

doi: 10.11835/j.issn.1000-582X.2024.213

引用格式:董守龙,朱黎明,岳亚琪,等.全固态协同脉冲发生器的设计与研制[J].重庆大学学报,2025,48(3):
1-13.



全固态协同脉冲发生器的设计与研制

董守龙,朱黎明,岳亚琪,赵立胜,余亮,姚陈果

(重庆大学输变电装备技术全国重点实验室,重庆 400030)

摘要:不可逆电穿孔肿瘤治疗技术已经在临床应用中取得了较为显著的疗效。最近研究表明,采用高压纳秒脉冲协同低压微秒脉冲可以显著提高消融疗效。文中提出了一种新型的协同脉冲发生器拓扑结构,主要包括 2 个分别由 IGBT 和 MOSFET 作为主开关的 Marx 电路。通过开关的控制可灵活输出由高压纳秒脉冲和低压微秒脉冲组成的协同脉冲序列,并对其工作原理、电路仿真及原型样机进行了研究。最终采用半导体开关研制了一款参数灵活可调的全固态协同脉冲发生器,并在 100 Ω 电阻负载上对其进行了性能测试,纳秒脉冲参数为电压幅值 0~5 kV、脉宽 0.2~1 μ s;微秒脉冲参数为电压幅值 0~5 kV、脉宽 10~100 μ s,能够满足协同脉冲消融肿瘤的实验需求。

关键词:脉冲功率技术;Marx 发生器;全固态;协同脉冲;肿瘤消融

中图分类号:TN78;TM832

文献标志码:A

文章编号:1000-582X(2025)03-001-13

Design and development of a synergistic pulse generator based on all-solid-state switch devices

DONG Shoulong, ZHU Liming, YUE Yaqi, ZHAO Lisheng, YU Liang, YAO Chenguo

(State Key Laboratory of Power Transmission Equipment & System Security and New Technology, Chongqing University, Chongqing 400030, P. R. China)

Abstract: The irreversible electroporation technique has demonstrated remarkable efficacy in tumor treatment. Recent studies indicate that combining high-voltage nanosecond pulses with low-voltage microsecond pulses can significantly improve ablation effectiveness. To address this, this paper proposes a novel topology for a synergistic pulse generator, consisting of two Marx circuits utilizing insulated-gate bipolar transistors(IGBT) and metal-oxide-semiconductor field-effect transistors(MOSFETs) as main switching devices. By flexibly controlling these

收稿日期:2023-02-25 网络出版日期:2024-09-09

基金项目:国家自然科学基金青年科学基金资助项目(51807016, 51907011);重庆市自然科学基金面上项目(cstc2020jcyj-msxmX0932);中央高校基本科研业务费(2020CDJYGSX001, 2020CDJYGDQ008);重庆市高等教育教学改革研究项目(213052);重庆市研究生科研创新项目(CYB22016)。

Supported by National Natural Science Foundation of China Youth Science Fund Project(51807016, 51907011), General Program of Chongqing Municipal Natural Science Foundation(cstc2020jcyj-msxmX0932), the Fundamental Research Funds for the Central Universities(2020CDJYGSX001, 2020CDJYGDQ008), Chongqing Higher Education Teaching Reform Research Project(213052), and Chongqing Municipal Graduate Research and Innovation Project(CYB22016).

作者简介:董守龙(1989—),男,副教授,博士,主要从事电力设备故障诊断、脉冲功率技术及其应用研究,(E-mail) dsl@cqu.edu.cn。

switches, the generator can produce a synergistic pulse sequence comprising high-voltage nanosecond pulses and low-voltage microsecond pulses. This study explores the generator's operating principle, circuit simulation, and prototype development. The resulting all-solid-state synergistic pulse generator features flexible and adjustable parameters, leveraging semiconductor switches for improved performance. Its functionality is evaluated using a $100\ \Omega$ resistance load, yielding the following pulse characteristics: nanosecond pulses with voltage amplitudes of 0 kV to 15 kV and pulse widths of 200 ns to 1 μ s, and microsecond pulses with voltage amplitudes of 0 kV to 5 kV and pulse widths of 10 μ s to 100 μ s. These parameters meet the experimental requirements for synergistic pulsing in tumor ablation.

Keywords: pulsed power technology; Marx generator; all-solid-state; synergistic pulse; tumor ablation

近年来,脉冲功率技术在生物医学领域^[1-3]得到了广泛的应用,包括食品杀菌^[4-6]、神经疾病治疗^[7-8]、肿瘤等软组织消融^[9-10]等。在肿瘤治疗领域,脉冲电场不可逆电穿孔技术成为肿瘤治疗的研究新热点^[11-14]。为了解决不可逆电穿孔技术进行大尺寸肿瘤消融所遇到的难题,Yao等^[15]提出了协同脉冲肿瘤治疗技术,即高压窄脉冲协同传统微秒宽脉冲治疗肿瘤。该脉冲可以把可逆电穿孔区域转变为不可逆电穿孔区域,进而扩大肿瘤消融面积。姚陈果等^[16-17]研究发现纳秒脉冲电穿孔的作用位置主要在细胞核膜上,而微秒脉冲电穿孔的作用位置则主要是细胞膜;若将这2种脉冲结合使用,则有望解决肿瘤异质性对电穿孔的影响。因此,协同脉冲的治疗方式在肿瘤治疗领域具有极大的应用需求。

面向生物医学应用的高压脉冲源需要高可控性和高可靠性,大多采用全固态电力电子器件作为主要元件,使得其脉冲参数灵活可调,结构更加紧凑,稳定性明显提升。主要的固态脉冲发生器电路结构包括开关串联^[18]、Blumlein线堆叠器^[19-22]、直线型变压器驱动源(linear transformer driver, LTD)^[23-26]、固态 Marx 电路等^[27-34]。开关串联可以突破单个固态开关耐压能力有限的问题,实现高电压的输出,但是这种电路稳定运行需要考虑静态、动态均压策略,增加了电路的复杂性,影响脉冲波形的上升沿,且波形单一^[18]。固态 Blumlein 线堆叠器将传输线与固态开关融合,降低了纯电容储能方式中器件杂散电感、电容对波形的影响,但是其脉冲宽度由传输线长度决定,无法灵活调节,且需要阻抗匹配,不适用于阻抗动态变化的生物负载^[22]。固态 LTD 可以输出高电压大电流的脉冲,但是其输出脉冲宽度受到磁饱和特性的限制,很难输出微秒级别的脉冲^[24-26]。固态 Marx 电路的缺点是放电时各个开关电位悬浮,需要采用隔离电源模块对开关的驱动电路供电。目前商用的隔离电压等级 20 kV 的电源模块,在一定程度上解决了上述问题。同时 Marx 电路不需要元器件均压,可以输出灵活可控的脉冲参数,借助 LTD 开关并联的方式,也可以输出高电压大电流的脉冲。有学者试图通过改进 Marx 电路以实现同时输出纳秒-微秒脉冲序列,如吴梦^[33]采用 2 个独立的 Marx 电路研制了协同脉冲发生器,可分别向生物负载施加纳秒脉冲和微秒脉冲,同时为避免纳秒脉冲输出时对微秒脉冲电路产生影响,采用了继电器隔离模块,但受限于继电器的开关速度,样机无法在微秒级时间尺度内输出纳秒脉冲-微秒脉冲序列,输出能力有限。王艺麟等^[34]设计了一款融合 2 个 Marx 电路的协同脉冲发生器,可以同时输出高压纳秒脉冲和低压微秒脉冲。高压和低压脉冲发生回路相互联系,当其中一个开关发生故障时,2 种脉冲均无法正常输出;且低压脉冲形成电路中使用的开关和电容数量与高压脉冲电路相同,微秒主电路元件数量的增多,使得电路可靠性降低,研发成本增加。

