

doi: 10.12052/gdutxb.200079

医用新型高精密恒流电刺激器系统的设计

杜玉晓, 杨其宇

(广东工业大学 自动化学院, 广东 广州 510006)

摘要: 提出一种新型医用高精密恒流电刺激器系统的整体方案, 可作为诱发电位的电刺激器, 也可用作功能式神经肌肉电刺激器。针对高精密恒流电刺激器对刺激电压高伏值和刺激电流高精度的设计要求, 电源设计部分采用推挽升压后再倍压整流得到一个平稳的360 V高压, 同时电路中的12 bit D/A和运放组成的恒流源电路可以保证一个高质量的脉宽低于10 μ s、最大100 mA恒定电流的产生。针对高精密恒流电刺激器的高人体安全系数的要求, 对电路中的控制信号、反馈信号和通信信号采用光电隔离, 并对供电电源采用DC-DC电源隔离屏蔽; 同时设计了过流保护电路、脉宽限制电路和脉宽检错电路, 结合底层硬件保护和上层脉宽检错电路的双重安全保护措施, 大大提高了刺激器的安全系数。系统硬件电路的仿真和实际测试结果证明该设计方案的可行性和可靠性可满足临床医疗检测的要求。

关键词: 体感诱发; 恒流刺激; 脉宽监控; 数字隔离

中图分类号: TP212.9

文献标志码: A

文章编号: 1007-7162(2020)06-0017-09

The Design of a New Type Constant Current Clinical Stimulator with High Precision

Du Yu-xiao, Yang Qi-yu

(School of Automation, Guangdong University of Technology, Guangzhou 510006, China)

Abstract: The purpose of this paper is to illustrate a new scheme for a new medical high-precision constant current electric stimulator system. Methods: According to the design requirements of stimulation voltage of high-voltage and stimulation current of high-precision, the power supply adopts push-pull boost and then double-voltage rectification to obtain a stable 360 V high voltage. The 12 bit D/A and op amp constant current source circuit in the circuit could ensure that a high-quality pulse width is less than 10 μ s and a maximum constant current is 100 mA. As for the high human safety factor, the control signals, the control signals, the feedback signals and the communication signals in the circuit are isolated by digital isolation, and the power supply is shielded by DC-DC power supply. At the same time, the over-current protection circuit, the pulse width limiting circuit and the pulse width error detection circuit are designed. Results: According to the high-amplitude voltage, high-precision current and high-safety factor of the human body, a system can be designed, which can be used as an electric stimulator for evoked potential or as a functional neuromuscular electrical stimulator. Conclusion: The feasibility and reliability of the system are proved by the hardware circuit simulation diagram and the actual test results. Concurrently, the intensity, frequency and pulse width of the stimulation current reach higher precision, the electric stimulation evoked potential waveform is clear, and the noise is small. Significance: The scheme of this new type of medical high-precision constant current stimulator system has been proved to meet the requirements of clinical medical examination.

Key words: somatosensory evoked potential; constant current stimulation; pulse width monitoring; digital isolation

1 研究背景及意义

神经电刺激方法是一种理想的非药物外科治疗方法,在不破坏脑组织和神经组织结构的前提下,将特定形状和频率的电流或电压施加于生物体兴奋组织后,使其产生各种生理性反应,以便在动物生理学、行为学研究中获得真实的实验数据,从而达到神经组织功能恢复与重建的目的。功能式神经肌肉电刺激器可用于缓解神经肌肉疲劳^[1-2],帮助人体瘫痪上下肢功能的恢复^[3],帮助损伤脊髓的康复^[4],帮助瘫痪神经网络的重建和康复^[5-6]等方面。

目前国内外用作功能式神经刺激器的恒流刺激器应用比较广泛,对可植入电刺激器的研究,有用作人工耳蜗假体可植入电刺激系统,这些刺激器的刺激电流小至1 nA,为电流持续刺激^[7-8];有用作人工视网膜假体的视网膜刺激器,具有刺激电压最小20 V、脉宽不可调等特点^[9-11];有用于帮助损伤神经功能重建的生物医学可植入功能神经电刺激器,刺激电压最小20 V,电流最小20 mA,但刺激模式单一^[12-17]。其他还有用于帮助瘫痪肌肉恢复的体表刺激的功能电刺激器,有采用共振电路作为刺激信号^[18],以及仅限于对某个具体部位的刺激^[19],等等。综上所述,可植入的功能性神经刺激器的刺激电压最小20 V,在安全电压范围内,电流强度最小20 mA,具有刺激脉宽单一不可调、刺激模式单一等特点,不适合作为临床使用的功能神经刺激器来对各种神经性疾病进行康复治疗。

目前国外生产的诱发电位仪有德国singma公司生产的C2/C4肌电图诱发电位仪、英国M314636的M314636-Medelec Synergy V、日本光电的MEB-9400C肌电诱发电位仪,美国Nicolet公司的Viking Select。这些仪器已广泛应用于临床诊断和手术监控等,主要存在着各个模块独立使用性差、抗干扰性差、扩展性和安全性不足的问题,其诱发电位刺激器的控制器

