

肩关节手术套管流固耦合力学特性分析

徐鹏举¹, 谷雪莲^{1,2}, 陶玉蓉¹, 姜立文¹, 赖卫国³

¹上海理工大学健康科学与工程学院, 上海

²上海介入医疗器械工程研究所, 上海

³上海利格泰医疗设备有限公司, 上海

收稿日期: 2022年11月13日; 录用日期: 2022年12月31日; 发布日期: 2023年1月4日

摘要

本文主要探究套管的长度、流体速度的变化对流体和套管的响应。使用Solid Works分别建立套管长度为70.0 mm、75.0 mm、80.0 mm、85.0 mm以及流体速度参数为1.0 m/s、1.5 m/s、2.0 m/s以及2.5 m/s的模型, 导入到Ansys中进行有限元分析。求解出流体出口速度、压力值、变形量、冯米塞斯应力以及剪切应力的变化。由结果可知, 随流速的增加, 出口速度、压力值、变形量以及应力不断增大; 套管长度对流体的出口速度没有影响, 流体压力值随着套管长度的变化也没有显著的变化, 变形量随套管长度的增加缓慢增加, 应力值先增加后减小。套管长度变化和流体流速对剪切力都有较大的影响。

关键词

模型建立, 力学分析, 流固耦合, 有限元分析

Analysis of Fluid-Solid Interaction Mechanics Characteristics of Shoulder Joint Surgical Sleeve

Pengju Xu¹, Xuelian Gu^{1,2}, Yurong Tao¹, Liwen Jiang¹, Weiguo Lai³

¹School of Health Science and Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai

²Shanghai Engineering Research Center of Interventional Medical Device, Shanghai

³Shanghai Ligatech Medical Equipment Co., Ltd, Shanghai

Received: Nov. 13th, 2022; accepted: Dec. 31st, 2022; published: Jan. 4th, 2023

Abstract

This paper mainly explores the response of the cannula length and fluid velocity to the fluid and

cannula. We use Solid Works to create models with cannula lengths of 70.0 mm, 75.0 mm, 80.0 mm, 85.0 mm and fluid velocity parameters of 1.0 m/s, 1.5 m/s, 2.0 m/s, and 2.5 m/s respectively. And import them into Ansys Perform finite element analysis. Solving the fluid outlet velocity, pressure value, deformation, von Mises stress and shear change in shear stress. It can be seen from the results that with the increase of the flow rate, the outlet velocity, pressure value, deformation and stress increase continuously. The cannula length has no effect on the outlet velocity of the fluid. The fluid pressure value does not change significantly with the change of the cannula length. The deformation increases slowly with the increase of the cannula length. The stress value first increases and then decreases. Changes in cannula length and fluid velocity have a large effect on shear stress.

Keywords

Model Building, Mechanical Analysis, Fluid-Structure Interaction, Finite Element Analysis

Copyright © 2023 by author(s) and Hans Publishers Inc.

This work is licensed under the Creative Commons Attribution International License (CC BY 4.0).

<http://creativecommons.org/licenses/by/4.0/>



Open Access

1. 引言

肩袖撕裂临床上较为常见，在进行肩关节撕裂修复手术时视野模糊的问题一直存在，这种现象是由于伯努利效应造成的[1]。当血液被吸入从泄漏入口流出的快速流动冲洗液的层流时，改变了雷诺数的大小，就会产生湍流，导致血液和冲洗液快速混合，从而使可视化变得模糊。为了增强肩关节手术时视野的清晰度，通常是通过最小化患者血压与输注冲洗液压力之间的流体压力差来间接控制出血以达到目的。为了使患者的血压最小化，经常使用低血压麻醉，这会导致罕见但具有破坏性的并发症[2]，包括缺血性脑、脊髓损伤以及视力丧失。

肩关节套管作为肩袖修复的辅助工具，常起到定位、引流以及密封的作用。在手术中通常在一些出口处放置套管来保持关节腔内压力，来防止视野模糊[1]。通过侧孔能够低流量连续流出，为关节镜冲洗液提供管道，使其优先离开关节或肩峰下空间，而不是进入软组织平面，造成组织水肿等并发症。在水流的冲击下，往往使得套管发生脱落或者摆动导致水流不稳定造成视野模糊。

Zhu H 等人[3]通过数值模拟，分析了分支进水口流量、支管径比和三肢管合并角对管道流动特性、剪切应力分布和变形的影响。也有学者基于流固耦合理论，建立了圆弧管道与内部流体三维流固耦合有限元模型[4] [5]，计算并分析了管道力学特性。

为了探究流入套管侧孔数对排水量特性的影响，Takeshi 等人[6]通过流动动力学分析发现，无侧孔的端孔套管是最有效的静脉引流方法。刘松等人[7]通过对比分析内、外管壁处的应力应变信号与管内流体的脉动信号来探究它们的关系，这为测量输流管道内的流体参数提供指导。Naveen 等人[8]利用 Ansys 中的单向流体相互作用，通过改变管道厚度、弯头长度和湍流强度来研究流体和管道的响应。

还有学者[9]提出了欧拉/齐次平衡模型方程的一维/三维有限体积耦合方法，并通过一系列涉及纯流体、纯结构和流体-结构耦合问题的测试案例，利用现有的分析和实验参考资料，验证了目前的一维三维耦合的性能。

Nordhagen 等人[10]则是进一步了解管道中韧性断裂的速度和止损，并找出控制流动韧性裂缝速度的材料参数，采用流体-结构全耦合框架对承压管道中流动韧性裂缝进行了系统的参数分析。本文主要研究在流固耦合作用下探究套管的长度以及水流流入速度的变化对流体和套管的响应。采用有限元分析的

方法进行分析, 根据所得结果为临床医师的选择提供策略。

2. 流固耦合数值模拟理论分析

2.1. 管道流体运动分析

流固耦合问题是从流体力学中的黏性流体运动微分方程组(Naiver-Stokes 方程组)以及固体力学中的小变形弹性理论来求解出流固耦合的基本方程, 符合质量守恒定律和动量守恒定律。对于一般可压缩流体的控制方程[9]:

