

生物医用电极制造技术及应用研究进展

周伟^{①*}, 刘伟^①, 邱清富^①, 刘瑞亮^①, 蒋乐伦^②, 宋嵘^②

① 厦门大学机电工程系, 厦门 361005;

② 中山大学工学院, 广州 510006

* 联系人, E-mail: weizhou@xmu.edu.cn

2014-10-21 收稿, 2014-11-21 接受, 2015-03-09 网络版发表

国家自然科学基金(51475397)和厦门大学中央高校基本科研业务费(2013121017)资助

摘要 生物医用电极作为一种能够有效地将生物体电化学反应产生的离子电位转换成测量系统电子电位的传感器, 广泛应用于现代临床检测和生物医学测量. 近年来, 由于生物医用电极在心电图ECG、脑电图EEG、肌电图EMG以及电阻抗成像EIT等领域的迫切应用需求, 新型生物医用电极结构及其高效低成本的制造方法不断涌现, 生物医用电极制造技术获得飞速发展. 本文通过对现有的生物医用体表电极进行了分类(包括传统银/氯化银电极、微针电极、纺织柔性电极、柔性衬底电极、泡沫结构电极、绝缘干电极), 分别对其制造工艺过程与使用方法进行了综述, 并对其已有或潜在的应用领域进行详细分析, 最后对生物医用电极的应用前景进行了展望.

关键词

生物医用电极
制造技术
心电图
脑电图
肌电图
生物电阻抗

生物电是生物体的最基本的生理现象, 各种生物电位的测量都需要使用生物医用电极. 在生物电信号采集与利用过程中, 生物医用电极作为一种能够有效地将生物体电化学反应产生的离子电位转换成测量系统电子电位的传感器, 广泛应用于现代临床检测和生物医学测量, 其中包括心电图ECG、脑电图EEG、肌电图EMG、眼电图EOG、胃电活动GEA、神经电位以及电阻抗成像EIT等^[1-3]. 生物医用电极作为测量系统最为关键核心部件之一, 可以起到生物电信号的激励、采集、传导等作用, 但是由于生物电信号较弱, 在多数情况下通常需要使用多个电极来同时进行生物电信号的采集与分析. 因此, 生物医用电极一般要求具有良好的导电性能, 通常是采用金属材料、硅基材料或聚合物材料表面覆盖一层易导电金属层的方式制造加工形成. 由于生物医用电极使用过程中与人体组织直接接触, 往往需要尽量减少电极的接触阻抗以获得稳定的生理信号, 同时还要求无毒无害, 以避免引发过敏等不良生理反应. 另

外, 为了减少测量过程中由于运动产生的干扰问题, 通常可选用柔性衬底材料实现电极与皮肤的高度贴合或利用泡沫背衬结构应用于生物医用电极中起到缓冲减震的使用效果.

近年来, 生物医用电极技术研究逐渐获得世界各国研究者的重视, 其制造技术和应用研究已经取得了飞速发展. 从使用功能上来划分, 生物医用电极主要包含有刺激电极和检测电极. 刺激电极是执行元件, 是对生物体施加电流或电压所用的电极. 检测电极是敏感元件, 需用电极把人体或生物体部位的电位引导到电位测量仪器上进行生物电位测量. 从使用范围来看, 生物医用电极主要包括体表电极和植入式电极. 从结构形式和功能特性方面来划分, 目前已经开发出的生物医用体表电极主要包括有传统银/氯化银电极、微针电极、纺织柔性电极、柔性衬底电极、泡沫结构电极、绝缘干电极. 随着微加工技术及信号处理相关技术的迅猛发展, 生物医用电极的种类和性能也都正在不断地丰富和改进中, 并在生物电信

引用格式: 周伟, 刘伟, 邱清富, 等. 生物医用电极制造技术及应用研究进展. 科学通报, 2015, 60: 1352-1360

Zhou W, Liu W, Qiu Q F, et al. Development, fabrication, and applications of biomedical electrodes (in Chinese). Chin Sci Bull, 2015, 60: 1352-1360, doi: 10.1360/N972014-01093

号的采集与利用中发挥着越来越重要的作用。

1 生物医用电极的制造技术

1.1 传统银/氯化银电极

传统银/氯化银(Ag/AgCl)电极是生物电检测技术中广泛使用的一种生物医用电极。Ag/AgCl电极一般是由电极芯、Ag/AgCl层、导电凝胶、无纺布等部件组成,如图1所示。一般而言,Ag/AgCl层通常采用电镀/电解等加工工艺形成,生产工艺较为复杂。在小电流通过电极的条件下,可以将其视为非极化电极。在Ag/AgCl电极研究中,目前大部分主要集中在Ag/AgCl层制造技术、导电凝胶制备方法、电极性能评估等方面研究工作。美国Conmed和3M公司在Ag/AgCl电极的设计与制造方面处于全球领先的地位,开发出的Ag/AgCl电极具有电性能较为稳定、贴合方便、使用寿命较长等一系列优点。但是,该电极在国内销售的价格较为昂贵,且为一次性使用性电极。在国内研究方面,中国船舶重工集团公司第七二五研究所利用热浸涂发制备Ag/AgCl电极,并对其电极表面的形貌和成分分析,获得最佳的电极结构,使得电极具有良好的电位稳定性^[4]。浙江大学许佩新课题组开发出一种医用压敏导电胶代替常用的导电糊或凝胶,并应用在Ag/AgCl电极,该胶粘贴性好、对皮肤无刺激、不过敏、导电性能好,而且不易干燥,能长时间与皮肤保持良好接触^[5]。

