

(19) 日本国特許庁 (JP)

(12) 特 許 公 報 (B2)

(11) 特許番号

特許第6938469号
(P6938469)

(45) 発行日 令和3年9月22日 (2021.9.22)

(24) 登録日 令和3年9月3日 (2021.9.3)

(51) Int. Cl.	F I
A 6 1 B 6/00 (2006.01)	A 6 1 B 6/00 3 5 0 A
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 12 頁)

(21) 出願番号	特願2018-512402 (P2018-512402)	(73) 特許権者	590000248
(86) (22) 出願日	平成28年9月15日 (2016.9.15)		コーニンクレッカ フィリップス エヌ
(65) 公表番号	特表2018-527092 (P2018-527092A)		ヴェ
(43) 公表日	平成30年9月20日 (2018.9.20)		KONINKLIJKE PHILIPS
(86) 国際出願番号	PCT/EP2016/071908		N. V.
(87) 国際公開番号	W02017/046288		オランダ国 5656 アーヘー アイン
(87) 国際公開日	平成29年3月23日 (2017.3.23)		ドーフエン ハイテック キャンパス 5
審査請求日	令和1年8月14日 (2019.8.14)		2
(31) 優先権主張番号	15185452.8	(74) 代理人	100122769
(32) 優先日	平成27年9月16日 (2015.9.16)		弁理士 笛田 秀仙
(33) 優先権主張国・地域又は機関	欧州特許庁 (EP)	(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】 血管を特徴付ける装置

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項 1】

生物の血管を特徴付ける装置であって、
測定情報を処理するプロセッサを有し、

前記装置は、血管内における追跡可能な機器の瞬間的ロケーション情報を測定する追跡ユニットと、前記血管の形態学的な投影情報を生成するイメージングユニットと、に結合され、

前記プロセッサは、前記機器の遠位部分の第1の瞬間的ロケーションに対応する前記形態学的な投影情報から、前記血管の第1の直径を導出し、

前記機器の前記前記遠位部分の第2の瞬間的ロケーションに対応する前記形態学的な投影情報から、前記血管の第2の直径を導出し、

前記機器の前記遠位部分が前記第1の瞬間的ロケーションから前記第2の瞬間的ロケーションまで移動するにつれて、前記血管の3次元形態モデルにおいて、前記機器の前記遠位部分の前記第1及び第2の瞬間的ロケーションの間の相対位置によって規定される2つのロケーションに、前記血管の第1及び第2の直径を割り当てることにより前記3次元形態モデルを生成する、装置。

【請求項 2】

前記プロセッサによって処理される前記血管の形態学的な投影情報は、血管造影像から導出される、請求項1に記載の装置。

【請求項 3】

10

20

前記プロセッサによって処理される前記機器の前記瞬間的ロケーション情報は、電磁信号から導出される、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 4】

前記血管内の前記機器のロケーションを表す前記第 1 及び前記第 2 の瞬間的ロケーションの情報は、前記生物の周期的な心臓又は呼吸動きの同じフェーズのものである、請求項 1 に記載の装置。

【請求項 5】

前記装置は更に、ディスプレイを有し、前記プロセッサは、前記ディスプレイに、前記割り当てられた第 1 及び第 2 の直径を有する前記 3 次元形態モデルのグラフィック表現を表示する、請求項 1 乃至 4 のいずれか 1 項に記載の装置。

10

【請求項 6】

生物の血管を特徴付けるシステムであって、
請求項 1 に記載の装置と、
前記生物の血管に導入する追跡可能な機器と、
前記血管の機器の瞬間的ロケーション情報を測定する追跡ユニットと、
前記血管の形態学的な投影情報を生成するイメージングユニットと、
を有するシステム。

【請求項 7】

前記追跡可能な機器は、生理学的情報を測定するセンサを有し、
前記プロセッサは、前記血管の 3 次元形態モデルにおいて、前記機器の第 1 の瞬間的ロケーションによって規定されるロケーションに少なくとも第 1 の生理学的情報を割り当てる、請求項 6 に記載のシステム。

20

【請求項 8】

前記プロセッサは更に、前記血管の前記 3 次元形態学的なモデルにおいて、前記機器の第 2 の瞬間的ロケーションによって規定されるロケーションに少なくとも第 2 の生理学的情報を割り当てる、請求項 7 に記載のシステム。

