

脊柱手术中微小力测量的模拟研究

贺克勉, 廖帮全*, 侯晓敏, 李航驹

天津工业大学物理科学与技术学院, 天津

收稿日期: 2026年6月3日; 录用日期: 2026年7月3日; 发布日期: 2026年7月15日

摘要

随着人口老龄化、久坐工作方式增加以及对生活质量要求的提高, 围绕腰椎疾病的精准减压、稳定重建和功能恢复, 已经成为脊柱外科与高端医疗装备交叉领域的重要研究方向。腰椎后路椎间融合术是治疗腰椎退变性疾病的重要术式, 但术中器械与组织的接触载荷缺乏精准量化手段, 易因操作力不当引发神经损伤等并发症。传统电学传感器受尺寸、电磁干扰等限制, 难以适配手术场景, 而光纤传感具备微型化、抗干扰等优势, 成为术中微小力测量的优选方案。本文聚焦腰椎后路椎间融合术中应力感知, 开展理论、仿真研究。

关键词

光纤布拉格光栅, 腰椎后路椎间融合术, 有限元仿真, 羊脊髓

Simulation Study on Micro-Force Measurement in Spinal Surgery

Kemian He, Bangquan Liao*, Xiaomin Hou, Hangju Li

School of Physical Science and Technology, Tiangong University, Tianjin

Received: June 3, 2026; accepted: July 3, 2026; published: July 15, 2026

Abstract

With the aging of the population, the increase in sedentary work styles, and the rising demand for quality of life, research focusing on precise decompression, stable reconstruction, and functional recovery of lumbar spine diseases has become an important research direction in the interdisciplinary field of spinal surgery and high-end medical equipment. Posterior Lumbar Interbody Fusion is an important surgical method for the treatment of lumbar degenerative diseases, but there is a lack of precise quantitative methods for the contact load between surgical instruments and tissues

*通讯作者。

文章引用: 贺克勉, 廖帮全, 侯晓敏, 李航驹. 脊柱手术中微小力测量的模拟研究[J]. 传感器技术与应用, 2026, 14(4): 668-677. DOI: 10.12677/jsta.2026.144065

during the operation, which easily leads to complications such as nerve injury due to improper operating force. Traditional electrical sensors are difficult to adapt to surgical scenarios due to limitations such as size and electromagnetic interference, while optical fiber sensing, with advantages such as miniaturization and anti-interference, has become the preferred solution for micro-force measurement during surgery. This paper focuses on stress sensing during PLIF surgery, taking FBG and MZI optical fiber sensing as the core, to carry out theoretical, simulation and experimental research.

Keywords

FBG, PLIF, Finite Element Simulation, Sheep Spinal Cord

Copyright © 2026 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

腰椎退变性疾病、椎间盘退变、腰椎不稳及相关神经压迫性病变是中老年人群中导致慢性腰腿痛、行走受限和劳动能力下降的重要原因之一。随着人口老龄化、久坐工作方式增加以及对生活质量要求的提高,围绕腰椎疾病的精准减压、稳定重建和功能恢复,已经成为脊柱外科与高端医疗装备交叉领域的重要研究方向。腰椎后路椎间融合术(Posterior Lumbar Interbody Fusion, PLIF)由于能够在后路入路条件下同时完成神经减压、椎间处理、植骨融合和内固定,长期以来都是治疗腰椎退变性疾病的重要术式之一,也是研究腰椎术中力学感知问题最具代表性的工程场景之一[1]。PLIF的典型操作需要在狭小、深部且解剖结构复杂的情况下完成神经根牵开、纤维环切开、椎间盘摘除、终板处理、融合器试模与植入以及椎弓根钉棒系统加压或撑开等关键动作。已有关于PLIF并发症的研究显示,神经系统损伤、邻近节段退变和植入相关问题始终是影响术后效果的重要因素[2]-[5]。

然而,从当前临床实际看,PLIF术中的力学信息大多仍通过术者经验、手感和间接影像判断来获取。丰富经验的脊柱外科医生能够依据器械阻力变化、组织反馈和操作路径推断风险,但这种感知方式本质上依赖个体经验,存在主观性强、可迁移性差、难以标准化和难以数字化存储等局限。对于年轻术者而言,即使熟悉解剖,也很难在视觉受限、组织性质复杂和患者个体差异显著的情形下,仅凭手感实现对关键接触载荷的稳定控制。对于工程系统而言,如果缺乏连续、可量化、可标定的术中力学数据,就很难进一步开展手术器械智能化、术中风险预警、主动限力控制以及基于数据驱动的操作质量评价[5]-[7]。

