

DOI:10.19651/j.cnki.emt.2211058

一种超声治疗仪的自动跟踪锁频电路设计

白沙沙 刘新妹 殷俊龄

(中北大学电子测试技术国家重点实验室 太原 030051)

摘要: 针对超声治疗仪中压电超声换能器因制造工艺导致固有频率出厂误差的问题,以及因温度变化等因素导致频率漂移,使其工作在非谐振状态下影响压电超声换能器电-声转化效率降低、治疗波形变化以及输出功率不稳定,从而影响超声治疗仪的治疗效果的问题,设计了一种超声治疗仪的自动跟踪锁频电路。该系统采用 STM32F103ZET6 作为微控制器。利用压电超声换能器逆向压电效应特性原理和最大电压式反馈法,通过扫频采样将最大电压值和谐振频率进行实时反馈,使得压电超声换能器始终工作在谐振点上,以实现自动跟踪锁频。实验测试证明,基于该自动跟踪锁频电路的超声治疗仪能够保持较稳定的输出功率以及良好的治疗波形、频率跟踪精准且成本低,能够达到良好的治疗效果。因此本课题具有较好的创新性和应用前景及广泛的适用价值。

关键词: 自动跟踪锁频;扫频;超声治疗仪

中图分类号: TP368.1 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 510.99

A circuit design of automatic tracking and frequency locking for ultrasonic therapeutic apparatus

Bai Shasha Liu Xinmei Yin Junling

(State Key Laboratory of Electronic Testing Technology, North University of China, Taiyuan 030051, China)

Abstract: Aiming at the problem of the natural frequency of the piezoelectric ultrasonic transducer in the ultrasonic therapy apparatus that causes the factory error of the natural frequency due to the manufacturing process, and the frequency drift caused by temperature changes and other factors, it will work in a non-resonant state, which will greatly reduce the electro-acoustic conversion efficiency of the piezoelectric ultrasonic transducer, and the treatment waveform will change and the output power will be unstable, which will affect treatment effect of the ultrasonic therapeutic apparatus. An automatic tracking frequency locking circuit of ultrasonic therapeutic apparatus is designed. The system uses STM32F103ZET6 as a microcontroller. Using the principle of inverse piezoelectric effect of piezoelectric ultrasonic transducer and the maximum voltage feedback method, the maximum voltage value and the resonant frequency are fed back in real time through frequency sweep sampling, so that the piezoelectric ultrasonic transducer always works at the resonance point, so that the To achieve automatic tracking frequency locking. The experimental test proves that the ultrasonic therapeutic apparatus based on the automatic tracking frequency locking circuit can maintain a relatively stable output power, a good treatment waveform, accurate frequency tracking and low cost, and can achieve a good treatment effect. Therefore, this subject has better innovation, application prospect and broad applicable value.

Keywords: automatic tracking frequency locking; frequency sweep; ultrasonic therapeutic apparatus

0 引言

超声治疗设备的广泛应用中,压电超声换能器的固有频率不仅取决于几何尺寸和切割类型,还取决于切割的厚度。压电超声换能器在生产过程中由于生产工艺会造成固有频率出厂误差。此外,压电超声换能器的谐振频率也常

因外界环境、温度变化以及负载的变化等因素发生漂移^[1]。以上原因均会导致压电超声换能器工作在非谐振状态,使得超声治疗设备的电-声转化效率大大降低、治疗波形发生变化以及输出功率不稳定,从而影响超声治疗仪的治疗效果。因此需要应用自动跟踪锁频技术跟踪锁定超声治疗设备的谐振频率,确保超声治疗仪始终工作在谐振点上,有效

收稿日期:2022-08-13

改善输出超声质量以及整机工作效率。

目前,对于超声换能器的自动跟踪锁频技术有很多种,比如最大功率、最大电流、模糊 PID 控制 (fuzzy proportional integral derivative control)^[2]、快速傅里叶变换 (fast Fourier transform, FFT)、锁相环 (phase locked loop, PLL) 技术等^[3-7]。也有很多组合的技术实现跟踪锁频,比如 Fuzzy-PLL^[8]、PID-PLL^[9]、PID-FFT^[10]。以上几种自动跟踪锁频技术大多数都是需要检测电流和电压相位差,设计复杂且相位信号容易死锁,控制效果不理想。而模糊控制方法存在稳态精度低、系统复杂且不易控制的弊端。因此设计一种基于检测最大电压的超声治疗仪自动跟踪锁频电路,以实现自动跟踪锁频。该系统具有电路设计简单、容易控制、跟踪稳定且成本低的优点。

