

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6559678号
(P6559678)

(45) 発行日 令和1年8月14日 (2019.8.14)

(24) 登録日 令和1年7月26日 (2019.7.26)

(51) Int. Cl.

F I

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

A 6 1 B	6/03	3 7 3
A 6 1 B	6/03	3 6 O D
A 6 1 B	6/03	3 6 O J
A 6 1 B	6/03	Z D M

請求項の数 13 (全 17 頁)

(21) 出願番号 特願2016-539282 (P2016-539282)
 (86) (22) 出願日 平成26年12月3日 (2014.12.3)
 (65) 公表番号 特表2017-503551 (P2017-503551A)
 (43) 公表日 平成29年2月2日 (2017.2.2)
 (86) 国際出願番号 PCT/IB2014/066540
 (87) 国際公開番号 WO2015/092588
 (87) 国際公開日 平成27年6月25日 (2015.6.25)
 審査請求日 平成29年12月1日 (2017.12.1)
 (31) 優先権主張番号 61/916,850
 (32) 優先日 平成25年12月17日 (2013.12.17)
 (33) 優先権主張国・地域又は機関
 米国 (US)

(73) 特許権者 590000248
 コーニンクレッカ フィリップス エヌ
 ヴェ
 KONINKLIJKE PHILIPS
 N. V.
 オランダ国 5656 アーエー アイン
 ドーフェン ハイテック キャンパス 5
 High Tech Campus 5,
 NL-5656 AE Eindhoven
 (74) 代理人 110001690
 特許業務法人M&Sパートナーズ

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 スペクトル画像データ処理

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

管状構造内の部分ボリューム効果の存在下で前記管状構造のマルチスペクトルX線画像を区分化するための方法であって、

管状構造を表すボクセルを含むコントラスト強調スペクトル画像データを取得するステップであって、前記管状構造が血管である、ステップと、

取得された前記コントラスト強調スペクトル画像データに基づいてコントラストマップを生成するステップと、

前記コントラストマップ内の前記管状構造を局所化するステップと、

局所化された前記管状構造の中心線を抽出するステップであって、前記中心線が、前記局所化された前記管状構造の部分ボリュームを構成して前記中心線に沿う領域を含む、ステップと、

前記コントラストマップと、前記局所化された管状構造と、前記局所化された前記管状構造の前記抽出された中心線に沿う造影剤スペクトル応答と、対応する複数の減衰値を有する物質に隣接する複数の関心のある測定スペクトルポイントを用いてスペクトルモデルに基づいて取得されたボクセルごとの最もあり得る組織型とに基づいて、これらを用いて各ボクセル内の相対的な造影剤の比を計算し、更新済みコントラストマップを生成するステップと、

前記更新済みコントラストマップに基づいて前記管状構造を区分化するステップと、を含む、

10

20

前記中心線は、基準スペクトルポイントに基づいて生成され、前記基準スペクトルポイントは、前記管状構造の部分ボリュームがない若しくは殆どない管腔の領域に対応する異なるスペクトル画像のボクセルの1組の値を示すものであり、

前記スペクトルモデルが、複数の所定の異なる種類の物質に関するスペクトル曲線を有するマルチエネルギーグラフである、方法。

【請求項2】

前記更新済みコントラストマップが、部分ボリューム領域内に部分的な造影剤を含む、請求項1に記載の方法。

【請求項3】

前記取得されたコントラスト強調スペクトル画像データに基づいてヨウ素 / カルシウム分離情報を生成するステップと、

前記コントラストマップ、前記局所化された管状構造、前記抽出済みの中心線、及び前記スペクトルモデルに基づいて更新済みヨウ素 / カルシウム分離情報を生成するステップと

を更に含む、請求項1又は2に記載の方法。

【請求項4】

前記取得されたコントラスト強調スペクトル画像データに基づいて仮想非造影画像を生成するステップと、

前記コントラストマップ、前記局所化された管状構造、前記抽出済みの中心線、及び前記スペクトルモデルに基づいて更新済み仮想非造影画像を生成するステップと

を更に含む、請求項3に記載の方法。

【請求項5】

停止基準が満たされているかどうかを判定し、前記停止基準が満たされていないと判定することに応答して、

前記更新済みコントラストマップ内の前記管状構造を局所化するステップと、

前記更新済みコントラストマップ内で局所化された前記管状構造から第2の中心線を抽出するステップと、

前記更新済みコントラストマップ内で局所化される前記管状構造、抽出済みの前記第2の中心線、及び前記スペクトルモデルに基づいて第2の更新済みコントラストマップを生成するステップと

を更に含む、請求項1乃至4の何れか一項に記載の方法。

【請求項6】

停止基準が満たされているかどうかを判定するステップと、

前記停止基準が満たされていると判定することに応答して、前記更新済みコントラストマップを洗練されたコントラストマップとして出力するステップと

を更に含む、請求項1乃至5の何れか一項に記載の方法。

【請求項7】

前記管状構造の管腔を区分化するために能動輪郭関数を適用するステップ

を更に含む、請求項1乃至6の何れか一項に記載の方法。

【請求項8】

前記更新済みコントラストマップ及び物質解析に基づいて前記管状構造の管腔の境界を推定するステップ

を更に含む、請求項1乃至6の何れか一項に記載の方法。

【請求項9】

部分ボリューム補正モデルを求めるステップと、

前記部分ボリューム補正モデルを適用し、前記更新済みコントラストマップ内の部分ボリューム効果を補正するステップと

を更に含む、請求項1乃至8の何れか一項に記載の方法。

【請求項10】

管状構造を表すボクセルを含むコントラスト強調スペクトル画像データを取得するス

10

20

30

40

50

クトルアナライザと、

管状構造内の部分ボリウム効果の存在下で前記管状構造のマルチスペクトルX線画像を区分化するためのスペクトル解析データプロセッサと、を含み、

前記スペクトル解析データプロセッサは、

複数の所定の異なる種類の物質に関するスペクトル曲線を有するマルチエネルギーグラフであるスペクトルモデルに基づいて更新済みコントラストマップを生成し、

血管である前記管状構造を前記更新済みコントラストマップに基づいて区分化し、

前記コントラストマップ内の前記管状構造を局所化し、

局所化された前記管状構造の中心線を抽出し、前記中心線が、前記局所化された前記管状構造の部分ボリウムを構成して前記中心線に沿う領域を含み、

前記コントラストマップ、前記局所化された管状構造、前記抽出された中心線に沿う造影剤スペクトル応答に基づいて前記更新済みコントラストマップを生成するように構成されており、

前記中心線は、基準スペクトルポイントに基づいて生成され、

前記基準スペクトルポイントは、撮像されたボリウム内の単一のボクセルに対応する異なるスペクトル画像の1組の値、対応する複数の減衰値を有する物質に隣接する複数の関心のある測定スペクトルポイントを用いてスペクトルモデルに基づいて取得されたボクセルごとの最もあり得る組織型、及び前記スペクトルモデルを示すものであり、これらを用いて各ボクセル内の相対的な造影剤の比が計算される、計算システム。