从传感技术发展趋势看,传统电阻应变片、压电元件、电容式传感器和六维力传感器在工业领域应用成熟,但当其进入脊柱手术器械场景时,会受到电磁干扰、尺寸约束、绝缘与灭菌要求、线路复杂、封装困难以及与影像设备兼容性不足等限制。相比之下,光纤传感具有体积小、柔顺性好、抗电磁干扰、可远距离无源测量、便于复用和适于细长器械集成等优势,已经在微创手术、康复机器人和柔性医疗器械中表现出良好的应用潜力[8]-[11]。其中,光纤布拉格光栅(Fiber Bragg Grating, FBG)通过波长编码实现载荷感知,具有解调直观、稳定性好、多点复用容易等特点;干涉式光纤传感,尤其是马赫-曾德尔(Mach-Zehnder)干涉结构,则在微小应变与微力分辨率方面具有独特优势。

基于上述分析,本文使用有限元仿真软件对PLIF中脊髓受力的过程进行了仿真,对光纤传感器粘贴位置局部形状的优化提供了重要的理论依据和直接的指导,探讨了神经根剥离器平移距离与脊髓受力之间的关系,通过模拟计算明确了神经根剥离器在受力状态下的均匀应变区域的具体范围。

2. FBG 应变传感原理

2.1. FBG 传感原理

FBG 是沿光纤轴向周期性调制纤芯折射率形成的光学微结构, 结构示意图如图 1 所示。

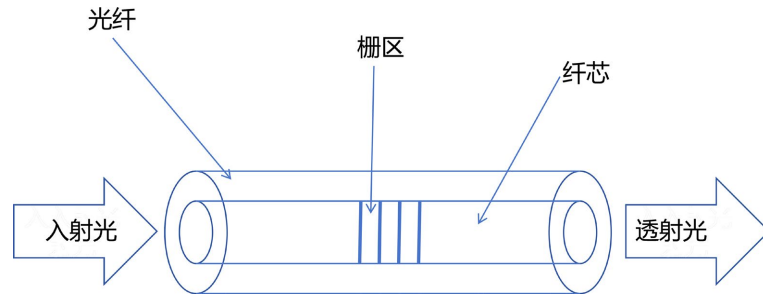


Figure 1. Schematic diagram of FBG
图 1. FBG 结构示意图

当宽谱光沿光纤传播并通过光栅区域时, 满足布拉格条件的窄带光会被强烈反射, 其余波长基本继续向前传播, 若将有效折射率记为 n_{eff} , 光栅周期记为 Λ , 则 FBG 的中心波长可表示为[12]:

$$\lambda_B = 2n_{\text{eff}}\Lambda \quad (1)$$

上式表明, 凡是能够改变 n_{eff} 或 Λ 的外界因素, 如轴向拉伸、压缩、温度变化、横向应力引起的泊松效应等, 都可能导致 λ_B 发生漂移, 从而为传感提供基础[13]。这也是 FBG 被广泛用于应变和温度测量的根本原因。

从历史上看, Hill 等对光纤光敏性的发现使得利用光诱导方式在光纤中写入折射率调制成为可能, Meltz 等随后采用横向全息曝光法实现了高质量 Bragg 光栅制备[14][15]。此后, FBG 制备工艺不断成熟, 光栅反射谱的重复性和稳定性显著提高, 为其走向工程应用奠定了基础。

2.2. 力 - 应变 - 波长变化的转换逻辑

由式(1)可知, Bragg 波长对外界作用的响应本质上来自两个部分: 几何周期变化和折射率变化。当光纤受到轴向应变 ε 和温度变化 ΔT 时, FBG 的相对波长漂移常可写为[16]:

$$\frac{\Delta\lambda_B}{\lambda_B} = (1 - P_e)\varepsilon + (\alpha + \xi)\Delta T \quad (2)$$

其中, P_e 为有效弹光系数, α 为光纤热膨胀系数, ξ 为热光系数。式(2)是 FBG 工程应用中最重要基础关系之一, 它说明: 若温度保持恒定, 则波长漂移与轴向应变近似线性。

对于 PLIF 场景而言, 式(2)的含义是在术中短时加载和器械局部结构中, 真实被测变量通常不是“应变”本身, 而是由外部力经柔顺结构转化而来的等效应变; 因此还需要建立力 - 应变映射。

若要感知外部力 F , 必须设计某种机械传递链, 让目标载荷在光栅所在位置转化为足够可测且尽可能线性的 ε 。设器械弹性体或柔顺梁在外力作用下的等效应变满足 $\varepsilon = k_m F$, 则结合式(2), 在温度恒定时满足:

$$\Delta\lambda_B \approx \lambda_B (1 - P_e) k_m F = k_F F \quad (3)$$

式中, P_e 为有效弹光系数, k_m 由弹性体几何尺寸、材料模量、边界条件和光栅安装位置决定, k_F 可视为系统力灵敏度。由此可见, 决定 FBG 测力性能的关键并不仅是光栅本身, 而是机械传递系数 k_m 。若弹性

