

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第5139441号
(P5139441)

(45) 発行日 平成25年2月6日(2013.2.6)

(24) 登録日 平成24年11月22日(2012.11.22)

(51) Int.Cl. F I
A 6 1 B 6/03 (2006.01) A 6 1 B 6/03 3 6 0 G

請求項の数 8 (全 12 頁)

(21) 出願番号	特願2009-538829 (P2009-538829)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成19年11月27日(2007.11.27)		コーニンクレッカ フィリップス エレク
(65) 公表番号	特表2010-510859 (P2010-510859A)		トロニクス エヌ ヴィ
(43) 公表日	平成22年4月8日(2010.4.8)		オランダ国 5 6 2 1 ベーアー アイン
(86) 国際出願番号	PCT/IB2007/054807		ドーフエン フルーネヴァウツウェッハ
(87) 国際公開番号	W02008/065611		1
(87) 国際公開日	平成20年6月5日(2008.6.5)	(74) 代理人	100070150
審査請求日	平成22年11月25日(2010.11.25)		弁理士 伊東 忠彦
(31) 優先権主張番号	06125074.2	(74) 代理人	100091214
(32) 優先日	平成18年11月30日(2006.11.30)		弁理士 大貫 進介
(33) 優先権主張国	欧州特許庁 (EP)	(74) 代理人	100107766
			弁理士 伊東 忠重

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血管構造の可視化

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

それぞれのボクセル値がそれぞれのボクセルと関連付けられる3次元データセットによって表される血管構造を可視化するシステムであって、

前記血管構造内のそれぞれの位置に関連付けられたボクセル値に基づいてそれぞれの充填値を設定する手段であって、個別の充填値が、前記血管構造内の個別の位置の近傍における血液の量を示す手段と、

前記血管構造内のそれぞれの位置に関連付けられたそれぞれの最小充填値を求める手段であって、個別の最小充填値は、個別の位置の上流の位置に関連付けられた充填値の最小値である手段と、

前記血管構造内のそれぞれの位置に関連付けられたそれぞれの欠乏値を計算する手段であって、個別の欠乏値が、個別の位置に関連付けられた充填値、及び個別の位置に関連付けられた最小充填値に応じて計算される手段と、

欠乏値に応じて可視化を提供する出力とを備えるシステム。

【請求項 2】

請求項 1 記載のシステムであって、前記それぞれの充填値を設定する手段は、

ボクセル値に基づいたそれぞれの一般化距離値がそれぞれとボクセルと関連付けられる一般化距離マップを計算する手段と、

前記一般化距離マップに応じて、又は前記ボクセル値に応じて血管中心線を設定する手段と、

前記血管中心線におけるそれぞれのボクセルに関連付けられたそれぞれの一般化距離値に応じてそれぞれの充填値を設定する手段とを備えるシステム。

【請求項 3】

請求項 2 記載のシステムであって、
前記血管中心線を設定する手段は、
ボクセル値の、又は前記一般化距離マップの稜線上の複数のボクセルを識別する手段を備え、

前記複数のボクセルを前記血管中心線として使用するよう構成されるシステム。

【請求項 4】

請求項 1 記載のシステムであって、前記ボクセル値は造影剤の局所濃度を示し、それぞれの充填値を設定する手段は、前記血管構造内の個別の位置における血管の断面を充填する局所造影剤の度合いの推定として個別の充填値を計算するよう構成されるシステム。

10

【請求項 5】

請求項 1 記載のシステムであって、それぞれの最小充填値を識別する手段は、前記血管構造の所定の流入点と個別の位置との間の血管構造に沿った位置を識別することにより、個別の位置の上流の位置を設定する手段を備えるシステム。

【請求項 6】

請求項 1 記載のシステムであって、前記それぞれの欠乏値を計算する手段は、前記個別の位置に関連付けられた最小充填値と、前記個別の位置に関連付けられた充填値との差に応じて個別の欠乏値を計算するよう構成されるシステム。

20

【請求項 7】

請求項 1 記載のシステムであって、前記計算された欠乏値に応じてディスプレイ上の 3 次元データセットをレンダリングするレンダリング手段を更に備え、前記レンダリング手段は、