1 超声治疗仪系统设计

超声治疗仪主要采用 STM32 平台搭建,通过人机交互模块的按键控制扫频信号发出,指示灯闪烁,信号发生模块产生的高频激励信号经过功率放大器放大后作用于超声换能器,通过自动跟踪锁频电路检测超声换能器两端的电压信号反馈给主控模块。扫频结束后,显示采集到的最大电压值以及对应的谐振频率。同时主控模块将谐振频率自动调节 DDS 信号发生器输出相应的超声激励信号频率,使得超声换能器始终工作在谐振点上。治疗仪输出端口配备有探头,通过耦合剂配合作用于人体,产生生物效应,对人体进行治疗^[11-12]。超声治疗仪系统总框图如图 1 所示。

1.1 主控模块

主控模块是硬件系统的核心,采用 STM32F103ZET6 作为微控制器,负责核心控制与处理接收到的各种信号和派发控制的指令信号。该芯片拥有丰富的 I/O 接口、8 个定时器、3 个 12 位的模拟/数字转换器 (analog-to-digital converter, ADC) 和 1 个 12 位的数字/模拟转换器 (digital-

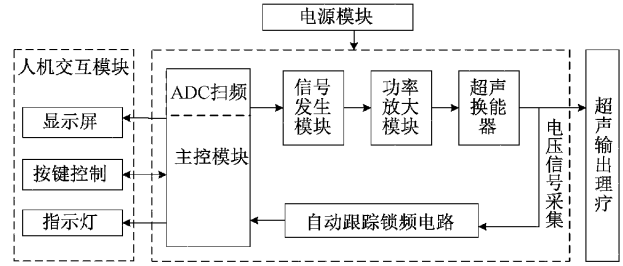


图 1 总体设计框图

to-analog converter, DAC)。同时该芯片能够满足本设计对 ADC 模块采集数据的需求:ADC 集成于微控制器、ADC 的分辨率为 12 bit (可实现将采集的模拟信号通过采样形成 12 位的二进制数字信号)、采样率不小于 20 KHz。

1.2 信号发生模块

信号发生模块采用直接数字频率合成芯片 (direct digital synthesis, DDS),用来产生高频激励信号^[13]。DDS 芯片作为信号源,需要满足以下特征:输出频率高精度、钟频率足够稳定、外围电路少、功耗低、性价比高。常用 DDS 系列产品对比如表 1 所示。

表 1 常用 DDS 系列产品对比

型号	时钟/ MHz	频率 分辨率/bits	DAC 分辨率/bits	功耗/ mW
AD9833	25	28	10	12.65
AD9834	75	28	10	20
AD9838	16	28	10	11
AD5932	50	24	10	6.7

经过多个 AD 公司 (analog devices) DDS 系列产品对比,DDS 电路选用 AD9833 芯片。其输出频率和相位可软件编程,很容易调整,不需要外部组件。STM32F103ZET6 与 AD9833 硬件连接图如图 2 所示。