目前,在生物电信号检测技术中,Ag/AgCl电极不仅能够较低电流条件下将离子电流转换成电子电流,且具有电信号基线稳定、抗干扰能力强、制造与使用较为方便、价格便宜、易于生产等优点,在心电、脑电等测量中获得非常广泛的应用。但是,由于导电凝胶的存在,Ag/AgCl电极在使用过程中容易发生脱水干燥,使得导电凝胶的电特性发生某些变化,

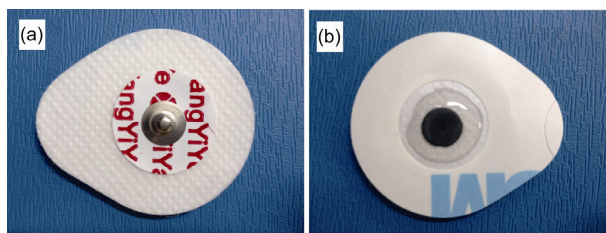


图1 (网络版彩色)Ag/AgCl电极的外观结构图。(a)正面;(b)反面
Figure 1 (Color online) Appearance of the Ag/AgCl electrode. (a) Front face; (b) back face

不能够长期连续使用^[6,7]。正是由于导电凝胶的电阻抗不稳定性,在高精度实验中容易引入较大的噪声和误差,从而导致测量结果的不够精确。另外,在使用Ag/AgCl电极之前,必须要对皮肤进行有效处理,尽可能擦除皮肤表面的角质层,实验前需要一定的准备时间。更为严重的是,导电凝胶还有可能会引起皮肤过敏反应,产生红肿等现象^[8,9],从而使得某些测量过程难以进行。

1.2 微针电极

微针技术一般是指通过微细制造方法在硅材料、金属、聚合物和玻璃等材料表面制造形成的阵列式微针结构。一般而言,单个微针结构的尺寸通常是直径为30~80 μm ,长度100 μm 以上^[10]。目前,由于微针技术可以使得生物医疗器件更为微型、精确、无痛、可靠、高效、便利等,并在性能上具有常规方法所无可比拟的特性,在生物医学测量系统、药物传输系统、微量采样分析系统等生物医学领域中已经开展了系统性的基础理论与应用研究^[11,12]。而微针电极是目前脑电采集技术中最普遍采用的干电极,即采用针式电极直接穿透角质层的方式,以克服角质层对脑电信号采集效果所带来的影响^[13]。微针电极设计要考虑到皮肤的分层结构,需要刺穿角质层(厚度一般为10~15 μm),刺入导电表皮层(厚度一般为50~100 μm),以避免角质层的高阻抗特性,同时还不能刺到真皮层(包括神经和血管)以避免对皮肤造成伤害,从而导致疼痛和出血等现象。因此,微针刺入深度应该大于10~15 μm ,小于50~100 μm ,使其在角质层上产生一个无痛的电极-电解液界面,并把活性细胞引起离子流转化成电子电流^[10]。与传统的Ag/AgCl生物电位电极比较,微针电极往往不需要皮肤准备和电解凝胶,使用较为方便可靠,具有更小的阻抗,有较小的电化学噪声,更有利于长期测量使用。

在微针电极研究方面,研究工作当前主要集中在以硅基材料,采用化学刻蚀工艺、反应等离子刻蚀等加工形成微针结构,电极-皮肤-电极阻抗测量和EEG记录证明微针电极在不需皮肤准备和电解凝胶的前提下,使用起来非常方便,并可以完成低生物电位的高质量记录,获得比标准电极更好的生物电采集性能^[14,15]。新加坡国立大学李小平课题组提出了一种利用真空铸造技术来制造新型微针电极的方法,并对其电极的表面结构进行了微观分析与

表征其表面微针结构,如图2所示^[16].制作的微针电极通过脑电采集实验证实其在阻抗特性、稳定性及采集效率方面表现出良好的性能.比利时根特大学的研究人员利用3D打印技术实现微针电极的制造成形与批量加工,通过与传统的Ag/AgCl电极进行心电和脑电信号的对比分析,取得了较好的测试效果^[17].厦门大学周伟课题组最近也提出利用纳秒激光加工实现金属电极表面微结构阵列特征的高效加工,并与传统心电电极的接触阻抗性能进行对比测试,获得较为稳定的接触阻抗性能^[18].

