

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第5129480号
(P5129480)

(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9日(2012.11.9)

(51) Int.Cl.

A61B 6/00 (2006.01)
A61B 6/03 (2006.01)

F 1

A 6 1 B 6/00 3 5 0 D
A 6 1 B 6/00 3 3 1 A
A 6 1 B 6/03 3 6 0 J
A 6 1 B 6/03 3 6 0 G
A 6 1 B 6/03 3 7 5

請求項の数 21 (全 47 頁)

(21) 出願番号	特願2006-528281 (P2006-528281)	(73) 特許権者	506022898 パイエオン インコーポレイテッド P A I E O N I N C. アメリカ合衆国 1 0 0 1 7 - 2 8 0 3 ニューヨーク州 ニューヨーク サード アベニュー 7 4 7
(86) (22) 出願日	平成16年9月24日 (2004.9.24)	(74) 代理人	100068755 弁理士 恩田 博宣
(65) 公表番号	特表2007-506531 (P2007-506531A)	(74) 代理人	100105957 弁理士 恩田 誠
(43) 公表日	平成19年3月22日 (2007.3.22)	(72) 発明者	クライマン、モシェ イスラエル国 7 0 7 0 0 ゲデラ ハア ラボット ストリート 2 1 / 2
(86) 國際出願番号	PCT/US2004/031594		
(87) 國際公開番号	W02005/031635		
(87) 國際公開日	平成17年4月7日 (2005.4.7)		
審査請求日	平成19年9月11日 (2007.9.11)		
(31) 優先権主張番号	60/505,430		
(32) 優先日	平成15年9月25日 (2003.9.25)		
(33) 優先権主張国	米国(US)		
(31) 優先権主張番号	60/506,178		
(32) 優先日	平成15年9月29日 (2003.9.29)		
(33) 優先権主張国	米国(US)		

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】管状臓器の3次元再構成を行うシステム及び血管撮像装置の作動方法

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

複数の2次元画像を使用して1つの管状臓器を血管撮像装置が3次元再構成(3DR)する方法であって、

血管網の第1画像を表示する工程、

注目血管を第1画像上にて識別するための入力を受信する工程、

注目血管に観察可能に隣接する物体の偽エッジを除去する工程を含む第1画像の注目血管のエッジをトレースする工程、

第1画像における注目血管の第1半径値及び密度測定値を第1画像の注目血管に沿って求める工程、

血管網の少なくとも第2画像を表示する工程、

注目血管を第2画像上にて識別するための入力を受信する工程、

注目血管に観察可能に隣接する物体の偽エッジを除去する工程を含む第2画像の注目血管のエッジをトレースする工程、

第2画像における注目血管の第2半径値及び密度測定値を第2画像の注目血管に沿って求める工程、

注目血管の3次元再構成を求める工程、及び

前記第1半径値および前記第2半径値より得られた注目血管の断面積と、前記密度測定値より得られた注目血管の断面積との重み付け合計である統合断面積の測定値を注目血管に沿って求める工程を含み、

前記偽エッジを除去する工程は、

注目血管の内側の経路である1次中心線に平行な注目領域を定義する工程、

注目血管に隣接する少なくとも一つの画素データクラスタを検出する工程であって、各画素データクラスタは、当該画素データクラスタを取り囲む画素データの輝度レベルよりも大きい所定の輝度レベルを有する工程、

各クラスタ内の任意の画素を選択する工程、

各クラスタの任意の各画素の注目領域に隣接するレーン上に設けられる第2画素を選択する工程、及び

複数の任意の画素と、対応する第2画素とを結ぶことにより注目血管のエッジを定義するためには、バリア線を設定する工程を含み、注目血管の各エッジをトレースする工程では、トレースエッジが各バリア線を避ける血管撮像装置の作動方法。

【請求項2】

複数の2次元画像を使用して1つの管状臓器を血管撮像装置が3次元再構成(3DR)する方法であって、

血管網の第1画像を表示する工程、

注目血管を第1画像上にて識別するための入力を受信する工程、

注目血管に観察可能に隣接する物体の偽エッジを除去する工程を含む第1画像の注目血管のエッジをトレースする工程、

第1画像における注目血管の第1半径値及び密度測定値を第1画像の注目血管に沿って求める工程、

血管網の少なくとも第2画像を表示する工程、

注目血管を第2画像上にて識別するための入力を受信する工程、

注目血管に観察可能に隣接する物体の偽エッジを除去する工程を含む第2画像の注目血管のエッジをトレースする工程、

第2画像における注目血管の第2半径値及び密度測定値を第2画像の注目血管に沿って求める工程、

注目血管の3次元再構成を求める工程、及び

前記第1半径値および前記第2半径値より得られた注目血管の断面積と、前記密度測定値より得られた注目血管の断面積との重み付け合計である統合断面積の測定値を注目血管に沿って求める工程を含み、

前記偽エッジを除去する工程は、

一連の疑わしい点を設定する工程であって、複数の第1距離を、少なくとも一つの1次トレースエッジ上の複数の開始点の各々と、注目血管の内側の経路である1次中心線に沿って位置する対応する最近接点との間に設定する工程と、複数の第2距離を、1次中心線上の複数の点の各々と前記少なくとも一つの1次トレースエッジ上に位置する対応する最近接点との間に設定する工程と、1次中心線からの変位を第2距離及び第1距離の絶対値差として求める工程とを含む工程、

各エッジ点の勾配絶対値に反比例する勾配コスト関数を求める工程、

1次中心線からの変位及び勾配コスト関数を合計した合成関数を求める工程であって、合成関数が予め定義される値よりも大きくなると、対応するエッジ点が隆起の隆起点として決定される工程、

複数の接続隆起点及び注目血管に隣接する切断線によって定義される隆起面積を求める工程であって、切断線は、隆起面積と切断線長の累乗との比を最大にする線を含む工程、及び

隆起をエッジから切断線の位置で切断して最終エッジを形成する工程を含む血管撮像装置の作動方法。

【請求項3】

複数の2次元画像を使用して1つの管状臓器を血管撮像装置が3次元再構成(3DR)する方法であって、

血管網の第1画像を表示する工程、

10

20

30

40

50

注目血管を第1画像上にて識別するための入力を受信する工程、
 注目血管に観察可能に隣接する物体の偽エッジを除去する工程を含む第1画像の注目血管のエッジをトレースする工程、
 第1画像における注目血管の第1半径値及び密度測定値を第1画像の注目血管に沿って求める工程、
 血管網の少なくとも第2画像を表示する工程、
 注目血管を第2画像上にて識別するための入力を受信する工程、
 注目血管に観察可能に隣接する物体の偽エッジを除去する工程を含む第2画像の注目血管のエッジをトレースする工程、
 第2画像における注目血管の第2半径値及び密度測定値を第2画像の注目血管に沿って求める工程、
 注目血管の3次元再構成を求める工程、
 前記第1半径値および前記第2半径値より得られた注目血管の断面積と、前記密度測定値より得られた注目血管の断面積との重み付け合計である統合断面積の測定値を注目血管に沿って求める工程、及び
 複数の点を含む注目血管の中心線を求める工程を含み、
 前記注目血管の中心線を求める工程は、
 注目血管の最終トレースエッジを求める工程、
 各ペアが各エッジ上に1つの点を含む起点ペアを求める工程、
 起点ペアを探索することにより断面線を求める工程であって、これらの起点を結ぶと中心線に直交する断面線が形成される工程、
 起点を使用して各エッジを複数のセグメントに分割する工程であって、各セグメントに関して、これらのエッジの間の対応関係が、各エッジのそれぞれの点が反対側エッジ上の少なくとも一つの点ペアを含む形で構築され、隣接点の間の距離の合計が最小である工程、及び
 複数のセグメントの中心を結んで中心線を求める工程を含む血管撮像装置の作動方法。
【請求項4】
 複数の2次元画像を使用して1つの管状臓器を血管撮像装置が3次元再構成（3DR）する方法であって、
 血管網の第1画像を表示する工程、
 注目血管を第1画像上にて識別するための入力を受信する工程、
 注目血管に観察可能に隣接する物体の偽エッジを除去する工程を含む第1画像の注目血管のエッジをトレースする工程、
 第1画像における注目血管の第1半径値及び密度測定値を第1画像の注目血管に沿って求める工程、
 血管網の少なくとも第2画像を表示する工程、
 注目血管を第2画像上にて識別するための入力を受信する工程、
 注目血管に観察可能に隣接する物体の偽エッジを除去する工程を含む第2画像の注目血管のエッジをトレースする工程、
 第2画像における注目血管の第2半径値及び密度測定値を第2画像の注目血管に沿って求める工程、
 注目血管の3次元再構成を求める工程、及び
 前記第1半径値および前記第2半径値より得られた注目血管の断面積と、前記密度測定値より得られた注目血管の断面積との重み付け合計である統合断面積の測定値を注目血管に沿って求める工程を含み、
 前記密度測定値を求める工程は、
 注目血管の少なくとも一つのエッジに平行な複数のプロファイル線を設定する工程、
 注目血管及び隣接領域を覆うパラメータ座標を設定する工程であって、パラメータ座標は、注目血管の長さに沿った注目血管の第1パラメータ、及び注目血管と交差する方向の注目血管の変化を制御するための第2パラメータを含む工程、

複数の該当する階調値であって、プロファイル線の関数として求められる階調値を取得するために、座標を使用して画像をサンプリングする工程、

注目血管の外側で検出される閉塞構造であって、パラメータの顯著な極小値として検出される閉塞構造を全て取り除く工程、

注目血管の内側で検出される顯著な極小値を全て取り除く工程、

注目血管の各側で注目血管を横切る方向に階調値を個別に平均化する工程、

注目血管の内側の座標上で線形バックグランド推定値を求める工程、及び

取り除いた顯著な極小値を使用して断面積を求める工程を含む血管撮像装置の作動方法

。

【請求項 5】

10

注目血管は、動脈、静脈、冠動脈、頸動脈、肺動脈、腎動脈、肝臓動脈、大腿動脈、腸間膜動脈、及び他のいずれかの管状臓器からなる群から選択される請求項 1 乃至 4 のいずれか一項に記載の血管撮像装置の作動方法。

【請求項 6】

前記統合断面積の測定値を求める工程は、

複数の健康な直径を、物理基準として使用される注目血管に沿って求める工程、

前記物理基準を使用して、データの主要部分、直径値及び断面積値を物理単位に正規化する工程、及び

データの主要部分を 1 つの面積測定値に統合し、各ソースデータをデータの信頼度に従って重み付けする工程を含む請求項 1 乃至 4 のいずれか一項に記載の血管撮像装置の作動方法。

20

【請求項 7】

前記重み付けする工程は、視線配置及び 3 D 血管構造の少なくとも一方の関数として計算される請求項 6 に記載の血管撮像装置の作動方法。

【請求項 8】

前記注目血管を識別するための入力は、狭窄の概略位置をマーキングするための第 1 点、狭窄の近位に位置する第 2 点、及び狭窄の遠位に位置する第 3 点の 3 つの点からなる請求項 1 乃至 4 のいずれか一項に記載の血管撮像装置の作動方法。

【請求項 9】

30

前記注目血管を識別するための入力は、第 1 及び第 2 画像の内の少なくとも一つの画像に関する 2 つの点のマーカを含み、2 つの点の内的一方の点は狭窄の近位部分のいずれかに位置し、かつ他方の点は狭窄の遠位部分のいずれかに位置する請求項 1 乃至 4 のいずれか一項に記載の血管撮像装置の作動方法。

【請求項 10】

マーカは、第 1 画像のための 2 つの点、及び第 2 画像のための 1 つの点を含み、2 つの点の内的一方の点は狭窄の近位部分のいずれかに位置し、かつ他方の点は狭窄の遠位部分のいずれかに位置し、更に一方の点は第 1 画像上に自動的に識別される起点である請求項 9 に記載の血管撮像装置の作動方法。

【請求項 11】

40

偽エッジの除去は、注目血管に隣接する一つ以上の気泡を無視する工程を含む請求項 1 乃至 4 のいずれか一項に記載の血管撮像装置の作動方法。

【請求項 12】

偽エッジの除去は、注目血管に沿った一つ以上の隆起を検出する工程及び除去する工程の少なくとも一方を含む請求項 1 乃至 4 のいずれか一項に記載の血管撮像装置の作動方法。

。

【請求項 13】

前記密度測定値を求める工程は、バックグランドによる影響を除去する工程を含む請求項 1 乃至 4 のいずれか一項に記載の血管撮像装置の作動方法。

【請求項 14】

反復回帰関数を注目血管の健康な部分にわたって用いて健康な血管の寸法を求める工程

50

を更に含む請求項 1 乃至 4 のいずれか一項に記載の血管撮像装置の作動方法。

【請求項 15】

各反復において、前記反復回帰関数に関連する最新の回帰線の勾配が、前記注目血管の寸法のデータを用いて算出された回帰線の勾配と予め定義された回帰線の勾配との重み付け合計として計算され、前記重み付けの係数は、前記算出された回帰線の勾配の周りのデータの分布によって変化する請求項 1 4 に記載の血管撮像装置の作動方法。

【請求項 16】

前記注目血管の 3 次元再構成を求める工程は、

第 1 画像の中心線の複数の点に関する従来のエピポーラ距離 p_1 を求める工程、

第 2 画像の中心線の複数の点に関する従来のエピポーラ距離 p_2 を求める工程、及び

が一つ以上の目印点の対応関係を構築する平滑化補正関数である場合に、 $p_{2 \text{ new}} = p_2 + \dots$ に従って p_2 を再度求める工程を含む請求項 3 に記載の血管撮像装置の作動方法。

【請求項 17】

断面積グラフ及び病変解析測定値の少なくとも一方を含む注目血管の定量解析結果を表示する工程を更に含む請求項 1 乃至 4 のいずれか一項に記載の血管撮像装置の作動方法。

【請求項 18】

複数の 2 次元画像を使用して 1 つの注目血管を 3 次元再構成 (3DR) するシステムであって、

血管網の第 1 画像及び血管網の第 2 画像、並びに注目血管の 3 次元再構成を表示するディスプレイと、

注目血管を第 1 画像上にて識別するための入力、及び注目血管を第 2 画像上にて識別するための入力を受信する入力手段と、

コンピュータへの命令を含む一つ以上のアプリケーションプログラムを動作させるよう構成されるプロセッサとを備え、

前記コンピュータへの命令は、

注目血管に観察可能に隣接する物体の偽エッジを除去する工程を含む第 1 画像の注目血管のエッジをトレースする工程、

第 1 画像における注目血管の第 1 半径値及び密度測定値を第 1 画像の注目血管に沿って求める工程、

注目血管に観察可能に隣接する物体の偽エッジを除去する工程を含む第 2 画像の注目血管のエッジをトレースする工程、

第 2 画像における注目血管の第 2 半径値及び密度測定値を第 2 画像の注目血管に沿って求める工程、

注目血管の 3 次元再構成を求める工程、及び

前記第 1 半径値および前記第 2 半径値より得られた注目血管の断面積と、前記密度測定値より得られた注目血管の断面積との重み付け合計である統合断面積の測定値を注目血管に沿って求める工程を含み、

前記偽エッジを除去する工程は、

注目血管の内側の経路である 1 次中心線に平行な注目領域を定義する工程、

注目血管に隣接する少なくとも一つの画素データクラスタを検出する工程であって、各画素データクラスタは、当該画素データクラスタを取り囲む画素データの輝度レベルよりも大きい所定の輝度レベルを有する工程、

各クラスタ内の任意の画素を選択する工程、

各クラスタの任意の各画素の注目領域に隣接するレーン上に設けられる第 2 画素を選択する工程、

複数の任意の画素と、対応する第 2 画素とを結ぶことにより注目血管のエッジを定義するためにはバリア線を設定する工程を含み、注目血管の各エッジをトレースする工程では、トレースエッジが各バリア線を避けるシステム。

【請求項 19】

10

20

30

40

50

複数の2次元画像を使用して1つの注目血管を3次元再構成(3DR)するシステムであって、

血管網の第1画像及び血管網の第2画像、並びに注目血管の3次元再構成を表示するディスプレイと、

注目血管を第1画像上にて識別するための入力、及び注目血管を第2画像上にて識別するための入力を受信する入力手段と、

コンピュータへの命令を含む一つ以上のアプリケーションプログラムを動作させるように構成されるプロセッサとを備え、

前記コンピュータへの命令は、

注目血管に観察可能に隣接する物体の偽エッジを除去する工程を含む第1画像の注目血管のエッジをトレースする工程、

第1画像における注目血管の第1半径値及び密度測定値を第1画像の注目血管に沿って求める工程、

注目血管に観察可能に隣接する物体の偽エッジを除去する工程を含む第2画像の注目血管のエッジをトレースする工程、

第2画像における注目血管の第2半径値及び密度測定値を第2画像の注目血管に沿って求める工程、

注目血管の3次元再構成を求める工程、及び

前記第1半径値および前記第2半径値より得られた注目血管の断面積と、前記密度測定値より得られた注目血管の断面積との重み付け合計である統合断面積の測定値を注目血管に沿って求める工程を含み、

前記偽エッジを除去する工程は、

一連の疑わしい点を設定する工程であって、複数の第1距離を、少なくとも一つの1次トレースエッジ上の複数の開始点の各々と、注目血管の内側の経路である1次中心線に沿って位置する対応する最近接点との間に設定する工程と、複数の第2距離を、1次中心線上の複数の点の各々と前記少なくとも一つの1次トレースエッジ上に位置する対応する最近接点との間に設定する工程と、1次中心線からの変位を第2距離及び第1距離の絶対値差として求める工程とを含む工程、

各エッジ点の勾配絶対値に反比例する勾配コスト関数を求める工程、

1次中心線からの変位及び勾配コスト関数を合計した合成関数を求める工程であって、合成関数が予め定義される値よりも大きくなると、対応するエッジ点が隆起の隆起点として決定される工程、

複数の接続隆起点及び注目血管に隣接する切断線によって定義される隆起面積を求める工程であって、切断線は、隆起面積と切断線長の累乗との比を最大にする線を含む工程、及び

