

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J2311048

# 柔性非接触心电阵列电极设计与压力影响分析\*

吴刚<sup>1,2,3</sup>, 冯宝亮<sup>2,3</sup>, 刘箴<sup>1</sup>, 左国坤<sup>2,3</sup>, 施长城<sup>2,3</sup>

(1. 宁波大学信息科学与工程学院 宁波 315211; 2. 中国科学院宁波材料技术与工程研究所 宁波 315201;  
3. 宁波慈溪生物医学工程研究所 宁波 315300)

**摘要:**非接触式心电传感技术在长期睡眠心电监测领域展现了优异的应用前景,其中阵列式非接触心电传感技术取得了较好的发展,然而,该技术所用电极多为刚性的印制电路板(PCB),舒适性较差。同时,人体压力分布对该技术所获心电信号质量的影响规律尚未可知。针对这些不足,本研究设计了一种基于柔性印刷电路(FPC)的阵列式非接触睡眠心电监测系统。通过系统验证,证明了该系统所获取心电信号一致性较高且平均信噪比>38 dB。随后通过人体试验分析了人体压力对心电信号质量的影响。结果表明,当心电检测输入端所受压力<9 mmHg时,获得低信噪比心电信号的概率 $P$ 高于54.17%;反之,则 $P$ 低于5.94%,证明人体压力是影响电容耦合心电信号质量的关键因素之一。

**关键词:**非接触心电;阵列式电极;人体睡眠压力分布;睡眠心电监测;柔性印刷电路

**中图分类号:** TH776 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 510.40

## Design of a flexible non-contact ECG array electrodes and effect analysis on pressure

Wu Gang<sup>1,2,3</sup>, Feng Baoliang<sup>2,3</sup>, Liu Zhen<sup>1</sup>, Zuo Guokun<sup>2,3</sup>, Shi Changcheng<sup>2,3</sup>

(1. Faculty of Electrical Engineering & Computer Science, Ningbo University, Ningbo 315211, China;  
2. Ningbo Institute of Materials Technology & Engineering, Chinese Academy of Sciences, Ningbo 315201, China;  
3. Ningbo Cixi Institute of Biomedical Engineering, Ningbo Institute of Materials Technology & Engineering, Chinese Academy of Sciences, Ningbo 315300, China)

**Abstract:** The non-contact electrocardiogram (ECG) sensing technology has a promising application in the field of long-term sleeping ECG monitoring. The non-contact ECG sensing technology based on array electrodes has made good progress. However, the current non-contact ECG sensing electrodes based on array electrodes are mostly manufactured by using the hard printed circuit board technology, which has low comfort. Meanwhile, the relationship between the human body pressure distribution and the signal quality of non-contact ECG sensing based on array electrodes is not studied in this aspect based on our best knowledge. To address those issues, this study develops an arrayed non-contact ECG sensing electrode based on flexible printed circuit (FPC). The experimental results show that the ECG signals obtained from the proposed system are high, and the averaged signal-to-noise ratio is larger than 38 dB. Moreover, the effect of pressure distribution of human back on the ECG signal quality is analyzed by conducting the human trials. The results demonstrate that the obtained ECG signal quality is relatively low when the electrode unit with human body pressure is lower than 9 mmHg used as one of the positive or negative ECG signal input units. The probability for obtaining ECG signals with lower quality is higher than 54.17%. When the unit pressure is higher than 9 mmHg, the probability for obtaining ECG signals with lower quality is lower than 5.94%. It proves that the unit pressure is one of the key factors that can affect the quality of capacitive ECG signals.

**Keywords:** non-contact ECG; array electrodes; human body pressure distribution in sleeping; sleeping ECG monitoring; flexible printed circuit

## 0 引 言

近年来,我国老龄化趋势越发明显,研究表明,我国老龄人口比重不断上升,预计到 2040 年,60 岁以上人口占总人口比例将超过 28%,我国将成为超老年型国家<sup>[1]</sup>。随着老龄化不断加深,心血管疾病流行趋势越发明显,为有效降低由此带来的巨大风险,同时应对随之而来的严峻挑战<sup>[2]</sup>,可通过研发心电图(electrocardiogram, ECG)技术实现心血管疾病的有效预防和诊断。作为临床医生诊断与评估心血管疾病的标准检测工具,心电图技术可以发现心电图中的异常信号,从而判断人体心血管系统发生了何种病变。在早期心血管疾病中,心电信号中的异常信号出现频率一般较低,具有偶发性和阵发性的特点,而现有心电图技术因短时性和间歇性的特点很难检测到这种异常信号,无法进行长期连续监测。传统的心电传感技术需要与人体直接接触,不适合长期的心电图监测,最多可维持 4 周的连续心电信号监测<sup>[3]</sup>,而且长期使用会使人体皮肤产生不适。为突破以上限制,研究人员基于电容耦合原理开发出非接触式心电传感技术,借此有望替代传统心电监测技术,实现长期连续的心电信号监测。

Lopez 等<sup>[4]</sup>首次提出了该技术,然而由此得到的心电信号较为微弱,且极易受到环境条件、衣物及电极材质以及运动伪迹等因素的影响。为此,科研人员做了大量研究,在电极排布<sup>[5-8]</sup>、电极结构与材质<sup>[9-14]</sup>、电路设计<sup>[15-18]</sup>和心电处理算法<sup>[19-21]</sup>等方面进行了深入探索以获取高质量心电信号。目前,该技术在睡眠场景中应用较多,如丁鑫等<sup>[22]</sup>用片状导电织物电极进行非接触式心电信号探测并将其运用到睡眠分析中;王文涛等<sup>[23]</sup>和高山等<sup>[24]</sup>采用条形导电织物电极进行非接触式睡眠心电监测;Castro 等<sup>[25]</sup>通过非接触式心电检测技术提取睡眠呼吸暂停特征,准确度达到 91%;冯宝亮等<sup>[26]</sup>通过设计拱门形非接触式心电传感电极实现多体位睡眠心电监测。然而,这些研究工作几乎都需要将体位调整到合适位置才能获取稳定且清晰的心电信号,很难应对睡眠场景中体位出现变动的情况。为此,Costro 等<sup>[27]</sup>提出了一种多通道心电采集电极阵列以及一种最佳电极实时选择算法,通过人体试验验证了该算法可有效识别不同睡姿;Weeks 等<sup>[28]</sup>研发了 300 个电极单元的刚性电容耦合式心电传感器,可以根据电容分布获取体位信息并据此指导选择合适心电电极进行心电监测;Nakamura 等<sup>[29]</sup>基于 128 个电极单元的刚性电容耦合式心电传感器提出一种新型心电信号优选算法,可实现多睡眠体位条件下的人体心电监测。

