

# 脑静脉窦3D打印血流动力学模拟系统对狭窄特征与跨狭窄压力梯度的相关性分析

张嘉豪<sup>1</sup>, 耿磊<sup>2</sup>, 肖志涛<sup>2</sup>, 陈行<sup>3</sup>, 吉喆<sup>4</sup>, 曹向宇<sup>4\*</sup>

<sup>1</sup>天津工业大学人工智能学院, 天津 300387; <sup>2</sup>天津工业大学生命科学院, 天津 300387; <sup>3</sup>北京航空航天大学医学科学与工程学院, 北京 100191; <sup>4</sup>解放军总医院第一医学中心神经介入科, 北京 100853

[中图分类号] R743 [文献标志码] A [DOI] 10.11855/j.issn.0577-7402.2025.0919

[声明] 本文所有作者声明无利益冲突

[引用本文] 张嘉豪, 耿磊, 肖志涛, 等. 脑静脉窦3D打印血流动力学模拟系统对狭窄特征与跨狭窄压力梯度的相关性分析[J]. 解放军医学杂志, 2025, 50(11): 1426-1432.

[收稿日期] 2025-04-10 [录用日期] 2025-07-18 [上线日期] 2025-09-19

**[摘要]** **目的** 应用脑静脉窦3D打印血流动力学模拟系统分析脑静脉窦不同狭窄程度与跨狭窄压力梯度之间的关系。**方法** 基于双弹性腔模型, 采用3D打印技术构建完整的上矢状窦、横窦和乙状窦形态模型, 结合脉搏血流搭建体外血流动力学模拟系统, 模拟脑静脉窦狭窄的血流动力学环境。利用脑静脉窦3D打印血流动力学模拟系统, 分别模拟单侧优势引流和双侧均势引流, 测定脑静脉窦模型的狭窄程度和跨狭窄上下游的压力, 计算两端的压力差、压力比值, 分析脑静脉窦模型的狭窄程度与跨狭窄两端压力梯度的相关性。**结果** 单侧优势引流模型中, 随着狭窄程度的加重, 模型上游压力增大, 而下游压力相对稳定, 致两端压力梯度增大; 狭窄程度(按压力 $X$ )和压力梯度(压力差 $\Delta P$ )的回归方程为:  $Y_{\Delta P}=1.962X-1.417(R=0.867, R^2=0.753, P<0.001)$ 。在双侧脑静脉窦均势引流模型中, 模型一侧的狭窄程度加重时, 两端压力梯度变化较小, 并最终达到稳定状态;  $X$ 与 $\Delta P$ 的回归方程为 $Y_{\Delta P}=0.62X+1.047(R=0.98, R^2=0.96, P<0.001)$ 。**结论** 单侧优势引流脑静脉窦狭窄对压力梯度的影响更明显, 而双侧均势引流脑静脉窦的一侧狭窄对压力梯度影响较小; 因此, 在双侧静脉窦狭窄时可先行一侧脑静脉窦支架置入治疗。

**[关键词]** 脑静脉窦狭窄; 3D打印模型; 压力梯度; 血流动力学; 支架

## Correlation analysis between stenosis characteristics and trans-stenotic pressure gradient using a 3D-printed hemodynamic simulation system for cerebral venous sinuses

Zhang Jia-Hao<sup>1</sup>, Geng Lei<sup>2</sup>, Xiao Zhi-Tao<sup>2</sup>, Chen Xing<sup>3</sup>, Ji Zhe<sup>4</sup>, Cao Xiang-Yu<sup>4\*</sup>

<sup>1</sup>School of Artificial Intelligence, <sup>2</sup>School of Life Science, Tiangong University, Tianjin 300387, China

<sup>3</sup>School of Engineering Medicine, Beihang University, Beijing 100191, China

<sup>4</sup>Department of Neurology, the First Medical Center of Chinese PLA General Hospital, Beijing 100853, China

\*Corresponding author, E-mail: caoxiangyu301@126.com

This work was supported by the National Natural Science Foundation of China (U23A20363), and Beijing Natural Science Foundation (7232152)

**[Abstract]** **Objective** To analyze the relationship between different degrees of cerebral venous sinus stenosis and the trans-stenotic pressure gradient using a 3D-printed hemodynamic simulation system for cerebral venous sinuses. **Methods** Based on the double elastic cavity model, a complete morphological model of the superior sagittal sinus, transverse sinus, and sigmoid sinuses was constructed using 3D printing technology. An in vitro hemodynamic simulation system incorporating pulsatile blood flow was established to simulate the hemodynamic environment of cerebral venous sinus stenosis. Using this system, both unilateral dominant drainage and bilateral balanced drainage were simulated. The degree of stenosis and the pressure upstream and downstream of the

[基金项目] 国家自然科学基金重点项目(U23A20363); 北京市自然科学基金(7232152)