针对上述国内外研究现状和实验需求,笔者基于 Marx 电路拓扑结构,设计了一款结构紧凑、参数独立可调的全固态纳秒脉冲协同微秒脉冲发生器。将低压微秒脉冲和高压纳秒脉冲形成的主要元件独立开,同时共用部分放电回路。在保证参数独立可调的前提下,节约了研发成本,且结构更加紧凑。根据协同脉冲生物医学应用需求,设计的协同脉冲发生器参数为:高压纳秒脉冲电压幅值 0~15 kV、脉宽 0.2~1 μ s、在 $100\ \Omega$ 负载下电流幅值达 150 A;低压微秒脉冲电压幅值 0~5 kV、脉宽 10~100 μ s、在 $100\ \Omega$ 负载下电流幅值达 50 A;且 2 种脉冲延迟时间任意可调。

1 全固态协同脉冲发生器的基本原理

1.1 拓扑结构

文中提出的全固态协同脉冲发生器拓扑结构如图1所示,其主要包括纳秒脉冲充电电源、微秒脉冲充电电源、多级纳秒脉冲形成电路模块、多级微秒脉冲形成模块、负载电阻等。

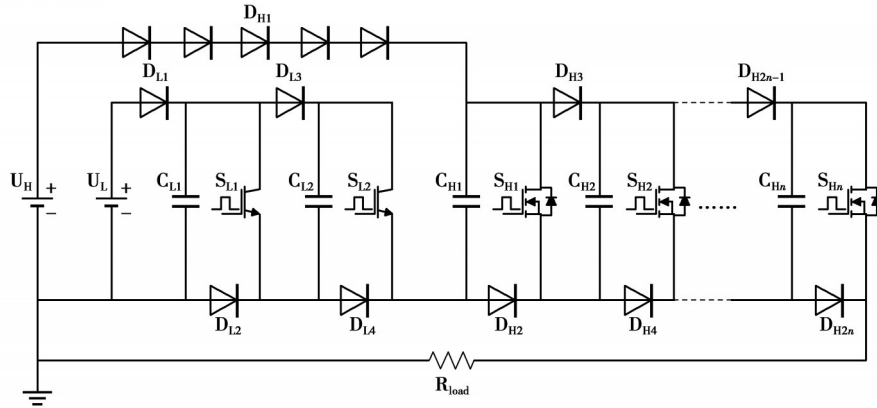


图1 全固态协同脉冲发生器拓扑结构

Fig. 1 Topology of all-solid-state synergistic pulse generator

图中,纳秒脉冲形成电路包括了纳秒脉冲充电电源 U_H 、二极管 $D_{H1} \sim D_{H2n}$ 、储能电容 $C_{H1} \sim C_{Hn}$ 、主开关 $S_{H1} \sim S_{Hn}$,微秒脉冲形成电路包括了微秒脉冲充电电源 U_L 、二极管 $D_{L1} \sim D_{L4}$ 、储能电容 $C_{L1} \sim C_{L2}$ 、主开关 $S_{L1} \sim S_{L2}$ 。在放电时, D_{L2} 、 D_{L4} 和 $D_{H2i} (i=1 \sim n)$ 为2种脉冲放电回路共用二极管。

在图1所示电路中,包括了2个相对独立的 Marx 电路,2个脉冲电路的主要开关和电容器件均独立,从而使得微秒脉冲和纳秒脉冲参数可自由调节,不会相互影响。同时部分二极管在放电回路中共用,节约了硬件成本。

1.2 工作原理

全固态协同脉冲发生器的工作状态包括3个:电容并联充电状态,记为A状态;高压纳秒脉冲放电状态,记为B状态;低压微秒脉冲放电状态,记为C状态。其开关控制时序如图2所示。其中, T 为脉冲周期, τ_{ns} 为高压纳秒脉冲宽度, $\tau_{\mu s}$ 为低压微秒脉冲宽度, Δt 为脉冲延迟时间。

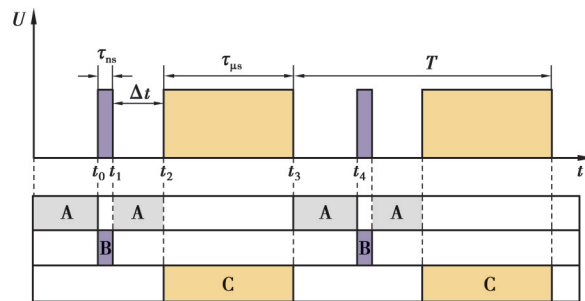


图2 协同脉冲发生器的控制时序

Fig. 2 Control timing of the synergistic pulse generator

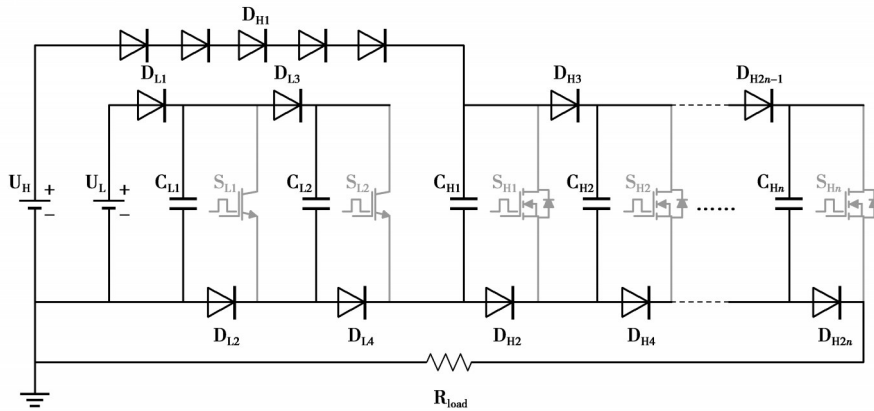
根据开关控制时序,全固态协同脉冲发生器的工作状态可分为A、B、C3种状态。

1)A 状态,电容并联充电状态($t_1 \sim t_2, t_3 \sim t_4$),如图3(a)所示。灰色的半导体开关及支路表征断路状态,2个高压直流电源通过负载电阻、隔离二极管分别对各储能电容充电,当 $C_{H1} \sim C_{Hn}$ 充电电压为 U_H , $C_{L1} \sim C_{L2}$ 充电电压为 U_L 时,电源停止功率输出。