【請求項 9】

前記生理学的情報が、血圧、血流速度、FFR 及び血流抵抗のうちの少なくとも 1 つである、請求項 7 又は 8 に記載のシステム。

【請求項 10】

前記機器が、少なくとも電磁センサを有し、前記追跡ユニットが、電磁界生成器を有し、前記イメージングユニットが、放射線イメージングユニットである、請求項 6 に記載のシステム。

30

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明は、血管の特徴付け及び血管モデリングのための装置、システム及び方法に関する。

【背景技術】

【0002】

40

血管の狭窄領域を識別する一般的な技法は、血管撮影術（アンギオグラフィ）を使用することであり、他方で、狭窄の機能的影響は、血流予備量比（fractional flow reserve、FFR）方法によって定量化される。FFR は、ワイヤの先端部に位置付けられるセンサにより測定される狭窄の遠位端及び近位端における圧力の比から計算される。FFR 値により、狭窄の深刻さが識別され、特に、狭窄が、処置が必要とされる程度に血管内の血流を制限するかどうか、が定められる。一般的な処置オプションは、血管形成、ステント術又はバイパスを含む。

【0003】

アンギオグラフィ、つまり放射線不透過造影剤と関連する蛍光透視イメージング技法が、患者の血管構造を視覚化するために使用されることができる。

50

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0004】

米国特許第4875165A号公報は、バイプレーンアンギオグラフィにおいて3次元構造を決定する方法を記述しており、かかる方法は、個々のX線源の焦点スポットから個々の画像プレーンまでの垂直ラインの距離を決定し、その垂直ラインとの交差ポイントとして、各々のバイプレーン画像の起源を規定するステップと、対象に対して任意の向きで、2つのバイプレーンデジタル画像を取得するステップと、両方の画像において、対象内の個々のポイントに対応する少なくとも8つのポイントを識別するステップと、2つのバイプレーン画像に関する対象ポイントの画像座標に基づいて及び知られている焦点スポットから画像プレーンまでの距離に基づいて、個々のバイプレーン未知数において、8つの識別された対象ポイントの画像座標を決定するステップと、バイプレーンイメージングシステムの基本幾何パラメータを表現する8つの未知数を与えるために線形方程式を解くステップと、バイプレーン画像において識別される対象ポイントの3次元位置を計算するために基本パラメータを使用するステップと、対象ポイント間の血管セグメントの3次元位置を決定するステップと、を有する。

10

【0005】

国際公開第2013/001388A1号公報は、身体ルーメンのライブの3D画像を提供する方法及びシステムを開示する。身体の内腔内の可撓性の外科ツールの3D形状が、光学形状検知を使用して決定される。身体内腔のX線画像が取得され、身体ルーメン及び外科ツールのうちの少なくとも一方が、放射線不透過性である。決定された3Dの外科ツール形状が、X線画像と位置合わせされる。

20

【0006】

本発明の目的は、生物の血管のより簡単且つ直観的な特徴付けを提供することである。

【課題を解決するための手段】

【0007】

本発明の第1の見地によれば、この目的は、生物の血管を特徴付ける装置によって実現され、かかる装置は、測定情報を処理するプロセッサを有し、前記装置は、血管内の追跡可能な機器の瞬間的口ケーション情報を測定する追跡ユニットと、血管の形態学的な投影情報を生成するイメージングユニットと、に結合され、前記プロセッサは、前記機器の遠位部分の第1の瞬間的口ケーションに対応する形態学的な投影情報から、血管の第1の直径を導出し、前記機器の遠位部分の第2の瞬間的口ケーションに対応する形態学的な投影情報から、血管の第2の直径を導出し、血管の3次元形態モデルにおいて、前記機器の遠位部分の第1及び第2の瞬間的口ケーションの間の相対位置によって規定される2つの口ケーションに血管の第1及び第2の直径を割り当てる、ように構成される。

