(12) 特許協力条約に基づいて公開された国際出願

(19) 世界知的所有権機関
国際事務局

(43) 国際公開日
2014 年 4 月 3 日(03.04.2014)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2014/050129 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 6/03 (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2013/005751

(22) 国際出願日: 2013 年 9 月 27 日(27.09.2013)

(25) 国際出願の言語: 日本語

(26) 国際公開の言語: 日本語

(30) 優先権データ:
特願 2012-217935 2012 年 9 月 28 日(28.09.2012) JP

(71) 出願人: 富士フイルム株式会社(**FUJIFILM CORPORATION**) [JP/JP]; 〒1068620 東京都港区西麻布２丁目２６番３０号 Tokyo (JP).

(72) 発明者: 李　元中(**LI, Yuanzhong**); 〒1070052 東京都港区赤坂９丁目７番３号　富士フイルム株式会社内 Tokyo (JP).

(74) 代理人: 柳田　征史，外(**YANAGIDA, Masashi** et al.); 〒2220033 神奈川県横浜市港北区新横浜３－１８－３　新横浜ＫＳビル　７階　柳田国際特許事務所 Kanagawa (JP).

(81) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の国内保護が可能): 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, IS, KE, KG, KN, KP, KR, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LT, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW.

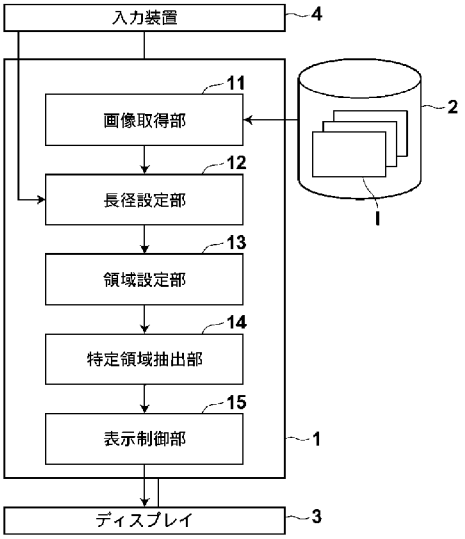
(84) 指定国 (表示のない限り、全ての種類の広域保護が可能): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), ユーラシア (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), ヨーロッパ (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT, RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI, CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG).

添付公開書類:
— 国際調査報告（条約第 21 条(3)）

WO 2014/050129 A1

(54) **Title**: IMAGE PROCESSING DEVICE AND METHOD, AND PROGRAM

(54) 発明の名称 : 画像処理装置および方法並びにプログラム



3 Display
4 Input device
11 Image acquiring unit
12 Major axis setting unit
13 Region setting unit
14 Specific region extraction unit
15 Display control unit

(57) **Abstract**: [Problem] To extract specific regions using the same criterion when extracting the specific regions from respective input images captured at time points temporally different from each other. [Solution] An image processing device comprises: a region setting unit (13) for setting a first region and a second region within an input image captured in a reference time point among a plurality of input images obtained by capturing images of the same subject at different time points, the first region being estimated with a high probability to be a specific region, the second region being estimated with a high probability to be a background region that is the region excluding the specific region; and a specific region extraction unit (14) for, based on the first histogram of density values within the first region and the second histogram of density values within the second region, extracting the specific region within the input image captured at the reference time point. Based on the first histogram and the second histogram, the specific region extraction unit (14) extracts, from input images captured at time points other than the reference time point, the specific regions corresponding to the specific region within the input image captured at the reference time point.

(57) 要約:

[続葉有]

【課題】時間的に互いに異なる時点において撮影された入力画像から特定領域をそれぞれ抽出する際、同一の基準で各特定領域を抽出する。 【解決手段】異なる時点で同一の被写体を撮影した複数の入力画像のうちの、基準時点で撮影された入力画像内において、特定領域である蓋然性が高いと推定される第１領域と、特定領域以外の領域である背景領域である蓋然性が高いと推定される第２領域とを設定する領域設定部（１３）と、第１領域内の濃度値の第１ヒストグラムと、第２領域内の濃度値の第２ヒストグラムとに基づいて、基準時点で撮影された入力画像内における特定領域を抽出する特定領域抽出部（１４）とを備え、特定領域抽出部（１４）が、上記第１ヒストグラムと第２ヒストグラムとに基づいて、基準時点以外の時点で撮影された入力画像から、基準時点で撮影された入力画像内における特定領域に対応する特定領域を抽出する。

明　細　書

発明の名称 ： 画像処理装置および方法並びにプログラム

技術分野

[0001] 本発明は、入力画像中の画素の濃度値に基づいて特定領域を抽出する画像処理装置および方法並びにプログラムに関するものである。

背景技術

[0002] 医療分野において、腫瘍量の変化を測定することは、がんの治療法を臨床的に評価するために重要な要素であり、がん臨床試験においては、客観的な腫瘍縮小効果と原病の増悪の両方が重要なエンドポイントとして用いられてきた。

[0003] たとえば、非特許文献１においては、腫瘍の増悪や腫瘍に対する治療効果を評価するための指標として、腫瘍領域の最長径およびその最長径に直交する方向の最長距離を用いることが提案されている。

[0004] しかしながら、このように腫瘍領域の最長径およびその最長径に直交する方向の最長距離を計測しただけでは、腫瘍の大まかな大きさを計測することはできるが、正確な面積や体積を計測することができない。

[0005] 一方、従来、ＣＴ（Computed Tomography）装置などのモダリティによって撮影された３次元画像から腫瘍領域や血管領域などの特定領域を抽出し、その抽出した特定領域を表示して医用画像診断に供することが提案されている。

[0006] ここで、上述したように腫瘍に対する治療効果や腫瘍の増悪を確認する方法として、たとえば、同一の患者について時間的に異なる時点において撮影された３次元画像を取得し、これらの３次元画像からそれぞれ腫瘍領域を抽出して表示させる方法が考えられる。

[0007] たとえば、特許文献１においては、それぞれ異なる時点で撮影された３次元画像のうち、所定の時点で撮影された３次元画像から第１の陰影領域を検出し、その第１の陰影領域内における所定の点の位置情報を用いて、他の時

点で撮影された３次元画像から第１の陰影領域に対応する第２の陰影領域を抽出する方法が提案されている。

先行技術文献

特許文献

[0008] 特許文献1：特開２００９－３０１２５４号公報

非特許文献

[0009] 非特許文献1：Patrick Therasse, et al, “New Guidelines to Evaluate the Response to Treatment in Solid Tumors”, Journal of the National Cancer Institute, 2000, volume 92, No. 3, pp. 205-216

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0010] しかしながら、上述したように互いに異なる時点で撮影された３次元画像からそれぞれ腫瘍領域を抽出する際、異なる基準で抽出するようにしたのでは、対応する腫瘍領域を正確に抽出することができない。

[0011] たとえば、所定の時点で撮影された３次元画像から腫瘍領域を抽出する際には、それほど病状が悪化していない部分も含めて腫瘍領域として抽出していたのに対し、他の時点で撮影された３次元画像から腫瘍領域を抽出する際には、病状がかなり進行して濃度などが明らかに変化した部分を腫瘍領域として抽出するようにしたのでは、腫瘍領域の大きさの変化を正確に把握することができない。

[0012] 本発明は、上記事情に鑑み、上述したように時間的に互いに異なる時点において撮影された画像から腫瘍領域などの特定領域をそれぞれ抽出する際、同一の基準で各特定領域を抽出することができる画像処理装置および方法並びにプログラムを提供することを目的とするものである。

課題を解決するための手段

[0013] 本発明の画像処理装置は、互いに異なる時点において同一の被写体を撮影した複数の入力画像を取得する画像取得部と、画像取得部によって取得され

た複数の入力画像のうちの基準時点において撮影された入力画像内において、特定領域である蓋然性が高いと推定される第１領域と、特定領域以外の領域である背景領域である蓋然性が高いと推定される第２領域とを設定する領域設定部と、第１領域内の各画素の濃度値の濃度ヒストグラムである第１ヒストグラムと、第２領域内の各画素の濃度値の濃度ヒストグラムである第２ヒストグラムとを算出し、第１ヒストグラムと第２ヒストグラムとに基づいて、基準時点において撮影された入力画像内における特定領域を抽出する特定領域抽出部とを備え、特定領域抽出部が、基準時点において撮影された入力画像を用いて算出された第１ヒストグラムと第２ヒストグラムとに基づいて、基準時点以外の時点において撮影された入力画像から、基準時点において撮影された入力画像内における特定領域に対応する特定領域を抽出するものであることを特徴とする。

[0014] また、上記本発明の画像処理装置においては、特定領域抽出部を、第１ヒストグラムと第２ヒストグラムに基づいて、濃度値ごとに、濃度値が特定領域を表している確からしさを表す第１評価値を算出し、入力画像中の隣接する２つの画素ごとに、その隣接する２つの画素の濃度値にそれぞれ対応する第１評価値に基づいて、隣接する２つの画素が輪郭を表す確からしさである輪郭らしさを表す第２評価値を算出し、特定領域に属する第１の基準頂点と、背景領域に属する第２の基準頂点と、入力画像中の各画素をそれぞれ表す複数の頂点とを定義し、第２評価値に基づいて、各頂点間の接続しやすさを表す接続コストを設定し、その設定した接続コストに基づいて各頂点を接続することによって特定領域を抽出するものとできる。

[0015] ここで、上記「隣接する２つの画素」とは、互いに直接隣接している２つの画素だけでなく、画素間の距離が入力画像のサイズに対して隣接していると認められる程度に十分近接している２つの画素も含むものとする。

[0016] また、上記「第２評価値に基づいて、各頂点の接続しやすさを表す接続コストを設定し」とは、第１の基準頂点と画素を表す頂点間の接続しやすさを表す接続コストと、第２の基準頂点と画素を表す頂点間の接続しやすさを表

す接続コストと、複数の画素をそれぞれ表す複数の頂点間の接続しやすさを表す接続コストから選択される接続コストの少なくとも一部が、第２評価値に基づいて設定されていることを意味する。

[0017] また、特定領域抽出部を、第１ヒストグラムの頻度の値と第２ヒストグラムの頻度の値の比に基づいて第１評価値を算出するものとできる。

[0018] また、特定領域抽出部を、第１ヒストグラムの頻度の値と第２ヒストグラムの頻度の値との差に基づいて第１評価値を算出するものとできる。

[0019] また、特定領域抽出部を、入力画像中の画素ごとに、隣接する２つの画素の第１評価値の差が大きくなるほど、輪郭らしさが大きくなるように第２評価値を算出するものとできる。

[0020] また、特定領域抽出部を、第２評価値に基づいて、隣接する２つの画素の輪郭らしさが大きくなるほど、隣接する２つの画素にそれぞれ対応する頂点が接続されにくくなるように接続コストを設定するものとできる。

[0021] また、基準時点において撮影された入力画像上における特定領域の長径を設定する長径設定部をさらに設け、領域設定部を、長径設定部において受け付けられた長径に基づいて、第１領域および第２領域を設定するものとできる。

[0022] ここで、上記「特定領域の長径」は、特定領域の長径をおおむね表していると認められるものであればよい。上記「特定領域の長径」が、たとえば、入力画像上でユーザが特定領域の長径と判断して設定入力した情報に基づくものである場合には、厳密には特定領域の最も長い径と一致しなくてもよい。

[0023] また、基準時点において撮影された入力画像上における特定領域の長径を設定する長径設定部をさらに設け、特定領域抽出部を、長径から所定の範囲内に位置する頂点と第１の基準頂点とが接続されやすくなるように接続コストを設定するものとできる。

[0024] また、基準時点において撮影された入力画像上における特定領域の長径を設定する長径設定部をさらに設け、特定領域抽出部を、長径の延びる方向に

長径の両端より外側に位置する画素に対応する頂点と第２の基準頂点とが接続されやすくなるように接続コストを設定するものとできる。

[0025] ここで、頂点の接続コストが「接続されやすくなるように設定され」とは、特定領域抽出部が用いる評価関数が、接続コストが大きくなるほど接続されやすいと評価するものである場合には、接続コストが相対的に大きくなるよう設定されることを意味し、特定領域抽出部が用いる評価関数が、接続コストが大きくなるほど接続されにくいと評価するものである場合には、接続コストが相対的に小さくなるよう設定されることを意味する。また、接続コストが「接続されにくくなるように設定され」とは、特定領域抽出部が用いる評価関数が、接続コストが大きくなるほど接続されやすいと評価するものである場合には、接続コストが相対的に小さくなるよう設定されることを意味し、特定領域抽出部が用いる評価関数が、接続コストが大きくなるほど接続されにくいと評価するものである場合には、接続コストが相対的に大きくなるよう設定されることを意味する。

