

DOI:10.3969/j.issn.1003-5060.2023.01.008

# 可集成在心脏起搏器中的高可靠性检测系统设计

陶旭峰, 张章

(合肥工业大学 微电子学院, 安徽 合肥 230601)

**摘要:**心脏起搏器的传统检测方法是利用心电图仪观察人体心电信号,但存在十分耗时和复杂等问题,且体积和功耗较大,导致其并不是超低功耗微型植入设备的首要之选。基于传统方法的不足以及电极导线松开或与心脏起搏器分离时会导致测量的心脏阻值异常大的物理特性,文章提出一种可集成在心脏起搏器中,通过精确测量心脏阻力,从而实时检测起搏器工作状态的系统。该检测系统通过设计微小参考电流注入心脏,用开关电容电路精确采样,利用软件算法将系统中检测到的数字电压信号有效转化为心脏阻力,并与预先在处理器中设置的正常心脏阻力比较,从而实现有效检测。测试结果表明,在工作电压 5 V、参考电流 50  $\mu$ A 下,检测精度高达 99.0%,与传统检测方法相比设计的复杂性降低,应用更加方便。测试结果验证了系统设计的正确性与有效性。

**关键词:**心脏起搏器;可集成化;心脏阻力测量;高可靠性;检测系统

**中图分类号:** TN43 **文献标志码:** A **文章编号:** 1003-5060(2023)01-0047-07

## Design of high reliability detection system integrated in cardiac pacemaker

TAO Xufeng, ZHANG Zhang

(School of Microelectronics, Hefei University of Technology, Hefei 230601, China)

**Abstract:** The traditional detection method for cardiac pacemaker is to use electrocardiograph to observe human electrocardiogram (ECG) signal, but it is time-consuming and complex. It is not the first choice for ultra-low power micro-implant equipment because of its large volume and power consumption. Based on the shortcomings of the existing methods and the physical characteristics of the abnormal large of the measured cardiac resistance when the electrode wire is loosened or separated from the pacemaker, this paper proposes a system which can be integrated into the pacemaker to detect the working state of the pacemaker in real time by accurately measuring the cardiac resistance. The detection system, by designing a tiny reference current to inject into the heart, accurately sampling with a switching capacitor circuit, effectively converts the digital voltage signal detected in the system into cardiac resistance by software algorithm. And it is compared with the normal cardiac resistance set in advance in the processor to achieve effective detection. The experimental results show that the detection accuracy is as high as 99.0% when the operating voltage is 5 V and the reference current is 50  $\mu$ A. The proposed design has lower complexity and is more convenient, compared with the traditional detection method. The experimental results show that the proposed design is correct and effective.

**Key words:** cardiac pacemaker; integration; cardiac resistance measurement; high reliability; detection system

收稿日期: 2021-04-29

基金项目: 国家自然科学基金资助项目(61674049)

作者简介: 陶旭峰(1996—), 男, 安徽长丰人, 合肥工业大学硕士生;

张章(1982—), 男, 安徽淮南人, 博士, 合肥工业大学教授, 博士生导师。

## 0 引言

21 世纪是一个电子信息化时代,科技革命不断推动着医疗发展。具有成熟代表性的有应用电能治疗疾病、通过植入式电疗仪器,如心脏起搏器、人工耳蜗、脑深部刺激器等,完成在电流作用下,让人体组织内发生一系列的变化,从而达到调整机体、治疗疾病的目的<sup>[1-4]</sup>。心血管疾病作为一种最高死亡率的病因,通常表现症状为心动过缓、心律失常和心脏阻塞等,需要植入心脏起搏器,以确保心脏节律正常<sup>[5]</sup>。心脏起搏器可以对患者的心脏根据需要给予直接电刺激,刺激心脏以稳定、适当的速率跳动。然而任何一种医疗方法都有其固有的缺陷,心脏起搏器也不例外。如果心脏起搏器或电极引线不工作时,那么心脏起搏器患者就有发生事故和并发症的风险。因为植入体内的电极是心脏起搏器中最脆弱的部分,所以极易被拉伸或者弯曲。特别是一旦电极脱位或绝缘层破裂都会导致心电信号不可用,没有刺激脉冲输出以维持正常的心律功能等。且当电极微脱位时,X 射线透视可见电极头仍在原处,但实际已与心内膜接触不良,这对患者来说存在极大风险。

