

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特 許 公 報(B2)

(11) 特許番号

特許第6717514号

(P6717514)

(45) 発行日 令和2年7月1日(2020.7.1)

(24) 登録日 令和2年6月15日(2020.6.15)

(51) Int.Cl.	F I
A 6 1 B 8/12 (2006.01)	A 6 1 B 8/12
A 6 1 B 6/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/00 3 7 O
A 6 1 B 6/12 (2006.01)	A 6 1 B 6/00 3 3 1 E
	A 6 1 B 6/12

請求項の数 10 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2019-531641 (P2019-531641)	(73) 特許権者	517161511
(86) (22) 出願日	平成29年7月4日(2017.7.4)		シェンチェン ユニバーシティ
(65) 公表番号	特表2020-500665 (P2020-500665A)		中華人民共和国, 広東省, シェンチェン,
(43) 公表日	令和2年1月16日(2020.1.16)		ナンシャン, ナンハイ アベニュー368
(86) 国際出願番号	PCT/CN2017/091573		8
(87) 国際公開番号	W02019/000479	(74) 代理人	100079108
(87) 国際公開日	平成31年1月3日(2019.1.3)		弁理士 稲葉 良幸
審査請求日	令和1年6月13日(2019.6.13)	(74) 代理人	100109346
(31) 優先権主張番号	201710526406.7		弁理士 大貫 敏史
(32) 優先日	平成29年6月30日(2017.6.30)	(74) 代理人	100117189
(33) 優先権主張国・地域又は機関	中国 (CN)		弁理士 江口 昭彦
		(74) 代理人	100134120
			弁理士 内藤 和彦

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 冠状血管3次元再構築の方法、装置、設備及び記憶媒体

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

冠状血管3次元再構築方法であって、

入力された冠状動脈造影画像を前処理し、前記前処理後の冠状動脈造影画像から血管辺縁輪郭及び2次元ガイドワイヤを抽出し、また入力された関連の血管内超音波画像に対し内膜、外膜を分割するステップと、

各々あらかじめ設定された第1造影平面、第2造影平面に位置する前記冠状動脈造影画像内の前記2次元ガイドワイヤを同一の始点に平行移動し、平行移動後の前記2次元ガイドワイヤに基づき、互いに直交する曲面を構築し、前記互いに直交する曲面の交線を3次元ガイドワイヤとしてセットするステップと、

10

前記各フレーム血管内超音波画像を前記3次元ガイドワイヤに沿って等間隔で配列し、前記3次元ガイドワイヤ上の前記血管内超音波画像が所在する位置の接ベクトルに基づいて、前記血管内超音波画像を前記接ベクトルに垂直となる位置まで回転させるステップと、

前記接ベクトルの垂直平面上において、前記接ベクトルの対応位置にある前記血管内超音波画像を異なる角度に回転させ、また回転後の前記血管内超音波画像を前記冠状動脈造影画像上に逆投影し、前記血管内超音波画像の逆投影及び前記血管辺縁輪郭から前記3次元ガイドワイヤまでそれぞれ距離に基づいて、前記各フレーム血管内超音波画像の最適オリエンテーション角度を確定するステップと、

前記各フレーム血管内超音波画像を対応する前記最適オリエンテーション角度に回転さ

20

せ、前記 3 次元ガイドワイヤ上の前記各フレーム血管内超音波画像内の内膜間距離、外膜間距離に基づいて、前記冠状動脈造影画像及び血管内超音波画像の血管に対し表面を再構築するステップと、

を含むことを特徴とする、方法。

【請求項 2】

入力された冠状動脈造影画像を前処理し、前記前処理後の冠状動脈造影画像から血管辺縁輪郭及び 2 次元ガイドワイヤを抽出するステップは、

前記冠状動脈造影画像に対しコントラストを増強すると共に前記冠状動脈造影画像上のノイズに対し平滑化処理を行うことと、

前記冠状動脈造影画像上の血管辺縁輪郭を抽出すると共にあらかじめ設定されたヘッセ行列抽出方式により、前記冠状動脈造影画像内の血管の 2 次元ガイドワイヤを抽出することと、

を含むことを特徴とする、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

平行移動後の前記 2 次元ガイドワイヤに基づき、互いに直交する曲面を構築し、前記互いに直交する曲面の交線を 3 次元ガイドワイヤとしてセットするステップは、

平行移動後の 2 次元ガイドワイヤに基づいて前記第 1 造影平面と直交する第 1 曲面、前記第 2 造影平面と直交する第 2 曲面を各々構築することと、

各々前記第 1 曲面と第 2 曲面を直交して前記交線を生成することで、前記交線を前記 3 次元ガイドワイヤとしてセットすることと、

を含むことを特徴とする、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 4】

前記各フレーム血管内超音波画像を前記 3 次元ガイドワイヤに沿って等間隔で配列し、前記 3 次元ガイドワイヤ上の前記血管内超音波画像が所在する位置の接ベクトルに基づいて、前記血管内超音波画像を前記接ベクトルに垂直となる位置まで回転させるステップは、

前記各フレーム血管内超音波画像の前記 3 次元ガイドワイヤにおける対応の位置を計算し、前記対応の位置に基づいて前記各フレーム血管内超音波画像を前記 3 次元ガイドワイヤに沿って等間隔で配列することと、

將前記各フレーム血管内超音波画像をあらかじめ設定されたワールド座標系内に平行移動し、前記血管内超音波画像に対応する前記接ベクトルの前記ワールド座標系における方向により、前記各フレーム血管内超音波画像を回転することで、前記各フレーム血管内超音波画像が所在する平面に対応する前記接ベクトルに垂直となると共に前記各フレーム血管内超音波画像を前記 3 次元ガイドワイヤが所在する座標系に移動することと、

を含むことを特徴とする、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 5】

前記血管内超音波画像の逆投影及び前記血管辺縁輪郭から前記 3 次元ガイドワイヤまでそれぞれ距離に基づいて、前記各フレーム血管内超音波画像の最適オリエンテーション角度を確定するステップは、

前記血管内超音波画像の逆投影及び前記血管辺縁輪郭から前記 3 次元ガイドワイヤまでの各々距離に基づいて、あらかじめ設定され、下式で表される誤差累積式により、前記各フレーム血管内超音波画像を前記垂直平面において異なる角度に回転させた後で対応する再構築誤差を計算することと、

各フレーム血管内超音波画像に対応する最小再構築誤差を取得し、前記最小再構築誤差に対応する回転角度を前記各フレーム血管内超音波画像に対応する最適オリエンテーション角度としてセットすることと、

を含むことを特徴とする、請求項 1 に記載の方法。

10

20

30

40

【数 1】

$$e_{\theta} = \sum_{\theta} (|P_{1\theta} - V_{1\theta}| + |P_{2\theta} - V_{2\theta}|)$$

[式中、 θ は、前記血管内超音波画像の前記垂直平面における回転角度であり、 e_{θ} が前記血管内超音波画像を θ 角度に回転させた後で対応する再構築誤差であり、 $P_{1\theta}$ 及び $P_{2\theta}$ が前記血管内超音波画像の逆投影と前記3次元ガイドワイヤの距離であり、 $V_{1\theta}$ 及び $V_{2\theta}$ が前記血管辺縁輪郭と前記3次元ガイドワイヤの距離である。]

