

# 肝肿瘤消融术增强可视化微波消融针头结构设计及力学性能研究

杨万里, 吕海嘉, 卿语, 钱陈苗, 王诗琪, 赵雨珊, 刘清玉, 赵改平

上海理工大学健康科学与工程学院, 上海

收稿日期: 2025年2月22日; 录用日期: 2025年3月15日; 发布日期: 2025年3月24日

## 摘要

肝癌高发病率下, 微波消融针头的力学性能直接影响治疗精度与安全性。本研究采用有限元仿真对比六棱多面、环形凹槽、表面凹点和六切割面四种针头设计, 重点分析支反力-位移曲线及应力云图。结果表明: 六棱多面针头穿刺力最高且过程平稳, 但尖端应力集中显著增加组织损伤风险; 环形凹槽针头通过表面优化使尖端应力降低21%; 表面凹点设计穿刺力最低(较基准降低34%), 兼具操作稳定性, 适用于低力穿刺场景; 六切割面针头在保持低穿刺力(<2.5 N)的同时展现最优位移控制能力。研究证实几何结构与表面特征的协同优化可有效平衡穿刺力学性能与组织损伤控制, 其中环形凹槽和六切割面设计综合表现突出, 为临床针头选型提供量化依据。后续需结合材料生物相容性与微波传导特性开展多物理场耦合优化, 以全面提升微波消融治疗效果。

## 关键词

微波消融, 针头设计, 有限元分析, 力学性能

# The Structural Design and Mechanical Performance of Microwave Ablation Needle for Enhanced Visualization in Hepatic Tumor Ablation

Wanli Yang, Haijia Lyu, Yu Qing, Chenmiao Qian, Shiqi Wang, Yushan Zhao, Qingyu Liu, Gaiping Zhao

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

Received: Feb. 22<sup>nd</sup>, 2025; accepted: Mar. 15<sup>th</sup>, 2025; published: Mar. 24<sup>th</sup>, 2025

文章引用: 杨万里, 吕海嘉, 卿语, 钱陈苗, 王诗琪, 赵雨珊, 刘清玉, 赵改平. 肝肿瘤消融术增强可视化微波消融针头结构设计及力学性能研究[J]. 建模与仿真, 2025, 14(3): 348-359. DOI: 10.12677/mos.2025.143228

## Abstract

With the high incidence of hepatocellular carcinoma, the mechanical performance of microwave ablation needles critically affects treatment precision and safety. This study employed finite element simulation to compare four needle designs: hexagonal polygonal, annular groove, surface dimpled, and hexagonal cutting-edge configurations. Key parameters including reaction force-displacement curves and stress nephograms were analyzed. Results demonstrated that the hexagonal polygonal needle required the highest insertion force (maintaining process stability) but exhibited significant stress concentration at the tip, increasing tissue injury risks. The annular groove design reduced tip stress by 21% through surface optimization. The surface-dimpled needle achieved the lowest insertion force (34% reduction from baseline) with operational stability, suitable for low-force scenarios. The hexagonal cutting-edge configuration maintained low insertion force (<2.5 N) while demonstrating optimal displacement control. Geometric-structural and surface-feature optimizations effectively balanced mechanical performance with tissue protection, with annular groove and hexagonal cutting-edge designs showing superior comprehensive performance. These findings provide quantitative evidence for clinical needle selection. Future research should integrate material biocompatibility and microwave transmission characteristics through multiphysics coupling optimization to enhance therapeutic outcomes.

## Keywords

Microwave Ablation, Needle Design, Finite Element Analysis, Mechanical Performance

Copyright © 2025 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

肝癌是全球范围内导致癌症相关死亡的主要疾病之一，其在中国的发病率和死亡率尤为突出[1]。肝脏恶性肿瘤的高发病率使其成为全球公共卫生领域面临的重要挑战。肝肿瘤的治疗方法种类繁多，其中微波消融术(Microwave Ablation, MWA)凭借其微创性、治疗效果显著、恢复迅速等优势，已逐渐成为早期肝癌及其他小型肝脏肿瘤治疗的重要手段[2][3]。在微波消融术中，针头的准确定位与操作有效性是决定治疗成功的关键因素，特别是在深部肝肿瘤或特殊部位(如膈顶、大血管、胃肠等)的治疗中，针头的精确插入尤为重要[4][5]。

尽管微波消融术在肝癌治疗中具有显著的临床优势，但现有微波消融针在超声引导下的可视性仍存在较大问题。尤其是在针头插入深部组织或进行斜向穿刺时，当前的微波消融针头往往无法提供足够的回声信号，导致消融操作的精度受到影响。这一问题不仅增加了穿刺失败的风险，也可能导致误伤健康组织、血管或邻近脏器，从而影响治疗效果，限制了其在一些特殊部位的应用。因此，改善微波消融针的结构设计，增强其在超声图像中的可见性，已成为当前临床和研究领域亟待解决的重要问题。

针头的可视化效果受多个因素的影响，包括其表面设计、几何形状和材料属性等。现有研究主要从表面纹理设计和几何形状优化两个方面着手，通过改善针头与组织的相互作用，增强其在超声图像中的可见性[6][7]。研究发现，针头表面采用凹槽、条纹、涂层等设计可以显著提高针头的回声强度，从而增强其在超声图像中的可视化效果[8]。Hovgesen 等研究表明，通过在针头表面添加微小凹点，可以有效增

加回声信号强度,尤其在较大角度插入时,针头的可视化效果得到显著改善[9]。Beigi 等通过对针头表面进行激光蚀刻,研究了不同表面纹理设计对超声反射的影响,结果表明,纹理表面能够显著提升针头的回声反射,改善其在组织中的可视化效果[10]。

