



(12)发明专利申请

(10)申请公布号 CN 111095792 A

(43)申请公布日 2020.05.01

(21)申请号 201880057310.3

(22)申请日 2018.09.05

(30)优先权数据

62/554,098 2017.09.05 US

(85)PCT国际申请进入国家阶段日

2020.03.04

(86)PCT国际申请的申请数据

PCT/IB2018/056765 2018.09.05

(87)PCT国际申请的公布数据

W02019/049035 EN 2019.03.14

(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

瓦利德-迈德哈特·姆尼夫

(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

代理人 顾一明

(51)Int.Cl.

H03F 3/193(2006.01)

H01L 29/423(2006.01)

A61B 5/05(2006.01)

A61B 5/145(2006.01)

H01L 31/112(2006.01)

A61B 5/00(2006.01)

A61B 5/1172(2016.01)

A61B 5/117(2016.01)

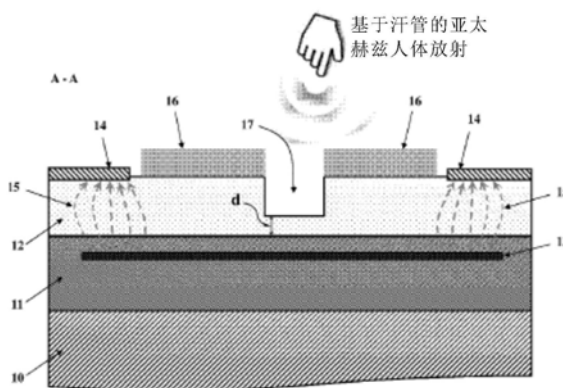
权利要求书4页 说明书18页 附图21页

(54)发明名称

用于生物特征认证的微电子传感器

(57)摘要

本发明提供一种用于对用户进行生物特征认证的微电子传感器,所述微电子传感器基于开栅伪导电高电子迁移率晶体管与安装在所述晶体管开栅区中的Vivaldi天线的组合。所述传感器能够传感由用户身体产生的亚太赫兹辐射,并且包括由交替堆叠的GaN/AlGaN单晶或多晶半导体材料层构成的异质结构、以及包含形成在GaN/AlGaN层之间的界面处的二维电子气(2DEG)或二维空穴气(2DHG)的导电沟道。当源极触点与漏极触点之间开栅区中顶部凹陷层(GaN或AlGaN)的厚度为5-9nm并且该顶层的表面粗糙度为约0.2nm或更小时,实现所述传感器的最高敏感度。



1. 一种用于放大用户身体产生的亚太赫兹辐射范围内的信号的开栅伪导电高电子迁移率晶体管,其包括:

(1) 多层异质结结构,其由氮化镓(GaN)和氮化铝镓(AlGaN)单晶或多晶半导体材料构成并沉积在衬底层上并且其特征在于:

(a) 所述结构包括(i)在所述晶体管的开栅区中凹陷至5-9nm的厚度并且具有0.2nm或更小的表面粗糙度的一个顶部GaN层,(ii)一个底部GaN缓冲层,以及(iii)一个介于前两者之间的AlGaN势垒层;所述各层具有Ga面极性,因此在所述顶部GaN层中靠近与所述AlGaN势垒层的界面形成二维空穴气(2DHG)导电沟道;或者

(b) 所述结构包括(i)在所述晶体管的开栅区中凹陷至5-9nm的厚度并且具有0.2nm或更小的表面粗糙度的一个顶部GaN层,(ii)一个底部GaN缓冲层,以及(iii)一个介于前两者之间的AlGaN势垒层;所述各层具有N面极性,因此在所述顶部GaN层中靠近与所述AlGaN势垒层的界面形成二维电子气(2DEG)导电沟道;或者

(c) 所述结构包括(i)在所述晶体管的开栅区中凹陷至5-9nm的厚度并且具有0.2nm或更小的表面粗糙度的一个顶部AlGaN层,以及(ii)一个底部GaN缓冲层;所述各层具有N面极性,因此在所述GaN缓冲层中靠近与所述AlGaN势垒层的界面形成二维空穴气(2DHG)导电沟道;

(2) 源极触点和漏极触点,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路的电金属化层;以及

(3) Vivaldi天线电极,其放置在所述晶体管的开栅区中位于所述源极触点区与漏极触点区之间的顶层上并且能够检测200-800GHz亚太赫兹频率范围内的电信号。

2. 根据权利要求1所述的晶体管,其中所述结构(b)进一步包括位于所述2DEG沟道上方的所述顶部GaN缓冲层中的具有高Al含量以及1nm或更小厚度的额外的AlN或AlGaN层。

3. 根据权利要求1所述的晶体管,其中所述源极触点和所述漏极触点是欧姆触点。

4. 根据权利要求1所述的晶体管,其中所述电金属化层电容耦合到所述2DEG或2DHG导电沟道以感生位移电流,从而形成非欧姆的所述源极触点和所述漏极触点。

5. 根据权利要求1所述的晶体管,其进一步包括沉积在所述多层异质结结构之上的电介质层。

6. 根据权利要求5所述的晶体管,其中所述电介质层包括厚度为100-100-100nm的SiO-SiN-SiO("ONO")叠堆或SiN-SiO-SiN("NON")叠堆。

7. 根据权利要求1所述的晶体管,其中所述衬底层包括蓝宝石、硅、SiC、GaN或AlN。

8. 根据权利要求1所述的晶体管,其中凹陷在所述晶体管的所述开栅区中的所述顶层的厚度为6-7nm。

9. 根据权利要求8所述的晶体管,其中凹陷在所述晶体管的所述开栅区中的所述顶层的厚度为6.2nm至6.4nm。

10. 根据权利要求1所述的晶体管,其中凹陷在所述晶体管的所述开栅区中的所述顶层的表面粗糙度为0.2nm或更小。

11. 根据权利要求8所述的晶体管,其中凹陷在所述晶体管的所述开栅区中的所述顶层的表面粗糙度为0.2nm或更小。

12. 根据权利要求9所述的晶体管,其中凹陷在所述晶体管的所述开栅区中的所述顶层

的表面粗糙度为0.2nm或更小。

13. 根据权利要求10至12中任一项所述的晶体管,其中凹陷在所述晶体管的所述开栅区中的所述顶层的表面粗糙度为0.1nm或更小。

14. 根据权利要求13所述的晶体管,其中凹陷在所述晶体管的所述开栅区中的所述顶层的表面粗糙度为0.05nm或更小。

15. 根据权利要求14所述的晶体管,其中凹陷在所述晶体管的所述开栅区中的所述顶层的表面粗糙度为0.05nm或更小。

16. 一种用于对用户进行生物特征认证且具有远程读出件的微电子传感器,其包括:

(a) 至少一个根据权利要求1-15中任一项所述的晶体管(100);

(b) 用于存储和处理亚太赫兹频域内的信号并且用于调制和解调射频(RF)信号的集成电路(101);

(c) 用于生成脉冲型RF信号的 μ 脉冲发生器(102);

(d) 连接到所述 μ 脉冲发生器(102)以放大从所述 μ 脉冲发生器获取的信号的集成式DC-RF电流放大器或锁定放大器(103);

(e) 具有连接到所述放大器(103)的内置数字输入/输出卡以用于将接收的模拟信号转换成数字信号并将所述数字信号输出到微控制器单元的模数转换器(ADC)(104);

(f) 所述微控制器单元(MCU)(105),用于处理接收的数字信号并将其转换成在用户界面或外部存储器中可读的数据;以及

(g) 用于将所述微电子传感器无线连接到所述用户界面或外部存储器的无线连接模块(106)。

17. 一种用于对用户进行生物特征认证且具有远程读出件的微电子传感器,其包括:

(a) 根据权利要求1-15中任一项所述的晶体管的阵列(110),其中所述阵列中的每个晶体管都具有集成式Vivaldi天线且连接到其专用电接触线;

(b) 行多路复用器(107),其连接到所述阵列以用于对布置成行的多个所述晶体管寻址、选择若干模拟或数字输入信号中的一个并将选择的输入信号转发到单条线中;

(c) 列多路复用器(108),其连接到所述阵列以用于对布置成列的多个所述晶体管寻址、选择若干模拟或数字输入信号中的一个并将选择的输入信号转发到单条线中;

(d) 用于存储和处理亚太赫兹频域内的所述信号并且用于调制和解调射频(RF)信号的集成电路;

(e) 用于生成脉冲型RF信号的 μ 脉冲发生器(102);

(f) 连接到所述 μ 脉冲发生器(102)以放大从所述 μ 脉冲发生器获取的信号的集成式DC-RF电流放大器或锁定放大器(103);

(g) 具有连接到所述放大器(103)的内置数字输入/输出卡以用于将接收的模拟信号转换成数字信号并将所述数字信号输出到微控制器单元的模数转换器(ADC)(104);

(h) 所述微控制器单元(MCU)(105),用于处理接收的数字信号并将其转换成在用户界面或外部存储器中可读的数据;以及

(i) 用于将所述微电子传感器无线连接到所述用户界面或外部存储器的无线连接模块(106)。

18. 根据权利要求16或17所述的微电子传感器,其中所述外部存储器为移动装置、台式

计算机、服务器、远程存储设备、互联网存储设备或生物特征认证云。

19. 根据权利要求16或17所述的微电子传感器,其中所述无线连接模块是在所述微电子传感器与所述用户界面、移动装置或台式计算机之间提供无线通信的短距离蓝牙®或NFC模块。

20. 根据权利要求16或17所述的微电子传感器,其中所述无线连接模块是在所述微电子传感器与所述用户界面、移动装置、台式计算机或服务器之间提供无线通信的Wi-Fi模块。

21. 根据权利要求16或17所述的微电子传感器,其中所述无线连接模块是在所述微电子传感器与服务器、远程存储设备、互联网存储设备或生物特征认证云之间提供全球无线通信的GSM模块。

22. 根据权利要求14-19中任一项所述的微电子传感器,其中所述传感器集成在智能手表、智能手机或任何其他可用的个人小配件或可穿戴装置中,无论是否与传感器界面有任何直接的皮肤接触。

23. 根据权利要求20所述的微电子传感器,其中所述可穿戴装置是手环、指环或耳环。

24. 根据权利要求14-21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配件的框架或底盘或电容敏感显示元件,所述智能手机、智能手表或个人电子小配件能够将电荷转换到所述传感器。

25. 根据权利要求14-21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。

26. 根据权利要求14-21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。

27. 根据权利要求14-21中任一项所述的微电子传感器,其中所述传感器集成在任何安全系统的生物特征认证模块中。

28. 根据权利要求14-21中任一项所述的微电子传感器,其中所述传感器集成在个人计算机或膝上型计算机的生物特征认证模块中。

29. 根据权利要求14-21中任一项所述的微电子传感器,其中所述传感器集成在信用卡的生物特征认证芯片中。

30. 根据权利要求14-21中任一项所述的微电子传感器,其中所述传感器集成在任何身份识别卡片或标签的生物特征认证芯片中。

31. 根据权利要求14-21中任一项所述的微电子传感器,其中所述传感器集成在自动柜员机的生物特征认证模块中。

32. 根据权利要求14-21中任一项所述的微电子传感器,其中所述传感器集成在自动开门机、平开门机、挡板门或旋转闸门的生物特征认证模块中。

33. 根据权利要求14-21中任一项所述的微电子传感器,其中所述传感器用于驾驶员的生物活力血液动力学监测,目的是确定困倦、疲倦、紧张、心血管风险、压力和其他危及汽车驾驶的状况。

34. 一种用于对用户进行生物特征认证的方法,其包括:

(1) 将所述用户身体上的单个传感位点与根据权利要求14-31中任一项所述的微电子传感器接触,或者将所述微电子传感器以远离所述用户身体的方式放置在某个空间中,并

在调用或形成接触时激活所述传感器；

(2) 使用所述微电子传感器随时间推移记录从所述用户身体接收的为所述传感器的源-漏电流 (I_{DS} 动态) 形式的电信号, 并且/或者随时间推移测量所述传感器的 S_{11} - S_{12} 参数 (S_{11} - S_{12} 动态) ;

(3) 将所记录的信号从所述传感器传输到外部存储器以供进一步处理; 以及

(4) 将所传输的信号转换成数字信号并在所述外部存储器中处理所述数字信号, 将所述 I_{DS} 动态和/或 S_{11} - S_{12} 动态与存储在所述外部存储器中的所述用户的预校准生物特征数据相比较, 从而对所述用户进行生物特征认证。

用于生物特征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的领域以及所述微电子传感器在检测和持续监测人体所产生的亚太赫兹范围的电信号中的使用。具体地讲,本申请涉及开栅伪导电高电子迁移率晶体管(PC-HEMT)及其在生物认证中的使用。

背景技术

[0002] 如今,多种不同类型的生物特征认证系统用于智能手机、钥匙锁、机场和其他需要极高认证水平的高安全性场所。市售的认证系统可能包括指纹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级别相对较低。

[0003] 2014年,Bionym推出了一种新型的基于心电图(ECG)的生物特征认证装置。被称为“Nymi”的该装置能够捕获人的独特心电图波形,并将其进一步映射到ECG模式。Nymi需要作为手环或腕带持续地佩戴在用户的手腕上,其使用学习算法来记住用户的ECG模式,以提高对用户的认证质量和水平。Bionym的W0 2012151680公开了一种用于对一个或多个个体进行认证的基于ECG信号分析的生物特征传感器。该传感器依赖于通过匹配(通过心电图传感器捕获的)用户ECG波形的整体形状进行的身份验证。

[0004] 与其他认证方法(例如指纹扫描和虹膜识别)不同,Bionym的传感器只要佩戴者一直戴着腕带就能始终保持认证。通过Nymi进行认证时,用户戴上腕带并用一只手触摸顶部传感器,加上底部传感器接触其手腕,遂形成电气回路。这会生成用于认证其身份的ECG数据,腕带会通过蓝牙将ECG传输到用户附近的智能手机或其他外部装置上的相应的注册应用程序,从而验证佩戴者的身份。。

[0005] 但是,诸如Nymi之类的生物特征认证装置以及类似的基于ECG的装置存在一些缺点。首先,它们使用单个数据源(ECG)来映射用户的唯一ID配置文件,这让它们成为信号克隆和类似的安全破坏技术的主要目标。其次,这些装置不是封闭式系统,不能提供单个封闭式集成芯片解决方案,这在硬件级别上可以被视为另一个篡改和安全违规问题。必须始终佩戴Nymi才能使用认证系统,这可能会对某些用户造成干扰。

[0006] 另外,Nymi和类似的基于ECG的装置没有提供对用户进行简单认证的单一接触点,并且需要用户在每次使用之前完成相当复杂的步骤和程序来进行认证,例如,同时使用两只手来闭合电路并认证用户身份,这是每个用户必须每天执行的流程。因此,这些技术不能直接集成到端点装置(例如信用卡和移动电话)中进行单点认证。

[0007] 但是,使用上述基于ECG的传感器有两个主要的缺点。其一,许多药物和各种心理状况都可以直接影响、改换和改变由传感器记录的心律周期,因此一般的认证系统有时可能会失败。其二,基于ECG的传感器或类似的感测心脏和肺部的血液动力学电信号的传感器需要一个、甚至两个完整的心动周期才能对用户进行认证。在实际应用中,与现有的电容式指纹传感器相比,这是一个巨大的缺点,因为与现有的一秒钟的认证时间相比,进行用户认证或例如解锁手机将花费很长时间。

[0008] 鉴于以上所述,对基于记录用户的生理信号来开发新的生物特征认证传感器的需

求由来已久,人们希望其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。

亚太赫兹频谱

[0009] 近期,变得明显的是,由于太赫兹 (THz) 辐射这类低能电磁波的与生物分子内的原子振动相互作用以形成特定分子指纹的独特能力(参见,例如,Globus等人在J.Physics D: Applied Physics 39 (15),3405-3413发表的“Terahertz Fourier transform characterization of biological materials in a liquid phase(太赫兹傅里叶变换液相中生物材料的表征)”),因此太赫兹辐射可能对于与生命科学相关的研究极为重要。亚太赫兹频谱使用的波长超过传统上用于化学和生物分子分析的那些波长。生物材料被发现在0.05-1THz及其以上(亚毫米波长范围,约 1.5 至 30cm^{-1})的频率范围内具有活性。这些频率和波长域(射频上端与最低光学频率之间的频谱范围)被命名为“太赫兹间隙”,因为它们知之甚少以及因为缺乏辐射源和检测器。

