

适用于嵌入式系统的心音心电信号采集仪<sup>\*</sup>

余渊善 徐柳婧 宋扬 白益波 王威廉

(云南大学信息学院 昆明 650091)

**摘要:** 心音信号(PCG)、心电信号(ECG)是人体重要的生理信号,携带大量生理特征,但这些微弱信号的提取极易受到外界的干扰。采用三导联的方式,利用仪用放大器 AD623 的优良特性提取心电信号,采用专用的集成心音传感器 HKY-06B 提取心音信号。另外,使用差分阈值的算法,通过心电信号可以精确地定位心音信号。系统采用+3 V 电池供电,具有低功耗、低噪声和低电压的特点,为便携式设备和嵌入式系统的开发奠定了基础。

**关键词:** 心音信号;心电信号;KRC 有源滤波器;IIR 陷波器;差分阈值定位

**中图分类号:** TP274+.2 **文献标识码:** A

## Circuit design of PCG and ECG signal acquisition used to portable devices and embedded system

Yu Yuanshan Xu Liuqing Song Yang Bai Yibo Wang Weilian

(School of Information, Yunnan University, Kunming 650091)

**Abstract:** PCG and ECG Signals which carrying a large number of physiological characteristics are important physiological signals of the body. However the approach of PCG and ECG signal acquisition is extremely difficult. In this paper, we used a practical three-lead method and high performance Instrumentation Amplifier AD623 to collect ECG signal. The specified integrated sensor HKY-06B was used in the PCG signal acquisition. Additionally, Differential Positioning, this special method was applied to locate the PCG signal. This low-power single-supply and low-noise circuit system, power supply is +3 V (two batteries supply), which lays foundation for the development of embedded system and portable devices.

**Keywords:** heart sound; ECG; KRC active filter; IIR notch filter; differential positioning

## 0 引言

心音、心电信号是人体重要的生理信号,携带着人体大量的健康信息,如心律失常、心血管疾病及先天性心脏病。研究心音有很实用的价值,在临床上可以识别先天性心脏病患者,但目前大多是有经验的医生通过听诊来识别,确诊需要先进的医疗设备,这对于大部分农村患者还不能普及。随着计算机技术和数字信号处理技术的快速发展,对心音、心电信号的定量分析取得了很大的进展,前提是要采集到可靠、准确的心音、心电信号。本系统工作在+3 V 模式下,能采集可靠、准确的心音、心电信号,为嵌入式系统和便携式设备的开发奠定了基础。最后对心电信号进行数字处理,为以后进一步研究奠定基础。

## 1 系统框图

系统由 ECG、PCG 信号提取电路、模数转换电路和简单的数字处理模块组成,如图 1 所示。ECG 和 PCG 信号

提取电路相互独立,最后输入到双通道的 A/D 转换电路<sup>[1]</sup>。采样得到的数字信号在 MATLAB 平台上进行 50 Hz 工频滤波和差分阈值定位。

本文主要讨论心音、心电信号的采集。

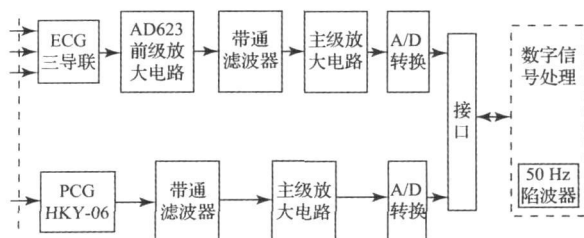


图 1 系统框

## 1.1 心音信号的提取

心音是心跳过程中,由于心肌收缩和舒张,瓣膜启闭,血流冲击心室壁和大动脉等因素引起的机械振动,它记录着心肌收缩和舒张的全过程。临床上表现为第一心音

\*基金项目:云南省大学生创新性实验计划项目(X3110008)

(S1)、第二心音(S2)、第三心音(S3)和第四心音(S4)，心室收缩期对应S1，心室舒张期对应S2、S3和S4。常用的心音检测方法是听诊，但是只有经验丰富的医生才能通过听诊来判断人体的健康情况。

现在有很多高性能的**心音传感器**，配合计算机可以获

得可靠的心音信号。**合肥华科电子研究所**的HKY系列中，**HKY-06B集成传感器**专用于心音信号的采集<sup>[2]</sup>。本文正是利用**HKY-06B传感器**结合相应的外部电路实现心音信号的提取，外部电路如图2所示。