【請求項 6】

冠状血管3次元再構築装置であって、

10

入力された冠状動脈造影画像を前処理し、前記前処理後の冠状動脈造影画像から血管辺縁輪郭及び2次元ガイドワイヤを抽出し、また入力された関連の血管内超音波画像に対し内膜、外膜を分割するための画像処理手段と、

各々あらかじめ設定された第1造影平面、第2造影平面に位置する前記冠状動脈造影画像内の前記2次元ガイドワイヤを同一の始点に平行移動し、平行移動後の前記2次元ガイドワイヤに基づき、互いに直交する曲面を構築し、前記互いに直交する曲面の交線を3次元ガイドワイヤとしてセットするためのガイドワイヤ再構築手段と、

前記各フレーム血管内超音波画像を前記3次元ガイドワイヤに沿って等間隔で配列し、前記3次元ガイドワイヤ上の前記血管内超音波画像が所在する位置の接ベクトルに基づいて、前記血管内超音波画像を前記接ベクトルに垂直となる位置まで回転させるための超音波画像位置決め手段と、

20

前記接ベクトルの垂直平面上において、前記接ベクトルの対応位置にある前記血管内超音波画像を異なる角度に回転させ、また回転後の前記血管内超音波画像を前記冠状動脈造影画像上に逆投影し、前記血管内超音波画像の逆投影及び前記血管辺縁輪郭から前記3次元ガイドワイヤまでそれぞれ距離に基づいて、前記各フレーム血管内超音波画像の最適オリエンテーション角度を確定するための超音波画像オリエンテーション手段と、

前記各フレーム血管内超音波画像を対応する前記最適オリエンテーション角度に回転させ、前記3次元ガイドワイヤ上の前記各フレーム血管内超音波画像内の内膜間距離、外膜間距離に基づいて、前記冠状動脈造影画像及び血管内超音波画像の血管に対し表面を再構築するための表面再構築手段と、

30

を含むことを特徴とする、冠状血管3次元再構築装置。

【請求項 7】

前記画像処理手段は、

前記冠状動脈造影画像に対しコントラストを増強すると共に前記冠状動脈造影画像上のノイズに対し平滑化処理を行うための画像増強ノイズ除去手段と、

前記冠状動脈造影画像上の血管辺縁輪郭を抽出すると共にあらかじめ設定されたヘッセ行列抽出方式により、前記冠状動脈造影画像内の血管の2次元ガイドワイヤを抽出するための画像抽出手段と、

を含むことを特徴とする、請求項6に記載の冠状血管3次元再構築装置。

【請求項 8】

40

ガイドワイヤ再構築手段は、

前記平行移動後の2次元ガイドワイヤに基づいて前記第1造影平面と直交する第1曲面、前記第2造影平面と直交する第2曲面を各々構築するための曲面構築手段と、

前記第1曲面と前記第2曲面を直交して前記交線を生成することで、前記交線を前記3次元ガイドワイヤとしてセットするための交線生成手段と、

を含むことを特徴とする、請求項6に記載の冠状血管3次元再構築装置。

【請求項 9】

メモリと、プロセッサと、前記メモリ内に保存され、前記プロセッサ上で実行できるコンピュータプログラムとを含む医療設備であって、前記プロセッサは、前記コンピュータプログラムを実行した時、請求項1～5のいずれか一項に記載の方法のステップを実行す

50

ることを特徴とする、医療設備。

【請求項 10】

コンピュータプログラムを保存するコンピュータ読み取り可能な記録媒体であって、前記コンピュータプログラムがプロセッサで実行された時、請求項 1～5 のいずれか一項に記載の方法のステップを実行することを特徴とする、コンピュータ読み取り可能な記録媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、コンピュータ技術分野に属し、特に、冠状血管 3 次元再構築の方法、装置、設備及び記憶媒体に関する。

10

【背景技術】

【0002】

近年、冠動脈疾患の罹患率及び死亡率が上昇傾向を見せてきたが、冠動脈疾患に対する臨床上的主要診断方法は、冠状動脈造影 (Coronary Angiography、CAG) 及び血管内超音波 (Intravascular Ultrasound、IVUS) である。CAG は、現行の冠動脈疾患診断の「ゴールドスタンダード」で、CAG を通じて、冠状動脈が狭窄であるかどうか及び狭窄の部位・程度・範囲等を明確にでき、IVUS を通じて、冠状動脈内の管壁形態及び狭窄度を得ることができる。しかしながら、CAG 画像では、血管壁の構造情報及び病変程度を提供できず、IVUS が血管断面の軸方向位置及び空間方向を提供できない。血管の形状・形態・構造及び内腔病変情報を同時に検査できるようにするため、技術手段で CAG 及び IVUS 各自の冠状動脈形態表示における利点を互いに補い合い、血管の解剖学的構造及び空間幾何学的形態を如実に反映できる技術的手段が必要とされていた。

20

【0003】

現在、CAG 及び IVUS 各自の冠状動脈形態表示における利点の相互補完を実現する方法は、主に両眼視差原理に基づいて 3 次元ガイドワイヤ再構築を実現し、その方法がパラメータの既知に対する要求は比較的高く、臨床上的の大部分の造影画像が造影過程の造影角度のみを記録し、線源から造影平面までの直線距離を記録せず、記録パラメータ消失の状況が起きる可能性もあり、3 次元再構築に比較的大きな誤差をもたらす。

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

本発明は、従来技術内の CAG と IVUS 画像データの収集や融合方法のパラメータの既知程度に対する要求が比較的高いため、冠状血管の 3 次元再構築に比較的大きな誤差が存在し、精度も高くないという課題を解決するため、冠状血管 3 次元再構築の方法、装置、設備及び記憶媒体を提供することを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0005】

一つの実施態様において、本発明は冠状血管の 3 次元再構築方法を提供し、前記方法は、

40

入力された冠状動脈造影画像を前処理し、前記前処理後の冠状動脈造影画像から血管辺縁輪郭及び 2 次元ガイドワイヤを抽出し、また入力された関連の血管内超音波画像に対し内膜、外膜を分割するステップと、

各々あらかじめ設定された第 1 造影平面、第 2 造影平面に位置する前記冠状動脈造影画像内の前記 2 次元ガイドワイヤを同一の始点に平行移動し、平行移動後の前記 2 次元ガイドワイヤに基づき、互いに直交する曲面を構築し、前記互いに直交する曲面の交線を 3 次元ガイドワイヤとしてセットするステップと、

前記各フレーム血管内超音波画像を前記 3 次元ガイドワイヤに沿って等間隔で配列し、前記 3 次元ガイドワイヤ上の前記血管内超音波画像が所在する位置の接ベクトルに基づい

50

て、前記血管内超音波画像を前記接ベクトルに垂直となる位置まで回転させるステップと、

前記接ベクトルの垂直平面上において、前記接ベクトルの対応位置にある前記血管内超音波画像を異なる角度に回転させ、また回転後の前記血管内超音波画像を前記冠状動脈造影画像上に逆投影し、前記血管内超音波画像の逆投影及び前記血管辺縁輪郭から前記３次元ガイドワイヤまでそれぞれ距離に基づいて、前記各フレーム血管内超音波画像の最適オリエンテーション角度を確定するステップと、

