



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 105095615 B

(45)授权公告日 2019.05.21

(21)申请号 201410165696.3

(22)申请日 2014.04.23

(65)同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 105095615 A

(43)申请公布日 2015.11.25

(73)专利权人 北京冠生云医疗技术有限公司  
地址 100085 北京市海淀区上地信息路26号11层1106室

(72)发明人 刘豆豆 吴焕焕 雷达 林君山

(74)专利代理机构 北京志霖恒远知识产权代理  
事务所(普通合伙) 11435  
代理人 孟阿妮

(51)Int.Cl.

G16H 30/40(2018.01)

A61B 5/026(2006.01)

(56)对比文件

CA 2850189 A1,2013.03.07,

CN 103247071 A,2013.08.14,

CN 101283929 A,2008.10.15,

CN 102411675 A,2012.04.11,

CN 103270513 A,2013.08.28,

EP 2090864 A1,2009.08.19,

肖若秀等.“应用于医学三维影像的血管结构自动提取”.《光学精密工程》.2014,(第2期),

审查员 王高云

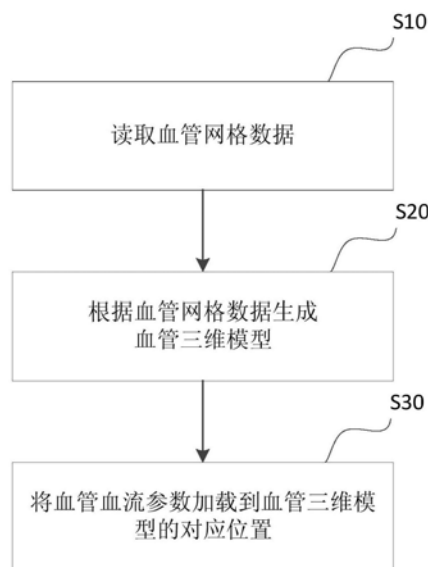
权利要求书4页 说明书7页 附图3页

(54)发明名称

对血管中血流数据进行处理的方法和系统

(57)摘要

本发明涉及一种对血管中血流数据进行处理的方法和系统。其中,对血管中血流数据进行处理的方法包括:读取血管网格数据;根据血管网格数据生成血管三维模型;将血管血流参数加载到血管三维模型的对应位置。采用本发明的对血管中血流数据进行处理的方法和系统,可以直观的体现出血管中的血流数据。



1. 一种对血管中血流数据进行处理的方法,所述血流数据包括血管网格数据和血管血流参数,其特征在于,包括:

读取血管网格数据;

根据所述血管网格数据生成血管三维模型;

将所述血管血流参数加载到所述血管三维模型的对应位置,具体包括:

对比血管血流参数编号和血管三维模型的各单元编号,将血管血流参数加载到与之具有相同编号的血管三维模型的单元中;

用颜色填充法和/或血流参数数值抽取法对标量参数进行标记;

用箭头标注法和/或流线标注法对矢量参数进行标记;

所述颜色填充法具体包括:

a) 创建一个颜色查询表,设定颜色查询表的色调范围;

b) 设定颜色查询表的颜色数量,且每一个颜色对应一个颜色索引号;

c) 确定血管三维模型中某一标量参数的最大值 $s_{max}$ 和最小值 $s_{min}$ ;

d) 设定最小值 $s_{min}$ 所对应颜色为红色,最大值 $s_{max}$ 所对应颜色为蓝色;

e) 采用公式 $index = 255 \times (scalar - s_{min} / (s_{max} - s_{min}))$ ,计算血管三维模型中某一单元的标量数据 $scalar$ 所对应的颜色索引号 $index$ ;

f) 将与索引号 $index$ 对应的颜色作为当前单元的颜色填充并显示出来;

所述血流参数数值抽取法具体包括:

a) 选取所述血管三维模型中需要进行数值抽取的区域;

b) 将所述需要进行数值抽取区域中各单元的某一种血流参数数值求平均,并标注在该区域的中心处;

c) 统计所述需要进行数值抽取区域中各单元的某一种血流参数的数值分布,并绘制数值分布直方图。

2. 根据权利要求1所述的血管中血流数据进行处理的方法,其特征在于,

所述箭头标注法具体包括:

a) 按照每10个点采样一个的采样频率对矢量场采样,所述矢量场为由血管三维模型的某一类矢量数据形成的矢量场;

b) 由x方向分量、y方向分量、z方向分量计算采样点处的矢量数据的大小和方向;

c) 在采样点上用一个有方向和长短的箭头来表示该点处矢量数据的方向和大小;

所述流线标注法具体包括:

a) 计算整个血管三维模型的范围值 $[x_{min}, y_{min}, z_{min}, x_{max}, y_{max}, z_{max}]$ ;

b) 设定流线起点 $P_0(x_0, y_0, z_0)$ ,其坐标值须满足条件 $x_{min} < x_0 < x_{max}, y_0 = y_{max}, z_{min} < z_0 < z_{max}$ ;

c) 设定积分步长 $step$ 为单元长度的0.05,最大增长量 $Time$ 为500个时间单位,初始积分时长 $time$ 为1,所述单元长度为三维空间坐标系中一个单位的长度;

d) 采用公式 $x_1 = x_0 + step$ 计算下一个积分点 $P_1$ 的x坐标值 $x_1$ ;

e) 获取 $P_0$ 点所在单元的矢量数据作为速度矢量 $v_0$ ,获取 $\left(x_0 + \frac{step}{2}, y_0 + v_0 \frac{step}{2}, z_0 + \frac{step}{2}\right)$

