

中脑导水管狭窄引起脑脊液循环障碍的 计算流体动力学分析

祝续¹, 吴保鹏¹, 郭晓远², 陈强¹

(1. 东南大学 生物科学与医学工程学院, 南京 211189; 2. 东南大学附属中大医院 神经外科, 南京 210009)

摘要: **目的** 探究中脑导水管狭窄不同程度对颅内脑脊液流场的影响。 **方法** 基于1名志愿者的临床磁共振影像序列, 利用半自动图像分割方法, 重建完整的正常脑脊液循环模型。在此基础上构建8个理想的中脑导水管狭窄模型。使用计算流体动力学方法, 模拟9个模型的脑脊液流场。 **结果** 随着中脑导水管狭窄度增加, 其上、下游最大压力差也相应增加, 且脑脊液的流速加快。正常模型中, 中脑导水管上、下游最大压力差为0.84 Pa, 最大流速为11.4 mm/s; 而最大狭窄度模型中, 最大压力差为21.36 Pa, 最大流速为60.3 mm/s。相较于正常模型, 最大压力差和最大流速分别提高了约25倍和5倍。同时, 压力差与中脑导水管狭窄处横截面积平方呈反比例关系, 且与狭窄处脑脊液最大流速的二次方呈线性关系。 **结论** 低狭窄度中脑导水管上、下游压力差和流速增加不显著, 而高狭窄度提高了脑积水发病的风险。研究结果为理解梗阻性脑积水和颅内高压的形成奠定了一定理论基础。

关键词: 脑积水; 颅内高压; 中脑导水管狭窄; 计算流体动力学

中图分类号: R 318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2025.01.027

Disorder of Cerebrospinal Fluid Circulation Induced by Mesencephalic Aqueduct Stenosis: A Computational Fluid Dynamics Analysis

ZHU Xu¹, WU Baopeng¹, GUO Xiaoyuan², CHEN Qiang¹

(1. School of Biological Science & Medical Engineering, Southeast University, Nanjing 211189, China;
2. Department of Neurosurgery, Zhongda Hospital, Southeast University, Nanjing 210009, China)

Abstract: **Objective** To study the effects from varying stenosis degrees of the mesencephalic aqueduct on intracranial cerebrospinal fluid (CSF) flow field. **Methods** Based on the clinical magnetic resonance image sequences of a male volunteer, a complete normal CSF circulation model was reconstructed by using semi-automated image segmentation technique. Subsequently, eight ideal models representing different stenosis degrees of the mesencephalic aqueduct were manually created. Computational fluid dynamics (CFD) was then performed to simulate the CSF flow field in the nine models. **Results** The stenosis degree of the mesencephalic aqueduct was positively correlated with the maximum pressure difference between the aqueduct upstream and downstream and the maximum velocity of CSF within the stenosed aqueduct. In the normal model, the maximum pressure difference was 0.84 Pa and the maximum velocity was 11.4 mm/s. While in the maximum stenosed

model, the maximum pressure difference and velocity were 21.36 Pa and 60.3 mm/s, respectively. Compared to the normal model, the maximum pressure difference and velocity were approximately increased by 25 times and 5 times, respectively. Moreover, the maximum pressure difference was inversely proportional to the stenosis area square of the aqueduct, and there was a linear relationship between the pressure difference and the quadratic of the maximum CSF velocity. **Conclusions** The pressure difference and velocity of the stenosed mesencephalic aqueduct was not apparently increased with mild stenosis with respect to the normal aqueduct, while the great aqueductal stenosis increased the risk of hydrocephalus. This study provides a theoretical framework which contributes to understanding the development of obstructive hydrocephalus and intracranial hypertension.

Key words: hydrocephalus; intracranial hypertension; mesencephalic aqueduct stenosis; computational fluid dynamics

脑脊液是充满脑室系统的无色透明液体,对人类大脑功能的正常运作至关重要,如保护中枢神经系统、促进脑内生物化学因子输运。中脑导水管是1条连接第三和第四脑室的长约15 mm、直径约1.5 mm的窄管,是脑脊液循环路径中的最狭窄部分。临床研究表明,中脑导水管狭窄常常引起脑脊液循环受阻,致使两个侧脑室和第三脑室的脑脊液无法及时流出,进而打破脑脊液产生和吸收的平衡,最终形成脑积水,其后果是中脑导水管上游脑室压力增加,形成颅内高压,引起脑积水患者头痛、视力受损等临床症状。据统计,6%~66%儿童脑积水和5%~49%成人脑积水的诱因是中脑导水管狭窄^[1]。因此,探讨中脑导水管不同狭窄程度对脑脊液流场变化的影响,对认识脑积水的循环异常及颅内高压的形成异常重要。

