

基于增加脉搏波采集电路的电子示波器功能改进研究

黎国锋¹, 李绍新¹, 蔡晓辉² (1. 广东医学院 物理教研室, 广东 东莞 523808; 2. 华南农业大学 设备资产管理处, 广东 广州 510642)

摘要: 通过增加脉搏波采集电路和信号处理电路, 扩展短余辉电子示波器的测量功能。脉搏波采集电路采用 **HK-2000B 型脉搏传感器**; 信号处理包括信号采样、储存和扫描三部分, 并通过凌阳 SPCE061A 型微处理器实现。上述电路使短余辉示波器具有显示和测量脉搏波的功能, 该功能丰富了医学物理学中“电子示波器的使用”的实验内容, 提高了医学专业学生对物理学实验的兴趣。

关键词: 脉搏波; 传感器; 示波器; 医学物理学实验

中图分类号: TM935.3; O433

文献标识码: A

文章编号: 1005-202X(2008)01-0524-03

Research into Function Improvement of Electron Oscillograph by Adding Pulse Wave Collecting Circuit

LI Guo-feng¹, LI Shao-xin¹, CAI Xiao-hui²

(1. Department of Physics, Gongdong Medical College, Dongguan 523808, China; 2. Instrument and Asset Department, South China Agricultural University, Guangzhou 510642, China)

Abstract: The measuring function of short persistence oscillograph can be extended by adding pulse wave collecting circuit and signal processing circuit. **Pulse sensor of HK-2000B** was applied as a pulse wave collector. Signal processing function, which was composed of signal sampling, memorizing and scanning, was implemented by Microprocessor of SPCE061A. Those circuits can add function of pulse wave measurement and display to short persistence oscillograph. So the medical physics experiment, application of oscillograph, can be developed. Also, medical students would take more interests in physics experiments.

Key words: pulse wave; sensor; oscillograph; medical physics experiment

前言

“电子示波器的使用”是医学物理学中的一个基础实验。通过实验, 学生应能了解电子示波器的原理, 并能使用示波器测量正弦波的电压和周期等参数。虽然示波器是一种能测量多种电信号参数, 应用极广的仪器; 但对于连“正弦波”信号都感到陌生的医学生来说, 上述的实验难以激发他们的学习兴趣。如果能让用示波器测量人体的一些生理信号, 并对这些信号进行简单分析, 让学生体会到示波器的切身应用, 那么他们的学习兴趣自然会大增。同时, 这也使学生更加期待日后医学专业课的学习。本文对此提出了

“电子示波器的使用”实验的改进方案。该方案通过增加脉搏波采集电路和信号处理电路, 扩展了短余辉电子示波器的测量功能。其中脉搏波采集电路采用 **HK-2000B 型脉搏传感器** 实现; 信号处理包括信号采样、储存和扫描三部分, 通过凌阳 SPCE061A 型微处理器实现。因此, 整个方案的实现成本较低。虽然长余辉的电子示波器能方便地显示低频率信号, 但上述改进方案却能使通用性更强的短余辉示波器兼有测量低频率信号甚至任意波形信号的功能。这不仅提高了原有仪器的效能, 而且为改进其他医学物理学实验提供了设备条件。

