

DOI: 10.3969/j.issn.1671-024x.2024.05.011

基于无束缚生理信号检测的睡眠监测系统设计

郭翠娟, 习 玮, 徐 伟
(天津工业大学 电子与信息工程学院, 天津 300387)

摘要: 为了实现基于无束缚生理信号检测的睡眠监测, 针对现有检测方法多为有束缚的不足, 基于心冲击图(BCG)能量信号进行J波检测并使用时域幅度二值化算法, 设计了基于非接触式心冲击与呼吸信号检测的睡眠监测系统。首先根据心冲击信号(BCG)频率低、沿脊柱方向强度大的特点, 选取高灵敏度的压电传感器实现体动信号采集; 其次对原始压电传感器信号进行去噪、放大, 并根据BCG和呼吸信号的特征频率范围使用数字带通滤波提取J波能量信号和呼吸信号, 再计算单位时间J波与呼吸波波峰数, 推算出心率值和呼吸率值; 最后通过睡眠分期算法进行数据分析, 实现睡眠质量评估。对100名受试者进行对比试验, 结果表明: 本系统心率和呼吸率检测准确度分别高达95.6%和96.0%以上, 验证了基于无束缚生理信号检测的可行性。

关键词: 无束缚监测; 心冲击; 压电传感器; 滤波算法; 睡眠分期算法

中图分类号: TP212.9

文献标志码: A

文章编号: 1671-024X(2024)05-0075-07

Design of sleep monitoring system based on unconstrained detection of physiological signals

GUO Cuijuan, XI Wei, XU Wei

(School of Electrical and Information Engineering, Tiangong University, Tianjin 300387, China)

Abstract: To achieve sleep monitoring based on unconstrained physiological signal detection, addressing the limitation of current detection methods being mostly restrained, a sleep monitoring system based on non-contact ballistocardiography (BCG) and respiratory signal detection is designed, which utilizes BCG energy signals for J-wave detection and employs a time-domain amplitude binarization algorithm. Firstly, high-sensitivity piezoelectric sensors are selected for acquisition of body movement signal, capitalizing on BCG's low frequency and high intensity along the spine. Secondly, the raw piezoelectric sensor signals undergo denoising and amplification, and digital bandpass filtering is applied based on the characteristic frequency ranges of BCG and respiratory signals to extract J-wave energy signals and respiratory signals. Then, the number of J-wave and respiratory wave peaks per unit time is calculated, from which heart rate and respiratory rate values are derived. Finally, the data were analyzed by the sleep staging algorithm to evaluate the sleep quality. Comparative experiments conducted on 100 subjects reveal that the accuracy of heart rate and respiratory rate detection by this system is above 95.6% and 96.0%, respectively, validating the feasibility of unconstrained physiological signal detection for sleep monitoring.

Key words: unconstrained detection; ballistocardiogram; piezoelectric sensor; filtering algorithm; sleep staging algorithm

随着我国人口老龄化程度日益加剧和生活节奏加快, 心血管疾病和睡眠呼吸暂停综合征已经成为中老年群体较为常见的疾病, 严重威胁着患者的生命健康。若能够实现居家生理信号的实时检测与分析, 则

可以尽早做出诊断并给予救治^[1]。临床上多导联心电图监护仪和Holter记录仪为常用的监测方式^[2]。其不足之处在于这些仪器由多导联接触式电极采集生理信号, 设备价格昂贵且对受试者的束缚较强, 长时间粘

收稿日期: 2023-01-03

基金项目: 中国博士后科学基金面上基金(2019M661013); 天津市科技计划项目(20YDTPJC01090, 22YDTPJC00090)

第一作者: 郭翠娟(1975—), 女, 博士, 副教授, 主要研究方向为现代通信网络与系统、通信设备设计等。E-mail: guocuijuan@tiangong.edu.cn

通信作者: 徐 伟(1984—), 男, 博士, 副教授, 主要研究方向为图像处理与人工智能、光纤传感器与光谱检测、电路与系统。

E-mail: xuwei@tiangong.edu.cn

贴电极和导线连接会增加受试者的肉体和精神负担, 不便于家庭日常监测。文献[3]指出心脏搏动、血液循环时对脊柱平行面产生冲击力, 这种冲击信号被称作心冲击图(ballistocardiography, 简称 BCG)。BCG 信号可通过动态压力检测进行无束缚采集, 与心电(ECG)监测相比具有更佳的舒适性和更好的便捷性, 并可以降低使用成本。目前临床上试行的是 ECG 与 BCG 信号联合采集, 对心力衰竭症状进行检测^[4]。在该联合采集方法运用过程中, 躺卧位 BCG 信号被用作定性分析或联合 ECG 信号对患者的生理指标进行判定。目前暂无单独将 BCG 信号作为测定依据的临床实例, 对新方法测量结果的准确度与一致性评价较少^[5]。