质量守恒方程:

$$\frac{\partial \rho_f}{\partial t} + \nabla(\rho_f \mathbf{v}) = 0 \quad (1)$$

动量守恒方程:

$$\frac{\partial(\rho_f \mathbf{v})}{\partial t} + \nabla(\rho_f \mathbf{v} \mathbf{v} - \boldsymbol{\tau}_f) = \mathbf{f}_f \quad (2)$$

式中: t 表示时间; \mathbf{f}_f 表示体积力矢量; ρ_f 表示流体密度; \mathbf{v} 表示流体速度矢量; $\boldsymbol{\tau}_f$ 表示剪切力张量。

对于不可压缩理想流体, 根据黏性流体运动微分方程组[11], 写成矢量形式则为:

$$\frac{d\mathbf{V}}{dt} = \mathbf{f} - \frac{1}{\rho} \nabla p + \nu \Delta \mathbf{V} \quad (3)$$

沿着流线积分 N-S 方程组, 可得到类似于理想流体的伯努利方程:

$$\Delta h_{f1-2} = \int_1^2 \frac{\nu}{g} (-\Delta u dx - \Delta v dy - \Delta w dz) \quad (4)$$

其中, z_1, z_2 分别表示流体质点开始和结束时的位置, p 表示流体质点的压强; ρg 表示流体容重; Δh_{f1-2} 表示克服黏性摩擦力做功而损失的机械能。

2.2. 湍流模型

在进行管道流固耦合分析中, 可将流体流动视为湍流流动。在计算中, 选择标准的 k- ε 模型作为流动方程, 表达式为[12]:

K 方程:

$$\frac{\partial(\rho k)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho k u_i)}{\partial x_i} = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\left(\mu + \frac{u_j}{\sigma_k} \right) \frac{\partial \varepsilon}{\partial x_j} \right] + G_k + G_b - \rho \varepsilon - Y_M + S_k \quad (5)$$

ε 方程:

$$\frac{\partial(\rho \varepsilon)}{\partial t} + \frac{\partial(\rho \varepsilon u_i)}{\partial x_i} = \frac{\partial}{\partial x_j} \left[\left(\mu + \frac{u_j}{\sigma_k} \right) \frac{\partial \varepsilon}{\partial x_j} \right] + \frac{C_1 \varepsilon}{k} (G_k + C_3 G_b) - C_2 \rho \frac{\varepsilon^2}{k} + S_\varepsilon \quad (6)$$

其中, S_ε, S_k 表示湍能耗散率及湍动能的源项; C_1, C_2, C_3 表示设定的经验系数; Y_M 表示可压缩流体的脉动扩张量; G_b 表示由于浮力引起的湍动能 k 的产项; G_k 表示由于速度梯度所引起的 k 的产生项。

2.3. 固体控制方程

固体的控制方程可由牛顿第二定律推导出:

$$p_s \ddot{d}_s = \nabla_{\sigma_s} + f_s \quad (7)$$

在式(7)中, p_s 表示固体的密度, σ_s 表示柯西应力张量, f_s 表示体积力矢量, \ddot{d}_s 则表示固体域的加速度矢量。流固耦合遵循守恒原则, 因此在流体和固体的交界面应该满足守恒, 常见的固体和流体的应力和位移相等或者守恒。

3. 材料和方法

如图 1 所示为上海某公司正在研发中的一款套管装置。主要由闭孔器和套管组成, 套管带有密封装置、螺纹以及侧孔。在手术中通常在一些出口处放置套管来保持关节腔内压力, 来防止视野模糊。通过侧孔能够低流量连续流出, 为关节镜冲洗液提供管道, 因此需要探究套管的长度和水流的入口速度变化对流体和套管的响应。本文进行了长度为 70.0 mm、75.0 mm、80.0 mm、85.0 mm; 水流入口速度为 1.0 m/s、1.5 m/s、2 m/s 以及 2.5 m/s 时, 肩关节手术套管与流体的相互作用分析。

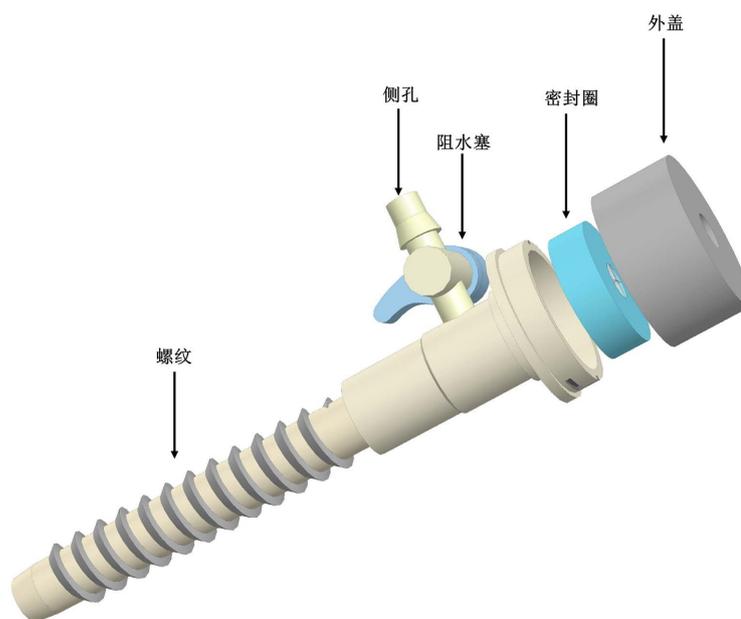


Figure 1. Three-dimensional model of the cannula
图 1. 套管三维模型

3.1. 数学模型建立

通过 Solid Works 2018 三维建模软件, 建立套管三维模型, 并行进行模型优化。底部进水口直径为 8.25 mm, 出水口管长为 25.0 mm, 出水口直径为 5.0 mm, 厚度均为 1.0 mm。过度部分采用圆弧过度, 半径为 5.0 mm, 几何模型如图 2 所示。

