

(19) 日本国特許庁(JP)

## (12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6385318号  
(P6385318)

(45) 発行日 平成30年9月5日(2018.9.5)

(24) 登録日 平成30年8月17日(2018.8.17)

(51) Int.Cl.

F 1

A 6 1 B	6/03	(2006.01)	A 6 1 B	6/03	3 6 O D
G 0 6 T	1/00	(2006.01)	A 6 1 B	6/03	3 6 O G
G 0 6 T	7/00	(2017.01)	A 6 1 B	6/03	3 6 O J
G 0 6 T	7/62	(2017.01)	G 0 6 T	1/00	2 9 O B

G 0 6 T 7/00 C

請求項の数 11 外国語出願 (全 23 頁) 最終頁に続く

(21) 出願番号

特願2015-168093 (P2015-168093)

(22) 出願日

平成27年8月27日(2015.8.27)

(65) 公開番号

特開2016-49454 (P2016-49454A)

(43) 公開日

平成28年4月11日(2016.4.11)

審査請求日

平成27年10月28日(2015.10.28)

審判番号

不服2017-8068 (P2017-8068/J1)

審判請求日

平成29年6月5日(2017.6.5)

(31) 優先権主張番号

1415251.6

(32) 優先日

平成26年8月28日(2014.8.28)

(33) 優先権主張国

英国(GB)

(73) 特許権者 000001007

キヤノン株式会社

東京都大田区下丸子3丁目30番2号

(74) 代理人 100076428

弁理士 大塚 康徳

(74) 代理人 100112508

弁理士 高柳 司郎

(74) 代理人 100115071

弁理士 大塚 康弘

(74) 代理人 100116894

弁理士 木村 秀二

(74) 代理人 100130409

弁理士 下山 治

(74) 代理人 100134175

弁理士 永川 行光

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 3D医用画像中の対象物をセグメンテーションするための3D対象物の変換

## (57) 【特許請求の範囲】

## 【請求項1】

対象物のセグメンテーションを行う画像処理装置の作動方法であって、

前記対象物を含む3次元画像の輝度分布に基づいて、前記対象物のスケールの推定値を3次元カーネルを有するフィルタを用いて取得し、前記対象物の直交する3次元の各軸方向のスケールの推定値を1次元カーネルを有するフィルタを用いて取得するステップと、

前記3次元カーネルを有するフィルタを用いて取得した推定値を前記1次元カーネルを有するフィルタ用いて取得した推定値で除した値で示される前記3次元画像の各軸の縮小率に基づいて、各軸の前記対象物のスケールが近づくように前記3次元画像を変換するステップと、

前記変換された3次元画像において、前記対象物のセグメンテーションを行うステップと、

前記セグメンテーションされた対象物を含む前記変換された3次元画像に対して、前記変換の逆変換を行うステップと、

を備えることを特徴とする画像処理装置の作動方法。

## 【請求項2】

前記フィルタはラプラシアンオブガウシアンフィルタであることを特徴とする請求項1に記載の画像処理装置の作動方法。

## 【請求項3】

前記3次元画像を変換するステップは、

10

20

前記 3 次元画像の各軸をその他の軸から独立して変換することを含むことを特徴とする請求項 1 又は 2 に記載の画像処理装置の作動方法。

**【請求項 4】**

前記変換において、前記 3 次元画像の各軸に異なる縮小率が適用されることを特徴とする請求項 3 に記載の画像処理装置の作動方法。

**【請求項 5】**

前記 1 次元カーネルを有するフィルタを用いて取得された各軸方向のスケールの推定値が、前記 3 次元カーネルを有するフィルタを用いて取得された前記対象物のスケールの推定値より小さい場合、前記縮小率は 1 . 0 とすることを特徴とする請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置の作動方法。

10

**【請求項 6】**

前記逆変換を行うステップは、前記変換された 3 次元画像の各軸を、前記縮小率の逆数に基づいて変換することを含むことを特徴とする請求項 1 乃至 5 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置の作動方法。

**【請求項 7】**

前記 3 次元画像を変換するステップは、

画素のピッチが等方である前記 3 次元画像を、前記画素のピッチを非等方にすることにより、各軸の前記対象物のスケールが近づくように前記 3 次元画像を変換することを含む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の作動方法。

**【請求項 8】**

前記 3 次元カーネルを有するフィルタを用いて取得された前記対象物のスケールの推定値は、前記対象物を球に近似した場合の直径及び半径のいずれか一方であ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の作動方法。

20

**【請求項 9】**

前記対象物のセグメンテーションを行うステップは、

前記 3 次元カーネルを有するフィルタを用いて取得された前記対象物のスケールの推定値に基いて設定される前記セグメンテーションを制限する境界を使用して実行されることを特徴とする請求項 1 乃至 8 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置の作動方法。

**【請求項 10】**

前記対象物は、少なくともリンパ節、病変、腫瘍及び結節より成る群のうちの 1 つであることを特徴とする請求項 1 乃至 9 のいずれか 1 項に記載の画像処理装置の作動方法。

30

**【請求項 11】**

対象物のセグメンテーションを行う画像処理装置であって、

前記対象物を含む 3 次元画像の輝度分布に基づいて、前記対象物のスケールの推定値を 3 次元カーネルを有するフィルタを用いて取得し、前記対象物の直交する 3 次元の各軸方向のスケールの推定値を 1 次元カーネルを有するフィルタを用いて取得する手段と、

前記 3 次元カーネルを有するフィルタを用いて取得した推定値を前記 1 次元カーネルを有するフィルタ用いて取得した推定値で除した値で示される前記 3 次元画像の各軸の縮小率に基づいて、各軸の前記対象物のスケールが近づくように、前記 3 次元画像を変換する手段と、

40

前記変換された 3 次元画像において、前記対象物のセグメンテーションを行う手段と、前記セグメンテーションされた対象物を含む前記変換された 3 次元画像に対して、前記変換の逆変換を行う手段と、

を備えることを特徴とする画像処理装置。

**【発明の詳細な説明】**

**【技術分野】**

**【0001】**

本発明は、画像中の対象物のセグメンテーションに関し、特に医用画像中のリンパ節、病変、結節又は腫瘍などの対象物のセグメンテーションに関する。

**【背景技術】**

50

## 【0002】

セグメンテーションは、デジタル画像中の対象物の形状又は境界を認識する技術である。セグメンテーションの目的は、例えば時間の経過に伴って画像ごとに対象物が変化したか否かを判定するために、画像（医用画像など）中の対象物の表現を変えることである。このセグメンテーションを実現する技術は数多く存在するが、それらの技術は、画像中のコントラストの範囲、対象物と背景とのコントラストの程度、対象物のスケール、すなわち相対的サイズ、画像データのフォーマットなどに従って適切であるものもあれば、さほど適切ではないものもある。しかし、多くの技術に共通しているのは、画像中の各画素（3D画像ではボクセル）に、特定の視覚的特性（グレイスケール、輝度など）に対応する何らかの種類のラベルが割り当てられることである。従って、同一の又は類似するラベルを割り当てられた画素（ボクセル）は、何らかの理由により、例えば同一の構造（例えば、同一の対象物）の一部であることを示すために、観測者により1つにまとめたものとみなされてもよい。

10

## 【0003】

「塊状構造（プロブ）検出」として知られる種類のセグメンテーションは、T. Lindebergの「Feature detection with automatic scale selection」（International Journal of Computer Vision、第30巻、79～116ページ、1998年）に記載されている。この論文では、画像中の塊状構造の相対位置及びスケールを判定するためにガウシアンモデルのラプラシアン演算子（ラプラシアンオブガウシアン又はLoG演算子又は

20

## 【0004】

A. Jirapatnakul、S. Fotin他の「Automated Node Location and Size Estimation Using a Multi-scale Laplacian of Gaussian Filtering Approach」（Annual International Conference of the IEEE EMBS、1028～1031ページ、2009年）は、塊状構造のサイズを推定するために塊状構造の中心付近に位置する開始点からラプラシアンオブガウシアンフィルタ処理を適用することを説明している。

30

## 【0005】

以上挙げた2つの技術では、異なるスケール（以下に説明されるシグマ値）を反復検査し、対象の塊状構造のスケールとして最も可能性の高いスケールを発見するLoGフィルタを使用して、塊状構造のスケールの全体的推定が発見される。1次元では、スケールは原点から塊状構造の推定縁部までの距離であってもよく、2次元では、スケールは塊状構造を表す円の半径であってもよく、3次元では、スケールは塊状構造を表す球の半径であってもよい。LoGフィルタにより判定されるスケールは、中心位置に対するコントラスト変化の位置に基づく。コントラストの変化は塊状構造の縁部に存在すると想定される。「領域成長」方式は、各画素を中心点から外側へ解析し、対象物を識別するために使用されるパラメータに各画素が従うか否かを判定する。パラメータに従う画素が発見されなくなった場合、画素がパラメータに従わなくなった位置が対象物の縁部に対応する位置であると想定される。