【請求項 1 1】

前記スペクトル解析データプロセッサが、

前記スペクトル解析データ内の管状構造を局所化するローカライザと、

局所化された前記管状構造の中心線を抽出するエクストラクタと、

前記スペクトル解析データ、前記局所化された管状構造、抽出済みの前記中心線、及びモデルに基づいて更新済みスペクトル解析データを生成するスペクトル解析データ更新器と、

前記更新済みスペクトル解析データに基づいて前記管状構造を区分化するセグメンタと、

所定の停止基準に基づいて前記更新済みスペクトル解析データの更なる更新を引き起こす決定ロジックと

を含む、請求項 1 0 に記載の計算システム。

【請求項 1 2】

前記スペクトル解析データ更新器が、

所定の最小直径閾値を上回る直径を有する領域に対応する前記管状構造に沿って2つ以上の領域を選択する領域セクタと、

前記被選択領域のそれぞれについてスペクトルポイントを識別するスペクトルポイントアイデンティファイヤと、

前記識別されたスペクトルポイントに基づいて基準スペクトルポイントを決定する基準スペクトルポイントデターミナと、

前記スペクトル画像データ内の関心のある測定スペクトルポイントを識別する測定スペクトルポイントアイデンティファイヤと、

エネルギースペクトルグラフ内に前記基準スペクトルポイント及び前記測定スペクトルポイントをプロットするスペクトルポイントプロッタと、

ピクセルの最もあり得る組織型に対応するスペクトル線をピクセルごとに選択するスペクトル線セクタと、

前記基準スペクトルポイントから前記測定ポイントのそれぞれを通り、対応する被選択スペクトル線に至る前記スペクトルポイントをピクセルごとに投影するスペクトルポイントプロジェクタと、

投影される線が交差する前記被選択スペクトル線上のポイントをピクセルごとに割り当てるスペクトルポイントアサイナと、

前記基準スペクトルポイント、前記測定スペクトルポイント、及び前記割り当てられたポイントに基づいてピクセル内の造影剤の相対比を算出する相対比デターミナと

を含み、

前記スペクトル解析データ更新器が前記相対比に基づいて前記更新済みスペクトル解析データを生成する、

請求項 1 1 に記載の計算システム。

【請求項 1 3】

コンピュータ可読命令で符号化されるコンピュータ可読記憶媒体であって、プロセッサによって実行されるとき、請求項 1 乃至 9 の何れか一項に記載の方法の各ステップを前記プロセッサに実行させる、コンピュータ可読記憶媒体。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

以下の内容は、概してスペクトル画像データ処理に関し、コンピュータ断層撮影法（CT）への特定の応用例と共に説明されている。但し、以下の内容は他の撮像様式にも適している。

【背景技術】

【0002】

コンピュータ断層撮影法（CT）とは、非侵襲的な撮像手続きである。CT スキャナは、検出器アレイに対向し、検査領域にわたる回転可能なガントリ上に設けられる x 線管を概して含む。回転可能なガントリ、従って x 線管は検査領域の周りを回転する。x 線管は、検査領域を横断し、検出器アレイによって検出される放射線を放つように構成される。それに応答して、検出器アレイは、検出される放射線を示す投影データを生成して出力する。ポリウム画像データを生成するために投影データが再構築される。ポリウム画像データは、相対的な放射線濃度に対応するグレースケール強度値として表わされるボクセルを含む。

【0003】

グレースケール値は、走査対象の減衰特性を概して反映し、走査対象内の解剖学的構造等の構造を示す。物質による光子の吸収率は物質を横断する光子のエネルギーに依存するので、検出される放射線は、対象及び / 又は目的物の走査物質の元素組成又は物質組成（例えば原子番号）を示す追加情報を提供するスペクトル情報も含む。不都合なことに非スペクトル CT スキャナでは、検出器アレイによって出力される投影データがエネルギースペクトルにわたって積分されるエネルギーフルエンスに比例するので、スペクトル特性を反映しない。

【0004】

スペクトル（マルチエネルギー）撮像向けに構成される CT スキャナは上記のスペクトル特性を捕捉する。概して、そのように構成される CT スキャナは、少なくとも 2 つの異なる光子エネルギー範囲にそれぞれ対応する少なくとも 2 つの減衰値を生成する。かかるスキャナは、異なる平均スペクトルを有する放射線を放つように構成される複数の x 線管、走査中に少なくとも 2 つの異なる放出電圧（例えば 80 kVp 及び 140 kVp）を制御可能に切り替えられるように構成される単一の x 線管、単一の広域スペクトル x 線管、並びに（例えば光子計数検出器、スペクトル感度又は応答が異なる少なくとも 2 組のシンチレータ等を有する）エネルギー分解検出器及び弁別エレクトロニクスを有するエネルギー分解検出器アレイを含み得る。

【0005】

冠動脈疾患（CAD）は、心臓の動脈の内壁上にプラークが蓄積することに応じて引き起こされ得る。CAD に由来する合併症は、心臓への血流を減らす冠動脈の血管狭窄（狭窄）又は閉塞や、不安定プラークの破裂等を含み得る。冠動脈血管再生術を行う判定は、誘発性心筋虚血の客観的証拠を視覚的に示すことによって最も良く知られる。胸痛に苦しむ CAD 患者における血管再生の現在の主要な決定要因は、冠動脈血管の血管狭窄率で

10

20

30

40

50

ある。不都合なことに、冠動脈血管再生術を施すかどうかを判定するのに十分明確な情報を与えるには、狭窄率の測定は不十分であり得る。

【 0 0 0 6 】

血流予備量比 (F F R : fractional flow reserve) とは、通常の動脈の仮想症例における血流に対する病的動脈を通る最大、充血性、心筋血流の比率である。 F F R は、心臓カテーテル検査法における狭窄後の圧力と狭窄前の圧力との比率によって測定される。文献は、多枝 C A D を有する 1 , 0 0 5 名の患者の F A M E (Fractional Flow Reserve Versus Angiography for Multivessel Evaluation) 研究において、とりわけ F F R < 0 . 8 の虚血性病変の血管再生を確保する F F R ガイド下の血管再生が、血管造影ガイド下方式を受ける患者に比べて著しく低い有害事象発生率及び少ない冠動脈ステントの設置に関連したことを示している。

10

【 0 0 0 7 】

近年、マルチスライス C T 画像データから計算流体力学を使用して F F R を推定する方法が提案された。 C T を検討することに基づいて F F R を推定することは、医師にとって貴重な機能診断情報を非侵襲的に導出することを可能にする。心臓の C T データから F F R を推定するのに必要な条件は、とりわけ狭窄領域内の管腔の形状寸法を正確に区分化することである。不都合なことに、心臓の C T 画像内の限られた分解能、及び石灰化や他のプラーク成分等の他の生物学的物質に対する造影剤の部分ボリューム効果が管腔の区分化の質を低下させる。