为了适应不同受试者的躺卧位置与体型差异, 生理信号检测系统要具有广域信号采集范围^[6]。目前应用于临床的 BCG 信号采集设备多数采用大面积压电薄膜传感器^[7], 大面积压电薄膜传感器制作成本较高, 不易大规模应用与普及。本文采用聚偏二氟乙烯(PVDF)薄膜压电传感器阵列作为 BCG 和呼吸信号的采集装置。该阵列增大人体受力面积, 拓宽信号采集范围, 有效提高检测面积和灵敏度, 可实现靠坐、平躺和双向侧卧位的 BCG 和呼吸信号提取。通过信号处理算法和睡眠分期算法, 在仅依靠原始体动信号的方式下快速有效地计算出心率和呼吸率数值, 并实现睡眠质量评估。

1 系统结构设计

1.1 系统原理

心脏搏动过程中, 每个心动周期均产生方向相同且平行于脊柱的机械力, 文献[8]对该过程脊柱方向进行受力分析, 如图 1 所示。

图 1 中: F 为心动机械冲击力; F_r 与 F_c 分别为左心室泵血形成的冲击力与主动脉走行段血流冲击力; F_{b1} 与 F_{b2} 分别为主动脉湍流冲击力与摩擦力; F_b 和 F_p 为方向相同且平行于脊柱方向的一组耦合力且存在于心动周期始末; y'' 和 m 分别为单一心动周期内左心室动脉血流加速度与泵血质量; V_s 为泵血初速度; V_1 和 V_2 分别为主动脉湍流速度和走行段血流速度^[8]。受力公式为:

$$\sum_i F_i = m \cdot y'' = F_r - F_c - F_{b1} - F_{b2} - F_b - F_p \quad (1)$$

根据式(1)和牛顿第三定律, 在完整的心动周期内血液受到合力 $\sum_i F_i$ 的作用, 脊柱会受到与 $\sum_i F_i$ 大

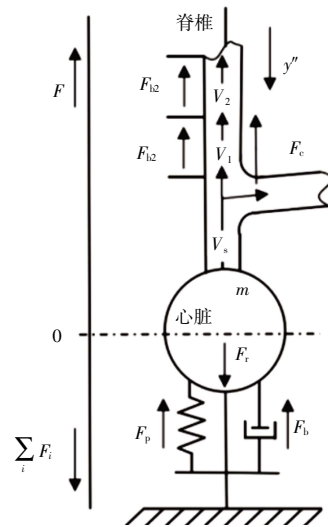


图 1 心脏搏动受力分析模型

Fig.1 Analysis model of heart beating stress analysis

小相同方向相反的冲击力。由图 1 所示的受力分析模型可知, 左心室泵血时心冲击力 F 平行于脊柱方向, 体表产生由头部到脚部, 再由脚部到头部的机械运动^[9]。因此, 为了获取高强度的 BCG 信号, 本系统从脊柱的平行方向采集信号。

1.2 系统构成

信号采集系统由模拟信号处理单元、模数转换降噪单元、数据传输单元和电源分配网络组成, 系统设计框图如图 2 所示。信号采集系统通过置于床垫中的 PVDF 压电传感器阵列采集原始的体动信号, 经模拟信号处理单元对原始体动信号进行电荷-电压转换、放大等预处理操作; 处理后的信号通过模数转换降噪单元和数据传输单元以串口形式发送至上位机。

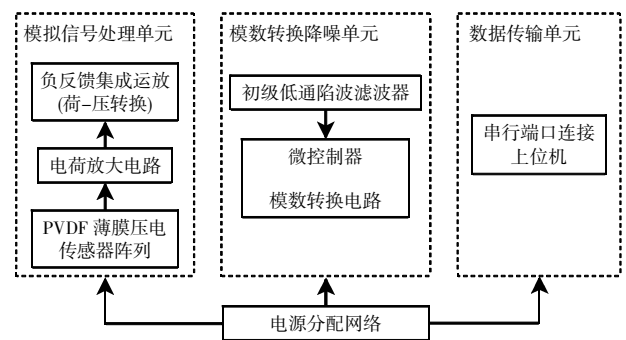


图 2 信号采集系统设计

Fig.2 Design of signal acquisition system

1.3 传感器阵列设计

由于正压电效应的压电传感器具有高灵敏度, 能够有效检测动态变化的压力^[10]。在硬件系统设计中, 利用 PVDF 材料的高压电常数特性检测体动信号, 实现对 BCG 和呼吸信号的无束缚采集。兼顾检测面积、舒

适度和设计成本,应用力感科技公司的 340 mm × 50 mm 的 PVDF 薄膜压电传感器作为生理信号采集传感器。

将两组 PVDF 薄膜压电传感器封装后内置于床垫,组成双通道阵列结构并独立工作。该布置方式能增大受试者脊柱与传感器的受力面积,提高垂直方向机械冲击力的感应灵敏度和抗干扰能力,实现靠坐、平躺和双向侧卧位的生理信号提取。传感器阵列布置方式如图 3 所示,传感器阵列封装实物如图 4 所示。