[0010] 亚太赫兹振动频谱基于太赫兹辐射与低能内部分子振动的相互作用。近期报道的大部分太赫兹实验数据都基于高于1THz的频率并且面向通常以晶体形式制备的相对较小的生物分子,(例如,Heilweil等人(2008)在Terahertz Spectroscopy,Taylor and Francis,London,2008第7章269-297页发表的“Terahertz Spectroscopy of Biomolecules(生物分子的太赫兹频谱)”)。低能太赫兹辐射通过激发涉及最弱氢键(H键)的低能内部分子运动(振动)来与这些振动以及分子内的其他弱连接相互作用。亚太赫兹频谱中观察到的个体谱线的宽度以及共振特征的密度对分子内原子动态(位移)的弛豫过程非常敏感。这些弛豫过程决定亚太赫兹频谱的独特能力。必须在太赫兹频谱中使用适当的频谱分辨率,才能够获得用于识别分子并将继而提高检测准确度和选择性的定性以及定量信息。

[0011] 由于波长短且吸收系数相对较低,太赫兹辐射波能够轻松穿过整个生物目标(诸如细胞和皮肤)传播。Safrai等人(2012)在Bioelectro-magnetics,2012,33(5),375-82的“The remote sensing of mental stress from the electromagnetic reflection coefficient of human skin in the sub-THz range(亚太赫兹范围内人体皮肤的电磁反射系数对精神压力的遥感)”中并且Safrai等人(2014-1)在IEEE Transactions on Terahertz Science and Technology,2014,4,618-624“Remote monitoring of phasic heart rate changes from the palm(掌心远程监测阶段性心率变化)”中报告称,身体和心理压力都可以通过(75GHz-110 GHz)和(110GHz-170GHz)频段中的受汗管活动影响的手反射系数来跟踪。在同时记录患者的心电图(ECG)时,使用矢量网络分析仪从72cm的距离外监测反射的信号。此外,Safrai等人(2014-2)在IEEE Transactions on Terahertz Science and Technology,2014,4(5),624-630的“The correlation of ECG parameters to the sub-THz reflection coefficient of human skin(ECG参数与人体皮肤亚太赫兹反射系数的相关性)”中报告了相同频段中的反射系数以及部分ECG参数主要与ST抬高之间的良好相关性。

作为螺旋天线的汗管

[0012] Hayut等人(2013)在IEEE Transactions on Terahertz Science and Technology,2013第3卷第2期2017-2015页的“The helical structure of sweat ducts: Their influence on the electromagnetic reflection spectrum of the skin(汗管的

螺旋结构：它们对皮肤电磁反射频谱的影响)”中提议，人体外分泌腺汗管的螺旋结构以及人体皮肤的介电特性将导致它们的电磁特性与螺旋天线阵列的那些电磁特性相同。为了测试该假设，他们在100-450GHz的亚太赫兹频率范围中开展数字模拟，对来自人体皮肤的反射频谱进行测量，并将获得的结果与模拟结果进行比较。

[0013] 通过他们的模拟获得的频谱响应与天线理论的分析预测一致并且支持了汗管确实能够被视为螺旋天线的假设。频谱响应的量级被发现是取决于汗液在这些频率下的导电性，但与类似于天线的模式相关的频率的分析被发现是与该参数无关的。所执行的模拟证实，在接近汗管（被视为螺旋天线）的预测轴向响应模式的频率附近（在大约380GHz下）观察到频谱变化。结果清楚显示，汗管的结构在反射频谱的成形中起着关键作用。因此，已经明确的是，人体汗管的盘绕性质可引起联想到螺旋天线的电磁行为。

[0014] 有鉴于此，本申请的发明人提出使用人体皮肤上的电化学装置对汗液进行分析可以为生物特征认证提供新的途径。每个人都有他/她自己的亚太赫兹频谱和他/她自己的汗管空间皮肤表面图案。利用这种独特的亚太赫兹图案，就可能做到记录每个人的非常独特的频谱和空间汗管图案，然后以前所未有的精度进行身份认证。

发明内容

[0015] 本申请描述了基于开栅伪导电高电子迁移率晶体管(PC-HEMT)与Vivaldi天线的组合的微电子传感器的实施方案。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一个缓冲层和至少一个势垒层，所述层由III-V单晶或多晶半导体材料生长并交替堆叠。在一些实施方案中，III-V单晶或多晶半导体材料是GaN/AlGaN。

[0016] 包含二维电子气(2DEG)或二维空穴气(2DHG)的导电沟道形成在缓冲层与势垒层之间的界面处并在对所述晶体管施加偏压后在晶体管中源极电极与漏极电极之间提供电子或空穴电流。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GaN层和像三明治一样挤压在所述GaN层之间的一个AlGaN层组成。这可导致根据结构的极性在顶层形成二维电子气(2DEG)或二维空穴气(2DHG)。

[0017] 可选的电介质层可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2DEG/2DHG的开栅区形成在源极区与漏极区之间。

[0018] 源极和漏极非欧姆(即，电容耦合)触点连接到2DEG/2DHG沟道以及电金属化层，后者放置在传感器之上并将其连接到传感器的电路。由于源极触点和漏极触点是非欧姆的，因此无法执行DC读出。相反，为了电接触下方的比金属化层低约5-20nm的2DEG/2DHG沟道，必须对流过2DEG/2DHG沟道的电流执行AC读出或阻抗测量。在这种情形下，非欧姆金属触点与2DEG/2DHG沟道的电容耦合通常在高于30kHz的频率下产生。

[0019] 在一些实施方案中，实施方案的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生长，所述材料诸如为GaN/AlGaN、GaN/AlN、GaN/InN、GaN/InAlGaN、GaAs/AlGaAs、GaN/InAlN、InN/InAlN或LaAlO₃/SrTiO₃。在衬底由GaN/AlGaN生长的特定情况下，在实验上令人意外地发现，当源极触点与漏极触点之间开栅区中顶部凹陷层(GaN缓冲层或AlGaN势垒层)的厚度为5-9nm、优选地为6-7nm、更优选地为6.2-6.4nm时，实现了传感器的最高敏感度。这个凹陷层厚度对应于2DEG/2DHG导电沟道的常开工作模式与常闭工作

模式之间的伪传导电流范围。此外,源极触点与漏极触点之间开栅区内顶部凹陷层的表面粗糙度为约0.2nm或更小,优选地为0.1nm或更小,更优选地为0.05nm。因此,PC-HEMT的显著特征是:

(i) 源极触点与漏极触点之间开栅区中多层异质结结构的顶部凹陷层(GaN层或AlGaN层)的厚度为5-9nm、优选地为6-7nm、更优选地为6.2-6.4nm,这对应于2DEG/2DHG导电沟道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部凹陷层的表面粗糙度为约0.2nm或更小,优选地为0.1nm或更小,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替代欧姆触点。

[0020] 在另一个实施方案中,本申请提供了适合用在生物特征认证中的传感装置。

[0021] 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书,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

[0022] 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。本文所包含和描述的附图是示意性的,并不限制本公开的范围。还应注意的是,在如图中,出于例示的目的,一些元件的尺寸可能被夸大,因此未按比例绘制。尺寸和相对尺寸不一定对应于与本公开实施相应的实际缩减。

图1示意性地示出了三个不同偏压条件下的量子阱:

图1a:比阈值电压(V_T)高出许多的正栅极电位($+V_G$),

图1b:0V栅极电位,以及

图1c:低于阈值电压(V_T)的负栅极电位($-V_G$)。

图2示意性地示出了一个实施方案的PC-HEMT的横截面(XZ)视图(A-A)。

图3示意性地示出了一个实施方案的传感器的顶(XZ)视图和基本拓扑。

图4a示意性地示出了在GaN/AlGaN HEMT的2DEG沟道内部感生的源-漏电流(载荷子密度)对凹陷在开栅区中的AlGaN层的厚度的依赖关系。

图4b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5a示意性地示出了在制造过程中在通过离子注入执行的2DEG图案化步骤中形成的2DEG区。AZ 4533是正型浓抗蚀剂。

图5b示出了本发明的传感器布局的光刻掩模。

图5c示出了使用AZ 4533浓抗蚀剂光刻在图5b所示的掩膜上形成的2DEG沟道的光刻图像。

图5d至图5e分别示出了本发明的传感器布局的掩膜和对应的光刻图像。

图5f示出了在本发明的传感器布局的光刻中25x 25mm²样本上的 $\pm 2\mu\text{m}$ 对准精度。

图5g示出了多沟道样本的光刻图像。

图5h示出了Si-GaN/AlGaN晶圆上的固定样本,该晶圆准备用于离子注入并且在每个样本上包含大约30-32个带4-8个沟道的传感器。

图5i示出了在显影后使用AZ4533抗蚀剂实现的准备用于离子注入的传感器布局的光

刻图像。

图5j示出了在去除抗蚀剂后通过离子注入被图案化的2DEG沟道(深色)。

图5k示出了包含导电2DEG沟道的可见的非注入区。

图6a示出了通过本发明的制造工艺制作的PC-HEMT的顶部凹陷层的AFM表面图像。在这种情况下,表面粗糙度的测得RMS值为0.674nm。

图6b示出了通过常规制造工艺制作的HEMT的顶部凹陷层的AFM表面图像。在这种情况下,表面粗糙度的测得RMS值为1.211nm。

图6c示出了在潮湿空气中测量100ppb NO₂气体的氮氧化物传感器的漏-源电流I_{DS}的取决于时间的曲线图,其中传感器基于通过本发明的制造工艺制作的PC-HEMT。

图6d示出了在潮湿空气中测量100ppb NO₂气体的氮氧化物传感器的漏-源电流I_{DS}的取决于时间的曲线图,其中传感器基于通过常规制造工艺制作的HEMT。

图7a示意性地示出了2DEG和2DHG导电沟道在Ga面三层Ga/AlGa_N/Ga_N PC-HEMT结构中的形成。

图7b示意性地示出了2DEG和2DHG导电沟道在N面三层Ga/AlGa_N/Ga_N PC-HEMT结构中的形成。

图8示意性地示出了2DEG导电沟道在N面三层Ga_N/AlGa_N/Ga_N PC-HEMT结构中的形成,该结构具有超薄Al(Ga_N)N层以用于改善限制。

图9示出了在薄电介质衬底上实现的Vivaldi天线的模型。为渐变剖面使用指数函数。整个域由理想匹配层来界定。

图10示出了在480GHz下Vivaldi天线平面中的电场分布。

图11示出了(a)在从240GHz开始到780GHz为止的频率下Vivaldi天线的远场辐射图案,以及(b)在480GHz下的对应的3D远场图案。

图12示出了沉积在Vivaldi天线的金属层之上的示例性二维光子晶体(a=160μm,d=60μm)。

图13示出了Vivaldi天线上的用于与一个实施方案的PC-HEMT耦合的金属连接器的位置。

图14示意性地示出了包括本发明实施方案的单个PC-HEMT的微电子传感器,该微电子传感器具有集成式Vivaldi天线,用于对血液中的血糖水平进行非侵入式监测,并且具有远程读出件。

图15示意性地示出了包括本发明实施方案的PC-HEMT的阵列的微电子传感器,该微电子传感器具有集成式Vivaldi天线,用于对血液中的血糖水平进行非侵入式监测,并且具有远程读出件。

具体实施方式

[0023] 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,以免造成本发明难以理解。

[0024] 权利要求中使用的术语“包括”具有“开放性”,并且意指所引述的元素、或者它们

的结构或功能等同物、以及未引述的任何其他一个或多个元素。它不应被理解为局限于其后所列出的方式；它不排除其他元素或步骤。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的装置”这一表达的范围不应局限于仅由部件x和z组成的装置。另外，“包括步骤x和z的方法”这一表达的范围不应局限于仅由这些步骤组成的方法。

[0025] 除非另有说明，否则本文所用的术语“约”被理解为在本领域的正常容差范围内，例如在该方式的两个标准偏差内。在一个实施方案中，术语“约”意指在正使用的数字的报告数值的10%内，优选地，在报告数值的5%内。例如，术语“约”可被直接理解为在所指定的值的10%、9%、8%、7%、6%、5%、4%、3%、2%、1%、0.5%、0.1%、0.05%或0.01%内。在其他实施方案中，术语“约”可意指取决于（例如）所使用的实验技术的较高的变化容差。指定值的所述变化是技术人员所理解的，并且在本发明的范围内。比如，“约1至约5”的数值范围应被理解为不仅包括约1至约5的明确引述值，而且还包括所指示的范围内的个体值和子范围。因此，在该数值范围内包括个体值（诸如2、3和4）和子范围（例如，1至3、2至4以及3至5）、以及单独的1、2、3、4、5或6。这一原则同样适用于将仅一个数值引述为最小值或最大值的范围。除非通过上下文明显可知，否则本文提供的所有数值都由“约”来修饰。其他类似的术语，诸如“基本上”、“大体上”“至多”等，应被理解为修饰某个术语或值从而使得该术语或值不是绝对的。此类术语将通过具体情形以及它们所修饰的术语来定义，因为这些术语是本领域技术人员所理解的。这至少包括针对用于测量值的给定实验、技术或仪器的预期实验误差、技术误差和仪器误差的程度。

[0026] 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，熟知的功能或构造可能不会详细描述。

[0027] 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。相比之下，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。

[0028] 极化掺杂高电子迁移率晶体管 (HEMT) 是一种场效应晶体管 (FET)，其中两层不同的带隙和极化场生长在彼此之上，形成异质结结构。该晶体管基本上基于至少两层III-V半导体材料，诸如氮化镓 (GaN) 和氮化铝镓 (AlGaN)。由于极化场中的不连续性，在所述层之间的界面处形成表面电荷。如果感生表面电荷为正，则电子将倾向于补偿感生电荷，从而形成沟道。由于沟道电子被限制在量子阱中所述层之间界面处的无限狭窄空间区域中，因此这些电子被称为二维电子气 (2DEG)。沟道电子在量子阱中的这种特殊限制实际上赋予了它们二维特征，这些特征极大地增强了它们的迁移率，胜过电子于其中流动的材料体的迁移率。

[0029] 图1a至图1c示意性地示出了三个不同偏压条件下的量子阱,这三个条件从比阈值电压(V_T)高出许多的正栅极电位(V_G)开始,向下达到0V栅极电位,再继续达到低于阈值电压的负值。 V_T 被定义为为了将电子布居在GaN层与AlGaN层之间的界面处从而形成2DEG沟道的电导率而所需的电压。由于2DEG沟道电子布居的能级低于费米(Fermi)能级,因此当 $V_G \gg V_T$ (图1a)时,量子阱中的费米能级高出若干能级。这就使得沟道电子具有高布居,并且因此具有高电导率。在这种情况下,2DEG沟道被打开。然而,当 V_G 降至0V(图1b)时,费米能级也相对于量子阱下降。因此,较少的电子能级被布居,2DEG沟道电子的量显著减少。当 V_G 比 V_T 小得多(图1c)时,所有电子能级都高于费米能级,并且在栅极下面不存在2DEG电子。这种情形被称为“沟道耗尽”,并且沟道关闭。

[0030] 许多可商购的基于III-V半导体材料的HEMT都具有负 V_T 值,从而导致在0V栅极电位时为“常开”工作模式。它们被称为“耗尽模式”半导体晶体管,并且当必须在栅极上施加负电压以便阻断电流时,它们用在各种电力开关应用中。然而,出于高电压或高功率密度下的安全操作,为了降低电路复杂度并消除备用功耗,优选具有“常闭”特性的晶体管。高电压和高开关速度允许制造更小、更高效的装置,诸如家用电器、通信装置和汽车。为了控制2DEG沟道中的电子密度并且打开和关闭HEMT,需以正常方式调节晶体管栅极处的电压。

[0031] 若干用于制造常闭半导体结构的技术已被报道。Burnham等人(2010)提出了凹陷栅极类型的常闭结构。在该结构中,AlGaN势垒层被蚀刻,并且栅极被放置得较靠近AlGaN势垒层与GaN缓冲层之间的界面。随着栅极接近所述层之间的界面, V_T 增大。因此,一旦耗尽区到达界面处并且在零栅极电压下耗尽2DEG沟道,便实现了2DEG导电沟道的常闭工作。这些结构的主要优点在于相对较低的功耗、较低的噪声以及较简单的驱动电路。它们当前用在例如微波和微米波通信、成像和雷达中。

[0032] Chang等人(2009)提出使用一种非常薄的AlGaN势垒,而不是蚀刻相对较厚的势垒层来接近AlGaN/GaN界面。这种结构通过使栅极朝着AlGaN/GaN界面接近,也实现了2DEG沟道的常闭工作。Chen等人(2010)提出使用基于氟的等离子体处理法。尽管许多出版物采用各种方法来实现对漏极电流具有最小影响的常闭装置,但遗憾的是,它们牺牲了装置的接通性能。

