

基于 ANSYS 的血流阻断装置结构设计分析

周 泽, 石更强

(上海理工大学 医疗器械与食品学院, 上海 200093)

摘要: 肝脏切除手术是治疗肝脏肿瘤的主要途径, 但是术中出血问题一直影响着手术能否顺利进行, 而腹腔镜手术中如何控制肝脏出血是一个长期的问题。结合临床实际应用, 设计了一款腹腔镜肝门血流阻断装置, 通过控制气囊的收缩来阻断血液的流动, 实现在手术过程中控制血流的阻断与通畅, 有效提高手术的效率。应用 ANSYS 软件采用四面体非结构网格对流体的通道进行网格划分, 在 2, 4, 6, 8, 10 m/s 的流速下, 对该装置气囊出口空气流动的方式进行了有限元分析, 通过对比速度矢量图可以得到, 在气体流速 8 m/s 的条件下, 气体的分布最为平缓, 内部气压分布较为均匀, 能够最有效地提供气流。

关键词: 肝脏; 腹腔镜; 阻断器; 有限元分析

中图分类号: R 318.6 文献标志码: A

Structural design and analysis of blood flow blocking device based on ANSYS

ZHOU Ze, SHI Gengqiang

(School of Medical Instrument and Food Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China)

Abstract: Liver resection is the main way for the treatment of liver tumor, but hemorrhage during operation is always affecting the operation directly. How to control the liver bleeding during laparoscopic surgery is a long-term problem. Combining with the clinical practical application, a laparoscopic portal blood flow blocking device was designed. By controlling the airbag's contraction and expansion to control the blocking and patency of blood flow during the operation, the efficiency of operation was effectively improved. The fluid channel was divided into tetrahedral meshes by ANSYS. At the speed of 2, 4, 6, 8, 10 m/s, a finite element analysis of the air flow at the outlet of the airbag was carried out. By comparing the velocity vectors diagrams, at the speed of 8 m/s, the distribution of gas is the most gentle, the internal pressure distribution is more uniform and the flow can be provided most efficiently.

Keywords: liver; laparoscopic; block device; finite element analysis

收稿日期: 2019-04-25

基金项目: 国家自然科学基金资助项目 (51475308)

第一作者: 周 泽(1993-), 男, 硕士研究生. 研究方向: 精密医疗仪器. E-mail: 1014989741@qq.com

通信作者: 石更强(1975-), 男, 副教授. 研究方向: 精密医疗仪器. E-mail: 403451688@qq.com

1991 年 Reich 等实施世界首例腹腔镜肝切除术以来, 腹腔镜技术在肝脏切除手术方面的应用逐渐广泛起来。然而, 肝脏内部血管分布比较密集, 血供丰富, 这直接影响了手术的进程, 而出血量的多少更是决定手术能否成功的关键^[1]。开腹手术过程中, 可以直接选择使用医用橡胶导管对出血部位进行简易的结扎达到止血的目的。但是腹腔镜手术中, 由于操作空间的限制, 没有办法快速准确地将血流及时止住^[2]。因此, 本文在满足医护人员需求的情况下, 设计出一种可控的第一肝门血流阻断器^[3], 能够在手术过程中及时地通过阻断与放开对肝脏进行止血供血。

国内外的腹腔镜肝脏手术在止血方面主要分为两类。第一种是通过手术器械产生的高温对出血部位进行直接处理, 使得局部组织产生结痂, 主要有氩气凝血器等装置。而另一种方式则是阻断肝脏血液的入口, 也就是对第一肝门进行阻断^[4], 这种方式在临床一般采用自制的橡胶管将第一肝门绕紧以后进行收缩, 阻断血液的流速甚至直接阻断血液流通。随着技术的不断发展, 这种肝门阻断方式也出现了一些实用型专利。例如南京鼓楼医院发明了一种选择性肝门阻断器, 通过齿槽设计, 可以在拉紧之后进行固定^[5]; 北京大学深圳医院也发明了一种可以对阻断带进行固定的阻断器, 通过将延伸出的阻断带通过挂钩进行固定^[6]。由于手术过程中的要求越来越高, 仅仅能够固定阻断器已经不能够满足手术需求。术中的变化多种多样, 简单的阻断带无法时刻控制血流的止血供血, 当肝脏手术时间过长的时候, 需要每隔一段时间恢复肝脏的供血以防肝组织损伤, 并且阻断带的材料也会对人体产生不小的伤害。因此, 本文设计了一款通过流体控制的血流阻断器, 利用流体的压强对气囊进行控制, 达到阻断血流的效果。

