

文章编号: 1004-7220(2023)03-0493-07

## 环缩宽度对肺动脉血流动力学影响

罗苇如<sup>a</sup>, 熊吉文<sup>a,b,c</sup>, 仝志荣<sup>a,b,c</sup>, 余平平<sup>a</sup>, 孙彦隽<sup>a\*</sup>, 刘金龙<sup>a,b,c\*</sup>

(上海交通大学医学院附属上海儿童医学中心 a. 心胸外科; b. 儿科转化医学研究所;

c. 上海结构性心脏病虚拟现实工程技术研究中心, 上海 200127)

**摘要:**目的 通过构建不同环缩宽度的肺动脉环缩术(pulmonary artery banding, PAB)模型,探索环缩宽度对肺动脉血流动力学特性改变的影响。方法 保持环缩位置及程度一致,利用计算机辅助设计(computer-aided design, CAD)重构术中常用不同环缩宽度(2、3、4、5 mm)三维肺动脉模型,通过计算流体动力学(computational fluid dynamics, CFD)模拟分析压力、流线、能量损失、能量效率及肺动脉血流量分配比等,比较不同环缩宽度的PAB模型血流动力学参数。结果 肺动脉环缩后压力明显下降,但环缩宽度改变对环缩处压力下降程度的影响并不显著。随着环缩宽度增加,肺动脉能量损失减少,能量效率呈上升趋势,左肺动脉血流量增加,左右肺血流分配比增大,最大可达2.28:1。结论 环缩宽度增加可减少肺动脉能量损失,提高血流能量效率,但会导致左右肺血流分配不平衡。PAB环缩宽度的选择应同时兼顾左右肺血流分配平衡和能量损失。基于CAD和CFD的PAB手术虚拟设计,可为未来个体化PAB环缩宽度选择提供帮助。

**关键词:** 肺动脉环缩术; 环缩宽度; 血流动力学; 计算流体动力学; 计算机辅助设计

中图分类号: R 318.01 文献标志码: A

DOI: 10.16156/j.1004-7220.2023.03.010

## Hemodynamic Effects of Banding Width on Pulmonary Artery

LUO Weiru<sup>a</sup>, XIONG Jiwen<sup>a,b,c</sup>, TONG Zhirong<sup>a,b,c</sup>, YU Pingping<sup>a</sup>, SUN Yanjun<sup>a\*</sup>, LIU Jinlong<sup>a,b,c\*</sup>

(a. Department of Cardiothoracic Surgery; b. Institute of Pediatric Translational Medicine; c. Shanghai Engineering Research Center of Virtual Reality of Structural Heart Disease, Shanghai Children's Medical Center, Shanghai Jiao Tong University School of Medicine, Shanghai 200127, China)

**Abstract: Objective** To investigate the effects of banding width on hemodynamic characteristics of pulmonary artery (PA) by constructing pulmonary artery banding (PAB) models with different widths. **Methods** Based on clinical practice, with the same banding position and degree, computer-aided design (CAD) was utilized to reconstruct three-dimensional PAB models with different banding widths (2, 3, 4, 5 mm). Hemodynamic characteristics of the models with different banding widths, including pressure, streamlines, energy loss, energy efficiency and blood flow distribution ratio, were compared and analyzed through computational fluid dynamics (CFD). **Results** The pressure of PA decreased significantly, while the change of banding width had no significant effects on the pressure drop level at banding position. With the increase of banding width, the energy loss decreased, and the energy efficiency showed an upward trend. The blood flow of the left PA increased, and

收稿日期:2022-05-09; 修回日期:2022-06-14

基金项目:国家自然科学基金项目(81970439,81870238),上海市科委科技基金项目(17DZ2253100),2020年度上海市人才发展资金(2020114)

通信作者:刘金龙,副研究员,研究生导师,E-mail: jinlong\_liu\_man@163.com;孙彦隽,主任医师,E-mail: sunyanjuan@scmc.com.cn

\*为共同通信作者

the ratio of blood flow distribution between the left PA and right PA increased, with the maximum reaching up to 2.28:1. **Conclusions** The increase of banding width can reduce the energy loss of PA and improve the energy efficiency of blood flow, but it will lead to the imbalance of blood flow distributions between the left and right lungs. Both the balance of blood flow distribution and the energy loss should be considered in choice for banding width of PAB. The virtual design of PAB surgery based on CAD and CFD will assist individualized banding width selection in future.