30

【0008】

形態学的な投影情報からの直径の計算と、追跡される装置の瞬間的口ケーション情報を組み合わせることに基づいて、血管の直径が血管形態の3次元モデルに提供されるという点で、血管の特徴付けが改善される。大きな利点は、単一の血管造影投影が、血管の3次元形態モデルを構成するのに十分であること、及び機器の遠位部分（例えば先端部又は放射線不透過マーカ）が血管内腔内で移動するにつれて、3次元モデルが生成されることである。3次元モデルは、機器の引き出しによって強化され、従って、3次元モデルは、機器の遠位部分が血管内で操作される該血管の重要なセグメントについてのみ、ユーザに提示され、それにより、ユーザに提示される情報をより簡単にし、その情報の解釈をより直観的にする。

40

【0009】

装置の一実施形態において、プロセッサによって処理される機器の瞬間的口ケーション情報は、電磁信号から導出される。機器の電磁追跡は、一般的なローカライゼーション技法の1つであり、その場合、電磁界が、機器に組み込まれた電磁センサによって検出され、電磁界内のセンサの瞬間的口ケーションは、信号の強度から導出される。

50

【 0 0 1 0 】

装置の一実施形態において、プロセッサによって処理された機器の瞬間的ロケーション情報は、レーザ放射から導出される。光学形状検知は、機器がさらされる局所ひずみを測定するために機器に組み込まれるマルチコア光学ファイバ又は複数の光学ファイバからの、レーザ放射の反射を使用する技術である。光学ファイバの形状、それゆえ機器の形状が、検出器によって受けられる光学ファイバからの光学反射信号を処理することによって導出される。電磁追跡にまさる光学形状検知の利点は、すべての状況で機器のフル3次元形状が知られることであり、他方、電磁追跡の場合、機器に組み込まれる電磁センサの離散的な位置のみが導出されることが可能である。

【 0 0 1 1 】

装置の一実施形態において、血管内の機器のロケーションを表す第1及び第2の瞬間的ロケーション情報は、周期的な心臓運動の同じフェーズから得られる。周期的な心臓及び/又は呼吸運動のフェーズにあわせたゲーティングに基づいて、3次元形態モデルにおいて血管の第1及び第2の直径を割り当てることは、心拍及び呼吸による大きな動きを伴う冠動脈の状態のリアルタイム評価が行われる際に重要である。

【 0 0 1 2 】

一実施形態において、装置は更に、ディスプレイを有し、プロセッサは、ディスプレイに、割り当てられた第1及び第2の直径を有する3次元形態モデルのグラフィック表現を表示するように構成される。狭窄領域は、血管の深刻な狭窄化によって表現され、他方で、動脈瘤は、隆起した様相を有するので、3次元血管モデルの視覚的な見地は、血管構造の状態の評価を支援する。

【 0 0 1 3 】

本発明の第2の見地によれば、システムは、生物の血管を特徴付ける装置と、生物の血管に導入される追跡可能な機器と、血管内の機器の瞬間的ロケーション情報を測定する追跡ユニットと、血管の形態学的な投影情報を生成するイメージングユニットと、を有する。追跡可能な機器は、追跡ユニットによって生成される電磁界を検知する少なくとも1つの電磁センサを有し、又は、追跡ユニットが少なくとも光学ファイバ内でレーザ放射を送信し受信する際に機器がさらされる歪みを検知する少なくとも1つの光学ファイバを有する。蛍光透視システムのような放射線イメージングユニット、又はX線撮影の投影を提供することができるX線コンピュータトモグラフィのために使用されるシステムが、アンギオグラフィによって血管の形態学的情報を取得するために使用されることができる。しかしながら、超音波イメージング又は磁気共鳴イメージングのような、血管の形態学的情報を取得するのに適した他のイメージング技法が使用されることができる。追跡ユニットは、イメージングユニットに組み込まれることができる。追跡可能な機器は、血管の形態学的情報を取得するために使用されるイメージングユニットによって追跡可能なマーカを有することができる。機器上のマーカは、例えば超音波イメージングの場合の超音波反射又は吸収マーカのような個々のイメージングモダリティによって識別可能である。

【 0 0 1 4 】

システムの一実施形態において、追跡可能な機器は、生理学的情報を測定するセンサを有し、プロセッサは、血管の3次元形態モデルにおいて、機器の第1の瞬間的ロケーションによって規定されるロケーションに少なくとも第1の生理学的情報を割り当てるように構成される。代替の実施形態において、プロセッサは更に、血管の3次元形態モデルにおいて、機器の第2の瞬間的ロケーションによって規定されるロケーションに少なくとも第2の生理学的情報を割り当てるように構成される。3次元モデルに生理学的情報を割り当てることは、圧力、FFR、血流速度又は血流抵抗値の変動の確認によって、例えば血管分岐の狭小又は拡大によるモデルの視覚的見地の変化のような血管状態を医師が評価することを支援する。

