



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 111317455 B

(45) 授权公告日 2022. 02. 22

(21) 申请号 202010138437.7

(22) 申请日 2020.03.03

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 111317455 A

(43) 申请公布日 2020.06.23

(73) 专利权人 上海联影医疗科技股份有限公司
地址 201807 上海市嘉定区城北路2258号

(72) 发明人 郭健 郭宇翔

(74) 专利代理机构 北京品源专利代理有限公司
11332

代理人 孟金喆

(51) Int. Cl.

A61B 5/02 (2006.01)

G16H 30/40 (2018.01)

(56) 对比文件

CN 106780477 A, 2017.05.31

CN 108597613 A, 2018.09.28

CN 105096388 A, 2015.11.25

CN 104794973 A, 2015.07.22

CN 110085321 A, 2019.08.02

US 2020037982 A1, 2020.02.06

审查员 陈尧

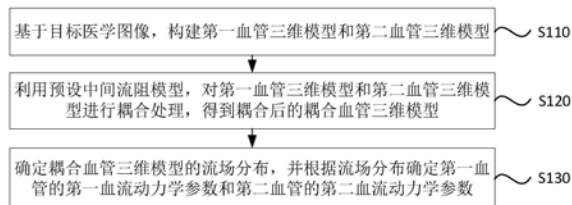
权利要求书3页 说明书12页 附图4页

(54) 发明名称

血流动力学参数确定方法、装置、设备及存储介质

(57) 摘要

本发明实施例公开了一种血流动力学参数确定方法、装置、设备及存储介质,其中,血流动力学参数确定方法包括:基于目标医学图像,构建第一血管三维模型和第二血管三维模型;利用预设中间流阻模型,对第一血管三维模型和第二血管三维模型进行耦合处理,得到耦合后的耦合血管三维模型;确定耦合血管三维模型的流场分布,并根据流场分布确定第一血管的第一血流动力学参数和第二血管的第二血流动力学参数。本发明实施例的技术方案能够在无创的前提下,更加精确的确定目标血管的血流动力学参数。



1. 一种血流动力学参数确定方法,其特征在于,包括:

基于目标医学图像,构建第一血管三维模型和第二血管三维模型;

利用预设中间流阻模型,对所述第一血管三维模型和第二血管三维模型进行耦合处理,得到耦合后的耦合血管三维模型;

确定所述耦合血管三维模型的流场分布,并根据所述流场分布确定第一血管的第一血流动力学参数和第二血管的第二血流动力学参数;

所述利用预设中间流阻模型,对所述第一血管三维模型和第二血管三维模型进行耦合处理,得到耦合后的耦合血管三维模型,包括:

在所述第一血管三维模型中,提取符合预设分支条件的第一血管分支三维模型,并将所述第一血管分支三维模型作为所述第一血管三维模型;

在所述第二血管三维模型中,提取符合所述预设分支条件的第二血管分支三维模型,并将所述第二血管分支三维模型作为所述第二血管三维模型;

确定所述第一血管三维模型中的每个第一末端分支与所述第二血管三维模型中的每个第二末端分支之间的对应关系,得到包括第一末端分支与相应第二末端分支的血管分支对;

在每个血管分支对中添加预设中间流阻模型,得到耦合血管三维模型,其中,所述预设中间流阻模型分别与第一血管分支和第二血管分支连接。

2. 根据权利要求1所述的方法,其特征在于,确定所述耦合血管三维模型的流场分布,包括:

对所述耦合血管三维模型进行网格划分,得到网格化血管三维模型;

根据所述网格化血管三维模型和第一血管三维模型的第一边界条件,利用计算流体力学方法确定所述耦合血管三维模型的流场分布;

其中,所述第一边界条件包括第一血管三维模型的出口处的血流流速、血流流量和血液压力中的至少一项和入口处的血流流速、血流流量和血液压力中的至少一项。

3. 根据权利要求2所述的方法,其特征在于,根据所述网格化血管三维模型和第一血管三维模型的第一边界条件,利用计算流体力学方法确定所述耦合血管三维模型的流场分布,包括:

根据网格化第一血管三维模型和所述第一边界条件,利用计算流体力学方法确定所述网格化第一血管模型的第一流场分布;

基于所述预设中间流阻模型和所述第一流场分布,确定第二血管三维模型的第二边界条件;

根据网格化第二血管三维模型和所述第二边界条件,利用计算流体力学方法确定所述网格化第二血管模型的第二流场分布;

其中,所述网格化血管三维模型包括所述网格化第一血管三维模型和所述网格化第二血管三维模型,所述第二边界条件包括第二血管三维模型的出口处的血流流速、血流流量和血液压力中的至少一项和入口处的血流流速、血流流量和血液压力中的至少一项。

4. 根据权利要求3所述的方法,其特征在于,所述第二边界条件包括第二血管三维模型入口处的血液压力,相应的,基于所述预设中间流阻模型和所述第一流场分布,确定第二血管三维模型的第二边界条件,基于如下公式:

$$P'_i = P_i - R_i Q_i$$

其中, P'_i 为第二血管三维模型入口处的血液压力值; P_i 为第一血管三维模型出口处的血液压力值, P_i 根据所述第一流场分布确定; R_i 为相应的预设中间流阻模型; Q_i 为第一血管三维模型出口处的血流量值。

5. 根据权利要求4所述的方法, 其特征在于, 根据所述流场分布确定第一血管的第一血流动力学参数和第二血管的第二血流动力学参数, 包括:

根据所述第一流场分布确定第一血管的第一血流动力学参数, 其中, 所述第一血流动力学参数包括第一血流流量值、第一血流流速值和第一应力值中的至少一个;

根据所述第二流场分布确定第二血管的第二血流动力学参数, 其中, 所述第二血流动力学参数包括第二血流流量值、第二血流流速值和第二应力值中的至少一个。

6. 根据权利要求1所述的方法, 其特征在于, 在基于目标医学图像, 构建第一血管三维模型和第二血管三维模型之前, 还包括:

获取目标部位不同期相的目标医学图像, 其中, 所述目标部位包括第一血管和第二血管。

7. 一种血流动力学参数确定装置, 其特征在于, 包括:

三维模型构建模块, 用于基于目标医学图像, 构建第一血管三维模型和第二血管三维模型;

耦合血管三维模型获取模块, 用于利用预设中间流阻模型, 对所述第一血管三维模型和第二血管三维模型进行耦合处理, 得到耦合后的耦合血管三维模型;

血流动力学参数确定模块, 用于确定所述耦合血管三维模型的流场分布, 并根据所述流场分布确定第一血管的第一血流动力学参数和第二血管的第二血流动力学参数;

所述耦合血管三维模型获取模块包括:

第一血管三维模型确定单元, 用于在第一血管三维模型中, 提取符合预设分支条件的第一血管分支三维模型, 并将所述第一血管分支三维模型作为所述第一血管三维模型;

第二血管三维模型确定单元, 用于在第二血管三维模型中, 提取符合所述预设分支条件的第二血管分支三维模型, 并将所述第二血管分支三维模型作为所述第二血管三维模型;

血管分支对确定单元, 用于确定所述第一血管三维模型中的每个第一末端分支与所述第二血管三维模型中的每个第二末端分支之间的对应关系, 得到包括第一末端分支与相应第二末端分支的血管分支对;

耦合血管三维模型获取单元, 用于在每个血管分支对中添加预设中间流阻模型, 得到耦合血管三维模型, 其中, 所述预设中间流阻模型分别与第一血管分支和第二血管分支连接。

