

(12) 按照专利合作条约所公布的国际申请

(19) 世界知识产权组织
国际局

(43) 国际公布日
2018年7月26日 (26.07.2018)



(10) 国际公布号
WO 2018/133118 A1

(51) 国际专利分类号:
A61B 5/026 (2006.01) G06T 7/00 (2017.01)

(21) 国际申请号: PCT/CN2017/072256

(22) 国际申请日: 2017年1月23日 (23.01.2017)

(25) 申请语言: 中文

(26) 公布语言: 中文

(71) 申请人: 上海联影医疗科技有限公司 (SHANGHAI UNITED IMAGING HEALTHCARE CO., LTD.) [CN/CN]; 中国上海市嘉定区城北路2258号, Shanghai 201807 (CN)。

(72) 发明人: 马杰延 (MA, Jieyan); 中国上海市嘉定工业区域城北路2258号, Shanghai 201807 (CN)。任远 (REN, Yuan); 中国上海市嘉定工业区域城北路2258号, Shanghai 201807 (CN)。王洪建 (WANG, Hongjian); 中国上海市嘉定工业区域城北路2258号, Shanghai 201807 (CN)。

(74) 代理人: 成都七星天知识产权代理有限公司 (METIS IP (CHENGDU) LLC); 中国四川省成

都市天府创新中心 (天府大道南段846号), Sichuan 610213 (CN)。

(81) 指定国 (除另有指明, 要求每一种可提供的国家保护): AE, AG, AL, AM, AO, AT, AU, AZ, BA, BB, BG, BH, BN, BR, BW, BY, BZ, CA, CH, CL, CN, CO, CR, CU, CZ, DE, DJ, DK, DM, DO, DZ, EC, EE, EG, ES, FI, GB, GD, GE, GH, GM, GT, HN, HR, HU, ID, IL, IN, IR, IS, JP, KE, KG, KH, KN, KP, KR, KW, KZ, LA, LC, LK, LR, LS, LU, LY, MA, MD, ME, MG, MK, MN, MW, MX, MY, MZ, NA, NG, NI, NO, NZ, OM, PA, PE, PG, PH, PL, PT, QA, RO, RS, RU, RW, SA, SC, SD, SE, SG, SK, SL, SM, ST, SV, SY, TH, TJ, TM, TN, TR, TT, TZ, UA, UG, US, UZ, VC, VN, ZA, ZM, ZW。

(84) 指定国 (除另有指明, 要求每一种可提供的地区保护): ARIPO (BW, GH, GM, KE, LR, LS, MW, MZ, NA, RW, SD, SL, ST, SZ, TZ, UG, ZM, ZW), 欧亚 (AM, AZ, BY, KG, KZ, RU, TJ, TM), 欧洲 (AL, AT, BE, BG, CH, CY, CZ, DE, DK, EE, ES, FI, FR, GB, GR, HR, HU, IE, IS, IT, LT, LU, LV, MC, MK, MT, NL, NO, PL, PT,

(54) Title: SYSTEM AND METHOD FOR ANALYZING BLOOD FLOW STATE

(54) 发明名称: 血流状态分析系统及方法

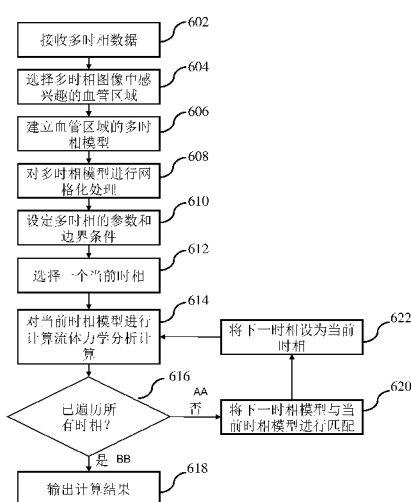


图6

(57) Abstract: A method and system for acquiring a blood flow state. The method comprises: during a process of determining a blood flow state, acquiring images of multiple temporal phases, and establishing multiple blood vessel models respectively corresponding to the multiple temporal phases; and associating the multiple blood vessel models, configuring, according to the association results, boundary conditions of the multiple blood vessel models, and determining blood vessel states of the multiple blood vessel models.

(57) 摘要: 一种获取血流状态的方法和系统, 在确定血流状态的过程中, 获取多个时相的图像, 建立与多个时相分别对应的多个血管模型。关联所述多个血管模型, 根据关联结果分别设定所述多个血管模型的边界条件, 确定所述多个血管模型的血管状态。

602 Receive multi-temporal data
604 Select a blood vessel region of interest from multi-temporal images
606 Establish a multi-temporal model of the blood vessel region
608 Perform a meshing operation on the multi-temporal model
610 Configure a multi-temporal parameter and boundary condition
612 Select a current temporal phase
614 Compute and perform hydro-mechanical analysis and computation with respect to a model of the current temporal phase
616 All temporal phases traversed?
618 Output the computation result
620 Match a model of the next temporal phase against the model of the current temporal phase
622 Configure the next temporal phase as the current temporal phase
AA No
BB Yes

RO, RS, SE, SI, SK, SM, TR), OAPI (BF, BJ, CF, CG, CI,
CM, GA, GN, GQ, GW, KM, ML, MR, NE, SN, TD, TG)。

本国际公布：

- 包括国际检索报告(条约第21条(3))。

血流状态分析系统及方法

技术领域

[0001] 本申请涉及一种血流状态分析系统和方法，尤其是一种利用计算流体力学获取多时相血流动力学参数的系统及方法。

背景技术

[0002] CTA、MRA 成像技术广泛应用在外周血管疾病诊断中，尤其在血管狭窄（椎动脉狭窄）、动脉瘤、夹层动脉瘤、肿瘤供血动脉等血管疾病等方面。血管分析软件应用提供了血管分析的工具，用于细小四级血管的精确提取、完整去骨、快速自动测量等。医学图像分析软件系统在针对血管的分析中一般采用图像分割技术，以及图像显示技术对相应对象的血管进行形态学上的三维模拟重建。医生通过针对血管形态学上的指标（血管狭窄程度、血管瘤膨胀程度等）对病变程度进行分析处理，可利用信息单一。

[0003] 计算流体力学（Computational Fluid Dynamics/CFD）是一个 20 世纪 50 年代以来，随着计算机的发展而产生的一个介于数学、流体力学和计算机之间的交叉学科。其主要研究内容是通过计算机和数值方法来求解流体力学的控制方程，对流体力学问题进行模拟和分析。血管模型或血流模型是一个利用计算流体力学的新兴应用。利用计算流体力学对单时相数据进行分析难以全面的体现分析区域的实际情况和变化规律，也会由于选择时相不准确而使结果出现偏差。

简述

[0004] 根据本申请的一个方面，披露了一种可以被至少一个包含处理器和存储器的设备执行的方法。该方法可以包括：获取一个第一时相的图像和一个第二时相的图像；在该第一时相的图像中选择一个第一血管区域，其中，该第一血管区域包含一个血管；在该第二时相的图像中选择一个第二血管区域，其中，该第二血管区域包含至少一部分该血管；建立一个第一血管模型，其中，该第一血管模型与该第一血管区域相对应；建立一个第二血管模型，其中，该第二血管模型与该第二血管区域相对应；设定该第一血管模型的边界条件和该第二血管模型的边界条件；根据该第一血管模型的边界条件，确定该第一血管模型中该血管在该第一时相的状态；基于该血管在该第一时相的状态，关联

该第一血管模型和该第二血管模型；以及根据该关联结果以及该第二血管模型的边界条件，确定该第二血管模型中该血管在该第二时相的状态。在一些实施例中，“一个血管”可以指一条血管或其一段。例如，一个血管可以包括整个冠状动脉，冠状动脉上的分支，或者冠状动脉的血液入口截面等。

[0005] 在一些实施例中，第一血管区域和第二血管区域可以包括冠状动脉、腹部动脉、大脑动脉或下肢动脉。

[0006] 在一些实施例中，关联第一血管模型和第二血管模型可以包括关联该第一血管模型和该第二血管模型的血管的入口段、血管的分叉段、血管的狭窄段、或血管的出口段。

[0007] 在一些实施例中，该方法可以进一步包括对第一血管模型或第二血管模型进行网格化处理。

[0008] 在一些实施例中，网格化处理可以包括：对第一血管模型的入口和出口进行二维网格化处理；对该第一血管模型的侧壁进行网格化处理；以及基于该入口、出口和侧壁的网格化处理结果，对该第一血管模型进行三维网格化处理。

[0009] 在一些实施例中，网格化处理可以包括：对第二血管模型的入口和出口进行二维网格化处理；对该第二血管模型的侧壁进行网格化处理；以及基于该入口、出口和侧壁的网格化处理结果，对该第二血管模型进行三维网格化处理。

[0010] 在一些实施例中，关联第一血管模型和第二血管模型可以包括将该第一血管模型的网格和该第二血管模型的网格进行匹配。

[0011] 在一些实施例中，血管状态可以包括血流速、血压力、血管壁应力、血管壁切应力或血流储备系数（FFR）。

[0012] 在一些实施例中，设定第一血管模型的边界条件可以包括：判断该第一血管模型存在异常情况；响应于判断出该第一血管模型存在异常情况，确定存在异常情况的区域；构建与该第一血管模型对应的正常模型；获取正常模型的边界条件；以及根据正常模型的边界条件，生成与该第一血管模型相对应的边界条件。

[0013] 在一些实施例中，异常情况可以包括血管狭窄、血管膨大或血管瘤。

[0014] 在一些实施例中，该方法可以进一步包括根据第一血管模型中血管在第一时相的状态和第二血管模型中该血管在第二时相的状态，生成该血管的状态与时间的关系。

[0015] 在一些实施例中，该方法可以进一步包括根据血管的状态与时间的关系，生成

该血管在第三时相的状态。

[0016] 在一些实施例中，确定第一血管模型中血管在第一时相的状态或确定第二血管模型中该血管在第二时相的状态的方法可以包括使用计算流体力学（CFD）方法。

[0017] 根据本申请的一个方面，披露了一个包括处理器和存储设备的系统。该系统可以包括一个接收模块。该接收模块可以获取一个第一时相的图像和一个第二时相的图像。该系统进一步包括一个多时相特征生成模块。该多时相特征生成模块被配置为：在该第一时相的图像中选择一个第一血管区域，其中，该第一血管区域包含一个血管；在该第二时相的图像中选择一个第二血管区域，其中，该第二血管区域包含至少一部分该血管；建立一个第一血管模型，其中，该第一血管模型与该第一血管区域相对应；建立一个第二血管模型，其中，该第二血管模型与该第二血管区域相对应；设定该第一血管模型的边界条件和该第二血管模型的边界条件；根据该第一血管模型的边界条件，确定该第一血管模型中该血管在该第一时相的状态；基于该血管在该第一时相的状态，关联该第一血管模型和该第二血管模型；以及根据该关联结果以及该第二血管模型的边界条件，确定该第二血管模型中该血管在该第二时相的状态。

[0018] 根据本申请的另一个方面，披露了一种可以被至少一个包含处理器和存储器的设备执行的方法。该方法可以包括：获取一个二维图像，该二维图像包括一个或多个感兴趣的区域；提取该一个或多个感兴趣区域的多个轮廓点；根据该多个轮廓点，确定一个第一区域和一个第二区域；基于一个第一网格划分控制条件，生成该第一区域的网格；基于一个第二网格划分控制条件，生成该第二区域的网格，其中，该第二网格划分控制条件不同于该第一网格划分控制条件；以及根据该第一区域的网格和该第二区域的网格，对该一个或多个感兴趣区域进行分析。

[0019] 在一些实施例中，一个或多个感兴趣区域可以包括冠状动脉、腹部动脉、大脑动脉、大脑或下肢动脉中至少一种。

[0020] 在一些实施例中，第一区域的网格或第二区域的网格可以基于 Delaunay 三角剖分算法生成。

[0021] 在一些实施例中，第一网格划分控制条件可以包括一个第一面积约束条件。

[0022] 在一些实施例中，第一面积约束条件可以包括所有网格的面积不大于一个面积约束值。

[0023] 在一些实施例中，第二网格划分控制条件可以包括一个第二面积约束条件，其

中，该第二面积约束条件可以不同于第一面积约束条件。

[0024] 在一些实施例中，该方法进一步可以包括根据该多个轮廓点确定一个第三区域，其中，该第三区域不进行网格划分。

[0025] 在一些实施例中，对感兴趣区域进行分析可以包括根据计算流体力学（CFD）分析该感兴趣区域的一个动力学参数。所述动力学参数可以包括血流速率、血液压力、血管壁应力、血管壁切应力、血流储备系数或血流储备分数（Fractional Flow Reserve, FFR）、冠状动脉血流储备（Coronary Flow Reserve, CFR）等中的一种或多种的组合。

[0026] 在一些实施例中，该方法可以进一步包括：获取一个三维图像，该三维图像包括该一个或多个感兴趣区域；以及根据该第一区域的网格和该第二区域的网格，生成对应于该三维图像的一个三维网格。

[0027] 根据本申请的另一个方面，披露了一个包括至少一个处理器和存储设备执行的系统。该系统可以包括一个接收模块。该接收模块可以获取一个二维图像，该二维图像包括一个或多个感兴趣的区域。该系统进一步包括一个多时相特征生成模块。该多时相特征生成模块被配置为：提取该一个或多个感兴趣区域的多个轮廓点；根据该多个轮廓点，确定一个第一区域和一个第二区域；基于一个第一网格划分控制条件，生成该第一区域的网格；基于一个第二网格划分控制条件，生成该第二区域的网格，其中，该第二网格划分控制条件不同于该第一网格划分控制条件；以及根据该第一区域的网格和该第二区域的网格，对该一个或多个感兴趣区域进行分析。

[0028] 根据本申请的另一个方面，披露了一种可以被至少一个包含处理器和存储器的设备执行的方法。该方法可以包括：获取多个时相的血管图像，包括一个第一时相的血管图像和一个第二时相的血管图像，该多个时相的血管图像分别对应于同一个血管或其一部分；建立多个血管模型，该多个血管模型分别对应于该多个时相的血管图像；根据该多个血管模型，获得该血管或其一部分的多个状态，包括一个第一血管状态和一个第二血管状态，其中，第一血管状态可以对应于该第一时相的血管图像，第二血管状态可以对应于该第二时相的血管图像；根据该血管或其一部分的该多个状态，获得该血管或其一部分的状态随时间变化的关系；以及根据该关系，获得该血管或其一部分的第三血管状态。这里所说的一个“血管图像”对应于一个“血管”是指这个血管图像里包括这个血管的图像。这里所说的“一个血管”可以指一条血管或其一段。例如，一个血管可以包括主动脉或其一段，冠状动脉或其一段等。

[0029] 在一些实施例中，血管可以包括冠状动脉、腹部动脉、大脑动脉或下肢动脉中至少一种。

[0030] 在一些实施例中，第三血管状态可以包括一个平均血流储备系数的值。

[0031] 在一些实施例中，该方法可以进一步包括：关联多个血管模型；以及根据该关联结果，采用计算流体力学（CFD）分析所述血管或其一部分的多个状态。

[0032] 在一些实施例中，关联多个血管模型可以包括关联该多个血管模型中至少两个血管模型的入口段、分叉段、狭窄段或出口段。

[0033] 在一些实施例中，该方法可以进一步包括对多个血管模型分别进行网格化处理。

[0034] 在一些实施例中，该方法可以进一步包括将多个血管模型的网格进行匹配。

[0035] 根据本申请的另一个方面，披露了一个包括至少一个处理器和存储设备的系统。该系统可以包括一个接收模块。该接收模块可以获取多个时相的血管图像，包括一个第一时相的血管图像和一个第二时相的血管图像，该多个时相的血管图像分别对应于同一个血管或其一部分。该系统可以进一步包括一个多时相特征生成模块。该多时相特征生成模块被配置为：建立多个血管模型，该多个血管模型分别对应于该多个时相的血管图像；根据该多个血管模型，获得该血管或其一部分的多个状态，包括一个第一血管状态和一个第二血管状态，其中，第一血管状态可以对应于该第一时相的血管图像，第二血管状态可以对应于该第二时相的血管图像；根据该血管或其一部分的该多个状态，获得该血管或其一部分的状态随时间变化的关系；以及根据该关系，获得该血管或其一部分的第三血管状态。

[0036] 根据本申请的另一个方面，披露了一种可以被至少一个包含处理器和存储器的设备执行的方法。该方法可以包括：获取一个第一血管模型，该第一血管模型对应于一个血管，该血管包含一个第一区域；获取该第一血管模型的一个或多个参数；根据该第一血管模型的该一个或多个参数确定该第一血管模型中该第一区域的位置；生成一个第二血管模型，该第二血管模型包含该血管或其一部分，其中，该第二血管模型中的该血管的该第一区域经过修正；获取该第二血管模型的边界条件；根据该第二血管模型的边界条件，确定该第二血管模型的一个参数；根据该第二血管模型的该参数，确定该第一血管模型的边界条件；以及根据该第一血管模型的该边界条件，获得该第一血管模型的血流状态。

[0037] 在一些实施例中，第一区域可以包括血管狭窄、血管膨大或存在血管瘤的区域。

[0038] 在一些实施例中,第一血管模型的一个或多个参数可以包括该血管的横截面积。

[0039] 在一些实施例中,修正第一血管模型中的第一区域可以包括膨胀血管或缩小血管。

[0040] 在一些实施例中,第二血管模型的边界条件可以包括第二血管模型中血管的入口、出口或侧壁的血压、血流速率、血液粘稠度、压强或应力。

[0041] 在一些实施例中,第二血管模型的参数可以包括流阻、血流速率、血压、血管壁应力、血管壁切应力或血流储备系数(FFR)。

[0042] 在一些实施例中,确定第二血管模型的参数可以包括进行计算流体力学(CFD)分析。

[0043] 在一些实施例中,该方法可以进一步包括根据第一血管模型的边界条件,确定第一血管模型的一个动力学参数。

[0044] 根据本申请的另一个方面,披露了一个包括至少一个处理器和存储设备的系统。该系统可以包括一个接收模块。该接收模块可以获取一个第一血管模型,该第一血管模型对应于一个血管,该血管包含一个第一区域;获取该第一血管模型的一个或多个参数。该系统可以进一步包括一个多时相特征生成模块。该多时相特征生成模块被配置为:根据该第一血管模型的该一个或多个参数确定该第一血管模型中该第一区域的位置;生成一个第二血管模型,该第二血管模型包含该血管或其一部分,其中,该第二血管模型中的该血管的该第一区域经过修正;获取该第二血管模型的边界条件;根据该第二血管模型的边界条件,确定该第二血管模型的一个参数;根据该第二血管模型的该参数,确定该第一血管模型的边界条件;以及根据该第一血管模型的该边界条件,获得该第一血管模型的血流状态。

[0045] 本申请的一部分附加特性可以在下面的描述中进行说明。通过对以下描述和相应附图的检查或者对实施例的生产或操作的了解,本申请的一部分附加特性对于本领域技术人员是明显的。本披露的特性可以通过对以下描述的具体实施例的各种方面的方法、手段和组合的实践或使用得以实现和达到。

附图描述

[0046] 为了更清楚地说明本申请实施例的技术方案,下面将对实施例描述中所需要使用的附图作简单的介绍。显而易见地,下面描述中的附图仅仅是本申请的一些

实施例，对于本领域的普通技术人员来讲，在不付出创造性劳动的前提下，还可以根据这些附图将本申请应用于其它类似情景。除非从语言环境中显而易见或另做说明，图中相同标号代表相同结构和操作。

[0047] 图 1A 和图 1B 是根据本申请的一些实施例所示的包括血流状态分析系统的网络环境；

[0048] 图 2 是根据本申请的一些实施例所示的一个计算设备的结构，该计算设备可以实施本申请中披露的特定系统；

[0049] 图 3 是根据本申请的一些实施例所示的一个移动设备的结构示意图，该移动设备可以实施本申请中披露的特定系统；

[0050] 图 4A 是根据本申请的一些实施例所示的处理设备的示例性模块示意图；

[0051] 图 4B 是根据本申请的一些实施例所示的多时相特征处理的示例性流程图；

[0052] 图 5 是根据本申请的一些实施例所示的多时相特征生成模块的示例性模块示意图；

[0053] 图 6 是根据本申请的一些实施例所示的获取多时相特征的示例性流程图；

[0054] 图 7 是根据本申请的一些实施例所示的获取多时相特征的示意图；

[0055] 图 8 是根据本申请的一些实施例所示的设定边界条件的示例性流程图；

[0056] 图 9 是根据本申请的一些实施例所示的血流模型的示意图；

[0057] 图 10 是根据本申请的一些实施例所示的网格化处理的示例性流程图；

[0058] 图 11 是根据本申请的一些实施例所示的边界区域网格化处理的示意图；

[0059] 图 12 是根据本申请的一些实施例所示的网格划分的示例性流程图；

[0060] 图 13 是根据本申请的一些实施例所示的获得任意位点参数的示例性流程图；
以及

[0061] 图 14 是根据本申请的一些实施例所示的获得位点血流动力学参数的示意图。

具体描述

[0062] 为了更清楚地说明本申请的实施例的技术方案，下面将对实施例描述中所需要使用的附图作简单的介绍。显而易见地，下面描述中的附图仅仅是本申请的一些示例或实施例，对于本领域的普通技术人员来讲，在不付出创造性劳动的前提下，还可以根据这些附图将本申请应用于其他类似情景。除非从语言环境中显而易见或

另做说明，图中相同标号代表相同结构或操作。

[0063] 如本申请和权利要求书中所示，除非上下文明确提示例外情形，“一”、“一个”、“一种”和/或“该”等词并非特指单数，也可包括复数。一般说来，术语“包括”与“包含”仅提示包括已明确标识的步骤和元素，而这些步骤和元素不构成一个排它性的罗列，方法或者设备也可能包含其他的步骤或元素。