[0026] また、領域設定部を、長径を長径とする楕円領域に含まれる領域を第１領域として設定するものとできる。

[0027] また、領域設定部を、長径を直径とする円の外側に位置する所定形状の領域を第２領域として設定するものとできる。

[0028] また、特定領域を、腫瘍領域または血管領域とすることができる。

[0029] 本発明の画像処理方法は、互いに異なる時点において同一の被写体を撮影した複数の入力画像を取得し、その取得した複数の入力画像のうちの、基準時点において撮影された入力画像内において、特定領域である蓋然性が高いと推定される第１領域と、特定領域以外の領域である背景領域である蓋然性が高いと推定される第２領域とを設定し、第１領域内の各画素の濃度値の濃度ヒストグラムである第１ヒストグラムと、第２領域内の各画素の濃度値の濃度ヒストグラムである第２ヒストグラムとを算出し、第１ヒストグラムと第２ヒストグラムとに基づいて、基準時点において撮影された入力画像内における特定領域を抽出し、基準時点において撮影された入力画像を用いて算

出された第１ヒストグラムと第２ヒストグラムとに基づいて、基準時点以外の時点において撮影された入力画像から、基準時点において撮影された入力画像内における特定領域に対応する特定領域を抽出することを特徴とする。

[0030] 本発明の画像処理プログラムは、コンピュータに、互いに異なる時点において同一の被写体を撮影した複数の入力画像を取得する手順と、その取得した複数の入力画像のうちの、基準時点において撮影された入力画像内において、特定領域である蓋然性が高いと推定される第１領域と、特定領域以外の領域である背景領域である蓋然性が高いと推定される第２領域とを設定する手順と、第１領域内の各画素の濃度値の濃度ヒストグラムである第１ヒストグラムと、第２領域内の各画素の濃度値の濃度ヒストグラムである第２ヒストグラムとを算出し、第１ヒストグラムと第２ヒストグラムとに基づいて、基準時点において撮影された入力画像内における特定領域を抽出する手順と、基準時点において撮影された入力画像を用いて算出された第１ヒストグラムと第２ヒストグラムとに基づいて、基準時点以外の時点において撮影された入力画像から、基準時点において撮影された入力画像内における特定領域に対応する特定領域を抽出する手順とを実行させることを特徴とする。

発明の効果

[0031] 本発明の画像処理装置および方法並びにプログラムによれば、互いに異なる時点において同一の被写体を撮影した複数の入力画像のうちの、基準時点において撮影された入力画像内において、特定領域である蓋然性が高いと推定される第１領域と、特定領域以外の領域である背景領域である蓋然性が高いと推定される第２領域とを設定し、第１領域内の濃度ヒストグラムである第１ヒストグラムと、第２領域内の濃度ヒストグラムである第２ヒストグラムとを算出し、第１ヒストグラムと第２ヒストグラムとに基づいて、基準時点において撮影された入力画像内における特定領域を抽出し、かつ上述した第１ヒストグラムと第２ヒストグラムとに基づいて、基準時点以外の時点において撮影された入力画像から、基準時点において撮影された入力画像内における特定領域に対応する特定領域を抽出するようにしたので、基準時点に

おいて撮影された入力画像から特定領域を抽出する場合と、基準時点以外において撮影された入力画像から特定領域を抽出する場合とで、ともに第１および第２ヒストグラムを用いた同じ基準で特定領域を抽出することができる。

[0032] したがって、たとえば特定領域として腫瘍領域を抽出した場合には、同程度まで病状が進行した部分を腫瘍領域としてそれぞれ抽出することができ、これらの大きさの変化を正確に把握することができる。

図面の簡単な説明

[0033] [図1]本発明の画像処理装置の一実施形態を用いた医用画像診断システムの概略構成を示すブロック図

[図2]特定領域に設定された長径の一例を示す図

[図3]図２で示された長径に基づいて設定された第１領域と第２領域の一例を示す図

[図4A]第１領域の第１ヒストグラムの一例を示す図

[図4B]第２領域の第２ヒストグラムの一例を示す図

[図4C]図４Ｂに示す第２ヒストグラムの頻度に対する図４Ａに示す第１ヒストグラムの頻度の比の対数値を示す図

[図4D]図４Ａに示す第１ヒストグラムの頻度と図４Ｂに示す第２ヒストグラムの頻度の差を示す図

[図5]グラフカット法による特定領域抽出処理を説明するための図

[図6]基準時点の入力画像Ｉ１から腫瘍領域ＲＡ１を抽出する処理の流れを示すフローチャート

[図7]基準時点の入力画像Ｉ１から抽出された腫瘍領域ＲＡ１の一例を示す図

[図8]基準時点以外の入力画像Ｉ２から腫瘍領域ＲＡ２を抽出する処理の流れを示すフローチャート

[図9]基準時点以外の入力画像Ｉ２から抽出された腫瘍領域ＲＡ２の一例を示す図

[図10]基準時点以外の入力画像Ｉ２から算出された第１および第２ヒストグ

ラムを用いて腫瘍領域ＲＡ３を抽出した一例を示す図

発明を実施するための形態

[0034] 以下、本発明の医用画像表示装置および方法並びにプログラムの一実施形態を用いた医用画像診断支援システムについて、図面を参照しながら詳細に説明する。図１は、本実施形態を用いた医用画像診断支援システムの概略構成を示すブロック図である。なお、本発明は、入力画像中の特定領域を抽出する処理を行う様々な分野で応用可能であるが、ここでは、医療分野における画像診断における腫瘍領域の抽出に本発明を適用した例について説明する。

[0035] 本実施形態の医用画像診断支援システムは、図１に示すように、画像処理装置１と、医用画像保管サーバ２と、ディスプレイ３と、入力装置４とを備えている。

[0036] 画像処理装置１は、コンピュータに本実施形態の画像処理プログラムがインストールされたものである。

そして、画像処理装置１は、中央処理装置（ＣＰＵ）および半導体メモリや、本実施形態の画像処理プログラムがインストールされたハードディスクやＳＳＤ(Solid State Drive)等の医用画像保管サーバデバイスを備えており、これらのハードウェアによって、図１に示すような画像取得部１１、長径設定部１２、領域設定部１３、特定領域抽出部１４および表示制御部１５が構成されている。そして、医用画像保管サーバデバイスにインストールされた本実施形態の画像処理プログラムが中央処理装置によって実行されることによって上記各部がそれぞれ動作する。

[0037] 画像取得部１１は、医用画像保管サーバ２に記憶された患者のボリュームデータを入力画像Ｉとして取得し、メモリに一時記憶するものである。医用画像保管サーバ２には、撮影を担当する検査部門から転送されたボリュームデータや、もしくはデータベース検索により取得されたボリュームデータが記憶されている。なお、医用画像保管サーバ２には、ＣＴ、ＭＲＩ、ＰＥＴ、ＳＰＥＣＴ、超音波画像などの任意のモダリティで患者を撮影した医用画

像が記憶されており、画像取得部１１はこれらの医用画像を取得することができる。

[0038] そして、本実施形態における画像取得部１１は、同一の患者の肺における腫瘍の経過観察を行うためのボリュームデータを取得するものであり、具体的には、ある患者の肺における腫瘍を時間的に互いに異なる時点において撮影したボリュームデータＶをそれぞれ取得するものである。なお、以下の説明では、所定の基準時点（たとえば過去の時点）において撮影されたボリュームデータＶをボリュームデータＶ１、その基準時点よりも後の時点（たとえば現時点）において撮影されたボリュームデータＶをボリュームデータＶ２とする。

[0039] なお、本実施形態における画像取得部１１は、ボリュームデータＶ１を構成するスライス画像を入力画像Ｉ１として取得し、ボリュームデータＶ２を構成するスライス画像を入力画像Ｉ２として取得するものである。そして、画像処理装置１においては、ボリュームデータＶ１，Ｖ２を構成する各スライス画像Ｉ１，Ｉ２に対して後述する画像処理がそれぞれ施されるものとする。

[0040] 長径設定部１２は、画像取得部１１によって取得された入力画像Ｉ１上における腫瘍領域ＲＡ１の長径Ｌ１と、入力画像Ｉ２上における腫瘍領域ＲＡ２の長径Ｌ２とを設定するものである。本実施形態においては、ディスプレイ３に表示された入力画像Ｉ１，Ｉ２上において、ユーザによって入力装置４を用いて所定の２点の位置がそれぞれ指定され、長径設定部１２は、その指定された位置の座標を入力画像Ｉ１，Ｉ２内における腫瘍領域ＲＡ１，ＲＡ２の長径Ｌ１，Ｌ２を特定する情報として取得し、メモリに記憶するものである。図２は、入力画像Ｉ１中の腫瘍領域ＲＡ１内に長径Ｌ１が設定された例を示す図である。なお、入力画像Ｉ２中の腫瘍領域ＲＡ２の長径Ｌ２についても図２と同様に設定される。

[0041] また、長径設定部１２は、上述したように手動による長径の設定入力を受け付けるものに限らず、既に公知な方法によって自動的に長径Ｌ１，Ｌ２を

計測して設定するものとしてもよい。

[0042] 領域設定部１３は、長径設定部１２において設定された長径Ｌ１に基づいて、腫瘍領域ＲＡ１である蓋然性が高いと推定される第１領域Ｒ１_１を入力画像Ｉ１内に設定し、腫瘍領域ＲＡ１以外の領域である背景領域ＲＢ１である蓋然性が高いと推定される第２領域Ｒ２_１を入力画像Ｉ１内に設定する。図３は、図２に示された長径Ｌ１に基づいて設定された第１領域Ｒ１_１と第２領域Ｒ２_１が設定された例を示す図である。

[0043] また、領域設定部１３は、長径設定部１２において設定された長径Ｌ２に基づいて腫瘍領域ＲＡ２である蓋然性が高いと推定される第１領域Ｒ１_２を入力画像Ｉ２内に設定し設定し、腫瘍領域ＲＡ２以外の領域である背景領域ＲＢ２である蓋然性が高いと推定される第２領域Ｒ２_２を入力画像Ｉ２内に設定する。

[0044] 第１領域Ｒ１_１は、腫瘍領域ＲＡ１である蓋然性が高いと推定される領域である。入力画像Ｉ１中の腫瘍領域ＲＡ１は、長径Ｌ１の中点を中心に広がる領域である可能性が高いため、長径Ｌ１の近傍の領域は腫瘍領域ＲＡ１である可能性が高いと推定できる。このため、本実施形態では、図３に示すように、長径Ｌ１の近傍を含む楕円領域を第１領域Ｒ１_１とする。また、楕円領域の短径は、長径Ｌ１に所定の比率を乗算した値に設定される。長径Ｌ１の近傍を含む楕円領域に含まれる領域を第１領域Ｒ１_１とすることにより、腫瘍領域ＲＡである蓋然性が高い領域を簡易かつ好適に第１領域Ｒ１として設定することができる。また、同様の理由により長径Ｌ２の近傍を含む楕円領域を第１領域Ｒ１_２とする。

[0045] なお、本実施形態においては、長径Ｌ１，Ｌ２の全体を長径とする楕円領域を第１領域Ｒ１_１，Ｒ１_２として設定するようにしたが、これに限らず、たとえば上記楕円領域の部分領域を第１領域Ｒ１_１，Ｒ１_２として設定してもよい。

[0046] また、第１領域Ｒ１_１，Ｒ１_２は、長径Ｌ１，Ｌ２に基づいて、腫瘍領域ＲＡ１，ＲＡ２である蓋然性が高いと推定される領域であれば、任意の大

きさおよび任意の形状を有する領域であってよく、任意の位置に配置されてよい。また、上記第１領域Ｒ１＿１，Ｒ１＿２は、長径Ｌ１，Ｌ２の近傍を含み、背景領域ＲＢ１，ＲＢ２を含みにくい形状とすることが好ましい。また、腫瘍領域ＲＡ１，ＲＡ２である蓋然性を判断可能な任意の推定方法が適用可能である。また、第１領域Ｒ１＿１，Ｒ１＿２は、１つの領域から構成されるものとしてもよいし、複数の領域から構成されるものとしてもよい。

[0047] 第２領域Ｒ２＿１は、背景領域ＲＢ１である蓋然性が高いと推定される領域である。上述したとおり、腫瘍領域ＲＡ１は長径Ｌ１の中点を中心に広がる領域である可能性が高く、長径Ｌ１は腫瘍領域ＲＡ１の最大径を表していると判断できるため、長径Ｌ１より外側では、腫瘍領域ＲＡ１が存在しないか、または、腫瘍領域ＲＡ１に含まれる領域よりも背景領域ＲＢ１に含まれる領域の割合が相対的に大きいと推定できる。

[0048] したがって、長径Ｌ１を直径とする円Ｃ１＿１の外側に位置する所定形状の領域を第２領域Ｒ２＿１として設定することにより、長径Ｌ１の情報を利用して、簡易かつ好適に背景領域ＲＢ１である蓋然性が高い領域を第２領域Ｒ２＿１とすることができる。なお、所定形状の領域は、円Ｃ１＿１の外側に位置する所定の拡がりを持った領域であれば任意の形状の領域として設定できる。例えば、円Ｃ１＿１の外側に位置する矩形などの多角形領域であってもよい。

