

# 纺织电极在心电监测服装中的应用与研究

郑 鹏, 陈 雁

(苏州大学 纺织与服装工程学院 江苏 苏州 215021)

**摘要:** 随着纺织材料科学的不断发展, 导电优良和接触舒适的材料不断被研发、应用于纺织电极制备; 心电监测过程中, 纺织电极承担着将生物体电化学活动产生的离子电位转换成信号采集系统中的电子电位的纽带作用, 较好地实现生理数据的测量、传递等功能; 可穿戴技术集成智能纺织品等心电监测元件有效实现健康状况的长期监测, 减少对医院的依赖, 降低治疗成本。同时, 针对性的疾病监测与预防等项目的研究已逐渐实现对相应疾病提供应急机制与治疗意见, 为临床诊断和术后康复工作提供重要的实用信息。

**关键词:** 纺织电极; 可穿戴; 心电监测; 针对性; 临床诊断

中图分类号: TS941.17

文献标志码: A

文章编号: 1001-7003(2018)06-0038-07

引用页码: 061107

## Applications and researches of textile electrode in ECG monitoring clothing

ZHENG Peng, CHEN Yan

(College of Textile and Clothing Engineering, Soochow University, Suzhou 215021, China)

**Abstract:** With the continuous development of textile materials, the materials with good conductivity and comfort have been constantly developed and applied in textile electrode preparation. In ECG monitoring process, the textile electrode is responsible for converting the ion potential generated by the electrochemical activity of the organism into the electron potential in the signal acquisition system to achieve data measurement, delivery and other functions better. Wearable technology can integrate smart textiles and other ECG monitoring components, realize long-term monitoring of health status effectively, reduce the reliance on hospitals and reduce the treatment cost. At the same time, the research on surveillance and prevention for targeted disease has gradually realized the supply of emergency mechanisms and treatment advice for the disease. This paper provides important information for clinical diagnosis and postoperative rehabilitation.

**Key words:** textile electrode; wearable; ECG monitoring; targeted; clinical diagnosis

随着全球人口老龄化加剧, 各种心血管疾病成为中老年人群的高发病<sup>[1]</sup>, 同时, 心血管疾病具有隐蔽性、长期性、复杂性、高发病率等特点。近年来, 心血管病呈现出明显的年轻化态势, 据统计显示<sup>[2]</sup>: 2012 年 20 岁以上患病人数约 8 560 万, 而 60 岁以上的患者人数约 4 370 万, 且心血管疾病的患病人数仍在快速增长; 2013 年, 由心血管疾病引起的死亡占

总死亡的 40%, 75 岁以下占心血管病总死亡人数的 35%, 比平均预期寿命提前 3.8 年。

心脏通过心肌纤维有节律地收缩和舒张, 推动血液流动并形成生物电信号。长期不间断的心脏电活动捕获与记录形成时间-心脏电活动变化图像, 简称心电图( electrocardiograph, ECG)。ECG 能直观地反映心脏活动过程中不同时间段生物电变化, 是监测和诊断心脏异常节律有效的方法之一。

传统的心电监测方法主要采用银/氯化银( Ag/AgCl) 医用电极, 为降低电极-皮肤界面的接触阻抗, 在接触部位涂抹黏性导电水凝胶实现心电信号高质量地采集。黏性水凝胶能较好地保证电极与皮

收稿日期: 2017-10-27; 修回日期: 2018-04-11

作者简介: 郑鹏(1990—), 男, 硕士研究生, 研究方向为智能服装、服装模块化生产管理。通信作者: 陈雁, 教授, yanchen@suda.edu.cn。

肤之间的紧密接触,但在使用过程中会逐渐干涸,电极与皮肤界面阻抗变大,不适合长期监测;同时,长期使用会对被试人员皮肤产生刺激,如皮肤过敏、溃烂<sup>[3]</sup>。这促使研究人员寻求一种无需使用导电胶等物质,能够进行长时间监测的心电电极来替代传统医用电极。

纺织电极是近年来发展迅速的一种柔性干电极,是采用导电材料经纺织加工,具有感知人体表面生物电信号的织物传感器。与传统电极相比,纺织电极由于良好的透气、透湿等性能,在长时间使用过程中,被试人员或患者不会产生闷热感;同时,以其柔软、易与人体皮肤表面贴合等优点集成于服装中,测试过程中被试者或患者在心理上不会产生被监测的感觉。