图中 D1、D2 分别表示进水口和出水口, 流速变化范围为 1.0~2.5 m/s。L₁、L₂ 分别表示进水管长度和出水口长度, 自变量为 L₁, 变化范围为 70 mm~85 mm。a-a 和 b-b 分别是进出水口的直径剖面图, 在原点建立三维坐标 x、y、z, 流体沿着 Z 方向进入套管中。在出水管处建立三维坐标 x₁、y₂、z₃, 并沿着 y₁ = -3 mm (红线所示) 的直线来观察管身的剪切应力变化。

3.2. 仿真模型建立

利用 ANSYS Workbench 中的 Fluent 以及 Static Structural 模块进行流固耦合分析。将流体计算的流

体域载荷加入套管的内壁上, 求解出静态结构动力学耦合计算下的结果。将模型导入到 Fluent 中, 对模型进行填充, 得到流体域有限元模型, 然后分别使用 CFD 和 Mechanical 进行后处理。

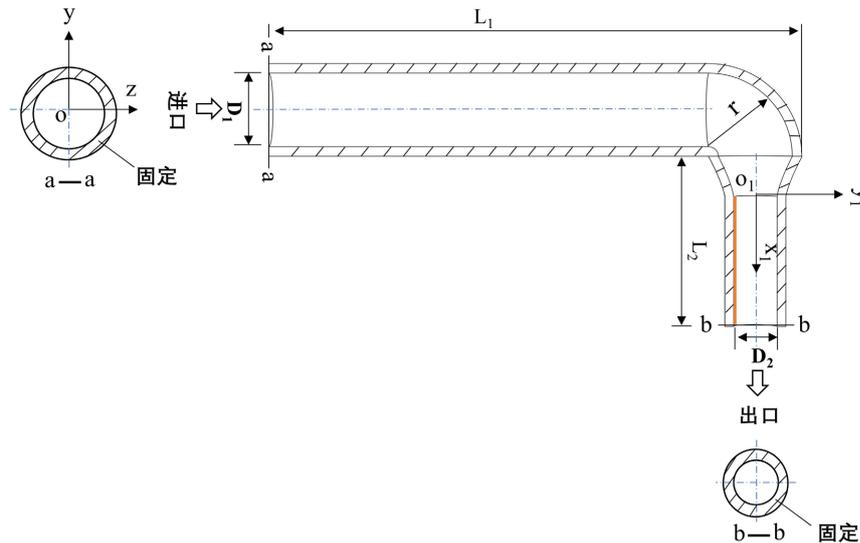


Figure 2. Cannula geometry model
图 2. 套管几何模型

3.2.1. 材料属性

套管采用的材料为 PC (聚碳酸酯), 在 Ansys Workbench 中赋予材料属性, 如下表 1 所示。

Table 1. The material parameters of cannula

表 1. 套管材料参数

密度(kg/m ³)	杨氏模量(MPa)	泊松比	抗拉强度(MPa)
1.2 * 10 ³	2300	0.35	68

3.2.2. 网格划分

用 Ansys Workbench 自动划分模型网格, 为了增加求解的精确性, 将流体域和固体域的整体网格密度设置为 0.7 mm, 并且在连接处进行网格加密, 每个模型具有不同的四面体网格以及节点。

3.2.3. 边界条件

仿真中采用液态水代替生理盐水, 设置入口条件为速度入口, 出口边界条件为压力出口, 因为与外界相通, 设置压力值为 0 MPa, Static Structural 模块中固定进水口和出水口底面的六个自由度,

如图 2 所示。湍流模型选择 Standard k-ε 模型, 壁面采用无滑移面, 计算过程中不考虑传热效应。将迭代步数设置为 200, 迭代数据每步保存一次, 最后进行初始化并求解

4. 结果与分析

如图 3 所示为流体进入套管后的速度矢量图。由图可知, 在流体经过套管的连接处时流体速度矢量的方向一致, 没有产生流动方向无规律偏移, 流动稳定。相比较于 T 型连接和十字连接可以有效地防止漩涡的出现。

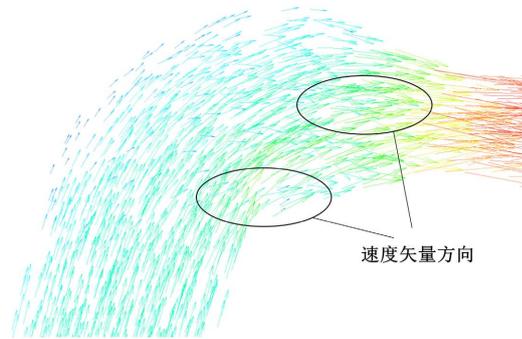


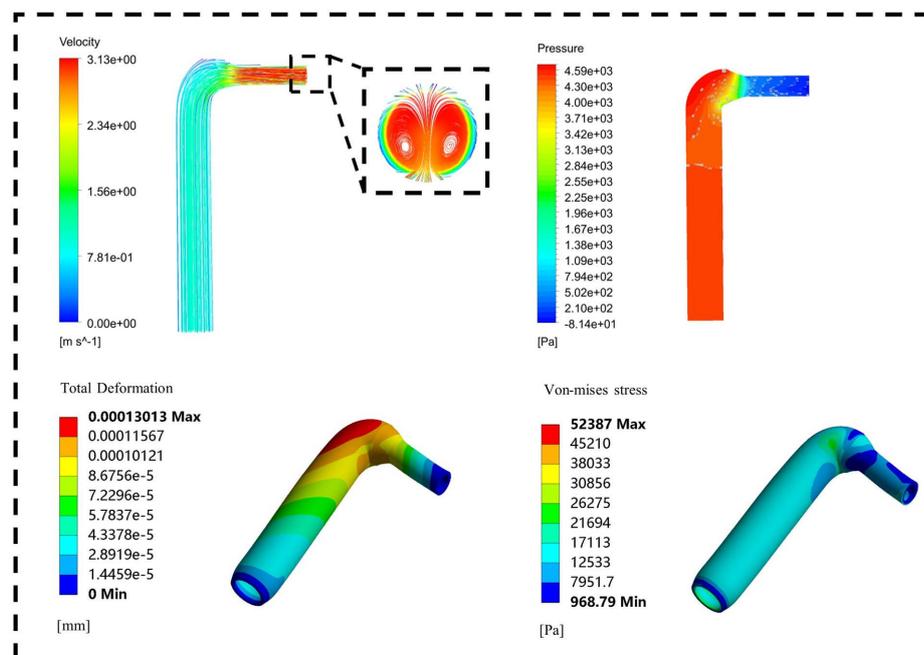
Figure 3. Fluid Motion Velocity Vector Direction Diagram

