

(19) 日本国特許庁(JP)

(12) 特許公報(B2)

(11) 特許番号

特許第6380949号
(P6380949)

(45) 発行日 平成30年8月29日(2018.8.29)

(24) 登録日 平成30年8月10日(2018.8.10)

(51) Int. Cl. F 1
A 6 1 B 5/00 (2006.01) A 6 1 B 5/00 G
A 6 1 B 5/0275 (2006.01) A 6 1 B 5/0275 Z

請求項の数 4 (全 16 頁)

(21) 出願番号	特願2014-146637 (P2014-146637)	(73) 特許権者	000005223 富士通株式会社
(22) 出願日	平成26年7月17日(2014.7.17)		神奈川県川崎市中原区上小田中4丁目1番1号
(65) 公開番号	特開2016-22040 (P2016-22040A)	(73) 特許権者	504137912 国立大学法人 東京大学
(43) 公開日	平成28年2月8日(2016.2.8)		東京都文京区本郷七丁目3番1号
審査請求日	平成29年4月3日(2017.4.3)	(74) 代理人	100092152 弁理士 服部 毅巖
		(72) 発明者	渡邊 正宏 神奈川県川崎市中原区上小田中4丁目1番1号 富士通株式会社内
		(72) 発明者	門岡 良昌 神奈川県川崎市中原区上小田中4丁目1番1号 富士通株式会社内

最終頁に続く

(54) 【発明の名称】 可視化装置、可視化方法、および可視化プログラム

(57) 【特許請求の範囲】

【請求項1】

器官が有する細動脈、細静脈、および前記細動脈と前記細静脈との間の毛細血管の構造を示す血管網を2次元平面上に定義した循環モデルと、前記循環モデルに示される血管網内の血流のシミュレーション結果とを記憶する記憶部と、

前記循環モデルを、前記毛細血管の構造を示す血管網が円筒の側面上に配置された立体構造に変換し、前記立体構造上に前記シミュレーション結果を表示する演算部と、を有する可視化装置。

【請求項2】

前記演算部は、動脈側から静脈側への血流方向に対して直交する方向の前記循環モデルの幅が、側面の周囲の長さとなるような前記円筒を作成し、前記円筒に毛細血管を配置することを特徴とする請求項1記載の可視化装置。

【請求項3】

コンピュータが、

器官が有する細動脈、細静脈、および前記細動脈と前記細静脈との間の毛細血管の構造を示す血管網を2次元平面上に定義した循環モデルを、前記毛細血管の構造を示す血管網が円筒の側面上に配置された立体構造に変換し、

前記循環モデルに示される血管網内の血流のシミュレーション結果を、前記立体構造上に表示する、

可視化方法。

【請求項 4】

コンピュータに、

器官が有する細動脈、細静脈、および前記細動脈と前記細静脈との間の毛細血管の構造を示す血管網を 2次元平面上に定義した循環モデルを、前記毛細血管の構造を示す血管網が円筒の側面上に配置された立体構造に変換し、

前記循環モデルに示される血管網内の血流のシミュレーション結果を、前記立体構造上に表示する、

処理を実行させる可視化プログラム。

【発明の詳細な説明】

【技術分野】

10

【0001】

本発明は、シミュレーション結果を可視化する可視化装置、可視化方法、および可視化プログラムに関する。

【背景技術】

【0002】

高度科学技術計算 (High Performance Computing) の分野においては、心臓などの器官におきる現象を数値解析により求める生体シミュレーションが行われる。例えば、スーパーコンピュータ等の計算機を用いたシミュレーションにより心筋の挙動を再現し、3次元コンピュータグラフィックス技術を用いて心臓の挙動を表示することができる。また心筋の挙動に伴う冠循環のシミュレーションも可能である。

20

【0003】

冠循環は、心臓の心筋に血液を供給する血管網 (以降、「冠循環網」と呼ぶ) である。心筋に血液を供給する冠循環網には、バルサルバ洞から血液を輸送するための冠動脈と、心筋が酸素を利用したのちに排出した二酸化炭素を輸送する冠静脈がある。冠循環網は、臓器スケールで確認可能な血管の径のものから、心筋内部に血液を循環させる径のものがある。この全体の血管網の構造を解剖学的に解明する研究が進められている。例えば冠状毛細血管の血流力学の分析に関する論文がある。

【0004】

患者の心臓に合わせた3次元モデルを用いて冠循環のシミュレーションを行えば、患者固有の冠循環の様子をコンピュータで再現できる。そこで、患者固有の3次元モデルを作成する技術が考えられている。例えば、患者の心臓の幾何学的形状に関する患者固有のデータに基づいて、患者の心臓の少なくとも一部を表す3次元モデルを作成する技術が考えられている。また心臓を含む生体の複数の断層画像から生成されるデータを用いて、心臓および心臓系血管の3Dモデルを生成する技術も考えられている。さらに心臓のような動体を複数方向から撮影した映像を用いて3次元形状の動きを求める技術も考えられている。

30

【0005】

なお、細い血管網を含めた冠循環のシミュレーションを行うと、計算機に対する処理負荷が非常に大きくなる。そこで、細い血管網を含めた冠循環のシミュレーションを効率化する技術が考えられている。

40

【先行技術文献】

【特許文献】

【0006】

【特許文献1】国際公開第2012/021307号

【特許文献2】特開2011-200549号公報

【特許文献3】特開2004-201730号公報

【特許文献4】特開2013-233369号公報

【非特許文献】

【0007】

【非特許文献1】Kassab GS, Le KN, Fung YC, "A hemodynamic analysis of coronary c

50

apillary blood flow based on anatomic and distensibility data.", American Journal of Physiology- Heart and Circulatory Physiology, 1 December 1999, vol;277, H21 58-2166.

【発明の概要】

【発明が解決しようとする課題】

【0008】

3次元モデルを用いた心臓のシミュレーション結果を観察する際、3次元モデル上にシミュレーション結果を表示することができる。例えばシミュレーションによって算出された心筋や血管の物理量の値の違いを、色情報の違いに置き換えて、3次元モデルを表示することで、シミュレーション結果を3次元モデル上で観察できる。

10

【0009】

しかし、微小循環系については、血管網が2次元の平面的な構造でしか定義されておらず、微小循環系についてシミュレーション結果を立体構造上で確認することができない。すなわち、冠循環などの血流のシミュレーションの実現の観点からは、毛細血管のような細い血管を含む微小循環系については、3次元にモデル化しなくても、十分な精度のシミュレーション結果が得られる。そのためシミュレーションに用いる血管網のモデルにおいて、微小循環系については、2次元の平面上での、血管の径や長さ、接続関係などの構造が定義されており、立体構造については定義されていない。その結果、微小循環系について立体構造を再現できず、微小循環系におけるシミュレーション結果を立体構造上で観察することができない。