是集成在主控板上,无法单独使用。

本文提出的恒流刺激器和视觉诱发电位刺激器^[20]作为诱发电位仪系统的重要组成部分^[21],不但可以用作诱发电位恒流刺激器,还能用作功能式神经功能刺激器,具有较好的模块独立性和扩展性。采用独特的360 V高压和精密的恒流源电路,可以保证最大100 mA的刺激电流精度;在刺激安全性能设计方面,采用光电隔离和电源隔离方法,并专门设计过流保护电路、脉宽限制电路和脉宽检错电路,结合底层硬件保护和上层脉宽检错电路的双重安全保护措施,大大提高了刺激器的安全系数。

2 系统整体方案设计

作为医用恒流刺激器,必须保证足够高的设备安全性能,要进行电气安全隔离并设计专门的安全保护电路;同时刺激电流强度、脉宽、频率要有足够的精度以满足临床检测需求。高精密恒流刺激器设计指标如下:刺激电流强度0~100 mA,精度为0.1 mA;刺激频率0.1~100 Hz可调;设置9个档的可调脉宽(0.01,0.02,0.03,0.05,0.1,0.2,0.3,0.5,1 ms)。

高精密恒流电刺激器原理结构如图1所示,主要包括4个模块:(1) ARM(Acorn RISC Machine)主控模块。ARM发送串行数据信号设定刺激器的刺激电流强度、频率和脉宽。根据反馈的手动调节信号来调节电流强度和刺激个数,并根据反馈的脉宽检错信号检测出实际刺激脉宽的大小在一定范围内是否与设置脉宽相符合。(2) 电源模块。电源模块的推挽电路从ARM获得一个250 kHz的脉冲电压信号,产生两个互补的125 kHz的推挽信号供给变压器,一路通过升压转换为360 V高电压供给刺激电路,另一路产生一个10 V电压供电给系统的芯片。(3) 电刺激模块。ARM以一定频率发出的电刺激电流强度数字信号经过光耦器件和串并转换器件由D/A将数字信号转换为电刺激模拟电流信号,电流信号流经反馈电阻

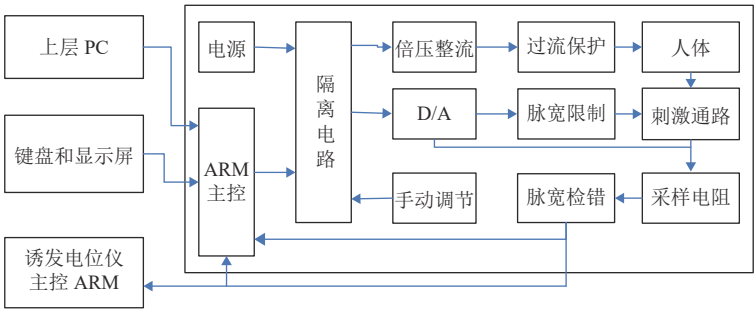


图 1 高精密恒流电刺激器系统原理框图

Fig.1 High-precision constant current electric stimulator system block diagram

3.1.2 变压器输出倍压整流电路

图3为变压器输出倍压整流电路。

变压器的匝数比为1:8,原级线圈中15 VAC交流电压 u_1 ,经过变压器升压后 u_2 为120 VAC。再通过倍压电路后VCC_360 V约为360 VAC^[5]。 u_3 经过匝数比1:1的变压器,第5脚隔离输出一个15 V的电压,通过三端稳压成一个10 V的直流电压给这个刺激系统的芯片供电。

上述电路中,电压变化过程是:在交流电压 u_2 的第一个周期的前180°内,电压 u_2 通过二极管D011对电容C011进行充电直到电容C011的电压达到 $\sqrt{2}u_2$;在第二个周期的后180°内,电容C011的电压与 u_2 同

向叠加,通过D012对电容C012进行充电,直到 $2\sqrt{2}u_2$,如此类推。开机时,电容C013上的电压是逐步上升的,直到电容C013上的电压达到 $3\sqrt{2}u_2$ 。在本升压电路中,二极管推荐采用快速恢复二极管,其较之普通二极管,有着正向压降小、损耗功耗低的优点。此外,要注意快速恢复二极管的电压额定值,必须比电路输出电压的最大值要大。每只快速恢复二极管的最大向电压为 $2\sqrt{2}u_2$,电容C011、C012、C013上承受的电压分别为 $\sqrt{2}u_2$ 、 $2\sqrt{2}u_2$ 、 $3\sqrt{2}u_2$ 。

