

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5132559号  
(P5132559)

(45) 発行日 平成25年1月30日(2013.1.30)

(24) 登録日 平成24年11月16日(2012.11.16)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 B 5/055 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 8 0
A 6 1 B 5/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/05 3 8 3
G 0 6 T 1/00 (2006.01)	A 6 1 B 5/00 G
	A 6 1 B 5/05 3 8 2
	G 0 6 T 1/00 2 9 0 C

請求項の数 18 (全 20 頁)

(21) 出願番号 特願2008-525070 (P2008-525070)  
 (86) (22) 出願日 平成18年7月27日(2006.7.27)  
 (65) 公表番号 特表2009-502430 (P2009-502430A)  
 (43) 公表日 平成21年1月29日(2009.1.29)  
 (86) 国際出願番号 PCT/US2006/029636  
 (87) 国際公開番号 W02007/016442  
 (87) 国際公開日 平成19年2月8日(2007.2.8)  
 審査請求日 平成20年6月23日(2008.6.23)  
 (31) 優先権主張番号 60/704,930  
 (32) 優先日 平成17年8月2日(2005.8.2)  
 (33) 優先権主張国 米国(US)  
 (31) 優先権主張番号 60/764,122  
 (32) 優先日 平成18年2月1日(2006.2.1)  
 (33) 優先権主張国 米国(US)

(73) 特許権者 593063105  
 シーメンス メディカル ソリューションズ ユーエスエー インコーポレイテッド  
 Siemens Medical Solutions USA, Inc.  
 アメリカ合衆国 ペンシルヴァニア マルヴァーン ヴァレー ストリーム パークウェイ 51  
 51 Valley Stream Parkway, Malvern, PA 19355-1406, U. S. A.  
 (74) 代理人 100075166  
 弁理士 山口 巖

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 デジタル画像のセグメント化方法およびコンピュータ読み取り可能なプログラム記憶装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

三次元グリッド上の複数のポイントのドメインに対応する複数の輝度を含むデジタル画像を準備するステップと、

前記画像内の1つの選択されたポイントの形状行列を、前記選択されたポイントのまわりの複数のポイントのウィンドウ内の輝度のモーメントから定義するステップと、

前記形状行列の固有値を計算するステップと、

前記固有値から前記ポイントの基礎となる構造物の偏心率を決定するステップと、

前記偏心率値に基づいて前記画像をセグメント化するステップとを含み、

形状行列を定義するステップと、前記形状行列の固有値を計算するステップと、基礎構造物の偏心率を決定するステップとが、前記画像内の全ポイントに対して繰り返され、

前記選択されたポイントは、事前に定められた閾値より大きい中間増強を有し、造影剤が、前記画像の取得前に前記デジタル画像の内容物に適用されている

デジタル画像のセグメント化方法。

【請求項 2】

前記中間増強は、前記造影剤を適用した画像の中間値と造影剤を適用する前の画像の中間値との差を求め、前記差を事前に定められた範囲内になるように正規化することによって計算される請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記形状行列 S は、次のように定義され、

10

20

【数 1】

$$S_{\alpha} = \begin{pmatrix} \mu_{xx,\alpha} & \mu_{xy,\alpha} & \mu_{xz,\alpha} \\ \mu_{xy,\alpha} & \mu_{yy,\alpha} & \mu_{yz,\alpha} \\ \mu_{xz,\alpha} & \mu_{yz,\alpha} & \mu_{zz,\alpha} \end{pmatrix},$$

ここで、

【数 2】

$$\mu_{xx,\alpha} = \frac{m_{2,0,0,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{1,0,0,\alpha}^2}{m_{0,0,0,\alpha}^2}, \quad 10$$

$$\mu_{xy,\alpha} = \frac{m_{1,1,0,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{1,0,0,\alpha}m_{0,1,0,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}^2}, \quad \mu_{yy,\alpha} = \frac{m_{0,2,0,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{0,1,0,\alpha}^2}{m_{0,0,0,\alpha}^2},$$

$$\mu_{xz,\alpha} = \frac{m_{1,0,1,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{1,0,0,\alpha}m_{0,0,1,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}^2}, \quad \mu_{yz,\alpha} = \frac{m_{0,1,1,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{0,1,0,\alpha}m_{0,0,1,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}^2}, \quad \mu_{zz,\alpha} = \frac{m_{0,0,2,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{0,0,1,\alpha}^2}{m_{0,0,0,\alpha}^2},$$

であり、モーメント  $m_{p,q,r}$  は、次のように定義され、

【数 3】

$$m_{p,q,r,\alpha}(x_0, y_0, z_0) = \int_{\mathbb{R}^3} (x-x_0)^p (y-y_0)^q (z-z_0)^r f(x, y, z)^{\alpha} w(x-x_0, y-y_0, z-z_0) dx dy dz, \quad 20$$

$w$  は、コンパクトな台  $p, q, r \geq 0$  および  $\mu_1$  を有するウィンドウ関数である請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

積分は、各ポイントのまわりの有限の近傍全体にわたる和によって計算される請求項 3 に記載の方法。

【請求項 5】

前記ウィンドウ関数は、次の式によって定義され

【数 4】

$$w(x, y, z) = \begin{cases} 1 & \text{if } \begin{cases} x \in [-N_x v_x, N_x v_x] \\ y \in [-N_y v_y, N_y v_y] \\ z \in [-N_z v_z, N_z v_z] \end{cases} \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases}, \quad 30$$

$v_x, v_y, v_z$  は画像ポイント間隔であり、 $N_x, N_y, N_z$  は負でない定められた整数であり、ウィンドウサイズは関心最大径を含む請求項 3 に記載の方法。

【請求項 6】

最近隣補間を使用して前記モーメントを計算し、次の式に従って前記形状行列を補正するステップを更に含み

【数 5】

$$\hat{S}_{\alpha} + \frac{1}{12} \begin{pmatrix} v_x^2 & 0 & 0 \\ 0 & v_y^2 & 0 \\ 0 & 0 & v_z^2 \end{pmatrix},$$

$v_x, v_y, v_z$  は画像ポイント間隔である請求項 3 に記載の方法。

【請求項 7】

前記モーメントをトリリニア補間を使用して計算するステップを更に含む請求項 3 に記載の方法。

## 【請求項 8】

= 1 であり、次の式に従って前記形状行列を補正するステップを含み、

## 【数 6】

$$\hat{S}_\alpha + \frac{1}{6} \begin{pmatrix} v_x^2 & 0 & 0 \\ 0 & v_y^2 & 0 \\ 0 & 0 & v_z^2 \end{pmatrix},$$

$v_x$ 、 $v_y$ 、 $v_z$  は画像ポイント間隔である請求項 7 に記載の方法。

## 【請求項 9】

10

三次元グリッド上の複数のポイントのドメインに対応する複数の輝度を含むデジタル画像を準備するステップと、

前記画像内の 1 つの選択されたポイントの形状行列を、前記選択されたポイントのまわりの複数のポイントのウィンドウ内の輝度のモーメントから定義するステップと、

前記形状行列の固有値を計算するステップと、

前記固有値から前記ポイントの基礎となる構造物の偏心率を決定するステップとを含み、

前記形状行列  $S$  は、次の式のように定義され、

## 【数 7】

20

$$S_\alpha = \begin{pmatrix} \mu_{xx,\alpha} & \mu_{xy,\alpha} & \mu_{xz,\alpha} \\ \mu_{xy,\alpha} & \mu_{yy,\alpha} & \mu_{yz,\alpha} \\ \mu_{xz,\alpha} & \mu_{yz,\alpha} & \mu_{zz,\alpha} \end{pmatrix},$$

ここで、

## 【数 8】

$$\mu_{xx,\alpha} = \frac{m_{2,0,0,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{1,0,0,\alpha}^2}{m_{0,0,0,\alpha}^2},$$

$$\mu_{xy,\alpha} = \frac{m_{1,1,0,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{1,0,0,\alpha}m_{0,1,0,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}^2}, \quad \mu_{yy,\alpha} = \frac{m_{0,2,0,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{0,1,0,\alpha}^2}{m_{0,0,0,\alpha}^2},$$