腹腔镜手术是一个对医生技术有很高要求的手术, 并且操作环境空间有限, 需要医生能够在狭窄的空间进行一系列复杂的操作, 因此, 血流阻断器的设计结构需要能够很好地控制与使用。血流阻断装置需要进入人体内部环境进行操作, 要求有绝对的安全性能保证。手术过程中, 肝脏血流的断供时间根据病人肝脏的情况来判断, 一般以 15 min 为宜。需要多次进行闭合和打开阻断装置, 维持肝脏的正常功能, 同时也不能影响手术的进行。

1 设计方案

1.1 设计思路

现有的腹腔镜肝门血流阻断器主要是将阻断带导入人体内, 通过医生将所需阻断部位就行包裹, 并最后引出体外, 通过体外施加拉力进行血管的阻断。这种方法比较传统, 只是将开腹手术所使用的肝门阻断装置缩小简化, 但是无法在手术过程中进行及时的阻断血流与恢复^[7]。本文设计的血流阻断器首先是通过一个可塑性材料引导着一截橡胶管进入人体, 利用金属的硬度与预处理将肝门包住, 再通过气囊自由端与外套管表面的凹槽配合, 使得肝门在体内能够得到很好的固定, 随后施加气体让橡胶管膨胀, 不断挤压达到阻断血管的作用。

1.2 设计结构

通过临床手术观察, 所设计的装置主体结构呈柱状, 便于通过穿刺进入人体。在功能方面, 采用气压产生的体积变化达到控制血流的阻断。主要结构包含气囊、固定阀、三通阀、固定件、外套管、导管、弹簧、多孔软胶等, 如图 1 和图 2 所示。

三通阀阀体有 3 个口, 一进两出, 和普通阀

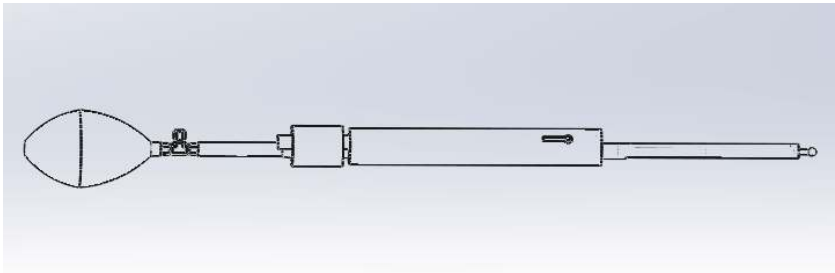


图 1 血流阻断器结构图

Fig.1 Blood flow blocker structure

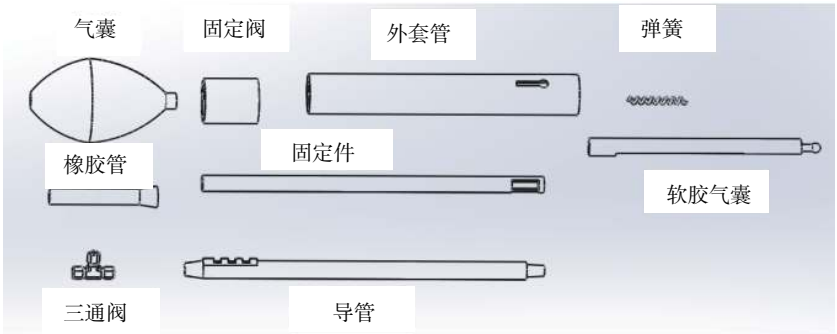


图2 各部分组件图
Fig.2 Component parts

门不同的是底部有一出口。当内部阀芯在不同位置时，出口不同。如阀芯在下部时，左右相通；如阀芯在上部时，右出口被堵住，左和下出口相通。使用三通阀的意义在于能够实时调控气囊内部压力的大小，并且在使用过程中，还可以及时阻断气体的输送，使内部压强保持稳定。三通阀在起到连接作用的同时，还减少了一个气动控制阀的使用，简化了使用方法。