图3中 u_3 输出一个幅值为15 V的方波,经过肖特基二极管和稳压芯片,得到一个+10 V的电压和一个-10 V的电压,给下面的芯片供电。

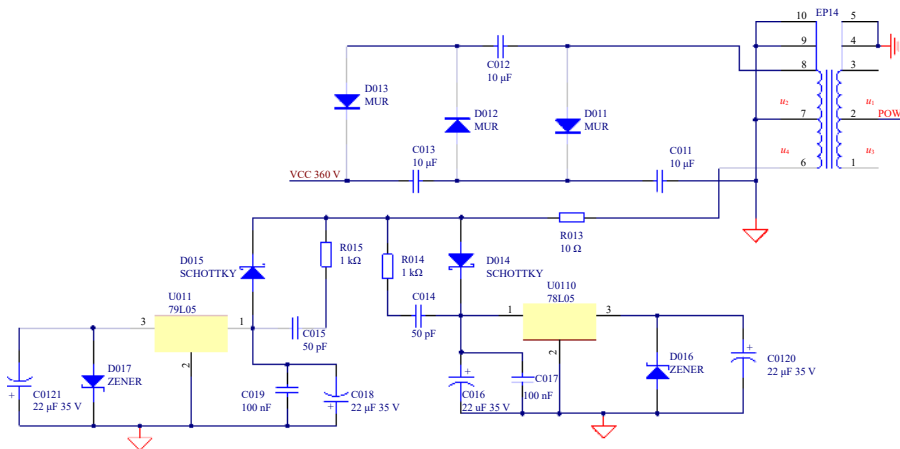


图3 变压器输出倍压整流电路

Fig.3 Transformer output voltage double rectifier circuit

3.2 刺激器恒流刺激模块

刺激通路中电流型晶体管配合的50 Ω 采样电阻,在有电流型D/A经过反馈电阻送过来的模拟电压时,刺激通路导通,50 Ω 电阻采集到一个0~5 V内恒定的模拟电压信号,从而刺激通路得到一个0~100 mA内恒定的刺激电流信号。

3.2.1 恒流源基准电路

恒流源基准电路如图4所示,用于给数模转换芯片DAC7541提供参考电压。参考电压的作用是驱动DAC7541芯片中R-2R电阻网络。此参考电压必须精准,同时具备一定的带驱动能力,这样DAC7541的电流输出精度才会更高。DAC7541内部没有负参考电压,如果想获得动态范围较大的输出电压,需要在芯片外部进行电路配置。芯片78L05提供5 V电压,电阻 R_7 、 R_8 、 R_9 和放大器芯片LT1469组成反相放大电路。电阻 R_6 为可调电阻,用于放大器LT1469输出的 V_{ref} 的调整。

$$V_{ref} = \frac{V_a}{R_8} \times R_7 = -2V_a \quad (1)$$

其中, V_a 是VCC+5 V在电阻 R_5 、 R_6 间的分压。

从式(1)可知, V_a 电压范围是0~5 V,那么输出电压 V_{ref} 的范围是0~-10 V。电容 C_{11} 和 C_{12} 用于滤波和储能。

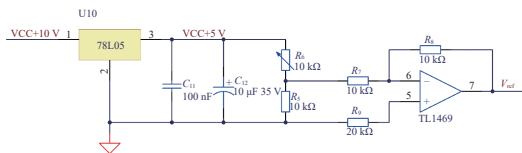


图4 恒流源基准电路图

Fig.4 Constant current source reference circuit diagram

3.2.2 恒流源电刺激通路

如图5所示,数模转换器DAC7541接收来自ARM以一定频率(即0.1~100 Hz)发送过来的串行数据信号,经过两片3-8串并转换芯片转换成16 bit的并行数据信号,再通过控制串并转换芯片使能端的使能和关闭来得到数据发送的时间宽度(10 μ s ~ 1 ms中9个档),并经过12 bit D/A将其数据信号转换成模拟电流信号,从而经过反馈电阻得到一个频率、脉宽、电流强度一定的模拟电压信号送到晶体管 Q_3 的发射极(即采样电阻端)。晶体管 Q_3 用于调节刺激电路的通断,是关键元件之一。晶体管 Q_3 与电源正端一

体-电源负端形成串联回路。晶体管 Q_3 导通的程度与其基极上所施加的电压脉冲幅度相关,其作用能决定流过人体的电流幅值大小。晶体管 Q_3 基极上的电压脉冲幅度由DAC控制。本刺激电路采用了深度的负反馈控制方法,能精确控制刺激电流的大小,电路负反馈采样点为晶体管 Q_3 的源极。

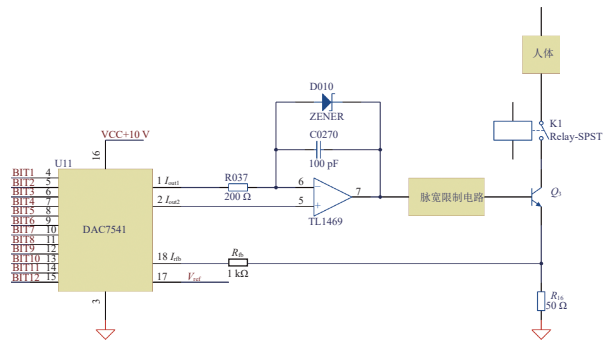


图 5 恒流源刺激通路

Fig.5 Constant current source stimulation pathway

在图5中,结合DAC7541的内部电路结构,根据运算放大器的虚短虚断特性, I_{out2} 接地,所以 I_{out1} 也为接地。基准电压 V_{ref} 是常量,流过DAC7541芯片内部R-2R电阻网络的电流仅受等效电阻的影响,等效电阻取决于输入DAC7541芯片的DA数值。输入DAC7541芯片的DA数值确定后,输出的电流就可确定,从而流过电阻 R_{fb} 的电流也就确定。同时晶体管 Q_3 源级的

