

虚拟脑外科手术中模拟动脉破裂血流的仿真研究

赖蒨华

摘要: 随着虚拟现实和计算机技术的发展, 虚拟手术仿真系统为外科医生提供了一个安全的培训环境。本文探讨了在脑外科手术仿真系统中, 血液流动仿真的重要性, 特别是当脑部的动脉发生破裂后大出血的紧急情况下的仿真。通过建立真实的动脉血管三维模型, 并通过高精度的流体模拟分析出血量和扩散范围, 使用流体连续性方程和动量方程构建的溢流模型有效地描述了血管破裂后大量出血的流动特性。通过该仿真, 培训者能够在低风险环境中应对突发的紧急情况、掌握复杂的手术技能, 从而提升操作精度和应急响应能力, 最终提高手术安全性和患者的生存机会。

关键词: 虚拟手术; 流血仿真; 血管破裂; 溢流模型

一、虚拟手术系统中的流血仿真

(一) 虚拟手术仿真系统

随着虚拟现实和计算机仿真技术的不断发展, 虚拟手术仿真系统作为一种重要的虚拟培训工具, 逐渐被广泛地应用在外科手术的教学与外科医生的培训中。虚拟手术仿真系统不仅融合了先进的计算机图形学技术, 还结合了物理仿真和力反馈技术, 为操作者构建了一个具有高度逼真的视觉、触觉反馈的虚拟手术环境, 使得手术培训变得更加生动和直观。

在传统的培训中, 医学生和年轻医生通常需要通过实际操作尸体或模型来练习基本的手术技能, 这种方式存在资源匮乏、成本高昂、练习机会有限等局限性, 难以在短时间内掌握关键的操作技巧。此外, 传统的培训过程对于医生的应急处理能力提升也相对较弱, 因为实际手术中的突发状况多种多样, 而在有限的练习中, 医生很难全面应对各类突发情况。虚拟手术仿真系统正是为了解决这些问题应运而生的。

虚拟手术仿真系统不仅为医学生和初学医生提供了一个安全可控的训练环境, 还具有操作可重复、结果可评测的优点。操作者可以多次练习同一手术步骤, 反复熟悉操作要领, 并在错误的操作发生后立刻获得反馈。系统记录的操作过程和结果也可以被用于后续的分析和评价, 方便教师 and 学员进行有针对性的改进。这种精确且多样化的反馈机制使得培训者能够迅速了解自身操作中的不足之处, 及时调整操作方式, 避免在实际手术中发生同样的错误。虚拟仿真系统还可以模拟手术中的常见突发状况, 例如出血、器官损伤等, 帮助医生积累处理突发事件的经验, 提高其应急响应能力。

因此, 虚拟手术仿真系统不仅能够减少传统培训中的实际操作风险, 也能显著提升培训者的学习效率, 让外科医生能够在低风险的情况下尽快掌握复杂的手术技能, 提高其操作精度和应急响应能力。

(二) 流血仿真

所有的手术都面临着出血的风险, 而脑外科的开颅手术尤其如此, 脑组织本身结构就决定了出血是不可避免的。因为人类脑组织的供血非常丰富, 脑部的血供量大概占到了全身总血供量的1/5, 因此在进行脑部手术的时候, 会面临着更大的出血的风险。而涉及脑部肿瘤病变的手术风险更加严重, 一是部分肿瘤内部包含了大量的异常血管, 使得供血更加丰富, 二是肿瘤本身体积比较大, 会挤压正常脑组织占据本就狭小的颅内空间, 且容易与血管粘连紧密造成血管损伤, 更容易导致大出血。而术中失血过度会造成颅内血肿或导致严重的并发症如脑水肿等, 也可能造成术后再次出血危及患者的生命安全, 甚至直接造成死亡。医学报告表明每年我国有大约20~40万人死于医疗事故, 根据医学期刊的统计, 手术相关的死亡原因中大约15%~30%的病例可能与大出血有关。而在脑外科手术中, 止血又相对较为困难, 止血操作的成功与否是脑外科手术成败的关键要素之一。止血操作不及时或不彻底不但会影响手术视野, 也会延长整个手术的时间, 从而也会提高手术失败的几率。因此, 在脑外科虚拟手术系统中加入流血模型和止血操作仿真, 不仅能够优化手术系统的渲染效果、增强用户使用时的真实感和沉浸感, 而且有助于提高外科医生处理术中流血过多情况的能力。因此, 在