[0064] 虽然本申请对根据本申请的实施例的数据处理系统中的某些模块做出了各种引用，然而，任何数量的不同模块可以被使用并运行在一个通过网络与该系统连接的客户端和/或服务器上。所述模块仅是说明性的，并且所述系统和方法的不同方面可以使用不同模块。

[0065] 本申请中使用了流程图用来说明根据本申请的实施例的数据处理系统所执行的操作步骤。应当理解的是，显示在前面或后面的操作步骤不一定按照顺序来精确地执行。相反，可以按照倒序或同时处理各种步骤。同时，也可以将其他操作步骤添加到这些过程中，或从这些过程移除某一步或数步操作。

[0066] 在图像数据处理过程中，“图像分割”、“图像提取”、“图像分类”可以相互转化，均表达从大范围区域内选取符合某条件的图像。在一些实施例中，成像系统可以包括一种或多种形态。所述形态包括但不限于，数字减影血管造影（DSA）、磁共振成像（MRI）、磁共振血管造影（MRA）、计算机断层扫描（CT）、计算机断层扫描血管造影（CTA）、超声波扫描（US）、正电子发射断层扫描术（PET）、单光子发射计算机断层扫描（SPECT）、SPECT-MR、CT-PET、CE-SPECT、DSA-MR、PET-MR、PET-US、SPECT-US、TMS-MR、US-CT、US-MR、X射线-CT、X射线-PET、X射线-US、视频-CT、视频-US和/或类似的一种或多种的组合。在一些实施例中，成像扫描的目标可以是器官、机体、物体、损伤部位、肿瘤等一种或多种的组合。在一些实施例中，成像扫描的目标可以是头部、胸腔、腹部、器官、骨骼、血管等一种或多种的组合。在一些实施例中，扫描的目标可以为一个或多个部位的血管组织。在一些实施例中，图像可以是二维图像和/或三维图像。在二维图像中，最细微的可分辨元素可以为像素点（pixel）。在三维图像中，最细微的可分辨元素可以为体素点（voxel）。在三维图像中，图像可由一系列的二维切片或二维图层构成。

[0067] 图像分割过程可以基于图像的像素点（或体素点）的相应特征进行。在一些实施例中，所述像素点（或体素点）的相应特征可以包括纹理结构、灰度、平均灰

度、信号强度、颜色饱和度、对比度、亮度等一种或多种的组合。在一些实施例中，所述像素点（或体素点）的空间位置特征也可以用于图像分割过程。

[0068] 本申请涉及一种获取血流状态的方法和系统。在确定血流状态的过程中，获取多个时相的图像，建立与多个时相分别对应的多个血管模型。关联所述多个血管模型，根据关联结果分别设定所述多个血管模型的边界条件，确定所述多个血管模型的血管状态。

[0069] 图 1A 是根据本申请的一些实施例所示的包括血流状态分析系统 100。该血流状态分析系统 100 可以包括数据采集设备 110、处理设备 120、存储设备 130 和显示设备 140。数据采集设备 110、处理设备 120、存储设备 130 和交互设备 140 相互之间可以通过网络 180 进行通信。

[0070] 数据采集设备 110 可以是一个采集数据的设备。所述数据可以包括图像数据、对象特征数据等。在一些实施例中，所述数据采集设备 110 可以包括一个成像设备。所述成像设备可以采集所述图像数据。所述成像设备可以是磁共振成像仪（magnetic resonance imaging, MRI）、电子计算机断层扫描仪（computed tomography, CT）、正电子发射型计算机断层显像仪（positron emission computed tomography, PET）、B 超仪（b-scan ultrasonography）、超声诊断仪

（dasonography）热断层扫描仪（Thermal texture maps, TTM）、医用电子内窥镜（medical electronic endoscope, MEE）等中的一种或多种的组合。所述图像数据可以是包括对象的血管、组织或器官的图片或数据。在一些实施例中，所述数据采集设备可以包括一个对象特征采集设备。所述对象特征采集设备可以采集对象的心率、心律、血压、血流速率、血液粘稠度、心输出量、心肌质量、血管流阻，以及/或其他与血管、组织或器官相关的对象特征数据。在一些实施例中，所述对象特征采集设备可以获取对象年龄、身高、体重、性别等其他对象特征数据。在一些实施例中，所述图像数据和对象特征数据可以是多时相数据。例如，所述多时相数据可以是在不同的时间点或时相获得的对象身上相同或近似位置的数据。在一些实施例中，所述对象特征采集设备可以集成在所述成像设备中，从而同时采集图像数据和对象特征数据。在一些实施例中，所述数据采集设备 110 可以通过网络 180 将其所采集的数据发送至处理设备 120、存储设备 130 和/或交互设备 140。

[0071] 处理设备 120 可以对数据进行处理。所述数据可以是通过数据采集设备 110 采集到的数据，从存储设备 130 中读取的数据，从交互设备 140 中获得的反馈数据，如用户的输入数据，或通过网络 180 从云端或者外接设备中获得的数据等。在一些实施例中，所述数据可以包括图像数据、对象特征数据、用户输入数据等。所述处理可以包括在图像数据中选择感兴趣的区域。所述感兴趣的区域可以由处理设备 120 自行选择或根据用户输入数据选择。在一些实施例中，选择的感兴趣区域可以是血管、组织或者器官等。例如，所述感兴趣区域可以是动脉血管，如冠状动脉、腹部动脉、大脑动脉、下肢动脉等。处理设备 120 可以进一步对所述图像中对感兴趣的区域进行分割。图像分割的方法可以包括基于边缘的图像分割方法，如 Perwitt 算子法、Sobel 算子法、梯度算子法、Kirch 算子法等，基于区域的图像分割方法，如区域生长法、阈值法、聚类法等以及其他分割方法，如基于模糊集、神经网络的方法等。

[0072] 处理设备 120 可以对所述感兴趣区域进行模型重建。模型的选择可以基于对象特征数据、感兴趣区域的特征等。例如，如果选定了感兴趣的区域为冠状动脉，处理设备 120 可以对包含冠状动脉的图像进行分割从而提取出冠状动脉的图像。然后，处理设备 120 可以根据对象特征、冠状动脉一般特征、冠状动脉图像特征等进行模型的重建。重建的模型可以与冠状动脉血管的形状相对应，也可以与冠状动脉中血液流动的形态相对应。在建立感兴趣区域的模型后，处理设备 120 可以根据模型进行分析和计算。所述分析和计算的方法可以包括计算流体力学（Computed fluid dynamics）等。

[0073] 在一些实施例中，处理设备 120 可以获得多时相的数据，如对象在 5 个不同时间点上冠状动脉区域的图像。在这种情况下，处理设备 120 可以对不同时相的感兴趣区域（例如，整个冠状动脉，冠状动脉上的分支，或者冠状动脉的血液入口截面等）的图像分别构建模型，再对模型依次进行分析和计算。在一些实施例中，处理设备 120 可以对所述不同时相的模型进行网格化处理，并对网格化处理后的模型进行相互关联，从而降低计算量、提高计算准确度。关于网格化处理和模型相互关联的说明可以参见本申请其他地方的描述，例如，图 6，图 11 及其描述。在一些实施例中，所述分析和计算的结果可以包括血管、组织、或器官的物理状态和相关系数或参数。例如，对冠状动脉模型进行分析和计算的结果可以包括冠状动脉的血流动力学参数，如血流速率、血液压力、血管壁应力、血管壁切应力、血流储备系数或血流储备分数（Fractional Flow Reserve, FFR）、冠状动脉血流储备（Coronary Flow Reserve, CFR）等中的一种或多种的组合。

在一些实施例中,处理设备 120 可以根据不同时相的分析和计算结果生成所述物理状态和/或相关系数或参数与时相或时间的关系(例如,血液动力学参数随时间的变化)。该关系可以用曲线或者对照表的方式体现。基于所述曲线或对照表,处理设备 120 可以获得任意时相的感兴趣区域的物理状态和/或相关系数或参数。

[0074] 在一些实施例中,处理设备 120 可以对其获得的数据或处理结果进行降噪或平滑处理。在一些实施例中,处理设备 120 可以将其获得的数据或处理结果发送至存储设备 130 进行存储,或者发送至交互设备 140 进行显示。所述处理结果可以是处理过程中产生的中间结果,如感兴趣区域的模型,也可以是处理的最终结果,如分析和计算得出的血流动力学参数等。在一些实施例中,处理设备 120 可以是一个或多个处理元件或设备,如中央处理器(central processing unit, CPU)、图形处理器(graphics processing unit, GPU)、数字信号处理器(digital signal processor, DSP)、系统芯片(system on a chip, SoC)、微控制器(microcontroller unit, MCU)等。在一些实施例中,处理设备 120 也可以是特殊设计的具备特殊功能的处理元件或设备。处理设备 120 可以是本地的,或相对于数据采集设备 110 是远程的。

[0075] 存储设备 130 可以储存数据或信息。所述数据或信息可以包括数据采集设备 110 获取的数据、处理设备 120 产生的处理结果或控制指令、以及交互设备 140 所接收到的用户输入数据等。存储设备 130 可以是一种或多种可以读取或写入的存储媒介,包括但不限于静态随机存储器(static random access memory, SRAM), 随机存储器(random-access memory, RAM)、只读存储器(read-only memory, ROM)、硬盘、闪存等。在一些实施例中,存储设备 130 也可以是远程的存储器,如云盘等。

[0076] 交互设备 140 可以接收、发送,以及/或显示数据或信息。所述接收的数据或信息可以包括数据采集设备 110 获取的数据、处理设备 120 产生的处理结果、存储设备 130 存储的数据等。例如,交互设备 140 显示的数据或信息可以包括数据采集设备 110 获得的心血管的实际图像 150、处理设备 120 根据实际图像 150 所建立的心血管模型 160, 以及处理设备 120 从心血管模型 160 中提取出的冠状动脉模型 170 等。显示的形式可以包括但不限于二维或三维的医学图像、几何模型及其网格分析、矢量图(如速度矢量线)、等值线图、填充型的等值线图(云图)、XY 散点图、粒子轨迹图、模拟流动效果等一种或多种组合。又例如,交互设备 140 发送的数据或信息可以包括用户的输入

信息。交互设备140可以接收用户输入的处理设备120的一个或多个运行参数，并发送到处理设备120。

[0077] 在一些实施例中，交互设备 140 可以包括一个用户交互界面。用户可以通过特定的交互装置，如鼠标、键盘、触摸板、麦克风等向交互设备 140 输入一个用户输入数据。例如，用户可以点击交互设备 140 所显示的模型并选择模型中感兴趣的区域。又例如，用户可以选择交互设备 140 所显示的血管模型中任意的的位置，交互设备 140 可以从处理设备 120 获取并显示该位置的血流速、血压、血流量等。

[0078] 在一些实施例中，交互设备 140 可以是显示屏等具有显示功能的设备。在一些实施例中，交互设备 140 可以具有处理设备 120 部分或全部的功能。例如，交互设备 140 可以对处理设备 120 生成的结果进行平滑、降噪、变色等操作。举例说明，变色操作可以将一个灰度图变成彩图，或将一个彩图变成一个灰度图。在一些实施例中，交互设备 140 与处理设备 120 可以是一个集成的设备。所述集成的设备可以同时实现处理设备 120 和交互设备 140 的功能。在一些实施例中，交互设备 140 可以包括台式电脑、服务器、移动设备等。移动设备可以包括笔记本电脑、平板电脑、ipad、交通工具（例如，机动车、船、飞机等）的内置设备、可穿戴设备等。在一些实施例中，交互设备 140 可以包括或连接到显示装置、打印机、传真等。

[0079] 网络 180 可以用于血流状态分析系统 100 内部的通信，接收系统外部的信息，向系统外部发送信息等。在一些实施例中，数据采集设备 110、处理设备 120 和交互设备 140 之间可以通过有线连接、无线连接、或其结合的方式接入网络 180。网络 180 可以是单一网络，也可以是多种网络的组合。在一些实施例中，网络 180 可以包括但不限于局域网、广域网、公用网络、专用网络、无线局域网、虚拟网络、都市城域网、公用开关电话网络等中的一种或几种的组合。在一些实施例中，网络 180 可以包括多种网络接入点，例如有线或无线接入点、基站或网络交换点，通过以上接入点使数据源连接网络 180 并通过网络发送信息。

[0080] 图 1B 所示的是一个血流状态分析系统 100 的另一个示意图。图 1B 与图 1A 类似。图 1B 中，处理设备 120 可以与数据采集设备 110 直接相连，而数据采集设备 110 不与网络 180 直接相连。

[0081] 以上的描述仅仅是本发明的具体实施例，不应被视为是唯一的实施例。显然，对于本领域的专业人员来说，在了解本发明内容和原理后，都可能在不背离本发明原理、

结构的情况下，进行形式和细节上的各种修正和改变。例如，数据采集设备 110、处理设备 120、交互设备 140 之间可以不通过网络 180 而直接进行数据或信息的交换。又例如，这些设备也可以通过可移动存储器或其他中间媒介的方式进行数据或信息的交换。

[0082] 图 2 是根据本申请的一些实施例所示的一个计算设备 200 的结构。该计算设备 200 可以实施本申请中披露的特定系统。本实施例中的特定系统利用功能框图解释了一个包含用户界面的硬件平台。计算设备 200 可以实施当前描述血流状态分析系统 100 中的一个或多个组件、模块、单元、子单元（例如，处理设备 120，交互设备 140 等）。另外，血流状态分析系统 100 中的一个或多个组件、模块、单元、子单元（例如，处理设备 120，交互设备 140 等）能够被计算设备 200 通过其硬件设备、软件程序、固件以及它们的组合所实现。这种计算机可以是一个通用目的的计算机，也可以是一个有特定目的的计算机。两种计算机都可以被用于实现本实施例中的特定系统。为了方便起见，图 2 中只绘制了一台计算设备，但是本实施例所描述的进行信息处理并推送信息的相关计算机功能是可以以分布的方式、由一组相似的平台所实施的，分散系统的处理负荷。

[0083] 如图 2 所示，计算设备 200 可以包括内部通信总线 210，处理器(processor)220，只读存储器（ROM）230，随机存取存储器（RAM）240，通信端口 250，输入/输出组件 260，硬盘 270，用户界面 280。内部通信总线 210 可以实现计算设备 200 组件间的数据通信。处理器 220 可以执行程序指令完成在此披露书中所描述的血流状态分析系统 100 的一个或多个功能、组件、模块、单元、子单元。处理器 220 由一个或多个处理器组成。通信端口 250 可以配置实现计算设备 200 与血流状态分析系统 100 其他部件（比如数据采集设备 110）之间数据通信（比如通过网络 180）。计算设备 200 还可以包括不同形式的程序储存单元以及数据储存单元，例如硬盘 270，只读存储器（ROM）230，随机存取存储器（RAM）240，能够用于计算机处理和/或通信使用的各种数据文件，以及处理器 220 所执行的可能的程序指令。输入/输出组件 260 支持计算设备 200 与其他组件（如用户界面 280），和/或与血流状态分析系统 100 其他组件（如数据库 140）之间的输入/输出数据流。计算设备 200 也可以通过通信端口 250 从网络 180 发送和接收信息及数据。

[0084] 图 3 描述了一种移动设备的结构，该移动设备能够用于实现实施本申请中披露的特定系统。在本例中，用于显示和交互位置相关信息的用户设备是一个移动

设备 300。移动设备 300 可以包括智能手机、平板电脑、音乐播放器、便携游戏机、全球定位系统 (GPS) 接收器、可穿戴计算设备 (如眼镜、手表等), 或者其他形式。本例中的移动设备 300 包括一个或多个中央处理器 (CPUs) 340, 一个或多个图形处理器 (graphical processing units (GPUs)) 330, 一个显示 320, 一个内存 360, 一个天线 310, 例如一个无线通信单元, 存储单元 390, 以及一个或多个输入/输出 (input output (I/O)) 设备 350。任何其他合适的组件, 包括但不限于系统总线或控制器 (图上未显示), 也可能被包括在移动设备 300 中。如图 3 所示, 一个移动操作系统 370, 如 iOS、Android、Windows Phone 等, 以及一个或多个应用 380 可以从存储单元 390 加载进内存 360 中, 并被中央处理器 340 所执行。应用 380 可能包括一个浏览器或其他适合在移动设备 300 上接收并处理图像或血液状态分析相关信息的移动应用。用户与血流状态分析系统 100 中一个或多个组件关于图像或血液状态分析相关信息的交互可以通过输入/输出系统设备 350 获得并提供给处理设备 120, 以及/或血流状态分析系统 100 中的其他组件, 例如: 通过网络 180。

[0085] 根据本申请的一些实施例, 图 4A 是处理设备的示例性模块示意图。处理设备 120 可以包括接收模块 410、控制模块 420、多时相特征生成模块 430、多时相特征处理模块 440 和输出模块 450。

[0086] 接收模块 410 可以从数据采集设备 110 和/或存储设备 130 获取图像数据、对象特征数据等。所述图像数据可以是包括对象的血管、组织或器官的图片或数据。所述对象特征数据可以包括对象的心率、心律、血压、血流速率、血液粘稠度、心输出量、心肌质量、血管流阻以及其他与血管、组织或器官相关的对象特征数据以及对象年龄、身高、体重、性别等其他对象特征数据。在一些实施例中, 所述图像数据和对象特征数据可以是多时相数据。例如, 所述多时相数据可以是在不同的时间点或时相获得的对象身上相同或近似位置的数据。

[0087] 控制模块 420 可以发出控制指令。控制指令可以控制其他模块进行输入、输出、存储、处理等操作。例如, 所述控制指令可以控制接收模块 410 接收所需要的数据。又例如, 所述控制指令可以控制多时相特征生成模块 430 生成多时相的特征等。

[0088] 多时相特征生成模块 430 可以生成多时相特征。所述多时相特征可以包括多时相模型、多时相参数、多时相边界条件、多时相的分析结果等。更具体的, 多时相特征生成模块 430 可以在多时相图像数据中分别选择感兴趣的区域。所述感兴趣的区域可以

由多时相特征生成模块 430 自行选择或根据用户输入数据选择。在一些实施例中，选择的感兴趣区域可以是血管、组织或者器官等。例如，所述感兴趣区域可以是动脉血管，如冠状动脉、腹部动脉、大脑动脉、下肢动脉等。所述多时相图像中选择的感兴趣区域可以是相对应的。例如，可以包含至少部分相同的血管、组织、或器官等。多时相特征生成模块 430 可以进一步对所述多时相图像中的感兴趣的区域进行分割。图像分割的方法可以包括基于边缘的图像分割方法（如 Perwitt 算子法、Sobel 算子法、梯度算子法、Kirch 算子法等），基于区域的图像分割方法（如区域生长法、阈值法、聚类法等），以及其他分割方法，如基于模糊集、神经网络的方法等。在一些实施例中，多时相特征生成模块 430 可以同时或多时相图像中感兴趣的区域进行分割。在一些实施例中，多时相特征生成模块 430 可以依次对多时相图像中感兴趣的区域进行分割。

[0089] 多时相特征生成模块 430 可以对所述感兴趣区域进行模型重建，从而生成多时相模型。模型的选择可以基于对象特征数据、感兴趣区域的特征等。例如，如果选定了感兴趣的区域为冠状动脉，多时相特征生成模块 430 可以对包含冠状动脉的图像进行分割从而提取出冠状动脉的图像。然后，多时相特征生成模块 430 可以根据对象特征、冠状动脉一般特征、冠状动脉图像特征等进行模型的重建。重建的模型可以与冠状动脉血管的形状相对应，或与冠状动脉中血液流动的形态相对应。在建立感兴趣区域的模型后，多时相特征生成模块 430 可以设置参数和边界条件并根据模型进行分析和计算。具体的参数和边界条件设置的方法以及分析方法可以参见本申请其他部分的描述。

[0090] 多时相特征处理模块 440 可以对生成的多时相计算结果进行处理（也被称为后处理）。所述处理可以包括利用拟合、插值等方法生成模型的计算结果与时相的关系曲线或对照表。根据所述关系曲线或对照表，多时相特征处理模块 440 可以进一步生成任意时相的分析结果的估计值。具体的后处理的流程和结果可以参考图 13 及其描述。在一些实施例中，所述多时相特征处理模块 440 可以将生成的多时相计算结果（例如，血管状态）与一个参考结果进行比对并生成一个比对结论。所述参考结果可以是存储在存储设备 130 中的数据，可以是存储在网络 180 中的数据，也可以是用户自行输入的数据。在一些实施例中，所述参考结果及相关比对结论可以存储在一个表中。例如，所述计算结果为血流速率时，所述参考结果可以为一个血流速率范围与危险程度的对应关系。所述危险程度可以分为正常、预警、危险、极度危险等。在一些实施例中，用户可以根据临床经验手动输入所述对应关系。在一些实施例中，所述比对可以是同一对象不同时

期的血流速率的计算结果的比对。

[0091] 输出模块 450 可以将生成的多时相计算结果或数据进行输出。例如，输出模块 450 可以将多时相计算结果或特征发送至存储设备 130 进行存储，或者发送至交互设备 140 进行显示。在一些实施例中，多时相特征处理模块 440 或输出模块 450 可以在输出前对所述多时相特征或计算结果进行降噪或平滑处理。所述多时相计算结果可以是生成的中间结果，如感兴趣区域的模型，或生成的最终结果，如分析和计算得出的血流动力学参数或计算结果与时相的关系曲线或对照表等。

[0092] 根据本申请的一些实施例，图 4B 是多时相特征处理的示例性流程图。在一些实施例中，流程 400 可以通过处理设备 120 实现。

[0093] 在 462 中，可以产生一个或多个控制指令。在一些实施例中，462 可以通过控制模块 420 实现。所述控制指令可以控制流程 400 中其他步骤的进行。

[0094] 在 464 中，可以接收多时相数据。在一些实施例中，464 可以通过接收模块 410 实现。所述多时相数据可以包括多时相图像数据和多时相对象特征数据。在一些实施例中，所述多时相对象特征数据可以是时间上连续的对象特征数据或特征曲线。

