

doi: 10.3969/j.issn.1674-1242.2023.02.004

# 一种新的超声刀能量发生器的设计与验证

林晓佳, 周宇, 孙福佳, 代琦, 周佳俊, 黄永国, 赵浩男  
(上海理工大学健康科学与工程学院, 上海 200093)

**【摘要】目的** 目前国内超声刀的品牌越来越多, 但关于超声刀能量发生器的研制和参数优化的相关文献非常少。该文旨在研发一种新的超声刀能量发生器, 用于进行不同控制模式、不同参数调节的研究工作。**方法** 自主设计超声刀能量发生器硬件, 使用 FPGA+DAC 构成直接数字合成器 (DDS) 实现频率调整, 采用开关型 E 类功率放大器来降低系统发热; 在算法设计上, 采用小步长频率跟踪策略, 使系统工作于谐振状态, 同时采用 PID 算法实现恒电流和恒功率输出; 最后开展性能测试实验。**结果** DDS 调整频率的最小步长为 0.0116Hz, 频率跟踪在切割过程中始终保持锁相稳定; 恒电流输出使超声刀在空载和带载状态下均具备良好的切割性能, 工作过程中电流波动小于 1mA, 切割速度随着电流的增大明显加快。在带载状态下, 300mA 恒电流模式切断小肠时间为  $(8.01 \pm 0.35)$  s, 热损伤宽度为  $(3.57 \pm 0.23)$  mm。**结论** 该方案下的超声刀能量发生器可以实现高精度的频率跟踪和稳定的恒流输出, 该套设备为超声刀能量发生器的设计提供了可行的方案。

**【关键词】** 超声刀能量发生器; 恒电流输出; 热损伤宽度; 小步长调频

**【中图分类号】** R318

**【文献标志码】** A

文章编号: 1674-1242(2023)02-0139-10

## Design and Verification of a Novel Ultrasonic Scalpel Energy Generator

LIN Xiaojia, ZHOU Yu, SUN Fujia, DAI Qi, ZHOU Jiajun, HUANG Yongguo, ZHAO Haonan

(School of Health Science and Engineering, University of Shanghai for Science and Technology, Shanghai 200093, China)

**【Abstract】Objective** At present, there are more and more domestic brands of ultrasonic scalpel, but there is very little literature on the development of ultrasonic scalpel energy generator and parameter optimization. This research aims to develop a novel ultrasonic scalpel energy generator, which is used for research on different control modes and different parameter adjustments. **Methods** The hardware of the ultrasonic scalpel energy generator is designed independently, and the Direct Digital Synthesizer (DDS) is composed of FPGA+DAC to achieve frequency adjustment. Class E switch power amplifier is used to reduce system heating; In the algorithm design, the small step frequency tracking strategy is adopted to make the system work in the resonant state, and the PID algorithm realizes constant current and constant power output; Finally, the performance test experiment was carried out. **Results** The minimum step size of DDS frequency adjustment is 0.0116Hz, and the frequency tracking keeps stable during the cutting process; The constant current output makes the ultrasonic scalpel have good cutting performance under no-load and loaded conditions. The current fluctuation is less than 1mA during the working process, and the cutting speed is significantly accelerated with the increase of the current. Under the load state, the time of cutting small intestine in 300mA constant current mode is  $(8.01 \pm 0.35)$  s, and the thermal damage width is  $(3.57 \pm 0.23)$  mm. **Conclusion** The ultrasonic scalpel energy generator designed in this scheme can

收稿日期: 2023-01-18。

作者简介: 林晓佳, E-mail: lin\_xiaojia@qq.com。

通信作者: 周宇, 研究方向: 医学电子学, E-mail: zhouyu\_working@163.com。

achieve high-precision frequency tracking and stable constant current output. This set of equipment provides a feasible scheme for the design of ultrasonic scalpel energy generator.

**【Key words】** Ultrasonic Scalpel Energy Generator; Constant Current Output; Thermal Damage Width, Small Step Length Frequency Modulation

### 0 引言

超声技术在医学领域有着广泛的应用<sup>[1-2]</sup>，其中超声刀已成为外科手术重要的利器之一。

超声刀由超声刀能量发生器（也叫超声刀电源）和超声刀手术器械组成。超声刀能量发生器通过超声换能器将电能转换成机械能，作用于人体软组织，使组织分离<sup>[3]</sup>，兼具切割和凝血止血功能，在外科手术中得到了广泛应用。使用超声刀进行手术，创伤较小，切口疼痛及各种并发症的发生率会大幅降低<sup>[4,5]</sup>。当超声换能器处于谐振状态时，电声转换效率最高，一般而言，串联谐振在超声刀应用中有较大的优势<sup>[6]</sup>。为使超声刀工作于最佳状态，常采用锁相方案寻找谐振频率，从而激发超声换能器产生简谐振动<sup>[7]</sup>。

目前，在超声刀市场，国外品牌占据了绝对优势，占比达到 90%以上<sup>[8]</sup>。同时，国内超声刀生产厂商越来越多。据调研，国内超声刀生产厂商多以仿制起步，取得了较大的进展，但也存在一些问题，如硬件设计复杂度高，采用线性功率放大器发热严重<sup>[9-11]</sup>，所研制的超声刀电源工作性能和可靠性尚未得到市场的充分认可等<sup>[12-14]</sup>。近年来，国内学者针对超声刀做了优化研究。郭志成<sup>[15]</sup>通过调研分析得到了超声刀难以闭合 3mm 以上大血管的结论，提出了一种基于纵扭振动的

增强止血型超声刀结构；朱传宇<sup>[16]</sup>根据实际需求提出了旋转超声刀柄设计并进行了试验研究。但这些优化大多是通过分析建模手术刀器械的结构，进而提出更优的结构方案。而对于超声刀能量发生器的研究，仅在 2017 年段纯杰<sup>[17]</sup>提出了基于硬件锁相环的改进方案，优化了锁相环的入锁时间。

