



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 108550388 B

(45) 授权公告日 2022.01.14

(21) 申请号 201810189729.6

(51) Int.Cl.

(22) 申请日 2018.03.08

G16H 30/40 (2018.01)

(65) 同一申请的已公布的文献号

G16H 50/50 (2018.01)

申请公布号 CN 108550388 A

G06T 17/00 (2006.01)

G06T 7/246 (2017.01)

(43) 申请公布日 2018.09.18

审查员 金志蕾

(30) 优先权数据

15/870,811 2018.01.12 US

(73) 专利权人 深圳科亚医疗科技有限公司

地址 518100 广东省深圳市龙岗区龙城街道龙岗天安数码创业园4号-D栋2层

(72) 发明人 马斌 刘潇潇 周玉杰 尹游兵

李育威 刘树宝 许晓阳 宋麒

(74) 专利代理机构 北京金信知识产权代理有限公司

11225

代理人 黄威 夏东栋

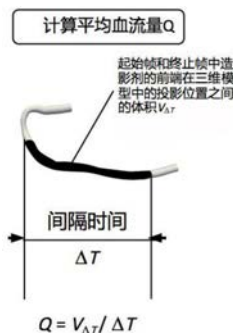
权利要求书4页 说明书12页 附图4页

(54) 发明名称

基于血管造影的计算血管血流参数的装置和系统

(57) 摘要

本发明公开一种基于血管造影的计算血管血流参数的装置和系统。装置包括处理器和存储器，存储器上存储有指令以被处理器执行时，实现如下步骤：从图像帧中选择模版帧，以生成血管的三维模型；确定起始和终止帧；确定起始和终止帧上造影剂的前端在模版帧中的对应位置，由此将起始帧和终止帧的前端分别准确投影到血管的三维模型；以及计算起始帧和终止帧中造影剂的前端在三维模型中的投影位置之间的体积，除以起始帧和终止帧之间的时间，来得到平均血流量。受益于对作为生理学边界条件的血管血流参数的迅速准确计算，本发明的血管血流参数的CFD模拟的系统的准确性和效率显著提高。



1. 一种基于血管造影的计算血管血流参数的装置,所述装置包括处理器和存储器,所述存储器上存储有计算机可执行指令,其特征在于,所述计算机可执行指令被所述处理器执行时,实现如下步骤:

从造影图像帧中选择模版帧,以生成血管的三维模型;

从造影图像帧中选择造影剂充盈过程的流动帧中的起始帧和终止帧;

确定起始帧和终止帧上造影剂的前端在模版帧中的对应位置,由此将所述起始帧和终止帧上造影剂的前端分别投影到血管的三维模型;以及

计算所述起始帧和终止帧中造影剂的前端在三维模型中的投影位置之间夹取的所述三维模型上的血管体积,除以所述起始帧和终止帧之间的时间,来得到所述起始帧和所述终止帧之间造影剂所扩展充盈的血管段的平均血流量。

2. 根据权利要求1所述的基于血管造影的计算血管血流参数的装置,其特征在于,所述计算机可执行指令被所述处理器执行时,还实现如下步骤:将所得到的平均血流量直接用作或进行处理后得到的血管血流参数,用作血管计算流体力学(CFD)模拟的边界条件。

3. 根据权利要求1或2所述的基于血管造影的计算血管血流参数的装置,其特征在于,从造影二维图像帧中选择模版帧的步骤包括:从满足重构条件的两个视角的图像帧序列中分别选取造影剂充盈的图像帧,作为模版帧。

4. 根据权利要求3所述的基于血管造影的计算血管血流参数的装置,其特征在于,所述重构条件包括两个角度的夹角大于或等于预设角度,并且还包含以下条件中的至少一种:造影剂充盈,关注血管清晰。

5. 根据权利要求1或2所述的基于血管造影的计算血管血流参数的装置,其特征在于,选择造影剂充盈过程的流动帧中的起始帧和终止帧的步骤包括基于以下中的至少一种自动选择所述起始帧和终止帧:

造影图像帧的造影剂清晰度;

单支血管上的最大间隔;以及

造影图像帧中标记点附近图像灰度值在时间上的变化。

6. 根据权利要求1或2所述的基于血管造影的计算血管血流参数的装置,其特征在于,选择造影剂充盈过程的流动帧中的起始帧和终止帧的步骤还包括:选择对应于同个视角的起始帧和终止帧。

7. 根据权利要求6所述的基于血管造影的计算血管血流参数的装置,其特征在于,所述同个视角为所述模版帧的两个视角之一。

8. 根据权利要求6所述的基于血管造影的计算血管血流参数的装置,其特征在于,确定起始帧和终止帧上造影剂的前端在模版帧中的对应位置的步骤基于血管图像的模块匹配来实现。

9. 根据权利要求8所述的基于血管造影的计算血管血流参数的装置,其特征在于,确定起始帧和终止帧上造影剂的前端在模版帧中的对应位置的步骤包括:

在模版帧中,沿血管中心线提取多个图像块;

基于模版帧中的各个图像块,在起始帧和终止帧上对应的邻域中找到最大相关系数的对应位置,来确定起始帧和终止帧中的对应的图像块;

确定起始帧和终止帧中的对应图像块中不再呈现血管的图像块,并据此确定起始帧和

终止帧上造影剂的前端在模版帧中的对应位置。

10. 根据权利要求6所述的基于血管造影的计算血管血流参数的装置,其特征在于,确定起始帧和终止帧上造影剂的前端在模版帧中的对应位置的步骤通过确定起始帧和终止帧中造影剂的前端位置结合其与模版帧之间的血管匹配来实现,所述血管匹配可以通过非刚性配准或者计算帧之间的光流来实现。

11. 一种基于血管造影的计算血管血流参数的系统,所述系统包括处理器和存储器,所述存储器上存储有计算机可执行指令,其特征在于,所述计算机可执行指令被所述处理器执行时,实现如下步骤:

从造影图像帧中选择模版帧,从而生成血管的三维模型;

从造影图像帧中选择造影剂充盈过程的流动帧中的起始帧和终止帧;

确定起始帧和终止帧上造影剂的前端在模版帧中的对应位置,由此将所述起始帧和终止帧上造影剂的前端分别投影到血管的三维模型;

计算所述起始帧和终止帧中造影剂的前端在三维模型中的投影位置之间夹取的所述三维模型上的血管体积,除以所述起始帧和终止帧之间的时间,来得到所述起始帧和所述终止帧之间造影剂所扩展充盈的血管段的平均血流量;

为关注血管段建立三维CFD模型,基于所得到的平均血流量为其设置边界条件;以及

对所建立的关注血管段的三维CFD模型进行求解,以得到血管段各处的血管血流参数。

12. 根据权利要求11所述的基于血管造影的计算血管血流参数的系统,其特征在于,所述计算机可执行指令被所述处理器执行时,还实现如下步骤:将所得到的平均血流量直接用作或进行处理后得到的血管血流参数,用作所述三维CFD模型的边界条件。

13. 根据权利要求11或12所述的基于血管造影的计算血管血流参数的系统,其特征在于,从造影图像帧中选择模版帧的步骤包括:从满足重构条件的两个视角的图像帧序列中分别选取造影剂充盈的图像帧,作为模版帧。

14. 根据权利要求13所述的基于血管造影的计算血管血流参数的系统,其特征在于,所述重构条件包括两个角度的夹角大于或等于预设角度,并且还包括以下条件中的至少一种:造影剂充盈,关注血管清晰。

15. 根据权利要求11或12所述的基于血管造影的计算血管血流参数的系统,其特征在于,选择造影剂充盈过程的流动帧中的起始帧和终止帧的步骤包括基于以下中的至少一种自动选择所述起始帧和终止帧:

造影图像帧的造影剂清晰度;

单支血管上的最大间隔;以及

造影图像帧中标记点附近图像灰度值在时间上的变化。

16. 根据权利要求11或12所述的基于血管造影的计算血管血流参数的系统,其特征在于,选择造影剂充盈过程的流动帧中的起始帧和终止帧的步骤还包括:选择对应于同个视角的起始帧和终止帧。