虚拟手术中加入流血和止血的模拟仿真显得尤为重要。

在虚拟手术仿真系统中, 流血的仿真是一个极为关键的环节, 为了构建真实的虚拟仿真效果, 需要在脑组织器官进行切割等操作后, 加入流血、血液渗出、甚至喷溅等视觉反馈, 这对于外科医生理解和应对手术中可能出现的突发状况至关重要。流血仿真不仅涉及液体动力学原理, 还需要考虑到不同组织对液体的影响, 以及血管破裂后的动态变化。在实际手术中, 血液的流出速率、流动方向及其在组织中的扩散行为等, 都可能因多种因素而有所不同, 因此, 需要开发一个能够真实反映这些特性的仿真模型。

由于不同手术模拟场景和操作行为会引发不同的流血现象, 模拟过程既要实现血液流动的效果也要考虑医学的特性, 视觉反馈的真实感和实时性也是其硬性要求, 因此流血模拟也是虚拟手术中的一个难点, 目前还没有一个合适的方法满足所有的流血模拟需求。在本文中构建的是脑外科手术中因为血管破裂导致大量出现的仿真场景。

二、脑外科手术中的血管破裂场景

在脑外科手术中, 血管破裂的风险是一个不容忽视的问题。由于人类脑部的结构非常复杂, 血管和神经分布密集, 动脉和静脉相互交织于狭小和难以接触的空间中。这种解剖结构使得神经外科的医生在手术操作时必须格外细致, 因为任何不慎的误操作都可能导致血管损伤, 进而引发严重的出血现象。尤其是脑部发生肿瘤等某些病变的情况下, 一方面血管内皮细胞的增生和重塑会导致血管的脆性增加, 另一方面脑膜瘤等脑部肿瘤通常伴随着丰富的血供, 这些都导致即使是操作的微小偏差仍可能发生血管破裂后的大量出血。

人体动脉血管和静脉血管中血液的流速因所在部位、血管的生理状态和个体差异而有所不同。通常动脉血管中的血液流速较快, 约为30~40cm/s。动脉内的血液受到心脏泵血的影响, 维持较高的血压, 虽然静脉的血压通常低于动脉, 仍然可以相对较高。当血管发生破裂时, 由于破裂处的压力差, 附近的血液会受到局部压强变化的影响, 将迅速从高压区域(即动脉内部)流向低压区域(体外), 这会导致血液的流速显著加快。而在破裂口处, 血管的收缩效应可能会使流体的流速进一步提高, 形成一种强劲的喷射状态。根据血流动力学的统计数据, 破裂的大动脉中喷出的血液流速可以达到1m/s以上, 在某些情况下, 流速甚至可以高达3m/s或者更高。^[1]

因此, 在手术中血管破裂的极端情况下, 术野中的血液流动会变得非常汹涌, 清晰的视野将难以维持, 给外科医生的操作带来极大的挑战, 甚至可能这对手术的成功至关重要。医生必须在这样的环境中迅速做出判断, 采取有效措施来控制出血, 清理术野, 以保障患者的生命安全。在此过程中, 快速的判断、灵活的应对和精确的技术将是挽救生命的关键。

三、基于溢流模型的血管破裂仿真

在虚拟脑外科仿真系统的构建中, 可以使用溢流模型来描述流体流动行为的重要工具, 来模拟动脉血管破裂后, 血液如何快速大量流出并在脑组织内沟壑中进行堆积甚至溢出表面的动态过程。不仅涉及血液流动的速度和方向, 还需考虑脑组织的结构特点及其对流体行为的影响。通过这种细致的模拟, 让培训者能直观感受出血情况的严重性并让系统对其操作进行评估。

溢流模型可以用于描述流体从一个区域流出并在另一区域形成水体或液体聚集, 模型广泛应用于环境科学、水资源管理和生物医学等领域, 适用于模拟液体如洪水、血液流出等情况。在虚拟脑外科仿真系统中, 可以用于描述血液从血管破裂口流到脑组织沟壑并溢出的过程。溢流模型使用连续性方程和动量方程来描述血液的流动, 确保在一定时间内, 血液在控制体积内的质量变化与流入流出的流量有关。^[2-3]

