

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5993653号  
(P5993653)

(45) 発行日 平成28年9月14日(2016.9.14)

(24) 登録日 平成28年8月26日(2016.8.26)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B 6/03 (2006.01)  
A 6 1 B 6/00 (2006.01)A 6 1 B 6/03 3 6 O D  
A 6 1 B 6/00 3 5 O M

請求項の数 11 (全 15 頁)

|           |                              |
|-----------|------------------------------|
| (21) 出願番号 | 特願2012-173396 (P2012-173396) |
| (22) 出願日  | 平成24年8月3日(2012.8.3)          |
| (65) 公開番号 | 特開2014-30623 (P2014-30623A)  |
| (43) 公開日  | 平成26年2月20日(2014.2.20)        |
| 審査請求日     | 平成27年8月3日(2015.8.3)          |

|           |  |
|-----------|--|
| (73) 特許権者 | 000001007<br>キヤノン株式会社<br>東京都大田区下丸子3丁目30番2号 |
| (74) 代理人  | 100076428<br>弁理士 大塚 康徳                     |
| (74) 代理人  | 100112508<br>弁理士 高柳 司郎                     |
| (74) 代理人  | 100115071<br>弁理士 大塚 康弘                     |
| (74) 代理人  | 100116894<br>弁理士 木村 秀二                     |
| (74) 代理人  | 100130409<br>弁理士 下山 治                      |
| (74) 代理人  | 100134175<br>弁理士 永川 行光                     |

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】画像処理装置、画像処理方法およびプログラム

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項 1】

すりガラス状の陰影およびコア領域を有する病変を画像から抽出する画像処理装置であつて、

前記画像の高画素値領域の画素値と当該高画素値領域よりも画素値の低い背景領域の画素値との間の画素値を有する画像領域である前記すりガラス状の陰影の候補領域の画素値の範囲を所定の画素値の範囲に変更する変更手段と、

前記変更手段で画素値の範囲が変更された画像から第一の特徴量を得る第一の特徴量抽出手段と、

前記画素値の範囲を変更する前の前記画像のコア領域から第二の特徴量を得る第二の特徴量抽出手段と、

前記第一の特徴量および前記第二の特徴量に基づいて前記画像から前記病変を抽出する抽出手段と、

を備え、

前記抽出手段は、前記第一の特徴量に対応する第一の値を出力する第一の識別手段と、前記第二の特徴量に対応する第二の値を出力する第二の識別手段とを備え、

前記抽出手段は、前記第一の値および前記第二の値に基づく合成データを生成し、前記合成データから前記病変の領域を抽出することを特徴とする画像処理装置。

## 【請求項 2】

前記変更手段は、前記候補領域を前記画像の高画素値領域と当該高画素値領域よりも画

10

20

素値の低い背景領域に基づいて抽出することを特徴とする請求項1に記載の画像処理装置。  
。

【請求項3】

前記第一の特徴量は、前記画素値を変更した領域から画素毎に算出される複数のテクスチャ特徴量であり、前記画素を含む所定の範囲の画素値の統計量に基づいて得られ、

前記第二の特徴量は前記高画素値領域から画素毎に算出される複数のテクスチャ特徴量であり、前記画素を含む所定の範囲の画素値の統計量に基づいて得られることを特徴とする請求項1に記載の画像処理装置。

【請求項4】

前記第一の特徴量および前記第二の特徴量はハラリックのテクスチャ統計量であること  
10 を特徴とする請求項3に記載の画像処理装置。

【請求項5】

前記第一の識別手段は、すりガラス状の陰影領域から算出された前記第一の特徴量を正解として予め学習したことを特徴とする請求項1に記載の画像処理装置。

【請求項6】

前記第二の識別手段は、高画素値領域から算出された前記第二の特徴量を正解として予め学習したことを特徴とする請求項1に記載の画像処理装置。

【請求項7】

前記抽出手段は強調画像の情報に基づいてグラフカットを用いて前記病変の領域を抽出する領域抽出手段を更に備えることを特徴とする請求項1乃至6のいずれか1項に記載の画像処理装置。  
20

【請求項8】

前記病変の領域を含む画像を注目画像領域として被写体の画像から取得する取得手段を更に備えることを特徴とする請求項1乃至7のいずれか1項に記載の画像処理装置。

【請求項9】

すりガラス状の陰影およびコア領域を有する病変を画像から抽出する画像処理方法であつて、

変更手段が、前記画像の高画素値領域の画素値と当該高画素値領域よりも画素値の低い背景領域の画素値との間の画素値を有する画像領域である前記すりガラス状の陰影の候補領域の画素値の範囲を所定の画素値の範囲に変更する変更工程と、  
30

第一の特徴量抽出手段が、前記変更工程で画素値の範囲が変更された画像から第一の特徴量を得る第一の特徴量抽出工程と、

第二の特徴量抽出手段が、前記画素値の範囲を変更する前の前記画像のコア領域から第二の特徴量を得る第二の特徴量抽出工程と、

抽出手段が、前記第一の特徴量および前記第二の特徴量に基づいて前記画像から前記病変を抽出する抽出工程と、  
を有し、

前記抽出工程は、前記第一の特徴量に対応する第一の値を出力する第一の識別工程と、前記第二の特徴量に対応する第二の値を出力する第二の識別工程とを有し、

前記抽出工程は、前記第一の値および前記第二の値に基づく合成データを生成し、前記合成データから前記病変の領域を抽出する  
40

ことを特徴とする画像処理方法。

【請求項10】

コンピュータを、請求項1乃至8のいずれか1項に記載の画像処理装置の各手段として機能させるためのプログラム。

【請求項11】

請求項10に記載のプログラムを記憶したコンピュータにより読み取り可能な記憶媒体。  
。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