图 3. 流体运动速度矢量方向图

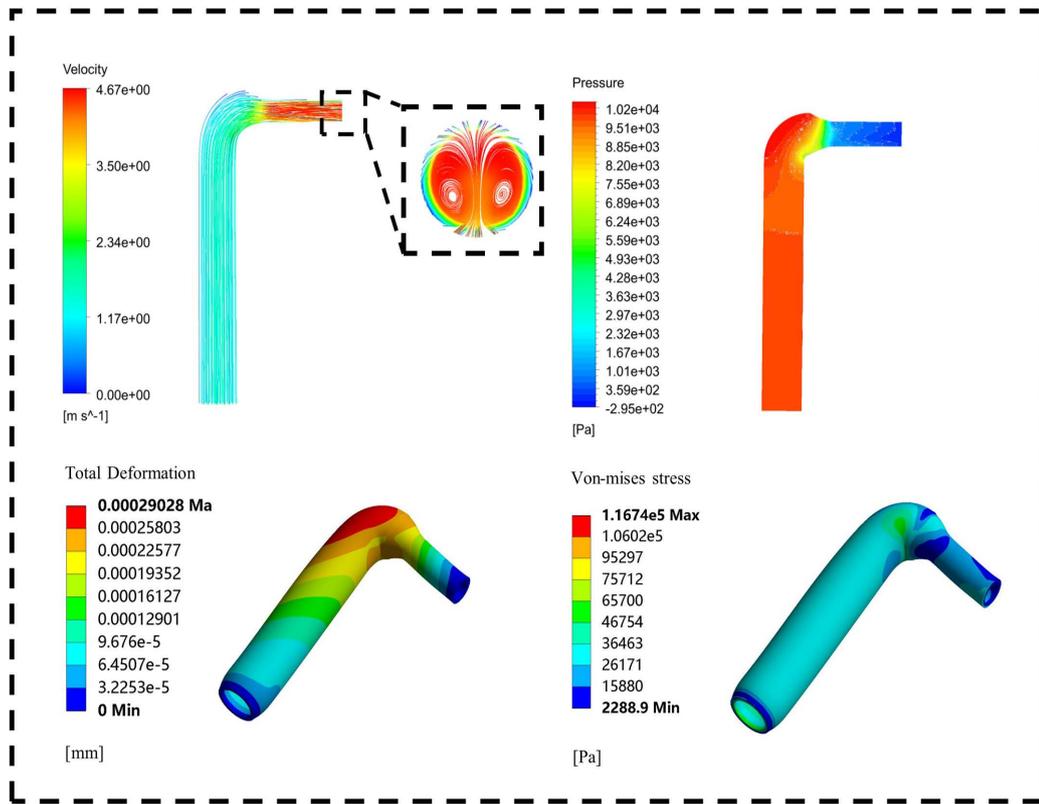
4.1. 流体速度变化的影响

当流体进入套管时会对套管壁产生一定的压力值，通过压力值变化云图可以看出压力的分布，对于压力值过度集中的部位可以采取相应的措施来减少应力集中如图 4 所示为流体速度变化对流体的压力值、出口速度、套管变形量以及冯米塞斯应力(von-mises stress)的影响。由不同流速的流线图可知，流体从进口流入后，速度基本没有发生变化。在靠近圆弧时，流速增大，并在出口处存在最大值，流线的方向均保持一致性，具有相同的规律。出口处流体的截面流体运动方向显示，出口处存在流体聚集的现象，并有对称的趋势。根据流体的压力值分布可知，进口处的压力值较大，出口较小，大部分流体压力值聚集在入口段，在进入出口段时，逐渐减小。

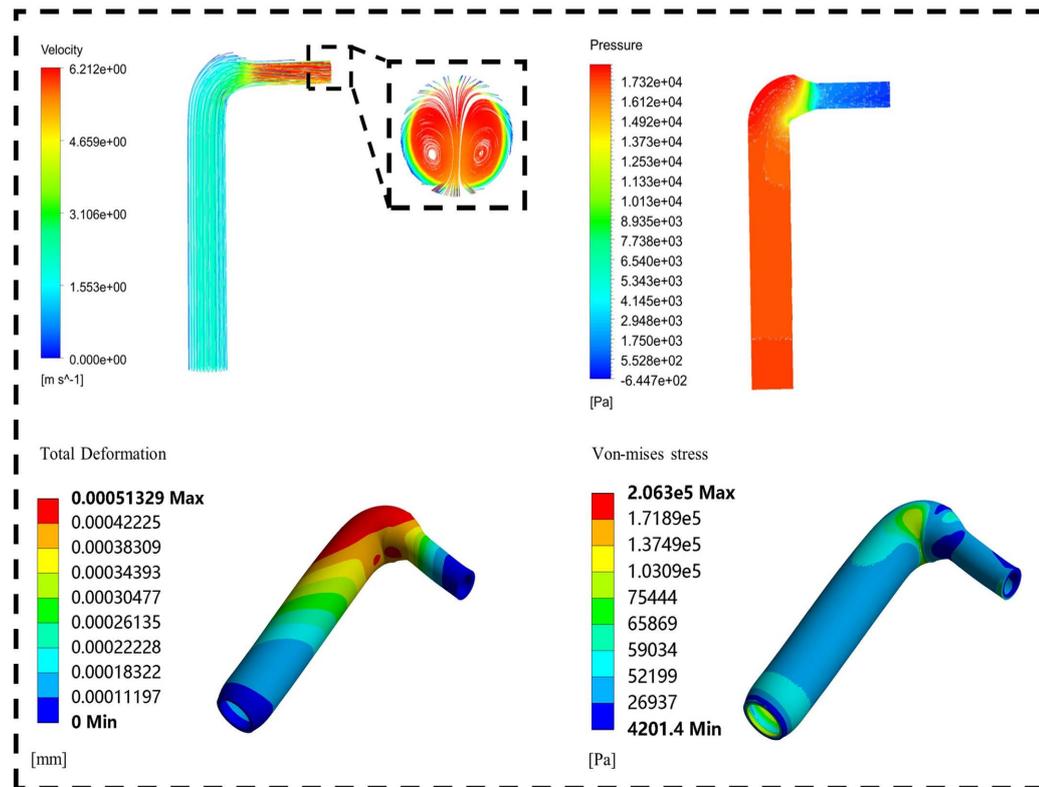
最后由变形和应力变化可得，进出口处变形很小，造成这中结果的原因是固定了底部两个边，使之不发生形变。变形最大的地方在圆弧过度处，此时应力也存在集中的现象，可见在过渡段易造成损坏，优化结构时应着重考虑连接处。通过分析可知，随流速的增加，出口速度、压力值、变形量以及应力不断增大，和 Zhu H 等人[3]的研究结果相似。