[0033] 本申请描述了基于开栅伪导电高电子迁移率晶体管(PC-HEMT)与安装在晶体管开栅区中的Vivaldi天线的组合的微电子传感器的实施方案。如图2所示,本申请的能够感测由用户身体产生的亚太赫兹辐射的PC-HEMT包括:

(a) 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;

(b) 包含二维电子气(2DEG)或二维空穴气(2DHG)的导电沟道(13),该导电沟道形成在所述缓冲层(11)与所述势垒层(12)之间的界面处并在对所述晶体管施加偏压后能够在晶体管中源极触点区与漏极触点区(15)之间提供电子或空穴电流;

(c) 电金属化层(14),所述电金属化层经由用于将所述晶体管连接到电路的源极触点区和漏极触点区(15)电容耦合到所述2DEG或2DHG导电沟道(13);以及

(d) Vivaldi天线电极(16),其放置在晶体管的开栅区中位于所述源极触点区与漏极触点区(15)之间的顶层上并且能够检测200-800GHz亚太赫兹频率范围内的电信号。

[0034] 本发明实施方案的微电子传感器的功能性基本拓扑在图3中示意性地示出。传感

器检测原理基于2DEG或2DHG导电沟道(13)内在DC模式下通过Vivaldi形栅极天线(16)实现的电流调制的场效应。事实上,Vivaldi形栅极天线(16)能够将亚太赫兹辐射的电场强度强力地集中到对电荷超级敏感的2DEG/2DHG沟道上方的一个非常小的区域,从而通过累积效应影响其在DC模式下的电导率。然而,也可以使用亚太赫兹辐射的“击打”(beating)效应在1至60GHz的射频下测量本发明实施方案的PC-HEMT的 S_{11} - S_{12} 参数。

[0035] 图2和图3中所示的晶体管可进一步包括厚度为1-10nm的电介质层。该电介质层沉积在势垒层(12)之上。由例如金制成的Vivaldi天线栅极电极然后直接放置在电介质层上。这种配置可防止金属/顶层界面处发生强漏电。用于装置钝化的电介质层可由例如厚度为100-100-100nm的SiO-SiN-SiO(“ONO”)叠堆或者具有相同厚度的SiN-SiO-SiN(“NON”)叠堆构成。它可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。

[0036] 电金属化层(14)将晶体管连接到电路,并允许电流经由二维电子气(2DEG)或二维空穴气(2DHG)沟道(13)在非欧姆触点区(15)之间流动。金属化层(14)可由金属叠堆(诸如Cr/Au、Ti/Au、Ti/W、Cr/Al和Ti/Al)构成。金属叠堆的Cr或Ti层的厚度为例如5-10nm,而第二金属层(诸如Au、W和Al)的厚度为100-400nm。金属化层(14)可根据特定洁净室制造设备处的所确定的技术和组装线来选择。

[0037] 在一些实施方案中,衬底层(10)可由例如蓝宝石、硅、碳化硅、氮化镓或氮化铝组成。异质结结构(11、12)可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,从而紧靠缓冲层(11)与势垒层(12)之间的界面形成伪导电2DEG或2DHG沟道(13)。势垒层(12)然后可作为非常薄的层凹陷或生长在凹陷区(17)中位于源极触点区与漏极触点区(15)之间。

[0038] 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与顶层/Vivaldi天线栅极界面上的电场变化相互作用,所述电场变化与势垒层的类似于施体的表面陷阱状态相互作用。这将在下文详细讨论。

[0039] 本说明书和权利要求书中所提及的术语“2DEG”不应被理解或解释为局限于二维电子气。如上所述并且如本申请稍后将说明的那样,二维空穴气也可以是特定异质结结构中可行的载流子。因此,在不参考任何具体的PC-HEMT配置的情况下,术语“2DEG”可等同地替代为术语“2DHG”。

[0040] 在一些实施方案中,本发明实施方案的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生长,所述材料诸如为GaN/AlGaN、GaN/AlN、GaN/InAlGaN、GaN/InAlN、GaN/InN、GaAs/AlGaAs、InN/InAlN或LaAlO₃/SrTiO₃。在异质结结构由GaN/AlGaN生长的特定情况下,实验发现,当源极触点与漏极触点之间开栅区中顶部凹陷层(GaN或AlGaN)的厚度为5-9nm、优选地为6-7nm、更优选地为6.2-6.4nm时,实现了传感器的最高敏感度。此外,还发现,当顶部凹陷层的表面粗糙度为约0.2nm或更小、优选地为0.1nm或更小、更优选地为0.05nm时,传感器表现出最高的敏感度。

[0041] 因此,必须对在开栅区中凹陷至5-9nm的顶层进行优化以显著增强传感器的敏感度。顶层的这个具体厚度被令人意外地发现对应于2DEG沟道的常开工作模式与常闭工作模式之间的“伪传导”电流范围,并且需要进一步说明。

[0042] 2DEG沟道的“伪传导”(区别于正常传导)电流范围被定义为沟道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”是半导体的带隙中的俘获载荷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”。

[0043] 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,当被布居时获得负电荷。然而,能量低于费米能级的表面陷阱状态类似于施体,当为空时带正电荷,并且当被布居时为中性。这些类似于施体的表面陷阱状态在2DEG沟道的形成中被视为电子源。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体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。

[0044] 因此,顶层表面处的类似于施体的表面陷阱是沟道中2DEG的最重要来源之一。然而,这仅适用于特定的顶层厚度。在相对较薄的顶层中,表面陷阱状态低于费米能级。然而,随着顶层厚度增加,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。对应于此类情形的顶层厚度被定义为“临界”。在这个位置,填充表面陷阱状态的电子通过顶层中发现的强极化感生电场被拉向沟道以立即形成2DEG。

[0045] 如果表面陷阱状态完全耗尽,顶层厚度的进一步增加将不会增大2DEG密度。实际上,如果2DEG沟道层无法使顶层延展,则后者将仅会驰豫。在顶层驰豫后,在顶层与其正下方的层之间的界面处形成许多晶体缺陷,并且压电极化立即消失,导致2DEG密度退化。

[0046] 为了例示伪传导电流的上述现象,现在参考以下图示。图4a示出了源-漏电流(载荷子密度)对凹陷的AlGaIn层厚度的依赖关系。从曲线图中可以看到,顶层厚度大于约9nm的晶体管形成常开2DEG沟道。在此类晶体管中,由于III-V材料中存在的内在极化效应,因此在顶层界面的顶部和底部感生薄电荷层。因此,在顶层中感生高电场,并且顶部界面处的表面施体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。这些晶体管因此构成常开装置。另一方面,顶层厚度小于约5nm的晶体管构成常闭装置。施体表面陷阱状态与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,AlGaIn层厚度的减小导致能量势垒增大。因此,对从表面到2DEG的电子隧穿负责的可离子化的类似于施体的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4b中进一步示出。因此,AlGaIn层从9nm到5nm的凹陷引起二维电子气的电导率极大地下降六个量级阶次。

[0047] 通过上文明显可知,基于凹陷顶层的2DEG耗尽机制极大地依赖于类似于施体的表面陷阱状态(或总表面电荷)。随着顶层的厚度减小,为耗尽2DEG沟道而需要施加到顶层表面的额外外部电荷减少。当2DEG沟道大部分耗尽但仍由于能量势垒与施体表面陷阱状态能量的组合而具有高导电性时,存在一个临界(最小)势垒厚度。在该临界厚度处,即使表面的经由任何外部影响(例如,沿表面传播的声波)所致的最小能量偏移,也会立即引起非常强的2DEG耗尽。因此,该临界厚度下的顶层的表面对于周围电场的任何最小的变化都极为敏感。因此,顶层从9nm向下至5nm的凹陷使2DEG密度显著降低,使传感器达到“近阈值”工作并导致表面电荷敏感度大幅提高。顶层的具体的5-9nm厚度实际上对2DEG沟道的伪导电行为负责并让传感器具有极高的敏感度。

[0048] 在使用具有窄等离子体离子能量分布的电感耦合等离子体 (ICP) 通过超低损伤反应离子蚀刻技术进行了短暂等离子激活之后,将顶层凹陷至这个具体厚度。此类短暂等离子处理允许低得多的表面粗糙度,该粗糙度取决于等离子蚀刻工艺期间的半导体垂直损伤深度。此类低表面粗糙度(约0.2nm以及更小)只能够通过这种具有窄等离子体离子能量分布的ICP-RIE超低损伤蚀刻工艺来实现,并且这会固有地导致顶层具有非常低的垂直损伤深度,从而允许最低的表面散射以及最低的表面状态-2DEG沟道相互作用以及传感器的最大信噪比。因此,藉由具有非常窄的等离子体离子能量分布的超低损伤ICP-RIE蚀刻工艺对顶部凹陷层造成的垂直亚纳米损伤的深度影响是以最佳方式实现半导体表面的所需亚纳米粗糙度的唯一方式。这会固有地实现具有空前的最高电荷敏感度的可调伪导电工作点。这种深度影响始终是半导体表面的使用AFM(原子力显微镜)测得的亚纳米粗糙度所固有的。

[0049] 因此,除凹陷的顶层厚度之外,顶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。已令人意外地发现,(在开栅敏感区中)顶层表面的低于0.2nm的粗糙度可防止分散类似于施体的表面陷阱状态。因此,这两个特征的组合:开栅区中顶层的5-9nm厚度以及其表面的大幅降低的粗糙度(低于0.2nm)使传感器具有极高的敏感度。

[0050] 在某个方面,用于制造本发明的PC-HEMT的方法包括以下步骤:

步骤1:通过等离子增强原子层沉积(ALD)将氧化铝(Al_2O_3)沉积在预先对准的已掩膜的Si-GaN/AlGaN晶圆上,并藉由氮等离子体去俘获实现 Al_2O_3 层的厚度为3-10nm。 Al_2O_3 层厚度使用X射线反射计来测量。

步骤2:使用氟化氢(HF)或者使用上述反应离子蚀刻(RIE)技术,对步骤1中的包覆有薄 Al_2O_3 层的晶圆执行等离子增强原子层沉积(ALD)图案化。

步骤3:可选地,使用叠堆金属的旋涂技术或者电子束物理气相沉积(VPD),通过具有15-50nm厚度的金属叠堆(例如Ti/Al/Mo/Au、Ti/Al/Ni/Au、Ti/Au和Ti/W)来在步骤2中获得的带涂层的晶圆上形成源极和漏极欧姆触点(如果需要欧姆触点)。使用带虚拟剥离样本的Dektak Profilometer,为欧姆叠堆金属测定使用e-VPD技术时的沉积速率。

步骤4:藉由氩或氮离子注入对步骤3中获得的晶圆执行二维电子气(2DEG)沟道图案化。

步骤5:通过等离子增强化学气相沉积(CVD)将ONO叠堆沉积在步骤4中获得的晶圆上。这是用于沉积具有约200-300nm的示例性厚度且通过ICP-RIE干法蚀刻实现结构化的SiO-SiN-SiO叠堆的无应力技术,该ICP-RIE干法蚀刻是基于CF₄的蚀刻方法。在该步骤中,可获得晶体管的伪传导沟道区和欧姆电触点焊盘。

步骤6:对Au或Ti/W-CMOS栅极电极执行可选的剥离沉积(如果为了制造基于MMIC-HEMT的集成式放大器而要将栅极电极沉积在异质结构的顶层上)。

步骤7:在传感区上方使用RIE或HF执行可选的等离子增强ALD图案化(如果步骤1中沉积的等离子增强ALD层被单独移除到ONO叠堆)。

步骤8:对步骤5至7中获得的晶圆执行原子层蚀刻(ALE)。在申请人的洁净制造设备群中开展的这项复杂的技术是允许去除单个原子层(晶圆的顶部原子层)的唯一技术。ALE是一种相比RIE具有更好的方式控制的技术,虽然由于需要非常复杂的气体处理并且每秒一个原子层的去除速率是现有技术水平,因此该技术至今尚未被商用。该步骤是形成晶体管

的伪导电工作点的步骤,因为ALE允许开栅区中的顶层实现5-9nm的特定厚度且使顶层具有低于0.2nm的极低表面粗糙度。

步骤9:对用于装置钝化以及用在一些气体传感器中的电介质层执行可选的等离子增强CVD或ALD。

步骤10:对传感区下方的Si衬底执行可选的深反应离子蚀刻(DRIE或波希(Bosch)工艺)(如果衬底位于(用在例如RF-HEMT、FBA和SAW传感器中的)独立隔膜上)。

[0051] 现在参考图5a至图5c,其示出了在2DEG沟道图案化的步骤4中获得的传感器。传感器的光刻藉由AZ 4533来执行,AZ 4533是针对常用湿法蚀刻具有优化粘附能力的正型浓抗蚀剂。在7000rpm的旋转速度以及100°C下持续操作1min所获得的光刻抗蚀膜厚度为3 μ m。因此,如在图5c的光刻图像中所见,形成的2DEG沟道(13)为大约2-3 μ m宽。总暴露时间为9sec,然后在MIF726显影剂中显影5min。

[0052] 图5d至图5e分别示出了本发明的传感器布局的掩膜和对应的光刻图像。图5f示出了在本发明的传感器布局的光刻中25x 25mm²样本上的 $\pm 2\mu$ m的高对准精度。图5g示出了多沟道样本的光刻图像。图5h示出了Si-GaN/AlGaN晶圆上的固定传感器芯片样本,该晶圆在每个样本上包含大约30-32个带4-8个沟道的传感器并且准备用于离子注入。图5i示出了在显影后使用AZ4533抗蚀剂实现的准备用于离子注入的传感器布局的光刻图像。图5j示出了在去除抗蚀剂后通过离子注入被图案化的2DEG沟道(深色)。氩离子注入以20keV和30keV能量并且以 $2.5e^{13}/\text{cm}^2$ 的示例性剂量以及7°倾斜角度来执行。使用氧等离子体在220W下对AZ4533执行持续10min的去除。图5k示出了包含导电2DEG沟道的可见的非注入区。

[0053] 在制造工艺的步骤8中执行的原子层蚀刻(ALE)是该工艺中最重要阶段。如上所述,它允许顶层的受控凹陷,从而逐层去除单个原子层,其中蚀刻厚度大约是单个原子单层的量级。如上所述,当实际表面粗糙度受单个原子单层控制时,非均质结构的顶层的此类超低损伤在顶层厚度为近数纳米(5-9nm)时允许实现顶层的亚纳米粗糙度(约0.2nm以及更小)。

[0054] ALE工艺程序由工艺条件的重复循环组成。去除的材料总量由重复循环的数量决定。每个循环通常包括四个步骤:吸收、首次吹扫、解吸和第二次吹扫。在循环的吸收步骤中,反应性物质在反应器中产生(例如,在等离子激发之后),被晶圆上的材料吸收,并与该材料发生反应。由于这种自我限制的工艺,以及在正确选择反应物和工艺条件的情况下,仅与薄材料层发生反应,并形成反应副产物。继该步骤之后是吹扫反应器以去除反应物的所有痕迹。然后,由于具有严格受控能量的惰性气体离子对晶圆表面的撞击,因此发生副产物解吸。副产物再次被吹扫离开反应器,且晶圆已为制造工艺的最后两个(可选)步骤做好准备。

[0055] 现在参考图6a,其示出了通过本发明的制造工艺制作的PC-HEMT的顶部凹陷层表面的AFM图像。在这种情况下,表面粗糙度的测得RMS值为0.674nm。图6b示出了通过常规制造工艺制作的HEMT的顶部凹陷层的AFM表面图像。在该常规工艺中,HEMT最初拥有厚度为6-7nm的顶部AlGaN超薄生长层。使用常规反应离子蚀刻(RIE)技术以电感耦合等离子体(ICP)对该层执行持续60sec的凹陷。在这种情况下,表面粗糙度的测得RMS值为1.211nm。图6c示出了在80%潮湿空气中测量100ppb NO₂气体的氮氧化物传感器的漏-源电流I_{DS}的取决于时间的曲线图,其中传感器包含通过本发明的制造工艺制作的PC-HEMT。图6d示出了在80%潮

湿空气中测量100ppb NO₂气体的氮氧化物传感器的I_{DS}的取决于时间的曲线图,其中传感器包含且基于通过常规制造工艺制作的HEMT。从这些比较示例中显而易见,本发明的基于具有窄等离子体离子能量分布的超低损伤RIE的制造工艺得到了低得多的半导体表面粗糙度,这继而使传感器具有极高的敏感度。

[0056] 在另一方面,异质结结构可为三层结构,该三层结构由两个Ga_{0.5}N_{0.5}层和像三明治一样挤压在所述缓冲层之间的一个Al_{0.3}Ga_{0.7}N层组成,其中顶层是缓冲层。这可引起在Al_{0.3}Ga_{0.7}N层上方的顶部Ga_{0.5}N_{0.5}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。

