

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号
特許第6749917号
(P6749917)

(45) 発行日 令和2年9月2日 (2020.9.2)

(24) 登録日 令和2年8月14日 (2020.8.14)

(51) Int.Cl.

A 6 1 B 6/03 (2006.01)

F I

A 6 1 B 6/03 3 7 0 Z

A 6 1 B 6/03 3 6 0 G

請求項の数 15 (全 13 頁)

(21) 出願番号	特願2017-536523 (P2017-536523)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成28年1月6日 (2016.1.6)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ
(65) 公表番号	特表2018-501894 (P2018-501894A)		ヴェ
(43) 公表日	平成30年1月25日 (2018.1.25)		KONINKLIJKE PHILIPS
(86) 国際出願番号	PCT/IB2016/050043		N. V.
(87) 国際公開番号	W02016/113646		オランダ国 5656 アーヘー アイン
(87) 国際公開日	平成28年7月21日 (2016.7.21)		ドーフエン ハイテック キャンパス 5
審査請求日	平成30年12月18日 (2018.12.18)		2
(31) 優先権主張番号	62/103,721	(74) 代理人	100122769
(32) 優先日	平成27年1月15日 (2015.1.15)		弁理士 笛田 秀仙
(33) 優先権主張国・地域又は機関	米国 (US)	(74) 代理人	100163809
			弁理士 五十嵐 貴裕

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 i F R - C T

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

データアナライザによって非侵襲的に瞬時ウェーブフリー比メトリックを決定する方法であって、

心拡張期のウェーブフリー期間中にイメージングシステムによって生成される電子フォーマット化された画像データを受信するステップであって、前記画像データは、狭窄を有する血管を表す強度をもつボクセルを有する、ステップと、

前記画像データから、前記血管の出口の周辺抵抗を計算するステップと、

境界条件の組及び数値流体力学アルゴリズム並びに前記周辺抵抗に基づいて、前記血管の入口と前記血管の出口との間の狭窄の狭窄抵抗を計算するステップと、

前記狭窄抵抗に基づく数値である前記瞬時ウェーブフリー比メトリックを計算し、計算された前記瞬時ウェーブフリー比メトリックを示す信号を生成するステップと、を含む方法。

【請求項 2】

前記画像データから前記血管をセグメント化するステップと、

前記セグメント化された画像データから、前記血管の出口の血管直径を決定するステップと、

前記セグメント化された画像データから主冠動脈分岐の分岐直径を決定するステップと、

機械学習を使用して主冠動脈分岐の分岐抵抗を算出するステップと、

を更に含み、前記周辺抵抗が、前記血管直径、前記分岐直径、及び前記分岐抵抗に基づいて計算される、請求項 1 に記載の方法。

【請求項 3】

前記周辺抵抗が、前記血管直径の前記分岐直径に対する比によってスケールされる前記分岐抵抗として計算される、請求項 2 に記載の方法。

【請求項 4】

前記周辺抵抗が、前記血管直径の前記分岐直径に対する比の 3 乗根によってスケールされる分岐抵抗として計算される、請求項 3 に記載の方法。

【請求項 5】

前記境界条件の組が、前記血管の入口における圧力及び前記血管の出口における速度を含む、請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載の方法。

10

【請求項 6】

前記数値流体力学アルゴリズムが、入力パラメータとして、前記入口における圧力及び前記出口における速度を使用して、前記血管の出口において算定される圧力を計算する、請求項 5 に記載の方法。

【請求項 7】

前記狭窄抵抗を計算する前記ステップが、
前記境界条件を初期化し、
前記出口において算定される圧力を計算するために、前記境界条件を使用して前記数値流体力学アルゴリズムを実施し、
更新された狭窄抵抗を算出し、
前記更新された狭窄抵抗が予め決められた停止基準を満たさないことに応じて、2 回目の反復を実施すること、
によって、前記狭窄抵抗を反復的に計算することを含む、請求項 6 に記載の方法。

20

【請求項 8】

前記予め決められた停止基準は、以前の狭窄抵抗と現在の狭窄抵抗との間の残差平方和を最小にすることを含む、請求項 7 に記載の方法。

【請求項 9】

前記 2 回目の反復が、
前記更新された狭窄抵抗に基づいて前記出口における更新された速度を計算するステップと、
前記入口における圧力及び前記出口における更新された速度を使用して数値流体力学アルゴリズムを実施するステップと、
第 2 の更新された狭窄抵抗を算出するステップと、
前記第 2 の更新された狭窄抵抗が前記予め決められた停止基準を満たさないことに応じて、別の反復を実施するステップと、
を含む、請求項 7 又は 8 に記載の方法。