【 0 0 1 5 】

本発明の他の見地によれば、生物の血管を特徴付ける方法は、追跡可能な機器を血管に導入するステップと、血管内の機器の瞬間的ロケーション情報を測定するステップと、血

10

20

30

40

50

管の形態学的な投影情報を生成するステップと、機器の遠位部分の第１の瞬間的ロケーションに対応する形態学的な投影情報から、血管の第１の直径を導出するステップと、機器の遠位部分の第２の瞬間的ロケーションに対応する形態学的な投影情報から、血管の第２の直径を導出するステップと、血管の３次元形態モデルにおいて、機器の遠位部分の第１及び第２の瞬間的ロケーションの間の相対位置によって規定される２つのロケーションに血管の第１及び第２の直径を割り当てるステップと、を有する。

【００１６】

方法の一実施形態において、第１及び第２の直径を導出するステップ及び機器の第１及び第２の瞬間的ロケーションを測定するステップは、周期的動きの連続するフェーズの間実施され、血管の３次元形態モデルにおいて、機器の遠位部分の第１及び第２の瞬間的ロケーションの間の相対位置によって規定される２つのロケーションに血管の第１及び第２の直径を割り当てるステップは、周期的な動きの個々の連続するフェーズについて実施される。

10

【００１７】

一実施形態において、方法は更に、ディスプレイに、３次元形態モデルのグラフィック表現を表示するステップを有する。３次元形態モデルの視覚的な表現は、例えば血管狭窄及び／又は動脈瘤の存在のようなさまざまな構造的及び機能的な不具合を迅速に評価すること可能にする。

【００１８】

本発明の付加の見地及び利点は、以下の詳細な説明からより明らかになり、詳細な説明は、添付の図面を参照して及びそれに関連して最も良好に理解されることができる。

20

【図面の簡単な説明】

【００１９】

【図１】本発明による、生物の血管を特徴付けるシステムの一実施形態を概略的及び例示的に示す図。

【図２】分岐血管の例示的な血管造影の投影と、局所的な血管直径の計算の方法を示す図。

【図３】本発明による、血管造影の投影及び機器の電磁追跡に基づいて表示される血管の３次元形態モデルの例示的な実施形態を示す図。

【図４】血管造影の投影及び機器の光学形状追跡に基づいて表示される血管の３次元形態モデルの例示的な実施形態を示す図。

30

【図５】割り当てられた生理学的情報を有する血管の３次元形態モデルの概略的及び例示的な実施形態を示す図。

【図６】生物の血管を特徴付ける方法におけるステップを概略的及び例示的に示す図。

【発明を実施するための形態】

【００２０】

図１は、人又は動物のような生物２の血管を特徴付ける本発明のシステム１の一実施形態を概略的及び例示的に示す。この実施形態において、システムは、ターゲットとされる血管構造への造影剤ボラスの注入に応じて、関心のある血管構造の血管造影投影を取得する放射線イメージングユニット３を有する。放射線イメージングユニット３は、支持手段４に横たわる人２を横切るＸ線３２を放出するＸ線源３１を有する。放射線イメージングユニット３は、人２を横切った後のＸ線３２を検出するＸ線検出器３３を更に有する。Ｘ線検出器３３は、検出されたＸ線３２を表す検出信号を生成するように適応される。検出信号は、蛍光透視制御ユニット３４に送信され、蛍光透視制御ユニット３４は、Ｘ線源３１、Ｘ線検出器３２を制御し、受信された検出信号に依存して２次元の形態学的な投影情報を生成するように構成される。ターゲットである血管構造への放射線造影剤ボラスの注入は、機器５によって実施され、機器５は、介入カテーテルでありうる。機器５は、ハンドグリップ５１から、造影剤ボラス注入のためのターゲット部位に位置付けられる遠位先端部５２まで延びるルーメンを有する。代替として、機器は、細長い本体の側壁上にルーメンの開口部を有することができ、それにより、造影剤ボラスは、遠位先端部５