可见,通过阵列电极可有效获取心电信号并突破体位改变带来的限制。然而,现有的阵列电极依然需要进行完善。首先,鉴于现有阵列式电极多为刚性电极,少数阵列

电极虽然材质柔软,但抗拉伸性不佳,因此阵列电极本身的质地需要更加柔软,同时增加抗拉伸性。其次,现存的阵列电极的设计也比较简单直接,需要更加科学合理的设计方案。最后,在应用上,已有的阵列电极较少考虑人体在睡眠条件下的舒适性、透气性等问题,因此后续的阵列电极在设计时需要更多地考虑场景方面的因素,使电极更适应睡眠场景。此外,对于体位的检测除了通过电容检测实现,还可通过压力检测实现,且目前对于压力的研究多运用于评估睡眠质量,尚未涉及心电检测。因此,本研究设计了一种新型阵列电极,并在此基础上结合人体心电体表电位研究非接触睡眠心电信号和人体背部压力的关系<sup>[30]</sup>。

## 1 柔性阵列式心电检测电极设计

图 1 为柔性阵列式电极的示意图。该电极由柔性电路印刷(flexible printed circuit, FPC)工艺制成,制作材料主要为压延铜箔和聚酰亚胺(polyimide, PI)。其中,FPC 具有可弯曲、电性能优秀、外形轻薄和抗拉强度高优点,压延铜具有非常好的延展性和导电性,聚酰亚胺具有良好的介电性能和优良的机械性能。以上优点使得该电极具有很好的柔韧性、超薄的厚度、轻盈的重量、优良的电性能和机械性能,符合长期睡眠心电测量的应用需求。此外,所有线路均由阵列电极右上角的接口导出,由此将信号传输至心电信号处理电路。为提升舒适性,电极间增加了透气孔以满足长期睡眠心电监测中人体散热和透气的的需求。柔性阵列电极实物如图 2 所示,该电极厚度约为 0.257 mm,重 55.340 g。

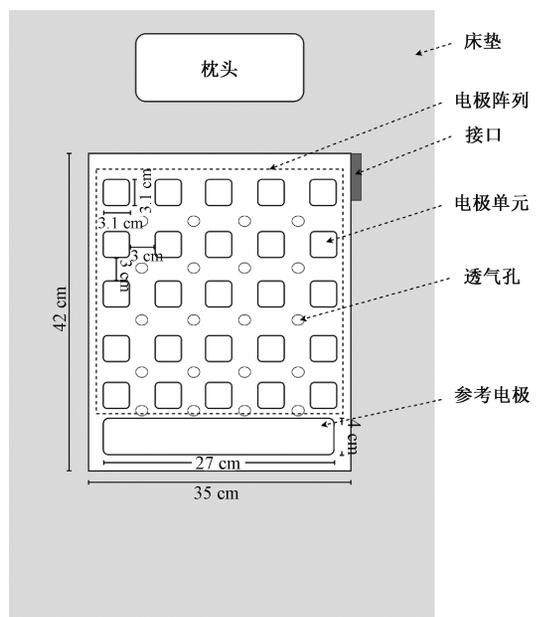


图 1 柔性阵列式电极示意图

Fig. 1 Diagram of the arrayed flexible electrode

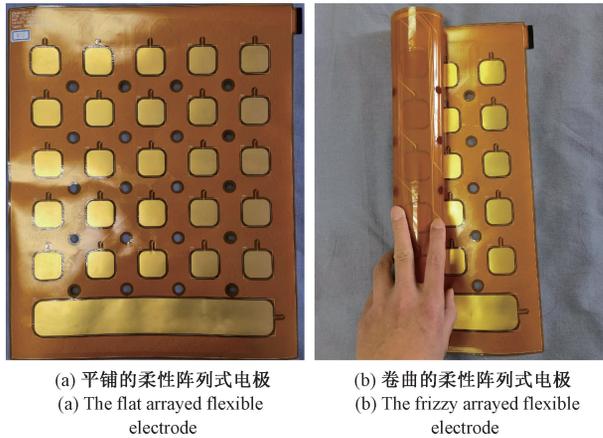


图2 柔性阵列式电极实物

Fig. 2 The arrayed flexible electrode

本研究主要对柔性阵列式心电检测电极的排布、尺寸和结构等3个方面进行了优化设计。其中,该阵列电极由25片电极单元和1片参考电极组成,电极单元呈 $5 \times 5$ 的矩阵整齐排列,相邻电极单元的间距均为3 cm,用以覆盖人体背部所有区域。

在尺寸上,主要考虑电容耦合的有效面积以及心电信号处理电路的硬件要求等两个方面的因素。为减少心电信号中噪声的引入,提高信号质量,电极单元面积不能过大,同时若面积过小,有效面积也随之减小,使得等效耦合电容的容抗增大,从而降低心电信号抗干扰能力。此外,将电极单元接入心电信号处理电路,也需保证在硬件上达到预期性能。

电容耦合的示意图如图3所示,由于人体与电极单元形成耦合电容 $C_E$ ,使得偏置电阻 $R_b$ 与 $C_E$ 组成高通滤波器,且人体心电信号的频率一般在 $0.5 \sim 58$  Hz之间<sup>[31]</sup>,因此高通滤波器的下限截止频率需满足 $f_L \leq 0.5$  Hz,其表达式为:

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

耦合电容 $C_E$ 的表达式为:

$$C_E = \varepsilon_0 \varepsilon_r \frac{S}{d} \quad (2)$$

其中, $\varepsilon_r$ 是衣服和床单的介电常数, $\varepsilon_0$ 为真空的绝对介电常数, $S$ 是耦合电容的有效面积, $d$ 为人体皮肤与电极电极单元的间距。根据实际情况,设 $d = 0.5$  mm。由式(1)、(2)可得:

$$S \geq \frac{d}{\pi R_b \varepsilon_0 \varepsilon_r} \quad (3)$$

由式(3)可得 $S \geq 9.47 \text{ cm}^2$ 。为保证响应时间不超过1 s,时间常数计算公式如式(4)所示:

$$\tau = R_b C_E \leq 1 \quad (4)$$

由式(4)得出 $S \leq 29.74 \text{ cm}^2$ 。由计算结果可知:

$$9.47 \leq S \leq 29.74 \quad (5)$$

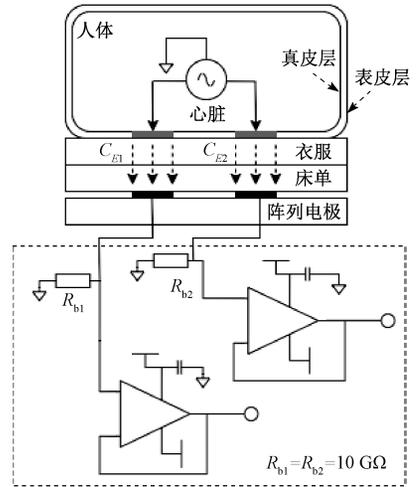


图3 电容耦合示意图

Fig. 3 Diagram of capacitive coupling

基于以上分析,将电极单元的尺寸设为 $3.1 \text{ cm} \times 3.1 \text{ cm}$ ,即 $S = 9.61 \text{ cm}^2$ 。根据《中国成年人人体尺寸(GB/T 10000—1988)》,18~60岁的成人男性胸宽为 $24.2 \sim 33.1$  cm,肘部长度为 $32.5 \sim 34.7$  cm,由此可知人体背部尺寸最大可达 $33.1 \text{ cm} \times 34.7$  cm,阵列电极的整体尺寸为 $35 \text{ cm} \times 42 \text{ cm}$ ,因此该阵列电极可覆盖整个背部区域。此外,为使参考电极能够适应不同体型人群,将其设计为 $27 \text{ cm} \times 4 \text{ cm}$ 的长条状。

在结构上,该阵列电极采用双层FPC制作。选用PI作为介电层和表面覆盖材料,以保证上下层之间高度绝缘以及电极整体柔韧牢固。在介电层表面,通过镀铜等工艺覆盖压延铜箔,因其具有比电解铜箔更高的柔软度,能适应多次弯曲。电极上下层铺设网格铜箔,以屏蔽外界噪声,因其相比实心铜箔具有更好的柔韧性,因此可有效避免电极经多次弯曲后出现褶皱的情况,延长使用寿命且更适用于睡眠场景。此外,每个电极单元均做开窗处理,并采用化学镀金(electroless nickel/immersion gold, ENIG)表面处理工艺使电极单元表面更为平整,导电性更强,抗氧化性更好。同时,为避免因人体挤压造成电极单元与线路之间出现断裂的情况,在两者连接处采用了滴泪的设计,即通过增加接触面积和增大接触面的夹角对两者连接处进行了加固,并将线路走向调整为与人体躯干平行使电极整体更适应人体的挤压。

在电极使用寿命上,通过与参考文献[22]中的织物电极进行对比,由图4可以看到,在相同的实验场景下,对同一个人分别使用织物电极和柔性阵列式电极进行30次心电采集,每次采集持续30 min,试验后的织物电极出现了较多褶皱和少量气泡,而柔性阵列电极除了参

考电极略微弯曲外,整体上依然较为完好,由此证明本文设计的柔性阵列电极在使用寿命上优于织物电极。



(a) 经30次心电采集后的织物电极  
(a) Fabric electrode after 30 times ECG acquisition  
(b) 经30次心电采集后的阵列电极  
(b) Array electrode after 30 times ECG acquisition

图 4 进行 30 次心电采集后的织物电极和阵列电极

Fig. 4 Fabric electrode and array electrode after 30 times ECG acquisition

## 2 心电信号处理电路及数字滤波算法

如图 5 所示为心电信号处理电路的示意图。信号经电极单元传输至心电信号处理电路,通过仪表放大器对其进行差分放大,从而形成了原始心电信号。同时,前端设置的右腿驱动电路(driven right leg, DRL)将信号中的共模噪声取出并反向放大,通过参考电极反馈至人体,以达到抑制共模噪声的目的。随后,原始心电信号依次通过二阶高通滤波器、同相比例运算放大器与二阶低通滤波器,由模数转换模块(analog to digital converter, ADC)处理后传输至单片机(microcontroller unit, MCU),进而通过串口将心电信号发送至电脑端,具体的电路如图 6 所示。

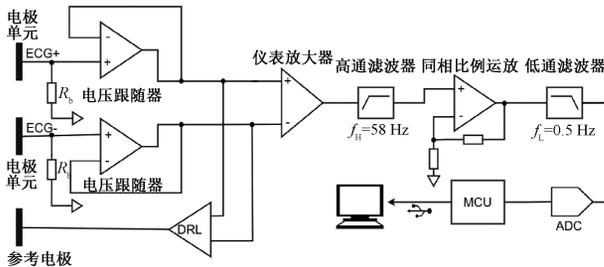


图 5 心电信号处理电路示意图

Fig. 5 Diagram of ECG processing circuit

对图 5 所示电路进行仿真,仿真结果如图 7 所示。在仿真中,将两个电压跟随器的输入信号设置为两个频率为 50 Hz 的正弦波,幅度分别为 100 和 20 mV,正弦波在经过电压跟随器后进入仪表放大器进行差分放大,得到图 7 中的 U3-out 波形,随后进入高通滤波器得到 U4A-Out 波形,之后经过同相比例运放的放大,得到 U4B-Out