[0049] 本実施形態においては、図３に示すように、長径Ｌ１を直径とする円Ｃ１＿１の外側に広がる輪状の領域を第２領域Ｒ２＿１として設定する。なお、本実施形態においては、長径Ｌ１を直径とする円Ｃ１＿１と、長径Ｌ１よりも長い直径を有する円Ｃ２＿１との間の輪状領域が第２領域Ｒ２＿１として設定される。円Ｃ２＿１の中心は円Ｃ１＿１の中心と一致するように設定され、円Ｃ２＿１の直径の長さは設定された長径Ｌ１の長さに１より大きい所定の比率を乗算することにより設定される。

[0050] また、入力画像Ｉ２における第２領域Ｒ２＿２についても、上記と同様に、長径Ｌ２を直径とする円Ｃ１＿２と、長径Ｌ２よりも長い直径を有する円Ｃ２＿２との間の輪状領域が第２領域Ｒ２＿２として設定される。

[0051] 第２領域Ｒ２_１，Ｒ２_２は、上記長径Ｌ１，Ｌ２に基づいて、腫瘍領域以外の領域である蓋然性が高いと推定される領域であれば、任意の大きさおよび任意の形状を有する領域であってよく、任意の位置に配置されてよい。また、腫瘍領域以外の領域である蓋然性を判断可能な任意の推定方法が適用可能である。また、第２領域Ｒ２_１，Ｒ２_２は、１つの領域から構成されるものであってもよく、複数の領域から構成されるものであってもよい。

[0052] 特定領域抽出部１４は、画像取得部１１において取得されたボリュームデータＶを構成する入力画像Ｉ内における腫瘍領域ＲＡを抽出するものである。そして、上述したように、本実施形態における画像取得部１１は、ある患者の肺における腫瘍を時間的に異なる時点で撮影したボリュームデータＶ１，Ｖ２をそれぞれ取得するものであるが、特定領域抽出部１４は、これらのボリュームデータＶ１，Ｖ２からそれぞれ腫瘍領域ＲＡ１，ＲＡ２を抽出するものである。

[0053] まず、特定領域抽出部１４が、基準点のボリュームデータＶ１から腫瘍領域ＲＡ１を抽出する場合について説明する。

[0054] 特定領域抽出部１４は、基準時点のボリュームデータＶ１を構成する入力画像Ｉ１から腫瘍領域ＲＡ１を抽出する場合には、領域設定部１３において設定された第１領域内Ｒ１_１の各画素の濃度値の濃度ヒストグラムである第１ヒストグラムと、第２領域Ｒ２_１内の各画素の濃度値の濃度ヒストグラムである第２ヒストグラムを算出し、この第１ヒストグラムと第２ヒストグラムに基づいて入力画像Ｉ１内における腫瘍領域ＲＡ１を抽出する。

[0055] より具体的には、特定領域抽出部１４は、上述した第１ヒストグラムと第２ヒストグラムに基づいて、濃度値ごとに、その濃度値が腫瘍領域ＲＡ１を表している確からしさを表す第１評価値を算出する。

[0056] 図４Ａは、本実施形態における第１ヒストグラムの一例を示す図であり、図４Ｂは、本実施形態における第２ヒストグラムの一例を示す図であり、図４Ｃは、本実施形態における第１評価値の例を示す図である。

[0057] 第１ヒストグラムは、腫瘍領域ＲＡ１である蓋然性が高い領域（第１領域

Ｒ１＿１）の濃度値のみを用いて算出した濃度ヒストグラムである。このため、第１ヒストグラムにおける頻度は、その濃度値が腫瘍領域ＲＡ１を表している確からしさを表していると考えられる。つまり、第１ヒストグラムにおいて頻度が大きいほど、その頻度に対応する濃度値は、腫瘍領域ＲＡ１を表す確からしさが大きくなると考えられる。

[0058] 第２ヒストグラムは、背景領域ＲＢ１である蓋然性が高い領域（第２領域Ｒ２＿１）の濃度値のみを用いて算出した濃度ヒストグラムである。このため、第２ヒストグラムにおける頻度は、その濃度値が背景領域ＲＢを表している確からしさを表していると考えられる。言い換えると、第２ヒストグラムにおいて頻度が大きいほど、その頻度に対応する濃度値は、背景領域ＲＢ１を表す確からしさが大きくなると考えられる。また、第２ヒストグラムにおいて頻度に応じて背景領域ＲＢ１を表す確からしさが大きくなると、これに伴って腫瘍領域ＲＡ１である確からしさが小さくなると考えられる。

[0059] なお、第１ヒストグラムと第２ヒストグラムは、縦軸同士のスケールと横軸同士のスケールがそれぞれ一致するように正規化されることが好ましい。後述の第１評価値が、第１ヒストグラムと第２ヒストグラムを互いに比較することにより算出されるためである。ここでは、第１ヒストグラムと第２ヒストグラムの表す濃度値の範囲が一致するように正規化される。具体的には、両ヒストグラムの濃度値の範囲が調整され、第１ヒストグラムの算出に用いられた全画素数は、第２ヒストグラムの算出に用いられた全画素数と一致するように適宜調整される。

[0060] なお、本実施形態においては、上述したようにして算出された第１ヒストグラムと第２ヒストグラムは、基準時点よりも後の時点のボリュームデータＶ２から腫瘍領域ＲＡ２を抽出する際にも用いるためメモリなどに記憶されるものとする。

[0061] そして、本実施形態の特定領域抽出部１４は、同じ濃度値の範囲ごとに、第２ヒストグラムの頻度の値に対する第１ヒストグラムの頻度の値の比の対数値を算出し、これを第１評価値とするものである。第１評価値は、背景領

域ＲＢ１である確からしさに対する腫瘍領域ＲＡ１である確からしさの比であるため、濃度値ごとに腫瘍領域ＲＡ１を好適に表している確からしさを表していると考えられる。例えば、第１評価値が１以上の場合には背景領域ＳＢ１らしさよりも腫瘍領域ＲＡ１らしさが相対的に大きいため、腫瘍領域ＲＡ１らしさが高いと評価でき、第１評価値が大きくなるほど腫瘍領域ＲＡ１を表す確からしさが大きくなると評価できる。

[0062] なお、上記実施形態に限定されず、第１評価値は、濃度値ごとに、各濃度値が腫瘍領域を表している確からしさを表すものであれば、第１ヒストグラムと第２ヒストグラムに基づいて、任意の方法によって定義されたものであってよい。

[0063] また、特定領域抽出部１４において、同じ濃度値の範囲ごとに、第１ヒストグラムの頻度の値に対する第２ヒストグラムの頻度の値の比の対数値を算出し、これを第１評価値としてもよい。この場合には、第１評価値は、腫瘍領域ＲＡ１である確からしさに対する背景領域ＲＢ１である確からしさの比であるため、例えば、第１評価値が１以下の場合には腫瘍領域ＲＡ１らしさが高いと評価でき、第１評価値が大きくなるほど腫瘍領域ＲＡ１を表す確からしさが小さくなると考えられる。

[0064] このように第１ヒストグラムと第２ヒストグラムを用いて第１評価値を算出した場合には、背景領域ＲＢ１である確からしさと腫瘍領域ＲＡ１である確からしさの両方に基づいて、腫瘍領域である確からしさの評価値である第１評価値を算出しているため、第１評価値によって精度よく腫瘍領域ＲＡ１である確からしさを表すことができる。

[0065] また、特定領域抽出部１４において、同じ濃度値の範囲ごとに、第１ヒストグラムの頻度の値と第２ヒストグラムの頻度の値との差を算出し、これを第１評価値としてもよい。図４Ｄは、第１ヒストグラムの頻度の値と第２ヒストグラムの頻度の値との差を第１評価値として算出した例である。

[0066] 上述のように、第２ヒストグラムにおける頻度は、その濃度値が背景領域ＲＢ１を表している確からしさを表しているため、第２ヒストグラムにおけ

る頻度は、腫瘍領域ＲＡ１でない確からしさを示しているとも考えることができる。このため、第１ヒストグラムの頻度の値と第２ヒストグラムの頻度の値との差は、腫瘍領域ＲＡ１を表す確からしさと腫瘍領域ＲＡ１でない確からしさとの差を表すものとなり、この差を第１評価値とした場合にも、第１評価値は腫瘍領域ＲＡ１を表す確からしさを表しているといえる。図４Ｄのように、第１評価値を、第１ヒストグラムの頻度の値から第２ヒストグラムの頻度の値を減算した値を表すようにした場合にも、第１評価値が大きいほど特定領域らしさが大きくなると評価できる。

[0067] また、特定領域抽出部１４は、入力画像Ｉ１中の隣接する２つの画素ごとに、その２つの画素の濃度値に基づいて、隣接する２つの画素のそれぞれの第１評価値を取得し、その取得した隣接する２つの画素にそれぞれ対応する第１評価値に基づいて、隣接する２つの画素が輪郭を表す確からしさである輪郭らしさを表す第２評価値を算出する。

[0068] ここで、隣接する２つの画素が輪郭を表す輪郭らしさは、隣接する２つの画素が互いに異なる２つの領域（腫瘍領域ＲＡ１と背景領域ＲＢ１）にそれぞれ属する確からしさと捉えることができる。そして、腫瘍領域ＲＡ１に位置する画素と、背景領域ＲＢ１に位置する画素とでは腫瘍領域ＲＡ１である確からしさである第１評価値が異なる値を取る可能性が高いと推定できる。このため、２つの隣接する画素が両方とも腫瘍領域ＲＡ１（または背景領域ＲＢ１）に属する場合よりも、２つの隣接する画素の一方が腫瘍領域ＲＡ１に属し、他方が背景領域ＲＢ１に属する場合の方が、２つの隣接する画素にそれぞれ対応する第１評価値の差が大きくなると考えられる。このことを利用して、本実施形態では、入力画像Ｉ１中の画素の第１評価値と、その画素に隣接する隣接画素の第１評価値との差の絶対値を第２評価値として算出し、第２評価値が大きくなるほど、その隣接する２つの画素が輪郭を表している確からしさである輪郭らしさが大きくなると評価する。

[0069] なお、上記実施形態に限定されず、第２評価値は、入力画像中の互いに隣接する２つの画素ごとに、その画素のペアが輪郭を表している確からしさ（

輪郭らしさ）を表すものであれば、互いに隣接する２つの画素にそれぞれ対応する第１評価値に基づいて、任意の方法によって定義されたものであってよい。

[0070] そして、特定領域抽出部１４は、腫瘍領域ＲＡ１に属する第１の基準頂点Ｓと、背景領域ＲＢ１に属する第２の基準頂点Ｔと、入力画像Ｉ１中の各画素をそれぞれ表す複数の頂点Ｎｉｊを定義し、第２評価値に基づいて、各頂点の接続しやすさを表す接続コストを設定し、接続コストに基づいて複数の頂点を接続することにより、腫瘍領域ＲＡ１を抽出するものである。

[0071] 本実施形態では、特定領域抽出部１４は、図５に示すように、入力画像Ｉ１を、腫瘍領域ＲＡ１に属する第１の基準頂点Ｓ（頂点Ｓ）と、背景領域ＲＢ１に属する第２の基準頂点Ｔ（頂点Ｔ）と、入力画像Ｉ１中の各画素を表す複数の頂点N_{ij}と複数の頂点間を結ぶ辺とで構成されるグラフとして定義し、第２評価値に基づいて、互いに隣接する２つの画素の輪郭らしさが大きくなるほど、その画素に対応する頂点とその隣接する画素に対応する頂点とが接続されにくくなるように接続コストを設定し、その接続コストに基づいて、グラフカット法によりグラフから腫瘍領域ＲＡ１を抽出する。なお、図５におけるグラフは、説明のために頂点の間隔や頂点の個数が簡略化されている。また、グラフカット法の詳細については、特許文献１にも記載されている。

[0072] より具体的には、特定領域抽出部１４は、入力画像Ｉ１の全領域を判別領域Ｄとすると、図５に示すように、まず、判別領域Ｄ中の各画素を表す頂点N_{ij}と、各画素が取り得るラベルを表す頂点Ｓ、Ｔと、隣接する画素の頂点同士をつなぐ辺からなるｎ－ｌｉｎｋと、各画素を表す頂点N_{ij}と特定領域を表す頂点Ｓまたは背景領域ＲＢ１を表す頂点Ｔとをつなぐ辺からなるｔ－ｌｉｎｋとから構成されるグラフを作成する。

[0073] ここで、ｎ－ｌｉｎｋは、隣接する画素が同一領域の画素である確からしさを接続コストの大きさ（図５中における辺の太さ）で表すものである。ここでは、第２評価値に基づいて、隣接する２つの画素の輪郭らしさが大きく

