

一种超声手术刀推挽激励换能器的研究

高琦^{1,2}, 周红生^{1,2}, 王彤宇²

(1. 中国科学院声学研究所东海研究站, 上海 201821; 2. 长春理工大学机电工程学院, 吉林长春 130022)

摘要: 设计了一种超声手术刀用的新型推挽激励换能器。它是在夹心式单晶堆压电超声换能器的经典构造基础上, 把原先激励一组压电陶瓷晶片堆的方式, 改为同时施加反相激励的前后两组晶堆。利用有限元方法, 对该推挽激励换能器进行模态分析和频率响应分析。在相同大小的电压激励下, 相对单晶堆换能器, 推挽激励换能器可以获得更高的工作带宽和机电耦合系数, 提高了换能器的电声转换效率。按照仿真结果加工推挽激励换能器, 实现良好的动力学和电学特性, 满足设计要求。

关键词: 推挽激励换能器; 有限元; 频率响应分析

中图分类号: TB552

文献标识码: A

文章编号: 1000-3630(2016)-06-0579-05

DOI 编码: 10.16300/j.cnki.1000-3630.2016.06.016

A study of push-pull excitation transducer for ultrasonic scalpel

GAO Qi^{1,2}, ZHOU Hong-sheng^{1,2}, WANG Tong-yu²

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

2. School of Mechatronic Engineering, Changchun University of Science and Technology, Changchun 130022, Jilin, China)

Abstract: This paper designed a new type of push-pull excitation transducer for the need of ultrasonic surgical knife. Based on the classical structure of the sandwich typed single piezoelectric ceramic stack ultrasonic transducer, the way of meantime exciting two piezoelectric ceramic stacks in inverse phases is adopted to replace the original way of exciting only one piezoelectric ceramic stack. By using the finite element method, the modal analysis and harmonic response analysis of the push-pull excitation transducer has been done in this paper. Under the same voltage excitation, compared to the single stack transducer, the push-pull excitation transducer can obtain higher frequency bandwidth and electromechanical coupling coefficient, and so improve the electroacoustic conversion efficiency of the transducer. According to the results of simulation to process the push-pull excitation transducer, good dynamic and electrical characteristics of the transducer, which meet the design requirements, are achieved.

Key words: push-pull excitation transducer; finite element; harmonic response analysis

0 引言

20 世纪 90 年代以来超声外科在生物医学领域中的应用越来越广泛。高效、灵活的超声手术刀的研制已成为相关领域研究的热点。目前超声手术刀主要应用在白内障乳化、肝胆肿瘤吸引、吸脂美容、切骨、切割凝血等方面。其中, 超声切割止血刀的应用范围较广, 它利用超声换能器, 使金属刀头以 55 kHz 的频率进行机械振荡, 导致与之接触的组织细胞内水汽化, 蛋白氢键断裂, 细胞崩解, 组织被切开或凝固, 进而封闭血管, 达到止血的目的^[1]。

超声换能器是在超声频率范围内将交变的电信号转换成声信号或者将声信号转换为电信号的能量转换器件。它是超声手术刀系统中主要的激励和控制元件, 其特性直接影响到整个系统的性能。在实际应用中, 一般采用夹心式压电换能器。夹心式压电换能器由压电陶瓷片、前后金属盖板、预应力螺栓、金属电极片以及预应力螺栓绝缘套管等组成^[2]。常用的夹心式压电换能器中, 只有一组压电陶瓷晶堆, 即单晶堆换能器。

超声手术刀的工作条件为: 谐振频率 55 kHz, 输出振幅 10~20 μm 。超声刀在工作时温度上升, 产生温漂效应, 超声刀的谐振频率会发生漂移。超声手术刀换能器机械品质因数较高, 带宽较窄^[3]。同时, 超声刀换能器由于机械损耗大, 电声转换效率不高, 往往在临床应用上百次后即丢弃。为此, 我们需要设计一种新型换能器, 拓展工作带宽, 提高电声转换效率, 延长使用寿命, 并保证谐振频率、输出振幅等特性满足工作需求。

