまだらと判断される。その結果、時点「Time x 3」のフレームにおけるマダラ指数は $S_m = 16$ となる。

【0041】

同様に、図 7 (d) に示すように、時点「Time x 4」のフレームにおいて、1 行 4 列目のセル 4、3 行 2 列目のセル 1 2、5 行 2 列目のセル 2 2 および 5 行 2 4 列目のセル 2 4 が輝度レベル「2」、2 行 1 列目のセル 6、2 行 2 列目のセル 7、3 行 1 列目のセル 1 1、3 行 4 列目のセル 1 4 および 3 行 5 列目のセル 1 5 が輝度レベル「1」であり、他のセルが「0」である場合には、セル 3 とその右のセル 4、セル 4 とその左 (セル 3)、その右 (セル 5) および下 (セル 9) のそれぞれのセルとの間、セル 5 とその左のセル 4 との間、セル 9 とその上のセル 4 との間、セル 1 2 とその右 (セル 1 3) および下 (セル 1 7) のセルとの間、セル 1 3 とその左のセル 1 2 との間、セル 1 7 とその上 (セル 1 2) および下 (セル 2 2) との間、セル 1 9 とその下のセル 2 4 との間、セル 2 1 とその右のセル 2 2 との間、セル 2 2 とその上 (セル 1 7)、左 (セル 2 1)、右 (セル 2 3) のそれぞれのセルとの間、セル 2 3 とその左のセル 2 2 および右のセル 2 4 との間、セル 2 4 とその上 (セル 1 9)、その左 (セル 2 2) および右 (セル 2 5) のそれぞれのセルとの間、セル 2 5 とその左のセル 2 4 との間が、まだらと判断される。その結果、時点「Time x 4」のフレームにおけるマダラ指数は $S_m = 22$ となる。

10

【0042】

次に、上記実施形態の動作を説明する。

図 8 は、超音波造影剤としてマイクロバブルを用いて得た時系列の超音波画像の一例であって、典型的な膵癌症例の超音波画像である。膵内に低エコー腫瘍が認められる。一般に膵癌は、正常膵よりも低エコー (黒く) に見える。

超音波造影剤を被検体に注射すると造影剤は、白い点状のバブルとして腫瘍内に流入する。

20

図 8 の膵癌症例は、造影剤を投入する前 (図 8 (a))、投入から 15 秒後 (図 8 (b))、30 秒後 (図 8 (c))、45 秒後 (図 8 (d)) を表している。一見してわかるように腫瘍内にバブルが均一に流入せず、バブルが流入するところと、しないところとでムラができています。

【0043】

症例によってはバブルがほとんど入らない膵癌症例もあるが、典型的な膵癌症例では、図 8 のようなパターンでムラができる。

このような超音波画像を表す超音波画像データを解析装置 2 に読み込むと (ステップ S 1)、例えば図 9 に示すように表示装置 4 に超音波画像が表示される。

30

そして、ユーザの関心領域の操作に応じて関心領域を設定し (ステップ S 2、S 3)、さらにユーザのグリッド調整に応じてグリッドを設定すると、例えば図 10 の左側に示すように超音波画像上にグリッドが表示される (ステップ S 4 ~ S 6)。

【0044】

さらに、設定されたグリッドにしたがって、セルの輝度演算処理が行なわれると、例えば、図 10 の中央に示すようなセルごとの輝度レベルの演算結果が得られる (ステップ S 8)。

そして、セルごとの輝度レベルの演算結果に基づき、マダラ指数演算処理を行い (ステップ S 9)、この処理をフレームごとに行なうことによって、フレームごとのマダラ指数が得られる。

40

得られたフレームごとのマダラ指数は、図 11 に示すように時系列に表示装置 4 に表示され、さらにその平均マダラ指数が図 11 の右下に示すように、表示装置 4 に表示される (ステップ S 12)。

【0045】

例えば、図 11 の場合には、平均マダラ指数は約 20.67 として演算される。

なお、図 11 は、造影剤注射後、1 分間におけるマダラ指数を表したものである。

一方、図 12 は、典型的な慢性膵炎症例の超音波画像を示したものである。この場合も造影剤注射前 (図 12 (a))、造影剤注射後 15 秒後 (図 12 (b))、30 秒後 (図 12 (c))、45 秒後 (図 12 (d)) の超音波画像を示している。

