

绝缘层参数对非接触电极心电检测性能的影响研究

刘雪玉^{1,2} 汪鑫¹ 姜言冰¹ 纪宁¹ 刘盛平² 李鹏³ 陈世雄¹ 李光林¹

¹(中国科学院深圳先进技术研究院 深圳 518055)

²(重庆理工大学药学与生物工程学院 重庆 400054)

³(中山大学附属第三医院 广州 510630)

摘要 心电图广泛用于人体心脏电活动特性研究和心脏相关疾病的诊断。常规的接触式湿电极普遍使用导电膏,容易造成受试者的负担感和不适感,且存在皮肤过敏的风险,也不利于心电信号的长期监测。针对这个问题,该文设计了一种通过皮肤与电极感应层之间的容性耦合来获取心电信号的非接触电极,并搭建了基于ADS1299的生理信号采集系统,可实现无需导电膏、无需与皮肤直接接触的心电测量。在此基础上,该文全面研究了介于非接触电极和皮肤之间的绝缘层材料及厚度对心电信号的影响。研究表明,非接触电极可获取高质量的心电信号,且绝缘层参数对心电信号质量具有显著的影响:棉布材料作为绝缘层时,心电信号质量最好;绝缘层厚度越小,心电信号质量越好。该研究结果可为非接触电极在移动健康监护中的进一步广泛应用提供重要的实验基础和理论依据。

关键词 心电; 非接触电极; 绝缘层参数; 移动监护

中图分类号 Q 432 **文献标志码** A

Effects of Insulation Parameters on the Performance of Non-Contact Electrode in Electrocardiogram Measurements

LIU Xueyu^{1,2} WANG Xin¹ JIANG Yanbing¹ JI Ning¹ LIU Shengping²

LI Peng³ CHEN Shixiong¹ LI Guanglin¹

¹(Shenzhen Institutes of Advanced Technology, Chinese Academy of Sciences, Shenzhen 518055, China)

²(Institute of Pharmacy and Bioengineering, Chongqing University of Technology, Chongqing 400054, China)

³(The Third Affiliated Hospital of Sun Yat-sen University, Guangzhou 510630, China)

Abstract Electrocardiogram (ECG) has been widely used in studying the characteristics of human cardiac electronic activities and the diagnosis of cardiac related diseases. Conductive paste or gel was usually used in conventional wet contact electrode. However, it may cause burden, discomfort and skin allergies to the subject,

收稿日期: 2017-11-02 修回日期: 2017-12-07

基金项目: 深圳市海外高层次人才创新创业专项资金/孔雀技术创新项目(KQJSCX20160301141522、KQCX2015033117354152); 国家自然科学基金项目(91420301、61771462、61403367); 深圳市基础研究项目(JCYJ20150401150223634)

作者简介: 刘雪玉, 硕士研究生, 研究方向为生物医学信号处理、生物医学传感技术; 汪鑫, 硕士研究生, 研究方向为听力检测、生物医学信号处理; 姜言冰, 博士研究生, 研究方向为听力检测、生物医学信号处理; 纪宁, 博士研究生, 研究方向为听力检测、生物医学信号处理; 刘盛平, 博士, 教授, 研究方向为生物医学传感技术、医学检测技术及仪器; 李鹏, 博士, 副主任医师, 研究方向为耳显微外科学; 陈世雄(通讯作者), 博士, 副研究员, 研究方向为听力检测和听觉功能的康复, E-mail: sx.chen@siat.ac.cn; 李光林, 博士, 研究员, 研究方向为神经康复工程、生物医学信号处理、生物医学仪器等。

which make it not suitable for long-term monitoring of ECG signals. To address this issue, this paper proposed a non-contact electrode which obtains the ECG signal through the capacitive coupling between skin and electrode sensing layer. Additionally, a physiological signal acquisition system based on ADS1299 was also built, so that a paste-free, non-contact ECG measurement could be achieved. Then, the effects of material and thickness of the insulating layer between non-contact electrode and skin on the ECG signal measurement were systemically investigated. The results show that the non-contact electrode can obtain high-quality ECG signals, and the insulation parameters have significant effect on ECG signal quality. Specifically, ECG signal quality achieves the best when cotton material was used as insulation layer. It was also observed that the smaller insulation thickness, the better ECG signal quality. The results of this study could provide important experimental and theoretical basis for further application of non-contact electrodes in mobile healthcare monitoring.

Keywords electrocardiogram; non-contact electrode; insulation parameters; mobile healthcare monitoring

1 引 言

心脏病是威胁人类生命和健康的主要疾病之一。尽早发现心脏病的征兆,及时了解心脏状况,对心脏疾病的预防和及时诊治具有重要的意义^[1,2]。随着社会发展,人们对健康意识的增强及对亚健康状况认识的加深,心脏病患者的日常管理及健康人群对心脏疾病预防和早期检测等需求大大增加,如在日常生活中能随时随地获知自己的心电生理参数^[3,4],这对移动心电检测技术提出了新的要求和挑战。常规的心电监护有接触式湿电极和干电极两种检测方法。其中,接触式湿电极使用前准备工作复杂^[5,6],且湿电极长时间放置在受试者身上,导致受试者测量过程有负担、体感不适,不适用于长时间监测,尤其不适用于婴幼儿和皮肤过敏人群;而接触式干电极检测结果受皮肤状态的影响严重,在皮肤毛发较多部位需要去除毛发,此类电极采集信号的完整性及抗干扰能力还有待提高^[7]。