图 6 心电采集电路

Fig. 6 ECG acquisition circuit

波形,再由低通滤波器输出 U5B-Out 波形,最后通过一个电压跟随器得到 U6B-Out 波形。由仿真结果可知,整个电路可以较好地地完成工作,满足使用需求。

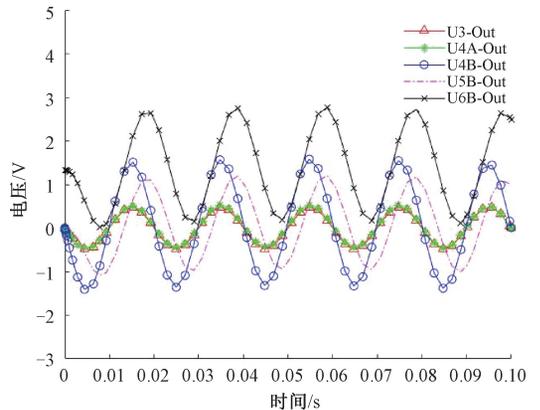


图 7 心电采集电路的仿真结果

Fig. 7 Simulation result of ECG acquisition circuit

为验证电脑端所获取心电信号中的噪声是否被滤除,故对其进行频谱分析。如图 8(a)所示为数字滤波前的心电信号频谱图,由此可知,信号中噪声的主要来源为 50 Hz 工频、高次谐波以及人体呼吸与抖动等干扰,因此需进行数字滤波处理。首先,本系统使用截止频率为 0.5 Hz 的二阶巴特沃斯滤波器滤除呼吸波等低频噪声,随后通过中心频率为 50 Hz 的带阻滤波器消除工频干扰,再由低通滤波器去除高次谐波等高频噪声。如图 8(b)所示为滤波后心电信号的频谱图,显然所有噪声已基本滤除,信号能量集中于 50 Hz 以内。

## 3 心电同步采集试验及压力分布影响分析

为验证本系统性能,将其与传统接触式心电采集系统进行同步对比试验。传统接触式心电采集系统采用的是 Ag/AgCl 心电贴电极,将其置于受试者胸部并与背部所选通的电极单元的位置相对应。

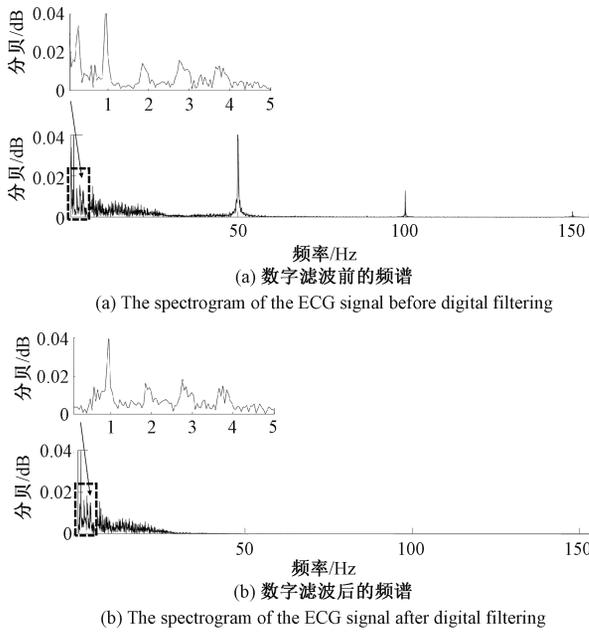


图8 数字滤波前后心电信号频谱图

Fig. 8 The spectrogram of ECG signal before and after digital filtering

本次试验共采集了5位受试者的心电数据,他们的身体特征参数如表1所示。要求每位受试者在试验正式开始前,取下所有金属配件和电子产品,随后穿着医用病号服平躺于病床之上进行30 min睡眠心电测量试验,具体体位如图9所示。

表1 5名受试者的身体特征参数

Table 1 Physical characteristics parameters of five subjects

编号	性别	年龄	体重/kg	身高/cm	心脏病史
1	男	24	74	175	无
2	男	23	73	173	无
3	男	32	62	172	无
4	男	24	70	181	无
5	男	23	65	166	无

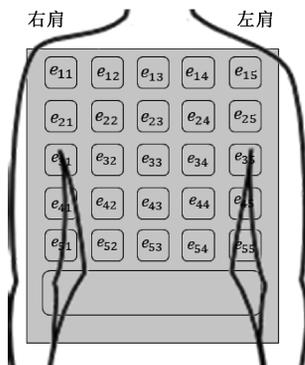


图9 睡眠体位示意图

Fig. 9 Diagram of sleeping position

其中典型受试者#1的心电信号如图10所示。显然,两系统获取的心电信号均具有清晰可见的QRS波群、T波和P波,波形平稳且周期规律,除幅值外,两者具有较高一致性。

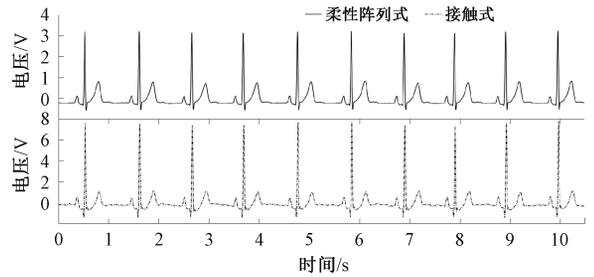


图10 受试者#1心电信号同步采集试验结果

Fig. 10 Subject #1 The experimental results of synchronous acquisition for ECG signals

运用参考文献[17]所提出的信噪比(signal to noise ratio, SNR)计算方法,对两系统获取的心电信号进行量化评估,公式如下:

$$SNR_{ECC} = 20 \log \frac{\bar{V}_{QRS}}{\bar{V}_{Noise}} \quad (6)$$

其中,  $\bar{V}_{QRS}$  代表QRS波群在该时间段内的电压有效值,  $\bar{V}_{Noise}$  表示在当前心电周期的T波和下一个心电周期的P波之间的与QRS波群等时长的电压有效值。由式(6)计算得到心电信号的信噪比如表2所示,由此可知本系统与传统接触式心电检测系统相比,已达到与之相近的心电检测性能。