図 12 (a) に示すように、炎症も通常の超音波では低エコーとして抽出される。造影

50

前には、臍内に低エコー腫瘤が認められる。しかしながら、これだけでは、腫瘍（癌）なのか炎症なのかの鑑別は困難である。

【 0 0 4 6 】

造影を行なうと、図 1 2 (b) ~ 図 1 2 (d) に示すように、白い点状に見えるバブルは低エコー腫瘤内に均一に流入し、ムラはほとんどできない。

図 8 の臍癌症例の場合と同様の手順で、造影開始後 1 分間における平均マダラ指数を演算したところ、「 6 」であり、図 8 に示す臍癌症例の場合（約 2 0 . 6 7 ）とは異なり、非常に低い値を示した。

図 1 3 は、臍癌症例の超音波画像を示したものである。臍内に低エコー腫瘤が認められるが、造影では見た目は図 8 の症例ほど造影剤の流入のムラが発生していない。

10

【 0 0 4 7 】

慣れた専門医がこの造影所見を見ると、正確に診断できるかもしれないが、この症例のように目に飛び込んでくる印象だけでは慢性臍炎と鑑別が難しい症例もある。この図 1 3 の臍癌症例について平均マダラ指数を演算すると、「 2 9 」となり、実際に数値化すると、慢性臍炎とは異なることがわかり、臍癌である可能性が高いと容易に診断することができる。

したがって、例えば、臍癌と臍炎との過去の症例を解析することなどによって、マダラ指数の演算に必要な各種条件について、臍癌と臍炎との鑑別に適した値を予め検出し、解析装置 2 の各種条件の初期値として設定しておく。

【 0 0 4 8 】

20

そして、このように各種条件が設定された解析装置 2 を用いて、臍癌あるいは臍炎症例の超音波画像を解析すれば、マダラ指数の推移および平均マダラ指数を得ることができる。そして、上述のように、臍癌の平均マダラ指数は、臍炎の平均マダラ指数に比較して大きな値となる傾向にあり、また、平均マダラ指数の取り得る値の範囲は、臍癌と臍炎とで比較的分けられる傾向にある。したがって、臍癌と臍炎との鑑別に比較的慣れた施行医、あるいは、超音波画像だけでは臍癌と臍炎との鑑別が困難な症例の場合などでも、平均マダラ指数やマダラ指数の推移を参照することによって、臍癌と臍炎との鑑別の一助とすることができる。

【 0 0 4 9 】

なお、症例によっては、臍癌であっても、臍癌の部位に超音波造影剤が入らず超音波画像が黒っぽい画像となり不均一性が得られない場合もある。このような場合には、平均マダラ指数は比較的低い値となり、一般的な臍癌や臍炎の平均マダラ指数から鑑別を行なうと、適切な鑑別を行なうことができない可能性がある。そのため、さらに、従来の T I C も同時に求め、その結果も、表示装置 4 に表示するように構成してもよい。このように、同一の超音波画像に対する、異なる解析手法による解析結果を表示することによって、一般的な臍癌や臍炎ではない症例であり、平均マダラ指数による鑑別では臍癌ではないと判断される場合であっても、T I C の結果からは臍癌と判断されることになり、両者の結果を用いることによって、より適切な鑑別を図ることができる。

30

【 0 0 5 0 】

また、上記実施形態においては、関心領域を含むようにグリッドを設定し、関心領域を矩形状のセルに区分する場合について説明したがこれに限るものではない。例えば、三角形、六角形など、セルどうしが重なることなく関心領域を同一形状の複数のセルで分割することができればどのような形状であってもよい。また、セルを千鳥配置にしてもよい。

40

また、1つのセルに対して上下左右のセルとその輝度レベルを比較し、輝度レベルの差がしきい値 d_{th} 以上であるときにまだらと判断しているが、これに限るものではない。例えば、1つのセルに対して斜めの関係にあるセルとその輝度レベルを比較するようにしてもよく、また、上下左右および斜めの関係にあるセル全てについて輝度レベルを比較するようにしてもよい。

