

文章编号:1004-7220(2016)01-0024-09

多耦合场下带缺陷肝血管灌注过程的动力学研究

刘 军^{1,2}, 范 勇¹, 刘懿禾^{3,4}, 王松丽¹(1. 天津理工大学 机械工程学院, 天津 300384; 2. 天津市先进机电系统设计与智能控制重点实验室, 天津 300384;
3. 天津市第一中心医院 移植外科, 天津 300384; 4. 天津市器官移植重点实验室, 天津 300384)

摘要: **目的** 以前期肝血管灌注的研究为基础,使用动力学方法研究并仿真肝血管在堵塞或带有异物时灌注过程中的流体动力学行为和血管壁力学特性,探究其变化规律及各种因素对灌注过程的影响程度。**方法** 依据医学影像数据构建肝脏直血管和弯曲血管实体模型,提出估算灌注速度的数学方法,仿真模拟血管内灌注液的流动;在双向耦合条件下对血管壁进行力学特性分析,同时在多耦合条件下提出灌注参数优化。**结果** 供肝血管管径改变(如血管痉挛)或在血管内突发栓子情况下进行灌注时血管内流体动力学行为是:(1)当血管堵塞程度不同时,前半段的变形比后半段变形要严重;(2)相同条件下,弯曲血管变形远大于直血管变形。**结论** 仿真结果较为清晰地显示提出的估算灌注速度的方法是可行的,仿真灌注下血管内的流体动力学行为以及血管壁的力学特性双向耦合结果分析符合医疗实际。利用该速度进行灌注得出仿真结果显示,各个因素对于灌注过程中血管壁的特性影响程度从大到小依次为:堵塞程度、血管形状和异物位置,并在流-固-热多耦合场条件下得到了血管灌注参数的优化值。

关键词: 血管动力学; 灌注仿真; 双向耦合; 血管变形

中图分类号: Q66; R318.01 **文献标志码:** A

DOI: 10.3871/j.1004-7220.2016.01.024

Dynamic study on perfusion process of liver blood vessels with defects under multiple coupling

LIU Jun^{1,2}, FAN Yong¹, LIU Yi-he^{3,4}, WANG Song-li¹ (1. *Mechanical Engineering College, Tianjin University of Technology, Tianjin 300384, China*; 2. *Tianjin Key Laboratory of the Design and Intelligent Control of the Advanced Mechanical System, Tianjin 300384, China*; 3. *Department of Transplant Surgery, Tianjin First Central Hospital, Tianjin 300384, China*; 4. *Tianjin Key Laboratory of Organ Transplantation, Tianjin 300384, China*)

Abstract: Objective Based on the previous researches of hepatic blood vessel perfusion, using dynamic methods to study and simulate the dynamic behavior of fluid and mechanical properties of vascular wall during perfusion of defected liver (blocked or with foreign matter), and investigate the variation patterns and influencing parameters during liver perfusion. **Methods** On the basis of medical image data, both the liver straight and bend vessel models were constructed. A mathematics method was proposed to estimate the perfusion speed and simulate the flow of intravascular perfusion liquid. Under the condition of fluid-solid coupling, the mechanical properties of vascular wall were analyzed, and the optimization of perfusion parameters under multiple-coupling condition was suggested. **Results** When the vascular diameter of the liver changed (such as vascular spasm) or in the case of vascular thrombosis, the hydrodynamic behaviors in blood vessel during liver perfusion were as following: (1) The deformation in the first half part was much more serious than that in the second half part of blood vessel with different blocked degrees. (2) Under the same perfusion condition, the deformation in bend vessel

收稿日期:2015-07-21; 修回日期:2015-09-02

基金项目:天津市自然科学基金项目(14JCYBJC19400)。

通信作者:刘军,教授,硕士研究生导师,E-mail: liujunjpna@163.com。

was much larger than that in straight vessel. **Conclusions** The simulation results show that the proposed estimation method for perfusion speed is feasible, and the results of liquid-solid coupling analysis on both hydrodynamic behavior of fluid inside blood vessel and mechanical properties of vascular wall during simulated liver perfusion accord with the medical practice. The parameters influence vascular wall differently as follows: the blocked degree of blood vessels > the shape of blood vessels > the location of foreign matter. The optimal parameter values during liver perfusion are also obtained under the condition of fluid-solid-heat coupling field.

Key words: Vascular dynamics; Perfusion simulation; Two-way coupling; Vessel deformation

肝移植是目前治疗晚期肝病的有效手段,肝供体的质量高低是影响肝移植手术成功率的关键因素之一。但近年来由于肝供体来源不断紧缺,临床上越来越多地应用边缘供肝^[1]进行肝脏移植。为了更好地利用边缘供肝,迫切需要更先进的器官灌注与保存技术来提高供肝的清洁度,减轻肝供体的损伤。因此,术前对肝供体的清洗(灌注)是必须操作的医疗过程。

当前,供体肝脏离体后需先经过低温灌注处理^[1-3],其目的是降低器官温度,清除器官内异物和清洗器官。研究表明,低温能有效保护和保存细胞和组织的完整性,并有效对抗缺血性损伤^[4-8]。在肝供体的灌注、保存及移植手术过程中,会产生肝脏的缺血性灌注损伤,这也是导致肝脏移植术后肝功能低下、肝淤血、进行性血栓形成及移植植物无功能等并发症的重要原因^[9-11]。以往针对肝供体灌注、保存的文献报道大多从生物化学角度进行研究,如肝供体血管的损伤^[12-15],而针对狭窄血管计算流体动力学(computational fluid dynamics, CFD)或流固耦合行为的文献报道基本是在血液流动基础上开展的流固单向耦合研究^[16-19],强调血液流动对血管的作用,而有关血管内有异物时灌注处理的问题则鲜有报道。