电压 V_S 只受到 I_{out1} 的控制,也是恒定的,因此有

$$V_S = I_{fb} R_{fb} \tag{2}$$

所以流过电阻 R_{16} 的电流为

$$I = \frac{V_S}{R_{16}} \tag{3}$$

根据模拟电压的输出 V_S 与DA数值和基准电压的关系,可计算得出对应的电流表达式为

$$I = \frac{-V_{ref} \left(\frac{X}{4096} \right)}{R_{16}} \tag{4}$$

式(4)中, X 为DA设定的数值,因此在DA数值确定的情况下,流过人体的电流也是恒定的,不受到元件的非线性和元件参数的离散性等的影响,从而保证了刺激电流的精度。

3.3 手动调节部分

为了便于医生的临床操作,在刺激探头处加入了手动调节按钮,如图6所示,分别控制刺激器探头的关断(K_2)、控制电流强度以0.1 mA步长增大(K_3)和0.1 mA步长减小(K_4)。当有开关按下时,电路导通,BJT管的B(基极)有电流流过,BJT管导通,信号从E(发射极)流入光耦,隔离输出经过一个非门驱动送给ARM控制器。ARM通过检测到的按键信息,进行刺激器的关断和电流强度增减的控制。

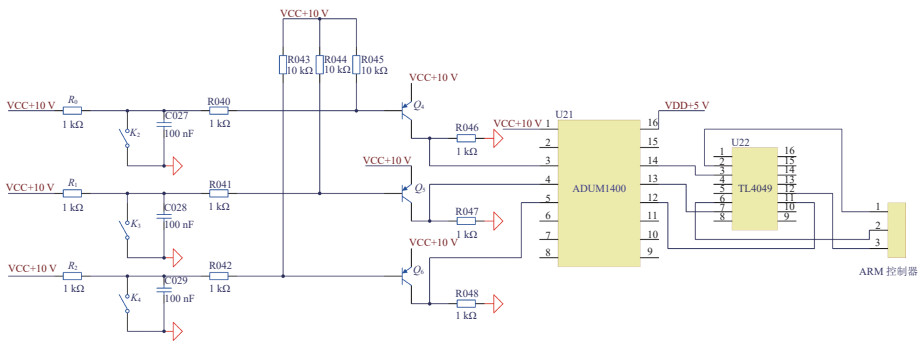


图 6 手动调节电路

Fig.6 Manual regulation part

4 安全保护电路设计

无论刺激脉冲的宽度失控还是电流强度失控,都能灼伤皮肤,一个持续的10 mA电流就足以使人致死,因此控制好脉冲宽度在1 ms、电流强度在100 mA内是刺激的基本保证,同时对刺激脉宽也必须实时监测,一旦出现脉宽错误立即进行刺激关断。

4.1 过流保护电路

如图7所示,该电路是连接在刺激通路中的过流

保护电路,主要实现大电流过流快熔保护和电流限流保护两种功能。此过流保护电路连接至电源电路倍压后的VCC_360 V处,电路中使用的保险丝是250 V/10 mA规格的过流快速熔断保险丝。

当一个大于10 mA的持续电流流过FUSE(保险丝)时,保险丝熔断,电源部分的电能通过 C_{15} 存储,并通过 R_{10} 释放电流,刺激器部分的电量通过 R_{11} 和刺激通路电阻释放电流。当一个电流大于10 mA且持续大于1 ms小于2 ms的电流或者大于50 mA且脉宽大于