非接触式电极基于电容耦合原理,无需电极与人体直接接触,无需涂抹导电膏,与皮肤表面间隔衣物也能准确测得人体生理信号^[8],因此非接触电极可以克服传统湿电极和干电极的局限

性,在移动心电监测领域具有广泛的应用前景。非接触式电极测量前无需准备,对受试者的皮肤状态无任何要求,无需裸露皮肤,操作简便,即使穿着衣服也可以随时随地进行可靠的表面生理信号的测量,消除了皮肤过敏的可能性。其次,非接触电极测试负荷较低,检测过程将受试者的不适感降到最低,并且可避免电极极化现象,可满足长时间心电信号检测的需求。最后,结合无线通讯技术,能够将家庭和医院联系起来,增加信息交互的实时性^[9-13]。因此,非接触电极尤其适用于婴幼儿、皮肤过敏、烧伤、体毛过长等场合的心电检测。相比于传统电极,非接触式电极更能满足心电监护的即时检测和长期监测的要求,且电极片可重复使用、可靠、价格低^[14]。

自 Lopez 和 Richardson^[15]首次提出利用电容耦合原理来检测人体生理信号后,研究人员开始了对非接触电极的特性研究。Sullivan 等^[16]研制出了一种结构紧凑的纽扣式传感器,缝于衣物外侧进行心电信号的测量。2009 年以来,Chi 等^[17-20]针对低功耗、小型化、高精度的非接触式电极检测系统进行了一系列的研究,最终将电极集成为一种可穿戴的心电检测胸带。另有可长时间检测多种生理参数,包括心电信号的智能健

康监护椅^[21,22]。Ueno 等^[23]和 Wu 等^[24]将测量电极置于床垫中, 研究开发了多功能体检床来长时间监测心电信号。在心电信号质量的提高方面, 重点研究了测量电极的信号调理电路^[25]、电极的屏蔽方式^[26]等。但当前的研究尚缺乏对非接触电极耦合条件对信号质量影响的系统评估, 因此实际的临床应用缺乏精确可靠的参数选择依据。

本文提出了一个基于容性耦合原理的非接触电极的心电检测系统。通过将非接触电极得到的心电波形与传统的接触电极进行系统对比, 并进一步系统地研究了绝缘层材料和厚度两个参数对非接触电极心电图检测性能的影响, 以全面探索非接触式心电信号采集的最佳条件, 为非接触电极应用于心电信号的长期监护提供可靠的实验依据。

2 实验方法

2.1 受试者

本实验在中国科学院深圳先进技术研究院的学生及员工中招募健康受试者 10 名(其中男、女受试者各 5 名), 平均年龄 24 岁。受试者心脏及肢体功能均正常, 且无任何认知障碍, 能明确理解实验内容, 并签订知情同意书。每位受试者实验持续时长约 30 min。实验过程中, 受试者保持静坐状态, 手臂自然放松。整个实验过程符合中

国科学院深圳先进技术研究院人体伦理道德规范(SIAT-IRB-130124-H0015)。

2.2 实验数据采集系统

实验数据采集系统由非接触电极、ADS1299 采集前端、单片机、WIFI 模块和计算机组成。2 个非接触电极和 1 个右腿驱动电极通过自粘绷带分别固定于受试者裸露的前臂, 如图 1 所示。实验所用电极的接触面裸露在外, 方便进行电极接触测量与通过在电极和皮肤之间插入绝缘介质实现非接触测量两种方式的比较。电极获得的模拟信号传入 ADS1299 模拟信号处理前端进行信号调理和 A/D 转换, 并由单片机控制数据采集。其中, 单片机和计算机之间通过 WIFI 模块进行数据传输。最后利用 MATLAB 软件编程进行分析和心电图(Electrocardiogram, ECG)波形显示。为减少工频干扰, 整个实验过程通过锂电池供电。

2.3 非接触式信号检测原理

电容耦合式非接触电极利用电极、绝缘体和皮肤之间容性耦合来实现信号的获取。在本研究中, 选择铜片作为容性耦合电极的感应层材料。此时, 身体表面可看作一个传导面, 电极的感应层看作另一个传导面, 两个传导面及其之间的绝缘介质等效为一个电容器 $C^{[8]}$ 。其中, C 值可以由平行板电容的标准表达式给出。将人体的心电信号等效为一个信号源, 信号源产生低频、小幅度的电压信号。该电信号通过等效电容器耦合到

