



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 110664392 A

(43)申请公布日 2020.01.10

(21)申请号 201911226904.5

(22)申请日 2019.12.04

(71)申请人 深圳先进技术研究院

地址 518055 广东省深圳市南山区西丽大学城学苑大道1068号

(72)发明人 刘嘉 张攀登

(74)专利代理机构 深圳中一联合知识产权代理有限公司 44414

代理人 张瑞志

(51)Int.Cl.

A61B 5/0285(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

G06F 17/10(2006.01)

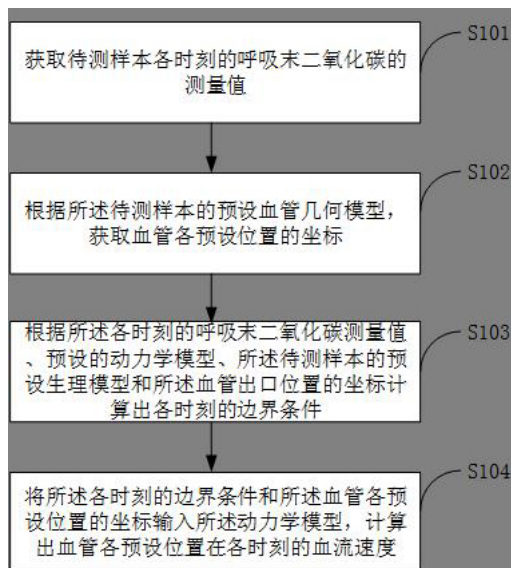
权利要求书2页 说明书10页 附图3页

(54)发明名称

一种血流速度计算方法、装置、终端设备及存储介质

(57)摘要

本申请适用于计算机技术领域,提供了血流速度计算方法、装置终端设备及存储介质,方法包括:获取待测样本各时刻的呼吸末二氧化碳的测量值;根据待测样本的预设血管几何模型,获取血管各预设位置的坐标,根据各时刻的呼吸末二氧化碳测量值、预设的动力学模型、待测样本的预设生理模型和血管出口位置的坐标,计算出各时刻的边界条件,将各时刻的边界条件和血管各预设位置的坐标输入动力学模型,计算出血管各预设位置在各时刻的血流速度。本申请将血流的生理模型和血管几何模型相结合以计算血流速度,保证计算结果的准确性。



1. 一种血流速度计算方法,其特征在于,包括:

获取待测样本各时刻的呼吸末二氧化碳的测量值;

根据所述待测样本的预设血管几何模型,获取血管各预设位置的坐标,其中,所述血管各预设位置的坐标包括血管出口位置的坐标;

根据所述各时刻的呼吸末二氧化碳测量值、预设的动力学模型、所述待测样本的预设生理模型和所述血管出口位置的坐标,计算出各时刻的边界条件,其中,所述预设生理模型包括血流速度、血压和呼吸末二氧化碳之间的关系式;

将所述各时刻的边界条件和所述血管各预设位置的坐标输入所述动力学模型,计算出血管各预设位置在各时刻的血流速度。

2. 如权利要求1所述的血流速度计算方法,其特征在于,所述根据所述各时刻的呼吸末二氧化碳测量值、预设的动力学模型、所述待测样本的预设生理模型和所述血管出口位置的坐标计算出各时刻的边界条件,具体包括:

获取 $t-1$ 时刻的血压;

根据所述 $t-1$ 时刻的血压和所述血管出口位置的坐标构建 t 时刻的边界条件;

将所述 t 时刻的边界条件输入所述动力学模型,计算出 t 时刻的血流速度;

根据所述 t 时刻的血流速度、 t 时刻的呼吸末二氧化碳和所述预设生理模型计算出 $t+1$ 时刻的边界条件。

3. 如权利要求2所述的血流速度计算方法,其特征在于,所述根据所述 t 时刻的血流速度、 t 时刻的呼吸末二氧化碳和所述预设生理模型计算出 $t+1$ 时刻的边界条件,具体包括:

根据所述 t 时刻的血流速度计算出第一血压;

将所述第一血压和所述 t 时刻的呼吸末二氧化碳输入所述预设生理模型,计算出血流参考速度值;

根据所述血流参考速度值和所述第一血压计算出 t 时刻的血管阻力;

根据所述 t 时刻的血管阻力和所述 t 时刻的血流速度计算出第二血压;

根据所述第二血压和所述血管出口位置的坐标构建 $t+1$ 时刻的边界条件。

4. 如权利要求2所述的血流速度计算方法,其特征在于,所述获取 $t-1$ 时刻的血压,具体包括:

若所述 t 时刻是初始计算时刻,将 $t-1$ 时刻的血压测量值作为所述 $t-1$ 时刻的血压; 或

若所述 t 时刻不是初始计算时刻,根据 $t-1$ 时刻的边界条件和所述动力学模型计算所述 $t-1$ 时刻的血压。

5. 如权利要求1所述的血流速度计算方法,其特征在于,所述根据所述各时刻的呼吸末二氧化碳测量值、预设的动力学模型、所述待测样本的预设生理模型和所述血管出口位置的坐标,计算出各时刻的边界条件之前,所述方法还包括:

获取待测样本至少两个时刻的血流速度测量值、血压测量值和呼吸末二氧化碳测量值;

根据所述至少两个时刻的血流速度测量值、血压测量值和呼吸末二氧化碳测量值计算出血压与血流的关系参数和二氧化碳分压与血流的关系参数;

根据所述血压与血流的关系参数和二氧化碳分压与血流的关系参数构建所述血流速度、血压和呼吸末二氧化碳之间的关系式,得到所述预设生理模型。

6. 如权利要求5所述的血流速度计算方法,其特征在于,所述预设生理模型为:

$$u=p_a*h_{p-u}+p_{co_2}*h_{c-u}$$

其中,u表示血流速度, p_a 表示血压, p_{co_2} 表示呼吸末二氧化碳, h_{p-u} 表示血压与血流的关系参数, h_{c-u} 表示二氧化碳分压与血流的关系参数,*表示卷积运算。