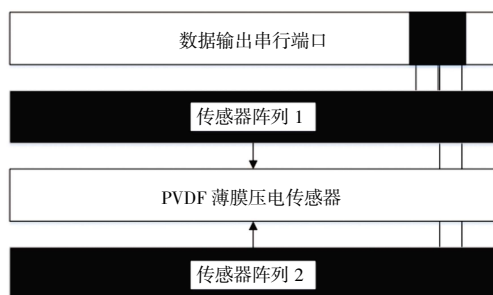


图 3 PVDF 薄膜压电传感器阵列示意

Fig.3 Schematic of PVDF thin film piezoelectric sensor array

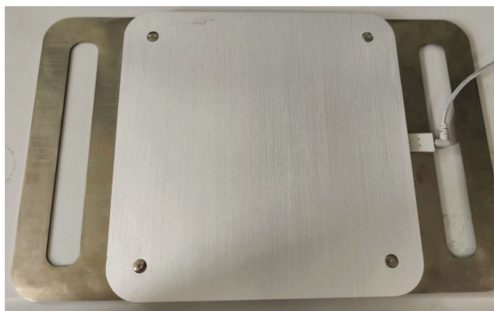


图 4 PVDF 薄膜压电传感器阵列封装实物

Fig.4 Physical product of packaged PVDF thin film piezoelectric sensor array

1.4 原始信号处理

PVDF 薄膜压电传感器阵列输出的原始模拟信号中存在工频干扰^[11],经过模拟信号处理单元和模数转换降噪单元进行数字化采集,获得包含心冲击波、呼吸波和体动高频噪声的多重叠加信号。模拟信号处理单元电路包括电荷放大电路、电流-电压转换电路和偏置电路。偏置电路通过加法器把电流-电压转换电路的输出电压进行直流电平抬升,提供 1.5 V 偏置电压,确保原始信号中的负电平部分能够被模数转换降噪单元处理,解决了 PVDF 薄膜压电传感器输出负电平部分的信号淹没问题。模数转换降噪单元包括陷波滤波、低通滤波和模数转换(ADC)步骤,消除原始信号中 50 Hz 工频噪声、低频基线漂移噪声和高频肌电干扰^[12],对去噪后的模拟信号进行数字采样,通过数据传输单元以串口形式发送至上位机。

2 数字信号处理及算法设计

BCG 信号是心脏搏动过程中心室泵血产生的机械冲击力,主要频率范围在 1~20 Hz 之间。呼吸信号主要频率范围在 0.01~0.50 Hz 之间。120 Hz 以上的体动噪声、30~3 000 Hz 范围内的肌电干扰以及 50 Hz 工频噪声都会对信号的提取造成干扰^[13],因此使用宽频滤波处理无法获取能量集中特征明显的 BCG 和呼吸信号。对数字采样得到的体动原始信号进行幅频特性分析,发现 BCG 信号频谱峰值在 5~10 Hz 范围且能量集中,故选取 5~10 Hz 作为带通滤波频段处理原始体动信号以提取有效的 BCG 信号。BCG 信号频谱如图 5 所示。

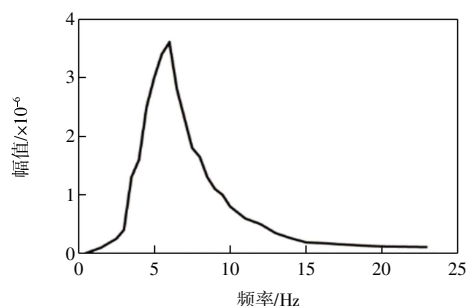


图 5 BCG 信号幅频特性曲线

Fig.5 Amplitude frequency characteristic curve of BCG signal

2.1 心动呼吸检测

图 6 为平行脊柱方向的理想 BCG 波形。由图 6 可见,单一心动周期 J 波幅值最大,通过检测有效 BCG 与呼吸信号的 J 波和呼吸波波峰可进行心动呼吸检测^[14]。

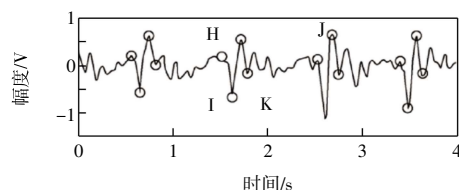


图 6 理想 BCG 信号波形

Fig.6 Waveform of ideal BCG signal

基于巴特沃斯滤波器(Butterworth filter)通频带内频率响应曲线最大限度平坦的特性,对体动原始信号进行 5~10 Hz 和 0.01~0.50 Hz 的带通滤波,提取 BCG 和呼吸信号波形;使用幅度绝对值化得到 BCG 信号的幅值分布;对幅值信号进行 5.0~6.5 Hz 的带通滤波(静息心率范围 60~100 次/min),滤除幅值信号的高频部分,获得幅值低频走势,得到 BCG J 波能量信号。巴特沃斯滤波器的幅频响应表达式为^[15]:

$$|H_a(j\omega)|^2 = \left(\frac{1}{\sqrt{1 + (\omega/\omega_c)^{2N}}} \right)^2 \quad (2)$$