## 1 纺织电极

心电监测过程中,纺织电极承担着将生物体电化学活动产生的离子电位转换成信号采集系统中电子电位的纽带作用。为了获取较高质量的心电信号,纺织电极的材料、织物组织、尺寸形状、整体结构对信号采集的真实性和稳定性有着直接的影响。

### 1.1 材料

纺织电极材料多采用导电纤维或导电化处理的纤维材料。K. Hoffmann 等<sup>[4]</sup>根据材料阻抗值将纺织电极划分为极化金属、非极化金属、聚合物涂层金属、导电聚合物及纳米有机硅;贾明亮等<sup>[5]</sup>利用石墨烯研制出纺织材料基透明电极,分析结果表明石墨烯具有良好的生物相容性与导电性,使其在生物诊断领域成为新的研究热点。

#### 1.1.1 极化金属/非极化金属电极

根据是否需要在电极端施加电压或电流而能使电流或位移电流通过电极/电解溶液界面的特性,将金属材料划分为极化金属与非极化金属。其中,非极化材料,如 Ag/AgCl,适用于检测电极;极化材料,如铂,适用于刺激电极。与检测电极不同之处在于刺激电极用于心脏起搏器、心脏除颤器及用于治疗目的的其他功能性电刺激器。P. Westbroek 等<sup>[6]</sup>使用不锈钢纤维作为纺织电极材料,测试结果表明不锈钢纤维具有较高的电极-皮肤界面阻抗;丁鑫等<sup>[7]</sup>研制出一款以 76% 镀银尼龙、24% 弹性纤维织物制成的心电电极,该电极采用 99.9% 的镀银纤维制作而成,具有良好的导电性,同时与弹性纤维交织,具

有良好的延展性;许鹏俊<sup>[8]</sup>以镀银尼龙长丝为原材料,采用 0.9% 的 NaCl 溶液对其纱线表面进行电化学处理,利用上述改性处理的银/氯化银材料制备的心电电极具有平衡电势及阻抗低等特点。更重要的是,制得的银/氯化银织物具有亲水性,容易捕捉水分子而保持湿润,减少平衡时间。

#### 1.1.2 导电聚合物

Scilingo 等<sup>[9]</sup>利用水凝胶膜设计了一款新型的纺织柔性电极。采用的水凝胶膜 pH 值范围在 3.5~9,能降低电极与皮肤之间的接触阻抗、减少使用过程中皮肤的刺激。丁辛等<sup>[10]</sup>利用吡咯单体等物质经过一系列的化学反应与后整理得到一种聚吡咯复合导电织物,制得的纺织电极阻抗小,具有良好的透气透湿性能;A. Patil 等<sup>[11]</sup>通过对原位聚合和电化学聚合的聚吡咯/棉织物心电电极进行电学性能测试分析和电化学阻抗测试分析,结果表明:经电化学聚合后的电极表面沉积的吡咯膜更厚更均匀,具有更好的导电性,采集的心电信号清晰度和信噪比都有明显的提高;Y. Chang 等<sup>[12]</sup>采用导电橡胶电极进行人体心电信号的监测,由于导电橡胶材料具有一定的黏性,能适当减少电极与皮肤之间的相对滑移,降低电极-皮肤的界面阻抗;日本电信公司推出新一代智能服装“Hitoe”,该服装采用的面料是将树脂涂覆在纳米导电纤维表面,伸缩性好,与人体的接触程度高。

#### 1.1.3 聚合物涂层电极

聚合物涂层电极主要是基于电极表面的聚合物膜的导电性和含有的电活性组分(掺杂剂)使电极具有电活性。制备聚合物涂层电极最佳的方法是电化学聚合,其主要优点是一步法便可在载体电极上得到导电膜。A. Ramasamy 等<sup>[13]</sup>利用银涂覆聚酰胺芯纱制备 Shieldex<sup>®</sup>导电丝;N. Silva 等<sup>[14]</sup>采用物理气相沉积法在聚酰亚胺薄膜材料和纺织品基材的顶部沉积一层铝箔织造电极;J. Baek 等<sup>[15]</sup>利用金箔作为导电成分,聚二甲基硅氧烷(PDMS)作为基质材料,先后通过氧等离子处理、旋转涂布等步骤制备了聚合物涂层电极(图 1)。实验表明:制成的柔性聚合物干电极穿戴方便,能长时间进行心电监测。Jung 等<sup>[16]</sup>利用碳纳米管(CNT)和 PDMS 制备 CNT/PDMS 复合电极,它克服了常规干或湿电极的限制。该电极具有良好的柔性与生物相容性,适合长期测量心电信号。同时,在运动或汗液的情况下也能稳定地测量心电信号。