1.3 纺织柔性电极

纺织柔性电极是利用纤维、针织布等导电纺织材料来设计制作的一种新型柔性生物医用干式电极,可以满足长时间穿戴和测量舒适性的要求.近年来,随着患者对于医疗环境舒适性要求的不断提高,迫切需求纺织柔性电极与现有的医疗检测器械进行完美结合,从而使得多样化和多功能的新颖纺织柔性电极不断被开发与研究,并已经成功应用在集成心电测量的衬衫^[19]、可穿戴式多传感心率监测系统^[20]、无接触式肌电传感器^[21]等方面,并取得了良好的测试与应用效果.但是,在测试使用过程中,纺织柔性电极与人体皮肤接触时往往存在一定的空间和间隙,而这些空间和间隙里通常充满着一定数量的空气,这就相当于在电极与皮肤的接触阻抗中间增加了一个电容^[22].因此,阻抗测试结果表明纺织柔性电极的总阻抗往往要比传统电极和微针电极要大一些.如何设计新型电极结构、固定纺织电极、消除人体表面湿度影响、降低电极总阻抗是当前纺织柔性电极亟待解决的关键技术难题.

在纺织柔性电极的研究工作方面,当前主要是

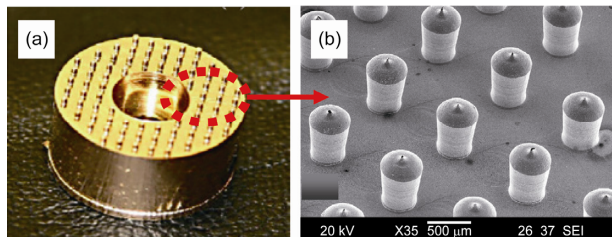


图2 (网络版彩色)真空铸造加工的微针电极^[16]. (a) 喷金后外观; (b) SEM图

Figure 2 (Color online) Micro needle electrode fabricated by vacuum casting machining^[16]. (a) Appearance of electrode after spraying gold; (b) SEM image

在新型电极结构设计、新材料在纺织电极的应用、电极性能表征与评估等方面开展了一些初步的研究工作.德国Philips医学信息技术中心的Beckmann等人^[22]利用不同的测试步骤对于纺织电极与皮肤的接触阻抗进行了测量,系统研究了接触压力、湿度等因素对其性能的影响,并对不同频率范围条件下的长期稳定性进行了测试与表征.意大利比萨大学Scilingo等人^[23]利用水凝胶膜(pH在3.5~9之间)设计了一种新型的纺织柔性电极,可以大大减少电极与皮肤的敏感性,并通过与3M临床医用电极和标准表面EMG电极进行对比,在考虑呼吸和运动行为的前提条件下,对电极的性能进行了系统评估.瑞典布罗斯大学研究学者利用不同的纺织柔性电极的进行生物电阻抗的测量,实验结果表明将纺织电极在手部和脚部的测量应用中获得较为稳定的电阻抗谱特征,如图3所示^[24].

1.4 柔性衬底电极

柔性衬底电极由于可以实现与人体组织,特别是与皮肤的高度贴合,并可以满足人体不同部位的穿戴要求,应用范围非常广泛,已成为当生物医用体表电极的重要研究方向.目前,可用于柔性衬底电极材料主要有聚二甲基硅氧烷(PDMS)、聚酰亚胺(PI)、聚对苯二甲酸乙二醇酯(PET)等^[25,26].与PI和PET相比而言,PDMS柔性衬底材料由于具有更好的生物相容性、较低的杨氏模量,并容易形成舒适的皮肤-电极界面的独特优势,成为生物医用电极的柔性衬底的首选材料.如Baek等人^[9]通过在PDMS衬底材料表面沉积金属层制造加工形成电极,在长期连续(7天)的心电监测过程中表现出较佳的性能特征. Chen等人^[27]利用柔性衬底PDMS材料开发出一种采用单点接触方式的可穿戴式、无线的生物电采集装置,并在

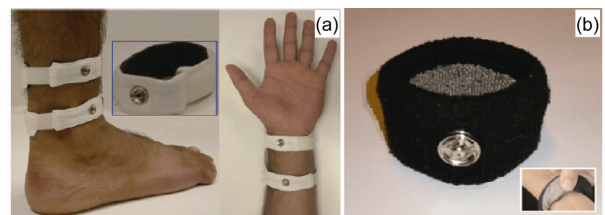


图3 (网络版彩色)纺织电极应用在生物电阻抗测量^[24]. (a) 手部与脚部的应用; (b) 外观图

Figure 3 (Color online) Textile electrode used in bioelectrical impedance measurement^[24]. (a) Hand and feet; (b) external view

心电信号的采集与利用取得较好的应用效果。最近, Jung等人^[28]设计了1种包含有2个输入电极和1个参考电极的基于PDMS衬底干式柔性表面肌电电极, 肌电信号测量结果表明该电极由于具有较好的精度和柔性结构, 易于提取出肌电信号实现假手运动的精确控制, 如图4所示。