因此，针对目前对超声刀能量发生器的研究极为匮乏这一问题，本研究旨在自主研发超声刀能量发生器，可以方便地进行不同控制模式和不同参数调节等研究工作。接下来进行具体介绍。

### 1 超声刀能量发生器的研制

设备的研制包含硬件部分和算法部分。硬件部分的设计用于建立一个闭环可控的超声刀能量发生器；算法部分的开发主要分为两部分，即直接数字合成器（Direct Digital Synthesizer, DDS）小步长追频跟踪算法和 PID 能量调节算法。

#### 1.1 设备整体设计

根据超声刀的变频输出与反馈需求，设计超声刀设备整体系统框架。将超声刀能量发生器的内部模块分为电源功率模块（包括医用电源模块和可调电源模块）、人机交互模块、功率放大器模块和主控模块。各模块之间的关系如图 1 所示，设备实物如图 2 所示。

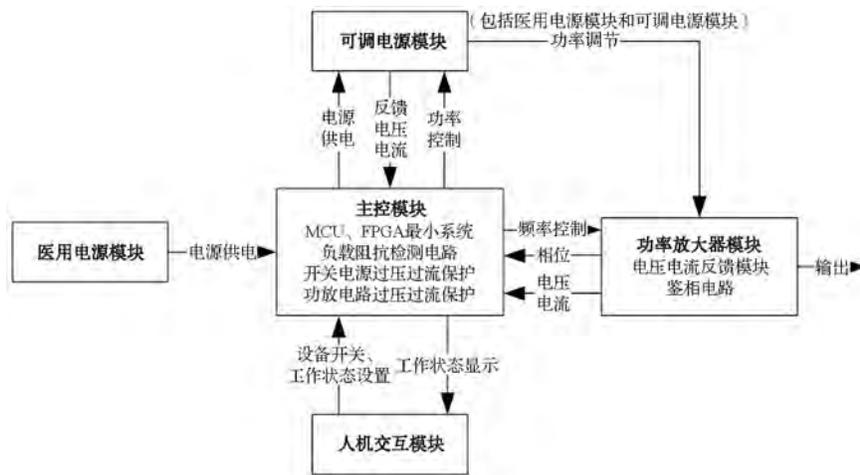


图 1 超声刀能量发生器设备整体系统框架

Fig. 1 Block diagram of ultrasonic scalpel energy generator equipment

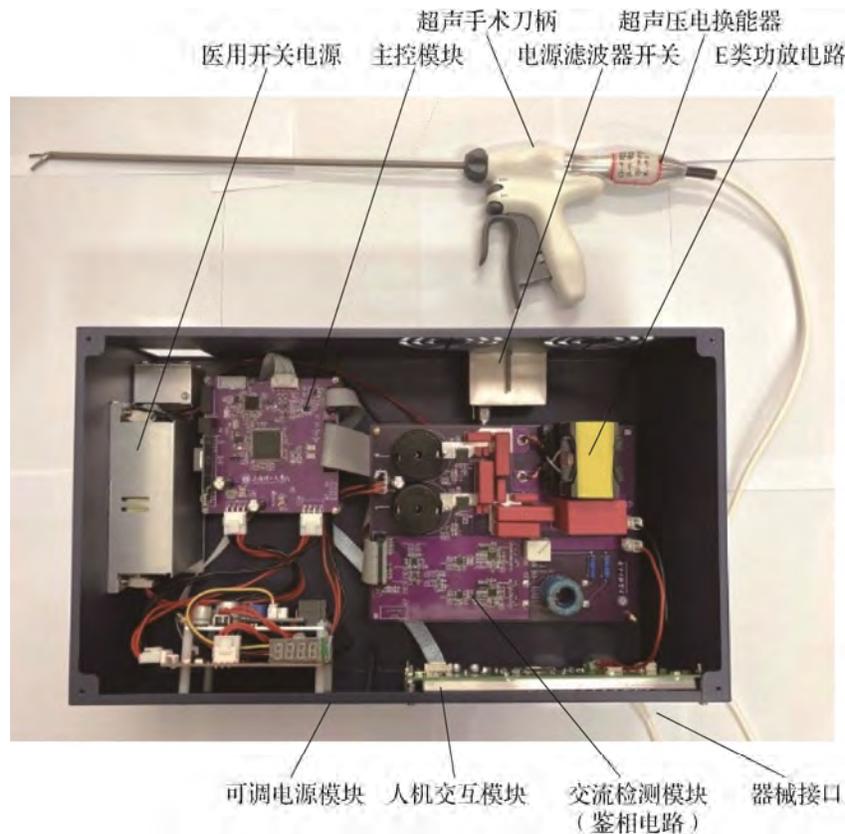


图2 超声电外科设备实物

Fig. 2 Figure for ultrasonic electro-surgical equipment

注：本设备尺寸长40cm、宽30cm、高20cm。

## 1.2 电源功率模块

超声刀能量发生器的电源功率模块描述如下：医用电源模块将220V市电转化为48V直流电压；将48V直流电压通过DC/DC转换器降压至12V，随后将得到的12V电压经低压差线性稳压器分别降压为5V、3.3V、2.5V、1.8和1.2V，给设备的主控模块、人机交互模块等供电。可调电源模块将48V直流电压转化为0~45V可调直流电，用于调节功率放大器的输出功率。

## 1.3 人机交互模块

人机交互模块选择武汉中显科技有限公司的医用型串口屏，以UART进行通信，通信速率设置为115200bps，由电源功率模块中得到的12V电压为其供电，MCU则与之进行通信和数据交互。