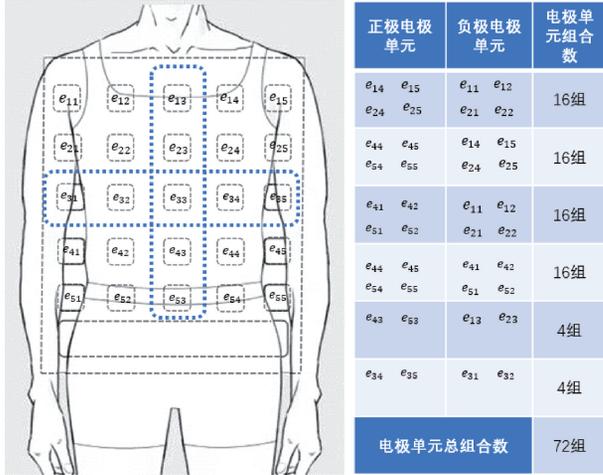
表2 两种电极采集的心电信号信噪比对比(均值±标准偏差)

Table 2 Comparison of signal-to-noise ratio of ECG signals collected by two electrode types (mean±standard deviation)

电极类型	信噪比(均值±标准偏差)/dB
柔性阵列式电极	38.35±6.50
传统接触式电极	38.16±3.87

为分析人体背部施加于阵列电极的压力对心电信号质量的影响,再次开展人体试验。试验开始前,为尽可能排除空气湿度、人体汗液和其他外界干扰等可能对试验结果造成影响的因素,通过在所有电极单元上增加一层水凝胶来提高人体皮肤、床单、睡衣和阵列电极之间的耦合电容,降低等效阻抗,同时将湿度保持在一定水平<sup>[22]</sup>。考虑到侧卧时人体压力会随侧身的角度和姿势而改变,难以进行统一和定量分析,所以本次试验仅考虑平躺的情况。此外,试验中以单导联方式使电极单元两两组合作为正、负输入端进行心电检测,25块电极单元共有300种不同组合,需进行300次心电检测,这在单次试验中很

难实现,若进行多次试验,将难以保证所有条件基本统一,因此本次试验参考人体心电体表电位,仅选取部分电极单元组合进行试验,具体的选取原则如图 11 所示。



(a) 划分为9块区域的阵列电极 (a) Array electrode divided into 9 areas  
 (b) 由划分的9块区域得到72组电极单元组合 (b) 72 electrode unit groups generated by 9 areas

图 11 电极单元选取原则

Fig. 11 Principle on selecting electrode units

以图 11 中的虚线为分界,将阵列电极分为 9 块区域。然后根据参考文献[30]中人体心电体表电位“人体左侧电

位大于右侧电位、下方电位大于上方电位”的结论,当人体平躺于电极之上时,取人体高电位区域对应的电极单元为正输入端,低电位区域对应的电极单元为负输入端,被指定为正、负输入端的电极单元两两组合进行心电检测,共有 72 组电极单元组合。借由该选取原则,可保证正、负输入端的信号差分后得到的心电波形不会倒置,且选取的电极单元可覆盖整个背部区域,同时在实验条件基本不变的情况下通过单次试验即可获得足够多的心电数据。

本次试验共邀请了 7 位受试者,他们的身体特征参数如表 3 所示。在确保受试者满足实验要求后,使其身穿病号服平躺于放置有阵列电极和压力床垫的病床上进行两小时人体试验。图 12 为试验的场景。

表 3 7 名受试者的身体特征参数

Table 3 Physical characteristics parameters of seven subjects

编号	性别	年龄	背长/cm	背宽/cm	心脏病史
1	男	24	31	28	无
2	男	25	31	31	无
3	男	32	30	31	无
4	女	24	22	24	无
5	女	24	27	28	无
6	男	26	31	30	无
7	男	23	32	29	无



(a) 受试者1的试验场景 (a) Experimental scene of subject 1  
 (b) 受试者2的试验场景 (b) Experimental scene of subject 2  
 (c) 受试者3的试验场景 (c) Experimental scene of subject 3



(d) 受试者6的试验场景 (d) Experimental scene of subject 6  
 (e) 受试者7的试验场景 (e) Experimental scene of subject 7  
 (f) 受试者4的试验场景 (f) Experimental scene of subject 4  
 (g) 受试者5的试验场景 (g) Experimental scene of subject 5

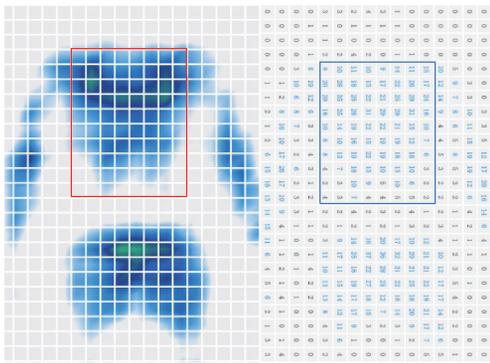
图 12 试验现场图

Fig. 12 Experimental scenes

在本次试验中,首先通过尧乐网络科技有限公司研发的型号为 MATXS 的智能压力床垫获取人体背部施加于阵列电极的压力分布,如图 13 所示为由此得到的压力分布图和对应数值。之后,根据电极单元选取原则进行心电检测,由于有七位受试者参与试验,所以在 72 种电极单元组合中,每种组合可得到 7 组心电信号。最后,通

过相应的坐标即可得到电极阵列中每个电极单元所受到的压力值及其分布情况。

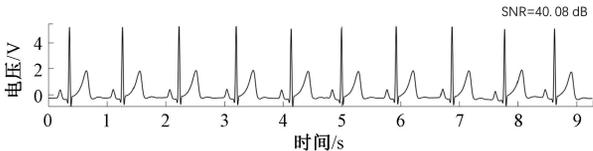
在分析试验结果之前,计算出 7 位受试者心电信号的平均信噪比,通过信噪比可有效区分心电信号质量的高低,其中具有对比性的两组心电信号如图 14 所示。



