



## (12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111356406 A

(43)申请公布日 2020.06.30

(21)申请号 201880063964.7

(22)申请日 2018.10.08

(30)优先权数据

62/569,269 2017.10.06 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2020.03.31

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/US2018/054802 2018.10.08

(87)PCT国际申请的公布数据

WO2019/071249 EN 2019.04.11

(71)申请人 埃默里大学

地址 美国乔治亚州

(72)发明人 哈比卜·萨马蒂

亚历山大·韦内齐亚尼

唐·吉登斯 大卫·莫洛尼

阿德里安·勒菲厄

亚历山大·富勒·维格里

(74)专利代理机构 北京柏杉松知识产权代理事  
务所(普通合伙) 11413

代理人 谢攀 刘继富

(51)Int.Cl.

A61B 6/03(2006.01)

A61B 8/08(2006.01)

A61B 8/12(2006.01)

A61B 5/055(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 34/10(2016.01)

G06K 9/46(2006.01)

G06T 7/00(2017.01)

权利要求书5页 说明书14页 附图9页

### (54)发明名称

用于确定一个或多个动脉节段的血液动力学信息的方法和系统

### (57)摘要

系统和方法可以准确且有效地确定动脉节段的边界条件,从而有效地确定该节段的血液动力学信息。该方法可以包括接收患者的医学图像数据。该方法可以进一步包括由医学图像数据生成一个或多个动脉节段的几何表示。该方法可以进一步包括确定每个动脉节段的边界和几何数据。该方法可以进一步包括确定流入边界和每个流出边界的边界条件。可以使用流出分布参数来确定每个流出边界的边界条件。可以使用一个或多个流出边界中的一个或多个的几何数据、所存储的血液动力学数据或它们的组合来确定流出分布参数。该方法可以进一步包括确定每个动脉节段的流场并确定血液动力学信息。

1. 一种确定患者的血液动力学信息的计算机实现方法,所述方法包含:

接收由医学图像获取设备获取的患者的医学图像数据,所述医学图像数据包括一个或多个动脉节段和周围区域;

由所述医学图像数据生成所述一个或多个动脉节段的几何表示;

确定每个动脉节段的边界和几何数据,所述边界包括流入边界和一个或多个流出边界,所述流入边界和所述一个或多个流出边界对应于所述每个动脉节段的横截面,并且所述几何数据包括所述流入边界的半径和每个流出边界的半径;

确定用于所述几何表示的一个或多个边界条件,所述一个或多个边界条件包括用于所述流入边界的流入边界条件和用于每个流出边界的流出边界条件,使用流出分布参数来确定用于每个流出边界的所述流出边界条件,并且使用所述一个或多个流出边界中的一个或多个的几何数据、所存储的血液动力学数据或它们的组合来确定所述流出分布参数;

使用所述几何表示、所述边界条件中的一个或多个以及压力数据来确定每个动脉节段的流场;

使用所述边界条件中的一个或多个、所述流场以及所述患者的压力数据来确定血液动力学信息;以及

提供所述血液动力学信息的显示输出。

2. 根据权利要求1所述的方法,其中:

所述一个或多个流出边界包括第一流出边界和第二流出边界;以及  
所述第二流出边界设置在所述第一流出边界和所述流入边界之间。

3. 根据权利要求1或2所述的方法,其中:

所述一个或多个动脉节段对应于所述一个或多个冠状动脉节段。

4. 根据权利要求2或3所述的方法,其中:

使用所述第一流出边界的半径与所述第二流出边界的半径之比以及所述所存储的血液动力学数据来确定所述流出分布参数;以及

所述所存储的血液动力学数据定义(i)所述第一流出边界的所述半径与所述第二流出边界的所述半径之比与(ii)所述第一流出边界的流出边界条件与所述第二流出边界的流出边界条件之比之间的经验关系。

5. 根据权利要求4所述的方法,其中:

所述一个或多个流出边界包括设置在所述流入边界和所述第一流出边界之间的附加流出边界;以及

所述流出分布参数被用于确定用于所述第一流出边界、所述第二流出边界以及每个附加流出边界的流出边界条件。

6. 根据权利要求1至5中任一项所述的方法,其中:

所述几何表示对应于所述一个或多个动脉节段的空间体积的多维数字模型;  
所述一个或多个动脉节段的所述几何表示被离散化为三维体积网格;以及  
所述几何表示包括表示每个节段的血管壁的边界的表面网格。

7. 根据权利要求1至6中任一项所述的方法,其中仅使用所述几何表示、所述几何数据以及所述边界条件中的一个或多个来确定所述压力场。

8. 根据权利要求1至7中任一项所述的方法,其中所述医学图像数据是所述患者的计算

机断层扫描图像数据。

9. 根据权利要求1至8中任一项所述的方法, 其中所述血液动力学信息包括血流储备分数 (FFR)、瞬时无波比 (iFR)、壁切应力 (WSS)、轴向斑块应力 (APS)、充血和静止舒张压 (Pd)/ 主动脉压 (Pa) 指数、一定生理状态范围内的压力指数或它们的组合。

10. 根据权利要求1至9中任一项所述的方法, 进一步包含:

接收关于沿着所述几何表示的节段中的一个或多个设置的虚拟支架的位置的信息; 以及

更新所述血液动力学信息的所述显示输出。

11. 一种用于确定患者的血液动力学信息的系统, 所述系统包含:

至少一个处理器; 以及

存储器, 其中所述处理器被配置为促使:

获得由医学图像获取设备获取的患者的医学图像数据, 所述医学图像数据包括一个或多个动脉节段和周围区域;

由所述医学图像数据生成所述一个或多个动脉节段的几何表示;

确定每个动脉节段的边界和几何数据, 所述边界包括流入边界和一个或多个流出边界; 所述流入边界和所述一个或多个流出边界对应于每个动脉节段的横截面; 所述几何数据包括所述流入边界和每个流出边界的半径;

确定用于所述几何表示的一个或多个边界条件, 所述一个或多个边界包括用于所述流入边界的流入边界条件和用于每个流出边界的流出边界条件; 使用流出分布参数来确定用于每个流出边界的边界条件; 使用所述一个或多个流出边界中的一个或多个的几何数据、所存储的血液动力学数据或它们的组合来确定所述流出分布参数;

使用所述几何表示、所述边界条件中的一个或多个以及压力数据来确定每个动脉节段的流场, 所述流场包括压力场;

使用所述边界条件、所述流场以及所述患者的压力数据来确定血液动力学信息; 以及提供所述血液动力学信息的显示输出。

12. 根据权利要求11所述的系统, 其中:

所述一个或多个流出边界包括第一流出边界和第二流出边界; 以及

所述第二流出边界设置在所述第一流出边界和所述流入边界之间。

13. 根据权利要求11或12所述的系统, 其中:

所述一个或多个动脉节段对应于所述一个或多个冠状动脉节段。

14. 根据权利要求11至13中任一项所述的系统, 其中:

使用所述第一流出边界的半径与所述第二流出边界的半径之比以及所述所存储的血液动力学数据来确定所述流出分布参数; 以及

所述所存储的血液动力学数据定义 (i) 所述第一流出边界的半径与所述第二流出边界的半径之比与 (ii) 所述第一流出边界的所述流出边界条件与第二流出边界的所述流出边界条件之比之间的经验关系。

15. 根据权利要求14所述的系统, 其中:

所述一个或多个流出边界包括设置在所述流入边界和所述第一流出边界之间的附加流出边界; 以及

所述流出分布参数被用于确定用于所述第一流出边界、所述第二流出边界以及每个附加流出边界的流出边界条件。

16. 根据权利要求11至15中任一项所述的系统, 其中:

所述几何表示对应于所述一个或多个动脉节段的空间体积的多维数字模型;

所述一个或多个动脉节段的所述几何表示被离散化为三维体积网格; 以及

所述几何表示包括表示每个节段的血管壁的边界的表面网格。

17. 根据权利要求11至16中任一项所述的系统, 其中仅使用所述几何表示、所述几何数据以及所述边界条件中的一个或多个来确定所述压力场。

18. 根据权利要求11至17中任一项所述的系统, 其中所述医学图像数据是所述患者的计算机断层扫描图像数据。

19. 根据权利要求11至18中任一项所述的系统, 其中所述血液动力学信息包括血流储备分数 (FFR)、瞬时无波比 (iFR)、壁切应力 (WSS)、轴向斑块应力 (APS)、充血和静止舒张压 (Pd) / 主动脉压 (Pa) 指数、一定生理状态范围内的压力指数或它们的组合。

20. 根据权利要求11至19中的任一项所述的系统, 其中接收关于沿着所述几何表示的节段中的一个或多个设置的虚拟支架的位置的信息, 并且其中根据所述信息更新所述血液动力学信息的所述显示输出。

21. 一种确定用于患者的动脉解剖结构的几何表示的边界条件的计算机实现方法, 所述方法包含:

接收由医学图像获取设备获取的患者的医学图像数据, 所述医学图像数据包括一个或多个动脉节段和周围区域;

由所述医学图像数据生成所述一个或多个动脉节段的几何表示;

确定每个动脉节段的边界和几何数据, 所述边界包括流入边界和一个或多个流出边界, 所述流入边界和所述一个或多个流出边界对应于所述每个动脉节段的横截面, 所述一个或多个流出边界包括第一流出边界和第二流出边界, 所述第二流出边界设置在所述第一流出边界和所述流入边界之间, 所述几何数据包括所述流入边界和每个流出边界的半径;

使用所述一个或多个流出边界中的一个或多个的所述几何数据和所存储的血液动力学数据确定流出分布参数, 所述血液动力学数据定义 (i) 所述第一流出边界的所述半径与所述第二流出边界的所述半径之比与 (ii) 所述第一流出边界的所述流出边界条件与第二流出边界的流出边界条件之比之间的经验关系;

使用所述流出分布参数和所述流入边界来确定每个流出边界的流出边界条件; 以及提供所述几何表示的显示输出。

22. 根据权利要求21所述的方法, 其中:

所述一个或多个动脉节段对应于一个或多个冠状动脉节段。

23. 根据权利要求21或22所述的方法, 其中:

使用所述第一流出边界与所述第二流出边界的半径之比以及所述所存储的血液动力学数据来确定所述流出分布参数; 以及

所述一个或多个流出边界包括设置在所述流入边界和所述第一流出边界之间的附加流出边界。

24. 根据权利要求21至23中任一项所述的方法, 进一步包含:

使用所述几何表示、所述边界条件中的一个或多个以及压力数据来确定每个动脉节段的流场,所述流场包括压力场;以及

使用所述边界条件中的一个或多个、所述流场以及所述患者的压力数据来确定血液动力学信息。

25. 根据权利要求24所述的方法,其中所述血液动力学信息包括血流储备分数 (FFR)、瞬时无波比 (iFR)、壁切应力 (WSS)、轴向斑块应力 (APS)、充血和静止舒张压 (Pd) / 主动脉压 (Pa) 指数、一定生理状态范围内的压力指数或它们的组合。