## 1.4 功率放大器模块

功率放大器模块使用对称式E类功率放大器<sup>[18]</sup>，将直流电压逆变为交流输出，通过改变可调电源模块

的输出电压来改变功率放大器的输出大小。由于在超声换能器工作过程中，负载的变化和换能器参数的改变会使原有的谐振频率发生漂移<sup>[19]</sup>，因此在功率放大器模块中集成了鉴相电路与峰值检测电路，并将检测得到的输出电压和电流幅值送至主控模块，形成闭环控制。鉴相电路主要由比较器、D触发器和异或门电路组成，如图3(a)所示。首先，将采集到的电压电流信号经过比较器进行过零点检测，实现正弦波正半轴为1，负半轴为0。其次，将数字化后的电压电流信号分别送至D触发器和异或门。再次，通过D触发器，将电流信号作为D触发器的边沿触发信号，得到电压电流的超前滞后信息。最后，通过异或门得到输出电压和电流的相位差信号。在设备工作过程中，反馈的电压电流信号一共有3种状态：电压超前电路（感性区间）、电流超前电压（容性区间）和电压电流同相位（电路谐振）。将这3种状态分别代入鉴相电路，得到3种状态下鉴相电路的反馈信号时序结果，如图3(b)所示。

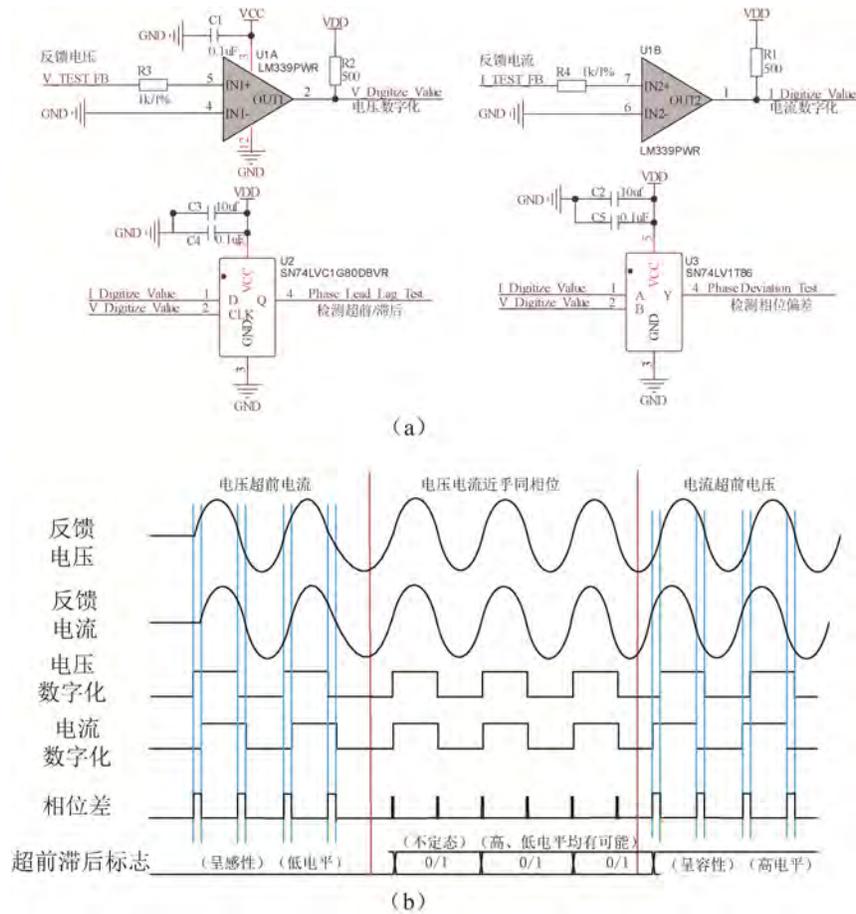


图 3 鉴相方案设计与时序仿真

Fig. 3 Phase identification scheme design and timing simulation

(a) 鉴相电路; (b) 3 种状态下步进跟踪时序图

(a) Phase discriminator circuit; (b) Stop tracking sequence diagram in three states

### 1.5 主控模块

主控模块采用 STM32F103RCT6+EP4CE10E22C8N 双核异构, 其中 FPGA 解算相位信息并实时跟踪谐振频率, MCU 调节输出功率, PID 控制算法实时改变可调电源模块的输出电压, 即改变整个设备的输出能力。将可调电源模块、功率放大器模块的输出电压电流信息反馈至 MCU 中进行 ADC 采集, 一旦出现过压、过流、过功率现象, 就切断使能输出, 以此来进行软件保护。

超声刀正常工作时需要根据负载变化情况来实时调整输出频率, 将通过鉴相电路得到的相位差、超前滞后标志信号送至 FPGA, 通过 PLL 倍频出 200M 高频时钟信号计数相位差, 对应能识别的最小相位时间差宽度为  $5 \times 10^{-9}$  s, 识别精度完全能够满足实际需求,

并使用 FPGA+DAC 构成 DDS 输出, 精确调整功率放大器的输出频率, 其中 DDS 的基本结构由相位累加器、相位调制器、波形数据表 Rom、D/A 转换器构成。得到输出频率为<sup>[20]</sup>

$$f_{out} = k \times f_{clk} / 2^N$$

其中  $f_{out}$  为输出频率,  $k$  为频率控制字,  $N$  为相位累加器,  $f_{clk}$  为 FPGA 的系统时钟。本系统选取  $f_{clk} = 50M$ ,  $N = 32$ , 高 8 位作为地址位, 可得到当  $k = 1$  时,  $f_{out} = 0.0116Hz$  为频率调整的分辨率。

