

DOI: 10.7652/xjtuxb201312010

嵌入式无接触视频心率检测方法

周秦武, 隋芳芳, 白平, 宋亚楠, 尹小龙

(西安交通大学生物医学信息工程教育部重点实验室, 710049, 西安)

摘要: 为了解决方便快捷的心率检测问题,实现心血管疾病的常态监护,提出了一种将嵌入式技术与视频检测心率技术结合起来的心率检测方法。该方法利用人体心血管活动会使血管容积周期性变化,从而影响体表对光照的吸收和反射,通过捕捉体表反射光变化分析心血管活动的时序。采用嵌入式便携监护终端和图像传感器完成人体视频数据的采集,通过对视频数据的局部区域进行三原色盲源分离和独立变量功率谱密度分析得到受试者心率参数。实验结果表明,面部区域视频计算的受试者心率与心电图机结果一致,测量误差小于 2.8%,检测灵敏度为 1 次/min,并且计算结果对光照等外界环境不敏感,表明本算法具有良好的可靠性和稳定性。

关键词: 心率;视频图像;嵌入式系统;盲源分离;功率谱密度

中图分类号: TN911.73 **文献标志码:** A **文章编号:** 0253-987X(2013)12-0055-06

Contactless Videosequence Heart Rate Detection by Embedded System

ZHOU Qinwu, SUI Fangfang, BAI Ping, SONG Yanan, YIN Xiaolong

(Key Laboratory of Biomedical Information Engineering of Ministry of Education, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, China)

Abstract: For easily and quickly detecting heart rate and achieving normal care of cardiovascular disease, a contactless heart rate detection scheme combining videosequence detection with embedded system is presented. The cardiovascular activity usually results in periodically changed vascular volume in each cycle, and affects the absorption and reflection of light on body surface. Capturing the changed reflected light from the superficial body, the cardiovascular activity timing can be analyzed. Human videosequence acquisition is completed by the embedded portable terminal with CMOS image sensor. Then the face detection, the blind source separation and the independent variables power spectral density analysis are conducted to evaluate heart rate parameters. The heart rate from our scheme is almost equal to that from electrocardiogram. The measurement error gets less than 2.8% and sensitivity achieves 1 time/min. Especially, the result is insensitive to light.

Keywords: heart rate; video image; embedded system; blind source separation; power spectrum

随着人们生活节奏的加快以及工作压力的增加,我国心血管病发病率和死亡率居高不下^[1]。如果能够早期发现先兆,及时救治,可以大大降低其发病率和死亡率^[2]。传统的医疗模式已逐渐从“有疾始医”向“无疾预防”转变^[3],这种转变使人体各类生理信号的日常监测成为一项越来越重要的工作。

在诸多生理参数中,心率可谓是最基本同时也是最重要的信息之一,如通过心率信号,可以捕获心脏病的先兆,了解心脑血管疾病的潜在风险等。

目前,最常用最有效心率检测的方法是绘制心电图。心电监护的发展起源于 1903 年,荷兰生理学家、医学家 Einthoven 用自己发明的悬线式心电图

机首次记录到了图形稳定、波形相对清晰的心电图^[4]。此方法需要在人体特定部位放置体表电极,准备工作较繁琐,而且电极直接与人体接触,可能会引起过敏等症状。因此,近些年有越来越多的学者专注并尝试无接触生理参数的检测方法。无接触的方法虽然应用的相对较少,但已有文献进行了相关描述,X射线、近红外射线、微波、超声波等都已经被用于无接触检测某些生理参数^[5]。

近几年,随着电荷藕合(CCD)和互补性氧化金属半导体(CMOS)技术的发展,通过视频检测生理参数已经成为可能。通过面部生理参数测量最早是由 Pavlidis 等人提出的,并通过分析面部热成像视频进行证明^[6]。此后,Poh 等人提出了基于视频的心率检测算法^[7],取得了较好的效果。

本文设计了一种基于嵌入式系统的心率视频检测方法,提出了嵌入式视频数据采集系统构成方法,并进行了软硬件算法设计,讨论了算法在不同环境条件下的实验结果。分析表明,本文提出的心律检测方法是正确可信的,可为远程医疗或日常心律监护提供一种全新的技术手段。

