



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 106108890 A

(43)申请公布日 2016. 11. 16

(21)申请号 201610464591.7

(22)申请日 2016.06.23

(71)申请人 厦门大学

地址 361005 福建省厦门市思明南路422号

(72)发明人 周伟 刘伟 刘韶宇 徐文静

张陈应 占林杰 张国彪 申志嘉

(74)专利代理机构 厦门南强之路专利事务所

(普通合伙) 35200

代理人 马应森

(51)Int.Cl.

A61B 5/0408(2006.01)

A61B 5/0492(2006.01)

A61B 5/0496(2006.01)

A61B 5/0478(2006.01)

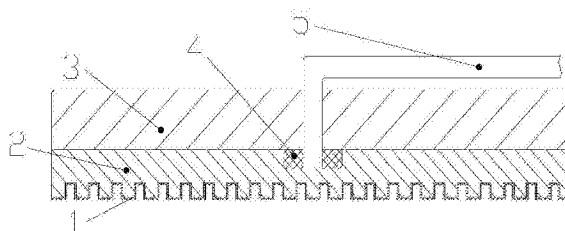
权利要求书1页 说明书3页 附图2页

(54)发明名称

一种具有高导电性能的医用干式电极及其
制造方法

(57)摘要

一种具有高导电性能的医用干式电极及其制造方法,涉及一种生物医用电极。医用干式电极设有电极芯、石墨烯层、导电银胶、屏蔽导线、聚二甲基硅氧烷密封层;电极芯表面具有微结构阵列,电极芯外层表面沉积石墨烯层,电极芯背面设有盲孔,盲孔内通过填充导电银胶实现屏蔽导线与电极芯的连接,盲孔外涂覆聚二甲基硅氧烷密封层。制造方法:在电极芯表面铣削出微结构阵列,背面加工出盲孔;对电极芯依次放置在盐酸、丙酮、无水乙醇、去离子水中进行清洗,用氮气风干;在电极芯微结构表面沉积单层石墨烯;将屏蔽导线放置在盲孔内,填涂导电银胶,干燥固化;在电极芯的背面涂覆聚二甲基硅氧烷密封层,干燥固化后即得具有高导电性能的医用干式电极。



1. 一种具有高导电性能的医用干式电极及其制造方法,其特征在于所述具有高导电性能的医用干式电极设有电极芯、石墨烯层、导电银胶、屏蔽导线、聚二甲基硅氧烷密封层;

所述电极芯表面具有微结构阵列,电极芯外层表面沉积石墨烯层,电极芯背面设有盲孔,盲孔内通过填充导电银胶实现屏蔽导线与电极芯的连接,盲孔外涂覆聚二甲基硅氧烷密封层。

2. 如权利要求1所述一种具有高导电性能的医用干式电极及其制造方法,其特征在于所述电极芯采用铜电极芯、镍电极芯、镀铜电极芯或镀镍电极芯。

3. 如权利要求1所述一种具有高导电性能的医用干式电极及其制造方法,其特征在于所述电极芯的厚度为0.2~0.4mm。

4. 如权利要求1所述具有高导电性能的医用干式电极的制造方法,其特征在于包括以下步骤:

1)在电极芯表面铣削出微结构阵列,背面加工出盲孔;

2)对电极芯依次放置在盐酸、丙酮、无水乙醇、去离子水中进行清洗,用氮气风干;

3)利用气相沉积法,在电极芯微结构表面沉积单层石墨烯;

4)将屏蔽导线放置在盲孔内,填涂导电银胶,干燥固化;

