

计算流体力学在Fontan术后肾血流预测中的应用

石静 罗苇如 刘金龙 杨乐飞 孙佩璇 全志荣 杜隽

【摘要】 目的:利用计算流体力学探讨 Fontan 术后肾血流动力学变化,以辅助临床实现早期监测。**方法:**基于医学影像数据三维重建肾动脉分析 Fontan 手术前后不同时刻肾血流动力学参数差异。**结果:**肾动脉阻力指数及压力阶差在 Fontan 术后 3 h 较术前均增高,右肾动脉在术后 3 d 前均为高速流动,且术后左、右肾动脉血流动力学并未呈一致性改变。**结论:**计算流体力学技术结合多普勒超声检查可为临床 Fontan 手术患儿早期异常肾血流动力学监测提供综合全面的评估,有助于患儿围手术期管理,改善预后。

【关键词】 Fontan 手术;肾动脉;多普勒超声;计算流体力学;血流动力学

doi: 10.3969/j.issn.1673-6583.2022.04.015

功能性单心室是一类单侧心室发育畸形、功能不良,或单侧心室缺失的复杂先天性心脏病,Fontan 手术为其主要治疗方法,术中通过将上、下腔静脉与肺动脉吻合,旷置右心,腔静脉血流直接到肺循环进行氧合^[1]。Fontan 术后引起的急性肾损伤(AKI)是常见的严重并发症。因缺乏敏感、特异的生物学标志物,AKI 的早期监测及评估仍是医学难题。目前临床多用血清肌酐和尿量评估,但血清肌酐敏感性不高,尿量易受循环血容量改变和利尿剂等的影 响,均无法真实反映肾功能受损情况。发生 AKI 与术中体外循环建立、术后灌注减少和监护期血压波动造成的循环压力、灌注及含氧量等变化相关^[2]。因此,及时准确了解 Fontan 术后肾血流动力学改变,有助于早期对肾功能进行评估和预测,对降低 AKI 风险,减少 Fontan 术后并发症尤为重要。

新兴的计算流体力学(CFD)方法可通过个体化血管三维模型,设定相应血流出入口条件,模拟不同病理生理条件下血流运动状态,实现对血流动力学参数的直观定量评估及预测^[3-4]。本研究采用 CFD 方法评估 Fontan 术前、术后不同时期肾

血流动力学,结合多普勒超声数据,实现无创血流动力学监测和评估。

1 对象与方法

1.1 研究对象

在获得上海儿童医学中心伦理委员会批准和患儿家属知情同意下,本研究纳入 30 例拟行 Fontan 手术的患儿,并从中选择 1 例为代表,就 CFD 研究方法和结果展开详细介绍。该患儿 3.5 岁,于 6 月龄时诊断为肺动脉闭锁、室间隔缺损、心室反位、II 型房间隔缺损、动脉导管未闭、右位主动脉弓,既往行右侧 Glenn 术和动脉导管结扎术。患儿于本院行 II 期 Fontan 手术,术后于心脏重症监护室予以积极利尿、强心、抗感染等治疗,术后 3 d 顺利返回普通病房。

1.2 彩色多普勒检查

采用彩色多普勒血流显像(CDFI)技术于床旁分别采集患儿术前、术后 3 h、1 d 和 3 d 的肾血流超声数据。以 SIEMENS ACUSON P500 超声扫描仪动态获取腹主动脉肾动脉分支段(起始段)、左右肾动脉起始段(肾门段)及叶间动脉血流参数,包括收缩期峰值流速(PSV)、舒张期最低流速(EDV)、阻力指数(RI)。

1.3 三维模型重建及数值模拟

采用 X 射线计算机体层摄影设备扫描获取患儿腹部血管影像数据,利用 Materialise®-Mimics Innovation Suite 20.0 (Materialise NV, Leuven,

基金项目:上海市自然科学基金(19ZR1432700),上海市科学技术委员会科技基金(19411965400, 18410721400, 17DZ2253100),上海市卫生健康委员会基金(201940267)
作者单位:200127 上海交通大学医学院附属上海儿童医学中心影像诊断中心(石静,杨乐飞,孙佩璇,杜隽);儿科转化医学研究所(罗苇如,刘金龙,全志荣)
通信作者:杜隽, E-mail: dujun@scmc.com.cn

Belgium) Mimics 和 Materialise®-3-Matic 12.0 (Materialise NV, Leuven, Belgium) 对腹主动脉、肾动脉及其他分支进行三维重建,并保留足够的肾