8. 一种计算机设备, 其特征在于, 所述计算机设备包括:

一个或多个处理器;

存储装置, 用于存储一个或多个程序,

当所述一个或多个程序被所述一个或多个处理器执行, 使得所述一个或多个处理器实现如权利要求1-6中任一所述的血流动力学参数确定方法。

9. 一种计算机可读存储介质, 其上存储有计算机程序, 其特征在于, 所述计算机程序被

处理器执行时实现如权利要求1-6中任一所述的血流动力学参数确定方法。

血流动力学参数确定方法、装置、设备及存储介质

技术领域

[0001] 本发明实施例涉及图像处理 and 流体动力学技术领域,尤其涉及一种血流动力学参数确定方法、装置、设备及存储介质。

背景技术

[0002] 通常在临床工作中,目标部位血管的血流动力学参数(例如可以是压力值,流速和流量等)可以在一定程度上反映出目标部位的病变情况。以目标部位为肝脏,目标部位血管为门静脉为例,门静脉高压是由肝区血流阻力升高引起的血流动力学异常状况,大多数由肝硬化引起,少数继发与门静脉主干或肝静脉梗阻以及其他不明因素。门静脉压力的升高往往伴随着一系列的并发症,包括腹水、肝脾功能失代偿、肝性脑病以及食管胃底静脉曲张等。

[0003] 现有的有创测定PVP (Portal Vein Pressure,门静脉压力)的方法创伤大、风险高。目前临床工作中也有一些无创评估门静脉高压的方法:例如,有一些常规的基于影像的无创评估门静脉高压的方法,如CT、磁共振、超声造影等,但它们也存在受图像质量影响大、较难量化分析门静脉压力、评价指标单一等局限,与门静脉高压相关性差。也有一些生化指标如FibroTest (FT) 评分系统、谷草转氨酶/血小板指数等评估肝纤维化程度以及肝功能,但它们各类临床指标研究较少,仍需大量的研究验证。此外,瞬时弹性成像法测定肝硬度是一种行之有效的预测门静脉高压的无创方法,但它对部分如肥胖、肝炎或者严重腹水的患者适应性不好,测量结果不可靠。

发明内容

[0004] 本发明提供一种血流动力学参数确定方法、装置、设备及存储介质,能够在无创的前提下,更加精确的确定目标血管的血流动力学参数。

[0005] 第一方面,本发明实施例提供了一种血流动力学参数确定方法,所述方法包括:

[0006] 基于目标医学图像,构建第一血管三维模型和第二血管三维模型;

[0007] 利用预设中间流阻模型,对所述第一血管三维模型和第二血管三维模型进行耦合处理,得到耦合后的耦合血管三维模型;

[0008] 确定所述耦合血管三维模型的流场分布,并根据所述流场分布确定第一血管的第一血流动力学参数和第二血管的第二血流动力学参数。

[0009] 第二方面,本发明实施例还提供了一种血流动力学参数确定装置,该装置包括:

[0010] 三维模型构建模块,用于基于目标医学图像,构建第一血管三维模型和第二血管三维模型;

[0011] 耦合血管三维模型获取模块,用于利用预设中间流阻模型,对所述第一血管三维模型和第二血管三维模型进行耦合处理,得到耦合后的耦合血管三维模型;

[0012] 血流动力学参数确定模块,用于确定所述耦合血管三维模型的流场分布,并根据所述流场分布确定第一血管的第一血流动力学参数和第二血管的第二血流动力学参数。

- [0013] 第三方面,本发明实施例还提供了一种计算机设备,所述计算机设备包括:
- [0014] 一个或多个处理器;
- [0015] 存储装置,用于存储一个或多个程序,
- [0016] 当所述一个或多个程序被所述一个或多个处理器执行,使得所述一个或多个处理器实现如本发明任一实施例所述的血流动力学参数确定方法。
- [0017] 第四方面,本发明实施例还提供了一种计算机可读存储介质,其上存储有计算机程序,所述计算机程序被处理器执行时实现如本发明任一实施例所述的血流动力学参数确定方法。
- [0018] 本发明实施例通过基于目标医学图像,构建第一血管三维模型和第二血管三维模型;利用预设中间流阻模型,对第一血管三维模型和第二血管三维模型进行耦合处理,得到耦合后的耦合血管三维模型;确定耦合血管三维模型的流场分布,并根据流场分布确定第一血管的第一血流动力学参数和第二血管的第二血流动力学参数,能够在无创的前提下,更加精确的确定目标血管的血流动力学参数。

附图说明

- [0019] 图1是本发明实施例一中的一种血流动力学参数确定方法的流程图;
- [0020] 图2a是本发明实施例二中的一种血流动力学参数确定方法的流程图;
- [0021] 图2b是本发明实施例二中的一种耦合血管三维模型的结构示意图;
- [0022] 图3是本发明实施例三中的一种血流动力学参数确定方法的流程图;
- [0023] 图4是本发明实施例四中的一种血流动力学参数确定装置的结构示意图;
- [0024] 图5是本发明实施例五中的计算机设备的结构示意图。

具体实施方式

[0025] 下面结合附图和实施例对本发明作进一步的详细说明。可以理解的是,此处所描述的具体实施例仅仅用于解释本发明,而非对本发明的限定。另外还需要说明的是,为了便于描述,附图中仅示出了与本发明相关的部分而非全部结构。

[0026] 实施例一

[0027] 图1为本发明实施例一提供的一种血流动力学参数确定方法的流程图,本实施例可适用于需要无创的确定目标血管的血流动力学参数的情况,该方法可以由血流动力学参数确定装置来执行,该装置可以采用软件和/或硬件的方式实现,该装置可以配置于计算机设备中。如图1所示,本实施例的方法具体包括:

[0028] S110、基于目标医学图像,构建第一血管三维模型和第二血管三维模型。

[0029] 本实施例中,目标医学图像优选可以是利用血管成像方法获取到的目标部位的医学图像,目标部位可以包括第一血管和第二血管,一般的,第一血管可以是动脉血管,第二血管可以是静脉血管。示例性的,目标部位可以是肝脏部位,第一血管可以是进入肝脏的肝动脉和/或门静脉,第二血管可以是出肝脏的肝静脉。上述血管成像方法可以包括CTA (Computed Tomography Angiography,计算机断层扫描血管成像)、MRA (Magnetic Resonance Angiography,核磁共振血管成像)和DSA (Digital Subtraction Angiography,数字减影血管造影)等。

[0030] 在基于目标医学图像,构建第一血管三维模型和第二血管三维模型时,可以利用血管分割算法对目标医学图像进行分割,得到第一血管图像和第二血管图像。在此需要说明的是,在对第一血管和第二血管进行分割时,第一血管与第二血管相对应的分割控制参数应保持一致。血管分割算法可以包括自动分割算法和半自动分割算法,其中,自动分割算法可以适用于对第一血管主干和第二血管主干的分割,半自动分割算法可以适用于对第一血管分支和第二血管分支的分割。血管分割算法可以包括基于阈值、基于区域生成、基于数学形态学、基于统计学、基于水平集、基于追踪、基于聚类以及基于模糊理论的血管分割算法等。在得到第一血管图像和第二血管图像之后,可以利用相应的图像重建算法将第一血管图像和第二血管图像进行三维可视化重建,生成第一血管三维模型和第二血管三维模型。