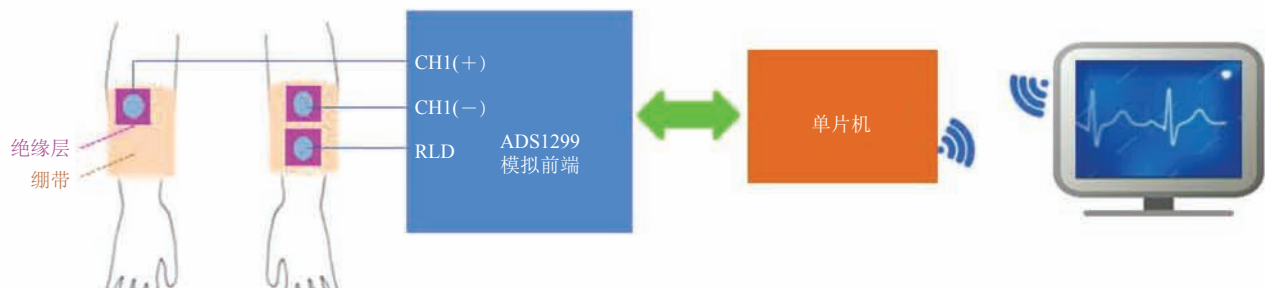


图 1 实验数据采集框图

Fig. 1 Diagram of experimental data acquisition

后端的传输电路。

$$C = S \frac{\varepsilon}{d} \quad (1)$$

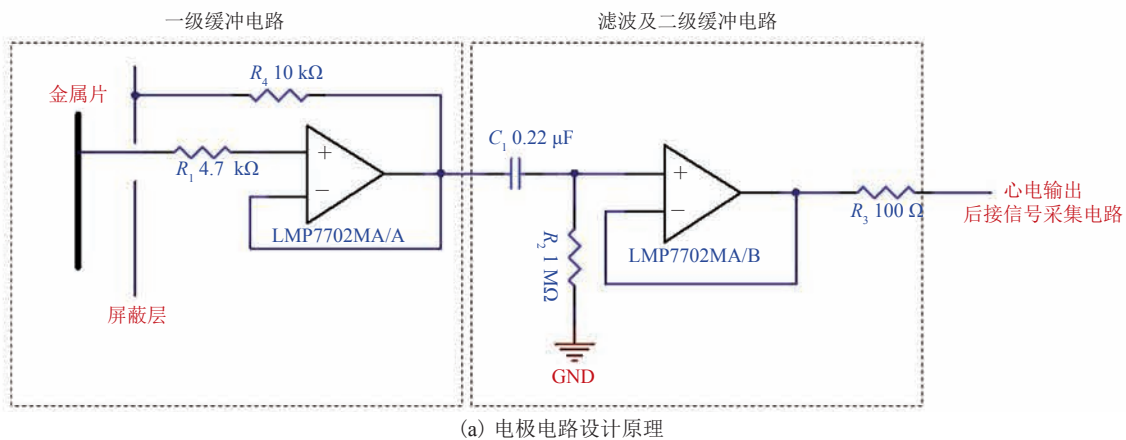
其中, ε 为绝缘材料的介电常数; S 为容性耦合电极与人体接触的有效感应面积; d 为皮肤与容性电极间的距离。

由公式(1)可以看出, 绝缘层材料种类及厚度、电极的感应面积均影响电极电容的大小。信号采集电极与人体接触的有效面积越大, 则电极电容值越大^[27]。增大电极与人体间的有效接触面积, 最直接有效的方式是增大采集电极的感应面积。但是, 电极面积并非越大越好。考虑到实际应用中, 人体皮肤表面是不规则的曲面, 尤其是头部, 而本文的感应层铜片电极在刚性电路印刷版(Printed Circuit Board, PCB)基板上制作, 因此测试中电极与人体接触的有效接触面积并不一定随着电极面积的变大而等比例变大。此外, 电

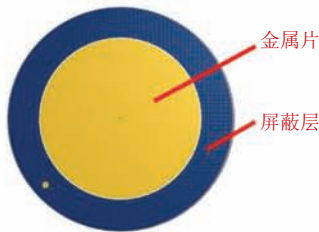
极面积过大会增加集成后的检测系统的体积和重量, 不利于移动医学检测。综合对信号质量的要求和实际应用情况等多方面因素, 本文采用直径为 18 mm 的电极感应面进行实验, 重点讨论绝缘层材料及厚度对信号质量的影响。

2.4 非接触电容耦合式电极设计

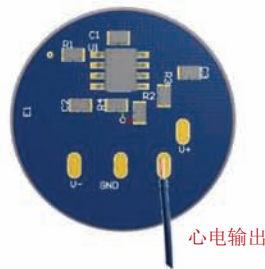
本研究非接触电极原理如图 2(a)所示: 心电信号通过电极感应层金属片耦合进入电极电路中, 并依次通过电压跟随器、高通滤波器、二级电压跟随器等缓冲电路, 最后输出电容耦合的心电信号, 并作为后端 ADS1299 数据采集平台的模拟输入。与之前常见的电极设计^[16]中使用的昂贵、低电流噪声的放大器 INA116 相比, 本研究建立了一个基于 LMP7702MA 的高质量有源电容电极。LMP7702MA 芯片具有超高输入阻抗、超低输出阻抗、高共模抑制比等优点, 可以实现电压缓冲和隔离噪声的作用, 同时该放大器价格低



(a) 电极电路设计原理



(b) 电极正面 3D 示意图



(c) 电极背面 3D 示意图

图 2 非接触电容耦合式电极原理图及其 3D 示意图

Fig. 2 Schematic diagram of the non-contact capacitive coupling electrode and its 3D schematic