前記各フレーム血管内超音波画像を対応する前記最適オリエンテーション角度に回転させ、前記３次元ガイドワイヤ上の前記各フレーム血管内超音波画像内の内膜間距離、外膜間距離に基づいて、前記冠状動脈造影画像及び血管内超音波画像の血管に対し表面を再構築するステップと、
を含む。

【０００６】

他の実施態様において、本発明は冠状血管の３次元再構築装置を提供し、前記装置は、入力された冠状動脈造影画像を前処理し、前記前処理後の冠状動脈造影画像から血管辺縁輪郭及び２次元ガイドワイヤを抽出し、また入力された関連の血管内超音波画像に対し内膜、外膜を分割するための画像処理手段と、

各々あらかじめ設定された第１造影平面、第２造影平面に位置する前記冠状動脈造影画像内の前記２次元ガイドワイヤを同一の始点に平行移動し、平行移動後の前記２次元ガイドワイヤに基づき、互いに直交する曲面を構築し、前記互いに直交する曲面の交線を３次元ガイドワイヤとしてセットするためのガイドワイヤ再構築手段と、

前記各フレーム血管内超音波画像を前記３次元ガイドワイヤに沿って等間隔で配列し、前記３次元ガイドワイヤ上の前記血管内超音波画像が所在する位置の接ベクトルに基づいて、前記血管内超音波画像を前記接ベクトルに垂直となる位置まで回転させるための超音波画像位置決め手段と、

前記接ベクトルの垂直平面上において、前記接ベクトルの対応位置にある前記血管内超音波画像を異なる角度に回転させ、また回転後の前記血管内超音波画像を前記冠状動脈造影画像上に逆投影し、前記血管内超音波画像の逆投影及び前記血管辺縁輪郭から前記３次元ガイドワイヤまでそれぞれ距離に基づいて、前記各フレーム血管内超音波画像の最適オリエンテーション角度を確定するための超音波画像オリエンテーション手段と、

前記各フレーム血管内超音波画像を対応する前記最適オリエンテーション角度に回転させ、前記３次元ガイドワイヤ上の前記各フレーム血管内超音波画像内の内膜間距離、外膜間距離に基づいて、前記冠状動脈造影画像及び血管内超音波画像の血管に対し表面を再構築するための表面再構築手段と、
を含む。

【０００７】

更なる実施態様において、本発明は、メモリと、プロセッサと、前記メモリ内に保存され、前記プロセッサ上で実行できるコンピュータプログラムとを含む医療設備を提供し、前記プロセッサがコンピュータプログラムを実行した時、上記冠状血管の３次元再構築方法に記載されるステップを実現する。

【０００８】

更なる別の実施態様において、本発明は、コンピュータ読み取り可能な記録媒体をさらに提供し、前記コンピュータ読み取り可能な記録媒体にはコンピュータプログラムを保存しており、前記コンピュータプログラムがプロセッサで実行された時、上記冠状血管の３次元再構築方法に記載されるステップを実現する。

【発明の効果】

【０００９】

本発明は、冠状動脈造影画像を前処理し、血管辺縁輪郭を抽出し、２次元ガイドワイヤも抽出し、血管内超音波画像に対し内膜、外膜を分割し、また各々あらかじめ設定された第１造影平面、第２造影平面に位置する冠状動脈造影画像を平行移動させ、平行移動後、

10

20

30

40

50

２次元ガイドワイヤに基づき互いに直交する曲面を構築し、曲面の交線を３次元ガイドワイヤとしてセットし、各フレーム血管内超音波画像を３次元ガイドワイヤに沿って等間隔で配列し、血管内超音波画像を回転させることで、血管内超音波画像と３次元ガイドワイヤとの対応位置の接ベクトルを垂直にさせ、接ベクトルの垂直平面において、対応の血管内超音波画像を異なる角度に回転させ、回転後の血管内超音波画像を冠状動脈造影画像上に逆投影し、逆投影と血管辺縁輪郭から３次元ガイドワイヤまでそれぞれ距離に基づいて、各フレーム血管内超音波画像の最適オリエンテーション角度を確定し、さらに３次元ガイドワイヤ上の各フレーム血管内超音波画像における内膜間距離、外膜間距離に基づいて、血管表面を再構築する。従って、冠状動脈造影と血管内超音波画像の融合を実現し、同時に血管の形状・形態・構造及び内腔病変情報を検査させることができ、また患者の呼吸で起きる画像ノイズの血管再構築に対する影響を効果的に低減し、造影設備パラメータの欠陥或いはパラメータ標定の不完全によりもたらす影響を効果的に解決し、冠状血管３次元再構築の効率及び精度を高める。

10

【図面の簡単な説明】

【００１０】

【図１】本発明の実施例１に係る冠状血管の３次元再構築方法の実現フローチャートである。

【図２】本発明の実施例１に係る冠状血管の３次元再構築方法における血管辺縁輪郭及び２次元ガイドワイヤ抽出の例示図である。

【図３】本発明の実施例１に係る冠状血管の３次元再構築方法における３次元ガイドワイヤ生成の例示図である。

20

【図４】本発明の実施例１に係る冠状血管の３次元再構築方法における血管内超音波画像の逆投影及び血管辺縁輪郭から３次元ガイドワイヤまでのそれぞれ距離の例示図である。

【図５】本発明の実施例１に係る冠状血管の３次元再構築方法における上下層の標的輪郭線を通じて血管表面を再構築する例示図である。

【図６】本発明の実施例２に係る冠状血管の３次元再構築装置の構造を示す模式図である。

【図７】本発明の実施例２に係る冠状血管の３次元再構築装置の好ましい構造を示す模式図である。

【図８】本発明の実施例３に係る医療設備の構造を示す模式図である。

30

【発明を実施するための形態】

【００１１】

本発明の目的、技術的解決策及び利点をより一層明確にさせるため、以下、添付図面を基に実施例を組み合わせることで更に説明する。ここで記述する具体的実施例は、あくまでも本発明の技術内容を明らかにするものであって、本発明が限定されるものではないことを理解すべきである。

【００１２】

以下に、具体的実施例を基に本発明の具体的実現を詳細に説明する。

【実施例１】

【００１３】

40

図１は、本発明の実施例１に係る冠状血管の３次元再構築方法の実現フローチャートを示す。説明の便宜のため、本発明の実施例と関連する部分のみが例示され、以下に詳述する。

【００１４】

ステップＳ１０１において、入力された冠状動脈造影画像を前処理し、前処理後の冠状動脈造影画像から血管辺縁輪郭及び２次元ガイドワイヤを抽出し、また入力された関連の血管内超音波画像に対し内膜、外膜を分割する。

【００１５】

本発明の実施例において、入力された冠状動脈造影画像及び対応或いは関連の血管内超音波画像は、病院から提供された医療データベースに由来できる。冠状動脈造影設備は、

50

幾つかの角度から患者の冠状動脈造影画像を記録でき、入力された冠状動脈造影画像が任意の2方向の冠状動脈造影画像とすることができ、ここで2方向を第1造影平面、第2造影平面と称する。入力された血管内超音波画像は、ガイドワイヤが標的病変部の遠い側から等速で抜去する時に記録された複数フレームの血管断面画像である。

