(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
2017 年 5 月 26 日(26.05.2017)

WIPO | PCT

(10) 国際公開番号
WO 2017/086433 A1

(51) 国際特許分類:
A61B 6/03 (2006.01) *G06T 1/00* (2006.01)

(21) 国際出願番号: PCT/JP2016/084239

(22) 国際出願日: 2016 年 11 月 18 日(18.11.2016)

(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 2015-226214 2015 年 11 月 19 日(19.11.2015) JP

(71) 出願人: 国立大学法人 東京大学(THE UNIVERSITY OF TOKYO) [JP/JP]; 〒1138654 東京都文京区本郷七丁目３番１号 Tokyo (JP).

(72) 発明者: 中島 義和(NAKAJIMA, Yoshikazu); 〒1138654 東京都文京区本郷七丁目３番１号 国立大学法人東京大学内 Tokyo (JP). 斎藤 季(SAITO, Toki); 〒1138654 東京都文京区本郷七丁目３番１号 国立大学法人東京大学内 Tokyo (JP). 真中 俊輝(MANAKA, Toshiki); 〒1138654 東京都文京区本郷七丁目３番１号 国立大学法人東京大学内 Tokyo (JP). 吉田 幸弘(YOSHIDA, Yukihiro); 〒1138654 東京都文京区本郷七丁目３番１号 国立大学法人東京大学内 Tokyo (JP). 金 太一(KIN, Taichi); 〒1138654 東京都文京区本郷七丁目３番１号 国立大学法人東京大学内 Tokyo (JP). 似鳥 純一(NITADORI, Junichi); 〒1138654 東京都文京区本郷七丁目３番１号 国立大学法人東京大学内 Tokyo (JP). 小山 博史(OYAMA, Hiroshi); 〒1138654 東京都文京区本郷七丁目３番１号 国立大学法人東京大学内 Tokyo (JP). 中島 淳(NAKAJIMA, Jun); 〒1138654 東京都文京区本郷七丁目３番１号 国立大学法人東京大学内 Tokyo (JP).

(74) 代理人: 橋爪 健(HASHIZUME, Takeshi); 〒1070062 東京都港区南青山５－１０－５ 青山ハイツ九曜ビル Tokyo (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,

[続葉有]

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

(54) 発明の名称 : 医用画像処理方法及び装置及びシステム及びプログラム

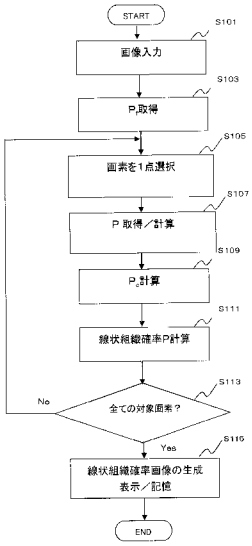


FIG. 2:
S101 Image input
S103 Acquire Pf
S105 Select one pixel
S107 Acquire/calculate Pi
S109 Calculate Pc
S111 Calculate linear-tissue probability P
S113 All target pixels?
S115 Generate and display/store linear-tissue probability image

(57) **Abstract**: Provided are a medical image processing method, device, system, and program for extracting a linear-tissue probability image, while taking into consideration spatial continuity. With respect to a 3D medical image which is an acquired 3D image (S101), a processing unit: determines a probability P_f which indicates whether the pixel value of each pixel is likely to be linear, on the basis of local shape analysis executed in accordance with the pixel value of each pixel (S103); determines a probability P_i which indicates whether each pixel is likely to represent a target organ, on the basis of the pixel value of each pixel; and determines a probability P_c by accumulating the probabilities that surrounding linear-tissue pixels pass over a processing-target pixel, such determination made on the basis of the continuity of each pixel. The processing unit adds, or weights and adds, the product of probability P_i and probability P_c with probability P_f, and thereby determines a linear-tissue probability P which indicates whether each pixel is likely to be linear, and the processing unit generates a linear-tissue probability image in accordance with the linear-tissue probability P, and displays the same on a display unit and/or stores the same in a storage unit.

(57) 要約: 空間的連続性を考慮して線状組織確率画像を抽出するための医用画像処理方法及び装置及びシステム及びプログラムを提供すること。処理部が、３次元の画像を取得した（Ｓ１０１）３次元の医用画像に対して、画素毎の画素値に従い実行する局所形状解析に基づき、各画素の画素値が線状らしいかを表す確率Ｐ$_f$を求め（Ｓ１０３）、各画素の画素値に基づき、各画素が対象の臓器らしいかを表す確率Ｐ$_i$を求め、各画素の連続性に基づき、周囲の線状組織画素が処理対象の画素上を通る確率を累積することにより確率Ｐ$_c$を求める。処理部が、確率Ｐ$_i$及び確率Ｐ$_c$の積と、確率Ｐ$_f$とを、加算すること又は重み付けて加算することにより、各画素が線状らしいかを表す線状組織確率Ｐを求め、線状組織確率Ｐに従い線状組織確率画像を生成し、表示部に表示する及び／又は前記記憶部に記憶する。

WO 2017/086433 A1

CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, 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, KW, 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, 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, ST, 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)）

明　細　書

発明の名称 ：

医用画像処理方法及び装置及びシステム及びプログラム

技術分野

[0001] 本発明は、医用画像処理方法及び装置及びシステム及びプログラムに関する。

背景技術

[0002] 医用画像処理において、例えば、診断に必要な情報（血管、神経、がん組織など）を医用画像から抽出（セグメンテーション）する要望がある。画像内には必要以外の情報も多く含まれるため、正確な検討のためには抽出による情報の取捨選択が必要である。

例えば、非特許文献１には、輝度値の連続性を用いた領域抽出に関する技術が開示されている。これは、Ｒｅｇｉｏｎ　ｇｒｏｗｉｎｇ法と呼ばれ、隣り合う画素間で輝度値が類似している場合、両者の画素は同じ組織を映したものであるとして統合・拡張するものである。

また、非特許文献２には、局所幾何形状解析に関する技術が記載されている。局所幾何形状解析は、画像内の画素毎に幾何形状（塊、線、面）の判定を行うもので、固有値の関係性を用いて領域を強調、抽出することができる。

先行技術文献

特許文献

[0003] 非特許文献1：Ｆａｂｉｊａｎｓｋａ，Ａｎｎａ．“Ｔｗｏ－ｐａｓｓ ｒｅｇｉｏｎ ｇｒｏｗｉｎｇ ａｌｇｏｒｉｔｈｍ ｆｏｒ ｓｅｇｍｅｎｔｉｎｇ ａｉｒｗａｙ ｔｒｅｅ ｆｒｏｍ ＭＤＣＴ ｃｈｅｓｔ ｓｃａｎｓ．”ＣｏｍｐｕｔｅｒｉｚｅｄＭｅｄｉｃａｌＩｍａｇｉｎｇａｎｄＧｒａｐｈｉｃｓ ３３．７ （２００９）： ５３７－５４６．

非特許文献2：Ｆｒａｎｇｉ， Ａｌｅｊａｎｄｒｏ Ｆｅｔａｌ．“Ｍｕ

ltiscale vessel enhancement filtering, ”Medical Image Computing and Computer Assisted Intervatation－MICCAI’98, Springer Berlin Heidelberg (1998), pp.130－137.