在针头几何设计方面,研究表明优化针头的尖端角度和直径能够有效提升其穿刺稳定性,并减少插入过程中产生的阻力,从而降低组织损伤。Abolhassani 等通过有限元分析探讨了针头直径、尖端角度和插入速度等因素对穿刺过程的影响,提出通过减少针头的直径和优化针尖形状,可以有效减少针头插入过程中的应力和变形,进而降低对组织的损伤[11]。Jiang 等进一步分析了针头几何形状对穿刺稳定性的影响,研究表明,通过优化针头的尖端形状和减小针头直径,可以显著提升其穿刺过程中的稳定性和精准度[12]。Wang 等通过力学仿真分析发现,针头的几何形状与插入力和组织应力密切相关,优化设计可以提高针头在软组织中的穿透性和稳定性[13]。此外,微波消融针的结构优化同样涵盖了材料的选择。通过选择具有较高超声反射特性的材料,能够进一步增强针头的可视化效果。研究中使用的材料包括金属合金、聚合物复合材料等,这些材料不仅提高了针头的强度和耐用性,还能有效提高针头的超声可见性。有限元分析方法(Finite Element Method, FEM)作为一种高效的数值仿真技术,在针头设计的优化过程中发挥着重要作用。通过 FEM 模拟针头在穿刺过程中与组织的相互作用,能够精确分析不同针头结构的力学特性和应力分布,从而优化针头设计,减少穿刺阻力和组织损伤。YAMAMOTO 等(2019)利用非线性有限元模型分析了微针穿刺人体组织的阻力,验证了 FEM 在微创穿刺中的有效性[14]。许多学者利用 FEM 方法研究了针头尖端设计和材料性能对穿刺性能的影响,为优化针头结构提供了宝贵的理论支持。

基于现有关于医用针头头端增强可视化的研究,本研究针对微波消融术中针头可视化效果不足的问题,设计了四款优化的针头,分别为:六切割面针头、六棱多面针头、环形凹槽针头和表面凹点针头。通过改善这些针头的几何结构和表面设计,旨在提高其在超声图像中的可见性,从而增强微波消融术中的定位精度和操作安全性。为验证这些设计的效果,本研究采用三维建模和有限元分析方法,对这四款针头与传统圆锥形针头的力学性能进行了对比分析。研究结果表明,优化设计的针头在穿刺稳定性、穿刺阻力、应力分布等方面具有明显优势,能够有效减少组织损伤,并提高微波消融术的治疗精度和安全性。

## 2. 方法

### 2.1. 微波消融针头三维建模

#### 2.1.1. 六切割面针头

传统的针头设计通常使用简单的圆形截面或斜切结构,这些设计可能导致超声波的镜面反射,从而使回声信号较弱,影响针头的可视化效果。为了克服这一问题,本研究提出通过增加针头表面的反射面数量来增强超声回声信号,从而提高显影效果。在针头设计中,增加反射面数量不仅能够增大反射面积,还能有效地增强反射信号的强度,从而使针头在超声成像中的显示更加清晰。通过在针头表面设计多个切割平面(反射面),可以显著增加针头的总反射面积。针头的总反射系数  $R_{total}$  可以用下列公式来表示:

$$R_{total} = 1 - \prod_{i=1}^n (1 - R_i) \quad (1)$$

其中,  $R_i$  是每个切割的反射系数,  $n$  是反射面数量。随着反射面数量  $n$  的增加,总反射系数  $R_{total}$  也随之增大。这表明,增加切割面的数量有助于提高回声信号的反射强度,从而增强针头的显影效果。此外,根据 Aoyagi 等(2020)的研究,六面多边形针头在穿刺过程中表现出较低的穿刺阻力,其尖锐的角点通过减少与皮肤的接触面积有效降低摩擦力,从而提高穿刺效率[15]。

根据上述理论依据,本研究设计了具有六切割面的微波消融针头,如图 1 所示,针头切割角度为

$\alpha = 25^\circ$ 。选取微波消融针常用针径 14G 针作为建模基准，利用 Solidworks 三维建模软件进行模型的绘制。为了简化微波消融针头与消融针主体结构连接，同时方便内外导体的固定，故在针头尾部设置尾部台阶柱，如图 2 所示，其尺寸  $L2 = 3 \text{ mm}$ ，外径  $D2 = 1 \text{ mm}$ ，内孔径  $D1 = 0.3 \text{ mm}$ 。

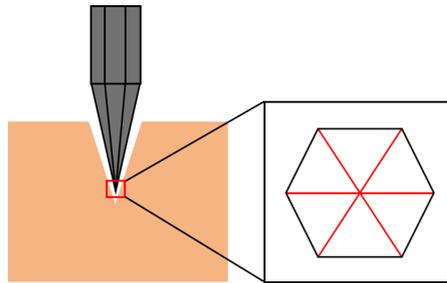


Figure 1. Six-cut surface needle  
图 1. 六切割面针头

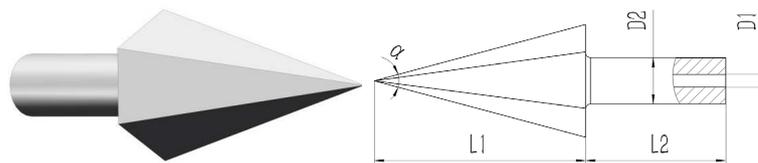


Figure 2. Schematic diagram of the six-cut surface microwave ablation needle structure  
图 2. 六切割面微波消融针头结构示意图