【0016】

本発明の実施例において、冠状動脈造影画像は、画像化、伝送、保存過程において各種要因の干渉を受けることにより、画像に容易にノイズが生じ、冠状動脈造影画像をより正確に処理するため、冠状動脈造影画像を前処理する必要がある。前処理プロセスにおいて、フィルタで冠状動脈造影画像を新しい画像内にマッピングさせ、そして冠状動脈造影画像のコントラスト（例えば、画像強度値内のあらかじめ設定されたパーセントの低い強度値を更に低く調節し、高い強度値を更に高く調節）を増強させることで、冠状動脈造影画像の若干の疑似画像を除去でき、例えば患者の胸部の骨格及び筋肉組織等の解剖学的部位が局部血管画像上において血管として表示される可能性があり、同時に冠状動脈造影画像内の血管輪郭及びガイドワイヤをより明瞭に抽出する。冠状動脈造影画像のノイズは、主にガウスノイズ、ソルト&ペッパーノイズを含むため、さらにあらかじめ設定されたガウスローパスフィルタを通じて冠状動脈造影画像内のランダムノイズ及びソルト&ペッパーノイズを処理できる。

【0017】

本発明の実施例において、次に、冠状動脈造影画像から血管辺縁輪郭及び2次元ガイドワイヤを抽出し、2次元ガイドワイヤは、冠状動脈造影画像内の血管中心線であることを理解できる。あらかじめ設定されたガウス-ラプラス（LOG）演算子により血管辺縁輪郭を抽出することで、血管辺縁輪郭を滑らかにすると共に血管辺縁輪郭を抽出した時に生じるノイズを除去できる。あらかじめ設定されたヘッセ（Hessian）行列により2次元ガイドワイヤを抽出でき、具体的に言えば、冠状動脈造影画像に対し2次テイラー（Taylor）級数に展開することによって、下式で表される冠状動脈造影画像のヘッセ行列を得ることができる。

【0018】

【数1】

$$I(P+\Delta P) \approx I(P) + \Delta P \nabla I(P) + \Delta P^T H(P) \Delta P$$

式中、 I は、 n 次元データであり、ここで2次元画像データを表わし、すなわち、冠状動脈造影画像であり、 P は2次元画像データ内の点であり、 $\nabla I(P)$ は点 P の勾配ベクトルであり、 $H(P)$ は点 P のヘッセ行列である。

【0019】

冠状動脈造影画像のヘッセ行列は、下式で表されることができる。

【0020】

【数2】

$$H(P) = \begin{bmatrix} I_{xx} & I_{xy} \\ I_{yx} & I_{yy} \end{bmatrix}$$

【0021】

式中、 $I_{xy} = \frac{\partial^2 I}{\partial x \partial y}$ であり、 I_{xx} 、 I_{xy} 、 I_{yx} 、 I_{yy} は、

冠状動脈造影画像の二次微分であり、冠状動脈造影画像の二次導関数とガウスフィルタを畳み込んで得ることができる。ヘッセ行列の絶対値が比較的大きい特徴値及び対応する特徴ベクトルは、点 P

の曲率が比較的大きな強度及び方向を表わし、絶対値が比較的小さい特徴値及び対応する特徴ベクトルは点

P

の曲率が比較的小さな強度及び方向を表わし、冠状動脈造影画像のヘッセ行列の絶対値が比較的大きな特徴値に対応する特徴ベクトルは、局部血管のスケルトンに垂直となり、絶対値が比較的小さい特徴値に対応する特徴ベクトルは局部血管のスケルトンに平行となることが分かり、絶対値が比較的小さい特徴値に対応する特徴ベクトルは局部血管のスケルトンに平行となる特性を利用して、２次元ガイドワイヤを抽出できる。抽出した後、抽出された２次元ガイドワイヤの画像について収縮、細線化、血管走向に垂直となる干渉を除去し、面積が比較的小さい連通分枝を除去してから補間を当てはめ、２次元血管のガイドワイヤ曲線、すなわち、２次元ガイドワイヤを得ることで、血管の変異が生じた時、やはり２次元ガイドワイヤの正確な位置を見つけ出すことができる。

10

【 0 0 2 2 】

本発明の実施例において、血管内超音波画像に対し内膜、外膜を分割し、I V U S A n g i o t o o l ソフトウェア（血管内画像処理に使用できる公に入手可能なソフトウェアである）を通じて各フレーム血管内超音波画像に対し内膜、外膜を分割でき、そのソフトウェアは心電図を組み合わせてR波の検出をベースに心臓拡張末期のI V U S 画像を認識して内膜、外膜の自動分割を実現できる。同時に心電図を提供しない場合、手動で心臓拡張末期のI V U S 画像を選択すると共に手動で校正できる。図2に示すように、図内のA～Cは血管辺縁輪郭の抽出であり、A～B～Dが２次元ガイドワイヤの抽出である。

【 0 0 2 3 】

ステップS 1 0 2 において、各々あらかじめ設定された第1造影平面、第2造影平面に位置する冠状動脈造影画像内の２次元ガイドワイヤを同一の始点に平行移動し、平行移動後の２次元ガイドワイヤに基づき、互いに直交する曲面を構築し、互いに直交する曲面の交線を３次元ガイドワイヤとしてセットする。

20

【 0 0 2 4 】

本発明の実施例において、ガイドワイヤの始点が固定されているため、異なる方向（第1造影平面、第2造影平面）の冠状動脈造影画像内の２次元ガイドワイヤを同一の始点（或いは同一の高さ）に移動させる必要がある。平行移動した後、２次元ガイドワイヤに基づき、第1造影平面上の冠状動脈造影画像と直交する第1曲面を構築し、第2造影平面上の冠状動脈造影画像に直交する第2曲面を構築し、第1曲面、第2曲面を直交すると共に得られた交線を３次元ガイドワイヤ、すなわち、ガイドワイヤの３次元曲線としてセットすることで、造影設備が一部のパラメータを標定しないこと、或いはパラメータ偏差が発生したことによってもたらされた３次元ガイドワイヤで生成された誤差を効果的に低減し、また患者の呼吸に起因する幾何学的歪みを減らす。

30

【 0 0 2 5 】

本発明の実施例において、図3に示すように、Y O Z 平面は、第1造影平面であり、X O Z 平面が第2造影平面であり、中央の破線と実線で構成された曲面が各々第1造影平面と直交する第1曲面、第2造影平面と直交する第2曲面であり、第1曲面と第2曲面が直交した後に得られる交線が、３次元ガイドワイヤである。２つの曲面の交線を解く時、第1造影平面或いは第2造影平面上の冠状動脈造影画像の２次元ガイドワイヤを基準標的と設定でき、別の造影平面冠状動脈造影画像の２次元ガイドワイヤのZ座標と基準標的のZ座標を1対1比較し、差があらかじめ設定された閾値範囲内にある時、基準標的のZ座標が両曲面の交点であることを考えられる。

40

【 0 0 2 6 】

２次元ガイドワイヤを平行移動した後、２次元ガイドワイヤに対し補間を処理しBスプライン曲線を生成させ、Bスプライン曲線に基づいて曲面を構築することで、曲線をより滑らかにさせることが好ましい。

