



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 109475297 A

(43)申请公布日 2019.03.15

(21)申请号 201780041773.6

阿米尔·利希滕斯坦

(22)申请日 2017.04.03

(74)专利代理机构 无锡市汇诚永信专利代理事务所(普通合伙) 32260

(30)优先权数据

15/157,285 2016.05.17 US

62/362,165 2016.07.14 US

代理人 顾一明

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2019.01.04

(51)Int.Cl.

A61B 5/00(2006.01)

H01L 27/00(2006.01)

H01L 29/00(2006.01)

G01N 27/414(2006.01)

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2017/051884 2017.04.03

(87)PCT国际申请的公布数据

W02017/199110 EN 2017.11.23

(71)申请人 艾皮乔尼克控股有限公司

地址 新加坡道拉实街100号100AM购物中心
16-01室

(72)发明人 阿亚尔·拉姆

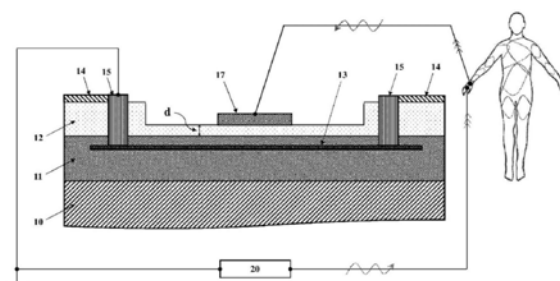
权利要求书3页 说明书18页 附图28页

(54)发明名称

用于生物识别认证的微电子传感器

(57)摘要

在一些实施方案中,微电子传感器包括开栅伪导电高电子迁移率晶体管并用于对用户进行生物识别认证。晶体管包括衬底,在衬底上沉积有多层异质结结构。该异质结结构包括缓冲层和势垒层,两者均由III-V单晶或多晶半导体材料生长而成。二维电子气(2DEG)导电沟道形成在缓冲层和势垒层之间的界面处,并在系统中源极电极和漏极电极之间提供电子电流。欧姆或非欧姆(电容耦合)的源极触点和漏极触点连接到所形成的2DEG沟道和电金属化层,后者放置在晶体管之上并将其连接到传感器系统。金属栅极电极放置在势垒层上或上方的源极区和漏极区之间,其可凹陷或生长到特定厚度。可选的电介质层沉积在势垒层之上。



1. 一种用于对用户进行生物识别认证的微电子传感器,其包括:

1) 伪导电高电子迁移率晶体管(定义为“晶体管”)或其阵列,其能感测所述用户的身体产生的电信号;

其中,所述晶体管中的每一个晶体管印制在柔性印刷电路板(PCB)上,连接到印制在所述PCB上的其专用的电接触线,并且包括:

(a) 由III-V单晶或多晶半导体材料制成的多层异质结结构,所述结构包括至少一个缓冲层和至少一个势垒层,所述层交替堆叠,并且所述结构沉积在衬底层上;

(b) 包括二维电子气(2DEG)或二维空穴气(2DHG)的导电沟道,所述导电沟道形成在所述缓冲层与所述势垒层之间的界面处并在所述晶体管中源极触点与漏极触点之间提供电子或空穴电流;

(c) 所述源极触点和所述漏极触点,所述源极触点和所述漏极触点连接到所述2DEG或2DHG导电沟道并且连接到用于将所述晶体管连接到电子电路的电金属化层;以及

(d) 内部或外部金属栅极电极,其电连接到与任何单个身体点的导线触点,且放置在所述源极触点与所述漏极触点之间的所述势垒层上或机械地悬挂于所述势垒层上方而不与下方的所述势垒层物理接触。

其中:

(i) 在所述源极触点与所述漏极触点之间的所述势垒层的厚度为5-9纳米(nm),对应于所述晶体管的常开工作模式与常闭工作模式之间的伪传导电流范围;并且

(ii) 所述势垒层的表面具有大约0.2nm或更少的粗糙度。

2) AC电极(定义为“RF发生器”),其印制在所述PCB上,连接到所述晶体管,并且能够生成耦合到所述用户身体中的射频(RF)毫秒矩形正弦AC脉冲;以及

3) 微控制器,其用于在所述传感器的下述两个工作模式之间切换:利用所述RF发生器的AC脉冲生成/发射模式和利用所述晶体管的感测模式。

2. 根据权利要求1所述的微电子传感器,其中发射的所述AC脉冲在通过所述用户身体的信号线上的100MHz到100GHz的频域范围内。

3. 根据权利要求1或2所述的微电子传感器,其中所述RF发生器的接地与所述晶体管的接地连接。

4. 根据权利要求1-3中任一项所述的微电子传感器,其中所述晶体管的所述多层异质结结构包括一个缓冲层和一个势垒层。

5. 根据权利要求1-3中任一项所述的微电子传感器,其中所述晶体管的所述多层异质结结构包括一个顶部缓冲层、一个势垒层和一个底部缓冲层,所述势垒层放置在所述顶部缓冲层与所述底部缓冲层之间,并且所述二维电子气(2DEG)导电沟道形成在所述势垒层上方的所述顶部缓冲层中,靠近所述顶部缓冲层与所述势垒层之间的界面,从而得到所述晶体管的N面极性。

6. 根据权利要求1-3中任一项所述的微电子传感器,其中所述晶体管的所述多层异质结结构包括一个顶部缓冲层、一个势垒层和一个底部缓冲层,所述势垒层放置在所述顶部缓冲层与所述底部缓冲层之间,并且所述二维空穴气(2DHG)导电沟道形成在所述势垒层上方的所述顶部缓冲层中,靠近所述顶部缓冲层与所述势垒层之间的界面,从而得到所述晶体管的Ga面极性。

7. 根据权利要求1-6中任一项所述的微电子传感器,其中所述晶体管的所述源极触点和所述漏极触点是欧姆触点。

8. 根据权利要求1-6中任一项所述的微电子传感器,其中所述晶体管的所述源极触点和所述漏极触点是欧姆触点。

9. 根据权利要求8所述的微电子传感器,其中所述晶体管的所述电金属化层电容耦合到所述2DEG导电沟道或所述2DHG导电沟道以感应出位移电流,从而形成所述非欧姆源极触点和非欧姆漏极触点。

10. 根据权利要求1-9中任一项所述的微电子传感器,其中所述晶体管的所述III-V单晶或多晶半导体材料是GaN/AlGaN、GaN/AlN、GaN/InN、GaN/InAlN、InN/InAlN、GaN/InAlGaAs、GaAs/AlGaAs和LaAlO₃/SrTiO₃。

11. 根据权利要求10所述的微电子传感器,其中所述III-V单晶或多晶半导体材料是GaN/AlGaN。

12. 根据权利要求1-11中任一项所述的微电子传感器,其中所述晶体管进一步包括沉积在所述多层异质结结构之上、所述金属电极之下的电介质层。

13. 根据权利要求12所述的微电子传感器,其中所述电介质层包括厚度为100-100-100nm的SiO-SiN-SiO(“ONO”)叠层或SiN-SiO-SiN(“NON”)叠层。

14. 根据权利要求1-13中任一项所述的微电子传感器,其中所述晶体管的所述衬底层包括蓝宝石、硅、SiC、GaN或AlN。

15. 根据权利要求1-14中任一项所述的微电子传感器,其中在所述开栅区中的所述晶体管的所述顶层(势垒层或缓冲层)的厚度为6-7nm;并且所述顶层的表面具有0.2nm或更少的粗糙度。

16. 根据权利要求15所述的微电子传感器,其中在所述开栅区中的所述顶层的所述厚度为6.2nm至6.4nm。

17. 根据权利要求16所述的微电子传感器,其中所述顶层具有大约0.1nm或更少或者0.05nm或更少的粗糙度。

18. 根据权利要求1-16中任一项所述的微电子传感器,其中所述金属栅极电极连接到所述源极触点以放电并允许通过V_{DS}对传感器增益进行微调。

19. 根据权利要求18所述的微电子传感器,其中所述金属栅极电极与所述源极触点的连接是高欧姆的并且通过电容器建立以防止强信号衰减。

20. 根据权利要求1-19中任一项所述的微电子传感器,其进一步包括:

1) 电压源,其经由电子电路连接到所述晶体管的所述电接触线以向所述晶体管供应电流;

2) 集成或CMOS电流放大器,其连接到所述电压源以放大从所述晶体管获得的电流;

3) 模数转换器(ADC),其带有连接到所述电流放大器以将转换的所述信号输出到用户接口的内置数字输入/输出卡;以及

4) 连接模块,其用于将所述传感器连接到所述用户接口;

其中,所述金属栅极电极是所述传感器中所有所述晶体管的外部共用电极,并且放置在所述晶体管上或机械地悬挂于所述晶体管上方10-100nm处而不与所述晶体管物理接触。

21. 根据权利要求20所述的微电子传感器,其中所述金属栅极电极连接到所述源极触

点以放电并允许通过 V_{DS} 对传感器增益进行微调。

22. 根据权利要求21所述的微电子传感器,其中所述金属栅极电极与所述源极触点的连接是高欧姆的并且通过电容器建立以防止强信号衰减。

23. 根据权利要求20-22中任一项所述的微电子传感器,其中所述连接模块是无线通信模块。

24. 根据权利要求20-23中任一项所述的微电子传感器,其中转换的所述信号通过或不通过任何直接皮肤接触来输出到所述用户接口。

25. 根据权利要求20-24中任一项所述的微电子传感器,其中所述用户接口是智能手机、智能手表、个人电子小装置或生物识别认证云。

26. 根据权利要求23所述的微电子传感器,其中所述无线通信模块选自:

■短距离蓝牙或NFC模块,其提供可穿戴装置与智能手机、智能手表或任何其他可用个人小装置之间最多20m的无线连接;

■Wi-Fi模块,其提供最多200m的范围内的连接;或者

■GSM模块,其提供与所述生物识别认证云的全球通信。

27. 根据权利要求20-26中任一项所述的微电子传感器,其中所述传感器连接到智能手机、智能手表或个人电子小装置的框架或底盘或者电容敏感显示元件,并且所述智能手机、智能手表或个人电子小装置能够将电荷转换到所述传感器。

28. 根据权利要求1-27中任一项所述的微电子传感器,其用于对用户进行生物识别认证。

29. 根据权利要求1-27中任一项所述的微电子传感器,其中所述传感器是智能手机锁内的指纹传感器。

30. 根据权利要求1-27中任一项所述的微电子传感器,其中所述传感器是车锁内的指纹传感器。

31. 根据权利要求1-27中任一项所述的微电子传感器,其中所述传感器用于对驾驶员进行生物活力血流动力学监测,目的是确定瞌睡、疲劳、紧张、心血管风险、压力和其他危及汽车驾驶的情况。

32. 一种对用户进行生物识别认证的方法,其包括:

1) 将用户身体上的单个感测点与根据权利要求1-27中任一项所述的微电子传感器接触,或者在调用时或在建立接触时激活所述传感器;

2) 将所述微电子传感器切换到AC脉冲生成模式,以利用所述RF发生器以毫秒AC脉冲的形式发射RF信号,并将所述脉冲耦合到所述用户身体中;

3) 将所述微电子传感器切换到晶体管感测模式,以记录与以所述晶体管的源-漏电流(定义为 I_{DS} 动态)形式接收自所述用户身体的反射的所述RF信号相组合的电信号;

4) 将记录的所述信号传送到智能手机、智能手表、移动设备、个人电子小装置、台式计算机、服务器、远程存储设备、互联网存储设备或生物识别认证云以进一步处理;以及

5) 处理传送的所述信号,将所述 I_{DS} 动态与所述用户的预先校准和存储的生物识别数据进行关联和比较,从而对所述用户进行生物识别认证。

用于生物识别认证的微电子传感器

技术领域

[0001] 本申请涉及基于高电子迁移率晶体管的微电子传感器及其在人体所产生电信号的检测和持续监测中的用途的领域。具体地讲,本申请涉及开栅伪导电高电子迁移率晶体管及其在生物识别认证中的用途。

背景技术

[0002] 目前,各种不同类型的生物识别认证系统用于智能手机、钥匙锁、机场和需要极高认证水平的高安全级别场景。市售认证系统可包括指纹ID传感器、虹膜ID传感器或语音识别。但是,这些系统被证明安全性相对较低。

[0003] 在2014年,市场上引入了Bionym的基于心电图(ECG)的新型生物识别认证设备。该设备称为“Nymi”,能够捕获人的独特心电图波形,并进一步将其绘制成ECG图形。Nymi作为手镯或腕带长时间佩戴在用户的手腕上,其使用学习算法记忆用户的ECG图形,以便提高用户认证质量和水平。Bionym的W02012151680专利公开了一种基于ECG信号分析用于验证一个或多个个体的生物识别传感器。该传感器依赖于通过匹配用户的(通过心电图传感器捕获的)ECG波形的整体形状进行的身份认证。与其他认证方法(如指纹扫描和虹膜识别)不同,只要佩戴者保持Bionym腕带开启,Bionym的传感器就会持续认证。要通过Nymi进行认证,用户带上腕带,底部传感器即接触手腕,再用一只手接触顶部传感器就可形成电气回路,这样就生成了用于认证其身份的ECG数据,并且腕带通过蓝牙将ECG传送到用户附近的智能手机或其他外部设备上相应的经注册的应用,以验证佩戴者的身份。

[0004] 然而,诸如Nymi的生物识别认证设备和类似的基于ECG的设备具有若干缺点。首先,他们使用单个数据源(ECG)来绘制用户的唯一ID简档,这样会使其成为信号克隆和类似安全破解技术的主要目标。其次,这些设备不是封闭系统,不能提供单个封闭的集成芯片解决方案,这可以被认为是硬件级别上的又一容易招致篡改和安全破坏的问题。需要始终佩戴Nymi才能使用其认证系统,这可能给某些用户带来困扰。此外,Nymi和类似的基于ECG的设备不能为用户的简单验证提供单接触点,要求用户在每次使用之前执行相当复杂的步骤和程序以认证自身,例如,每个用户必须每天执行使用双手闭合电路并认证用户的过程。因此,这些技术不能直接集成到终端设备中,例如信用卡和移动电话,以用于单点认证。

[0005] 然而,使用上述基于ECG的传感器存在两个主要缺点。首先,许多药物和各种心理状况可以直接影响、改变和更改由传感器记录的心律周期,致使一般认证系统有时可能失败。其次,基于ECG的传感器或感测心脏和肺的血流动力学电信号的类似传感器需要一个甚至两个完整的心搏周期才能认证用户。在现实世界的应用中,与现有的电容式指纹传感器相比,这是一个巨大的缺点,因为与现有的一秒认证时间相比,其认证用户或例如解锁电话需要的时间过长。

[0006] 鉴于上述情况,对开发新的基于记录用户生理信号的生物识别认证传感器的需求由来已久,目标是能克服现有的测量心脏偶极周期的基于ECG的传感器的上述缺点。

发明内容

[0007] 本申请描述了用于使用基于开栅伪导电高电子迁移率晶体管(PC-HEMT)的微电子传感器来监测人体主体的生理参数的方法的实施方案。在一些实施方案中,晶体管包括衬底,在衬底上沉积有多层异质结结构。该异质结结构可包括至少两个层,即缓冲层和势垒层,所述层由III-V单晶或多晶半导体材料生长而成。

[0008] 导电沟道形成在缓冲层与势垒层之间的界面处并在系统中源极电极与漏极电极之间提供电子电流或空穴电流,该导电沟道就双层配置而言包含二维电子气(2DEG),或者就三层配置而言包含二维空穴气(2DHG)。欧姆或电容耦合(非欧姆)的源极和漏极触点连接到所形成的2DEG/2DHG沟道以及电金属化层,后者放置在晶体管之上并将其连接到传感器系统。可选的电介质层沉积在异质结结构之上。由于将顶层凹陷或生长到特定的厚度,因此晶体管的开栅区域形成在源极区与漏极区之间。

[0009] 如果源极触点和漏极触点是欧姆(电容耦合)的,那么为了电接触下方的比金属化层低大约5-20nm的2DEG/2DHG沟道,会使用AC频率机制。通常在高于30kHz的频率下感应出非欧姆金属触点与2DEG/2DHG沟道的电容耦合。对于非欧姆触点,无法执行DC读出,而是会对流过2DEG/2DHG沟道的电流执行AC读出或阻抗测量。

[0010] 在一些实施方案中,PC-HEMT结构的显著特征是:

(i) 源极触点与漏极触点之间开栅区中顶层的厚度为5-9nm,优选地为6-7nm,更优选地为6.3nm,并且对应于晶体管的常开工作模式与常闭工作模式之间的伪传导电流范围,

(ii) 源极触点与漏极触点之间开栅区中顶层的表面的粗糙度为大约0.2nm或更少,优选地为0.1nm或更少,更优选地为0.05nm,以及

(iii) 用于与导电2DEG/2DHG沟道电容耦合的非欧姆源极和漏极触点可选地替代欧姆触点。

[0011] 在一些实施方案中,本申请的PC-HEMT多层异质结结构由任何可用的III-V单晶或多晶半导体材料,例如GaN/AlGaN、GaN/AlN、GaN/InN、GaN/InAlGaN、GaAs/AlGaAs、GaN/InAlN、InN/InAlN和LaAlO₃/SrTiO₃,生长而成。

[0012] 对于GaN/AlGaN PC-HEMT,已令人意外地发现,在该PC-HEMT的开栅区中,与该PC-HEMT的常开工作模式与常闭工作模式之间的伪传导电流范围对应的顶层厚度为大约6-7nm。

[0013] 在一个具体的实施方案中,异质结结构可为三层结构,该三层结构由两个缓冲层和像三明治一样挤压在所述缓冲层之间的一个势垒层组成。这可引起在势垒层上方的顶部缓冲层中形成二维空穴气(2DHG),从而导致晶体管的极性反转。

[0014] 在一些实施方案中,本申请提供了一种用于生物识别认证的基于PC-HMET的微电子传感器及其使用方法

[0015] 各种实施方案可提供不同的有益效果,并且可与各种应用结合使用。在附图和以下描述中阐述了一个或多个实施方案的细节。通过这些描述和附图以及通过权利要求,所描述的技术的其他特征、目的和优点将显而易见。

附图说明

[0016] 通过结合附图进行的以下详细描述,将更全面地理解和领会所公开的实施方案。

图1a示意性地示出了根据一种实施方案的PC-HMET的横截面视图,其中不具有电介质层且具有RF发生器。

图1b示意性地示出了根据一种实施方案的PC-HMET的横截面视图,其中具有电介质层且具有RF发生器。

图2示意性地示出了GaN/AlGa_N HEMT的2DEG沟道内部感应出的源-漏电流(载荷子密度)对凹陷在开栅区中的AlGa_N势垒层的厚度的依赖关系。

图3示出了导带不连续时2DEG形成(电荷中性与最低能级的组合)背后的理论。

图4a示出了用于22-nm AlGa_N势垒层的PC-HEMT的灵敏度,该势垒层正常生长然后凹陷至6-7nm。

图4b示出了用于超薄AlGa_N势垒层的PC-HEMT的灵敏度,该势垒层生长至6-7nm然后向下凹陷至5-6nm并用等离子蚀刻。

图5a示意性地示出了2DEG和2DHG导电沟道在Ga面三层AlGa_N/Ga_N PC-HEMT结构中的形成。

图5b示意性地示出了2DEG和2DHG导电沟道在N面三层AlGa_N/Ga_N PC-HEMT结构中的形成。

图5c示意性地示出了2DEG导电沟道在N面三层AlGa_N/Ga_N PC-HEMT结构中的形成,该N面三层AlGa_N/Ga_N PC-HEMT结构具有超薄Al(Ga_N)N层以用于改善限制。