### 2.1.2. 六棱多面针头

基于六切割面针头设计理论的深入研究，本研究提出了六棱多面针头的结构设计方案(如图 3 所示)。该设计采用六个与针轴呈固定夹角的平面棱面，通过几何构型的优化显著提升了针头在超声成像中的可视性。其作用机制主要体现在：平面棱面结构改变了针头表面的声学反射特性，促使超声波在针头表面产生更为显著的散射和衍射现象，从而增强了回波信号强度，有效改善了针头在超声图像中的显影效果。根据 Aoyagi 等(2020)的研究，六棱多面针头在穿刺过程中较六切割面针头表现出较低的穿刺阻力，通过多棱面的设计，可以减少针头与组织的摩擦，从而降低穿刺阻力[15]。

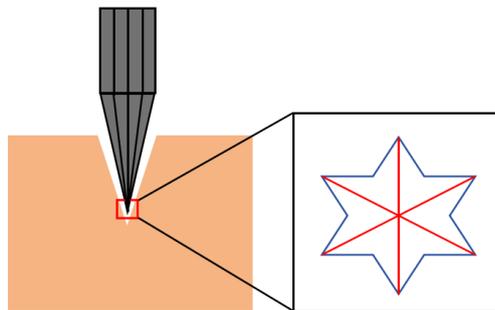
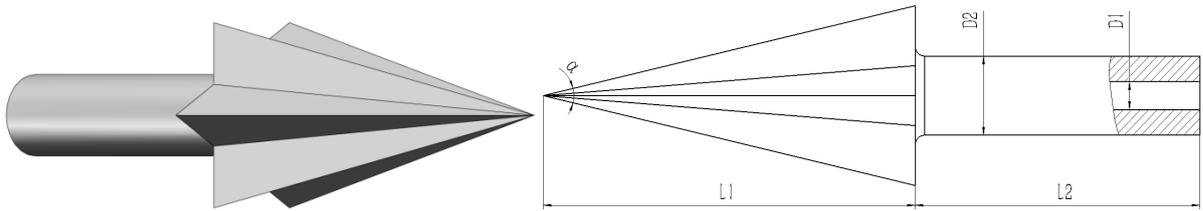


Figure 3. Hexagonal multifaceted needle  
图 3. 六棱多面针头

基于上述理论，本研究采用微波消融针常用 14G 针作为建模基础，利用 Solidworks 三维建模软件进行模型的绘制。对六棱多面针头的设计考虑了六个等角度平面棱面的分布，如图 4 所示，针头的每个棱面与针轴的夹角设定为  $25^\circ$ 。具体结构尺寸如图 3 所示，针头角度  $\alpha = 25^\circ$ ，尾部台阶柱其尺寸  $L2 = 3 \text{ mm}$ ，

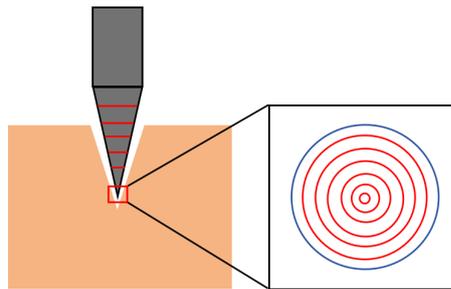
外径  $D2 = 1\text{ mm}$ ，内孔径  $D1 = 0.3\text{ mm}$ 。



**Figure 4.** Schematic diagram of the hexagonal multifaceted microwave ablation needle structure  
**图 4.** 六棱多面微波消融针头结构示意图

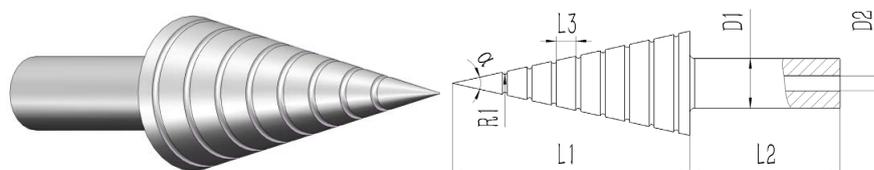
### 2.1.3. 环形凹槽针头

如图 5 所示，本研究提出了一种环形凹槽微波消融针头，通过在针头表面引入周期性凹槽结构，增强超声波的散射效应，提高术中超声成像的清晰度。环形凹槽的设计理论基于超声散射增强机制。根据超声波的传播与反射理论，当超声波照射到光滑界面时，主要发生镜面反射，使得回波信号仅在特定角度下被接收，导致成像不稳定。而在凹槽表面，由于其周期性几何特征，入射超声波在多个凹槽界面处发生多次散射(multiple scattering)和衍射(diffraction)，从而提高回波信号的强度，使针头在超声图像中更加清晰可见[16][17]。这一现象可由散射理论描述，散射强度与表面粗糙度之间的关系可以通过 Rayleigh 散射和 Mie 散射模型进行解释[18][19]。



**Figure 5.** Annular groove needle  
**图 5.** 环形凹槽针头

除了增强超声显影效果外，环形凹槽设计减少了针头与软组织的接触面积，从而降低穿刺过程中摩擦力，提高插入力的稳定性。此外，由于凹槽的存在，组织在穿刺过程中能够部分容纳于凹槽内部，从而减少局部应力集中效应，降低组织损伤风险。



**Figure 6.** Schematic diagram of the annular groove microwave ablation needle structure  
**图 6.** 环形凹槽微波消融针头结构示意图

本研究基于 14G 微波消融针进行建模，针头前端角度为  $25^\circ$ ，表面设计多个均匀分布的环形凹槽。建模采用 SolidWorks 三维建模软件进行建模，如图 6 所示。具体结构参数包括：尾部台阶柱其尺寸  $L2 =$