【 0 0 5 1 】

また、1つのセルに対して上下左右のセルとその輝度レベルを比較する場合に限るもの

50

ではなく、例えば、隣接する同階調のセルは1つのセルとみなし、この隣接する同階調のセルからなる1つのセル群とその上下左右のセルとを比較するようにしてもよい。その場合、セル群に含まれる各セルと上下左右の関係にあるセルと、1つのセル群とを比較するようにしてもよい。例えばP個の同一階調の隣接するセルを1つのセル群としたとき、このセル群に含まれるP個の各セルについて、その上下の関係にある $P \times 2$ 個のセルそれぞれの輝度レベルと、1つのセル群の輝度レベルとを比較する。さらに、セル群に含まれるP個のセルのうち最左端のセルとその左側のセルとを比較し、同様に、セル群に含まれるP個のセルのうち最右端のセルとその右側のセルとを比較し、これらの差がしきい値 d_{th} 以上である個数を、このセル群に対するまだらの数として判断するようにしてもよい。あるいは1つのセル群と上下左右の関係にあるセルのうち、黒を除く同一階調のセルが連続し、かつセル群に含まれるセルの数と同数のセルが連続する複数のセルのみを比較対象とし、この連続する複数のセルを一つのセルとみなし、複数のセルと1つのセル群とについて輝度レベルを比較するようにしてもよい。例えばP個の黒を除く同一階調の隣接するセルを1つのセル群としたとき、このセル群の上下および左右のセルのうち、P個のセルが連続して同一階調であるときこのP個のセルを比較対象とし、比較対象とみなすことのできるP個のセルを一つのセルとして、P個のセルと1つのセル群とを比較し、これらの差がしきい値 d_{th} 以上である個数を、このセル群に対するまだらの数として判断するようにしてもよい。

10

【0052】

また、Pの数は、必ずしも黒を除く同一階調の連続するセルの数に限るものではなく、例えば2個あるいは3個など任意に設定することができ、まだらの判断対象のセルを1つとするのか、黒を除く同一階調の連続する複数のセルを1つのセルとみなして比較を行なうのか、いくつのセルを1つのセルとみなすのかといった条件や、あるいは、比較対象のセルを1つとするのか、同一階調の連続する複数のセルを1つのセルとみなして比較対象の1つのセルとするのか、などといった条件も、任意に設定することができる。

20

また、例えば、このように、まだらの判断対象のセルを1つとするか、あるいは黒を除く同一階調の連続する複数のセルを1つのセルとみなして比較を行なうか、いくつのセルを1つのセルとみなすか、あるいは、比較対象のセルを1つとするか、あるいは同一階調の連続する複数のセルを1つのセルとみなすか、また、判断対象のセルに対して比較対象とするセルとして、上下左右のセルとするか、斜めの関係にあるセルとするか、あるいはこれら両方のセルとするかなどといった条件を問い合わせる文章を表示装置4に表示し、入力装置3などをユーザが操作することにより、これら条件が設定されたならば、設定された条件にしたがってセルを比較するようにしてもよい。

30

【0053】

つまり、どのセルとどのセルとを比較するかによって得られるマダラ指数の数が増減し、また、関心領域を矩形で区切っているため、超音波画像で表される像の形状によってはまだらと判断されにくい可能性もある。したがって、前述のグリッド線の本数や、輝度レベルをいくつの階調に分類するかなども考慮して、セルの比較方法を設定することによって、輝度の不均一性をよりの確に判断することができる。

また、上記実施形態においては、医用画像処理装置10において、入力される超音波画像データに対して処理を行なう場合について説明したがこれに限るものではない。例えば、超音波画像データ自体を取得する、超音波診断装置などの超音波画像取得装置20側に図2に示す処理を組み込み、超音波画像取得装置20側で、超音波画像データを取得するとともに、平均マダラ指数の演算および表示も行なうようにしてもよい。

40

【0054】

また、上記実施形態においては、脾臓の超音波画像に対して処理を行なう場合について説明したがこれに限るものではない。例えば、肝臓、乳腺、前立腺、腎臓、など、超音波造影剤を用いて超音波画像を取得し、この超音波画像を用いて悪性か良性かなどを鑑別するような検査対象部位であれば適用することができ、超音波造影剤を用いて取得した超音波画像データであれば、適用することができる。

50

その場合には、不均一性の度合や、輝度のばらつきなどが、検査対象部位の種類あるいは超音波画像の測定方法などによって異なる可能性がある。そのときには、前述のマダラ指数の算出に影響を与える各種条件を、検査対象部位に応じて設定すればよい。

【 0 0 5 5 】

なお、上記実施形態において、入力装置 3 が入力操作部に対応し、図 2 のステップ S 1 の処理が表示処理部に対応し、ステップ S 2 ~ ステップ S 6 の処理が区分処理部に対応し、ステップ S 8 の処理が輝度レベル演算部に対応し、ステップ S 9 の処理が不均一性度合演算部に対応し、ステップ S 13 の処理が演算結果出力部に対応している。