なるほど、隣接する２つの画素に対応する頂点が互いに接続されにくくなるように（辺が細くなるように）、ｎ－ｌｉｎｋの接続コストが設定されている。なお、上記ｎ－ｌｉｎｋの接続コストは、隣接する画素間の距離または濃度値の差などに基づいて、さらに重み付けされてもよい。また、ここでは、頂点間の辺の太さは、接続コストの大きさを示しており、辺が太いほど大きい接続コストが設定されているものとする。

[0074] 各画素を表す頂点$N_{i,j}$と腫瘍領域ＲＡ１を表す頂点Ｓをつなぐｔ－ｌｉｎｋは、各画素が腫瘍領域ＲＡ１に含まれる画素である確からしさを表すものであり、各画素を表す頂点$N_{i,j}$と背景領域ＲＢを表す頂点Ｔをつなぐｔ－ｌｉｎｋは、各画素が背景領域ＲＢ１に含まれる画素である確からしさを表すものである。

[0075] 本実施形態では、長径設定部１２において設定された長径Ｌ１を特定する情報を利用して、その画素が腫瘍領域ＲＡ１に属すると判別できる場合には、その画素に対応する頂点が腫瘍領域ＲＡ１を表す頂点Ｓに接続されやすくなるように（その画素に対応する頂点と腫瘍領域ＲＡ１を表す頂点Ｓを結ぶ辺が太くなるように）、ｔ－ｌｉｎｋの接続コストを設定する。また、その画素が背景領域ＲＢ１に属すると判別できる場合には、その画素に対応する頂点が背景領域ＲＢ１を表す頂点Ｔに接続されやすくなるように（その画素に対応する頂点と背景領域ＲＢ１を表す頂点Ｔを結ぶ辺が太くなるように）、ｔ－ｌｉｎｋの接続コストを設定する。

[0076] 具体的には、以下の４つの条件（１）～（４）に基づいて、ｔ－ｌｉｎｋの接続コストを設定する。

[0077] （１）長径Ｌ１上に位置する画素に対応する頂点および第１領域Ｒ１_１内に存在する画素に対応する頂点（第１の頂点）は、腫瘍領域ＲＡ１に属する可能性が高い画素であるため、頂点Ｓと接続されやすくなるように接続コストが設定される。

[0078] （２）長径Ｌ１の延長線上であって、長径Ｌ１の両端より外側に位置する画素に対応する頂点（第２の頂点、図５における破線Ｌ３上に位置する頂点）

は、背景領域ＲＢ１に属する可能性が高い画素であるため、頂点Ｔと接続されやすくなるように接続コストが設定される。

[0079] （３）入力画像中の第２領域Ｒ２_１の外側の輪郭に位置する画素に対応する頂点（第３の頂点、図５における円Ｃ２_１上に位置する頂点）は、背景領域ＲＢ１（特定領域以外の領域）に属する可能性が高い画素であるため、頂点Ｔと接続されやすくなるように接続コストが設定される。

[0080] （４）入力画像を表すグラフを構成する頂点のうち、第１から第３の頂点のいずれにも該当しない頂点は、頂点Ｓおよび頂点Ｔの両方に接続されにくくなるように接続コストが設定される。

[0081] 図５に示す例では、Ｎ３３、Ｎ３４、Ｎ３５、Ｎ３６が第１の頂点に相当し、上記条件（１）に基づいて頂点Ｓと接続されている。また、Ｎ３１、Ｎ３２、Ｎ３７、Ｎ３８が第２の頂点に相当し、上記条件（２）に基づいて頂点Ｔと接続されている。また、Ｎ１３、Ｎ１５、Ｎ２１、Ｎ４８、Ｎ５４、Ｎ５６が第３の頂点に相当し、上記条件（３）に基づいて頂点Ｔと接続されている。また、図５に示す上記第１から第３の頂点に該当しない頂点は、頂点Ｓおよび頂点Ｔの両方に接続されないように（接続コストが０となるように）設定されている。

[0082] 腫瘍領域ＲＡ１は、長径Ｌ１を中心に広がっている可能性が高いと推定される。このため、上記（１）のように、長径Ｌ１上に位置する頂点（第１の頂点）は腫瘍領域ＲＡ１に属する可能性が高いと判別して、第１の頂点を頂点Ｓに接続されやすくなるように接続コストを設定した場合には、設定された長径Ｌ１を特定する情報を好適に利用して、精度よく入力画像を表すグラフから腫瘍領域ＲＡ１を抽出することができる。

[0083] なお、上記条件（１）に換えて、設定された長径Ｌ１に基づいて、長径Ｌ１から所定の範囲内に位置する頂点と頂点Ｓとが接続されやすくなるように任意の方法で接続コストを決定してもよい。なお、上記所定の範囲とは、腫瘍領域に属する蓋然性の高い任意の範囲に設定でき、長径Ｌ１との距離が小さい範囲であることが好ましい。

[0084] また、長径Ｌ１は、長径Ｌ１の延びる方向の腫瘍領域ＲＡ１の最大径を表していると判断できるため、長径Ｌ１の延びる方向に、長径Ｌ１の両端より外側には腫瘍領域ＲＡ１が存在する可能性は低いと考えられる。このため、上記（２）のように、長径Ｌ１の延長線上であって、長径Ｌ１の両端より外側に位置する頂点（第２の頂点）を背景領域ＲＢ１に属する可能性が高いと判別して、第２の頂点を頂点Ｔに接続されやすくなるようにした場合にも、設定された長径Ｌ１を特定する情報を好適に利用して、精度よく入力画像を表すグラフから腫瘍領域ＲＡ１を抽出することができる。

[0085] なお、上記条件（２）に換えて、設定された長径Ｌ１に基づいて、長径Ｌ１の延びる方向に、長径Ｌ１の両端より外側に位置する画素に対応する頂点とＴ頂点とが接続されやすくなるように任意の方法で接続コストを設定してもよい。

[0086] また、設定された長径Ｌ１から十分離れた領域に位置する頂点は背景領域ＲＢ１に属する可能性が高いと考えられる。このため、上記（３）のように、背景領域ＲＢ１である蓋然性が高い領域である第２領域Ｒ２＿１の外側の輪郭に位置する頂点（第３の頂点）を背景領域ＲＢ１に属する可能性が高いと判別して、第３の頂点を頂点Ｔに接続されやすくなるように接続コストを設定した場合には、第３の頂点は長径Ｌ１から十分離間して位置するものであるため、設定された長径Ｌ１を特定する情報を好適に利用して、精度よく入力画像を表すグラフから腫瘍領域ＲＡ１を抽出することができる。

[0087] なお、上記（３）に換えて、設定された長径Ｌ１に基づいて、長径Ｌ１から所定の距離以上離れて位置する頂点と頂点Ｔとが接続されやすくなるように任意の方法で接続コストを決定してもよい。なお、上記所定の距離とは、背景領域ＲＢ１に属する蓋然性の高い任意の範囲に設定でき、長径Ｌ１との距離が大きい範囲であることが好ましい。

[0088] 本実施形態に限定されず、腫瘍領域ＲＡ１と背景領域ＲＢ１を分離可能にｔ－ｌｉｎｋの接続コストを設定可能であればあらゆる方法でｔ－ｌｉｎｋの接続コストを設定してよい。このために、腫瘍領域ＲＡ１と背景領域ＲＢ

１を分離可能にｔ－ｌｉｎｋの接続コストを設定可能な範囲で、上記（１）から（４）に基づく接続コストの設定の一部または全てを省略してもよく、上記（１）から（４）に基づく接続コストの設定の一部または全てに換えて別の手法で接続コストを設定してもよい。

[0089] なお、上記ｔ－ｌｉｎｋの接続コストの設定は、その画素が腫瘍領域ＲＡ１また背景領域ＲＢ１のいずれかを示す画素であるかの情報がすでに与えられている場合には、その与えられた情報に従って任意の方法で設定できる。また、そのような情報が与えられてない場合には、腫瘍領域ＲＡ１または背景領域ＲＢ１を示す画素であることが既知である１以上の画素における濃度値の統計的な特徴に基づいて算出してもよい。

[0090] そして、特定領域抽出部１４は、上記のグラフにおけるｔ－ｌｉｎｋとｎ－ｌｉｎｋの接続コストの総和を表す評価関数Ｆを、最大流最小切断法などのグラフカット法に適用可能な周知の方法により最小化することにより領域分割をする。この結果、図５に点線で示すように、全てのｔ－ｌｉｎｋおよびｎ－ｌｉｎｋのうち適当なリンクが切断されて、頂点Ｓが頂点Ｔから切り離され、入力画像は腫瘍領域ＲＡ１と背景領域ＲＢ１に分割される。

[0091] 以上が、特定領域抽出部１４において、基準時点のボリュームデータＶ１から腫瘍領域ＲＡ１を抽出する場合の手順である。

[0092] 次に、特定領域抽出部１４において、基準時点よりも後の時点のボリュームデータＶ２から腫瘍領域ＲＡ２を抽出する場合について説明する。

[0093] 特定領域抽出部１４は、基準時点よりも後の時点のボリュームデータＶ２から腫瘍領域ＲＡ２を抽出する場合には、上述した基準時点のボリュームデータＶ１から腫瘍領域ＲＡ１を抽出する際に用いた入力画像Ｉ１の第１領域Ｒ１＿１の濃度ヒストグラムである第１ヒストグラムと、第２領域Ｒ２＿１の濃度ヒストグラムである第２ヒストグラムとを用いる。

[0094] すなわち、特定領域抽出部１４は、基準時点のボリュームデータＶ１を構成する入力画像Ｉ１から腫瘍領域ＲＡ１を抽出する場合と、基準時点よりも後の時点のボリュームデータＶ２を構成する入力画像Ｉ２から腫瘍領域ＲＡ

２を抽出する場合との両方において、同じ第１ヒストグラムと第２ヒストグラムとを用いて腫瘍領域ＲＡ１，ＲＡ２をそれぞれ抽出する。

[0095] より具体的には、特定領域抽出部１４は、入力画像Ｉ２における腫瘍領域ＲＡ２を抽出する際には、入力画像Ｉ１における腫瘍領域ＲＡ１を抽出する際に記憶された上述した第１ヒストグラムと第２ヒストグラムを読み出し、この第１ヒストグラムと第ヒストグラムとに基づいて、濃度値ごとに、その濃度値が腫瘍領域ＲＡ２を表している確からしさを表す第１評価値を算出する。なお、第１評価値の算出方法については、入力画像Ｉ１から腫瘍領域ＲＡ１を抽出する場合と同様である。

[0096] また、特定領域抽出部１４は、入力画像Ｉ２中の隣接する２つの画素ごとに、その２つの画素の濃度値に基づいて、隣接する２つの画素のそれぞれの第１評価値を取得し、その取得した隣接する２つの画素にそれぞれ対応する第１評価値に基づいて、隣接する２つの画素が輪郭を表す確からしさである輪郭らしさを表す第２評価値を算出する。この第２評価値の算出方法についても、入力画像Ｉ１から腫瘍領域ＲＡ１を抽出する場合と同様である。

[0097] そして、特定領域抽出部１４は、入力画像Ｉ１から腫瘍領域ＲＡ１を抽出する場合と同様に、腫瘍領域ＲＡ２に属する第１の基準頂点Ｓと、背景領域ＲＢ２に属する第２の基準頂点Ｔと、入力画像Ｉ２中の各画素をそれぞれ表す複数の頂点Ｎｉｊを定義し、第２評価値に基づいて、各頂点の接続しやすさを表す接続コストを設定し、接続コストに基づいて複数の頂点を接続することにより、腫瘍領域ＲＡ２を抽出するものである。

[0098] なお、接続コストの設定方法については、上述した入力画像Ｉ１から腫瘍領域ＲＡ１を抽出する場合と同様であるが、各画素を表す頂点N_{ij}と腫瘍領域ＲＡ２を表す頂点Ｓをつなぐｔ－ｌｉｎｋと、各画素を表す頂点N_{ij}と背景領域ＲＢ２を表す頂点Ｔをつなぐｔ－ｌｉｎｋとの接続コストについては、入力画像Ｉ１内において設定された腫瘍領域ＲＡ１の長径Ｌ１の代わりに、入力画像Ｉ２内において設定された腫瘍領域ＲＡ２の長径Ｌ２が用いられ、入力画像Ｉ１内において設定された第１領域Ｒ１＿１および第２領域Ｒ２＿

１の代わりに、入力画像Ｉ２内において設定された第１領域Ｒ１_２および第２領域Ｒ２_２が用いられるものとする。

[0099] そして、特定領域抽出部１４は、入力画像Ｉ１から腫瘍領域ＲＡ１を抽出する場合と同様にグラフカット法によって、入力画像Ｉ２から腫瘍領域ＲＡ２を抽出する。