40

## 【0006】

セグメンテーションされる対象物のスケールを推定するためにLoG演算を使用する。この「スケール推定」処理は、セグメンテーションには有用なツールである。例えば領域成長方式では、対象物の近似最大サイズがわかっているので（すなわち、推定されたスケールにより発見された特定の領域の外側では、対象物に含めるためのパラメータに従う画素が存在する可能性は低いので）、スケール推定を使用して、過剰な領域膨張を抑制することができる（すなわち、中心点から外側に向かって徐々に画素を解析する処理）。しかし、スケール推定処理において問題が起こる可能性もある。問題の1つは計算時間が非常に長いというリスクである。

50

る。先に説明した L o G フィルタを使用する方法のような従来のスケール推定方法の場合、広い処理範囲（すなわち、広い探索空間）全体にわたり、範囲内のすべての点に対して L o G フィルタが適用されるので、計算時間は非常に長い。一般に、スケール推定は、処理範囲内の点の数に関連するパラメータを変化させ、点ごとにスケールを生成させる反復処理である。その後、すべての計算結果から 1 つの適切なスケールを判定するのであるが、広い処理範囲に対する計算結果の数は多くなるかもしれない。

#### 【0007】

セグメンテーション処理の次のステップ（スケール推定ステップの後）は、領域成長方法を含むセグメンテーションであってもよい。対象物を定義するために選択された基準を点が満たすか否かを判定するために、中心の「シード」点から関心領域内のすべての点が解析される。その基準を満たすすべての点が対象物に属すると判定される。10

#### 【0008】

これに代わるセグメンテーション処理が使用されてもよい。この処理は、S. Osher 及び J. Sethian の「Fronts Propagating with Curvature-Dependent Speed: Algorithm Based on Hamilton-Jacobi Formulations」(Journal of Computational Physics, 第 79 巻、12 ~ 49 ページ、1988 年) 及び J. Sethian の「Level Set Method 1st Ed.」(Cambridge University Press, 1996 年) で説明されているよ20うなレベルセットアルゴリズムを含んでもよい。これらの文献は、曲率依存速度で伝搬するフロントを定義するアルゴリズムを説明する。これを実行する方法は、「運動」（空間内の 1 つの次元における変化を表す時間依存メタファとして使用される）を予測する面をとらえ、輪郭を定義するために、その面を平面と交差させる。例えば球は、平面上で円を定義するために、その平面によって赤道付近で二等分されてもよい。この輪郭（例えば、円）は、時間  $t = 0$  で定義可能な形状を有し、時間の経過に伴って、この輪郭がどのように変化するかを定義するために（例えば、平面が球の赤道から極へ移動するにつれて、円の直径は減少する）、 $t$  の変化に伴ってフロントが進む（例えば、内側へ）方向を定義するように、球のフロント（すなわち球の周囲）に力が加えられる。

#### 【0009】

例えば、人体の中の 1 つの対象物の 3 次元表現を提供するために組み合わされるコンピュータ断層撮影 (CT) スキャンのような一連の医用画像の場合、レベルセットアルゴリズムは 3 次元対象物の外面を定義するために使用されてもよい。しかし、これを実行するためには、まず、3 次元画像を構成しているすべての画像の中の対象物の縁部が決定されなければならない。30

#### 【0010】

中心シード点から領域成長などのセグメンテーション処理を使用して対象物の縁部を発見することは知られている。中心シードから、対象物に関する事前に定義されたパラメータ（例えば、テクスチャ、色、輝度など）を持たない画素に到達するまで外側に向かいながら、シードの近傍画素に反復処理が適用される。隣接するが、所定のパラメータを満たさない画素に到達した場合、対象物の縁部に達したと想定される。3 次元対象物形状を構成するために、多数の並列する画像に領域成長処理が適用されてもよい。レベルセットアルゴリズムは、ユーザが画像ごとにシード点を入力する必要を軽減することにより、処理を少なくするのを助ける。アルゴリズムは、3D 形状全体を構成するために限られた数の対象物縁部を使用することにより、この軽減を実現する。40

#### 【0011】

これらのスケール推定処理及びセグメンテーション処理に関する問題点の 1 つは、セグメンテーションされるリンパ節などの対象物が完全な球体であるのは稀であるということである。従って、リンパ節が 3 次元の対称形であることに基づく仮定は、セグメンテーション処理において大きな不正確さを生み出す可能性がある。例えば 3 次元の長さがそれぞ50

れ異なるリンパ節に3次元(3D)L o G フィルタが適用された場合、L o G フィルタは、リンパ節のスケールを、それらの長さのうち1つの長さの2分の1に等しい半径を有する球であると推定しがちであり、球の半径は、単に、反復処理中にどの画素定義縁部が最初に発見されたか又はL o G フィルタの出力のどのL o G 「ピーク」が最初に発見されたか、あるいはどの「ピーク」が最も高いかに依存しているにすぎない(ピークは、画素パラメータの変化を定義し、従って、対象物の縁部である尤度が高い)。

#### 【0012】

米国特許第7,333,644号公報は、病変の重心位置に基づいて、3D病変面を球面座標空間の面表現に補間することを説明している。従って、補間は、座標を直交座標(x, y, z)から球面座標r(, )に変化させる変換を含む。この補間処理は、サブボリューム(病変及びその周囲環境を含む)を等方性にすること、すなわちx-yスライスの画素の寸法をz方向の画素の寸法と同一にさせることを意図する。これにより、作業の基礎となる座標系はわずかに容易になるが、不規則な形状の対象物の問題には対応していない。さらに、球面座標のすべてのパラメータは重心に依存するので、重心が固定されていない限り、球面座標は各ボクセルの位置を表現することができない。従って、面倒な処理であることに変わりはない。

10

#### 【発明の概要】

#### 【発明が解決しようとする課題】

#### 【0013】

上記の問題点を考慮すると、対象物が不規則な形状である場合に、対象物をセグメンテーションが実行される非等方性であるが、規則的形状の対象物に変換することにより、セグメンテーション中の処理負荷を軽減する装置及び方法を提供することが望ましい。

20

#### 【課題を解決するための手段】

#### 【0014】

本発明の第1の態様によれば、セグメンテーションの方法であって、当初ボリューム中の対象物の表面を推定するステップと、規則的形状の(好ましくはほぼ球形の)面をレンダリングするために対象物の表面を変換するステップと、対象物を背景ボリュームからセグメンテーションするために、ほぼ球形の面を処理するステップと、ほぼ球形の表面を当初の対象物の表面に逆変換するステップと、当初ボリュームから対象物に対応するボリュームを抽出するステップとを備える方法が提供される。

30

#### 【0015】

非等方性ではあっても、対象物を球面形状に変換することの利点は、対象物に対して実行される解析を3つの次元すべてで対称に実行できるために、対象物を背景ボリュームから更に容易に隔離できることである。立方体又は他の規則的形状が使用されてもよいことは言うまでもない。

#### 【0016】

対象物の面の変換は、対象物の面の各次元をその他の次元から独立させて変換することを含むのが好ましい。例えば対象物の面の各次元に異なる関数が適用される。関数は次のように計算されてもよい。対象物の3次元スケール推定値Scale<sub>3D space</sub>を取得し、対象物の次元ごとの1次元スケール推定値Scale<sub>each direction</sub>を取得し、式:

40

$$SR1_{each\ direction} = \frac{Scale_{3D\ space}}{Scale_{each\ direction}}$$

に従って、対象物の次元ごとに縮小率SR<sub>1 each direction</sub>を各1次元スケール推定値と乗算する。

#### 【0017】

50

しかし、各次元の1次元スケール推定が特定の次元の3次元スケールより小さい場合、縮小率SR\_1は1.0であるのが好ましい。これは、推定後の対象物のどの次元に関しても、サイズの増加を阻止する。逆に、(例えば)ユーザが対象物の周囲にバウンディングボックス又は境界形状を挿入することにより、1つの次元のスケールが発見され、この次元が3次元スケール推定値より大きいとわかった場合、この1つの次元のみに縮小率SR\_1を適用させる。

#### 【0018】

この変換は、対象物の表面を球などの非等方性の規則的な形状に変換することを目的とする。これを実行する方法の1つは、異なる次元で画素ピッチを変化させることである。第1の次元は、当初の画像画素ピッチを有してもよい。第2の次元は、第1の縮小率SR\_1だけ減少された画素ピッチを有してもよく、第3の次元は、第2の縮小率SR\_1だけ減少された画素

ピッチ、又は別の率により拡大された画素ピッチを有してもよいだろう。しかし、その結果、規則的な3D形状となる。

#### 【0019】

あるいは、この変換は、2次元画像中の対象物をセグメンテーションするために2つの次元に適用されてもよい。

#### 【0020】

上記のステップに続いて、球面を逆変換することは、対象物の各次元に縮小率SR\_1の逆数を乗算することを含んでもよい。

10

20

#### 【0021】

対象物の表面の推定は、いくつかの方法で実行されてもよい。好適な方法は、入力された境界形状を使用して処理範囲を計算し、次に、その処理範囲内の点にLoGフィルタを適用する。LoGフィルタは、1次元、2次元又は3次元でスケールを推定するための1次元カーネル、2次元カーネル又は3次元カーネルを有してもよい。境界形状は2次元で入力される場合が多いので、境界形状の1つの次元に基づいて3次元における対象物スケールの1回目の粗推定を実行し、次に、更なる処理範囲の基礎として粗推定を使用して、推定を精密化する(特に境界形状が対応していない第3の次元で)のが好ましい。例えば3次元カーネルを使用した3次元の1回目の粗推定に基づいて、次元ごとに1次元カーネルを使用して更に精密なスケール推定を取得するために、1次元、2次元又は3次元に対して処理範囲が計算されてもよい。言い換えれば、境界形状は、粗スケール推定のための第1の処理範囲を提供してもよく、その後、粗スケール推定は、より精密な更なるスケール推定のための第2の処理範囲を計算するために使用される。粗スケール推定及び精密化スケール推定は、1次元カーネル、2次元カーネル又は3次元カーネルを有するLoGフィルタによって実行されてもよい。