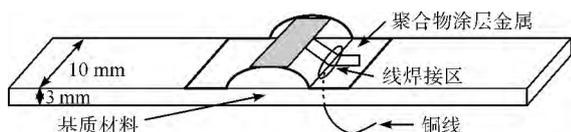


图 1 聚合物涂层金属电极

Fig. 1 Polymer-coated metal electrode

#### 1.1.4 纳米有机硅

有机硅,因其分子结构及与有机基团的结合使它集无机物与有机物的功能特性于一身,有优良的电绝缘性能。同时,如聚硅氧烷,由于其 Si—O 键长和 Si—O—Si 键角较大等结构特征使得该分子间作用力小,易旋转,呈现出一定的高柔软性。

#### 1.1.5 石墨烯

石墨烯是一种由碳原子以  $sp^2$  杂化轨道组成的六角形单层片状结构的新材料。由于其特殊的结构,是目前发现电阻率最小、导电性最佳的物质。

埃克塞特大学等共同参与的国际研究小组<sup>[17]</sup>利用气相沉积法制备了一种石墨烯纺织纤维电极,并测得其弯曲度对石墨烯包覆纤维电阻的影响很小,符合作为纺织品的柔性电极。M. Yapici 等<sup>[18]</sup>开发了一种石墨烯包覆导电纤维电极,该电极在洗涤后能保持其导电性,在信号保真度、频率响应和接触阻抗方面表现出更好的特性。C. Chen 等<sup>[19]</sup>开发了一种石墨烯基柔性微针电极,该电极表现出良好的生物相容性和对电生理检测的高灵敏度。在石墨烯表面进行蒸汽等离子体的亲水化后处理,结果显示:处理后的石墨烯表面润湿,电极在界面处产生较大的电容和较小的阻抗,提高心电信号的信噪比。黄志奇等<sup>[20]</sup>通过在导电海绵上涂抹石墨烯涂层增强电极的导电性,提高微弱信号数据采集的精准度。E. Skrzetuska 等<sup>[21]</sup>通过印刷技术制备石墨烯基传感系统,制备过程中,3% 的石墨烯添加量可以降低三倍的电阻率,且实验过程中,产品表面电阻率均匀性良好,变异系数低于 3%。

### 1.2 织物结构

前文提到,电极的设计与制作关系到采集心电信号的质量。研究学者通过对纺织电极的织物结构、湿度、传感器大小、稳定性等方面分析其对织物电极电化学阻抗谱的影响,发现织物结构影响电极性能。

#### 1.2.1 机织、针织、非织造布

不同的织物成形技术可以提供不同的感测功能。L. Beckmann 等<sup>[22]</sup>对比了不同纱线材料、组织

结构及织物三者组合的电极性能的研究,结果表明不同的纱线材料及织造方式影响电极的接触阻抗,其中,针织结构可能在改善接触阻抗方面有着突出的表现。P. Westbroek 等<sup>[23]</sup>使用不锈钢纤维制作的机织物、针织物和非织造布作为纺织电极,研究表明测试过程中,由于压阻特性,针织物在受到应力作用时,电阻率会发生变化,导致测试的心电信号不稳定。而机织面料结构相对均匀,具有较小的压变特性。同时,针织物电极具有较粗糙的织物表面,在心电信号采集过程中会有很高的皮肤接触阻抗,从而引入高频噪音的干扰。