[0095] 在 466 中，可以生成多时相特征。在一些实施例中，466 可以通过多时相特征生成模块 430 实现。所述多时相特征可以包括多时相模型、多时相参数、多时相边界条件、多时相的分析结果等。

[0096] 在 468 中，可以对生成的多时相特征进行处理。在一些实施例中，468 可以通过多时相特征处理模块 440 实现。所述处理可以包括利用拟合、插值等方法生成多时相特征与时相的关系曲线或对照表。

[0097] 在 470 中，可以输出多时相特征或处理结果。在一些实施例中，470 可以通过输出模块 450 实现。在一些实施例中，可以跳过 468，直接将生成的多时相特征输出。

[0098] 根据本申请的一些实施例，图 5 是多时相特征生成模块的示例性模块示意图。多时相特征生成模块 430 可以包括数据获取单元 510、参数设置单元 520、计算单元 530、网格生成单元 540、匹配单元 550、区域选择单元 560、输出单元 570 和判断单元 580。

[0099] 数据获取单元 510 可以从多时相特征生成模块 430 中其他单元、血流状态分析系统 100 中其他设备或模块或外界设备或模块中获取数据。所述数据可以包括图像数据、对象特征数据、用户输入数据等。所述图像数据可以是包括对象的血管、

组织或器官的图片或数据。所述对象特征数据可以包括对象的心率、心律、血压、血流速率、血液粘稠度、心输出量、心肌质量、血管流阻以及其他与血管、组织或器官相关的数据。在一些实施例中，所述图像数据和对象特征数据可以是多时相数据。在一些实施例中，数据获取单元 510 可以从存储设备 130 中获取经过处理后的数据，如重建好的血管模型等。在一些实施例中，数据获取单元 510 可以对获取的图像数据进行预处理。所述预处理可以包括图像增强、图像降噪、图像平滑等。

[0100] 参数设置单元 520 可以选择模型以及设置参数和边界条件。所述模型的选择可以包括根据具体分析病变部位（感兴趣区域）以及对象特征数据（如血液粘稠度等）选择适合的血液粘性模型和流速边界模型。所述血液粘性模型可以包括牛顿流体模型、非牛顿流体模型以及用户自定义的其他流体模型。所述牛顿流体模型可以用来模拟对象体内血液粘稠度较为恒定的区域，而非牛顿流体模型可以用来模拟对象体内血液粘稠度不恒定的区域。所述流速边界模型可以包括抛物线模型、双曲线模型、椭圆模型、平均流模型、Womersley 分布模型、Reynolds 模型、混合模型等。在一些实施例中，所述参数的设置可以包括选定的模型中参数的设置，例如牛顿流体模型中的血液粘性系数，牛顿流体模型中的血液密度，模拟计算中的时间步数，模拟计算中的时间步长等。

[0101] 所述边界条件的设置可以包括对边界区域进行初始条件或限制条件的设置。所述边界区域指的是感兴趣区域的边缘区域。例如，如果选定的感兴趣区域是一个血管区域或与血管对应的血流区域，边界区域可以是血管的出口、入口、血管壁等。设置的边界条件可以包括边界区域的血压、血流速率、流阻、压强、应力等。在一些实施例中，存储设备 130 或血流状态分析系统 100 内部或外部的存储设备可能包括一个边界条件库。用户或参数设置单元 520 可以根据对象特征数据自行设置一个边界条件或从所述边界条件库中选择一个已有的边界条件。在一些实施例中，用户或参数设置单元 520 也可以根据感兴趣的区域将一个低阶耦合模型作为边界条件。所述低阶耦合模型可以利用与感兴趣区域相耦合的区域或组织的经验性模型作为边界条件。所述低阶耦合模型可以是二阶模型，一阶模型，零阶模型（集中参数模型）或这些低阶模型的组合形式。

[0102] 计算单元 530 可以对多时相特征生成模块 430 中其他单元中产生的数据或信息进行计算。在一些实施例中，计算单元 530 可以根据图像数据生成一个与之相对应的模型。所述模型的生成可以基于参数设置单元 520 所选择的模型类型和设置

的参数。在一些实施例中，计算单元 530 可以在建立感兴趣区域的模型后，对模型进行分析和计算。所述分析和计算的方法可以包括计算流体力学 (Computed fluid dynamics) 等。在一些实施例中，所述分析和计算的结果可以包括血管、组织、或器官的物理状态和相关系数或参数。例如，对冠状动脉模型进行分析和计算的结果可以包括冠状动脉的血流动力学参数，如血流速率、血液压力、血管壁应力、血管壁切应力、血流储备系数 (FFR)、冠状动脉血流储备 (CFR) 等中的一种或多种的组合。

[0103] 在一些实施例中，计算单元 530 所计算的信息和数据可以是多时相的。计算单元 530 可以分别对所述多时相的信息和数据进行分析和计算。在一些实施例中，计算单元 530 可以根据不同时相的分析和计算结果生成感兴趣区域的物理状态和/或相关系数或参数与时相或时间的关系。在一些实施例中，该关系可以用曲线或者对照表的方式体现。基于所述曲线或对照表，可以获得任意时相的感兴趣区域的物理状态和/或相关系数或参数。在一些实施例中，所述曲线、对照表或者任意时相的感兴趣区域的物理状态和相关参数系数可以通过输出单元 570 发送到血流状态分析系统 100 其他模块或单元或血流状态分析系统 100 外界的模块或单元中。

[0104] 网格生成单元 540 可以在生成模型的网格。在一些实施例中，网格生成单元 540 可以在模型上生成二维或三维的网格。例如，网格生成单元 540 可以在模型的边界区域 (入口、出口等) 生成二维的网格，而在模型的其他区域生成三维的网格。所述三维网格可以是基于所述二维网格而建立的。具体的关于网格形成的方法和流程可以参见，例如，图 10、图 12 及其描述。

[0105] 匹配单元 550 可以对多时相的数据进行匹配。在一些实施例中，匹配单元 550 可以将不同时相的模型进行相互关联。所述不同时相的模型可以是经过网格化处理后的模型。在一些实施例中，所述不同时相的模型相互关联的过程可以包括先识别出不同时相的模型中的特征区域。然后，将不同时相相对应的特征区域进行关联。例如，如果所述不同时相的模型是血流模型 (即感兴趣的血管中血流覆盖区域的模型)，所述特征区域可以包括血流入口区域、血流分叉区域、血流出口区域、血流狭窄区域、血流扩张区域等。然后，匹配单元 550 可以将不同时相的相应特征区域进行关联。在一些实施例中，一个特征区域在不同时相可能对应不同个数的网格。在这种情况下，所述特征区域在不同时相中的网格可以依靠某种算法或方法进行关联。例如，当第一时相中多个网格对应于第二时相中一个网格或少数网格时，匹配

单元 550 可以对第一时相中多个网格的数值进行平均化处理后再与所述第二时相中一个或少数网格的数值进行对应。在一些实施例中，在初始时相的计算中，可以将内部网格（网格模型中不包括边界区域的网格）的初始值（例如，压强初始值，速率初始值等）设置为 0。在后续时相的计算中，可以利用网格匹配将上一时相的内部网格计算结果映射或匹配至当前时相的内部网格相对应的网格中，并作为当前时相网格的初始值。在一些实施例中，匹配单元 550 在完成匹配后可以提示用户确认匹配是否准确。如果用户确认匹配准确则进行后续流程。如果用户认为匹配不准确，则用户可以对匹配结果进行修正或调整。用户也可以选择在其参与的情况下重新进行网格匹配。

[0106] 区域选择单元 560 可以在图像数据中选择感兴趣的区域。所述感兴趣的区域可以由区域选择单元 560 自行选择或根据用户输入的信息选择。在一些实施例中，选择的感兴趣区域可以是血管、组织或者器官等。区域选择单元 560 可以进一步对所述图像中对感兴趣的区域进行分割。图像分割的方法可以包括基于边缘的图像分割方法，如 Perwitt 算子法、Sobel 算子法、梯度算子法、Kirch 算子法等，基于区域的图像分割方法，如区域生长法、阈值法、聚类法等以及其他分割方法，如基于模糊集、神经网络的方法等。区域选择单元 560 可以进全自动分割或半自动分割。例如，如果选择的感兴趣区域是冠状动脉、腹部动脉、大脑动脉、下肢动脉等，区域选择单元 560 可以自动进行分割。如果选择的感兴趣区域是其他机器较难准确分割的血管或部位，则可以进行半自动分割，由用户在分割过程中进行修正。在一些实施例中，区域选择单元 560 可以对根据图像数据重建的三维模型进行区域选择和分割。

[0107] 输出单元 570 可以将多时相特征生成模块 430 中一个或多个单元所产生的信息、数据或处理结果发送至血流状态分析系统 100 中的其他模块或单元中。例如，输出单元 570 可以将计算单元 530 所生成的模型发送至交互设备 140 进行显示。又例如，输出单元 570 可以将网格生成单元 540 进行网格化处理后的模型发送至存储设备 130 中进行存储。

[0108] 判断单元 580 可以进行逻辑判断。例如，血流状态分析系统 100 中其它模块或单元可以发送一个判断请求至判断单元 580。判断单元 580 可以根据所述判断请求对相应内容进行判断。当判断出特定情况或生成判断结果后，判断单元 580 可以将判断结果或相应的操作指令发送至相应的模块或单元（例如，发送判断请求的模块或单元）。例如，判断单元 580 可以判断区域选择单元 560 所要分析的血管是否

存在异常（如血管狭窄，动脉瘤等）。如果判断出该血管存在异常，判断单元 560 可以突出显示（如用不同的颜色表示）该异常血管，并同时提示用户确认该异常血管是否满足用户的要求。如果满足，则进行后续操作；如果不满足，则用户可以手动选择异常血管，然后进行后续操作。例如，区域选择单元 560 可以将用户选择的感兴趣区域和其自身生成的区域发送给判断单元 580，判断单元 580 可以判断所述感兴趣区域和区域选择单元 560 生成的区域是否相同。如果判断单元 580 判断出用户和区域选择单元 560 生成的区域相同，则可以发送指令给区域选择单元 560 使其进行进一步地分割处理。否则，可以通过显示设备 140 再次确认用户的选择。

[0109] 以上的描述仅仅是本发明的具体实施例，不应被视为是唯一的实施例。显然，对于本领域的专业人员来说，在了解本发明内容和原理后，都可能在不背离本发明原理、结构的情况下，进行形式和细节上的各种修正和改变。例如，上述各单元以单时相为例进行了说明，但是可以理解的是各单元所接收、处理或输出的数据可以是多时相的。对于多时相的数据，上述各单元可以对不同时相的数据分别进行相应操作从而产生多时相的特征。例如，网格生成单元 530 可以对多时相的模型分别进行对应的网格化处理，从而生成多时相的网格化处理后的模型。又例如，参数设置单元 520 可以对多时相的模型或数据分别设置相对应的参数或边界条件。

[0110] 根据本申请的一些实施例，图 6 是获取多时相特征的示例性流程图。在一些实施例中，流程 600 可以通过多时相特征生成模块 430 实现。

[0111] 在 602 中，可以接收多时相数据。所述多时相数据可以包括多时相图像数据、多时相对象特征数据等。多时相图像数据可以是包括对象的血管、组织或器官的多个不同时间点的图片或数据。所述对象特征数据可以包括对象的心率、心律、血压、血流速率、血液粘稠度、心输出量、心肌质量、血管流阻以及其他与血管、组织或器官相关的数据。如图 7 所示，702 包含 3 个时相的心脏的图像。704 是对象在一个心动周期内的血压曲线。在一些实施例中，所述多时相图像可以包含至少部分相同的血管、组织或器官。在一些实施例中，可以对获取的多时相图像进行预处理。所述预处理可以包括图像增强、图像降噪、图像平滑等。

[0112] 在 604 中，可以选择多时相图像中感兴趣的血管区域。所述感兴趣的区域可以由区域选择单元 560 自行选择或根据用户输入数据选择。对于不同时相的图像，可以依次进行感兴趣区域的选择。不同时相的图像中选择的感兴趣区域可能是相同的。在一

些实施例中，可以进一步对选择出的感兴趣的区域进行分割。图像分割的方法可以包括基于边缘的图像分割方法（如 Perwitt 算子法、Sobel 算子法、梯度算子法、Kirch 算子法等），基于区域的图像分割方法（如区域生长法、阈值法、聚类法等），以及其他分割方法，如基于模糊集、神经网络的方法等。所述分割的方法可以是全自动分割或半自动分割。例如，如果选择的感兴趣区域是冠状动脉、腹部动脉、大脑动脉、下肢动脉等，可以自动进行分割。如果选择的感兴趣区域是其他机器较难准确分割的血管或部位，则可以进行半自动分割，由用户在分割过程中进行修正。在一些实施例中，可以依次对不同时相的图像进行分割，也可以同时对不同时相的图像进行分割。

[0113] 在 606 中，可以建立血管区域的多时相模型。所述多时相模型可以是血管模型，或血流模型。所述血管区域可以是冠状动脉血管区域、腹部动脉血管区域、大脑动脉血管区域、下肢动脉血管区域等。在一些实施例中，所述血管区域可以是上述血管的全部区域或者一部分区域。例如，所述血管区域可以是整个冠状动脉模型、左冠状动脉模型或右冠状动脉模型或者冠状动脉的分支的模型，如左前降支、左回旋支、对角支等。如图 7 所示，708 中从左到右分别是图像、模型和分割后的模型。在一些实施例中，可以根据具体分析病变部位（例如，感兴趣区域）以及对象特征数据（例如，血液粘稠度等）选择适合的血液粘性模型和流速边界模型。所述血液粘性模型可以包括牛顿流体模型、非牛顿流体模型以及用户自定义的其他流体模型。所述流速边界模型可以包括但不限于抛物线模型、双曲线模型、椭圆模型、平均流模型、Womersley 分布模型、Reynolds 模型、混合模型等。在一些实施例中，不同时相的图像可能会分别建立与其相对应的模型。

[0114] 在 608 中，可以对建立的多时相模型进行网格化处理。在一些实施例中，可以在模型的边界区域（例如，血管的入口、出口等）生成二维的网格，而在模型中其他区域形成三维的网格。所述三维网格可以是基于所述二维网格而建立的。如图 7 所示，710 是模型 708 进行网格化处理后的结果。具体的关于网格形成的方法和流程可以参见，例如，图 10、图 12 及其描述。

[0115] 在 610 中，可以设定多时相的参数和边界条件。在一些实施例中，所述参数的设置可以包括选定的模型中参数的设置，如流速 u 、密度 ρ 、血压 P 、截面积 S 等。所述边界条件的设置可以包括对边界区域进行初始条件或限制条件的设置。所述边界区域指的是感兴趣区域的边缘区域。例如，边界区域可以是血管的出口、入口、血管壁等。

设置的边界条件可以包括边界区域的血压、血流量、血流速率、血管流阻、压强、应力等。在一些实施例中，可以根据感兴趣的区域将一个低阶耦合模型作为边界条件。所述低阶耦合模型可以利用与感兴趣区域相耦合的区域或组织的经验性模型作为边界条件。所述低阶耦合模型可以是二阶模型，一阶模型，零阶模型（集中参数模型）或这些低阶模型的组合形式。。如图 7 所示，712 可以是模型的选择和参数的设置的一个实施例。714 可以是边界条件的设定的一个实施例。

[0116] 在 612 中，可以选择一个当前时相（在第一次选择的时候也可称作初始时相）。在一些实施例中，初始时相可以依据一些特定的规则进行选择出来。例如，对于冠状动脉模型，可以选择一个模型变化较慢或较平缓的时相作为初始时相，例如，离心收缩前期或者舒张末期最近的时相。初始时相可以由机器（例如，多时相特征生成模块 430）自行判断选择，或由用户选择。如果机器和用户均没有或无法选择一个初始时相，可以任意选择一个时相或者选择多时相特征生成模块 430 第一个接收到的时相作为初始时相。

[0117] 在 614 中，可以对当前时相（在第一次执行时为初始时相）进行分析，例如，计算流体力学（CFD）分析。根据设定的模型、边界条件以及参数可以对三维血管模型的血流动力学进行求解。所述求解的控制方程可以基于 Euler 方程组、纳维尔-斯托克斯方程组（Navier-Stokes Equations）或格子玻尔兹曼方程（Lattice Boltzmann Method）。求解计算的离散化方法可以包括有限差分法、有限体积法、有限元法、边界元方法、谱方法、格子玻尔兹曼法、无网格法等一种或多种组合。求解计算流场的流体可以是无粘的或有粘性的，可以是可压缩流体也可以是不可压缩流体，可以是层流也可以是湍流，可以是定常流动也可以是非定常流动。可以根据所模拟流体的物理特性，相应地选择相应的控制方程以及模拟方法。例如，针对无粘流体的流场计算可以选用 Euler 方程组或者格子玻尔兹曼方程，针对有粘性流体的流场计算可以选用 N-S 方程组或者玻尔兹曼方程。例如，对于冠状动脉进行的计算流体力学（CFD）计算可以使用纳维尔-斯托克斯方程（Navier-Stokes Equations）：

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho u) = 0, \quad (1)$$

和

$$\frac{\partial \rho u}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho u u) = \nabla \cdot \sigma. \quad (2)$$

[0118] 其中， ρ 代表血液密度， u 代表血流的速度， t 代表时间，以及 σ 代表血流应力项

(由血压 p 和血液粘性力项决定)。在一些实施例中,在初始时相的计算中,可以将所述模型中的流速的初始值设置为 0。在后续时相的计算中,所述模型中流速的初始值不再设置为 0,而是匹配前后时相的网格,并根据上一时相的计算结果对当前时相的对应网格进行赋值,作为当前时相流速的初始值。。

[0119] 分析结果可以包括当前时相该模型任意一个区域或者位点的物理状态和相关系数或参数。例如,对冠状动脉模型进行分析的结果可以包括冠状动脉任意一个区域或者位点的血流动力学参数,如血流速率、血液压力、血管壁应力、血管壁切应力、血流储备系数 (FFR)、冠状动脉血流储备 (CFR) 等中的一种或多种的组合。如图 7 所示,718 显示一种血流动力学的分析计算。

[0120] 在 616 中,可以判断是否已遍历所有时相。在判断出已遍历所有时相后,可以执行 618。在判断出未遍历所有时相后,可以执行 620。

[0121] 在 618 中,可以将分析结果进行输出。例如,将分析结果发送至血流状态分析系统 100 其他模块或设备中。在一些实施例中,可以对分析结果进行后处理。所述后处理可以包括生成分析结果与时相的关系曲线或对照表。所述后处理也可以包括根据所述关系曲线或对照表进一步输出任意时相的分析结果的预估值。如图 7 所示,716 显示一种后处理的结果。后处理的流程和结果的示例可以参考图 13 及其描述。在一些实施例中,618 可以进一步包括将生成的多时相计算结果(例如,血管状态)与一个参考结果进行比对并生成一个比对结论。所述参考结果可以是存储在存储设备 130 中的数据,可以是存储在网络 180 中的数据,也可以是用户自行输入的数据。在一些实施例中,所述参考结果及相关比对结论可以存储在一个表中。例如,所述计算结果为血流速率时,所述参考结果可以为一个血流速率范围与危险程度的对应关系。所述危险程度可以分为正常、预警、危险、极度危险等。在一些实施例中,用户可以根据临床经验手动输入所述对应关系。在一些实施例中,所述比对可以是同一对象不同时期的血流速率的计算结果的比对。

[0122] 在 620 中,可以将下一时相的模型与当前时相的模型进行匹配。在一些实施例中,所述不同时相的模型相互匹配的过程可以包括先识别出不同时相的模型中的特征区域。然后,将不同时相相对应的特征区域进行关联。在一些实施例中,所述特征区域可以包括血流入口区域、血流分叉区域、血流出口区域、血流狭窄区域、血流扩张区域等。操作 620 可以包括将不同时相的相应特征区域进行关联。如图 7 所

示, 706 可以是模型以及其特征区域相互关联的一个实施例。在一些实施例中, 一个特征区域在不同时相可能对应不同个数的网格。在这种情况下, 所述特征区域在不同时相中的网格可以依靠某种算法或方法进行关联。例如, 当第一时相中多个网格对应于第二时相中一个网格或少数网格时, 匹配单元 550 可以对第一时相中多个网格的数值进行平均化处理后再与所述第二时相中一个或少数网格的数值进行对应。所述网格数值的对应包括将第一时相的网格的数值作为第二时相对应网格的输入。

[0123] 在 622 中, 可以将下一时相设为当前时相并进一步执行 614。

[0124] 以上的描述仅仅是本发明的具体实施例, 不应被视为是唯一的实施例。显然, 对于本领域的专业人员来说, 在了解本发明内容和原理后, 都可能在不背离本发明原理、结构的情况下, 进行形式和细节上的各种修正和改变。例如, 606 可以在 604 之前执行, 可以先基于图像数据建立整个区域的模型, 再在模型中选择和分割出感兴趣的部分。

[0125] 根据本申请的一些实施例, 图 8 是设定边界条件的示例性流程图。在一些实施例中, 流程 800 与 610 相对应。在一些实施例中, 流程 800 可以通过参数设置单元 520 实现。

[0126] 在 802 中, 可以获取血管区域的一个模型。在一些实施例中, 所述模型可以通过 606 获得。所述模型可以是血管模型, 也可以是血流模型。所述血管区域可以是冠状动脉血管区域、腹部动脉血管区域、大脑动脉血管区域、下肢动脉血管区域等。在一些实施例中, 所述血管区域可以是上述血管的全部区域或者一部分区域。例如, 所述血管区域可以是整个冠状动脉模型、左冠状动脉模型或右冠状动脉模型或者冠状动脉的分支的模型, 如左前降支、左回旋支、对角支等。在一些实施例中, 所述模型可以用掩膜 (mask) 表示的血管区域。在一些实施例中, 所述模型可以用网格表示的血管模型。