それぞれの欠乏値をそれぞれのレンダリング・パラメータと関連付けるマッピングを記憶する記憶装置と、

マッピング値及び欠乏値に応じてパラメータを施す手段とを備えるシステム。

【請求項 8】

それぞれのボクセル値がそれぞれのボクセルと関連付けられる 3 次元データセットによって表される血管構造を可視化する方法であって、

30

前記血管構造内のそれぞれの位置に関連付けられたボクセル値に基づいてそれぞれの充填値を設定する工程であって、個別の充填値が、前記血管構造内の個別の位置の近傍における血液の量を示す工程と、前記血管構造内のそれぞれの位置に関連付けられたそれぞれの最小充填値を求める工程であって、個別の最小充填値は、個別の位置の上流の位置に関連付けられた充填値の最小値である工程と、前記血管構造内のそれぞれの位置に関連付けられたそれぞれの欠乏値を計算する工程であって、個別の欠乏値が、前記個別の位置に関連付けられた充填値、及び前記個別の位置に関連付けられた最小充填値に応じて計算される手段と、

欠乏値に応じて可視化を提供する工程とを含む方法。

【発明の詳細な説明】

40

【技術分野】

【0001】

本発明は、血管構造（特に、それぞれのボクセル値がそれぞれのボクセルと関連付けられた 3 次元血管造影データセットによって表される血管構造）の可視化に関する。

【背景技術】

【0002】

脳塞栓（PE）は、肺動脈中の血餅に関する潜在的に致命的な肺疾病である。前述の血餅は、血液が動脈を通ることを妨げ、これにより、肺の動脈血管ツリーの不十分な灌流をもたらす得る。血餅は高分解能 CT 容積画像において視ることが可能である。血餅において造影剤がないと、ハンスフィールド値が低くなる。

50

【0003】

Pichon、Novak、Kiralay及びNaidichによる、「A novel method for pulmonary emboli visualization from high-resolution CT images, Proc. SPIE Medical Imaging 2004」は、肺動脈ツリーの3D表現上の潜在的なPEを強調表示するための方法を記載している。まず、肺血管が、数理形態学手法を使用してセグメント化される。血管内の密度値を次いで使用して、血管ツリーの影を付けた表面表示の外側に色を付ける。PEは、周囲のコントラスト強調血液よりもハンスフィールド単位値がかなり低い血餅であるので、この3Dレンダリングでは、顕著にコントラストされたパッチとしてみえる。

10

【0004】

Kiralay、Pichon、Naidich及びNovakによる、「Analysis of arterial sub-trees affected by pulmonary emboli, Proc. SPIE Medical Imaging 2004」は、PEの位置を前提に、局所動脈ツリーの特性を計算するための手法を提案している。計算された情報は、脳塞栓によって影響を受ける動脈ツリーの一部を局所化する。上記手法は、動脈及び静脈のセグメント化、及びこれに続く、特定の箇所での局所化ツリー計算に基づく。上記手法により、分岐点、及び残りの動脈ツリーが求められる。上記文献は、冒された肺の容量及び動脈供給の評価も開示している。

20

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0005】

血管造影データセットを可視化する改良されたやり方を有することが効果的になる。

【課題を解決するための手段】

【0006】

この問題によりうまく対処するために、本発明の第1の局面では、

血管構造内のそれぞれの位置に関連付けられたボクセル値に基づいてそれぞれの充填値を設定する手段であって、個別の充填値が、血管構造内の個別の位置の近傍における血液の量を示す手段と、

血管構造内のそれぞれの位置に関連付けられたそれぞれの最小充填値を求める手段であって、個別の最小充填値は、個別の位置の上流の位置に関連付けられた充填値の最小値である手段と、

30

血管構造内のそれぞれの位置に関連付けられたそれぞれの欠乏値を計算する手段であって、個別の欠乏値が、個別の位置に関連付けられた充填値、及び個別の位置に関連付けられた最小充填値に応じて計算される手段と、

欠乏値に応じて可視化を提供する出力とを備える。

【0007】

動脈内の病変（肺塞栓など）は、血管に沿った充填値における局所最低値で特徴付けることが可能である。血管構造に沿った特定の位置の場合、システムは、特定の位置の上流の位置に関連付けられた充填値、及び充填値の最小値を設定する。システムは、充填値及び最小充填値に応じて欠乏値も計算する。例えば、2つの値間の差、又は2つの値の比は欠乏値として使用される。通常、血管が徐々に狭くなり、血液が分岐間で分配されるので、充填値は、下流方向では徐々に減少する。このため、最小充填値は特定の位置近くの位置に関連付けられた充填値であり、充填値に近い値を有する。しかし、病変は、充填値における局所最小値によって特徴付けられるので、病変の下流の血液構造の一部分の充填値は最小充填値近くにならず、欠乏値は、病変の重症度を示すものとして使用することができる。欠乏値に応じた可視化は、病変の潜在的な重症度において、より多くの洞察をもたらす。これは、欠乏値が計算されている位置への血流に病変がどのようにして影響を及ぼすかを示す。これは、血管ツリーの比較的情報が豊富な可視化を可能にする。

