

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6091870号
(P6091870)

(45) 発行日 平成29年3月8日(2017.3.8)

(24) 登録日 平成29年2月17日(2017.2.17)

(51) Int.Cl. F 1
A 6 1 B 6/03 (2006.01) A 6 1 B 6/03 3 6 0 J

請求項の数 16 (全 30 頁)

(21) 出願番号	特願2012-268714 (P2012-268714)	(73) 特許権者	594164542 東芝メディカルシステムズ株式会社
(22) 出願日	平成24年12月7日(2012.12.7)		栃木県大田原市下石上1385番地
(65) 公開番号	特開2014-113264 (P2014-113264A)	(74) 代理人	100108855 弁理士 蔵田 昌俊
(43) 公開日	平成26年6月26日(2014.6.26)	(74) 代理人	100109830 弁理士 福原 淑弘
審査請求日	平成27年9月16日(2015.9.16)	(74) 代理人	100088683 弁理士 中村 誠
		(74) 代理人	100103034 弁理士 野河 信久
		(74) 代理人	100075672 弁理士 峰 隆司
		(74) 代理人	100153051 弁理士 河野 直樹

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 血管解析装置、医用画像診断装置、血管解析方法、及び血管解析プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

X線コンピュータ断層撮影装置により発生された被検体の血管に関する時系列の医用画像のデータを記憶する画像記憶部と、

複数のCT値範囲の各々を血管壁の性状と材料モデルとに関連付けて記憶するCT値範囲記憶部と、

前記時系列の医用画像に含まれる血管領域に解析対象領域を設定し、前記解析対象領域に潜在変数同定領域を設定する設定部と、

前記時系列の医用画像を画像処理して前記解析対象領域の形態指標と形状変形指標とを算出する画像処理部と、

前記形態指標と前記形状変形指標と前記時系列の医用画像とに基づいて前記解析対象領域の構造流体解析に関する力学モデルを暫定的に構築する構築部であって、前記時系列の医用画像に含まれる血管壁領域を構成する画素のCT値に前記CT値範囲記憶部において関連付けられた材料モデルを特定し、前記特定された材料モデルを前記力学モデルの血管壁領域に割り当てる構築部と、

前記暫定的に構築された力学モデルに基づく血管形態指標の予測値及び血液流量指標の予測値の少なくとも一方が予め計測された血管形態指標の観測値及び血液流量指標の観測値の少なくとも一方に整合するように、前記潜在変数同定領域に関し且つ前記特定された材料モデルを含む潜在変数を同定する同定部と、

前記同定された潜在変数が前記潜在変数同定領域に割り当てられた力学モデルに構造解

析、流体解析、あるいは、構造流体連成解析を施して力学的指標の予測値と血液流量指標の予測値との少なくとも一方を算出する算出部と、
を具備する血管解析装置。

【請求項 2】

判定部と表示部とをさらに備え、

前記算出部は、前記同定された潜在変数が前記潜在変数同定領域に割り当てられた力学モデルに基づいて時系列の力学的指標の空間分布を算出し、

前記判定部は、血管芯線方向に関する前記時系列の力学的指標の変化態様に基づいてコラテラルの存在の有無を判定し、

前記表示部は、前記判定部による判定結果を表示する、

請求項 1 記載の血管解析装置。

10

【請求項 3】

前記潜在変数は、血液流入口及び血液流出口に関する境界条件を含み、

前記構築部は、造影剤が注入された被検体を X 線コンピュータ断層撮影装置により CT スキャンすることにより発生された時系列の CT 画像に基づいて前記境界条件の初期値を算出する、

請求項 1 記載の血管解析装置。

【請求項 4】

前記設定部は、前記解析対象領域を病変部、または、治療対象に限定して設定する、請求項 1 記載の血管解析装置。

20

【請求項 5】

前記設定部は、前記解析対象領域を直径 2 mm 以上の血管領域に限定して設定する、請求項 1 記載の血管解析装置。

【請求項 6】

前記設定部は、前記解析対象領域から心臓内部の血管に関する画素領域を除外する、請求項 1 記載の血管解析装置。

【請求項 7】

前記構築部は、前記力学モデル内の注目部位の計算密度を他の部位の計算密度に比して高く設定する、請求項 1 記載の血管解析装置。

【請求項 8】

前記時系列の医用画像は、X 線コンピュータ断層撮影装置により発生された時系列の CT 画像であり、

前記 X 線コンピュータ断層撮影装置は、前記時系列の CT 画像のうちの指定区間の時間分解能が他の区間の時間分解能に比して高くなるように CT スキャンを実行する、

請求項 1 記載の血管解析装置。

30

【請求項 9】

前記時系列の医用画像は、前記被検体がストレス下において X 線コンピュータ断層撮影装置により発生された時系列の CT 画像である、請求項 1 記載の血管解析装置。

【請求項 10】

被検体を CT スキャンして前記被検体に関する時系列の医用画像のデータを発生する撮像機構と、

複数の CT 値範囲の各々を血管壁の性状と材料モデルとに関連付けて記憶する CT 値範囲記憶部と、

前記時系列の医用画像に含まれる血管領域に解析対象領域を設定し、前記解析対象領域に潜在変数同定領域を設定する設定部と、

前記時系列の医用画像を画像処理して前記解析対象領域の形態指標と形状変形指標とを算出する算出部と、

前記形態指標と前記形状変形指標と前記時系列の医用画像とに基づいて前記解析対象領域の構造流体解析に関する力学モデルを暫定的に構築する構築部であって、前記時系列の医用画像に含まれる血管壁領域を構成する画素の CT 値に前記 CT 値範囲記憶部において

40

50

関連付けられた材料モデルを特定し、前記特定された材料モデルを前記力学モデルの血管壁領域に割り当てる構築部と、

前記暫定的に構築された力学モデルに基づく血管形態指標の予測値及び血液流量指標の予測値の少なくとも一方が予め計測された血管形態指標の観測値及び血液流量指標の観測値の少なくとも一方に整合するように前記潜在変数同定領域に関し且つ前記特定された材料モデルを含む潜在変数を同定する同定部と、

前記同定された潜在変数が前記潜在変数同定領域に割り当てられた力学モデルに構造解析、流体解析、あるいは、構造流体連成解析を施して力学的指標の予測値と血液流量指標の予測値との少なくとも一方を算出する算出部と、

を具備する医用画像診断装置。

10

【請求項 1 1】

X線コンピュータ断層撮影装置により発生された時系列の医用画像に含まれる血管領域に解析対象領域を設定し、前記解析対象領域に潜在変数同定領域を設定し、

前記時系列の医用画像を画像処理して前記解析対象領域の形態指標と形状変形指標とを算出し、

前記形態指標と前記形状変形指標と前記時系列の医用画像とに基づいて前記解析対象領域の構造流体解析に関する力学モデルを暫定的に構築することであって、前記時系列の医用画像に含まれる血管壁領域を構成する画素のCT値に、複数のCT値範囲の各々を血管壁の性状と材料モデルとに関連付けて記憶するCT値範囲記憶部において関連付けられた材料モデルを特定し、前記特定された材料モデルを前記力学モデルの血管壁領域に割り当

20

て、
前記暫定的に構築された力学モデルに基づく血管形態指標の予測値及び血液流量指標の予測値の少なくとも一方が予め計測された血管形態指標の観測値及び血液流量指標の観測値の少なくとも一方に整合するように前記潜在変数同定領域に関し且つ前記特定された材料モデルを含む潜在変数を同定し、

前記同定された潜在変数が前記潜在変数同定領域に割り当てられた力学モデルに構造解析、流体解析、あるいは、構造流体連成解析を施して力学的指標の予測値と血液流量指標の予測値との少なくとも一方を算出する、

ことを具備する血管解析方法。

30

【請求項 1 2】

コンピュータに、

X線コンピュータ断層撮影装置により発生された被検体の血管に関する時系列の医用画像に含まれる血管領域に解析対象領域を設定し、前記解析対象領域に潜在変数同定領域を設定する機能と、

前記時系列の医用画像を画像処理して前記解析対象領域の時系列の形態指標と時系列の形状変形指標とを算出する機能と、

前記形態指標と前記形状変形指標と前記時系列の医用画像とに基づいて前記解析対象領域の構造流体解析に関する力学モデルを暫定的に構築する機能であって、前記時系列の医用画像に含まれる血管壁領域を構成する画素のCT値に、複数のCT値範囲の各々を血管壁の性状と材料モデルとに関連付けて記憶するCT値範囲記憶部において関連付けられた材料モデルを特定し、前記特定された材料モデルを前記力学モデルの血管壁領域に割り当

40

てる機能と、
前記暫定的に構築された力学モデルに基づく血管形態指標の予測値及び血液流量指標の予測値の少なくとも一方が予め計測された血管形態指標の観測値及び血液流量指標の観測値の少なくとも一方に整合するように前記潜在変数同定領域に関し且つ前記特定された材料モデルを含む潜在変数を同定する機能と、

前記同定された潜在変数が前記潜在変数同定領域に割り当てられた力学モデルに構造解析、流体解析、あるいは、構造流体連成解析を施して力学的指標の予測値と血液流量指標の予測値との少なくとも一方を算出する機能と、

を実現させる血管解析プログラム。

50

【請求項 13】

被検体の血管の構造と前記血管の形状変形指標とを含む医用画像のデータを記憶する記憶部と、

前記医用画像に含まれる血管領域に解析対象領域を設定し、前記解析対象領域に潜在変数同定領域を設定する設定部と、

前記医用画像を画像処理して前記解析対象領域の形態指標を算出する画像処理部と、

前記形態指標と前記形状変形指標と前記医用画像とに基づいて前記解析対象領域の構造流体解析に関する力学モデルを暫定的に構築する構築部と、

前記暫定的に構築された力学モデルに基づく血管形態指標の予測値及び血液流量指標の予測値の少なくとも一方が予め計測された血管形態指標の観測値及び血液流量指標の観測値の少なくとも一方に整合するように前記潜在変数同定領域に関し且つ血液流入口及び血液流出口に関する境界条件を含む潜在変数を同定する同定部と、

前記同定された潜在変数が前記潜在変数同定領域に割り当てられた力学モデルに構造解析、流体解析、あるいは、構造流体連成解析を施して力学的指標の予測値と血液流量指標の予測値との少なくとも一方を算出する算出部と、

を具備する血管解析装置であって、

前記構築部は、造影剤が注入された被検体をX線コンピュータ断層撮影装置によりCTスキャンすることにより発生されたCT画像に基づいて前記境界条件の初期値を算出する、血管解析装置。

【請求項 14】

造影剤が注入された被検体をCTスキャンして前記被検体の血管の構造と前記血管の形状変形指標とを含む医用画像のデータを発生する撮像機構と、

前記医用画像に含まれる血管領域に解析対象領域を設定し、前記解析対象領域に潜在変数同定領域を設定する設定部と、

前記医用画像を画像処理して前記解析対象領域の形態指標を算出する算出部と、

前記形態指標と前記形状変形指標と前記医用画像とに基づいて前記解析対象領域の構造流体解析に関する力学モデルを暫定的に構築する構築部と、

前記暫定的に構築された力学モデルに基づく血管形態指標の予測値及び血液流量指標の予測値の少なくとも一方が予め計測された血管形態指標の観測値及び血液流量指標の観測値の少なくとも一方に整合するように前記潜在変数同定領域に関し且つ血液流入口及び血液流出口に関する境界条件を含む潜在変数を同定する同定部と、

前記同定された潜在変数が前記潜在変数同定領域に割り当てられた力学モデルに構造解析、流体解析、あるいは、構造流体連成解析を施して力学的指標の予測値と血液流量指標の予測値との少なくとも一方を算出する算出部と、

を具備する医用画像診断装置であって、

前記構築部は、前記医用画像に基づいて前記境界条件の初期値を算出する、医用画像診断装置。

【請求項 15】

被検体の血管の構造と前記血管の形状変形指標とを含む医用画像に含まれる血管領域に解析対象領域を設定し、前記解析対象領域に潜在変数同定領域を設定し、

前記医用画像を画像処理して前記解析対象領域の形態指標を算出し、

前記形態指標と前記形状変形指標と前記医用画像とに基づいて前記解析対象領域の構造流体解析に関する力学モデルを暫定的に構築し、

前記暫定的に構築された力学モデルに基づく血管形態指標の予測値及び血液流量指標の予測値の少なくとも一方が予め計測された血管形態指標の観測値及び血液流量指標の観測値の少なくとも一方に整合するように前記潜在変数同定領域に関し且つ血液流入口及び血液流出口に関する境界条件を含む潜在変数を同定し、

前記同定された潜在変数が前記潜在変数同定領域に割り当てられた力学モデルに構造解析、流体解析、あるいは、構造流体連成解析を施して力学的指標の予測値と血液流量指標の予測値との少なくとも一方を算出する、

10

20

30

40

50

ことを具備する血管解析方法であって、

前記構築することは、造影剤が注入された被検体をX線コンピュータ断層撮影装置によりCTスキャンすることにより発生されたCT画像に基づいて前記境界条件の初期値を算出する、血管解析方法。

【請求項16】

コンピュータに、

被検体の血管の構造と前記血管の形状変形指標とを含む医用画像に含まれる血管領域に解析対象領域を設定し、前記解析対象領域に潜在変数同定領域を設定する機能と、

前記医用画像を画像処理して前記解析対象領域の形態指標を算出する機能と、

前記形態指標と前記形状変形指標と前記医用画像とに基づいて前記解析対象領域の構造流体解析に関する力学モデルを暫定的に構築する機能と、

前記暫定的に構築された力学モデルに基づく血管形態指標の予測値及び血液流量指標の予測値の少なくとも一方が予め計測された血管形態指標の観測値及び血液流量指標の観測値の少なくとも一方に整合するように前記潜在変数同定領域に関し且つ血液流入口及び血液流出口に関する境界条件を含む潜在変数を同定する機能と、

前記同定された潜在変数が前記潜在変数同定領域に割り当てられた力学モデルに構造解析、流体解析、あるいは、構造流体連成解析を施して力学的指標の予測値と血液流量指標の予測値との少なくとも一方を算出する機能と、

