

(19)日本国特許庁(JP)

(12)特許公報(B2)

(11)特許番号
特許第7624392号
(P7624392)

(45)発行日 令和7年1月30日(2025.1.30)

(24)登録日 令和7年1月22日(2025.1.22)

(51)国際特許分類 F I
 A 6 1 B 5/026(2006.01) A 6 1 B 5/026 1 4 0
 A 6 1 B 5/022(2006.01) A 6 1 B 5/022 4 0 0 Z

請求項の数 16 (全24頁)

(21)出願番号	特願2021-539613(P2021-539613)	(73)特許権者	521298171 コヴァノス・インコーポレイテッド COVANOS, INC. アメリカ合衆国, ジョージア州, アト ラ ンタ, フォンデル・ウェイ 7 9 3 5
(86)(22)出願日	令和2年1月6日(2020.1.6)	(74)代理人	100099623 弁理士 奥山 尚一
(65)公表番号	特表2022-522950(P2022-522950 A)	(74)代理人	100129425 弁理士 小川 護晃
(43)公表日	令和4年4月21日(2022.4.21)	(74)代理人	100168642 弁理士 関谷 充司
(86)国際出願番号	PCT/US2020/012435	(74)代理人	100217076 弁理士 宅間 邦俊
(87)国際公開番号	WO2020/142789		
(87)国際公開日	令和2年7月9日(2020.7.9)		
審査請求日	令和4年12月28日(2022.12.28)		
(31)優先権主張番号	62/788,914		
(32)優先日	平成31年1月6日(2019.1.6)		
(33)優先権主張国・地域又は機関	米国(US)		

最終頁に続く

(54)【発明の名称】 安静状態の拡張期血行動態情報の非侵襲性特定

(57)【特許請求の範囲】

【請求項1】

患者のそれぞれの血行動態指数値を求めるシステムの作動方法であって、
 前記システムはプロセッサを含み、前記作動方法は、
 前記プロセッサが、前記患者の冠状動脈の3次元電子モデルを得ることと、
 前記プロセッサが、前記患者の安静状態における該患者の心周期の拡張期期間を表す境界
 条件モデルの値のセットを得ることと、
 前記プロセッサが、前記境界条件モデルに基づいて前記冠状動脈の前記3次元電子モデル
 の3次元数値流体力学(CFD)シミュレーションを実行することと、
 前記プロセッサが、前記CFDシミュレーションに従って、前記冠状動脈の第1の位置と
 、該冠状動脈の第2の位置との間の圧力降下を計算することと、
 前記プロセッサが、前記計算された圧力降下に基づくとともに基準圧力に基づいて、前記
 第1の位置又は前記第2の位置における病変の存在を示す血行動態指数値を求めることと、
 を含む、作動方法。

10

【請求項2】

前記境界条件モデルの値のセットは、前記患者の心周期の拡張期期間全体を表す、請求
 項1に記載の作動方法。

【請求項3】

前記境界条件モデルの値のセットは、前記患者の心周期の拡張期の無波期間を表す、請
 求項1に記載の作動方法。

20

【請求項 4】

前記境界条件モデルの値のセットは、前記患者の心周期の拡張中期点を表す、請求項 1 に記載の作動方法。

【請求項 5】

前記プロセッサが、解剖学的領域の前記 3 次元電子モデルを作成することを更に含む、請求項 1 に記載の作動方法。

【請求項 6】

前記プロセッサが、前記患者のそれぞれの前記解剖学的領域の画像データを受信することと、

前記プロセッサが、前記受信された画像データに基づいて前記 3 次元電子モデルを作成することと、

を更に含む、請求項 5 に記載の作動方法。

【請求項 7】

前記境界条件モデルの値のセットは、

前記患者の安静状態を表す、前記冠状動脈の入口における入口流量と、

前記入口流量及び流動分割モデルに従って計算される 2 つ以上の出口流量と、

を含む、請求項 1 に記載の作動方法。

【請求項 8】

前記プロセッサが、前記冠状動脈の前記 3 次元電子モデルの形状に従って前記流動分割モデルを特定することと、

前記プロセッサが、前記入口流量及び前記流動分割モデルに従って前記 2 つ以上の出口流量を計算することと、

を更に含む、請求項 7 に記載の作動方法。

【請求項 9】

患者のそれぞれの血行動態指数値を求めるシステムであって、

命令を記憶する非一時的コンピュータ可読メモリと、

プロセッサであって、

前記患者の冠状動脈の 3 次元電子モデルを得ることと、

前記患者の安静状態における該患者の心周期の拡張期期間を表す境界条件モデルの値のセットを得ることと、

前記境界条件モデルに基づいて前記冠状動脈の前記 3 次元電子モデルの 3 次元数値流体力学 (CFD) シミュレーションを実行することと、

前記 CFD シミュレーションに従って、前記冠状動脈の第 1 の位置と、該冠状動脈の第 2 の位置との間の圧力降下を計算することと、

前記計算された圧力降下に基づくとともに基準圧力に基づいて、前記第 1 の位置又は前記第 2 の位置における病変の存在を示す血行動態指数値を求めることと、

を行う命令を実行するように構成された、プロセッサと、

を備える、システム。

【請求項 10】

前記境界条件モデルの値のセットは、前記患者の心周期の拡張期期間全体を表す、請求項 9 に記載のシステム。

【請求項 11】

前記境界条件モデルの値のセットは、前記患者の心周期の拡張期の無波期間を表す、請求項 9 に記載のシステム。

【請求項 12】

前記境界条件モデルの値のセットは、前記患者の心周期の拡張中期点を表す、請求項 9 に記載のシステム。

【請求項 13】

前記メモリは、前記プロセッサによって実行されると、該プロセッサに、解剖学的領域の前記電子モデルを作成することを行わせる命令を更に記憶する、請求項 9 に記載のシス

10

20

30

40

50

テム。

【請求項 1 4】

前記メモリは、前記プロセッサによって実行されると、該プロセッサに、前記患者の前記解剖学的領域のそれぞれの画像データを受信することと、前記受信された画像データに基づいて前記 3 次元電子モデルを作成することと、を行わせる命令を更に記憶する、請求項 1 3 に記載のシステム。

【請求項 1 5】

前記境界条件モデルの値のセットは、前記患者の安静状態を表す、前記冠状動脈の入口における入口流量と、前記入口流量及び流動分割モデルに従って計算される 2 つ以上の出口流量と、を含む、請求項 9 に記載のシステム。

10

【請求項 1 6】

前記メモリは、前記プロセッサによって実行されると、該プロセッサに、前記冠状動脈の前記 3 次元モデルの形状に従って前記流動分割モデルを特定することと、前記入口流量及び前記流動分割モデルに従って前記 2 つ以上の出口流量を計算することと、を行わせる命令を更に記憶する、請求項 1 5 に記載のシステム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本開示は、包括的には、非侵襲性の撮像及び数値流体力学に基づく患者血行動態情報の特定及び表示に関し、当該特定及び表示は、安静状態の拡張期ベース血行動態情報、例えば瞬時血流予備量比 (I W F R : instantaneous wave-free ratio) の特定及び表示を含む。

20

【0002】

[関連出願の相互参照]

本願は、2019年1月6日に出願された米国仮特許出願第 62 / 788 , 914 号の利益及びこの米国仮特許出願に対する優先権を主張し、この米国仮特許出願の全内容は、引用することにより本明細書の一部をなすものとする。

【背景技術】

30

【0003】

冠状動脈心疾患 (C H D : Coronary heart disease) は、米国において最も一般的な死因であり、その直接的及び間接的な年間コストは、数千億ドルと推定される。C H D は、アテローム性動脈硬化 (atherosclerosis) に起因し、アテローム性動脈硬化は、進行して、虚血、狭心症、心筋梗塞及び死亡に至るおそれがある。患者の病変及び臨床的ステータスの重症度及び複雑度に応じて、医学的治療、血管内ステント、及び冠動脈バイパス移植 (C A B G : coronary artery bypass graft) 手術を含む種々の処置選択肢を患者に提供することができる。典型的な診断及び処置計画は、臨床評価、非侵襲性ストレス試験、及び適した患者に対しては、侵襲性冠状動脈造影及び後続の医学的治療及び / 又は冠状動脈血行再建 (coronary revascularization) を含む。典型的には、患者が医学的治療を受けても症状が変化していないか又は心筋灌流に有意な欠陥が発見された場合、医療従事者は、患者に対して侵襲性冠状動脈造影を実行することになる。そのような患者において、冠状動脈ステント又は C A B G 手術を使用して血行再建を行うか否かの判断は、血管造影による解剖学的知見に基づいて、及び最近では、侵襲的に測定された冠血流予備量比 (F F R : fractional flow reserve) 等の血行動態情報も使用して、行われる。カテーテル検査室における F F R の測定は、患者の冠状動脈に圧力ワイヤを挿入することを必要とし、0 . 8 よりも低い F F R 値は、一般的に、臨床的に有意な閉塞性病変を示すとみなされ、適切な臨床状況において血行再建が認められることになる。

40

【0004】

瞬時血流予備量比 (I W F R) は、閉塞性冠状動脈病変を特定することについて F F R

50

と同等の診断精度を有することが証明されている血行動態指数である。FFRと同様に、IWMRは、圧カワイヤを使用して侵襲的に測定される。またFFRと同様に、IWMRは、大動脈内の圧力(Pa)に対する病変部(複数の場合もある)よりも遠位の血管内圧力(Pd)の比として定義される。IWMRは、いくつかの点でFFRと異なる。第1に、FFRは圧力比の測定時に充血(hyperemia)の導入を必要とする一方で、IWMRはこれを必要としない。結果として、FFRは、安静条件下で測定されるIWMRを行うよりも、複雑な測定手順を含む。第2に、FFRは、心周期にわたって平均された圧力を使用するが、その一方、IWMRは、流動の抵抗がおよそ最小値で一定である、拡張期のいわゆる無波期間(wave-free period)中で平均された圧力測定を利用する。

【0005】

10

IWMRは、拡張期中に安静条件下で測定される唯一の血行動態パラメータではない。拡張期中に安静条件下で測定される他の圧力比指数は、拡張期期間の25%~75%にわたって比を平均する拡張期圧力比(dPR:diastolic pressure ratio)、及び拡張期の中点において測定される圧力比(dPRmid)を含み、これらの双方が、IWMRと同等の診断精度を有することが証明されている。