30

40

50

**【0001】**

本発明は、画像から病変の領域を取得する画像処理技術に関する。

**【背景技術】****【0002】**

放射線科医の読影負担は年々増加しており、診断支援技術(Computer Aided Diagnosis)への期待がますます高まっている。肺結節の悪性度は結節の形状特徴などに基づいて判断されるため、計算機による鑑別診断(CADx)を行うにあたって、結節領域を正確に抽出することが重要となる。図13に肺結節画像の一例を示す。左側の2つが充実性結節(solid nodule)、右側の2つがすりガラス状の陰影(GGO, ground glass opacity)を持つ結節(以後、「GGO」と呼ぶ場合がある)である。特に、すりガラス状の陰影を持つ結節(「GGO」)は腺癌などの悪性病変である可能性が高く、GGOに対する高信頼な領域抽出処理が求められている。10

**【0003】**

しかし、悪性の可能性が高いすりガラス状陰影を有する結節(「GGO」)は境界が不明瞭なため、高精度な領域抽出は困難である。

**【0004】**

そこで、非特許文献1では、異方性ガウスフィッティングによりGGO領域を近似する方法が提案されている。

**【0005】**

また、非特許文献2では、実質部とGGO領域の濃度範囲をROCカーブのAUC値から実験的に求め、しきい値処理によるGGO領域と実質部のセグメンテーションを行う方法が示されている。20

**【0006】**

一方、非特許文献3、4ではグラフカットを用いたセグメンテーションのアルゴリズムが近年盛んに検討されている。例えば、充実性結節の場合、CT像に対してそのままグラフカットを適用することにより、結節領域を精度良く抽出することが可能である。しかし、GGOの場合には境界が曇昧なため容易ではない。

**【先行技術文献】****【非特許文献】****【0007】**

【非特許文献1】K. Okada: Ground-Glass Nodule Characterization in High-Resolution CT Scans. In Lung Imaging and Computer Aided Diagnosis, Taylor and Francis, LLC, 201130

【非特許文献2】T. Okada, S. Iwano, T. Ishigaki, et al: Computer-aided diagnosis of lung cancer: definition and detection of ground-glass opacity type of nodules by high-resolution computed tomography. Japan Radiological Society, 27:91-99, 2009

【非特許文献3】Y. Boykov, M. P. Jolly: Interactive Graph Cuts for Optimal Boundary & Region Segmentation of Objects in N-D Images. In IEEE Int. Conf. on Computer Vision, 1:105-112, 200140

【非特許文献4】石川博：グラフカット. 情報処理学会研究報告, CVIM, 158:193-204, 2007

【非特許文献5】高木幹雄, 下田陽久: 新編画像解析ハンドブック, 東京大学出版会, 東京, 2004, 1260-1265

【非特許文献6】金森啓文, 村田昇: 解説: ブースティングとそのロバスト化. 電子情報通信学会会誌, 86, 10:769-772, 2003

【非特許文献7】T. Narihira, A. Shimizu, H. Kobatake, et al: Boosting algorithms for segmentation of metastatic liver tumors in contrast-enhanced computed tomography. Int. J CARS 2009, 4: S318, 2009

**【発明の概要】**

50

**【発明が解決しようとする課題】****【0008】**

しかし、非特許文献1に記載の方法ではロバストな結果を得るために、結節領域を画素単位ではなく、楕円体として近似している。これは結節サイズの大雑把な経時変化率の導出などには有用である一方、詳細な形状に関する情報が得られない。

**【0009】**

しかし、非特許文献2に記載の方法は、各領域の濃度はオーバーラップしているため、しきい値処理のみでの各領域（背景とGGO領域の間や実質部と血管・胸壁の間）の分離には限界がある。また、ノイズや撮影条件の変動に対する耐性の低さも問題点として挙げられている。

10

**【課題を解決するための手段】****【0010】**

本発明は、上記の課題に鑑みてなされたものであり、淡い陰影を有する病変を精度よく抽出する画像処理技術を提供することを目的とする。

**【0011】**

上記の目的を達成するための本発明の一つの側面にかかる画像処理装置は、すりガラス状の陰影およびコア領域を有する病変を画像から抽出する画像処理装置であって、

前記画像の高画素値領域の画素値と当該高画素値領域よりも画素値の低い背景領域の画素値との間の画素値を有する画像領域である前記すりガラス状の陰影の候補領域の画素値の範囲を所定の画素値の範囲に変更する変更手段と、

20

前記変更手段で画素値の範囲が変更された画像から第一の特徴量を得る第一の特徴量抽出手段と、

前記画素値の範囲を変更する前の前記画像のコア領域から第二の特徴量を得る第二の特徴量抽出手段と、

前記第一の特徴量および前記第二の特徴量に基づいて前記画像から前記病変を抽出する抽出手段と、

を備え、

前記抽出手段は、前記第一の特徴量に対応する第一の値を出力する第一の識別手段と、前記第二の特徴量に対応する第二の値を出力する第二の識別手段とを備え、

前記抽出手段は、前記第一の値および前記第二の値に基づく合成データを生成し、前記合成データから前記病変の領域を抽出することを特徴とする。

30

**【発明の効果】****【0012】**

本発明によれば、淡い陰影を有する病変を精度よく抽出することができる。

**【図面の簡単な説明】****【0013】**

【図1】画像処理装置の全体システムを示す図である。

【図2】画像処理装置の機能構成を示す図である。

【図3】画像処理装置の全体の処理を示すフローチャートである。

【図4】病変領域を含む画像領域（VOI）を示す図である。

40

【図5】第一の処理部の構成を示す図である。

【図6】第一の処理部の処理を示すフローチャートである。

【図7】Mixed GGOの症例画像を示す図である。

【図8】領域識別の方法を説明する図である。

【図9】画素値範囲の変更を説明する図である。

【図10】画素値範囲の変更前後のGGO結節画像である。

【図11】ハラリック（Haralick）のテクスチャ統計量の例を示す図である。

【図12】強調画像の例を示す図である。

【図13】GGO結節画像の例を示す図である。

**【発明を実施するための形態】**

50

**【0014】**

以下、添付図面に従って本発明に係る画像処理装置及び方法の好ましい実施形態について詳しく説明する。ただし、実施形態に記載されている構成要素はあくまで例示であり、本発明の技術的範囲は、特許請求の範囲によって確定されるのであって、以下の個別の実施形態によって限定されるわけではない。