隆起をエッジから切断線の位置で切断して最終エッジを形成する工程を含むシステム。

【請求項20】

複数の2次元画像を使用して1つの注目血管を3次元再構成(3DR)するシステムであって、

血管網の第1画像及び血管網の第2画像、並びに注目血管の3次元再構成を表示するディスプレイと、

注目血管を第1画像上にて識別するための入力、及び注目血管を第2画像上にて識別するための入力を受信する入力手段と、

コンピュータへの命令を含む一つ以上のアプリケーションプログラムを動作させるように構成されるプロセッサとを備え、

前記コンピュータへの命令は、

注目血管に観察可能に隣接する物体の偽エッジを除去する工程を含む第1画像の注目血管のエッジをトレースする工程、

第1画像における注目血管の第1半径値及び密度測定値を第1画像の注目血管に沿って求める工程、

10

20

30

40

50

注目血管に観察可能に隣接する物体の偽エッジを除去する工程を含む第2画像の注目血管のエッジをトレースする工程、

第2画像における注目血管の第2半径値及び密度測定値を第2画像の注目血管に沿って求める工程、

注目血管の3次元再構成を求める工程、

前記第1半径値および前記第2半径値より得られた注目血管の断面積と、前記密度測定値より得られた注目血管の断面積との重み付け合計である統合断面積の測定値を注目血管に沿って求める工程、及び

複数の点を含む注目血管の中心線を求める工程を含み、

前記注目血管の中心線を求める工程は、

10

注目血管の最終トレースエッジを求める工程、

各ペアが各エッジ上に1つの点を含む起点ペアを求める工程、

起点ペアを探索することにより断面線を求める工程であって、これらの起点を結ぶと中心線に直交する断面線が形成される工程、

起点を使用して各エッジを複数のセグメントに分割する工程であって、各セグメントに関して、これらのエッジの間の対応関係が、各エッジのそれぞれの点が反対側エッジ上の少なくとも一つの点ペアを含む形で構築され、隣接点の間の距離の合計が最小である工程、及び

複数のセグメントの中心を結んで中心線を求める工程を含むシステム。

【請求項21】

20

複数の2次元画像を使用して1つの注目血管を3次元再構成(3DR)するシステムであって、

血管網の第1画像及び血管網の第2画像、並びに注目血管の3次元再構成を表示するディスプレイと、

注目血管を第1画像上にて識別するための入力、及び注目血管を第2画像上にて識別するための入力を受信する入力手段と、

コンピュータへの命令を含む一つ以上のアプリケーションプログラムを動作させるように構成されるプロセッサとを備え、

前記コンピュータへの命令は、

注目血管に観察可能に隣接する物体の偽エッジを除去する工程を含む第1画像の注目血管のエッジをトレースする工程、

30

第1画像における注目血管の第1半径値及び密度測定値を第1画像の注目血管に沿って求める工程、

注目血管に観察可能に隣接する物体の偽エッジを除去する工程を含む第2画像の注目血管のエッジをトレースする工程、

第2画像における注目血管の第2半径値及び密度測定値を第2画像の注目血管に沿って求める工程、

注目血管の3次元再構成を求める工程、及び

前記第1半径値および前記第2半径値より得られた注目血管の断面積と、前記密度測定値より得られた注目血管の断面積との重み付け合計である統合断面積の測定値を注目血管に沿って求める工程を含み、

40

前記密度測定値を求める工程は、

注目血管の少なくとも一つのエッジに平行な複数のプロファイル線を設定する工程、

注目血管及び隣接領域を覆うパラメータ座標を設定する工程であって、パラメータ座標は、注目血管の長さに沿った注目血管の第1パラメータ、及び注目血管と交差する方向の注目血管の変化を制御するための第2パラメータを含む工程、

複数の該当する階調値であって、プロファイル線の関数として求められる階調値を取得するために、座標を使用して画像をサンプリングする工程、

注目血管の外側で検出される閉塞構造であって、パラメータの顕著な極小値として検出される閉塞構造を全て取り除く工程、

50

注目血管の内側で検出される顕著な極小値を全て取り除く工程、
 注目血管の各側で注目血管を横切る方向に階調値を個別に平均化する工程、
 注目血管の内側の座標上で線形バックグラウンド推定値を求める工程、及び
 取り除いた顕著な極小値を使用して断面積を求める工程を含むシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は医療画像システムに関し、詳しくは例えば血管造影法に使用される医療画像システムに関する。

【背景技術】

10

【0002】

血管、例えば動脈における狭窄は、動脈の内壁にプラークが形成されることに起因して動脈内腔が狭くなる現象を指す。狭窄の重症度は、プラークによって塞がる内腔の断面積の大きさによって変わる。動脈の狭窄が体のいずれかの動脈（例えば頸動脈）に生じると、心臓の動脈、すなわち冠動脈の狭窄（冠動脈心臓疾患）の検査に关心が大きく注がれてきた。というのは、これらの動脈の狭窄は心臓発作の主原因の一つであるからである。従って、冠動脈血管造影法は、冠動脈を検査して、生じ得るあらゆる狭窄の重症度を判断する（すなわち、狭窄動脈を見付け出す）プロセス（及び関連システム）を指す。

【0003】

動脈を撮影するために、カテーテルが患者の腕または脚の動脈に挿入されて最終的に冠動脈に達する。冠動脈に達すると、動脈が例えばX線血管造影システムを使用して撮影され得るように、放射線不透過性物質が当該部位に注入される。

20

【0004】

システムは動脈の「スナップショット」（すなわち、血管映画撮影法による複数のフレーム画像（angiographic cine-runs））を幾つかの異なる透視方向から撮り、検査対象の一つ以上の動脈網の完全な視線画像を取得する。また、狭窄は動脈の軸に対して非対称であることが多いことから、少なくとも2つの画像、更に好適には動脈軸に直交する少なくとも2つの画像を異なる透視方向（好適には直交する透視方向）から取得して狭窄の重症度を評価する必要がある。しかしながら、血管の純粋な直交透視画像を取得するのは一般的に非常に難しい。

30

【0005】

従って、透視位置の決定は部分的に任意であり、かつ（一旦、狭窄が観察されると）部分的に試行錯誤のプロセスである。しかしながら、取得され得る画像の合計数は、時間、安全性、及びコストによって制限される。普通、左冠動脈系に関しては4～7個の投影画像、及び右冠動脈系に関しては2～4個の投影画像が得られる。

【0006】

血管造影システムのオペレータは、複数の画像（投影画像）の目視検査に基づいて、または1つの画像のコンピュータ解析により冠動脈の狭窄の重症度を評価する。上述したように、一般的に画像のほとんどが動脈軸に純粋に直交する訳ではないことから、狭窄の重症度の推定は普通、いずれの手段が使用されても正確ではない。

40

【0007】

現在、血管の2次元（2D）画像を生成して狭窄の検査を行う2D定量的冠動脈血管造影（Quantitative Coronary Angiography: QCA）システムだけでなく、動脈樹全体の3次元再構成（3DR）を行って狭窄血管の検査を行う3次元（3D）QCA法がある。

【0008】

2D QCAシステムは基本的に、次のステップを実行する。すなわち、特定画像を取り込み、この画像から血管を抽出し、次に注目血管のQCAを行う。2D QCAシステムは普通、病变の直径の解析を行い、密度測定の解析は行わない。或る場合においては、密度測定の解析はDSAを使用して行われるが、冠動脈のような運動を含む場面に関して

50

は行われない。

【0009】

3 D Q C A 法は一般に、次のステップを含む。すなわち、画像を取得し、2 D 投影画像から血管を抽出する。3 D Q C A システムは更に、撮像形状の復元、対応点マッチング（画像間のマッチング）、そして勿論 3 D R を行う。3 D システムの Q C A は一般的に、モルフォロジー評価（血管の短縮、重なり、撮像方向、ねじれを含む）を行い、そして或る場合においては普通、真の長さ及び直径情報に関する測定を行う。しかしながら、血管に沿っての断面形状を正確に表現しようとする試みは為されているが、断面積測定はほとんど行われていない。数学的再構成アプローチの枠組みにおける幾つかの経験則に基づく方法が Greenberg による米国特許第 6,301,498 号明細書において提案されている。しかしながら、この方法では、特殊な構図の少なくとも 4 つの画像を、動脈に直交する異なる方向から取得する必要がある。

【0010】

また、2 D 及び 3 D Q C A システム及び方法の両方において、測定及び狭窄重症度の一つの重要な局面は、健康な血管の測定に関する設定である。健康な血管（または関連する）に関する測定を行うシステム及び方法は、例えば複数の値の補間を近位部分及び遠位部分での測定径に基づいて使用する。このステップは非常に重要である。というのは、このステップが多くの測定値の基礎になるからである。同時に、このステップは非常に感度が高く、間違った測定値が容易に生成され得る。

【0011】

既存の 3 D 撮像システムに関する方法には他の問題がある。例えば、画像が取得される場合、先行技術によるシステムは、バイプレーン収集、回転収集、または 1 回の投影による（画像）収集（最も一般的なアプローチであり、米国特許第 6,047,080 号明細書、米国特許第 6,169,917 号明細書を参照されたい）のいずれかを利用する。バイプレーン収集では心周期の位相に起因する歪が最小になるが、この方法は、エピポーラ幾何に関する曖昧さが存在する幾つかの状況においては不十分である。回転収集による画像取得システムに関しては、画像取得が時間軸で近接するが、これらのシステムは、心周期の位相に起因する問題またはエピポーラ幾何に関する曖昧さのいずれも解決することができない。

【0012】

撮像形状の復元に関しては、形状の復元に必要な制御点の数が、行われる変換のタイプ及び未知のパラメータに関する仮定によって変わる。従って、制御点の数は、透視変換に関して 5（例えば、米国特許第 6,047,080 号明細書及び米国特許第 6,501,848 号明細書）を参照されたい）～8（例えば、米国特許第 4,875,165 号明細書を参照されたい）の間のいずれかの値が可能である。しかしながら、複数の画像の少なくとも 5 つの該当する点を確実かつ正確に識別するのは、仮に可能であるとしても面倒な手順である。というのは、例えば右冠動脈系は十分な数の分岐点を持たない場合が多いからである。

【0013】

更に、非線形最適化または線形最適化のいずれが使用されるかに關係なく、両方の解が不安定であるという問題がある。特に、制御点として作用する普通の候補点は、動脈樹の分岐点である。しかしながら、分岐点の正確な位置は、動脈樹の該当領域が別の血管または動脈樹自体と重なることに起因して識別することが難しいという場合が非常に多い。更に、計算により求める形状では普通のことであるが、必要な一連の点の全てが変換を行うために有用である訳ではない。例えば、点の全てが画像の共通線に位置する場合、これらの点は変換計算に利用され得ない。最後に、一連の透視変換に基づく 3 D R への変換では一般的に、画像を（例えば）心周期及び患者の呼吸のいずれかの異なる位相で撮影することにより生じる各画像の局所歪みを補正することができない。

【0014】

また、先行技術による撮像システムにおいて 2 D X 線血管造影画像から血管を抽出す

10

20

30

40

50

るために多種多様な方法がある。しかしながら、血管を臨床現場で抽出する機能は、特定プロセスの自動化の程度及び堅牢性の程度に関連する。例えば、米国特許第6,047,080号明細書では、オペレータは6つのマーキング点を入力して各画像の動脈樹の6つの分岐を識別し、そして1分岐に対して数回のクリックを行って全ての画像の各分岐の初期中心線を定義する必要がある。更に、解を安定させるために、オペレータは大きな曲率の制御点を追加して狭窄点を追加することが推奨される。

【0015】

2D投影画像における（種々の分岐を含む）血管枝全体を表わす中心線が抽出されている場合、対応点マッチングを行う操作は、（例えば、複数の画像に関して）エピポーラ幾何の原理を利用する。エピポーラ幾何は、撮像される3D点に関して、3D点のペア画像への投影像及び2つの関連焦点が共通の（エピポーラ）平面に含まれるというステートメントに基づく。従って、一つの画像のどの所定の点に関しても、別の画像の該当点の探索はエピポーラ線（エピポーラ平面が画像平面と交差する部分）に対して行われ得る。しかしながら、このアプローチによって十分な結果が次の場合にのみ得られる。すなわち、（i）撮像形状モデルによって臓器及び臓器の2次元画像が十分に関連付けられる場合、及び（ii）撮影血管が画像取得の間に血管形状を変えない場合である。これが、臨床現場において、エピポーラ幾何を用いた直接的な手法における制約が3Dモデルの精度及び品質の点で非常に大きな制限を生じさせる理由である。

10

【発明の開示】

【発明が解決しようとする課題】

20

【0016】

先行技術における上述の不具合を鑑みると、現在の2D QCAシステムは冠動脈血管造影法（例えば）を十分にはサポートせず、かつ現在の3D QCAシステムは臨床用途には使用されない。というのは、これらのシステムはいずれも間違った結果を生成する、または操作が面倒で使用することができないからである。

【0017】

従って、臨床手順（例えば血管造影法）において使用することができ、かつ先行技術によるシステム及び方法に関する上記不具合の少なくとも一つ、好適には全てを解決し、実用的であり、理解し易く、使用が容易であり、堅牢な解決法を備えることができるシステムとなる3DRシステムが必要になる。

30

【課題を解決するための手段】

【0018】

従って、本発明の実施形態は、先行技術のシステムに関する不具合及び問題を解決し、かつ使用が簡単であり、分かり易いシステム及び方法を提供して、従来のX線血管造影システムにおいて使用され得る管状臓器の3DRを正確に行い、かつ実現する。特に、本発明のある実施形態は、着目する1つの血管構造の3DRを2つの（そして、ある実施形態では2つよりも多くの）2D X線画像を使用する方法及びシステムを提供する。

【0019】

要約すると、ある実施形態は次の項目の内の一つ以上（そして、ある実施形態では全て）を含むことができる。すなわち、血管映画撮影法による複数のフレーム画像（cine-runs）の取得、投影角度及びECG情報（例えばアナログ及び/又はDICOM）、画像処理を行うためのシステム校正（例えばカテーテル校正）、2つ以上の画像に対するマーキング、エッジが間違って歪んでしまう可能性を無くすための事前処理及び事後処理を伴うエッジトレース、中心線の抽出、バックグラウンド除去を含む密度測定、対応点マッチング及び3DR、正確な血管断面積測定値を得るための直径データ及び密度測定データの統合、健康な血管部分を求めて可視化する（2D及び/又は3Dでの）操作、及びシステムに関するデータ、注目血管、並びに他の関連データの表示である。本発明によって、冠動脈血管造影装置の出力を、例えば狭窄血管の3次元再構成を行うだけでなく定量的断面情報を提供することにより改善することができる。

40

【0020】

50

ある実施形態では、血管造影法によって利用可能になる撮影血管に関する情報とともに、3次元再構成を1つの表示に統合することができる。更に、このような実施形態が提示する3D再構成によって、セグメントが短縮して屈曲することに起因する2D画像の見えない詳細部分を含む血管の全体の形状が明らかになる。更に、注目血管の2D表示または3DR表示に焦点を当てる、表示を拡大縮小する、そして回転させることができる。

【0021】

管状臓器及び注目血管は、動脈、静脈、冠動脈、頸動脈、肺動脈、腎動脈、肝臓動脈、大腿動脈、及び腸間膜動脈など（例えば、他のいずれかの管状臓器）の内のいずれでもよい。

【0022】

従って、第1の実施形態では、複数の2次元画像を使用して1つの管状臓器を3次元再構成（3DR）する方法が提供され、該方法は、次のステップの内の一つ以上のステップ、即ち血管網の第1画像を表示する工程、注目血管を第1画像上にて識別するための入力を受信する工程、注目血管に観察可能に隣接する物体の偽エッジを除去する工程を含む第1画像の注目血管のエッジをトレースする工程、及び第1画像における注目血管の第1半径値及び密度測定値を第1画像の注目血管に沿って求める工程を含むことができる。本方法はまた、次のステップの内の一つ以上のステップ、即ち血管網の少なくとも第2画像を表示する工程、注目血管を第2画像上にて識別するための入力を受信する工程、注目血管に観察可能に隣接する物体の偽エッジを除去する工程を含む第2画像の注目血管のエッジをトレースする工程、第2画像における注目血管の第2半径値及び密度測定値を第2画像の注目血管に沿って求める工程、注目血管の3次元再構成を求める工程、及び前記第1半径値および前記第2半径値より得られた注目血管の断面積と、前記密度測定値より得られた注目血管の断面積との重み付け合計である統合断面積の測定値を注目血管に沿って求める工程を含むことができる。本実施形態はまた、複数の点を含む注目血管の中心線を求める工程を含むことができる。

【0023】

統合領域を求める工程は、複数の健康な直径（及び、好適には全ての健康な直径）を物理基準として使用される注目血管に沿って求める工程、物理基準を使用して、データの主要部分（及び、好適にはほぼ全てのデータ、及び最も好適には全てのデータ）、例えば直径値及び断面積値を物理単位に正規化する工程、データの主要部分（好適には全て、またはほぼ全て）を1つの面積測定値に統合する工程、及び各ソースデータをデータの信頼度に従って重み付けする工程を含むことができる。重み付けの工程は、視線配置及び/又は3D血管構造によって変わる形で計算により決定され得る。

【0024】

注目血管を識別するための入力は、3つの点、即ち狭窄の概略位置をマーキングするための第1点、狭窄の近位に位置する第2点、及び狭窄の遠位に位置する第3点を含むことができる。

【0025】

しかしながら、入力はまた、第1及び第2画像の内の少なくとも一つの画像に関する2つの点のマーカを含むことができ、2つの点の内の一方の点は狭窄の近位部分のいずれかに位置し、かつ他方の点は狭窄の遠位部分のいずれかに位置する。これらのマーカはまた、第1画像のための2つの点、及び第2画像のための1つの点を含むことができ、2つの点の内の一方の点は狭窄の近位部分のいずれかに位置し、かつ他方の点は狭窄の遠位部分のいずれかに位置し、更に一方の点は第1画像上に自動的に識別される起点（anchor point）でもよい。

【0026】

偽エッジの除去は、注目血管に隣接する一つ以上の気泡（以下の記述を参照されたい）を検出する工程を含むことができる。このような気泡（例えば偽エッジ）を検出する工程の新規の実施形態では、第1中心線にほぼ平行な注目領域を定義する工程、注目血管に隣接する少なくとも一つの画素データクラスタを検出する工程であって、各画素データクラ