40

【0008】

50

ボクセル値は、CTやMRIなどの医療撮像装置を使用して測定することができる。血管造影獲得のタイプに応じて、獲得は、静脈又は動脈内の造影剤注入との組合せで行うことができる。この場合、ボクセル値は、関連付けられたボクセル位置における造影剤の濃度にすぐ反応し得る。ボクセル値は、例えば、ボクセル位置に流入する流体の量にも、すぐ反応し得る。充填値は、多くの別々のやり方において設定することができる。例えば、血管構造の血管の中心線にあるボクセルに関連付けられたボクセル値を充填値として使用することができる。近傍は所定の形状及び寸法を有し得る。例えば、近傍は、位置の周りに1つ又は複数のボクセルを含み得、又は、血管断面内にボクセルを含み得る。血管構造の血管の断面内のボクセルに関連付けられたボクセル値の平均を充填値として使用することもできる。断面の直径を使用することもできる。血管構造は例えば、肺動脈ツリー（場合によっては、1つ又は複数の肺塞栓を含む）であり得る。これは、体内の何れの動脈系又は静脈系（例えば、頭蓋内血管構造）であってもよい。最小充填値は、上流位置に関連付けられた充填値の最小値である。ここでは、「上流」は血流を表す。すなわち、上流位置は、最小充填値に関連付けられた位置まで血液が流れる位置を含む。充填値、最小充填値、及び欠乏値が計算される位置は、例えば、血管構造の血管中心線に沿ったボクセル位置全てを含み得る。前述のボクセル位置全ての部分集合を使用することも可能である。例えば、充填値が、最小充填値及び/又は欠乏値よりも多くの位置について計算されることも考えられる。

10

【0009】

本発明の局面によれば、それぞれの充填値を設定する手段は、
ボクセル値に基づいたそれぞれの一般化距離値がそれぞれとボクセルと関連付けられる一般化距離マップを計算する手段（516）と、
一般化距離マップに応じて、又はボクセル値に応じて血管中心線を設定する手段（518）と、
血管中心線におけるそれぞれのボクセルに関連付けられたそれぞれの一般化距離値に応じてそれぞれの充填値を設定する手段（520）とを備える。

20

【0010】

このようにして計算された充填値は、血管断面におけるボクセルに関連付けられたボクセル値、及び血管断面の直径についての情報を組み合わせる。この組み合わせられた情報は、より正確に病変の重症度を示す欠乏値をもたらす。

30

【0011】

一般化距離マップは、以降、「Soille」として表す、P. Soilleによる、「Morphological image analysis, P. Soille, Springer-Verlag, Berlin, 1999」によって知られている。一般化距離マップの一例では、一般化距離値は、背景から個別のボクセルまでのパス上のボクセル値を積分（又は加算）した、考えられる最小の結果として計算される。ここでは、背景は、血管構造外のボクセル（例えば、造影剤が達していないボクセル）を含む。数学的には、背景ボクセルは、所定の閾値を下回るボクセル値を有するボクセルとして定義することができる。背景の他の定義も使用することができる。積分の代わりに、パス上のボクセルの数の集計や、パス上のボクセルのボクセル値の平均化などの他の関数を使用することができる。

40

【0012】

本発明の局面によれば、血管中心線を設定する手段は、
ボクセル値の、又は一般化距離マップの稜線上の複数のボクセルを識別する手段を備え、
複数のボクセルを血管中心線として使用するよう構成される。

【0013】

これは、血管中心線を計算する特に効率的なやり方である。

【0014】

本発明の局面によれば、ボクセル値は造影剤の局所濃度を示し、それぞれの充填値を設

50

定する手段は、血管構造における個別の位置における血管の断面を充填する局所造影剤の度合いの推定として個別の充填値を計算するよう構成される。

【0015】

本発明の局面によれば、それぞれの最小充填値を識別する手段は、血管構造の所定の流入点と個別の位置との間の血管構造に沿った位置を識別することにより、個別の位置の上流の位置を設定する手段を備える。

【0016】

血管構造の流入点を規定することにより、効率的な既知のアルゴリズムを使用して、流入点と上記位置との間のパスを計算することが可能である。このようにして、血管構造の上流部分が効率的に設定される。

10

【0017】

本発明の局面によれば、それぞれの欠乏値を計算する手段は、個別の位置に関連付けられた最小充填値と、個別の位置に関連付けられた充填値との間の差に応じて個別の欠乏値を計算するよう構成される。