[0031] 示例性的,目标部位为肝脏部位,第一血管为门静脉,第二血管为肝静脉,可以利用自动分割算法分割出肝脏部位的门静脉主干和肝静脉主干,利用半自动分割算法分割出肝脏部位的门静脉分支和肝静脉分支,最终得到门静脉图像和肝静脉图像。基于门静脉图像和肝静脉图像,利用图像重建算法构建门静脉三维模型和肝静脉三维模型。

[0032] S120、利用预设中间流阻模型,对第一血管三维模型和第二血管三维模型进行耦合处理,得到耦合后的耦合血管三维模型。

[0033] 预设中间流阻模型优选可以根据连接第一血管和第二血管的中间血管进行等效,具体的,可以根据目标部位的目标医学图像和目标部位的特异性生理参数,确定连接第一血管和第二血管的中间血管,估算出中间血管对应的流阻,并将该流阻作为预设中间流阻模型对应的流阻。其中,特异性生理参数可以包括目标部位的纤维化指数、硬度、灌注指标、第一血管和第二血管管径和血流流速等。示例性的,目标部位为肝脏,特异性生理参数可以是肝纤维化指数、肝硬度、肝区灌注指标、门静脉管径、肝动静脉管径、门静脉血流流速和肝动静脉流速等。优选的,预设中间流阻模型可以是零维流阻模型。在此需要说明的是,第一血管和第二血管均可以具有多个分支,当第一血管和第二血管具有多个分支时,连接第一血管和第二血管的中间血管也可以是多个,相应的,预设中间流阻模型也可以是多个,即预设中间流阻模型和中间血管可以一一对应。

[0034] 本实施例中,在确定预设中间流阻模型之后,可以利用该预设中间流阻模型将第一血管三维模型和第二血管三维模型连接起来,具体的,可以将预设中间流阻模型置于第一血管三维模型和第二血管三维模型中间,使第一血管三维模型和第二血管三维模型耦合,得到耦合血管三维模型。可以理解的是,耦合血管三维模型依次可以包括第一血管三维模型、预设中间流阻模型和第二血管三维模型。

[0035] S130、确定耦合血管三维模型的流场分布,并根据流场分布确定第一血管的第一血流动力学参数和第二血管的第二血流动力学参数。

[0036] 优选的,可以利用现有流场计算方法确定耦合血管三维模型的流场分布。在确定流场分布之后,可以基于流场分布确定第一血管和第二血管的压力场、血流速场、血管壁应力场、血管壁切应力场以及其他相关的自定义场,进而确定第一血管的第一血流动力学参数和第二血管的第二血流动力学参数。其中,第一血流动力学参数和第二血流动力学参数均可以包括血液压力、血流流量、血流流速和应力中的至少一项。

[0037] 本实施例提供的血流动力学参数确定方法,通过基于目标医学图像,构建第一血

管三维模型和第二血管三维模型;利用预设中间流阻模型,对第一血管三维模型和第二血管三维模型进行耦合处理,得到耦合后的耦合血管三维模型;确定耦合血管三维模型的流场分布,并根据流场分布确定第一血管的第一血流动力学参数和第二血管的第二血流动力学参数,能够在无创的前提下,更加精确的确定目标血管的血流动力学参数。

[0038] 在上述各实施例的基础上,进一步的,在基于目标医学图像,构建第一血管三维模型和第二血管三维模型之前,还包括:

[0039] 获取目标部位不同期相的目标医学图像,其中,目标部位包括第一血管和第二血管。

[0040] 在血管造影剂随血流进入目标部位的过程中,不同的时间段对应不同的期相,可以利用血管成像方法获取目标部位不同期相的医学图像。示例性的,对于肝脏而言,在进行血管造影的过程中,一般可以分为动脉期、门脉期及延迟期。可以分别在动脉期、门脉期和延迟期获取不同期相的目标医学图像,不同期相的目标医学图像是造影剂在流经肝脏内部不同的血管时获取到的图像,具有不同的特点。利用不同期相的目标医学图像可以增加相应血管三维建模的准确性。

[0041] 实施例二

[0042] 图2a为本发明实施例二提供的一种血流动力学参数确定方法的流程图。本实施例在上述各实施例的基础上,可选所述利用预设中间流阻模型,对所述第一血管三维模型和第二血管三维模型进行耦合处理,得到耦合后的耦合血管三维模型,包括:

[0043] 在所述第一血管三维模型中,提取符合预设分支条件的第一血管分支三维模型,并将所述第一血管分支三维模型作为所述第一血管三维模型;

[0044] 在所述第二血管三维模型中,提取符合所述预设分支条件的第二血管分支三维模型,并将所述第二血管分支三维模型作为所述第二血管三维模型;

[0045] 确定所述第一血管三维模型中的每个第一末端分支与所述第二血管三维模型中的每个第二末端分支之间的对应关系,得到包括第一末端分支与相应第二末端分支的血管分支对;

[0046] 在每个血管分支对中添加预设中间流阻模型,得到耦合血管三维模型,其中,所述预设中间流阻模型分别与第一血管分支和第二血管分支连接。以及,确定所述耦合血管三维模型的流场分布,包括:

[0047] 对所述耦合血管三维模型进行网格划分,得到网格化血管三维模型;

[0048] 根据所述网格化血管三维模型和第一血管三维模型的第一边界条件,利用计算流体力学方法确定所述耦合血管三维模型的流场分布。

[0049] 如图2a所示,本实施例的方法具体包括:

[0050] S210、基于目标医学图像,构建第一血管三维模型和第二血管三维模型。

[0051] S220、在第一血管三维模型中,提取符合预设分支条件的第一血管分支三维模型,并将第一血管分支三维模型作为第一血管三维模型。

[0052] 优选的,预设分支条件可以包括主干和第一分支,相应的,第一血管分支三维模型可以包括第一血管主干三维模型和第一分支三维模型。其中,第一分支为血管第一分叉部位和第二分叉部位之间的部分,血管第一分叉部位为从血管主干开始,第一次出现分叉的部位,血管第二分叉部位为从血管第一分叉部位开始,第一次出现分叉的部位,以此类推,

血管第N分叉部位为从血管第N-1分叉部位开始,第一次出现分叉的部位。预设分支条件可以包括主干、第一分支和第二分支,相应的,第一血管分支三维模型可以包括第一血管主干三维模型、第一分支三维模型和第二分支三维模型。预设分支条件可以包括主干、第一分支、……和第N分支,相应的,第一血管分支三维模型可以包括第一血管主干三维模型、第一分支三维模型、……和第N分支三维模型。预设分支条件还可以包括主干和除毛细血管之外的其他所有分支,相应的,第一血管分支三维模型可以包括第一血管主干三维模型和其他所有分支三维模型。

[0053] S230、在第二血管三维模型中,提取符合预设分支条件的第二血管分支三维模型,并将第二血管分支三维模型作为第二血管三维模型。

[0054] 优选的,预设分支条件可以包括主干和第一分支,相应的,第二血管分支三维模型可以包括第二血管主干三维模型和第一分支三维模型。其中,第一分支为血管第一分叉部位和第二分叉部位之间的部分,血管第一分叉部位为从血管主干开始,第一次出现分叉的部位,血管第二分叉部位为从血管主干开始,第二次出现分叉的部位,以此类推,血管第N分叉部位为从血管主干开始,第N次出现分叉的部位。预设分支条件可以包括主干、第一分支和第二分支,相应的,第二血管分支三维模型可以包括第二血管主干三维模型、第一分支三维模型和第二分支三维模型。预设分支条件可以包括主干、第一分支、……和第N分支,相应的,第二血管分支三维模型可以包括第二血管主干三维模型、第一分支三维模型、……和第N分支三维模型。预设分支条件还可以包括主干和除毛细血管之外的其他所有分支,相应的,第二血管分支三维模型可以包括第二血管主干三维模型和其他所有分支三维模型。