本课题组前期已经开展关于带有异物的供肝灌注参数的估算和流体现象的探讨^[20],但是并未详细探讨灌注时流固双向耦合条件下的血管壁力学特性。本文以前期研究为基础,从动力学角度对肝脏血管在堵塞或带有异物时的灌注过程进行分析。在分析过程中考虑不同耦合条件下(流固单、双向耦合)的动力学结果;并深入探讨在流、固、热三相状态下灌注过程中的流体动力学行为和血管壁力学特性,揭示肝供体被灌注过程中的力学现象与保质机制。为了构建肝脏血管的结构模型,在血管组织和其结构可视化研究的基础上,利用血管系统的二维

或三维实际图像数据,构建肝脏血管模型。本文使用医学影像材料构建带有异物的不同类型肝脏血管的实体模型,进行相关多耦合场力学分析与仿真,并提出在已知血管堵塞参数和管内异物参数的前提下估算灌注参数(如灌注速度)的方法,进行灌注参数优化(即在给定灌注温度和灌注速度范围的条件下优选出最合适的一组或几组灌注参数)。研究结果显示,基于本研究的力学方法和分析将有助于降低肝供体灌注过程中主观因素对清洗质量的影响,同时为规范操作提供理论依据和指导。

1 研究方法及数学模型

1.1 笛卡尔坐标系下血管内不可压流体湍流瞬时控制方程

根据前期实验测定数据得出,灌注液是一种密度稳定的不可压流体,在进入血管狭窄处之前以层流形式存在。文献[21-23]中选择标准 $k-\varepsilon$ 方程或者由其改进的适用于特殊情况的 RNG $k-\varepsilon$ 方程进行湍流的数值模拟,研究流体在不同狭窄程度管口条件下的层流、湍流射流规律。灌注液体从狭窄处流出时,因速度骤增而形成湍流射流。通常,非稳态的连续方程和 Navier-Stokes 方程对于湍流的瞬时运动仍然适用^[24]。不可压缩流体的流动瞬时控制方程为:

$$\operatorname{div} \mathbf{u} = 0 \quad (1)$$

$$\frac{\partial u}{\partial t} + f_y = \frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial y} + \nu \operatorname{div}(\operatorname{grad} u) \quad (2)$$

$$\frac{\partial v}{\partial t} + f_x = \frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial x} + \nu \operatorname{div}(\operatorname{grad} v) \quad (3)$$

$$\frac{\partial w}{\partial t} + f_z = \frac{1}{\rho} \frac{\partial p}{\partial z} + \nu \operatorname{div}(\operatorname{grad} w) \quad (4)$$

式中: p 为管内压强, ρ 为管内液体密度, u 、 v 和 w 分别为速度矢量 \mathbf{u} 在 x 、 y 和 z 方向的分量, ν 为运动黏度。且 f_x 、 f_y 和 f_z 为微元上的体力,若体力只有重力,则 $f_x = f_y = 0$, $f_z = \rho g$ 。

1.2 流-固耦合边界条件

血管部分的控制模型为^[25]:

$$\nabla \sigma_s = \rho_s a_s \quad (5)$$

式中: σ_s 、 ρ_s 和 a_s 分别为血管壁的应力张量、密度和加速度。

壁面条件:管壁面满足无滑移条件,即 $u = v = w = 0$,且 $u \perp n$ 。其中, n 为壁面的单位法向量。将壁面的径向速度简化设定为0,血管出口相对压力设置为0 Pa。

交界面用来传递速度和位移,应满足下列条件:

$$d_s = d_f \quad (6)$$

$$\sigma_s \cdot n_s = \sigma_f \cdot n_f \quad (7)$$

$$u_s = u_f \quad (8)$$

式中: d 为位移, n 为边界法向;下标s和f分别表示固体和流体。

1.3 温度场控制方程

在引入温度场时考虑系统为稳态热系统,能量平衡方程为:

$$[K]\{T\} = \{Q\} \quad (9)$$

式中: $[K]$ 为传导矩阵,包含导热系数、对流系数及辐射率和形状系数; $\{T\}$ 为节点温度向量; $\{Q\}$ 为节点热流率向量。软血管内流体和管壁面的对流换热过程,用牛顿冷却公式描述为:

$$q = \frac{Q}{A} = h\Delta t \quad (10)$$

式中: q 为热量, h 为对流换热系数。

1.4 灌注速度的计算方法及原理

血管内灌注液冲击异物时会引起绕流现象,流速越大,物体表面流线越早转变为湍流^[26]。

不可压缩黏性流体绕物体流动时,在物体处会产生两种力,分别为在物体表面由于应力而引起摩擦阻力 F_f 和由于流线分离而产生物体前后压差阻力 F_p 。综合以上两种力,则有:

$$F_d = (C_f A_f + C_p A_p) \frac{\rho V^2}{2} = C_d \frac{\rho V^2}{2} A \quad (11)$$

式中: C_f 和 C_p 分别为摩擦阻力系数和压差阻力系数; A_f 为切应力作用的面积, A_p 为物体向冲击速度的法面的投影面积,设定 $A_p = A$; C_d 为绕流系数, $C_d = 0.4$; F_d 为黏性流体绕流物体的绕流阻力, $F_d = F_p + F_f$ ^[26],设定 F_d 等于异物和血管壁的接触摩擦力 $F_{阻}$ 。因此,只要冲击力(压强)的大小超过绕流