频率跟踪调整方案如下。上电工作后, 超声刀能量发生器以一个固定的初始频率 55.5kHz 输出, 同时根据得到的相位差和相位超前滞后标志信息进行状态判断 [见图 3 (b)]。当相位差极小, 近乎为零时, 认定为谐振状态, 此时保持频率不变。当相位差较大

时,若处于感性区间,则降低频率,表现在坐标轴上为工作频率左移;若处于容性区间,则增加频率,表现在坐标轴上为工作频率右移,如图 4(a)所示。其中,阻抗和相角为超声阻抗分析仪测量得到的换能器的特性曲线;感性和容性是指工作于该频率区间时负载呈现为感性负载还是容性负载;红色箭头方向为本设计方案的频率调整方向,DDS 小步长的精度确保了系统的跟踪准确性。

频率跟踪调整方案可行性验证如下。将上述频率跟踪方案通过 verilog 硬件描述语言描绘为硬件电路。

在设备工作过程中,保持电压电流始终同相位,通过示波器测量得到反馈信号如图 4(b)所示。其中,信号 1 为反馈电压数字化信号,信号 2 为反馈电流数字化信号,信号 3 为相位差信号,信号 4 为相位超前滞后标志信号。可以看出输出电压和电流保持同相,相位差信号几乎始终为低电平或表现为冲激信号。当放慢跟踪过程时,捕获的结果如图 4(c)、(d)所示。从图中可知超前滞后标志信号与相位差信号和理论相符,可用于确定频率调整的方向。因此,该频率跟踪调整方案可以实现高稳定性的频率跟踪。

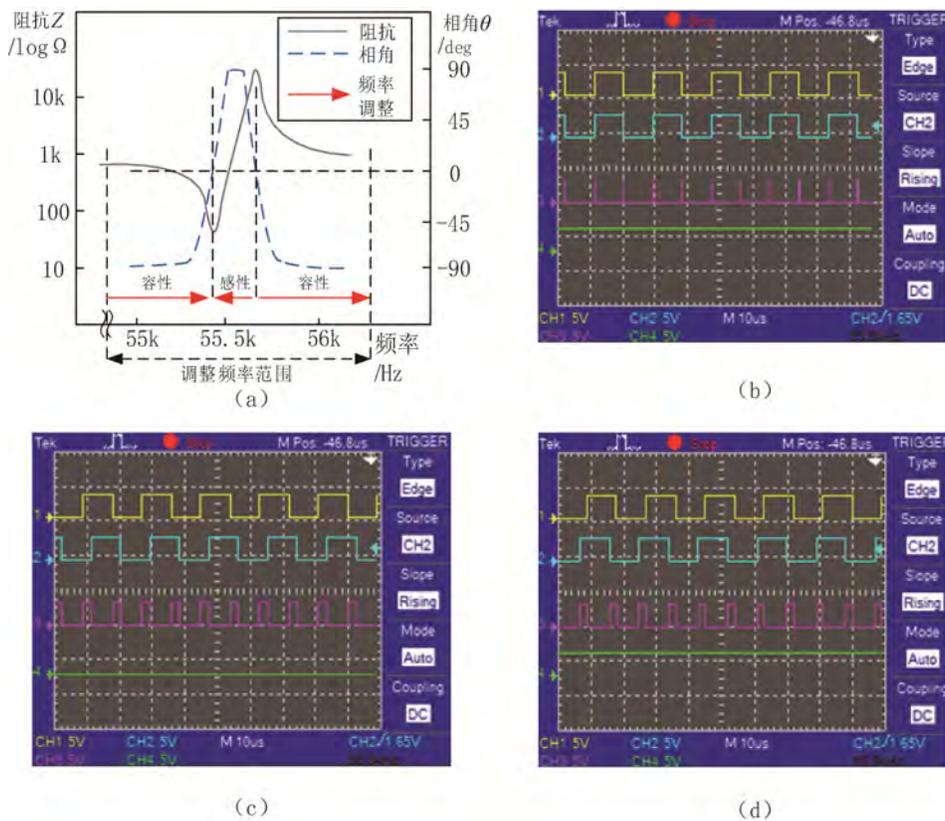


图 4 频率跟踪调整方向与跟踪结果

Fig. 4 Frequency tracking adjustment direction and tracking results

- (a) DDS 小步长频率跟踪调整策略; (b) 设备正常工作时鉴相反馈信号;  
 (c) 频率跟踪过程中电压超前电流; (d) 频率跟踪过程中电流超前电压

- (a) DDS small step frequency tracking adjustment strategy; (b) Phase discrimination feedback signal during normal operation of equipment;  
 (c) Voltage leading current during frequency tracking process; (d) Current leading voltage during frequency tracking process

由于谐振频率跟踪准确是超声刀工作的必要前提,因此双核之间的配合需要有运行先后顺序,采用 SPI 进行通信,只有在 FPGA 已经完成频率跟踪的前提下,MCU 才进行 PID 能量闭环。同时,两个处理器

均有控制使能输出权限,采用“与”逻辑控制,一旦发现故障,可先切断输出,再通过 UART 通信将报错信息显示在人机交互模块,提高工作运行的可靠性。

在实现频率跟踪的前提下，系统始终工作于谐振状态，同时，MCU通过ADC获取电压和电流的有效值，设定所期望输出的电流或功率为PID的目标值。恒电流模式使用实际电流值与目标电流值相减得到误差，恒功率模式通过计算电压与电流的乘积得到实际输出功率，再与设定的理论值进行相减得到误差，然后将得到的误差结果分别代入PID中比例项、积分项

和微分项的各个算式中，设定好P、I、D参数，最终得到输出结果。该输出结果控制可调电源板的输出，进而控制功率放大器的输出大小，最终使设备输出实现恒功率、恒电流两种工作模式。将输出的电流和功率每100ms更新一次到人机交互模块，可观察到输出恒电流模式下切割过程中的电流波动不大于1mA。两个控制器对应的具体实现过程如图5所示。