图6a示出了根据一种实施方案的PC-HMET的横截面视图,其中具有非凹陷AlGa_N势垒层且具有RF发生器。

图6b示出了根据一种实施方案的PC-HMET的横截面视图,其中具有机械悬挂的金属栅极且具有RF发生器。

图6c示出了根据一种实施方案的PC-HMET的横截面视图,其中具有通过与源极电极的连接来放电的机械悬挂的金属栅极且具有RF发生器。

图7a示意性地示出了根据一种实施方案的PC-HMET的横截面视图,其中具有电容耦合的非欧姆的源极触点和漏极触点、不具有电介质层且具有RF发生器。

图7b示意性地示出了根据一种实施方案的PC-HMET的横截面视图,其中具有高掺杂的源极区和漏极区且具有RF发生器。

图8a示意性地示出了根据一种实施方案的基于PC-HMET的微电子传感器,其中具有共用悬挂金属栅极电极且具有RF发生器。

图8b示意性地示出了根据一种实施方案的基于PC-HMET的微电子传感器,其中具有不与PC-HMET或其阵列物理接触的共用机械悬挂金属栅极电极。

图9示意性地示出了根据一种实施方案的基于PC-HMET的微电子传感器,其中具有以接触PC-HMET或其阵列的方式放置且通过与源极电极的连接来放电的共用金属栅极电极。

图10示意性地示出了根据一种实施方案的光电传感器。

图11a示出了用根据一种实施方案的传感器为用户1记录的心肺血流动力学数据,其中具有20Hz低通滤波器。

图11b示出了用根据一种实施方案的传感器为用户1记录的心肺血流动力学数据,其中具有1-20Hz带通滤波器。

图11c示出了用根据一种实施方案的传感器为用户2记录的心肺血流动力学数据,其中

具有20Hz低通滤波器。

图11d示出了用根据一种实施方案的传感器为用户2记录的心肺血流动力学数据,其中具有1-20Hz带通滤波器。

图11e-11f示出了为用户1和用户2计算的ID FFT频谱。

图11g示出了用根据一种实施方案的传感器为用户3记录的心肺血流动力学数据,其中具有20Hz低通滤波器。

图11h示出了用根据一种实施方案的传感器为用户3记录的心肺血流动力学数据,其中具有1-20Hz带通滤波器。

图11i示出了用根据一种实施方案的传感器为用户4记录的心肺血流动力学数据,其中具有20Hz低通滤波器。

图11j示出了用根据一种实施方案的传感器为用户4记录的心肺血流动力学数据,其中具有1-20Hz带通滤波器。

图11k-11l示出了为用户3和用户4计算的ID FFT频谱。

图11m-11n示出了用根据一种实施方案的传感器为用户5记录的心肺血流动力学数据,其中具有20Hz低通滤波器和1-20Hz带通滤波器。

图11o示出了为用户5计算的ID FFT频谱。

图12a示出了从上述五个用户的数据中提取的单次心搏周期。

图12b示出了在时间和幅度标度上归一化的上述五个不同用户的心搏周期。

图13示出了基于根据一种实施方案的传感器的生物识别认证设备的原型。

具体实施方式

[0017] 在以下描述中,将描述本申请的各个方面。出于说明的目的,阐述了具体的配置和细节,以便提供对本申请的透彻理解。然而,对于本领域技术人员还将显而易见的是,本申请可在不使用本文所提供的具体细节的情况下实施。此外,熟知的特征可能被省去或简化,以使本申请不会难以理解。

[0018] 权利要求中所使用的术语“包括”不应被理解为局限于其后所列出的含义;它不排除其他元件或步骤。它需要被理解为说明所述的特征、整数、步骤或部件像所述的那样存在,但不排除存在或添加一个或多个其他特征、整数、步骤或部件、或它们的组。因此,“包括x和z的设备”这一表达的范围不应局限于仅由部件x和z组成的设备。如本文所用,术语“大约”意指相对于所提及或所要求保护的数值存在10%容差。如本文所用,术语“和/或”包括一个或多个相关列出项的任意和全部组合。除非另有说明,否则本文所使用的所有术语(包括技术和科学术语)的含义与本发明所属领域的普通技术人员通常所理解的含义相同。还应理解的是,术语,诸如常用字典中定义的那些,应被理解为具有与其在本说明书及相关领域的上下文中的含义一致的含义,并且不应以理想化或过度正式的意义来理解,除非本文中明确有此规定。为了简洁和/或清晰起见,众所周知的功能或构造可能不会详细描述。

[0019] 应当理解,当某个元件与另一元件的关系被描述为“位于其上”、“附接到”、“连接到”、“与其耦合”、“接触”,等等时,它可以直接位于该另一元件上、附接到该另一元件、连接到该另一元件、与该另一元件耦合或接触该另一元件,或者也可以存在中间元件。与此相对的是,当某个元件与另一元件的关系被描述为,例如,“直接位于其上”、“直接附接到”、“直

接连接到”、“直接与其耦合”、“直接接触”，等等时，不存在中间元件。本领域技术人员还应明白的是，在提及与另一特征“相邻”设置的结构或特征时，可能具有叠加在该相邻特征之上或位于在该相邻特征之下的部分。

[0020] 与在背景技术部分中提及的基于ECG的生物识别设备(如Nymi)不同，根据本文中实施方案的传感器使用从用户的心律周期记录的相对复杂的波形，右心房和左心房、肺循环、肠的血流动力学，神经系统、循环系统的肌电描记术(EMG)，和由用户内部器官产生的生物力学波形。此外，其灵敏度是Nymi设备或市售的基于ECG的任何类似传感器的大约 1×10^9 倍。

[0021] 然而，如上文提到的，Nymi类型的设备或任何基于ECG的传感器的主要缺点在于他们对用户心理状况具有显著的敏感性。许多药物和各种心理状况可以直接影响、改变和更改由传感器记录的心律周期，致使一般认证系统有时可能失败。再者，基于ECG的传感器或感测心脏和肺的血流动力学电信号的类似传感器需要一个甚至两个完整的心搏周期才能认证用户。在现实世界的应用中，与现有的电容式指纹传感器相比，这是一个巨大的缺点，因为与现有的一秒认证时间相比，其认证用户或例如解锁电话需要的时间过长。

[0022] 根据本申请的一个实施方案的传感器能够记录由用户的内部身体器官产生的电场的总的一次性映射，用于用户的数字快照，其作为用户的遗传密码是完全唯一的。根据一种集成到单片印刷电路板(PCB)芯片中的实施方案的生物识别认证传感器完全在硬件层上执行认证。它本质上是一个封闭的端到端系统，在验证时只需要与用户身体进行单点接触，并具有最高安全级别。与任何其他生物识别认证设备不同，根据本文中实施方案的生物识别认证传感器能够利用其接近传感器检测用户的距离并准备进行即时和实时认证。此外，即时生物识别传感器不需要连续佩戴在用户身上来学习用户的ECG数据，而是在设置期间通过一次性的单次快照来随时认证用户。

[0023] 最后，与Nymi或类似的基于ECG的生物识别设备相比，根据本文中实施方案的生物识别传感器可以集成到用于系统开关的任何类型的电子系统中，用于认证用户，或用于在硬件层上锁定各种设备，软件在其中不起任何作用，因此可以实现最高的安全级别。例如，根据本文中实施方案的生物识别传感器可以集成到移动电话支架外壳中或作为电话上的贴纸。此外，传感器可作为(PCB上的)内置集成电路或作为独立设备用于拦截和锁闭敏感数据设备和信用卡上的存储单元。上述独立设备通过蓝牙连接以锁定任何设备，方法是将此设备固定到任何蓝牙连接设备。生物识别系统还可以作为组件直接集成到智能手机中，为电话或设备提供硬件层锁定，从而为设备的硬件创建安全层而无需身份验证。

[0024] 根据本文中实施例的生物识别认证传感器基于例如在共同未决的专利申请U.S.15/157,285(本申请据此要求优先权)中描述的开栅伪导电高电子迁移率晶体管(PC-HEMT)。在该申请中描述的伪导电电流的现象使得根据本申请的实施方案的生物识别传感器极其敏感。

[0025] 简而言之，PC-HEMT传感器的工作原理基于传感器/身体组织表面界面处的超高电荷灵敏度。例如，人的心脏在物理上代表在由人体代表的容积电解导体内起作用的电偶极场的容积源。使用极高的电荷灵敏度，可以记录两个过程：由于心肌极化/去极化循环导致的电心脏偶极子的外观和波动(动态分布)，然后是实时的极化心脏部分的相应机械运动时间。本申请实施方案的传感器的图形用户界面(GUI)被编程为：解释传感器记录的来自用户

的心脏节律循环的复杂信号峰值(波形),右心房和左心房、肺循环、肠的血流动力学,循环系统、神经系统的肌电描记术,以及由用户的内部器官产生的生物力学波形;处理它们的形状和时间间隔;并将它们(例如)与P、Q、R、S、T和J峰值的相应ECG峰值/点读数以及心电图中的所述点之间的相关间隔相关联。

[0026] 在本申请的一个方面,图1a示出了根据本申请的一个实施方案的PC-HEMT的横截面视图,其中射频发生器(20)连接到PC-HEMT,该PC-HEMT包括:

■由III-V单晶或多晶半导体材料构成的多层异质结结构,所述结构包括至少一个缓冲层(11)和一个顶部势垒层(12),所述层交替堆叠,并且所述结构沉积在衬底层(10)上;

■包含二维电子气(2DEG)或二维空穴气(2DHG)的导电沟道(13),其形成在所述缓冲层(11)与所述势垒层(12)之间的界面处并在所述晶体管中源极触点与漏极触点(15)之间提供电子或空穴电流;

■连接到所述2DEG或2DHG导电沟道(13)并且连接到用于将所述晶体管连接到电子电路的电金属化层(14)的源极触点和漏极触点(15);

■在所述源极触点和所述漏极触点(15)之间直接位于所述势垒层(12)上且电连接到与任何单个身体点的导线触点的金属栅极电极(17);

其中:

(i)在所述源极触点和所述漏极触点(15)之间所述金属栅极电极(17)下方的所述势垒层(12)的厚度(d)为大约5-9nm,对应于晶体管的常开工作模式与常闭工作模式之间的伪传导电流范围,并且

(ii)所述势垒层(12)的表面的粗糙度为大约0.2nm或更少。

[0027] 图1a中所示的PC-HEMT还可包括厚度为1-10nm的电介质层(16)。该电介质层(16)沉积在势垒层(12)之上,如图1b中示意性所示。然后将金属栅极电极(17)直接放置在电介质层(16)上并电连接到与任何单个身体点的导线触点。这种配置可防止金属/势垒层界面处的强电泄漏。

[0028] 在另一实施方案中,用于装置钝化的电介质层(16)由例如厚度为100-100-100nm的SiO-SiN-SiO(“ONO”)叠层或者具有相同厚度的SiN-SiO-SiN(“NON”)叠层构成。该电介质层(16)通过等离子增强化学气相沉积(PECVD)法(其为一种无应力沉积技术)来沉积在势垒层之上。

[0029] 在一个具体的实施方案中,III-V半导体材料选自成对的GaN/AlGaIn、GaN/AlIn、GaN/InN、GaN/InAlIn、InN/InAlIn、GaN/InAlGaIn、GaAs/AlGaAs和LaAlO₃/SrTiO₃。

[0030] 电金属化层(14)将晶体管连接到电子电路,并允许电流通过二维电子气(2DEG)沟道(13)在欧姆触点(15)之间流动。电金属化层(14)由金属叠层(如Cr/Au、Ti/Au、Ti/W、Cr/Al和Ti/Al)构成。金属叠层的Cr或Ti层的厚度为,例如,5-10nm,而第二金属层(如Au、W和Al)的厚度为100-400nm。金属化层(14)根据所确定的技术以及特定洁净室制造设备处的组装线来选择。在又一个具体的实施方案中,源极和漏极欧姆触点(15)通常由厚度为15-50nm的金属叠层(诸如Ti/Al/Mo/Au、Ti/Al/Ni/Au、Ti/Au和Ti/W)构成。

[0031] 在一些实施方案中,衬底层(10)包括用于形成势垒层的合适材料,并且由例如蓝宝石、硅、碳化硅、氮化镓或氮化铝组成。异质结结构(11、12),例如,通过金属有机物化学气相沉积(MOCVD)法沉积在衬底层(10)上,并且紧靠缓冲层(11)与势垒层(12)之间的界面形

成2DEG或2DHG沟道(13)。势垒层(12)然后可作为薄层凹陷或生长在源极触点与漏极触点(15)之间。

[0032] 靠近缓冲层(11)与势垒层(12)之间的界面形成的2DEG或2DHG沟道(13)用作晶体管的对表面电荷和电位做出反应的主敏感元件。2DEG或2DHG沟道(13)被配置为与表面或近侧电荷的非常小的变化相互作用,或者与势垒层/金属栅极界面上的电场变化相互作用,所述电场与势垒层的类施主表面陷阱态相互作用。这将在下文详细定义和讨论。

[0033] 在以下描述和权利要求中提及的术语“2DEG”不应被理解或解释为限于二维电子气。如上所述并将在本申请中稍后解释,二维空穴气体也可以是特定异质结结构中的可能的载流子。因此,术语“2DEG”可以同等地替换为术语“2DHG”,而不提及任何特定的PC-HEMT配置。

[0034] 因此,PC-HEMT结构的显著特征是:

(i) 源极触点与漏极触点(15)之间开栅区(d)中势垒层(12)的厚度为5-9nm,优选地为6-7nm,更优选地为6.3nm,对应于晶体管的常开工作模式与常闭工作模式之间的伪传导电流范围,以及

(ii) 开栅区中势垒层(12)的表面的粗糙度为大约0.2nm或更少,优选地为0.1nm或更少,更优选地为0.05nm,

[0035] 源极触点与漏极触点之间的在金属栅极电极(17)下方的势垒层(12)的上述具体厚度通过以下任一种方式来实现:干法蚀刻该层的半导体材料,即,以每1-2分钟1nm的蚀刻速率使用可控的工艺凹陷势垒层;或者为缓冲层(11)涂覆III-V半导体材料的超薄层。为了提高晶体管的电荷敏感度,使用等离子(氯化物)Epi蚀刻工艺对凹陷的超薄势垒层的表面进行后处理。结果是,原生钝化的表面通过等离子蚀刻激活形成未补偿(离子化)的表面能量键或状态,所述表面能量键或状态在MOCVD生长后被中和。

[0036] 图2示出了源-漏电流(载流子密度)对凹陷的势垒层厚度的依赖关系。从曲线图中可以看到,势垒层厚度大于大约9nm的HEMT是常开装置。在此类装置中,由于III-V材料中存在的内在极化效应,因此在势垒层界面的顶部和底部感应出薄电荷层。因此,在势垒层中感应出高电场,并且顶部界面处的表面施主状态开始施予电子以在不施加栅极偏压的情况下靠近异质结界面形成2DEG沟道。这些HEMT因此是常开装置。另一方面,开栅区中势垒层厚度小于大约5nm的HEMT充当常闭装置。

[0037] 在开栅区中凹陷或生长至5-9nm的势垒层被优化以用于显著增强PC-HEMT传感器的敏感度。势垒层的这个具体厚度对应于晶体管的常开工作模式与常闭工作模式之间的“伪传导”电流范围。HEMT的“伪传导”电流范围被定义为HEMT的介于其常开工作模式与常闭工作模式之间的工作范围。“陷阱状态”是半导体的带隙的俘获载流子直到其重新组合的状态。“表面状态”是由以下原因引起的状态:由于因某些晶体缺陷、位错或存在杂质导致的表面张力而引起局部晶体发生表面重构。此类表面重构通常形成与表面重组速度对应的“表面陷阱状态”。表面陷阱状态的分类取决于其能级在带隙中的相对位置。能量高于费米能级的表面陷阱状态类似于受体,当被占用时获得负电荷。然而,能量低于费米能级的表面陷阱状态类似于施主,当为空时带正电荷,并且当被占用时为中性。这些类施主表面陷阱状态被视为2DEG沟道形成中的电子源。它们在带隙内可拥有广泛的离子化能量分布,并且由表面层中的氧化还原反应、悬空键和空位导致。在2DEG沟道密度与离子化表面施主的数量之间

始终存在一种平衡,这种平衡通过电荷中性以及界面处电场的连续性来控制。

[0038] 因此,在半导体的势垒层的表面处的类施主表面陷阱是沟道中2DEG的最重要来源之一。然而,这仅适用于特定的势垒层厚度。在相对较薄的势垒层中,表面陷阱状态低于费米能级。不过,随着势垒层厚度增加,表面陷阱状态的能量会接近费米能级,直到与费米能级重合。对应于此类情形的势垒层厚度被定义为“临界”。在这个位置,填充表面陷阱状态的电子通过势垒中发现的强极化感应电场被拉向沟道以立即形成2DEG。

[0039] 如果表面陷阱状态完全耗尽,势垒层厚度的进一步增加将不会增大2DEG密度。实际上,如果2DEG沟道层无法使势垒层延展,则后者将仅会弛豫。在势垒层弛豫后,在缓冲层与势垒层之间的界面处形成晶体缺陷,并且压电极化立即消失,导致2DEG密度退化。

[0040] 为了阐述本申请作者发现的伪传导电流的上述现象,接下来请参考以下附图。如上所述,图2示出了源-漏电流(载荷子密度)对凹陷的AlGaIn势垒层厚度的依赖关系。施主表面陷阱状态与AlGaIn隧道势垒之间的能量平衡导致在导带不连续时形成2DEG(电荷中性与最低能级的组合)。如上所述,势垒层厚度的减小导致能量势垒增大。结果是,导致从表面到2DEG的电子隧穿的可离子化的类施主表面陷阱状态漂移至低于费米能级,从而最大程度降低对2DEG沟道的电子供应。这个理论情形在图3中示出。因此,AlGaIn层的9nm至5nm的凹陷引起2DEG电导率极大地下降六个量级阶次。

[0041] 因此,基于凹陷势垒层的2DEG耗尽机制极大地依赖于类施主表面陷阱状态(或总表面电荷)。随着势垒层的厚度减小,为耗尽2DEG沟道而需要施加到势垒层表面的额外外部电荷减少。当2DEG沟道大部分耗尽但由于能量势垒与施主表面陷阱状态能量的组合而仍具有高导电性时,存在一个临界(最小)势垒厚度。在该临界厚度处,即使是表面的由任何外部影响所致的小能量偏移,如表面充电或反应,也会立即引起非常强的2DEG耗尽。因此,该临界厚度下的势垒层的表面对金属栅极电流的任何最小的变化都极为敏感。

[0042] Vitushinsky等人(2013)最近通过证明在开栅区中凹陷AlGaIn/GaN异质结构的AlGaIn势垒层可以显著增强晶体管对表面相互作用的灵敏度证明了上述伪导电的概念。他们研究了在潮湿条件下对NO₂的ppb水平的响应,这可以应用在空气质量监测中。他们证明,当AlGaIn阻挡层相对较厚(22nm)时,与6.3nm的AlGaIn势垒相比,表面电荷灵敏度约小6个数量级。将势垒层的栅极区向下凹陷至6.3nm显著降低了2DEG的密度,使PC-HEMT达到“接近阈值”操作并产生大大增加的灵敏度。因此,导致PC-HEMT的伪导电行为的势垒层的特定5-9nm厚度使传感器具有令人难以置信的灵敏度。

[0043] 除凹陷或生长的势垒层厚度之外,势垒层表面的粗糙度是先前尚未公开的另一个非常重要的参数。已意外地发现,势垒层表面的低于0.2nm的粗糙度可防止类施主表面陷阱状态的散射。

[0044] 图4a示出了在短等离子体激活(60秒)之后6nm的生长AlGaIn势垒层的每个处理周期的电阻随时间的减小。在这种短等离子体激活过程中,AlGaIn势垒层没有凹陷,而是2-3nm的SiN层(所谓的“GaN盖层”)破裂并且表面态被电离。图4b显示了相同的图,但针对的是势垒层凹陷至5-6nm并用等离子体处理(蚀刻)450秒的HEMT。结果发现,其灵敏度几乎是凹陷结构的一千倍。除了凹陷或生长的势垒层厚度之外,势垒层表面的粗糙度是另一个之前未公开的非常重要的参数。已意外地发现,势垒层表面(在开栅敏感区中)的粗糙度低于0.2nm防止了类施主表面陷阱状态的散射。因此,这两个特征的组合(开栅区中势垒层的厚度为5-

9nm,并且其表面的粗糙度大大降低)使得PC-HEMT成为一个非常强大的功能放大器。

[0045] 在另一方面,异质结结构可为三层结构,该三层结构由两个缓冲层和像三明治一样挤压在所述缓冲层之间的一个势垒层组成,其中顶层是缓冲层。这可引起在势垒层上方的顶部缓冲层中形成二维空穴气(2DHG),从而导致晶体管相比上文所述的双层结构具有反转的极性。