10

20

30

40

50

スタは、当該画素データクラスタを取り囲む画素データの輝度レベルよりも大きい所定の輝度レベルを有する工程、各クラスタ内の任意の画素を選択する工程、各クラスタの任意の各画素の注目領域に隣接するレーン上に設けられる第2画素を選択する工程、及び複数の任意の画素と、対応する第2画素とを結ぶことにより注目血管のエッジを定義するためにバリア線を設定する工程を含むことができる。注目血管の各エッジをトレースする工程では、トレースエッジは各バリア線を避ける。

【0027】

偽エッジの除去はまた、注目血管に沿った一つ以上の隆起 (bump) を検出する工程及び／又は除去する工程（例えば無視する工程）を含むことができる。特に、隆起に関する偽エッジの除去は、例えば一連の疑わしい点を設定する工程：複数の第1距離を、少なくとも一つの予備トレースエッジ上の複数の開始点の各開始点と、第1中心線に沿って位置する対応する最近接点との間に設定する工程、複数の第2距離を、第1中心線上の第2中心線の複数の点の各点と、少なくとも一つのエッジ上に位置する対応する最近接点との間に設定する工程、及び中心線からの変位を第2距離及び第1距離の絶対距離として求める工程を含むことができる。本方法はまた、各エッジ点の勾配絶対値に反比例する勾配コスト関数 (gradient cost function) を求める工程、中心線からの変位及び勾配コスト関数を合計した合成関数を求める工程を含むことができ、合成関数が予め定義される値よりも大きくなると、対応するエッジ点が隆起の隆起点として決定される。本方法は更に、複数の接続隆起点及び注目血管に隣接する切断線によって定義される隆起面積を求める工程であって、切断線は、隆起面積と切断線長の累乗との比をほぼ最大にする線を含む工程、及び隆起をエッジから切断線の位置で切断して最終エッジを形成する工程を含むことができる。

【0028】

注目血管の中心線は、次のステップの内の一つ以上のステップ、即ち注目血管の最終トレースエッジを求める工程、各ペアが各エッジ上に1つの点を含む起点ペアを求める工程、起点ペアを探索することにより断面線を求める工程であって、これらの起点を結ぶと中心線にほぼ直交する断面線が形成される工程、起点を使用して各エッジを複数のセグメントに分割する工程であって、各セグメントに関して、これらのエッジの間の対応関係が、各エッジのそれぞれの点が反対側エッジ上の少なくとも一つの点ペアを含む形で構築され、隣接点の間の距離の合計が最小である工程によって求められ得る。本方法はまた、複数のセグメントの中心を結んで中心線を求める工程を含むことができる。

【0029】

本発明の実施形態に係る密度測定は、バックグラウンドによる影響を正しく除去することができる。特に、密度測定値を求める工程は、次のステップの内の一つ以上のステップ、即ち注目血管の少なくとも一つのエッジにほぼ平行な複数のプロファイル線を設定する工程、注目血管及び隣接領域を覆うパラメータ座標を設定する工程であって、パラメータ座標は、注目血管の長さに沿った注目血管の第1パラメータ、及び注目血管と交差する方向の注目血管の変化を制御するための第2パラメータを含む工程、及び複数の該当する階調値であって、プロファイル線の関数として求められる階調値を取得するために、座標を使用して画像をサンプリングする工程を含むことができる。本方法はまた、注目血管の外側で検出される閉塞構造であって、パラメータの顕著な極小値として検出される閉塞構造をほぼ全て取り除く工程、注目血管の内側で検出される顕著な極小値をほぼ全て取り除く工程、注目血管の各側で注目血管を横切る方向に階調値を個別に平均化する工程、注目血管の内側の座標上で線形バックグラウンド推定値を求める工程、及び取り除いた顕著な極小値を使用して断面積を求める工程を含むことができる。

【0030】

本発明の実施形態は、反復回帰を注目血管の健康な部分にわたって用いて健康な血管の寸法を求める工程を含むことができる。特に、反復は、予め定義される勾配と健康データに対応する線との間の中間解よりなる。一の実施形態では、中間解は、線が複数のクラスタに跨る実データに対応する場合、健康データに対応する線に近い。注目血管に関して求

10

20

30

40

50

められる健康な寸法は、2次元及び／又は3次元のいずれかで表示され得る。

【0031】

注目血管の3次元再構成は、第1画像の中心線の複数の点に関する従来のエピポーラ距離 p_1 を求める工程、第2画像の中心線の複数の点に関する従来のエピポーラ距離 p_2 を求める工程、及びが一つ以上の目印点の対応関係を構築する平滑化補正関数である場合に、 $p_{2new} = p_2 +$ にほぼ従って p_2 を再度求める工程を含むことができる。

【0032】

エピポーラ線表示、及び関連する手段（例えば、プロセッサのアプリケーションプログラム／コンピュータ命令）が、本発明の種々の実施形態に含まれ得る。従って、注目血管を第2画像上に識別するための入力を受信する工程後、エピポーラ線表示を行って第1画像と第2画像との一致を示して注目血管の「良好な」3次元再構成を行うことができる。

【0033】

本発明のある実施形態では、データが他のデータと相互参照され得る。

本発明の他の実施形態の目的は、複数の2次元画像を使用して1つの血管を3次元再構成（3DR）するシステムを提供することにある。このようなシステムは、血管網の第1画像及び血管網の第2画像、及び血管の3次元再構成を表示するディスプレイと、注目血管を第1画像上に識別するための入力、及び注目血管を第2画像上に識別するための入力を受信する入力手段と、一つ以上のアプリケーションプログラムを動作させる、および／またはコンピュータへの命令を実行するように構成されるプロセッサとを備えることができる。このコンピュータへの命令は、プロセッサによる以下のステップの内の一つ以上のステップ、即ち注目血管に観察可能に隣接する物体の偽エッジを除去する工程を含む注目血管のエッジをトレースする工程、ほぼ正確な半径値及び密度測定値を血管に沿って求める工程、注目血管に観察可能に隣接する物体の偽エッジを除去する工程を含む第2画像の注目血管のエッジをトレースする工程、ほぼ正確な半径値及び密度測定値を第2画像の注目血管に沿って求める工程、注目血管の3次元再構成を求める工程、および統合領域の測定値を血管に沿って求める工程の実行を可能にする命令を含むことができる。本願において上述の記述の中に明示的に含まれていないステップのいずれかを実施するために、他のコンピュータへの命令が含まれ得る。

【0034】

本発明の他の更に別の実施形態の目的は、複数の2次元画像を使用して1つの血管を3次元再構成（3DR）するシステムを提供することにある。このシステムは、血管網の第1画像及び血管網の第2画像、並びに3DR画像を表示するディスプレイと、注目血管を第1画像及び第2画像上で識別するための入力手段と、各画像の注目血管のエッジをトレースするトレース手段であって、各画像の注目血管に観察可能に隣接する物体の偽エッジを除去する除去手段を含むトレース手段と、プロセッサとを備えることができる。プロセッサは、複数の点を含む中心線を求める工程、ほぼ正確な半径値及び密度測定値を血管に沿って求める工程、ほぼ正確な半径値及び密度測定値を第2画像の注目血管に沿って求める工程、注目血管の3次元再構成を求める工程、統合領域（断面）の測定値を血管に沿って求める工程、及び注目血管の3DR画像を形成する工程で使用され得る。

【0035】

本発明の他の実施形態は、（例えば、これまでの記述したステップのいずれかに従って）複数の2次元画像を使用して1つの血管を3次元再構成（3DR）するシステムを含むことができ、且つ患者を検査するためのプラットフォームを備える血管造影システム、X線放射源を含むCアームX線システム、検出器、Cアームを移動させるためのステップモータ、及びQCAを実行するワークステーションを含むことができる。ワークステーションは、血管網の第1画像及び血管網の第2画像、並びに3DR画像を表示する表示手段と、注目血管を第1画像及び第2画像上で識別するための入力手段と、各画像の注目血管のエッジをトレースするトレース手段であって、各画像の注目血管に観察可能に隣接する物体の偽エッジを除去する除去手段を含むトレース手段と、プロセッサとを含むことができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 3 6 】

本発明の他の更に別の実施形態の目的は、コンピュータ（例えば、プロセッサ及び／又はワークステーション／ネットワーク）に本発明の種々の実施形態に係る方法を実行させるためのコンピュータへの命令から成る一つ以上のアプリケーションプログラム（またはコンピュータへの命令だけ）を半永久的または一時的に保存するコンピュータ読み取り可能な媒体（例えば、フロッピィディスク、ハードドライブ、C D、D V D、スマートメディア、及び他のフラッシュストレージ）を提供することにある。

【 0 0 3 7 】

本発明のいずれかの実施形態は、既存の血管造影システム、または他の血管撮像システムに使用され得る。本発明のこのようなシステムへの関連付けは、当業者には本開示を参考すれば容易に理解できるであろう。 10

【 0 0 3 8 】

他の実施形態だけでなく、本発明の目的及び利点は、次の詳細な記述及び以下に簡単に説明する添付の図を参照することにより一層明らかになると思われる。

【発明を実施するための最良の形態】**【 0 0 3 9 】**

本発明の実施形態は、2 D 画像及び3 D R 画像の両方を生成するために既存のカテーテル検査システムと一体化され得る。図1は、例えば本発明のある実施形態に従って構成される一つの例示としてのシステムを示しており、このシステムは、患者の血管系の2次元血管造影画像及び／又は3 D R 画像のいずれをも生成するのに有用である。このようなシステムは、検査対象の患者3のテーブル2のような水平支持部、及び患者の体を包囲するガントリーCアーム（C - a r m）4を含むことができる。Cアームは放射線源5を患者の体の一側で支持し、放射線源の位置に合わせる形で、放射線検出器6を他側で支持する。放射線源5はX線点放射源であってもよく、この点放射源は、例えば円錐状X線ビームを生成する。放射線検出器は、複数の放射線検出素子を有するC C D カメラにより構成され得る。 20

【 0 0 4 0 】

装置は更に、検査対象の体に対する放射線源及び放射線検出器の角度位置を変えるステップモータ7を含むことができる。以下に記載される本発明の好適な実施形態では、ステップモータ7は、放射線源及び放射線検出器をZ軸及びX軸の周りに回転させる機能を備え、Z軸は患者の体の長軸であり、X軸はZ軸とともに水平な身体支持部の平面を定義する。 30

【 0 0 4 1 】

図1のシステムに含まれ得る電子機器は血管造影システムコントローラ10を含むことができ、このコントローラは、体に対する照射を体に対する複数の角度位置から連続的に行うために放射線源及びステップモータを制御する。コントローラはまた、C C D カメラの放射線検出素子からの電子出力を受信することができる。コンピュータワークステーション11も含まれることができ、このワークステーションは血管造影システムコントローラ10を制御して、選択される全ての操作位置に対する血管投影による2次元画像（複数のフレーム画像（c i n e - r u n s））だけでなく3 D R 画像13を生成する。制御は、好ましくはE C G センサ及び／又は呼吸センサ（図示せず）によって生成される心臓及び／又は呼吸によるゲート信号に同期し、これによって、血管画像が心周期または呼吸サイクルの間の同じ時点で取得され得る。 40

【 0 0 4 2 】

ワークステーションはアプリケーションプログラム及び／又はハードウェアを含むことができ、これによって本発明の実施形態のシステム及び方法を2 D 及び3 D R だけでなく、関連するQ C A について動作させることができる。また、本発明の実施形態に係るシステム及び方法は、カテーテル室の上述の構成に追加する構成要素であってもよい。ある実施形態では、ハードウェア及びソフトウェアを含む別のワークステーションがカテーテル室へ接続されて血管映画撮影法による複数のフレーム画像を受信し、任意でCアームの観 50

察角度及び E C G のデータを受信して 3 D R (3 次元再構成) 画像を処理して提示することができる。

【 0 0 4 3 】

第 1 グループの実施形態

画像取得

血管映画撮影法による複数のフレーム画像 (c i n e - a n g i o r u n s) の 2 次元 (2 D) X 線画像が撮像され、患者に対するカテーテル検査の間にモニターにほぼリアルタイムで表示される。画像の他に、 C アームの角度のデータ及び E C G データも取得され得る。 E C G センサの使用により、血管映画撮影の度に得られる複数のフレーム画像の撮像画像から最適な (最良の) 画像 (拡張末期フレーム) を表示するために E C G 同期法が使用され得る。

【 0 0 4 4 】

複数のフレーム画像の撮像は、 (例えはフレームグラバーを使用する) アナログまたは (好ましくは) 標準の D I C O M 接続を用いて行われ得る。 D I C O M は「医学におけるデジタル撮影及びデジタル通信 (D i g i t a l I m a g i n g a n d C o m m u n i c a t i o n s i n M e d i c i n e) 」を表わす頭字語であり、医療データを容易に共有することができるよう、異なる製造業者の医療機器及びソフトウェアの互いの通信を可能にするファイルフォーマット及びデジタル通信プロトコルである。

【 0 0 4 5 】

画像撮像後、オペレータは、公知の方法に従って画像上でカテーテルの較正を行うことができる。このような公知の方法の例は米国特許第 5 , 0 4 2 , 4 8 6 号明細書及び国際公開第 9 4 / 0 4 9 3 8 号パンフレットに記載されており、これらの特許文献の開示内容は参照により本願に含まれる。他の較正機器は米国特許第 3 , 6 4 4 , 8 2 5 号明細書、米国特許第 3 , 8 6 8 , 5 6 5 号明細書、米国特許第 4 , 0 1 7 , 8 5 8 号明細書、米国特許第 4 , 0 5 4 , 8 8 1 号明細書、及び米国特許第 4 , 8 4 9 , 6 9 2 号明細書に記載されており、これらの特許文献の開示内容も参照により本願に含まれる。本発明のある実施形態は、 D I C O M データを使用する自動較正を使用することができる。他の実施形態において、カテーテルの較正は、カテーテルのエッジ (3 3 1 0) を図 3 3 に示すように識別することにより行われ得る。このようにして、カテーテルのサイズを認識すると、各画像における距離 (例えは、画素から mm 表示への変換値) を求めることができる。

【 0 0 4 6 】

注目血管の識別

画像が血管映画撮影法による複数のフレーム画像から、好適には較正後に得られることから、システムのオペレータは注目血管の狭窄に印を付けることができ、この操作は、 (オペレータによる) 手動選択によって、または (例えは E C G 同期を使用して) システムが、個々の血管映画撮影による複数のフレーム画像からそれぞれ選択される少なくとも一つの第 1 画像及び第 2 画像から画像を選択することによって行われる。一実施形態において、マーキングは少なくとも 3 つの点を含む形で行われるが、他の実施形態では、 3 つよりも少ない数の点が使用され得る (以下の「制限されたマーキング 3 D R 」を参照されたい) 。 3 つの点は、狭窄の概略位置を明らかにするための第 1 点 2 1 0 、狭窄の近位部分に位置する第 2 点 2 2 0 、及び狭窄の遠位部分に位置する第 3 点 2 3 0 を含むことができる (図 2) 。画像に印が付けられた後、当該画像に関するエッジの検出及び中心線の定義が行われ得る。

【 0 0 4 7 】

エッジの検出 (エッジトレース)

最初に、 (ダイクストラ法による最適化または波動伝搬法などの) 公知のアルゴリズムを使用して 1 次中心線が抽出され得る。 1 次中心線が提供する特性は単に、 1 次中心線がマーク済み血管の内側の経路であるということに過ぎない。この点に関して、ユーザによる不正確な指示に起因して血管の外側に位置する可能性があるユーザによるマーク点が自動的にチェックされ、必要に応じて血管内部に移動され得る。従って、トレースアルゴリ

10

20

30

40

50

ズムは、正確に位置するこれらのマーク点を使用して1次中心線を抽出することができる。

【0048】

各画像に関して、マーク済みの注目血管のエッジがトレースされる。エッジの検出（すなわちエッジトレース）は、公知のアルゴリズムを使用する公知の方法（例えば、Gradient Field Transformに関してJACC vol. 24に掲載されたZeit & Reiberによる「複雑な病変形態を定量化する新規のアプローチ：勾配磁場変換；...」と題する文献、p. 527に掲載されたCormen, Leiserson & Rivestによる「1つの放射線源の最短経路」；アルゴリズムの紹介）と題する文献を参照されたく、これらの文献の全ての内容は、参照により本願に含まれる）によって行われ得る。しかしながら、これらの公知の方法を使用する、血管造影法におけるエッジの検出は、本発明の実施形態が解決すべき多くの困難を伴う。

【0049】

このような困難は、注目血管を取り囲む複雑な血管構造に観察可能に隣接する血管（または他の形状／物体）のエッジ上で（この場合、注目血管は、注目血管を取り囲む複雑な血管構造の一部分と成り得る）、注目血管の検出されたエッジが血管の実際のエッジから「迂回して」離れることに関連する（複雑な血管網及び間違ったエッジトレース 410 を示す図3, 4を参照されたい）。更に、注目血管の末端点がマーキングされる位置で同様の現象が観測され、この点の近傍には、別の平行な（またはほぼ平行な）血管が類似する形で存在する。従って、（例えば、上述のエッジ検出方法またはこの方法の変更版を使用する）注目血管のエッジの検出の前に、本発明の実施形態は事前処理を実行して、このような迂回現象が最終エッジとして現われることがないように迂回現象を大幅に減少させると、好ましくは除去する。

【0050】

現象が図5に示されており、注目血管に隣接して間違ったエッジ 515 を生じさせる「気泡」510と呼ばれるものを探し出すことにより解決される。気泡は、注目血管 530 近傍の暗い領域（例えば別の血管 520）によって取り囲まれている（非常に）明るい点を備えており、画像の画素分布を使用して検出され得る。図6～8に示すように、一つ以上の気泡が検出され、エッジの検出の問題として以下のようにして大幅に除去され得る。