40

50

2 が位置するところとは異なる血管部位に注入されることができる。

【 0 0 2 1 】

システムは、人 2 の血管構造内の機器のロケーションを表す瞬間的ロケーション情報を測定する追跡ユニット 6 を更に有する。機器の瞬間的ロケーションの追跡は、電磁気学、光学又は超音波原理のうちの 1 つに基づくことができる。機器の電磁追跡は、電磁センサによる電磁界の検出に基づく。電磁センサは、一般に、機器 5 の遠位先端部 5 2 に組み込まれ、電磁界生成器は、ターゲットとされる血管構造の近くに配置される。電磁界生成器は、人 2 の支持手段 4、又は放射線イメージングユニット 3 に対し可動に取り付けられることができる。追跡ユニットは、イメージングユニットとは別であってもよく、又はイメージングユニットに組み込まれることもできる。電磁界生成器は、電磁追跡ユニット 6 の一体部分である。複数の電磁センサが、機器 5 に組み込まれることができ、それにより、複数のポイントの同時のローカライゼーション（位置特定）を可能にし、位置特定されたポイントの有する及び接続する機器 5 のセグメントの形状の再構成を支援する。

【 0 0 2 2 】

代替の実施形態において、機器の瞬間的ロケーションの追跡は、レーザ放射から導出される。光学追跡のために、機器は、遠位端 5 2 から、一般にハンドグリップ 5 1 である機器の近位部分まで延びる複数の光学ファイバ又はマルチコア光学ファイバを有し、ハンドグリップにおいて、光学追跡ユニット 6 に対する光学接続が容易にされる。光学追跡ユニット 6 は、機器の少なくとも 1 の光学ファイバにレーザ放射線を伝送するように構成されるレーザ放射線生成器と、少なくとも 1 つの光学ファイバ内の反射を受け取るように構成される光学ファイバと、を有する。少なくとも 1 つの光学ファイバの形状、それゆえ機器 5 の形状が、検出器によって受けられる光学ファイバ内からの光学反射信号を処理することによって導き出される。少なくとも 1 つの光学ファイバからのレーザ放射線の反射は、蛇行した血管分岐内において機器 5 がされされる局所ひずみを表す。医療機器の形状決定は、国際公開第 2008/131303A2 号公報により詳しく記述される。光学形状検知は、機器 5 に組み込まれる少なくとも 1 の光学ファイバに沿った任意のポイントのローカライゼーションを可能にする。

【 0 0 2 3 】

代替の機器ロケーションの追跡技法は超音波に基づく。超音波センサは、機器 5 の遠位先端部 5 2 に組み込まれる。超音波追跡ユニット 6 は、超音波プローブを駆動するための電子装置を有し、超音波プローブは、人 2 の身体に直接結合され、又は、超音波プローブの視野がターゲット血管構造の関心領域をカバーするように、超音波プローブが支持手段 4 に載置される。電気信号による外部の超音波プローブの励起の際、生成された超音波信号は、人 2 の身体に送信され、超音波信号の一部は、機器 5 の遠位先端部 5 2 に組み込まれた超音波センサによって受信される。超音波信号のフライト時間（time of flight）が、外部の超音波プローブに対する機器の遠位先端部 5 2 の位置を表す。

【 0 0 2 4 】

他の代替の機器ロケーションの追跡技法は、電気インピーダンス測定に基づく。電気信号が、人 2 の身体上に分布される複数の導電性パッチによって患者に送信される。導電性電極を有する追跡可能な機器 5 の遠位端 5 2 は、電気信号を受信し、受信された電気信号は、追跡ユニット 6 に送信される。受信された電気信号から導き出される電気インピーダンスは、ターゲット血管構造を有する関心領域の遠位先端部 5 2 上の導電性電極のロケーションを表す。

【 0 0 2 5 】

システムは、人 2 の血管を特徴付ける装置 7 を更に有する。装置 7 は、血管の形態学的な投影情報を生成する放射線イメージングユニット 3 に結合される。例示的な 2 次元血管造影の投影 1 0 が図 2 に示されており、ここで、血管構造は、2 つの分岐 1 1 及び 1 2 をもつ。右の血管分岐 1 2 の拡大された部分 1 3 において、血管の第 1 の直径 1 4 及び第 2 の直径 1 5 が、2 つの個々のロケーション 2 1、2 2 において、2 次元血管造影の血管投影の中心線に対し垂直な方向に 2 つの外側境界 1 6、1 7 の間の距離を測定することによ