收稿日期: 2016-10-10; 修回日期: 2016-12-10

基金项目: 国家自然科学基金项目(11274342、11304353、11474042、11574348)

作者简介: 高琦(1990—), 男, 湖北黄冈人, 硕士, 研究方向为精密机械设计、虚拟装配。

通讯作者: 王彤宇, E-mail: wty_salas@126.com

基于上述设计目的, 本文提出一种推挽激励换能器结构, 设计并制作了推挽激励超声换能器, 采用有限元方法对换能器进行仿真优化, 对其电学特性及振动输出特性进行了表征。实验表明推挽激励换能器, 可以有效地改善换能器动力学特性和电学特性。

1 推挽激励换能器的设计及有限元分析

1.1 推挽激励换能器的设计原理概述

基于现有的单晶堆换能器的理论模型, 设计全波长推挽激励换能器, 将原有的一组压电陶瓷晶堆平分分为两组, 分别放置在换能器的前后两部分, 并使前盖板输出端面为振幅响应最大值位置。

超声刀所用的一种单晶堆夹心式超声换能器如图 1 所示, 主要元件为一组压电陶瓷晶堆、前后金属盖板、变幅杆等。

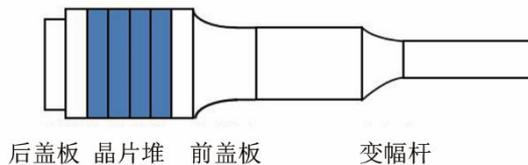


图 1 单晶堆换能器结构图
Fig.1 Structure diagram of single excitation transducer

将上述单晶堆换能器的压电陶瓷晶堆平分分为两组, 在前后两晶堆中间插入长度约为振子工作频率对应的半波长整数倍的过渡质量块, 组成新的双晶堆即之万换能器, 如图 2 所示。若两压电晶堆的极化方向相同, 过渡质量块的长度为奇数倍半波长时, 两个压电晶堆须反相激励, 构成一个推挽激励换能器^[4]。

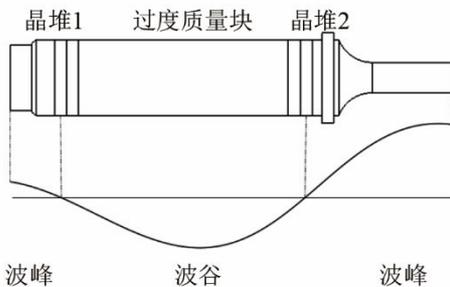


图 2 推挽激励换能器几何模型
Fig.2 Geometric model of the push-pull driving transducer

推挽激励换能器中两组压电陶瓷晶堆的极化方向如图 3 所示, 晶堆 a 和 c 正向极化, 晶堆 b 和

d 负向极化, 输入电压相位相差 180°, 即实际使用时将两组晶片的电极反接。此时前后压电陶瓷晶堆振动模式相反, 呈“舒张-收缩”模式。由经典波动理论可知, 若将中间连接结构视为一个直棒, 当其长度为半波长整数倍时, 两端为振幅最大处^[5]。此时, 前后压电陶瓷晶堆可以在结构两端实现纵向推拉效果。

