

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J2107744

# 基于图案化柔性织物电极的非接触式 多体位睡眠心电监测系统\*

冯宝亮<sup>1,2,3</sup>, 史斌君<sup>2,3,4</sup>, 左国坤<sup>2,3</sup>, 吴志生<sup>1</sup>, 施长城<sup>2,3,4</sup>

(1. 太原科技大学材料科学与工程学院 太原 030024; 2. 中国科学院宁波材料技术与工程研究所 宁波 315201; 3. 中国科学院宁波材料技术与工程研究所慈溪生物医学工程研究所 宁波 315300; 4. 中国科学院宁波材料技术与工程研究所, 医用植介入材料浙江省工程研究中心 宁波 315300)

**摘要:** 现有非接触式睡眠心电监测技术对于人体多体位的心电信号有效获取存在一定局限性。本研究设计了一种隔着衣服与床单能够获取人体多体位睡眠心电信号的监测系统。采用柔性导电织物作为电极材料, 将心电采集电极制成拱门型状, 利用电容耦合感应变化电场, 把心电信号从人体耦合至织物电极。采用  $10\text{ G}\Omega$  的高阻值电阻作为偏置电阻, 结合高输入阻抗的仪表放大器对信号进行差分处理。使用数字滤波技术去除心电信号中的噪声, 运用状态机逻辑算法自动提取心电信号的波形特征。通过人体试验对比分析了本系统与条状型非接触式电极以及接触式心电采集系统获取的心电信号质量。结果表明, 该系统在非皮肤接触条件下可以获取良好的睡眠心电信号, R波检出率在95%以上。

**关键词:** 非接触式; 电容耦合; 多体位; 睡眠心电监测; R波检测

中图分类号: TH776 文献标识码: A 国家标准学科分类代码: 310.61

## A non-contact multi-positional sleeping ECG monitoring system based on patterned flexible fabric electrodes

Feng Baoliang<sup>1,2,3</sup>, Shi Binjun<sup>2,3,4</sup>, Zuo Guokun<sup>2,3</sup>, Wu Zhisheng<sup>1</sup>, Shi Changcheng<sup>2,3,4</sup>

(1. School of Materials Science and Engineering, Taiyuan University of Science and Technology, Taiyuan 030024, China; 2. Ningbo Institute of Materials Technology & Engineering, Chinese Academy of Sciences, Ningbo 315201, China; 3. Cixi Institute of Biomedical Engineering, Ningbo Institute of Materials Technology & Engineering, Chinese Academy of Sciences, Ningbo 315300, China; 4. Zhejiang Engineering Research Center for Biomedical Materials, Ningbo Institute of Materials Technology & Engineering, Chinese Academy of Sciences, Ningbo 315300, China)

**Abstract:** Current non-contact sleeping electrocardiogram (ECG) monitoring technology has a limitation when used to effectively acquire the multi-positional human ECG signals. This study developed a type of ECG monitoring system that can measure sleeping ECG signals under multi-positional conditions through clothes and bed sheets. A flexible conductive fabric is used as the electrode material. The shape of ECG electrode is similar as an arched door. The variation of electrical field is sensed by capacitive coupling. The ECG signals are coupled from human body to the fabric electrodes. Combined with a large resistance of  $10\text{ G}\Omega$  as a bias resistor, an instrumentation amplifier with high input impedance is used for differential signal processing. A digital filtering technology is used to remove the noise in the raw ECG signals, while the finite state machine (FSM) logic algorithm is applied to extract the features of ECG signals. The ECG signals detected from human subjects experimentally by the proposed system are compared with those detected by the strip-type noncontact ECG electrodes as well as traditional contact ECG acquisition system. Experiment results show that this system can obtain decent sleeping ECG signals under non-contact conditions, and the detection rate of R wave of ECG signal is over 95%.

**Keywords:** non-contact ECG; capacitive coupling; multi-position; sleeping ECG monitoring; R-wave detection

收稿日期: 2021-04-11 Received Date: 2021-04-11

\* 基金项目: 宁波市科技创新 2025 重大专项 (2018B10073, 2019B10034, 2020Z082)、浙江省自然科学基金青年基金 (LQ19F030002, LQ20F030003)、宁波市自然科学基金 (2019A610089) 项目资助

## 0 引言

随着我国人口老龄化进程不断加速,心血管疾病已成为老年疾病的重要组成部分。该病流行趋势明显,已成为重大的公共卫生问题<sup>[1]</sup>。心电图(electrocardiogram, ECG)是临床上常用于诊断心血管疾病的技术手段。心电信号异常往往反映人体心血管系统已发生某种程度的病变,这种异常信号往往具有偶发性和阵发性的特点。特别在疾病早期,异常心电信号出现的频率非常低,导致短时、间歇性的心电检测技术无法有效获取这些异常信号<sup>[2]</sup>。现有的无创心电传感技术通常将传感器电极与人体直接接触,最长可实现2~4周<sup>[3]</sup>的连续心电信号监测,难以满足连续长期的心电信号监测需求,并且长期佩戴会对被测者皮肤造成不适<sup>[4]</sup>。因此,为了克服这些限制,科研人员已经在实验室开发了基于电容耦合的非接触式心电传感技术,已实现隔着衣服与床单获取人体心电信号。Lopez等<sup>[5]</sup>率先提出电容耦合式非接触心电探测技术。通过电容耦合采集的心电信号相对微弱,极易受到环境湿度、衣服与床单材质、运动伪迹等因素的影响。因此,为了获得高质量的心电信号,近年来科研人员已在电极结构与材质的优化设计<sup>[6-9]</sup>、高输入阻抗电路<sup>[10-11]</sup>、信号调理电路<sup>[12-17]</sup>、右腿驱动(d-riven right leg, DRL)电路<sup>[18-19]</sup>、心电处理算法<sup>[20-21]</sup>方面取得了阶段性成果。