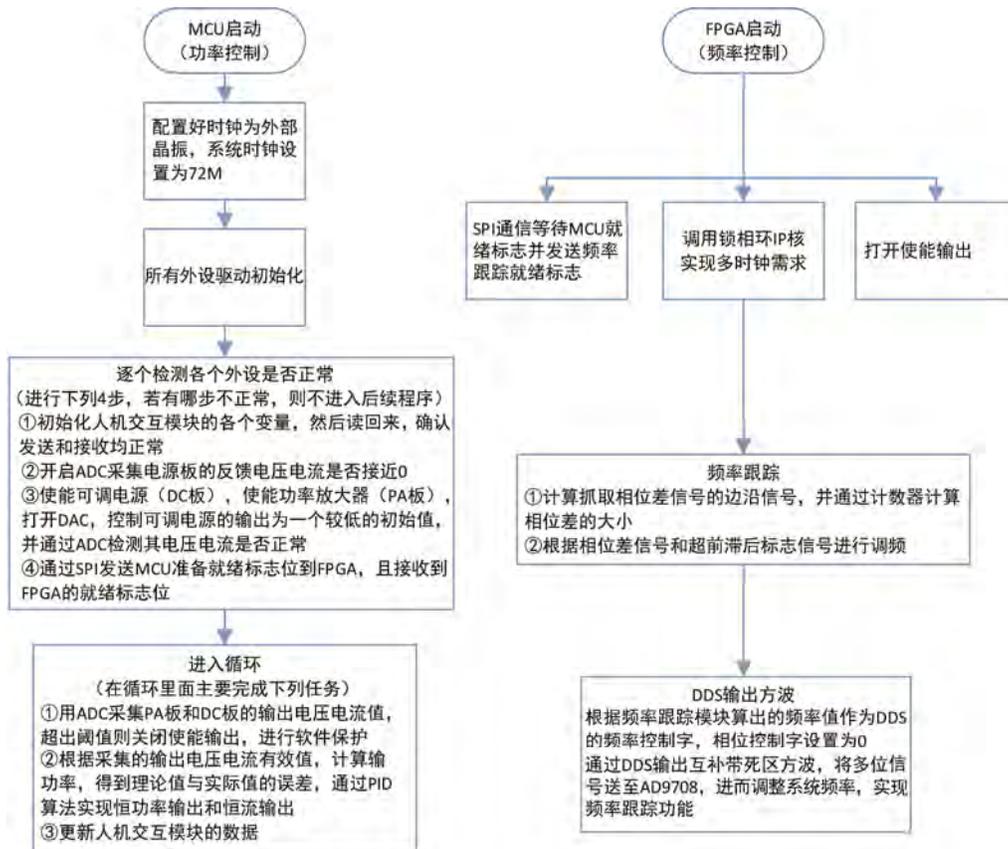


图5 两个控制器对应的具体实现过程

Fig. 5 The specific implementation process of the two controllers

## 2 设备验证实验与分析

使用该设备进行切割实验，以此来验证设备的工作性能（见图6）。首先进行恒功率模式与恒电流模式的简单比较，确定了恒电流模式的优势。其次通过切割实验记录了恒电流模式下高、低能量输出对切割时间的影响。最后通过红外热成像仪记录侧向热损伤深度。

### 2.1 实验装置和材料

实验过程中使用了超声刀整套设备、红外热成像仪Fotric 323PRO、夹持固定平台、游标卡尺、笔记本电脑、三脚架等设备。

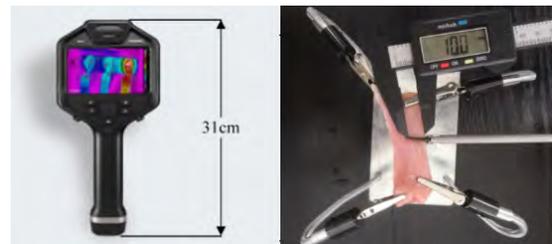


图6 实验设备实物

Fig. 6 Physical picture of experimental equipment

本实验选取离体猪肉小肠组织作为实验材料，研究资料表明，超声刀手术对猪肉的切割效果和人体实

验结果基本相同。国外已进行过以活体猪为实验材料的超声刀切割组织的相关实验，并取得了良好的手术效果<sup>[17]</sup>。

## 2.2 输出模式评估实验

电外科设备大多采用恒功率输出模式，而超声刀主要采用恒电流输出模式，下面通过实验对这两种输出模式进行比较。

参考实际超声刀产品，并通过实验调试参数。在恒电流模式下，分别选择 200mA、250mA、300mA、350mA 和 400mA 为设备的 1~5 挡。在空载状态下，恒电流输出模式的 1 挡输出功率小于 3W，为保证刀头正常工作，最大输出功率应小于 10W。因此，恒功率模式选择 2W、4W、6W、8W 和 10W 为设备的 1~5 挡。

分别在空载、带载状态下对两种输出模式的 5 个挡位共 20 组进行实验，得到输出功率和输出电流，其中带载数据为夹持小肠 1s 后得到的瞬时值，将每组实

验重复 5 次，统计输出功率和输出电流的平均值  $\pm$  标准差，结果如图 7 所示。

通过对比带载前后的输出功率和输出电流可知，恒功率模式和恒电流模式作为闭环控制系统，均能够弥补开环系统带载能力差的缺陷。但恒功率输出相比恒电流输出在实际应用上存在明显劣势。例如，在图 7 (a) 中，在 10W 恒功率空载输出的情况下，电流高达  $(448.78 \pm 7.44)$  mA，高于 5 挡恒电流，刀头振动十分剧烈，其原因是动态支路电流与模具输出振幅呈良好的线性关系<sup>[21]</sup>；而在图 7 (b) 中，在带载输出的情况下，电流为  $(341.26 \pm 6.30)$  mA，低于 5 挡恒电流，这说明在恒功率模式下，振幅具有不稳定性。而对于恒电流模式，通过图 7 (c)、(d) 可知，在空载状态下，负载阻抗和输出功率较低；在带载状态下，随着负载阻抗的增大，输出功率也增大，保证了振幅的稳定性，具有自适应输出的能力。