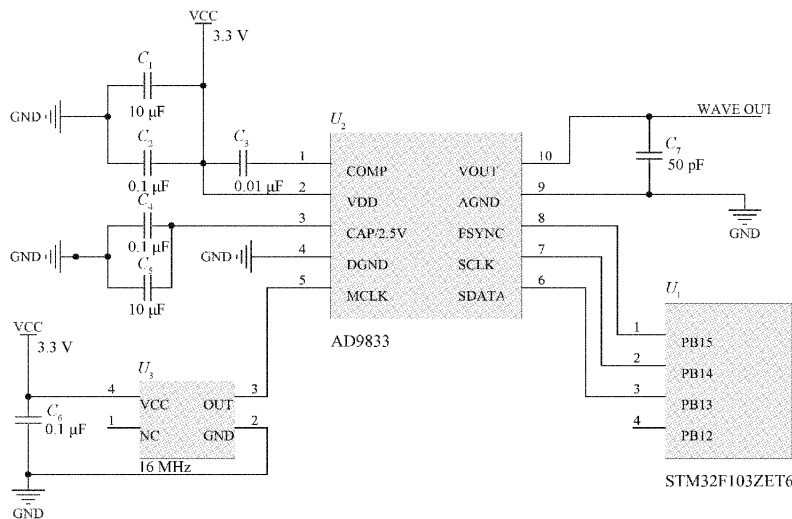


图 2 STM32F103ZET6 与 AD9833 硬件连接图

1.3 功率放大模块

为了满足系统要求,选用大功率三极管 BU406 作为该功率放大模块中驱动器件。其功能是将信号发生模块产生的高频激励信号放大。电路中实现了将信号发生模块输出的 3 V 激励信号放大到 27 V,来驱动压电超声换能器振动。

1.4 电源模块

电源模块功能是满足各部分功能模块的供电要求,保证各个功能环节都正常安全工作。该系统的电源模块设计满足以下需求:为功率放大模块(30 V)、主控模块和信号发生模块(5 V)、人机交互模块(3.3 V)分别提供稳压输出。

1.5 人机交互模块

人机交互模块由显示屏、按键控制和指示灯组成。显示屏采用 4.7 寸电容触摸屏:ALIENTEK TFTLCD,主要实现超声治疗仪治疗参数的显示:实时采集电压值、治疗波形、治疗时间、治疗工作频率、扫频采集的最大电压值及对应的谐振频率。按键控制实现对超声治疗仪的控制:扫频开启、激励频率增减、治疗状态。通过两个指示灯指示不同的治疗状态。

1.6 超声治疗仪软件设计

超声治疗仪工作流程:超声治疗仪上电后,系统进入初始化状态。用户可自行选择采取系统默认参数值或者重新设定治疗参数。参数设定完毕后超声治疗仪开始运行并同步计时。自动跟踪锁频模块工作,ADC 进行扫频后将谐振频率 f_s 及最大电压值 V_{\max} 进行反馈。主控模块控制信号发生模块发出以谐振频率 f_s 为输出频率的激励信号。超声治疗仪输出超声能量并开始治疗。治疗过程中 ADC 采集电压值并与最大电压值 V_{\max} 对比。若电压值小于 V_{\max} ,说明谐振频率发生漂移。治疗仪重新扫频并更新相关参数,以保证信号发生模块输出信号频率时刻与压电换能器谐振频率保持一致。当到达设定治疗时间超声治疗仪停止工作。超声治疗仪流程如图 3 所示。

2 自动跟踪锁频电路

2.1 超声换能器等效电路

压电超声换能器是一种能量转换器件,可以将输入的电功率转换成机械功率,自身消耗很少的功率。它具有逆向压电效应:在压电超声换能器两端施加一定频率的电信号,压电超声换能器振动。当施加的电信号频率等于其自身谐振频率时,电超声换能器呈纯阻性,且阻抗值最小,机械振动的幅度达到最大,此时被称为压电超声换能器的谐振状态。利用压电超声换能器的逆向压电效应,可以设计自动跟踪锁频电路对压电超声换能器进行扫频,依据采集的电信号的变化来判断压电超声换能器是否谐振。