廉且被广泛使用, 非常适合本电极的使用情况。 R_1 和 R_4 分别用以保护放大器的输入和隔离有源屏蔽中放大器的输出。由 C_1 和 R_2 组成的高通滤波器能消除直流偏置以及低频噪声。根据原理图设计, 将非接触电容耦合式电极设计为标准 4 层 PCB 板: 电极的中间层与正面的外环共同作为本电极的屏蔽层(图 2(b)), 屏蔽层与缓冲后的电极输入信号相连, 可以使电极屏蔽层分布电容保持均衡, 消除由分布电容引起的心电信号不平衡衰减。电极背面放置电子元器件, 并提供电源输入和心电图输出接口, 如图 2(c) 所示。

2.5 实验方案设计

根据上述非接触电极检测原理, 非接触电极的信号质量受绝缘层材料种类及厚度、电极的感应面积等影响。Sun 等^[9]和 Lee 等^[27]提出随着绝缘层厚度的增加, ECG 信号更加失真, 但较大尺寸的电极比较小的电极失真小; 杨攀^[28]通过纯棉绝缘层采集到的心电幅值比纯羊毛绝缘层略大。但上述文献中都未对绝缘层材料及其厚度等影响心电信号质量的因素做系统的验证。本文实验设计了 3 个对比实验方案(如图 3):

(1) 不同接触方式的影响对比。电极直接接触和非接触测量对比。

(2) 不同绝缘层材料的影响对比。选用了棉布、麻布和纸片 3 种材料作为绝缘材料, 相应厚

度分别为 0.45 mm、0.44 mm 和 0.44 mm。

(3) 不同绝缘层厚度的影响对比。

考虑到纯棉材料的衣物较常见、贴身、舒服且静电干扰较小, 因此本文针对不同厚度的棉布绝缘层对信号质量的影响进行实验研究, 分别对 1 层、3 层、5 层、7 层(单层厚度均为 0.45 mm)棉布等 4 种绝缘层厚度进行实验测量。实验过程中, 受试者静坐, 手臂自然放松置于身前。实验前用酒精棉处理皮肤, 再将电极直接贴于手臂上, 用绷带固定。首先测量电极直接接触时的心电数据, 用作参考。然后在皮肤和电极之间, 分别依次插入上述绝缘层材料以及不同厚度(层)的棉布, 分别记录相应的心电信号。

电极的放置位置对表面电信号的采集至关重要。因本文使用电极为非接触电极, 两个电极间的阻抗匹配必须一致。若不一致, 极易引起工频干扰, 导致信号噪声过大乃至饱和。为便于观测实验现象同时减少由于电极移动造成的干扰, 采用一种自粘绷带将电极片固定于被测者手臂部位。其中, 绷带能使电极、绝缘介质层和受试者皮肤之间保持相对固定。电极实物图及其具体固定位置如图 4 所示。非接触心电图电极片 1 (E_1) 置于受试者左手手臂; 非接触心电图电极片 2 (E_2) 置于受试者右手手臂, 并与 E_1 保持同样高度。参考电极 (E_{RLD}) 沿手臂置于 E_1 下方, 与 E_1 距离约 3 cm。所有测试中, E_{RLD} 与 E_1 两电极间距均保持恒定。每位受试者均进行上述 3 个实验, 且每次测量时心电图电极均放置在受试者手臂的同一位置。

根据上述实验方案, 以 500 Hz 的采样频率进行实际心电信号的检测, 并通过嵌入式 WIFI 模块将采集的数据传输到计算机。实验过程存储所有原始数据, 实验后在 Matlab 环境中进行数据的离线分析。本文重点比较在一定时间内 (3 s), 不同实验方案采集到的心电时域波形的形态和噪声特性。