[0046] 一般来讲,III-V氮化物半导体材料的极性极大地影响着基于这些半导体的晶体管的性能。纤维锌矿GaN材料的质量可因其极性而异,因为包含杂质和形成缺陷都与生长机制相关,生长机制又取决于表面极性。2DEG/2DHG的出现以及基于氮化物的材料的异质结结构的光学特性受到由自发极化和压电极化导致的内部场效应影响。所有III-V氮化物材料的装置都在极性{0001}表面上制作。因此,它们的特性取决于GaN层是表现出Ga面正极性还是N面负极性。换言之,由于纤维锌矿GaN材料的极性,任何GaN层都具有两个拥有不同极性的表面,即,Ga极性表面和N极性表面。Ga极性表面在本文中被定义为终止于Ga原子层的表面,每个所述Ga原子具有一个与该表面垂直的未占用键。每个表面Ga原子在远离该表面的方向上键合到三个N原子。相比之下,N极性表面被定义为终止于N原子层的表面,每个所述N原子具有一个与该表面垂直的未占用键。每个表面N原子也在远离该表面的方向上键合到三个Ga原子。因此,N面极性结构具有与Ga面极性结构相反的极性。

[0047] 如上文对双层异质结结构的描述,势垒层始终放置在缓冲层之上。因此凹陷的层是势垒层,具体地讲,是AlGaN层。因此,由于2DEG用作导电沟道并且该导电沟道被定位得略低于势垒层(在GaN缓冲层的较厚的区域中),因此异质结结构沿{0001}方向生长,或者换言之,具有Ga面极性。然而,如上所述,引起2DEG形成的物理机制是AlGaN/GaN界面处的极化不连续性,这由极化感应的固定界面电荷的形成来反映,所述固定界面电荷吸引游离载荷子以形成二维载荷子气。正是AlGaN/GaN界面处的正极化电荷吸引电子以在略低于该界面的GaN层中形成2DEG。

[0048] 如上所述,界面电荷的极性取决于异质结结构的晶格定向,即,Ga面与N面的极性,以及取决于相应AlGaN/GaN界面在异质结结构中的位置(界面上方或下方)。因此,在本发明实施方案的异质结结构中可存在不同类型的累积载荷子。

[0049] 对于三层异质结结构,有四种可能的配置:

Ga面极性

1) Ga面极性的特征在于在AlGaN势垒层下方的GaN层中形成有2DEG。这实际上与上述的双层配置相同,但是增加了顶部GaN层。在该配置中,AlGaN势垒层和两个GaN缓冲层必须被非故意掺杂或n型掺杂。

2) 在图5a所示的另一种Ga面配置中,为了在该配置中AlGaN势垒层上方的顶部GaN层中形成包含二维空穴气(2DHG)的导电沟道,AlGaN势垒层应被p型掺杂(例如,以Mg或Be为受体),并且GaN缓冲层也应使用Mg或Be进行p型掺杂或进行固有p型掺杂。

N面极性

3) N面极性的特征在于在AlGaN势垒层上方的顶部GaN层中形成有2DEG,如图5b所示。在这种情况下,AlGaN势垒层和两个GaN缓冲层必须被非故意掺杂或n型掺杂。

4) 最后一种配置假设2DHG导电沟道形成在AlGaN势垒层下方的GaN缓冲层中。在这种情况下,顶部GaN层可存在(三层结构)或不存在(双层结构)。AlGaN势垒层必须被p型掺杂(例

如,以Mg或Be为受体),并且底部GaN层也应使用Mg或Be进行p型掺杂或进行固有p型掺杂。

[0050] 因此,基于上述配置,有四个异质结三层结构被注入在本发明实施方案的晶体管中:

A. 在AlGaIn势垒层下方的GaN缓冲层中形成有2DEG的Ga面GaIn/AlGaIn/GaN异质结构。在这种情况下,顶部GaN层可省去以获得双层结构。对于三层结构,顶部GaN层必须在开栅区中凹陷至1-9nm的厚度,或者以该低厚度生长,具有低于0.2nm的粗糙度,并且AlGaIn势垒的厚度可在生长期间正确调节。

B. 在AlGaIn势垒层上方的顶部GaN层中形成有2DHG导电沟道的Ga面GaIn/AlGaIn/GaN异质结构。顶部GaN层必须在开栅区中凹陷至5-9nm的厚度,具有低于0.2nm的粗糙度,并且AlGaIn势垒层的厚度可正确调节。必须调节GaN层和AlGaIn势垒层的p型掺杂浓度;必须接触2DHG(在理想情况下,由欧姆触点来接触)。

C. 在AlGaIn势垒层上方的顶部GaN层中具有2DEG的N面GaIn/AlGaIn/GaN异质结构。顶部GaN层必须在开栅区中凹陷至5-9nm的厚度,具有低于0.2nm的粗糙度。AlGaIn势垒的厚度可在生长期间调节。必须调节GaN缓冲层和AlGaIn势垒层的n型掺杂水平;必须接触2DEG(在理想情况下,由欧姆触点来接触)。

[0051] 在AlGaIn势垒层下方的GaN缓冲层中形成有2DHG的N面GaIn/AlGaIn/GaN异质结构。在这种情况下,顶部GaN层可省去以获得双层结构。在双层配置和三层配置中,顶部GaN层都必须在开栅区中凹陷至1-9nm的厚度,具有低于0.2nm的粗糙度,并且AlGaIn势垒的厚度可正确调节。

[0052] 在上述所有结构中,为了获得更好的限制(对于N面结构而言),电介质层在顶部的沉积可能是有益的或者甚至必需的。如图5c所示,对于上述“C”结构,可能甚至更有益的是,包含在2DEG沟道顶部具有高Al含量以改善限制的超薄(大约1nm)AlN或AlGaIn势垒层。

[0053] 本发明实施方案的优选的结构是结构“B”和“C”。在结构“B”中,2DHG导电沟道形成在相比AlGaIn层具有更高化学稳定性(尤其是对于表面氧化)的顶部GaN层中。对于结构“C”,2DEG导电沟道可较靠近表面。因此,相比具有Ga面极性的2DEG结构,电子迁移率可能较低。一般来讲,异质结构的极性可通过对衬底的选择(例如,C面SiC)或者通过生长条件来调节。

[0054] 为了解决一个实施方案中的生物识别认证传感器的响应时间相对慢的问题,生成射频(RF)矩形正弦脉冲的AC电极(20)连接到PC-HEMT,如图1a-1b所示。它被定义为“RF发生器”,因为它发出在通过用户身体的信号线上的100MHz至100GHz范围内的特定频率脉冲,使用微控制器在AC脉冲和PC-HEMT传感之间切换。RF发生器的接地和PC-HEMT的接地连接在一起。

[0055] 在适当的频率下,RF电磁能量可以耦合到人体中。然后将来自用户身体的心肺信号与来自发生器的RF信号组合。发送到用户身体的这些RF脉冲可以被血液通道或其他器官和组织在内部“修改”并反射回PC-HEMT传感器。换句话说,AC脉冲信号可以通过身体的电场以及将产生非常独特的用户“指纹”的各种器官和组织来调制。由于身体与RF辐射的相互作用在每个用户的独特介电特性方面具有独特的特征,因此射入身体的RF可以在一秒钟内即时识别独特的身体/RF耦合特征并使用具有极高分辨率和高信噪比的心肺信号将其表达出来。用户还可以使用手指或手进行认证,这表明,这种方法明显优于每次需要使用同一只手的同一个手指的现有生物识别技术。使用电容式传感器的现有生物识别技术还存在湿手指

或干裂手指(对于游泳者)或其他环境因素(例如寒冷或炎热的天气)的问题,本发明实施方案的传感器能够克服这些问题。

[0056] 在本申请的另一个方面,图6a示出了根据本申请的PC-HEMT的另一种配置的横截面视图,其中射频发生器(20)连接到PC-HEMT,该PC-HEMT包括:

- 由III-V单晶或多晶半导体材料构成的多层异质结结构,所述结构包括至少一个缓冲层(11)和一个顶部势垒层(12),所述层交替堆叠,并且所述结构沉积在衬底层(10)上;

- 包含二维电子气(2DEG)或二维空穴气(2DHG)的导电沟道(13),其形成在所述缓冲层(11)与所述势垒层(12)之间的界面处并在所述晶体管中源极触点与漏极触点(15)之间提供电子或空穴电流;

- 连接到所述2DEG或2DHG导电沟道(13)并且连接到用于将所述晶体管连接到电子电路的电金属化层(14)的源极触点和漏极触点(15);

- 在所述源极触点和漏极触点(15)之间沉积在势垒层(12)之上的电介质层(16);以及

- 在所述源极触点和所述漏极触点(15)之间放置在所述电介质层上且电连接到与任何单个身体点的导线触点的金属栅极电极(17)。

[0057] 在上述配置中,势垒层(12)(即AlGaIn层)不凹陷,并且在非凹陷的势垒层上沉积有厚度为1-10nm的电介质层(16),然后金属栅极电极(17)放置在它之上。由此,金属栅极电极(17)形成用于使AlGaIn凹陷到伪导电点的硬掩模,然后对开口凹陷区域呈现阴影选通效应。这样,在AlGaIn/电介质/金属界面处的电荷俘获不再影响凹陷的敏感AlGaIn区域,因而能显著降低从金属栅极到2DEG沟道的漏电。

[0058] 图6b示出了根据本申请一个实施方案的PC-HEMT的又一配置的横截面视图,该PC-HEMT包括:

- 由III-V单晶或多晶半导体材料构成的多层异质结结构,所述结构包括至少一个缓冲层(11)和至少一个势垒层(12),所述层交替堆叠,并且所述结构沉积在衬底层(10)上;

- 包含二维电子气(2DEG)或二维空穴气(2DHG)的导电沟道(13),其形成在所述缓冲层(11)与所述势垒层(12)之间的界面处并在所述晶体管中源极触点与漏极触点(15)之间提供电子或空穴电流;

- 连接到所述2DEG或2DHG导电沟道(13)并且连接到用于将所述晶体管连接到电子电路的电金属化层(14)的源极触点和漏极触点(15);

- 在所述源极触点和所述漏极触点(15)之间放置在所述势垒层(12)上且电连接到与任何单个身体点的导线触点的机械悬挂的金属栅极电极(17);

其中:

- (i)在所述源极触点和所述漏极触点(15)之间的所述势垒层(12)的厚度(d)为大约5-9nm,对应于晶体管的常开工作模式与常闭工作模式之间的伪传导电流范围;

- (ii)所述势垒层(12)的表面的粗糙度为大约0.2nm或更少;并且

- (iii)所述金属电极(17)不与下方的所述势垒层(12)物理接触。

[0059] 在上述配置中,晶体管的金属栅极被实现为直接位于凹陷势垒层上方约10-100nm处的机械悬挂栅极结构。该配置防止通常在金属栅极/势垒层界面处发生的漏电。悬挂的金属栅极电极(17)可以通过附加的光耦合电极或使用交流供电的 V_{DS} 和 V_{GS} 从寄生电荷放电。

[0060] 图6c示出了根据本申请一个实施方案的PC-HEMT的略微不同的配置的横截面视

图,其中机械悬挂的栅极电极经由与源极电极的连接而被放电。该晶体管包括:

■由III-V单晶或多晶半导体材料构成的多层异质结结构,所述结构包括至少一个缓冲层(11)和至少一个势垒层(12),所述层交替堆叠,并且所述结构沉积在衬底层(10)上;

■包含二维电子气(2DEG)或二维空穴气(2DHG)的导电沟道(13),其形成在所述缓冲层(11)与所述势垒层(12)之间的界面处并在所述晶体管中源极触点与漏极触点(15)之间提供电子或空穴电流;

■连接到所述2DEG或2DHG导电沟道(13)并且连接到用于将所述晶体管连接到电子电路的电金属化层(14)的源极触点和漏极触点(15);

■在所述源极触点和所述漏极触点(15)之间放置在所述势垒层(12)上且电连接到与任何单个身体点的导线触点的机械悬挂的金属栅极电极(17);

其中:

(i)在所述源极触点和所述漏极触点(15)之间的所述势垒层(12)的厚度(d)为大约5-9nm,对应于晶体管的常开工作模式与常闭工作模式之间的伪传导电流范围;

(ii)所述势垒层(12)的表面的粗糙度为大约0.2nm或更少;并且

(iii)所述金属电极(17)不与下方的所述势垒层(12)物理接触。

[0061] 在上述配置中,栅极电极通过与源极电极的连接进行放电。该连接可以是高欧姆的,并且可以通过电容器(18)建立,以防止强信号衰减。另外,悬挂栅极与源极触点的连接可允许通过 V_{DS} 对传感器增益进行微调。

[0062] 任何上述配置中的源极和漏极接触(15)可以是欧姆触点,也可以是非欧姆触点。例如,图7a示出了根据图1a所示实施方案的PC-HEMT的横截面视图,但其具有非欧姆源极和漏极触点。在图1a-1b和图6a-6c所示的任何配置中,欧姆源极和漏极触点(15)可以用电容耦合的非欧姆触点代替,得到与非凹陷结构中的放置在电介质层上方的金属栅极电极或者放置在凹陷的势垒层上方的悬挂金属栅极类似的配置。

[0063] “电容耦合”被定义为通过由电路/节点之间的已有电场感应出的位移电流而在同一电子电路内或在不同电子电路之间的能量传递。通常,欧姆触点是遵循欧姆定律的触点,意味着流过它们的电流与电压成正比。而非欧姆触点不遵循同样的欧姆定律线性关系。换句话说,通过非欧姆触点的电流与电压不成线性比例。相反,它会产生梯度增加的陡峭曲线,因为在这种情况下电阻随着电流增加而增加,导致非欧姆触点上的电压增加。这是因为电子携带更多能量,当它们与导电沟道中的原子碰撞时,它们传递更多能量,产生新的高能振动状态,从而增加电阻和温度。

[0064] 当电金属化层放置在单晶或多晶半导体材料上方时,发生金属和半导体之间的“肖特基接触”或“肖特基势垒接触”。该接触的能量由肖特基-莫特规则涵盖,该规则预测金属和半导体之间的能垒与金属-真空功函数和半导体-真空电子亲和势之差成比例。然而,这是理想的理论行为,而实际上金属和半导体之间的大多数界面仅在某种程度上遵循该规则。由金属突变的半导体晶体的边界在其带隙内产生新的电子态。这些由金属感应出的新电子态及其占用将带隙的中心推向费米能级。由于金属-半导体接触而将带隙中心移到费米能级的这种现象被定义为“费米能级钉扎”,对于每个半导体来说各不相同。如果费米能级在能量上远离能带边缘,则优选形成肖特基接触。然而,如果费米能级接近能带边缘,则优选形成欧姆接触。肖特基势垒接触是整流非欧姆接触,其实际上几乎独立于半导体或金

属功函数。

[0065] 因此,非欧姆接触允许电流仅在一个方向上流动,其具有看起来与二极管类似的非线性电流-电压曲线。相反,欧姆接触允许电流在两个方向上大致相等地在正常器件工作范围内流动,其具有与电阻器接近的近似线性电流-电压关系(因此是“欧姆的”)。

[0066] 如果源极触点和漏极触点是欧姆(电容耦合)的,那么为了电接触比金属化层低大约5-20nm的2DEG沟道,会使用AC频率机制。通常在高于30kHz的频率下感应出非欧姆金属触点与2DEG沟道的电容耦合。在此情况下,无法执行DC读出,而是会对流过导电2DEG/2DHG沟道的电流执行AC读出或阻抗测量。

[0067] 图7a示出了当借由通过肖特基势垒接触与电金属化层电耦合来实现晶体管与2DEG沟道的电连接时的情况。只有当高于30kHz的足够高的AC频率施加到金属化层时,才能实现这种耦合。电容耦合到2DEG沟道的电金属化层利用了已知的由位移电流引起的能量传递现象。如上所述,由电金属化层和导电2DEG通道之间的通过肖特基接触以AC频率模式操作的已有电场感应出这些位移电流。

[0068] 现在参考图7b,其示意性地示出了具有高度掺杂的源极和漏极区域的根据本申请一个实施方案的PC-HEMT的横截面视图。在这种情况下,源极和漏极区域的强掺杂可能导致带边不匹配。然而,如果半导体被足够强地掺杂,则它将形成低到足以传导电子以具有高隧穿概率的势垒,从而通过导电2DEG沟道传导电流。

[0069] 通过与2DEG沟道重叠的高掺杂半导体区域(19),实现了图7b中所示的与2DEG沟道的电连接,其具有非常低的电阻。诸如硼(B⁺)、磷(P⁺)或砷(As⁺)的掺杂离子通常由气源产生,因此源的纯度可以非常高。当注入半导体中时,每个掺杂剂原子在退火后于半导体材料中产生电荷载流子。p型掺杂剂产生空穴,n型掺杂剂产生电子,改变其附近的半导体的导电性。As⁺可用于n型掺杂,而B⁺和P⁺离子可用于p型掺杂。例如,如果是AlGaIn/GaN结构,硅结构的源极和漏极区域重掺杂有B⁺或P⁺,以产生与2DEG沟道的电连接。在这种情况下,硅层在彼此之间具有非常低的电结电阻,为了在2DEG沟道中感应出电流,将金属化层放置在源极和漏极区域的顶部并连接到电路。

[0070] 在本发明的另一方面,图8a示出了包括以下部件的微电子传感器:

■ 根据一个实施方案的PC-HEMT,或其阵列(100),所述PC-HEMT或其阵列印制在柔性印刷电路板(PCB)(108)上,其中每个所述晶体管经由电金属化层(14)连接到印制在所述PCB(108)上的其专用的电接触线(103);

■ 放置在所述PC-HEMT或其阵列(100)上并且电连接到与任何单个身体点的导线触点的一个共用金属栅极电极(110);

■ 经由电子电路(102)连接到所述电接触线(103)以向所述晶体管供应电流的电压源(104);

■ 集成或CMOS电流放大器(105),其连接到所述电压源(104)以放大从所述晶体管获得的电流;

■ 模数转换器(ADC),其具有连接到所述电流放大器(105)以将转换的信号输出到用户接口的内置数字输入/输出卡(106);

■ 用于将传感器连接到用户接口的连接模块(107);以及

■ 射频发生器(20),其连接到所述PC-HEMT或其阵列(100),用于发射毫秒脉冲以对用

户的身体进行采样。

[0071] 如上所述,连接到PC-HEMT并发射毫秒脉冲以对身体进行采样的RF发生器(20)允许AC信号被身体调制并在一秒种内检测用户的特定光谱指纹。同一性几乎100%。传感器的所有上述部件可以是外部的或内置在晶体管中。如上所述,该传感器的每个PC-HEMT被装配在包括6英寸硅晶片、GaN缓冲层和超薄生长的AlGaIn势垒层的基板上。该特定晶体管中使用的AlGaIn/GaN异质结参数被优化以获得如下的超薄AlGaIn势垒层:势垒层之上的3.5nm SiN帽层、6nm $\text{Al}_{0.25}\text{Ga}_{0.75}\text{N}$ 以及沉积在Si晶圆衬底上的2 μm GaN缓冲层。使用该传感器进一步例证的所有测量都在所制作的样本上开展,在基于离子注入的2DEG图案化步骤之后不进行任何额外的表面处理。传感器的PC-HEMT元件可以放置在填充有100%惰性气体且没有任何湿气的包装内。

[0072] 所制作的传感器粘在柔性纤维塑料PCB(108)上,并且其丝焊连接器用基于环氧树脂的顶部包封(109)来保护。电压源(104)可为任何合适且可商购的锂离子型电池或具有AC-DC或DC-DC转换器的任何能量采集器。ADC卡(106)可为任何可(例如)从National Instruments®或LabJack®购买的合适的模数转换器卡。电流放大器(105)可为任何可商购的毫微微安放大器,例如,SRS®SR570、DLPVA-100-F-S、FEMTO®电流放大器DDPCA-300或Texas Instruments®INA826EVM。

[0073] 在一个具体的实施方案中,传感器由电池供电,比如AA电池。连接模块(107)可以是USB、NFC或蓝牙。传感器设置操作有两种可能,包括并联的差压放大器,例如SRS®SR560,或者串联的电流放大器,例如SRS®SR570。SR560设置允许利用分压器电阻R在高输入阻抗模式下工作。SR560相对较高的100 M Ω 的输入电阻有利于在没有重大泄漏的情况下检测非常小的电荷。