【発明の概要】

【0006】

安静状態の拡張期血行動態情報の非侵襲性特定が本明細書において開示される。患者のそれぞれの血行動態情報を提供する第1の例示の方法は、前記患者の冠状動脈の3次元電子モデルを得ることと、前記患者の安静状態における該患者の心周期の拡張期期間を表す境界条件モデル値セットを得ることとを含むことができる。前記方法は、前記境界条件モデル値セットに基づいて前記冠状動脈モデルの3次元数値流体力学(CFD)シミュレーションを実行することと、前記CFDシミュレーションに従って、前記冠状動脈の第1の位置と、該冠状動脈の第2の位置との間の圧力降下を計算することとを更に含むことができる。前記方法は、前記計算された圧力降下に基づくとともに基準圧力に基づいて、前記位置における病変の存在を示す血行動態指数値を求めることとを更に含むことができる。

20

【0007】

第1の例示の方法の一実施の形態において、前記境界条件モデル値セットは、前記患者の心周期の拡張期期間全体を表す。

【0008】

30

第1の例示の方法の一実施の形態において、前記境界条件モデル値セットは、前記患者の心周期の拡張期の無波期間を表す。

【0009】

第1の例示の方法の一実施の形態において、前記境界条件モデル値セットは、前記患者の心周期の拡張期中期点を表す。

【0010】

第1の例示の方法の一実施の形態において、前記方法は、前記解剖学的領域の前記電子モデルを作成することとを更に含む。

【0011】

第1の例示の方法の一実施の形態において、前記方法は、前記患者の前記解剖学的領域のそれぞれの画像データを受信することと、前記受信された画像データに基づいて前記電子モデルを作成することとを更に含む。

40

【0012】

第1の例示の方法の一実施の形態において、前記境界条件モデル値セットは、前記患者の安静状態を表す、前記冠状動脈の入口における入口流量と、前記入口流量及び流動分割モデルに従って計算される2つ以上の出口流量とを含む。

【0013】

第1の例示の方法の一実施の形態において、前記方法は、前記冠状動脈の前記3次元モデルの形状に従って前記流動分割モデルを特定することと、前記入口流量及び前記流動分割モデルに従って前記2つ以上の出口流量を計算することとを更に含む。

50

【 0 0 1 4 】

患者のそれぞれの血行動態情報を提供するシステムの一例示の実施の形態は、命令を記憶する非一時的コンピュータ可読メモリと、プロセッサであって、前記患者の冠状動脈の3次元電子モデルを得ることと、前記患者の安静状態における該患者の心周期の拡張期間を表す境界条件モデル値セットを得ることとを行う命令を実行するように構成されたプロセッサとを備えることができる。前記プロセッサは、さらに、前記境界条件モデル値セットに基づいて前記冠状動脈モデルの3次元数値流体力学(CFD)シミュレーションを実行することと、前記CFDシミュレーションに従って、前記冠状動脈の第1の位置と、該冠状動脈の第2の位置との間の圧力降下を計算することと、前記計算された圧力降下に基づくとともに基準圧力に基づいて、前記位置における病変の存在を示す血行動態指数値を求めるとを行う命令を実行するように構成することができる。

10

【 0 0 1 5 】

例示のシステムの一実施の形態において、前記境界条件モデル値セットは、前記患者の心周期の拡張期間全体を表す。

【 0 0 1 6 】

例示のシステムの一実施の形態において、前記境界条件モデル値セットは、前記患者の心周期の拡張期の無波期間を表す。

【 0 0 1 7 】

例示のシステムの一実施の形態において、前記境界条件モデル値セットは、前記患者の心周期の拡張中期点を表す。

20

【 0 0 1 8 】

例示のシステムの一実施の形態において、前記メモリは、前記プロセッサによって実行されると、該プロセッサに、前記解剖学的領域の前記電子モデルを作成することを行わせる命令を更に記憶する。

【 0 0 1 9 】

例示のシステムの一実施の形態において、前記メモリは、前記プロセッサによって実行されると、該プロセッサに、前記患者の前記解剖学的領域のそれぞれの画像データを受信することと、前記受信された画像データに基づいて前記電子モデルを作成することとを行わせる命令を更に記憶する。

【 0 0 2 0 】

例示のシステムの一実施の形態において、前記境界条件モデル値セットは、前記患者の安静状態を表す、前記冠状動脈の入口における入口流量と、前記入口流量及び流動分割モデルに従って計算される2つ以上の出口流量とを含む。

30

【 0 0 2 1 】

例示のシステムの一実施の形態において、前記メモリは、前記プロセッサによって実行されると、該プロセッサに、前記冠状動脈の前記3次元モデルの形状に従って前記流動分割モデルを計算することと、前記入口流量及び流動分割モデルに従って前記2つ以上の出口流量を計算することとを行わせる命令を更に記憶する。

【 0 0 2 2 】

患者のそれぞれの血行動態情報を提供する第2の例示の方法は、前記患者の解剖学的領域の3次元電子モデルを得ることと、前記患者の安静状態を表す境界条件モデルを得ることと、前記3次元モデル及び前記境界条件モデルに基づいて、前記患者の心周期内の第1の時点において、患者の解剖学的領域の一部分にわたる第1の圧力降下を計算することとを含むことができる。前記第2の例示の方法は、前記3次元モデル及び前記境界条件モデルに基づいて、前記第1の時点とは異なる、前記患者の心周期内の第2の時点において、前記解剖学的領域の一部分にわたる第2の圧力降下を計算することと、前記患者の前記心周期の或る時点の範囲について、前記第1の圧力降下及び前記第2の圧力降下に従って前記領域にわたるそれぞれの圧力降下を計算することと、前記時点の範囲について前記計算された圧力降下に基づくとともに基準圧力に基づいて、前記位置における病変の存在を示す血行動態指数値を求めるとを更に含むことができる。

40

50

【 0 0 2 3 】

第2の例示の方法の一実施の形態において、前記解剖学的領域は、血管であり、前記解剖学的領域の一部分は、前記血管の入口から前記動脈内の或る位置まで延びる。

【 0 0 2 4 】

第2の例示の方法の一実施の形態において、前記解剖学的領域は、冠状動脈である。

【 0 0 2 5 】

第2の例示の方法の一実施の形態において、前記方法は、前記患者の前記解剖学的領域のそれぞれの画像データを受信することと、前記受信された画像データに基づいて前記電子モデルを作成することとを更に含む。

【 図面の簡単な説明 】

【 0 0 2 6 】

【 図 1 】 患者の血行動態情報を特定する電子システムの一例示の実施形態の図である。

【 図 2 】 電子患者データに基づいて患者の血行動態情報を特定する方法の一例示の実施形態を示すフローチャートである。

【 図 3 】 心周期内の単一の時点又は心周期の一部分の平均流動条件を表す境界条件モデルの単一の値セットに基づいて血行動態情報を特定する方法の一例示の実施形態を示すフローチャートである。

【 図 4 】 2つの異なる心周期状態を表す2つの境界条件モデル値セットに基づいて血行動態情報を特定する方法の一実施形態を示すフローチャートである。

【 図 5 】 特定されるとともに、本開示の方法にその用途を見出すことができる、患者の解剖学的領域の一例示の形状モデルを示す図である。

【 図 6 】 患者のセットについての例示の流量の範囲についての圧力降下の例示の範囲を示すプロットである。

【 図 7 】 ユーザコンピューティング環境の一例示の実施形態の図である。

【 発明を実施するための形態 】

【 0 0 2 7 】

侵襲性 I W F R 及び他の拡張期圧力比指数の診断精度を考えると、非侵襲性の撮像及び数値血行動態を使用してこれらを計算する方法は、侵襲性診断血管造影に進むべきである又は進むべきではない患者を選択する際のツールとして有益となる。既知の血行動態指数、例えば F F R、d P R、及び I W F R は侵襲的に測定されるため、及び、そのような侵襲性測定を受ける患者のおよそ 5 0 パーセントは閉塞性疾患を有していないことが判明するため、スクリーニングツールとしての、I W F R 及び類似の拡張期指数を特定する非侵襲性診断方法が臨床的に必要とされている。

【 0 0 2 8 】

非侵襲的に捕捉される画像データ、例えば C T 画像、及び数値流体力学 (C F D) は、特定の個人が日常的な活動において経験する可能性が高い、予期される血流要件の範囲にわたる、圧力と冠状動脈流との間の血行動態的関係を高速に計算するために使用することができる。この関係を使用して、I W F R と、冠状動脈疾患によって引き起こされる流動閉塞の程度を記述する他の拡張期圧力比とを含む、動脈内圧力損失の特定の指数を非侵襲的に計算することができる。他の臨床的に導出される情報と組み合わせて、侵襲性診断手技又は介入が得策であるか否かの判断を行うことができる。

【 0 0 2 9 】

計算 F F R に対する現行の手法は、充血流動を仮定し、これには、特定の個人についての安静条件から充血条件までの流動の増加の仮定が必要となる。この流動増加は、個人の病理生理学的状態に依存し、個人に応じて、4 又は 5 もの大きい係数から、1 をわずかに超える程度の小さい係数まで変動し得る。それゆえ、(F F R のための) 仮定充血流動ではなく (I W F R のために必要とされるような) 仮定安静時流動を使用することは、C F D の仮定流入条件における不確実性を低減させることができ、それゆえ、C F D ベース F F R に対して改善された精度を提供することができる。

【 0 0 3 0 】

10

20

30

40

50

個人により、自身の身体的状態及び代謝要求に応じて安静時流動要求は変動する。潜在的に疾患を有する母集団について安静時流動を推定することは、基礎病理生理、例えば、微小血管疾患及び他の要因に起因して、充血条件下の流動を推定することよりも変動性が低い場合がある。充血流動条件に基づく計算を使用して侵襲性診断手技を推奨する判断を基本とすることは、一般の母集団に対しては適切ではない場合がある。本開示は、重要な診断情報を与えるために、拡張期流動中の圧力降下をシミュレートする非侵襲性計算手法を提供する。

【0031】

本開示は、患者固有の代謝要求を考慮することによって、既知のCFDベースFFR計算方法に優る改善を更に提供することができる。いくつかの実施形態では、患者の日常的な代謝活動からの情報を組み込むことによって、その患者について、より正確なCFDベースIWR値を計算することができる。この患者固有の代謝仕事負荷情報は、IWR計算において利用される流量を与えるために使用することができる。