3 mm, 外径  $D2 = 1$  mm, 内孔径  $D1 = 0.3$  mm, 每个凹槽距离  $L3 = 0.4$  mm, 凹槽半径  $R1 = 0.05$  mm。

#### 2.1.4. 表面凹点针头

Hebard 等(2011)研究了回声增强针头, 发现表面凹点设计可以显著提高针头在超声图像中的显影效果。通过在针头表面添加凹点, 增加了超声波的散射和衍射, 从而增强了回波信号, 使得针头在超声成像中的可视性得到改善, 尤其在较大插入角度下尤为明显[20]。

基于这一发现, 本研究设计了一款表面凹点微波消融针头, 如图 7 所示。该设计通过在针头表面均匀布置凹点, 增强超声波的散射效应, 提高回波信号的强度, 从而显著提升针头的显影效果。此外, 表面凹点还优化了针头的穿刺性能, 减少了摩擦力, 提高了穿刺稳定性和精确度。

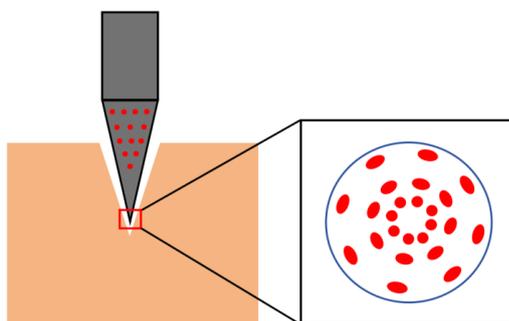


Figure 7. Surface dimpled needle  
图 7. 表面凹点针头

本研究基于 14G 微波消融针进行建模, 针头前端角度为  $25^\circ$ , 针头表面设计多层均匀分布凹点结构, 如图 8 所示。采用 Solidwroks 三维建模软件进行三维建模, 具体结构参数包括: 尾部台阶柱其尺寸  $L2 = 3$  mm, 外径  $D2 = 1$  mm, 内孔径  $D1 = 0.3$  mm, 凹点半径  $R1 = 0.05$  mm。

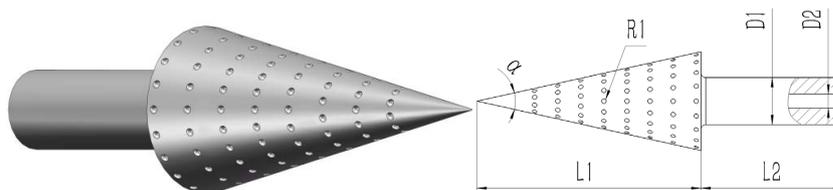


Figure 8. Schematic diagram of the surface dimpled microwave ablation needle structure  
图 8. 表面凹点微波消融针头结构示意图

## 2.2. 微波消融针头穿刺肝脏软组织有限元研究

### 2.2.1. Abaqus 中的子程序 VUSDFLD

本研究采用 Abaqus 软件对微波消融针头穿刺肝脏软组织的力学损伤进行数值模拟。为精确模拟针头与软组织接触时的力学响应及可能导致的损伤, 本文使用了 VUSDFLD 子程序。VUSDFLD 子程序能够定义材料积分点上的场变量和状态变量, 并将其作为时间或材料点的函数输出, 适用于描述软组织在针头穿刺过程中由于机械力作用引起的应力、应变及损伤, 能够准确捕捉针头与肝脏软组织的相互作用, 特别是在局部应力集中和塑性变形情况下的损伤演化[21]。在本研究中, VUSDFLD 子程序被用于定义软组织的应力、应变和损伤等场变量, VGETVRM 工具子程序则被嵌套在其中, 用于调取和处理单元块的材料点输出变量, 如应力分量、塑性应变等。应力状态的计算采用以下公式:

$$\sigma = \sqrt{\frac{1}{2}[(\sigma_1 - \sigma_2)^2 + (\sigma_2 - \sigma_3)^2 + (\sigma_3 - \sigma_4)^2 + 6(\tau_{12}^2 + \tau_{23}^2 + \tau_{31}^2)]}$$

$\sigma$  表示米塞斯应力， $\sigma_1$ 、 $\sigma_2$ 、 $\sigma_3$  表示为对称应力张量的正应力分量， $\tau_{12}$ 、 $\tau_{23}$ 、 $\tau_{31}$  为剪切应力分量。

### 2.2.2. 几何模型与材料参数

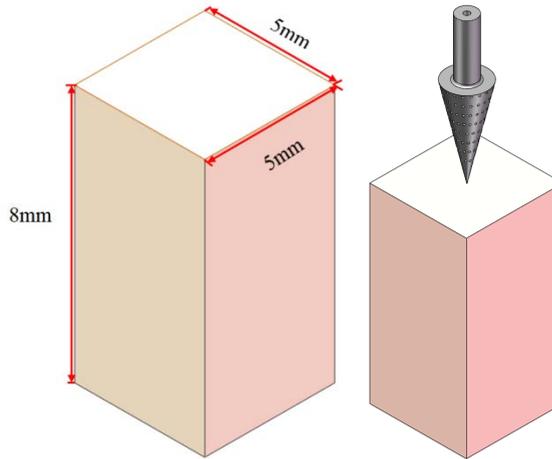


Figure 9. Geometric model of microwave ablation needle penetrating hepatic soft tissue  
图 9. 微波消融针头穿刺肝脏软组织几何模型