[作者简介] 张嘉豪, 硕士研究生, 主要从事脑血管模型构建方面的研究

[通信作者] 曹向宇, E-mail: caoxiangyu301@126.com

stenosis were measured. The pressure difference and pressure ratio were calculated to analyze the correlation between stenosis degree and the trans-stenotic pressure gradient. **Results** In the unilateral dominant drainage model, as the stenosis severity increased, the upstream pressure increased, whereas the downstream pressure remained relatively stable, leading to an increased pressure gradient between the two ends. The regression equation for stenosis degree ( $X$ ) and pressure gradient (pressure difference  $\Delta P$ ) was:  $Y_{\Delta P} = 1.962X - 1.417$  ( $R = 0.867$ ,  $R^2 = 0.753$ ,  $P < 0.001$ ). In the bilateral balanced drainage model of cerebral venous sinuses, when the stenosis degree on one side of the model increased, the pressure gradient between the two ends changed slightly and eventually reached a stable state. The regression equation between  $X$  and  $\Delta P$  was:  $Y_{\Delta P} = 0.62X + 1.047$  ( $R = 0.98$ ,  $R^2 = 0.96$ ,  $P < 0.001$ ). **Conclusions** Stenosis in cerebral venous sinuses with unilateral dominant drainage has a more significant impact on the pressure gradient, while unilateral stenosis in bilateral cerebral venous sinuses with balanced drainage has a smaller impact on the pressure gradient. This result suggests that for bilateral venous sinus stenosis, stent implantation can be prioritized in one side of the cerebral venous sinuses.

**[Key words]** cerebral venous sinus stenosis; 3D-printed model; pressure gradient; hemodynamics; stents

脑静脉窦狭窄(cerebral venous sinus stenosis, CVSS)可导致搏动性耳鸣(pulsatile tinnitus, PT)<sup>[1-5]</sup>和特发性颅内高压(idiopathic intracranial hypertension, IHH)<sup>[6]</sup>等相关疾病。一般认为, CVSS跨狭窄两端产生的压力梯度可引起脑静脉回流受阻,使狭窄下游产生涡流,进而导致IHH和PT的产生,压力梯度是其重要的致病因素<sup>[7-8]</sup>。随着对CVSS的关注度增高及测压技术的进步, CVSS相关的压力梯度也越来越受到关注。临床上单纯利用脑血管造影、静脉窦测压等技术评估CVSS导致的压力梯度增大存在花费昂贵、耗时长、增加手术风险等不足,因此,脑静脉窦3D打印血流动力学体外模拟系统<sup>[9]</sup>成为研究脑静脉系统疾病的重要辅助工具。应用脑静脉窦血流动力学体外模拟系统定量评估不同狭窄程度和类型的CVSS与压力梯度的关系,对理解CVSS引起的脑静脉系统疾病具有重要意义。加州大学旧金山分校的Matthew Amans团队基于PT患者的磁共振静脉成像(MRV)数据构建了脑静脉3D打印模型用于模拟静脉狭窄的血流动力学状态<sup>[10]</sup>,但是由蠕动泵、乙状窦及颈内静

脉3D打印模型组成的体外模拟系统相对简单,难以呈现接近真实的脑静脉窦内搏动性压力。本研究基于双弹性腔模型构建脑静脉窦体外血流动力学模拟系统,旨在重构接近实际的搏动性压力波及相关血流动力学环境,评估不同狭窄程度和类型的CVSS与压力梯度的相关性,为探究CVSS的治疗提供新思路。

## 1 材料与方法

**1.1 影像学资料处理与建模** 基于1名健康受试者的脑静脉窦增强磁共振静脉成像(enhanced magnetic resonance venography, CE-MRV)的影像学资料进行建模。图像由3.0T磁共振机(SIEMENS MAGNETOM Spectra)和商用32通道头线圈采集。扫描参数:平面分辨率 $0.8\text{ mm} \times 0.8\text{ mm}$ ,重复时间(TR)3.38 ms,回波时间(TE)1.28 ms,层厚1.20 mm。扫描时相为1个时相(图1)。

使用Mimics 21.0软件重建横窦和乙状窦管腔的



图1 1名健康受试者的正位(A)、轴位(B)和右侧位(C)脑静脉窦横断面的增强磁共振静脉成像(CE-MRV)影像

**Fig.1** Enhanced magnetic resonance venography (CE-MRV) image of transverse section of cerebral venous sinus at normal (A), axis (B), and lateral position (C) in a healthy subject

三维几何模型,入口段位于上矢状窦末端,出口段位于乙状窦末端,该脉域内无分支。采用逆向工程软件Geomagic Studio 12对三维几何模型表面进行适当的平滑处理。

横窦-乙状窦实体血管模型由40A硬度的仿生硅胶制备<sup>[11]</sup>。仿生硅胶延伸率 $>250\%$ ,拉伸强度 $>6\text{ MPa}$ ,透光率 $>90\%$ 。实体模型设备在横窦与乙状窦两侧预留测压接口。

**1.2 脑静脉窦3D打印体外血流动力学模拟系统的搭建** 体外血流动力学模拟系统由脉动流动力系统、脑静脉窦狭窄模拟系统组成(图2A)。脉动流动力系统用于模拟心脏的脉动血流特性与静脉内流体的血流动力学模式,旨在复现人体血液循环中心脏驱动和静脉回流的相互作用。脉动流动力系统基于双弹性腔模型构建,主要由直流隔膜泵、电机驱动开发板、水容和流量计组成。直流隔膜泵由电机驱动开发板控制,通过脉宽调制(PWM)信号调节泵的运行状态。通过改变PWM信号的占空比,控制直流隔膜泵的输出行程,以产生真实的脉动流。系统流量可达500~700 ml/min,实验中流量设置为600 ml/min的脉动流<sup>[12-15]</sup>。水容用于平滑隔膜泵产生的流体波动,