一般来说,可用常规心电图(ECG)来检测心脏起搏器的故障,但这对患者来说是复杂、耗时和不便的<sup>[6-8]</sup>。还有相关科研人员提出利用移动手机 APP 模拟可穿戴的心率检测器<sup>[9]</sup>,因为不同人体心率各有差异,预先设置的心率也各不相同,读取心电图数据进行比对时,也存在耗时不便问题,且该软件只能在苹果手机中使用,所以给患者带来极大不便。相比之下,近年来,相关研究者根据生物阻抗可监测各种生物的生理情况<sup>[10]</sup>,试图通过测量人体生物阻抗来实现检测心脏起搏器工作状态的方法显得更加有效便捷;若阻抗很低,则考虑绝缘层破损;若阻抗很高,则考虑电极导线折断或脱位,进而得到植入电极的状态和心脏的生理状态。文献<sup>[11]</sup>提出一种应用于 ECG 的生物阻抗测量,以评估 ECG 测量的质量,但其存在功耗与复杂性并不适合超低功耗微型植入设备的问题;文献<sup>[12]</sup>提出的测量方案所需参考电流较大,且为达到检测精度要求,对模数转换器(analog-to-digital converter, ADC)采样频率和分辨率要求较高。

为解决这些问题,本文提出一种心脏阻力测量系统,可集成在心脏起搏器中,达到有效便捷地检测心脏起搏器工作状态。因为系统利用电容比

提供精确的电压增益将心脏压降放大,对 ADC 分辨率要求放宽,同时使注入心脏所需的参考电流更小,且该电流双向流过心脏,避免净电荷积聚在心脏上,所以人体安全可靠得到极大提升。相比文献<sup>[11-12]</sup>来说,在降低输入参考电流与 ADC 分辨率前提下,同样得到精确的检测信号。这无疑是在实现高精度测量的同时,极大降低对系统设计的复杂性以及功耗要求。该系统拥有可集成、高精度、便捷性强等优点,相比文献<sup>[11-12]</sup>更适合超低功耗微型植入设备。

## 1 系统设计

本文提出的可植入起搏器中的高可靠性检测系统结构如图 1 所示。整个系统包括电流传感部分、模拟信号与数字信号处理模块、中央控制单元、串口显示检测单元以及电源管理模块。系统中微电流源传感器通过向心脏注入电流,以产生心脏压降、电极传导,将提取的微弱信号送入到模拟信号处理器中。为确保人体的高安全性,注入的电流控制在  $50 \mu\text{A}$ ,流经心脏时间为  $30 \mu\text{s}$ ,且双向流动,避免净电荷积聚在心脏表面,造成一定伤害。为降低 ADC 整体功耗及后期设计的复杂性,在传感器后端设置模拟信号处理单元,利用电容比提供精确的电压增益,由于是闭环设计,加强了系统从传感器部分提取信号的稳定性。模拟信号处理单元的功能就是将采集的信号控制在适当范围内输入 ADC 中。由于对前期信号进行了有效处理,本文只需 8 位的低功耗采样率为  $10 \text{ kHz}$  的 ADC 即可满足精度要求,心脏压降存储在电容器中  $3 \text{ ms}$ ,并由 ADC 采样 30 次,以确保采样的精确性。

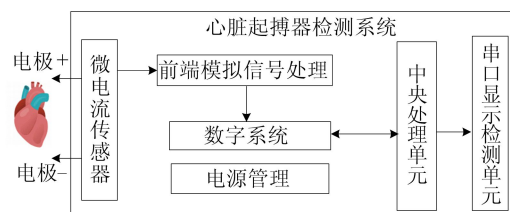


图 1 系统结构

文献<sup>[12]</sup>表明正常人体心脏阻力在  $250 \sim 4\,000 \Omega$  范围内。对于量程为  $4.2 \text{ V}$  的 8 位 ADC,最小分辨率可派生为  $16.5 \text{ mV}$ 。为实现  $22 \Omega$  的电阻测量精度,当设置注入心脏安全电流为  $50 \mu\text{A}$  时,模拟信号处理单元需闭环增益 15。具体计算公式如下:

$$I_{REF}R_{LSB}A_V = V_{LSB} \quad (1)$$

其中:  $I_{REF}$  为注入心脏的参考电流;  $R_{LSB}$  为心脏电阻的分辨率;  $A_V$  为模拟信号处理单元中开关电容运算放大器的闭环增益;  $V_{LSB}$  为 ADC 的最小电压分辨率。系统之所以要设计闭环增益,是为了减小注入心脏的参考电流以及降低对高分辨率 ADC 的性能依赖。电流增加可能导致患者不适甚至危险,而高分辨率 ADC 在超低功耗约束下必将成为设计上的挑战。系统中闭环增益的引入打破了这一制约,用低功耗、低分辨率解决上述问题。