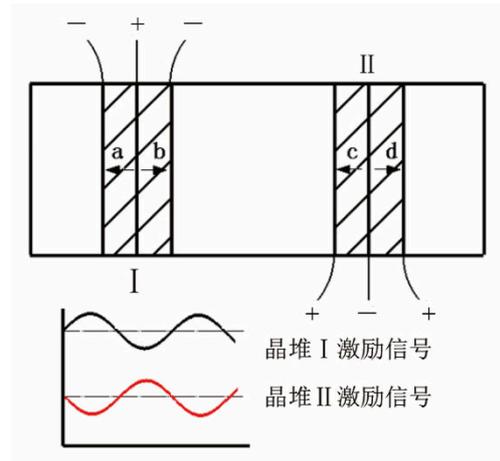


图 3 推挽激励换能器原理示意图
Fig.3 Principle diagram of push-pull excitation transducer

在换能器设计中, 首先要确定结构的节面位置, 保证换能器的工作稳定性和安全性, 并且获得合适的振幅放大倍数和固定处的位置。在初步设计中, 仍选择后盖板处的两晶片中间为位移节点。绘制的推挽激励换能器的设计构型图如图 4 所示。

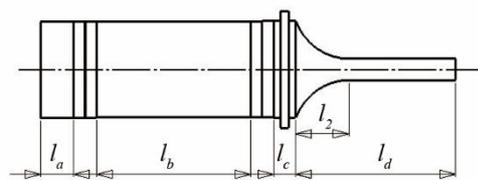


图 4 推挽激励换能器设计图
Fig.4 Design chart of push-pull excitation transducer

利用传输线理论, 可以确定后盖板厚度 l_a ^[6]:

$$\tan k_a l_a = \frac{z_{pzt}}{z_a} \cot(k_{pzt} d_{pzt}) \quad (1)$$

式中, z_a 和 z_{pzt} 分别为后盖板和 PZT 晶片的声阻抗。后盖板的长度为 l_a , 单片晶片的厚度为 d_{pzt} 。媒质 i 的波数为 $k_i = \omega/c_i$, 其中 c_i 为纵波声速, k_a 和 k_{pzt} 分别代表后盖板和压电陶瓷片的波数。本文选取了 PZT8 压电陶瓷片, 厚度为 $d_{pzt} = 2.5 \text{ mm}$, 直径为 16 mm, 由此可以确定计算所需的相关参数。

与法兰盘相联的是一带有过渡段的变幅杆, 变

幅杆的长度是 1/4 纵振波长。变幅杆输入端半径为 R_1 ，输出端半径为 R_2 ，过渡段截面半径为 $r=0.174/\text{mm}$ ，其悬链线段长度 l_2 由公式(2)可得：

$$l_2 = \frac{1}{r} \operatorname{arccosh}\left(\frac{R_1}{R_2}\right) \quad (2)$$

通过上述理论计算，可获得推挽激励换能器的结构尺寸，前盖板、后盖板、过渡质量块及变幅杆的长度分别为 $l_c=5 \text{ mm}$ 、 $l_d=10 \text{ mm}$ 、 $l_b=46 \text{ mm}$ 和 $l_a=25 \text{ mm}$ 。随后，利用有限元方法，对推挽激励换能器进行模态分析和谐响应分析，具体讨论它的力学和电学特性。

1.2 模型建立及网格划分

如图 5 所示，建立推挽激励换能器的有限元分析模型，并进行网格划分和材料属性分配。对换能器有限元模型采用多域映射网格划分，使其大多数为六面体网格，计算精度较高，且运算速度快。网格划分尺寸应小于等于 $\lambda/8$ ，即材料中声波波长的 1/8，此处设定为 $0.6 \text{ mm}^{[7]}$ 。

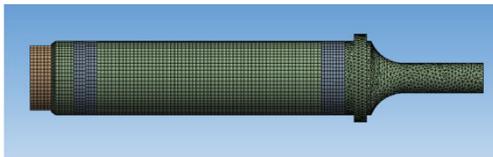


图 5 推挽激励换能器的有限元分析模型
Fig.5 Finite element analytical model of the push-pull excitation transducer

为了提高计算效率，同时控制结果的误差，模型中忽略电极片、粘结层和螺纹连接等。换能器模型由前盖板、前压电陶瓷晶堆、后压电陶瓷晶堆、过渡质量块、后盖板和预应力螺栓组成。材料选择如表 1 所示，前盖板、过渡块和后盖板选择铝合金，预紧螺栓采用阻抗较高的不锈钢材料，以增大换能器前端辐射效率。