【 0 0 0 8 】

20

急性冠症候群 (A C S) とは、冠動脈の閉塞に起因する一群の症状を指す。心臓専門医にとっての臨床的課題は、急性心筋梗塞等の A C S を検出し予防することである。組織病理学的研究は、急性冠症候群による急死の原因は破裂性プラークがあることだと示している。従って、破裂し易いアテローム性動脈硬化症のプロファイルを明らかにする努力がなされている。剖検調査に基づき、責任病変の大半は概して非狭窄性であり、覆い被さる薄い線維性被膜を有する大きい壊死性コアを含み、血管区分の広範囲の再モデリングを引き起こす。

【 0 0 0 9 】

マルチスライスコンピュータ断層撮影 (M S C T) は、動脈硬化性プラークを検出すること、並びにその組成及び機械的性質を評価することを可能にする。従って心臓の C T は、 A C S を検出し予防する有効な手段を提供し得る。しかし、 M S C T を用いてプラークを正確に特徴付けることは依然として課題である。 1 つの制限は、石灰化プラーク等の超高密度物質から生じるブルーミングアーティファクトである。カルシウムブルーミングは、主に C T システムの限られた空間分解能及びビーム硬化効果から生じる。このぼやけ効果は、石灰化領域の過度な表現、及びそれに対応して他のプラーク成分の過小評価を招く。

30

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【 0 0 1 0 】

本明細書に記載の態様は上記の問題及び他の問題に対処する。

40

【課題を解決するための手段】

【 0 0 1 1 】

以下、コントラスト強調スペクトル C T 画像データを使用して管状構造 (例えば冠動脈内腔) の区分化を改善する手法を説明する。この手法は、構造の局所化と区分化との間の相互関係、及びスペクトル解析による定量造影剤マッピングを活用する。これらのそれぞれは、他のものの結果を過去の情報として使用することで改善された結果をもたらすことができ、この手法は 1 回又は複数回の反復を行ったり来たりし、区分化を最適化し得る。その結果生じる区分化は、少なくとも C T 血流予備量比解析 (C T - F F R) 及び急性冠症候群のリスク評価を改善するために使用され得る。

【 0 0 1 2 】

50

一態様では、方法は、管状構造を表すボクセルを含むコントラスト強調スペクトル画像データを取得するステップを含む。この方法は、取得されたコントラスト強調スペクトル画像データに基づいて少なくともコントラストマップを生成するステップを更に含む。この方法は、スペクトルモデルに基づいて更新済みコントラストマップを生成するステップを更に含む。この方法は、更新済みコントラストマップに基づいて管状構造を区分化するステップを更に含む。

【0013】

別の態様では、計算システムが、コントラスト強調スペクトル画像データを受け取り、それに基づいてスペクトル解析データを生成するスペクトルアナライザを含み、スペクトル解析データはコントラストマップを含む。この計算システムは、スペクトル解析データを洗練させ、洗練されたスペクトル解析データを生成するスペクトル解析データプロセッサを更に含む。

10

【0014】

別の態様では、コンピュータ可読記憶媒体がコンピュータ可読命令で符号化される。コンピュータ可読命令は、プロセッサによって実行されるとき、管腔の局所化と区分化との間の相互関係及びスペクトル解析による定量造影剤マッピングを利用する反復的更新に基づいてヨウ素マップを洗練させ、それにより洗練されたヨウ素マップを生成すること、及び関心のある構造を洗練されたヨウ素マップから区分化することをプロセッサに実行させる。

【0015】

20

本発明は、様々なコンポーネント及びコンポーネントの構成、並びに様々なステップ及びステップの構成の形を取り得る。図面は好ましい実施形態を例示するためのものに過ぎず、本発明を限定するものとして解釈すべきではない。

【図面の簡単な説明】

【0016】

【図1】画像データプロセッサに関連して撮像システムの一例を概略的に示す。

【図2】スペクトル解析データプロセッサを含む画像データプロセッサの一例を概略的に示す。

【図3】スペクトル解析データアップデータを含むスペクトル解析データプロセッサの一例を概略的に示す。

30

【図4】スペクトル解析データアップデータの一例を概略的に示す。

【図5】狭窄を有する血管の下位部分を示し、この中では血液のスペクトル応答曲線内の基準造影剤を決定するための基準スペクトルポイントを決する領域が識別されている。

【図6】図5の血管の下位部分を示し、この中では血液のスペクトル応答曲線内の基準造影剤を決定するための基準スペクトルポイントが識別されている。

【図7】測定スペクトルポイントが識別されている、図5の血管の下位部分を示す。

【図8】1組のスペクトル応答曲線の一例を有するスペクトル応答グラフの一例を示す。

【図9】図7の基準及び測定スペクトル応答ポイント、並びに1組のスペクトル応答曲線を含むスペクトル応答グラフの一例を示す。

【図10】スペクトル応答ポイントから測定スペクトル応答ポイントを通してスペクトル応答曲線に至る線が投影されている図9の例を示す。

40

【図11】本明細書に記載の実施形態による方法の一例を示す。

【発明を実施するための形態】

【0017】

まず図1を参照し、コンピュータ断層撮影(CT)スキャナ等の撮像システム100が示されている。図示の撮像システム100は、スペクトル撮像向けに構成される。本明細書で使用されるとき、スペクトル撮像とは、撮像システム100が少なくとも2つの異なる所定のエネルギー範囲にそれぞれ対応する少なくとも2つの減衰値を生成することを指す。撮像システム100は、概して固定されたガントリ102及び回転するガントリ104を含み、回転するガントリ104は固定されたガントリ102によって回転自在に支持さ

50

れ、z 軸を中心に検査領域 106 の周りを回転する。

【0018】

x 線管等の放射線源 108 が回転するガントリ 104 によって回転自在に支持され、回転するガントリ 104 と共に回転し、検査領域 106 を横断する多エネルギー放射線を放つ。一例では、放射線源 108 が単一の広域スペクトル管を含む。改変形態では、放射線源 108 が、走査中に少なくとも 2 つの異なる放出電圧（例えば 80 kVp、140 kVp 等）を制御可能に切り替えられるように構成される。切り替えは、積分期間（integration period）内とすることができ、積分期間を行ったり来たりすることができ、走査間（例えば連続した走査ごとに異なる kV が使用されるデュアルスピンスキャン）等とすることができる。更に別の改変形態では、放射線源 108 が、異なる平均エネルギースペクトルで放射線を放つように構成される少なくとも 2 つの管を含む。別の改変形態は上記のものの組合せを含む。

10

【0019】

放射線感知検出器アレイ 110 が、検査領域 106 にわたり放射線源 108 の反対側に角度をなした弧を張る。放射線感知検出器アレイ 110 は、z 軸に沿って互いに平行に配置される 1 つ又は複数の検出器の並びを含む。放射線感知検出器アレイ 110 は、検査領域 106 を横断する放射線を検出し、それを示すスペクトル投影データを生成する。この場合もやはり、かかる投影データは、少なくとも 2 つの異なる所定のエネルギー範囲及び / 又は重みにそれぞれ対応する少なくとも 2 つの減衰値を含む。一例では、放射線感知検出器アレイ 110 が、x 線エネルギー感度が異なる少なくとも 2 つのシンチレータと、対応する光感度を有する少なくとも 2 つの対応する光センサとを有するマルチエネルギー積分検出器、直接変換材料（例えば CdTe、CdZnTe 等）を有する光子計数検出器、他のエネルギー分解検出器等のエネルギー分解検出器アレイを含む。改変形態では、放射線感知検出器アレイ 110 が、108 にある任意選択的な 2 つの異なる x 線管に対応する 2 つの異なる検出アレイを含む。