[0057] 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Ga_{0.5}N_{0.5}材料的质量可因其极性而异,因为杂质的包含和缺陷的形成与生长机制相关,生长机制继而又取决于表面极性。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Ga_{0.5}N_{0.5}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Ga_{0.5}N_{0.5}材料的极性,任何Ga_{0.5}N_{0.5}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布居键。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布居键。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。

[0058] 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。由此凹陷在双层异质结结构中的层是势垒层,具体地讲,是Al_{0.3}Ga_{0.7}N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Ga_{0.5}N_{0.5}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Al_{0.3}Ga_{0.7}N/Ga_{0.5}N_{0.5}界面处的极化不连续性,这由极化感生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Al_{0.3}Ga_{0.7}N/Ga_{0.5}N_{0.5}界面处的正极化电荷吸引电子以在略低于该界面的Ga_{0.5}N_{0.5}层中形成2DEG。

[0059] 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Al_{0.3}Ga_{0.7}N/Ga_{0.5}N_{0.5}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。

[0060] 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Al_{0.3}Ga_{0.7}N势垒层下方的Ga_{0.5}N_{0.5}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Ga_{0.5}N_{0.5}层。在这种配置中,Al_{0.3}Ga_{0.7}N势垒层和两个Ga_{0.5}N_{0.5}层必须被非故意掺杂或n型掺杂。

2) 在图7a所示的另一种Ga面配置中,为了在该配置中Al_{0.3}Ga_{0.7}N势垒层上方的顶部Ga_{0.5}N_{0.5}层中形成包含二维空穴气(2DHG)的导电沟道,Al_{0.3}Ga_{0.7}N势垒层应被p型掺杂(例如,以Mg或Be为受体),并且Ga_{0.5}N_{0.5}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Al_{0.3}Ga_{0.7}N势垒层上方的顶部Ga_{0.5}N_{0.5}层中形成有2DEG,如图7b所示。在

这种情况下,AlGa_N势垒层和两个Ga_N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AlGa_N势垒层下方的Ga_N缓冲层中。在这种情况下,顶部Ga_N层可存在(三层结构)或不存在(双层结构)。AlGa_N势垒层必须被p型掺杂(例如,以Mg或Be为受体),并且底部Ga_N层也应使用Mg或Be进行p型掺杂或进行固有p型掺杂。

[0061] 因此,基于上述配置,有四种异质结三层结构被实施在本发明实施方案的晶体管中:

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

B. 在AlGa_N势垒层上方的顶部Ga_N层中形成有2DHG导电沟道的Ga面Ga_N/AlGa_N/Ga_N异质结构。顶部Ga_N层必须在开栅区中凹陷至5-9nm厚度,具有低于0.2nm的粗糙度,并且AlGa_N势垒层的厚度可正确调节。必须调节Ga_N层和AlGa_N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AlGa_N势垒层上方的顶部Ga_N层中具有2DEG的N面Ga_N/AlGa_N/Ga_N异质结构。顶部Ga_N层必须在开栅区中凹陷至5-9nm厚度,具有低于0.2nm的粗糙度。AlGa_N势垒层的厚度可在生长期间调节。必须调节Ga_N缓冲层和AlGa_N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)。

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

[0062] 在上述所有结构中,为了获得更好的限制(对于N面结构),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8所示,对于上述“C”结构,可能甚至更有益的是,在2DEG沟道顶部包含具有高Al含量的超薄(大约1nm)AlN或AlGa_N势垒层以改善限制。

[0063] 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AlGa_N层具有更高化学稳定性(尤其是对于表面氧化)的顶部Ga_N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。

[0064] 基于上文所述,本申请的其中一个方面是一种用于放大用户身体产生的亚太赫兹辐射范围内的信号的开栅伪导电高电子迁移率晶体管(PC-HEMT),其包括:

(1) 多层异质结结构,其由氮化镓(GaN)和氮化铝镓(AlGa_N)单晶或多晶半导体材料构成并沉积在衬底层上并且其特征在于:

(a) 所述结构包括(i)在晶体管的开栅区中凹陷至5-9nm的厚度并且具有0.2nm或更小的表面粗糙度的一个顶部Ga_N层,(ii)一个底部Ga_N缓冲层,以及(iii)一个介于前两者之间的AlGa_N势垒层;所述各层具有Ga面极性,因此在顶部Ga_N层中靠近与所述AlGa_N势垒层的界面形成二维空穴气(2DHG)导电沟道;

(b) 所述结构包括(i)在晶体管的开栅区中凹陷至5-9nm的厚度并且具有0.2nm或更小的表面粗糙度的一个顶部Ga_N层,(ii)一个底部Ga_N缓冲层,以及(iii)一个介于前两者之间

的AlGa_N势垒层;所述各层具有N面极性,因此在顶部Ga_N层中靠近与所述AlGa_N势垒层的界面形成二维电子气(2DEG)导电沟道;或者

(c)所述结构包括(i)在晶体管的开栅区中凹陷至5-9nm的厚度并且具有0.2nm或更小的表面粗糙度的一个顶部AlGa_N层,以及(ii)一个底部Ga_N缓冲层;所述各层具有N面极性,因此在Ga_N缓冲层中靠近与所述AlGa_N势垒层的界面形成二维空穴气(2DHG)导电沟道;

(2)源极触点和漏极触点,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路的电金属化层;以及

(3)Vivaldi天线电极,其放置在晶体管的开栅区中位于所述源极触点区与漏极触点区之间的顶部(Ga_N或AlGa_N)层上并且能够检测200-800GHz亚太赫兹频率范围内的电信号。

[0065] 本申请的传感器的另一个重要特征是,异质结结构到2DEG或2DHG沟道的电连接经由通过肖特基势垒接触电容耦合到电金属化层来实现。“电容耦合”被定义为同一电路内或者不同电路之间通过由电路节点之间的现有电场感生的位移电流产生的能量转移。一般来讲,欧姆触点是遵循欧姆定律的触点,这就意味着,流过它们的电流与电压成正比。然而,非欧姆触点不遵循欧姆定律的这个线性关系。换言之,流过非欧姆触点的电流不与电压成线性比例。相反,它提供梯度逐渐增大的陡曲线,因为在这种情况下,电阻随着电流增大而增大,从而导致非欧姆触点上的电压增大。这是因为,电子承载了更多能量,并且当它们与导电沟道中的原子碰撞时,它们会转移更多能量,从而形成新的高能量振动状态,进而使电阻和温度增加。

[0066] 当在单晶或多晶半导体材料上面放置有电金属化层时,在金属与半导体之间会发生“肖特基接触”或“肖特基势垒接触”。在肖特基-莫特规则中考虑了这种接触的能量,该规则将金属与半导体之间的能量势垒预测为跟金属-真空功函数与半导体-真空电子亲和势之间的差成比例。然而,这是一种理想的理论行为,而在实践中,金属与半导体之间的大多数界面仅在一定程度上遵循此规则。半导体晶体与金属突然相接的边界在其带隙内形成新电子状态。由金属感生的这些新电子状态及其布居将带隙的中心推向费米能级。这种因金属-半导体接触导致的使带隙的中心向费米能级偏移的现象被定义为“费米能级钉扎”,它因不同的半导体而异。如果费米能级在能量上远离带边缘,则将优选形成肖特基接触。然而,如果费米能级接近带边缘,则将优选形成欧姆接触。肖特基势垒接触是一种整流非欧姆接触,其在实践中几乎与半导体或金属功函数无关。

[0067] 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的电流-电压曲线相似的非线性电流-电压曲线。相反,欧姆接触允许电流在两个方向上在正常装置工作范围内以大致等同的方式流动,其具有与电阻器的电流-电压关系相近的几乎线性的电流-电压关系(因此称为“欧姆”)。

[0068] 由于源极触点和漏极触点是欧姆(即,电容耦合)的,因此无法执行DC读出。为了电接触下方的比金属化层低约5-20nm的2DEG/2DHG沟道,必须使用AC频率机制。换言之,在这种特殊情况下,应对流过2DEG/2DHG沟道的电流执行AC读出或阻抗测量。只有在对金属化层施加足够高的AC频率(高于30kHz)的情况下,才能发生非欧姆金属触点与2DEG/2DHG沟道的电容耦合。概括地说,电容耦合到2DEG/2DHG沟道的电金属化层利用了通过位移电流使能量转移的已知现象。这些位移电流由电金属化层与在AC频率模式下工作的2DEG/2DHG导电沟道之间的通过如上所述的肖特基接触产生的现有电场感生。

[0069] 在一个实施方案中,在晶体管的开栅区中放置有渐变槽线天线(又被称为Vivaldi天线)。该Vivaldi天线栅极能够检测各种亚太赫兹频率,即,200–800GHz。通过施加任意类型的额外等离激元滤波器,这些频率可被精确地转变成所需的具体频率。一般来讲,Vivaldi天线是共面宽带天线,其由以金属化方式设置在两侧的电介质板制成。图9示出了在薄电介质衬底上实现的Vivaldi天线的模型。为渐变剖面使用指数函数。整个域由理想匹配层来界定。该模型的目的是,计算图案以及计算结构的阻抗。在宽频带上观察到良好的匹配。在Vivaldi天线的该模型中,使用Si电介质衬底上面的理想电导体(PEC)接地平面来实现渐变槽线的图案化。槽线的一端敞开到空气中,另一端接有圆形槽线。

[0070] 在衬底底部,被缩短的50 Ω 微带馈线被建模为PEC表面。整个建模域由吸收所有辐射能的理想匹配层(PML)腔室来界定。为了激发天线,使用了集总端口。图10示出了在480GHz下Vivaldi天线平面中的电场分布。衬底尺寸为917x667x4 μm^3 ,总面积约0.6 mm^2 。衬底材料为具有高介电常数、低导电性且 $\sigma > 1000 \Omega \cdot \text{cm}$ 的半导体材料,诸如Si和GaAs。下表提供了示例性亚太赫兹Vivaldi天线特性:

参数	单位	值	备注
衬底尺寸	μm^3	917 x 667 x 4	Si、GaAs (高介电常数材料)
金属层厚度	nm	80	Au

[0071] 图11示出了(a)在从240GHz开始到780GHz为止的频率下Vivaldi天线的远场定向辐射图案,以及(b)在480GHz下的对应的3D远场图案,其最大值在X方向(沿衬底的轴线),这就意味着这是单向天线。如图10和图11所示,馈线经由与扇形区端接的微带线激发圆形空间。能量自圆形共振区经由对称槽线达到指数函数图案。此外,在大部分的模拟频率范围内,Vivaldi天线的频率响应SWR显示出优于2:1的宽带阻抗匹配。印刷电路技术使这种类型的天线在亚太赫兹频率下具有成本效益。

[0072] Vivaldi天线的优点在于其适用于亚太赫兹频域内的超宽带信号的宽带特性、其使用常用PCB制作方法实现的轻松制造过程、以及其使用微带线建模方法实现的与馈线的轻松阻抗匹配。另外,还选择了Vivaldi天线,因为它允许在不造成不良影响的情况下集成长曲折延迟。

[0073] Vivaldi天线是一种相互作用的装置。它在无源模式下收集可被有源辐射的完全相同的频率。由于其非常宽的宽带特性,Vivaldi天线可接收240GHz–780 GHz范围外的信号。为了将天线灵敏度限于所期望的0.3THz–0.6THz范围,可在天线金属层上叠加二维光子晶体(18),如图12所示。下表中汇总了此类Vivaldi天线的示例性尺寸以及光子晶体的晶格常数:

参数	单位	值	备注
天线衬底	μm	4	Si、GaAs (高介电常数材料)
设备足迹面积	μm^2	917x667	
金属层厚度	nm	80	Au
叠加的Si厚度	μm	4	Si或GaAs
柱间距	μm	160	Au或Al

柱直径	μm	60	
柱高度	μm	4	

[0074] 图13示出了Vivaldi天线上的用于与本发明实施方案的PC-HEMT耦合的金属连接器(19)的位置。图14示意性地示出了用于生物特征认证且具有远程读出件的微电子传感器,该微电子传感器包括以下部件(这是单晶体管亚太赫兹解决方案):

- (a) 本发明实施方案的具有集成式Vivaldi天线的至少一个PC-HEMT(100);
- (b) 用于存储和处理亚太赫兹频域内的信号并且用于调制和解调射频(RF)信号的集成电路(101);
- (c) 用于生成脉冲型RF信号的 μ 脉冲发生器(102);
- (d) 连接到所述 μ 脉冲发生器(102)以放大从所述 μ 脉冲发生器获取的信号的集成式DC-RF电流放大器或锁定放大器(103);
- (e) 具有连接到放大器(103)的内置数字输入/输出卡以用于将接收的模拟信号转换成数字信号并将所述数字信号输出到微控制器单元的模数转换器(ADC)(104);
- (f) 所述微控制器单元(MCU)(105),用于处理接收的数字信号并将其转换成在用户界面或外部存储器中可读的数据;
- (g) 用于将所述微电子传感器无线连接到所述用户界面或外部存储器的无线连接模块(106)。

[0075] 图15示意性地示出了用于生物特征认证且具有远程读出件的微电子传感器,该微电子传感器包括以下部件(这是用于成像的基于DC/RF的亚太赫兹晶体管阵列解决方案):

- (a) 本发明实施方案的PC-HEMT的阵列(110),其中所述阵列中的每个PC-HEMT都具有集成式Vivaldi天线且连接到其专用电接触线;
- (b) 行多路复用器(107),其连接到所述阵列以用于对布置成行的多个所述晶体管(PC-HEMT)寻址、选择若干模拟或数字输入信号中的一个并将选择的输入信号转发到单条线中;
- (c) 列多路复用器(108),其连接到所述阵列以用于对布置成列的多个所述晶体管(PC-HEMT)寻址、选择若干模拟或数字输入信号中的一个并将选择的输入信号转发到单条线中;
- (d) 用于存储和处理亚太赫兹频域内的所述信号并且用于调制和解调射频(RF)信号的集成电路;
- (e) 用于生成脉冲型RF信号的 μ 脉冲发生器(102);
- (f) 连接到所述 μ 脉冲发生器(102)以放大从所述 μ 脉冲发生器获取的信号的集成式DC-RF电流放大器或锁定放大器(103);
- (g) 具有连接到放大器(103)的内置数字输入/输出卡以用于将接收的模拟信号转换成数字信号并将所述数字信号输出到微控制器单元的模数转换器(ADC)(104);
- (h) 所述微控制器单元(MCU)(105),用于处理接收的数字信号并将其转换成在用户界面或外部存储器中可读的数据;
- (i) 用于将所述微电子传感器无线连接到所述用户界面或外部存储器的无线连接模块(106)。

[0076] ADC卡(104)可为任何可(例如,从National Instruments[®]或LabJack[®])购买的合适的模数转换器数据记录卡。可选地,可通过在高于 10^4 的增益下使用 $1\text{M}\Omega$ 的小输入电阻以及在低于200的增益下使用仅 1Ω 的输入电阻,直接使用经由2DEG/2DHG沟道流入放大

器中的电流来操作电流放大器(103)。该布置可直接放大2DEG沟道中的源自外部身体电荷的电流调制。

[0077] 在一个具体的实施方案中,无线连接模块(106)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或配件与智能手机之间的无线通信。如果该模块是Wi-Fi模块,则与网络的连接可在最多200m的范围内建立,而GSM允许到云的全球通信。外部存储器可为移动装置(诸如智能手机)、台式计算机、服务器、远程存储设备、互联网存储设备或远程医学诊断云。

[0078] 在一些实施方案中,本申请的微电子传感器可用于基于云的生物特征认证的便携式长时工作解决方案。这些实施方案的便携式微电子传感器应具有非常小的功耗,从而节省电池寿命以延长使用。在这种情况下,优选将传感器电容性地连接到电路的非欧姆高电阻触点。非欧姆触点通过具有比2DEG/2DHG沟道的电阻高3-4倍的电阻来实际限制流过2DEG/2DHG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,非欧姆触点在本申请的传感器的一些实施方案中的使用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且仅在需要时切换无线连接的电池省电模式,来最大程度降低装置的功耗。

[0079] 在一些实施方案中,所述微电子传感器可集成在智能手表、智能手机或任何其他可用的个人小配件或可穿戴装置(包括但不限于手环、指环或耳环)中,无论是否与传感器界面有任何直接的皮肤接触。可以连接到智能手机的将电荷转换到所述传感器的金属底盘或电容敏感显示元件。本发明的传感器可替代智能手机锁内的指纹传感器。本发明的内置传感器能够感测信号并且将其传输到智能手机或者直接传输到生物特征认证云。当传感器接触身体、或在调用或形成接触时被激活时可以持续进行生物特征认证。所记录的相关生物特征数据随后传输到生物特征认证云并且可用于进一步处理。其也可以用在有车锁的汽车领域以及对驾驶员的生物活力血液动力学监测(困倦、心血管、压力等)。另外,本申请的微电子传感器可用于任何安全系统的生物特征认证芯片中,用于个人计算机、膝上型计算机、信用卡、任何身份识别卡片或标签中,用于自动柜员机、自动开门机、平开门机、挡板门或旋转闸门中。