30

$$\mu_{xz,\alpha} = \frac{m_{1,0,1,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{1,0,0,\alpha}m_{0,0,1,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}^2}, \quad \mu_{yz,\alpha} = \frac{m_{0,1,1,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{0,1,0,\alpha}m_{0,0,1,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}^2}, \quad \mu_{zz,\alpha} = \frac{m_{0,0,2,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{0,0,1,\alpha}^2}{m_{0,0,0,\alpha}^2},$$

モーメント  $m_{p,q,r}$  は、次の式のように定義され、

## 【数 9】

$$m_{p,q,r,\alpha}(x_0, y_0, z_0) = \int_{\Omega} (x-x_0)^p (y-y_0)^q (z-z_0)^r f(x, y, z)^\alpha w(x-x_0, y-y_0, z-z_0) dx dy dz,$$

40

$w$  は、コンパクトな台  $p, q, r \geq 0$  および  $\mu \geq 1$  を有するウィンドウ関数であり、

前記選択されたポイントは、事前に定められた閾値より大きい中間増強を有し、造影剤が、前記画像の取得前に前記デジタル画像の内容物に適用されている

デジタル画像のセグメント化方法。

## 【請求項 10】

形状行列を定義するステップと、前記形状行列の固有値を計算するステップと、前記画像内の全てのポイントの基礎構造物の偏心率を決定するステップと、前記偏心率値に基づいて前記画像をセグメント化するステップとを繰り返すステップを更に含む請求項 9 に記載の方法。

## 【請求項 11】

50

デジタル画像をセグメント化する方法ステップを実行するために、コンピュータによって読み取り可能でありかつコンピュータによって実行可能な命令のプログラムを記録したコンピュータ読み取り可能なプログラム記憶装置であって、

三次元グリッド上の複数のポイントのドメインに対応する複数の輝度を含むデジタル画像を準備するステップと、

前記画像内の1つの選択されたポイントの形状行列を、前記選択されたポイントのまわりの複数のポイントのウィンドウ内の輝度のモーメントから定義するステップと、

前記形状行列の固有値を計算するステップと、

前記固有値から前記ポイントの基礎となる構造物の偏心率を決定するステップと、

前記偏心率値に基づいて前記画像をセグメント化するステップとを含み、

形状行列を定義するステップと、前記形状行列の固有値を計算するステップと、基礎構造物の偏心率を決定するステップが、前記画像内の全ポイントに対して繰り返され、

前記選択されたポイントは、事前に定められた閾値より大きい中間増強を有し、造影剤が、前記画像の取得前に前記デジタル画像の内容に適用されているコンピュータ読み取り可能なプログラム記憶装置。

【請求項12】

前記中間増強は、前記造影剤を適用した画像の中間値と造影剤を適用する前の画像の中間値との差を求め、前記差を事前に定められた範囲内で正規化することによって計算される請求項11に記載のコンピュータ読み取り可能なプログラム記憶装置。

【請求項13】

前記形状行列  $S$  は、次の式のように定義され、

【数10】

$$S_{\alpha} = \begin{pmatrix} \mu_{xx,\alpha} & \mu_{xy,\alpha} & \mu_{xz,\alpha} \\ \mu_{xy,\alpha} & \mu_{yy,\alpha} & \mu_{yz,\alpha} \\ \mu_{xz,\alpha} & \mu_{yz,\alpha} & \mu_{zz,\alpha} \end{pmatrix},$$

ここで

【数11】

$$\begin{aligned} \mu_{xx,\alpha} &= \frac{m_{2,0,0,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{1,0,0,\alpha}^2}{m_{0,0,0,\alpha}^2}, \\ \mu_{xy,\alpha} &= \frac{m_{1,1,0,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{1,0,0,\alpha}m_{0,1,0,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}^2}, \quad \mu_{yy,\alpha} = \frac{m_{0,2,0,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{0,1,0,\alpha}^2}{m_{0,0,0,\alpha}^2}, \\ \mu_{xz,\alpha} &= \frac{m_{1,0,1,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{1,0,0,\alpha}m_{0,0,1,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}^2}, \quad \mu_{yz,\alpha} = \frac{m_{0,1,1,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{0,1,0,\alpha}m_{0,0,1,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}^2}, \quad \mu_{zz,\alpha} = \frac{m_{0,0,2,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{0,0,1,\alpha}^2}{m_{0,0,0,\alpha}^2}, \end{aligned}$$

モーメント  $m_{p,q,r,\alpha}$  は、次の式のように定義され、

【数12】

$$m_{p,q,r,\alpha}(x_0, y_0, z_0) = \int_{\mathbb{R}^3} (x-x_0)^p (y-y_0)^q (z-z_0)^r f(x, y, z)^{\alpha} w(x-x_0, y-y_0, z-z_0) dx dy dz,$$

$w$  は、コンパクトな台  $p, q, r \geq 0$  および  $\mu \geq 1$  を有するウィンドウ関数である請求項11に記載のコンピュータ読み取り可能なプログラム記憶装置。

【請求項14】

積分は、各ポイントのまわりの有限の近傍全体にわたる和によって計算される請求項13に記載のコンピュータ読み取り可能なプログラム記憶装置。

【請求項15】

前記ウィンドウ関数は、次の式によって定義され、

10

20

30

40

50

【数 1 3】

$$w(x, y, z) = \begin{cases} 1 & \text{if } \begin{cases} x \in [-N_x v_x, N_x v_x] \\ y \in [-N_y v_y, N_y v_y] \\ z \in [-N_z v_z, N_z v_z] \end{cases} \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases}$$

$v_x$ 、 $v_y$ 、 $v_z$ は画像ポイント間隔であり、 $N_x$ 、 $N_y$ 、 $N_z$ は、負でない定められた整数であり、ウィンドウサイズは関心最大径で構成された請求項 1 3 に記載のコンピュータ読み取り可能なプログラム記憶装置。

10

【請求項 1 6】

方法は、更に、前記モーメントを最近隣補間を使用して計算するステップと、前記形状行列を次の式に従って補正するステップとを含み、

【数 1 4】

$$\hat{S}_\alpha + \frac{1}{12} \begin{pmatrix} v_x^2 & 0 & 0 \\ 0 & v_y^2 & 0 \\ 0 & 0 & v_z^2 \end{pmatrix},$$

20

$v_x$ 、 $v_y$ 、 $v_z$ は画像ポイント間隔である請求項 1 3 に記載のコンピュータ読み取り可能なプログラム記憶装置。

【請求項 1 7】

方法は、更に、前記モーメントをトリリニア補間を使用して計算するステップを含む請求項 1 3 に記載のコンピュータ読み取り可能なプログラム記憶装置。

【請求項 1 8】

= 1 であり、前記形状行列を、次の式に従って補正し、

【数 1 5】

$$\hat{S}_\alpha + \frac{1}{6} \begin{pmatrix} v_x^2 & 0 & 0 \\ 0 & v_y^2 & 0 \\ 0 & 0 & v_z^2 \end{pmatrix},$$

30

$v_x$ 、 $v_y$ 、 $v_z$ は画像ポイント間隔である請求項 1 7 に記載のコンピュータ読み取り可能なプログラム記憶装置。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0 0 0 1】

関連米国特許の相互参照

本願は、2006年2月1日に出願されたHermosilloらによる米国仮出願第60/764,122号「Automatic segmentation of vessels in breast MR sequences as a false positive elimination technique for automatic lesion detection and segmentation using the shape tensor」と、2005年8月2日に出願されたHermosilloらによる米国仮出願第60/704,930号「Method for automatic extraction of image structure based on the second order geometric moment」からの優先権を主張し、これらの両出願は、参照により本明細書に組み込まれる。

40

【0 0 0 2】

本発明は、デジタル医用画像のセグメント化を対象とする。詳細には、本発明は、デジタル画像のセグメント化方法およびこの方法を実行するためのコンピュータ読み取り可能なプログラム記憶装置に関する。

