

无铅压电陶瓷超声刀仿真与实验

鲁俊晖¹, 钟美鹏², 吴超峰³

¹浙江理工大学机械工程学院, 浙江 杭州

²嘉兴南湖学院机电工程学院, 浙江 嘉兴

³桐乡清锋科技(嘉兴)有限公司, 浙江 嘉兴

收稿日期: 2023年4月6日; 录用日期: 2023年5月24日; 发布日期: 2023年5月31日

摘要

本文采用BNT (钛酸铋钠)无铅压电陶瓷材料, 设计出一种用于外科手术的超声刀换能器, 并使用有限元软件对于PZT (锆钛酸铅)超声换能器和无铅压电陶瓷换能器进行模态仿真和谐响应分析, 得出超声换能器工作时的最佳谐振频率以及各阶模态, 获得最佳振幅并进行对比参照。进行无铅压电陶瓷超声刀换能器的设计, 与有铅超声刀模拟仿真分析比较, 得出超声换能器工作时的最佳谐振频率和最大位移振幅。同时对无铅压电陶瓷加工工艺和微观结构进行观察, 并对无铅压电陶瓷换能器组装并测试装配预载荷对于谐振频率的影响, 测试两种压电陶瓷材料换能器的性能, 为无铅压电陶瓷超声刀的应用提供了进一步的发展和优化空间。

关键词

超声刀, 无铅压电陶瓷, 有限元, 模拟仿真

Simulation and Experiment of Lead-Free Piezoelectric Ceramic Ultrasonic Knife

Junhui Lu¹, Meipeng Zhong², Chaofeng Wu³

¹School of Mechanical Engineering, Zhejiang Sci-Tech University, Hangzhou Zhejiang

²School of Mechanical and Electrical Engineering, Jiaxing Nanhu University, Jiaxing Zhejiang

³Tongxiang Qingfeng Technology Co., Ltd., Jiaxing Zhejiang

Received: Apr. 6th, 2023; accepted: May 24th, 2023; published: May 31st, 2023

Abstract

In this paper, BNT (sodium bismuth titanate) lead-free piezoelectric ceramic material is used to

文章引用: 鲁俊晖, 钟美鹏, 吴超峰. 无铅压电陶瓷超声刀仿真与实验[J]. 建模与仿真, 2023, 12(3): 3129-3138.

DOI: 10.12677/mos.2023.123288

design an ultrasonic scalpel transducer for surgery. The finite element software is used to conduct modal simulation and harmonic response analysis for PZT (lead zirconate titanate) ultrasonic transducers and lead-free piezoelectric ceramic transducers, and the optimal resonant frequency and various modes of the ultrasonic transducer during operation are obtained. The optimal amplitude is obtained and compared. The design of a lead-free piezoelectric ceramic ultrasonic knife transducer was carried out, and the optimal resonant frequency and maximum displacement amplitude of the ultrasonic transducer during operation were obtained by comparing it with the simulation analysis of a lead-free ultrasonic knife. At the same time, the processing technology and microstructure of lead-free piezoelectric ceramics were observed, and the lead-free piezoelectric ceramic transducer was assembled and the effect of assembly preload on resonant frequency was tested. The performance of two piezoelectric ceramic material transducers was tested, providing further development and optimization space for the application of lead-free piezoelectric ceramic ultrasonic knives.

Keywords

Ultrasonic Knife, Lead-Free Piezoelectric Ceramic, Finite, Simulation

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

微创手术的主要工具是超声刀，主要应用于切割组织和血管闭合等操作，它不仅高效、操作灵活、功能多样，还具有愈合效果较好、伤疤小等治疗特点，并且在手术操作过程中产生的烟雾小，因此超声刀已经越来越成为国内外学者研究的热点[1]。超声手术刀是由于超声波产生的强大瞬时冲击加速度、微声流及声空化的共同作用分离组织[2]。超声手术刀切割组织，是超声波能量产生的高频振动使得组织细胞蛋白质分子氢链断裂，凝固后将组织切开[3]。超声刀的工作原理是利用超声波发生器实现电信号和高频振荡信号的转换，再由换能器将高频振荡信号转换为高频机械信号产生高频机械振动，然后经过变幅杆的作用把振幅放大，最后把机械振动传递到连接变幅杆的超声刀部分，进而通过接触作用于生物组织以实现组织切除和血管止血的功能[4] [5]。

为了保护环境 and 环境可持续发展，近年来，国内外学者在无铅压电陶瓷领域已开展了大量的研究并取得了诸多重大进展，其中 BaTiO_3 (BT)、 $\text{Bi}_0.5\text{Na}_0.5\text{TiO}_3$ (BNT)、 $(\text{K}, \text{Na})\text{NbO}_3$ (KNN)基无铅压电陶瓷得到了广泛关注。BT、BNT 及 KNN 等无铅压电材料各有特点，但这些材料体系尚不能完全独立地取代铅基压电陶瓷。因此，多种无铅压电材料体系并存是未来无铅压电陶瓷的发展与应用的主要趋势。目前关于无铅压电陶瓷的应用研究大多集中在超声换能器、谐振器、压电马达、蜂鸣器等方面[6]。