系统通过前端一系列采集处理后可得到被精确量化的数字电压信号,随之被送到微控制单元(microcontroller unit,MCU)中进行运算处理,将 ADC 输出的数字信号转换成与之对应的准确电阻测量值。系统转化完成之后,通过控制串口调试工具进行数字显示,便于检测人员进行实时检测,达到及时预判心脏起搏器电极连接与工作状态。

## 2 电路设计

### 2.1 电流源设计

系统传感器部分是利用微恒流源与电流镜实现的。实现电流源功能电路如图 2 所示,为产生一个精准的  $50 \mu\text{A}$  拉电流流经心脏负载,电路中先设计两路互不干扰的  $100 \mu\text{A}$  恒流源电路与一个电流镜电路。让两路电流源分别与电流镜输出端和电流镜公共端连接,电流镜输入端接地,电流镜的输出端即可产生一个  $50 \mu\text{A}$  的拉电流。参考电流  $I_{REF}$  注入心脏,在心脏正端与负端之间产生一定压降表示心脏电阻与电流的乘积。该信号通过电极传导,送入系统下一级处理。

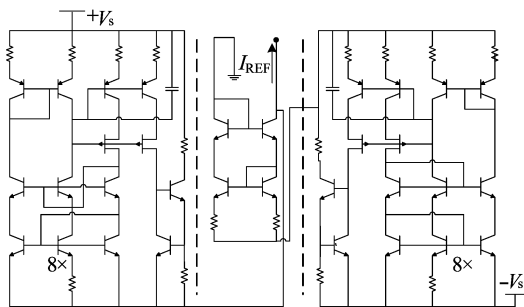


图 2  $50 \mu\text{A}$  恒流源电路结构

### 2.2 模拟信号采样放大器设计

系统提出的采样放大器电路原理图与操作时序图分别如图 3、图 4 所示。微电流源注入心脏

所产生的微弱电信号表示心脏压降。脉冲  $T_1$ 、 $T_2$  分别控制注入电流  $I_{REF}$  从心脏正向流入以及反向流入  $30 \mu\text{s}$ ,为人体安全考虑,对心脏进行 2 次检测,注入电流方向相反,达到电中性。整个采样放大器中, $T_1$ 、 $T_2$  控制的正向和反向注入电流流经心脏后,放大电路依次采样与放大心脏的正向和反向压降。经过采样与放大处理之后,输出电压  $V_{O1}$ 、 $V_{O2}$  被送入 ADC 中进行数字化处理。正向与反向控制模块工作原理一致,使用相同的开关电容放大器组成闭环模式,拥有相同的闭环增益。正向开关电容放大器由使能信号  $EN_1$  控制,将电阻压降保持  $3 \text{ ms}$ ,反向开关电容放大器由使能信号  $EN_2$  控制,将心脏压降再保持  $3 \text{ ms}$ 。

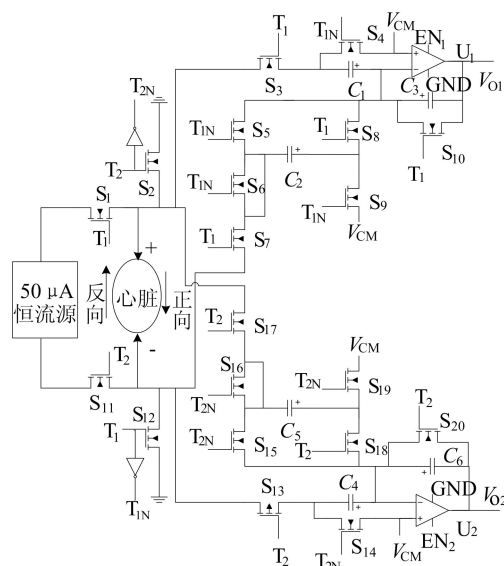


图 3 开关电容采样放大器电路结构

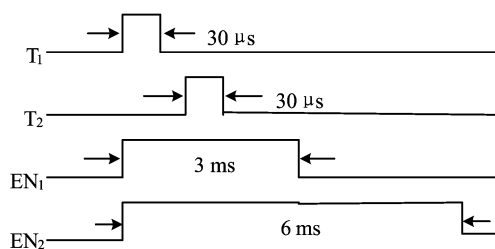


图 4 开关电路控制时序图

该开关电容放大器分为采样模式、放大模式 2 种工作模式。当  $EN_1$  启用期间  $T_1$  高电平时,该开关电容放大器工作在采样模式下。在此模式下,放大器  $U_1$  用作单位增益负反馈缓冲器。此时放大器同相输入端连接到共模电压  $V_{CM}$  ( $V_{CM}=1 \text{ V}$ ) 上,该电压将同相输入和输出的直流电压设定为  $V_{CM}$ 。心脏正端和负端处的电压分别