【0018】

上記差は、欠乏を特に適切に示すものである。

【0019】

本発明の局面は、計算された欠乏値に応じてディスプレイ上の3次元データセットをレンダリングするレンダリング手段を備え、レンダリング手段は、

それぞれの欠乏値をそれぞれのレンダリング・パラメータと関連付けるマッピングを記憶する記憶装置と、

20

マッピング値及び欠乏値に応じてパラメータを施す手段とを備える。

【0020】

レンダリング・パラメータは、色、輝度、グレイ値、又はテクスチャのうちの少なくとも1つを示し得る。断面をレンダリングしている間にパラメータを施すことにより、血管構造の潜在的に危険にさらされた部分をよりはっきりと視ることができる。

【0021】

本発明の局面は、それぞれのボクセル値がそれぞれのボクセルと関連付けられる3次元データセットによって表される血管構造を可視化する方法を含む。方法は、

血管構造内のそれぞれの位置に関連付けられたボクセル値に基づいてそれぞれの充填値を設定する工程であって、個別の充填値が、血管構造内の個別の位置の近傍における血液の量を示す工程と、

30

血管構造内のそれぞれの位置に関連付けられたそれぞれの最小充填値を求める工程であって、個別の最小充填値は、個別の位置の上流の位置に関連付けられた充填値の最小値である工程と、

血管構造内のそれぞれの位置に関連付けられたそれぞれの欠乏値を計算する工程であって、個別の欠乏値が、個別の位置に関連付けられた充填値、及び個別の位置に関連付けられた最小充填値に応じて計算される工程と、

欠乏値に応じて可視化を提供する工程とを含む。

【図面の簡単な説明】

40

【0022】

【図1】肺塞栓の例示的なCT画像を示す図である。

【図2】血管構造及び関連付けられた数量を示す図である。

【図3】血管構造及び関連付けられた数量を示す図である。

【図4】血管構造のレンダリングを例証する図である。

【図5】一実施例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0023】

本発明の前述及び他の局面は、図面を参照して更に明らかにし、説明する。

【実施例】

50

【 0 0 2 4 】

脳塞栓（PE）は、肺動脈内の血餅に関する潜在的に致命的な肺疾病である。前述の血餅は、血液が動脈を通ることを妨げ、これにより、肺の動脈血管ツリーの不十分な灌流をもたらす。血餅は高分解能CT容積画像において視ることが可能である。血餅において造影剤がないと、ハンスフィールド値が低くなるからである。例えば、図1はCTスライスを示す。図中の白色の矢印はPEを指し示す。動脈内の血餅の検出のための、元のCTスライス画像内の肺血管の視診は多くの場合、単調であり、時間がかかる。血餅によって生じる充填欠陥は、容易に見逃され得る。更に、CT画像の視診による全体的な肺血管ツリーに対する充填欠陥の影響を数量化することは難しい。

【 0 0 2 5 】

塞栓症は、頭蓋内動脈及び冠状動脈を含む他の動脈でも生じる。これは、磁気共鳴（MR）血管造影などの他のモダリティから得られる医療画像においてもみることが可能である。CT画像を使用した肺塞栓の例に関して本明細書に特に記載したことは更に、体内の他の場所の塞栓症に適用し、かつ/又は、各種撮像モダリティから得られた画像を使用して塞栓症に適用することができる。

【 0 0 2 6 】

以下に、例えば、医師による便利な相互作用的検査のために、冒された血管及び塞栓症の場所を自動的に可視化し、強調表示するためのやり方を説明する。

【 0 0 2 7 】

実施例は、（CT）スキャナ・コンソール、撮像ワークステーション（フィリップス・メディカル・システムによるView ForumやExtended Brilliance Workspaceなど）やPACSワークステーションのソフトウェア構成部分によって実現することが可能である。実施例は、ハードウェアで実現することも可能である。実施例は、コンピュータ支援検出及び数量化を提供することにより、診断を支援することが可能である。

【 0 0 2 8 】

実施例では、冒された肺血管及び肺塞栓（PE）の場所を、便利な相互作用的検査のために、自動的に可視化し、強調表示することが可能である。動脈内の血餅の場所の「下流」の肺血管ツリーの一部が強調表示される。そのようにして、動脈血餅の場所のみならず、人体の潜在的に危険にさらされた部分も、理解しやすいようにユーザに伝えられる。

【 0 0 2 9 】

血管構造は、ボクセル値がボクセル（容積要素）に割り当てられる3次元データセットによって表すことができる。前述のボクセルは、当該技術分野において一般的であるように3D空間内の位置と関連付けられる。ボクセルに関連付けられたボクセル値は、CTやMRなどの3次元医療撮像モダリティの出力から得られる。CTの場合、ボクセル値は通常、ハンスフィールド単位（HU）で表される。肺塞栓は多くの場合、0乃至100HUの範囲のハンスフィールド値を有する一方、静脈内造影剤で充填された血管は、100乃至300HUの範囲のハンスフィールド値を有する。これは、データセットを解析することにより、肺塞栓を検出することを可能にする。