30

#### 【0022】

本発明の第2の態様によれば、画像から対象物をセグメンテーションする方法であって、画像を受信することと、対象物のスケール推定を実行することとを備え、対象物のスケール推定を実行することは、対象物の周囲に境界形状を入力することと、境界形状に基づいて処理エリアを規定することと、対象物の推定スケールを取得するために、処理エリア内でスケール推定を実行することとを含み、方法は、対象物を規則的形状に変換することと、対象物を表す規則的形状を推定するための粗セグメンテーションと、規則的形状に基づいて対象物の形状を精密化するためのレベルセット法を含む精密セグメンテーションと、対象物を当初ボリュームに逆変換することと、対象物の精密化形状を画像から抽出することとを更に備える方法が提供される。

40

#### 【0023】

本発明の第3の態様によれば、3次元画像から対象物をセグメンテーションする画像処理装置であって、当初ボリューム中の対象物の表面を推定する手段と、規則的形状の面をレンダリングするために対象物の表面を変換する手段と、対象物を背景ボリュームからセグメンテーションするために、規則的形状の表面を処理する手段と、規則的形状の表面を

50

当初の対象物の表面に逆変換する手段と、当初ボリュームから対象物に対応するボリュームを抽出する手段とを備える装置が提供される。このような装置は、X線装置又はCT(コンピュータ断層撮影)装置のような医療用撮影モダリティのコンピュータ又は更にはプロセッサであってもよい。

添付の図面を参照して、以下に本発明を単なる例によって説明する。

**【図面の簡単な説明】**

**【0024】**

【図1】図1は、リンパ節セグメンテーション処理を示すフローチャートである。

【図2】図2は、セグメンテーション処理からの前処理過程を示すフローチャートである。

【図3】図3は、セグメンテーション処理からのスケール推定処理を示すフローチャートである。

【図4】図4は、スケール推定処理におけるLoGフィルタの使用を示すフローチャートである。

【図5】図5は、3D対象物のスケール推定を示すフローチャートである。

【図6】図6は、領域成長方法を使用するセグメンテーション処理からの粗セグメンテーション処理を示すフローチャートである。

【図7】図7は、レベルセットセグメンテーションを使用するセグメンテーション処理からのセグメンテーション精密化を示すフローチャートである。

【図8】図8は、ユーザ入力バウンディングボックスにより取り囲まれたリンパ節の画像を示す図である。

【図9】図9は、ラプラシアンオブガウシアンカーネルを示す図である。

【図10】図10A及び図10Bは、3つの次元におけるリンパ節の推定スケールを示す概略図であり、図10Bのリンパ節は、図10Aのリンパ節の変換バージョンである。

【図11】図11A及び図11Bは、2つの次元におけるリンパ節の推定スケールを示す概略図であり、図11Bのリンパ節は、図11Aのリンパ節の変換バージョンである。

【図12】図12は、異なる開始位置値に対するLoGフィルタのピーク値を示すLoGフィルタのヒストグラムである。

**【発明を実施するための形態】**

**【0025】**

以下の説明は、コンピュータ断層撮影(CT)画像のような3次元医用画像からリンパ節をセグメンテーションするための好適な実施形態を説明する。説明される実施形態を病変、腫瘍又は結節などの他の対象物、あるいは医用画像で認識可能な他の対象物にも使用できることは言うまでもない。

**【0026】**

好適な実施形態は、対象物のスケールを推定するように対象物画像に対してラプラシアンオブガウシアン(LoG)フィルタ処理を実行するために、ボリューム(3次元又は3D)画像中の関心領域(ROI)を操作することを含む順序処理に従う。対象物のスケールが推定された後、セグメンテーション処理中に処理しやすい対象物形状を提供するために、ROIは変換される。次に、シード領域が定義され、対象物画像に領域成長セグメンテーション方法が適用されるが、その閾値及びシード領域は推定されたスケールに基づき、最終的には、レベルセット処理を使用してセグメンテーションが精密化され、対象物を当初のスケールに戻すためにROIが逆変換された後、セグメンテーション済み対象物は表示される。以下に説明される実施形態は、主にセグメンテーション処理に最適な形状を提供するためのボリューム画像中の関心領域の変換に関する。

**【0027】**

3次元画像データセットからリンパ節をセグメンテーションする好適な処理が図1に示され、この処理を以下に説明する。2次元画像データセットからリンパ節をセグメンテーションする場合にも、類似の処理を適用できる。

**【0028】**

10

20

30

40

50

図1に示される第1のステップ1000は、CTスキャナ、超音波スキャナ、X線検出器などのモダリティ又は撮影デバイスに接続されたコンピュータのようなプロセッサを使用して画像を取得する。ステップ2000において、ユーザは、そのような画像を見ながら、対象リンパ節を識別するための情報を入力する。この情報は、リンパ節の中央にある中心点又は好ましくはリンパ節の外周に沿った「バウンディングボックス」を含んでもよい。情報は、ユーザインタフェースと、マウス、タッチスクリーン、ジョイスティック又はキーボードなどの入力手段とを使用して入力されてもよい。バウンディングボックスは、正方形、矩形、円形又はユーザにより入力可能な何らかの形状であってもよい。以下の特定の実施形態は、矩形のバウンディングボックスが入力されたか、又はユーザにより入力された中心点に基づいてプロセッサにより正方形のバウンディングボックスが外挿されたという仮定に基づく。

10

#### 【0029】

識別後、関心リンパ節は、以下の4つのモジュールを含むセグメンテーション処理を受ける。

#### 【0030】

1. ステップ3000の前処理
2. ステップ4000のスケール推定
3. ステップ5000の粗セグメンテーション
4. ステップ6000の精密化

最終的に、ステップ7000において、プロセッサは、ハードドライブ又は他のその種のメモリなどの記憶手段にセグメンテーション結果を記憶し、コンピュータ画面又は他のデジタルディスプレイなどの表示手段に結果を表示する。

20

#### 【0031】

好適な実施形態は、スケール推定に際して従来の技術の処理範囲とは異なる処理範囲を指定する、ユーザにより入力されるバウンディングボックスを使用する。指定される処理範囲は、関心領域全体ではなく、好適な実施形態では、LoGフィルタのピークがリンパ節の縁部により高い可能性で対応し且つ偽ピークの尤度が低減されるようにリンパ節の縁部と重なり合うことが意図される環形状（又は3次元では中空の芯を有する球形）である。3つの次元で処理範囲を取得するために、画像データセットの3つの次元すべてに対して、これと同一の方法が適用されてもよい（この処理範囲から、3つの次元でスケール推定が発見されてもよい）。あるいは、3次元のスケール推定値は、3つの次元すべてで処理範囲を発見し且つ3つの次元すべてでスケール推定を実行するステップを経過せずに、2つの次元で推定されたスケールから外挿されてもよい。この第2の方法は時間を節約できるが、第3の次元で精度が低くなる危険がある。

30

#### 【0032】

バウンディングボックスは、粗スケール推定のための第1の処理範囲を提供するのが好ましく、粗スケール推定は、更に精密なスケール推定のための第2の処理範囲を計算するために使用される。粗スケール推定及び精密スケール推定は、1次元カーネル、2次元カーネル又は3次元カーネルを有するLoGフィルタによって実行されてもよい。

40

#### 【0033】

バウンディングボックスを使用して、この更に正確な処理範囲を指定する好適な方法は、図1の4ステップセグメンテーション処理3000～6000に関連して以下に説明される。

#### 【0034】

第1のモジュールである前処理モジュール3000自体は、図2に示され且つ以下に挙げられるように5つのステップを含む。

#### 【0035】

1. ステップ3100において、リンパ節の周囲の関心領域（ROI）のサイズを判定する。ROIは当初画像からクロッピングされる。ROIのサイズは、一般に、ユーザにより入力されたx-y平面の2次元（2D）バウンディングボックスに基づいて判定され

50

る。画像が 2 D 画像である場合、R O I は、バウンディングボックスの中のエリアであってもよく、又は（更に多くの場合に）バウンディングボックスを含む更に広いエリアであってもよい。画像が 3 D 画像である場合、R O I は、第 3 の次元でバウンディングボックスを外挿することにより、又は 3 D バウンディングボックスを形成するために、ユーザに 2 つ以上の（多くの場合に平行な）画像でバウンディングボックスを入力させることにより定義される 3 D ボリュームであってもよい。