实际应用中，为适应各种手术，对超声手术刀的性能要求也变得越来越高，如腹腔镜微创手术中，虽然多孔腹腔镜微创手术中存在的危险性小、伤口小等优点，但仍存在恢复时间长、术后留有伤疤等缺点[7]。目前超声手术刀主要应用在白内障，肝胆肿瘤，吸脂美容，切割凝血等[8]。在这些应用方面，超声刀仍然存在不足，因此需要不断优化。

压电陶瓷由于其对电压输入的快速响应、高刚度和大输出力方面的优异性能，是超声手术刀换能器的杰出候选者。超声压电转换器可以基于逆压电效应将高频超声振荡信号转换为机械振动[9]。压电换能器由于其简单的制造和组装过程、更大的能量输出以及更小的重量和体积，已广泛应用于水声和医疗领

域。超声换能器是在超声频率范围内将电信号转换为声信号的能量换能器[10]。

综合上述的研究, 本文依据换能器理论设计一种用于超声刀的夹心式超声换能器, 采用无铅压电陶瓷装配并利用有限元软件进行分析, 获取振幅大小等参数来改进超声换能器工作频率并用实验进行验证。

2. 超声换能器原理及结构设计

2.1. 超声换能器工作原理

超声换能器的原理是利用压电陶瓷的逆压电效应。当在电介质的极化方向上施加电压, 这些电介质就会发生变形, 电压去掉后, 电介质的变形也会随之消失, 这种现象称为逆压电效应。超声刀所用换能器结构如图 1 所示, 主要元件为预紧螺栓, 后盖板, 压电陶瓷片, 变幅杆, 法兰等结构组成。超声换能器产生超声振动并将其传输到安装在末端的刀头, 然后该刀头使用这些超声振动去除生物组织。超声换能器将电信号转换为高频机械信号产生机械振动, 通过变幅杆放大机械振动并作用于刀头。为了将超声波换能器与设备外壳组装在一起, 需要安装夹具。在大多数情况下, 传感器的安装夹具具有平面法兰结构, 易于安装, 且加工成本低。控制电源施加适当的激励信号, 控制电源的激励频率等于换能器的谐振频率, 以使换能器整体谐振。这样, 振动幅度增加, 振动相对稳定, 能量转换效率达到最高。

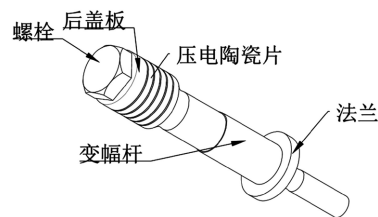


Figure 1. Structural drawing of ultrasonic transducer
图 1. 超声换能器结构图

2.2. 超声换能器结构设计

将换能器看作是一个变截面棒, 它是由均匀的, 各向同性材料组成的。不考虑材料的机械损耗, 换能器各个截面分布的应力都是相同的。换能器中的位移可以用轴线上的坐标表示。此时截面上各质点做同相振动[11]。

图 2 为变截面换能器纵振动示意图, 棒的对称轴为坐标轴对于厚度为 dx 的小体元作用于其上的合力。

根据以上设计换能器的尺寸参数, 图 3 为设计的超声换能器的三维相关尺寸。其中压电陶瓷与后盖板的直径相同, 按照机械等效电路设计, 变幅杆上设有法兰。

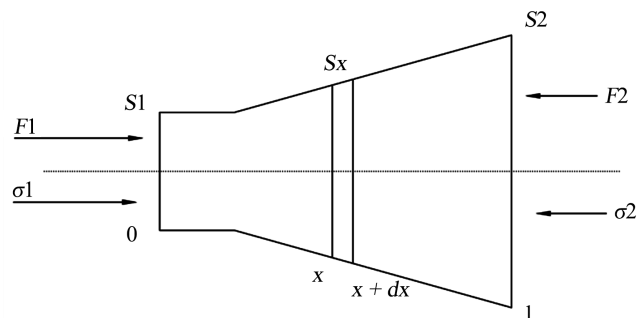


Figure 2. Schematic diagram of longitudinal vibration of variable cross-section transducer
图 2. 变截面换能器纵振动示意图