50

## 【背景技術】

## 【0003】

造影剤適用MRシーケンスは、乳房内の病変を検出するための高性能診断ツールである。一般に、この診断は、最初に、造影剤を適用する前（pre-contrast）の取得画像と対比して造影剤適用後（post-contrast）の取得画像の疑わしい強調領域を識別する。したがって、このプロセスを自動化するには、コンピュータ支援検出システムの実行が必要である。このシステムの問題点は、造影剤適用後の画像に、病変の他にいくつかの疑わしくない構造物の影ができることである。これらの構造物のほとんどは血管である。血管は、造影剤の注入後に強調される領域として病変を自動検出するときに現れる主なタイプの偽陽性構造物である。

10

## 【0004】

造影剤適用後のTI強調画像の動的減法は、通常、核磁気共鳴画像化法（MRI）により乳房病変を検査するプロトコルの一部として実行される。病変は通常高い血管分布を含むので、造影剤の灌流によって病変が背景より明るく見え、従ってこの理学療法はきわめて高感度である。病変を自動的にセグメント化することによって、放射線技師は正確な自動測定が可能になり、またそのような測定が閲覧者全員に一貫したものになる。病変に繋がっている血管が血管までセグメント化させさえしなければ、領域強調セグメント化アルゴリズムまたはもっと単純な閾値処理を使用して、そのような病変をセグメント化することができる。従って、血管を除去するとセグメント化作業は容易になる可能性がある。一方、病変を自動検出するためには、病変と、やはり造影剤で強調される様々なタイプの正常構造物とを区別する能力が必要である。そのような構造物には、乳房実質組織、血管、乳首の下の領域、および心臓周辺領域がある。CTおよびMR血管撮影法などの理学療法において血管構造をセグメント化するための自動的な方法の開発が注目されてきた。この主題に関しては、極めて様々なモデル、仮定および技術を含む自動的な方法と半自動的な方法の両方について述べた文献が極めて豊富にある。臨床的なワークフローの文脈では、血管構造物の抽出は完全に自動的かつ必要な計算時間がほんのわずかでなければならない。うまく機能し、臨床データによって容易に検証することができ、実現が容易な1つの技術は、研究文献でほとんど報告されていないモーメントの使用を必要とする。モーメントに基づくこれまでの手法には、レーザ加熱した皮膚の赤外線画像内の血管を抽出し特徴づけるモーメントインバリエント（moment invariant）の使用、大きなCTデータセットから血管構造を抽出しかつ血管を特徴づける幾何学的モーメントの使用、および極めてノイズが多い二次元画像から線形構造物を抽出するための多解像度計算モーメントフィルタがある。

20

30

## 【0005】

画像構造を抽出する幾何学的モーメントの使い方は、文献に提案されている方法により異なる。多くの場合、慣性モーメントは、閾値処理の後に得られた二値画像に基づいて計算される。これと関連する問題は、閾値が一般に選択が難しく、閾値が低いと、輝度が低くなりやすい細い血管が近くにある構造物と同化するため、細い血管を検出できないことである。閾値処理に関連する別の問題は、構造物が「ピクセル化」され、すなわち鋭いエッジが発生し、このエッジによって、エッジの下にある構造物の本当の形状に対して構造物の形状の計算が不正確になることである。

40

## 【0006】

閾値処理の代替は、密度関数として画像輝度関数  $f$  を使用してモーメントを計算することである。しかしながら、信号対雑音（SN）比が低い領域では、細長い構造物を検出するために当てはめられる楕円の偏心率の閾値を設定することが難しくなる。例えば、図1（a）は、血管分岐の周囲の実像から抽出したサブボリュームのMIPを示す。一番上の行は、最近隣補間法（nearest-neighbor interpolation）を使用したオリジナルのボクセル値を示す。真ん中の行は、手動の閾値処理の後で得られた二値画像を示す。閾値は、両方の血管を取得するように調整され、これは、自動的に行うのがかなり難しい作業である。閾値処理のピクセル化の影響は明かであり、これは形状記述子の精度に影響を及ぼす。

50

3番目の行は、より高度な補間方式を使用した同じサブボリュームを示す。

【発明の開示】

【課題を解決するための手段】

【0007】

本明細書で述べる本発明の例示的な実施形態は、一般に、画像から管状構造物を抽出するための幾何学的モーメントに基づく胸部MRシーケンスにおいて血管を自動セグメント化するために高輝度管状構造物とその働きを自動検出する方法およびシステムを含む。本発明の一実施形態による方法は、形状テンソルの固有値(eigenvalue)に基づき、極めて低い信号対雑音(S/N)比で構造物を確実に復元することにより画像を閾値処理しなくてもよくなる。本発明の一実施形態による方法は、平均構造テンソルの固有値に基づく方法

10

【0008】

本発明によれば、三次元グリッド上の複数のポイントのドメインに対応する複数の輝度を含むデジタル画像を準備するステップと、前記画像内の1つの選択されたポイントの形状行列(shape matrix)を、前記選択されたポイントのまわりの複数のポイントのウィンドウ内の輝度のモーメントから定義するステップと、前記形状行列の固有値を計算するステップと、前記固有値からの前記ポイントの下にある構造物の偏心率を決定するステップと、前記偏心率値に基づいて前記画像をセグメント化するステップとを含み、前記形状行列を定義するステップと、前記形状行列の固有値を計算するステップと、基礎構造物の偏心率を決定するステップとが、前記画像内の全ポイントに対して繰り返され、前記選択されたポイントは、事前に定められた閾値より大きい中間増強を有し、造影剤が、前記画像の取得前に前記デジタル画像の内容物に適用されているデジタル画像のセグメント化方法が提供される。

20

【0009】

本発明の更に他の態様によれば、選択したポイントは、事前に定められた閾値より大きい中間増強(median enhancement)を有し、ここで、造影剤は、前記画像の取得前に前記デジタル画像の内容に適用された。

30

【0010】

本発明の更に他の態様によれば、中間増強は、前記造影剤を適用された画像の中間値と造影剤を適用する前の画像の中間値との差を求め、前記差を事前に定められた範囲内になるように正規化することにより計算される。

【0011】

本発明の更に他の態様によれば、形状行列 $S$ は、次のように定義される。

【0012】

【数16】

$$S_{\alpha} = \begin{pmatrix} \mu_{xx,\alpha} & \mu_{xy,\alpha} & \mu_{xz,\alpha} \\ \mu_{xy,\alpha} & \mu_{yy,\alpha} & \mu_{yz,\alpha} \\ \mu_{xz,\alpha} & \mu_{yz,\alpha} & \mu_{zz,\alpha} \end{pmatrix},$$

40

【0013】

ここで、

【0014】

【数 17】

$$\begin{aligned}\mu_{xx,\alpha} &= \frac{m_{2,0,0,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{1,0,0,\alpha}^2}{m_{0,0,0,\alpha}^2}, \\ \mu_{xy,\alpha} &= \frac{m_{1,1,0,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{1,0,0,\alpha}m_{0,1,0,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}^2}, \quad \mu_{yy,\alpha} = \frac{m_{0,2,0,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{0,1,0,\alpha}^2}{m_{0,0,0,\alpha}^2}, \\ \mu_{xz,\alpha} &= \frac{m_{1,0,1,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{1,0,0,\alpha}m_{0,0,1,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}^2}, \quad \mu_{yz,\alpha} = \frac{m_{0,1,1,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{0,1,0,\alpha}m_{0,0,1,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}^2}, \quad \mu_{zz,\alpha} = \frac{m_{0,0,2,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{0,0,1,\alpha}^2}{m_{0,0,0,\alpha}^2},\end{aligned}$$

10

【0015】

モーメント  $m_{p,q,r}$  は、次のように定義される。

【0016】

【数 18】

$$m_{p,q,r,\alpha}(x_0, y_0, z_0) = \int_{\mathbb{R}^3} (x-x_0)^p (y-y_0)^q (z-z_0)^r f(x, y, z)^\alpha w(x-x_0, y-y_0, z-z_0) dx dy dz,$$

【0017】

$w$  は、コンパクトな台 (compact support)  $p, q, r \geq 0$  および  $p+q+r \geq 1$  を有するウィンドウ関数である。