26. 根据权利要求21至25中的任一项所述的方法,其中:

所述几何表示对应于所述一个或多个动脉节段的空间体积的多维数字模型;

所述一个或多个动脉节段的所述几何表示被离散化为三维体积网格;以及

所述几何表示包括表示每个节段的血管壁的边界的表面网格。

27. 根据权利要求24至26中任一项所述的方法,其中仅使用所述几何表示、所述几何数据以及所述边界条件来确定所述压力场。

28. 根据权利要求21至26中任一项所述的方法,其中所述医学图像数据是所述患者的计算机断层扫描图像数据。

29. 根据权利要求21至28中任一项所述的方法,进一步包含:

接收关于沿着所述几何表示的节段中的一个或多个设置的虚拟支架的位置的信息;以及

更新所述血液动力学信息的所述显示输出。

30. 一种确定用于患者的动脉解剖结构的几何表示的边界条件的系统,所述方法包含:

至少一个处理器;以及

存储器,其中所述处理器被配置为促使:

接收由医学图像获取设备获取的患者的医学图像数据,所述医学图像数据包括一个或多个动脉节段和周围区域;

由所述医学图像数据生成所述一个或多个动脉节段的几何表示;

确定每个动脉节段的边界和几何数据,所述边界包括流入边界和一个或多个流出边界,所述流入边界和所述一个或多个流出边界对应于所述每个动脉节段的横截面,所述一个或多个流出边界包括第一流出边界和第二流出边界;,所述第二流出边界设置在所述第一流出边界和所述流入边界之间,所述几何数据包括所述流入边界和每个流出边界的半径;

使用所述一个或多个流出边界中的一个或多个的所述几何数据和所存储的血液动力学数据确定流出分布参数,所述血液动力学数据定义 (i) 所述第一流出边界的所述半径与所述第二流出边界条件的所述半径之比与 (ii) 所述第一流出边界的所述流出边界条件与第二流出边界的所述流出边界条件之比之间的经验关系;以及

使用所述流出分布参数和所述流入边界来确定每个流出边界的流出边界条件。

31. 根据权利要求30所述的系统,其中:

所述一个或多个动脉节段对应于所述一个或多个冠状动脉节段。

32. 根据权利要求30或31所述的系统,其中:

使用所述第一流出边界的半径与所述第二流出边界的半径之比以及所述所存储的血

液动力学数据来确定所述流出分布参数;以及

所述一个或多个流出边界包括设置在所述流入边界和所述第一流出边界之间的附加流出边界。

33. 根据权利要求30至32中任一项所述的系统,其中所述处理器被配置为进一步促使:

使用所述几何表示、所述边界条件中的一个或多个以及压力数据来确定每个动脉节段的流场,所述流场包括压力场;以及

使用所述边界条件中的一个或多个、所述流场以及所述患者的压力数据来确定血液动力学信息。

34. 根据权利要求33所述的系统,其中所述血液动力学信息包括血流储备分数 (FFR)、瞬时无波比 (iFR)、壁切应力 (WSS)、轴向斑块应力 (APS)、充血和静止舒张压 (Pd) / 主动脉压 (Pa) 指数、一定生理状态范围内的压力指数或它们的组合。

35. 根据权利要求30至34中任一项所述的系统,其中:

所述几何表示对应于所述一个或多个动脉节段的空间体积的多维数字模型;

所述一个或多个动脉节段的所述几何表示被离散化为三维体积网格;以及

所述几何表示包括表示每个节段的血管壁的边界的表面网格。

36. 根据权利要求33至35中任一项所述的系统,其中仅使用所述几何表示、所述几何数据以及所述边界条件来确定所述压力场。

37. 根据权利要求30至36中任一项所述的系统,其中所述医学图像数据是所述患者的计算机断层扫描图像数据。

38. 根据权利要求30至37中任一项所述的系统,其中接收关于沿着所述几何表示的节段中的一个或多个设置的虚拟支架的位置的信息,并且其中根据所述信息更新所述血液动力学信息的所述显示输出。

## 用于确定一个或多个动脉节段的血液动力学信息的方法和系统

### 背景技术

[0001] 冠心病 (CHD) 是美国最常见的死亡原因。可能发展并导致局部缺血和心绞痛的动脉粥样硬化引起冠心病 (CHD)。血管造影的解剖学发现和越来越多的血流储备分数 (FFR) 已被用作确定是否需要更多侵入性程序 (例如支架置入术或冠状动脉搭桥术 (CABG) 手术) 来改善梗阻性病变上流动的决定性工具。FFR 目前可以例如用压力导丝侵入性地测量。这样的干预对于患者可能是有风险的并且是昂贵的。或者在另选方案中, 可以使用仅由 FDA 批准的服务来由医学图像无创地计算 FFR。然而, 该服务使用了需要超级计算机能力的中央设施, 并因此需要大量时间来处理这些图像。因此, 当前的方法对于患者可能是昂贵、低效的并且有风险的, 并且因此不利地影响护理质量、患者体验以及提供卫生保健的成本。

### 发明内容

[0002] 因此, 需要能够对血液动力学信息提供快速且准确的确定的系统和方法。

[0003] 本公开涉及可以使用流出分布参数来准确地确定用于一个或多个节段的几何表示的边界条件并由此近乎实时 (例如, 相对短的时间) 地确定边界条件的系统和方法。通过使用流出分布参数, 该系统和方法可以近乎实时地确定每个节段的流场信息和血液动力学信息。因此, 该系统和方法可以为从业人员提供准确且具有成本效益的患者血液动力学信息, 使从业人员能够做出定点照护临床决策, 从而改善患者的医疗保健质量和体验。

[0004] 在一些实施例中, 方法可以包括一种确定患者的血液动力学信息的计算机实现方法。该方法可以包括接收由医学图像获取设备获取的患者的医学图像数据。医学图像数据可以包括一个或多个动脉节段和周围区域。该方法可以包括由医学图像数据生成一个或多个动脉节段的几何表示。该方法可以包括确定每个动脉节段的边界和几何数据。边界可以包括流入边界和一个或多个流出边界。在一些实施例中, 流入边界和一个或多个流出边界可以对应于每个动脉节段的横截面。几何数据可以包括流入边界的半径和每个流出边界的半径。该方法可以包括确定用于几何表示的一个或多个边界条件。一个或多个边界条件可以包括用于流入边界的流入边界条件和用于每个流出边界的流出边界条件。可以使用流出分布参数来确定每个流出边界的流出边界条件。可以使用一个或多个流出边界中的一个或多个的几何数据、所存储的血液动力学数据或它们的组合来确定流出分布参数。该方法可以进一步包括使用几何表示、边界条件中的一个或多个以及压力数据来确定每个动脉节段的流场; 以及使用边界条件中的一个或多个、流场以及患者的压力数据来确定血液动力学信息。

[0005] 在一些实施例中, 该方法可以进一步包括在用户界面上显示所生成的几何表示和/或血液动力学信息。在一些实施例中, 该方法可以进一步包括: 接收关于沿着显示在用户界面上的几何表示的一个或多个节段设置的虚拟支架的位置的信息; 以及生成更新的几何表示和/或血液动力学信息。

[0006] 在一些实施例中, 系统可以包括一种用于确定患者的血液动力学信息的系统。该

系统可以包括至少一个处理器和存储器。处理器可以被配置为促使获得由医学图像获取设备获取的患者的医学图像数据。医学图像数据可以包括一个或多个动脉节段和周围区域。处理器可以被配置为促使由医学图像数据生成一个或多个动脉节段的几何表示。处理器可以被配置为促使确定每个动脉节段的边界和几何数据。边界可以包括流入边界和一个或多个流出边界。流入边界和一个或多个流出边界可以对应于每个动脉节段的横截面。几何数据可以包括流入边界和每个流出边界的半径。在一些实施例中,处理器可以被配置为促使确定用于几何表示的一个或多个边界条件。一个或多个边界可以包括用于流入边界的流入边界和用于每个流出边界的流出边界。可以使用流出分布参数来确定每个流出边界的边界条件。可以使用一个或多个流出边界中的一个或多个的几何数据、所存储的血液动力学数据或它们的组合来确定流出分布参数。处理器可以被配置为促使使用几何表示、边界条件中的一个或多个以及压力数据来确定每个动脉节段的流场,该流场包括压力场。处理器可以被进一步配置为促使使用边界条件、流场以及患者的压力数据来确定血液动力学信息。

[0007] 在一些实施例中,处理器可以被进一步配置为促使在用户界面上显示所生成的几何表示和/或血液动力学信息。在一些实施例中,处理器可以被配置为:促使接收关于沿着显示在用户界面上的几何表示的一个或多个节段设置的虚拟支架的位置的信息;以及生成更新的几何表示和/或血液动力学信息。

[0008] 在一些实施例中,计算机可读介质可以包括存储用于确定患者的血液动力学信息的指令的非暂时性计算机可读介质。指令可以包括接收由医学图像获取设备获取的患者的医学图像数据。医学图像数据可以包括一个或多个动脉节段和周围区域。指令可以包括由医学图像数据生成一个或多个动脉节段的几何表示。指令可以包括确定每个动脉节段的边界和几何数据。边界可以包括流入边界和一个或多个流出边界。在一些实施例中,流入边界和一个或多个流出边界可以对应于每个动脉节段的横截面。几何数据可以包括流入边界的半径和每个流出边界的半径。指令可以包括确定用于几何表示的一个或多个边界条件。一个或多个边界条件可以包括用于流入边界的流入边界条件和用于每个流出边界的流出边界条件。可以使用流出分布参数来确定每个流出边界的流出边界条件。可以使用一个或多个流出边界中的一个或多个的几何数据、所存储的血液动力学数据或它们的组合来确定流出分布参数。指令可以进一步包括使用几何表示、边界条件中的一个或多个以及压力数据来确定每个动脉节段的流场;以及使用边界条件中的一个或多个、流场以及患者的压力数据来确定血液动力学信息。

[0009] 在一些实施例中,指令可以进一步包括在用户界面上显示所生成的几何表示和/或血液动力学信息。在一些实施例中,指令可以进一步包括:接收关于沿着显示在用户界面上的几何表示的一个或多个节段设置的虚拟支架的位置的信息;以及生成更新的几何表示和/或血液动力学信息。

[0010] 在一些实施例中,流入边界条件可以是由患者信息、患者数据池等等或它们的组合确定的存储值。

[0011] 在一些实施例中,一个或多个流出边界可以包括第一流出边界和第二流出边界。第二流出边界可以设置在第一流出边界和流入边界之间。在一些实施例中,一个或多个流出边界可以包括第三流出边界。第三流出边界可以设置在第一流出边界和第二流出边界之间。



[0012] 在一些实施例中,一个或多个动脉节段可以对应于一个或多个冠状动脉节段。

[0013] 在一些实施例中,可以使用第一流出边界的半径与第二流出边界的半径之比以及所存储的血液动力学数据来确定流出分布参数。在一些实施例中,所存储的血液动力学数据可以定义(i)第一流出边界的半径与第二流出边界的半径之比与(ii)第一流出边界的流出边界条件与第二流出边界的流出边界条件之比之间的经验关系。