式中： ω_c 为通带截止频率； N 为滤波器阶数。图 7 描述了一组时间长度为 60 s 的原始体动信号通过滤波提取的 J 波能量信号和呼吸信号波形。

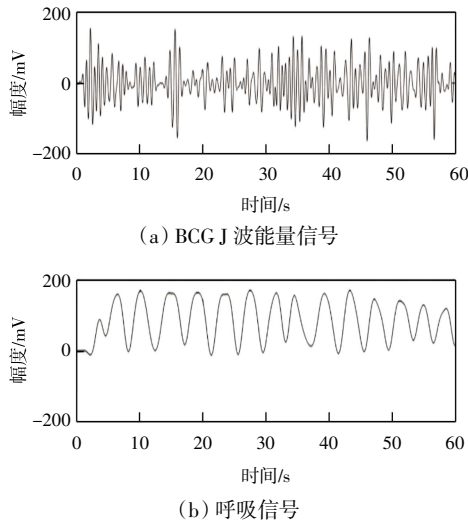


图 7 BCG J 波能量信号和呼吸信号波形

Fig.7 Waveform of BCG J wave energy signal and respiratory signal

2.2 心率与呼吸率算法设计

心动周期指从一次心跳的起始到下一次心跳的起始心血管系统所经历的过程；心率指单位时间内心动周期中心参考点个数。本系统通过时域幅度二值化对 BCG J 波能量信号和呼吸信号的峰值信息进行识别，利用 J-J 间期与呼吸波波峰间期判断单一心动周期和呼吸周期的始末状态实现心率和呼吸率的计算。图 8 所示为 BCG J 波能量信号和呼吸信号峰值信息识别示意图。图 8(a)—图 8(d)描述了一组时间长度为 20 s 的 BCG J 波能量信号和呼吸信号并对波峰进行标记，图 8(e)—图 8(f)为根据 J 波能量信号与呼吸信号的时域特性分别以幅度零点与幅度均值为界二值化得到两组方波信号。检测单位时间方波信号的上升沿并计数，进而计算出心率和呼吸率结果，算法流程如图 9 所示。

2.3 睡眠分期算法设计

睡眠过程分为觉醒期(WAKE)、快速眼动睡眠期(REM)、浅睡期和深睡期 4 级睡眠时相。其中，浅睡期和深睡期合称非快速眼动睡眠期(NREM)^[6]。利用体动与心率信号在不同睡眠时相呈现明显差异的特性进行睡眠分期，根据不同睡眠时相占整晚睡眠的比例实现睡眠质量评估。睡眠时相动态转换过程中觉醒期心率与身体辗转频率最高，快速眼动期、浅睡期和深睡期逐级递减^[6]。

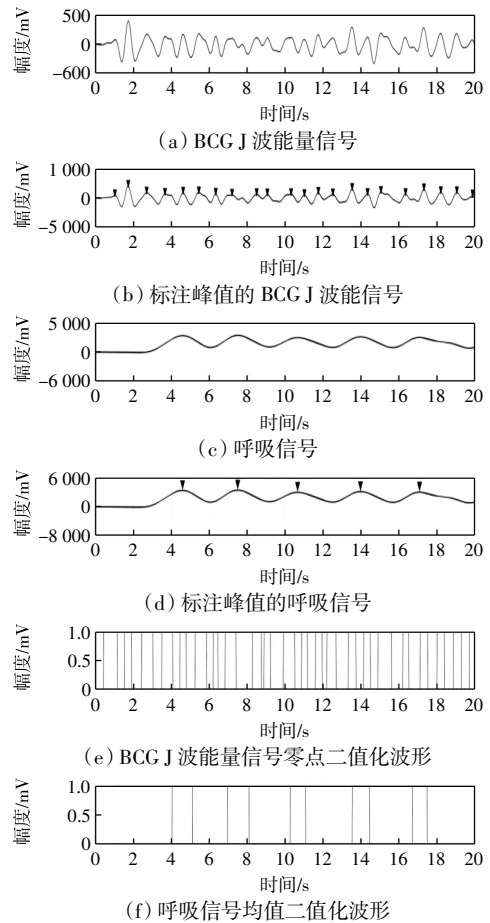


图 8 BCG J 波能量信号和呼吸信号峰值信息识别示意
Fig.8 Schematic diagram of BCG J wave energy signal and respiratory signal peak value information

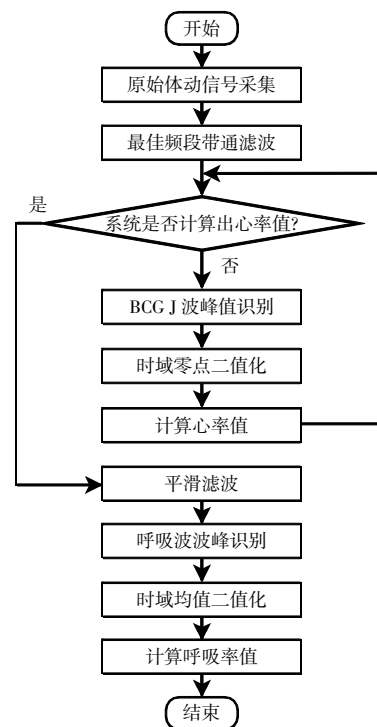


图 9 系统算法流程

Fig.9 Process of system algorithm

文献[17]利用睡眠时体动信号的特征分析得到睡眠时相与单位时间内身体辗转次数的关系模型,如式(3)所示:

$$R_i = 0.0046 \times (0.06M_{i-2} + 0.2M_{i-1} + M_i + 0.22M_{i+1} + M_{i+2}) \quad (3)$$