被存储在电容  $C_1$ 、 $C_2$  中,如图 5 所示。因为  $V_+$ 、 $V_-$  都小于共模电压  $V_{CM}$ ,所以在电容  $C_1$ 、 $C_2$  的正端上为正电荷,负端上为负电荷。当  $EN_1$  启用期间  $T_1$  处于低电平时,开关电容放大器将从采样模式切换到放大模式。在此模式下,电流源传感器电极与心脏断开。电容  $C_1$  的负端通过 MOS 管  $S_4$  连接到  $V_{CM}$ 。电容  $C_2$  正反颠倒,其正端通过开关  $S_9$  连接到  $V_{CM}$ ,其负端通过开关  $S_5$  反转到放大器  $U_1$  的反相输入端,如图 6 所示。由于电容  $C_1$ 、 $C_2$  两端的电压相同,为  $V_{CM}$ ,根据电荷守恒原理,电容  $C_1$  正端上的正电荷和电容  $C_2$  负端上的负电荷将瞬间转移到电容  $C_3$  的正端。电路中,电容  $C_1$ 、 $C_2$  相同,因此电容  $C_3$  正端电荷为  $C_1(V_+ - V_-)$ ,从而可以消除 MOS 管  $S_2$  和  $S_{12}$  上电阻引起的误差,提高电压提取的精度。

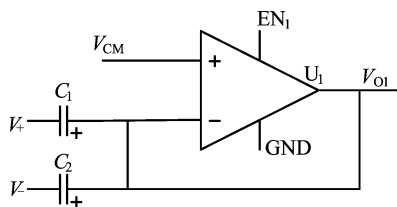


图 5 采样模式等效电路

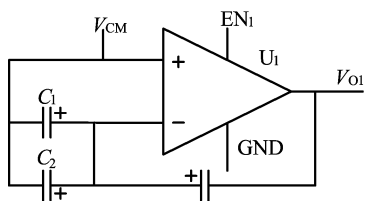


图 6 放大模式等效电路

因为采样放大器设计中正向放大与反向放大原理一致,所以最终正向和反向放大电压为:

$$V_{O1} = V_{CM} + (C_1/C_3)(V_+ - V_-) \quad (2)$$

$$V_{O2} = V_{CM} + (C_4/C_6)(V_- - V_+) \quad (3)$$

其中: $V_{O1}$ 、 $V_{O2}$  分别为正向和反向心脏电阻上被处理后的压降; $V_{CM}$  为放大器共模电压; $V_+$ 、 $V_-$  分别为心脏正端和负端提取的电压。由(2)式可以得出闭环增益为电容  $C_1$  与  $C_3$  的比值,改变电容  $C_1$  与  $C_3$  的比值,即可获得不同的增益,(3)式同理。为提高电阻的测量精度且注入心脏的电流尽可能小,提高闭环增益是必要的。为使闭环增益尽可能不受外在干扰,本文选用带宽较大、开环增益较高的套筒式共源共栅差动对来实现。开环增益大于 70 dB,单位增益带宽大于 80 MHz,转换速率大于 160 V/ $\mu$ s,满足系统对精度和速度的要求。

### 2.3 数字检测模块

为了更好地服务于微控制器以及满足第 1 节

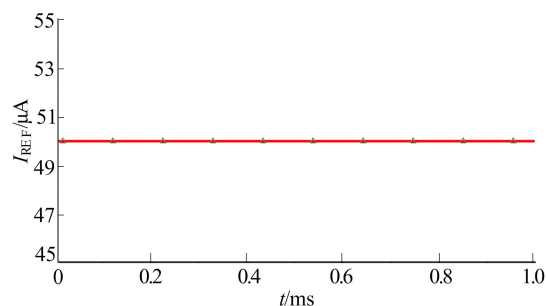
中对心脏电阻进行双向采样与放大的设计要求,本文 ADC 采取 8 位串行 I<sup>2</sup>C 总线接口结构。2 个模拟输入分别连接开关电容放大器的输出端  $V_{O1}$ 、 $V_{O2}$ ,对心脏正向压降和反向压降分别进行量化,送入微处理器中进行控制。ADC 中输入输出的地址、控制和数据信号均通过双线双向 I<sup>2</sup>C 总线以串行方式进行传输。该 ADC 内部时钟频率大于 10 kHz,即可满足对系统检测的精度要求。