该技术已逐渐向不同场景的应用领域发展,特别是针对睡眠心电监测领域。Lim等<sup>[22]</sup>和Peltokangas等<sup>[23]</sup>研制了固定在床垫上的电极阵列以监测人体睡眠期间的心电信号,并实现了不同睡眠位置下的非接触式心电监测。Lee等<sup>[24]</sup>通过采用导电织物与海绵材料的复合电极增加了探测电极与人体生理曲度的贴合性。丁鑫等<sup>[25]</sup>与王文涛等<sup>[26]</sup>研究了条状导电织物电极尺寸对非接触式心电信号探测质量的影响。高山等<sup>[27]</sup>将该技术应用于烧伤患者的心电监测试验,并初步获取了主要的心电信号特征。

大多数人在进入睡眠状态下不会仅保持一种姿势,平躺时信号比较容易获取,但侧躺时心电信号获取难度较大。Takano等<sup>[28]</sup>研制了一种融合性的传感器,用以测量人体在睡眠时的多种生理信号。采用双层屏蔽的方法来屏蔽噪声,获取了不同睡眠体位下的多种生理信号。Peng等<sup>[29]</sup>采用条状织物电极与匹配电路获取了非接触式心电与呼吸信号,同时将信号特征与人体生理状态进行关联分析。Nakanura等<sup>[30]</sup>采用印刷电路板研制了一种用于睡眠心电监测的传感器电极阵列。该传感器增加了用于标定体位的电容测量模块,根据测量电容值的大小标定不同颜色的灰度,从而确定睡眠姿势。由此可见,在不同睡眠体位条件下,特别是侧躺时能否稳定获取非

接触式心电信号,这是该技术向睡眠应用发展所需解决的关键技术问题。

基于上述分析,本研究针对睡眠场景下连续监测心电信号的应用系统进行了研究。为了在不同睡眠体位条件下无扰式地连续监测并且获得较高信噪比的心电信号,对传感电极的图案以及探测电路进行优化。设计了一种电容耦合式非接触心电信号监测系统。

## 1 心电信号采集系统设计

如图1所示为电容耦合非接触式心电探测系统电极的图案化电极设计方案。该电极由敏感层、绝缘层、屏蔽层组成。本研究使用导电织物作为电极敏感与屏蔽层材料,相比于银、铜等纯金属材料,增加了电极的柔性也更透气,满足用户睡眠舒适的需求,同时保持了电极良好的导电性能。

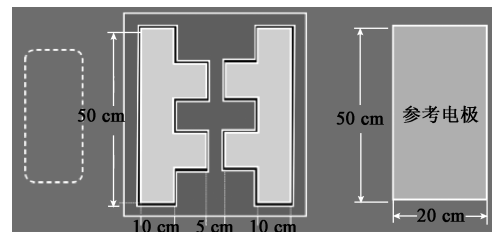


图1 非接触式心电检测系统的电极设计方案  
Fig. 1 Design of electrodes in the non-contact ECG detection system

在进行电极尺寸设计时考虑了以下几方面的影响,首先,电极面积过大会引入更多的噪声,影响检测到心电信号的质量;其次,电极面积过小会导致人们在睡眠当中因在床上的位置不同和睡姿变换而使耦合电容的有效面积减小<sup>[31]</sup>。此外,人们在侧躺时一般不会在床的中心或两侧边缘的位置。一般成年男性和女性的肩宽平均尺寸分别为37.5 cm和35.1 cm左右<sup>[32]</sup>,单人床的标准宽度为90 cm。基于以上考虑,本研究将电极设计为长度50 cm的拱门型电极,以解决人体在左、右侧躺时等效耦合电容减小的问题。

绝缘层采用一种高分子聚合物聚二甲基氧烷(pol-ydimethylsiloxane, PDMS)薄膜制作。它具有耐高温和透气性等特点,薄膜具有拉伸回弹性,常用作电活性高分子介电弹性体的绝缘层,且厚度适中,人在卧躺时既不会感觉到不适又可更加贴合身体,适合作为柔性电极的绝缘层。绝缘层比敏感层面积略大,置于在敏感层下。由于心电输入电极对电磁波等周围的噪声源非常的敏感,噪声极易通过该电极进入到电路当中。因此,本研究采用导电织物屏蔽层来降低外部噪声对非接触式心电信号探测的干扰。

图2为非接触式心电耦合示意图。为防止心电信号  $V_{E1}$  和  $V_{E2}$  在耦合传输过程中发生衰减,选用高输入阻抗的电压跟随器,放置在耦合电容  $C_{E1}$  和  $C_{E2}$  之后,以满足匹配前后两级的阻抗。偏置电阻  $R_b$  在电路中起两个作用,第一是将耦合过程中产生的静电释放;第二是与耦合电容  $C_E$  形成高通滤波器,滤除信号中的低频噪声。人体心电信号的频率范围一般在  $0.5 \sim 58 \text{ Hz}$  之间<sup>[33]</sup>,为了避免心电信号发生衰减,高通滤波器的下限截止频率  $f_L \leq 0.5 \text{ Hz}$ 。下限截止频率  $f_L$  的表达式为:

$$f_L = \frac{1}{2\pi R_b C_E} \leq 0.5 \quad (1)$$

耦合电容  $C_E$  的表达式为:

$$C_E = \epsilon_0 \epsilon_r \frac{S}{d} \quad (2)$$

其中,  $\epsilon_r$  是衣服和床单的介电常数;  $\epsilon_0$  为真空的绝对介电常数;  $S$  是耦合电容的有效面积;  $d$  为人体皮肤与电极形成耦合电容的电极间距。根据衣服和床单厚度,设  $d=0.5 \text{ mm}$  (床单为纯棉材质,衣服为医院所用的病号服),通过图1所示的电极尺寸求得面积为  $S_E=5\,200 \text{ cm}^2$ ,设人体的侧躺时与电极形成的有效耦合面积  $S=2\,600 \text{ cm}^2$ ,则  $C_E=150 \text{ pF}$ ,由式(3):

$$R_b \geq \frac{1}{2\pi f_L C_E} \approx \frac{1}{4.191 C_E} \quad (3)$$

可得  $R_b \geq 1.58 \text{ G}\Omega$ 。为保证响应时间不能超过  $15 \text{ s}$ ,根据时间常数公式:

$$\tau = R_b C_E \leq 15 \quad (4)$$

得出  $R_b \leq 25 \text{ G}\Omega$ 。由计算结果可知:

$$1.58 \leq R_b \leq 25 \quad (5)$$

为得到合适的截止频率和时间常数,  $R_b$  选用阻值为  $10 \text{ G}\Omega$  的电阻。

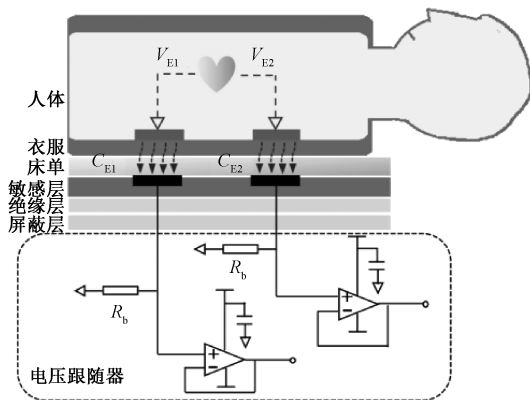


图2 非接触式心电耦合

Fig.2 Non-contact ECG coupling

心电信号通过第一级电压跟随器后,到达交流耦合电路<sup>[34]</sup>,如图3所示。该电路是一种平衡输入交流耦合

网络,用以限制信号中的直流分量,并且不需要接地的偏置路径,能够产生更高的共模抑制比。该电路在频率为  $50 \text{ Hz}$  时共模抑制比达到  $123 \text{ dB}$ 。为了防止心电信号发生衰减,在其后再增加一级电压跟随器<sup>[17]</sup>。

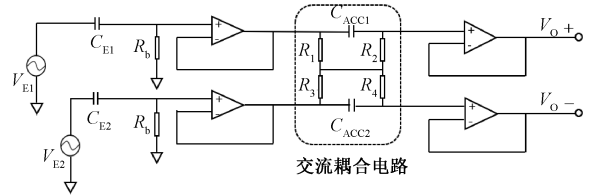


图3 交流耦合电路

Fig.3 AC coupling circuit

该系统除两个心电采集电极以外还有一个连接右腿驱动电路的参考电极,放置在人体臀部至大腿区域的床单下层。心电信号通常是差模信号,幅值在  $0.5 \sim 10 \text{ mV}$  范围内,正常人大多在  $1 \text{ mV}$  左右,而工频共模信号比心电信号幅值大  $1\,000$  倍左右,达到了  $\text{V}$  级。

为抑制共模信号的干扰,采用了右腿驱动电路如图4(a)所示。该电路实质上是一个电压并联负反馈电路,通过反向放大共模信号,再接回人体,以达到消除共模信号干扰的作用,从而提高共模抑制比。图4(b)为右腿驱动等效电路,设  $V_{CM}$  为共模信号源,通过电阻  $R_a/2$  取出共模电压。以下是右腿驱动电路验证公式:

$$Z_{RC} = \sqrt{R_b^2 + X_a^2} \quad (6)$$

其中,  $X_a$  为电容  $C_a$  的容抗,  $Z_{RC}$  为  $R_b$  和  $C_a$  串联的阻抗,进而求得反馈的总阻抗为:

$$Z_s = Z_{RC} \parallel R_f = \frac{R_f Z_{RC}}{R_f + Z_{RC}} \quad (7)$$

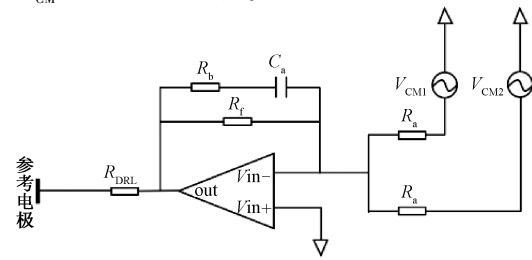
解下列方程组:

$$\begin{cases} \frac{V_{OUT}}{Z_s} + \frac{2V_{CM}}{R_a} = 0 \\ V_{CM} = R_{DRL} I_R + V_{OUT} \end{cases} \quad (8)$$