式中: R_i 为睡眠时相判定结果, $R < 1$ 时为睡眠时相, $R \geq 1$ 时为觉醒时相; M_i 为第*i*分钟的辗转次数,该模型作为判断睡眠过程中人体处于睡眠时相与觉醒时相的依据。利用2.2节算法设计进行心率监测,对每30s的心率数据进行打包并计算30min的心率最大值与平均值,查找20个数据包内上升幅度超过15次的心率时域范围,若该范围 ± 20 min出现心率最大值或者当最大值出现后最先达到心率上升时段标准差与平均值的时域范围,则判定为REM时相;通过每2h的心率均值和标准差判断深睡期的时域范围,检测深睡期临界时域范围 ± 10 min内出现REM时相或临界觉醒时相($R \approx 1$),则判断该范围为浅睡期。

3 系统测试与结果分析

本文设计了无束缚BCG和呼吸信号检测系统,目前暂无单独将BCG信号作为生理指标测定依据的临床实例,需要对系统测试结果与传统检测方法的准确度和一致性进行对比评估,判断本文提出的检测系统设计是否具有可行性。

3.1 系统测试

选用云电高科(YunKear)公司出品的PPG生理参数检测系统——MKB0805系统与本文设计系统进行对比试验,同步采集心率与呼吸率结果。光电容积脉搏波描记法(PPG)是一种应用广泛的生理监测方法,测量结果真实有效^[18]。

试验前按照图10所示将PVDF薄膜压电传感器阵列置于座椅靠背中心位置,将YunKear公司的YK1801脉搏传感器置于右手腕外侧,采集板连接上位机并确认端口识别正常,运行应用程序检测数据连通后完成系统测试,应用程序可视化界面如图11所示。



图10 系统测试示意

Fig.10 Schematic of system test

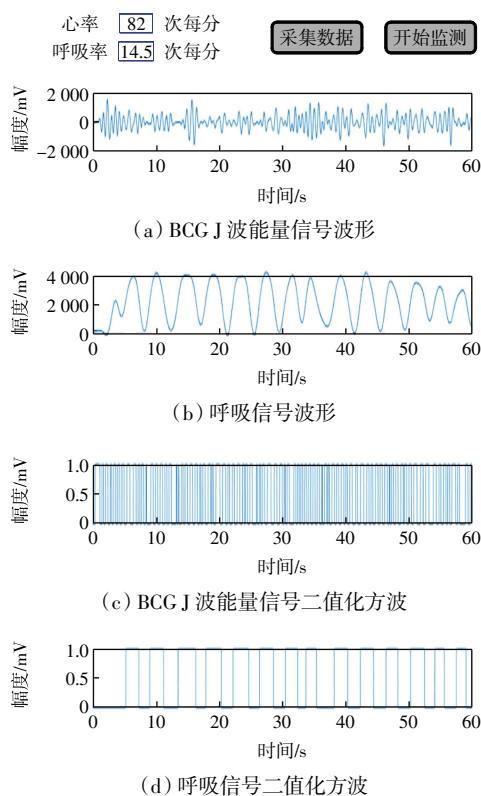


图11 应用程序可视化界面

Fig.11 Interface of application visualization

3.2 试验结果准确度评估

传感器阵列置于床垫下方,受试者躺卧于床垫表层并配置MKB0805模块进行心率与呼吸率同步采集。试验过程中每名受试者处于躺卧觉醒状态,分别进行仰卧、左侧卧和右侧卧3组体位测试,每组测试时长2min,评估设计系统心率与呼吸率数据计算的准确度。

根据心电监护仪YY1079-2008标准对心率精度的要求,计算本文系统心率与呼吸率试验结果的误差率^[19]。试验中对每组心率(HR)与呼吸率(BR)数据进行误差率分析时,均使用相对于标准PPG系统测试结果偏差最大的数据计算,表1记录了从100名受试者中抽取10组试验结果的误差率分析结果。

根据准确度评估结果,通过控制年龄、性别、体型、测试体位与静息状态变量进行的多组试验结果表明,本系统心率和呼吸率的检测准确度分别高达95.6%与96.0%以上,满足心电监护仪YY1079-2008标准(误差率不超过标准值的10%且测量值绝对误差不超过5次/min)对心率精度的要求。

3.3 心率计算结果相关性与一致性评估

根据准确度评估显示,设计系统的心率结果与标准值存在4.4%的误差,为了更加精确地分析无束缚生

表 1 无束缚生理信号监测系统准确度评估结果

Tab.1 Accuracy evaluation results of unconstrained physiological monitoring system