体过硬, 则 ε 太小, 灵敏度不足; 若弹性体过软, 则虽然灵敏度提高, 但量程变小、结构刚度下降, 可能影响器械本体功能。对于 PLIF 器械, 这种权衡尤为突出: 神经牵开器可能希望适当柔顺, 以捕捉小载荷。

在细长器械中, 常见的柔顺结构包括薄壁套筒、开槽弹性梁、十字梁、悬臂梁、平行四边形柔顺机构和局部减薄段等。FBG 通常粘贴于最大主应变区域, 以提高灵敏度。

3. 有限元模型建立及几何模型受力分析

3.1. 神经根剥离器的模型建立和初步应变分析

有限元分析技术的核心在于将连续的计算区域分割成有限数量的离散单元, 这些单元通过特定方式相互连接, 形成一个整体系统。这种数值模拟方法通过离散化处理, 将复杂的连续体问题转化为有限个简单单元的集合, 从而实现复杂结构的数值求解。通过对每个单元假定一个合适的近似解, 然后推导求解这个域总的满足条件, 从而得到问题的近似解。

有限元分析软件工作的核心原理是将复杂的连续体结构或材料, 通过离散化方法分割成众多小而简单的几何单元(如三角形、四边形或六面体等)。随后, 软件利用数值计算方法对这些离散单元建立数学模型, 并通过求解线性或非线性方程组, 模拟出连续体在力学、热学、电磁学等多种物理场作用下的响应行为。常用的有限元分析软件有 COMSOL、ABAQUS 等。

COMSOL Multiphysics 作为一款多物理场耦合仿真平台, 可以完成简单单一物理场的模型仿真分析, 使用流程主要包括几何模型建立、选择物理场、基于内置物理方程建模和模型的约束、对物理模型进行网格划分、进行物理场计算并对仿真结果进行可视化处理。

等强度悬臂梁仿真

悬臂梁是一个简化模型, 可以使得对材料进行力学性能分析时更加方便, 其基本结构如图 2 所示, 悬臂梁的一端为自由端, 另一端则是支撑端。可以根据力的平衡条件求得载荷作用下悬臂梁支撑端的支座反力。悬臂梁支座的水平反力为 0, 这是因为梁一般承受的载荷的分布在竖直方向上呈现集中分布或均匀分布的现象。由于悬臂梁的这些特点, 它被应用于各种工程结构, 因为对光纤 Bragg 光栅的应变灵敏度标定会用到等强度悬臂梁, 通过等强度悬臂梁进行仿真分析, 对后续神经根剥离器的打磨和光纤光栅灵敏度标定实验中光纤光栅的粘贴位置具有指导作用。

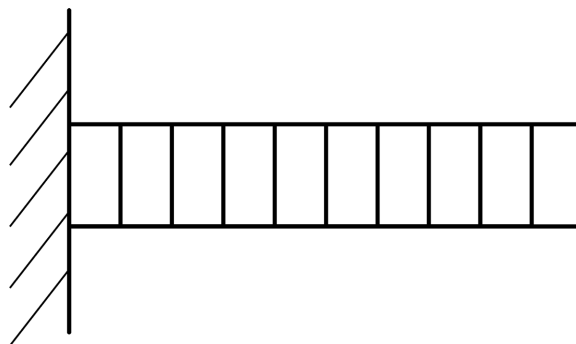


Figure 2. Cantilever beam structure
图 2. 悬臂梁结构

本次仿真中神经根剥离器模型的建立以及受力的初步仿真是在 COMSOL 中进行, 仿真步骤如下:

- (1) 建立静态结构的仿真分析项目。
- (2) 使用 COMSOL 内置的建模平台建立两种几何模型, 一种为神经根剥离器的初始形状, 一种为打

磨为工字形后的形状，如图 3 所示。

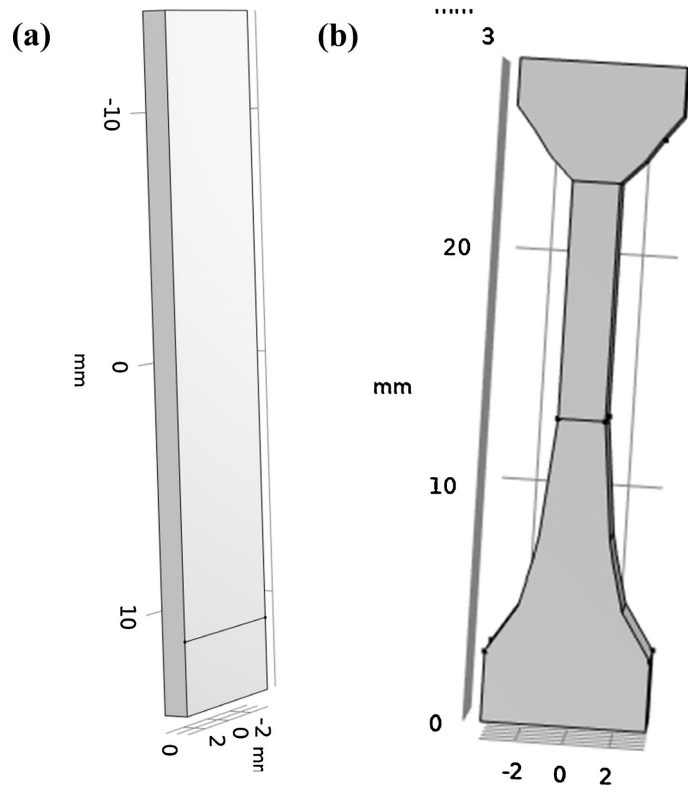


Figure 3. Modeling diagram of nerve root dissector. (a) Initial nerve root dissector; (b) Polished nerve root dissector
图 3. 神经跟剥离器建模图。(a) 初始的神经根剥离器；(b) 打磨后的神经根剥离器

- (3) 对建立好的悬臂梁模型赋予材料，后续实验使用的神经根剥离器的材料为 3Cr13 的不锈钢。
- (4) 对悬臂梁结构进行网格划分，网格划分方法使用扫掠法。
- (5) 对悬臂梁模型施加边界条件，对悬臂梁支撑端施加固定约束，在自由端施加沿 z 轴垂直向下大小为 1N 的力。
- (6) 选择求解类型，查看结果，如图 4 所示。

从图 4 中可以看出，打磨为工字形后的神经根剥离器的均匀应变区域较大，且变化程度也比打磨前的神经根剥离器要大上许多，通过第二章可以得知，应变程度的增大可以在一定程度上提高光纤传感器的应变灵敏度，从而更好地识别并测量后续实验中羊脊髓的受力。此外，在后续使用电子测力计对光纤光栅进行应变灵敏度进行标定时，光纤光栅也应该粘贴红色的均匀应变区域上，这可以避免光栅区存在非均匀应变，从而导致反射峰出现展宽、畸变甚至分裂的现象出现。

3.2. 羊脊髓上的受力分析

为了进一步探究神经根剥离器在拨动羊脊髓时的受力分析，下面将 COMSOL 中建立的神经根剥离器模型导入进 ABAQUS 中做进一步分析。

3.2.1. ABAQUS 分析模块介绍

ABAQUS 有限元软件有两个主要的求解器模块，分别为 ABAQUS/Standard 和 ABAQUS/Explicit。与此同时，ABAQUS 还包括一个全面支持求解器的图形用户界面，即人机交互后处理模块 ABAQUS/CAE。

ABAQUS/CAE 作为 ABAQUS 的前后处理模块, 是 ABAQUS 的运行环境, 见图 5。通过这一模块可以对 ABAQUS 分析任务进行建模、分析和仿真, 同时还可以对 ABAQUS 分析结果进行可视化后处理。通过该模块可以构建分析对象的几何模型, 建立材料等相关特性, 施加载荷和边界条件, 并划分网格。