17. 根据权利要求16所述的基于血管造影的计算血管血流参数的系统,其特征在于,所述同个视角为所述模版帧的两个视角之一。

18. 根据权利要求16所述的基于血管造影的计算血管血流参数的系统,其特征在于,确定起始帧和终止帧上造影剂的前端在模版帧中的对应位置的步骤基于血管图像的模式匹

配来实现。

19. 根据权利要求18所述的基于血管造影的计算血管血流参数的系统,其特征在于,确定起始帧和终止帧上造影剂的前端在模版帧中的对应位置的步骤包括:

在模版帧中,沿血管中心线提取多个图像块;

基于模版帧中的各个图像块,在起始帧和终止帧的对应的邻域中找到最大相关系数的对应位置,来确定起始帧和终止帧中的对应的图像块;

确定起始帧和终止帧中的对应图像块中不再呈现血管的图像块,并据此确定起始帧和终止帧上造影剂的前端在模版帧中的对应位置。

20. 根据权利要求16所述的基于血管造影的计算血管血流参数的系统,其特征在于,确定起始帧和终止帧上造影剂的前端在模版帧中的对应位置的步骤通过确定起始帧和终止帧中造影剂的前端位置结合其与模版帧之间的血管匹配来实现,所述血管匹配可以通过非刚性配准或者计算帧之间的光流来实现。

21. 根据权利要求11所述的基于血管造影的计算血管血流参数的系统,其特征在于,所述计算机可执行指令被所述处理器执行时,还实现如下步骤:将对所述三维CFD模型进行求解所得到关注血管段各处的血管血流参数,写入病例分析报告中以供医生参考。

22. 根据权利要求11所述的基于血管造影的计算血管血流参数的系统,其特征在于,造影图像帧是在静息状态下采集的,基于所得到的平均血流量为关注血管段的三维CFD模型设置边界条件的步骤包括:将所得到的平均血流量乘以3-3.5倍系数转化成充血状态下的平均血流量,并据此设置所述关注血管段的三维CFD模型的边界条件。

23. 根据权利要求11所述的基于血管造影的计算血管血流参数的系统,其特征在于,所述起始帧和终止帧之间的平均血流量表征所述关注血管段内的平均血流量。

24. 根据权利要求23所述的基于血管造影的计算血管血流参数的系统,其特征在于,选择造影剂充盈过程的流动帧中的起始帧和终止帧的步骤包括:根据所述关注血管段来确定造影剂充盈过程的起始帧和终止帧,使得所述起始帧和终止帧之间的平均血流量表征所述关注血管段内的平均血流量。

25. 根据权利要求24所述的基于血管造影的计算血管血流参数的系统,其特征在于,根据所述关注血管段来确定造影剂充盈过程的起始帧和终止帧的步骤包括以下的至少一种:

确定起始帧和终止帧,使得两者之间造影剂的充盈过程无支路地经过整个关注血管段;

在流动帧上关注血管段的起始点和终止点附近预先分别设置入口标记点和出口标记点,通过分析入口标记点和出口标记点附近图像灰度值在时间上的变化,来自动选择所述起始帧和终止帧。

26. 一种计算机可读存储介质,其上存储有计算机可执行指令,其特征在于,所述计算机可执行指令被处理器执行时,实现如下步骤:

从造影图像帧中选择模版帧,以生成血管的三维模型;

从造影图像帧中选择造影剂充盈过程的流动帧中的起始帧和终止帧;

确定起始帧和终止帧上造影剂的前端在模版帧中的对应位置,由此将所述起始帧和终止帧上造影剂的前端分别投影到血管的三维模型;以及

计算所述起始帧和终止帧中造影剂的前端在三维模型中的投影位置之间夹取的所述

三维模型上的血管体积,除以所述起始帧和终止帧之间的时间,来得到所述起始帧和所述终止帧之间造影剂所扩展充盈的血管段的平均血流量。

## 基于血管造影的计算血管血流参数的装置和系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及人体生理学及血液动力学的计算分析的装置和系统,更具体而言涉及一种基于血管造影的计算血管血流参数的装置和系统。

### 背景技术

[0002] 冠心病主要病因是动脉硬化所致的冠脉狭窄。冠脉狭窄可引起冠脉血流量及其它血液动力学的重大改变,引起心肌相对和绝对缺血。冠脉造影和血管内超声均被认为是诊断冠心病的“金标准”。X射线血管造影(X-ray Angiography,下文中简称为X射线造影)是一种基于常规血管造影术和电子计算机图像处理技术相结合的X射线成像系统。X射线造影通过将造影剂注入血管,可动态地从不同方位(投影视角)对血管及其病变进行形态和血流动力学的观察。适用于心脏大血管、冠状动脉、颈段和颅内动脉检查,用于诊断动脉狭窄、闭塞、血管发育异常和供血情况观察。对介入技术,特别是血管重建,X射线造影更是不可缺少的。然而,通过影像评价的狭窄程度与血管树远端的血流供给、缺血状况并不直接关联。自1995年Pijls等人提出通过压力测量推算冠脉血流的新指标-血流储备分数(Fractional Flow Reserve,简称FFR),经过长期的基础及临床研究,FFR已经成为对冠脉狭窄功能性评价的“金标准”,以及冠状动脉重建术不可或缺的指导性工具。然而,基于压力导丝的FFR测量作为有创式侵入测量,对机体会造成一定程度创伤的风险。

[0003] 随着科技及研究水平的发展,尤其是医疗图像成像及重建技术、计算流体力学、高性能计算等领域,数值模拟计算FFR(虚拟FFR)正成为一个快速发展的前沿方向。根据临床试验对比,虚拟FFR在细致到患者个体的各个血管级别的尺度上,从准确性、敏感性、特异性、阳性预测值、阴性预测值上对心肌缺血的诊断具有非常高的能力,相较通过影像学评价的方法更加优越。

[0004] 目前虚拟FFR的主流计算方法包括基于冠状动脉造影CT的 $FFR_{CT}$ ,和基于X射线造影图像的FFR模拟 $vFFR$ 以及基于数字造影技术结合心肌梗死溶栓(Thrombolysis In Myocardial Infarction,简称TIMI)计帧法的 $FFR_{QCA}$ 等。计算精度和时间是考量这些方法能否作为新的“金标准”以及临床推广的关键。

### 发明内容

[0005] 本发明人发现,上文中提及的现有的虚拟FFR的各种计算方法存在各种问题。

[0006] 在处理时间方面,对于以准确性及模型复杂度为主导的方法,如 $FFR_{CT}$ ,计算一个病例时间花费甚至长达145小时;而对于基于X射线造影技术的方法,上述的 $vFFR$ 将一般性的边界条件用于计算流体力学分析,这种一般性的边界条件不能表征患者个体的特异性生理状况,影响了计算结果的准确性。

[0007]  $FFR_{QCA}$ 则通过图像处理得到更加真实的流速/流量边界条件,避免了考虑整个血管树网络模型和估计微血管阻力带来的复杂度和不确定性。此方法可直接针对病变血管,施加针对患者个体的真实边界条件,最优时间可以缩短至10分钟以内。但是, $FFR_{QCA}$ 则要采用

TIMI计帧法。

[0008] 在准确性方面,虚拟FFR(通常是FFR的计算流体力学(CFD)模拟)计算的一个主要挑战在于如何方便、迅速地获得/设置针对患者个体的生理学边界条件。边界条件能否真实地反映个体特异性,最大程度上决定了模拟计算的准确性;而边界条件获得是否方便迅速,则会影响虚拟FFR的计算的耗时及在临床上的适用性。上文提及的TIMI计帧法虽然可以用来估计血流速度并提供针对患者个体的更加真实的边界条件,但目前的处理方法要求有经验的分析师进行人工标注和手动操作,具体说来,需要有经验的分析师在血管的造影图像帧的序列中选择出清晰的反映造影剂充盈过程的图像帧的子序列,在图像帧上标注出解剖结构的界标,计算造影剂充盈到界标所经历的帧数获得造影剂传输时间,用造影剂在期间所充盈的血管段的长度或体积除以所述造影剂传输时间获得平均血流速度,作为血管的CFD模型的边界条件。这样至少存在如下技术问题:准确度和耗时都依赖于分析师的专业水平,容易引起人工误差并增加了处理时间;用重建的血管树的腔内容积除以造影剂的平均传输时间来计算充血时的平均容积流量,造影剂传输期间的起始帧和终止帧无法自动选择;造影剂充盈期间,血管经常会发生运动(比如冠状动脉会因为心动周期而生理性运动),导致充盈期间造影剂流经的血管段的长度或体积计算不准确。