**【0015】****[第1実施形態]**

図1は、第1実施形態に係る画像処理装置及びそれと接続される画像撮影装置100を有する画像処理システムの構成例を示す図である。画像処理装置1は、例えば、パーソナルコンピュータ(ＰＣ)などで実現することができ、中央演算処理装置(CPU)10、主メモリ11、磁気ディスク12、表示メモリ13、モニタ14、マウス15、キーボード16を有する。  
10

**【0016】**

CPU10は、主として、画像処理装置1の各構成要素の動作を制御する。主メモリ11は、CPU10が実行する制御プログラムを格納したり、CPU10によるプログラム実行時の作業領域を提供する。磁気ディスク12は、オペレーティングシステム(OS)、周辺機器のデバイスドライバ、後述する変形推定処理等を行うためのプログラムを含む各種アプリケーションソフト等を格納する。表示メモリ13は、モニタ14のための表示用データを一時記憶する。モニタ14は、例えば、CRTモニタや液晶モニタ等であり、表示メモリ13からのデータに基づいて画像を表示する。マウス15及びキーボード16はユーザによるポインティング入力及び文字等の入力をそれぞれ行う。上記の各構成要素は共通バス17により互いに通信可能に接続されている。  
20

**【0017】**

画像処理装置1は、ローカルエリアネットワーク(LAN)を介して画像撮影装置100と接続されており、画像撮影装置100から画像データを取得できる。なお、本発明の形態はこれに限定されず、これらの機器との接続は、例えば、USBやIEEE1394等の他のインターフェイスを介して行ってもよい。また、これらのデータを管理するデータサーバから、LAN等を介して必要なデータを読み込む構成であってもよい。また、画像処理装置1に記憶装置、例えば、FDD、CD-RWドライブ、MOドライブ、ZIPドライブ等を接続し、それらのドライブから必要なデータを読み込むようにしてもよい。  
30

**【0018】**

画像撮影装置100は、CT、MRI、2次元の放射線画像を撮像するデジタルラジオグラフィなどである。本実施形態では、CTを例として以下の説明を行う。

**【0019】**

図2は、本実施形態に係る画像処理装置1の機能構成を示している。この実施形態ではCTで撮影された3次元の胸部画像を例にしている。ただし、MRI、2次元の放射線画像等にも適用できるものである。

**【0020】**

図2の胸壁情報取得部110は、3次元の胸部画像肺野抽出処理を行い、胸壁情報を得る。図2のVOI取得部120は、胸壁情報を用いて肺野以外の領域をのぞいた注目画像領域であるVOIを被写体の画像から取得する。  
40

**【0021】**

また、選択部130は病変の種別を選択する。ここで、Mixed GGOは、図13の右端から二番目の結節で、高画素値領域であるコアを形成する実質部とすりガラス状の陰影領域を有する結節である(以後、「Mixed GGO」と呼ぶ場合がある)。一方、図13の右端の結節は、結節の主な領域がすりガラス状の陰影領域で構成される結節である(以後、「Pure GGO」と呼ぶ場合がある)。本実施形態において、選択部130は、結節のタイプがMixed GGOであるかPure GGOであるか、GGO以外のその他の病変としてSolid noduleであるかを選択する。

**【0022】**

そして、第一の処理部 200 は、Mixed GGO または Pure GGO が選択された場合に病変領域を抽出処理する。また、第二の処理部 300 は、GGO 以外の病変である Solid nodule が選択された場合に病変領域を抽出処理する。

#### 【0023】

次に図 3 を参照して画像処理装置 1 の画像処理方法の流れを説明する。

#### 【0024】

(S1100)

ステップ S1100 として、胸壁情報取得部 110 は、非特許文献 6 に記載される技術を用いて肺野の領域を抽出する。そして、胸壁情報取得部 110 は、この肺野領域の外壁の位置を座標情報として主メモリ 11 に記憶する。

10

#### 【0025】

(S1101)

次に、ステップ S1101 として、VOI 取得部 120 は、Axial、Sagittal、Coronal 断面像を参照しながら、結節を取り囲む直方体を VOI として取得する。ここで、VOI 取得部 120 は、大まかな孤立影を抽出する。ここでの抽出は、あくまでも、おおまかに領域を抽出するものであり、病変の輪郭を精度よく抽出するものではない。この VOI は自動で抽出しても良いし、モニタ 14 に表示される Axial、Sagittal、Coronal 断面像を参照しながら、マウス 15 を介して手入力してもよい。図 4 の四角形の枠で示すように、一辺の長さが結節の平均直径の 2 倍程度になるようにセットする。手入力で VOI を取得する場合は、主メモリ 11 に記憶された肺野領域の外壁の位置を座標情報によって、余分な領域を VOI から削除する。VOI の自動抽出処理は一般に知られている孤立影の抽出技術を用いることができる。

20

#### 【0026】

(S1102)

さらに、ステップ S1102 として、選択部 130 は結節のタイプ（淡い陰影ありか否か）を選択する。例えば、選択部 130 は CT 値が  $t_h = -194$  以上の領域をコアの領域として抽出し、コアの領域と VOI の領域の比率から結節のタイプが Mixed GGO、Pure GGO、その他の結節である Solid nodule（すりガラス状の陰影を有さない結節）であるかを選択する。画像の濃度表現としての高濃度や低濃度は、画像データの画素値に対応する濃度の濃さとして表現される。なお、CT 画像データでの画素値は CT 値に対応する。また、選択部 130 は病変の種別（本実施の形態では結節の種別）を検者がマウス 15 やキーボード 16 を用いて選択してもよい。

30

#### 【0027】

(S1103)