20

【0018】

本発明の更に他の態様によれば、積分は、各ポイントのまわりの有限の近傍全体の和によって計算される。

【0019】

本発明の更に他の態様によれば、ウィンドウ関数は、次のように定義される。

【0020】

【数 19】

$$w(x, y, z) = \begin{cases} 1 & \text{if } \begin{cases} x \in [-N_x v_x, N_x v_x] \\ y \in [-N_y v_y, N_y v_y] \\ z \in [-N_z v_z, N_z v_z] \end{cases} \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases}$$

30

【0021】

ここで、 $v_x, v_y, v_z$  は画像ポイント間隔、 $N_x, N_y, N_z$  は負でない定められた整数であり、ウィンドウサイズは、関心最大径で構成される。

【0022】

本発明の更に他の態様によれば、方法は、最近隣補間 (nearest neighbor interpolation) を使用して前記モーメントを計算し、前記形状行列を次の式に従って補正するステップを含む。

40

【0023】

【数 20】

$$\hat{S}_\alpha + \frac{1}{12} \begin{pmatrix} v_x^2 & 0 & 0 \\ 0 & v_y^2 & 0 \\ 0 & 0 & v_z^2 \end{pmatrix},$$

【0024】

$v_x, v_y, v_z$  は画像ポイント間隔である。

50

## 【 0 0 2 5 】

本発明の更に他の態様によれば、方法は、前記モーメントをトリリニア補間 (trilinear interpolation) を使用して計算するステップを含む。

## 【 0 0 2 6 】

本発明の更に他の態様によれば、 $\alpha = 1$  であり、次の式に従って前記形状行列を補正する。

## 【 0 0 2 7 】

## 【 数 2 1 】

$$\hat{S}_\alpha + \frac{1}{6} \begin{pmatrix} v_x^2 & 0 & 0 \\ 0 & v_y^2 & 0 \\ 0 & 0 & v_z^2 \end{pmatrix},$$

10

## 【 0 0 2 8 】

$v_x$ 、 $v_y$ 、 $v_z$  は画像ポイント間隔である。

## 【 0 0 2 9 】

本発明によれば、コンピュータによって読み取り可能でかつデジタル画像をセグメント化する方法ステップを実行するためにコンピュータによって実行可能な命令のプログラムを有形的に記録したコンピュータ読み取り可能なプログラム記憶装置が提供される。

すなわち、本発明によれば、デジタル画像をセグメント化する方法ステップを実行するために、コンピュータによって読み取り可能でありかつコンピュータによって実行可能な命令のプログラムを記録したコンピュータ読み取り可能なプログラム記憶装置であって、三次元グリッド上の複数のポイントのドメインに対応する複数の輝度を含むデジタル画像を準備するステップと、前記画像内の1つの選択されたポイントの形状行列を、前記選択されたポイントのまわりの複数のポイントのウィンドウ内の輝度のモーメントから定義するステップと、前記形状行列の固有値を計算するステップと、前記固有値から前記ポイントの基礎となる構造物の偏心率を決定するステップと、前記偏心率値に基づいて前記画像をセグメント化するステップとを含み、形状行列を定義するステップと、前記形状行列の固有値を計算するステップと、基礎構造物の偏心率を決定するステップが、前記画像内の全ポイントに対して繰り返され、前記選択されたポイントは、事前に定められた閾値より大きい中間増強を有し、造影剤が、前記画像の取得前に前記デジタル画像の内容に適用されるコンピュータ読み取り可能なプログラム記憶装置が提案される。

20

30

## 【 発明を実施するための最良の形態 】

## 【 0 0 3 0 】

本明細書で述べる本発明の例示的な実施形態は、一般に、胸部MRシーケンスにおいて高輝度管状構造物を自動検出し血管の自動セグメント化を行うシステムおよび方法を含む。本発明の一実施形態による方法は、形状テンソル (shape tensor) の固有値に基づく。この方法は、平均ヘッシアン (mean Hessian) の固有値に基づく方法および平均構造テンソル (mean structure tensor) の固有値に基づく方法と比較することができる。ヘッシアンは、二次導関数から定義され、次数2の構造記述子 (structure descriptor) と見なすことができる。同様に、構造テンソルは、次数1の構造記述子である。形状テンソルは、次数0の構造記述子と見なすことができる。

40

## 【 0 0 3 1 】

本明細書で使用される用語「画像」は、離散的イメージ要素 (例えば、二次元画像のピクセルと三次元画像のボクセル) からなる多次元データを指す。画像は、例えば、コンピュータトモグラフィ、核磁気共鳴画像化法、超音波、または当業者に知られている他の画像診断システムによって収集される被検者の医用画像である。画像は、また、例えばリモートセンシングシステムや電子顕微鏡などの非医学的状況から提供されてもよい。画像を  $R^3$  から  $R$  への関数 (function from  $R^3$  to  $R$ ) と見なすことができるが、本発明の方法は、そのような画像に限定されず、任意の次元の画像 (例えば、二次元画像や三次元ポリ

50

ーム)に適用することができる。二次元または三次元画像の場合、画像のドメインは、通常、二次元または三次元の長方形配列であり、各ピクセルまたはボクセルは、2つまたは3つの互いに直交する1組の軸を基準にしてアドレス指定することができる。用語「デジタル」と「デジタル化」は、本明細書で使用されるとき、必要に応じて、デジタル画像取得システムまたはアナログ画像からの変換によって得たデジタルまたはデジタル化形式の画像またはボリュームを指す。

【0032】

本発明の一実施形態による方法は、基礎(高輝度)構造の二次幾何学的モーメント(second-order geometric moment)を計算することによって画像輝度を処理する。初期の造影剤適用後の画像に閾値を適用することにより得られた二値画像に方法を適用することができるが、この閾値なしに方法を適用することができる。二次幾何学的モーメントの固有値は、物体認識において形状の特徴付けを行う古典的ツールである。しかしながら、そのような固有値は、これまで画像構造物を抽出するフィルタとして利用されていなかった。二値画像が与えられた場合、各ピクセルのまわりの小さなサブボリューム(そのサイズが所定の構造物と関連付けられている)が検討され、形状テンソルは、その場所において、サブボリュームの中心に対する高輝度ボクセルの位置の二次モーメントとして定義される。中心ピクセルが明るくかつ基礎形状の中心の十分近くにあるボクセルについて、形状テンソルの固有値が計算され、フィルタ応答に値  $\lambda_1 - \lambda_2 / (\lambda_1 + \lambda_2)$  が割り当てられる。ここで  $\lambda_2 > \lambda_1$  は最大固有値である。

【0033】

本発明の一実施形態によれば、幾何学的三次元モーメントを次のように定義することができる。

【0034】

【数22】

$$m_{p,q,r,\alpha}(x_0, y_0, z_0) = \int_{\mathbb{R}^3} (x-x_0)^p (y-y_0)^q (z-z_0)^r f(x, y, z)^\alpha w(x-x_0, y-y_0, z-z_0) dx dy dz,$$

【0035】

ここで、 $w$  は、局在化  $p, q, r \geq 0$  および  $\alpha \geq 1$  を提供するコンパクトな台(compact support)を有する正で対称なウィンドウ関数である。次数  $\alpha$  の形状テンソルは、これらのモーメントの観点から次のように定義される。

【0036】

【数23】

$$S_\alpha = \begin{pmatrix} \mu_{xx,\alpha} & \mu_{xy,\alpha} & \mu_{xz,\alpha} \\ \mu_{xy,\alpha} & \mu_{yy,\alpha} & \mu_{yz,\alpha} \\ \mu_{xz,\alpha} & \mu_{yz,\alpha} & \mu_{zz,\alpha} \end{pmatrix},$$