**Key words:** pulmonary artery banding (PAB); banding width; hemodynamics; computational fluid dynamics (CFD); computer-aided design (CAD)

肺动脉环缩术(pulmonary artery banding, PAB)是一种常用于治疗肺血流过多先天性心脏病姑息手术<sup>[1]</sup>。术中通常选用2、3、4、5 mm宽的Gore-Tex血管条作为环缩带环绕于肺动脉主干形成缩窄,用于限制肺血流量,降低肺动脉(pulmonary artery, PA)末端压力<sup>[2-3]</sup>。不同环缩宽度、位置及环缩程度的选择将会改变肺动脉血流动力学,影响手术疗效。若环缩不当,患儿术后短期可出现缺氧、心律不齐等并发症,长期可出现肺动脉扭曲、心功能不全和肺血管发育不良等并发症<sup>[4-6]</sup>。一旦发生以上并发症,患儿通常需再次开胸手术调整环缩松紧程度、位置和环缩带的宽窄<sup>[7]</sup>。目前,临床医师可在术中实时监测肺动脉平均压、体循环收缩压与肺动脉收缩压比值和经皮血氧饱和度,根据直观具体的数值调节环缩松紧程度,也可视术中解剖位置选择合适的环缩位置<sup>[3]</sup>。而不同环缩宽度导致肺动脉血流动力学改变在术中无法及时显现,临床外科医师常常忽略其对患儿中远期预后的影响,多凭自身经验裁剪环缩宽度,导致患儿不同的手术效果,甚至影响预后。因此,探究不同环缩宽度对肺动脉血流动力学特性改变的影响,对减少PAB术后不良并发症的发生,改善PAB患儿预后十分重要。

随着计算高速性和操作便捷性的提升,计算流体动力学(computational fluid dynamics, CFD)结合计算机辅助设计(computer-aided design, CAD)在心血管领域得到快速的应用和发展,为定量分析肺动脉血流动力学特性提供可能<sup>[8-11]</sup>。CAD技术可针对患儿医学影像数据,构建血管三维几何模型;CFD技术可模拟近似真实的血流运动,定量化获取血流动力学特性。结合两者可开展虚拟手术设计,实现手术规划<sup>[12-15]</sup>。Corno等<sup>[13-14]</sup>利用CAD技术构建

FloWatch-PAB模型,通过CFD模拟将其与传统PAB模型的肺动脉血流动力学进行比较分析。Liu等<sup>[15]</sup>通过改变肺动脉环缩位置,计算获取肺动脉血流动力学特性,发现环缩位置与左右肺血流量分配比之间的联系。然而,PAB环缩宽度的研究相对较少。本文通过CAD技术构建不同环缩宽度PAB模型,结合CFD模拟分析,探究环缩宽度对肺动脉血流动力学特性改变的影响,以期为临床精准选择环缩宽度提供参考。

## 1 资料与方法

### 1.1 肺动脉简化模型构建及虚拟手术

研究纳入1例拟行PAB的患儿肺动脉计算机断层扫描医学影像数据(层厚0.25 mm,矩阵512×512像素),利用医学图像处理软件Mimics 20.0和3-Matic 12.0(Materialise公司,比利时)完成患儿个体化PA三维重建。为定量化精准控制环缩宽度,研究其对肺动脉血流动力学特性的影响,基于该模型,抽取中心线,保留PA解剖基本几何特征,包括肺动脉主干及左右肺动脉的曲率及夹角角度<sup>[16]</sup>,构建PA模型。每侧肺动脉均保留3个出口,且左肺动脉(left pulmonary artery, LPA)、右肺动脉(right pulmonary artery, RPA)出口截面积之和与主肺动脉(main pulmonary artery, MPA)入口截面积保持一致<sup>[17]</sup>。其中,MPA直径为14 mm,左右肺动脉主干直径为9.9 mm。

参考临床实际外科手术操作规范,固定环缩带下端为PA瓣膜交界处上方10 mm,见图1中MPA黄线处。以MPA直径为参考,保持每个PAB模型的环缩程度为60%,环缩处直径为5.6 mm<sup>[18]</sup>。根据临床常用的环缩宽度<sup>[3,7]</sup>,利用CAD虚拟构建环缩宽度为2、3、4、5 mm的PAB模型(见图1)。