[0100] 以上が、特定領域抽出部１４において、基準時点よりも後の時点のボリュームデータＶ２から腫瘍領域ＲＡ２を抽出する場合の手順である。

[0101] 表示制御部１５は、入力画像Ｉ１，Ｉ２、上記画像処理の過程で作成された種々の画像、抽出された腫瘍領域ＲＡ１，ＲＡ２などを、ユーザの指示やプログラムの要求などの必要に応じて適宜ディスプレイ３に表示させるものである。

[0102] 図６は、本実施形態の画像処理装置１において、基準時点のボリュームデータＶ１を構成する入力画像Ｉ１から腫瘍領域ＲＡ１を抽出する処理の流れを示すフローチャートである。以下、図６に従って、本実施形態の画像処理装置１の各処理を順に説明する。

[0103] まず、画像取得部１１が、基準時点に撮影されたボリュームデータＶ１を構成する入力画像Ｉ１を医用画像保管サーバ２から取得する（Ｓ１０）。次いで、長径設定部１２が、ユーザによる長径の入力指示に基づいて長径Ｌ１を設定する（Ｓ１０）。領域設定部１３は、設定された長径Ｌ１に基づいて、長径Ｌ１を長径とする楕円領域である第１領域Ｒ１と、長径Ｌ１を直径とする円Ｃ１_１と円Ｃ２_１との間の輪状領域である第２領域Ｒ２_１を設定する（Ｓ１４）。

[0104] 次に、特定領域抽出部１４は、第１領域Ｒ１_１における各画素の濃度値に基づいて第１ヒストグラムを作成し、第２領域Ｒ２_１における各画素の濃度値に基づいて第２ヒストグラムを作成して、両ヒストグラムを正規化する（Ｓ１６）。そして、特定領域抽出部１４は、濃度値ごとに、第２ヒストグラムの頻度の値に対する第１ヒストグラムの頻度の値の比の対数値を、腫瘍領域ＲＡ１を表す確からしさを表す第１評価値として算出する（Ｓ１８）。さ

らに、特定領域抽出部１４は、入力画像Ｉ１における隣接する２つの画素ごとに、隣接する２つの画素にそれぞれ対応する第１評価値の差の絶対値を、輪郭らしさを表す第２評価値として算出する（Ｓ２０）。

[0105] 次いで、特定領域抽出部１４は、入力画像Ｉ１を、腫瘍領域ＲＡ１に属する第１の基準頂点Ｓと、背景領域ＲＢ１に属する第２の基準頂点Ｔと、入力画像Ｉ１中の各画素を表す複数の頂点と複数の頂点間を結ぶ辺とで構成されるグラフとして定義する。そして、第２評価値に基づいて、隣接する２つの画素の輪郭らしさが大きくなるほど、隣接する２つの画素にそれぞれ対応する頂点が互いに接続されにくくなるようにｎ－ｌｉｎｋの接続コストを設定する。また、設定された長径Ｌ１に基づいて、腫瘍領域ＲＡ１に属すると推定される第１の頂点が腫瘍領域ＲＡ１を表す頂点Ｓと接続され、背景領域ＲＢ１に属すると推定される第２の頂点および第３の頂点が背景領域ＲＢ１を表す頂点Ｔと接続されるようにｔ－ｌｉｎｋの接続コストを設定する。そして、接続コストに基づいて、評価関数Ｆを最小化することによりグラフを分割し、入力画像Ｉ１から腫瘍領域ＲＡ１を抽出する（Ｓ２２）。

[0106] そして、表示制御部１５は、抽出された腫瘍領域ＲＡ１をディスプレイに表示して（Ｓ２４）、処理を終了する。以上のように領域分割して抽出した腫瘍領域ＲＡ１の一例を図７に示す。

[0107] 図８は、本実施形態の画像処理装置１において、基準時点よりも後の時点に撮影されたボリュームデータＶ２を構成する入力画像Ｉ２から腫瘍領域ＲＡ２を抽出する処理の流れを示すフローチャートである。以下、図８に従って、本実施形態の画像処理装置１の各処理を順に説明する。

[0108] まず、画像取得部１１が、基準時点より後の時点に撮影されたボリュームデータＶ２を構成する入力画像Ｉ２を医用画像保管サーバ２から取得する（Ｓ３０）。次いで、長径設定部１２が、ユーザによる長径の入力指示に基づいて長径Ｌ２を設定する（Ｓ３２）。領域設定部１３は、設定された長径Ｌ２に基づいて、長径Ｌ２を長径とする楕円領域である第１領域Ｒ１_２と、長径Ｌ２を直径とする円Ｃ１_２と円Ｃ２_２との間の輪状領域である第２領域

Ｒ２_２を設定する（Ｓ３４）。

[0109] 次に、特定領域抽出部１４は、入力画像Ｉ１から腫瘍領域ＲＡ１を抽出する際に作成された第１ヒストグラムと第２ヒストグラムとを取得する（Ｓ３６）。そして、特定領域抽出部１４は、濃度値ごとに、第２ヒストグラムの頻度の値に対する第１ヒストグラムの頻度の値の比の対数値を、腫瘍領域ＲＡ２を表す確からしさを表す第１評価値として算出する（Ｓ３８）。さらに、特定領域抽出部１４は、入力画像Ｉ２における隣接する２つの画素ごとに、隣接する２つの画素にそれぞれ対応する第１評価値の差の絶対値を、輪郭らしさを表す第２評価値として算出する（Ｓ４０）。

[0110] 次いで、特定領域抽出部１４は、入力画像Ｉ２を、腫瘍領域ＲＡ２に属する第１の基準頂点Ｓと、背景領域ＲＢ２に属する第２の基準頂点Ｔと、入力画像Ｉ２中の各画素を表す複数の頂点と複数の頂点間を結ぶ辺とで構成されるグラフとして定義する。そして、第２評価値に基づいて、隣接する２つの画素の輪郭らしさが大きくなるほど、隣接する２つの画素にそれぞれ対応する頂点が互いに接続されにくくなるようにｎ－ｌｉｎｋの接続コストを設定する。また、設定された長径Ｌ２に基づいて、腫瘍領域ＲＡ２に属すると推定される第１の頂点が腫瘍領域ＲＡ２を表す頂点Ｓと接続され、背景領域ＲＢ２に属すると推定される第２の頂点および第３の頂点が背景領域ＲＢ２を表す頂点Ｔと接続されるようにｔ－ｌｉｎｋの接続コストを設定する。そして、接続コストに基づいて、評価関数Ｆを最小化することによりグラフを分割し、入力画像Ｉ２から腫瘍領域ＲＡ２を抽出する（Ｓ４２）。

[0111] そして、表示制御部１５は、抽出された腫瘍領域ＲＡ２をディスプレイに表示して（Ｓ４４）、処理を終了する。以上のように領域分割して抽出した腫瘍領域ＲＡ２の一例を図９に示す。

[0112] 本実施形態の医用画像診断支援システムによれば、基準時点において撮影された入力画像内において、腫瘍領域である蓋然性が高いと推定される第１領域と、腫瘍領域以外の領域である背景領域である蓋然性が高いと推定される第２領域とを設定し、その第１領域内の濃度ヒストグラムである第１ヒス

トグラムと、第２領域内の濃度ヒストグラムである第２ヒストグラムとを算出し、その第１ヒストグラムと第２ヒストグラムとに基づいて、基準時点において撮影された入力画像内における腫瘍領域を抽出し、かつ上述した第１ヒストグラムと第２ヒストグラムとに基づいて、基準時点以外の時点において撮影された入力画像から、基準時点において撮影された入力画像内における腫瘍領域に対応する腫瘍領域を抽出するようにしたので、基準時点において撮影された入力画像から特定領域を抽出する場合と、基準時点以外において撮影された入力画像から腫瘍領域を抽出する場合とで、ともに第１および第２ヒストグラムを用いた同じ基準で腫瘍領域を抽出することができる。

[0113] したがって、基準時点において撮影された入力画像と基準時点以外に撮影された入力画像とで、同程度まで病状が進行した部分を腫瘍領域としてそれぞれ抽出することができ、これらの大きさの変化を正確に把握することができる。

[0114] ここで、基準時点以外において撮影された入力画像Ｉ２から腫瘍領域を抽出する際、基準時点の入力画像Ｉ１から算出された第１および第２ヒストグラムを用いるのではなく、基準時点以外の入力画像Ｉ２から算出された第１および第２ヒストグラムを用いて腫瘍領域ＲＡ３を抽出した場合の一例を図１０に示す。図１０に示すように、入力画像Ｉ２から算出された第１および第２ヒストグラムを用いて腫瘍領域ＲＡ３を抽出した場合、病状が進行して濃度が低くなった部分(白く変化した部分)のみが腫瘍領域ＲＡ３として抽出され、図９に示す本来抽出すべき腫瘍領域ＲＡ２よりも抽出される領域が小さくなってしまっているのがわかる。

[0115] なお、上記実施形態においては、特定領域として腫瘍領域を抽出するようにしたが、これに限らず、血管領域を抽出するようにしてもよい。血管領域の場合、病状の進行によってプラークが増大し、このプラークの部分が画像上において濃度が低くなってしまう。

[0116] したがって、たとえば、互いに異なる時点において撮影された入力画像から血管領域をそれぞれ抽出する際、各入力画像に基づいて算出された第１お

よび第２ヒストグラムを用いて血管領域を抽出したのでは、プラークの大きさによって抽出する際の基準が異なることになってしまい、対応する血管領域を適切に抽出することができない。

[0117] そこで、上記実施形態の医用画像診断システムのように、基準時点において撮影された入力画像から算出された第１および第２ヒストグラムを用いて、基準時点以外の入力画像から血管領域を抽出することによって、対応する血管領域を適切に抽出することができる。なお、血管領域を抽出する場合には、領域設定部１３においては、血管が伸びる方向に直交する断面画像上において長径が設定されるものとする。

[0118] また、上記実施形態においては、グラフカット法を用いて特定領域を抽出するようにしたが、グラフカット法に限らず、その他の方法を用いるようにしてもよい。たとえば、入力画像の各画素に対応する第１評価値に対して閾値処理を施すことによって特定領域を抽出するようにしてもよい。なお、このように閾値処理によって特定領域を抽出する場合、特定領域以外の背景領域に含まれる骨などの部分も特定領域として抽出する可能性があるため、第１評価値を算出する際、領域設定部１３において設定される第１領域および第２領域との距離などに基づいて重み付けをして第１評価値を算出することが望ましい。または、算出された第１評価に対して、第１領域および第２領域との距離などに基づいて重み付けを付加した後に、閾値処理を行うようにしてもよい。

[0119] 上記の各実施形態はあくまでも例示であり、上記のすべての説明が本発明の技術的範囲を限定的に解釈するために利用されるべきものではない。

[0120] この他、上記の実施形態におけるシステム構成、ハードウェア構成、処理フロー、モジュール構成、ユーザインターフェースや具体的処理内容等に対して、本発明の趣旨から逸脱しない範囲で様々な改変を行ったものも、本発明の技術的範囲に含まれる。

[0121] また、画像処理装置１は、複数台のコンピュータにより、上記各部としての機能を分担する構成としてもよい。また、入力装置、ディスプレイ等、シ

ステムを構成する装置としては、公知のあらゆる装置を採用することができる。

請求の範囲

［請求項1］ 互いに異なる時点において同一の被写体を撮影した複数の入力画像を取得する画像取得部と、

該画像取得部によって取得された複数の入力画像のうちの基準時点において撮影された入力画像内において、特定領域である蓋然性が高いと推定される第１領域と、前記特定領域以外の領域である背景領域である蓋然性が高いと推定される第２領域とを設定する領域設定部と、

前記第１領域内の各画素の濃度値の濃度ヒストグラムである第１ヒストグラムと、前記第２領域内の各画素の濃度値の濃度ヒストグラムである第２ヒストグラムとを算出し、前記第１ヒストグラムと前記第２ヒストグラムとに基づいて、前記基準時点において撮影された入力画像内における前記特定領域を抽出する特定領域抽出部とを備え、

該特定領域抽出部が、前記基準時点において撮影された入力画像を用いて算出された前記第１ヒストグラムと前記第２ヒストグラムとに基づいて、前記基準時点以外の時点において撮影された入力画像から、前記基準時点において撮影された入力画像内における特定領域に対応する特定領域を抽出するものであることを特徴とする画像処理装置。

［請求項2］ 前記特定領域抽出部が、前記第１ヒストグラムと前記第２ヒストグラムに基づいて、濃度値ごとに、該濃度値が前記特定領域を表している確からしさを表す第１評価値を算出し、

前記入力画像中の隣接する２つの画素ごとに、該隣接する２つの画素の濃度値にそれぞれ対応する前記第１評価値に基づいて、前記隣接する２つの画素が輪郭を表す確からしさである輪郭らしさを表す第２評価値を算出し、