#### 【0036】

あるいは、R O I はユーザにより選択された中心点の周囲の特定のサイズ及び特定の形状であってもよく、特定のサイズ及び特定の形状は必要に応じて、医用画像のスケールに従ってリンパ節サイズの対象物を含むように判定されてもよい。例えば R O I は、2 D 画像の中で、ユーザ入力中心点の周囲に現実の患者の 3 cm × 3 cm に対応するサイズとして指定されてもよい。あるいは、R O I は 3 D 画像の中で現実の患者の 3 cm × 3 cm × 3 cm に対応するサイズとして指定されてもよい。10

#### 【0037】

一般にバウンディングボックスは、リンパ節の位置を識別するためにユーザにより入力され、バウンディングボックスは、ほぼリンパ節の大きさであるか又はそれよりわずかに大きいと推定される。好適な実施形態において、R O I の大きさは、バウンディングボックスの辺の長さのうち長いほうの辺とほぼ等しい辺の長さを有するとして指定される。図 8 は、バウンディングボックス B B により取り囲まれたリンパ節 L N の一例を示す。バウンディングボックスの x 方向長さ及び y 方向長さが判定される。一貫性と説明を容易にするために、バウンディングボックスの最長の辺をバウンディングボックスの「幅」と呼ぶ。一実施形態において、測定された幅は 5 つの範囲のうち 1 つに該当し、各範囲は以下の式を使用して、ボクセル数で測定された立方体 R O I の辺の長さを生成する。20

#### 【数 1】

$$\text{Size of edge of ROI} = \begin{cases} 91 & \text{if } HWidth_{BB} < 30 \\ 111 & \text{else if } HWidth_{BB} < 40 \\ 131 & \text{else if } HWidth_{BB} < 50 \\ 151 & \text{else if } HWidth_{BB} < 60 \\ 251 & \text{otherwise} \end{cases}$$

30

(1)

式中、HWidth<sub>BB</sub> は、式(2)により表され、同様にボクセル数で測定されるバウンディングボックスの半幅である。

#### 【数 2】

$$HWidth_{BB} = \frac{\text{width of bounding box}}{2}$$

(2)

#### 【0038】

典型的なバウンディングボックスのサイズ及び関連する R O I の結果の妥当性に基づいて、他の何らかの適切な閾値が選択されてもよいことは言うまでもない。システムは、履歴データに基づいて、R O I とバウンディングボックスの幅とのどのような関連付けが適切であるかを「学習」してもよい。40

#### 【0039】

R O I のサイズ及びバウンディングボックスの半幅は 1 次元（立方体の部）で測定されるが、ボクセル数でカウントされる。この段階の R O I は、バウンディングボックスより大きいが、リンパ節を正確に取り囲んでいないバウンディングボックスをユーザが入力した場合でも、リンパ節全体を含むことが多い。

#### 【0040】

50

従って、70ボクセルの幅を有するとしてバウンディングボックスが入力された場合、式(2)に従った $HWidth_{BB} = 35$ ボクセルであり、式(1)に従ったROIの縁部の長さは111ボクセルとなる。

#### 【0041】

2. 図2のステップ3200において、リンパ節の中心位置が発見される。リンパ節の中心位置を発見する最も速い方法は、バウンディングボックスの中心をリンパ節の中心とみなすことである。あるいは、ユーザがリンパ節の中心点を指示していたのであれば、その点を中心位置とみなすことができる。従って、ROIの中心は、可能な限りリンパ節の中心と一致するようにされる。

#### 【0042】

3. ステップ3300において、ROIは、ステップ3100及び3200でそれぞれ判定されたサイズ(バウンディングボックスから計算されたROIのサイズ)及び位置(中心位置又はバウンディングボックスの位置)に基づいて当初のボリューム画像からクロッピングされる(すなわち、「切り取られる」又は「隔離される」)。

#### 【0043】

4. ステップ3400において、ステップ3500でクロッピング済みROIに適用される縮小率SR2が判定される。この縮小率SR2は、ROI(リンパ節を含む)のサイズを変更し且つROIを等方性にするために使用される。等方性にすることの利点は、1つの次元で実行される計算を他の次元に適用でき、それにより処理負荷を軽減できることである。SR2は、バウンディングボックスの半幅により判定され、次の式(3)により表される。

#### 【数3】

$$SR2 = \begin{cases} 1 & \text{if } HWidth_{BB} < 10 \\ 3/4 & \text{else if } HWidth_{BB} < 20 \\ 2/3 & \text{else if } HWidth_{BB} < 60 \\ 1/2 & \text{otherwise} \end{cases}$$

(3)

#### 【0044】

5. 最後に、ステップ3500において、ステップ3400で判定された縮小率SR2によりROIサイズを操作することにより、ROIはサイズ変更され、等方性にされる。従って、バウンディングボックスが70ボクセルの幅である場合、その半幅は35ボクセルであり、縮小率SR2は2/3である。そこで、サイズ変更後のROIの辺の長さは、111の2/3に等しい74ボクセルになる。縮小処理は分解能を低下させるが、それにより処理時間を短縮するための処理である。縮小処理中、リンパ節も縮小される。

#### 【0045】

セグメンテーションシステムの第2のモジュール4000は、スケール推定モジュールである。L<sub>o</sub>Gフィルタは、L<sub>o</sub>G演算子により定義される球の内側と外側との間の輝度分布のコントラストを使用することによりリンパ節LNのスケールを推定する(球のサイズは、ガウシアンフィルタのシグマ値により決定される)。これに対し、後に説明するセグメンテーション処理における対象物の縁部は、隣接ボクセルの間のコントラストから計算される。

#### 【0046】

L<sub>o</sub>Gフィルタは、中央から開始して外側に向かって反復処理しながら、処理範囲内のあらゆる点を処理する。最も効率のよい反復処理にするために、処理範囲は可能な限り小さく(可能な限り少ない数の点を含む)、しかもリンパ節の縁部が処理範囲内に含まれるように十分な数の点を含むのが好ましい。これを実現する方法は、リンパ節の位置及び/又はリンパ節のサイズのうち少なくとも一方を推定することである。処理範囲が最小であ

10

20

30

40

50

り且つ最も精密であるように正確な位置とサイズを知るのが最も正確であることは言うまでもない。

#### 【0047】

スケール推定は、全画像データに関するリンパ節のサイズ及び相対位置の推定である。スケール推定モジュール4000により実行される処理は、図3に示されるステップ4100～4900にセグメンテーションされ、以下に説明される。

#### 【0048】

図3のステップ4100は、スケール推定処理で使用されるパラメータを決定することを含む。決定されるパラメータには様々な種類がある。第1の種類のパラメータは、画像中のその他の部分からセグメンテーションされる関心点群（すなわちリンパ節）に属する点を定義する種類のパラメータである。従って、それらのパラメータは、リンパ節を表す画素／ボクセルの輝度、テクスチャなどの範囲であることが可能だろう。前述のように、他の種類のパラメータは、画像のその他の部分に関してリンパ節がとりそうな位置及び画像のその他の部分に関してリンパ節が示しそうなサイズを含む。

10

#### 【0049】

このステップ4100で判定される別のパラメータは、画像のその他の部分に関するリンパ節の相対位置である。リンパ節の位置を発見する方法の1つは、中心点（例えば、質量の中心）を発見することである。ユーザにより入力されたバウンディングボックスの中心点が使用されてもよい。これは、画面上でユーザに1つの中心点を指定させる場合より一般に正確である。

20

#### 【0050】

リンパ節のスケールを発見するために、ROI内の面積／容積全体が処理される。

#### 【0051】

LoGフィルタは、輝度の変化が大きい（すなわちコントラストが高い）位置にピークを有する図12に示されるようなヒストグラムを生成する。特に、ピークは、LoGのガウシアンフィルタのシグマ値により定義される球の内側と外側との間に高いコントラストが存在することを意味する。そのようなピークは対象物の縁部で通常起こるが、LoGフィルタ出力値のヒストグラムは、誤って縁部として解釈される他の輝度変化点にもピークを有する。あるいは、対象物の縁部が中心点から異なる距離にある場合、異なるシグマ

の値に対して、すなわちLoGフィルタの異なる開始点に対して、ヒストグラムで異なるピークが示されるかもしれない。そのようなピークが図12に示される。

30

#### 【0052】

図12は、ヒストグラム上に処理範囲（網目部分）を示し、y軸にLoGフィルタの出力値 $2G * I$ を示す。Gはガウスフィルタ関数である。 $\sigma$ は標準偏差である。x軸のは、ガウス分布のサイズを定義するために使用されるガウスフィルタ関数のパラメータの1つである。従って、 $\sigma$ が変化した場合、ガウス分布のサイズは変化する。すなわち、LoGフィルタのスケール（LoG演算子のサイズ）は変化する。 $2G$ は、以下に説明されるラプラシアンオブガウシアン演算子である。このヒストグラムをどのようにして取得するかは、図4に示されるステップ4211に関連して以下に説明される。

#### 【0053】

40

スケール推定のためのパラメータが決定されたならば、ステップ4200はリンパ節のスケールを推定する。スケールの更に具体的な判定方法は、ステップ4500に関連して後に説明されるが、第1のステップは、3次元でリンパ節のスケールを推定することを含む。図4を参照して、スケール推定処理の詳細を説明する。