【 0 0 2 7 】

ステップS 1 0 3 は、各フレーム血管内超音波画像を３次元ガイドワイヤに沿って等間隔で配列し、３次元ガイドワイヤ上の血管内超音波画像が所在する位置の接ベクトルに基づいて、血管内超音波画像を接ベクトルに垂直となる位置まで回転させる。

50

【 0 0 2 8 】

本発明の実施例において、3次元ガイドワイヤにおいて、各フレーム血管内超音波画像を位置決めする。血管内超音波画像は、モータで超音波プローブをけん引してガイドワイヤに沿って設定された速度で移動し、得られた血管全体のスライス画像を得て、弦長法で計算して各フレーム血管内超音波画像の3次元ガイドワイヤにおける位置を得ることができ、各フレーム血管内超音波画像を3次元ガイドワイヤ上において等間隔で配列させる。例として既知パラメータは、血管内超音波画像のフレーム番号、フレーム数及び抜去全長の場合、各フレーム血管内超音波画像から抜去点までの距離を計算することで、各フレーム血管内超音波画像の3次元ガイドワイヤにおける位置を確認できる。既知パラメータは、血管内超音波画像のフレーム数、フレームレート及び抜去速度の場合、抜去全長を算出でき、そして血管内超音波画像の内膜、外膜数量により計算して隣接血管内超音波画像の間隔を得ることができる。血管内超音波画像に記録するのは、血管の断面であるため、血管内超音波画像を3次元ガイドワイヤ対応位置の接ベクトルに垂直となるよう回転させる必要がある。

10

【 0 0 2 9 】

具体的に言えば、各フレーム血管内超音波画像を3次元ガイドワイヤが所在するローカル座標系からあらかじめ設定されたワールド座標系（冠状動脈造影画像が所在する座標系でもある）に順次平行移動し、平行移動した後、血管内超音波画像の3次元ガイドワイヤにおける位置がワールド座標系の原点と重なる。3次元ガイドワイヤ上の血管内超音波画像が所在する位置の接ベクトルを取得し、その接ベクトルと各々ワールド座標系のXOZ平面、YOZとの交角に基づいて、血管内超音波画像を回転させることができる。

20

【 0 0 3 0 】

ステップS104において、接ベクトルの垂直平面上において、接ベクトルの対応位置にある血管内超音波画像を異なる角度に回転させ、また回転後の血管内超音波画像を冠状動脈造影画像上に逆投影し、血管内超音波画像の逆投影及び血管辺縁輪郭から3次元ガイドワイヤまでそれぞれ距離に基づいて、各フレーム血管内超音波画像の最適オリエンテーション角度を確定する。

【 0 0 3 1 】

本発明の実施例において、接ベクトルは、3次元ガイドワイヤ上の血管内超音波画像が所在する位置の接ベクトルである。血管が規則的な円柱ではなく、断面も標準的な円形ではないため、血管内超音波画像を接ベクトルの垂直平面上において異なる角度の回転（例えば、血管内超音波画像を毎回2度回転させ、計360度回転させるよう設定できる）させる必要があり、毎回回転後血管内超音波画像を第1造影平面、第2造影平面の冠状動脈造影画像に逆投影することで、血管内超音波画像の逆投影及び血管辺縁輪郭から3次元ガイドワイヤまで各々距離に基づいて、各フレーム血管内超音波画像の最適オリエンテーション角度を見つけ出し、血管表面3次元再構築の誤差を効果的に減少する。図4に示すように、血管内超音波画像を

30

 θ

角度に回転させた後、

$P_{1\theta}$ 及び $P_{2\theta}$

40

は血管内超音波画像の逆投影と3次元ガイドワイヤの距離であり、

$V_{1\theta}$ 及び $V_{2\theta}$

が血管辺縁輪郭と3次元ガイドワイヤの距離である。

【 0 0 3 2 】

本発明の実施例において、血管内超音波画像の逆投影及び血管辺縁輪郭から3次元ガイドワイヤまでの各々距離に基づいて、あらかじめ設定された誤差累積式により、血管内超音波画像を異なる角度に回転させた後に対応する再構築誤差を計算できる。誤差累積式は、下式で表される。

【 0 0 3 3 】

【数 3】

$$e_{\theta} = \sum_{\theta} (|P_{1\theta} - V_{1\theta}| + |P_{2\theta} - V_{2\theta}|)$$

式中、 e_{θ} は、血管内超音波画像を θ 角度に回転させた後で対応する再構築誤差である。全ての再構築誤差において各フレーム血管内超音波画像に対応する最小再構築誤差を選択し、最小再構築誤差に対応する回転角度は血管内超音波画像に対応する最適オリエンテーション角度であり、血管内超音波画像オリエンテーションの計算量を効果的に減少した。

【0034】

ステップS105において、各フレーム血管内超音波画像を対応する最適オリエンテーション角度に回転させ、3次元ガイドワイヤ上の各フレーム血管内超音波画像内の内膜間距離、外膜間距離に基づいて、冠状動脈造影画像及び血管内超音波画像の血管に対し表面を再構築する。

10

【0035】

本発明の実施例において、各フレーム血管超音波画像に対応する最適オリエンテーション角度を確定した後、各フレーム血管内超音波画像を対応する最適オリエンテーション角度に回転させると、血管内超音波画像の冠状動脈造影画像における位置決め及びオリエンテーションを完了する。分かるように、血管内超音波画像が内膜と外膜で構成され、内膜、外膜を分割した後離散的な点で構成された内膜、外膜を得ることができる。全ての血管内超音波画像の内膜から2層の内膜を選択し、また選択された2層の内膜を上下2層の標的輪郭線としてセットする。図5に示すように、

20

$P_1, \dots, P_i, P_{i+1}, \dots$

は、上層の標的輪郭線上の頂点シーケンスであり、

$Q_1, \dots, Q_i, Q_{i+1}, \dots$

が下層の標的輪郭線上の頂点シーケンスであり、それらデータは選択された2層の内膜上の離散的な点である。同様に、全ての血管内超音波画像の外膜から2層の外膜を選択する。