【0037】

ここで、

【0038】

10

20

30

40

【数 2 4】

$$\begin{aligned} \mu_{xx,\alpha} &= \frac{m_{2,0,0,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{1,0,0,\alpha}^2}{m_{0,0,0,\alpha}^2} \\ \mu_{xy,\alpha} &= \frac{m_{1,1,0,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{1,0,0,\alpha}m_{0,1,0,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}^2} & \mu_{yy,\alpha} &= \frac{m_{0,2,0,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{0,1,0,\alpha}^2}{m_{0,0,0,\alpha}^2} \\ \mu_{xz,\alpha} &= \frac{m_{1,0,1,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{1,0,0,\alpha}m_{0,0,1,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}^2} & \mu_{yz,\alpha} &= \frac{m_{0,1,1,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{0,1,0,\alpha}m_{0,0,1,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}^2} & \mu_{zz,\alpha} &= \frac{m_{0,0,2,\alpha}}{m_{0,0,0,\alpha}} - \frac{m_{0,0,1,\alpha}^2}{m_{0,0,0,\alpha}^2} \end{aligned}$$

10

【0039】

この行列は対称であり、従ってその固有値は全て実数である。3つの固有値を  $\lambda_3 > \lambda_2 > \lambda_1 \geq 0$  とすると、フィルタ応答を次のように定義することができる。

【0040】

【数 2 5】

$$C_{line} = \frac{\lambda_3 - \lambda_2}{\lambda_3 + \lambda_2}.$$

【0041】

血管などの線状または円筒状構造物の場合は、 $C_{line} = 1$  である。

20

【0042】

本発明の一実施形態によれば、基礎形状の偏心率は、 $S_{15}$  の固有値  $\lambda_0$  [  $\lambda_1$  [  $\lambda_2$  [  $\lambda_3$  ] ] ] に基づいて計算される。ここで  $\lambda_3 > \lambda_2 > \lambda_1$  である。 $\lambda_3$  が大きくなるほど高い輝度値に大きい重要性が与えられ、これはほとんど閾値処理のように働く。 $\lambda_3$  の値が高いと、図 1 ( b ) のシミュレートした実験に示したように SN 比が極めて低くなり、均一なノイズが追加された合成管状構造物が、従来の慣性行列 ( matrix of inertia ) と  $S_{15}$  の形状テンソルにより検出される。

【0043】

図 1 ( b ) は、閾値処理をしない標準慣性モーメントと  $S_{15}$  の形状テンソルでシミュレートした血管とその検出を示す。列は、左から右に、( 1 ) オリジナルの合成ボリュームの中心スライス、( 2 ) その最大輝度投影画像 ( MIP )、( 3 ) 標準モーメント法により血管を除去したボリュームの血管の MIP、( 4 ) モーメント法により検出した血管の MIP、( 5 )  $S_{15}$  の形状テンソルを使って血管を除去したボリュームの MIP、および ( 6 )  $S_{15}$  の形状テンソルを使って検出した血管の MIP を示す。6 つの行は、次第に高くなるレベルの加法均一ノイズを表わし、それぞれ上から下に ( 1 ) 56 . 3、( 2 ) 36 . 7、( 3 ) 20 . 4、( 4 ) 11 . 6、( 5 ) 5 . 5 および ( 6 ) 0 . 8 dB の SN 比を示す。形状の偏心率の閾値は、各アルゴリズムごとに行全体で同じである。全てのケースで、検出基準は、慣性行列が  $S_{15}$  に対応する場合は  $(\lambda_3 / \lambda_2) > 1.5$ 、 $S_1$  に対応する場合は  $(\lambda_3 / \lambda_2) > 2$  であった。この検出性能の改善は、実際のケー

30

40

【0044】

実際には、上記の積分は、一般に、ボクセル位置で  $f$  だけが分かっているので、各ボクセルのまわりの有限の近傍にわたる合計によって置き換えられる。全ての実験について、局所化関数 ( localization function ) が次の式で与えられると仮定することができる。

【0045】

【数 2 6】

$$w(x, y, z) = \begin{cases} 1 & \text{if } \begin{cases} x \in [-N_x v_x, N_x v_x] \\ y \in [-N_y v_y, N_y v_y] \\ z \in [-N_z v_z, N_z v_z] \end{cases} \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases}$$

【0046】

ここで、 $v_x$ 、 $v_y$ 、 $v_z$ は、画像のボクセル間隔であり、 $N_x$ 、 $N_y$ 、 $N_z$ は、ウィンドウサイズが関心最大径で構成されているように負でない定められた整数である。次に、ある画像に関して、各ピクセルのまわりの小さなサブボリュームを検討し、次のように定義する。

10

【0047】

【数 2 7】

$$\hat{m}_{p,q,r,\alpha} = \sum_{i=1}^{2N_x} \sum_{j=0}^{2N_y} \sum_{k=0}^{2N_z} (iv_x)^p (jv_y)^q (kv_z)^r \rho_{ijk}^\alpha,$$

【0048】

ここで、 $\rho_{ijk}$ は、インデックス  $i$ 、 $j$ 、 $k$  に対応するボクセルでの画像の値である。

20

【0049】

【数 2 8】

$$\hat{S}_\alpha = \begin{pmatrix} \hat{\mu}_{xx,\alpha} & \hat{\mu}_{xy,\alpha} & \hat{\mu}_{xz,\alpha} \\ \hat{\mu}_{xy,\alpha} & \hat{\mu}_{yy,\alpha} & \hat{\mu}_{yz,\alpha} \\ \hat{\mu}_{xz,\alpha} & \hat{\mu}_{yz,\alpha} & \hat{\mu}_{zz,\alpha} \end{pmatrix},$$

【0050】

上記行列の固有値  $\lambda_1$ 、 $\lambda_2$ 、 $\lambda_3$  が計算され、ここで、値  $\mu \dots$  は、前述と同じであるが合計モーメントを使って計算される。基礎構造物の偏心率または伸び率は、 $0 \sim 1$  の値をとる典型的な偏心率基準  $e = (\lambda_3 - \lambda_2) / (\lambda_3 + \lambda_2)$  によって、あるいは  $\lambda_2 > 0$  の場合は単に  $\lambda_3 / \lambda_2$  によって測定することができる。

30

【0051】

モーメントベースの方法は、画像輝度関数  $f$  の可微分性を想定しないので、最近隣補間法やトリリニア (tri-linear) 補間法などの単純な補間方式を使用して、ボクセル値の和の代わりに補間関数の積分を計算することができる。特にトリリニア補間の場合には、これらの積分の値を使用してより高い精度を期待できる。

【0052】

【数 2 9】

$$\begin{aligned} \int_{(i-1/2)v_x}^{(i+1/2)v_x} dx &= v_x, \\ \int_{(i-1/2)v_x}^{(i+1/2)v_x} x dx &= v_x^2 i, \\ \int_{(i-1/2)v_x}^{(i+1/2)v_x} x^2 dx &= v_x^3 \left( i^2 + \frac{1}{12} \right), \end{aligned}$$

40

【0053】

最近隣補間積分の場合は、次の式を使用して、上記行列  $\hat{S}$  を次の式と置き換えなければならないことが分かる。

【0054】

50

【数 3 0】

$$\hat{S}_\alpha + \frac{1}{12} \begin{pmatrix} v_x^2 & 0 & 0 \\ 0 & v_y^2 & 0 \\ 0 & 0 & v_z^2 \end{pmatrix}.$$

【0 0 5 5】

トリリニア補間の場合は、関数  $f$  は、次に式で与えられる。

【0 0 5 6】

【数 3 1】

$$\sum_{i,j,k} \rho_{ijk} g_{ijk}$$

10

【0 0 5 7】

ここで、 $i$ 、 $j$ 、 $k$  は、画像ボクセルのインデックスであり、 $\rho_{ijk}$  はボクセルでの画像値であり、 $g_{ijk}$  は次の通りである。

【0 0 5 8】

【数 3 2】

$$g_{i,j,k}(x,y,z) = \begin{cases} \left(1 - \frac{|x - v_x i|}{v_x}\right) \left(1 - \frac{|y - v_y j|}{v_y}\right) \left(1 - \frac{|z - v_z k|}{v_z}\right) & \text{if } \begin{cases} x \in [(i-1)v_x, (i+1)v_x] \\ y \in [(j-1)v_y, (j+1)v_y] \\ z \in [(k-1)v_z, (k+1)v_z] \end{cases} \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases}$$