7. 如权利要求1所述的血流速度计算方法,其特征在于,所述根据所述待测样本的预设血管几何模型,获取血管各预设位置的坐标之前,所述方法还包括:

获取待测样本的血管图像;

根据所述血管图像构建所述预设血管几何模型。

8. 一种血流速度计算装置,其特征在于,包括:

第一获取模块,用于获取待测样本各时刻的呼吸末二氧化碳的测量值;

第二获取模块,用于根据所述待测样本的预设血管几何模型,获取血管各预设位置的坐标,其中,所述血管各预设位置的坐标包括血管出口位置的坐标;第一计算模块,用于根据所述各时刻的呼吸末二氧化碳测量值、预设的动力学模型、所述待测样本的预设生理模型和所述血管出口位置的坐标,计算出各时刻的边界条件,其中,所述预设生理模型包括血流速度、血压和呼吸末二氧化碳之间的关系式;

第二计算模块,用于将所述各时刻的边界条件和所述血管各预设位置的坐标输入所述动力学模型,计算出血管各预设位置在各时刻的血流速度。

9. 一种终端设备,包括存储器、处理器以及存储在所述存储器中并可在所述处理器上运行的计算机程序,其特征在于,所述处理器执行所述计算机程序时实现如权利要求1至7任一项所述方法的步骤。

10. 一种计算机可读存储介质,所述计算机可读存储介质存储有计算机程序,其特征在于,所述计算机程序被处理器执行时实现如权利要求1至7任一项所述方法的步骤。

一种血流速度计算方法、装置、终端设备及存储介质

技术领域

[0001] 本申请属于计算机技术领域,尤其涉及血流速度计算方法、装置终端设备及存储介质。

背景技术

[0002] 现有的血流供给体系的评估,一般是通过影像学信息,如计算机断层扫描(Computed Tomography,CT)、核磁共振技术(Magnetic Resonance,MR)等,或者通过超声多普勒配合生理功能测试,不能准确计算出血流速度,对血流供给体系的评估不准确。

发明内容

[0003] 有鉴于此,本申请实施例提供了血流速度计算方法、装置、终端设备及存储介质,以解决现有技术中不能准确计算出血流速度的问题。

[0004] 本申请实施例的第一方面提供了一种血流速度计算方法,包括:

获取待测样本各时刻的呼吸末二氧化碳的测量值;

根据所述待测样本的预设血管几何模型,获取血管各预设位置的坐标,其中,所述血管各预设位置的坐标包括血管出口位置的坐标;

根据所述各时刻的呼吸末二氧化碳测量值、预设的动力学模型、所述待测样本的预设生理模型和所述血管出口位置的坐标,计算出各时刻的边界条件,其中,所述预设生理模型包括血流速度、血压和呼吸末二氧化碳之间的关系式;

将所述各时刻的边界条件和所述血管各预设位置的坐标输入所述动力学模型,计算出血管各预设位置在各时刻的血流速度。

[0005] 在一种可能的实现方式中,所述根据所述各时刻的呼吸末二氧化碳测量值、预设的动力学模型、所述待测样本的预设生理模型和所述血管出口位置的坐标计算出各时刻的边界条件,具体包括:

获取 $t-1$ 时刻的血压;

根据所述 $t-1$ 时刻的血压和所述血管出口位置的坐标构建 t 时刻的边界条件;

将所述 t 时刻的边界条件输入所述动力学模型,计算出 t 时刻的血流速度;

根据所述 t 时刻的血流速度、 t 时刻的呼吸末二氧化碳和所述预设生理模型计算出 $t+1$ 时刻的边界条件。

[0006] 在一种可能的实现方式中,所述根据所述 t 时刻的血流速度、 t 时刻的呼吸末二氧化碳和所述预设生理模型计算出 $t+1$ 时刻的边界条件,具体包括:

根据所述 t 时刻的血流速度计算出第一血压;

将所述第一血压和所述 t 时刻的呼吸末二氧化碳输入所述预设生理模型,计算出血流参考速度值;

根据所述血流参考速度值和所述第一血压计算出 t 时刻的血管阻力;

根据所述 t 时刻的血管阻力和所述 t 时刻的血流速度计算出第二血压;

根据所述第二血压和所述血管出口位置的坐标构建t+1时刻的边界条件。

[0007] 在一种可能的实现方式中,所述获取t-1时刻的血压,具体包括:

若所述t时刻是初始计算时刻,将t-1时刻的血压测量值作为所述t-1时刻的血压;或

若所述t时刻不是初始计算时刻,根据t-1时刻的边界条件和所述动力学模型计算所述t-1时刻的血压。

[0008] 在一种可能的实现方式中,所述根据所述各时刻的呼吸末二氧化碳测量值、预设的动力学模型、所述待测样本的预设生理模型和所述血管出口位置的坐标,计算出各时刻的边界条件之前,所述方法还包括:

获取待测样本至少两个时刻的血流速度测量值、血压测量值和呼吸末二氧化碳测量值;

根据所述至少两个时刻的血流速度测量值、血压测量值和呼吸末二氧化碳测量值计算出血压与血流的关系参数和二氧化碳分压与血流的关系参数;

根据所述血压与血流的关系参数和二氧化碳分压与血流的关系参数构建所述血流速度、血压和呼吸末二氧化碳之间的关系式,得到所述预设生理模型。

[0009] 在一种可能的实现方式中,所述预设生理模型为:

$$u=p_a*h_{p-u}+p_{co2}*h_{c-u}$$

其中,u表示血流速度, p_a 表示血压, p_{co2} 表示呼吸末二氧化碳, h_{p-u} 表示血压与血流的关系参数, h_{c-u} 表示二氧化碳分压与血流的关系参数,*表示卷积运算。

[0010] 在一种可能的实现方式中,所述根据所述待测样本的预设血管几何模型,获取血管各预设位置的坐标之前,所述方法还包括:

获取待测样本的血管图像;

根据所述血管图像构建所述预设血管几何模型。

[0011] 本申请实施例的第二方面提供了一种血流速度计算装置,包括:

第一获取模块,用于获取待测样本各时刻的呼吸末二氧化碳的测量值;

