



(12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 103300820 A

(43) 申请公布日 2013. 09. 18

(21) 申请号 201310090217. 1

(51) Int. Cl.

(22) 申请日 2013. 03. 13

A61B 5/00(2006. 01)

G06F 19/00(2011. 01)

(30) 优先权数据

61/610, 134 2012. 03. 13 US

13/794, 113 2013. 03. 11 US

(71) 申请人 西门子公司

地址 德国慕尼黑

(72) 发明人 P·沙马 L·M·伊图 A·卡门

B·乔治斯库 郑旭东 H·德

D·科马尼丘 D·贝恩哈德特

F·贝加-希盖拉 M·朔伊尔林

(74) 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公

司 72001

代理人 马红梅 卢江

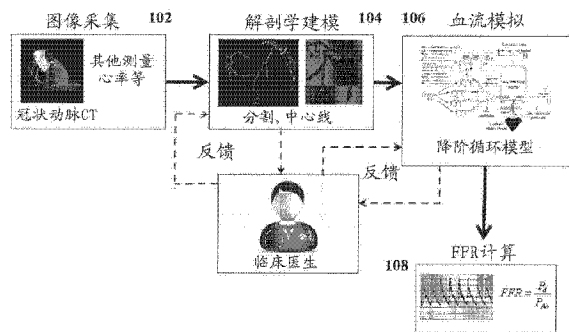
权利要求书5页 说明书12页 附图5页

(54) 发明名称

用于冠状动脉狭窄的非侵入性功能评估的方法和系统

(57) 摘要

本发明涉及一种用于冠状动脉狭窄的非侵入性评估的方法和系统。从在静止状态期间采集的患者的医学图像数据中提取所述冠状动脉的患者特异性解剖学测量。基于处于静止的所述患者的所述患者特异性解剖学测量和非侵入性临床测量来计算表示所述冠状动脉的冠状循环的模型的患者特异性静止状态边界条件。基于所述静止边界条件和用于模拟充血的模型来计算所述冠状循环的模型的患者特异性充血边界条件。使用所述冠状循环的模型和所述患者特异性充血边界条件来模拟横跨所述冠状动脉的至少一个狭窄区的充血血流量和压力。基于所述模拟的充血血流量和压力来计算所述至少一个狭窄区的血流储备分数(FFR)。



1. 一种用于冠状动脉狭窄的非侵入性评估的方法,包括:

从在静止状态期间采集的患者的医学图像数据中提取所述冠状动脉的患者特异性解剖学测量;

基于处于静止的所述患者的所述患者特异性解剖学测量和非侵入性临床测量来计算表示所述冠状动脉的冠状循环的模型的患者特异性静止状态边界条件;

基于所述静止边界条件和用于模拟充血的模型来计算所述冠状循环的模型的患者特异性充血边界条件;

使用所述冠状循环的模型和所述患者特异性充血边界条件来模拟横跨至少一个冠状动脉的至少一个狭窄区的充血血流量和压力;以及

基于所述模拟的充血血流量和压力来计算所述至少一个狭窄区的血流储备分数 (FFR)。

2. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,所述冠状循环模型包括表示所述患者的所述冠状动脉和主动脉的一维计算模型。

3. 根据权利要求 2 所述的方法,其中,所述冠状循环模型进一步包括表示所述至少一个狭窄区的降阶半经验狭窄模型,所述降阶半经验狭窄模型被耦合到表示所述至少一个冠状动脉的所述一维计算模型。

4. 根据权利要求 3 所述的方法,其中,所述半经验狭窄模型将横跨所述至少一个狭窄区的压降作为粘性项、湍流项以及惯性项的和来计算。

5. 根据权利要求 2 所述的方法,其中,所述冠状循环模型进一步包括所述至少一个狭窄区的全阶三维计算模型,所述全阶三维计算模型被耦合到表示所述至少一个冠状动脉的所述一维计算模型。

6. 根据权利要求 2 所述的方法,其中,所述冠状循环模型进一步包括表示冠状微血管床的集总模型,每个冠状微血管床都被耦合到表示冠状动脉分支的一维计算模型的末端。

7. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,基于处于静止的所述患者的所述患者特异性解剖学测量和非侵入性临床测量来计算表示所述冠状动脉的冠状循环的模型的患者特异性静止状态边界条件包括:

基于处于静止的所述患者的所述患者特异性解剖学测量和所述非侵入性临床测量来计算在所述多个分支中的每一个的末端处的静止微血管阻力。

8. 根据权利要求 7 所述的方法,其中,基于所述静止边界条件和用于模拟充血的模型来计算所述冠状循环的模型的患者特异性充血边界条件包括:

基于所述计算的静止微血管阻力来计算在所述多个分支中的每一个的末端处的所述充血微血管阻力。

9. 根据权利要求 8 所述的方法,其中,基于处于静止的所述患者的所述患者特异性解剖学测量和所述非侵入性临床测量来计算在所述多个分支中的每一个的末端处的静止微血管阻力包括:

基于所述患者的心率、心脏收缩血压以及心脏舒张血压来计算平均动脉压 (MAP);

基于所述患者的所述心率和所述心脏收缩血压来计算静止心肌灌注;

基于所述患者的所述静止心肌灌注和所述左心室的质量来计算总静止冠状动脉流量;以及

基于所述 MAP 和所述总静止冠状动脉流量来计算在所述多个分支中的每一个的末端处的所述静止微血管阻力。

10. 根据权利要求 9 所述的方法,其中,所述左心室的所述质量从所述患者的所述医学图像数据中被估计。

11. 根据权利要求 8 所述的方法,其中,基于所述计算的静止微血管阻力来计算在所述多个分支中的每一个的末端处的所述充血微血管阻力包括:

基于所述患者的所述非侵入性临床测量来确定患者特异性总冠状动脉阻力指数 (TCRI);以及

基于所述计算的充血微血管阻力和所述患者特异性 TCRI 来计算在所述多个分支中的每一个的末端处的所述充血微血管阻力。

12. 根据权利要求 11 所述的方法,其中,基于所述患者的所述非侵入性临床测量来确定患者特异性总冠状动脉阻力指数 (TCRI) 包括:

基于所述患者的心率和心脏收缩血压来计算静止平均峰值速度;

基于所述患者的年龄来计算所述冠状动脉的每个分支的 CFVR 值;以及

基于所述 CFVR 值和估计的静止平均动脉压 (MAP) 来计算每个分支的所述 TCRI。

13. 根据权利要求 11 所述的方法,其中,基于所述患者的所述非侵入性临床测量来确定患者特异性总冠状动脉阻力指数 (TCRI) 包括:

基于所述患者的心率来计算所述 TCRI。

14. 根据权利要求 1 所述的方法,其中,基于所述模拟的充血血流量和压力来计算所述至少一个狭窄区的血流储备分数 (FFR) 包括:

将所述至少一个狭窄区的所述 FFR 作为所述至少一个狭窄远端的平均模拟充血压力和平均模拟充血主动脉压力在心动周期内的比率来计算。

15. 一种用于冠状动脉狭窄的非侵入性评估的设备,包括:

用于从在静止状态期间采集的患者的医学图像数据中提取所述冠状动脉的患者特异性解剖学测量的装置;

用于基于处于静止的所述患者的所述患者特异性解剖学测量和非侵入性临床测量来计算表示所述冠状动脉的冠状循环的模型的患者特异性静止状态边界条件的装置;

用于基于所述静止边界条件和用于模拟充血的模型来计算所述冠状循环的模型的患者特异性充血边界条件的装置;

用于使用所述冠状循环的模型和所述患者特异性充血边界条件来模拟横跨至少一个冠状动脉的至少一个狭窄区的充血血流量和压力的装置;以及

用于基于所述模拟的充血血流量和压力来计算所述至少一个狭窄区的血流储备分数 (FFR) 的装置。

16. 根据权利要求 15 所述的设备,其中,所述冠状循环模型包括表示所述患者的所述冠状动脉和主动脉的一维计算模型。

17. 根据权利要求 15 所述的设备,其中,用于基于处于静止的所述患者的所述患者特异性解剖学测量和非侵入性临床测量来计算表示所述冠状动脉的冠状循环的模型的患者特异性静止状态边界条件的所述装置包括:

用于基于处于静止的所述患者的所述患者特异性解剖学测量和所述非侵入性临床测

量来计算在所述多个分支中的每一个的末端处的静止微血管阻力的装置。

18. 根据权利要求 17 所述的设备,其中,用于基于所述静止边界条件和用于模拟充血的模型来计算所述冠状循环的模型的患者特异性充血边界条件的所述装置包括:

用于基于所述计算的静止微血管阻力来计算在所述多个分支中的每一个的末端处的所述充血微血管阻力的装置。

19. 根据权利要求 18 所述的设备,其中,用于基于处于静止的所述患者的所述患者特异性解剖学测量和所述非侵入性临床测量来计算在所述多个分支中的每一个的末端处的静止微血管阻力的所述装置包括:

用于基于所述患者的心率、心脏收缩血压以及心脏舒张血压来计算平均动脉压 (MAP) 的装置;