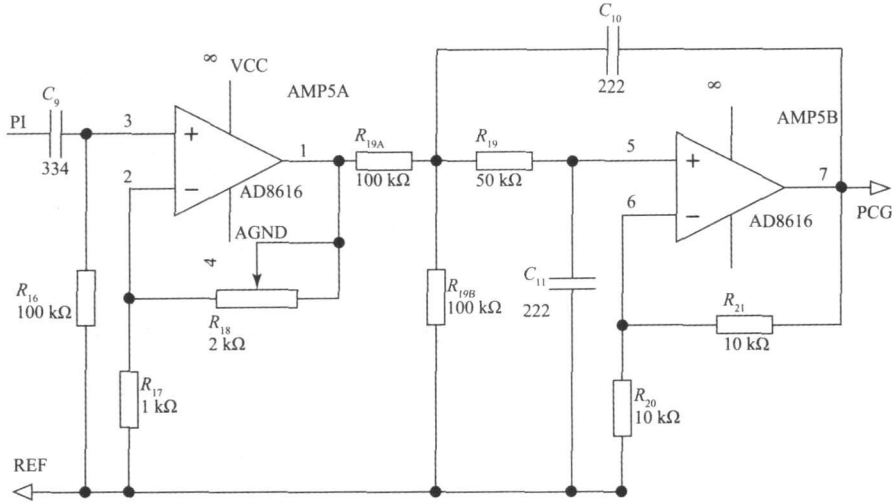


图2 PCG放大器和滤波器

**HKY-06B**采用3.5立体声输出，可以单电源供电，在简单滤波的同时，其输出心音信号幅度为0.5~1.5V。但为了满足A/D转换和今后对心音特征分析研究的要求，将幅度放大到3V，进行5~1.5kHz的带通滤波处理。带通滤波器由一阶RC高通滤波器和二阶直流增益为0dB的KRC低通滤波器组成。PCG信号的主级采用同相放大器放大2倍左右，根据不同情况可以由R18调节。

1.2 心电信号的提取

心电信号由人体表电位差产生，描述这种体表压差的信号图就是心电图。心电信号频率在0.05~160Hz，幅度为0~4mV，属于微弱非平稳低频信号。

用导线连接贴在人体表的电极，人体相当于信号源，阻抗较大、噪声背景强，50Hz工频干扰强。因此，要求心电信号的前置放大电路具有很高的输入阻抗、低噪声、高共模抑制比<sup>[3]</sup>，采用电池供电要求功耗低。仪用放大器AD623采用差分输入，具有很高的共模抑制比(可达到110dB)、输入偏置电流低、低噪声、精度高和功耗低的优点，而且可以工作在+3V单电源下<sup>[4,5]</sup>。根据增益调节公式  $G = 1 + \frac{100\text{ k}\Omega}{R_G}$ ，其增益从1~1000可调，AD623前置放大如图3所示。

前置输入端的RC网络去除AD623输入前端的高频成分。取  $R_G = 7.5\text{ k}\Omega$ ，前级电路增益为  $A_1 = 23\text{ dB}$  (14倍)。图4所示的右腿驱动电路，取输入信号的共模信号反馈到体表，调节共模输入，提高了共模抑制比，除去部分