阻力或大于冲击表面压强 p ,即可认为异物被冲走(灌注冲洗成功)。

1.5 灌注仿真的参数

使用的物理参数如下: $A = 0.146 \text{ mm}^2$;异物重量 $m = 30 \text{ mg}$,则有 $F_{阻} = F_d = 0.224 \text{ mN}$,冲击异物时所需的表面压强近似为 $p = 15.36 \text{ Pa}$ (设定标准大气压为0 Pa)。代入式(11)可得理论冲击速度 $v = 0.273 \text{ m/s}$ 。现使用4℃的低温环境及 v 作为入口初始速度进行灌注仿真。

采用羟乙基淀粉130/0.4氯化钠注射液进行灌注,其摩尔质量为 150 kg/mol ^[27],动力黏度 $\eta = 5.763 \text{ mPa}\cdot\text{s}$,密度 $\rho = 1.029 \text{ g/cm}^3$,导热系数为 $0.599 \text{ W}\cdot(\text{m}\cdot\text{℃})^{-1}$,比热容为 $3.55 \text{ kJ}\cdot(\text{kg}\cdot\text{℃})^{-1}$ 。

利用天津市第一中心医院肝脏血管CT影像数据构建实体建模。血管参数如下:血管质量密度为 941 kg/m^3 ,导热系数为 $0.388 \text{ W}\cdot(\text{m}\cdot\text{℃})^{-1}$,比热容为 $5.22 \text{ kJ}\cdot(\text{kg}\cdot\text{℃})^{-1}$,血管建模口径内径为 2.5 mm ,壁厚为 1 mm ^[28]。假设发生血管痉挛导致血管处于异常收缩状态,从而血管内腔变窄约70%,且伴有血管半球形异物($r = 2.5 \text{ mm}$)黏附于血管内壁(见图1)。



(a) 直血管

(b) 弯曲血管

图1 基于CT影像带有异物与缺陷肝脏血管实体建模

Fig. 1 Solid modeling of blocked vessel with foreign matter based on CT images (a) Straight vessel, (b) Bend vessel

1.6 灌注仿真及优化

使用CFD流体模块、热模块和固体模块等进行数据耦合仿真。在流固耦合处理中,进行单向耦合(将血管壁考虑为刚性)和双向耦合(将血管壁考虑为柔性)仿真计算,探讨异物位置、堵塞程度、血管

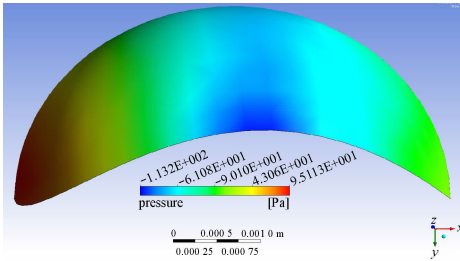
形状对灌注的动力学影响。引入流-固-热场进行计算和优化处理。

2 流-固耦合灌注仿真结果

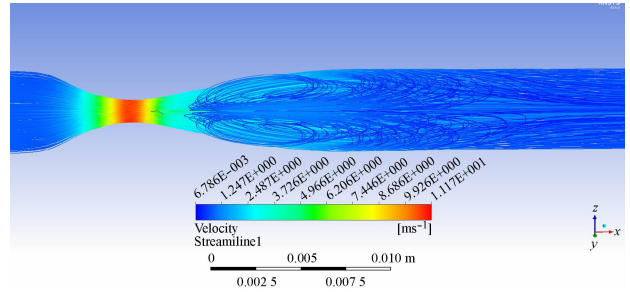
2.1 带有异物的正常和堵塞程度 72.8% 直血管内流体动力学仿真结果

灌注速度 $v = 0.273 \text{ m/s}$ 时,正常血管和堵塞直血管内流体动力学行为仿真结果如图 2 所示,灌注

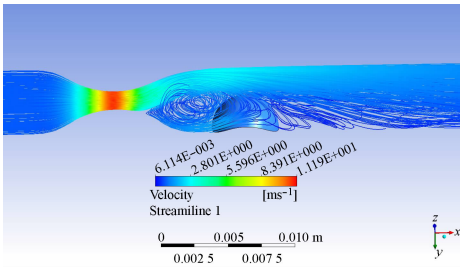
液从左至右灌注。由图 2 (a) 可知,当以 $v = 0.273 \text{ m/s}$ 的速度灌注时,血管内异物前后面压差为 40 Pa ,大于冲走异物时所需的压强 (15.361 Pa),即冲洗成功,说明以本灌注速度是可行的。为了使流体行为更加明显,增大灌注速度至 $v = 0.8 \text{ m/s}$ 时,血管内大速度场集中于堵塞处[见图 2 (b)、(c)],而正常直血管内流体大速度场集中于异物上部,管内速度场整体小于堵塞的直血管[见图 2 (d)]。



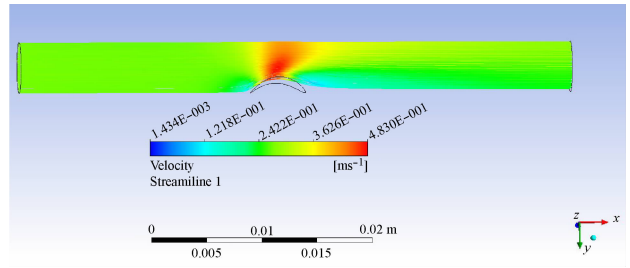
(a) 被冲击异物表面压强分布



(b) 堵塞直血管内流线



(c) 堵塞直血管内流体速度场分布



(d) 正常直血管内流场分布

图 2 正常和堵塞程度 72.8% 直血管内流体动力学仿真

Fig. 2 Fluid dynamics simulation of normal straight vessel and vessel with a blocked degree of 72.8% (a) Pressure distribution on the surface of foreign matter, (b) Flow dynamics in blocked straight vessel, (c) Fluid velocity field distribution in blocked straight vessel, (d) Fluid velocity field distribution in normal straight vessel