[0009] 在医师对血管病变进行诊断时,除了FFR以外的血管血流参数也可以为其提供参考,包括血流量、血流速度、血压和微血管阻力等等。

[0010] 因此,需要一种能够为基于血管造影的血管血流参数的CFD模拟迅速且准确地建立针对患者个体的生理学边界条件的方法和装置,其中,可以使用Python、Bash Script等计算机语言将处理步骤作为指令编写在计算机可读存储介质上从而可由计算机如处理器执行来自动化实现生理学边界条件的整个计算流程。还需要一种基于血管造影的血管血流参数的CFD模拟的系统,其中,利用上述建立针对患者个体的生理学边界条件的方法和装置,可以使用Python、Bash Script等计算机语言将处理步骤作为指令编写在计算机可读存储介质上,从而可由计算机如处理器执行来自动化实现快速模拟和计算包括FFR的血管血流参数的整个流程。

[0011] 本发明提供了一种能够为基于血管造影的血管血流参数的CFD模拟迅速且准确地建立针对患者个体的生理学边界条件的方法和装置。根据本发明的第一方案,提供了一种基于血管造影的计算血管血流参数的装置,其特征在于,所述装置包括处理器和存储器,所述存储器上存储有计算机可执行指令,所述计算机可执行指令被所述处理器执行时,实现如下步骤:从造影图像帧中选择模版帧,从而生成血管的三维模型;从造影图像帧中确定造影剂充盈过程的流动帧中的起始帧和终止帧;确定起始帧和终止帧上造影剂的前端在模版帧中的对应位置,由此将所述起始帧和终止帧的前端分别准确投影到血管的三维模型;以及计算所述起始帧和终止帧中造影剂的前端在三维模型中的投影位置之间的体积,除以所述起始帧和终止帧之间的时间,来得到平均血流量。

[0012] 生理学边界条件可以是血流量(也就是血流的容积速度),也可以是血流量经过处理后的各种血管血流参数,例如血流速度、微血管阻力等。本发明创新性地提出了基于造影图像帧的基本由计算机实现的针对血流量的血管匹配和追踪算法,可广泛应用于心肌、颈动脉、肺部血管等基于造影技术的成像数据上得到血流信息。该装置和系统可以对基于造影的图像帧进行自动化分析,自动提取作为生理学边界条件的血管血流参数,极大减少操

作人员的人为误差和工作量以及处理时间,并提高患者个体的血管血流参数的计算的准确性和灵活性。

[0013] 优选地,所述计算机可执行指令被所述处理器执行时,还实现如下步骤:将所得到的平均血流量直接用作或进行处理后得到的血管血流参数,用作血管CFD模拟的生理学边界条件。

[0014] 优选地,从造影二维图像帧中选择模版帧的步骤包括:从满足重构条件的两个视角的图像帧序列中分别选取造影剂充盈的图像帧,作为模版帧。

[0015] 优选地,所述重构条件包括两个角度的夹角大于或等于预设角度,并且还包括以下条件中的至少一种:造影剂充盈,关注血管清晰。

[0016] 优选地,确定造影剂充盈过程的流动帧中的起始帧和终止帧的步骤包括以下步骤中的至少一种:

[0017] 基于造影图像帧的造影剂清晰度自动选择所述起始帧和终止帧;

[0018] 基于单支血管上的最大间隔来自动选择所述起始帧和终止帧;

[0019] 通过分析造影图像帧中标记点附近图像灰度值在时间序列上的变化,来自动选择所述起始帧和终止帧。

[0020] 优选地,确定造影剂充盈过程的流动帧中的起始帧和终止帧的步骤还包括选择对应于同个角度的起始帧和终止帧。

[0021] 优选地,所述同个角度为所述模版帧的序列的两个角度之一。

[0022] 优选地,确定起始帧和终止帧上造影剂的前端在模版帧中的对应位置的步骤基于血管图像的模块匹配来实现。

[0023] 优选地,确定起始帧和终止帧上造影剂的前端在模版帧中的对应位置的步骤基于血管图像的模块匹配通过如下来实现:

[0024] 在模版帧中,沿模版帧的血管中心线沿着充盈方向提取多个图像块;

[0025] 基于模版帧中的各个图像块,在起始帧和终止帧的各个流动帧上对应的邻域中找到最大相关系数的对应位置,来确定流动帧中的对应的图像块;

[0026] 确定流动帧中的对应图像块中不再包含血管的图像块,并据此确定流动帧上造影剂的前端在模版帧中的对应位置。

[0027] 优选地,确定起始帧和终止帧上造影剂的前端在模版帧中的对应位置的步骤通过确定起始帧和终止帧中造影剂的前端位置结合其与模版帧之间的血管匹配来实现,所述血管匹配可以通过非刚性配准方法或者计算帧之间的光流的方法来实现。

[0028] 本发明也提供了一种基于血管造影的血管血流参数的CFD模拟的系统。根据本发明的第二方案,提供了一种基于血管造影的计算血管血流参数的系统,其特征在于,所述系统包括处理器和存储器,所述存储器上存储有计算机可执行指令,所述计算机可执行指令被所述处理器执行时,实现如下步骤:

[0029] 从造影图像帧中选择模版帧,从而生成血管的三维模型;

[0030] 从造影图像帧中确定造影剂充盈过程的流动帧中的起始帧和终止帧;

[0031] 确定起始帧和终止帧上造影剂的前端在模版帧中的对应位置,由此将所述起始帧和终止帧的前端分别投影到血管的三维模型;

[0032] 计算所述起始帧和终止帧中造影剂的前端在三维模型中的投影位置之间的体积,



除以所述起始帧和终止帧之间的时间,来得到平均血流量;

[0033] 为关注血管段建立三维CFD模型,基于所得到的平均血流量为其设置边界条件;以及

[0034] 对所建立的关注血管段的三维CFD模型进行求解,以得到血管段各处的血管血流参数。

[0035] 该系统能针对患者个体,迅速准确地得出病变血管的功能性评价,包括对疑似病变位置、罪犯病变、病变对心肌缺血的影响评估、复杂的血管狭窄情况(如单支、多支血管病变、同一血管多处病变、中度狭窄病变、连续的病变、弥漫性病变、支架内再狭窄等)。受益于本发明对作为生理学边界条件的血管血流参数的迅速且准确的计算,该基于血管造影的血管血流参数的CFD模拟的装置和系统提高了模拟的准确性和效率。基于本发明的处理流程可在5-10分钟内完成单个病例的计算和处理,使病例的大批量处理和实时处理成为可能,显著优于现有的主要软件对每个病例的长达数个小时的计算时间。

[0036] 优选地,所述计算机可执行指令被所述处理器执行时,还实现如下步骤:将所得到的平均血流量直接用作或进行处理后得到的血管血流参数,用作所述三维CFD模型的边界条件。

[0037] 优选地,从造影二维图像帧中选择模版帧的步骤包括:从满足重构条件的两个视角的图像帧序列中分别选取造影剂充盈的图像帧,作为模版帧。

[0038] 优选地,所述重构条件包括两个角度的夹角大于或等于预设角度,并且还包括以下条件中的至少一种:造影剂充盈,关注血管清晰。

[0039] 优选地,确定造影剂充盈过程的流动帧中的起始帧和终止帧的步骤包括以下步骤中的至少一种:

[0040] 基于造影图像帧的造影剂清晰度自动选择所述起始帧和终止帧;

[0041] 基于单支血管上的最大间隔来自动选择所述起始帧和终止帧;

[0042] 通过分析造影图像帧中标记点附近图像灰度值在时间序列上的变化,来自动选择所述起始帧和终止帧。

[0043] 优选地,确定造影剂充盈过程的流动帧中的起始帧和终止帧的步骤还包括选择对应于同个角度的起始帧和终止帧。

[0044] 优选地,所述同个角度为所述模版帧的序列的两个角度之一。

[0045] 优选地,确定起始帧和终止帧上造影剂的前端在模版帧中的对应位置的步骤基于血管图像的模块匹配来实现。

[0046] 优选地,确定起始帧和终止帧上造影剂的前端在模版帧中的对应位置的步骤基于血管图像的模块匹配通过如下来实现:

[0047] 在模版帧中,沿模版帧的血管中心线沿着充盈方向提取多个图像块;

[0048] 基于模版帧中的各个图像块,在起始帧和终止帧的各个流动帧上对应的邻域中找到最大相关系数的对应位置,来确定流动帧中的对应的图像块;

[0049] 确定流动帧中的对应图像块中不再包含血管的图像块,并据此确定流动帧上造影剂的前端在模版帧中的对应位置。

[0050] 优选地,确定起始帧和终止帧上造影剂的前端在模版帧中的对应位置的步骤通过确定起始帧和终止帧中造影剂的前端位置结合其与模版帧之间的血管匹配来实现,所述血

管匹配可以通过非刚性配准方法或者计算帧之间的光流的方法来实现。

[0051] 优选地,所述计算机可执行指令被所述处理器执行时,还实现如下步骤:将对所述三维CFD模型进行求解所得关注血管段各处的血管血流参数,写入病例分析报告中以供医生参考。

[0052] 优选地,造影图像帧是在静息状态下采集的,基于所得到的平均血流量为关注血管段的三维CFD模型设置边界条件的步骤包括:将所得到的平均血流量乘以3-3.5倍系数转化成充血状态下的平均血流量,并设置作为所述关注血管段的三维CFD模型的入口边界条件和出口边界条件。

[0053] 优选地,所述起始帧和终止帧之间的平均血流量表征所述关注血管段内的平均血流量。

[0054] 优选地,确定造影剂充盈过程的流动帧中的起始帧和终止帧的步骤包括:根据所述关注血管段来确定造影剂充盈过程的起始帧和终止帧,使得所述起始帧和终止帧之间的平均血流量表征所述关注血管段内的平均血流量。

[0055] 优选地,根据所述关注血管段来确定造影剂充盈过程的起始帧和终止帧,使得所述起始帧和终止帧之间的平均血流量表征所述关注血管段内的平均血流量的步骤包括以下的至少一种:

[0056] 确定起始帧和终止帧,使得两者之间造影剂的充盈过程无支路地经过整个关注血管段;

[0057] 在流动帧上关注血管段的起始点和终止点附近预先分别设置入口标记点和出口标记点,通过分析入口标记点和出口标记点附近图像灰度值在时间序列上的变化,来自动选择所述起始帧和终止帧。

## 附图说明

[0058] 为使本领域技术人员更好地理解本发明,下面参照附图对本发明的实施例进行详细说明,但不作为对本发明的限定。以下将参照附图来描述本发明的示例性实施例的特征、优点,以及技术和适用性,在附图中,相同的附图标记指代相同的元件,并且在附图中:

[0059] 图1(a)-图1(e)示出根据本发明一个实施例的计算血管中的血流量作为血管CFD模拟的边界条件的流程示意图;

[0060] 图2示出根据本发明一个实施例的对造影图像帧中的血管进行匹配和跟踪的示意图,左侧是流动帧,右侧是模版帧;

[0061] 图3示出根据本发明另一个实施例的对血管进行3D CFD模拟的总体流程图;

[0062] 图4是根据本发明再一实施例的一种基于血管造影的计算血管血流参数的系统的图示。

## 具体实施方式

[0063] 本发明提供一种基于造影图像帧序列来计算血管血流参数的方法,请注意,所计算的血管血流参数有时准确性尚不足以直接用于医学诊断,但可以用作包括FFR在内的诊断用的血管血流参数的CFD模拟的边界条件。所述方法的流程如图1(a)-图1(e)所示,主要包括:从造影二维图像帧中选择模版帧,从而生成血管的三维模型(步骤1,如图1(a)所示),

其中,可以采用多种手段来完成这一步骤,例如,可以进行血管分割和中心线生成,然后在三维空间中重构出血管中心线和血管的表面模型;确定造影剂充盈过程的起始帧和终止帧(步骤2,如图1(b)所示);确定起始帧和终止帧上造影剂的前端在模版帧中的对应位置(步骤3,如图1(c)所示),由此将所述起始帧和终止帧的前端分别投影到血管的三维模型(步骤4,如图1(d));计算所述起始帧和终止帧中造影剂的前端在三维模型中的投影位置之间所夹取的体积,除以所述起始帧和终止帧之间的时间,来得到平均血流量(步骤5,如图1(e)所示)。

[0064] 注意,术语“模版帧”表示用于三维重构的特定二维图像帧,可以使用两个角度的二维图像帧来进行三维重构,通常该两个角度的二维图像帧需要满足重构条件,例如,两个角度的夹角不小于30度,二维图像帧中关注血管清晰可见、造影剂充盈等等;术语“流动帧”表示一组造影剂流动过程相对清晰可见的帧序列,可涵盖从造影剂打入到造影剂充盈关注血管的整个流动过程的所有帧。进一步地,请注意,本文中,将用作血管CFD模拟的生理学边界条件的血管血流参数与利用血管CFD模拟所得的血管中各处的血管血流参数区别开,前者可以是血流量,也可以是血流量经过处理后的各种血管血流参数,例如血流速度、微血管阻力等,这些血管血流参数通常并不直接用于诊断,而仅仅是用作生理学边界条件的中间信息;后者表示利用血管CFD模拟所得的血管中各处的参数,包括FFR、血流量、血流速度、血压和微血管阻力等,其中,FFR是冠脉狭窄功能性评价的“金标准”,这些血管血流参数中除FFR以外的参数也可为医生的诊断提供有益参考。

[0065] 下面对所述方法的各个步骤进行详细说明。

[0066] 步骤1:从造影二维图像帧中选择模版帧进行血管分割和中心线生成,然后在三维空间中重构出血管中心线和血管的表面模型。具体说来,在通过造影图像进行三维重构的过程中,会从满足重构条件(例如,夹角不小于30度,关注血管清晰可见,等等)的两个视角的图像帧序列中分别选取造影剂充盈的图像帧,作为模版帧用于血管分割和中心线生成。优选地,模版帧可以由计算机根据重构条件自动选择,例如选择两个角度的夹角为30度以上的预设角度的、造影剂充盈且关注血管清晰的二维图像帧,具体说来,可以根据经验或患者的历史数据预先设置造影剂充盈时间,认为此时间后造影剂充盈血管,从造影剂打入经过该造影剂充盈时间后的二维图像帧被自动认为是造影剂充盈的图像帧;优选地,可以计算血管的清晰度,认为清晰度阈值以上的二维图像帧是血管清晰的,目前有多种图像清晰度评价函数,包括但不限于Brenner梯度函数、Tenengrad梯度函数、SMD(灰度方差)函数、能量梯度函数、基于边缘锐度的EAV点锐度算法函数、基于二次模糊的清晰度算法等等,可适用于计算血管的清晰度。利用模版帧,可以通过极平面约束和优化投影错误在三维空间中重构出血管中心线和血管的表面模型;利用模版帧进行三维重构的方式不限于此,例如能够利用包括vmtk(The Vascular Modeling Toolkit)的各种开源软件,基于对所述模版帧进行血管的分析和分割的结果,计算并重建生成血管树的血管中心线及血管壁,从而构成所述血管的三维几何模型。三维重构过程通过结合两个角度的模版帧中的图像和中心线生成血管三维结构,因此,两个角度下的血管二维中心线上的每个点都和三维重构后的三维中心线上的点有一一对应关系。

[0067] 步骤2:确定造影剂充盈过程的起始帧和终止帧。

[0068] X射线血管造影(X-ray Angiogram)技术可用于可视化血液在血管中的流动过程,

可进一步用于定量估计血流参数,比如体积流量和流速。血液的平均体积流量 $Q$ 的定义是单位时间内血液流过的体积, $Q=V_{\Delta T}/\Delta T$ 。其中, $\Delta T$ 是造影剂流过血管的入口标记点的计时起始帧和流过出口标记点的计时终止帧之间的时间间隔, $V_{\Delta T}$ 是此两帧之间血液流过的体积(也就是造影剂所扩展充盈的体积)。平均流量估计的精确度需要选择合适的起始和终止帧。