また、本発明の範囲は、図示され記載された例示的な実施形態に限定されるものではなく、本発明が目的とするものと均等な効果をもたらす全ての実施形態をも含む。

さらに、本発明の範囲は、請求項により画される発明の特徴の組み合わせに限定されるものではなく、全ての開示されたそれぞれの特徴のうち特定の特徴のあらゆる所望する組み合わせによって画され得る。

【実施例】

【 0 0 5 6 】

医用画像処理装置 10 を用いて鑑別を行なった。

脾癌と脾炎とによる炎症性腫瘍の鑑別が問題となるのは、経験的に、2 ~ 3 cm の大きさ（領域）のものである。そこで、鑑別対象の症例として、鑑別上問題となりやすい約 2 cm 大の腫瘍（領域）を用いた。具体的には、最少 10 mm、最大 36 mm の大きさ（領域）であり、平均径は 22 . 4 mm、中央値は 23 mm の腫瘍を用いた。

また、このような約 2 cm 大の腫瘍（領域）に対して、10 × 10 のセル数、セルの輝度レベルを 5 段階に設定し、しきい値 d t h を「2」として輝度レベルに 2 階調以上の差があるときに、まだらと判断するように設定した。

その結果、得られたマダラ指数 S m の時系列的な変化、また、平均マダラ指数から、脾癌と慢性脾炎とを高い診断精度で鑑別することができることが、確認できた。

【符号の説明】

【 0 0 5 7 】

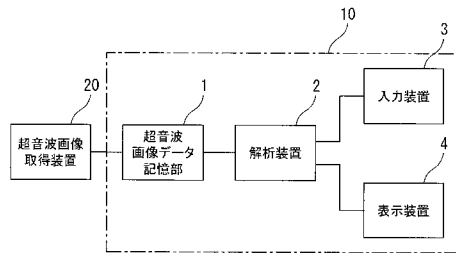
- 1 超音波画像データ記憶装置
- 2 解析装置
- 3 入力装置
- 4 表示装置
- 10 医用画像処理装置
- 20 超音波画像取得装置

