

DOI: 10.19650/j.cnki.cjsi.J2108485

基于电容耦合式电极的非接触式 ECG 采集方法研究^{*}

汪毅峰,李江涛,徐峥一,田星辰,李晨诤

(西安交通大学电气工程学院 西安 710049)

摘 要:目前心电图(ECG)采集主要使用湿式 Ag/AgCl 电极,这种电极需要与皮肤紧密贴合以获取高质量的信号,然而导电胶硬化,电极可能对皮肤造成刺激或损伤以及使用过程中的不适感使得 Ag/AgCl 电极不适合用于长期 ECG 监测。提出了一种搭载交流自举缓冲电路的电容耦合式 PCB 电极,具有约 100 GΩ 的超高输入阻抗。实验测试结果表明,该 PCB 电极可以隔着多层绝缘介质对不同频率的信号保持较高的耦合率,实际的输入阻抗为 87.26 GΩ,与 Ag/AgCl 电极的同步采集结果相似度高达 91% 以上。最后就导联位置,耦合介质参数和被试者运动状态等因素对非接触式 ECG 采集效果的影响进行实验研究。结果表明,提出的非接触 ECG 采集方法可以在多种情况下有效采集 ECG 信号的主要成分和心跳节律。

关键词: 电容耦合;PCB 电极;心电图;非接触测量;交流自举电路

中图分类号: TH776 **文献标识码:** A **国家标准学科分类代码:** 416.60.40

A non-contact ECG measurement method based on capacitance coupling electrodes

Wang Yifeng, Li Jiangtao, Xu Zhengyi, Tian Xingchen, Li Chenjie

(School of Electrical Engineering, Xi'an Jiaotong University, Xi'an 710049, China)

Abstract: The current electrocardiogram (ECG) collection mainly uses wet Ag/AgCl electrodes, which need to be closely attached to the skin surface to obtain high quality signal. However, the hardening of conductive gel, irritation or damage of electrodes may cause to skin and the discomfort during utilization, which make Ag/AgCl electrodes not suitable for long term ECG monitoring. The capacitance coupling PCB electrode presented in this article is equipped with an AC bootstrap circuit and has a super high input impedance about 100 GΩ. Experimental results show that the PCB electrode can maintain a high coupling ratio for signals of different frequencies through multilayer insulating medium, and the actual input impedance is about 87.26 GΩ. The similarity between the ECG signals simultaneously measured by PCB electrodes and Ag/AgCl electrodes is more than 91%. Finally, the influence of the lead position of electrodes, the parameters of the coupling medium and the motion state of the body on non-contact ECG measuring is experimentally studied. The measurement results demonstrates the proposed non-contact ECG measurement method based on capacitance coupling electrodes can effectively detect the main components of ECG signal and heartbeat rhythm under various situation.

Keywords: capacitance coupling; PCB electrode; ECG; non-contact measuring; AC bootstrap circuit

0 引 言

心电图(electrocardiogram, ECG)是心肌细胞群的电生理活动在皮肤上的表现,包含丰富的心脏活动信息,已被广泛应用于各种疾病的临床诊断以及家庭心脏健康监测等多个方面^[1-2]。

便携式 ECG 监测是医护人员远程掌握患者心血管

健康状况的重要手段。便携式 ECG 监护仪器需要对患者的 ECG 信号进行频繁的长时间采集,因此仪器的安全性、准确性和舒适性都十分重要。尽管传统的湿式 Ag/AgCl 电极和近年来被提出的各类干式电极,如片状电极^[3]、半干电极^[4]、织物电极^[5]、微针电极^[6]等,都可以高质量地采集 ECG 信号,但这两大类电极在长时间频繁采集 ECG 时仍存在以下缺点:1)导电胶的干燥硬化会降低电极导电性以及皮肤表面的汗液会导致电极黏性下

降进而引发电极位移或脱落,降低信号的质量;2) 定期更换电极时,由于儿童、老人和危重症患者的皮肤较为脆弱,黏胶会将一层或多层的皮肤角质同时移除,从而破坏皮肤的完整性,减弱患者的抗病能力^[7-8];3) 这两大类电极都需要与皮肤紧密接触来提高信号质量,在长时间 ECG 监测过程中可能引起皮肤发痒、红斑、水疱等症状并伴随明显的不适感,其发生率可高达 26.0%~76.8%,不仅会引起感染还会降低患者的依从性^[8-9]。可见由于安全性和舒适性上的劣势,这两类接触式 ECG 电极已不太适合频繁的便携式长时间 ECG 连续监测。另外,对于患有皮肤病、皮肤烧伤的特殊人群^[10]以及对于载人航空航天等无法更换电极的特种监测环境^[11],这两类接触式电极也不适用。

与上述两类电极不同,电容耦合式电极则不需要与皮肤直接接触,而是通过电极与皮肤表面间的耦合电容将 ECG 信号耦合至电极上,这也要求电极应具有很高的输入阻抗水平^[12]。电容耦合式电极使用方便,采集舒适度高而且不刺激、不损伤皮肤,适合人体 ECG 信号长期便携式采集。

在电容耦合式电极首次被实验证明可行后^[13],许多 ECG 监测产品相继被提出,比如 ECG 床垫^[14-15]、ECG 椅子^[16]等,但这些方案都是采用大面积的金属板作为耦合电极以大幅增加耦合电容进而提高对 ECG 的耦合能力。在 2000 年,Prance 等^[17]成功使用具有 G Ω 级输入阻抗、低噪声的仪用差分放大器 INA116 制作电容耦合电极,缩小了电极的尺寸。随后,Sullivan 等^[18]以及 Chi 等^[19]均延续了该做法,分别在 2007 年和 2010 年发表了仅有硬币大小的印刷电路板 (printed circuit board, PCB) 电极,实验证明这两种电极可以隔着单层薄纱布有效采集人体胸部 ECG 信号。2015 年 Chen 等^[20]在缓冲电路输入端并联一对反向的二极管以提升输入阻抗,并在直径 24 mm 的 PCB 电极顶部加装弹簧结构提高运动状态下电极与头皮的接触稳定性,电极可以隔着头发采集 EEG 信号且与 Ag/AgCl 电极所采集的 EEG 信号的相似度可达 92.5%。杨斌^[21]认为并联反向二极管提高输入阻抗的原理是利用二极管反向通流能力很弱的性质大幅降低自缓冲电路输入引脚经反向二极管流入参考电位的电流,并计算出在缓冲电路输入端设置一个反并联二极管可将输入阻抗提升至 10 G Ω 级别,测试中 4 cm $\times$ 8 cm 的 PCB 电极可以隔着 35 μ m 的阻焊层从人足底检测出微弱的 ECG 信号。Fatoorechi 等^[22]发表了一种基于自稳零点运算放大器的超高输入阻抗的电极并且将电极直径压缩到了 12 mm,然而由于 1/f 噪声的影响,该电极更适合采集 10 Hz 及以下的信号。上述文献中的方法均可不同程度地实现非接触式 ECG 采集而且可以初步总结出耦合电容和输入阻抗是影响 ECG 信号耦合效果的两个关

