

基于多孔陶瓷的新型半干脑电电极

doi:10.3969/j.issn.1674-7100.2019.04.006

李广利¹ 覃子容¹
夏用恢² 巫祎咏¹
田亚玲¹ 刘 军¹
贺全国¹

1. 湖南工业大学

生命科学与化学学院
湖南 株洲 412007

2. 株洲市食品药品检验所

湖南 株洲 412000

摘 要: 现有半干脑电电极采用压力驱动释放电解质, 易因电解质不可控释放造成记录信号不稳定。针对上述问题, 发展了能持续稳定可控释放电解质的超大孔水凝胶和多孔陶瓷材料, 并以此构建了两种新型的半干脑电电极。首先对半干脑电电极的电解质渗透材料和电解质的质量分数进行了优化, 然后对优化后的半干脑电电极的电解质释放速率、电极-头皮阻抗、电极电位以及脑电信号质量进行了系统评价。实验结果表明, 电解质渗透材料为陶瓷, 电解质 NaCl 的质量分数为 3.5% 时, 电极-头皮阻抗低且稳定; 优化后的陶瓷半干脑电电极的电极-头皮阻抗相对较低 (42.1~51.4 k Ω), 且电极电位漂移很小即 (2.9 \pm 1.4) μ V/min, 说明陶瓷半干脑电电极具有优异的电化学性能; 陶瓷半干脑电电极能有效获取视觉诱发电位信号, 信号质量与“金标准”湿电极高度相似。

关键词: 多孔陶瓷; 半干脑电电极; 电解质渗透材料; 超大孔水凝胶; 电极性能

中图分类号: TP212.3; TH703.1

文献标志码: A

文章编号: 1674-7100(2019)04-0039-08

引文格式: 李广利, 覃子容, 夏用恢, 等. 基于多孔陶瓷的新型半干脑电电极 [J]. 包装学报, 2019, 11(4): 39-46.

0 引言

近年来, 基于脑电的脑-机接口新应用引起全球广泛的关注。各种基于脑电的可穿戴设备产品正蓄势待发。与传统的临床和科研应用场景不同, 这些现实生活场景的脑电应用更加注重用户体验。随着微电子和信号处理技术的快速发展, 使用友好、信号可靠的脑电电极已成为现实生活场景脑电应用的关键技术, 也是一种挑战。

湿电极是目前临床和科研实验室的主流选择, 它

通常包括非极化的银/氯化银 (Ag/AgCl) 电极和导电胶。导电胶通常含有 Cl⁻ 离子, 可形成离子导电通路, 在电极表面形成非极化的双电层, 从而降低电极极化和维持平稳的脑电记录基线。导电胶能够穿过稠密的头发, 润湿高阻抗的头皮角质层, 因此湿电极的电极-头皮阻抗低且稳定。湿电极具有电极电位稳定、信噪比高和信号可靠等优点, 因而是目前脑电记录的“金标准”^[1,2]。然而湿电极使用极不方便, 准备过程繁琐、耗时^[3], 而且导电胶会弄脏头发, 引起被试的不舒适^[4,5]。此外, 注入导电胶需要专业技术人

收稿日期: 2019-05-26

基金项目: 国家自然科学基金资助项目 (61703152), 湖南省自然科学基金资助项目 (2018JJ3134), 湖南省教育厅科技基金资助项目 (18A273, 18C0522), 株洲市科技计划基金资助项目 (201707201806)

作者简介: 李广利 (1993-), 男, 湖南衡阳人, 湖南工业大学讲师, 博士, 主要研究方向为电化学与生物传感, E-mail: guangli010@163.com

通信作者: 贺全国 (1973-), 男, 湖南常德人, 湖南工业大学教授, 博士, 主要从事纳米材料, 生物功能材料, 生物医学传感器方面的教学与研究, E-mail: hequanguo@126.com

员的帮助。显然,湿电极的不方便性和不舒适性限制其应用范围。

为了克服湿电极的上述问题,学者们努力发展干电极技术。干电极通常仅由电子导体组成,不需要使用导电胶。常见的干电极设计主要有惰性金属柱状电极^[6-10]、梳子状导电弹性体电极^[11,12]和柔性毛刷镀层电极^[13]。实际上干电极并非绝对的“干”,其电极-头皮表面仍有极微量的电解质(如汗液和来自周围环境的水汽)。由于无需使用导电胶,干电极具有装配快速、干净、独自使用等优势,然而缺少导电胶,不能形成有效的离子导电通路,导致阻抗很高(一般为几百 kΩ 或更高)。过高的电极-头皮阻抗会引起信号记录质量的显著下降,且记录的脑电信号易受移动干扰^[14-17]。