[0080] 在一些实施方案中,一种用于对用户进行生物特征认证的方法包括以下步骤:

(1) 将用户身体上的单个传感位点与实施方案的微电子传感器接触,或者将所述传感器芯片以远离用户身体的方式放置在某个空间中,并在调用或形成接触时激活所述传感器芯片;

(2) 使用微电子传感器随时间推移记录从用户身体接收的为微电子传感器的源-漏电流(I_{DS} 动态)形式的电信号,并且/或者随时间推移测量微电子传感器的 S_{11} - S_{12} 参数(S_{11} - S_{12} 动态);

(3) 将所记录的信号从微电子传感器传输到外部存储器以供进一步处理;以及

(4) 将所传输的信号转换成数字信号并在外部存储器中处理数字信号,将所述 I_{DS} 动态和/或 S_{11} - S_{12} 动态与存储在外部存储器中的用户的预校准生物特征数据相比较,从而对用户进行生物特征认证。

[0081] 总之,使本发明实施方案的传感器尤其有用和独特的是,将PC-HEMT和Vivaldi天

线组合到单一晶体管中。人体外分泌腺汗管的螺旋结构以及人体皮肤的介电特性暗示,它们的电磁(EM)特性可能与螺旋天线阵列的那些电磁特性相似。为了检验该假设的启示,执行了100-450GHz频率范围内的数值模拟。此外,还执行了一系列初始测量,并将从人体主体的皮肤测得的反射频谱与模拟结果进行比较。模拟模型由三层皮肤模型(真皮、表皮和角质层)、层间的大致边界以及嵌入在表皮中的螺旋汗管组成。通过模拟获得的频谱响应与天线理论的分析预测一致并且支持了汗管确实能够被视为螺旋天线的假设。

[0082] 来自人体皮肤的频谱测量结果被发现与轴向模附近的模拟结果有着良好的一致性。该响应的量级被发现是取决于汗液在这些频率下的导电性,但与类似于天线的模式相关的现象和频率的分析被发现是与该参数无关的。此外,反射电磁场的圆二色性是此类天线的特征性特性。汗管的螺旋结构对高于200GHz的频率下的反射信号具有最强影响,其中汗管的波长和尺寸则是相当的。具体地讲,最强的频谱响应(如通过模拟计算所得以及实验测量所得那样)被发现是在螺旋结构的轴向模的预测频率(380GHz)周围。

[0083] 实验还证明,除1-20THz之间的黑体辐射之外,人体还从汗管主动放射亚太赫兹(0.1-1THz)辐射。因此,汗管辐射可准确地反映个体的生物特征图案。汗管一直以不受出汗过程影响的方式放射,因为它们始终充装有人体电解液。由于每个人都有他/她自己的亚太赫兹频谱和他/她自己的汗管空间皮肤表面图案,因此利用这种独特的亚太赫兹图案,就可能做到记录每个人的非常独特的频谱和空间汗管图案,然后以前所未有的精度进行身份认证。

[0084] 根据实施方案的传感器芯片的Vivaldi天线从汗管无源接收这些在大约200-800GHz范围内的亚太赫兹信号。通过施加任何类型的额外等离子滤波器结构,可以将频率精确地调整为所选频率。其检测原理是基于PC-HEMT 2DEG沟道内通过Vivaldi形栅极天线实现的DC模式下的电流调制的场效应。一旦用户触摸传感器或以相对较短的距离(在几厘米的范围内)接近传感器,Vivaldi形栅极天线就会立即并强力地将亚太赫兹辐射的电场强度集中在对电荷超级敏感的2DEG沟道上方的一个非常小的区域,从而通过累积效应影响其在DC模式下的电导率。。

[0085] 传感器的 S_{11} - S_{12} 参数也可以利用亚太赫兹辐射的击打效应在1-60GHz的射频下测量。通过检测皮肤的空间亚太赫兹场分布,可以使用包含10-10,000个亚太赫兹像素的阵列。

[0086] 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,随附的权利要求书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。