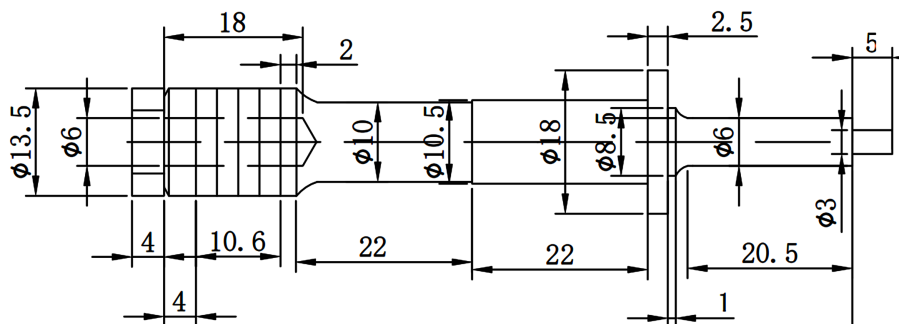


Figure 3. Three-dimensional dimensions of ultrasonic transducers
图 3. 超声换能器三维尺寸

3. 超声换能器有限元分析

根据换能器尺寸进行三维设计并简化装配，忽略电极片和绝缘套筒，主要由预紧螺栓，后盖板，压电陶瓷，变幅杆等组成，装配体如图 4 所示。

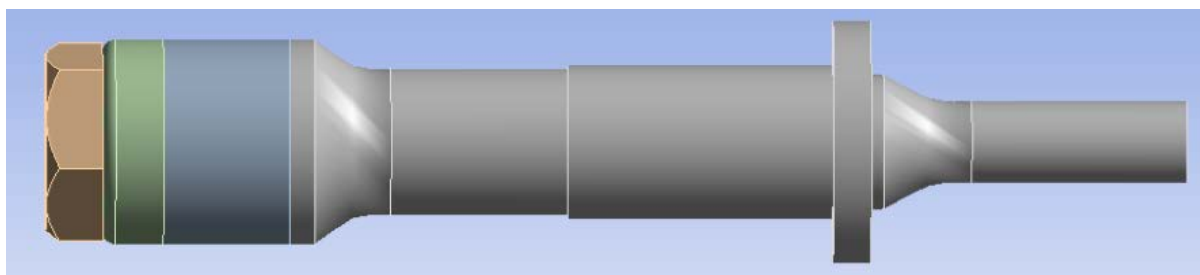


Figure 4. Simplified assembly mode
图 4. 装配体简化模型

3.1. 各部件材料的确定

在进行仿真前，对于超声换能器的材料参数的确定，为了使超声刀达到更好的效果，预紧螺栓和后盖板采用 304 不锈钢，变幅杆和后端盖设计为一个整体，选择声阻抗低的金属材料，采用 7076 铝合金，压电陶瓷采用 BNT 无铅压电陶瓷材料和 PZT-8 压电陶瓷材料进行仿真对比。为避免换能器产生纵向振动和轴向振动耦合的现象，压电陶瓷的直径应小于四分之一声波波长[12]，所使用的压电陶瓷圆环规格为：外径 16 mm，内径 6 mm，厚度 2.5 mm，查阅文献得到换能器中相关特征参数如表 1 所示。

Table 1. Material parameters
表 1. 材料参数

部件	材料	密度(kg/m ³)	弹性模量(GPa)	泊松比
预紧螺栓	304 不锈钢	7930	193	0.29
后盖板	304 不锈钢	7930	193	0.29
压电陶瓷 1	BNT	4620	/	0.32
压电陶瓷 2	PZT-8	7600	/	0.30
变幅杆	7076 铝合金	2810	71	0.34

3.2. 建模与模态仿真

根据设计好的尺寸建立三维模型装配体,在 ANSYS 有限元分析软件中进行模态分析,其步骤如下:

- 1) 建立换能器三维模型(如图 4);
- 2) 输入相关材料参数(如表 1);
- 3) 划分网格(选择 1 mm 单元划分);
- 4) 分析类别(Model), 频率(50,000 Hz~60,000 Hz), 阶数(6 阶);
- 5) 求解。

利用 ANSYS2020 workbench 软件对超声换能器进行模态分析,模态分析是为了确定超声换能器的固有频率(也叫谐振频率),图 6 和图 7 分别为 PZT 能器谐振模态和无铅压电陶瓷换能器谐振模态,纵振模态是换能器工作时所需的谐振频率。对换能器进行自由网格划分,网格大小设置为 0.001 m,如图 5 所示,划分后的网格共有 30,193 个单元。根据分析结果可以得知,PZT 换能器谐振频率 54,734 Hz,无铅压电陶瓷换能器的谐振频率为 55,596 Hz。对比可知,无铅压电陶瓷换能器谐振频率更接近于超声换能器的工作频率,满足预期的要求。