计算流体力学(computational fluid dynamics, CFD)常常被用于分析正常和异常脑脊液(如脑积水^[2]和小脑扁桃体下疝畸形^[3])的循环模式。Jacobson等^[4-5]较早地建立了正常和狭窄中脑导水管模型,研究两个模型中驱动脑脊液通过中脑导水管的上、下游压力差,测定不同狭窄类型(收缩型和分叉型)的中脑导水管两端压力升高情况。有研究团队针对脑脊液循环动力学开展研究工作,研究思路是基于正常个体和交通型脑积水患者的磁共振成像(magnetic resonance imaging, MRI)影像数据,构建颅颈部脑脊液流体模型^[2,6-7]和较为完整的脑脊液循环模型^[8-9],结合磁共振相位对比电影成像,采用流固耦合数值方法系统探讨了脉动条件下的颅内脑脊液循环动力学(如体积流率、压力梯度、流速波形)。Ul Haq等^[10]针对因脑肿瘤导致中脑导

水管狭窄的问题,构建了颅内4个脑室的CFD模型,对比分析有、无肿瘤条件下脑脊液流动的情况,明确导水管狭窄对脑脊液流速的提高作用。尽管这些研究从一定程度上阐明脑脊液流动模式,充分展现利用CFD方法分析脑脊液循环动力学的重要作用,但仅限于正常和狭窄的两类中脑导水管,并没有基于完整的脑脊液循环模型,分析不同中脑导水管狭窄度对脑脊液循环流动的影响。

本文基于1例男性志愿者磁共振成像MRI影像数据,构建完整的正常脑脊液循环模型,在此基础上创建8种不同狭窄度的中脑导水管模型。采用CFD方法,创新地分析不同中脑导水管狭窄度对中脑导水管上、下游压力差和颅内脑脊液流速场的影响,探究中脑导水管狭窄对脑脊液循环异常的影响规律,了解梗阻型脑积水和颅内高压的形成。

1 材料和方法

1.1 图像获取和完整脑脊液模型重建

招募1名36岁男性志愿者,在东南大学附属中大医院进行颅脑系统MRI成像(Prisma 3.0 T, Siemens公司,德国),层厚1.0 mm,分辨率512×512像素,像素尺寸0.488 mm×0.488 mm,共获取175帧T2WI序列图像。然后,使用脑影像处理工具FSL 6.0.0对T2加权的头颅MRI图像进行自动分割^[11],并根据医生意见将自动分割得到的脑脊液流域导入Mimics 21.0(Materialise公司,比利时)进行手工微调以提高分割质量[见图1(a)],获得志愿者脑脊液流域边界的三角面片模型。接着,使用Geomagic和Rhino软件对三维模型进行平滑和修复。最终,获得颅颈部脑脊液的三维流

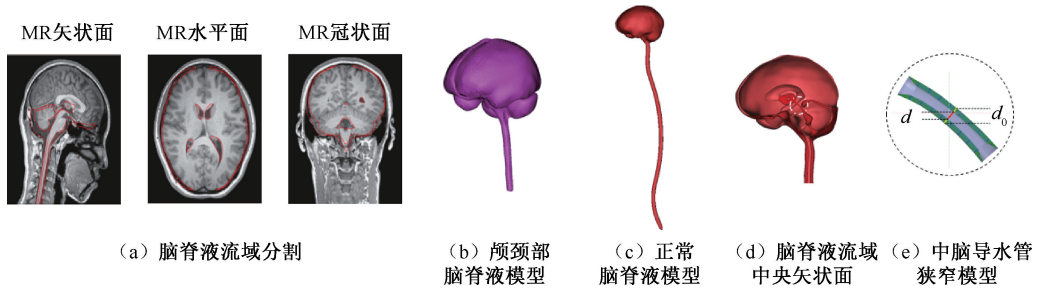


图1 脑脊液循环模型重建

Fig. 1 Reconstruction of the cerebrospinal fluid circulation model (a) Segment of the cerebrospinal fluid domain, (b) Model of the craniocervical cerebrospinal fluid, (c) Normal model of the cerebrospinal fluid, (d) Section of the cerebrospinal fluid at central sagittal plane, (g) Model of the stenosed mesencephalic aqueduct

注:图1(d)中白色圆圈所示为中脑导水管。

体域[见图1(b)]。然而,考虑到躯干部位影像数据缺失,为建立完整的脑脊液循环模型,将脊柱内的脑脊液流道简化为以脊柱中央为轴心的管状体^[7]。基于3D设计软件SpaceClaim,根据人体脊柱的生理曲度创建该管状体^[12]。最后,将颅颈部与脊柱内脑脊液流域融合,获得完整的正常脑脊液流域[见图1(c)]。