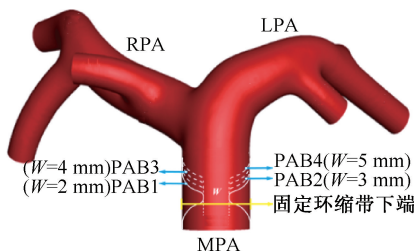


图1 PAB模型构建示意图

Fig. 1 Schematic for reconstruction of PAB model

注:MPA为主肺动脉(直径为14 mm),LPA、RPA分别为左、右肺动脉(直径均为9.9 mm),环缩处直径为5.6 mm, $W$ 为环缩宽度。

## 1.2 控制方程

假设血液为各向同性、均质且不可压缩的牛顿流体,密度  $\rho = 1\ 060\ \text{kg/m}^3$ ,动力黏度  $\mu = 3.5\ \text{mPa}\cdot\text{s}$ 。血液运动满足连续性方程和 Navier-Stokes (N-S) 控制方程。血管管壁为不可渗透且无滑移的刚性壁。

根据无量纲参数雷诺数 ( $Re$ ),计算判断肺动脉血液流动状态,发现该模型肺血流  $Re = 2\ 100 \sim 2\ 300$ ,属于过渡流,本研究选用低雷诺数  $k-\varepsilon$  湍流模型对 PAB 模型肺血流求解,方程如下:

$$\rho U_i \frac{\partial k}{\partial x_i} = \frac{\partial}{\partial x_i} \left[ \left( \mu + \frac{\mu_t}{\sigma_k} \right) \frac{\partial k}{\partial x_i} \right] + \mu_t \left( \frac{\partial U_i}{\partial x_j} + \frac{\partial U_j}{\partial x_i} \right) \frac{\partial U_i}{\partial x_j} - \rho \bar{\varepsilon} \quad (1)$$

$$\rho U_i \frac{\partial \varepsilon}{\partial x_i} = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[ \left( \mu + \frac{\mu_t}{\sigma_\varepsilon} \right) \frac{\partial \varepsilon}{\partial x_i} \right] + f_1 C_1 \mu_t \frac{\varepsilon}{k} + \left( \frac{\partial U_i}{\partial x_j} + \frac{\partial U_j}{\partial x_i} \right) \frac{\partial U_i}{\partial x_j} - \rho f_2 C_2 \frac{\varepsilon^2}{k} + E \quad (2)$$

$$\mu_t = C_\mu f_\mu \rho \frac{k^2}{\varepsilon} \quad (3)$$

$$\bar{\varepsilon} = \varepsilon + D \quad (4)$$

式中: $u$ 为流体流动速度; $t$ 为时间; $k$ 为湍流动能; $\mu$ 为湍流动能耗散率; $f_\mu$ 、 $f_1$ 、 $f_2$ 为解释近壁效应的阻尼函数;模型常数  $C_1 = 1.44$ ,  $C_2 = 1.92$ ,  $C_\mu = 0.09$ ;  $\mu_t$ 为湍流黏度; $\sigma_k$ 、 $\sigma_\varepsilon$ 为普朗特数; $U_i$ 、 $U_j$ 分别为  $x_i$ 、 $x_j$  方向上速度分量 ( $i, j = 1, 2, 3$ );  $D$ 、 $E$ 为引入的附加项<sup>[19-21]</sup>。

## 1.3 计算网格

根据有限体积法,采用 ICEM CFD 2020 软件

(ANSYS 公司,美国)对 PAB 模型流体域进行四面体网格划分。为提高边界层计算模拟精度,在血管近壁面处采用 5 层贴壁网格。为获取充分发展流动,入口段延长 MPA 直径的 20 倍。出口段延长相应血管直径的 40 倍,用于模拟下游肺循环血流阻力。选择环缩宽度为 2 mm 的 PAB1 模型,分析比较不同网格数下的计算结果,进行网格独立性验证。不同网格数下 PAB1 的能量损失变化见图 2。计算结果显示,当网格数大于 120 万时,能量损失的计算结果趋于平稳,不再依赖网格数量变化。

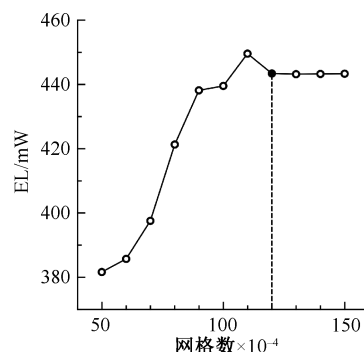


图2 不同网格数下 PAB1 模型能量损失变化

Fig. 2 Energy loss (EL) of PAB1 models with different grid numbers

## 1.4 边界条件与计算模拟

经临床超声实时获取主肺动脉瓣上流速作为入口条件,肺动脉出口耦合三元素 Windkessel 集中参数模型<sup>[22-23]</sup>,通过迭代计算后发现与左房平均压 5 mmHg (1 mmHg = 0.133 kPa) 相匹配。利用 Fluent 2020 软件 (ANSYS 公司,美国)进行非稳态计算模拟,求解肺血流控制方程,模拟不同环缩宽度 PAB 模型的血液运动。计算中选用 SIMPLE 算法,二阶精度迎风格式,收敛残差为  $10^{-5}$ 。