20

【0020】

リコンストラクタ 112 は、放射線感知検出器アレイ 110 によって出力されるスペクトル投影データを再構築する。この再構築は、例えばエネルギー依存性の成分を再構築し、異なるエネルギー値又は範囲にそれぞれ対応する 1 つ又は複数のスペクトル画像を生成することを含む。リコンストラクタ 112 は、エネルギー依存性の成分を組み合わせて非スペクトル画像データを生成することもできる。診察台等の対象支持部 114 は、検査領域 106 内で対象又は目的物を支持する。オペレータコンソール 116 は、モニタ等の人間が読むことができる出力装置、及びキーボードやマウス等の入力装置を含む。コンソール 116 上にあるソフトウェアは、スペクトル撮像のためにグラフィカルユーザインタフェース（GUI）又は他の態様によってオペレータが撮像システム 100 と対話し且つ / 又は撮像システム 100 を操作することを可能にする。

30

【0021】

計算システム 120 は、少なくとも 1 個のマイクロプロセッサ 122 及びコンピュータ可読記憶媒体（「メモリ」）124 を含む。メモリ 124 は一時的記憶媒体を除き、物理メモリ及び / 又は他の非一時的記憶媒体を含む。マイクロプロセッサ 122 は、メモリ 124 内に記憶される画像データプロセッサ 126 の命令を少なくとも実行する。マイクロプロセッサ 122 は、搬送波、信号、又は他の一時的媒体によって運ばれるコンピュータ可読命令も実行することができる。計算システム 120 はコンソール 116 の一部とすることができ、且つ / 又は図 1 に示されているようにコンソール 116 とは別であり得る。

40

【0022】

画像データプロセッサ 126 の命令は、少なくともコントラスト強調スペクトル画像データを処理するための命令を含む。以下でより詳細に説明されるように、一例では画像データ処理命令が、コントラスト強調スペクトル画像データ内に示される関心のある組織を区分化することに関連して、コントラスト強調スペクトル画像データを処理する命令を含む。管状構造（例えば冠動脈等の血管や、脳、頸動脈、肝臓、肺の血管等の他の血管等の

50

管腔)の区分化に関し、画像データプロセッサ126は、くびれ(例えば狭窄)領域を含む形状寸法を正確に区分化できるようにする。以下で更に説明されるように、命令は、区分化を利用する他の処理のための命令も含み得る。

【0023】

コントラスト強調スペクトル画像データは、撮像システム100及び/又は他の撮像システムによって及び/又はそれらから生成され得る。スペクトル画像データは、画像保管通信システム(PACS)、電子医療記録(EMR)、放射線医学情報システム(RIS)、病院情報システム(HIS)等のデータリポジトリ128、及び/又は他のデータリポジトリから代わりに得られても良い。区分化及び/又は他の処理の結果が、コンソール116、データリポジトリ128、及び/又は他の記憶装置内に記憶され、別の機器130等に伝達され得る。

10

【0024】

図2は、画像データプロセッサ126の一例を概略的に示す。

【0025】

画像データプロセッサ126は、コントラスト強調スペクトル画像データを入力として受け取る。この例では、受け取られるコントラスト強調スペクトル画像データが、心臓のスペクトルコントラスト強調CT画像データを含む。

【0026】

画像データプロセッサ126の命令は、スペクトルアナライザ202のための命令を含む。スペクトルアナライザ202は、受け取られるスペクトルコントラスト強調CTスキャン画像データを処理し、1組又は複数組の初期スペクトル解析データをもたらす。かかるスペクトル解析は、全走査ボリューム又はその下位ボリュームに対して行われ得る。スペクトルアナライザ202は、受け取られるスペクトルコントラスト強調CTスキャン画像データを処理するために知られている及び/又は他のスペクトル解析技法を使用することができる。

20

【0027】

かかる技法は、定量造影剤(例えばヨウ素やガドリニウム等)マップに対応するボリューム画像データセットを生成すること、仮想非造影(VNC:virtual non-contrasted)データ、仮想非強調データ、ヨウ素/カルシウム分離、並びに/又は他の物質解析及び/若しくは識別に対応するボリューム画像データセットを生成することを含む。技法の一例が、Thomas et al., "Automatic lumen segmentation in calcified plaques: dual-energy CT versus standard reconstructions in comparison with digital subtraction angiography," AJR (2010)の中で論じられている。

30

【0028】

改変形態では、スペクトルアナライザ202が省略され、様々な機器によって生成されるスペクトル解析データを画像データプロセッサ126が受け取る。本明細書で論じられるスペクトル解析データは、管状構造のくびれ領域内を含め、例えば心臓のCT画像内の限られた分解能、石灰化や他のプラーク等の他の生物学的物質に対する造影剤の部分ボリューム効果、石灰化プラーク等の超高密度物質から生じるブルーミングアーティファクト等による画質の劣化を起こしやすい場合がある。

40

【0029】

画像データプロセッサ126の命令は、スペクトル解析データプロセッサ204のための命令を含む。以下でより詳細に説明されるように、スペクトル解析データプロセッサ204は、スペクトル解析データを反復プロセスによって更新し洗練させる。一例ではこのプロセスは、反復ごとに、スペクトル解析データを少なくとも造影剤のスペクトル応答曲線に基づいて、及びスペクトル解析データのピクセル又はボクセルごとの最もあり得る組織型に基づいて更新すること、及びピクセルごとの更新値を与える各ピクセル内の相対的造影剤(relative contrast agent)を計算することを含む。最後の反復の更新済みスペクトル解析データは、洗練されたスペクトル解析データを与える。

【0030】

50

画像データプロセッサ126の命令は、他の画像処理プロセッサ204のための命令を含む。他の画像データ処理プロセッサは、他の画像データ処理に関連して洗練されたスペクトル解析データを利用する。例えば、洗練されたスペクトル解析データが冠動脈の管腔の区分化を含む場合、他の画像データ処理アルゴリズムの例は、CT血流予備量比解析（CT-FFR）アルゴリズム、急性冠症候群（ACS）リスク評価アルゴリズム、及び/又は他のアルゴリズムを含み得る。

【0031】

洗練されたスペクトル解析データは、CT血流予備量比解析（CT-FFR）及び/又は急性冠症候群（ACS）リスク評価を改善することができる。例えば洗練された区分化は、管腔の区分化の精度を改善することができ、そのことはCT-FFRの精度を改善し得る。別の例では、洗練された区分化が、従来の撮像に関連するばやけ効果を最小限にし、ACSリスクを推定するためのブランク成分のより正確な定量化及び特徴付けを可能にすることができる。