键因素,但是这两个因素与非接触式 ECG 采集效果之间更深层的关系尚未被充分研究。

本文设计了一种非接触式 ECG 采集系统,包括具有超高输入阻抗的电容耦合 PCB 电极和 ECG 信号处理电路并对采集系统的传递函数特性、输入短路噪声等性能参数进行测试。本文还提出了一种电容耦合式电极输入阻抗的计算方法并通过实测进行了验证。进一步地,为了验证非接触式 ECG 采集方法的准确性,本文使用 Ag/AgCl 电极和 PCB 电极对人体同一部位的 ECG 进行同步对比采集测试。最后通过多种情况下人体 ECG 采集实验定量分析了导联位置,耦合介质和人体运动状态等因素对非接触式 ECG 采集效果的影响。

1 电容耦合式电极和信号处理电路设计

1.1 电容耦合 PCB 电极结构

电容耦合 PCB 电极利用电极与皮肤间的间隙电容 C_E 将 ECG 耦合至电极并经由电极上的缓冲电路将 ECG 信号传输至后端处理电路,其结构如图 1(a) 所示。

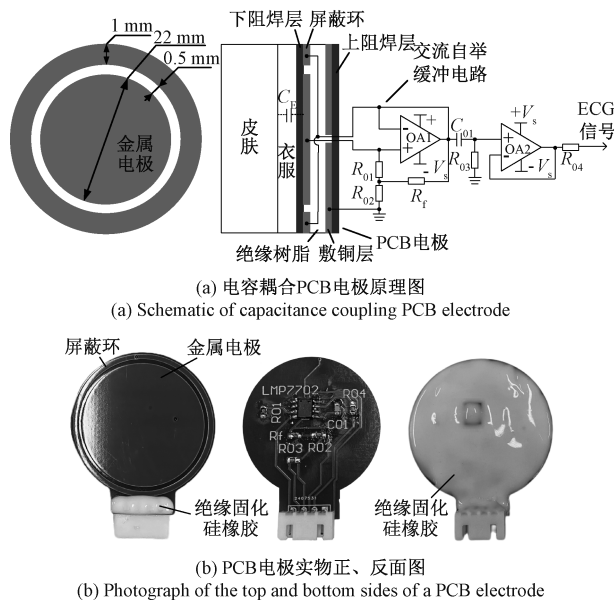


图1 电容耦合 PCB 电极结构

Fig. 1 Structure of capacitance coupling PCB electrode

PCB 电极包括上下两层,金属电极位于下层中间位置,被外侧的金属屏蔽环包围,底部被绝缘阻焊层覆盖,避免金属电极与皮肤、衣物直接接触产生静电,金属电极的直径为 22 mm,屏蔽环的宽度为 1 mm,电极与屏蔽环间距 0.5 mm。PCB 电极的上层依次是敷铜层、绝缘阻焊层和信号缓冲电路,上层和下层中间填充绝缘树脂。电极实物图如图 1(b) 所示,为了防止静电通过 PCB 电极上裸露的引脚侵入,电极正面底部的焊点和反面均使用

绝缘固化硅橡胶加以保护。

电极与人体皮肤间的耦合电容 C_E 可以近似用式(1)计算:

$$C_E = \frac{\epsilon_r \epsilon_0 S}{d} \quad (1)$$

式中: ϵ_r 为耦合介质的相对介电常数, S 为电极与皮肤的耦合面积, d 为电极与皮肤之间的耦合距离。对于单层纯棉质衣料, 相对介电常数为 1.68, 厚度约 0.33 mm, 此时耦合介质电容值大约为 17 pF。PCB 电极底部的绝缘阻焊层的厚度为 35 μm , 相对介电常数为 4.0, 参考式(1)可以计算出阻焊层电容约为 384.5 pF。考虑到阻焊层电容与耦合介质电容是串联关系, 且阻焊层电容远大于耦合介质电容, 因此电极与皮肤间的耦合电容主要取决于耦合介质电容而阻焊层的影响较小。人体 ECG 的有效信息主要集中于 1~30 Hz, 可以计算出耦合电容的容抗值最大约为 9.3 G Ω 。

为了能够在放大器的输入端耦合出足够强的 ECG 信号, 缓冲电路的输入阻抗需要远大于耦合电容的容抗。本文在高输入阻抗放大器 OA1 (LMP7702A) 的输入端设置了 R_{01} , R_{02} 和 R_f 组成的交流自举电路以大幅提升输入阻抗。放大器 OA2 (LMP7702B) 用作单位增益信号缓冲器。PCB 电极的输入阻抗 Z_{in} 计算如下:

$$Z_{in} = R_{01} + R_{02} + \frac{R_{01}R_{02}}{R_f} \quad (2)$$

当满足 $R_{01} \gg R_{02} \gg R_f$ 时, 上式可简化为

$$Z_{in} \approx \frac{R_{01}R_{02}}{R_f} \quad (3)$$

采用交流自举电路能够利用较小阻值的器件实现超高的输入阻抗。电阻 R_{01} , R_{02} 还可为运放 OA1 正常工作提供必要的直流偏置电压, 同时保持输出、输入信号之间无相位偏移。OA1 输出信号中的直流偏置成分由 C_{01} , R_{03} 构成的 RC 高通滤波器去除。理论上使用电容器代替电阻 R_f 也可以增大输入阻抗同时去除直流偏置, 但会使得输入阻抗呈感性导致输出信号产生相位偏移。当选取 $R_{01} = 100 \text{ M}\Omega$, $R_{02} = 1 \text{ M}\Omega$, $R_f = 1 \text{ k}\Omega$ 时, 电极的输入阻抗 Z_{in} 约为 100 G Ω , 已经远大于耦合电容的容抗, 足以将 ECG 信号耦合至 OA1 的输入端。超高的输入阻抗还能够提高电极对外来噪声、伪迹的抵抗能力^[23]。