## 1.5 血流动力学参数

为揭示不同环缩宽度引起的 PAB 模型肺动脉血流动力学特性改变,选用以下血流动力学参数进行分析,包括压力 (pressure,  $p$ )、环缩压降 ( $\Delta p$ )、壁面剪切力 (wall shear stress, WSS)、流线 (streamlines)、能量损失 (energy loss, EL)、能量效率 (energy efficiency,  $E_{\text{eff}}$ ) 及肺动脉血流量分配比 (flow distribution ratio, FDR)。同时,定义左右肺血流量之比 ( $FDR_{L/R}$ ) 为左肺动脉血流量分配比

$FDR_{LPA}$  和右肺动脉血流量分配比  $FDR_{RPA}$  之比。考虑患儿心动周期内肺动脉搏动性强,选用平均速度  $0.5\text{ m/s}$  对应时刻的计算模拟结果进行讨论分析。

## 2 结果

### 2.1 压力及环缩压降

结果表明,环缩处压力变化显著。与 PA 模型

比较,环缩后 MPA 入口压力增高,RPA 压力显著降低,LPA 压力略高,左右肺动脉分叉处可见一均值约为  $3.5\text{ kPa}$  的高压区[见图 3(a)]。

图 4 展示了不同 PAB 模型环缩上下游的环缩压降。当环缩宽度为  $2\text{ mm}$  时,环缩压降最大 ( $51.5\text{ mmHg}$ )。随着环缩宽度的增加,环缩压降未有显著变化,在  $0.5\text{ mmHg}$  左右波动。

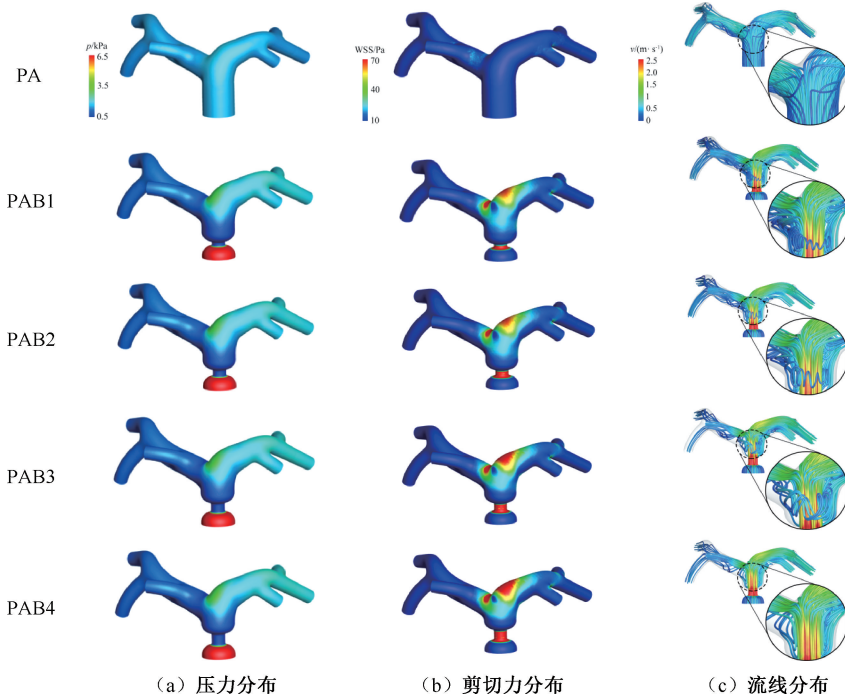


图 3 PA 和 PAB 模型数值模拟结果

Fig. 3 Numerical simulation results of PA and PAB models (a) Pressure distributions, (b) WSS distributions, (c) Streamline distributions

### 2.2 壁面剪切力

结果表明,PA 模型肺动脉各分支入口 WSS 略高,不同 PAB 模型也存在相似情况。此外,PAB 模型于环缩处及 LPA、RPA 入口处均可观察到高 WSS 区域,其值最高可达  $70\text{ Pa}$ ,且随着环缩宽度的增加,高 WSS 区域面积逐渐变大[见图 3(b)]。