[0014] 在一些实施例中,一个或多个流出边界可以包括设置在流入边界和第一流出边界之间的附加流出边界。流出分布参数可以用于确定用于第一流出边界、第二流出边界以及每个附加流出边界的流出边界条件。

[0015] 在一些实施例中,几何表示可以对应于一个或多个动脉节段的空间体积的多维数字模型。一个或多个动脉节段的几何表示可以离散化为三维体积网格。几何表示可以包括表示每个节段的血管壁的边界的表面网格。

[0016] 在一些实施例中,可以仅使用几何表示、几何数据以及边界条件中的一个或多个来确定压力场。在一些实施例中,流场可以包括速度场。

[0017] 在一些实施例中,医学图像数据可以是磁共振成像(MRI)、血管造影术、血管内超声(IVUS)、光学相干断层扫描(OCT)和/或计算机断层扫描(CT)图像数据。在一些实施例中,图像数据可以是患者的一个或多个冠状动脉节段的计算机断层扫描图像数据。

[0018] 在一些实施例中,血液动力学信息可以包括血流储备分数(FFR)、瞬时无波比(iFR)、壁切应力(WSS)、轴向斑块应力(APs)、充血和静止舒张压(Pd)/主动脉压(Pa)指数、一定生理状态范围内的压力指数或它们的组合。

[0019] 在一些实施例中,方法可以包括一种确定用于患者的动脉解剖结构的几何表示的边界条件的计算机实现方法。该方法可以包括接收由医学图像获取设备获取的患者的医学图像数据。医学图像数据可以包括一个或多个动脉节段和周围区域。该方法可以进一步包括由医学图像数据生成一个或多个动脉节段的几何表示。该方法可以进一步包括确定每个动脉节段的边界和几何数据。边界可以包括流入边界和一个或多个流出边界。流入边界和一个或多个流出边界可以对应于每个动脉节段的横截面。一个或多个流出边界可以包括第一流出边界和第二流出边界。第二流出边界可以设置在第一流出边界和流入边界之间。几何数据可以包括流入边界和每个流出边界的半径。该方法可以进一步包括使用一个或多个流出边界中的一个或多个的几何数据以及所存储的血液动力学数据来确定流出分布参数。血液动力学数据可以定义(i)第一流出边界的半径与第二流出边界的半径之比与(ii)第一流出边界的流出边界条件与第二流出边界的流出边界条件之比之间的经验关系。该方法可以进一步包括使用流出分布参数和流入边界来确定每个流出边界的流出边界条件。

[0020] 在一些实施例中,该方法可以进一步包括使用几何表示、边界条件中的一个或多个以及压力数据来确定每个动脉节段的流场,该流场包括压力场。该方法可以进一步包括使用边界条件中的一个或多个、流场以及患者的压力数据来确定血液动力学信息。在一些实施例中,流场可以包括速度场。

[0021] 在一些实施例中,系统可以包括一种确定用于患者的动脉解剖结构的几何表示的边界条件的系统。该系统可以包括至少一个处理器和存储器。处理器可以被配置为促使接收由医学图像获取设备获取的患者的医学图像数据。医学图像数据可以包括一个或多个动脉节段和周围区域。该方法可以进一步包括由医学图像数据生成一个或多个动脉节段的几

何表示。处理器可以被配置为促使确定每个动脉节段的边界和几何数据。边界可以包括流入边界和一个或多个流出边界。流入边界和一个或多个流出边界可以对应于每个动脉节段的横截面。一个或多个流出边界可以包括第一流出边界和第二流出边界。第二流出边界可以设置在第一流出边界和流入边界之间。几何数据可以包括流入边界和每个流出边界的半径。处理器可以被进一步配置为促使使用一个或多个流出边界中的一个或多个的几何数据以及所存储的血液动力学数据来确定流出分布参数。血液动力学数据可以定义 (i) 第一流出边界的半径与第二流出边界的半径之比与 (ii) 第一流出边界的流出边界条件与第二流出边界的流出边界条件之比之间的经验关系。处理器可以被进一步配置为促使使用流出分布参数和流入边界来确定每个流出边界的流出边界条件。

[0022] 在一些实施例中,处理器可以被进一步配置为促使使用几何表示、边界条件中的一个或多个以及压力数据来确定每个动脉节段的流场。在一些实施例中,流场可以包括压力场。处理器可以被进一步配置为促使使用边界条件中的一个或多个、流场以及患者的压力数据来确定血液动力学信息。在一些实施例中,流场可以包括速度场。

[0023] 在一些实施例中,计算机可读介质可以包括存储用于确定用于患者的动脉解剖结构的几何表示的边界条件的指令的非暂时性计算机可读介质。指令可以包括接收由医学图像获取设备获取的患者的医学图像数据。医学图像数据可以包括一个或多个动脉节段和周围区域。该方法可以进一步包括由医学图像数据生成一个或多个动脉节段的几何表示。指令可以进一步包括确定每个动脉节段的边界和几何数据。边界可以包括流入边界和一个或多个流出边界。流入边界和一个或多个流出边界可以对应于每个动脉节段的横截面。一个或多个流出边界可以包括第一流出边界和第二流出边界。第二流出边界可以设置在第一流出边界和流入边界之间。几何数据可以包括流入边界和每个流出边界的半径。指令可以进一步包括使用一个或多个流出边界中的一个或多个的几何数据以及所存储的血液动力学数据来确定流出分布参数。血液动力学数据可以定义 (i) 第一流出边界的半径与第二流出边界的半径之比与 (ii) 第一流出边界的流出边界条件与第二流出边界的流出边界条件之比之间的经验关系。指令可以进一步包括使用流出分布参数和流入边界来确定每个流出边界的流出边界条件。

[0024] 在一些实施例中,指令可以进一步包括使用几何表示、边界条件中的一个或多个以及压力数据来确定每个动脉节段的流场,该流场包括压力场。指令可以进一步包括使用边界条件中的一个或多个、流场以及患者的压力数据来确定血液动力学信息。在一些实施例中,流场可以包括速度场。

[0025] 在一些实施例中,一个或多个动脉节段可以对应于一个或多个冠状动脉节段。可以使用第一流出边界与第二流出边界的半径之比以及所存储的血液动力学数据来确定流出分布参数。在一些实施例中,一个或多个流出边界可以包括设置在流入边界和第一流出边界之间的附加流出边界。

[0026] 在一些实施例中,血液动力学信息可以包括血流储备分数 (FFR)、瞬时无波比 (iFR)、壁切应力 (WSS)、轴向斑块应力 (APS)、充血和静止舒张压 (Pd) / 主动脉压 (Pa) 指数、一定生理状态范围内的压力指数或它们的组合。

[0027] 在一些实施例中,几何表示可以对应于一个或多个动脉节段的三维空间体积的多维数字模型。一个或多个动脉节段的几何表示可以离散化为三维体积网格。几何表示可以包括

表示每个节段的血管壁的边界的表面网格。

[0028] 在一些实施例中,可以仅使用几何表示、几何数据以及边界条件来确定压力场。

[0029] 在一些实施例中,医学图像数据可以是磁共振成像(MRI)、血管造影术、血管内超声(IVUS)、光学相干断层扫描(OCT)和/或计算机断层扫描(CT)图像数据。在一些实施例中,图像数据可以是患者的一个或多个冠状动脉节段的计算机断层扫描图像数据。

[0030] 本公开的其他优点将在下面的描述中部分地阐述,并且部分地从该描述中将是显而易见的,或者可以通过本公开的实践而获知。本公开的优点可以通过所附权利要求中特别指出的要素和组合来实现和获得。应当理解,之前的一般性描述和之后的详细描述均仅作为示范性和解释性的,而并非对所要求保护的公开内容进行限制。

## 附图说明

[0031] 参考以下附图和描述可以更好地理解本公开。附图中的部件未必按比例绘制,重点放在了例示说明本公开的原理上。

[0032] 图1示出了根据一些实施例的可以用于确定血液动力学信息的系统的示例;

[0033] 图2示出了根据一些实施例的确定血液动力学信息的方法;

[0034] 图3示出了根据一些实施例的使用医学图像数据生成一个或多个动脉节段的几何表示的方法;

[0035] 图4A至图4E示出了根据实施例的用于生成几何表示的图像的示例;

[0036] 图5示出了根据实施例的确定边界条件的方法;以及

[0037] 图6示出了例示说明计算系统的示例的框图。

## 具体实施方式

[0038] 在以下描述中,阐述了许多特定细节,诸如特定部件、设备、方法等的示例,以便提供对本公开的实施例的透彻理解。然而,对于本领域的技术人员将显而易见的是,不需要采用这些具体细节来实践本公开的实施例。在其他情况下,未详细描述公知的材料或方法,以避免不必要地混淆本公开的实施例。尽管本公开内容易于进行各种修改和替代,但是其特定实施例在附图中通过示例的方式示出,并且将在本文中进行详细描述。然而,应当理解,无意将本公开限制为所公开的特定形式,而是相反,本公开将覆盖落入本公开的精神和范围内的所有修改、等同形式和替代形式。

[0039] 本公开的系统和方法可以准确地确定诸如冠状动脉节段的动脉节段的边界条件,并由此在无需进行侵入性测量(诸如,流量测量)的情况下确定该节段的血液动力学信息(例如,血流储备分数(FFR)、瞬时无波比(iFR)、壁切应力(WSS)、轴向斑块应力(APS)、充血和静止舒张压(Pd)/主动脉压(Pa)指数、一定生理状态范围内的压力指数或它们的组合)。静止舒张压Pd/Pa已显示与iFR相似。相反,在实施例中,充血舒张压Pd/Pa可能比FFR更敏感,因为平均舒张期流量大于冠状动脉整个心动周期的平均流量。附加地,最近的结果表明,WSS可以预测心肌梗塞。相对于iFR和FFR,APS也可以改善诊断和预后评估。此外,本公开的系统和方法可以有效且及时地确定这些措施,而无需诸如超级计算机之类的大量计算需求。因此,该系统和方法可以在临床环境中以最小的成本以相当迅速的方式提供准确的边界条件和血液动力学信息,诸如血流储备分数测定。例如,当患者在医院急诊室出现胸痛

时,这可以提供对患者的近乎实时(例如,相对短时间)的评估,从而使从业人员能够做出临床决策,从而改善对患者的医疗保健的质量。

[0040] 图1示出了根据实施例的系统100,其可以为患者的一个或多个动脉节段的每个几何表示确定血液动力学信息。在一些实施例中,系统100可以包括医学图像获取设备110、几何确定单元120、边界条件生成设备130、流场确定设备140和血液动力学信息确定设备150。

[0041] 医学图像获取设备110可以被配置为获取受检者的血管系统的一个或多个医学图像。在一些实施例中,医学图像获取设备100可以包括但不限于计算机断层扫描(CT)采集设备、血管内超声(IVUS)、双平面血管造影、血管内超声(IVUS)、光学相干断层扫描(OCT)、磁共振成像(MRI)等等,或它们的组合。在一些实施例中,系统100可以包括医学图像存储设备,其被配置为存储由医学图像获取设备100所获取的医学图像。