2.2 带有异物的正常和堵塞程度 72.8% 直血管 Z 向正应力和变形仿真结果

灌注速度 $v = 0.273 \text{ m/s}$ 时,流固单向和双向耦合下堵塞直血管壁 Z 向正应力分布如图 3 (a)、(b) 所示,图 3 (c) 为流固双向耦合下正常带异物血管壁 Z 向正应力分布图。结果显示,以血管堵塞处为界限,前半段的正应力大于后半段。双向耦合下正应力无论在血管壁局部还是整体均大于单向耦合下的应力。正常血管正应力分布绝对值远远小于同样双向耦合情况下的带异物堵塞直血管,此时正应力集

中于以异物为界的血管前半段,异物亦可视为堵塞。

图 3 (d)、(e) 和 (f) 分别为上述情况下的血管管壁变形示意图。单向耦合下血管变形量后半段明显大于前半段,尾部最大。双向耦合下管壁变形主要集中于管壁两端,最大处位于堵塞处的前面,且变形量大于单向耦合计算值。另外,血管后部的变形小于单向耦合下的变形量,这与单向耦合将血管壁视为刚性有关。因此,双向耦合的结果更加符合实际。带有异物的正常和堵塞程度 72.8% 直血管 Z 向正应力和变形仿真结果如表 1 所示。

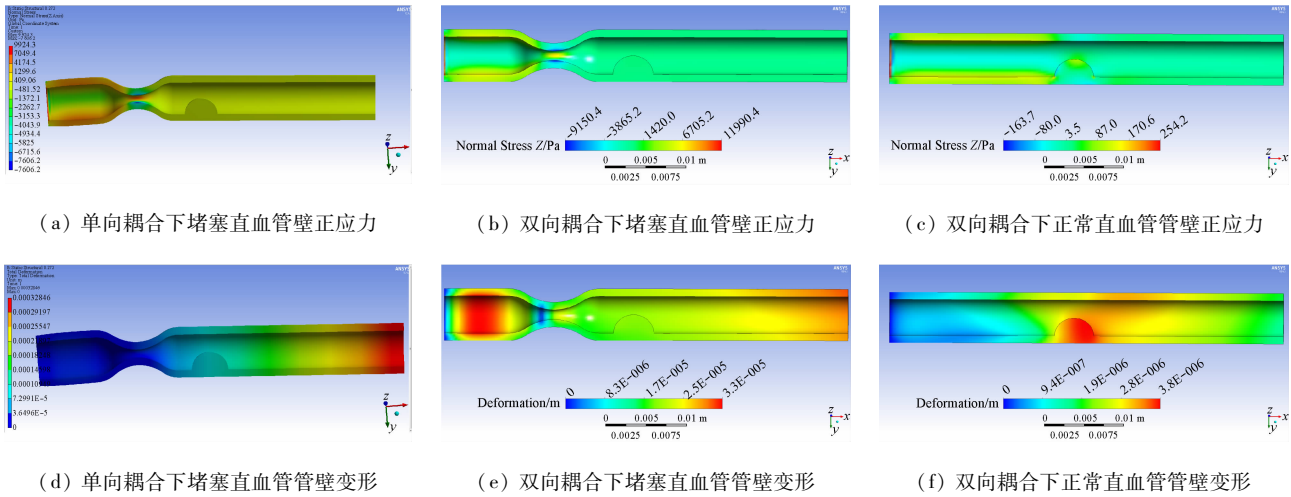


图3 正常和堵塞程度72.8%直血管壁力学仿真

Fig.3 Mechanics simulation of normal straight vessel and vessel with a blocked degree of 72.8% (a) Normal stress Z in the wall of straight vessel under unidirectional coupling, (b) Normal stress Z in blocked straight vessel under two-way coupling, (c) Normal stress Z in normal straight vessel under two-way coupling, (d) Deformation of blocked straight vessel under one-way coupling, (e) Deformation of blocked straight vessel under two-way coupling, (f) Deformation of normal straight vessel under two-way coupling

表1 带有异物的正常和堵塞程度72.8%直血管Z向正应力和变形仿真结果

Tab.1 Normal stress Z and deformation of normal straight vessel and vessel with a blocked degree of 72.8%

对照组	血管壁正应力/kPa	血管壁变形/ μm
堵塞直血管单向耦合	0 ~ 7.177	0 ~ 21.380
堵塞直血管双向耦合	0 ~ 8.970	0 ~ 33.240
正常直血管	0 ~ 0.254	0 ~ 3.779

2.3 不同异物位置和堵塞程度对血管正应力和变形影响的双向耦合仿真结果

灌注速度 $v = 0.273 \text{ m/s}$ 、堵塞程度 72.8%，当异物在前面时，应力主要集中于前部的血管[见图4(a)]；而当异物在后面时，管壁局部和整体应力均大于异物在前面的情况[见图4(b)]。由于异物在堵塞处前面，反而使其堵塞处两者正应力相差 1 kPa 左右。堵塞程度 50%、异物在后面时的应力分布如图4(c)所示，规律与图4(b)类似。图4(b)的数值是图4(c)的 10 倍左右，一些局部甚至大于 10 倍。