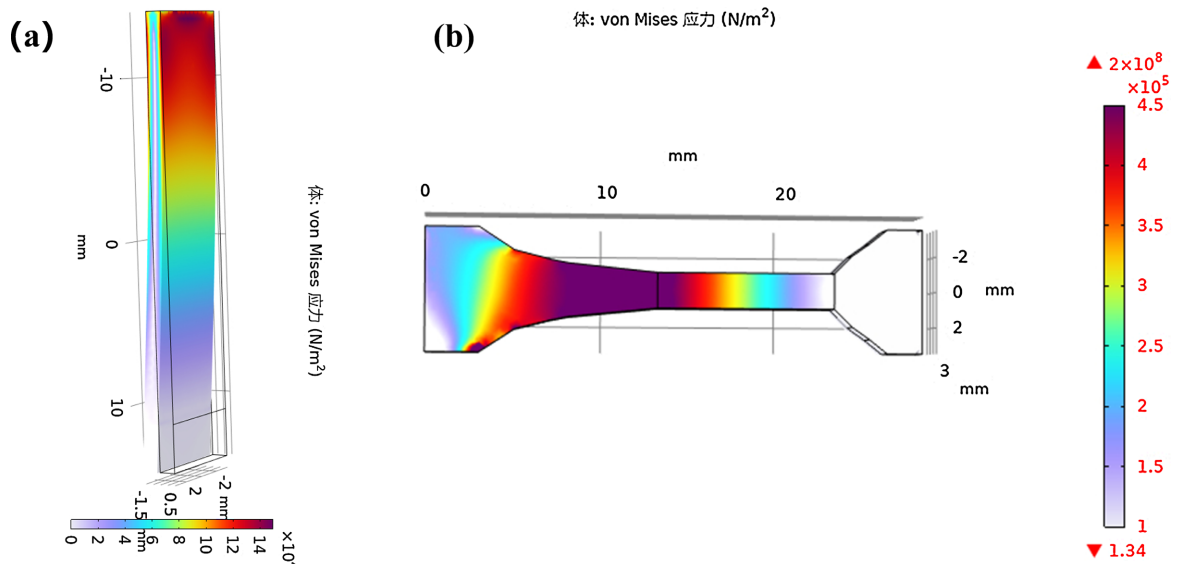


Figure 4. Nerve root dissector strain diagram. (a) Initial nerve root dissector; (b) Polished nerve root dissector
图 4. 神经根剥离器应变图。(a) 初始的神经根剥离器; (b) 打磨后的神经根剥离器

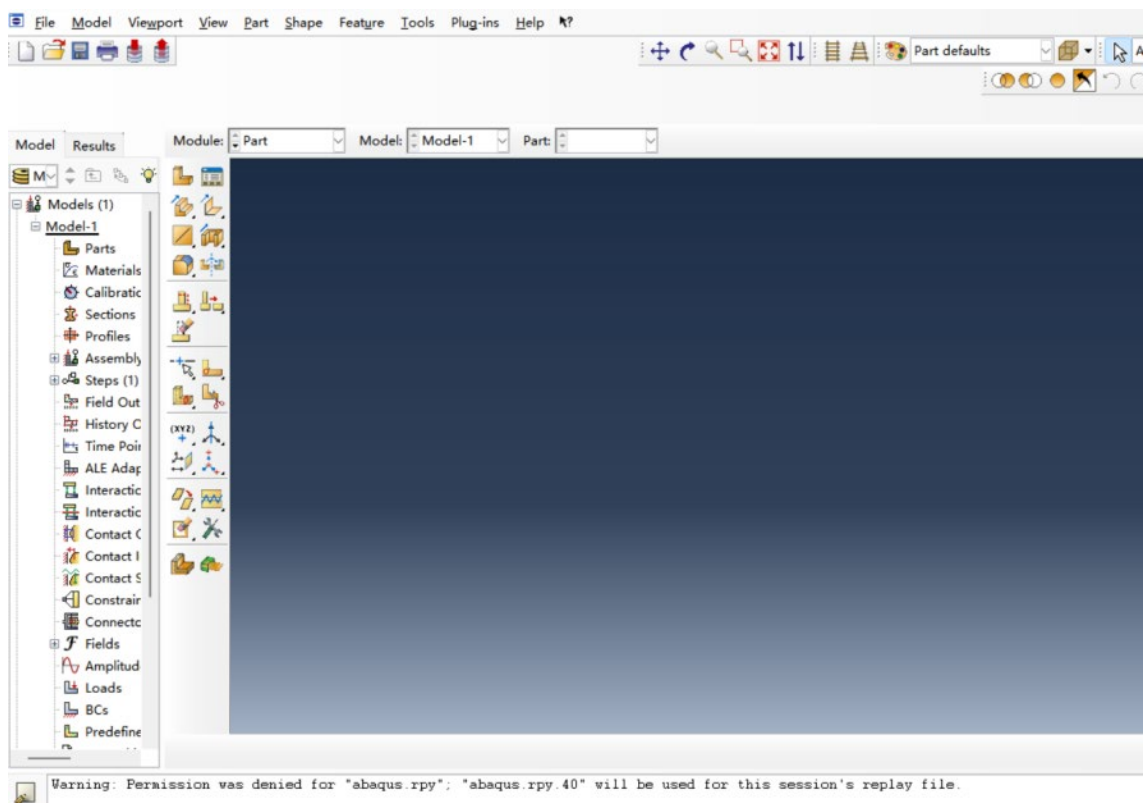


Figure 5. ABAQUS software interface
图 5. ABAQUS 界面

建模完成后, ABAQUS/CAE 可以进一步将生成的模型提交给 ABAQUS/Standard 或 ABAQUS/Explicit 分析模块进行后台分析, 同时对运行情况进行检测, 并对计算结果进行后处理。

3.2.2. ABAQUS 分析步骤

ABAQUS 作为有限元分析包括三个分析步骤: 前处理、分析计算和后处理。

前处理的主要任务是建立一个定义物理问题的模型并生成一个 ABAQUS 输入文件。这一过程采用 ABAQUS/CAE 模块进行, 采用 ABAQUS/CAE 的功能模块对模拟过程的每一个方面进行定义。例如, 定义分析对象的几何形状、材料性质、界面属性、载荷和边界条件等。建模完成后可以使用 ABAQUS/CAE 生成一个 ABAQUS 输入文件并交给 ABAQUS/Standard 或 ABAQUS/Explicit 进行进一步的分析。