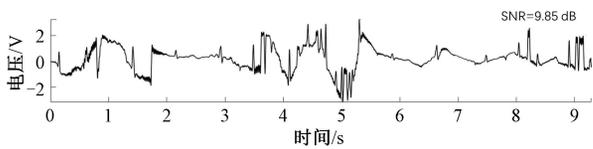
(a) 压力分布 (a) Pressure distribution  
(b) 压力值分布 (b) Distribution of pressure values

图 13 压力分布及压力值分布

Fig. 13 Pressure distribution and distribution of pressure values



(a) 信噪比较高的心电信号  
(a) ECG signal with high SNR



(b) 信噪比较低的心电信号  
(b) ECG signal with low SNR

图 14 两种具有可对比性的心电信号

Fig. 14 Two ECG signals with comparability

根据计算出的信噪比及其整体分布范围,设定信噪比低于 20 dB 的心电信号为低质量信号,以便后续统计分析。然后,将压力值记为  $F$ , 单位为 mmHg, 根据电极单元总体的压力分布对压力值分类,可分为 3 种类型,如式(7)所示。

由每个电极单元所受压力及压力值类型可将 72 种电极单元组合分为 9 种组合类型,根据每种组合类型中各个组合所输出的心电信号的信噪比,对输出低质量信号的组合进行统计并计算其在各组合类型中的占比,得到表 4 所示结果。

由此可知,当心电检测的正或负输入端所受压力值为低压力值时,输出低质量信号的概率会大幅增加,反之,则维持在较低的概率。

$$F = \begin{cases} 0 \leq F \leq 9, & \text{低压力值} \\ 9 < F \leq 19, & \text{中压力值} \\ F > 19, & \text{高压力值} \end{cases} \quad (7)$$

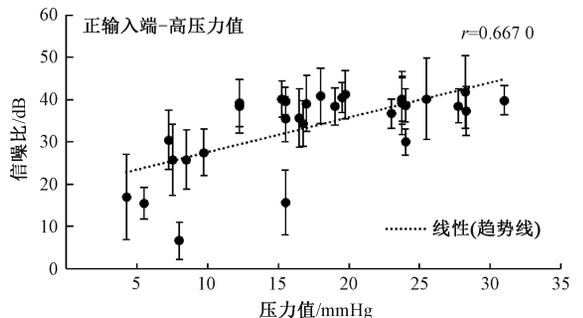
最后,为深入总结规律,对试验数据做进一步分析。考虑到个体差异性,整理每个组合类型中属于各受试

表 4 输出低质量信号的电极组合在不同组合类型中的占比(均值±标准偏差)

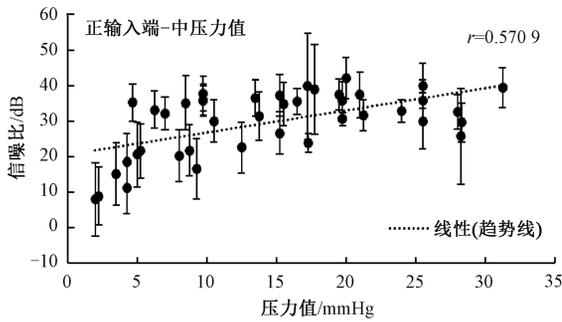
Table 4 Proportion of electrode groups with output low-quality ECG signals in different types of electrode groups (mean±standard deviation)

序号	心电输入端电极单元的组合类型	输出低质量信号的组合的占比/%
1	高压力值-高压力值	2.04±5.00
2	高压力值-中压力值	2.04±5.00
3	高压力值-低压力值	75.00±20.41
4	中压力值-高压力值	3.37±5.34
5	中压力值-中压力值	5.94±7.28
6	中压力值-低压力值	54.17±17.68
7	低压力值-高压力值	55.49±19.70
8	低压力值-中压力值	63.17±15.84
9	低压力值-低压力值	86.63±11.24

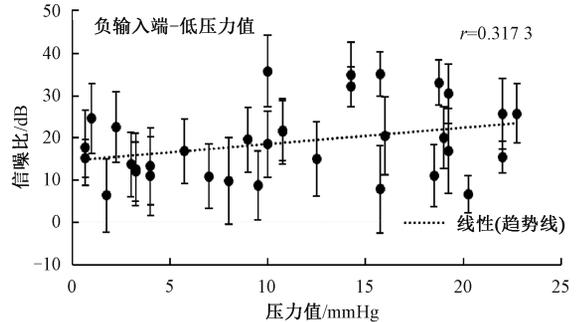
者的电极单元组合,在单个组合类型中取出两个属于单个受试者的典型电极单元组合,以此反映该受试者在该组合类型下的心电检测输入端的情况,由 7 位受试者和 9 种组合类型,可得到 126 个电极单元组合,由它们对应的压力值及输出信号的信噪比得到如图 15 所示散点图及其相关系数  $r$ 。图 15(a)~(f) 分别为当心电检测的正输入端所受压力值为高压力值、中压力值和低压力值 3 种情况下,心电检测负输入端所受压力值与输出的心电信号信噪比之间的关系,以及当负输入端所受压力值为高压力值、中压力值和低压力值 3 种情况下,正输入端所受压力值和输出的心电信号信噪比之间的关系。由图 12 可知,当正或负输入端处的压力值为高压力值或中压力值时,心电信号的信噪比与另一输入端的压力值成正比,最终信噪比在 30~50 dB 之间趋于稳定,反之,则信噪比基本维持在 30 dB 以下。



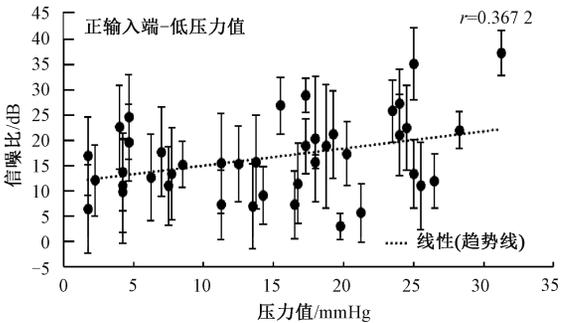
(a) 正输入端所受压力值为高压力值时,负输入端所受压力值和输出的心电信号的信噪比的关系  
(a) The relationship between SNR of output ECG signal and pressure on negative ECG input with high pressure on positive ECG input