求得共模电压  $V_{CM}$ :

$$V_{CM} = \frac{R_{DRL} I_R}{1 + 2Z_{RC}/R_a} \quad (9)$$

由此可见,通过调节  $Z_{RC}$  和  $R_a$  的阻值就可控制共模电压  $V_{CM}$  在人体上的幅值。



(a) 右腿驱动电路  
(a) DRL Circuit

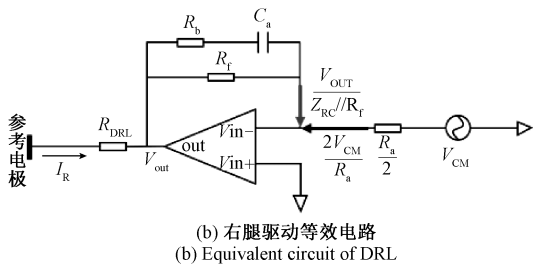


图 4 右腿驱动模块  
Fig. 4 DRL module

实际的应用环境中,电路会受到外界各种电磁在波和环境噪声的干扰,如果不加以屏蔽,则会影响系统检测到的心电信号质量。因此,在电路板外加装铁制的屏蔽盒,可以有效的屏蔽环境中的噪声和电磁干扰。如图 5 所示,该屏蔽盒主要由顶盖、箱体、适配板 3 个部分组成。顶盖上的观察孔 1 和观察孔 2 用以查看盒内电路板电源指

示灯和电极连接线是否正常,并用铜网对其覆盖。箱体采用钣金加工工艺制作,内置一片固定电路板的适配板。

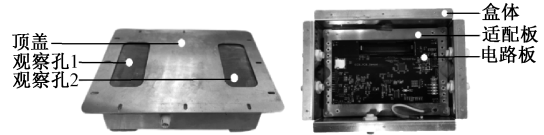


图 5 电路板屏蔽盒  
Fig. 5 PCB shield case

本系统使用高输入阻抗的仪表放大器 INA128,共模抑制比大于 120 dB,对心电信号进行差分放大。如图 6 所示,信号经过仪表放大器后,依次通过高通滤波器、同相比例运算放大器、低通滤波器和电压跟随器,再经模数转换模块,将心电数据发送至 STM32F103RCT6 单片机中进行处理。其中,高通滤波器和低通滤波器的截止频率分别为 0.05 Hz 和 58 Hz。

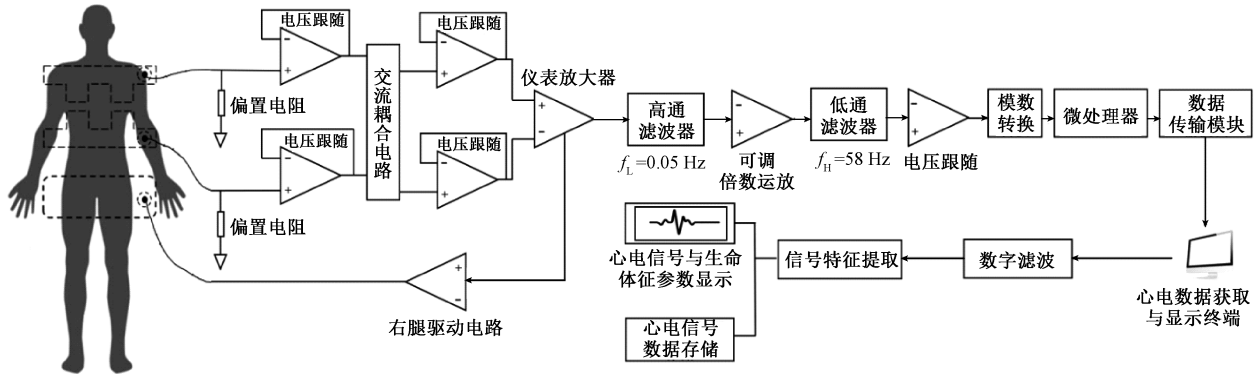


图 6 非接触式心电监测系统  
Fig. 6 Non-contact ECG monitoring system

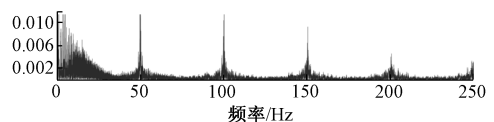
## 2 心电信号处理算法

由于硬件电路输出的心电信号仍含有较大的噪声,为提升心电信号的信噪比,需进一步进行数字信号处理。以本研究设计的拱门型电极采集到的数据为例,进行了以下分析和处理。

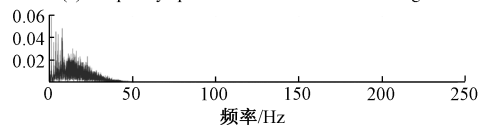
为降低心电信号中的噪声,对硬件电路输出的原始信号进行频谱分析,同时使用标准的接触式心电检测系统数据作为参照如图 7 所示。结果显示,50 Hz 的工频和人体呼吸与抖动产生的噪声为心电信号的主要噪声。其次,信号中还含有高次谐波干扰和环境噪声。

为了对心电信号进行量化评估,运用了参考文献[14]中提出的信噪比计算方法。计算公式为:

$$SNR_{ECG} = 20 \log \frac{\bar{V}_{QRS}}{\bar{V}_{Noise}} \quad (10)$$



(a) 非接触式心电信号频谱  
(a) Frequency spectrum of non-contact ECG signal



(b) 接触式心电信号频谱  
(b) Frequency spectrum of contact ECG signal

图 7 心电信号频谱图

Fig. 7 Spectrogram of ECG signal

其中,  $\bar{V}_{QRS}$  代表 QRS 波群在该时间段内的电压有效值;  $\bar{V}_{Noise}$  表示在一个心电周期末的 T 波和下一个心电周期的 P 波之间的且与 QRS 波群等长度的电压有效值。运用该方法求出每个心电周期的信噪比,随后相加取平