1.2 狭窄模型

以中脑导水管最狭窄处为中心,从正常脑脊液流域模型中截取长度约为12 mm的中脑导水管[见图1(d)]。中脑导水管横截面近似于椭圆形。在正常模型中,中脑导水管最狭窄处横截面的短轴轴长为1.26 mm,长轴轴长为2 mm。为构建不同狭窄度的中脑导水管模型,在SpaceClaim中,通过网格拉伸方式,构建不同狭窄度的中脑导水管[见图1(e)]。每次拉伸网格,使得横截面长、短轴各缩短0.1 mm。用构建的狭窄导水管模型替换正常导水管模型,共创建8个中脑导水管狭窄模型,包括正常模型,共计9个模型。其中,最大狭窄度模型的短轴长为0.46 mm,长轴长为1.2 mm。

目前,判定导水管狭窄的主要依据是脑脊液是否能顺利通过导水管^[13]。本文参考动脉血管狭窄度的定义,定义中脑导水管狭窄度:

$$\text{Std} = \left(1 - \frac{D}{D_0}\right) \times 100\% \quad (1)$$

式中: D 为狭窄导水管最狭窄处横截面的短轴长度; D_0 为正常导水管最狭窄处横截面的短轴长度。通过式(1),本文创建的8个狭窄模型的狭窄度依次为7.9%、15.9%、23.8%、31.7%、39.7%、47.6%、

55.5%、63.5%;相应地,狭窄处的横截面面积依次为1.96、1.70、1.50、1.26、1.03、0.86、0.70、0.53、0.39 mm²。

1.3 控制方程

假设脑脊液流动服从不可压缩牛顿流体的质量和动量守恒方程^[14],即连续性方程和Navier-Stokes方程

$$\nabla \cdot \vec{u} = 0 \quad (2)$$

$$\rho \left(\frac{\partial \vec{u}}{\partial t} + \vec{u} \cdot \nabla \vec{u} \right) = -\nabla p + \mu \nabla^2 \vec{u} \quad (3)$$

式中: ρ 为脑脊液密度; μ 为动力黏度系数。因为脑脊液的性质与水接近,脑脊液内蛋白质含量的非常有限,可以忽略不计,故脑脊液密度即为水密度^[15]。本文采用Fluent软件求解上述方程,需要对空间和时间进行离散,采用压力-速度耦合的方案。在控制体的面上进行压力插值时,使用基于压力求解器与SimpleC算法耦合的方式。对于空间离散,采用基于单元体的最小二乘法的梯度离散格式、二阶格式的压力项离散格式,以及二阶迎风格式的动量项离散格式。离散方程采用隐式格式求解,并使用一阶欧拉导数形式进行隐式时间推进。这一方法能够确保数值模拟的精确性和稳定性,使不同狭窄度中脑导水管内脑脊液流动特性的研究具有较高的可靠性,同时能够兼顾计算效率。

1.4 边界条件设置

脉络丛是脑脊液产生的主要源头,其中,大部分脉络丛分布在两个侧脑室,而第三脑室和第四脑室分布较少^[16]。因此,假设脉络丛是脑脊液的质量源入口,并分别在侧脑室、第三脑室和第四脑室定

义共 4 个脑脊液质量源入口。正常呼吸状况下,颅内动脉搏动是驱动脑脊液产生和流动主要因素^[17-19],故心动周期决定了脑脊液产生和流动的周期。根据相位 MRI 得到的脑脊液产生速率,采用周期性强迫函数模拟侧脑室脑脊液的产生速率^[2]。

$$a(t) = \alpha \left[1.5 + \sin\left(\omega t - \frac{\pi}{2}\right) - 0.5 \cos\left(2\omega t - \frac{\pi}{2}\right) \right] \quad (4)$$

式中: ω 为动脉血管搏动角频率(对应的心动周期为 1 s); α 为脑室脑脊液产生的平均速率。研究表明,脉络丛产生脑脊液的平均速率为 0.32 mL/min^[20]。单个心动周期产生的脑脊液体积约为 5 μ L,约占脑脊液总体积的 0.02%。可以看到,相较于脑脊液总体积,1 个心动周期内产生的脑脊液体积很小,即脑脊液在有限连续心动周期内的产生量对脑脊液总体积的影响可以忽略不计,总量保持近似不变;此外,4 个脑室在脉动条件下,2D 流固耦合显示其最大位移不足 0.1 mm^[21],和脑室尺寸相比也可以忽略。因此,在总体积变化和脑室变形非常有限的条件下,将脑脊液流体域边界定义为固定边界^[22]。