[0069] 确保充分的采样期间,可以准确反映患者的血流规律。以冠脉造影图像来说,其中的血液流动受到患者心动周期的影响,如果只取部分心动周期内的起始帧和终止帧,则不能准确反映患者的血流规律,优选地,起始帧和终止帧跨患者的多个心动周期,从而能够得出更为准确的平均流量信息。

[0070] 为了增加平均流量估计的精确度,用于计算流量的起始和终止两个流动帧可基于造影剂清晰度自动选择,上文中所述的用于血管清晰度的各种图像清晰度的算法可以适用于计算造影剂清晰度。例如,可以在造影剂充盈过程的图像帧序列中自动选择造影剂清晰度超出阈值的起始附近的帧和终止附近的帧分别作为起始帧和终止帧。优选地,还可以结合或另外基于单支血管上的最大间隔来自动选择起始帧和终止帧;血管树的分支处会发生血流量的分流,通过考虑单支血管上的最大间隔,既确保了充分的采样期间,又便利了血液流过体积的计算。可选地,单支血管上最大间隔可以根据经验和历史数据预先设置。另外,鉴于当造影剂流过某个点时,该点的灰度值会有明显降低;自动选择的方法也可以通过分析标记点附近图像灰度值在时间序列上的变化得到。具体说来,可以在图像帧上预先设置入口标记点和出口标记点,在图像帧的时间序列上,当检测到入口标记点附近图像灰度值显著降低时,该时间点的图像帧为起始帧,当检测到出口标记点附近图像灰度值显著降低时,该时间点的图像帧为终止帧。

[0071] 为了定量计算血液流过的体积,表征各个时间点的血液流动状况的每一个二维图像(流动帧)上造影剂的前端需要准确的投影到血管的三维模型上,由此需要确定起始和终止的流动帧上造影剂的前端在模版帧中的对应位置。

[0072] 步骤3:确定起始和终止的流动帧上造影剂的前端在模版帧中的对应位置。

[0073] 具体说来,后续的基于图像的血流参数提取只需要用到一个角度的图像帧序列,可以从两个角度的图像帧序列中选出一组流动过程相对清晰可见的序列作为流动帧。模版帧中图像本身和从中提取的二维血管中心线可作为下一步图像分析的输入,用以分析造影剂在流动帧中的流动情况。优选地,可以从模版帧的两个角度的图像帧序列中选择一个角度的流动过程相对清晰可见的图像帧序列作为流动帧。如此,可以计算流动帧上造影剂的前端在与其角度相同的模版帧中的对应位置,位置的匹配在角度相同的图像帧中更容易实现,由角度差异所导致的扭曲、变形也大大减少,从而提高了匹配的效率。

[0074] 确定起始和终止的流动帧上造影剂的前端在模版帧中的对应位置有多种实现方式。优选地,通过基于血管图像的模块匹配的算法实现。图2示出根据本发明一个实施例的对造影图像帧的血管进行匹配和跟踪的示意图,左侧是流动帧,右侧是待匹配的模版帧,以模版帧上的二维血管中心线及其上的对应的血管图像作为输入,沿模版帧的血管中心线上的点坐标为中心,沿着充盈方向提取大小为30像素\*30像素的图像块(图像块0~7如图2右侧所示)。首先,基于模版帧上的图像块0,在流动帧上对应的邻域中通过卷积操作找到最大相关系数对应位置,确定流动帧中血管的起点位置和起点图像块(也就是图像块0')。例如,

可以以图像块0在模版帧上的位置作为中心,在流动帧上设置该中心附近的邻域,对以该邻域中的点为中心的所有30像素\*30像素的图像块与模版板上的图像块0进行卷积操作,找到最大相关系数对应的图像块0'作为流动帧中表示血管起点位置的图像块。接下来可以以类似方式基于模版帧上的图像块n(n为整数),在流动帧上对应的邻域中通过卷积操作找到最大相关系数对应位置,确定流动帧中的对应的图像块n'。例如,可以以图像块n在模版帧上的位置作为中心,在流动帧上设置该中心附近的邻域,对以该邻域中的点为中心的所有30像素\*30像素的图像块与模版板上的图像块n进行卷积操作,找到最大相关系数对应的图像块n'作为流动帧中的相应图像块。

[0075] 优选地,也可以通过血管中心线相邻点之间构成的向量作为先验知识,结合模版帧中每个图像块与流动帧中的相应各个图像块的相关系数,完成流动帧中血管和模版帧中血管的匹配和跟踪。如图2右侧所示,模版帧中的血管块依次(从0开始,图像块0代表起点图像块)在流动帧中找到最相关的血管位置并用方形窗口可视化其所在位置(流动帧中找到的第n个图像块与模版帧中的第n个图像块对应)。当流动帧中找到的窗口内不再包含血管时,血管跟踪终止(图像块7为包含血管的最后一个图像块),与此同时,流动帧中造影剂的前端位置(对应当前造影剂流动到的最下游位置)在模版帧中的对应位置也可以确定,例如,流动帧中造影剂的前端位置对应于模版帧的图像块7内的位置。该算法可以应对流动帧中血管的全局移动和局部形变,实现自动准确快速的血管跟踪。

[0076] 可选地,步骤3也可以通过确定流动帧中造影剂的前端位置结合流动帧与模版帧之间的血管匹配来实现。可以采用多种方式来实现所述血管匹配。

[0077] 可选地,血管匹配也可通过基于图像灰度值非刚性配准方法实现(可参见Ledesma-Carbayo,María J.,et al."Spatio-temporal nonrigid registration for ultrasound cardiac motion estimation."IEEE transactions on medical imaging24.9(2005):1113-1126),该类方法试图找到图像上(或者图像上感兴趣的区域)每个像素在序列上不同帧间的匹配;通过计算不同帧上匹配像素之间的位移来计算每个像素的局部运动向量。此种非刚性图像配准的方法为了寻找最优的匹配需要求解一个较复杂的全局优化问题,且通常要求较为准确的初始参数估计,相对复杂,计算量较大。

[0078] 可选地,血管匹配还可以通过计算帧之间的光流实现(参见Farneback,G."Two-Frame Motion Estimation Based on Polynomial Expansion."Proceedings of the 13th Scandinavian Conference on Image Analysis.Göteborg,Sweden,2003)。光流指的是空间运动物体在观察成像平面上的像素运动的瞬时速度,一般是由于场景中前景目标本身的移动、相机的运动,或者两者的共同运动所产生的。光流场是指图像中所有像素点构成的一种二维瞬时速度场。光流估计是利用两个图像帧中像素在时间域上的变化找到两帧之间的位置对应关系,从而计算出两帧之间血管的运动信息的一种方法。

[0079] 完成血管匹配后,关于流动帧中造影剂的前端位置的判断,可以通过传统的图像处理算法或基于深度学习的图像分割,和/或结合采用以下中的任何一种手段用于快速准确判断:在时间维度上造影剂流动的连续性;考虑全局信息;使用图割(Graphcut)、条件随机场(CRF)或递归神经网络(RNN)等算法。通过确定流动帧中造影剂的前端位置结合流动帧与模版帧之间的血管匹配,就可以确定流动帧(例如起始帧和终止帧)上造影剂的前端在模版帧中的对应位置。

[0080] 步骤4:将所述起始帧和终止帧的前端分别投影到血管的三维模型。在确定起始帧和终止帧的造影剂前端对应于模板帧上的位置后,该二维位置可进一步通过重构关系投影到三维重构后的血管表面模型中(如图1(d)所示)。起始帧和终止帧之间夹取的三维模型上的体积可以通过散度定理或者通过血管中心线半径和长度积分求解,所得体积除以对应时间,得到单位时间体积流量(如图1(e)所示)。此体积流量可作为包括FFR的各种血管参数的CFD计算的流量边界条件。

[0081] 虽然上文中示例了基于造影图像帧序列的流量的计算方法,但在计算出血流量之后,进行附加处理可以得到其他血管血流参数,例如:通过用血流量除以血管的截面积可以得到血流速度;通过在血管的出口处用出口处的压力除以血流量得到微血管阻力;等等。