Table 1. Material parameters of the model  
表 1. 模型材料参数

参数	肝脏软组织[23]	微波消融针头	尾部台阶柱
材料模型	Ogden	医用陶瓷	铜
模型参数	$\mu_1 = -22740.362\text{kPa}$ , $\alpha_1 = 1.911425$ , $\mu_2 = 12578.797\text{kPa}$ , $\alpha_2 = 3.181289$ , $\mu_3 = 10686.170\text{kPa}$ , $\alpha_3 = 0.7458704$	杨氏模量 = 210 GPa 泊松比 = 0.4	杨氏模量 = 120 GPa 泊松比 = 0.34
密度(kg/m <sup>3</sup> )	1.1	6.05	8.9
失效应力(MPa)	0.1		

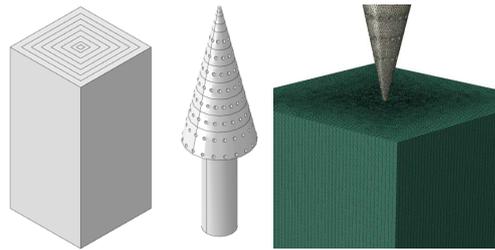
本研究中，为了模拟微波消融针头穿刺肝脏软组织的过程，首先构建了相应的几何模型。几何模型采用了一个长方体来表示肝脏软组织，其尺寸为 8 mm × 5 mm × 5 mm，如图 9 所示。该模型简化了肝脏的几何形态，并能够有效再现针头与肝脏组织之间的接触和相互作用。在材料方面，为了表征肝脏软组织的非线性力学行为，采用了三阶 Ogden 模型。肝脏软组织在微波消融过程中表现出显著的非线性和大变形特性，特别是在针头穿刺引发的局部应变区域[22]。三阶 Ogden 模型能够精确描述这种复杂的力学行为，因此被选为本研究的材料模型。三阶 Ogden 模型的应力 - 应变关系由以下公式给出：

$$\sigma = \sum_{i=1}^3 \alpha_i (\lambda_i^{2m_i} - \lambda_i^{-m_i})$$

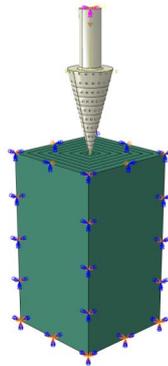
其中,  $\sigma$  为主应力,  $\lambda_i$  为主伸长比,  $\alpha_i$  和  $m_i$  为模型的材料参数, 通过调节这些参数, 三阶 Ogden 模型可以有效地模拟肝脏软组织在微波消融针头穿刺过程中的非线性响应和大变形行为。米塞斯失效准则和元素删除方法被应用于肝脏软组织材料, 以模拟其失效过程。当肝脏软组织单元的 Mises 应力超过失效应力时, 该单元将从模型中移除, 从而允许微波消融针头进一步穿透更深层的组织。肝脏软组织与微波消融针头材料参数见表 1。

### 2.2.3. 接触参数、网格划分、边界条件设置

本研究中, 针头与肝脏软组织的接触模型包含三对接触, 分别为: 针头表面与肝脏表面、针头表面与肝脏内部单元表面, 以及肝脏内部单元表面的自接触, 接触行为采用通用接触算法定义。由于 ABAQUS 无法直接创建内部单元表面的集合, 故先定义了一个可能发生破坏行为的肝脏单元集合 Set-G, 并指定一个网格表面作为假面。该假面随后被纳入通用接触设置中的后两对接触对中。在编写的 inp 文件中, 将假面定义修改为 “Set-G, interior”, 从而将 Set-1 的内部表面包含在接触行为中。在接触行为的定义上, 三对接触的法向接触行为采用硬接触模型, 使用默认的罚函数约束方式。微波消融针头与肝脏表面之间的摩擦系数设定为 0.4, 肝脏内部单元的自接触摩擦系数设定为 0.5 [21]。



**Figure 10.** Mesh division of the microwave ablation needle penetrating hepatic soft tissue model  
**图 10.** 微波消融针穿刺肝脏软组织模型网格划分



**Figure 11.** Schematic diagram of the boundary conditions applied to the model  
**图 11.** 模型所施加边界条件的示意图

针对微波消融针头与肝脏软组织模型, 采用非均匀网格划分方法以平衡计算精度与效率。如图 10 所示, 针头部分采用渐变式网格划分: 针尖区域(接触应力集中区)网格尺寸精细化至 0.01 mm, 沿针杆方向逐渐增大至 0.08 mm, 以提高计算效率。针头网格设置为十结点修正二次四面体单元(C3D10M)。肝脏软组织的网格划分也根据与针头接触的区域与远离接触区域的不同, 采用了不同的网格密度。在针头与肝