を実現させる血管解析プログラムであって、

前記構築する機能は、造影剤が注入された被検体をX線コンピュータ断層撮影装置によりCTスキャンすることにより発生されたCT画像に基づいて前記境界条件の初期値を算出する、血管解析プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

【0001】

本発明の実施形態は、血管解析装置、医用画像診断装置、血管解析方法、及び血管解析プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

三大疾患の一つである心疾患の原因となる冠動脈の狭窄や、脳動脈瘤、あるいはそれらの予兆となる頸動脈のプラークによる狭窄を、非侵襲あるいは低侵襲に予防・診断するための技術が望まれている。

【0003】

冠動脈の狭窄は、虚血性心疾患に至る重大な病変である。冠動脈の狭窄診断としては、カテーテルによる冠動脈造影検査（CAG：Coronary Angiography）が主流である。冠動脈の器質的病変の診断指標として、心筋血流予備量比（FFR：Fractional Flow Reserve）がある。FFRは、狭窄非存在下の最大冠血流に対する狭窄存在下の最大冠血流の比率として定義される。FFRは、狭窄近位部冠内圧に対する狭窄遠位部冠内圧の比率に略一致する。FFRは、カテーテル先端に設けられた圧力センサにより測定される。すなわち、FFRの測定は、カテーテル手術を必要とする。

【0004】

冠動脈の狭窄解析が心臓CTにより実行可能であれば、カテーテル手術によるFFRの測定に比して、低侵襲、患者の負担低減、及び医療コストが節約できる。しかしながら、心臓CTにおいては、CT画像に含まれるプラーク領域あるいは血栓領域の大きさに基づく指標しか低侵襲に計測することしかできない。CT画像に基づいて血栓前後の圧力差などを構造流体解析により計測できれば、血栓（あるいはプラーク）が及ぼす影響の定量化が期待できる。

【0005】

冠循環の動態評価として臨床的には、超高速CTやシネアングイオグラム、MRI（核磁気共鳴画像法）、超音波法、SPECT（シングルフォトンエミッショントモグラフィ）

法、PET（ポジトロンエミッショントモグラフィ）等の医用撮像技術などが開発され、診断や治療法の評価に活用されている。

【0006】

しかしながら、冠微小血管を医用画像診断装置で正確に捉えることは困難である。また、血管形状が鮮明であっても医用画像にノイズが含まれる場合や、生体組織の境界の閾値設定に曖昧性が存在する場合も多い。このように、医用画像診断装置から得られる血管形状は不確定性を有している。

【0007】

臨床応用で活用する場合、冠微小血管より上流の大動脈起始部から冠動脈の太い領域のみを対象として解析が行われる場合も多い。冠動脈の血流が冠微小血管の緊張性（トーン）にも大きく影響をうけるため、太い領域の冠動脈の出口における流量あるいは圧力もしくはそれらの変化率といった流体解析の境界条件を適切に設定することが課題となる。また、冠動脈の血流は、心臓の拍動による機械的因子（拍動による全体的な動き、局所的な伸縮、ねじり、せん断変形による強制変位あるいは外力）による影響を受ける。流体解析のみでは、心臓の拍動等の機械的因子の影響を考慮できないため、血流の流量分布や内圧分布を精確に計測することができない。一方、画像で捉えられる心臓および血管系を対象とし、機械的因子の影響を考慮した構造・流体連成解析も実施されている。しかし、構造・流体連成解析を行う場合でも、血管やプラークの材料モデル、血液（造影剤を含む）の流体解析に係る血管入口・出口の境界条件を正しく設定することが困難な場合も多い。また、画像に描出されない微小血管が存在する場合には、微小血管が血流に与える影響を考慮できない場合もある。そのため、構造・流体連成解析の解析結果は、実際の血流や血管変形を再現できていない恐れがある。また、境界条件や負荷条件、材料モデルが適切でない場合や、血管が大きな動きを伴う場合、収束性や解析安定性に問題がある場合もある。このように、従来の血管の構造流体解析は、多大な解析リソースと解析時間とが必要となる場合や、解析結果の誤差が大きくなる場合があり、現実的に臨床の現場で活用するのに問題が生じる場合がある。

【先行技術文献】

【特許文献】

【0008】

【特許文献1】特開2008-241432号公報

【非特許文献】

【0009】

【非特許文献1】門岡ら（ITUジャーナル，心臓シミュレータが拓くテーラーメイド医療～世界最先端の心臓シミュレータとその適用例のご紹介～，Vol.41, No.6）

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0010】

実施形態の目的は、血管（血液を含む）の構造流体解析および画像解析・追尾処理に関する精度の向上を可能とする血管解析装置、医用画像診断装置、血管解析方法、及び血管解析プログラムを提供することにある。

【課題を解決するための手段】

【0011】

本実施形態に係る血管解析装置は、X線コンピュータ断層撮影装置により発生された被検体の血管に関する時系列の医用画像のデータを記憶する画像記憶部と、複数のCT値範囲の各々を血管壁の性状と材料モデルとに関連付けて記憶するCT値範囲記憶部と、前記時系列の医用画像に含まれる血管領域に解析対象領域を設定し、前記解析対象領域に潜在変数同定領域を設定する設定部と、前記時系列の医用画像を画像処理して前記解析対象領域の形態指標と形状変形指標とを算出する画像処理部と、前記形態指標と前記形状変形指標と前記時系列の医用画像とに基づいて前記解析対象領域の構造流体解析に関する力学モデルを暫定的に構築する構築部であって、前記時系列の医用画像に含まれる血管壁領域を

10

20

30

40

50

構成する画素のCT値に前記CT値範囲記憶部において関連付けられた材料モデルを特定し、前記特定された材料モデルを前記力学モデルの血管壁領域に割り当てる構築部と、前記暫定的に構築された力学モデルに基づく血管形態指標の予測値及び血液流量指標の予測値の少なくとも一方が予め計測された血管形態指標の観測値及び血液流量指標の観測値の少なくとも一方に整合するように、前記潜在変数同定領域に関し且つ前記特定された材料モデルを含む潜在変数を同定する同定部と、前記同定された潜在変数が前記潜在変数同定領域に割り当てられた力学モデルに構造解析、流体解析、あるいは、構造流体連成解析を施して力学的指標の予測値と血液流量指標の予測値との少なくとも一方を算出する算出部と、を具備する。

【図面の簡単な説明】

10

【0012】

【図1】本実施形態に係る医用画像診断装置（X線コンピュータ断層撮影装置）の概略的なブロック構成を示す図である。

【図2】本実施形態に係る構造流体解析の対象領域に関する力学モデルの一例を示す図。

【図3】図1のシステム制御部の制御のもとに行われる構造流体解析処理の典型的な流れを示す図。

【図4】図1の画像処理装置のブロック構成を示す図。

【図5】CT画像に含まれる血管領域の芯線に直交する断面を模式的に示す図。

【図6】図4の画像解析・追尾処理による画像追尾処理に利用される血管芯線の形態の時間的変化を示す図。

20

【図7】図4の画像解析・追尾処理による画像追尾処理を説明するための図であり、時刻 t と時刻 $t + \Delta t$ との間における追尾処理の一例を示す図。

【図8】図4の力学モデル構築部により構築される形状モデルの芯線に直交する断面を示す図。

【図9】図1の記憶装置に記憶されているCT値-材料モデルテーブルの一例を示す図。

【図10】図4の力学モデル構築部による形状モデルへの強制変位履歴の割り当てを説明するための図。

【図11】図4の統計的同定部による、階層ベイズモデル及びマルコフ連鎖モンテカルロ法による負荷条件（血管内の平均圧力）に関する事後分布の算出と平均内圧の同定とを説明するための図。

30

【図12】図4の統計的同定部による、階層ベイズモデル及びマルコフ連鎖モンテカルロ法による材料モデルパラメータに関する事後分布の算出と材料モデルパラメータ（血管壁の等価弾性率）の同定とを説明するための図。

【図13】図1の表示機器による力学的指標の一つである内圧の空間分布の表示例を示す図。

【図14】図4の力学モデル構築部による強制変位履歴の他の割り当て例を示す図。

【図15】図4の力学モデル構築部による強制変位履歴の他の割り当て例を示す図。

【図16】図4の力学モデル構築部による強制変位履歴の他の割り当て例を示す図。

【図17】コラテラルを説明するための図。

【図18】本実施形態の応用例に係るシステム制御部の制御のもとに行われる処理の典型的な流れを示す図。

40

【図19】本実施形態の応用例に係る画像処理装置のコラテラル判定部によるコラテラルの存在の有無の判定処理を説明するための図。

【発明を実施するための形態】

【0013】

以下、図面を参照しながら本実施形態に係わる血管解析装置、医用画像診断装置、血管解析方法、及び血管解析プログラムを説明する。

【0014】

本実施形態に係る血管解析装置は、医用画像診断装置により発生された医用画像に含まれる血管領域を構造流体解析するためのコンピュータ装置である。本実施形態に係る血管

50

解析装置は、医用画像診断装置に組み込まれていても良いし、医用画像診断装置とは別体のワークステーション等のコンピュータ装置であっても良い。以下、説明を具体的に行うため本実施形態に係る血管解析装置は、医用画像診断装置に組み込まれているものとする。

【 0 0 1 5 】

本実施形態に係る医用画像診断装置は、被検体をスキャンするための撮像機構を装備する如何なる種類の画像診断装置にも適用可能である。本実施形態に係る医用画像診断装置としては、例えば、X線コンピュータ断層撮影装置（X線CT装置）、磁気共鳴診断装置、超音波診断装置、SPECT装置、PET装置、放射線治療装置等が適宜利用可能である。以下、説明を具体的に行うため本実施形態に係る医用画像診断装置は、X線コンピュータ断層撮影装置であるものとする。

10

【 0 0 1 6 】

図1は、本実施形態に係る医用画像診断装置（X線コンピュータ断層撮影装置）の概略的なブロック構成図である。図1に示すように、X線コンピュータ断層撮影装置は、CT架台10とコンソール20とを有する。CT架台10は、コンソール20の架台制御部23からの制御に従ってX線で被検体の撮像部位をスキャンする。撮像部位は、例えば、心臓である。CT架台10は、X線管11、X線検出器13、及びデータ収集装置15を有している。X線管11とX線検出器13とは、回転軸回りに回転可能にCT架台10に装備されている。X線管11は、造影剤が注入された被検体にX線を照射する。X線検出器13は、X線管11から発生され被検体を透過したX線を検出し、検出されたX線の強度に応じた電気信号を発生する。データ収集装置15は、X線検出器13から電気信号を読み出してデジタルデータに変換する。1ビュー毎のデジタルデータのセットは、生データセットと呼ばれている。複数のスキャン時刻に関する時系列の生データセットは、非接触データ伝送装置（図示しない）によりコンソール20に伝送される。

20

【 0 0 1 7 】

コンソール20は、システム制御部21を中枢として、架台制御部23、再構成装置25、画像処理装置27、入力機器29、表示機器31、及び記憶装置33を有している。コンソール20は、心電計35に接続されている。心電計35は、被検体の心拍情報を生成し、心拍情報をコンソール20の架台制御部23に供給する。

30

【 0 0 1 8 】

架台制御部23は、ユーザにより入力機器29を介して設定されたスキャン条件に応じてコンソール20内の各装置を制御する。架台制御部23は、心電計35からの心拍情報に同期してスキャンを実行する。

【 0 0 1 9 】

再構成装置25は、生データセットに基づいて被検体に関するCT画像のデータを発生する。具体的には、まず、再構成装置25は、生データセットに前処理を施して投影データセットを発生する。前処理としては、対数変換や不均一補正、キャリブレーション補正等が含まれる。次に、再構成装置25は、投影データセットに画像再構成処理を施してCT画像のデータを発生する。画像再構成アルゴリズムとしては、FBP (filtered back projection) 法等の解析学的画像再構成法や、ML - EM (maximum likelihood expectation maximization) 法やOS - EM (ordered subset expectation maximization) 法等の逐次近似画像再構成等の既存のアルゴリズムが採用可能である。本実施形態において再構成装置25は、時系列の投影データセットに基づいて時系列のCT画像のデータを発生する。CT画像は、造影剤により造影された血管に関する画素領域（以下、血管領域と呼ぶことにする。）を含んでいる。なお、CT画像は、CT値の2次元空間分布を表現するスライスデータであっても良いし、CT値の3次元空間分布を表現するボリュームデータであっても良い。以下、CT画像はボリュームデータであるとする。時系列のCT画像のデータは、記憶装置33に記憶される。

40

【 0 0 2 0 】

画像処理装置27は、時系列のCT画像に基づいて力学モデルを構築して構造流体解析

50

を実行する。画像処理装置 27 の処理の詳細については後述する。

【0021】

入力機器 29 は、ユーザからの各種指令や情報入力を受け付ける。入力機器 29 としては、キーボードやマウス、スイッチ等が利用可能である。

【0022】

表示機器 31 は、CT 画像や構造流体解析結果等の種々の情報を表示する。表示機器 31 としては、例えば CRT ディスプレイや、液晶ディスプレイ、有機 EL ディスプレイ、プラズマディスプレイ等が適宜利用可能である。

【0023】

記憶装置 33 は、ハードディスク装置等の種々の記憶媒体により構成される。記憶装置 33 は、時系列の投影データや時系列の CT 画像データ等の種々のデータを記憶する。例えば、記憶装置 33 は、時系列の CT 画像データを DICOM (digital imaging and communications in medicine) 規格に準拠した医用画像ファイル形式で記憶する。また、記憶装置 33 は、外部機器により収集された医用データを時系列の CT 画像データに医用画像ファイル内において関連付けて記憶しても良い。

10

【0024】

システム制御部 21 は、中央演算処理装置 (CPU: central processing unit) や読み出し専用メモリ (ROM: read only memory)、ランダムアクセスメモリ (RAM: random access memory) を有する。システム制御部 21 は、X 線コンピュータ断層撮影装置の中核として機能する。システム制御部 21 は、ROM や RAM に記憶されている血管解析プログラムを実行して本実施形態に係る血管構造解析処理を実行する。