(a) 1.0 m/s



(b) 1.5 m/s



(c) 2 m/s

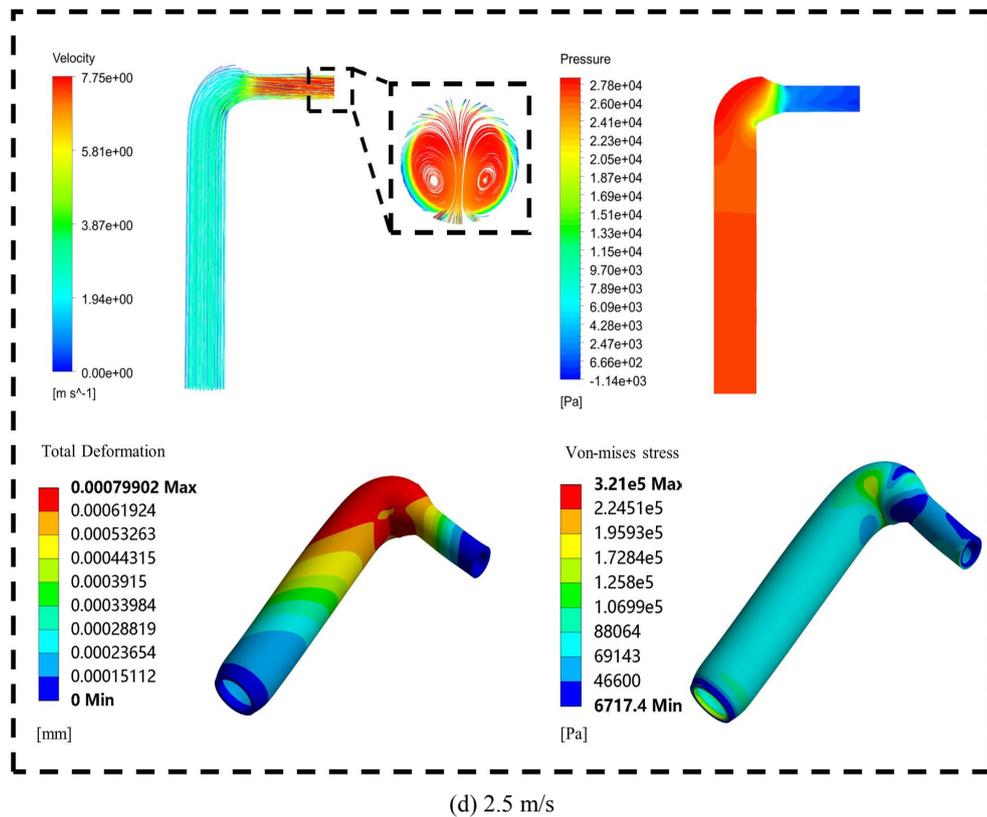


Figure 4. Plots of pressure values, flow velocity, deformation and stress at different flow rates
图 4. 不同流速下压力值、流速、变形和应力图

图 5 所示为不同流速下剪切应力的变化曲线。从图中可以看出随着流速的增加，剪切应力逐渐增加，并且具有相同的趋势，但随着位移的增加剪切应力却不断减小，并在出口处达到最低。当流速为 2.5 m/s 时，变化最剧烈，流速为 1.5 m/s 时，变化最平稳。

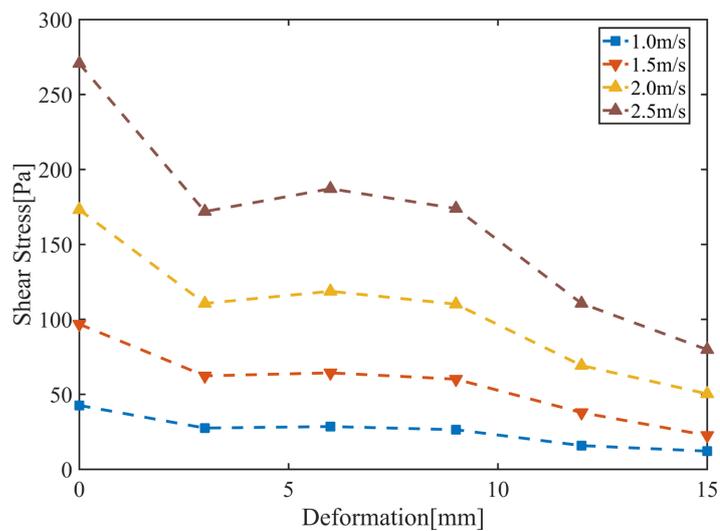


Figure 5. Variation curves of shear stress at different flow rates
图 5. 不同流速下剪切应力的变化曲线