图4(d)、(e)和(f)分别为上述3种情况下所对应的血管壁变形。比较图4(d)和(e)可知，异物在堵塞处前、后面两种情况的血管壁后半段变形量相差 2 倍。比较图4(e)和(f)可知，堵塞程度 72.8% 时前半段血管壁变形量是堵塞 50% 时的 10 倍；血

管壁后半段，前者是后者的 3.74 倍。不同异物位置和堵塞程度条件下血管内部 Z 向正应力和血管变形数值如表 2 所示。

表2 不同异物位置和堵塞程度对血管正应力和变形影响的双向耦合仿真结果

Tab.2 Simulation results for the effect of location and blocked degree of different foreign matter on normal stress Z and deformation of the vessel under two-way coupling

对照组	血管壁正应力/kPa	血管壁变形/ μm
堵塞 72.8%，异物在前面	0 ~ 7.242	0 ~ 66.37
堵塞 72.8%，异物在后面	0 ~ 8.970	0 ~ 33.24
堵塞 50%，异物在后面	0 ~ 0.840	0 ~ 88.95

2.4 相同异物位置和堵塞程度的直血管和弯曲血管耦合仿真结果

灌注速度 $v = 0.273 \text{ m/s}$ 时，相同异物位置及堵塞程度下的直血管和弯曲血管仿真结果如图 5 所示。直血管壁的 Z 向正应力分布值为 0 ~ 839.9 Pa，而弯曲血管壁为 0 ~ 2 308.1 Pa，其值大于直血管，且应力集中于弯曲处和堵塞处[见图5(a)、(b)]。直血管和弯曲血管的变形量分别为 0 ~ 8.895 μm 和 0 ~ 1.539 5 mm，弯曲血管的变形远大于直血管的变形[见图5(c)、(d)]。

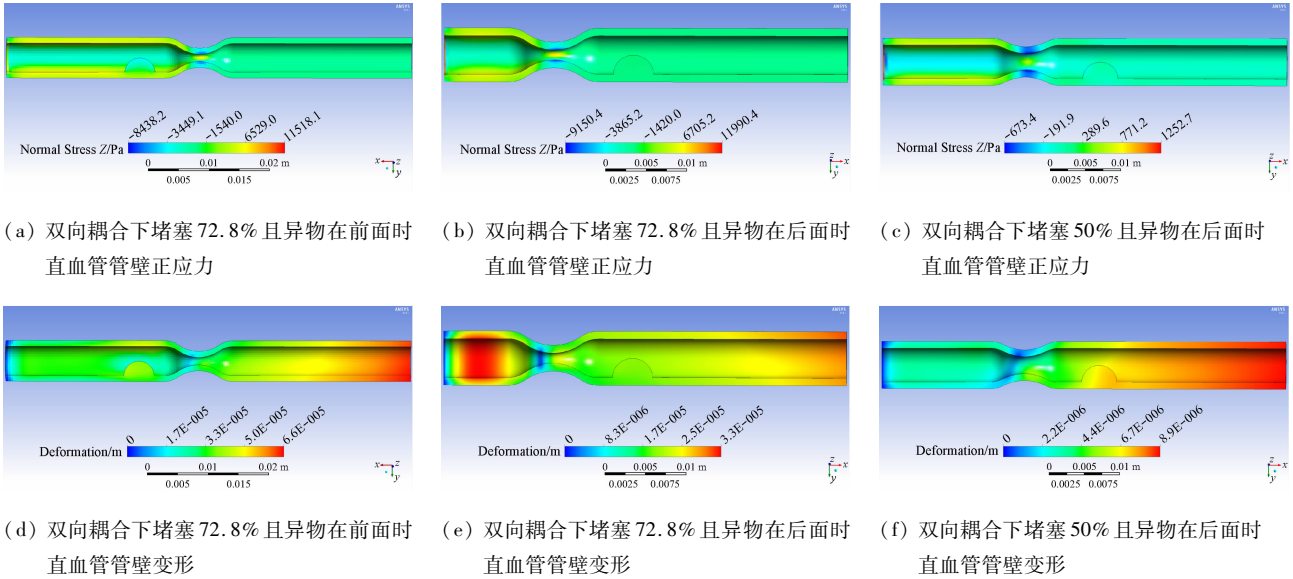


图 4 不同异物位置和堵塞程度下直血管正应力和变形仿真结果

Fig.4 Simulation results of normal stress Z and deformation of straight vessel with different foreign matter location and blocked degree

(a) Normal stress Z of straight vessel with foreign matter at front place and with a blocked degree of 72.8% under two-way coupling, (b) Normal stress Z of straight vessel with foreign matter at back place and with a blocked degree of 72.8% under two-way coupling, (c) Normal stress Z of straight vessel with foreign matter at back place and with a blocked degree of 50% under two-way coupling, (d) Deformation of straight vessel with foreign matter at front place and with a blocked degree of 72.8% under two-way coupling, (e) Deformation of straight vessel with foreign matter at back place and with a blocked degree of 72.8% under two-way coupling, (f) Deformation of straight vessel with foreign matter at back place and with blocked degree of 50% under two-way coupling