表 1 材料分配表

Table 1 Material distribution list

工件	材料	密度 /(kg/m^3)	泊松比	杨氏模量 /GPa	长度 /mm
前盖板	铝合金	2 700	0.34	70	5
过渡块	铝合金	2 700	0.34	70	46
后盖板	铝合金	2 700	0.34	70	10
预紧螺栓	不锈钢	7 910	0.3	196	/
变幅杆	铝合金	2 700	0.34	70	25
压电陶瓷	PZT8	7 600	0.3	与极化方向 相关张量	/

1.3 设定载荷与边界条件

在夹心式换能器中，压电陶瓷为厚度方向极化，且相邻的陶瓷片极化方向相反。在谐振状态下，前后压电陶瓷晶堆应处于相反相位，故令压电陶瓷片前晶堆和后晶堆极化方向相反。对压电陶瓷同电势面进行电压自由度耦合，并施加电压激励。

1.4 仿真分析结果

在计算完成后，进入后处理，查看换能器的谐振振型，如图 6 所示。在该谐振频率下，换能器产生纯纵向振动，前后压电陶瓷晶堆分别位于振动节点处，换能器输出端面的振动幅值最大。

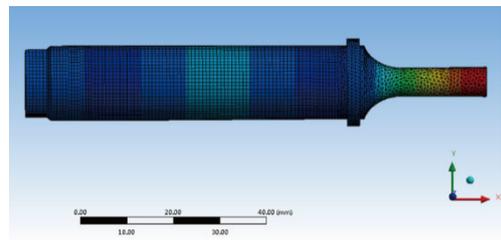


图 6 推挽激励换能器振型图
Fig.6 Vibration map of push-pull excitation transducer

在有限元后处理器中，进行电学参数的输出和计算，其阻抗 Z 的幅值 $\lg|Z|$ 与相位 (θ) 曲线如图 7 所示，仿真数据结果如表 2 所示。

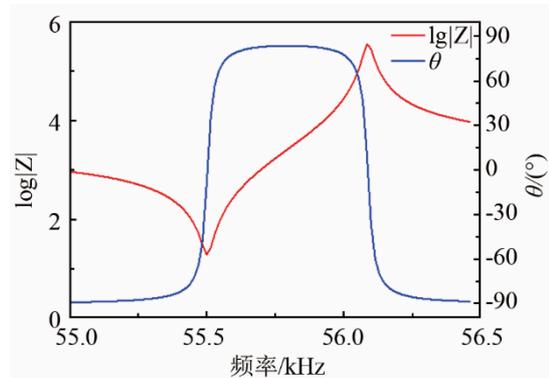


图 7 阻抗 Z -频率响应曲线
Fig.7 Simulated impedance Z vs. frequency response curve

表 2 仿真数据结果

Table 2 Simulation results

序号	参数	数值
1	谐振频率/kHz	55.5
2	反谐振频率/kHz	56.1
3	机电耦合系数	0.146
4	动态电阻/ Ω	32
5	1V 下输入电功率/W	0.031
6	机械品质因数	1 634
7	带宽/Hz	34 Hz

2 推挽激励换能器的试制及实验测量

2.1 换能器加工制作

根据上文所述的推挽激励换能器模型，进行铣槽、倒角等处理，将仿真过程中忽略的绝缘套、电极片等工件装配上去，加工制作完毕，如图 8 所示。



图 8 推挽激励换能器实物图
Fig.8 Picture of push-pull excitation transducer

2.2 换能器测量

如图 9 所示，搭建激光测振系统，在谐振频率下，对换能器的输出位移进行了测试。测试采用 KEYENCE 的 LK-H020 型激光位移传感器，设置采样频率为 392 kHz，测量位移精度为 0.1 μm。搭建三维滑台，在换能器法兰盘位置进行夹持，使位移传感器发射的激光对焦于换能器的输出端面上，对换能器的振幅进行测量。