20

【0025】

なお、システム制御部 21、画像処理装置 27、入力機器 29、表示機器 31、及び記憶装置 33 は、血管解析装置 50 を構成する。本実施形態のように血管解析装置 50 は、医用画像診断装置 (X 線コンピュータ断層撮影装置) に組み込まれていても良いし、医用画像診断装置とは別体のコンピュータ装置であっても良い。血管解析装置 50 が医用画像診断装置とは別体の場合、血管解析装置 50 は、医用画像診断装置や PACS (picture archiving and communication systems) からネットワークを介して時系列の CT 画像等の医用データを収集すれば良い。

【0026】

次に、本実施形態に係る動作例を詳細に説明する。なお、本実施形態に係る血管解析装置、医用画像診断装置、血管解析方法、及び血管解析プログラムは、心臓血管や頸動脈、脳動脈等の人体のあらゆる部位の血管を解析対象とすることができる。しかしながら、以下、説明を具体的に行うため本実施形態に係る解析対象は、心臓の血管であるとする。

30

【0027】

心臓の血管としては、例えば、冠動脈と大動脈とが挙げられる。冠動脈は、大動脈の冠動脈起始部から始まり心筋表面を走行し、心外膜側から内膜側に入り込む。冠動脈は、心筋の内膜において無数の毛細管に分岐する。分岐後、無数の毛細管は、再び統合して大心静脈を形成し、冠静脈洞に接続する。冠血管系は、他の臓器と異なり、心筋の収縮及び弛緩という力学的変化のなかで、灌流が保障されなければならないという点で特徴的である。

40

【0028】

本実施形態に係る血管解析装置 50 は、時系列の CT 画像に基づいて力学モデルを構築し、力学モデルを利用して心臓の血管についての構造流体解析を実行し、血管内の力学的指標や血液流量指標を高精度に算出する。精度の高い力学的指標や血液流量指標を算出するためには、力学モデルに精度の高い潜在変数を割り当てる必要がある。血管解析装置 50 は、力学モデルを構築する際、初期的な力学モデルに逆解析を施して潜在変数を統計的に同定する。これにより血管解析装置 50 は、高精度の潜在変数を決定することができる。力学的指標は、血管壁に関する力学的な指標を意味する。血管壁に関する力学的指標としては、例えば、血管壁の変位に関する指標、血管壁に生じる応力やひずみに関する指標

50

、血管内腔に負荷される内圧分布に関する指標、血管の硬さなどをあらわす材料特性に関する指標等に分類される。血管の硬さなどをあらわす材料特性に関する指標は、血管組織の応力とひずみの関係を示す曲線の平均的な傾き等が挙げられる。血液流量指標は、血管を流れる血液に関する血行動態の指標を意味する。血液流量指標としては、例えば、血液の流量、血液の流速、血液の粘性等が挙げられる。

【 0 0 2 9 】

潜在変数は、例えば、血管の材料構成式、あるいは血液の材料構成式といった材料モデルのパラメータ（例えばヤング率やポアソン比など）、血管内腔に負荷される内圧分布などの負荷条件パラメータ、構造解析や流体解析の境界条件パラメータ、時系列の形態指標や形状変形指標の不確定性に関連するばらつき分布パラメータの少なくとも一つを含む。ここで、時系列の形態指標や形状変形指標の不確定性に関連するばらつき分布パラメータとは、医用画像データには、各CT値のノイズに起因したばらつき分布や、生体組織の境界閾値の曖昧性に起因する確率分布などが存在することを考慮して、種々の不確定性を確率分布として表現したものである。種々の不確定性としては、例えば、血管組織や血液の境界座標および特徴点（血管分岐部や造影剤分散配置など）の空間座標における不確定性、幾何学的構造パラメータ（芯線に垂直な断面の内腔半径など）の不確定性、医用画像データ自体（CT値や境界閾値など）の不確定性が挙げられる。

【 0 0 3 0 】

力学モデルは、血管や血液の挙動を表現するための数値モデルである。力学モデルは、構造流体解析の手法に応じて異なるタイプを有している。例えば、力学モデルは、連続体力学モデルと簡易的力学モデルとに分類される。連続体力学モデルは、例えば、有限要素法（FEM：finite element method）や境界要素法に用いられる。簡易的力学モデルは、例えば、材料力学に基づく材料力学モデルと流れ学に基づく流体力学モデルとに分類される。なお、以下の説明において特に言及しない場合、力学モデルのタイプについては特に限定しないものとする。初期的な力学モデルは、潜在変数の確率分布や変数範囲から得られる潜在変数のパラメータに関するサンプリング集合（各パラメータの組み合わせの集合）が割り当てられた力学モデルを意味するものとする。

【 0 0 3 1 】

図2は、構造流体解析の対象領域（以下、解析対象領域と呼ぶ）に関する力学モデルM1の一例を示す図である。図2に示すように、力学モデルM1は、大動脈領域R1と右冠動脈領域R2と左冠動脈領域R3とを有している。血液は、大動脈から右冠動脈または左冠動脈へ流れる。

【 0 0 3 2 】

図2に示すように、力学モデルM1の大動脈起始部側の末端が血流の入口に設定され、右冠動脈領域の末端と左冠動脈領域の末端とが血流の出口に設定される。入口と出口との各々に境界条件が設定される。入口に関する境界条件は、例えば、入口における血流の流速あるいは血流による圧力、もしくはそれらの変化率を含む。出口に関する境界条件は、例えば、出口における血流の流速あるいは血流による圧力、もしくはそれらの変化率を含む。大動脈、右冠動脈、及び左冠動脈の変形は、血流に起因する血管壁への力学的作用、心臓の拍動による血管壁への力学的作用（外力）、血管断面境界の負荷条件、血管壁の材料モデル、血管の無応力状態、及び血管壁の幾何学的形状等の様々な要因に依存する。ここで、血流に起因する血管壁への力学的作用は、例えば、血流に起因する内圧と血流に起因するせん断力とを含む。血流に起因する内圧により、血管は、血管半径方向あるいは血管内腔面の垂直方向に変形する。心臓の拍動による血管壁への力学的作用と血流に起因するせん断力とは、血管芯線方向に関する伸縮、ねじり、曲げ等の血管壁への力学的作用による変形を生じさせる。血管芯線方向に関する伸縮やねじり、曲げ等の血管の変形は、負荷条件として、大動脈領域R1、右冠動脈領域R2、及び左冠動脈領域R3に負荷条件として割り当てられる。具体的には、血管芯線方向に関する伸縮やねじり、曲げ等の血管の変形は、強制変位（移動ベクトルや回転変位）あるいは荷重ベクトルの時間的变化により表現される。また、血流に起因する内圧に基づく血管半径方向あるいは内腔面の垂直方向に

10

20

30

40

50

関する変形は、血管内腔への圧力分布の時間的変化として割り当てられる。

【 0 0 3 3 】

大動脈領域 R 1、右冠動脈領域 R 2、及び左冠動脈領域 R 3 には、構造流体解析において、強制変位による変位拘束条件が割り当てられる。これにより、構造流体解析における血管壁の変形自由度を縮小することができ、計算収束性の安定化や、解析時間の短縮を実現できる。

【 0 0 3 4 】

また、例えば、血管の形状の変形度合は、血管壁の材料に依存する。そのため、大動脈領域 R 1、右冠動脈領域 R 2、及び左冠動脈領域 R 3 に材料モデルが割り当てられる。また、血管の形状の変形度合は、血管の無応力状態にも依存する。負荷条件の初期値として、血管の残留応力分布が割り当てられても良い。

【 0 0 3 5 】

これら材料モデル、境界条件、及び負荷条件等の潜在変数に関するパラメータは、後述する力学モデルに基づく逆解析（統計的同定処理）により同定される。逆解析により同定された精確な潜在変数は、力学モデルに割り当てられる。精確な潜在変数が割り当てられた力学モデルにより、解析対象血管領域外の血管や心臓等の外部要因による当該解析対象血管領域への影響を加味した構造流体解析あるいは流体解析あるいは構造解析あるいは画像解析に基づく血行動態解析を実行することができる。血管解析装置 5 0 は、力学モデルの構築に関し、逆解析による潜在変数の同定により、従来例に係る次の 4 点の困難を解決することができる。困難 1 . 冠動脈の材料モデルの同定方法。困難 2 . 心臓の形状の変形の冠動脈への影響の組み込み。困難 3 . 冠動脈の境界条件の同定方法。困難 4 . 医用画像データの不確定性に起因したばらつきを有する血管形状による画像解析や構造流体解析。この 4 点の困難の克服により、血管解析装置 5 0 は、逆解析による潜在変数の同定を行わない従来の血管構造流体解析に比して、解析精度の向上を実現する。

【 0 0 3 6 】

次に、本実施形態に係る構造流体解析処理の詳細について説明する。図 3 は、本実施形態に係るシステム制御部 2 1 の制御のもとに行われる構造流体解析処理の典型的な流れを示す図である。図 4 は、画像処理装置 2 7 のブロック構成を示す図である。

【 0 0 3 7 】

図 3 に示すように、構造流体解析処理において、まず、システム制御部 2 1 により記憶装置 3 3 から処理対象の医用画像ファイルが読み出され、画像処理装置 2 7 に供給される。医用画像ファイルは、時系列の C T 画像のデータの他に血液流量指標の観測値のデータを含んでいる。時系列の C T 画像のデータは、時系列の C T 値の 3 次元空間分布を表現するデータである。時系列の C T 画像は、例えば、1 心拍で約 2 0 枚、すなわち、約 2 0 心位相分の C T 画像を含んでいる。

【 0 0 3 8 】

図 3 に示すように、システム制御部 2 1 は、画像処理装置 2 7 に領域設定処理を行わせる（ステップ S 1）。ステップ S 1 において画像処理装置 2 7 の領域設定部 5 1 は、時系列の C T 画像に含まれる血管領域に構造流体解析の解析対象領域を設定し、解析対象領域に潜在変数の同定対象領域を設定する。解析対象領域は、時系列の C T 画像に描出される全ての血管領域であっても良いし、一部でも良い。例えば、解析対象領域は、冠動脈に関する血管領域の任意の一部分に設定される。

【 0 0 3 9 】

ここで、図 5 を参照しながら、C T 画像に描出される血管の構造について説明する。図 5 は、血管の芯線に直交する断面（以下、芯線直交断面と呼ぶ）を模式的に示す図である。図 5 に示すように、血管は、管状の血管壁を有している。血管壁に対応する画素領域を血管壁領域と呼ぶことにする。血管壁の中心軸は芯線と呼ばれている。血管壁の内側は内腔と呼ばれている。内腔に血液及び造影剤が流れる血液に対応する画素領域を血液領域と呼び、造影剤に相当する画素領域に対応する画素領域を造影剤領域と呼ぶことにする。なお、血液領域と造影剤領域とを特に区別しないときは内腔領域と呼ぶことにする。内腔と

10

20

30

40

50

血管壁との境は血管内壁と呼ばれている。血管壁の外側には心筋等の血管周辺組織が分布している。血管壁と血管周辺組織との境は血管外壁と呼ばれている。血管壁内部にプラークが発生することがある。プラークに対応する画素領域をプラーク領域と呼ぶことにする。プラークは、例えば、石灰化した石灰化プラーク、粥状プラーク等に分類される。粥状プラークは、やわらかく、血管内壁が破裂して血栓として血管内部に染み出す危険性があり、不安定プラークと呼ばれることもある。従って、プラークの性状を把握することは臨床的に有用である。後述するように、プラークの性状や存在領域は、CT値により特定可能である。

【0040】

解析対象領域は、例えば、ユーザによる入力機器29を介した指示に従って、領域設定部51により、病変部または治療対象に限定して設定される。例えば、事前の画像診断等でプラークや狭窄部位等の病変部が判明している場合、当該病変部位が解析対象領域に設定される良い。また、病変部に係る臨床学的な経験則に従って、解析対象領域が限定されても良い。例えば、心臓血管に発生する病変は、心臓の表面を走行する血管に発生しやすい。心臓の表面を走行する血管は、概して、心臓の内部に入り込んでいる血管に比して太い。従って、領域設定部51は、ユーザによる入力機器29を介した指示に従って、または、画像処理により、解析対象領域を、心臓の表面を走行する血管に関する血管領域に設定されても良い。例えば、領域設定部51は、直径2mm以上の血管領域に限定して設定しても良い。換言すれば、領域設定部51は、解析対象領域から心臓内部の血管に関する血管領域を除外する。このように計算対象を空間的に間引くことにより、処理効率を向上させることができる。

【0041】

ステップS1が行われるとシステム制御部21は、画像処理装置27に画像解析・追尾処理を行わせる(ステップS2)。ステップS2において画像処理装置27の画像解析・追尾処理部53は、時系列のCT画像に画像処理を施して時系列の血管形態指標と時系列の血管形状変形指標とを算出する。具体的には、画像解析・追尾処理部53は、時系列のCT画像に画像解析処理を施すことにより時系列の血管形態指標を算出し、時系列のCT画像に追尾処理を施すことにより時系列の血管形状変形指標を算出する。

【0042】

以下、画像解析・追尾処理を具体的に説明する。画像解析処理において、画像解析・追尾処理部53は、各CT画像から血管領域を抽出し、図5に示すように、血管内腔領域、血管壁領域、及びプラーク領域を特定する。画像解析・追尾処理部53は、血管形態指標として、血管内腔領域、血管壁領域、及びプラーク領域の輪郭に含まれる複数の画素の3次元座標を特定する。なお3次元座標の特定対象の画素は、血管芯線直交断面、または、血管内腔面に垂直な面における血管内腔領域、血管壁領域、及びプラーク領域の輪郭に含まれる画素に限定されても良い。また、血管形態指標は、3次元座標だけでなく、血管芯線直交断面における一定角度ごとの血管内腔の半径や直径及び0°の方向ベクトル、断面における全角度に対する平均面積や平均半径、芯線方向に垂直な複数の断面で囲まれた血管内腔容積、あるいは内腔面に垂直な複数断面で囲まれた血管壁容積やプラーク容積等の幾何学的指標でも良い。