1 方法

1.1 实验原理

人体心脏脉动会引起体表血管容积的变化,而导致体表入射光路径长度及入射角度发生变化,引起反射光相应变化(见图1),其变化强度和变化规律能够反映心血管活动的时序。通过捕捉反射光的变化,就可以分析心血管的活动情况,从而反映出人体的生理状态。因此,借助图像传感器采集人体表面视频图像并提取心率成为可能。

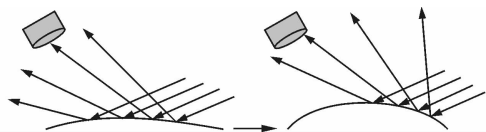


图1 反射光随血管容积变化

1.2 实验设计

受试者5人均均为西安交通大学生物医学工程专业学生,其中男生3人,女生2人,年龄均在22~28岁之间。

实验环境为西安交通大学生物医学信息工程教育部重点实验室。实验中没有外界干扰,避免受试者情绪的剧烈波动对结果产生影响。

实验设备:①课题组自行研制的便携式监护终端,并在其上扩展了视频图像采集处理功能;②迈瑞

PM-8000 便携式多参数生理监护仪,用于采集人体心电信号,其测量心率用于和本文方法进行比对;③笔记本电脑,用于后续数据分析处理。

实验步骤:①在每天同一时间按照对应因素分别采集各受试者的面部视频约5 min;②对保存的面部视频采用人脸检测算法找到感兴趣区域;③对感兴趣区域进行灰度均值计算得到时间序列;④对时间序列进行盲源分离得到各独立信号;⑤对各独立信号进行功率谱密度(PSD)分析得到心率。

1.3 实验方法

本系统主要包括两部分:利用 ARM-Linux 便携式视频监护模块实现人体视频的采集显示保存(见图2);使用上位机软件对采集到的视频数据进行相应的处理分析,得到人体心率,并可以通过无线网络将数据发送到远端服务器,作为远程诊断的参考。

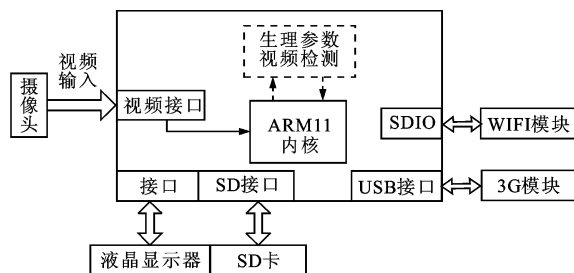


图2 便携式视频监护系统硬件框图

1.3.1 视频子系统硬件设计及相关软件设计 视频子系统是便携式无线多参数远程监护系统中的一个子系统,主要完成视频采集、显示、保存等相关工作。

硬件系统选择处理器为三星公司的 S3C6410,它具有相机接口和硬件编码功能,相机接口支持标准 ITU601 和 ITU656 格式^[8]。图像传感器选择 OmniVision 公司推出的 130 万像素的 OV9650,其最大分辨率为 SXGA 1280×1024,此时帧频可达 15 帧/s,可输出标准 ITU601 和 ITU656 数据,其内部集成一个图像处理器,在 Active 模式下功耗为 50 mW,在 Standby 模式下功耗为 30 μ W^[9]。

视频采集首先需要对 CMOS 图像传感器的寄存器进行配置,即在 Linux 3.0.1 操作系统下完成图像传感器 OV9650 的驱动程序设计。然后,完成用户应用程序对视频的采集与保存,即利用 Linux 下 video for linux 2(V4L2)内核驱动技术,采用流水线方式进行用户程序编程。至此,就可以完成下位机视频采集的硬件和软件任务了。

1.3.2 基于视频的心率检测算法设计 通过视频计算心率主要包括 5 个环节。

(1)由便携式终端采集 N 帧视频。

(2)提取每帧的感兴趣区域(ROI)。本实验中感兴趣区域设置为检测到的面部区域。为了实现在 Windows 和 Linux 系统上的可移植性,算法采用 Viola 等人提出的模型算法^[10],主要调用训练好的瀑布级联分类器 cascade 进行模式匹配,涉及到 Harr-like 特征、积分图、自适应增强训练算法、瀑布型级联分类器等。