针对湿电极和干电极技术的缺陷,学者们又提出了“半干电极”概念^[14,18]。半干电极的工作原理是:电极腔内的电解质微量地释放到头皮表面,维持相对稳定的电极-头皮界面。半干电极在皮肤表面的电解质的量介于湿电极和干电极之间,兼具湿电极和干电极的优点,同时又能避免各自的缺点。目前,半干电极是基于“压力驱动释放式”,即在压力施加下,电解质释放到皮肤表面建立稳定的信号传输通路。这种半干电极不仅“无胶”,而且能获得较好的脑电信号^[14,18]。然而电解质的释放依赖于压力,且均匀的压力难以达到,因此电解质的释放不可控,容易引起信号的不稳定。针对上述问题,本研究创新地发展能持续可控释放电解质的电解质渗透材料(多孔陶瓷和大孔水凝胶),并以此构建了两新型的半干脑电电极,以期利用它们的孔结构实现电解质的持续稳定释放;并对半干脑电电极的电解质渗透材料和电解质的质量分数进行了优化,最后对优化后的半干脑电电极的电解质释放速率、电化学性能以及脑电信号质量进行了系统评价。

1 实验

1.1 仪器

电化学工作站, PAR273A, 美国 Princeton 公司; 阻抗/增益相位分析仪, 1260 型, 英国 Solartron 公司, 频率范围为 1 Hz~100 kHz; 数字万用表, 2000 型, 美国 Keithley Instrument 公司, 精度为六位半, 采样率为 1 Hz; 脑电放大器, V-Amp 16, 德国 Brainproducts 公司; GT5 磨砂导电胶, 武汉格林泰克。

1.2 半干脑电电极制备

半干脑电电极的电极结构如图 1 所示。电极体下端面设有若干空心柱, 其内部设有能持续可控释放电解质的渗透材料(超大孔水凝胶或多孔陶瓷)。渗透材料为超大孔水凝胶的半干脑电电极记为凝胶半干脑电电极, 渗透材料为多孔陶瓷的记为陶瓷半干脑电电极。电极腔内的电解质 NaCl 溶液通过超大孔水凝胶或多孔陶瓷持续缓慢地释放到头皮表面, 形成电极-头皮界面, 从而降低电极-头皮阻抗。一个非极化的 Ag/AgCl 粉末电极置于电极腔内, 在电极表面构筑非极化的双电层 ($\text{Ag}|\text{AgCl}||\text{Cl}^-$), 从而维持平稳的记录基线。

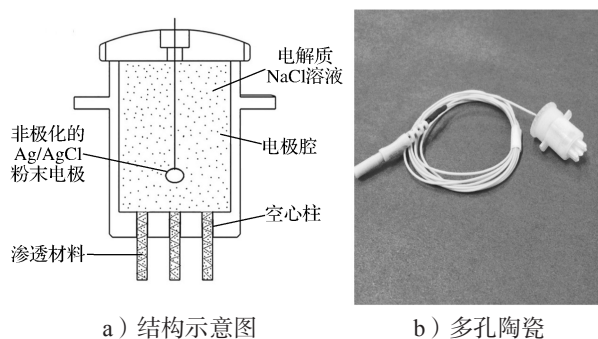


图 1 半干脑电电极的示意图

Fig. 1 Schematic diagram of semi-dry EEG electrode

1.3 电极-头皮阻抗测试

电极-头皮阻抗测试采用两电极体系, 用 1260 型阻抗/增益相位分析仪进行测量。该仪器的频率范围为 1 Hz~100 kHz, 以 Cz 为对电极, 分别测量 O1、O2、Oz、P3、Pz、P4、C3、C4 和 Fz 9 个不同位置电极-头皮阻抗。测量时, 通过自制的 9 导半干电极头带将陶瓷半干脑电电极和凝胶半干脑电电极固定于头皮表面。

1.4 电极电位测试

先将陶瓷半干脑电电极浸泡于质量分数为 3.5% 的 NaCl 溶液中 10 min, 然后用 Keithy 2000 数字万用表测量 8 个陶瓷半干脑电电极的开路电路, 测试时间为 10 min。按相同的方法, 测试了 8 个粉末烧结 Ag/AgCl 电极的开路电路, 并与陶瓷半干脑电电极进行比较。以平衡电极电位和电位漂移两个指标评价陶瓷半干脑电电极的极化性能。平衡电极电位为 10 min 内电极电位的平均值; 电位漂移为 10 min 内电极电位的最大值与最小值的差值^[19]。