根据研究结果, 流速在出水口出的速度明显大于入水口, 存在流体聚集的现象, 可能是由于进出口的直径存在较大的差异, 流体从高流通区进入低流通区时速度不一致造成的。变形量大部分集中在过渡区, 可能是由于将两边固定导致的, 因为远离底面的地方发生变化并且远离底面越远变形越大。应力主要集中在圆弧过渡处, 是由于流体在连接处运动方向发生改变, 导致应力集中。

4.2. 套管长度变化的影响

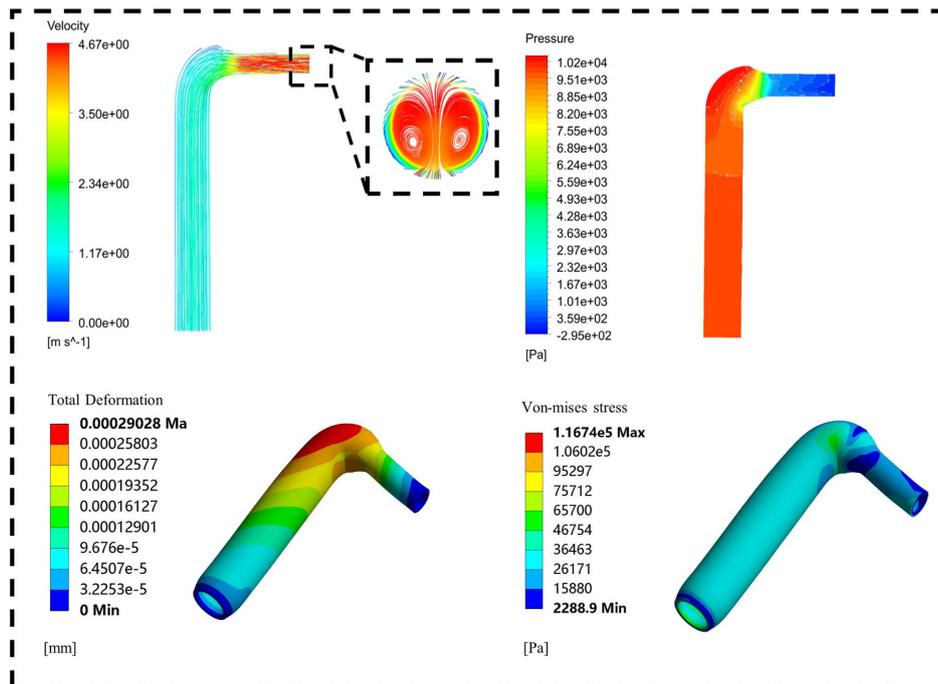
图 6 所示为套管长度变化对流体的压力值、出口速度、套管变形量以及冯米塞斯应力(von-mises stress)的影响。根据流线云图的显示结果可知, 套管长度不断增加, 流体的出口速度几乎不发生改变。可见, 套管长度对流体的出口速度没有影响。同理, 通过观察流体压力值发现, 流体压力值随着套管长度的变化也没有显著的变化。

结合变形量和应力云图可知, 随着套管长度的增加, 变形量在缓慢地增加。当长度为 85 mm 时达到最大值, 70 mm 存在最小值。应力随套管长度的增加先增加后减小, 在 75 mm 处发生突变, 达到最大值。

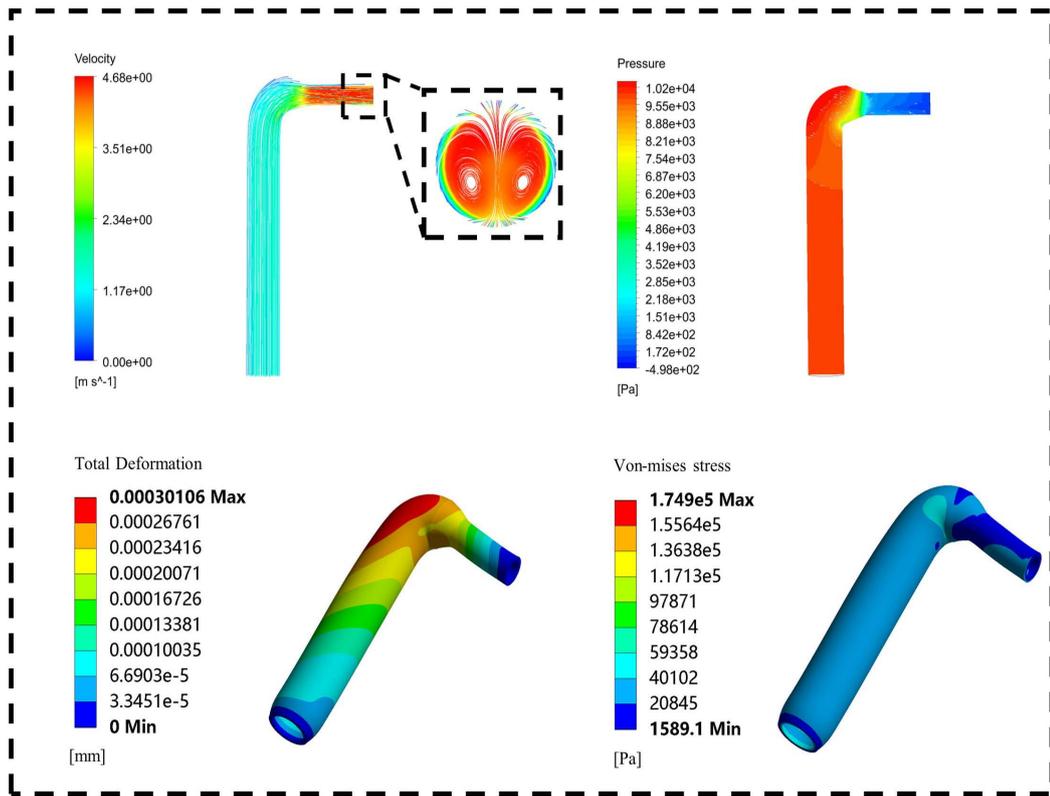
通过分析可知, 随套管长度地不断增加, 出口速度、压力值几乎没有变化, 受到的影响很小。变形量随着套管长度的增大, 缓慢增加, 应力则随套管长度的增加先增加后减小。这与 Naveen 等人[7]研究结果具有相同的趋势, 随着套管长度的增加, 变形量不断增加, 应力则是不断减小。