10

【0032】

IWR及び他の血行動態指数は、患者の血管系における流動場に基づいて計算することができる。これは、流体運動のナビエ-ストークス方程式に基づくことができる。冠状動脈内の流動場、例えば、いくつかの形式では時間及び3次元(3D)空間の関数としての、及び他の形式では3D空間のみの関数としての、関心領域(ROI)内の血管内圧力及び速度を記述するのにナビエ-ストークス方程式を利用することができる。これらの流動場から、例えば、圧力降下、FFR、瞬時血流予備量比(IWFR)、他の拡張期圧指数、血管内圧力変動及び粘性せん断応力(壁せん断応力(WSS: wall shear stress))によって引き起こされる動脈壁にかかる力等の、臨床上の関心量を計算することができる。ナビエ-ストークス方程式を解くために、CFDが利用され、この求解は、ROIについての境界条件を課すことを含む。流入流量(例えば、選択された流入境界における)及び血管分枝中の流動分布(例えば、1つ以上の流出流)の何らかの組み合わせとともに、被検者の血管管腔形状(CT又は他のイメージングから得られる)もCFDに含められる。ROI内の圧力場は、基準圧力からの偏差として計算することができる。それゆえ、ROI内の圧力の絶対レベル、例えば、Paは、圧力場の計算時には必要ではない場合がある。基準圧力(例えば、Pa)が特定される場合、基準からの偏差が計算されると、場の内部の絶対圧力を特定することができる。

20

30

【0033】

圧力降下、FFR及びIWR等の冠状動脈流における多くの臨床応用について、ナビエ-ストークス方程式は、時間に依存しないものとして(すなわち、時間次元に依存せず、空間の3次元において)扱うことができる。例えば、圧力比Pd/Paの時間平均は、瞬時圧力比の平均を表し、ここで、Pdは、ROI内の圧力であり、Paは、基準圧力である。これは、3次元CFDモデルがこれらの圧力指数を計算するのに適切であり、それゆえ、4次元モデル(すなわち、空間の3次元及び時間を組み込むモデル)よりも高速の計算が可能になることを意味する。

【0034】

ROI内の圧力場は、例えば、ROI内及びその周辺の流量に基づいて特定することができる。冠状動脈の流動及び圧力の場合、流量と、関心領域内の近位位置と遠位位置との間の圧力勾配(P)との間の関係は、以下の式(1)に示されるように、2次方程式によって十分に近似することができる。

40

$$P = aQ + bQ^2 \quad (\text{式1})$$

ここで、a及びbは、患者個人の血管形状及び血液粘度に依存し、以下で説明される方法において所与の患者について計算することができる定数である。式(1)は、物理的及び数学的基礎のいずれも有する。物理的には、aQ項は、血液粘度に直接起因する圧力損失に関係付けられ、一方、bQ²項は、流動分離及び乱流(存在する場合)から生じる圧力損失に関係付けられる。bQ²項は、狭窄が流動分離を引き起こすほどに十分大きい場合、有意とすることができる。数学的には、この式は、 $P = fcn(Q)$ についての多項

50

式級数展開における最初の2つの項とみなすことができる。式(1)は、数値流体力学を介してその流動場が特定される被検患者の血管系の或る領域にわたる圧力降下を求める。

【0035】

a及びbを計算するために、Qの2つの値について3次元ナビエーストークス方程式を解くことができる。例えば、第1の値 Q_1 は、拡張期の開始(又は別の時点)についての流量を表すことができ、第2の値 Q_2 は、拡張期の終了(又は別の時点)についての流量を表すことができる。他の実施形態では、 Q_1 は、第1の生理的状态を表すことができ、 Q_2 は、異なる第2の生理的状态を表すことができる。これらの計算は、 Q_1 、 Q_2 、 P_1 及び P_2 が既知になるとa及びbについて以下の式(2)及び(3)を解くことができるように、 P についての2つの値を与えることになる。

$$P_1 = a Q_1 + b Q_1^2 \quad (\text{式2})$$

$$P_2 = a Q_2 + b Q_2^2 \quad (\text{式3})$$

【0036】

所与の患者についての係数a及びbが既知になると、或る流動条件の範囲(例えば、或る生理的に関連した流動条件の範囲)内の流動条件ごとに異なるCFDを必要とすることなく、その範囲にわたってPを計算することが可能である。

【0037】

IWFRについての臨床的定義は、以下の式(4)に示される。

$$IWFR = P_d / P_a \quad (\text{式4})$$

ここで、 P_d 及び P_a は、それぞれ、拡張期の無波期間中で平均された、遠位冠状動脈圧及び大動脈圧である。代替的に、IWFRは、以下の式(5)に示されるように、無波期間値を使用して定義することができる。

$$IWFR = 1 - P / P_a \quad (\text{式5})$$

【0038】

式(4)及び式(5)は、心周期の異なる部分又は点における P_d 及び P_a (式(4)の場合)又は P 及び P_a (式(5)の場合)を計算することによって、他の指数を計算するために適用することもできる。例えば、拡張期圧力比(dPR)は、拡張期の全体に対して計算を実行することによって計算することができる。

【0039】

(IWFRの場合、拡張期の無波期間の開始及び終了においてそれぞれPを求めるために) Q_1 及び Q_2 が求められ、拡張期の無波期間の開始及び終了について P_a が求められると、その後、IWFR値を計算することができる。例えば、一実施形態では、拡張期についての圧力対流量曲線を計算することができ、その曲線を積分及び平均して、IWFR値を非侵襲的に計算することができる。

【0040】

上述されたように、IWFR値は、2つの異なる条件(例えば、心周期内の2つの異なる点)下でCFDを実行することによって計算することができる。代替的に、一実施形態では、拡張期の無波期間についての単一の代表的なQ値及び単一の代表的な P_a 値に基づいてIWFRを非侵襲的に計算するために、単一の計算を実行することができる。代表的なQ値は、いくつかの実施形態では(式(9)に関して以下で論述されるように)、解剖学的関心領域の形状に従って計算することができる。

【0041】

上記で記載されたように、IWFR計算のための基準圧力として、1つ以上の P_a 値が必要とされる。一実施形態では、この平均拡張期圧を推定するために、上腕カフ圧測定を使用することができる。カフ圧は、ピーク収縮期圧(SP:systolic pressure)及び最小拡張期圧(DP:diastolic pressure)を提供する。無波期間(wave free period)中の安静時平均大動脈拡張期圧($P_{a\text{mean}}$ 又はdPa)(これは、IWFR計算のために使用することができる)は、いくつかの実施形態では、以下の式6において記述される伝達関数に従ってSP及びDPのカフ値から推定することができる。

$$P_{a\text{mean}} = (SP + 3DP) / 4 \quad (\text{式6})$$

10

20

30

40

50

他の実施形態では、カフ圧値を基準圧力に関係付けるために他の伝達関数を使用することができる。

【0042】

別の実施形態では、安静時平均大動脈拡張期圧 P_a ($P_{a\text{mean}}$ 又は dP_a) は、以下の式7において示されるようなカフ圧から計算することができる。

$$dP_a = P_c + \text{offset} \quad (\text{式7})$$

ここで、 P_c は、以下の式8によって与えられる安静時上腕カフ圧である。

$$P_c = dP_c + FF * PP \quad (\text{式8})$$

ここで、 dP_c は、拡張期カフ圧であり、 FF は、スカラフォームファクタであり、 PP は、カフパルス圧力 (例えば、安静時の被検患者の収縮期 (SP) カフ圧と拡張期 (DP) カフ圧との間の差) である。スカラフォームファクタ FF は、 $0.15 \sim 0.45$ の値を有することができ、例えば、心拍、年齢、身長、収縮期圧、及び/又は増幅指数 (augmentation index) を含む患者固有の特性に依存することができる。いくつかの実施形態では、 FF は、およそ 0.2 、 0.25 、又は 0.33 とすることができる。いくつかの実施形態では、式7のオフセット値は、約 $0 \text{ mmHg} \sim -10 \text{ mmHg}$ とすることができる。一実施形態では、式7のオフセット値は、約 -7 mmHg とすることができる。オフセットの値は、いくつかの実施形態では、フォームファクタ FF の値、所望の血行動態指数 (及びしたがって、検査下の心周期の部分)、及び患者の生理的状态に依存することができる。

【0043】

他の実施形態では、平均大動脈拡張期圧は、カフ圧を、拡張期中の大動脈圧に関係付ける伝達関数を使用して推定することができる。例えば、拡張期 P_a 値は、侵襲的に測定されたカフ圧及び患者母集団の拡張期の安静時中心圧を含むデータセットに適合するフォームファクタ FF の値及び/又はオフセット値を発見することによって、被検患者のカフ圧から特定することができる。この関数が既知になると、この関数を、非侵襲的に測定されたカフ圧からの拡張期安静時圧の推定値を得るのに使用することができる。

【0044】

別の実施形態では、平均大動脈拡張期圧は、光学フィンガデバイス又は他のウェアラブル圧力測定デバイス (例えば、橈骨トノメトリデバイス) 及び上腕カフ圧デバイスの組み合わせから推定することができる。例えば、光学フィンガデバイス出力のフーリエ解析を実行し、上腕カフ圧と数学的に組み合わせると P_a の値を求めることができる。

【0045】

同様の参照符号が種々の図面において同じ又は類似の特徴を指す図面を参照すると、図1は、血行動態情報を特定する電子システム10の一例示の実施形態の図である。例示のシステム10は、患者画像ソース12と、ユーザ入力デバイス14と、血行動態情報コンピューティングシステム16と、ディスプレイ18とを備えることができる。以下でより詳細に説明されるように、システム10は、電子患者データ (例えば、患者の関心領域の画像及び他のデータ) に基づいて患者の血行動態情報を計算すること、及び/又は特定された血行動態情報に基づいて、患者に対して更なる試験 (例えば、更なる非侵襲的評価又は介入的評価) 及び/又は介入的治療に関する推奨を行うことにその用途を見出すことができる。

【0046】

一実施形態では、臨床環境において、システム10の1つ以上の態様を展開することができる。例えば、いくつかの実施形態では、患者画像ソース12、ユーザ入力デバイス14、血行動態情報コンピューティングシステム16、及びディスプレイ18は、病院等の共通の臨床状況において全て提供することができる。いくつかの実施形態では、システム10の構成要素は、ラップトップ又はデスクトップのコンピュータ又はワークステーションにおいて具現化することができる。いくつかの実施形態では、システム10のいくつかの構成要素、例えば血行動態情報コンピューティングシステム16は、臨床状況から遠隔で、例えばクラウドコンピューティングベースの実施態様において遠隔とすることができる。

