

纪念《声学技术》创刊 30 周年特邀文章——

超声手术刀的优化设计

周红生¹, 许小芳¹, 程 茜², 钱梦騷²

(1. 中国科学院声学研究所东海研究站, 上海 200032; 2. 同济大学声学研究所, 上海 200092)

摘要: 为适应微创手术的要求, 设计了频率为 55.5 kHz 的细长结构超声手术刀。采用有限元方法对其进行模态分析和谐振分析, 获取振幅大小、应力分布等参数。通过对手术刀刀身结构进行二次优化, 使所设计的手术刀在 50~60kHz 频段内以纵振模式为主, 刀头和刀身应力分布均匀, 最大应力由 577MPa 降到 375MPa, 远小于医用钛合金材质的超声手术刀的最大抗拉强度。为验证有限元分析结果, 分别试制结构优化前后的手术刀模型并进行实验。结果表明: 结构优化之后的手术刀工作时, 应力分布均匀, 径向无明显扰度, 轴向输出振幅可以满足生物组织切割的要求。

关键词: 超声手术刀; 优化设计; 应力分布; 纵振

中图分类号: TB52+6

文献标识码: A

文章编号: 1000-3630(2012)-01-0048-05

DOI 编码: 10.3969/j.issn1000-3630.2012.01.007

The optimal design of ultrasonic scalpel

ZHOU Hong-sheng¹, XU Xiao-fang¹, CHENG Qian², QIAN Meng-lu²

(1. Shanghai Acoustics Laboratory, Chinese Academy of Sciences, Shanghai 200032, China;

2. Institute of Acoustics, Tongji University, Shanghai 200092, China)

Abstract: An ultrasonic scalpel with a slender structure in a frequency of 55.5 kHz is designed to meet the requirement of Minimally Invasive Surgery. By analyzing its model and harmonic with the finite element method, the amplitude and stress distributions are obtained. The structure of scalpel is quadratically optimized to make it dominated by the longitudinal vibration between 50 kHz and 60 kHz, the tip and the body of the scalpel are with uniform distribution of stress, its maximum stress drops from 577MPa to 375 MPa, which is much less than the maximum tensile of the scalpel using biomedical titanium alloy material. In order to test the analysis results with finite element method, the scalpel models before and after optimization have been severally made for experiments. The result shows that, after optimization, the scalpel is with uniform distribution of stress, it has no obvious vibration on the radial direction, and the output axial amplitude is great enough to cut biological tissues.

Key words: ultrasonic scalpel; optimal design; stress distribution; longitudinal vibration

0 引言

近年来, 超声外科在生物医学领域中的应用越来越广泛。研制高效、灵活的超声手术刀已成为相关领域的研究热点。目前超声手术刀主要应用在白内障乳化、肝胆肿瘤吸引、切割、凝血等, 由于它具有切割精度高、出血量少、极少产生烟雾以及术后恢复快等优点, 已具有逐步取代传统电刀、机械夹钳的趋势^[1]。

实际应用中, 为适应各种手术, 对超声手术刀的性能要求也越来越高, 如腹腔镜微创手术中, 虽然多孔腹腔镜微创手术克服了传统开刀手术中存在的危险性大、创伤大等缺点, 但仍存在恢复时间

较长、术后留有多个小伤疤等缺点。微创手术以其治愈效果好, 术后恢复快, 疤痕小等优点, 日益成为患者手术的首选^[2], 同时也对手术刀的设计提出了更高的要求:

(1) 微孔中同时插入手术刀、光源、摄像头等医疗器械, 手术过程中, 避免手术刀自身扰度, 与其他器械之间发生干涉, 产生“筷子效应”;

(2) 微孔尺寸较小, 操作困难, 要求手术刀的刀头输出振幅较大, 在短时间内切除组织。

超声手术刀相对于机械手术刀具而言, 优点显著, 但在实际应用中, 也存在一些问题: 如刀身细长的手术刀振动时, 易发生扰动, 刀头应力分布不均匀, 容易断裂; 电声转化效率低, 长时间使用手柄易发烫等。

为适应单孔微创手术的要求, 本文设计了一频率为 55.5kHz 的细长结构超声手术刀, 采用有限元方法模拟其振动模态, 获取振幅大小、应力分布和应力大小等参数, 并通过对刀身结构和刀头进行优