発明の概要

発明が解決しようとする課題

[0004] 医用画像を用いた診断および手術検討等においては、画像から必要な情報を抽出し精査する必要がある。従来のセグメンテーションを用いたがん診断では、例えば、がんの形状を選択し、腫瘍を抽出する。しかし、一般に、がん形状は多様であり、特定の特徴量を用いて全ての症例に対応することは必ずしも容易ではない。また、血管などの線状組織を解剖学的に正しく抽出する要望がある。従来、この課題に対して、非特許文献１のように、Ｒｅｇｉｏｎ Ｇｒｏｗｉｎｇ法により画素値そのものの連続性を考慮した抽出手法が提案されているが、例えば、類似した輝度を持つ臓器が接している場合、周辺組織の誤抽出が発生する場合が想定される。また、非特許文献２等のように、局所幾何形状解析を用いて情報の強調と抽出手法が用いられてきたが、血管や気管支の分岐のような線状組織の交差部や分岐部を抽出することが難しく、精度が必ずしも十分でない場合がある。

[0005] 本発明は、以上の点に鑑み、空間的連続性を考慮して線状組織確率画像を抽出するための医用画像処理方法及び装置及びシステム及びプログラムを提供することを目的とする。

課題を解決するための手段

[0006] 本発明の第１の解決手段によると、

医用画像処理方法であって、

前記処理部が、３次元の医用画像に対して、画素毎の画素値に従い実行する局所形状解析に基づき、各画素の画素値が線状らしいかを表す確率P_fを求め、

前記処理部が、記憶部に予め記憶された、臓器識別情報毎に画素値に対して画素が指定された対象臓器らしいかを表す確率P_iを記憶した確率情報を参照し、各画素の画素値に基づき、各画素が対象臓器らしいかを表す確率P_iを求め、

前記処理部が、各画素の連続性に基づき、周囲の線状組織画素が処理対象の画素上を通る確率を累積することにより確率P_cを求め、

前記処理部が、確率P_i及び確率P_cの積と、確率P_fとを、加算すること又は重み付けて加算することにより、各画素が線状らしいかを表す線状組織確率Pを求め、

前記処理部が、線状組織確率Pに従い線状組織確率画像を生成し、前記線状組織確率画像を表示部に表示する及び／又は前記記憶部に記憶する

医用画像処理方法が提供される。

[0007] 本発明の第２の解決手段によると、

医用画像処理装置であって、

撮影された３次元の医用画像、臓器識別情報毎に画素値に対して画素が指定された対象臓器らしいかを表す確率P_iを示す確率情報、線状組織確率画像を記憶する記憶部と、

表示部と、

処理部と、

を備え、

前記処理部が、３次元の医用画像に対して、画素毎の画素値に従い実行する局所形状解析に基づき、各画素の画素値が線状らしいかを表す確率P_fを求め、

前記処理部が、前記記憶部に予め記憶された前記確率情報を参照し、各画素の画素値に基づき、各画素が対象臓器らしいかを表す確率P_iを求め、

前記処理部が、各画素の連続性に基づき、周囲の線状組織画素が処理対象の画素上を通る確率を累積することにより確率P_cを求め、

前記処理部が、確率P_i及び確率P_cの積と、確率P_fとを、加算すること又

は重み付けて加算することにより、各画素が線状らしいかを表す線状組織確率Ｐを求め、

前記処理部が、線状組織確率Ｐに従い線状組織確率画像を生成し、前記線状組織確率画像を表示部に表示する及び／又は前記記憶部に記憶する

医用画像処理装置が提供される。

[0008] 本発明の第３の解決手段によると、

医用画像処理システムであって、

３次元の医用画像を撮影及び取得する画像撮影装置と、

前記画像撮影装置から前記医用画像を入力し、前記医用画像に基づき線状組織確率画像を生成する、上述のような医用画像処理装置と、

を備えた医用画像処理システムが提供される。

[0009] 本発明の第４の解決手段によると、

医用画像処理プログラムであって、

前記処理部が、３次元の医用画像に対して、画素毎の画素値に従い実行する局所形状解析に基づき、各画素の画素値が線状らしいかを表す確率P_fを求めるステップと、

前記処理部が、記憶部に予め記憶された、臓器識別情報毎に画素値に対して画素が指定された対象臓器らしいかを表す確率P_iを記憶した確率情報を参照し、各画素の画素値に基づき、各画素が対象臓器らしいかを表す確率P_iを求めるステップと、

前記処理部が、各画素の連続性に基づき、周囲の線状組織画素が処理対象の画素上を通る確率を累積することにより確率P_cを求めるステップと、

前記処理部が、確率P_i及び確率P_cの積と、確率P_fとを、加算すること又は重み付けて加算することにより、各画素が線状らしいかを表す線状組織確率Ｐを求めるステップと、

前記処理部が、線状組織確率Ｐに従い線状組織確率画像を生成し、前記線状組織確率画像を表示部に表示する及び／又は前記記憶部に記憶するステップと

をコンピュータに実行させるための医用画像処理プログラムが提供される。

発明の効果

[0010] 本発明によると、空間的連続性を考慮して線状組織確率画像を抽出するための医用画像処理方法及び装置及びシステム及びプログラムを提供することができる。

図面の簡単な説明

[0011] [図1]医用画像処理システムの構成図。

[図2]医用画像処理のフローチャート（１）。

[図3]画素値（輝度値）に基づく確率P_iの関係を示す図である。

[図4]連続性に基づく確率P_cの計算に関する説明図。

[図5]線状組織確率画像の抽出の比較を示す説明図。

[図6]医用画像処理のフローチャート（２）。

発明を実施するための形態

[0012] １．概要

本発明及び／又は本実施の形態は、主に、従来困難であった分岐部のトポロジー的に正しい線状組織画像の抽出を高精度に実現するものである。本発明及び／又は本実施の形態は、特に、局所形状解析手法に分岐領域抽出手法を加える事で、線状組織確率Ｐを高精度に計算するものである。

医用画像処理装置は、次式のように、線状組織確率Ｐを局所形状解析に基づく線状領域確率P_fと分岐領域における線状領域確率P_bとの合計として算出する。また、線状領域確率P_bは画素値に基づく抽出対象臓器確率P_iと周囲の線状組織の幾何的な連続性に基づく確率P_cとの積に基づき算出する。

[0013] $$P = P_f + \alpha P_b$$
$$= P_f + \alpha P_c P_i$$

ここで、

Ｐ：線状組織確率

P_f：局所形状解析に基づく線状領域確率

P_b：分岐領域抽出法に基づく線状領域確率

α：重みパラメータ

P_c：連続性に基づく確率

P_i：輝度値に基づく確率

[0014] 上式は、局所形状解析を用いて求めたP_fに、追加項目として、分岐領域に対応するため連続性に基づく確率（連続性確率）P_cと、輝度値に基づく確率（輝度値確率）P_iの積からなる項である$P_b = \alpha P_c P_i$が追加されている。

[0015] 本発明及び／又は本実施の形態によって作成した線状組織確率画像は、従来手法（局所形状解析）によって作成された確率画像と比べ、血管の分岐部を明確に抽出することができる。

また、本発明及び／又は本実施の形態によると、例えば、安定した特徴量を持つ臓器である線状組織確率画像を、元の撮影画像内から抽出・除去することで、がんを含んだ領域を抽出することができる。主な安定した特徴量としては、例えば、線状組織（血管、気管支、神経など）についてのものがある。また、医用画像から線状構造物を表す線状組織確率画像を抽出・除去することで、疾患（の可能性がある）領域を抽出することに応用することができる。従来の線状構造物画像抽出法は不安定である場合が想定されるが、本発明及び／又は本実施の形態によると、安定した線状構造物画像抽出法を実現することができる。