点所在单元的矢量数据作为速度矢量 $v_{1y}$ , 获取 $\left(x_0 + \frac{step}{2}, y_0 + v_{1y} \frac{step}{2}, z_0 + \frac{step}{2}\right)$ 点所在单元的矢量数据作为速度矢量 $v_{2y}$ , 获取 $(x_1, y_0 + v_{2y}step, z_0 + step)$ 点所在单元的矢量数据作为速度矢量 $v_{3y}$ , 采用公式 $y_1 = y_0 + \frac{step}{6}(v_0 + 2v_{1y} + 2v_{2y} + v_{3y})$ 计算下一个积分点 $P_1$ 的 $y$ 坐标值 $y_1$ ;

f) 获取 $\left(x_0 + \frac{step}{2}, y_0 + \frac{step}{2}, z_0 + v_0 \frac{step}{2}\right)$ 点所在单元的矢量数据作为速度矢量 $v_{1z}$ , 获取 $\left(x_0 + \frac{step}{2}, y_0 + \frac{step}{2}, z_0 + v_{1z} \frac{step}{2}\right)$ 点所在单元的矢量数据作为速度矢量 $v_{2z}$ , 获取 $(x_1, y_0 + step, z_0 + v_{2z}step)$ 点所在单元的矢量数据作为速度矢量 $v_{3z}$ , 并采用公式 $z_1 = z_0 + \frac{step}{6}(v_0 + 2v_{1z} + 2v_{2z} + v_{3z})$ 计算下一个积分点 $P_1$ 的 $z$ 坐标值 $z_1$ ;

g) 绘制点 $P_0$ 到点 $P_1$ 的线段;

h) 对比积分时长 $time$ 与最大增长量 $Time$ , 若 $time \neq Time$ 则执行 $time = time + 1$ , 并将 $P_1$ 点作为流线起点 $P_0$ , 然后继续执行步骤d、e、f和步骤g, 若 $time = Time$ 则结束循环, 流线绘制完毕。

3. 根据权利要求1-2任意一项所述的对血管中血流数据进行处理的方法, 其特征在于, 还包括:

对某一时间段内的某一种血流参数进行动画显示。

4. 一种对血管中血流数据进行处理系统, 所述血流数据包括血管网格数据和血管血流参数, 其特征在于, 包括:

读取模块, 读取血管网格数据;

三维重建模块, 根据所述血管网格数据生成血管三维模型;

处理模块, 将所述血管血流参数加载到所述血管三维模型的对应位置, 具体包括:

对比血管血流参数编号和血管三维模型各单元编号, 将血管血流参数加载到与之具有相同编号的血管三维模型的单元中;

用颜色填充法和/或血流参数数值抽取法对标量参数进行标记;

用箭头标注法和/或流线标注法对矢量参数进行标记;

所述处理模块包括标量参数处理部和矢量参数处理部;

所述标量参数处理部用于将所述血管血流参数中的标量参数加载到所述血管三维模型的对应位置;

所述矢量参数处理部用于将所述血管血流参数中的矢量参数加载到所述血管三维模型的对应位置;

所述标量参数处理部包括颜色填充模块, 用于根据血管三维模型中各单元标量参数值的不同, 对各单元上不同的颜色, 具体包括:

a) 创建一个颜色查询表, 设定颜色查询表的色调范围;

b) 设定颜色查询表的颜色数量, 且每一个颜色对应一个颜色索引号;

c) 确定血管三维模型中某一标量参数的最大值 $s_{max}$ 和最小值 $s_{min}$ ;  
 d) 设定最小值 $s_{min}$ 所对应颜色为红色,最大值 $s_{max}$ 所对应颜色为蓝色;  
 e) 采用公式 $index = 255 \times (scalar - s_{min} / (s_{max} - s_{min}))$ ,计算血管三维模型中某一单元的标量数据 $scalar$ 所对应的颜色索引号 $index$ ;

f) 与索引号 $index$ 对应的颜色作为当前单元的颜色填充并显示出来;

所述标量参数处理部还包括血流参数数值抽取模块,用于选取所述血管三维模型中需要进行数值抽取区域,将所述需要进行数值抽取区域中各单元某一种血流参数数值的平均值标注在该区域的中心处,并统计所需要进行数值抽取区域中各单元的某一种血流参数的数值分布,绘制数值分布直方图。

5. 根据权利要求4所述的血管中血流数据进行处理系统,其特征在于,

所述矢量参数处理部包括箭头标注模块,用于在所述血管三维模型的预定数量的相邻单元中选取其中一个单元,并对该选取出单元的血管血流矢量参数进行大小和方向标注,具体包括:

a) 按照每10个点采样一个的采样频率对矢量场采样,所述矢量场为由血管三维模型的某一类矢量数据形成的矢量场;

b) 由x方向分量、y方向分量、z方向分量计算采样点矢量数据的大小和方向;

c) 在采样点上用一个有方向和长短的箭头来表示该点处矢量数据的方向和大小;

所述矢量参数处理部还包括流线标注模块,用于描述在血管三维模型的矢量场中一个无质量粒子的运动轨迹,具体包括:

a) 计算整个血管三维模型的范围值 $[x_{min}, y_{min}, z_{min}, x_{max}, y_{max}, z_{max}]$ ;

b) 设定流线起点 $P_0(x_0, y_0, z_0)$ ,其坐标值须满足条件: $x_{min} < x_0 < x_{max}, y_0 = y_{max}, z_{min} < z_0 < z_{max}$ ;

c) 设定积分步长 $step$ 为单元长度的0.05,最大增长量 $Time$ 为500个时间单位,初始积分时长 $time$ 为1,所述单元长度为三维空间坐标系中一个单位的长度;

d) 采用公式 $x_1 = x_0 + step$ 计算下一个积分 $P_1$ 点的x坐标值 $x_1$ ;