ステップ S1103 として、第一の処理部 200 は、Mixed GGO または Pure GGO が選択された場合に病変領域を抽出処理する。ここで、すりガラス状の領域とコアを形成する実質部（以後、「コア部」と呼ぶ場合がある）とで構成される Mixed GGO は、濃度、テクスチャとともに結節内の領域で性質が大きく異なる。特に、すりガラス状の陰影領域の画素値の範囲は結節毎におおきなばらつきがある。そのため、第一の処理部 200 は、すりガラス状の陰影領域の候補領域（コア領域、血管領域などの高画素値領域及び背景領域を除く）の画素値の範囲を所定の画素値の範囲に変更した画像から画素毎のテクスチャ特徴量を得る。そして、複数のテクスチャ特徴量に基づいて第一の変換処理で画素毎の出力値を得る強調処理を行う。ここでの強調処理とは、例えば、すりガラス状の陰影領域の画素に対してそれ以外の領域の画素よりも大きな数値を与える処理をいうものとする。これによりすりガラス状の陰影領域が他の領域と識別しやすくなる。

40

#### 【0028】

第一の変換処理としては複数の入力値を非線形に変形して一つの出力値として出力する関数を用いることができる。このような関数は、入力値と出力値の関係を関係づけるように構成され、構成する過程を学習と呼ぶこととする。第一の処理部 200 は、第一の変換処理で得られた出力値に基づいて Mixed GGO のすりガラス状の陰影の領域情報を高精細に

50

得ることができる。

#### 【0029】

ここで、しきい値には、5人の放射線科医がそれぞれ独立に12症例を用いてあらかじめ検討を行い、高濃度のコア部の最小濃度値として定めた値の平均値( $t_h = -194$ )を用いる。また、第一の処理部200は、Pure GGOが選択された場合には、Pure GGOの領域を抽出する。ここで、Mixed GGOとの処理の違いは、強調処理を行う変換処理を第一の変換処理と異なるPure GGO用の第二の変換処理を行う。ここでの強調処理とは、例えば、すりガラス状の陰影領域の画素に対して、それ以外の領域の画素よりも大きな数値を与える処理をいうものとする。例えば、第一の変換処理は所定の画素値範囲に変更された画像のMixed GGOのすりガラス状の陰影領域から得られた特徴量を用いて学習された関数を用いるものである。また、第二の変換処理は所定の画素値の範囲に変更された画像のPure GGOのすりガラス状の陰影領域から得られた特徴量を用いて学習された関数を用いるものである。これによりすりガラス状の陰影領域を他の領域と識別しやすくなる。10

#### 【0030】

Pure GGOにおいても、血管や石灰化質のような高濃度領域を内部に持つものが存在する。そこで、すりガラス状の陰影領域の候補領域(血管領域などの高画素値領域及び背景領域を除く)の画素値範囲を所定の画素値範囲に変更した画像から画素毎のテクスチャ特徴量を得る。そして、テクスチャ特徴量に基づいて第二の変換処理で画素毎の出力値を得る。第一の処理部200は、この出力値に基づいてPure GGOにおいてもすりガラス状の陰影の領域情報を高精細に得ることができる。20

#### 【0031】

このように、Pure GGOとMixed GGOとで画像の強調方法を変更することで、両病変においてすりガラス状の陰影の領域情報を高精細に抽出することができる。ここで、領域情報の抽出とは画像データ中から領域に関する位置情報を得ることをいう。また、画像として抽出した領域を他の領域と異なるように画像上で表現するために必要な情報も領域情報ということとする。これにより、領域情報を用いて病変の輪郭情報、面積情報、形状情報、画像変更のための情報を得ることができる。

#### 【0032】

##### (S1104)

ステップS1104として、第二の処理部300は、GGO以外のその他の病変としてSolid noduleが選択された場合にSolid noduleの領域を抽出する。第二の処理部300は、画像の画素値範囲を変更しない画像から画素毎のテクスチャ特徴量を得る。そして、テクスチャ特徴量に基づいてその他の病変用の第三の変換処理で画素毎の出力値を得る強調処理を行う。ここで強調処理とは、例えば、Solid nodule領域の画素に対してそれ以外の領域の画素よりも大きな数値を与える処理をいうものとする。結節領域が他の領域と識別しやすくなる。第二の処理部300は、第三の変換処理で得られた出力値に基づいてその他の病変としてのSolid noduleの領域情報を高精細に得ることができる。第三の変換処理はSolid noduleの領域から得られた特徴量を用いて学習された関数を用いるものである。30

#### 【0033】

このように第一の実施の形態では、病変の種類に応じて画素値の範囲の変更方法及び強調方法を変更することで淡い陰影を有する病変を含め、病変の抽出精度を上げることができる。

#### 【0034】

##### [第2実施形態]

第2実施形態は、第一の処理部200の処理を詳細に説明するものであり、第1実施形態と同一構成には同一の番号を付して説明を省略する。

#### 【0035】

図5は、第一の処理部200の構成を示す構成図である。図6は、第一の処理部200の処理の流れを示す図である。図7は、Mixed GGOの画像である。図8、図9は濃度領域50

を分ける処理を説明するための図である。図5において、領域抽出部205はVOI取得部120で得られた領域情報から低濃度領域（低画素値領域）と高濃度領域（高画素値領域）を抽出する。結節を表す画像において、低濃度領域（低画素値領域）は低濃度になるほど黒色の濃さを増やして表しており、高濃度領域（高画素値領域）になるほど黒色の濃さを減らして白色に近づくように表している。

#### 【0036】

変更部210は、領域抽出部205で抽出された淡い陰影であるすりガラス状の陰影の領域候補の画素値を所定の画素値の範囲に変更する。

#### 【0037】

特徴量抽出部220は、領域抽出部205で得られた画素値の範囲を変更した画像、画素値を変更しない画像のいずれかから特徴量を得る。また、特徴量抽出部220は、画素値の範囲が変更された画像から特徴量を得る第一の特徴量抽出部221と、画素値の範囲が変更されない画像から第二の特徴量を得る第二の特徴量抽出部222と、を有する。10

