



(43)申请公布日 2020.08.14

权利要求书1页 说明书4页 附图2页

1.全面屏集成脉搏传感器,包括设置于电子产品上的显示面板,其特征在于,还包括位于所述显示面板上方或下方的传感器层,所述传感器层包括硅锗纳米线径向结、量子点层以及透明底电极;所述显示面板设置有正常显示区域和脉搏传感器阵列区;所述硅锗纳米线径向结呈阵列分布于所述量子点层上方的所述透明底电极上,所述透明底电极与电子产品的锁相放大器连接。

2.根据权利要求1所述的全面屏集成脉搏传感器,其特征在于:

当所述传感器层位于所述显示面板上方时,所述量子点层设置在所述显示面板和透明底电极之间;

当所述传感器层位于所述显示面板下方时,所述量子点层位于电子产品的背光模组和透明底电极之间。

3.根据权利要求1所述的全面屏集成脉搏传感器,其特征在于:所述的量子点层为PbS、PbSe、PbTe、InAs/ZnCdS或InAs/InP/ZnSe,其量子点吸收波长在300~800纳米,发光波长在800~830纳米。

4.根据权利要求1所述的全面屏集成脉搏传感器,其特征在于:所述透明底电极材料为ITO玻璃或AZO玻璃。

5.根据权利要求1所述的全面屏集成脉搏传感器,其特征在于:所述硅锗纳米线径向结为pin硅锗径向结结构,其中p层为掺硼非晶硅,i层为非晶硅锗,n层为掺磷非晶硅。

6.根据权利要求1所述的全面屏集成脉搏传感器,其特征在于:还包括设置于所述硅锗纳米线径向和透明底电极之间的透明封装层,所述透明封装层为PDMS、PMMA或硅胶。

7.一种全面屏集成脉搏传感器的制备方法,其特征在于,包括以下步骤:

步骤a:在透明底电极上光刻出阵列化传感区域;

步骤b:在所述阵列化传感区域淀积厚度为4纳米金属锡层;

步骤c:将所述沉淀有锡层的透明底电极放入PECVD反应炉中,350℃条件下通氢气使锡缩球作为催化剂引导纳米线生长;

步骤d:将所述PECVD反应炉升温至纳米线生长温度,同时通入氢气、硅烷、硼烷生长p型硅纳米线;

步骤e:将PECVD反应炉降温至非晶硅淀积温度,同时通入氢气、硅烷、锗烷,淀积本征非晶硅锗层;

步骤f:保持淀积温度,通入氢气、硅烷、磷烷,淀积n型非晶硅层;

步骤g:用封装胶将传感器阵列区域封装;

步骤h:将量子点涂于透明底电极的下方。

8.根据权利要求7所述的全面屏集成脉搏传感器的制备方法,其特征在于:在步骤a中,所述阵列化传感区域的阵列设置为50~100微米边长的方块阵列,所述方块间间隔至少100微米。

9.根据权利要求7所述的全面屏集成脉搏传感器的制备方法,其特征在于:在步骤e中,所述非晶硅锗层的淀积厚度为80~100纳米。

10.根据权利要求7所述的全面屏集成脉搏传感器的制备方法,其特征在于:在步骤f中,所述n型非晶硅层的厚度为5~10纳米。

全面屏集成脉搏传感器及制备方法

技术领域

[0001] 本发明涉及一种适用于手机全面屏集成的测量脉搏信号的传感器,更具体的说是使用硅锗纳米线径向结薄膜以及近红外量子点,将手机可见光变成近红外光投射于皮肤,采集近红外反射光搜集脉搏信息的传感器。

背景技术

[0002] 如今,随着手机制造业的发展,全面屏手机已经成为主流趋势,各大厂商都在追求接近100%的高屏占比,各种各样屏下技术随之蓬勃发展。通行的脉搏传感器一般有压电、压阻、光电等几大类。压电、压阻和柔性可穿戴器件结合较多,但难以集成于手机屏幕。传统的光电脉搏传感器需要红外二极管发射红外线,采集经过肌体的透射光,需要额外的红外光源以及采集传感器,也无法与平面手机屏幕很好的结合。