【0051】

図6に示すように、各エッジをトレースするための注目領域が定義される。注目領域は1次中心線 610、「レーン」620（このレーンは1次中心線から十分離れた距離に位置し、例えば1次中心線から最大限可能な健康血管の半径の2倍の距離だけ離れて位置する）、及び2つの線（始点線 630 及び終点線 635）によって区切られており、孔を1次中心線とレーンとの間に閉じ込める。従って、注目領域は2つのエッジの一方に関して4つの上述の線によって区切られる。エッジトレース工程は始点線及び終点線を結ぶ最適経路を見付け出す工程であり、注目領域を残す必要がない。次に、注目領域における気泡、すなわちクラスタ 640（図7のクラスタ 740も参照されたい）が、暗い包囲領域の内部の明るい点として検出される。次に、気泡内部の任意の画素から始める形で、1次中心線から連続して（好適には）最も離間する隣接画素が、境界（レーン）に達するまで探し出される。このようにして、クラスタ 640 からレーンにまで引かれる線が禁止経路 650となる。複数のこののような禁止経路が設定される。その後、エッジトレース工程が行われると、気泡を迂回するエッジ線が生じず（例えば、禁止経路を横切ることがないようにすることにより）エッジトレース工程が気泡を無視することから正しいエッジが生成される。図8は、気泡を避ける最終エッジ（810及び820）を示している。

【0052】

注目血管が分岐する結果、検出されたエッジが注目血管から離れる形で迂回して「隆起」が現われるという別の問題が生じる。図9及び10に示すように、注目血管 910 から離れる分岐血管 920 は、間違ったエッジ 1010 を生成する（図10）。本発明の実施

10

20

30

40

50

形態は、この問題を好適には気泡検出後に、かつ1次エッジが最初に検出された後に解決し、これによって図11に示すように正しいエッジ（線1110及び1120）が示される。隆起は、（エッジと中心線との間の距離の増加として示される）反対側のエッジの間の距離の増加によって、そして疑わしい隆起エッジの小さな勾配によって特徴付けられ得る（図12, 13）。（ある実施形態における）隆起処理は2つのステップ、即ち隆起検出及び隆起補正を含む。

【0053】

従って、1次エッジ1200（図12）が見付け出された後、隆起が探し出される。エッジ1300上の或る点から開始され、1次中心線（または反対側のエッジ、或いは血管にほぼ平行ないいずれかの線）上の最近接点が見付け出され、2つの点の間の距離が求められる（矢印1310）。次に、中心線上の或る点からエッジ上の最近接点が見付け出され、2つの点の間の距離が矢印1320で示すように求められる。中心線からの変位は、距離1320と1310との絶対値差として定義される。

10

【0054】

好適には、全てのエッジ点が、隆起点であるかどうかについてチェックされる。その後、1次エッジ上の全ての点に関して合成関数が計算される。この関数は2つの要素、即ち中心線からの変位及び勾配コスト関数（gradient cost function、例えば、勾配値に関する条件は勾配コスト関数によって表現でき、この勾配コスト関数は勾配絶対値に反比例する）を統合したものである。特に、中心線からの変位が大きく、かつ／または勾配の小さい疑わしい隆起点が実際の隆起点と考えられ得る。合成関数は特に、中心線からの変位及び勾配絶対値の積であることができる。隆起は複数の隆起点を含む。

20

【0055】

検出された隆起は、隆起をエッジから「切除する」ことにより補正される。隆起点（これらの隆起点は一つ以上の隣接エッジ点を含むことができる）が求められた後、隆起1400の外側境界と、内側境界としての切除線1410とを使用して隆起の領域1405が決定される。適切な切除線は最終的に、隆起面積と、切除線長によって変わる値、例えば切除線長を累乗した値との比を最大にし、注目血管の正しいエッジでもある線によって求められる。これにより、隆起が血管撮影画像から「切除され」、血管の正しいエッジが設定される。

30

【0056】

中心線の定義

半径値及び密度測定値を求めるための入力となる中心線の定義によって最終的に狭窄測定値が求められることから、中心線の定義は非常に重要である。定義によれば、中心線はエッジの間に存在して血管の内側を通過する線である。中心線の全ての点は、エッジ（すなわち中心点）から等距離に位置する必要がある。この操作は、この技術分野では「厄介なステップ（problematic step）」と呼ばれ、幾つかの方法が現在使用されてこのような中心線が求められる。従って、先行技術による中心線抽出法のいずれかが本発明に使用され得る。しかしながら、本発明のある実施形態は、以下に開示される新規のアプローチを提供する。

40

【0057】

従って、本発明の一実施形態において、中心線は、アンカーポイントのペア（各エッジに1つの点）を探し出すことにより抽出される（図15のアイテム1510を参照されたい）。詳細には、P及びCがエッジ点の配列（すなわち、エッジP及びエッジC）である場合、アンカーポイント（P_j, C_j）は、次の定義に従って求められる。すなわち、エッジの全ての点（P, C）に関して、距離（P_i, C_j）が距離（P_i, C）よりも短く、かつ距離（P_i, C_j）が距離（P, C_j）よりも短い場合、ペア（P_i, C_j）が基本ペアとなる。アンカーペアはエッジの間のボトルネック部に位置する。これによって、断面線は、これらのアンカーポイントにおいて結果的に得られる中心線にほぼ直交するようになり、これは管状体の本質的な特性である。

50

【0058】

次に、エッジが、アンカーポイントの間で複数のセグメント 1520 に分割される。各セグメントに関して、エッジの間の対応関係は、次の原理に従って設定され得る。すなわち、各エッジの全ての点は少なくとも一つのマッチング点を対向エッジに有する必要があり、マッチングペアの間の距離の合計は最小である。その後、中心線が、各ペアを結ぶ線の中心点を結ぶ線として定義される。血管に沿った直径の値は、単純にこれらの線の長さであることができる。

【0059】

密度測定及びバックグランド除去

密度測定は、血管の断面に沿った階調値を求めて血管の断面積を推定する作業である。直径測定値は視線方向によって変わるが、断面積は変わらない（理論的には全ての視線方向において同じである）。図 16 は動脈の断面を表わしている。異なる直径が測定され（D1 及び D2）、直径がいずれの値になるかは視線方向によって変わるが、断面積は方向によって変化しない特性を示す。

10

【0060】

この面積（通常、断面に沿った階調値の関数である）を計算する／求める方法は、バックグランドの影響を「除去する」。DSA（デジタルサブストラクション血管造影：Digital Subtraction Angiography）に関する先行技術の方法が多くあり、これらの方法は静止オブジェクトに関して非常に有用であるが、動いている冠血管に関する実行は難しい。従って、記載されている他の方法では他のアプローチを試行してバックグランドを「除去する」。これらの方法は非常に小さな部分に限定されていることから（図 17 参照）、これらの方法は非常に大きな問題を有する。詳細には、図示したように、破線 1710 は注目血管の中心線を表わす。既に簡単に述べたように、濃度を計算するための従来のアプローチは、バックグランドの階調値を中心線に直交する線分（例えば、黒色線 1720, 1730）に沿って計算し、バックグランド（例えば血管の境界／エッジの外側）のこれらの値を血管の階調値から「差し引く」。実際に、動脈に共通の直交線分がバックグランドを通過する（例えば、左側の線分がカテーテルを通過する）場合、このような方法が機能し得る。注目血管はまた、カテーテルを「跨る」のことから、カテーテルの階調値の減算は有効であると判断される。

20

【0061】

他方、右側の線分 1730 が分岐血管を突き抜ける場合、この線分に沿った注目血管の階調値は（前のカテーテルの例とは異なる）分岐血管の影響を受けない。従って、「バックグランド」（実際には分岐血管）の階調値を注目血管の階調値から減算するのは誤りである。

30

【0062】

従って、本発明の一実施形態は、血管におけるバックグランドの影響を「除去する」新規のアルゴリズムを提供する。最初に、バックグランドに沿ったプロファイル線 1810（図 18）が、エッジに平行に引かれる。このように、バックグランド解析は非常に範囲が広く、従来のアプローチが解決することができなかつた多くの事項を説明することができる。

40

【0063】

バックグランドを安定して評価するために、血管及び隣接領域を覆う 2 つのパラメータ座標が設定される。第 1 のパラメータは血管の変化を血管の長さに沿って制御し、第 2 のパラメータは血管の変化を交差方向に制御する。次に、座標上で画像がサンプリングされる。得られた階調値が、血管に平行な線（図 18 の線 1810）に沿った関数として調査される。交差する血管及び血管を塞ぐ他の構造が関数の顕著な極小値として検出されて除去されることが好ましい。極小値を同様に除去する操作が、動脈の内側の座標に対して行われる。血管の外側の座標の値が、血管に交差する方向に血管の両側で別々に平均され、線形バックグランド推定値が動脈の内側の座標で計算される。次に、減算バックグランドを使用して断面積が計算される。

50

【0064】

図19Aに示すように、連続線1910は注目血管の中心線である。上述のように、平行なプロファイル線1920が血管の「外側に」引かれる。グラフ(図19B)は、1本のこののようなプロファイル線に沿った階調値を表す。非常に暗い分岐が、このグラフにおいて極小点として表されることが分かる。これらの関数の各々には、下向きのピークを取り除く手順が施される。この手順の結果、動脈から分岐する血管、または動脈をクロスオーバーする血管が無視される。

【0065】

3DRに関する対応点マッチング

この技術分野の当業者であれば、3DRを(例えば、直交投影画像変換モデルまたは透視投影画像生成モデルのいずれかに基づいて)本発明の任意の実施形態において実現するために、任意の先行技術の3DR法が使用され得ることが分かるであろう。しかしながら、以下に、例えば形状歪みのような問題を解決する本発明のある実施形態に係る改良型3DRに関する方法について記述する。

10

【0066】

画像取得の間の状況変化によって生じる形状歪みが存在することから、直交投影変換または透視投影変換のいずれによっても、複数の画像がほぼ正確にマッチングしていることを判断することができない。このような歪みの存在及び3DR結果に対する歪みの影響は、この技術分野ではよく知られている。すなわち、(i)3D中心線の再構成における誤差、及び(ii)断面推定に関するミスマッチデータの統合である。

20

【0067】

従って、本発明のある実施形態は、局所誤差補正を利用する先行技術の方法(例えば、米国特許第4,875,165号明細書、米国特許第6,047,080号明細書、及び米国特許第6,501,848号明細書を参照されたい)よりも更に適切なアプローチを使用して複数の画像をほぼ正確にマッチングさせる方法を含む。更に、本発明の実施形態は、複数の画像の目印点を自動的に検出し、および/またはマッチングさせる。

【0068】

複数の画像の点をほぼ正確にマッチングさせる操作の基本となる原理は、エピポーラ拘束条件として与えられる連続変位を可能にして血管に沿った不一致(例えば、分岐点または他の顕著な目印パターン)を最小にする。このアプローチは、再構成プロセスを改善すべく更なるタイプの目印点を得るために使用され得る。詳細には、直交投影法の枠組みにおいて、エピポーラ幾何の原理は、対応点を基準エピポーラ線に対して等距離(エピポーラ距離 p :図20A, 20Bを参照されたい)に規定する。基準点は、全ての画像においてオペレータによってマーキングされ得る、または一つの画像においてオペレータによって基準点がマーキングされ、次いで(例えば)局所的相関アルゴリズムによって他の画像中に正確に位置するために精緻化され得る、或いは全ての画像中に基準点が自動的に検出され得る。

30

【0069】

以下のタイプの目印点、即ち分岐点(B)、直径関数の際だった特徴(C1, C2)、中心線の点の関数としてのエピポーラ距離の局所的極値(D)、及び最大曲率点(E)は、画像上でエピポーラ距離を正確に計算するために使用され得る。

40

【0070】

血管の中心線の点は、好ましくは正確なエピポーラ距離のマッチングに従って一致する。詳細には、図20Aの基準画像 p_1 の動脈の中心線の点に関して、かつ図20Bの第2画像 p_2 の動脈の中心線に関して従来のエピポーラ距離 p が計算される。次に、目印点でのエピポーラ距離を等しくするために、第2エピポーラ距離 p_2 が $p_{2\text{new}} = p_2 +$ の形で再計算され、この場合、 p は目印点の対応関係を構築する平滑化補正関数であってもよい。 p_1 (LM)及び p_2 (LM)が目印点のエピポーラ距離である場合、補正関数は $\text{p}(\text{LM}) = p_1(\text{LM}) - p_2(\text{LM})$ をこの目印点で含む。値 p が目印点Eに関して示されている様子を参照されたい。ここで特に、補正関数 p が特定の血管に関して計

50

算されることに注目されたい。このアプローチは、3つの画像に基づいて再構成を行う場合を単純に拡張したものである。第2画像₂及び第3画像₃に関する2つの補正関数は、値₂(LM) = p₁(LM) - p₂(LM)、及び値₃(LM) = p₁(LM) - p₃(LM)を目印点で有する。

【0071】

健康な動脈の計算

本発明の実施形態は、測定値、すなわち動脈に沿った直径又は断面積のグラフを取得する。病变解析を行って狭窄率のような測定値を計算するために、健康な血管の値が（例えば）外挿する必要がある。

【0072】

反復「回帰」関数は、入力値の「健康な」部分の回帰線を計算するために使用される。反復回帰関数は、極値（ほとんどの呼び方では、極値は狭窄を示す値または動脈瘤を示す値である）を「無視する」回帰線を計算する。従って、この方法は、（例えば、標準偏差関数を使用する線からずっと離れた）極値を除去しながら行われる回帰線の反復計算であり、この反復計算は、誤差（予測値と線との間の）が所定の誤差よりも小さくなるまで、または「回帰」線の「生成」に関わる点、すなわち狭窄または動脈瘤として識別されなかつた点の数が非常に少なくなる（例えば - 或る実施形態では、点の総数の約5～50%の間の値未満、他の実施形態では約15～30%の間の値未満、そして好適な実施形態では約20%未満）まで行われる。

【0073】

従来のモデルは、本発明のある実施形態を少なくとも次の方法により使用して更に拡張される。

デフォルト勾配が反復回帰されるが、この操作は、血管が通常、必ず傾いているという解剖学的事実に基づいて行われ、そして、

データ「クラスタ」の探索。より多くの個々の安定したクラスタを使用することにより、（ここでもまた、血管の解剖学的特性に基づいて）1つの長いクラスタを使用するよりも良好な結果が得られると仮定する。

【0074】

従って、好適には全ての反復に対して行われるアルゴリズムによって、所定のデフォルト勾配に従うべきか、または前の反復から得られる勾配を維持すべきかのジレンマを解決することができる。前の反復に観察される勾配に対する信頼度の指標は、現在の回帰線の周りのデータ点の分布によって変わる。現在の回帰線の周りのデータ点が着目区間にわたって一様に分布する場合、より大きな重みが算出勾配に付与される。反対の状況では、データ点が現在の回帰線の周りに1つの塊として集まってしまう、より大きな重みがデフォルト勾配に付与される。

【0075】

これらの改善は従来の方法にとって非常に大きな改善であり、そして良好な、かつ信頼度の高い結果をもたらすだけでなく、改善によってシステムは入口部病变（血管の健康な近位部分または遠位部分が無い病变）のような更に複雑な症例を考慮に入れることができる。

【0076】

例えば、図21Aは「正常な」狭窄血管の例を示し、この血管には健康な近位部分2110及び遠位部分2120の両方が含まれる。健康な動脈の計算を反復する様子を示す図21Bでは、2つの点クラスタが存在し、1つのクラスタは近位部分に位置し、1つのクラスタは遠位部分に位置し（図の黒点）、これらの点に関して、半径線（2130）の値は「回帰」線（2140）の値に非常に近い。これらの2つのクラスタは血管に沿って分布することから、（データに更に近づこうとする）新規の線が（予め定義される勾配（2150）に近づいたままの状態を維持するのではなく）許容される。

【0077】

図22A、22Bは別の例を示す。しかしながら、この例では、注目血管は入口部病变

10

20

30

40

50

(または、びまん症 (defused disease))を示す。図から分かるように、血管は健康な近位部分 2210 を有するが、血管の遠位部分 2220 全体が狭窄になっている。この様子は勿論、図 22B の半径グラフに示される。この場合、「回帰線」2230 は周りに、半径値が回帰値に近い 1 つの点クラスタを含む。従って、この場合、反復計算の結果は、回帰線よりもデフォルト勾配 2240 に近くなる。

【0078】

健康な動脈を計算するこのステップは、2つの局面、すなわち計算及び 2D 表示に関連して説明される（以下を参照）。従って、上記計算がまず行われることが好ましく、次に計算による結果が 2D 表示手順の入力となる。2つのステップの相違は、計算ステップが通常、健康な値に関連するのに対して、第 2 ステップ（表示の）は病変部分に対するこれらの健康な値の「対称性」にも関連する（例えば、5 mm の健康部分の値を 3 mm の病変部分の「周りに」どのようにして位置させるか）ということである。

10

【0079】

健康な動脈の 2 次元表示 - 図 23 ~ 29

健康な動脈の表示は QCA システムにおける画像表示の非常に優れた手段となり、この表示によって医師は（例えば、対称性などの点から）狭窄領域を解析し易くなる。健康な血管に関するこの情報は血管造影図の一部分ではないことから、本発明のある実施形態では、このような情報は既存データ（好ましくは内腔エッジ）の外挿に基づいて構築される。従って、図 23 は血管網の画像を示し、図 24 は内腔の検出エッジを示し、図 25 は血管が健康であるとした場合に血管がどのように見えるかについて表示（外挿することができる）したものである。

20

【0080】

一の実施形態に係るこのプロセスは、各エッジの端点を互いに直線で結び、2つの線 2610 及び 2620 を生成する工程を含む（図 26）。これらの線は、好ましくは「健康な半径」の指標を使用して互いから離間するように生成される（上の記述を参照されたい）。血管内腔が完全にこれらの 2 つの線の内側になる場合、これらの線は健康な動脈を表示することができることから、健康な動脈の計算が完了する。血管内腔が完全にこれらの 2 つの線の内側にならない場合、全ての内腔エッジ 2701, 2705 の内、これらの線から最も離れる点が求められる（図 27 の点 2710）。この点（及び第 2 エッジの対応する点）によって、各エッジが 2 つに分割される（図 28 参照）。このプロセスは再帰的に続けられる。