[0042] 在一些实施例中,几何表示确定单元110可以被配置为由至少所获取的医学图像数据生成一个或多个动脉节段的几何表示。一个或多个动脉节段可包括一个或多个动脉的一部分以及从其延伸的一个或多个分支。

[0043] 在一些实施例中,一个或多个动脉节段可以包括一个或多个冠状动脉节段。一个或多个冠状动脉节段可以包括源自受检者的主动脉的一个或多个冠状动脉的一部分以及从其延伸的一个或多个分支。一个或多个冠状动脉节段可以包括但不限于左冠状动脉(LCA)和/或右冠状动脉(RCA)的一个或多个部分。左冠状动脉(LCA)的一个或多个冠状动脉节段可以包括但不限于左冠状动脉主干(LM)、左前降支(LAD)、左回旋支动脉(也称为“回旋支”)或它们的组合。

[0044] 本公开参考冠状动脉节段进行讨论。然而,应当理解,一个或多个动脉节段并不限于所讨论的冠状动脉节段,并且可以包括其他冠状动脉节段、其他类型的动脉节段等,或者它们的组合。例如,一个或多个动脉节段可以包括脑动脉节段、股动脉节段、髂动脉节段、腓动脉节段、颈动脉节段等。

[0045] 在一些实施例中,几何表示可以是一个或多个动脉节段的空间体积的多维(3D)数字模型。例如,一个或多个动脉节段的几何表示可以离散化为三维体积网格,例如多面体(例如四面体)。在一些实施例中,几何表示可以包括表示每个动脉节段的管腔的边界的表面网格。

[0046] 在一些实施例中,几何表示确定单元110可以被配置为确定每个动脉节段的边界。“边界”可以指代动脉节段的表示的横截面,并且可以包括但不限于:与血液流动通过的横截面相对应的流入边界;与设置在流入边界下游或远端的血流通过其向外引导的横截面相对应的一个或多个流出边界;与动脉壁的内表面和流动的血液之间的界面相对应的一个或多个血管壁边界;其他边界;或它们的组合。

[0047] 在一些实施例中,一个或多个流出边界可以包括设置在结点处或邻近结点的流出边界(例如,分叉、三叉等,以及它们的组合)。在一些实施例中,一个或多个流出边界可以包括设置在左回旋支动脉的或邻近于左回旋支动脉的流出边界。在一些实施例中,一个或多个流出边界可以包括第一流出边界和设置在流入边界和第一流出边界之间的第二流出边界。在一些实施例中,第一流出边界可以对应于节段的远端边界(即,设置在流入边界下游或远端的横截面)。在一些实施例中,例如,当几何表示包括左冠状动脉时,第二流出边界可以对应于回旋支。在一些实施例中,第一流出边界和第二流出边界可以被一个或多个附加

流出边界隔开,例如至少第三流出边界。第三流出边界可以对应于或邻近于结点,例如分支或分叉。

[0048] 在一些实施例中,几何表示确定单元110可以被配置为使用所生成的几何表示来确定每个边界的几何数据。在一些实施例中,几何数据可以包括但不限于半径、直径、周长、面积等等,或它们的组合。

[0049] 在一些实施例中,边界条件生成设备120可以被配置为确定每个动脉节段的每个边界的边界条件。举例来说,每个节段的边界条件可以包括流入边界条件、流出边界条件、一个或多个血管壁边界条件等等,或它们的组合。流入边界条件可以是速度、流率、压力或其他特征的值或值的范围。每个流出边界条件可以是速度、流率、压力、流入边界的百分比或其他特征的值或值的范围。每个血管壁边界条件可以是速度、流率、压力、它们的组合或其他特征的值或值的范围。

[0050] 在一些实施例中,可以基于患者信息、静息状态、充血状态、其他生理状态(例如,步行、各种运动水平等)、节段的类型(例如,LCA或RCA)等等或它们的组合来确定流入边界条件和/或流出边界条件。

[0051] 在一些实施例中,流入边界条件可以是存储值和/或由用户指定的。

[0052] 在一些实施例中,可以使用流出分布参数来确定流出边界条件。可以使用几何数据和/或所存储的血液动力学数据132来确定流出分布参数。血液动力学数据132可以定义或用于定义流出边界的半径与相应流率之间的经验关系。例如,边界条件生成设备130可以使用所存储的血液动力学数据132以及节段的第一和第二流出边界的半径来确定流出分布参数。在另一示例中,边界条件生成设备130可以仅使用几何数据来确定流出分布参数,例如,仅使用节段的第一流出边界的半径(远端边界)。流出分布参数可以用于确定每个流出边界的流出(例如,速度、流率、流入百分比),从而确定每个流出边界条件。

[0053] 举例来说,由边界条件确定设备130确定的边界条件可以与稳定和/或不稳定流计算一起使用,以确定流场(例如,血流、压力场、速度场、壁切应力等)和其他血液动力学信息(例如FFR、iFR等)。边界条件确定设备130还使用优化方法来定义动脉节段分流。因此,边界条件生成设备130可以在确定边界条件时提供灵活性、准确性和效率。

[0054] 在一些实施例中,流场确定设备140可以被配置为使用几何表示、一个或多个边界条件以及患者的压力数据来确定每个动脉节段的流场。在一些实施例中,流场可以包括但不限于压力场、速度场、壁切应力场、轴向斑块应力等等,或它们的组合。

[0055] 在一些实施例中,流场参数(例如,压力场、速度等)可以仅基于几何数据和边界条件。以此方式,流场确定设备140可以被配置为仅基于空间位置(即,与时间无关)来确定流场。

[0056] 在一些实施例中,血液动力学信息确定设备150可以被配置为使用由边界条件生成设备130确定的边界条件、由流场确定设备140确定的流场以及患者特定压力数据确定患者的血液动力学信息。在一些实施例中,压力数据可以由计算出的流场/压力场、患者的平均血压的无创测定(例如,由血压袖带测定的)等等或它们的组合来确定。血液动力学信息可以包括但不限于血流储备分数(FFR)、冠状动脉血流储备(CFR)、瞬时无波比(iFR)、充血应力储备(HSR)、基础狭窄阻力(BSR)、微循环阻力(IMR)、壁切应力(WSS)、轴向斑块应力(APS)、充血和静止舒张压(Pd)/主动脉压(Pa)指数、一定生理状态范围内的压力指数等等,

或它们的组合。举例来说,对于FFR、iFR、压力比和压力指数,血液动力学信息可以包括但不限于:节段的连续压力比;与用户在界面上选择的显示在用户界面上的几何表示上的位置相对应的离散压力值;其他信息;或它们的组合。

[0057] 在一些实施例中,血液动力学信息可用于确定对一种或多种狭窄的功能评估。在一些实施例中,血液动力学信息确定设备可以使用血液动力学信息和几何表示来生成虚拟干预模拟,以用于决策支持和干预计划。

[0058] 血液动力学信息确定设备150可以与可以在其上显示几何表示的用户界面进行交互,从而使得用户可以选择在几何表示上确定血液动力学信息(例如,计算出的压力比)的位置;例如通过去除局部狭窄来修改几何表示以便可以更新血液动力学信息;以及其他操作;或它们的组合。以此方式,临床医生能够在评估患者时做出近乎实时的决策。

[0059] 在一些实施例中,医学图像获取设备110、几何确定设备120、边界条件生成设备130、流场确定设备140和血液动力学信息确定设备150以及所存储的血液动力学数据132可以经由通信网络具有连接性。举例来说,系统100的通信网络可以包括一个或多个网络,诸如数据网络、无线网络、电话网络或它们的任何组合。数据网络可以是任何局域网(LAN)、城域网(MAN)、广域网(WAN)、公共数据网(例如互联网)、短距离无线网络或任何其他合适的分组交换网络,诸如商业所有的专有分组交换网络,例如专有电缆或光纤网络等,NFC/RFID、RF存储器标签,触摸距离无线电或它们的任何组合。此外,无线网络可以是例如蜂窝网络,并且可以采用各种技术,包括全域进化增强数据率(EDGE)、通用分组无线业务(GPRS)、全球移动通讯系统(GSM)、互联网协议多媒体子系统(IMS)、通用移动通讯系统(UMTS)等,以及任何其他合适的无线介质,例如,全球微波接入互操作(WiMAX)、长期演进(LTE)网络、码分多址(CDMA)、宽带码分多址(WCDMA)、无线保真(WiFi)、无线LAN(WLAN)、蓝牙®、互联网协议(IP)数据广播、卫星、移动自组织网络(MANET)等,或它们的任何组合。

[0060] 尽管系统100的系统/设备被显示为直接相连接,但是这些系统/设备可以间接连接至系统100的一个或多个其他系统/设备。在一些实施例中,系统/设备可以仅直接连接至系统100的一个或多个其他系统/设备。

[0061] 还应当理解,系统100可以省略所示出的任何设备和/或可以包括未示出的附加系统和/或设备。还应当理解,尽管在系统100中每种设备和/或系统仅示出了一个,但是多于一个的设备和/或系统可以作为系统100的一部分。还应当理解,多个设备和/或系统中的每一个可以不同或可以相同。例如,设备中的一个或多个设备可以托管在任何其他设备上。作为另一示例,边界条件确定设备130可以与不同的血液动力学信息确定设备通信。

[0062] 在一些实施例中,系统100的任何设备可以包括在其上存储可在用户设备上操作的程序指令的非暂时性计算机可读介质。用户设备可以是任何类型的移动终端、固定终端或便携式终端,包括移动手持机、站、单元、设备、多媒体计算机、多媒体平板电脑、互联网节点、通信器、台式计算机、膝上型计算机、笔记本计算机、上网本计算机、平板电脑、个人通信系统(PCS)设备或它们的任何组合,包括这些设备的附件和外围设备或它们的任何组合。图6示出了用户设备的示例。

[0063] 图2至图5示出了根据实施例的确定一个或多个动脉节段的几何表示的血液动力学信息的方法。除非另行指出,否则从以下讨论中可以明显看出,诸如“更新”、“修改”、“生成”、“确定”、“显示”、“获得”、“处理”、“计算”、“选择”、“接收”、“检测”、“估计”、“计算”、“量

化”、“输出”、“获取”、“分析”、“检索”、“输入”、“评估”、“执行”等之类的术语可以指代计算机系统或类似的电子计算设备的动作和过程,其将在计算机系统的寄存器和存储器内表示为物理(例如电子)量的数据操纵和转换成在计算机系统的存储器或寄存器或其他此类信息存储、传输或显示设备内类似地表示为物理量的其他数据。用于执行本文所公开的方法的实施例的系统不限于图1和图6所示的系统。也可以使用其他系统。

