

低功耗多通道差动脉冲发生器的设计与实现

熊 慧^{1,2},董 锴¹,付亚涛¹,陈东旭¹,李 刚²,陈本瑞¹

(1.天津工业大学 电气工程与自动化学院,天津 300387;2.天津大学 精密测试技术及仪器国家重点实验室,天津 300072)

摘要:针对脉冲发生器输出信号极性不易调节、功耗较大等弊端,设计一种低功耗多通道差动脉冲信号发生器.该发生器由电源模块、主控模块、脉冲发生模块组成,与其他脉冲发生器相比,电路更为简单,并解决了输出信号极性可控的难题,且可实现输出信号的幅值、脉宽、频率等参数可调.通过实际电路实验得出,实验结果与理论分析结果吻合,且幅值可调范围为1.7~10 V,频率可调范围为10~1 000 Hz,脉宽可调范围为50~5 000 μs ,并可实现任意两通道的差动脉冲输出,且功耗较低.因此所设计的电路具有实际意义,可应用于植入式刺激器等领域.

关键词:脉冲信号发生器;极性可控;参数可调;差动脉冲输出;植入式刺激器;低功耗;多通道

中图分类号: TN787 **文献标志码:** A **文章编号:** 1671-024X(2014)01-0050-05

Design and implementation of low-power multi-channel differential pulse generator

XIONG Hui^{1,2}, DONG Kun¹, FU Ya-tao¹, CHEN Dong-xu¹, LI Gang², CHEN Ben-rui¹

(1. School of Electrical Engineering and Automation, Tianjin Polytechnic University, Tianjin 300387, China; 2. State Key Laboratory of Precision Measurement Technology and Instruments, Tianjin University, Tianjin 300072, China)

Abstract: As it is difficult to adjust the polarity of the pulse generator's output signal, and its power consumption is very high, a low-power multi-channel differential pulse generator is designed. The generator consists of power supply module, control module and pulse generating module. Compared with other pulse generators, its circuit is simpler and it solves the difficult problem to control the polarity of pulses and realizes that the amplitude, pulse width and frequency of generating pulses are adjustable and controllable. By means of real circuit testing, experimental result is consistent with expected result, and the variable range of amplitude is 1.7-10 V, frequency range is 10-1 000 Hz, pulse width is adjustable from 50 to 5 000 μs , and differential pulse output can be realized between any of two channels, what's more, power consumption is very low. Therefore, the circuit has a practical significance, and can be used in implantable stimulation.

Key words: pulse generator; polarity control; parameters adjustable; differential pulse output; implanted stimulation; low-power; multi-channel

可控差动脉冲信号发生器在生物医学领域、化学水处理领域、自动化控制等领域均具有十分广泛的应用.在生物医学领域,如植入式神经刺激装置是以一定脉宽、幅值、频率、极性的脉冲信号,刺激人体的靶点神经,以调整或恢复大脑、肌肉或者神经的功能,缓解患者症状的一种方法^[1],现阶段已经广泛临床应用的有脑深部刺激器、心脏起搏器、迷走神经刺激器等^[2].在化学水处理领域,如电解水处理技术,由于

不使用任何的化学药品,不会产生二次污染,目前已广泛地应用于工业废水处理、冷却水循环处理、电镀等行业,其主要原理是在被处理水体中放置电极,通过在电极上加入各项参数可调的脉冲信号,达到净化水的目的^[3-4].在自动化领域,如直流电机控制技术,则主要是应用脉宽调制技术以一定脉宽和频率的脉冲波形通过电机驱动芯片驱动直流电机的正反转以及加减速,从而达到控制的目的^[5-6].现阶段差动脉冲信

收稿日期: 2013-09-10

基金项目: 天津市应用基础及前沿技术研究计划(08JCZDJC19400);天津市高等学校科技发展基金计划资助项目(20080703)

第一作者: 熊 慧(1978—),女,博士研究生,副教授.