动脉分支。重建 3D 模型,包括腹主动脉、左右肾动脉等,见图 1。

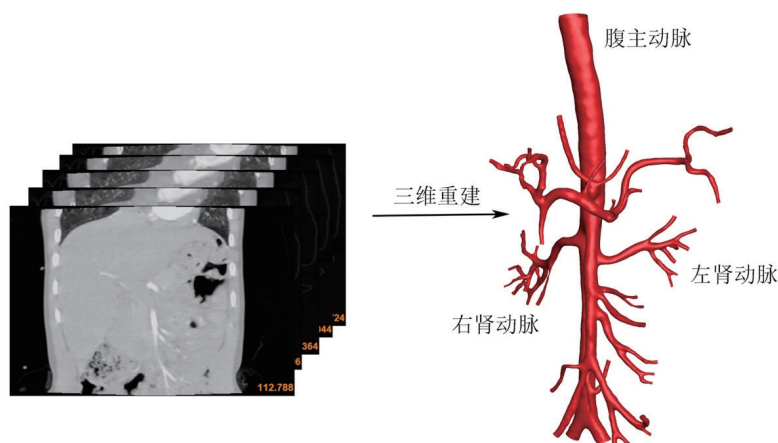


图1 重建3D模型示意图

利用模拟软件 ANSYS®-Fluent 2020 (ANSYS Inc. America), 求解 Navier-Stokes (N-S) 和连续性方程, 获得血流动力学参数。计算中假设血管壁面刚性、无滑移, 血液不可压缩, 密度为 $1\,060\text{ kg/m}^3$, 动力黏度为 $4.0\text{ mPa}\cdot\text{s}$ 的牛顿流体。以上端腹主动脉开口作为计算域的入口, 赋予流速条件。以下游各腹主动脉分支开口及两侧髂动脉开口作为出口, 耦合三元素 Windkessel 模型^[5-6], 代表下游血管阻抗, 根据所测血流量, 按比例调节参数, 保持出口压力在生理范围内。采用 SIMPLE 算法及二阶精度迎风格式进行求解, 收敛精度为 10^{-5} , 计算得到 Fontan 前后不同时期肾动脉的压力阶差、速度流线及壁面剪切力 (WSS) 分布的血流动力学参数变化。

2 结果

2.1 超声多普勒检查结果

该患儿肾动脉多普勒超声实际测量数据见表 1。术后各阶段双肾动脉起始段及肾门段最高峰值流速均较术前降低。术后 3 h, 右肾动脉各段 RI 较术前升高, 术后 1~3 d, RI 逐渐降低; 而左肾动脉术后 3 h 的 RI 较术前降低。此外, 叶间动脉术后 3 h 及 1 d 的 RI 较术前均升高, 至术后 3 d 改变趋缓。

2.2 压力阶差分布

不同时期肾动脉压力阶差分布见图 2A。术前至术后, 腹主动脉压力阶差分布无明显差异, 左肾动脉压力阶差均值低于右肾动脉。部分右肾动脉

术后压力阶差较术前略高, 左肾动脉主干的压力阶差在术后也稍有增高。

2.3 速度流线分布

不同时期肾动脉速度流线分布见图 2B。术后 3 d 右肾动脉流速降至最低, 与右肾动脉压力阶差变化一致。左肾动脉流速术后 3 h 出现降低, 1 d 流速降至最低, 3 d 流速逐渐升高, 接近术前左肾动脉流速。

2.4 壁面剪切力分布

不同时期肾动脉 WSS 分布见图 2C。术后 3 h 右肾动脉平均 WSS 较术前稍低, 1 d 达到最高, 3 d 逐渐降至最低。与术前相比, 左肾动脉术后 3 h 和 1 d 平均 WSS 呈持续下降趋势, 术后 3 d 平均 WSS 逐渐增加, 恢复至术前水平。

3 讨论

Fontan 手术改变血液循环, 引起血流动力学变化, 增加了围手术期罹患肾功能障碍的风险^[2]。其中, AKI 是 Fontan 术后常见并发症和重要死亡原因。多中心队列研究调查显示儿童重症监护室内 AKI 病发病率高达 29.6%^[7], Esch 等^[8]发现 Fontan 术后 AKI 病发病率可达 42%。血流动力学改变引发的肾功能障碍是 AKI 发生的关键因素之一^[9]。因此, 了解 Fontan 术后肾血流动力学的变化特征是预防 AKI 的必要前提。