均值,得出整个心电信号的平均信噪比。

心电信号处理算法包括二阶无限冲激响应(infinite impulse response, IIR)数字滤波处理以去除原始心电信号中的呼吸波并改善基线漂移问题。其次,使用50 Hz带阻滤波器消除工频干扰,减小对心电信号的整体噪声。最后使用低通滤波器消除心电信号中的高频噪声。图8为心电信号滤波前后的效果对比图。根据式(10),算得信噪比依次为13.7 dB、16.1 dB、24.5 dB、32.3 dB。

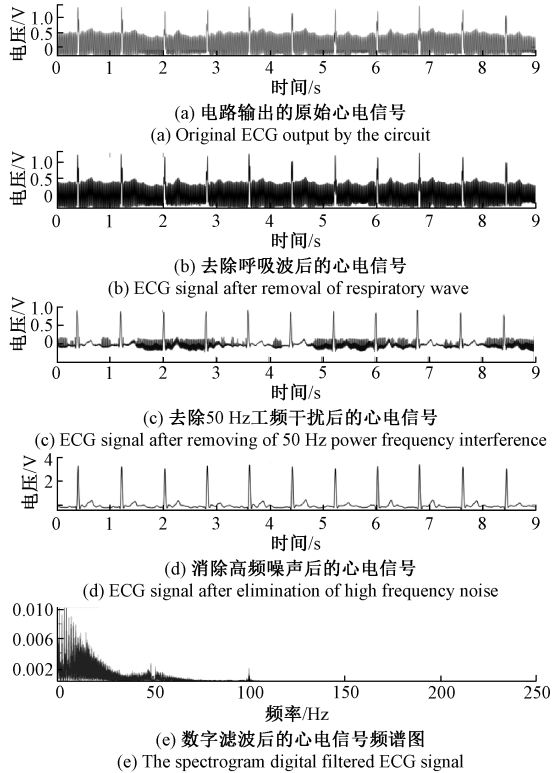


图8 心电信号的数字滤波处理结果

Fig. 8 Digital filtering results of ECG signal processing

为了检验该系统对心电信号监测的准确性,运用基于状态机逻辑算法的心电特征提取算法<sup>[35]</sup>,对测得的心电信号进行特征提取,将接触式与非接触式心电信号进行比较以计算R波检出率。计算表达式为:

$$A_R = \frac{N_E}{N_{ref}} \times 100\% \quad (11)$$

其中,  $N_E$  为本系统采集的心电信号R波数;  $N_{ref}$  代表接触式心电测量系统采集的心电信号R波数。心电信号R波提取结果如图9所示。

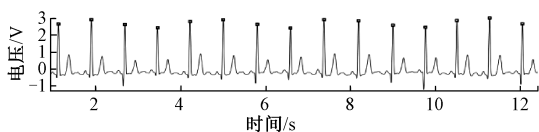


图9 心电信号R波提取结果

Fig. 9 Extraction results of R wave of ECG signal

### 3 心电信号采集试验

为验证本系统能够有效监测不同睡眠体位下的心电信号,对比采集了5名志愿者的人体试验数据。将拱门型非接触式心电采集电极与参考电极放置在医用病床上如图10所示的位置,铺上一层厚度为0.3 mm的棉制床单,并把内置电路板的屏蔽盒放置在病床边。

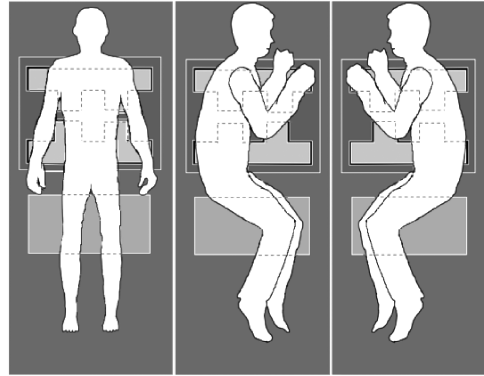


图10 多体位睡眠示意图

Fig. 10 Schematic diagram of multi-position sleep

本研究采用两种试验条件验证该系统的性能。首先,该系统与单导联皮肤接触式心电测量系统进行同步对照采集试验。接触式心电电极贴放位置按照美国睡眠学会修订的单导联测量标准<sup>[36-37]</sup>,将Ag/AgCl心电贴分别贴在志愿者身体的相应位置。

身体特征参数如表1所示。5名志愿者为3名男性和2名女性,按照性别和年龄对志愿者依次排序编号。在确保每位志愿者身上无佩戴携带金属物件和电子产品后,分别在病床上进行30分钟的睡眠监测试验。要求每人衣着病号服,以平躺、左侧躺和右侧躺3种姿势进行睡眠。接触式与非接触式监测系统同时进行心电信号检测。图11为心电监测试验现场照片。

表1 五名志愿者的身体特征参数

Table 1 Physical characteristics parameters of six volunteers

志愿者编号	性别	年龄	体重/kg	身高/cm	心脏病史
1	男	24	65	178	无
2	男	26	69	167	无
3	男	27	70	170	无
4	女	22	52	168	无
5	女	48	54	165	无