20

【0010】

1つの側面では、本件は、平面上に配置された循環モデルを用いた血流のシミュレーションの結果を立体構造上で観察できるようにすることを目的とする。

【課題を解決するための手段】

【0011】

1つの案では、器官が有する直径が所定値以下の血管網を2次元平面上に定義した循環モデルと、循環モデルに示される血管網内の血流のシミュレーション結果とを記憶する記憶部と、循環モデルを、血管網が円筒の側面上に配置された立体構造に変換し、立体構造上にシミュレーション結果を表示する演算部と、を有する可視化装置が提供される。

30

【発明の効果】

【0012】

1案によれば、平面上に配置された循環モデルを用いた血流のシミュレーションの結果を立体構造上で確認できる。

【図面の簡単な説明】

【0013】

【図1】第1の実施の形態に係る装置の機能構成例を示す図である。

【図2】本実施の形態に用いるコンピュータのハードウェアの一構成例を示す図である。

【図3】第2の実施の形態に係るコンピュータの機能を示すブロック図である。

【図4】非構造格子データの一例を示す図である。

【図5】冠循環マクロモデルのデータ構造の一例を示す図である。

40

【図6】冠循環ミクロモデルのデータ構造の一例を示す図である。

【図7】心臓の3次元モデルの一例を示す図である。

【図8】シミュレーション結果記憶部のデータ構造の一例を示す図である。

【図9】細い血管の一例を示す図である。

【図10】冠循環系のモデルの一例を示す図である。

【図11】微小領域の可視化処理の手順の一例を示すフローチャートである。

【図12】血管形状作成処理の手順の一例を示すフローチャートである。

【図13】微小循環モデルの拡大図である。

【図14】円筒周囲への血管配置処理の手順の一例を示すフローチャートである。

【図15】微小循環系の両端の血管の変形例を示す図である。

50

【図16】微小循環系の第1の表示例を示す図である。

【図17】微小循環系の第2の表示例を示す図である。

【図18】微小循環系の第3の表示例を示す図である。

【発明を実施するための形態】

【0014】

以下、本実施の形態について図面を参照して説明する。なお各実施の形態は、矛盾のない範囲で複数の実施の形態を組み合わせ実施することができる。

〔第1の実施の形態〕

まず、第1の実施の形態について説明する。第1の実施の形態は、微小循環系の血流のシミュレーション結果を、ユーザが見やすいように3次元の血管網のモデル上に表示するものである。

10

【0015】

図1は、第1の実施の形態に係る装置の機能構成例を示す図である。可視化装置10は、記憶部11と演算部12とを有している。

記憶部11は、器官の直径が所定値以下の血管網を2次元平面上に定義した循環モデル1と、循環モデル1に示される血管網内の血流のシミュレーション結果2とを記憶する。器官は、例えば心臓である。循環モデル1は、例えば細動脈、細静脈、および細動脈と細静脈との間の毛細血管の構造を示す微小循環モデルである。シミュレーション結果2には、例えばシミュレーション上のタイムステップごとの、血管要素における物理量が示されている。物理量としては、血管内の圧力、血管内を流れる血液の酸素濃度または二酸化炭素濃度などである。

20

【0016】

演算部12は、循環モデル1を、血管網が円筒3の側面上に配置された立体構造4に変換し、立体構造上にシミュレーション結果2を表示する。例えば演算部12は、動脈側から静脈側への血流方向に対して直交する方向の循環モデル1の幅が、側面の周囲の長さとなるような円筒3を作成する(ステップS1)。次に演算部12は、円筒3に毛細血管を配置する(ステップS2)。例えば演算部12は、毛細血管の構造を示す血管網を円筒3の側面上に配置する。これにより、循環モデルが立体構造4に変換される。そして演算部12は、循環モデル1を立体化した立体構造4上に、シミュレーション結果2を表示する(ステップS3)。この際、円筒3は表示されない。例えば、微小循環系の立体構造の表面を、血管または血管内の血流の物理量に応じた色彩で色づけして、立体構造を画面5に表示する。

30

【0017】

このようにして、シミュレーションに用いた2次元の循環モデルを立体化して、立体構造上にシミュレーション結果を表示できるようになる。その結果、シミュレーション結果を、立体構造によって観察することができ、シミュレーション結果の観察が容易となる。

【0018】

なお、演算部12は、例えば可視化装置10が有するプロセッサにより実現することができる。また、記憶部11は、例えば可視化装置10が有するメモリにより実現することができる。さらに、図1に示した各要素間を接続する線は通信経路の一部を示すものであり、図示した通信経路以外の通信経路も設定可能である。

40

【0019】

〔第2の実施の形態〕

次に第2の実施の形態について説明する。第2の実施の形態は、心臓全体のシミュレーションを行い、そのシミュレーション結果を、冠循環の微小循環系を含めて、立体構造のモデル上で観察できるようにしたものである。

【0020】

図2は、本実施の形態に用いるコンピュータのハードウェアの一構成例を示す図である。コンピュータ100は、プロセッサ101によって装置全体が制御されている。プロセッサ101には、バス109を介してメモリ102と複数の周辺機器が接続されている。

50

プロセッサ 101 は、マルチプロセッサであってもよい。プロセッサ 101 は、例えば CPU (Central Processing Unit)、MPU (Micro Processing Unit)、または DSP (Digital Signal Processor) である。プロセッサ 101 がプログラムを実行することで実現する機能の少なくとも一部を、ASIC (Application Specific Integrated Circuit)、PLD (Programmable Logic Device) などの電子回路で実現してもよい。

【0021】

メモリ 102 は、コンピュータ 100 の主記憶装置として使用される。メモリ 102 には、プロセッサ 101 に実行させる OS (Operating System) のプログラムやアプリケーションプログラムの少なくとも一部が一時的に格納される。また、メモリ 102 には、プロセッサ 101 による処理に必要な各種データが格納される。メモリ 102 としては、例えば RAM (Random Access Memory) などの揮発性の半導体記憶装置が使用される。

10

【0022】

バス 109 に接続されている周辺機器としては、HDD (Hard Disk Drive) 103、グラフィック処理装置 104、入力インタフェース 105、光学ドライブ装置 106、機器接続インタフェース 107 およびネットワークインタフェース 108 がある。

【0023】

HDD 103 は、内蔵したディスクに対して、磁気的にデータの書き込みおよび読み出しを行う。HDD 103 は、コンピュータ 100 の補助記憶装置として使用される。HDD 103 には、OS のプログラム、アプリケーションプログラム、および各種データが格納される。なお、補助記憶装置としては、フラッシュメモリなどの不揮発性の半導体記憶装置を使用することもできる。

20

【0024】

グラフィック処理装置 104 には、モニタ 21 が接続されている。グラフィック処理装置 104 は、プロセッサ 101 からの命令に従って、画像をモニタ 21 の画面に表示させる。モニタ 21 としては、CRT (Cathode Ray Tube) を用いた表示装置や液晶表示装置などがある。