1.5 脑电信号评价

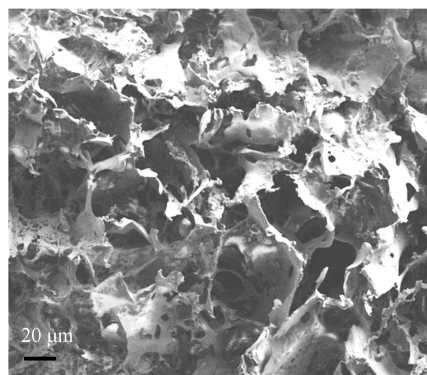
脑电信号评价采用稳态视觉诱发电位 (steady-

state visual potential, SSVEP) 范式, 即分析同一组被试在记录位置大致相同的湿电极和半干电极下的脑电信号, 以评价脑电电极的电极性能。半干脑电电极的位置为 O1、O2、Oz、P3、Pz、P4、C3、C4 和 Fz, 湿电极距离半干电极 2 cm (中心对中心), 地电极位于 Fz 上方 2 cm 处, 参比电极位于右侧乳突。参比电极和地电极均为湿电极。视觉刺激呈现用 15 寸 CRT 显示器, 刷新率为 60 Hz。试验前, 被试洗头并吹干头发, 佩戴好湿电极帽, 注入 GT5 磨砂导电胶, 调节阻抗至 5 k Ω 以下, 再佩戴自制的半干电极头带, 尽可能使半干脑电电极阻抗降至最低并稳定。试验时, 被试注视屏幕上白色闪烁方块, 尽可能减少眨眼次数, 且保持头和身体不移动, 闪烁频率为 12 Hz, 时间为 50 s。

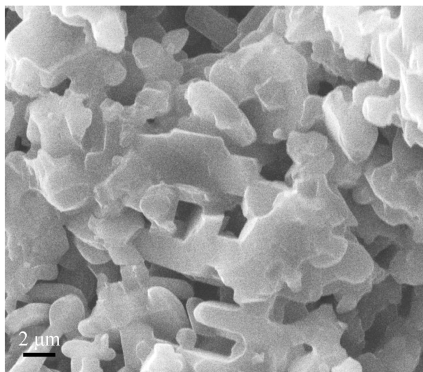
2 结果与讨论

2.1 电解质渗透材料的形貌表征

图 1 为超大孔水凝胶和多孔陶瓷两种电解质渗透材料的扫描电镜图。



a) 超大孔水凝胶



b) 多孔陶瓷

图 2 超大孔水凝胶和多孔陶瓷的扫描电镜图

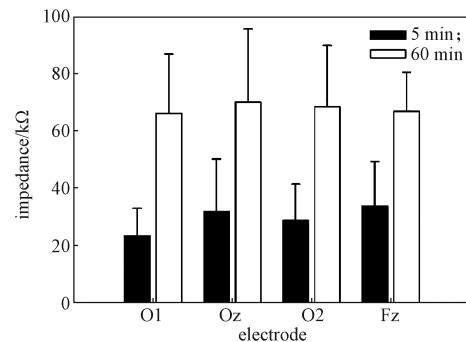
Fig. 2 SEM images of macroporous hydrogel and porous ceramic

由图 2 可知, 两种电解质渗透材料都呈多孔结构, 这有利于电解质释放; 超大孔水凝胶呈超大孔结构, 孔径约在 20~50 μm , 电解质释放速率相对较快, 这有利于快速建立稳定的电极-头皮界面; 多孔陶瓷则呈微孔结构, 孔径约在 2~3 μm , 电解质释放速率相对较慢。

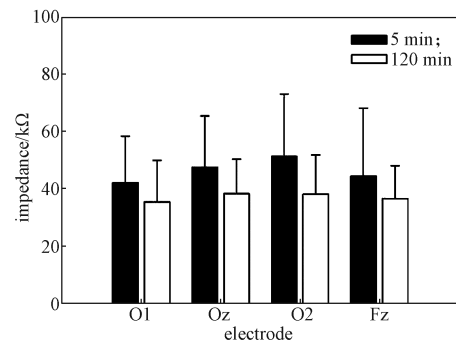
2.2 半干脑电电极的优化

2.2.1 电解质渗透材料

电极-头皮阻抗是影响脑电信号质量的关键因素, 故用电极-头皮阻抗筛选电解质渗透材料。图 3 为 10 Hz 下 8 名被试的两种半干脑电电极的电极-头皮阻抗图。



a) 凝胶半干脑电电极



b) 陶瓷半干脑电电极

图 3 10 Hz 下 8 名被试凝胶、多孔陶瓷半干脑电的电极-头皮阻抗图

Fig. 3 Hydrogel-based and ceramic-based semi-dry electrode-scalp impedance at 10 Hz of 8 subjects

由图 3 可知: 1) 安装凝胶半干脑电电极 5 min 后, 所有位置的电极-头皮阻抗均在 20~35 k Ω 之间, 阻抗较低。可见电极安装后, 电极体内的电解质通过超大孔水凝胶渗透到待测皮肤表面, 形成了较好的离子通道, 因而其阻抗相对现有的干电极大幅度降低。1 h 后, 所有位置的电极-头皮阻抗均在 65~75 k Ω 之间, 电极-头皮阻抗增加了约 40 k Ω 。由于超大孔水凝胶的机械性能较差, 与皮肤接触一段时间后, 水凝胶缩

进小柱内,离子导体与皮肤接触的面积较少,因此电极-头皮阻抗出现了显著的上升。2) 安装陶瓷半干脑电电极 5 min 后,所有位置的电极-头皮阻抗均在 40~55 k Ω 之间,与凝胶半干脑电电极相比,陶瓷半干脑电电极的阻抗更高。可能的原因是多孔陶瓷的孔隙较超大孔水凝胶小,开始渗透阶段时其渗透的电解质质量较少。2 h 后,所有位置电极-头皮阻抗均在 35~40 k Ω 之间,电极-头皮阻抗较 5 min 后下降了至少 10 k Ω 。多孔陶瓷与皮肤的接触面积始终保持不变,随着时间的推移,更多的电解质从多孔陶瓷柱内渗出,累积在测试位点,因此其电极-头皮阻抗更低。