脑脊液吸收普遍被认为通过脑顶部大脑镰附着缘的矢状窦颗粒,颅内血管脉动也会驱动脑脊液从颅内流入脊髓蛛网膜下腔^[17]。因此,本文将脑脊液吸收位置作为脑脊液流域出口,设置脑顶部大脑镰附着缘和脊柱底部蛛网膜下腔为压力出口^[23],具体出入口定义见图 2,输入参数参考先前脑脊液模型输入条件^[2]并根据生理条件换算(见表 1)。

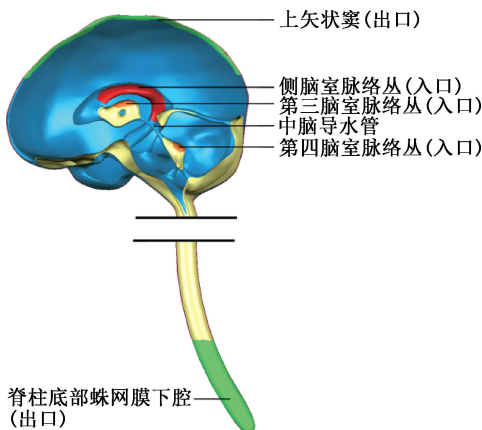


图 2 颅内脑脊液流域出入口边界设定
 Fig. 2 Boundary condition setting for the inlets and outlets of the cerebrospinal fluid domain

表 1 模型输入参数

Tab. 1 Input parameters of the model

参数	参数值
脑脊液密度, $\rho / (\text{kg} \cdot \text{m}^{-3})$	1 000
脑脊液恒定黏度, μ / mPa	1.003 ^[2]
动脉血管搏动角频率, $\omega / (\text{rad} \cdot \text{s}^{-1})$	2 π
脑脊液产生平均速率, $\alpha / (\text{mg} \cdot \text{s}^{-1})$	4
第三脑室质量流入速率/ $(\text{mg} \cdot \text{s}^{-1})$	0.5
第四脑室质量流入速率/ $(\text{mg} \cdot \text{s}^{-1})$	0.5
脑顶部出口压力/Pa	500 ^[2]
脊柱底部出口压力/Pa	500 ^[2]

1.5 CFD 模拟执行

在进行 CFD 分析前,为保证模型结果的准确性,首先以狭窄度最大(63.5%)的模型进行网格敏感性分析。其中,分别将 63.5% 狭窄模型离散为 486 236、631 669、1 649 209 个多面体网格,CFD 计算得到模型的最大流速依次为 60.2、59.6、59.9 mm/s。可以看到,相较于网格数量最小的模型,最大流速误差均小于 2%。因此,考虑到计算效率,选用最大网格尺寸(即最小网格数量^[24])对上述 9 个模型进行多面体网格划分,并进行计算。鉴于本文脑脊液产生属于近似的稳态单相流,模型初始化采用 Fluent 默认的混合初始化方法,时间步长为 0.01 s,残差收敛条件为 1×10^{-3} ,模拟总时长为 4 个心动周期。

2 结果

2.1 模型验证

为验证模型可靠性,与既有文献进行对比分析。结果表明,对正常模型,文献报道中脑导水管流速为 11.38~21.2 mm/s^[2,6-7,10,15],压力差为 1.14~2.5 Pa;而本文正常模型分别为 11.4 mm/s 和 0.84 Pa,接近文献报道的下限。对脑积水模型,中脑导水管流速为 46.4~54.1 mm/s^[2,6-7,10],压力差为 0.9~120 Pa,而本文最大狭窄度模型分别为 60.3 mm/s 和 21.4 Pa,也具有可比性(见表 2)。由此可见,本文所构建的脑脊液循环模型具有可靠性。

2.2 脑脊液循环压力场

由正常和不同狭窄度中脑导水管的压力分布云图可见,当中脑导水管狭窄度低于 23.8% 时,脑室内压力与颅骨蛛网膜下腔压力基本一致,说明整

表2 模型对比及可靠性验证

Tab. 2 Comparison of models from literature and model validation

文献	模型工况	$v/$ ($\text{mm}\cdot\text{s}^{-1}$)	$\Delta p/\text{Pa}$
[2,6-7]	正常	18.1	1.4
	脑积水	46.4	0.9
[10]	正常	21.2	2.5
	导水管狭窄	54.1	5.4
[15]	正常	11.38	1.14
[5]	正常	—	1.1
	入口面积 0.49 mm^2	—	10
	入口面积 0.15 mm^2	—	120
本文	正常	11.4	0.84
	导水管狭窄 (63.5%)	60.3	21.4

注: v 为中脑导水管流速; Δp 为压力差。

个脑脊液流域的压力比较平衡。并且和无狭窄模型相比,压力分布没有表现出显著不同。然而,当中脑导水管狭窄度高于 31.7% 时,狭窄的中脑导水管上游脑室(两个侧脑室和第三脑室)的压力随着狭窄度的增加而增加。尤其是狭窄度为 63.5% 时,其最大脑室压力为 522 Pa (见图 3)。