通信作者: 李 刚(1959—),男,教授,博士生导师. E-mail: ligang59@tju.edu.cn

号的实现方式主要分为 2 种:一种是通过门电路实现,此种实现方式的缺点是无法调节所产生信号的幅值,且通过门电路实现脉冲信号的稳定输出所需电路较为复杂,电路的稳定性较差;另一种是通过 DA 转换芯片实现,这种方式所产生的脉冲信号驱动能力弱、电路功耗大,DA 转换芯片的控制逻辑亦较为复杂,且以上 2 种方式所产生的脉冲信号均为单向输出,即无法实现输出信号的极性可调.为解决上述问题,本文提出了一种性能稳定、结构简单、具有较宽可调范围的低功耗多通道差动脉冲信号发生器,并详细介绍了其软硬件设计,最后通过实验验证了该脉冲发生器设计方案的有效性和可行性.

1 低功耗多通道差动脉冲发生器的设计

低功耗多通道脉冲发生器主要包括 3 个部分:对所产生脉冲的幅值调节部分,即电源模块的设计;脉冲产生部分的设计;脉冲差动输出的实现等.

系统整体设计如图 1 所示.

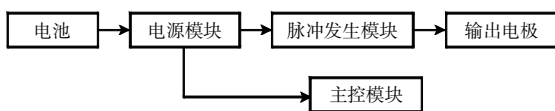


图 1 系统整体设计图

Fig.1 Overall design diagram of system

系统整体由电池供电,并由主控模块控制各个模块之间的协调工作.电源模块为主控模块提供稳定的供电电源并调节输出脉冲的幅值;同时主控模块产生控制电平,驱动脉冲发生模块产生脉宽、频率、极性可调的脉冲信号,最后通过输出电极输出脉冲信号.系统各个模块在主控模块的协调下稳定工作,从而产生符合条件的脉冲信号.

1.1 电源模块的设计

低功耗多通道脉冲发生器系统由额定电压为 3.7 V 的锂电池供电,由于各部分电路对电压要求的不同,电源模块主要分为 2 部分:一部分是稳压模块为主控模块提供稳定工作电压;另一部分是可调电压模块为脉冲发生器模块提供幅值电压.2 部分电源模块对于稳定性和电流的要求均不相同.

稳压电源模块主要是为主控模块部分提供稳定的工作电源,本系统主控模块的供电电压是 3.3 V 直流,因而采用的是低功耗的集成 IC-MAX1921.其输入电压范围较宽,且能够提供较大的输出电流,静态电流较小,仅为 50 μA ,内耗很低. MAX1921 电路图如图

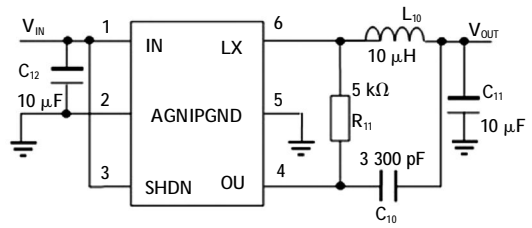


图 2 MAX1921 电路图

Fig.2 Circuit diagram of MAX1921

2 所示,其输出电压可以通过 R_{11} 来调节,一般设计为 $R_{11} = 5 \text{ k}\Omega$ 即可满足输出为 3.3 V 稳压.

可调电压模块为低功耗多通道脉冲发生器提供可变的幅值电压,由于脉冲发生器所要求的幅值可调范围较宽且调节精度亦有要求,因而本系统选用的是输出可调的升压稳压模块 MIC2141,其电路图如图 3 所示.

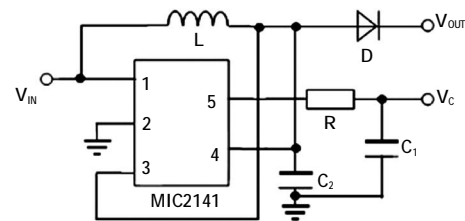


图 3 可调升压模块

Fig.3 Adjustable boost module

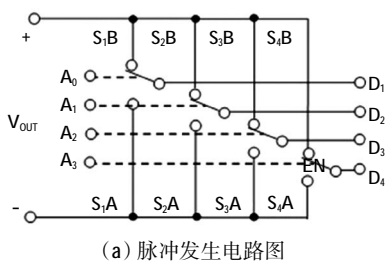
图 3 中,电源的输入端 V_{IN} 端连接 MAX1921 的输出电压 3.3 V, V_C 端接单片机的 IO 口,通过简单的 RC 滤波电路将单片机输出的脉冲信号转化为直流电压,根据 MIC2141 的 datasheet 文档资料,该电路的输出电压 V_{OUT} 为上述直流电压的 6 倍,且输出电压范围为 1.7~10 V、电流为 1~10 mA,静态电流仅 70 μA ,很好地满足了系统低功耗的需求以及植入式神经刺激装置等的应用要求^[7].