目前脑电放大器可接受阻抗为 100 k Ω 以下,最好低于 50 k Ω ^[20]。可见,两种电解质渗透材料均符合要求。但是,凝胶半干脑电电极的阻抗不稳定,会影响半干脑电电极的工作时间和脑电测量的信号质量,因此本课题组选择多孔陶瓷作为电解质渗透材料。

2.2.2 电解质 NaCl 的质量分数

电解质 NaCl 的质量分数直接影响电极-头皮阻抗,故需对电解质 NaCl 的质量分数进行优化。图 4 为 10 名被试在不同质量分数(0.9%、3.5%、8.0%)的 NaCl 溶液下电极-头皮阻抗的平均值和标准偏差。

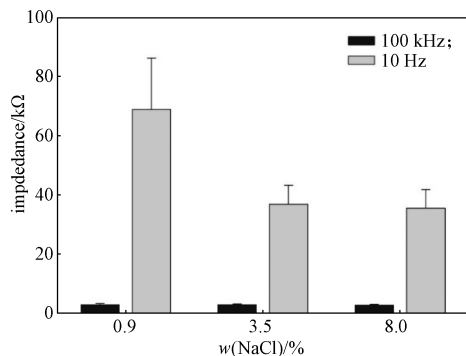


图 4 在不同质量分数的 NaCl 溶液下陶瓷半干脑电的电极-头皮阻抗图

Fig. 4 Ceramic-based semi-dry electrode-scalp impedance at 10 Hz using various concentrations of NaCl

由图 4 可知,高频 100 kHz 时,在质量分数分别为 0.9%、3.5%、8.0% 的 NaCl 溶液下电极-头皮阻抗分别为 (2.90 ± 0.32) (2.87 ± 0.21) (2.78 ± 1.62) k Ω ; 低频 10 Hz 时,随着 NaCl 溶液质量分数的增大,电极-头皮阻抗呈下降趋势,在质量分数为 0.9% 的 NaCl 溶液下电极-头皮阻抗最高即 (68.83 ± 17.42) k Ω ,在质量分数为 3.5%、8.0% 的 NaCl 溶液下电极-头皮阻抗分别为 (36.85 ± 6.37) (35.49 ± 6.26) k Ω ,二者比较接近。然而,NaCl 溶液的质量分数越大,

对头皮的刺激性越大。综合考虑电极-头皮阻抗和 NaCl 溶液对皮肤的刺激性,本课题组选择陶瓷半干脑电电极的电解质 NaCl 溶液的质量分数为 3.5%。

2.3 半干脑电电极的电化学性能评价

2.3.1 电解质的释放率

电解质的释放速率决定头皮表面的电解质的量。将陶瓷半干脑电电极置于纸巾上 3 min,可观察到纸巾明显变湿,这说明电解质能通过多孔陶瓷的毛细作用释放,半干脑电电极概念初步可行。不同相对湿度(35%、60%、85%)下,分析了 8 名被试的陶瓷半干脑电电极的 NaCl 溶液释放量和释放率,测试结果如图 5 所示。

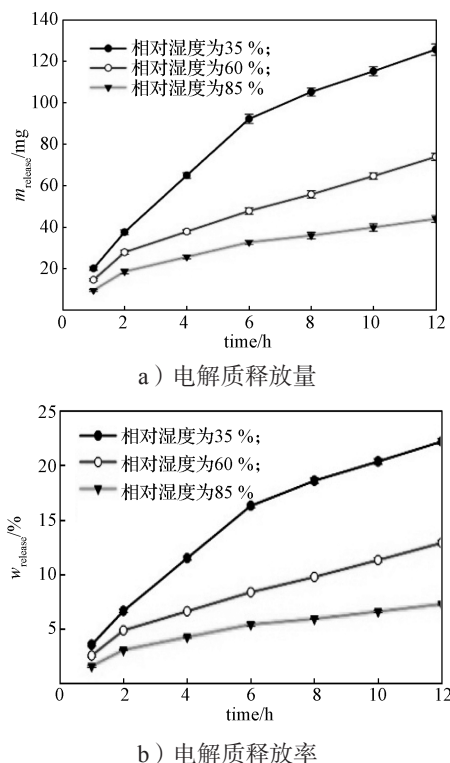


图 5 不同相对湿度下多孔陶瓷半干电极电解质释放量和释放率

Fig. 5 Electrolyte releasing amount and releasing percentage of the porous ceramic-based semi-dry electrode under different relative humidity