其中代表性志愿者2的心电信号如图12所示。非接触式和接触式心电检测系统测量到的心电信号按照3种睡姿进行分类,并在同时间段内进行对比。



图 11 心电监测试验现场

Fig. 11 Non-contact ECG measurement experiment

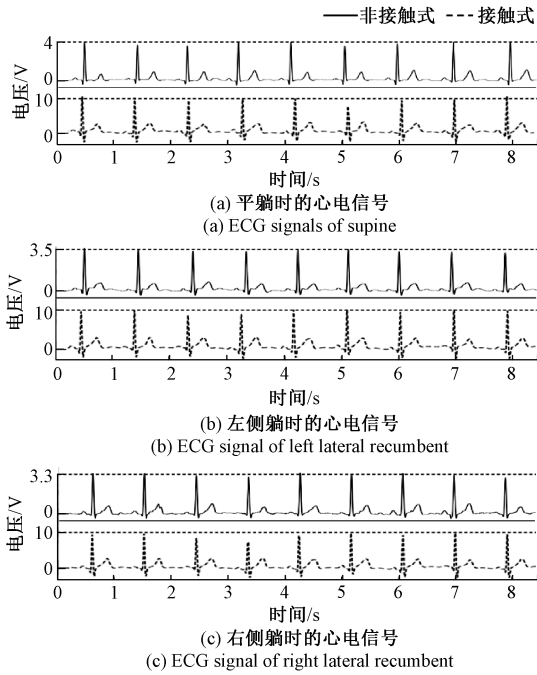


图 12 心电信号同步采集试验结果

Fig. 12 Experimental results of synchronous acquisition for ECG signals

如图 12(a) 所示,非接触心电信号中 QRS 波群,T 波和 P 波清晰明显,周期性良好且基线平稳,与接触式的心电信号基本相同。图 12(b)(c) 显示的左侧躺和右侧躺的数据相似,QRS 波群和 T 波清晰,P 波可见但不明显。3 种姿势下的非接触式采集的心电信号 R 波检出率依次为 99.5%,98.8% 和 97.1%。

其次,采用基于条型织物电极的心电信号采集系统采集志愿者 2 的非接触式心电信号。所测结果如图 13 所示。与拱门电极测得心电信号相比,平躺姿势下,除条型电极测得心电信号的 P 波幅值较小外,差别不明显。在左侧躺条件下,条型电极系统获取的心电信号质量有所下降,T 波由于与噪声叠加而造成失真,基线有明显波动。在右侧躺条件下,条型电极除 R 波可见外其他波形均有失真,基线漂移明显。在不同采集方式下 3 种体位心电信号的信噪比如表 2 所示。

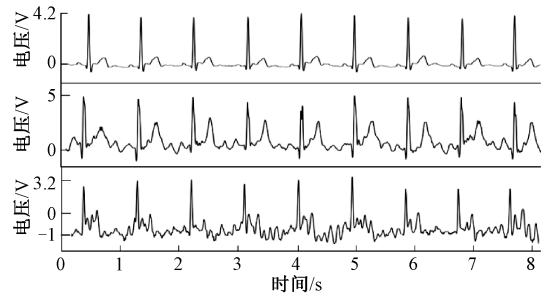


图 13 条状平行电极心电采集试验结果

Fig. 13 Strip-like parallel electrodes ECG acquisition results

表 2 3 种电极采集的心电信号信噪比对比(均值±标准偏差)  
Table 2 Comparison of signal-to-noise ratio of ECG signals collected by three electrode types (mean±standard deviation)

信噪比	平躺	左侧躺	右侧躺
SNR(接触式)	37.67±3.7	36.81±4.6	35.43±3.9
SNR(非接触式,拱门型)	35.77±3.9	31.92±4.7	31.27±4.3
SNR(非接触式,条型)	32.01±3.5	23.16±2.4	17.43±4.2

由此可得,通过对电极进行图案化设计可有效提升非接触式心电探测系统在侧躺睡眠体位下的心电信号获取能力。在进行人体试验的过程中发现,受试者年龄、性别与体重等因素对于本系统所获取的心电信号质量影响不大。然而,本系统在心电检测方面仍存在局限性。例如,受试者的身高不同就会导致人体与电极形成的有效耦合区域不同,需要不断调整电极位置才能获得质量较好的心电信号,这为本系统的实际应用带来很多不便之处。在下一步研究中需要研究多电极阵列的技术方法以解决以上问题。

## 4 结 论

本研究设计了一种面向睡眠应用的电容耦合式非接触心电信号监测系统。采用导电织物作为电极材料,设计了一种拱门型电极,通过增加侧躺时耦合电容有效面积提升心电信号信噪比,增加了睡眠状态下心电监测系统的可靠性。使用高输入阻抗的仪表放大器,对信号进行差分输入。采用 10 GΩ 的大阻值电阻作为偏置电阻,既满足了系统的前端输入需求,又调节了系统的响应时间。参考电极与右腿驱动电路相连接,抵消了信号中的共模信号。在系统电路板外加装铁质的屏蔽盒,屏蔽了外界电磁波的干扰。本研究还采用了数字滤波器,对心电信号进行进一步处理,去除呼吸波和 50 Hz 工频干扰等。该系统提高了采集的心电信号质量,缩短了与接触式心电检测方法之间的差距,并验证本系统用于多体位

心电信号采集的优势。对于需要长期连续监测心电的患者,提供了一种舒适的方式。本研究为未来非接触心电监测技术在医疗床、座椅、沙发、智能服装、救援担架等领域的应用奠定了研究基础。