[0016] ２．医用画像処理

図１に、医用画像処理システムの構成図を示す。

本システムは、医用画像処理装置１０、画像撮影装置２０を備える。

医用画像処理装置１０は、処理部１、入力部２、表示部３、インタフェース部（Ｉ／Ｆ）４、記憶部５を備える。Ｉ／Ｆ４は、画像撮影装置２０と接続し、撮影された画像を入力するためのインタフェースである。記憶部５は、画像ファイル５１、確率P_i情報ファイル５２、線状組織確率画像ファイル５３を含む。

画像撮影装置２０は、臓器等の３次元画像情報を撮影する。医用画像処理

装置１０は、画像撮影装置２０から取得した画像情報を記憶部５に記憶する。撮影された画像は、例えば３次元医用画像（主にＸ線ＣＴ画像、ＭＲＩなど。以降、撮影機器のことをモダリティと呼ぶ。）等である。

[0017] なお、ここでは、画素値として、主に輝度値を用いる場合を例に説明するが、これに限らずカラーの色を示す値など、適宜の画素情報を用いてもよい。

[0018] 図２に、医用画像処理のフローチャート（１）を示す。

以下に、フローチャートを参照して、医用画像処理の手順を述べる。

（ステップＳ１０１）

処理部１は、入力部２等による指定に従い、記憶部５（画像ファイル５１）に記憶されている画像を取得する。

一例として、処理部１は、画像撮影装置２０が測定した画像をＩ／Ｆ４を介して入力して記憶部５に画像を特定する予め定められたＩＤ毎に予め記憶しているものとすることができる。この場合、処理部１は、入力部１等により指定されたＩＤに従い、処理対象の臓器の識別情報及び画像を記憶部５から選択して読み出す。あるいは、処理部１は、このステップを実行する際、画像撮影装置２０が測定した画像をＩ／Ｆ４を介して取得してもよい。なお、処理部１は、対象がひとつであったり、予め指定されている等の場合は、ＩＤを省略し、ＩＤ毎に処理しなくてもよい（以下の処理において同様）。また、入力部２等により画像内の処理特定領域を設定してもよい。

（ステップＳ１０３）

処理部１は、処理対象の画像内の画素毎に局所形状解析を行い、画素毎にP_fを求める（詳細は後述）。

（ステップＳ１０５）

処理部１は、取得した画像から画素を１点選択する。

（ステップＳ１０７）

処理部１は、ステップＳ１０５で選択した画素に対し、画素値に基づく抽出対象臓器（血管、気管支など）の確率P_iを取得又は計算する（詳細は後述

）。なお、抽出対象臓器は、ユーザーが入力部１により予め定めることができる。また、確率P_iを取得するための情報は、事前情報として記憶部５（確率P_i情報ファイル５２）に抽出対応臓器の識別情報に対応して予め記憶されていてもよいし、又は、操作者が入力部２又は外部装置等により任意に設定することも可能である。

（ステップＳ１０９）

処理部１は、ステップＳ１０５で選択した画素に対し、周囲の線状組織の幾何的な連続性に基づく確率P_cを計算する。連続性に基づく確率P_cは、例えば、周辺画素の第三主成分の固有ベクトルと周辺画素から見た選択画素への方向ベクトルの内積の絶対値に基づくものとし、選択画素と周辺画素間の距離や周辺画素の線状組織確率を重みとして乗じても良い（詳細は後述）。

（ステップＳ１１１）

処理部１は、次式のように、ステップＳ１０７で得られた確率Ｐｉとステップ Ｓ１０９で得られたP_cを乗じ、分岐領域における線状領域確率P_bとし、確率P_bをステップＳ１０３で得られたP_fに加算し、線状組織確率Ｐを求める。なお、加算の際、適宜の予め定めた重みパラメータαで重み付けを行っても良い。

（ステップＳ１１３）

処理部１は、ステップＳ１０５～ステップＳ１１１を、処理対象の全ての画素に対して行う。

（ステップＳ１１５）

処理部１は、ステップＳ１１３までで得られた線状組織確率Ｐに対して、線状組織確率画像を生成し、表示部３に表示及び／又は記憶部５に記憶する（詳細は後述）。

[0019] 以下、各ステップにおける処理について詳述する。

［ステップＳ１０３：局所形状解析に基づく線状領域確率P_f］

処理部１は、局所幾何形状解析により、画素毎に幾何形状（塊、線、面）

の判定を行い線状組織確率を計算することができる。この解析方法は、固有値の関係性を用いて線状組織画素を強調、抽出するものである。固有値、固有ベクトルの物理的意味は、画素値の分散（変化量）とその方向を表すものである。例えば、第３固有ベクトル方向（固有値が最も小さい方向）は、画素値のばらつきが小さい。以下に詳述するように、第１、第２固有値に対して第３固有値が十分に小さい場合、第３固有ベクトル方向に類似した画素値が連続していると考えられる。すなわち、血管や気管支のような線状構造の幾何形状物と考えられる。

[0020] 局所形状解析とは、非特許文献２にあるＦｒａｎｇｉが提案した手法で、画像の各画素の線状組織らしさを評価する手法である。この手法では、評価対象の画素値およびその周辺の局所的な画素群を入力として、線であれば値が高くなる評価関数を用いている。その骨子は、以下に詳述するように、画素周囲の画素値の分布を固有値解析することで、画素値の分布方向およびその強度を固有値および固有ベクトルとして算出し、線状構造ではその第３固有値が第１、第２固有値と比べて十分に小さいことを評価するものである。評価関数で得られた値は、周囲の幾何的な形状が線らしいほど大きくなり、この値のことを線状領域確率P_fと定義する。なお、この手法は画素周辺の局所的な幾何形状を解析することを意味しているので、本明細書では”局所形状解析”と呼ぶ。なお、本発明及び／又は本実施の形態で「線状」とは、本技術分野では普通に使われるように、太さが０のものではなく太さを有し、例えば、管状、円柱状、棒状等を含む。

[0021] 以下に、局所幾何形状に基づく確率P_fの具体的計算方法について説明する。

なお、主に数式中では、スカラー量の変数をイタリック文字、ベクトル量の変数をボールド文字で記述する。また、３次元画像の画素値をＩ（ｘ、ｙ、ｚ）またはＩ（ｒ）とする。ここで、（ｘ、ｙ、ｚ）は画像座標系の座標を表す。（なお、特許庁の出願書類のフォント等の制約上、必ずしもこれらのように記載できない箇所もある。）

[0022] ある画素に対して、周囲の画素値の変化量を評価することで幾何構造が推定できる。例えば、ある方向に画素値が連続しており、他の方向に対して画素値が連続していない場合、線状組織の確率が大きい。

また、画素値の変化量を定量的に表す方法に画素の固有値がある。画素の固有値は、次式で表されるＨｅｓｓｉａｎ行列（ヘッセ行列）Ｈの固有値を計算することで得られる。

[0023] [数1]

$$\mathbf{H} = \begin{pmatrix} \frac{\partial^2 I}{\partial x^2} & \frac{\partial^2 I}{\partial x \partial y} & \frac{\partial^2 I}{\partial x \partial z} \\ \frac{\partial^2 I}{\partial x \partial y} & \frac{\partial^2 I}{\partial y^2} & \frac{\partial^2 I}{\partial y \partial z} \\ \frac{\partial^2 I}{\partial x \partial z} & \frac{\partial^2 I}{\partial y \partial z} & \frac{\partial^2 I}{\partial z^2} \end{pmatrix}$$