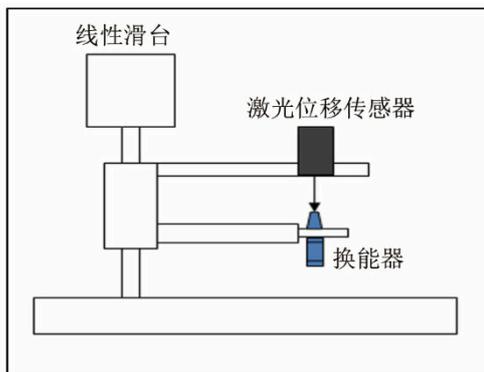


图 9 激光测振系统原理框图
Fig.9 Block diagram of the laser measurement system

在输入工作电压 25 V 时换能器前端的振动波形如图 10 所示，由于传感器采样频率为 392 kHz，对于 55 kHz 左右的振动，每周期内可采样数约为 7.1，可大致描绘出振动波形。由图 10 可见，前端

振幅“峰-峰”值大概在 60 μm 左右，经计算可得，平均振幅为(27.5 ± 0.7) μm。由于测量时没有减震台，测量结果存在一定的振动干扰，因此与换能器输出振幅的真实值存在一定误差。但显然，其满足前文所述超声刀系统所需 10~20 μm 的振幅目标值，符合工作要求。

同时，使用北京邦联公司 PV90A 型阻抗分析仪，对换能器进行电学参数的测量，测量结果如图 11 所示。使用牛顿 PPA3500 型高精度功率分析仪，对换能器 1 V 电压下的输入电功率进行测量。

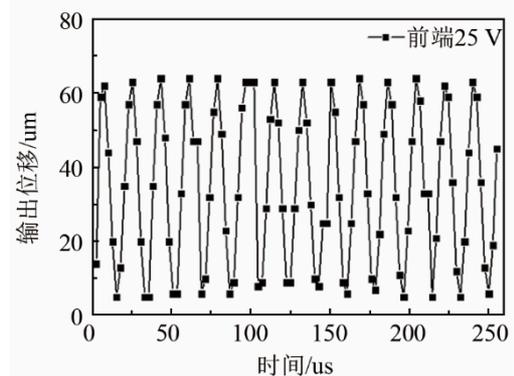


图 10 换能器输出振幅测量
Fig.10 Measurement of transducer output amplitude

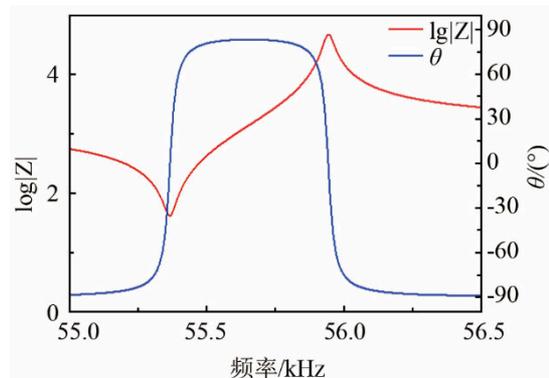


图 11 阻抗 Z-频率响应曲线
Fig.11 Tested impedance Z vs. frequency response curve

2.3 仿真与实验结果对照

针对本文设计的推挽激励换能器，将仿真分析结果与实验测量结果进行对比，如表 3 所示。

表 3 推挽激励换能器仿真值与测量值对比
Table 3 Comparison between the simulation and test results of push-pull excitation transducer

序号	参数	仿真	测量
1	谐振频率/kHz	55.5	55.4
2	反谐振频率/kHz	56.1	56.0
3	机电耦合系数	0.146	0.142
4	动态电阻/Ω	32	45
5	1V 下输入电功率/W	0.031	0.022
6	机械品质因数	1 634	1 387