30

【0081】

この再帰手順が、動脈全体として定義される第 1 セグメントから始められる。すなわち、from が動脈の始点検出用閾値とされ、to が動脈の終点検出用閾値とされる。各再帰ステップでは、前に求められた 2 対の起点によって制限される動脈セグメントが受け取られる。各ペアは、異なるエッジの 2 つの点を含む。例えば、P 及び C が注目血管のエッジとされ、2 対の点は (P_{from}, C_{from}) 及び (P_{to}, C_{to}) によって示され得る。現在のステップにおいて、新規の点の対が (P_{from}, C_{from}) と (P_{to}, C_{to}) との間の (P_{new}, C_{new}) として求められる場合、この手順は、2 つの動脈セグメント、(P_{from}, C_{from}), (P_{new}, C_{new}), 及び (P_{new}, C_{new}), (P_{to}, C_{to}) に関して再帰呼び出しが 2 回であると呼ばれる。新規の対が求められない場合、再帰呼び出しの分岐が終了される。

40

【0082】

新規の点は、制限セグメントの中心を from と to との間で結ぶ線から最も大きく変位する着目セグメントの点である。従って、変位が、対応する健康な半径よりも小さい場合、新規の点が廃棄されて再帰的分岐が終了される。変位が、対応する健康な半径よりも大きいとともに、この健康な半径が今度はこの点での入力半径よりも大きい場合、新規の起点対が求められる。

【0083】

新規の対の第 1 の点が新規の点となる。新規の対を構成する第 2 の点は、健康な半径お

50

より反対側エッジの内、新規の第1の点に対応する点を使用して求められる。すなわち、新規の対を構成する第2の点は、新規の点をこの点の相手側の点に結ぶ直線上の、健康な半径の2倍の距離の位置に位置する。変位が、対応する健康な半径よりも大きく、かつこの健康な半径がこの点での入力半径よりも小さい場合（例えば動脈瘤）、新規の起点対も存在する。新規の対のこれらの点は、新規の点と反対側エッジとの内、この新規の点に対応する点とを結ぶ直線上に位置する。新規の対のこれらの点の間の距離は、前述の場合と同様に、健康な半径の2倍に等しい。しかしながら、前述の場合とは異なり、新規の対のこれらの点は、中心線の対応する点に対して対称に位置する。再帰が終了すると、一連の起点が結果として得られる。健康なエッジは、これらの起点の間の補間（例えば、スプライン補間）を使用して完成する。中心に健康な動脈を2次元で表示している図29を参照されたい。

10

【0084】

健康な動脈の3次元表示

2Dの健康な血管に関する同じ説明が、3Dに関して適用される。図30～32に示すように、透明領域3010は健康な血管を近似する形状を観察できるようにしたものである。血管の3D再構成と同様に、3Dの健康な動脈は3Dの健康な中心線及び3Dの健康な直径によって定義される。3Dの健康な中心線が計算される場合、2Dの中心線の公知の対応点マッチングを利用して、このマッチングが、利用可能なマッチングペアに最も近接する2Dの健康な中心線の点に適用され得る。次に、3Dの健康な直径は、健康な（基準）直径に対応する直径として捉えられ得る。断面積は、以下に記載する統合アルゴリズムの結果として得られ、健康な直径は、平方根（断面積/π）を用いて求められる（反復）回帰線である。

20

【0085】

統合

この時点で、直径測定及び断面積測定が種々の（少なくとも2つの）投影画像の動脈に沿って行われている。直径値は視線方向によって変わり、直径及び断面積はともに雑音によって正常な値が得られなくなるおそれがある。従って、全てのデータ（直径値及び面積値）を合成して断面積の計算を精度良く行えるようにすることが好ましい。この方法に関する実施形態は、全ての情報源に関する「精度」重みタグを投影形状と動脈の3Dの形状との関係に基づいて割り当てる操作に基づくことができる。

30

【0086】

3D血管の再構成に利用する2D画像によって、2Dの中心線、直径、及び非物理領域の値が提供される。3D心線が再構成された後、2D中心線が3D中心線に関連付けられ得る（すなわち、全ての3D中心線点が元の2D中心線点に関連付けられ得る）。別の表現では、全ての3D中心線点に関して、少なくとも一組の測定される2D直径及び面積値（好適には、少なくとも2つの画像に対して2組）が基準となる。

【0087】

統合プロセスは次のステップにより構成され得る。

面積（断面積\密度測定）値が、観察ベクトルと3D中心線方向との間の局部角度に従って補正され、直交する断面領域の測定値が生成され得る。

40

【0088】

反復回帰アルゴリズムを平均直径関数に適用することにより健康な直径が計算され、基準の物理指標（この指標はmm単位で表わされる直径値から得られるもののみが使用可能である）が生成される。誤差を平均化するために、平均直径が使用され得る（この操作によって、ある実施形態では誤差が最小にされ得る）。そして、

面積の平方根に対応する健康な回帰線が計算される。密度測定は一定係数を最大とする面積測定であることから、関数： $R\ ad\ e n s = D e n s i t o m e t r y _ R a d i u s = \sqrt{D e n s i t o m e t r y}$ が半径値（Radius）と同程度の大きさになるように計算される。

【0089】

50

直径のグラフ及び断面積のグラフは、（例えば）求められた回帰線の調整を用いて共通の座標系（例えばmm単位）に構成される。更に詳細には、平均直径の健康な線は基準線として使用され得る。この点に関して、ほぼ全ての（好適には全ての）データが、（例えば）データの健康な線及び基準の健康な線の比を使用して（撮影ごとの半径値及び密度測定値に）変換されることができる。

【0090】

【数1】

$$RadsNorm = RadAvReg / RadsReg^* Rads,$$

$$RadensNorm = RadAvReg / RadensReg^* Radens,$$

10

ここで、

RadsNormは正規化半径の値であり、

RadensNormは、密度測定による正規化半径の値であり、

RadAvRegは、平均半径グラフから生成される健康な（回帰線の）値であり、

RadsRegは、特定の半径グラフから生成される健康な（回帰線の）値であり、

Radsは特定の半径グラフの値であり、

RadAvRegは、特定の密度測定による半径グラフから生成される健康な（回帰線の）値であり、

Radensは、特定の密度測定による半径グラフの値である。

【0091】

20

統合面積は、密度測定による面積及び（例えば）複数の直径の積をとることにより計算される面積の重み付け合計として計算され得る。重みは局所的に求められることができ、視線方向及び/又は局所的な3D中心線方向に依存することができる。密度測定による面積の重みは、該当する視線方向が中心線方向に直交する場合に最大となることができ、複数の直径の積の重みは、両方の視線方向が中心線方向に直交し、かつ互いに直交する場合に最大となることができる。

【0092】

橢円面積を使用して面積を複数の直径の積として表すことができ、円面積を使用して面積を断面により得られる直径の累乗として表すことができる。

【0093】

30

【数2】

$$Sellipse(i, j) = pi^* RadsNorm(i)^* RadsNorm(j), i \neq j, i, j = 1, 2, \dots, \text{視線の数}$$

$$Scircle(k) = pi^* RadensNorm^2, k = 1, 2, \dots, \text{視線の数}$$

上述の統合アプローチのある実施形態は、血管の健康部分の円形断面が（直径の、及び断面の平方根の）回帰線によって表されるとする仮定を利用する。他方、狭窄領域では、内腔断面は非常に異様な形状となる可能性があり、密度測定を使用することにより面積推定精度を上げることができる。密度測定による面積をこのような状況に取り入れることによって、断面推定精度を上げることができる。

40

【0094】

合成（統合）面積の関数は、Sellipse及びScircleの重み付け合計として求められ得る。

【0095】

【数3】

$$Sfused = (SUM_{i,j} (W(i, j)^* Sellipse(i, j)) + SUM_k (W(k)^* Scircle(k))) / (SUM_{i,j} W(i, j) + SUM_k W(k))$$

重み付け係数W(i, j)及びW(k)は、面積の全ての特定の測定値Sellips

50

$e(i, j)$ 及び $\text{Scircle}(k)$ の確度を表す。ある実施形態では、重み付け係数は、カメラ方向（視線ベクトル線）に対する動脈の局所的な向きを使用して定義され得る。詳細には、 $k = 1, \dots, \text{視線の数}$ の場合に $\text{View Vectors}(k)$ がカメラの視線方向単位ベクトルとなり、そして ArtDir が、各動脈点において計算される 3D 動脈方向単位ベクトルとなる。従って、重み付け係数の形状平均は次のようになる。重み $W(k)$ は、動脈方向と視線方向ベクトルとの間の角度の正弦の絶対値となることができ、視線方向が動脈に直交する場合に 1 となり、視線方向が動脈と平行な場合に 0 となる。重み $W(i, j)$ は 2 つの視線方向及び動脈の相互の向きの精度を表し、動脈方向及び 2 つの視線方向ベクトルが直交関係を有する、すなわち各組の 2 つのベクトルが直交する場合に最大値となる。ここで、2 つの視線方向ベクトルが互いに直交すると、橜円面積公式を使用する断面積計算が最も有効となり得ることに注目されたい。別の構成として、複数の半径が、視線方向が近接する複数の画像から得られている場合、橜円断面公式を使用すると結果が一致しなくなる可能性がある。従って、視線方向が直交する他に、ベクトル $\text{View Vector}(i)$ 及び $\text{View Vector}(j)$ からなる平面が動脈に直交する場合、面積値 $\text{Sellipse}(i, j)$ は最大確度 $W(i, j) = 1$ となり得る。
10

【0096】

ここで、次のような考察を加えることができることに注目されたい。ある実施形態では、 $k = i$ 及び $k = j$ の場合に $W(i, j) < W(k)$ が成り立つことから、上述の定義により、密度測定から得られる面積測定値が大きく優先される。橜円面積を仮定すると結果が一致しないおそれがあるが、密度測定による面積評価にはこのような不具合が生じることがない（上述のように）ので、密度測定を優先することが妥当する。
20

【0097】

制限されたマーキング 3DR

上述の実施形態は、少なくとも 2 回の異なる血管映画撮影による複数のフレーム画像の内の 1 つの画像当たり 3 つのマーキング点を使用する方法（の概要）について開示しているが、本発明の他の実施形態は、これよりも少ないマーキング点を利用してもよい。例えば、ある実施形態では、オペレータは単に、血管映画撮影法による 2 回の血管映画撮影による複数のフレーム画像の内の 1 つの画像当たり 2 つの点をマーキングする、または他の実施形態では、オペレータは、1 回の血管映画撮影による複数のフレーム画像の内の第 1 画像に関して 2 つの点をマーキングし、かつ（他の血管映画撮影による複数のフレーム画像の内の）1 つ以上の更に別の画像に関して 1 つの点をマーキングすることができる。
30

【0098】

例えば、オペレータは、1 回の血管映画撮影による複数のフレーム画像の内の 1 つの画像に 2 つの点、すなわち（狭窄部位に近い）近位点及び（狭窄部位から遠い）遠位点をマーキングすることができる。この血管映画撮影は「マスター」ランと呼ばれ、選択される各画像は「マスター」画像と呼ばれ得る。次に、システムは動脈の中心線及びエッジ、並びに「狭窄」点を計算する（この点は実際の狭窄点である必要はなく基準点である）。次に、オペレータは更に別の 2 回の血管映画撮影（スレーブラン）により得られる画像の中から複数の画像を選択し、スレーブランにより得られる複数の画像の「狭窄」点の位置にマーキングする。スレーブランにより得られる複数の画像の各狭窄点を受け取った後、システムはスレーブランにより得られる画像に対するトレースを実施し、次にトレース及び 3DR の結果を提示する。マーキングの数のこののような減少は、本発明の実施形態において経路最適化アルゴリズムを使用して実現されることができ、このアルゴリズムには、例えば汎用ダイクストラアルゴリズム、または画像トレース用の波動伝搬アルゴリズム（wave propagation algorithm: WPA）が含まれる。
40

【0099】

従って、例えば WPA を使用して、画像の開始点及び目標点をマスター画像に関して入力した後、開始点及び目標点を最小コスト（例えば、或る電圧に比例する画像階調値の合計）で結ぶ経路が見つけ出される。スレーブランにより得られる複数の画像に関して、目標セットは点ではなくエピポーラ線であり、得られる結果は開始点（「狭窄」点または起
50

点)を目標線に接続する経路である。更に、別の経路ツリーが生成され、最適な分岐経路が選択され得る。この工程は更に次のように説明される。

【0100】

マスター画像をトレースする：注目血管の近位点及び遠位点がオペレータによって入力され、注目血管の中心線が生成される(出力される)。この時点では、システムは、マスター画像の注目血管のエッジをトレースして狭窄点を求める(この操作は、例えば注目血管の最小直径の位置を求ることにより行われる)。中心線は、近位部分及び遠位部分に分割される。

【0101】

その後、スレーブプランにより得られる画像が、近位部分及び遠位部分に関して個別に、10 両方のスレーブ画像のマーク付き「狭窄」点からエピポーラ線までトレースされる。これにより4つのトレース線が生成され、出力はそれぞれのスレーブ画像に関して1つの近位経路及び1つの遠位経路を含む(主分岐)。ダイクストラ/WPAの最後のキュー状態を使用して、更に別の分岐候補(副分岐)が主分岐に加えられ得る。その結果、スレーブ画像に関する近位部分の2つの候補ツリー及び遠位部分の2つの候補ツリーが得られる。

【0102】

次に、最適な候補組み合わせに関して選択が実行される：近位部分の候補群の最適組み合わせ及び遠位部分の候補群の最適組み合わせは、3つの1次中心線を含む。それぞれの分岐候補の組み合わせ(マスター画像の分岐及び複数のスレーブ画像の2つの分岐候補)に関して、3D変位誤差の属性を用いて3Dマッチングが実行される。誤差はマッチングの精度を表し、スケール歪みの影響を受ける。マッチング精度の更に別の基準は、3つの中心線の対応点での2D中心線方向のマッチングである。このマッチング基準は、複数の画像の間のスケール変化の影響を受けない。

【0103】

従って、次に、変位誤差の組み合わせ、複数の中心線の方向マッチングに基づき、更にマスター画像の中心線の更に多くの点を利用する組み合わせを優先するように更に検討することにより、最適組み合わせに関する総合基準が選択される。

【0104】

第2グループの実施形態

本発明のこのグループの実施形態の目的は、管状臓器の3次元再構成を血管造影投影装置による画像に基づいて行う方法及びシステムを提供することにある。特に、第2グループの実施形態は、エピポーラ幾何を利用して3DRを行うアプローチを、3次元再構成プロセスに更に検討を加えて改善することにより、異なる投影画像の間の正確な対応関係を提供し、更に上述の幾何学的歪み及びエピポーラ線に関する問題が生じている状態でも正確な3Dモデルを提供する。

【0105】

第2グループの実施形態に従って提案される再構成の方法は、他の検討項目を再構成工程に取り入れることにより強化されるエピポーラ幾何に基づく。これらの他の検討項目は、例えば管状臓器の中心線及び局所的な中心線方向に沿って画像から生成される、半径値及び密度測定(階調)値などの管状臓器パラメータを含む。管状臓器の特性から生成される他の検討項目も取り入れられ得る。本グループの実施形態は、3次元再構成を2つの2次元血管造影画像に基づいて行う方法、及び3次元再構成を3つ以上の2次元血管造影画像に基づいて行う方法を提供する。これらの実施形態は更に、全ての2次元画像の共通基準点が与えられる場合だけでなく、基準点が与えられない場合に関する3次元再構成に関する解決法を提供する。この場合、新規のアプローチが行われ、不变関数の関連付けにより基準点が取得される。

【0106】

従って、この第2グループに係るいくつかの実施形態は、複数の血管造影画像の中で、観察可能な管状臓器の複数の投影画像の間の対応関係を構築する方法を含み、この方法は

(a) 2つの血管造影画像の管状臓器の中心線を抽出する工程、
 (b) 中心線の点に沿った特徴、すなわち管状臓器の半径、中心線方向、管状臓器の投影断面積(密度測定値)を計算する工程であって、これらの特徴は、中心線のマッチングに用いられる不变関数を構成する工程、

(c) 不変関数の間のソフトエピポーラ拘束及び相違を表すペナルティ関数を含む最適化目的関数を構成する工程であって、最適化目的関数は、2つの中心線の点の間の全ての可能な対応関係に関して定義される工程、

(d) 一方の中心線上の2D点間の、他方の中心線上の2D点へのマップを生成するために最適化目的関数を解く工程、

(e) 基準点が与えられる場合には、マップが基準点とのマッチングを含むように解を最適化する工程、

(f) 基準点が与えられない場合には、EがdP/dLであり、Pがエピポーラ距離であり、Lが中心線長である条件 $E_1(i) = 0$ 及び $E_2(j) = 0$ に従うことにより、または任意の一時的基準点までのエピポーラ距離の関数として表される関数 S_1/E_1 及び S_2/E_2 の相関関係を求ることにより、或いは関数 R_1 及び R_2 を関連付けることにより基準点を求める工程を含み、それによって、それぞれのマッチングされた2D点セットによって1つの3D点が例えば複数の投影線からの距離を最小にする点として決定され、一連のこれらの3D点は管状臓器の3次元再構成である。

【0107】

3つ以上の投影画像の場合においては、最適化工程は同様であり、3D点は次の方法のいずれかにより求められ得る。

a. それぞれの投影線ペアから得られる3D点を「平均化する工程」、または、
 b. 3つ以上の投影線を使用して3D点、例えばこれらの線からの距離の合計を最小にする点を求める工程。

【0108】

また、3つ以上の投影画像の場合においては、方向の一致基準が最適化工程に取り入れられる。相関関係を求める工程は、最適化の前に、または最適化の一部として実行され得る。

【0109】

エピポーラ幾何の原理によれば、2つの2D投影画像が与えられる場合、第1画像上の各々の点によって第2画像上のエピポーラ線が定義される(更に、この逆の関係となる)。第1画像上の2D点に対応する第2画像上の2D点は、このエピポーラ線上に限定される。

【0110】

エピポーラ幾何を使用する3次元再構成は、次のように記述され得る。

(a) 2つの投影画像における2D中心線が与えられる場合、第1中心線の各2D点によって第2画像の中心線と交差するエピポーラ線が定義され、この交点は、第1画像上の2D点に対応する第2画像上の2D点である。

【0111】

(b) これらの2D点の各々によって(3D開始点からこの2D投影点までの線を指す)投影線が定義される。従って、2つの投影線の交点によって対応する3D開始点が求まる(理想的には、2つの線は交差するが、実際にはこれらの線は交差しないので、最短距離点のような基準を定義する必要がある)。

