**一种生成各向异性多层血管壁几何和有限元网格的方法**

**发明目的**

本发明通过智能生成血管壁力学模型，可以为医生诊断提供低成本、便捷、高效的方法；为患者术后可能面临的风险提供预测依据；为社会减轻医疗负担，提高资源利用效率。

1. 患心脑血管疾病死亡人数占全球死亡人数的比重最大。

缺血性心脏病和脑卒中是全球第一和第二大死亡原因。据世界卫生组织（World Health Organization， WHO）统计：2019年，全球约有890万人死于缺血性心脏病，占总死亡人数的16％；612万人死于脑卒中，占总死亡人数11%。在可预见的未来，由于人口老龄化，这两类疾病的致死率仍将上升。

1. 高效诊疗包括心脑血管在内的血管类疾病有巨大的社会经济意义。

高效诊疗包括心脑血管在内的血管类疾病不仅能减少相关病患的痛苦，还能减轻病患的家庭经济负担。然而传统的手段在处理这类血管疾病时有较大的局限性。临床诊疗过程中，医生需根据病患情况，让病患做众多针对性辅助检查，再结合病患的病史，经综合分析给出临床诊断和治疗方案。在这个过程中，每个环节都有很大的随机性。如果病患转院治疗，之前辅助检查的结果也缺乏互认机制，这无疑增加了患者的负担，也造成了医疗资源的浪费。而且不同医生囿于自身经验水平，对同一个患者的同一次检查结果也可能给出不同的诊断结论。亟需一种精确的评估机制来量化疾病风险，供医生参考。

1. 基于图像的血流建模和数值模拟是科学研究和临床实践中的强大工具。

传统方法有很大局限性，一方面是在术前环节，诊断合理性极度依赖医生的经验和个人判断；另一方面是在术后环节，能否减轻甚至预防病患的并发症有很大的随机性。这都是因为血流在患者血管中的动力学影响在诊疗血管疾病中被忽视了。然而血管中的血流动力学和生物力学，与血管类疾病的病变和恶化有直接因果关系。虽然现在的辅助检测缺乏直接体内测量血流动力学相关参数的手段，但是我们可以通过对患者进行血流建模和数值模拟来评估这些血流动力学参数。这不仅能帮助医生判断手术的必要性，还能虚拟构建手术并评判术后风险，对于辅助医疗有重大意义。

1. 血管壁病变的研究对于以往的血流动力学研究方法仍然是一个相当大的挑战。

基于图像的血流建模始于上世纪九十年代，经过发展已经可以为患者特异性治疗、虚拟手术和优化设计提供强有力的工具。但是在这些血流建模和数值模拟中，大都简化了血管系统。他们通常把血管假设成没有弹性的刚性壁，或者把血管假设成均匀的单层血管壁。这些受限于成像技术的血流建模在理论上有较大改进空间。

1. 血管系统建模对比血流建模能大幅提升可靠性（个性化模型的几何复杂性和多层）。

血管系统的建模是指使用物理和生理模型来描述血管内的生理现象。这其中血管系统包含了管腔内的血液、血管壁以及附壁血栓、主动脉夹层等病理性结构。使用定量化的模型可以帮助我们更精确地分析血管系统的生理状态，并为设计治疗方案提供重要的参考。特别的，已有的研究证实个体的特异性对于模型的可靠性有较大的影响。因此，在建模过程中，有必要考虑对特定的对象进行个性化的建模。在多种个体因素中，几何构形对于生物力学建模有较大影响，也是本项工作考虑的核心问题。

1. 基于血管的组织学事实对血管进行精细化地建模（个性化模型的各向异性）。

动脉壁具有分层结构，一般分为内膜、中膜、外膜三层，其中每层都含不同量的弹性蛋白、胶原蛋白、平滑肌细胞以及细胞外基质，每层的力学特性也不尽相同。内膜是动脉的最内层，由单层内皮细胞组成。内皮细胞是排列在血管上的光滑且高度特化的细胞。 中膜是动脉的中间层，由平滑肌细胞和弹性蛋白组成。外膜是动脉的最外层，由结缔组织组成。结缔组织有助于将动脉固定并提供结构支撑。这三层协同工作，使动脉能够响应血流和压力的变化而扩张和收缩。虽然有不少学者建立了血管系统三维模型进行流固耦合分析，但是他们有的把血管简化为与实际情况不相符的单层直管；有的局限于分层血管中的静力学仿真，并没有考虑分层血管中纤维方向对流固耦合分析的影响。