50 Hz 工频干扰。

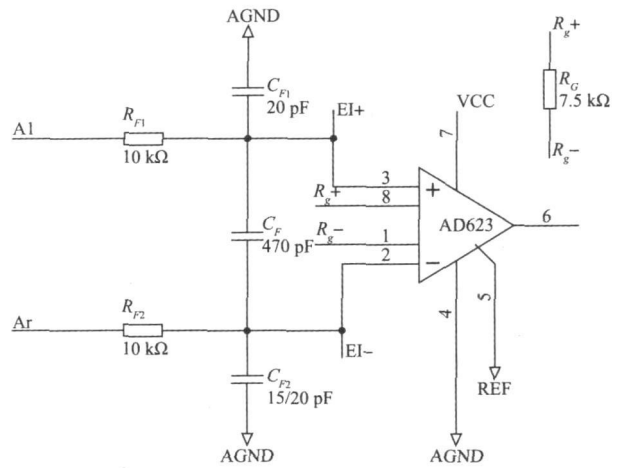


图3 ECG前置放大电路

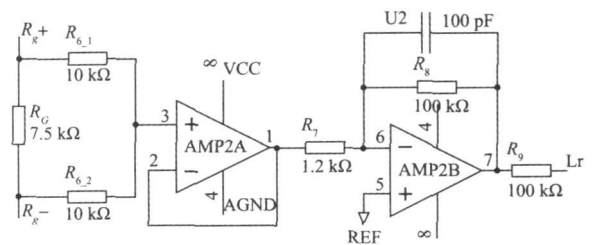


图4 ECG右腿驱动电路

心电信号带通滤波器由一阶 RC 高通滤波器和直流增益为 0 dB 的四阶 KRC 低通滤波器组成。滤波器结构与心音信号的相同,实际的带宽为 0.048 ~ 158 Hz。主级放大采用同相放大器实现,增益  $A_2 = 36.2$  dB (65 倍)。前级增益为 23 dB,主级为 36.2 dB,总增益为 59 dB,约 900 倍,满足系统的要求。

### 1.3 A/D 转换及数字滤波

系统包括两路信号,且需要同时采集才能确保 ECG 和 PCG 的定位关系。AD7887 是 12 位双路 ADC,且是串行数据输出,可以工作在 Dual-channel mode, 2.7 VDC ~ 5.2 VDC 单电源和低功耗模式下,采样率可以高达 125 kHz。外围电路简单,即方便有经济,在这里得到很好的应用。通过 SPI 接口向 AD7887 控制寄存器写入数据,可以控制 AD7887 的工作模式。根据 Nyquist 采样定理,采样频率定为 4 kHz。

$$H(z) = \frac{1.009 - 6.037z^{-1} + 15.07z^{-2} - 20.07z^{-3} + 15.07z^{-4} - 6.037z^{-5} + 1.009z^{-6}}{1 - 5.979z^{-1} + 14.91z^{-2} - 19.86z^{-3} + 14.91z^{-4} - 5.969z^{-5} + 0.997z^{-6}}$$

## 2 二阶 KRC 低通滤波器结构及原理

心音、心电信号采集电路中都用到了 KRC 低通滤波器,心电信号采集电路中四阶滤波器由 2 个二阶滤波器组成。因此,二阶 KRC 低通滤波器是基础。它的结构如图 6 所示<sup>[8]</sup>。增益  $K = 1 + \frac{R_B}{R_A}$ 。其传递函数为:

$$H(s) =$$

$$\frac{K}{R_1 C_1 R_2 C_2 s^2 + [(1-K)R_1 C_1 + R_1 C_2 + R_2 C_2] s + 1}$$

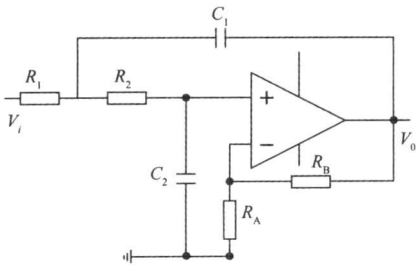


图 6 二阶 KRC 低通滤波器

增益为  $K$ ,  $-3$  dB 角频率  $\omega_0 = \frac{1}{\sqrt{R_1 C_1 R_2 C_2}}$

令  $R_1 = R_2 = R$  和  $C_1 = C_2 = C$ , 增益为  $K$ , 得到  $\omega_0 = \frac{1}{RC} = 2\pi f_c$   $Q = \frac{1}{3-K}$  (1)

从而得到设计方程:

$$RC = \frac{1}{\omega_0} \quad K = 3 - \frac{1}{Q} \quad R_B = (K-1)R_A \quad (2)$$

实际应用中经常需要将滤波器的直流增益设计为 0 dB。利用戴维南定理,用  $R_{1A}$  和  $R_{1B}$  取代  $R_1$ , 如图 7 所示。

模拟信号中还存在少量的工频干扰,数字陷波器可以去除工频干扰。50 Hz 陷波器为 6 阶 IIR 陷波器,传递函数如下,带宽为 0.3 Hz, 50 Hz 处衰减可达到 55 dB<sup>[6-7]</sup>。陷波器的频率响应如图 5 所示。