Hessian行列

一般に、固有値の幾何学的解釈は次の通りである。

・塊　：$|\lambda_1| > |\lambda_2| > |\lambda_3| >> 0$

・線状：$|\lambda_1| > |\lambda_2| >> |\lambda_3| \fallingdotseq 0$）

・面状：$|\lambda_1| >> |\lambda_2| > |\lambda_3| \fallingdotseq 0$）

[0024] 固有値は、絶対値が大きい順に、λ_1、λ_2、λ_3が得られる（$|\lambda_1| > |\lambda_2| > |\lambda_3|$）。同時にそれぞれの固有値に対応する固有ベクトル$e_1$、$e_2$、$e_3$が得られる。なお、固有値としては、一例として、画素値に応じてマイナスの値を用いることができるが、これに限られない。

[0025] 線状組織確率については、固有値の解釈は、次の通りである。

－　λ_1の方向（e_1）は画素値の変化量が多く、λ_3の方向（e_3）は小さい。

－　変化量は固有値λの絶対値

よって、λ_1とλ_2がλ_3に対して十分に大きい場合、画素が線状組織の確率が高い（$|\lambda_1| > |\lambda_2| >> |\lambda_3| \fallingdotseq 0$）。また、$\lambda_3$の方向（$e_3$）が線状組織の方向となる。

[0026] 以上を踏まえて、次式のように、固有値から線状組織確率Ｐ$_f$を計算する（非特許文献２参照）。式の意味は、「線状組織である場合、固有値的には面状でなく、線状らしく、周囲の画素は一様ではなく変化がある」、という意味である。その結果として、次式のＶ（ｒ）は下線を引いた部位で３つの関数が掛け算されている。

[0027] [数2]

$$P_{\mathrm{f}}(\mathbf{r}) = \begin{cases} \max(V(\mathbf{r};\sigma)) & (\sigma_{\min} \leqq \sigma \leqq \sigma_{\max}) \\ 0.0 & (\text{otherwise}) \end{cases}$$

Otherwiseの方は、線状組織として大きすぎる場合です

$$V(s) = \begin{cases} 0.0 & (\text{if } \lambda_1 > 0 \text{ or } \lambda_2 > 0) \\ \underline{\left(1-\exp\left(-\frac{R_A^2}{2\alpha^2}\right)\right)} \underline{\exp\left(-\frac{R_B^2}{2b^2}\right)} \underline{\left(1-\exp\left(-\frac{R_C^2}{2c^2}\right)\right)} & (\text{otherwise}) \end{cases}$$

線状組織の画素値が周囲よりも高い場合

面状でなければ値が大きくなる関数　線状であれば値が大きくなる関数　周囲の画素が一様でないならば値が大きくなる関数

$$R_A = \frac{|\lambda_2|}{|\lambda_1|} \approx \frac{\sqrt{\lambda_2^2+\lambda_3^2}}{|\lambda_1|},\ R_B = \frac{|\lambda_3|}{\sqrt{|\lambda_1\lambda_2|}},\ R_C = \sqrt{\lambda_1^2+\lambda_2^2+\lambda_3^2}$$

r:画素の場所
λ:ヘッセ行列の固有値
σ, α, b, c:ガウス関数の標準偏差

[0028] ［ステップＳ１０７　画素値（輝度値）に基づく確率Ｐ$_i$］

図３は、画素値（輝度値）に基づく確率Ｐ$_i$の関係を示す図である。

この図は、一例として、肺野画像に対する血管の輝度値Ｉに基づく確率Ｐ$_i$の関係を示す。例えば、この関係を示す図の情報を記憶部５（確率Ｐ$_i$情報ファイル５２）に予め記憶しておき、処理部１は、この確率Ｐ$_i$情報ファイル５２に記憶された確率Ｐ$_i$情報を参照することで、画素値（輝度値）に従い確率Ｐ$_i$を求めることができる。

ある臓器を撮影した時、モダリティごとにその臓器が示す画素値はおおよそ同様である。但し、同じ値を持つ画素が必ずしも同じ臓器であるというわけではない。例えば、ＣＴ画像では軟組織のコントラストが低く、異なる臓器であるのに同じような画素値で撮影される。また、異なる臓器が同じ画素値で撮影された場合でも、例えば院内の撮影フローで撮影領域が固定されている場合、画素値ごとが対象臓器である確率はおおよそ見積もることができる（例：仮に同じ値をもつ画素が１００個あったとしても、そのうち３０個が対象臓器であるということがわかっていると、その画素値が対象の臓器で

あるという確率は０．３と見積もることができる。）。このように、画素値がもつ、それが抽出対象の臓器である、という確率のことを、”画素値に基づく抽出対象臓器確率”P_iと定義している。このように、輝度値ごとに血管などの臓器情報としての固有確率が予め存在するとして、画像の輝度値分布（ヒストグラム）内の占める線状組織画素値から輝度値に基づく確率P_iを算出することができる。

[0029] 上述の確率P_i情報は、本処理を実行するときに前もってテンプレートとして保持して居たものを適用してもよいし、適用対象の画像ごとに医師等のユーザーが画素のヒストグラム上などで指定するようにしても良い。

[0030] 次に、P_iのテンプレートを作る手法を説明する。

例として、肺野画像の中の血管組織の確率については、次式のように求めることができる。

[0031] [数3]

$$P_{\mathrm{i}}(\mathbf{r}) = \frac{N_{\mathrm{vessel}}(I(\mathbf{r}))}{N_{\mathrm{lung}}(I(\mathbf{r}))}$$

r:画素の位置
I:画素値
N_{lung}:肺野全体の輝度の確率密度
N_{vessel}:肺野内に対する血管の確率密度

[0032] 上式において、テンプレートを作る段階では、分母分子両方共測定値である。分母は肺などの臓器全体の画素値群、分子はそのうちの例えば血管領域の画素値群となる。このように計算された確率P_i情報を確率P_i情報ファイル５２に予め記憶しておき、処理部１がそれを参照することができる。

[0033] ［ステップＳ１０９：連続性に基づく確率P_c］

分岐とは、線が１つに交わるということであり、周囲から伸びる線が交差する場所である。つまり、周囲の画素から伸びる線が交差する数が多いほど分岐である確率が高まる。処理部１は、分岐領域は複数の線状組織が重なる領域であるとして、周辺画素の線状情報が対象画素上を通る確率を累積し、連続性に基づく確率P_cを算出する。これは幾何情報が連続していることを利

用しているので、”周囲の線状組織の幾何的な連続性に基づく確率”Ｐ$_c$と定義している。

[0034] 図４に、連続性に基づく確率Ｐ$_c$の計算に関する説明図を示す。以下に、具体的に図を用いて、確率Ｐ$_c$の計算方法について説明する。

処理部１は、次式により、確率Ｐ$_c$を求めることができる。

[0035] [数4]

$$P_c(\mathbf{r}_i) = \sum_j P_f(\mathbf{r}_j) P_{line}(\mathbf{r}_i, \mathbf{r}_j)$$

周辺画素の線らしさ項　対象画素の線らしさ項

$$P_{line}(\mathbf{r}_i, \mathbf{r}_j) = f(\mathbf{r}_i, \mathbf{r}_j) \exp\left(-\frac{\left(1 - \left|(\mathbf{r}_j - \mathbf{r}_i)/\|\mathbf{r}_j - \mathbf{r}_i\| \cdot \mathbf{e}_3(\mathbf{r}_j)\right|\right)^2}{\sigma^2}\right)$$

対象画素の線らしさ項　距離項　向きの同一性項

$$f(\mathbf{r}_i, \mathbf{r}_j) = \frac{1}{1 + e^{\alpha(\|\mathbf{r}_j - \mathbf{r}_i\| - \mu)}}$$