1.2 ECG 信号处理电路设计

人体 ECG 信号的幅值比较微弱, 仅有 1~2 mV 级别, 需要经过放大才能有效采集; ECG 信号的频率范围一般在 0.5~100 Hz, 实际采集时常伴有各种噪声信号, 如高频的肌电噪声、低频的基线漂移和直流偏置等, 需要滤波电路对其滤除; 市供电线路还会在人体表面耦合出工频共模干扰信号, 其幅值通常为百 mV 至 V 级别, 可以

通过右腿驱动电路消除。如图 2 所示, ECG 的信号处理电路主要包括放大电路、滤波电路和右腿驱动 (driven right leg, DRL) 电路 3 部分。

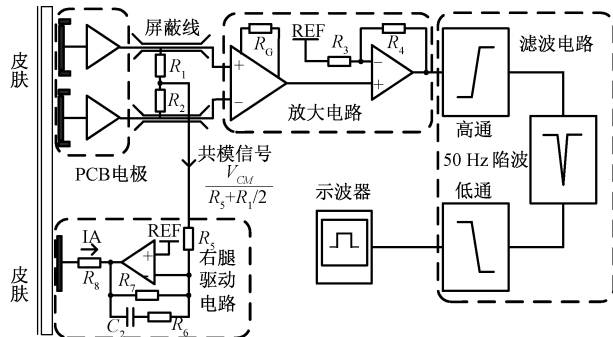


图2 ECG 信号采集电路

Fig. 2 ECG signal measuring circuit

放大电路共分为两级, 包括初级差分放大和次级同相比例放大。初级放大采用 AD8422BRZ 高精度仪用差分放大器, 在放大倍数 $G_1 = 100$ 时具有 134 dB 的超高共模抑制比。次级同相比例放大电路的放大倍数 G_2 设定为 10 倍, 总放大倍数为 $G = G_1 \times G_2 = 1\,000$ 倍。

滤波电路由 0.5 Hz 二阶高通滤波器, 双“T”形 50 Hz 陷波器和 100 Hz 二阶低通滤波器串联组成。工频共模干扰由差分放大器的正、负输入的中点 ($R_1 = R_2$) 引出, 经右腿驱动电路反相放大并由右腿驱动电极送回人体表皮从而被消除。共模电压 V_{CM} 计算如下:

$$\begin{cases} V_{CM} = \frac{R_8 I_A}{1 + 2Z_f / (R_1 + 2R_5)} \\ Z_f = R_7 // \sqrt{R_6^2 + X_{c2}^2} \end{cases} \quad (4)$$

由式(4)可见, 调节 R_5 和 Z_f 的大小可以控制工频共模干扰的幅值, 进而提高电路的共模抑制比。

2 非接触式 ECG 采集电路性能测试

完成 PCB 电极和 ECG 信号处理电路设计和制作后, 本文对非接触式 ECG 采集电路的相频、幅频特性, 短路输入噪声, PCB 电极的输入阻抗和耦合率等参数进行测试, 并通过 PCB 电极与 Ag/AgCl 电极的同步对比采集测试验证非接触式 ECG 采集方法的准确性。

2.1 电路性能参数测试

利用 GW Instek AFG-2125 信号发生器产生峰峰值为 2 mV, 频率在 0.1~500 Hz 变化的正弦信号, 通过 PCB 电极上运放 OA1 的正输入引脚输入采集电路, 计算各频率下的输入、输出信号的相位差和放大倍数, 绘制出 ECG 信号处理电路的相频特性曲线和幅频特性曲线, 分别如图 3(a), (b) 所示。

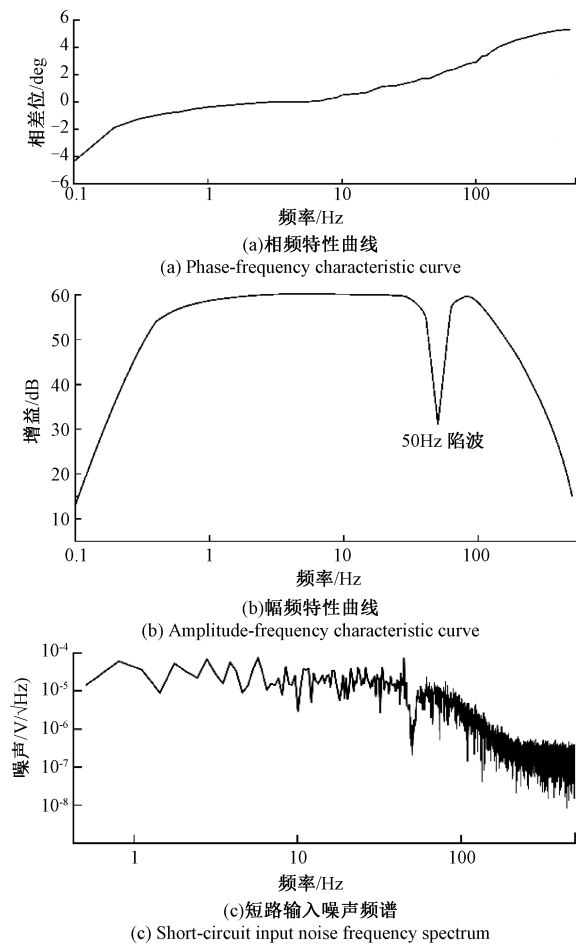


图3 ECG 采集电路的传递函数和短路噪声

Fig. 3 Transfer function and short-circuit input noise of ECG measuring circuit

在 ECG 主要信息集中的 1~30 Hz 内,输入、输出信号的相位差在 $-0.4^{\circ} \sim 1.3^{\circ}$ 之间。按照-3 dB 截止频率标准,该电路能够实现 0.5 Hz 高通滤波,100 Hz 低通滤波和 50 Hz 陷波,通带内放大倍数约 1 000 倍。

将两 PCB 电极的输入引脚短接测量采集电路的短路输入噪声水平。采集电路的短路输入噪声信号的频谱曲线如图 3(c)所示,短路输入噪声集中于 50 Hz 及以下区间,且幅值仅为 10^{-5} V 级别,远小于 ECG 信号的幅值,因此不会影响信号处理电路对 ECG 信号进行放大和滤波处理。