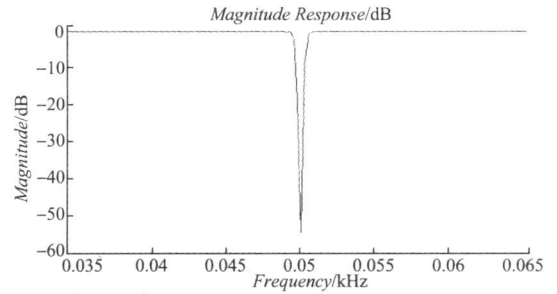


图 5 50 Hz 数字陷波器频率响应

$$A_{new} = \frac{R_{1B}}{R_{1A} + R_{1B}} A_{old} \quad R_{1A} \parallel R_{1B} = R_1 \quad (3)$$

第二个条件  $\omega_0$  保证不受影响,可解得

$$R_{1A} = R_1 \frac{A_{old}}{A_{new}} \quad R_{1B} = \frac{R_1}{1 - A_{new}/A_{old}} \quad (4)$$

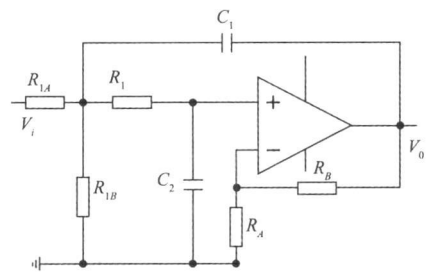


图 7 直流增益为 0 dB 的低通滤波器

以心音信号低通滤波器的设计为例,  $Q = 1$ ,  $f_c = 1.5$  kHz。

令  $R_1 = R_2 = R$  和  $C_1 = C_2 = 2.2$  nF, 根据式(1)、式(2)可以得到:  $R = 48.3$  k $\Omega$  (取 47.5 k $\Omega$ ),  $K = 3 - \frac{1}{Q} = 2$ ,  $R_B = R_A$  (取 10 k $\Omega$ )。

由前面分析可知:  $A_{old} = K = 2$ ,  $A_{new} = 1$ , 用  $R_{1A}$  和  $R_{1B}$  取代  $R_1$ , 根据式(4)可得  $R_{1A} = R_{1B}$  (取 100 k $\Omega$ )。结合 RC 高通滤波器,得到图 8 所示带通滤波器 Bode 图。

## 3 实验结果

用示波器观察从模拟电路板输出的信号,如图 9 所示。ECG 含有少量的 50 Hz 工频干扰,PCG 的滤波效果较好(上为 PCG 波形,下为 ECG 波形)。

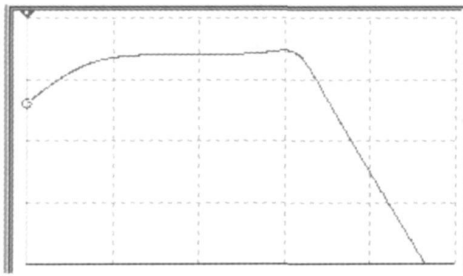


图8 PCG滤波器 Bode

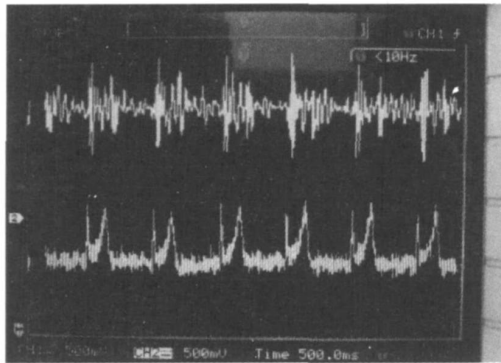


图9 示波器观察 PCG、ECG 信号

经 A/D 采样后,得到 8 s 的心电信号数据,在 MATLAB 平台上对 ECG 信号进行 50 Hz 陷波处理<sup>[9-10]</sup>。图 10 为时域波形对照,图 11 为频域对照。图 10、图 11 可以看出,陷波效果很理想,几乎全部去除工频干扰。