1. 流固耦合分析的要求需要交界面上的网格具有相容性。

当进行流固耦合分析时，流体和固体网格必须相互配合，以便在计算过程中正确地计算流体流动和固体变形。如果流体和固体网格之间的交界面不相容，则可能会出现计算误差，并且可能会得出不准确的结果。（这一块的逻辑有点突兀）。

**技术领域**

本发明涉及基于图像的血管流固耦合分析领域，特别涉及患者特异性分层血管几何构型。

**背景技术**

1. 医学影像中的血管成像技术。

目前诊疗血管疾病所需要的医学影像，主要来源于血管成像技术。血管成像技术主要包含磁共振血管造影（Magnetic Resonance Angiography，MRA）、计算机断层血管造影（Computed Tomographic Angiography，CTA）、数字剪影造影（Digital Subtraction Angiography，DSA）、血管内超声显像（Intravascular Ultrasound，IVUS）和光学相干断层扫描（Optical Coherence Tomography，OCT）。这些技术的原理不同，适用的场景和各自的优势也大不相同。

1. MRA对比CTA和DSA的优势在于无创、无需注射造影剂、无辐射损害。缺点是成像结果的空间分辨率较低，容易出现伪影；而且病人接受扫描检测的时间相对更长、需要忍受更大的噪音；而且病人体内不能有任何金属植入物。
2. CTA对比MRA的优势在于检测时间显著减短（通常几秒足以）、成像结果更清晰、能显示血管内斑块。缺点是注入的造影剂可能对肾脏有影响、有射线辐射。
3. DSA对比MRA和CTA的优势在于分辨率更高、不受重叠组织的干扰影响，能更清晰地观察到血管狭窄等病变且不容易漏诊、误诊。缺点是需要对病患穿刺动脉并插入导管，属于有创检查；注入的造影剂可能会影响肾脏功能；连续的X光拍片对病人有辐射损害。
4. IVUS和OCT都是新兴的血管疾病评估工具，优点在于能实时高清显示血管横切面图像，这有助于弥补前述血管造影技术的不足和误差。缺点是有创，并不适合初筛阶段。

结合以上对血管成像技术的总结，可以发现初筛阶段的血管成像的需求是快速、无创、精度相对较高、无辐射或者低辐射。然而满足这样要求的血管成像技术几乎都不能对血管壁成像，或者对血管壁成像精度较低。这对基于图像的血管流固耦合分析是一个挑战。

1. 基于医学影像的血管管腔建模和数值模拟流程。
2. 确定研究的目标血管，例如冠状动脉，腹主动脉等。
3. 收集有关血管结构和功能的数据，这包括使用医学成像技术获取血管形态信息，以及使用各种测量技术获取血管流量和血压等功能信息。MRA和CTA这两种血管成像技术输出的文件格式一般有两种：DICOM（Digital Imaging and Communications in Medicine）和NIFTI（Neuroimaging Informatics Technology Initiative）。为方便后续图像读入和预处理，通常会把NIFTI格式文件转换为DICOM文件。
4. 使用图像处理工具读取医学图像并进行预处理。预处理包括降噪、图像增强、体积渲染和可视化等。
5. 使用建模工具对预处理后的图像中的血管管腔进行三维重建，以获得一个患者特异性的血管管腔模型。
6. 结合之前测量技术获取的血管流量和血压等功能信息，设置边界条件并进行仿真模拟。最终运算得出各种无法实际测量的生理指标。
7. 最后使用渲染工具对血管管腔模型进行渲染，生成各种生理指标的可视化图像，供医生和科研人员进行分析和研究。