第二获取模块,用于根据所述待测样本的预设血管几何模型,获取血管各预设位置的坐标,其中,所述血管各预设位置的坐标包括血管出口位置的坐标;

第一计算模块,用于根据所述各时刻的呼吸末二氧化碳测量值、预设的动力学模型、所述待测样本的预设生理模型和所述血管出口位置的坐标,计算出各时刻的边界条件,其中,所述预设生理模型包括血流速度、血压和呼吸末二氧化碳之间的关系式;

第二计算模块,用于将所述各时刻的边界条件和所述血管各预设位置的坐标输入所述动力学模型,计算出血管各预设位置在各时刻的血流速度。

[0012] 在一种可能的实现方式中,所述第一计算模块包括:

获取单元,用于获取t-1时刻的血压;

构建单元,用于根据所述t-1时刻的血压和所述血管出口位置的坐标构建t时刻的边界条件;

第一计算单元,用于将所述t时刻的边界条件输入所述动力学模型,计算出t时刻的血流速度;

第二计算单元,用于根据所述t时刻的血流速度、t时刻的呼吸末二氧化碳和所述预设生理模型计算出t+1时刻的边界条件。

[0013] 在一种可能的实现方式中,所述第二计算单元具体用于:

根据所述t时刻的血流速度计算出第一血压;

将所述第一血压和所述t时刻的呼吸末二氧化碳输入所述预设生理模型,计算出血流参考速度值;

根据所述血流参考速度值和所述第一血压计算出t时刻的血管阻力;

根据所述t时刻的血管阻力和所述t时刻的血流速度计算出第二血压;

根据所述第二血压和所述血管出口位置的坐标构建t+1时刻的边界条件。

[0014] 在一种可能的实现方式中,所述获取单元具体用于:

若所述t时刻是初始计算时刻,将t-1时刻的血压测量值作为所述t-1时刻的血压;或

若所述t时刻不是初始计算时刻,根据t-1时刻的边界条件和所述动力学模型计算所述t-1时刻的血压。

[0015] 在一种可能的实现方式中,所述血流速度计算装置还包括第一模型构建模块,用于:

获取待测样本至少两个时刻的血流速度测量值、血压测量值和呼吸末二氧化碳测量值;

根据所述至少两个时刻的血流速度测量值、血压测量值和呼吸末二氧化碳测量值计算出血压与血流的关系参数和二氧化碳分压与血流的关系参数;

根据所述血压与血流的关系参数和二氧化碳分压与血流的关系参数构建所述血流速度、血压和呼吸末二氧化碳之间的关系式,得到所述预设生理模型。

[0016] 在一种可能的实现方式中,所述预设生理模型为:

$$u=p_a*h_{p-u}+p_{co2}*h_{c-u}$$

其中,u表示血流速度, p_a 表示血压, p_{co2} 表示呼吸末二氧化碳, h_{p-u} 表示血压与血流的关系参数, h_{c-u} 表示二氧化碳分压与血流的关系参数,*表示卷积运算。

[0017] 在一种可能的实现方式中,所述血流速度计算装置还包括第二模型构建模块,用于:

获取待测样本的血管图像;

根据所述血管图像构建所述预设血管模型。

[0018] 本申请实施例的第三方面提供了一种终端设备,包括存储器、处理器以及存储在所述存储器中并可在所述处理器上运行的计算机程序,所述处理器执行所述计算机程序时实现如上述第一方面的血流速度计算方法的步骤。

[0019] 本申请实施例的第四方面提供了一种计算机可读存储介质,所述计算机可读存储介质存储有计算机程序,所述计算机程序被处理器执行时实现如上述第一方面的血流速度计算方法的步骤。

[0020] 本申请实施例的第五方面提供了一种计算机程序产品,当计算机程序产品在终端设备上运行时,使得终端设备执行上述第一方面中任一种所述的血流速度计算方法的步骤。

[0021] 本申请实施例与现有技术相比存在的有益效果是:通过获取待测样本各时刻的呼吸末二氧化碳的测量值,根据待测样本的预设血管几何模型,获取血管各预设位置的坐标,根据各时刻的呼吸末二氧化碳测量值、预设的动力学模型、待测样本的预设生理模型和各

预设位置中血管出口位置的坐标计算出各时刻的边界条件,将各时刻的边界条件和血管各预设位置的坐标输入动力学模型,计算出血管各预设位置在各时刻的血流速度,即结合血管几何模型和血管生理模型构建出边界条件,以计算出血流速度,由于血管的生理模型与血管自身的生理调节相对应,因此在血流速度的计算过程中结合了血管自身的生理调节,相对于直接测量出的血流速度,本申请的血流速度计算方法保证计算结果的准确性。

附图说明

[0022] 为了更清楚地说明本申请实施例中的技术方案,下面将对实施例或现有技术描述中所需要使用的附图作简单地介绍。

[0023] 图1是本申请实施例提供的血流速度计算方法的实现流程示意图;

图2是本申请实施例提供的血管几何模型示意图;

图3是本申请实施例提供的血流速度计算方法的子步骤的流程图;

图4是本申请实施例提供的血流速度计算装置的示意图;

图5是本申请实施例提供的终端设备的示意图。

具体实施方式

[0024] 以下描述中,为了说明而不是为了限定,提出了诸如特定系统结构、技术之类的具体细节,以便透彻理解本申请实施例。然而,本领域的技术人员应当清楚,在没有这些具体细节的其它实施例中也可以实现本申请。在其它情况中,省略对众所周知的系统、装置、电路以及方法的详细说明,以免不必要的细节妨碍本申请的描述。

[0025] 为了说明本申请所述的技术方案,下面通过具体实施例来进行说明。

[0026] 应当理解,当在本说明书和所附权利要求书中使用时,术语“包括”指示所描述特征、整体、步骤、操作、元素和/或组件的存在,但并不排除一个或多个其它特征、整体、步骤、操作、元素、组件和/或其集合的存在或添加。

[0027] 还应当理解,在此本申请说明书中所使用的术语仅仅是出于描述特定实施例的目的而并不意在限制本申请。如在本申请说明书和所附权利要求书中所使用的那样,除非上下文清楚地指明其它情况,否则单数形式的“一”、“一个”及“该”意在包括复数形式。