系统检测功能通过检测心脏阻力大小,判断电极连接状态。但由于经过 ADC 输出的信号表示电压信号,且为二进制离散的,为达到检测系统可以直观判断,本文利用微控制器 STC89C52 作为主控芯片与辅助软件 keil 及驱动程序将 ADC 输出的信号转换成电阻值,通过 commix 工业控制串口调试工具在 PC 机界面显示。

因为研究的人体心脏阻力为 250~4 000  $\Omega$ ,系统通过预先置入转换程序,所以 commix 串口对应显示范围在 0B~F2 之间。超过或低于此区间范围,都可以作为心脏起搏器工作状态出现故障的预判,并加以及时检查电极接口。当检测串口数据显示在 0B~F2 之间时,表示电极接口状态正常;当数据显示低于 0B 时,表示电极有可能绝缘层破损或短接;当数据显示高于 FF 时,表示电极有可能已经处于断裂状态。串口显示可以直观、清楚地被医疗人员实时观察,并及时做好应对措施,简洁方便。

### 3 仿真与分析

系统传感器单元中为得到 50  $\mu$ A 的拉电流,本文利用两路独立的 100  $\mu$ A 电流源与一个电流镜实现。电流源仿真波形如图 7 所示。

图 7 50  $\mu$ A 电流源仿真波形

在工作电压 2.5 V、参考电流 50  $\mu$ A 下,对正向心脏电阻压降  $V_+$  与反向心脏电阻压降  $V_-$  波形进行采样,如图 8 所示。

图 8 中:前 30  $\mu$ s 表示参考电流正向注入心脏

产生的压降;后 30  $\mu\text{s}$  表示参考电流反向注入心脏产生的压降;中间间隔 20  $\mu\text{s}$  为缓冲期。线性压降分别对应 250~4 000  $\Omega$  范围内不同心脏电阻,表明当心脏被等效为电阻器,范围为 250~4 000  $\Omega$  时,电压随着心脏阻力的增加而线性增加。

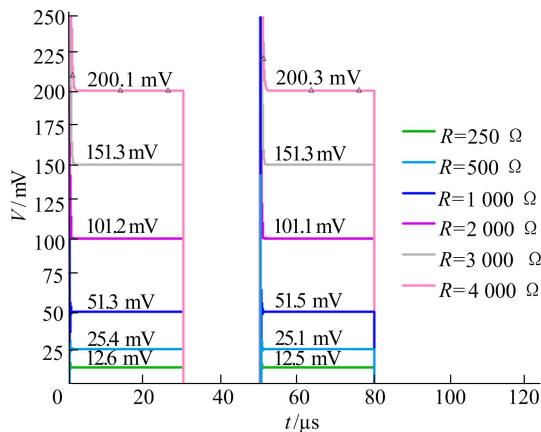


图 8 心脏采样电压波形

不同心脏阻力的放大输出电压  $V_{O1}$  和  $V_{O2}$  如图 9 所示。从图 9 可以看出,当  $U_1$  启用时,正向输出电压  $V_{O1}$  仅在前 3 ms 内有效,此后为反向心脏放大输出电压  $V_{O2}$  波形。以 2 000  $\Omega$  电阻为例,当共模电压  $V_{CM}$  为 1 V 时,心脏压降 100 mV 理

想情况下,应放大到 2.5 V。由于放大器开环增益有限,MOS 开关的通道电荷注入等原因引入一些误差,在后期处理过程中可以校准固定误差。结果表明,在忽略误差情况下,输出的电压与心脏电阻之间存在良好的线性关系。