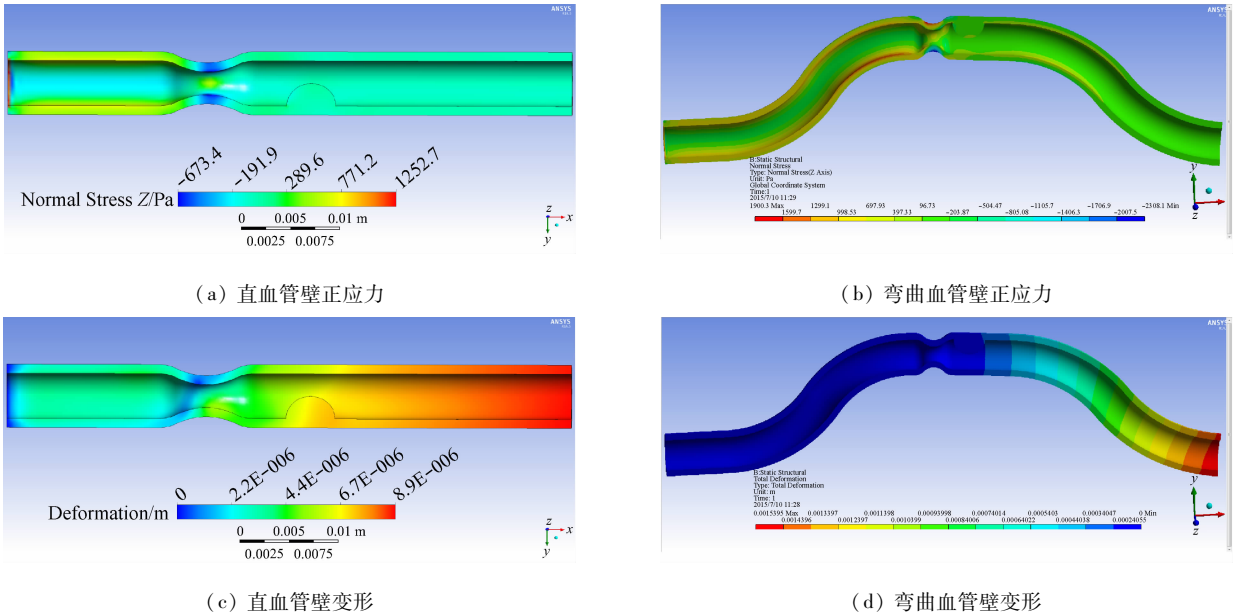


图 5 相同异物位置和堵塞程度下直血管和弯曲血管正应力和变形仿真结果

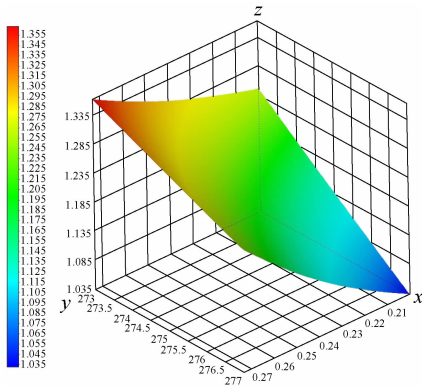
Fig.5 Simulation results of normal stress Z and deformation of straight vessel and bend vessel with the same foreign matter location and blocked degree

(a) Normal stress Z of straight vessel, (b) Normal stress Z of bend vessel, (c) Deformation of straight vessel, (d) Deformation of bend vessel

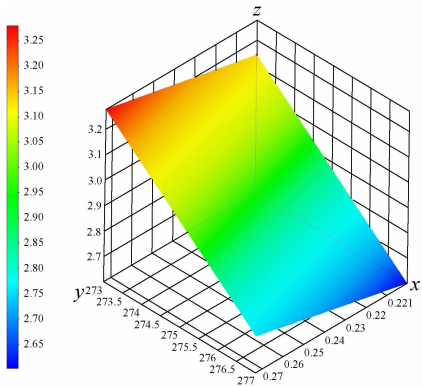
3 流-固-热耦合下灌注参数优化

肝供体的实际灌注过程是流-固-热等多物理场综合作用的过程。肝供体在灌注及保存过程时均采用低温,因为温度对于血管壁的生物和力学特性有很大影响^[28],血管壁也是一种有着热膨胀率的弹性物质,故将温度因素引入灌注过程。

图6(a)和(b)分别为血管灌注入口速度(x)、灌注液温度(y)和管壁上最大应力(z)及管壁上最大变形量(z)三维关系图谱。结果显示,灌注液温度与血管壁上最大应力和变形量均呈线性反比关系,灌注速度和最大应力呈近似二次曲线关系,最大应力随着灌注速度的增大而增大,而与最大变形呈线性正比例关系。



(a) 灌注速度、灌注温度和血管 Z 向正应力三维关系图



(b) 灌注速度、灌注温度、血管壁变形三维关系图

图6 灌注参数关系三维图和流固热耦合场下的灌注参数优化

Fig.6 Relationship map of perfusion parameters and optimization of perfusion parameters in fluid-solid-heat coupling field

(a) 3D relationship map of the velocity, temperature at the inlet and normal stress Z on the vessel wall, (b) 3D relationship map of the velocity, temperate at the inlet and deformation on the vessel wall

灌注速度和灌注液温度都不同时和血管壁应力或者变形呈正比或反比关系,故可对灌注参数进行优化。表3为灌注液温度在($-0.15 \sim 3.85$) $^{\circ}\text{C}$ 及灌注速度在($200.0 \sim 273.2$) mm/s 下1000个随机样本产生的10组最优灌注参数备选点,使得目标参数管壁最大变形和管壁最大应力尽可能小。