#### 【0054】

ステップ4210は、動的パラメータ（ $\sigma$ ）による反復フィルタリング処理（ステップ4211及び4212を繰り返す）である。好適な実施形態において、ラプラシアンオブガウシアン（LoG）フィルタは、リンパ節のスケールを推定するために使用される。ステップ4211は、縮小ROIに対してLoGフィルタを実行することを含む。LoGフィルタのアルゴリズムは次の通りである。

50

- ・まず、入力画像にガウシアンフィルタが適用される。
- ・次に、ガウス平滑化画像にラプラシアンフィルタ（2次微分フィルタ）が適用される。

【0055】

上記の処理を次の式により表すことができる。

【数4】

$$\nabla^2(I(x,y,z) * G) = \nabla^2G * I(x,y,z)$$

(4)

10

式中、 $I(x, y, z)$  は入力画像であり、 $G$  はガウシアンフィルタを表す。

【0056】

式(4)において、右辺は、画像  $I(x, y, z)$  中の半径  $r$  の入力 ROI に対して  $2G$  カーネル ( $L \circ G$  カーネル) が適用されることを意味する。図9はガウシアンカーネルの2次の微分である  $L \circ G$  カーネルを示す。 $L \circ G$  カーネルの幅(サイズ)はシグマ値により決定される。リンパ節を含む ROI に  $L \circ G$  フィルタが適用されると、 $L \circ G$  カーネルの幅がリンパ節の幅と一致する場合、リンパ節の中心の出力値  $2G$  は大きな値をとる。

【0057】

次に、ステップ4212において、ステップ4211で先に記録された最大  $L \circ G$  フィルタ出力値より大きい出力値がある場合、シグマ値及び最大の  $L \circ G$  フィルタ出力値を有する対応するボクセル位置が更新される。この最大の  $L \circ G$  フィルタ出力値及び関連するシグマ値は、リンパ節の中心に位置するボクセルに対応すると想定され、これにより修正中心位置が決定される。

20

【0058】

$N$  が処理近傍における開始点の数に対応する場合、ステップ4211及び4212は  $N$  回繰り返される。これらのステップは、(シグマ) 値を変化させながら  $L \circ G$  フィルタを繰り返し適用する。すなわち、 $L \circ G$  フィルタは処理範囲内の各点に順次適用される。最大の  $L \circ G$  フィルタ出力値を出力した値から、リンパ節の近似スケールを知ることができる。値は、式(5)により標準偏差からボクセル値に変換される。

30

【数5】

$$\sigma = \frac{\text{Param}_{\text{sigma}}}{4\sqrt{3}}$$

(5)

式中、 $\text{Param}_{\text{sigma}}$  は、ステップ4100で判定されるスケール推定の処理範囲内で変化するパラメータ(すなわち、ROIの中心からの距離)を表す。 $\text{Param}_{\text{sigma}}$  の単位はボクセルである。先に説明したように、 $\sigma$  はガウシアンフィルタで使用される標準偏差である。式(5)は  $\sigma$  値をボクセル値から取得するために使用される。すなわち、処理範囲の半径を 5 ボクセル、6 ボクセル、7 ボクセルから  $n$  ボクセルまで増分変化させながら、適切なスケールが反復的に探索される場合、式(5)はボクセル値から  $\sigma$  値に変換するので、そのような値(ボクセル単位で測定される長さ)を  $\text{Param}_{\text{sigma}}$  に入力できる。A. Jirapatnakul 及び S. Fotsin による論文には、この式は  $d_2 = 12 - 2$  として表されており、「 $d$ 」は結節の直径である。

40

【0059】

$\text{Param}_{\text{sigma}}$  の値は、反復処理中に 1 ずつ増分される。従って、反復回数はスケール推定の処理範囲の大きさに応じて決定される。

【0060】

反復処理4210の終了後、システムは、共に最大の  $L \circ G$  フィルタ出力値を有する(

50

すなわち、図 12 のヒストグラムにおけるピーク） 値及びボクセル位置を判定でき、この値はリンパ節のスケール及び中心位置を表すと想定される。

#### 【 0 0 6 1 】

図 4 のステップ 4220において、ステップ 4210 の結果から、リンパ節のスケール及び / 又は中心位置が判定される。この場合のスケールはリンパ節の半径であってもよく、そこで、ステップ 4210 から出力されたシグマ値は半径に変換され、それにより、リンパ節の推定スケールが提供される。最大の L o G フィルタ出力値を有するボクセル位置はリンパ節の中心位置になる。次に、決定されたリンパ節のスケール及び / 又は中心位置は、図 3 に示されるスケール推定の次のステップで使用されてもよい。

#### 【 0 0 6 2 】

更なる実施形態によれば、定義された処理範囲内でリンパ節のサイズを推定できない場合、処理範囲は小さすぎるか又は不正確に位置決めされたと想定される。従って、更に広い範囲で、スケール推定処理が再度実行される。範囲を拡張する方法はいくつかあり、他の類似する処理の（ログ）履歴又は更なるユーザ入力に基づいて、それらの方法のうち 1 つ以上が選択されてもよい。例えば通常、バウンディングボックスが予想より小さく形成された場合、バウンディングボックスの半幅から開始するのではなく、バウンディングボックスの 60 % 又は 70 %、あるいは他の割合の幅から開始されるように処理範囲又は処理近傍を拡張する方法が選択されてもよい。

#### 【 0 0 6 3 】

図 3 及びスケール推定処理に戻ると、ステップ 4300 は、3D 画像の場合に z 方向スケール推定処理のためのパラメータを決定することを含む。

#### 【 0 0 6 4 】

x 方向及び y 方向のリンパ節のスケールを推定するために使用されるバウンディングボックスは言うまでもなく x - y 平面でのみユーザにより入力されるので、z 方向のリンパ節のスケールは、ユーザの入力によっては示唆されない。従って、z 方向（第 3 の次元とも呼ばれる）のリンパ節のスケールを推定するために、更なるステップが実行されてもよい。

#### 【 0 0 6 5 】

z 方向のスケールを推定する方法の 1 つは、x - y 平面のスケール推定を使用し、例えば円が球になるように、そのスケール推定を z 方向に外挿することである。これは、図 10B に示されるような形状のリンパ節に当てはまる。この図において、矢印 100 は、x - y 平面のスケール推定からの外挿を使用して推定されたスケールの半径を示す。

#### 【 0 0 6 6 】

この場合に起こりうる問題は、図 10A に示されるように、リンパ節が x 方向又は y 方向より z 方向に著しく長い場合の例からわかる。

#### 【 0 0 6 7 】

z 方向のスケールを推定する第 2 の方法は、x - y 平面に関して決定された処理範囲を使用し、この処理範囲に基づいて z 方向のスケール推定（例えば、L o G フィルタを使用して）を実行することである。リンパ節がほぼ球形である場合、この方法は、先の場合と同様に効率よく機能するだろう。

#### 【 0 0 6 8 】

しかし、この第 2 の方法でも、リンパ節が使用される処理範囲より z 方向に著しく長い（又は実際に著しく短い）場合に問題が起こる可能性がある。

#### 【 0 0 6 9 】

従って、好適な実施形態は、x 方向及び y 方向のスケール推定とは異なる開始点で z 方向のスケールを推定する。好適な実施形態は、z 方向のスケール推定パラメータを決定することから始めて、x 方向及び y 方向に関して実行されたようなスケール推定のステップを z 方向に関しても実行する。

#### 【 0 0 7 0 】

ステップ 4300 で判定されるパラメータは、ステップ 4100 のパラメータと同一で

10

20

30

40

50

あるが、 $z$  方向のパラメータである。各パラメータを決定するための式は、ステップ 4100 の式とほぼ同一である。境界形状を使用してスケールを推定するために使用された式との相違点は、「HWidt hBB・SR」がステップ 4200 で出力されたリンパ節のスケール推定値と置き換えられることである（これは更に精密なスケールの推定値である）。更に、リンパ節の中心点に関する処理近傍は（0, 0, 修正 $z$ ）へシフトされ、このステップでは、スケール推定処理は $z$  方向でのみ計算される。「修正 $z$ 」処理範囲は、【数 6】

$$\text{Scale}_{\text{in } 3D \text{ space}} - \text{Param}_{\text{shifting}} \leq \text{modified } z \leq \text{Scale}_{\text{in } 3D \text{ space}} + \text{Param}_{\text{shifting}}$$

10

(6)

により示される。

## 【0071】

式中、`Scale in 3D space` は、先に説明したようにステップ 4200 からのリンパ節の 3D スケール推定値である。式(6)において、`Param shifting` は、`HWidt hBB・SR`（境界形状に基づいてスケールを推定するときに使用される）を `Scale in 3D space` と置き換えることにより再計算される。

## 【0072】

図 3 のステップ 4400 は、おそらくは $z$  方向のリンパ節の中心位置の修正を含めて、リンパ節の $z$  方向スケールを推定する処理を含む。このステップのアルゴリズムはステップ 4200 とほぼ同一である。 $z$  方向のスケール推定及び $z$  方向の中心位置修正において、システムは、`LOG` フィルタの計算において $z$  方向（1 次元）`LOG` カーネルを使用する。特に、ステップ 4200 の`LOG` カーネルは 3 次元カーネルであるが、このステップの`LOG` カーネルは 1 次元カーネルである。