30

【請求項 10】

前記更新された狭窄抵抗が前記予め決められた停止基準を満たすことに応じて、前記狭窄抵抗に基づいて前記瞬時ウェーブフリー比メトリックを計算するステップを更に含む、請求項 7 乃至 9 のいずれか 1 項に記載の方法。

40

【請求項 11】

前記メトリックが予め決められた閾値より大きいか又小さいかを示す分類信号を生成するステップを更に含み、前記閾値以上のメトリック値は、第 1 の狭窄レベルを示し、前記閾値以下のメトリック値は、第 2 の狭窄レベルを示し、前記第 1 の狭窄レベルは、前記第 2 の狭窄レベルより深刻である、請求項 1 乃至 10 のいずれか 1 項に記載の方法。

【請求項 12】

非侵襲的に瞬時ウェーブフリー比メトリックを決定するシステムであって、
心拡張期のウェーブフリー期間中にイメージングシステムによって生成される画像データから、狭窄を有する血管の出口の周辺抵抗を計算するパラメータ決定器であって、前記

50

画像データは、前記血管を表す強度をもつボクセルを有する、パラメータ決定器と、

境界条件の組及び数値流体力学アルゴリズムの結果並びに前記周辺抵抗に基づいて、血管の入口と前記血管の出口との間の前記血管の狭窄の狭窄抵抗を計算する狭窄抵抗決定器と、

前記狭窄抵抗に基づく数値である前記瞬時ウェーブフリー比メトリックを計算し、前記計算された瞬時ウェーブフリー比メトリックを示す信号を生成する i F R 決定器と、を有するシステム。

【請求項 13】

前記画像データにおいて前記血管を識別する関心組織識別器と、

前記画像データから前記血管の出口の血管直径と、主冠動脈分岐の分岐直径とを決定し、機械学習を使用して主冠動脈分岐の分岐抵抗を決定する関心組織ジオメトリ抽出器と、を更に有し、

前記パラメータ決定器が、前記血管直径、前記分岐直径及び前記分岐抵抗に基づいて、前記画像データから前記血管の出口の周辺抵抗を計算する、請求項 12 に記載のシステム。

【請求項 14】

前記狭窄抵抗決定器が、前記出口における速度に対する、前記入口における圧力から前記出口における圧力を引いたものの比として前記狭窄抵抗を計算する、請求項 13 に記載のシステム。

【請求項 15】

請求項 1 乃至 11 のいずれか 1 項に記載の方法の各ステップをプロセッサに実行させるコンピュータ可読命令によって符号化された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】

本発明は、概して、画像データに基づいて血管内の狭窄について、瞬時ウェーブフリー比 (instantaneous wave-free ratio) すなわち瞬時血流予備量比 (instant flow reserve) (i F R) メトリックを算出することに関し、コンピュータトモグラフィ (C T) に対する特定のアプリケーションに関して記述される。

【背景技術】

【0002】

部分冠血流予備量比 (F F R) は、冠動脈狭窄の機能的意義を示すために使用されるメトリックである。狭窄が心筋への血流及びゆえに酸素供給を妨げているかどうかを決定するために冠動脈狭窄の両側における圧力差を測定することが、介入心臓学プロシージャと共に使用されており、心筋への酸素供給の妨げは、心筋虚血をもたらすことがある。F F R は、狭窄の近位側の圧力 P_{in} に対する狭窄の遠位側の圧力 P_d の比であり、すなわち、 P_d / P_{in} であり、これは、同じ血管内の正常な最大フローに対する狭窄病変遠位側の最大血流の比である。F F R は、冠動脈カテーテル処置の最中に実施される。このために、カテーテルが、シース及びガイドワイヤを使用して大腿骨動脈又は橈骨動脈に挿入される。F F R は、病変の正確な深刻さを決定するために、圧力と、温度と、フローとを測定するワイヤの先端部上の小さいセンサを使用する。これは、最大血流 (充血) の最中に行われる。圧力ワイヤの引き戻しが実施され、血管の両端の圧力が記録される。

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0003】

瞬時ウェーブフリー比すなわち瞬時血流予備量比 (i F R) は、冠動脈狭窄の機能的意義を示すために使用されることができ別の測定である。i F R は、「ウェーブフリー期間」と呼ばれる心拡張期の特定期間にわたる P_{in} に対する P_d の比として規定される。

【0004】

このウェーブフリー期間中、冠動脈フローに影響を及ぼす競合する力 (ウェーブ) は静

10

20

30

40

50

止しており、これは、同様の圧力及びフロー変化を意味し、これは、心臓サイクルの残りの部分と比較して、それらの比（すなわち抵抗）をほぼ一定にする。i F Rは、評価されようとする冠動脈に配置される侵襲性の冠動脈圧カワイヤを使用する心臓カテーテル処置の間にも実施される。F F R及びi F Rは、0乃至1のレンジの値であり、より高い値は、非狭窄又はより深刻でない狭窄を示し、より低い値は、より深刻な狭窄を示す。残念ながら、F F R及びi F Rは共に、侵襲性のプロシージャであり、ゆえに、感染症から死亡にまで至る合併症に影響されやすい。