$\mathbf{r}_i$：評価対象画素位置
$\mathbf{r}_j$：周辺画素位置
$\mathbf{e}_{3(\mathbf{r}_j)}$：$\mathbf{r}_j$の第3固有ベクトル
σ, μ, α：重みパラメータ

[0036] 以下に図を参照して説明する。まず、対象画素と周囲の画素を１つ選択（指定）する。図では、対象画素をｒｉ、周囲のひとつの画素をｒｊとしている。次にｒｊにおいて局所形状解析を行い、その第３固有ベクトル方向ｅ$_3$を取り出す。この方向はｒｊが線状な領域の画素である場合、線の方向となる。上式では、”向きの同一性項”においてｅ$_3$がｒｉの方向に向かって伸びてきているかを評価する。この部分は、例えば、単に方向の内積をとり、その絶対値が１に近ければ同一方向上に、０に近ければ同一方向上にないとして評価することができる。なお、例に示す式では、ガウス関数を用いて重みをつけている。さらに、距離に応じて値が減る距離項を含む。例としてシグモイド関数を用いている。以上までで得られた値を乗じたものがＰ$_{line}$である。

さらに、周辺画素の線らしさ項としての確率Ｐ$_f$を乗じている。上述のように、処理部１は、この確率Ｐ$_f$を、局所形状解析手法に計算する。

[0037] 以上をｒｉの周辺画素全てに対して足し合わせると、周辺画素からｒｉに

線が伸びてくる度合いを評価することができる。こうして得られる値を連続性に基づく確率Ｐ$_c$と定義する。

[0038] ［ステップＳ１１１：線状組織確率Ｐ］

以上をまとめると、次式のように、処理部１は、局所形状解析手法に分岐領域抽出手法を加えることで、線状組織確率Ｐを計算する。

[数5]

$$P = \underbrace{P_{\mathrm{f}}}_{\text{従来手法}} + \underbrace{\alpha P_{\mathrm{b}}}_{\text{追加項目}} = P_{\mathrm{f}} + \alpha P_{\mathrm{i}} P_{\mathrm{c}}$$

$$= P_{\mathrm{f}} + \alpha P_{\mathrm{i}}(\mathbf{r}_i) \sum_j P_{\mathrm{f}}(\mathbf{r}_j) f(\mathbf{r}_i, \mathbf{r}_j) \exp\left(-\frac{(1 - |(\mathbf{r}_j - \mathbf{r}_i)/\|\mathbf{r}_j - \mathbf{r}_i\| \cdot \mathbf{e}_3(\mathbf{r}_j)|)^2}{\sigma^2} \right)$$

対象画素値が線状（血管など）らしいか　対象画素値が対象臓器（血管など）らしいか　周辺画素値全体に対して処理　周辺画素値が線状らしいか　周辺画素が対象画素に対して十分近いか　周辺画素の方向が対象画素に向かってきているか

[0039] ［ステップＳ１１５：線状組織確率画像］

線状組織確率Ｐは、処理対象の全ての画素に対して計算し、確率画像そのものが血管構造画像等の線状組織確率画像として取得できる。得られた確率画像は線状組織らしい部分の値が大きくなっており、処理部１は、線状組織確率画像を、例えば、ユーザーが閾値を予め指定してやることで線領域を２値化して形状として生成することもでき、複数の閾値で多値化して生成してもよいし、また、線状組織確率Ｐ自体の確率画像のまま生成することも可能である。処理部１は、線状組織確率画像を、表示部３に表示及び／又は記憶部５に記憶する。

[0040] 以上のように、本実施の形態によると、分岐領域が抽出可能となることで、線状組織画素を解剖学的に正しい形で抽出できるようになった。これにより、診断と手術検討の際に、線状組織画素の強調および抽出が一層正確に行うことができるようになり、診断および検討精度が高まることが期待される。

[0041] 図５に、線状組織確率画像の抽出の比較を示す説明図を示す。

これは一例として、肺血管を対象例としたものである。図中、医師による

手動抽出（Ｍａｎｕａｌ　ｓｅｇｍｅｎｔａｔｉｏｎ）、局所形状解析による確率$Ｐ_{f}$、確率$Ｐ_{C}$、本発明及び／又は本発明実施の形態による線状組織確率Ｐによる、線状組織確率画像をそれぞれ示す。

本発明及び／又は本実施の形態によって作成した線状組織確率画像は、従来手法（局所形状解析）によって作成された確率画像と比べ、血管の分岐部を抽出することができている。

なお、線状組織確率画像に対して閾値を設定し、その血管領域を抽出した結果、従来手法と比べ、医師によるマニュアル抽出結果に近いこともわかった。

このように、幾何情報の連続性を評価することで、従来困難であった、分岐部領域の抽出が一層明確に可能となった。

[0042]（時間変化への応用）

処理部１は、さらに、上述の実施の形態の、線状組織確率画像を、予め定められた時間間隔ごとに取得及び形成するようにしてもよい。そして、処理部１は、これら情報を、ＩＤ毎に記憶部５に記憶し、また、表示部３に時間変化を動画により表示したり、複数の連続する静止画で表示することができる。

[0043] ３．肺野情報と血管構造のへの適用

本実施の形態によると、形が不安定ながん領域（肺等）等の画像領域の抽出法が提案される。例えば、安定した形状を持つ臓器（気管支、血管など）等の画像領域を抽出・除去することで、残った領域をがん候補等の画素領域として抽出することができる。この抽出法を実現するために、本発明及び／又は本実施の形態のような線状組織確率の計算法が提供される。これを用いて抽出した線状組織確率画像は、例えば幾何情報の連続性を評価することで実現し、従来困難であった分岐部領域の画像領域の抽出が可能になった。

なお、ここでは、一例として肺についての画像を用いたが、本発明及び／又は本実施の形態は、これに限らず、心臓、脳、各種臓器等に適用することができ、また、がん領域に限らず適宜の領域を指定して抽出することに提供

することもできる。

[0044] 図６に、医用画像処理のフローチャート（２）を示す。

（ステップＳ２０１）

処理部１は、入力した肺画像に対して、前述の医用画像処理を適用し、線状組織確率Ｐを求め、線状組織確率画像を得ることで、線状の臓器抽出を行う。この例では、処理部１は、肺の気管支及び／又は血管についての線状組織確率画像Ｐを抽出する。

（ステップＳ２０２）

処理部１は、入力画像から、ステップＳ２０１で得られた線状組織確率画像（線状の臓器領域）を除去することでがん領域を抽出する。処理部１は、抽出したがん領域を表示部３に表示及び／又は記憶部５に記憶する。

産業上の利用可能性

[0045] 近年、医用画像を用いた診断や手術検討は必要不可欠な処理と考えられ始めている。しかし、従来は画像から線状臓器情報を正確に抽出することは必ずしも容易ではなかったため、それらの処置は日々の臨床において時間的コストが大きかった。本発明により、この課題を改善することができるため、現場におけるニーズが高く、産業上の利用価値が高い。

本発明の応用としては、例えば医用画像セグメンテーションについては、例えば、診断や手術検討に利用が期待される。また、その他の画像からの線状情報抽出については、例えば、実画像の特徴量解析、地質調査、海洋調査、その他への応用が考えられる。

[0046] 本発明の医用画像処理方法又は医用画像処理装置・システムは、その各手順をコンピュータに実行させるための医用画像処理プログラム、医用画像処理プログラムを記録したコンピュータ読み取り可能な記録媒体、医用画像処理プログラムを含みコンピュータの内部メモリにロード可能なプログラム製品、そのプログラムを含むサーバ等のコンピュータ、等により提供されることができる。