收稿日期: 2011-10-05; 修回日期: 2012-01-21

作者简介: 周红生(1973—), 男, 安徽东至人, 副研究员, 研究方向为超声应用。

通讯作者: 钱梦騷, E-mail: mlqian@tongji.edu.cn

化, 使手术刀应力分布均匀, 以轴向振动为主, 刀头轴向输出振幅可以满足生物组织切割的需要, 可以改善超声手术刀目前存在的问题。

1 超声刀切割原理

超声手术刀是利用超声对软组织进行切开和止血。其作用机理主要是与生物组织直接接触的金属刀头产生的超声机械效应、空化效应和热效应。超声刀头的高频振动导致与之直接接触的组织细胞的蛋白质氢链断裂, 细胞崩解重新融合, 组织凝固后切开。同时, 机械振动导致组织内胶原蛋白结构破坏, 超声振动的热效应使蛋白凝固, 进而封闭血管达到止血目的。它适用于对需要控制出血和最小程度热损伤的软组织进行切开, 被广泛应用于外科手术。超声手术刀可以用来配合或取代高频手术刀、激光手术刀和钢制手术刀, 大大拓宽了超声治疗的应用领域^[3]。

当超声波在媒质中传播时, 媒质质点即进入相应的高频振动。由初始的振动幅值产生相应的振动速度与加速度。研究表明, 当超过切割阈值的机械振动作用于活体生物组织时, 被作用部位可被迅速切开而不伤及其周围组织, 反之, 未被作用部位则不会被切开^[4]。因此, 超声刀刀头的振动幅值反映其切割能力。刀头振幅、频率和加速度的关系^[5]:

$$a = A\omega^2 = A(2\pi f)^2 \quad (1)$$

Graham Gavin 的研究表明^[6], 当工作频率为 23.5 kHz 的超声作用于生物组织时, 输出端振幅的峰-峰值高达 98 μm 。代入式(1), 得到的切割加速度大于软组织切割阈值, 满足组织切割条件。对于工作频率为 55.5 kHz 的超声刀, 刀头输出振幅达到 50 μm , 完全满足切割条件。

2 超声刀建模

手术刀模型如图 1 所示, 其中, 手术刀材质选用医用钛合金 TC4ELI^[7], 其基本属性为: 杨氏模量 $E=1.10 \times 10^{11} \text{ Pa}$, 密度 $\rho=4470 \text{ kg/m}^3$, 声速 $c=5077 \text{ m/s}$, 泊松比 $\sigma=0.32$ 。



图 1 超声刀模型示意图
Fig.1 Schematic of ultrasonic scalpel's model

2.1 设计目标

在工作频率为 55.5 kHz 时, 细长手术刀刀头的输出振幅大于 50 μm , 应力分布均匀, 小于钛合金的最大抗拉强度 900 MPa^[7]。在 50~60 kHz 频段内, 振动模式为以纵振为主。

2.2 超声刀振动模态分析

(1) 确定尺寸, 建立模型

根据波动声学原理, 当声波在介质中传播且传播的距离为半波长的整数倍时, 在介质内形成驻波场, 此时声阻抗最小, 传播过程中的声能损耗最小。由公式 $c=\lambda f$ 可知, 当频率为 55.5 kHz 的声波在钛合金杆中传播时, 波长约为 0.09 m, 即传播距离为半波长约为 0.045 m 的整数倍时, 声能损耗最小。因此综合波动声学原理和手术刀应用环境, 选定手术刀总长度为 270.5 mm, 细直杆的直径为 4.5 mm。

根据以上尺寸, 建立超声刀模型, 导入 ANSYS 软件进行模态分析。

(2) 模型求解

使用频率为 55.5 kHz 的纵振模式换能器激励手术刀模具, 进行模态和谐振分析, 连接有换能器的手术刀模型如图 2 所示, 其振动模态和应力分布如图 3 所示。



图 2 连接有换能器的手术刀模型示意图
Fig.2 Model of ultrasonic scalpel with transducer

图 3 中, 图 3(a)、3(b)分别为轴向、径向振动模态, 图 3(c)中轴向位移和应力分布曲线显示: 当轴向输出 50 μm 振幅时, 手术刀的应力最大值为 577 MPa, 远小于钛合金的最大抗拉强度 900 MPa, 且刀身应力分布均匀。但由图 3(b)可知, 在纯纵向激励下, 超声刀还存在明显弯曲振动模式。