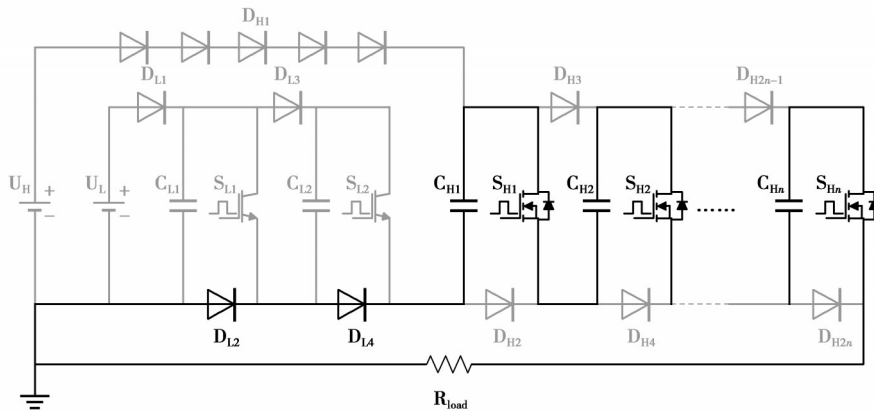
2)B 状态,高压纳秒脉冲放电状态($t_0 \sim t_1$),如图3(b)所示。充电完毕后,高压放电回路主开关 $S_{H1} \sim S_{Hn}$ 全部

导通, 低压放电回路主开关 $S_{L1} \sim S_{L2}$ 全部关断, $D_{H1} \sim D_{Hn}$ 二极管反向截止, D_{L2} 、 D_{L4} 正向导通, 储能电容 $C_{H1} \sim C_{Hn}$ 与导通开关形成串联回路对负载电阻放电, 此时会在负载上形成 nU_H 的脉冲。纳秒脉冲充电电源会随着电容的放电及时为纳秒脉冲电容补充电荷, 微秒脉冲电容已充满, 微秒脉冲充电电源此时没有功率输出。

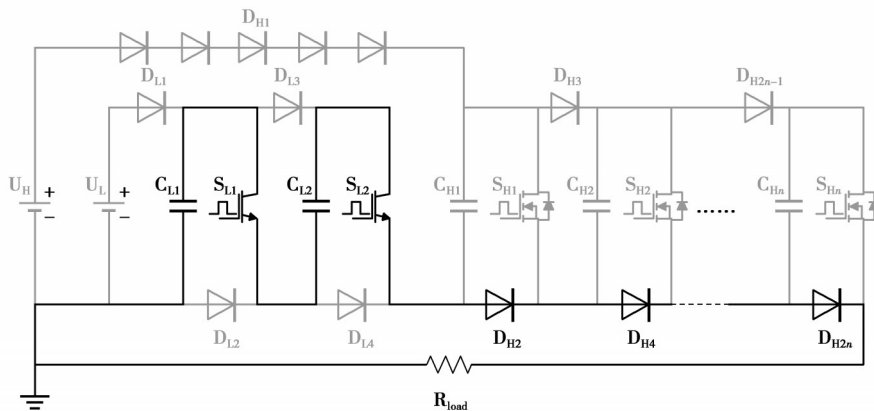
3) C 状态, 低压微秒脉冲放电状态 ($t_2 \sim t_3$), 如图 3(c) 所示。经 Δt 时间后, 高压放电回路主开关 $S_{H1} \sim S_{Hn}$ 全部关断, 低压放电回路主开关 $S_{L1} \sim S_{L2}$ 全部导通, D_{L2} 、 D_{L4} 反向截止, $D_{H2} \sim D_{H2n}$ 正向导通, 储能电容 $C_{L1} \sim C_{L2}$ 、低压放电回路主开关与负载电阻形成串联回路, 负载输出电压 $2U_L$ 。微秒脉冲充电电源会随着电容的放电及时为微秒脉冲电容补充电荷, 纳秒脉冲电容已充满, 纳秒脉冲充电电源此时没有功率输出。



(a) 电容并联充电状态



(b) 高压纳秒脉冲放电状态



(c) 低压微秒脉冲放电状态

图3 协同脉冲发生器工作原理

Fig. 3 Operating principle of the synergistic pulse generator

综合以上3种状态,设计半导体开关的驱动时序,可以实现高压纳秒脉冲、低压微秒脉冲不同组合形式的脉冲输出。

1.3 主电路设计及器件选型

文中设计的脉冲发生器高压纳秒脉冲与低压微秒脉冲的充放电回路相对独立,需要根据参数需求对2种脉冲形成电路中的主要元器件分别进行设计。

1.3.1 主开关

主开关是全固态协同脉冲发生器中最关键的器件,其特性直接影响着整个系统输出的脉冲参数。当前较为主流的全控型半导体开关器件为MOSFET与IGBT,与其他固态开关相比,这2种开关驱动控制电路简单,导通及关断速度快,可满足中小功率、高重频的应用需求。对比2种器件,MOSFET漏源极击穿电压较低,但是开通关断速度快,普遍为数十纳秒;IGBT具有较高的耐压值与通流能力,但其导通关断速度较慢,通常为百纳秒级。因此,根据文中脉冲参数需求,高压纳秒脉冲电路主开关选用MOSFET,低压微秒脉冲电路主开关选用IGBT。

高压纳秒脉冲电路的最高输出电压幅值为15 kV,在100 Ω 负载上最高脉冲电流幅值为150 A。文中采用20级Marx模块叠加输出,每一级MOSFET需耐受750 V电压,且通流能力应大于150 A。经过参数选型并考虑一定的裕量,各级Marx主开关选择2只型号为NVHL020N120SC1的碳化硅MOSFET并联,该MOSFET最高工作电压为1 200 V,连续通流103 A,脉冲电流400 A以上,上升时间小于60 ns,其性能完全满足本设计需求。

低压微秒脉冲电路设计的最高输出电压幅值为5 kV,在100 Ω 负载上最高脉冲电流幅值为50 A,该拓扑采用2级Marx模块叠加输出,每级工作电压为2.5 kV,且脉冲电流的通流大于50 A。经过参数手册选型并考虑一定裕量,微秒脉冲电路的IGBT型主开关选用IXEL40N400。此款IGBT的最高工作电压为4 000 V,连续通流90 A,脉冲电流幅值400 A,上升时间约100 ns,性能满足本设计需求。

1.3.2 隔离二极管

协同脉冲发生器需要利用二极管正向导通、反向隔离截止的特性来进行充电、放电状态的切换,因此需要考虑二极管的反向击穿电压值、正向重复性峰值电流值等参数。在Marx电路中,二极管反向击穿电压需要大于每级Marx工作电压。当Marx电路中某一级不导通时,二极管将进行续流,二极管的正向重复性峰值电流需要大于最大脉冲电流400 A。

快速恢复二极管DSEI60-12A的反向击穿电压为1 200 V,正向重复性峰值电流值为800 A,满足设计要求。在纳秒脉冲电路中,各级Marx电路选用DSEI60-12A作为隔离二极管,而在微秒脉冲电路中,由于微秒脉冲电压2 500 V,因此将3个同等批次DSEI60-12A二极管串联等效为1个 D_{Ln} ,理论上其最高隔离电压达3 600 V,满足设计需求。

1.3.3 储能电容

协同脉冲发生器的储能电容需具选型指标主要有耐压、容量。选用薄膜电容作为储能电容,其在纳秒脉冲电路中耐压需要大于750 V,在微秒脉冲电路中需要大于2 500 V。为保证脉冲发生器所输出的脉冲近似为方波,电容容值需满足一定要求:当方波脉冲的顶降需求小于5%时,在 $t = \tau_p$ 时刻,脉冲电压幅值大于等于为0.95倍初始放电电压。其计算原则为

$$V_t = nV_c \times \exp\left(-\frac{n\tau_p}{R_L C}\right) \geq 0.95nV_c, \quad (1)$$