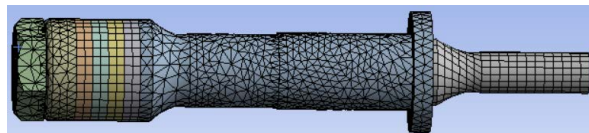


Figure 5. Ultrasonic transducer grid division diagram
图 5. 超声换能器网格划分图

由图 6 可知,PZT 换能器三阶四阶的振型分别为扭转振动模态和纵向振动模态,且纵向振动模态时的谐振频率为 54,734 Hz。由图 7 可知在 BNT 无铅压电陶瓷换能器在三阶时达到的振型为弯曲振动模态,在五阶时达到的则为纵向振动模态且谐振频率为 55,596 Hz。从图 7(c)可知预紧螺栓和变幅杆主要通过压电陶瓷产生的超声波能量进行纵向振动,变幅杆前端面靠近刀杆的位置有较大的位移变化,表明变幅杆的位移主要向前传递,符合超声刀的设计要求。

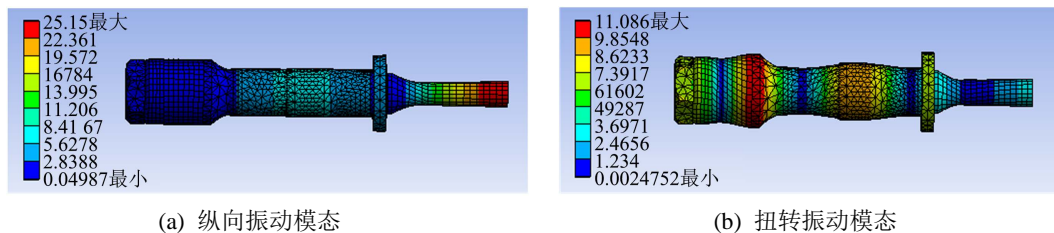


Figure 6. Modal analysis results of PZT transducer
图 6. PZT 换能器模态分析结果

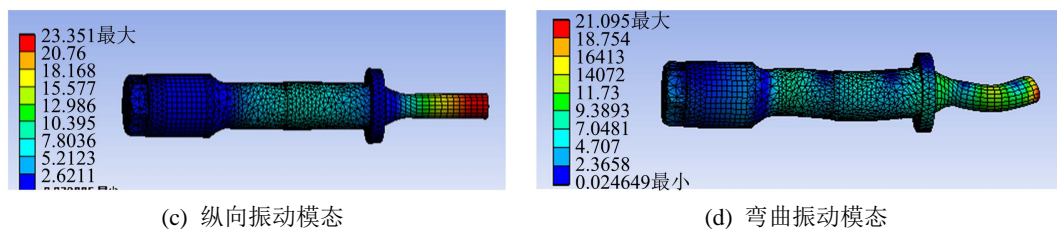


Figure 7. Modal analysis results of BNT transducer
图 7. BNT 换能器模态分析结果

3.3. 谐响应分析

谐响应分析属于线性分析,是确定换能器在承受简谐载荷时的稳态响应。在模态分析的结果基础上,对换能器进行稳态受迫振动分析。在超声换能器的实际应用中,通常对换能器施加一定的电压获得足够大的振幅。谐响应采用完全法进行求解,频率设置范围为 50~60 kHz,求解间隔设置为 50,即每子步相隔 200 Hz。对法兰两端分别设置圆柱形固定支撑,并将其径向设置为自由,对压电陶瓷片按照极化方向对两端施加 5 V 和 0 V 的正弦交流电压。求解完成的 PZT 和无铅压电陶瓷换能器位移频率响应曲线如图 8 所示。

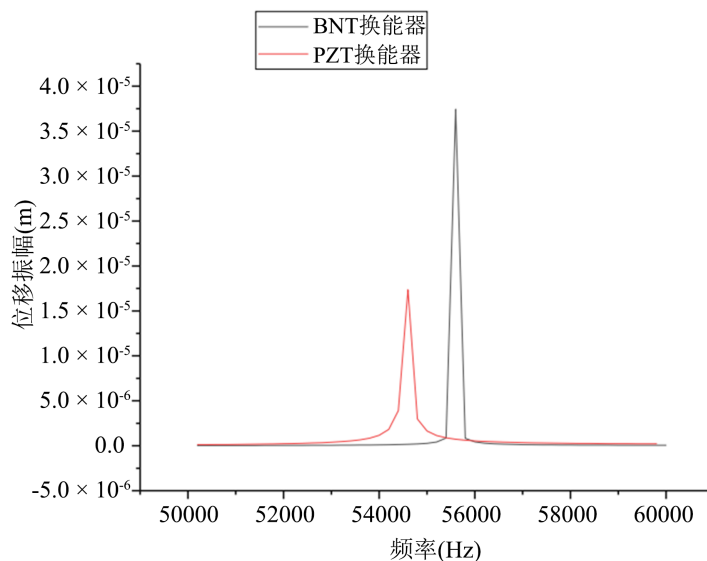


Figure 8. Displacement frequency response curve of transducer
图 8. 换能器位移频率响应曲线

根据换能器位移频率响应曲线可知,在 $U = 5 \text{ V}$ 电压下,PZT 换能器在谐振频率为 54.6 kHz 达到最大位移振幅 $17.3 \mu\text{m}$,无铅压电陶瓷换能器则在 55.6 kHz 时达到最大位移振幅 $37.4 \mu\text{m}$,均满足预期的结果,且无铅压电陶瓷达到的效果更好,更接近实际测试的谐振频率。