[0074] 另一种设置包括电流放大器,该电流放大器通过在高于 10^4 的增益下使用1 M Ω 的小输入电阻以及在低于200的增益下使用仅1 Ω 的输入电阻,直接使用经由PC-HEMT的2DEG沟道流入放大器中的电流来工作。由于电流放大器在这种情况下关闭,因此分压器R的使用不是必需的,除非来自AA元件的1.6V电压过高。因此,该设置直接放大2DEG沟道中的源自外部身体电荷的电流调制。所有读出部件都由电池供电以避免接地回路寄生电流。

[0075] 在另一个实施方案中,图8b中示出的传感器包含不与PC-HEMT或其阵列(100)物理接触的共用悬挂金属栅极电极(110)。在这种情况下,金属栅极电极(110)直接放置在PC-HEMT或其阵列(100)上方10-100nm处。该配置防止了通常在金属栅极/势垒层界面处发生的任何漏电。

[0076] 图9示出了其中机械悬挂的金属栅极电极或放置为与晶体管接触的金属栅极电极通过与源极电极的连接而放电的传感器。该连接可以是高欧姆的并且可以通过电容器建立,以防止强信号衰减。

[0077] 第三种选择是使用同样可在2DEG沟道中感应出电流的光子效应。为了将光激励与导电2DEG沟道中的电子效应相结合,应在硅层中形成光子效应。关于直接的光子效应,众所周知的是,只有在所吸收的光子的能量($E=h\nu$)大到足以使电子能够被激励到价带中时,光才能被吸收。在这种情况下, E 是光子能, h 是普朗克(Planck)常数, ν 是光子频率。该频率通过光的恒定速度结合到光的波长 λ , $c=\lambda\nu$ 。通常,硅在室温下的带隙为1.12.eV,这就意味着,对于大于1240nm的波长(其为近红外范围),硅会变得透明。

[0078] 对于较小的波长(即,较大的光子能),会产生电子/空穴对,从而导致产生光电流。在完全耗尽的固有掺杂硅结构中,这会导致较高的载荷子密度,并且因此导致较高的敏感度。对于这些结构,整个可见光范围内的光都被吸收,从而使得此类装置成为理想的光检测器。允许硅半导体变得对光辐射具有光敏性的机构在文献中已有描述。在直接的光子效应中,它可以通过尺寸、晶体方向和表面终止状态来调整。这些效应源于纳米级2DEG结构中电子的二维量子限制。

[0079] 尽管使用波长较大且光子能低于带隙的光对硅结构进行的辐照不具有足够的能量来将载荷子从块状硅中的价带激励到导带,但在价带与表面状态之间也可产生电子/空穴对,并且仍可形成类施主表面陷阱状态(表面陷阱状态的定义和说明见下文)。电子实际上耗尽在表面处俘获的空穴,并且因此调制栅极电场。光生空穴被栅极电场限制在硅结构的中心,由于带弯曲,它们在此处增大2DEG沟道的导电。空穴使沟道电导率在特定寿命期内增大,直至空穴在表面处被俘获(再次捕捉)。如果这个再俘获寿命期比空穴传导时间长得多,则晶体管的增益可以极大。

[0080] 所有提及的PC-HEMT配置还可以包括电光(EO)晶体材料,如铌酸锂(LiNbO₃)或钽酸锂(LiTaO₃),其在任何单个身体点处与人体皮肤物理接触。换句话说,根据一个实施方案的传感器可以基于与基于伪传导2DEG的结构组合的压电电光晶体换能器(EOC)。与所有其他种类的基板相比,基于EOC压电基板的传感器表现出最高的电能和机械能之间的耦合。另外,这种基板的优点还在于具有高速移位系数和非常高的机电耦合系数 K_2 ,与任何其他压电基板上的常规表面声波(SAW)装置相比,其产生更大的质量灵敏度。如上所述,EOC可以是任何合适的电光晶体材料,例如LiNbO₃,其与用户身体上的单个点进行物理接触。然后用偏振光的激励光束照射EOC。

[0081] 如果是LiNbO₃晶体材料,如上所述,偏振光的波长为约400-600nm。来自光源的调制光照射EOC,然后落在基于2DEG的结构上。如上所述,基于2DEG的结构对入射光是超灵敏的,其在AlGaIn势垒层中产生p-n对,因而强烈地影响2DEG导电性。用光照射基于2DEG的结构将2DEG沟道从常关切换到伪导电或常开状态。一般来说,在PC-HEMT的超灵敏状态下,非常少量的光子就可以将2DEG沟道从常关模式切换到常开模式,从而导致PC-HEMT的强伪导电行为,将晶体管的灵敏度增加了至少三个数量级。因此,通过与使用者的身体接触(或与身体的电荷接触),EOC可以调节其吸光度,从而强烈地影响2DEG接触道中的电流流动,从而解决通过EO晶体传递的激励光的任何最微小的强度变化。

[0082] 由于PC-HEMT记录的血流动力学信号相对较慢,PC-HEMT能够感知和记录身体的所有血流动力学。使用根据实施方案的具有集成EOC的PC-HEMT使得可以将导电2DEG结构与来自人体的任何寄生电荷完全分离。根据激励光波长,可以相应地调整传感器相对于入射光束的位置。例如,如果是具有约700-1500nm的波长范围的IR光,传感器应垂直于光束放置以获得最高灵敏度。EOC的寄生充电可以通过连接到晶体的电极来补偿。另外,PC-HEMT可以与放置在PC-HEMT前面的各种滤光器组合以实现特定的激励波长。

[0083] 在又一个实施方案中,图10示意性地示出了根据一个实施方案的用于材料和结构感测的光电传感装置,其具有包括以下部件的远程读出器:

- 通过欧姆触点连接到电子电路的表面声波(SAW)传感器芯片(120);
- 调制光源(125),例如表面安装器件发光二极管(SMD LED)或UV-VIS-IR激光二极管,

其用于照射传感器芯片上的伪导电2DEG结构(126)的AlGaIn势垒层表面;

■光耦合器开关(124),其用于将实施调制光源(125)与传感器芯片上的所述伪导电2DEG结构(126)耦合;

■连接到所述电子电路以向所述SAW传感器芯片(120)提供电流的电压源(104);

■锁定放大器(119),其连接到所述电压源(104)以放大具有从所述SAW传感器芯片获得的已知载波的信号并增加信噪比;

■具有内置数字输入/输出卡(106)的模数转换器(ADC),其连接到所述锁定放大器(119)以将转换的信号输出到用户接口;以及

■射频发生器(20),其连接到所述SAW传感器芯片(100),用于发射毫秒脉冲以对用户的身体进行采样。

[0084] 因此,使用SAW-EOC配置可以大幅提高传感器对电荷的灵敏度,通过沿晶体表面的基于SAW的电荷传输对EOC进行放电,从而有效地调制来自光的偏振光并用相速度信号控制SAW延迟线效应。光耦合器开关(124)将伪导电的基于2DEG的结构(126)与SAW-EOC耦合,使得发射器(左)IDT电极处的初始SAW致动信号与调制光源(125)以及伪导电的基于2DEG的结构处的 V_{DS} 同步。接收器(右)IDT电极处的信号经由光耦合器(124)耦合回 V_{DS} ,其与初始信号和光源(125)调制进行谐振。由于SAW-EOC通过空间图案化电极与单个身体点物理电流连接,EOC改变其光吸收和调制特性。这强烈影响五个初始信号源(V_{DS} 、发射器IDT、光源、接收器IDT和SAW调制光源)的谐振模式。因此,由于基于光源的相互作用,谐振系统变得非常稳定并且对外部电荷也非常敏感。

[0085] 两项共同未决专利申请U.S.15/157,285(本申请根据其要求优先权)和同一申请人的PCT/IB 2017/051320例示了在病人身体的单个点上记录的不同类型的血流动力学和心肺数据。该数据包括心率变异性(HRV)、呼吸速率动态、中心静脉压(CVP)、左心房压力和右心房压力(LAP和RAP)以及ECG数据。另外,还描述了与心音图相关联并且用PC-HEMT传感器记录的生理S2分裂声音动态数据。

[0086] 在本申请的一个实施方案中,将上述心肺血流动力学数据的组合用于个人生物识别认证,如以下示例中所示。图11a-11o例示了用PC-HEMT传感器记录的五个不同用户的心肺血流动力学数据(心率RAP ID模式)。图12a示出了从上述五个人的数据中提取的单个心搏周期,而图12b示出了在时间和幅度标度上归一化的这些心搏周期。这些实验结果清楚地表明,用根据本申请的一个实施方案的传感器记录的生物识别数据是特定个人的真实“身体器官指纹”,其对于该特定个人是唯一的。有些人可能具有用根据实施方案的PC-HEMT传感器记录的完全不同的生物识别签名,而有些人可能表现出略微相似的生物识别签名,但每个人的生物识别签名绝对不会相同。因此,基于用PC-HEMT传感器记录的个体数据,该高精度个人认证方法可以广泛用于集成有PC-HEMT传感器的各种小装置和设备中。

[0087] 与基于ECG的生物识别认证相比,基于PC-HEMT传感器的生物识别认证方法更精确且更安全。用PC-HEMT记录的生物识别数据包含由于极化波引起的心肌运动的CVP-RAP血流动力学。每个人心脏的形状和动态都是独一无二的,心脏内右心房和左心房的动态的个体差异显著。结合源自心肺布置和交互的S2分裂数据,该独特个人特征比ECG特征至少精确十倍。这背后的现象是S2分裂不会出现在呼吸峰的顶点,但它总是在吸入顶点以最大效应出现。这意味着用PC-HEMT传感器记录的血流动力学数据通过肺/心脏活动的叠加被连续调

制,并且它取决于心脏相对于肺的位置,以及它们的相互作用动力学。ECG数据实际上包含在用PC-HEMT传感器记录的“身体器官指纹”内。

[0088] 在一些实施方案中,本发明的PC-HEMT传感器可以集成在无论与传感器接口有无任何直接皮肤接触的智能手表、智能手机或任何其他可用的个人小装置中,包括但不限于手镯、戒指或耳环。它可以连接到智能手机的将电荷转换到传感器的金属底盘或电容敏感显示元件,。PC-HEMT传感器可以取代智能手机锁内的指纹传感器。内置的PC-HEMT传感器能够感应信号并将其传送到智能手机或直接传送到生物识别验证云。当传感器与身体接触时或者在调用或建立接触而激活时,可以连续地执行生物识别认证。然后将记录的相关生物识别数据传送到生物识别认证云,并且可用于进一步处理。它还可以在汽车领域用于车锁和对驾驶员进行生物活力血流动力学监测(瞌睡、心血管风险、压力等)。

[0089] 在某个方面,根据本申请的可穿戴装置包含集成PC-HEMT传感器,该集成PC-HEMT传感器包括以下部件:

■根据一个实施方案的PC-HEMT或其阵列(100),其中每个所述晶体管连接到其专用电接触线;

■经由电子电路(102)连接到所述电接触线以向所述晶体管供应电流的电池;■集成或CMOS电流放大器,其连接到所述电池以放大从所述晶体管获得的电流;

■模数转换器(ADC),其具有连接到所述电流放大器以将转换的信号无线输出到智能手机或认证云的内置数字输入/输出卡;

■将所述可穿戴装置无线连接到智能手机或者连接到认证云或医疗诊断远程医学云的无线连接模块;

■射频发生器,其连接到所述根据一个实施方案的PC-HEMT或其阵列,用于发射毫秒脉冲形式的射频信号以对用户的身体进行采样。

[0090] 在一个具体的实施方案中,无线连接模块可为短距离蓝牙或NFC模块,在最多20m的范围内提供可穿戴装置与智能手机之间的无线通信。如果该模块是Wi-Fi模块,则连接可在最多200m的范围内建立,GSM模块则允许到医疗诊断远程医学云的全球通信。

[0091] 在一些实施方案中,根据本申请的系统的可穿戴装置可在生物识别认证云内用于便携式长时工作解决方案。由于佩戴者会持续使用该生物识别装置,因此该装置应具有非常小的功耗,从而节省电池以延长使用时间。这是使用非欧姆高电阻触点来将PC-HEMT传感器连接到电子电路的主要原因之一(该传感器的配置见图7)。非欧姆触点通过具有比2DEG沟道的电阻高3-4倍的电阻来实际限制流过2DEG沟道的电流,从而在不牺牲传感器的敏感度和功能性的情况下降低电力消耗。因此,在根据本申请的PC-HEMT传感器的一些实施方案中使用非欧姆触点是允许最大程度降低装置功耗的硬件解决方案。在另一个实施方案中,可使用管理传感器的必要记录时间的软件算法和限制后台数据并仅在需要时切换无线连接的电池省电模式来最大程度地降低装置的功耗。

[0092] 图13示出了基于根据本申请的PC-HEMT传感器的生物识别认证设备的原型。在一个具体实施方案中,一种对用户进行生物识别认证的方法包括以下步骤:

1) 将用户身体上的单个感测点与根据实施方案的微电子传感器接触,或者在调用时或在建立接触时激活所述传感器;

2) 利用所述微电子传感器以毫秒AC脉冲的形式发射射频信号到所述用户的身体中;

3) 与以所述晶体管的源-漏电流(定义为 I_{DS} 动态)形式从所述用户身体接收的在所述用户身体内调制的反射AC信号一起,记录电信号;

4) 将记录的信号传送到智能手机、智能手表、任何其他可用的个人小装置、移动设备、台式计算机、服务器、远程存储设备、互联网存储设备或生物识别认证云以进一步处理;以及

5) 处理传送的信号,将所述 I_{DS} 动态与所述用户的预先校准和存储的生物识别数据进行关联和比较,从而对所述用户进行生物识别认证。

[0093] 虽然本文示出并描述了本申请的某些特征,但对于本领域的普通技术人员而言,许多修改、替代、更改和等效形式将显而易见。因此,应当理解,随附的权利要求意在涵盖属于本申请的真实精神范围内的所有此类修改和更改。