序号	性别	年龄	体重/kg	身高/cm	测试体位	测量值/(次·min ⁻¹)	标准值/(次·min ⁻¹)	准确率/%
1	男	25	85	185	仰卧	HR 76 BR 22	HR 73 BR 23	95.9 96.0
2	男	36	83	178	左侧卧	HR 96 BR 18	HR 97 BR 18	99.0 100
3	男	50	81	180	右侧卧	HR 65 BR 20	HR 68 BR 20	95.6 100
4	男	61	75	175	左侧卧	HR 90 BR 24	HR 94 BR 25	95.7 96.0
5	男	84	58	158	仰卧	HR 65 BR 15	HR 68 BR 15	95.6 100
6	女	23	49	161	右侧卧	HR 72 BR 18	HR 74 BR 18	97.3 100
7	女	33	43	160	仰卧	HR 76 BR 18	HR 79 BR 18	96.2 100
8	女	46	49	159	左侧卧	HR 75 BR 13	HR 77 BR 13	97.4 100
9	女	55	60	163	仰卧	HR 68 BR 16	HR 68 BR 16	100 100
10	女	83	55	152	右侧卧	HR 70 BR 13	HR 68 BR 13	97.1 100

理监测系统是否达到实用标准,需要对测试结果与标准检测值的相关性与一致性进行对比评估。

相关性分析是指对多个可能具备相关性的变量元素进行分析,从而衡量其密切程度,采用皮尔逊(Pearson)相关系数进行上述分析,如式(4)所示:

$$\rho_{x,y} = \frac{\text{cov}(x,y)}{\sigma_x \sigma_y} \quad (4)$$

式中: σ_x 、 σ_y 表示两组变量的标准差; $\text{cov}(x,y)$ 表示两组变量的协方差。记录无束缚生理信号监测系统心率为 HRB, MKB0805 标准检测系统心率为 HRE,对第 1 组受试者测试数据相关密切程度进行分析,如图 12 所示。由图 12 可见,Pearson 相关系数为 0.773 6,非相关性概率为 0.000 1,两组变量呈显著线性相关。

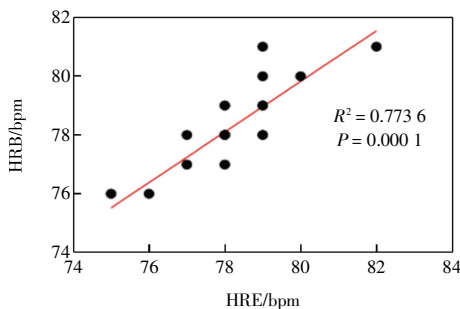


图 12 系统心率测试结果相关性分析

Fig.12 Correlation analysis of system heart rate test results

3.4 睡眠质量评估

睡眠过程中每个睡眠时相占完整睡眠时间的比例应符合分配规律,正常睡眠过程各个睡眠时相占整晚睡眠时间比例为:觉醒期小于 5%,REM 时相 20%~25%,浅睡期 55%~60%,深睡期 15%~25%^[19],通过不同睡眠时相占整晚睡眠时间的比例进行睡眠质量评估。

相关性评估仅能反映两组变量的密切程度,无法有效评估数据间的一致性关系。医学领域常用 Bland-Altman 法进行一致性评价^[20],通过分析均值 $AEB = (HRE+HRB)/2$ 与差值 $DEB = (HRE-HRB)$ 的关系以及数据 95%置信区间($AEB \pm 1.96S_D$)。判断测试结果是否依然满足心电监护仪 YY1079-2008 标准的要求。计算同一时刻两组心率数据的平均值和差值作为 Bland-Altman 散点图坐标值,通过由上至下的 3 条限值线对两组数据进行一致性评价,如图 13 所示。图中:mean 为差值均值线。

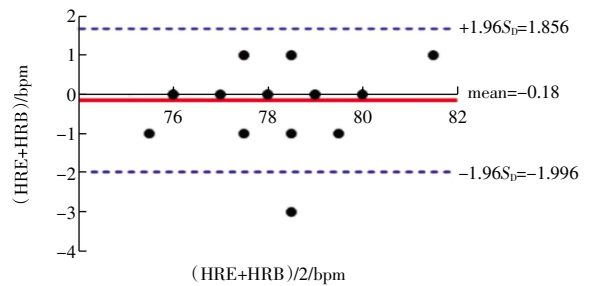


图 13 系统心率测试结果 Bland-Altman 一致性分析

Fig.13 Consistency analysis of Bland-Altman in system heart rate test results

由图 13 可知,无束缚生理信号监测系统与 MKB0805 标准检测系统的心率差值均近似于差值的平均值,证明二者结果具有较好的一致性;数据 95%置信区间($AEB \pm 1.96S_D$)为 1.996 次/min,满足 YY1079-2008 标准中测量值绝对误差不超过 5 次/min 的要求,证明本文设计系统与标准检测系统的心率测试结果保持良好的—致程度,验证了生理信号无束缚检测的可行性。

