

用笔记本电脑构建生物阻抗记录仪 ——基于虚拟仪器技术

翁剑枫¹,戴备军²,钟海伟¹

(1. 浙江科技学院 信息与工程学院,杭州 310023;2. 浙江省人民医院 心胸外科,杭州 310014)

摘要: 运用虚拟仪器技术研制一种基于笔记本电脑的便捷式生物阻抗记录仪,其目的在于使医生在医学实验中可方便地测定、记录动物活体心肌组织的阻抗特性变化,以揭示生物阻抗变化与生物组织的病理特征之间的相关性。系统利用美国NI公司的虚拟仪器技术,由带PCMCIA插槽的笔记本电脑和NI多功能数据采集卡构建二线制阻抗测量系统,通过软件编程按设定的频率提供强度可控的被测生物组织激励信号,再通过DAQ采集被测生物组织的电压信号,计算测定出被测生物电阻抗(模)。此系统已经浙江省人民医院心胸外科成功地试用于动物实验中,可对心肌阻抗值变化进行全程记录,而记录数据还可进一步予以离线分析处理,因而该系统非常适用于生物阻抗变化与生物病理特征相关性的医学研究。

关键词: 心肌阻抗;阻抗测量;虚拟仪器;数据采集卡

中图分类号: R318.11

文献标志码: A

文章编号: 1671-8798(2012)01-0020-07

Design of impedance recording instrument of living things with notebook PC based on virtual instrumentation technology

WENG Jian-feng¹, DAI Bei-jun², ZHONG Hai-wei¹

(1. School of Information and Electronic Engineering, Zhejiang University of Science and Technology, Hangzhou 310023, China; 2. Cardio-Thoracic Surgery, Zhejiang Provincial People's Hospital, Hangzhou 310014, China)

Abstract: A design of virtual bio-impedance recording instrument with notebook computer is presented. It aims at measuring and recording the impedance changes of living tissue and then exploring the medical study of correlation between bio-impedance and pathologic characteristics of the biological tissue. Based on virtual instrumentation technology, the two-wire impedance recording system is composed of a notebook computer with PCMCIA slot and a NI multi-

收稿日期: 2011-08-03

基金项目: 浙江省医药卫生科技计划项目(2010CJ3075)

作者简介: 翁剑枫(1962—),女,上海市人,教授,硕士,主要从事信号检测与信息处理研究。

function data acquisition card. Through LabVIEW programming, the frequency and amplitude of the excitation signal sending to biological tissue can be defined, the response of the tissue can be measured through the DAQ acquisition, and then the biological impedance can be calculated. This system has been successfully applied to animal experiments in recording the myocardial impedance by Department of the Cardiac Surgery of Zhejiang People's Hospital. The recorded data can be further processed and analyzed off-line. It is confirmed that the system is suitable for medical study about the correlation between the bio-impedance changes and the bio-pathologic features of the biological tissue.

Key words: myocardial impedance; impedance measurement; virtual instrument; data acquisition card(DAQ card)

生理电阻抗的研究始于 19 世纪末 20 世纪初。生物阻抗(bio-impedance)技术^[1-4]指利用生物组织与器官的电阻抗特性及其变化提取相关生理或病理信息的一种检测技术。研究表明,生物电阻抗对体液变化极为敏感。因此,生物阻抗技术被认为在医学中具有广阔的应用前景。它可用于人体心、肺、脑功能的评价,或从中提取人体组织和器官功能信息,已有的应用如阻抗血流图、阻抗成像技术等。

生物电阻抗技术的基本测量方式^[4]通常是四电极测量系统,其中一对电极向被检测生物组织施加安全的交流激励电流(或电压),另一对电极检测被测组织的电阻抗或阻抗变化,根据不同的应用目的,研究阻抗或阻抗变化情况,从而获取相关的生理和病理信息。但由于生物组织的部位和成分各不相同,迄今仍未见测量生物阻抗的通用仪器面世,这对于想利用生物阻抗技术进行医学研究的医生们来说,无疑成为一大障碍。为克服这一障碍,笔者运用虚拟仪器技术给出了一种基于笔记本电脑的虚拟阻抗记录仪系统。该系统搭建便捷灵活,使用简单,配以简单的二线制电极,即可实时记录生物心肌阻抗信号,因而可望用于心肌阻抗变化的病理相关性研究。

