

基于影像解剖结构静脉血管窦的血流动力学研究与探讨

洪振鑫¹ 梁庆瑞¹ 洪巧丽² 黄泰维¹ 梁朝泽¹ 邱文昊¹ 夏梓雄¹(通讯作者)

1. 广东工程职业技术学院 广东 广州 510000
2. 陆丰市妇幼保健院 广东 陆丰 516500

摘要: 颅内高压从过去到现在都是人们研究的一个疾病,影响着人们的日常生活方面。但目前为止比较少的人探讨脑静脉问题,脑静脉狭窄也是存在着一定的风险。该文采用了个性化计算流体动力学(CFD)模拟脑静脉血流情况,对于狭窄处的血压、血流等进行分析以及整理,分析了脑静脉左右横窦相通与否的血流情况,其结果与前人的研究结果相似。最后发现关于CVS的狭窄程度以及左右横窦相通与否的程度关系。

关键词: 颅内高压; CFD; 血流动力学; 横窦; 相通

Study and Exploration of Hemodynamics of Venous Sinus Based on Imaging Anatomy Structure

Zhenxin Hong¹ Qingrui Liang¹ Qiaoli Hong² Taiwei Huang¹ Chaoze Liang¹ Wenhao Qiu¹ Zixiong Xia¹(corresponding author)

1. Guangdong Engineering Vocational and Technical College Guangzhou, Guangdong 510000
2. Lufeng Maternal and Child Health Hospital Guangdong Lufeng 516500

Abstract: Intracranial hypertension has been a disease studied by people from the past to the present, affecting their daily lives. But so far, relatively few people have explored cerebral vein issues, and cerebral vein stenosis also carries certain risks. This article uses personalized computational fluid dynamics (CFD) to simulate cerebral venous blood flow, analyzes and organizes blood pressure, blood flow, etc. at the stenosis site, and analyzes the blood flow situation of whether the left and right transverse sinuses of cerebral veins are connected or not. The results are similar to previous research. Finally, it was discovered that there is a relationship between the degree of stenosis in CVS and the degree of communication between the left and right transverse sinuses.

Keywords: Intracranial hypertension; CFD; Hemodynamics; Transverse sinus; Be interlinked

引言:

近年来的研究和临床实践表明,颅内压过高(正常成人值:80-180mm H_2O)是常致多数头痛、呕吐和视乳头水肿原因之一。颅内压升高原因多样,静脉窦狭窄是常见原因之一,通常伴有双侧横窦的狭窄。Chen L等指出,颅腔舒适期时,脑静脉会随颅内压变化而压缩和扩张。Shim EB等指出,持续高压下脑静脉会进一步塌陷^[1]。

Christopher R Durst等指出,蛛网膜颗粒在脑静脉狭窄处随颅压升高而扩张,阻碍静脉窦出流,升高静脉压,影响脑脊液吸收,形成恶性循环。其扩张可致静脉窦狭窄,平均压力梯度约18mmHg。脑静脉左右横窦与蛛网膜组织是否相通,受静脉狭窄、血流速度及血压等影响,需深入研究。

如今,计算流体动力学(CFD)应用于解决冠状动脉血流、瓣膜反流等生理问题,还能探讨脑积水与特发性颅内高压的关系。因此,用CFD分析脑静脉与颅内高压的关系。发现脑静脉狭窄可改变脑脊液流量,影响颅内压力,进而解释脑静脉蛛网膜颗粒与颅内高压的联系。

研究表明,CFD的优势在可了解生理变化、疾病关联与严重程度,减少有创检查。但存在局限,如需简化处理保持解剖精度、存在图像与CFD重建误差^[2]。综上,CFD的模拟存在一定的价值。

1 材料与方法

1.1 CFD模型的几何数据采集和重构

收集16例患者脑静脉MRV(8例左右横窦与静脉窦连续,8例左右横窦其一方面不与静脉窦连续),患者年龄23-60岁,在2019年3月13日至2019年8月26日间诊断为狭窄,均已签署知情同意书。大脑横断面MRV图像的像素为1024×1024。MRV参数:切片数平均为120,重复时间(TR)=16.9ms,回波时间(TE)

=6.3ms。

通过商业软件Mimics16,从MRV图像构建CFD模型几何形状,用阈值分割和手动分割方式重建三维解剖结构。用高斯滤波对重建曲面进行平滑处理。为提高准确性,需确保患者CFD三维几何形状与CVS均相近。因此,向技术人员咨询CVS细节。

1.2 网格网络

对上述构建模型,用四面体单元进行非结构网格

划分,生成 CFD 模型的网格。边界层网格由 8 层六面体单元生成,用求解沿 CVS 防滑边界的薄边界层内血液流动。用方程 (1) 定义偏斜度 κ , 测量网格质量

$$(1) \quad \kappa = 1 - \max\left(\frac{\theta - \theta_e}{180 - \theta_e}, \frac{\theta_e - \theta}{\theta_e}\right)$$