【0043】

追尾処理において、画像解析・追尾処理部53は、ユーザからの入力機器29を介した指示または画像処理により、血管壁領域や造影剤領域に、特徴点や特徴形状、代表点、画素等の複数の追跡点を設定する。例えば、画像解析・追尾処理部53は、血管分岐部や表面における解剖学的特徴点に複数の追跡点を設定する。画像解析・追尾処理部53は、各時刻(各心位相)について、複数の追跡点に画像追尾処理を施して複数の追跡点に関する変位値を算出する。画像解析・追尾処理部53は、算出された変位値に基づいて、力学モデル内の複数の節点の各々について、変位値の時間的変化を補間処理などにより算出する。また、例えば、画像解析・追尾処理部53は、力学モデルに血管芯線上の節点を定義する。画像解析・追尾処理部53は、力学モデル内の節点の時系列の変位値(変位値の時間

10

20

30

40

50

変化)に基づいて、血管の芯線方向に関する伸縮やねじり、曲げ等に関する時系列の変形値(変形値の時間変化)を算出しても良い。後述するように、変位値や変形値等の血管形状変形指標は、力学モデルにおける強制変位として利用される。以下、時系列の血管形態指標を形状履歴と呼び、時系列の血管形状変形指標を強制変位履歴と呼ぶことにする。

【0044】

図6は、CT画像に含まれる血管領域の芯線の形態の時間的変化を示す図である。図6に示すように、例えば、時系列の医用画像は、1心拍につき20枚のCT画像を含んでいるものとする。すなわち、心位相0%から95%まで5%おきにCT画像が得られているものとする。画像解析・追尾処理部53により血管領域の芯線が抽出される。図6に示すように、芯線の形態は、心位相の経過に従って変化している。

10

【0045】

図7は、時刻 t と時刻 $t + \Delta t$ との間における追尾処理の一例を示す図である。図7に示すように、血管芯線上にP1からP20までの節点が設定されている。血管芯線上の節点P1~P20の各々は、当該節点を含む芯線直交断面上の力学モデルの他の節点に対して力学的に接続されている。ただし、血液の力学モデルの節点とは独立である。血管の追跡点の変位値に基づいて、血管芯線上のP1からP20の節点の変位値を補間などの処理により算出し、各節点に強制変位が設定される。

【0046】

ここで、血管形状変形指標と血管形態指標とについて具体的に説明するため、節点P13と節点P14とにより規定される局所血管領域RAを考える。時刻 t において、芯線方向に関する節点P13と節点P14との間の距離が L であり、血管領域の半径が r であるとする。画像解析・追尾処理部53は、節点P13及びP14の血管芯線方向に関する伸縮やねじり、曲げ等の強制変位を算出することにより、節点P13の強制変位(3次元空間における移動変位と芯線方向の回転変位)と節点P14の強制変位(3次元空間における移動変位と芯線方向の回転変位)を算出する。

20

【0047】

図6や図7に示すように、画像解析・追尾処理部53は、追跡点の座標と移動ベクトルとに基づいて、芯線上の各節点の強制変位(3次元空間における移動変位と、芯線回りの回転変位)を算出し、血管形状変形指標を算出する。例えば、画像解析・追尾処理部53は、隣り合う2つの節点の座標差の時間変化を芯線方向に関する伸縮距離 L として算出する。また、画像解析・追尾処理部53は、芯線上の各節点について、当該節点と当該節点を含む血管領域断面上の他の節点(血管内腔あるいは血管壁あるいはプラーク領域における節点)との間の距離の時間変化を半径方向に関する伸縮距離 r として算出する。また、画像解析・追尾処理部53は、各追跡点について、当該追跡点の近傍の複数の追跡点の座標と移動ベクトルとに基づいて、芯線上の当該節点の芯線方向のねじれ角度 θ を算出する。

30

【0048】

なお、上述の例においては、解析対象の時系列のCT画像の空間分解能は、時間経過に沿って一定であることを想定していた。しかしながら、本実施形態に係る解析対象は、これに限定されない。

40

【0049】

例えば、本実施形態に係るX線コンピュータ断層撮影装置は、指定区間の時間分解能が他の区間の時間分解能に比して高くなるようにCTスキャンを実行して時系列のCT画像を発生しても良い。なお、指定区間の時間分解能を他の区間の時間分解能に比して高くすることは、当該他の区間の時間分解能を指定区間の時間分解能に比して低くすることを含むものとする。時間分解能が低下された指定区間外におけるCT画像は、当該CT画像に時間的に隣接する他のCT画像に基づいて補間されると良い。指定区間は、例えば、ユーザにより入力機器29を介して指定された、時間分解能を高くしたい指定区間に設定される。指定区間は、例えば、血管の動きが激しい時間区間に指定されると良い。典型的には、血管は、膨張時と収縮時とにおいて比較的動きが緩慢になり、時系列のCT画像のノイ

50

ズが比較的少ない。従って、膨張時と収縮時との間に指定区間が設定されると良い。あるいは、膨張時や収縮時等の比較的動きが緩慢な時間区間を指定区間に設定しても良い。この動きの激しい時間区間におけるCT画像は、他の時間におけるCT画像に基づいて補間されると良い。これにより、血管等の動きが激しい時間区間におけるCT画像のノイズを低減することができ、ひいては構造流体解析の精度を高めることができる。このようにCT画像を時間的に間引くことにより、構造流体解析に係る計算時間を削減することができる。

【0050】

解析対象のCT画像を時間的に間引く方法は、CTスキャンの時間分解能を時間経過に沿って変更することのみに限定されない。例えば、再構成装置25により再構成されたオリジナルの時系列のCT画像から、構造流体解析に利用するCT画像が個別に選択されても良い。例えば、オリジナルの時系列のCT画像に、上述の指定区間を設定すると良い。この場合、指定区間においては他の区間に比して時間的に密にCT画像が選択されると良い。

10

【0051】

ステップS2が行われるとシステム制御部21は、画像処理装置27に構築処理を行わせる(ステップS3)。ステップS3において画像処理装置27の力学モデル構築部55は、形状履歴(時系列の血管形態指標)と強制変位履歴(時系列の血管形状変形指標)と時系列のCT画像とに基づいて解析対象領域に関する力学モデルを暫定的に構築する。力学モデルは、構造流体解析を行うための解析対象領域に関する数値モデルである。

20

【0052】

以下、ステップS3について詳細に説明する。力学モデル構築部55は、まず、CT画像と形状履歴とに基づいて、力学モデル(数値モデル)を解くための形状モデルを構築する。形状モデルは、各心位相における血管領域の幾何学的構造を模式的に表現したものである。形状モデルは、例えば、複数の離散化領域に区分されている。各離散化領域の頂点は、節点と呼ばれる。力学モデル構築部55は、心位相毎のCT画像に含まれる血管領域と血管形態指標とに基づいて心位相毎の形状モデルを構築しても良いし、特定の心位相のCT画像に含まれる血管領域と血管形態指標とに基づいて心位相毎の形状モデルを構築しても良い。また、例えば、初期の負荷状態として、解析対象領域に対応する血管に残留応力が存在しないと仮定する場合、無応力状態の時相として、解析対象領域に対応する血管が最も収縮した時相を無応力状態であると仮定する。

30

【0053】

図8は、形状モデルの芯線に直交する断面を示す図である。図8に示すように、形状モデルは、芯線から外側に向けて血管内腔領域と血管壁領域とを有している。プラークが存在する場合、血管壁領域にプラーク領域を設けても良い。また、血管周辺組織による血管への影響を考慮する場合、血管周辺組織のダミー要素を血管壁領域の外側に設けても良い。

【0054】

形状モデルが構築されると力学モデル構築部55は、各潜在変数の確率分布や変数範囲から得られる潜在変数のパラメータに関するサンプリング値(例えばマルコフ連鎖モンテカルロ法などによる、各パラメータの組み合わせの集合からのサンプリング)を力学モデルに設定する。例えば、力学モデル構築部55は、図2に示すように、大動脈領域R1の大動脈起始部側の末端に入口に関する境界条件の同定対象の領域(以下、境界条件同定領域)を設定し、右冠動脈領域R2の末端と左冠動脈領域R3の末端とに出口に関する境界条件同定領域を設定する。力学モデル構築部55は、各境界条件同定領域に境界条件の確率分布や変数範囲から得られる境界条件のパラメータに関するサンプリング値を割り当てる。また、力学モデル構築部55は、大動脈領域R1、右冠動脈領域R2、及び左冠動脈領域R3に材料モデルの同定対象の領域(以下、材料モデル同定領域と呼ぶ)及び負荷条件の同定対象の領域(以下、負荷条件同定領域と呼ぶ)を設定する。力学モデル構築部55は、各材料モデル同定領域に材料モデルの確率分布や変数範囲から得られる材料モデル

40

50

のパラメータに関するサンプリング値を割り当て、各負荷条件同定領域に負荷条件の確率分布や変数範囲から得られる負荷条件のパラメータに関するサンプリング値を割り当てる。血管は、流量が0でも残留応力が存在すると言われている。例えば、力学モデル構築部55は、流量が0の場合の残留応力を負荷条件の初期値として解析対象領域に割り当てても良い。また、力学モデル構築部55は、幾何学的構造に不確定性がある部位に、幾何学的構造の同定対象の領域（以下、幾何学的構造同定領域と呼ぶ）を設定しても良い。なお、幾何学的構造のパラメータは、幾何学的構造の不確定性に関連するばらつき分布パラメータ、あるいはCT画像に内在するばらつき分布パラメータであり、各CT値のばらつき分布や生体組織の境界閾値のばらつき分布などであってよい。詳細は、後述するが、力学モデル構築部55は、プラーク領域に材料モデルを設定しても良い。材料モデルの詳細については後述する。

10

【0055】

流体解析に係る境界条件の初期値は、時系列のCT画像に基づいて算出されても良い。造影剤を用いたCTスキャンにおいてX線コンピュータ断層撮影装置は、被検体に造影剤を注入しながらスキャン領域に対して低線量のスキャンを繰り返し行い、スキャン領域内の血管の造影剤濃度をモニタリングする。そしてX線コンピュータ断層撮影装置は、造影剤濃度が既定値に達成したことを契機として通常線量のスキャンを行っている。この造影剤濃度のモニタリングのためのスキャンはプリスキャンと呼ばれている。力学モデル構築部55は、プリスキャンにより収集された時系列のCT画像（いわゆるpre画像）に基づいて流体解析に係る境界条件の初期値を算出しても良い。例えば、力学モデル構築部55は、ユーザからの入力機器29を介した指示に従って、時系列のCT画像に関心領域を設定する。関心領域は、解析対象血管の入口等の境界条件同定領域に設定されると良い。力学モデル構築部55は、関心領域に含まれる造影剤の画素領域（以下、造影剤領域と呼ぶ）の時間変化に基づいて、関心領域における血流の初期速度や流入量等のパラメータを算出する。例えば、力学モデル構築部55は、造影剤領域に画像追尾処理を施すことにより、血流の初期速度や流入量等のパラメータを算出する。時系列のCT画像に基づいて境界条件の初期値を算出することにより、潜在変数のパラメータの収束時間を早めることが可能となる。

20

【0056】

また、力学モデル構築部55は、材料モデルパラメータの同定を容易に行うため、材料モデル同定領域内の画素のCT値に基づいて、当該材料モデル同定領域に割り当てる材料モデルパラメータを決定しても良い。このように、CT値は、プラークの性状を推定するためのプラーク指標として利用される。以下、CT値に基づく材料モデルパラメータの決定処理を、血管壁を例に挙げて説明する。

30

【0057】

CT値は、X線の減衰の程度を相対的に数値化した指標である。従って、CT値は、異なる生体組織で異なる値を有し、換言すれば、組織の違いが認識可能なように適宜スケールリングされている。記憶装置33は、複数の血管壁の性状の各々をCT値範囲と材料モデルパラメータとに関連付けて記憶するテーブルを有している。以下、このテーブルをCT値-材料モデルテーブルと呼ぶことにする。

40

【0058】

図9は、記憶装置33に記憶されているCT値-材料モデルテーブルの一例を示す図である。図9に示すように、CT値-材料モデルテーブルは、血管壁の性状、CT値範囲、及び材料モデルパラメータの項目を有している。性状としては、例えば、正常、粥状プラーク、石灰化プラークがある。各性状については、経験的に定められたCT値範囲と材料モデルパラメータとが関連付けられている。材料モデルパラメータは、ある数値により規定されても良いし、数値範囲に規定されても良い。まず、力学モデル構築部55は、CT画像に含まれる関心領域の代表画素値を決定する。関心領域は、ユーザによる入力機器29を介した指示に従って、または、画像処理により、材料モデルの同定対象領域に設定される。代表画素値は、例えば、関心領域に含まれる複数の画素の画素値の平均値、中央値

50

、最頻値、最大値、及び最小値等の統計値に設定される。力学モデル構築部 55 は、決定された代表画素値を C T 値 - 材料モデルテーブルに当てはめて当該代表画素値に関連付けられた材料モデルパラメータを特定する。力学モデル構築部 55 は、特定された材料モデルパラメータを、関心領域に対応する力学モデル上の材料モデル同定領域に割り当てる。このように、C T 値に基づいて材料モデルパラメータを初期的に指定することにより、後段の逆解析におけるパラメータの探索範囲を狭めることができる。従って、計算時間の短縮を実現することができる。

【 0 0 5 9 】

形状モデルが構築されると力学モデル構築部 55 は、ステップ S 2 において算出された時系列の血管形状変形指標、すなわち、強制変位履歴を形状モデルに割り当てる。潜在変数及び強制変位履歴が割り当てられた形状モデルは力学モデルと呼ばれている。

10

【 0 0 6 0 】

図 10 は、形状モデル M 2 は血管や血液の力学モデルの一部を示しており、力学モデルの節点への強制変位履歴の割り当てを説明するための図である。図 10 は、形状モデル M 2 の一部分を示している。ただし、図 10 では芯線が M 2 内に位置する場合を示しているが、芯線が M 2 外に位置する場合でも良い。図 10 に示すように、形状モデル M 2 には複数の節点 P N (P N 1 , P N 2) が設定されている。芯線上の節点を P N 1 と称し、血管や血液の力学モデルにおける節点を P N 2 と称することにする。形状モデル M 2 は、ダミー要素表面、血管外壁、血管内壁、プラーク領域表面、プラーク領域内部、あるいは血液部、に設定される。力学モデル構築部 55 は、形状モデル M 2 の各節点 P N 1 に強制変位、すなわち、血管形状変化指標を時刻毎に割り当てる。