#### 【0038】

次に、図6の処理の流れに従い第一の処理部200の処理を説明する。

#### 【0039】

##### (S2000)

まず、ステップS2000として、VOI取得部120は結節の中心とほぼ対応する領域を約2倍の大きさで抽出する。なお、人手での入力を選択する場合にはマウス15等により人手で領域の情報を入力する。VOIは約2倍の大きさを持つように設定していることから、GGO結節の境界は図8に示すように、VOIの中心から距離R/2（RはVOIの辺長の1/2）の付近におおよそ存在する。そこで、領域抽出部205は、R/2のマージンを考慮して、中心から距離R/4内の領域から $\cdot I_{GGO}$ を、距離3R/4より外の領域から $\cdot I_{bkg}$ を求める。ここで、「 $\cdot I$ 」の表記は、Iの上に $\cdot$ の記号を意味するものとする。この表記は以下の記載においても同様である。20

#### 【0040】

まず、高濃度領域を除くためのしきい値( $t_h = -194$ )を利用して、VOI全体からGGO内部のコアなどだけではなく、背景の血管領域なども取り除く。そして、領域抽出部205は、しきい値( $t_h = -194$ )以下をコアの領域とする。

#### 【0041】

##### (S2010)

次に、ステップS2010として、VOIを幅1画素の円環領域（中心はVOIの中心に一致）に分割し、各円環領域の平均濃度（平均画素値）を求める。図7の画像をしきい値処理した画像に対して求めた円環領域の平均濃度の例を図9に示す。横軸は中心からの距離である。高濃度側の実線（上側）910は高濃度領域を除く前の濃度、下側の実線920は除いた後の濃度を示している。その後、中心からの距離がR/4までの円環領域内の平均濃度の最大値を $\cdot I_{GGO}$ 、中心からの距離が3R/4からRまでの円環領域濃度の平均値の最小値を背景領域の画素値として $\cdot I_{bkg}$ を得る。ここで、 $\cdot I_{bkg}$ 以下の領域を背景領域候補とする。30

#### 【0042】

##### (S2020)

そして、ステップS2020として、領域抽出部205は、 $\cdot I_{GGO}$ から $\cdot I_{bkg}$ の間の値を有する画像領域をガラス状の陰影領域の候補領域として抽出する。

#### 【0043】

##### (S2030)

次に、ステップS2030として、変更部210は、領域抽出部205で抽出した低濃度領域（低画素値領域）の画素値の範囲を以下の式で変更する。

#### 【0044】

40

20

30

40

## 【数1】

$$I' = 600 \cdot (I - \bar{I}_{bkg}) / (\bar{I}_{GGO} - \bar{I}_{bkg}) - 800$$

## 【0045】

結節に対して上記の画素値分布の変更処理としての正規化処理を行った画像を図10に示す。図10(a)、(b)はPure GGOの正規化処理の例を示し、図10(c)は、Mixed GGOの正規化処理の例を示している。このように、変更部210は、GGO領域と背景領域の濃度値の画像間のばらつきを小さくしている。

## 【0046】

(S2040)

10

次に、ステップS2040として、特徴量抽出部220(特徴量算出部)は各画像から第一の特徴量として第一のテクスチャ特徴量を抽出する。第一の特徴量抽出部221は、画素値分布を所定の画素値範囲に変更した画像から第一の特徴量を算出する。

## 【0047】

第一の特徴量抽出部221は第一の特徴量を前述の濃度正規化後のVOIから計算する。具体的な特徴量には、テクスチャ統計量を用いる。例えば、同時生起行列から得られる15種類のハラリック(Haralick)テクスチャ統計量を採用する。ハラリック(Haralick)テクスチャ統計は非特許文献5等に記載され公知であるので説明を省略する。元になったCT画像と、特徴量抽出部220で抽出したテクスチャ特徴量の例を図11に示す。第一の特徴量は、画像データを構成する各画素に対して各画素毎に画素を含む所定範囲から算出される。

20

## 【0048】

同時生起行列は、2種類の濃淡階調(8, 24階調)、2種類の変位量(1, 2画素)、2種類のROIサイズ( $3 \times 3 \times 3$ ,  $7 \times 7 \times 7$ 画素)のバリエーションを持ち、特徴量抽出部220は18方向について計算を行う。

## 【0049】

また、15種類の特徴量計算の際には、方向に関する3つの統計量(18方向の特徴量の最小、最大、平均)を求める。従って、各画素のテクスチャ特徴量は $360 (= 2 \times 2 \times 2 \times 15 \times 3)$ 次元のベクトルとなる。

## 【0050】

(S2050)

30

ステップS2050として、識別部230は、独立に強調画像を得る。ここで、識別部230は、淡い陰影としてのすりガラス状の陰影に対応する第一の識別部231と、コアを形成する実質部に対応する第二の識別部232とで構成される。第一の識別部231は、特徴ベクトルの外れ値に対してロバストな識別部を用いる。例えば、MadaBoostを用いて、低濃度と高濃度の各領域を対象に独立して学習(後述)した低濃度様の識別器である。MadaBoostは非特許文献6、7等に記載される公知の技術であるので説明を省略する。第一の識別部231は、第一の特徴量抽出部221で求めた特徴量を入力することで領域の強調を行った画像を得る。

## 【0051】

(S2060)

40

ステップS2060として、第二の特徴量抽出部222は、画素値分布の変更ない画像から第二の特徴量として第二のテクスチャ特徴量を算出する。第二の特徴量抽出部222は第二のテクスチャ特徴量を正規化しないVOIから計算する。具体的な第二の特徴量には、同時生起行列から得られる15種類のハラリック(Haralick)テクスチャ統計量を採用する。同時生起行列は、2種類の濃淡階調(8, 24階調)、2種類の変位量(1, 2画素)、2種類のROIサイズ( $3 \times 3 \times 3$ ,  $7 \times 7 \times 7$ 画素)のバリエーションを持ち、特徴量抽出部222は18方向について計算を行う。