e) 获取 $P_0$ 点所在单元的矢量数据作为速度矢量 $v_0$ ,获取 $\left(x_0 + \frac{step}{2}, y_0 + v_0 \frac{step}{2}, z_0 + \frac{step}{2}\right)$ 点所在单元的矢量数据作为速度矢量 $v_{1y}$ ,获取 $\left(x_0 + \frac{step}{2}, y_0 + v_{1y} \frac{step}{2}, z_0 + \frac{step}{2}\right)$ 点所在单元的矢量数据作为速度矢量 $v_{2y}$ ,获取 $(x_1, y_0 + v_{2y}step, z_0 + step)$ 点所在单元的矢量数据作为速度矢量 $v_{3y}$ ,采用公式 $y_1 = y_0 + \frac{step}{6}(v_0 + 2v_{1y} + 2v_{2y} + v_{3y})$ 计算下一个积分点 $P_1$ 的y坐标值 $y_1$ ;

f) 获取 $\left(x_0 + \frac{step}{2}, y_0 + \frac{step}{2}, z_0 + v_0 \frac{step}{2}\right)$ 点所在单元的矢量数据作为速度矢量 $v_{1z}$ ,获取 $\left(x_0 + \frac{step}{2}, y_0 + \frac{step}{2}, z_0 + v_{1z} \frac{step}{2}\right)$ 点所在单元的矢量数据作为速度矢量 $v_{1z}$ ,获取 $(x_1, y_0 + step, z_0 + v_{2z}step)$ 点所在单元的矢量数据作为速度矢量 $v_{3z}$ ,并采用公式

$z_1 = z_0 + \frac{step}{6}(v_0 + 2v_{1z} + 2v_{2z} + v_{3z})$  计算下一个积分点P<sub>1</sub>的z坐标值z<sub>1</sub>;

g) 绘制点P<sub>0</sub>到点P<sub>1</sub>的线段;

h) 对比积分时长time与最大增长量Time,若time≠Time则执行time=time+1,并将P<sub>1</sub>点作为流线起点P<sub>0</sub>,然后继续执行步骤d、e、f和步骤g,若time=Time则结束循环,流线绘制完毕。

6. 根据权利要求4-5中任意一项所述的对血管中血流数据进行处理系统,其特征在于,还包括显示模块;

所述显示模块用于对某一时间段内的某一种血流参数进行动画显示。

## 对血管中血流数据进行处理的方法和系统

### 技术领域

[0001] 本发明涉及一种对血管中血流数据进行处理的技术,特别是对血管中血流数据进行处理的方法和系统。

### 背景技术

[0002] 冠状动脉性心脏病(简称冠心病)是动脉粥样硬化导致器官病变的最常见类型,也是严重危害人民健康的常见病,其特点是血液中的脂质沉着在原本光滑的动脉内膜上,在动脉内膜一些类似粥样脂类物质堆积而成白色斑块(称为动脉粥样硬化病变),这些斑块渐渐增多造成动脉狭窄,使血流受阻,导致心脏缺血,产生心绞痛。若狭窄超过60%,在血液供应需求增加时就会出现缺血伴收缩功能减退、心律失常甚至心肌梗死、心脏病突发等。

[0003] 目前,临床上用来辅助检查冠心病的技术分为侵入式检查和非侵入式检查两大类。侵入式检查包括:IVUS(血管内超声)和冠状动脉造影(Coronary Angiography),血管内超声可显示管壁的组织学特征,精确地测量管腔直径及截面积,发现冠状动脉造影不能显示的血管早期病变;冠状动脉造影是识别有无与粥样硬化性冠状动脉疾病有关的动脉狭窄的“金标准”,能较明确地揭示冠状动脉的解剖畸形及其阻塞性病变的位置、程度与范围。非侵入式检查包括:心电图、心脏损伤标记物检查、运动负荷试验、SPECT(心肌灌注的单光子发射计算机断层成像术)和PET(正电子发射断层成像术),这些检测技术通过测量心脏电位变化、心肌运动或者心肌灌注改变等间接地评估冠状动脉损伤;心脏磁共振显像(CMR)、冠状动脉CT血管造影(CT,电子计算机X射线断层扫描技术)可以得到冠状动脉的各个位置断层成像。

[0004] 侵入式检查能获得丰富的与病变及狭窄相关的图像信息,但此种方法需要在患者体内置入导管等仪器,增加了患者的医疗费用和身体痛苦,而且导管对血管存在损伤,刺激冠状动脉和粥样硬化斑块也可能导致患者意外死亡。非侵入式检查则不需要在患者体内置入导管等仪器,危险性低,不会给患者身体带来额外的痛苦,但其获得的病情信息较少,不利于准确分析诊断患者病情。

[0005] 因此,有必要发展一种使用非侵入性手段有效评估冠状动脉损伤状态的方法,这种方法不仅不会给患者身体造成侵入性伤害,还能获得丰富的患者病情信息。将计算流体力学方法和医学影像技术结合,则能实现这一目标,该方法以非侵入检查获取的患者病情信息为依据,经过流体力学计算,能获得冠状动脉血流储备分数(FFR)、血流压力、血液流速、血管壁应力等非常重要的病情诊断参数。

[0006] 流体力学计算结果具有繁杂、多维的特点,若直接用于临床,作为医生诊断患者病情的依据,无疑会极大地增加医生的工作强度和难度。

### 发明内容

[0007] 在下文中给出关于本发明的简要概述,以便提供关于本发明的某些方面的基本理解。应当理解,这个概述并不是关于本发明的穷举性概述。它并不是意图确定本发明的关键

或重要部分,也不是意图限定本发明的范围。其目的仅仅是以简化的形式给出某些概念,以此作为稍后论述的更详细描述的前序。

[0008] 本发明的一个主要目的在于提供一种对血管中血流数据进行处理的方法和系统,其能将经过流体力学计算得到的血流参数进行直观展示。

[0009] 根据本发明的一方面,一种对血管中血流数据进行处理的方法,所述血流数据包括血管网格数据和血管血流参数,包括:

[0010] 读取血管网格数据;

[0011] 根据所述血管网格数据生成血管三维模型;

[0012] 将所述血管血流参数加载到所述血管三维模型的对应位置。

[0013] 根据本发明的第二方面,一种对血管中血流数据进行处理的方法,其中所述血流数据包括血管网格数据和血管血流参数,包括:

[0014] 读取模块,用于读取血管网格数据;

[0015] 三维重建模块,用于根据所述血管网格数据生成血管三维模型;

[0016] 处理模块,用于将所述血管血流参数加载到所述血管三维模型的对应位置。

[0017] 采用本发明的对血管中血流数据进行处理的方法和系统,可以直观的体现出血管中的血流数据。

## 附图说明

[0018] 参照下面结合附图对本发明实施例的说明,会更加容易地理解本发明的以上叙述和其它目的、特点和优点。附图中的部件只是为了示出本发明的原理。在附图中,相同的或类似的技术特征或部件将采用相同或类似的附图标记来表示。

[0019] 图1为本发明对血管中血流数据进行处理的方法的一种实施方式的流程图;

[0020] 图2为以血流储备分数为例表示对标量参数进行颜色标注法的效果图;

[0021] 图3为对矢量参数进行箭头标注法的效果图;

[0022] 图4为本发明对血管中血流数据进行处理的一种实施方式的系统图。

## 具体实施方式

[0023] 下面参照附图来说明本发明的实施例。在本发明的一个附图或一种实施方式中描述的元素和特征可以与一个或多个其它附图或实施方式中示出的元素和特征相结合。应当注意,为了清楚的目的,附图和说明中省略了与本发明无关的、本领域普通技术人员已知的部件和处理的表示和描述。

[0024] 参见图1所示,为本发明对血管中血流数据进行处理的方法的一种实施方式的流程图。

[0025] 在本实施方式中,对血管中血流数据进行处理的方法,其中的血流数据包括血管网格数据和血管血流参数。该方法包括:

[0026] S10: 读取血管网格数据;

[0027] S20: 根据血管网格数据生成血管三维模型;

[0028] S30: 将血管血流参数加载到血管三维模型的对应位置。

[0029] 其中,血管网格数据是对流体力学计算中所用血管三维模型的详细描述,包括节

点数据和单元数据两部分。节点数据描述了血管三维模型中每一个坐标点的编号和坐标值,决定了模型的几何结构;单元数据描述了血管三维模型中每一个单元的类型、编号和节点组成,明确了模型中各节点之间的拓扑关系(即哪些点连成一条线,或者哪些点围成一个多边形),决定了模型的拓扑结构。以血管网格数据为依据,结合图形图像技术即可生成血管三维模型。

[0030] 血管血流参数是对流体力学计算结果的记录,可以是标量,也可以是矢量,若为标量则具有编号和数值两个特征值,若为矢量则具有编号、x方向分量、y方向分量、z方向分量共4个特征值。血流参数的编号等于血管网格数据中某一单元的编号,根据这一对应关系,可以将流体力学计算结果作为属性数据加载到血管三维模型上,直观的表达出血管中的血流数据。

[0031] 作为一种实施方式,血管血流参数可以包括标量参数和矢量参数,步骤S30可以具体包括:

[0032] S31:用颜色填充法和/或血流参数数值抽取法对标量参数进行标记;

[0033] S32:用箭头标注法和/或流线标注法对矢量参数进行标记。

[0034] 标量参数例如可以包括血压和/或血流储备分数(FFR)。矢量参数例如可以包括血流速度和/或血管壁应力。

[0035] 在一种实施方式中,颜色填充法例如可以具体包括:

[0036] a) 创建一个颜色查询表,设定颜色查询表的色调范围,例如可以是红色到蓝色;

[0037] b) 设定颜色查询表的颜色数量,例如可以是256种颜色,则颜色索引号范围为0~255;

[0038] c) 确定血管三维模型中某一标量参数的最大值 $s_{max}$ 和最小值 $s_{min}$ ;

[0039] d) 设定最小值 $s_{min}$ 所对应颜色为第一颜色(例如红色),最大值 $s_{max}$ 所对应颜色为第二颜色(例如蓝色);

[0040] e) 采用公式 $index = 255 \times (scalar - s_{min} / (s_{max} - s_{min}))$ ,计算血管三维模型中某一单元的标量数据 $scalar$ 所对应的颜色索引号 $index$ ;

[0041] f) 与索引号 $index$ 对应的颜色作为当前单元的颜色填充并显示出来。

[0042] 颜色填充方法用不同的颜色值将不同的血流动力学参数值直观显示在心血管三维模型上,这样可以根据模型上某一处的颜色范围,轻松判断该处血流动力学参数的大致取值。

[0043] 然而,颜色填充法仅仅能直观的获得血管三维模型中某标量参数的大致取值范围。若要获取模型上某一处某一标量参数的精确取值,则可以采用血流参数数值抽取方法实现。

[0044] 在一种实施方式中,血流参数数值抽取法可以包括:

[0045] a) 选取所述血管三维模型中需要进行数值抽取的区域;

[0046] b) 将所述需要进行数值抽取区域中各单元的某一种血流参数数值求平均,并标注在该区域的中心处;

[0047] c) 统计所述需要进行数值抽取区域中各单元的某一种血流参数的数值分布,并绘制数值分布直方图。

[0048] 采用血流参数数值抽取法从庞大的数据量中抽取少量用户感兴趣的数据进行显



示,忽略掉大部分冗余的、不感兴趣的数据,减少了需要可视化映射的数据量,同时保证了量的准确性。

[0049] 在对矢量参数进行标记时,箭头标注法可以具体包括以下步骤:

[0050] a) 按照每10个点采样一个的采样频率对矢量场(即由血管三维模型的某一类矢量属性数据形成的矢量场)采样;

[0051] b) 由x方向分量、y方向分量、z方向分量计算各采样点矢量数据的大小和方向;

[0052] c) 在各采样点上用一个有方向和长短的箭头来表示该点处矢量数据的方向和大小。

[0053] 在对矢量参数进行标记时,流线标注法可以具体包括:

[0054] a) 计算整个血管三维模型的范围值 $[x_{\min}, y_{\min}, z_{\min}, x_{\max}, y_{\max}, z_{\max}]$ ;

[0055] b) 设定流线起点 $P_0(x_0, y_0, z_0)$ ,其坐标值须满足条件: $x_{\min} < x_0 < x_{\max}, y_0 = y_{\max}, z_{\min} < z_0 < z_{\max}$ ;

[0056] c) 设定积分步长step为单元长度(即三维空间坐标系中一个单位的长度)的0.05,最大增长量Time为500个时间单位,初始积分时长time为1;

[0057] d) 采用公式 $x_1 = x_0 + \text{step}$ 计算下一个积分点 $P_1$ (即流线的下一节点)的x坐标值 $x_1$ ;

[0058] e) 获取 $P_0$ 点所在单元的矢量数据作为速度矢量 $v_0$ ,获取

$\left(x_0 + \frac{\text{step}}{2}, y_0 + v_0 \frac{\text{step}}{2}, z_0 + \frac{\text{step}}{2}\right)$ 点所在单元的矢量数据作为速度矢量 $v_{1y}$ ,获取

$\left(x_0 + \frac{\text{step}}{2}, y_0 + v_{1y} \frac{\text{step}}{2}, z_0 + \frac{\text{step}}{2}\right)$ 点所在单元的矢量数据作为速度矢量 $v_{2y}$ ,获取 $(x_1, y_0 +$

$v_{2y}\text{step}, z_0 + \text{step})$ 点所在单元的矢量数据作为速度矢量 $v_{3y}$ ,采用公式

$y_1 = y_0 + \frac{\text{step}}{6}(v_0 + 2v_{1y} + 2v_{2y} + v_{3y})$ 计算下一个积分点 $P_1$ (即流线的下一节点)的y坐标值 $y_1$ ;

[0059] f) 获取 $\left(x_0 + \frac{\text{step}}{2}, y_0 + \frac{\text{step}}{2}, z_0 + v_0 \frac{\text{step}}{2}\right)$ 点所在单元的矢量数据作为速度矢量 $v_{1z}$ ,

获取 $\left(x_0 + \frac{\text{step}}{2}, y_0 + \frac{\text{step}}{2}, z_0 + v_{1z} \frac{\text{step}}{2}\right)$ 点所在单元的矢量数据作为速度矢量 $v_{2z}$ ,获取 $(x_1, y_0 +$

$+ \text{step}, z_0 + v_{2z}\text{step})$ 点所在单元的矢量数据作为速度矢量 $v_{3z}$ ,并采用公式

$z_1 = z_0 + \frac{\text{step}}{6}(v_0 + 2v_{1z} + 2v_{2z} + v_{3z})$ 计算下一个积分点 $P_1$ (即流线的下一节点)的z坐标值 $z_1$ ;

[0060] g) 绘制点 $P_0$ 到点 $P_1$ 的线段;

[0061] h) 对比积分时长time与最大增长量Time,若 $\text{time} \neq \text{Time}$ 则执行 $\text{time} = \text{time} + 1$ ,并将 $P_1$ 点作为流线起点 $P_0$ ,然后继续执行步骤d、e、f和步骤g,若 $\text{time} = \text{Time}$ 则结束循环,流线绘制完毕。

[0062] 如图2所示,为以血流储备分数(FFR)为例表示对标量参数进行颜色标注法的效果图。通过用不同的色调、饱和度、亮度和透明度来表示不同的FFR值,这样一来,可以直观的看出在三维模型各位置处,FFR的大致取值。

[0063] 如图3所示,为对矢量参数进行箭头标注法的效果图。通过在三维模型各位置上

对矢量参数采用箭头进行标注,可以直观的体现出矢量参数的方向和大小。

[0064] 作为一种优选方案,对血管中血流数据进行处理的方法还可以包括:

[0065] S40:将某一时间段内的某一种血流参数采用动画显示。

[0066] 例如,将血管三维模型和特定时刻的某一种血流参数在同一可视化窗口中显示,得到特定时刻血管的状态分布图,直观显示某一时刻血管的不同位置处的属性值(血流储备分数、血流压力、血液流速、血管壁应力等),通过属性值的对比,可以容易的发现异常值。

[0067] 在连续时间段内,将多个特定时刻的血管三维模型和某一种血流参数在同一可视化窗口中按时间顺序显示,可以得到连续时间段内血管的状态分布图,用来模拟一个或多个心动周期内,心血管的同一位置处的属性值(血流储备分数、血流压力、血液流速、血管壁应力等)的变化情况。由于各个单一计算结果的不同,用户会观看到连续一段时间内的血管三维模型的状态变化情况。

[0068] 参见图4所示,为本发明一种对血管中血流数据进行处理系统,其中的血流数据包括血管网格数据和血管血流参数。

[0069] 在本实施方式中,对血管中血流数据进行处理系统包括读取模块10、三维重建模块20和处理模块30。

[0070] 其中,读取模块10用于读取血管网格数据。三维重建模块20用于根据血管网格数据生成血管三维模型。处理模块30用于将血管血流参数加载到血管三维模型的对应位置。