20

【 0 0 6 1 】

具体的には、力学モデル構築部 55 は、芯線上の隣り合う節点 P N 1 と節点 P N 1 とをビーム要素（あるいはリジッド要素）E B で結ぶ。また、力学モデル構築部 55 は、節点 P N 1 と当該節点 P N 1 を通る直交断面に含まれる他の節点 P N 2 とをビーム要素 E B で結ぶ。力学モデル構築部 55 は、節点 P N 1 及びビーム要素 E B に各血管形状変形指標の形状変位方向に関する拘束条件を割り当てる。材料モデルや血管内腔の内圧を同定する領域に割り当てられる強制変位としては、芯線方向に関する血管壁（あるいはダミー要素）表面の伸縮、血管壁（あるいはダミー要素）表面のねじれ、血管壁（あるいはダミー要素）表面の曲げ変形が挙げられる。材料モデルや血管内腔の内圧を同定しない領域に割り当てられる強制変位としては、例えば、芯線方向に関する強制変位だけではなく、半径方向に関する血管壁の時系列の伸縮（変位）が挙げられる。また、内圧が芯線直交断面以外への変形に寄与する場合、当該領域には強制変位を割り当てず、当該領域の周辺部（たとえばダミー要素の表面節点）のみに強制変位履歴を割り当てる。内圧が芯線直交断面以外への変形に寄与する場合は、血管内腔に突起がある場合や血管分岐部等が挙げられる。また、力学モデル構築部 55、節点 P N 1 及びビーム要素 E B に時系列の血管形状変形指標を強制変位履歴として割り当てられる。これにより、血管の全体及び局所に関する伸縮変形やねじれ変形や曲げ変形が表現される。

30

【 0 0 6 2 】

なお、図 10 において、強制変位履歴は、形状モデルの芯線部と外壁部とに設定されるとしたが、強制変位履歴の設定箇所は、これに限定されない。例えば、強制変位履歴は、芯線部と外壁部との間の血管壁領域に設定されても良い。

40

【 0 0 6 3 】

本実施形態に係る画像処理装置 27 は、ステップ S 3 において暫定的に構築された力学モデルを用いて逆解析を施し、力学モデルに設定される潜在変数を統計的に同定する。統計的同定処理は、後述のステップ S 6 において行われる。ステップ S 4 及び S 5 は、それぞれ統計的同定処理に用いる血管形態指標及び血液流量指標を算出するために設けられている。

【 0 0 6 4 】

ステップ 3 が行われるとシステム制御部 21 は、画像処理装置に 27 に血管応力解析処

50

理を行わせる（ステップS4）。ステップS4において画像処理装置27の血管応力解析部57は、現段階の力学モデルに血管応力解析を施して時系列の血管形態指標の予測値を算出する。血管形態指標は、既述の血管形態指の何れであっても良いが、例えば、血管芯線方向に関する内腔領域の断面形状指標や血管壁の断面形状指標が用いられると良い。具体的には、内腔領域の断面形状指標は、内腔領域の注目画素の座標値、内腔領域の幾何学的構造パラメータ（内腔領域の半径、内腔領域の直径など）の少なくとも一つである。また、血管壁領域の断面形状指標は、具体的には、血管壁領域の注目画素の座標値、血管壁領域の幾何学的構造パラメータ（血管壁領域の半径、壁領域の直径など）の少なくとも一つである。なお、予測値は、力学モデルに血管応力解析を施して算出された血管形態指標の算出値を意味する。

10

【0065】

また、ステップ3が行われるとシステム制御部21は、画像処理装置27に血液流体解析処理を行わせる（ステップS5）。ステップS5において画像処理装置27の血液流体解析部59は、暫定的に構築された力学モデルに血液流体解析を施して時系列の血液流量指標の予測値を算出する。血液流量指標は、血流量または流速、あるいはその空間的・時間的な平均値の少なくとも一つである。なお、予測値は、力学モデルに血液流体解析を施して算出された血液流体指標の算出値を意味する。

【0066】

ステップS4及びS5が行われるとシステム制御部21は、画像処理装置27に同定処理を行わせる（ステップS6）。ステップS6において画像処理装置27の統計的同定部61は、ステップS4において算出された血管形態指標の予測値とステップS5において算出された血液流量指標の予測値との少なくとも一方が、事前に収集された血管形態指標の観測値と血液流量指標の観測値との少なくとも一方に整合するように力学的モデルの潜在変数のパラメータを統計的に同定する。

20

【0067】

図4に示すように、統計的同定部61は、第1統計的同定部61-1と第2統計的同定部61-2とを有している。第1統計的同定部61-1は、血管形態指標の予測値が血管形態指標の観測値に整合するように潜在変数のパラメータを統計的に同定する。第2統計的同定部61-2は、血液流量指標の予測値が血液流量指標の観測値に整合するように潜在変数のパラメータを統計的に同定する。以下、第1統計的同定部61-1と第2統計的同定部61-2とを順番に説明する。

30

【0068】

具体的には、ステップS6において第1統計的同定部61-1は、ステップS4において算出された血管形態指標の予測値と観測値とに基づくデータ分布を設定する。データ分布は、例えば、血管形態指標の予測値と観測値との誤差に関する多変量正規分布関数を示す。具体的には、第1統計的同定部61-1は、力学モデルにおける各節点あるいは各要素での予測値と観測値との誤差に関する正規分布関数値を算出する。第1統計的同定部61-1は、算出された正規分布関数値の積をデータ分布として設定する。データ分布は、心位相毎に個別に設定されても良いし、複数の心位相分まとめて設定されても良い。

【0069】

40

次に、第1統計的同定部61-1は、力学モデルの潜在変数に事前分布（事前確率分布）を割り当てる。具体的には、材料モデル、境界条件、負荷条件、時系列の形態指標、及び時系列の形状変形指標の不確定性に関連するパラメータの各々に事前分布が割り当てられる。例えば、負荷条件のパラメータの一つである血管内腔に関する圧力値に、当該圧力値に関する事前分布が割り当てられる。圧力値の取り得る値の範囲（以下、想定範囲と呼ぶ）は、経験的に予め限定することができる。第1統計的同定部61-1は、想定範囲内に限定して内圧値に関するモンテカルロシミュレーションを実行することにより、各離散化領域について内圧値の確率分布、すなわち、事前分布を算出する。また、第1統計的同定部61-1は、所定の場合、芯線方向に関する平均的な圧力変化の傾きが負であることを、例えば、多変量正規分布関数により数学的に表現した確率分布を事前分布として設定

50

しても良い。当該所定の場合は、例えば、芯線方向の圧力分布が滑らかである場合、時間経過に伴う圧力変化が滑らかである場合、血流の逆流がないことが観測されている場合等が挙げられる。第1統計的同定部61-1は、これら想定範囲内に限定して、想定した確率分布に従って、負荷条件のパラメータに関するモンテカルロシミュレーションを実行することにより、力学モデルへ設定するための負荷条件（潜在変数）のサンプリング値を得ることができる。次に、第1統計的同定部61-1は、各潜在変数について、事前分布とデータ分布とに統計的同定処理を施すことにより事後分布（事後確率分布）を算出する。統計的同定処理は、例えば、階層ベイズモデルやマルコフ連鎖モデルが挙げられる。そして、第1統計的同定部61-1は、各潜在変数について、事後分布の最頻値や平均値等の統計値から各潜在変数のパラメータを同定する。例えば、上述の例の場合、血管内腔圧力値に関する事後分布が算出され、この事後分布から血管内腔圧力値の同定値が算出される。

10

【0070】

図11は、階層ベイズモデル及びマルコフ連鎖モンテカルロ法による負荷条件（血管内の平均圧力）に関する事後分布の算出と平均内圧の同定とを説明するための図である。図11に示すグラフは、縦軸が内圧値に規定され、横軸が血管起始部からの血管芯線方向に関する距離に規定される。図11に示すように、血管起始部から延びる血管に石灰化プラーク領域と粥状プラーク領域とが設定されているものとする。石灰化プラーク領域は材料モデル同定領域に設定され、粥状プラーク領域に材料モデル同定領域に設定される。血管起始部から血管芯線方向に沿って進むにつれて血管内圧が降下する。血管芯線に沿って複数の節点が設定される。各節点を含む直交断面（節点断面）において内腔内圧の事後分布が算出され、事後分布の最頻値が同定される。

20

【0071】

なお、血管形態指標の観測値としては、例えば、ステップS2において算出された血管形態指標が用いられる。

【0072】

第2統計的同定部61-2による処理は、データ分布の算出に用いる指標が異なるだけで第1統計的同定部61-1による処理と同様である。すなわち、第2統計的同定部61-2は、まず、ステップS5において算出された血液流量指標の予測値と観測値とに基づくデータ分布を設定する。次に、第2統計的同定部61-2は、力学モデルの潜在変数に事前分布を割り当てる。例えば、血管に関する材料モデルのパラメータや血液に関する材料モデルのパラメータ、プラークに関する材料モデルのパラメータに関する事前分布が割り当てられる。これら材料モデルのパラメータとしては、例えば、弾性率などの材料モデルパラメータや、血液の構成式における粘性に関するパラメータが挙げられる。材料モデルのパラメータの想定範囲や確率分布は、経験的に予め設定することができる。第2統計的同定部61-2は、各離散化領域について材料モデルのパラメータの確率分布、すなわち、事前分布を設定し、これら想定範囲内に限定して、想定した確率分布に従って、材料モデルのパラメータに関するモンテカルロシミュレーションを実行することができ、力学モデルへ設定するための材料モデルパラメータ（潜在変数）のサンプリング値を得ることができる。次に、第2統計的同定部61-2は、各潜在変数について、事前分布とデータ分布とに統計的同定処理を施すことにより事後分布を算出し、算出された事後分布の統計値から各潜在変数のパラメータを同定する。例えば、上述の例の場合、材料モデルのパラメータに関する事後分布が算出され、この事後分布から材料モデルのパラメータの同定値が算出される。

30

40

【0073】

図12は、階層ベイズモデル及びマルコフ連鎖モンテカルロ法による材料モデルパラメータに関する事後分布の算出と材料モデルパラメータ（血管壁の等価弾性率）の同定とを説明するための図である。図12に示すように、血管モデルは、図11と同様であるとする。材料モデル同定領域に限定して、血管壁の材料モデルのパラメータ（例えば、等価弾性率）の事後分布が算出され、事後分布の最頻値が同定値として同定される。図12に示

50

すように、等価弾性率の材料モデルパラメータの同定値は、石灰化ブランク領域、粥状ブランク領域、及び正常領域に応じて異なる値を有している。換言すれば、等価弾性率の材料モデルパラメータの同定値を観察することにより、材料を把握することが可能となる。

【 0 0 7 4 】

なお、血液流量指標の観測値は、例えば、大動脈に送り出される血流量変化であると仮定し、血管形態指標の観測値を、時系列のCT画像から画像処理により計測される左心室の容積変化値(CFA)として用いることができる。造影剤の冠動脈内注入後の造影剤の画像追尾により特徴点の移動量の時間的変化を算出することにより、流速や流量を算出してもよい。また、造影剤の血管芯線方向あるいは時間的な特定領域の濃度変化量を取得し、その濃度変化を各領域の芯線方向距離間隔で除した値や、濃度変化の時間的変化率から、流速や流量を算出してもよい。MRIの場合はプロトンの画像追尾を用い、超音波エコーの場合には、コントラストエコー図法などにより流量を算出する。

10

【 0 0 7 5 】

なお、各ステップS6において第1統計的同定部61-1による統計的同定処理と第2統計的同定部61-2による統計的同定処理との両方が行われなくても良い。すなわち、各ステップS6においては、第1統計的同定部61-1による統計的同定処理と第2統計的同定部61-2による統計的同定処理との何れか一方が行われても良い。

【 0 0 7 6 】

また、上記の例においては、第1統計的同定部61-1は、血管形態指標の予測値が血管形態指標の観測値に整合するように潜在変数のパラメータを統計的に同定し、第2統計的同定部61-2は、血液流量指標の予測値が血液流量指標の観測値に整合するように潜在変数のパラメータを統計的に同定するとした。しかしながら、統計的同定部61は、構造-流体連成解析に基づいて、血管形態指標の予測値と血液流量指標の予測値とが血管形態指標の観測値と血液流量指標の観測値とに整合するように潜在変数のパラメータを統計的に同定しても良い。

20

【 0 0 7 7 】

ステップS6が行われるとシステム制御部21は、画像処理装置27に設定処理を行わせる(ステップS7)。ステップS7において画像処理装置27の力学モデル構築部55は、ステップS6において算出された潜在変数のパラメータを力学モデルに設定する。

【 0 0 7 8 】

ステップS7が行われるとシステム制御部21は、同定終了条件が満たされたか否かを判定する(ステップS8)。ステップS8において同定終了条件が満たされていないと判定した場合(ステップS8:NO)、システム制御部21は、ステップS4、S5、S6、S7、及びS8を繰り返す。ここで、同定終了条件は、同定終了を判定するための指標(以下、同定終了指標と呼ぶ)が既定値に達するか否かにより表現される。同定終了指標としては、例えば、血管形態指標の予測値と観測値との差分値が挙げられる。この場合、システム制御部21は、この差分値が既定値よりも大きい場合、同定終了条件が満たされていないと判定し、差分値が既定値よりも小さい場合、同定終了条件が満たされたと判定する。また、同定終了指標は、例えば、モンテカルロ法のサンプリング点の数でも良い。この場合、システム制御部21は、このサンプリング点の数が既定値よりも小さい場合、同定終了条件が満たされていないと判定し、サンプリング点の数が既定値よりも大きい場合、同定終了条件が満たされたと判定する。同定終了条件が満たされた場合、力学モデル構築部55は、その時点の最新の力学モデルを最終的な力学モデルに設定する。

30

40

【 0 0 7 9 】

上記のステップS4、S5、S6、S7、及びS8は、同一の同定法で反復しても良いし、異なる同定法で反復しても良い。異なる同定法で反復する場合、例えば、まず、簡易的力学モデルを利用して潜在変数を暫定的に同定し、次に、連続体力学モデルを利用して潜在変数を正確に同定しても良い。このように統計的同定処理を異なる手法で2段階に分けて行うことにより、潜在変数のパラメータを短時間で収束させることができる。簡易的力学モデルを利用する方法としては、内圧及び外圧を厚肉円筒の材料力学の式と、ハーゲ