【0005】

F F R - C Tは、非侵襲的な心臓C Tスタディから得られる冠動脈ジオメトリに関する数値流体力学シミュレーション（C F D）を使用してF F Rの評価を提供するために使用される非侵襲性のプロシージャである。残念ながら、C F DベースのF F R算出は、心臓収縮及び緩和の間に現れる多くの遷移効果を伴う複雑な動的シミュレーションと、高い算出エラーにつながりうる多くの不確かさを有する複雑なモデルとを必要とする。

10

【0006】

本発明の見地は、上述した問題その他に対処する。

【課題を解決するための手段】

【0007】

1つの見地によれば、瞬時ウェーブフリー比メトリックを非侵襲的に決定する方法は、イメージングシステムによって生成される電子フォーマット化された画像データを受信することを含む。画像データは、狭窄を有する血管を表わす強度をもつボクセルを有する。方法は更に、画像データから、血管の出口の周辺抵抗を計算することを含む。方法は更に、境界条件の組及び数値流体力学アルゴリズムに基づいて、血管の入口と血管の出口との間の狭窄の狭窄抵抗を計算することを含む。方法は更に、狭窄抵抗に基づく数値である瞬時ウェーブフリー比メトリックを計算し、計算された瞬時ウェーブフリー比メトリックを示す信号を生成することを含む。

20

【0008】

別の見地において、非侵襲的に瞬時ウェーブフリー比メトリックを決定するシステムは、画像データから血管の出口の周辺抵抗を計算するように構成されるパラメータ決定器を有する。システムは更に、境界条件の組及び数値流体力学アルゴリズムの結果に基づいて、血管の入口と血管の出口との間の血管の狭窄の狭窄抵抗を計算するように構成される狭窄抵抗決定器を有する。システムは更に、瞬時ウェーブフリー比率メトリックを計算し及び計算された瞬時ウェーブフリー比メトリックを示す信号を生成するように構成されるi F R決定器を有し、メトリックは、狭窄抵抗に基づく数値である。

30

【0009】

別の見地において、コンピュータ可読記憶媒体は、コンピュータ可読命令によって符号化され、コンピュータ可読命令は、コンピューティングシステムのプロセッサによって実行される場合、プロセッサに、非侵襲的に決定されたパラメータのみからi F Rメトリックを計算させ、かかるメトリックは、コンピュータトモグラフィ画像データ及び数値流体力学アルゴリズムに基づいて、非侵襲的に決定される。

【0010】

本発明の更に別の見地は、以下の詳細な説明を読み理解することにより、当業者に理解される。

40

【0011】

本発明は、さまざまな構成要素及び構成要素の取り合わせの形並びにさまざまなステップ及びステップの取り合わせの形をとりうる。図面は、好適な実施形態を例示する目的のためだけにあり、本発明を制限するものとして解釈されるべきでない。

【図面の簡単な説明】

【0012】

【図1】データアナライザに関連してイメージングシステムを概略的に示す図。

【図2】図1のデータアナライザの例を示す図。

50

【図3】iFRメトリックを決定する例示の方法を示す図。

【発明を実施するための形態】

【0013】

以下は、心臓CTスキャンから算出される特定の冠動脈ジオメトリに基づいてiFRメトリックを算出するための非侵襲アプローチを記述する。図1は、イメージングシステム100（例えばCTスキャナ）を概略的に示す。イメージングシステム100は、通常静止したガントリ102及び回転ガントリ104を有し、回転ガントリ104は、静止ガントリ102によって回転可能に支持され、z軸を中心に検査領域106の周囲を回転する。

【0014】

例えばX線管のような放射線源110は、回転ガントリ104によって回転可能に支持され、回転ガントリ104と共に回転し、検査領域106を横切る放射線を放出する。放射線感受性検出器アレイ112は、検査領域106をはさんで放射線源110とは反対側に、円弧をなして配される。放射線感受性検出器アレイ112は、検査領域106を横切る放射線を検出し、投影データを生成し、すなわち検出された光子ごとに投影データを示す信号を生成する。

【0015】

再構成器114は、投影を再構成し、検査領域106に位置する被検体又は対象のスキャンされた部分を示すボリュームメトリック画像データを生成する。オペレータコンソール116は、例えばモニタのような人間可読の出力装置、及び例えばキーボード、マウスなどの入力装置を有する。コンソール116に常駐するソフトウェアは、オペレータが、グラフィカルユーザインタフェース（GUI）等を通じて、スキャナ100とインタラクトし及び/又はスキャナ100動作させることを可能にする。