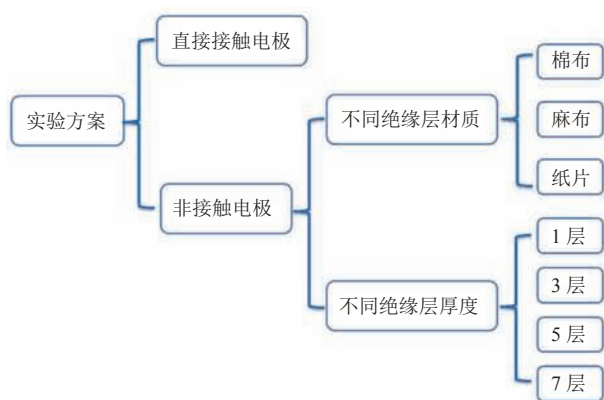


图 3 实验方案框图

Fig. 3 Diagram of experiment scheme

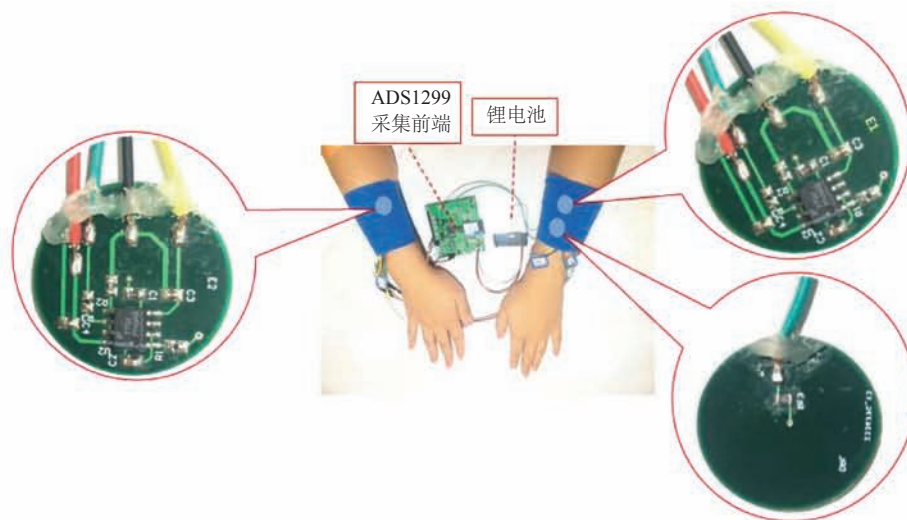


图 4 电极放置示意图

Fig. 4 Schematic of electrode placement

3 实验结果与讨论

3.1 直接接触电极和非接触电极

图 5 为电极在不同接触方式下获得的心电时域波形图。除了抗混叠滤波器之外，本实验的数据未经过任何硬件或软件滤波。其中，非接触电极与皮肤之间的绝缘材料为 1 层棉布。由图 5 可以看出，电极直接接触与非接触时测得的 QRS 波、P 波和 T 波均清晰可见，且两个方式各时段波峰高度吻合，基线干净、平滑，噪声得到有效抑制。其中，非接触测量结果的心电波形较好，但信号质量与直接接触电极不存在明显差别。除此之外，非接触电极获得的心电基线稍粗，这是由于其非接触性，来自多个方面的干扰因素较大，如空间耦合噪声、人的运动或呼吸作用、运放的偏置电压与本征噪声、电源噪声以及残留的共模干扰等。由此可见，本文采用的非接触电极测量方式可获得与直接接触电极几乎同等质量的心电信号。同时，非接触电极具有安装简单、无需导电膏、无需与皮肤直接接触等优点，有着较好的临床应用前景。

3.2 不同绝缘层材料的结果对比

分别采用 0.45 mm 的全棉材料、0.44 mm 的

麻布材料和 0.44 mm 的纸片作为电极绝缘层材料，获得的心电信号时域波形图如图 6 所示。由图 6 可见，当绝缘层为棉布时，心电波形图中明显可见 QRS 波、T 波，P 波较为平缓，但仍可见，整个波形基线干净、平稳、噪声较小；绝缘材料换为麻布后，心电波形图中依旧可见 QRS 波、T 波，P 波偶尔可见，基线波形较棉布时粗，高频噪声增加，但基线依旧平稳；绝缘材料为纸片时，心电波形图中明显可见 QRS 波、T 波，但 P 波不可见，且基线上下浮动较为严重，高频噪声进一步增强。比较 3 种绝缘材料的心电波形可以看出，QRS 波的幅值相近，绝缘材料的不同主要表现为基线的粗细变化，亦即心电波基线噪声的变化，但不影响 QRS 特征波的幅值。由实验结果可知，当绝缘材料为棉布时，获得的心电信号质量最好。

不同绝缘层材料具有不同介电常数，根据公式(1)，理论上绝缘层的介电常数越大，等效耦合电容便会越大，相应获得的心电信号质量会更好。但由于纺织品本身的特性，其介电常数非常容易受到环境温、湿度的影响，故会随着环境条件的变化而发生相应变化。因此，即使是同一种

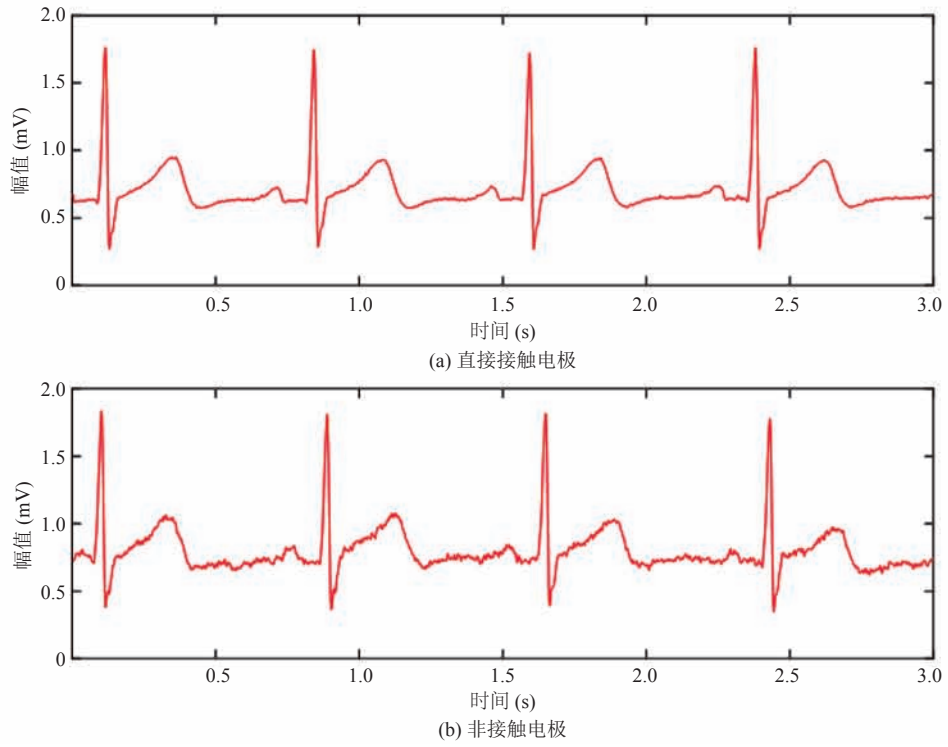


图 5 直接接触电极 (a) 和非接触电极 (b) 结果对比图 (受试者 01)