10

20

30

40

50

る。

【 0 0 4 7 】

患者画像ソース 1 2 は、被検患者の血管系の 1 つ以上の医療用画像を取得するように構成された医療用画像取得デバイスを含むことができる。例えば、患者画像ソース 1 2 は、非侵襲性画像取得デバイスとすることができる。いくつかの実施形態では、患者画像ソース 1 2 は、とりわけ、コンピュータ断層撮影 (C T) 取得デバイス、血管内超音波法 (I V U S)、2 方向血管造影、光干渉断層撮影 (O C T)、磁気共鳴撮像 (M R I)、又はこれらの組み合わせを含むことができるが、これらに限定されない。

【 0 0 4 8 】

加えて又は代替的に、患者画像ソース 1 2 は、被験患者の既存の画像データの記憶装置を含むことができる。いくつかの実施形態では、患者画像ソース 1 2 は、医療用画像記憶デバイス、例えばデータベース若しくは他のローカル電子データ記憶装置、又は医療用画像を記憶するように構成されたりリモート記憶装置 (例えば、クラウドベース記憶装置) を含むことができる。

10

【 0 0 4 9 】

ユーザ入力デバイス 1 4 は、コンピューティングシステムに対する入力のための 1 つ以上のデバイス、例えば、マウス、タッチパッド、タッチスクリーン、キーボード、マイクロフォン、カメラ、又は他の入力デバイスとすることができ、又はこれらを含むことができる。

【 0 0 5 0 】

血行動態情報コンピューティングシステム 1 6 は、プロセッサ 2 0 と、データ及び命令を記憶するように構成された非一時的コンピュータ可読メモリ 2 2 とを備えることができる。一実施形態では、メモリ 2 2 は、被検患者からの画像を記憶することができ、それゆえ、患者画像ソース 1 2、又はその一態様として機能することができる。プロセッサ 2 0 は、本開示のステップ、方法、アルゴリズム等のうちの 1 つ以上を実行する、メモリ 2 2 に記憶された命令を実行するように構成することができる。特に、メモリ 2 2 は、形状特定モジュール 2 4、境界条件特定モジュール 2 6、流動場特定モジュール 2 8、圧力特定モジュール 3 0、及び血行動態情報特定モジュール 3 2 を含む、命令の形式の種々の機能モジュールを記憶するように構成することができる。

20

【 0 0 5 1 】

メモリ 2 2 内の種々のモジュール 2 4、2 6、2 8、3 0、3 2 は、個別に説明されることになるが、そのような個別化は、単に論述を行いやすくするためのものであることが理解されるべきである。種々のモジュールが具現化される命令は、共通のファイル、記憶デバイス等の中にあることができ、同様に、本明細書において説明されるモジュールのうちの 1 つ以上を、複数の個別のファイル、記憶デバイス等に個別化することができる。

30

【 0 0 5 2 】

形状特定モジュール 2 4 は、患者画像ソースから得られた画像から解剖学的関心領域 (R O I) の電子的形状表現 (例えば、モデル) を生成するように構成することができる。いくつかの実施形態では、R O I は、被検患者の心血管系の一部、例えば 1 つ以上の動脈セグメントとすることができる。1 つ以上の動脈セグメントは、1 つ以上の動脈、及びそこから延びる 1 つ以上の分枝 (branch) の一部を含むことができる。

40

【 0 0 5 3 】

いくつかの実施形態では、1 つ以上の動脈セグメントは、1 つ以上の冠状動脈セグメントを含むことができる。1 つ以上の冠状動脈セグメントは、被検者の大動脈から発する 1 つ以上の冠状動脈、及びそこから延びる 1 つ以上の分枝の一部を含むことができる。1 つ以上の冠状動脈セグメントは、左冠状動脈 (L C A : left coronary artery) 及び / 又は右冠状動脈 (R C A : right coronary artery) の 1 つ以上の一部を含むことができるが、これらに限定されない。左冠状動脈 (L C A) の 1 つ以上の冠状動脈セグメントは、とりわけ、左主冠状動脈 (L M)、左前下行枝 (L A D : left anterior descending)、左回旋動脈 (「回旋枝」とも称される)、又はこれらの組み合わせを含むことができるが、

50

これらに限定されない。

【0054】

本開示は、冠状動脈セグメントを参照することになる。しかしながら、1つ以上の動脈セグメントは、論述される冠状動脈セグメントに限定されず、とりわけ、他の冠状動脈セグメント、他のタイプの動脈セグメント、又はこれらの組み合わせを含むことができることが理解されるであろう。例えば、1つ以上の動脈セグメントは、脳動脈セグメント（複数の場合もある）、大腿動脈セグメント（複数の場合もある）、腸骨動脈セグメント（複数の場合もある）、膝窩動脈セグメント（複数の場合もある）、頸動脈セグメント（複数の場合もある）、腎動脈セグメント（複数の場合もある）等を含むことができる。

【0055】

いくつかの実施形態では、形状特定モジュール24によって生成される形状表現は、1つ以上の動脈セグメントの空間体積の3次元（3D）電子モデルとすることができる。例えば、1つ以上の動脈セグメントの形状表現は、3次元体積メッシュ、例えば、多面体（例えば、四面体）に離散化することができる。いくつかの実施形態では、形状表現は、各動脈セグメントの管腔の境界を表す表面メッシュを含むことができる。

【0056】

いくつかの実施形態では、境界条件特定モジュール26は、動脈セグメントごとに境界を特定するように構成することができる。「境界」は、動脈セグメントの表現の断面を指すことができ、とりわけ、血液が通過して流れる断面に対応する流入境界、血流が通過して外向きに方向付けられる、流入境界から下流又は遠位に位置する断面に対応する1つ以上の流出境界、動脈壁の内面と流れている血液との間の界面に対応する1つ以上の血管壁境界、又はこれらの組み合わせを含むことができるが、これらに限定されない。

【0057】

いくつかの実施形態では、1つ以上の流出境界は、接合点（例えば、2分岐、3分岐等、及びこれらの組み合わせ）に位置するか又はそれに隣接して位置する流出境界を含むことができる。いくつかの実施形態では、1つ以上の流出境界は、左回旋動脈に位置するか又はそれに隣接して位置する流出境界を含むことができる。いくつかの実施形態では、1つ以上の流出境界は、第1の流出境界、及び流入境界と第1の流出境界との間に位置する第2の流出境界を含むことができる。いくつかの実施形態では、第1の流出境界は、セグメントの遠位側境界（すなわち、流入境界から下流又は遠位に位置する断面）に対応することができる。いくつかの実施形態では、例えば、形状表現が左冠状動脈を含む場合、第2の流出境界は、回旋枝に対応することができる。いくつかの実施形態では、第1の流出境界及び第2の流出境界は、1つ以上の更なる流出境界、例えば、少なくとも第3の流出境界によって隔てることができる。第3の流出境界は、分枝又は2分岐等の接合点に対応するか、又はこれに隣接することができる。

【0058】

いくつかの実施形態では、境界条件特定モジュール26は、形状特定モジュール24によって生成された形状表現を使用して、境界ごとに形状データを特定するように構成することができる。いくつかの実施形態では、形状データは、とりわけ、血管の半径、直径、周長、長さ、面積、心外膜冠状動脈の体積、又はこれらの組み合わせを含むことができるが、これらに限定されない。

【0059】

いくつかの実施形態では、境界条件特定モジュール26は、動脈セグメントごとに境界ごとの境界条件を特定するように構成することができる。例示として、セグメントごとの境界条件は、とりわけ、流入境界条件、流出境界条件、1つ以上の血管壁境界条件、又はこれらの組み合わせを含むことができる。流入境界条件は、速度、流量、圧力又は他の特性の値、又は値の範囲とすることができる。各流出境界条件は、速度、流量、圧力、流入条件のパーセンテージ、又は他の特性の値、又は値の範囲とすることができる。各血管壁境界条件は、速度、流量、圧力、これらの組み合わせ、又は他の特性の値、又は値の範囲とすることができる。

10

20

30

40

50

【 0 0 6 0 】

いくつかの実施形態では、流入境界条件及び / 又は流出境界条件の特定は、とりわけ、患者情報、該当する生理的状态（例えば、安静状態、充血状態）、セグメントのタイプ（例えば、L C A 又は R C A）、又はこれらの組み合わせに基づいて特定することができる。いくつかの実施形態では、流入境界条件は、予想される患者活動レベル（例えば、患者によって提供される情報に従って）に従って特定することができる。いくつかの実施形態では、流入境界条件は、記憶値とする、及び / 又はユーザが指定することができる。

【 0 0 6 1 】

いくつかの実施形態では、流入境界条件は、解剖学的 R O I の形状、例えば、血管部分の半径、直径、長さ、又は体積（例えば、心外膜冠状動脈の体積）に従って特定することができる。例えば、流量は、以下の式 9 に示されるように、関心領域の管腔体積に基づくモデルに従って計算することができる。

$$Q_{in} = V \quad (\text{式 9})$$

ここで、 Q_{in} は、解剖学的モデルの入口における流量であり、 V は、関心領域の管腔体積であり、 α は、患者の生理的状态に依存する係数であり、 β は、血管ツリー構造、及びいくつかの実施形態では、解剖学的領域の 3 D モデルを生成するのに使用される画像の解像度に依存する係数である。

【 0 0 6 2 】

関心領域が冠状動脈ツリーである実施形態では、 V は、近位側起始部からセグメント化された血管の直径が特定の直径である位置までで画定された L C A 又は R C A の管腔体積とすることができ、上記特定の直径は、患者の解剖学的部分のモデルを作成するのに使用される画像の解像度に依存することができる。例えば、位置は、いくつかの実施形態では、画像データセット内の 3 つ又は 4 つのボクセルの直径と定義することができる。特定の例では、位置は、管腔が 1 mm 又は 1 . 5 mm の直径を有する箇所とすることができる。

【 0 0 6 3 】

いくつかの実施形態では、パラメータ α 及び β は、全ての患者にわたる定数とすることができ、 α 及び β の値を検証することができる非侵襲性データ及び侵襲性データの双方を有する一例示のデータセットから求めることができる。

【 0 0 6 4 】

いくつかの実施形態では、流出境界条件は、流出分布モデルを使用して特定することができる。流出分布モデルは、形状データ及び / 又は記憶された血行動態データを使用して特定することができる。記憶された血行動態データは、流出境界の形状（例えば、半径、直径、長さ、体積等）とそれぞれの流量との間の経験的關係を定義することもできるし、当該記憶された血行動態データは、これを定義するのに使用することもできる。例えば、境界条件生成モジュールは、記憶された血行動態データ、及び、セグメントの第 1 の流出境界及び第 2 の流出境界の半径、直径、長さ、体積等を使用して、流出分布モデルを特定することができる。別の例では、境界条件生成モジュールは、形状データ、例えば、セグメントの第 1 の流出境界（遠位側境界）又は境界に近位の血管部分の半径、直径、長さ、体積等のみを使用して、流出分布モデルを特定することができる。流出分布モデルは、流出境界ごとに流出流（例えば、速度、流量、流入流のパーセンテージ）を特定するのに使用