1 生物电阻抗特性及其测量

1.1 生物电阻抗特性

生物组织由细胞构成,细胞是有膜包围的生物体基本单位,形状多种多样,主要由细胞核与细胞质构成,表面有薄膜。细胞膜是防止细胞外物质自由进入细胞的屏障,保证了细胞内环境的相对稳定,使各种生化反应能够有序运行。由于细胞膜的存在,使得生物组织呈容性阻抗特性,即随着激励电流频率的增加,生物组织的阻抗值由大变小,换言之,生物组织的低频阻抗较大而高频阻抗较小。

图 1(a)是生物组织的 R - C 三元件生物阻抗模型^[5]。图中, R_i 、 R_e 、 C_m 分别代表了生物组织的整体细胞内、外电阻和细胞膜电容。

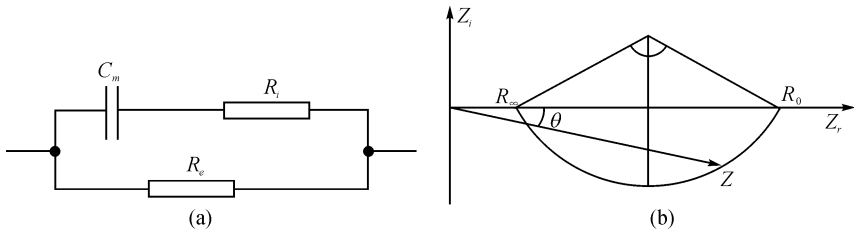


图 1 生物组织的三元件等效电路及其阻抗特性

Fig. 1 Equivalent electrical circuit model and bio-impedance response of tissue

根据图 1(a),得:

$$Z = \frac{R_e(1 + j\omega C_m R_i)}{1 + j\omega C_m (R_e + R_i)} = \frac{R_e + \omega^2 C_m^2 R_e R_i (R_e + R_i)}{1 + (R_e + R_i)^2 \omega^2 C_m^2} - j \frac{\omega C_m R_e^2}{1 + (R_e + R_i)^2 \omega^2 C_m^2} \quad (1)$$

因此阻抗模和相角为:

$$|Z| = \sqrt{\frac{R_e^2 (1 + \omega^2 C_m^2 R_i^2)}{1 + \omega^2 C_m^2 (R_e^2 + R_i^2)}} \quad (2)$$

$$\theta = -\arctan \left[\frac{\frac{\omega C_m R_e^2}{1 + (R_e + R_i)^2 \omega^2 C_m^2}}{\frac{R_e + \omega^2 C_m^2 R_e R_i (R_e + R_i)}{1 + (R_e + R_i)^2 \omega^2 C_m^2}} \right] \quad (3)$$

令 $\tau = C_m (R_e + R_i)$, $R_0 = R_e$, $R_\infty = \frac{R_e R_i}{R_e + R_i}$, 则有

$$Z = R_\infty + \frac{R_0 - R_\infty}{1 + j\omega\tau} \quad (4)$$

式(4)所表达的是一种理想情况,在复平面上电阻抗随频率变化的轨迹是一个在第四象限的半圆,圆心在实轴上。但是,实际生物电阻抗的阻抗圆图并非是一个半圆,而是第四象限的一段圆弧,如图 1(b) 所示,圆心在第一象限中, Z_r 和 Z_i 分别代表了阻抗的实部和虚部, Z 和 θ 分别代表了阻抗的模值和相角。据美国学者 Cole 分析,实际生物组织存在着一个与频率有关的散射系数,并非如图 1(a) 所示的理想等效电路所能描述,并由此提出了 Cole-Cole 电阻抗特征方程^[2-3]。实际应用中,即在式(4)基础上引入松弛因子 α ,以根据应用需要决定圆心的位置:

$$Z = R_\infty + \frac{R_0 - R_\infty}{1 + (j\omega\tau)^\alpha} \quad (5)$$

式(5)中, α 通常在 $0 \sim 1$ 取值。

1.2 生物电阻抗测量技术

生物电阻抗测量技术主要有二电极法和四电极法^[4,6]。电桥法是电阻抗测量的经典方法,但因其精度不高且平衡调节困难等原因,现在生物阻抗测量应用中已不多见。四电极法^[5]是目前大都采用的方法,其原理如图 2 所示。通过激励电极向被测生物组织提供微小的交变电流(或电压)信号(恒流源),生物组织的电压(或电流)信号由测量电极检测,经过计算可得生物组织相应的电阻抗及其变化。

从生物体安全要求出发,需对注入电流的安全范围加以控制。为此,激励方式采用幅值可控的电流源激励方式,这种方式可使信号源受被测生物组织阻抗的影响最小,因而也保证了注入电流的幅值恒定。从测量方式看,由于电压测量比电流测量更为容易,故采用电压测量。

生物组织的阻抗由电阻和容抗两部分构成。当通电频率足够高时,容抗很小,可以忽略不计,此时,可以把生物组织阻抗看成只由纯电阻构成。图 2 的测量系统正是根据这一原理,把生物组织视为了电阻。选择适当频率和强度($50 \sim 100$ kHz, $0.5 \sim 4$ mA)的恒定交变电流通过被测组织,拾取这段组织的电阻变化信号,即可表征出该组织的阻抗变化。阻抗值大小与电流特点有关,也与组织特性有关。在图 2 中, R_1 为限流电阻, C_1 为隔直流电容, R_L 为检测部位等效电阻。设电极通过的电流为 I_a ,则检测部位阻抗 R_L 两端的电压

$$U_{01} = I_a \cdot R_L \quad (6)$$

这样就可以通过检测电极两端的电压来检测出生物阻抗,从而间接反映生物体如人体的生理或病理参数^[6-10]。

2 生物阻抗测量系统设计

2.1 系统设计思路

根据项目要求,本系统用于医生利用生物阻抗技术研究心脏移植的排异性,故系统功能设计考虑与常

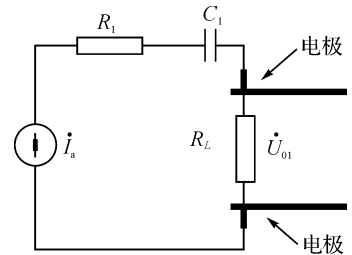


图 2 四电极法生物电阻抗测量技术
Fig. 2 Four-wire circuit of bioelectrical impedance technique

规阻抗记录仪不同。在这一研究过程中,研究者关注的是心肌电阻抗变化情况与心脏排异性的关联度,因而相对于心肌电阻抗的确切数值而言,系统中的心肌电阻抗的相应变化测量具有更重要的意义。换言之,本系统设计中关注的是被测生物阻抗变化的测量精度和长时间工作时的稳定性。

此外,鉴于本系统的用户是医生这一特定的群体,设计中必须考虑系统搭建时的便捷性及操作时的便利性,同时还需保证数据记录观察的直观性,以符合临床医生的常规诊断习惯。

综合上述各种因素,本系统设计采用了虚拟仪器技术,以笔记本电脑作为主体系统架构平台,软件系统采用美国 NI 公司图形化编程软件 LabVIEW(laboratory virtual instrument engineering workbench),而硬件系统中的主要部件也直接采用美国 NI 公司提供的数据采集与信号调理等标准组件,以此保证系统工作的稳定性与测量精度。在本系统中,使用的主要部件为 NI-DAQ 6062E 数据采集卡和 NI 连接器 BNC-2120。

2.2 系统构成

系统(图 3)硬件构成如下:系统的主要设备是采用带 PCMCIA 插槽的笔记本电脑,由其承担虚拟仪器的主要职责,而数据采集则由 NI-DAQ 6062E 数据采集卡承担。NI-DAQ 6062E 有 8 路差分模拟输入,可获得分辨率为 12 位而采样率合计高达 500 kS/s 的输出,由于在本系统中仅需使用其中一对差分输入端口,因此完全可以保证满足系统的数据采样率要求。