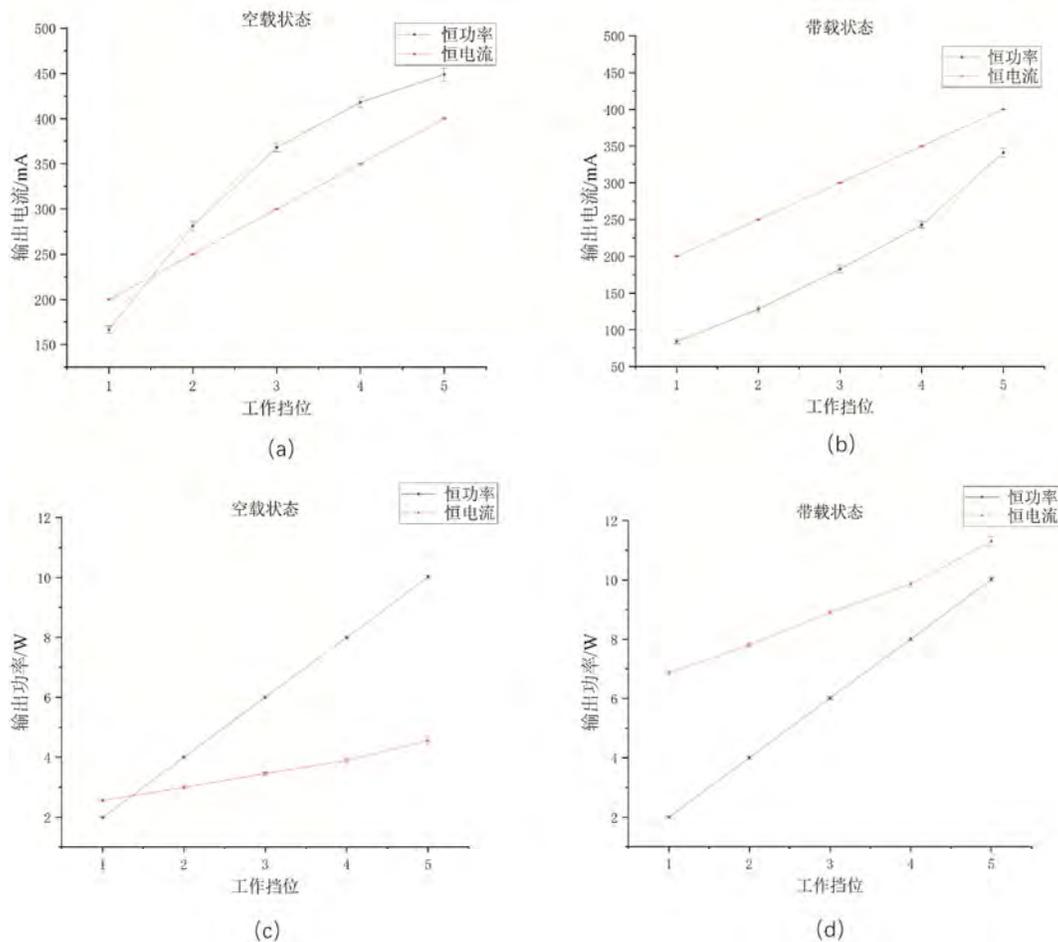


图 7 两种输出模式在空载、带载状态下的输出功率和输出电流

Fig. 7 The output power and output current of two energy modes in no-load and loading state

### 2.3 切割时间评估实验

将离体猪小肠的两端固定在实验辅助夹持支架上，在恒电流模式下，对 5 个不同电流挡位的每个挡位分别进行 5 次重复切割实验。为保证实验的准确性，每次夹持切割的深度严格控制在  $(1 \pm 0.1)$  cm。得到每个挡位下的切割时间后，为了更直观地评估实验结果，将该实验结果绘制成箱线图，如图 8 所示。

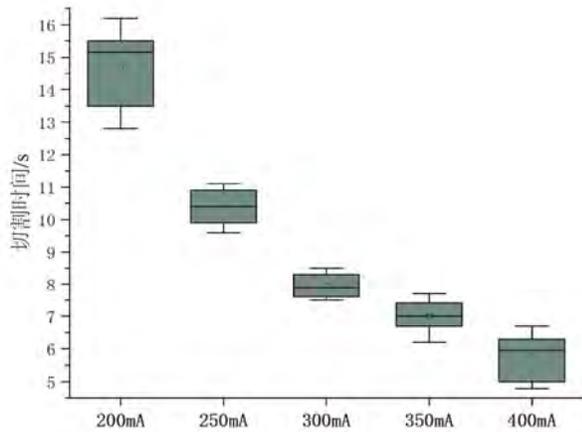


图 8 切割时间实验结果箱线图

Fig. 8 Box plot of experimental results of cutting time

从图 8 中可以看出，电流值和切割时间成反比。在恒流值从 200mA 增大到 300mA 的过程中，切割时间明显缩短；在恒流值从 300mA 增大到 400mA 的过程中，切割时间缩短速度较缓慢，这可能与换能器中压电陶瓷材料形变大小受限有关，不同工艺下制作出的陶瓷材料经逆压电效应后，其输出的振动幅度和振动加速度均有差别。