【0112】

(c) 結果として得られる一連の3D点が管状臓器の3次元再構成となる。

エピポーラ幾何を使用する3次元再構成に関するこの記載の工程は、多くの不具合を有する。従って、第2グループの実施形態は、これらの不具合に対する解決案をエピポーラ距離とは別に、更に別の不变量を利用することにより提示して、管状臓器の2D投影画像と3D再構成との間の正確なマッチングを可能にする。一つの不变量は、投影動脈に沿った半径関数の挙動である。本発明では、一般的関係も動脈の投影密度とエピポーラ幾何と

10

20

30

40

50

の間に構築される。この関係によって、異なる投影画像に関して不变の値が計算され得る。不变特性は、異なる投影画像の管状臓器をマッチングさせるために利用される。歪みが生じない場合でも、エピポーラ幾何の原理によって固有解が得られない状況（エピポーラ線との対応の曖昧性）が生じる。第2グループの実施形態に係るこの新規のアプローチによって、このような状況における曖昧性が解消され易くなる。この関係は、管状臓器が局所的に円筒構造を有するという仮定の下に正しいことが判明する。

【0113】

エピポーラ条件及び投影面積値（密度測定値）を使用して不变関数を定義する工程。

図36は、管状臓器セグメントの3D円筒形表示を示している。Dを管状臓器の3D方向とし、SをDに直交する断面の面積（図1）とすると、 $|D| = 1$ となる。 V_1 及び V_2 を、管状臓器の2つの画像が撮像されたCアーム方向とすると、 $|V_1| = 1$ 、 $|V_2| = 1$ となる。断面積は、視線方向が管状臓器に直交する（ V_1 がDに直交する）場合にのみSに等しくなる。一般的な場合において、断面積は、視線方向Vと直交断面Sの平面との間の角度の余弦に反比例する。これは、断面積が $S / \cos(\theta)$ となることを意味する（図37）。

【0114】

上述の余弦は、ベクトルVとベクトルDとの間の角度の正弦に等しい。従って、断面積は次式により表わされる。

【0115】

【数4】

$$(1) \quad S_i = S / \sqrt{1 - (V_i^T D)^2}, \quad i=1,2,$$

上式において、 $V_i^T D$ は2つのベクトルの点乗積である。

【0116】

D_1 及び D_2 を、画像平面への管状臓器方向の投影像とする。方向 D_1 及び D_2 は管方向に一致する。これにより次式が得られる。

$$(2) \quad D_i = D - (V_i^T D) V_i, \quad i = 1, 2$$

ここで、(2)のベクトル D_1 及び D_2 は正規化されていないことに留意されたい。

【0117】

$V_{1,2}$ を使用して、2つの視線ベクトルに直交する単位ベクトルが $V_{1,2} = V_1 \times V_2 / |V_1 \times V_2|$ と表される。ベクトル $V_{1,2}$ は2つの画像のエピポーラ平面に直交するベクトルである。エピポーラ平面Eに対する管状臓器の投影方向の指標は、定義により $V_{1,2}$ 及び管状臓器方向のスカラー積である。

$$(3) \quad E_1 = D_1^T V_{1,2} / |D_1| \text{かつ} E_2 = D_2^T V_{1,2} / |D_2|$$

定理：投影面積及び可視エピポーラ線方向（visible epipolar orientation）の比は全ての視線ペアに関して不变、すなわち次式である。

$$(4) \quad S_1 / E_1 = S_2 / E_2$$

証明：

等式(1)及び(2)を使用して次式が得られる。

$$(5) \quad S_1^2 (1 - V_1^T D)^2 = S_2^2 (1 - (V_2^T D)^2)$$

$$(6) \quad D_1 + (V_1^T D) V_1 = D_2 + (V_2^T D) V_2$$

等式(6)に $V_{1,2}$ を乗じると $D_1^T V_{1,2} = D_2^T V_{1,2}$ が得られ、表示(3)を使用して次式が得られる。

$$(7) \quad |D_1| E_1 = |D_2| E_2$$

等式(7)を2乗すると、等式(7)を $|D_1|^2 E_1^2 = |D_2|^2 E_2^2$ として書き直すことができる。等式(2)から、 $|D_i|^2 = (D - (V_i^T D) V_i)^T (D - (V_i^T D) V_i) = 1 - (V_i^T D)^2$ が得られる。従って、次式が成り立つ。

$$(8) \quad (1 - (V_1^T D)^2) E_1^2 = (1 - (V_2^T D)^2) E_2^2$$

等式(8)及び(5)を使用して等式(4)が得られるので定理が得られる。

【0118】

等式(8)により表される全ての指標は複数の画像に基づいて計算され、3D再構成を行う必要がない。 S_i は、密度測定値として既知である - 投影断面積値を画像の階調値を使用して求める。上述のように、方向 D_1 及び D_2 は、画像から抽出される2D中心線の接線方向として計算され得る。

【0119】

3つ以上の視線に基づく3D再構成の工程に関する新規の制約を定義する工程。

3つ以上の投影画像に基づく3次元再構成の場合では、方向対応型制限 (direction correspondence constraint) を導入することができる。 D_1, D_2, \dots, D_N を、3Dベクトルとして表される2D管状臓器中心線に接するベクトルとする。次の条件が点マッチングに必要になる。マッチングした点に関して、ベクトル D_1, D_2, \dots, D_N から成る行列の階数は3未満である。

10

【0120】

【数5】

$$\text{Rank}(D_1, D_2, \dots, D_N) < 3$$

3つの投影画像 ($N = 3$) に関して、等価なステートメントはベクトル D_1, D_2, D_3 から成るゼロ行列式である。

【0121】

【数6】

$$\text{Det}(D_1, D_2, D_3) = 0$$

20

2D投影画像に基づく3D再構成方法

説明を簡単にするために、工程が2つの2D投影画像に関して説明される。3つ以上の2D投影画像に関する工程は、この説明を単純に一般化したものとなる。平行投影法が前提とされ、全ての画像において識別される、または与えられる基準点と一致する3D原点を通過する画像平面が考慮に入れられる。従って、画像平面において求められる全ての点及び方向は、基準点及び既知の方向を使用して3D構成要素として表現されることができ、かつ表現されることになる。

【0122】

$L_1(1), L_1(2), L_1(3), \dots$ を、第1画像の管状臓器の中心線を表す一連の点とし、 $L_2(1), L_2(2), L_2(3), \dots$ を、第2画像の管状臓器の中心線を表わす一連の点とする。前述の表示を使用すると、 V_1 及び V_2 は投影方向であり、 $V_{1,2}$ は2つの視線ベクトルに直交するエピポーラ線方向である。インデックス i が、線 L_1 上の或る点のインデックスとして使用され、インデックス j が、線 L_2 上の或る点のインデックスとして使用される。 $R_1(i), R_2(j)$ を2つの投影画像から得られる半径指標とし、 $D_1(i), D_2(j)$ を中心線正規化方向ベクトル指標とし、 $S_1(i), S_2(j)$ を密度測定計算に基づく投影断面積指標とする。 $P_1(i) = \text{dot}(L_1(i), V_{1,2})$, $P_2(j) = \text{dot}(L_2(j), V_{1,2})$ をエピポーラ距離とし、 $E_1(i) = \text{dot}(D_1(i), V_{1,2})$, $E_2(j) = \text{dot}(D_2(j), V_{1,2})$ の関係が得られる。 E の等価定義は、エピポーラ距離及び線分長の増分 dP/dL として与えられ得る。

30

【0123】

N 及び M を中心線の点の数として、矩形のインデックス領域 $i, j : (1 \leq i \leq N) \times (1 \leq j \leq M)$ に関して定義される2つの変数 i 及び j の関数 F について考察する。

$$F(i, j) = F_1(|P_1(i) - P_2(j)|) + C_2 F_2(|R_1(i) - R_2(j)|) + C_3 F_3(|S_1(i) E_2(j) - S_2(j) E_1(i)|) + F_4(E_1(i) E_2(j))$$

ここで、 F_1, F_2, F_3, F_4 は次の特性を有する関数である。 $F_1(0) = F_2(0) = F_3(0) = 0$; F_1, F_2, F_3 は単調増加関数である ; $F_1(\dots) = \dots ; 0 \leq F_2, F_3 \leq 1$;

40

50

【0124】

【数7】

$$F_4(x) = \begin{cases} x \geq 0 の場合、0 \\ x < 0 の場合、\infty \end{cases}$$

C_2 及び C_3 は重み付け係数である。

【0125】

マッチング問題は、関数 F の最短経路発見問題の解として公式化される。すなわち、辺 $i = 1$ または $j = 1$ から始まって辺 $i = N$ または $j = M$ で終わり、値 F の最小合計が途中に位置する単調連続経路 (continuous and monotonic path) が発見される。10 「連続」及び「単調な」という用語は、3つの可能なインデックス増分 $i, j : (0, 1), (1, 0), (1, 1)$ が存在することを意味する。最適化問題は、動的プログラミング法またはダイクストラアルゴリズムによって解かれ得る。

【0126】

目的関数の第1項 $F_1 (|P_1(i) - P_2(j)|)$ はソフトエピポーラ拘束であり、この拘束ではエピポーラ条件 $P_1(i) = P_2(j)$ からの大きな変位にペナルティが課せられる。例えば、ペナルティ関数 $F_1 = |P_1 - P_2| / T$ は $|P_1 - P_2| < T$ を満たす相違を許容し、かつ $|P_1 - P_2| > T$ を満たす大きな相違を許容しない。目的関数の第2項 $C_2 F_2 (|R_1(i) - R_2(j)|)$ は、最適経路に沿った半径の類似性を強める。第3項 $C_3 F_3 (|S_1(i) E_2(j) - S_2(j) E_1(i)|)$ は、定理に記述される不变特性を表す。ここで、第3項はゼロによる除算に関連する特異点を除去する形で表記される。第4項 $F_4 (E_1(i) E_2(j))$ は強い制約を実際に課して、エピポーラ距離によってマッチングを得ることができる状態でも、逆向きのセグメントがマッチングすることができないようにする。この項は、曖昧さが（エピポーラ線に関する問題）生じる状況においてマッチングが得られ易くなるように作用する場合が多い。公式上、エピポーラ線方向指標 $E_1(i), E_2(j)$ が同じ符号を有する必要があるという条件は、定理に記述される等式及び測定断面積が必ず正であるという事実に基づく。20

【0127】

従って、最適化目的関数 $F(i, j)$ は、2つの中心線の点の間の全ての考えられる対応関係に関して定義される。最適化問題の解は、一方の中心線上の2D点と他方の中心線上の2D点との間の対応マップである。次に、3次元再構成を得る工程が、文献に記載されているように継続する。2D点からなるそれぞれのマッチングセットによって、1つの3D点が例えば投影線からの距離を最小にする点として定義される。一連のこれらの3D点が管状臓器の3次元再構成となる。30

【0128】

3つ以上の投影画像の場合、最適化工程は同様であり、かつ3D点は次のいずれかの方法によって求められ得る。

- (a) それぞれの投影線ペアから得られる3D点を「平均化する工程」、または、
- (b) 3つ以上の投影線を使用して3D点、例えばこれらの線からの距離の合計を最小にする点を求める工程。

【0129】

また、3つ以上の投影画像の場合、上述の「3つ以上の視線から得られる3D再構成工程に関して新規の制約定義する工程」のように、方向対応基準が最適化工程に取り入れられる。

【0130】

基準点がスケルトン点、すなわち $L_1(i_0)$ 及び $L_2(j_0)$ の一方である場合、基準点 i_0, j_0 を通過する経路に最適化アルゴリズムを制限する更に別の制約が目的関数に課される。

【0131】

【数8】

$$F_{ref}(i,j) = \begin{cases} (i = i_0 \text{ かつ } j \neq j_0) \text{ 又は } (i \neq i_0 \text{ かつ } j = j_0) \text{ の場合, } \infty \\ \text{その他の場合, } 0 \end{cases}$$

ここで、目的関数の第1項 - ペナルティ項 $F_1 (| P_1 (i) - P_2 (j) |)$ のみが基準点によって変わることに注目されたい。

【0132】

基準点が既知ではない場合、エピポーラ距離の差は、エピポーラ線方向に沿った移動量に依存するワンパラメータの関数の族として表現されることができる。基準点（または移動量）は、異なる方法により求められ得る。

10

【0133】

・ E を dP / dL とし、 P をエピポーラ距離とし、 L を中心線長とする場合の $E_1 (i) = 0$ 及び $E_2 (j) = 0$ の条件に従う点の中から基準点が選択され得る。

・ 移動量、従って基準点は、任意の、かつ一時的な基準点までのエピポーラ距離の関数として表される関数 S_1 / E_1 及び S_2 / E_2 を関連付けることにより、または関数 R_1 及び R_2 を関連付けることにより求められ得る。

【0134】

・ 基準点は、従来のペナルティ項 $F_1 (| P_1 (i) - P_2 (j) |)$ が次の表現式、
 $F_1 (| P_1 (i) - P_2 (j) - (| P_1 (i_{start}) - P_2 (j_{start}) |) |)$ に置き換えられる場合の最適化問題を解く工程において求められることができ、この表現式において、 P_1, P_2 は、任意の、かつ一時的な基準点までの距離であり、 i_{start}, j_{start} は、点 (i, j) における現時点での最適マッチングセグメントの第1点のインデックスである。

20

【0135】

上述の方法の他に、本発明は管状臓器を撮像するシステムも意図し、このシステムはマイクロプロセッサを備え、このマイクロプロセッサは、上述の3次元再構成方法を使用して、管状臓器の3次元再構成を異なる透視方向から得られる管状臓器の2つ以上の血管造影画像に基づいて実現するように構成される。本発明は特に、動脈樹に含まれる動脈の撮像に適用され得る。

【0136】

30

第3グループの実施形態

本発明の第3グループの実施形態の目的は、3次元臓器再構成を2つよりも多くの血管造影投影画像に基づいて自動的に行い、ユーザによる更に別の相互作用を必要としない、すなわちユーザが更に別の血管造影画像の管状臓器を識別する必要がない方法及びシステムを提供することにある。

【0137】

2つの投影画像に基づいて行われる動脈のような管状臓器の3次元再構成は、先行技術において公知の方法を用いて利用され得る。普通、この操作は、2つの第1の視線画像の注目臓器を識別するために、ユーザによる幾つかの相互作用を必要とする。一旦、この再構成が利用できるようになると、第3グループの実施形態によって、自動更新を一つ以上の追加の投影画像に基づいて行う方法が実現される。2つの投影画像に基づいて再構成される3Dモデルが利用可能である場合、このモデルは、更に別の画像平面に、追加の既存の当該投影画像に関する特定の視線配置に従って投影される。これにより大きな形状歪みが生じ、この歪みによって、歪み自体が実際のX線画像と投影モデルとの間の未知の移動量であることが明らかになる。第3グループの実施形態は、この移動量を、相関法を用いて求めることができる。移動量が計算された後、第3画像における臓器トレース及び解析が、投影モデルを第1近似として使用することにより実行される。次に、新規に検出されるとともにトレースされる臓器の投影画像を使用して、3次元再構成の再計算が行われて更に高い精度の近似が行われる。

40

【0138】

50

このグループの実施形態の第2の態様によれば、2つの視線画像に基づいて行われる3次元再構成を利用して、微調整され、かつ追加の投影画像を取り入れた再構成の局所重みが求められる。臓器の投影画像は、視線方向が臓器に直交する場合の3次元再構成を行うために最も多くの情報を提供する。更に、投影画像ペアは、視線方向が十分に離れている場合に更に多くの情報を提供する。これらの特性は、臓器のセグメントに関して明らかに局所的である。従って、これらの投影画像の一つの組み合わせは臓器の一つのセグメントに関して好適であり、これらの投影画像の別の組み合わせは臓器の別のセグメントに関して好適である。

【0139】

第3グループの実施形態は、微調整される3D再構成に関する2つの2D画像ソースの組み合わせの局所重みを求めるることを提案する。局所重みは、(2つの第1の投影画像に基づいて再構成される)1次3Dモデル中心線と投影画像の視線ベクトルとの間の角度、及び視線ベクトルの間の角度に従って求められる。

【0140】

従って、第3グループの実施形態は、臓器の自動3次元再構成を3つ以上の投影画像に基づいて行う新規の方法及びシステムに関する。一旦、2つの投影画像に基づく臓器の3次元再構成が利用可能になると、本グループの実施形態は、更に別の投影による2D画像の再構成臓器を自動的に識別し、(第1及び第2画像に対して行った方法と同じ方法で)2D画像の臓器のトレース及び解析を自動的に行い、最終的に新規の投影画像を3次元再構成に取り入れて3次元再構成の精度を上げる方法及びシステムを提供する。このようなアプローチは特に、動脈樹に含まれる動脈の撮像に適用され得る。

【0141】

臓器の投影画像は、視線方向が臓器に直交する場合の3次元再構成を行うために最も多くの情報を提供し、かつ大きく異なる視線による画像によって、大きく異なることがない(近い)視線による画像の場合よりも精度の高い3D再構成を実現する。これらの2つの特徴を実現するために、この第3グループの実施形態の幾つかは、2つの視線に基づいて行われる3次元再構成を利用して微調整され、かつ更に別の投影画像を取り入れた再構成の局所重みを求める新規の方法及びシステムを提供する。

【0142】

特に、本グループの実施形態は、2つの第1の投影画像に追加される更に別の血管造影投影画像を利用することができます場合の臓器の3次元再構成を更に高い精度で行う2つの態様に関する。第1の態様は識別する工程、トレースする工程、及び更に別の投影画像を再構成に取り入れる工程の自動化手順に言及する。第2の態様は、重み付け再構成工程を行う新規の方法を提供し、重みは、視線角度によって変わる3Dモデルを再構成するための複数の投影画像の局所的な最適な組み合わせを表す。

【0143】

更に別の投影画像の臓器を自動的に検出する方法

Aを、2つのマーキング済み画像に基づいて再構成される臓器セグメントの3Dモデルとする。例えば、一般化円筒モデルを使用することができ、このモデルは、3次元中心線及び複数の半径によって指定される円形直交断面から構成される。このモデルはA(X_i, Y_i, Z_i, R_i)と表されることができ、iは3次元中心線に沿ったスケルトン点のインデックスである。Iを、Aの再構成に使用しなかった画像とする。Gを画像Iの既知の形状とする。形状データGは角度及び倍率の粗い推定値を含むが、Cアーム患者ベッドの移動量を含まない。3DモデルAをフローティング(floating)と呼び、空間における位置ではなく、寸法及び形状という点で真の臓器を意味するとともに表す。