[0127] 在 804 中, 可以判断所述血管区域的模型是否存在异常情况。所述异常情况可以包括血管狭窄、血栓、血管扩张、血管瘤等。如图 9 所示, 模型 910 是一个存在狭窄的冠状动脉模型, 该模型包括 930、940 两处狭窄区域。模型 920 是一个正常的冠状动脉模型, 该模型与 930、940 相对应的区域 (935、945) 没有明显狭窄。在一些实施例中, 804 可以包括提取所述血管区域的模型的中心线。在一些实施例中, 血管中心线可以指位于血管内部的沿着血管走向的一条假想的线。血管中心线可以包括血管中一个或多个像素点 (或体素点) 的集合。在一些实施例中, 血管中心线可以包括血管中心或靠

近血管中心的像素点（或体素点）的集合或组成的一条线。在一些实施例中，血管中心线可以包括一个或多个血管端点。所述血管中心线可以为所述端点之间的一条路径。在一些实施例中，关于血管中心线提取的示例性方法可以参考 2016 年 8 月 30 日提交的申请号为 PCT/CN2016/097294 的国际申请，其内容以引用的方式被包含于此。然后，可以沿所述中心线设置多个特征点。进一步地，可以计算模型在所述特征点的横截面积。根据特征点的横截面积，可以判断出模型是否存在异常情况。例如，如果计算出特征点的横截面积出现不正常的降低（例如，两个横截面积正常的特征点中间包括一个横截面积较低的特征点），可以判断模型可能存在狭窄或血栓。在一些实施例中，所述特征点的个数应该至少达到可以使得横截面积的变化足够判断是否存在异常情况的数量（例如，选择的相邻特征点的距离小于狭窄区域的长度）。在判断出模型不存在异常情况之后，可以执行 822。在判断出模型存在异常情况之后，可以执行 806。

[0128] 在 806 中，可以确定存在异常情况的区域。例如，可以根据存在异常情况的模型（也称作异常模型）横截面积的变化情况，判断并标记模型中可能的狭窄或膨大区域。血管狭窄或膨大区域可能是某段血管的局部面积最小值或最大值，或血管截面变化较大的区域。在一些实施例中，可以将确定的异常区域发送给用户。如果发现异常区域不准确，用户可以对所述异常区域进行修正。例如，用户可以手动选择异常模型中的一个或多个点或者一段区间作为异常区域。

[0129] 在 808 中，可以获取与异常模型相关的数据。所述数据可以包括血管入口血流流速、入口血流流量、入口血压、入口流阻、分流个数、出口个数、血液粘稠度、血液密度等。在一些实施例中，血管进口流量可以通过与之相连的组织或器官的相关参数或特征计算获得。例如，冠状动脉的进口流量可以用心输出量来估测，而心输出量可以通过分析心脏腔室在一个心动周期的容积变化获得。一些经验性的生理规律也可以用于估测这些物理量。例如，冠脉血流量与心肌质量成正比， $Q \propto Q_0 M^\alpha$ ，其中 Q 表示冠脉血流量， Q_0 为一常数， M 表示心肌质量，指数 α 为一预定义的变化因子。在一些实施例中，心肌质量 M 可以通过无创的方法获得。例如，通过心肌体积与心肌密度相乘获得。在一些实施例中，冠状动脉的入口血压可以通过血压计等测量获得。

[0130] 在 810 中，可以基于异常模型重建一个正常模型。在一些实施例中，重建的区域仅限于确定的异常区域，而模型中其它区域保持不变。在一些实施例中，重建的方法可以是基于血管异常区域前后的管径和其中心线进行放样或拉伸操作从而形成正常区

域。在一些实施例中，重建的方法也可以是对异常区域进行膨胀或缩小操作。所述膨胀操作后的血管截面不大于狭窄段前后血管的截面。所述缩小操作后的血管截面不小于扩张段前后血管的截面。在一些实施例中，可以对重建后的异常区域周围进行平滑处理从而避免其出现明显的突变。在一些实施例中，可以将重建的正常模型发送给用户。如果发现重建不准确，用户可以对部分或全部重建的正常模型进行修正。例如，用户可以对重建后的正常模型进行局部膨胀、局部腐蚀，局部平滑等。

[0131] 在 812 中，可以获取与正常模型相对应的数据。所述数据可以包括正常模型的边界条件、各出入口流阻等。边界条件可以包括入口和出口的血压、流速、流量等。在一些实施例中，入口的血压、流速可以在 808 中获得。出口的流量可以通过计算获得。例如，可以假设分支血管的流量分配与分支管径正相关，即 $Q \propto d^k$ ，其中 d 为分支血管近端（靠近分支点）的平均管径， k 为放大系数。然后，可以从进口开始在每个血管分叉口按照上述正相关的关系进行流量分配，直到将所述进口的流量分配到每个出口为止。基于正常模型以及所述边界条件，可以进行计算流体力学（CFD）模拟计算，从而获得正常模型每个出口的流阻（出口压强与出口流量的比值）。

[0132] 在 816 中，可以确定模型的总流阻。总流阻可以通过以下公式计算：

$$R = \frac{P_{inlet}}{Q}, \quad (3)$$

其中 R 表示模型的总流阻， P_{inlet} 表示入口血压压强，以及 Q 为入口血流量。 P_{inlet} 和 Q 可以在 808 中获得，在此不再赘述。

[0133] 在 818 中，可以通过对血管中心线、血管截面以及血管异常区域的分析来确定对象血管在正常情况下各级各分支血管近端(靠近分支点)的管径大小。

[0134] 在 820 中，可以根据正常模型管径的大小对出口的流阻进行分配。流阻可以依照以下公式进行分配：

$$R_i^j = (d_i^{-k} \cdot \sum_i d_i^k) \cdot R^{j-1}, \quad (4)$$

其中 d 表示管径， i 表示本级分叉血管的编号， j 表示本次流阻分配所处级别，以及 k 表示流阻分配指数（比如，冠状动脉中 k 可以被设置为 2.7）。

[0135] 在 822 中，可以生成与实际血管模型相对应的边界流阻。在一些实施例中，所述与实际血管模型相对应的边界流阻可以根据正常模型相对应的边界流阻获得。例如，实际血管模型相对应的边界流阻可以与正常模型相对应的边界流阻相同。在一些实施例中，血管模型的边界流阻可以根据步骤 820 所描述的流阻分配方式获得。

[0136] 根据本申请的一些实施例，图 10 是网格化处理的示例性流程图；在一些实施例中，流程 1000 与 608 相对应。流程 1000 可以通过网格生成单元 540 实现。

[0137] 在 1002 中，可以获取一个模型。所述模型可以是本申请其他实施例中说明的模型，例如，对象血管或血流、组织或器官或其他感兴趣区域重建后的模型。如图 11 所示，1110 可以是一个冠脉血流模型，即模型 1110 可以表示冠脉血管中血流所覆盖的区域。在不考虑血管壁厚度以及血管堵塞等情况下，模型 1110 也可以近似表示一个冠脉血管模型。

[0138] 在 1004 中，可以确定所述模型的边界区域。如果模型是一个血管或与血管对应的血流区域，边界区域可以是血管的出口、入口、血管壁等。如图 11 所示，模型 1110 的入口 1120 可以在 1004 中被确定为模型 1110 的边界区域。

[0139] 在 1006 中，可以对确定的边界区域进行面网格划分（也被称为二维网格划分）。所述面网格划分可以是将边界区域对应的平面用网格进行划分。网格的划分算法包括三角网格划分，四角网格划分，六角网格划分，或者类似的，或者一个或多个的组合。示例性的网格划分算法包括 Loop 算法，蝶型细分算法，Catmull-Clark 算法，Doo-Sabin 算法，Delaunay 三角划分算法等。网格划分的方法示例可以参见图 12 及其描述。如图 11 所示，1130 是模型 1110 的入口截面图，以及 1140 是 1130 网格划分的示例性结果。

[0140] 在 1008 中，可以对模型侧壁进行面网格划分。在一些实施例中，侧壁和边界区域可以使用不同的网格划分方法进行划分。例如，侧壁可以使用曲面网格剖分算法进行网格划分。所述曲面网格剖分的算法可以包括映射法和自动网格生成法等。所述映射法可以包括将侧壁映射至平面，利用二维网格划分方法对平面进行划分后，再将划分后的网格映射回侧壁。所述自动网格生成法可以根据侧壁中不同区域的曲度将侧壁分成若干个近似平面再分别进行二维网格划分。平面网格划分可以参照本申请中其他地方的描述，例如，图 12 以及描述。

[0141] 在 1010 中，可以根据边界区域和侧壁的面网格划分结果对模型进行体网格划分（也被称为三维网格划分）。所述体网格划分可以是将模型用三维的网格进行划分。所述三维网格可以包括四面体网格、六面体网格、棱柱体网格（边界层网格）、四面体与六面体混合网格、笛卡尔网格、球填充法网格等。在一些实施例中，1004 至 1008 可以被跳过，即可以直接对模型进行体网格划分。

[0142] 根据本申请的一些实施例，图 12 是网格划分的示例性流程图。在一些实施例中，

流程 1200 可以通过多时相特征生成模块 430 实现。在一些实施例中，图 6 中的 608，图 10 中的 1006 等可以根据流程 1200 实施。

[0143] 在 1202 中，可以获取一个二维图像。在一些实施例中，所述二维图像可以通过数据获取单元 510 获得。在一些实施例中，二维图像可以是一个二维医学图像，或者其中用户感兴趣的部分（例如，冠脉血管所在的区域，大脑区域等）。仅仅作为示例，二维图像可以是一个 CT 图像、MRI 图像、PET 图像等。二维图像可以以灰度或者彩色的方式呈现出来。在一些实施例中，二维图像可以是一个时相模型的二维显示。例如，二维图像可以是一个与 1006 中的时相模型的边界区域有关的图像。更具体地，二维图像可以显示一个血流模型的入口/出口区域（例如，如图 9 所示）。二维图像可以是一个由图像处理设备（例如，处理设备 120）重建的图像。二维图像可以来自一个本地存储装置或者外界的存储装置（例如，存储设备 130）。

[0144] 在 1204 中，网格生成单元 540 可以提取二维图像中感兴趣区域的轮廓点。在一些实施例中，提取二维图像中感兴趣区域的轮廓点包括先分割感兴趣区域，再对分割后的感兴趣区域提取轮廓点。所述对感兴趣区域的分割方法见本申请中其他地方的描述。在一些实施例中，感兴趣区域的轮廓点可以包括一个或多个位于感兴趣区域边界的像素点（也称为“轮廓像素点”）。例如，冠脉入口截面处的轮廓点可以包括一个或多个位于冠脉壁的轮廓像素点。在一些实施例中，感兴趣区域的轮廓像素点可以是连续的，部分连续的，或者不连续的。这里所说的连续是指一个轮廓像素点与至少一个或多个其他轮廓像素点相邻。提取出的轮廓点的信息可以保存在一个或者多个存储装置中（例如，存储设备 130，存储模块 260 等）。轮廓点的信息可以在后续流程中被网格生成单元 540 或者其他可以进行数据分析的单元/模块使用。示例性的轮廓点的信息可以包括轮廓点的位置，轮廓点的数量，或者类似的，或者一个或多个的组合。

[0145] 在 1206 中，可以根据轮廓点确定一个或多个区域。在一些实施例中，所述一个或多个区域的确定可以通过网格生成单元 540 实现。所述一个或多个区域可以通过依次连接感兴趣区域的轮廓点形成。仅仅作为示例，确定一个或多个区域可以包括确定一个感兴趣区域的初始轮廓像素点（例如，初始轮廓像素点可以选为轮廓像素点中 x/y 坐标最小的点）。按照顺时针或者逆时针方向，将感兴趣区域的轮廓像素点进行排序。从初始轮廓像素点开始，用线条连接前一个轮廓像素点与后一个轮廓像素点以形成短边。当最后一个轮廓像素点与初始轮廓像素点连接形成短边后，可以形成一个封闭的轮廓曲线。

在一些实施例中，感兴趣区域可以位于一条封闭的轮廓曲线的内部。例如，图 11 中模型入口 1140 的感兴趣区域（即，进行网格划分的区域）位于轮廓曲线的内部。在一些实施例中，感兴趣区域可以是位于两条封闭的轮廓曲线之间的区域。例如，感兴趣区域可以是一个二维环状结构，或者与二维环状结构拓扑等价的结构。一个或多个区域的信息（例如，区域对应的网格曲线）可以保存在一个或者多个存储装置中（例如，存储设备 130，存储模块 260 等）。一个或多个区域的信息可以在后续流程中被网格生成单元 540 或者其他可以进行数据分析的单元/模块使用。

[0146] 在 1208 中，可以对一个区域是否需要进行网格划分进行判断。在一些实施例中，所述判断可以由判断单元 580 实现。在判定出该区域不需要进行网格划分之后，流程 1200 进入 1210。在判定出该区域需要进行网格划分之后，流程 1200 进入 1212。在一些实施例中，判断单元 580 进行判断的条件可以是该区域是否是感兴趣区域。当该区域是感兴趣区域时，则被判定为需要进行网格划分。如本披露书中在其他地方描述的，感兴趣区域可以包括需要进行血液状态分析的区域，例如，特定血管中血液流动的区域。

[0147] 在 1210 中，可以对该区域进行标记。在一些实施例中，对区域的标记可以由网格生成单元 540 实施。标记可以采用计算机可读的代码或者可执行的指令的形式。被标记的区域信息可以被保存在一个或多个存储装置（例如，存储设备 130，存储模块 260 等）。被标记的区域信息可以在后续流程中被网格生成单元 540 或者其他可以进行数据分析的单元/模块读取，从而在进行网格划分时剔除该被标记的区域。

[0148] 在 1212 中，可以对该区域进行网格划分。在一些实施例中，网格划分可以由网格生成单元 540 实施。在一些实施例中，网格的划分可以基于该区域的轮廓点进行。网格的划分算法包括三角网格划分，四角网格划分，六角网格划分，或者类似的，或者一个或多个的组合。示例性的网格划分算法包括 Loop 算法，蝶型细分算法，Catmull-Clark 算法，Doo-Sabin 算法，Delaunay 三角划分算法等。仅仅作为举例，网格生成单元 540 可以利用 Delaunay 三角划分（Delaunay triangulation）算法对该区域的所有轮廓点进行网格划分。又例如，网格生成单元 540 可以先将该区域的轮廓点分成不同子集，并对各个子集轮廓点进行网格划分。然后，网格生成单元 540 可以将各个子集的网格划分合并形成该区域的网格划分。具体地，可以将该区域所有的轮廓点按照 x/y 坐标进行排序（例如，先按照 x 坐标进行非递减排序，对于 x 坐标相同的点，按照 y 坐标非递减排序）。将排序后的轮廓点按照数量分成子集 A 和子集 B，并分别完成 Delaunay 三角划分。再

将子集 A 和子集 B 的 Delaunay 三角划分合并成所有轮廓点的 Delaunay 三角划分。在一些实施例中，网格划分还可以包括将该区域的轮廓曲线与通过划分算法划分的网格进行叠加，从而划分的网格中保留该区域的轮廓曲线（例如，1206 中提到的由轮廓像素点连接形成的一个或多个短边）。

[0149] 在一些实施例中，对一个区域的网格的划分可以采用并行技术的网格生成方法。例如，应用区域分裂或类似算法将该区域分为若干个子区域，在每个子区域内独立进行网格划分，再修复相邻子区域的边界网格，进而获得该区域的完整网格。

[0150] 在 1214 中，可以对该区域设置网格划分控制条件。在一些实施例中，网格划分控制条件的设置可以由网格生成单元 540 实现。网格划分控制条件可以控制网格的数量，大小，分布，形状，或者类似的，或者一个或多个的组合。在一些实施例中，网格生成单元 540 可以设置一个网格单元的面积约束条件，使得任意网格单元的面积满足该面积约束条件。例如，网格生成单元 540 可以设置一个面积约束值，使得任意网格单元的面积都不大于该面积约束值。在一些实施例中，网格生成单元 540 可以设置一个网格单元的内角约束条件，使得任意网格单元的内角都满足该内角约束条件。例如，网格生成单元 540 可以设置一个三角网格单元的内角约束值，使得任意三角网格单元的最小内角都不小于该内角约束值。在一些实施例中，网格划分控制条件可以由用户通过，例如，交互设备 140，输入后获得。网格划分控制条件也可以由网格生成单元 540 或者其他具有数据分析功能的单元/模块根据特定条件分析获得。特定条件可以包括生成网格需要的时间，生成的网格的数量，根据生成的网格进行模型计算的时间，根据生成的网格计算获得的结果的精确程度等。

[0151] 在 1216 中，可以判断划分的网格是否满足控制条件。在一些实施例中，对网格划分的判断可以由网格生成单元 540 完成。如果划分的网格不满足控制条件，则流程 1200 进入 1218。

[0152] 在 1218 中，可以对网格进行处理。在一些实施例中，对网格的处理可以由网格生成单元 540 完成。网格处理可以包括调整网格数量，改变网格大小等一个或多个操作。调整网格数量可以包括提高网格密度，降低网格密度等。改变网格大小可以包括分割网格，合并网格，对网格进行重组等。

[0153] 在一些实施例中，如果一个三角网格单元不满足面积约束条件（例如，该三角网格单元的面积大于面积约束值），则可以在该三角网格单元中插入一个或多个辅助点。

辅助点的插入可以是随机的，也可以按照原三角网络的特征点的位置插入。网格生成单元 540 可以根据辅助点生成新的网格。例如，可以在三角网格单元的内部，例如，重心处插入一个辅助点。连接辅助点和原三角网络的顶点可以生成三个新的三角网格单元。又例如，可以在三角网格单元内部随机性地或者与非随机性地插入多个辅助点。根据多个辅助点利用 Delaunay 三角划分 (Delaunay triangulation) 算法划分出 Delaunay 三角网格。在一些实施例中，如果一个三角网格单元不满足内角约束条件，则可以采用特定的算法对三角网格单元进行处理。例如，可以采用 flip 算法更新三角网格单元。具体地，flip 算法可以包括通过选择一个包含两个相邻的三角网格单元的四边形（四边形的一条对角线为两个三角网格单元相邻的边），选择该四边形中另一条对角线作为两个新三角形的边），获得两个新的三角网格单元。内角约束条件可以包括三角网格单元的最小内角不小于一个内角约束值。内角约束值可以是 5° 、 10° 、 15° 、 20° 、 25° ，或者其他数值。

[0154] 网格经过处理后重新返回 1216，由网格生成单元 540 判断处理后的网格是否满足控制条件。直到网格满足控制条件，则流程 1200 进入 1220。

[0155] 在 1220，网格生成单元 540 可以判断是否已经遍历所有区域。如果否，则流程 1200 返回到 1208，对没有处理到的区域进行是否划分网格的判断。如果已经遍历所有区域，则在 1222 中，由网格生成单元 540 生成感兴趣区域的网格。在一些实施例中，划分不同区域的网格类型的算法可以相同，或不同。例如，所有区域可以都采用 Delaunay 三角划分算法划分网格。又例如，一部分区域可以采用 Delaunay 三角划分算法划分网格，一部分区域可以采用四角网格划分算法或者六角网格划分算法进行网格划分。在一些实施例中，不同区域的网格划分控制条件可以相同，或不同。例如，所有区域的网格划分控制条件可以包括面积约束条件和/或内角约束条件。不同区域的面积约束条件和/或内角约束条件可以相同，或不同。具体地，所有区域的内角约束条件可以是任意三角网格的最小内角不小于一个内角约束值（例如， 20° ）。又例如，脑部图像的面积约束条件可以包括最大三角网格单元的面积不大于 A，血管图像的面积约束条件可以包括最大三角网格单元的面积不大于 B，其中 A 小于 B。

[0156] 以上的描述仅仅是本发明的具体实施例，不应被视为是唯一的实施例。显然，对于本领域的专业人员来说，在了解本发明内容和原理后，都可能在不背离本发明原理、结构的情况下，进行形式和细节上的各种修正和改变。在一些实施例中，1210 可以被跳

过。例如，如果一个区域被判断为不需要进行网格划分，则可以直接删除该区域。在一些实施例中，1214 可以移到 1208 之前，即网格生成单元 540 可以对所有需要划分网格的区域设置相同的网格划分控制条件。在一些实施例中，流程 1200 可以对三维图像进行网格划分。例如，对三维区域的网格划分可以采用快速 Delaunay 的球充填法 (ball-packing)。网格生成单元 540 可以在三维几何区域内用球充填法布点，依据几何模型的几何特征和空间关系自适应地分布疏密合适的节点，然后采用快速 Delaunay 插入技术生成三维网格。

[0157] 根据本申请的一些实施例，图 13 是描述获得一个位点对应的血流动力学参数的示例性流程图。在一些实施例中，流程 1300 可以通过多时相特征处理模块 440 实现。在一些实施例中，图 4B 中的 468 可以根据流程 1300 实施。

[0158] 在 1302 中，多时相特征处理模块 440 可以获得多时相的血流动力学参数值。在一些实施例中，多时相的血流动力学参数值可以与流程 600 中 614-618 有关。所述血流动力学参数值可以表示冠状动脉血管区域、腹部动脉血管区域、大脑动脉血管区域、下肢动脉血管区域等血管区域的血流状态。血流动力学参数可以包括血液流速、血液压力、血管壁应力、血管壁切应力、血流储备系数 (FFR)、冠状动脉血流储备 (CFR) 等中的一种或多种的组合。在一些实施例中，多时相的血流动力学参数值可以对应一个特定时间段内的血流状态。例如，可以获取一个心脏跳动周期内不同时相的血流动力学参数值，从而获得在该心脏跳动周期内的血流状态。获取的时相数量可以是 3 个，或者 5 个，或者 8 个，或者 10 个，或者 15 个等。

[0159] 在 1304 中，多时相特征处理模块 440 可以确定一个血管中的位点。所述位点可以是血管入口/出口的平面上的任意一点，或血管壁或者血管内部空间上的任意一点。在一些实施例中，所述位点的确定可以由用户通过，例如，交互设备 140，输入后实现。