(一) 血液流体的连续性方程

连续性方程是流体力学的基本定律之一, 体现了质量守恒原则。

考虑流体在三个空间方向上的流动。三维连

续性方程可以表示为流体在控制体积内的质量守恒。三维空间中, 使用 x 、 y 和 z 表示空间坐标。设一个单位体积元, 长、宽和高分别为 Δx 、 Δy 和 Δz 。设定控制体积 V 为:

$$V = \Delta x \cdot \Delta y \cdot \Delta z$$

血液通过控制体积的六个面流入和流出, 每个方向的横截面为 A 。假设在每个面上流量均匀, 流经截面的流体体积流量为 Q 则:

$$Q_{in} = Q_{m,x} + Q_{m,y} + Q_{m,z} = A_{m,x} \cdot v_{m,x} + A_{m,y} \cdot v_{m,y} + A_{m,z} \cdot v_{m,z}$$

$$Q_{out} = Q_{m,x} + Q_{m,y} + Q_{m,z} =$$

$$A_{out,x} \cdot v_{out,x} + A_{out,y} \cdot v_{out,y} + A_{out,z} \cdot v_{out,z}$$

在时间间隔 Δt 内, 根据血液流入量和血液流出量, 计算出流体的质量变化 ΔM :

$$\Delta M = \Delta M_{in} - \Delta M_{out}$$

其中, ΔM_{in} 和 ΔM_{out} 为时间间隔内的血液流入质量和血液流出质量, 血液密度为 ρ , 则在时间间隔 Δt 内的质量变化为:

$$\Delta M_{in} = \rho \cdot [(Q_{m,x} + Q_{m,y} + Q_{m,z}) \cdot \Delta t]$$

$$\Delta M_{out} = \rho \cdot [(Q_{out,x} + Q_{out,y} + Q_{out,z}) \cdot \Delta t]$$

$$\Delta M = \rho \cdot [(Q_{m,x} + Q_{m,y} + Q_{m,z}) \cdot \Delta t - (Q_{out,x} + Q_{out,y} + Q_{out,z}) \cdot \Delta t]$$

$$\text{则质量变化率为:}$$

$$\frac{dM}{dt} = \rho \cdot [(A_{m,x} \cdot v_{m,x} + A_{m,y} \cdot v_{m,y} + A_{m,z} \cdot v_{m,z}) - (A_{out,x} \cdot v_{out,x} + A_{out,y} \cdot v_{out,y} + A_{out,z} \cdot v_{out,z})]$$

根据质量守恒原理, 在血流稳态流动的情况下, 控制体积内的血液质量变化应等于零, 即:

$$\frac{dM}{dt} = 0$$

$$A_{m,x} \cdot v_{m,x} + A_{m,y} \cdot v_{m,y} + A_{m,z} \cdot v_{m,z} =$$

$$A_{out,x} \cdot v_{out,x} + A_{out,y} \cdot v_{out,y} + A_{out,z} \cdot v_{out,z}$$

在三维流动的情况下, 将上述结果概括为连续性方程:

$$\frac{\partial(\rho V)}{\partial t} + \nabla \cdot (\rho V) = 0$$

其中, $\nabla \cdot$ 是散度运算符, V 是血液的速度矢量。展开后方程为:

$$\frac{\partial \rho}{\partial t} + \frac{\partial(\rho v_x)}{\partial x} + \frac{\partial(\rho v_y)}{\partial y} + \frac{\partial(\rho v_z)}{\partial z} = 0$$

(二) 血液流体的动量方程

动量方程则考虑血液在流动过程中动量的变化。血液的动量变化率等于控制体积内的流入流出动量差以及外部力的作用:

$$\frac{d}{dt} \int_V \rho u dV = \int_V \rho u \cdot n dS + \int_V f dV$$

其中, S 为单位元控制体积的表面, n 是表面的法向量, f 是在控制体积内的体积力, 包括受到的重力、流的压力等。使用高斯定理, 将表面积分转换为体积分:

$$\int_V \rho u \cdot n dS = \int_V \nabla \cdot (\rho u) dV$$

因此, 可以将动量守恒方程重写为:

$$\frac{d}{dt} \int_V \rho u dV = \int_V \rho u \cdot n dS + \int_V f dV$$

得到三维动量方程为:

$$\frac{\partial u}{\partial t} + (u \cdot \nabla) u = -\frac{1}{\rho} \nabla P + g + \nu \nabla^2 u$$

其中, $\frac{\partial u}{\partial t}$ 为血液流速随时间的变化率, $(u \cdot \nabla) u$ 表示血液的速度在流动方向上的变化, $-\frac{1}{\rho} \nabla P$ 是压力梯度引起的加速度, 表示血管破裂处血流由于压力变化而产生的加速度, g 是重力加速度, ν 是血液的运动粘度, $\nu \nabla^2 u$ 因此是血液内部摩擦产生的黏性力。

(三) 血液总量的计算

血液总量是描述血液流体从血管破裂口流出速率的重要参数, 用于模拟动脉破裂后血液的流出和扩散行为。流量的计算通常基于血管破损口的几何特征和血液流体的物理性质。我们将血液的流动视为不可压缩流体的运动。