前記特定領域に属する第１の基準頂点と、前記背景領域に属する第２の基準頂点と、前記入力画像中の各画素をそれぞれ表す複数の頂点

とを定義し、前記第２評価値に基づいて、前記各頂点間の接続しやすさを表す接続コストを設定し、該設定した接続コストに基づいて前記各頂点を接続することによって前記特定領域を抽出するものであることを特徴とする請求項１記載の画像処理装置。

［請求項3］ 前記特定領域抽出部が、前記第１ヒストグラムの頻度の値と前記第２ヒストグラムの頻度の値の比に基づいて前記第１評価値を算出するものであることを特徴とする請求項２項記載の画像処理装置。

［請求項4］ 前記特定領域抽出部が、前記第１ヒストグラムの頻度の値と前記第２ヒストグラムの頻度の値との差に基づいて前記第１評価値を算出するものであることを特徴とする請求項２記載の画像処理装置。

［請求項5］ 前記特定領域抽出部が、前記入力画像中の画素ごとに、前記隣接する２つの画素の前記第１評価値の差が大きくなるほど、前記輪郭らしさが大きくなるように前記第２評価値を算出するものであることを特徴とする請求項２から４のいずれか１項記載の画像処理装置。

［請求項6］ 前記特定領域抽出部が、前記第２評価値に基づいて、前記隣接する２つの画素の前記輪郭らしさが大きくなるほど、前記隣接する２つの画素にそれぞれ対応する前記頂点が接続されにくくなるように前記接続コストを設定するものであることを特徴とする請求項２から５のいずれか１項記載の画像処理装置。

［請求項7］ 前記基準時点において撮影された入力画像上における前記特定領域の長径を設定する長径設定部を備え、

前記領域設定部が、前記長径設定部において受け付けられた長径に基づいて、前記第１領域および前記第２領域を設定するものであることを特徴とする請求項１記載の画像処理装置。

［請求項8］ 前記基準時点において撮影された入力画像上における前記特定領域の長径を設定する長径設定部を備え、

前記特定領域抽出部が、前記長径から所定の範囲内に位置する前記頂点と前記第１の基準頂点とが接続されやすくなるように前記接続コ

ストを設定するものであることを特徴とする請求項２記載の画像処理装置。

[請求項9] 前記基準時点において撮影された入力画像上における前記特定領域の長径を設定する長径設定部を備え、

前記特定領域抽出部が、前記長径の延びる方向に前記長径の両端より外側に位置する画素に対応する前記頂点と前記第２の基準頂点とが接続されやすくなるように前記接続コストを設定するものであることを特徴とする請求項２または８記載の画像処理装置。

[請求項10] 前記領域設定部が、前記長径を長径とする楕円領域に含まれる領域を前記第１領域として設定するものであることを特徴とする請求項７から９のいずれか１項記載の画像処理装置。

[請求項11] 前記領域設定部が、前記長径を直径とする円の外側に位置する所定形状の領域を前記第２領域として設定するものであることを特徴とする請求項７から１０のいずれか１項記載の画像処理装置。

[請求項12] 前記特定領域が、腫瘍領域または血管領域であることを特徴とする請求項１から１１いずれか１項記載の画像処理装置。

[請求項13] 互いに異なる時点において同一の被写体を撮影した複数の入力画像を取得し、

該取得した複数の入力画像のうちの、基準時点において撮影された入力画像内において、特定領域である蓋然性が高いと推定される第１領域と、前記特定領域以外の領域である背景領域である蓋然性が高いと推定される第２領域とを設定し、

前記第１領域内の各画素の濃度値の濃度ヒストグラムである第１ヒストグラムと、前記第２領域内の各画素の濃度値の濃度ヒストグラムである第２ヒストグラムとを算出し、前記第１ヒストグラムと前記第２ヒストグラムとに基づいて、前記基準時点において撮影された入力画像内における前記特定領域を抽出し、

前記基準時点において撮影された入力画像を用いて算出された前記

第１ヒストグラムと前記第２ヒストグラムとに基づいて、前記基準時点以外の時点において撮影された入力画像から、前記基準時点において撮影された入力画像内における特定領域に対応する特定領域を抽出することを特徴とする画像処理方法。

［請求項14］ コンピュータに、

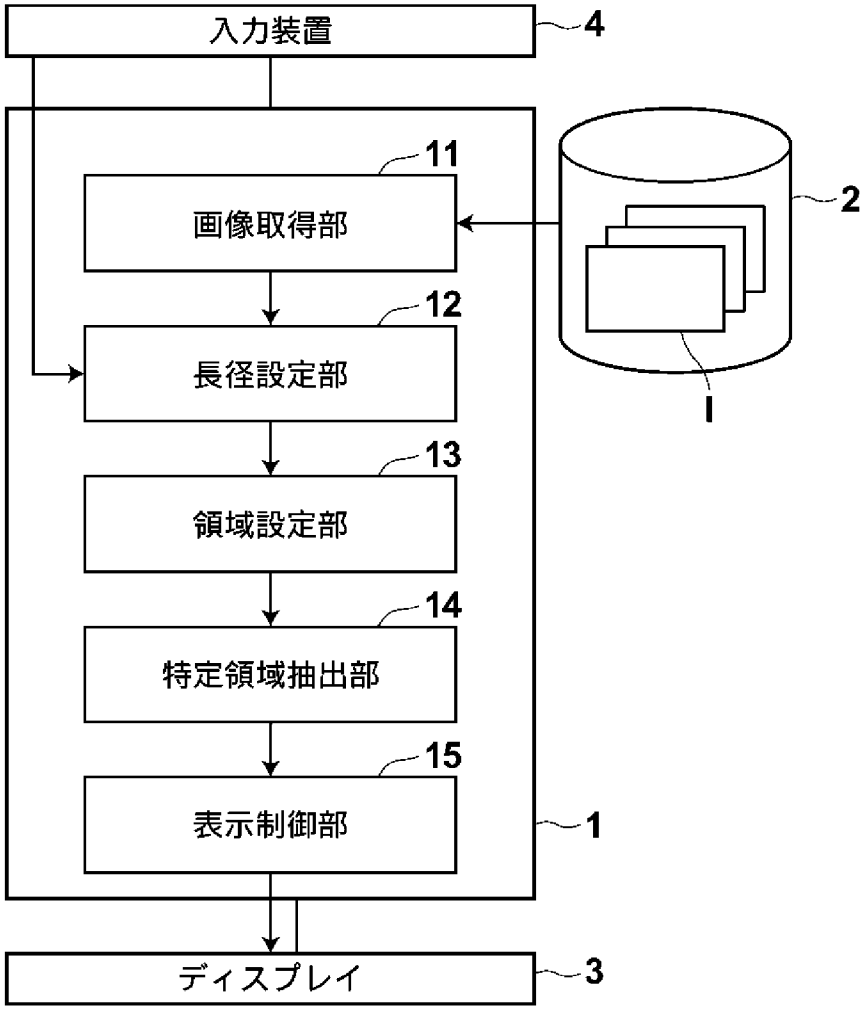
互いに異なる時点において同一の被写体を撮影した複数の入力画像を取得する手順と、

該取得した複数の入力画像のうちの、基準時点において撮影された入力画像内において、特定領域である蓋然性が高いと推定される第１領域と、前記特定領域以外の領域である背景領域である蓋然性が高いと推定される第２領域とを設定する手順と、

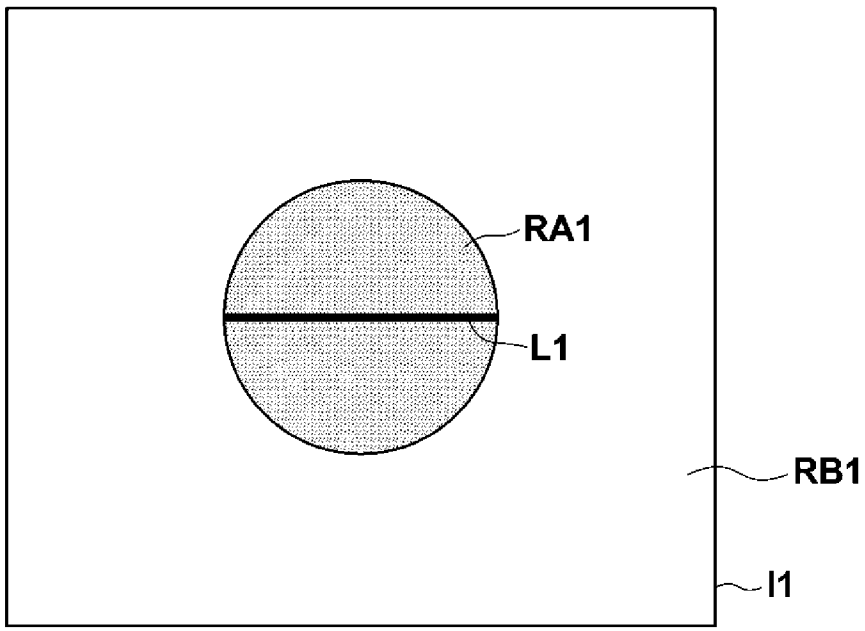
前記第１領域内の各画素の濃度値の濃度ヒストグラムである第１ヒストグラムと、前記第２領域内の各画素の濃度値の濃度ヒストグラムである第２ヒストグラムとを算出し、前記第１ヒストグラムと前記第２ヒストグラムとに基づいて、前記基準時点において撮影された入力画像内における前記特定領域を抽出する手順と、

前記基準時点において撮影された入力画像を用いて算出された前記第１ヒストグラムと前記第２ヒストグラムとに基づいて、前記基準時点以外の時点において撮影された入力画像から、前記基準時点において撮影された入力画像内における特定領域に対応する特定領域を抽出する手順とを実行させることを特徴とする画像処理プログラム。

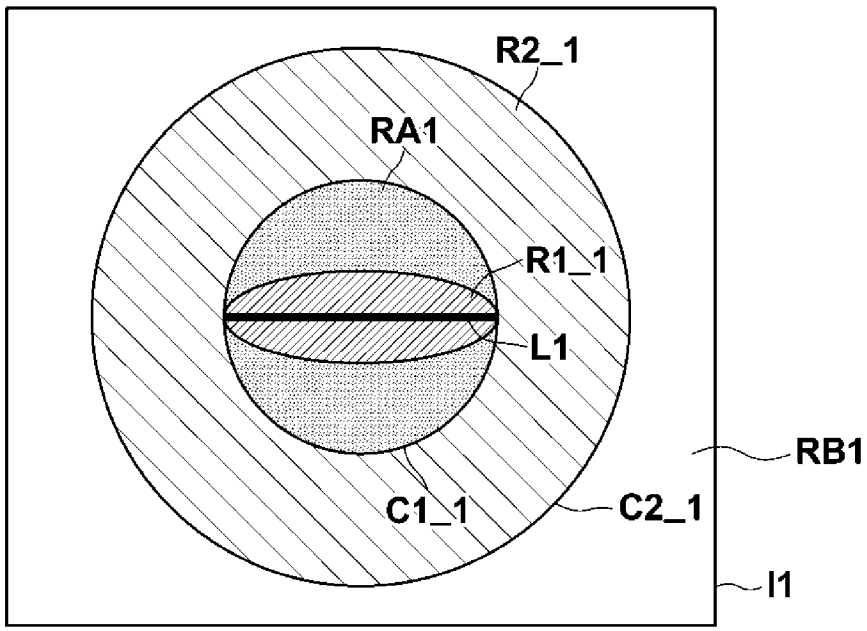
[図1]


入力装置
4
11
画像取得部
12
長径設定部
13
領域設定部
14
特定領域抽出部
15
表示制御部
1
2
I
ディスプレイ
3

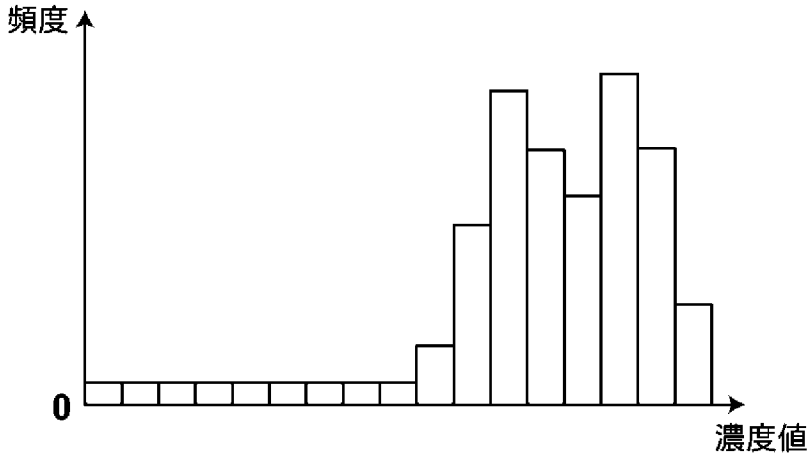
[図2]