用于基于所述患者的所述心率和所述心脏收缩血压来计算静止心肌灌注的装置;

用于基于所述患者的所述静止心肌灌注和所述左心室的质量来计算总静止冠状动脉流量的装置;以及

用于基于所述 MAP 和所述总静止冠状动脉流量来计算在所述多个分支中的每一个的末端处的所述静止微血管阻力的装置。

20. 根据权利要求 18 所述的设备,其中,用于基于所述计算的静止微血管阻力来计算在所述多个分支中的每一个的末端处的所述充血微血管阻力的所述装置包括:

用于基于所述患者的所述非侵入性临床测量来确定患者特异性总冠状动脉阻力指数 (TCRI) 的装置;以及

用于基于所述计算的充血微血管阻力和所述患者特异性 TCRI 来计算在所述多个分支中的每一个的末端处的所述充血微血管阻力的装置。

21. 一种存储用于冠状动脉狭窄的非侵入性评估的计算机程序指令的非暂时性计算机可读介质,所述计算机程序指令当被处理器执行时使所述处理器执行操作,所述操作包括:

从在静止状态期间采集的患者的医学图像数据中提取所述冠状动脉的患者特异性解剖学测量;

基于处于静止的所述患者的所述患者特异性解剖学测量和非侵入性临床测量来计算表示所述冠状动脉的冠状循环的模型的患者特异性静止状态边界条件;

基于所述静止边界条件和用于模拟充血的模型来计算所述冠状循环的模型的患者特异性充血边界条件;

使用所述冠状循环的模型和所述患者特异性充血边界条件来模拟横跨至少一个冠状动脉的至少一个狭窄区的充血血流量和压力;以及

基于所述模拟的充血血流量和压力来计算所述至少一个狭窄区的血流储备分数 (FFR)。

22. 根据权利要求 21 所述的非暂时性计算机可读介质,其中,所述冠状循环模块包括表示所述患者的所述冠状动脉和主动脉的一维计算模型。

23. 根据权利要求 21 所述的非暂时性计算机可读介质,其中,基于所述处于静止的所述患者的所述患者特异性解剖学测量和非侵入性临床测量来计算表示所述冠状动脉的冠状循环的模型的患者特异性静止状态边界条件包括:

基于处于静止的所述患者的所述患者特异性解剖学测量和所述非侵入性临床测量来计算在所述多个分支中的每一个的末端处的静止微血管阻力。

24. 根据权利要求 23 所述的非暂时性计算机可读介质,其中,基于所述静止边界条件和用于模拟充血的模型来计算所述冠状循环的模型的患者特异性充血边界条件包括:

基于所述计算的静止微血管阻力来计算在所述多个分支中的每一个的末端处的所述充血微血管阻力。

25. 根据权利要求 24 所述的非暂时性计算机可读介质,其中,基于处于静止的所述患者的所述患者特异性解剖学测量和所述非侵入性临床测量来计算在所述多个分支中的每一个的末端处的静止微血管阻力包括:

基于所述患者的心率、心脏收缩血压以及心脏舒张血压来计算平均动脉压 (MAP);

基于所述患者的所述心率和所述心脏收缩血压来计算静止心肌灌注;

基于所述患者的所述静止心肌灌注和所述左心室的质量来计算总静止冠状动脉流量;以及

基于所述 MAP 和所述总静止冠状动脉流量来计算在所述多个分支中的每一个的末端处的所述静止微血管阻力。

26. 根据权利要求 24 所述的非暂时性计算机可读介质,其中,基于所述计算的静止微血管阻力来计算在所述多个分支中的每一个的末端处的所述充血微血管阻力包括:

基于所述患者的所述非侵入性临床测量来确定患者特异性总冠状动脉阻力指数 (TCRI);以及

基于所述计算的充血微血管阻力和所述患者特异性 TCRI 来计算在所述多个分支中的每一个的末端处的所述充血微血管阻力。

27. 根据权利要求 26 所述的非暂时性计算机可读介质,其中,基于所述患者的所述非侵入性临床测量来确定患者特异性总冠状动脉阻力指数 (TCRI) 包括:

基于所述患者的心率和心脏收缩血压来计算静止平均峰值速度;

基于所述患者的年龄来计算所述冠状动脉的每个分支的 CFVR 值;以及

基于所述 CFVR 值和估计的静止平均动脉压 (MAP) 来计算每个分支的所述 TCRI。

28. 根据权利要求 26 所述的非暂时性计算机可读介质,其中,基于所述患者的所述非侵入性临床测量来确定患者特异性总冠状动脉阻力指数 (TCRI) 包括:

基于所述患者的心率来计算所述 TCRI。

29. 根据权利要求 21 所述的非暂时性计算机可读介质,其中,基于所述模拟的充血血流量和压力来计算所述至少一个狭窄区的血流储备分数 (FFR) 包括:

将所述至少一个狭窄区的所述 FFR 作为所述至少一个狭窄远端的平均模拟充血压力和平均模拟充血主动脉压力在心动周期内的比率来计算。

30. 一种用于冠状动脉狭窄的非侵入性评估的方法,包括:

从在充血状态期间采集的患者的医学图像数据中提取所述冠状动脉的患者特异性解剖学测量;

基于处于充血的所述患者的所述患者特异性解剖学测量和非侵入性临床测量来计算表示所述冠状动脉的冠状循环的模型的患者特异性充血边界条件;

使用所述冠状循环的模型和所述患者特异性充血边界条件来模拟横跨至少一个冠状

动脉的至少一个狭窄区的充血血流量和压力；以及

基于所述模拟的充血血流量和压力来计算所述至少一个狭窄区的血流储备分数 (FFR)。

用于冠状动脉狭窄的非侵入性功能评估的方法和系统

[0001] 本申请要求 2012 年 3 月 13 日提交的美国临时申请 No. 61/610, 134 的优先权, 其公开通过引用结合到本文中。

技术领域

[0002] 本发明涉及冠状动脉狭窄的非侵入性功能评估, 并且更具体而言, 涉及根据医学图像数据和血流模拟的冠状动脉狭窄的非侵入性功能评估。

背景技术

[0003] 心血管疾病 (CVD) 是全球死亡的主要原因。在各种 CVD 之中, 冠状动脉疾病 (CAD) 几乎占那些死亡数的百分之五十。尽管医学成像和其他诊断模式 (modality) 的显著改进, 但 CAD 患者的过早发病率和死亡率的增加仍然是非常高的。用于冠状动脉狭窄的诊断和管理的当前临床实践涉及在视觉上或者通过定量冠状动脉造影术 (QCA) 的病变血管的评估。这样的评估给临床医生提供了狭窄段和载瘤血管的解剖学概要, 所述解剖学概要包括面积缩小、损伤长度以及最小腔径, 但不提供关于通过该血管的血流的损伤影响的功能评估。同侵入性血管造影术相比, 通过将压力导丝插入到患狭窄症的血管中来测量血流储备分数 (FFR) 已经被证明是用于指导血管再生决定的较好选项, 因为 FFR 在识别局部缺血致损伤中是更有效的。若是狭窄 QCA 仅评估形态意义并且具有许多其他的局限性。基于压力导丝的 FFR 测量涉及与需要将压力导丝插入到血管中的介入相关联的风险, 并且对于非常窄的狭窄来说, 压力导丝可以诱导附加的压降。

发明内容

[0004] 本发明提供了用于冠状动脉狭窄的非侵入性功能评估的方法和系统。本发明的实施例通过根据医学图像数据和血流模拟计算血流储备分数 (FFR) 和 / 或其他功能测量来提供冠状动脉狭窄的严重程度的功能评估。本发明的实施例利用了使用计算流体动力学 (CFD) 模拟的底层降阶患者特异性 (patient-specific) 血液动力学分析。这使本发明可以在图像采集过程期间近实时地计算表征损伤的严重程度的 FFR 或其他血液动力学量。本发明的实施例还利用了其他基于非图像的非侵入性患者信息来计算用于患者特异性 CFD 模拟的边界条件。

[0005] 在本发明的一个实施例中, 冠状动脉的患者特异性解剖学测量从在静止 (rest) 状态期间所采集的患者的医学图像数据中提取。基于处于静止的患者的患者特异性解剖学测量和非侵入性临床测量来计算表示冠状动脉的冠状循环的模型的患者特异性静止状态边界条件。基于静止边界条件和用于模拟充血的模型来计算所述冠状循环的模型的患者特异性充血边界条件。使用所述冠状循环的模型和所述患者特异性充血边界条件来模拟横跨至少一个冠状动脉的至少一个狭窄区的充血血流量和压力。基于所模拟的充血血流量和压力来计算所述至少一个狭窄区的血流储备分数 (FFR)。

[0006] 在本发明的另一实施例中, 在充血状态期间从患者的医学图像数据中采集冠状动

脉的患者特异性解剖学测量。基于处于充血的患者所述的所述患者特异性解剖学测量和非侵入性临床测量来计算表示冠状动脉的冠状循环的模型的患者特异性充血边界条件。使用所述冠状循环的模型和所述患者特异性充血边界条件来模拟横跨至少一个冠状动脉的至少一个狭窄区的充血血流量和压力。基于所模拟的充血血流量和压力来计算所述至少一个狭窄区的血流储备分数 (FFR)。