压电超声换能器的电学反应与电阻电感电容电路(RLC 电路)释放类似。若 C_0 为静态电容、 C_1 为动态电

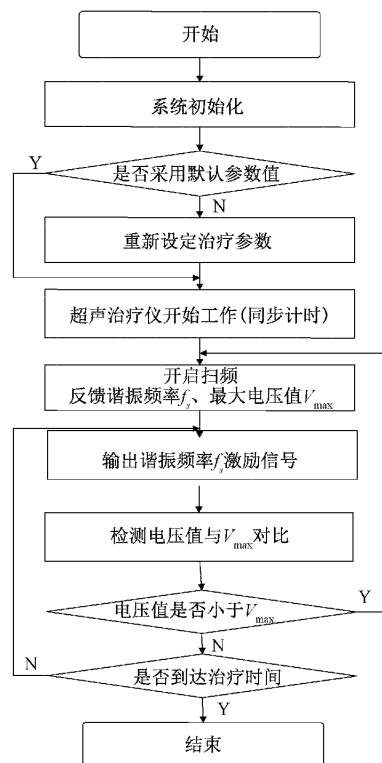


图3 超声治疗仪流程

容、 L_1 为动态电感、 R_1 为动态电阻。其串联谐振等效电路如图 4 所示。

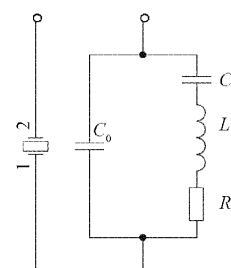


图4 压电超声换能器串联谐振等效电路图

串联谐振等效电路中,电路的谐振频率 f_s 基本上由压电超声换能器的固有频率 f_0 决定。由式(1)可得 f_s 。

$$f_s = \frac{1}{2\pi \sqrt{L_1 \times C_1}} \quad (1)$$

若串联谐振角频率为 ω_s :

$$\omega_s = 2\pi f_s = \frac{1}{\sqrt{L_1 \times C_1}} \quad (2)$$

压电超声换能器串联谐振等效电路的阻抗值 Z 为:

$$Z = \left(\frac{1}{j\omega_s C_1} + j\omega_s L_1 + R_1 \right) \parallel \left(\frac{1}{j\omega_s C_0} \right) \quad (3)$$

当发生串联谐振时,电路中的容抗成分 XL 等于感抗成分 XC ,此时电容上的电压和电感上的电压大小相等、方向相反。

$$XL = XC \quad (4)$$

$$\omega_s L_1 - \frac{1}{\omega_s C_1} = 0 \quad (5)$$

感抗成分与容抗成分有相互抵消的作用,此时电路的阻抗达到最小值。由式(6)可知压电超声换能器串联谐振时呈现电容性。

$$Z = R_1 \parallel \frac{1}{j\omega_s C_0} \quad (6)$$

2.2 自动跟踪锁频技术

为了解决压电超声换能器因制造工艺导致实际工作中的谐振频率与出厂标定的固有频率加工精度不一致的问题以及因频率漂移使其工作在非谐振状态下,影响超声治疗仪的治疗效果的问题,要求信号发生器输出的电信号能对在工作中变化的压电超声换能器的谐振频率进行跟踪。自动跟踪锁频技术实际上利用反馈技术,主控模块利用反馈的信息自动调节信号发生器的输出频率,使其随着压电超声换能器谐振频率的变化而改变,以保持压电超声换能器始终工作在谐振点上。

自动跟踪锁频技术按照获得反馈信息途径分类可分为两类:声反馈和电反馈。声反馈是通过采集压电超声换能器输出的机械振动信息组成反馈信息进行频率跟踪的方法。电反馈是将一定频率的波形输入到压电超声换能器,与压电超声换能器发生谐振现象,通过采集压电超声换能器两端的电信号组成反馈信息的频率跟踪的方法。由于声反馈方法中连接机械采集设备较费事,且效果不佳,故应用较少。而电反馈方法连接电路简单、采集信息方便,效果较好,被广泛应用于电子电器中。电反馈频率跟踪又可以分为两大类:自激振荡方式和它激式振荡方式。其中自激振荡方式是不需要外加信号源就可以自行振荡的方法。如差动变量桥式电路。它激式振荡方式是完全依靠搭建的信号源驱动振荡的方法。如电流反馈式频率跟踪、电压反馈式频率跟踪和锁相式频率跟踪。

本设计通过对比实际情况,同时结合压电超声换能器在串联谐振状态下的压电效应特性,最终采用电压反馈法作为实现自动跟踪锁频的反馈方法。

2.3 最大电压式自动跟踪锁频原理

最大电压反馈式频率跟踪是它激式振荡方式中的一种。采用这种方法的系统电路以采集压电超声换能器两端的电压信号作为反馈信号,在采集的电压信号中找到最大值,即找到对应压电超声换能器的谐振状态。主控模块控制信号发生器输出对应谐振频率的激励信号,以实现自动跟踪的目的。这种频率跟踪的方法原理简单、成本低且容易控制与实现。