[0003] 硅锗纳米线径向结技术是一种制备薄膜光电器件的技术,成本低,可以制备微型薄膜器件,并且在近红外波段有较高的吸收效率。近红外650-1450 nm也是生物体的一个透光窗口,有利于光穿透皮肤组织。现代量子点技术在近红外生物应用方面有很大发展,可以将可见光转成近红外光,不用外加红外光源。

[0004] 如何实现屏下脉搏传感器的设计,即将脉搏传感器集成于屏幕上,且不影响手机的显示功能,当用户把传感部位贴于脉搏附近皮肤上就可以采集脉搏数据及了解实时的身体状况,是目前急需解决的技术问题。

发明内容

[0005] 发明目的:针对现有技术中存在的问题与不足,本发明提供一种适用于手机全面屏集成的测量脉搏信号的传感器,制备简单、容易集成、灵敏度高且不影响手机正常功能。

[0006] 技术方案:一种全面屏集成脉搏传感器,包括设置于电子产品上的显示面板,其特征在于,还包括位于所述显示面板上方或下方的传感器层,所述传感器层包括硅锗纳米线径向结、量子点层以及透明底电极;所述显示面板设置有正常显示区域和脉搏传感器阵列区;所述硅锗纳米线径向结呈阵列分布于所述量子点层上方的所述透明底电极上,所述透明底电极与电子产品的锁相放大器连接。

[0007] 当所述传感器层位于所述显示面板上方时,所述量子点层设置在所述显示面板和透明底电极之间;当所述传感器层位于所述显示面板下方时,所述量子点层位于电子产品的背光模组和透明底电极之间。

[0008] 本发明进一步限定的技术方案为:所述的量子点层为PbS、PbSe、PbTe、InAs/ZnCdS或InAs/InP/ZnSe,其量子点吸收波长在300~800nm,发光波长在800~830nm。

[0009] 作为优选,所述透明底电极材料为ITO玻璃或AZO玻璃。

[0010] 作为优选,所述硅锗纳米线径向结为pin硅锗径向结结构,其中p层为掺硼非晶硅,i层为非晶硅锗,n层为掺磷非晶硅。

[0011] 作为优选,还包括设置于所述硅锗纳米线径向和透明底电极之间的透明封装层,

所述透明封装层为PDMS、PMMA或硅胶。

[0012] 本申请还涉及一种全面屏集成脉搏传感器的制备方法,其特征在于,包括以下步骤:

步骤a:在透明底电极上光刻出阵列化传感区域;

步骤b:在所述阵列化传感区域淀积厚度为4nm金属锡层;

步骤c:将所述沉淀有锡层的透明底电极放入PECVD反应炉中,350℃条件下通氢气使锡缩球作为催化剂引导纳米线生长;

步骤d:将所述PECVD反应炉升温至纳米线生长温度,同时通入氢气、硅烷、硼烷生长p型硅纳米线;

步骤e:将PECVD反应炉降温至非晶硅淀积温度,同时通入氢气、硅烷、锗烷,淀积本征非晶硅锗层;

步骤f:保持淀积温度,通入氢气、硅烷、磷烷,淀积n型非晶硅层;

步骤g:用封装胶将器件封装;

步骤h:将量子点涂于透明底电极的下方。

[0013] 作为优选,在步骤a中,所述阵列化传感区域的阵列设置为50~100微米边长的方块阵列,所述方块间间隔至少100微米。

[0014] 作为优选,在步骤e中,所述非晶硅锗层的淀积厚度为80~100纳米。

[0015] 作为优选,在步骤f中,所述n型非晶硅层的厚度为5~10纳米。

[0016] 有益效果:与现有技术相比,本发明通过制备硅锗纳米线径向结薄膜来采集信号,脉搏传感器器件十分微小,并且阵列化分布于屏幕中,不影响屏幕显示的同时,还能搜集足够的信息,拓展手机的功能,适应全面屏的发展潮流。采用量子点作为红外光光源,不需要额外集成红外二极管,结构轻便,集成度高。所采用的硅锗径向结在生物机体的近红外波段窗口有很好的吸收效率,可以较为精确地测量。

附图说明

[0017] 图1为本发明实施例1中脉搏传感器原理示意图;

图2本发明实施例1中硅锗纳米线制备流程图;

图3本发明实施例1中硅锗纳米线径向结结构示意图和SEM图;