RA1
L1
RB1
I1

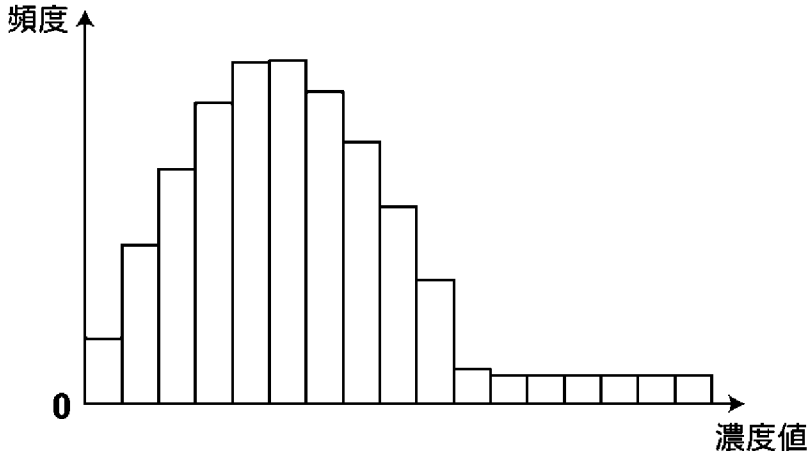
[図3]



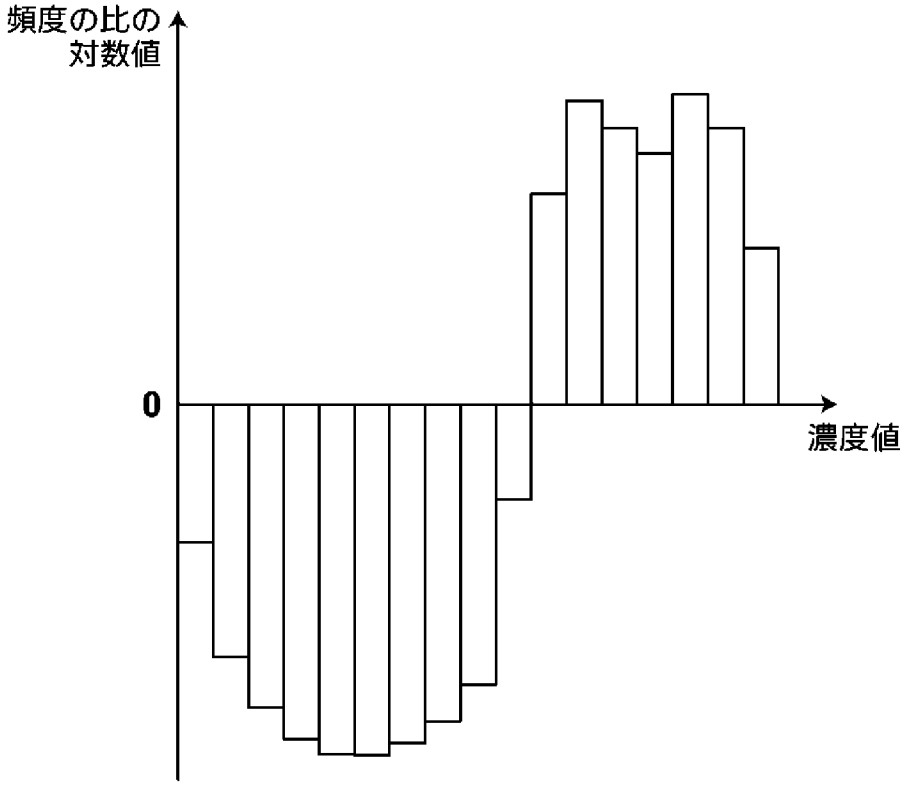
[図4A]



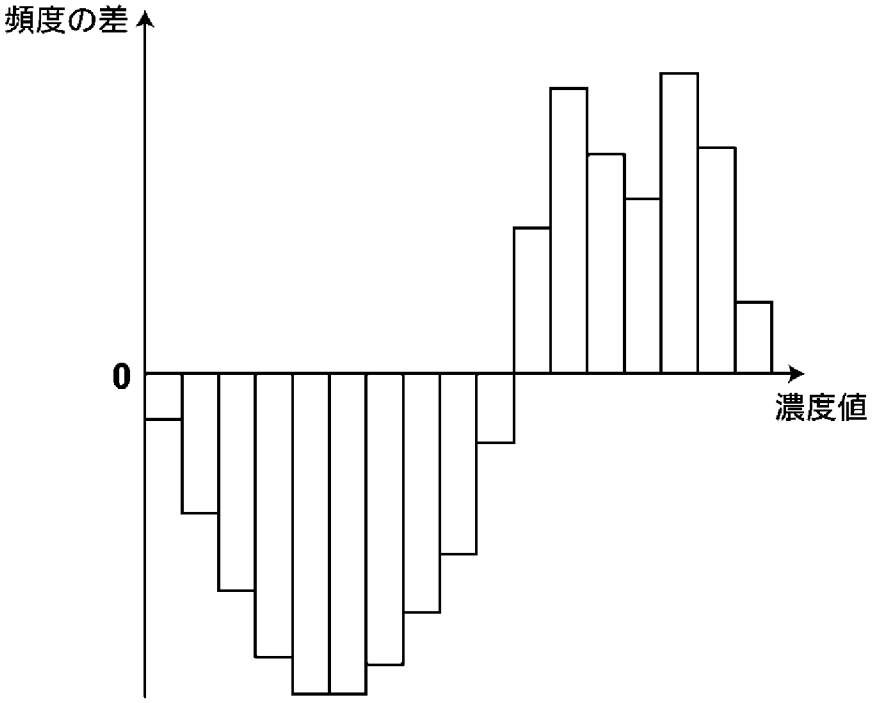
[図4B]



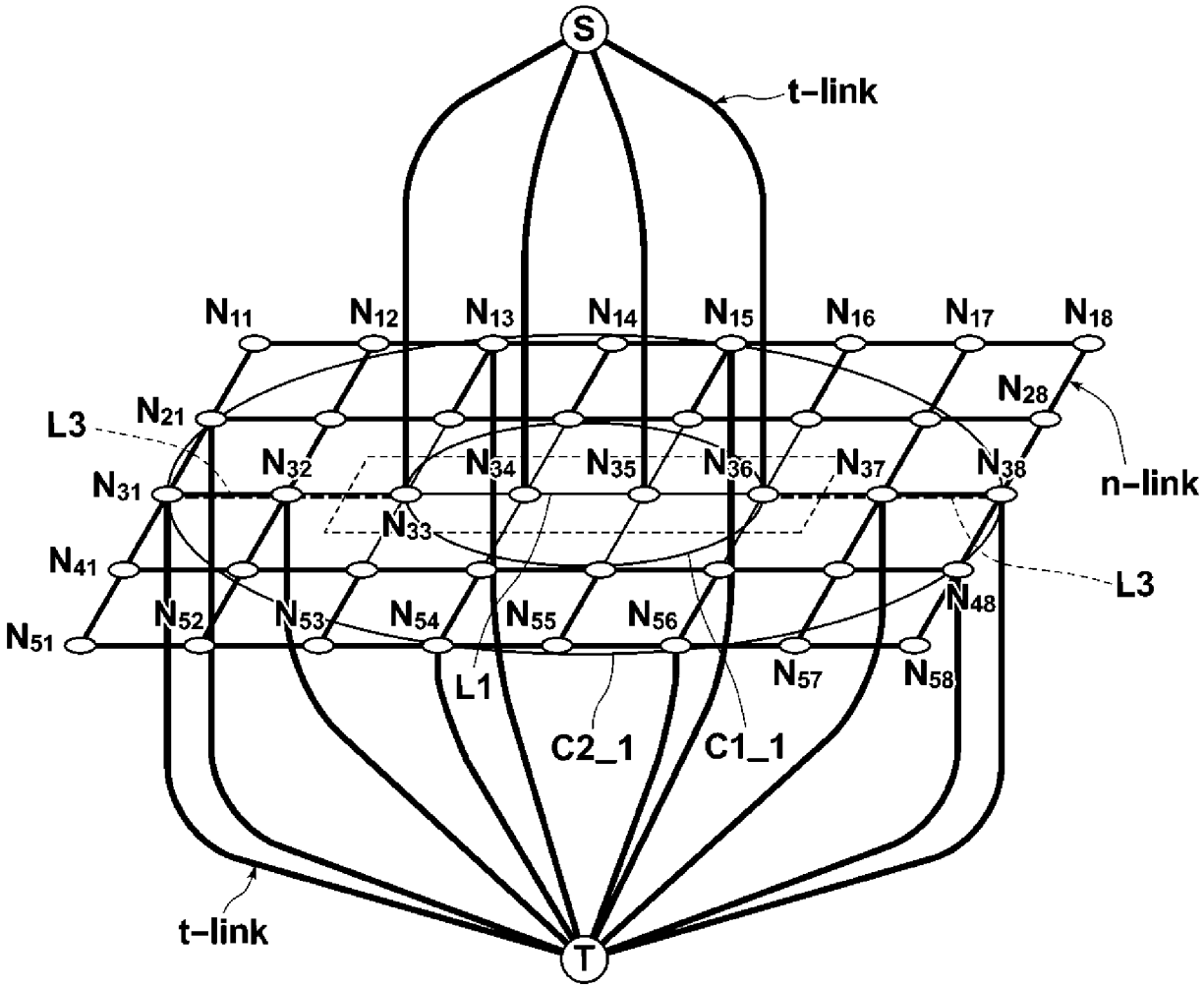
[図4C]



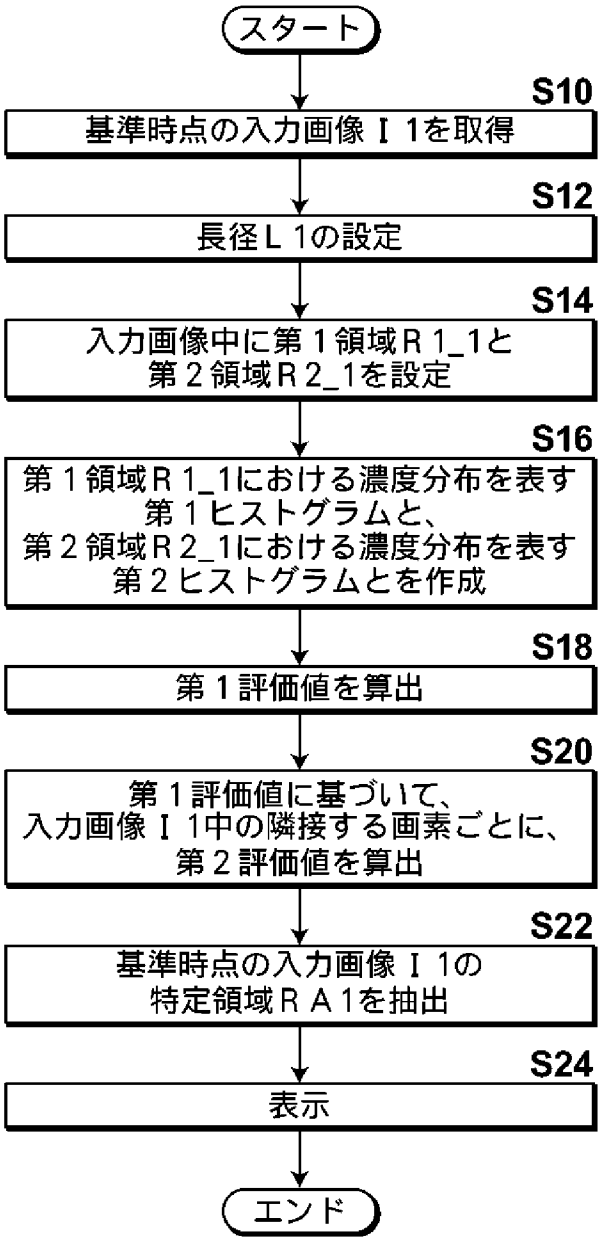
[図4D]



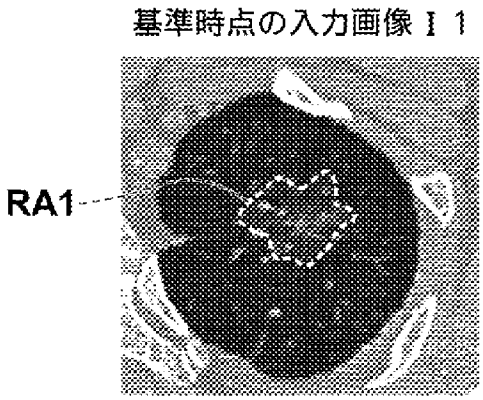
[図5]


S
t-link
N11
N12
N13
N14
N15
N16
N17
N18
N28
L3
N21
N32
N34
N35
N36
N37
N38
n-link
N31
N33
N41
L3
N48
N52
N53
N54
N55
N56
N51
N57
N58
L1
C2_1
C1_1
t-link
T