由压电超声换能器的逆向压电效应特征可知:在串联谐振状态下,压电超声换能器阻抗最小,此时压电超声换能器运行的功率达到最大值,其两端的电压达到最大值。因此通过采集最大电压值即可找到对应的谐振频率。此时,压电超声换能器的功耗最小、电能利用率最高。最大

电压式反馈频率跟踪原理框图如图 5 所示。

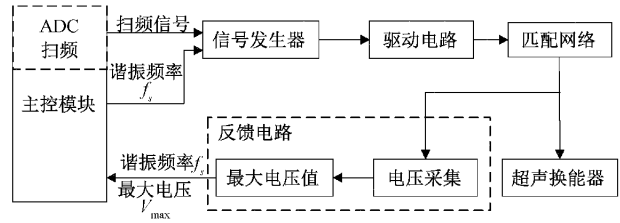


图 5 最大电压式反馈频率跟踪原理框图

反馈机制的具体工作流程:利用主控模块中的 ADC 功能进行扫频,对压电超声换能器两端电压信号进行采样,找到最大电压值,即找到对应的压电超声换能器的谐振点。将谐振频率反馈到主控模块,驱动信号发生器输出激励波形信号对压电超声换能器的工作状态进行调节,实现自动跟踪锁频。

2.4 最大电压式自动跟踪锁频电路设计

依据最大电压式自动跟踪锁频原理进行设计系统电路。其中系统的最大电压式采样反馈部分电路如图 6 所示。

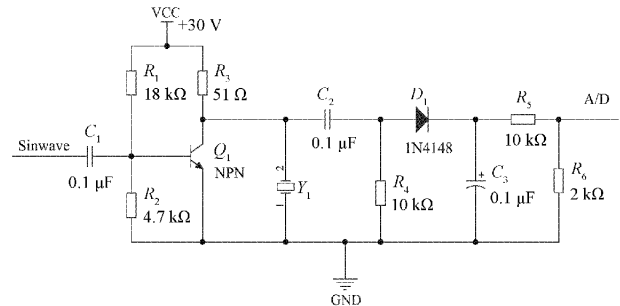


图 6 最大电压式采样反馈部分电路

自动跟踪锁频电路的软件设计采用分时段扫频输出方法对电信号进行采集,通过寻求到的最大电压值来表征压电超声换能器是否处于谐振状态。自动跟踪锁频流程如图 7 所示。

软件设计实现流程步骤:当按下开启采样按键后超声治疗仪开始扫频,分时段(如每隔 5 s)连续频率输出,频率由小到大依次递增(如步进间隔为 5 kHz)。扫频范围自行设置。在每次频率改变前输出稳定时进行一次模数转换,并将采样的数值存储到数组 A[i] 中。采样时间自行设置(如 5 s 时间间隔,在 4.5 s 采样一次)。扫频结束,即频率递增一轮运行完成后从数组 A[i] 中求出最大电压值 V_max,在显示屏上显示并将 V_max 与最大电压值对应的谐振频率 f。反馈给主控模块。

3 实验与结果

为了验证此方案的可行性与正确性,搭建了超声治疗仪样板进行测试。验证方案:通过 STM32 开发板 ADC 端口将采样电压信号反馈到个人计算机(personal computer,