同时储存一定量的流体,通过水容与横窦-乙状窦实体血管模型两者的容积弹性可模拟人体脉搏信号。在实验过程中,流量计用于实时监测并校准脉动流输出,确保系统能够准确模拟血流动力学特性。

脑静脉窦狭窄模拟系统包括横窦-乙状窦实体血管模型、螺旋加压测试台。通过部署螺旋加压测试台在横窦-乙状窦血管模型上进行按压模拟狭窄。其中,横窦-乙状窦血管模型用于提供静脉狭窄部位的结构基础,螺旋加压测试台通过对血管模型施加不同程度的外部按压力,直接实现狭窄状态的调节,以模拟静脉狭窄的动态变化。通过控制平台的按压力度模拟不同狭窄程度下的血流动力学特性及其对实验结果的影响。模拟实验设置模式见图2B。

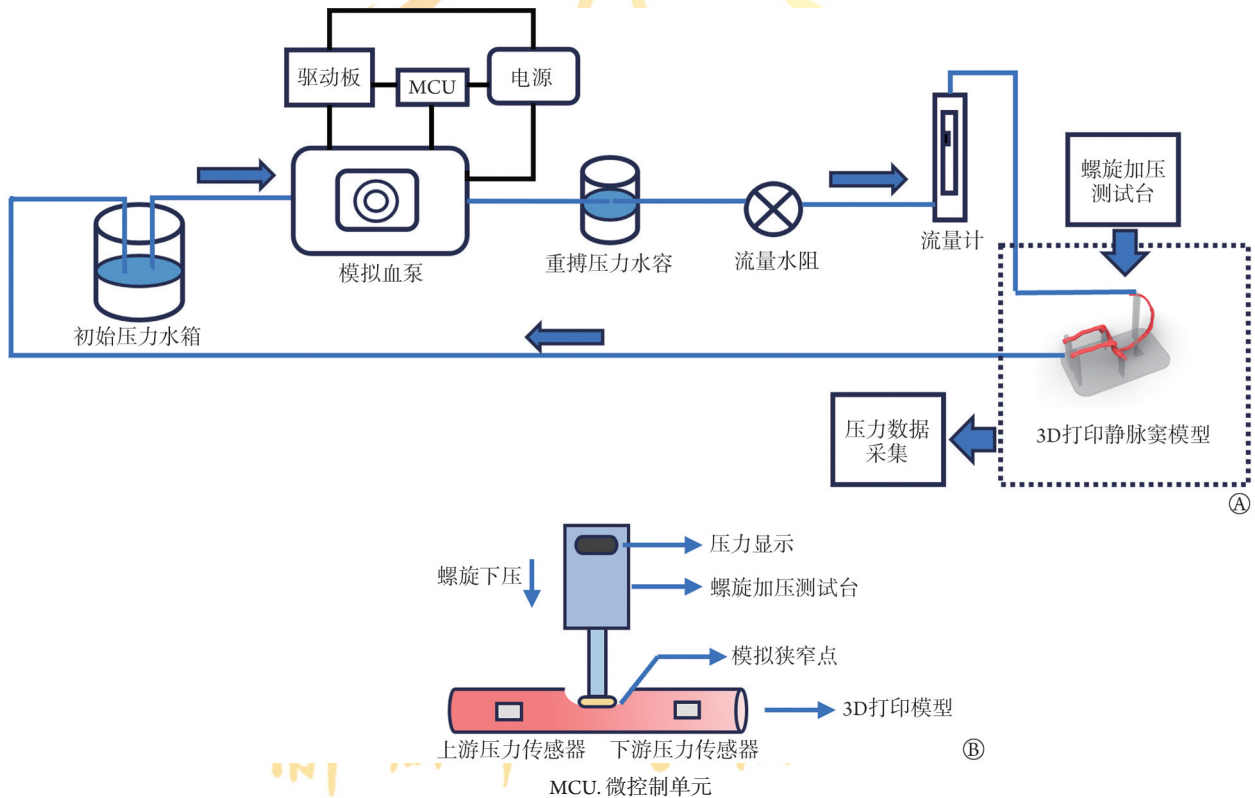


图2 体外血流动力学模拟系统(A)与模拟脑静脉窦狭窄模式图(B)

Fig.2 *In vitro* hemodynamic simulation system (A) and simulated cerebral venous sinus stenosis model diagram (B)

**1.3 脑静脉窦狭窄模拟与压力数据测量** 将螺旋加压测试台按压头置于横窦乙状窦交界处,初始保持无按压状态,随后以1 N的压力间隔按压血管模型至完全封闭状态,以此动态模拟狭窄变化,跨狭窄上下游连接标准压力传感器(型号DPT-248,美国Utah Medical Products公司)与数据采集卡(型号NI-USB9162,美国National Instruments公司),通过NI SignalExpress数据采集软件进行压力数据的读取与存储。