## 【0052】

また、15種類の特徴量計算の際には、方向に関する3つの統計量(18方向の特徴量

50

の最小、最大、平均)を求める。従って、各画素のテクスチャ特徴量は360(=2×2×2×15×3)次元のベクトルとなる。元になったCT画像と、特徴量抽出部220で抽出したテクスチャ特徴量の例を図11に示す。

#### 【0053】

(S2070)

次に、ステップS2070として、第二の識別部232は、特徴ベクトルの外れ値に対してロバストなMadaBoostを用いて、低濃度と高濃度の各領域を対象に独立して学習(後述)した高濃度様の識別器である。第二の特徴量抽出部222で求めた特徴量を入力することで領域の強調を行う。

#### 【0054】

なお、閾値処理は行わず、識別部230の出力値そのものを強調結果としている。対象とする領域が選択的に強調されている画像の例として、図12(a)、(b)に、それぞれの領域の強調結果の例を示す。このように、対象とする領域が選択的に強調される。

#### 【0055】

一方、後述する抽出部240は、第一の識別部231の出力値をしきい値処理することでも後述のグラフカットより粗いすりガラス状の陰影領域の情報を得ることができる。また、後述する抽出部240は、第二の識別部232で強調された画像をしきい値処理することでも後述のグラフカットより粗いコアの領域情報を得ることができる。これらの抽出方法は、結節サイズの大雑把な経時変化率の導出などには有用である。そのため、後述のグラフカットを用いた高精度な抽出と用途に応じて使い分けることもできる。

#### 【0056】

(S2080)

次に、ステップS2080として、第一の識別部231、第二の識別部232からえられた二つの強調結果の最大値を画素毎に求めることで、GGO結節領域全体の強調結果としての合成画像を得る。このような合成画像の例が図12(c)である。

#### 【0057】

(S2090)

ステップS2090として、抽出部240は、合成画像からGGOの領域を得る。抽出部240は、例えば、グラフカットを用いた領域抽出処理を行う。この処理は、エネルギーの最小化に基づく処理である。領域内部の尤度と境界らしさをバランス良く反映でき、エネルギーの大局部最適化が可能である。また、多次元データへの拡張が容易であることなどの特長を有する。

#### 【0058】

また、形状が既知の対象に対しては、適切な形状エネルギーを設定することにより、抽出精度をさらに向上させることも可能である。一般に、エネルギーは次式のように領域頂と境界頂の線形和の形で与えられる。

#### 【0059】

#### 【数2】

$$E(L) = \lambda \cdot Region(L) + Boundary(L)$$

#### 【0060】

ここでLは全画素集合Rの各要素に割り当てられるラベルであり、以下の数3式の集合を示す。

#### 【0061】

#### 【数3】

$$l_{i \in R} \in \{obj, bkg\}$$

#### 【0062】

すなわち、抽出部240では、(数2)式を最小化するラベルの集合が結節の領域objと背景の領域bkgとして識別される。

10

20

30

40

50

## 【 0 0 6 3 】

また、領域項と境界項は $u, v$ をR内の互いに隣接する画素（今回は6画素近傍）として、次式で表されている。

## 【 0 0 6 4 】

## 【数4】

$$Region(L) = \sum_{u \in R} f_u(l_u)$$

## 【 0 0 6 5 】

## 【数5】

$$Boundary(L) = \sum_{(u,v) \in (R,R)} g_{u,v}(l_u, l_v)$$

10

## 【 0 0 6 6 】

ここで、 $f_u$ は領域の尤度、 $g_{u,v}$ は隣接画素組の間で定義される境界らしさを表す関数である。この例では、各領域に対する強調結果 $B_u$ の尤度（正規分布近似式）の対数に（-1）を乗じたものを、 $f_u$ とし、 $g_{u,v}$ は強調結果の隣接画素間の差分の二乗値を指數変換した関数とした。この数式例を以下に示す。

## 【 0 0 6 7 】

## 【数6】

$$\begin{aligned} f_u(l_u) &= -\log \Pr(B_u | l_u) \\ &= -\ln \frac{1}{\sqrt{2\pi\sigma_{l_u}^2}} + (B_u - \mu_{l_u})/2\sigma_{l_u}^2 \end{aligned}$$

20

## 【 0 0 6 8 】

## 【数7】

$$g_{u,v}(l_u, l_v) = \begin{cases} \exp\left(\frac{-(B_u - B_v)^2}{\sigma^2}\right) & (\text{if } l_u \neq l_v) \\ 0 & (\text{if } l_u = l_v) \end{cases}$$

30

## 【 0 0 6 9 】

ここで、 $B_u, B_v$ は第一の識別部231、第二の識別部232によって強調された画素 $u, v$ の値である。 $\mu_{l_u}, \sigma_{l_u}^2$ はそれぞれラベル $l_u$ のシード領域の平均値と分散値である。

## 【 0 0 7 0 】

さらに、抽出部240のグラフカットでは、図形のシードはVOIの中央から距離0.15R（RはVOIの最大辺長の1/2）内に含まれるボクセル、背景のシードはVOIの境界から距離0.1R内に存在するボクセルとする。これらの距離のしきい値は実験的に決定されている。これにより画像データの画素毎にラベルが振られ、結節の領域objのラベルが振られた画素の座標情報が病変の領域情報として得られる。このように合成された強調画像をグラフカットすることでより高精細にGGOの領域情報を得ることができる効果を有する。

40

## 【 0 0 7 1 】

## (識別部230の学習)

ここでは、識別部230の学習やグラフカットのパラメータの学習のプロセスについて説明する。学習は結節中心を通るAxial、Sagittal、Coronalの3断面のデータのみを使用する。