2 实验改进方案的设计

2.1 改进方案概述

用短余辉的电子示波器测量频率低于 10 Hz 的信号时, 波形将会明显闪烁。如果不添加传感器和合适放大器的前提下, 普通电子示波器也无法测量人

收稿日期: 2007-06-18

作者简介: 黎国锋(1980-), 男, 广东信宜人, 助理实验师, 在读硕士研究生, 从事单片机和超声医疗仪器研究。

体的各种生理信号。为了使普通短余辉示波器能稳定显示频率约为 1 Hz 的脉搏波,我们在示波器的输入端增加脉搏波采集电路。电路结构图如图 1 所示。

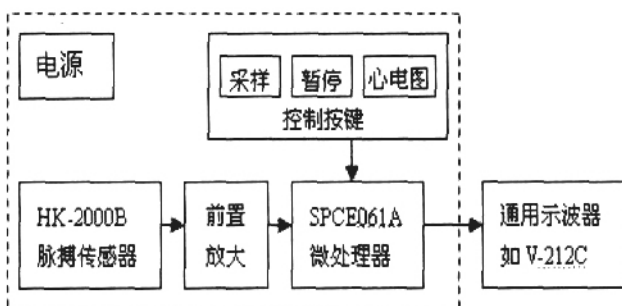


图 1 脉搏波采集电路结构图

Fig.1 Block diagram of pulse wave collecting circuit

虚线内的电路是需增加的部分。其中 **HK-2000B** 是一个**集成化脉搏传感器**,它能感受手腕的脉搏波动并将其转化为模拟波动信号。该信号经过前置放大和 SPCE061A 微处理器的模数转换、储存等处理,最后被通用示波器显示。测量者可以通过按下微处理器的控制按键来控制脉搏波的采集过程。控制按键包括“暂停”、“采集”和“心电图”三个。当需要测量某个脉搏波的波峰或周期时,可按“暂停”按键,此时示波器将显示静止的波形,测量者可通过调节示波器来测量波形的参数;当需要继续动态显示脉搏波时,可按“采集”按键;当需要示波器显示正常常规心电图时,可按“心电图”按键,此时微处理器将预先存储好的心电图显示在示波器荧光屏。通过对该常规心电图的观察,学生的学习兴趣会再次受到激发。

2.2 硬件设计

2.2.1 传感器及前置放大电路

传感器是将非电量的信号,如声、光、热、磁、力、振动、速度、压力和化学反应等变化过程,转换为电信号的器件。为使实验更简便,本实验的改进只设计为测量学生的手腕脉搏波信号。**HK-2000B 脉搏传感器**采用高度集成化工艺将力敏元件、灵敏度温度补偿元件、感温元件、信号调理电路集成在传感器内。选用它能简化脉搏波的采集电路,并且能有效承受学生实验导致的机械震动和牵拉。

当给 HK-2000B 施加 5~6 V 的直流电压,并把

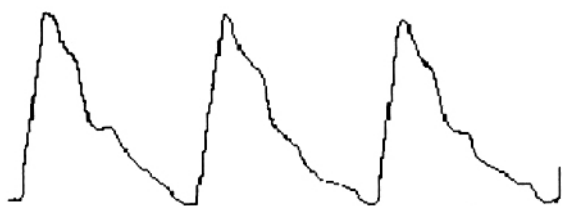


图 2 脉搏波的典型波形(因人因状态而异)

Fig.2 Typical wave-form of pulse wave(Vary with different person and differrent fettle)

它按要求贴近手腕外侧的相应位置,输出端将有峰值电压约为 0.5 V 的脉冲电压输出。此脉冲电压经由 TL062 集成运放组成的前置放大器放大后增大至约 2 伏。脉搏波的典型波形如图 2 所示。

2.2.2 微处理器

由于脉搏波的频率很低,约 0.5 Hz~3 Hz,而通用短余辉示波器却不能稳定显示如此低频率的信号;因此微处理器必须将脉搏波转换成数字信号并存储,然后以较短的周期将存储的数字信号依次转换成模拟信号输出。考虑到示波器的荧光屏尺寸为 10 cm×8 cm,为提高显示波形的精细度,10 cm 长的荧光屏设计为由一千个点组成,荧光屏的高由八百个点组成。因此,数据存储器至少需 1 K 字节存储空间,A/D、D/A 转换则需要 10 位的精度。至于 A/D、D/A 转换的速率则要求不高,因为所处理的信号频率较低。针对上述的设计要求,市面上能满足要求的微处理器和器件组合有很多。

凌阳 SPCE061A 是一款具有 2 K 数据存储器、八路 10 位 A/D、两路 10 位 D/A 的 16 位微处理器,所以仅用一块 SPCE061A 芯片就能满足上述设计的要求。再考虑到该处理器的价格较低且具有较多的片内资源和 I/O 接口,因此本文采用它来设计采集电路。

2.2.3 示波器

通用的电子示波器功能大同小异,本设计采用 V-212C 型双踪短余辉示波器。为了使示波器能稳定显示脉搏波,屏幕的场扫描频率设计为 50 Hz。场同步信号由微处理器提供,并从示波器的外触发信号输入端输入。

2.3 软件设计

脉搏波采集电路的核心任务是把缓慢变化的脉搏信号记录下来,然后以较快的速率循环输出到示波器。信号从采集到显示的传输过程如图 3 所示。



图 3 信号传输过程

Fig.3 Signal transferring process

鉴于脉搏波的频率很低,一个正常脉搏周期可大于 1 s。因此将示波器一个荧光屏波形代表的时间设计为 2 s,又因为一个荧光屏波形的采样点数为 1 千点,所以 A/D 转换器的采样速率 T_s 为:

$$T_s = 2 \text{ s} / 1000 = 2 \text{ ms}$$

程序调用定时器 1 的溢出中断控制 A/D 采样,因此定时器 1 的溢出时间设置为 2 ms。A/D 采样的数据按顺序保存在数据存储器 RAM 中,当数据满 1K 字节后新采集的数据将覆盖最旧的原数据,如此周而复始。另外,A/D 转换可受到“暂停”按键的控制,当“暂停”按键有效,则数据采样停止。此时示波器反复显示