【0016】

例えば寝台のような被検体支持体119は、検査領域106において対象又は被検体を支持する。データリポジトリ118は、ボリュームメトリック画像データ及び/又は投影データを含む電子フォーマット化されたデータを記憶する。データリポジトリの例は、画像保管通信システム（PACS）、放射線医学情報システム（RIS）、病院情報システム（HIS）、電子医療カルテ（EMR）、データベース、サーバ等を有する。

【0017】

データアナライザ120は、狭窄を有する関心のある血管（例えば冠動脈）を表現する画像データを処理するように構成され、画像データは、ウェーブフリー拡張期の最中に取得される。後で詳しく述べるように、このような処理は、CFDシミュレーションを使用して血管出口における周辺抵抗を算出すること、及びそれに基づいてiFRメトリックを決定することを含む。拡張期に、冠動脈圧力及び速度は、単調に低下する。ウェーブフリーの拡張期における一時的な圧力及び速度は、線形関数を使用して近似されることができる。圧力と速度との間の比によって規定される各血管出口におけるウェーブフリー周辺抵抗は、ほぼ一定であり、算出されることができる。ウェーブフリー拡張期の最中のCFDシミュレーションは、狭窄の機能的意義の迅速な評価を提供する。結果として得られるCTベースのiFR（iFR-CT）メトリックは、狭窄の機能的意義のよりロバスト且つ非侵襲の評価につながる。

【0018】

データアナライザ120は、1又は複数のコンピューティングシステムの1又は複数のプロセッサ（例えば、マイクロプロセッサ、中央処理ユニット、その他）によって実現されることができ、かかるプロセッサは、例えば物理メモリのような1又は複数の非一時的コンピュータ可読記憶媒体に記憶された1又は複数のコンピュータ可読命令を実行する。1又は複数のプロセッサによって処理される少なくとも1つの命令は、搬送波、信号及び/又は他の一時的媒体によって付加的に又は代替として保持されることができる。データアナライザ120は、コンソール116の一部、コンピューティングシステムに分散されたイメージングシステム100の外部のコンピューティングシステム、それらの組み合わ

10

20

30

40

50

せ等でありうる。

【 0 0 1 9 】

図 2 は、データアナライザ 1 2 0 の例を示す。

【 0 0 2 0 】

関心組織 (tissue of interest、T O I) 識別器 2 0 2 は、入力として、関心のある組織 (T O I、以下関心組織) 2 0 4 を表わす強度をもつボクセルを有する画像データを取得し、画像データ内の関心組織 2 0 4 を識別する。関心組織 2 0 4 は、ユーザ選択された関心組織、デフォルト関心組織等を示す信号によって予め決められることができ又は識別されることができる。T O I 識別器 2 0 2 は、関心組織を識別するために、自動及び / 又は手動のアプローチを用いることができる。関心組織の例は、狭窄を有する血管のような管状の組織である。しかしながら、関心組織は、他の組織であってもよい。

10

【 0 0 2 1 】

T O I ジオメトリ抽出器 2 0 6 は、識別された関心組織から、幾何学的情報を抽出する。T O I 識別器 2 0 2 は、幾何学的情報を抽出するために、自動の及び / 又は手動のアプローチを用いることができる。例として、抽出は、動的輪郭及び冠動脈血管に合わせられるレベルセットによるセグメント化を用いることを含むことができ、ここで関心組織は冠動脈血管であり、その後、高品質のセグメント化を生成するために任意の付加的な手動の編集が行われる。この及び / 又は他の抽出から、冠動脈血管の関心のあるジオメトリ (例えば血管直径) が決定されることができる。

【 0 0 2 2 】

パラメータ決定器 2 0 8 は、抽出された関心のあるジオメトリに基づいて、少なくとも 1 つのパラメータを決定する。図示されるパラメータ決定器 2 0 8 は、血管出口における周辺抵抗を算出するように構成される。このために、パラメータ決定器 2 0 8 は、組織に血液を分配することに関する生理学的規則を利用することができ、心臓 C T スキャンの特性及び制限を考慮することができる。例えば、冠動脈の遠位部分は、解像度カットオフの下でありうるので、代表的なカットポイントは、出口領域がこの動脈によって供給される領域に供給される血液の一部に比例するように、見つけることができる。

20

【 0 0 2 3 】

カットポイント選択の例示の規則は、以下を含む：狭窄の後ろ；最後の分岐の直後；血管の領域を表現する；異なる複数のセグメント化器への不変量。他の及び / 又は異なる、より多い又はより少ない、規則が、ここで企図される。特定の出口のウェーブフリー周辺抵抗は、スケーリング則に基づいて、主冠動脈分岐に対して、式 1 に示すように算出されることができる。