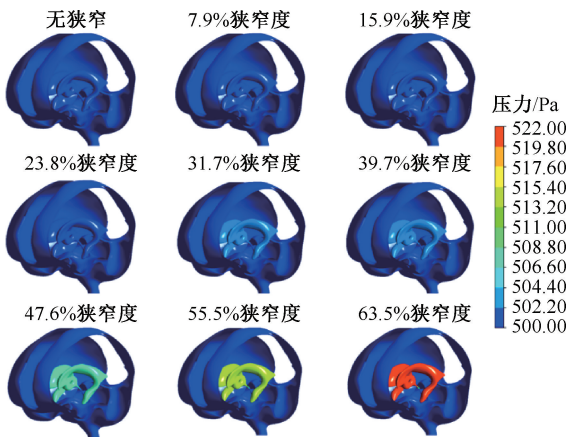


图3 不同狭窄程度中脑导水管脑脊液压力分布云图

Fig. 3 Pressure contours of the cerebrospinal fluid in mesencephalic aqueduct with different stenosis degrees

该结果说明,高狭窄度的中脑导水管严重抑制了中脑导水管上游脑室脉络丛产生的脑脊液进入脑脊液循环,致使两个侧脑室和第三脑室的脑脊液不断累积,打破了脑脊液产生和吸收的动态平衡,引起梗阻性脑积水并诱发脑室压力增加。

2.3 脑脊液循环流速场

由脑脊液流动的流速矢量云图可见,由于中脑

导水管上游脑室的压力较大,狭窄中脑导水管横截面积减小,脑脊液通过中脑导水管离开第三脑室后,中脑导水管内脑脊液的流速加快,导致中脑导水管下游的流速高于上游(见图 4)。与脑脊液压力分布云图类似,当中脑导水管狭窄度低于 23.8% 时,中脑导水管下游脑脊液流速没有较大差异;而当中脑导水管狭窄度高于 31.7% 时,中脑导水管上游的脑室随着狭窄度的增加,脑脊液离开第三脑室的流速有显著增加。尤其是狭窄度为 63.5% 时,其最大流速为 60 mm/s。需要说明的是,离开第四脑室的脑脊液通过正中孔和两个侧孔流向位于颅脑表面的蛛网膜下腔和脊髓蛛网膜下腔,这种脑脊液流动轨迹与先前文献报道一致^[16]。

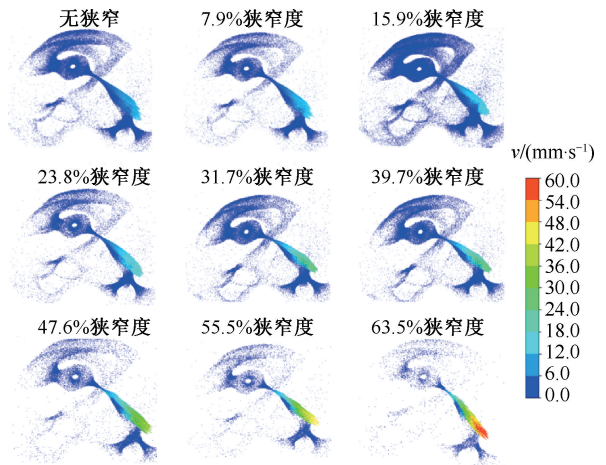


图4 不同狭窄程度中脑导水管脑脊液流速分布云图

Fig. 4 Velocity contours of the cerebrospinal fluid in mesencephalic aqueduct with different stenosis degrees

2.4 中脑导水管流速和压力统计

为定量描述不同中脑导水管狭窄度引起的流场和压力场变化,本文选取了 1 个心动周期内的中脑导水管狭窄处流速、最大流速和中脑导水管上、下游最大压力差 3 个参数进行了统计分析。由心动周期内中脑导水管狭窄处流速变化曲线可见,其波形接近心动周期波形[见图 5(a)]。比较脑室内最大流速和中脑导水管上、下游最大压力差发现,随着狭窄度的增加,最大流速和压力差随之增大。无狭窄模型在 3.4 s 时,最大流速和压力差分别为 11.4 mm/s 和 0.84 Pa;在 63.5% 狭窄度模型中,最大流速和压力差为 60.3 mm/s 和 21.36 Pa,最大流速和压力差分别为无狭窄模型的 5.29 倍和 25.42 倍[见图 5(b)]。其