[0071] 其中,血管网格数据是对流体力学计算中所用血管三维模型的详细描述,包括节点数据和单元数据两部分。节点数据描述了血管三维模型中每一个坐标点的编号和坐标值,决定了模型的几何结构;单元数据描述了血管三维模型中每一个单元的类型、编号和节点组成,明确了模型中各节点之间的拓扑关系(即哪些点连成一条线,或者哪些点围成一个多边形),决定了模型的拓扑结构。以血管网格数据为依据,结合图形图像技术即可生成血管三维模型。血管血流参数是对流体力学计算结果的记录,可以是标量,也可以是矢量,若为标量则具有编号和数值两个特征值,若为矢量则具有编号、x方向分量、y方向分量、z方向分量共4个特征值。血流参数的编号等于血管网格数据中某一单元的编号,根据这一对应关系,可以将流体力学计算结果作为属性数据加载到血管三维模型上,直观的表达出血管中的血流数据。

[0072] 在一种实施方式中,血管血流参数可以包括标量参数和矢量参数。

[0073] 作为一种优选方案,处理模块30可以包括标量参数处理部和矢量参数处理部。

[0074] 标量参数处理部用于将血管血流参数中的标量参数加载到血管三维模型的对应位置;矢量参数处理部用于将血管血流参数中的矢量参数加载到血管三维模型的对应位置。

[0075] 在一种实施方式中,标量参数处理部包括颜色填充模块和血流参数数值抽取模块。其中,颜色填充模块用于根据血管三维模型中各单元标量参数值的不同,对各单元上不同的颜色。

[0076] 血流参数数值抽取模块,用于选取血管三维模型中需要进行数值抽取区域,将所述需要进行数值抽取区域中各单元某一种血流参数数值的平均值标注在该区域的中心处,并统计所需要数值抽取区域中各单元的某一种血流参数的数值分布,绘制数值分布直方图。

[0077] 在一种实施方式中,矢量参数处理部包括箭头标注模块,用于在所述血管三维模型的预定数量的相邻单元中选取其中一个单元,并对该选取出单元的血管血流矢量参数进行大小和方向标注。

[0078] 矢量参数处理部还可以包括流线标注模块,用于描述在由血管三维模型的矢量场中一个无质量粒子的运动轨迹(即流线),具体包括:

[0079] a) 计算整个血管三维模型的范围值 $[x_{\min}, y_{\min}, z_{\min}, x_{\max}, y_{\max}, z_{\max}]$ ;

[0080] b) 设定流线起点 $P_0(x_0, y_0, z_0)$ ,其坐标值须满足条件: $x_{\min} < x_0 < x_{\max}, y_0 = y_{\max}, z_{\min} < z_0 < z_{\max}$ ;

[0081] c) 设定积分步长 $step$ 为单元长度(即三维空间坐标系中一个单位的长度)的0.05,最大增长量 $Time$ 为500个时间单位,初始积分时长 $time$ 为1;

[0082] d) 采用公式 $x_1 = x_0 + step$ 计算下一个积分点 $P_1$ (即流线的下一节点)的 $x$ 坐标值 $x_1$ ;

[0083] e) 获取 $P_0$ 点所在单元的矢量数据作为速度矢量 $v_0$ ,获取

$\left(x_0 + \frac{step}{2}, y_0 + v_0 \frac{step}{2}, z_0 + \frac{step}{2}\right)$ 点所在单元的矢量数据作为速度矢量 $v_{1y}$ ,获取

$\left(x_0 + \frac{step}{2}, y_0 + v_{1y} \frac{step}{2}, z_0 + \frac{step}{2}\right)$ 点所在单元的矢量数据作为速度矢量 $v_{2y}$ ,获取 $(x_1, y_0 +$

$v_{2y}step, z_0 + step)$ 点所在单元的矢量数据作为速度矢量 $v_{3y}$ ,采用公式

$y_1 = y_0 + \frac{step}{6}(v_0 + 2v_{1y} + 2v_{2y} + v_{3y})$ 计算下一个积分点 $P_1$ (即流线的下一节点)的 $y$ 坐标值 $y_1$ ;

[0084] f) 获取 $\left(x_0 + \frac{step}{2}, y_0 + \frac{step}{2}, z_0 + v_0 \frac{step}{2}\right)$ 点所在单元的矢量数据作为速度矢量 $v_{1z}$ ,

获取 $\left(x_0 + \frac{step}{2}, y_0 + \frac{step}{2}, z_0 + v_{1z} \frac{step}{2}\right)$ 点所在单元的矢量数据作为速度矢量 $v_{2z}$ ,获取 $(x_1, y_0$

$+step, z_0 + v_{2z}step)$ 点所在单元的矢量数据作为速度矢量 $v_{3z}$ ,并采用公式

$z_1 = z_0 + \frac{step}{6}(v_0 + 2v_{1z} + 2v_{2z} + v_{3z})$ 计算下一个积分点 $P_1$ (即流线的下一节点)的 $z$ 坐标值 $z_1$ ;

[0085] g) 绘制点 $P_0$ 到点 $P_1$ 的线段;

[0086] h) 对比积分时长 $time$ 与最大增长量 $Time$ ,若 $time \neq Time$ 则执行 $time = time + 1$ ,并将 $P_1$ 点作为流线起点 $P_0$ ,然后继续执行步骤d、e、f和步骤g,若 $time = Time$ 则结束循环,流线绘制完毕。

[0087] 作为一种优选方案,对血管中血流数据进行处理系统还可以包括显示模块40。

[0088] 显示模块40用于将某一时间段内的血管某一种血流参数用动画显示。

[0089] 例如,在连续时间段内,将多个特定时刻的血管三维模型和某一种血流参数在同一可视化窗口中按时间顺序显示,可以得到连续时间段内血管的状态分布图,用来模拟一个或多个心动周期内,心血管的同一位置处的属性值(血流储备分数、血流压力、血液流速、血管壁应力等)的变化情况。