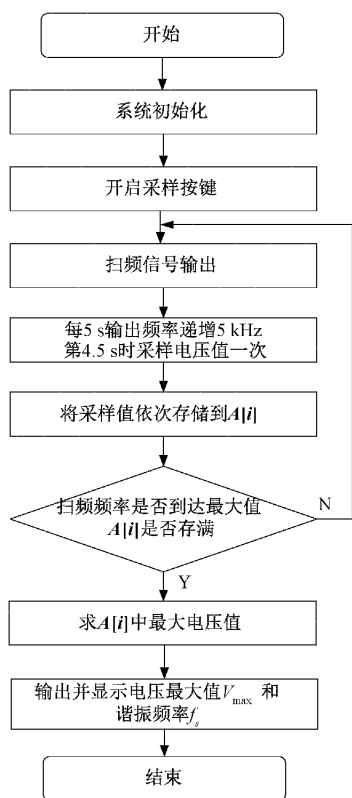


图7 自动跟踪锁频流程

PC),利用 MATLAB 绘制曲线。实验采用不同直径大小,相同固有频率及厚度的压电陶瓷晶体片,旨在通过测试不同的压电陶瓷晶体片,探究一定频率范围的超声激励信号频率与压电陶瓷晶体片两端采样电压之间的曲线关系。从对于不同的压电陶瓷晶体片都可以跟踪到最大电压值对应的谐振频率的角度验证了此自动跟踪锁频电路的可行性。

实验参数设置:根据国家药品监督管理局发布的 YY/T 1090—2018《中华人民共和国医药行业标准超声理疗设备》中 4.4 要求:工作频率的实际值与公布值偏差应不超过 10%^[14]。由于超声治疗仪输出频率多在 1 MHz 左右,用于较深层部位治疗^[15]。因此实验中压电陶瓷晶体片的固有频率为 1 MHz±10%。为了使实验数据更具有普遍性,自动跟踪锁频电路中的扫频范围选取略微比厂家提供的频率范围大,选取范围为 0.9~1.2 MHz。实验参数设置如表 2 所示。

表2 实验参数设置表

参数名称	参数
扫频范围/MHz	0.9~1.2
幅度/mV	200
输出波形	正弦波
步进间隔/KHz	5
扫频时间间隔/s	5
采样时间/s	4.5

表 2 中,采样时间为每次扫频间隔的第 4.5 s,是考虑到在每个单一频率的激励波形输出稳定后对其电压值进行采样,数值更加准确。

为了使实验具有验证性,统一采用平面圆形翻边、相同固有频率和相同厚度(2 mm)的压电陶瓷晶体片,实验变量为 3 种不同的直径(15 mm、20 mm、25 mm)以及 3 个不同的压电陶瓷晶体片(1 号、2 号、3 号)进行多次实验验证。实验选取的压电陶瓷晶体片参数信息如表 3 所示。

表3 压电陶瓷晶体片参数表

参数名称	参数		
型号	KS-15-1BY	KS-20-1BY	KS-25-1BY
直径 D /mm	15	20	25
厚度 T /mm	2	2	2
谐振频率 F_s /MHz	1.0±10%	1.0±10%	1.0±10%
谐振阻抗 R_o /Ω	≤50	≤3	≤10
静电容量 C_p /pF	850±25%	1 550±15%	2 900±25%
机电耦合系数	≥55%	≥55%	≥55%

将采样电压数据通过 ADC 端口数据传输至 PC 机,采用 MATLAB 软件绘制超声激励信号频率与压电陶瓷晶体片两端采样电压之间的散点图。散点图如图 8~16 所示。

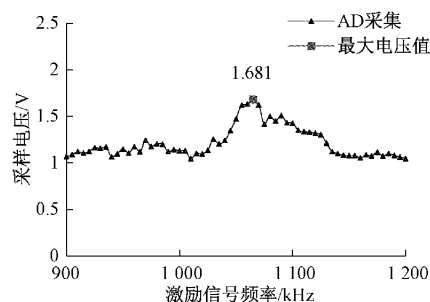


图8 直径 15 mm 压电陶瓷晶体片 1 号

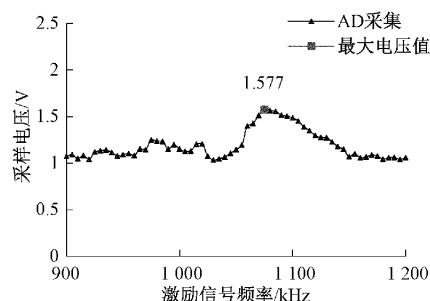


图9 直径 15 mm 压电陶瓷晶体片 2 号

从散点图来看,散点分布都大致符合正态分布,采样的电压值变化符合分布规律。同时系统能够找到最大电压值 V_{max} 及谐振频率 f_s ,并将其反馈。采样结果统计表如表 4 所示。