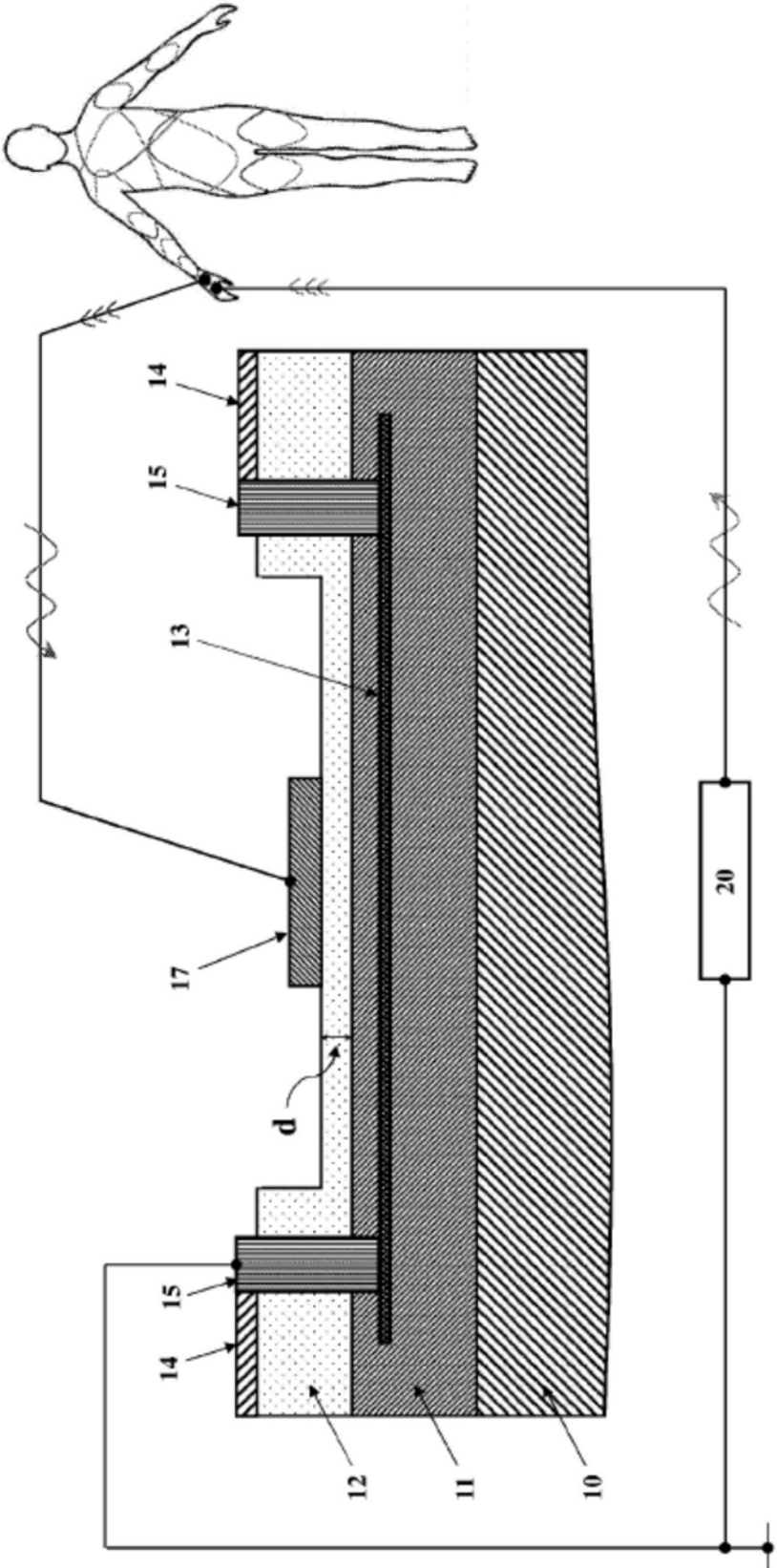


图1a

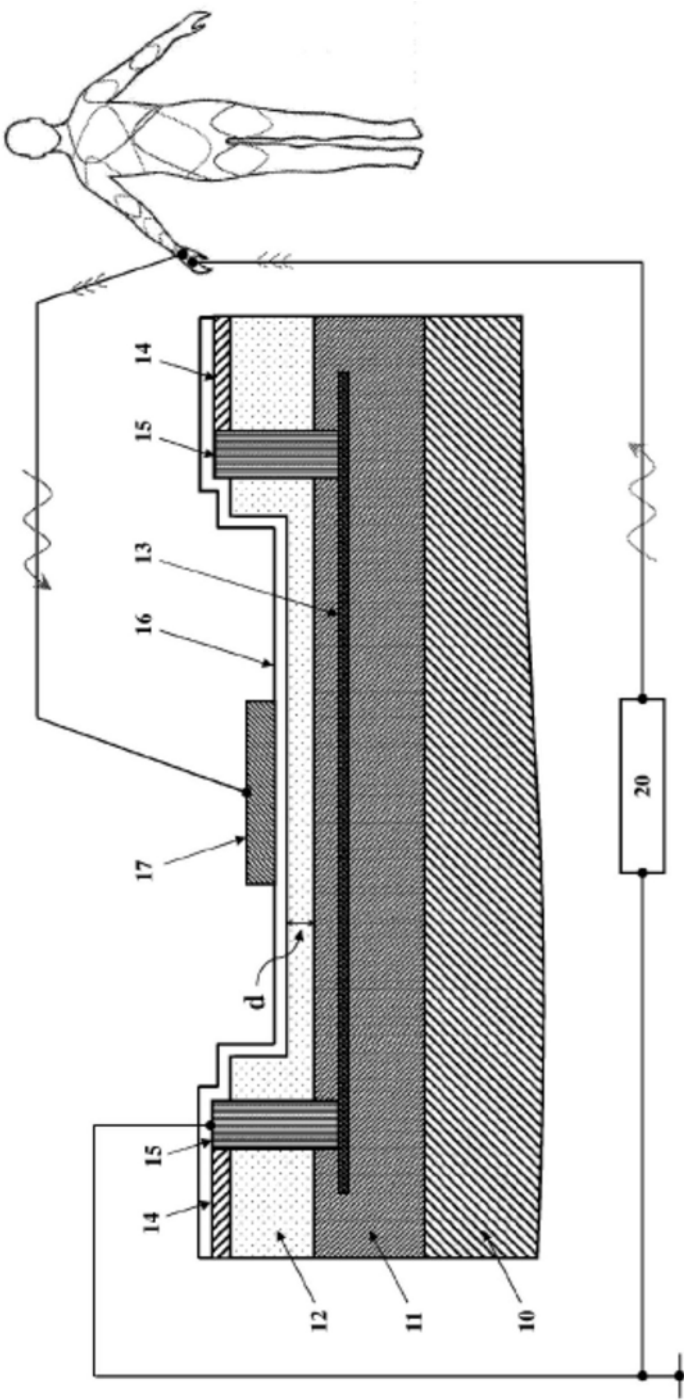


图1b

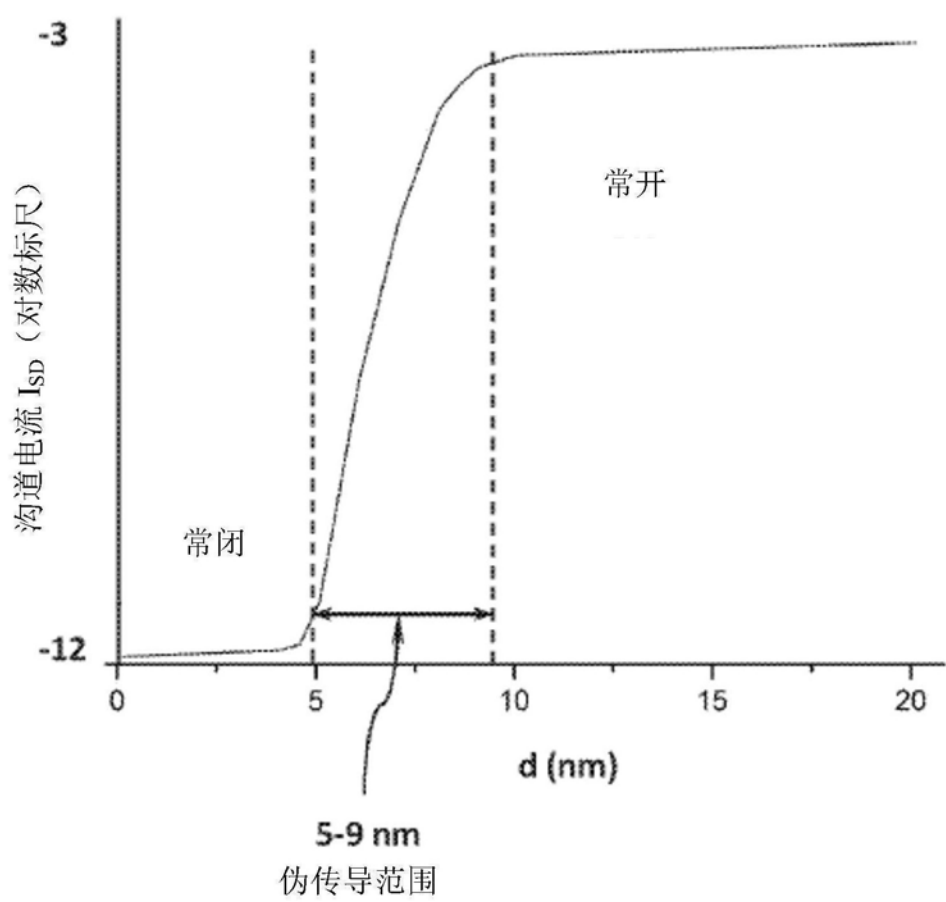


图2

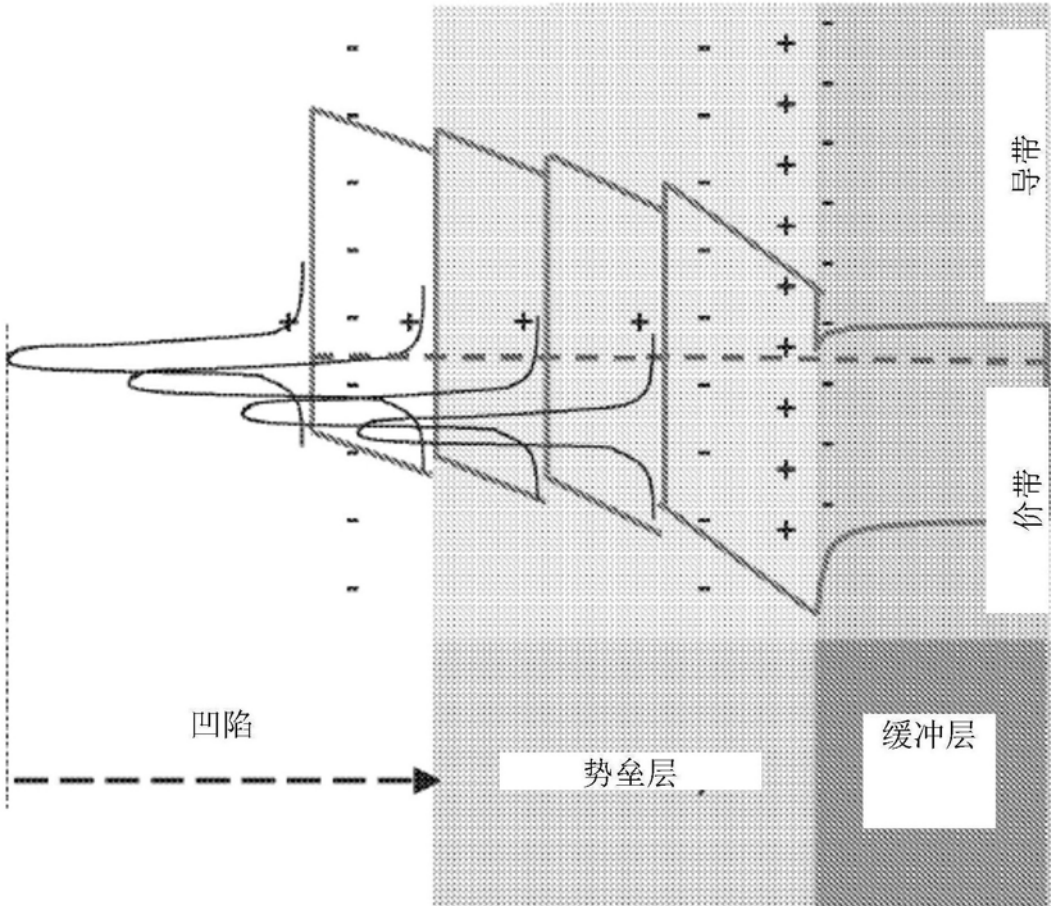


图3

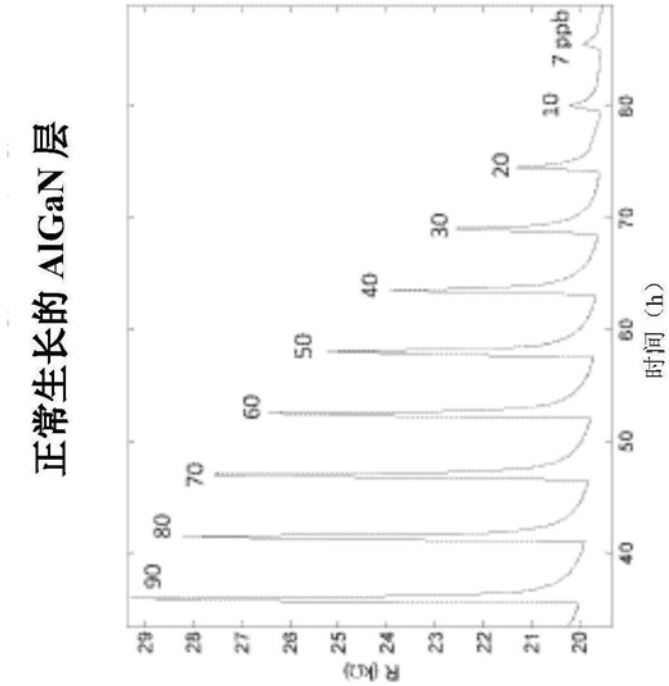


图4a

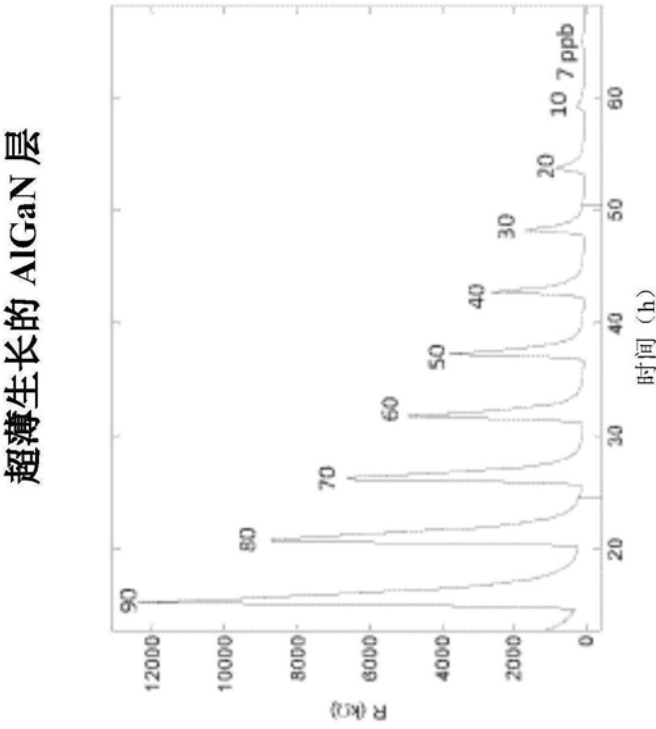


图4b

Ga 面极性

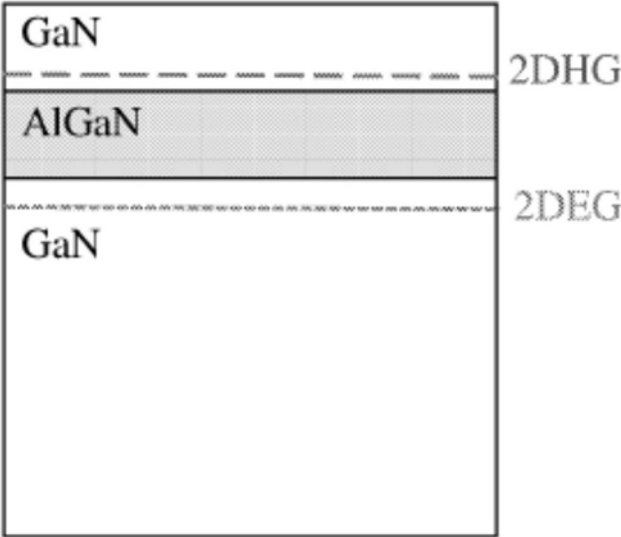


图5a

N 面极性

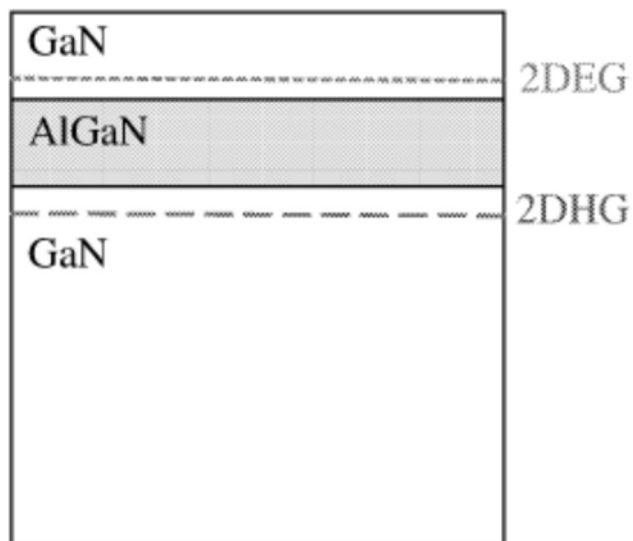


图5b

超薄 AlN 或
富 Al 的 AlGaN

N 面极性

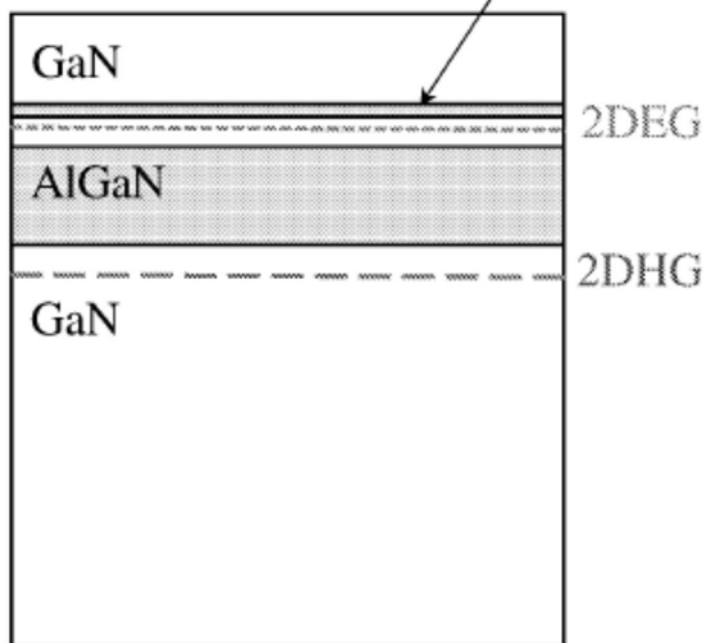


图5c

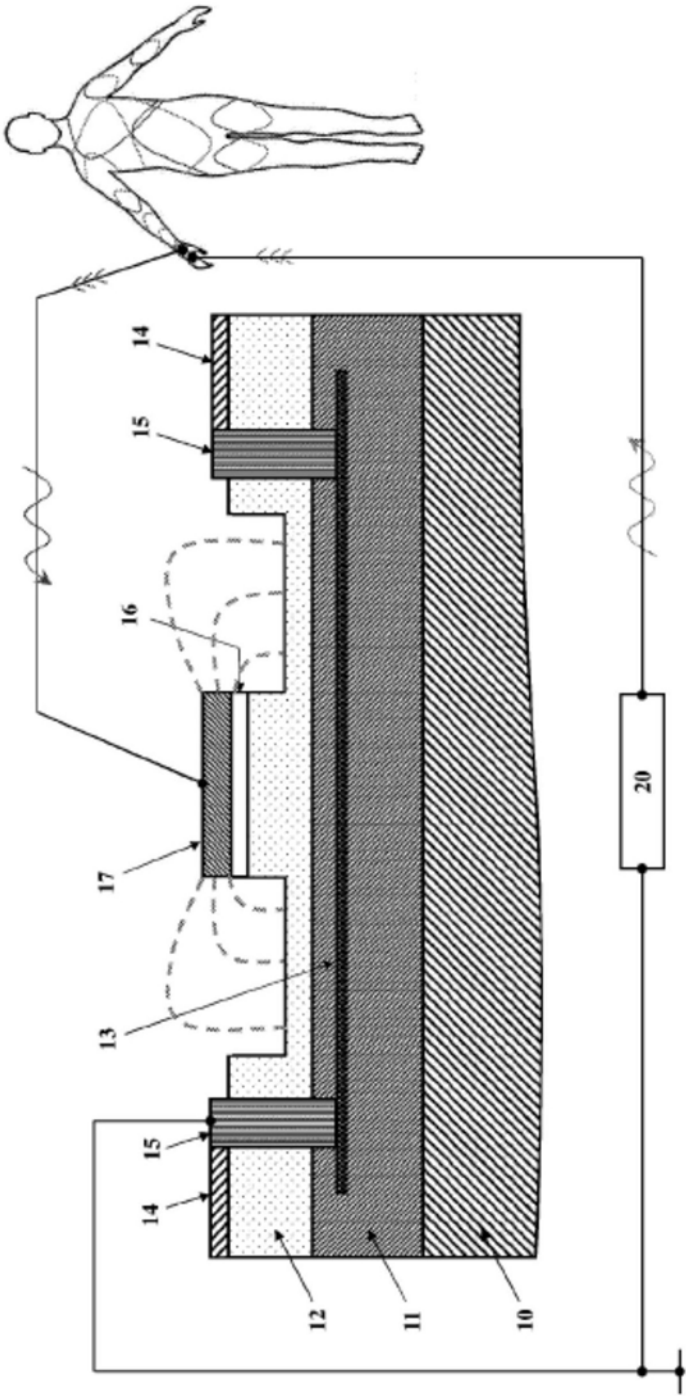


图6a

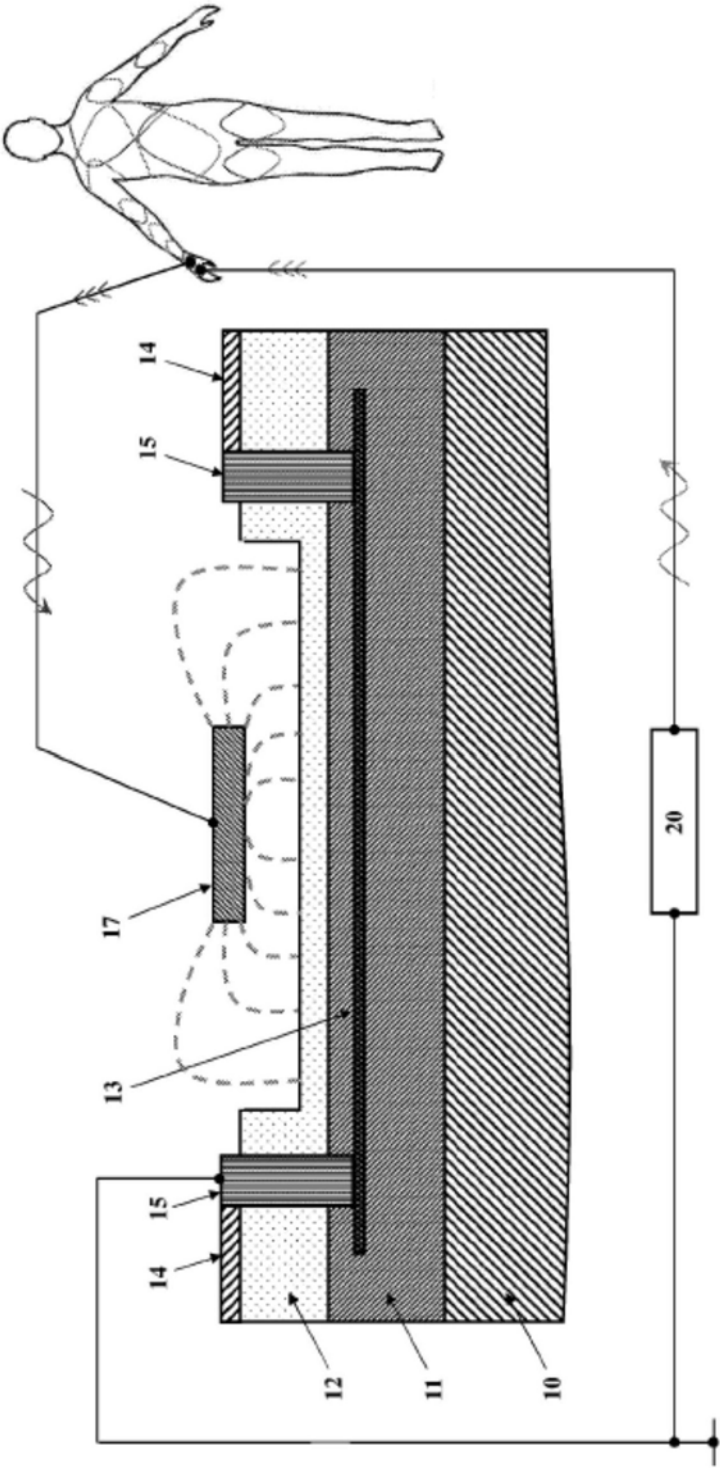


图6b