って、確かめられる。2つの直径14、15は、追跡された機器5の第1及び第2の瞬間的口ケーション21、22に対応し、それら瞬間的口ケーションは、図3に概略的及び例示的に示されるように、移動する機器のポイントの連続する瞬間的なポジション(位置)である。代替として、機器の2つの個別の位置は、図4に示されるように血管構造へのエントリ部位における人2に対して静止している位置追跡される機器の2つの異なるポイントでありうる。

【0026】

図3は、本発明による、血管造影の投影10及び機器5の電磁追跡に基づいて表示される3次元形態学的血管モデル20の例示的な実施形態を示す。人2の血管構造内の機器5の口ケーションは、機器5の遠位先端部52の電磁センサにより電磁界の強度を検知することによって追跡される。遠位先端部52は、位置53から位置54まで血管分岐12内を引きもどされる。引きもどされる間、遠位先端部52の口ケーションは連続的に追跡され、血管分岐の直径が、遠位先端部のすべての口ケーションについて算出される。造影剤ボラスが血流によって希釈され運び去られた後、金属電磁コイルはリアルタイムX線投影上でかなり可視性が高いので、遠位先端部の口ケーション情報に対する2次元血管造影の投影の位置合わせは、簡単である。代替のソリューションは、機器の遠位先端部上において放射線マーカを使用することである。かかる放射線マーカは、一体型の電磁センサコイルの中心点を横断する断面に配置される。機器の瞬間的口ケーション情報が、血管の2次元の形態学的情報における機器の瞬間的口ケーションと位置合わせされると、血管の3次元形態モデル20が、位置53と54の間に延びる遠位先端部52の引き戻し経路に沿って生成される。超音波又は電気インピーダンスに基づいて機器5の遠位先端部52を追跡する場合に、3次元血管モデル20の構築と同様のアプローチが実現されることができ

【0027】

図4は、血管造影の投影10及び機器5の光学形状追跡に基づいて表示される血管の3次元形態モデル20の例示的な実施形態を示す。少なくとも機器5に組み込まれた光学ファイバの形状、それゆえ機器5の形状が、蛇行した血管構造内において機器5がさらされる局所ひずみを表す光学ファイバ内から光学反射信号を処理することによって導き出される。ターゲット血管構造内の光学ファイバに沿った位置55への任意のポイントの位置は、すべての場合、光学形状検知技法によって決定され、それゆえ、機器は、人2の血管構造へのエントリ部位に対して静止位置に維持されることができ

【0028】

一実施形態において、装置は更に、追跡ユニット6から又はイメージングユニット3から受信される測定情報から、心臓及び/又は呼吸動きから生じる周期的な動きの動きフェーズを表すフェーズ信号を検出するように構成されることができ

10

20

30

40

50

。プロセッサは、周期的な心臓動きのフェーズにあわせたゲーティングに基づいて、３次元形態モデルにおいて血管の第１及び第２の直径を割り当てることができる。このようにして、３次元形態モデルが、各フェーズごとに生成される。３次元形態モデルは、周期的な動きの個々のタイミングに対応する連続的な順序でスクリーンに表示されることができる。

【 ０ ０ ２ ９ 】

代替の実施形態において、装置は更に、機器の第１の及び第２の瞬間的口ケーション 21、22に対応する形態学的な投影 10の情報から、周期的な心臓動きの連続する各フェーズについて、第１及び第２の直径を導出し、次に、周期的な心臓動きの連続する各フェーズについて、血管の３次元形態モデル 20において、機器の第１及び第２の瞬間的口ケーション 21、22によって規定される口ケーションに血管の第１及び第２の直径 14、15を割り当て、ように構成されることができる。