除了数据采集卡 NI-DAQ 6062E 外,系统的另一主要部件是 NI 连接器 BNC-2120。它提供了 8 个模拟输入(AI)通道以将测量得到的信号连接到 NI-DAQ 设备,本系统使用了其中的 2 个,采用浮接方式分别用于标准电阻与被测心肌阻抗的电压信号测量。NI 连接器 BNC-2120 还提供了 2 个模拟输出(AO)信号,本系统用其中一个生成了标准电阻上设定频率的恒定幅度正弦激励信号。使用时选择适当的标准电阻阻值与电压幅度值,以使激励电流符合要求。

2.3 关键模块说明

2.3.1 激励信号频率及其幅值大小选择

激励电流频率及其大小对活体生物组织的安全影响非常重要,电流的频率范围内及其峰值大小限制都是必须考虑的因素。据文献报道,活体生物组织如人体对于电极注入的电流的感知极限随着频率的增高,会有 3 种明显的感知反应^[11]。频率低于 0.1 Hz,电流强度达到 100 μ A 时,人体会感到周期性的刺痛;频率超过 10 Hz 时,神经刺激成为主要的生物学反应;人体感知的临界电流强度随着频率的增高而增大,当频率高于 10 kHz 时,组织发热成为主要的生物学反应,人体感受电流的刺激性变小。因此,在进行生物电阻抗测量时,如果频率太低,容易产生刺激和激化作用;如果频率太高,又容易使体内产生较多的热量而造成肌体灼伤。此外,较高的频率会使系统硬件中分布电容的影响很明显,直接导致对放大电路要求很高,并影响测量精度。因此,多数研究小组把频率选在 50 kHz,或 50~100 kHz 范围内,在这一频率段内被测活体一般都能持续地耐受较长时间的检测。

激励电流的幅值应选择对人体安全的范围内,中国规定一般正常、干燥的环境中的安全电压为 36 V(潮湿环境中为 12 V),安全电流即人体允许电流一般为 30 mA^[12]。