式中: V_t 为 t 时刻输出电压值; n 为Marx级数; V_c 为储能电容充电电压值; τ_p 为最大脉冲宽度; R_L 为负载电阻值; C 为各级电容容值。

因此,储能电容的最小容值需满足:

$$C \geq \frac{-n\tau_p}{R_L \ln 0.95}. \quad (2)$$

根据纳秒和微秒脉冲的最大参数,可以计算得到纳秒脉冲电路的电容容值至少为3.9 μ F,微秒脉冲电路的电容容值至少为39 μ F。因此,选用的薄膜电容参数为:纳秒脉冲电路电容容值4 μ F,耐压1 200 V;微秒脉

冲电路电容容值 $50\mu\text{F}$, 耐压 $3\,000\text{ V}$ 。

1.3.4 充电电源

文中所研制的协同脉冲发生器需要2个高压直流电源作为充电模块,分别给高压纳秒脉冲模块储能电容以及低压微秒脉冲模块储能电容进行充电,其选择主要需要满足电压最大值以及平均功率2个参数要求。根据前期设计高压纳秒脉冲模块单板电压幅值为 800 V 、低压微秒脉冲模块单板电压幅值为 $2\,500\text{ V}$,选择的高压直流电源模块最大输出电压需要大于该值。在协同脉冲发生器稳定工作时,所需要的平均充电功率为

$$P = V_{\text{out}} I_{\text{out}} \tau_p f, \quad (3)$$

式中: P 为平均充电功率; V_{out} 为输出脉冲电压幅值; I_{out} 为输出最大电流幅值; τ_p 为输出脉冲宽度; f 为工作频率,输出频率为 1 Hz 。分别将纳秒脉冲和微秒脉冲输出参数代入式(3)可得纳秒和微秒脉冲充电功率分别为 2.25 W 、 25 W 。

根据上述分析与实际情况,选择参数为 800 V 、 20 mA 高压直流电源作为高压纳秒冲电路充电电源,选择参数为 $2\,500\text{ V}$ 、 30 mA 的高压直流电源作为微秒脉冲电路充电电源,2款电源均具备短路、过载保护功能。

1.4 控制与驱动电路设计

控制与驱动电路是全固态脉冲发生器输出波形产生的关键一环。文中采用FPGA配合触摸屏作为脉冲发生器的信号控制模块。其中,FPGA用作主控芯片,触摸屏用于参数输入和反馈显示。采用光纤隔离驱动电路作为高压脉冲发生器的可靠传输及直接控制模块。其控制与驱动电路设计框图如图4所示。

预期产生的脉冲参数通过人机交互界面,以串口通讯的方式发送至FPGA,FPGA再通过相关逻辑控制产生图2的控制信号,继而再经过由光电转换电路组成的光纤驱动电路输送至固态开关,控制固态开关的导通时序,从而达到控制脉冲输出波形的目的。

文中采用的FPGA芯片为ALTERA公司的Cyclone IV系列EP4CE6F17C8,其外部晶振频率 50 MHz ,经PLL倍频后可产生 100 MHz 的基准时钟信号,调节步长为 10 ns ,可以实现纳秒脉冲和微秒脉冲的高精度控制。

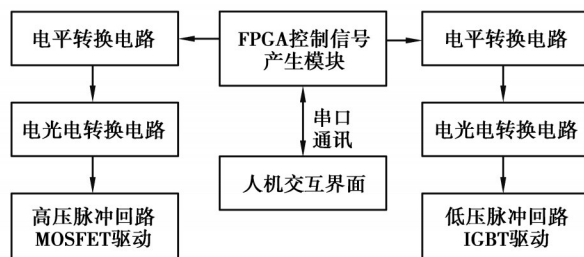


图4 全固态协同脉冲发生器控制电路

Fig. 4 All-solid-state synergistic pulse generator's control scheme

对于驱动电路,选择IXDI609芯片。此驱动芯片可提供 9 A 的最大驱动电流,工作电压为 $4.5\sim 35\text{ V}$ 。驱动芯片输出的驱动信号上升沿及下降沿均不超过 30 ns ,保障了驱动的快速性。在实际应用中,驱动芯片采用 20 和 -5 V 双隔离电源供电,产生 $+20\text{ V}/-5\text{ V}$ 的驱动信号,实现了开关的负压可靠关断,完全符合本设计MOSFET、IGBT两种固态开关的驱动需求。

考虑到协同脉冲发生器主电路在工作状态时,较大的脉冲电流往往会对控制信号产生较强的干扰,因此文中采用了光纤隔离的控制信号传输方式。与磁隔离驱动相比,光纤隔离驱动具有抗干扰能力强,信号一致性高,脉冲宽度范围大,不受磁芯高频特性和磁饱和的影响。文中使用Firecomms公司的光纤发射头FR50MVIR、光纤接收头FR50MHIR实现电光-光电转换,其 50 M 带宽可以保证脉宽百纳秒级别信号不失真,完全满足文中的需求。

对于高压纳秒脉冲电路,光纤接收头将光信号转化为电平信号之后,再由2个驱动芯片IXDI609进行并联半导体开关驱动。驱动电路辅助电源输入为 15 V ,经过 15 kV 型号为1515D的隔离电源模块进行隔离,再由MGJ2D052005SC隔离电源模块变换为 $+20\text{ V}$ 和 -5 V 输出,其隔离电压等级为 5.2 kV ,可以有效隔离每个