### 2.3 流线分布

结果表明,较 PA 模型,PAB 模型存在明显的流动扰动。由于环缩狭窄的几何影响,血流流经环缩后,流速加快,产生流动分离,在环缩下游近壁面处形成涡流,呈现较复杂的流动状态。PAB1 中左右肺动脉侧分别可见明显涡流存在。随着环缩宽度的增加,涡流中心及形态结构发生变化。RPA 侧左旋涡流逐渐向 RPA 末端移动,逐渐脱落消失。LPA

侧右旋涡流逐渐向肺动脉分叉处靠拢,影响外周低速流动区域,导致部分血流旋转流入 LPA [见图 3(c)]。

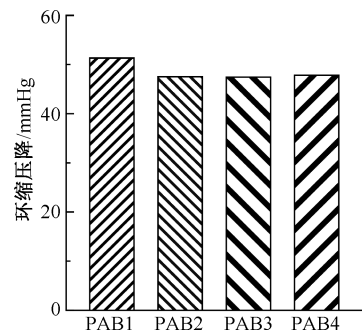


图 4 不同 PAB 模型的环缩压降 ( $1\text{ mmHg}=0.133\text{ kPa}$ )

Fig. 4 Banding pressure drop of different PAB models



## 2.4 能量损失及能量效率

结果显示,当环缩宽度为 2 mm 时,EL 最高, $E_{\text{eff}}$  最低。随着环缩宽度的增加,EL 逐渐减少, $E_{\text{eff}}$  随之增高。PAB4 的  $E_{\text{eff}}$  较 PAB1 增加约 2%。

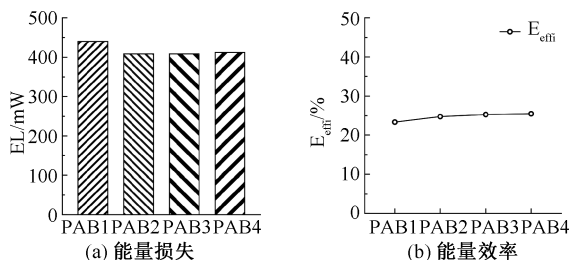


图5 不同 PAB 模型能量损失和能量效率对比

Fig. 5 Comparison of energy loss and energy efficiency for different PAB models (a) EL, (b)  $E_{\text{eff}}$

## 2.5 肺动脉血流量分配比

结果显示,行 PAB 手术后,模型的左右肺血流量发生明显变化。受环缩影响,大量肺血流流向 LPA,  $FDR_{\text{LPA}}$  明显增加,由 66.2% 逐渐增加至 69.5%。RPA 血流量则随之减少,  $FDR_{\text{LR}}$  逐渐增高。PAB4 的  $FDR_{\text{LR}}$  较 PAB1 增高约为 32%, 呈现明显的左右肺血流量分配不平衡。

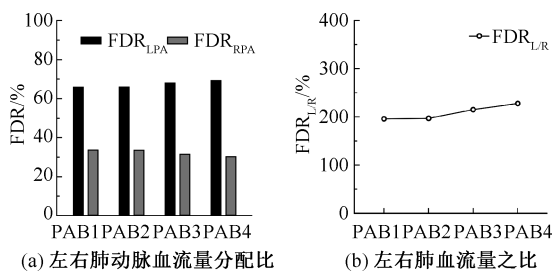


图6 PAB 模型肺动脉血流量分配比对比

Fig. 6 Comparison of FDR for PAB models (a)  $FDR_{\text{LPA}}$  and  $FDR_{\text{RPA}}$ , (b)  $FDR_{\text{LR}}$

## 3 讨论

肺动脉环缩术是一种限制肺血流的经典姑息手术,环缩宽度、位置及环缩程度的选择影响肺动脉血流动力学,与手术效果、术后并发症的发生密切相关。由于环缩宽度导致的肺动脉血流动力学改变无法在术中及时反映,大多数临床医师忽略其带来的影响,并根据个人经验裁剪环缩宽度。不当的环缩宽度可影响患儿肺动脉血流动力学,引发右心衰竭、肺发育不良等并发症。因此,明确不同环

缩宽度对肺动脉血流动力学的影响十分必要,将有助于改善患儿预后。本文通过 CAD 技术虚拟构建不同环缩宽度的 PAB 模型,利用 CFD 模拟探究不同环缩宽度对肺动脉血流动力学特征的影响,以期临床个体化精准 PAB 手术规划提供环缩宽度相关的血流动力学依据。