可见，在适当简化换能器模型后，有限元分析所得参数结果与实测值还是较为接近的，基本满足了我们的设计指导需求。

将推挽激励换能器和单晶堆换能器的实验测量参数进行对比，结果如表4所示。

表4 推挽激励换能器与单晶堆换能器测量参数对比
Table 4 Comparison of the measurement parameters between push-pull excitation transducer and single excitation transducer

序号	参数	推挽激励	单激励
1	谐振频率/kHz	55.4	55.7
2	反谐振频率/kHz	56.0	56.2
3	机电耦合系数	0.142	0.133
4	动态电阻/ Ω	45	19
5	1V 下输入电功率/W	0.022	0.053
6	机械品质因数	1387	1879
7	输出振幅/ μm	27.5	25.8
8	带宽/Hz	40	28

表4为推挽激励换能器与单晶堆换能器测量参数对比，由表4可见，推挽激励换能器和单晶堆换能器的谐振频率基本一致，而工作带宽由28 Hz提高到40 Hz。在机电转换效率上，推挽激励换能器相对于单晶堆换能器，机电耦合系数由0.133提高到0.142。推挽激励换能器输出振幅满足超声手术刀的需求，且较单晶堆换能器的输出振幅略大。同时在单位电压下，输入电功率也由0.053 W降低为0.022 W。

3 结论

本文设计了用于超声刀的推挽激励超声换能器。利用有限元软件分析了换能器的振动性能，优化了换能器结构，对换能器的物理特性进行了测

试。结果表明。相比单晶堆换能器，推挽激励换能器的工作带宽更大，电声转换效率更高，测试效果满足设计目标和工作需求，具备良好的应用价值和前景。

针对超声手术刀中推挽激励换能器的阻抗匹配及结构优化等工作，需建立其电学等效网络，结合电路相关知识，进行换能器的电学特性研究和优化设计，留待未来进行进一步的研究。

参 考 文 献

- [1] 姚建新, 李林华, 杨建军. 腔镜超声切割止血刀的研制及应用[J]. 医疗卫生装备, 2009, 30(6): 18-20.
YAO Jianxin, LI Linhua, YANG Jianjun. Development and application of endoscopic ultrasound electrosurgical cutting and coagulation device[J]. Chinese Medical Equipment Journal, 2009, 30(6): 18-20.
- [2] 林书玉. 超声换能器的原理及设计[M]. 北京: 科学出版社, 2004: 91-93.
- [3] 童晖, 周益明, 王佳麟, 等. 高频宽带换能器研究[J]. 声学技术, 2013, 32(6): 524-527.
TONG Hui, ZHOU Yiming, WANG Jialin, et al. Study of high frequency broadband transducer[J]. Technical Acoustics, 2013, 32(6): 524-527.
- [4] 林书玉. 超声技术的基石——超声换能器的原理及设计[J]. 物理, 2009, 38(3): 141-148.
LIN Shuyu. Foundations of ultrasonic technology—the theory and design of ultrasonic transducers[J]. Physics, 2009, 38(3): 141-148.
- [5] 周光平. 超声振动系统的纵-弯和扭-弯复合振动[J]. 声学学报, 2001, 26(5): 435-439.
ZHOU Guangping. Analysis of longitudinal-flexural and torsional-flexural complex-mode vibrations of ultrasonic vibration systems[J]. ACTA ACUSTICA, 2001, 26(5): 435-439.
- [6] 陈桂生. 超声换能器设计[M]. 北京: 海洋出版社, 1984: 102-108.
- [7] 孙好广, 俞宏沛, 欧阳哲. 双激励宽带换能器的有限元设计[J]. 声学与电子工程, 2003, 71(3): 12-13.
SUN Haoguang, YU Hongpei, OUYANG zhe. Finite element design of double excitation broadband transducer[J]. Acoustics and Electronics Engineering, 2003, 71(3): 12-13.