本研究基于 30 例 Fontan 手术患儿肾血流动力学数值模拟结果, 以其中 1 例为代表, 对模拟结

果进行讨论。选取术前、术后 3 h、1 d 及 3 d, 观察血流动力学指标变化。CDFI 数据提供了患儿基础状态水平, 术后 3 h 各项指标存在较大波动,

Fontan 术后 1 d 是 AKI 发生的高风险时期, 而术后 3 d 进入肾功能恢复期^[9]。

表1 患儿肾动脉多普勒超声实际测量数据

肾动脉	PSV/cm · s ⁻¹				EDV/cm · s ⁻¹				RI			
	术前	术后			术前	术后			术前	术后		
		3 h	1 d	3 d		3 h	1 d	3 d		3 h	1 d	3 d
右起始段	128.0	71.8	108.4	69.4	17.9	7.2	28.1	20.1	0.86	0.90	0.74	0.71
右肾门段	86.5	73.3	58.6	59.8	16.3	4.0	12.2	12.4	0.81	0.91	0.79	0.79
右叶间动脉	17.5	12.4	26.6	17.2	6.38	3.6	7.9	6.1	0.63	0.70	0.70	0.65
左起始段	111.0	88.1	79.8	70.1	15.6	8.5	17.0	9.1	0.86	0.90	0.79	0.87
左肾门段	81.5	80.2	61.4	67.4	10.1	15.0	15.6	15.1	0.88	0.81	0.75	0.78
左叶间动脉	14.1	20.5	43.4	43.4	4.76	5.5	10.6	10.6	0.66	0.73	0.75	0.75

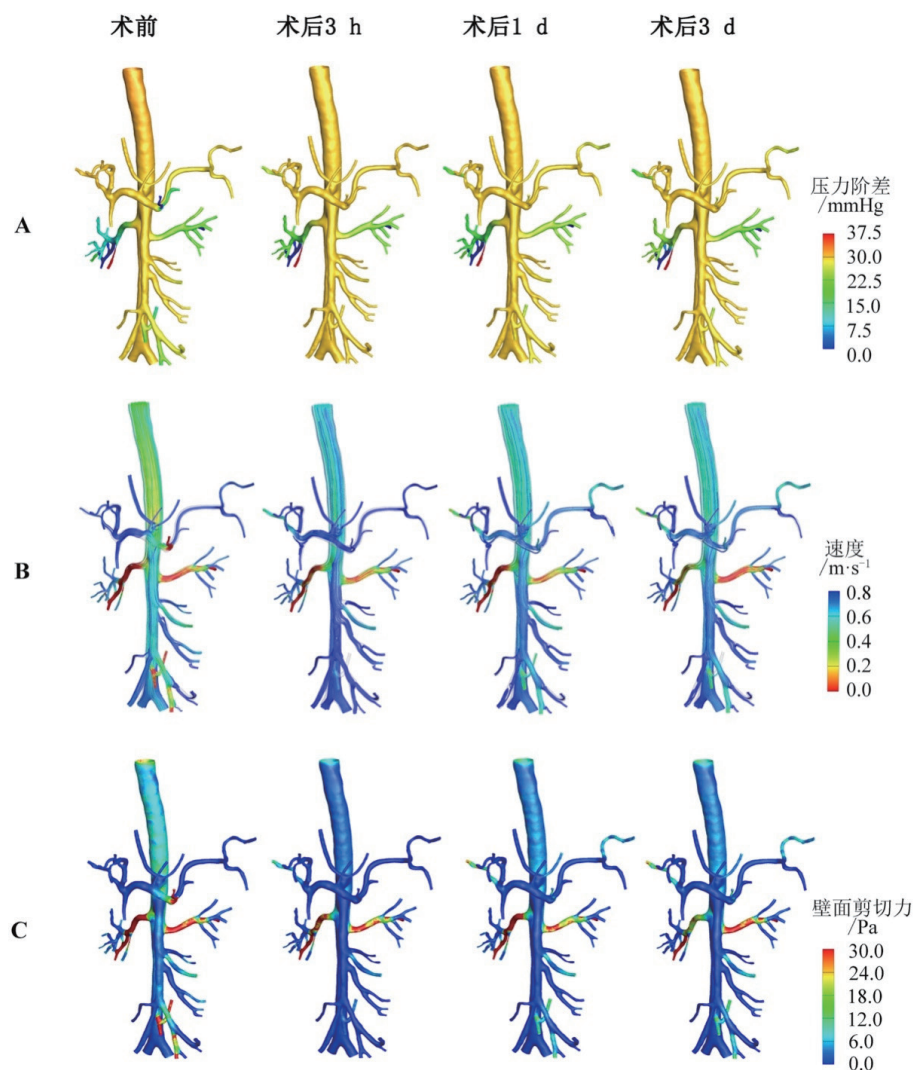


图2 不同时期的肾血流动力学各参数变化

本研究中 CDFI 数据显示双肾动脉起始段及肾门段峰值流速在术后各阶段均较术前降低,符合术后肾脏血供总量减少的趋势。术后 3 h,右肾动脉起始段 RI 较术前升高,提示术后急性期肾内高阻态。术后 1 d 及 3 d,双肾动脉起始段 RI 较术后 3 h 下降,提示术后急性高阻态有所缓解。此外,术后 3 h 及 1 d 叶间动脉 RI 较术前均有升高,至术后 3 d 降低。肾脏应对循环急性改变的反应是持续增加血管阻力,即 RI 的特征性变化^[10]。肾脏的入肾血管扩张,出肾血管收缩,维持一定的肾血流量和肾小球滤过率,以保护肾功能。