1.2 多通道差动脉冲发生器的设计

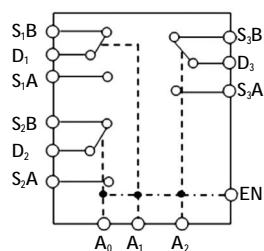
脉冲发生部分原理图如图 4 所示.

脉冲发生部分的目的是产生脉宽、频率、极性可调的脉冲信号,再结合可调升降压电路即可满足低功耗多通道差动脉冲发生器的设计要求.脉冲发生器部分原理图如图 4(a)所示,电路由单刀双掷模拟开关 ADG633 组成,一路单刀双掷开关控制一路输出的变化,任意两路均可实现脉冲信号的幅值、脉宽、极性可调.下面以 D_1 、 D_2 差动输出为例,分析如下.

ADG633 内部结构图如图 4(b)所示,其中当 $A_n=0$ 时, D_{n+1} 与 $S_{n+1}A$ 接通, $A_n=1$ 时, D_{n+1} 与 $S_{n+1}B$ 接通.则 A_0 、 A_1 控制端电平分别如图 5 所示. $0 \sim t_1$ 时刻,在 A_0 端施加高电平, A_1 端加低电平,则 D_1 端输出为高电平,



(a) 脉冲发生电路图



(b) ADG633 内部结构图

图 4 脉冲发生部分电路原理

Fig.4 Circuit of pulse generate

D_2 端输出为低电平; $t_1 \sim t_2$ 时刻, 在 A_0 端施加低电平, A_1 端加低电平, 则 D_1 端输出为低电平, D_2 端输出为低电平; $t_2 \sim t_3$ 时刻, 在 A_0 端施加高电平, A_1 端加低电平, 则 D_1 端输出为高电平, D_2 端输出为低电平; $t_3 \sim t_4$ 时刻, 在 A_0 端施加低电平, A_1 端加低电平, 则 D_1 端输出为低电平, D_2 端输出为低电平; 则在 $0 \sim t_4$ 时间内, D_1 、 D_2 的差动输出为正极性的脉冲波形, 且可实现频率、脉宽可调。 $t_4 \sim t_5$ 时刻, 在 A_0 端施加低电平, A_1 端加高电平, 则 D_1 端输出为低电平, D_2 端输出为高电平; $t_5 \sim t_6$ 时刻, 在 A_0 端施加低电平, A_1 端加低电平, 则 D_1 端输出为低电平, D_2 端输出为低电平; $t_6 \sim t_7$ 时刻, 在 A_0 端施加低电平, A_1 端加高电平, 则 D_1 端输出为低电平, D_2 端输出为高电平; $t_7 \sim t_8$ 时刻, 在 A_0 端施加低电平, A_1 端加低电平, 则 D_1 端输出为低电平, D_2 端输出为低电平; 则在 $t_4 \sim t_8$ 时刻, D_1 、 D_2 的差动输出为负极性的脉冲波形, 且亦可实现频率脉宽可调。

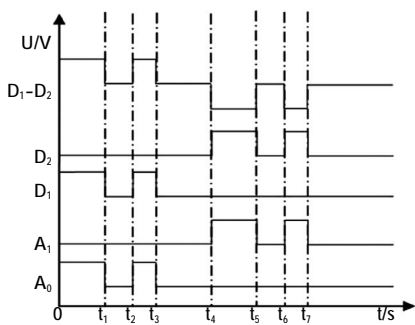


图 5 输出脉冲波形图

Fig.5 Output pulse waveform

同理, 多通道脉冲发生器的任意两通道的差动脉

冲输出亦是完成的。该电路的一个限制是由于选用的开关器件是模拟开关, 所产生的脉冲信号电流较小, 带载能力较弱; 若需要在需要大电流的脉冲信号时, 可以选用如图 6 所示电路, 该电路以双通道脉冲输出为例, 控制原理是主控单元产生的控制电平通过 MOS 驱动器控制 N 性 MOSFET 管的开关与闭合, 从而控制输出端 V_1 、 V_2 的输出波形变化, 进而实现 V_1 、 V_2 差动输出各种波形; 同时由于 MOS 驱动器的应用, 在幅值电压 V_{OUT} 较小时, 亦可实现对 MOS 管的开关控制, 从而可以实现大电流的幅值、频率、脉宽、极性可调的脉冲波形输出。