5)在电极芯的背面涂覆聚二甲基硅氧烷密封层,干燥固化后即得具有高导电性能的医用干式电极。

5. 如权利要求4所述具有高导电性能的医用干式电极的制造方法,其特征在于在步骤1)中,所述在电极芯表面铣削出微结构阵列采用激光铣削或者微小铣刀铣削。

6. 如权利要求4所述具有高导电性能的医用干式电极的制造方法,其特征在于在步骤2)中,所述盐酸的摩尔浓度为0.5mol/L。

7. 如权利要求4所述具有高导电性能的医用干式电极的制造方法,其特征在于在步骤2)中,放置在盐酸中进行清洗的时间为20s。

8. 如权利要求4所述具有高导电性能的医用干式电极的制造方法,其特征在于在步骤2)中,放置在丙酮、无水乙醇、去离子水中进行清洗是各超声清洗5min。

9. 如权利要求4所述具有高导电性能的医用干式电极的制造方法,其特征在于在步骤3)中,所述在电极芯微结构表面沉积单层石墨烯的具体方法为:将电极芯放在管式炉的温区中心,当管式炉真空至 5.0×10^{-1} 帕后,把氢气引入到生长室,总压强在13~18Pa,腔室被加热至并保持在1050℃,维持一段时间去除残留的氧化物,再引入甲烷气体,总压强在28~32Pa,温度保持在1050℃生长30~60min,停止通入甲烷,继续通入氢气,然后冷却至室温;所述氢气体积流量为10sccm,甲烷体积流量为10sccm。

10. 如权利要求4所述具有高导电性能的医用干式电极的制造方法,其特征在于在步骤4)中,所述干燥固化的时间为24h。

一种具有高导电性能的医用干式电极及其制造方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种生物医用电极,特别是涉及一种具有高导电性能的医用干式电极及其制造方法。

背景技术

[0002] 生物电包含了大量生命活动信息,可以间接反映生物体内部生理状况。对人体生物电的检测与利用,被广泛应用于临床诊断中,如心电图ECG、肌电图EMG、脑电图EEG和生物电阻抗EIT等。然而人体电信号极其微弱,需要设计专门的电子电路对电信号进行采集和利用。电极是整个电信号检测系统最前端的敏感元件,可以将人体的离子电位转化为电路可以测量的电子电位,经由电极采集的电信号会经过后续的放大、处理进入检测系统。电极与皮肤界面的接触状况和运动造成的干扰,都会对电信号采集产生极大的影响。由此可见,电极对于电信号采集品质具有极其关键的作用。

[0003] 目前,生物电信号检测广泛使用的是银/氯化银电极和金属圆盘电极,这两种电极都有各自适用的领域,但都不适合于对人体生物电信号进行长期高精度稳定检测。银/氯化银电极使用的导电凝胶,在长时间使用后会失水,检测信号波动极大;更为严重的是,导电凝胶的长期使用可能造成皮肤过敏。金属圆盘电极严重存在接触不良、运动伪差大、电流分布不均匀等缺点,也不适合长时间对电信号的高精度稳定测量。然而临床中需要对病人的病情进行长时间实时监测,因而开发新型医用电极具有实际意义。

[0004] 石墨烯具有许多优异的性能,引起人们的广泛关注。石墨烯是一种基于sp²杂化组成的单层碳原子构成的六方晶格的二维晶体,单层石墨烯电子迁移率为 $15,000\text{cm}^2\text{V}^{-1}\text{s}^{-1}$,超过硅100倍,断裂强度为 42N/m^2 ,强度可达到130GPa,是钢铁强度的100多倍。因此,单层石墨烯具有优良的导电性和机械性能,是理想的表面覆层材料。

[0005] 中国专利CN 103767704 B公开一种用于脑电测量的准干电极及其制备方法;中国专利CN 102319068 B公开一种基于电容耦合原理脑电干电极;中国专利CN 102579041 B公开一种能克服头发障碍的阵列式柔性脑电干电极及其制备方法。

发明内容

[0006] 本发明的目的在于针对连续稳定测量人体医学电信号的需求,提供以实现电信号的连续准确测量的一种具有高导电性能的医用干式电极及其制造方法。

[0007] 所述具有高导电性能的医用干式电极设有电极芯、石墨烯层、导电银胶、屏蔽导线、聚二甲基硅氧烷密封层;

[0008] 所述电极芯表面具有微结构阵列,电极芯外层表面沉积石墨烯层,电极芯背面设有盲孔,盲孔内通过填充导电银胶实现屏蔽导线与电极芯的连接,盲孔外涂覆聚二甲基硅氧烷密封层。

[0009] 所述电极芯可采用铜电极芯、镍电极芯、镀铜电极芯或镀镍电极芯等,电极芯的厚度可为0.2~0.4mm。

[0010] 所述具有高导电性能的医用干式电极的制造方法,包括以下步骤:

[0011] 1)在电极芯表面铣削出微结构阵列,背面加工出盲孔;

[0012] 2)对电极芯依次放置在盐酸、丙酮、无水乙醇、去离子水中进行清洗,用氮气风干;