表3 灌注参数优化结果

Tab.3 Optimization results of perfusion parameters

设计点	灌注温度/ $^{\circ}\text{C}$	灌注速度/ ($\text{mm} \cdot \text{s}^{-1}$)	血管壁最大 Z 向正应力/kPa	血管壁最大 变形/ μm
1	3.85	200.0	10.160	258.4
2	3.44	200.5	10.645	267.0
3	2.99	202.5	10.889	273.4
4	3.36	215.7	10.602	267.2
5	2.92	200.3	10.660	271.4
6	3.84	229.7	10.834	266.2
7	3.42	218.0	10.883	269.4
8	3.44	218.8	10.526	265.6
9	3.51	212.2	10.922	270.5
10	3.60	224.6	10.513	264.1

4 讨论

4.1 血管堵塞对灌注液动力学行为的影响

由图2(b)和(c)可知,由于血管内堵塞存在,流体在流过堵塞处速度骤增形成湍流射流,且由于异物的阻挡,产生明显的绕流现象和在狭窄处后中轴线两侧形成两个对称的双涡流现象。该现象与文献^[29]所阐述流体射出狭窄口时现象一致。射流的速度差沿血管轴线对称存在,故两边都会形成涡流。两边漩涡互相干扰的最终结果是血管内流场由两个射流二维大涡流发展成为偏向一侧的整个血管内的三维旋流。这种整体旋流在一定程度上是否有利于异物清洗值得关注。异物的存在加速了这种整体旋流形成的过程。同时在异物后底部也产生了不利于异物清洗的局部回滞流,可能导致低壁面剪切力和流动淤滞区^[28],形成新的阻塞。由图2(d)可知,只有异物后部极小的区域形成了涡流,流体大部分以湍流形式存在,故堵塞对于血管内流场的影响非常大。

4.2 不同耦合条件下堵塞对血管壁力学行为的影响

图 3 显示了单、双向耦合条件下堵塞对血管壁力学行为的影响,正应力和变形量数值均存在很大差距。双向耦合将血管壁处理成柔性管壁,其变形量和正应力更符合实际情况。而单向耦合将血管壁处理成刚性,在考察堵塞点前面的血管壁应力和变形过程中,有可能得出与实际情况不符的结论。比如刚性直血管管壁将变形全部集中于血管壁后部,特别是在弯曲血管中,由于血管的形状对于血管内流体的“反向作用”更加不可忽略。文献[30]中模拟人体内血液流动时血液和管壁流固耦合作用,针对血管壁部分,以切应力为主要研究点,得出双向耦合更适合处理流固耦合问题的结论。本研究以灌注液为对象,通过血管壁正应力和变形成得出相同结论。图 3(c)和(f)显示,即便是正常血管壁,由于异物的存在,其仍然可以看作是某种程度的堵塞,对血管壁应力和变形会有一定的影响,但是它对血管壁的应力大小和变形量的影响远远小于堵塞的影响。

4.3 异物位置和堵塞程度对血管壁正应力和变形的影响

由图 4 可知,异物在一定的尺寸内对于大堵塞程度血管壁的灌注应力和变形的影响不大。值得注意的是,当异物在堵塞处前面时,能够对灌注液在堵塞处的速度骤增现象有一定的减缓作用,进而可以减小由其引起的在堵塞处前面应力增大和变形。堵塞程度对于灌注时血管壁应力和变形的影响很大。不同堵塞程度下,血管壁的灌注应力和变形差距可达数十乃至上百倍,其规律是堵塞程度越大,管壁应力和变形越大。

4.4 血管形状对血管壁正应力和变形的影响

从图 5 可知,灌注时直血管和弯曲血管正应力的不同主要体现在弯曲血管的弯曲处,这一区域和堵塞处一样是应力集中的地方。堵塞会导致堵塞点前面的弯曲处应力更加集中。弯曲血管的灌注变形远大于直血管,这种变形往往是不可忽略的。

综上所述,本研究分别使用血管堵塞程度、异物位置和血管形状不同的两个血管模型进行仿真。以正应力为考察标准,获得结果如下:堵塞程度不同的两个血管模型在灌注时正应力相差 10.68 倍,异物位置不同的两个血管模型正应力相差 1.24 倍,形状不同的两个血管模型正应力相差 3.11 倍。

5 结论

供肝在获取和灌注保存阶段,甚至在移植手术过程中均会有各种因素导致供肝血管管径改变(如血管痉挛)或在血管内突发栓子的可能性,这些情况的发生将导致常规灌注方法的失效,进而影响供肝灌注保存的质量。本文基于医学现象和客观需要,尝试从力学角度模拟并探讨不完全堵塞或管腔内带有异物的肝脏血管在灌注过程中的流体动力学行为,并对血管壁力学特性进行研究;提出一种估算灌注速度的可行方法,避免使用不合理灌注速度造成灌注失败;通过对带有异物的不同类型肝脏血管建模并进行相应的多耦合场力学分析,获得堵塞程度、血管形状和异物位置等各个因素对灌注过程中血管壁特性的影响及其影响程度。本研究得出的方法和结论将有助于针对肝供体灌注过程中的不同影响因素优化灌注速度,提高清洗质量,同时为规范操作提供理论依据。

参考文献:

- [1] 郑章强,朱志军. 肝脏低温机械灌注保存的研究进展[J]. 实用器官移植电子杂志, 2013, 1(2): 120-123.
- [2] McAnulty JF, Vreugdenhil PK, Southard JH, *et al.* Improved survival of kidneys preserved for seven days with a phospholipase inhibitor [J]. *Transplant Proc*, 1991, 23(1): 691-692.
- [3] Fuller BJ, Lee CY. Hypothermic perfusion preservation: The future of organ preservation revisited [J]. *Cryobiology*, 2007, 54(2): 129-145.
- [4] Taylor MJ, Baicu SC. Current state of hypothermic machine perfusion preservation of organs: The clinical perspective [J]. *Cryobiology*, 2010, 60(3): 20-35.
- [5] Morino M, Adam R, Diamond T, *et al.* Effect of storage temperature on early graft function flowing liver transplantation [J]. *Clin Transplant*, 1992, 6(2): 97-99.
- [6] Guarrera JV, Henry SD, Samstein B, *et al.* Hypothermic machine preservation in human liver transplantation: The first clinical series [J]. *Am J Transplant*, 2010, 10(2): 372-381.
- [7] de Rougemont O, Breitenstein S, Leskosek B, *et al.* One hour hypothermic oxygenated perfusion (HOPE) protects nonviable liver allografts donated after cardiac death [J]. *Ann Surg*, 2009, 250(5): 674-683.
- [8] 王晋喜,韩振国,赵浩亮. 低温机器灌注保存供肝对肝窦内

- 皮细胞损伤的研究[J]. 中国药物与临床, 2009, 9(7): 570-571.
- [9] Chen MY, Li CH, Huang ZQ. Protective effects of lidocaine injected into the hepatoduodenal ligament on warm ischemia-reperfusion injury to the rat liver [J]. Chin Med J, 2004, 117(2): 275-279.
- [10] Deschenes M, Belle SH, Krom RA. Early allograft dysfunction after liver transplantation: A definition and predictors of outcome. National institute of diabetes and digestive and kidney diseases liver transplantation data base [J]. Transplantation, 1998, 66(3): 302-310.
- [11] Strasberg SM, Howard TK, Molmenti EP. Selecting the donor liver: Risk factors for poor function after orthotopic liver transplantation [J]. Hepatology, 1994, 20(4): 829-838.
- [12] Stegemann J, Hirner A, Rauen U, *et al.* Use of a new modified HTK solution for machine preservation of marginal liver grafts [J]. J Surg Res, 2010, 160(1): 155-162.
- [13] Minor T, Lüer B, Efferz P. Dopamine improves hypothermic machine preservation of the liver [J]. Cryobiology, 2011, 63(2): 84-89.
- [14] Lüer B, Koetting M, Efferz P, *et al.* Role of oxygen during hypothermic machine perfusion preservation of the liver [J]. Transpl Int, 2010, 23(9): 944-950.
- [15] Hart NA, van der Plaats A, Faber A, *et al.* Oxygenation during hypothermic rat liver preservation: An *in vitro* slice study to demonstrate beneficial or toxic oxygenation effects [J]. Liver Transpl, 2005, 11(11): 1403-1411.
- [16] Janela J, Moura A, Sequeira A. Absorbing boundary conditions for a 3D non-Newtonian fluid-structure interaction model for blood flow in arteries [J]. Internat J Engng Sci, 2010, 48(11): 1332-1349.
- [17] Ming-Chen H, Yuri B. Blood vessel tissue prestress modeling for vascular fluid-structure interaction simulation [J]. Finite Elem Anal Des, 2011, 47(6): 593-599.
- [18] Pielhop K, Klaas M, Schröder W. Experimental analysis of the fluid-structure interaction infinite-length straight elastic vessels [J]. Eur J Mech B Fluids, 2015, 50(2): 71-88.
- [19] Maria LM, Anna H, Gabriela R. Kinematic splitting algorithm for fluid-structure interaction in hemodynamics [J]. Comput Methods Appl Mech Eng, 2013, 265(11): 83-106.
- [20] Fan Y, Liu J, Liu YH. Studies on the dynamic behaviors and mechanisms of hepatic vessel perfusion with simple vessel models [C]// IEEE 2015 International Conference on Mechatronics and Automation. Beijing: IEEE, 2015: 1454-1459.
- [21] 邢春礼, 陈力哲, 韩俊, 等. 自由湍流射流理论研究方法 [J]. 节能技术, 2009, 27(158): 567-571.
- [22] 陈庆光, 王涛, 吴玉林, 等. 三维湍流冲击射流流动与传热特性的数值研究 [J]. 空气动力学学报, 2006, 24(2): 228-232.
- [23] 黄振宇, 徐文灿. 横流中湍流射流的数值研究 [J]. 北京理工大学学报, 1999, 19(6): 692-695.
- [24] 王福军. 计算流体力学分析—CFD 软件原理与应用 [M]. 北京: 清华大学出版社, 2004: 7-12.
- [25] 何凡, 李晓阳. 血流与动脉壁的流固耦合研究 [J]. 医用生物力学, 2008, 23(5): 405-410.
- He F, Li XY. Fluid-structure interaction study on blood flow and arterial wall [J]. J Med Biomech, 23(5): 405-410.
- [26] 杨建国, 张兆营, 鞠晓丽, 等. 工程流体力学 [M]. 北京: 北京大学出版社, 2010: 234-242.
- [27] 廖亚玲, 安徽, 高鸿慈. 羟乙基淀粉的摩尔质量及摩尔取代度 [J]. 数理医药学杂志, 2011, 24(3): 377-378.
- [28] 张爱丽. 血管低温损伤机理的研究 [D]. 合肥: 中国科学技术大学博士学位论文, 2003.
- [29] 沈惠冲. 受限空间剪切射流的流场特性研究 [D]. 上海: 东华大学硕士学位论文, 2013.
- [30] 顾媛, 郇鸣阳, 沈力行, 等. 狭窄动脉流固耦合模型 Ansys/CFX 数值的有限元分析 [J]. 中国组织工程研究与临床康复, 2008, 12(23): 10293-10296.