[0007] 通过参考以下具体描述和附图,本发明的这些和其他特征对于本领域的普通技术人员而言将是显而易见的。

附图说明

[0008] 图 1 图示了根据本发明的实施例的用于冠状动脉狭窄的非侵入性功能评估的框架;

[0009] 图 2 图示了根据本发明的实施例的用于冠状动脉狭窄的非侵入性功能评估的方法;

[0010] 图 3 图示了用于生成冠状血管树的患者特异性解剖学模型的示例性结果;

[0011] 图 4 图示了根据本发明的实施例的用于模拟冠状循环的降阶模型;

[0012] 图 5 图示了根据本发明的实施例的用于估计静止状态微血管阻力的方法;

[0013] 图 6 图示了根据本发明的实施例的使用个性化的降阶模型的 FFR 的计算;以及

[0014] 图 7 是能够实现本发明的计算机的高级框图。

具体实施方式

[0015] 本发明涉及使用医学图像数据和血流模拟的用于冠状动脉狭窄的非侵入性功能评估的方法和系统。在本文中对本发明的实施例进行描述以给出用于模拟血流和评估冠状动脉狭窄的方法的可视理解。数字图像常常由一个或多个对象(或形状)的数字表示构成。常常在识别和操纵对象方面在本文中对对象的数字表示进行描述。此类操纵是在计算机系统的存储器或其他电路/硬件中实现的虚拟操纵。因此,应当理解的是,可以在计算机系统内使用存储在该计算机系统内的数据来执行本发明的实施例。

[0016] 图 1 图示了根据本发明的实施例的用于冠状动脉狭窄的非侵入性功能评估的框架。如在图 1 中图示的那样,所述框架包括图像采集阶段 102、解剖学建模阶段 104、血流模拟阶段 106 以及血流储备分数 (FFR) 计算阶段 108。在图像采集阶段 102 中,患者的诸如冠状动脉计算机断层摄影 (CT) 之类的医学图像数据以及诸如心率、血压等之类的其他非侵入性临床测量被采集。在解剖学建模阶段 104 中,图像分割和中心线提取算法被用来生成患者的冠状动脉的患者特异性解剖学模型。可以基于来自临床医生 110 的反馈来调整患者特异性解剖学模型。在血流模拟阶段 106 中,计算流体动力学被用来模拟通过冠状动脉的血流。在一个实施例中,降阶循环模型可以被用于血管树加上每个狭窄的单独模型以及潜在的边界条件中的患者特异性血流模拟。患者特异性边界条件使用最大充血条件的患者特异性建模和自动调节 (auto-regulation) 机制来计算。临床医生 110 能够提供关于血流模拟的反馈,例如以改变循环模型的各种参数或者以改变循环模型的建模的级别。在 FFR 计算阶段 108 中,基于由血流模拟产生的模拟压力对于每个狭窄计算 FFR。当参考图 2 的方法时,图像采集阶段 102、解剖学建模阶段 104、血流模拟阶段 106 以及 FFR 计算阶段 108 被更

详细地描述。

[0017] 图 2 图示了根据本发明的实施例的用于冠状动脉狭窄的非侵入性功能评估的方法。参考图 2, 在步骤 202 处, 患者的医学图像数据和非侵入性临床测量被接收。可以接收来自一个或多个成像模式的医学图像数据。例如, 该医学图像数据能够包括计算机断层摄影 (CT)、Dyna CT、磁共振 (MR)、血管造影术、超声波、单光子发射计算机断层摄影以及任何其他类型的医学成像模式。医学图像数据可以是 2D、3D 或 4D (3D+ 时间) 医学图像数据。可以直接从诸如 CT 扫描机、MR 扫描机、血管造影扫描机、超声波设备等之类的一个或多个图像采集设备接收医学图像数据, 或者可以通过装载用于患者的预先存储的医学图像数据来接收医学图像数据。

[0018] 在有利的实施例中, 3D 冠状动脉 CT 血管造影 (CTA) 图像在 CT 扫描机上被采集。CTA 图像确保包括包含狭窄的 (一个或多个) 血管的冠状脉管系统使用被注入到患者中的造影剂来适当地成像。在这个阶段, 临床医生可以提供有通过在图像上交互式地查看它们来识别感兴趣的损伤 (狭窄) 的选项。还可以对从图像数据中所提取的解剖学模型执行这个步骤 (步骤 204)。可替换地, 狭窄可以使用用于冠状动脉狭窄的自动检测的算法在图像数据中被自动地检测, 所述算法诸如在美国公开专利申请 No. 2011/0224542 中所描述的用于冠状动脉狭窄的自动检测的方法, 该专利申请通过引用结合到本文中。除医学图像数据之外, 诸如患者的心率以及心脏收缩血压和心脏舒张血压之类的其他非侵入性临床测量也被采集。

[0019] 在步骤 204 处, 冠状动脉的测量从患者的医学图像数据中提取。在示例性实施例中, 该医学图像数据在静止状态下被采集, 而冠状动脉的测量从在静止状态下采集的图像数据中提取。在有利的实施例中, 冠状动脉的测量通过生成由该医学图像数据所生成的冠状血管树的患者特异性解剖学模型来提取, 但本发明不限于此。为了生成冠状动脉的患者特异性解剖学模型, 冠状动脉使用自动化的冠状动脉中心线提取算法在 3D 医学图像数据中分割。冠状动脉可以使用任何冠状动脉分割方法来分割。例如, 冠状动脉可以使用在美国公开专利申请 No. 2010/0067760 所描述的方法在 CT 容积中被分割, 该专利申请通过引用结合到本文中。一旦冠状动脉中心线树被提取了, 就可以在该中心线树的每个点处生成横截面轮廓线。在每个中心线点处的横截面轮廓线给出了在冠状动脉中的该点处的对应横截面面积测量。然后针对所分割的冠状动脉生成几何表面模型。例如, 在美国专利 No. 7, 860, 290 和美国专利 No. 7, 953, 266 中描述了用于冠状动脉的解剖学建模的方法, 所述专利两者都通过引用结合到本文中。除冠状动脉之外, 患者特异性解剖学模型能够包括主动脉根部以及主动脉的近端部分。每个狭窄的详细的 3D 模型还使用类似算法来提取, 所述详细的 3D 模型包括近端血管直径和面积、远端血管直径和面积、最小腔径和面积以及狭窄的长度的量化。图 3 图示了用于生成冠状血管树的患者特异性解剖学模型的示例性结果。图 3 的图像 300 示出了冠状动脉 CTA 数据。图像 310 示出了从 CTA 数据中提取的中心线树 312。图像 320 示出了在中心线树 312 的每个点处提取的横截面轮廓线 322。图像 330 示出了冠状动脉、主动脉根部以及主动脉的近端部分的 2D 表面网格 332。

[0020] 上述解剖学建模任务可以被自动地执行或者可以被用户驱动, 从而允许用户 (临床医生) 交互式地对解剖学模型进行改变以分析这样的改变对 FFR 的后续计算的影响。除冠状血管树之外, 心肌也在医学图像数据中被分割 (自动地或手动地) 以确定左心室质量

的估计,所述估计根据本发明的实施例被用来估计该患者的绝对静止流量。在示例性实施例中,心脏的患者特异性解剖学模型由图像数据自动地生成。解剖学心脏模型是具有多个心脏部件的多部件模型,所述多个心脏部件包括四个室(左心室、左心房、右心室以及右心房)。解剖学心脏模型还可以包括诸如心脏瓣膜(主动脉瓣、二尖瓣、三尖瓣以及肺动脉瓣)和主动脉之类的部件。心脏的这样的综合模型被用来捕获各种各样形态的、功能的以及病理变化。模块化和层次化方法可以被用来降低解剖学复杂性并且有助于各个解剖的有效且灵活的估计。4D 解剖学心脏模型可以通过例如使用边际空间学习(MSL)生成每个心脏部件的个体模型,并且然后通过建立网格点对应集成心脏部件来生成。在美国公开专利申请 No. 2012/0022843 中描述了关于这样的 4D 患者特异性心脏模型的产生的附加细节,该专利申请通过引用结合到本文中。

[0021] 返回到图 2,在步骤 206 处,患者特异性血流模拟使用基于非侵入性患者特异性临床测量所计算的边界条件来执行。诸如 FFR 之类的冠状循环感兴趣的血液动力学量是基于流量或压力在心动周期期间的平均值的。对于用于经由模拟的 FFR 的评估的有效临床工作流,模型复杂性与计算时间之间的平衡在不用对结果的精确度妥协的情况下是备受期待的。在本发明的有利的实施例中,降阶模型被用于患者特异性血流模拟,这使得能实现冠状动脉狭窄的功能意义的评估。该降阶模型提供了血管树中的流量和压力分布的精确估计,并且是计算效率高的,因此使得能实现与临床工作流的无缝集成。尽管在本文中针对冠状循环模拟描述了降阶模型,但是本发明不限于此,而且还可以使用满尺度模型或多尺度模型。