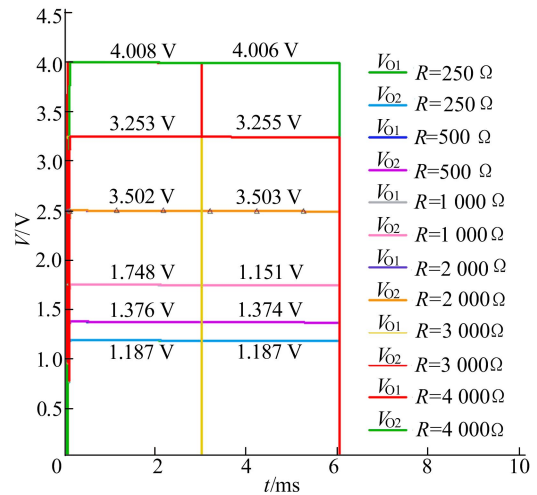
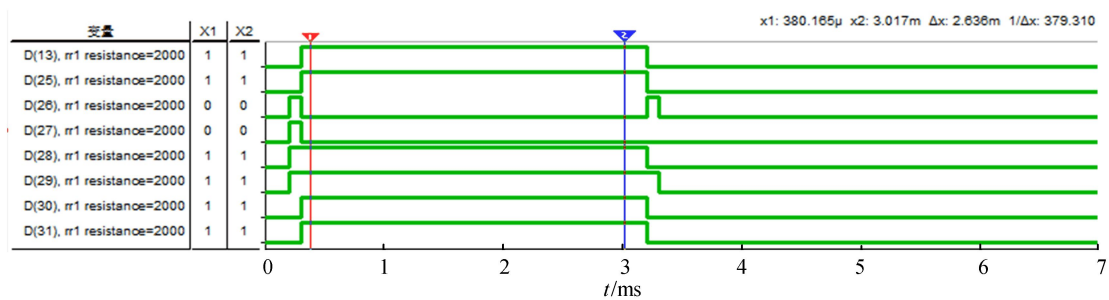
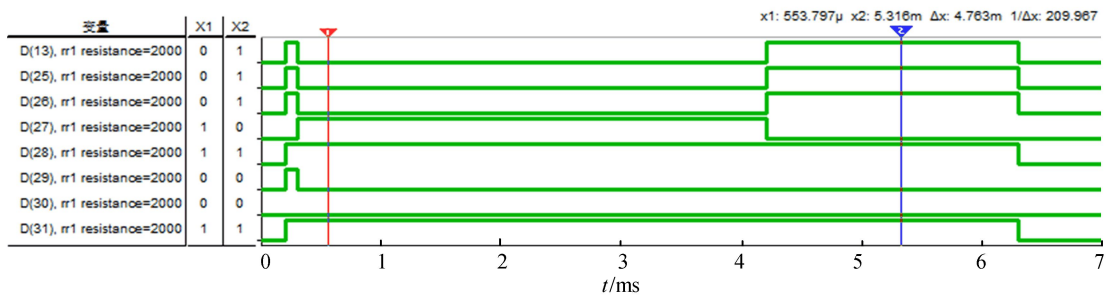


图 9 心脏阻力放大电压波形

本文给出当心脏电阻为 2 000  $\Omega$  时,放大信号经 ADC 采样,正向放大电压数字波形如图 10a 所示,仅在前 3 ms 有效。反向放大电压数字波形如图 10b 所示,有效时间共为 6 ms。



(a) 正向放大电压数字波形



(b) 反向放大电压数字波形

图 10 数字仿真波形

数字波形中共显示八位二进制。光迹组中:下信号代表最高有效位(the most significant bit,

MSB);上信号代表最低有效位(the least significant bit,LSB)。2 条光标可自由移动扫描,波形

窗口中,左侧显示的 2 组八位二进制数分别表示光标  $X_1$ 、 $X_2$  停留在某位置时表示瞬时二进制数字信号。数字信号仿真波形中,正向注入参考电流,心脏阻力为  $2\ 000\ \Omega$  时,数字信号八位二进制显示值为 10011000,对应的十进制电压数值为 2.508 V;反向注入时,数字信号八位二进制显示值为 10011000、10010111,对应的十进制电压值为 2.508、2.492 V。精度误差控制在 8 mV 左右,满足系统精度要求。

#### 4 测试与分析

本文所设计的可植入、低功耗、高精度的心脏起搏器检测系统装置被置于  $10\ \text{cm} \times 8\ \text{cm}$  的 PCB 上进行测试,实验测试场景如图 11 所示。为了更好地模拟测试,本文在设计板级电路选择器件时,考虑实际因素,提出用 TS5A3159 的单通道模拟开关芯片来很好地代替 MOS 开关管,该芯片高电平导通低电平关断,导通电阻为  $1.15\ \Omega$ ,开启电压为 2.5 V,时延低至 20 ns,精度高,转换速度快,带宽高至 100 MHz。ADC 选用 8 位,量程可高达 6 V,采用 I<sup>2</sup>C 数据总线传输,采样频率在 10 kHz 左右即可满足要求。运算放大器选用开环增益高、带宽范围大,本文选用 AD820 系列高增益、宽频带运算放大器。