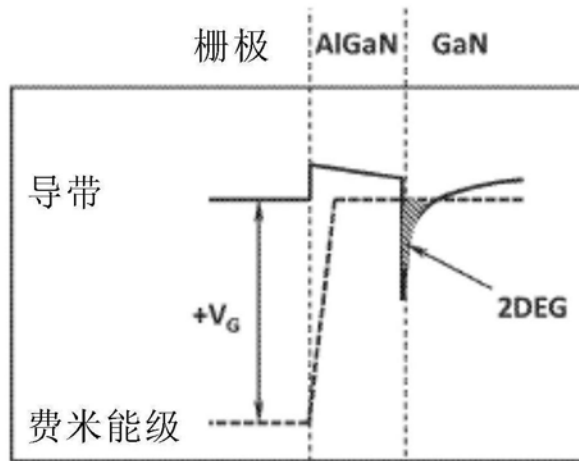


图 1a
 $V_G \gg V_T$

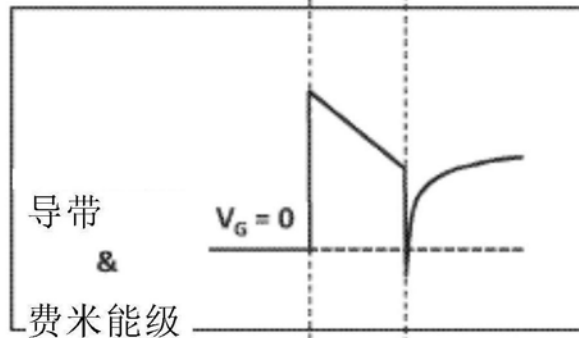


图 1b
 $V_G = 0$
 $V_G > V_T$

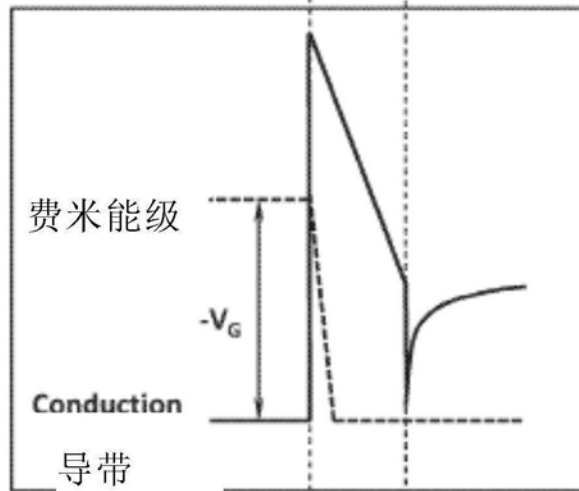


图 1c
 $V_G \ll V_T$

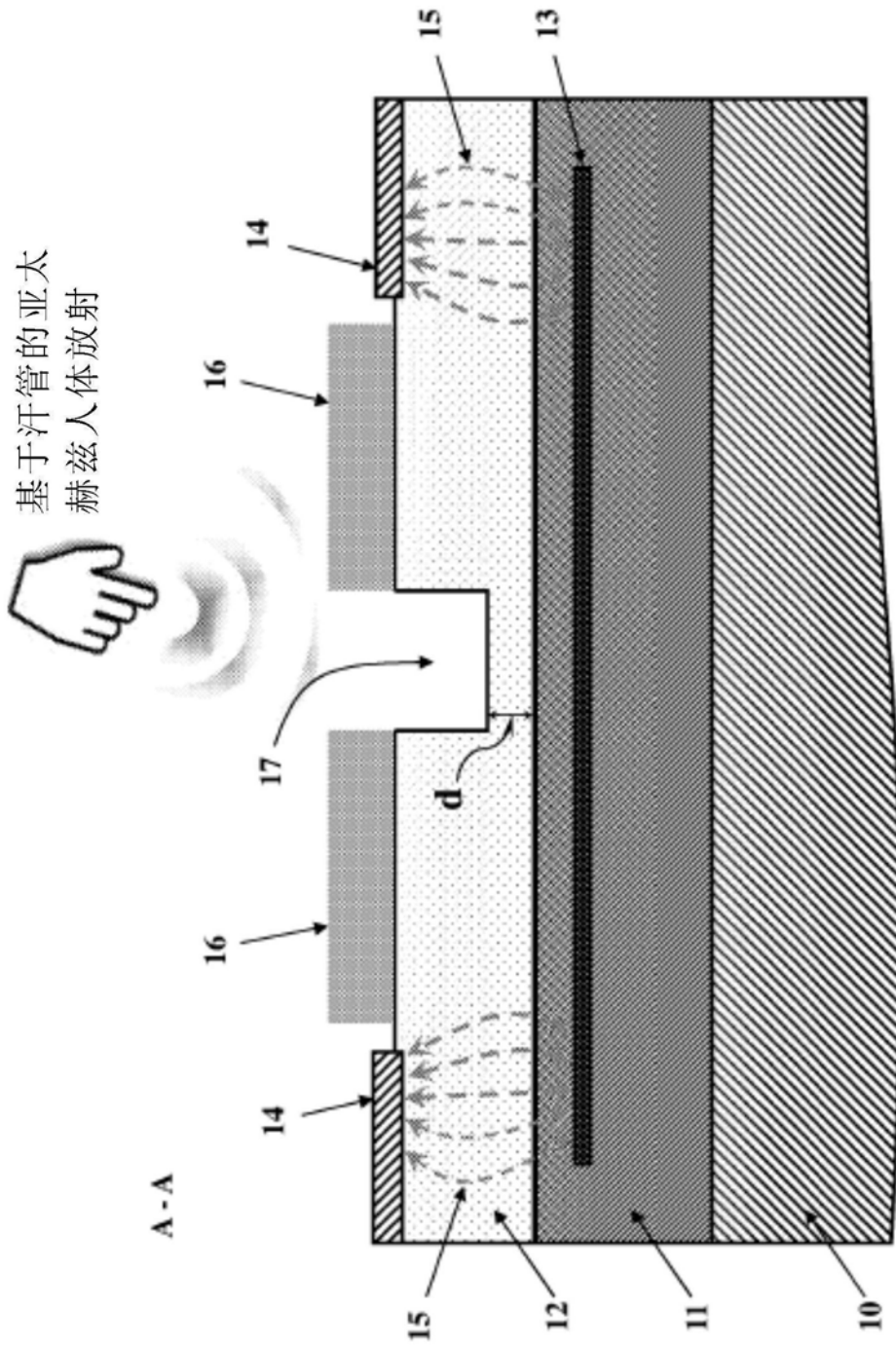


图2

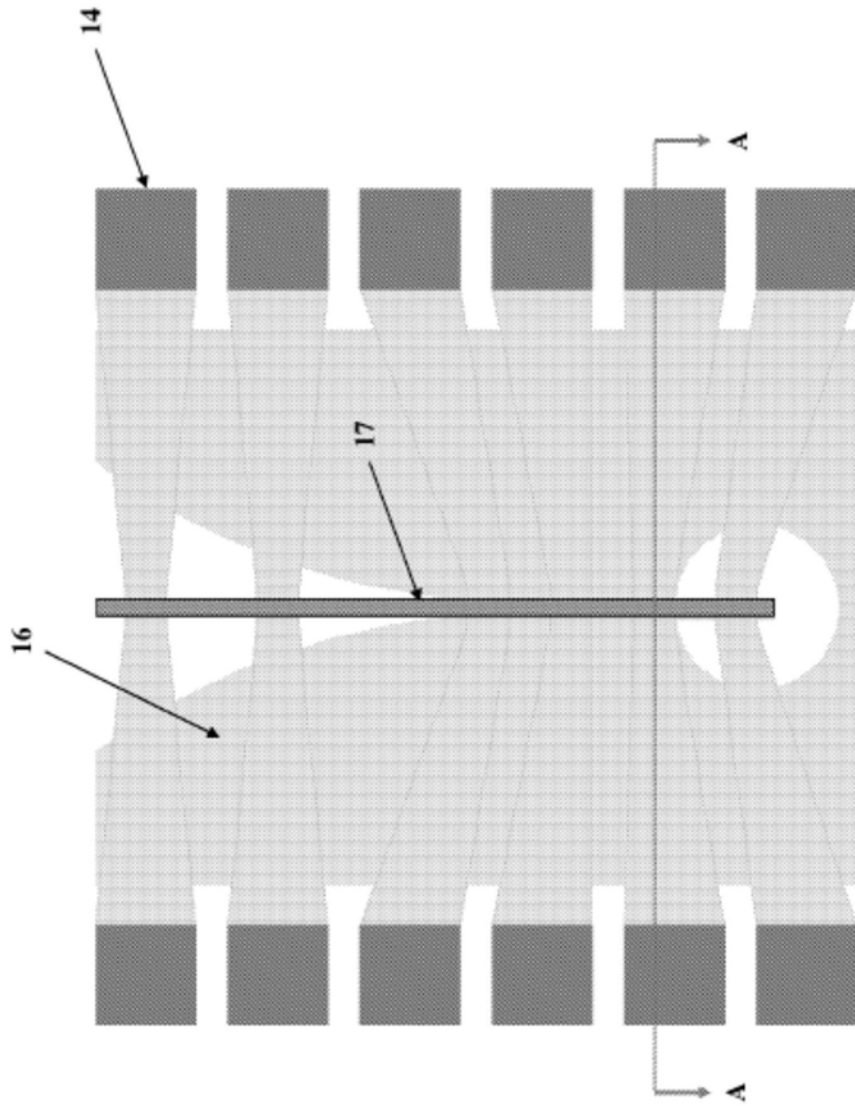


图3

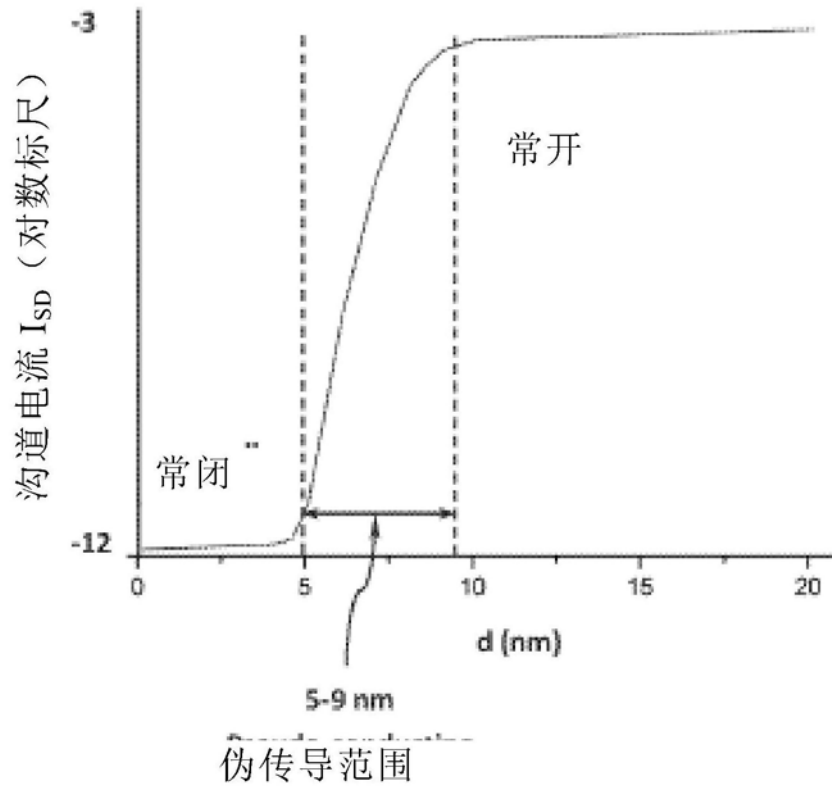


图4a

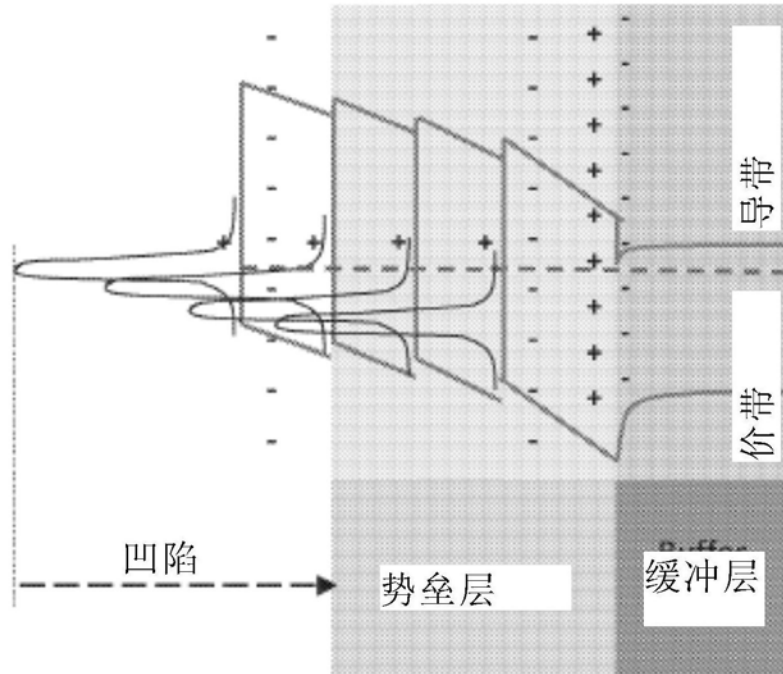


图4b

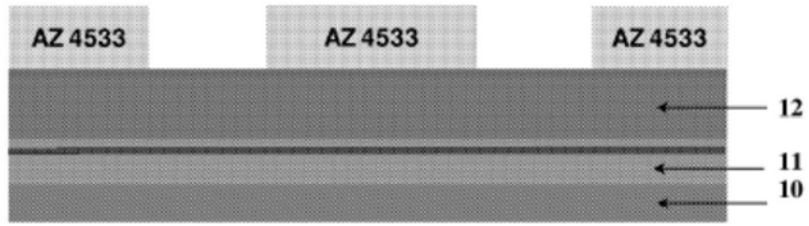
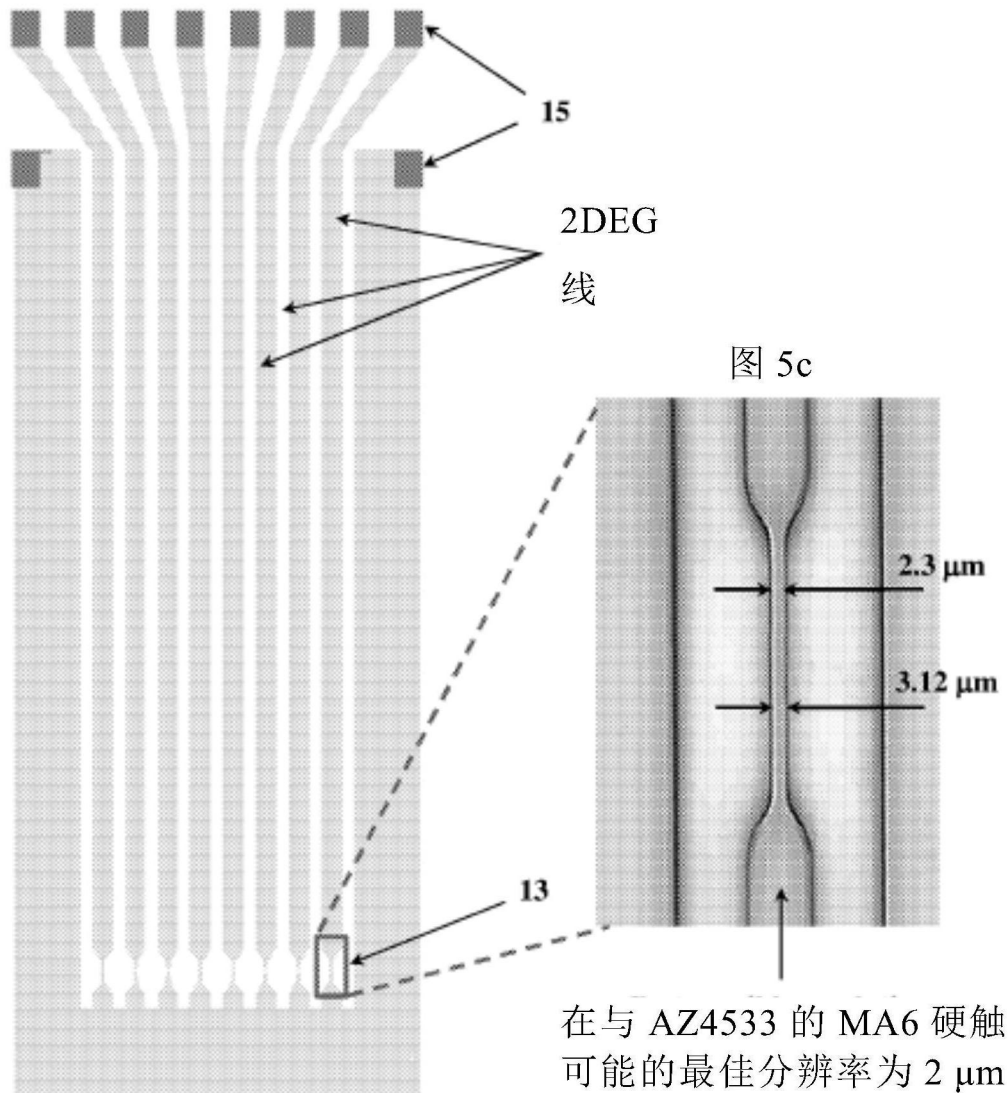