符号の説明

[0047] １０　医用画像処理装置

２０　画像撮影装置

請求の範囲

[請求項1] 医用画像処理方法であって、

前記処理部が、３次元の医用画像に対して、画素毎の画素値に従い実行する局所形状解析に基づき、各画素の画素値が線状らしいかを表す確率P_fを求め、

前記処理部が、記憶部に予め記憶された、臓器識別情報毎に画素値に対して画素が指定された対象臓器らしいかを表す確率P_iを記憶した確率情報を参照し、各画素の画素値に基づき、各画素が対象臓器らしいかを表す確率P_iを求め、

前記処理部が、各画素の連続性に基づき、周囲の線状組織画素が処理対象の画素上を通る確率を累積することにより確率P_cを求め、

前記処理部が、確率P_i及び確率P_cの積と、確率P_fとを、加算すること又は重み付けて加算することにより、各画素が線状らしいかを表す線状組織確率Ｐを求め、

前記処理部が、線状組織確率Ｐに従い線状組織確率画像を生成し、前記線状組織確率画像を表示部に表示する及び／又は前記記憶部に記憶する

医用画像処理方法。

[請求項2] 請求項１に記載の医用画像処理方法において、

前記処理部は、各画素の画素値についてのヘッセ行列により、複数の固有値及び各固有値に対する固有ベクトルを求め、複数の固有値により線状組織画素であれば値が大きくなる予め定めた関数に従い、各画素の確率P_fを計算することを特徴とする医用画像処理方法。

[請求項3] 請求項１又は２に記載の医用画像処理方法において、

前記記憶部は、予め撮影した画像に基づき求めた、臓器全体の画素

値による確率密度に対する線状組織画素の画素値による確率密度の割合を、前記確率情報の確率P_iとして予め記憶することを特徴とする医用画像処理方法。

[請求項4] 請求項１乃至３のいずれかに記載の医用画像処理方法において、

前記処理部は、

処理の対象画素と周囲画素を指定し、

周囲画素の線の方向が対象画素の方向に向かっている程度を表す向きの同一性項と、対象画素と周囲画素との距離に従って値が減少する距離項により、対象画素の線らしさ項を求め、

前記局所形状解析に基づき求めた周辺画素の線らしさ項と、対象画素の線らしさ項との積を、複数の周辺画素について累積することにより、周辺画素から対象画素に線が伸びてくる度合いである、連続性に基づく確率P_cを求める

ことを特徴とする医用画像処理方法。

[請求項5] 請求項１乃至４のいずれかに記載の医用画像処理方法において、

前記処理部は、線状組織確率Ｐに対して予め定められたひとつ又は複数の閾値により２値化又は多値化して線状組織確率画像を生成すること、又は、各画素の線状組織確率Ｐの分布により線状組織確率画像を生成することを特徴とする医用画像処理方法。

[請求項6] 前記請求項１乃至５のいずれかに記載された医用画像処理方法により線状組織確率画像を生成し、

前記医用画像から、前記線状組織確率画像を除去することでがん領域又は他の対象画像を抽出し、前記がん領域又は前記他の対象画像を表示部に表示する及び／又は前記記憶部に記憶することを特徴とする医用画像処理方法。

[請求項7] 請求項１乃至６のいずれかに記載の医用画像処理方法において、

前記処理部が、さらに、前記医用画像及び／又は前記線状組織確率画像を、予め定められた時間間隔又は時刻ごとに取得及び形成し、前記記憶部に記憶し、及び／又は、前記表示部に時間変化を動画により表示又は複数の連続する静止画により表示することを特徴とする医用画像処理方法。

[請求項8] 請求項１乃至７のいずれかに記載の医用画像処理方法において、

前記線状組織確率画像は、それぞれ、血管形状、気管支形状、リンパ管形状、神経形状のいずれかひとつ又は複数を表す線状組織確率画像であることを特徴とする医用画像処理方法。

[請求項9] 医用画像処理装置であって、

撮影された３次元の医用画像、臓器識別情報毎に画素値に対して画素が指定された対象臓器らしいかを表す確率P_iを示す確率情報、線状組織確率画像を記憶する記憶部と、

表示部と、

処理部と、

を備え、

前記処理部が、３次元の医用画像に対して、画素毎の画素値に従い実行する局所形状解析に基づき、各画素の画素値が線状らしいかを表す確率P_fを求め、

前記処理部が、前記記憶部に予め記憶された前記確率情報を参照し、各画素の画素値に基づき、各画素が対象臓器らしいかを表す確率P_iを求め、

前記処理部が、各画素の連続性に基づき、周囲の線状組織画素が処理対象の画素上を通る確率を累積することにより確率P_cを求め、

前記処理部が、確率P_i及び確率P_cの積と、確率P_fとを、加算すること又は重み付けて加算することにより、各画素が線状らしいかを表す線状組織確率Ｐを求め、

前記処理部が、線状組織確率Ｐに従い線状組織確率画像を生成し、前記線状組織確率画像を表示部に表示する及び／又は前記記憶部に記憶する

医用画像処理装置。

[請求項10] 医用画像処理システムであって、

３次元の医用画像を撮影及び取得する画像撮影装置と、

前記画像撮影装置から前記医用画像を入力し、前記医用画像に基づき線状組織確率画像を生成する、請求項９に記載された医用画像処理装置と、

を備えた医用画像処理システム。

[請求項11] 医用画像処理プログラムであって、

前記処理部が、３次元の医用画像に対して、画素毎の画素値に従い実行する局所形状解析に基づき、各画素の画素値が線状らしいかを表す確率P_fを求めるステップと、

前記処理部が、記憶部に予め記憶された、臓器識別情報毎に画素値に対して画素が指定された対象臓器らしいかを表す確率P_iを記憶した確率情報を参照し、各画素の画素値に基づき、各画素が対象臓器らしいかを表す確率P_iを求めるステップと、