[0090] 采用本发明的对血管中血流数据进行处理的方法和系统,可以直观的体现出血管中的血流数据。

[0091] 上面对本发明的一些实施方式进行了详细的描述。如本领域的普通技术人员所能理解的,本发明的方法和装置的全部或者任何步骤或者部件,可以在任何计算设备(包括处理器、存储介质等)或者计算设备的网络中,以硬件、固件、软件或者它们的组合加以实现,这是本领域普通技术人员在了解本发明的内容的前提下运用他们的基本编程技能就能实现的,因此不需在此具体说明。

[0092] 此外,显而易见的是,在上面的说明中涉及到可能的外部操作的时候,无疑要使用与任何计算设备相连的任何显示设备和任何输入设备、相应的接口和控制程序。总而言之,计算机、计算机系统或者计算机网络中的相关硬件、软件和实现本发明的前述方法中的各种操作的硬件、固件、软件或者它们的组合,即构成本发明的设备及其各组成部件。

[0093] 因此,基于上述理解,本发明的目的还可以通过在任何信息处理设备上运行一个程序或者一组程序来实现。所述信息处理设备可以是公知的通用设备。因此,本发明的目的也可以仅仅通过提供包含实现所述方法或者设备的程序代码的程序产品来实现。也就是说,这样的程序产品也构成本发明,并且存储或者传输这样的程序产品的介质也构成本发明。显然,所述存储或者传输介质可以是本领域技术人员已知的,或者将来所开发出来的任何类型的存储或者传输介质,因此也没有必要在此对各种存储或者传输介质一一列举。

[0094] 在本发明的设备和方法中,显然,各部件或各步骤是可以分解、组合和/或分解后重新组合的。这些分解和/或重新组合应视为本发明的等效方案。还需要指出的是,执行上述系列处理的步骤可以自然地按照说明的顺序按时间顺序执行,但是并不需要一定按照时间顺序执行。某些步骤可以并行或彼此独立地执行。同时,在上面对本发明具体实施例的描述中,针对一种实施方式描述和/或示出的特征可以以相同或类似的方式在一个或多个其它实施方式中使用,与其它实施方式中的特征相组合,或替代其它实施方式中的特征。

[0095] 应该强调,术语“包括/包含”在本文使用时指特征、要素、步骤或组件的存在,但并不排除一个或多个其它特征、要素、步骤或组件的存在或附加。

[0096] 虽然已经详细说明了本发明及其优点,但是应当理解在不超出由所附的权利要求所限定的本发明的精神和范围的情况下可以进行各种改变、替代和变换。而且,本发明的范围不仅限于说明书所描述的过程、设备、手段、方法和步骤的具体实施例。本领域内的普通技术人员从本发明的公开内容将容易理解,根据本发明可以使用执行与在此所述的相应实施例基本相同的功能或者获得与其基本相同的结果的、现有和将来要被开发的过程、设备、手段、方法或者步骤。因此,所附的权利要求旨在在它们的范围内包括这样的过程、设备、手段、方法或者步骤。