模块的高压。电路设计如图5所示。

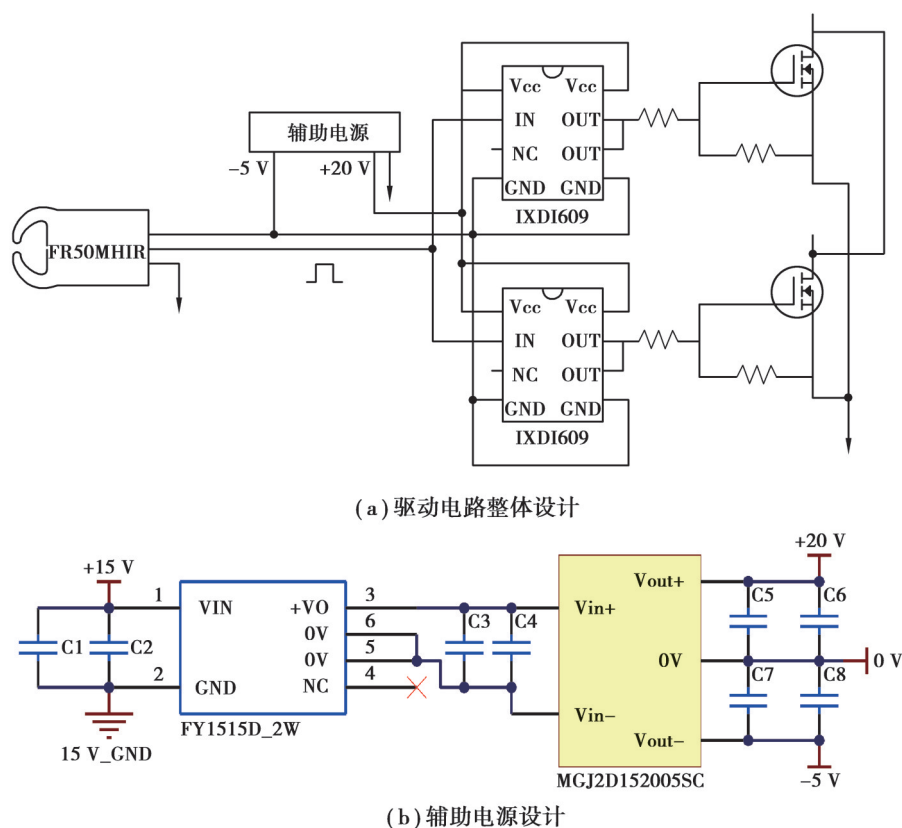


图5 用于产生高压纳秒脉冲驱动电路设计

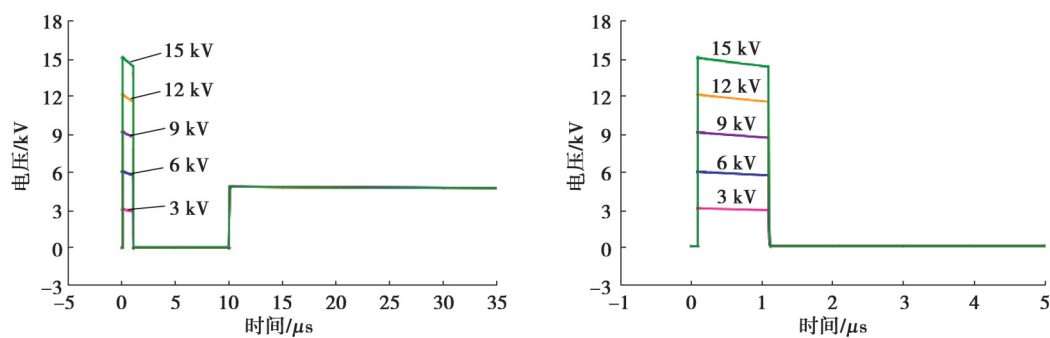
Fig. 5 Drive circuit for generating high-voltage nanosecond pulses

2 协同脉冲发生器电路仿真

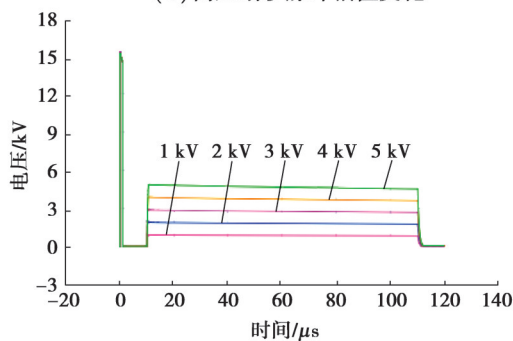
为了验证协同脉冲发生器拓扑的正确性,文中搭建了由20级高压纳秒脉冲模块与2级低压微秒脉冲模块构成的协同脉冲发生器仿真模型。在高压纳秒脉冲模块中,开关模块选择厂商提供的NVHL020N120SC1模型;在低压微秒脉冲模块中,开关模块选择厂商提供的IXEL40N400模型,使用软件内置脉冲源作为驱动信号源,2个直流源作为2个独立的充电电源。仿真中,高压纳秒脉冲回路主要参数为:充电电源幅值750 V,储能电容容值4 μF 。低压微秒脉冲回路主要参数为:充电电源幅值2 500 V,储能电容容值50 μF ;负载电阻值100 Ω 。

依据图2所示的控制时序,利用参数扫描的方式分别改变两充电电源电压,脉冲电压输出波形如图6所示。由图可得,高压纳秒脉冲、低压微秒脉冲幅值独立可调,当仅改变高压纳秒脉冲回路充电电压(150~750 V)时,输出的高压纳秒脉冲幅值总为20倍充电电压幅值,而低压微秒脉冲幅值保持不变;同样当仅改变低压微秒脉冲回路充电电压(500~2 500 V)时,输出的低压微秒脉冲幅值为2倍充电电压幅值,而高压纳秒脉冲幅值保持不变,仿真结果符合理论分析。

协同脉冲发生器不仅要求幅值参数的灵活可调,而且需要满足脉宽和延迟时间等参数的可调性。在保持充电电源电压固定时(高压充电电源750 V,低压充电电源2 500 V),改变开关控制信号时序,得到相应的输出电压波形(见图7~图8)。根据仿真结果可知,文中提出的协同脉冲发生器拓扑可以实现脉冲宽度和延迟时间的独立调节。



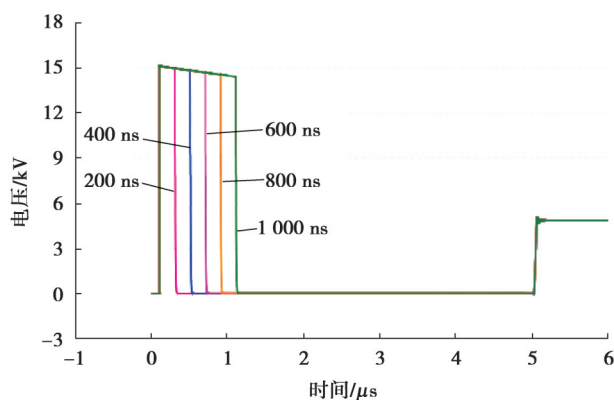
(a) 高压纳秒脉冲幅值变化



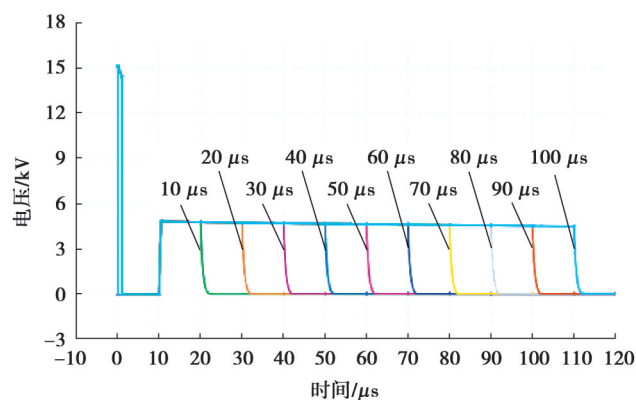
(b) 低压微秒脉冲幅值变化

图6 脉冲幅值变化的仿真波形

Fig. 6 Simulation waveform of pulse amplitude change



(a) 高压纳秒脉冲脉宽变化



(b) 低压微秒脉冲脉宽变化

图7 脉宽变化的仿真波形

Fig. 7 Simulation waveform of pulse width change

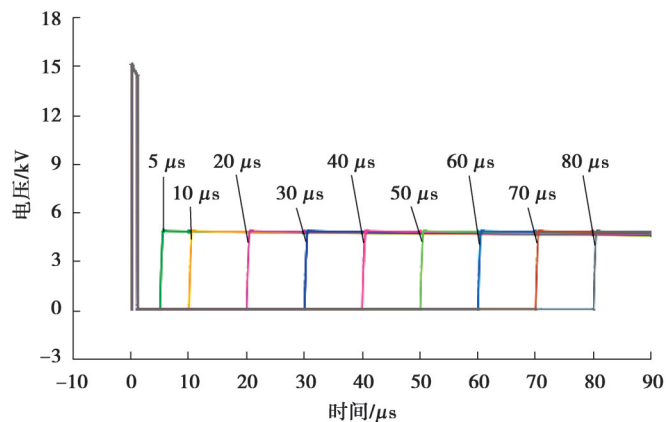


图8 脉冲延迟时间变化的仿真波形

Fig. 8 Simulation waveform of pulse delay time change

3 实验平台搭建与测试

文中所搭建的测试平台如图9所示。在脉冲功率肿瘤消融应用场景中,生物负载一般为 $100\ \Omega$ 左右,实验采用 $100\ \Omega$ 无感高压电阻作为协同脉冲发生器测试负载,使用型号为 HDO4054A 的力科示波器(带宽 500 MHz,最高采样率 10 GS/s),以及型号为 P6015A 的泰克高压探头(带宽 75 MHz,测量范围 0~20 kVDC)对输出脉冲电压波形进行监测。在满足波形质量要求的前提下,协同脉冲发生器波形的灵活性是面向应用的关键因素,应针对输出电压波形的幅值、脉宽、脉冲间隔的可调性开展相应测试。