在模型分析计算的阶段, 软件会采用 ABAQUS/Standard 和 ABAQUS/Explicit 其中一个求解输入文件的数值模型, 这一过程通常以后台方式运行, 完成一个模型求解所需的时间取决于建立模型的复杂程度和计算机的运算能力。

在后处理阶段, 软件会采用 ABAQUS/Viewer 模块, 这一模块用来分析计算的结果数据, 并以多种方式对结果进行显示, 显示方式包括彩色云纹图、动画、变形图和 XY 曲线图等。

3.2.3. 羊脊髓受力分析

通过使用上述 ABAQUS 中的分析模块, 现对羊脊髓在神经根剥离器拨动时的受力进行模拟, 首先就是构建神经根剥离器和脊髓的几何模型, 除了导入进来的神经根剥离器模型外, 还要定义脊髓的尺寸(长 10 cm、直径 1 cm)和脊髓一旁骨头的尺寸(长 15 cm、宽 0.6 cm), 其模型如图 6 所示。

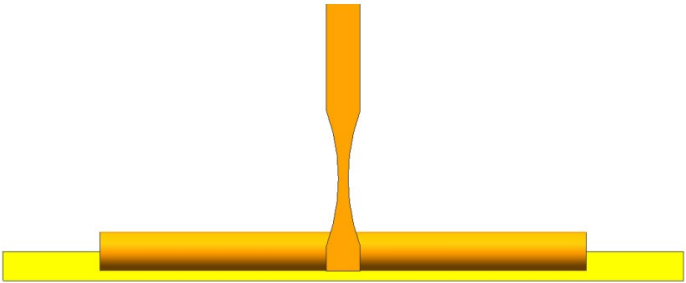


Figure 6. Simulation modeling diagram of ovine spinal cord stress
图 6. 羊脊髓受力仿真建模图

建立完模型后便是设置材料并定义装配和接触, 这里设置为神经根剥离器紧贴脊髓, 脊髓与骨头间隔 3 mm, 两者均为面面接触, 神经根剥离器的材料设为 Cr13, 具体参数如表 1 所示。

羊脊髓的参数如表 2 所示。

Table 1. Parameter calibration of nerve root dissector
表 1. 标神经根剥离器参数

杨氏模量	泊松系数
219,000 Gpa	0.3

Table 2. Ovine spinal cord parameters
表 2. 羊脊髓参数

密度	超弹性	穆尼 - 里夫林	摩擦系数
1.05e-9	0.00885	0.00294	0

设置完所有参数后，由于后续要输出脊髓受力与神经根剥离器移动的关系曲线，因此还需设置分析步骤与算法，这里采用的是隐式动力学算法，设置完的位移建模图如图 7 所示。

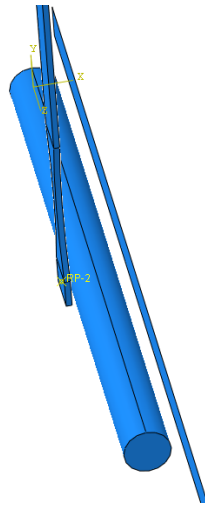


Figure 7. Displacement modeling diagram
图 7. 位移建模图

为了更好地模拟试验情况，还需在 ABAQUS 中的 LOAD 功能模块中定义边界条件并施加荷载，这里是在神经根剥离器上设置参考点，施加位移载荷往 X 轴正方向移动，模拟神经根剥离器拨动脊髓，与此同时对脊髓远端和钢板固定约束，其结构如图 8 所示，其中，固定约束设置主要设置在脊髓的两端，这主要是因为手术过程中只是在受伤位置切开一个小口，两端都是固定的。

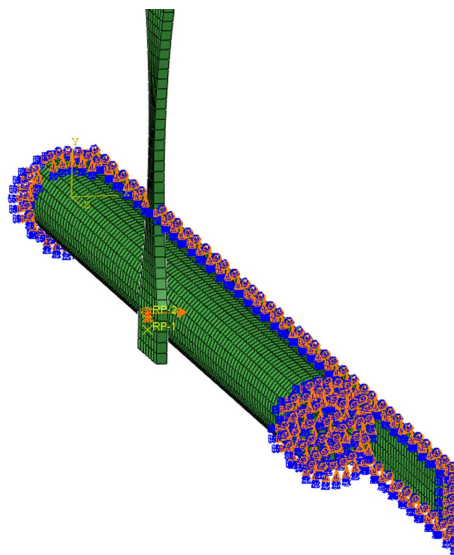


Figure 8. Load definition diagram
图 8. 定义载荷图

完成上述准备工作后，便可对模型进行网格划分然后对神经根剥离器末端工作区和脊髓接触力的曲线绘制。这里采用的单元类型的是线性缩减积分单元 4 节点四边形 S4R 和 8 节点六面体 C3D8R，单元尺寸均为 1 mm，单元和节点数如表 3。