[0028] 还应当进一步理解,在本申请说明书和所附权利要求书中使用的术语“和/或”是指相关联列出的项中的一个或多个的任何组合以及所有可能组合,并且包括这些组合。

[0029] 如在本说明书和所附权利要求书中所使用的那样,术语“如果”可以依据上下文被解释为“当...时”或“一旦”或“响应于确定”或“响应于检测到”。类似地,短语“如果确定”或“如果检测到[所描述条件或事件]”可以依据上下文被解释为意指“一旦确定”或“响应于确定”或“一旦检测到[所描述条件或事件]”或“响应于检测到[所描述条件或事件]”。

[0030] 另外,在本申请的描述中,术语“第一”、“第二”等仅用于区分描述,而不能理解为指示或暗示相对重要性。

[0031] 下面对本申请实施例提供的血流速度计算方法进行描述,血流速度计算方法应用于终端设备,请参阅附图1,本申请实施例提供的血流速度计算方法包括:

S101:获取待测样本各时刻的呼吸末二氧化碳的测量值。

[0032] 其中,各时刻的呼吸末二氧化碳的测量值和各时刻的血流速度一一对应。

[0033] S102:根据所述待测样本的预设血管几何模型,获取血管各预设位置的坐标,其中,所述血管各预设位置的坐标包括血管出口位置的坐标。

[0034] 由于预设血管几何模型中包括各血管的各预设位置的坐标,终端设备可根据血管标识从预设血管几何模型中获取到与血管标识对应的血管的各预设位置的坐标。

[0035] 在一种可能的实现方式,待测样本的预设血管几何模型是预先构建的,一个待测样本对应一个血管几何模型。具体地,以脑血管为例,首先获取待测样本的血管图像,例如脑血管造影图像,然后采用基于马尔可夫随机场的血管分割技术获取血管的二值体数据,根据血管的二值体数据获得包括图像坐标和颜色信息的点云数据,采用协方差矩阵分析方法对获得的点云数据进行每个像素的法向估计,得到一个有向的标量场;在此基础上,基于泊松方程构建血管的隐式函数曲面,对隐式曲面进行三角化,从而得到血管几何模型。其中,基于马尔可夫随机场的血管分割技术和隐式函数曲面的构建均为现有技术,在此不再赘述。

[0036] 血管几何模型如图2所示,在一种可能的实现方式中,将血管几何模型划分为多个网格,每个网格均为正四面体结构,一个网格对应一个血管的预设位置,在血管几何模型所在的空间建立坐标系,一个血管网格的顶点坐标即为一个血管的预设位置的坐标,血管的预设位置包括血管出口位置和非血管出口位置。

[0037] S103:根据所述各时刻的呼吸末二氧化碳测量值、预设的动力学模型、所述待测样本的预设生理模型和所述血管出口位置的坐标,计算出各时刻的边界条件,其中,所述预设生理模型包括血流速度、血压和呼吸末二氧化碳之间的关系式,将其中的两个已知量代入生理模型即可计算出另一个未知量。

[0038] 具体地,预设的动力学模型是根据边界条件求解血流速度的方程,边界条件为血管出口位置对应的血压值。根据上一时刻的血压和血管出口位置的坐标构建当前时刻的边界条件,将当前时刻的边界条件代入预设的动力学模型计算出当前时刻的血流速度,将当前时刻的血流速度代入血压与血流速度的关系式,计算出对应的血压值,将计算出的血压值和呼吸末二氧化碳代入生理模型计算出生理模型对应的血流速度,再将生理模型对应的血流速度代入血压与血流速度的关系式计算出与生理模型对应的血压值,根据生理模型对应的血压值和血管出口位置的坐标即可构建出下一时刻的边界条件,从而迭代计算出每个时刻的边界条件。

[0039] 在一种可能的实现方式中,待测样本的预设生理模型是预先构建的。具体地,首先构建血流速度、血压和呼吸末二氧化碳之间的关系式:

$$u=p_a*h_{p-u}+p_{co2}*h_{c-u}$$

其中,u表示血流速度, p_a 表示血压, p_{co2} 表示呼吸末二氧化碳, h_{p-u} 表示血压与血流的关系参数, h_{c-u} 表示二氧化碳分压与血流的关系参数,*表示卷积运算。

[0040] 通过获取待测样本至少两个时刻的血流速度测量值、血压测量值和呼吸末二氧化碳测量值,将至少两个时刻的血流速度测量值、血压测量值和呼吸末二氧化碳测量值带入关系式,即可计算出血压与血流的关系参数和二氧化碳分压与血流的关系参数,从而根据血压与血流的关系参数和二氧化碳分压与血流的关系参数构建出所述血流速度、血压和呼吸末二氧化碳之间的关系式。

[0041] 预设的动力学模型为基于非牛顿流的不可压缩非牛顿流体方程,具体为:

$$\rho(\partial u/\partial t + (u \cdot \nabla)u) = \nabla \sigma + \mu \tau \nabla \tau$$

$$\nabla \cdot u = 0$$

其中, $\tau = 1/2[(\nabla u) + (\nabla u)^T]$, τ 表示应变速率张量, u 表示血流速度, μ 表示非牛顿粘滞力, σ 为常数。

[0042] 将当前时刻的边界条件代入动力学模型即可计算出当前时刻的血流速度, 根据当前时刻的血流速度和生理模型计算出下一时刻的边界条件, 在求解动力学模型的过程中依次迭代计算出每个时刻的边界条件。

[0043] S104: 将所述各时刻的边界条件和所述血管各预设位置的坐标输入所述动力学模型, 计算出血管各预设位置在各时刻的血流速度。

[0044] 具体地, 将当前时刻的边界条件和血管各预设位置的坐标输入动力学模型, 计算出当前时刻各预设位置的血流速度, 根据当前时刻的血流速度和生理学模型计算出下一时刻的边界条件, 再计算出下一时刻各预设位置的血流速度, 从而迭代计算出各预设位置在各时刻的血流速度。