4. 无铅压电陶瓷加工工艺及性能表征

4.1. 压电陶瓷制备及加工工艺

实验采用固相合成法制备陶瓷粉体,加工工艺流程如图 9。按所述化学组成配比称量原料,置于球磨罐中,加入酒精。将球磨罐置于球磨机中,设置球磨速度 300 rpm,球磨时间 24 h,混匀磨细原料后烘干。将烘干后的粉料转移到坩埚中,加盖后置于箱式炉中,在 930°C 烧结 5 h,使各原料在高温下进行固相反应,形成陶瓷主相。在预烧粉料中加入 PVA 胶黏剂,将胶与原料混合均匀,使粉料达到指定粒度,形成高密度、流动性好的颗粒。使用压片机将造粒完成后的粉料压成生坯。将生坯叠放在坩埚中,片与片之间使用陶瓷粉隔开,置于烧结炉中,在 700°C 烧结 5 h,去除生坯中的 PVA 胶黏剂。

将排胶后的生坯在 1070°C 下烧结 5 h 形成陶瓷片。陶瓷片在丝印台上进行刷银将刷好银的陶瓷片放在烧结炉中 730°C 下烧结 3 h,保温十分钟。使用外圆和平面磨床将陶瓷片加工到指定尺寸。将烧银完成后的陶瓷片放入极化仪中,设置极化温度 80°C ,在 8 kV 电压下极化 15 min,使陶瓷片内部电畴定向排列,使其具有压电性能。

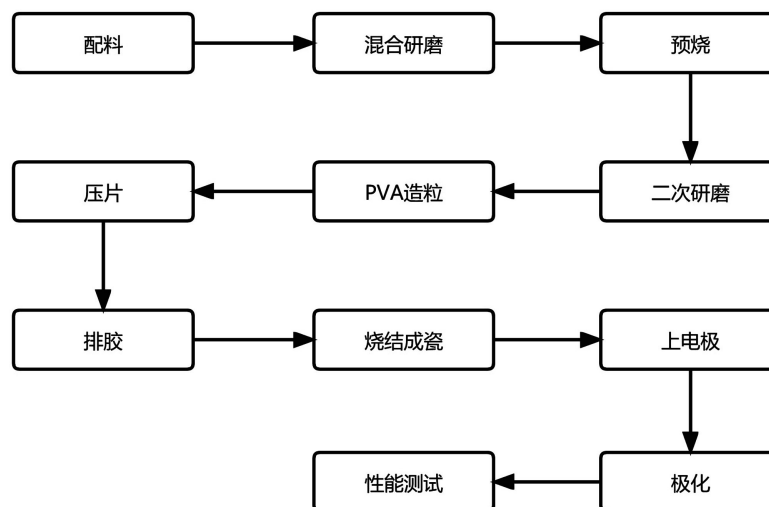


Figure 9. Process flow of lead-free piezoelectric ceramic processing
图 9. 无铅压电陶瓷加工工艺流程

4.2. 压电陶瓷微观结构表征

陶瓷样品的微观形貌是影响陶瓷性能的重要因素之一。晶粒尺寸、晶粒形状、晶界组成和第二相的存在将对陶瓷的性能产生重大影响[13]。图 10 显示了 BNT 压电陶瓷抛光腐蚀后的表面和横截面的扫描电子显微镜(SEM)图像。从图中可以观察到，所制备的压电陶瓷表面呈现出比较明显的光滑表面，陶瓷晶粒尺寸相对比较均匀，没有较大的孔，结构相对紧凑，致密度也相对较高，样品的微观样貌良好。从图 10 中也可以观察到，制备的压电陶瓷的横截面晶粒明显被拉出边界，陶瓷呈现较高的致密度，晶粒尺寸也相对均匀，没有大量的孔洞，致密的微观样貌可以进一步优化和提高压电陶瓷的压电性能。