【 0 0 6 5 】

例示として、境界条件特定モジュール 2 6 によって特定される境界条件は、流動場（例えば、血流、壁せん断応力等）及び血行動態情報（例えば、F F R、I W F R 等）を特定するために定常流計算及び / 又は非定常流計算に使用することができる。境界条件特定モジュールは、動脈セグメントの流動分割を定義するために最適化手法も使用する。したがって、境界条件生成モジュール 2 6 は、境界条件を特定する際の融通性、正確性、及び効率性を提供することができる。

【 0 0 6 6 】

流動場特定モジュール 2 8 は、形状特定モジュール 2 4 によって特定された形状表現、

10

20

30

40

50

境界条件特定モジュール 26 によって特定された 1 つ以上の境界条件、及び患者のそれぞれの圧力データを使用して、動脈セグメントごとに流動場を特定するように構成することができる。圧力データは、例えば、安静状態時の患者のカフ圧とすることができる。いくつかの実施形態では、流動場は、とりわけ、圧力場、速度場、壁せん断応力場、軸方向ブラーク応力、又はこれらの組み合わせを含むことができるが、これらに限定されない。

【0067】

いくつかの実施形態では、流動場パラメータ（例えば、圧力場、速度等）は、形状データ及び境界条件のみに基づくことができる。このようにして、流動場特定モジュールは、空間位置のみに基づいて（すなわち、時間に依存せずに）流動場を特定するように構成することができる。

10

【0068】

圧力特定モジュール 30 は、流動場特定モジュール 28 によって特定された流動場を使用して、患者の解剖学的構造内の 1 つ以上の点における血圧を特定するように構成することができる。いくつかの実施形態では、圧力データは、とりわけ、計算される流動場/圧力場、例えば血圧カフによって特定される患者の平均血圧の非侵襲性特定、又はこれらの組み合わせから特定することができる。

【0069】

圧力特定モジュール 30 は、患者の解剖学的構造内の特定の位置のユーザ（例えば、医師）選択に回答して、当該特定の位置における特定の圧力を特定するように構成することができる。ユーザは、ディスプレイ 18 上の患者関心領域（例えば、動脈）の形状モデルの表示に対して、ユーザ入力デバイス 14 を用いてその選択を入力することができる。実施形態において、圧力特定モジュールは、ユーザ選択位置における圧力降下を特定するように、ユーザ選択位置から上流及び/又は下流の圧力を特定するように構成することができる。

20

【0070】

血行動態情報コンピューティングシステム 32 は、患者のそれぞれの 1 つ以上の血行動態パラメータ、例えば、I W F R 又は d P R 等を計算するように構成することができる。患者の I W F R を計算することは、いくつかの実施形態では、例えば、或る流量の範囲について、患者の解剖学的構造における 1 つ以上の点についての圧力降下の範囲を計算することを含むことができる。他の実施形態では、患者の I W F R、d P R 又は他の拡張期指数を計算することは、拡張期（例えば、拡張期の無波期間）の一部又は全てについての平均流量を使用して、単一の圧力降下を計算することを含むことができる。患者について計算された I W F R 値に基づいて、システム 16 又は臨床医が、更なる診断手技及び/又は介入手技が実行されるべきであるか否かを判断することができる。

30

【0071】

図 2 は、患者についての血行動態情報を特定する方法 40 の一例示の実施形態を示すフローチャートである。方法 40、又は方法 40 の 1 つ以上の態様は、実施形態において、図 1 の血行動態情報コンピューティングシステム 16 によって実行することができる。

【0072】

方法 40 は、ブロック 42 において、患者データを受信することを含むことができる。患者データは、例えば、患者に関する基礎情報、例えば、患者の年齢、性別、上腕カフ血圧、ユーザの症状の記述等を含むことができる。患者データは、実施形態において、患者の代謝データ、例えば、ユーザの典型的な活動レベル（例えば、非活動的（sedentary）又は活動的（active）、1 週間あたりの運動量、1 週間あたりの特定の活動の量、例えばウォーキング及びランニングの量等）を更に含むことができる。患者データは、一実施形態では、1 つ以上の診断テスト、例えば、心臓超音波検査からの患者データを更に含むことができる。

40

【0073】

方法 40 は、ブロック 44 において、患者の解剖学的構造の画像を受信することを更に含むことができる。受信される患者画像は、実施形態において、C T 画像、M R I 画像、

50

又は他の非侵襲的に得られる画像とすることができる。画像は、患者の解剖学的関心領域を含むことができる。一実施形態では、例えば、受信される画像は、1つ以上の冠状動脈又は他の関心の血管系を含むことができる。画像は、患者画像ソース、例えば、撮像デバイス又はデータベース又は他のコンピュータメモリから受信することができる。

【0074】

方法40は、ブロック46において、ブロック44において受信された画像に基づいて患者関心領域のそれぞれの解剖学的モデルを作成することを更に含むことができる。一実施形態では、解剖学的モデルは、ブロック44において受信された画像から関心の解剖学的構造をセグメント化することによって作成することができる。関心の解剖学的構造は、例えば、1つ以上の冠状動脈とすることができる。図5は、冠状動脈の一例示の解剖学的モデル58を示している。解剖学的モデルは、一実施形態では、図1の形状特定モジュール24によって作成することができる。いくつかの実施形態では、解剖学的モデルは、コンピューティングシステム（例えば、血行動態情報コンピューティングシステム16）によって得ることもできるし、コンピューティングシステムによって作成されることによって得ることもできるし、被検患者の既存のモデルを受信することによって得ることもできる。

10

【0075】

方法40は、ブロック48において、1つ以上の拡張期ベースの境界条件モデル値セットを特定することを更に含むことができる。1つ以上の境界条件値セットは、一実施形態では、同じ境界条件モデルについての値のそれぞれのセットとすることができる（例えば、同じ流入境界、流出境界、壁境界等の条件値のそれぞれのセット）。ブロック48は、いくつかの実施形態では、下位部分48a及び48bを含むことができる。したがって、方法40は、ブロック48aにおいて、流入流量を得ることを含むことができる。流入流量は、いくつかの実施形態では、患者の解剖学的ROIの入口の流量とすることができる。他の実施形態では、血流量は、ROIの別の部分の流量とすることができる。

20

【0076】

ブロック48aにおいて得られる流入流量は、患者の特定の生理的状态を表すことができる。例えば、いくつかの実施形態では、ブロック48aにおいて得られる流入流量は、患者の安静状態を表すことができる。

【0077】

ブロック48aにおいて得られる流入流量は、いくつかの実施形態では、患者の心周期の所望の点又は部分を表すことができる。例えば、いくつかの実施形態では、ブロック48aにおいて得られる流入流量は、患者の拡張期の無波期間全体にわたる平均流量を表すことができる。他の実施形態では、流入流量は、患者の拡張期の全体の平均流量を表すことができる。他の実施形態では、流入流量は、拡張期内の特定の時点、例えば、拡張期中点を表すことができる。

30

【0078】

いくつかの実施形態では、ブロック48aにおいて流入流量を得ることは、上記の式(9)に関して論述されたような患者の解剖学的モデルの形状に従って流入流量を計算することを含むことができる。一実施形態では、流入流量について選択される値は、心周期内の特定の期間又は時点（例えば、拡張期の開始、拡張期の終了、拡張期の無波期間の開始、拡張期の無波期間の終了等）を表すことができる。

40

【0079】

他の実施形態では、上記の式9に従って流入流量を計算する代わりに、ブロック48aにおいて血流量を得ることは、流入流量のユーザ入力を受信することを含むことができる。流入流量は、ユーザ手動入力を介して（例えば、システム10のユーザ入力デバイス14を用いて）受信することができる。一実施形態では、ブロック48aにおける流入流量は、（例えば、臨床医又は電子システムによって）代謝要求及び患者の条件に基づいて特定することができる。

【0080】

50

ブロック48は、ブロック48bにおいて、ブロック48aにおいて得られた流入流量に従って、かつ流動分割モデルに従って、出口流量を計算することを更に含むことができる。流動分割モデルは、患者の解剖学的領域の3次元電子モデルの形状に従って計算又は別様に特定することもできるし、これらを行っておくこともできる。流動分割モデルは、いくつかの実施形態では、電子モデルにおいて血管の相対半径、直径、周長、長さ、体積、及び/又は表面積に従って計算することができる。

【0081】

ブロック48aにおいて得られる流量に関連して、ブロック48bにおいて計算される出口流量は、患者の解剖学的領域の境界条件モデルを含むことができる。境界条件モデルは、したがって、患者の特定の生理的状态(例えば、安静状態)、及び患者の心周期内の特定の部分又は点(例えば、拡張期全体、拡張期の無波部分、拡張期内の或る時点等)を表すことができる。

10

【0082】

解剖学的領域が患者の冠状動脈である実施形態では、ブロック48aにおいて得られる流入流量は、冠状動脈の入口流量とすることができ、流動分割モデルは、電子モデルにおける入口の下流の冠状動脈部分の形状に従って計算することができる。流動分割モデルは、入口の下流の冠状動脈部分の相対半径、直径、周長、長さ、表面積、又は体積に従って計算することができる。いくつかの実施形態では、流動分割モデルは、電子モデルの心外膜冠状動脈の体積に従って計算することができる。

【0083】

方法40は、ブロック50において、解剖学的モデル(例えば、モデル58)、1つ以上の境界条件モデル値セット、及びいくつかの実施形態では、患者データに基づいて、患者の解剖学的構造を通る血流の1つ以上の流体力学流動場を計算することを更に含むことができる。ブロック50は、解剖学的モデル、境界条件、及び患者のそれぞれの圧力データ(例えば、大動脈圧データ)を使用して、動脈セグメントごとに流動場を特定することを含むことができる。いくつかの実施形態では、圧力データは、患者について、例えば、カフ圧について得ることができ、及び/又は記憶値とすることができ、いくつかの実施形態では、流動場は、とりわけ、圧力場、速度場、又はこれらの組み合わせを含むことができるが、これらに限定されない。流体力学は、一実施形態では、図1の流動場特定モジュール28によって計算することができる。