[0064] 本公开的方法并不限于本文所述的步骤。可以单独修改或省略这些步骤,也可以添加其他步骤。还应当理解,可以并行地执行至少一些步骤。

[0065] 图2示出了根据一些实施例的用于确定患者的一个或多个动脉节段的血液动力学信息的方法200。

[0066] 在一些实施例中,方法200可以包括接收由医学成像系统(诸如医学成像系统110)获取的患者的医学图像数据的步骤210。图像数据可以包括但不限于CT图像数据、双平面血管造影、血管内超声(IVUS)、光学相干断层扫描(OCT)、磁共振成像(MRI)等等,或它们的组合。图像数据可以包括患者的周围血管(包括动脉)的一个或多个区域。

[0067] 举例来说,医学图像数据可以是使用临床CT系统由患者的心脏CT扫描获得的数字化图像数据。在一些实施例中,图像数据可以包括感兴趣区域的一个或多个图像切片,该感兴趣区域可以包括感兴趣的动脉和周围的血管。除了CT图像之外,图像数据还可以来自其他来源,诸如双平面血管造影、血管内超声(IVUS)、光学相干断层扫描(OCT)、磁共振成像(MRI)等等,或它们的组合。

[0068] 在一些实施例中,可以将患者的图像数据呈现给用户以选择应当为其生成血液动力学信息的一个或多个动脉节段。另选地,系统可以自动确定应分析哪些动脉节段的血液动力学信息。

[0069] 接下来,在一些实施例中,方法200可以包括由患者的CT图像数据确定一个或多个动脉节段的几何表示的步骤220。在一些实施例中,几何表示可以是一个或多个动脉节段的空间体积的多维(3D)数字模型。一个或多个动脉节段的几何表示可以离散化为三维网格体积分格,例如多面体(例如,四面体)。在一些实施例中,几何表示可以包括表示每个动脉节段的血管壁(例如,管腔)的边界的表面网格。

[0070] 步骤220可以包括使用几何表示来确定每个动脉节段的边界,并且确定与每个节段的每个边界相关联的几何数据。对于每个节段,边界可以包括流入边界、一个或多个流出边界、血管壁边界等等,或它们的组合。例如,在该步骤中,几何数据可以包括确定流入边界和一个或多个流出边界的半径。

[0071] 接下来,方法200可以包括确定几何表示的每个节段的一个或多个边界条件的步骤230。一个或多个边界条件可以包括流入边界条件、一个或多个流出边界条件以及一个或多个血管壁边界条件。

[0072] 在一些实施例中,步骤230可以包括确定流入边界条件。流入边界条件可以由用户输入的、由获得的患者信息(例如,心输出量、心肌质量等)确定的存储值等等,或它们的组合。在一些实施例中,系统可以存储用于流入边界条件的一个或多个值,并且选择可以基于要执行的血液动力学信息分析、医学成像数据的类型(例如,有硝酸甘油的CT数据、没有硝酸甘油的CT数据等)等等,或它们的组合。例如,系统可以存储用于流入边界条件的一个或多个不同的值,以用于FFR分析(例如,充血状态或高流量)和iFR分析(例如,基线或正常

流量),或用于一定生理状态范围内的舒张压(Pd)/主动脉压(Pa)分析。

[0073] 在一些实施例中,步骤230可以包括使用流出分布参数来确定一个或多个流出边界条件。流出分布参数可以使用几何数据和/或所存储的血液动力学数据来确定。

[0074] 在一些实施例中,如果使用所存储的血液动力学数据和几何数据来确定流出分布参数,则方法200可以包括获取在系统上本地存储或远程存储的血液动力学数据来确定流出分布参数的步骤232。可以使用流出边界的比率来确定流出分布参数,该流出边界的比率是使用血液动力学数据由相关联的流出边界点半径的比率确定的。

[0075] 在一些实施例中,如果仅使用几何数据来确定流出分布参数,则可以使用流出边界的半径确定流出分布参数。

[0076] 在一些实施例中,步骤230可以包括确定一个或多个血管壁边界条件。在一些实施例中,可以使用血管壁上的空边界条件(即,零速度)、正边界条件等等或它们的组合来确定一个或多个血管壁边界条件。

[0077] 接下来,该方法可以包括使用几何表示(步骤210)、一个或多个边界条件以及压力数据(例如主动脉压力数据)来确定每个动脉节段的流场的步骤240。在一些实施例中,可以获得患者的压力数据,例如袖带压力,和/或可以是存储值。在一些实施例中,流场可以包括但不限于压力场、速度场等等,它们的组合。

[0078] 在一些实施例中,可以仅基于边界和边界条件来确定速度场和/或压力场。例如,可以使用稳定流纳维尔-斯托克斯方程来确定速度场和/或压力场,在该方程中速度和压力变量仅是空间位置的函数(即,不考虑时间)。以此方式,可以近乎实时地准确且有效地确定压力和速度,从而使临床医生能够进行定点照护分析。

[0079] 在一些实施例中,方法200可以包括获取压力数据的步骤242。在一些实施例中,压力数据可以对应于充血。在一些实施例中,压力数据可以对应于无创获取的患者的压力。例如,压力数据可以由臂袖带测量的平均压力数据确定。

[0080] 接下来,方法200可以包括使用来自步骤242的压力数据和在步骤240中确定的流场(例如,压力和/或速度场)来确定血液动力学信息的步骤250。在一些实施例中,血液动力学信息可以包括但不限于血流储备分数(FFR)、冠状动脉血流储备(CFR)、瞬时无波比(iFR)、充血应力储备(HSR)、基础狭窄阻力(BSR)、微循环阻力(IMR)、壁切应力(WSS)、轴向斑块应力(APS)、充血和静止舒张压(Pd)/主动脉压(Pa)指数、一定生理状态范围内的压力指数等等,或它们的组合。

[0081] 举例来说,对于FFR和iFR确定,可以确定节段的连续压力比和/或与用户在界面上选择的显示在用户界面几何表示上的位置相对应的离散压力值。对于FFR确定,压力比和/或离散压力值可以用于高流量或充血流量(例如,以流入边界条件的值为特征),并且可以使用在步骤240中确定的压力数据和压力场来确定。对于iFR确定,压力比和/或离散压力值可以用于正常流量或基准流量(例如,以流入边界条件的值为特征),并且可以使用在步骤240中确定的压力数据和压力场来确定。为了确定充血和静止舒张压(Pd)/主动脉压(Pa)指数,可以分别针对高流量或充血流量以及正常流量或基线流量来计算舒张流量的压力比和/或离散压力值(例如,以在心动周期的舒张期上或在心动周期的舒张期子集上的流入边界条件的值为特征)。为了确定一定生理状态范围内的压力指数,压力指数(例如,压力比、两个不同几何位置处的压力差、两个不同几何位置处的压力差和归一化压力值(诸如袖带



压力或主动脉压力)之比)、压力比和/或离散压力值可以针对表征不同生理状态(诸如充血和静止或正常状态)以及代表一定范围身体活动(诸如,步行、轻度运动、剧烈运动等)的其他生理状态的一定范围的流量值来计算,该流量值在整个心动周期上或仅在舒张期上,或在舒张期的任何子集上。

[0082] 在一些实施例中,可以使用速度场来确定WSS。在一些实施例中,可以使用压力场和速度场两者来确定APS。WSS和APS可以在边界壁区域(诸如,斑块或病变或任何感兴趣区域)上取平均,以提供局部信息。可以使用边界壁几何特征、压力场和速度场或它们的组合来确定边界壁的斑块或病变或任何感兴趣区域的确定。除了iFR确定、FFR确定、充血和静止舒张压(Pd)/主动脉压(Pa)指数的确定、一定生理状态范围内压力指数的确定或它们的组合之外,还可以确定WSS和APS。

[0083] 接下来,方法200可以包括输出血液动力学信息、几何表示等等的步骤260。例如,可以在用户界面(例如,显示设备)上显示血液动力学信息的值。在一些实施例中,可以通过将血液动力学信息的值覆盖在用户界面上的相关联的几何表示上的它们的对应位置处来显示血液动力学信息的值。

[0084] 应当理解,用户可以修改几何表示和/或边界条件,例如以模拟一种或多种治疗,例如,将冠状动脉支架(例如,虚拟支架从而去除一种或多种狭窄)置入几何图形中表示的一个或多个冠状动脉节段。然后,可以如上所述执行计算分析,以便生成更新的几何表示和/或血液动力学信息,例如,以确定如果采用该治疗选项的话,血流速度和/或压力是否存在变化。可以在用户界面上向用户(例如,临床医生)显示一个或多个生成的几何表示和/或血液动力学信息。

[0085] 生成几何表示

[0086] 图3示出了生成一个或多个动脉节段的几何表示并使用所生成的几何表示来确定边界和与边界相关联的几何数据的方法300。

[0087] 在一些实施例中,方法300可以包括对图像数据进行分割以生成包括一个或多个冠状动脉节段的一个或多个主要血管的3D几何表示的步骤310。图4A示出了分割的CT图像数据的示例。

[0088] 接下来,方法300可以包括重建代表在分割图像中提供的每个动脉节段的血管壁(例如,管腔边界)的表面的步骤320。在一些实施例中,步骤320可以包括生成用于血管壁与流动的血液之间的区域/界面的表面网格,并且进一步平滑该表面网格以减少例如由于局部伪影而引起的表面不规则性。例如,可以使用移动立方体、约束狄洛尼三角剖分等或它们的组合来生成表面网格。图4B示出了由图4A所示的分割图像重建的表面。

[0089] 接下来,方法300可以包括由经处理的图像数据(步骤320)确定一个或多个动脉节段的步骤330。例如,关于冠状动脉节段,一个或多个动脉节段可以包括RCA、LCA、左前降支几何、左主干几何和/或左回旋支(LCx)。

[0090] 在一些实施例中,步骤330可以包括将诸如RCA和LCA之类的待分析的一个或多个动脉节段与诸如主动脉和其他树状结构的周围血管相分离。

[0091] 在一些实施例中,步骤330可以进一步包括将分离的节段裁剪或修整成一个或多个动脉节段。例如,LCA可以分为两个节段:(1) LM/LAD和(2) 回旋支,因此可以单独地分析这些节段中的一个或两个。图4C示出了图4B所示的用不同节段标记的分割图像。

[0092] 在一些实施例中,方法300可以包括确定和识别与每个节段相关联的边界的步骤340。例如,边界可以包括流入边界(Bin)、一个或多个流出边界、血管壁边界或它们的组合。在一些实施例中,一个或多个流出边界(例如,Bi、Bd、Bc、Bi+1)可以包括第一流出边界和设置在流入边界和第一流出边界之间的第二流出边界。在一些实施例中,第一流出边界可以对应于节段的远端边界(例如,Bd)。在一些实施例中,例如,当几何表示包括左冠状动脉时,第二流出边界可以对应于回旋支(Bc)。在一些实施例中,第一流出边界和第二流出边界可以被第三流出边界隔开。

[0093] 在一些实施例中,方法300可以包括为每个节段生成体积网格的步骤350。由多个体积元素表示的体积网格可以使几何表示的体积离散化。例如,该系统可以包括用多个体积元素填充每个几何形状的内部。体积元素可以采取任何封闭的多面体的形式,包括但不限于四面体、六面体、楔形等等,或它们的组合。