2.2 PCB 电极耦合能力测试及其输入阻抗计算

人体表面 ECG 信号经耦合介质电容 C_E 耦合至 PCB 电极输入端的等效电路如图 4 所示,由于电容 C_E 不是理想电容,因此本文使用阻容并联模型 $X_{C_E} // r_E$ 等效。考虑高输入阻抗运放 OA1 的“虚断”性质,耦合信号 V_{in} 可以近似为源信号 V_s 在电极的输入阻抗 Z_{in} 上的分压,如式(5)所示。

$$\frac{V_{in}}{V_s} = \frac{Z_{in}}{Z_{in} + X_{C_E} // r_E} = \frac{1}{1 + \frac{R_f r_E}{R_{01} R_{02} (1 + \omega r_E C_E)}} \quad (5)$$

$$X_{C_E} = \frac{d}{\omega \epsilon_r \epsilon_0 S} \quad (6)$$

由式(5)可知,分压比会随着信号频率的增加而缓慢增加,对于主要信息集中在 1~30 Hz 的 ECG 信号,1 Hz 附近的成分最难被耦合到 PCB 电极上,因此需要对 1 Hz 时 PCB 电极的耦合能力和输入阻抗进行测算。

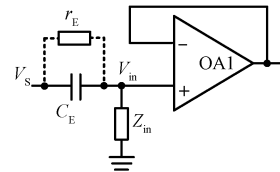


图4 电容耦合 ECG 的等效电路

Fig. 4 Equivalent circuit of capacitance coupling ECG

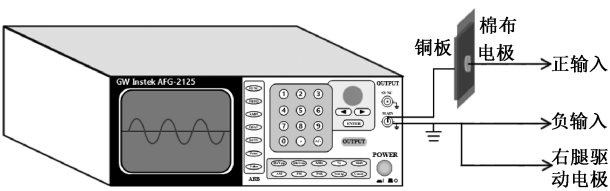
将式(6)代入式(5)并适当变形可得:

$$\frac{V_{in}}{V_s - V_{in}} = \frac{Z_{in}}{r_E} + \frac{\omega \epsilon_r \epsilon_0 S Z_{in}}{d} \quad (7)$$

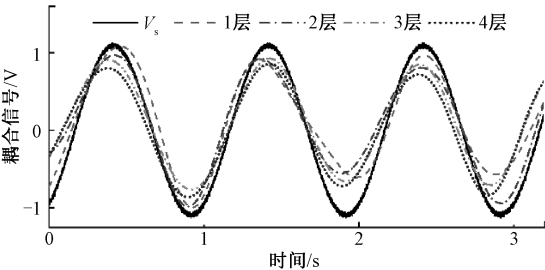
上式表明在频率一定时,电压比 $V_{in} / (V_s - V_{in})$ 与耦合距离的倒数 $1/d$ 呈线性关系,那么通过测量不同耦合距离 d 下 PCB 电极耦合出的信号幅值就可以计算出电极的输入阻抗 Z_{in} 。

如图 5(a)所示,测量 PCB 电极耦合能力时,信号发生器的信号输出端子连接到一块 6 cm×6 cm 的铜板上,输出信号峰峰值为 2 mV,频率为 1 Hz,模拟带微弱电信号的人体皮肤。为了校验信号发生器的实际输出,将信号发生器的输出端直接连在 OA1 的输入引脚,此时的输出信号即为源信号 V_s 。然后将一块 PCB 电极放置在铜板上,并在铜板与电极之间插入纯棉布形成耦合电容,另一 PCB 电极和右腿驱动电极同时接地,通过改变纯棉布料的层数就可以测出不同耦合距离 d 下的耦合信号 V_{in} ,如图 5(b)所示。定义耦合率 η 为耦合信号 V_{in} 与源信号 V_s 峰峰值的比值,为了减少噪声干扰,这里 V_{in} 的峰峰值取连续 30 个周期的平均值。本文分别测试了 PCB 电极在隔着 1~4 层纯棉布时的耦合能力,各层数下的耦合距离、耦合信号幅值、电压比 $V_{in} / (V_s - V_{in})$ 和耦合率 η 如表 1 所示。

对 $V_{in} / (V_s - V_{in}) - 1/d$ 数据采用最小二乘法进行线性拟合,拟合所得线性回归方程的斜率为 0.003 11,截距为 1.807 24,拟合度 $R^2 = 0.985 2$,表明两个量的线性相关关系很强。根据式(7)可以计算出电极的输入阻抗 $Z_{in} = 0.003 11 / \omega \epsilon_r \epsilon_0 S = 87.58 \text{ G}\Omega$ 以及耦合介质的并联电阻 $r_E = Z_{in} / 1.807 2 = 48.46 \text{ G}\Omega$ 。按照相同的方法测试 PCB 电极在 5、10 和 20 Hz 下的耦合能力,各频率下的线



(a)测试接线示意图
(a) Wiring diagram of the test



(b) 1 Hz信号在不同耦合距离下的耦合结果
(b) Coupling results under different coupling distanceat 1 Hz

图 5 耦合能力测试及 1 Hz 时的测量结果
Fig. 5 Coupling ability test and measurement results at 1 Hz

表 1 1 Hz 信号在不同耦合距离下的测量结果

Table 1 The measurement results of 1 Hz signal at different coupling distances

布料层数	耦合距离/mm	耦合信号幅值/mV	源信号幅值/mV	$\frac{V_{in}}{V_s - V_{in}}$	耦合率 $\eta/\%$
1	0.33	2.018 1	2.2	11.09	91.73
2	0.66	1.901 5	2.2	6.96	87.43
3	0.99	1.829 5	2.2	4.93	83.16
4	1.32	1.749 9	2.2	3.89	79.54

性拟合结果如图 6 所示,各线性回归方程的斜率、截距以及计算的输入阻抗 Z_{in} 、并联电阻 r_E 如表 2 所示。

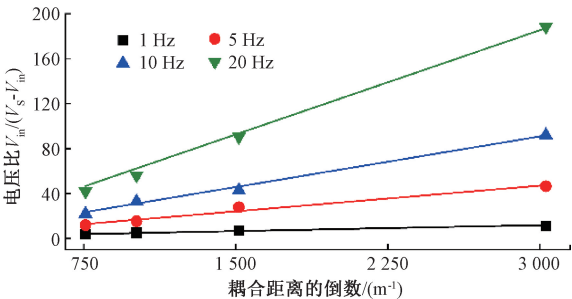


图 6 最小二乘法线性拟合结果

Fig. 6 Linear fitting results by the least square method

可见同一频率下 $V_{in}/(V_s - V_{in})$ 与 $1/d$ 的拟合度接近于 1,表明两个量呈强线性相关关系;各频率下计算得出的输入阻抗 Z_{in} 和并联电阻 r_E 数值接近,平均值分别

表 2 不同频率下的线性拟合结果

Table 2 Linear fitting results at different frequencies

频率 /Hz	斜率/m	截距	输入阻抗 $Z_{in}/G\Omega$	并联电阻 $r_E/G\Omega$	拟合度 R^2
1	0.003 11	1.807 2	87.58	48.46	0.985 2
5	0.015 92	1.663 5	89.66	53.90	0.988 6
10	0.030 79	1.604 1	86.70	54.05	0.989 9
20	0.060 44	1.612 2	85.10	52.79	0.979 2