单侧优势引流和双侧均势引流需分别模拟<sup>[16]</sup>。单侧优势引流模拟血液只通过静脉窦一侧回流,而双侧均势引流模拟血液通过静脉窦两侧回流。单侧

优势引流方式为利用止血钳完全夹闭一侧静脉窦,对另外一侧静脉窦逐渐加压(图3A)。双侧均势引流模式为保持两侧静脉窦通畅,对另外一侧静脉窦逐渐加压(图3B)。模拟过程中持续读取跨静脉狭窄部位上下游的压力值。

**1.4 统计学处理** 采用SPSS 27.0软件进行统计分析。采用双尾假设,双变量相关Pearson系数分析相关性;相关性程度评估如下:非常强(0.81~1.00),强(0.61~0.80),中等(0.41~0.60),弱(0.21~0.40)。拟合方法采用线性回归进行计算。 $P < 0.05$ 为差异有统计学意义。

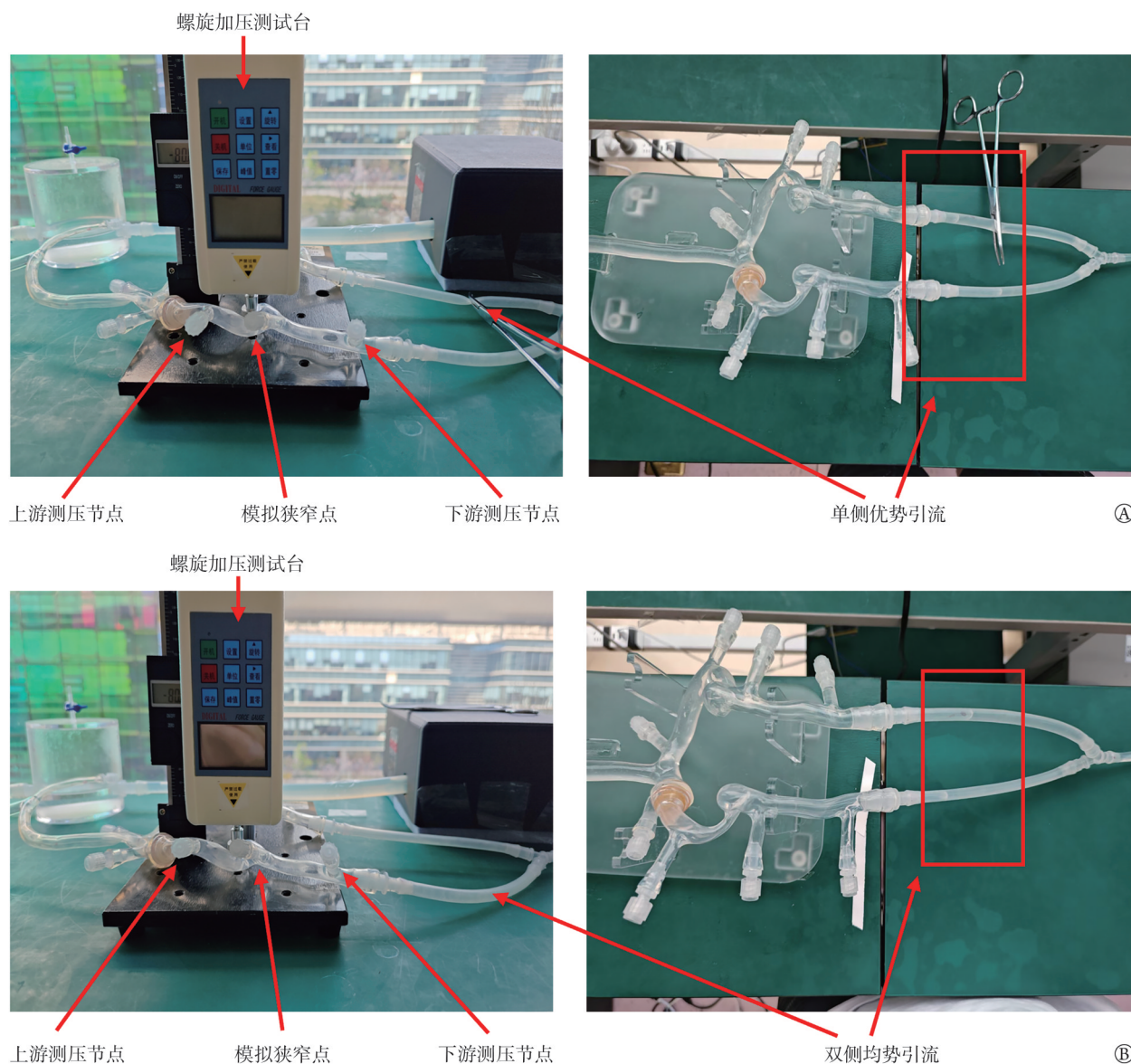


图3 模拟脑静脉窦狭窄的单侧优势引流(A)和双侧均势引流(B)实验设置图

Fig.3 Experimental setting of unilateral dominant drainage (A) and bilateral equilibrium drainage (B) for simulation of cerebral venous sinus