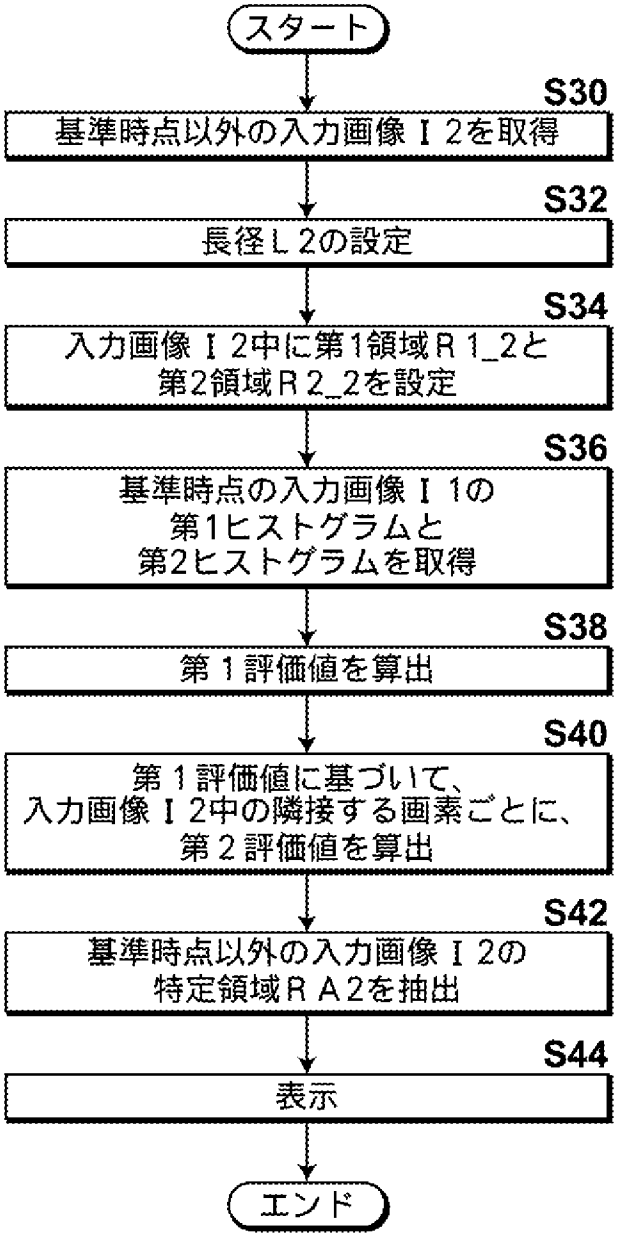
[図6]


スタート
S10
基準時点の入力画像Ｉ1を取得
S12
長径Ｌ1の設定
S14
入力画像中に第１領域Ｒ1_1と
第２領域Ｒ2_1を設定
S16
第１領域Ｒ1_1における濃度分布を表す
第１ヒストグラムと、
第２領域Ｒ2_1における濃度分布を表す
第２ヒストグラムとを作成
S18
第１評価値を算出
S20
第１評価値に基づいて、
入力画像Ｉ1中の隣接する画素ごとに、
第２評価値を算出
S22
基準時点の入力画像Ｉ1の
特定領域ＲＡ1を抽出
S24
表示
エンド

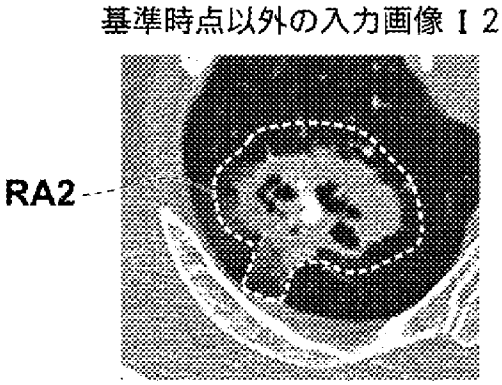
[図7]


基準時点の入力画像Ｉ1
RA1

[図8]

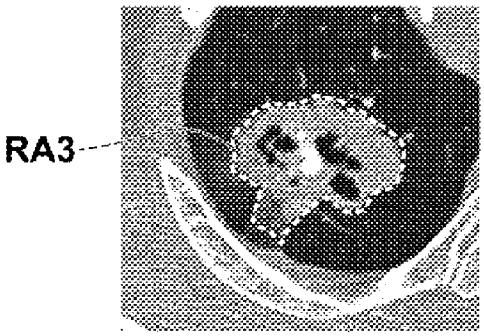

スタート
S30
基準時点以外の入力画像Ｉ２を取得
S32
長径Ｌ２の設定
S34
入力画像Ｉ２中に第1領域Ｒ１_２と
第2領域Ｒ２_２を設定
S36
基準時点の入力画像Ｉ１の
第1ヒストグラムと
第2ヒストグラムを取得
S38
第１評価値を算出
S40
第１評価値に基づいて、
入力画像Ｉ２中の隣接する画素ごとに、
第２評価値を算出
S42
基準時点以外の入力画像Ｉ２の
特定領域ＲＡ２を抽出
S44
表示
エンド

[図9]


基準時点以外の入力画像Ｉ２
RA2

[図10]

基準時点以外の入力画像Ｉ２



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2013/005751

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B6/03(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)
A61B6/03

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

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

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
Y A	JP 2007-159934 A (Hitachi Medical Corp.), 28 June 2007 (28.06.2007), entire text; all drawings (Family: none)	1,7,10-12,14 2-6,8-9
Y A	Masaru MASUDA et al., "CT Image Contrast Enhancement and Liver Tumor Detection by using Probability Density Functions and EM/MPM Algorithms (MR/AR no Jitsuyoka ni Muketa CV/PR Gijutsu no Kadai to Tenbo)", IEICE Technical Report. PRMU, Pattern Ninshiki· Media Rikai, 2011, vol.110, no.381, pages 21 to 26	1,7,10-12,14 2-6,8-9
A	JP 2009-301254 A (Fujifilm Corp.), 24 December 2009 (24.12.2009), entire text; all drawings & US 2009/0310883 A1	1-12,14

☒ 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	Date of mailing of the international search report
10 December, 2013 (10.12.13)	17 December, 2013 (17.12.13)
Name and mailing address of the ISA/ Japanese Patent Office Facsimile No.	Authorized officer Telephone No.

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2013/005751

C (Continuation). DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2011/061905 A1 (NEC Corp.), 26 May 2011 (26.05.2011), entire text; all drawings & US 2012/0230583 A1	1-12,14
A	JP 2002-008045 A (Canon Inc.), 11 January 2002 (11.01.2002), entire text; all drawings (Family: none)	1-12,14
A	Boykov, Y.Y. et al, Interactive graph cuts for optimal boundary & region segmentation of objects in N-D images, Computer Vision, 2001. ICCV 2001. Proceedings. Eighth IEEE International Conference on, Vol.1, pp.105-112	1-12,14

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2013/005751

Box No. II Observations where certain claims were found unsearchable (Continuation of item 2 of first sheet)

This international search report has not been established in respect of certain claims under Article 17(2)(a) for the following reasons:

1. [X] Claims Nos.: 13
because they relate to subject matter not required to be searched by this Authority, namely:
The image processing method of claim 13 includes a step of setting a region that is estimated to have a high probability of being a specific region (tumor region).
(Continued to extra sheet)

2. [ ] Claims Nos.:
because they relate to parts of the international application that do not comply with the prescribed requirements to such an extent that no meaningful international search can be carried out, specifically:

3. [ ] Claims Nos.:
because they are dependent claims and are not drafted in accordance with the second and third sentences of Rule 6.4(a).

Box No. III Observations where unity of invention is lacking (Continuation of item 3 of first sheet)

This International Searching Authority found multiple inventions in this international application, as follows:

1. [ ] As all required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers all searchable claims.

2. [ ] As all searchable claims could be searched without effort justifying additional fees, this Authority did not invite payment of additional fees.

3. [ ] As only some of the required additional search fees were timely paid by the applicant, this international search report covers only those claims for which fees were paid, specifically claims Nos.:

4. [ ] No required additional search fees were timely paid by the applicant. Consequently, this international search report is restricted to the invention first mentioned in the claims; it is covered by claims Nos.:

Remark on Protest

[ ] The additional search fees were accompanied by the applicant's protest and, where applicable, the payment of a protest fee.

[ ] The additional search fees were accompanied by the applicant's protest but the applicable protest fee was not paid within the time limit specified in the invitation.

[ ] No protest accompanied the payment of additional search fees.

Continuation of Box No.II-1 of continuation of first sheet(2)

The image processing method of claim 13 therefore corresponds to a diagnostic method because the method includes a step of determining the disease condition or the health condition of a human (whether or not the specific region is a tumor region).

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１３／００５７５１

Ａ．　発明の属する分野の分類（国際特許分類（ＩＰＣ））

Int.Cl.　A61B6/03(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.　A61B6/03

最小限資料以外の資料で調査を行った分野に含まれるもの

日本国実用新案公報	１９２２－１９９６年
日本国公開実用新案公報	１９７１－２０１３年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０１３年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０１３年

国際調査で使用した電子データベース（データベースの名称、調査に使用した用語）

CiNii

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
Y A	JP 2007-159934 A (株式会社日立メディコ) 2007.06.28, 全文、全図（ファミリーなし）	1,7,10-12,14 2-6,8-9
Y A	増田 優 他, 確率密度関数と EM/MPM アルゴリズムを用いた CT 画像コントラスト強調と肝腫瘍検出(MR/AR の実用化に向けた CV/PR 技術の課題と展望), 電子情報通信学会技術研究報告. PRMU, パターン認識・メディア理解, 2011, Vol.110, No.381, pp.21-26	1,7,10-12,14 2-6,8-9

☑　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の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	国際調査報告の発送日
１０．１２．２０１３	１７．１２．２０１３

国際調査機関の名称及びあて先
日本国特許庁（ＩＳＡ／ＪＰ）
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）　２Ｑ　４８４３
南川　泰裕
電話番号　０３－３５８１－１１０１　内線　３２９２

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 2009-301254 A (富士フイルム株式会社) 2009.12.24, 全文、全図 & US 2009/0310883 A1	1-12,14
A	WO 2011/061905 A1 (日本電気株式会社) 2011.05.26, 全文、全図 & US 2012/0230583 A1	1-12,14
A	JP 2002-008045 A (キヤノン株式会社) 2002.01.11, 全文、全図（ファミリーなし）	1-12,14
A	Boykov, Y.Y. et al, Interactive graph cuts for optimal boundary & region segmentation of objects in N-D images, Computer Vision, 2001. ICCV 2001. Proceedings. Eighth IEEE International Conference on, Vol.1, pp.105-112	1-12,14

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１３／００５７５１

第Ⅱ欄　請求の範囲の一部の調査ができないときの意見（第１ページの２の続き）

法第8条第3項（ＰＣＴ17条(2)(a)）の規定により、この国際調査報告は次の理由により請求の範囲の一部について作成しなかった。

１．☑ 請求項　13　は、この国際調査機関が調査をすることを要しない対象に係るものである。
つまり、
請求項１３の画像処理方法は、特定領域（腫瘍領域）である蓋然性が高いと推定される領域を設定する工程を含んでいる。したがって、請求項１３の画像処理方法は、人間の病状や健康状態（特定の領域が腫瘍領域か否か）について判断する工程が含まれているから、診断方法に該当するものである。

２．☐ 請求項　　は、有意義な国際調査をすることができる程度まで所定の要件を満たしていない国際出願の部分に係るものである。つまり、

３．☐ 請求項　　は、従属請求の範囲であってＰＣＴ規則6.4(a)の第２文及び第3文の規定に従って記載されていない。

第Ⅲ欄　発明の単一性が欠如しているときの意見（第１ページの３の続き）

次に述べるようにこの国際出願に二以上の発明があるとこの国際調査機関は認めた。

１．☐ 出願人が必要な追加調査手数料をすべて期間内に納付したので、この国際調査報告は、すべての調査可能な請求項について作成した。

２．☐ 追加調査手数料を要求するまでもなく、すべての調査可能な請求項について調査することができたので、追加調査手数料の納付を求めなかった。

３．☐ 出願人が必要な追加調査手数料を一部のみしか期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、手数料の納付のあった次の請求項のみについて作成した。

４．☐ 出願人が必要な追加調査手数料を期間内に納付しなかったので、この国際調査報告は、請求の範囲の最初に記載されている発明に係る次の請求項について作成した。

追加調査手数料の異議の申立てに関する注意

☐ 追加調査手数料及び、該当する場合には、異議申立手数料の納付と共に、出願人から異議申立てがあった。

☐ 追加調査手数料の納付と共に出願人から異議申立てがあったが、異議申立手数料が納付命令書に示した期間内に支払われなかった。

☐ 追加調査手数料の納付はあったが、異議申立てはなかった。