多孔气囊采用软胶材料，能够形成对目标位置的包绕，气囊的韧性良好，能够满足正常工作温度下的工作环境，如图3所示。而气囊外层则是一层易受形变的医用橡胶，当内部产生气压，通过多孔将气体导出，医用橡胶的阻隔使得自身发生膨胀，体积逐渐增加，最终达到阻断血流的目的。气囊的使用区别于常规的阻断带，因为阻断带依赖于自身的压力来进行，对于血管能力一般

的患者来说，直接影响到术后的恢复，而气囊不论是材质还是作用方式，都对人体有着一定的保护作用，表1是软胶的基本参数。

1.3 工作方式

在手术之前，首先通过穿刺将阻断器前端推进人体；然后利用自身的硬度穿过第一肝门进行环绕，用手术钳从另一端将端头取出并放入外套管的缺口处；接着将压住的固定件放开，通过弹簧恢复自身形变，自动锁住端头达到包绕的效果；最后回拉导管到气囊刚好完全包绕肝门为止，使用固定阀进行固定，术前准备就完成了。当需要进行阻断的时候，只需要打开三通阀，用气囊进行加压即可达到阻断血流的作用，并且通过三通阀可以做到实时控制血流的通畅与阻断，方便手术过程中的调控。

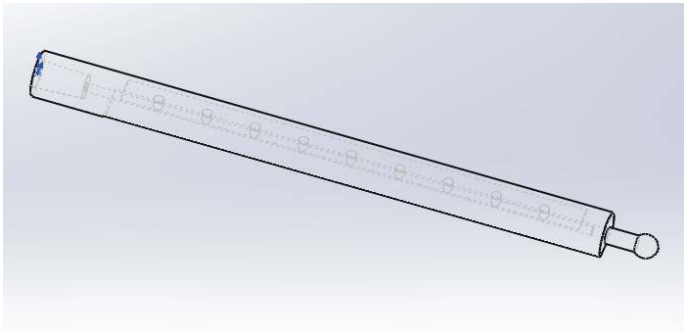


图3 多孔气囊
Fig.3 Porous air bags

表1 软胶参数
Tab.1 Soft rubber parameters

项目	帕氏硬度/P	耐热度/ ℃	耐低温性 (脆化温度)/℃	成型及其温度/ ℃	弹性模量/ MPa	泊松比	介电常数	缩水率	密度比	韧性
参数	72~74	70~80	-10	140~180	0.0283×10^5	0.4	4.2	0.8%~1.3%	1.2~1.4	良好

2 基于 ANSYS 评价气囊中气体运动状态

输气装置主要在体外进行操作, 使用材料较为稳定, 而进入人体内的气囊部分, 需要了解其内部管道的气体分布状态, 进一步判断气囊的稳定性以及形变时所受气体带来的压力。气体分布不均匀会使局部压强过大, 导致各个部位受力大小不同。这里运用 ANSYS 软件对气体的流动趋势进行模拟, 可以直观地观察气体的运动状态。

流体在流动域内的运动会随着时间和空间发生一定的变化, 这个过程是一个三维、非稳态的, 并且规模较大的流动模型。当流体的惯性力和相对黏度影响流动的状态时, 就会形成湍流的流动型式。雷诺数 Re 标定流体的运动形式: 当