为 87.26 和 52.30 $G\Omega$,最大相对误差分别为 2.75% 和 7.34%, Z_{in} 小于理论值 100 $G\Omega$ 的原因可能是运放 OA1 在工作时存在热噪声电流和沿 PCB 板表面的泄漏电流。结果表明相同耦合距离下频率越高的信号耦合率也越高,因此相较于 1 Hz 正弦信号,PCB 电极对 ECG 信号的耦合效果应更好。

2.3 PCB 电极与 Ag/AgCl 电极同步对比测试

为了验证 PCB 电极对人体 ECG 信号非接触式测量的准确性,本文对人体同一部位的 ECG 信号同时用 PCB 电极和标准 Ag/AgCl 电极进行对比采集测试。为了尽量减少 Ag/AgCl 电极的影响,将两个 Ag/AgCl 电极的粘胶纱布剪去后分别放置于被试者左胸和右胸上的对称位置。然后被试者穿上单层纯棉衬衣,将两个 PCB 电极分别放置于衬衣外侧与两 Ag/AgCl 电极相邻的点位,电极的耦合面紧贴衬衣。测试中,使用弹性绑带将 4 个电极固定并且被试者保持身体静止,防止电极位移或肢体运动引入伪迹干扰。两种采集方式的右腿驱动电极分别粘贴于被试者的左腹和右腹,避免两路右腿驱动信号互相干扰。

两种电极同步采集到的 ECG 信号的时域对比图和频谱对比图分别如图 7(a) 和(b) 所示。从图中可以看出,两种电极均能有效的采集到完整的 ECG 波形且时域波形基本重合,两波形曲线的相关系数达到 0.914 6;两种电极所采集的 ECG 频谱重合程度也很高,相关系数高达 0.925 9,且频率范围均主要分布在 1~30 Hz 区间,且伴有幅值相近的直流干扰和工频噪声。为了定量评估所采集 ECG 信号的质量,定义 ECG 的信噪比 SNR 计算公式如下:

$$SNR = 10\lg \frac{P_{ECG}}{P - P_{ECG}}$$

(8)

式中: P 为所采集信号的总功率, P_{ECG} 为所采集信号在 1~30 Hz 频带内的功率。两种电极采集 ECG 的心率 (heart rate, HR)、平均峰峰电压 (average peak-peak voltage, aVp-p) 和信噪比 (signal to noise ratio, SNR) 计算结果表 3 所示,其中心率的单位为次/分钟 (beat per minute, bmp)。

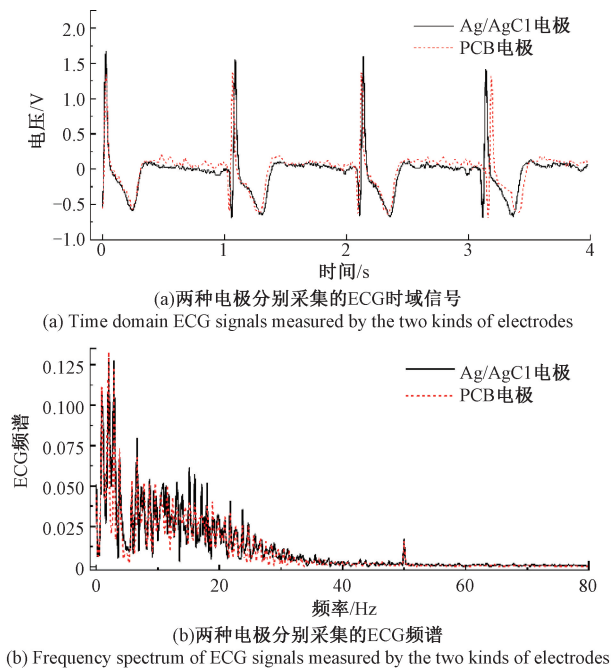


图 7 Ag/AgCl 电极和 PCB 电极的同步对比采集结果
Fig. 7 Synchronized comparison measurement results of Ag/AgCl electrodes and PCB electrodes

表 3 Ag/AgCl 电极和 PCB 电极分别采得 ECG 的心率、平均峰峰电压值和信噪比

Table 3 HR, aVp-p and SNR of ECG measured by Ag/AgCl electrodes and PCB electrodes respectively			
电极	心率/bmp	平均峰峰电压/V	信噪比/dB
Ag/AgCl 电极	57.7	2.203	30.03
PCB 电极	57.0	2.024	28.89

由表 3 可见,两种电极所采集 ECG 的心率和信噪比几乎一致,误差率分别仅为 1.2% 和 3.7%;PCB 电极采集的 ECG 幅值略低于 Ag/AgCl 电极采集结果,是后者的 91.9%,由于 ECG 信号主要频率范围大于 1 Hz,因此该结果略高于 1 Hz 正弦信号下单层纯棉布的耦合率 90.91%。结果表明 PCB 电极的非接触式采集结果与 Ag/AgCl 电极的接触式采集结果基本一致。