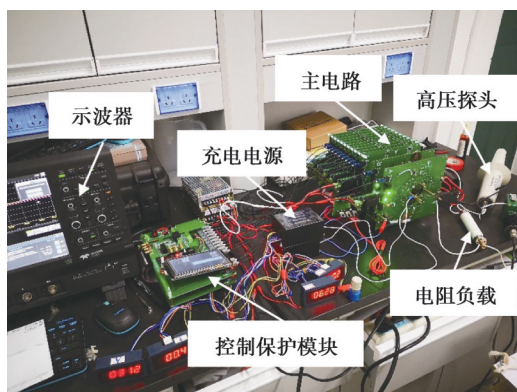


图9 全固态协同脉冲发生器测试平台

Fig. 9 All-solid-state synergistic pulse generator test platform.

脉冲延迟时间设定为 $10\ \mu\text{s}$, 低压微秒脉冲参数保持宽度 $100\ \mu\text{s}$, 幅值 $5\ \text{kV}$ 不变, 高压纳秒脉冲宽度维持为 $1\ \mu\text{s}$, 脉冲幅值从 $3\sim 15\ \text{kV}$ 变化时, 输出波形如图10所示。从波形可以看出, 高压纳秒脉冲工作于最大脉宽时, 波形稳定, 且能够维持正常的电压等级及脉冲宽度, 同时能够对其脉冲幅值独立调节。

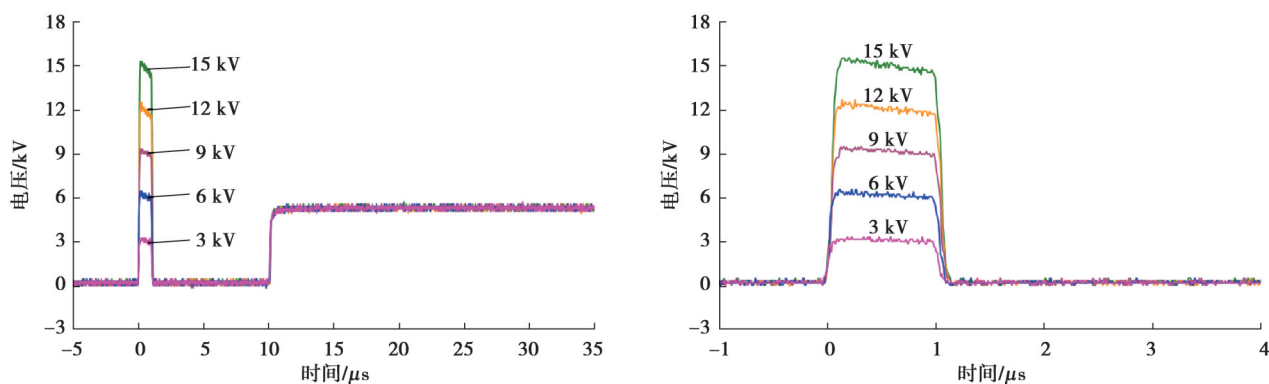


图10 高压纳秒脉冲幅值变化测试波形

Fig. 10 Test waveform of high-voltage nanosecond pulse amplitude change

图11为低压微秒脉冲的电压输出变化波形, 为脉冲延迟时间保持 $10\ \mu\text{s}$ 不变, 高压纳秒脉冲宽度 $1\ \mu\text{s}$, 幅值 $15\ \text{kV}$, 低压微秒脉冲宽度 $100\ \mu\text{s}$, 脉冲幅值 $1\sim 5\ \text{kV}$ 等步长上升调节。通过测试发现, 低压微秒脉冲模块可正常工作于最大脉宽。与高压纳秒脉冲相比, 其上升沿更缓, 脉冲输出参数保持良好, 电压平顶维持良好, 具有较高的精度。

设定脉冲延迟时间 $5\ \mu\text{s}$, 低压微秒脉冲脉宽 $100\ \mu\text{s}$ 、幅值 $5\ \text{kV}$ 不变, 高压纳秒脉冲幅值保持为 $15\ \text{kV}$, 脉宽从 $200\sim 1\ 000\ \text{ns}$ 变化时, 输出波形如图12所示, 可以看出, 在给定脉宽范围内变化的纳秒脉冲波形质量良好, 具有快速的上升沿与下降沿。

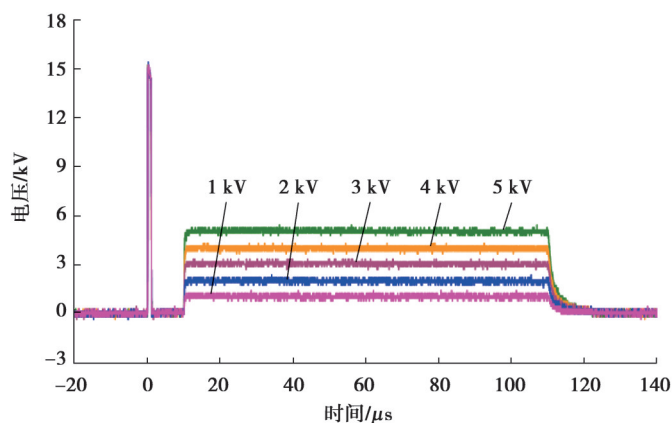


图 11 低压微秒脉冲幅值变化测试波形

Fig. 11 Test waveform of low-voltage microsecond pulse amplitude change

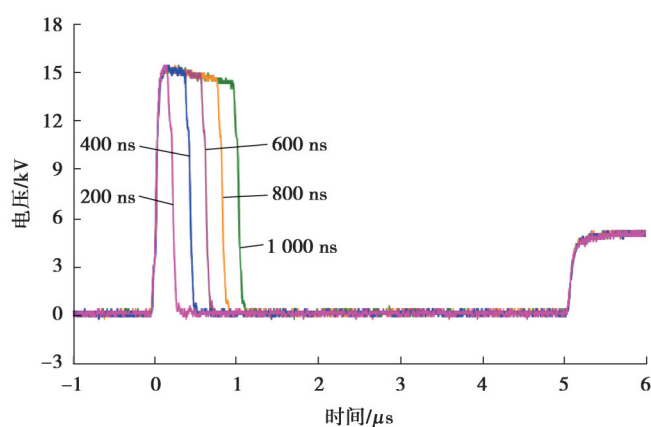


图 12 高压纳秒脉冲脉宽变化测试波形

Fig. 12 Test waveform of high-voltage nanosecond pulse width change

脉冲延迟时间为 $10\ \mu\text{s}$ 时,保持高压纳秒脉冲脉宽 $1\ \mu\text{s}$ 、幅值 $15\ \text{kV}$ 不变,低压微秒脉冲幅值保持为 $5\ \text{kV}$,脉宽从 $10\sim 100\ \mu\text{s}$ 变化时,输出波形如图 13 所示,低压微秒脉冲脉宽参数的同样能够独立调节,脉冲宽度控制也较为精准。