[0094] 在一些实施例中,该方法可以包括相对于每个节段标引边界的步骤360。可以用单独的标识符、表示中的不同颜色,或它们的组合来标引每个节段的边界。举例来说,在几何表示中可以用不同的颜色示出每个边界。图4D示出了生成的几何表示440(来自步骤350)的分离节段的示例,其中识别并标引了流入边界442和流出边界444。

[0095] 在一些实施例中,方法300可以包括为每个节段的边界确定几何数据的步骤370。在该示例中,几何数据可以包括确定每个节段的流入边界的半径和每个流出边界的半径。

[0096] 图4E示出了具有以下冠状动脉节段的带标记的几何表示的示例:(1)具有LM的一部分的LAD;(2)回旋支;和(3)RCA。在该示例中,对于每个节段,已经识别了边界,并且已经确定了每个边界的半径(R)。如该示例中所示,对于与LAD和LM的一部分相对应的节段,边界和相关联的半径可以包括:流入边界(Bin)和相关联的半径(Rin);回旋支边界(Bc)和相关联的半径(Rc);附加流出边界(Bi)和相关联的半径(Ri);以及远端流出边界(Bd)和相关联的半径(Rd)。对于与左回旋支(Cflex)相对应的节段,边界和相关半径可以包括:流入边界(Bin)和相关联的半径(Rin);第一附加流出边界(Bi)和相关联的半径(Ri);第二附加流出边界(Bi+1)和相关联的半径(Ri+1);远端流出边界(Bd)和相关联的半径(Rd)。对于与左右冠状动脉(RCA)相对应的节段,流入边界(Bin)和相关联的半径(Rin);附加流出边界(Bi)和相关联的半径(Ri);远端流出边界(Bd)和相关联的半径(Rd)。

[0097] 确定边界条件

[0098] 图5示出了根据一些实施例的用于使用流出分布参数来确定每个节段的每个边界的边界条件的方法500。在一些实施例中,可以使用该节段的几何数据和/或所存储的血液动力学数据来确定流出分布参数。

[0099] 在一些实施例中,方法500可以包括确定流入边界条件(Qin)的步骤510。流入边界条件可以由用户指定的;存储在系统中的默认值,例如基于节段类型;基于患者信息(例如BMI、心脏质量、年龄、性别、患者是否接受了硝酸甘油等);基于要进行的血液动力学信息分析(例如iFR或FFR);基于一定范围的生理活动(例如静止、充血、运动水平等)等等;或它们的组合。

[0100] 在一些实施例中,可以使用几何数据和所存储的血液动力学数据来确定流出分布参数。

[0101] 在一些实施例中,方法500可以包括基于相关联的半径比(即,节段的各个流出边

界的半径) 来确定流出边界条件比的步骤520。在一些实施例中, 步骤520可以包括使用(i) 所获取的定义流出边界的半径和相应流率之间的经验关系的血液动力学数据和(ii) 节段的相关联的半径比来确定一个或多个流出边界之间的流出边界条件比(即, 流率之比)。例如, 第一流出边界和第二流出边界的半径可以用于确定流出条件比。

[0102] 举例来说, 对于LM+LAD节段, 远端流出边界( $R_d$ ) 和回旋支边界( $R_c$ ) 的半径之比( $R_c/R_d$ ) 可用于使用所存储的血液动力学数据来确定这些流出边界之间的流出流率的流出边界比( $Q_c/Q_d$ )。

[0103] 在一些实施例中, 方法500可以包括基于由所存储的血液动力学数据和节段的半径确定的流出边界条件比来确定流出分布参数( $k$ ) 的步骤530。举例来说, 对于包括LM+LAD的节段, 流出分布参数可以对应于以下对众所周知的默里定律(又称立方定律)的修改:

$$[0104] \quad k \approx \left( \frac{Q_c}{Q_d} \left( \frac{R_{lm}}{R_c} \right)^3 \right)^{-1}.$$

[0105] 本系统不限于立方定律, 并且可以考虑不同于指数3的其他幂参数, 通常在2和3的范围内。

[0106] 在一些实施例中, 可以仅使用几何数据来确定流出分布参数。在一些实施例中, 可以修改和/或省略步骤520和530。可以仅使用流出边界的半径来确定流出分布参数。举例来说, 流出分布参数可以对应于以下对众所周知的默里定律 $k \approx Q_d/R_d^3$ (又称立方定律)的修改。本系统不限于立方定律, 并且可以考虑不同于指数3的其他幂参数, 通常在2和3的范围内。

[0107] 接下来, 方法500可以包括使用流出分布参数和流入边界条件来确定包括远端流出边界条件的每个流出边界条件的步骤540。例如, 在一些实施例中, 步骤550可以包括使用最小二乘最小化方法来确定节段的流出边界之间的流率分布。

[0108] 计算机系统

[0109] 系统100中的一个或多个设备和/或系统可以是和/或包括计算机系统和/或设备。图6是示出计算机系统600的示例的框图。计算机系统600的模块可以包括在至少一些系统和/或模块以及系统100的其他设备和/或系统中。

[0110] 用于执行本文所公开的方法的实施例的系统不限于图1和图6所示的系统。也可以使用其他系统。还应当理解, 系统600可以省略所示出的任何模块和/或可以包括未示出的附加模块。

[0111] 图6所示的系统600可以包括通过电或数据连接(未示出)彼此进行通信的任何数量的模块。在一些实施例中, 模块可以经由任何网络(例如, 有线网络、无线网络或它们的组合)连接。

[0112] 系统600可以是计算系统, 诸如工作站、计算机等。系统600可以包括一个或多个处理器612。处理器612(也称为中央处理单元或CPU)可以是任何已知的中央处理单元、处理器或微处理器。CPU 612可以直接或间接耦合到一个或多个计算机可读存储介质(例如, 存储器)614。存储器614可以包括随机存取存储器(RAM)、只读存储器(ROM)、磁盘驱动器、磁带驱动器等或它们的组合。存储器614可以被配置为存储程序和数据, 包括数据结构。在一些实施例中, 存储器614还可以包括用于存储数据阵列的帧缓冲器。

[0113] 在一些实施例中, 另一计算机系统可以承担CPU 612的数据分析或其他功能。响应

于从输入设备接收的命令,存储在存储器614中的程序或数据可以被存档在长期存储装置中,或者可以由处理器进一步处理并呈现在显示器上。

[0114] 在一些实施例中,系统600可以包括被配置为在系统和/或网络上的其他模块之间进行数据的接收和发送的通信接口616。通信接口616可以是有线和/或无线接口、开关电路无线接口、数据处理设备的网络,诸如LAN、WAN、互联网或它们的组合。通信接口可以被配置为执行各种通信协议,诸如蓝牙、无线和以太网协议,以便建立和维持与网络上的至少另一个模块的通信。

[0115] 在一些实施例中,系统610可以包括输入/输出接口618,其被配置为从一个或多个输入设备620(例如,键盘、鼠标等)接收信息和/或向一个或多个输出设备620(例如,打印机、CD刻录机、DVD刻录机、便携式闪存等)传送信息。在一些实施例中,一个或多个输入设备620可以被配置为控制例如管理计划和/或提示的生成、管理计划和/或提示在显示器上的显示、通过打印机接口进行管理计划和/或提示的打印、管理计划和/或提示的传输等等。

[0116] 在一些实施例中,可以使用存储在存储器中并且由系统100上提供的处理器(例如,CPU)执行的软件应用程序来实现所公开的方法(例如,图2至图5)。在一些实施例中,可以使用存储在存储器中并且由跨系统分布的CPU执行的软件应用程序来实现所公开的方法。

[0117] 如此,系统100的任何系统和/或模块可以是通用计算机系统,诸如系统600,其在执行本公开的例程和方法时变为专用计算机系统。系统100的系统和/或模块还可以包括操作系统和微指令代码。本文中所述的各种过程和功能可以是微指令代码的一部分,也可以是经由操作系统执行的应用程序或例程(或它们的组合)的一部分。

[0118] 如果以符合公认标准的编程语言编写,则可以编译旨在实现这些方法的指令序列,以在各种硬件系统上执行以及与各种操作系统进行交互。此外,实施例并未参考任何特定编程语言进行描述。应当理解,可以使用各种编程语言来实现本公开的实施例。图1和图6中示了用于执行所述功能的硬件的示例。应当进一步理解,由于附图中所描绘的一些组成系统部件和方法步骤可以用软件实现,因此,系统部件(或处理步骤)之间的实际连接可能根据对公开内容编程的方式而不同。考虑到本文所提供的本公开的教导,相关领域的普通技术人员将能够设想本公开的这些和类似的实施方式或配置。

[0119] 尽管已经参考示例性实施例详细描述了本公开,但是本领域技术人员将理解,在不脱离所附权利要求书中阐述的本公开的精神和范围的情况下,可以对其进行各种修改和替换。例如,在本公开和所附权利要求的范围内,不同示例性实施例的元件和/或特征可以彼此组合和/或彼此替换。