1.5 泡沫结构电极

为了消除人体运动过程对于生物电信号采集的影响, 研究者最近还提出一种基于泡沫多孔材料设计与制造出新型的泡沫结构软性电极。在脑电信号的测量过程中, 这种泡沫结构电极还具有一个非常显著的应用优势, 可以避免皮肤上的毛发(尤其是头发)作用的影响, 并获得稳定的生理电信号与数据。Gruetzmann等人^[29]在生物医用电极表面添加一层泡沫材料结构, 从而形成新型泡沫电极结构。由于该泡沫结构电极具有良好的弹性和缓冲性能, 可以显著减少在运动过程中电极与皮肤的相对位移, 在心电测试结果表明其在减少运动干扰和减少电极与皮肤的接触阻抗方面具有明显优势。Lin等人^[30]针对头皮的位置, 设计出一种适宜于长期脑电测量的泡沫结构电极, 如图5所示。该电极结构主要利用导电布覆盖着可导电聚合物泡沫结构所构成, 在脑电测量使用过程中, 不需要皮肤制备和导电凝胶, 具有良好的几何适应性, 并可以应用在不规则的头皮表面, 在运动过程中还可以获得较低的电极与皮肤的接触阻抗。

1.6 绝缘干电极

绝缘干电极与上述电极的工作原理都不一样, 绝缘干电极是利用很薄的绝缘膜把金属电极与人体

隔开, 在人体和金属电极之间形成电容, 人体和电极片则分别为电容的2个极片, 中间的绝缘膜为电容器的中介质, 生物电信号可以通过这一特殊的电容器耦合到缓冲放大器输入端, 实现对生物电位变化的测量^[31]。由于绝缘干电极的电极片不与导电膏或其他电解质接触, 无需电流直接接触人体, 从而避免了极化现象的发生。但是, 由于耦合电容量级非常小, 需要超级大的输入阻抗放大器以及相关的无偏、检测和屏蔽技术, 同时受这种电极的频率响应的限制, 该电极用于提取生物电信号的使用范围也将会受到限制。近年来, 阿根廷科学家在综述绝缘干电极的研究与发展现状的基础上, 利用由标准双层印制电路板所组成的绝缘干电极, 通过厚度为350 mm棉布对心电信号进行测量, 与传统的湿电极进行对比发现, 该干电极与湿电极获得的心电信号差别不大, 如图6所示^[2]。目前, 绝缘干电极在航空航天、水下作业、生物医学测量等领域的信号的检测中获得了广泛的应用。

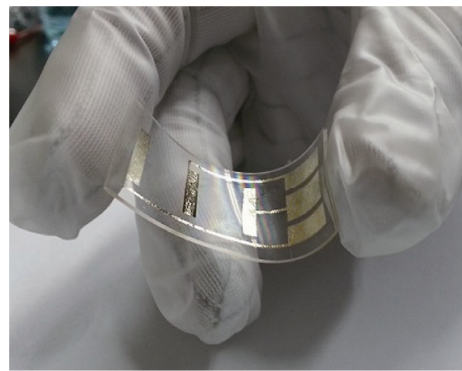


图4 (网络版彩色)基于PDMS衬底的表面肌电电极外观图^[28]
Figure 4 (Color online) Photograph of surface electromyography electrode based on PDMS substrate^[28]

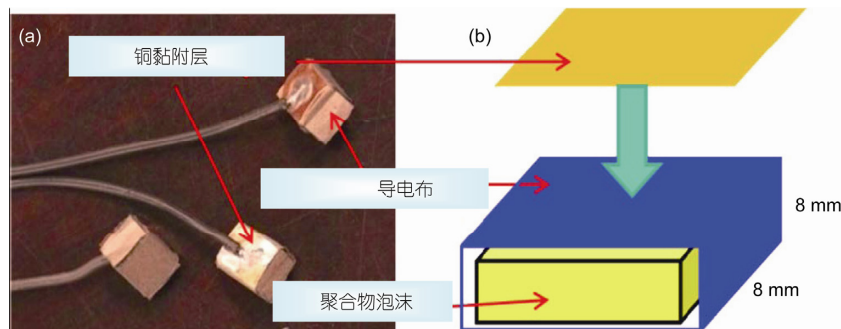


图5 (网络版彩色)泡沫结构电极^[30]。(a) 实物图; (b) 结构示意图

Figure 5 (Color online) Biomedical electrode with foam material^[30]. (a) External view; (b) structural schematic diagram



图6 (网络版彩色)绝缘干电极应用在心电测量过程^[2]

Figure 6 (Color online) Insulation dry electrodes used in electrocardiogram measurement^[2]

2 生物医用电极的应用领域

2.1 生物电阻抗技术

生物电阻抗技术是无创无损医学检测技术中的一个新方向,也是当今国际生物医学工程学的重要研究课题之一.生物电阻抗技术能够准确反映生物组织、器官、细胞或整个生物机体电学性质的物理量,具有无创、廉价、安全、无毒无害、操作简单和功能信息丰富等特点,医生和病人易于接受,广泛应用于生物医学信息检测与临床诊断的多个领域,成为国内外研究工作的热点问题^[32,33].在生物电阻抗应用技术中,生物医用电极通常需要具备刺激电极和检测电极的双重功能,对电极电学性能提出了更高的要求,受到各国研究学者广泛的关注.Hua等人^[34]针对生物电阻成像技术设计了一种由大小电极组合形成的复合式电极,有效减小了由于电极接触阻抗所产生的电压降.王妍等人^[35,36]针对电阻抗成像系统中的电极展开了系列研究工作,基于强制等势点有限元模型,研究了电极类型、电极结构参数、电极数和激励测量模式对成像结果的影响,并提出了电极系统优化设计方案.最近,董秀珍课题组和英国帝国理工学院的研究者合作开展对5种比较常见并可以应用于脑部EIT的Ag/AgCl电极的接触阻抗、均匀性、信噪比、稳定性进行了性能比较,Ag/AgCl粉末电极表现出最佳的使用性能^[37].