[0160] 在 1306 中，多时相特征处理模块 440 可以拟合位点的血流动力学参数曲线。在一些实施例中，所述血流动力学参数曲线可以表示一个心脏跳动周期内的血流状态。所述拟合可以包括将多时相的血流动力学参数按照一个函数进行拟合。用于拟合的函数可以是线性的，或非线性的。适用的非线性函数可以包括多项式函数，对数函数，指数函数，或者类似的，或者其中多个的组合。例如，根据冠脉血管入口平面上一个位点多时相的 FFR 值，可以拟合出在一定时间范围内所述位点的 FFR 曲线。进一步的，在获得所述位点在一个心脏跳动周期内的 FFR 拟合曲线后，可以根据心脏跳动的周期性，生

成所述为点在任意时刻的 FFR 曲线。

[0161] 在 1308 中, 多时相特征处理模块 440 可以根据参数曲线获得位点一个感兴趣时相的血流动力学参数值 (例如, FFR 值)。所述感兴趣时相可以不同于 1302 中获得的多时相中任意一个。在一些实施例中, 所述感兴趣时相的选择可以由用户通过, 例如, 交互设备 140, 输入后实现。在一些实施例中, 多时相特征处理模块 440 可以根据血流动力学参数曲线对所述位点的血流动力学参数值进行处理。例如, 可以根据一段时间的血流动力学参数值 (例如, FFR 值), 获取平均血流动力学参数值 (例如, 平均 FFR 值)。

[0162] 以上的描述仅仅是本发明的具体实施例, 不应被视为是唯一的实施例。显然, 对于本领域的专业人员来说, 在了解本发明内容和原理后, 都可能在不背离本发明原理、结构的情况下, 进行形式和细节上的各种修正和改变。在一些实施例中, 在进行拟合位点的血流动力学参数曲线之前, 多时相特征处理模块 440 可以获得为点额外的血流动力学参数。所述额外的血流动力学参数可以通过插值方法处理后获得, 也可以是用户通过, 交互设备 140, 输入后获得。

[0163] 根据本申请的一些实施例, 图 14 是描述获得位点对应的血流动力学参数的示意图。图片 1402 显示包含心脏区域和腹部区域的多时相图像数据。图片 1406 显示一个时相的图像中对应的冠脉以及建立的冠脉模型。图像 1408 显示所述冠脉在不同时相的 FFR 分布。所述不同时相的血液流动状态可以根据流程 600 获得。图片 1404 显示对象的特异性临床数据, 包括对象的主动脉压随时间的变化曲线, 相位冠脉血流量随时间的变化曲线。图片 1410 显示对象的 FFR 随时间变化的曲线。

[0164] 上文已对基本概念做了描述, 显然, 对于本领域技术人员来说, 上述发明披露仅仅作为示例, 而并不构成对本申请的限定。虽然此处并没有明确说明, 本领域技术人员可能会对本申请进行各种修改、改进和修正。该类修改、改进和修正在本申请中被建议, 所以该类修改、改进、修正仍属于本申请示范实施例的精神和范围。

[0165] 同时, 本申请使用了特定词语来描述本申请的实施例。如“一个实施例”、“一实施例”、和/或“一些实施例”意指与本申请至少一个实施例相关的某一特征、结构或特点。因此, 应强调并注意的是, 本说明书中在不同位置两次或多次提及的“一实施例”或“一个实施例”或“一替代性实施例”并不一定是指同一实施例。此外, 本申请的一个或多个实施例中的某些特征、结构或特点可以进行适当的组合。

[0166] 此外，本领域技术人员可以理解，本申请的各方面可以通过若干具有可专利性的种类或情况进行说明和描述，包括任何新的和有用的工序、机器、产品或物质的组合，或对他们的任何新的和有用的改进。相应地，本申请的各个方面可以完全由硬件执行、可以完全由软件（包括固件、常驻软件、微码等）执行、也可以由硬件和软件组合执行。以上硬件或软件均可被称为“数据块”、“模块”、“引擎”、“单元”、“组件”或“系统”。此外，本申请的各方面可能表现为位于一个或多个计算机可读介质中的计算机产品，该产品包括计算机可读程序编码。

[0167] 计算机可读信号介质可能包含一个内含有计算机程序编码的传播数据信号，例如在基带上或作为载波的一部分。该传播信号可能有多种表现形式，包括电磁形式、光形式等等、或合适的组合形式。计算机可读信号介质可以是除计算机可读存储介质之外的任何计算机可读介质，该介质可以通过连接至一个指令执行系统、装置或设备以实现通讯、传播或传输供使用的程序。位于计算机可读信号介质上的程序编码可以通过任何合适的介质进行传播，包括无线电、电缆、光纤电缆、RF、或类似介质、或任何上述介质的组合。

[0168] 本申请各部分操作所需的计算机程序编码可以用任意一种或多种程序语言编写，包括面向对象编程语言如 Java、Scala、Smalltalk、Eiffel、JADE、Emerald、C++、C#、VB.NET、Python 等，常规程序化编程语言如 C 语言、Visual Basic、Fortran 2003、Perl、COBOL 2002、PHP、ABAP，动态编程语言如 Python、Ruby 和 Groovy，或其他编程语言等。该程序编码可以完全在用户计算机上运行、或作为独立的软件包在用户计算机上运行、或部分在用户计算机上运行部分在远程计算机运行、或完全在远程计算机或服务服务器上运行。在后种情况下，远程计算机可以通过任何网络形式与用户计算机连接，比如局域网（LAN）或广域网（WAN），或连接至外部计算机（例如通过因特网），或在云计算环境中，或作为服务使用如软件即服务（SaaS）。

[0169] 此外，除非权利要求中明确说明，本申请所述处理元素和序列的顺序、数字字母的使用、或其他名称的使用，并非用于限定本申请流程和方法的顺序。尽管上述披露中通过各种示例讨论了一些目前认为有用的发明实施例，但应当理解的是，该类细节仅起到说明的目的，附加的权利要求并不仅限于披露的实施例，相反，权利要求旨在覆盖所有符合本申请实施例实质和范围的修正和等价组合。例如，虽然以上所描述的系统组件可以通过硬件设备实现，但是也可以只通过软件的解决方案得以实现，如在现有的服

务器或移动设备上安装所描述的系统。

[0170] 同理，应当注意的是，为了简化本申请披露的表述，从而帮助对一个或多个发明实施例的理解，前文对本申请实施例的描述中，有时会将多种特征归并至一个实施例、附图或对其的描述中。但是，这种披露方法并不意味着本申请对象所需要的特征比权利要求中提及的特征多。实际上，实施例的特征要少于上述披露的单个实施例的全部特征。

[0171] 一些实施例中使用了描述成分、属性数量的数字，应当理解的是，此类用于实施例描述的数字，在一些示例中使用了修饰词“大约”、“近似”或“大体上”等来修饰。除非另外说明，“大约”、“近似”或“大体上”表明所述数字允许有 $\pm 20\%$ 的变化。相应地，在一些实施例中，说明书和权利要求中使用的数值参数均为近似值，该近似值根据个别实施例所需特点可以发生改变。在一些实施例中，数值参数应考虑规定的有效数位并采用一般位数保留的方法。尽管本申请一些实施例中用于确认其范围广度的数值域和参数为近似值，在具体实施例中，此类数值的设定在可行范围内尽可能精确。

[0172] 最后，应当理解的是，本申请中所述实施例仅用以说明本申请实施例的原则。其他的变形也可能属于本申请的范围。因此，作为示例而非限制，本申请实施例的替代配置可视为与本申请的教导一致。相应地，本申请的实施例不仅限于本申请明确介绍和描述的实施例。

1. 一种可以被至少一个包含处理器和存储器的设备执行的方法，所述方法包括：
 - 获取一个第一时相的图像和一个第二时相的图像；
 - 在所述第一时相的图像中选择一个第一血管区域，其中，所述第一血管区域包含一个血管；
 - 在所述第二时相的图像中选择一个第二血管区域，其中，所述第二血管区域包含至少一部分所述血管；
 - 建立一个第一血管模型，其中，所述第一血管模型与所述第一血管区域相对应；
 - 建立一个第二血管模型，其中，所述第二血管模型与所述第二血管区域相对应；
 - 设定所述第一血管模型的边界条件和所述第二血管模型的边界条件；
 - 根据所述第一血管模型的边界条件，确定所述第一血管模型中所述血管在所述第一时相的状态；
 - 基于所述血管在所述第一时相的状态，关联所述第一血管模型和所述第二血管模型；
 - 以及
 - 根据所述关联结果以及所述第二血管模型的边界条件，确定所述第二血管模型中所述血管在所述第二时相的状态。
2. 权利要求 1 所述的方法，所述第一血管区域和所述第二血管区域包括冠状动脉、腹部动脉、大脑动脉或下肢动脉。
3. 权利要求 1 所述的方法，所述关联所述第一血管模型和所述第二血管模型包括关联所述第一血管模型和所述第二血管模型的所述血管的入口段、所述血管的分叉段、所述血管的狭窄段、或所述血管的出口段。
4. 权利要求 1 所述的方法，进一步包括对所述第一血管模型或所述第二血管模型进行网格化处理。
5. 权利要求 4 所述的方法，所述网格化处理包括：
 - 对所述第一血管模型的入口和出口进行二维网格化处理；

- 对所述第一血管模型的侧壁进行网格化处理；以及
- 基于所述入口、出口和侧壁的网格化处理结果，对所述第一血管模型进行三维网格化处理。
6. 权利要求 4 所述的方法，所述网格化处理包括：
- 对所述第二血管模型的入口和出口进行二维网格化处理；
- 对所述第二血管模型的侧壁进行网格化处理；以及
- 基于所述入口、出口和侧壁的网格化处理结果，对所述第二血管模型进行三维网格化处理。
7. 权利要求 6 所述的方法，所述关联所述第一血管模型和所述第二血管模型包括将所述第一血管模型的网格和所述第二血管模型的网格进行匹配。
8. 权利要求 1 所述的方法，所述血管状态包括血流速、血压力、血管壁应力、血管壁切应力或血流储备系数（FFR）。
9. 权利要求 1 所述的方法，所述设定所述第一血管模型的边界条件包括：
- 判断所述第一血管模型存在异常情况；
- 响应于判断出所述第一血管模型存在异常情况，
- 确定存在异常情况的区域；
- 构建与所述第一血管模型对应的正常模型；
- 获取正常模型的边界条件；以及
- 根据正常模型的边界条件，生成与所述第一血管模型相对应的边界条件。
10. 权利要求 9 所述的方法，所述异常情况包括血管狭窄、血管膨大或血管瘤。
11. 权利要求 1 所述的方法，进一步包括根据所述第一血管模型中所述血管在所述第一时相的状态和所述第二血管模型中所述血管在所述第二时相的状态，生成所述血管的状态与时间的关系。

12. 权利要求 11 所述的方法，进一步包括根据所述血管的状态与时间的所述关系，生成所述血管在第三时相的状态。

13. 权利要求 1 所述的方法，所述确定所述第一血管模型中所述血管在所述第一时相的状态或所述确定所述第二血管模型中所述血管在所述第二时相的状态包括使用计算流体力学（CFD）方法。

14. 一个包括至少一个处理器和存储设备的系统，所述系统包括：

一个接收模块，被配置为：

获取一个第一时相的图像和一个第二时相的图像；以及

一个多时相特征生成模块，被配置为：

在所述第一时相的图像中选择一个第一血管区域，其中，所述第一血管区域包含一个血管；

在所述第二时相的图像中选择一个第二血管区域，其中，所述第二血管区域包含至少一部分所述血管；

建立一个第一血管模型，其中，所述第一血管模型与所述第一血管区域相对应；

建立一个第二血管模型，其中，所述第二血管模型与所述第二血管区域相对应；

设定所述第一血管模型的边界条件和所述第二血管模型的边界条件；

根据所述第一血管模型的边界条件，确定所述第一血管模型中所述血管在所述第一时相的状态；

基于所述血管在所述第一时相的状态，关联所述第一血管模型和所述第二血管模型；以及

根据所述关联结果以及所述第二血管模型的边界条件，确定所述第二血管模型中所述血管在所述第二时相的状态。

15. 一种可以被至少一个包含处理器和存储器的设备执行的方法，所述方法包括：

获取一个二维图像，所述二维图像包括一个或多个感兴趣的区域；

提取所述一个或多个感兴趣区域的多个轮廓点；

根据所述多个轮廓点，确定一个第一区域和一个第二区域；

基于一个第一网格划分控制条件，生成所述第一区域的网格；

基于一个第二网格划分控制条件，生成所述第二区域的网格，其中，所述第二网格划分控制条件不同于所述第一网格划分控制条件；以及

根据所述第一区域的网格和所述第二区域的网格，对所述一个或多个感兴趣区域进行分析。

16. 权利要求 15 所述的方法，所述一个或多个感兴趣区域包括冠状动脉、腹部动脉、大脑动脉、大脑或下肢动脉中至少一种。

17. 权利要求 15 所述的方法，所述第一区域的网格或所述第二区域的网格基于 Delaunay 三角剖分算法生成。

18. 权利要求 17 所述的方法，所述第一网格划分控制条件包括一个第一面积约束条件。

19. 权利要求 18 所述的方法，所述第一面积约束条件包括所有网格的面积不大于一个面积约束值。

20. 权利要求 18 所述的方法，所述第二网格划分控制条件包括一个第二面积约束条件，其中，所述第二面积约束条件不同于所述第一面积约束条件。

21. 权利要求 15 所述的方法，进一步包括根据所述多个轮廓点确定一个第三区域，其中，所述第三区域不进行网格划分。

22. 权利要求 15 所述的方法，对所述感兴趣区域进行所述分析包括根据计算流体力学（CFD）分析所述感兴趣区域的一个动力学参数。

23. 权利要求 15 所述的方法，进一步包括：

获取一个三维图像，所述三维图像包括所述一个或多个感兴趣区域；以及

根据所述第一区域的网格和所述第二区域的网格，生成对应于所述三维图像的一个

三维网格。

24. 一个包括至少一个处理器和存储设备的系统，所述系统包括：

一个接收模块，被配置为：

获取一个二维图像，所述二维图像包括一个或多个感兴趣的区域；以及

一个多时相特征生成模块，被配置为：

提取所述一个或多个感兴趣区域的多个轮廓点；

根据所述多个轮廓点，确定一个第一区域和一个第二区域；

基于一个第一网格划分控制条件，生成所述第一区域的网格；

基于一个第二网格划分控制条件，生成所述第二区域的网格，其中，所述第二网格划分控制条件不同于所述第一网格划分控制条件；以及

根据所述第一区域的网格和所述第二区域的网格，对所述一个或多个感兴趣区域进行分析。

25. 一种可以被至少一个包含处理器和存储器的设备执行的方法，所述方法包括：

获取一个第一时相的图像和一个第二时相的图像；

在所述第一时相的图像中选择一个第一血管区域，其中，所述第一血管区域包含一个血管；

在所述第二时相的图像中选择一个第二血管区域，其中，所述第二血管区域包含至少一部分所述血管；

建立一个第一血管模型，其中，所述第一血管模型与所述第一血管区域相对应；

建立一个第二血管模型，其中，所述第二血管模型与所述第二血管区域相对应；

对所述第一血管模型和所述第二血管模型按照权利要求 15 的方法进行网格化处理；

设定所述第一血管模型的边界条件和所述第二血管模型的边界条件；

根据所述第一血管模型的边界条件，确定所述第一血管模型中所述血管在所述第一时相的状态；

基于所述血管在所述第一时相的状态，关联所述第一血管模型和所述第二血管模型，所述关联所述第一血管模型和所述第二血管模型包括匹配所述第一血管模型的网格和所述第二血管模型的网格；以及

根据所述关联结果以及所述第二血管模型的边界条件，确定所述第二血管模型中所述血管在所述第二时相的状态。

26. 一种可以被至少一个包含处理器和存储器的设备执行的方法，所述方法包括：

获取多个时相的血管图像，包括一个第一时相的血管图像和一个第二时相的血管图像，所述多个时相的血管图像分别对应于同一个血管或其一部分；

建立多个血管模型，所述多个血管模型分别对应于所述多个时相的血管图像；

根据所述多个血管模型，获得所述血管或其一部分的多个状态，包括一个第一血管状态和一个第二血管状态，其中，所述第一血管状态对应于所述第一时相的血管图像，所述第二血管状态对应于所述第二时相的血管图像；

根据所述血管或其一部分的所述多个状态，获得所述血管或其一部分的状态随时间变化的关系；以及

根据所述关系，获得所述血管或其一部分的第三血管状态。

27. 权利要求 26 所述的方法，所述血管包括冠状动脉、腹部动脉、大脑动脉或下肢动脉中至少一种。

28. 权利要求 26 所述的方法，所述血管或其一部分的状态包括血液流速、血液压力、血管壁应力、血管壁切应力、血流储备系数，以及冠状动脉血流储备中至少一种的数值。

29. 权利要求 26 所述的方法，所述第三血管状态包括一个平均血流储备系数的值。

30. 权利要求 26 所述的方法，进一步包括：

关联所述多个血管模型；以及

根据所述关联结果，采用计算流体力学（CFD）分析所述多个血管状态。

31. 权利要求 30 所述的方法，所述关联所述多个血管模型包括关联所述多个血管模型中至少两个血管模型的入口段、分叉段、狭窄段或出口段。

32. 权利要求 26 所述的方法，进一步包括对所述多个血管模型分别进行网格化处理。
33. 权利要求 32 所述的方法，进一步包括将所述多个血管模型的网格进行匹配。
34. 一个包括至少一个处理器和存储设备的系统，所述系统包括：
一个接收模块，被配置为：
 获取多个时相的血管图像，包括一个第一时相的血管图像和一个第二时相的血管图像，所述多个时相的血管图像分别对应于同一个血管或其一部分；以及
一个多时相特征生成模块，被配置为：
 建立多个血管模型，所述多个血管模型分别对应于所述多个时相的血管图像；
 根据所述多个血管模型，获得所述血管或其一部分的多个状态，包括一个第一血管状态和一个第二血管状态，其中，所述第一血管状态对应于所述第一时相的血管图像，所述第二血管状态对应于所述第二时相的血管图像；
 根据所述血管或其一部分的所述多个状态，获得所述血管或其一部分的状态随时间变化的关系；以及
 根据所述关系，获得所述血管或其一部分的第三血管状态。
35. 一种可以被至少一个包含处理器和存储器的设备执行的方法，所述方法包括：
 获取一个第一血管模型，所述第一血管模型对应于一个血管，所述血管包含一个第一区域；
 获取所述第一血管模型的一个或多个参数；
 根据所述第一血管模型的所述一个或多个参数确定所述第一血管模型中所述第一区域的位置；
 生成一个第二血管模型，所述第二血管模型包含所述血管或其一部分，其中，所述第二血管模型中的所述血管的所述第一区域经过修正；
 获取所述第二血管模型的边界条件；
 根据所述第二血管模型的边界条件，确定所述第二血管模型的一个参数；
 根据所述第二血管模型的所述参数，确定所述第一血管模型的边界条件；以及
 根据所述第一血管模型的所述边界条件，获得所述第一血管模型的血流状态。

36. 权利要求 35 所述的方法，所述第一区域包括血管狭窄、血管膨大或存在血管瘤的区域。
37. 权利要求 35 所述的方法，所述第一血管模型的所述一个或多个参数包括所述血管的横截面积。
38. 权利要求 35 所述的方法，所述修正所述第一血管模型中的所述第一区域包括膨胀所述血管或缩小所述血管。
39. 权利要求 35 所述的方法，所述第二血管模型的边界条件包括所述第二血管模型中所述血管的入口、出口或侧壁的血压、血流速率、血液粘稠度、压强或应力。
40. 权利要求 35 所述的方法，所述第二血管模型的所述参数包括流阻、血流速率、血压、血管壁应力、血管壁切应力或血流储备系数（FFR）。
41. 权利要求 35 所述的方法，所述确定第二血管模型的参数包括进行计算流体力学（CFD）分析。
42. 权利要求 35 所述的方法，进一步包括根据第一血管模型的边界条件，确定第一血管模型的一个动力学参数。
43. 一个包括至少一个处理器和存储设备的系统，所述系统包括：
一个接收模块，被配置为：
 获取一个第一血管模型，所述第一血管模型包含一个第一区域；
 获取所述第一血管模型的一个或多个参数；以及
一个多时相特征生成模块，被配置为：
 根据所述第一血管模型的参数确定所述第一血管模型中所述第一区域的位置；
 通过修正所述第一血管模型中的所述第一区域生成一个第二血管模型；
 获取所述第二血管模型的边界条件；

根据所述第二血管模型的边界条件，确定所述第二血管模型的一个参数；
根据所述第二血管模型的参数，确定所述第一血管模型的边界条件；以及
根据所述第一血管模型的所述边界条件，获得所述第一血管模型的血流状态。