[0013] 3)利用气相沉积法,在电极芯微结构表面沉积单层石墨烯;

[0014] 4)将屏蔽导线放置在盲孔内,填涂导电银胶,干燥固化;

[0015] 5)在电极芯的背面涂覆聚二甲基硅氧烷密封层,干燥固化后即得具有高导电性能的医用干式电极。

[0016] 在步骤1)中,所述在电极芯表面铣削出微结构阵列可采用激光铣削或者微小铣刀铣削。

[0017] 在步骤2)中,所述盐酸的摩尔浓度可为0.5mol/L,放置在盐酸中进行清洗的时间可为20s,放置在丙酮、无水乙醇、去离子水中进行清洗可各超声清洗5min。

[0018] 在步骤3)中,所述在电极芯微结构表面沉积单层石墨烯的具体方法可为:将电极芯放在管式炉的温区中心,当管式炉真空至 5.0×10^{-1} 帕后,把氢气引入到生长室,总压强在13~18Pa,腔室被加热至并保持在1050℃,维持一段时间去除残留的氧化物,再引入甲烷气体,总压强在28~32Pa,温度保持在1050℃生长30~60min。停止通入甲烷,继续通入氢气,然后冷却至室温;所述氢气体积流量为10sccm,甲烷体积流量为10sccm。

[0019] 在步骤4)中,所述干燥固化的时间可为24h。

[0020] 本发明所制造的具有高导电性能的医用干式电极,表面的阵列结构阵列有助于皮肤与电极间的稳定接触;镀覆的单层石墨烯和金、银等惰性金属镀层相比,电阻率更小,具有更优异的导电性能;利用聚二甲基硅氧烷密封可以增强电极的柔性。本发明制造的电极不需要涂抹导电凝胶,使用方便,不易受到干扰,可以持续稳定测量信号。

[0021] 和现有技术相比,本发明具有如下效果:

[0022] 本发明所制造的具有高导电性能的医用干式电极,和传统银/氯化银电极相比,避免使用导电凝胶,不会出现过敏现象,可以满足临床上长期使用。和金属圆盘电极相比,电极表面具有微结构阵列,可以实现与皮肤的更好接触,测得的信号稳定,抗干扰能力强。此外,电极使用石墨烯作为镀层,电极与皮肤之间的接触电阻更小。电极用聚二甲基硅氧烷作为背衬,具有较好的柔性。电极机械强度高,采集信号的信噪比大,可以实现对医用电信号准确稳定测量,具有广泛的应用前景。

附图说明

[0023] 图1为本发明所述具有高导电性能的医用干式电极实施例的结构示意图。1:单层石墨烯;2:电极芯;3:聚二甲基硅氧烷;4:导电银胶;5:屏蔽导线。

[0024] 图2为本发明所述具有高导电性能的医用干式电极背面的三维图。

[0025] 图3为本发明所述具有高导电性能的医用干式电极微结构表面的三维图。

具体实施方式

[0026] 以下实施例将结合附图对本发明作进一步说明。

[0027] 实施例1:

[0028] 如图1~3所示,所述具有高导电性能的医用干式电极实施例设有电极芯2、石墨烯

层1、导电银胶4、屏蔽导线5、聚二甲基硅氧烷密封层3;所述电极芯2表面具有微结构阵列,电极芯2外层表面沉积石墨烯层1,电极芯2背面设有盲孔,盲孔内通过填充导电银胶4实现屏蔽导线5与电极芯2的连接,盲孔外涂覆聚二甲基硅氧烷密封层3。

[0029] 所述电极芯可采用铜电极芯、镍电极芯、镀铜电极芯或镀镍电极芯等,电极芯的厚度可为0.2~0.4mm。

[0030] 以下给出具有高导电性能的医用干式电极的制造方法:

[0031] 第一步微结构加工。微细铣削技术可以采用激光铣削技术,激光功率设置为18W,激光扫描次数为25次,激光扫描速率设置为400mm/s,在电极芯表面加工出微结构阵列。