20

【0 0 5 9】

次に、次のように記述することができる。

【0 0 6 0】

【数 3 3】

$$\int_{xyz} (\cdot) \equiv \int_{(k-1)v_z}^{(k+1)v_z} \int_{(j-1)v_y}^{(j+1)v_y} \int_{(i-1)v_x}^{(i+1)v_x} (\cdot) dx dy dz :$$

30

$$\int_{xyz} g_{ijk} = v_x v_y v_z,$$

$$\int_{xyz} x g_{ijk} = i v_x^2 v_y v_z,$$

$$\int_{xyz} x y g_{ijk} = i j v_x^2 v_y^2 v_z,$$

$$\int_{xyz} x^2 g_{ijk} = \left(i^2 + \frac{1}{6}\right) v_x^3 v_y v_z,$$

40

【0 0 6 1】

従って、 $\alpha = 1$  の場合のトリリニア補間では、行列  $\hat{S}$  は、次の式で置き換えられるはずである。

【0 0 6 2】

【数 3 4】

$$\hat{S}_\alpha + \frac{1}{6} \begin{pmatrix} v_x^2 & 0 & 0 \\ 0 & v_y^2 & 0 \\ 0 & 0 & v_z^2 \end{pmatrix}.$$

50

## 【 0 0 6 3 】

状況は、トリリニア補間を使用する一般形状テンソル ( $n > 1$ ) の場合にはもっと複雑になり、 $f$  は、 $(\rho_{i,j,k} g_{ijk})$  によって与えられる。

## 【 0 0 6 4 】

対応する積分は、閉じた形でも計算可能であるが、かなり複雑になる。本発明の一実施形態によれば、対応する形状テンソルを計算するには、前述の  $n = 1$  の場合と同じように  $g_{ijk}$  のモーメントの計算はもう有効でないことに注意されたい。始めに、あまり直接的ではないが  $n > 1$  に一般化することができる方法を使用して前述のモーメントを求めることができる。これを一次元のケースで行うことができ、二次元と三次元のケースは、それを単純に一般化したものである。  $k < i - 2$  または  $k > i + 2$  の場合に  $\rho_k = 0$  と仮定すると、次の式が得られる。

## 【 0 0 6 5 】

## 【 数 3 5 】

$$\begin{aligned} \int_{(i-2)v_x}^{(i+2)v_x} f(x) dx &= \sum_{k=i-1}^{i+1} \int_{(k-1)v_x}^{(k+1)v_x} \rho_k g_k(x) dx \\ &= \int_{(i-2)v_x}^{(i-1)v_x} \rho_{i-1} g_{i-1}(x) dx + \int_{(i-1)v_x}^{i v_x} (\rho_{i-1} g_i(x) + \rho_i g_i(x)) dx \\ &\quad + \int_{i v_x}^{(i+1)v_x} (\rho_i g_i(x) + \rho_{i+1} g_{i+1}(x)) dx + \int_{(i+1)v_x}^{(i+2)v_x} \rho_{i+1} g_{i+1}(x) dx \\ &= v_x (\rho_{i-1} + \rho_i + \rho_{i+1}) . \end{aligned}$$

## 【 0 0 6 6 】

上記の4つの積分は、図2に示した3区分線形基底関数 (3 piecewise-linear basis functions) から得ることができる。図を参照すると、第1の基底関数  $g_{i-1}$  は、ドメイン  $(i-2)v_x$  から  $i v_x$  にわたって定義され、第2の基底関数  $g_i$  は、ドメイン  $(i-1)v_x$  から  $(i+1)v_x$  にわたって定義され、第3の関数  $g_{i+1}$  は、ドメイン  $i v_x$  から  $(i+2)v_x$  にわたって定義される。

## 【 0 0 6 7 】

この積分の計算方法は、 $n > 1$  に一般化することができる。例えば、次のように計算することができる。

## 【 0 0 6 8 】

## 【 数 3 6 】

$$\begin{aligned} \int_{(i-2)v_x}^{(i+2)v_x} f(x)^2 dx &= \int_{(i-2)v_x}^{(i-1)v_x} (\rho_{i-1} g_{i-1}(x))^2 dx + \int_{(i-1)v_x}^{i v_x} (\rho_{i-1} g_i(x) + \rho_i g_i(x))^2 dx \\ &\quad + \int_{i v_x}^{(i+1)v_x} (\rho_i g_i(x) + \rho_{i+1} g_{i+1}(x))^2 dx + \int_{(i+1)v_x}^{(i+2)v_x} (\rho_{i+1} g_{i+1}(x))^2 dx \\ &= \left( \frac{2}{3} \rho_{i-1}^2 + \frac{1}{3} \rho_{i-1} \rho_i + \frac{2}{3} \rho_i^2 + \frac{1}{3} \rho_i \rho_{i+1} + \frac{2}{3} \rho_{i+1}^2 \right) v_x \end{aligned}$$

## 【 0 0 6 9 】

同様に、

## 【 0 0 7 0 】

## 【 数 3 7 】

$$\int_{(i-2)v_x}^{(i+2)v_x} x f(x)^2 dx = \left( i \rho_i^2 + (i-1) \rho_{i-1}^2 + \left( \frac{1}{2} i - \frac{1}{4} \right) \rho_{i-1} \rho_i + \left( \frac{1}{2} i + \frac{1}{4} \right) \rho_i \rho_{i+1} + (i+1) \rho_{i+1}^2 \right) v_x^2 ,$$

10

20

30

40

50

【 0 0 7 1 】

また

【 0 0 7 2 】

【 数 3 8 】

$$\int_{v_x^{i-2}}^{v_x^{i+2}} x^2 f(x)^2 dx = \left( \begin{array}{l} \left( \frac{11}{15} + \frac{4}{3}i + \frac{2}{3}i^2 \right) \rho_{i+1}^2 + \left( \frac{1}{10} + \frac{1}{3}i + \frac{1}{3}i^2 \right) \rho_i \rho_{i+1} \\ + \left( \frac{1}{15} + \frac{2}{3}i^2 \right) \rho_i^2 + \left( \frac{1}{10} - \frac{1}{3}i + \frac{1}{3}i^2 \right) \rho_{i-1} \rho_i + \left( \frac{11}{15} - \frac{4}{3}i + \frac{2}{3}i^2 \right) \rho_{i-1}^2 \end{array} \right) v_x^3$$

10

【 0 0 7 3 】

三次元のケースで  $i > 1$  の場合に一般式を求めることができる可能性があるが、得られる多項式は、精度の改善に対してかなり複雑になる。二次元のケースでは、上記の4つの積分は16つの積分になり、三次元では64の積分になる。

【 0 0 7 4 】

本発明の一実施形態による方法を、100を超える動き補正乳房MRダイナミックシーケンスで試験した。得た結果から、病変をそのままの状態にして血管を確実にセグメント化できることが分かる。本発明の一実施形態によれば、モーメントは、固定サイズのスライディングウィンドウ上で計算されるが、中間増強が所定の閾値より高いポイントだけが考慮される。この閾値は、小さな血管でも検出できるほど十分に低く選択することができる。計算では閾値に依存しないので設定するのは難しくないが、処理するボクセルを少なくすることによって処理全体が速くなる。中間増強は、各画像ボクセルにおいて造影剤適用後の取得画像の中間値から造影剤を適用する前の取得画像の値を引くことによって計算される。次に、この差を、得られる増強が範囲  $[0, 200]$  内になるようにアフィン関数 (affine function) を適用することによって正規化する。図3(a)~(c)、図4(a)~(c)および図5は、結果のいくつかの代表例を示す。

20

【 0 0 7 5 】

図3(a)~(c)は大きな病変のセグメント化を示し、図4(a)~(c)は、複数の小さな病変のセグメント化を示している。これらの図の両方において、パネル(a)は、閾値処理した最初の造影剤適用後の画像を示し、パネル(b)は検出された血管を示し、パネル(c)は血管が除去された状態の病変を示す。

30

【 0 0 7 6 】

図5は、 $n = 6$  の形状テンソルを使用した胸部MRIにおける血管構造のセグメント化を示す。3つの列は、同じ患者の直交する図を示す。第1行は、中間増強のオリジナルのMIPを示す。第2行は、血管が自動的に除去された状態の同じボリュームを示す。第3行は、除去された血管だけのMIPを示す。全く異なる径と増強レベルの血管が正確にセグメント化されていることに注意されたい。形状テンソルの固有値が  $(\lambda_3 / \lambda_2) > 3$  になる場所を取ることによって検出を行った。