由表 4 可以看出,3 种不同直径的压电陶瓷晶体片的

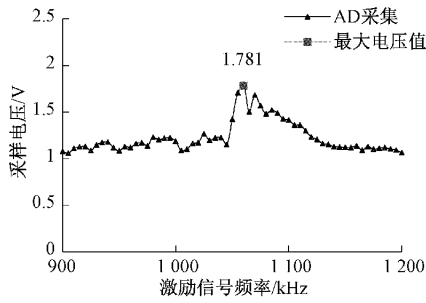


图 10 直径 15 mm 压电陶瓷晶体片 3 号

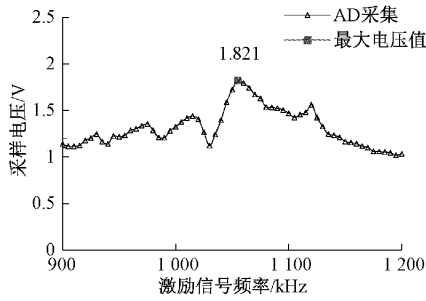


图 11 直径 20 mm 压电陶瓷晶体片 1 号

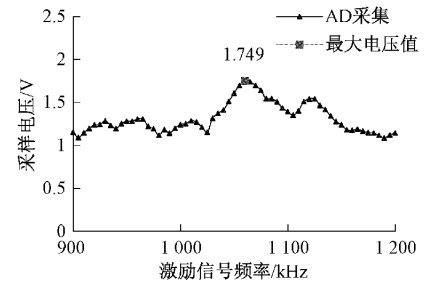


图 12 直径 20 mm 压电陶瓷晶体片 2 号

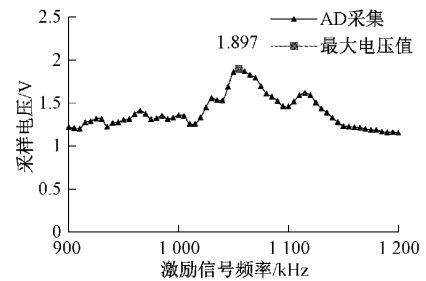


图 13 直径 20 mm 压电陶瓷晶体片 3 号

谐振频率相近,而相同直径的压电陶瓷晶体片在相同的测试环境下的谐振频率是不相同的,对应的最大电压值也不相同。说明同一批次生产的压电陶瓷晶体片的谐振频率与固有频率之间存在出厂误差。如果按照固有频率输出激励信号,会导致实际中超声治疗仪工作处于非谐振状态下,影响治疗效果。以上实验验证了固有频率的出厂误差对超声换能器的谐振频率存在一定的影响以及验证了此方案的可行性。

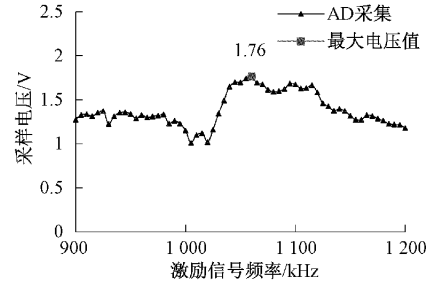


图 14 直径 25 mm 压电陶瓷晶体片 1 号

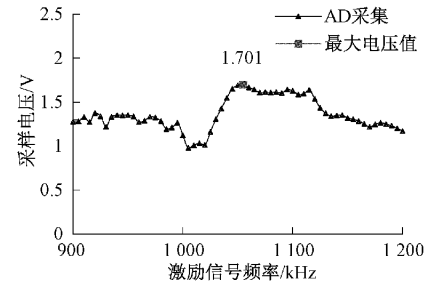


图 15 直径 25 mm 压电陶瓷晶体片 2 号

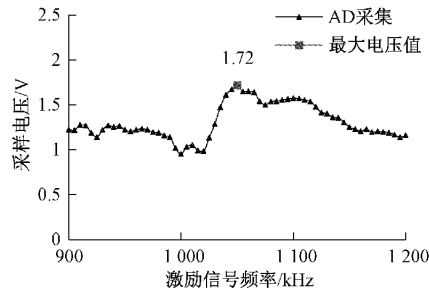


图 16 直径 25 mm 压电陶瓷晶体片 3 号

表 4 采样结果统计表

直径/mm	谐振频率/MHz	最大电压值/V
15	1.065	1.681
15	1.075	1.577
15	1.060	1.781
20	1.055	1.821
20	1.060	1.749
20	1.055	1.897
25	1.060	1.760
25	1.055	1.701
25	1.050	1.720