2.2 心电信号采集技术

心电信号主要是反映心脏兴奋的产生、传导和恢复过程中的生物电变化.心电信号的采集通常是由心电图机通过生物医用电极粘贴在固定测试位置完成,已成为心血管疾病诊断的重要临床医学参数.目前,Ag/AgCl电极是在心电信号采集中使用最为广泛

的生物医用电极,但是由于其容易发生脱水干燥,不适合长期连续使用,并容易引发皮肤过敏等问题.因此,开发出新型生物医用电极结构以提高心电信号采集的效果,并克服噪声信号所干扰,成为当前的各国研究者关注的研究课题.Yu等人^[38]研制出一种中空结构微针电极并进行了心电信号的检测与分析,实验结果表明该电极可以穿透人体皮肤,降低电极-皮肤-电极的接触阻抗,获得具有高信噪比特征的心电信号.许佩新课题组^[39]利用Sn-Ag合金为金属材料制成新型心电电极,其交流阻抗特性、除颤恢复性能等电学特性相比与传统的Ag/AgCl电极得到明显改善,为电极性能的提高提供一种可行性的解决方法.

2.3 脑电信号检测技术

脑电是大脑皮层神经细胞集群自发电活动传递至头皮上的皮层电位,含有丰富的生理与病理信息,可为癫痫、痴呆、肿瘤等脑部疾病的诊断提供重要依据^[13,40].由于脑电是一种微弱的电压信号,在采集时极易受到外界的干扰,一般可将生物医用电极放置在头皮表面,通过脑电信号采集设备进行测量获得.因此,高精度脑电电极的研制与开发也成为脑电领域研究中热点.Lin等人^[41,42]在脑电及其采集技术研究开展了系列的研究工作,2008年研制开发出一款由6个微针型干电极组成的新型无线可穿戴干电极脑电帽,该脑电采集设备目前主要被应用于驾驶员警觉度检测的研究.Chi等人^[43]提出了一种指状的干式非接触电极结构,并结合电路的改进设计成功实现脑电信号的稳定采集.另外,美国QUASAR公司、Emotive公司、EmSense公司、欧洲最大的IMEC微电子研究中心以及西班牙Starlab公司等针对于不同脑电信号检测的实际需求,也开发出不同样式的脑电电极装置^[13].

2.4 肌电信号采集技术

肌电信号是肌肉收缩时伴随的电信号,被广泛应用于临床神经肌肉系统状态评估、生物反馈、假肢控制、康复治疗以及临床医学诊断等方面^[44].肌电信号采集过程也一般是通过针电极、线电极插入或通过表面肌电电极在皮肤表面提取原始肌电信号,并通过适当的放大后进行滤波技术处理获得.针对肌电电极的研究工作,国内外研究工作者也开展了一些

非常有价值的研究工作。Hewson等人^[45]对可应用于EMG信号检测的2种Ag/AgCl电极的长时间接触阻抗特性进行了初步研究,分析了不同时间条件下各频率下的阻抗值,并进一步地获得了Ag/AgCl电极的阻抗频率特性。Lee等人^[46]提出了一种高表面积纺织电极应用于肌电信号的采集,通过关节角度的观察来评价膝关节的运动过程。李光林等人^[47,48]利用导电布制成的织物电极采集肌肉表面电信号,并且通过识别9个类型的肘部和手部动作的情况来评估其性能,织物电极与传统的金属电极在多功能肌电假肢控制中的模式识别方面具有相似的性能。董中飞等人^[49]设计了一种基于柔性印刷板工艺的同心圆差分阵列式表面肌电电极装置,具有更好的单位动作电位分辨力和更低的皮肤接触阻抗。

2.5 其他

由于生物电都属于微弱信号,且容易受到干扰,大部分的生物电可以通过现有开发出的生物医用电极来检测出来,虽已在心电、脑电、肌电、生物电阻抗技术领域获得广泛的研究与临床应用,但是仍然还有部分生物电尚未被人类所开发与利用,因此具有非常高的研究与开发价值。特别是,近年来生物医用电极在眼电图EOG^[50]、胃电活动GEA^[51]、神经电位^[52]的采集与利用当中也展现出重要作用,取得较好的研究进展。但仍然还需要开展大量的基础研究工作,进一步推动生物医用电极在生物电采集与开