【0025】

入力インタフェース 105 には、キーボード 22 とマウス 23 とが接続されている。入力インタフェース 105 は、キーボード 22 やマウス 23 から送られてくる信号をプロセッサ 101 に送信する。なお、マウス 23 は、ポインティングデバイスの一例であり、他のポインティングデバイスを使用することもできる。他のポインティングデバイスとしては、タッチパネル、タブレット、タッチパッド、トラックボールなどがある。

30

【0026】

光学ドライブ装置 106 は、レーザ光などを利用して、光ディスク 24 に記録されたデータの読み取りを行う。光ディスク 24 は、光の反射によって読み取り可能なようにデータが記録された可搬型の記録媒体である。光ディスク 24 には、DVD (Digital Versatile Disc)、DVD-RAM、CD-ROM (Compact Disc Read Only Memory)、CD-R (Recordable) / RW (ReWritable) などがある。

【0027】

機器接続インタフェース 107 は、コンピュータ 100 に周辺機器を接続するための通信インタフェースである。例えば機器接続インタフェース 107 には、メモリ装置 25 やメモリアダプタ 26 を接続することができる。メモリ装置 25 は、機器接続インタフェース 107 との通信機能を搭載した記録媒体である。メモリアダプタ 26 は、メモリカード 27 へのデータの書き込み、またはメモリカード 27 からのデータの読み出しを行う装置である。メモリカード 27 は、カード型の記録媒体である。

40

【0028】

ネットワークインタフェース 108 は、ネットワーク 20 に接続されている。ネットワークインタフェース 108 は、ネットワーク 20 を介して、他のコンピュータまたは通信機器との間でデータの送受信を行う。

【0029】

50

以上のようなハードウェア構成によって、第2の実施の形態の処理機能を実現することができる。なお、第1の実施の形態に示した可視化装置100も、図2に示したコンピュータ100と同様のハードウェアにより実現することができる。

【0030】

コンピュータ100は、例えばコンピュータ読み取り可能な記録媒体に記録されたプログラムを実行することにより、第2の実施の形態の処理機能を実現する。コンピュータ100に実行させる処理内容を記述したプログラムは、様々な記録媒体に記録しておくことができる。例えば、コンピュータ100に実行させるプログラムをHDD103に格納しておくことができる。プロセッサ101は、HDD103内のプログラムの少なくとも一部をメモリ102にロードし、プログラムを実行する。またコンピュータ100に実行させるプログラムを、光ディスク24、メモリ装置25、メモ리카ード27などの可搬型記録媒体に記録しておくこともできる。可搬型記録媒体に格納されたプログラムは、例えばプロセッサ101からの制御により、HDD103にインストールされた後、実行可能となる。またプロセッサ101が、可搬型記録媒体から直接プログラムを読み出して実行することもできる。

10

【0031】

図3は、第2の実施の形態に係るコンピュータの機能を示すブロック図である。コンピュータ100は、心臓モデル記憶部110、シミュレータ120、シミュレーション結果記憶部130、および可視化部140を有する。

【0032】

心臓モデル記憶部110は、心臓の心筋や血管の形状を定義するデータを記憶する。例えば患者の実際の心臓を表すデータが、心臓モデル記憶部110に格納される。心臓モデル記憶部110には、非構造格子データ111、冠循環マクロモデル112、および冠循環ミクロモデル113が格納されている。例えばメモリ102またはHDD103の記憶領域の一部が、心臓モデル記憶部110として使用される。

20

【0033】

非構造格子データ111は、心臓の形状を3次元で表すデータである。非構造格子データ111では、例えば複数の4面体の要素によって心臓の形状が表される。その場合、心臓が存在する空間に、多数の節点が設けられる。そして4つの節点を頂点とする多数の4面体が定義される。1つの4面体が、例えば心臓の心筋細胞を表す要素である。

30

【0034】

冠循環マクロモデル112は、心臓の冠循環系における直径が所定値以上の血管の立体構造を示すデータである。冠循環ミクロモデル113は、心臓の冠循環系における直径が所定値未満の血管の構造を、平面的に表したデータである。

【0035】

シミュレータ120は、心臓の3次元モデルに基づいて、拍動を含む心臓の挙動をシミュレートする。またシミュレータ120は、心臓の血液の流れ(冠循環)をシミュレートすることもできる。そしてシミュレータ120は、シミュレーション結果を、シミュレーション結果記憶部130に格納する。例えばシミュレータ120は、シミュレーション上の時刻(タイムステップ)を所定時間ずつ進行させ、その都度、3次元モデルの節点の位置、および要素や節点における物理量(例えば血圧や血流量など)を算出する。各時刻での節点の位置や物理量は、その前の時刻における節点の位置や物理量に基づいて算出される。シミュレータ120は、シミュレーション上の時刻における所定のタイミングで、その時点での節点の位置、および要素や節点における物理量を、シミュレーション結果として出力する。

40

【0036】

シミュレーション結果記憶部130は、シミュレーション結果を記憶する。シミュレーション結果記憶部130としては、例えばメモリ102またはHDD103の記憶領域の一部が使用される。

【0037】

50

可視化部 1 4 0 は、心臓の挙動や冠循環系をモニタ 2 1 に表示する。例えば可視化部 1 4 0 は、微小血管網も含めて 3 次元で正しく表示できるように、冠循環マイクロモデル 1 1 3 を医療的な知見に基づく幾何形状に変形させる。さらに可視化部 1 4 0 は、冠循環マクロモデル 1 1 2 や冠循環マイクロモデル 1 1 3 の血管に、血流や血圧などの各種物理量を設定する。そして可視化部 1 4 0 は、例えば設定された物理量の値に応じた色で、心臓の心筋または冠循環系の血管を表示する。

【 0 0 3 8 】

なお可視化部 1 4 0 は、図 1 に示した第 1 の実施の形態における演算部 1 2 の一例である。また心臓モデル記憶部 1 1 0、およびシミュレーション結果記憶部 1 3 0 を合わせた機能は、図 1 に示した第 1 の実施の形態における記憶部 1 1 の一例である。なお、図 3 に示した各要素間を接続する線は通信経路の一部を示すものであり、図示した通信経路以外の通信経路も設定可能である。また、図 3 に示した各要素の機能は、例えば、その要素に対応するプログラムモジュールをコンピュータに実行させることで実現することができる。