## 【 0 0 7 2 】

以下、識別部230の学習の手順について説明する。まず、GGO結節の正解領域（3断面）に対して、特徴量抽出部220で抽出したテクスチャ特徴量を得る。ここで、特徴

50

量は隣接スライス情報を用いて3次元で測定されたものである。次に、測定したデータをMadaBoostやグラフカットの学習に利用する。例えば、MadaBoostについては、学習データに対する損失を最小化するように学習する。また、グラフカットについては、やのパラメータがある範囲で変化させ、学習データに対して最も性能が良くなるパラメータを採用する。なお、今回は、Pure GGOとMixed GGO、Solid noduleのそれぞれのグループに分けてパラメータ決定を行って専用の処理を構築する。すなわち、グループ間では、入力となるブースティング出力を変えて、それぞれに対して最適なグラフカットパラメータを決定する。

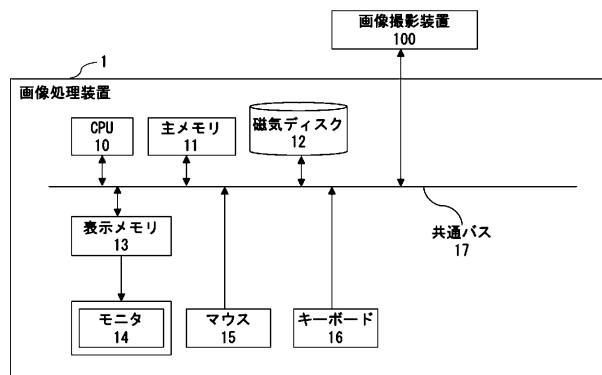
### 【0073】

以上説明したように本発明によれば、淡い陰影（例えばすりガラス状の陰影）を有する病変を精度よく抽出する仕組みを提供することができる。 10

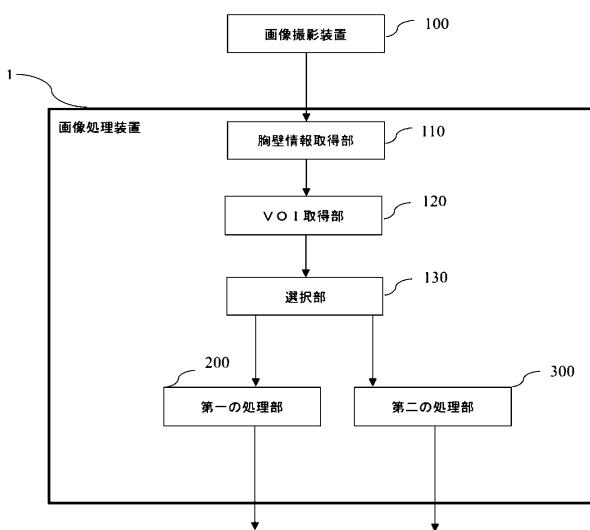
#### [その他の実施形態]

また、本発明は、以下の処理を実行することによっても実現される。即ち、上述した実施形態の機能を実現するソフトウェア（プログラム）を、ネットワーク又は各種記憶媒体を介してシステム或いは装置に供給し、そのシステム或いは装置のコンピュータ（またはCPUやMPU等）がプログラムを読み出して実行する処理である。