[0045] 上述实施例中, 通过获取待测样本各时刻的呼吸末二氧化碳的测量值, 根据待测样本的预设血管几何模型, 获取血管各预设位置的坐标, 根据各时刻的呼吸末二氧化碳测量值、预设的动力学模型、待测样本的预设生理模型和各预设位置中血管出口位置的坐标计算出各时刻的边界条件, 将各时刻的边界条件和血管各预设位置的坐标输入动力学模型, 计算出血管各预设位置在各时刻的血流速度, 即结合血管几何模型和血管生理模型构建出边界条件, 以计算出血流速度, 由于血管的生理模型与血管自身的生理调节相对应, 因此在血流速度的计算过程中结合了血管自身的生理调节, 相对于直接测量出的血流速度, 本申请的血流速度计算方法保证计算结果的准确性。

[0046] 应理解, 上述实施例中各步骤的序号的大小并不意味着执行顺序的先后, 各过程的执行顺序应以其功能和内在逻辑确定, 而不应对本申请实施例的实施过程构成任何限定。

[0047] 如图3所示, 在一种可能的实现方式中, 步骤S103具体包括下面步骤:

S201: 获取 $t-1$ 时刻的血压。

[0048] 其中, $t-1$ 时刻、 t 时刻、 $t+1$ 时刻为三个连续的时刻, 例如, 设定血流速度计算的时间间隔为1s, $t-1$ 时刻、 t 时刻、 $t+1$ 时刻可以为第1s、第2s、第3s, 也可以是第6s、第7s、第8s。

[0049] 在一种可能的实现方式中, 若 t 时刻是初始计算时刻, 将 $t-1$ 时刻的血压测量值作为 $t-1$ 时刻的血压。例如, t 时刻为第1s, 这将上一时刻的血压测量值作为上一时刻的血压。

[0050] 在另一种可能的实现方式中, 若 t 时刻不是初始计算时刻, 根据 $t-1$ 时刻的边界条件和所述动力学模型计算 $t-1$ 时刻的血压。例如, 若 t 时刻是第3秒, 根据上一时刻的计算结果计算出第3秒的边界条件, 将第3秒的边界条件代入动力学模型计算出第3秒的血流速度, 根据第3秒的血流速度和公式:

$p_a = R \int u \times n ds$ 计算出上一时刻的血压, 其中, u 表示血流速度, p_a 表示血压, n 为常数, ds 为单位面积, R 为血管阻力, “ \times ”表示乘法运算。

[0051] S202: 根据所述 $t-1$ 时刻的血压和所述血管出口位置的坐标构建 t 时刻的边界条件。

[0052] 具体地, t 时刻的边界条件是 $t-1$ 时刻的血管出口位置的血压值, 根据上一个时刻

的血压值和每个血管出口位置的坐标即得到当前时刻的边界条件。

[0053] S203:将所述t时刻的边界条件输入所述动力学模型,计算出t时刻的血流速度。

[0054] 具体地,根据t时刻的边界条件和血管各预设位置的坐标求解基于非牛顿流的不可压缩非牛顿流体方程,方程的求解可以采用高阶间断Galerkin法、经典Taylor-Hood P2-P1元或者稳定化的P1-P1元等,上述算法均为现有技术,在此不再赘述。

[0055] S204:根据所述t时刻的血流速度、t时刻的呼吸末二氧化碳和所述预设生理模型计算出t+1时刻的边界条件。

[0056] 具体地,根据t时刻的血流速度计算出对应的血压值,根据计算出的血压值和t时刻的呼吸末二氧化碳计算出血流参考速度值,根据血流参考速度值计算出的血压值和t时刻的血流速度计算出边界条件对应的血压值,根据边界条件对应的血压值和血管出口位置的坐标计算出t+1时刻的边界条件。

[0057] 在一种可能的实现方式中,将根据t时刻的血流速度和根据公式

$$P_a = R \int u \times nds$$

计算出的血压作为第一血压;将第一血压和测量的t时刻的呼吸末二氧化碳输入预先构建的预设生理模型中,将计算出的对应的血流速度值作为血流参考速度值 u_i ,将血流参考速度值 u_i 和第一血压代入公式 $R_u = p_a / \int u_i \times nds$ 计算出t时刻的血管阻力 R_u ,将t时刻的血管阻力 R_u 和t时刻的血流速度 u 代入公式

$p_{au} = R_u \int u \times nds$,将计算出的 p_{au} 作为第二血压,即根据t时刻的血管阻力和t时刻的血流速度计算出的血压,将血管出口位置对应的第二血压作为t+1时刻的边界条件。

[0058] 上述实施例中,通过动力学模型和生理模型实时更新血管阻力,从而计算出每个时刻的血压,以作为下一时刻的边界条件,即结合生理模型的特征求解动力学模型,从而提高计算的准确度。

[0059] 对应于上文实施例所述的血流速度计算方法,图4示出了本申请实施例提供的血流速度计算装置的结构框图,为了便于说明,仅示出了与本申请实施例相关的部分。

[0060] 如图4所示,血流速度计算装置包括,

第一获取模块10,用于获取待测样本各时刻的呼吸末二氧化碳的测量值;

第二获取模块20,用于根据所述待测样本的预设血管几何模型,获取血管各预设位置的坐标,其中,所述血管各预设位置的坐标包括血管出口位置的坐标;

第一计算模块30,用于根据所述各时刻的呼吸末二氧化碳测量值、预设的动力学模型、所述待测样本的预设生理模型和所述血管出口位置的坐标,计算出各时刻的边界条件,其中,所述预设生理模型包括血流速度、血压和呼吸末二氧化碳之间的关系式;

第二计算模块40,用于将所述各时刻的边界条件和所述血管各预设位置的坐标输入所述动力学模型,计算出血管各预设位置在各时刻的血流速度。

[0061] 在一种可能的实现方式中,所述第一计算模块30包括:

获取单元,用于获取t-1时刻的血压;

构建单元,用于根据所述t-1时刻的血压和所述血管出口位置的坐标构建t时刻的边界条件;

第一计算单元,用于将所述t时刻的边界条件输入所述动力学模型,计算出t时刻的血流速度;