[0022] 图 4 图示了根据本发明的实施例的用于模拟冠状循环的降阶模型。如图 4 中所示,心脏模型 402 被耦合在主动脉的根部处。心脏模型 402 可以被实现为全 3D 心脏模型,或者可以被实现为通过患者特异性数据参数化的集总模型。主动脉和大动脉(例如,左冠状动脉(LCA)、右冠状动脉(RCA)等)被表示为 1D 血流模型 404、406、408、410、412、414、416、418 以及 420,因为这些 1D 血流模型 404-418 在压力和流动速率值方面产生可靠的结果并且考虑了波传播现象。所有微血管床将通过集总参数模型 422、424、426、428 以及 430 来模拟,所述集总参数模型说明了应用于血流的阻力,并且说明了远端血管的顺应性。对于冠状动脉树来说,大的(心外膜)血管中的流量通过系统树模型 421 中的 1D 模型来计算。狭窄区段 432 和 434(即,检测到血管中的区域是狭窄或者窄化的)不能够使用 1D 血流模型来模拟,因为在横截面面积中存在高变异性并且狭窄的形状影响血流行为,以及具体地影响在这样的狭窄的功能重要性的评估中起主要作用的反式狭窄压降。冠状脉管床通过集总参数模型 424、426、428 以及 430 来建模,所述集总参数模型 424、426、428 以及 430 在它们考虑了心机收缩对流动波形的影响的意义下适于冠状循环。

[0023] 冠状循环的降阶模型

[0024] 如图 4 中所示,主动脉(404)、由该主动脉供应的大动脉(406、408、410、412、414、416、418 以及 420)以及冠状心外膜血管(421)被建模为轴对称的 1-D 血管区段,其中血流满足以下特性:质量守恒,动量守恒,以及针对壁变形的状态方程。血管壁可以被建模为纯弹性的或黏弹性的。入口边界条件可以通过与心脏模型 402 的隐式耦合或者通过测量的流量数据来规定。出口边界条件由与冠状脉管床的模型(424、426、428 以及 430)的隐式耦合来给出,而交叉点(分叉点)通过考虑总压力和流量的连续性来解决。此外,可以引入以下

损失系数,所述损失系数说明了在交叉点处的能量损失,所述损失系数取决于血管区段之间的角度:

[0025]

$$\frac{\partial A(t)}{\partial t} + \frac{\partial q(t)}{\partial x} = 0 \quad (1)$$

[0026]

$$\frac{\partial q(t)}{\partial t} + \frac{\partial}{\partial t} \left(\alpha \frac{q^2(t)}{A(t)} \right) + \frac{A(t)}{\rho} \frac{\partial p(t)}{\partial x} = K_R \frac{q(t)}{A(t)} \quad (2)$$

[0027]

$$p(t) = \frac{4}{3} \frac{Eh}{r_0} \left(1 - \sqrt{\frac{A_0}{A(t)}} \right) \quad (3)$$

[0028] 其中 q 是流动速率, A 是横截面面积, p 是压力, α 是动量通量校正系数, K_R 是分数参数, ρ 是密度, E 是杨氏 (Young) 模量, h 是壁厚度以及 r_0 是初始半径。壁属性可以通过对于所提取的患者特异性解剖学模型中的所测量数据的经验关系拟合或基于壁顺应性的患者特异性估计来确定。还可以使用准 1-D 流动方程式的其他可替换的公式化,对黏弹性、非牛顿行为等的影响进行建模。

[0029] 狭窄模型

[0030] 上述准 1-D 方程式 (方程式 1-3) 通过考虑一系列简化对于正常的、健康的血管来说全部均成立的假设来导出。所述假设中的一个为轴向速度占优势而径向分量是可以忽略的。例如,对于狭窄来说,该假设在腔径的突然改变情况下不再成立,而径向分量不再可以被排除。从而,准 1-D 方程式未正确地捕获横跨狭窄的压降。

[0031] 在先前的研究活动方面,多数关注已经指向局部速度场,但对于 FFR 评估来说仅反式狭窄压降是重要的。在有利的实施方式中,半经验狭窄模型可以被包括在 1-D 血流模型中,同满尺度模型相比这获得了准确结果。例如,在以下模型中,压降被表示为三项 (粘性项、湍流项或伯努利 (Bernoulli) 项以及惯性项) 的和:

[0032]

$$\Delta P_s = \frac{\mu K_v}{2\pi r_0^3} q + \frac{\rho K_t}{2A_0^2} \left(\frac{A_0}{A_s} - 1 \right)^2 |q| q + \frac{\rho K_u L_s}{A_0} \frac{\partial q}{\partial t} \quad (4)$$

[0033] 其中 μ 是血液粘度, L_s 是狭窄长度, K_v 、 K_t 以及 K_u 分别是粘性、湍流以及惯性系数 (以 0 下标的所有量指的是正常维度,而以 s 下标的量指的是狭窄值)。在有利的实施例中,针对每个狭窄区段 (432 和 434) 的这样的半经验模型与血管树 (和底层心脏和冠状床模型) 相结合,以计算在静止状态期间和在最大充血下两者的横跨狭窄的生理压降。应当理解的是,本发明不限于方程式 (4) 的半经验狭窄模型,并且可替换地可以使用具有多个压降因子的狭窄的其他此类模型。此外,在可替换的实施方式中,每个狭窄的全阶 3D 模型可以与其余的血管树相结合以模拟横跨狭窄的压降。在这种情况下,从医学图像数据 (例如,CTA 数据) 中提取的该狭窄的患者特异性 3D 几何模型与类似量化冠状血管造影 (QCA)

的措施相结合地使用以使用于个体患者的狭窄模型个性化。

[0034] 关于降阶或全阶狭窄模型到其余的冠状血管树的耦合,在第一可能的实施方式中,动量方程式是适合的,并且由湍流项所确定的附加的压降被作为附加的损失项包括在方程式的右手侧。在第二可能的实施方式中,规则动量方程式被完全地忽视并且被方程式(2)代替。被视为狭窄区段的区段通过考虑总压力和流动速率的连续性而被耦合到冠状血管树的规则区段。

[0035] 冠状床边界条件的患者特异性建模

[0036] 流量模拟的一个重要方面由在冠状血管树的终止处的边界条件(流出边界条件)来表示。通常,可以在动脉血管树的端站点处施加压力、流量或流量与压力之间的关系。如果被测量的数据例如时变速度、流动速率或甚至压力是可得到的,则它们可以被容易地应用。在不存在这样的信息情况下(其典型地是本情况),本发明的实施例计算对远端动脉区段的行为建模的特殊边界条件。从而,微血管床通过集总的或0-D模型来建模:系统床可以由包含不同数目的元素(例如,在两个与四个元素之间)的规则弹性腔元素来表示,而冠状动脉床由特殊的模型来表示,所述特殊的模型说明了心肌收缩对流动波形的影响(在心脏收缩期间低而在早期心脏舒张期间高)。图4显示了用于冠状循环的此类专用模型的示例,并且呈现了这种类型的边界条件的具体元素。

[0037] 取决于冠状动脉树在心脏上的位置,此类集总模型的主要特性是通过引入左心室压力或右心室压力来考虑心肌收缩。图4中显示的模型将微血管床视为单个单元,但还可以利用单独地考虑心外膜下的和心内膜下的微血管床的更专用模型。通常,心外膜下血管较少受到心脏收缩影响(它们表示心肌的外层),而心内膜下血管更易受到外部的动作影响(它们表示更接近于心室的内层)。这是为什么心内膜下的更易于局部缺血并且更易于心肌梗死的原因。

[0038] 因为大血管的阻力值同细动脉和毛细管的阻力相比是非常小的,所以总的压力水平几乎单独由微血管床来确定。在非侵入性FFR评估的背景下,微血管床通常并且冠状动脉床尤其起另一主要作用。因为FFR是基于在充血下所确定的值的,所以为了非侵入性地确定该诊断指示器的值,血流模拟必须对充血状态建模。在临床实践中,FFR在血管舒张药的静脉内投药或冠状动脉内投药之后被测量。在多血管疾病或串行狭窄情况下,重要的是具有提高的充血状态的持续时间以便评估所有狭窄的功能意义并且生成可靠的回落曲线。从而,常常优选血管舒张药的静脉内投药。这导致心率的轻微提高和血压的降低。因为对于模拟来说,冠状动脉内血管舒张药的影响可以被无限地延长,并且获得充血的该替代方案不影响心率和血压,因此更易于建模,所以该方法是备受期待的。然而,尽管静脉内投药可以被模拟,但是所有微血管床必须被相应地适配。

[0039] 充血诱导药物(腺苷酸、罂粟碱等)的投药导致微血管床的血管扩张效果,这表示阻力值的大量减小。系统或冠状动脉集总模型内部的阻力值(针对正常状态)可以从患者特异性测量中、从文献数据中或者从阻力与管腔尺寸之间的非线性关系中获得。顺应性起次要作用,因为它们仅影响暂态值而不影响FFR的估计感兴趣的平均压力。冠状动脉充血状态通过如由冠状动脉内的腺苷酸的投药所引起的微血管阻力的对应减小来建模(已经证明心外膜即大动脉不受血管舒张药影响),并且导致正常冠状动脉流量在健康血管中的三到五倍提高。冠状动脉自动调节在静止状态期间使心肌免受局部缺血,并且导致患病血