选取第 1 组受试者进行睡眠评估系统测试,如图 14 所示。

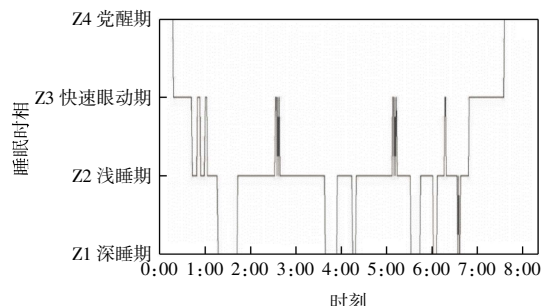


图 14 睡眠分期结果示意

Fig.14 Schematic of sleep staging results

总睡眠时间为 7.75 h, REM 时相占比 20.16%, NREM 时相占比 73.58%, 其中浅睡期占比 57.95%, 深睡期占比 15.63%, REM 与 NREM 时相占比均处于正常睡眠区间边缘。由上述分析可知, 该受试者浅睡期时间长, 深睡时间略短, 睡眠质量属于良好等级。

4 结 论

本文设计的基于无束缚生理信号检测的睡眠监测系统通过多组 PVDF 薄膜压电传感器组成阵列内置于床垫, 以非接触方式实现平躺和双向侧卧位的 BCG 与呼吸信号提取。在仅依靠原始体动信号的方式下快速有效地计算出心率和呼吸率数值并实现睡眠质量评估, 为生理信号的无束缚检测和睡眠监测提供了新的手段。

(1) 本方法通过时域幅度二值化对 BCG J 波能量信号和呼吸信号的峰值信息进行识别, 利用 J-J 间期与呼吸波波峰间期判断单一心动周期和呼吸周期的始末状态, 计算心率和呼吸率。

(2) 采用光电容积脉搏波描记法 (PPG) MKB0805 系统监测数据为标准值, 对本文系统的心率与呼吸率结果进行准确度、相关性和一致性评估。对比试验显示, 本系统心率和呼吸率的检测准确度分别高达 95.6% 和 96.0% 以上, 满足 YY1079-2008 标准对心率精度的要求; 二者心率结果均呈显著线性相关; Bland-Altman 分析结果证明了生理信号监测系统的心率计算结果与 MKB0805 系统测量结果保持良好的一致性, 验证了生理信号无束缚检测的可行性。

参考文献:

- [1] 何权瀛, 陈宝元, 张希龙. 解读“睡眠呼吸暂停与心血管疾病专家共识”[J]. 中国实用内科杂志, 2010, 30(2): 116-121. HE Q Y, CHEN B Y, ZHANG X L. Interpret “Expert consensus on sleep apnea and cardiovascular disease”[J]. Chinese Practical Science, 2010, 30(2): 116-121 (in Chinese).
- [2] WEENK M, VAN GOOR H, FRIETMAN B, et al. Continuous monitoring of vital signs using wearable devices on the general word: Pilot study[J]. JMIR MHealth and UHealth, 2017, 5(7): e91.
- [3] GANESAN M, LAVANYA R, SUMESH E P. A survey on ballistocardiogram to study the mechanical activity of heart[C]// 2017 International Conference on Communication and Signal Processing (ICCSP). Chennai, India: IEEE, 2017: 557-561.
- [4] ETEMADI M, HERSEK S, TSENG J M, et al. Tracking Clinical status for heart failure patients using ballistocardiography and electrocardiography signal features[C]// 2014 36th Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. Chicago, USA: IEEE, 2014: 5188-5191.
- [5] NAZIYOK T P, ZELEKE A A, ROHRIG R. Contactless patient monitoring for general wards: A systematic technology review[J]. Studies in Health Technology & Informatics, 2016, 228: 707-711.
- [6] 刘卓夫, 罗中明, Cascioli V, 等. 人体-座椅接触面测量参数的研究初探[J]. 仪表技术与传感器, 2011(1): 92-94. LIU Z F, LUO Z M, CASCIOLI V, et al. Preliminary study on measurement parameters of human seat contact surface[J]. Instrument Technique and Sensor, 2011(1): 92-94 (in Chinese).
- [7] 胡旭东. 无创性心脏检查方法和心功能监测[J]. 心肺血管学报, 1986(4): 1-2. HU X D. Non invasive cardiac examination and pathophysiology of cardiac pump function monitoring[J]. Journal of Cardiopulmonary Angiology, 1986(4): 1-2 (in Chinese).
- [8] 蒋芳芳, 王旭, 杨丹. 基于心脏动力学的体震信号建模与仿真[J]. 系统仿真学报, 2013, 25(3): 420-424. JIANG F F, WANG X, YANG D. Modeling and simulation of body shock signal based on cardiac dynamics[J]. Journal of System Simulation, 2013, 25(3): 420-424 (in Chinese).
- [9] SU B Y, HU K C, SKUBIC M, et al. Pulse rate estimation using hydraulic bed sensor[C]// International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society. San Diego, CA: IEEE, 2012: 2587-2590.
- [10] DU G F, LI Z, SONG G B. A PVDF-based sensor for internal stress monitoring of a concrete-filled Steel Tubular (CFST) column subject to impact loads[J]. Sensors, 2018, 18(6): 1682.
- [11] 王庆锋, 吴斌, 宋吟蔚, 等. PVDF 压电传感器信号调理电路的设计[J]. 仪器仪表学报, 2006, 27(6): 1653-1655. WANG Q F, WU B, SONG Y W, et al. Design of signal conditioning circuit for PVDF piezoelectric sensor[J]. Journal of Instrumentation, 2006, 27(6): 1653-1655 (in Chinese).
- [12] 周平, 汪丰, 马腾飞, 等. 电容式非接触心电图传感器的设计[J]. 仪表技术与传感器, 2013(8): 5-7. ZHOU P, WANG F, MA T F, et al. Design of capacitive non-contact electrocardiogram sensor[J]. Instrument Technology and Sensors, 2013(8): 5-7. (in Chinese).
- [13] JUNNILA S, AKHBARDEH A, VARRI A. An electromechanical film sensor based wireless ballistocardiographic chair: Implementation and performance[J]. Journal of Signal Processing System, 2009, 57(3): 305-320.
- [14] 张先文, 张丽岩, 丁力超, 等. 基于心冲击信号的心率检测[J]. 清华大学学报: 自然科学版, 2017, 57(7): 763-767. ZHANG X W, ZHANG L Y, DING L C, et al. Heart rate detection based on heart beat signal[J]. Journal of Tsinghua University: Natural Science Edition, 2017, 57(7): 763-767 (in Chinese).