20

30

【0084】

いくつかの実施形態では、速度場及び/又は圧力場は、時間を考慮することなく、境界及び境界条件のみに基づいて特定することができる。例えば、速度場及び/又は圧力場は、速度変数及び圧力変数が空間位置のみの関数である(すなわち、時間は考慮されない)定常流ナビエストークス方程式を使用して特定することができる。このようにして、圧力及び速度は、臨床医によるポイントオブケア分析を可能にするように、準リアルタイムにおいて正確かつ効率的に特定することができる。

【0085】

方法40は、ブロック52において、患者データ及び計算された流体力学に基づいて、患者のそれぞれの拡張期ベース血行動態情報を計算することを更に含むことができる。血行動態情報は、一実施形態では、拡張期ベース指数、例えばI W F Rとすることができ、又はこれを含むことができる。I W F Rを計算することは、患者の血管系における1つ以上の位置についての1つ以上の圧力降下を計算することを含むことができる。圧力降下のセットは、血行動態指数値を求めるために、拡張期中の大動脈圧に関して分析することができる。

40

【0086】

ブロック52は、ブロック52aにおいて、患者の解剖学的モデル上の1つ以上の臨床的に関連した遠位点のユーザ指定を受信することを含むことができる。例えば、ユーザは、ユーザ入力デバイスを用いて、患者の血管系の解剖学的モデル上の1つ以上の遠位点の注釈を入力することができ、それによって、血行動態情報コンピューティングシステムは

50

、ユーザから1つ以上の注釈を受信することができる。示される点は、例えば、冠状動脈における狭窄が疑われる箇所よりも遠位の1つ以上の位置とすることができる。

【0087】

ブロック52は、ブロック52bにおいて、第1の心周期状態についてのユーザ指定点のそれぞれにおけるそれぞれの圧力降下を計算することを更に含むことができる。第1の状態は、例えば、拡張期の開始とすることができる。圧力降下は、1つ以上のユーザ指定点における第1の心周期について計算された流動場に基づいて計算することができる。方法80の残りの態様は、一実施形態では、示される点が臨床的に有意な狭窄を有する可能性が高いか否かを判断するために、それぞれのその点について実行することができる。

【0088】

方法60は、ブロック54において、流速、圧力、及び/又は血行動態情報を表示することを更に含むことができる。表示は、例えば、患者の解剖学的構造の形状モデル上に重ねられるか又はこのモデルに隣接する、患者の血管系における1つ以上の位置での流速、圧力、及び/又は血行動態情報の1つ以上のインジケータを含むことができる。

【0089】

方法40は、ブロック56において、計算された血行動態情報に基づいて患者に対する更なる手技を推奨することを更に含むことができる。例えば、血行動態情報が、患者の血管系において狭窄が存在することを示す閾値未満である場合、患者に対して更なる診断手技、例えば、狭窄が疑われる部位における侵襲性血管造影及び圧力測定を推奨することができる。加えて又は代替的に、狭窄に対処するために、矯正手技、例えば、狭窄があると疑われる位置におけるステントの設置等を推奨することができる。

【0090】

図3は、心周期内の単一の時点又は心周期の一部分の平均流動条件を表す境界条件モデルの単一の値セットに基づいて血行動態情報を特定する方法60の一例示の実施形態を示すフローチャートである。方法60、又は方法60の1つ以上の態様は、実施形態において、図1の血行動態情報コンピューティングシステム16によって実行することができる。方法60は、方法40のブロック48、50、及び52の一実施形態とみなすことができる。

【0091】

方法60は、ブロック62において、拡張期の期間中の平均流動条件を表す境界条件モデル値セットを特定することを含むことができる。例えば、一実施形態では、ブロック62は、拡張期の全体についての平均流動を表す境界条件モデル値セットを特定することを含むことができる。別の実施形態では、ブロック62は、拡張期の無波期間を表す境界条件モデル値セットを特定することを含むことができる。境界条件モデルは、いくつかの実施形態では、方法40のブロック48に関して論述されたように特定することができる。

【0092】

方法60は、ブロック64において、拡張期の単一の時点、例えば拡張期の中点を表す境界条件モデル値セットを特定することを更に含むことができる。境界条件モデル値セットは、いくつかの実施形態では、方法40のブロック48に関して論述されたように特定することができる。

【0093】

ブロック62又はブロック64のうち的一方又は双方を、実施形態において、計算のために望まれる所望の血行動態指数に従って実行することができる。例えば、I W F R 計算が望まれる場合、ブロック62は、拡張期の無波期間に対して実行することができ、d P R 計算が望まれる場合、ブロック62は、拡張期の全体に対して実行することができ、d P R_{mid} 計算が望まれる場合、ブロック64は、拡張期の中点に対して実行することができる。

【0094】

方法60は、ブロック66において、単一の境界条件モデル値セット(例えば、ブロック62又は64のいずれか)に基づいて、流速及び圧力を計算することを更に含むことが

10

20

30

40

50

できる。流速は、ブロック 66 において、単一の時間非依存 CFD シミュレーションにおいて計算することができる。例えば、速度場及びノ又は圧力場は、速度変数及び圧力変数が空間位置のみの関数である（すなわち、時間は考慮されない）定常流ナビエ-ストークス方程式を使用して特定することができる。流速及び圧力は、例えば、図 1 のシステム 10 の流動場特定モジュール 28 によって特定することができる。実施形態において、ブロック 66 の複数のインスタンスを実施することができ、インスタンスのそれぞれは、別個の血行動態指数計算をもたらすことができる。

【0095】

方法 60 は、ブロック 68 において、基準圧力を計算することを更に含むことができる。基準圧力は、いくつかの実施形態では、大動脈圧とすることができる。本明細書において開示されるように、1 つ以上の大動脈圧は、患者のそれぞれのカフ圧に基づいて特定することができる。大動脈圧は、一実施形態では、開始、終了、及びノ又は拡張中期（mid-diastole）についての大動脈圧とすることができる。ブロック 68 において計算される基準圧力は、ブロック 66 における計算のための基礎として使用される境界条件モデル値セットと同じ、心周期の点又は一部分を表すことができる。

10

【0096】

方法 60 は、ブロック 70 において、ブロック 66 の単一の時間非依存 CFD 及びブロック 68 の基準圧力に基づいて血行動態情報を計算することを更に含むことができる。血行動態情報は、血行動態指数値とすることができ、又はこれを含むことができる。一実施形態では、血行動態指数値は、I W F R 値とすることができ、指数値は、一実施形態では、拡張期にわたる、局所圧力対大動脈圧の比の平均とすることができ、この比において、局所圧力は、狭窄よりも遠位の箇所等の関心位置における計算された圧力場によって特定される。

20

【0097】

図 4 は、2 つの異なる心周期状態を表す 2 つの境界条件モデル値セットに基づいて血行動態情報を特定する方法 80 の一実施形態を示すフローチャートである。方法 80、又は方法 80 の 1 つ以上の態様は、実施形態において、図 1 の血行動態情報コンピューティングシステム 16 によって実行することができる。方法 80 は、方法 40 のブロック 48、50、及び 52 の一実施形態とみなすことができる。

【0098】

方法 80 は、ブロック 82 において、患者の第 1 の心周期状態における流入流量を得ることを含むことができる。第 1 の血流量は、例えば、拡張期の開始における患者についての予想される流量とすることができる。ブロック 62 における流量は、流量のユーザ手動入力を介して（例えば、システム 10 のユーザ入力デバイス 14 を用いて）受信することができる。一実施形態では、ブロック 62 における流量は、（例えば、臨床医又は電子システムによって）代謝要求及び患者の条件に基づいて特定することができる。

30

【0099】

方法 80 は、ブロック 84 において、患者の第 1 の心周期状態における関心領域内の流速及び圧力を計算することを更に含むことができる。第 1 の心周期状態は、例えば、拡張期の開始とすることができる。いくつかの実施形態では、速度場及びノ又は圧力場は、関心領域のそれぞれの画定された境界及び境界条件に基づいて（これは、ひいては、ブロック 82 において受信された流速に基づくことができる）特定することができる。

40

【0100】

方法 80 は、ブロック 86 において、第 1 の心周期状態についての（例えば、1 つ以上のユーザ指定点及びノ又は他の点における）第 1 の圧力降下を計算することを更に含むことができる。圧力降下は、血管入口から関連した点（例えば、ユーザ指定又はそれ以外）までの圧力の降下とすることができる。第 1 の状態は、例えば、拡張期の開始とすることができる。圧力降下は、第 1 の心周期状態について計算された流動場に基づいて計算することができる。

【0101】

50

方法 80 は、ブロック 88 において、第 1 の心周期状態とは異なる、患者の第 2 の心周期状態における流入流量を得ることを更に含むことができる。第 2 の流入流量は、例えば、拡張期の終了における患者についての予想される流量とすることができる。ブロック 88 における流量は、流量のユーザ手動入力を介して（例えば、システム 10 のユーザ入力デバイス 14 を用いて）受信することができる。一実施形態では、ブロック 88 における流入流量は、（例えば、臨床医又は電子システムによって）代謝要求及び患者の条件に基づいて特定することができる。

【0102】

方法 80 は、ブロック 90 において、患者の第 2 の心周期状態における関心領域の流速及び圧力を計算することを更に含むことができる。流速及び圧力は、実質的に、ブロック 84 に関して上記で説明されたように計算することができるが、ただし、第 2 の血流量に従って特定された境界条件が使用される。

10

【0103】

方法 80 は、ブロック 92 において、第 2 の心周期状態についての 1 つ以上の点における第 2 の圧力降下を計算することを更に含むことができる。第 2 の心周期状態は、例えば、拡張期の終了とすることができる。圧力降下は、1 つ以上のユーザ指定点における第 2 の心周期状態について計算された流動場に基づいて計算することができる。

【0104】

方法 94 は、第 1 の圧力降下及び第 2 の圧力降下に基づいて或る心周期状態の範囲について、関連した（例えば、ユーザ指定）点における圧力降下の範囲を計算することを更に含むことができる。圧力降下の範囲は、 Q_1 から Q_2 までの（又は、これらにわたる）心周期状態の範囲について計算することができ、ここで、 Q_1 は、第 1 の心周期状態における流入流量であり、 Q_2 は、第 2 の心周期状態における流入流量である。所与の流量についての圧力降下は、本開示において式 (1) として示され、以下に繰り返される 2 次方程式に従って計算することができる。

20

$$P = a Q + b Q^2$$

ここで、 Q は、所与の心周期状態における流量であり、 a 及び b は、患者固有の定数である。上記で説明されたように、 a 及び b を計算するために、3 次元ナビエーストークス方程式を、式 (2) 及び (3) に関して本明細書において論述されたように、 Q の 2 つの値（例えば、第 1 の心周期状態及び第 2 の心周期状態における流量）について解くことができる。係数 a 及び b が既知になると、拡張期内の時点ごとに CFD を必要とすることなく、拡張期にわたる P を計算することができる。その後、 P のその範囲は、実施形態において、I W F R 等の血行動態指数を特定するために平均値を計算するのに使用することができる。