20

## 【0073】

従って、ステップ 4200 の終了時には、リンパ節のスケールは 3 次元のすべてで等しいと推定される（バウンディングボックスの最長の幅に基づいて）。ステップ 4400 の終了時、 $z$  方向のスケールは、3D スケール推定値に基づいて更に正確に且つ個別に推定されている。各次元で個別に正確な推定値を取得するために、更なる（代替又は追加）ステップが実行される。特に、ステップ 4500 において、各方向のリンパ節のスケールは更に具体的に判定される。ここで、各方向は、互いに異なると共に、個別に計算され、ステップ 4200 のように 3 次元空間で計算されるためにステップ 4200 において推定されたスケールとも異なる個別の $x$  方向、 $y$  方向及び $z$  方向のスケールを意味する。従って $z$  方向スケールは、先にステップ 4400 に関して説明したように計算されており、このステップ 4500 において $x$  方向のスケール及び $y$  方向のスケールは、 $x$  方向のバウンディングボックスの長さ及び $y$  方向のバウンディングボックスの長さによりそれぞれ定義される。従って、先に説明した処理は、 $x$  方向及び $y$  方向の双方に使用されたバウンディングボックスの最長の長さではなく、各方向の長さが独立して定義される。

30

## 【0074】

ステップ 4200 で初期 3D 推定を判定する代わりに、まず、1 次元`LOG` カーネルを使用して $x$  方向及び $y$  方向のスケールを個別に推定することが可能であり、 $z$  方向のスケールを推定するために、推定されたスケールの平均（又は他の関数）が使用されてもよい。いずれの方法も、 $z$  方向にはバウンディングボックスが描かれていないということを考慮に入れて、 $z$  方向のリンパ節のスケールを推定するための開始点を提供することを意図する。あるいは、リンパ節の 2 次元スケール推定を取得するために 2 次元`LOG` カーネルが使用されてもよく、その後、このスケール推定は、1 次元、2 次元又は 3 次元で更に精密なスケール推定のための処理範囲を提供するために使用される。

40

## 【0075】

次に、ステップ 4600 において、各方向の縮小率が計算される。各方向の縮小率 ( $S R$ <sub>each direction</sub>) は次の式により計算される。

50

【数7】

$$SR1_{each\ direction} = \frac{Scale_{3D\ space}}{Scale_{each\ direction}}$$

(7)

10

式中、Scale each directionは、ステップ4400又は4500で算出される、ボクセル単位で測定された各方向のスケールである。各方向の縮小率SR1 each direction(以下単にSR1という場合がある)は、システムがx方向縮小率、y方向縮小率及びz方向縮小率の3つの縮小率を取得するように、すべての方向で独立して計算される。この操作の意図は、すべての方向で同様に操作できる(セグメンテーション処理、領域成長及びレベルセットにより)が、操作後に当初のリンパ節スケールを取得するために個別の縮小率SR1によって再成長させることが可能な非等方性リンパ節を作成することである。

【0076】

20

式(7)は、各方向のスケール(ステップ4500の出力)が3D空間のスケール(ステップ4200の出力)より大きい場合に適用される。各方向のスケールが3D空間のスケールより小さい場合、個別のスケールが全体的な推定スケールと同一になるように、縮小率SR1は「1.0」とする。逆に、ユーザが(例えば)バウンディングボックス又は境界形状を対象物の周囲に挿入することにより1つの次元のスケールが発見され、このスケールが3次元スケール推定より大きいことが判明した場合、この1つの特定の次元にのみ縮小率SR1が適用される。

【0077】

30

図3のステップ4700は、ステップ4600で計算された各方向の縮小率SR1を使用してROIを変換することを含む。変換されるROIの幅、高さ及び奥行(すなわち3つの次元)に、それぞれの縮小率SR1が乗算される。次に、修正後の幅、高さ及び奥行に従って、線形変換法が実行される。図10Aは、人体の中及び3D画像データに現れる場合のリンパ節LNを示す。推定スケール及び対応する縮小率SR1を使用する縮小変換は、図10Bの非等方性であるが、ほぼ球形のリンパ節を提供するために適用される。これらの図において、陰影をつけた領域LNは、バウンディングボックスBBを使用してステップ4200でスケールが推定されたx-y平面のリンパ節である。長いほうの矢印110は、z方向に推定されたスケールを表す(ステップ4400)。この場合、z方向に推定されたスケールは、3D空間で推定されたスケール(ステップ4200)より大きい。従って、リンパ節に図10Bに示される等方性スケール(しかしボクセルは非等方性)を与えるために、ROIは、z方向により大きく縮小される。球形は画像処理に好都合があるので、z方向に長いリンパ節の形状は、球を近似するためにz方向に最も大きく縮小される。この変換を実行する理由は、スケール推定の実行後、画像をセグメンテーションする準備が整うことである。従来の技術とは異なり、本発明の実施形態の方法は、変換処理に際して対象物の重心の情報を使用しない。ここで説明される方法は、対象物を含む空間を直交座標空間から、空間重心の情報を必要としない修正直交座標空間に変換する。

【0078】

40

言い換えれば、ここで説明される方法は、等方性空間から非等方性空間への「非等方性変換」を実行する。

【0079】

50

この変換の前、スケール推定方法は前処理で作成された等方性画像を扱っていた。変換中、各ボクセルの間のピッチは等方性から非等方性に変化される。従って、変換により、

対象物の形状（すなわち表面）は、セグメンテーションが更に容易になるように変換される。リンパ節の第1の次元は当初の画像画素ピッチを有してもよく、第2の次元は第1の率だけ減少された画素ピッチを有してもよく、第3の次元は第2の率だけ減少されるか又は別の率だけ拡大された画素ピッチを有してもよい。しかし、その結果は、規則的な3次元ではあるが非等方性の形状である。

#### 【0080】

あるいは、この変換は、2次元画像中の対象物をセグメンテーションするために2つの次元に適用されてもよい。

#### 【0081】

図10Aは、z方向に長い形状を有する対象物の形状の一例を示す。z方向の正確なスケールは、入力された境界形状B Bに基づいて3D空間で推定されたスケールより大きい。図10Aの対象物がセグメンテーションのためにイメージプロセッサに入力された場合、使用されるセグメンテーション方法が3D空間で推定されたスケールを使用して制約条件を考慮に入れるので、イメージプロセッサはz方向に正確なセグメンテーションを実行できない。

10

#### 【0082】

z方向に正確なセグメンテーションを取得するために、まずステップ4300及び4400に関連して説明したように、z方向のスケールが推定される。次に、推定されたz方向のスケールに従って病変を変換するための関数が追加される。図10Bは変換後の対象物を表す。変換後の病変は球形状に近似される。この変換は、セグメンテーションにおいて単純な制約条件を使用できることを意味する（セグメンテーション方法が特異な形状の病変を扱う場合、セグメンテーション方法がすべての方向のスケールを考慮に入れなければならないので、制約条件は更に複雑になる）。従って、セグメンテーションの精度を改善することができる。

20

#### 【0083】

特異な形状の病変をセグメンテーションするための方法は、先にステップ4700に関連して説明した通りである。

#### 【0084】

図3のステップ4800は、これ以降のステップで使用される縁部強調ROIを作成することを含む。まず、システムは、ステップ4700で作成されたROIにメディアンフィルタ（平滑化フィルタ）を適用する。次に、メディアンフィルタ処理後のROIにソーベルフィルタ（画像中の縁部を強調するための第1の微分フィルタ）が適用される。

30

#### 【0085】

最後に、ステップ4900は、これ以降のステップで使用される平滑化ROIを作成することを含む。この場合、システムは、ステップ4700で作成されたROIにガウシアンフィルタ（別の平滑化フィルタ）を適用する。

#### 【0086】

図3に示されるスケール推定において、バウンディングボックスの幅及び高さからx方向及びy方向のスケールを決定するステップ4500を変形することができる。LOGカーネルをx方向カーネル又はy方向カーネルと置き換え、処理工場を(0, 0, z)から(x, 0, 0)又は(0, y, 0)に変更することにより、z方向と同様にx方向のスケール及びy方向のスケールを推定できる。このような処理は図5に示され、ステップ4500の代わりに、x方向及びy方向の各々のスケールをそれぞれ推定する2つのステップ4510及び4520が使用される。

40

#### 【0087】

図6は、粗セグメンテーション（図1のステップ5000）モジュール、特に「領域成長」処理の処理流れを示す。前述のように、推定されたスケールは、領域成長処理のための開始点及び境界を定義するので、セグメンテーションには有用である。リンパ節を定義するために選択された特性を有する点（又はボクセル）を選定するために、領域成長処理を使用するセグメンテーションは、推定されたスケールから取り出された処理範囲内のす

50

べての点に対して実行される。

**【0088】**

次に、粗セグメンテーション処理の各処理ステップを説明する。

**【0089】**

ステップ5100は、「領域成長」処理の開始点である少なくとも1つのシード点の位置を決定することを含む。シード点の位置は、リンパ節の中心に位置する球の表面に設置される。シード球の半径は次の式により示される。