44. 一个系统包括：

至少一个处理器；以及

存储器，用来存储指令，所述指令被所述至少一个处理器执行时，导致所述系统实现的操作包括：

获取一个第一时相的图像和一个第二时相的图像；

在所述第一时相的图像中选择一个第一血管区域，其中，所述第一血管区域包含一个血管；

在所述第二时相的图像中选择一个第二血管区域，其中，所述第二血管区域包含至少一部分所述血管；

建立一个第一血管模型，其中，所述第一血管模型与所述第一血管区域相对应；

建立一个第二血管模型，其中，所述第二血管模型与所述第二血管区域相对应；

设定所述第一血管模型的边界条件和所述第二血管模型的边界条件；

根据所述第一血管模型的边界条件，确定所述第一血管模型中所述血管在所述第一时相的状态；

基于所述血管在所述第一时相的状态，关联所述第一血管模型和所述第二血管模型；以及

根据所述关联结果以及所述第二血管模型的边界条件，确定所述第二血管模型中所述血管在所述第二时相的状态。

45. 一个系统包括：

至少一个处理器；以及

存储器，用来存储指令，所述指令被所述至少一个处理器执行时，导致所述系统实现的操作包括：

获取一个二维图像，所述二维图像包括一个或多个感兴趣的区域；

提取所述一个或多个感兴趣区域的多个轮廓点；

根据所述多个轮廓点，确定一个第一区域和一个第二区域；

基于一个第一网格划分控制条件，生成所述第一区域的网格；

基于一个第二网格划分控制条件，生成所述第二区域的网格，其中，所述第二网格划分控制条件不同于所述第一网格划分控制条件；以及

根据所述第一区域的网格和所述第二区域的网格，对所述一个或多个感兴趣区域进行分析。

46. 一个系统包括：

至少一个处理器；以及

存储器，用来存储指令，所述指令被所述至少一个处理器执行时，导致所述系统实现的操作包括：

获取多个时相的血管图像，包括一个第一时相的血管图像和一个第二时相的血管图像，所述多个时相的血管图像分别对应于同一个血管或其一部分；

建立多个血管模型，所述多个血管模型分别对应于所述多个时相的血管图像；

根据所述多个血管模型，获得所述血管或其一部分的多个状态，包括一个第一血管状态和一个第二血管状态，其中，第一血管状态对应于所述第一时相的血管图像，第二血管状态对应于所述第二时相的血管图像；