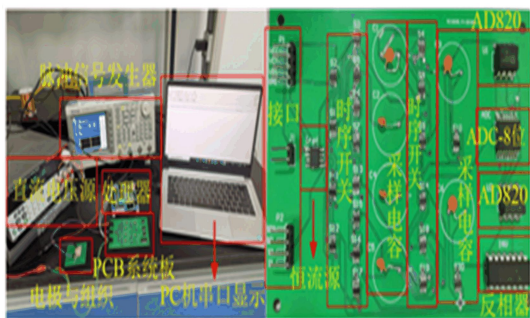


图 11 实验测试场景

为验证检测系统精度,本文先用电阻模拟器替代心脏阻力进行校验,精度验证成功后,用鸡肉组织实验检测。实验精度验证环节中,本文进行正向注入参考电流,选用阻值为 0.51、1.00、2.20、3.30 k $\Omega$  的不同电阻进行预实验,实验测试结果如图 12 所示。因为本文实际使用的 ADC 器件为四通道,所以 commix 串口有 4 路输出,本文只用 1 路,其余 3 路接地无信号输出。分析如下:当被测电阻为 0.51 k $\Omega$  时,实际测试结果为十六进制 1E,对应的二进制表示为 00011110,转换成十进制为 30;同理 1.00、2.20、3.30 k $\Omega$  显示结果

转化为十进制数分别为 60、135、200。相对误差计算公式为:

$$\delta = \frac{|AB - R_0|}{R_0} \times 100\% \quad (4)$$

其中:A 为测试中十六进制转换成的十进制数;B 为 ADC 的分辨率; $R_0$  为电阻理论值。根据(4)式分别得出电阻 0.51、1.00、2.20、3.30 k $\Omega$  的实际测试相对误差为 2.90%、1.00%、1.25%、0。理论情况在只考虑 ADC 量化引起的误差下,commix 串口显示应分别为 1F、3D、85、C8。根据理论推导和实际所测数据,理论相对误差不超过 1%,实际测量误差不超过 3%,系统可作为心脏起搏器的一种可靠性检测依据。

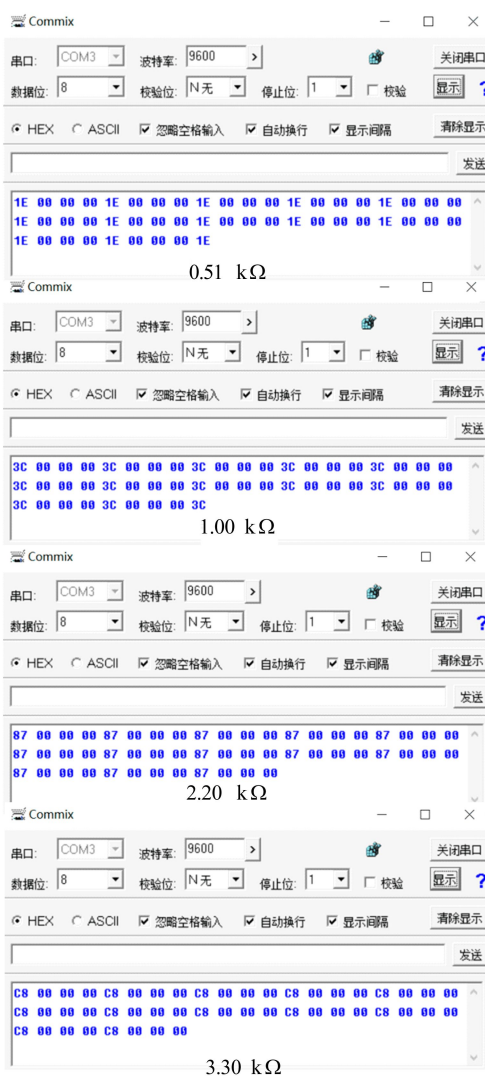


图 12 电阻校验串口显示图

在误差精度已校验情况下,本文给出用鸡肉组织模拟心脏组织的实际检测数据,见表 1 所列。串口数据稳定后,当电极连接良好,鸡肉组织大小适中,近似模拟心脏组织时,串口显示数据为 A6,

阻值在  $2\ 460\ \Omega$  属于正常状态;当电极断裂,已与组织脱离时,此时数据显示为 FF;当电极破损或短接状态时,近似一根导线阻值极低,数据显示为 02,理论应趋向 00(因实际检测时,电极或导线自身带有一定阻抗,产生一定误差)。