[0055] S240、确定第一血管三维模型中的每个第一末端分支与第二血管三维模型中的每个第二末端分支之间的对应关系,得到包括第一末端分支与相应第二末端分支的血管分支对。

[0056] 其中,第一末端分支为第一血管三维模型中的最后一个血管分支,示例性的,若第一血管三维模型包括第一血管主干三维模型和第一分支三维模型,则第一末端分支为第一分支,若第一血管分支三维模型包括第一血管主干三维模型、第一分支三维模型和第二分支三维模型,则第一末端分支为第二分支。相同的,第二末端分支为第二血管三维模型中的最后一个血管分支,示例性的,若第二血管三维模型包括第二血管主干三维模型和第一分支三维模型,则第一末端分支为第一分支,若第二血管分支三维模型包括第二局血管主干三维模型、第一分支三维模型和第二分支三维模型,则第一末端分支为第二分支。

[0057] 优选的,可以根据第一末端分支与第二末端分支对应的血管半径、血管中血流方向之间的夹角、血管走向、血管之间的距离以及血管之间的连接连续性中的至少一项,确定第一末端分支与第二末端分支之间的对应关系,其中,血管半径、血管中血流方向之间的夹角、血管走向、血管之间的距离以及血管之间的连接连续性可以同时参考第一血管三维模型、第二血管三维模型、目标医学图像以及目标部位的特异性生理参数确定。示例性的,可以将满足距离较近且连接连续性较好、末端分支半径大致相似、血流方向对应的夹角较小以及走向大致一致中的至少一个条件的第一末端分支和第二末端分支作为一个血管分支对。

[0058] S250、在每个血管分支对中添加预设中间流阻模型,得到耦合血管三维模型,其中,预设中间流阻模型分别与第一血管分支和第二血管分支连接。

[0059] 优选的,预设中间流阻模型为零维流阻模型。图2b为本发明实施例二提供的一种耦合血管三维模型的结构示意图,如图2b所示,从左到右依次是第一血管三维模型201、零维流阻模型202和第二血管三维模型203,零维流阻模型202分别与第一血管三维模型201中的第一末端分支204与第二血管三维模型203中的第二末端分支205连接。其中,第一末端分支204、零维流阻模型202和第二末端分支205的数目相同,均为N。示例性,第一血管三维模型可以是门静脉三维模型,第二血管三维模型可以是肝静脉三维模型。

[0060] S260、对耦合血管三维模型进行网格划分,得到网格化血管三维模型。

[0061] 本实施例中,可以对耦合血管三维模型进行网格划分,优选的,可以对耦合血管三维模型进行自动网格划分。自动网格划分可以包括结构网格划分和非结构网格划分,其中,结构网格通常为六面体,非结构网格通常为四面体。示例性的,可以利用非结构网格在血管壁面设置若干层边界层(或者不设置),在较细的分支或结构较为复杂处可采用尺寸较小的非结构网格划分。可以理解的是,可以根据实际情况调节网格划分参数以及血管边界区域,其中,网格划分参数可以包括网格形状以及网格大小等,血管边界区域可以包括进出口切面以及血管壁区域等。

[0062] S270、根据网格化血管三维模型和第一血管三维模型的第一边界条件,利用计算流体力学方法确定耦合血管三维模型的流场分布。

[0063] 优选的,第一边界条件可以包括第一血管三维模型的出口处的血流流速、血流流量和血液压力中的至少一项和入口处的血流流速、血流流量和血液压力中的至少一项。示例性的,可以利用多普勒超声测得第一血管三维模型的出口和入口处的血流流速,并参考各分支的血流流速设置相应的出口和入口处血流流量。还可以利用目标部位的特异性生理参数,确定第一血管三维模型入口处的血流流量,并根据相应管径制定流量分配策略确定出口处的血流流量。同时,还可以根据目标部位的特异性生理参数,在第一血管三维模型的入口或出口处设置合理的参考压或病人特异性的血压数据。

[0064] S280、根据流场分布确定第一血管的第一血流动力学参数和第二血管的第二血流动力学参数。

[0065] 本实施例提供的血流动力学参数确定方法,通过基于目标医学图像,构建第一血管三维模型和第二血管三维模型;在第一血管三维模型中,提取符合预设分支条件的第一血管分支三维模型,并将第一血管分支三维模型作为第一血管三维模型;在第二血管三维模型中,提取符合预设分支条件的第二血管分支三维模型,并将第二血管分支三维模型作为第二血管三维模型;确定第一血管三维模型中的每个第一末端分支与第二血管三维模型中的每个第二末端分支之间的对应关系,得到包括第一末端分支与相应第二末端分支的血管分支对;在每个血管分支对中添加预设中间流阻模型,得到耦合血管三维模型,其中,预设中间流阻模型分别与第一血管分支和第二血管分支连接;对耦合血管三维模型进行网格划分,得到网格化血管三维模型;根据网格化血管三维模型和第一血管三维模型的第一边界条件,利用计算流体力学方法确定耦合血管三维模型的流场分布,能够在无创的前提下,通过对第一血管模型和第二血管模型进行精细耦合,同时引入更加丰富的边界条件,更加精确的确定目标血管的血流动力学参数。

[0066] 实施例三

[0067] 图3为本发明实施例三提供的血流动力学参数确定方法的流程图。本实施例在上

述各实施例的基础上,可选根据所述网格化血管三维模型和第一血管三维模型的第一边界条件,利用计算流体力学方法确定所述耦合血管三维模型的流场分布,包括:

[0068] 根据网格化第一血管三维模型和所述第一边界条件,利用计算流体力学方法确定所述网格化第一血管模型的第一流场分布;

[0069] 基于所述预设中间流阻模型和所述第一流场分布,确定第二血管三维模型的第二边界条件;

[0070] 根据网格化第二血管三维模型和所述第二边界条件,利用计算流体力学方法确定所述网格化第二血管模型的第二流场分布;

[0071] 其中,所述网格化血管三维模型包括所述网格化第一血管三维模型和所述网格化第二血管三维模型,所述第一边界条件包括第一血管三维模型的出口处的血流流速、血流流量和血液压力中的至少一项和入口处的血流流速、血流流量和血液压力中的至少一项,所述第二边界条件包括第二血管三维模型的出口处的血流流速、血流流量和血液压力中的至少一项和入口处的血流流速、血流流量和血液压力中的至少一项。

[0072] 如图3所示,本实施例的方法具体包括:

[0073] S310、基于目标医学图像,构建第一血管三维模型和第二血管三维模型。

[0074] S320、利用预设中间流阻模型,对第一血管三维模型和第二血管三维模型进行耦合处理,得到耦合后的耦合血管三维模型。

[0075] S330、对耦合血管三维模型进行网格划分,得到网格化血管三维模型。

[0076] 本实施例中,网格化血管三维模型优选可以包括网格化第一血管三维模型和网格化第二血管三维模型。

[0077] S340、根据网格化第一血管三维模型和第一边界条件,利用计算流体力学方法确定网格化第一血管模型的第一流场分布。

[0078] 本实施例中,可以在经过网格划分后的第一血管三维模型上设置第一边界条件,并利用计算流体力学方法求解网格化第一血管模型的第一流场分布。

[0079] S350、基于预设中间流阻模型和第一流场分布,确定第二血管三维模型的第二边界条件。

[0080] 优选的,第二边界条件包括第二血管三维模型的出口处的血流流速、血流流量和血液压力中的至少一项和入口处的血流流速、血流流量和血液压力中的至少一项。示例性的,可以利用多普勒超声测得第二血管三维模型的出口和入口处的血流流速,并参考各分支的血流流速设置相应的出口和入口处血流流量。还可以利用目标部位的特异性生理参数,确定第二血管三维模型入口处的血流流量,并根据相应管径制定流量分配策略确定出口处的血流流量。同时,还可以根据第一血管三维模型出口处的压力值,求解第二血管三维模型的出口和入口处的血液压力。

[0081] 在此需要说明的是,如果在第一血管三维模型中,第一血管主干处为第一血管三维模型的入口,则第一血管的第一末端分支处为第一血管三维模型的出口,相应的,第二血管的第二末端分支处为第二血管三维模型的入口,第二血管主干处为第二血管三维模型的出口。如果在第一血管三维模型中,第一血管主干处为第一血管三维模型的出口,则第一血管的第一末端分支处为第一血管三维模型的入口,相应的,第二血管的第二末端分支处为第二血管三维模型的出口,第二血管主干处为第二血管三维模型的入口。

[0082] 优选的,第二边界条件包括第二血管三维模型入口处的血液压力,相应的,基于预设中间流阻模型和第一流场分布,确定第二血管三维模型的第二边界条件,可以基于如下公式:

$$[0083] \quad P'_i = P_i - R_i Q_i$$

[0084] 其中, P'_i 为第二血管三维模型入口处的血液压力值; P_i 为第一血管三维模型出口处的血液压力值, P_i 根据第一流场分布确定; R_i 为相应的预设中间流阻模型; Q_i 为第一血管三维模型出口处的血流流量值。

[0085] S360、根据网格化第二血管三维模型和第二边界条件,利用计算流体力学方法确定网格化第二血管模型的第二流场分布。

[0086] 本实施例中,可以在经过网格划分后的第二血管三维模型上设置第二边界条件,并利用计算流体力学方法求解网格化第二血管模型的第二流场分布。

[0087] S370、根据第一流场分布和第二流场分布确定第一血管的第一血流动力学参数和第二血管的第二血流动力学参数。

[0088] 优选的,根据流场分布确定第一血管的第一血流动力学参数和第二血管的第二血流动力学参数,包括:

[0089] 根据第一流场分布确定第一血管的第一血流动力学参数,其中,第一血流动力学参数包括第一血液压力值、第一血流流量值、第一血流流速值和第一应力值中的至少一个;

[0090] 根据第二流场分布确定第二血管的第二血流动力学参数,其中,第二血流动力学参数包括第二血液压力值、第二血流流量值、第二血流流速值和第二应力值中的至少一个。

[0091] 在此需要说明的是,在实际应用中,用户可以通过输入待分析的位点信息获取相应位点的血流动力学参数数值。该位点信息可以是一个三维坐标,该三维坐标可以由用户直接输入,也可以是由用户手动点击三维模型上的空间位点。

[0092] 在非稳态仿真中,还可以基于用户给定的三维坐标或者手动选取的空间位点,绘制随时间变化的该位点的血流动力学参数数值的变化曲线,根据变化曲线,用户可以获取该位点任意时刻任意血流动力学参数的数值;除此之外,还可以根据用户输入显示血流动力学参数数值的相关统计值,用户输入可以是一块选定的区域,例如可以是任意截面、曲线、体素等,相关统计值可以包括血流动力学参数数值的平均、最大值和最小值中的至少一个。

[0093] 本实施例提供的血流动力学参数确定方法,通过基于目标医学图像,构建第一血管三维模型和第二血管三维模型;利用预设中间流阻模型,对第一血管三维模型和第二血管三维模型进行耦合处理,得到耦合后的耦合血管三维模型;对耦合血管三维模型进行网格划分,得到网格化血管三维模型;根据网格化第一血管三维模型和第一边界条件,利用计算流体力学方法确定网格化第一血管模型的第一流场分布;基于预设中间流阻模型和第一流场分布,确定第二血管三维模型的第二边界条件;根据网格化第二血管三维模型和第二边界条件,利用计算流体力学方法确定网格化第二血管模型的第二流场分布,根据第一流场分布和第二流场分布确定第一血管的第一血流动力学参数和第二血管的第二血流动力学参数,能够在无创的前提下,通过对第一血管模型和第二血管模型进行精细耦合,更加精确地确定目标血管的流场分布,进而更加精确的确定目标血管的血流动力学参数。

[0094] 实施例四

[0095] 图4是本发明实施例四提供的一种血流动力学参数确定装置的结构示意图。如图4所示,本实施例的血流动力学参数确定装置包括:

[0096] 三维模型构建模块410,用于基于目标医学图像,构建第一血管三维模型和第二血管三维模型;

[0097] 耦合血管三维模型获取模块420,用于利用预设中间流阻模型,对第一血管三维模型和第二血管三维模型进行耦合处理,得到耦合后的耦合血管三维模型;

[0098] 血流动力学参数确定模块430,用于确定耦合血管三维模型的流场分布,并根据流场分布确定第一血管的第一血流动力学参数和第二血管的第二血流动力学参数。

[0099] 本实施例提供的血流动力学参数确定装置,通过利用三维模型构建模块基于目标医学图像,构建第一血管三维模型和第二血管三维模型;利用耦合血管三维模型获取模块利用预设中间流阻模型,对第一血管三维模型和第二血管三维模型进行耦合处理,得到耦合后的耦合血管三维模型;利用血流动力学参数确定模块确定耦合血管三维模型的流场分布,并根据流场分布确定第一血管的第一血流动力学参数和第二血管的第二血流动力学参数,能够在无创的前提下,更加精确的确定目标血管的血流动力学参数。

[0100] 在上述技术方案的基础上,进一步的,耦合血管三维模型获取模块420具体可以包括:

[0101] 第一血管三维模型确定单元,用于在第一血管三维模型中,提取符合预设分支条件的第一血管分支三维模型,并将第一血管分支三维模型作为第一血管三维模型;

[0102] 第二血管三维模型确定单元,用于在第二血管三维模型中,提取符合预设分支条件的第二血管分支三维模型,并将第二血管分支三维模型作为第二血管三维模型;

[0103] 血管分支对确定单元,用于确定第一血管三维模型中的每个第一末端分支与第二血管三维模型中的每个第二末端分支之间的对应关系,得到包括第一末端分支与相应第二末端分支的血管分支对;

[0104] 耦合血管三维模型获取单元,用于在每个血管分支对中添加预设中间流阻模型,得到耦合血管三维模型,其中,预设中间流阻模型分别与第一血管分支和第二血管分支连接。

[0105] 在上述技术方案的基础上,进一步的,血流动力学参数确定模块430具体可以包括:

[0106] 网格化血管三维模型获取单元,用于对耦合血管三维模型进行网格划分,得到网格化血管三维模型;