其 θ 是元素顶点 (2D) 或边 (3D) 上的角度, θ_e 是理想元素相应边或顶点的角度, 最小值取在元素所有顶点 (2D) 或边 (3D) 上。若最大偏斜度超 0.98, 可能变得发散而不收敛, 但此没有发生。

1.3 计算流体力学

在 CFD 模型 Navier-Stokes 方程加入重力加速度, 对血液流动模拟。含时 CFD 模型中新偏微分方程如公式 (2) 和 (3) 所示。

$$(2) \quad \rho \left(\frac{dV}{dt} + u \cdot \nabla u \right) = -\nabla p + \mu \nabla^2 u$$

$$(3) \quad (\nabla \cdot u) = 0$$

其参数 p 为血液压力, 血液密度 ρ 设为 1050 kg/m^3 , 血液粘度 μ 设为 3.5 cP [3], u 为速度矩阵, g 为重力加速度矩阵, I 用于将压力从标量转换为矢量的恒等式。采用商用软件 COMSOL MultiPhysical, 用多锋面大规模并行稀疏直接求解器 (MUMPS) 进行 CFD 模拟。

在此基础, 假设入口是稳定流具有均匀的剖面, 设输入流速 0.15 m/s , 对整个静脉壁, 在出口处使用零压力时, 用滑移和无穿透边界条件 [4]。三维网格模型, 通过网格灵敏度分析, 在血管狭窄点估计流速、血压变动等。

1.4 统计分析

获得患者 CVS 内血压、流速和容积流速的定量 CFD 结果。分析 16 例患者 CVS 狭窄周围的血流速度和压力, 了解狭窄对血流的影响。比较左右横窦相通与不相通的流速和狭窄程度。

2 结果

2.1 血液流速

观察 16 例患者的脑静脉血流速, 依据左右横窦是否相通分组。一组 8 例左右横窦相通的病例组, 一组 8 例左右不相通的病例组。如图 1, 正常组的血流速度均方差为 0.0663, 狭窄与不狭窄处的半径比值均方差为 0.1258, 计算血流速度与狭窄程度半径比值的协方差为 -0.0483 。同条件下, 病例组的血流速度均方差为 0.2558, 狭窄与不狭窄处的半径比值均方差为 0.1882, 计算血流速度与狭窄程度半径比值的协方差为 -0.2858 。脑静脉血流速与狭窄程度半径之比呈负相关。

两组数据, 当狭窄与不狭窄半径比值在 0.38 和 0.43 附近, 出现较大差距, 血流速度差约 0.5, 比值在 0.75

左右, 血流速度差约 0.45, 可以发现, 当狭窄与不狭窄半径比值接近 1 时, 血流速度差减小。

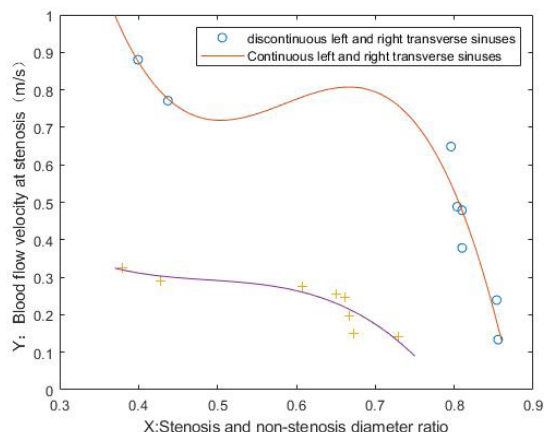


图 1 脑静脉左右横窦相通与否的血流分析图以及狭窄处血流速度与狭窄和不狭窄处半径比值关系

2.2 血压和壁面剪切力 (WSS)

本实验测量从脑静脉狭窄开始到狭窄结束段的血压, 对脑静脉狭窄处前后的血压做血压差为 ΔP , 如图 2。两组数据中, 发现左右横窦相通组与不通组血压差均方差分别为 1.9828 和 9.2361, 此时我们将狭窄处的半径不狭窄处半径比值做协方差, 得到左右横窦相通与不相通的协方差分别为 -1.362 和 -11.959 , 由此可知狭窄处压力差与狭窄处前后半径比呈现出负相关的关系。