**发明内容**

为解决上述无法依据图像对血管壁建模的问题，本发明提供了一种智能生成血管壁力学模型的方法。血管壁的厚度主要依据生理经验值自动生成，也可根据实际情况手动调整。

与现有技术相比，本发明可以进行血管系统的建模。这有利于提升基于患者特异性的血管流固耦合分析的精度，给临床医生提供更可靠的生理指标作为参考。（还需要丰富）

**具体实施方式**

为清晰阐述本发明的目的，更好理解本发明的特征和优点，下面结合附图对本发明的具体实施方式做详细说明。

1. 医学图像的采集和预处理。

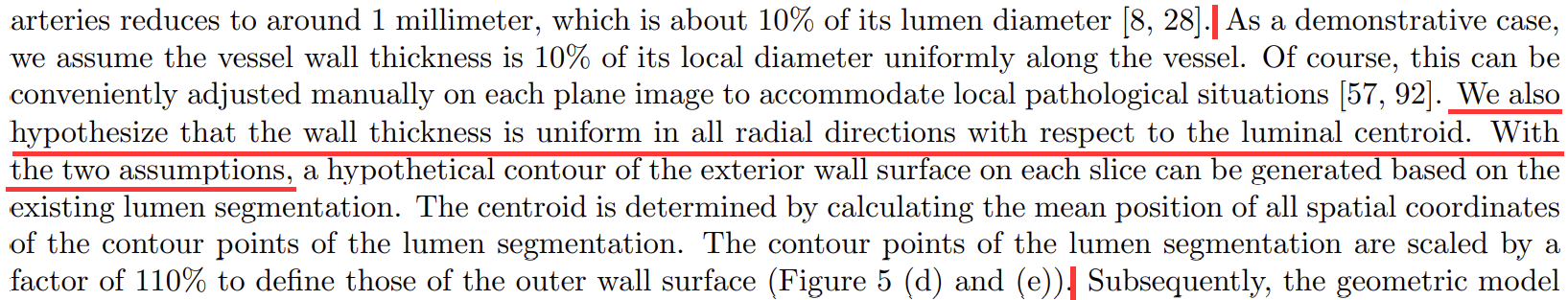
这里的医学图像不限于局部感兴趣区域的血管造影，还可以是全身的血管造影；也不限于无法对血管壁成像的初筛阶段无创造影图像，还可以是IVUS和OCT这样的能获取血管横截面信息的有创造影图像。获取了这些必要的图像数据后，可以用图像处理工具读入数据并进行必要的预处理，然后通过体积渲染来大致分辨出要建模的血管。

1. 将血管管腔从周围组织中识别分割出来。

具体思路是先建立血管路径；然后用图像处理工具自动重建血管路径法平面，生成对应的血管截面；在这些血管截面上应用二维图像分割技术，将血管管腔轮廓提取出来。

1. 通过调整图像显示的体积渲染参数来直接观察感兴趣血管，并用图像处理工具中的标记功能，人工选取尽量靠近血管中心线的点。根据这些点进行插值可以生成对应单根血管的血管路径。选点操作在后续改进中也可以由智能算法完成，减轻人工负担。这一步的最后，还可以将图像沿当前路径重新切片（slices），以检查路径是否保持在血管中心。一个良好定义的路径对随后的沿路径二维分割非常重要。
2. 沿路径二维分割首先要调整重建的血管截面大小，以避免周围图像数据干扰感兴趣血管的截面轮廓分割；其次要选择合适的二维图像自动分割技术来分割截面中的血管管腔轮廓。经过长久实践验证的主要有水平集技术（Level Set）和阈值技术（Threshold）两种方法能保持较为稳定的分割。水平集：通过种子点初始化轮廓，血管腔轮廓将在强度值变化的方向上增长，在强度值变化最锐利的位置停止。这样血管腔的完整轮廓就被勾画选出。阈值技术：根据图像中每个像素处的图像强度值，使用双线性插值函数在图像上创建指定阈值的等值线。这些等值线是血管腔的潜在轮廓。依据先验知识，预设当前操作的血管路径对应的血管半径。那么完全包含这个血管半径对应圆圈的最小闭合等值线就是血管腔边界。
3. 通过放大血管腔轮廓来获得某层血管壁轮廓。