#### 1.2.2 平纹、缎纹、刺绣、蜂巢、毛圈

为了提高电极与皮肤之间的接触稳定性,研究人员采用不同织物组织制作电极以提高电极与皮肤的接触面。严妮妮<sup>[24]</sup>采用缎纹、蜂巢、刺绣等结构的电极与特定规格的服装结合,实现心电信号的监测;鲁莉博等<sup>[25]</sup>利用银/氯化银纱线制作出一种刺绣毛圈组织结构电极,表面丰富的毛圈结构与皮肤接触时,能穿过体毛与皮肤良好接触,且使用前不需要对皮肤进行处理,同时,每一个刺绣毛圈结构可以独立构成一个电极,测试心电信号时阻抗低;杨旭东等<sup>[26]</sup>提出了一种由导电纱线、导电织物等组成的刺绣绒毛心电电极,并通过剪断导电织物上导电纱线的端头,利用导电纱线的抗弯刚度刺穿新生角质层,降低电极与皮肤的接触阻抗,提高心电信号的可靠度;袁会锦等<sup>[27]</sup>对机织、针织和刺绣毛圈的镀银涤纶织物电极进行电化学阻抗谱分析。研究表明:高频下,刺绣毛圈结构的电极阻抗最小,因为刺绣部分从织物表面凸起,可以实现更好的接触;机织平纹电极的阻抗最大。基于以上特性,刺绣组织结构电极被广泛地认为在生物电信号监测领域是最常见的结构电极。

#### 1.2.3 丝网印刷、3D 打印、三维纺织

T. Kang<sup>[28]</sup>利用丝网印刷技术研制出一种非织造布纺织电极。为了能很好地实现电极与服装的结合,将氯化银和银导电墨水在非织造布表面分别形成信息传感区与信号传输线路及其他电器元件,结果表明,该电极稳定性好,灵敏度较高,具有良好的电化学性能。

P. Salvo 等<sup>[29]</sup>提出了用于快速成型的 3D 打印技术,在较短时间内可快速完成复杂结构 3D 电极的制造。同时,3D 电极可以有效改善毛发存在时电生

理活动的测量。3D 打印是医疗干电极开发和批量生产的真正突破,是实现快速和低成本生产高精度立体结构的重要途径。

三维正交织物是利用三维纺织技术的机织方式,将两组经纱彼此互成  $60^\circ$  交织,一组纬纱与该两组经纱互成  $60^\circ$  交角插入交织成织物。该织造方式织成的织物因其各向力学性质相同,经纱之间不易滑动,织物组织结构稳定;重摩擦试验下,未发生变形等特点,继提出之后,受到研究学者的广泛关注与研究创新。同时,有望成为织造纺织电极的有效方法。

### 1.3 电极尺寸

电极尺寸与形状影响生物电信号采集过程中的幅度、精度及电极截面电流密度的分布<sup>[4]</sup>。合理尺寸的选取是实现生物电信号高质量、稳定性的主要手段之一。

鲁莉博等<sup>[25]</sup>对蜂巢组织结构电极进行面积设计中,织造边长为  $2 \sim 5$  cm 的镀银结构电极和边长为 5 cm 的银/氯化银结构电极,同种材料电极之间通过医用导电压敏胶两两组装,形成三明治结构的电极对试样,测试织物电极与皮肤之间的接触阻抗。分析得出,尺寸越大,阻抗越低,而服用时局部不适感越明显,电极的合适尺寸为  $4 \sim 5$  cm。V. Marozas 等<sup>[30]</sup>通过等效频率响应函数的方法分别对面积为  $1, 2, 4, 8, 16$   $\text{cm}^2$  电极采集的心电信号进行数据分析。结果表明,  $1$   $\text{cm}^2$  和  $2$   $\text{cm}^2$  的电极会对频率低于 1 Hz 的心电信号造成影响,  $4$   $\text{cm}^2$  的结构电极在评估电极与皮肤之间频率响应时呈现出最小的误差,大于  $4$   $\text{cm}^2$  的纺织电极不会严重影响心电信号中低频波谱的质量,但尺寸太大会造成信号过度放大。V. Krasteva 等<sup>[31]</sup>通过对电极面积与心电信号噪音影响的研究分析得出,静止状态下,噪音水平与面积的平方根成反比。许鹏俊<sup>[8]</sup>通过将  $1, 4, 9, 16$   $\text{cm}^2$  方形电极,以及  $4$   $\text{cm} \times 1$   $\text{cm}, 9$   $\text{cm} \times 1$   $\text{cm}$  的分布式结构电极分别设置于弹性绷带上,并进行静态电学性能评价。分析表明,随着电极面积的不断增大,心电信号的强度也随之增大,而当结构电极的面积大于  $9$   $\text{cm}^2$  时,心电信号的强度变化不明显;同时,在分布式电极中也呈现出相同的变化趋势。