30

式 1:

$$R_i = R_{main} \left(\frac{D_i}{D_{main}} \right)^{-1/3},$$

ここで、 R_i は、関心のある出口のウェーブフリー周辺抵抗を表し、 R_{main} は、主冠動脈分岐の抵抗を表し、 D_i は、関心のある出口における直径を表し、 D_{main} は、主冠動脈分岐における直径を表し、 R_{main} は、機械学習及び / 又は他のアプローチを通じて算出されることができる。狭窄抵抗決定器 2 1 0 は、画像データ内の狭窄の抵抗を決定する。一例において、狭窄抵抗決定器 2 1 0 は、境界条件 2 1 2 及び式 2 に基づいて、各入口と各出口の間の狭窄の抵抗 r を決定する：

40

式 2:

$$r \approx \frac{P_{inlet} - P_{outlet}(CFD(P_{inlet}, v_{outlet}))}{v_{outlet}}$$

50

ここで、 P_{inlet} は、境界条件であり、入口における圧力を表し、 V_{outlet} は、境界条件であり、出口における速度を表し、 P_{outlet} は、入力 P_{inlet} 及び V_{outlet} を得る数値流体力学アルゴリズムである CFD に基づいて算出される出口における圧力を表す。一例において、出口速度及び入口圧力についての初期境界条件は、それぞれ正常平均速度及び圧力値としてセットされる（例えば、出口速度 = 40 cm/s 及び入口圧力 = 100 mmHg）。出口圧力の境界条件は、ゼロ勾配としてセットされることができ、値は、この CFD において得られる。

【0024】

CFD プロセッサ 214 は、例えば偏微分方程式を使用して数値流体力学（CFD）シミュレーションを実施する。概して、CFD は、流体フローを含む問題を解決し及び解析するために数値解析法及び / 又はアルゴリズムを使用する流体力学アプローチである。CFD プロセッサ 214 は、境界条件によって規定される表面に関して計算を実施する。出力は、一例において、例えば出口の圧力を含むあらゆるポイントにおける圧力のフルボリュームメトリック情報を含む。ウェーブフリー拡張期間中の CFD シミュレーションは、他の期間中よりも低い複雑さである。

【0025】

式 2 を使用して、狭窄 r の抵抗が、反復的に算出されることができる。以下は、 n ($n = 1, \dots, N$) 回の反復による例示の反復アプローチを示す。境界条件 P_{inlet} 及び V_{outlet} が初期化される。各々の反復の最中、CFD シミュレーションは、現在の境界条件によって実施され、それにより $P^{(n)}_{outlet}$ を生成する。更新される算出された抵抗 $r^{(n+1)}$ は、式 3 に示すように計算される：

式 3:

$$r^{(n+1)} = \frac{P_{inlet} - P_{outlet}^{(n)}}{v_{outlet}^{(n)}}.$$

【0026】

論理 216 は、停止基準が満たされるかどうかをチェックする。一例において、停止基準は、式 4 に示すように現在の抵抗と以前の抵抗との間の残差平方和（sum of squares difference、SSD）を最小にすることに基づく：

式 4:

$$\sum_{All_outlets} SSD(R_c, R_p),$$

ここで、 R_p は、データベース及び機械学習技法の統計を使用して学習されるターゲット抵抗であり、 R_c は、（最適化の最中の）出口における実際の（現在の）抵抗を表し、出口速度及び出口圧力を使用して、各々の CFD 反復の中で計算される。所与の出口について： $R_c = P_{outlet} / V_{outlet}$ であり、ここで、 P_{outlet} は、CFD 反復から得られる。式 4 の停止基準は、 R_p による R_c の収束である。

【0027】

停止基準が満たされない場合、境界条件更新器 218 は、式 5 に示すように、計算された狭窄抵抗 $r^{(n)}$ に基づいて境界条件 V_{outlet} を更新し、

式 5:

$$v_{outlet}^{(n+1)} = \frac{P_{inlet}}{R_i + r^{(n)}},$$

式 2、3 及び 4 が再び実施される。式 5 において、 R_i は、出口 i における周辺抵抗をさし、 r は、入口と各出口との間の狭窄の抵抗を示す。狭窄がない場合、 $r = 0$ である。

【 0 0 2 8 】

停止基準が満たされる場合、i F R 決定器 2 2 0 は、計算された狭窄抵抗に基づいて i F R を決定する。概して、抵抗 R_i がそれらのターゲット値に到達したのち、i F R メトリックが算出される。i F R メトリックは、式 6 に示すように算出されることができる：