50

ン・ポアズイコ流れ及び修正ベルヌーイの式とを用いる方法が挙げられる。連続体力学モデルを利用する方法としては、FEM構造流体解析が挙げられる。

【0080】

ステップS8において同定終了条件が満たされたと判定した場合（ステップS8：YES）、システム制御部21は、画像解析・追尾処理部53に修正処理を行わせても良い（ステップS9）。ステップS9において画像解析・追尾処理部53は、統計的同定法による逆解析で得られた潜在変数のもとで実施した構造流体解析結果（力学的指標の予測値及び血液流体指標の予測値）が観測値（力学的指標の観測値及び血液流体指標の観測値）に整合するように、時系列の医用画像に含まれる血管領域の形状を修正する。表示機器31は、修正後の時系列の医用画像に基づく診断結果を表示する。これにより、血管解析装置50は、最終的な力学モデルを考慮した診断結果を表示することができる。あるいは、表示機器31は、逆解析による同定とその構造流体解析により観測結果とが整合しない血管箇所・領域を画面に表示しても良い。

10

【0081】

ステップS9が行われるとシステム制御部21は、画像処理装置27に血管応力解析処理を行わせる（ステップS10）。ステップS10において画像処理装置27の血管応力解析部57は、最終的な力学モデルに血管応力解析を施して時系列の力学的指標の予測値の空間分布を算出する。具体的には、離散化領域毎に力学的指標の予測値が算出される。

【0082】

また、ステップS9が行われるとシステム制御部21は、画像処理装置27に血液流体解析処理を行わせる（ステップS11）。ステップS11において画像処理装置27の血液流体解析部59は、暫定的に構築された力学モデルに血液流体解析を施して時系列の血液流量指標の予測値の空間分布を算出する。具体的には、離散化領域毎に血液流量指標の予測値が算出される。

20

【0083】

なお、力学的指標または血液流量指標として、FFRが算出されても良い。

【0084】

ステップS10及びS11が行われるとシステム制御部21は、表示機器31に表示処理を行わせる（ステップS12）。ステップS12において表示機器31は、ステップS10において算出された時系列の力学的指標の予測値とステップS11において算出された時系列の血液流量指標の予測値とを表示する。例えば、表示機器31は、時系列の力学的指標または時系列の血液流量指標を、時系列の力学モデルを当該予測値に応じた色で動的に表示する。このため、表示機器31は、各種の予測値とカラー値（例えば、RGB）との関係を示すカラーテーブルを保持している。表示機器31は、予測値に応じたカラー値をカラーテーブルを利用して特定し、特定されたカラー値に応じた色で当該予測値に対応する離散化領域を表示する。

30

【0085】

図13は、力学的指標の一つである内圧の空間分布の表示例を示す図である。図13に示すように、表示機器31は、力学モデルを構成する各離散化領域を当該離散化領域に関する内圧値に応じた色で動的に表示する。ユーザは、力学モデルを観察することにより、経時的且つ空間的に変化する力学的指標を色で把握することができる。

40

【0086】

ステップS11が行われると構造流体解析処理が終了する。

【0087】

なおステップS9における修正処理は必ずしも行う必要はない。修正処理が必要ない場合、ステップS8において同定終了条件が満たされたことを契機としてステップS10またはステップS11が行われても良い。

【0088】

また、上記の実施形態において、強制変位履歴の拘束条件の割り当て対象は、全ての節点に対して一律に割り当てられるものとした。しかしながら、本実施形態はこれに限定さ

50

れない。例えば、強制変位履歴の拘束条件の割り当て対象は、境界条件及び材料モデルを同定するか否かに応じて切り分けられても良い。図14、強制変位履歴の他の割り当て例を示す図であり、形状モデルの断面を示している。例えば、図14の(a)に示すように、境界条件及び材料モデルを同定する場合、形状モデルの外壁部OW上の節点PN2のみに強制変位履歴が割り当てられ、血管壁領域RVの節点PN3に強制変位履歴を割り当てないと良い。図14の(b)に示すように、境界条件及び材料モデルを同定しない場合、形状モデルの外壁部の節点PN2と血管壁領域RVの節点PN3との両方に強制変位履歴が割り当てられると良い。この場合、芯線上の節点PN1に強制変位履歴が割り当てられる。また、外壁部OWの節点PN2と節点PN1とをビーム要素EBで結び、ビーム要素EB上の節点PN2及びPN3にも強制変位履歴が割り当てられても良い。このとき、半径方向に関する収縮及び膨張は、ビーム要素EBの伸縮変位で表現する。なお、内腔領域RIには、変位自由度を確保するため、強制変位履歴が割り当てられなくて良い。

【0089】

図15は、強制変位履歴の割り当ての他の例を示す図であり、血管周辺組織のダミー要素RDを含む形状モデルの断面を示している。図15に示すように、ダミー要素RDは、血管壁領域RVの外側に設定される。形状モデルがダミー要素RDを含む場合、血管壁領域RVに加え、ダミー要素RDにも節点PN4が設定される。節点PN4にも強制変位履歴が割り当てられる。力学モデル構築部55は、境界条件及び材料モデルを同定する場合、血管壁領域RVに含まれる節点PN3に強制変位履歴を割り当て、境界条件及び材料モデルを同定しない場合、強制変位履歴を割り当てなくても良い。節点PN3に強制変位履歴を割り当ててる場合、内腔領域RIに関する形状指標以外にも血管壁領域RVに関する形状指標も参照して材料モデルの同定が行われる。

【0090】

このように拘束条件の割り当て対象を制限することにより、構造流体解析の変形自由度を抑制することができ、安定的かつ効率的に解析を行うことができる。また、ダミー要素を設けることにより、内圧による負荷が芯線直交断面外の変形に影響を与える場合、血管内腔領域と血管壁領域との両方の形態指標を参照して、血管に負荷される荷重ベクトルと内圧とを分離して潜在変数を同定することができる。なお、内圧による負荷が芯線直交断面外の変形に影響を与える場合とは、血管内腔にプラークなどの突起がある場合や血管分岐部などが挙げられる。また、ダミーの要素集合は、生理学的には壁表面の脂肪層を模擬している。一方、数値計算上においてダミーの要素集合は、血管壁表面に強制変位が割り当てられることにより、血管壁内部の局所部分に実際とは異なる応力が発生することを避ける効果を有する。

【0091】

図16は、強制変位履歴の割り当ての他の例を示す図であり、プラーク領域RPを含む形状モデルの断面を示している。図16に示すように、プラーク領域RPは、血管壁領域RVに含まれる。プラーク領域RPは、材料モデル同定領域に設定される。プラーク領域RPについては、内腔形状指標、血管壁形状指標、及びプラーク指標(CT値)を考慮して材料モデルが同定される。力学モデル構築部55は、性状に応じてプラーク領域を複数の部分領域に区分する。例えば、力学モデル構築部55は、プラーク領域に複数の局所領域を設定し、各局所領域に含まれる複数の画素のCT値から上述のCT値-材料モデルテーブルを利用して各局所領域の材料モデルパラメータを特定する。そして力学モデル構築部55は、特定された材料モデルパラメータ(あるいは、パラメータ範囲)を当該局所領域に設定する。そして、既述の統計的同定処理により、各部分領域についての材料モデルパラメータが統計的同定部61により同定される。そして、ステップS12において表示機器31が力学的指標として血管の材料特性に関する指標を表示することにより、ユーザは、プラークの性状を正確且つ容易に把握することができる。

【0092】

なお、図16に示すように、力学モデル構築部55は、力学モデル内のプラーク領域等の注目領域の計算密度を、他の領域の計算密度に比して高くしても良い。なお、注目領域

10

20

30

40

50

の計算密度を他の領域に比して高くすることは、当該他の領域の計算密度を注目領域の計算密度に比して低くすることも含むものとする。計算密度は、節点等の計算要素や格子の密度に応じて調整可能である。なお、力学モデル構築部 55 は、ユーザによる入力機器 29 を介した指示に従って任意の場所に注目領域を設定可能である。注目領域の計算密度を、他の領域に比して高くすることにより、処理効率の低減を防止しつつ注目領域に限定して精密な構造流体解析を行うことができる。また、注目領域以外の領域の計算密度を注目領域の計算密度に比して低くすることにより、注目領域についての構造流体解析の精度を保ちながら、計算速度を向上させることができる。なお注目領域は、プラーク領域に限定されず、ユーザにより入力機器 29 を介して任意の領域に設定可能である。

【0093】

上記のように、本実施形態に係る血管解析装置 50 は、記憶装置 33、領域設定部 51、画像解析・追尾処理部 53、力学モデル構築部 55、統計的同定部 61、算出部 57、59 を有している。記憶装置 33 は、被検体の血管に関する時系列の医用画像のデータを記憶する。領域設定部 51 は、時系列の医用画像に含まれる血管領域に解析対象領域を設定する。画像解析・追尾処理部 53 は、時系列の医用画像を画像処理して解析対象領域の時系列の形態指標と時系列の形状変形指標とを算出する。力学モデル構築部 55 は、時系列の形態指標と時系列の形状変形指標と時系列の医用画像とに基づいて解析対象領域の構造流体解析に関する力学モデルを暫定的に構築する。統計的同定部 61 は、暫定的に構築された力学モデルに基づく血管形態指標の予測値及び血液流量指標の予測値の少なくとも一方が予め計測された血管形態指標の観測値及び血液流量指標の観測値の少なくとも一方に整合するように潜在変数同定領域に関する潜在変数を同定する。算出部 57、59 は、同定された潜在変数が潜在変数同定領域に割り当てられた力学モデルに構造解析、流体解析、あるいは、構造流体連成解析を施して時系列の力学的指標と時系列の血液流量指標との少なくとも一方を算出する。

【0094】

上記構成により、本実施形態に係る血管解析装置 50 は、材料モデル、境界条件、負荷条件、及び幾何学的構造等の潜在変数を血管形状変形指標と血液流量指標とを用いた逆解析により同定することができる。血管解析装置 50 は、潜在変数を変更しながら逆解析を反復して行うことにより、上述の 4 点の困難、すなわち、1. 冠動脈の材料モデルの同定方法、2. 心臓の形状の変形の冠動脈への影響の組み込み、3. 冠動脈の境界条件の同定方法、4. 不確定性を有する血管形状を利用した材料モデルや負荷条件、境界条件の同定方法、を全て加味した潜在変数を同定することができる。従って、血管解析装置 50 は、CT 画像に描出されない血管や心臓等の外部要因による影響を加味した構造流体解析を実行することができる。

【0095】

CT スキャンにおいて、血管の描出能等を高めるため、血管拡張剤等のストレスが被検体に与えられる。血管拡張剤が被検体に注入されることにより、被検体の血管が拡張し、CT 画像に含まれる血管領域が鮮明になる。しかし、血管拡張剤は血管を硬化させてしまう。ストレス下において CT スキャンが実行され、時系列の CT 画像（以下、ストレス下 CT 画像と呼ぶ）が収集された場合、時系列のストレス下 CT 画像を利用して材料モデルや境界条件、負荷条件等の潜在変数のパラメータが同定されることとなる。しかし、ストレス下 CT 画像に基づく潜在変数のパラメータは、ストレスのかかっていない正常時（ストレスレス下）における被検体の心臓血管に基づく潜在変数のパラメータとは異なる可能性がある。

【0096】

本実施形態に係る血管解析装置 50 は、潜在変数のパラメータをストレスレス下におけるパラメータに近づけるため、ストレスレス下における CT スキャンにより収集された時系列の CT 画像（以下、ストレスレス下 CT 画像と呼ぶ）を、解析対象の時系列の CT 画像として利用する。血管解析装置 50 は、時系列のストレスレス下 CT 画像に基づいて材料モデルや境界条件、負荷条件等の潜在変数のパラメータを同定しても良い。また、血管

10

20

30

40

50

解析装置 50 は、ストレス下 CT 画像に基づく潜在変数のパラメータを、ストレス下でのパラメータに近づけるため、ストレス下 CT 画像を利用して補正しても良い。このようにストレス下 CT 画像を利用することにより、潜在変数のパラメータを正常時のパラメータに近づけることができ、より正確な血管構造解析が可能となる。

【0097】

かくして、本実施形態によれば、血管の構造流体解析の精度の向上が可能となる。

【0098】

[応用例]

応用例に係る血管解析装置 50 は、力学モデルに基づいて算出された力学的指標を利用してコラテラル（側副血行路）の存在の有無を判定する。

【0099】

図 17 は、コラテラルについて説明するための図であり、図 17 の (a) は、コラテラルが存在しない心臓の模式図を示し、図 17 の (B) はコラテラルが存在する心臓の模式図を示している。図 17 の (a) に示すように、血管が狭窄や血栓等により閉塞されている場合、閉塞存在箇所 RS の下流にある血管には血液が流れず、当該血管の支配領域には血液が行き届かない。従って当該支配領域の組織は壊死してしまう。当該支配領域に血液を行き届かせるため、図 17 の (b) に示すように、当該支配領域への迂回路が形成される。この迂回路がコラテラル RC と呼ばれる微小血管である。コラテラル RC により、閉塞箇所の下流の血管の支配領域への血流が確保され、心臓への灌流が維持される。コラテラルにより、壊死領域 RN が縮小する。コラテラルは微小であり、通常、CT 画像に描出されない。従って、コラテラルが存在する場合、CT 画像に描出される血管領域に基づく力学モデルにコラテラルによる挙動を完全には反映させることができず、力学モデルの精度が劣化してしまう。

【0100】

応用例に係る画像処理装置 27 は、コラテラルの存在の有無の判定のため、画像処理装置 27 は、図 4 に示すように、コラテラル判定部 63 をさらに有している。また、応用例に係る画像処理装置 27 は、コラテラルの存在を考慮した力学モデルを再構築することができる。

【0101】

以下、応用例に係る処理の詳細について説明する。図 18 は、応用例に係るシステム制御部 21 の制御のもとに行われる処理の典型的な流れを示す図である。

【0102】

例えば、システム制御部 21 は、コラテラルの存在の有無の判定開始指示を受けて図 18 に示す応用例に係る処理を開始する。この判定開始指示は、例えば、図 3 のステップ S9 の後（ステップ S9 を行わない場合、ステップ S8 において同定終了条件が満たされたと判定された場合）に自動的に発行されると良い。また、判定開始指示は、力学モデルの構築後、任意のタイミングにおいてユーザにより入力機器 29 を介して入力されても良い。この場合、記憶装置 33 には、上述の図 3 の処理により構築された力学モデルが記憶されているものとする。