[0032] 第二步清洗干燥。将电极芯放置在0.5mol/L的盐酸中清洗20s,然后依次放置在丙酮、无水乙醇、去离子水中,各超声清洗5min,用氮气风干。

[0033] 第三步表面沉积石墨烯。将电极芯放在管式炉的温区中心,当管式炉真空至 5.0×10^{-1} 帕后,将10sccm氢气引入到生长室,总压强控制在15Pa,腔室被加热至并保持在1050℃,维持10min去除残留的氧化物。接着,将10sccm甲烷气体引入,总压强在30Pa,温度保持在1050℃生长30min。之后,停止通入甲烷,继续通入氢气,迅速冷却至室温。

[0034] 第四步涂抹导电银胶。将导电银胶的两种组分按照1:1混合并搅拌。将屏蔽导线放置在小盲孔内,填充配置好的导电银胶,干燥固化24h。

[0035] 第五步涂覆聚二甲基硅氧烷。在电极背面涂覆聚二甲基硅氧烷,厚度为1~2mm,干燥固化后,最终得到具有高导电性能的医用干式电极。

[0036] 采用本发明制作的电极具有接触性能好,测量信号信噪比高,不会产生过敏现象,可以满足医学电信号的长期准确测量。

[0037] 实施例2:

[0038] 与实施例1类似,其区别在于第一步微细铣削技术可以采用微小铣刀铣削技术,选用直径为0.2mm微小径立铣刀。

[0039] 本发明制得的医用干式电极具有机械强度高、携带方便、信噪比高、不易受到干扰、可以连续稳定地对人体生物电信号进行测量等优点。

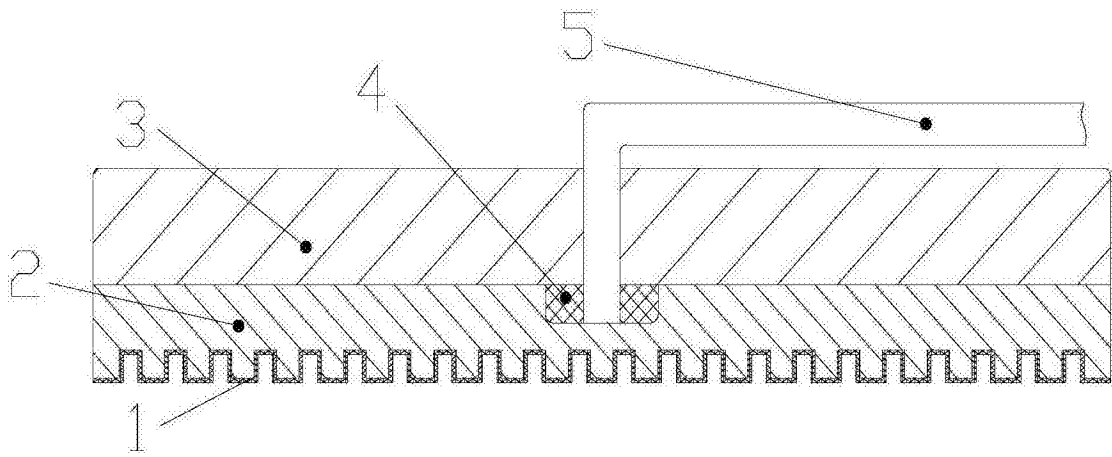


图1

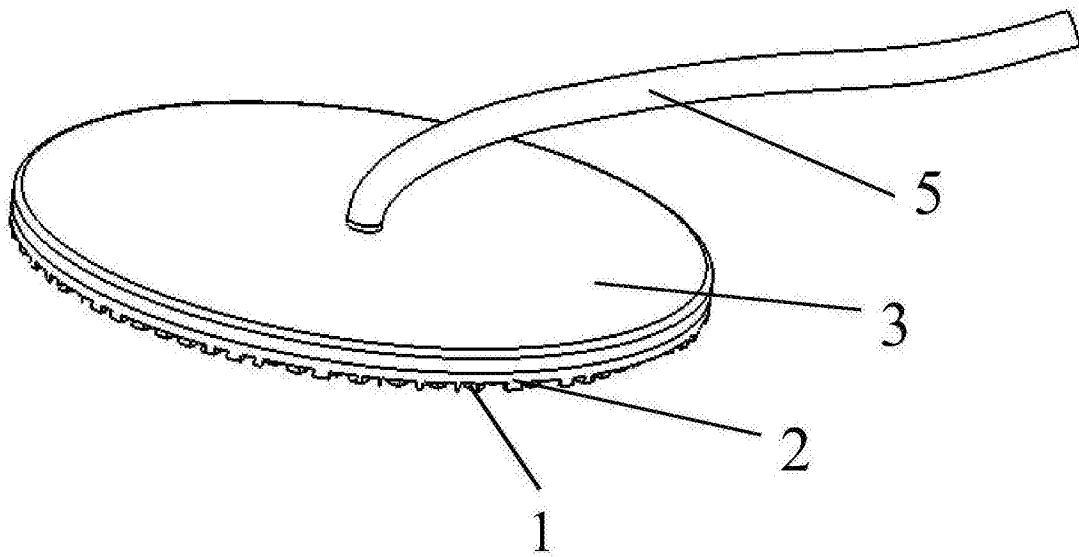


图2