式 6:

$$iFR = \frac{Pd}{Pa},$$

10

ここで、 P_a は、入口圧力（又は大動脈圧）であり、 P_d は、当該の狭窄の遠位側にあるシミュレートされた圧力である。

【 0 0 2 9 】

前述したものは、非侵襲であり、ロバストであり、正確な、速いシミュレーションを可能にする。更に、F F R - C T をモデル化する場合の不確かさのレベルは、i F R - C T を算出する場合よりも非常に大きく、（静止フェーズで実施される）i F R のシミュレートは、C F D ベースの F F R 算出より非常に簡単である。従って、i F R - C T は、狭窄の機能的意義のよりロバストで且つ非侵襲の算出をもたらす。更に、上述のアプローチを使用して、i F R 算出は、例えば 5 分乃至 1 0 秒のオーダーの大きさで加速される。

20

【 0 0 3 0 】

図 3 は、i F R メトリックを決定する例示の方法を示す。

【 0 0 3 1 】

上述の工程又は処理の順序は非制限的であることが理解されるべきである。従って、他の順序もまた、ここに企図される。更に、1 又は複数の工程が省かれることができ、及び / 又は 1 又は複数の付加の工程が含まれることができる。

【 0 0 3 2 】

3 0 2 において、被検体の領域が、スキャンされる。

【 0 0 3 3 】

3 0 4 において、狭窄を有する冠動脈のような関心組織が、スキャンからの画像データにおいてセグメント化される。

30

【 0 0 3 4 】

3 0 6 において、血管直径、血管半径、その他のような幾何学的情報が、関心組織から抽出される。

【 0 0 3 5 】

3 0 8 において、冠動脈血管出口における周辺抵抗が、幾何学的情報に基づいて決定される。

【 0 0 3 6 】

3 1 0 において、入口圧力及び出口速度の境界条件が、初期化される。

【 0 0 3 7 】

3 1 2 において、C F D が、入口圧力及び出口速度の境界条件を使用して実施され、出口圧力を算出する。

40

【 0 0 3 8 】

3 1 4 において、狭窄抵抗は、入口圧力、出口速度、及び算出された出口圧力に基づいて計算される。

【 0 0 3 9 】

3 1 6 において、停止基準がチェックされる。

【 0 0 4 0 】

停止基準が満たされない場合、3 1 8 において、出口速度が、計算された狭窄抵抗に基づいて更新され、工程 3 1 2 - 3 1 6 が繰り返される。

【 0 0 4 1 】

50

停止基準が満たされる場合、320において、iFRメトリックが算出される。

【0042】

iFRメトリックは、非一時的メモリに保存され、視覚的に提示され、処理される等で行われることができる。ここに述べられるように、iFRは、例えば狭窄が心筋への酸素供給を妨げる見込みのような、冠動脈狭窄の機能的意義を示す。

【0043】

上述したことは、コンピュータ可読記憶媒体に符号化され又は埋め込まれることができるコンピュータ可読命令によって実現されることができ、コンピュータ可読命令は、コンピュータプロセッサによって実行されるとき、記述された工程をプロセッサに実施させる。付加的に又は代替として、コンピュータ可読命令の少なくとも1つは、信号、搬送波又は他の一過性の媒体によって保持される。

10

【0044】

本発明は、さまざまな実施形態に関してここに記述される。変更及び変形は、当業者であれば、本願明細書の記載を読むことにより思いつくことができる。すべてのこのような変更及び変形が添付の請求項又はその等価なものの範囲内にある限り、本発明は、すべてのこのような変更及び変形を含むものとして解釈されることが意図される。

以下、本発明の各種形態を付記する。

[付記1]

非侵襲的に瞬時ウェーブフリー比メトリックを決定する方法であって、
イメージングシステムによって生成される電子フォーマット化された画像データを受信
するステップであって、前記画像データは、狭窄を有する血管を表す強度をもつボクセル
を有する、ステップと、

20

前記画像データから、前記血管の出口の周辺抵抗を計算するステップと、
境界条件の組及び数値流体力学アルゴリズムに基づいて、前記血管の入口と前記血管の
出口との間の狭窄の狭窄抵抗を計算するステップと、
前記狭窄抵抗に基づく数値である前記瞬時ウェーブフリー比メトリックを計算し、計算
された前記瞬時ウェーブフリー比メトリックを示す信号を生成するステップと、
を含む方法。

[付記2]

前記画像データから前記血管をセグメント化するステップと、
前記セグメント化された画像データから、前記血管の出口の血管直径を決定するステッ
プと、
前記セグメント化された画像データから主冠動脈分岐の分岐直径を決定するステップと
、

30

機械学習を使用して主冠動脈分岐の分岐抵抗を算出するステップと、
を更に含み、前記周辺抵抗が、前記血管直径、前記分岐直径、及び前記分岐抵抗に基づい
て計算される、付記1に記載の方法。

[付記3]

前記周辺抵抗が、前記血管直径の前記分岐直径に対する比によってスケールされる
前記分岐抵抗として計算される、付記2に記載の方法。

40

[付記4]