【0103】

判定開始指示を受けたことを契機としてシステム制御部 21 は、画像処理装置 27 に血管応力解析処理を行わせる（ステップ S21）ステップ S21 において画像処理装置 27 の血管応力解析部 57 は、ステップ S10 と同様の方法により、力学モデル構築部に血管応力解析を施して力学的指標の予測値の空間分布を算出する。なお、判定開始指示がユーザにより入力機器 29 を介して入力された場合、血管応力解析部 57 は、記憶装置 33 から力学モデルを読み出し、読み出された力学モデルに基づいて力学的指標の予測値の空間分布を算出する。ステップ S21 で算出される力学的指標としては、コラテラルの存在の有無に影響される指標が採用される。具体的には、ステップ S21 で算出される力学的指標として、内圧、応力、ひずみ等が挙げられる。

【0104】

10

20

30

40

50

ステップS 2 1 が行われるとシステム制御部 2 1 は、画像処理装置 2 7 に判定処理を行わせる(ステップS 2 2)。ステップS 2 2 において画像処理装置 2 7 のコラテラル判定部 6 3 は、芯線方向に関する時系列の力学的指標の予測値の変化態様に基づいてコラテラルの存在の有無を判定する。

【 0 1 0 5 】

図 1 9 は、コラテラル判定部 6 3 によるコラテラルの存在の有無の判定処理を説明するための図である。図 1 9 は、内圧の空間分布を示すグラフを示す。図 1 9 のグラフの縦軸は力学的指標の一つである内圧に規定され、横軸は血管起始部からの血管芯線方向距離に規定されている。図 1 9 に示すように、狭窄や血栓等による閉塞が無い場合(図 1 9 の点線)、内圧は起始部からの距離が遠くなるにつれて徐々に低下する。閉塞が存在する場合、閉塞存在箇所において急激に内圧が低下する。閉塞が存在し、且つ、コラテラルが存在しない場合(図 1 9 の破線)、閉塞存在箇所において急激に低下した内圧は、さらに起始部からの距離が遠くなっても低下したままである。しかし、閉塞が存在し、且つ、コラテラルが存在する場合(図 1 9 の一点鎖線)、閉塞存在箇所において急激に低下した内圧は、コラテラルの存在箇所において再び上昇する。このように、コラテラルが存在する場合、内圧の空間分布は特異な変化態様を示す。例えば、カテーテルを用いた F F R 計測の場合、2 点の内圧差に基づいて F F R 値が計測される。従って、コラテラルの存在箇所を挟む 2 点において内圧が計測された場合、当該 2 点の内圧に基づく F F R 値は、コラテラルの存在を反映することができない。

【 0 1 0 6 】

コラテラル判定部 6 3 は、コラテラルが存在する場合に示される内圧値の空間分布の特異な変化態様を利用してコラテラルの存在の有無を判定する。具体的には、コラテラル判定部 6 3 は、起始部からの距離に沿う内圧値の変化曲線の形状を解析し、起始部からの距離が進むにつれて内圧値が一旦急激に低下した後、上昇に転じるか否かを判定する。例えば、コラテラル判定部 6 3 は、内圧値の距離微分値を一定距離毎に計算し、内圧値の距離微分値が閾値(以下、低下閾値と呼ぶ)以下の場合、内圧値が急激に低下したと判定する。内圧値の距離微分値が低下閾値を下回ったと判定した場合、コラテラル判定部 6 3 は、当該位置を閉塞存在箇所に設定する。コラテラル判定部 6 3 は、閉塞存在箇所から内圧値の距離微分値を一定距離間隔で計算し、内圧値の距離微分値が閾値(以下、上昇閾値と呼ぶ)以上の場合、内圧値が上昇したと判定する。内圧値の距離微分値が上昇閾値を上回ったと判定した場合、コラテラル判定部 6 3 は、コラテラルが存在すると判定する。また、内圧値の距離微分値が上昇閾値を上回ったと判定した場合、コラテラル判定部 6 3 は、当該位置をコラテラルの存在箇所に設定する。なお、上述の低下閾値と上昇閾値とは、任意の値に個別に設定可能である。このようにコラテラル判定部 6 3 は、内圧値が一旦急激に低下した後、上昇に転じる場合、コラテラルが存在すると判定し、内圧値が他の変化態様を示す場合、コラテラル判定部 6 3 は、コラテラルが存在しないと判定する。なお、コラテラル判定部 6 3 によるコラテラルの判定処理を具体的に説明するため、力学的指標として内圧を例に挙げたが、コラテラルの判定処理に利用可能な力学的指標は内圧に限定されない。例えば、コラテラルの判定処理には、内圧以外に応力やひずみ等が同様に利用可能である。

【 0 1 0 7 】

ステップS 2 2 が行われるとシステム制御部 2 1 は、表示機器 3 1 に表示処理を行わせる(ステップS 2 3)。ステップS 2 3 において表示機器 3 1 は、ステップS 2 2 におけるコラテラル判定部 6 3 によるコラテラルの存在の有無の判定結果を表示する。すなわち、表示機器 3 1 は、コラテラル判定部 6 3 によりコラテラルが存在すると判定された場合、その旨のメッセージを表示し、コラテラル判定部 6 3 によりコラテラルが存在しないと判定された場合、その旨のメッセージを表示する。コラテラルが存在すると判定された場合、表示機器 3 1 は、コラテラルの存在箇所を、力学モデルや図 1 9 のグラフ上で明示しても良い。さらに、表示機器 3 1 は、狭窄や血栓等による閉塞箇所を力学モデルや図 1 9 のグラフ上で明示しても良い。

【 0 1 0 8 】

ステップ S 2 3 が行われるとシステム制御部 2 1 は、潜在変数の同定をやり直すか否かを判定する（ステップ S 2 4）。ステップ S 2 4 においてシステム制御部 2 1 は、例えば、コラテラルが存在すると判定された場合、自動的に潜在変数の同定をやり直すと判定し、コラテラルが存在しないと判定された場合、自動的に潜在変数の同定をやり直さない判定する。また、ユーザにより入力機器 2 9 を介してやり直す旨の指示がなされた場合、潜在変数の同定をやり直すと判定し、入力機器 2 9 を介して当該指示がなされなかった場合、潜在変数の同定をやり直さない判定しても良い。この場合、ユーザは、コラテラルの存在の有無の判定結果を参照し、潜在変数の同定をやり直す必要性の有無を判断することとなる。例えば、ユーザは、CT 画像を観察し、コラテラルが存在する可能性が高いと判断した場合、潜在変数の同定をやり直す必要性があると判断することとなる。潜在変数の同定をやり直す必要性があると判断した場合、ユーザは、入力機器 2 9 を介して潜在変数の同定をやり直す旨の指示を入力する。

10

【 0 1 0 9 】

ステップ S 2 4 において潜在変数の同定をやり直さない判定した場合（ステップ S 3 : N O）、システム制御部 2 1 は、応用例に係る処理を終了する。

【 0 1 1 0 】

ステップ S 2 4 において潜在変数の同定をやり直さない判定した場合（ステップ S 3 : Y E S）、システム制御部 2 1 は、画像処理装置 2 7 に設定処理を行わせる（ステップ S 2 5）。ステップ S 2 5 において画像処理装置 2 7 の力学モデル構築部 5 5 は、コラテラルの存在を考慮した境界条件を力学モデルに設定する。例えば、力学モデル構築部 5 5 は、コラテラルの存在箇所、コラテラルによる血液流入に関する境界条件の初期値を設定する。流入条件の初期値は、経験的に定められた範囲内のものが適宜用いられると良い。

20

【 0 1 1 1 】

コラテラルの存在を考慮した境界条件が設定されるとシステム制御部 2 1 は、ステップ S 4、S 5、S 6、S 7、及び S 8 を繰り返し行い、コラテラルの存在を考慮した力学モデルの潜在変数のパラメータを確定する。潜在変数のパラメータが確定された後、ステップ S 9 において医用画像解析・画像追尾処理の修正と修正結果の表示が行われ、ステップ S 1 0 において力学モデルに基づいて時系列の力学的指標が計算され、ステップ S 1 1 において力学モデルに基づいて時系列の血液流量指標が計算され、ステップ S 1 2 において時系列の力学的指標と時系列の血液流量指標とが表示される。これらステップ S 4、S 5、S 6、S 7、S 8、S 9、S 1 0、S 1 1、及び S 1 2 は、図 3 に示された処理と同様なので重複説明は行わない。

30

【 0 1 1 2 】

以上で応用例に係る処理の説明を終了する。

【 0 1 1 3 】

応用例によれば、CT 画像に描出されないコラテラルの存在の有無を、力学モデルを利用して判定することができる。そしてコラテラルの存在を考慮して潜在変数のパラメータを逆解析により再同定することにより、コラテラルの存在を考慮したより正確な力学モデルを構築することができる。

40

【 0 1 1 4 】

本発明のいくつかの実施形態を説明したが、これらの実施形態は、例として提示したものであり、発明の範囲を限定することは意図していない。これら新規な実施形態は、その他の様々な形態で実施されることが可能であり、発明の要旨を逸脱しない範囲で、種々の省略、置き換え、変更を行うことができる。これら実施形態やその変形は、発明の範囲や要旨に含まれるとともに、特許請求の範囲に記載された発明とその均等の範囲に含まれるものである。

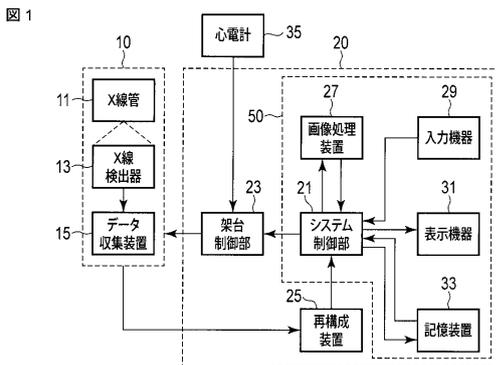
【 符号の説明 】

【 0 1 1 5 】

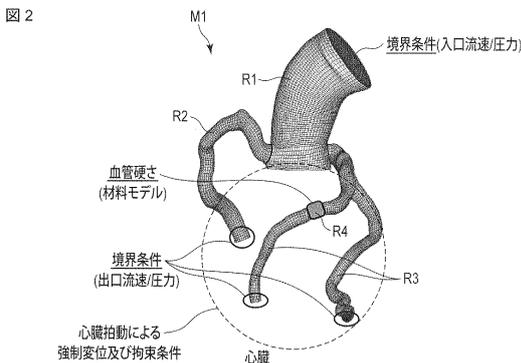
50

10 ... CT 架台、11 ... X線管、13 ... X線検出器、15 ... データ収集装置、20 ... コンソール、21 ... システム制御部、23 ... 架台制御部、25 ... 再構成装置、27 ... 画像処理装置、29 ... 入力機器、31 ... 表示機器、33 ... 記憶装置、50 ... 血管解析装置、51 ... 領域設定部、53 ... 画像解析・追尾処理部、55 ... 力学モデル構築部、57 ... 血管応力解析部、59 ... 血液流体解析部、61 ... 統計的同定部、63 ... コラテラル判定部