[0082] 以上的基于造影图像帧序列来自动计算血管血流参数的方法的各个步骤能够以指令方式存储在计算机可读存储介质上,在被处理器执行时实现相应的步骤,所述计算机可读存储介质连同其上的指令以及处理器构成基于血管造影的计算血管血流参数的装置。

[0083] 图3示出根据本发明另一个实施例的对血管进行3D CFD模拟的总体流程图。

[0084] 如图3所示,总体流程包括:对患者的血管造影的图像帧的序列进行分析和处理,以选择模板帧和流动帧(步骤31);基于模板帧生成血管的三维模型,例如可以对模板帧进行血管分割和中心线生成,然后在三维空间中重构出血管中心线和血管的表面模型,但三维重建的方法并不限于此(步骤32);基于流动帧、模板帧以及重构的血管的三维模型,提取血管血流参数作为血管的CFD模拟的边界条件(步骤33);鉴于步骤31-步骤33的具体过程在上文中说明基于血管造影的图像帧序列的流量的计算方法时已经进行了详释,在此不赘述。注意,在步骤31-33中,优选地,可以选取关注血管段进行三维重构,优选地,可以根据该关注血管段来确定造影剂充盈过程的起始帧和终止帧,使得起始帧和终止帧之间的血流量表征该关注血管段内的平均血流量。例如,可以使得起始帧和终止帧之间造影剂的充盈过程无支路地经过整个关注血管段。作为示例,可以在图像帧上关注血管段的起始点和终止点附近预先分别设置入口标记点和出口标记点,通过监控入口标记点和出口标记点附近的图像灰度值的显著降低,来分别确定起始帧和终止帧。这仅仅作为示例,根据该关注血管段来确定造影剂充盈过程的起始帧和终止帧的实施方式并不限于此。

[0085] 此外,所述总体流程还包括:

[0086] 为关注血管段建立三维CFD模型(步骤34)。该步骤包括如下内容。利用所提取的血管血流参数作为边界条件施加到相应血管的入口和出口,并为该关注血管段的三维模型生成计算网格,例如,该血管段的入口流量和出口流量均设为该血管段上的平均血流量,设置血液的物理属性以及流动方程。可以利用包括vmtk、tetgen的各种开源软件,为所述血管的三维模型生成满足CFD计算要求的高质量计算网格。注意,可以仅对关注血管段进行三维重构,并为重构而成的关注血管段的三维模型生成计算网格;也可以对包括关注血管段在内的血管段进行三维重构,在该血管段的三维模型中选取关注血管段来生成计算网格。前者进一步节约计算资源,后者则通过让用户直观地看到血管段的三维模型从中选取关注血管段,使得选取更直观和方便。

[0087] 然后,基于所述入口边界条件和出口边界条件、所设置的物理属性和流动方程,对所建立的所述血管段的CFD模型进行求解,以得到血管段各处的流体参数(步骤35);可选地,可以对求解所得到的所述流体参数进行后处理,以得到血管段各处的诸如血流储备分

数的可供诊断用的血管血流参数(步骤36),随后可选地,可将诊断用的血管血流参数写入病例分析报告中以供医生参考(步骤37)。

[0088] 具体说来,在步骤34中,边界条件设置如下:

[0089] 入口边界条件:施加针对患者个体的入口流量以及主动脉平均压力(基于大量临床测量)到入口边界;

[0090] 出口边界条件:施加针对患者个体的出口流量,并假设出口流体完全发展,压力梯度为零。

[0091] 针对患者个体的入口流量和出口流量可以都设置为该血管段内充血状态下的平均血流量。通过上文所述的方法(例如结合图1(a)-图1(e)描述的计算方法)所得到的体积流量可以作为该血管段内的平均血流量。优选地,在静息状态下完成血管造影,并基于静息状态下的血管造影利用上文所述的方法来计算血流量,并将该流量乘以3-3.5倍系数转化成充血状态(Hyperemia Condition)下的血流量。根据FFR的定义,其是在充血状态下的血流储备分数,需要得到充血状态下的血流量作为边界条件来对其进行模拟计算。这种基于静息状态下的血管造影的得到充血状态下的CFD模拟的边界条件的方法,无需让患者服用药物来达到充血状态,临床使用效果与基于充血状态下的各种测量来确定血流量作为边界条件相当,减少了患者的药物摄入和痛苦。

[0092] 步骤35中,假定血管流体为牛顿流体且为层流,设置符合人体生理学特性的血液密度及血流粘性,计算非定常流动(transient Flow)直至结果收敛。3D CFD求解器基于不可压缩流(Incompressible Flow)的Navier-Stokes (N-S) 方程组(质量、动量守恒方程):

$$[0093] \quad \nabla \cdot \mathbf{u} = 0$$

$$[0094] \quad \frac{\partial \mathbf{u}}{\partial t} + \mathbf{u} \cdot \nabla \mathbf{u} = -\frac{\nabla p}{\rho} + \nu \nabla^2 \mathbf{u}$$

[0095]  $\mathbf{u}$ 为流体速度矢量, $p$ 为压力, $\rho$ 为流体密度, $\nu$ 为流体的运动粘性。

[0096] 步骤36中,根据计算得到的3D CFD结果,利用关系式 $FFR = p_d/p_a$  ( $p_d$ 为各个点的压力, $p_a$ 为主动脉处平均压力),可计算得到所有点的FFR。狭窄处远段的FFR值则作为最终的计算值进行报告,若 $FFR \leq 0.8$ 则表明该狭窄会导致血管的功能性缺血,需要进行介入治疗。3D CFD结果还包括其他临床关注的参数,如FFR回拉(pull-back)曲线,血流速度及压力分布,血管各分支的流量分布,血管壁的剪切应力等。

[0097] 本项发明高度集成及自动化整个计算流程,包括医学图像的处理、计算模型的重建、计算本身及结果的后处理,实现大批量病例的快速准确计算。

[0098] 图4是根据本发明再一实施例的一种基于血管造影的计算血管血流参数的系统的图示。如本领域技术人员将理解的,在一些实施例中,该系统400可以是专用智能设备或通用智能设备。例如,系统400可以是为医院定制的用于处理图像数据获取和图像数据处理任务的计算机,也可以是放置在云端的服务器。例如,系统400也可以集成在为患者采集血管造影的图像帧的序列的成像设备中,例如可以集成在数字血管造影成像设备中。

[0099] 系统400可以包括处理器421和存储器422。可选地,如图4所示,系统400还可以附加地包括医学数据库425、输入/输出427、网络接口426和图像显示器429中的至少一种。

[0100] 处理器421可以是包括诸如微处理器、中央处理单元(CPU)、图形处理单元(GPU)等一个或更多个通用处理设备的处理设备。更具体地,处理器421可以是复杂指令集运算

(CISC)微处理器、精简指令集运算(RISC)微处理器、超长指令字(VLIW)微处理器、运行其他指令集的处理器或运行指令集的组合的处理器。处理器421还可以是诸如专用集成电路(ASIC)、现场可编程门阵列(FPGA)、数字信号处理器(DSP)、片上系统(SoC)等一个或多个专用处理设备。

[0101] 处理器421可以通信地联接到存储器422并且被配置为执行存储在其中的计算机可执行指令。存储器422可以包括只读存储器(ROM)、闪存、随机存取存储器(RAM)、静态存储器等。在一些实施例中,存储器422可以存储诸如一个或多个处理程序423的计算机可执行指令以及在执行计算机程序时生成的数据。处理器421可以执行处理程序423以实现上文中结合图1(a)-图1(e)所述的基于造影图像帧序列来计算血管血流参数作为血管的CFD模拟的边界条件的方法的各个步骤。可选地,处理器421执行处理程序423时可以实现上文中结合图3所述的利用基于造影图像帧序列所计算的血管血流参数作为边界条件、对血管段进行三维CFD模拟计算以得到诊断用的血管血流参数的方法各个步骤。