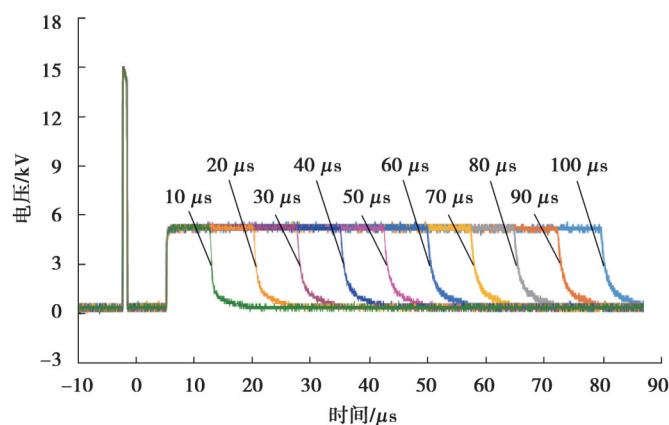
图 13 低压 μs 脉冲脉宽变化测试波形

Fig. 13 Test waveform of low-voltage microsecond pulse width change

设定高压纳秒脉冲脉宽 $1\ \mu\text{s}$ 、幅值 $15\ \text{kV}$; 低压微秒脉冲脉宽 $100\ \mu\text{s}$ 、幅值 $5\ \text{kV}$ 保持不变, 脉冲延迟时间从 $5\sim 80\ \mu\text{s}$ 变化, 脉冲发生器的输出波形如图 14 所示, 证明脉冲延迟时间任意可调, 且高压纳秒脉冲和低压微秒脉冲波形质量不受影响。

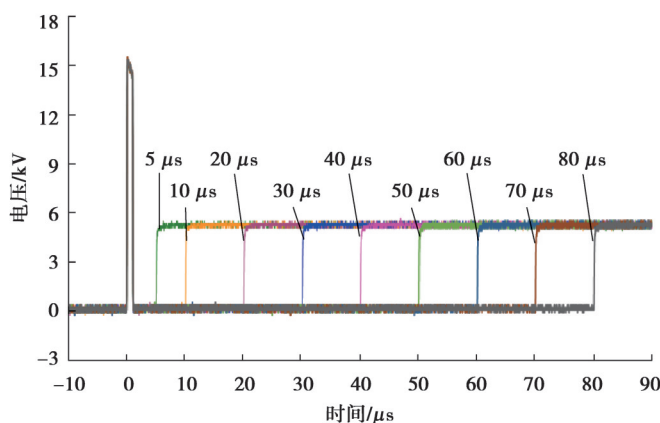


图 14 延迟时间变化测试波形

Fig. 14 Test waveform of delay time change

4 结 论

针对协同脉冲输出序列的应用需求, 基于 Marx 拓扑的基本原理和固态开关技术, 采用 FPGA 作为控制核心, 研制了一套参数可调的全固态纳秒和微秒协同脉冲发生器。最终得出以下结论:

1) 协同脉冲发生器与 2 台脉冲源协同施加脉冲相比, 其拓扑的放电回路共用部分二极管, 装置更紧凑, 成本更低廉, 脉冲参数控制更加精确方便。

2) 研制的协同脉冲发生器样机可输出 $1\ \text{Hz}$ 的协同脉冲, 用于电穿孔治疗肿瘤方面的研究。其中, 纳秒脉冲参数电压幅值为 $0\sim 15\ \text{kV}$, 脉宽为 $0.2\sim 1\ \mu\text{s}$; 微秒脉冲参数电压幅值为 $0\sim 5\ \text{kV}$ 、脉宽为 $10\sim 100\ \mu\text{s}$ 。

3) 脉冲发生器采用模块化设计, 每个单元为相对独立的模块, 模块间实现了自然均压, 因此在绝缘强度足够的情况下可通过模块叠加实现更高的高压输出。

综上所述, 全固态纳秒和微秒协同脉冲发生器的脉冲输出参数调节范围广, 脉冲间隔灵活可控, 为肿瘤消融的协同脉冲效应研究与应用提供了良好的硬件平台。

参考文献

- [1] 陈新华, 孙军辉, 殷胜勇, 等. 脉冲电场与生物医药技术的交叉及其对肿瘤治疗模式的改变[J]. 高电压技术, 2014, 40(12): 3746-3754.
Chen X H, Sun J H, Yin S Y, et al. Interaction of pulsed electric field and biomedicine technology and the influence on solid tumor therapy[J]. High Voltage Engineering, 2014, 40(12): 3746-3754.(in Chinese)
- [2] Elgenedy M A, Massoud A M, Ahmed S, et al. A modular multilevel voltage-boosting Marx pulse-waveform generator for electroporation applications[J]. IEEE Transactions on Power Electronics, 2019, 34(11): 10575-10589.
- [3] 程显, 陈硕, 吕彦鹏, 等. 纳秒脉冲作用下核孔复合体影响细胞核膜电穿孔变化的仿真研究[J]. 电工技术学报, 2021, 36(18): 3821-3828.
Cheng X, Chen S, Lü Y P, et al. Simulation study on the effect of nuclear pore complexes on cell electroporation under nanosecond pulse[J]. Transactions of China Electrotechnical Society, 2021, 36(18): 3821-3828.(in Chinese)
- [4] Tseng S Y, Wu T F, Chen Y M. Wide pulse combined with narrow-pulse generator for food sterilization[J]. IEEE Transactions on Industrial Electronics, 2008, 55(2): 741-748.
- [5] Barba F J, Koubaa M, do Prado-Silva L, et al. Mild processing applied to the inactivation of the main foodborne bacterial pathogens: a review[J]. Trends in Food Science & Technology, 2017, 66: 20-35.