本系统的应用活体对象为小动物,故采用的交流电流激励信号的幅值减少到 1 mA,频率为 50 kHz。

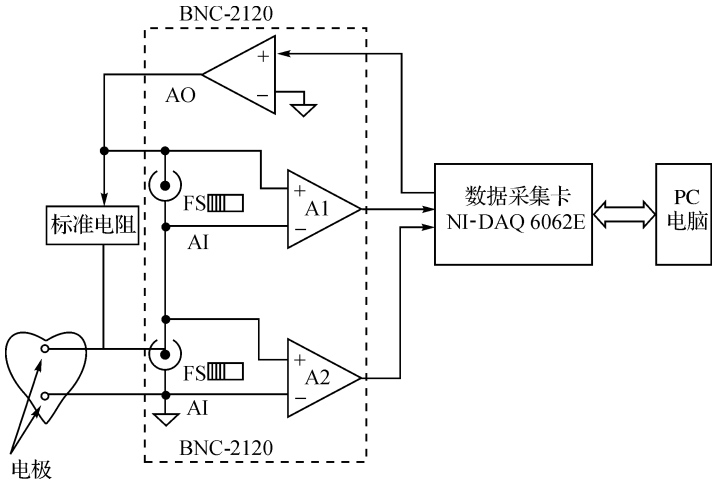


图 3 基于虚拟仪器技术的阻抗记录仪系统

Fig. 3 Impedance recording instrument based on virtual instrument

2.3.2 激励信号电压电流转换

基于虚拟仪器技术的阻抗记录系统框图如图 3 所示,系统采用的阻抗测量原理与图 2 所示的四电极法原理有所不同。图 3 系统中,笔记本电脑是测量、分析处理并显示测量结果的核心平台,而 LabVIEW 编程控制数据采集卡(DAQcard 6062E)通过 BNC-2010 的 AO 输出一个恒定电压幅值的交流信号(50 kHz)馈送给标准电阻。由于该标准电阻与被测生物组织串接,因此这一激励电压作用于标准电阻后即可转换为峰值幅度为 1 mA 的激励电流注入被测生物组织(如被测动物心肌),实现电压-电流的转换。实际测量中,系统中 2 个精密差分放大器 A1、A2 分别实时测量标准电阻的端电压 $|U_{A1}|$ 和被测生物组织的端电压 $|U_{A2}|$,计算机利用标准电阻上测得电压值(模) $|U_{A1}|$ 除以标准电阻值 $R_{\text{标准}}$ 得到实际流过被测生物组织的电流值 $|I|$ (模),再由测得的 $|U_{A2}|$ 计算被测生物阻抗的模,记之为 MEI,则有

$$\text{MEI} = \frac{|U_{A2}|}{|I|} = \frac{|U_{A2}|}{|U_{A1}|} \cdot R_{\text{标准}} \quad (7)$$

此模值 MEI 的变化即体现了被测生物阻抗的变化。

在得到式(7)所示的生物阻抗模值 MEI 后,先通过一个低通滤波器滤除其中的 50 kHz 高频分量,然后再经重采样即可得到可供实时观察及离线处理的生物阻抗变化记录。

由于激励信号是由 LabVIEW 编程控制数据采集卡(DAQcard 6062E)通过 BNC-2010 的 AO 端口输出的一个恒定电压幅值的交流信号(50 kHz)馈送给标准电阻所得,因此,只需选用高质量的精密电阻作为测量标准电阻,就可保证被测生物阻抗变化的精度及工作稳定度。

2.4 LabVIEW 编程

软件系统采用了美国 NI 公司的图形化编程软件 LabVIEW 开发平台。使用 LabVIEW 编制的程序称为虚拟仪器(virtual instrument, VI)。事实上,虚拟仪器是指在以计算机为核心的硬件平台上,由用户根据自己的需求设计和定义,具有虚拟的操作面板,测试功能由软件编程来实现的一种计算机仪器系统。

虚拟仪器的界面具有与常规仪器相似的旋钮、开关、指示灯等图形化控制部件,使用者通过鼠标或键盘操作虚拟面板,即可完成对被测信号的采集、分析、存储、显示及输出等操作。虚拟仪器编程分前面板和程序框图 2 个部分。前面板对应了一台实际仪器的面板,用于对心肌阻抗信号进行测量记录的激励和显示表达,包含激励源频率、幅度、被测阻抗、采样率、启动和停止按钮等操作,同时实时显示采集得到的被测心肌阻抗模的变化情况。而程序框图则是程序的图形化源代码,实现数据采集卡对信号进行模/数转换及信号的计算、处理和显示功能。

硬件连接和控制是系统实现的软件关键,也即对 I/O 接口设备的驱动是虚拟仪器实现对真实物理信号采集的基础。设备驱动后,由软件进行数据的分析处理进而求取测量结果。LabVIEW 的优越之处是这个软件平台提供了各种图形化驱动程序,使用者不必熟悉诸如 PCI 总线、GPIB 总线、VXI 总线等概念,而只需利用 NI 的测量与自动化浏览器(measurement & automation explorer, MAX)即可完成上述总线的数据采集卡(DAQ)的设备驱动。

3 生物阻抗记录仪的使用情况

该虚拟生物阻抗记录仪分别在浙江省人民医院心胸外科医生的 2 次动物试验中得到了成功的应用。图 4 是从麻醉中兔子的活体心肌阻抗测试记录所截取的一段数据,图 5 则是对羊施行异位心脏移植后的心肌阻抗监测记录中的一段数据。由于兔与羊的正常心率范围不同,重采样时,图 4 和图 5 中的数据记录使用了不同的采样率。