发中的实际应用效果,提高生物电的基础研究与临床应用的水平。

3 结论与展望

随着医疗科技水平不断的进步与发展,对生物电的认识和理解也正在逐渐加深,生物电采集与利用的基础研究和临床应用也日益得到重视和发展。生物医用电极作为生物电采集与利用过程中的关键部件,能够有效地将生物体电化学活动产生的离子电位转换成测量系统电子电位,已经广泛应用于心电图ECG、脑电图EEG、肌电图EMG、生物电阻抗等现代临床检测和生物医学测量中,更多的潜在应用领域也还正在不断地拓展与完善中。根据现有的文献报道分析,现已研制出的生物医用体表电极主要包括有传统银/氯化银电极、微针电极、纺织柔性电极、泡沫结构电极、绝缘干电极等,均已在生物医学检测与测量技术领域发挥着重要的作用,并取得较好的研究进展与临床应用效果。随着微电子技术、微纳制造技术和信号处理技术的飞速发展,与生物医用电极相关的制造技术和信号处理方法等都已获得长足的进步,有关人体组织与皮肤的接触机理也得到更为深入的认识,相信在未来几年内必将会研制出更多的新型生物医用电极,可以实现各类生物电的精确提取与分析,有利于进一步推动对于生物电的更深入的理解和认识,同时也对促进医疗科技水平的进步与提高具有重要的研究价值与意义。

参考文献

- 1 Chi Y M, Jung T P, Cauwenberghs G. Dry-contact and noncontact biopotential electrodes: Methodological review. *IEEE Rev Biomed Eng*, 2010, 3: 106–119
- 2 Spinelli E, Haberman M. Insulating electrodes: A review on biopotential front ends for dielectric skin-electrode interfaces. *Physiol Meas*, 2010, 31: s183–s198
- 3 Bodenstern M, David M, Markstaller K. Principles of electrical impedance tomography and its clinical application. *Crit Care Med*, 2009, 37: 713–724
- 4 He L, Xu L K, Wang J T, et al. Performance of Ag/AgCl reference electrode prepared by hot dip coating method (in Chinese). *Corros Sci Prot Technol*, 2009, 21: 482–485 [何霖, 许立坤, 王均涛, 等. 热浸涂银/氯化银参比电极性能研究. *腐蚀科学与防护技术*, 2009, 21: 482–485]
- 5 Xu P X, Chen Z Z. The disposable ECG electrodes (in Chinese). Chinese Patent: ZL96222041.8, 1997 [许佩新, 陈治中. 一次性心电电极. 中国专利: ZL96222041.8, 1997]
- 6 Geddes L A, Valentinuzzi M E. Temporal changes in electrode impedance while recording the electrocardiogram with dry electrodes. *Ann Biomed Eng*, 1973, 1: 356–367
- 7 Lin C T, Ko L W, Chiou J C, et al. Noninvasive neural prostheses using mobile and wireless EEG. *Proc IEEE*, 2008, 96: 1167–1183
- 8 Searle A, Kirkup L. A direct comparison of wet, dry and insulating bioelectric recording electrodes. *Physiol Meas*, 2000, 21: 271–283
- 9 Baek J Y, An J H, Choi J M, et al. Flexible polymeric dry electrodes for the long-term monitoring of ECG. *Sensor Actuat A*, 2008, 143: 423–429