## 2 结 果

### 2.1 模拟脑静脉窦狭窄的单侧优势引流模型实验结果

**2.1.1 脑静脉窦狭窄程度与上下游压力变化趋势**  
 单侧优势引流模型随着螺旋加压测试台按压力的增大, 血管模型从无狭窄到完全封闭状态。狭窄上、下游压力传感器采集到的压力变化结果显示, 相同压力间隔的情况下, 随着狭窄程度逐步加重, 狭窄上游压力( $P_{上游}$ )由 12.0 mmHg 增大至 38.0 mmHg, 而下游压力( $P_{下游}$ )在初始阶段保持稳定在 7.0 mmHg, 随后下降至 6.5 mmHg(图 4)。

**2.1.2 脑静脉窦跨狭窄压力差与压力比值的变化**  
 跨狭窄压力差值( $\Delta P = P_{上游} - P_{下游}$ )由初始的 5.0 mmHg

增至 31.5 mmHg; 跨狭窄压力比值( $DP = P_{上游} / P_{下游}$ )由 1.71 增至 5.85(附表 1, <https://dx.doi.org/10.11855/j.issn.0577-7402.0687.2025.0919FJ>)。针对压力梯度, 计算跨狭窄上下游压力比值和压力差值进行数据分析, 结果显示, 随着狭窄程度的加重, 单侧优势引流压力差值和压力比值均随着狭窄率的增高而增大。

**2.1.3 单侧优势引流的压力差值与比值的回归分析**  
 以按压力(X)为自变量, 压力差( $\Delta P$ )为因变量, X 与  $\Delta P$  呈明显正相关[相关系数( $r$ )=0.867,  $P < 0.001$ ]; 线性回归方程为:  $Y_{\Delta P} = 1.962X - 1.417$  ( $R = 0.867$ ,  $R^2 = 0.753$ ,  $P < 0.001$ )。X 与 DP 呈明显正相关( $r = 0.873$ ,  $P < 0.001$ ); 线性回归方程为:  $Y_{DP} = 0.309X + 0.701$  ( $R = 0.873$ ,  $R^2 = 0.762$ ,  $P < 0.001$ )。