【 0 0 3 0 】

図2は、肺動脈や他の動脈内で生じ得る2つの血管分節の単純な長手方向の断面を示す図である。矢印は、血流の方向を示す。血管分節202は、肺塞栓によって冒されていない。図は、管状の動脈構造の単純化された2D表現のみを示す。実際には、データセットは3次元であり、断面206は実際には、3D血管と交差する2D平面である。血管断面206に沿って測定されたハンスフィールド値をグラフ214として示す。理想的な場合には、ハンスフィールド・プロファイル214は、動脈内で値が高く、背景内で（すなわち、動脈外で）値が低いステップ関数である。実際には、雑音及び散乱が理由で、ハンスフィールド値プロファイルはより鮮鋭でない。背景は、-100HUや0HUなどの特定のハンスフィールド単位閾値を下回るボクセルとして定義される。血餅は通常、0-100HUであり、造影剤充填血管は100-300HUである。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 1 】

図は、断面 2 0 6 に対応する背景からの最短経路積分のグラフ 2 1 8 も示す。点の最短経路積分は、その点までの、背景内の何れかの点からの経路上のハンスフィールド単位値を積分する（離散ケースの場合、加算する）ことによって得られる考えられる最小の値を表す。最短経路積分を一般化距離マップとして使用することが可能である。距離マップは背景への最短経路の長さとして定義され、ハンスフィールド値を 1 にセットすることにより、一般化距離マップの特別なケースとしてみる事が可能である。

【 0 0 3 2 】

図 2 に示す第 2 の血管分節 2 0 4 は 2 つの血餅 2 1 0 及び 2 1 2 を含む。前述の血餅は、潜在的には、肺塞栓である。断面 2 0 8 は血餅 2 1 2 と交差し、それに対応するハンスフィールド値がグラフ 2 1 6 に表示される。対応する一般化距離マップはグラフ 2 2 0 に示す。血餅に対応する一般化距離マップ 2 2 0 の最大値は、血管の健康な部分に対応する一般化距離マップ 2 1 8 の最大値よりも小さい。

10

【 0 0 3 3 】

図 3 a は、血餅なしの血管 2 0 2 の別の図 3 0 2 を示す。これは、一般化距離マップ 2 1 8 の局所最大値に対応する血管中心線 3 0 4 を有する。前述の血管中心線は、当該技術分野において知られたやり方で、稜線を見つける手法を使用して抽出することが可能である。前述の稜線は、血管内の一般化距離マップの局所最大値に続く。例えば、Aylward, S. R. 及び Bullitt, E. による「Initialization, noise, singularities, and scale in height ridge traversal for tubular object centerline extraction, IEEE Trans. Medical Imaging, Volume 21, Issue 2, 2002」を参照されたい。

20

【 0 0 3 4 】

この稜線における一般化距離マップの値は、動脈の充填量の尺度として使用することが可能である。それは特に、この目的によく適している。その値が、血管が細くなる場合にのみならず、測定されたハンスフィールド単位値が概して、動脈の特定点で小さい場合にも小さいからである。前述の状況は肺塞栓を示し得る。

【 0 0 3 5 】

図 3 b は、血餅 3 1 0 及び 3 1 2 を有する血管 2 0 4 の別の図 3 0 6 を示す。これは、一般化距離マップの稜線として計算された血管中心線 3 0 8 を示す。グラフ 3 1 4 は、稜線 3 0 8 に沿った（充填の数量化としての）一般化距離マップの値を示す。これは、血餅 3 1 0 及び 3 1 2 に対応する局所最小値を示す。血餅なしの正常な動脈では、充填は、ほとんど一定であり、動脈ツリーの遠端部分に向けてゆるやかに減ることが期待される。動脈内の血餅の場所では、充填はより少ないが、通常、血餅の下流で（すなわち、血餅の遠端で）再び増加する。点線 3 1 6 は、血管の近端部からより遠端の部分に横断する際に稜線 3 0 8 に沿って生じる最小充填値を示す。図は、血餅 3 1 2 の遠端の血管部分に対応する充填値 3 1 4 と最小充填値 3 1 6 との間の差 3 1 8 を表す。この差 3 1 8 を使用して肺塞栓 3 1 2 の重症度を評価することができる。

30

40

【 0 0 3 6 】

差 3 1 8 を使用して、数量解析を使用して、又は視診を使用して肺塞栓 3 1 2 の重症度を評価することができる。差 3 1 8 を使用するための他のやり方も考えられる。数量解析は血管ツリーに沿って差の値を積分する工程を含み得る。このようにして、差値自体が考慮に入れられるのみならず、血液の流入が血餅によって妨げられる動脈サブツリーの長さも考慮に入れられる。肺塞栓の視診は差 3 1 8 を可視化することによって容易にすることができる。これは、差 3 1 8 に応じて血管の輝度、色、及び / 又はテクスチャを変えることによって行うことが可能である。差 3 1 8 は「欠乏値」としても表される。