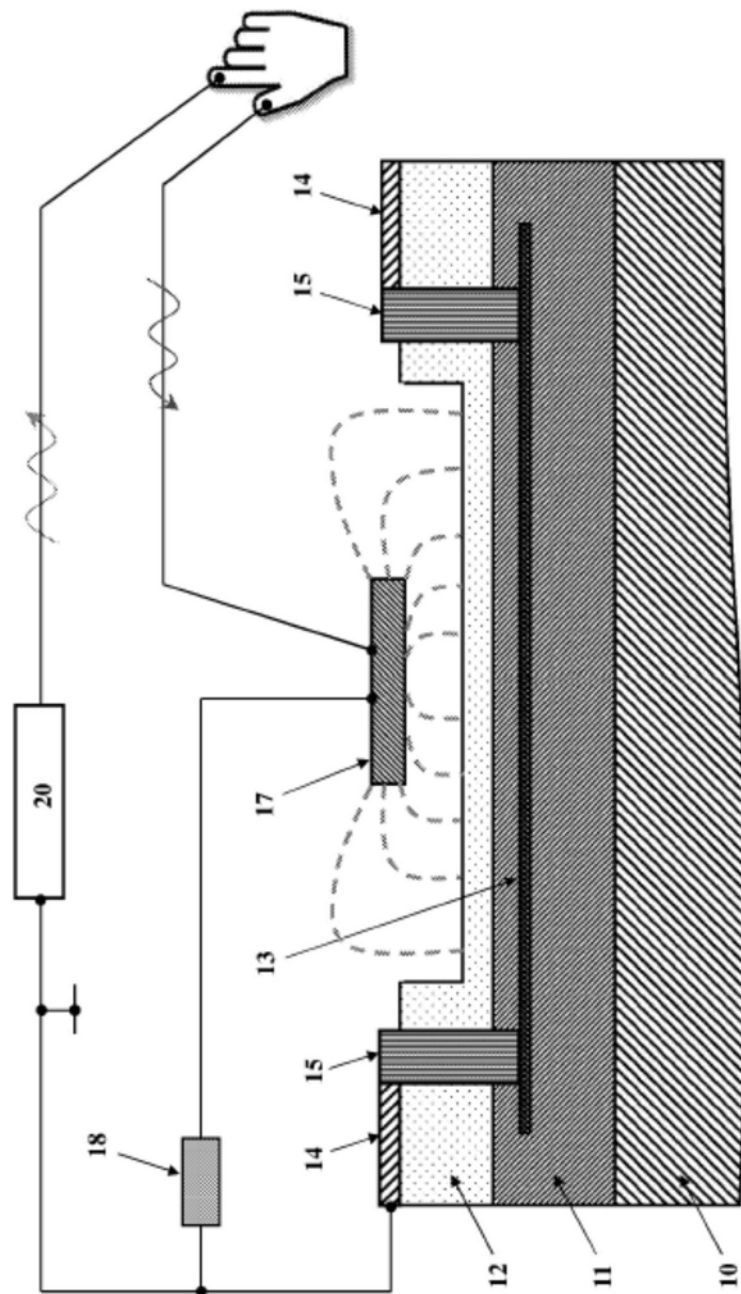


图6c

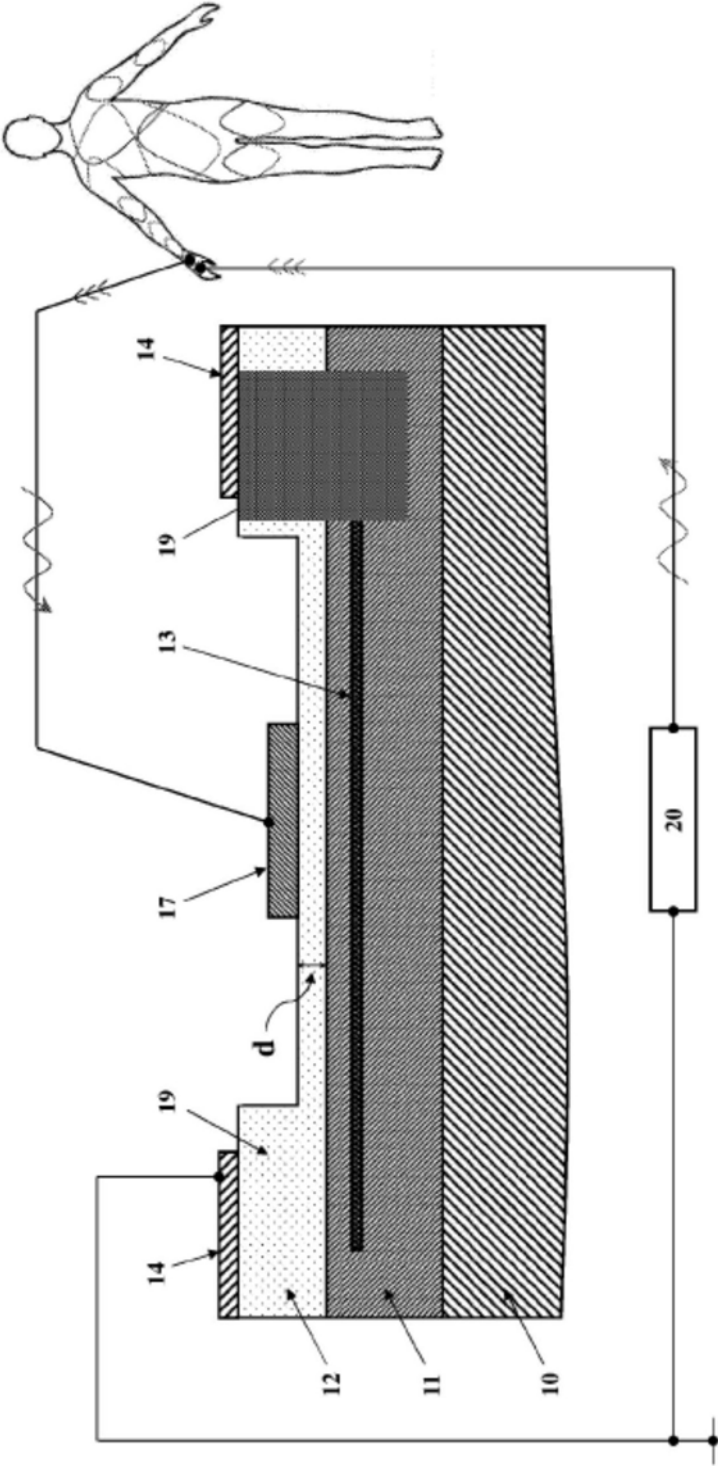


图7b

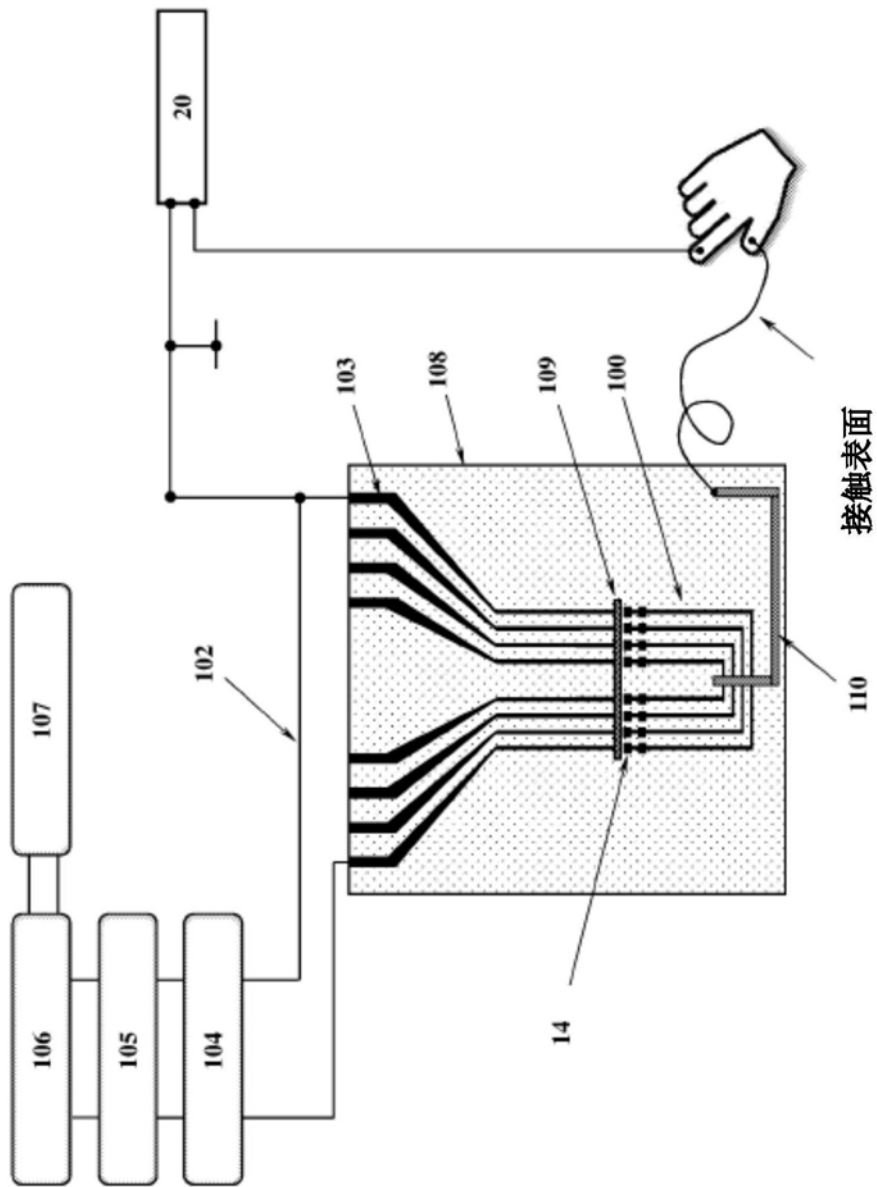


图8a

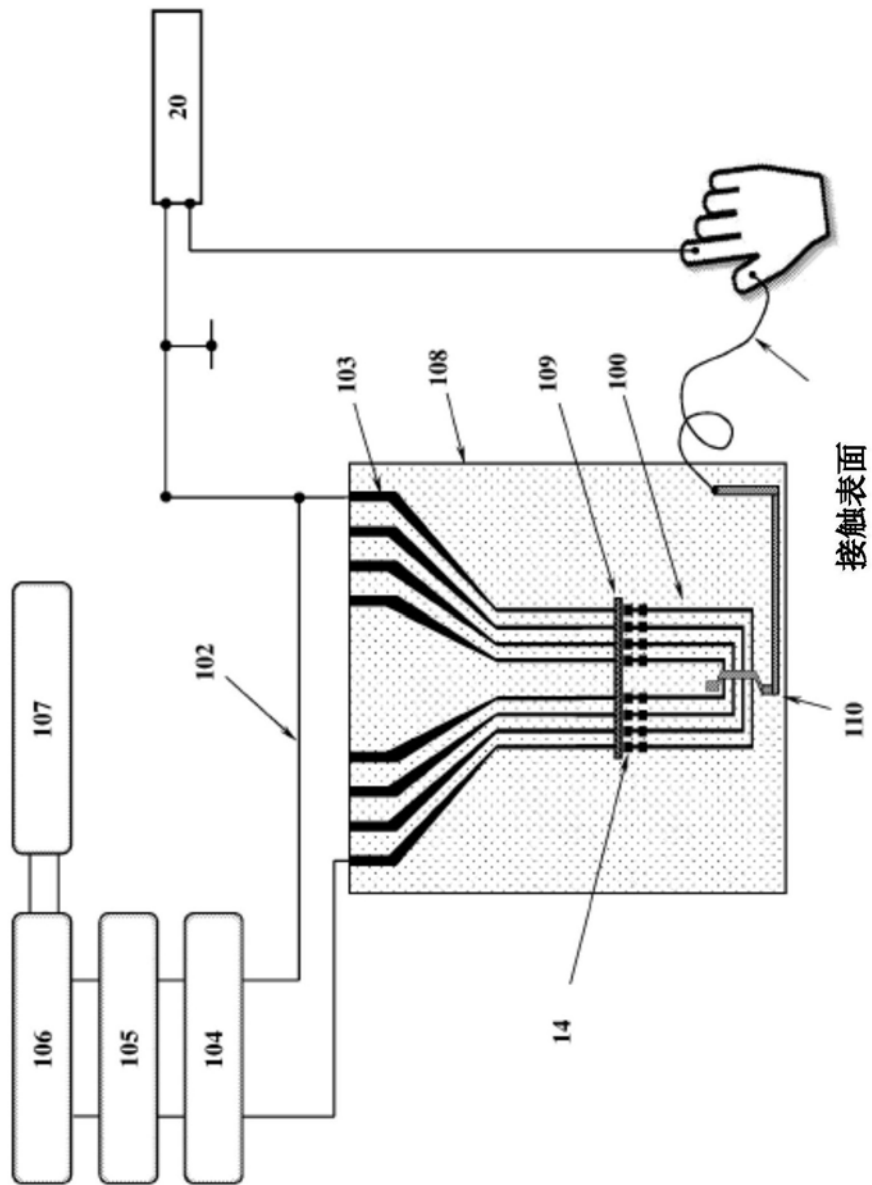


图8b

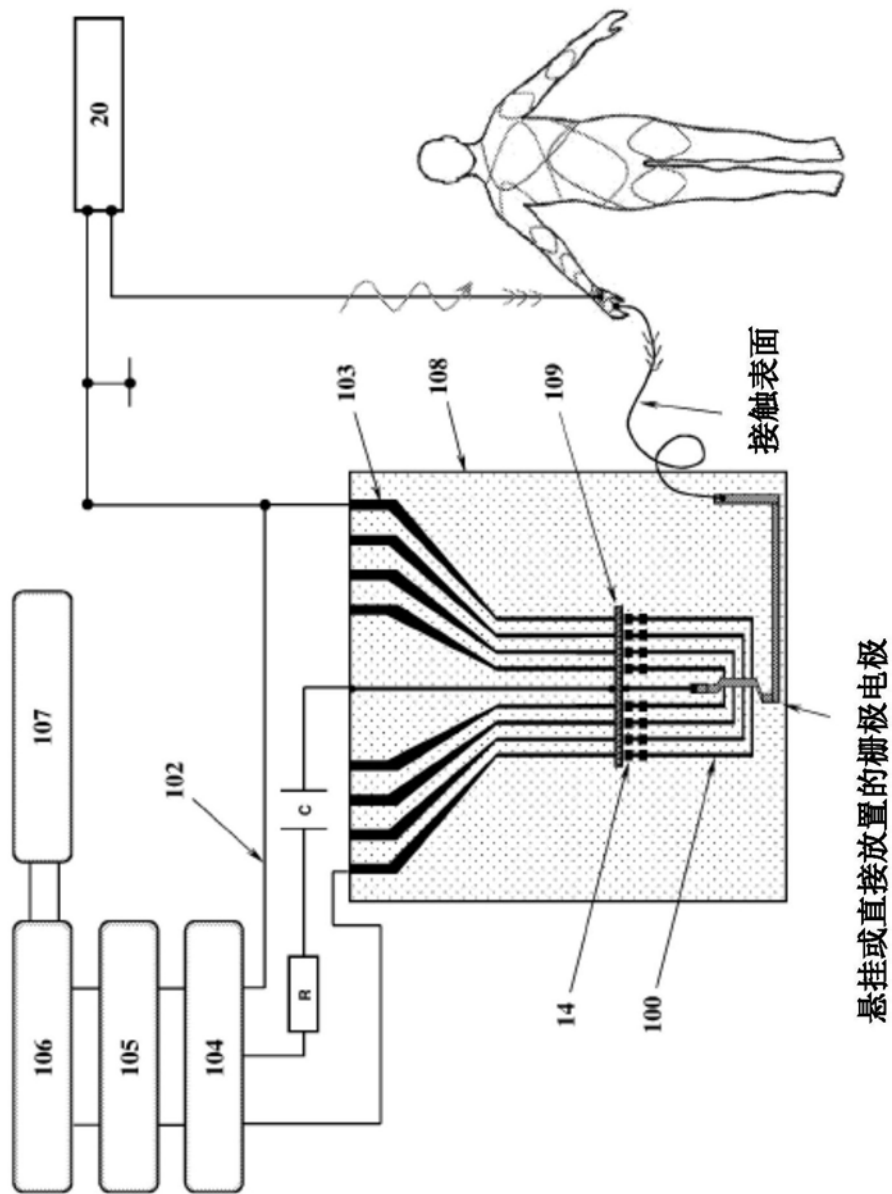


图9

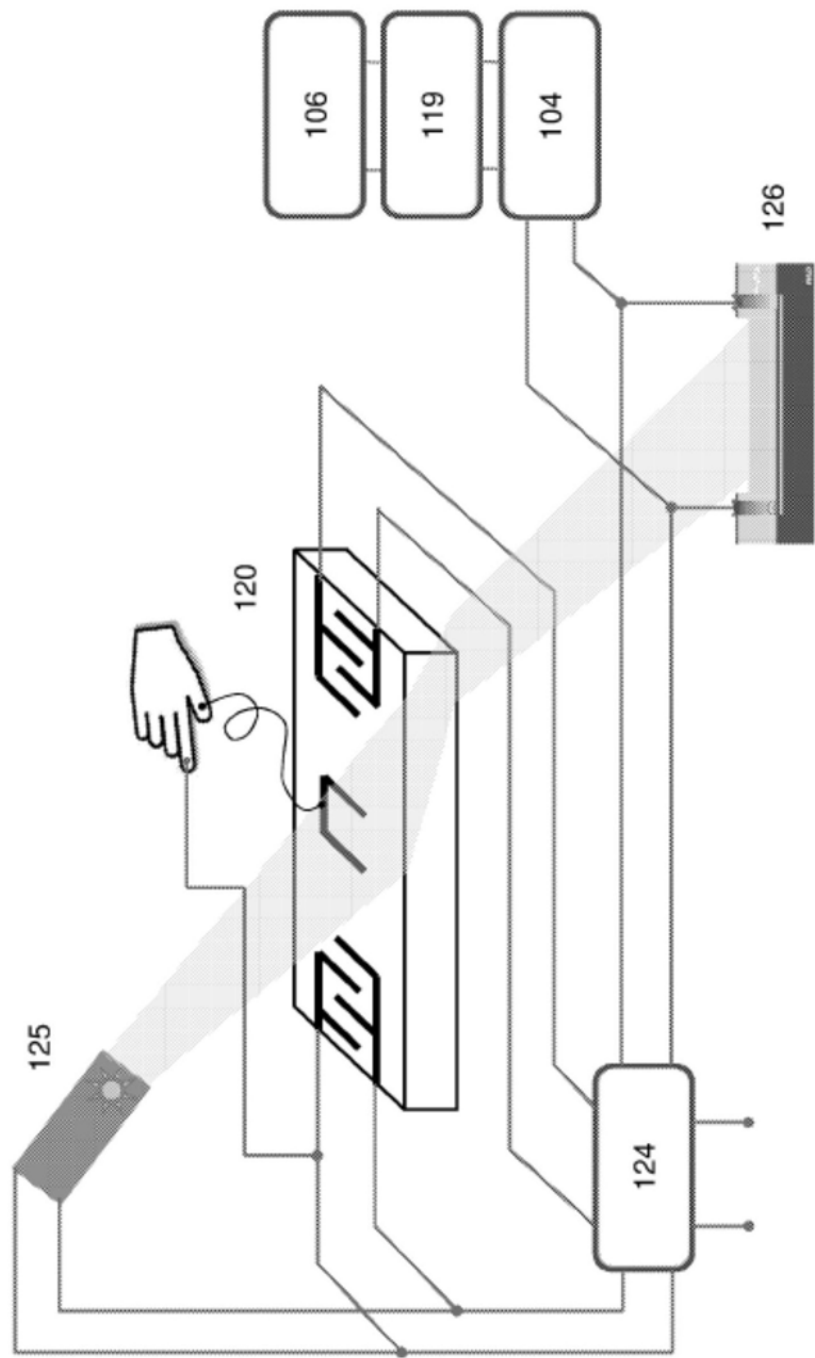


图10

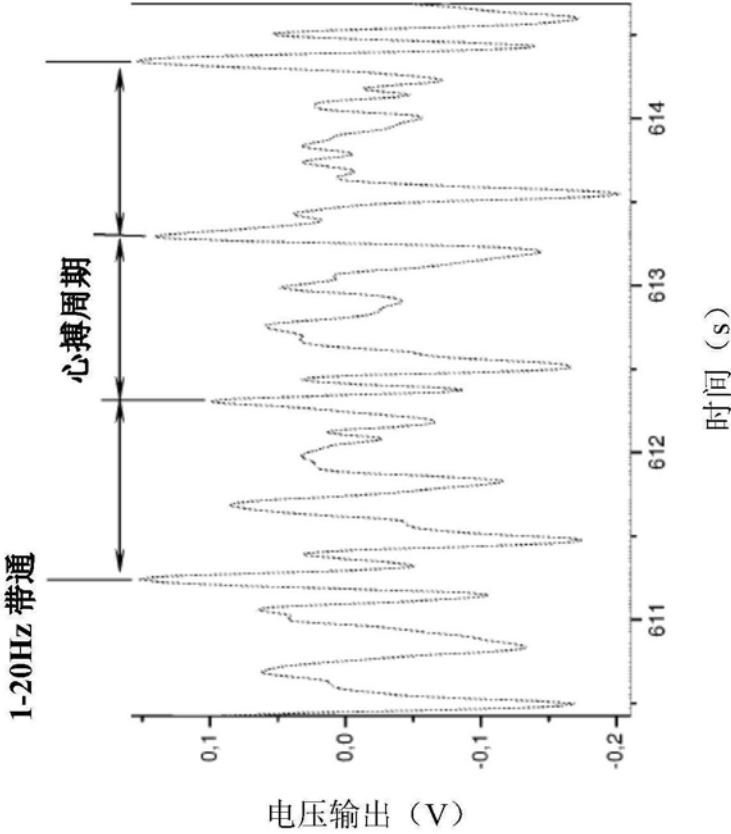


图 11b

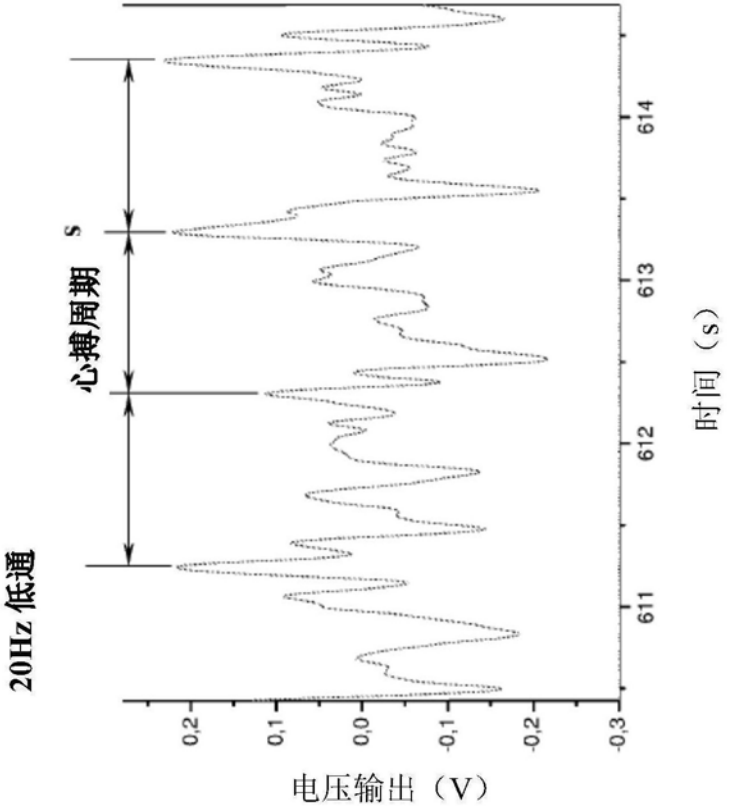


图 11a

用户 1

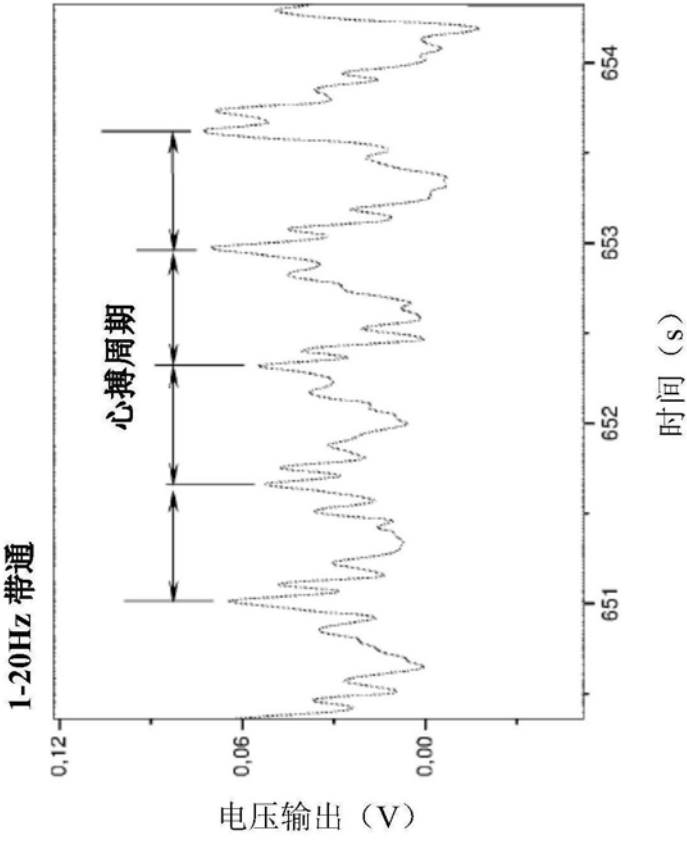


图 11d

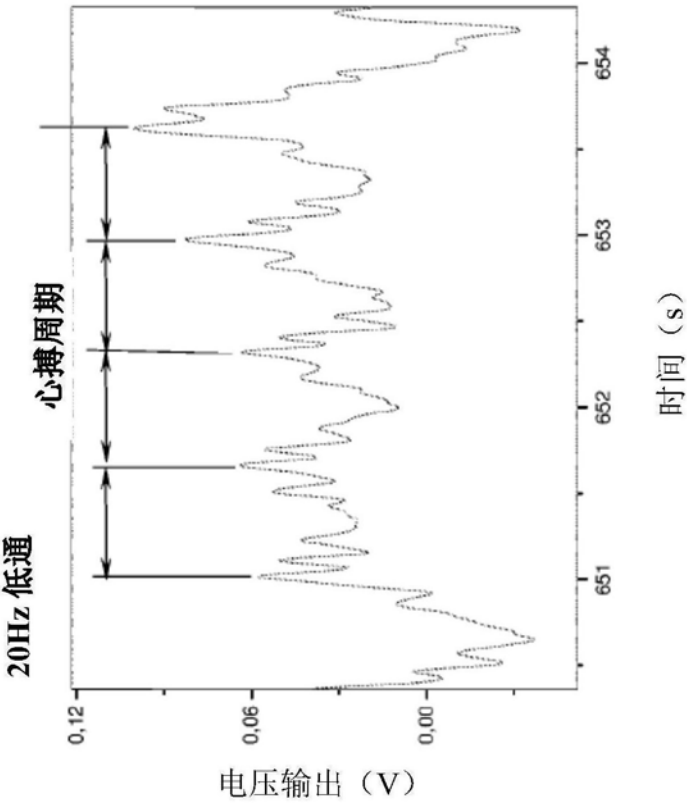


图 11c

用户 2

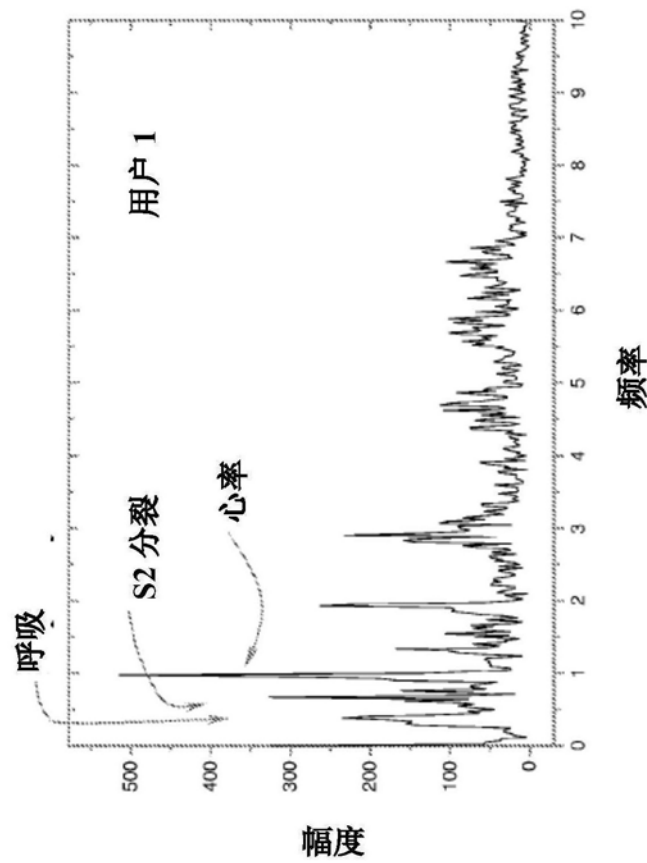


图11e

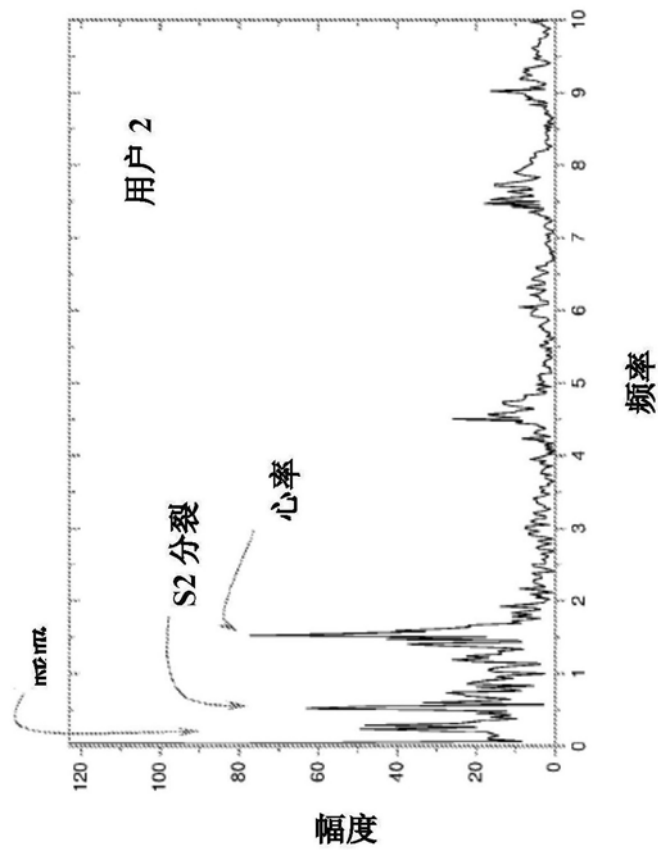