- 10 Liu R, Wang X H, Zhou Z Y, et al. Application of MEMS microneedles array in biomedicine (in Chinese). *J Biomed Eng*, 2004, 21: 482–485 [刘冉, 王晓浩, 周兆英, 等. MEMS微针阵列及其在生物医学上的应用. *生物医学工程学杂志*, 2004, 21: 482–485]
- 11 Ashraf M W, Tayyaba S, Afzulpurkar N. Micro electromechanical systems (MEMS) based microfluidic devices for biomedical applications. *Int J Mol Sci*, 2011, 12: 3648–3704
- 12 Yang J, Zhu J, Jiang H M, et al. Development of fabrication and application of MEMS microneedle (in Chinese). *Piezoelectr Acoustoopt*, 2010, 32: 1053–1058 [杨君, 朱军, 蒋宏民, 等. MEMS微针制备及其应用研究的进展. *压电与声光*, 2010, 32: 1053–1058]
- 13 Wang X W, Shi L C, Lü B L. A survey on the technology of dry electrodes for EEG recording (in Chinese). *Chin J Biomed Eng*, 2010, 29: 777–784 [王晓韡, 石立臣, 吕宝粮. 干电极脑电采集技术综述. *中国生物医学工程学报*, 2010, 29: 777–784]
- 14 Griss P, Enoksson P, Tolvanen-Laakso H K, et al. Micromachined electrodes for biopotential measurements. *J Microelectromech Syst*, 2001, 10: 10–16
- 15 Griss P, Tolvanen-Laakso H K, Merilainen P, et al. Characterization of micromachined spiked biopotential electrodes. *IEEE Trans Bio-Med Eng*, 2002, 49: 597–604
- 16 Ng W C, Seet H L, Lee K S, et al. Micro-spike EEG electrode and the vacuum-casting technology for mass production. *J Mater Process Tech*, 2009, 209: 4434–4438
- 17 Salvoa P, Raedt R, Carrette E, et al. A 3D printed dry electrode for ECG/EEG recording. *Sensor Actuat A*, 2012, 174: 96–102
- 18 Zhou W, Song R, Pan X L, et al. Fabrication and impedance measurement of novel metal dry bioelectrode. *Sensor Actuat A*, 2013, 201: 127–133
- 19 Kim S, Leonhardt S, Zimmermann N, et al. Influence of contact pressure and moisture on the signal quality of a new developed textile ECG sensor shirt. 2008 5th International Summer School and Symposium on Medical Devices and Biosensors. Hong Kong, 2008. 256–259
- 20 Grajales L, Nicolaescu I. Wearable multisensor heart rate monitor. *International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks*. Boston, 2006. 157–161
- 21 Linz T, Gourmelon L, Langereis G. Contactless EMG sensors embroidered onto textile. 4th International Workshop on Wearable and Implantable Body Sensor Networks, Aachen, 2007. 29–34
- 22 Beckmann L, Neuhaus C, Medrano G, et al. Characterization of textile electrodes and conductors using standardized measurement setups. *Physiol Meas*, 2010, 31: 233–247
- 23 Scilingo E P, Gemignani A, Paradiso R, et al. Performance evaluation of sensing fabrics for monitoring physiological and biomechanical variables. *IEEE Trans Inf Technol B*, 2005, 9: 345–352
- 24 Márquez J C, Seoane F, Välimäki E, et al. Comparison of dry-textile electrodes for electrical bioimpedance spectroscopy measurements. *J Phys: Conf Ser*, 2010, 224: 1–5
- 25 Moon J H, Baek D H, Choi Y Y, et al. Wearable polyimide-PDMS electrodes for intrabody communication. *J Micromech Microeng*, 2010, 20: 025032
- 26 Jung H C, Moon J H, Baek D H, et al. CNT/PDMS composite flexible dry electrodes for long-term ECG monitoring. *IEEE Trans Bio-Med Eng*, 2012, 59: 1472–1479
- 27 Chen C Y, Chang C L, Chien T F, et al. Flexible PDMS electrode for one-point wearable wireless bio-potential acquisition. *Sensor Actuat A*, 2013, 203: 20–28
- 28 Jung J M, Cha D Y, Kim D S, et al. Development of PDMS-based flexible dry type SEMG electrodes by micromachining technologies. *Appl Phys A*, 2014, 116: 1395–1401
- 29 Gruetzmann A, Hansen S, Muller J. Novel dry electrodes for ECG monitoring. *Physiol Meas*, 2007, 28: 1375–1390
- 30 Lin C T, Liao L D, Liu Y H, et al. Novel dry polymer foam electrodes for long-term EEG measurement. *IEEE Trans Bio-Med Eng*, 2011, 58: 1200–1207
- 31 Yang Y X. *Biomedical Sensor and Detection Technology* (in Chinese). Beijing: Chemical Industry Press, 2009. 31 [杨玉星. *生物医学传感器与检测技术*. 北京: 化学工业出版社, 2009. 31]
- 32 Dong X Z. Recent progress and challenges in the study of bioimpedance imaging (in Chinese). *Chin J Biomed Eng*, 2008, 27: 641–643 [董秀珍. 生物电阻抗成像研究的现状与挑战. *中国生物医学工程学报*, 2008, 27: 641–643]
- 33 Ren C S. Electrical bioimpedance measurement technology (in Chinese). *China Med Device Inf*, 2004, 10: 21–25 [任超世. 生物电阻抗测量技术. *中国医疗器械信息*, 2004, 10: 21–25]
- 34 Hua P, Woo E J, Webster J G, et al. Using compound electrodes in electrical impedance tomography. *IEEE Trans Bio-Med Eng*, 1993, 40: 29–34
- 35 Wang Y, Sha H, Ren C S. Optimum design of electrode structure and parameters in electrical impedance tomography. *Physiol Meas*, 2006, 27: 291–306