试验表明,该阻抗记录仪可以用于实时监测与动物生理或病理信息相联系的阻抗变化,即阻抗信号或波形,而记录仪所采集保存的数据还可作为以后进一步的离线定量分析处理所用。

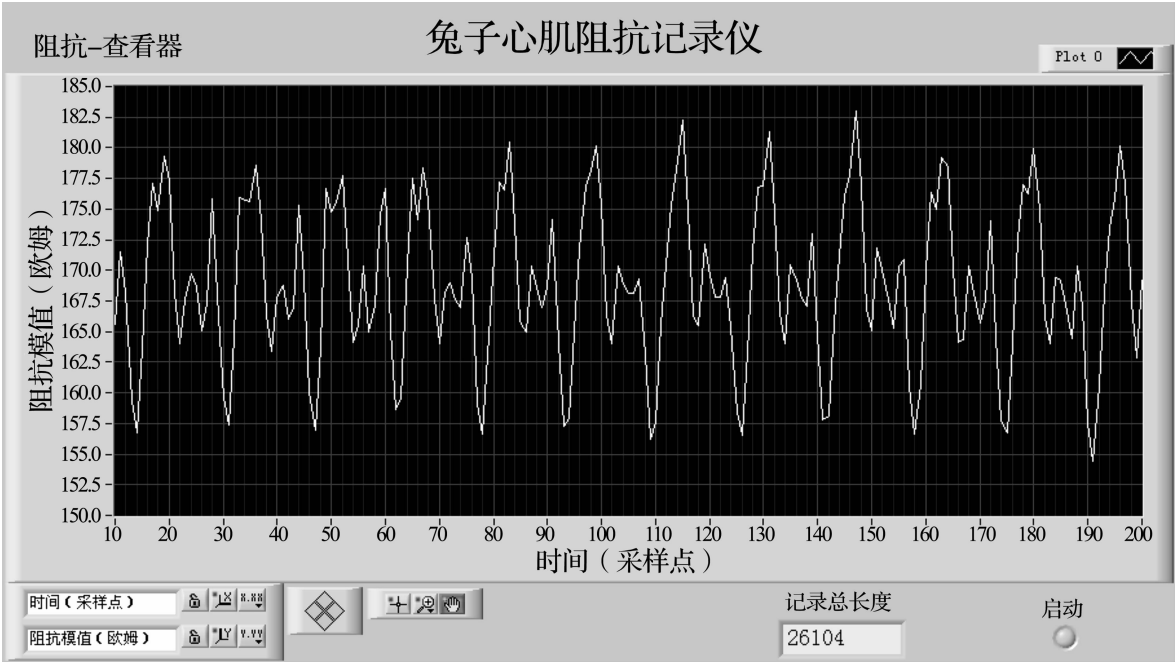


图 4 麻醉中的兔子心肌阻抗信号记录

Fig. 4 Impedance recording of rabbit cardiac muscle in anesthesia

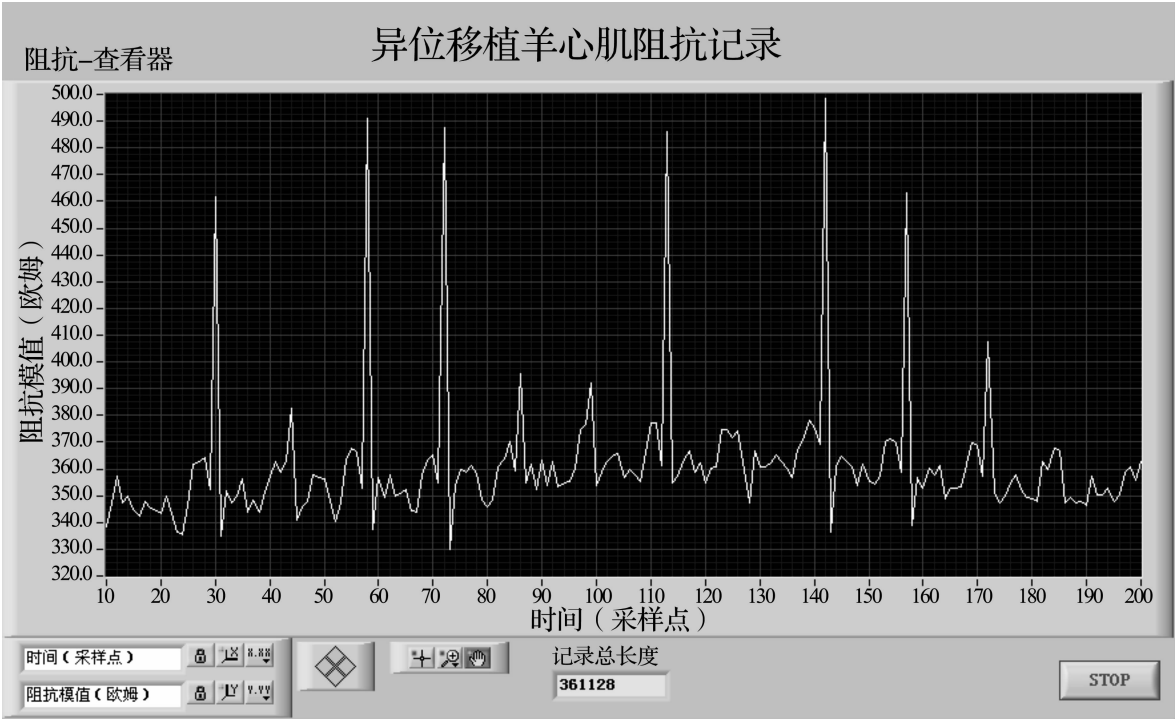


图 5 异位移植羊心肌阻抗信号记录

Fig. 5 Impedance recording of heterotopic cardiac transplantation of sheep

4 结 语

本文给出了采用虚拟仪器技术构建的一个便携式阻抗记录仪系统,其主要硬件平台由计算机和 I/O 接口设备两部分组成,系统搭建便捷灵活,操作便利,使用简单,配以简单的二线制电极,即可实时记录动物心肌阻抗信号。该系统经过浙江省人民医院心胸外科动物实验中的实际使用,系统在实验室环境条件下,长时间工作稳定,评价效果良好;记录数据并可在随后作进一步的离线分析处理,从而可对心肌阻抗变化与病理特征的相关性进行细致的定量分析考察。

参考文献:

- [1] Dijkstra A M, Brown B H, Leathard A D. Review clinical application of electrical impedance tomography[J]. Journal of Medical Engineering & Technology, 1993, 3(17): 89-98.
- [2] Cole K S. Electric impedance of suspensions of spheres[J]. J Gen Physiol, 1928, 12(1): 29-36.