由图 5 可知: 1) 湿度越低,陶瓷半干脑电电极的 NaCl 溶液的释放量越大,这表明多孔陶瓷半干脑电电极能根据周围环境调节释放量,这对其在真实场景中的应用非常重要。2) 相对湿度为 60%、85% 时,前 2 h,陶瓷半干脑电电极的释放率提高较快,随后趋于恒定。相对湿度为 35% 时,前 6 h 陶瓷半干脑电电极的释放率提高较快,随后趋于平稳。这说明

多孔陶瓷释放电解质的速率基本可控,即使在低湿度环境下,12 h 内陶瓷半干脑电电极的 NaCl 释放率在 25% 以下,这表明电解质腔体充满后,可连续记录 36~48 h。

2.3.2 电极-头皮阻抗

10 Hz 下,一对陶瓷半干脑电电极戴在一名具有代表性的被试上 9 个不同头皮位置的电极-头皮阻抗图谱如图 6 所示。

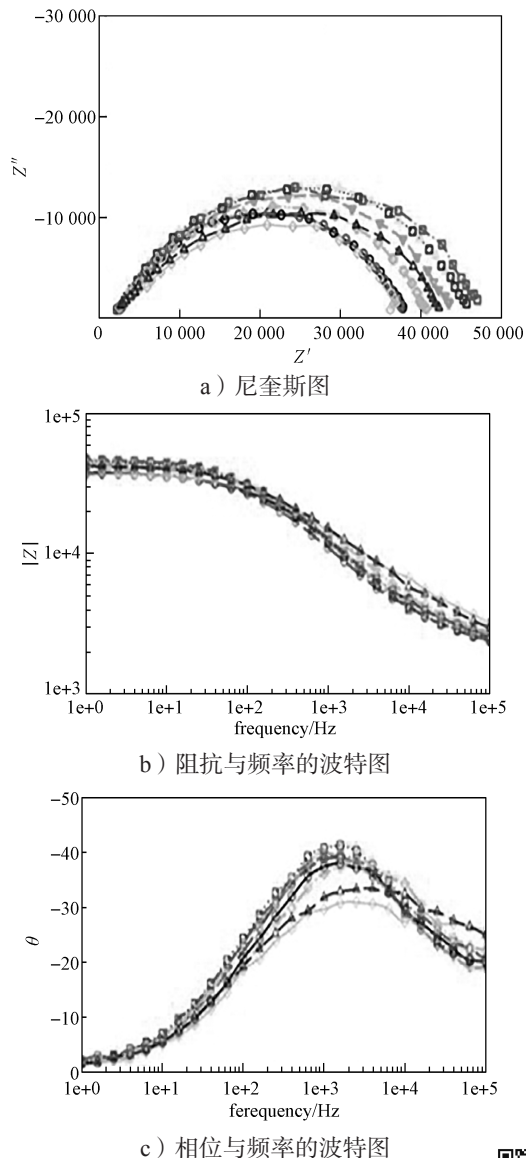


图 6 10 Hz 下,一对陶瓷半干脑电电极 9 个不同位置的电极-头皮阻抗图

Fig. 6 Semi-dry electrode-scalp impedance at 10 Hz for nine recording sites

由图 6 可知,10 Hz 下,一对陶瓷半干脑电电极

在 10 名被试 9 个头皮位置 (O1~Fz) 的电极-头皮阻抗为 (42.1 ± 16.4) (位置 O1)~ (51.4 ± 21.8) k Ω (位置 O2) 之间。单个电极-头皮阻抗约为一对多孔陶瓷半干脑电电极-头皮阻抗的一半,即 (21.1 ± 8.2) ~ (25.7 ± 10.9) k Ω 。除位置 O2 外,其它 8 个位置的电极-头皮阻抗的最大差值在 5 k Ω 以内,这表明所有位置的阻抗值很接近。因此这有利于放大器的共模抑制。

2.3.3 电极电位

电极极化电位的稳定性直接关系到脑电信号记录的基线稳定和低频噪音,尤其是 DC 脑电记录。在质量分数为 3.5% 的 NaCl 溶液浸泡稳定 10 min 后,8 个陶瓷半干脑电电极和粉末烧结 Ag/AgCl 电极相对于粉末烧结 Ag/AgCl 参比电极的开路电路,电极电位随时间变化的曲线图如图 7 所示。

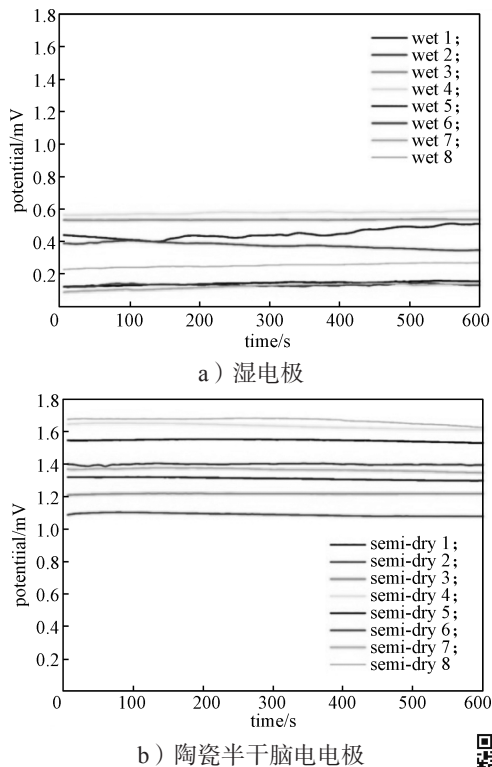


图 7 湿电极和陶瓷半干脑电电极的电极电位随时间变化曲线图

Fig. 7 Electrode potential variation with time for wet electrodes and semi-dry electrodes