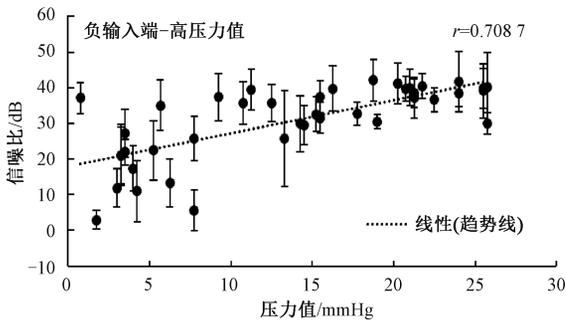
(b) 正输入端所受压力值为中压力值时, 负输入端所受压力值和输出的心电信号的信噪比的关系  
(b) The relationship between SNR of output ECG signal and pressure on negative ECG input with medium pressure on positive ECG input



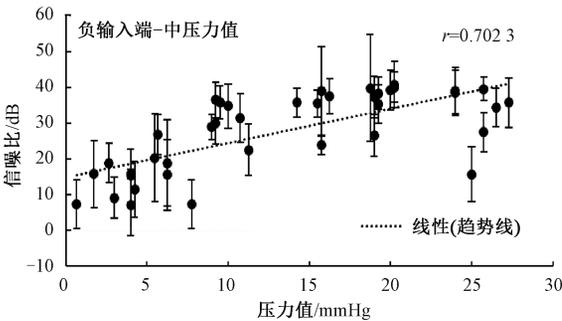
(f) 负输入端所受压力值为低压力值时, 正输入端所受压力值和输出的心电信号的信噪比的关系  
(f) The relationship between SNR of output ECG signal and pressure on positive ECG input with low pressure on negative ECG input



(c) 正输入端所受压力值为低压力值时, 负输入端所受压力值和输出的心电信号的信噪比的关系  
(c) The relationship between SNR of output ECG signal and pressure on negative ECG input with low pressure on positive ECG input



(d) 负输入端所受压力值为高压力值时, 正输入端所受压力值和输出的心电信号的信噪比的关系  
(d) The relationship between SNR of output ECG signal and pressure on positive ECG input with high pressure on negative ECG input



(e) 负输入端所受压力值为中压力值时, 正输入端所受压力值和输出的心电信号的信噪比的关系  
(e) The relationship between SNR of output ECG signal and pressure on positive ECG input with medium pressure on negative ECG input

图 15 输入端所受压力值和输出的心电信号信噪比的关系  
Fig. 15 The relationship between pressure of ECG input and SNR of output ECG signal

## 4 结 论

本研究设计了一种适用于睡眠场景的柔性阵列式非接触心电传感电极,因采用 FPC 的基材和工艺,使得该电极不仅比常规印制电路板更柔韧轻便,而且比织物电极具有更长使用寿命且集成化程度更高。经同步对比实验验证,该电极搭配具有高共模抑制比的信号处理电路与数字滤波算法,可在满足舒适性的条件下获取高质量的心电信号。同时,在阵列电极设计的基础上,通过人体试验和数据分析,证明了人体背部施加于阵列电极的压力与心电信号质量存在较高的相关性,由此可通过寻找人体对电极施加较高压力的位置获取心电信号,以此解决心电信号信噪比低的问题。这为今后进一步提高非接触式睡眠心电监测的信号质量和可靠性提供了更多思路,也对设计阵列式心电检测电极优选算法提供了实验指导。然而,本研究依然存在着不足,例如仅分析了平躺情况下人体背部压力分布对心电信号带来的影响,尚未探究其它体位的影响规律。此外,试验的受试者数量和年龄范围不够丰富,还需扩大受试者范围以进行更多人体试验验证。这些问题将在今后的工作中继续进行研究与分析。

## 参考文献

- [ 1 ] 庞国防,胡才友,杨泽. 中国人口老龄化趋势与对策[J]. 中国老年保健医学, 2021, 19(1): 3-5.  
PANG G F, HU C Y, YANG Z. China's population aging trend and countermeasures[J]. Chinese Journal of Geriatric Care, 2021, 19(1): 3-5.
- [ 2 ] 王瑛琦,徐晓君. 北京市老年人社区康复健康管理模式和路径的探讨[J]. 中国老年保健医学, 2022,