根据所述血管或其一部分的所述多个状态，获得所述血管或其一部分的状态随时间变化的关系；以及

根据所述关系，获得所述血管或其一部分的第三血管状态。

47. 一个系统包括：

至少一个处理器；以及

存储器，用来存储指令，所述指令被所述至少一个处理器执行时，导致所述系统实现的操作包括：

获取一个第一血管模型，所述第一血管模型对应于一个血管，所述血管包含一个第一区域；

获取所述第一血管模型的一个或多个参数；

根据所述第一血管模型的所述一个或多个参数确定所述第一血管模型中所述第

一区域的位置；

生成一个第二血管模型，所述第二血管模型包含所述血管或其一部分，其中，所述第二血管模型中的所述血管的所述第一区域经过修正；

获取所述第二血管模型的边界条件；

根据所述第二血管模型的边界条件，确定所述第二血管模型的一个参数；

根据所述第二血管模型的所述参数，确定所述第一血管模型的边界条件；以及

根据所述第一血管模型的所述边界条件，获得所述第一血管模型的血流状态。

1/16

100

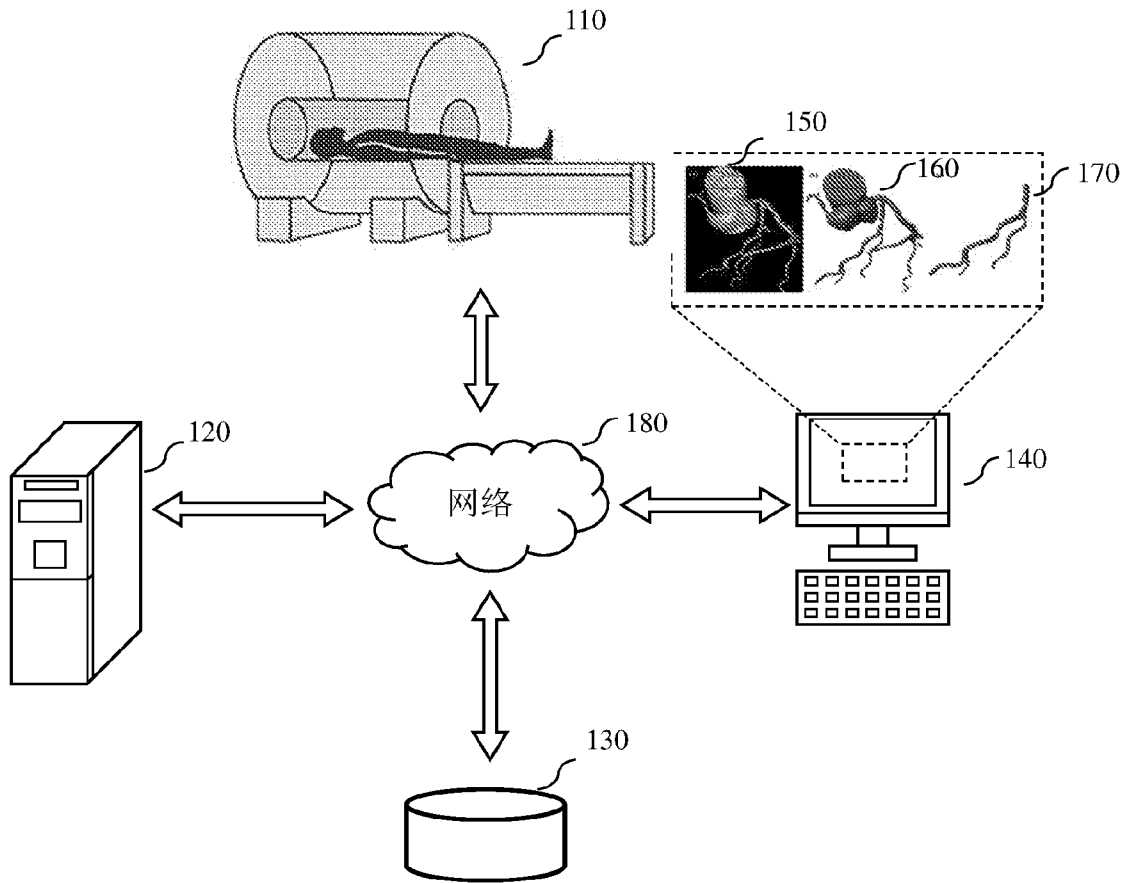


图 1A

100

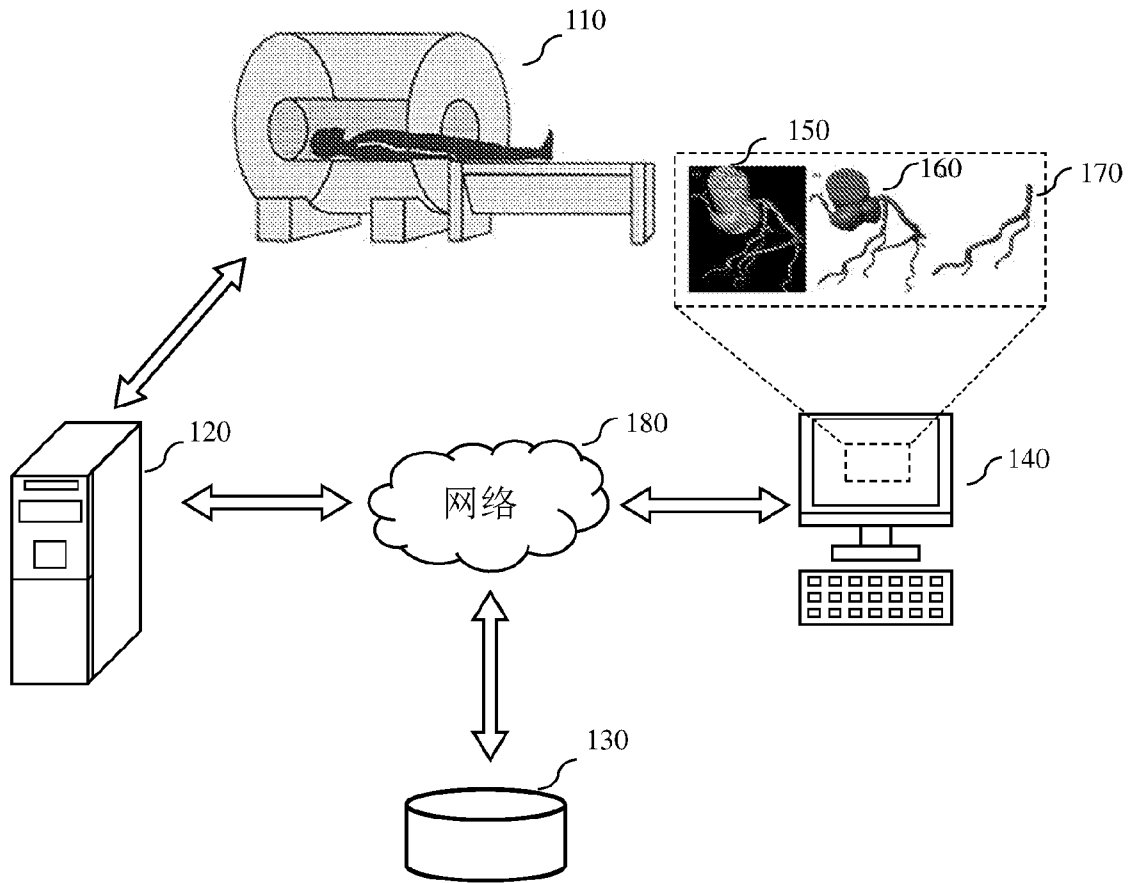


图 1B

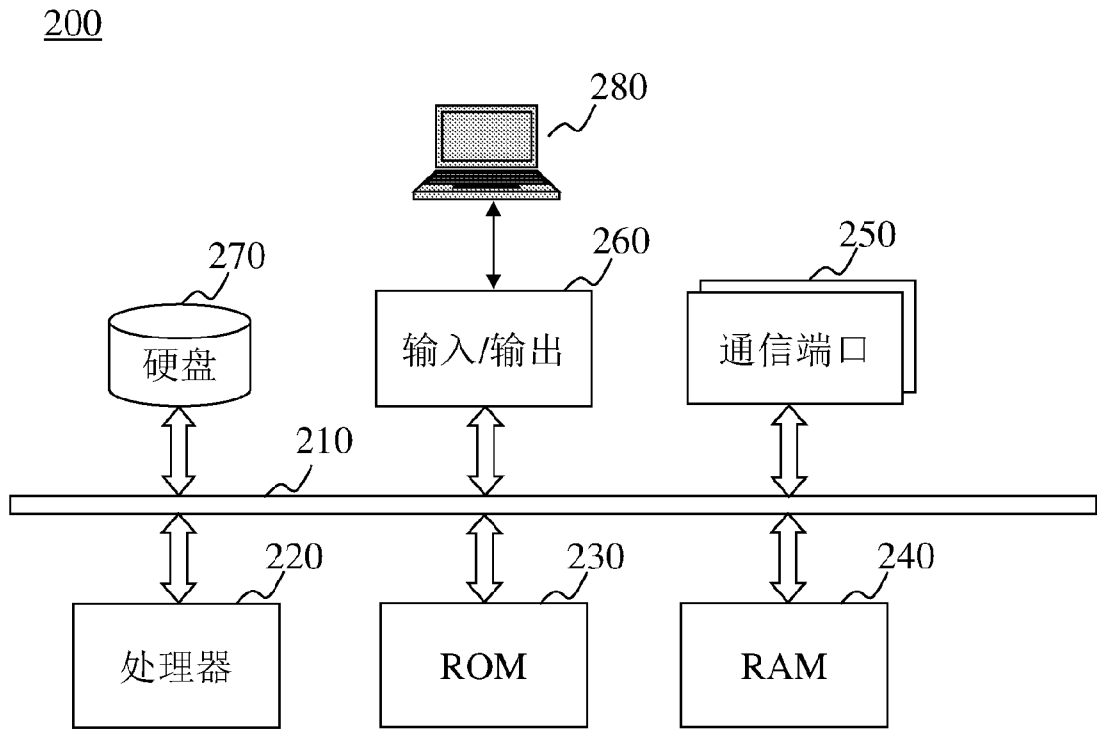


图 2

4/16

300

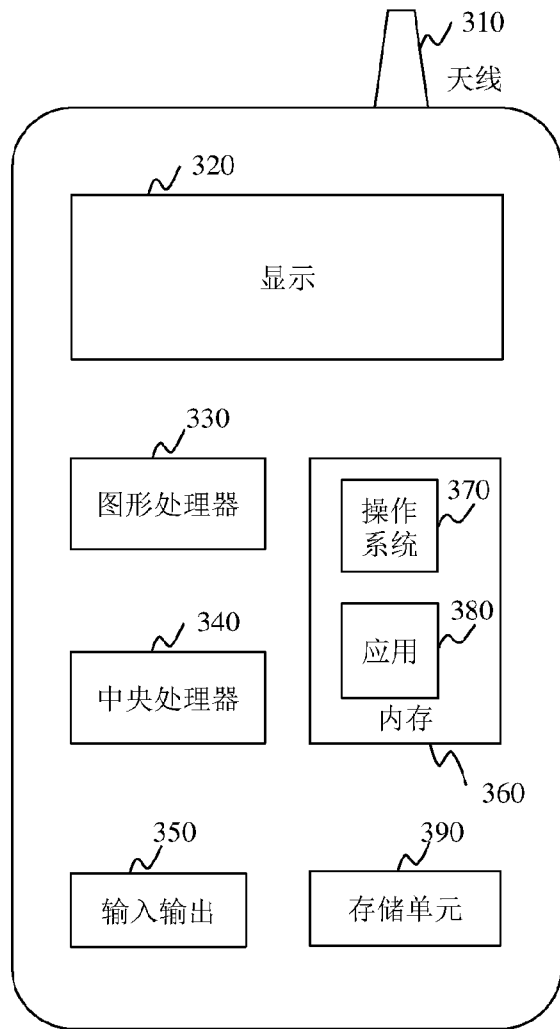


图 3

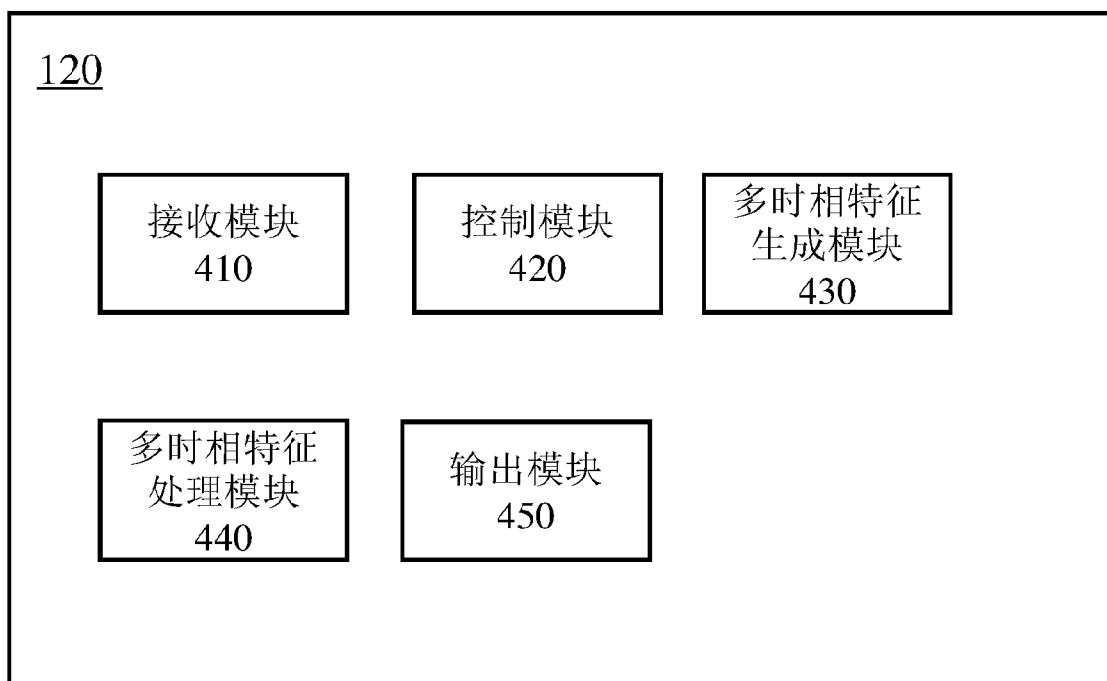


图 4A

6/16

400

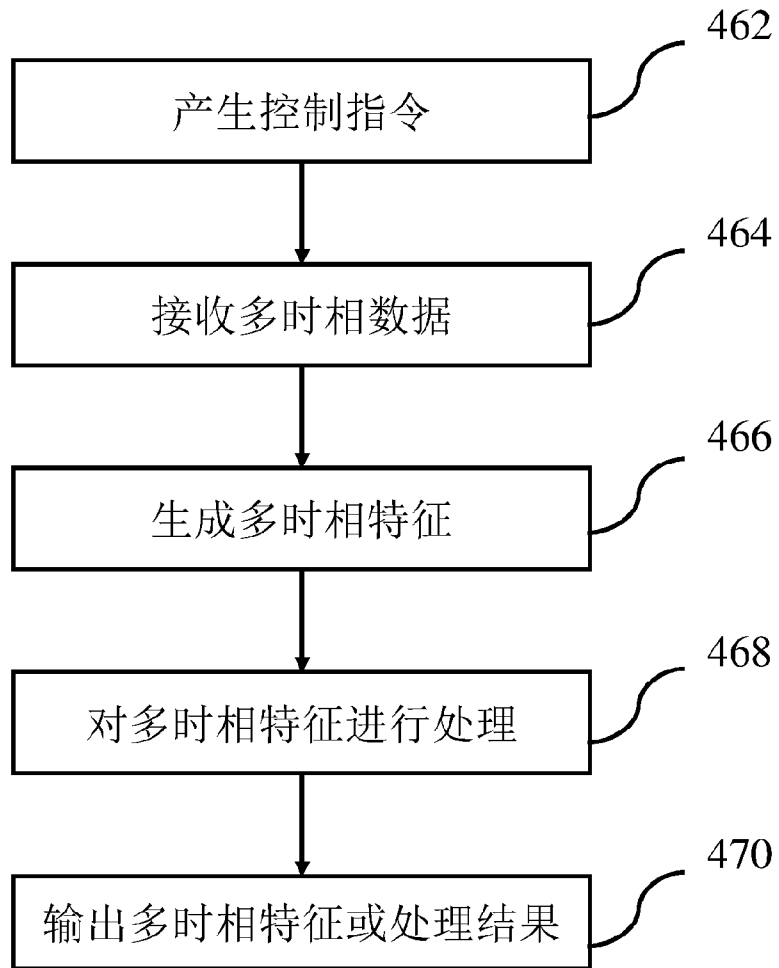


图 4B

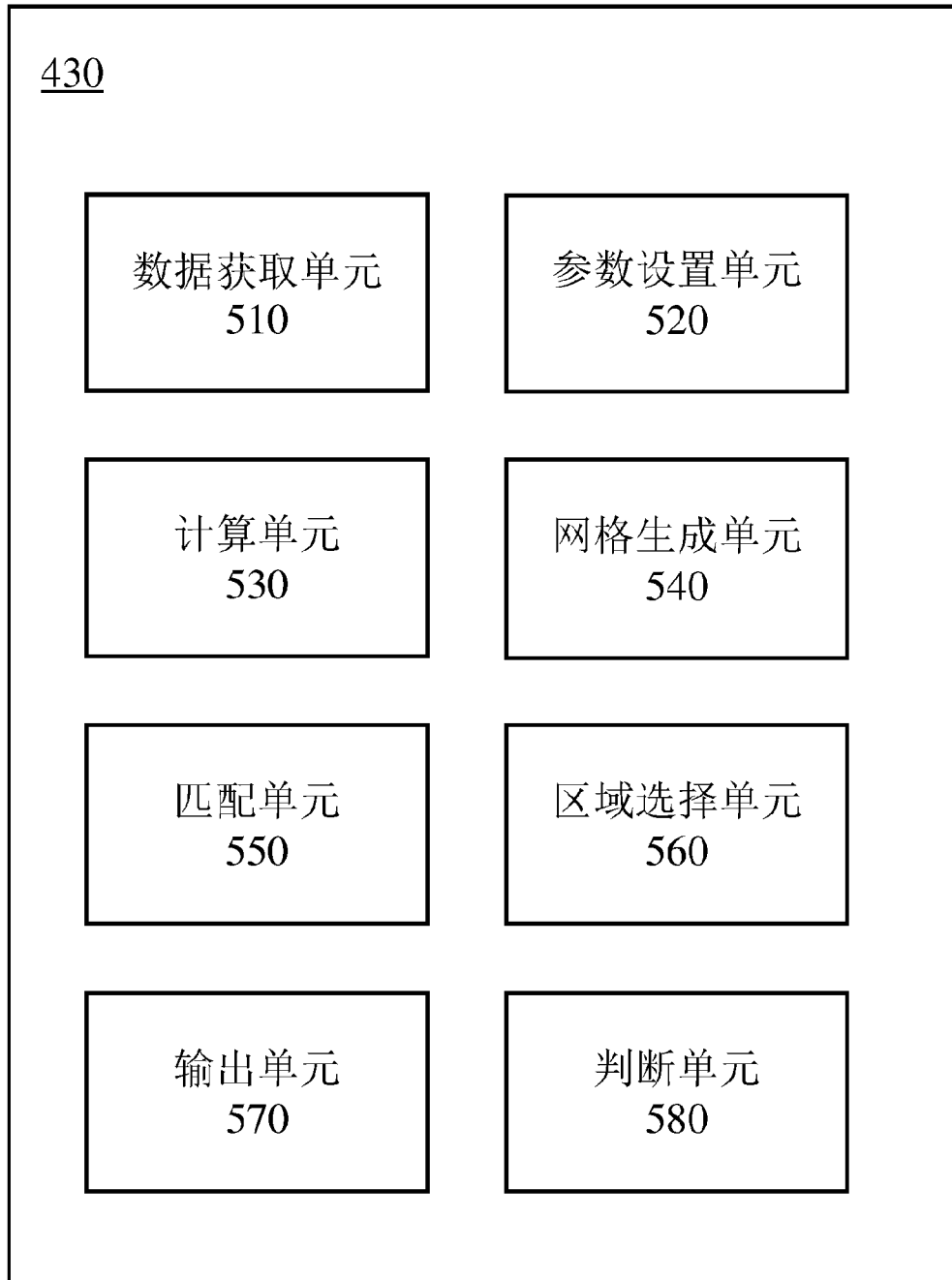


图 5

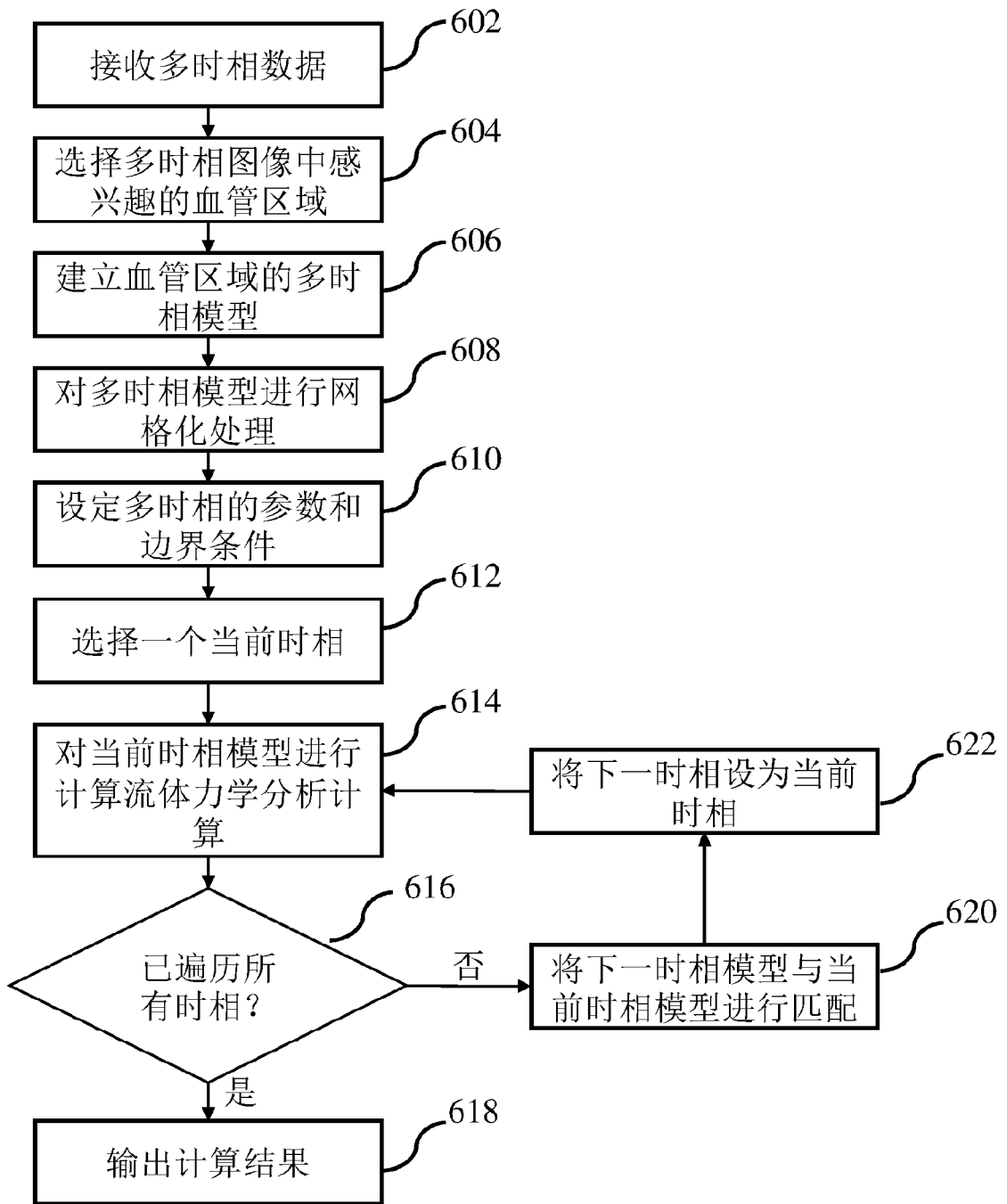


图 6

9/16

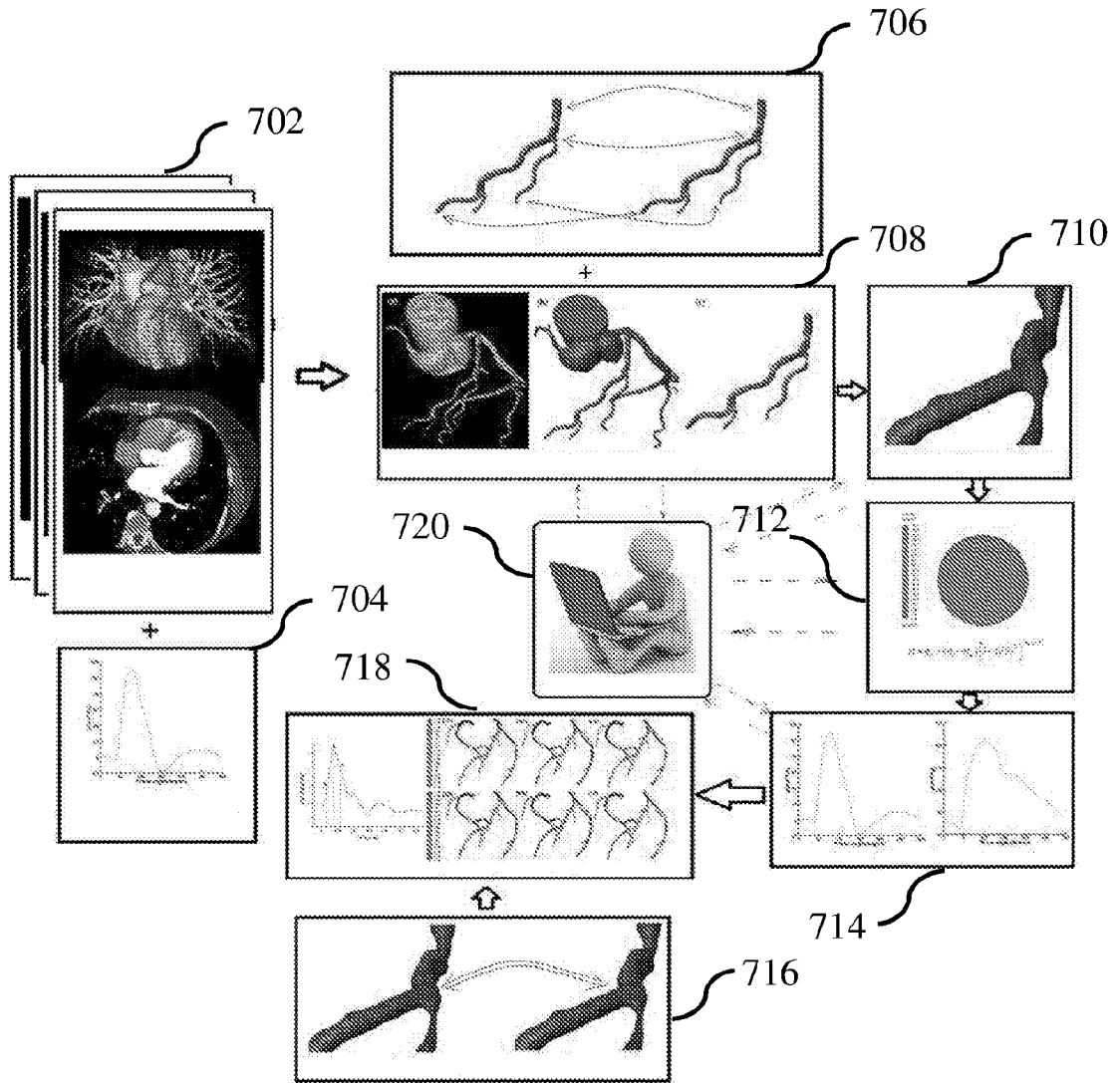


图 7

10/16

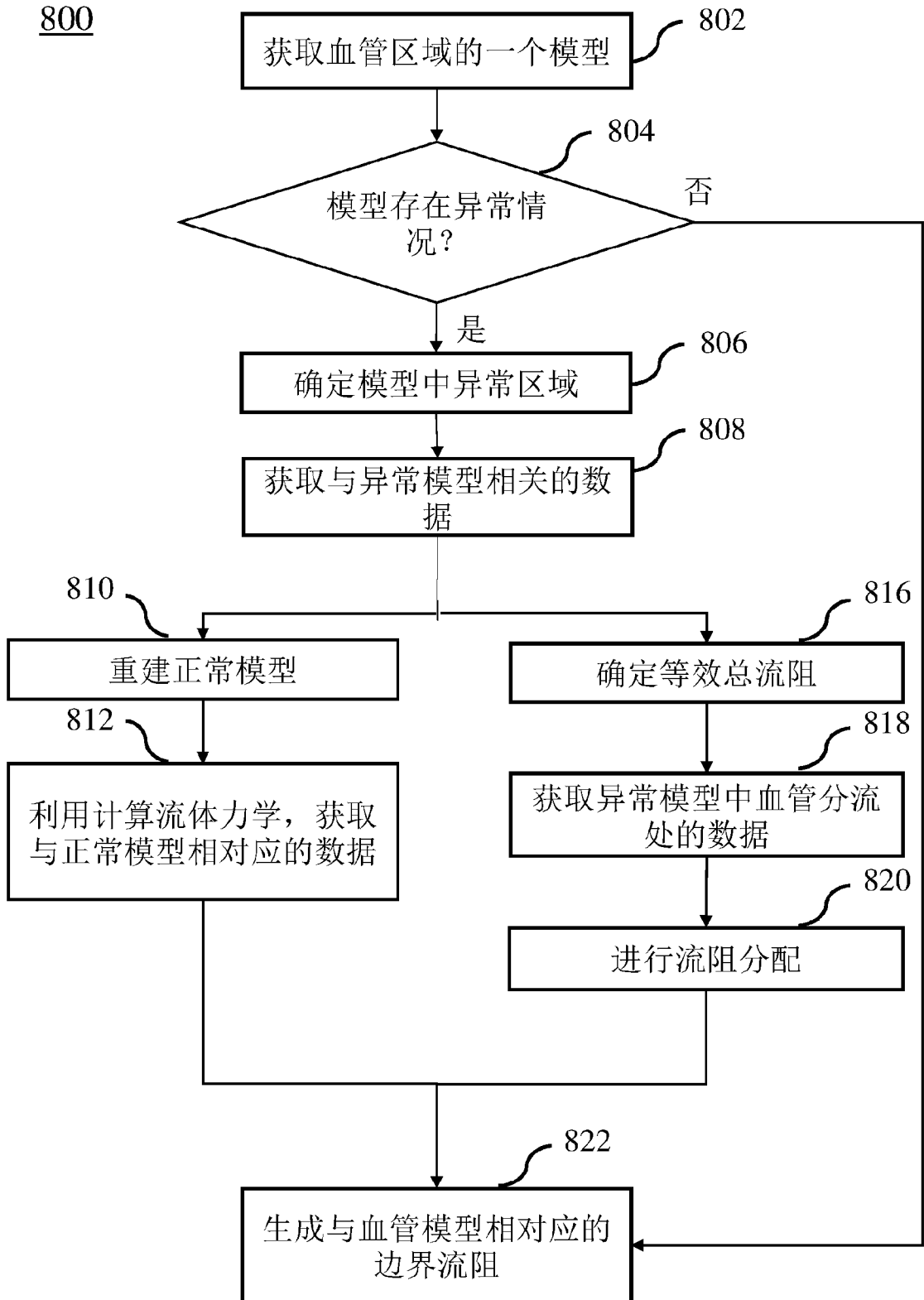


图 8

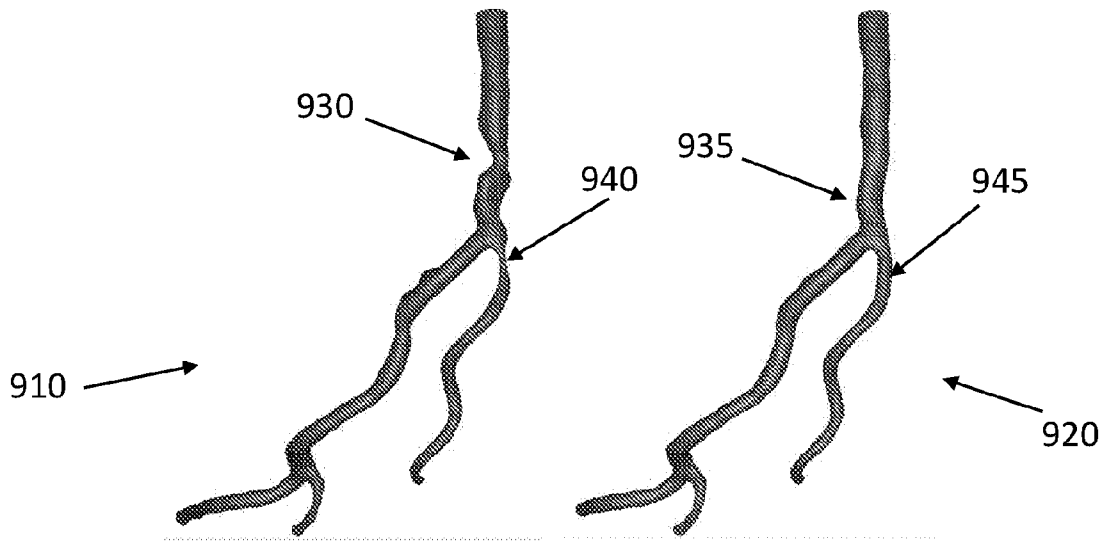


图 9

1000

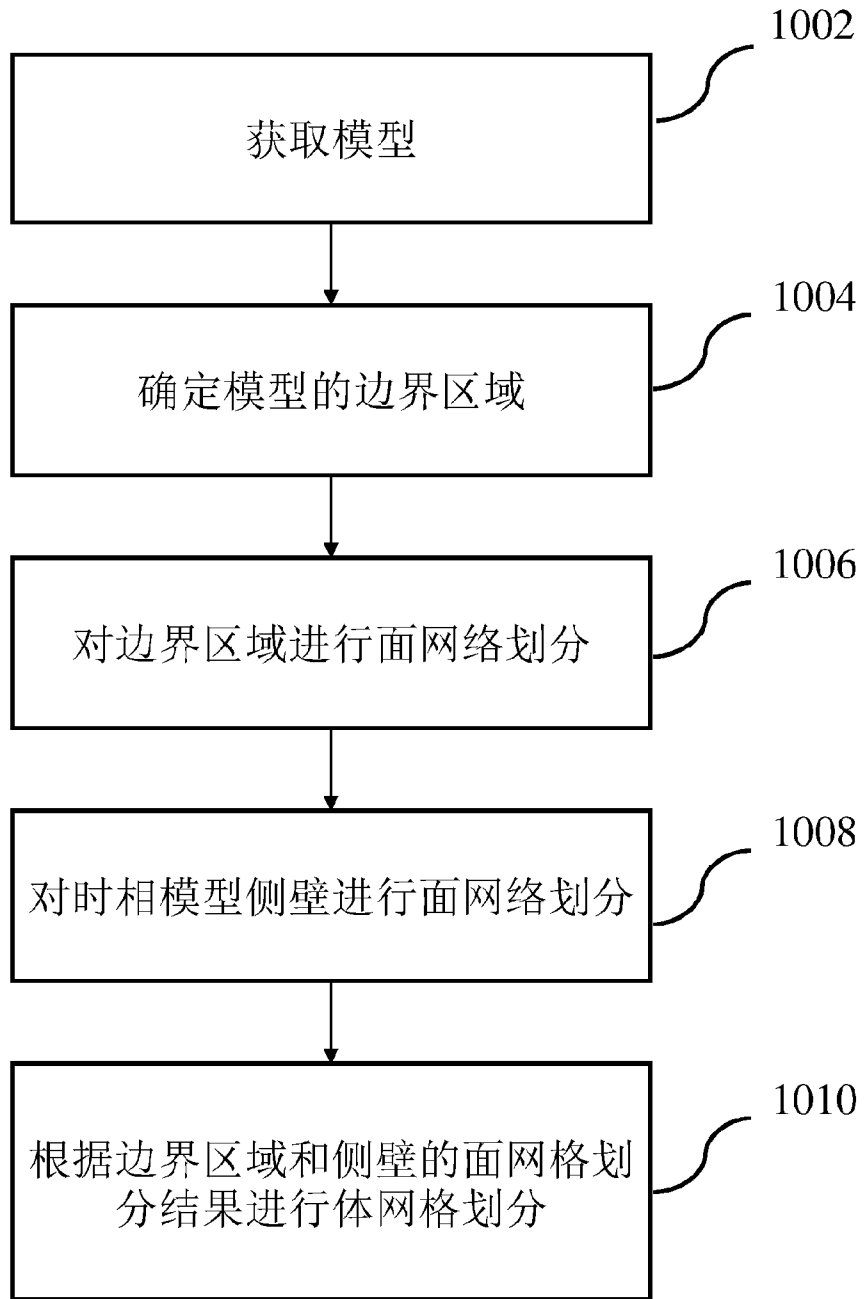


图 10

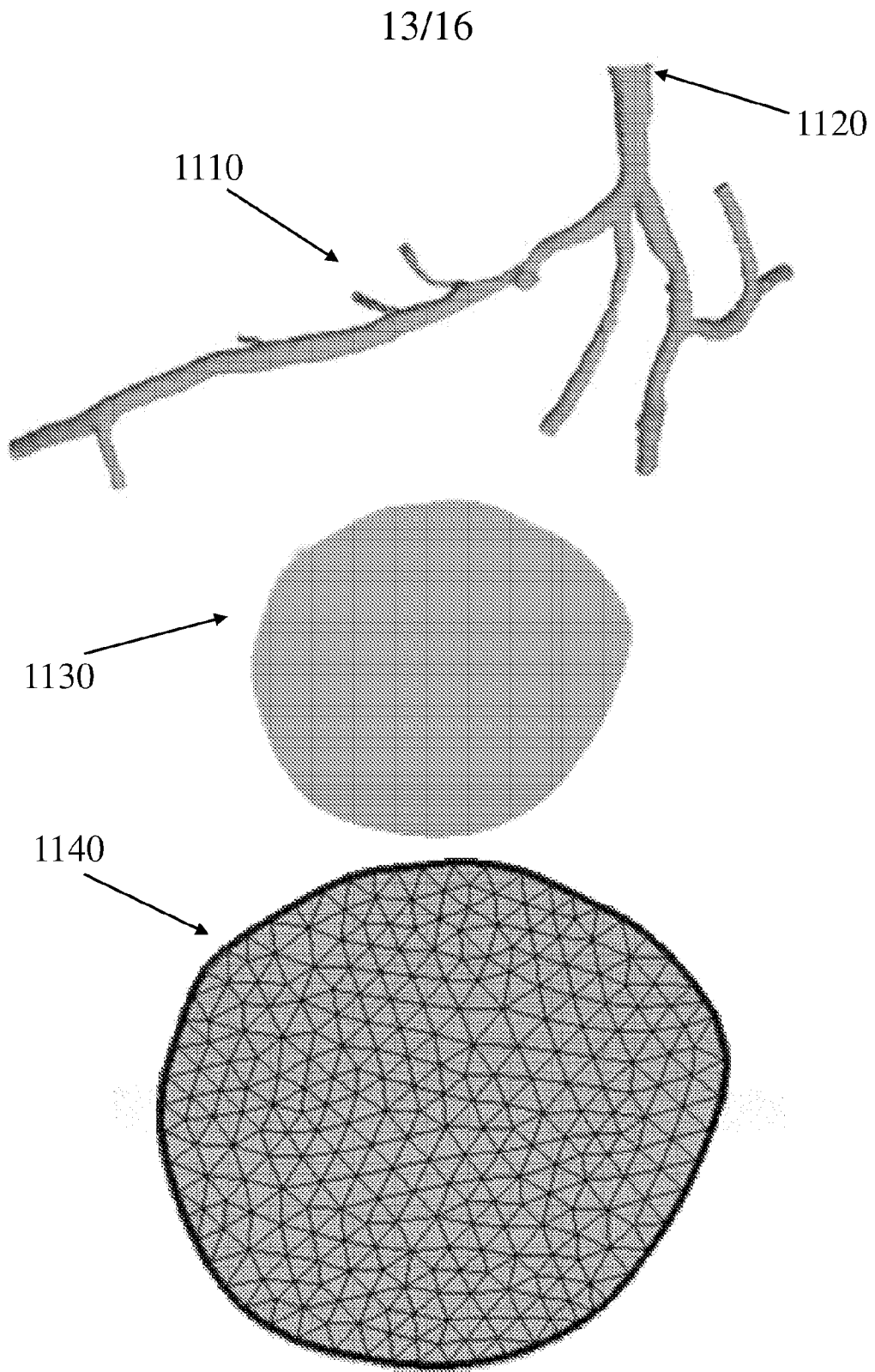


图 11

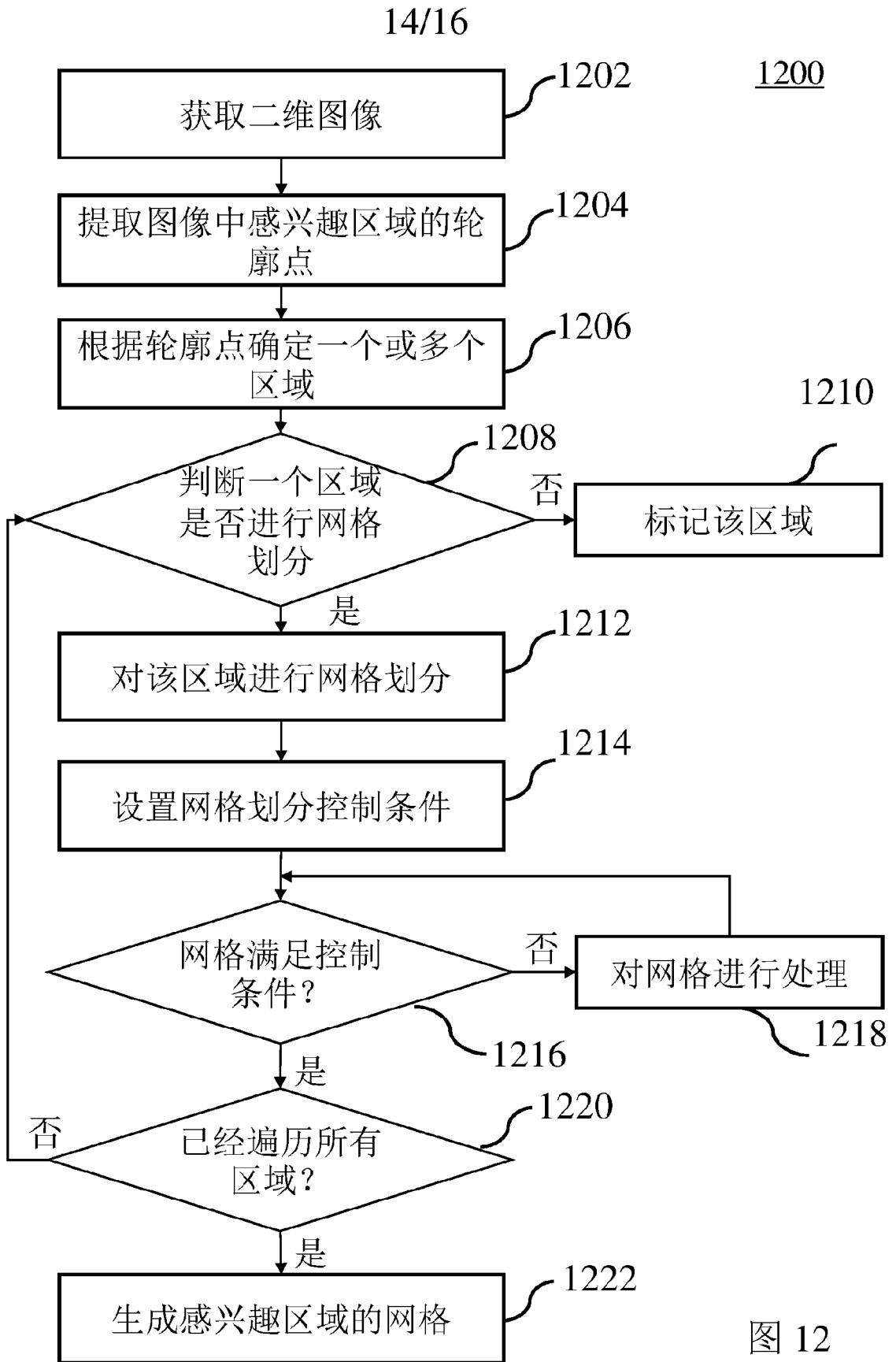


图 12

15/16

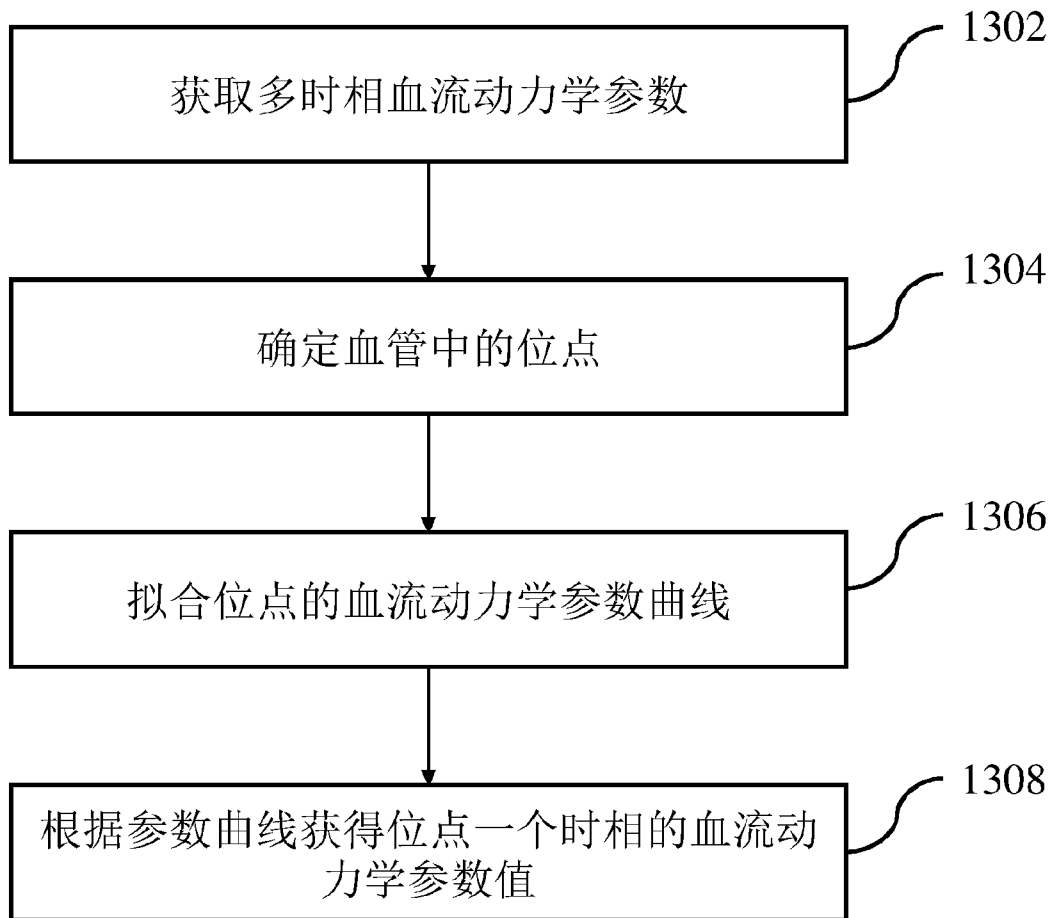


图 13

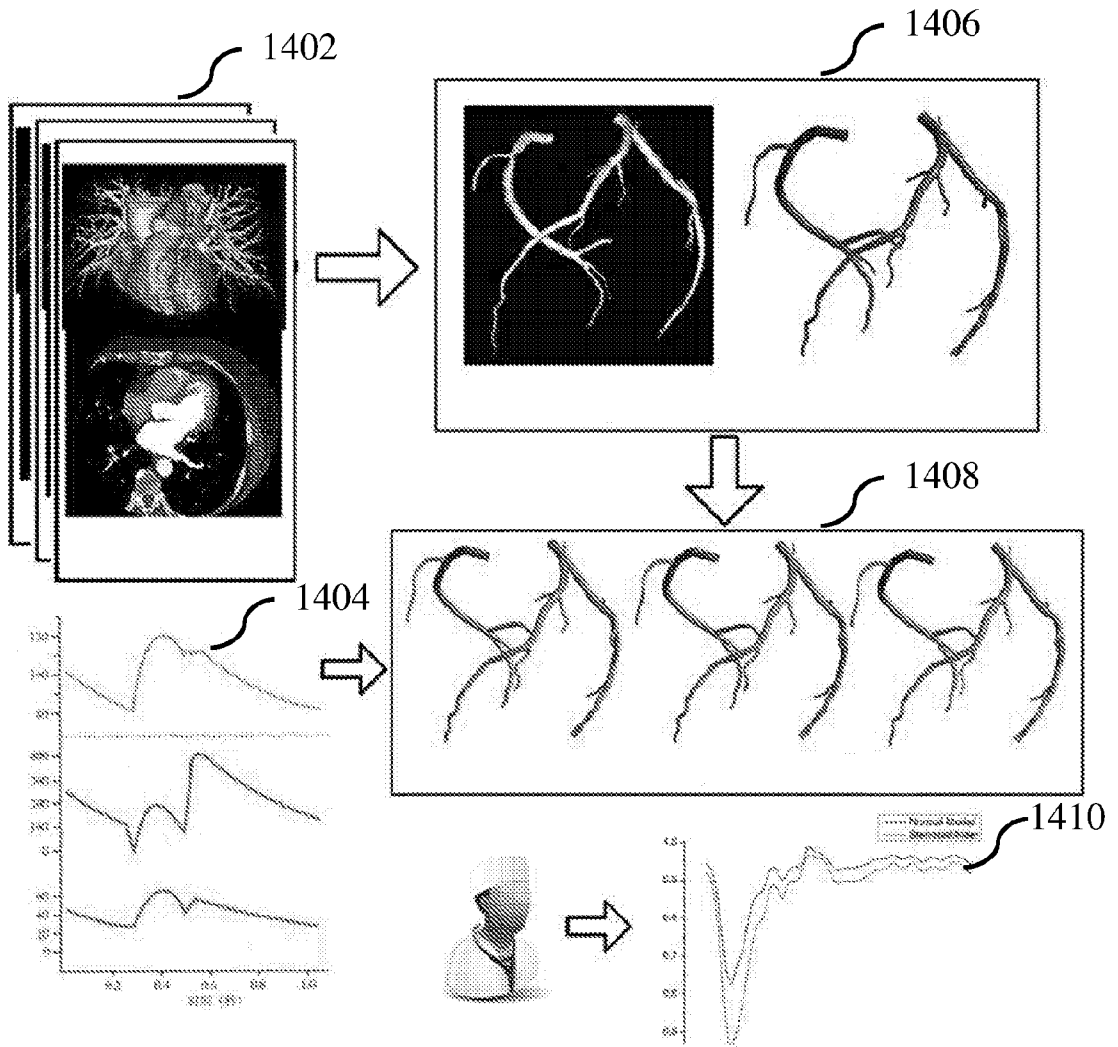


图 14

INTERNATIONAL SEARCH REPORT

International application No.
PCT/CN2017/072256

A. CLASSIFICATION OF SUBJECT MATTER		
A61B 5/026 (2006.01) i; G06T 7/00 (2017.01) i		
According to International Patent Classification (IPC) or to both national classification and IPC		
B. FIELDS SEARCHED		
Minimum documentation searched (classification system followed by classification symbols)		
A61B; G06T		
Documentation searched other than minimum documentation to the extent that such documents are included in the fields searched		
Electronic data base consulted during the international search (name of data base and, where practicable, search terms used)		
EPODOC, WPI, CNPAT, CNKI, IEEE: 血管, 动脉, 感兴趣, 区域, 提取, 网格, 划分, 建模, 模型, 边界, 匹配, 关联, 分析, 时相, 不同, 时间, 切片, blood, vessel, artery, interest, area, region, ROI, extract, mesh, grid, divide, model, edge, match, associate, analysis, time, phase, different, slip		
C. DOCUMENTS CONSIDERED TO BE RELEVANT		
Category*	Citation of document, with indication, where appropriate, of the relevant passages	Relevant to claim No.
X	王洪建, “基于 IVUS 冠状动脉斑块增长数据的二维/三维生物力学模型分析”, 万方学位论文库, /(f), 03 January 2017 (03.01.2017), ISSN: /, the main body, pages 5, 14-30 and 42-47, (“IVUS-Based 2D/3D Biomechanical Model Analysis for Coronary Plaque Progression”), non-official translation (WANG, Hongjian, Wanfang Dissertations of China)	1-47
A	CN 106033603 A (TOSHIBA MEDICAL SYSTEMS CORPORATION), 19 October 2016 (19.10.2016), entire document	1-47
A	CN 103635138 A (TOSHIBA CORPORATION et al.), 12 March 2014 (12.03.2014), entire document	1-47
A	CN 105184086 A (SIEMENS AG), 23 December 2015 (23.12.2015), entire document	1-47
A	CN 102573638 A (AGENCY FOR SCIENCE, TECHNOLOGY AND RESEARCH), 11 July 2012 (11.07.2012), entire document	1-47
A	CN 105513036 A (SHANGHAI UNITED IMAGING HEALTHCARE CO., LTD.), 20 April 2016 (20.04.2016), entire document	1-47
<input type="checkbox"/> Further documents are listed in the continuation of Box C. <input checked="" type="checkbox"/> See patent family annex.		
* Special categories of cited documents:	“T” later document published after the international filing date or priority date and not in conflict with the application but cited to understand the principle or theory underlying the invention “X” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered novel or cannot be considered to involve an inventive step when the document is taken alone “Y” document of particular relevance; the claimed invention cannot be considered to involve an inventive step when the document is combined with one or more other such documents, such combination being obvious to a person skilled in the art “&” document member of the same patent family	
“A” document defining the general state of the art which is not considered to be of particular relevance		
“E” earlier application or patent but published on or after the international filing date		
“L” document which may throw doubts on priority claim(s) or which is cited to establish the publication date of another citation or other special reason (as specified)		
“O” document referring to an oral disclosure, use, exhibition or other means		
“P” document published prior to the international filing date but later than the priority date claimed		
Date of the actual completion of the international search	Date of mailing of the international search report	
02 September 2017	18 October 2017	
Name and mailing address of the ISA State Intellectual Property Office of the P. R. China No. 6, Xitucheng Road, Jimenqiao Haidian District, Beijing 100088, China Facsimile No. (86-10) 62019451	Authorized officer JIANG, Xiaoqing Telephone No. (86-10) 010-62413801	

INTERNATIONAL SEARCH REPORT
Information on patent family members

International application No.
PCT/CN2017/072256

Patent Documents referred in the Report	Publication Date	Patent Family	Publication Date
CN 106033603 A	19 October 2016	JP 2016165442 A	15 September 2016
		US 2016267654 A1	15 September 2016
CN 103635138 A	12 March 2014	US 2014328462 A1	06 November 2014
		WO 2014002894 A1	03 January 2014
		JP 2014028124 A	13 February 2014
CN 105184086 A	23 December 2015	US 2015359601 A1	17 December 2015
		EP 2966615 A2	13 January 2016
CN 102573638 A	11 July 2012	EP 2488105 A1	22 August 2012
		US 2012207366 A1	16 August 2012
		WO 2011046511 A1	21 April 2011
		SG 179751 A1	30 May 2012
CN 105513036 A	20 April 2016	None	

国际检索报告