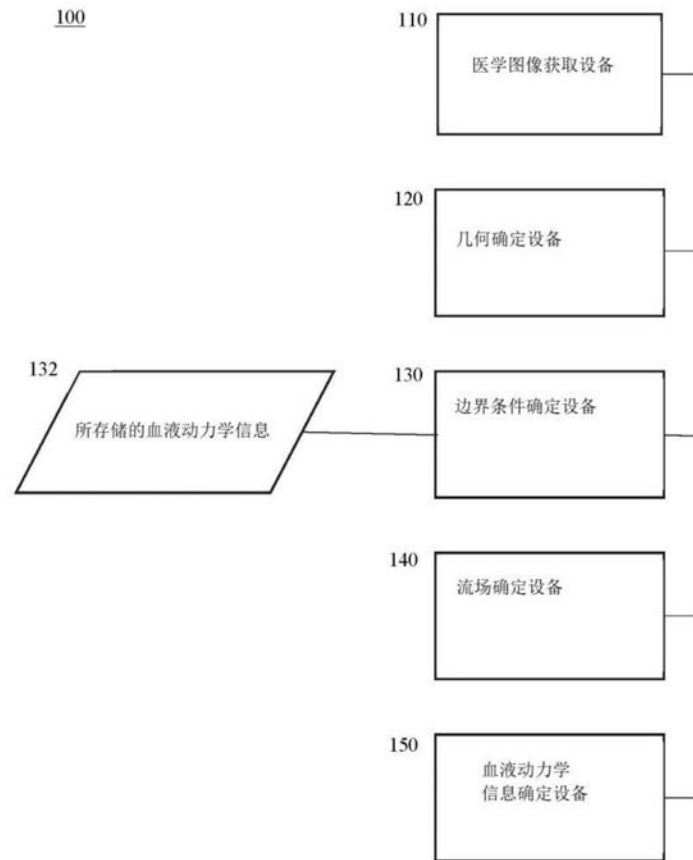


图1

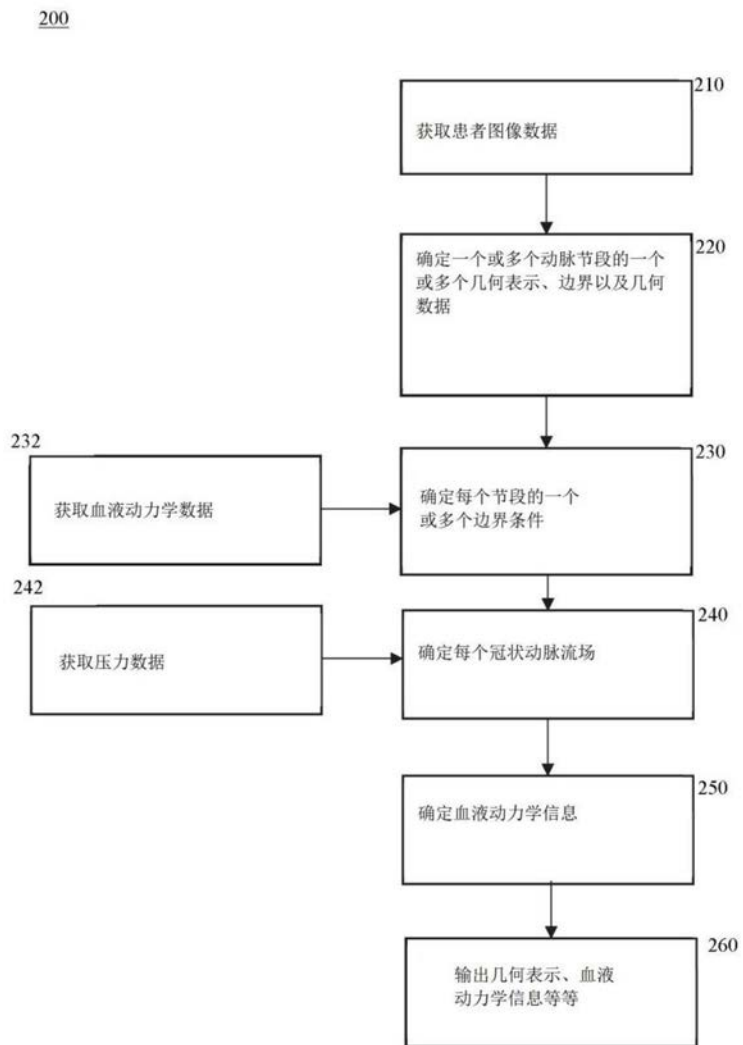


图2

300

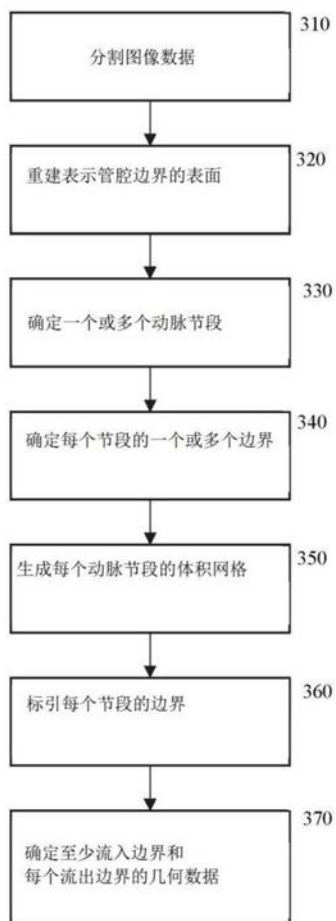


图3

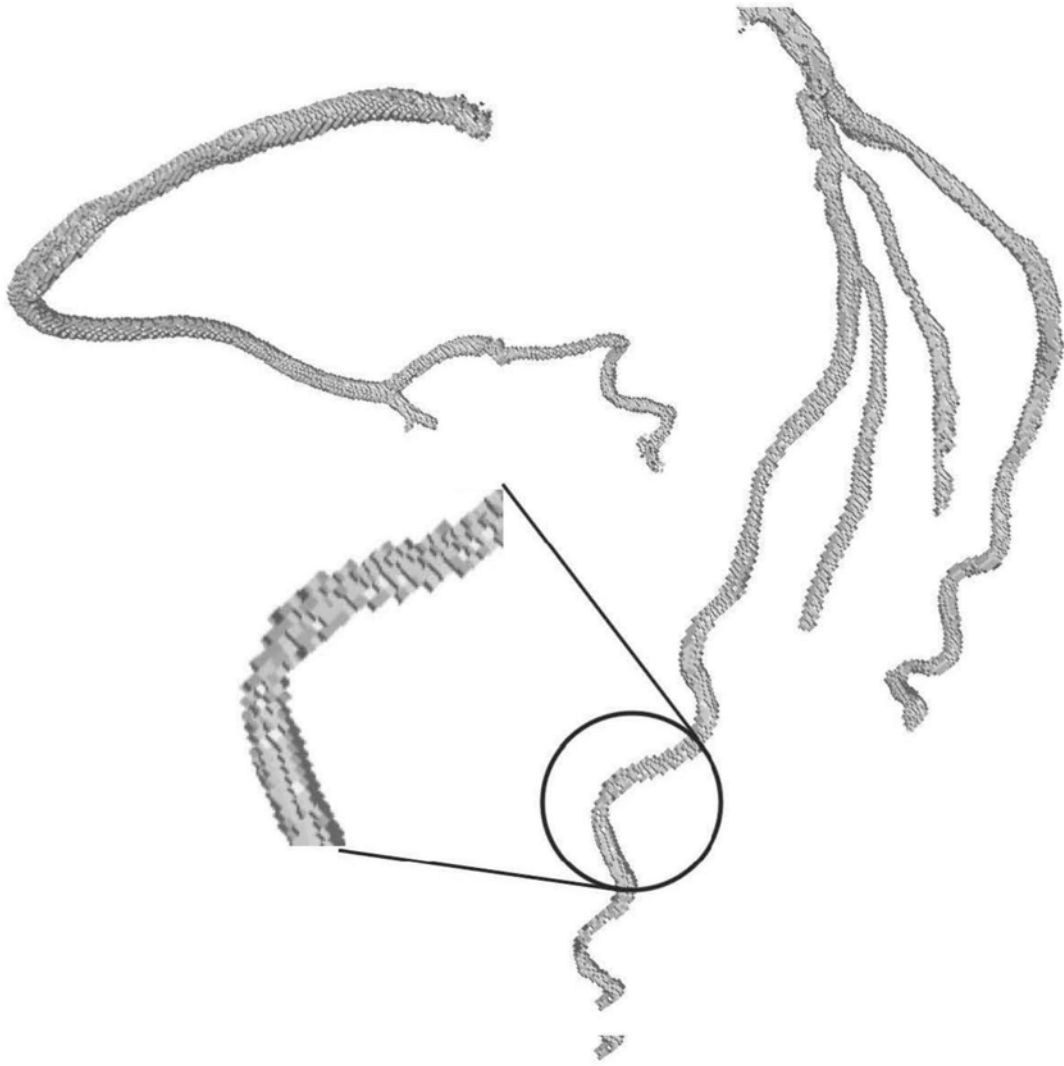


图4A



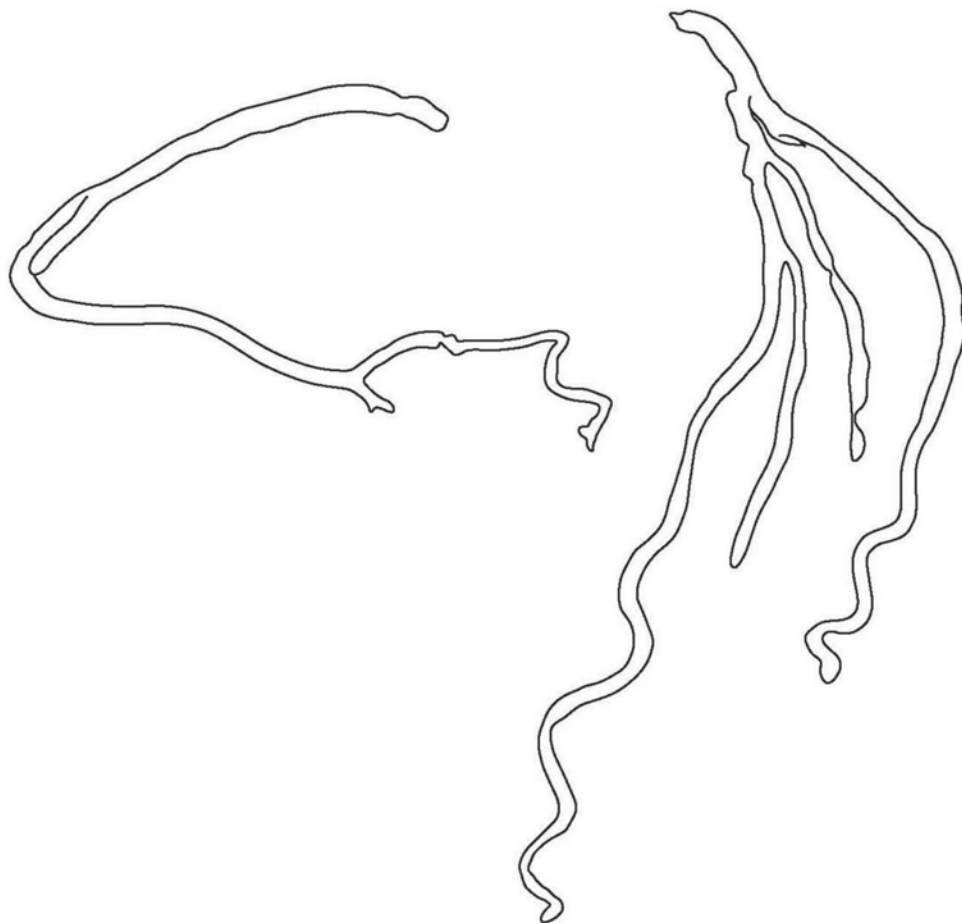


图4B

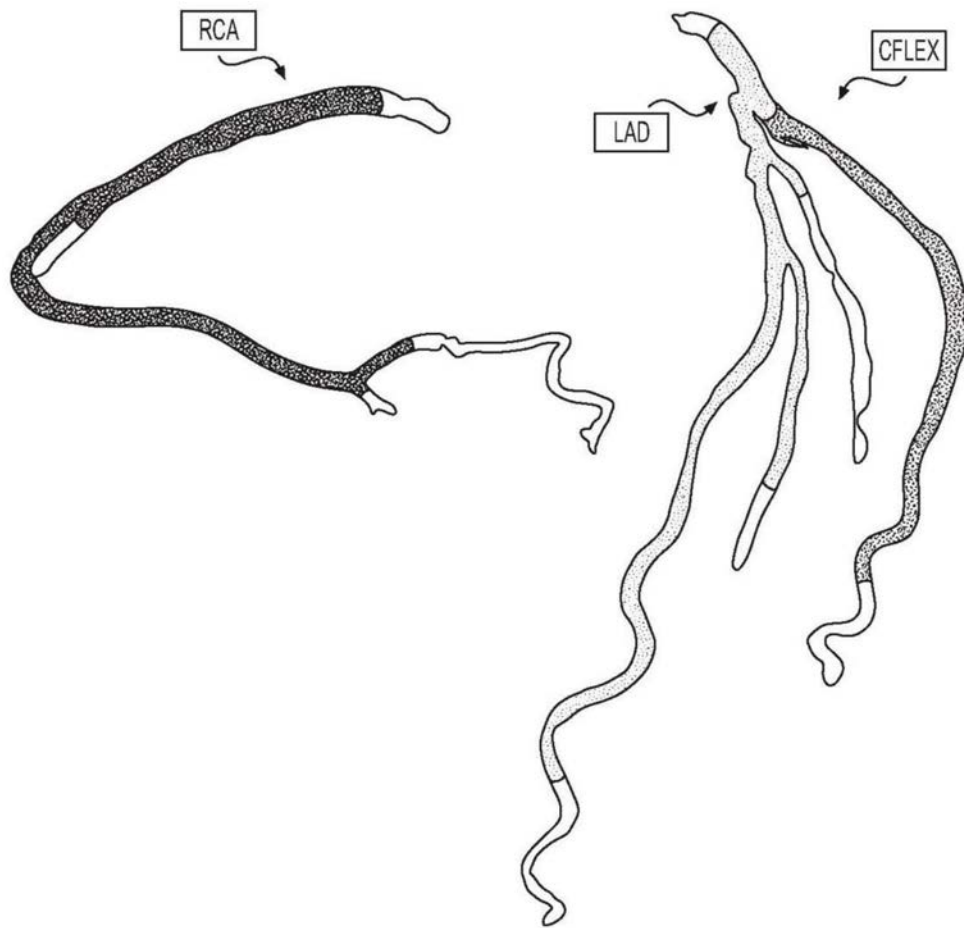


图4C

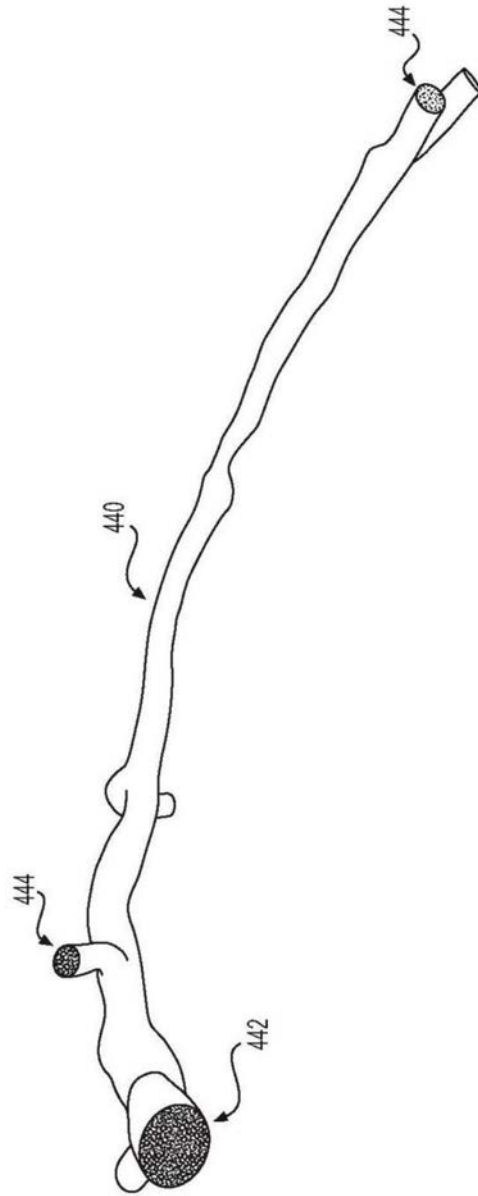


图4D

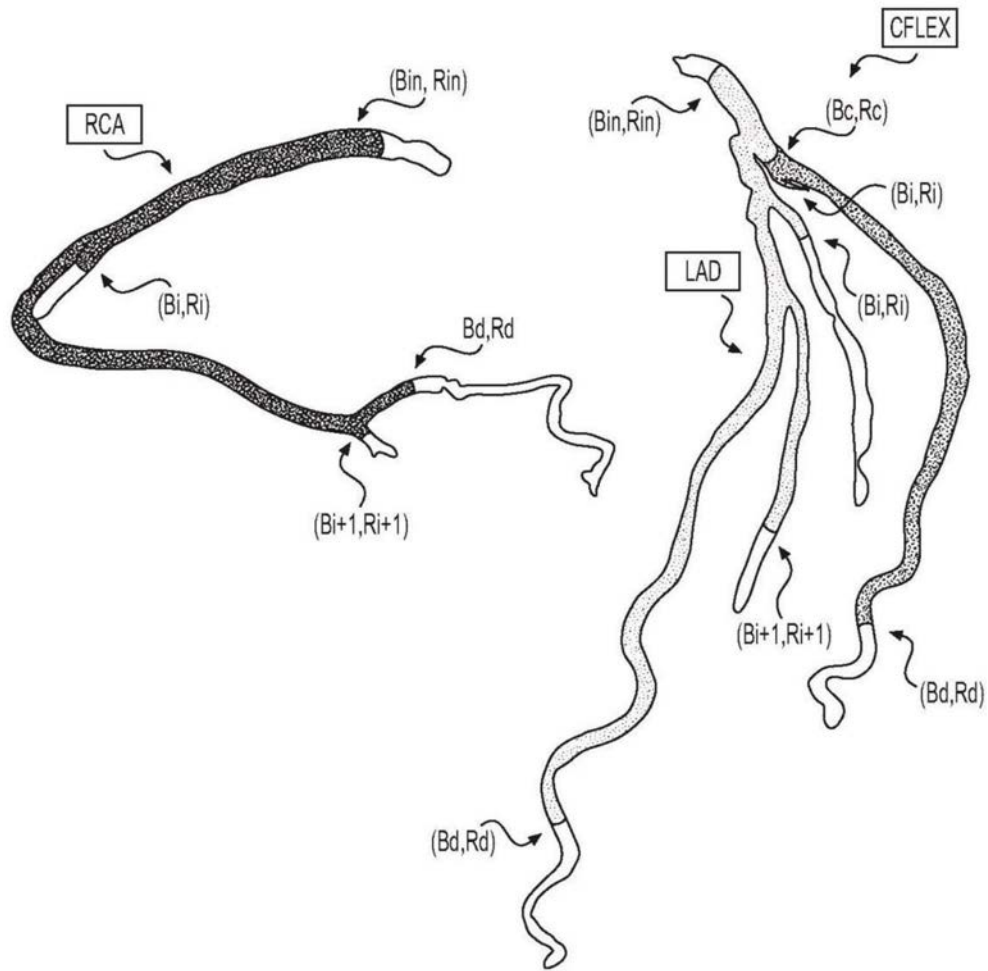


图4E

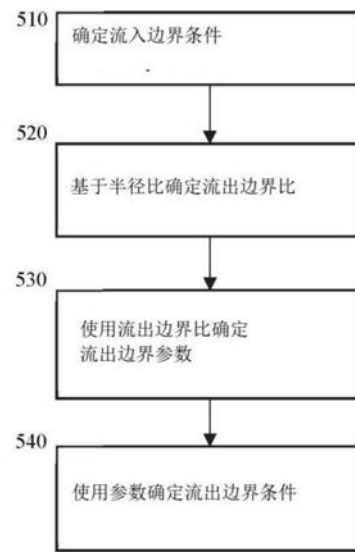
500

图5

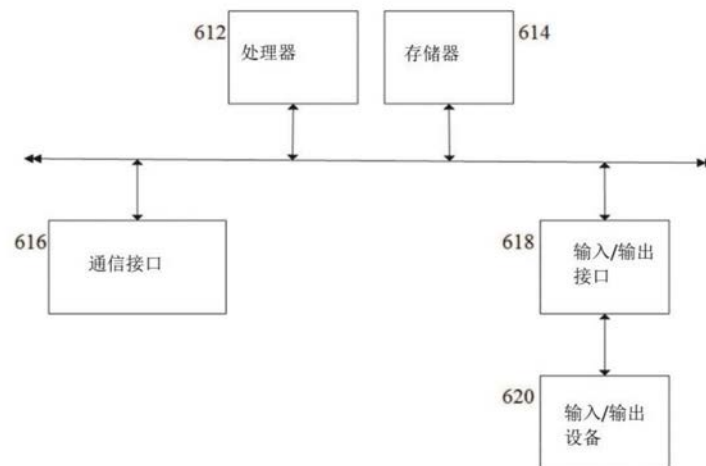
600

图6

|                |                                                                           |         |            |
|----------------|---------------------------------------------------------------------------|---------|------------|
| 专利名称(译)        | 用于确定一个或多个动脉节段的血液动力学信息的方法和系统                                               |         |            |
| 公开(公告)号        | <a href="#">CN111356406A</a>                                              | 公开(公告)日 | 2020-06-30 |
| 申请号            | CN201880063964.7                                                          | 申请日     | 2018-10-08 |
| [标]申请(专利权)人(译) | 埃默里大学                                                                     |         |            |