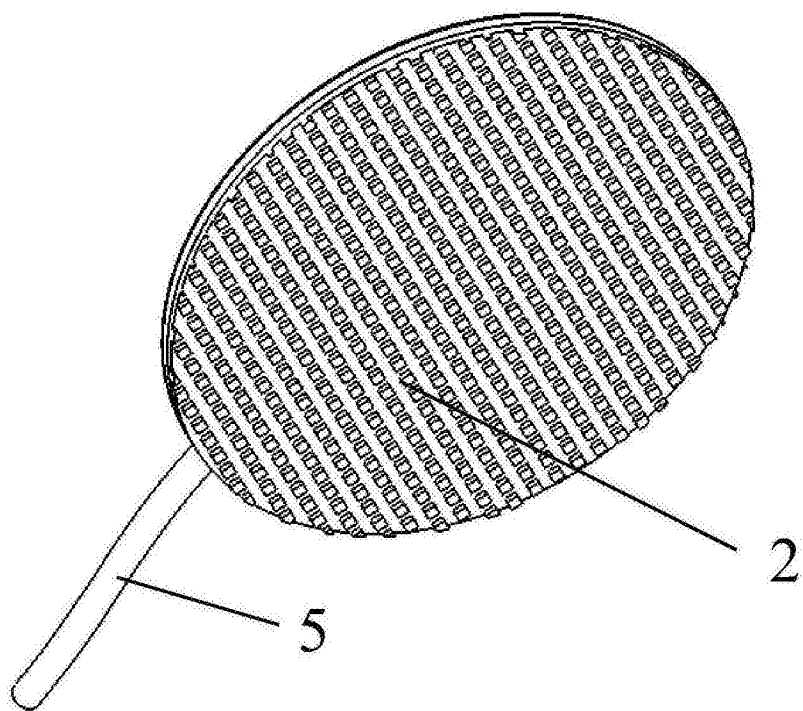


图3

专利名称(译)	一种具有高导电性能的医用干式电极及其制造方法		
公开(公告)号	CN106108890A	公开(公告)日	2016-11-16
申请号	CN201610464591.7	申请日	2016-06-23
[标]申请(专利权)人(译)	厦门大学		
申请(专利权)人(译)	厦门大学		
当前申请(专利权)人(译)	厦门大学		
[标]发明人	周伟 刘伟 刘韶宇 徐文静 张陈应 占林杰 张国彪 申志嘉		
发明人	周伟 刘伟 刘韶宇 徐文静 张陈应 占林杰 张国彪 申志嘉		
IPC分类号	A61B5/0408 A61B5/0492 A61B5/0496 A61B5/0478		
其他公开文献	CN106108890B		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

一种具有高导电性能的医用干式电极及其制造方法，涉及一种生物医用电极。医用干式电极设有电极芯、石墨烯层、导电银胶、屏蔽导线、聚二甲基硅氧烷密封层；电极芯表面具有微结构阵列，电极芯外层表面沉积石墨烯层，电极芯背面设有盲孔，盲孔内通过填充导电银胶实现屏蔽导线与电极芯的连接，盲孔外涂覆聚二甲基硅氧烷密封层。制造方法：在电极芯表面铣削出微结构阵列，背面加工出盲孔；对电极芯依次放置在盐酸、丙酮、无水乙醇、去离子水中进行清洗，用氮气风干；在电极芯微结构表面沉积单层石墨烯；将屏蔽导线放置在盲孔内，填涂导电银胶，干燥固化；在电极芯的背面涂覆聚二甲基硅氧烷密封层，干燥固化后即得具有高导电性能的医用干式电极。