30

【0105】

図 6 は、患者のセットについての活動レベルの例示の範囲についての圧力降下の例示の範囲を示すプロット 100 である。図 6 のプロット 100 は、垂直軸上に圧力降下（mm Hg / 100 単位）、及び水平軸上に流量（ml / sec 単位）を含み、6 人の患者のそれぞれの 6 つのプロット線 102、104、106、108、110、112、及び 2 つの水平閾値線 114、116 が示されている。第 1 の閾値線 114 は、一般的に、充血血流についての臨床的に有意な圧力降下を示すことができる。第 2 の閾値線 116 は、一般的に、安静時流動についての臨床的に有意な圧力降下を示すことができる。

40

【0106】

方法 80 の結果として、患者血管系における 1 つ以上の位置について、患者の 1 つ以上の心周期状態について、流動場及び/又は圧力場を計算（及び、実施形態において、表示又は別様に表示）することができる。例えば、一実施形態では、流動場及び圧力場は、拡張期の開始及び終了について計算及び出力することができる。そのような流動場は、患者のそれぞれの血行動態情報、例えば、I W F R 値又は他の拡張期ベース血行動態値等を特定するのに使用することができる。

【0107】

50

方法 80 は、ブロック 96 において、基準圧力、例えば 1 つ以上の大動脈圧を特定することを更に含むことができる。大動脈圧は、本明細書において説明されるように、患者のそれぞれのカフ圧に基づいて特定することができる。大動脈圧は、一実施形態では、開始、終了、及び / 又は拡張中期についての大動脈圧とすることができる。いくつかの実施形態では、ブロック 96 において計算される基準圧力は、ブロック 82、84、86、88、90、92 の第 1 の心周期状態及び第 2 の心周期状態に及ぶ心周期の一部を表すことができる。

【0108】

方法 80 は、ブロック 98 において、圧力降下の範囲及び基準圧力に基づいて、血行動態指数値を求めることを更に含むことができる。一実施形態では、血行動態指数値は、I W F R 値とすることができる。指数値は、一実施形態では、拡張期にわたる、局所圧力対大動脈圧の比の平均とすることができる。この比において、局所圧力は、狭窄よりも遠位の箇所等の関心位置における計算された圧力場によって特定される。一実施形態では、(例えば、図 6 に示されるような) 拡張期についての圧力対流量曲線を積分及び平均して、I W F R 値を計算することができる。例えば、図 6 を参照すると、所与のプロット線 (例えば、プロット線 104) は、プロット線 104 に関連付けられた患者についての I W F R 値を計算するために、積分及び平均することができる。

【0109】

図 7 は、汎用コンピューティングシステム環境 190、例えば、デスクトップコンピュータ、ラップトップ、スマートフォン、タブレット、又は、非一時的コンピュータ可読媒体内に記憶された命令等の命令を実行する能力を有する他の任意のそのようなデバイスを含む、ユーザコンピューティング環境の一例示の実施形態の図である。さらに、単一のコンピューティングシステム 190 の文脈で説明及び図示されているものの、当業者であれば、以降で説明される種々のタスクは、複数のコンピューティングシステム 190 が、実行可能命令を当該複数のコンピューティングシステム 190 のうちの 1 つ以上に関連付ける及び / 又はこれらによって実行することができるローカル又はワイドエリアネットワークを介してリンクされた、分散環境において実施することができることも理解するであろう。コンピューティング環境 190、又はその一部は、実施形態において、図 1 のシステム 10 を含むことができる。

【0110】

コンピューティングシステム環境 190 は、その最も基本的な構成において、典型的には、少なくとも 1 つの処理ユニット 192 と、少なくとも 1 つのメモリ 194 とを備え、これらは、バス 196 によってリンクすることができる。コンピューティングシステム環境の厳密な構成及びタイプに依存して、メモリ 194 は、揮発性 (RAM 200 等)、不揮発性 (ROM 198、フラッシュメモリ等)、又はこれら 2 つの何らかの組み合わせとすることができる。コンピューティングシステム環境 190 は、更なる特徴及び / 又は機能を有することができる。例えば、コンピューティングシステム環境 190 は、限定されないが、磁気ディスク又は光学ディスク、テープドライブ及び / 又はフラッシュドライブを含む更なる記憶装置 (取り外し可能及び / 又は取り外し不能) も含むことができる。そのような更なるメモリデバイスは、例えば、ハードディスクドライブインタフェース 202、磁気ディスクドライブインタフェース 204、及び / 又は光学ディスクドライブインタフェース 206 によってコンピューティングシステム環境 190 にとってアクセス可能になり得る。理解されるように、システムバス 196 にリンクされることになるこれらのデバイスは、それぞれ、ハードディスク 208 に対する読み出し及び書き込み、取り外し可能磁気ディスク 210 に対する読み出し又は書き込み、及び / 又は取り外し可能光学ディスク 212、例えば CD / DVD ROM 又は他の光学媒体に対する読み出し又は書き込みを可能にする。ドライブインタフェース及びそれらの関連コンピュータ可読媒体は、コンピュータ可読命令、データ構造、プログラムモジュール及びコンピューティングシステム環境 190 のための他のデータの揮発性記憶を可能にする。当業者であれば、データを記憶することができる他のタイプのコンピュータ可読媒体をこの同じ目的のために使

10

20

30

40

50

用することができることを更に理解するであろう。そのようなメディアデバイスの例として、磁気カセット、フラッシュメモ리카ード、デジタルビデオディスク、ベルヌーイカートリッジ (Bernoulli cartridge)、ランダムアクセスメモリ、ナノドライブ、メモリスティック、他のリード/ライト及び/又はリードオンリーメモリ及び/又はコンピュータ可読命令、データ構造、プログラムモジュール又は他のデータ等の情報の記憶のための他の任意の方法又は技術が挙げられるが、これらに限定されない。そのような任意のコンピュータ記憶媒体を、コンピューティングシステム環境 190 の一部とすることができる。

【0111】

メモリ/メディアデバイスのうちの1つ以上に多くのプログラムモジュールを記憶することができる。例えば、起動中等に、コンピューティングシステム環境 190 内の要素間の情報の転送を助ける基本ルーチンを含む基本入力/出力システム (BIOS) 214 を、ROM 198 に記憶することができる。同様に、RAM 200、ハードドライブ 208、及び/又は周辺メモリデバイスは、オペレーティングシステム 216、1つ以上のアプリケーションプログラム 218 (例えば、図1のモジュール 24、26、28、30、32)、他のプログラムモジュール 220、及び/又はプログラムデータ 222 を含むコンピュータ実行可能命令を記憶するのに使用することができる。またさらに、コンピュータ実行可能命令は、必要に応じて、例えば、ネットワーク接続を介して、コンピューティング環境 190 にダウンロードすることができる。

10

【0112】

エンドユーザ、例えば、臨床医は、キーボード 224 及び/又はポインティングデバイス 226 等の入力デバイスを通じて、コンピューティングシステム環境 190 にコマンド及び情報を入力することができる。図示されていないものの、他の入力デバイスは、マイクロフォン、ジョイスティック、ゲームパッド、スキャナ等を含むことができる。これらの入力デバイス及び他の入力デバイスは、典型的には、周辺インタフェース 228 によって処理ユニット 192 に接続され、周辺インタフェース 228 は、ひいては、バス 196 に結合される。入力デバイスは、例えば、パラレルポート、ゲームポート、firewire 又はユニバーサルシリアルバス (USB) 等のインタフェースを介してプロセッサ 192 に直接又は間接的に接続することができる。コンピューティングシステム環境 190 からの情報を閲覧するために、モニター 230 又は他のタイプのディスプレイデバイスを、ビデオアダプタ 232 等のインタフェースを介して同様にバス 196 に接続することができる。モニター 230 に加えて、コンピューティングシステム環境 190 は、スピーカ及びプリンタ等の他の周辺出力デバイス (図示せず) も備えることができる。

20

30

【0113】

コンピューティングシステム環境 190 は、1つ以上のコンピューティングシステム環境に対して論理接続も利用することができる。コンピューティングシステム環境 190 とリモートコンピューティングシステム環境との間の通信は、ネットワークルーティングを担当する更なる処理デバイス、例えばネットワークルータ 242 を介して交換することができる。ネットワークルータ 242 を用いた通信は、ネットワークインタフェース構成要素 244 を介して実行することができる。それゆえ、そのようなネットワーク接続環境、例えば、インターネット、ワールドワイドウェブ、LAN、又は他の同様のタイプの有線若しくは無線ネットワーク内では、コンピューティングシステム環境 190 に関して示されたプログラムモジュール、又はその一部は、コンピューティングシステム環境 190 のメモリ記憶デバイス (複数の場合もある) に記憶することができることが理解されるであろう。

40

【0114】

コンピューティングシステム環境 190 は、コンピューティングシステム環境 190 の位置を特定する位置特定ハードウェア 186 も備えることができる。実施形態において、位置特定ハードウェア 246 は、単に例示として、GPS アンテナ、RFID チップ若しくはリーダ、WiFi アンテナ、又はコンピューティングシステム環境 190 の位置を特定するのに使用することができる信号を捕捉又は送信するのに使用することができる他の

50

コンピューティングハードウェアを含むことができる。

【0115】

本開示は或る特定の実施形態を説明したが、特許請求の範囲は、当該特許請求の範囲内で明示的に列挙されているものを除き、これらの実施形態に限定されるようには意図されていないことが理解されるであろう。対照的に、本開示は、本開示の趣旨及び範囲内に含めることができる代替形態、変更形態及び均等物を包含するように意図される。さらに、本開示の詳細な説明において、開示される実施形態の十分な理解を提供するために、数多くの特定の詳細が記載されている。しかしながら、本開示と一貫するシステム及び方法は、これらの特定の詳細がなくても実践することができることは、当業者には明らかである。他の事例において、既知の方法、手順、構成要素及び回路は、本開示の種々の態様を不要に曖昧にしないように、詳細には説明されていない。