- [3] Cole K S, Cole R H. Dispersion and absorption in dielectrics[J]. J Chem Phys, 1941, 9(4): 341-351.
- [4] 唐敏. 生物阻抗测量原理与测量技术[J]. 生物医学工程学杂志, 1997, 14(2): 152-155.
- [5] 付峰, 臧益民, 董秀珍, 等. 部分离体动物复阻抗频率特性测量系统及初步测量结果[J]. 第四军医大学学报, 1999, 20(3): 220-222.
- [6] 胥飞, 王君. 一种四电极阻抗测量的方案设计[J]. 上海电机学院学报, 2007, 10(3): 171-173, 185.
- [7] 马岚, 杨玉星. 生物阻抗特征参数提取方法及测量系统的研究[J]. 航天医学与医学工程, 2002, 15(3): 199-202.
- [8] 孙永文, 韩建国. 便携式生物电阻抗测量系统设计[J]. 计算机测量与控制, 2005, 13(7): 645-646, 676.
- [9] 霍旭阳, 尤富生, 史学涛, 等. 一种高精度生物电阻抗测量系统的设计[J]. 仪器仪表学报, 2007, 28(6): 994-997.
- [10] 霍铖宇, 何爱军, 黄松鑫. 基于虚拟仪器的便携式生物阻抗测量系统设计[J]. 常熟理工学院学报, 2009, 23(8): 90-94.
- [11] Denyer C W, Lidgley F I, Zhu Q S, et al. High output impedance voltage controlled current source for bioimpedance instrumentation[C]//Proceedings of the 15th Annual International Conference of IEEE. 1993: 1026-1027.
- [12] 楼高行. 人体电阻与安全电压实验探索[J]. 物理教学探讨, 2002, 20(5): 44-45.