【0032】

図3は、スペクトル解析データプロセッサ204の一例を概略的に示す。

【0033】

説明目的で、以下の内容は冠動脈の区分化に関連して説明される。しかし、この例は限定的ではなく、他の構造も本明細書で考えられることが理解されるべきである。例えば以下の内容は、解剖学的（例えば血管等）及び/又は非解剖学的な任意の管状構造と共に利用され得る。

【0034】

スペクトル解析データプロセッサ204は、コントラスト強調スペクトル画像データ、及びスペクトルアナライザ202によって生成される初期スペクトル解析データを入力として受け取る。この例では、初期スペクトル解析データは、造影剤がヨウ素である場合はヨウ素マップ等の造影剤マップを少なくとも含む。改変形態では、造影剤マップがガドリニウム、ビスマス、金等の高減衰物質を含む他の造影剤に基づき得る。

【0035】

スペクトル解析データプロセッサ204は、ローカライザ302を含む。ローカライザ302は、（最初の反復の）初期スペクトル解析データ及び（その後の反復ごとの）更新済みスペクトル解析データを入力として受け取る。ローカライザ302は、（初期又は更新済み）スペクトル解析データ内の冠動脈及び/又は他の構造を局所化する。知られている手法、並びに/又は他の（ユーザ対話なしの）自動及び/若しくは（ユーザ対話ありの）手動の手法が使用され得る。

【0036】

スペクトル解析データプロセッサ204は、エクストラクタ304を更に含む。エクストラクタ304は、局所化された冠動脈を有するスペクトル解析データを入力として受け取る。エクストラクタ304は、スペクトル解析データ内の冠動脈及び/又は他の構造ごとに中心線を抽出する。知られている手法、並びに/又は他の（ユーザ対話なしの）自動及び/若しくは（ユーザ対話ありの）手動の手法が使用され得る。

【0037】

スペクトル解析データプロセッサ204は、スペクトル解析データアップデータ306を更に含む。スペクトル解析データアップデータ306は、スペクトル解析データ、局所化された冠動脈、及び抽出済みの中心線を入力として受け取る。スペクトル解析データアップデータ306は、スペクトル解析データを更新する。上記で簡潔に論じられ、以下でより詳細に論じられるように、かかる更新は、中心線に沿った造影剤のスペクトル応答に基づいて、及びボクセルごとの最もあり得る組織型に基づいてスペクトル解析データを更新することを含み、各ボクセル内の相対的造影剤を計算するために使用される。

【0038】

スペクトル解析データプロセッサ204は、セグメンタ308を更に含む。セグメンタ308は、更新済みスペクトル解析データを入力として受け取る。セグメンタ308は、

10

20

30

40

50

更新済みスペクトル解析データから関心のある構造を区分化する。知られている及び／又は他の区分化手法が使用され得る。或る手法では、スペクトル解析データ上に１組の輪郭が適用され、推定される中心線を取り囲む面として初期設定される。輪郭は、Chan-Vese 最小分散及び測地面モデルに基づき得る。

【 0 0 3 9 】

上記の手法は、Holtzman-Gazit et al., "Segmentation of thin structures in volumetric medical images," Image Processing, IEEE Transactions on 15.2 (2006): 354-363の中でより詳細に論じられている。別の手法が、Lesage et al., "A review of 3D vessel lumen segmentation techniques: Models, features and extraction schemes," Medical image analysis 13.6 (2009): 819-845の中で説明されている。他の手法も本明細書で考えられる。これらの手法から、冠動脈の管腔の正確な区分化が実現され得る。

10

【 0 0 4 0 】

冠動脈の区分化では、セグメンタ 3 0 8 が、冠動脈の管腔を区分化するために上記の及び／又は他の手法を利用することができる。セグメンタ 3 0 8 は、例えば動脈壁のプラーク及び／又は他の組織形状を識別し、区分化することもできる。これは、造影剤の強調がコントラスト強調画像データから除去される仮想非造影 (VNC) 画像データを使用して実現され得る。

【 0 0 4 1 】

一実施形態では、セグメンタ 3 0 8 が管腔の境界の推定を改善することもできる。例えば、スペクトル解析画像データ及び区分化は、動脈内の各ボクセル内の造影剤の相対量のマッピングを提供する。相対量は、部分ボリューム効果及び限られた空間分解能により、動脈壁の近くで 1 0 0 % 又は 0 % と異なり得る。より鮮明な壁及び一層改善された管腔の区分化を推定するために幾つかのモデルが使用され得る。

20

【 0 0 4 2 】

或る手法は、知られている管の不鮮明な形状についての過去の知識を (通常は校正によって) 使用する。この手法は、肺気道の管腔及び壁の測定に使用されている。この手法の一例が、Saba et al., "Maximizing quantitative accuracy of lung airway lumen and wall measure obtained from X-ray CT imaging," J. Appl. Physiol. (2003)の中で論じられている。別の技法は、撮像プロトコル及びパラメータに対応する既知の 3 D 点広がり関数を用いた 3 D デコンボリューションを適用する。

30

【 0 0 4 3 】

スペクトル解析データプロセッサ 2 0 4 は、決定ロジック 3 1 0 を更に含む。決定ロジック 3 1 0 は、停止基準に基づいて別の反復が行われるべきかどうかを判定する。例えば、決定ロジック 3 1 0 は、更新済みスペクトル解析データが停止基準を満たしていないことに応答して別の反復を引き起こす。さもなければそれ以上の反復は行われず、更新済みスペクトル解析データが洗練されたスペクトル解析データとして出力される。

【 0 0 4 4 】

停止基準は、経験的な反復回数を選択し、連続した反復間の変化を十分小さくなるまで確認し、全体的な性能指数を既定の閾値と比較することによって、及び／又は他の手法によって決定され得る。他の臨床応用では、この手法が、脳、頸動脈、肝臓、肺等の他の臓器内の狭い血管の区分化を改善するために拡張され得る。

40

【 0 0 4 5 】

図 4 は、スペクトル解析データアップデータ 3 0 6 の一例を概略的に示す。

【 0 0 4 6 】

説明目的で、以下の内容は図 3 で論じられた冠動脈の区分化に関連して説明される。同様に、この例も限定的ではなく、他の組織も本明細書で考えられることが理解されるべきである。

【 0 0 4 7 】

スペクトル解析データアップデータ 3 0 6 は、スペクトル解析データ、局所化された冠動脈、及び抽出済みの中心線を入力として受け取る。この例では、図 2 と同様にスペクト

50

ル解析データがヨウ素マップ等の造影剤マップを含む。

【 0 0 4 8 】

スペクトル解析データアップデータ 3 0 6 は、領域セクタ 4 0 2 を含む。領域セクタ 4 0 2 は、自動及び / 又は手動の手法を使用し、スペクトル解析データ内の冠動脈に沿って 2 つ以上の領域を選択する。概して、被選択領域は、比較的広幅の断面を有する管状構造の領域に対応する。この領域は、所定の最小直径閾値に基づいて及び / 又は他の態様で決定され得る。