Table 3. Number of elements and nodes
表 3. 单元和节点数

	网格	单元	单元类型
神经根剥离器	1712	742	C3D8R
脊髓	9999	8500	C3D8R
骨头	987	840	S4R

采用这种单元划分网格的优点主要有：

- (1) 对位移的求解结果较精准。
- (2) 网格存在扭曲变形时，分析精度不会受到较大影响。
- (3) 在弯曲载荷下不容易发生剪切自锁。

划分完网格后，接触力曲线和划分网格后的模型如图 9 所示。

通过仿真结果可知，随着神经根剥离器的水平移动，其末端工作区和脊髓的接触力和移动距离有着较好的线性关系，在 3 mm 时产生的跳变主要是由于脊髓和一旁的骨头挤压造成，此时的状态如图 10 所示，脊髓最终的受力约为 0.45 N，这与羊脊髓上实际测量的 0.7 N 有一定的误差，这主要是由于模型建立时进行了一定简化，如没有考虑到脊髓周围的脂质连接物等。

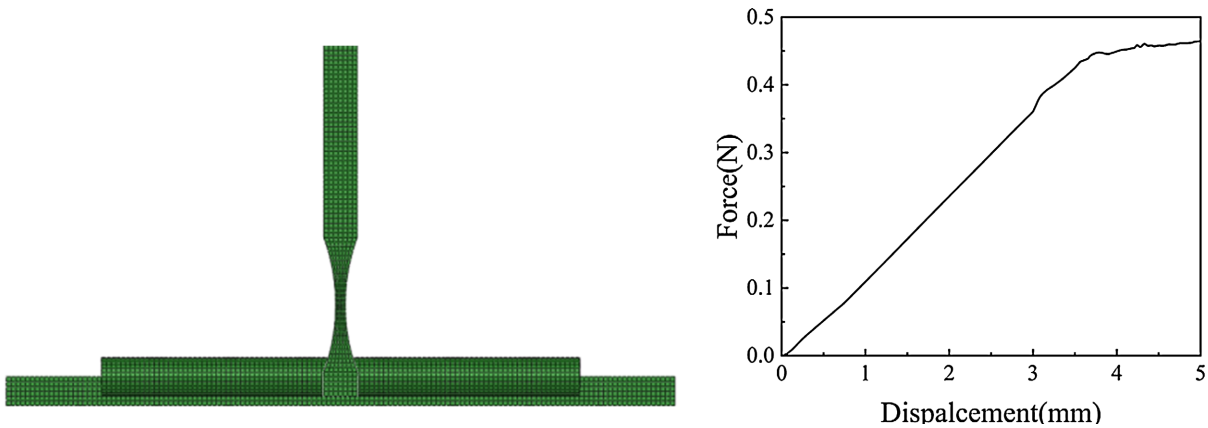


Figure 9. Rendering after meshing and simulated stress diagram
图 9. 划分网格后的效果图与仿真受力图

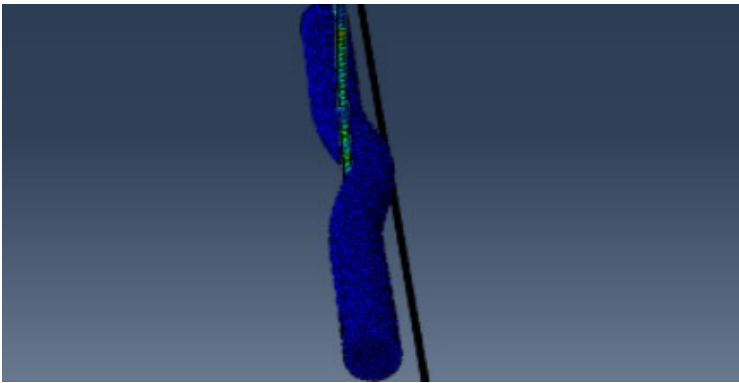


Figure 10. Contact image of spinal cord and bone
图 10. 脊髓与骨头接触时的图像

4. 总结

利用 COMSOL 对神经根剥离器进行了详细的受力仿真分析, 通过模拟计算明确了神经根剥离器在受力状态下的均匀应变区域的具体范围。这一仿真结果对光纤传感器粘贴位置局部形状的优化提供了重要的理论依据和直接的指导。然后, 进一步通过 ABAQUS 软件建立了羊脊髓在神经根剥离器拨动作用下的精细力学模型, 并采用隐式动力学算法对羊脊髓的受力响应进行了动态仿真模拟。仿真成功获得了线性度良好的受力-响应曲线, 该结果从力学分析角度初步验证了后续通过光纤传感实测量微小力的合理性与技术可行性。