第二计算单元,用于根据所述t时刻的血流速度、t时刻的呼吸末二氧化碳和所述预设生理模型计算出t+1时刻的边界条件。

[0062] 在一种可能的实现方式中,所述第二计算单元具体用于:

根据所述t时刻的血流速度计算出第一血压;

将所述第一血压和所述t时刻的呼吸末二氧化碳输入所述预设生理模型,计算出血流参考速度值;

根据所述血流参考速度值和所述第一血压计算出t时刻的血管阻力;

根据所述t时刻的血管阻力和所述t时刻的血流速度计算出第二血压;

根据所述第二血压和所述血管出口位置的坐标构建t+1时刻的边界条件。

[0063] 在一种可能的实现方式中,所述获取单元具体用于:

若所述t时刻是初始计算时刻,将t-1时刻的血压测量值作为所述t-1时刻的血压;或

若所述t时刻不是初始计算时刻,根据t-1时刻的边界条件和所述动力学模型计算所述t-1时刻的血压。

[0064] 在一种可能的实现方式中,所述血流速度计算装置还包括第一模型构建模块,用于:

获取待测样本至少两个时刻的血流速度测量值、血压测量值和呼吸末二氧化碳测量值;

根据所述至少两个时刻的血流速度测量值、血压测量值和呼吸末二氧化碳测量值计算出血压与血流的关系参数和二氧化碳分压与血流的关系参数;

根据所述血压与血流的关系参数和二氧化碳分压与血流的关系参数构建所述血流速度、血压和呼吸末二氧化碳之间的关系式,得到所述预设生理模型。

[0065] 在一种可能的实现方式中,所述预设生理模型为:

$$u=p_a*h_{p-u}+p_{co2}*h_{c-u}$$

其中,u表示血流速度, p_a 表示血压, p_{co2} 表示呼吸末二氧化碳, h_{p-u} 表示血压与血流的关系参数, h_{c-u} 表示二氧化碳分压与血流的关系参数,*表示卷积运算。

[0066] 在一种可能的实现方式中,所述血流速度计算装置还包括第二模型构建模块,用于:

获取待测样本的血管图像;

根据所述血管图像构建所述预设血管模型。

[0067] 需要说明的是,上述装置/单元之间的信息交互、执行过程等内容,由于与本申请方法实施例基于同一构思,其具体功能及带来的技术效果,具体可参见方法实施例部分,此处不再赘述。

[0068] 所属领域的技术人员可以清楚地了解到,为了描述的方便和简洁,仅以上述各功能单元、模块的划分进行举例说明,实际应用中,可以根据需要而将上述功能分配由不同的功能单元、模块完成,即将所述装置的内部结构划分成不同的功能单元或模块,以完成以上描述的全部或者部分功能。实施例中的各功能单元、模块可以集成在一个处理单元中,也可以是各个单元单独物理存在,也可以两个或两个以上单元集成在一个单元中,上述集成的单元既可以采用硬件的形式实现,也可以采用软件功能单元的形式实现。另外,各功能单元、模块的具体名称也只是为了便于相互区分,并不用于限制本申请的保护范围。上述系统

中单元、模块的具体工作过程,可以参考前述方法实施例中的对应过程,在此不再赘述。

[0069] 图5是本申请实施例提供的终端设备的示意图。如图5所示,该实施例的终端设备包括:处理器11、存储器12以及存储在所述存储器12中并可在所述处理器11上运行的计算机程序13。所述处理器11执行所述计算机程序13时实现上述血流速度计算方法实施例中的步骤,例如图1所示的S101至S104。或者,所述处理器11执行所述计算机程序13时实现上述各装置实施例中各模块/单元的功能,例如图4所示模块10至40的功能。

[0070] 示例性的,所述计算机程序13可以被分割成一个或多个模块/单元,所述一个或者多个模块/单元被存储在所述存储器12中,并由所述处理器11执行,以完成本申请。所述一个或多个模块/单元可以是能够完成特定功能的一系列计算机程序指令段,该指令段用于描述所述计算机程序13在所述终端设备中的执行过程。

[0071] 所述处理器11可以是中央处理单元(Central Processing Unit,CPU),还可以是其他通用处理器、数字信号处理器(Digital Signal Processor,DSP)、专用集成电路(Application Specific Integrated Circuit,ASIC)、现场可编程门阵列(Field-Programmable Gate Array,FPGA)或者其他可编程逻辑器件、分立门或者晶体管逻辑器件、分立硬件组件等。通用处理器可以是微处理器或者该处理器也可以是任何常规的处理器等。

[0072] 所述存储器12可以是所述终端设备的内部存储单元,例如终端设备的硬盘或内存。所述存储器12也可以是所述终端设备的外部存储设备,例如所述终端设备上配备的插接式硬盘,智能存储卡(Smart Media Card, SMC),安全数字(Secure Digital, SD)卡,闪存卡(Flash Card)等。进一步地,所述存储器12还可以既包括所述终端设备的内部存储单元也包括外部存储设备。所述存储器12用于存储所述计算机程序以及所述终端设备所需的其他程序和数据。所述存储器12还可以用于暂时地存储已经输出或者将要输出的数据。

[0073] 本领域技术人员可以理解,图5仅仅是终端设备的示例,并不构成对终端设备的限定,可以包括比图示更多或更少的部件,或者组合某些部件,或者不同的部件,例如所述终端设备还可以包括输入输出设备、网络接入设备、总线等。

[0074] 在上述实施例中,对各个实施例的描述都各有侧重,某个实施例中未详述或记载的部分,可以参见其它实施例的相关描述。

[0075] 本领域普通技术人员可以意识到,结合本文中所公开的实施例描述的各示例的单元及算法步骤,能够以电子硬件、或者计算机软件和电子硬件的结合来实现。这些功能究竟以硬件还是软件方式来执行,取决于技术方案的特定应用和设计约束条件。专业技术人员可以对每个特定的应用来使用不同方法来实现所描述的功能,但是这种实现不应认为超出本申请的范围。