図 4 は、1 つの肺の中の肺動脈のレンダリングを略示する。最も近位の血管点は血液流入点 4 0 2 である。これは、時には、基点とも呼ばれる。暗くレンダリングされた動脈 4

50

04は小さな差318を示し、明るくレンダリングされた動脈408は比較的大きな差318を示す。肺塞栓は、動脈の輝度が変化する遷移点406で見つけ得る。図4は、概略図に過ぎない。特に、図中の2値の「明るい」/「暗い」領域404及び408よりも、レンダリングは、通常、差318の種々の値に対応する、より多くの灰色の陰影を有する。このレンダリング方法は、動脈ツリーの冒された部分の寸法及び差318の値を考慮に入れることにより、肺塞栓を観察者が判断することを可能にする。

【0037】

欠乏値318は好ましくは、肺内の血管ボクセル全てについて計算される。欠乏値318の度合いは、肺全体について計算し、表示するか、又は、例えば、左肺及び右肺について別個に、若しくは別個の肺葉について別個に計算し、表示することが可能である。百分率として数値的に示すことも可能である。

10

【0038】

欠乏値318の度合いは、CT画像にわたるグレイ値又は色オーバーレイとして可視化することができる。ここで、色強度は欠乏値318に対応する。第2の可視化は、欠乏値の最大強度投影(MIP)として計算される(図4)。ここで、欠乏値は輝度に対応する。MIPは、冠状/矢状方向で計算することができる。これは、(例えば、データセットのz軸を中心に回転する)考えられる角方向全て(360度)について計算し、表示することが可能である。このようにして、PEの位置の重症度、及びその範囲を一瞥して評価することが可能であり、強いPEは、MIPにおけるその明るい外観によって見過ごすことはできない。更に、MIPに示すPE上をマウス・カーソル(例えば、十文字の形状を有する)でクリックすることにより、CT画像ビューア(例えば、オーソビューア)が、PEに対応するCTデータセット内の位置のCTスライス・ビューを表示するよう自動的に設定される。

20

【0039】

一実施例では、以下の工程が行われる。まず、血管を含む肺がセグメント化される。第2に、血管構造が例えば、単純な閾値セグメンテーションを使用してセグメント化される。更に高度なセグメンテーション手法が、当該技術分野において知られており、その手法も適用することができる。一般化距離マップが、例えば、最短経路積分を使用して、セグメント化された血管構造について計算される。距離変換も使用することができるが、実際のハンスフィールド値を考慮に入れるものでない。ダイクストラ・アルゴリズム及び/又は高速マーチング法などの既知のアルゴリズムをこの工程において使用することができる。第3に、1つ又は複数の開始シード点(最も近位の点又は流入点)が(例えば、左肺及び右肺について別個に)主肺動脈において識別される。この工程は、既知の手法を使用して手作業で、又は自動的に行うことができる。

30

【0040】

第4に、シード点から開始し、一般化距離マップを使用して、稜線経路が計算される。既知の効率的な手法には、優先キュー領域成長法及び高速マーチング法が含まれる。第5に、流入点に始まり、稜線に沿って下流方向に横断して血管が処理される。この工程では、差(又は、例えば、比)が、これまで経路上で生じた最小値と、現在の点における一般化距離マップの値との間で計算される。例えば、比較的高い強度が、比較的大きな差の場合に与えられる。更に、強度値が、例えば、アファイン変換又はルックアップ・テーブルを使用して、計算された差値毎に計算される。第6に、最大強度投影(MIP)及び対応する深度マップが、与えられた強度から計算される。このようにして、MIP画像のレンダリング上のマウス・クリックは、深度マップを使用して、元のCTデータ容積における対応する位置に関連付けることが可能である。これは、CTデータ容積をたどるユーザ・フレンドリなやり方を可能にする。

40

【0041】

図5は一実施例を示す。これは、装置(例えば、CT又はMRスキャナの後部)を示す。装置は、医療ワークステーションであってもよい。装置は、3次元データセットを受信するための入力512と、データセットを記憶する記憶装置510とを有する。3次元デ