| 申请(专利权)人(译)    | 埃默里大学                                                                     |         |            |
| 当前申请(专利权)人(译)  | 埃默里大学                                                                     |         |            |
| [标]发明人         | 大卫·莫洛尼                                                                    |         |            |
| 发明人            | 哈比卜·萨马蒂<br>亚历山大·韦内齐亚尼<br>唐·吉登斯<br>大卫·莫洛尼<br>阿德里安·勒菲厄<br>亚历山大·富勒·维格里       |         |            |
| IPC分类号         | A61B6/03 A61B8/08 A61B8/12 A61B5/055 A61B5/00 A61B34/10 G06K9/46 G06T7/00 |         |            |
| 代理人(译)         | 谢攀                                                                        |         |            |
| 优先权            | 62/569269 2017-10-06 US                                                   |         |            |
| 外部链接           | <a href="#">SIPO</a>                                                      |         |            |

#### 摘要(译)

系统和方法可以准确且有效地确定动脉节段的边界条件，从而有效地确定该节段的血液动力学信息。该方法可以包括接收患者的医学图像数据。该方法可以进一步包括由医学图像数据生成一个或多个动脉节段的几何表示。该方法可以进一步包括确定每个动脉节段的边界和几何数据。该方法可以进一步包括确定流入边界和每个流出边界的边界条件。可以使用流出分布参数来确定每个流出边界的边界条件。可以使用一个或多个流出边界中的一个或多个的几何数据、所存储的血液动力学数据或它们的组合来确定流出分布参数。该方法可以进一步包括确定每个动脉节段的流场并确定血液动力学信息。

$$k \approx \left( \frac{Q_c}{Q_d} \left( \frac{R_{in}}{R_d} \right)^9 \right)^{-1}$$