10

【0116】

本開示の詳細な説明のいくつかの部分は、手順、論理ブロック、処理、及びコンピュータ又はデジタルシステムメモリ内のデータビットに対する演算の他のシンボル表現の観点で提示されてきた。これらの説明及び表現は、データ処理分野における当業者によって、彼らの成果物の内容を、他の当業者に最も効果的に伝達するために使用される手段である。手順、論理ブロック、プロセス等は、本明細書において、及び一般的に、所望の結果をもたらすステップ又は命令の自己矛盾のないシーケンスであると想定される。ステップは、物理的数量の物理的操作を必要とするものである。必須ではないが、通例、これらの物理的操作は、コンピュータシステム又は類似の電子コンピューティングデバイスにおいて記憶、転送、結合、比較、及び別様に操作されることが可能である電気又は磁気データの形式を取る。便宜上の理由で、及び一般的な語法に準拠して、そのようなデータは、本明細書において開示される種々の実施形態を参照して、ビット、値、要素、シンボル、文字、用語、数字等と称される。

20

【0117】

しかしながら、これらの用語は、物理的操作及び数量を指すものと解釈され、当該技術分野において一般的に使用される用語の観点で更に解釈されるべきである便宜的なラベルにすぎないことを念頭に置くべきである。別段に具体的に言及されない限り、本明細書における論述から明らかなように、本実施形態の論述全体を通して、「特定する/決定する/求める/判断する(determining)」又は「出力する」又は「送信する」又は「記録する」又は「配置する」又は「記憶する」又は「表示する」又は「受信する」又は「認識する」又は「利用する」又は「生成する」又は「提供する」又は「アクセスする」又は「チェックする」又は「通知する」又は「伝達する」等の用語を利用する論述は、コンピュータシステム又は類似の電子コンピューティングデバイスの、データを操作及び変換するアクション及びプロセスを指すことが理解される。データは、コンピュータシステムのレジスタ及びメモリ内の物理的(電子)数量として表現され、コンピュータシステムのメモリ又はレジスタ、又は本明細書において記載されるような、若しくは別様に当業者に理解されるような、他のそのような情報記憶、送信、若しくは表示デバイス内の物理的数量として同様に表現される他のデータに変換される。

30

40

50

【図面】

【図 1】

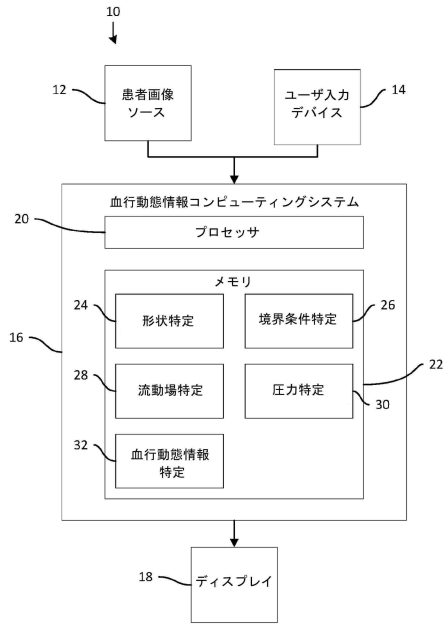


FIG. 1

【図 2】

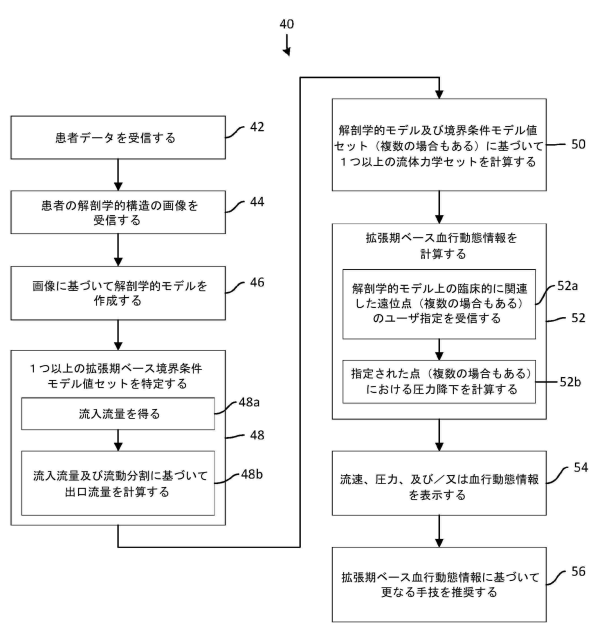


FIG. 2

【図 3】

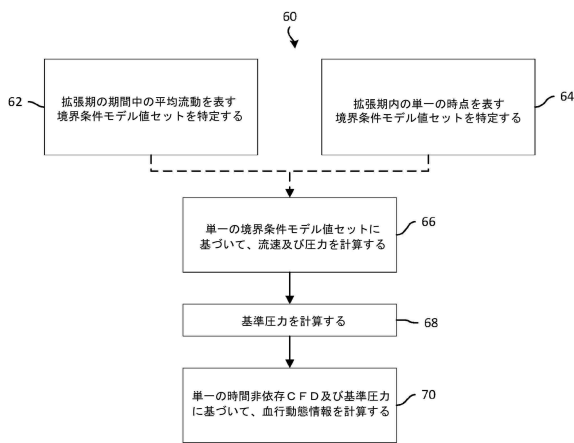


FIG. 3

【図 4】

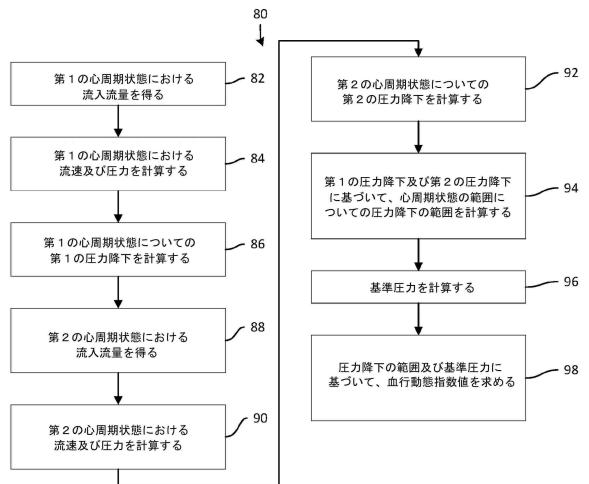


FIG. 4

10

20

30

40

50

【 図 5 】



FIG. 5

【 図 6 】

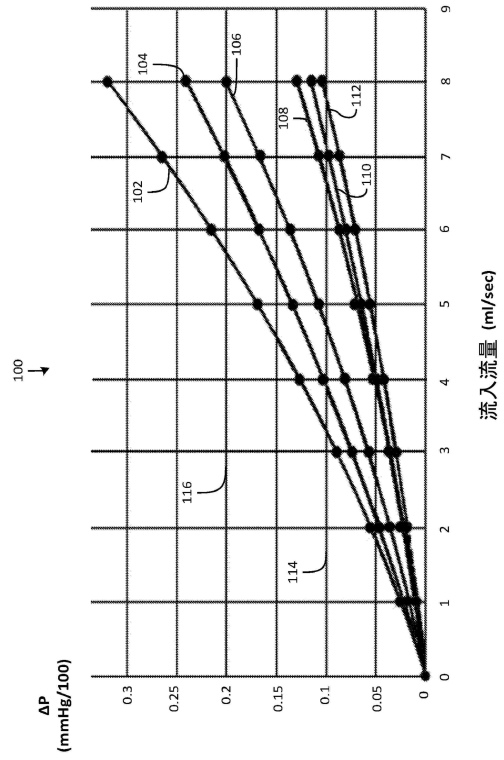


FIG. 6

【 図 7 】

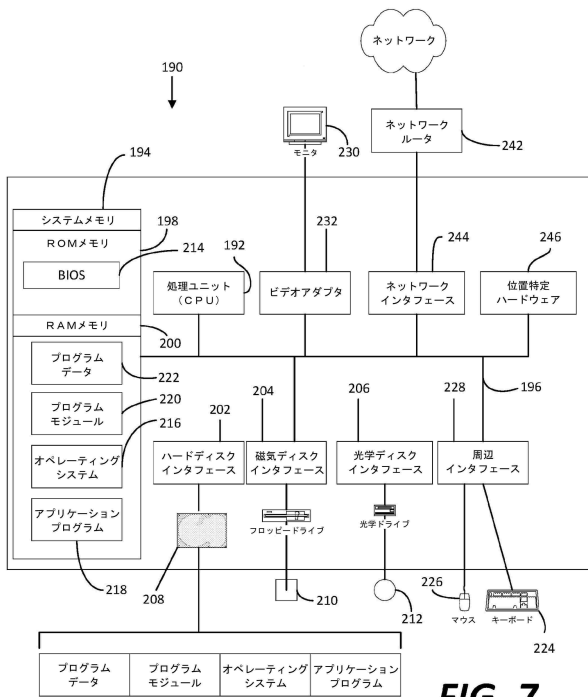


FIG. 7

10

20

30

40

50

フロントページの続き

(74)代理人

池本 理絵

(74)代理人

松島 鉄男

(74)代理人

有原 幸一

(72)発明者

ギデンズ, ドン・ピー.

アメリカ合衆国, サウスカロライナ州, ヒルトン・ヘッド・アイランド, スターフィッシュ・ドライブ 50, ユニット 404

(72)発明者

ルヒュー, アドリアン

フランス共和国, モンティニー＝レ＝メス, アレ・ドゥ・ロンドル 1セー

(72)発明者

モロニー, デイヴィッド

アメリカ合衆国, ジョージア州, アトランタ, ピエメント・アベニュー 1020, アパートメント 1301

(72)発明者

ヴェネチアーニ, アレッサンドロ

アメリカ合衆国, ジョージア州, ディケーター, クレセント・ウォーク 1436

(72)発明者

ヴィグリー, アレクサンダー

アメリカ合衆国, ジョージア州, ディケーター, ストール・ブルバード 1085

(72)発明者

サマディー, アビブ

アメリカ合衆国, ジョージア州, アトランタ, ウェスト・クラブ・ドライブ・ノースイースト 4383

(72)発明者

リー, ジョーミョン

アメリカ合衆国, ジョージア州, ジョンズクリーク, チャイナ・ローズ・レーン 6030

審査官 村田 泰利

(56)参考文献

特表2016-528975(JP, A)

特表2017-512577(JP, A)

特表2018-501894(JP, A)

米国特許出願公開第2018/0089829(US, A1)

米国特許出願公開第2017/0046834(US, A1)

(58)調査した分野 (Int.Cl., DB名)

A61B 5/00 - 5/01

A61B 5/02 - 5/03

A61B 5/055

A61B 6/00 - 6/14

A61B 8/00 - 8/15

G06Q 50/22

G16H 10/00 - 80/00