图4为现有商业脉搏传感器和本实施例硅锗脉搏传感器的信号对比图。

[0018] 图5为本发明实施例2中脉搏传感器结构示意图。

具体实施方式

[0019] 下面结合附图和具体实施例,进一步阐明本发明。

[0020] 实施例1

如图1所示,本实施例提供了一种全面屏集成脉搏传感器,主要集成于手机上,包括显示面板、量子点层、透明底电极、硅锗纳米线径向结及透明封装层。所述显示面板设置有正常显示区域和脉搏传感器阵列区;所述量子点层设置在所述脉搏传感器阵列区对应的显示面板上方,所述硅锗纳米线径向结呈阵列分布于所述量子点层上方的所述透明底电极上,所述透明底电极与手机的锁相放大器器连接,所述透明封装层将所述量子点层和硅锗纳米

线径向结阵列封装固定。

[0021] 本实施例脉搏传感器的测量原理为：显示面板为脉搏传感器提供光源，手机显示面板所发的光经过量子点转为近红外光照射于脉搏皮肤，然后反射光被硅锗纳米线径向结收集。脉搏时脉搏附近皮肤会发生震动，反射光在原本入射频率中会携带有脉搏信息。通过手机本身的锁相放大器，比较入射光和反射光的频率，如图4所示，能读取相应的脉搏信号。

[0022] 本实施例还提供了上述全面屏集成脉搏传感器的制备方法，主要包括以下步骤：

a)、在透明电极上光刻出阵列化传感区域；脉搏传感器呈阵列化排列，通过光刻法制备阵列化有50~100微米的方块镂空的掩模，镂空掩模之间间隔100微米；

b)、使用热蒸发在步骤a) 镂空掩模上热蒸发厚度4nm金属锡层；

c)、将所述淀积金属锡层的透明底电极放入PECVD反应炉中，350℃以及30pa压强条件下通氢气使金属锡缩球作为催化剂引导纳米线生长，如图2(a)所示；

d)、将PECVD反应炉升温至纳米线生长温度520℃，通入氢气、硅烷、硼烷生长p型硅纳米线，如图2(b)所示；

e)、将PECVD反应炉降温至非晶硅淀积温度260℃，通入氢气、硅烷、锗烷，淀积本征非晶硅锗层；

f)、保持淀积温度，通入氢气、硅烷、磷烷，淀积n型非晶硅层；如图2(c)所示；

g)、用封装胶将器件封装；

h)、将量子点涂于透明底电极下方与显示面板中间。

[0023] 优选地，本实施例中的透明底电极选用ITO玻璃或AZO玻璃。

[0024] 优选地，步骤e中，非晶硅锗淀积厚度为80~100纳米。

[0025] 优选地，步骤f中，n型非晶硅层厚度为5~10纳米。

[0026] 优选地，步骤g中，封装胶可以是PDMS、PMMA或硅胶。

[0027] 优选地，步骤h中，量子点可选用PbS、PbSe、PbTe、InAs/ZnCdS、InAs/InP/ZnSe等近红外量子点。

[0028] 图3(a)和 3(b)分别为经上述步骤所制备的硅锗纳米线径向结截面图及SEM表征图，里层纳米线部分为p极，外层非晶硅为n极，中间是本征非晶硅锗层，光电子在中间本征层被搜集。

[0029] 除了纳米线，本实施例所述结构采用了量子点作为可见光向近红外的转换层。优选地，可以使用PbS(粒径9.5-10.5nm)、PbSe(粒径7-12)、InAs/ZnCdS(粒径10nm)、InAs/InP/ZnSe(粒径15.9nm)，选择的量子点需要吸收300-800nm的可见光，发光波长在800~830nm。

[0030] 如图4所示，硅锗纳米线器件所测的脉搏信号图4(b)和商业购买的信号图4(a)灵敏度十分接近，可以用作检测身体状况的参考数据。

[0031] 实施例2

本实施例结构基本上与实施例相同，不同之处在于：本实施例中的显示面板位于硅锗纳米线径向结及透明封装层的上方，量子点层位于透明底电极和电子产品的背光模组之间，如图5所示。其制备方法在实施例1的制备方法基础上做相应的调整。