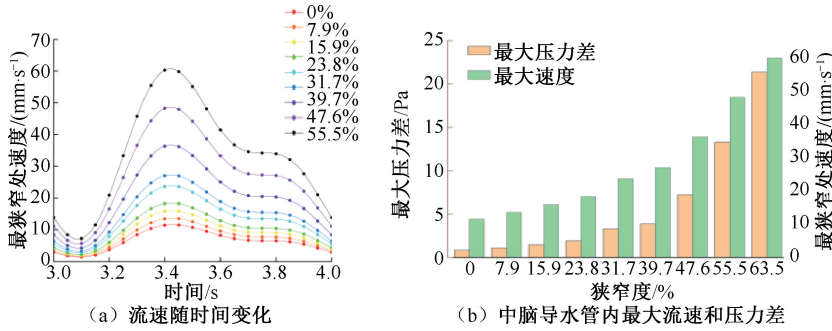


图 5 不同狭窄度中脑导水管脑脊液循环路径参数统计

Fig. 5 Parametric statistics of the cerebrospinal fluid circulation in cerebral aqueduct with different stenosis degrees (a) Variation of velocity with time, (b) Maximum velocity and pressure difference of the stenosed mesencephalic aqueduct

中狭窄度低于 23.8%, 最大流速和压力差变化较小, 随着狭窄度增加, 两个参数快速增加。

进一步分析不同中脑导水管狭窄模型的上、下游最大压力差、最大流速和最狭窄处横截面积, 其潜在关系可以表示为:

$$v_{\max} = C_1/S_n \quad (5)$$

$$\Delta p = C_2/S_n^2 \quad (6)$$

$$\Delta p = C_3 \cdot v_{\max}^2 \quad (7)$$

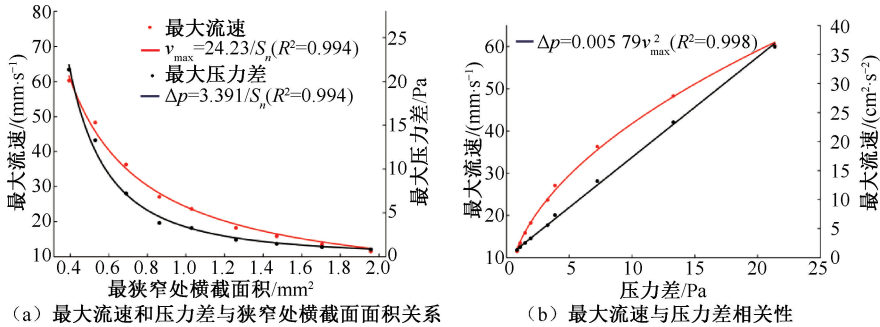


图 6 相关性分析

Fig. 6 Correlation analysis (a) Relationship between the maximum velocity and pressure difference against the narrowest cross-sectional area, (b) Correlation between the maximum velocity and pressure difference

3 讨论

中脑导水管作为连接第三脑室和第四脑室的一条窄管, 其狭窄容易导致脑脊液循环受阻并引起梗阻性脑积水, 造成颅内压力升高, 使患者产生头痛等临床症状。因此, 探索中脑导水管不同狭窄程度对颅内脑脊液流场的影响具有重要的研究价值和潜在的临床意义。本文通过 CFD 方法构建了不同狭窄度的中脑导水管模型, 探究中脑导水管不同

式中: v_{\max} 为最大流速; Δp 为压力差; S_n 为最狭窄处横截面积; C_i ($i = 1, 2, 3$) 为曲线拟合值。可以发现, 最大流速与最狭窄处横截面积近似成反比例关系, 最大压力差与最狭窄处横截面积近似成幂函数关系 [见图 6(a)]; 而压力差与最大流速近似呈幂函数关系, 与最大流速平方呈线性关系 [见图 6(b)]。而且, 通过拟合可得到 $C_1 = 24.23$, $C_2 = 3.39$, $C_3 = 5.79 \times 10^{-3}$ 。

狭窄度对脑脊液流动特性及脑室压力的影响。

本文定量表征了不同中脑导水管狭窄度对脑脊液流动的阻碍效应。具体而言, 在脑室脉络丛以周期性速率产生脑脊液的基础上, 随着中脑导水管狭窄度的增加, 脑脊液的最大流速和其上、下游的压力差均增加。需要说明的是, 本文所有模型的出入口边界条件保持一致, 然而实际上中脑导水管狭窄均会影响脑脊液的产生和吸收速率 (即模型的出入口边界条件); 考虑到脑脊液循环的复杂性以及