由图 7 可知:1) 粉末烧结 Ag/AgCl 电极具有低且稳定的电极电位,其平衡电极电位为 (0.323 ± 0.186) mV。8 个陶瓷半干脑电电极的电极电位相对较高,其平衡电极电位为 (1.404 ± 0.203) mV。陶瓷半干脑电电极可视为由 5 个多孔陶瓷小柱

的电极结构和粉末烧结 Ag/AgCl 电极组合而成, 5 个多孔陶瓷小柱的电极结构可能带来了相对较高的平衡电极电位。2) 8 个陶瓷半干脑电电极之间的平衡电极电位的最大差值为 0.579 mV, 8 个粉末烧结 Ag/AgCl 电极之间的平衡电极电位的最大差值为 0.453 mV。10 min 内, 陶瓷半干脑电电极的电位漂移为 $(29 \pm 14) \mu\text{V}$, 而粉末烧结 Ag/AgCl 电极的电位漂移为 $(46 \pm 32) \mu\text{V}$ 。总之, 陶瓷半干脑电电极与粉末烧结 Ag/AgCl 电极的平衡电极电位最大差值与电位漂移无明显差异, 这说明陶瓷半干脑电电极具有与粉末烧结 Ag/AgCl 电极一样优异的非极化性能。陶瓷半干脑电电极与粉末烧结 Ag/AgCl 电极的区别是 5 个多孔陶瓷小柱的电极结构, 这也说明陶瓷半干脑电电极的电极结构对极化电位影响较小。

2.3.4 短时稳定性

电极的短时稳定性直接影响电极安装准备时间。电极安装后, 越快达到稳定, 电极的准备时间越短。4 对陶瓷半干脑电电极安装后, 10 Hz 下, 10 min 内电极-头皮阻抗随时间变化曲线图如图 8 所示。由图可知, 电极-头皮阻抗随时间变化幅度较小, 基本趋于稳定, 阻抗最大变化幅度不超过 2 k Ω 。这说明电极安装后能迅速达到稳定。

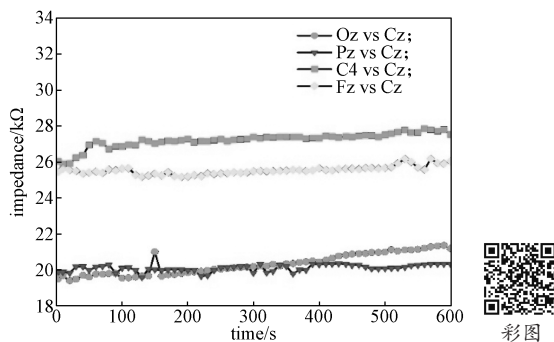


图 8 10 Hz 下, 4 对陶瓷半干脑电电极-头皮阻抗随时间变化曲线图

Fig. 8 Electrode-scalp impedance (10 Hz) variation with time for 4-pairs of ceramic semi-dry electrodes

2.4 脑电信号记录

图 9 为陶瓷半干脑电电极和湿电极在一名具有代表性的被试头上记录的 SSVEP 脑电信号。由图可知, 12 Hz 处出现明显的响应峰, 且 0~40 Hz 内的脑电信号基本一致。

10 名被试的 9 个不同记录位点的成对和未成对的湿/半干脑电电极组的时域相关性如图 10 所示。由图可知, 10 名被试成对的湿/半干脑电电极组的

平均时域相关系数为 0.938, 未成对的湿/半干脑电电极组之间的平均时域相关性为 0.937, Oz 的相关性系数最高即 0.993, C3 的相关系数最低即 0.904。而 9 个不同位点的未成对湿/半干脑电电极组的时域相关系数在 0.40~0.86 之间, 这主要是位置差异所致。

