



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 108257214 A

(43)申请公布日 2018.07.06

(21)申请号 201810144565.5

(22)申请日 2018.02.12

(71)申请人 成都信息工程大学

地址 610225 四川省成都市西南航空港经济开发区学府路一段24号

(72)发明人 阿都建华 孙晓亚 周钦 刘洁芯

(74)专利代理机构 北京轻创知识产权代理有限公司 11212

代理人 谈杰

(51) Int. Cl.

G06T 17/30(2006.01)

G06T 7/187(2017.01)

G06T 7/12(2017.01)

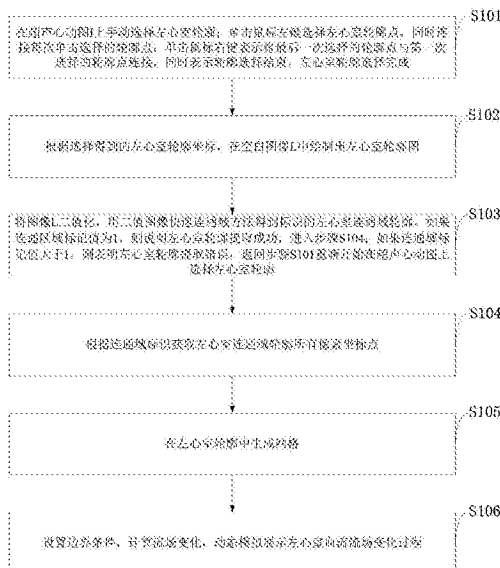
权利要求书2页 说明书5页 附图3页

(54)发明名称

心脏左心室流场域数值模拟方法、计算机、计算机程序

(57)摘要

本发明属于医学测量、计算机仿真、计算流体力学技术领域,公开了一种心脏左心室流场域数值模拟方法、计算机、计算机程序,采用基于超声心动图的左心室轮廓提取方法提取轮廓,进行左心室血流流场动态模拟;基于超声心动图提取左心室初始轮廓,通过快速连通域方法获取轮廓像素点坐标,并基于提取的心脏左心室轮廓模型自动生成左心室网格模型;设置优化边界条件,动态模拟心脏左心室血流流场变化过程。本发明有助于更好地揭示心血管疾病发生、发展的病理生理和病理解剖基础,可以对此类疾病的预防和治疗提供有价值的参考信息。



1. 一种心脏左心室流场域数值模拟方法,其特征在于,所述心脏左心室流场域数值模拟方法采用基于超声心动图的左心室轮廓提取方法提取轮廓,进行左心室血流流场动态模拟;基于超声心动图提取左心室初始轮廓,通过快速连通域方法获取轮廓像素点坐标,并基于提取的心脏左心室轮廓模型自动生成左心室网格模型;设置优化边界条件,动态模拟心脏左心室血流流场变化过程。

2. 如权利要求1所述的心脏左心室流场域数值模拟方法,其特征在于,所述心脏左心室流场域数值模拟方法包括以下步骤:

步骤一,超声心动图选择左心室轮廓;

步骤二,在空白图像绘制出左心室轮廓图;

步骤三,用二值图像快速连通域方法得到标识的左心室连通域轮廓;

步骤四,获取左心室连通域轮廓所有像素坐标点;

步骤五,左心室轮廓生成网格;

步骤六,设置边界条件,计算流场变化,动态模拟展示左心室血流流场变化过程。

3. 如权利要求2所述的心脏左心室流场域数值模拟方法,其特征在于,所述步骤三采用快速连通域方法提取左心室轮廓图包括:

(1) 连通域标识符号为T,初始化标号T值为1;

(2) 将图像按照从左到右,从上到下的顺序搜索,找到的第一个黑点一定是最左上方的边界点,记为A1,A1点的右、右下、下、左下四个邻点中至少有一个边界点,记为A2;A1和A2的灰度值都标记为T;