3 非接触式 ECG 采集影响因素研究

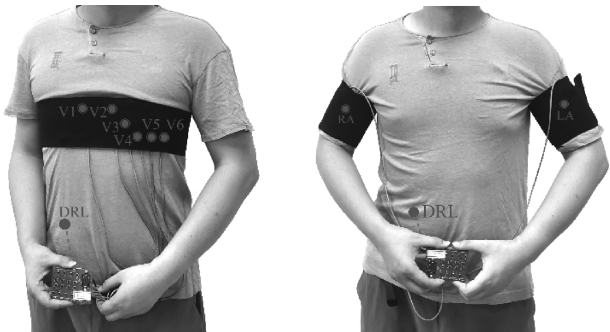
3.1 导联位置对非接触式 ECG 采集的影响

标准 ECG 波形包括 P 波、PR 段、QRS 波群、ST 段、T 波和 U 波等特征子波,分别与心脏各组织在去极化和复极化过程的电生理活动对应。

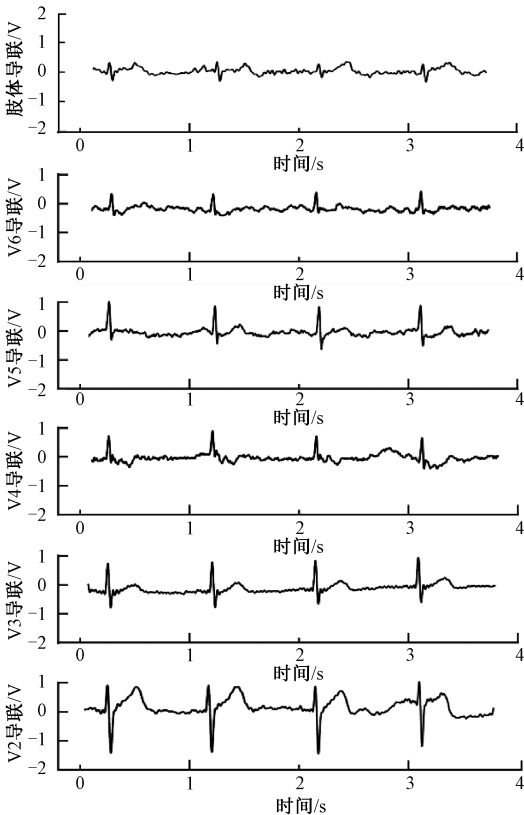
为了能够尽量全面地捕捉各子波,通常要在被试者胸部和肢体的特定位置进行多导联的 ECG 采集。如

图 8(a) 所示,在进行多导联胸导联 ECG 采集时,被试者穿着单层纯棉衣服,将一个 PCB 电极固定于 V1 导联位置作为参考,分别在 V2~V6 胸导联位置各固定一个 PCB 电极;采集肢体导联时,两个 PCB 电极分别被固定于左、右上臂;右腿驱动电极粘贴于右腹。PCB 电极均使用弹性绑带固定,电极的下阻焊层平面与皮肤保持平行。

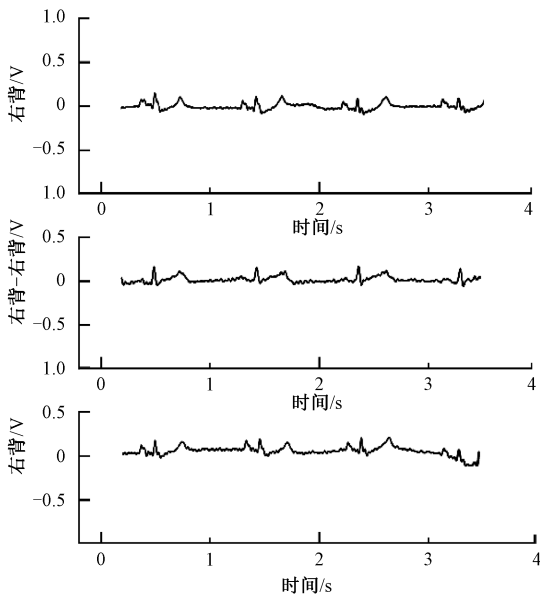
各导联位置的采集结果如图 8(b) 所示,可以看出从胸导联 V2~V6 再到肢体导联 I,PCB 电极的位置距离心脏越来越远,ECG 的幅值逐渐降低。从各导联的 ECG 波形均可清晰地辨认出 QRS 波群和心跳节律,其中胸部导联 V2、V3、V5 和肢体导联 I 的 QRS 波群呈正负双向,胸部导联 V4、V6 的 QRS 波群呈正向;胸部导联 V2、V3、V5



(a)胸导联和肢体导联的位置
(a) Position of chest leads and limb lead



(b)胸导联和肢体导联 ECG 采集结果
(b) Measurement results of chest leads and limb lead ECG



(c)背部导联ECG采集结果
(c) Measurement results of the back leads ECG

图8 多导联 ECG 采集位置及采集结果

Fig. 8 Position of multi-leads ECG and the measurement results

和肢体导联 I 的 ECG 中包含明显的 T 波。V2~V6 导联以及肢体导联 I 的 SNR 分别为 28.2、24.3、20.2、21.6、18.7 和 15.4 dB,各胸导联的平均心率基本相等约为 63.6 bmp,肢体导联 I 的心率为 63.1 bmp。

考虑非接触式 ECG 采集方法在实际应用中需要面对不同性别、不同体型的人群,而人体背部的皮肤相比于胸部更平整也更有利于 PCB 电极与皮肤保持完全平行,因此本文还对被试者背部的 ECG 进行三组采集实验,电极的固定位置分别为左背-V1,右背-V1 和左背-右背。采集结果如图 8(c)所示,PCB 电极可以采集到较微弱背部导联 ECG 波形,其中 P 波,QRS 波和 T 波相对清晰;各导联心跳节律明显,平均心率为 63.2 bmp;各导联 SNR 分别为 15.8、16.2 和 16.3 dB。

3.2 耦合介质对非接触式 ECG 采集的影响

电容耦合式 PCB 电极可以隔着衣服耦合出被试者皮肤表面的 ECG 信号,提高了 ECG 采集的舒适性和便利性。为了评估耦合介质厚度和材料对 ECG 耦合效果的影响程度,本文还对被试者穿着不同厚度、不同布料的贴身衣物时的非接触式 ECG 采集效果进行实测,两 PCB 电极分别固定于 V1,V2 导联位置。

测试过程中,被试者逐次穿上 1~4 件纯棉衣服,每层厚度均为 0.33 mm,衣服总厚度的范围为 0.33~1.32 mm,可以模拟多种常见的纯棉贴身衣物。ECG 采集结果如图 9(a)所示,具有超高输入阻抗的电容耦合 PCB 电极可以隔着多层纯棉介质采集 ECG,但介质层数的增加,降低了信号的耦合率,导致采集到的 ECG 幅值

逐渐降低;同时耦合层数的增加也降低了采集到 ECG 的信噪比,主要体现在低频基线漂移和 50 Hz 纹波干扰的增加。耦合介质层数从 1 层增加至 4 层时 SNR 分别为 28.4、26.7、23.3 和 22.2 dB。

各层数下的 ECG 信号的耦合率 η 计算结果如图 9(b)所示。由于 ECG 信号的主要频率范围在 1~30 Hz,各层数下的 ECG 信号耦合率均高于 1 Hz 正弦信号耦合率,与前文分析一致。并且分别在隔着 2 层和 4 层介质时仍可保持 87.5% 和 80% 以上的较高耦合率。