【 0 0 4 9 】

この例では、それらの領域が、管腔の中心に部分ボリュームがない若しくは殆どない、又は空間分解能の壁との重なりがない若しくは殆どない動脈部分を与える。これらの領域内では、入力されるスペクトル解析画像データを用いて造影剤の定量化が正確に求められ得る。図 5 は、2 つの領域 5 0 2 及び 5 0 4 の選択を示す。2 つの領域 5 0 2 及び 5 0 4 は、狭窄 5 0 6 の前の領域及び狭窄 5 0 6 の後の領域にそれぞれ対応する。別の実施形態では 3 つ以上の領域が選択される。更に領域は、領域 5 0 2 及び 5 0 4 を含むことができ、且つ / 又はそれらの領域と異なることができる。

【 0 0 5 0 】

図 4 を参照し、スペクトル解析データアップデータ 3 0 6 は、スペクトルポイントアイデンティファイヤ 4 0 4 を更に含む。スペクトルポイントという用語は、撮像されたボリューム内の単一のピクセル又はボクセルに対応する様々なスペクトル画像の 1 組の値を指す。例えばスペクトルポイントは、以下で論じられる図 8 ~ 図 1 0 内のグラフ内の点として表され得る。スペクトルポイントアイデンティファイヤ 4 0 4 は、被選択領域 5 0 2 及び 5 0 4 について、被選択領域 5 0 2 及び 5 0 4 それぞれのスペクトルポイントを識別する。図 6 は、図 5 の 2 つの領域 5 0 2 及び 5 0 4 に関する 2 つの点 (A_L) 6 0 2 及び (A_U) 6 0 4 をそれぞれ示す。

【 0 0 5 1 】

図 4 に戻り、スペクトル解析データアップデータ 3 0 6 は、基準スペクトルポイントデターミナ 4 0 6 を更に含む。基準スペクトルポイントデターミナ 4 0 6 は、図 5 のスペクトル解析データ内で識別されるスペクトルポイント 6 0 2 及び 6 0 4 から基準スペクトルポイントを決定する。一例では基準スペクトルポイントデターミナ 4 0 6 が、補間スペクトル応答線 (例えば ($A_U + A_L$) / 2) を中心線に沿って生成する。これは部分ボリューム及び壁との重なりを有し得る狭領域を含み、かかる領域では、コントラストの定量化を局所データだけでは正確に求めることができない可能性がある。

【 0 0 5 2 】

スペクトル解析データアップデータ 3 0 6 は、測定スペクトルポイントアイデンティファイヤ 4 0 8 を更に含む。測定スペクトルポイントアイデンティファイヤ 4 0 8 は、スペクトル画像データ内の関心のある測定スペクトルポイントを識別する。図 7 は、関心のある測定スペクトルポイントの複数の例 (B_1) 7 0 2、(B_2) 7 0 4、及び (B_3) 7 0 6 を示す。図 7 では、関心のある測定スペクトルポイント (B_1) 7 0 2 が、高減衰値を有する物質 (図 7 ではハウンスフィールド単位に関して示されている) に隣接する。関心のある測定スペクトルポイント (B_2) 7 0 4 は、中程度の減衰値を有する物質に隣接する。関心のある測定スペクトルポイント (B_3) 7 0 6 は、低減衰値を有する物質に隣接する。例えば高減衰値は、カルシウムによって、又は血管腔内の造影剤とは異なるプラークを標的とする造影剤によって引き起こされる場合があり、中程度の減衰値は柔組織によって引き起こされる場合があり、低減衰値は脂質によって引き起こされる場合がある。

【 0 0 5 3 】

スペクトル解析データアップデータ 3 0 6 は、スペクトルポイントプロッタ 4 1 0 を更に含む。スペクトルポイントプロッタ 4 1 0 は、エネルギースペクトルグラフ上に基準スペクトルポイント及び測定スペクトルポイントをプロットする。デュアルエネルギー低エネルギー - 高エネルギーグラフの一例が図 8 に示されている。図 8 では、グラフ 8 0 0 が、スペクトル画像データの第 1 の高エネルギー画像内のピクセルの減衰を表す第 1 の軸 8 0 2 と、ス

10

20

30

40

50

ペクトル画像データの第2の低エネルギー画像内の同一ピクセルの減衰を表す第2の軸804とを含む。この例では、低エネルギー軸及び高エネルギー軸がハウンスフィールド単位(HU)を単位とする。別の例では、低エネルギー軸及び高エネルギー軸が他の単位にすることができ、光電効果とコンプトン効果との分解、仮想単色画像、物質ベースの表現等の値を表し得る。

【0054】

図8では、第1のスペクトル曲線806が血液 - 水曲線を表し、第2のスペクトル曲線808がカルシウム - 水曲線を表し、第3のスペクトル曲線810がカルシウム / 線維性 - 水曲線を表し、第4のスペクトル曲線812が線維性組織 - 水曲線を表し、第5の曲線814が脂肪、脂質 - 水スペクトル曲線を表し、第6の曲線816がカルシウム / 脂質 - 水曲線を表す。このグラフの特定の曲線は異なることができ、関心のある組織を表し得る。グラフ800は2つのエネルギーに関するが、3つ以上のエネルギーが検討されても良いことが理解されるべきである。例えば、Nのエネルギー(Nは正の整数)が検討され得る。かかる例では、グラフ800はN次元(N-D)グラフを含み得る。

【0055】

図9は、図7のスペクトルポイントに関連したデュアル(低及び高)エネルギーグラフ900を示す。図9では、第1の軸902が高エネルギー画像内のピクセルの減衰を表し、第2の軸904が低エネルギー画像内の同一ピクセルの減衰を表す。図9では、第1のスペクトル曲線906がヨウ素 - 水曲線を表し、第2のスペクトル曲線908がカルシウム - 水曲線を表し、第3のスペクトル曲線910が血液 - 水曲線を表し、第4のスペクトル曲線912が柔組織 - 水曲線を表し、第5の曲線914が脂肪 - 水スペクトル曲線を表す。ヨウ素 - 血液スペクトルポイント(A)916は、基準スペクトルポイントを表す。スペクトルポイント B_1 、 B_2 、及び B_3 は、図7の関心のある測定スペクトルポイント(B_1)702、(B_2)704、及び(B_3)706に対応する。

【0056】

図4に戻り、スペクトル解析データアップデータ306は、スペクトル線セクタ412を更に含む。スペクトル線セクタ412は、ピクセルの最もあり得る組織型に対応するスペクトル線をピクセルごとに選択する。これは、一例では仮想非造影画像及びモデルに基づいて行われ得る。仮想非造影画像はデータを提供し、かかるデータ内では、特定の領域内でカルシウムが関与しているかどうかを自動で判定するのがより容易である。

【0057】

スペクトル解析データアップデータ306は、スペクトルポイントプロジェクタ414を更に含む。スペクトルポイントプロジェクタ414は、スペクトルポイントをピクセルごとに投影する。一例では、そのためにスペクトルポイントプロジェクタ414が、基準スペクトルポイント(A)916から測定ポイント(B_1)702、(B_2)704、及び(B_3)706のそれぞれを通り、対応する被選択スペクトル曲線に至る線を投影する。これが図10に示されており、図10は、基準スペクトルポイント(A)916から測定ポイント(B_1)702、(B_2)704、及び(B_3)706を通り被選択曲線908、912、及び914まで投影される線1002、1004、1006を示す。