$Re < 2\,000$ 时, 为层流; 当 $Re > 4\,000$ 时, 为湍流; Re 值在 $2\,000 \sim 4\,000$ 之间时, 为过渡态。在 FLUENT 中, 选用的湍流方程模型为标准 $k-\varepsilon$ 模型, 因为涉及到流体壁面的计算, 在靠近壁面的位置, 湍流边界层较薄, 选用标准的 $k-\varepsilon$ 模型可以对壁面进行精细化处理, 具有较大的求解变量, 使求解的结果更加精确。

2.1 建立模型划分网格

研究气囊内部流体运动状态就是要对内部通道进行实体化并进行分析, 主要通过 ANSYS CFD 软件, 模拟给定条件下^[8]气体在装置通道内的运动速度及趋势等因素, 从而通过记录 CFD 软件模拟的气体运动, 定性分析气体在气囊内部的运动效果, 并使用 SolidWorks 建立模型, 如图 4 所示。



图 4 气囊结构图

Fig.4 Balloon structure

流体分析计算的是流体运动的通道, 因此, 需要划分的实际是流体的通道, 而实体部分则以空白代替。利用 ANSYS Meshing 创建网格, 针对通道进行网格划分。网格划分的种类有很多种^[9], 对较为规则的图形, 一般选择四面体进行网格划

分。因为四面体较为简洁, 网格划分空隙较小, 处理起来也更加方便。网格的划分并不是越小越好, 虽然, 网格越小精度越高, 但是当网格达到一定数量以后就不会有明显的精度提高, 反而会增加更多的计算量。图 5 为网格划分后的效果图

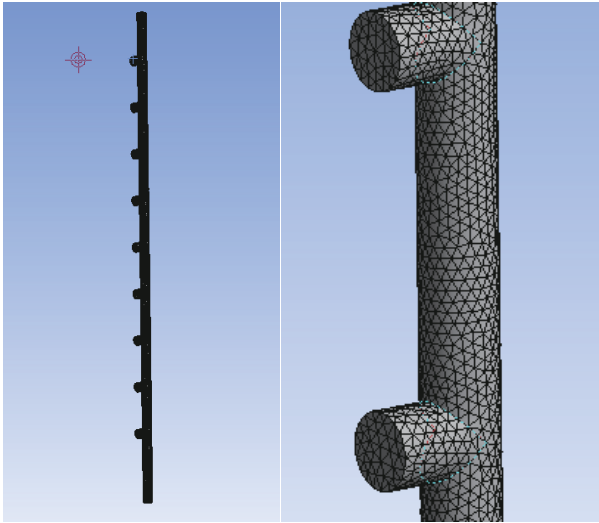


图 5 网格划分与局部放大图

Fig.5 Mesh generation and local amplification

以及局部图。

采用四面体非结构网格对流体的通道进行流场区域的划分^[10]，部分关键部位采用加密处理，最终划分的网格数量约为 10 万，并使用单元质量

标准对划分的网格质量进行检验评价，图 6 展示的是对流体通道有限元模型划分网格的质量进行评价的结果，其中绝大部分的网格质量在 0.8 以上，可以满足一般的计算要求。

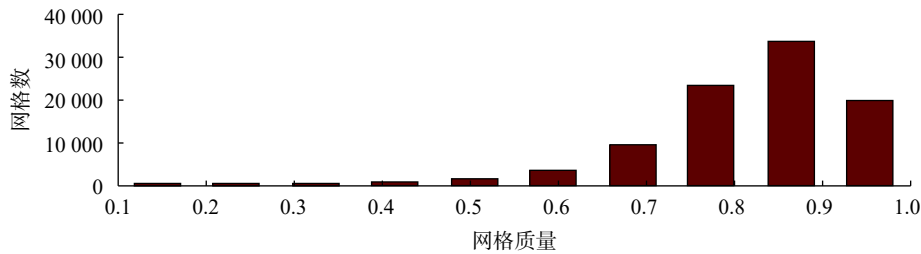


图 6 流体通道网格质量检测
Fig.6 Fluid channel mesh quality detection

2.2 数值模拟结果

选用 ANSYS 分析流体力学时^[11]，在对所设计的装置进行模型建立及网格划分后，需要对实验分析的边界条件进行设定，主要依照气囊流体运动的范围来界定，包括：进口边界条件、出口边界条件，以及壁面边界条件(选择系统默认，一般不作设置)。通过对上文的计算参数分析对比，对