4 结 论

针对超声治疗仪中压电超声换能器因制造工艺导致固有频率与谐振频率加工精度不一致的问题以及频率漂移导致超声换能器工作在非谐振状态对超声治疗仪治疗效果影响的问题,设计了一种基于检测最大电压的超声治

疗仪自动跟踪锁频电路。此电路对不同直径的不同的压电陶瓷晶片都可以实现自动跟踪锁频,保证超声治疗仪一直工作在谐振点上。有效改善超声输出质量,使超声治疗仪达到良好的治疗效果。实验结果证明,基于该自动跟踪锁频电路的超声治疗仪具有能够保持较稳定的输出功率、频率跟踪精准且成本低等特点。

参考文献

- [1] 张一帆. 智能双频超声理疗仪的设计与实现[D]. 南京:南京理工大学,2015.
- [2] 王鑫,王云光,程海凭,等. 智能超声电导治疗仪控制系统的设计[J]. 计算机时代,2020,(1):39-42.
- [3] 成志婕. 脉冲式超声波发生器频率自动跟踪技术的研究[D]. 太原:中北大学,2021.
- [4] 王杰. 基于频率自动跟踪及功率调节技术的超声波电源设计[D]. 南京:南京信息工程大学,2021.
- [5] 曾舒帆,张绍旺,李亚娟,等. 应用多种高精度测量机制的电参量分析仪研制[J]. 中国测试,2019,45(9):94-99.
- [6] 张晓娜,杨录,田力,等. 超声导波谐振式传感器驱动电路设计[J]. 国外电子测量技术,2021,40(4):87-92.
- [7] WANG Z C, PANG Y. Ultrasonic therapy instrument based on intelligent neural network algorithm [J]. Scientific Journal of Intelligent Systems Research, 2020,2(12):20-29.
- [8] 王志成,庞宇,蒋伟,等. 基于频率自动跟踪的便携式超声理疗仪研制[J]. 电子技术与软件工程,2020,(7):106-110.
- [9] 王志成,庞宇,林金朝,等. 基于 DDS 的家用超声治疗仪设计[J]. 压电与声光,2021,43(2):170-173.
- [10] LIU G Q, LIANG J R, YUAN K. Designed of automatic frequency tracking system for ultrasound based on FPGA [J]. Proceedings of the 2019 International Conference on Robotics, Intelligent Control and Artificial Intelligence, 2019: 106-111, DOI:10.1145/3366194.336621210.1145/3366194.3366212.
- [11] 胡施琦. 一种超声波治疗仪的研制[D]. 太原:中北大学,2021.
- [12] 胡施琦,刘新妹,殷俊龄,等. 一种超声波灰指甲治疗仪的设计[J]. 国外电子测量技术,2020,39(11):132-136.
- [13] 张家田,阚绍佑,严正国,等. 便携式扫频信号发生器设计与研制[J]. 电视技术,2020,44(9):43-49.
- [14] 国家食品药品监督管理局. 医用电气设备第1部分:安全通用要求:GB 9706.1-2007[S]. 中华人民共和国国家质量监督检验检疫总局,2007.
- [15] 张一帆,屈惠明,顾华东,等. 基于模糊控制的超声理疗仪频率自动跟踪技术[J]. 电力电子技术,2016,50(1):81-83.

作者简介

白沙沙,硕士研究生,主要研究方向为智能仪器与测试系统研究。

E-mail:2374525294@qq.com

刘新妹,副教授,硕士研究生导师,博士,主要研究方向为电子信息工程、智能检测、测试计量技术及仪器、传感器技术等。

E-mail:xmliu_nuc@163.com