可以利用现有的生理知识来设定血管壁不同位置的厚度，例如一般假设血管壁厚度沿整个血管均匀分布，也就是从血管腔道中心出发的所有径向方向上的壁厚比例是一致的；也可以在每个血管截面图上手动调整血管壁轮廓和壁厚，以适应局部病理情况。有了壁厚分布的假设我们就可以根据现有的管腔轮廓放大生成对应的每个管壁轮廓。放缩中心定义为管腔轮廓的坐标平均值。当医学成像技术能够较好显示血管壁时，生成假设血管壁的步骤应该替换为直接对外壁进行分割。



1. 对分割或放缩得到的轮廓使用放样（Loft）方法生成几何实体。

放样（Loft）是通过生成样条插值函数来完成的。将一条血管路径对应的一组轮廓联合在一起进行放样，可以生成一个表面模型；将多条血管路径对应的多个表面模型通过布尔操作合并到一起可以构建成一个几何实体。这时的几何实体是封闭的，而且在分支区域附近可能有不符合生理的表面特征，需要通过表面平整和光滑化来修复。几何实体模型可以表示为计算机辅助设计（Computer Aided Design，CAD）模型。通常有三种不同的实体建模内核：（1）PolyData，（2）OpenCASCADE和（3）Parasolid。这里使用第二种OpenCASCADE内核，它的优点在于开源免费，而且适合后续典型的CAD程序操作，如混合、切割和布尔运算。它的读入格式是brep。

1. 由几何实体模型生成面网格。

上一步获得几何实体很好的描述了患者特异性模型的几何信息和拓扑信息，借助数学公式的表达方式，能精确区分物体边界。但它是连续的(查阅brep)，而且在分支区域附近有不符合生理的表面特征。需要对几何实体进行离散化和光滑化操作才能获得适合计算的面网格。其中离散化方法选用前沿推进—德劳内三角化方法，因为这种方法能最大化生成等边三角形，这有利于后续基于有限元的计算。光滑化操作使用XXX方法，而且多层血管壁面网格一起光滑化，能保证一致性。为了节省计算资源、提高计算效率，这里还可以依据血管半径自适应生成动尺寸面网格（这也可以放到中心线的应用部分）。

1. 流体部分体网格。

未经放缩的血管腔轮廓分割经过放样后得到血管腔几何实体，血管腔几何实体经过离散化和光滑化操作后，得到了封闭的面网格。这时可以直接使用四面体单元填充封闭的面网格。生成四面体的方法是XXX。为了更精确地描述近壁面的血流现象，还可以通过挤压操作生成多层可变厚度的边界层网格。挤压操作是沿着面法向方向延伸指定距离。向内挤压一般不容易产生碰撞等缺点XXX；向外挤压时容易碰撞和产生非生理现象的不平滑特征，这些不平滑特征较难自动化修复和处理，不适合用来生成血管外壁。

1. 血管壁固体部分体网格。

血管壁网格的生成有两种方法。一种是从血管腔轮廓分割出发，将血管腔轮廓放缩后经放样生成实体并离散和光滑化，进而获得壁面网格；另一种是向外挤压血管腔面网格得到血管壁面网格。这两种方法中，前者的优点较为突出：可以有针对性的对某处的血管壁厚度进行微调，以适应局部病理特征；生成过程比较稳健，不易产生非生理现象的不平滑特征。所以采用前者方法。得到对应厚度的多层血管壁面网格后，通过识别出这些面网格的边界曲线，来定义出入口处的环状表面，这些环状表面经过离散后与多层血管壁面网格一同构成封闭面网格。多层这样的封闭面网格一起构成了多层血管壁固体区域面网格。最后采用XXX生成四面体单元填充封闭面网格，得到体网格。

1. 。