0.5 ms的电流通过时保险丝时,电路中的 Q_4 、 Q_5 导通,多余的电量通过 R_{11} 释放。过流保护电路的设计可以保证人身安全和电路器件的安全。

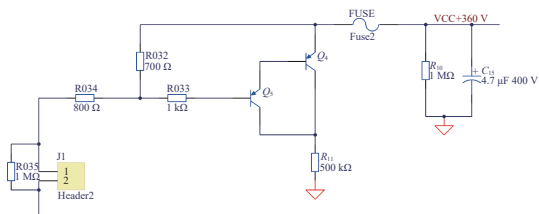


图7 过流保护电路图

Fig.7 Overcurrent protection circuit diagram

4.2 脉宽限制电路

为保证刺激脉宽不超过1 ms,充分保证人体的安全,在此专门设计了脉宽限制电路,如图8所示。

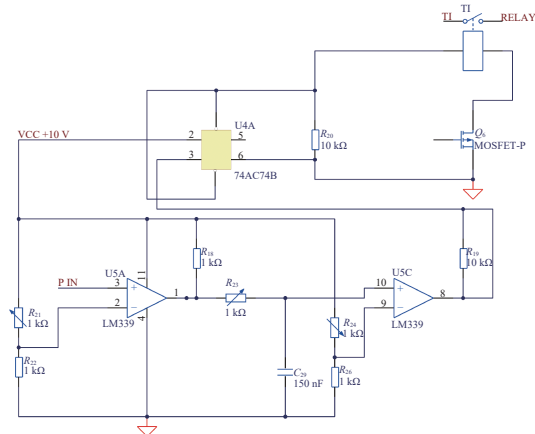


图8 脉宽限制电路图

Fig.8 Pulse width restrict circuit

在脉宽限制电路启动时,D触发器输出0,D触发器U4A的管脚6输出高电平,从而三极管 Q_6 导通并驱动继电器,使得恒流刺激电路使能导通。电压比较器LM339的负端电压设为+5 V。LM339的正端连接ARM的PWM脉宽控制信号,当PWM信号为高电平时,则LM339正端电压大于负端电压,其输出+10 V的电压。同时,此电压通过电阻 R_{23} 向电容 C_{29} 进行充电,如果PWM脉宽控制信号的脉宽在设定范围以内,电容 C_{29} 的电压就低于比较器LM339的负端电压,从而输出低电平,不会触发D触发器。当脉冲过后,电路再通过 R_{23} 放电。如果ARM发出的脉宽控制信号超过设定值1 ms,LM339的输出为高电平,D触发器翻转,U4A的第6脚为低电平, Q_6 关断,继电器RELAY断开,刺激电路关断,以这种方式达到脉宽限制的作用。

4.3 脉宽检错电路

为了保证人体的安全和刺激脉宽参数的精度,图9所示的电路设计了同步脉宽检错电路,实时跟踪刺激脉宽的大小,传送到ARM主控对脉宽时间进行计算,当测量到的脉宽与设定的脉宽相同时(允许10%的误差),电路属于正常工作,当脉宽小于设定值时,主控停止工作,提醒用户电流不足,当脉宽大于设定值时,主控同样停止工作,提醒用户电流过载。当用作诱发电位的电刺激器时,将此同步信号实时传递给诱发电位仪的主控器作为刺激脉冲打标信号。

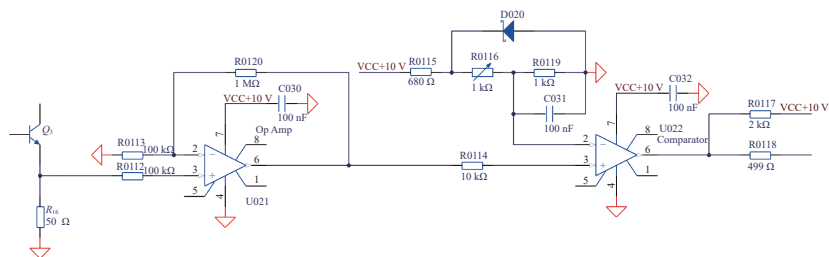


图9 上层脉宽检错电路连接图

Fig.9 Upper layer pulse width error detection circuit connection diagram

5 加负载测试的实验结果分析

5.1 电源部分的测试图

电源部分的核心是如何将电压升到360 V,并使得到的波形抗干扰能力强、稳定性高。在本文设计的电路中,在变压器升压后,采用一个由电容和二极

组成的电路来升压整流,在变压器的原端线圈推挽输入两个互补的幅值为15 V、250 kHz的脉冲电压信号,经过一个匝数比为8的变压器,变压器的副端线圈电压可以达到120 V。经过3倍压后的电压升至360 V。

图10是测试得到的两个互补的15 V、250 kHz推挽信号,图11是安全死区时间为1 μ s,用来驱动两

个MOS管的15 V、250 kHz的推挽互补信号,推挽变压器输出的一路通过倍压整流后的电压分别通过仿真和测试得到的一个约360 V平稳的电压(与理论值相差5 V左右,考虑到管压降的影响,这是正常的)。推挽变压器输出的另一路通过肖特基二极管和三端稳压测试得到到一个+10 V和-10 V的电压。