【 0 0 7 7 】

これらの各図において、細い血管も正確にセグメント化され、小さい球状構造物もそのままの状態にされていることに注意されたい。更なる検証として、本発明の一実施形態による方法は、合計75の病変をマークした3人の放射線技師によって調査された40のケースで血管構造物を抽出した。全てのケースで血管は正確にセグメント化され、マークされた病変は全て完全な状態のままにされた。

40

【 0 0 7 8 】

図6に、本発明の一実施形態によるモーメントベースのセグメント化の方法のフローチャートを示す。図を参照すると、ステップ61で、セグメント化する画像が提供される。ステップ62の決定に従って、中間造影増強があらかじめ定義された閾値を超える画像内のボクセルの形状テンソルを計算する。ステップ63で、形状テンソルを定義するのに使

50

用するモーメントが、選択したボクセルのまわりの固定サイズのウィンドウ上で計算される。ステップ64で、形状テンソルの固有値を計算し、ステップ65で、基礎構造物の偏心率を決定する。プロセスは、ステップ66で、全てのボクセルが処理されるまでループする。ステップ67で、画像は、形状テンソルから得た偏心率値に基づいてセグメント化される。

#### 【0079】

局所的な形状情報を抽出するモーメントベースの方法は、より高次の画像導関数に基づく方法と比較することができる。例えば、勾配スクエアテンソル(GST: Gradient Square Tensor)、即ち構造テンソルは、局所的な構造次元を評価する頑強な方法として提案されている。これは、一次導関数に基づき、従って次数1の構造記述子と呼ばれることがある。また、ヘッシアン固有値は、局所的な画像構造情報と、所定のポイントにおける分離レベル(isolevel)の主曲率を提供する。ヘッシアンと主曲率は、二次導関数から定義され、従って次数2の構造記述子と呼ばれることがある。形状テンソルは、次数0の構造記述子と見なすことができる。これは、積分に基づいており、従って一次または二次導関数のどちらかに基づく方法と比べてノイズに極めて強いという特性を有する。更に、画像関数で、モデリングを単純化する可微分性を想定しなくてもよい。形状テンソルベースの方法に関する問題は、接合部が検出されないことである。また、 $> 1$ の形状テンソルの固有値から幾何学的形状特性を計算することができるかを判定するためによりよい理解が必要である。

#### 【0080】

本発明は、様々な形態のハードウェア、ソフトウェア、ファームウェア、専用プロセス、またはこれらの組み合わせで実現できることを理解されたい。一実施形態において、本発明は、コンピュータ可読プログラム記憶装置上に具体化された有形的アプリケーションプログラムとして、ソフトウェアで実現することができる。アプリケーションプログラムは、任意の適切なアーキテクチャも含む装置にアップロードされまた実行されてもよい。

#### 【0081】

図7は、本発明の一実施形態によるモーメントベースのセグメント化方法を実施するための例示的なコンピュータシステムのブロック図である。図7を参照すると、本発明を実施するためのコンピュータシステム71は、特に、中央処理装置(CPU)72、メモリ73、および入出力(I/O)インタフェース74を含むことができる。コンピュータシステム71は、一般に、入出力インタフェース74を介して、表示装置75と、マウスやキーボードなどの各種の入力装置76とに接続される。支援回路は、キャッシュ、電源、クロック回路および通信バスなどの回路を含むことができる。メモリ73は、ランダムアクセスメモリ(RAM)、読み出し専用メモリ(ROM)、ディスクドライブ、テープドライブなど、あるいはこれらの組み合わせを含むことができる。本発明は、信号源78からの信号を処理するためにメモリ73に記憶されCPU72によって実行されるルーチン77として実現することができる。従って、コンピュータシステム71は、本発明のルーチン77を実行するとき専用コンピュータシステムになる汎用コンピュータシステムである。

#### 【0082】

コンピュータシステム71は、また、オペレーティングシステムとマイクロ命令のコードを含む。本明細書で述べる様々なプロセスと関数は、オペレーティングシステムを介して実行されるマイクロ命令コードの一部またはアプリケーションプログラムの一部(あるいはこれらの組み合わせ)でよい。更に、追加のデータ記憶装置や印刷装置などの様々な他の周辺装置をコンピュータプラットフォームに接続することができる。

#### 【0083】

更に、添付図面に示したシステム構成要素および方法ステップのいくつかは、ソフトウェアで実現することができるので、システム構成要素(または、工程ステップ)間の実際の接続は、本発明をプログラムする方式により異なってよいことを理解されたい。本明細書に提供する本発明の教示から、当業者は、本発明の以上および類似の実施態様または構

10

20

30

40

50

成を検討することができるであろう。

【0084】

本発明を好ましい実施形態で詳細に説明したが、当業者は、添付の特許請求の範囲に示したような本発明の精神と範囲から逸脱することなくこれらの実施形態に対して様々な補正と代替を行うことができることを理解されたい。

【図面の簡単な説明】

【0085】

【図1】(a)は本発明の一実施形態による血管分岐のまわりの実像から抽出したサブボリュームのMIPを示す図、(b)は本発明の一実施形態による、閾値処理をせずに慣性モーメントを使用してシミュレートした血管とその検出を示す図

10

【図2】本発明の一実施形態による1Dリニア補間に使用される基底関数を示す図

【図3】本発明の一実施形態による大きな病変のセグメント化を示す図

【図4】本発明の一実施形態による複数の小さな病変のセグメント化を示す図

【図5】本発明の一実施形態による形状テンソルを使用する胸部MRIにおける血管構造のセグメント化を示す図

【図6】本発明の一実施形態によるモーメントベースのセグメント化の方法のフローチャート

【図7】本発明の一実施形態によるモーメントベースのセグメント化の方法を実現する例示的なコンピュータシステムのブロック図

20

【符号の説明】

【0086】

- 75 表示装置
- 76 入力装置
- 77 メモリ
- 78 信号源

【図1】

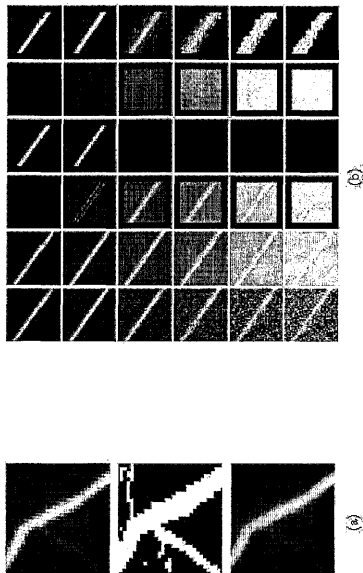
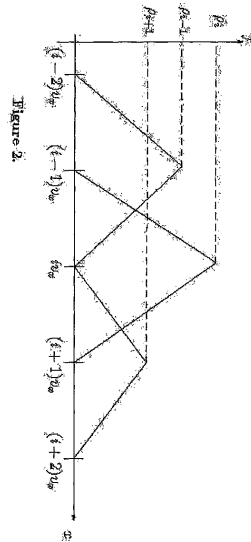
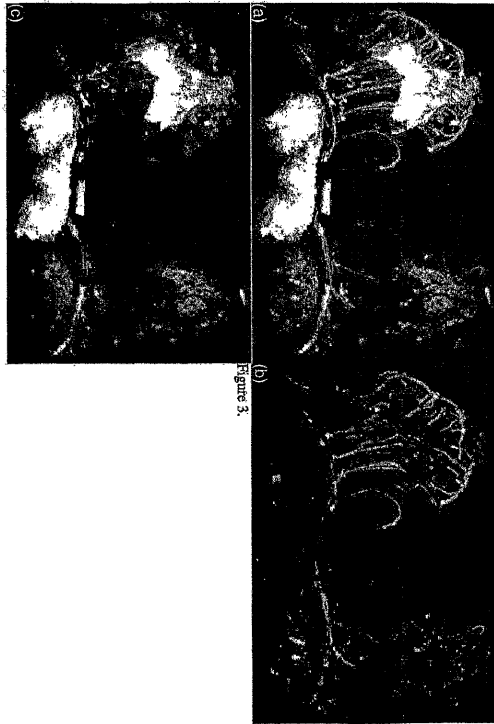


Figure 1.