参考文献

- [1] de Kunder, S.L., Rijkers, K., Caelers, I.J.M.H., de Bie, R.A., Koehler, P.J. and van Santbrink, H. (2018) Lumbar Interbody Fusion: A Historical Overview and a Future Perspective. *Spine*, **43**, 1161-1168. <https://doi.org/10.1097/brs.0000000000002534>
- [2] Aota, Y., Kumano, K. and Hirabayashi, S. (1995) Postfusion Instability at the Adjacent Segments after Rigid Pedicle Screw Fixation for Degenerative Lumbar Spinal Disorders. *Journal of Spinal Disorders*, **8**, 464-473. <https://doi.org/10.1097/00002517-199512000-00008>
- [3] Axelsson, P., Johnsson, R., Strömquist, B., Arvidsson, M. and Herrlin, K. (1994) Posterolateral Lumbar Fusion: Outcome of 71 Consecutive Operations after 4 (2-7) Years. *Acta Orthopaedica Scandinavica*, **65**, 309-314. <https://doi.org/10.3109/17453679408995459>
- [4] Booth, K.C., Bridwell, K.H., Eisenberg, B.A., Baldus, C.R. and Lenke, L.G. (1999) Minimum 5-Year Results of Degenerative Spondylolisthesis Treated with Decompression and Instrumented Posterior Fusion. *Spine*, **24**, Article No. 1721. <https://doi.org/10.1097/00007632-199908150-00014>
- [5] Carreon, L.Y., Puno, R.M., Dimar, J.R., Glassman, S.D. and Johnson, J.R. (2003) Perioperative Complications of Posterior Lumbar Decompression and Arthrodesis in Older Adults. *The Journal of Bone and Joint Surgery-American Volume*, **85**, 2089-2092. <https://doi.org/10.2106/00004623-200311000-00004>
- [6] Qu, H. and Zhao, Y. (2021) Advances in Tissue State Recognition in Spinal Surgery: A Review. *Frontiers of Medicine*, **15**, 575-584. <https://doi.org/10.1007/s11684-020-0816-3>
- [7] Massalimova, A., Timmermans, M., Esfandiari, H., Carrillo, F., Laux, C.J., Farshad, M., et al. (2022) Intraoperative Tissue Classification Methods in Orthopedic and Neurological Surgeries: A Systematic Review. *Frontiers in Surgery*, **9**, Article ID: 952539. <https://doi.org/10.3389/fsurg.2022.952539>
- [8] 刘建军, 杨洋, 郑昱, 等. 多点多维微力感知眼科手术器械[J]. 机械工程学报, 2024, 60(23): 53-62.
- [9] 郭如靖, 韩少峰, 广晨汉, 等. 具有微力感知的眼科手术器械的设计与实现[J]. 机械工程学报, 2020, 56(17): 12-19.
- [10] 梁伟, 黎兴强, 陈志雄, 等. 医学领域微小力值传感测量技术的研究进展[J]. 机电工程, 2024, 41(11): 2068-2086.
- [11] 刘艳红, 苗亚洲, 张宽, 等. 面向肺部介入的光纤光栅三维力传感器设计[J]. 郑州大学学报(工学版), 2025, 46(1): 9-16.
- [12] Zeng, C., Tong, X.L., Li, Z.K., et al. (2025) Research on Leakage Monitoring of Aircraft Duct Based on Linear Fiber Grating Array. *Laser Technology*, **49**, 271-277.
- [13] Lee, C., Zhuo, W. and Liu, T. (2022) Highly Modulated In-Fiber Mach-Zehnder Interferometer Based on an Ultra-compact Leaky-Guided Liquid Core. *Sensors*, **22**, Article No. 808. <https://doi.org/10.3390/s22030808>
- [14] Hill, K.O., Fujii, Y., Johnson, D.C. and Kawasaki, B.S. (1978) Photosensitivity in Optical Fiber Waveguides: Application to Reflection Filter Fabrication. *Applied Physics Letters*, **32**, 647-649. <https://doi.org/10.1063/1.89881>
- [15] Meltz, G., Morey, W.W. and Glenn, W.H. (1989) Formation of Bragg Gratings in Optical Fibers by a Transverse Holographic Method. *Optics Letters*, **14**, 823-825. <https://doi.org/10.1364/ol.14.000823>
- [16] Wan, L.B., Wu, Z.J., Zhang, B.M., et al. (2004) Cure Monitoring of Composites Using Fiber Bragg Grating Sensors. *Acta Materiae Compositae Sinica*, **21**, 1-5.