(3) 从A2开始找起,按右、右上、上、左上、左、左下、下、右下的顺序找下一个边界点A3,将其灰度值标记为T,并继续搜索下一个边界点;如果A3就是边界起始点A1,则搜索结束;

(4) 一个连通区域跟踪完毕后,将标号值加1,并以这一区域的搜索结束点作为起始点再开始逐行扫描,边缘跟踪,边界标记;如此循环搜索,直到整副图像扫描完毕为止;

(5) 如果连通区域标记值为1,则说明左心室轮廓提取成功;如果连通域标记值大于1,则表明左心室轮廓提取错误,存在多个连通域,重新开始超声心动图上选择左心室轮廓。

4. 如权利要求2所述的心脏左心室流场域数值模拟方法,其特征在于,所述步骤六具体包括:

(1) 设置边界条件,左心室轮廓边界速度首先都设置为0,二尖瓣口边界处设置血流速度为 $U=2\text{m/s}$, $V=2\text{m/s}$,血流密度系数设为 $\rho=1060\text{kg/m}^3$,血流黏性系数设为 $\mu=0.0033\text{kg/ms}$;

(2) 求解纳维-斯托克斯方程,计算血流变化过程。

5. 如权利要求4所述的心脏左心室流场域数值模拟方法,其特征在于,所述使用欧拉变量描述血流流体的运动,则表示如下:

$$\begin{cases} \nabla \cdot u = 0 \\ \rho(u_t + (u \cdot \nabla)u) = -\nabla p + \mu \Delta u + f \end{cases}$$

其中, Δ 是拉普拉斯算子, ∇ 是哈密顿算子,u表示血流的速度, u_t 表示血流加速度, ρ 表示血流密度系数, μ 为血流黏性系数,f表示外力项。

6. 一种实现权利要求1~5任意一项所述心脏左心室流场域数值模拟方法的计算机程序。

7. 一种搭载有权利要求6所述计算机程序的信息计算机。
8. 一种计算机可读存储介质,包括指令,当其在计算机上运行时,使得计算机执行如权利要求1-5任意一项所述的心脏左心室流场域数值模拟方法。

心脏左心室流场域数值模拟方法、计算机、计算机程序

技术领域

[0001] 本发明属于医学测量、计算机仿真、计算流体力学技术领域,尤其涉及一种心脏左心室流场域数值模拟方法、计算机、计算机程序。

背景技术

[0002] 目前,业内常用的现有技术是这样的:

[0003] 整个人体系统中各个组织器官的血液灌注。心脏的解剖功能极为复杂,以“泵”的形式传输人体血液,其内在的血液流体运动状态是心脏作为“泵”的功能的外在表现形式,也是衡量心脏功能健康状态的重要判断依据。心室内的血液流场更为复杂多变,心动周期内不同时相血液流场主要表现为动态连续变化的层流和涡流,但在每个心动周期特定时相的流体总体特征通常又保持一定的相对稳定性和可重复性,特定时间点的血流涡流参数、血流速度分布、压力分布等流体特征量具有一定的不变性。不同的心脏病理解剖和病理生理异常均会产生不同的异常血流流场。为了检测心脏疾病导致的血流流场异常,掌握心脏内血流变化过程及其时空分布就显得非常重要。各种心脏疾病往往会在心动周期的全部或某些特定时相呈现出心腔内血液流场上的异常变化,因此深入研究心脏血液流场特征有可能为各种心血管疾病的早期精确诊断提供重要线索和依据。近年来,随着各种先进医疗设备诊断技术的迅速发展,研究人员已将先进的医学测量技术与计算机仿真技术、计算流体力学紧密结合起来用于研究人体心脏的血液动力学状态,通过计算机数值计算和图像显示的方法,在时间和空间上定量描述流场的数值解。常规心脏血流动力学实验研究不仅风险高、花费大,而且也仅能获取速度、压力等有限的流动参数数据,而速度矢量、流线、壁面剪切应力等复杂的流场参数数据是不可能得到的。

[0004] 综上所述,现有技术存在的问题是:

[0005] 常规心脏血流动力学实验风险高、花费大,而且获取速度、压力等有限的流动参数数据,速度矢量、流线、壁面剪切应力等复杂的流场参数数据是不可能得到。

[0006] 解决上述技术问题的难度和意义:

[0007] 本发明有助于更好地揭示心血管疾病发生、发展的病理生理和病理解剖基础,可以对此类疾病的预防和治疗提供有价值的参考信息。

发明内容

[0008] 针对现有技术存在的问题,本发明提供了一种心脏左心室流场域数值模拟方法、计算机、计算机程序。

[0009] 本发明是这样实现的,一种心脏左心室流场域数值模拟方法,所述心脏左心室流场域数值模拟方法采用基于超声心动图的左心室轮廓提取方法提取轮廓,进行左心室血流流场动态模拟;基于超声心动图提取左心室初始轮廓,通过快速连通域方法获取轮廓像素点坐标,并基于提取的心脏左心室轮廓模型自动生成左心室网格模型;设置优化边界条件,动态模拟心脏左心室血流流场变化过程。

[0010] 进一步,所述心脏左心室流场域数值模拟方法包括以下步骤:

[0011] 步骤一,超声心动图选择左心室轮廓;

[0012] 步骤二,在空白图像绘制出左心室轮廓图;

[0013] 步骤三,用二值图像快速连通域方法得到标识的左心室连通域轮廓;

[0014] 步骤四,获取左心室连通域轮廓所有像素坐标点;

[0015] 步骤五,左心室轮廓生成网格;

[0016] 步骤六,设置边界条件,计算流场变化,动态模拟展示左心室血流流场变化过程。

[0017] 进一步,所述步骤三采用快速连通域方法提取左心室轮廓图包括:

[0018] (1) 连通域标识符号为T,初始化标号T值为1;

[0019] (2) 将图像按照从左到右,从上到下的顺序搜索,找到的第一个黑点一定是最左上方的边界点,记为A1,A1点的右、右下、下、左下四个邻点中至少有一个边界点,记为A2;A1和A2的灰度值都标记为T;

[0020] (3) 从A2开始找起,按右、右上、上、左上、左、左下、下、右下的顺序找下一个边界点A3,将其灰度值标记为T,并继续搜索下一个边界点;如果A3就是边界起始点A1,则搜索结束;

[0021] (4) 一个连通区域跟踪完毕后,将标号值加1,并以这一区域的搜索结束点作为起始点再开始逐行扫描,边缘跟踪,边界标记;如此循环搜索,直到整副图像扫描完毕为止;

[0022] (5) 如果连通区域标记值为1,则说明左心室轮廓提取成功;如果连通域标记值大于1,则表明左心室轮廓提取错误,存在多个连通域,重新开始超声心动图上选择左心室轮廓。

[0023] 进一步,所述步骤六具体包括:

[0024] (1) 设置边界条件,左心室轮廓边界速度首先都设置为0,二尖瓣口边界处设置血流速度为 $U=2\text{m/s}$, $V=2\text{m/s}$,血流密度系数设为 $\rho=1060\text{kg/m}^3$,血流黏性系数设为 $\mu=0.0033\text{kg/ms}$;

[0025] (2) 求解纳维-斯托克斯方程,计算血流变化过程。

[0026] 进一步,所述使用欧拉变量描述血流流体的运动,则表示如下:

$$\begin{cases} \nabla \cdot \mathbf{u} = 0 \\ \rho(\mathbf{u}_t + (\mathbf{u} \cdot \nabla)\mathbf{u}) = -\nabla p + \mu \Delta \mathbf{u} + \mathbf{f} \end{cases}$$

[0028] 其中, Δ 是拉普拉斯算子, ∇ 是哈密顿算子, \mathbf{u} 表示血流的速度, \mathbf{u}_t 表示血流加速度, ρ 表示血流密度系数, μ 为血流黏性系数, \mathbf{f} 表示外力项。