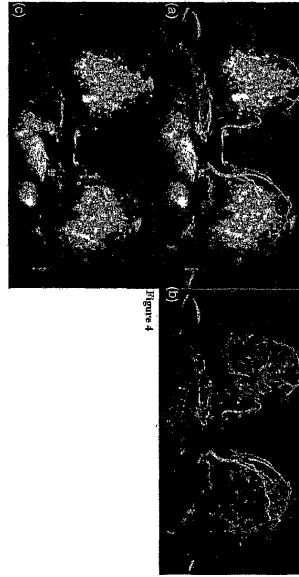
【図2】



【図3】



【図4】



【図5】

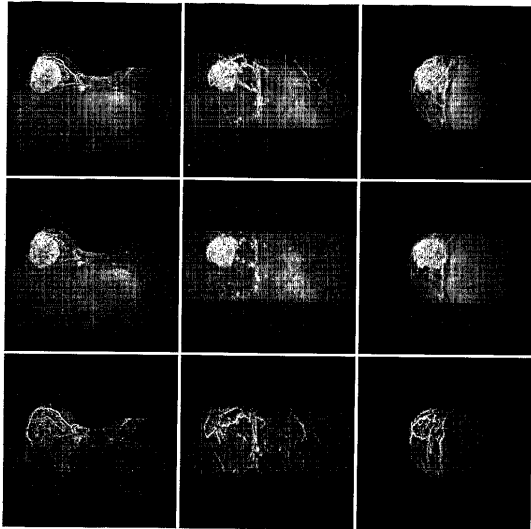
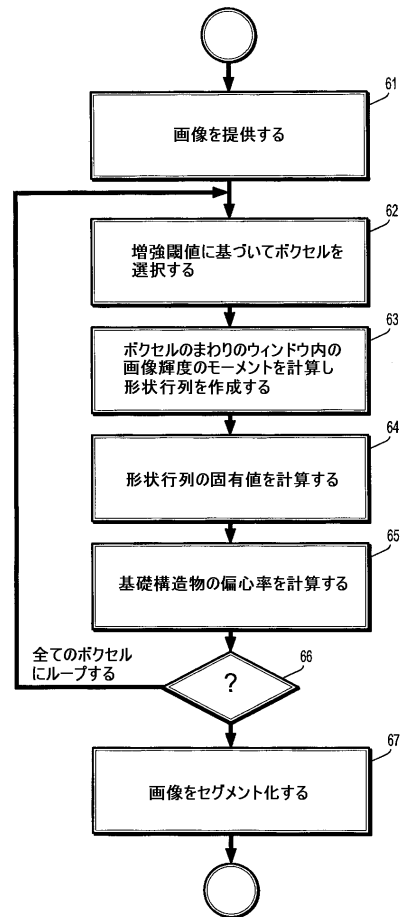
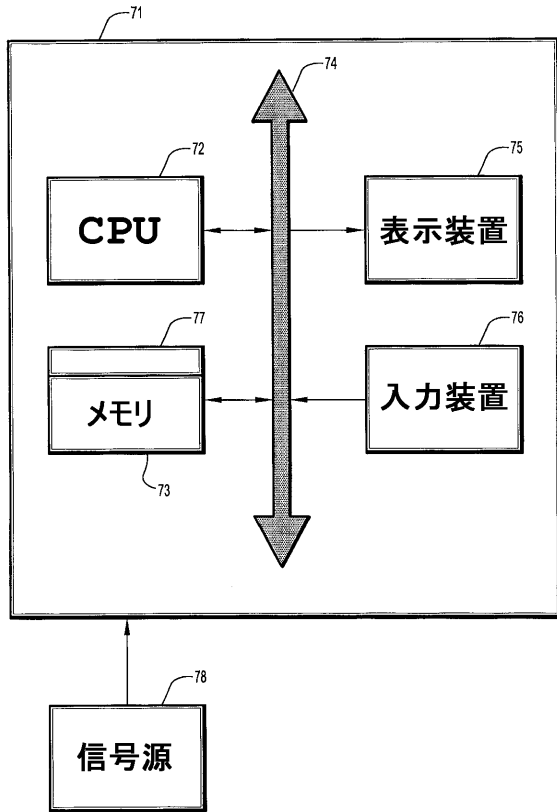


Figure 5

【図6】



【図7】



---

フロントページの続き

(72)発明者 バラデス、ヘラルド ハーモシロ  
アメリカ合衆国 1 9 3 4 1 ペンシルヴァニア エクストン アイアン レイク ドライブ 2  
3 7

(72)発明者 ジアン、クスグアン  
アメリカ合衆国 5 2 2 4 6 アイオワ アイオワ シティ ホーキー コート 5 3 1

審査官 大 瀬 裕久

(56)参考文献 特表2004-535874(JP,A)  
特表2003-514600(JP,A)  
Michael Suhling, "Multiresolution Moment Filters: Theory and Applications", IEEE TRANSACTIONS ON IMAGE PROCESSING, 米国, IEEE SERVICE CENTER, 2004年 4月, vol.13, No. 4, p.484-495  
LUO L, PROCEEDINGS OF THE ANNUAL INTERNATIONAL CONFERENCE OF 以下備考, 米国, IEEE, 1992年10月29日, V5 CONF14, P2087-2088, THE ENGINEERING IN MEDICINE AND BIOLOGY SOCIETY  
REUZE P, BIOENGINEERING CONFERENCE 1993, 米国, IEEE, 1993年 3月18日, P43-44  
CHRISTINE TOUMOULIN, IEEE TRANSACTIONS ON BIOMEDICAL ENGINEERING, 米国, IEEE SERVICE CENTER, 2001年 5月, V48 N5, P604-606

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 5/055

Wiley InterScience

IEEE Xplore

专利名称(译)	用于分割数字图像的方法和计算机可读程序存储		
公开(公告)号	<a href="#">JP5132559B2</a>	公开(公告)日	2013-01-30
申请号	JP2008525070	申请日	2006-07-27
[标]申请(专利权)人(译)	美国西门子医疗解决公司		
申请(专利权)人(译)	西门子医疗系统集团美国公司		
当前申请(专利权)人(译)	西门子医疗系统集团美国公司		
[标]发明人	バラデスヘラルドハーモシロ ジアンクスグアン		
发明人	バラデス、ヘラルド ハーモシロ ジアン、クスグアン		
IPC分类号	A61B5/055 A61B5/00 G06T1/00		
FI分类号	A61B5/05.380 A61B5/05.383 A61B5/00.G A61B5/05.382 G06T1/00.290.C		
代理人(译)	山口岩		
优先权	60/704930 2005-08-02 US 60/764122 2006-02-01 US		
其他公开文献	JP2009502430A		
外部链接	<a href="#">Espacenet</a>		

摘要(译)

用于分割数字化图像的方法包括提供 ( 61 ) 数字化图像，选择 ( 62 ) 具有大于预定阈值的中值增强的点，其中在获取之前将对比增强剂应用于所述数字化图像的主题。所述图像，从围绕所述选定点的点窗口中的强度的 moments 定义 ( 63 ) 所述图像中的所选点的形状矩阵，计算 ( 64 ) 所述形状矩阵的特征值，确定 ( 65 ) 所述偏心率。根据所述特征值在所述点下面的结构，并基于所述偏心率分割 ( 67 ) 所述图像，其中重复定义形状矩阵，计算所述形状矩阵的特征值和确定下层结构的偏心率的步骤 ( 66 ) ) 对于所述图像中的所有点。

$$w(x, y, z) = \begin{cases} 1 & \text{if } \begin{cases} x \in [-N_x v_x, N_x v_x] \\ y \in [-N_y v_y, N_y v_y] \\ z \in [-N_z v_z, N_z v_z] \end{cases} \\ 0 & \text{otherwise} \end{cases}$$