前記処理部が、各画素の連続性に基づき、周囲の線状組織画素が処理対象の画素上を通る確率を累積することにより確率P_cを求めるステップと、

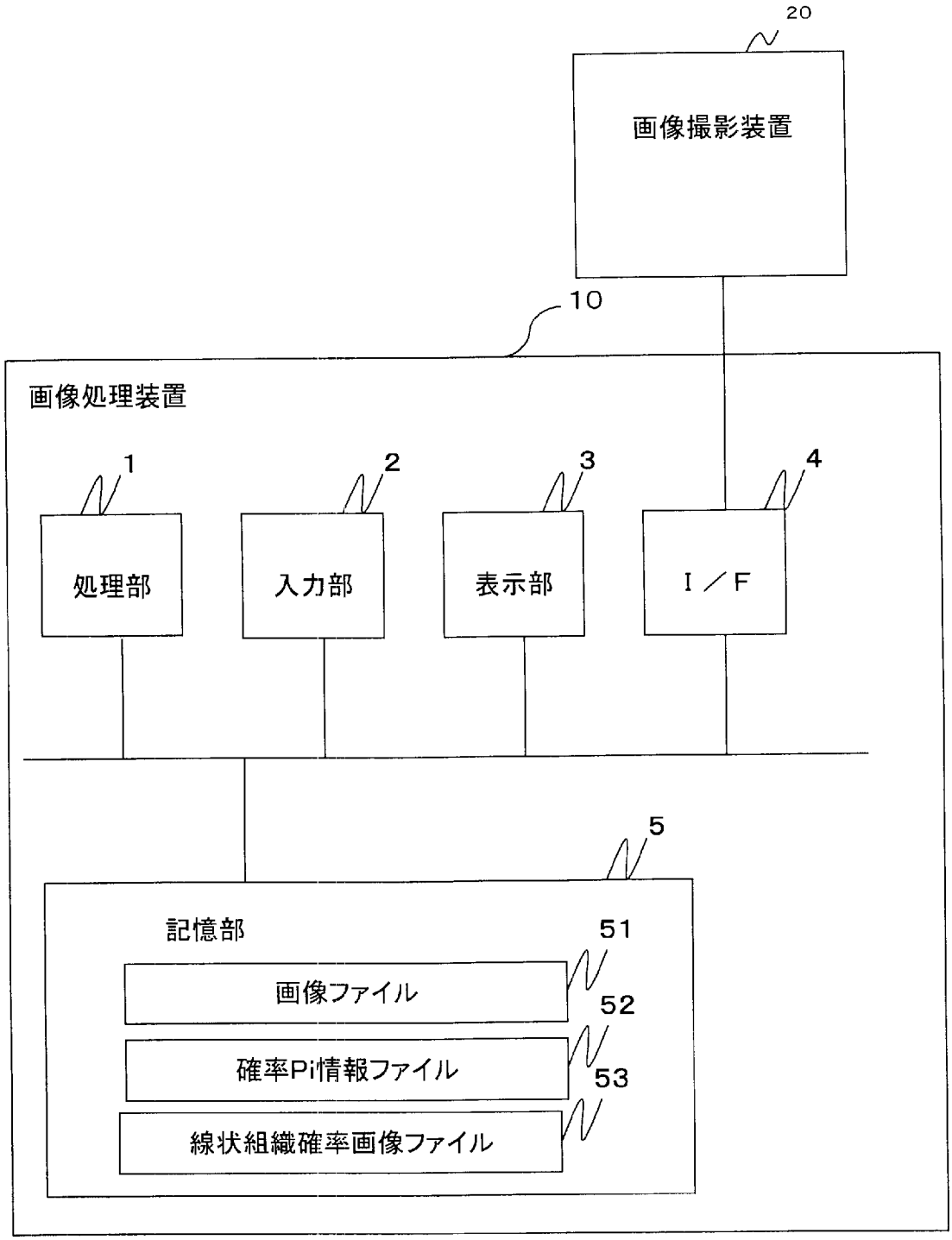
前記処理部が、確率P_i及び確率P_cの積と、確率P_fとを、加算すること又は重み付けて加算することにより、各画素が線状らしいかを

表す線状組織確率Ｐを求めるステップと、

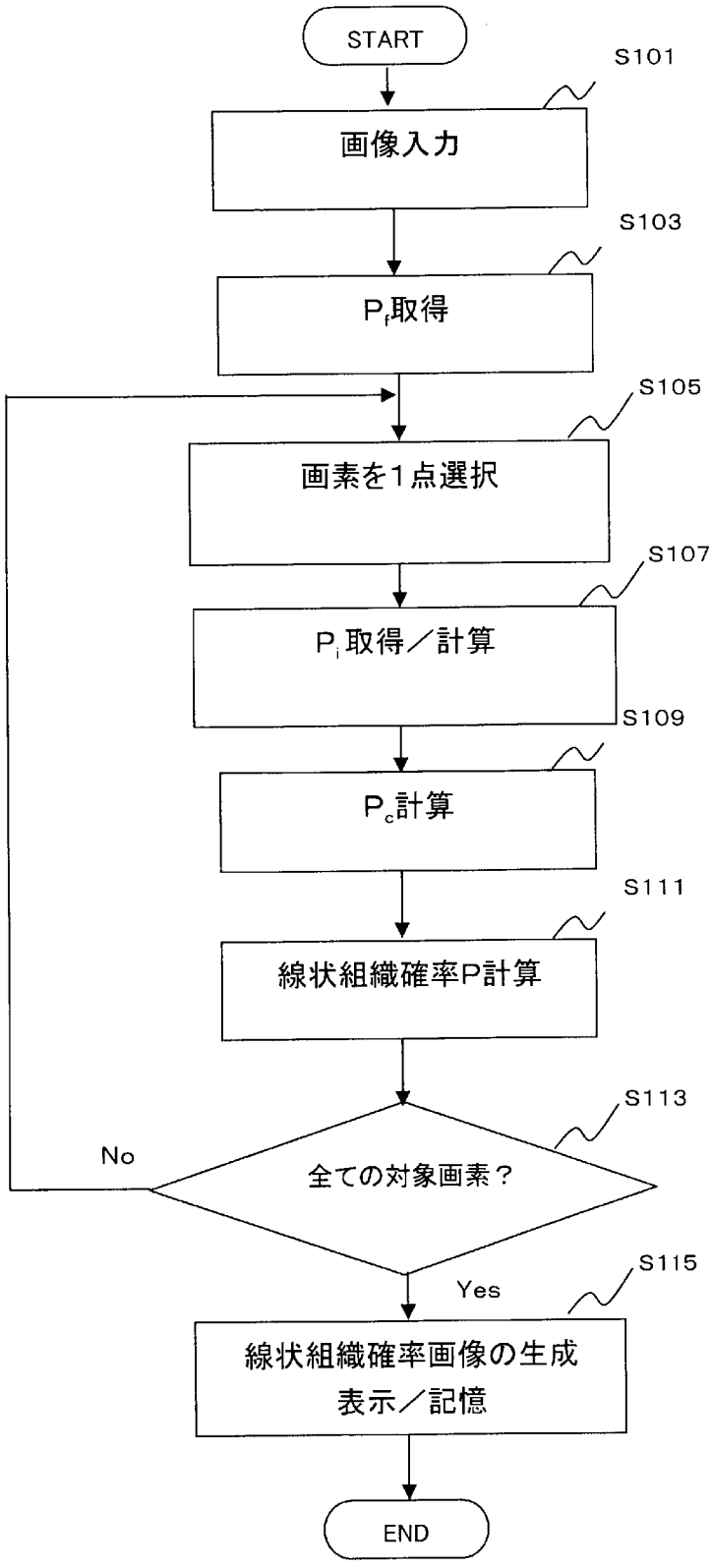
前記処理部が、線状組織確率Ｐに従い線状組織確率画像を生成し、前記線状組織確率画像を表示部に表示する及び／又は前記記憶部に記憶するステップと

をコンピュータに実行させるための医用画像処理プログラム。

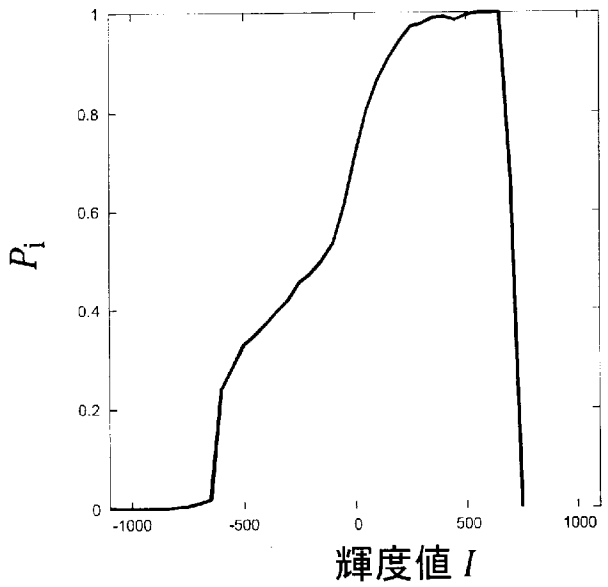
[図1]