[0032] 以上所述仅是本发明的优选实施方式，应当指出，对于本技术领域的普通技术人

员来说,在不脱离本发明原理的前提下,还可以作出若干改进,这些改进也应视为本发明的保护范围。

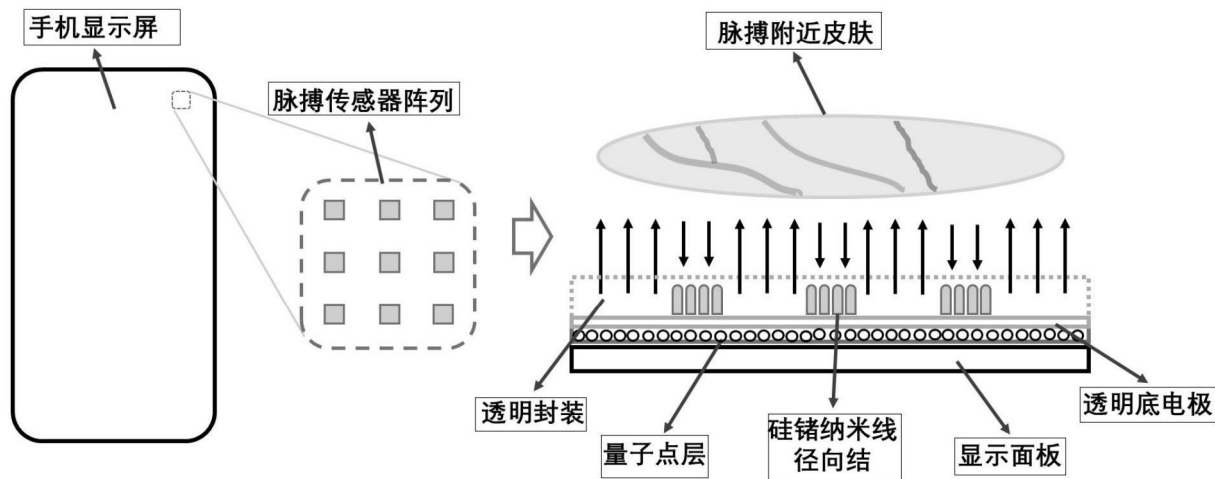


图1

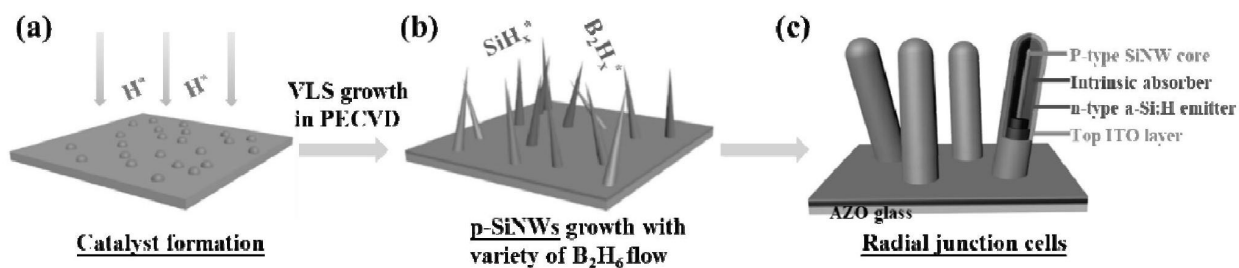