PAB 术后肺动脉压力下降的程度,是评估 PAB 手术效果的主要血流动力学参数,反映了 PAB 对肺动脉高压力的限制作用。在相同环缩程度和位置下,本文分别讨论不同环缩宽度所造成的 PAB 模型压力变化和环缩压降。相较 PA 模型,PAB 术后环缩带下游肺动脉压力降低程度显著。这主要是由环缩带环扎 MPA 形成狭窄,血流被迫通过狭窄的环缩段速度加快,导致局部压力降低。其中,PAB1 环缩上下游压差 ( $\Delta p$ ) 最大,随着环缩宽度的增加, $\Delta p$  变化不明显。PAB 手术导致 MPA 环缩段狭窄,流经此段血流流速可达 2.5 m/s。不同 PAB 模型环缩上下游流速变化不明显,根据伯努利方程,压降值也随之变化不显著。因此,在相同的环缩程度和位置下,调节环缩宽度对 PAB 手术降低肺动脉压力的效果影响不大。经环缩段后血流流速加快,冲击肺动脉分叉处壁面,导致 PAB 术后 LPA 压力稍高于 RPA,也导致 LPA 开口处的高 WSS 分布。在环缩带下游周围贴近管壁处存在流动分离,近环缩带形成低 WSS 分布区域。血小板在此易黏附凝聚、活化,血栓形成的风险升高<sup>[24-25]</sup>。因此,PAB 术后应密切监测和评估环缩带后血栓形成风险<sup>[26]</sup>。

PAB 术后肺动脉根部压力增高,不可避免地增加了右室后负荷<sup>[27]</sup>。为降低右心负荷增加导致的右室重塑,避免 PAB 术后心功能不全等早期并发症,适当地减轻右心室负担十分有必要<sup>[7,28]</sup>。因此,PAB 手术规划时需考虑环缩宽度对右心室负担的影响。同时,观察 PAB 模型的流线分布发现,因为环缩的影响,肺动脉内流线复杂多变。环缩下游血流发生流动分离,涡流主要集中于此。涡流结构将会增加血流运动的能量损失,降低能量效率,导致右心室做功增加,增加患儿心室负担,是诱发心力衰竭的原因之一<sup>[29-31]</sup>。因此,优化 PAB 手术规划,调节环缩宽度,控制能量损失将有助于提高患儿右心室做功效率,合理评估心室负担。随着环缩宽度增加,涡流结构向下游移动,涡流强度逐渐减弱,EL

逐渐降低,  $E_{\text{eff}}$  随之增加。该结果与 Liu 等<sup>[15]</sup> 调整环缩位置时观察到的现象类似。后者研究发现, 随着环缩位置越靠近肺动脉分叉处, 肺动脉流线扰动逐渐减少。增加环缩宽度对肺动脉下游流动扰动的影响类似于缩短环缩与肺动脉分叉的距离, 故环缩下游的流线分布出现类似现象。在进行 PAB 手术规划时, EL 和  $E_{\text{eff}}$  可作为环缩宽度的优化指标。在适当考虑增加环缩宽度降低 EL, 提高  $E_{\text{eff}}$  的同时, 应避免右心室做功的增加, 以减少术后并发症的风险。

PAB 术后保持左右肺血流生理性平衡分配对双肺发育有重要影响。一侧肺灌注过低将刺激肺循环末端毛细血管, 影响患儿早期肺血管和肺实质的发育<sup>[30]</sup>。为了保证术后双肺的均衡发育, PAB 手术规划时应尽量保持左右肺血流量生理性平衡分配。计算结果发现, PAB1 模型 LPA 侧存在一右旋涡流结构, RPA 入口附近可观察到左旋涡流结构。随着环缩宽度的增加, 涡流区域的流体受到挤压移向肺动脉分叉处。RPA 侧左旋涡流中心逐渐往下游延伸移动, 根据流线观察, 涡流外周低速流动区域受到 LPA 右旋涡流结构的影响扭曲变形, 最终旋转流入 LPA, 导致右肺血流量减少, 左肺血流量明显增加,  $FDR_{L/R}$  发生变化, 对患儿远期预后可能存在影响。所以在进行手术规划时需考虑环缩宽度的影响, 避免环缩过宽。