**【0090】**

**【数8】**

10

$$\text{Radius} = \frac{\text{Scale}_{\text{in 3D space}}}{5}$$

(8)

**【0091】**

言い換えれば、シード点が指定されるリンパ節の中心にある球は、本実施形態では、図3のステップ4200に関して説明したスケール推定処理で推定されたリンパ節のスケールのサイズの5分の1である。他の実施形態において、球の半径を決定する他の方法が使用されることは言うまでもない。球の半径は、リンパ節の推定3Dスケールの別の分数であってもよく、あるいはリンパ節がとりうるスケールに基づく又は異なる次元に関する個別のスケール推定結果に基づく任意の大きさであってもよい（個別のスケール推定結果の平均又は他の何らかの関数）。あるいは、シード点は、球の表面の位置で指定されなくてもよく、バウンディングボックスの位置に基づいて指定されるか又はLOGフィルタを使用して修正された中心点で指定されてもよい。あるいは、シード点は、特定のボクセルの輝度値のような特定のパラメータ値を有する点でもよい。

20

**【0092】**

シード点が指定された後、ステップ5200において、過剰な領域膨張を抑制するためにマスク画像が作成される。マスク画像は、プログラム中でハードコード化された低／高閾値を使用することにより作成される。例えば、高閾値はガウシアンフィルタ処理済み画像において200であり、低閾値は-20である。これらの値は履歴データから決定される。一般に、人体の大半の器官及び組織は、上記の範囲を満たす（CT値（ハンスフィールドユニット）で200HU～-20HU）。

30

**【0093】**

あるいは、例えばマスクはボクセル輝度のヒストグラムを参照することにより指定されてもよく、この場合、低閾値である特定の値を輝度が下回ると、その輝度を有するボクセルはマスクの外側になる。高輝度に対して、同じことが当てはまつてもよい。その代わりに又はそれに加えて、シード点に類似する特性を有するが、予測リンパ節形状の外側に位置するボクセルがセグメンテーション後の領域に含まれないように、マスクはリンパ節の推定スケールよりわずかに大きい形状であってもよい。

40

**【0094】**

ステップ5300において、領域成長法が実行される。好適な一実施形態において、領域成長処理に対する入力画像として、ステップ4800で作成された縁部強調ROIが使用される。すなわち、シード点は縁部強調ROIの中に設定される。次に、領域は、領域メンバーシップパラメータに応じて、それらのシード点から隣接点へ成長される。このパラメータは、例えば画素輝度、グレイレベルテクスチャ又は色であることが可能である。

**【0095】**

シード点から始めて、シード点の周囲のボクセル（「判定対象」ボクセル）は、領域メンバーシップパラメータを満たす場合及び閾値又はマスクの外に位置していない場合は領域に含まれる。

**【0096】**

50

ターゲットボクセルが領域に含まれるべきであるか否かの判断は、以下の式の中の1つの閾値を使用して定義されるが、当業者により他の閾値を生成することも可能である。閾値(`Thresholdedge`)は、式(9)を使用して計算される。

#### 【数9】

$$Threshold_{edge} = 5.0 \times V_{average}$$

(9)

式中、`Vaverage`は、ステップ5100で定義される球領域内の平均縁部値である。ターゲットボクセルの縁部値(ソーベルフィルタ処理済みROIのボクセル値)が上限閾値より低い場合、そのターゲットボクセルはセグメンテーション後の領域に含まれる。

#### 【0097】

ステップ5400は、セグメンテーション後の領域内のノイズを除去するためにモルフォロジーオープニングを適用することを含む。特に、ステップ5300により作成された2値ROIにモルフォロジーオープニングが適用される。

#### 【0098】

複数のシード点を使用することによって、実際に2つ以上の領域が並行して成長する可能性がある。ステップ5500は、ステップ5400で作成された2値ROIの中の最大の領域以外のすべての領域を除去するためにラベリング処理(連結成分ラベリングとしても知られる)を適用することを含む。ラベリング処理は画像の各領域にラベル付けする。多くの場合、セグメンテーション方法は2値画像を出力する。2値画像では2つの値、「前景」又は「背景」のいずれかしか有していないので、システムは、存在する領域の数、各領域が有する画素(又はボクセル)の数などを理解できない。これがラベリング処理を実行する理由である。次にシステムは、領域の数、各領域のボクセルの数などを取得できる。

#### 【0099】

図7は、図1のステップ6000である精密化処理の処理流れを示す。精密化の主な技術は先に説明したようなレベルセット法である。次に、精密化処理の各ステップを説明する。

#### 【0100】

まずステップ6100において、過剰な領域膨張を抑制するためにマスク画像が作成される。マスク画像は、プログラム内でハードコード化された低閾値及び高閾値、すなわち最小ガウシアンフィルタ値及び最大ガウシアンフィルタ値(低:-20、高:200)を使用することにより作成される。マスクのパラメータはリンパ節の推定スケールによっても変更される。図4を参照して説明した推定スケールがマスク領域を定義するために使用される。特にマスク領域は、低閾値及び高閾値(低:-20、高:200)と、推定スケールとを使用することにより作成される(修正中心点から「推定スケール\*2」より長い距離を有するボクセルは、「処理しない領域」とみなされる)。

#### 【0101】

次に、ステップ6200において、レベルセット法が実行される。レベルセットアルゴリズムの詳細は、J. Sethian他により発表された論文「Level set method 1st ed.」(1996年)で説明されている。好適な実施形態において、レベルセット処理で初期0レベルセット(すなわち「フロント」)を決定するための画像として、ステップ5500の粗セグメンテーション結果が使用される。より具体的には、初期境界面を定義する0レベルセットは、ステップ5500で作成されたセグメンテーション領域の境界線で設定される。反復のたびに、リンパ節のセグメンテーション面により定義されるエネルギーに従って、境界面は変化する。レベルセットの反復処理では、ナローバンド技術が使用され、反復される処理のうち少なくとも一部は、境界面に隣接して取り囲む(又はすぐ隣接する)活動ボクセルの細い帯の範囲に限定される。このステ

10

20

30

40

50

ップにおいて、システムは、セグメンテーション領域（リンパ節）及び背景（他の組織）を表す2値画像を取得するために、レベルセット計算を使用する。例えば、ボクセル値「1」は2値画像中のリンパ節領域を表し、ボクセル値「0」は2値画像中の他の組織を表す。従って、値「1」のボクセルはその他の組織からセグメンテーションされる。レベルセット法の計算後、ステップ6300において、ステップ6200によりセグメンテーションされた領域を含むROIを縮小サイズ（ステップ3500）から当初の分解能にサイズ変更するために、変換処理が実行される。これは、セグメンテーション結果を当初の入力画像に重ね合わせ、それを表示するためである。ステップ6200で取得されたセグメンテーション結果は、最近傍補間などの変換方法によりサイズ変更される。規則的形状の対象物を当初の形状に戻すための逆変換も適用される。画素間のピッチは、当初の画像の等方性ピッチに戻され、当初の形状の画像の他の組織からリンパ節がセグメンテーションされ且つ抽出される。10

#### 【0102】

##### 変形例

スケール推定にL<sub>0</sub>Gフィルタを使用する代わりに、ハフ変換などの他のフィルタも使用可能である。ハフ変換を使用することにより、リンパ節の中心から距離r（半径に関連するパラメータ）内に位置するボクセルの輝度情報を使用して、球を検出できる。従って、ハフ変換は、λを変化させ且つL<sub>0</sub>Gフィルタを適用するのではなく、r値を変化させながら適用されることが可能である。

#### 【0103】

本発明は、パーソナルコンピュータ（PC）のようなプロセッサを使用して実現されるのが最も有益であり、コンピュータプログラムは、非一時的フォーマットで記憶媒体に記憶されてもよい。プロセッサは、X線装置又はCT装置などの医療用撮影モダリティの一部を形成する画像処理デバイスを含むどのような画像処理デバイスにあってもよい。

#### 【0104】

前述のように、本発明によれば、当初ボリューム中の対象物の表面を推定するステップと、規則的形状の面をレンダリングするために対象物の表面を変換するステップと、対象物を背景ボリュームからセグメンテーションするために規則的形状の面を処理するステップと、規則的形状の面を変換前当初の対象物の表面に逆変換するステップと、当初ボリュームから対象物に対応するボリュームを抽出するステップとを備えるセグメンテーションの方法が提供される。更に、当初ボリュームにおける対象物の表面に基づいて3次元で対象物のスケール推定を取得するステップと、推定されたスケールに基づいて規則的形状の対象物をレンダリングするために当初ボリューム中の対象物を変換するステップと、規則的形状の対象物を背景ボリュームからセグメンテーションするステップと、規則的形状の対象物を当初ボリューム中の対象物に逆変換するステップとを備えるセグメンテーションの方法が提供される。セグメンテーションは、推定されたスケールに基づいて規則的形状の対象物を背景ボリュームからセグメンテーションすることにより実行されてもよい。セグメンテーションは、推定されたスケールに基づく境界を使用して実行されてもよい。セグメンテーションは、推定されたスケールから取り出された処理範囲の中の点を使用して実行されてもよい。本発明の利点は、対象物に対して実行される解析が3つの次元のすべてで対称に実行されるので、対象物を背景ボリュームから更に容易に隔離できることである。3040