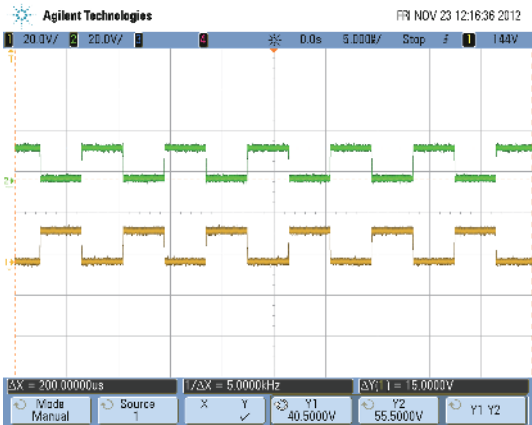


图 10 互补推挽信号测试图
Fig.10 Complementary push-pull signal test chart

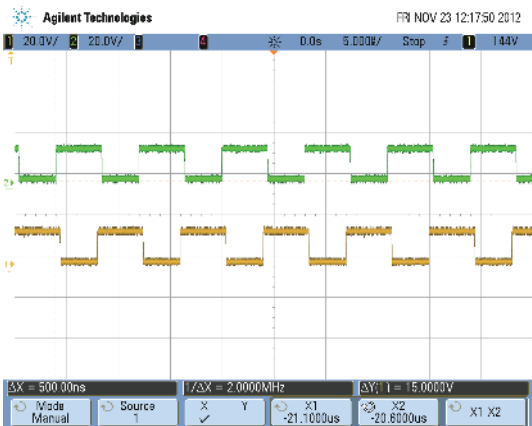


图 11 带死区的互补推挽信号测试图
Fig.11 Complementary push-pull signal with dead zone test chart

5.2 刺激器恒流刺激部分的测试

刺激器恒流刺激通路上端连接至360 V高压和过流保护部分,下端连接至由串并转换芯片和D/A数模转换器控制刺激频率、脉宽和电流强度的电阻采样电路。

刺激的频率决定于ARM定时器的精度,本电路使用调节频率定时器的优先级最高,加上ARM的高频率保证了一个精准频率刺激脉冲的产生。测试采用2 kΩ的电阻(千分之一精度)模拟人体进行电刺激,最终测试结果表明电流强度精度为1%,刺激频率精度为0.1%,刺激脉宽精度为0.1%。表1是在30 Hz固定

频率、不同脉宽强度和电流强度刺激下利用采样电阻测到的值。

表 1 电流刺激强度参数表
Table 1 Parameter table of current stimulation intensity

脉宽/ μ s	设定电流强度/ mA	人体电压/ V	实测电流强度/ mA	误差/ $\%$
10	5	10.1	5.05	1.00
	20	40.3	20.15	0.75
	30	59.5	29.75	0.83
	50	99.0	49.50	1.00
	100	198.6	99.30	0.70
100	5	10.1	5.05	1.00
	20	40.2	20.10	0.50
	30	59.6	29.80	0.40
	50	99.2	49.60	0.80
	100	199.2	99.60	0.40
500	5	9.9	4.95	1.00
	20	40.3	20.15	0.75
	30	59.6	29.80	0.67
	50	99.2	49.60	0.80
	100	199	99.50	0.50
1 000	5	10.1	5.05	1.00
	20	39.7	19.85	0.75
	30	59.6	29.80	0.67
	50	99.6	49.80	0.40
	100	199.2	99.80	0.20

图12是在10 mA、200 μ s脉宽刺激时人体电阻两端的电压波形,设定电流强度10 mA,模拟人体电阻为2 kΩ。

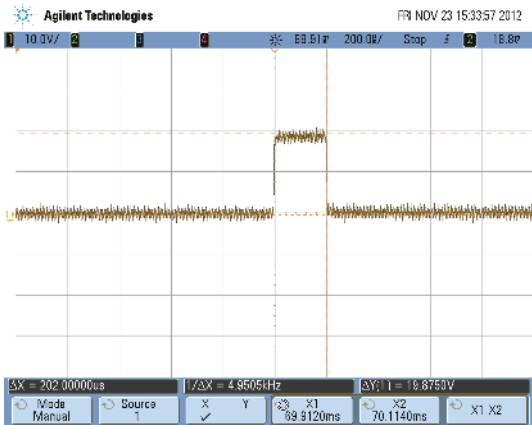


图 12 刺激时人体电阻两端的电压
Fig.12 Voltage across the body resistance during stimulation

5.3 安全保护电路的测试

5.3.1 过流保护电路的测试

图13测量的是电路在电流100 mA、脉宽1.2 ms过流非正常刺激情况下放电电阻 R_{11} 的波形。当有1.2 ms

脉宽、100 mA的电流通过时, Q_4 、 Q_5 导通, 将多余的电量释放。从而在图14采样电阻采样到刺激通路的电压波形失真, 刺激脉宽非常小, 对人体起到了一个保护的作用。