[0107] 耦合血管三维模型的流场分布确定单元,用于根据网格化血管三维模型和第一血管三维模型的第一边界条件,利用计算流体力学方法确定耦合血管三维模型的流场分布;

[0108] 其中,第一边界条件包括第一血管三维模型的出口处的血流流速、血流流量和血液压力中的至少一项和入口处的血流流速、血流流量和血液压力中的至少一项。

[0109] 在上述技术方案的基础上,进一步的,耦合血管三维模型的流场分布确定单元具体可以包括:

[0110] 第一流场分布确定子单元,用于根据网格化第一血管三维模型和第一边界条件,利用计算流体力学方法确定网格化第一血管模型的第一流场分布;

[0111] 第二边界条件确定子单元,用于基于预设中间流阻模型和第一流场分布,确定第

二血管三维模型的第二边界条件；

[0112] 第二流场分布确定子单元,用于根据网格化第二血管三维模型和第二边界条件,利用计算流体力学方法确定网格化第二血管模型的第二流场分布；

[0113] 其中,网格化血管三维模型包括网格化第一血管三维模型和网格化第二血管三维模型,第二边界条件包括第二血管三维模型的出口处的血流流速、血流流量和血液压力中的至少一项和入口处的血流流速、血流流量和血液压力中的至少一项。

[0114] 在上述技术方案的基础上,进一步的,第二边界条件包括第二血管三维模型入口处的血液压力,相应的,第二边界条件确定子单元可以基于如下公式确定第二边界条件：

$$[0115] \quad P'_i = P_i - R_i Q_i$$

[0116] 其中, P'_i 为第二血管三维模型入口处的血液压力值; P_i 为第一血管三维模型出口处的血液压力值, P_i 根据第一流场分布确定; R_i 为相应的预设中间流阻模型; Q_i 为第一血管三维模型出口处的血流流量值。

[0117] 在上述技术方案的基础上,进一步的,血流动力学参数确定模块430具体可以包括：

[0118] 第一血流动力学参数确定单元,用于根据第一流场分布确定第一血管的第一血流动力学参数,其中,第一血流动力学参数包括第一血液压力值、第一血流流量值、第一血流流速值和第一应力值中的至少一个；

[0119] 第二血流动力学参数确定单元,用于根据第二流场分布确定第二血管的第二血流动力学参数,其中,第二血流动力学参数包括第二血液压力值、第二血流流量值、第二血流流速值和第二应力值中的至少一个。

[0120] 在上述技术方案的基础上,进一步的,血流动力学参数确定装置还可以包括目标医学图像获取模块,用于在基于目标医学图像,构建第一血管三维模型和第二血管三维模型之前,获取目标部位不同期相的目标医学图像,其中,目标部位包括第一血管和第二血管。

[0121] 本发明实施例所提供的血流动力学参数确定装置可执行本发明任意实施例所提供的血流动力学参数确定方法,具备执行方法相应的功能模块和有益效果。

[0122] 实施例五

[0123] 图5为本发明实施例五提供的计算机设备的结构示意图。图5示出了适于用来实现本发明实施方式的示例性计算机设备512的框图。图5显示的计算机设备512仅仅是一个示例,不应对本发明实施例的功能和使用范围带来任何限制。

[0124] 如图5所示,计算机设备512以通用计算设备的形式表现。计算机设备512的组件可以包括但不限于:一个或者多个处理器516,存储器528,连接不同系统组件(包括存储器528和处理器516)的总线518。

[0125] 总线518表示几类总线结构中的一种或多种,包括存储器总线或者存储器控制器,外围总线,图形加速端口,处理器或者使用多种总线结构中的任意总线结构的局域总线。举例来说,这些体系结构包括但不限于工业标准体系结构 (ISA) 总线,微通道体系结构 (MAC) 总线,增强型ISA总线、视频电子标准协会 (VESA) 局域总线以及外围组件互连 (PCI) 总线。

[0126] 计算机设备512典型地包括多种计算机系统可读介质。这些介质可以是任何能够被计算机设备512访问的可用介质,包括易失性和非易失性介质,可移动的和不可移动的介

质。

[0127] 存储器528可以包括易失性存储器形式的计算机系统可读介质,例如随机存取存储器(RAM) 530和/或高速缓存存储器532。计算机设备512可以进一步包括其它可移动/不可移动的、易失性/非易失性计算机系统存储介质。仅作为举例,存储装置534可以用于读写不可移动的、非易失性磁介质(图5未显示,通常称为“硬盘驱动器”)。尽管图5中未示出,可以提供用于对可移动非易失性磁盘(例如“软盘”)读写的磁盘驱动器,以及对可移动非易失性光盘(例如CD-ROM, DVD-ROM或者其它光介质)读写的光盘驱动器。在这些情况下,每个驱动器可以通过一个或者多个数据介质接口与总线518相连。存储器528可以包括至少一个程序产品,该程序产品具有一组(例如至少一个)程序模块,这些程序模块被配置以执行本发明各实施例的功能。

[0128] 具有一组(至少一个)程序模块542的程序/实用工具540,可以存储在例如存储器528中,这样的程序模块542包括但不限于操作系统、一个或者多个应用程序、其它程序模块以及程序数据,这些示例中的每一个或某种组合中可能包括网络环境的实现。程序模块542通常执行本发明所描述的实施例中的功能和/或方法。

[0129] 计算机设备512也可以与一个或多个外部设备514(例如键盘、指向设备、显示器524等,其中,显示器524可根据实际需要决定是否配置)通信,还可与一个或多个使得用户能与该计算机设备512交互的设备通信,和/或与使得该计算机设备512能与一个或多个其它计算设备进行通信的任何设备(例如网卡,调制解调器等等)通信。这种通信可以通过输入/输出(I/O)接口522进行。并且,计算机设备512还可以通过网络适配器520与一个或多个网络(例如局域网(LAN),广域网(WAN)和/或公共网络,例如因特网)通信。如图所示,网络适配器520通过总线518与计算机设备512的其它模块通信。应当明白,尽管图5中未示出,可以结合计算机设备512使用其它硬件和/或软件模块,包括但不限于:微代码、设备驱动器、冗余处理单元、外部磁盘驱动阵列、RAID系统、磁带驱动器以及数据备份存储装置等。

[0130] 处理器516通过运行存储在存储器528中的程序,从而执行各种功能应用以及数据处理,例如实现本发明实施例所提供的血流动力学参数确定方法。

[0131] 实施例六

[0132] 本发明实施例六提供了一种计算机可读存储介质,其上存储有计算机程序,该程序被处理器执行时实现如本发明实施例所提供的血流动力学参数确定方法,包括:

[0133] 基于目标医学图像,构建第一血管三维模型和第二血管三维模型;

[0134] 利用预设中间流阻模型,对第一血管三维模型和第二血管三维模型进行耦合处理,得到耦合后的耦合血管三维模型;

[0135] 确定耦合血管三维模型的流场分布,并根据流场分布确定第一血管的第一血流动力学参数和第二血管的第二血流动力学参数。

[0136] 当然,本发明实施例所提供的计算机可读存储介质,其上存储的计算机程序不限于执行如上所述的方法操作,还可以执行本发明任意实施例所提供的基于计算机设备的血流动力学参数确定方法中的相关操作。

[0137] 本发明实施例的计算机存储介质,可以采用一个或多个计算机可读的介质的任意组合。计算机可读介质可以是计算机可读信号介质或者计算机可读存储介质。计算机可读存储介质例如可以是一—但不限于——电、磁、光、电磁、红外线、或半导体的系统、装置或