图5a

图 5b



在与 AZ4533 的 MA6 硬触点可能的最佳分辨率为 $2\ \mu\text{m}$

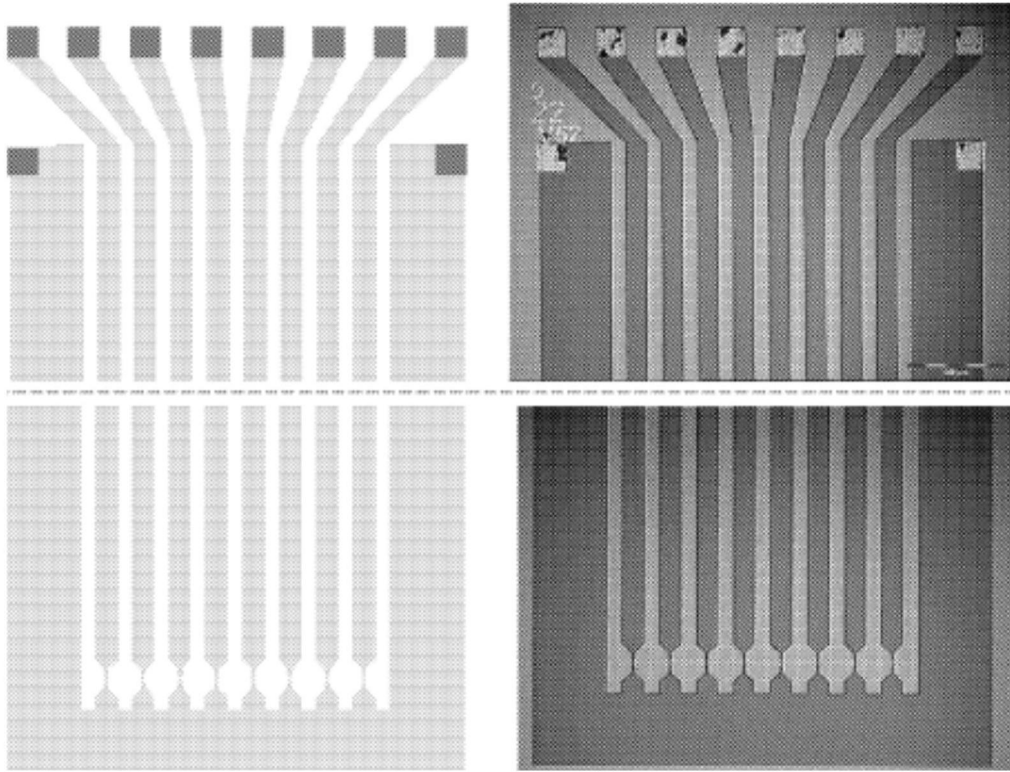


图 5d

图 5e

25 x 25 mm² 样本上的对准精度为±2 μm

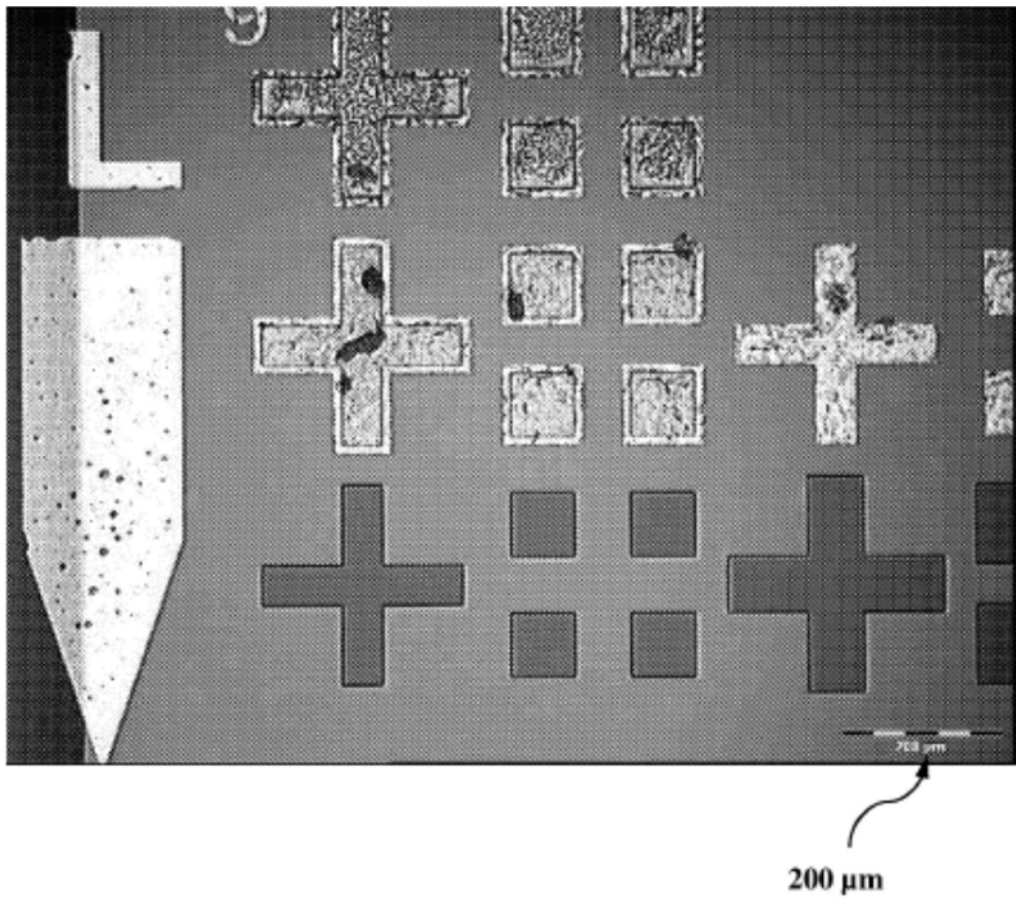


图5f

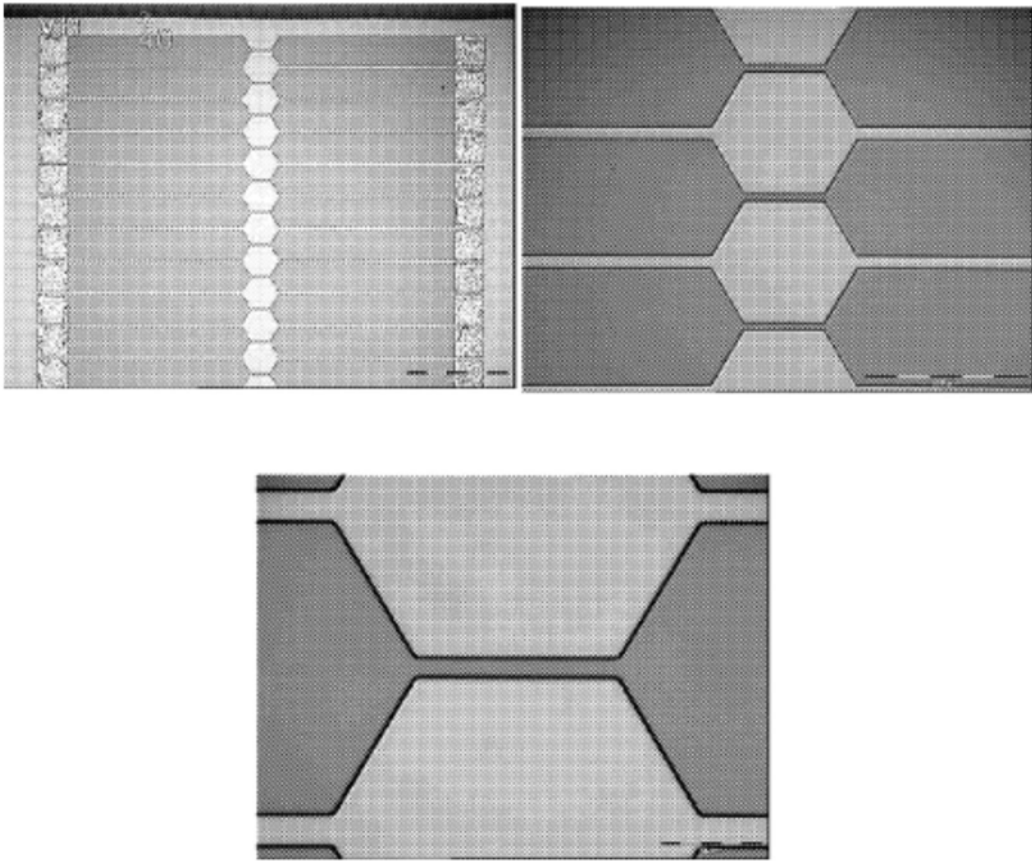


图5g

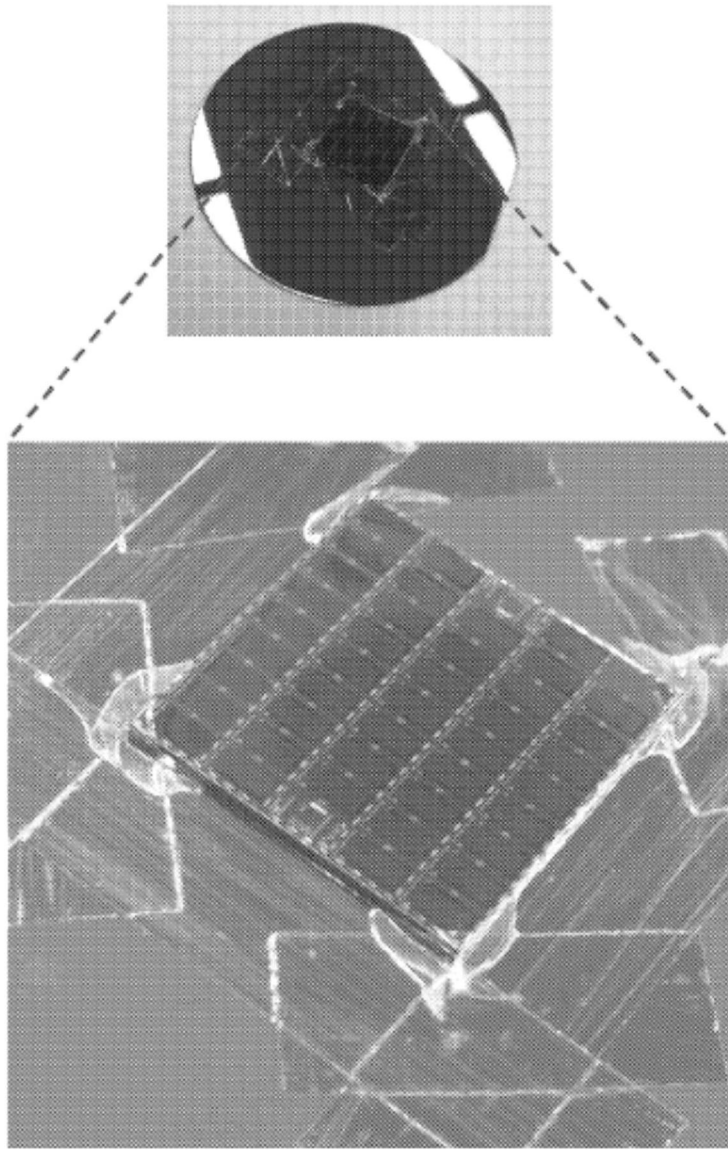


图5h

显影后的 AZ4533，准
备用于离子注入

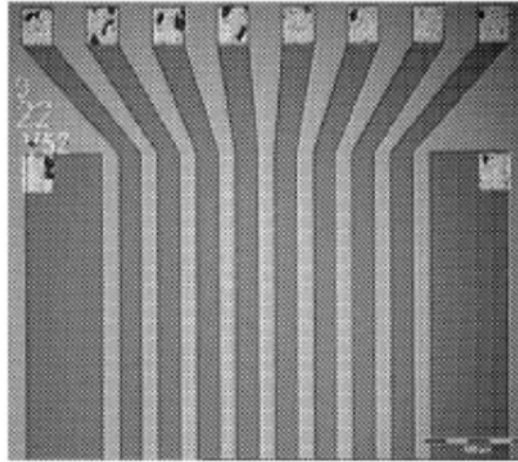


图5i

在去除抗蚀剂后通过离子
注入被图案化的 2DEG 沟道

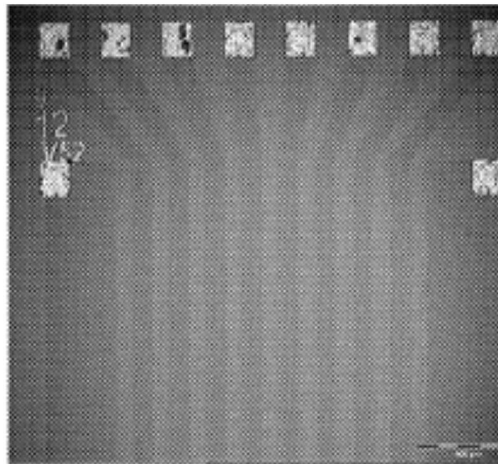
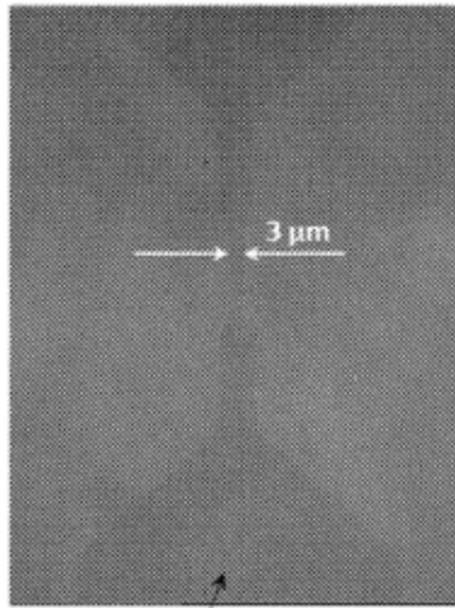