【 0 0 3 9 】

次に、心臓モデル記憶部 1 1 0 内のデータについて詳細に説明する。

図 4 は、非構造格子データの一例を示す図である。非構造格子データ 1 1 1 には、例えば節点情報テーブル 1 1 1 a と要素情報テーブル 1 1 1 b とが含まれる。節点情報テーブル 1 1 1 a と要素情報テーブル 1 1 1 b とによって、非構造格子データが構成される。節点情報テーブル 1 1 1 a には、節点ごとに、節点番号と節点の位置を示す座標とが設定されている。なお、節点情報テーブル 1 1 1 a に設定されている各節点の座標は、シミュレーション開始前の節点の位置を示しており、シミュレーションにより心臓の拍動が再現されると、節点の位置が変化する。要素情報テーブル 1 1 1 b には、要素ごとに、要素番号と 4 面体の要素の頂点となる節点の節点番号とが設定されている。

【 0 0 4 0 】

図 4 に示した非構造格子データ 1 1 1 に格納されたデータに基づいて、心臓の 3 次元モデルが生成できる。

図 5 は、冠循環マクロモデルのデータ構造の一例を示す図である。冠循環マクロモデル 1 1 2 は、心臓の血管ネットワークのうち、太い冠動脈・静脈の構造を示す情報である。冠循環マクロモデル 1 1 2 には、節点情報テーブル 1 1 2 a と血管要素情報テーブル 1 1 2 b とが含まれる。節点情報テーブル 1 1 2 a の構造は、図 4 に示す非構造格子データ 1 1 1 の節点情報テーブル 1 1 1 a と同様である。

【 0 0 4 1 】

血管要素情報テーブル 1 1 2 b には、血管の要素の要素番号に対応付けて、節点、レベル、直径、およびコンダクタンスが設定されている。要素番号は、血管の要素を一意に識別するための識別番号である。節点は、血管の要素の両端の位置の節点の識別番号である。レベルは、血管の太さのレベルである。動脈のレベルは正の値、静脈のレベルは負の値である。レベルの絶対値は、毛細血管が最も小さく、太い血管ほど大きくなる。直径は、血管の直径である。コンダクタンスは、血管内の血液の流れやすさを示す数値である。コンダクタンスが大きいほど、血管内の抵抗が少なく、血液が流れやすいことを示す。なお N_{elem} は血管の要素数である。

【 0 0 4 2 】

図 6 は、冠循環マイクロモデルのデータ構造の一例を示す図である。冠循環マイクロモデル 1 1 3 は、心臓の血管ネットワークのうち、中間ネットワーク、細動脈・細静脈、および毛細血管の構造を示す情報である。冠循環マイクロモデル 1 1 3 には、節点情報テーブル 1 1 3 a と血管要素情報テーブル 1 1 3 b とが含まれる。節点情報テーブル 1 1 3 a の構造は、図 4 に示す非構造格子データ 1 1 1 の節点情報テーブル 1 1 1 a と同様である。

【 0 0 4 3 】

血管要素情報テーブル 1 1 3 b には、血管の要素の要素番号に対応付けて、節点、レベル、長さ、直径、血管壁弾性率、基準圧力差、本数が設定されている。節点は、血管の要

10

20

30

40

50

素の両端の位置の節点の識別番号である。レベルは、血管のレベルである。長さは、血管の要素の長さである。直径は、血管の要素の直径である。血管壁弾性率は、血管の要素の壁の弾性率である。基準圧力差は、血管内の血圧と心筋内圧の圧力差の基準値を表す。この基準値とシミュレーションにおける各時刻での圧力差を基に血管径を計算する。本数は、対称性があると仮定したときの同じレベルの要素の本数である。

【0044】

以上のような心臓のモデルを定義するデータに基づいて、心臓の3次元モデルを生成することができる。

図7は、心臓の3次元モデルの一例を示す図である。図7の例では、3次元モデル31は、4面体の要素の集合体である。このような3次元モデル31に対して、電気信号の初期条件を与えることで、心臓の心筋を介した電気信号の伝播状況（興奮伝播）の再現シミュレーションを実行できる。また3次元モデル31に対して、心筋の収縮や拡張の動作に関する条件を与えることで、心臓の挙動のシミュレーションが可能となる。さらに心筋の収縮や拡張に伴う心臓の挙動のシミュレーションに伴い、冠循環系に流れる血流のシミュレーションを行うことができる。シミュレーション結果は、シミュレーション結果記憶部130に格納される。

10

【0045】

図8は、シミュレーション結果記憶部のデータ構造の一例を示す図である。シミュレーション結果記憶部130には、1回分のシミュレーション結果の記録時点を1タイムステップとし、タイムステップごとの心筋・血管データ131, 132, 133, ...が格納されている。心筋・血管データ131, 132, 133, ...は、タイムステップのときの心臓の状態（形状を含む）を示す情報である。心筋・血管データ131, 132, 133, ...には、タイムステップの番号（タイムステップインデックス）が付与されている。

20

【0046】

例えば心筋・血管データ131, 132, 133, ...には、要素・節点IDに対応付けて、要素または節点の位置、様々な物理量の値が設定されている。タイムステップごとの節点の位置により、各タイムステップでの心臓の形状が決まる。なお要素の位置は、例えば4面体の要素の重心位置である。また1つの物理量に関し、要素と節点の両方に値が設定されていてもよく、要素または節点の一方にのみ値が設定されていてもよい。物理量としては、例えば血管に対する圧力、血管内を流れる血液に含まれる酸素濃度または二酸化炭素濃度などがある。

30

【0047】

次に、冠循環系について説明する。冠循環系は、大動脈および大静脈から、細い血管に枝分かれする。

図9は、細い血管の一例を示す図である。血管の直径が数mm~数十 μ mの血管は導管血管32である。導管血管32は、心臓の隅々に血液を運搬する役割を担っている。導管血管32は、心表面を走行する血管（distributing vessels）から、心臓の壁を貫く方向へ走行する血管（delivering vessels）に分岐している。

【0048】

心臓の壁を貫く方向の血管からさらに血管が枝分し、微小循環系33を形成する。微小循環系33は、直径が数十 μ mの細動脈、細静脈と、毛細血管とを含む。導管血管32は、樹状構造であるのに対し、微小循環系33は、網目構造である。微小循環系33は、心筋に栄養を供給する役割を担っている。

40

【0049】

このような細い血管を含めて冠循環系の構造がモデル化されている。

図10は、冠循環系のモデルの一例を示す図である。冠循環マクロモデル112には、大動脈モデル41と大静脈モデル42との構造が定義されている。大動脈モデル41と大静脈モデル42とは、レベル11~6, -12~-6の範囲の直径の血管が含まれる。

【0050】

50

大動脈モデル 4 1 と大静脈モデル 4 2 との末端の節点には、冠循環マイクロモデル 1 1 3 に含まれる対称性モデル 4 3 が含まれる。対称性モデル 4 3 は、小血管系を表しており、小動脈と小静脈が対称となるように定義されている。対称性モデル 4 3 には、レベル - 5 ~ - 3 , 3 ~ 5 の範囲の直径の血管が含まれる。