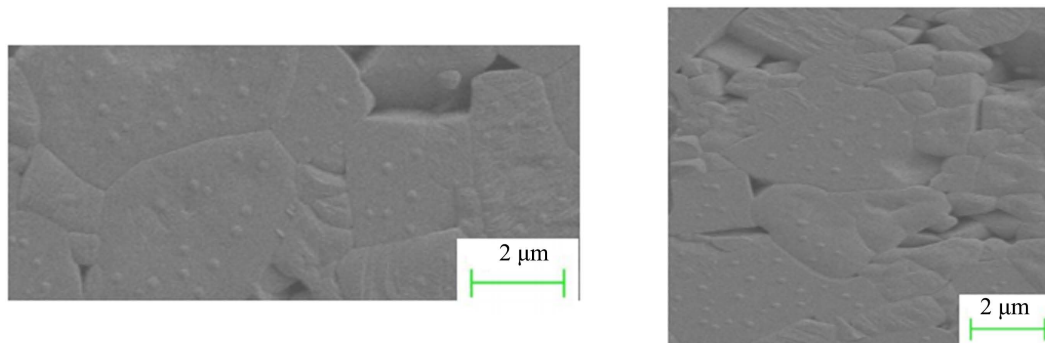


Figure 10. SEM images of the surface and cross-section of lead-free piezoelectric ceramics
图 10. 无铅压电陶瓷表面和横截面 SEM 图

5. 超声刀组装与换能器实验

根据以上理论设计和有限元仿真分析设计超声换能器并采用无铅压电陶瓷进行组装，如图 11 所示。用夹具将超声换能器固定，用扭矩扳手(西特 XC-220)对超声换能器装配预载荷。由于组件预载荷对超声换能器的振动稳定性非常重要，且不适当的组件预载荷会导致谐振频率和阻抗发生变化，从而对超声波能量的传输和换能器的振幅产生不良的负面影响，因此，确保制造的换能器处于适当的装配预载荷下来进一步确认装配的一致性非常重要。

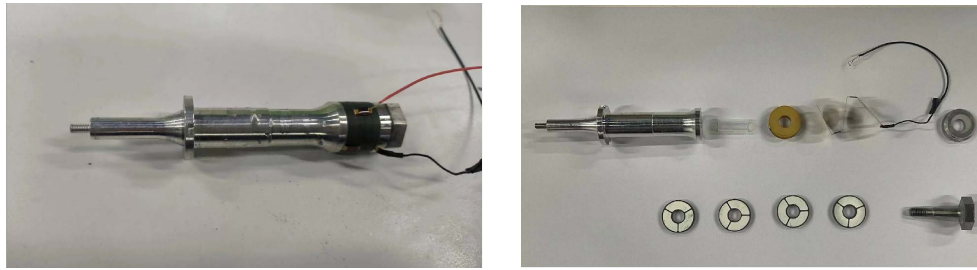


Figure 11. Physical diagram and component diagram of transducer assembly
图 11. 换能器组装实物图及各部件图

为了确定合适的装配预载，应研究谐振频率、阻抗和装配预载之间的关系。因此，在 2 N·M 至 6 N·M 之间的不同装配预载下测量了超声换能器的谐振频率和阻抗，然后使用阻抗分析仪(Agilent 4194 A)测量谐振频率和阻抗，结果如图 12 所示。

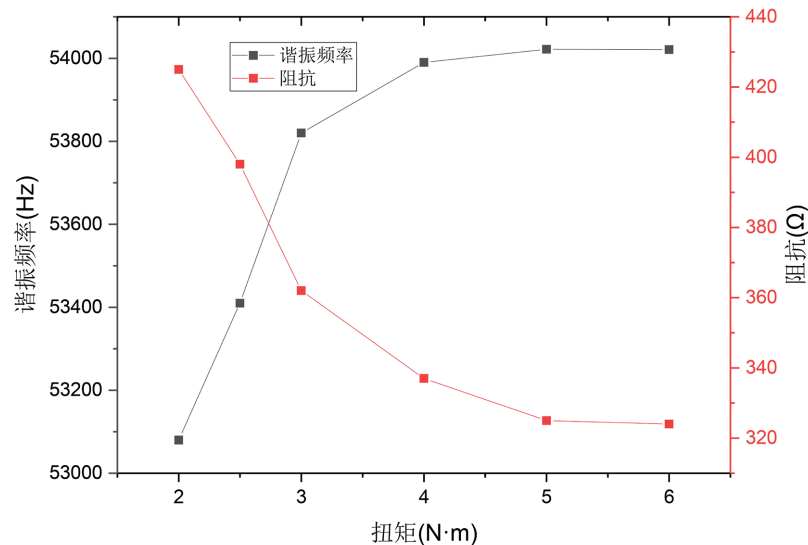


Figure 12. The influence of assembly preload on resonance frequency and impedance
图 12. 装配预载荷对谐振频率及阻抗的影响

由图 12 可知，换能器的谐振频率随着组件预载荷的增加而增加。当预载荷大于 5 N·M 时，谐振频率逐渐趋于稳定(54.022 kHz)，即组件预载荷提供了足够的刚度，以支持换能器内部的超声波能量传输。阻抗也是换能器的一个重要性能参数，它与压电陶瓷换能器的机电转换效率密切相关。在相同的输入功率下，阻抗越低，通过压电陶瓷的电流有效值越大，换能器产生的振动也会越大。如图 12 所示，当扭矩增加时，阻抗会慢慢减小，然后趋于稳定。通过不断测试和检测，可以得知适当的扭矩可以帮助减少换能器内部的能量消耗，并增加换能器的振幅。在实验过程中发现，过度的增加扭矩，会对压电陶瓷造成损坏。因此，在装配换能器时，使用 6 N·M 的扭矩来装配超声换能器。