狭窄模型的理想化,确定本文志愿者正常模型和理想狭窄模型的真实出入口条件是一个挑战。尽管如此,通过和文献对比[2,6-7,10,15],本文正常模型和狭窄模型的关键参数与文献报道数据具有一定的可比性(见表2);尤其是当中脑导水管狭窄度为55.5%时,对应的狭窄处横截面积为 0.53 mm^2 ,压力差约为13 Pa;Jacobson等^[5]报道狭窄中脑导水管入口横截面积为 0.49 mm^2 ,压力差为10 Pa,两者的狭窄处横截面积和压力差均比较接近。同时,狭窄处横截面积由 0.49 mm^2 降低至 0.15 mm^2 时,压力差快速增加至 120 Pa ^[5],这种快速的增加趋势也与本文相符,即本文狭窄处横截面积由 0.53 mm^2 (狭窄度55.5%)降低至 0.39 mm^2 (狭窄度63.5%)时,压力差快速增加至21.36 Pa。该结果说明,本文所建立脑脊液循环模型和模拟结果具有合理性。

此外,本文还发现,中脑导水管狭窄度与其内部脑脊液流动最大流速和其上、下游压力差呈正相关关系^[25][见图5(b)、图6],尤其揭示了不同狭窄度中脑导水管上、下游压力差、最大流速与最狭窄处横截面积的定量关系[式(5)~(7)]。无论是脑脊液最大流速还是其上、下游压力差,在狭窄度低于23.8%时,两者和正常模型相比,并没有显著升高;然而,随着狭窄度升高,该最大流速和压力差急剧上升,充分说明中脑导水管高度狭窄极大提高了脑积水发病的风险,也表明中脑导水管狭窄是导致梗阻性脑积水和颅内压力升高的主要诱因。

尽管本文使用CFD方法对脑脊液整体循环进行分析,但是仍存在以下局限性:①采用1例正常志愿者的MRI数据,样本量小;并且志愿者和本文不同狭窄模型的边界参数不具备临床实测条件。②狭窄模型的构建不是基于临床个性化患者影像数据,难以反映患者的真实狭窄情况。③使用固定边界,虽然降低了计算复杂度,但可能会引入与实际生理条件的偏差,如相较于流固耦合模型,基于固定边界的CFD模型会高估脑脊液的压力场^[26],原因在于边界变形能够释放流体对边界的压力。针对这些局限,未来将增加临床患者的样本量并测定真实的边界条件,以提高研究结果的准确性并进一步明确临床应用价值。

4 结论

本文通过构建完整的脑脊液循环模型,采用

CFD方法分析了不同中脑导水管狭窄度对颅内脑脊液流速场和压力场的影响。研究结果表明:①随着狭窄度增加,中脑导水管上、下游的压力差增加,流速加快;②狭窄度较低时,中脑导水管上、下游的压力差和流速增加不显著,而高狭窄度提高了脑积水发病的风险;③中脑导水管上、下游的压力差和狭窄处最大流速存在很强的规律性。尽管本文仅从CFD角度探讨了这一科学问题,但这些发现仍为理解梗阻性脑积水及颅内高压形成奠定了一定的理论基础。未来将结合临床患者,通过分析真实病理状态下的脑脊液循环异常模型,进一步强化本文结论,以期梗阻性脑积水临床诊疗方案的制定提供参考。

利益冲突声明:无。

作者贡献声明:祝续负责研究设计、数值计算、数据分析及论文撰写;吴保鹏负责研究设计、数值计算及数据分析;郭晓远负责MRI数据搜集及数据分析;陈强负责研究设计、提供资源、论文指导及修改。

参考文献:

- [1] CINALLI G, SPENNATO P, NASTRO A, *et al.* Hydrocephalus in aqueductal stenosis [J]. *Childs Nerv Syst*, 2011, 27(10): 1621-1642.
- [2] LINNINGER AA, XENOS M, ZHU DC, *et al.* Cerebrospinal fluid flow in the normal and hydrocephalic human brain [J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2007, 54(2): 291-302.
- [3] LINGE SO, MARDAL KA, HELGELAND A, *et al.* Effect of craniocervical decompression on CSF dynamics in Chiari malformation type I studied with computational fluid dynamics: Laboratory investigation [J]. *J Neurosurg: Spine*, 2014, 21(4): 559-564.
- [4] JACOBSON EE, FLETCHER DF, MORGAN MK, *et al.* Fluid dynamics of the cerebral aqueduct [J]. *Pediatr Neurosurg*, 2008, 24(5): 229-236.
- [5] JACOBSON EE, FLETCHER DF, MORGAN MK, *et al.* Computer modelling of the cerebrospinal fluid flow dynamics of aqueduct stenosis [J]. *Med Biol Eng Comput*, 1999, 37(1): 59-63.
- [6] LINNINGER AA, TSAKIRIS C, ZHU DC, *et al.* Pulsatile cerebrospinal fluid dynamics in the human brain [J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2005, 52(4): 557-565.
- [7] LINNINGER AA, SWEETMAN B, PENN R. Normal and