本研究计算模拟发现 Fontan 术前、术后不同时期左、右肾血流动力学的变化不同。不同时期左、右肾动脉压力阶差变化不显著,但同一时期右肾动脉压力阶差大于左肾动脉,这与 CDFI 观察到的两侧肾动脉 RI 的变化规律近似。这可能与右肾动脉分支较多,且分支开口及角度多变有关。高 RI 和压力阶差不仅表现为肾动脉的高阻态,也可由左、右肾动脉解剖固有差异导致。双侧肾动脉开口附近壁面剪切力均高于腹主动脉其他分支,这与 Lee 等^[11]发现一致。考虑 Fontan 术中体外循环导致较长时间的肾脏低灌注状态,且术后循环状态改变,造成心输出量减少^[2]。若血流量失衡严重,肾内血流出现代偿性调整,将引起左、右肾动脉血流动力学变化不同步。右肾动脉在术后 3 d 前均为高速流动,壁面剪切力随之增大。随着代偿性调整,左肾术后 3 d 表现为高流速分布。因此,Fontan 手术引起左、右肾血流动力学非一致性的改变。

本研究存在以下不足:(1)由于医学影像清晰度有限,肾动脉微小血管无法重建,未能评估肾微循环灌注;(2)仅对血流动力学进行分析,未结合生化指标评估 Fontan 术后肾功能。

本研究利用 CFD 技术分析先天性心脏病患儿 Fontan 术前术后肾血流动力学变化特征,结合多普勒超声检查发现,Fontan 术后肾阻力呈现一过

性增高,两侧肾动脉血流呈现非一致性改变。利用 CFD 技术,可为临床预测评估肾血流动力学改变提供有效帮助。

参 考 文 献

- [1] Jones MB. The Fontan procedure for single-ventricle physiology[J]. Crit Care Nurse, 2018, 38(1):e1-e10.
- [2] Patterson T, Hehir DA, Buelow M, et al. Hemodynamic profile of acute kidney injury following the Fontan procedure: impact of renal perfusion pressure[J]. World J Pediatr Congenit Heart Surg, 2017, 8(3):367-375.
- [3] 陈宇,李睿,赵雪梅,等.基于医学影像的血流动力学分析[J].力学进展,2016,46(1):323-342.
- [4] 胡立伟,钟玉敏,刘金龙,等.基于儿童心脏磁共振的 Glenn 术后血流动力学应用研究[J].中国医学计算机成像杂志,2018,24(3):195-199.
- [5] Spilker RL, Taylor CA. Tuning multidomain hemodynamic simulations to match physiological measurements[J]. Ann Biomed Eng, 2010, 38(8):2635-2648.
- [6] Madhavan S, Kemmerling E. The effect of inlet and outlet boundary conditions in image-based CFD modeling of aortic flow[J]. Biomed Eng Online, 2018, 17(1):66.
- [7] Kaddourah A, Basu RK, Bagshaw SM, et al. Epidemiology of acute kidney injury in critically ill children and young adults[J]. N Engl J Med, 2017, 376(1):11-20.
- [8] Esch JJ, Salvin JM, Thiagarajan RR, et al. Acute kidney injury after Fontan completion: risk factors and outcomes[J]. J Thorac Cardiovasc Surg, 2015, 150(1):190-197.
- [9] Beloncle F, Rousseau N, Hamel JF, et al. Determinants of doppler-based renal resistive index in patients with septic shock: impact of hemodynamic parameters, acute kidney injury and predisposing factors[J]. Ann Intensive Care, 2019, 9(1):51.
- [10] Tublin ME, Bude RO, Platt JF. Review. the resistive index in renal doppler sonography: where do we stand?[J]. AJR Am J Roentgenol, 2003, 180(4):885-892.
- [11] Lee D, Chen JY. Numerical simulation of steady flow fields in a model of abdominal aorta with its peripheral branches[J]. J Biomech, 35(8):1115-1122.

(收稿:2021-12-20 修回 2022-05-12)

(本文编辑:丁媛媛)