【0058】

図4に戻り、スペクトル解析データアップデータ306は、スペクトルポイントアサイナ416を更に含む。スペクトルポイントアサイナ416は、投影される線が交差する被選択曲線上のポイントをピクセルごとに割り当てる。これも図10に示されており、図10ではスペクトルポイントアサイナ416が、基準スペクトルポイント(A)916から測定ポイント(B_1)702、(B_2)704、及び(B_3)706を通り被選択曲線908、912、及び914に至る投影1002、1004、1006に基づき、ポイント(C_1)1008、(C_2)1010、及び(C_3)1012を割り当てている。この例では、スペクトルポイント(B_1)702がカルシウム(骨) - 水の線908上に投影されている。別の例では、スペクトルポイント(B_1)702が血液 - 水の線910、柔組織 - 水の線912、及び/又は他のスペクトル応答線上に投影され得る。

10

20

30

40

50

【 0 0 5 9 】

図 4 に戻り、スペクトル解析データアップデータ 3 0 6 は、相対比デターミナ 4 1 8 を更に含む。相対比デターミナ 4 1 8 は、（例えば仮定上の血中造影剤値に対する）ボクセル内の造影剤の相対比 R を計算する。一例では、この比率が絶対距離の比率である $R = |B - C| / |A - C|$ によって算出され、 A 、 B 、及び C はベクトルであり、それぞれ N の要素を含み、 N は解析データ内の異なるスペクトル画像の数である。スペクトル解析データアップデータ 3 0 6 は、更新済みスペクトル解析画像データとして相対的な血中造影剤値を出力する。

【 0 0 6 0 】

図 3 に関して論じられたように、決定ロジック 3 1 0 は、別の反復が行われるか、又は洗練されたスペクトル解析データとして更新済みスペクトル解析データが出力されるかを決定する。図 2 に関して論じられたように、洗練されたスペクトル解析データは、CT-FFR や ACS リスク評価等の他の処理に関連して利用され得る。

【 0 0 6 1 】

図 1 1 は、本明細書に記載の実施形態による方法の一例を示す。

【 0 0 6 2 】

本明細書に記載の方法の中の行為の順序は限定的ではないことを理解すべきである。そのため、他の順序も本明細書で予期される。加えて、1 つ若しくは複数の行為が省略され且つ / 又は 1 つ若しくは複数の追加の行為が含まれても良い。

【 0 0 6 3 】

1 1 0 2 で、ボクセルが管状を表す画像データを含む、コントラスト強調スペクトル画像データが取得される。

【 0 0 6 4 】

1 1 0 4 で、コントラスト強調スペクトル画像データから少なくともコントラストマップが生成される。このステップはモデルを使用して実現され得る。ヨウ素 / カルシウム分離や VNC 画像等の他の情報も生成され得る。

【 0 0 6 5 】

1 1 0 6 で、管状構造が局所化され、局所化された管状構造の中心線が抽出される。最初の反復では、このステップは初期ヨウ素マップに基づく。その後の反復では、このステップは直近の更新済みヨウ素マップに基づく。

【 0 0 6 6 】

1 1 0 8 で、局所化された管状構造、抽出済みの中心線、及びマルチエネルギーグラフモデルに基づいてコントラストマップが更新される。更新済みコントラストマップは部分ボリューム領域内の部分的なヨウ素 (partial iodine) を識別するために、物質蓄積及び管状構造壁の解析を行うために、及び VNC 画像を洗練させるために使用され得る。

【 0 0 6 7 】

1 1 1 0 で、更新済みコントラストマップ及び管状構造区分化モデルに基づいて管状構造が区分化される。このステップは、洗練されたコントラストマップ上に適用される能動輪郭汎関数を使用した管腔の区分化、洗練されたコントラストマップ及び物質解析に基づく管腔境界推定の改善、部分ボリューム効果及び限られた分解能効果のための補正モデル、区分化のためのプラーク領域の局所化等を含み得る。

【 0 0 6 8 】

1 1 1 2 で、停止基準が満たされているかどうか判定される。停止基準の例は、経験的な反復回数、連続した反復の結果の差異、全体的な性能指数との比較、及び / 又は他の手法を含む。

【 0 0 6 9 】

停止基準が満たされていない場合、行為 1 1 0 6 から 1 1 1 0 が繰り返される。しかし、停止基準が満たされている場合、1 1 1 4 で、洗練されたコントラストマップが出力される。本明細書で論じられたように、洗練されたコントラストマップは他の画像処理に関連して使用され得る。

10

20

30

40

50

【 0 0 7 0 】

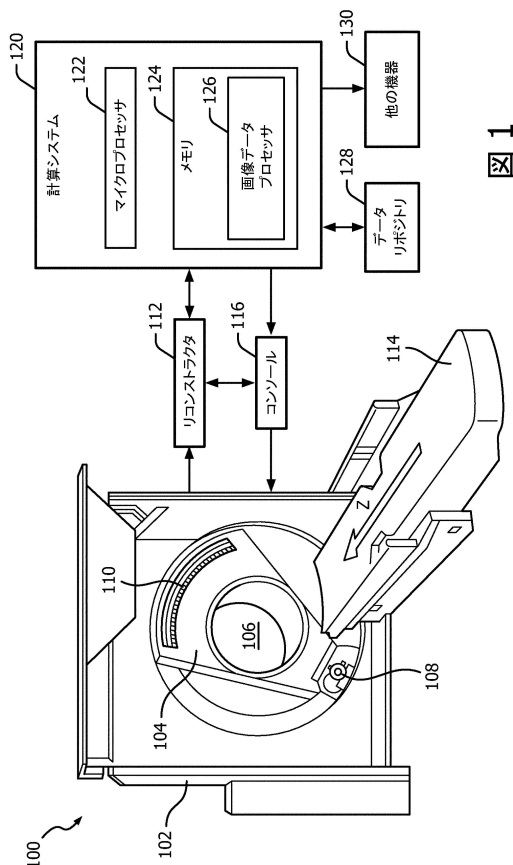
上記の内容は、コンピュータプロセッサによって実行されるときに記載された行為をそのプロセッサに実行させる、コンピュータ可読記憶媒体上に符号化され又は埋め込まれるコンピュータ可読命令によって実施され得る。加えて、又は或いは、コンピュータ可読命令の少なくとも1つが信号、搬送波、又は他の一時的媒体によって運ばれる。

【 0 0 7 1 】

本発明が好ましい実施形態に関して説明されてきた。上記の詳細な説明を読んで理解するとき、他者は修正形態及び改変形態に気付くことがある。添付の特許請求の範囲又はその均等物の範囲内に含まれる限り、本発明はそのような全ての修正形態及び改変形態を含むものとして構成されることを意図する。