### 1.4 整体结构

纺织电极可以很好地监测人体在静态时的心电信号,但不可避免的是,信号采集过程中,电极与皮肤之间的接触状态会受到各种无法预见因素的影

响,如肢体运动、肌肉震颤等,可能会对心电信号的质量、稳定性、可靠性产生不同程度的干扰。因此针对电极—皮肤之间的电—力学性能的研究,分析电极的自身阻抗、电极—皮肤界面阻抗,实现纺织电极整体结构的设计与优化。

A. Gruetzmann 等<sup>[32]</sup>提出了一种基于泡沫多孔材料柔性电极,可以避免皮肤毛发的影响,并获得稳定的生理电信号与数据。研究表明,泡沫材料在减少运动干扰和减少电极—皮肤的接触阻抗方面具有明显优势。也有研究学者通过在电极基布下垫上一层或多层衬垫进行纺织电极的设计制作,通过衬垫的回弹性可以适当调节电极与皮肤的接触压力,从而有效提高心电信号的质量。翟红艺等<sup>[33]</sup>通过穿戴衣布料、支撑垫、导电布与海绵的结合研制织物电极;刘光达等<sup>[34]</sup>将导电织物包覆于软海绵上并与穿戴服装结合,利用海绵受压后的弹力来确保导电部分和人体皮肤完全接触,同时,在保证电极与皮肤曲面良好接触的前提下适当降低服装织物形变,改善电极与皮肤之间接触紧密性,增加穿戴的舒适感;潘丽金等<sup>[35]</sup>设计了一种含“压力增强凸部”的 U 型硅胶卡槽心电电极(图 2),该电极由内向外依次设置的弹性导电织物层、硅胶层以及普通弹性织物层三层结构,其中硅胶层的压力增强凸部采用半球体等曲率较大的结构,有利于纺织电极更好的与皮肤贴合,减少电极与皮肤之间相对滑移。

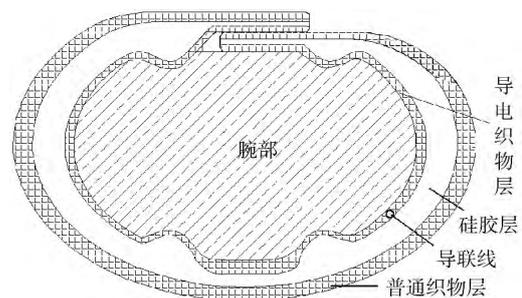


图 2 电极截面

Fig. 2 Electrode cross-section

## 2 应用研究

随着人们对健康状况的早期监护与疾病预防和保健意识的加强、家庭医疗消费能力的提高及科技水平的提升,促使医疗仪器的类型也逐渐向家用和个人的小型化发展。近年来,伴随着微电子、集成电路及无线通信技术的不断进步,提出了无线体域网(WBAN)系统。通过 WBAN 系统,以人体为中心,由

个人电子设备(PDA)等组成的通信网络,向用户提供实时参数并可以将信号传递给远程医疗服务器。由于服装与人体良好的贴身关系,WBAN系统集成

到服装中以连续监测生理参数。这种智能服装系统在实现穿戴物品日常使用的同时,又能实现人体在任何时间、任何地点对生理信号的实时监测(表1)。

表1 纺织电极在智能服装的主要研究成果与应用

Tab. 1 Main achievements and application of textile electrode in smart clothing

应用研究成果	产品简介		
	系统构成	监测指标	特征与应用
Sensate Liner	光纤纤维;数据采集分析装置;普通织物	ECG; 血压; 呼吸; 失血	军事作战,利用光纤传导路径的完整性反馈子弹击穿部位
Life Shirt	服装;数据分析等子系统	ECG; 呼吸; 血氧饱和度; 活动; 姿势等	手术环境下患者生理参数的监测
WEALTHY	心电采集系统;数据处理;无线通讯系统	ECG; 血压; 呼吸; 温度; 肌电; 活动	生命体征的远程无感监控
MIThril	生理感测系统;传感器集线器;PDA	ECG; EMG; 温度; 运动信息	插入式监测传感器连接方式获取日常活动的运动信息
My Heart	织物传感器胸带;PDA	ECG; 活动等其它重要信号	预防诊断心血管疾病发病率
Intellitex	Textrodes 电极;柔性集成电路;数据处理和无线传输;服装	ECG; 呼吸; 温度; 活动	无线双向数据通信技术 预防监测婴儿猝死综合征
EKG Shirt	生理感测系统;蓝牙模块;PDA	EEG; 血氧饱和度	利用刺绣工艺实现芯片等元件与服装的集成
Health Shirt	光电容积传感器;织物传感器;PDA	ECG; 血压	可接入不同功能的监测设备
Vital Jacket	生理感测系统;无线通信;数据分析;PDA	ECG; 呼吸; 血氧饱和度; 温度; 运动状态	可设置为不同生命体征监测系统
Nu Metrex	纺织传感器;无缝内衣	ECG 等生理参数	无缝运动胸衣