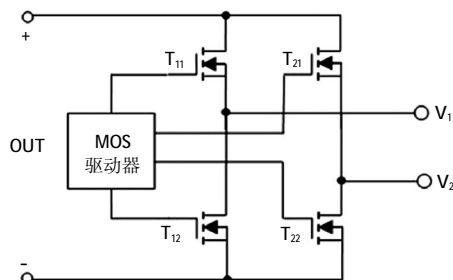


图 6 脉冲发生部分改进图

Fig.6 Improved pulse generating part

1.3 微控制器模块的选择

微控制器模块的主要作用是发出控制脉冲控制脉冲发生器产生符合要求的脉冲信号。通过对目前主要厂家低功耗产品的性能及功耗的对比, 最终本设计选用的是 TI 公司为低功耗应用设计的单片机 CC430F5137 作为主控制器, 该单片机内部含有 16 位高性能超低功耗精简指令 CPU、32 位硬件乘法器以及 32 kB Flash 和 4 kB 的 RAM、带内部基准源的 12 位 ADC 转换器、7 路可配置输出比较寄存器; 虽工作模式下功耗略大, 但体积较小且芯片内部集成有无线通信模块, 从而可以更好地实现与上位机的通信, 监控脉冲发生器的各项性能参数。

2 实验分析

实验部分电路图如图 4 所示。其中 ADG633 的正电源端亦接可变电压输出端 V_{OUT} , 片选端以及负电源端直接接地。为了提高升压电路的输出电流和带载能力, 图 3 电路的电感 L 为 $4.7 \mu H$, 电容 C_2 则为 $10 \mu F$, 二极管 D 选用的是低压降、低内耗的肖特基二极管 1N5817, 调压部分输入的脉冲信号频率为 100 kHz , 因此电阻 R 选用的是 $20 \text{ k}\Omega$, 电容 C_1 则为 $0.1 \mu F$ 。则以 D_1 、 D_2 组合输出为例, 在 $1 \text{ k}\Omega$ 的阻性模拟负载下进行试验。

2.1 脉冲输出波形实验

图 3 中,通过调节 V_c 端输入波形,将升压电路输出电压调节为最低值 3.3 V,脉冲发生器输入波形与输出波形的关系如图 7 所示.