10

【 図 1 】



【 図 2 】

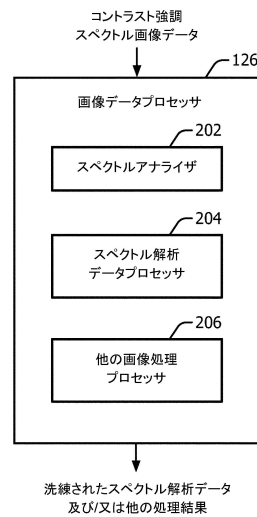


図 2

【図 3】

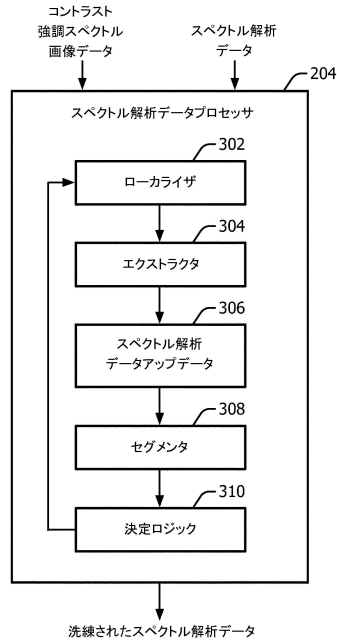


図 3

【図 4】

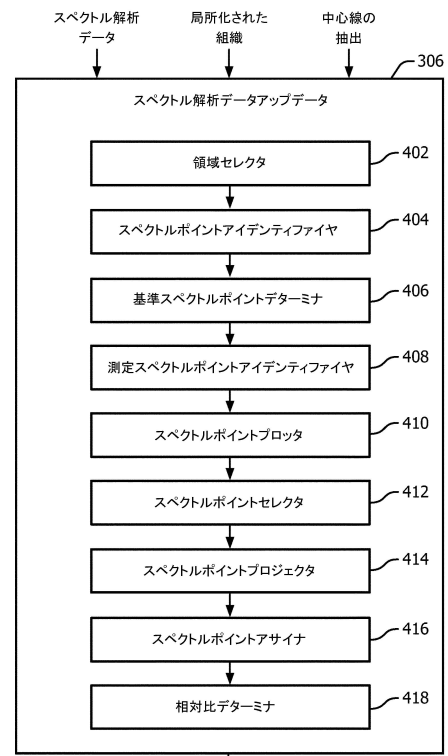


図 4

【図 5】

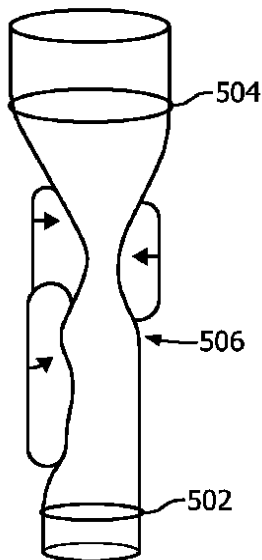


FIG. 5

【図 6】

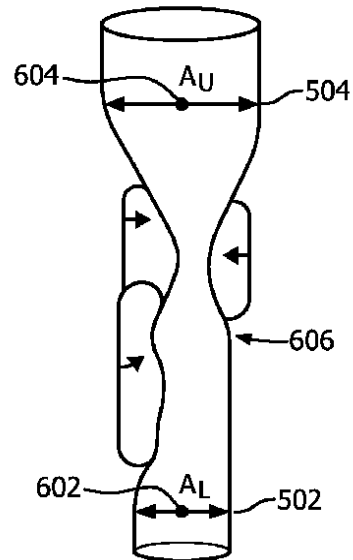


FIG. 6

【図 7】

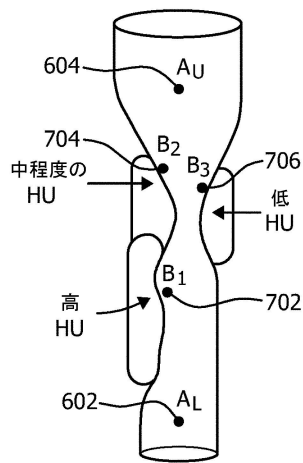


図 7

【図 8】

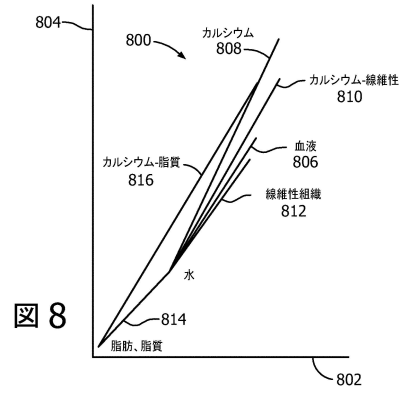


図 8

【図 9】

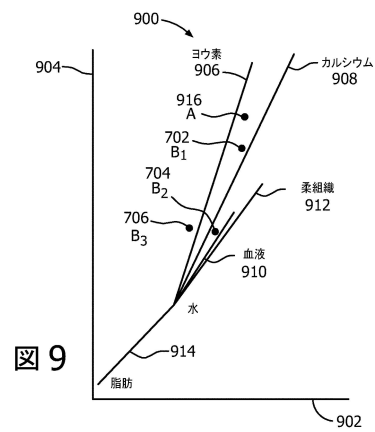


図 9

【図 10】

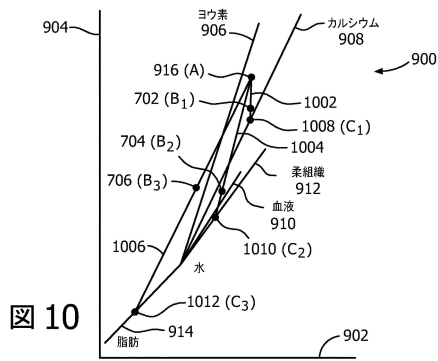


図 10

【図 11】

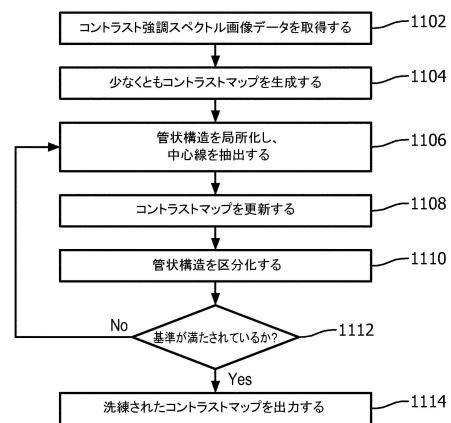


図 11

フロントページの続き

- (72)発明者 ラマシュ エヒエル
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス ビルディング
5
- (72)発明者 ゴシェン リラン
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス ビルディング
5
- (72)発明者 カルミ レイズ
オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフェン ハイ テック キャンパス ビルディング
5

審査官 増淵 俊仁

- (56)参考文献 特開 2 0 1 2 - 2 4 5 2 3 5 (J P , A)
国際公開第 2 0 1 3 / 0 1 1 4 1 8 (W O , A 2)
特開 2 0 0 7 - 1 1 1 5 2 6 (J P , A)

- (58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)
A 6 1 B 6 / 0 0 - 6 / 1 4