10

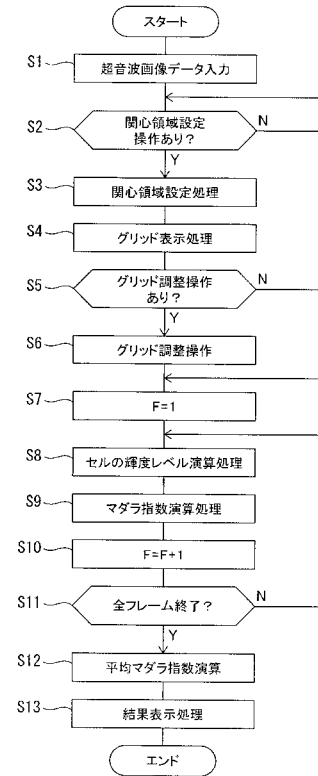
20

30

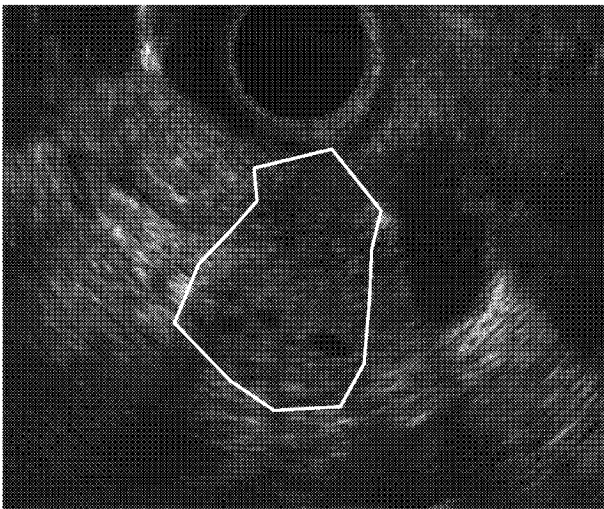
【図 1】



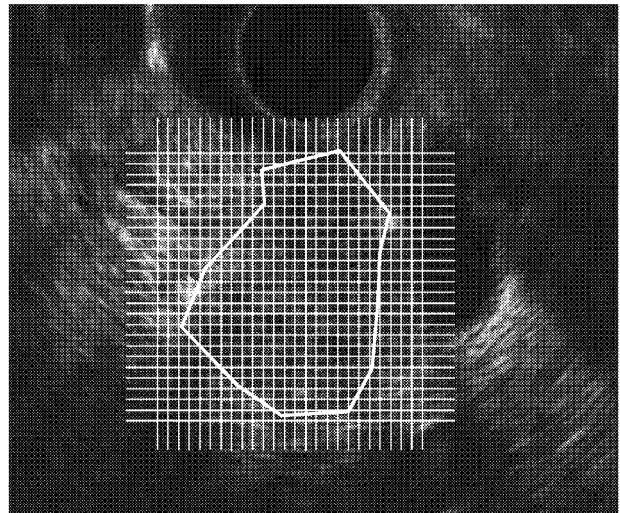
【図 2】



【図 3】



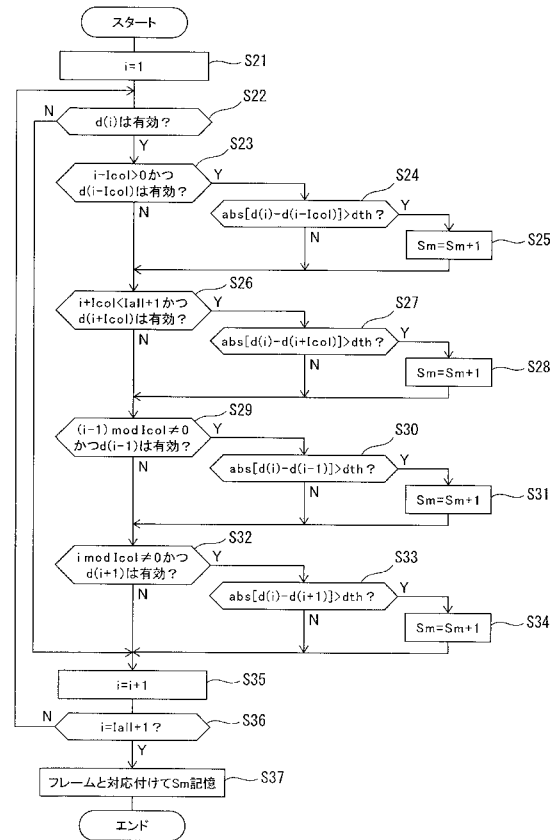
【図 4】



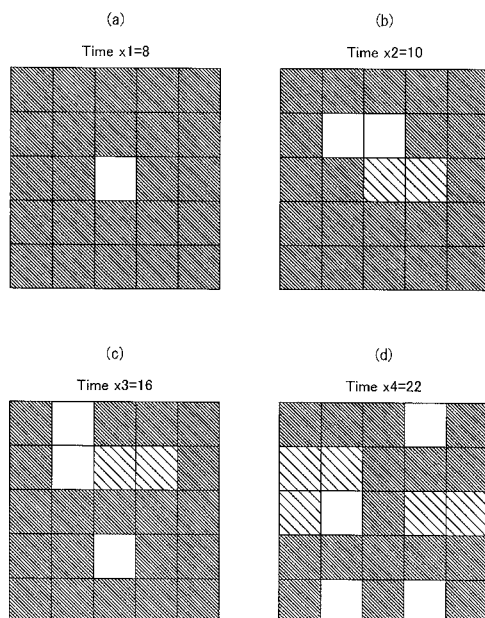
【図 5】

1	2	3	4	5
6	7	8	9	10
11	12	13	14	15
16	17	18	19	20
21	22	23	24	25

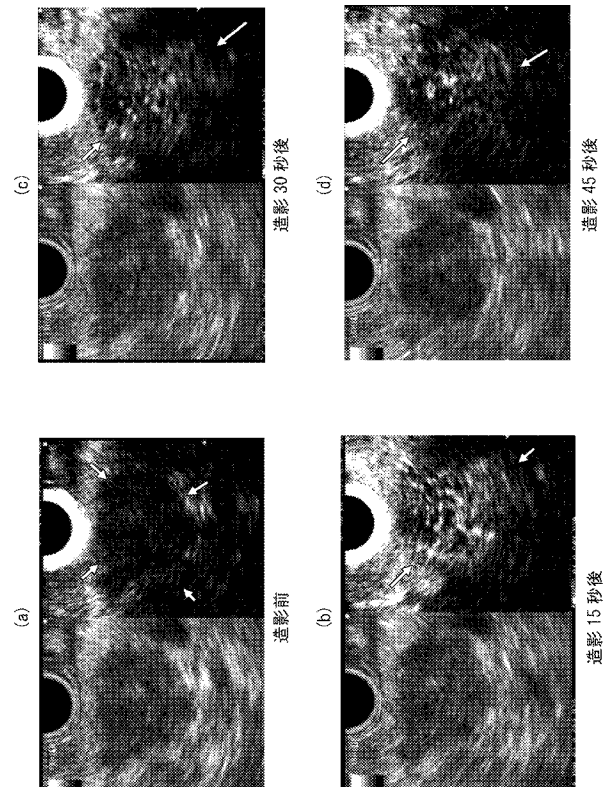
【図 6】



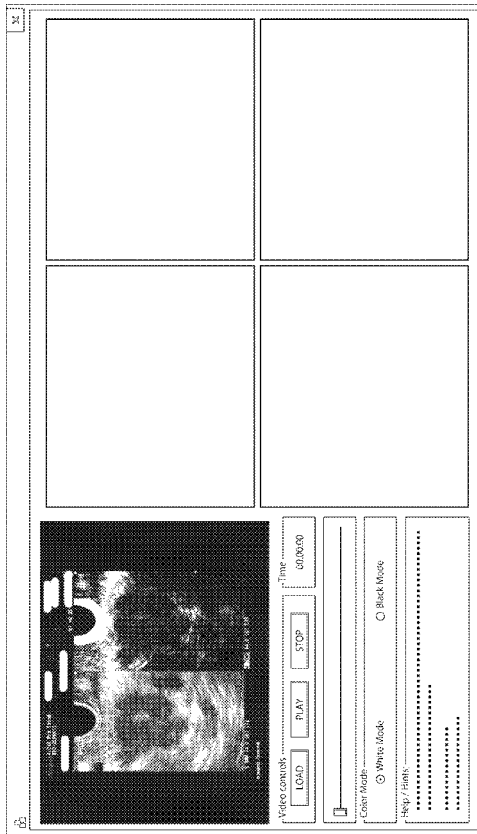
【図 7】



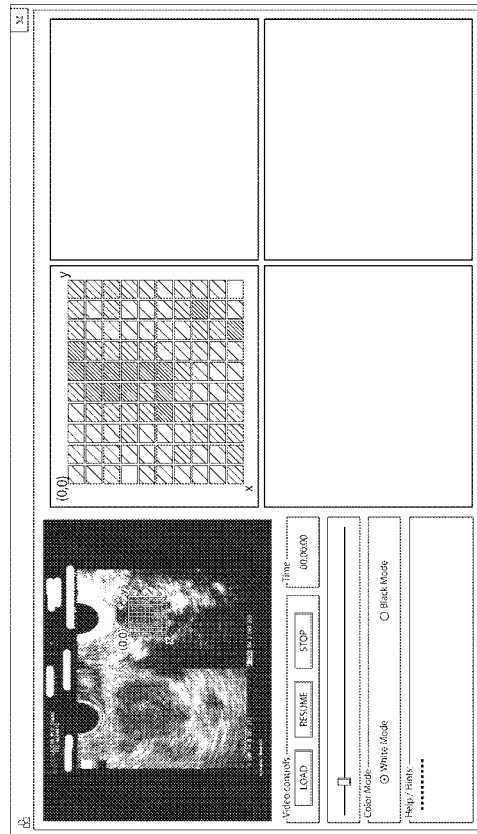
【図 8】



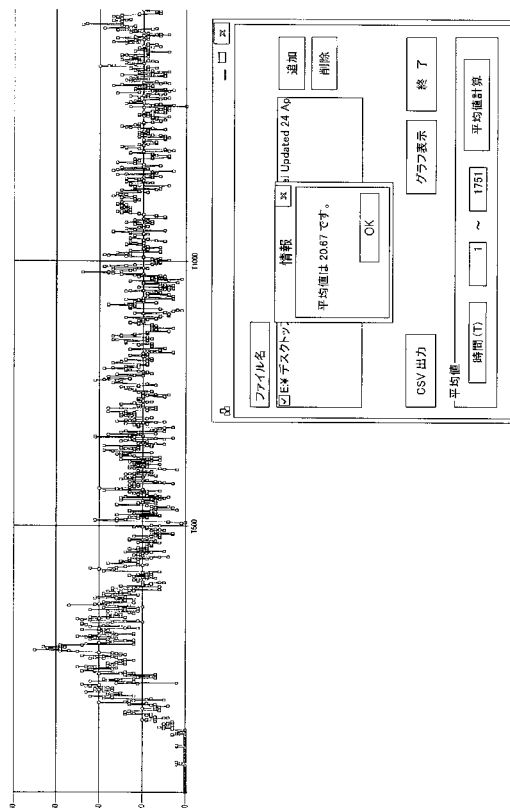
【図 9】



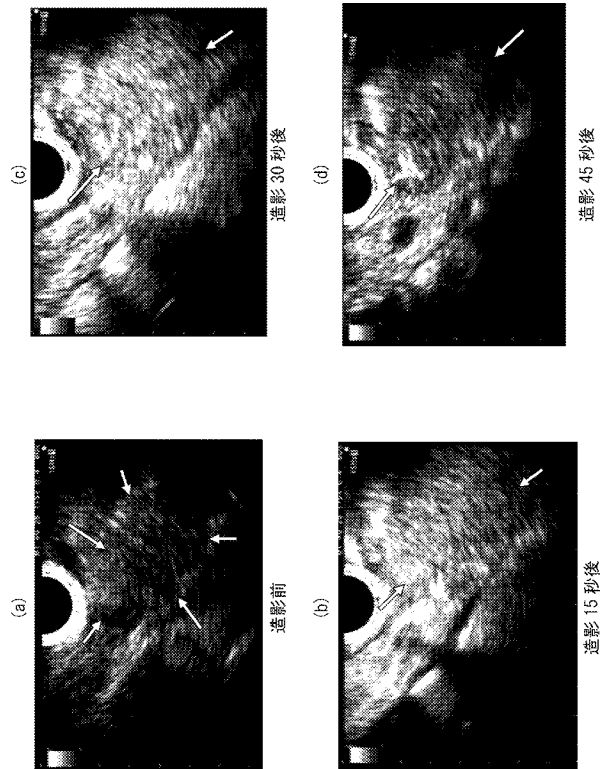
【図 10】



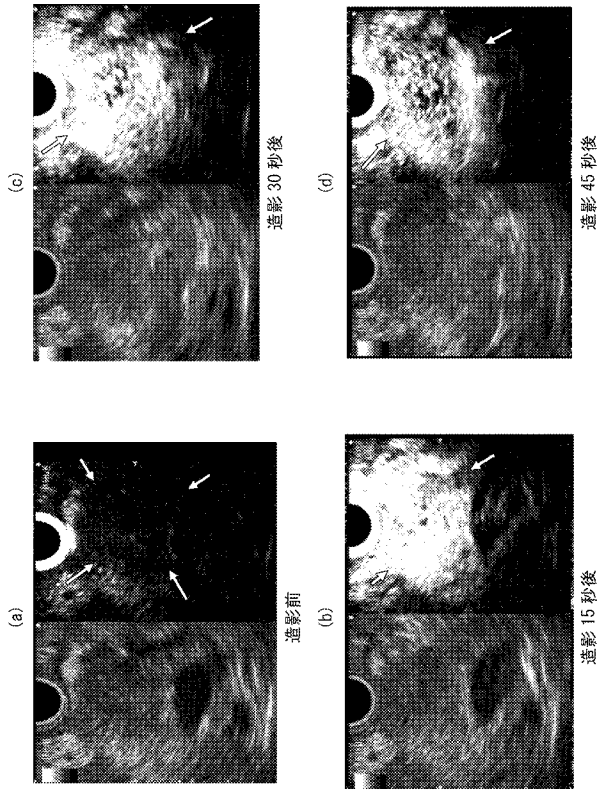
【図 11】



【図 12】



【図 13】



【 国際調査報告 】

INTERNATIONAL SEARCH REPORT		International application No. PCT/JP2014/004999
A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER A61B8/12(2006.01)i, A61B8/14(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) A61B8/12, A61B8/14 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 1996-2014 Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2014 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2014 Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used) JSTPlus/JMEDPlus/JST7580 (JDreamIII)		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	Kazuhiro MATSUNAGA, Hiroo IMAZU, Yoshinori KANAZAWA et al., "Zoei Harmonic EUS o Mochiita Jiko Men'ekisei Suien (AIP) to Suigan no Kanbetsu: Time intensity curve (TIC) o Mochiita Kanbetsu no Kokoromi", Gastroenterological Endoscopy, vol.52, special extra issue, Japan Gastroenterological Endoscopy Society, 10 September 2010 (10.09.2010), page 2551	1-8
A	Hiroo IMAZU, Hisao TAJIRI, "Contrast-enhanced Harmonic EUS", Saishin Igaku, the August 2013 issue, vol.68, no.8, Kabushiki Kaisha Saishin Igakusha, 10 August 2013 (10.08.2013), pages 1713 to 1719	1-8
☒ 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 12 December, 2014 (12.12.14)		Date of mailing of the international search report 22 December, 2014 (22.12.14)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office		Authorized officer
Facsimile No.		Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.