器件,或者任意以上的组合。计算机可读存储介质的更具体的例子(非穷举的列表)包括:具有一个或多个导线的电连接、便携式计算机磁盘、硬盘、随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、可擦式可编程只读存储器(EPR0M或闪存)、光纤、便携式紧凑磁盘只读存储器(CD-ROM)、光存储器件、磁存储器件、或者上述的任意合适的组合。在本文件中,计算机可读存储介质可以是任何包含或存储程序的有形介质,该程序可以被指令执行系统、装置或者器件使用或者与其结合使用。

[0138] 计算机可读的信号介质可以包括在基带中或者作为载波一部分传播的数据信号,其中承载了计算机可读的程序代码。这种传播的数据信号可以采用多种形式,包括但不限于电磁信号、光信号或上述的任意合适的组合。计算机可读的信号介质还可以是计算机可读存储介质以外的任何计算机可读介质,该计算机可读介质可以发送、传播或者传输用于由指令执行系统、装置或者器件使用或者与其结合使用的程序。

[0139] 计算机可读介质上包含的程序代码可以用任何适当的介质传输,包括——但不限于无线、电线、光缆、RF等等,或者上述的任意合适的组合。

[0140] 可以以一种或多种程序设计语言或其组合来编写用于执行本发明操作的计算机程序代码,所述程序设计语言包括面向对象的程序设计语言—诸如Java、Smalltalk、C++,还包括常规的过程式程序设计语言—诸如“C”语言或类似的设计语言。程序代码可以完全地在用户计算机上执行、部分地在用户计算机上执行、作为一个独立的软件包执行、部分在用户计算机上部分在远程计算机上执行、或者完全在远程计算机或服务器上执行。在涉及远程计算机的情形中,远程计算机可以通过任意种类的网络——包括局域网(LAN)或广域网(WAN)——连接到用户计算机,或者,可以连接到外部计算机(例如利用因特网服务提供商来通过因特网连接)。

[0141] 注意,上述仅为本发明的较佳实施例及所运用技术原理。本领域技术人员会理解,本发明不限于这里所述的特定实施例,对本领域技术人员来说能够进行各种明显的变化、重新调整和替代而不会脱离本发明的保护范围。因此,虽然通过以上实施例对本发明进行了较为详细的说明,但是本发明不仅仅限于以上实施例,在不脱离本发明构思的情况下,还可以包括更多其他等效实施例,而本发明的范围由所附的权利要求范围决定。