图 7 所示为不同套管长度下剪切应力的变化曲线。从图中可以看出随着套管长度的增加, 剪切应力逐渐增加, 随着位移的增加剪切应力却不断减小。当套管长度为 85 mm 时, 此时的剪切应力最大, 远大于其他三类长度, 波动范围最为剧烈, 但在出口处的剪切应力很接近。

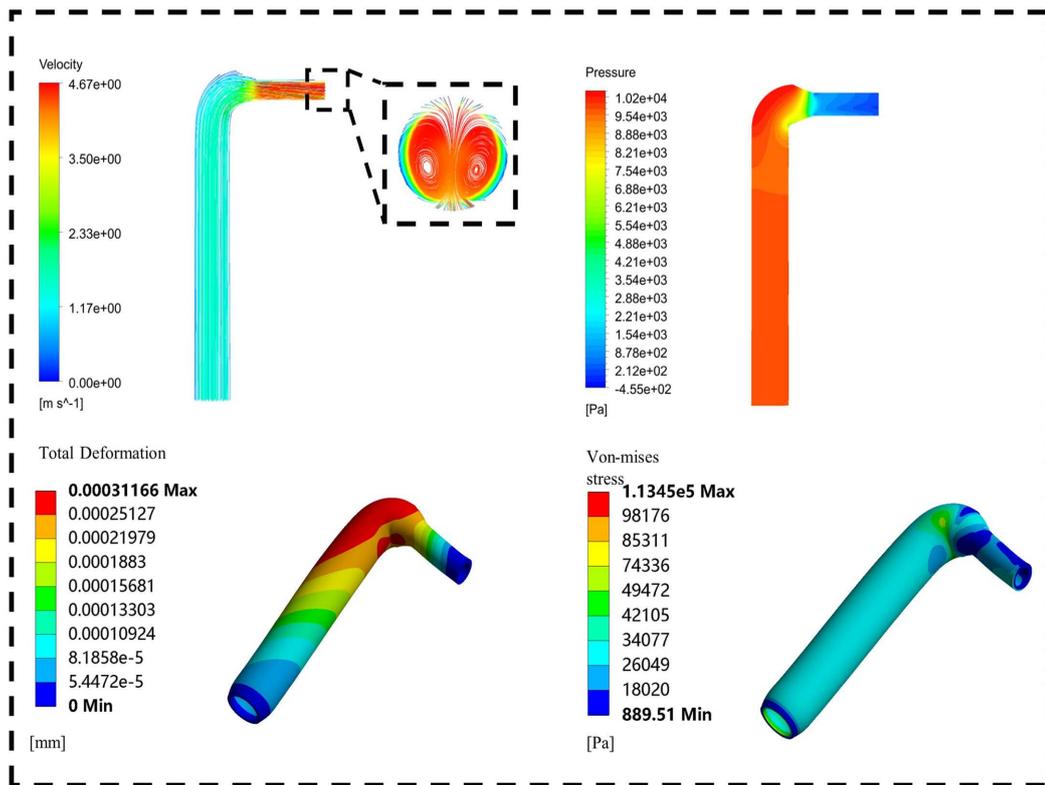
套管常使用于关节镜手术中, 作为器械通道, 起到定位、引流以及密封的作用。手术中, 通常在一些出口处放置套管作为引流装置来保持关节腔内压力, 来防止视野模糊。但是对于套管在水流的冲击下与流体的相互作用研究鲜有报道。本文主要研究在流固耦合作用下套管的长度以及流体的速度变化对流体和套管的响应。



(a) 70 mm



(b) 75 mm



(c) 80 mm

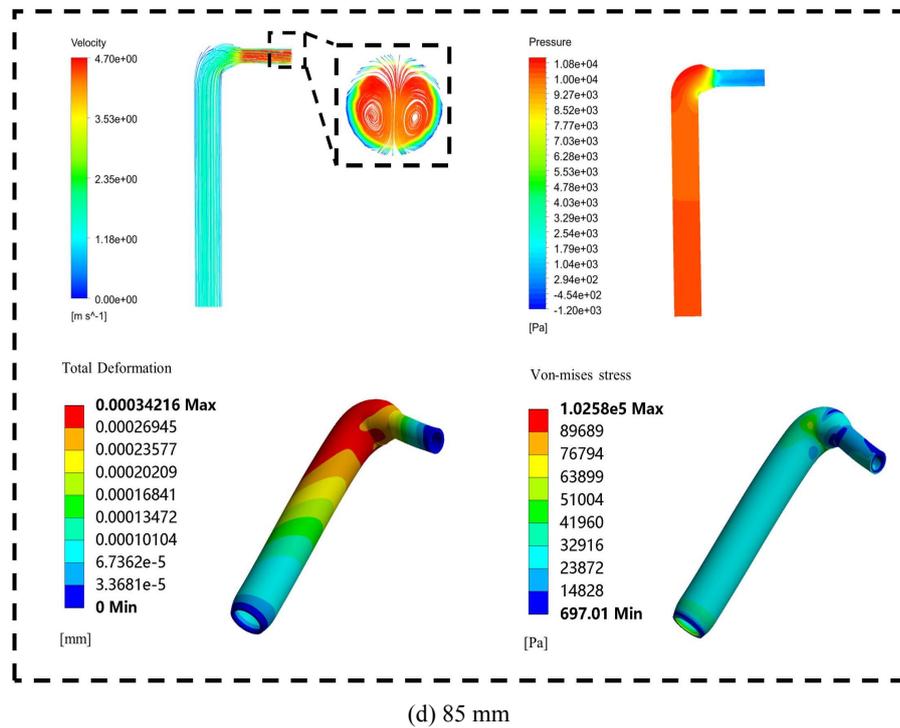


Figure 6. Plots of force values, flow rates, deformations and stresses at different flow rates
 图 6. 不同流速下压力值、流速、变形和应力图