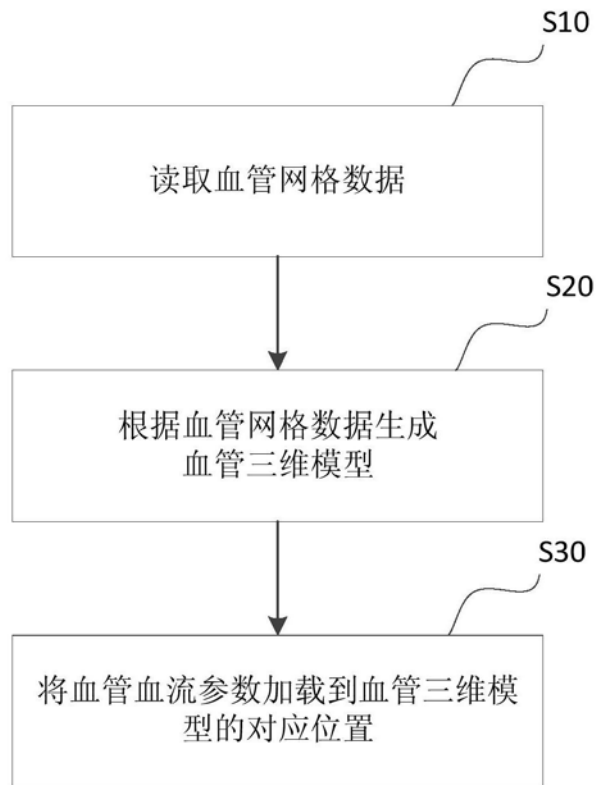


图1

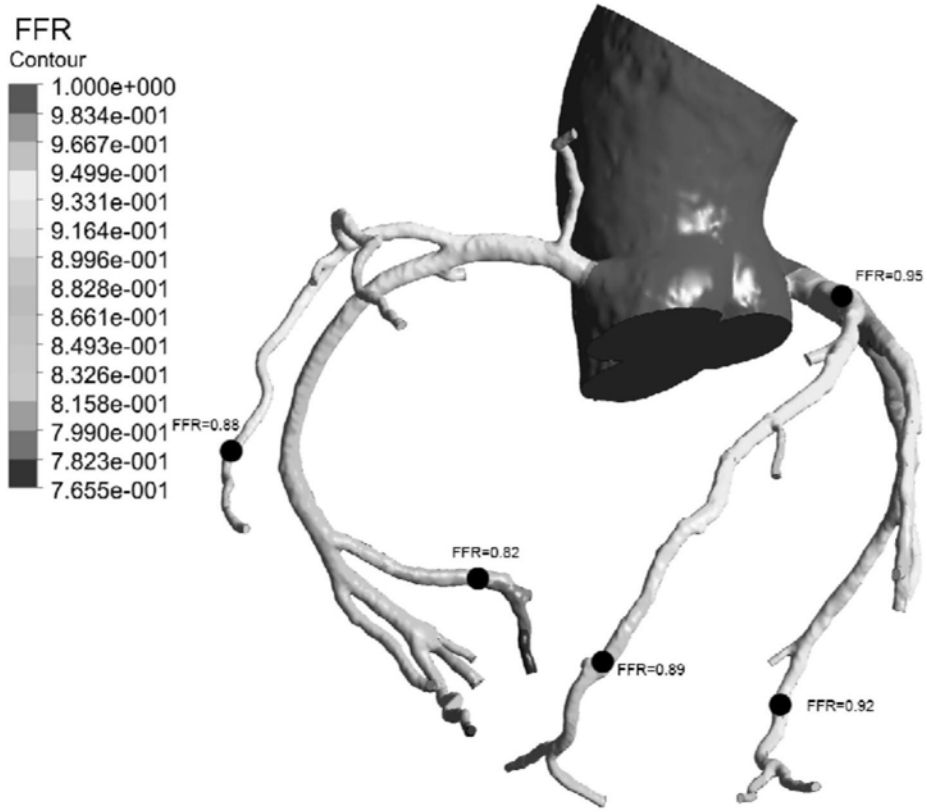


图2

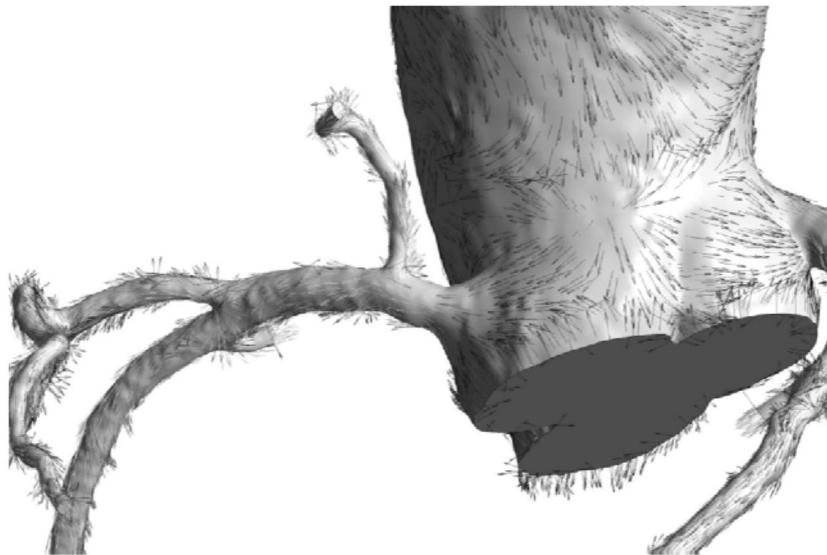


图3

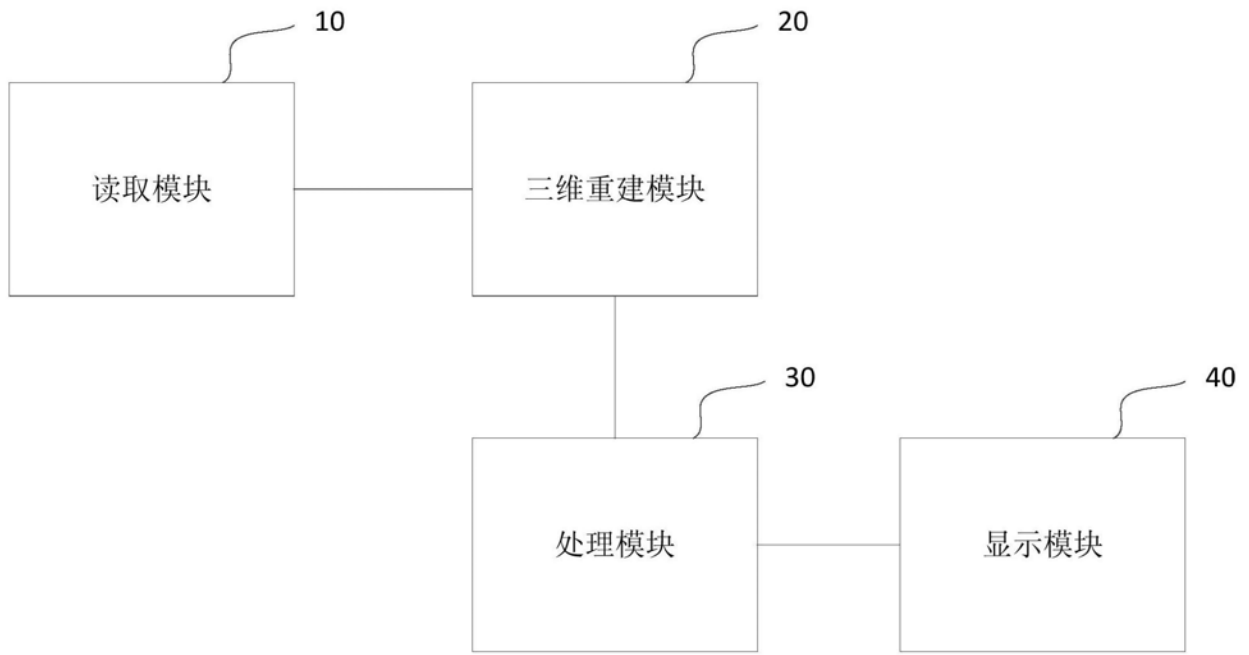


图4