【0036】

本発明の実施例において、あらかじめ設定された最短スパン法により、血管表面を再構築できる。具体的に言えば、図5に示すように、上層の標的輪郭線から

30

Q_j

まで最も近い距離が

P_i

の場合、スパン

$P_j Q_i$

をベースに上下層の標的輪郭線をつなげる三角ファセットを構築し、すなわち、

Q_j 及び P_i

を三角ファセットの2つの頂点に設定してから最短スパン基準に基づいてその三角ファセットの3番目の頂点を確定する。スパン

$P_i Q_{j+1}$

の長さがスパン

40

$P_{i+1} Q_j$

の長さより短い場合、三角ファセットの3番目の頂点が

Q_{j+1}

となり、3つの頂点をつなげると、三角ファセット

$\Delta Q_j P_i Q_{j+1}$

を構成し、さもなければ三角ファセットの3番目の頂点が

P_{i+1}

となり、3つの頂点をつなげると、三角ファセット

$\Delta Q_j P_i P_{i+1}$

を構成する。全ての輪郭頂点を一周回るまで、三角ファセットのつながりを繰り返す。内

50

膜或いは外膜の階層順、及び外膜から内膜の順序により上記を操作することで、最後に血管表面の再構築を完成できる。

【 0 0 3 7 】

本発明の実施例において、冠状動脈造影画像を前処理することで、画像ノイズの血管 3 次元再構築精度に対する不利な影響を効果的に軽減し、前処理後の冠状動脈造影画像から血管辺縁輪郭を抽出し、またヘッセ行列を通じて冠状動脈造影画像内の 2 次元ガイドワイヤを抽出し、血管の異変が発生した時、やはり 2 次元ガイドワイヤの正確位置を見つけ出すことができる。血管内超音波画像に対し、内膜、外膜を分割し、2 次元ガイドワイヤ、冠状動脈造影画像の第 1 造影平面、第 2 造影平面に基づいて、3 次元ガイドワイヤを生成させ、影設備が一部のパラメータを標定しないこと、或いはパラメータ偏差が発生したことによってもたらされた 3 次元ガイドワイヤで生成された誤差を効果的に低減し、3 次元ガイドワイヤを確認した後、血管内超音波画像の 3 次元ガイドワイヤにおける位置及び方向を位置決め及びオリエンテーションし、オリエンテーション時逆投影を通じて計算量を効果的に減少し、最後に血管表面を再構築することで、冠状動脈造影と血管内超音波画像の融合を実現し、同時に血管の形状・形態・構造及び内腔病変情報を検査でき、冠状血管 3 次元再構築の効率及び精度を高める。

【実施例 2】

【 0 0 3 8 】

図 6 は、本発明の実施例 2 に係る冠状血管の 3 次元再構築装置の構造を示す。説明の便宜のため、本発明の実施例と関連する部分のみが例示される。前記装置は、

入力された冠状動脈造影画像を前処理し、前処理後の冠状動脈造影画像から血管辺縁輪郭及び 2 次元ガイドワイヤを抽出し、また入力された関連の血管内超音波画像に対し内膜、外膜を分割するための画像処理手段 6 1 と、

各々あらかじめ設定された第 1 造影平面、第 2 造影平面に位置する冠状動脈造影画像内の 2 次元ガイドワイヤを同一の始点に平行移動し、平行移動後の 2 次元ガイドワイヤに基づき、互いに直交する曲面を構築し、互いに直交する曲面の交線を 3 次元ガイドワイヤとしてセットするためのガイドワイヤ再構築手段 6 2 と

各フレーム血管内超音波画像を 3 次元ガイドワイヤに沿って等間隔で配列し、3 次元ガイドワイヤ上の血管内超音波画像が所在する位置の接ベクトルに基づいて、血管内超音波画像を接ベクトルに垂直となる位置まで回転させるための超音波画像位置決め手段 6 3 と

接ベクトルの垂直平面上において、接ベクトルの対応位置にある血管内超音波画像を異なる角度に回転させ、また回転後の血管内超音波画像を冠状動脈造影画像上に逆投影し、血管内超音波画像の逆投影及び血管辺縁輪郭から 3 次元ガイドワイヤまでそれぞれ距離に基づいて、各フレーム血管内超音波画像の最適オリエンテーション角度を確定するための超音波画像オリエンテーション手段 6 4 と、

各フレーム血管内超音波画像を対応する最適オリエンテーション角度に回転させ、3 次元ガイドワイヤ上の各フレーム血管内超音波画像内の内膜間距離、外膜間距離に基づいて、冠状動脈造影画像及び血管内超音波画像の血管に対し表面を再構築するための表面再構築手段 6 5 と、

を含む。

【 0 0 3 9 】

好ましくは、図 7 に示すように、画像処理手段 6 1 は、

冠状動脈造影画像に対しコントラストを増強すると共に冠状動脈造影画像上のノイズに対し平滑化処理を行うための画像増強ノイズ除去手段 7 1 1 と、

冠状動脈造影画像上の血管辺縁輪郭を抽出すると共にあらかじめ設定されたヘッセ行列抽出方式により、冠状動脈造影画像内の血管の 2 次元ガイドワイヤを抽出するための画像抽出手段 7 1 2 と、

を含む。

【 0 0 4 0 】

好ましくは、ガイドワイヤ再構築手段 6 2 は、
平行移動後の 2 次元ガイドワイヤに基づいて第 1 造影平面と直交する第 1 曲面、第 2 造影平面と直交する第 2 曲面を各々構築するための曲面構築手段 7 2 1 と、
各々第 1 曲面と第 2 曲面を直交して交線を生成することで、交線を 3 次元ガイドワイヤとしてセットするための交線生成手段 7 2 2 と、
を含む。

【0041】

本発明の実施例において、冠状動脈造影画像を前処理することで、画像ノイズの血管 3 次元再構築精度に対する不利な影響を効果的に軽減し、前処理後の冠状動脈造影画像から血管辺縁輪郭を抽出し、またヘッセ行列を通じて冠状動脈造影画像内の 2 次元ガイドワイヤを抽出し、血管の異変が発生した時、やはり 2 次元ガイドワイヤの正確位置を見つけ出すことができる。血管内超音波画像に対し、内膜、外膜を分割し、2 次元ガイドワイヤ、冠状動脈造影画像の第 1 造影平面、第 2 造影平面に基づいて、3 次元ガイドワイヤを生成させ、影設備が一部のパラメータを標定しないこと、或いはパラメータ偏差が発生したことによってもたらされた 3 次元ガイドワイヤで生成された誤差を効果的に低減し、3 次元ガイドワイヤを確認した後、血管内超音波画像の 3 次元ガイドワイヤにおける位置及び方向を位置決め及びオリエンテーションし、オリエンテーション時逆投影を通じて計算量を効果的に減少し、最後に血管表面を再構築することで、冠状動脈造影と血管内超音波画像の融合を実現し、同時に血管の形状・形態・構造及び内腔病変情報を検査でき、冠状血管 3 次元再構築の効率及び精度を高める。本発明の実施例の各手段の具体的実施内容は、実施例 1 における対応ステップの説明を参照にできるため、ここでその説明を省略する。

【0042】

本発明の実施例において、冠状血管的 3 次元再構築装置の各手段は、対応のハードウェア或いはソフトウェアユニットから実現でき、各手段が独立したソフト、ハードウェアユニットとすることができ、1つのソフト、ハードウェアユニットとして統合することもでき、ここで本発明を限定することもない。

【実施例 3】

【0043】

図 8 は、本発明の実施例 3 に係る医療設備の構造を示す。説明の便宜のため、本発明の実施例と関連する部分のみが例示される。

【0044】

本発明の実施例に係る医療設備 8 は、プロセッサ 8 0 と、メモリ 8 1 と、メモリ 8 1 内に保存され、プロセッサ 8 0 上で実行できるコンピュータプログラム 8 2 とを含む。前記プロセッサ 8 0 は、コンピュータプログラム 8 2 を実行した時、上記方法の実施例内のステップ（例えば図 1 に示すステップ S 1 0 1 ~ S 1 0 5 である）を実現する。或いは、プロセッサ 8 0 は、コンピュータプログラム 8 2 を実行した時、上記各装置の実施例における各手段の機能を実現し、例えば図 6 に示す手段 6 1 ~ 6 5 の機能である。