【0144】

形状データGを使用するモデルAを画像I平面に投影する操作は、2つの方法 - バイナリにより、または現実的に実行され得る。「現実」投影は、画素の階調値を光線及びモデルの交差部分の長さの関数として設定する。「バイナリ」投影は単に画素をゼロ及び1に設定し、「1」は光線及びモデルの交差部分が存在したことを意味する。投影画像と血管

10

20

30

40

50

造影画像 I との間の移動量を求めるために、文献において公知になっている相關法を使用して 2 つの画像を関連付ける必要がある。関連付けは、I と「現実」投影画像または「バイナリ」投影画像との間で実行され得る。

【 0 1 4 5 】

移動量は画像 I の注目領域を定義し、3 次元モデル投影は臓器の中心線の第 1 近似を提供する。従って、工程は、先行技術において公知のように画像 I の臓器をトレースすることにより継続し、臓器のパラメータ（半径、階調値 . . . ）を先行技術において公知のように計算し、最終的に、更に別の投影画像により得られるデータを 3 次元再構成に取り入れる。

【 0 1 4 6 】

N (N > 2) 個の 2 D 投影画像に基づく 3 次元再構成の方法

3 D 線を複数の投影画像に基づいて再構成する操作は最適化問題と考えられることができる、この問題の基本ステップは 1 つの点の再構成である。理論的には、1 つの点を複数の投影画像を使用して再構成する操作は、複数の 2 D 投影画像に対応する複数の投影線の交差部分を用いて行わることができる。実際には、これらの投影線は交差しない。交差する 2 つの線から得られる 3 D 再構成点の本質的な一つの定義は、3 D 点を、複数の投影線を結ぶ最短セグメントの中点として定義することができる。3 つ以上の投影画像に基づく 3 次元再構成は上述の考えを拡大し、3 D 点を同様の方法により求める。一例として直接的な拡大を行って、(3 つ以上の) 投影線からの距離が最小になる 3 D 点が選択される。別 の方法では、全ての投影画像ペアから得られる 3 D 点が選択され、これらの点の幾何学的関数として最終の再構成点が設定される。本グループの実施形態は新規のアプローチを提案し、このアプローチでは、全ての投影画像ペアから得られる結果が実際に使用されるが、3 D 再構成結果が点のみの関数として設定されるのではなく、視線角度及び 3 D モデルの関係を利用して各ペア結果の重みが決定される。

【 0 1 4 7 】

V_1, V_2, \dots, V_N を視線方向とし、 L_1, L_2, \dots, L_N を投影線とする
と $L_i = P_i + V_i$ で表される等式が得られ、 P_1, P_2, \dots, P_N は 2 D 中心線
の点である (i は 1 つの投影画像に対するインデックスである)。

【 0 1 4 8 】

A を、インデックス 1 及び 2 が付された 2 つの投影画像に基づいて再構成される臓器セグメントの 3 D モデルとする。これらの 2 つの投影画像 1 及び 2 に基づく 1 次再構成の結果として、モデル A の中心線の点が点 P_1, P_2 の基準となるようにする。T を、点 P_1, P_2 の基準となる領域における 3 D モデル A の局所接線方向とする。 $R_{i,j}$ を、投影線 L_i と L_j との間の最短セグメントの中点とする。単位ベクトル V_i, V_j 及び T から成る 3×3 行列式を、 $W_{i,j} = \det(V_i, V_j, T)$ として表す。交点は次の表現式により与えられる。

【 0 1 4 9 】

【 数 9 】

$$R = \Sigma W_{i,j} R_{i,j} / \Sigma W_{i,j}$$

交差部分の等式は次式により与えられる。

【 0 1 5 0 】

【 数 1 0 】

$$D = \Sigma W_{i,j} D_{i,j} / \Sigma W_{i,j}$$

上式において、 $D_{i,j}$ は線 L_i と L_j との間の距離である。

【 0 1 5 1 】

再構成 3 D 点は、各投影線ペアに関する交点の重み付け合計として定義される。重みは 2 つの視線の相互配置及び基本 3 D モデルの局所方向を表し、最大重み (1) は、共に臓器にも直交する 2 つの直交視線を合成することにより得られるようになる。重みは、2 つ

10

20

30

40

50

の視線が互いに近接する、またはこれらの視線の内的一方が非常に大きく傾いている場合にはほぼゼロになる。ここで、重みの影響は局所的であることに注目されたい。視線ペアが同じになると、その影響は臓器の一つのセグメントで最大となり、かつ別のセグメントで最小となる。また、この定義では、3D再構成点を最適化工程の間に計算する必要がないことから、提案されるこの定義が極めて効率的であることに注目されたい。2つの投影線の間の距離 $D_{i,j}$ は単に、2つの点乗積の絶対差として計算されるエピポーラ距離の相違である。

【0152】

上述の方法の他に、この第3グループの実施形態は管状臓器を撮像するシステムも提供し、このシステムはプロセッサを備え、このプロセッサは、上述の3次元再構成方法を使用して、異なる透視方向から得られる2つ以上の管状臓器の血管造影画像に基づいて管状臓器の3次元再構成を実現するように構成される。

10

【0153】

他の改善項目

本発明の上述の実施形態（グループ1，2，及び／又は3）は次の特徴の内の一つ以上を含むことができ、各特徴はそれ自体が個別の実施形態を含むこともできる。

【0154】

複数のデータ3DR再構成画像ページ：断面積グラフ及び病变解析測定値（例えば、直径データ、Cアーム位置、他の基準データ）が同時に表示され、最大限の関連情報を最適な方法で配信されてもよい（例えば、図31を参照されたい）。

20

【0155】

種々の投影位置に関するポップアップメニュー。種々の投影位置に関して表示されるポップアップリスト（例えば、2D投影画像）、ONP（次の最適投影位置）及び0,0。オペレータが3D画像を（例えば）2D画像と比較することを可能にするために、投影画像の選択が3D画像を該当する投影位置にまで回転させてもよい。

【0156】

3Dモデル及び／又はグラフのカラーコーディング及び他のデータ。カラーコーディングを行って狭窄の重症度、観察角度など（または複数のパラメータの組み合わせ）を示して医師の注意を問題のセグメントに向けさせることができる。

【0157】

相関データ。血管の2Dトレースのデータを3Dモデルと相互参照してグラフにする。全ての点が同時に完全に符合する。目印を表示して、例えばオペレータがデータを特定の形で、または同時に調査することができるようとする。

30

【0158】

断面積（統合出力）データを表すグラフ、及び直径情報のグラフ、またはこれらの組み合わせのグラフを含む一つ以上のグラフ（例えば、図34のスクリーンショットを参照されたい）が表示されてもよい。直径データのグラフは血管に沿ったそれぞれの点の最大直径及び最小直径を表すことから、このグラフは「偏心性」と称される。

【0159】

エピポーラ／警告／バー／線。エピポーラ幾何は公知であり、かつ多くの文献に記載されており、本発明の3DRに使用される。しかしながら、3DRは複数の画像がエピポーラ幾何に使用される場合にのみ実現される。従って、第1画像と組み合わせた第2画像が3DRの実現を容易にするために十分であるかどうかを判断するために、本発明の実施形態はオペレータに可視表示手段を提供する。図35A, 35Bに示すように、一旦、オペレータが第1画像へのマーキングを完了し（図35A）、注目血管をオペレータが第2画像の狭窄の上／近傍をクリックすると同時にトレースすると（図35B）、システムは第2画像上に、第1画像のマーキング及びエピバー3530の近傍に位置するエピポーラ線（線3510及び3520）を表示する。

40

【0160】

バーは3DRの状態を示す。本図（図35B）では、第2画像が第1画像と良好に組み

50

合わされているかどうかを示すために、バーがカラーコード化されている。ここで、バーが相対的に「白くなる」について、3DRの状態が良好になる。従って、図35Bのバーは極めて白に近いことから、3DRの状態は良好である（バーが相対的に「赤くなる」について3DRの状態が悪くなることが示される）。

【0161】

これらの図の多くはシステムの好適な実施形態のスクリーンショットを表わす。特に、カテーテルキャリブレーションの好適な実施形態（図33）、エッジトレース及び健康な動脈の表示を含む2D画像関連データの表示（図29）、注目血管及び3Dの健康な血管に関する3DR結果の表示（図31）、及び注目血管の定量解析結果（図34）が提示され、この定量解析結果は、狭窄度（直径及び面積）、狭窄長、ブラーク容積、最小内腔径及び面積、基準（健康な）面積指標及び直径指標、偏心度及び観察角度のようなグラフ及び特定の測定値の形で表示される。

【0162】

ここまで多くの本発明の実施形態について記載してきたが、この技術分野の当業者には、本開示はこれらの実施形態に制限されず、かつ上記実施形態は組み合わせて使用することができる事が明らかである。更に、多くの他の実施形態及び開示した実施形態の変形は本発明の技術範囲に含まれると考えられる。

【図面の簡単な説明】

【0163】

【図1】本発明の一の実施形態に係るシステム、及びCアームとの接続を行ラインターフェースを模式的に示す。

【図2】狭窄血管の3つの点のマーキングを示す。

【図3】血管網を含む血管映画撮影法による複数のフレーム画像の内の1つの画像を示す。

【図4】間違いのトレースエッジを有する図3の画像である。

【図5】気泡領域を有する血管の模式図である。

【図6】エッジ補正に使用されるアイテムを基準とする血管映画撮影法による複数のフレーム画像の内の1つの画像である。

【図7】注目血管の検出気泡を示す画像である。

【図8】最終のトレースエッジを示す図7の画像である。

【図9】隆起検出の様子を示す、血管映画撮影法による複数のフレーム画像の内の1つの画像である。

【図10】（隆起を有する）間違いのトレースエッジを有する図9の画像である。

【図11】正しいエッジを有する図9の画像である。

【図12】隆起検出及び除去工程を模式的に示す図である。

【図13】隆起検出及び除去工程を模式的に示す更に別の図である。

【図14】隆起検出及び除去工程を模式的に示す更に別の図である。

【図15】中心線を定義する様子を示す注目血管の画像である。

【図16】血管の典型的な断面を模式的に示す。

【図17】血管の密度測定値を計算するアプローチを示す注目血管の画像である。

【図18】本発明のある実施形態に係る密度測定の原理を模式的に示す。

【図19A】密度測定値を計算するための注目血管のプロファイル線を示す画像である。

【図19B】図19Aの画像に関連する密度測定値のグラフである。

【図20A】対応点マッチングを示す血管網の第1及び第2画像を示す。

【図20B】対応点マッチングを示す血管網の第1及び第2画像を示す。

【図21A】健康な動脈を計算により求める様子を示す狭窄血管の画像である。

【図21B】図21Aの狭窄血管を健康な動脈計算により求める様子を示すグラフである。

。

【図22A】健康な動脈を計算により求める別の様子を示す狭窄血管の別の画像である。

【図22B】図22Aの狭窄血管を健康な動脈計算により求める様子を示すグラフである。

10

20

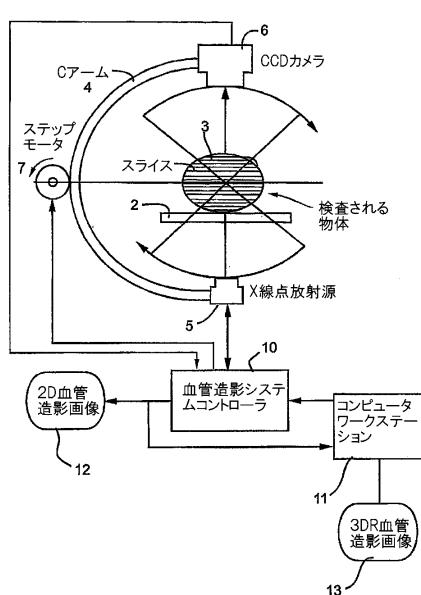
30

40

50

- 。【図23】健康な血管の表示を求める操作を参照して得られる着目狭窄血管の画像である
- 。【図24】健康な血管の表示を求める操作を参照して得られる着目狭窄血管の画像である
- 。【図25】健康な血管の表示を求める操作を参照して得られる着目狭窄血管の画像である
- 。【図26】健康な血管の表示を求める操作を参照して得られる着目狭窄血管の画像である
- 。【図27】健康な血管の表示を求める操作を参照して得られる着目狭窄血管の画像である 10
- 。【図28】健康な血管の表示を求める操作を参照して得られる着目狭窄血管の画像である
- 。【図29】本発明に係る3DRシステムのスクリーンショットであり、2D画像関連表示(2Dの健康な動脈表示を含む)を示す。
- 【図30】注目血管の3DRである。
- 【図31】3DRに関連する情報の表示を含む3DRのスクリーンショットである。
- 【図32】本発明に係るシステムのスクリーンショットに現われるポップリストの例を示す(注目血管の3DRも示す)。
- 【図33】本発明に係る3DRシステムのスクリーンショットであり、校正方法を示す。 20
- 【図34】本発明に係る3DRシステムのスクリーンショットであり、グラフィックデータ表示を示す。
- 【図35A】注目血管のトレースエッジを示す第1画像である。
- 【図35B】注目血管のトレースエッジを示す第2画像であり、この画像は、図35Aにおいて撮像される画像\血管との関係から、第2画像を3DRの良好な候補として適用することができることを示すエピポーラバー及びエピポーラ線を含む。
- 【図36】本発明のある実施形態に係る管状臓器セグメントを3Dの円筒構造として表わす様子を示す。
- 【図37】図36に示すセグメントを通る断面領域を示す。