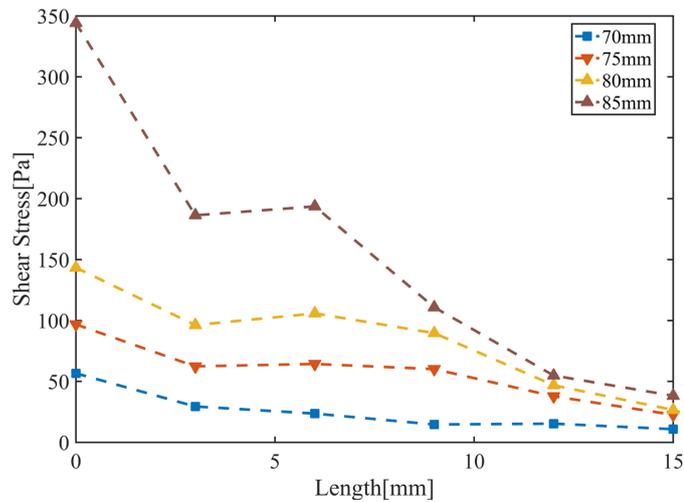


Figure 7. Variation curves of shear stress at different cannula lengths
 图 7. 不同套管长度下剪切应力的变化曲线

通过分析结果，临床医师可以通过患者肩袖撕裂的程度和肩峰下空间的大小来决定套管的使用策略。如果是空间狭窄，肌肉组织较多的患者，可以适当增加套管长度。如果是空间较大，肌肉组织较少的患者，可以适当减小长度，注入冲洗液的速度也可根据患者的关节腔大小来进行选择。本文的分析结果为临床医师的选择提供了策略，但是在进行边界条件的设置中有所不足，没有考虑到实际过程中套管放置过程接触面变化的问题以及注射生理盐水的黏度变化问题，可对接触面的变化以及生理盐水黏度变化的问题做进一步的研究。

5. 总结

本文设计了长度变化和流体速度变化的 9 种套管模型并分别进行流固耦合相互作用力学分析, 通过分析套管的流体出口速度、流体压力值、变形量、最大等效应力以及剪切应力得出结论: 通过分析可知, 随流速的增加, 出口速度、压力值、变形量以及应力不断增大; 套管长度对流体的出口速度没有影响, 流体压力值随着套管长度的变化也没有显著的变化, 变形量随套管长度的增加缓慢增加, 应力值先增加后减小。

致 谢

感谢我的老师给我论文书写方面的指导, 感谢利格泰设备医用有限公司提供的技术指导。

基金项目

上海理工大学医工交叉项目(10-21-308-406), 上海市生物医学工程研究生示范实践基地(14018308001), 上海介入医疗器械工程技术研究中心(18DZ2250900)。

参考文献

- [1] Burkhart, S.S., Danaceau, S.M. and Athanasiou, K.A. (2001) Turbulence Control as a Factor in Improving Visualization during Subacromial Shoulder Arthroscopy. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic and Related Surgery*, **17**, 209-212. <https://doi.org/10.1053/jars.2001.22298>
- [2] Rains, D.D., Rooke, G.A. and Wahl, C.J. (2011) Pathomechanisms and Complications Related to Patient Positioning and Anesthesia during Shoulder Arthroscopy. *Arthroscopy: The Journal of Arthroscopic & Related Surgery*, **27**, 532-541. <https://doi.org/10.1016/j.arthro.2010.09.008>
- [3] Zhu, H., Zhang, W., Feng, G., et al. (2014) Fluid-Structure Interaction Computational Analysis of Flow Field, Shear Stress Distribution and Deformation of Three-Limb Pipe. *Engineering Failure Analysis*, **42**, 252-262. <https://doi.org/10.1016/j.engfailanal.2014.04.021>
- [4] 黄浩, 李立民. 基于 Workbench 的除尘管道流固耦合数值分析[J]. 武汉科技大学学报, 2015, 38(3): 186-189.
- [5] 窦益华, 于凯强, 杨向同. 输流弯管流固耦合振动有限元分析[J]. 机械设计与制造工程, 2017, 46(2): 18-21.
- [6] Takeshi, G., Tsubasa, T. and Takao, I. (2018) Effect of Inflow Cannula Side-Hole Number on Drainage Flow Characteristics: Flow Dynamic Analysis Using Numerical Simulation. *Perfusion*, **33**, 649-655. <https://doi.org/10.1177/0267659118782246>
- [7] 刘松, 吴先梅, 彭修乾. 基于双向流固耦合的输流圆管应力应变响应分析[J]. 振动与冲击, 2021, 40(20): 73-79.
- [8] Naveen, J., Kumar, A.E. and Nagaraju, M. (2015) Analysis of Fluid Structure Interaction in High Pressure Elbow Pipe Connections. *Applied Mechanics & Materials*, **813-814**, 1075-1079. <https://doi.org/10.4028/www.scientific.net/AMM.813-814.1075>
- [9] Daude, F., Galon, P. and Douillet-Grellier, T. (2021) 1D/3D Finite-Volume Coupling in Conjunction with Beam/Shell Elements Coupling for Fast Transients in Pipelines with Fluid-Structure Interaction. *Journal of Fluids and Structures*, **101**, 103219. <https://doi.org/10.1016/j.jfluidstructs.2021.103219>
- [10] Nordhagen, H., Dumoulin, S. and Gruben, G. (2014) Main Properties Governing the Ductile Fracture Velocity in Pipelines: A Numerical Study Using an (Artificial Fluid)-Structure Interaction Model. *Procedia Materials Science*, **3**, 1650-1655. <https://doi.org/10.1016/j.mspro.2014.06.266>
- [11] 夏永胜, 张成龙. 基于 ANSYS Workbench 的液压管道流固耦合振动分析[J]. 流体传动与控制, 2017(3): 38-41+57.
- [12] 李明华, 冯佳荟, 韩雯静. 基于流固耦合的供水管道的振动特性分析[J]. 机床与液压, 2022, 50(1): 155-160.