Fig. 5 Comparison of the measurement results between direct contact electrodes (a) and non-contact electrodes (b) (subject 01)

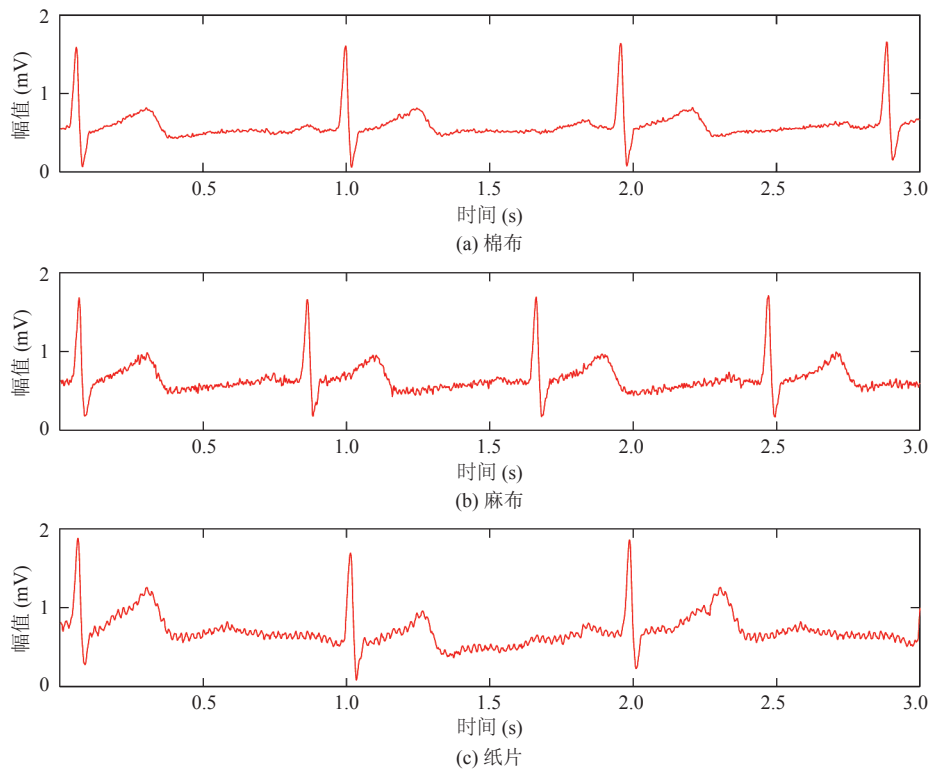


图 6 不同绝缘层材料测量结果对比图 (受试者 03)

Fig. 6 Diagram of different insulation materials (subject 03)

材料, 所测介电常数数据也并不稳定^[29]。纯棉材料的相对介电常数为 1.3~1.4, 纸片的介电常数为 2.5^[29]。常见文献中, 将心电电极置于椅子靠背^[22]、床垫上^[26]或集成于可穿戴的便携式系统中^[19], 受试者静坐于椅子上、躺于床垫或直接站立, 透过衣物直接进行心电测量, 这些实验条件受衣物材料限制, 多为对比纯棉和纯羊毛材料。本实验中不仅讨论质地较软且穿着舒适的纯棉和纯麻材料的绝缘层, 还加入了质地较硬的纸片作为绝缘层, 讨论更具全面性和系统性。在本实验条件下, 利用非接触电容耦合式电极, 直接接触以及采用 3 种材料绝缘都能采集到心电信号。其中, 由纯棉材料作为绝缘层采集到的心电信号信噪比最高, 信号质量最好, 麻布次之, 纸片最差。由此可见, 在相同的测试条件下, 选用介电常数较大的材料作为绝缘层, 信号结果较

好。虽然纸片的介电常数较棉布更大, 但信号波形幅值并没有较大差别, 并且信号质量较差。这可能是由于纸片质地较硬, 测量时与电极表面的贴合相对较差, 容易引起电极的轻微移动, 导致两个电极阻抗的不匹配, 从而影响信号质量且更容易引入工频干扰。

3.3 不同绝缘层厚度的结果对比

纯棉材料透气吸汗、穿戴舒适, 不易产生静电, 非常适用于移动健康监护等临床应用。因此, 本实验选用纯棉材料作为绝缘材料, 全面探索不同绝缘层厚度对非接触电极性能的影响。本文实验选取的纯棉材料厚度分别为 1 层、3 层、5 层、7 层(单层厚度均为 0.45 mm), 依次得到的心电信号时域波形如图 7 所示(波形未经任何硬件和软件滤波)。