3 优化设计

为使手术刀工作在纵向振动模式, 避免工作时弯曲变形, 提高沿轴向方向的输出位移, 根据图 2 中的仿真结果, 对刀身结构进行了优化设计。并采用有限元方法分析手术刀应力分布和振动模态等信息, 对比优化前后手术刀的振动模态变化。

3.1 优化后的手术刀模型

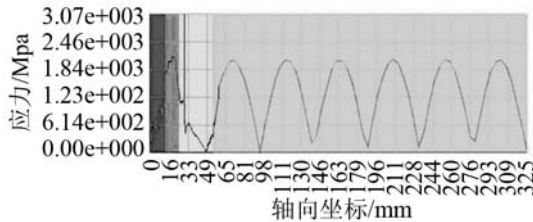
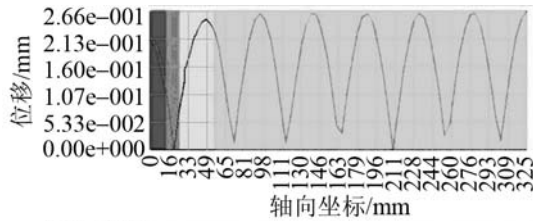
手术刀总长度不变为 270.5mm，在刀身径向位移波腹处加“竹节”，即加大刀身传输线的直径，“竹



(a) 轴向振动模式



(b) 径向振动模式



■ 后盖板组, H:12.5 ■ 压电堆, H:12.0
 □ 前盖板组, H:30.0 ■ 模具, H:270.5

(c) 轴向位移和应力分布曲线图

Fig.3 The vibration modal and stress distribution of the ultrasonic scalpel

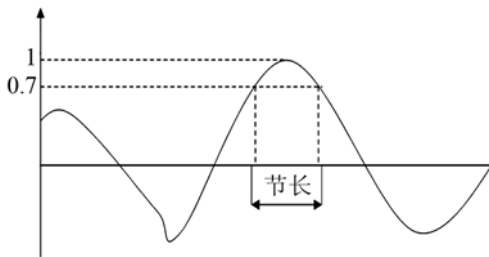


图 4 “竹节”长度选择示意图
Fig.4 Schematic of 'bamboo' length



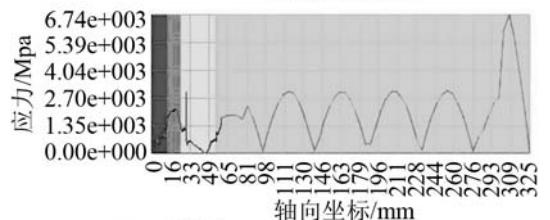
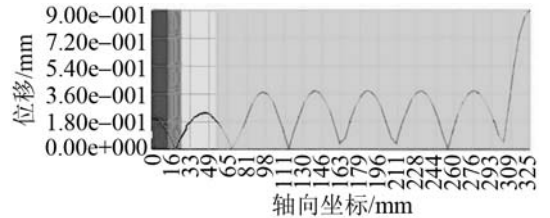
图 5 优化设计之后的超声刀模型示意图
Fig.5 Schematic of the ultrasonic scalpel's model after optimization design



(a) 轴向振动模式



(b) 径向振动模式



■ 后盖板组, H:12.5 ■ 压电堆, H:12.0
 □ 前盖板组, H:30.0 ■ 模具, H:270.5

(c) 轴向位移和应力分布曲线图

图 6 优化设计之后的超声刀振动模式及应力分布图
Fig.6 The vibration modal and stress distribution of the ultrasonic scalpel after optimization design

节”的长度为径向位移下降至峰值的 0.707 倍时两点之间的距离，如图 4 所示。图 5 为刀身结构优化之后的手术刀模型示意图。

3.2 优化后的手术刀模型求解

图 6 为优化设计后超声刀的振动模式及应力分

布。从图 6(c)可知: 刀身结构经过优化之后, 在纯纵向激励下, 轴向位移输出明显提高, 最大应力减小: 当轴向位移输出为 $50\mu\text{m}$ 时, 刀身的应力分布均匀, 最大应力约为 374MPa , 且在谐振点工作时, 刀身振动模式以轴向振动为主, 未发生明显弯曲变形(如图 6(a)、6(b)所示)。但对其进行谐振分析时, 综合换能器数据得知: 此结构下, 换能器的 Q 值由 1460 降到 1260, 影响电声转换效率, 为此可考虑对图 5 中的手术刀模型进行二次优化: 在刀身径向位移不同波腹处用不同长度的“竹节”, 如图 7 所示。其振动模态及应力分布如图 8 所示。