PCT/JP2014/004999

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	JP 2001-54520 A (Toshiba Corp.), 27 February 2001 (27.02.2001), fig. 3 to 5, 11 (Family: none)	1-8

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 4 / 0 0 4 9 9 9	
A. 発明の属する分野の分類（国際特許分類（IPC）） Int.Cl. A61B8/12(2006.01)i, A61B8/14(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. A61B8/12, A61B8/14			
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 1971-2014年 日本国実用新案登録公報 1996-2014年 日本国登録実用新案公報 1994-2014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） JSTPlus/JMEDPlus/JST7580(JDreamIII)			
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	松永和大、今津博雄、金澤慶典、他、造影ハーモニックEUSを用いた自己免疫性膵炎（AIP）と膵癌の鑑別：Time intensity curve（TIC）を用いた鑑別の試み，日本消化器内視鏡学会雑誌，第52巻臨時増刊号，社団法人 日本消化器内視鏡学会，2010.09.10，Page. 2551	1-8	
A	今津博雄、田尻久雄，超音波内視鏡の新展開 ―造影EUS―，最新医学，2013年8月号 第68巻・第8号，株式会社 最新医学社，2013.08.10，Page. 1713 - 1719	1-8	
☒ 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 12.12.2014		国際調査報告の発送日 22.12.2014	
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） 富永 昌彦 電話番号 03-3581-1101 内線 3292	

国際調査報告		国際出願番号 PCT/J P 2 0 1 4 / 0 0 4 9 9 9
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	JP 2001-54520 A (株式会社東芝) 2001.02.27, 図 3-5, 11 (ファミリーなし)	1-8

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, ST, 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, 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

(72)発明者 今津 博雄
東京都港区西新橋三丁目2番8号 学校法人慈恵大学内

(72)発明者 加藤 智弘
東京都港区西新橋三丁目2番8号 学校法人慈恵大学内

(72)発明者 高橋 真幸
愛知県刈谷市若松町五丁目4番地2

Fターム(参考) 4C601 DE06 FE01 JC04 JC05 JC07 JC37

(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)	医学图像处理设备，超声诊断设备和医学图像处理方法		
公开(公告)号	JPWO2015045424A1	公开(公告)日	2017-03-09
申请号	JP2015538922	申请日	2014-09-30
[标]申请(专利权)人(译)	学校法人慈惠大学 INSPEEDIA		
申请(专利权)人(译)	学校法人慈惠大学 有限公司一个快速		
[标]发明人	今津博雄 加藤智弘 高橋真幸		
发明人	今津 博雄 加藤 智弘 高橋 真幸		
IPC分类号	A61B8/12		
CPC分类号	A61B8/12 A61B8/469 A61B8/481 A61B8/5223 A61B8/5269 G06T7/0016 G06T2207/10132 G06T2207/30096 G16H50/30		
FI分类号	A61B8/12		
F-TERM分类号	4C601/DE06 4C601/FE01 4C601/JC04 4C601/JC05 4C601/JC07 4C601/JC37		
代理人(译)	森哲也 田中茂铁▲▼ 廣瀬 一 宮坂彻		
优先权	2013205201 2013-09-30 JP		
其他公开文献	JP6432910B2		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

计算代表超声图像不均匀性的Madara指数，这可以帮助正确诊断对比结果。因此，为针对超声图像设置的关注区域设置网格（步骤S1至S6），并且针对超声图像的每一帧将由网格划分的每个单元设置为3个灰度级的亮度水平。分类（步骤S8）。将每个单元依次设置为目标单元，并且将具有目标单元的上下，左，右三个单元的三个灰度中的任何一个的亮度级的单元设置为比较目标，并将目标单元的亮度级和比较目标单元的亮度级当存在2个色调的差异时，判断为有斑点，并且获得表示一帧中的斑点数目的Madara指数（步骤S9）。计算每个帧的Madara索引的平均值作为平均Madara索引（步骤S12），将其显示在显示装置上，并且以帧的时间序列图形地显示Madara索引（步骤S13）。