本文提出的检测系统各性能指标与近年来相关文献报道的性能指标进行对比,结果见表 2 所列。该系统在人体安全性方面与文献[12]相比,注入心脏参考电流减小 50%,极大地提升了对心脏的保护能力,同时在保证检测精度可靠的前提下,极大地降低了对 ADC 的设计需求;与文献[11]相比,不仅降低 ADC 复杂性,而且该系统设计结构可集成在心脏起搏器中更易于植入人体;与文献[6-7]相比,在检测精度相当前提下,本文提出的方案可随心脏起搏器植入人体中,对患者来说更加方便、简洁。

表 1 不同电极状态检测结果

电极状态	理论值/ $\Omega$	实际值/ $\Omega$	相对误差/%
正常		A6	<3
断开	FF	FF	0
短接	00	02	<3

表 2 各性能指标与相关文献对比

文献	$I_{REF}$ 仿真/ $\mu A$	ADC 位数/bit	精度/%	植入性
文献[6]		8	99.0	不可以
文献[7]			98.9	不可以
文献[11]		12		不可以
文献[12]	100	10		可以
本文方法	50	8	99.0	可以

## 5 结 论

本文设计的心脏起搏器检测系统,可集成到心脏起搏器装置中,随心脏起搏器一起植入到人体内,因此在功耗体积方面做到了优化考虑。通过对心脏阻力的检测可以有效快速做到预判断,理论检测精度高达 99.0% 以上。另外,在对人体安全性方面也进行了优化考虑,在注入小参考安全电流情况下,可以精确实现系统检测,为植入心脏起搏器的患者提供方便。研究表明在未来随着科学技术的不断进步,这种设计方法有望取代 ECG 成为检测的另一有效途径。

## [参 考 文 献]

[1] PRATEEK G V, SKOG I, MCNEELY M E, et al. Model-

ing, detecting, and tracking freezing of gait in Parkinson disease using inertial sensors[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2018, 65(10): 2152-2161.

- [2] FUNG A, LAI E C, LEE B C. Usability and validation of the smarter balance system: an unsupervised dynamic balance exercises system for individuals with Parkinson's disease[J]. IEEE Transactions on Neural Systems and Rehabilitation Engineering, 2018, 26(4): 798-806.
- [3] JIANG D, DEMOSTHENOUS A. A multichannel high-frequency power-isolated neural stimulator with crosstalk reduction[J]. IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, 2018, 12(4): 940-953.
- [4] TAO Y H, HIERLERLEMMANN A. A 15-Channel 30-V neural stimulator for spinal cord repair[J]. IEEE Transactions on Very Large-Scale Integration (VLSI) Systems, 2018, 26(10): 2185-2189.
- [5] HADDAD S A P, HOUBEN R P M, SERDIJIN W A. The evolution of pacemakers[J]. IEEE Engineering in Medicine and Biology Magazine, 2006, 25(3): 38-48.
- [6] MIN Y J, KIM H K, KANG Y R, et al. Design of wavelet-based ECG detector for implantable Cardiac Pacemakers [J]. IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, 2013, 7(4): 426-436.
- [7] SATIJA U, RAMKUMAR B, MANIKANDAN M S. Automated ECG noise detection and classification system for unsupervised healthcare monitoring[J]. IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics, 2018, 22(3): 722-732.
- [8] JUAREZ M A Q, RAMIREZ O J. Cardiac conduction model for generating 12 Lead ECG signals with realistic heart rate dynamics[J]. IEEE Transactions on Nanobioscience, 2018, 17(4): 525-532.
- [9] MEDBERY C, OLMSTED A. HeartSync: mobile pacemaker failure detector[C]//2015 10th International Conference for Internet Technology and Secured Transactions (ICITST-2015). [S. l.]: IEEE, 2015: 277-279.
- [10] GRIMNES S, MARTINSEN O G. Bioimpedance and bioelectricity basics[M]. New York: Elsevier, 2015: 50-60.
- [11] KIM K J, KIM S Y. A configurable and low-power mixed signal SoC for portable ECG monitoring applications[J]. IEEE Transaction on Biomedical Circuits and Systems, 2014, 8(2): 257-267.
- [12] ZHANG J, ZHANG H. A mixed-signal ASIC for Triple-Chamber Cardiac Pacemakers with heart resistance measurement [C]//IEEE Asian Solid-State Circuits Conference. [S. l. : s. n. ], 2015: 1-4.

(责任编辑 张 镛)