首先构建动脉血管的三维几何模型, 为保证模型的细节和真实度, 根据真实生理学数据和参考手术视频设计血管的直径、长度及结构。然后使用有限元法对动脉血管模型进行网格划分, 尤其在血管破裂口即周围区域要提高网格的精度。设置血管内的初始压力分布和血液的初始速度场, 假设在血管破裂前的正常流动状态下, 血液在静态压力下匀速流动。将动脉血管的破裂处设定为自由流动边界

则血液的总流量 Q 为:

$$Q = \int_V v \cdot dA$$

其中, v 是血液在三维模型空间中的速度向量场, 通过求解 Navier-Stokes 方程活获得。血管破

裂区域的表面 S 为积分面, dA 是通过 S 的面积元素, 方向与流动方向相同。

四、溢流模型的不足与改进

在血管破裂仿真中, 溢流模型作为出血模拟的初步方法, 提供了基础的扩散动态效果, 但也有改进空间。

首先, 溢流模型简化了流体力学计算, 溢流模型通常假设流体按照简单的扩散模式进行蔓延, 但真实的血液流动涉及复杂的粘性力学, 尤其在破裂点附近。溢流模型未完全捕捉到真实血液流动中复杂的粘性和湍流特性, 可能存在不够精确的问题。改进之处在于结合更细化的流体力学模型, 例如 Navier-Stokes 方程的黏性力, 可以增强仿真精度。

其次, 在动态边界条件方面, 在血管破裂仿真中, 破裂位置的边界条件会随时间发生变化, 如破裂口增大或缩小。而溢流模型的边界条件较为固定, 难以适应这种动态变化。为此, 可以通过引入动态边界管理方法, 允许模型在模拟过程中随时间实时调整出血口的形状与大小, 以增强仿真的真实性。

此外, 传统的溢流模型未考虑血液在流动过程中逐渐凝固的过程。血液的凝固在真实手术环境中对止血和血流形态有重要影响。因此可以结合凝血机制, 添加基于时间的血液凝固模型, 使仿真不仅呈现流动, 还能再现凝血块形成的真实过程。

当然, 溢流模型相对较为简单, 所以便于实现实时仿真。一旦加入更复杂的动态边界条件或凝血机制等因素, 可能会导致计算负荷增加。因此未来可以尝试优化算法, 如采用 GPU 加速或自适应网格, 提升仿真的实时性, 为应用提供更流畅的体验。

五、结论

在脑外科手术仿真系统中, 模拟动脉破裂后血液流出的过程是理解和应对出血情况的重要环节。通过实施三维流量计算, 研究人员能够对出血情况进行细致的分析, 为外科医生提供必要的信息, 以便在实际手术中采取有效措施。首先, 根据人体血管的几何结构, 建立真实的动脉血管三维模型, 并根据血液的物理性质以及在不同条件下的流动行为进行高精度的流体模拟。其次, 计算破裂后的血液流量是关键步骤, 不仅用于仿真出血量和血液在周围组织中的扩散范围, 也可评估出血的严重程度, 对后续评测培训者的手术操作和止血技术提供评分依据。然后根据出血量建立溢流模型, 通过流体的连续性方程和动量方程构成来描述血液的流动, 对动脉血管破裂后的血流情况进行模拟仿真。

综上所述, 利用溢流模型进行的血液流动仿真模拟, 为脑外科虚拟手术医学仿真提供了重要支持, 使得医疗工作者在面对动脉破裂等紧急情况时, 能够更加从容应对, 最终提升培训者的操作技巧, 增加患者的生存机会和手术安全性。溢流模型提供了良好的初步仿真方案, 但通过结合流体力学、动态边界、三维结构以及组织相互作用等方面的优化, 可以进一步提升仿真的精度与真实性, 为更复杂的手术培训环境提供可靠的支持。

参考文献:

- [1] Hall J E. Guyton and Hall Textbook of Medical Physiology, Jordanian Edition E-Book[M]. Elsevier Health Sciences, 2016.
- [2] Freund J B. Numerical simulation of flowing blood cells[J]. Annual review of fluid mechanics, 2014, 46(1): 67-95.
- [3] Ye T, Pan D, Huang C, et al. Smoothed particle hydrodynamics (SPH) for complex fluid flows: Recent developments in methodology and applications[J]. Physics of Fluids, 2019, 31(1).

基金项目: 江西省教育厅教育科技项目重点项目《虚拟手术中流血仿真的真实感与实时性问题研究》课题编号 GJJ191468

作者单位: 江西飞行学院电子与信息工程学院