前記周辺抵抗が、前記血管直径の前記分岐直径に対する比の3乗根によってスケール
される分岐抵抗として計算される、付記3に記載の方法。

[付記5]

前記境界条件の組が、前記血管の入口における圧力及び前記血管の出口における速度を
含む、付記1乃至4のいずれかに記載の方法。

[付記6]

前記数値流体力学アルゴリズムが、入力パラメータとして、前記入口における圧力及び
前記出口における速度を使用して、前記血管の出口において算定される圧力を計算する、
付記5に記載の方法。

50

[付記 7]

前記狭窄抵抗を計算する前記ステップが、
前記境界条件を初期化し、
前記出口において算定される圧力を計算するために、前記境界条件を使用して前記数値流体力学アルゴリズムを実施し、
更新された狭窄抵抗を算出し、
前記更新された狭窄抵抗が予め決められた停止基準を満たさないことに応じて、2 回目の反復を実施すること、
によって、前記狭窄抵抗を反復的に計算することを含む、付記 6 に記載の方法。

[付記 8]

前記予め決められた停止基準は、以前の狭窄抵抗と現在の狭窄抵抗との間の残差平方和を最小にすることを含む、付記 7 に記載の方法。

[付記 9]

前記 2 回目の反復が、
前記更新された狭窄抵抗に基づいて前記出口における更新された速度を計算するステップと、
前記入口における圧力及び前記出口における更新された速度を使用して数値流体力学アルゴリズムを実施するステップと、
第 2 の更新された狭窄抵抗を算出するステップと、
前記第 2 の更新された狭窄抵抗が前記予め決められた停止基準を満たさないことに応じて、別の反復を実施するステップと、
を含む、付記 7 又は 8 に記載の方法。

[付記 10]

前記更新された狭窄抵抗が前記予め決められた停止基準を満たすことに応じて、前記狭窄抵抗に基づいて前記瞬時ウェーブフリー比メトリックを計算するステップを更に含む、請求項 7 乃至 9 のいずれかに記載の方法。

[付記 11]

前記メトリックが予め決められた閾値より大きいか又小さいかを示す分類信号を生成するステップを更に含み、前記閾値以上のメトリック値は、第 1 の狭窄レベルを示し、前記閾値以下のメトリック値は、第 2 の狭窄レベルを示し、前記第 1 の狭窄レベルは、前記第 2 の狭窄レベルより深刻である、付記 1 乃至 10 のいずれかに記載の方法。

[付記 12]

非侵襲的に瞬時ウェーブフリー比メトリックを決定するシステムであって、
境界条件の組及び数値流体力学アルゴリズムの結果に基づいて、血管の入口と前記血管の出口との間の前記血管の狭窄の狭窄抵抗を計算する狭窄抵抗決定器と、
前記狭窄抵抗に基づく数値である前記瞬時ウェーブフリー比率メトリックを計算し、前記計算された瞬時ウェーブフリー比メトリックを示す信号を生成する i F R 決定器と、
を有するシステム。

[付記 13]

前記画像データにおいて前記血管を識別する関心組織識別器と、
前記画像データから前記血管の出口の血管直径と、主冠動脈分岐の分岐直径とを決定し、機械学習を使用して主冠動脈分岐の分岐抵抗を決定する関心組織ジオメトリ抽出器と、
前記血管直径、前記分岐直径及び前記分岐抵抗に基づいて、前記画像データから前記血管の出口の周辺抵抗を計算するパラメータ決定器と、
を更に有する、付記 12 に記載のシステム。

[付記 14]

前記周辺抵抗が、前記血管直径の前記分岐直径に対する比によってスケールされる前記分岐抵抗として計算される、付記 13 に記載のシステム。

[付記 15]

前記周辺抵抗が、前記血管直径の前記分岐直径に対する比の 3 乗根によってスケール

10

20

30

40

50

グされる前記分岐抵抗として計算される、付記 13 に記載のシステム。

[付記 1 6]

前記境界条件の組が、前記血管の入口における圧力及び前記血管の出口における速度を含む、付記 1 2 乃至 1 5 のいずれかに記載のシステム。

[付記 1 7]

前記狭容抵抗が、前記出口における前記速度に対する、前記入口における前記圧力から前記出口における前記圧力を引いたものの比として計算される、付記 16 に記載のシステム。

[付記 1 8]