【 0 0 5 1 】

また冠循環マイクロモデル 1 1 3 には、対称性モデル 4 3 の小動脈と小静脈との間の微小循環モデル 4 4 が定義されている。例えば 1 2 8 個の微小循環モデル 4 4 が、対称性モデル 4 3 の小動脈と小静脈との間に配置される。微小循環モデル 4 4 は、細動脈、毛細血管、および細静脈の構造を表している。微小循環モデル 4 4 には、レベル 3 ~ 1 , 0 , - 1 ~ - 3 の範囲の直径の血管が含まれる。

10

【 0 0 5 2 】

図 1 0 に示した冠循環系のモデルのうち、大動脈モデル 4 1 と大静脈モデル 4 2 については、医療的な知見に基づく冠循環の構造が、立体的に定義されている。他方、対称性モデル 4 3 と微小循環モデル 4 4 については、血管の接続関係、太さ、長さなどについて平面的に定義されており、立体的な構造については現実に即した構造とはなっていない。そのため、冠循環シミュレーションによって求めたマイクロな領域の血流分布などを 3 次元モデルで観察する際に、冠循環マイクロモデル 1 1 3 をそのまま再現すると、不自然な構造になってしまう。そこで第 2 の実施の形態では、可視化部 1 4 0 が、シミュレーション結果を 3 次元モデルを用いて表示する際に、冠循環マイクロモデル 1 1 3 を、医療的な知見に基づく 3 次元構造に再構成する。

20

【 0 0 5 3 】

以下、微小領域の可視化処理の手順について説明する。

図 1 1 は、微小領域の可視化処理の手順の一例を示すフローチャートである。なお微小領域の可視化処理は、ユーザからの可視化指示に応じて実行される。

【 0 0 5 4 】

[ステップ S 1 1 1] 可視化部 1 4 0 は、冠循環マイクロモデル 1 1 3 に基づいて、医療的な知見に基づく血管の幾何形状を作成する。この処理の詳細は、後述する (図 1 2 参照) 。

【 0 0 5 5 】

[ステップ S 1 1 2] 可視化部 1 4 0 は、血管に、可視化する物理量を配置する。例えば可視化部 1 4 0 は、シミュレーション結果記憶部 1 3 0 から可視化する物理量を取得する。そして可視化部 1 4 0 は、ステップ S 1 1 1 で作成した幾何形状の血管網に、取得した物理量を配置する。可視化する物理量は、例えばユーザからの入力により指定される。可視化する物理量としては、例えば血流量、血圧などがある。

30

【 0 0 5 6 】

[ステップ S 1 1 3] 可視化部 1 4 0 は、作成した 3 次元の血管形状に、設定された物理量の値に応じた色を配色し、モニタ 2 1 に表示する。

次に、血管形状作成処理について詳細に説明する。

【 0 0 5 7 】

図 1 2 は、血管形状作成処理の手順の一例を示すフローチャートである。

40

[ステップ S 1 2 1] 可視化部 1 4 0 は、冠循環マイクロモデルの幾何形状を作成する直交座標系を定義する。

【 0 0 5 8 】

[ステップ S 1 2 2] 可視化部 1 4 0 は、微小循環モデルの幅方向の最大値 y_a を取得する。

図 1 3 は、微小循環モデルの拡大図である。図 1 3 では、左側の端点 4 4 a から細動脈 4 4 c が枝状に伸びている。また右側の端点 4 4 b から細静脈 4 4 d が枝状に伸びている。細動脈 4 4 c と細静脈 4 4 d との間は、網状の毛細血管 4 4 e で接続されている。ここで、端点 4 4 a から端点 4 4 b 方向を x 軸とし、x 軸に直交する方向を y 軸とする。微小循環モデル 4 4 は、x - y 平面上に形成されている。このような場合、微小循環モデル 4

50

4の幅方向の最大値 y_a は、微小循環モデル44の y 方向の幅である。

【0059】

y_a は、例えば $200\mu\text{m}$ 程度となる。また毛細血管44eの x 方向の幅は、 $500\mu\text{m}$ 程度である。

以下、図12の説明に戻る。

【0060】

[ステップS123]可視化部140は、血管を巻く円筒を作成する。例えば可視化部140は、微小循環モデル44の幅が円筒周囲の長さとなるような大きさの円筒を作成する。その場合、円筒の直径 d は「 $d = y_a / \pi$ 」(π は円周率)となる。また可視化部140は、円筒の長さを、例えば微小循環モデル44の毛細血管44eの両端間の距離と同じにする。また円筒の長を、大きめにしておいてもよい。例えば可視化部140は、微小循環モデル44の両端点44a, 44b間の距離と同じにしてもよい。

10

【0061】

[ステップS124]可視化部140は、円筒周囲に血管を配置する。この際、可視化部140は、いったん血管の長さを伸ばして円筒の内面に配置した後、血管の長さを元の長さに収縮させる。

【0062】

図14は、円筒周囲への血管配置処理の手順の一例を示すフローチャートである。

[ステップS131]可視化部140は、微小循環系のデータを取得する。

[ステップS132]可視化部140は、円筒形状を示すデータを取得する。

20

【0063】

[ステップS133]可視化部140は、微小循環系の両端の血管を、円筒の端点に合わせて変形する。

図15は、微小循環系の両端の血管の変形例を示す図である。微小循環モデル44の細動脈44cと細静脈44dとの末端(毛細血管に接続される端部)が、円筒51の端部に接続される。

【0064】

以下、図14の説明に戻る。

[ステップS134]可視化部140は、細動脈44cと細静脈44dとの間の毛細血管を、円筒周囲に配置する。この際、各血管の長さを可変とする。例えば円筒の長さを大きめにしておいた場合、可視化部140は、血管の長さを伸ばして、各血管を円筒の周囲に配置する。

30

【0065】

[ステップS135]可視化部140は、微小循環系の血管を、直径が大きい血管から順に選択する。

[ステップS136]可視化部140は、選択した血管を、元の長さに修正する。例えば可視化部140は、選択した血管の直径を R_i とし、太い血管に接続されている方の端部から他方の端部へのベクトルを v_i とする。そして可視化部140は、選択した血管の太い血管に接続されている方の端部を固定し、ベクトル v_i の方向に血管の長さが元の長さに戻るまで縮める。

40

【0066】

[ステップS137]可視化部140は、微小循環系のすべての血管について長さを修正したか否かを判断する。すべての血管の長さを修正した場合、処理が終了する。長さが未修正の血管があれば、処理がステップS135に進められる。

【0067】

このように各血管の長さを収縮させると、それに応じて円筒の長さも縮められる。例えば、円筒中心を通過する、円筒の長さ方向のベクトルをベクトル C とする。このとき1つの血管の長さが v_i だけ短くなった場合、円筒の長さは $L_i = v_i (\cos \theta_i)$ だけ短くなる。 θ_i は、ベクトル v_i とベクトル C の成す角度である。微小循環系の一端から他端までの血管の経路上の各血管の収縮に応じた円筒短縮長 L_i の累積値の分だけ