随着家庭监护设备、智能纺织品的迅速发展,研究学者开始将先进的监测技术应用于医疗领域,逐渐重视对各个疾病的病理与监护的研究,纺织电极也已逐渐向用于促进运动和康复中的电治疗应用中发展。V. Gay 等<sup>[36]</sup>提出了一种用于高危心脏病患者的健康监测系统,通过对患者生命体征进行多参数监测与综合分析,提供相应的应急措施和治疗意见以协助医师进行治疗;S. Patel 等<sup>[37]</sup>提出了一种集成无线传感、传感器和基于网络应用程序的可穿戴远程监测系统,通过临床信息收集、实验及算法优化,以可靠地监测评估帕金森患者的症状及运动并发症的严重程度,为患者疾病治疗与药物服用等提供有力的参考;C. Varon 等<sup>[38]</sup>通过单导联 ECG 信号检测方法实现对癫痫患者的生理监测,并提供了两种不同的算法量化信号 QRS 波形变化实现癫痫发作的监测分析;S. SENDRA 等<sup>[39]</sup>指出慢性疾病严重影响青少年的身心健康,如患有癫痫儿童的死亡率是健康儿童死亡率的 5.3 倍,且大部分的死亡由于治疗不足。通过对患病儿童的长期监测与实时分析,成为识别或排除慢性病发病前的有力工具,同时远

程监测能较好地实施父母对孩子的持续监督,减少对医院的依赖,减轻家庭负担。

### 3 结 语

目前,可穿戴设备已经成为家庭监护管理中的重要组成部分,监测的生理参数信息也日益完善,能更好地实现疾病的预防与早期治疗。同时,未来智能纺织品也已逐渐向心肌梗塞、突发性心脏骤停等疾病预防和术后康复方向发展,通过生理信息的综合与病理的掌控,提供合理的应急措施和治疗方案,为临床诊断等工作提供实用的信息,实现其更大的社会效益。

#### 参考文献:

- [1]胡盛寿. 中国心血管病报告 2015 [M]. 北京:中国大百科全书出版社,2016.  
HU Shengshou. Report of Chinese Cardiovascular Disease 2015 [M]. Beijing: Encyclopedia of China Publishing House, 2016.
- [2]MOZAFFARIAN D, BENJAMIN E J, GO A S, et al. Heart disease and stroke statistics: 2016 Update [J]. Circulation,