的是 RAM 中不变的数据波形。

经上分析可知, RAM 中 1 K 字节的数据代表 2 s 的波形。然而示波器不能连贯稳定地用 2 s 时间只扫描一个满屏的波形。因此微处理器应能让示波器以较小的周期重复扫描代表 2 s 时间的波形, 本设计中确定重复扫描的周期为 40 ms。因此 D/A 的转换速率 T_c 为:

$$T_c = 40 \text{ ms} / 1000 = 40 \mu\text{s}$$

程序调用定时器 0 的溢出中断控制 D/A 转换, 因此定时器 0 的溢出时间设置为 $40 \mu\text{s}$ 。为了使示波器波形稳定, 当 D/A 转换每屏数据周期的第一个数据时, 微处理器应同时产生一个脉冲信号以作为示波器的同步触发信号。

由 $T_s / T_c = 2 \text{ ms} / 40 \mu\text{s} = 50$, 可知示波器所显示波形实际代表的周期是通过示波器旋钮参数计算得到周期的 50 倍。因此学生在实验时必须对结果加以运算。

为了让学生能用示波器观察正常的心电图波形, 微处理器的 ROM 中已预先记录了常规心电信号的数据。当“心电图”按键有效时, D/A 转换器读取数据的地址由 RAM 转到 ROM 的相应位置。此时, 示波器的荧光屏将显示预存的心电图波形, 学生可测量该波形的有关参数。

脉搏波采集电路的整个程序的流程图如图 4 所示:

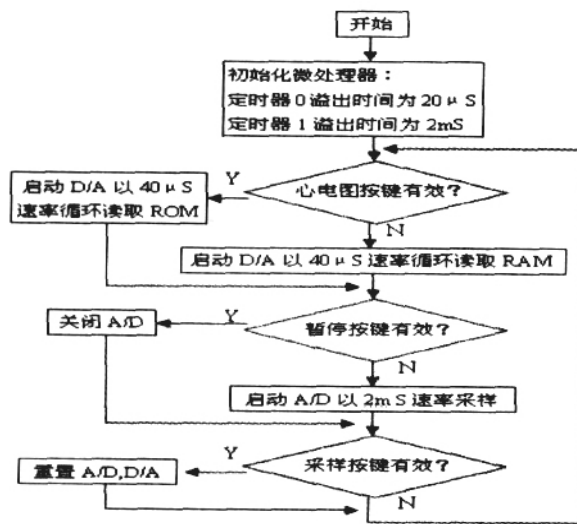


图4 程序流程图

Fig.4 Flow diagram of the procedure

2.4 实验内容的改进

实验改进前, “电子示波器的使用”的实验内容包括:

- (1) 在了解示波器原理的前提下, 熟悉示波器各按键、旋钮的功能;
- (2) 用信号发生器产生特定频率、特定电压的正弦波 (如频率为 1 kHz, 电压有效值为 1 V), 然后用示波器测量该正弦波的电压、周期等参数。

实验改进后, 学生在完成上述实验内容的情况下, 仍须完成下述内容:

- (3) 了解脉搏传感器的原理, 以及微处理器的应用;
- (4) 测量脉搏波和心电信号的周期。

3 实验效果

实验改进后, 实验的内容增多了, 学生进行该实验的时间也会有所增加。但以往上课的实践表明, 大部分学生只花 2 学时的时间即可完成原定 3 学时的实验内容。所以改进后的实验可以在无须明显增加实验学时的前提下, 让学生亲身体会传感技术和微处理器技术在医学领域中的应用, 领会到物理学与现代医学是互相渗透发展的。从而, 学生对医学物理学的学习兴趣和热情会有所提高。

4 结束语

本改进方案只通过压电传感器检测手腕的脉搏波动, 而对于心电信号则只显示预设的波形。鉴于 SPCE061A 微处理器尚有 7 个未用的 A/D 输入接口, 若增加心电导联及合适的前置放大电路, 则微处理器就可采样心电信号并通过示波器显示。同理, 可通过增加其它传感器来采集更多的人体生理信号。由此, 电子示波器在医学物理学实验中可得到更充分的应用。

参考文献:

- [1] 木丽萍, 指端脉搏波实验[J]. 物理实验, 2003,23(06):6-8.
- [2] 何永泰, 肖丽仙. 基于单片机的通用示波器存储功能扩展设计[J]. 国外电子器件, 2006,1:51-56.
- [3] SPCE061A Datasheet, SUNPLUS TECHNOLOGY CO., 2002.
- [4] 陈素明, 荣石泉. 实用心电图手册[M]. 上海: 上海科学技术出版社, 2004.
- [5] 陈仲本, 况明星. 医用物理学[M]. 北京: 高等教育出版社, 2005.