[0029] 本发明的另一目的在于提供一种实现所述心脏左心室流场域数值模拟方法的计算机程序。

[0030] 本发明的另一目的在于提供一种搭载有所述计算机程序的计算机。

[0031] 本发明的另一目的在于提供一种计算机可读存储介质,包括指令,当其在计算机上运行时,使得计算机执行所述的心脏左心室流场域数值模拟方法。

[0032] 本发明采用心脏左心室流场域数值模拟方法能基于特定病人的超声心动图提取左心室轮廓,并动态模拟展示左心室血流流场变化过程,通过心腔内血液流场上的异常变化,为各种心血管疾病的诊断提供重要线索和依据。本发明采用的快速连通域提取方法,简单快捷,能有效提取左心室轮廓坐标,并在此基础上生成网格。数值计算仿真技术成本低、

效率高,能有针对性的研究各种心脏几何变形、力学及流固耦合因素对血流动力学的影响,而且可以完成常规实验无法实现的生物力学多参数时空描述和可视化表达。当在体或离体实验研究不可行时,数值仿真就成为唯一可行的血流动力学观测手段;观测结果需要与临床医学实验结果相结合,有助于更好地揭示心血管疾病发生、发展的病理生理和病理解剖基础,可以对此类疾病的预防和治疗提供有价值的参考信息。

附图说明

- [0033] 图1是本发明实施例提供的心脏左心室流场域数值模拟方法流程图。
- [0034] 图2是本发明实施例提供的心脏左心室流场域数值模拟方法实现流程图。
- [0035] 图3是本发明实施例提供的左心室轮廓选取过程示意图。
- [0036] 图4是本发明实施例提供的左心室轮廓示意图。
- [0037] 图中:(a)左心室轮廓绘制结果图;(b)左心室轮廓网格生成结果图。
- [0038] 图5是本发明实施例提供的左心室血流流场模拟示意图。
- [0039] 图中:(a)左心室血流流场变化图;(b)左心室血流速度分布图。

具体实施方式

[0040] 为了使本发明的目的、技术方案及优点更加清楚明白,以下结合实施例,对本发明进行进一步详细说明。应当理解,此处所描述的具体实施例仅仅用以解释本发明,并不用于限定本发明。

[0041] 本发明基于特定病人的超声心动图构建心脏左心室网格模型,设置优化边界条件,模拟心脏左心室内血流流场变化过程,为检测心脏疾病导致的血流流场异常提供相关依据。本发明基于特定病人的超声心动图提取心脏左心室轮廓;基于提取的心脏左心室轮廓模型自动生成网格模型;设置优化边界条件,模拟心脏左心室血流流场变化过程。

[0042] 下面结合附图对本发明的应用原理作详细的描述。

[0043] 如图1所示,本发明实施例提供的心脏左心室流场域数值模拟方法包括以下步骤:

[0044] S101:在超声心动图I上手动选择左心室轮廓;单击鼠标左键选择左心室轮廓点,同时连接每次单击选择的轮廓点;单击鼠标右键表示将最后一次选择的轮廓点与第一次选择的轮廓点连接,同时表示轮廓选择结束,左心室轮廓选择完成;

[0045] S102:根据选择得到的左心室轮廓坐标,在空白图像L中绘制出左心室轮廓图;

[0046] S103:将图像L二值化,用二值图像快速连通域方法得到标识的左心室连通域轮廓。如果连通区域标记值为1,则说明左心室轮廓提取成功,进入步骤S104;如果连通域标记值大于1,则表明左心室轮廓提取错误,返回步骤S101重新开始,在超声心动图上选择左心室轮廓;

[0047] S104:根据连通域标识获取左心室连通域轮廓所有像素坐标点;

[0048] S105:在左心室轮廓中生成网格;

[0049] S106:设置边界条件,计算流场变化,动态模拟展示左心室血流流场变化过程。

[0050] 在步骤S103中提出采用快速连通域方法提取左心室轮廓图包括:

[0051] (1) 假定连通域标识符号为T,初始化标号T值为1。

[0052] (2) 将图像按照从左到右,从上到下的顺序搜索,找到的第一个黑点一定是最左上

方的边界点,记为A1,A1点的右、右下、下、左下四个邻点中至少有一个边界点,记为A2;A1和A2的灰度值都标记为T。

[0053] (3)从A2开始找起,按右、右上、上、左上、左、左下、下、右下的顺序找下一个边界点A3,将其灰度值标记为T,并继续搜索下一个边界点;如果A3就是边界起始点A1,则搜索结束。

[0054] (4)一个连通区域跟踪完毕后,将标号值加1,并以这一区域的搜索结束点作为起始点再开始逐行扫描,边缘跟踪,边界标记。如此循环搜索,直到整副图像扫描完毕为止。

[0055] (5)如果连通区域标记值为1,则说明左心室轮廓提取成功;如果连通域标记值大于1,则表明左心室轮廓提取错误,存在多个连通域,因而重新开始,在超声心动图上选择左心室轮廓。

[0056] 在步骤S106中具体包括:

[0057] (1)设置边界条件,左心室轮廓边界速度首先都设置为0,二尖瓣口边界处设置血流速度为 $U = 2\text{m/s}$, $V = 2\text{m/s}$,血流密度系数设为 $\rho = 1060\text{kg/m}^3$,血流黏性系数设为 $\mu = 0.0033\text{kg/ms}$;

[0058] (2)求解纳维-斯托克斯方程,计算血流变化过程。

[0059] 所述使用欧拉变量描述血流流体的运动,则表示如下:

$$\begin{cases} \nabla \cdot \mathbf{u} = 0 \\ \rho(\mathbf{u}_t + (\mathbf{u} \cdot \nabla)\mathbf{u}) = -\nabla p + \mu \Delta \mathbf{u} + \mathbf{f} \end{cases}$$

[0061] 其中, Δ 是拉普拉斯算子, ∇ 是哈密顿算子, \mathbf{u} 表示血流的速度, \mathbf{u}_t 表示血流加速度, ρ 表示血流密度系数, μ 为血流黏性系数, \mathbf{f} 表示外力项。

[0062] 图2是本发明实施例提供的心脏左心室流场域数值模拟方法实现流程图。

[0063] 图3是本发明实施例提供的左心室轮廓选取过程示意图。

[0064] 图4是本发明实施例提供的左心室轮廓示意图。

[0065] 图中:(a)左心室轮廓绘制结果图;(b)左心室轮廓网格生成结果图。

[0066] 图5是本发明实施例提供的左心室血流流场模拟示意图。

[0067] 图中:(a)左心室血流流场变化图;(b)左心室血流速度分布图。

[0068] 在上述实施例中,可以全部或部分地通过软件、硬件、固件或者其任意组合来实现。当使用全部或部分地以计算机程序产品的形式实现,所述计算机程序产品包括一个或多个计算机指令。在计算机上加载或执行所述计算机程序指令时,全部或部分地产生按照本发明实施例所述的流程或功能。所述计算机可以是通用计算机、专用计算机、计算机网络、或者其他可编程装置。所述计算机指令可以存储在计算机可读存储介质中,或者从一个计算机可读存储介质向另一个计算机可读存储介质传输,例如,所述计算机指令可以从一个网站站点、计算机、服务器或数据中心通过有线(例如同轴电缆、光纤、数字用户线(DSL)或无线(例如红外、无线、微波等)方式向另一个网站站点、计算机、服务器或数据中心进行传输)。所述计算机可读存储介质可以是计算机能够存取的任何可用介质或者是包含一个或多个可用介质集成的服务器、数据中心等数据存储设备。所述可用介质可以是磁性介质,(例如,软盘、硬盘、磁带)、光介质(例如,DVD)、或者半导体介质(例如固态硬盘Solid State Disk(SSD))等。