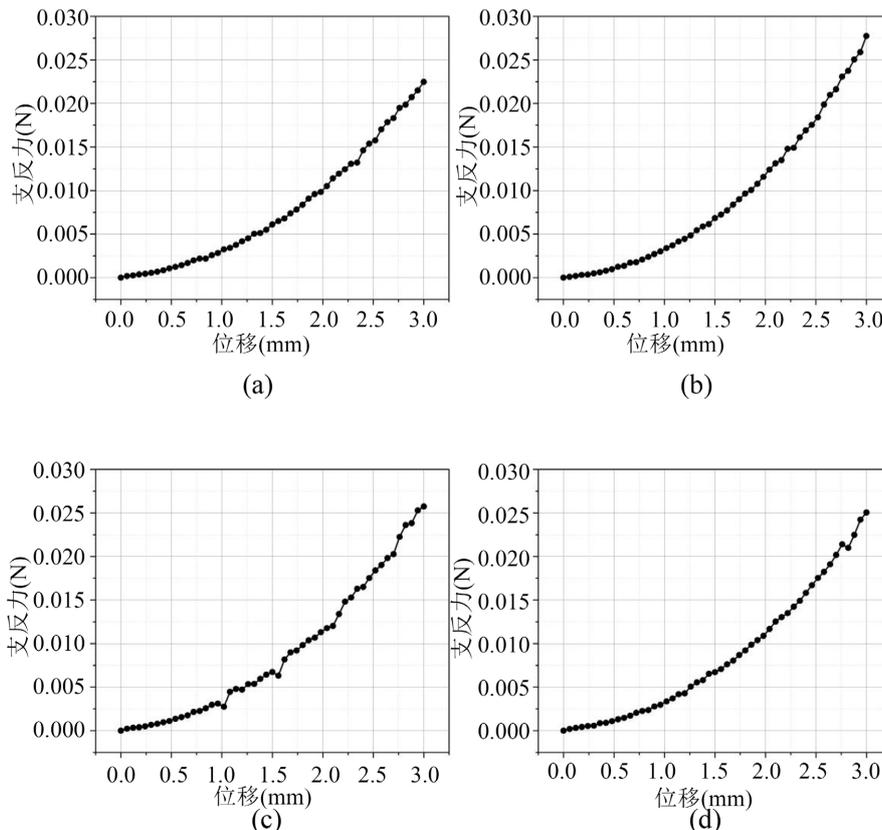
脏接触的区域, 网格尺寸较为细密, 设置为 0.15 mm; 而在远离接触区域的部分, 网格尺寸逐渐增粗, 从 0.15 mm 递增至 0.08 mm。肝脏网格设置为八结点线性六面体单元, 减缩积分, 沙漏控制(C3D8R)。网格尺寸的选择经过有效性验证, 确保了模型在精度与计算效率之间的平衡。

如图 11 所示, X 轴与 Z 轴对称约束分别被施加在肝脏模型的四个表面, 底部采用固定约束, 微波消融针顶部被施加 5 mm/s 的速度边界条件, 分析步时间设定为 0.6 s 来保证针头对肝脏组织的穿刺深度。该模型由于网格数量较多, 计算时间成本较高, 因此对整个模型在分析步前直接应用缩放系数为 10,000 的半自动质量缩放增加稳定时间增量。

### 3. 结果

本研究采用有限元仿真分析了不同类型微波消融针头在穿刺肝脏软组织过程中的力学行为, 对支反力 - 位移曲线和应力云图进行了分析, 以对比各针头设计的力学性能。

六棱多面针头的支反力 - 位移曲线, 如图 12(a)所示, 呈现出明显的非线性增长趋势。在穿刺位移为 3 mm 时, 支反力达 0.025 N, 并随着穿刺的深入逐步增大, 表明针头在穿刺过程中产生了较大的局部变形和应力。应力云图图 13(a)显示, 在针头尖端区域, 最大应力为  $3.00 \times 10^{-2}$  N, 并形成明显的应力集中区。随着穿刺的深入, 应力逐步向周围扩展, 形成尖锐的应力集中特征。这表明六棱多面针头设计适用于需要较高穿刺力的应用场景, 但由于尖端区域的应力集中, 可能导致对软组织的局部损伤。



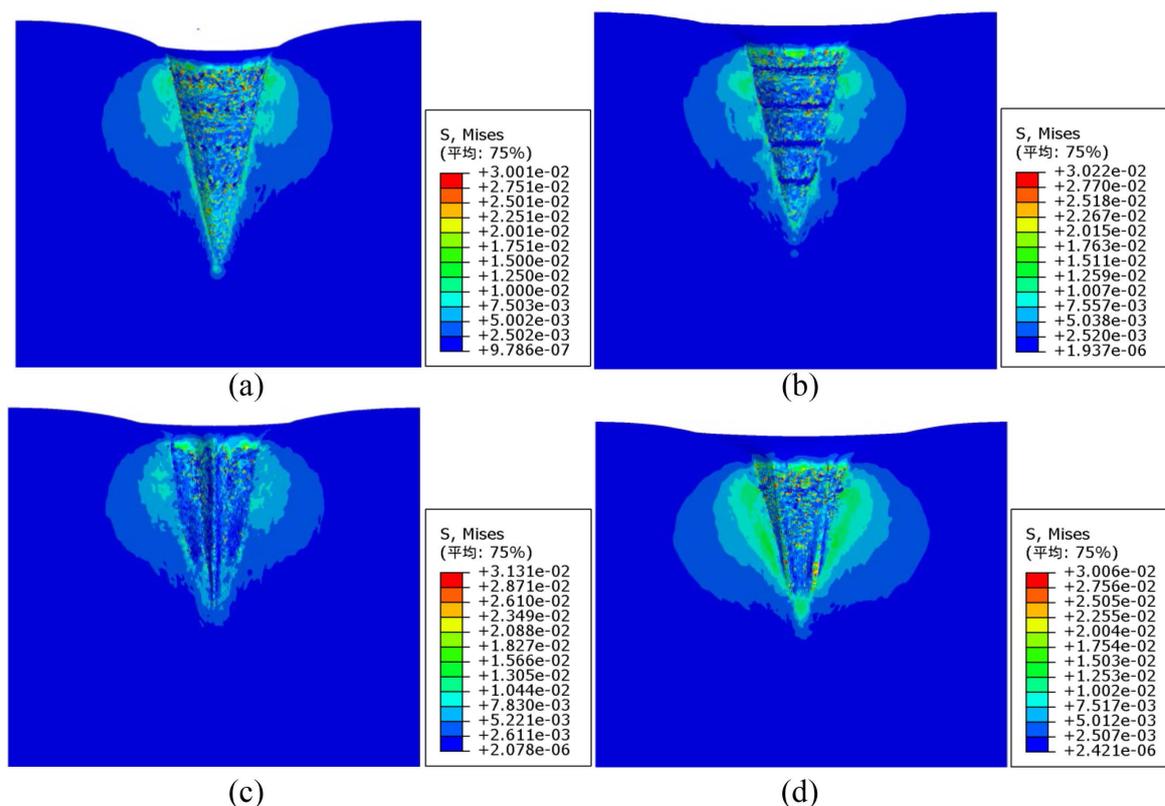
**Figure 12.** Penetration force-displacement curve of microwave ablation needle into hepatic soft tissue: (a) hexagonal multi-faceted needle; (b) annular groove needle; (c) surface dimpled needle; (d) six-cut surface needle