【図1】

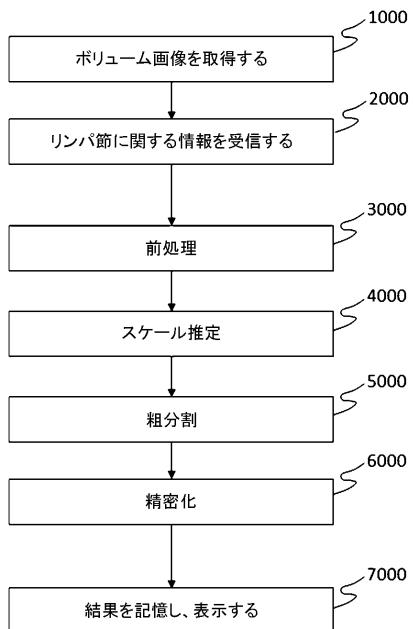


Fig. 1

【図2】

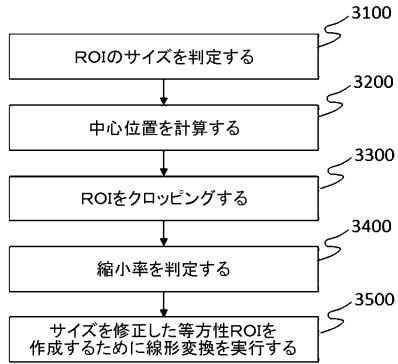


Fig. 2

【図3】

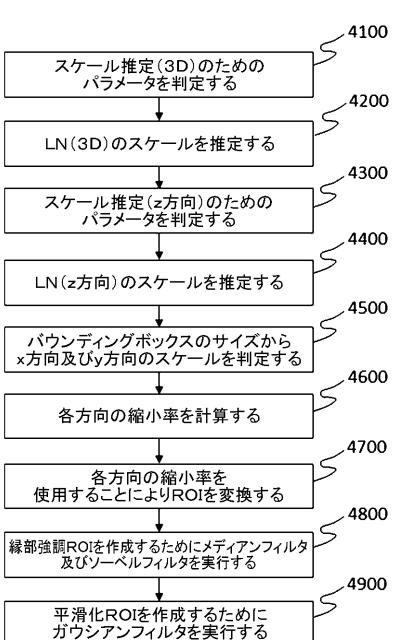


Fig. 3

【図4】

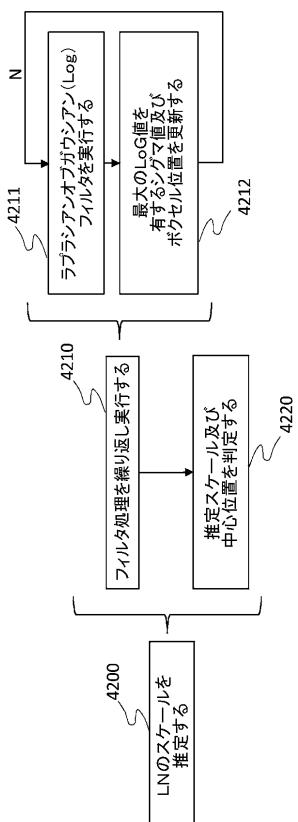


Fig. 4

【図5】

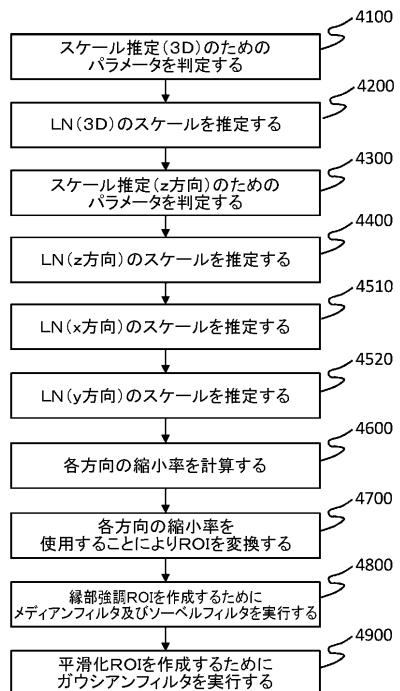


Fig. 5

【図6】

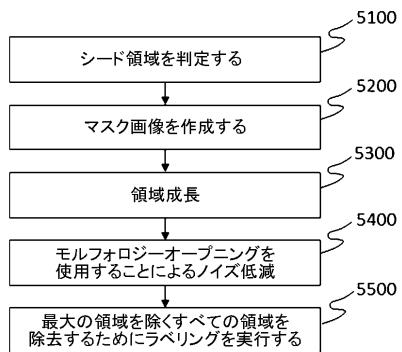


Fig. 6

【図7】

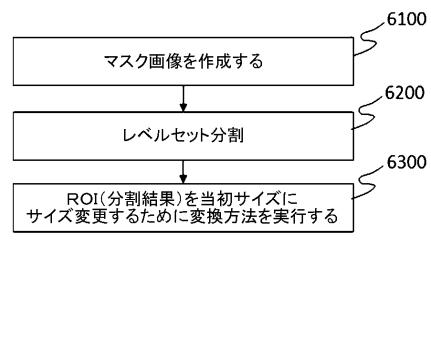


Fig. 7

【図8】

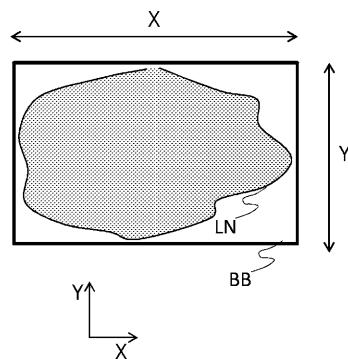


Fig. 8

【図 9】

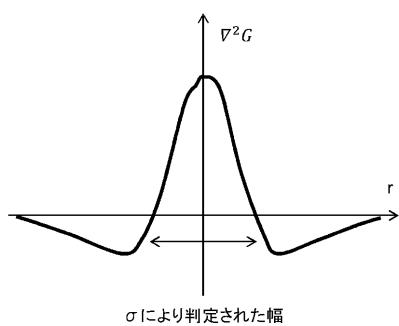


Fig. 9

【図 10】

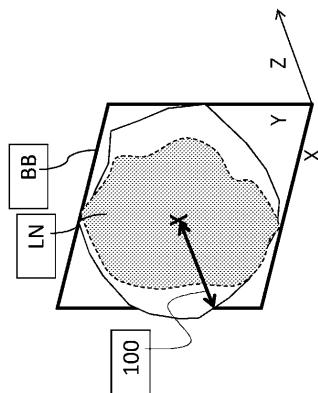


Fig. 10B

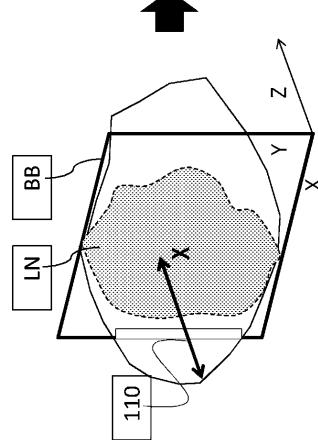


Fig. 10A

【図 11】

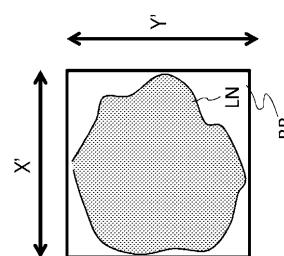


Fig. 11B

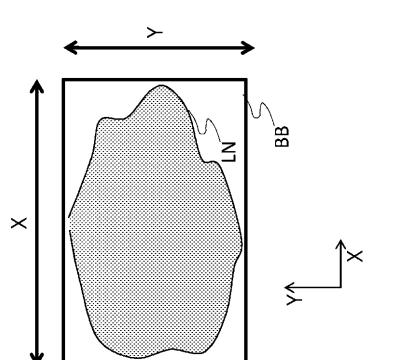


Fig. 11A

【図 12】

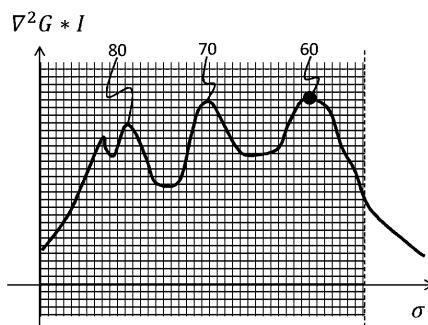


Fig. 12

---

フロントページの続き

(51)Int.Cl. F I  
G 0 6 T 7/62

(72)発明者 中野 雄太  
東京都大田区下丸子3丁目30番2号 キヤノン株式会社内

合議体  
審判長 福島 浩司  
審判官 高 橋 祐介  
審判官 東松 修太郎

(56)参考文献 特表2006-519634 (JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)  
A61B 6/00, A61B 8/00, A61B 5/055, G01T 1/00