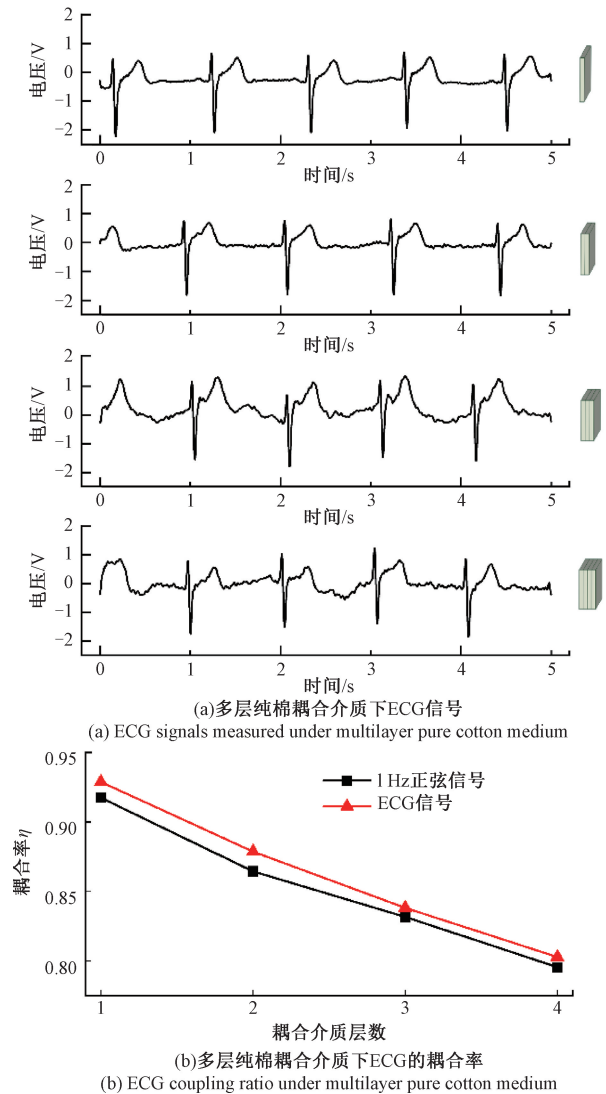


图9 多层耦合介质下 ECG 采集结果及耦合率

Fig. 9 ECG measuring results and coupling ratio under various coupling medium

被试者穿着相同厚度(0.33 mm)的不同布料时采集到 ECG 的平均峰峰电压和信噪比如表 4 所示。由于各种布料的相对介电常数相近,对耦合电容的影响不大,所以各种布料下耦合的 ECG 峰峰值十分相近;然而各种耦

合介质下的 ECG 信噪比存在较明显的差异,其中采用纯棉时的信噪比最高,因此非接触式 ECG 采集时被试者的贴身衣物使用纯棉布料制作较为适合。

表 4 多种耦合介质下耦合 ECG 平均峰峰电压值和信噪比

Table 4 aVp-p and SNR of coupled ECG under various coupling medium			
布料	相对介电常数	平均峰峰电压/V	信噪比/dB
纯棉	1.68	2.80	28.4
绸布	1.60	2.69	25.1
涤棉	1.65	2.74	26.9
尼龙	1.78	2.95	25.6

3.3 运动状态对非接触式 ECG 采集的影响

传统的湿式电极和干式电极直接通过胶粘或刺入皮肤等方式与皮肤保持稳定接触,而非接触式采集 ECG 的方式一般是利用松紧带、紧身衣等弹性物体将电极紧贴在被试者贴身衣物外侧,因此在被试者运动过程中电极可能发生微小位移,从而影响 ECG 的采集质量。本文对被试者在坐姿,站姿,慢走(60 步/min)和慢跑(200 步/min)共 4 种运动状态下的非接触式 ECG 采集效果进行测试评估,两 PCB 电极分别固定于衣服外对应 V1,V2 导联位置,采集结果如图 10 所示。

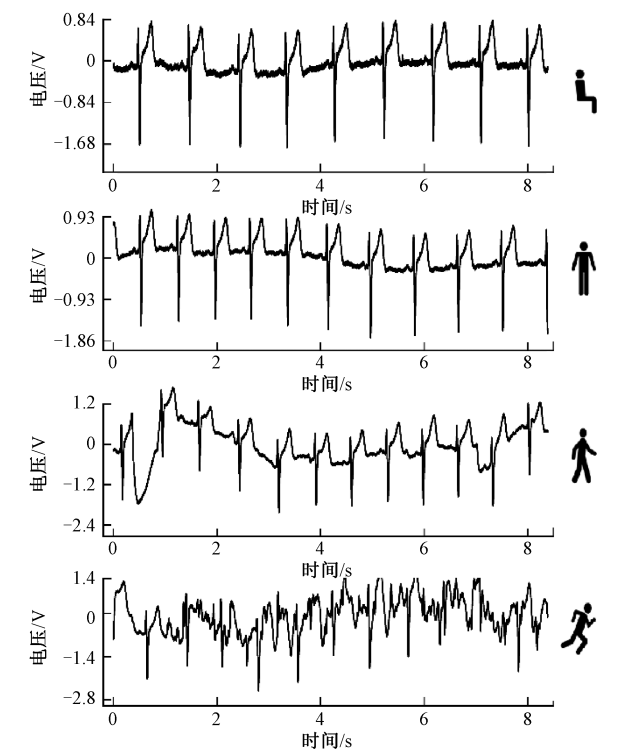


图 10 4 种运动状态下 ECG 采集结果

Fig. 10 ECG measurement results under four kinds of motion states

从图 10 可以看出,在坐姿、站姿和慢走 3 种状态下,PCB 电极可以保持与耦合介质紧密贴合,与皮肤间的相对位移较小,可以比较稳定地耦合出 ECG 信号。从这 3 种情况下的 ECG 波形可以清楚地分辨 P 波、QRS 波群、T 波等特征子波,信噪比分别为 23.8、27.4 和 19.2 dB。慢跑状态下 PCB 电极耦合的 ECG 中干扰较多,信噪比仅有 5.8 dB,但仍可分辨出 QRS 波群和心跳节律。4 种运动状态下的心率计算结果分别为 62.5、68.2、83.3 和 90 bpm。

4 结 论

本文提出了一种非接触式 ECG 采集电路包括超高输入阻抗的电容耦合 PCB 电极结构和相应的 ECG 信号处理电路,并通过实验对该采集电路的相频特性、幅频特性、短路噪声水平、耦合率和输入阻抗等性能参数进行测试计算,通过与传统 Ag/AgCl 电极的同步对比采集实验验证了该非接触式 ECG 采集方法的准确性。本文还进行了多个导联位置的非接触式 ECG 采集实验,并模拟实际使用条件就耦合介质参数和被试者运动状态对非接触式 ECG 采集的影响进行实验研究,结果表明非接触式 ECG 采集电路可以在多种情况下实现人体 ECG 信号中部分特征波群和心跳节律的有效采集。本文提出的非接触式 ECG 采集方法具有较高的舒适性、便利性和安全性,是一种可用于长时间便携式 ECG 监测的方案。

参考文献

[1] 傅文霞,陈力秀,乐佳玮,等. 穿戴式动态心电图记录仪在心房颤动筛查中的应用[J]. 上海交通大学学报(医学版), 2021, 41(6): 1-5.