(3)将每一帧 ROI 分成红、绿、蓝 3 个通道,计算红色、绿色、蓝色分量的灰度均值,并归一化得到原始序列。

设 3 个原始序列分别为 $r(n)$ 、 $g(n)$ 、 $b(n)$,归一化公式为

$$s_i(n) = \frac{a(n) - \mu}{\sigma} \quad (1)$$

式中: $a(n)$ 表示 $r(n)$ 、 $g(n)$ 或 $b(n)$; μ 表示 $a(n)$ 的均值; σ 表示 $a(n)$ 的方差。归一化后三色图像序列 $s_i(n)$ 就转化成为零均值单位方差序列。

(4)采用盲源分离技术从原始序列重构 3 个源信号。盲源分离是 20 世纪 80 年代中后期迅速发展起来的一种功能强大的信号处理方法,是指从若干观测到的混合信号中提取、恢复(分离)出无法直接观测的各个原始信号的过程,这里的“盲”是指源信号未知(不可预测),并且混合矩阵特性也是事先未知或者只知道少量的先验知识^[11]。

这里只涉及到红、绿、蓝 3 个源信号,即 $s_r(n)$ 、 $s_g(n)$ 、 $s_b(n)$,设 $\mathbf{S}(n)=[s_r(n), s_g(n), s_b(n)]^T$ 表示源信号, $\mathbf{X}(n)=[x_1(n), x_2(n), x_3(n)]^T$ 表示传感器记录的混合信号, $\mathbf{A}$ 为表示信道特征的未知混合矩阵, $\mathbf{Y}(n)=[y_1(n), y_2(n), y_3(n)]^T$ 表示分离的输出信号, $\mathbf{W}$ 为待解混合矩阵。混合过程可以用下边的公式表示

$$\left. \begin{aligned} x_1(n) &= a_{11}s_r(n) + a_{12}s_g(n) + a_{13}s_b(n) \\ x_2(n) &= a_{21}s_r(n) + a_{22}s_g(n) + a_{23}s_b(n) \\ x_3(n) &= a_{31}s_r(n) + a_{32}s_g(n) + a_{33}s_b(n) \end{aligned} \right\} \quad (2)$$

由于没有 $\mathbf{A}$ 的先验知识,所以不能直接用 $\mathbf{S} = \mathbf{A}^{-1} \cdot \mathbf{X}$ 。算法认为源信号是不相关的,找到一个矩阵 $\mathbf{W}$,使得 $\mathbf{W} = \mathbf{A} \cdot \mathbf{X}$,而 $\mathbf{W}$ 的各个分量是相互独立的即可。

独立成分分析(ICA)是一种常用的盲源分离方法,它能够很好地将源信号从混合信号中分离出来。Fast ICA 采用负熵作为独立性判据,每次从观测信

号中分离一个独立分量,具体算法如下。

①中心化

$$\mathbf{X} = \mathbf{X} - s_i(\mathbf{X}) \quad (3)$$

②白化。目的是将 $\mathbf{X}$ 乘以一个矩阵变成 $\mathbf{z}$,使得 $\mathbf{z}$ 的协方差矩阵是单位矩阵 $\mathbf{I}$

$$\mathbf{E}\{\mathbf{z} \cdot \mathbf{z}^T\} = \mathbf{I} \quad (4)$$

③令 $n=0$,初始化权值向量 $\mathbf{w}(0)$ 。

④ $n=n+1$ 。

⑤对 $\mathbf{w}$ 进行调整

$$\begin{aligned} \mathbf{w}(n+1) &= \mathbf{E}\{\mathbf{z}\mathbf{g}(\mathbf{w}^T(n) \cdot \mathbf{z})\} - \\ &\quad \mathbf{E}\{\mathbf{g}'(\mathbf{w}^T(n)\mathbf{z})\} \cdot \mathbf{w}(n) \end{aligned} \quad (5)$$