[0076] 在本申请所提供的实施例中,应该理解到,所揭露的装置/终端设备和方法,可以通过其它的方式实现。例如,以上所描述的装置/终端设备实施例仅仅是示意性的,例如,所述模块或单元的划分,仅仅为一种逻辑功能划分,实际实现时可以有另外的划分方式,例如多个单元或组件可以结合或者可以集成到另一个系统,或一些特征可以忽略,或不执行。另一点,所显示或讨论的相互之间的耦合或直接耦合或通讯连接可以是通过一些接口,装置或单元的间接耦合或通讯连接,可以是电性,机械或其它的形式。

[0077] 所述作为分离部件说明的单元可以是或者也可以不是物理上分开的,作为单元显

示的部件可以是或者也可以不是物理单元,即可以位于一个地方,或者也可以分布到多个网络单元上。可以根据实际的需要选择其中的部分或者全部单元来实现本实施例方案的目的。

[0078] 另外,在本申请各个实施例中的各功能单元可以集成在一个处理单元中,也可以是各个单元单独物理存在,也可以两个或两个以上单元集成在一个单元中。上述集成的单元既可以采用硬件的形式实现,也可以采用软件功能单元的形式实现。

[0079] 集成的模块/单元如果以软件功能单元的形式实现并作为独立的产品销售或使用时,可以存储在一个计算机可读取存储介质中。基于这样的理解,本申请实现上述实施例方法中的全部或部分流程,也可以通过计算机程序来指令相关的硬件来完成,所述的计算机程序可存储于一计算机可读存储介质中,该计算机程序在被处理器执行时,可实现上述各个方法实施例的步骤。其中,所述计算机程序包括计算机程序代码,所述计算机程序代码可以为源代码形式、对象代码形式、可执行文件或某些中间形式等。所述计算机可读介质可以包括:能够携带所述计算机程序代码的任何实体或装置、记录介质、U盘、移动硬盘、磁碟、光盘、计算机存储器、只读存储器(ROM, Read-Only Memory)、随机存取存储器(RAM, Random Access Memory)、电载波信号、电信信号以及软件分发介质等。

[0080] 以上所述实施例仅用以说明本申请的技术方案,而非对其限制;尽管参照前述实施例对本申请进行了详细的说明,本领域的普通技术人员应当理解:其依然可以对前述各实施例所记载的技术方案进行修改,或者对其中部分技术特征进行等同替换;而这些修改或者替换,并不使相应技术方案的本质脱离本申请各实施例技术方案的精神和范围,均应包含在本申请的保护范围之内。