### 参考文献

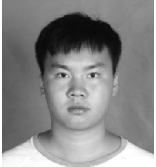
- [1] 王文,朱曼璐,王拥军,等. 心血管病已成为我国重要的公共卫生问题——《中国心血管病报告 2011》概要 [J]. 中国循环杂志, 2012, 27(6): 409-411.  
WANG W, ZHU M L, WANG Y J, et al. Cardiovascular disease has become an important public health problem in China——Summary of Report on Cardiovascular Diseases in China, 2011 [J]. Chinese Circulation Journal, 2012, 27(6): 409-411.
- [2] 陈新,孙瑞龙,王思让,等. 黄宛临床心电图学 [M]. 北京:人民卫生出版社, 2009.  
CHEN X, SUN R L, WANG S R, et al. Huang Wan clinical electrocardiography [M]. Beijing: People's Medical Publishing House, 2009.
- [3] MOND H G, OAM. The spectrum of ambulatory electrocardiographic monitoring [J]. Heart Lung and Circulation, 2017, 26(11): 1160-1174.
- [4] UENO A, AKABANE Y, KATO T, et al. Capacitive sensing of electrocardiographic potential through cloth from the dorsal surface of the body in a supine position: A preliminary study [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2007, 54(4): 759-766.
- [5] LOPEZ A, RICHARDSON P C. Capacitive electrocardiographic and bioelectric electrodes [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1969(1): 99.
- [6] 张琳,翟光杰,严洪,等. 可穿戴电容耦合式电极在载人航天心电检测中的应用 [J]. 航天医学与医学工程, 2017, 30(5): 357-362.  
ZHANG L, ZHAI G J, YAN H, et al. Research on application of wearable capacitively-coupled electrode in ECG detection of manned space-flight [J]. Space Medicine & Medical Engineering, 2017, 30(5): 357-362.
- [7] DORE H, AVILES-ESPINOSA R, LUO Z, et al. Characterisation of textile embedded electrodes for use in a neonatal smart mattress electrocardiography system [J]. Sensors, 2021, 21(3): 999.
- [8] XIAO X, DONG K, LI C, et al. A comfortability and signal quality study of conductive weave electrodes in long-term collection of human electrocardiographs [J]. Textile Research Journal, 2019, 89(11): 2098-2112.
- [9] TANG Y, CHANG R, ZHANG L, et al. Electrode humidification design for artifact reduction in capacitive ECG measurements [J]. Sensors (Basel, Switzerland), 2020, 20(12): 3449.
- [10] WU R, TANG Y, LI Z, et al. A novel high input impedance front-end for capacitive biopotential measurement [J]. Medical & Biological Engineering & Computing, 2018, 56(8): 1343-1355.
- [11] CHEN M, CHUN H S, CASTRO I D, et al. A 400 G omega input-impedance active electrode for non-contact capacitively coupled ECG acquisition with large linear-input-range and high CM-interference-tolerance [J]. IEEE Transactions on Biomedical Circuits and Systems, 2019, 13(2): 376-386.
- [12] 周平,汪丰,刘梦星,等. 非接触式心电测量的噪声抑制研究 [J]. 仪器仪表学报, 2013, 34(10): 2226-2230.  
ZHOU P, WANG F, LIU M X, et al. Study on noise restraint in non-contact electrocardiographic measurement [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2013, 34(10): 2226-2230.
- [13] WANG T W, LIN S F. Negative impedance capacitive electrode for ECG sensing through fabric layer [J]. IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, 2021, 70: 4002308.
- [14] 杨斌,董永贵. 电容耦合非接触电极及心电信号获取 [J]. 仪器仪表学报, 2015, 36(5): 1072-1078.  
YANG B, DONG Y G. Capacitive coupled non-contact electrodes and ECG signal acquisition [J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2015, 36(5): 1072-1078.
- [15] PARENTE F R, SANTONICO M, ZOMPANTI A, et al. An electronic system for the contactless reading of ECG signals [J]. Sensors, 2017, 17(11): 2474.
- [16] WANNENBURG J, MALEKIAN R, HANCKE G P. Wireless capacitive-based ECG sensing for feature extraction and mobile health monitoring [J]. IEEE Sensors Journal, 2018, 18(14): 6023-6032.
- [17] WANG T W, ZHANG H, LIN S F. Influence of capacitive coupling on high-fidelity non-contact ECG measurement [J]. IEEE Sensors Journal, 2020, 20(16): 9265-9273.
- [18] MAJUMDER S, CHEN L, MARINOV O, et al. Noncontact wearable wireless ECG systems for long-term monitoring [J]. IEEE Reviews in Biomedical Engineering, 2018, 11: 306-321.