50

、円筒の長さが短縮される。

【 0 0 6 8 】

微小循環モデルの中央部を円筒形に変形させたことにより、画面表示した際に、現実に近い形状で微小循環系の血管網を観察することができる。例えば可視化部 1 4 0 は、冠循環のシミュレーション結果に示される物理量の値の大きさを、血管の色に置き換えて、微小循環モデルを表示する。この際、ユーザは、観察対象の物理量を入力するとともに、物理量の値と色との対応関係を示すカラーマップデータを指定する入力を行う。観察対象の物理量としては、血管にかかる圧力、血管内を流れる血液の酸素濃度、血管内を流れる血液の二酸化炭素濃度などがある。

【 0 0 6 9 】

図 1 6 は、微小循環系の第 1 の表示例を示す図である。図 1 6 の上側は、Z 軸方向から見た微小循環系であり、下側は、Y 軸方向から見た微小循環系である。

図 1 7 は、微小循環系の第 2 の表示例を示す図である。図 1 7 の例は、斜め方向から見た微小循環系を表示したものである。

【 0 0 7 0 】

図 1 8 は、微小循環系の第 3 の表示例を示す図である。図 1 8 の例は、対称性のある領域と微小循環の領域とを合わせて表示したものである。

図 1 6 ~ 図 1 8 では、例えば色の違いにより物理量の値の違いが表現される。色の違いは、明度の違いや色相の違いである。例えば圧力を表示する場合、圧力値が高いほど赤に近い色とし、圧力値が低いほど青に近い色とする。また酸素濃度を表示する場合、酸素濃度が高いほど赤に近い色とし、酸素濃度が低いほど青に近い色とする。

【 0 0 7 1 】

このように 2 次元の平面上に形成された微小循環モデルを 3 次元の立体構造に変換して、シミュレーションの結果を表示することで、実際の血管網に近い構造で、物理量の分布などに関する状況を観察することができる。その結果、シミュレーションを用いた患者の状態の把握が容易となる。

【 0 0 7 2 】

なお、第 2 の実施の形態では、心臓の冠循環における微小循環モデルを立体化しているが、心臓以外の臓器の微小循環系も、同様に立体化することができる。

以上、実施の形態を例示したが、実施の形態で示した各部の構成は同様の機能を有する他のものに置換することができる。また、他の任意の構成物や工程が付加されてもよい。さらに、前述した実施の形態のうちの任意の 2 以上の構成（特徴）を組み合わせたものであってもよい。