【図1】



【図2】

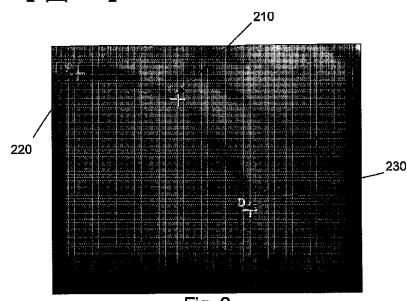


Fig. 2

【図3】

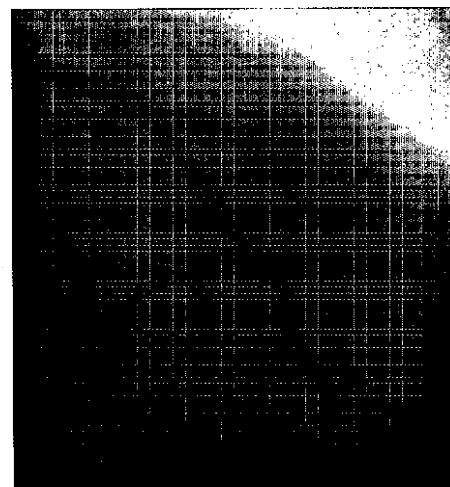


Fig. 3

【図4】

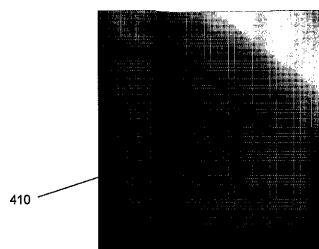


Fig. 4

【図7】

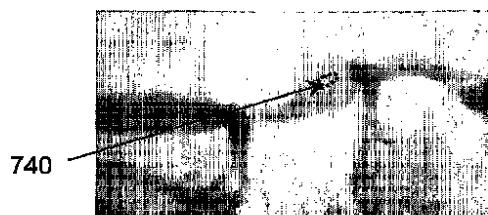


Fig. 7

【図5】

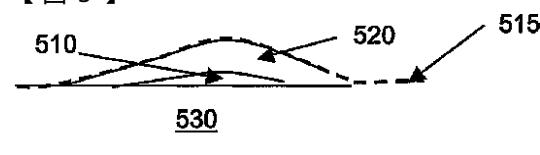


Fig. 5

【図6】

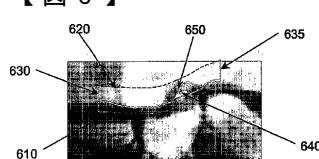


Fig. 6

【図8】

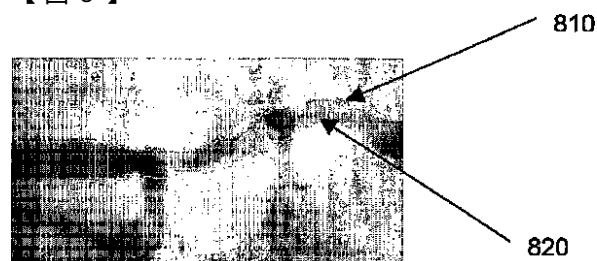


Fig. 8

【図 9】

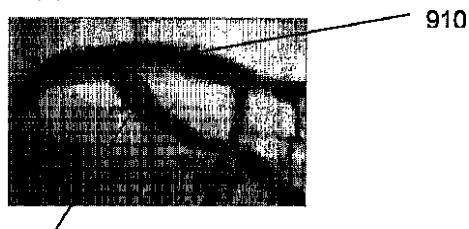


Fig. 9

【図 10】



Fig. 10

【図 11】

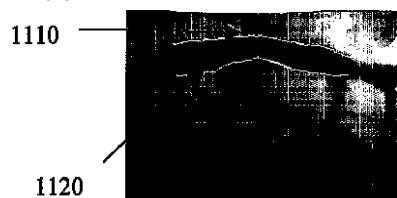


Fig. 11

【図 12】

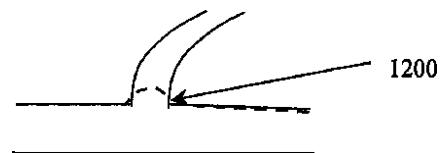


Fig. 12

【図 13】

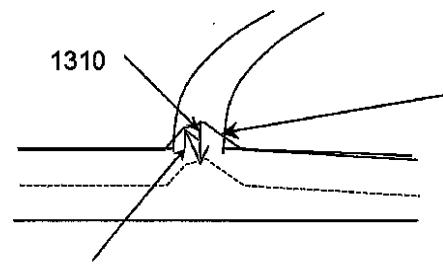


Fig. 13

【図 14】

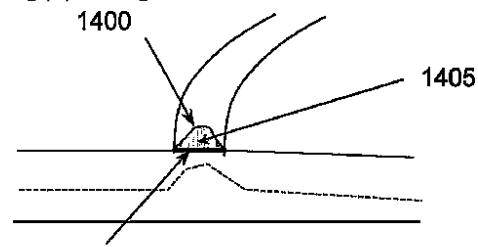


Fig. 14

【図 15】

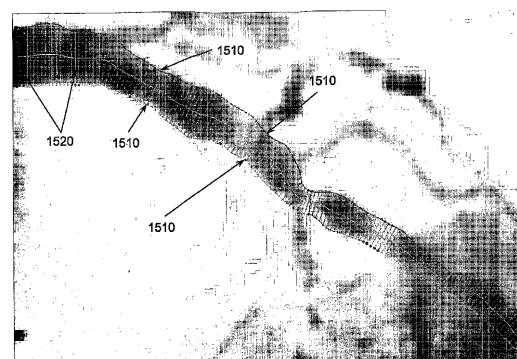


Fig. 15

【図 16】

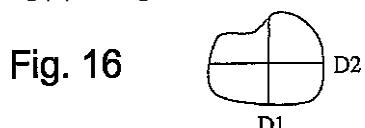


Fig. 16

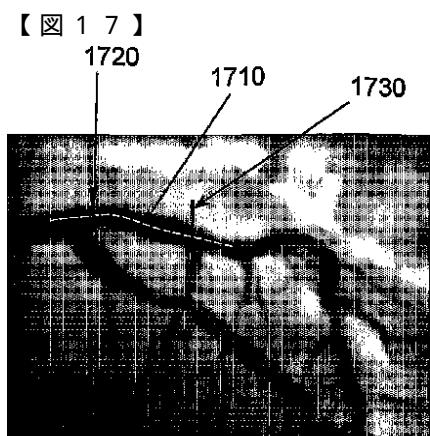


Fig. 17
【図 18】

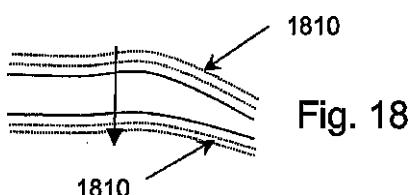


Fig. 18

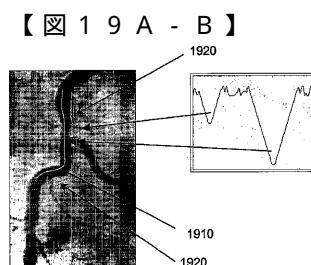


Fig. 19A Fig. 19B

【図 20 A - B】



Fig. 20A

Fig. 20B

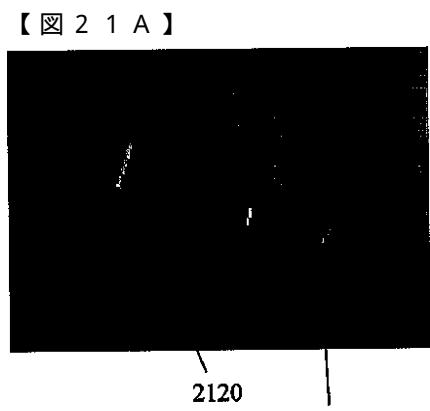


Fig. 21A
2110

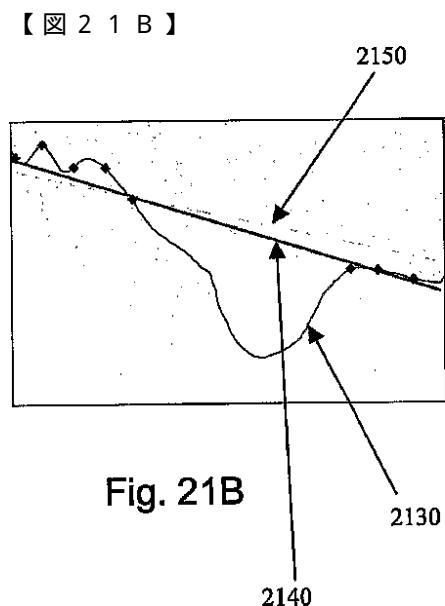


Fig. 21B

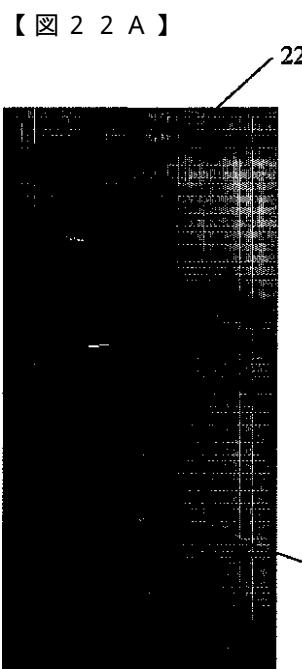


Fig. 22A

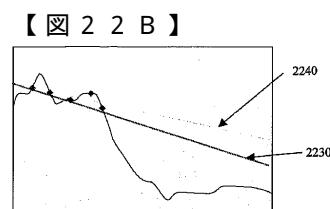


Fig. 22B

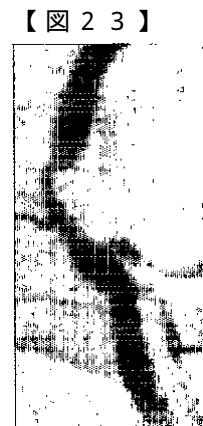


Fig. 23

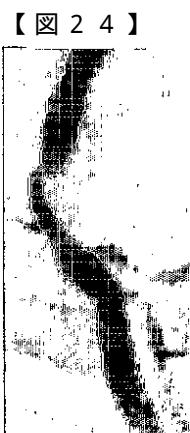


Fig. 24



Fig. 25

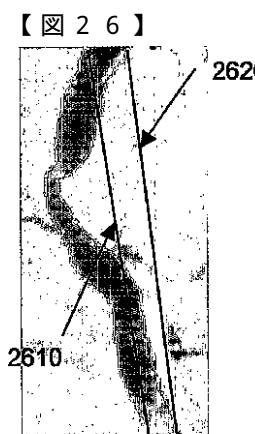


Fig. 26



Fig. 27



Fig. 28

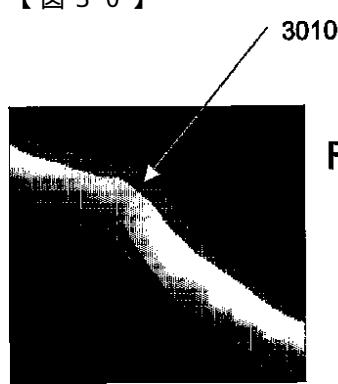
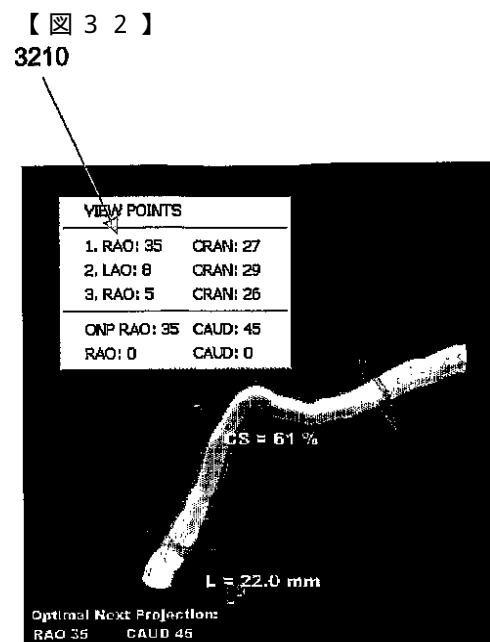
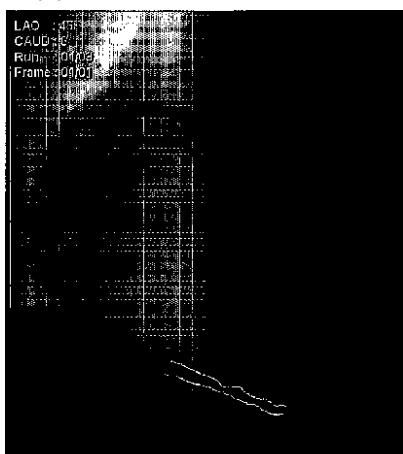


Fig. 30

Fig. 32

【図 35A】



【図 36】

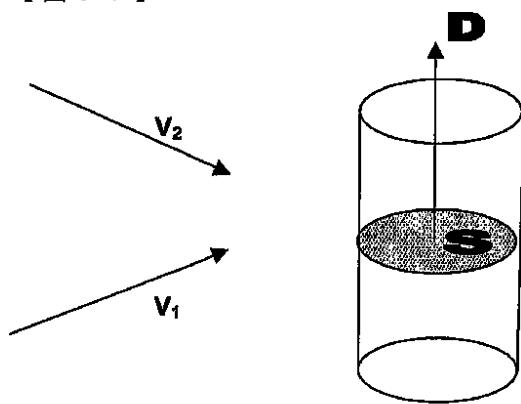


FIG. 36

Fig. 35A

【図 37】

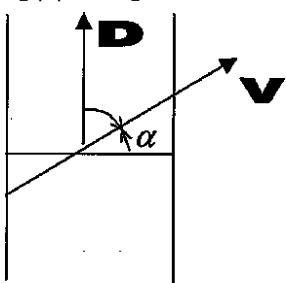
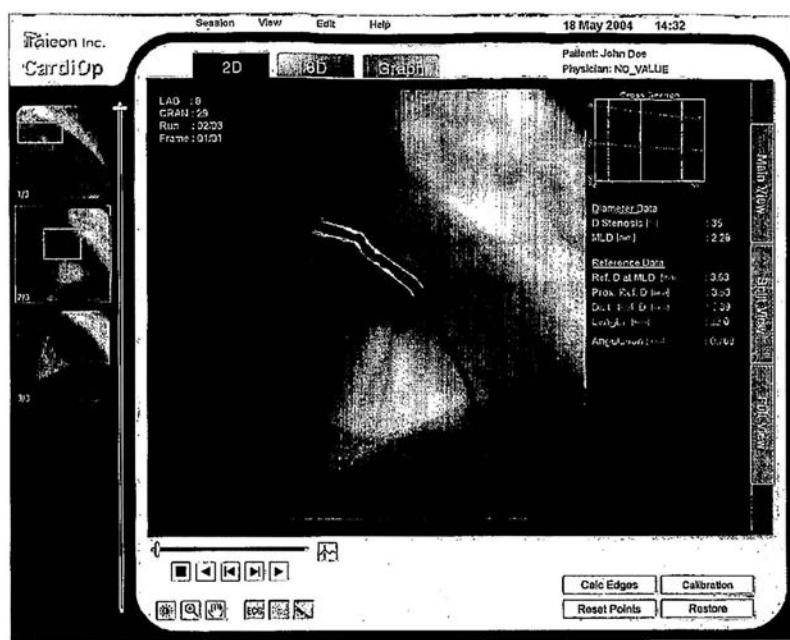


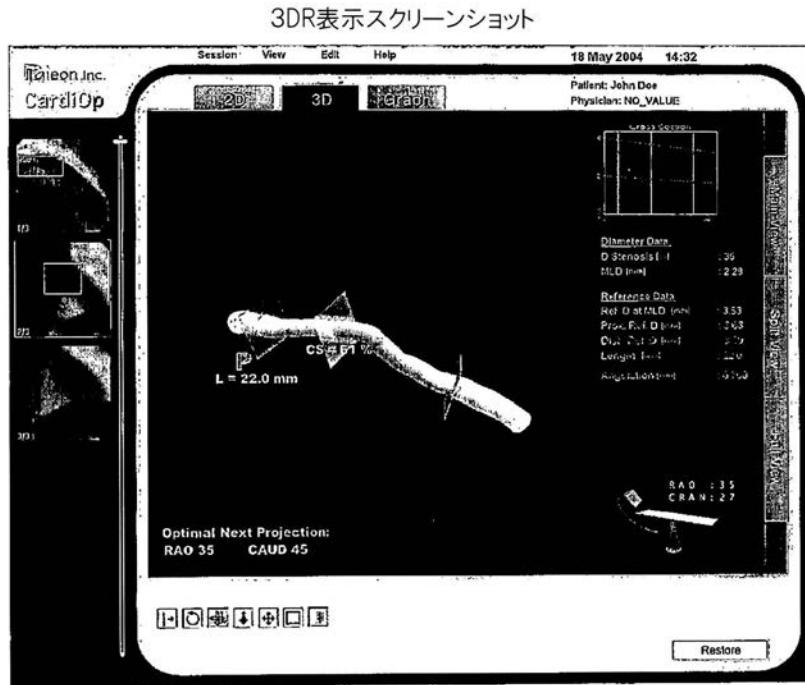
FIG. 37

【図29】

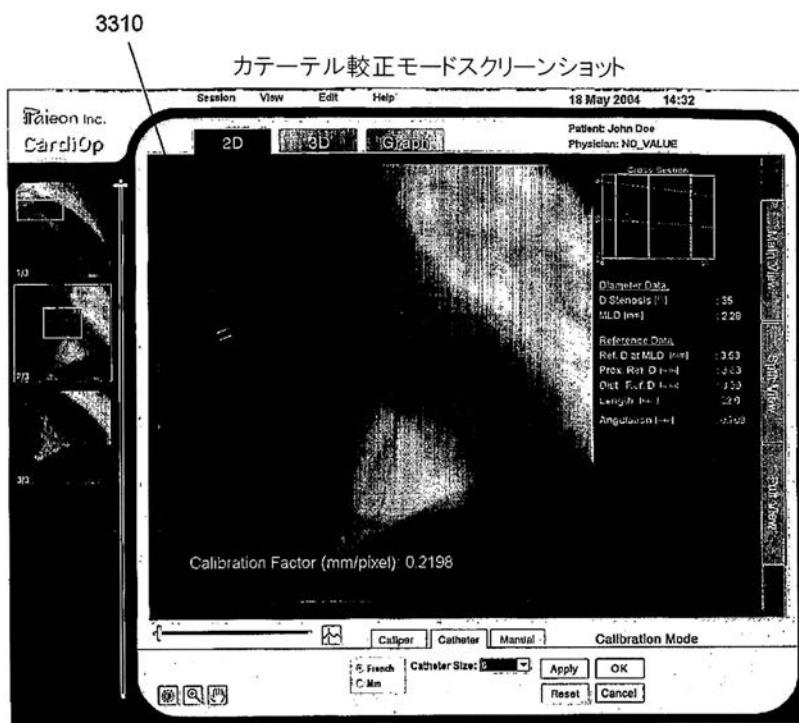
2D表示スクリーンショット



【図31】

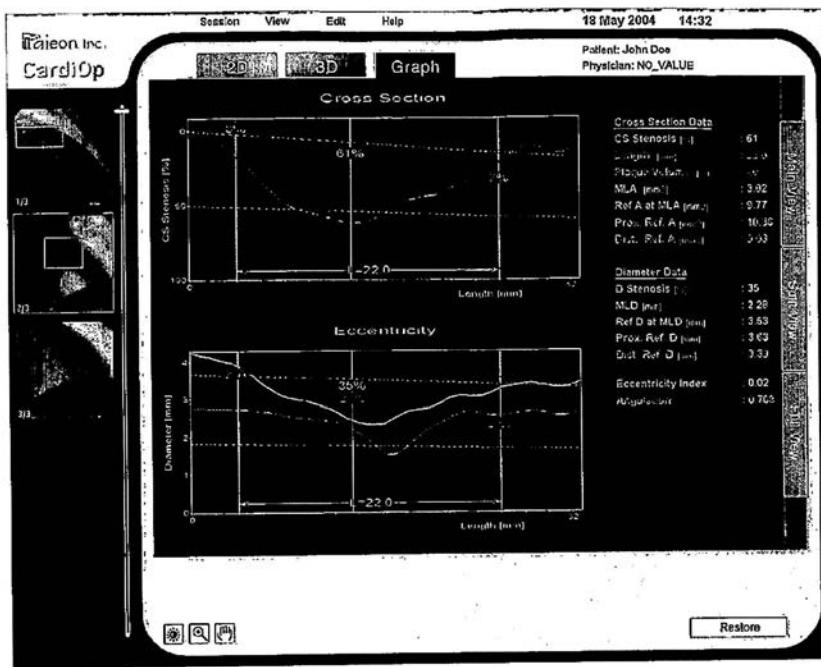


【図33】

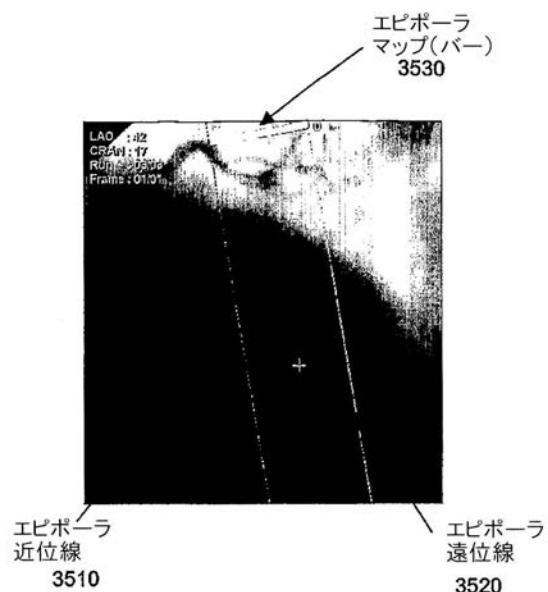


【図34】

データグラフ化スクリーンショット



【図 3 5 B】



フロントページの続き

(31)優先権主張番号 60/577,981

(32)優先日 平成16年6月7日(2004.6.7)

(33)優先権主張国 米国(US)

(72)発明者 ザーク、マイケル

イスラエル国 54052 ギバト シュムエル オラニム ストリート 9

審査官 安田 明央

(56)参考文献 特開平06-154199(JP, A)

特開平08-131429(JP, A)

特開平10-005203(JP, A)

特開平07-047060(JP, A)

特開2002-207992(JP, A)

特開平07-079955(JP, A)

特開平05-253215(JP, A)

(58)調査した分野(Int.Cl., DB名)

A61B 6/00-6/14