由图 7 可见, 在 4 种不同的绝缘层厚度条

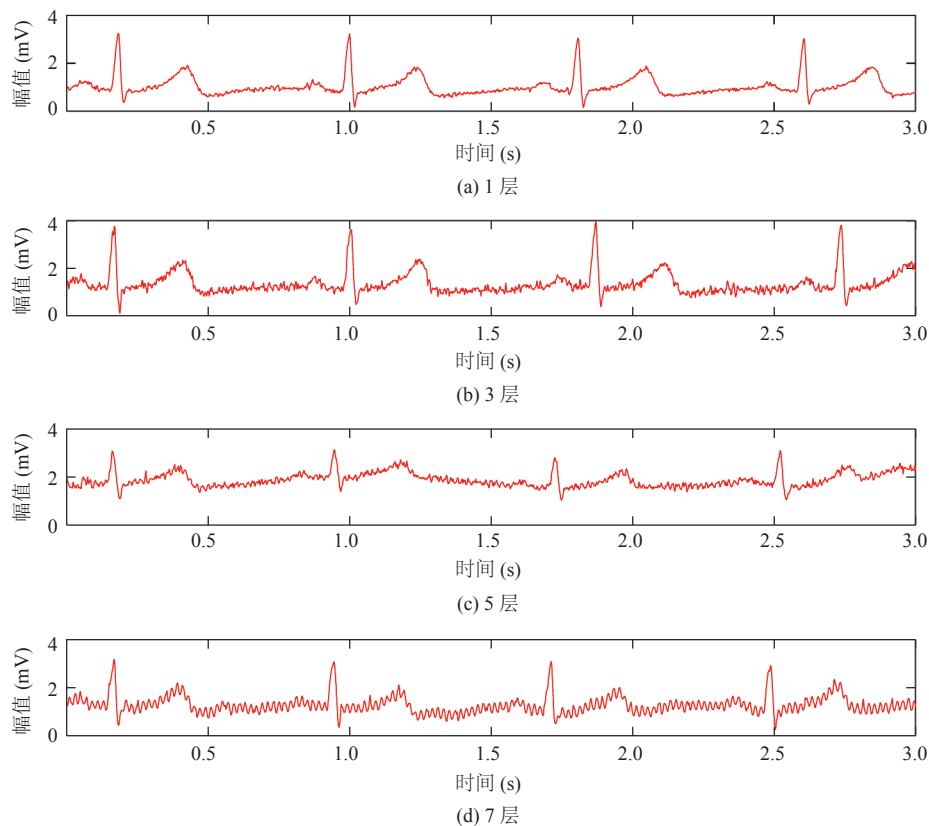


图 7 不同绝缘层厚度测量结果对比图(受试者 06)

Fig. 7 Diagram of different insulation thickness (subject 06)

件下, 非接触电极均能获得明显的心电信号。其中, 当纯棉材料层数为 1 层时, 心电波形中可观察到明显的 QRS 波、T 波和 P 波信号, QRS 波幅值约为 4 mV, 基线平滑, 噪声较小; 当纯棉材料层数为 3 层时, 心电波形中仍可观察到明显的 QRS 波、T 波和 P 波信号, QRS 波幅值不变, 但基线变粗, 说明噪声有一定的增加; 当纯棉材料层数为 5 层时, 心电波形中仍可观察到明显的 QRS 波、T 波, 但 P 波信号不明显, QRS 波幅值变为约 3 mV, 基线进一步加粗, 噪声进一步增加, 且伴随着明显的基线跳动; 当纯棉材料层数为 7 层时, 心电波形中仍可观察到明显的 QRS 波、T 波, 但 P 波信号不明显, QRS 波幅值约 3 mV, 且基线明显加粗, 噪声明显增加。

Chi 等^[18]利用 3 种厚度(0.18 mm、0.89 mm、2.72 mm)的玻璃片验证了电极传感器在不同距离上耦合信号的性能, 结果表明, 耦合信号随着传感器与信号源的距离增大而减小。本文实验选用的绝缘层最小厚度为 0.45 mm, 这个厚度既能获取良好的信号质量, 又增加了受试者衣物的广泛适用性。综上实验结果可以看出, 当绝缘层厚度增加时, QRS 波仍保持清晰, 但其幅度减小、基线逐渐变粗、高频噪声逐渐增加, 尤其厚度在 5 层以后, 工频干扰明显增大, 信噪比明显减小。可能是由于绝缘层厚度较大时, 测量电极与参考电极之间阻抗不匹配程度更大, 导致工频干扰等环境噪声更容易对心电的测量造成干扰。因此, 利用非接触电极检测心电时, 将电极置于较薄的衣物之上, 可获得更好的心电波形。

4 结论与展望

本文提出了一种非接触电极的设计, 并系统地探讨了绝缘层材料种类和厚度对非接触电极心电信号采集的影响。结果表明, 本文设计的非接触电极基本能达到接触电极的信号水平; 不同绝

缘层材料中, 棉布作为绝缘层材料时, 获得的心电信号信噪比最高; 在绝缘层材料选定的情况下, 绝缘层厚度较薄时, 获得的心电信号质量较好, 噪声较低。因此, 本文的实验结果证明了非接触电极在心电监护应用中的可行性, 并且为监护过程中非接触电极与皮肤之间的衣物材质和厚度的选择提供了实验依据。相对于同类研究, 本文的电极设计简单、方便实用, 同时对影响电极信号质量的绝缘层参数做了系统全面的探讨。在今后的研究中, 将进一步对本文提出的非接触电极进行优化, 以提高系统的抗干扰能力。