**图 12.** 微波消融针头穿刺肝脏软组织支反力 - 位移曲线: (a) 六棱多面针头; (b) 环形凹槽针头; (c) 表面凹点针头; (d) 六切剖面针头

如图 12(b)所示, 环形凹槽针头的支反力 - 位移曲线与六棱多面针头相似, 但在相同穿刺位移下, 其支反力较低。在 3 mm 的穿刺位移时, 环形凹槽针头的支反力为 0.022 N, 比六棱多面针头减少约 12%。该设计有效分散了针头尖端的局部应力。应力云图 13(b)显示, 环形凹槽设计能够显著减小尖端区域的应力集中, 最大应力为  $2.50 \times 10^{-2}$  N, 相较于六棱多面针头降低了约 17%。这一变化表明, 环形凹槽设计使针头在穿刺过程中产生的应力更加均匀, 减少了尖端区域的应力集中, 降低了局部应力过高的风险, 从而减少了对软组织的损伤。

如图 12(c)所示, 表面凹点针头在 3 mm 的穿刺位移时, 支反力为 0.018 N, 较六棱多面针头减少 28%, 较环形凹槽针头减少约 14%。表明表面凹点设计显著降低了穿刺过程中的所需力, 同时仍能够维持较好的穿刺稳定性。应力云图 13(c)显示, 表面凹点设计使得针头尖端的应力分布更加均匀, 最大应力为  $2.51 \times 10^{-2}$  N, 较六棱多面针头减少了 16%。该设计有效地分散了针头尖端的应力, 避免了尖锐的应力集中, 提供了更为均匀的应力分布。

图 12(d)所示, 六切割面针头在 3 mm 穿刺位移时, 支反力为 0.020 N, 较六棱多面针头减少约 20%, 较环形凹槽针头减少约 9%。这一结果表明, 六切割面设计相较于六棱多面针头能够更低的穿刺力下完成穿刺, 并保持较好的稳定性。应力云图 13(d)分析显示, 六切割面设计使得针头尖端的应力分布较为均匀, 最大应力为  $2.60 \times 10^{-2}$  N, 较六棱多面针头减少了约 13%。该设计能够有效减少尖端区域的应力集中, 同时保持较低的穿刺力, 适用于对穿刺力要求较低的应用场景。



**Figure 13.** Stress contour map of microwave ablation needle penetrating hepatic soft tissue: (a) hexagonal multifaceted needle; (b) annular groove needle; (c) surface dimpled needle; (d) six-cut surface needle

**图 13.** 微波消融针头穿刺肝脏软组织应力云图: (a) 六棱多面针头; (b) 环形凹槽针头; (c) 表面凹点针头; (d) 六切割面针头

## 4. 结论

本研究围绕微波消融针头在肝脏软组织穿刺过程中的力学性能展开，提出并分析了四种针头设计方案，分别为六棱多面针头、环形凹槽针头、表面凹点针头和六切割面针头。通过有限元仿真分析，结合支反力-位移曲线和应力云图，全面评估了各针头在穿刺过程中的力学行为和性能特点。

分析结果表明，优化设计的针头均在提高穿刺稳定性、减少局部应力集中和降低穿刺力方面表现出明显优势。六棱多面针头虽具有较高的穿刺力，但其尖端区域应力集中较为严重，可能导致较大的软组织损伤。环形凹槽针头通过有效分散应力，减少了应力集中，降低了组织损伤风险。表面凹点针头设计显著减小了穿刺力，同时保持了较好的稳定性，适用于低力需求的临床场景。六切割面针头则在维持较低穿刺力的同时，具备较好的稳定性，适用于对穿刺力要求较低的治疗需求。

本研究通过有限元仿真提供了详细的力学性能分析，但针头设计的最终临床效果仍需通过实验验证以进一步确认。本研究的局限性在于未考虑材料的生物相容性以及微波传导性能，未来的研究可在综合优化针头结构设计的基础上，进一步探索这些因素对微波消融效果的影响。