【0045】

本発明の実施例において、冠状動脈造影画像を前処理し、血管辺縁輪郭を抽出し、2 次元ガイドワイヤも抽出し、血管内超音波画像に対し内膜、外膜を分割し、また各々あらかじめ設定された第 1 造影平面、第 2 造影平面に位置する冠状動脈造影画像を平行移動させることで、第 1 造影平面の冠状動脈造影画像内の 2 次元ガイドワイヤ、第 2 造影平面の冠状動脈造影画像内の 2 次元ガイドワイヤの始点を一致させ、平行移動後、2 次元ガイドワイヤに基づき互いに直交する曲面を構築し、曲面の交線を 3 次元ガイドワイヤとしてセットし、各フレーム血管内超音波画像を 3 次元ガイドワイヤに沿って等間隔で配列し、血管内超音波画像を回転させることで、血管内超音波画像と 3 次元ガイドワイヤとの対応位置の接ベクトルを垂直にさせ、接ベクトルの垂直平面において、対応の血管内超音波画像を異なる角度に回転させ、回転後の血管内超音波画像を冠状動脈造影画像上に逆投影し、逆投影と血管辺縁輪郭から 3 次元ガイドワイヤまでそれぞれ距離に基づいて、各フレーム血管内超音波画像の最適オリエンテーション角度を確定し、さらに 3 次元ガイドワイヤ上の

各フレーム血管内超音波画像における内膜間距離において、外膜間距離に基づいて、血管表面を再構築する。従って、冠状動脈造影と血管内超音波画像の融合を実現し、同時に血管の形状・形態・構造及び内腔病変情報を検査させることができ、また患者の呼吸で起きる画像ノイズの血管再構築に対する影響を効果的に低減し、造影設備パラメータの欠陥或いはパラメータ標定の不完全によりもたらす影響を効果的に解決し、冠状血管3次元再構築の効率及び精度を高める。

【実施例4】

【0046】

本発明の実施例において、コンピュータ読み取り可能な記録媒体を提供し、前記コンピュータ読み取り可能な記録媒体にはコンピュータプログラムを保存しており、前記コンピュータプログラムがプロセッサで実行された時、前記方法の実施例におけるステップ（例えば、図1に示すステップS101～S105である）を実現する。或いは前記コンピュータプログラムがプロセッサで実行された時、上記各装置の実施例における各手段の機能を実現し、例えば図6に示す手段61～65の機能である。

【0047】

本発明の実施例において、冠状動脈造影画像を前処理し、血管辺縁輪郭を抽出し、2次元ガイドワイヤも抽出し、血管内超音波画像に対し内膜、外膜を分割し、また各々あらかじめ設定された第1造影平面、第2造影平面に位置する冠状動脈造影画像を平行移動させることで、第1造影平面の冠状動脈造影画像内の2次元ガイドワイヤ、第2造影平面の冠状動脈造影画像内の2次元ガイドワイヤの始点を一致させ、平行移動後、2次元ガイドワイヤに基づき互いに直交する曲面を構築し、曲面の交線を3次元ガイドワイヤとしてセットし、各フレーム血管内超音波画像を3次元ガイドワイヤに沿って等間隔で配列し、血管内超音波画像を回転させることで、血管内超音波画像と3次元ガイドワイヤとの対応位置の接ベクトルを垂直にさせ、接ベクトルの垂直平面において、対応の血管内超音波画像を異なる角度に回転させ、回転後の血管内超音波画像を冠状動脈造影画像上に逆投影し、逆投影と血管辺縁輪郭から3次元ガイドワイヤまでそれぞれ距離に基づいて、各フレーム血管内超音波画像の最適オリエンテーション角度を確定し、さらに3次元ガイドワイヤ上の各フレーム血管内超音波画像における内膜間距離において、外膜間距離に基づいて、血管表面を再構築する。従って、冠状動脈造影と血管内超音波画像の融合を実現し、同時に血管の形状・形態・構造及び内腔病変情報を検査させることができ、また患者の呼吸で起きる画像ノイズの血管再構築に対する影響を効果的に低減し、造影設備パラメータの欠陥或いはパラメータ標定の不完全によりもたらす影響を効果的に解決し、冠状血管3次元再構築の効率及び精度を高める。

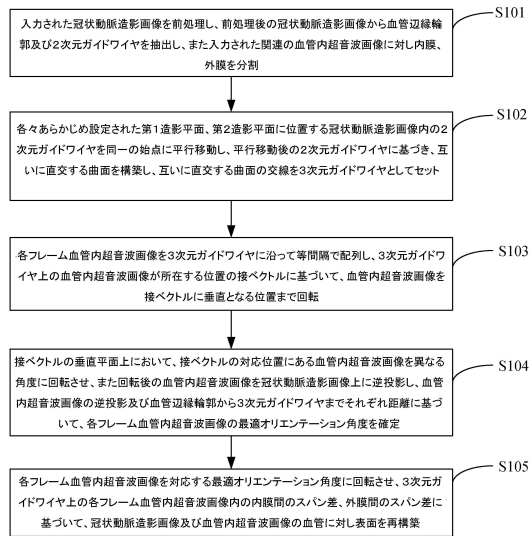
【0048】

本発明の実施例に係るコンピュータ読み取り可能な記録媒体は、コンピュータプログラムコードを携帯できるいずれかの実体或いは装置、記録媒体とすることができ、例えばROM/RAM、ディスク、光ディスク、フラッシュメモリ等のメモリである。

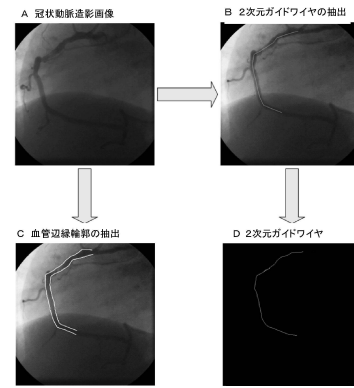
【0049】

本発明では好ましい実施例を前述の通り開示したが、これらは決して本発明を限定するものではなく、本発明の精神と領域を脱しない均等の範囲内で各種の変更や修飾を加えることは、本発明の特許保護範囲内に含めるものであるのは勿論である。