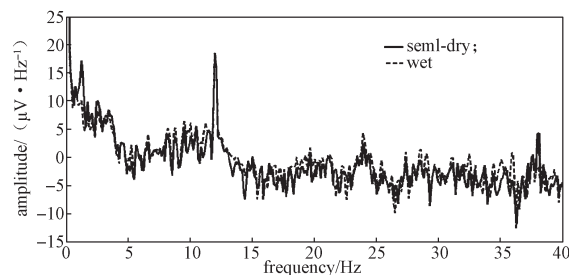
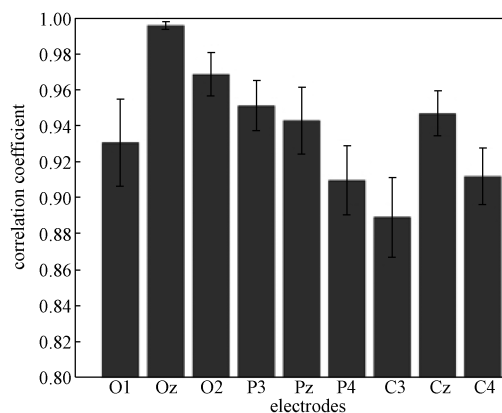
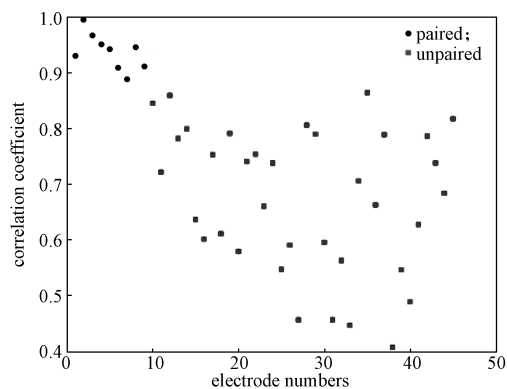


图 9 湿电极和陶瓷半干脑电电极的 SSVEP 信号图

Fig. 9 Spectra of the SSVEP paradigms recorded with the wet and porous ceramic-based semi-dry electrodes



a) 成对湿/半干脑电电极组



b) 未成对的湿/半干脑电电极组

图 10 SSVEP 范式, 湿/半干脑电电极的信号相似性图

Fig. 10 The overall similarity of signals between semi-dry and wet electrodes for SSVEP paradigms

3 结语

本课题组以超大孔水凝胶和多孔陶瓷作为电解

质渗透材料, 制作了两种新型的半干脑电电极。首先, 以电极-头皮阻抗为指标, 筛选最佳的电解质渗透材料和电解质 NaCl 溶液的质量分数; 然后, 对优化后的半干脑电电极的电解质释放速率、电极-头皮阻抗、电极电位、脑电信号质量等进行了系统评价。实验结果表明: 电解质渗透材料为多孔陶瓷, 电解质 NaCl 溶液的质量分数为 3.5% 时, 电极-头皮阻抗低且稳定; 一对陶瓷半干脑电电极的电极-头皮阻抗在 $(42.1 \pm 16.4) \sim (51.4 \pm 21.8) \text{ k}\Omega$ 之间; 10 min 内, 陶瓷半干脑电电极的电位漂移为 $(29 \pm 14) \mu\text{V}$, 这说明陶瓷半干脑电电极具有优异的非极化性能; SSVEP 范式表明湿电极和半干脑电电极的信号高度相似, 平均时域相关系数为 0.938。本脑电电极利用多孔陶瓷持续稳定释放微量电解质通到头皮表面, 电极-头皮表面阻抗相对低且稳定, 且无需使用导电胶, 因而在脑-机接口和可穿戴设备方面具有巨大的应用前景。

参考文献:

- [1] MCADAMS V, Bioelectrodes[M]//WEBSTER J G. Encyclopedia of Medical Devices and Instrumentation. 2nd ed. Wiley & Sons Inc.: New York, 2006: 120-166.
- [2] TALLGREN P, VANHATALO S, KAILA K, et al. Evaluation of Commercially Available Electrodes and Gels for Recording of Slow EEG Potentials[J]. Clinical Neurophysiology, 2005, 116(4): 799-806.
- [3] TEPLAN M. Fundamentals of EEG Measurement[J]. Measurement Science Review, 2002, 2: 1-11.
- [4] LIAO L D, LIN C, MCDOWELL K, et al. Biosensor Technologies for Augmented Brain-Computer Interfaces in the Next Decades[J]. Proceedings of the IEEE, 2012, 100(Special Centennial Issue): 1553-1566.
- [5] SEARLE A, KIRKUP L. A Direct Comparison of Wet, Dry and Insulating Bioelectric Recording Electrodes[J]. Physiological Measurement, 2000, 21(2): 271-283.
- [6] GUGER C, KRAUSZ G, ALLISON B Z, et al. Comparison of Dry and Gel Based Electrodes for P300 Brain-Computer Interfaces[J]. Frontiers in Neuroscience, 2012, 6: 60.
- [7] LIAO L D, WANG I, CHEN S F, et al. Design, Fabrication and Experimental Validation of a Novel Dry-Contact Sensor for Measuring Electroencephalography Signals Without Skin Preparation[J]. Sensors, 2011, 11(6): 5819-5834.
- [8] FIEDLER P, PEDROSA P, GRIEBEL S, et al. Novel Multipin Electrode Cap System for Dry Electroencephalography[J]. Brain Topography, 2015, 28(5): 647-656.
- [9] 黄涌, 郭旭宏, 邢潇, 等. 面向穿戴式脑电系统的主动干电极传感器[J]. 仪表技术与传感器, 2017(2): 9-14.
HUANG Yong, GUO Xuhong, XING Xiao, et al. Active Dry Electrode Sensor for Wearable BCI System[J]. Instrument Technique and Sensor, 2017(2): 9-14.
- [10] 盖淑萍, 刘军涛, 刘欣阳, 等. 新型 EEG 检测干电极设计制备和测试研究[J]. 仪器仪表学报, 2016, 37(1): 144-151.
GAI Shuping, LIU Juntao, LIU Xinyang, et al. Study on the Design, Preparation and Test of a Novel Dry-electrode for Long-Term EEG Measurement[J]. Chinese Journal of Scientific Instrument, 2016, 37(1): 144-151.
- [11] MULLEN T R, KOTHE C A E, CHI Y M, et al. Real-time Neuroimaging and Cognitive Monitoring Using Wearable Dry EEG[J]. IEEE Transactions on Biomedical Engineering, 2015, 62(11): 2553-2567.
- [12] CHEN Y, DE BEECK M, VANDERHEYDEN L, et al. Soft, Comfortable Polymer Dry Electrodes for High Quality ECG and EEG Recording[J]. Sensors, 2014, 14(12): 23758-23780.
- [13] GROZEA C, VOINESCU C D, FAZLI S. Bristle-Sensors: Low-Cost Flexible Passive Dry EEG Electrodes for Neurofeedback and BCI Applications[J]. Journal of Neural Engineering, 2011, 8(2): 025008.
- [14] MOTA A R, DUARTE L, RODRIGUES D, et al. Development of a Quasi-Dry Electrode for EEG Recording[J]. Sensors and Actuators A: Physical, 2013, 199: 310-317.
- [15] CHI Y M, JUNG T, CAUWENBERGHS G. Dry-Contact and Noncontact Biopotential Electrodes: Methodological Review[J]. IEEE Reviews in Biomedical Engineering, 2010, 3: 106-119.
- [16] KAPPENMAN E S, LUCK S J. The Effects of Electrode Impedance on Data Quality and Statistical Significance in ERP Recordings[J]. Psychophysiology, 2010, 47: 888-904.
- [17] RIBEIRO D M D, FU L S, CARLOS L A D, et al. A Novel Dry Active Biosignal Electrode Based on an Hybrid Organic-Inorganic Interface Material[J]. IEEE Sensors Journal, 2011, 11(10): 2241-2245.
- [18] PENG H L, LIU J Q, TIAN H C, et al. A Novel

Passive Electrode Based on Porous Ti for EEG Recording[J]. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 2016, 226: 349–356.

- [19] 秦路丹, 李明哲, 李广利, 等. 银-氯化银柔性脑电电极的制备及其评价[J]. *分析科学学报*, 2016, 32(4): 445–450.

QIN Ludan, LI Mingzhe, LI Guangli, et al. Preparation and Evaluation of Flexible Silver-Silver Chloride EEG Electrodes[J]. *Journal of Analytical Science*, 2016,

32(4): 445–450.

- [20] LI G L, WANG S Z, DUAN Y Y. Towards Conductive-Gel-Free Electrodes: Understanding the Wet Electrode, Semi-Dry Electrode and Dry Electrode-Skin Interface Impedance Using Electrochemical Impedance Spectroscopy Fitting[J]. *Sensors and Actuators B: Chemical*, 2018, 277: 250–260.

(责任编辑: 邓 彬)

A Novel Porous Ceramics-Based Semi-Dry EEG Electrode

LI Guangli¹, QIN Zirong¹, XIA Yonghui², WU Yiyong¹, TIAN Yaling¹, LIU Jun¹, HE Quanguo¹

(1. College of Life Sciences and Chemistry, Hunan University of Technology, Zhuzhou Hunan 412007, China;

2. Zhuzhou Institute for Food and Drug Control, Zhuzhou Hunan 412000, China)

Abstract: The existing semi-dry electrodes release electrolyte by a pressure-driven mechanism, and it is liable to cause unstable recording signals due to uncontrolled release of the electrolyte. To resolve this problem, two types of semi-dry EEG electrodes have been developed by using macroporous hydrogels and porous ceramics as electrolyte permeable materials. The electrolyte permeable material and electrolyte concentration of the semi-dry EEG electrodes were optimized firstly. Then the release rate of the electrolyte, electrode-skin impedance, electrode potential, and EEG signal quality of the optimized semi-dry electrode were systematically evaluated. When porous ceramics were used as the electrolyte permeable material and 3.5% NaCl worked as electrolytes, the semi-dry electrode-skin impedance at 10 Hz was low and stable. The optimized ceramic semi-dry electrode had a relatively low electrode-skin impedance (42.1 ~ 51.4 k Ω) and a small potential drifting (2.9 ± 1.4) μ V/min, indicating excellent electrochemical performance. Moreover, the ceramic semi-dry electrodes could effectively record the visual evoked potential (SSVEP), and the signal quality was highly similar to that of “gold standard” wet electrodes.

Keywords: porous ceramic; semi-dry EEG electrode; electrolyte permeable material; macroporous hydrogel; electrode performance