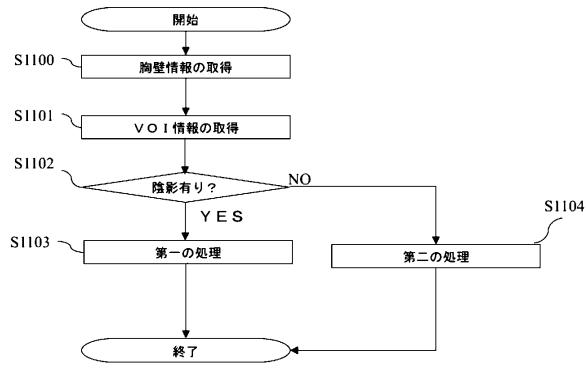
【図1】



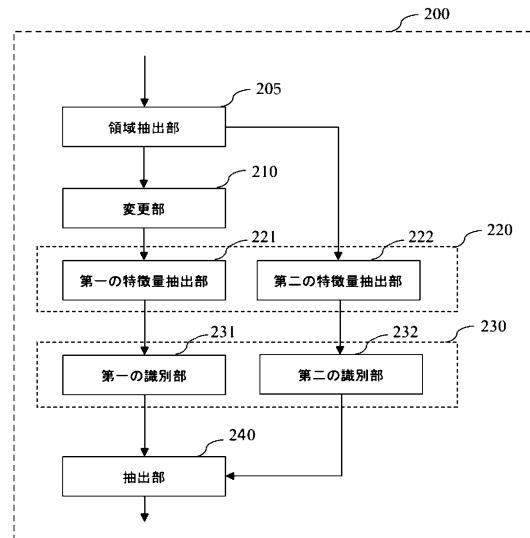
【図2】



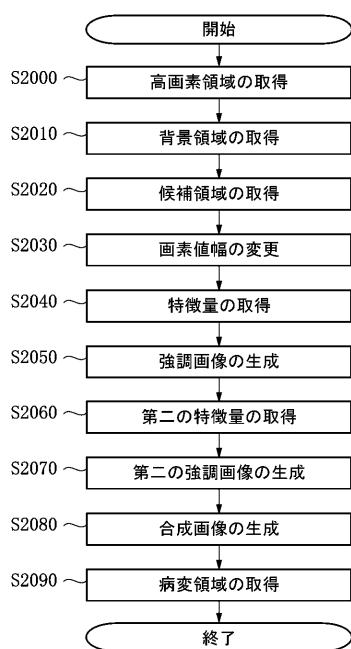
【図3】



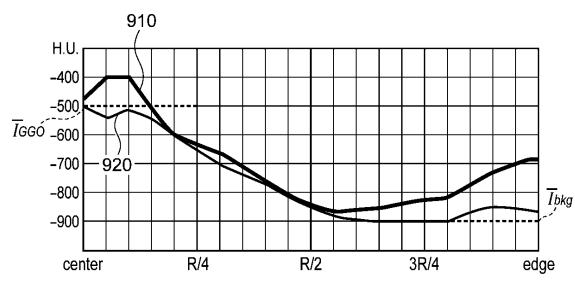
【図5】



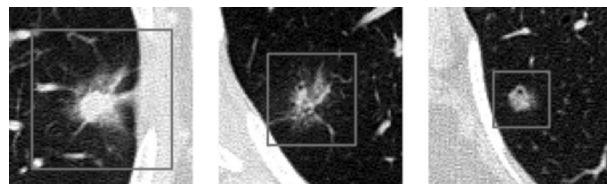
【図6】



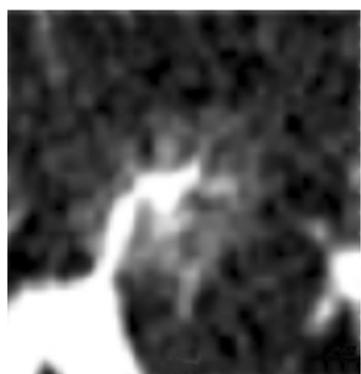
【図9】



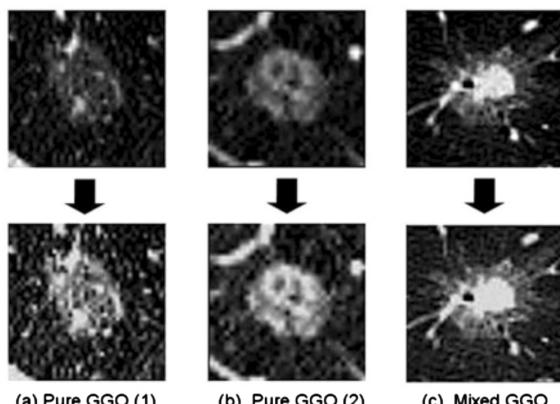
【図4】



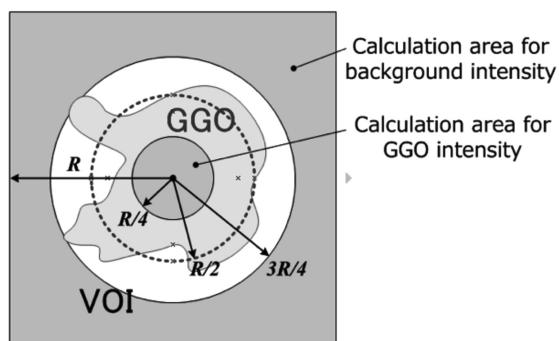
【図7】



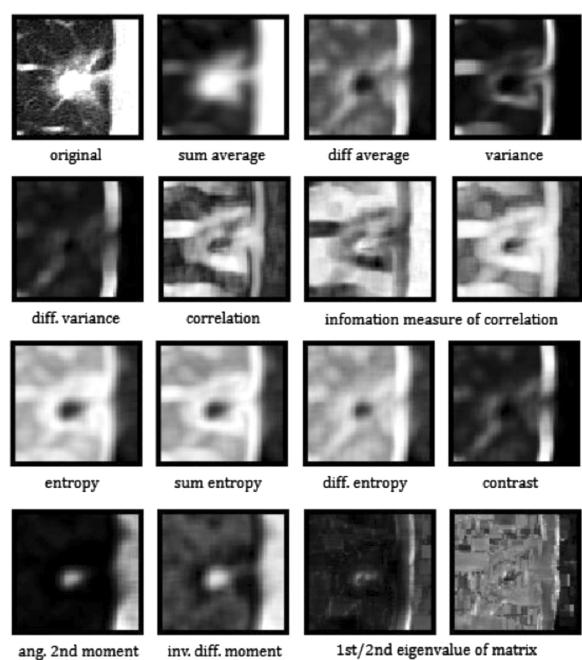
【図10】



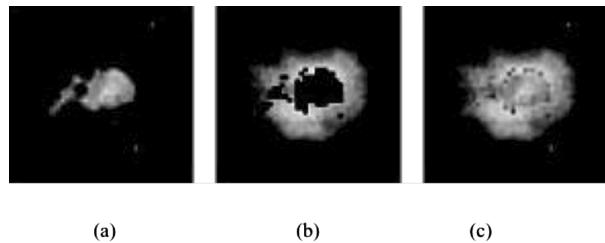
【図8】



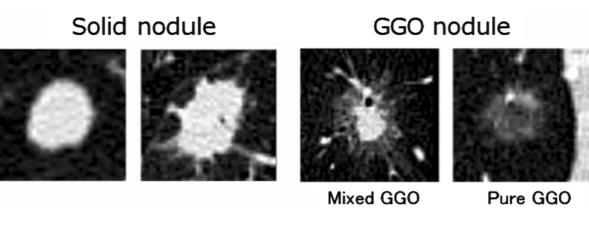
【図11】



【図12】



【図13】



---

フロントページの続き

(72)発明者 関口 博之

京都府京都市左京区聖護院川原町 54 国立大学法人京都大学 大学院医学研究科内

(72)発明者 清水 昭伸

東京都小金井市中町 2 - 24 - 16 国立大学法人東京農工大学 大学院工学研究院内

審査官 伊知地 和之

(56)参考文献 米国特許出願公開第 2006 / 0153451 (U.S., A1)

特開 2009 - 028161 (JP, A)

特開 2008 - 253292 (JP, A)

米国特許出願公開第 2008 / 0240494 (U.S., A1)

特開 2007 - 307358 (JP, A)

米国特許出願公開第 2008 / 0044080 (U.S., A1)

特開 2002 - 10062 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A 61 B 6 / 00 - 6 / 14

JST Plus / JMED Plus / JST7580 (JDreamIII)