前記狭窄抵抗が反復的に決定される、付記 1 2 乃至 1 7 のいずれかに記載のシステム。

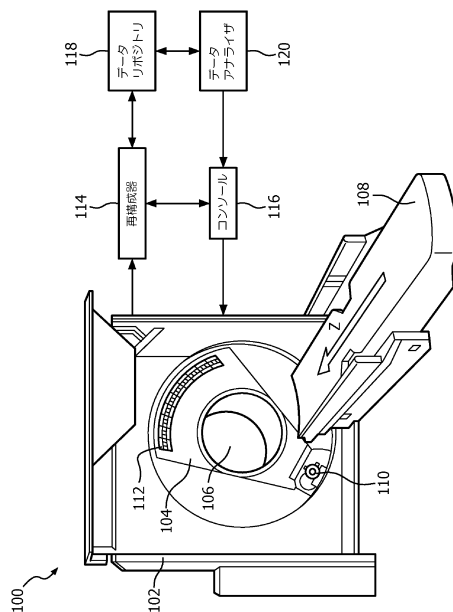
[付記 1 9]

各々の反復において、更新された狭窄抵抗が計算され、更新された狭窄抵抗と以前の狭窄抵抗との間の平方和が停止基準を満たさない場合のみ、別の反復が実施される、付記 18 に記載のシステム。

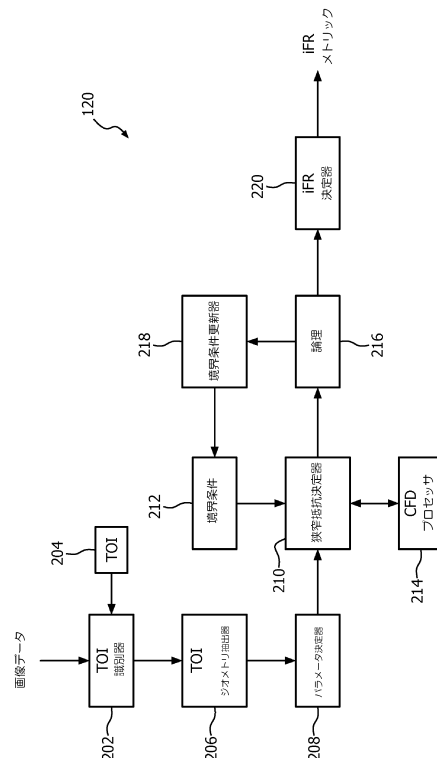
[付記 2 0]

コンピュータ可読命令によって符号化されたコンピュータ可読記憶媒体であつて、前記コンピュータ可読命令は、コンピューティングシステムのプロセッサによって実行される
とき、前記プロセッサに、非侵襲的に決定されたパラメータのみから i F R メトリックを
計算させ、前記パラメータは、コンピュータトモグラフィ画像データ及び数値流体力学アル
ゴリズムに基づいて非侵襲的に決定される、コンピュータ可読記憶媒体。

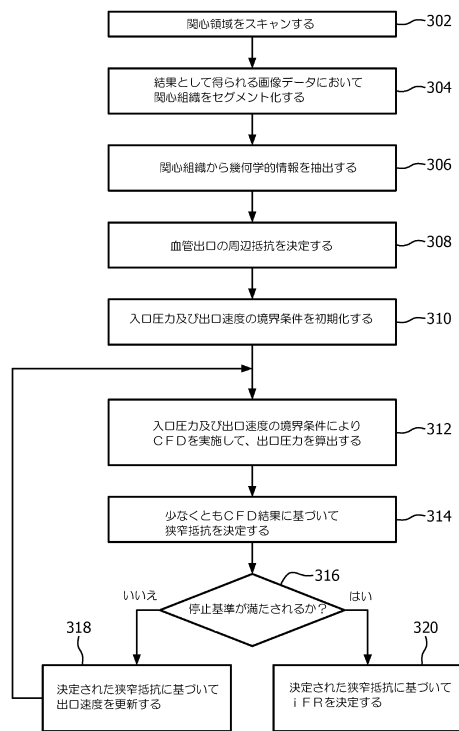
【圖 1】



【 図 2 】



【図 3】



フロントページの続き

(72)発明者 ゴシェン リラン

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング
5

(72)発明者 ラマッシュ イェチエル

オランダ国 5 6 5 6 アーエー アインドーフエン ハイ テック キャンパス ビルディング
5

審査官 遠藤 直恵

(56)参考文献 米国特許出願公開第 2 0 1 4 / 0 2 7 6 1 3 7 (U S , A 1)

国際公開第 2 0 1 4 / 0 4 2 8 9 9 (W O , A 2)

国際公開第 2 0 1 4 / 0 7 2 8 6 1 (W O , A 2)

国際公開第 2 0 1 4 / 0 0 2 0 9 5 (W O , A 2)

Charles A. Taylor et al. , Computational Fluid Dynamics Applied to Cardiac Computed Tomography for Noninvasive Quantification of Fractional Flow Reserve , Journal of the American College of Cardiology , 2 0 1 3 年 6 月 1 日 , vol. 61 no.22 , 2233-2241

(58)調査した分野(Int.Cl. , D B 名)

A 6 1 B 6 / 0 0 - 6 / 1 4