图5j



包含 2DEG 导电沟道的可见的非注入区（深色）

图5k

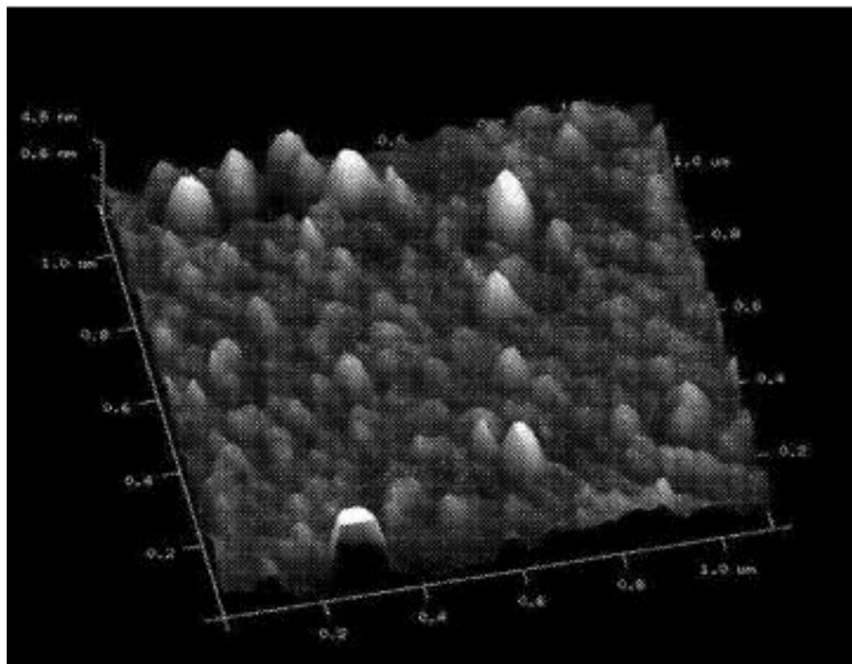


图6a

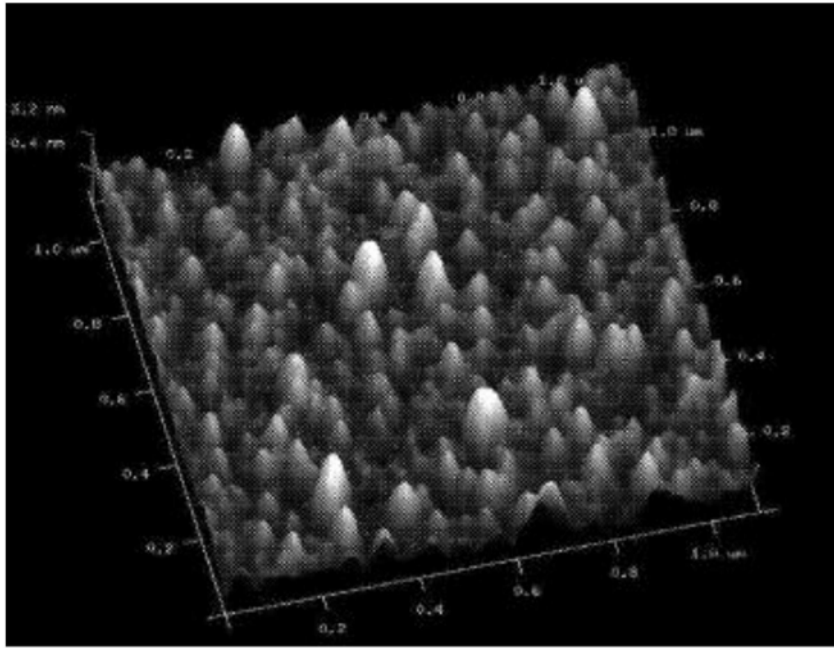


图6b

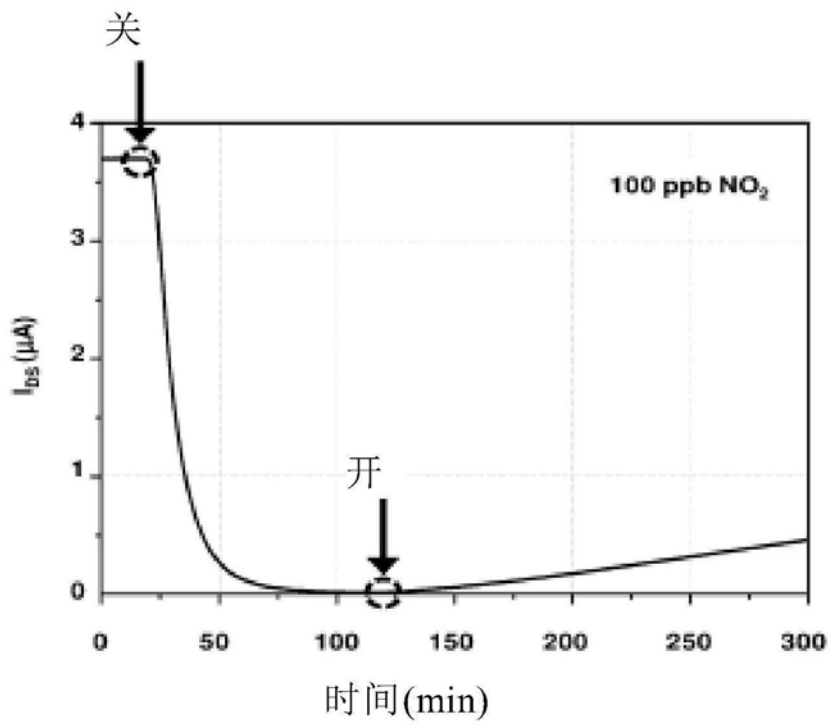


图6c

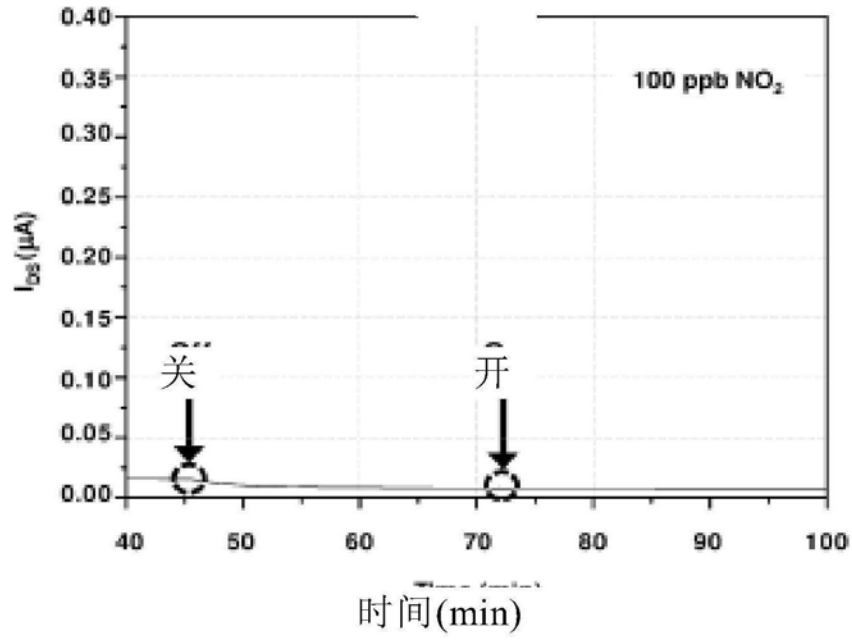


图6d

Ga 面极性

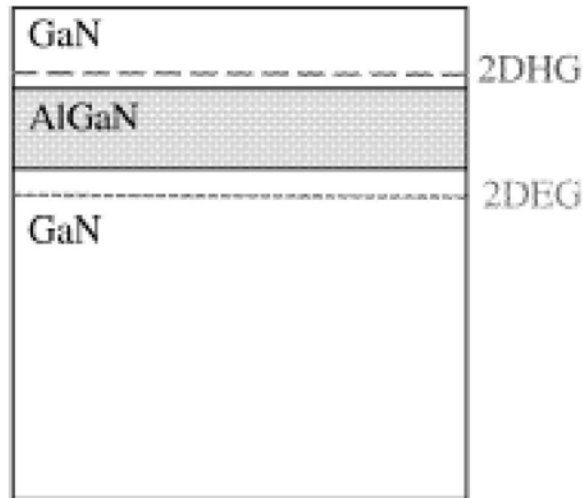


图7a

N 面极性

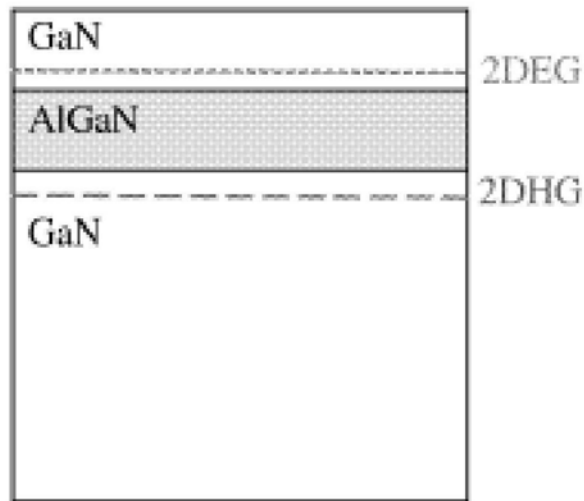


图7b

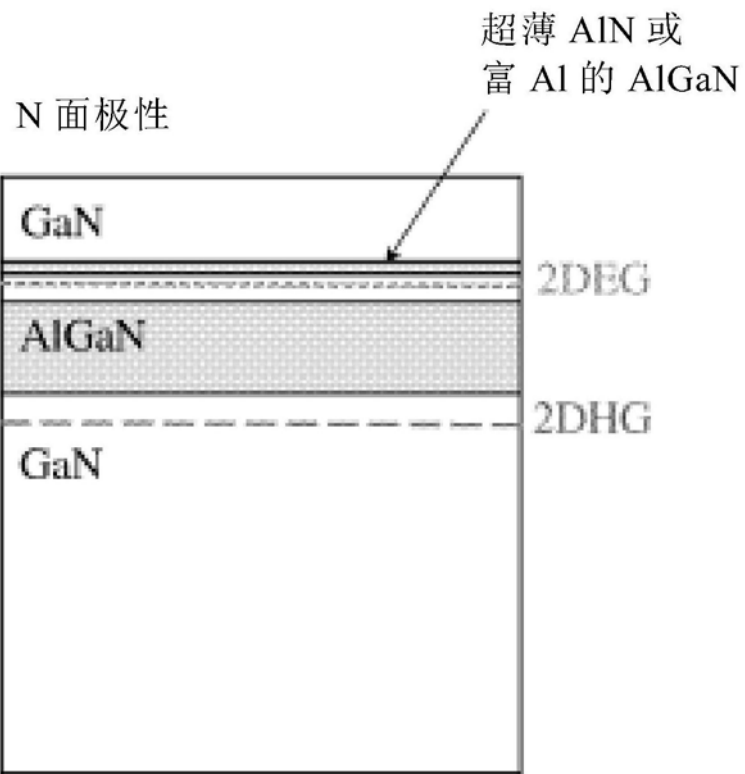


图8

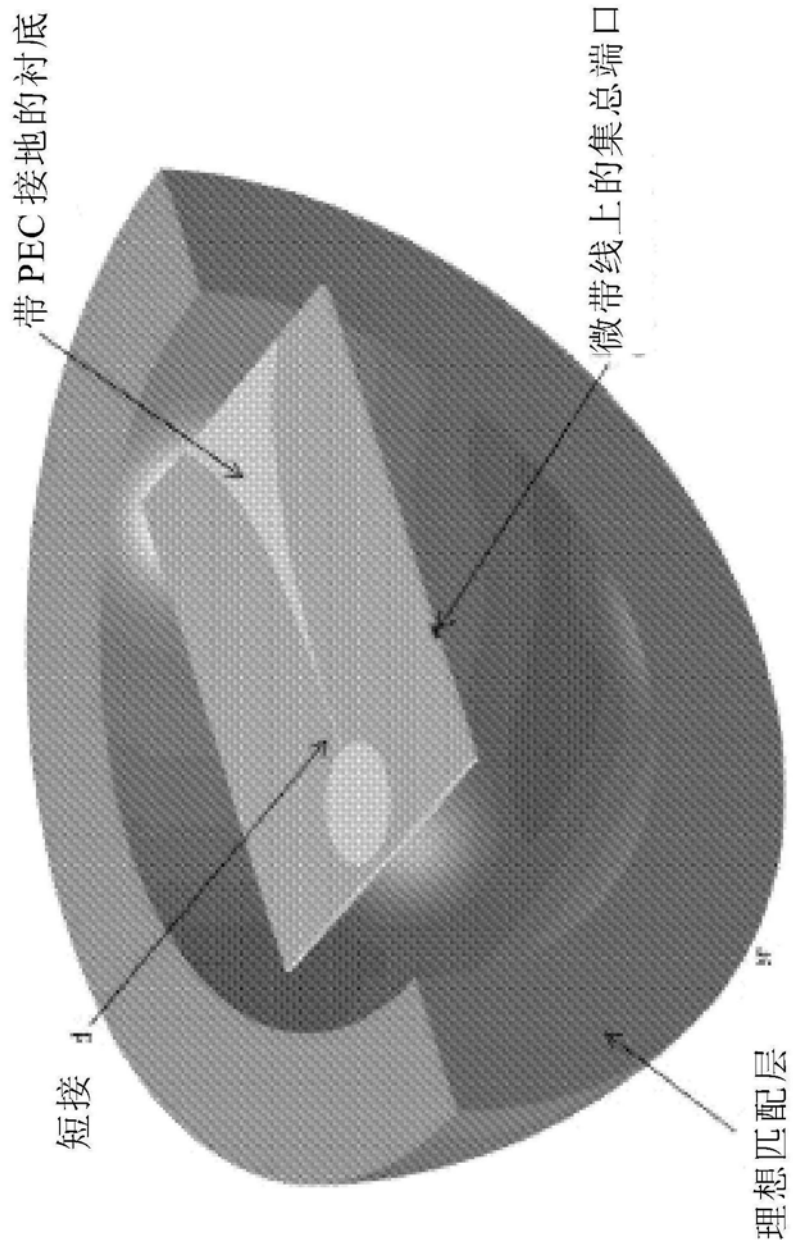


图9

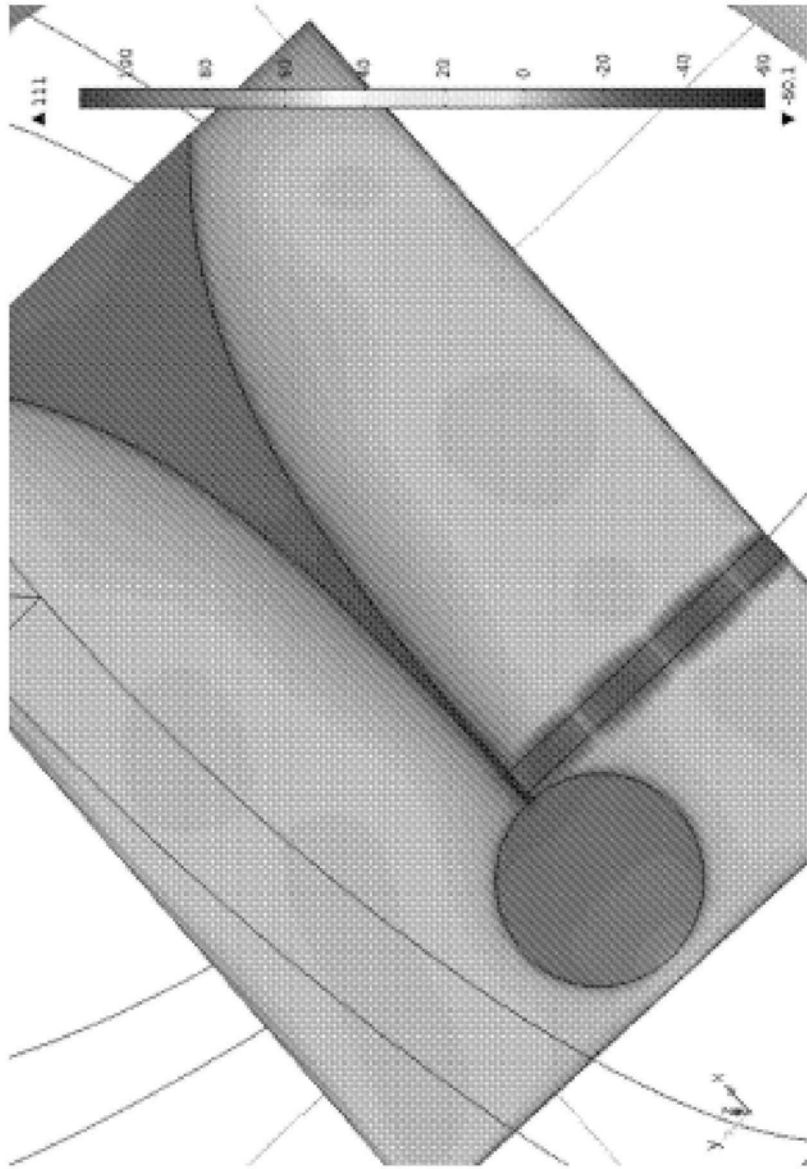


图10

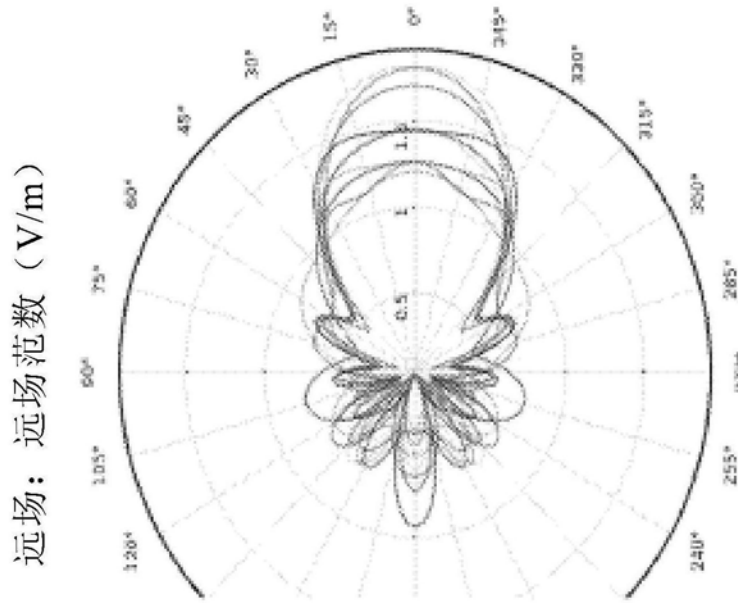


图11a

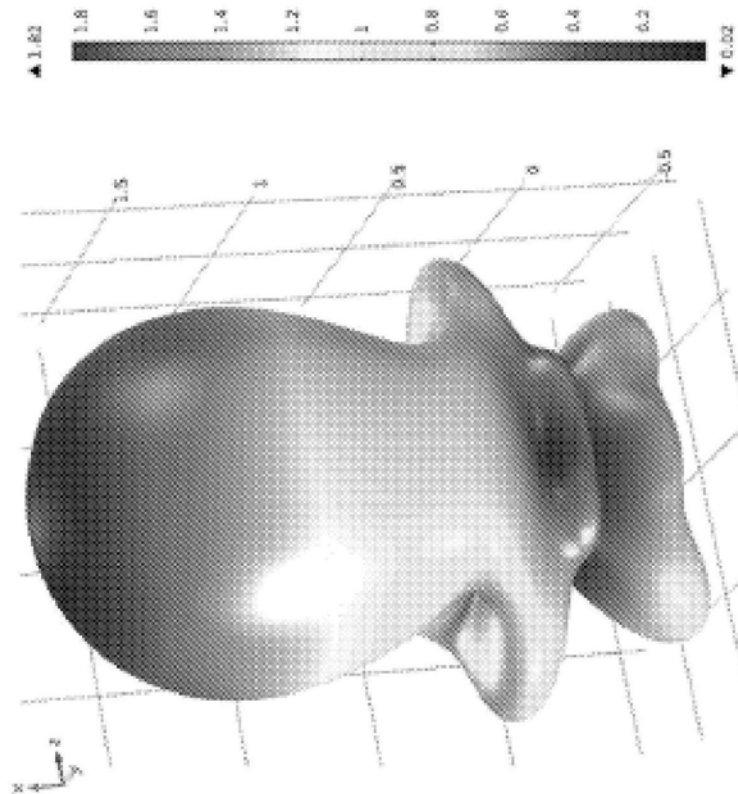


图11b

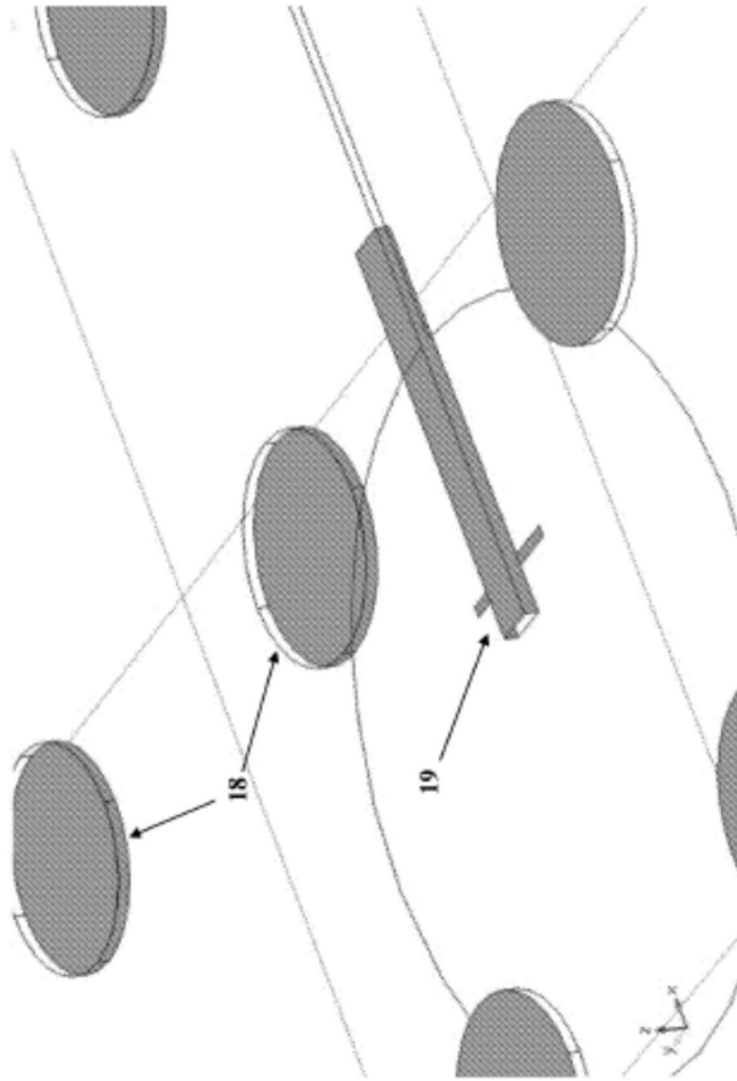


图13

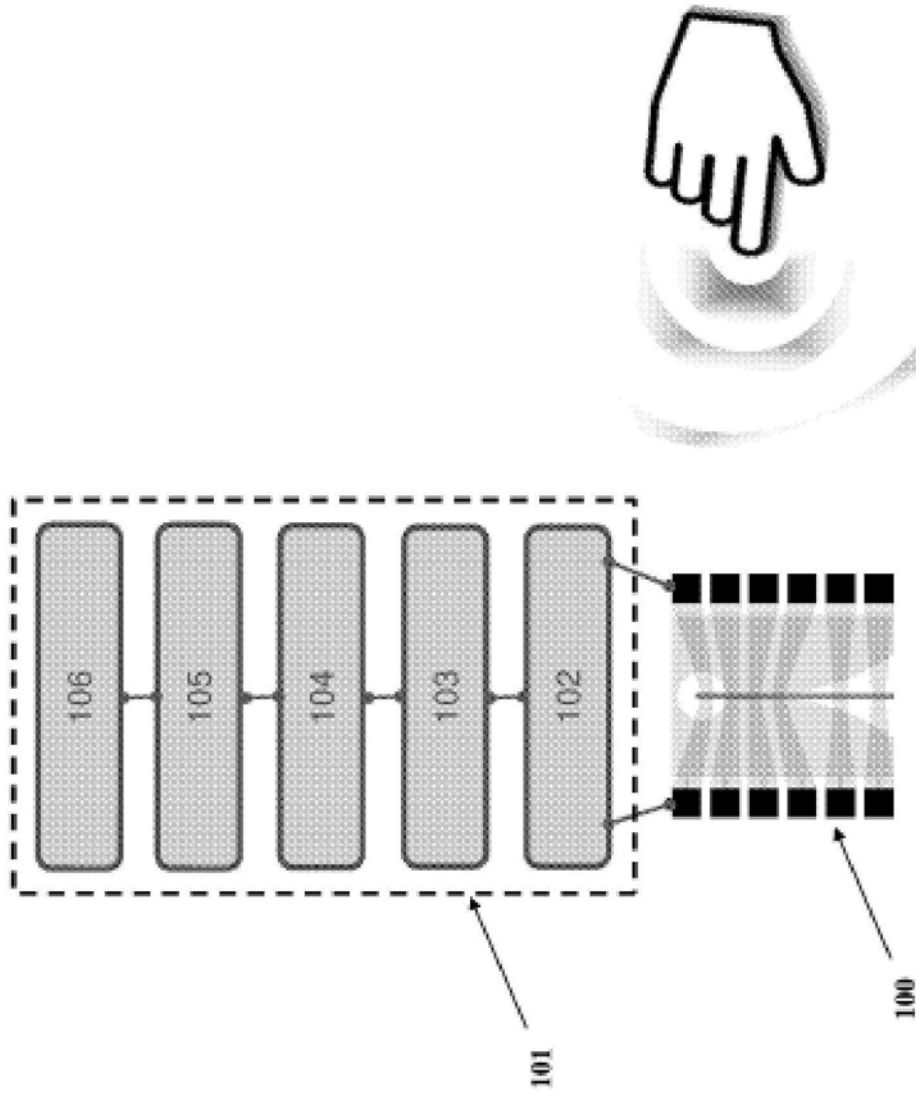


图14

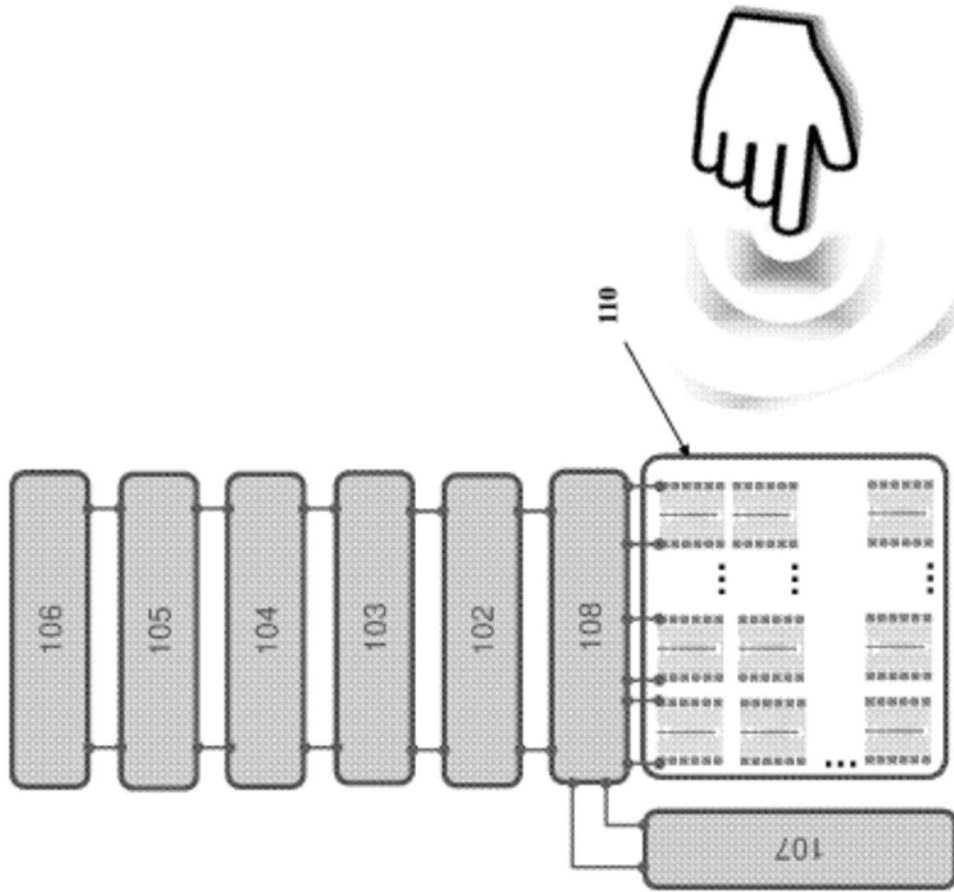


图15

专利名称(译)	用于生物特征认证的微电子传感器		
公开(公告)号	CN111095792A	公开(公告)日	2020-05-01
申请号	CN201880057310.3	申请日	2018-09-05
发明人	阿亚尔·拉姆 瓦利德-迈德哈特·姆尼夫		
IPC分类号	H03F3/193 H01L29/423 A61B5/05 A61B5/145 H01L31/112 A61B5/00 A61B5/1172 A61B5/117		
CPC分类号	A61B5/0022 A61B5/0507 A61B5/117 A61B5/6802 A61B2562/0228 A61B2562/028 A61B2562/043 A61B2562/12 G16H40/67 H01L29/42316 H01L29/7781 H01L29/7783 H01L29/7786 H01L31/112		
代理人(译)	顾一明		
优先权	62/554098 2017-09-05 US		
外部链接	Espacenet SIPO		

摘要(译)

本发明提供一种用于对用户进行生物特征认证的微电子传感器，所述微电子传感器基于开栅伪导电高电子迁移率晶体管与安装在所述晶体管开栅区中的Vivaldi天线的组合。所述传感器能够传感由用户身体产生的亚太赫兹辐射，并且包括由交替堆叠的GaN/AlGaIn单晶或多晶半导体材料层构成的异质结结构、以及包含形成在GaN/AlGaIn层之间的界面处的二维电子气(2DEG)或二维空穴气(2DHG)的导电沟道。当源极触点与漏极触点之间开栅区中顶部凹陷层(GaN或AlGaIn)的厚度为5-9nm并且该顶层的表面粗糙度为约0.2nm或更小时，实现所述传感器的最高灵敏度。