[0102] 处理器421还可以向存储器422发送/接收医学数据424。例如,处理器421可以接收存储在存储器422中的造影图像帧序列。优选地,处理器421执行处理程序423时可以对患者的血管造影的图像帧的序列进行分析和处理以选择模版帧和流动帧,并将模版帧和流动帧的识别信息传送到存储器422中,由此,存储器422中的模版帧和流动帧可以带有标记,以便于后续处理。可选地,存储器422能够与医学数据库425通信,以便从其获取造影图像帧序列,或将标记了模版帧和流动帧的标记的图像帧传输到医学数据库425中,以供授权访问医学数据库425的用户调取和使用。

[0103] 医学数据库425是可选的,可以包括以集中或分布的方式定位的多个设备。处理器421可以与医学数据库425进行通信,以将造影图像帧序列读取到存储器422中或将来自存储器422的造影图像帧序列存储到医学数据库425。

[0104] 存储器422或医学数据库425中可以分类存储造影图像帧的序列的条目,该条目的项可以包括造影日期、患者ID、流动帧或模版帧标记、投影角度等,以便于按需调用相应的造影图像帧的序列。存储器422所存储的医学数据424中,可以包含基于血管造影的计算血管血流参数的方法(包括用于产生血管血流参数作为边界条件的方法以及使用该边界条件进行CFD建模所得到的诊断用的血管血流参数的方法等)中产生的各种中间数据。

[0105] 造影图像帧的序列、基于血管造影的计算血管血流参数的方法中产生的各种中间数据以及计算得到的血管血流参数可以被选择性地显示在图像显示器429上,以使得医生能够直观可视地查看这些数据,便于医生核实计算机所执行的分析和处理是妥当的,也便于医生在需要时可以随时介入调整计算步骤。举例来说,当医生看到起始帧和终止帧中造影剂的前端在三维模型中的投影位置之间的血管段中存在分支时,可改变起始帧和终止帧的选择,以使得两者之间的血管段落落在单支血管上,以便利血液流过体积的计算。再例如,医生可以查看起始帧和终止帧中造影剂的前端在三维模型中的投影位置之间的血管段是否自己关注的血管段,并进行相应的调整。

[0106] 虽然CFD计算结果的后处理可以将FFR在图像显示器429上显示给医生,但医生也可以在其上看到整个血管段上各处各种血管血流参数的分布情况,以便于综合各种血管血流参数进行综合诊断。还可以将步骤37中生成的病例分析报告显示在图像显示器429上,以供医生查看和打印。例如,图像显示器429可以是LCD、CRT或LED显示器。



[0107] 输入/输出427可以被配置为允许由系统400接收和/或发送数据。输入/输出427可以包括允许系统400与用户或其他机器和设备进行通信的一个或更多个数字和/或模拟通信设备。例如,输入/输出427可以包括让用户提供输入的键盘和鼠标,也可以包括打印机。

[0108] 网络接口426可以包括网络适配器、电缆连接器、串行连接器,USB连接器、并行连接器,诸如光纤、USB3.0、雷电等高速数据传输适配器、诸如WiFi适配器的无线网络适配器、电信(3G、4G/LTE等)适配器等。系统400可以通过网络接口426连接到网络。

[0109] 本文描述了各种操作或功能,其可以被作为软件代码或指令实现或定义为软件代码或指令。这样的内容可以是可直接执行的(“对象”或“可执行”形式)源代码或差分代码(“增量”或“补丁”代码)。本文所述的实施例的软件实现可以经由其中存储有代码或指令的制品或者经由操作通信接口以经由通信接口发送数据的方法来提供。机器或计算机可读存储介质可以使机器执行所描述的功能或操作,并且包括以可由机器(例如,计算设备、电子系统等等)访问的形式存储信息的任何机制,诸如可记录/不可记录介质(例如,只读存储器(ROM)、随机存取存储器(RAM)、磁盘存储介质、光存储介质、闪存设备、等等)。通信接口包括接合到硬连线、无线、光学等介质中的任何一个以与另一设备通信的任何机制,诸如存储器总线接口、处理器总线接口、互联网连接、磁盘控制器等。可以通过提供配置参数和/或发送信号来将通信接口配置成将该通信接口准备好以提供描述软件内容的数据信号。可以经由发送到通信接口的一个或更多个命令或信号来访问通信接口。

[0110] 本发明还涉及一种用于执行本文的操作的系统。该系统可以是为了所需目的而特别构造的,或者该系统可以包括由存储在计算机中的计算机程序选择性地激活或重新配置的通用计算机。这样的计算机程序可以存储在计算机可读存储介质中,所述计算机可读存储介质诸如但并不限于包括软盘、光盘、CDROM、磁光盘等任何类型的盘、只读存储器(ROM)、随机存取存储器(RAM)、EPROM、EEPROM、磁卡或光卡、或适于存储电子指令的任何类型的介质,其中每个介质耦合到计算机系统总线。

[0111] 以上实施例仅为本发明的示例性实施例,不用于限制本发明,本发明的保护范围由权利要求书限定。本领域技术人员可以在本发明的实质和保护范围内,对本发明做出各种修改或等同替换,这种修改或等同替换也应视为落在本发明的保护范围内。

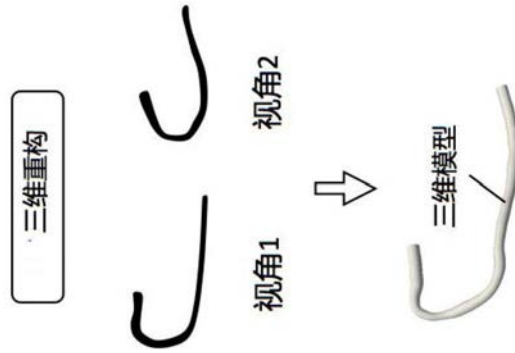


图1 (a)

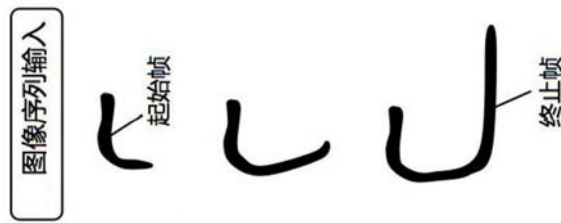


图1 (b)

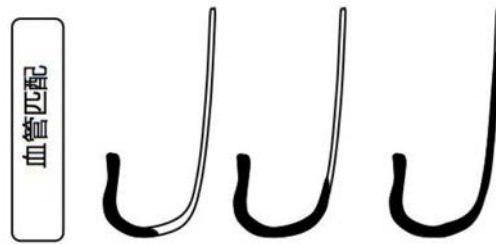


图1 (c)

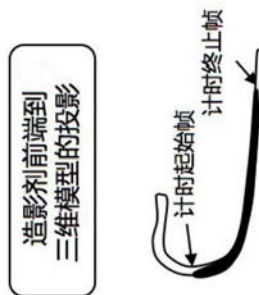


图1 (d)

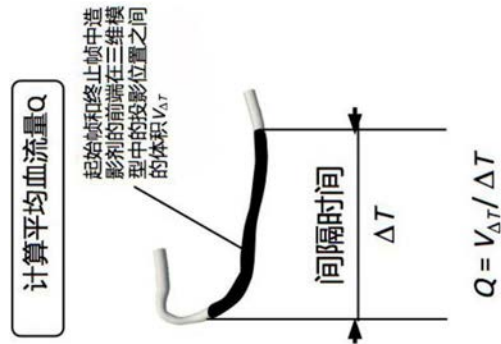


图1(e)