## 参考文献

- [1] Sung, H., Ferlay, J., Siegel, R.L., Laversanne, M., Soerjomataram, I., Jemal, A., *et al.* (2021) Global Cancer Statistics 2020: GLOBOCAN Estimates of Incidence and Mortality Worldwide for 36 Cancers in 185 Countries. *CA: A Cancer Journal for Clinicians*, **71**, 209-249. <https://doi.org/10.3322/caac.21660>
- [2] Galle, P.R., Forner, A., Llovet, J.M., Mazzaferro, V., Piscaglia, F., Raoul, J., *et al.* (2018) EASL Clinical Practice Guidelines: Management of Hepatocellular Carcinoma. *Journal of Hepatology*, **69**, 182-236. <https://doi.org/10.1016/j.jhep.2018.03.019>
- [3] Simon, C.J., Dupuy, D.E. and Mayo-Smith, W.W. (2005) Microwave Ablation: Principles and Applications. *Radiographics*, **25**, S69-S83. <https://doi.org/10.1148/rg.25si055501>
- [4] Smolock, A.R., Lubner, M.G., Ziemlewicz, T.J., Hinshaw, J.L., Kitchin, D.R., Brace, C.L., *et al.* (2015) Microwave Ablation of Hepatic Tumors Abutting the Diaphragm Is Safe and Effective. *American Journal of Roentgenology*, **204**, 197-203. <https://doi.org/10.2214/ajr.14.12879>
- [5] Campbell, W.A. and Makary, M.S. (2024) Advances in Image-Guided Ablation Therapies for Solid Tumors. *Cancers*, **16**, Article 2560. <https://doi.org/10.3390/cancers16142560>
- [6] Markham, S.K., Mani, A., Bauer, J., Silien, C. and Tofail, S.A.M. (2020) Surface Texturing Design to Enhance Echogenicity of Biopsy Needles during Endoscopic Ultrasound Imaging. *Ultrasound in Medicine & Biology*, **46**, 2453-2463. <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2020.04.034>
- [7] Konh, B., Honarvar, M., Darvish, K. and Hutapea, P. (2016) Simulation and Experimental Studies in Needle-tissue Interactions. *Journal of Clinical Monitoring and Computing*, **31**, 861-872. <https://doi.org/10.1007/s10877-016-9909-6>
- [8] van de Berg, N.J., Sánchez-Margallo, J.A., van Dijke, A.P., Langø, T. and van den Dobbelsteen, J.J. (2019) A Methodical Quantification of Needle Visibility and Echogenicity in Ultrasound Images. *Ultrasound in Medicine & Biology*, **45**, 998-1009. <https://doi.org/10.1016/j.ultrasmedbio.2018.10.004>
- [9] Hovgesen, C.H., Wilhjelm, J.E., Vilmann, P. and Kalaitzakis, E. (2021) Echogenic Surface Enhancements for Improving Needle Visualization in Ultrasound: A PRISMA Systematic Review. *Journal of Ultrasound in Medicine*, **41**, 311-325. <https://doi.org/10.1002/jum.15713>
- [10] Beigi, P., Salcudean, S.E., Ng, G.C. and Rohling, R. (2020) Enhancement of Needle Visualization and Localization in Ultrasound. *International Journal of Computer Assisted Radiology and Surgery*, **16**, 169-178. <https://doi.org/10.1007/s11548-020-02227-7>
- [11] Abolhassani, N., Patel, R. and Moallem, M. (2007) Needle Insertion into Soft Tissue: A Survey. *Medical Engineering & Physics*, **29**, 413-431. <https://doi.org/10.1016/j.medengphy.2006.07.003>
- [12] Jiang, S., Li, P., Yu, Y., Liu, J. and Yang, Z. (2014) Experimental Study of Needle-Tissue Interaction Forces: Effect of Needle Geometries, Insertion Methods and Tissue Characteristics. *Journal of Biomechanics*, **47**, 3344-3353. <https://doi.org/10.1016/j.jbiomech.2014.08.007>
- [13] Wang, Y., Li, W., Han, P., Giovannini, M., Ehmann, K. and Shih, A.J. (2016) Contributions in Medical Needle Technologies—Geometry, Mechanics, Design, and Manufacturing. *Machining Science and Technology*, **20**, 1-43. <https://doi.org/10.1080/10910344.2015.1133917>

- 
- [14] Yamamoto, S., Takahashi, T., Suzuki, M., Aoyagi, S., Nagashima, T., Kunugi, A., *et al.* (2019) Evaluation of Puncture Resistance Force of Microneedle by Nonlinear FEM Analysis and Experimental Validation. *Journal of Biomechanical Science and Engineering*, **14**, 19-00238. <https://doi.org/10.1299/jbse.19-00238>
- [15] Aoyagi, S., Okuda, K., Takahashi, T. and Suzuki, M. (2020) Effect of Microneedle Cross-Sectional Shape on Puncture Resistance—Investigation of Polygonal and Star-Shaped Cross Sections. *Journal of Robotics and Mechatronics*, **32**, 371-381. <https://doi.org/10.20965/jrm.2020.p0371>
- [16] Lax, M. (1951) Multiple Scattering of Waves. *Reviews of Modern Physics*, **23**, 287-310. <https://doi.org/10.1103/revmodphys.23.287>
- [17] Pecharsky, V.K. and Zavalij, P.Y. (2003) *Fundamentals of Diffraction*. Springer.
- [18] Young, A.T. (1981) Rayleigh Scattering. *Applied Optics*, **20**, 533-535. <https://doi.org/10.1364/ao.20.000533>
- [19] Du, H. (2004) Mie-Scattering Calculation. *Applied Optics*, **43**, 1951-1956. <https://doi.org/10.1364/ao.43.001951>
- [20] Hebard, S. and Hocking, G. (2011) Echogenic Technology Can Improve Needle Visibility during Ultrasound-Guided Regional Anesthesia. *Regional Anesthesia and Pain Medicine*, **36**, 185-189. <https://doi.org/10.1097/aap.0b013e31820d4349>
- [21] 朱晨曦. 聚合物微针结构设计及刺入过程有限元数值研究[D]: [硕士学位论文]. 镇江: 江苏大学, 2023.
- [22] Destrade, M., Gilchrist, M.D. and Ogden, R.W. (2010) Third- and Fourth-Order Elasticities of Biological Soft Tissues. *The Journal of the Acoustical Society of America*, **127**, 2103-2106. <https://doi.org/10.1121/1.3337232>
- [23] Lister, K., Gao, Z. and Desai, J.P. (2010) Development of *in Vivo* Constitutive Models for Liver: Application to Surgical Simulation. *Annals of Biomedical Engineering*, **39**, 1060-1073. <https://doi.org/10.1007/s10439-010-0227-8>