- [19] ZOMPANTI A, SABATINI A, GRASSO S, et al. Development and test of a portable ECG device with dry capacitive electrodes and driven right leg circuit [J]. *Sensors*, 2021, 21(8): 2777.
- [20] 李国权, 李必禄, 林金朝, 等. 基于改进 EWT 的心电信号基线矫正算法 [J]. *仪器仪表学报*, 2020, 41(4): 156-166.  
LI G Q, LI B L, LIN J CH, et al. Baseline correction algorithm for ECG signals based on improved EWT [J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2020, 41(4): 156-166.
- [21] 张丹, 隋文涛, 梁钊, 等. 基于 VMD 和 KNN 的心电信号分类算法 [J]. *电子测量与仪器学报*, 2019, 33(4): 140-145.  
ZHANG D, SUI W T, LIANG ZH, et al. Baseline correction algorithm for ECG signals based on improved EWT [J]. *Journal of Electronic Measurement and Instrumentation*, 2019, 33(4): 140-145.
- [22] LIM Y G, KIM K K, PARK K S. ECC recording on a bed during sleep without direct skin-contact [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2007, 54(4): 718-725.
- [23] PELTOKANGAS M, VERHO J, VEKHOJA A. Night-time EKG and HRV monitoring with bed sheet integrated textile electrodes [J]. *IEEE Transactions on Information Technology in Biomedicine*, 2012, 16(5): 935-942.
- [24] LEE H J, HWANG S H, YOON H N, et al. Heart rate variability monitoring during sleep based on capacitively coupled textile electrodes on a bed [J]. *Sensors*, 2015, 15(5): 11295-11311.
- [25] 丁鑫, 金雷, 刘诺, 等. 基于织物电极的非接触便携式睡眠心电监测系统设计 [J]. *北京生物医学工程*, 2012, 31(3): 293-297.  
DING X, JIN L, LIU N, et al. Design of non-contact portable sleep ECG monitoring system based on fabric electrodes [J]. *Beijing Biomedical Engineering*, 2012, 31(3): 293-297.
- [26] 王文涛, 徐浩然, 全弘宇, 等. 基于电容耦合的非接触式心电技术的实验研究 [J]. *医疗卫生装备*, 2015, 36(3): 21-23.  
WANG W T, XU H R, QUAN H Y, et al. Non-contact ECG monitoring study based on capacitive coupling [J]. *Chinese Medical Equipment Journal*, 2015, 36(3): 21-23.
- [27] 高山, 李永勤, 魏良, 等. 基于电容耦合的非接触式心电监测技术研究 [J]. *生物医学工程杂志*, 2015, 32(3): 553-557.  
GAO SH, LI Y Q, WEI L, et al. Technical research of Non-contact electrocardiogram based on capacitive coupling [J]. *Journal of Biomedical Engineering*, 2015, 32(3): 553-557.
- [28] TAKANO M, UENO A. Noncontact in-bed measurements of physiological and behavioral signals using an integrated fabric-sheet sensing scheme [J]. *IEEE Journal of Biomedical and Health Informatics*, 2019, 23(2): 618-630.
- [29] PENG S, XU K, BAO S, et al. Flexible electrodes-based smart mattress for monitoring physiological signals of heart and autonomic nerves in a non-contact way [J]. *IEEE Sensors Journal*, 2021, 21(1): 6-15.
- [30] NAKAMURA S, KAMIYAMA N, ARIMA Y, et al. Capacitively coupled electrode array sensors for body posture and ECG measurement during sleep [J]. *IEEE Access*, 2021, 9:24363-24372.
- [31] PENG S, XU K, CHEN W. Comparison of active electrode materials for non-contact ECG measurement [J]. *Sensors*, 2019, 19(16): 1-18.
- [32] 中国标准化与信息分类编码研究所. 中国成年人人体尺寸 [M]. 国家技术监督局. 1988: 20.  
China Institute of Standardization and Information Classification and Coding. Human dimensions of chinese adults [M]. The State Bureau of Quality and Technical Supervision, 1988: 20.
- [33] 何伟, 陈良迟, 徐晓红, 等. 心电信号及各组分的频率分布和有效带宽研究 [J]. *生物医学工程杂志*, 1996, 4: 336-340.  
HE W, CHEN L C, XU X H, et al. Frequency distribution and effective band widths of electrocardiac signal and its components [J]. *Journal of Biomedical Engineering*, 1996, 4: 336-340.
- [34] SPINELLI E M, PALLAS-ARENY R, MAYOSKY M A. AC-coupled front-end for biopotential measurements [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2003, 50(3): 391-395.
- [35] HAMILTON P S, TOMPKINS W J. Quantitative investigation of QRS detection rules using the mit/bih arrhythmia database [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1986, 33(12): 1157-1165.
- [36] HUNGS M. Fundamentals of sleep medicine [J]. *JAMA*, 2012, 307(12): 1320-1321.
- [37] BERRY R B, BUDHIRAJA R, GOTTLIEB D J, et al. Rules for scoring respiratory events in sleep: Update of



the 2007 AASM manual for the scoring of sleep and associated events [ J ]. Journal of Clinical Sleep Medicine, 2012, 8(5): 597-619.

### 作者简介



**冯宝亮**, 2018 年于青岛滨海学院获得学士学位, 现为太原科技大学与中国科学院宁波材料技术与工程研究所联合培养硕士研究生, 主要研究方向为人体生命体征检测。

E-mail: fengbaoliang@nimte.ac.cn

**Feng Baoliang** received his B.Sc. degree from Qingdao Binhai University in 2018. He is currently a master student at Taiyuan University of Science and Technology and Ningbo Institute of Material Technology & Engineering, Chinese Academy of Sciences. His main research interest is detection technology of human vital signs.



**吴志生**, 1985 年于沈阳工业大学获得学士学位, 1995 年于清华大学获得硕士学位, 2002 年于天津大学获得博士学位, 现为太原科技大学教授、博士生导师, 主要研究方向为新材料智能连接与增材制造技术。

E-mail: 1985028@tyust.edu.cn

**Wu Zhisheng** received his B.Sc. degree from Shenyang

University of Technology in 1985, received his M.Sc. degree from Tsinghua University in 1995, and received his Ph.D. degree from Tianjin University in 2002. He is currently a professor and a Ph.D. advisor at Taiyuan University of Science and Technology. His main research interests include intelligent connection of new materials and additive manufacturing technology.



**施长城**(通信作者), 2004 年与 2007 年分别于华中科技大学获得学士与硕士学位, 2012 年于美国克莱姆森大学获得博士学位, 现为中国科学院宁波材料技术与工程研究所副研究员、硕士生导师, 主要研究方向为无创生命体征监测与柔性传感技术。

E-mail: changchengshi@nimte.ac.cn

**Shi Changcheng** (Corresponding author) received his B.Sc. and M.Sc. degrees from Huazhong University of Science and Technology in 2004 and 2007, and received his Ph.D. degree from Clemson University in the United States of America in 2012. He is currently an associate professor and a master advisor at Ningbo Institute of Materials Technology and Engineering, Chinese Academy of Sciences. His main research fields include noninvasive vital signs monitoring and flexible sensing technologies.