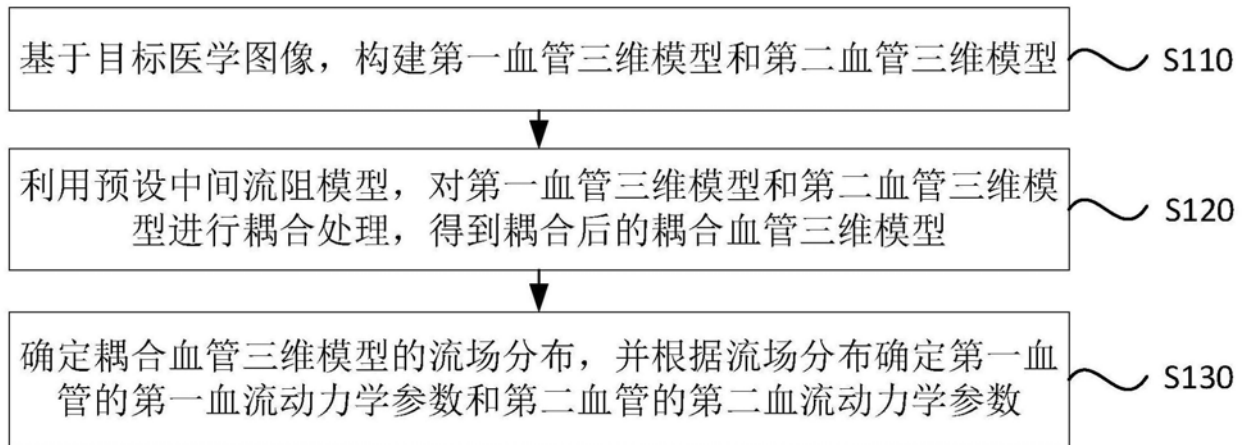


图1

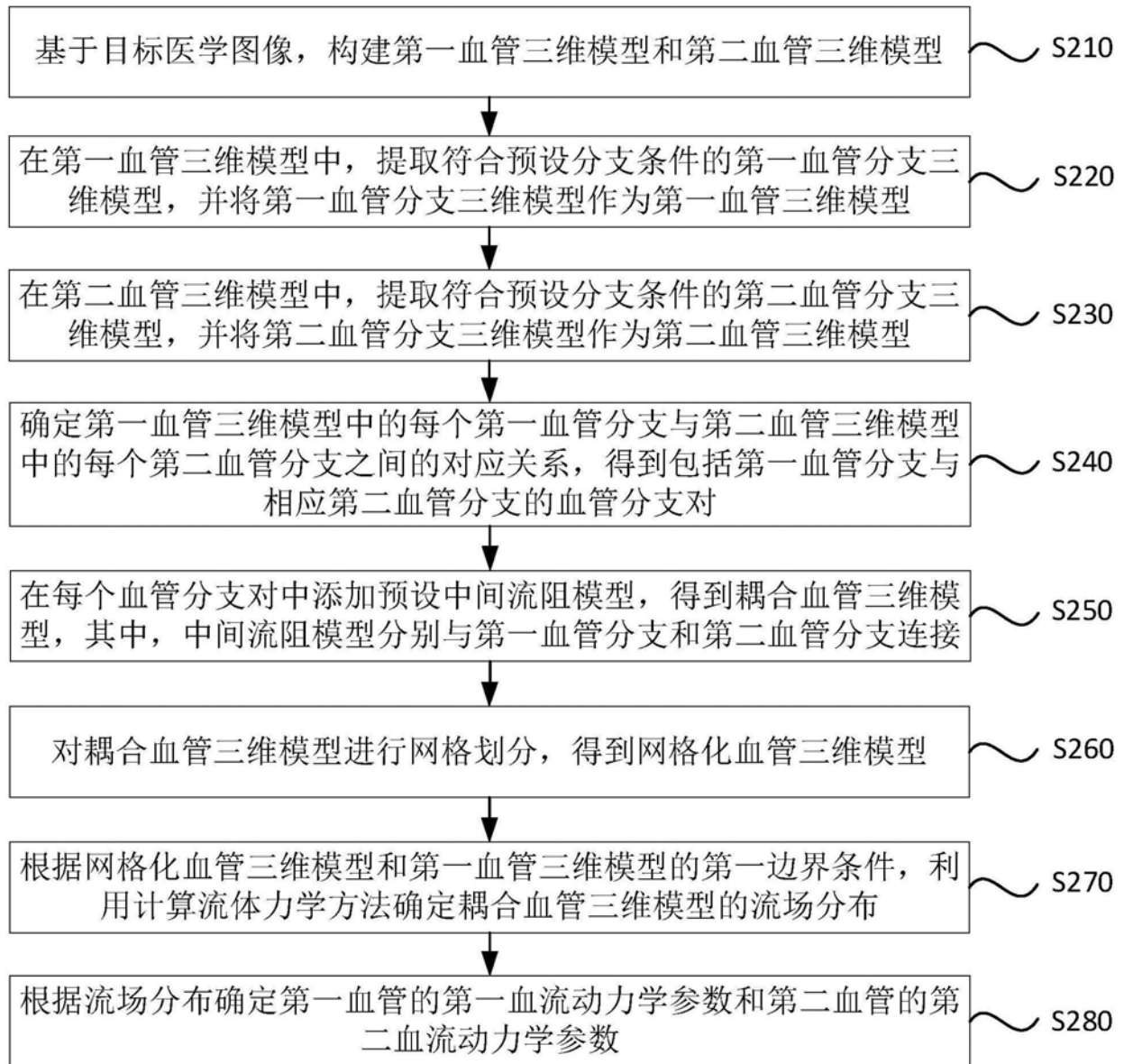


图2a

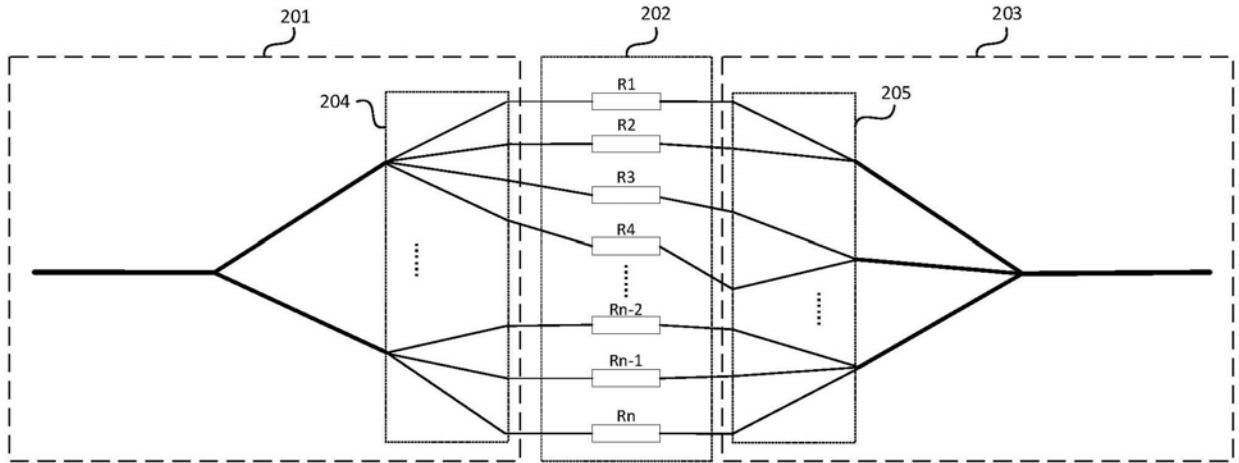


图2b



图3

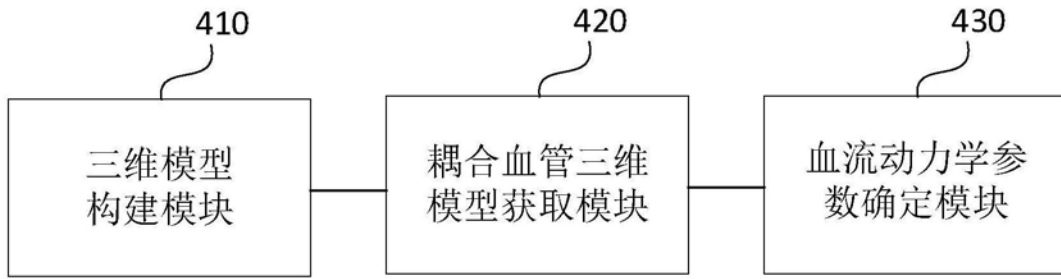


图4

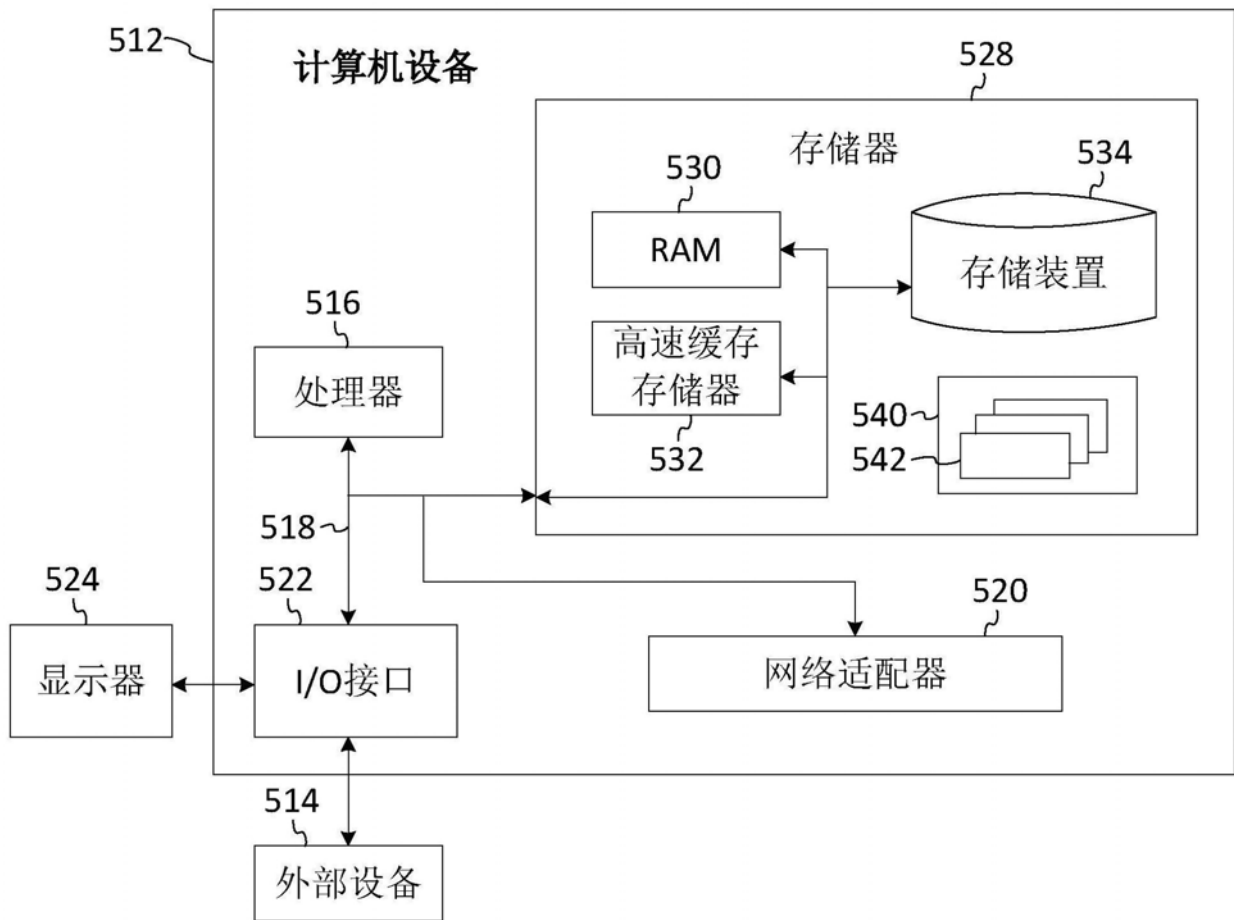


图5