本研究存在以下不足: ① 计算模拟时均假设模型管壁为刚性壁, 未考虑血管弹性和顺应性。虽然可通过流固耦合方法模拟弹性, 但环缩带材料和血管管壁物理属性存在明显差异。目前仿真技术难以实现对两种不同物理属性材料的同时模拟; ② 根据临床医生建议 and 常规手术设计要求, 以环缩程度 60%、位置为肺动脉瓣上 10 mm 构建 PAB 模型展开讨论, 未分析环缩程度与位置对肺动脉血流动力学的影响; ③ 利用简化模型阐述不同环缩宽度对肺动脉血流动力学特征的影响规律, 未考虑肺动脉实际解剖多样性和个体化特征, 但本研究结合 CAD 与 CFD 方法进行 PAB 手术规划和血流动力学预测的研究思路可用于未来患儿个体化研究。

## 4 结论

本研究利用 CAD 技术构建不同环缩宽度的 PAB 模型, 结合 CFD 模拟分析环缩宽度对肺动脉血

流动力学的影响, 探究肺动脉血流动力学参数随环缩宽度改变的变化规律。PAB 环缩处肺动脉压力下降明显, 但环缩宽度的增加对其影响不显著。环缩宽度的适当增加, 可减少主肺动脉内涡流形成, 减少能量损失, 提高能量效率, 以达到减轻右室负荷的目的, 有助于降低 PAB 术后早期并发症的发生。但环缩过宽会改变左右肺血流分配比, 对患儿术后远期左右肺发育可能存在不良风险。因此, 在 PAB 手术规划设计时, 应充分考虑环缩宽度及血流动力学参数(如能量损失、能量效率和左右肺血流分配比等)变化, 利用 CAD 和 CFD 技术相结合可实现患儿个体化设计和血流动力学定量评估, 为临床 PAB 手术设计提供更多信息。

## 参考文献:

- [1] 刘锦芬, 孙彦隽, 主译. 小儿心脏外科学(第4版)[M]. 上海: 上海世界图书出版公司, 2014: 179-182.
- [2] 董向阳. 肺动脉环缩术应用于先天性心脏病合并肺动脉高压患儿效果分析[J]. 中国医学工程, 2021, 29(2): 64-67.
- [3] 刘爱军, 刘承虎, 王执一, 等. 肺动脉环缩术在先天性心脏病分期手术中的应用效果观察[J]. 中西医结合心脑血管病杂志, 2020, 18(13): 2126-2130.
- [4] 陈纲, 贾兵, 陈张根, 等. 肺动脉环缩术在儿童复杂先天性心脏病中的应用[J]. 中华小儿外科杂志, 2008(2): 70-73.
- [5] 刘学刚, 刘戈, 王康武, 等. 建立肺血减少型先心病幼猪动物模型评估肺血管发育[J]. 中华胸心血管外科杂志, 2011(5): 300-303.
- [6] SAIKI H, KAKEI H, ISHIDO H, *et al.* Unilateral pulmonary artery banding to promote contralateral pulmonary artery growth [J]. *Heart Vessels*, 2012, 27(5): 532-534.
- [7] 花中东, 李守军. 先天性心脏病外科治疗中国专家共识(八): 单心室生理矫治系列手术[J]. 中国胸心血管外科临床杂志, 2020, 27(9): 979-986.
- [8] KERR MM, GOURLAY T. Design and numerical simulation for the development of an expandable paediatric heart valve [J]. *Int J Artif Organs*, 2021, 44(7): 518-524.
- [9] PANDEY R, KUMAR M, MAJDOUBI J, *et al.* A review study on blood in human coronary artery: Numerical approach [J]. *Comput Methods Programs Biomed*, 2020, 187: 105243.
- [10] SLESNICK TC. Role of computational modelling in planning and executing interventional procedures for congenital heart disease [J]. *Can J Cardiol*, 2017, 33(9): 1159-1170.
- [11] ITATANI K, MIYAZAKI S, FURUSAWA T, *et al.* New