管的减小的阻力,参考值是必须和无疾病情况相同的流量。正常状态因此可以被容易地建模,但对于 FFR 的评估不表示非常感兴趣。

[0040] 必须被估计的主要参数是平均动脉压 (MAP) 和冠状微血管阻力 (近端心外膜动脉的阻力同微血管阻力相比是可以忽略的)。因为 FFR 使用仅压力 (狭窄远端和近端) 的平均测量,所以不需要精确地估计顺应性,因为它们仅影响压力和流量的波形,但不影响仅由阻力所确定的平均值。MAP 可以非侵入性地被容易地测量,并且如先前所陈述的那样,MAP 在静止状态和充血状态两者下是类似的。冠状微血管阻力另一方面在充血下是非常低的以便允许提高的流动速率。为了确定在充血下的阻力值,首先,可以估计静止阻力并且然后可以估计血管舒张药物的投药的影响以及可以估计充血阻力。

[0041] 根据本发明的有利的实施例,对于冠状动脉床的患者特异性边界条件的计算在两个阶段中被实现:在第一阶段中,在模拟的静止状态期间在患者特异性血管树的每个出口处的平均动脉压 (MAP) 和冠状微血管阻力被估计,而在第二阶段,处于充血的微血管阻力被估计。

[0042] 图 5 图示了根据本发明的实施例的用于估计静止状态微血管阻力的方法。如图 5 中图示,在步骤 502 处,平均动脉压 (MAP) 基于患者的心率、心脏收缩血压、心脏舒张血压被估计。特别地,MAP 被计算为

[0043]

$$MAP = DBP + \left[\frac{1}{3} + (HR \cdot 0.0012) \right] \cdot (SBP - DBP) \quad (5)$$

[0044] 其中 HR、SBP 以及 DBP 分别表示患者的心率、心脏收缩血压、心脏舒张血压,其被非侵入性地测量。

[0045] 在步骤 504 处,总心肌灌注 q_{rest} 使用速率 - 压力乘积 (RPP) 关系来估计。RPP 是心率和心脏收缩血压的乘积。从 RPP 开始,静止灌注 q_{rest} 可以被估计为:

$$[0046] \quad q_{rest} = 8 \cdot \{ [0.7 \cdot (HR \cdot SBP) \cdot 10^{-3}] - 0.4 \} \text{ [ml/min/100g]}, \quad (6)$$

[0047] 其中,HR 是心率而 SBP 是心脏收缩血压。可以注意到,这个关系仅在流动满足受试者的需氧量情况下是有效的。

[0048] 在步骤 506 处,总静止冠状动脉流量基于静止灌注 q_{rest} 和患者的左心室 (LV) 的质量被估计。左心室的质量基于得自医学图像数据的分割的量被估计。在一个可能的实施方式中,心肌使用自动心室分割例如使用基于 MSL 机器学习的方法来分割。容积可以例如使用在标题为“Method and System for Measuring Left Ventricle Volume”的美国专利 No. 8,098,918 中所描述的方法根据所分割的心肌被自动地计算,该专利通过引用结合。LV 容积然后被乘以密度以提供 LV 的质量 (M_{LV})。

[0049] 在另一可能的实施方式中,LV 室的容积可以被确定为:

$$[0050] \quad V = \frac{4}{3} \cdot \pi \cdot \frac{d_a}{2} \cdot \frac{d_l}{2} \cdot \frac{l}{2} \text{ [ml]}, \quad (7)$$

[0051] 其中 d_a 和 d_l 是从两个垂直平面计算的两个横径,而 l 是在所述垂直平面中的一个上测量的最大室长度。所计算的容积然后通过公知的回归方程式来校正:

$$[0052] \quad V' = 0.928 \cdot V - 3.8 \text{ [ml]} \quad (8)$$

[0053] 在测量了壁厚度之后, LV 室以及肌肉壁的容积可以被计算如下:

$$[0054] \quad V_{c+w} = \frac{4}{3} \cdot \pi \cdot \left(\frac{d_a}{2} + h \right) \cdot \left(\frac{d_i}{2} + h \right) \cdot \left(\frac{l}{2} + h \right) \quad [\text{ml}] \quad (9)$$

[0055] LV 质量然后可以被计算为:

$$[0056] \quad M_{LV} = (V_{c+w} - V') \cdot 1.050 [\text{kg}], \quad (10)$$

[0057] 其中 1.050 表示心肌的比重。

[0058] 在另一可能的实施方式中, LV 质量可以被计算为:

$$[0059] \quad M_{LV} = 1.04 \cdot [(LVEDD + IVSEDD + PWEDD)^3 - LVEDD^3] - 13.6, \quad (11)$$

[0060] 其中 LVEDD 是左心室心舒末期容积, IVSEDD 是心室内隔膜心舒末期直径, 以及 PWEDD 是后壁心舒末期直径。

[0061] 为了确定静止流量的绝对值, 静止灌注必须乘以心肌质量。在正常的心脏中, 通常假定左心室表示总质量的三分之二, 而右心室和心房表示剩下的三分之一。因此, 一旦左心室质量 M_{LV} 被确定了, 绝对静止流量就可以被确定为:

$$[0062] \quad Q_{rest} = q_{rest} \cdot 1.5 \cdot M_{LV} [\text{ml/min}]. \quad (12).$$

[0063] 如果已经确定流动速率与半径的立方成比例, 则为冠状血管的所有流出流量的和的绝对静止流量可以被表示为:

$$[0064] \quad Q_{rest} = \sum_{i=1}^n k \cdot r_i^3 = \sum_{i=1}^n Q_i \quad (13)$$

[0065] 在步骤 508 处, 计算了每个血管的末端阻力。特别地, 末端阻力使用以下关系来计算:

$$[0066] \quad R_i = \frac{MAP}{Q_i} \quad (14)$$

[0067] Q_i 由以下方程式来确定:

$$[0068] \quad \frac{Q_i}{Q_{rest}} = \frac{k \cdot r_i^3}{\sum_{j=1}^n k \cdot r_j^3} = \frac{r_i^3}{\sum_{j=1}^n r_j^3}, \quad (15)$$

[0069] 由此:

$$[0070] \quad Q_i = \frac{Q_{rest} \cdot r_i^3}{\sum_{j=1}^n r_j^3}, \quad (16)$$

[0071] 其中 r_i 是血管的末端半径 (等于末端直径 d_i 的一半) 而 n 是动力系数。因此, 在每个血管处的末端阻力可以被计算为:

[0072]

$$R_i = \frac{MAP}{Q_i} = \frac{MAP \cdot \sum_{j=1}^n r_j^3}{Q_{rest} \cdot r_i^3} \quad (17)$$

[0073] 估计患者特异性冠状动脉床边界条件的第二阶段计算充血状态微血管阻力。第二阶段的输入由使用方程式 (5)-(17) 所计算的静止微血管阻力来表示,如在图 5 的方法中所描述的那样。冠状充血状态可以通过减小由冠状动脉内腺苷酸的投药所引起的微血管阻力来建模。已经证明心外膜动脉不受血管舒张药影响,因此仅微血管阻力需要被改变。这最终导致冠状动脉流量在健康血管中的三到五倍提高。对于正常的、健康的受验者(没有冠状动脉疾病)来说,腺苷酸导致约 4.5 的冠状动脉流动速度的提高。CFVR 值在冠状动脉内丸药、冠状动脉内注入物或静脉内注入物给一系列受验者的投药之后被确定。在所有三组实验中确认了 4.5 的值。冠状动脉速度的增加等于流量的增加,因为可以针对静止状态和充血状态两者假定类似的速度剖面(profile)。因为在充血期间,血压轻微地降低,所以流量中的 4.5 倍增加不意味着冠状动脉阻力中的 4.5 倍减小。总的冠状动脉阻力指数(TCRI)可以像在下面所描述的那样来计算。

[0074] 充血微血管阻力可以被计算如下。首先,静止平均峰值速度基于患者的心率和心脏收缩血压被计算为:

$$rAPV = 0.0009 \cdot SBP \cdot HR + 5.925 \text{ [cm/s]}, \quad (18)$$

[0076] 其中速率-压力乘积用 [mmHg*心跳/min] 来表示。然后可以使用以下方程式来针对冠状血管树中的每个中间分支(mean branch) 计算 CFVR 值:

$$LAD : CFVR = 10^{1.16 - 0.48 \cdot \log(rAPV) - 0.0025 \cdot \text{age}}, \quad (19)$$

$$LCX : CFVR = 10^{1.14 - 0.45 \cdot \log(rAPV) - 0.0031 \cdot \text{age}}, \quad (20)$$

$$RCA : CFVR = 10^{1.15 - 0.50 \cdot \log(rAPV) - 0.0021 \cdot \text{age}}. \quad (21)$$