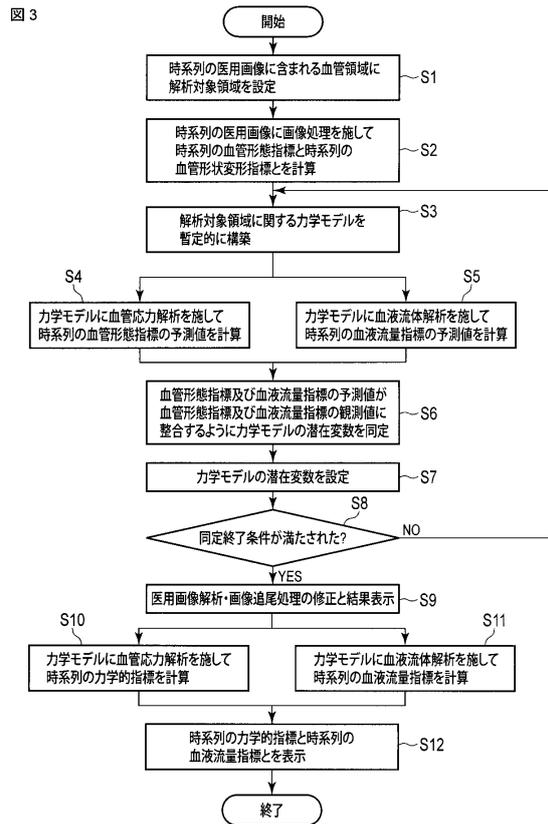
【図1】



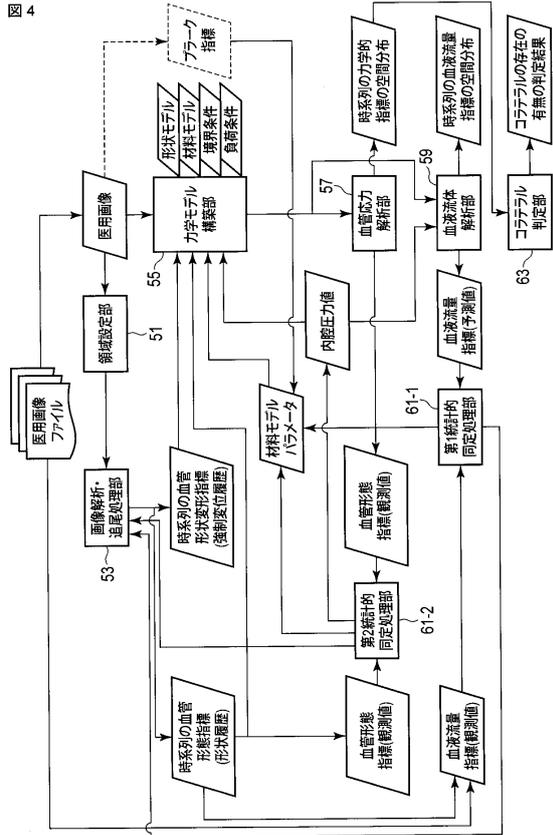
【図2】



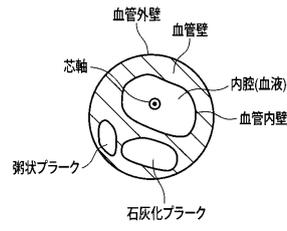
【図3】



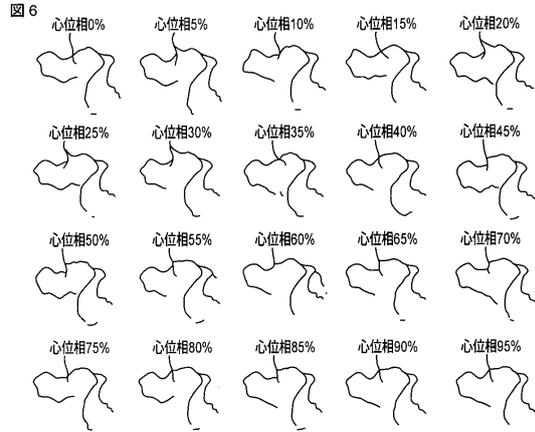
【 図 4 】



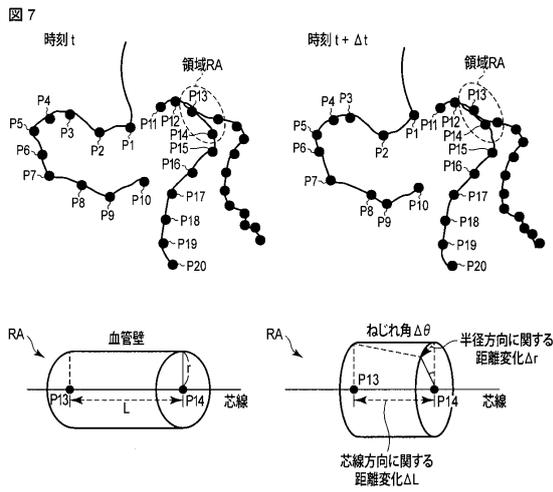
【 図 5 】



【 図 6 】



【 図 7 】

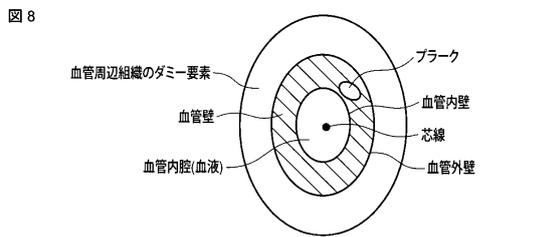


【 図 9 】

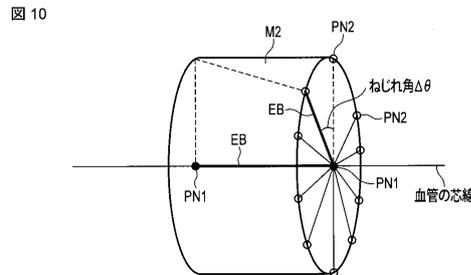
図 9

ID	性状	CT値範囲	材料モデルパラメータ
1	正常血管壁	-100~+100	パラメータA
2	粥状プラーク	+100~+300	パラメータB
3	石灰化プラーク	+300~+700	パラメータC

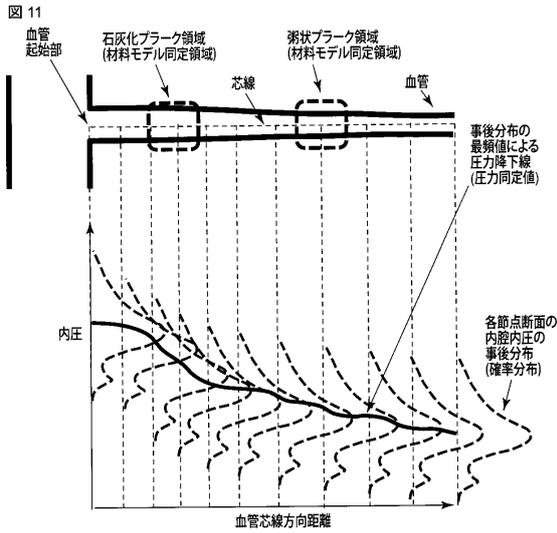
【 図 8 】



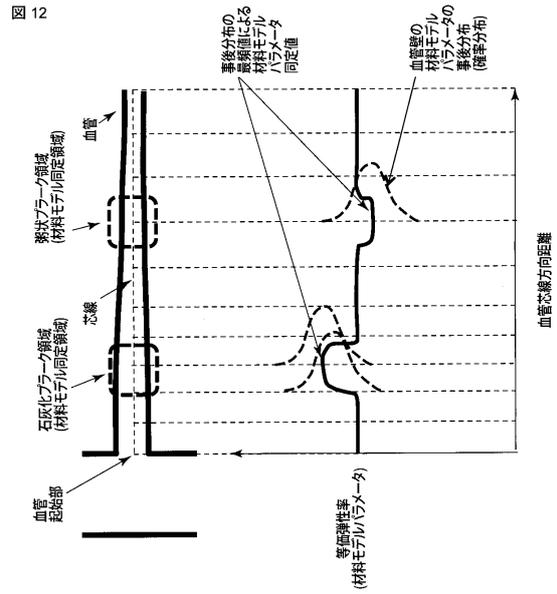
【 図 10 】



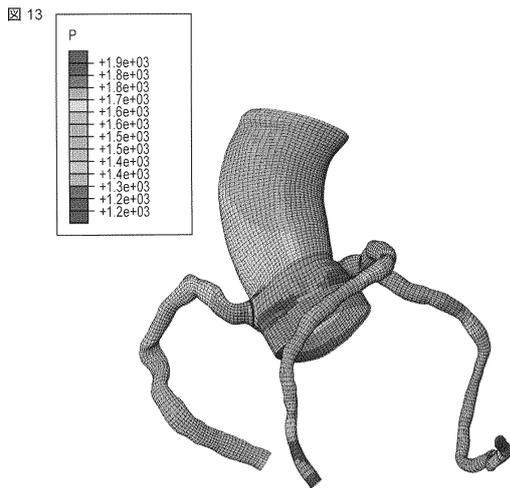
【 図 1 1 】



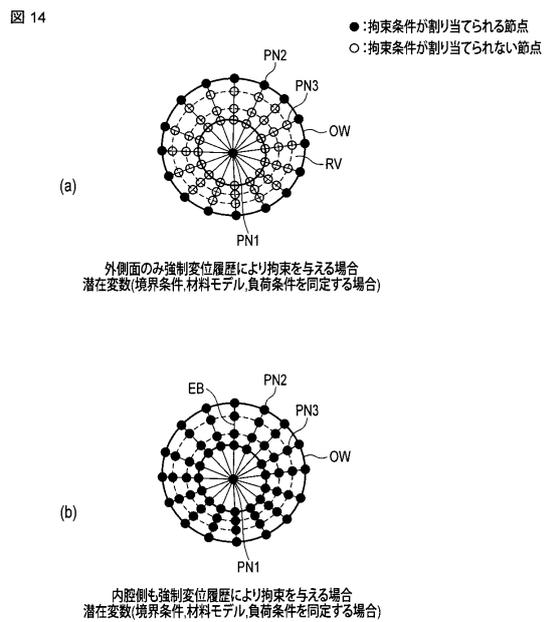
【 図 1 2 】



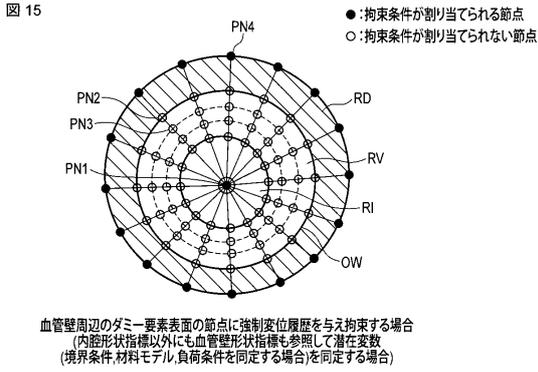
【 図 1 3 】



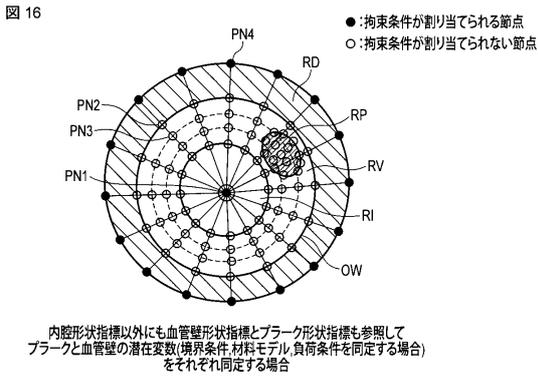
【 図 1 4 】



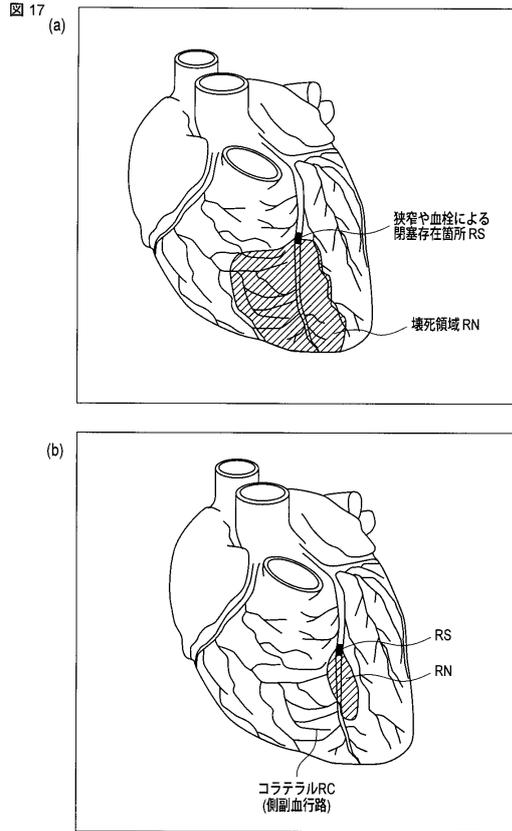
【図15】



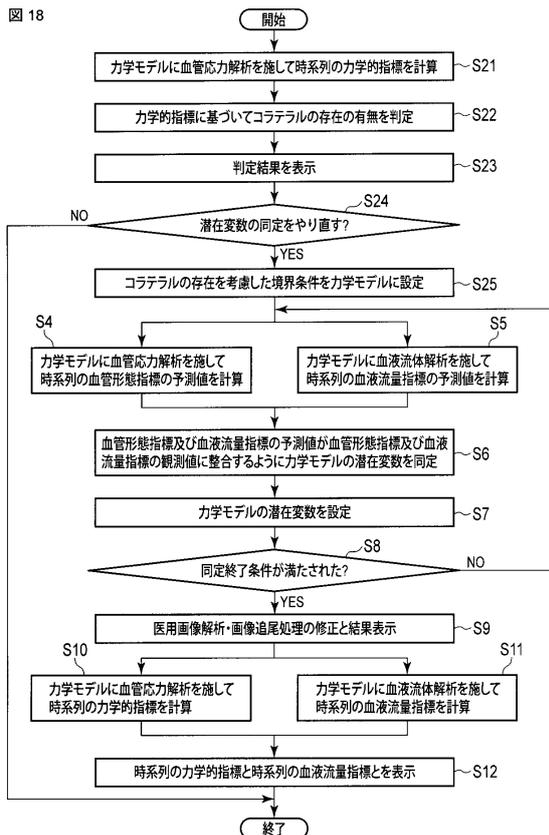
【図16】



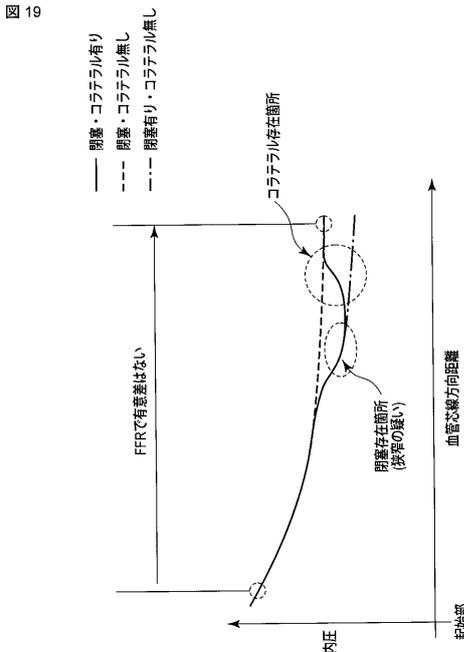
【図17】



【図18】



【図19】



フロントページの続き

- (74)代理人 100140176
弁理士 砂川 克
- (74)代理人 100158805
弁理士 井関 守三
- (74)代理人 100172580
弁理士 赤穂 隆雄
- (74)代理人 100179062
弁理士 井上 正
- (74)代理人 100124394
弁理士 佐藤 立志
- (74)代理人 100112807
弁理士 岡田 貴志
- (74)代理人 100111073
弁理士 堀内 美保子
- (72)発明者 大賀 淳一郎
東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社東芝内
- (72)発明者 廣畑 賢治
東京都港区芝浦一丁目1番1号 株式会社東芝内
- (72)発明者 神長 茂生
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内
- (72)発明者 藤澤 恭子
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内
- (72)発明者 若井 智司
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内
- (72)発明者 荒木田 和正
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内
- (72)発明者 五十嵐 匠真
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内
- (72)発明者 石井 秀明
栃木県大田原市下石上1385番地 東芝メディカルシステムズ株式会社社内

審査官 田邊 英治

- (56)参考文献 特表2005-528974(JP,A)
特表2013-534154(JP,A)
特開2011-200549(JP,A)
米国特許出願公開第2010/0017171(US,A1)
劉 浩, 循環系におけるマルチスケール計算バイオメカニクス, バイオメカニズム学会誌, 日本
, 2004年, 28(4), PP.173-178

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 6/03