据仿真分析, 知脑静脉血管中, 左右横窦相通与否的 WSS 分布基本一致, WSS 主要分布在狭窄处, 和静脉血管的拐弯处, 特别在狭窄前后部分。

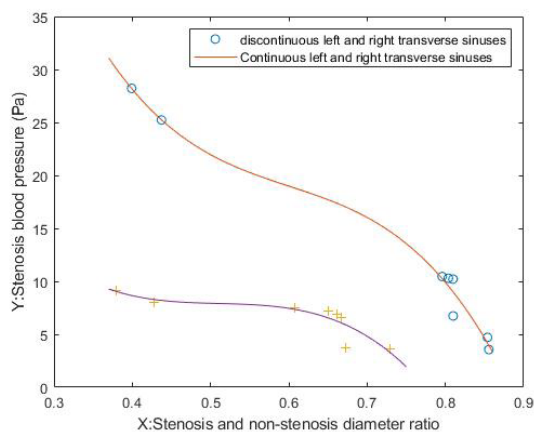


图 2 脑静脉左右横窦相通与否的狭窄处血压差与狭窄和不狭窄处半径比值关系

3 讨论

3.1 病理情况

特发性颅内高压 (IIH) 有多种危害, 其发病机制有脑脊液 (CSF) 高分泌、外流阻塞和静脉窦压力升高。

治疗方法包括减重、药物和外科手术等。

搏动性耳鸣 (PT) 是 IIH 的症状之一, 由耳蜗周围血管结构异常引起的血流所致, 归因于静脉 (40%)、动脉 (35%) 或其他不明原因 (25%)。其会导致失眠、抑郁甚至自杀念头。Tian S et al. 指出, SS 皮质板 (CP) 裂开影响静脉血流动力学, 导致脉搏同步、高压静脉音, TS-SS 交界静脉音和脉动减弱。因此, 静脉窦血流动力学是 IIH 及 PT 诊治关键, 狭窄影响压力分布, 引发病状^[5]。

3.2 颅内高压与左右横窦相通关联性

研究发现, 约半数患者横窦不对称, 20% 的患者中任一侧横窦可能部分或完全消失, 可能源于发育不良或狭窄。通常右侧横窦常较大, 闭锁或发育不良多影响内侧段。

临床证实, 颅内血液经 CVS 引流至上下矢状窦, 再流入横窦, 最后流入颈部颅外颈内静脉 (IJV)。Harvey Ho et al. 指出, 双侧脑静脉汇入 IJV, 血管面积从 28.3 mm^2 到 153.8 mm^2 , 半径从 3.0 mm 到 7.0 mm , TS 和 SS 的血流量均高于 IJV。这说明不相通横窦血流可通其他分支通路回流。引起耳鸣的主要原因是横窦血管膨出和骨缺损, 而不连续横窦因缺上游血压, 或减耳鸣风险。

3.3 成像对比

CT 和 4D Flow MRI 是很好的影像技术。CT 虽速度快, 运动伪影少, 但 MRI 安全无辐射, 脑血管相对心血管静止不动, 其在脑血管检查时间长所影响运动伪影下降, 是脑血流分析新趋势。

MRI 较 CT 在皮质及深静脉血栓分析上优势显著, 高时空分辨率覆盖静脉系统, 精准评估造影。此外还能显示脑实质缺血性损伤出血情况, 实时对数据进行后处理, 信噪比更高。因此我们认为它是此领域的金标准。

研究中, 对比一个案例的临床测量值和 CFD 结果。从 MRI 提取流速数据和 DSA 测量获得压力差数据中, CFD 计算的流速 (29.082 cm/s) 与金标准 (29.615 cm/s) 相似, 压力差也接近, 分别是 26.181 pa 和 30 pa 。但, 经过仔细测量和不同网格重复计算, WSS 差异明显, 分别是 0.014889 N/m^2 和 0.391 N/m^2 。

3.4 局限性

本研究存在局限性。首先, CVS 狭窄患者左右横窦可能因 MRI 显示问题不相通, 需提升影像质量, 做出更准确判断。其次, CVS 几何模型是简化版, 难以反映其复杂的自然形态。尽管如此, 我们仍乐观认为静脉狭窄严重度影响血流速度, 但需更多病例支撑。

结 论 :

对于 CVS 狭窄患者的血液流动, 采用 3D CFD 建模, 患者特定的模型建立和边界条件是提高 CFD 结果准确的必要条件。本研究发现了 CVS 狭窄程度与左右横窦相通与否的关系, 对于 IIH 患者, 应关注 CV 结构中横窦是否相通。

参考文献 :

[1] Shim EB, Heldt T. Fluid-structure Interaction in the Cerebral Venous Transverse Sinus.[J]. Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Annual International Conference, 2018, 2018: 4544-4547.

[2] Capel C, Baroncini M, Catherine GJ, et al. Cerebrospinal Fluid and Cerebral Blood Flows in Idiopathic

Intracranial Hypertension[J]. Acta neurochirurgica. Supplement, 2018, 126: 237-241.

[3] Liu X, Du Z, Han T, et al. Quantitative Analysis of Blood Flow in Cerebral Venous Sinus With Stenosis by Patient-Specific CFD Modeling[J]. IEEE Access, 2019, 7: 3848-3854.

[4] Zhu Y, Wang F, Deng X. Hemodynamics of cerebral bridging veins connecting the superior sagittal sinus based on numerical simulation[J]. BioMedical Engineering OnLine, 2018, 17(1): 35.

[5] Hakseung, Kim, Byoung-Kyong, et al. Porohyperelastic anatomical models for hydrocephalus and idiopathic intracranial hypertension.[J]. Journal of neurosurgery, 2015, 122(6): 1330-1340.

基金项目 : 广东工程职业技术学院重点科研项目 “静脉血管源性搏动性耳鸣的声源分析”
 (编号 : KYZD2022009)