- 20(6): 139-143.
- WANG Y Q, XU X J. Exploration of community-based rehabilitation health management models and pathways for the elderly in Beijing[J]. Chinese Journal of Geriatric Care, 2022, 20(6): 139-143.
- [3] 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.
- [4] LOPEZ A, RICHARDSON P C. Capacitive electrocardiographic and bioelectric electrodes [J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 1969, 16(1): 99.
- [5] LIM Y G, KIM K K, PARK K S. ECG recording on a bed during sleep without direct skin-contact[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2007, 54(4): 718-725.
- [6] CHOI M, KIM S W. Driver's movement monitoring system using capacitive ECG sensors[C]. 2017 IEEE 6th Global Conference on Consumer Electronics (GCCE). IEEE, 2017: 1-2.
- [7] SAKAJIRI Y, UENO A. Simultaneous measurements of capacitive electrocardiogram and ballistocardiogram using in-bed fabric sheet electrode for blood pressure estimation[C]. 2020 42nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC). IEEE, 2020: 4543-4546.
- [8] SEO M, LEE J S, KIM S W, et al. Adaptive noise reduction of multichannel signals obtained by capacitive ECG sensors[C]. 2018 4th International Conference on Frontiers of Signal Processing (ICFSP). IEEE, 2018: 39-43.
- [9] CHAMADIVA B, HEUER S, WAGNER M, et al. Textile capacitive electrocardiography for an automotive environment [C]. 2011 International Conference on Biomedical Electronics and Devices (BIODEVICES), 2011: 422-425.
- [10] WANG L F, LIU J Q, PENG H L, et al. MEMS-based flexible capacitive electrode for ECG measurement[J]. Electronics Letters, 2013, 49(12): 739-740.
- [11] FONG E M, CHUNG W Y. A hygroscopic sensor electrode for fast stabilized non-contact ECG signal acquisition[J]. Sensors, 2015, 15(8): 19237-19250.
- [12] 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.
- [13] BLACHOWICZ T, EHRMANN G, EHRMANN A. Textile-based sensors for biosignal detection and monitoring[J]. Sensors, 2021, 21(18): 6042.
- [14] FENG B, WEI H, SHI B, et al. Sleeping heart monitoring using hydrogel-textile capacitive ECG electrodes[J]. IEEE Sensors Journal, 2022, 22(10): 9255-9267.
- [15] 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.
- [16] SILVA A F, TAVAKOLI M. Domiciliary hospitalization through wearable biomonitoring patches: Recent advances, technical challenges, and the relation to covid-19[J]. Sensors, 2020, 20(23): 6835.
- [17] CHANDRA M, GOEL P, ANAND A, et al. Design and analysis of improved high-speed adaptive filter architectures for ECG signal denoising[J]. Biomedical Signal Processing and Control, 2021, 63: 102221.
- [18] 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.
- [19] WANG C, LU W, NARAYANAN M R, et al. Low-power technologies for wearable telecare and telehealth systems: A review[J]. Biomedical Engineering Letters, 2015, 5: 1-9.
- [20] WARTZEK T, WEBER H, WALTER M, et al. Automatic electrode selection in unobtrusive capacitive ECG measurements [C]. 2012 25th IEEE International Symposium on Computer-Based Medical Systems (CBMS). IEEE, 2012: 1-4.
- [21] SEO M, CHOI M, LEE J S, et al. Adaptive noise reduction algorithm to improve R peak detection in ECG measured by capacitive ECG sensors[J]. Sensors, 2018, 18(7): 2086.
- [22] 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.
- [23] 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试验研究[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.
- [24] 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]. 生物医学工程学杂志, 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.
- [25] CASTRO I D, VARON C, TORFS T, et al. Evaluation of a multichannel non-contact ECG system and signal quality algorithms for sleep apnea detection and monitoring[J]. Sensors, 2018, 18(2): 577.
- [26] 冯宝亮, 史斌君, 左国坤, 等. 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[J]. 仪器仪表学报, 2021, 42(7): 126-134.
- FENG B L, SHI B J, ZUO G K, et al. A non-contact multi-positional sleeping ECG monitoring system based on patterned flexible fabric electrodes[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2021, 42(7): 126-134.
- [27] CASTRO I D, PATEL A, TORFS T, et al. Capacitive multi-electrode array with real-time electrode selection for unobtrusive ECG & BIOZ monitoring[C]. 2019 41st Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society (EMBC). IEEE, 2019: 5621-5624.
- [28] WEEKS J, ELSAADANY M, LESSARD-TREMBLAY M, et al. A novel sensor-array system for contactless electrocardiogram acquisition[C]. 2020 42nd Annual International Conference of the IEEE Engineering in Medicine & Biology Society (EMBC). IEEE, 2020: 4122-4125.
- [29] 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.
- [30] BERGQUIST J, RUPP L, ZENGER B, et al. Body surface potential mapping: contemporary applications and future perspectives[J]. Hearts, 2021, 2(4): 514-542.
- [31] 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]. 生物医学工程学杂志, 1996, 4: 336-340.
- HE W, CHEN L CH, 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.

### 作者简介



吴刚, 2019年于西华师范大学获得学士学位, 2023年于宁波大学获得硕士学位, 为宁波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: wugang1@nimte.ac.cn

**Wu Gang** received his B. Sc. degree from China West Normal University in 2019 and M. Sc. degree from Ningbo University in 2023. He is currently a master student at Ningbo University of Science and Technology and Ningbo Institute of Materials Technology and Engineering, Chinese Academy of Science. His main research interest is the detection technology of human vital signs.



冯宝亮, 2018年于青岛滨海学院获得学士学位, 2022年于太原科技大学获得硕士学位, 现为华南理工大学在读博士研究生, 主要研究方向为人体生命体征检测和多传感器融合信息处理。

E-mail: fengbaoliang@nimte.ac.cn

**Feng Baoliang** received his B. Sc. degree from Qingdao Binhai University in 2018 and M. Sc. degree from Taiyuan University of Science in 2022. He is currently a Ph. D candidate at South China University of Technology. His main research interests include the detection technology of human vital signs and multi-sensor fusion information processing.



刘箴, 1992年与1996年于哈尔滨工业大学分别获得学士与博士学位, 现为宁波大学信息科学与工程学院研究员与博士研究生指导教师, 主要研究方向为人工智能和虚拟现实。

E-mail: liuzhen@nbu.edu.cn

**Liu Zhen** received his B. Sc. and Ph. D. degrees both from

Harbin Institute of Technology in 1992 and 1996, respectively. He is currently a professor and a Ph. D. advisor in the college of electrical engineering and computer science at Ningbo University. His main research interests include artificial intelligence and virtual reality.



**左国坤**, 1993 年于中南大学获得学士学位, 并于 2000 年和 2004 年获得日本京都大学信息学硕士和博士学位。现任中国科学院宁波材料技术与工程研究所高级研究员。主要研究方向为机器人、康复机器人、人机交互控制、触觉反馈与多感官康复、先进神经康复技术等。

E-mail: changchengshi@nimte.ac.cn

**Zuo Guokun** received his B. Sc. degree from Central South University in 1993, and M. Sc. and Ph. D. degrees with major of informatics from Kyoto University in 2000 and 2004. He is currently a senior researcher at Ningbo Institute of Materials Technology and Engineering, CAS. His research interests include robotics, rehabilitation robot, human-robot interaction control,

haptic feedback and multisensory rehabilitation, and advanced neurorehabilitation technologies.



**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 both from Huazhong University of Science and Technology in 2004 and 2007, respectively, 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 interests include noninvasive vital signs monitoring and flexible sensing technologies.