- 2016 , 133( 4) : e38.
- [3] AUDRAN M A , GOOSSENS A , ZIMERSON E , et al. Contact dermatitis from electrocardiograph-monitoring electrodes: role of p-tert-butylphenol-formaldehyde resin [ J ]. Contact Dermatitis , 2003 , 48( 2) : 108-111.
- [4] HOFFMANN K , RUFF R. Flexible dry surface-electrodes for ECG long-term monitoring [ J ]. IEEE , 2007: 5739-5742.
- [5] 贾明亮, 张克勤. 石墨烯在纺织材料基透明电极中的研究进展 [ J ]. 印染 , 2013 , 39( 11) : 50-54.  
JIA Mingliang , ZHANG Keqin. Advances in textile-based transparent electrode by grapheme [ J ]. Dyeing & Finishing , 2013 , 39( 11) : 50-54.
- [6] WESTBROEK P , PRINIOTAKIS G , PALOVUORI E , et al. Quality control of textile electrodes by electrochemical impedance spectroscopy [ J ]. Textile Research Journal , 2006 , 76( 2) : 152-159.
- [7] 丁鑫, 金雷, 刘诺, 等. 基于织物电极的非接触便携式睡眠心电图监测系统设计 [ J ]. 北京生物医学工程 , 2012 , 31( 3) : 293-297.  
DING Xin , JIN Lei , LIU Nuo , et al. Design of non-contact portable sleep ECG monitoring system based on fabric electrodes [ J ]. Beijing Biomedical Engineering , 2012 , 31( 3) : 293-297.
- [8] 许鹏俊. 用于体表心电图监测的纺织电极与皮肤之间机械作用分析及动态噪音研究 [ D ]. 上海: 东华大学, 2012.  
XU Pengjun. Skin-Electrode Mechanical Interaction and Motion Artifacts of Textile Electrodes for Body Surface ECG Signal Monitoring [ D ]. Shanghai: Donghua University , 2012.
- [9] SCILINGO E P , GEMIGNANI A , PARADISO R , et al. Performance evaluation of sensing fabrics for monitoring physiological and biomechanical variables [ J ]. IEEE , 2005 , 9( 3) : 345-352.
- [10] 丁辛, 周云, 张经纬, 等. 一种用于测试心电信号的纺织电极的制备方法: CN 201310461096. 7 [ P ]. 2015-07-08.  
DING Xin , ZHOU Yun , ZHANG Jingwei , et al. Preparation method of spinning electrode used for testing electrocardiosignal: CN 201310461096. 7 [ P ]. 2015-07-08.
- [11] PATIL A J , DEOGAONKAR S C. Conductivity and atmospheric aging studies of polypyrrole-coated cotton fabrics [ J ]. Journal of Applied Polymer Science , 2012 , 125( 2) : 844-851.
- [12] CHANG Y , NAM S , KIM S. Conductive rubber electrode for wearable health monitoring [ J ]. IEEE , 2005 , 4: 3479-3481.
- [13] ALAGIRUSAMY R , EICHHOFF J , GRIES T , et al. Coating of conductive yarns for electro-textile applications [ J ]. Journal of the Textile Institute Proceedings & Abstracts , 2013 , 104( 3) : 270-277.
- [14] SILVA N L , GONCALVES L M , CARVALHO H. Deposition of conductive materials on textile and polymeric flexible substrates [ J ]. Journal of Materials Science: Materials in Electronics , 2013 , 24( 2) : 635-643.
- [15] BAEK J Y , AN J H , CHOI J M , et al. Flexible polymeric dry electrodes for the long-term monitoring of ECG [ J ]. Sensors & Actuators A Physical , 2008 , 143( 2) : 423-429.
- [16] JUNG H C , MOON J H , BAEK D H , et al. CNT/PDMS composite flexible dry electrodes for long-term ECG monitoring [ J ]. IEEE , 2012 , 59( 5) : 1472-1479.
- [17] 刘兰兰. 国际研究组织用石墨烯研制出首例纺织电极 [ J ]. 电源技术 , 2015 , 39( 8) : 1-3.  
LIU Lanlan. International research organization developed the first textile electrode with grapheme [ J ]. Chinese Journal of Power Sources , 2015 , 39( 8) : 1-3.
- [18] YAPICI M K , ALKHIDIR T , SAMAD Y A , et al. Graphene-clad textile electrodes for electrocardiogram monitoring [ J ]. Sensors & Actuators B , 2015 , 221: 1469-1474.
- [19] CHEN C H , LIN C T , HSU W L , et al. A flexible hydrophilic-modified graphene microprobe for neural and cardiac recording [ J ]. Nanomedicine , 2013 , 9( 5) : 600-604.
- [20] 黄志奇, 陈东义, 熊帆, 等. 抑制运动伪迹石墨烯柔性心电干电极: CN 201510844138. 4 [ P ]. 2015-11-27.  
HUANG Zhiqi , CHEN Dongyi , XIONG Fan , et al. Graphene flexible electrocardio dry electrode with effect of inhibiting motion artifact: CN 201510844138. 4 [ P ]. 2015-11-27.
- [21] SKRZETUSKA E , PUCHALSKI M , KRUCISKA I. Chemically driven printed textile sensors based on graphene and carbon nanotubes [ J ]. Sensors , 2014 , 14: 16816-16828.
- [22] BECKMANN L , NEUHAUS C , MEDRANO G , et al. Characterization of textile electrodes and conductors using standardized measurement setups [ J ]. Physiological Measurement , 2010 , 31( 2) : 233-247.
- [23] WESTBROEK P , PRINIOTAKIS G , PALOVUORI E , et al. Quality control of textile electrodes by electrochemical impedance spectroscopy [ J ]. Textile Research Journal , 2006 , 76( 2) : 152-159.
- [24] 严妮妮. 心电图监测服装的可穿戴性能研究 [ D ]. 西安: 西安工程大学, 2015.  
YAN Nini. Study on the Wearable Performance of ECG Monitoring Clothing [ D ]. Xi ' an: Xi ' an Polytechnic University , 2015.
- [25] 鲁莉博, 张辉, 谢光银. 纺织结构柔性心电电极面积的设计及优化 [ J ]. 上海纺织科技 , 2016 , 44( 3) : 45-48.  
LU Libo , ZHANG Hui , XIE Guangyin. Area design and