国际申请号

PCT/CN2017/072256

<p>A. 主题的分类</p> <p>A61B 5/026(2006.01)i; G06T 7/00(2017.01)i</p> <p>按照国际专利分类(IPC)或者同时按照国家分类和IPC两种分类</p>																																			
<p>B. 检索领域</p> <p>检索的最低限度文献(标明分类系统和分类号)</p> <p>A61B; G06T</p> <p>包含在检索领域中的除最低限度文献以外的检索文献</p> <p>在国际检索时查阅的电子数据库(数据库的名称, 和使用的检索词(如使用))</p> <p>EPODOC, WPI, CNPAT, CNKI, IEEE: 血管, 动脉, 感兴趣, 区域, 提取, 网格, 划分, 建模, 模型, 边界, 匹配, 关联, 分析, 时相, 不同, 时间, 切片, blood, vessel, artery, interest, area, region, ROI, extract, mesh, grid, divide, model, edge, match, associate, analysis, time, phase, different, slip</p>																																			
<p>C. 相关文件</p> <table border="1"> <thead> <tr> <th>类型*</th> <th>引用文件, 必要时, 指明相关段落</th> <th>相关的权利要求</th> </tr> </thead> <tbody> <tr> <td>X</td> <td>王洪建. "基于IVUS冠状动脉斑块增长数据的二维/三维生物力学模型分析" 万方学位论文库, 第/卷, 第/期, 2017年 1月 3日 (2017 - 01 - 03), ISSN: /, 正文第5、14-30、42-47页</td> <td>1-47</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 106033603 A (东芝医疗系统株式会社) 2016年 10月 19日 (2016 - 10 - 19) 全文</td> <td>1-47</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 103635138 A (株式会社东芝 等) 2014年 3月 12日 (2014 - 03 - 12) 全文</td> <td>1-47</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 105184086 A (西门子公司) 2015年 12月 23日 (2015 - 12 - 23) 全文</td> <td>1-47</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 102573638 A (新加坡科技研究局) 2012年 7月 11日 (2012 - 07 - 11) 全文</td> <td>1-47</td> </tr> <tr> <td>A</td> <td>CN 105513036 A (上海联影医疗科技有限公司) 2016年 4月 20日 (2016 - 04 - 20) 全文</td> <td>1-47</td> </tr> </tbody> </table> <p><input type="checkbox"/> 其余文件在C栏的续页中列出。 <input checked="" type="checkbox"/> 见同族专利附件。</p> <table border="0"> <tr> <td>* 引用文件的具体类型:</td> <td>"T" 在申请日或优先权日之后公布, 与申请不相抵触, 但为了理解发明之理论或原理的在后文件</td> </tr> <tr> <td>"A" 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件</td> <td>"X" 特别相关的文件, 单独考虑该文件, 认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性</td> </tr> <tr> <td>"E" 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利</td> <td>"Y" 特别相关的文件, 当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时, 要求保护的发明不具有创造性</td> </tr> <tr> <td>"L" 可能对优先权要求构成怀疑的文件, 或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件(如具体说明的)</td> <td>"&" 同族专利的文件</td> </tr> <tr> <td>"O" 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件</td> <td></td> </tr> <tr> <td>"P" 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件</td> <td></td> </tr> </table>			类型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求	X	王洪建. "基于IVUS冠状动脉斑块增长数据的二维/三维生物力学模型分析" 万方学位论文库, 第/卷, 第/期, 2017年 1月 3日 (2017 - 01 - 03), ISSN: /, 正文第5、14-30、42-47页	1-47	A	CN 106033603 A (东芝医疗系统株式会社) 2016年 10月 19日 (2016 - 10 - 19) 全文	1-47	A	CN 103635138 A (株式会社东芝 等) 2014年 3月 12日 (2014 - 03 - 12) 全文	1-47	A	CN 105184086 A (西门子公司) 2015年 12月 23日 (2015 - 12 - 23) 全文	1-47	A	CN 102573638 A (新加坡科技研究局) 2012年 7月 11日 (2012 - 07 - 11) 全文	1-47	A	CN 105513036 A (上海联影医疗科技有限公司) 2016年 4月 20日 (2016 - 04 - 20) 全文	1-47	* 引用文件的具体类型:	"T" 在申请日或优先权日之后公布, 与申请不相抵触, 但为了理解发明之理论或原理的在后文件	"A" 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件	"X" 特别相关的文件, 单独考虑该文件, 认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性	"E" 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利	"Y" 特别相关的文件, 当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时, 要求保护的发明不具有创造性	"L" 可能对优先权要求构成怀疑的文件, 或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件(如具体说明的)	"&" 同族专利的文件	"O" 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件		"P" 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件	
类型*	引用文件, 必要时, 指明相关段落	相关的权利要求																																	
X	王洪建. "基于IVUS冠状动脉斑块增长数据的二维/三维生物力学模型分析" 万方学位论文库, 第/卷, 第/期, 2017年 1月 3日 (2017 - 01 - 03), ISSN: /, 正文第5、14-30、42-47页	1-47																																	
A	CN 106033603 A (东芝医疗系统株式会社) 2016年 10月 19日 (2016 - 10 - 19) 全文	1-47																																	
A	CN 103635138 A (株式会社东芝 等) 2014年 3月 12日 (2014 - 03 - 12) 全文	1-47																																	
A	CN 105184086 A (西门子公司) 2015年 12月 23日 (2015 - 12 - 23) 全文	1-47																																	
A	CN 102573638 A (新加坡科技研究局) 2012年 7月 11日 (2012 - 07 - 11) 全文	1-47																																	
A	CN 105513036 A (上海联影医疗科技有限公司) 2016年 4月 20日 (2016 - 04 - 20) 全文	1-47																																	
* 引用文件的具体类型:	"T" 在申请日或优先权日之后公布, 与申请不相抵触, 但为了理解发明之理论或原理的在后文件																																		
"A" 认为不特别相关的表示了现有技术一般状态的文件	"X" 特别相关的文件, 单独考虑该文件, 认定要求保护的发明不是新颖的或不具有创造性																																		
"E" 在国际申请日的当天或之后公布的在先申请或专利	"Y" 特别相关的文件, 当该文件与另一篇或者多篇该类文件结合并且这种结合对于本领域技术人员为显而易见时, 要求保护的发明不具有创造性																																		
"L" 可能对优先权要求构成怀疑的文件, 或为确定另一篇引用文件的公布日而引用的或者因其他特殊理由而引用的文件(如具体说明的)	"&" 同族专利的文件																																		
"O" 涉及口头公开、使用、展览或其他方式公开的文件																																			
"P" 公布日先于国际申请日但迟于所要求的优先权日的文件																																			
国际检索实际完成的日期	国际检索报告邮寄日期																																		
2017年 9月 22日	2017年 10月 18日																																		
ISA/CN的名称和邮寄地址	受权官员																																		
中华人民共和国国家知识产权局(ISA/CN) 中国北京市海淀区蓟门桥西土城路6号 100088	姜晓庆																																		
传真号 (86-10)62019451	电话号码 (86-10)010-62413801																																		

国际检索报告
关于同族专利的信息

国际申请号

PCT/CN2017/072256

检索报告引用的专利文件			公布日 (年/月/日)	同族专利			公布日 (年/月/日)
CN	106033603	A	2016年 10月 19日	JP	2016165442	A	2016年 9月 15日
				US	2016267654	A1	2016年 9月 15日
CN	103635138	A	2014年 3月 12日	US	2014328462	A1	2014年 11月 6日
				WO	2014002894	A1	2014年 1月 3日
				JP	2014028124	A	2014年 2月 13日
CN	105184086	A	2015年 12月 23日	US	2015359601	A1	2015年 12月 17日
				EP	2966615	A2	2016年 1月 13日
CN	102573638	A	2012年 7月 11日	EP	2488105	A1	2012年 8月 22日
				US	2012207366	A1	2012年 8月 16日
				WO	2011046511	A1	2011年 4月 21日
				SG	179751	A1	2012年 5月 30日
CN	105513036	A	2016年 4月 20日	无			

表 PCT/ISA/210 (同族专利附件) (2009年7月)