对于装配好的超声换能器使用阻抗分析仪(Agilent 4194 A)测量频率响应，对于不同压电陶瓷材料的超声波换能器，获得的阻抗与频率之间的关系曲线如图 13 所示。采用无铅压电陶瓷换能器的阻抗在 54.022 kHz 的频率下达到最小值，表明无铅压电陶瓷换能器的谐振频率为 54.022 kHz，而 PZT 压电陶瓷换能器谐振频率为 53.810 kHz，仅略微增加 0.39%。可以看出，相比之下无铅压电陶瓷换能器的谐振频率更高，刚度也较好。所有实际测试结果与有限元分析模拟结果基本吻合。

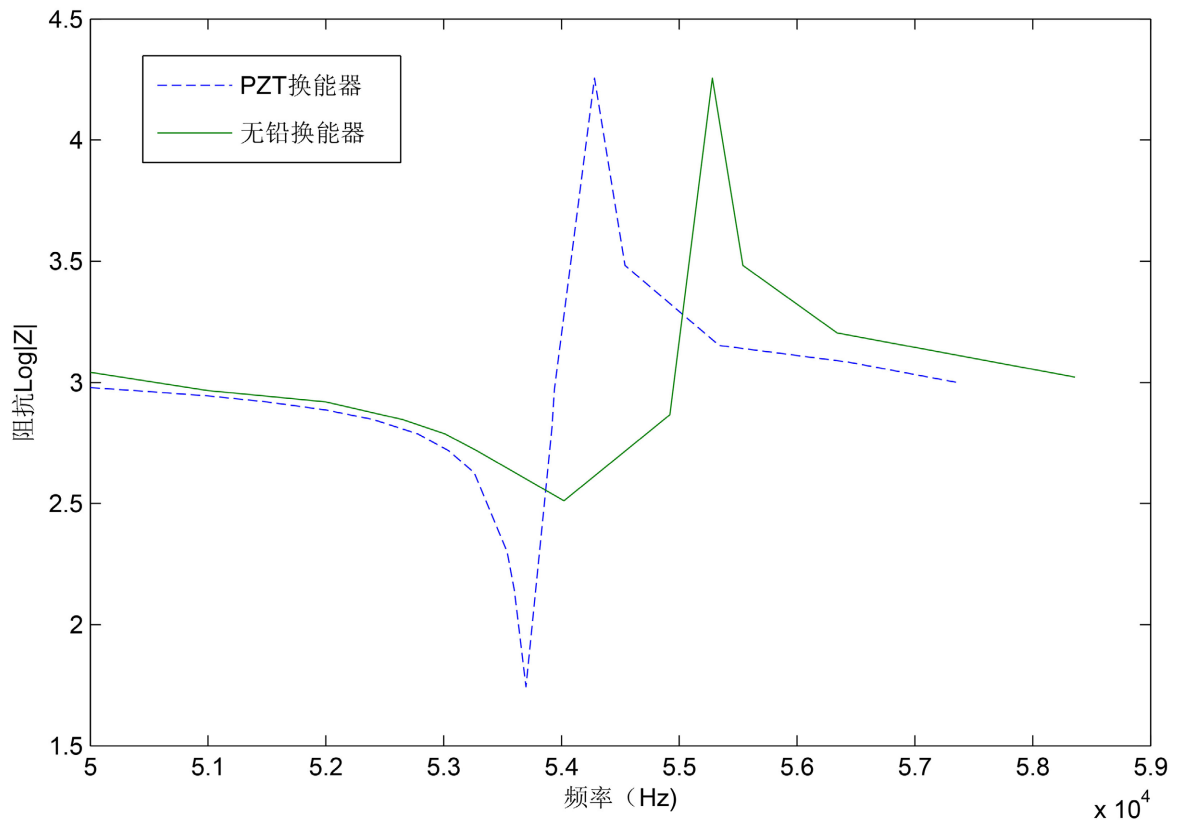


Figure 13. Frequency impedance curves of different piezoelectric ceramic transducers

图 13. 不同压电陶瓷换能器频率阻抗曲线

根据阻抗分析仪及以上实验测试得到如表 2 的相关性能参数, PZT 换能器和无铅换能器两者具有相似的谐振频率和反谐振频率, 并且每个换能器的共振频率与目标频率的偏差仅小于 3%, 表明了设计的有效性。同时, 无铅压电陶瓷换能器的机械品质因数已经达到了 1629, 远远超过 1000。这一优点支持超声换能器将电能转换为机械能的优异效率, 并使超声手术刀能够产生足够的能量进行切割。