【符号の説明】

【 0 0 7 3 】

- 1 循環モデル
- 2 シミュレーション結果
- 3 円筒
- 4 立体構造
- 5 画面
- 1 0 可視化装置
- 1 1 記憶部
- 1 2 演算部

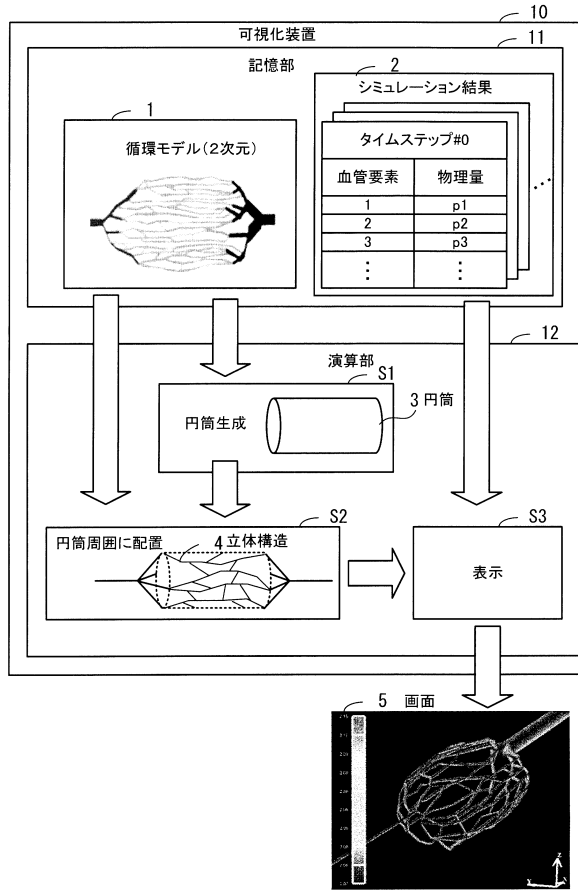
10

20

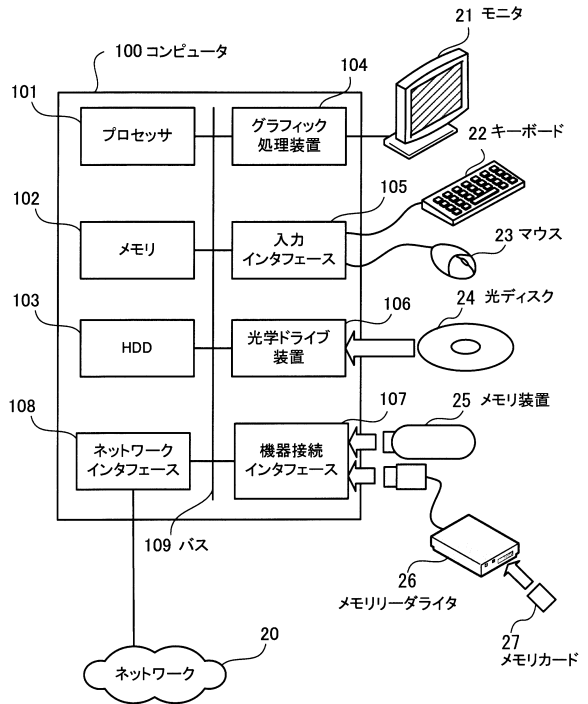
30

40

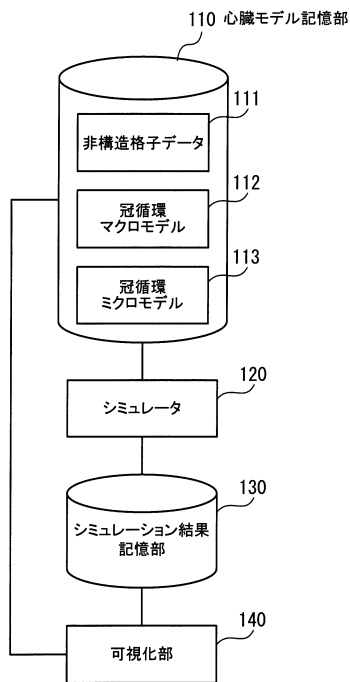
【図1】



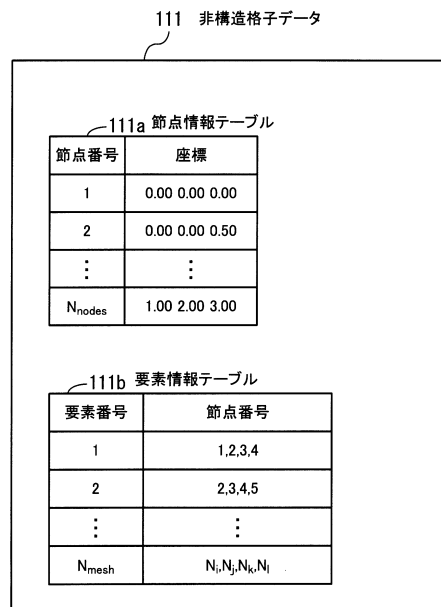
【図2】



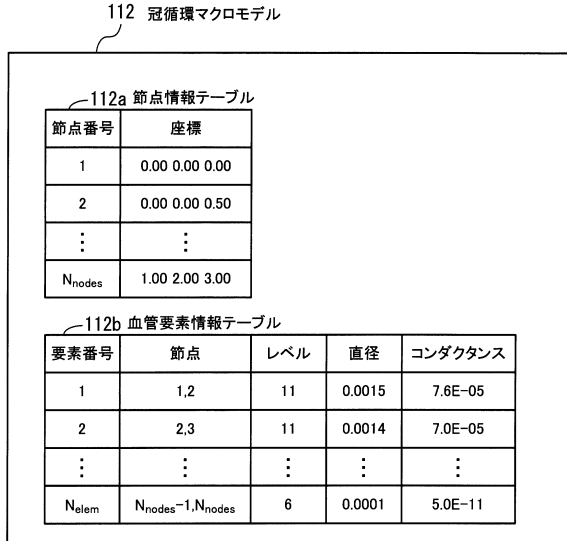
【図3】



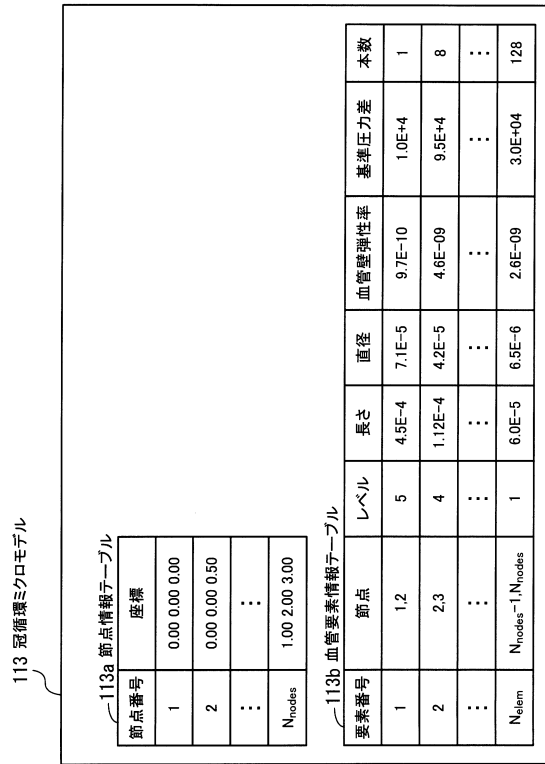
【図4】



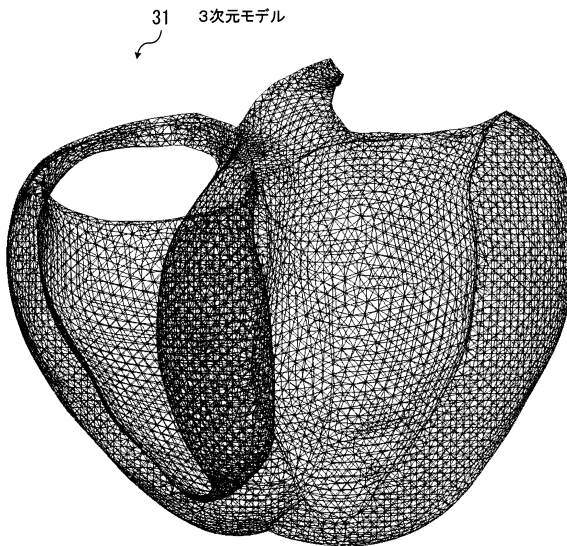
【図5】



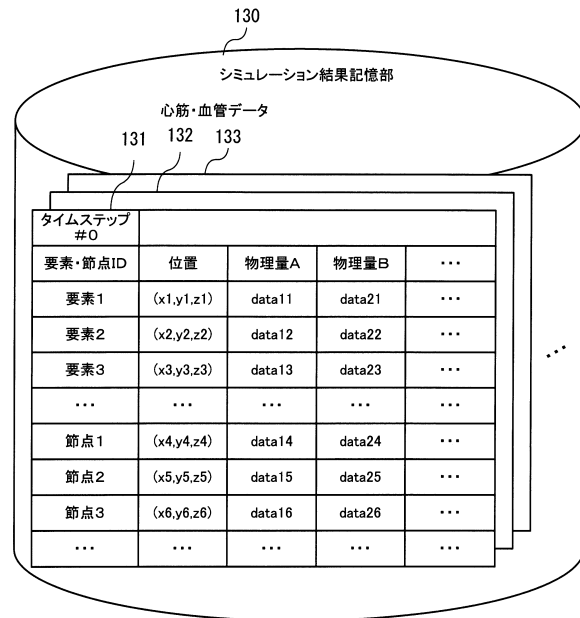
【図6】



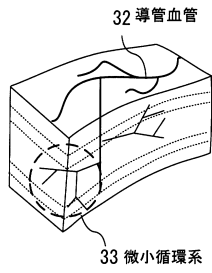
【図7】



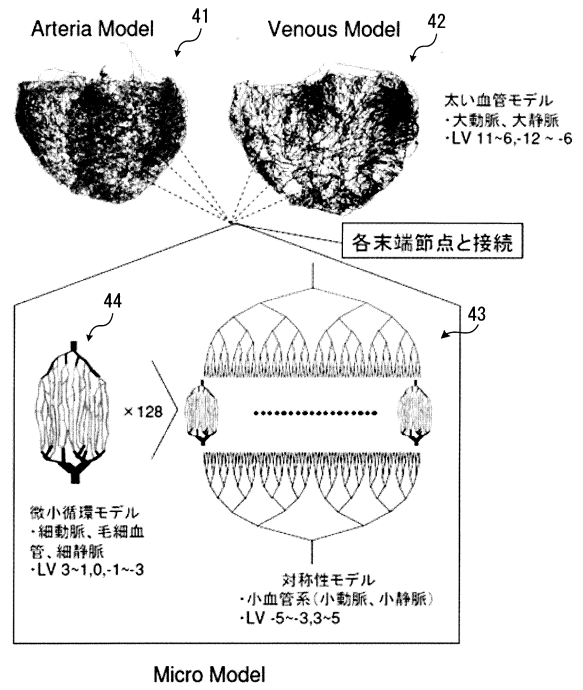
【図8】



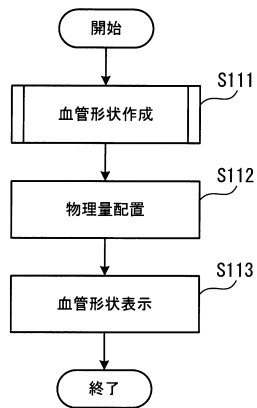
【図9】



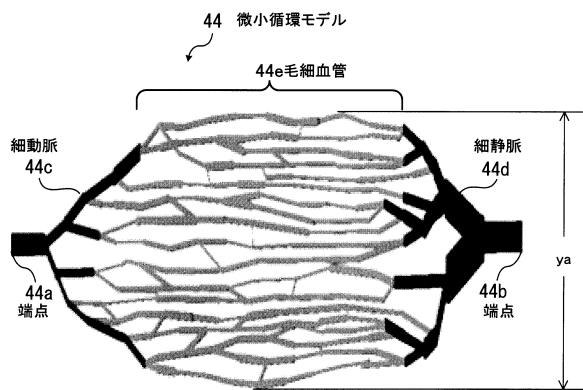
【図10】