### 2.2 模拟脑静脉窦狭窄的双侧均势引流模型实验

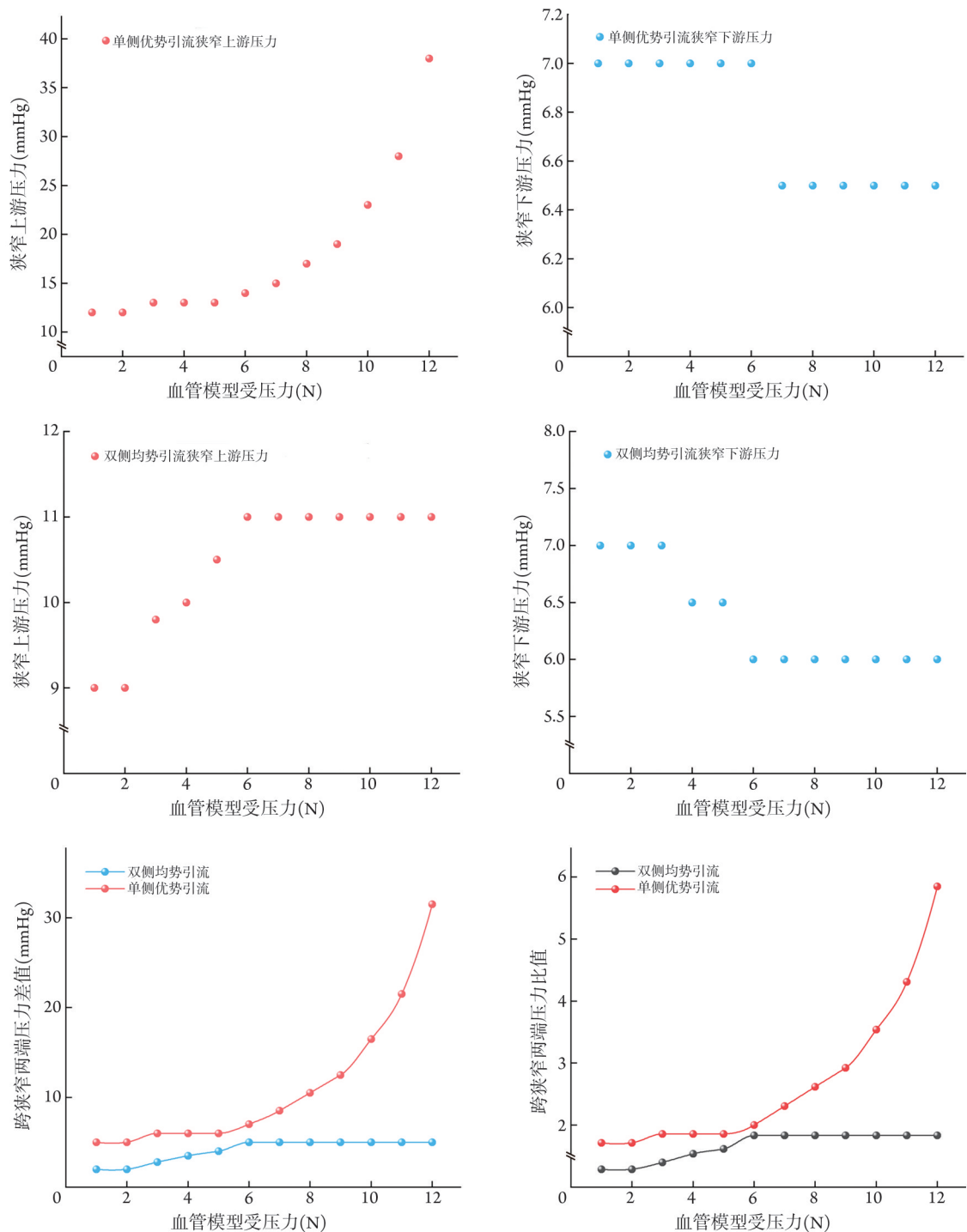


图4 模拟脑静脉窦狭窄的单侧优势引流模型和双侧均势引流模型中狭窄处上、下游的压力、压力差值和压力比值变化  
Fig.4 Change of pressure, pressure difference, and pressure ratio in unilateral dominant drainage and bilateral equilibrium drainage for simulation of cerebral venous sinus

## 结果

**2.2.1 脑静脉窦狭窄程度加重时上下游压力的变化** 在双侧均势引流模型，随着螺旋加压测试台按压力增大，单侧静脉窦血管模型从无狭窄到完全封闭状态；随着狭窄程度逐步加重，狭窄上游压力由 9 mmHg 逐渐增至 11 mmHg 后趋于稳定，下游压力由 7 mmHg 降至 6 mmHg 并保持稳定；跨狭窄压力差由

2 mmHg 增至 5 mmHg，压力比值由 1.29 增至 1.83(图4, 附表 2, <https://dx.doi.org/10.11855/j.issn.0577-7402.0687.2025.0919FJ>)。

**2.2.2 压力变化的阈值拐点与线性回归拟合** 双侧均势引流模型中，压力变化的阈值拐点在按压力为 6 N 时，当  $X \geq 6$  N 后上下游压力不再变化。以  $X$  作自变量， $\Delta P$  为因变量，两者呈明显正相关( $r=0.888$ ,

$P<0.001$ ); 通过线性回归拟合  $X<6$  N 时上下游压力的数据, 线性回归方程为:  $Y_{\Delta P}=0.62X+1.047(X<6)$  ( $R=0.98$ ,  $R^2=0.96$ ,  $P<0.001$ )。X 与 DP 呈明显正相关 ( $r=0.969$ ,  $P<0.05$ ); 线性回归方程为:  $Y_{DP}=0.109X+1.112(R=0.969$ ,  $R^2=0.940$ ,  $P<0.001$ )。当  $X\geq 6$  N 时,  $\Delta P$  稳定在 5.0 mmHg, DP 值稳定在 1.83。

**2.3 模拟脑静脉窦狭窄的单侧与双侧引流模式比较** 对比双侧均势引流实验与单侧优势引流实验, 计算两种状态下跨狭窄两端的压力差值与压力比值(图 4)。单侧优势引流的压力差从 5 mmHg 增至 31.5 mmHg, 增幅为 530%; 压力比值从 1.71 增至 5.85, 增幅为 242%。双侧均势引流的压力差从 2 mmHg 增至 5 mmHg, 增幅为 150%; 压力比值从 1.29 增至 1.83, 增幅为 42%。

### 3 讨 论

脑静脉窦狭窄可造成跨狭窄两端出现压力梯度, 进而导致特发性颅内高压和搏动性耳鸣等。既往研究针对跨狭窄两端的压力梯度有了一定的探索。丁贺宇等<sup>[17]</sup>通过 83 例搏动性耳鸣患者的颞骨 CTV 和静脉窦 4D Flow MRI 数据, 开展了狭窄程度与跨狭窄两端压力梯度的相关性分析, 结果显示, 狭窄程度与跨狭窄两端压力梯度的 Person 相关系数为 0.47 ( $P<0.001$ ), 呈现中等相关性。Zhang 等<sup>[18]</sup>构建了一种跨狭窄两端压力梯度分类的机器学习算法, 可有效分类患者压力梯度等级。Zhang 等<sup>[19]</sup>构建了一种基于功-能方程的跨狭窄压力梯度算法。Sidora 等<sup>[20]</sup>建立了一种简化 Bernoulli 公式来预测跨狭窄压力梯度。以上研究表明, 通过影像学和计算流体力学(CFD)来分析跨狭窄压力梯度具有一定的可行性<sup>[21-24]</sup>, 但此类研究结果均存在较大偏倚。本研究构建的脑静脉窦 3D 打印体外血流动力学模拟系统, 相较于既往的研究, 可更准确地复现脉搏血流及脑静脉窦内搏动性压力<sup>[25-30]</sup>; 通过 3D 打印技术重构了完整的上矢状窦、横窦和乙状窦形态模型, 相较于既往研究中单独的乙状窦模型<sup>[19]</sup>, 完整的静脉窦形态模型结合脉搏血流可更好地模拟静脉窦血流动力学环境。