- tion[C]//IEEE Antenna and Wireless Propagation Letters. [s.l.]: IEEE, 2019, 722-726.
- [15] HE K, GONG S X, GAO F. A wideband dual-band magneto-electric dipole antenna with improved feeding structure[J]. IEEE Antenna and Wireless Propagation Letters, [s.l.]: IEEE, 2014: 1729-1732.
- [16] 郭阳. 无线可充电传感器网络中的定位算法研究[D]. 天津: 天津工业大学, 2018.
GUO Y. Research on location algorithm in wireless rechargeable sensor network[D]. Tianjin: Tianjin Polytechnic University, 2018(in Chi-nese).
- [17] OULD-ELHASSEN M, MABROUK M, GHAZEL A, et al. Improved coverage of phased array antennas used for RFID applications[C]//2013 IEEE International Symposium on Phased Array Systems and Technology. Waltham, MA, USA: IEEE, 2013: 553-558.
- [18] RAI E, NISHIMOTO S, KATADA T, et al. Historical overview of phased array antennas for defense application in Japan[C]// Proceedings of International Symposium on Phased Array Systems and Technology. Boston, MA, USA: IEEE, 2002: 217-221.
- [19] GAMPALA G, REDDY C J. Advanced computational tools for phased array antenna applizations[C]//2016 IEEE International Symposium on Phased Array Systems and Technology(PAST). Waltham, MA, USA: IEEE, 2016: 1-5.
- [20] BEOOKNER E. Phased arrays for the new millennium[C]//IEEE International Symposium on Phased Array Systems and Technology. Boston, MA, USA: IEEE, 2003: 617.

本文引文格式:

- 史伟光, 刘鹏辉. 一种基于相控阵列天线的超高频射频识别相对定位方法[J]. 天津工业大学学报, 2024, 43(5): 82-88.
- SHI W G, LIU P H. A relative positioning method of UHF RFID based on phased array antenna[J]. Journal of Tiangong University, 2024, 43(5): 82-88(in Chinese).

(上接第 81 页)

- [15] ACHARYA A, DAS S, PAN I, et al. Extending the concept of analog Butterworth filter for fractional order systems[J]. Signal Processing, 2014, 94: 409-420.
- [16] 胡敏, 江成璠, 王素霞, 等. 健康人不同睡眠时相心率变异性的差异[J]. 中国全科医学, 2015(2): 205-207.
HU M, JIANG C F, WANG S X, et al. Differences of heart rate variability in different sleep phases in healthy people[J]. Chinese General Practice Medicine, 2015(2): 205-207(in Chinese).
- [17] COSMI B, PALARETI G, MOIA M, et al. Accuracy of a portable prothrombin time monitor (Coagucheck) in patients on chronic oral anticoagulant therapy: A prospective multicenter study[J]. Thrombosis Research, 2000, 100(4): 279-286.
- [18] 赵秀秀, 徐磊. 光电容积脉搏波在监测心血管系统功能中的应用进展[J]. 临床麻醉学杂志, 2020, 36(1): 89-92.
ZHANG X X, XU L. Progress in application of photo conductive pulse wave in monitoring cardiovascular system function[J]. Journal of Clinical Anesthesiology, 2020, 36(1): 89-92(in Chinese).
- [19] KURIHARA Y, WATANABE K. Sleep-stage decision algorithm by using heartbeat and body-movement signals[J]. IEEE Transactions on Systems, Man and Cybernetics Part A: Systems and Humans, 2012, 42(6): 1450-1459.
- [20] GIAVARINA D. Understanding bland-altman analysis[J]. Modern Preventive Medicine, 2007, 34(17): 3263-3266.

本文引文格式:

- 郭翠娟, 习玮, 徐伟. 基于无束缚生理信号检测的睡眠监测系统的设计[J]. 天津工业大学学报, 2024, 43(5): 75-81, 88.
- GUO C J, XI W, XU W. Design of sleep monitoring system based on unconstrained detection of physiological signals[J]. Journal of Tiangong University, 2024, 43(5): 75-81, 88(in Chinese).