- imaging tools in cardiovascular medicine: Computational fluid dynamics and 4D flow MRI [J]. *Gen Thorac Cardiovasc Surg*, 2017, 65(11): 611-621.
- [12] 刘有军, 乔爱科. 基于血流动力学仿真的心血管外科手术规划进展[J]. *医用生物力学*, 2009, 24(6): 395-400.  
LIU YJ, QIAO AK. Progress of based on hemodynamics simulation cardiovascular surgical planning [J]. *J Med Biomech*, 2009, 24(6): 395-400.
- [13] CORNO AF, PROSI M, FRIDEZ P, *et al.* The non-circular shape of FloWatch-PAB prevents the need for pulmonary artery reconstruction after banding. Computational fluid dynamics and clinical correlations [J]. *Eur J Cardiothorac Surg*, 2006, 29(1): 93-99.
- [14] CORNO AF, LADUSANS EJ, POZZI M, *et al.* FloWatch versus conventional pulmonary artery banding [J]. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 2007, 134(6): 1413-1419.
- [15] LIU JL, ZHANG WM, YAN Q, *et al.* Effects of band position on hemodynamics of pulmonary artery: A numerical study of patient-specific virtual procedure [C]// *Proceedings of World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering*. Toronto: [s. n.], 2015: 893-896.
- [16] CAPUANO F, LOKE YH, BALARAS E. Blood flow dynamics at the pulmonary artery bifurcation [J]. *Fluids*, 2019, 4(4): 190-210.
- [17] TANG T, CHIU IS, CHEN HC, *et al.* Comparison of pulmonary arterial flow phenomena in spiral and Lecompte models by computational fluid dynamics [J]. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 2001, 122(3): 529-534.
- [18] ZHANG WM, LIU JL, SUN Q, *et al.* Long-term hemodynamic effects of artery banding on patient-specific pulmonary flow [C]// *Proceedings of 7<sup>th</sup> International Conference on Biomedical Engineering and Informatics*. Dalian: [s. n.], 2014: 451-455.
- [19] LAUNDER BE, SPALDING DB. The numerical computation of turbulent flows [J]. *Comput Methods Appl Mech Eng*, 1974, 3(2): 269-289.
- [20] MATHUR A, HE S. Performance and implementation of the Launder-Sharma low-Reynolds number turbulence model [J]. *Comput Fluids*, 2013, 79: 134-139.
- [21] 李勋栋, 邓保庆, 陆丽, 等. 采用不同低雷诺数  $k-\epsilon$  湍流模型模拟室内空气流动的研究[J]. *曲阜师范大学学报(自然科学版)*, 2012, 38(1): 59-62.
- [22] SPILKER RL, FEINSTEIN JA, PARKER DW, *et al.* Morphometry-based impedance boundary conditions for patient-specific modeling of blood flow in pulmonary arteries [J]. *Ann Biomed Eng*, 2007, 35: 546-559.
- [23] YANG W, FEINSTEIN JA, VIGNON-CLEMENTEL IE. Adaptive outflow boundary conditions improve post-operative predictions after repair of peripheral pulmonary artery stenosis [J]. *Biomech Model Mechanobiol*, 2016, 15: 1345-1353.
- [24] XIONG J, SUN Q, QIAN Y, *et al.* Effects of Patent ductus arteriosus on the hemodynamics of modified blalock-taussig shunt based on patient-specific simulation [J]. *Front Physiol*, 2021, 12: 707128.
- [25] 熊吉文, 罗苇如, 李德宝, 等. Fontan 术血流动力学非牛顿特性研究[J]. *医用生物力学*, 2021, 36(6): 862-868.  
XIONG JW, LUO WR, LI DB, *et al.* Hemodynamic study on non-Newtonian properties of Fontan procedure [J]. *J Med Biomech*, 2021, 36(6): 862-868.
- [26] SALVE GG, COLE AD, NICHOLSON IA, *et al.* Modified pulmonary artery banding: A novel strategy for balancing pulmonary blood flow with transposed great arteries [J]. *JTCVS Tech*, 2021, 9: 111-120.
- [27] FELMLY LM, SAVAGE AJ, KAVARANA MN. Right ventricular function is important for pulmonary artery banding in left ventricular dysfunction [J]. *World J Pediatr Congenit Heart Surg*, 2020, 11(4): NP103-NP106.
- [28] BOEHM M, TIAN X, MAO Y, *et al.* Delineating the molecular and histological events that govern right ventricular recovery using a novel mouse model of pulmonary artery de-banding [J]. *Cardiovasc Res*, 2020, 116(10): 1700-1709.
- [29] AKINS CW, TRAVIS B, YOGANATHAN AP. Energy loss for evaluating heart valve performance [J]. *J Thorac Cardiovasc Surg*, 2008, 136(4): 820-833.
- [30] SCHAFER M, BARKER AJ, KHEYFETS V, *et al.* Helicity and vorticity of pulmonary arterial flow in patients with pulmonary hypertension: Quantitative analysis of flow formations [J]. *J Am Heart Assoc*, 2017, 6(12): e007010.
- [31] HONDA T, ITATANI K, TAKANASHI M, *et al.* Exploring energy loss by vector flow mapping in children with ventricular septal defect: Pathophysiologic significance [J]. *Int J Cardiol*, 2017, 244: 143-150.