【 ０ ０ ３ ０ 】

図 5 は、割り当てられた生理学的情報を有する３次元形態学的血管モデル 20の概略的且つ例示的な実施形態を示す。センサは、機器 5の遠位端 52に組み込まれることができ、付加のセンサが、機器 5の細長い本体に組み込まれることができる。一般的なセンサは、圧力センサ又はフローセンサでありうる。測定情報は、装置 7に送信され、プロセッサが、血管の３次元形態モデル 20において、機器の第１の瞬間的口ケーションによって規定される口ケーションに少なくとも第１の生理学的情報 24を割り当てるように構成される。システムの代替の実施形態において、プロセッサは更に、血管の３次元形態モデル 20において、機器の第２の瞬間的口ケーションによって規定される口ケーションに少なくとも第２の生理学的情報 25を割り当てるように構成される。血圧又は血流速度のような割り当てられる生理学的情報は、測定される量でありえ、又は、それらは、測定から導き出される生理学的情報でありえ、かかる生理学的情報は、下式に従う FFR 又は血流抵抗を表現することができる：

$$FFR = P_d / P_a \quad (\text{式 } 1)$$

$$P_a - P_d = R \cdot Q + V \cdot Q^2 \quad (\text{式 } 2)$$

ここで、 P_d は、機器の第１の瞬間的口ケーションに対し遠位の血圧であり、 P_a は、機器の第１の瞬間的口ケーションに対し近位の血圧であり、 R は、一次血流抵抗であり、 V は、二次血流抵抗であり、 Q は、ボリュームトリック血流レートである。式 2 のパラメータは、集中定数素子 (lumped component) 方法を使用することによって決定されることができる。生理学的情報 24 及び 25 は、血管の３次元形態モデル 20 上に離散値として表現されることができ、又は、代替として、血管モデルは、生理学的情報の値を表すカラーマップに従ってカラー符号化されることができる。機器の特定の瞬間的口ケーションにおいて、複数の生理学的情報は、血管の３次元形態モデル 20 に割り当てられることができる。

【 ０ ０ ３ １ 】

生物の血管を特徴付ける方法 100 は、図 6 に概略的に示されており、方法は、追跡可能な機器 5 を血管に導くステップ 101 と、血管内の機器 5 の瞬間的口ケーション情報を測定するステップ 102 と、血管の形態学的な投影 10 の情報を生成するステップ 103 と、機器の第１の及び第２の瞬間的口ケーションに対応する形態学的な投影 10 の情報から、血管の第１の及び第２の直径を導き出すステップ 104 と、血管の３次元形態モデルにおいて、機器の第１及び第２の瞬間的口ケーションによって規定される口ケーションに血管の第１及び第２の直径を割り当てするステップ 105 と、有する。方法は、ディスプレイ 71 に、割り当てられた第１及び第２の直径を有する３次元形態モデル 20 のグラフィック表現を表示するステップ 106 を更に有することができる。

【 ０ ０ ３ ２ 】

方法 100 の代替の実施形態において、第１及び第２の直径 14、15を導出するステ

ップ１０４、及び機器の第１及び第２の瞬間的ロケーション２１、２２を測定するステップ１０２が、周期的な動きの連続する個々のフェーズについて実施され、血管の３次元形態モデル２０において、機器の第１及び第２の瞬間的ロケーション２１、２２によって規定されるロケーションに血管の第１及び第２の直径１４、１５を割り当てるステップ１０５が、周期的な動きの個々の連続するフェーズについて実施される。周期的な心臓動き及び／又は呼吸動きの異なるフェーズに従うゲーティングに基づいて、各々の３次元形態モデル２０は、フレームを表現することができ、フレームは、ステップ１０６において、周期的な動きの個々のタイミングに対応する連続的な順序でディスプレイに表示されることができ、それにより、ディスプレイ７１上に動画の外観を与える。このような視覚的な表現は、例えば造影剤ボラスと同時に投与される充血を起こすための血管拡張剤のような、さまざまな造影剤に対する反応の即座の評価を可能にする。

10

【００３３】

医療装置が、本発明の例示的な記述において使用されていたが、本発明の範囲を制限するものとして解釈されるべきでない。

【００３４】

開示された実施形態に対する他の変更例は、図面、開示及び添付の請求項の検討から、請求項に記載の本発明を実施する際に当業者によって理解され達成されることができる。

【００３５】

単一のユニット又は装置が、請求項に挙げられるいくつかのアイテムの機能を果たすことができる。特定の手段が相互に異なる従属請求項に列挙されているという単なる事実は、これらの手段の組み合わせが有利に使用されることができないことを示さない。