本研究应用体外模拟系统探讨了脑静脉窦狭窄的压力梯度特征, 并比较了单侧优势引流和双侧均势引流情况下的压力变化。研究结果显示, 随着狭窄程度的加剧, 单侧优势引流的压力梯度持续增加, 而双侧均势引流静脉窦单侧出现狭窄后, 压力梯度变化趋于平稳, 最终达到稳定状态。这提示在双侧均势引流条件下, 单侧静脉窦狭窄因血流被另外一侧分流, 其血流动力学变化较为平缓。双侧均势引流的脑静脉窦出现狭窄时, 传统治疗通常会进行双侧支架置入。对于双侧静脉窦狭窄患者, 脑静脉窦

狭窄介入诊疗专家共识亦认为尚无相关实验数据支持双侧支架置入优于单侧支架置入<sup>[31]</sup>, 因此不建议无特殊指征同次手术行双侧支架置入。本研究结果显示, 双侧均势引流对跨狭窄压力梯度影响较小, 提示在双侧静脉窦狭窄的情况下, 仅通过在狭窄程度较严重的一侧置入支架, 改善一侧静脉窦回流, 可基本保证患者脑静脉回流; 即使另外一侧仍有狭窄, 也足以显著改善血流和压力分布, 减轻症状。单侧支架置入的治疗方案可降低手术的复杂性和风险, 同时减少并发症发生, 减轻患者的经济负担, 并缩短全麻手术时间。这些临床优势表明, 对于一些高风险患者单侧支架置入可能成为双侧静脉窦狭窄治疗的优选方案。本研究结果可为双侧静脉窦狭窄行单侧支架置入术提供实验数据支持。

此外, 体外血流动力学模拟不仅限于本研究中的脑静脉窦狭窄模拟, 也可模拟脑静脉窦狭窄或憩室导致的搏动性耳鸣; 体外模拟系统能够提供更为直观和可靠的实验数据, 为新型支架材料、手术方法和其他治疗手段的评估提供重要的体外模拟平台。此外, 通过进一步的技术升级和优化, 模拟系统可融入更多的临床参数, 如个体化的血流模式、血管壁特性、不同脑静脉窦狭窄类型等, 使其成为评估脑静脉窦血流动力学变化和治疗效果的一个重要评估平台。

本研究存在一定局限性。首先, 模拟实验是在体外模拟平台中进行的, 尚未在人体真实的生理环境中验证; 其次, 体外模拟平台未考虑患者个体差异, 如血管壁弹性、血流速度及血液黏度等因素<sup>[32-33]</sup>, 这些因素可能会影响实际治疗效果。因此, 未来的研究应在动物模型或临床研究中进一步验证单侧支架置入治疗双侧脑静脉窦狭窄的效果, 评估其在不同临床背景下的安全性和有效性。

### 【参考文献】

- [1] Dong C, Zhao PF, Yang JG, et al. Incidence of vascular anomalies and variants associated with unilateral venous pulsatile tinnitus in 242 patients based on dual-phase contrast-enhanced computed tomography[J]. Chin Med J (Engl), 2015, 128(5): 581-585.
- [2] Li YD, Chen HJ, He L, et al. Hemodynamic assessments of venous pulsatile tinnitus using 4D-flow MRI[J]. Neurology, 2018, 91(6): e586-e593.
- [3] Mathis JM, Mattox D, Malloy P, et al. Endovascular treatment of pulsatile tinnitus caused by dural sinus stenosis[J]. Skull Base Surg, 1997, 7(3): 145-150.
- [4] 赵鹏飞, 吕晗, 丁贺宇, 等. 静脉性搏动性耳鸣的影像学研究进展[J]. 国际医学放射学杂志, 2020, 43(6): 648-652.
- [5] Durst CR, Ornan DA, Reardon MA, et al. Prevalence of dural venous sinus stenosis and hypoplasia in a generalized population[J]. J Neurointerv Surg, 2016, 8(11): 1173-1177.