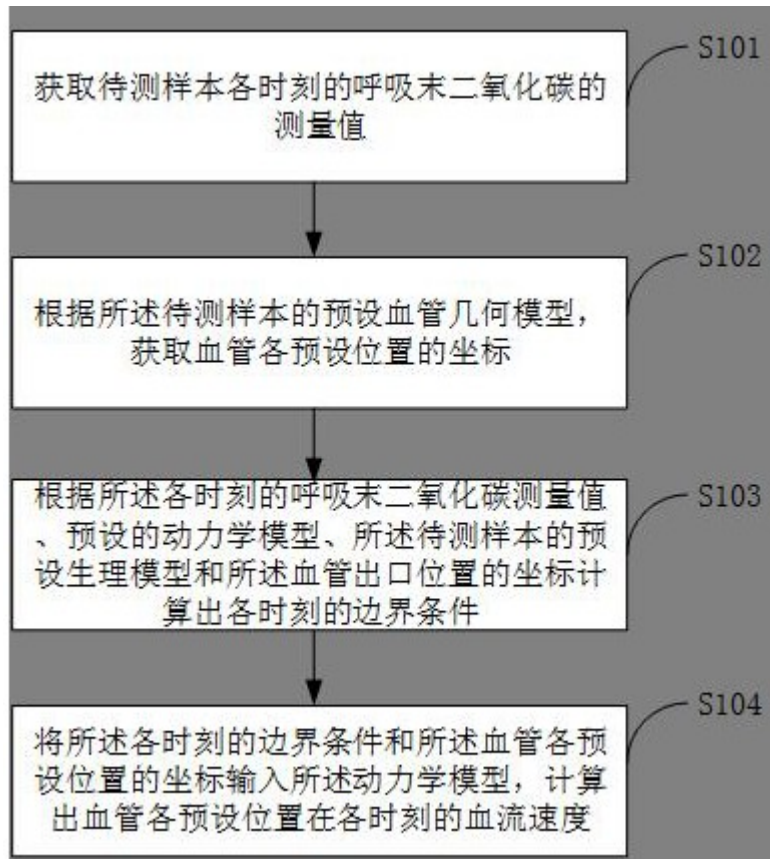


图1

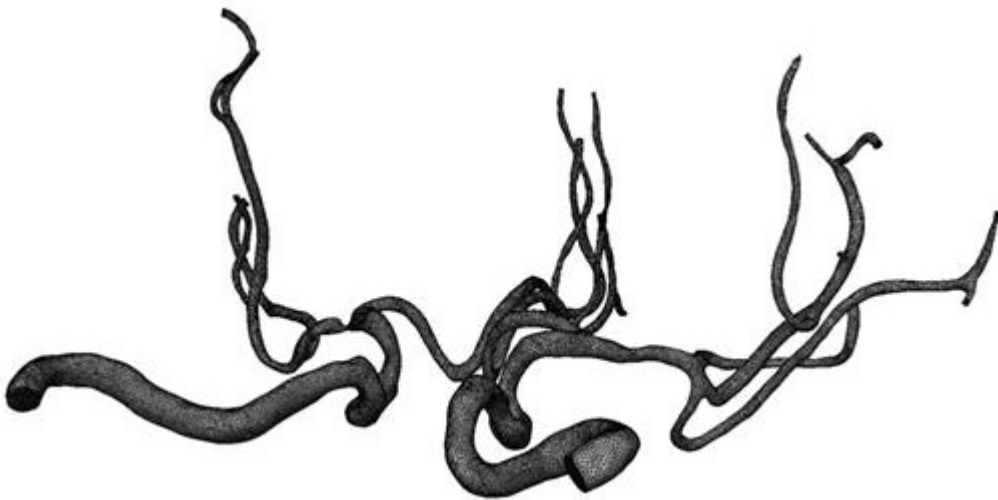


图2

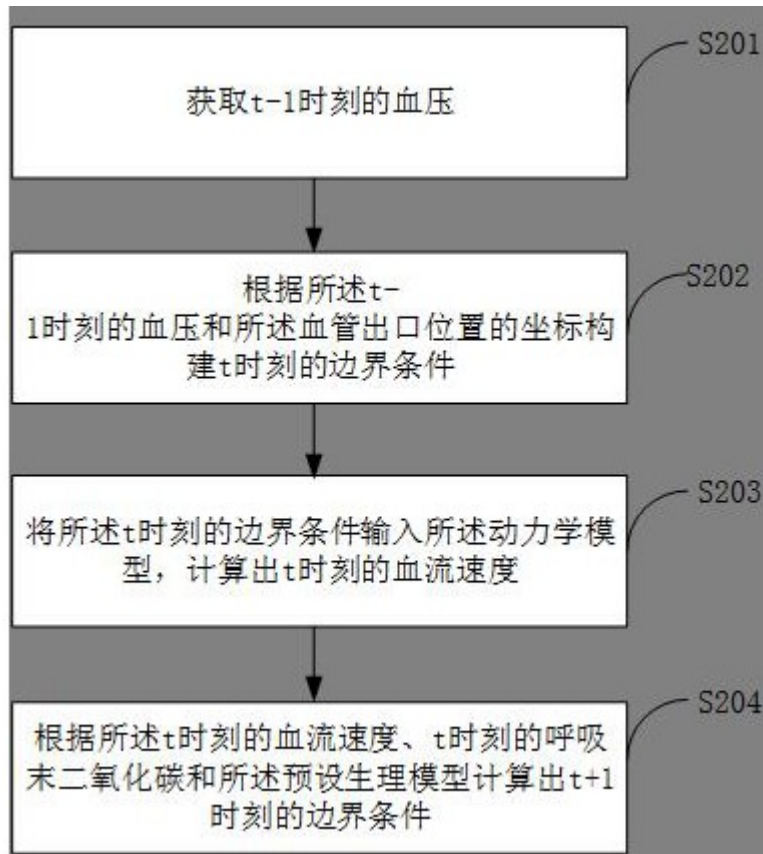


图3

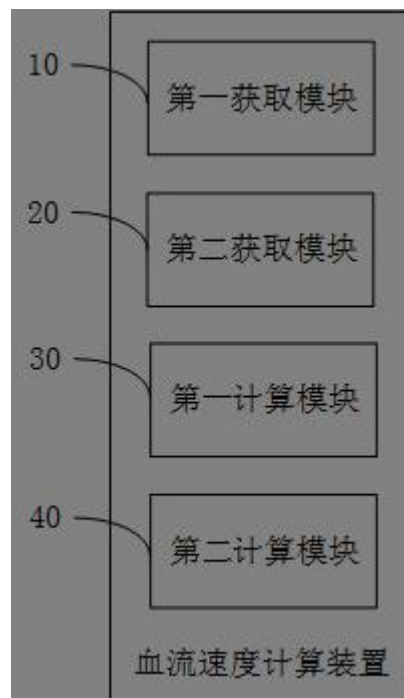


图4

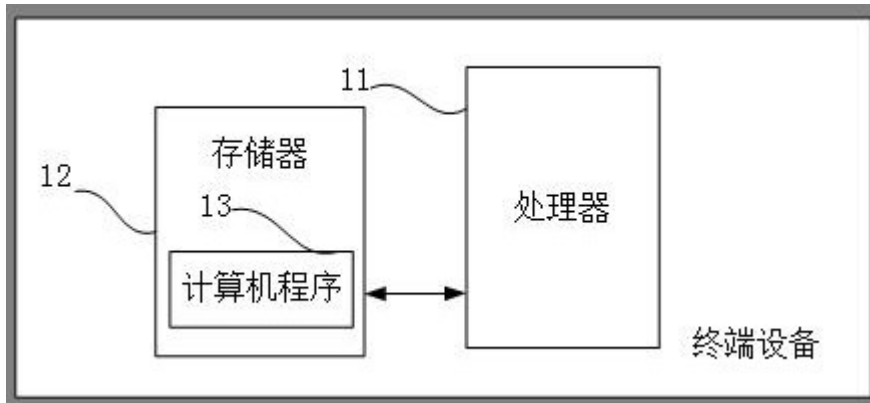


图5

专利名称(译)	一种血流速度计算方法、装置、终端设备及存储介质		
公开(公告)号	CN110664392A	公开(公告)日	2020-01-10
申请号	CN201911226904.5	申请日	2019-12-04
[标]申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
当前申请(专利权)人(译)	深圳先进技术研究院		
[标]发明人	刘嘉 张攀登		
发明人	刘嘉 张攀登		
IPC分类号	A61B5/0285 A61B5/00 G06F17/10		
CPC分类号	A61B5/0285 A61B5/7246 G06F17/10		
其他公开文献	CN110664392B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本申请适用于计算机技术领域，提供了血流速度计算方法、装置终端设备及存储介质，方法包括：获取待测样本各时刻的呼吸末二氧化碳的测量值；根据待测样本的预设血管几何模型，获取血管各预设位置的坐标，根据各时刻的呼吸末二氧化碳测量值、预设的动力学模型、待测样本的预设生理模型和血管出口位置的坐标，计算出各时刻的边界条件，将各时刻的边界条件和血管各预设位置的坐标输入动力学模型，计算出血管各预设位置在各时刻的血流速度。本申请将血流的生理模型和血管几何模型相结合以计算血流速度，保证计算结果的准确性。

获取待测样本各时刻的呼吸末二氧化碳的测量值

根据所述待测样本的预设血管几何模型，获取血管各预设位置的坐标

根据所述各时刻的呼吸末二氧化碳测量值、预设的动力学模型、所述待测样本的预设生理模型和所述血管出口位置的坐标计算出各时刻的边界条件

将所述各时刻的边界条件和所述血管各预设位置的坐标输入所述动力学模型，计算出血管各预设位置在各时刻的血流速度