- hydrocephalic brain dynamics: The role of reduced cerebrospinal fluid reabsorption in ventricular enlargement [J]. *Ann Biomed Eng*, 2009, 37(7): 1434-1447.
- [8] SWEETMAN B, LINNINGER AA. Cerebrospinal fluid flow dynamics in the central nervous system [J]. *Ann Biomed Eng*, 2011, 39(1): 484-496.
- [9] SWEETMAN B, XENOS M, ZITELLA L, *et al.* Three-dimensional computational prediction of cerebrospinal fluid flow in the human brain [J]. *Comput Biol Med*, 2011, 41(2): 67-75.
- [10] UL HAQ U, AHMED A, MUSTANSAR Z, *et al.* Computational modeling and simulation of stenosis of the cerebral aqueduct due to brain tumor [J]. *Eng Appl Comput Fluid Mech*, 2022, 16(1): 1018-1030.
- [11] WOOLRICH MW, JBABDI S, PATENAUDE B, *et al.* Bayesian analysis of neuroimaging data in FSL [J]. *Neuroimage*, 2009, 45(1): S173-S186.
- [12] LE HUEC JC, THOMPSON W, MOHSINALY Y, *et al.* Sagittal balance of the spine [J]. *Eur Spine J*, 2019, 28(9): 1889-1905.
- [13] ALGIN O, TURKBEBY B. Evaluation of aqueductal stenosis by 3D sampling perfection with application-optimized contrasts using different flip angle evolutions sequence: Preliminary results with 3T MR imaging [J]. *Am J Neuroradiol*, 2012, 33(4): 740-746.
- [14] BATCHELOR GK. *An Introduction to Fluid Dynamics* [M]. UK: Cambridge University Press, 2000.
- [15] HOWDEN L, GIDDINGS D, POWER H, *et al.* Three-dimensional cerebrospinal fluid flow within the human ventricular system [J]. *Comput Methods Biomech Biomed Eng*, 2008, 11(2): 123-133.
- [16] KHASAWNEH A, GARLING R, HARRIS C. Cerebrospinal fluid circulation: What do we know and how do we know it? [J]. *Brain Circ*, 2018, 4(1): 14.
- [17] WANG Y, VAN GELDEREN P, DE ZWART JA, *et al.* Cerebrovascular activity is a major factor in the cerebrospinal fluid flow dynamics [J]. *Neuroimage*, 2022(258): 119362.
- [18] MASOUMI N, BASTANI D, NAJARIAN S, *et al.* Mathematical modeling of CSF pulsatile hydrodynamics based on fluid-solid interaction [J]. *IEEE Trans Biomed Eng*, 2010, 57(6): 1255-1263.
- [19] BILSTON LE, FLETCHER DF, BRODBELT AR, *et al.* Arterial Pulsation-driven cerebrospinal fluid flow in the perivascular space: A computational model [J]. *Comput Methods Biomech Biomed Eng*, 2003, 6(4): 235-241.
- [20] BRUNI JE. *Cerebral ventricular system and cerebrospinal fluid* [M]//*Encyclopedia of human biology*. San Diego: Academic Press, 1977: 635-643.
- [21] MASOUMI N, FRAMANZAD F, ZAMANIAN B, *et al.* 2D Computational fluid dynamic modeling of human ventricle system based on fluid-solid interaction and pulsatile flow [J]. *Basic Clin Neurosci*, 2013, 4(1): 64-75.
- [22] FILLINGHAM P, RANE LEVENDOVSKY S, ANDRE J, *et al.* Patient-specific computational fluid dynamic simulation of cerebrospinal fluid flow in the intracranial space [J]. *Brain Res*, 2022(1790): 147962.
- [23] VANDENBULCKE S, CONDRON P, SAFAEI S, *et al.* A computational fluid dynamics study to assess the impact of coughing on cerebrospinal fluid dynamics in Chiari type 1 malformation [J]. *Sci Rep*, 2024, 14(1): 12717.
- [24] 李蓓, 阮世捷, 李海岩, 等. 颅脑接触面不同设置以及脑脊液单元划分密度对脑组织动态响应的影响 [J]. *医用生物力学*, 2022, 34(6): 586-593.
- LI B, RUAN S, LI H, *et al.* Effects of dynamic brain response under different setting of skull-brain interface and mesh density division of cerebrospinal fluid [J]. *J Med Biomech*, 2022, 34(6): 586-593.
- [25] FIN L, GREBE R. Three dimensional modeling of the cerebrospinal fluid dynamics and brain interactions in the aqueduct of sylvius [J]. *Comput Methods Biomech Biomed Eng*, 2003, 6(3): 163-170.
- [26] LOPES D, PUGA H, TEIXEIRA JC, *et al.* Influence of arterial mechanical properties on carotid blood flow: Comparison of CFD and FSI studie s [J]. *Int J Mech Sci*, 2019(160): 209-218.