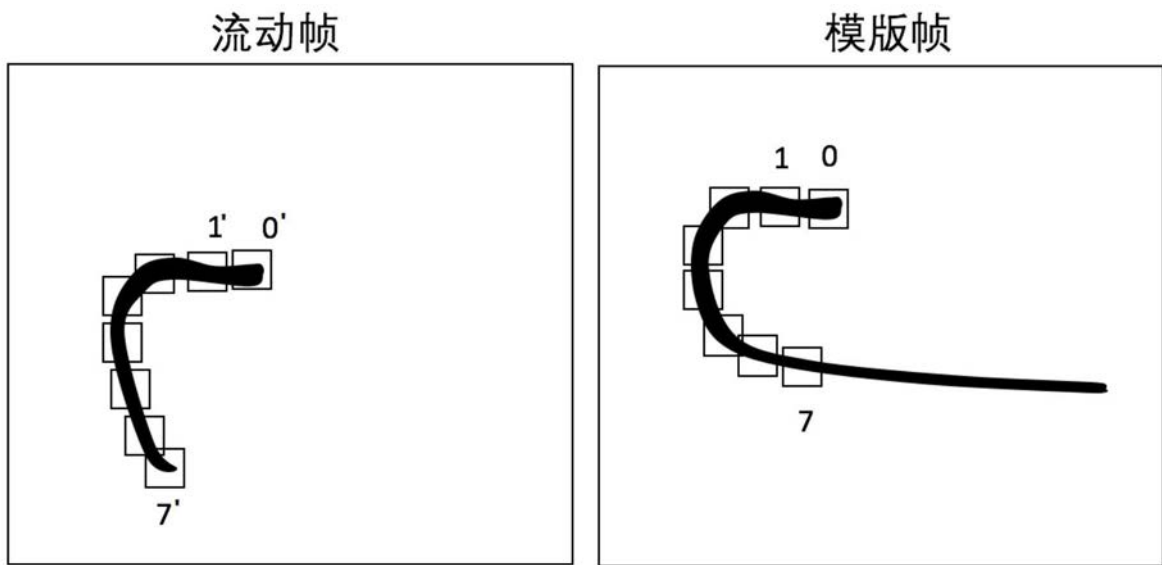


图2

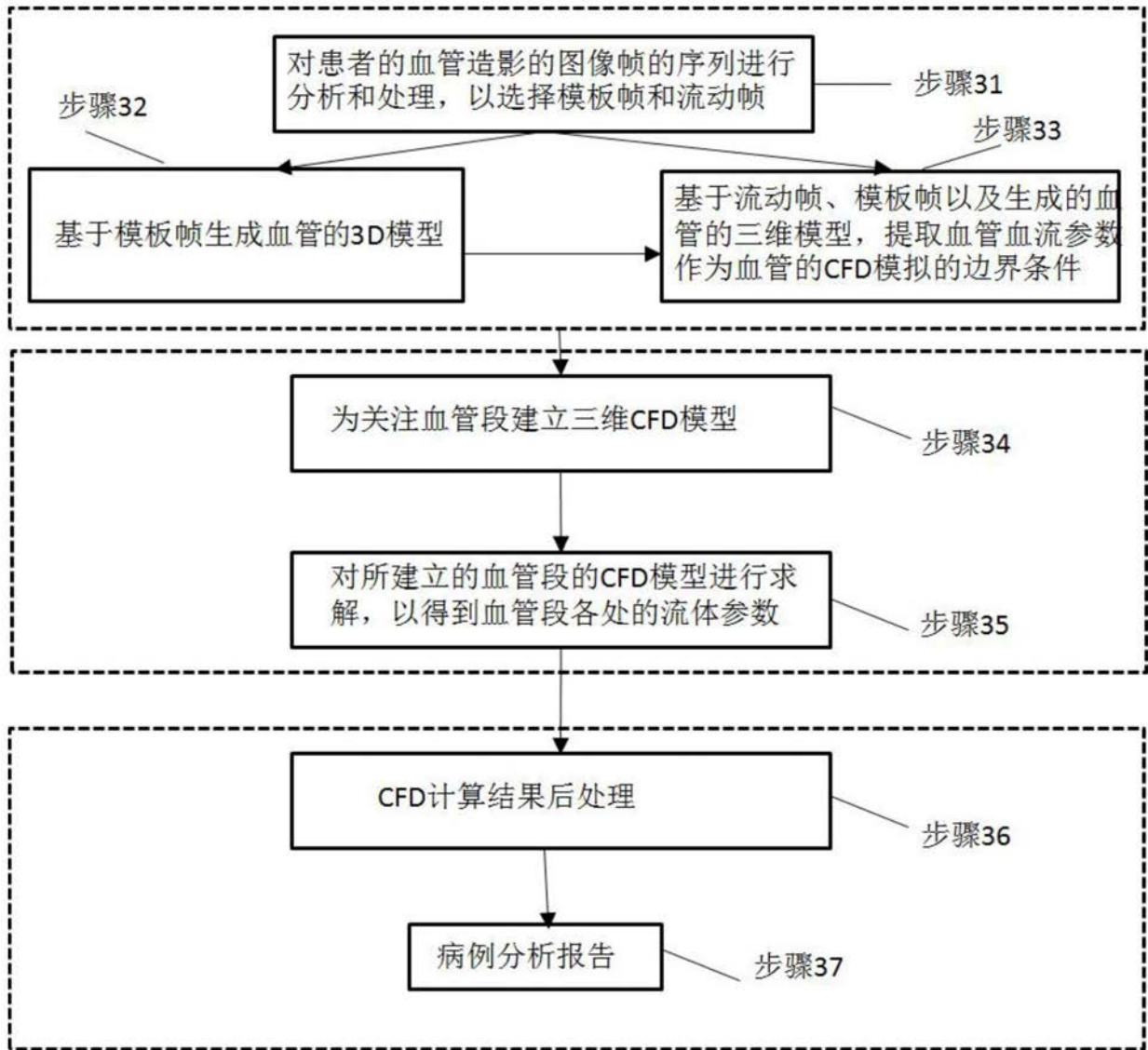


图3

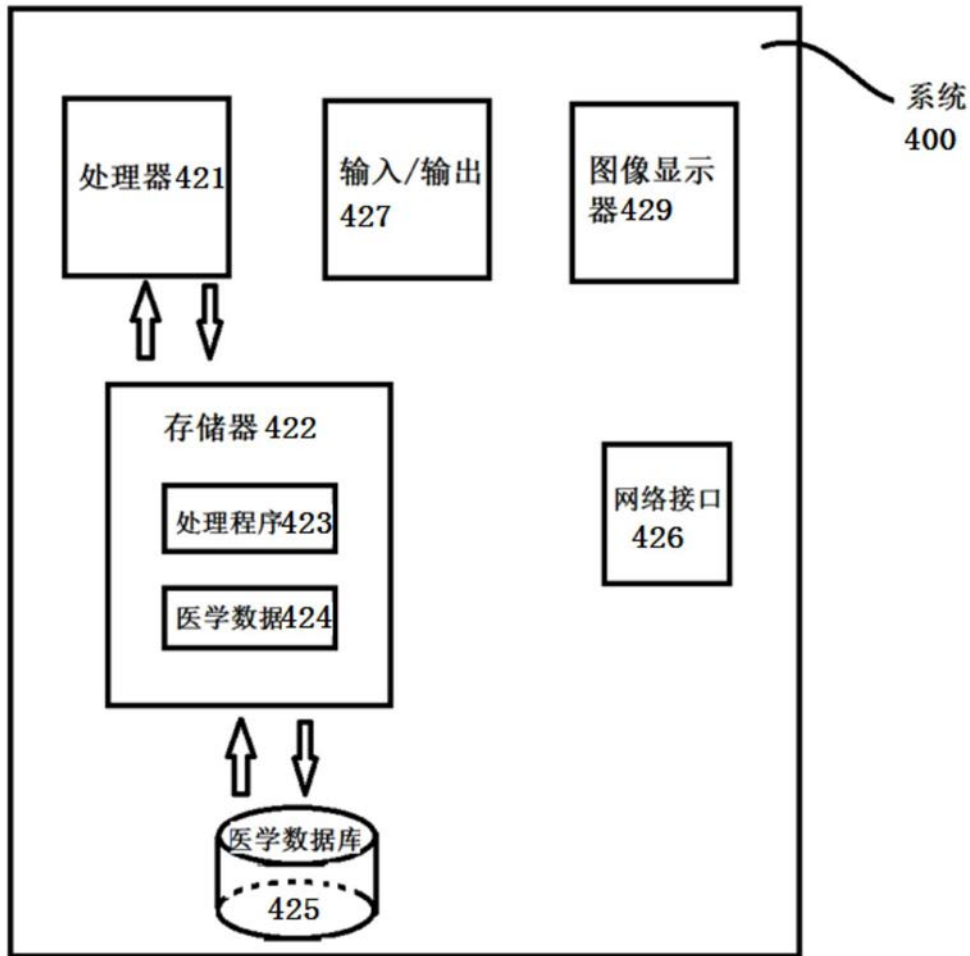


图4