图 7 二次优化后的超声刀模型示意图
Fig.7 Schematic of the ultrasonic scalpel's model after quadratic optimization

按以上分析方法, 对二次优化后细长杆手术刀进行模态和谐振分析, 结果表明: 手术刀均能实现以纵振模式为主、轴向输出最大振幅、刀身应力分布均匀, 最大应力值 375MPa 小于钛合金的最大抗拉强度, 且 Q 值提高到 1470, 达到了设计要求。

4 实验

为验证有限元分析结果, 试制上述三种结构的手术刀模型, 如图 9 所示。使用 55.5kHz 的纵振换能器分别对其进行激励, 采用 Agilent4294A 精密阻抗分析仪和基恩士激光测振仪 LK-G5000 对以上三种手术刀模型在 $50\sim 60\text{kHz}$ 频段内, 纯纵向激励下的振动特性和频率进行了测量。测振示意图如图 10 所示。实验结果表明: 与设计频率 55.5kHz 相比, 误差很小, 且输出端振幅大小与设计要求的值基本一致, 表 1 为仿真结果与实验测量结果数据对比。

5 结论

为适应单孔微创手术要求, 本文设计了频率为 55.5kHz 的细长型超声手术刀, 采用有限元方法模拟手术刀振动模态, 获取应力分布、振幅大小等信息, 根据分析结果, 先后对手术刀刀身结构进行二次优化, 使其具有纵振模式为主, 轴向输出振幅大于 $50\mu\text{m}$, 刀身应力分布均匀, 最大应力值远小于

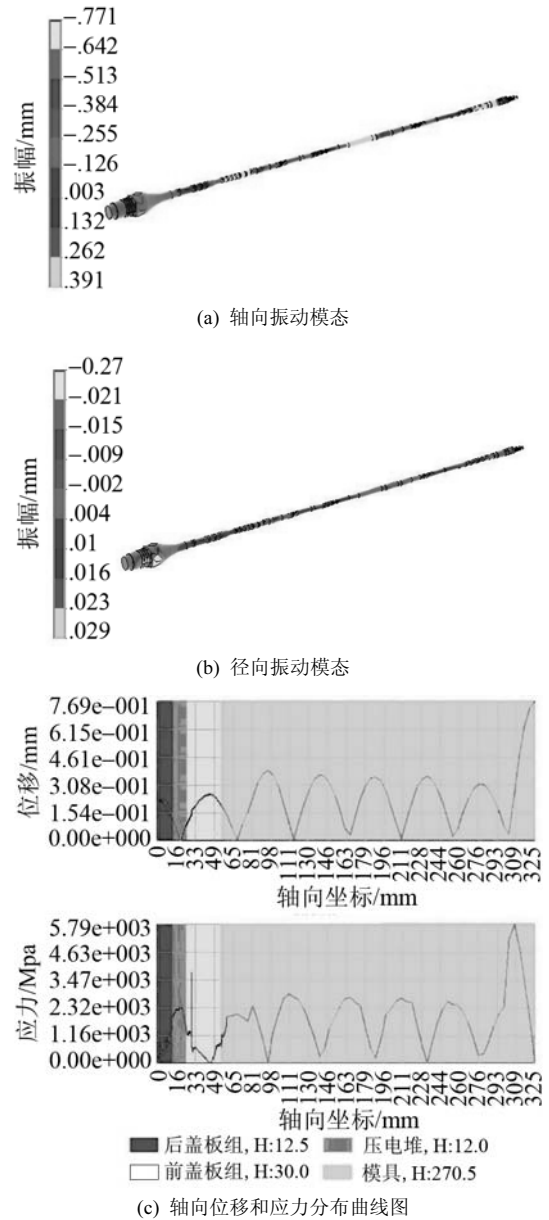


图 8 二次优化后的超声刀振动模态及应力分布图
Fig.8 The vibration modal and stress distribution of the ultrasonic scalpel after quadratic optimization