ANSYS 软件分析的流体计算边界条件进行设置。设置出口边界条件为出口压力默认，入口流速分别为 2, 4, 6, 8, 10 m/s。分析比较不同流速下气囊内部流体的运动状态，从而定性评价适用于此气囊的最佳分散效果的气流流速。

图 7 显示的是不同气体流速下，气体在通过多孔气囊各个孔径所产生的速度云图与速度矢量

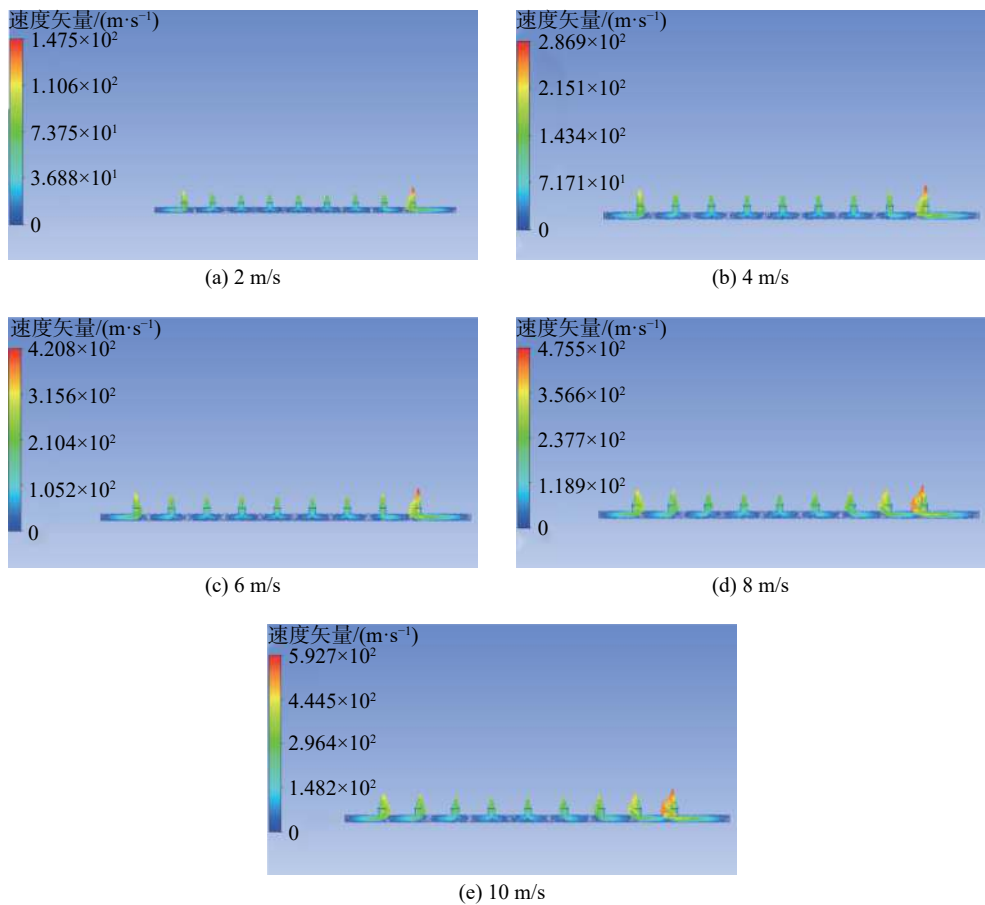


图 7 不同流速速度矢量图
Fig.7 Vector diagram at different velocities

图。实验设定的速度为2, 4, 6, 8, 10 m/s, 图中用不同颜色表示速度的差异, 比较不同速度下的矢量图能够得到气流在出口的不同运动状态。

通过图7的实验结果分析^[12], 可以基本看到气囊内部气体在气流速度逐渐增大过程中的运动变化与运动趋势, 其经历了缓慢变化与爆发性增长。在8 m/s速度下, 可以看到整体运动趋势最接近, 有利于气体的填充, 并且速度的变化趋势比较明显。在较为慢速的2 m/s和4 m/s的条件下, 整体运动趋势不是特别明显, 这导致在重启的过程中可能存在气体流速过慢, 装置的气囊部分不能迅速膨胀, 达不到应有的效果。而速度超过一定界限以后(10 m/s), 局部速度明显增加, 但是整体的速度并没有太多上升趋势, 由于气体流速直接影响了充气的效果, 因此过速也是一种浪费。并且, 速度过快也可能导致在充气过程中, 直接引起材料的物理变化。因此, 对装置内气流速度的研究可以发现, 当气流速度为8 m/s时, 整体结构的速度变化比较平缓, 该速度能够满足装置的使用要求, 最为合理。

3 结 论

本文从结构设计上提出了新型的气动式血流阻断器, 利用气囊膨胀压迫血管, 降低血液流速, 来达到减小甚至阻断血流的目的。从结构角度应用ANSYS软件分析气囊内部气体的运动状态, 对不同速度下气体的运动状态进行比较, 由模拟结果显示的矢量图可以看出当速度为8 m/s的时候, 内部气流分布均匀, 并且能够给到气囊足够的压力, 能够很好地达到阻断血管的效果。从安全角度分析, 血管能够承受较大范围力的作用, 但是手术过程中, 能否安全有效阻断血