⑥归一化处理

$$\mathbf{w}(n+1) = \frac{\mathbf{w}(n+1)}{\|\mathbf{w}(n+1)\|} \quad (6)$$

⑦如果算法没有收敛,转到⑤。

⑧算法收敛,求出一个独立成分

$$y_1 = \hat{s}_1 = \mathbf{w} \cdot \mathbf{z} \quad (7)$$

(5)对源信号进行功率谱分析,得出心率。功率谱估计分为经典功率谱估计和现代功率谱估计^[12]。经典功率谱估计将工作区以外的未知数据假设为零,即需要给数据加窗。针对经典谱估计分辨率低和方差性能不好等缺点,现代功率谱估计通过观测数据估计参数模型,再按照求参数模型输出功率的方法估计信号功率谱。

本文采用比较基本的经典谱估计中的相关函数法。该方法先由序列 $s(n)$ 估计出自相关函数

$$R(n) = \frac{1}{N} \sum_{k=0}^{N-1} s(k)s(k+n) \quad (8)$$

再对 $R(n)$ 进行傅里叶变换,即可得到 $s(n)$ 的功率谱估计

$$P(\omega) = \sum_{n=-L}^L R(n)e^{-j\omega n} \quad (9)$$

当延迟和数据长度相比很小的时候,可以有比较好的估计精度。

2 实验结果

2.1 静息状态实验结果

实验参数设置:视频分辨率为 640×480 ,帧频为 30 帧/s,窗口大小为 900 点(即 30 s 的数据),窗口每次向后移动 30 点(即 1 s 长度),受试者处于静息状态。根据基于视频的心率检测算法步骤(2),感兴趣区域提取结果如图 3 所示。其中感兴趣区域设置为检测到的面部区域宽度的 60%、高度的 80%,以便去除头发等无关部位。



图 3 感兴趣区域提取

根据感兴趣区域灰度均值得到 3 个颜色分量序列,并进行盲源分离后,各成分如图 4 所示。

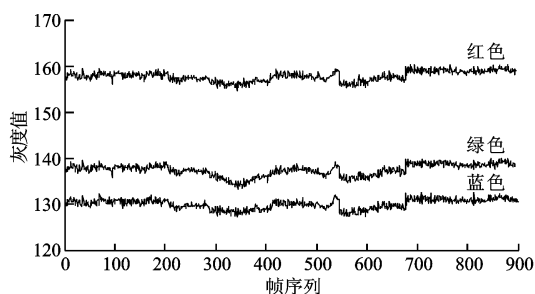
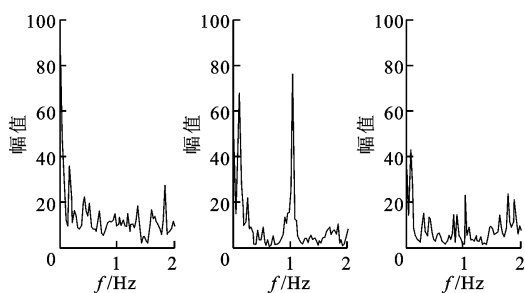


图 4 3 个颜色分量原始时间序列(30 s)

对于图 4 的红、绿、蓝 3 个时间序列分别作自相关函数法功率谱估计,所得结果如图 5 所示。由功率谱分析结果可以清晰地看到,绿色分量在 1.08 Hz 处产生一个很明显的尖峰,而红色、蓝色分量并没有很明显的结果,对其他结果分析也得到同样结论,因此后文分析都是指绿色分量。由绿色分量的谱分析得到此刻心率为 $1.08 \times 60 = 65$ 次/min,结果与迈瑞公司多参数监护仪得到的受试者心率 63 次/min 基本一致。