图2

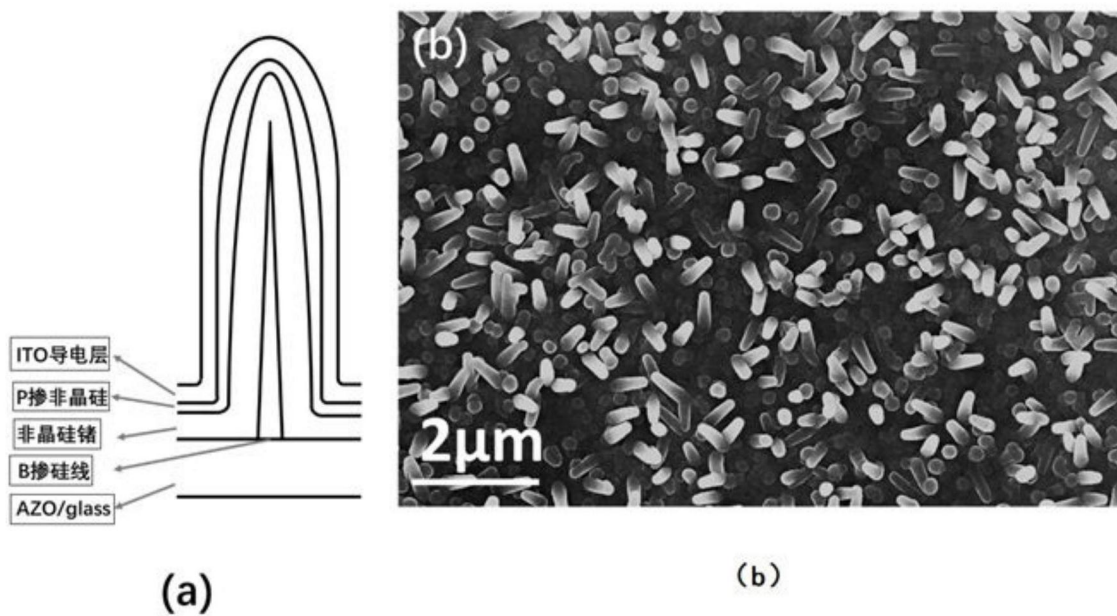


图3

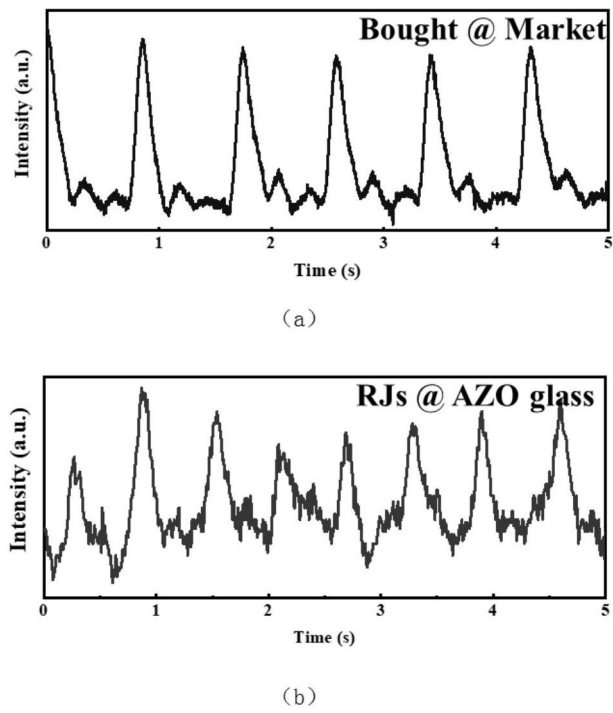


图4

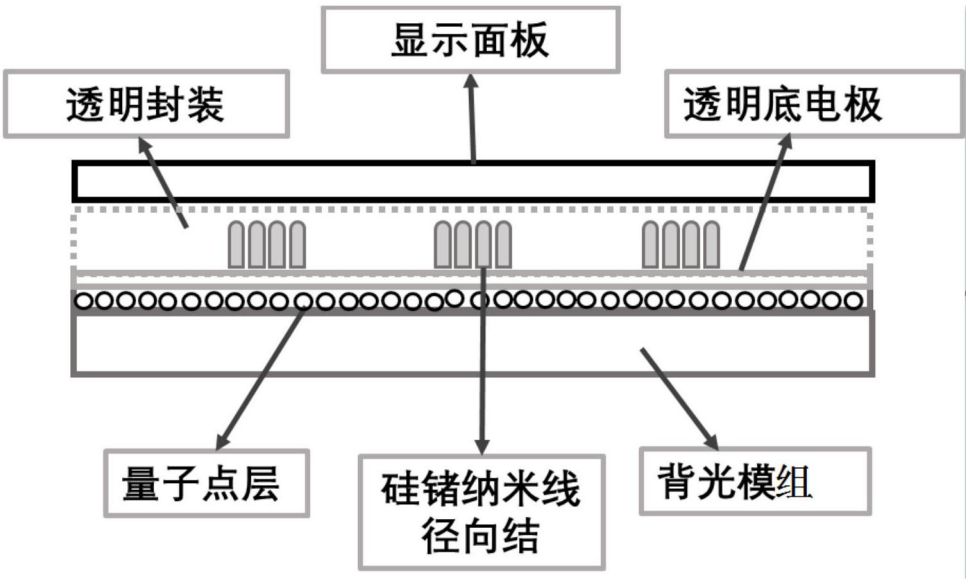


图5