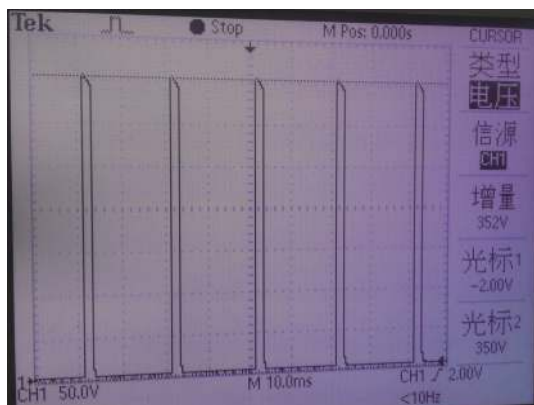


图13 过流放电电路波形图

Fig.13 Overcurrent discharge circuit waveform

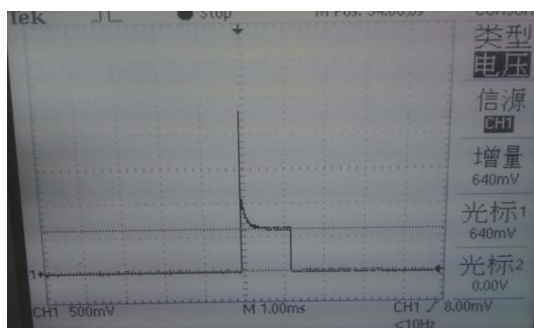


图14 采样电阻电压波形图

Fig.14 Sampling resistor voltage waveform

5.3.2 脉宽限制电路的仿真分析

仿真电路的原理图如图8所示。本设计需求中要求刺激脉宽低于1 ms, 所以充电电容取值为150 nF, 并设定比较器的门限电压值为5 V。由 $U(0)$ 为10 V, t 为1 ms, C 为150 nF, 根据公式 $U(t) = U[1 - e^{-t/RC}]$, 可以求解得到 R 为10 Ω 。

输入信号的频率设定为100 Hz, 幅值设定为10 V, 占空比设定为0.09, 则得到脉冲宽度为0.9 ms。仿真结果见图15。波形图从上到下依次为输入PWM信号、电容电压信号、触发信号输入以及触发信号输出。由图15可知, 电容电压低于门限电压, 从而比较器的输出电压为低电平, 继电器导通。

输入信号的频率设定为100 Hz, 幅值设定为10 V, 占空比设定为0.012, 则得到脉冲宽度为1.2 ms, 仿真结果如图16所示。由于电容的电压会大于5 V, 所以比较器正端电压高于负端电压, 输出高电平, 产生的上升沿触发信号使D触发器触发, D触发器输出低平

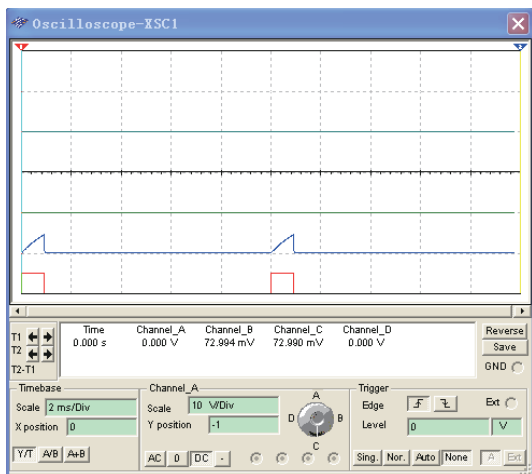


图15 脉宽<1 ms时的仿真结果

Fig.15 The simulation when pulse width < 1 ms

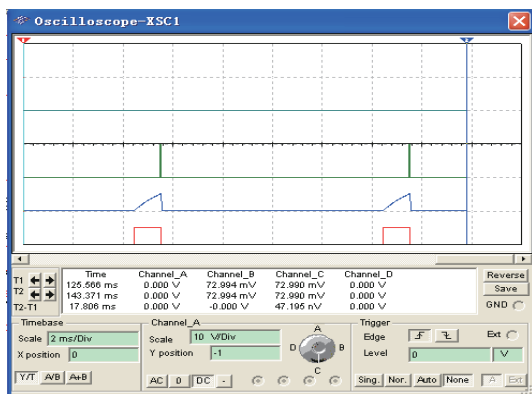


图16 脉宽>1 ms时的结果

Fig.16 The simulation when pulse width > 1 ms

信号, 使继电器关断。图16的结果与图15的结果对比可知, 此电路设计有效, 能正常工作。

6 结论

临床测试采用10 mA电流强度、1 Hz的频率、0.2 ms的脉宽对人体进行刺激, 刺激时产生的诱发电位波形和诱发电位平均叠加后的波形清晰可测, 测试表明本文设计的系统可以用于临床对神经性功能状态和疾病的诊断。

本文综合了功能性电刺激器和诱发电位仪电刺激模块的设计要求, 提出了一种新型医用恒流刺激器设计方案。在最大100 mA恒流源电路设计中, 集成了一个DC-DC推挽升压和倍压整流电路将电压升到360 V, 保证了一个高达100 mA刺激电流的产生, 精密的恒流源基准电路和高性能的DA芯片, 可以保证宽量程范围的可调刺激电流精度。在刺激安全性能设计方面, 采用光电隔离和电源隔离方法实现人体电刺激操作时的电气安全隔离, 并通过过流