(a) 红色分量 (b) 绿色分量 (c) 蓝色分量

图 5 功率谱密度分析

为了验证本实验的有效性,取迈瑞 PM-8000 便携式多参数生理监护仪所得到的心率作为参照,持续 130 s 的检测结果如图 6 所示。

由图 6 可见,在 40~80 s 之间,由于受试者移动等引起心率变化,本文结果波动更大一些。总体

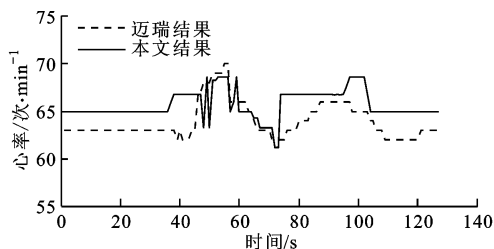


图 6 本实验和迈瑞监护仪所得心率曲线的对比

来看,本方法与 PM-8000 结果有比较好的一致性,多数时刻二者心率差值小于 3 次/min。

2.2 运动后实验结果

本实验还对受试者运动后的检测结果进行了分析,受试者运动一段时间后尽量保持静止,取运动后 1 min 开始共 9 s 的测量数据,其功率谱分析如图 7 所示。

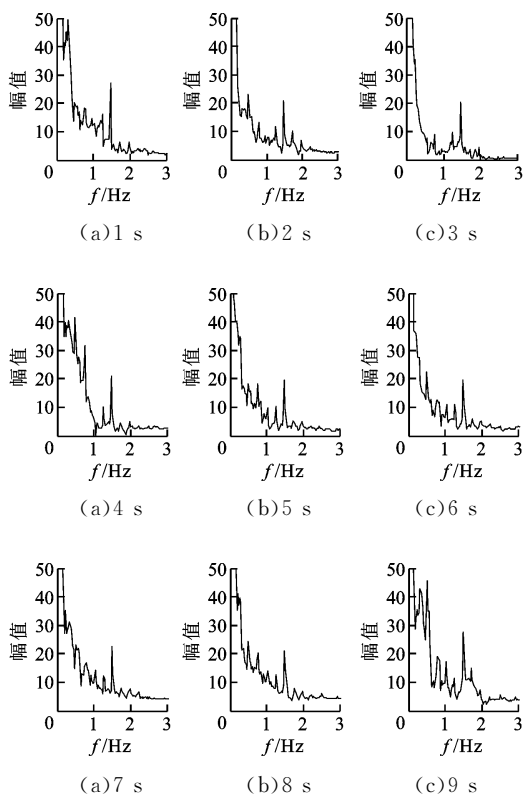


图 7 运动后的实验结果

由图 7 可以看出,运动后,受试者心率反映在功率谱中是在 1.5 Hz 附近,即心率为 90 次/min 左右。由于运动后呼吸等都相对静息时剧烈,身体会产生一定晃动,对实验结果有一定影响,此时虽然也能看到心率引起的尖峰,但是不如静息时效果好。

为了更清晰了解心率在运动后的变化情况,本实验选取运动后开始测量,1 min 后为一组,2 min 后为一组,分别取 10 s,也就是 10 个心率数据进行

对比,并将本结果与迈瑞 PM-8000 结果进行比对,具体结果如表 1 所示。

表 1 运动后测量结果

时间 /s	本实验心率/ 次·min ⁻¹	迈瑞心率/ 次·min ⁻¹	休息 1 min 后迈瑞 心率/次·min ⁻¹
1	91	92	76
2	93	92	76
3	91	92	76
4	91	92	76
5	91	92	76
6	91	92	70
7	91	92	73
8	91	91	73
9	91	91	73
10	91	91	73

由表 1 可以清楚地看到,运动后受试者心跳较快,本实验结果与迈瑞 PM-8000 结果基本一致。随着受试者逐渐趋于平静,心跳越来越慢逐渐趋于平缓。当受试者休息 1 min 左右后,心率明显下降,这也符合正常的规律,可见本实验的结果还是很有效的。

2.3 不同光照下实验结果

由于光照不同可能会影响到 CMOS 图像传感器的一些性能,比如噪声情况等,从而在功率谱中也会有一定的反映。本实验选取自然光下和日光灯下的实验结果进行对比,功率谱分析结果如图 8 所示。