- [6] Farb RI, Vanek I, Scott JN, *et al.* Idiopathic intracranial hypertension: the prevalence and morphology of sinovenous stenosis[J]. *Neurology*, 2003, 60(9): 1418-1424.
- [7] Qiu XY, Zhao PF, Li XS, *et al.* The Relationships among transverse sinus stenosis measured by CT venography, venous trans-stenotic pressure gradient and intracranial pressure in patients with unilateral venous pulsatile tinnitus[J]. *Front Neurosci*, 2021, 15: 694731.
- [8] Zhao PF, Ding HY, Lv H, *et al.* CT venography correlate of transverse sinus stenosis and venous transstenotic pressure gradient in unilateral pulsatile tinnitus patients with sigmoid sinus wall anomalies[J]. *Eur Radiol*, 2021, 31(6): 2896-2902.
- [9] Rezaenia MA, Paul G, Avital EJ, *et al.* *In-vitro* investigation of the hemodynamic responses of the cerebral, coronary and renal circulations with a rotary blood pump installed in the descending aorta[J]. *Med Eng Phys*, 2017, 40: 2-10.
- [10] Valluru K, Parkhill J, Gautam A, *et al.* Sound measurement in patient-specific 3D printed bench models of venous pulsatile tinnitus[J]. *Otol Neurotol*, 2020, 41(1): e7-e14.
- [11] 林之琪, 陈圣攀, 洪韬, 等. 3D打印硅胶脑血管模型的应用评价[J]. *中华神经创伤外科电子杂志*, 2021, 7(1): 56-58.
- [12] Tian S, Wang LZ, Yang JM, *et al.* Sigmoid sinus cortical plate dehiscence induces pulsatile tinnitus through amplifying sigmoid sinus venous sound[J]. *J Biomech*, 2017, 52: 68-73.
- [13] 田山, 樊星雨, 刘兆会, 等. 搏动性耳鸣与颞骨蜂房气化程度关系的体外实验研究[J]. *医用生物力学*, 2019, 34(6): 574-579.
- [14] Hong Z, Liu X, Ding H, *et al.* Flow patterns in the venous sinus of pulsatile tinnitus patients with transverse sinus stenosis and underlying vortical flow as a causative factor[J]. *Comput Methods Programs Biomed*, 2022, 227: 107203.
- [15] Xu K, Qiu X, Dai C, *et al.* Fluid-structure interaction study on the causes of mending material damage after sigmoid sinus wall reconstruction[J]. *Comput Methods Programs Biomed*, 2024, 245: 108040.
- [16] 杨洪超, 刘振强, 莫大鹏. 不同引流静脉类型对支架治疗特发性颅内高压合并静脉窦狭窄疗效的影响[J]. *中国卒中杂志*, 2022, 17(7): 737-741.
- [17] 丁贺宇, 杨毅, 韩旭, 等. 搏动性耳鸣横窦狭窄与跨狭窄压力梯度相关性研究[J]. *中国CT和MRI杂志*, 2024, 22(5): 49-51.
- [18] Zhang YP, Ma C, Li CX, *et al.* Prediction of the trans-stenotic pressure gradient with arteriography-derived hemodynamic features in patients with idiopathic intracranial hypertension[J]. *J Cereb Blood Flow Metab*, 2022, 42(8): 1524-1533.
- [19] Zhang YP, Ma C, Liang SK, *et al.* Estimation of venous sinus pressure drop in patients with idiopathic intracranial hypertension using 4D-flow MRI[J]. *Eur Radiol*, 2023, 33(4): 2576-2584.
- [20] Sidora G, Haley AL, Cancelliere NM, *et al.* Back to Bernoulli: a simple formula for trans-stenotic pressure gradients and retrospective estimation of flow rates in cerebral venous disease[J]. *J Neurointerv Surg*, 2025, 17(9): 1005-1010.
- [21] Ma C, Zhu HY, Liang SK, *et al.* Prediction of venous trans-stenotic pressure gradient using shape features derived from magnetic resonance venography in idiopathic intracranial hypertension patients[J]. *Korean J Radiol*, 2024, 25(1): 74-85.
- [22] 丁贺宇, 杨毅, 韩旭, 等. 静脉性耳鸣患者蛛网膜颗粒内脑疝对高跨狭窄压力梯度的诊断效能研究[J]. *中国CT和MRI杂志*, 2024, 22(6): 1-3.
- [23] Ding H, Zhao P, Lv H, *et al.* A new method for assessing transverse sinus stenosis with CT venography based on the venous trans-stenotic pressure gradient[J]. *J Neurointerv Surg*, 2023, 15(10): 1034-1038.
- [24] Ding H, Zhao P, Lv H, *et al.* Correlation between trans-stenotic blood flow velocity differences and the cerebral venous pressure gradient in transverse sinus stenosis: a prospective 4-dimensional flow magnetic resonance imaging study[J]. *Neurosurgery*, 2021, 89(4): 549-556.
- [25] 刘新峰, 李宝民, 李生, 等. 血管内支架成形术治疗脑静脉窦狭窄(附36例报告)[J]. *解放军医学杂志*, 2011, 36(6): 639-641.
- [26] 刘世民, 曹贤敏, 吴凌峰, 等. 颅内静脉窦狭窄并发暴发性特发性颅内压增高血管内治疗一例[J]. *中国现代神经疾病杂志*, 2025, 25(6): 538-542.
- [27] 桂月江. 脑静脉窦支架置入术治疗特发性颅内压增高的临床分析[J]. *中国实用医药*, 2023, 18(23): 85-88.
- [28] 赵焱钢, 吕斌, 王君, 等. "橄榄头"技术在脑静脉窦狭窄支架植入术中的应用[J]. *中国现代神经疾病杂志*, 2022, 22(6): 472-477.
- [29] 闫保君, 孙琦, 孙嘉辰, 等. 脑静脉窦微导管测压的方法与配合[J]. *中国实用神经疾病杂志*, 2015, 18(20): 137.
- [30] 赵丁丁, 吴欣洪, 李玉泉, 等. 病理状态下颅内静脉窦压与颅内压的相关性研究[J]. *新医学*, 2014, 45(11): 739-741.
- [31] 王君, 刘新峰, 莫大鹏, 等. 脑静脉窦狭窄介入诊疗专家共识[J]. *中华内科杂志*, 2021, 60(8): 696-708.
- [32] 强彦, 张庆, 祁亮, 等. 心脏脉动流模拟驱动电机设计与控制方法研究[J]. *微电机*, 2023, 56(9): 26-32.
- [33] 赵怡铭, 李军, 许剑. 一种模拟血液循环系统实验研究[J]. *医用生物力学*, 2022, 37(2): 329-334.

(责任编辑: 蒋铭敏)