Table 2. Comparison of experimental parameters for different transducers

表 2. 不同换能器实验参数比较

驱动材料	谐振频率(kHz)	反谐振频率(kHz)	静态电容(nF)	机械品质因数
PZT 换能器	53.81	54.38	1.29	1111
BNT 换能器	54.022	54.138	2.53	1629

6. 结论

根据理论设计得到的超声换能器三维尺寸, 利用 ANSYS Workbench 软件对设计好的超声换能器进行模态分析和响应分析, 为了环境保护和可持续发展, 对于压电陶瓷材料方面, 分别采用 PZT 压电陶瓷和无铅压电陶瓷材料进行仿真, 对无铅压电陶瓷材料加工工艺和微观表征进行观察, 并进行样品的制备与装配测试得到以下结论:

1) 通过超声换能器设计获得其装配体模型, 基于 ANSYS 有限元仿真得到 PZT 换能器和 BNT 换能器谐振频率和最大位移振幅符合超声刀的预期。

2) 对无铅压电陶瓷加工工艺以及微观表征观察,可以看出无铅压电陶瓷具有较好的致密度且无铅压电陶瓷材料价格相对便宜,对环境无污染,为无铅压电陶瓷超声刀的应用提供了借鉴和基础。

3) 通过实验测试结果可知,该无铅压电陶瓷换能器和 PZT 换能器具有相似的谐振频率和机械品质因数,通过实验测试了装配预载荷对超声刀换能器谐振频率和阻抗的影响,符合超声刀的实际工作频率和设计要求,表明了无铅压电陶瓷也可以作为超声换能器的零部件之一。

综上所述,本研究目前完成了对于超声换能器的结构设计,有限元仿真模拟,无铅压电陶瓷材料加工工艺以及实验测试,表明了无铅压电陶瓷可以作为超声刀换能器的替代材料,为无铅压电陶瓷超声刀的应用提供了进一步的发展和优化空间。

参考文献

- [1] 刘宇洋, 刘平, 陈小红, 孙福佳, 周洪雷. 用于超声手术刀的夹心式换能器设计与有限元分析[J]. 有色金属材料与工程, 2022, 43(3): 17-22.
- [2] 贺洋洋. 超声手术刀在临床上的应用[J]. 医疗装备, 2019, 32(6): 192-193.
- [3] 李诤, 张旭, 李源, 周鹏. 超声手术刀振动频率优化选择方法研究[J]. 中国医疗设备, 2018, 33(5): 53-56.
- [4] 索建军, 王彤宇, 王小毓. 超声手术刀振动特性分析[J]. 长春理工大学学报(自然科学版), 2017, 40(2): 60-63.
- [5] 高琦, 周红生, 王彤宇. 一种超声手术刀推挽激励换能器的研究[J]. 声学技术, 2016, 35(6): 579-583.
- [6] 张秀侦, 吴超峰, 姚方周, 王轲, 柴勇. 铌酸钾钠基无铅压电陶瓷纵振换能器[J/OL]. 应用声学: 1-11. <http://kns.cnki.net/kcms/detail/11.2121.O4.20221103.1057.002.html>, 2023-05-30.
- [7] 周红生, 许小芳, 程茜, 钱梦騷. 超声手术刀的优化设计[J]. 声学技术, 2012, 31(1): 48-52.
- [8] 陈颖, 罗晓宁, 史文勇, 周兆英. 超声手术刀的研制现状与应用[J]. 生物医学工程学杂志, 2005, 22(2): 377-380.
- [9] Li, J.H., Dong, X.Y., et al. (2021) An Enhanced Hemostatic Ultrasonic Scalpel Based on the Longitudinal-Torsional Vibration Mode. *IEEE ACCESS*, 9, 10951-10961. <https://doi.org/10.1109/ACCESS.2021.3050186>
- [10] Gan, Y., Meng, B., Chen, Y.Z. and Sun, F.J. (2022) An Intelligent Measurement Method of the Resonant Frequency of Ultrasonic Scalpel Transducers Based on PSO-BP Neural Network. *Measurement*, 190, Article ID: 110680. <https://doi.org/10.1016/j.measurement.2021.110680>
- [11] 林书玉. 超声换能器的原理及设计[M]. 北京: 科学出版社, 2004.
- [12] 郭志成. 面向手术机器人的超声刀设计方法与实验研究[D]: [硕士学位论文]. 天津: 天津大学, 2019.
- [13] Ye, J.K., Ding, G.Y., et al. (2023) Development and Performance Research of PSN-PZT Piezoelectric Ceramics Based on Road Vibration Energy Harvesting Technology. *Materials Today Communications*, 34, Article ID: 105135. <https://doi.org/10.1016/j.mtcomm.2022.105135>