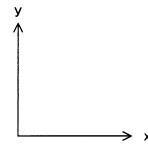
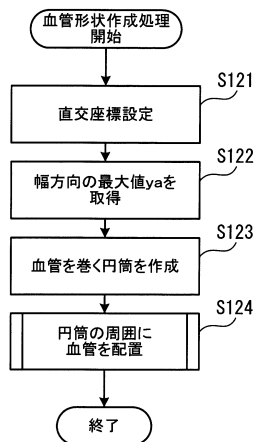
【図11】



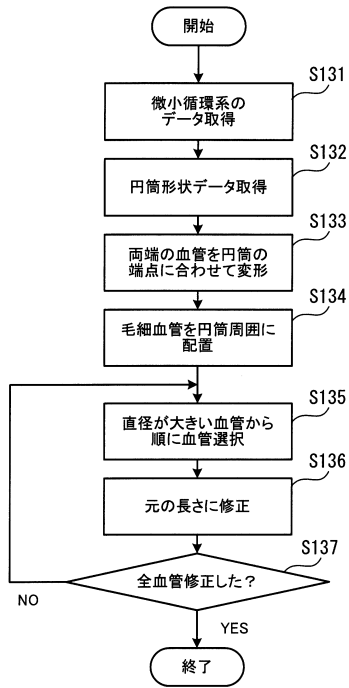
【図13】



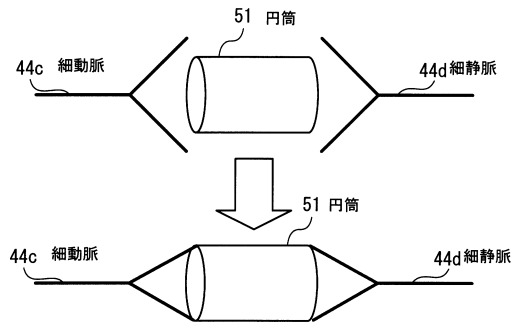
【図12】



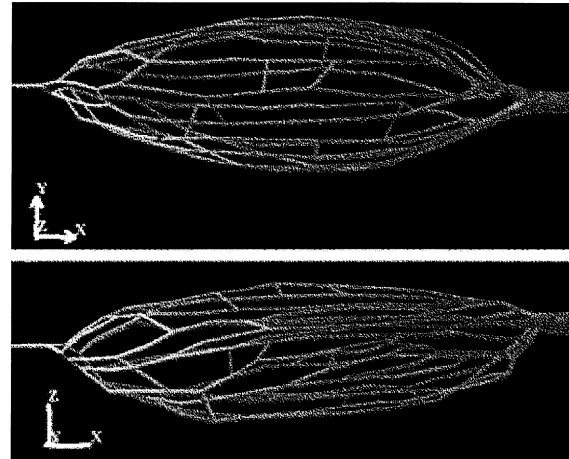
【図14】



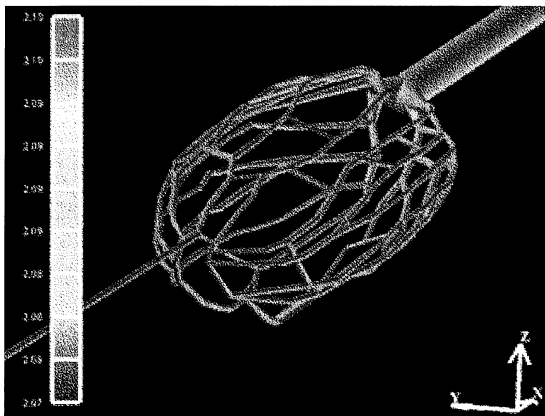
【図15】



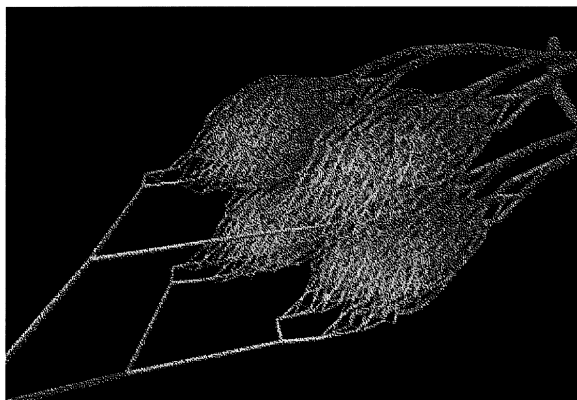
【図16】



【図17】



【図18】



フロントページの続き

- (72)発明者 久田 俊明
東京都文京区本郷七丁目3番1号 国立大学法人東京大学内
- (72)発明者 杉浦 清了
東京都文京区本郷七丁目3番1号 国立大学法人東京大学内
- (72)発明者 鷲尾 巧
東京都文京区本郷七丁目3番1号 国立大学法人東京大学内
- (72)発明者 岡田 純一
東京都文京区本郷七丁目3番1号 国立大学法人東京大学内

審査官 増淵 俊仁

- (56)参考文献 特開2013-233369(JP,A)
特開2010-017314(JP,A)
特表2013-534154(JP,A)

- (58)調査した分野(Int.Cl., DB名)
A61B 5/00 - 5/03
A61B 6/00 - 6/14