[0080] 然后可以对于 ΔMAP 使用 5mmHg 的值来计算 TCRI :

[0081]

$$\frac{1}{TCRI} = \frac{\frac{MAP_{rest}}{Q_{rest}}}{\frac{MAP_{hyper}}{Q_{hyper}}} = \frac{MAP_{rest}}{MAP_{hyper}} \cdot \frac{Q_{hyper}}{Q_{rest}} = \frac{MAP_{rest}}{MAP_{hyper}} \cdot CFVR = \frac{MAP_{rest}}{MAP_{rest} - \Delta MAP} \cdot CFVR \quad (22)$$

[0082] 可替换地,代替上述步骤,以下关系可以被用来基于具有非常低的标准偏差由此具有高可靠性的试验结果来确定 TCRI 值:

[0083]

$$TCRI = \begin{cases} 0.0016 \cdot HR + 0.1 & \text{对于 } HR \leq 100 \text{ bpm} \\ 0.001 \cdot HR + 0.16 & \text{对于 } HR > 100 \text{ bpm} \end{cases}, (23)$$

[0084] 然后使用以下方程式基于静止状态微血管阻力来计算充血微血管阻力:

$$(R_i)_{hyper} = (R_i)_{rest} \cdot TCRI \quad (24)$$

[0086] 其中 $(R_i)_{rest}$ 是针对使用上述图 6 的方法所确定的静止态微血管阻力的值。应当

理解的是,用于估计在充血下的微血管阻力的可替换的方法还可以被容易地合并到用于计算本文所述的 FFR 的方法中。

[0087] 心脏模型

[0088] 心肌内压力是冠状动脉建模的一个重要元素。从而,降阶建模的主要部件是心脏模型。图 4 显示了集总心脏模型 402,但还可以使用更复杂的和完整的模型。存在若干个集总模型,诸如不同弹性模型和单纤维模型。这些能够在不用考虑心脏的空间模型的情况下确定不同心室中的压力和流量。若干个参数例如收缩性、搏出量、到最大值的时间、死容积 (dead volume) (V_0)、心率可以被适配以便说明身体的不同状态,并且以便使模型个性化。最简单的模型由不同弹性模型来表示,所述不同弹性模型可以容易地通过集总主动脉瓣模型 402 而被耦合到主动脉输入,并且通过左心室压力间接地耦合到冠状动脉树的专用微血管模型。不同弹性模型可以被表示为:

[0089]

$$E(t) = \frac{P_{LV}(t)}{V_{LV}(t) - V_0} \quad (25)$$

[0090] 若干个考虑事项已经导致了系统树的而非仅冠状动脉树的所有主要动脉的建模。这样,心脏可以被直接地耦合到主动脉,并且流量可以由左心室与系统阻抗之间的相互作用来确定。同样地,总的压力水平主要由大动脉确定,而冠状动脉阻力(基于微血管和狭窄的)具有可以忽略的影响,由此反式狭窄压降可以被更精确地建模。取决于可获得的附加数据(诸如超声心动图、心脏 MRI),可以针对个别患者进一步地使心脏模型个性化。这些模式允许可以容易地被用来使心脏模型个性化的信息,诸如搏出量、射血分数等。

[0091] 返回到图 2,在步骤 208 处,基于血流模拟针对每个狭窄来计算 FFR。一旦在最大血管舒张下根据患者特异性降阶模拟计算了时变压力和流动速率,FFR 值就通过简单地取狭窄远端的平均压力 (P_d) 相对于平均主动脉压力 (P_a) 在心动周期期间的比率来确定:

$$[0092] \quad FFR = \frac{P_d}{P_a} \quad (26)$$

[0093] 可以在解剖学建模步骤期间针对用户指定的所有损伤自动地执行该计算。此外,用户还能够后处理步骤期间指定血管树中的任何位置,并且然后将像如上所述那样计算对应的 FFR 值。

[0094] 图 6 图示了根据本发明的实施例的使用个性化的降阶模型的 FFR 的计算。如图 6 中所示,在步骤 602 处,腺苷酸对末端静止态微血管阻力的影响被估计,产生末端充血微血管阻力。在 604 处,降阶模拟使用心脏模型、冠状血管几何结构 (geometry)、处于充血的估计阻力以及狭窄模型来执行。所述模拟模拟充血血流量和充血压力。在 606 处,FFR 被计算为狭窄远端的所模拟的平均充血压力 (P_d) 和平均充血主动脉压力 (P_a) 在心动周期内的比率。除 FFR 之外,还可以根据血流模拟的结果计算基于流动速率和压力的其他血液动力学量。

[0095] 除冠状动脉 CT 数据之外,还可以对其他图像数据应用上述方法,所述其他图像数据诸如 3-D 血管造影 (Angio)、旋转血管造影、Dyna-CT。对于血管造影数据,在静止和最大充血两者期间,经由造影传播的时间空间表示造影剂的传播的基于图像的分析可以被用来

随着时间的推移鲁棒地重新获得流动速率。同时,这样的图像采集还可以在最大充血条件期间被执行,并且与经验狭窄模型相结合地用来确定 FFR 值。因此,在本发明的可替换的实施例中,医学图像数据可以在充血下被采集到,并且所检测到的充血边界条件是直接基于在充血下所采集的图像数据和非侵入性非成像测量(例如,心率、心脏收缩血压以及心脏舒张血压)的。使用充血边界条件的模拟然后可以被用来计算 FFR。

[0096] 患者信息其他源(当存在时)可以被用于模型的进一步个性化。例如,血管造影能够提供 3-D 应变图,其可以被用来对心脏收缩对心外膜冠状动脉血管中的每一个的影响建模。在心脏的右侧与左侧之间存在主要差异,但同样可以考虑局部更详细的变异性。从图像数据中提取的 3-D 应变图可以被用于施加附加的患者特异性边界条件。沿着相同的线,3-D 彩色血流或相位对比 MRI 测量还可以被用来为冠状血管树提供入口血流边界条件。心脏的 3-D+t 解剖学模型(来自 CT、MR 或超声波数据)的可用性使它可以通过 CFD 模拟心室中的血流。这还可以被用来进一步使模型个性化并且施加边界条件。

[0097] 因为 FFR 值使用降阶模拟模型来近实时地计算,所以临床医生能够提供反馈以观察各种改变的效果,所述各种改变诸如由于分割结果的改变而导致的变化性、由于用于中心点提取的种子点的改变和缺少中心线而导致的变化性、由于分支末端的位置的改变和边界条件上的影响而导致的变化性、由于侧血管分支消除而导致的变化性、以及由于总的图像质量而导致的变化性。

[0098] 代替如上所述那样使用速率-压力乘积以便确定冠状动脉灌注,在可替换的实施方式中,可以使用应力-质量-速率乘积以便直接地确定全局冠状动脉流量:

$$[0099] \quad Stress = \frac{0.334 \cdot SBP \cdot LVDd}{LVPWT} \cdot \left(1 + \frac{LVPWT}{LVDd} \right) \quad , \quad (27)$$

[0100] 其中 SBP 是心脏收缩压力, LVDd 是在舒张末期的左心室直径,而 LVPWT 是左心室后壁厚度。全局冠状动脉静止流量然后能够被确定如下:

$$[0101] \quad Q_{rest} = 0.0218 \cdot Stress \cdot M_{LV} \cdot HR \cdot 10^{-3} + 120.11, \quad (28) \quad \text{其中应力-质量-速率乘积用 [g*k 达因 (dyne)/cm}^2 \cdot \text{心跳/min]} \text{ 来表示,并且 MLV 表示左心室质量。}$$

[0102] 上文所述的用于冠状动脉狭窄的非侵入性评估的方法可以在计算机上使用众所周知的计算机处理器、存储器单元、存储设备、计算机软件以及其他的部件来实现。这样的计算机的高级框图图示在图 7 中。计算机 702 包含处理器 704,所述处理器 704 通过执行限定这样的操作的计算机程序指令来控制计算机 702 的总体操作。计算机程序指令可以存储于存储设备 712(例如,磁盘)中,并且在需要执行计算机程序指令时加载到存储器 710 中。因此,图 2 的方法的步骤可以由存储在存储器 710 和 / 或存储器 712 中的计算机程序指令来定义,并且由执行计算机程序指令的处理器 704 来控制。诸如 CT 扫描设备、MR 扫描设备、超声波设备等之类的图像采集设备 720 可以被连接到计算机 702 以将图像数据输入到计算机 702。将图像采集设备 720 和计算机 702 作为一个设备来实现是可能的。图像采集设备 720 和计算机 702 通过网络无线地通信也是可能的。计算机 702 还包括用于经由网络与其他设备进行通信的一个或多个网络接口 706。计算机 702 还包括使得能实现用户与计算机 702 的交互的其他输入/输出设备 708(例如,显示器、键盘、鼠标、扬声器、按钮等)。此类输入/输出设备 708 可以与一组计算机程序相结合作为注解工具(annotation tool)使用

以注解从图像采集设备 720 接收到的容积。本领域的技术人员将认识到,实际的计算机的实施方式还能够包含其他部件,以及图 7 是用于说明性目的的这样的计算机的一些部件的高级表示。