参 考 文 献

- [1] 胡东生, 顾东风. 中国 1980—2010 年心血管疾病流行病学研究回顾 [J]. 中华流行病学杂志, 2011, 32(11): 1059-1064.
- [2] 陈伟伟. 中国心血管病报告 2015 [J]. 中华医学信息导报, 2016(12): 11.
- [3] Hood L, Balling R, Auffray C. Revolutionizing medicine in the 21st century through systems approaches [J]. *Biotechnology Journal*, 2012, 7(8): 992-1001.
- [4] Wang Y, Doleschel S, Wunderlich R, et al. A wearable wireless ECG monitoring system with dynamic transmission power control for long-term homecare [J]. *Journal of Medical Systems*, 2015, 39(3): 35.
- [5] 林华. 动态心电图与常规心电图在临床诊断中的价值以及临床应用 [J]. 当代医学, 2013, 19(20): 32-33.
- [6] 宋晋忠, 严洪, 宫国强, 等. 用于心电信号采集的织物电极技术研究进展 [J]. 传感器与微系统, 2015, 34(10): 4-7.
- [7] Searle A, Kirkup L. A direct comparison of wet, dry and insulating bioelectric recording electrodes [J]. *Physiological Measurement*, 2000, 21(2): 271-283.
- [8] 张琳, 严洪, 翟光杰. 非接触式电极在心电信号检测中的应用和研究进展 [J]. 航天医学与医学工程, 2014, 27(2): 152-156.
- [9] Sun Y, Yu XB. Capacitive biopotential measurement

- for electrophysiological signal acquisition: a review [J]. *IEEE Sensors Journal*, 2016, 16(9): 2832-2853.
- [10] Meziane N, Webster JG, Attari M, et al. Dry electrodes for electrocardiography [J]. *Physiological Measurement*, 2013, 34(9): R47-R69.
- [11] Chi YM, Jung TP, Cauwenberghs G. Dry-contact and noncontact biopotential electrodes: methodological review [J]. *IEEE Reviews in Biomedical Engineering*, 2010, 3: 106-119.
- [12] Lim YG, Kim KK, Park KS. ECG measurement on a chair without conductive contact [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 2006, 53(5): 956-959.
- [13] Yao SS, Zhu Y. Nanomaterial-enabled dry electrodes for electrophysiological sensing: a review [J]. *JOM*, 2016, 68(4): 1-11.
- [14] 李运华, 刘宝华, 户鹏飞, 等. 一种非接触心电测量方法的研究 [J]. *传感器与微系统*, 2013, 32(1): 47-49.
- [15] Lopez A, Richardson PC. Capacitive electrocardiographic and bioelectric electrodes [J]. *IEEE Transactions on Biomedical Engineering*, 1969, 16(1): 99.
- [16] Sullivan TJ, Deiss SR, Cauwenberghs G. A low-noise, non-contact EEG/ECG sensor [C] // *Biomedical Circuits and Systems Conference*, 2008: 154-157.
- [17] Chi YM, Cauwenberghs G. Micropower non-contact EEG electrode with active common-mode noise suppression and input capacitance cancellation [C] // *International Conference of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2009: 4218-4221.
- [18] Chi YM, Deiss SR, Cauwenberghs G. Non-contact low power EEG/ECG electrode for high density wearable biopotential sensor networks [C] // *International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks*, 2009: 246-250.
- [19] Chi YM, Ng P, Kang E, et al. Wireless non-contact cardiac and neural monitoring [C] // *Proceedings of Wireless Health*, 2010: 15-23.
- [20] Chi YM, Ng P, Cauwenberghs G. Wireless noncontact ECG and EEG biopotential sensors [J]. *ACM Transactions on Embedded Computing Systems (TECS)*, 2013, 12(4): 1-19.
- [21] Baek HJ, Chung GS, Kim KK, et al. A smart health monitoring chair for noninvasive measurement of biological signals [J]. *IEEE transactions on Information Technology in Biomedicine: a Publication of the IEEE Engineering in Medicine and Biology Society*, 2011, 16(1): 150-158.
- [22] Aleksandrowicz A, Leonhardt S. Wireless and non-contact ECG measurement system-the "Aachen SmartChair" [J]. *Acta Polytechnica*, 2007, 47(4-5): 68-71.
- [23] 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.
- [24] Wu KF, Zhang YT. Contactless and continuous monitoring of heart electric activities through clothes on a sleeping bed [C] // *Information Technology and Applications in Biomedicine*, 2008: 282-285.
- [25] Faggion L, Mahdi AE. Noncontact human electrophysiological measurements using a new displacement current sensor [C] // *Proceedings of IEEE Sensors*, 2011: 296-299.
- [26] 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.
- [27] Lee SM, Sim KS, Kim KK, et al. Thin and flexible active electrodes with shield for capacitive electrocardiogram measurement [J]. *Medical & Biological Engineering & Computing*, 2010, 48(5): 447-457.
- [28] 杨攀. 非接触式心电信号检测系统研究 [D]. 杭州: 浙江大学, 2013.
- [29] 龚俊. 《纺织品介电常数测定》实验中样品的选择 [J]. *大学物理实验*, 2002, 15(3): 15-16.