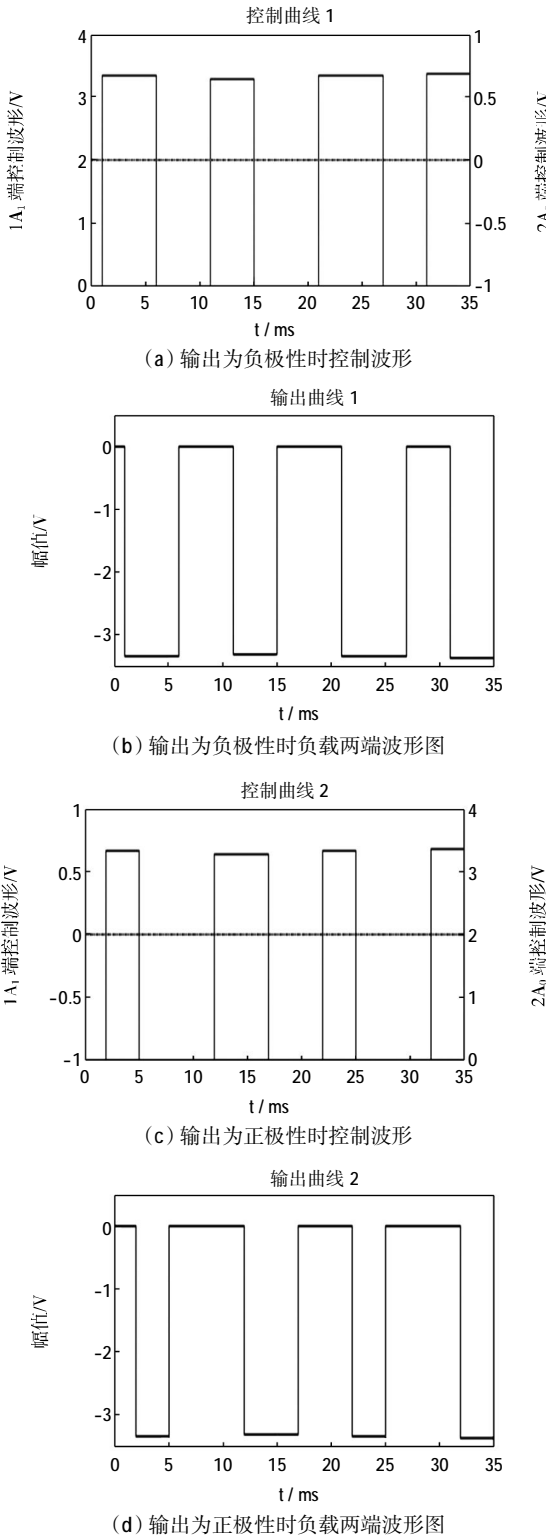


图 7 脉冲发生器输入波形与输出波形关系

Fig.7 Relationship between input and output waveform of pulse generator

由图 7(a)可见,在控制端 A_0 加入如 2 所示波形,即输入保持为低电平,则 D_1 端输出为低电平;在控制端 A_1 加入如 1 所示波形,则 D_2 输出波形的频率、脉宽与图中 1 相同且幅值为 3.3 V;则 D_1 、 D_2 的差动输出波形如图 7(b)所示,即脉冲极性为负极性,脉冲频率、脉宽则与 A_1 端所加控制电平决定;若在控制端 A_0 加入如图 7(c)中 2 所示电平、 A_1 端加入如 1 所示电平,则 D_1 、 D_2 的差动输出波形如图 7(d)所示,即脉冲极性为正极性,且脉冲频率、脉宽与 A_0 端所加电平相关.则由实验可以得出,输出脉冲的极性、频率、脉宽可以通过模拟开关控制端输入电平控制,同时,输出脉冲的幅值可以通过升压电路的参考控制端输入电平的占空比进行控制.

综上,由实验可以得出,该电路可以实现脉冲发生器输出脉冲的各项参数调节,且调节范围为:幅值电压可调范围 1.7~10 V,可调精度 0.1 V;频率可调范围 10~1 000 Hz,调节精度 1 Hz;脉宽可调范围 50~5 000 μ s,可调精度 5 μ s,输出脉冲极性可调,从而输出脉冲很好地满足了文献[8-9]植入式神经刺激装置的刺激要求.

2.2 脉冲发生器低功耗测试

由于本系统所选用主要元器件均为低功耗原件,各个元器件的静态电流均较小,且主控芯片在低功耗模式下工作电流亦较低.经实验测得,系统整体工作电流与输出脉冲的幅值和脉宽成正比,且与后端负载有关,但实验测得,系统总体工作电流一直小于 1.5 mA,从而很好地实现了系统低功耗方面的设计.

图 8 所示为电池电量监控曲线.系统使用 3.7 V、容量为 300 mAh 锂电池,输出脉冲幅值为 3.3 V,占空比为 50%,频率 100 Hz 时约 30 h 内系统电池电量的状态.

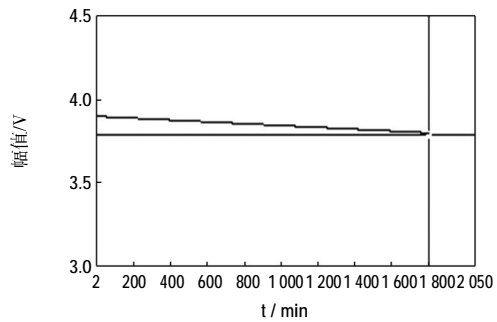


图 8 电池电量监控曲线

Fig.8 Battery monitor curve

由图 8 可以看出,在脉冲稳定输出过程中,系统电池电量虽然存在消耗,但系统在工作 30 h 后电池电量消耗很小,与目前脉冲发生器^[10]相比,很好地实现了

系统的低功耗设计.