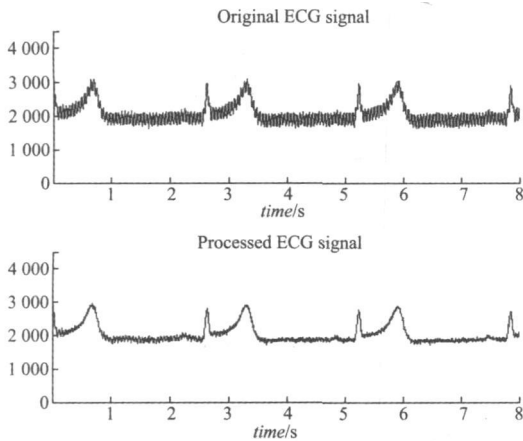


图10 ECG陷波前后波形对比

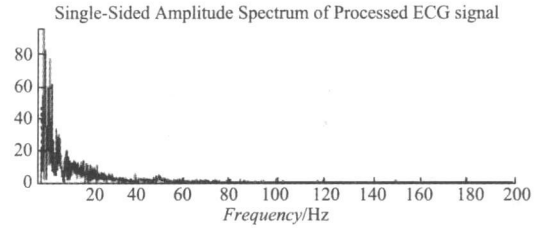
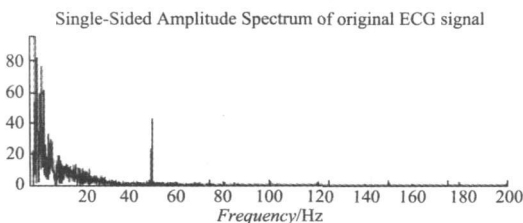


图11 ECG陷波前后频谱对比

#### 4 差分阈值定位

心电信号与心音信号<sup>[11]</sup>有着严格的对应关系,通过心电信号 QRS 波段定位第一心音是 1 种常用的心音定位方法。由于心音信号的复杂性,直接通过 QRS 波群定位心音达不到精度要求。因此,首先对 ECG 进行差分定位处理,这就是阈值分段定位算法<sup>[12]</sup>。心电的 QRS 波群中 R 波幅度最大,最陡峭,容易搜索,采用差分方式更加突出心电的特征。本算法是先对心电取 64 点差分,找出最小值。在搜索整个差分序列,找出达到最小值 80% 的数据段,然后在每部分定位其最小值,得到 R 波的位置。在 MATLAB 上实现此算法,如图 12 的心音定位图。

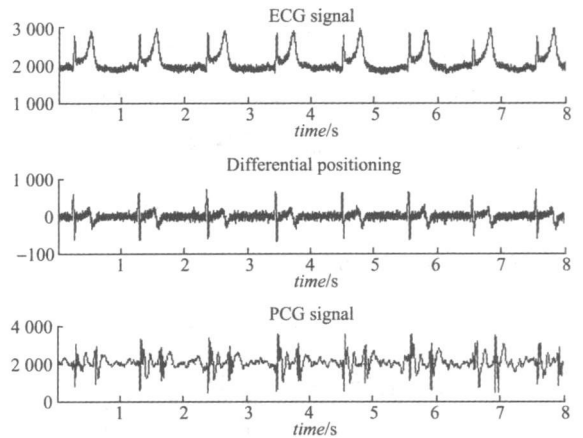


图12 心音定位

#### 5 结 论

本文详细阐述了心音、心电信号采集电路的设计以及定位心音信号的方法。电路已经调试通过,可以方便地采集可靠、精确的心音、心电信号。最重要的是,电路系统采用+3 V 电源供电,作为数字信号处理的前端模拟电路,它将为嵌入式系统和便携式设备的开发奠定一定的基础。

#### 参 考 文 献

- [ 1 ] 徐昆良,全海燕,杜海涛,等.心音心电数据采集仪信号调理电路设计[J].第七届工业仪表与自动化学术会议,2006:1-4.
- [ 2 ] H K Y-06B 心音传感器资料[ EB/ OL ]. [ 2009-8-8 ]. <http://www.hfuuake.com>.
- [ 3 ] 王晓飞,张朝晖,王一鸣,等.人体感知电流阈值与脑