[0103] 应当将前述的具体描述理解为在每个方面是说明性的和示例性的,但不是限制性的,并且本文所公开的本发明的范围不由具体描述所确定,而由根据专利法许可的完整宽度所解释的权利要求所确定。应当理解的是,在本文示出和描述的实施例仅说明本发明的原理,并且本领域的技术人员可以在不背离本发明的范围和精神的情况下实现各种修改。本领域的技术人员能够在不背离本发明的范围和精神的情况下实现各种其他特征组合。

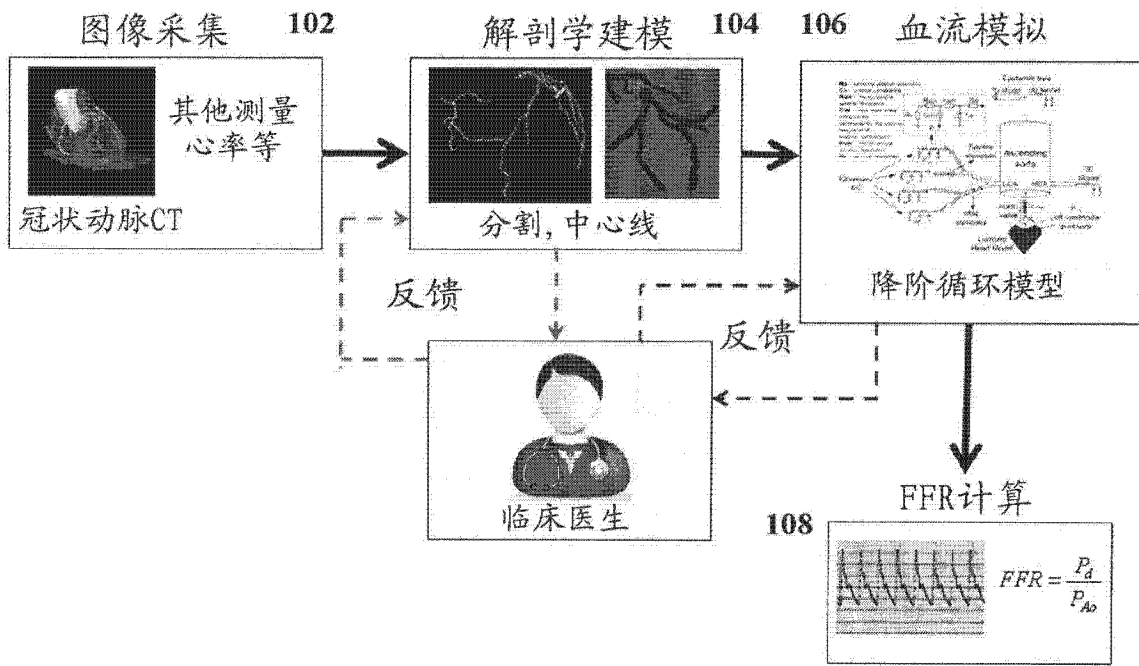


图 1

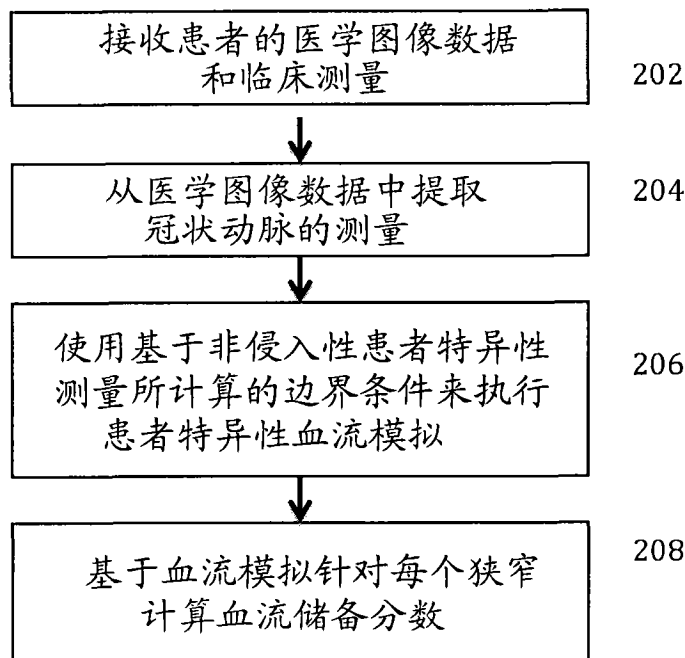


图 2

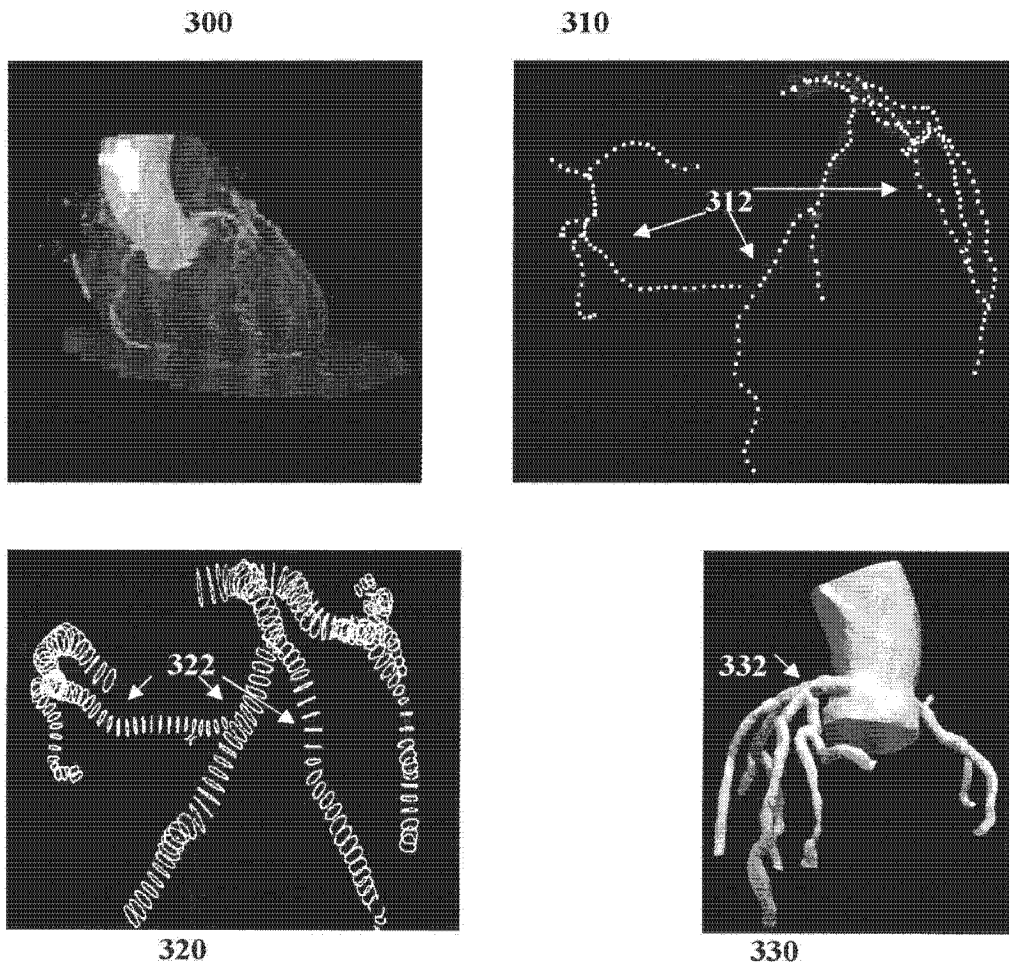


图 3

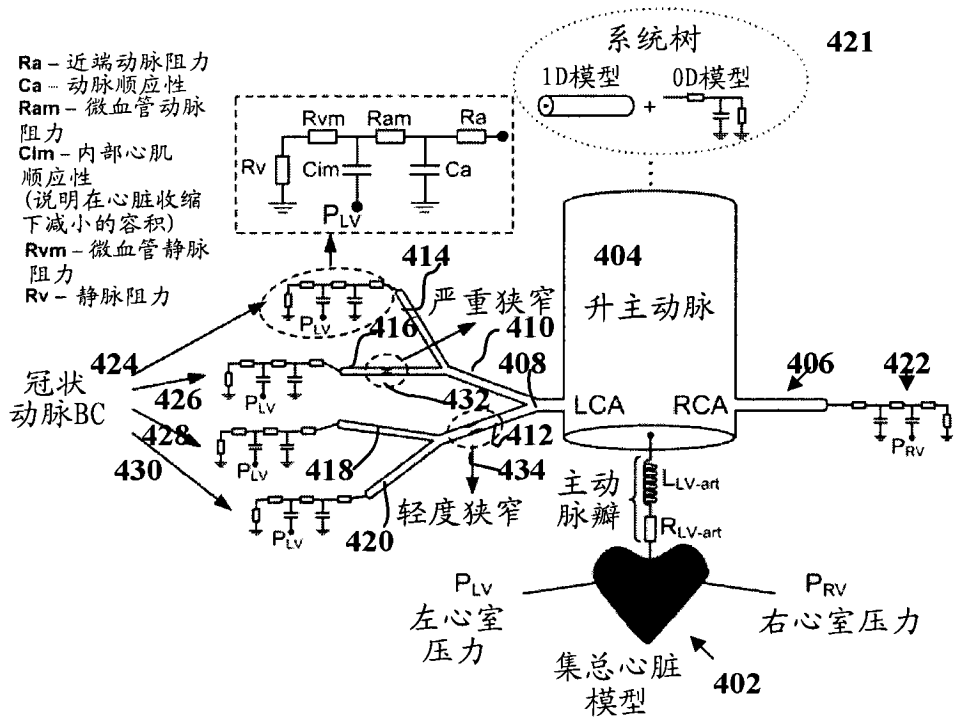


图 4

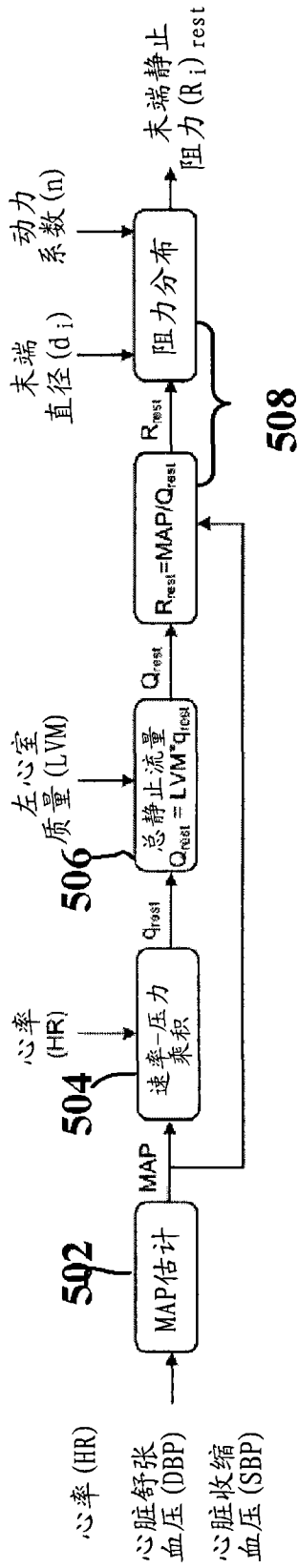


图 5

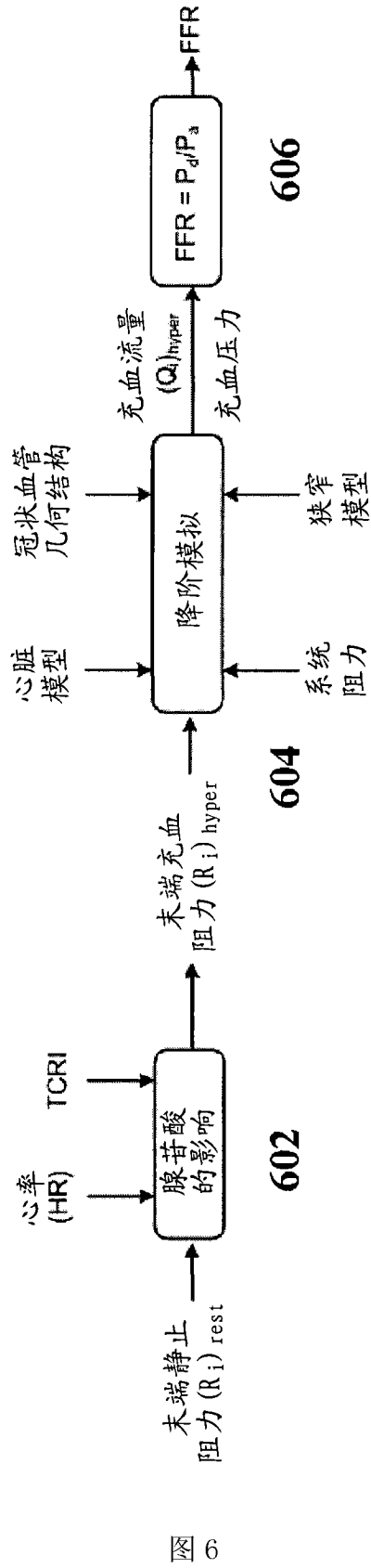


图 6

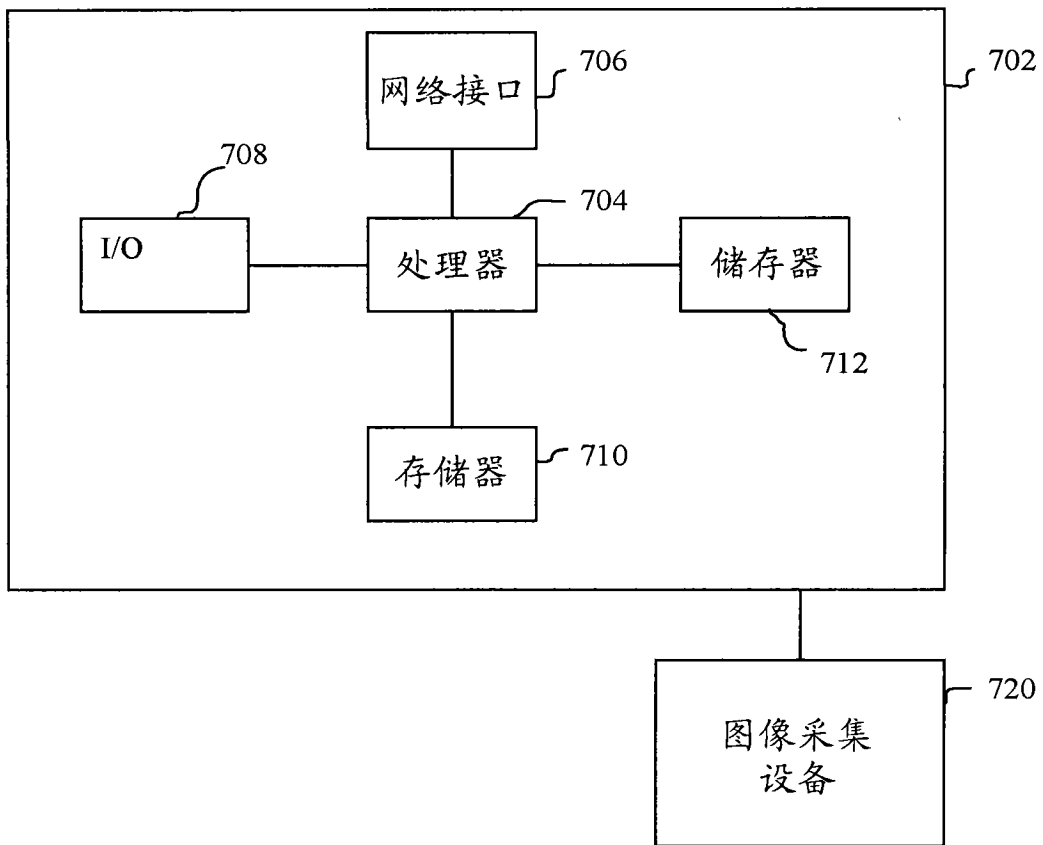


图 7

专利名称(译)	用于冠状动脉狭窄的非侵入性功能评估的方法和系统		
公开(公告)号	CN103300820A	公开(公告)日	2013-09-18
申请号	CN201310090217.1	申请日	2013-03-13