[0069] 以上所述仅为本发明的较佳实施例而已,并不用以限制本发明,凡在本发明的精

神和原则之内所作的任何修改、等同替换和改进等,均应包含在本发明的保护范围之内。

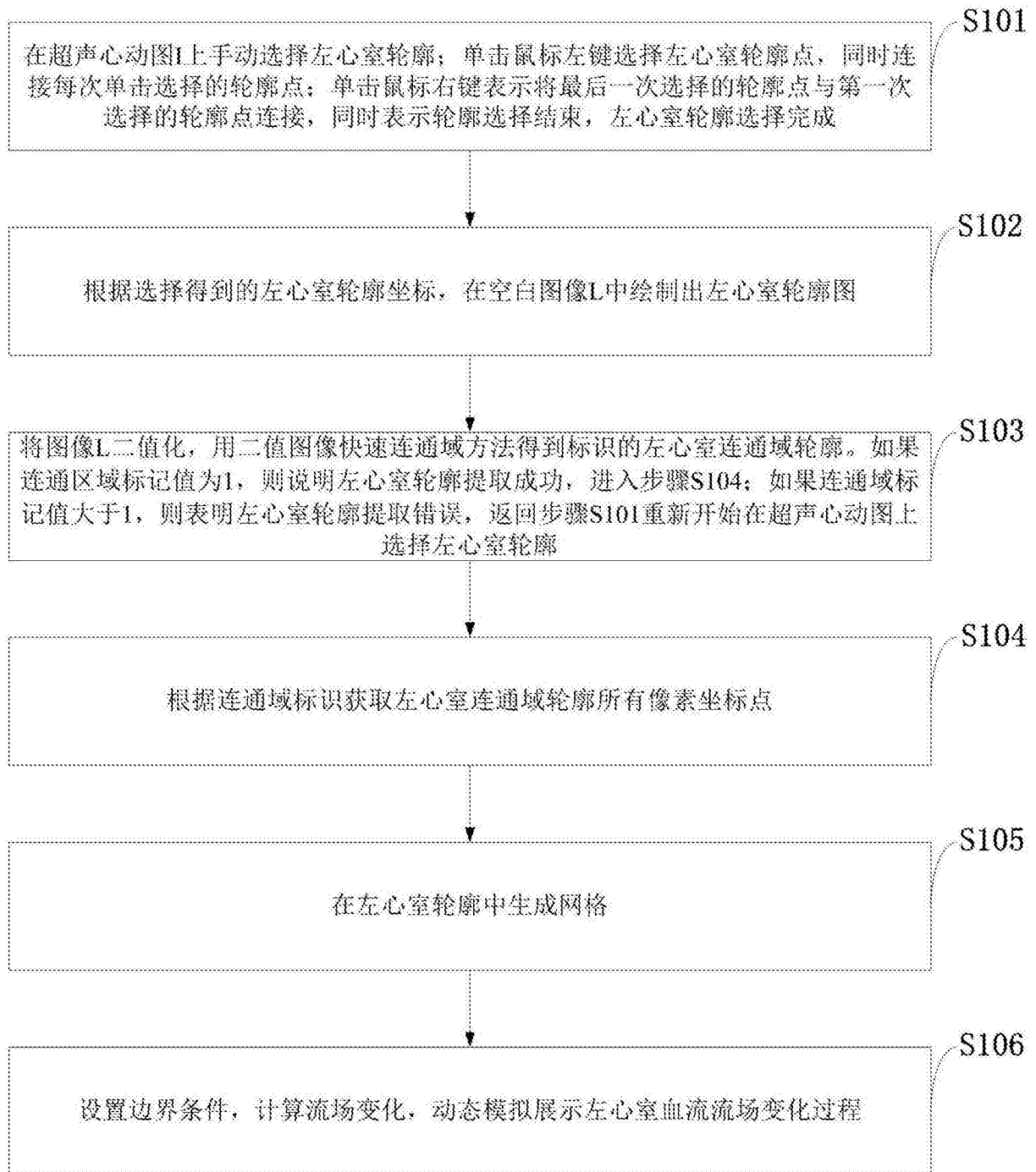