- 36 Wang Y, Sha H, Ren C S. Optimizing design of compound electrode structure parameter in electrical impedance tomography (in Chinese). *BME Clin Med*, 2007, 11: 91–96 [王妍, 沙洪, 任超世. 医学EIT复合电极结构参数优化设计. *生物医学工程与临床*, 2007, 11: 91–96]
- 37 Xu S W, Dai M, Xu C H, et al. Performance evaluation of five types of Ag/AgCl Bio-electrodes for cerebral electrical impedance tomography. *Ann Biomed Eng*, 2011, 39: 2059–2067
- 38 Yu L M, Tay F E H, Guo D G, et al. A microfabricated electrode with hollow microneedles for ECG measurement. *Sensor Actuat A*, 2009, 151: 17–22
- 39 Xu P X, Li M C. Studies on electrical properties of Sn-Ag ECG electrodes (in Chinese). *J Sens Technol*, 1998, 4: 23–27 [许佩新, 李美超. Sn-Ag心电电极电性能的研究. *传感器技术学报*, 1998, 4: 23–27]
- 40 Du X Y, Li Y J, Zhu Y S, et al. Removal of artifacts from EEG signal (in Chinese). *J Biomed Eng*, 2008, 25: 464–471 [杜晓燕, 李颖洁, 朱贻盛, 等. 脑电信号伪迹去除的研究进展. *生物医学工程杂志*, 2008, 25: 464–471]
- 41 Lin C T, Pal N R, Chuang C Y, et al. An EEG-based subject- and session-independent drowsiness detection. 2008 IEEE International Joint Conference on Neural Networks. Hong Kong: IEEE, 2008. 3448–3454
- 42 Lin C T, Chen Y C, Huang T Y, et al. Development of wireless brain computer interface with embedded multitask scheduling and its application on real-time driver's drowsiness detection and warning. *IEEE Trans Bio-Med Eng*, 2008, 55: 1582–1591
- 43 Chi Y M, Wang Y T, Wang Y, et al. Dry and noncontact EEG sensors for mobile brain-computer interfaces. *IEEE Trans Neur Sys Reh*, 2012, 20: 228–235
- 44 Li F, Wang R C. Research progress of electrical signals and motion pattern recognition methods (in Chinese). *Chin J Rehabil Med*, 2005, 20: 492–493 [李芳, 王人成. 肌电信号及其运动模式辨识方法的发展趋势. *中国康复医学杂志*, 2005, 20: 492–493]
- 45 Hewson D J, Hogrel J Y, Langeron Y, et al. Evolution in impedance at the electrode-skin interface of two types of surface EMG electrodes during long-term recordings. *J Electromyogr Kines*, 2003, 13: 273–279
- 46 Lee B W, Lee C, Kim J, et al. Comparison of conductive fabric electrode with electromyography to evaluate knee joint movement. *IEEE Sens J*, 2012, 12: 410–411
- 47 Zhang Z Y, Tao D D, Gen Y J, et al. Performance analysis of textile sensors in control of multifunctional myoelectric prostheses (in Chinese). *Bull Adv Technol Res*, 2010, 4: 2–6 [张志勇, 陶丹丹, 耿艳娟, 等. 织物电极在多功能肌电假肢控制中的性能分析. *先进技术研究通报*, 2010, 4: 2–6]
- 48 Li G, Geng Y, Tao D, et al. Performance of electromyography recorded using textile electrodes in classifying arm movements. 33rd Annual International Conference of the IEEE EMBS, Boston, Massachusetts USA, 2011. 4243–4246
- 49 Dong Z F, Chen X, Deng H, et al. Design of differential concentric ring sEMG electrode array based on flexible printed circuit (in Chinese). *J Electron Meas Instrum*, 2012, 26: 359–366 [董中飞, 陈香, 邓浩, 等. 柔性同心圆差分阵列表面肌电电极研制. *电子测量与仪器学报*, 2012, 26: 359–366]
- 50 Ianez E, Azorin J M, Perez-Vidal C. Using eye movement to control a computer: A design for a lightweight electro-oculogram electrode array and computer interface. *PLoS One*, 2013, 8: e67099
- 51 Riezzo G, Russo F, Indrio F. Electrogastrography in adults and children: The strength, pitfalls, and clinical significance of the cutaneous recording of the gastric electrical activity. *Biomed Res Int*, 2013, Article ID 282757
- 52 Normann R A. Technology insight: Future neuroprosthetic therapies for disorders of the nervous system. *Nat Clin Pract Neuro*, 2007, 3: 444–452

Development, fabrication, and applications of biomedical electrodes

ZHOU Wei¹, LIU Wei¹, QIU QingFu¹, LIU RuiLiang¹, JIANG LeLun² & SONG Rong²

¹ Department of Mechanical & Electrical Engineering, Xiamen University, Xiamen 361005, China;

² School of Engineering, Sun Yat-sen University, Guangzhou 510006, China

Biomedical electrodes convert the ion potential generated by electrochemical activities into an electronic potential that can be measured by instrumentation systems; they are widely used as sensors in modern clinical detection and biomedical measurement. In recent years, with increasing applications in the fields of electrocardiography (ECG), electroencephalography (EEG), electromyography (EMG), and electrical impedance tomography (EIT), a great number of new biomedical electrodes with novel structural design and new material selection have been explored and developed; low-cost fabrication methods are also being intensively studied. In this paper, biomedical electrodes are classified into five types, including traditional silver/silver chloride electrodes, microneedle electrodes, flexible textile electrodes, foam electrodes, and insulated dry electrodes. The conversion mechanisms from ion potential to electronic potential of different biomedical electrodes described in the prior literature are firstly introduced, and then the latest research results concerning the fabrication processes for different biomedical electrodes, and the methods of using them, are reviewed. The advantages and disadvantages of each type of electrode for practical applications are discussed, based on the published literature. A general description of the current applications of biomedical electrodes in ECG, EEG, EMG, and EIT is presented. Typical results from researchers in various countries are reviewed to further introduce the detailed application of different biomedical electrodes. Emerging application fields for biomedical electrodes, such as electrooculography, electrogastrography, and the study of the nervous system, are also presented. Finally, the development and application prospects of biomedical electrodes are described briefly. With the rapid development of microelectronics, micro-nano manufacturing and signal processing technology, the related manufacturing technologies and signal processing methods for biomedical electrodes have achieved great progress; in particular, a much deeper understanding about the contact mechanism with human tissue and skin has been obtained. We believe that many new biomedical electrodes will be developed in the next few years to greatly improve the detection level of bioelectric information.

biomedical electrode, fabrication method, electrocardiogram, electroencephalogram, electromyography, electrical bioimpedance

doi: 10.1360/N972014-01093