### 2.4 切割热损伤评估实验

通过切割时间评估实验，发现电流值与切割时间呈现出相关性，即输出电流越大，振动幅度越大，切割时间越短。下面使用 FOTRIC 公司的热成像仪对切割过程中的小肠侧向热损伤情况进行实验分析。经过几次预实验可知，在切割过程中，小肠的温度在切断瞬间达到最大，因此本实验采用在切断瞬间直接测量切口处侧向热损伤宽度来评估热损伤。

首先将小肠四边固定住，将热成像仪镜面调整为平行于小肠，使热成像仪俯拍实验过程，随后使用超声刀进行切割。切割完毕后，在 AnalyzIR 软件中设定一条垂直于切口的线段 AB，得到小肠的热成像图与切口处 A 点到 B 点的线温分布曲线，如图 9 所示。

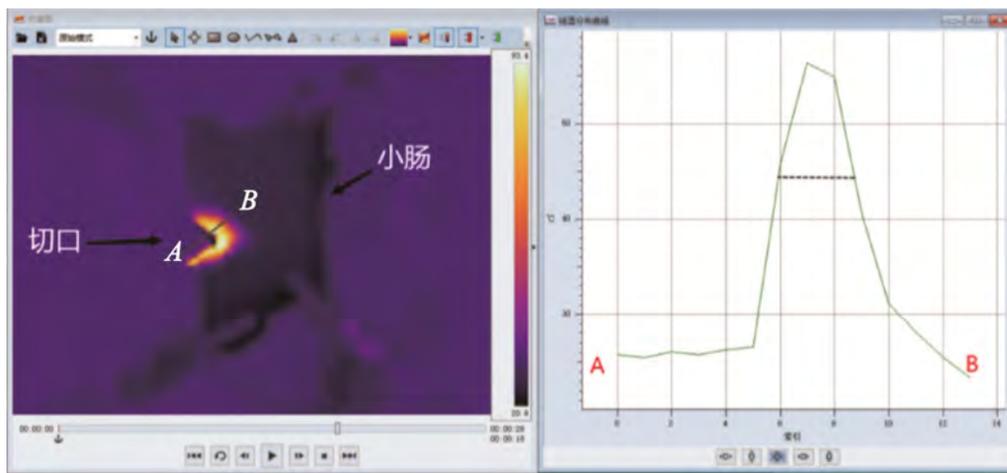


图 9 热成像图与温度数据

Fig. 9 Thermography and temperature data

从图 9 中可以看出，在从 A 点至 B 点的过程中，温度呈现为从常温变化至高温最后又降为低温的趋势。在进行 3 次 300mA 恒流切割热损伤评估实验后，以 45℃ 为评估热损伤阈值，得到其侧向热损伤宽度为  $(3.57 \pm 0.23)$  mm。相较于其他电外科设备，超声刀在临床切割手术中具备明显优势<sup>[22]</sup>。

## 3 总结

针对超声刀能量发生器的研制和参数优化的研究十分缺乏这一现状，本研究自主研发了超声刀能量发生器的硬件和算法。首先，融合 MCU 和 FPGA 的优势，构成主控电路核心。其次，采用 DDS 小步长调频追踪方案跟踪频率，使频率调整步长精确到 0.0116Hz，

实现了电压电流锁相准确。再次,通过电流 PID 闭环控制系统实现了刀头振幅稳定。最后,开展实验验证工作。通过对比超声刀在恒电流和恒功率模式变载状态下的输出参数,10W 恒功率模式在空载状态下的输出电流高达  $(448.78 \pm 7.44)$  mA,在带载状态下仅为  $(341.26 \pm 6.30)$  mA,说明恒功率模式在变载时难以保证超声刀振幅的稳定性和切割的可靠性,而恒电流模式能够随负载大小输出合适的功率和稳定的振幅,验证得到恒电流方案相较于恒功率方案,在超声刀能量发生器的应用中存在显著优势。其中,在电流值为 200mA、250mA、300mA、350mA 和 400mA 时,切割 1cm 小肠的时间分别为  $(14.68 \pm 1.18)$  s、 $(10.39 \pm 0.49)$  s、 $(8.01 \pm 0.35)$  s、 $(7.02 \pm 0.46)$  s 和  $(5.79 \pm 0.66)$  s,电流值为 300mA 时对应的侧向热损伤为  $(3.57 \pm 0.23)$  mm。因此,该套超声刀能量发生器的设计方案经实际验证可行可靠,具有良好的应用前景。