图1

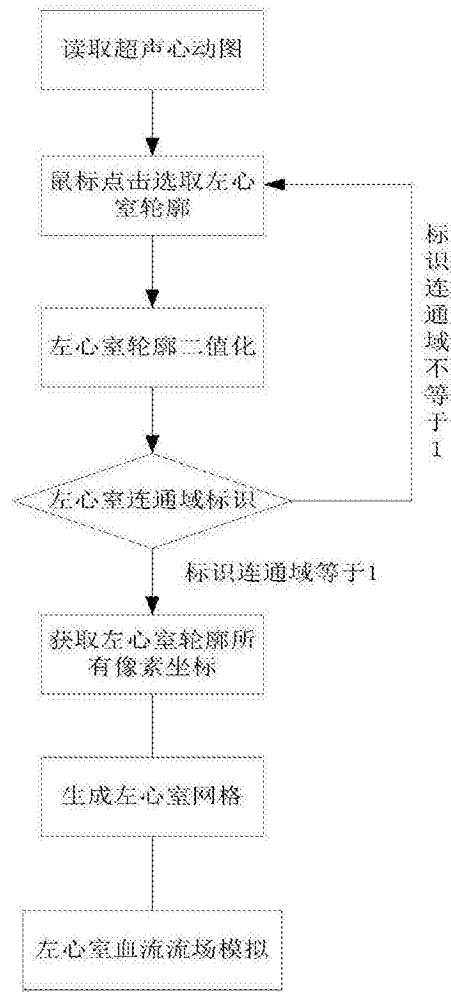


图2

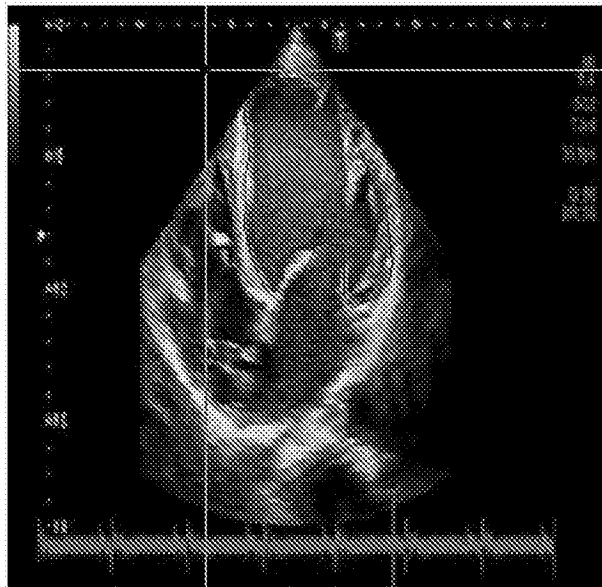