流, 直接影响了手术的效果。流体阻断能够从体外进行控制, 相较于阻断带、止血夹等装置, 能够有效减少血管所受的损伤。

参考文献:

- [1] 吴孟超, 张智坚. 肝切除手术的并发症及防治[J]. 中华外科杂志, 2002, 40(5): 332-335.
- [2] 陈孝平. 肝切除手术中大出血的原因及处理[J]. 中国实用外科杂志, 1996, 16(8): 452-453.
- [3] 吴绍峰, 俞可克, 甄茂川, 等. 第一肝门阻断与半肝血流阻断在肝切除术的比较研究[J]. 中国医学工程, 2011, 19(9): 28-30, 32.
- [4] 卢榜裕, 陆文奇, 蔡小勇, 等. 腔镜下第一肝门血流阻断器在部分肝切术中的应用[J]. 生物医学工程与临床, 2005, 9(2): 84-86, 97.
- [5] 晏益核, 卢榜裕, 蔡小勇, 等. 肝门血流阻断在腹腔镜肝切除术的应用[J]. 中国普外基础与临床杂志, 2012, 19(7): 704-708.
- [6] 杨涛, 杜锡林, 谭凯, 等. 不同第一肝门血流阻断方法对肝癌肝切除术后肝功能的影响[J]. 中华肝脏外科手术学电子杂志, 2019, 8(2): 118-121.
- [7] 蔡秀军, 蔡柳新, 王先法, 等. 数控填充式腹腔镜下肝门血流阻断仪: 中国, CN201320870002.7[P]. 2014-07-02.
- [8] 刘平. ANSYS 网格划分精度与计算精度[C]//2016年中国水产学会学术年会论文摘要集. 成都: 中国水产学会, 2016.
- [9] 杜平安. 有限元网格划分的基本原则[J]. 机械设计与制造, 2000(1): 34-36.
- [10] 史杏荣, 孙贞寿, 曹爱军. 基于固定网格划分和面向类对象的四分树空间索引机制[J]. 小型微型计算机系统, 1998, 19(10): 24-31.
- [11] 高歌. 计算流体力学[M]. 北京: 机械工业出版社, 2015.
- [12] 张凯, 王瑞金, 王刚. Fluent 技术基础与应用实例[M]. 2版. 北京: 清华大学出版社, 2010.

(编辑: 丁红艺)