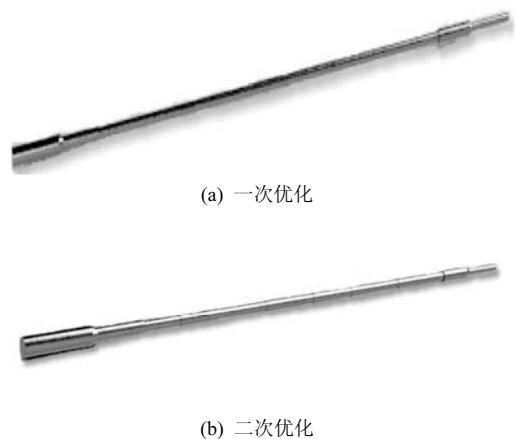


图 9 手术刀实物图
Fig.9 Samples of ultrasonic scalpel

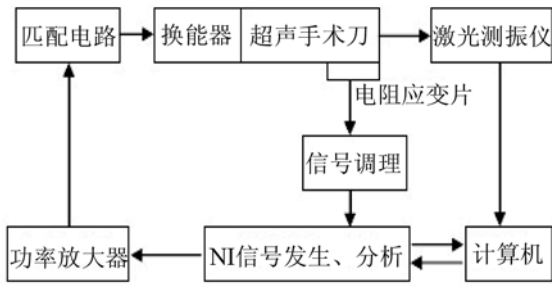


图 10 激光测振示意图
Fig.10 Laser vibrometer system

表 1 仿真与实验结果对比
Table 1 Simulation and experiment results

型号	频率/kHz		输出位移/ μm		Q 值	
	仿真	实验	仿真	实验	仿真	实验
细长杆	55.24	55.32	50	47.2	1450	1360
1 次优化	55.46	55.39	50	48.3	1260	1320
2 次优化	55.53	55.49	50	48.7	1470	1410

钛合金的最大抗拉强度，且电声转化效率得到提高。同时为验证仿真结果，试制三种结构的手术刀模具，进行相关实验测量，结果表明：理论仿真和实验结果基本一直，达到设计目标要求。

参 考 文 献

[1] 陈颖, 罗晓宁. 超声手术刀的研制现状与应用[J]. 生物医学工程杂志, 2005, 22(2): 377-380.

CHEN Yin, LUO Xiaoning. The application and development of ultrasonic scalpel[J]. Journal of Biomedical Engineering, 2005, 22(2): 377-380.

[2] 金锺. 经脐单孔腹腔镜手术方法及技巧改进[D]. 山东大学, 2010: 6-8.

JIN Lei. Techniques and improvements of natural orifice transumbilical surgery[D]. Shandong University Master's Thesis, 2010: 6-8.

[3] 宋立为, 李晓亮, 苏庆. 超声切割止血刀与高强度聚焦超声刀的比较[J]. 医疗设备与信息, 2007(10): 1007-7510(2007)10-0032-03.

SONG Liwei, LI Xiaoliang, SU Qing. Comparison between UHS and HIFU[J]. Inform Med Equip, 2007, 22(10): 32-34.

[4] 尚志远, 马玉英. 超声手术刀切割动物软组织的实验研究[J]. 声学技术, 1989, 8(3): 22-24.

SHANG Zhiyuan, MA Yuying. Experimental research on cutting animal soft tissue by ultrasonic scalpel[J]. Technical Acoustics, 1989, 8(3): 22-24.

[5] 罗晓宁, 周兆英. 新型超声骨骼切割仪[J]. 中国医疗器械信息, 2002, 8(2): 17-18.

LUO Xiaoning, ZHOU Zhaoying. New-style ultrasonic skeleton Cutting instrument[J]. China Medical Device Information, 2002, 8(2): 17-18.

[6] Graham Gavin. Performance characteristics of a therapeutic ultrasound wire waveguide[J]. Dublin Institute of Technology, 2007: 2.

[7] 宁聪琴, 周玉. 医用钛合金的发展及研究现状[J]. 材料科学与工艺, 2002, 10(1): 100-103.

NING Congqin, ZHOU Yu. Development and research status of biomedical titanium alloys[J]. Materials Science & Technology, 2002, 10(1): 100-103.