图3

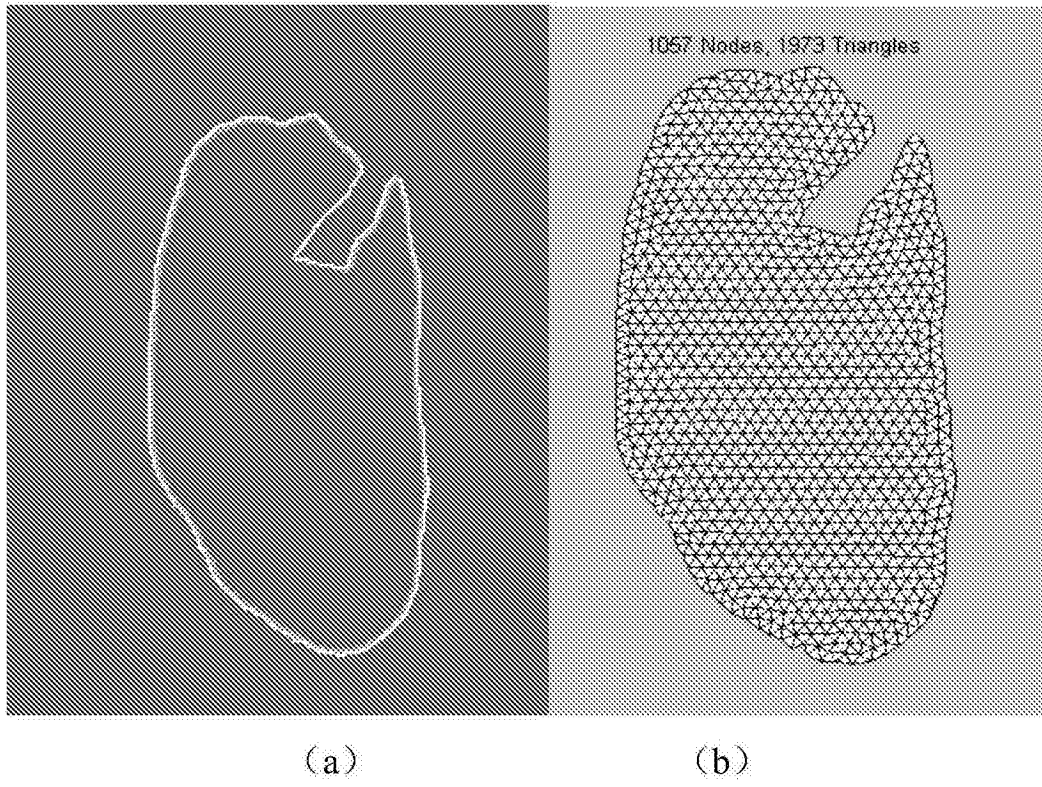


图4

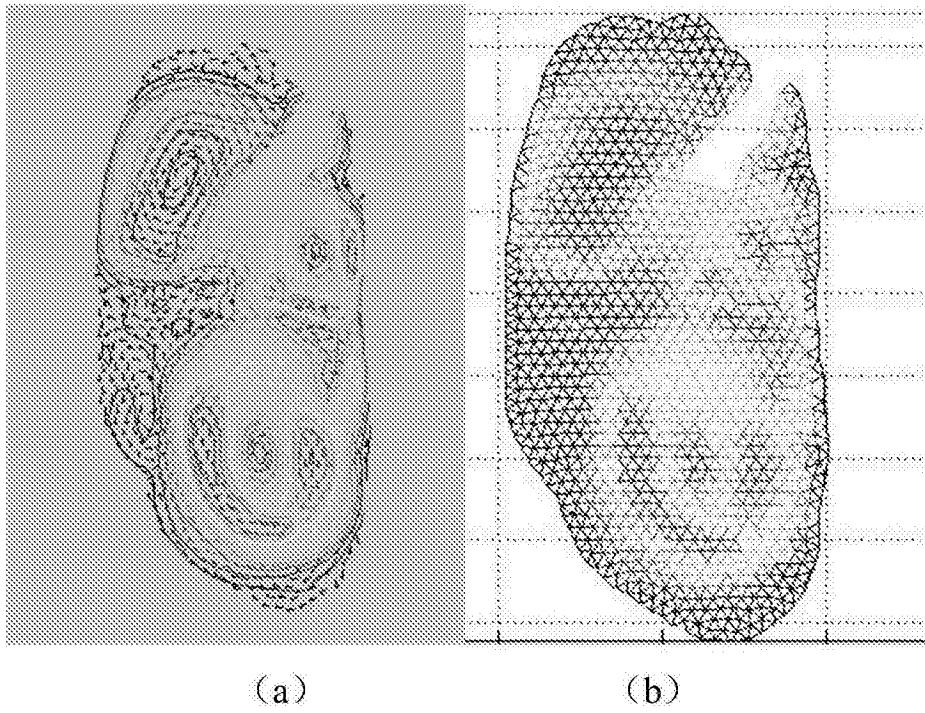


图5