保护电路、脉宽限制电路和脉宽检错电路设计,结合底层硬件保护和上层脉宽检错电路的双重安全保护措施进一步提高刺激器的安全系数。电路仿真图和实际测试结果表明该设计方案具有较强的可行性,刺激电流的强度、频率、脉宽达到较高的精度,电刺激诱发电位波形清晰,噪音较小,完全可以满足临床应用的要求。

参考文献:

- [1] DING J, WEXLER A S, BINDER-MACLEOD S A. A predictive fatigue model part I: predicting the effect of stimulation frequency and pattern on fatigue [J]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2002, 10(1): 48-58.
- [2] VERAART C, GRILL W M, MORTIMER J T. Selective control of muscle activation with a multipolar nerve cuff electrode [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1993, 40(1): 640-645.
- [3] NATHAN R, TAVI M. The influence of stimulation pulse frequency on the generation of joint moments in the upper limb [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1990, 37(3): 317-321.
- [4] LADENBAUER J, MINASSIAN K, HOFSTOETTER U S, *et al.* Stimulation of the human lumbar spinal cord with implanted and surface electrodes: a computer simulation study [J]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2010, 8(6): 637-645.
- [5] HUANG H, HE J P, HERMAN R, *et al.* Modulation effects of epidural spinal cord stimulation on muscle activities during walking [J]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2006, 14(1): 14-22.
- [6] GRAUPE D, KORDYLEWSKI H. Artificial neural network control of FES in paraplegics for patient responsive ambulation [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1995, 42(7): 699-707.
- [7] GEORGIU J, TOUMAZOU C. A 126 μ W Cochlear chip for a totally implantable system [J]. *IEEE Journal Solid-State Circuits*, 2005, 40(2): 430-443.
- [8] BHATTI P, WISE K. A 32-site 4-channel high-density electrode array for a Cochlear prosthesis [J]. *IEEE Journal of Solid-State Circuits*, 2006, 41(12): 2965-2973.
- [9] THEOGARAJAN L S. A low-power fully implantable 15-channel retinal stimulator chip [J]. *IEEE Journal of Solid-State Circuits*, 2008, 43(10): 143-145.
- [10] NOORSAL E, SOOKSOOD K, XU H C, *et al.* A neural stimulator frontend with high-voltage compliance and programmable pulse shape for epiretinal implants [J]. *IEEE Journal of Solid-State Circuits*, 2012, 47(1): 244-256.
- [11] TOKUDA T, HIYAMA K, SAWAMURA S, *et al.* CMOS-based multichip networked flexible retinal stimulator designed for image-based retinal prosthesis [J]. *IEEE Transactions on Electron Devices*, 2009, 56(11): 2577-2585.
- [12] HART R L, BHADRA N, MONTAGUE F W, *et al.* Design and testing of an advanced implantable neuroprosthesis with myoelectric control [J]. *IEEE Journal of Solid-State Circuits*, 2011, 19(1): 45-53.
- [13] THURGOOD B K, WARREN D J, LEDBETTER N M, *et al.* A wireless integrated circuit for 100-channel charge-balanced neural stimulation [J]. *IEEE Transaction on Biomedical Circuit and Systems*, 2009, 3(6): 405-413.
- [14] LIU X, DEMOSTHENOUS A, DONALDSON N. An integrated stimulator with DC-isolation and fine current control for implanted nerve tripoles [J]. *IEEE Journal of Solid-State Circuits*, 2011, 46(7): 1701-1714.
- [15] CHIANG B, FRIDMAN G Y, CHENKAI D, *et al.* A micro-power low-noise neural recording front-end circuit for epileptic seizure detection [J]. *IEEE Journal of Solid-State Circuits*, 2011, 46(6): 1392-1405.
- [16] CHIANG B, FRIDMAN G Y, CHENKAI D, *et al.* Design and performance of a multichannel vestibular prosthesis that restores semicircular [J]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2011, 19(5): 45-53.
- [17] LANGLOIS P J, IOANNIS P. High-power integrated stimulator output stages with floating discharge over a wide voltage [J]. *IEEE Transaction on Biomedical Circuit and Systems*, 2010, 4(1): 39-48.
- [18] CHENG K W, LU Y, TONG K Y, *et al.* Development of a circuit for functional electrical stimulation [J]. *IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering*, 2004, 12(1): 43-46.
- [19] BROSER P J, CHRISTOPH B. Hydraulic driven fast and precise nonmagnetic tactile stimulator for neurophysiological and MEG measurements [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2012, 59(10): 2852-2858.
- [20] 彭杰, 杜玉晓, 杨其宇, 等. 一种新型EEG视觉诱发电位闪光刺激器的设计[J]. *广东工业大学学报*, 2010, 27(3): 60-63.
- [21] 杜玉晓, 唐镇尧, 周伟, 等. 诱发电位仪系统设计实现方案[J]. *机电工程技术*, 2013, 42(6): 84-90.

DU Y X, TANG Z Y, ZHOU W, *et al.* Design and implementation of evoked potential system [J]. *Mechanical & Electrical Engineering Technology*, 2013, 42(6): 84-90.

(责任编辑: 杨耀辉)