50

ータセットは、ボクセル値をボクセルと関連付ける。各ボクセルは、所定の空間位置での容積要素を表す。ボクセル値は、測定から得ることが可能なハンスフィールド単位値又は何れかの他の数量を表すことができる。スキャナがMRスキャナの場合、ボクセル値はMR関連数量を表す。数量は、血管を流れる血液の量を示す。任意的には、これは、血管を流れる造影剤を使用して測定することができる。装置は、充填値を計算する手段(502)を含む。前述の充填値は、単一の充填値が血管断面の充填の度合いを表すように、ボクセル値から得られる。前述の充填値は、血管断面毎に計算することができる。例えば、一般化距離マップを上記のように使用することができる。この工程は、血管ツリーの構造の抽出(すなわち、血管の分岐点、血管の中心線(稜線)、及び流入点の探索)も含み得る。

10

【0042】

図は更に、充填値の局所最大値を探索する手段504も示す。ここでは、充填値は、中心軸に沿った位置の関数とみなされる。局所最小値は塞栓症を示し得る。最小充填値は、血管構造内の位置(例えば、血管断面、又は隆起点)と関連付けられる。ここで、最小充填値は、その位置の上流の血管構造に沿った経路上の最小充填値であるように定義される

図は、欠乏値を計算する手段506も示す。欠乏値は、血管構造(例えば、血管断面又は同等に隆起点)に沿った位置と関連付けられ、その位置に関連付けられた充填値と、その位置に関連付けられた最小充填値との間の差を示す。この値は、位置に近位の所で見つけることが可能な、塞栓症又は血管狭小化の(潜在的な)重症度を表す。

【0043】

20

欠乏値は出力信号514の基礎である。欠乏値についての量的情報及び質的情報を出力514に供給することができる。欠乏値に応じて別々の色値又は輝度値を施すための、欠乏値を使用した3Dデータセットのレンダリングを出力514に供給することができる。更に、欠乏値の積分値を計算し、出力514に供給することができる。欠乏値は更なる処理を受け得るか、又は、未処理形式で出力514に供給することができる。

【0044】

一実施例では、充填値を計算する手段502は、ボクセル値に基づいたそれぞれのボクセルをそれぞれの一般化距離値と関連付ける一般化距離マップを計算する手段516と、一般化距離マップの稜線上のそれぞれのリッジ・ボクセルを識別する手段518と、それぞれの識別されたリッジ・ボクセルと関連付けられたそれぞれの一般化距離値に基づいてそれぞれの充填値を設定する手段520とを含む。

30

【0045】

一実施例では、出力514がレンダリング手段508によって供給される。レンダリング手段508は、強度や、色又はテクスチャなどのそれぞれのレンダリング・パラメータとそれぞれの欠乏値を関連付けるマッピング522、及び欠乏値が利用可能な血管構造内の位置におけるか、又はその位置近くの血管の一部をレンダリングするマッピングによるパラメータを施す手段524を格納する。このようにして、同じ欠乏値に関連付けられた血管構造部分が同じレンダリング・パラメータでレンダリングされる。

【0046】

本発明は、本発明を実施するよう適合されたコンピュータ・プログラム(特に、担体上又は担体内のコンピュータ・プログラム)にも及ぶ。プログラムの形式は、ソース・コード、オブジェクト・コード、コード中間ソース及びオブジェクト・コードの形式(部分コンパイル形式)や、本発明による方法の実現における使用に適した何れかの他の形式であり得る。担体は、プログラムを収容することができるエンティティ又は装置であり得る。例えば、担体は、記憶媒体(ROMなど、例えば、CD-ROMや半導体ROM)や、磁気記録媒体(例えば、フロッピー(登録商標)やハード・ディスク)を含み得る。更に、担体は、電気ケーブル若しくは光ケーブルを介して、又は無線や他の手段によって伝えることができる電気信号や光信号などの伝達可能な担体であり得る。前述の信号内にプログラムが実施されると、担体は、前述のケーブル又は他の装置若しくは手段によって構成され得る。あるいは、担体は、プログラムが埋め込まれた集積回路であり得るものであり

40

50

、集積回路は、適切な方法を行うよう適合されるか、又は適切な方法の実行に使用されるよう適合される。

【 0 0 4 7 】

前述の実施例は本発明を限定するよりも例証するものであり、本特許請求の範囲記載の範囲から逸脱しない限り、当業者は多くの別の実施例を設計することができる。特許請求の範囲では、括弧内にある参照符号は何れも、請求項を限定するものと解されるべきでない。「comprise」の語、及びその活用形を使用していることは、請求項記載のもの以外の構成要素又は構成工程が存在することを排除するものでない。構成要素に先行する冠詞「a」又は「an」は、前述の複数の構成要素が存在していることを排除するものでない。本発明は、別個のいくつかの構成要素を備えたハードウェアにより、かつ、適切にプログラムされたコンピュータによって実現することが可能である。いくつかの手段を列挙した装置クレームでは、それらの手段のいくつかを同一のハードウェアによって実施することが可能である。単に特定の方策が相互に別々の従属請求項に記載されていることは、前述の方策の組合せを使用して効果を得ることが可能でないことを示すものでない。