[标]申请(专利权)人(译)	西门子公司		
申请(专利权)人(译)	西门子公司		
当前申请(专利权)人(译)	西门子公司		
[标]发明人	P沙马 LM伊图 A卡门 B乔治斯库 郑旭东 H德 D科马尼丘 D贝恩哈德特 F贝加 希盖拉 M朔伊尔林		
发明人	P·沙马 L·M·伊图 A·卡门 B·乔治斯库 郑旭东 H·德 D·科马尼丘 D·贝恩哈德特 F·贝加-希盖拉 M·朔伊尔林		
IPC分类号	A61B5/00 G06F19/00		
代理人(译)	马红梅 卢江		
优先权	61/610134 2012-03-13 US 13/794113 2013-03-11 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明涉及一种用于冠状动脉狭窄的非侵入性评估的方法和系统。从在静止状态期间采集的患者的医学图像数据中提取所述冠状动脉的患者特异性解剖学测量。基于处于静止的所述患者的所述患者特异性解剖学测量和非侵入性临床测量来计算表示所述冠状动脉的冠状循环的模型的患者特异性静止状态边界条件。基于所述静止边界条件和用于模拟充血的模型来计算所述冠状循环的模型的患者特异性充血边界条件。使用所述冠状循环的模型和所述患者特异性充血边界条件来模拟横跨所述冠状动脉的至少一个狭窄区的充血血流量和压力。基于所述模拟的充血血流量和压力来计算所述至少一个狭窄区的血流储备分数(FFR)。