20

【００３６】

請求項において、「有す、含む（comprising）」という語は、他の構成要素又はステップを除外せず、不定冠詞「a」又は「an」は、複性数を除外しない。

【００３７】

請求項におけるいかなる参照符号も、請求項の範囲を制限するものとして解釈されるべきでない。

【図 1】

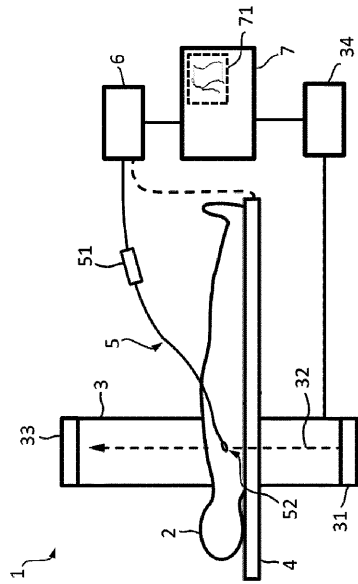


Fig. 1

【図 2】

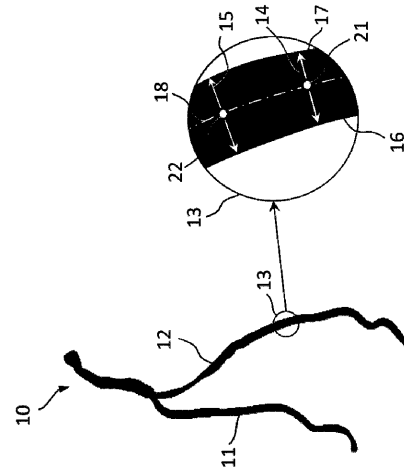


Fig. 2

【図 3】

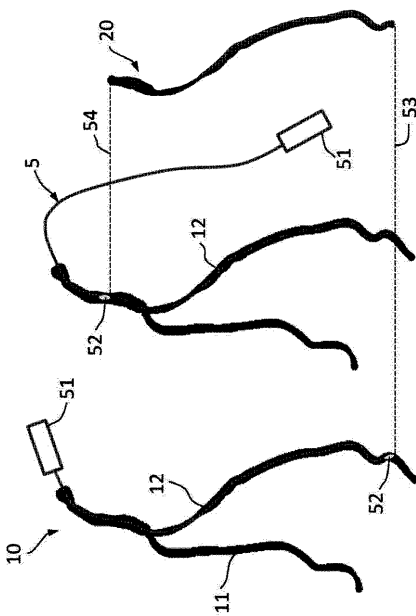


Fig. 3

【図 4】

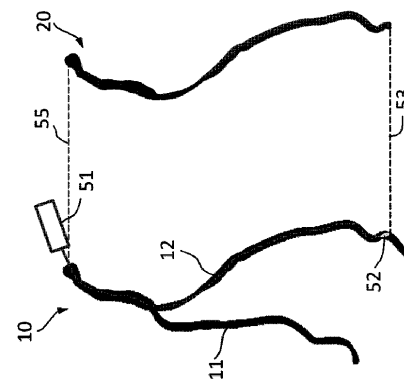


Fig. 4

【図 5】

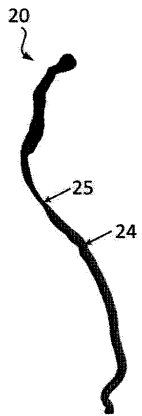


Fig. 5

【図 6】

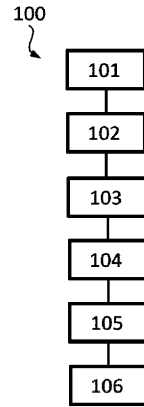


Fig. 6

フロントページの続き

- (72)発明者 グラス マイケル
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 5
- (72)発明者 シェーファー ダーク
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 5
- (72)発明者 ファン デル ホースト アイエン
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 5

審査官 伊藤 昭治

- (56)参考文献 特開 2 0 0 7 - 0 8 3 0 4 8 (J P , A)
特表 2 0 0 8 - 5 1 9 6 4 1 (J P , A)
特開 2 0 0 7 - 2 6 8 2 5 9 (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