10

【 図 1 】

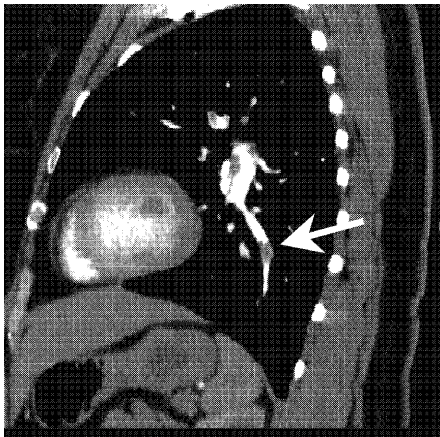


FIG. 1

【 図 2 】

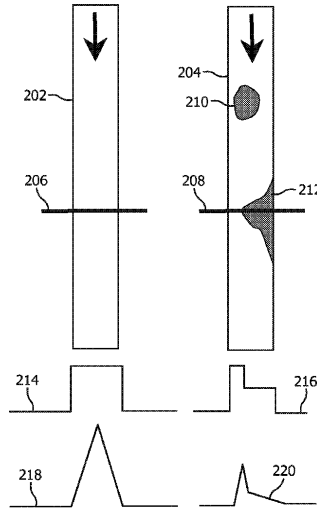


FIG. 2

【 図 3 a 】

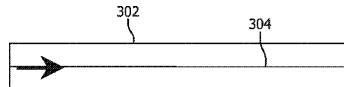


FIG. 3a

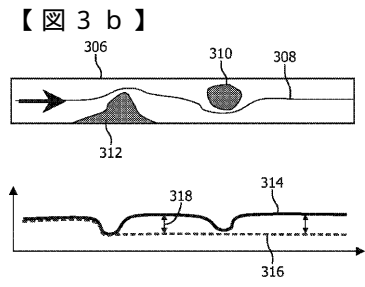


FIG. 3b

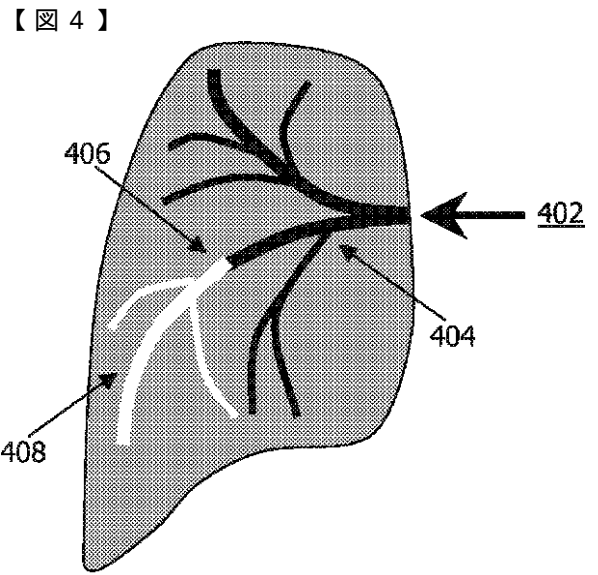


FIG. 4

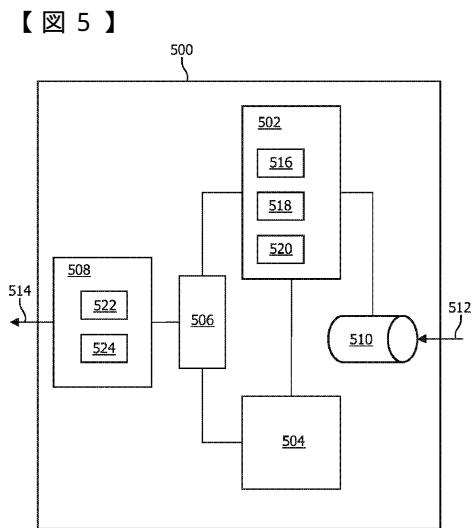


FIG. 5

フロントページの続き

- (72)発明者 ヴィームカー, ラファエル
オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス ビルディング
4 4
- (72)発明者 オプファー, ローラント
オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス ビルディング
4 4
- (72)発明者 ビューロヴ, トマス
オランダ国, 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン, ハイ・テク・キャンパス ビルディング
4 4

審査官 小田倉 直人

- (56)参考文献 特開2006-081906(JP,A)
特開2006-051365(JP,A)
特開2006-167287(JP,A)
特開2004-283373(JP,A)
特開2005-198708(JP,A)
特開2007-190386(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 6/03