- [6] Wang Q J, Li Y F, Sun D W, et al. Enhancing food processing by pulsed and high voltage electric fields: principles and applications[J]. *Critical Reviews in Food Science and Nutrition*, 2018, 58(13): 2285-2298.
- [7] 魏清川, 李懿, 何成奇, 等. 低频脉冲电磁场治疗神经系统疾病的研究进展[J]. *循证医学*, 2017, 17(6): 373-376, 381.
Wei Q C, Li Y, He C Q, et al. Progress of low frequency pulsed electromagnetic fields against neurological disease[J]. *The Journal of Evidence-Based Medicine*, 2017, 17(6): 373-376, 381.(in Chinese)
- [8] Lorenzo M F, Campelo S N, Arroyo J P, et al. An investigation for large volume, focal blood-brain barrier disruption with high-frequency pulsed electric fields[J]. *Pharmaceuticals*, 2021, 14(12): 1333.
- [9] 任冯刚, 张雨驰, 陈雪, 等. 高压电脉冲技术在肿瘤治疗领域的研究与应用进展[J]. *中国医疗设备*, 2022, 37(2): 6-10.
Ren F G, Zhang Y C, Chen X, et al. The research and application progress of high-voltage electrical pulses technology in tumor therapy[J]. *China Medical Devices*, 2022, 37(2): 6-10.(in Chinese)
- [10] Breton M, Mir L M. Microsecond and nanosecond electric pulses in cancer treatments[J]. *Bioelectromagnetics*, 2012, 33(2): 106-123.
- [11] Davalos R V, Mir L M, Rubinsky B. Tissue ablation with irreversible electroporation[J]. *Annals of Biomedical Engineering*, 2005, 33(2): 223-231.
- [12] Jiang C L, Davalos R V, Bischof J C. A review of basic to clinical studies of irreversible electroporation therapy[J]. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 2015, 62(1): 4-20.
- [13] Yao C G, Dong S L, Zhao Y J, et al. Bipolar microsecond pulses and insulated needle electrodes for reducing muscle contractions during irreversible electroporation[J]. *IEEE Transactions on Bio-Medical Engineering*, 2017, 64(12): 2924-2937.
- [14] 许敏, 许丹霞, 蒋天安. 不可逆电穿孔技术在肝癌消融治疗中的应用[J]. *介入放射学杂志*, 2022, 31(5): 511-514.
Xu M, Xu D X, Jiang T A. Application of irreversible electroporation in the ablation treatment of liver cancer[J]. *Journal of Interventional Radiology*, 2022, 31(5): 511-514.(in Chinese)
- [15] Yao C G, Lv Y P, Dong S L, et al. Irreversible electroporation ablation area enhanced by synergistic high and low-voltage pulses[J]. *PLoS One*, 2017, 12(3): e0173181.
- [16] 姚陈果, 宁郁怡, 刘红梅, 等. 微/纳秒脉冲电场靶向不同尺寸肿瘤细胞内外膜电穿孔效应研究[J]. *电工技术学报*, 2020, 35(1): 115-124.
Yao C G, Ning J Y, Liu H M, et al. Study of electroporation effect of different size tumor cells targeted by micro-nanosecond pulsed electric field[J]. *Transactions of China Electrotechnical Society*, 2020, 35(1): 115-124.(in Chinese)
- [17] Yao C G, Ning J Y, Liu H M, et al. Nanosecond pulses targeting intracellular ablation increase destruction of tumor cells with irregular morphology[J]. *Bioelectrochemistry*, 2020, 132: 107432.
- [18] Pang L, Long T J, He K, et al. A compact series-connected SiC MOSFETs module and its application in high voltage nanosecond pulse generator[J]. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 2019, 66(12): 9238-9247.
- [19] Liu J L, Yin Y, Ge B, et al. A compact high power pulsed modulator based on spiral Blumlein line[J]. *The Review of Scientific Instruments*, 2007, 78(10): 103302.
- [20] 米彦, 张晏源, 储贻道, 等. 基于非平衡 Blumlein 型多层微带传输线的高压纳秒脉冲发生器[J]. *电工技术学报*, 2015, 30(11): 100-109.
Mi Y, Zhang Y Y, Chu Y D, et al. High-voltage nanosecond pulse generator based on non-balanced blumlein type multilayered microstrip transmission line[J]. *Transactions of China Electrotechnical Society*, 2015, 30(11): 100-109.(in Chinese)
- [21] He Y J, Ma J H, Yu L, et al. 10 MHz high-power pulse generator on boost module[J]. *IEEE Transactions on Industrial Electronics*, 2021, 68(7): 6286-6296.
- [22] 马剑豪, 余亮, 马久欣, 等. 全固态电感储能形成线纳秒短脉冲功率调制器[J]. *强激光与粒子束*, 2022, 34(9): 34-41.
Ma J H, Yu L, Ma J X, et al. All-solid-state inductive energy storage pulse forming line nanosecond short pulse power modulator[J]. *High Power Laser and Particle Beams*, 2022, 34(9): 34-41.(in Chinese)
- [23] Jiang W H, Sugiyama H, Tokuchi A. Pulsed power generation by solid-state LTD[J]. *IEEE Transactions on Plasma Science*, 2014, 42(11): 3603-3608.
- [24] 王昌金, 姚陈果, 董守龙, 等. 基于 Marx 和 LTD 拓扑的全固态复合模式脉冲源的研制[J]. *电工技术学报*, 2018, 33(13): 3089-3097.
Wang C J, Yao C G, Dong S L, et al. The development of all solid-state mixed pulse generator based on Marx and LTD topologies[J]. *Transactions of China Electrotechnical Society*, 2018, 33(13): 3089-3097.(in Chinese)

- [25] 董守龙,王艺麟,曾伟荣,等.一种全固态多匝直线型变压器驱动源的研制[J].电工技术学报,2020,35(7):1584-1591.
Dong S L, Wang Y L, Zeng W R, et al. The development of all solid-state multi-turn linear transformer driver[J]. Transactions of China Electrotechnical Society, 2020, 35(7): 1584-1591.(in Chinese)
- [26] Mi Y, Xu N, Chen J C, et al. High-frequency bipolar solid-state LTD based on a self-triggering H-bridge[J]. IEEE Transactions on Power Electronics, 2022, 37(5): 5898-5907.
- [27] Baek J W, Yoo D W, Rim G H, et al. Solid state Marx Generator using series-connected IGBTs[J]. IEEE Transactions on Plasma Science, 2005, 33(4): 1198-1204.
- [28] Redondo L M, Canacsinh H, Silva J F. Generalized solid-state Marx modulator topology[J]. IEEE Transactions on Dielectrics and Electrical Insulation, 2009, 16(4): 1037-1042.
- [29] Yao C G, Zhang X M, Guo F, et al. FPGA-controlled all-solid-state nanosecond pulse generator for biological applications[J]. IEEE Transactions on Plasma Science, 2012, 40(10): 2366-2372.
- [30] Shi H Z, Lu Y D, Gu T Y, et al. High-voltage pulse waveform modulator based on solid-state Marx generator[J]. IEEE Transactions on Dielectrics and Electrical Insulation, 2015, 22(4): 1983-1990.
- [31] 伍友成,何泱,戴文峰,等.基于快Marx发生器的紧凑型重频脉冲驱动源[J].高电压技术,2017,43(12):4032-4038.
Wu Y C, He Y, Dai W F, et al. Compact repetitive pulsed power system based on fast Marx generator[J]. High Voltage Engineering, 2017, 43(12): 4032-4038.(in Chinese)
- [32] 饶俊峰,李成建,李孜,等.全固态高重频高压脉冲电源[J].强激光与粒子束,2019,31(3):40-44.
Rao J F, Li C J, Li Z, et al. All solid state high-frequency and high voltage pulsed power supply[J]. High Power Laser and Particle Beams, 2019, 31(3): 40-44.(in Chinese)
- [33] 吴梦,柯强,刘雪芹,等.利用微秒和微纳秒脉冲电场诱导细胞融合[J].生物技术,2019,29(6):551-557.
Wu M, Ke Q, Liu X Q, et al. Cell fusion induced by microsecond and microsecond/nanosecond pulsed electric fields[J]. Biotechnology, 2019, 29(6): 551-557.(in Chinese)
- [34] 王艺麟,马剑豪,董守龙,等.协同纳微秒的全固态脉冲发生器研制[J].高电压技术,2020,46(11):4061-4068.
Wang Y L, Ma J H, Dong S L, et al. Development of all-solid-state pulse generator for generating synergistic nanoseconds/microseconds pulses[J]. High Voltage Engineering, 2020, 46(11): 4061-4068.(in Chinese)

(编辑 詹燕平)