3 结束语

本文针对现有脉冲发生器的设计缺陷,设计了一种低功耗多通道差动脉冲信号发生器,该信号发生器的幅值可以通过固定电源经由可控的升降压稳压电路产生,实现幅值电压可调;通过对输出端开关的控制,实现多通道脉冲信号的极性可调;并通过改变输出端开关的控制频率和占空比,实现差动脉冲信号的脉宽和频率的调节;同时由于各电路元件内阻和损耗均较小,系统的功耗亦较低,并且整体设计体积小,结构简单;同时,通过实验所得实验结果与理论分析结果吻合,证明此电路满足低功耗多通道脉冲发生器的输出要求.

参考文献:

- [1] 谢翔,张春,王志华. 生物医学中的植入式电子系统的现状与发展[J]. 电子学报, 2004, 32(30): 462-467.
- [2] TONG Hengqing, TANG Jing, PENG Hui, et al. Heart pace-maker wear life model for psychological health based on frequent properties[C]//2nd International Conference on Bioinformatics and Biomedical Engineering. ICBBE, 2008: 596-599.
- [3] HANDA T, MINAMITANI Y. The effect of a water-droplet spray and gas discharge in water treatment by pulsed power[J]. Plasma Science, IEEE Transactions on, 2009, 37(1): 179-183.
- [4] JANG S R, RYOO H J, AHN Y S, et al. Application of pulsed power system for water treatment of the leachate[C]//17th IEEE International Conference. 2009: 980-983.
- [5] WANG Zheng, CHAU K T, CHENG M. A chaotic PWM motor drive for electric propulsion[C]//IEEE Vehicle Power and Propulsion Conference (VPPC). 2008: 1-6.
- [6] LI Qiang, HUANG Hai, YIN Binchuan. The study of PWM methods in permanent magnet brushless DC motor speed control system[C]//11th International Conference on Electrical Machines and Systems. 2008: 3897-3900.
- [7] KUNCEL A M, GRILLW M. Selection of stimulus parameters for deep brain stimulation[J]. Clinical Neurophysiology, 2004, 115(11): 2431-2441.
- [8] 李刚,熊慧,白冰,等. 外置式 DBS 的体外控制电路[J]. 纳米技术与精密工程, 2011, 9(3): 234-238.
- [9] 谢翔,张春,王志华. 生物医学中的植入式电子系统的现状与发展[J]. 电子学报, 2004, 32(3): 462-467.
- [10] 李刚,于超,林凌. 低功耗深部脑刺激器刺激输出模块的设计及实现[J]. 仪器仪表学报, 2008, 29(7): 1418-1421.

· 科研鉴定 ·

“三维纺织复合材料单面缝合系统机构设计”项目 通过天津市科委验收

由天津工业大学岳建锋副教授主持完成的天津市应用基础及前沿技术研究计划项目“三维纺织复合材料单面缝合系统机构设计”于 2013 年 8 月 16 日通过市科委组织的专家验收.

为了在纺织复合材料加工领域实现对复杂异形件的缝合,该项目设计了一台单边缝合机. 在一个引线针的基础上,增加一个钩线针,取代了传统缝纫机械安置在被缝件底部的钩线机构,由两针配合在被缝件的一个表面完成 OSS 线迹的单边缝合. 采用复数矢量法结合分析软件,对钩线机构、刺料机构和挑线机构进行运动学分析和计算,研究了机构运动的位移、轨迹等特点,并对单面缝合机构进行了速度、加速度等分析,其结果表明各传动构件的运动变化规律能够满足工作要求. 针对单边缝合机初始设计模型中的设备外形、传动路线及钩线机构进行结构优化,对引线及钩线机构进行可调节性设计,实现了缝合参数的连续调节. 针对单边缝合机械手中各机构在时间上的动作配合关系进行了设计与规划,并利用仿真软件对各机构的位移进行了分析,为设备在工作中的调试并形成预期理想的线迹提供了理论依据. 选取虚拟样机软件 Pro/e 研究各部分机构的建模方法,建立了单边缝合机总体三维模型,对单边缝合机进行了运动仿真分析,在仿真软件环境中验证了机构设计的合理性. 对单边缝合机的驱动方案及主要的零部件进行了分析对比与选择,确定了齿轮、带轮及轴承等主要零部件的型号及参数. 对单边缝合设备的整体样机进行加工制造,并将设备样机安装在六自由度工业机械手上进行了缝合实验,采用多股尼龙材料作为缝线,并分别以玻璃纤维及碳纤维复合材料做为缝料,得到了预期的单边缝合 OSS 线迹.

(科技处 郭建辉)