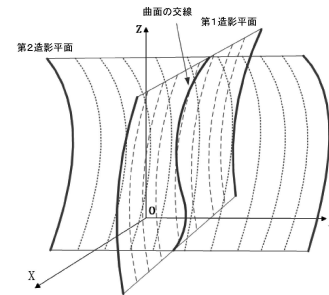
【図 1】



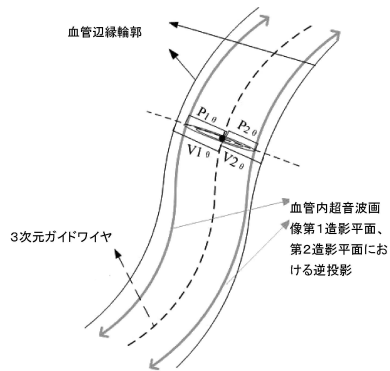
【図 2】



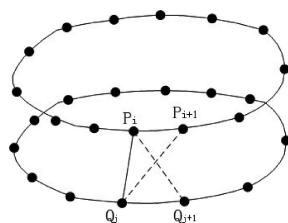
【図 3】



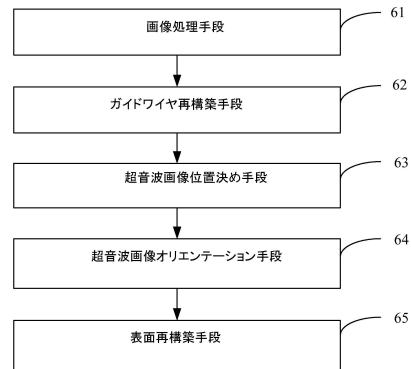
【図 4】



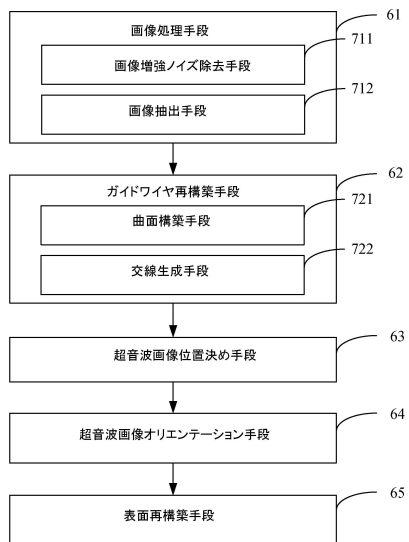
【図 5】



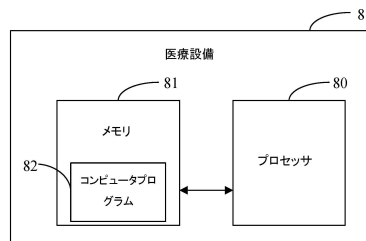
【図 6】



【図 7】



【図 8】



フロントページの続き

- (72)発明者 チャン, ヨン
中華人民共和国, グアンドン, シェンチェン, ナンシャ, ナンハイ アベニュー 3 6 8 8
- (72)発明者 ウ, シャンソン
中華人民共和国, グアンドン, シェンチェン, ナンシャ, ナンハイ アベニュー 3 6 8 8
- (72)発明者 チャン, ヘイ
中華人民共和国, グアンドン, シェンチェン, ナンシャ, ナンハイ アベニュー 3 6 8 8
- (72)発明者 ガオ, ジーファン
中華人民共和国, グアンドン, シェンチェン, ナンシャ, ナンハイ アベニュー 3 6 8 8
- (72)発明者 リウ, シン
中華人民共和国, グアンドン, シェンチェン, ナンシャ, ナンハイ アベニュー 3 6 8 8

審査官 宮川 哲伸

- (56)参考文献 特開 2 0 1 3 - 1 5 0 8 4 8 (J P , A)
米国特許第 0 5 7 7 1 8 9 5 (U S , A)
米国特許第 0 6 1 4 8 0 9 5 (U S , A)
国際公開第 2 0 1 5 / 0 4 4 9 8 3 (W O , A 1)
米国特許出願公開第 2 0 1 4 / 0 2 7 0 4 3 6 (U S , A 1)
特表 2 0 0 5 - 5 3 7 0 5 2 (J P , A)

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 8 / 1 2
A 6 1 B 6 / 0 0
A 6 1 B 6 / 1 2

专利名称(译)	冠状动脉三维重建的方法,装置,设备和存储介质		
公开(公告)号	JP6717514B2	公开(公告)日	2020-07-01
申请号	JP2019531641	申请日	2017-07-04
[标]申请(专利权)人(译)	深圳大学		
[标]发明人	チャンヨン チャンヘイ リウシン		
发明人	チャン, ヨン ウ, シャンソン チャン, ヘイ ガオ, ジーファン リウ, シン		
IPC分类号	A61B8/12 A61B6/00 A61B6/12		
CPC分类号	G06T7/13 G06T7/149 G06T17/00 G06T2211/404 A61B8/0883 A61B8/0891 A61B8/12 A61B8/483 A61B8/5223 G06T7/55 G06T2207/10116 G06T2207/10132 G06T2207/30021 G06T2207/30048 G06T2207/30101 G16H50/30 A61B8/5269 G06T7/12		
FI分类号	A61B8/12 A61B6/00.370 A61B6/00.331.E A61B6/12		
代理人(译)	江口明彦 内藤一彦		
优先权	201710526406.7 2017-06-30 CN		
其他公开文献	JP2020500665A		
外部链接	Espacenet		

摘要(译)

冠状动脉的三维重建方法包括:预处理冠状动脉血管造影(CAG)图像,提取血管边缘轮廓和二维导丝,以及分割内膜和外膜以获取血管内超声(IVUS)图像;将位于CAG图像中的第一血管造影平面和第二血管造影平面中的二维导丝平移到相同的起点;建立垂直相交的曲面;将相交线设置为三维导线。沿着三维导丝以相等的间隔每帧布置IVUS图像;将IVUS图像旋转到与切线向量垂直的位置。在切向量的垂直平面上旋转IVUS图像;将IVUS图像投影回CAG图像;根据从背投影和血管边缘轮廓到三维导丝的距离确定最佳定向角;最后重建血管表面

(19) 日本国特許庁(JP)	(12) 特 許 公 報 (B2)	(71) 特許番号
		特許第6717514号 (P6717514)
(45) 発行日 令和2年7月1日 (2020. 7. 1)	(24) 登録日 令和2年6月15日 (2020. 6. 15)	
(51) Int. Cl.	F I	
A 6 1 B 8/12 (2006. 01)	A 6 1 B 8/12	
A 6 1 B 6/00 (2006. 01)	A 6 1 B 6/00	3 7 0
A 6 1 B 6/12 (2006. 01)	A 6 1 B 6/12	3 3 1 E
請求項の数 10 (全 16 頁)		
(21) 出願番号 特願2019-531641 (P2019-531641)	(73) 特許権者 517161511 シェンチエン ユニバーシティ 中華人民共和國、広東省、シェンチエン、 ナンシャン、ナンハイ アベニュー 3 6 8 8	
(86) (22) 出願日 平成29年7月4日 (2017. 7. 4)		
(65) 公表番号 特表2020-500665 (P2020-500665A)		
(43) 公表日 令和2年1月16日 (2020. 1. 16)	(74) 代理人 100078198 弁理士 稲葉 良幸	
(86) 国際出願番号 PCT/CN2017/091573		
(87) 国際公開番号 W02019/000479	(74) 代理人 100109346 弁理士 大貫 敏史	
(87) 国際公開日 平成31年1月3日 (2019. 1. 3)		
審査請求日 令和1年6月13日 (2019. 6. 13)	(74) 代理人 100117189 弁理士 江口 昭彦	
(31) 優先権主張番号 201710526406.7	(74) 代理人 100134120 弁理士 内藤 和彦	
(32) 優先日 平成29年6月30日 (2017. 6. 30)		
(33) 優先権主張国、地域又は機関 中国 (CN)		
最終頁に続く		
(54) 【発明の名称】 登録官管3次元画像取得の方法、装置、設備及び記憶媒体		

(54) 【発明の名称】 冠状血管３次元再構築の方法 装置 設備及び記憶媒体