- optimization of textile-structure flexible ECG electrodes [J]. Shanghai Textile Science & Technology, 2016, 44(3): 45-48.
- [26] 杨旭东, 周云, 代兴玉, 等. 一种刺绣绒毛柔性心电电极: CN 201510011794.6 [P]. 2015-01-09.  
YANG Xudong, ZHOU Yun, DAI Xingyu, et al. Inwrought fluff flexible electrocardio-electrode: CN 201510011794.6 [P]. 2015-01-09.
- [27] 袁会锦, 张辉, 谢光银. 织物结构对纺织结构电极阻抗性能的影响 [J]. 纺织学报, 2015, 36(9): 44-49.  
YUAN Huijin, ZHANG Hui, XIE Guangyin. Influence of textile structure on impedance of textile-structured electrodes [J]. Journal of Textile Research, 2015, 36(9): 44-49.
- [28] KANG T. Textile-Embedded Sensors for Wearable Physiological Monitoring Systems [D]. Raleigh: North Carolina State University, 2006.
- [29] SALVOA P, RAEDT R, CARRETTE E, et al. A 3D printed dry electrode for ECG/EEG recording [J]. Sensors and Actuators A: Physical, 2012, 174(2): 96-102.
- [30] MAROZAS V, PETRENAS A, DAUKANTAS S, et al. A comparison of conductive textile-based and silver/silver chloride gel electrodes in exercise electrocardiogram recordings [J]. Journal of Electrocardiology, 2011, 44(2): 189-194.
- [31] KRASTEVA V, PAPA ZOV S. Estimation of current density distribution under electrodes for external defibrillation [J]. Biomedical Engineering Online, 2002, 1(1): 1-13.
- [32] GRUETZMANN A, HANSEN S, MÜLLER J. Novel dry electrodes for ECG monitoring [J]. Physiological Measurement, 2007, 28(11): 1375-1390.
- [33] 翟红艺, 王春民, 张晶, 等. 基于织物电极的心电监测系统 [J]. 吉林大学学报(信息科学版), 2012, 30(2): 185-191.  
ZHAI Hongyi, WANG Chunmin, ZHANG Jing, et al. ECG signal monitoring system based on textile electrodes [J]. Journal of Jilin University (Information Science Edition), 2012, 30(2): 185-191.
- [34] 刘光达, 郭维, 李肃义, 等. 穿戴式人体参数连续监测系统 [J]. 吉林大学学报(工学版), 2011, 41(3): 771-775.  
LIU Guangda, GUO Wei, LI Suyi, et al. Wearable system for continuously monitoring physiological parameters [J]. Journal of Jilin University (Engineering and Technology Edition), 2011, 41(3): 771-775.
- [35] 潘丽金, 许鹏俊, 郑鹏. 一种含心率监测功能的消防服: CN 201621219810.7 [P]. 2017-08-25.  
PAN Lijin, XU Pengjun, ZHENG Peng. A fire-fighting clothing with heart rate monitoring: CN 201621219810.7 [P]. 2017-08-25.
- [36] GAY V, LEIJDEKKERS P. A health monitoring system using smart phones and wearable sensors [J]. International Journal of ARM, 2007, 8(2): 29-35.
- [37] PATEL S, CHEN B R, BUCKLEY T, et al. Home monitoring of patients with Parkinson's disease via wearable technology and a web-based application [C]// Engineering in Medicine & Biology Society, 2010: 4411-4414.
- [38] VARON C, JANSEN K, LAGAE L, et al. Can ECG monitoring identify seizures? [J]. Journal of Electrocardiology, 2015, 48(6): 1069-1074.
- [39] SENDRA S, PARRA L, LLORET J, et al. Smart system for children's chronic illness monitoring [J]. Information Fusion, 2018, 40(3): 76-86.