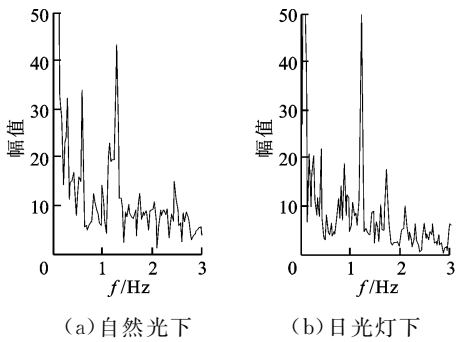


图 8 不同光照下的实验结果

由图 8 可以看出:在自然光下,由于光线不均匀或者光线较暗等原因,会导致 CMOS 图像传感器噪声增强,噪声的功率增加;在日光灯下,由于光线均匀且光强适当,实验结果比只有自然光的情况更明显一些,但是光照情况对实验结果影响不大,可以忽略。为了更充分说明这一点,本实验给出了感兴趣区域功率谱与背景功率谱的比值,结果如图 9 所示。

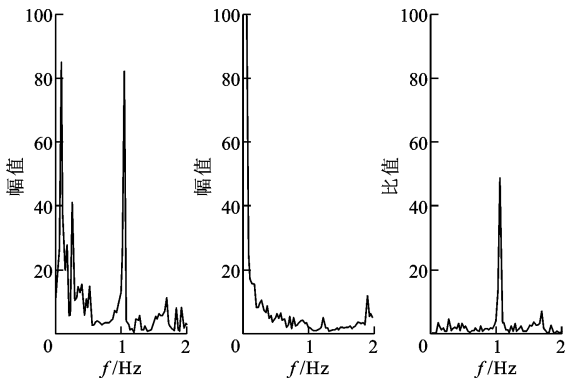


图 9 感兴趣区域、背景的 PSD 及二者比值

感兴趣区域功率谱、背景功率谱结果非常清晰地显示,光照情况实际上只影响到背景功率谱,而心率点的尖峰并没有受到影响。

3 实验分析

本文方法能够根据受试者的面部视频信息得出心率参数,且具有较好的效果。男性受试者的实验结果要好于女性受试者的,这是因为男性的心血管活动较女性更加强烈。实验结果基本不受光照影响,但对运动十分敏感,因此不适用于有运动的场合。

实验中分析了红、绿、蓝 3 个分量的功率谱,只有绿色分量效果最好,红色和蓝色分量分析的效果不好,原因可能是由于血红蛋白对 3 种色光的吸收率不同导致的。

对图 6 中 130 s 的心率求均值,本实验结果为 65.7 次/min,迈瑞测量结果为 63.9 次/min,二者相差 1.8 次/min,误差小于 2.8%,可以认为基本一致,实验的检测灵敏度优于 1 次/min,即通过提高功率谱分辨率即可提高灵敏度。图 6 中 40~80 s 之间本文结果和迈瑞测量结果基本一致,但是中间部分起伏相对大一些,分析原因应该这是由于受试者移动引起的,因为本方法对运动较敏感,轻微的移动将会引起反射光的剧烈变化,从而对结果产生不利的影响。

另外,本实验采用的是 OpenCV 的面部检测算法,人脸检测的精度也会影响本实验的结果。

4 总结与展望

目前,许多国家的科研人员都在致力于研究无创连续监测技术,提出了许多方法,并做了大量的实验性研究。无损伤非接触式生理参数采集检测技术

将是未来一大趋势。

近几年,随着图像传感器技术的发展,将相机、CCD 和智能计算机技术结合起来的基于视频的非接触检测系统的发展趋势也越来越明显。

前人的研究都是基于计算机采集视频的心率等生理参数进行分析,本文将嵌入式技术与视频检测心率技术结合起来,克服了计算机体积大、特殊环境不方便安置等缺点,具有比较好的应用前景,对于多数需要连续监测的场合具有很好的使用价值,特别是在烧伤病人监护、睡眠研究等领域,会有更广阔的应用前景。

参考文献:

- [1] 卫生部心血管病防治研究中心. 中国心血管病报告 2010[R]. 北京: 中国大百科全书出版社, 2011: 1-6.
- [2] 余玫, 伊永亮, 高海青, 等. 远程监护技术在急性心血管事件中的临床应用 [J]. 中国老年保健医学, 2007, 5(1): 41-44.
YU Mei, YI Yongliang, GAO Haiqing, et al. The clinical application of remote monitoring technology in acute cardiovascular events [J]. Chinese Journal of Geriatric Care, 2007, 5(1): 41-44.
- [3] 蔡承贤, 王伟. 基于人工智能的心率检测算法 [J]. 中国医疗器械杂志, 2010, 34(1): 1-3.
CAI Chengxian, WANG wei. Heart rate measurement algorithm based on artificial intelligence [J]. Chinese Journal of Medical Instrumentation, 2010, 34(1): 1-3.
- [4] 郭继鸿. 纪念 Einthoven 及心电图临床应用 100 周年 [J]. 中华心律失常学杂志, 2002, 6(3): 134-139.
GUO Jihong. Memorialize Einthoven and clinical application of electrocardiogram for one hundred years [J]. Chinese Journal of Cardiac Arrhythmias, 2002, 6(3): 134-139.
- [5] TAKANO C, OHTA Y. Heart rate measurement based on a time-lapse image [J]. Medical Engineering & Physics, 2007, 29(8): 853-857.
- [6] PAVLIDIS I, DOWDALL J, SUN N, et al. Interacting with human physiology [J]. Comput Vis Image Underst, 2007, 108(1/2): 150-170.
- [7] POH M Z, MCDUFF D J, PICARD R W. Non-contact, automated cardiac pulse measurements using video imaging and blind source separation [J]. Optics Express, 2010, 18(10): 10762-10774.

- [8] Samsung Electronics Co. Ltd. S3C6410X RISC micro-processor user's manual, revision 1.10 [EB/OL]. [2013-03-20]. http://www.waveshare.net/datasheet/SAMSUNG_PDF/S3C6410.PDF.
- [9] OmniVision Technologies Inc. OV9650 color CMOS SXGA (1.3MegaPixel) CAMERACHIPTM with OmniPixel technology[EB/OL]. [2013-03-20]. <http://www.ovt.com>.
- [10] VIOLA P, JONES M. Rapid object detection using a boosted cascade of simple features [C]//IEEE Conf on Computer Vision and Pattern Recognition. Piscataway, NJ, USA: IEEE Computer Society, 2001: I. 511-I. 518.
- [11] 余先川, 胡丹. 盲源分离理论与应用 [M]. 北京: 科学出版社, 2011: 1-9.
- [12] 杨毅明. 数字信号处理 [M]. 北京: 机械工业出版社, 2012: 146-151.

[本刊相关文献链接]

- 高军峰, 王沛, 郑崇勋. 基于 P300 和机器学习的测谎方法研究 [J]. 2010, 44(10): 120-124. [doi:10.7652/xjtuxb201010023]
- 赵敏, 郑崇勋, 赵春临, 等. 利用 Fisher 判别式和事件相关电位的心理意识真实性识别 [J]. 2010, 44(8): 132. [doi:10.7652/xjtuxb201008026]
- 赵敏, 郑崇勋, 赵春临. 利用小波分解和支持向量机的心理意识真实性识别研究 [J]. 2010, 44(4): 119-124. [doi:10.7652/xjtuxb201004025]
- 高军峰, 郑崇勋, 王沛. 基于独立成分分析和流形学习的眼电伪差去除 [J]. 2010, 44(2): 113-118. [doi:10.7652/xjtuxb201002023]
- 裴晓梅, 郑崇, 徐进. 基于信息积累技术的大脑运动意识任务分类 [J]. 2008, 42(6): 756-759. [doi:10.7652/xjtuxb200806023]
- 王晶, 徐光华, 张庆. 经验模态分解和 Kolmogorov 测度的癫痫预测算法 [J]. 2007, 41(11): 1364-1367. [doi:10.7652/xjtuxb200711026]
- 于晓琳, 张建保, 王珏. 基于功率谱分析的头皮电位和心率变异性关系研究 [J]. 2007, 41(8): 991-994. [doi:10.7652/xjtuxb200708025]
- 张崇, 郑崇勋, 于晓琳, 等. 基于多通道线性描述参数的生理性精神疲劳分析 [J]. 2007, 41(6): 737-740. [doi:10.7652/xjtuxb200706023]

(编辑 杜秀杰)