#### 参考文献

- [1] 王斌斌. 医学超声治疗技术研究及其应用[J]. **世界最新医学信息文摘**, 2016, 16 (46): 113-114.  
WANG Binbin. Research and application of medical ultrasound therapy[J]. **World Latest Medicine Information**, 2016, 16(46): 113-114.
- [2] 许超,袁信满,关艳英,等. 超声加工技术的应用及发展趋势[J]. **金属加工(冷加工)**, 2022 (9): 1-6.  
XU Chao, YUAN Xinman, GUAN Yanying, et al. Application and development trend of ultrasonic machining technology[J]. **Metal Working(Metal Cutting)**, 2022(9): 1-6.
- [3] 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.  
HE Yangyang. Clinical application of ultrasonic scalpel[J]. **Medical Equipment**, 2019, 32(6): 192-193.
- [4] 陈伟生,吴泽键,刘剑峰. 超声刀在涎腺手术中的治疗效果应用[J]. **当代临床医刊**, 2022, 35 (1): 54-55.  
CHEN Weisheng, WU Zejian, LIU Jianfeng. Application of ultrasonic knife in the treatment of salivary gland surgery[J]. **Journal of Contemporary Clinical Medicine**, 2022, 35 (1): 54-55.
- [5] MAEDA H, KUTOMI G, SATOMI F, et al. Comparison of surgical outcomes and complications between the Harmonic FOCUS and conventional surgery for open thyroidectomy[J]. **Molecular and clinical oncology**, 2018, 8(4).
- [6] 金家欣. 基于 FPGA 的超声电源振幅控制系统设计与实现[D]. 上海: 上海交通大学, 2019.  
JIN Jiaxin. Design and implementation of ultrasonic power supply amplitude control system based on FPGA[D]. Shanghai: Shanghai Jiao Tong University, 2019.
- [7] 杨强. 智能超声电源研制[D]. 天津: 天津大学, 2018.  
YANG Qiang. Intelligent ultrasonic power supply research[D]. Tianjin: Tianjin University, 2018.
- [8] 曹峰. 超声手术刀刀杆的结构设计与频率校准[D]. 南京: 南京航空航天大学, 2020.  
CAO Feng. Structural design and frequency calibration of the cutting insert of the ultrasonic scalpel[D]. Nanjing: Nanjing University of Aeronautics and Astronautics, 2020.
- [9] 周保田. 国产超声刀在普外科开放手术中的临床应用[J]. **临床医学研究与实践**, 2016, 1 (12): 132.  
ZHOU Baotian. Clinical application of domestic ultrasound knife in open surgery of general surgery[J]. **Clinical Research and Practice**, 2016, 1(12): 132.
- [10] 张东博. 超声手术刀疲劳试验系统研制及实验[D]. 长春: 长春理工大学, 2018.  
ZHANG Dongbo. Research and development with test of fatigue testing machine for ultrasonic scalpel[D]. Changchun: Changchun University of Science and Technology, 2018.
- [11] 尉茜,成志新,韩爱民. 新型超声发生器中锁相环的研究[J]. **中国辐射卫生**, 2018, 27 (5): 511-512.  
YU Xi, CHENG Zhixin, HAN Aimin. Study on phase locking ring in new ultrasonic generator[J]. **Chinese Journal of Radiological Health**, 2018, 27(5): 511-512.
- [12] 方云才. 智能超声切割止血刀系统[DB/OL]. (2015-01-31)[2023-06-13]. <https://kns.cnki.net/KCMS/detail/detail.aspx?dbname=SNAD&filename=SNAD000001565769>.  
FANG Yuncai. Intelligent ultrasonic cutting hemostatic knife system [DB/OL].(2015-01-31)[2023-06-13]. <https://kns.cnki.net/KCMS/detail/detail.aspx?dbname=SNAD&filename=SNAD000001565769>.
- [13] 梁超. 基于 FPGA 的双路超声波电源设计与实现[D]. 杭州: 杭州电子科技大学, 2020.  
LIANG Chao. Design and implementation of dual ultrasonic power supply based on FPGA[D]. Hangzhou: Hangzhou Dianzi University, 2020.
- [14] 张海军. 系列化微创外科手术器械研究[D]. 长春: 吉林大学, 2019.  
ZHANG Haijun. Serialized research of surgical instruments for minimally invasive surgery[D]. Changchun: Jilin University, 2019.

- [15] 郭志成. 面向手术机器人的超声刀设计方法与实验研究[D]. 天津: 天津大学, 2019.
- GUO Zhicheng. The design method and experimental research of ultrasonic scalpel for surgical robot[D]. Tianjin: Tianjin University, 2019.
- [16] 朱传宇. 旋转超声刀柄设计及其试验研究[D]. 南京: 南京航空航天大学, 2018.
- ZHU Chuanyu. Design and experimental research of rotary ultrasonic tool holder[D]. Nanjing: Nanjing University of Aeronautics and Astronautics, 2018.
- [17] 段纯杰. 基于超声手术刀应用的超声波电源[D]. 武汉: 华中科技大学, 2017.
- DUAN Chunjie. Ultrasonic power based on ultrasonic scalpel[D]. Wuhan: Huazhong University of Science and technology, 2017.
- [18] WONG SC, TSE CK. Design of symmetrical class E power amplifiers for very low harmonic-content applications[J]. **IEEE Transactions on Circuits and Systems I: Regular Papers**, 2005, 52(8): 1684-1690.
- [19] 彭呈祥. 基于自适应控制的功率超声驱动系统研究与实现[D]. 天津: 天津大学, 2019.
- PENG Chengxiang. Study and implementation of power ultrasonic driving system based on adaptive control technology[D]. Tianjin: Tianjin University, 2019.
- [20] 李义, 杨自恒, 刘爽, 等. 基于 FPGA 的 DDS 正弦波的设计和实现[J]. **无线互联科技**, 2019, 16 ( 11 ): 62-63+70.
- LI Yi, YANG Ziheng, LIU Shuang, *et al.* Design and implementation of DDS sine wave based on FPGA[J]. **Wireless Internet Technology**, 2019, 16(11): 62-63+70.
- [21] 金家欣, 杨明, 朱远飞, 等. 基于动态支路电流检测的功率超声振幅控制[J]. **振动、测试与诊断**, 2020, 40 ( 4 ): 663-667+820.
- JIN Jiaxin, YANG Ming, ZHU Yuanfei, *et al.* Power ultrasonic amplitude control based on dynamic branch current detection[J]. **Journal of Vibration, Measurement & Diagnosis**, 2020, 40(4): 663-667+820.
- [22] 梁军, 邢慧敏, 刘艳, 等. 双极电凝、LigaSure 及超声刀对子宫旁血管组织热损伤的实验研究[J]. **中国微创外科杂志**, 2016, 16 ( 11 ): 1026-1029.
- LIANG Jun, XING Huimin, LIU Yan, *et al.* Experimental study on thermal effects of human uterine vascular tissues by bipolar electrocoagulation, ligasure and ultrasound knife[J]. **Chinese Journal of Minimally Invasive Surgery**, 2016, 16(11):1026-1029.