图11f

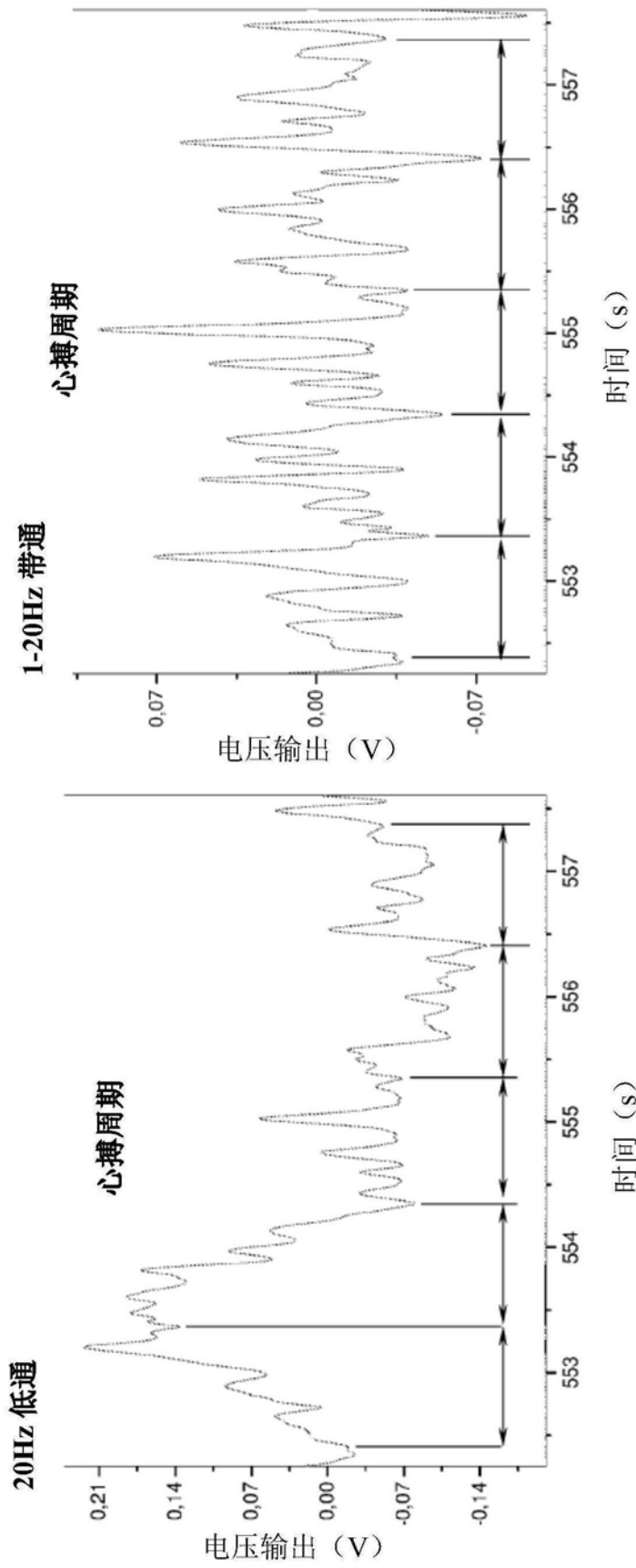


图 11h

用户 3

图 11g

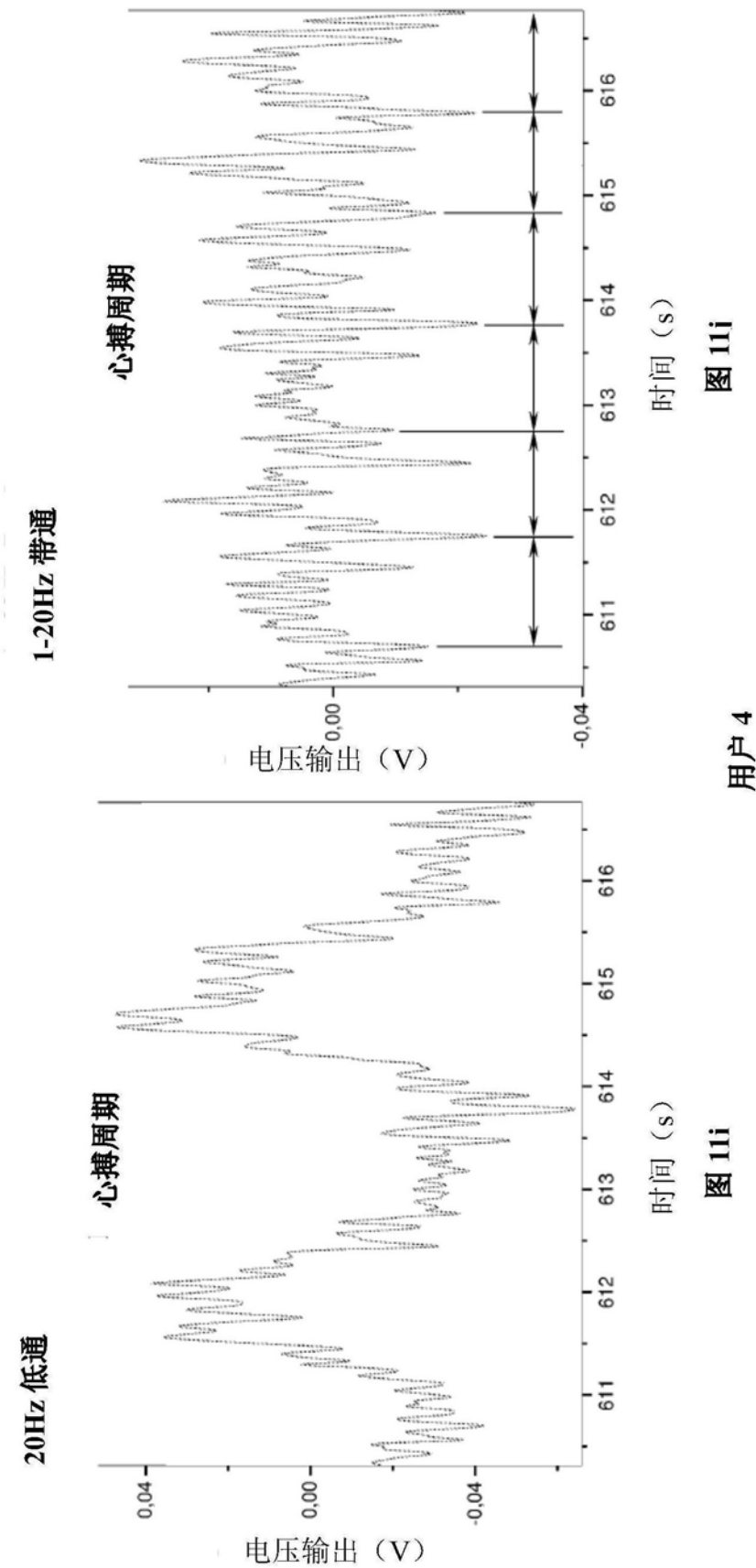


图 11i

图 11j

用户 4

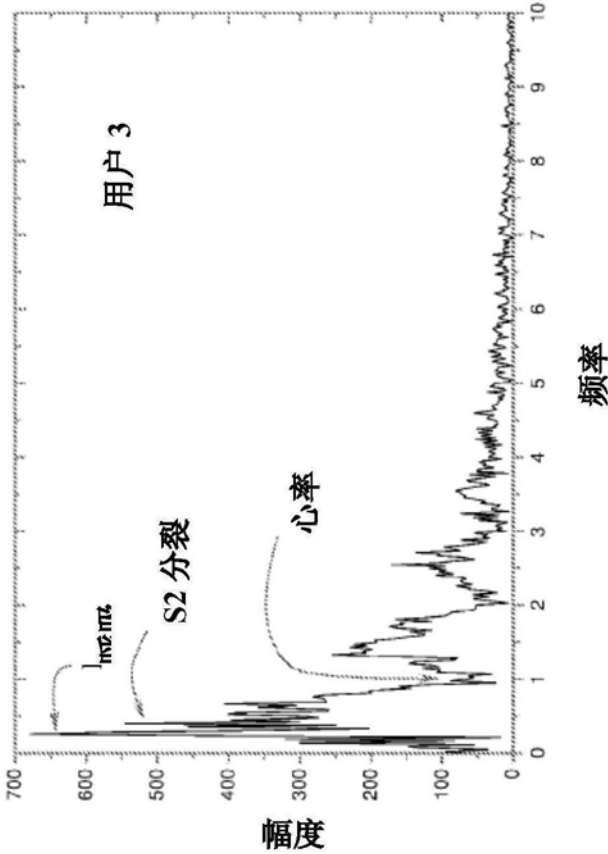


图11k

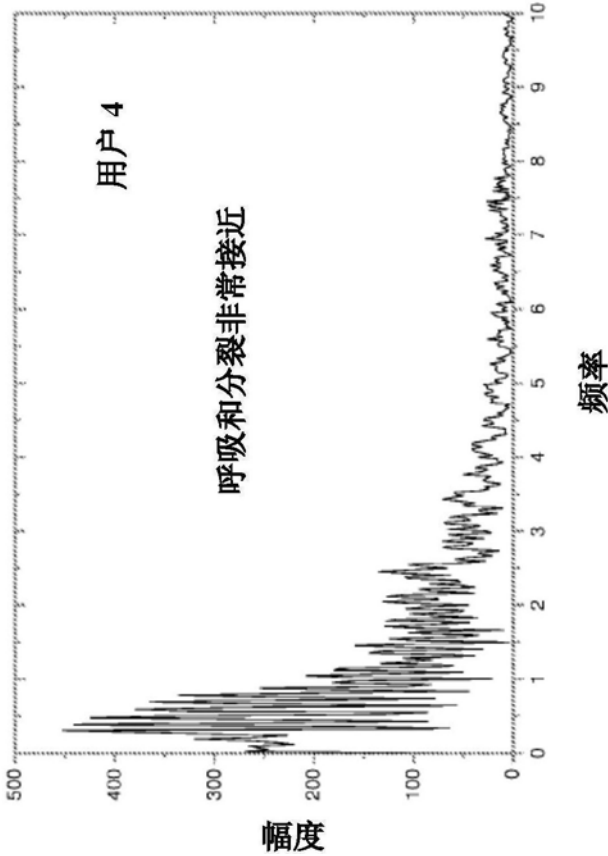
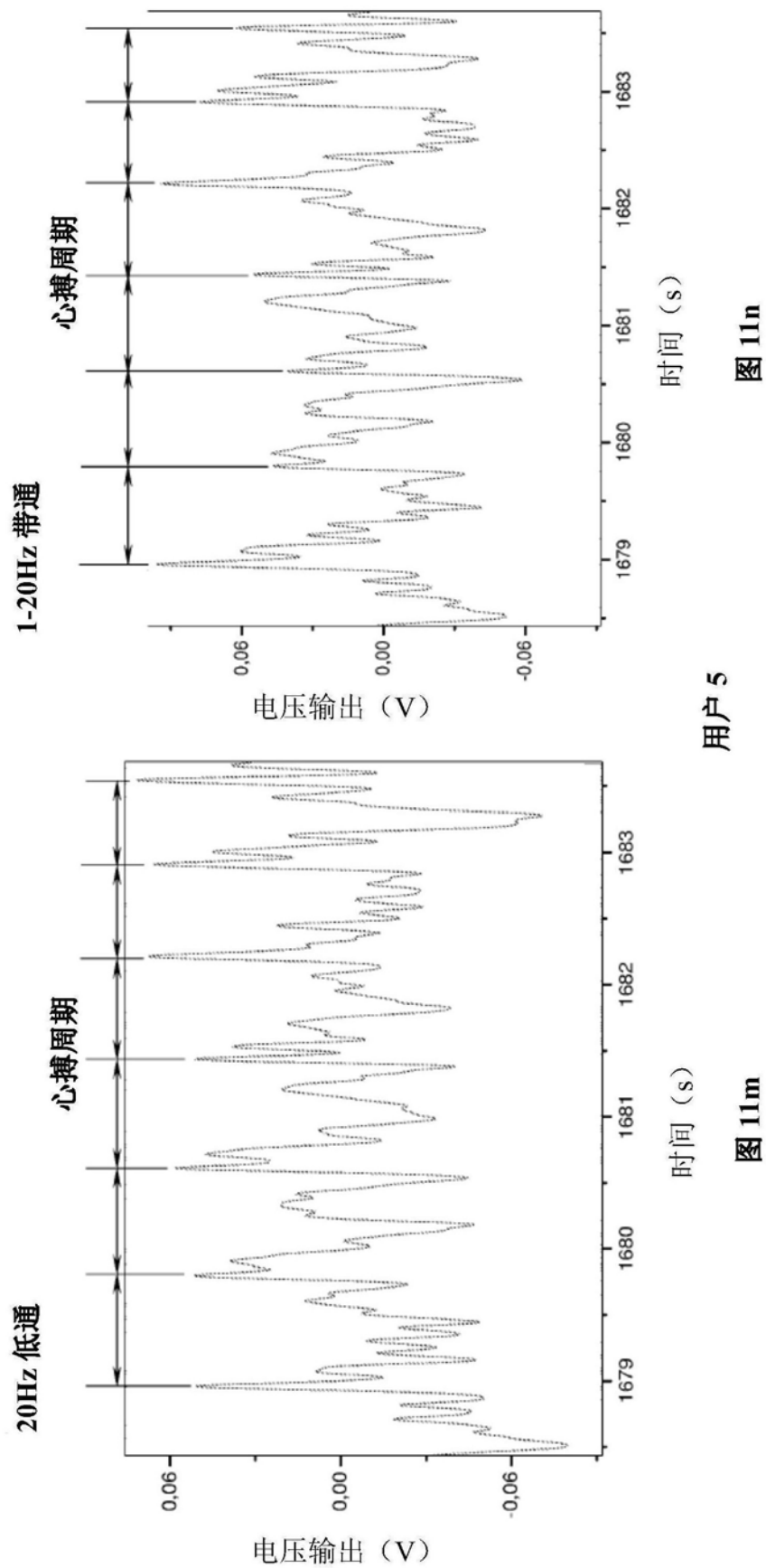


图111



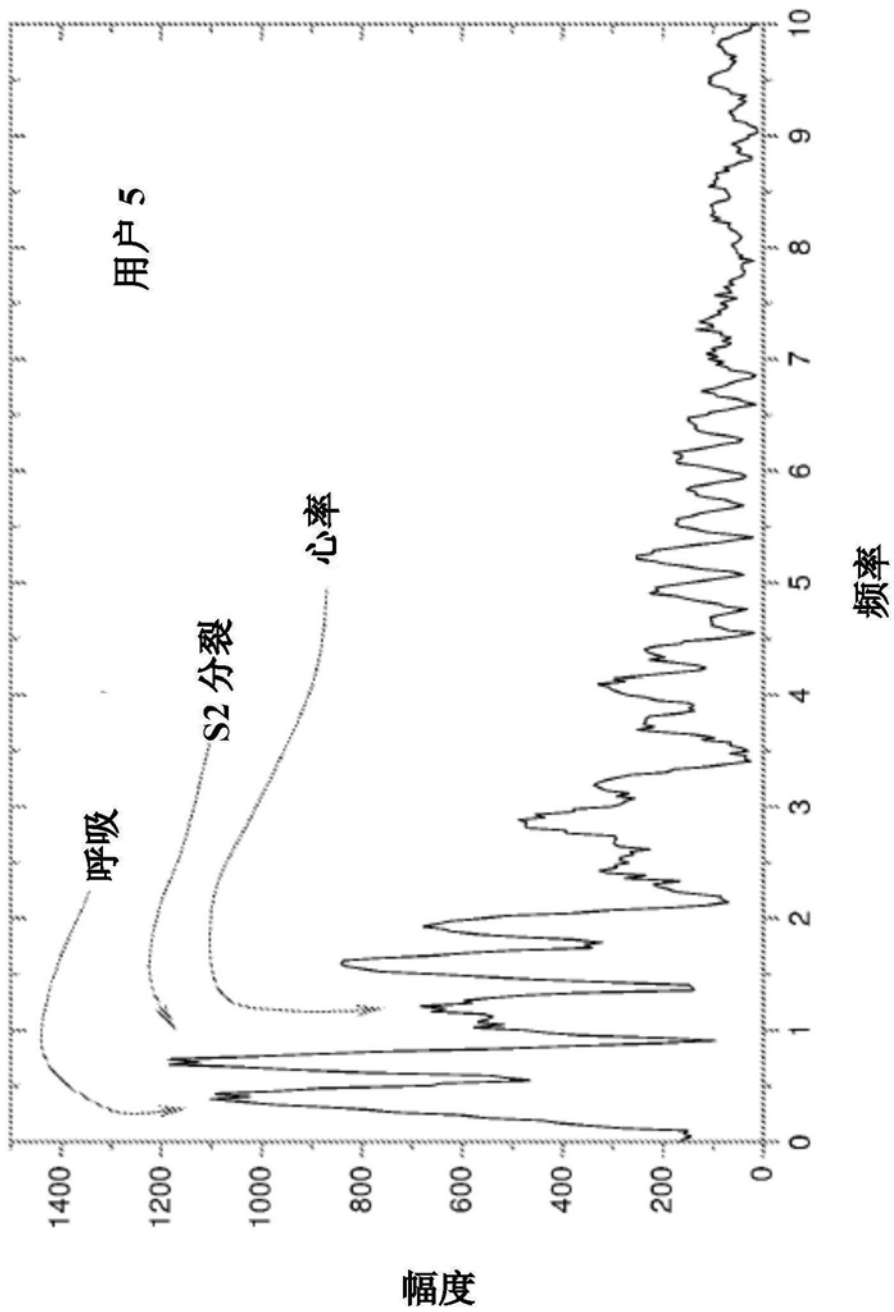


图11o

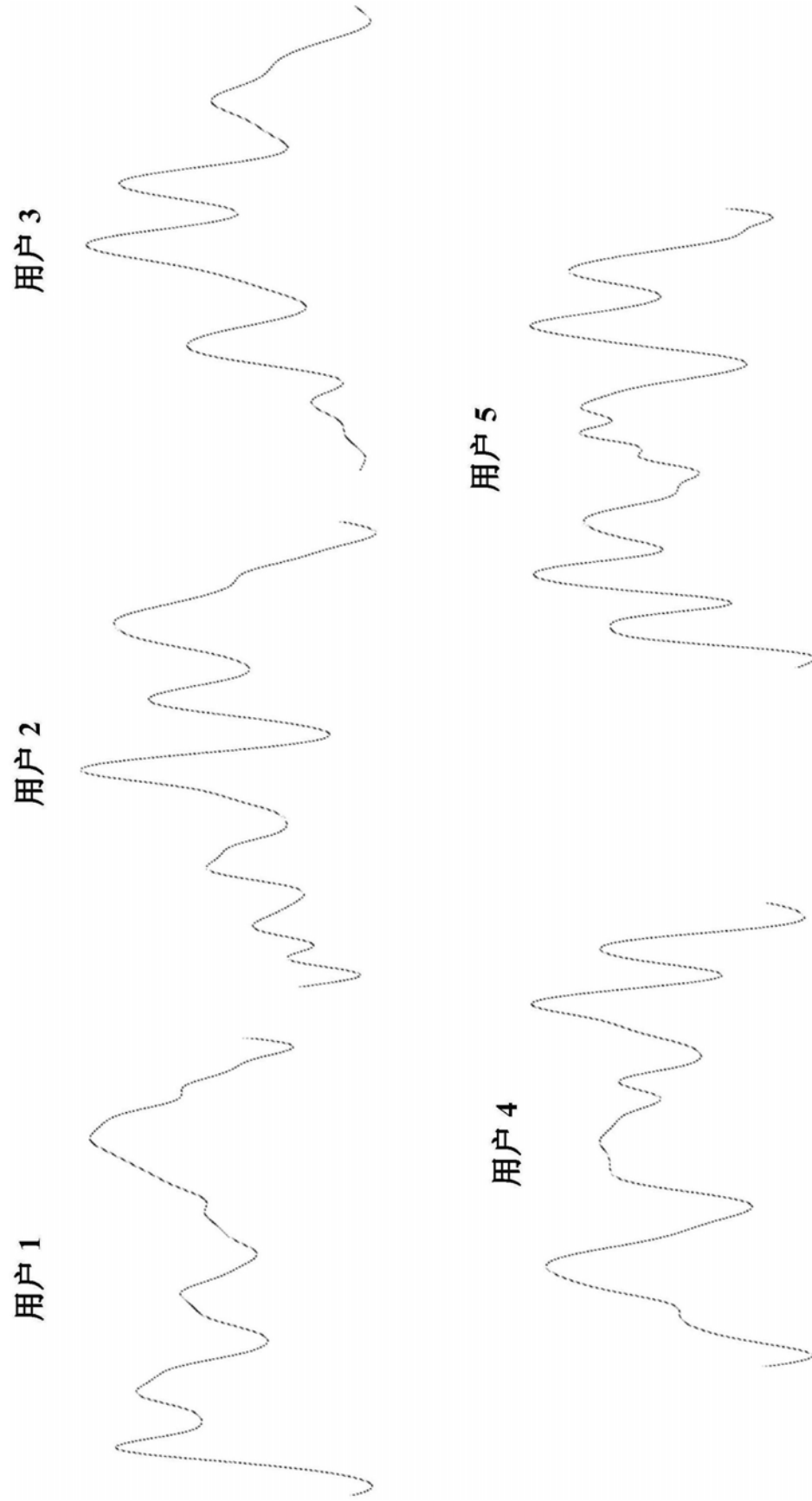


图12a

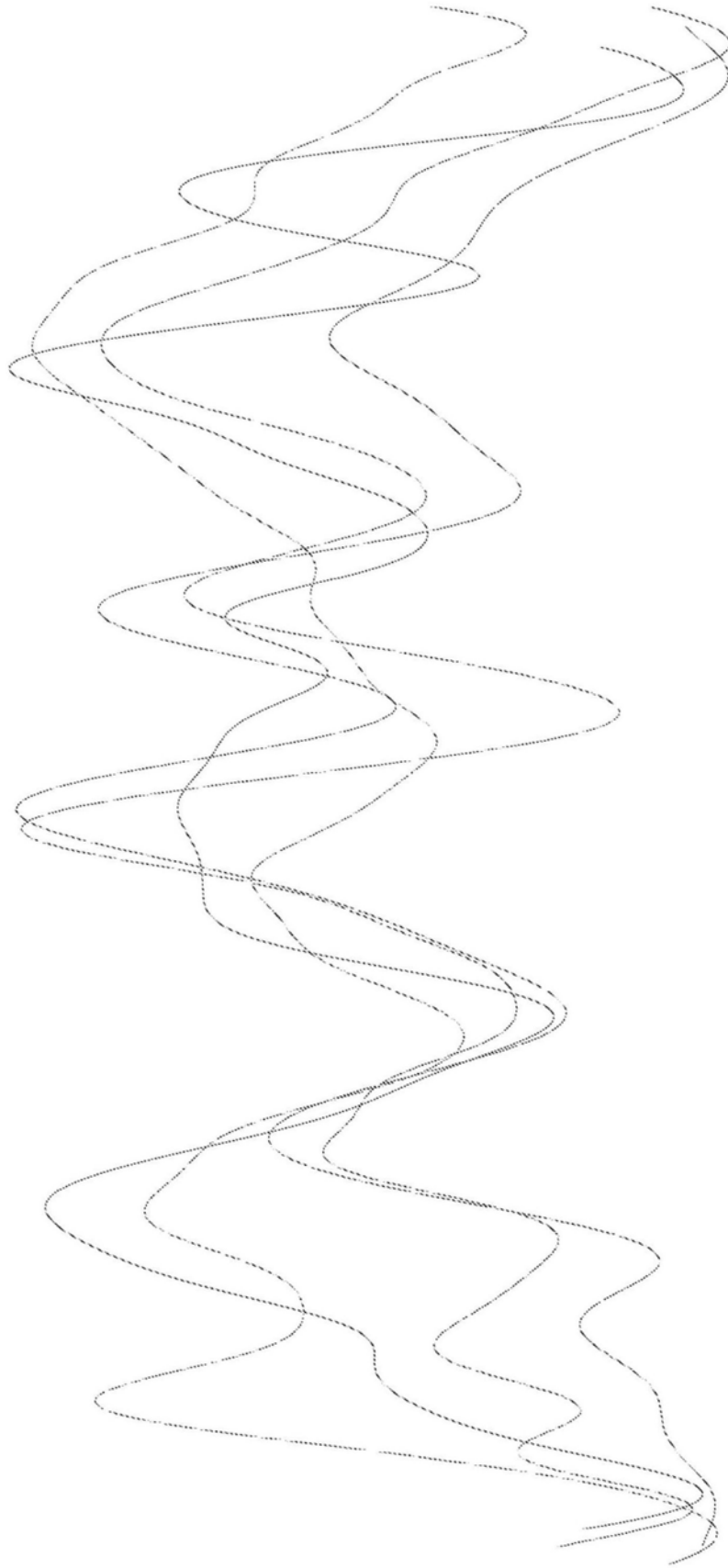


图12b

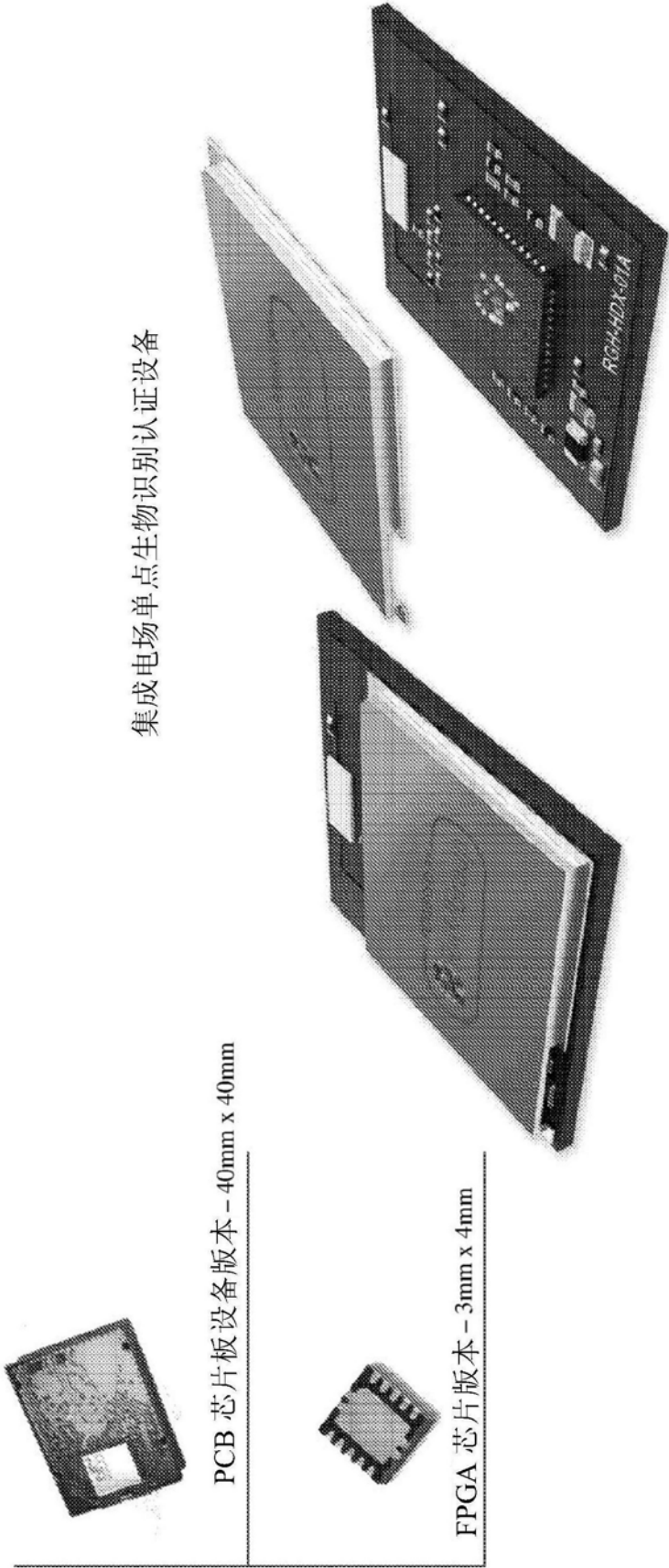


图13

专利名称(译)	用于生物识别认证的微电子传感器		
公开(公告)号	CN109475297A	公开(公告)日	2019-03-15
申请号	CN201780041773.6	申请日	2017-04-03
发明人	阿亚尔·拉姆 阿米尔·利希滕斯坦		
IPC分类号	A61B5/00 H01L27/00 H01L29/00 G01N27/414		
CPC分类号	G01N27/414 H01L29/0657 H01L29/0843 H01L29/2003 H01L29/41766 H01L29/7786		
代理人(译)	顾一明		
优先权	15/157285 2016-05-17 US 62/362165 2016-07-14 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

在一些实施方案中，微电子传感器包括开栅伪导电高电子迁移率晶体管并用于对用户进行生物识别认证。晶体管包括衬底，在衬底上沉积有多层异质结结构。该异质结结构包括缓冲层和势垒层，两者均由III-V单晶或多晶半导体材料生长而成。二维电子气(2DEG)导电沟道形成在缓冲层和势垒层之间的界面处，并在系统中源极电极和漏极电极之间提供电子电流。欧姆或非欧姆(电容耦合)的源极触点和漏极触点连接到所形成的2DEG沟道和电金属化层，后者放置在晶体管之上并将其连接到传感器系统。金属栅极电极放置在势垒层上或上方的源极区和漏极区之间，其可凹陷或生长到特定厚度。可选的电介质层沉积在势垒层之上。