20
画像撮影装置
10
画像処理装置
1
処理部
2
入力部
3
表示部
4
I／F
5
記憶部
51
画像ファイル
52
確率Pi情報ファイル
53
線状組織確率画像ファイル

[図2]

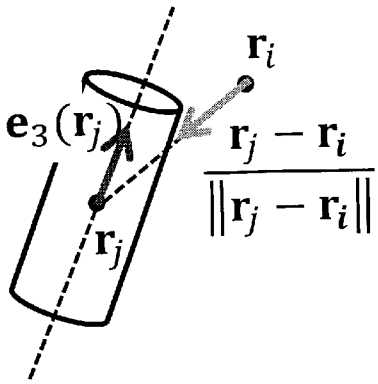

START
S101
画像入力
S103
P_f取得
S105
画素を1点選択
S107
P_i取得／計算
S109
P_c計算
S111
線状組織確率P計算
S113
No
全ての対象画素？
Yes
S115
線状組織確率画像の生成
表示／記憶
END

[図3]

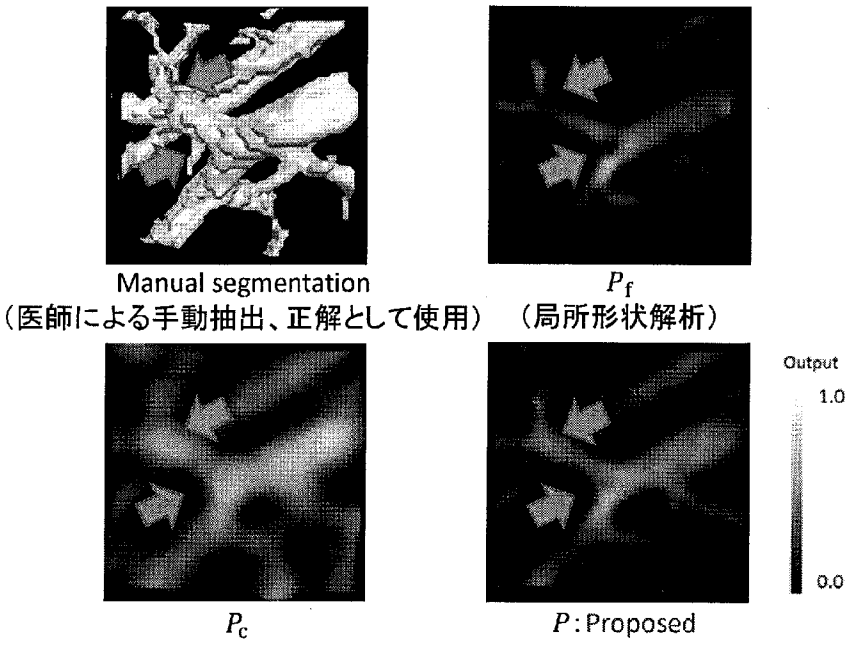


肺野画像に対する血管確率の例

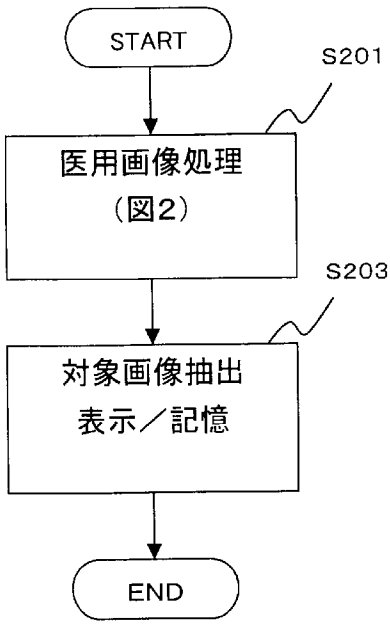
[図4]


$\mathbf{r}_i$
$\mathbf{e}_3(\mathbf{r}_j)$
$\mathbf{r}_j - \mathbf{r}_i$
$\|\mathbf{r}_j - \mathbf{r}_i\|$
$\mathbf{r}_j$

[図5]


Manual segmentation
（医師による手動抽出、正解として使用）
P_f
（局所形状解析）
P_c
P: Proposed
Output
1.0
0.0

[図6]



INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2016/084239

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER
A61B6/03(2006.01)i, ***G06T1/00***(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)
A61B6/00-6/14, A61B5/00-5/01, A61B5/055, A61B1/00-1/32, G06T1/00, G06T7/00, G06T7/20-7/60

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 1996-2017
Kokai Jitsuyo Shinan Koho 1971-2017 Toroku Jitsuyo Shinan Koho 1994-2017

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

C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT

Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
A	WO 2014/097758 A1 (Olympus Corp.), 26 June 2014 (26.06.2014), paragraphs [0001], [0036], [0037], [0048], [0049], [0060], [0061]; fig. 1, 5 & US 2015/0003715 A1 paragraphs [0003], [0081], [0082], [0093], [0094], [0105] to [0107]; fig. 1, 5 & EP 2912988 A1 & CN 104869884 A	1-11

☒ 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
13 January 2017 (13.01.17)	24 January 2017 (24.01.17)
Name and mailing address of the ISA/ Japan Patent Office 3-4-3,Kasumigaseki,Chiyoda-ku, Tokyo 100-8915,Japan	Authorized officer Telephone No.

Form PCT/ISA/210 (second sheet) (January 2015)

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/JP2016/084239

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 2015-112487 A (Toshiba Corp., Toshiba Medical Systems Corp.), 22 June 2015 (22.06.2015), paragraphs [0030], [0034], [0038], [0046], [0047]; fig. 4, 5 & US 2015/0161782 A1 paragraphs [0041], [0044], [0048], [0056], [0057]; fig. 4, 5 & CN 104700397 A	1-11
A	JP 2014-8402 A (Toshiba Corp., Toshiba Medical Systems Corp.), 20 January 2014 (20.01.2014), paragraphs [0001], [0075] & US 2014/0003701 A1 paragraphs [0001], [0110] & CN 103514597 A	1-11

国際調査報告

国際出願番号　ＰＣＴ／ＪＰ２０１６／０８４２３９

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, G06T1/00(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.　A61B6/00-6/14, A61B5/00-5/01, A61B5/055, A61B1/00-1/32, G06T1/00, G06T7/00, G06T7/20-7/60

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	１９７１－２０１７年
日本国実用新案登録公報	１９９６－２０１７年
日本国登録実用新案公報	１９９４－２０１７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）

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	WO 2014/097758 A1 (オリンパス株式会社) 2014.06.26, 段落 [0001], [0036], [0037], [0048], [0049], [0060], [0061], 図 1,5 & US 2015/0003715 A1, 段落[0003],[0081],[0082],[0093],[0094],[0105]～[0107],図 1,5 & EP 2912988 A1 & CN 104869884 A	1-11

☑　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
１３．０１．２０１７	２４．０１．２０１７

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）　２Ｕ　９２９１
伊知地　和之
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 2015-112487 A (株式会社東芝,東芝メディカルシステムズ株式会社) 2015.06.22, 段落［0030］，［0034］，［0038］，［0046］，［0047］,図 4,5 & US 2015/0161782 A1,段落[0041],[0044],[0048],[0056],[0057],図 4,5 & CN 104700397 A	1-11
A	JP 2014-8402 A (株式会社東芝,東芝メディカルシステムズ株式会社) 2014.01.20, 段落［0001］，［0075］ & US 2014/0003701 A1,段落[0001],[0110] & CN 103514597 A	1-11