- 电图特征的关联研究[J]. 仪器仪表学报, 2009, 30(10): 2186-2188.
- [4] 王建新, 任勇峰, 焦新泉. 仪表放大器 AD623 在数采系统中的应用[J]. 微计算机信息, 2007(7): 1-2.
- [5] AD623; Data sheet[EB/OL]. [2008-7]. <http://www.analog.com>.
- [6] 楼顺天, 刘小东, 李博菡. 基于 MATLAB7. x 的系统分析与设计[M]. 西安: 西安电子科技大学出版社, 2005.
- [7] MITRA S K. 数字信号处理实验指导书[M]. 孙洪, 余翔宇, 译. MTLAB 版. 北京: 电子工业出版社, 2006: 90-96, 105-112.
- [8] 塞尔吉欧·佛朗哥. 基于运算放大器和模拟集成电路的电路设计[M]. 刘树棠, 朱茂林, 荣玖, 译. 3 版. 西安: 西安交通大学出版社, 2010: 108-146.
- [9] 沈廷鳌, 涂亚庆, 张海涛, 等. 基于自适应陷波器的科氏流量计信号频率跟踪新方法[J]. 电子测量与仪器学报, 2010, 24(12): 1119-1125.
- [10] 姜乃卓, 都思丹. IIR 数字滤波器的系数量化效应分析[J]. 电子测量技术, 2010, 33(12): 8-11.
- [11] 陈昕, 钟云鹏, 杨月婷. 便携式心电信号采集电路设计[J]. 国外电子测量技术, 2010, 29(12): 62-65.
- [12] 苗晟. 基于 DSP 的先天性先心病心音/心电实时分析研究[D]. 昆明: 云南大学, 2008: 4-7.

## 作者简介

余渊善, 男, 云南大学信息学院电子信息科学与技术专业。

E-mail: yyshanfred@163.com

徐柳婧, 女, 云南大学信息学院电子信息科学与技术专业。

E-mail: 741600960@qq.com

宋扬, 男, 云南大学信息学院通信工程专业。

白益波, 男, 云南大学信息学院电子信息科学与技术专业。

王威廉, 男, 云南大学信息学院, 教授, 主要研究方向为信号处理与模式识别、生物医学信号处理、数模混合 IC 及 ASIC 设计。

(上接第 41 页)

- [10] 王蕊, 郭立新, 秦三团, 等. 粗糙海面及其上方导体目标复合电磁散射的混合算法研究[J]. 物理学报, 2008, 57(6): 3473-3480.
- [11] GUO L X, WANG A Q, MA J. Study on em scattering from 2-D target above 1-D large scale rough surface with low grazing incidence by parallel mom based on pc clusters [J]. Progress In Electromagnetics Research, 2009, 89: 149-166.
- [12] WU Z S, ZHANG J J. Composite electromagnetic scattering from the plate target above a one-dimensional sea surface; taking the diffraction into account[J]. Progress In Electromagnetics Research, 2009, 92: 317-331.
- [13] 姬伟杰, 童创明, 闫沛文. 粗糙面下方金属目标复合电磁散射的快速算法[J]. 电波科学学报, 2009, 24(5): 939-943.
- [14] HU Y Q, DING J J, DING D Z, et al. Analysis of electromagnetic scattering from dielectric objects above a lossy half-space by multiresolution preconditioned multilevel fast multipole algorithm [J]. IET Microwaves, Antennas and Propagation, 2010, 4(2): 232-239.
- [15] CMIELEWSKI O, SAILLARD M, BELKEBIR K, et al. On the characterization of buried targets under a rough surface using the wigner-ville transformation [J]. IEEE Geoscience and Remote sensing Letters, 2006, 3(4): 442-446.
- [16] FIROOZABADI R, MILLER E L, RAPPAPORT C M, et al. Subsurface sensing of buried objects under a randomly rough surface using scattered electromagnetic field data[J]. IEEE Transactions on Geoscience and Remote Sensing, 2007, 45(1): 104-117.
- [17] 焦培南, 张忠浩. 雷达环境与电波传播特性[M]. 北京: 电子工业出版社, 2007.
- [18] 段洪, 李建周, 侯婷. 任意形状带隙结构电磁散射特性的精确分析[J]. 电子测量技术, 2009, 32(12): 52-55.
- [19] 王福友, 卢志忠, 袁赣南, 等. 基于时空混沌的海杂波背景下小目标检测[J]. 仪器仪表学报, 2009, 30(6): 1180-1185.
- [20] 张艳春, 刘缠牢, 赵丁. 基于米氏散射理论的粒度测试算法研究[J]. 国外电子测量, 2009, 28(11): 24-25, 29.
- [21] 田雨, 童玲. 微波多层电路过孔散射参数测量方法[J]. 电子测量与仪器学报, 2010, 24(6): 555-560.

## 作者简介

田炜, 男, 1978 年 4 月出生, 硕士, 讲师, 主要研究方向为复杂系统和随机介质中电磁(光)波传播和散射特性及其应用。

E-mail: ydfsyy@163.com

任新成, 男, 1967 年 3 月出生, 博士, 教授, 主要研究方向为复杂系统和随机介质中电磁(光)波传播和散射特性及其应用。