FU W X, CHEN L X, LE J W, et al. Application of wearable dynamic electrocardiogram recorder to screening of atrial fibrillation [J]. Journal of Shanghai Jiaotong University(Medical Science), 2021, 41(6): 1-5.

[2] 周帆,赵莉娜,李钰雯,等. 房颤智能检测中的心电特征选择和机器学习[J]. 电子测量与仪器学报, 2021, 35(3): 1-10.

ZHOU F, ZHAO L N, LI Y W, et al. ECG feature selection and machine learning in intelligent detection of atrial fibrillation[J]. Journal of Electronic Measurement and Instrumentation, 2021, 35(3): 1-10.

- [3] HUANG Y P, SONG Y T, GOU L, et al. A novel wearable flexible dry electrode based on cowhide for ECG measurement[J]. *Biosensors*, 2021, 11(101): 1-17.
- [4] FEI W, LI G, CHEN J, et al. Novel semi-dry electrodes for brain-computer interface applications[J]. *Journal of Neural Engineering*, 2016, 13(4): 1-15.
- [5] 熊帆. 基于织物心电传感的“运动伪迹”机理及抑制算法研究[D]. 成都: 电子科技大学, 2019.
XIONG F. Research on mechanism and cancellation algorithms of motion artifact based on the fabric ECG electrodes [D]. Chengdu: University of Electronic Science and Technology of China, 2019.
- [6] ARAI M, NISHINAKA Y, MIKI N. Electroencephalogram measurement using polymer-based dry microneedle electrode [J]. *Japanese Journal of Applied Physics*, 2015, 54(6S1): 81-84.
- [7] 尹明, 汤如, 韩柯, 等. 新型银纤维织物心电电极替代传统银/氯化银心电电极片的可行性研究[J]. *中国医疗设备*, 2021, 36(1): 69-74.
YIN M, TANG R, HAN K, et al. Study on the feasibility of replacing the Ag/AgCl ECG electrode with a new ECG electrode[J]. *China Medical Devices*, 2021, 36(1): 69-74.
- [8] 王丹, 徐红贞. 危重症患儿医用粘胶相关皮肤损伤研究现状 [J]. *中国医护管理*, 2018, 18 (11): 1554-1558.
WANG D, XU H ZH. Research progress on assessment and management of malignant fungating wounds [J]. *Chinese Nursing Management*, 2018, 18 (11): 1554-1558.
- [9] PENG H L, LIU J Q, DONG Y Z, et al. Parylene-based flexible dry electrode for biopotential recording [J]. *Sensors and Actuators B*, 2016, 231(1): 1-11.
- [10] 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, 1(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, 1(3): 553-557.
- [11] 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 spaceflight [J]. *Space Medicine & Medical Engineering*, 2017, 30 (5): 357-362.
- [12] 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, 1(5): 114-120.
YANG B, DONG Y G. Capacitive coupled non-contact electrodes and ECG signal acquisition [J]. *Chinese Journal of Scientific Instrument*, 2015, 1(5): 114-120.
- [13] LOPEZ A, RICHARDSON P C. Capacitive electrocardiographic and bioelectric electrodes[J] *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 1969, 16(1): 99.
- [14] LIM Y G, KIM K K, PARK K S. ECG recording on a bed during sleep without direct skin-contact[J]. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 2007, 54(4): 718-725.
- [15] 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.
- [16] LIM Y G, KIM K K, PARK K S. ECG measurement on a chair without conductive contact [J]. *IEEE Trans. Biomed. Eng.*, 2006, 53(5): 956-959.
- [17] PRANCE R J, DEBRAY A, CLARK T D, et al. An ultra-low-noise electrical-potential probe for human-body scanning [J]. *Measurement Science & Technology*, 2000, 11(3): 291-297.
- [18] SULLIVAN T, DEISS S, CAUWENBERGHS G. A low-noise, non-contact EEG/ECG sensor [C]. *Biomedical Circuits and Systems Conf. BIOCAS*, 2007: 154-157.
- [19] CHI Y M, JUNG T P, GERT CAUWENBERGHS. Dry-contact and noncontact biopotential electrodes: Methodological review[J]. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, 2010, 3(1): 106-119.

[20] CHEN Y C, LIN B S. Novel noncontact dry electrode with adaptive mechanical design for measuring EEG in a hairy site[J]. IEEE Transactions on Instrumentation and Measurement, 2015, 64(12): 3361-3368.

[21] 杨斌. 人体体征参数的电容耦合测量方法研究[D]. 北京: 清华大学, 2017.

YANG B. Study on capacitive coupling human vital signs measurement[D]. Beijing: Tsinghua University. 2017.

[22] FATOORECHI M, PARKINSON J, PRANCE R J, et al. A comparative study of electrical potential sensors and Ag/AgCl electrodes for characterising spontaneous and event related electroencephalogram signals[J]. Journal of Neuroscience Methods, 2015, 251(1): 7-16.

[23] SUMIT M, CHEN L, OGNIAN M, et al. Noncontact wearable wireless ECG systems for long-term monitoring[J]. IEEE Reviews in Biomedical Engineering, 2018, 11(1): 306-321.

作者简介



汪毅峰(通信作者),2017 年于西安交通大学获得学士学位,现为西安交通大学电气学院博士研究生,主要研究生物电信号非接触测量方法和生物电信号分析。

E-mail: b1995124@126.com

Wang Yifeng (Corresponding author) received his B. Sc. degree from Xi'an Jiaotong University in 2017. He is currently pursuing his Ph. D. degree in the Electrical Engineering School at Xi'an Jiaotong University. His main research interests include non-contact measuring methods of bioelectrical signals and bioelectrical signal analysis.



李江涛,1998 年于西安交通大学获得学士学位,2001 年于西安交通大学获得硕士学位,2006 年于新加坡国立大学获得博士学位,现为西安交通大学教授、博导,主要研究方向为高电压与绝缘技术,脉冲功率技术和生物电工技术。

E-mail: li_jiangtao@xjtu.edu.cn

Li Jiangtao received his B. Sc. degree and M. Sc. degree both from Xi'an Jiaotong University in 1998 and 2001, and received his Ph. D. degree from National University of Singapore in 2006. He is currently a professor and a Ph. D. advisor at Xi'an Jiaotong University. His main research interests include high voltage and insulation technology, pulsed power and plasma technology and bioelectrical technology.