



(12) 发明专利

(10) 授权公告号 CN 108770336 B

(45) 授权公告日 2021.08.24

(21) 申请号 201680079251.0

金敏祯 洪荣基 宋元根

(22) 申请日 2016.01.08

(74) 专利代理机构 上海波拓知识产权代理有限公司 31264

(65) 同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 108770336 A

代理人 杨波 李爱华

(43) 申请公布日 2018.11.06

(51) Int.Cl.

(30) 优先权数据

A61B 5/00 (2006.01)

10-2015-0160779 2015.11.17 KR

A61B 5/024 (2006.01)

10-2015-0167207 2015.11.27 KR

A61B 5/1455 (2006.01)

10-2015-0180337 2015.12.16 KR

10-2015-0186407 2015.12.24 KR

(85) PCT国际申请进入国家阶段日
2018.07.17

(86) PCT国际申请的申请数据
PCT/KR2016/000160 2016.01.08

(87) PCT国际申请的公布数据
W02017/086537 KO 2017.05.26

(56) 对比文件

US 6180867 B1, 2001.01.30

US 6180867 B1, 2001.01.30

CN 102694510 A, 2012.09.26

CN 104903732 A, 2015.09.09

CN 1338628 A, 2002.03.06

CN 101073007 A, 2007.11.14

US 2013338529 A1, 2013.12.19

US 2014224962 A1, 2014.08.14

赵赞, 郭振华, 孟凡利, 刘锦淮. 基于分段平均微分值法的动态检测识别系统.《传感技术学报》.2007, 第20卷(第8期),

(73) 专利权人 庆熙大学校产学协力团
地址 韩国京畿道龙仁市
专利权人 电子部品研究院

审查员 范毅然

(72) 发明人 金善国 李成浩 李民求 丁赫相

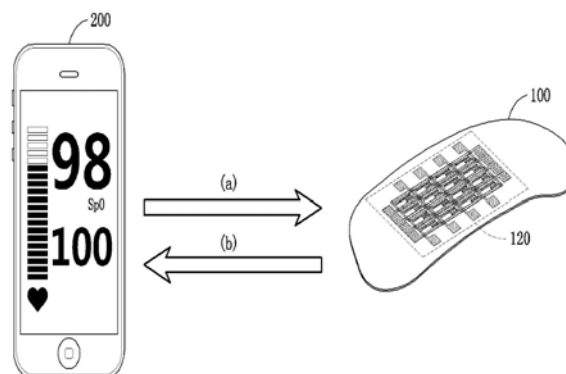
权利要求书1页 说明书19页 附图22页

(54) 发明名称

利用传感器阵列的生物信息测定装置及方法

(57) 摘要

本发明提供利用传感器阵列的生物信息测定装置及方法,即,基于从包括使光反应性放大的检测传感器及形成通过多个多通道连接的岛网络的检测传感器中的多个检测传感器的传感器阵列输出的值来测定和皮肤组织有关的生物信息的平均值。



1. 一种利用传感器阵列的生物信息测定装置,其特征在于,包括:

光源部,用于生成光;

传感器阵列,形成于基板上,与开关薄膜晶体管相连接,包括多个检测传感器,多个检测传感器使得从上述光源部生成并从皮肤组织反射或透过的光的光反应性放大,输出用于对与和上述光反应性放大的光有关的上述皮肤组织的组织活动及功能相关的生物信息进行匹配的吸收信息;以及

平均值测定部,基于从上述检测传感器输出的上述吸收信息来测定和上述传感器阵列有关的上述生物信息的平均值;

上述检测传感器包括以主动式矩阵形态排列的一个以上的光放大光电晶体管;

上述光放大光电晶体管包括局部栅极、源极、漏极及通道区域,上述通道区域在上述源极与上述漏极之间形成通道并包括不与上述栅极重叠的非重叠区域,上述非重叠区域以使光导电性放大的光导电体来进行工作。

2. 根据权利要求1所述的利用传感器阵列的生物信息测定装置,其特征在于,上述非重叠区域分别形成于上述漏极及上述漏极的两侧面方向,或者形成于上述源极及上述漏极中的一侧面方向。

3. 根据权利要求1所述的利用传感器阵列的生物信息测定装置,其特征在于,上述通道区域由过渡金属硫族化合物形成。

4. 根据权利要求1所述的利用传感器阵列的生物信息测定装置,其特征在于,上述生物信息与和心率、氧饱和度及温度中的至少一个相关的组织活动及功能建立关联。

5. 根据权利要求1所述的利用传感器阵列的生物信息测定装置,其特征在于,上述传感器阵列与形成在上述基板的集成电路相连接来呈贴片型结构。

6. 根据权利要求1所述的利用传感器阵列的生物信息测定装置,其特征在于,上述基板由纸、聚合物、织物及金属箔中的至少一种材质形成。

7. 根据权利要求1所述的利用传感器阵列的生物信息测定装置,其特征在于,还包括:

通信模块,用于向外部传送所测定的上述生物信息的平均值;以及

控制部,响应于从上述通信模块接收的控制命令,基于从上述多个检测传感器中选择的至少一个检测传感器测定的吸收信息来从上述平均值测定部测定上述生物信息的平均值。

利用传感器阵列的生物信息测定装置及方法

[0001] 本申请要求于2015年11月17日提交且申请号为10-2015-0160779的韩国专利申请、2015年11月27日提交且申请号为10-2015-0167207的韩国专利申请、2015年12月16日提交且申请号为10-2015-0180337的韩国专利申请以及2015年12月24日提交且申请号为10-2015-0186407的韩国专利申请的优先权,其全部内容通过引用结合在本申请中。

技术领域

[0002] 本发明涉及利用传感器阵列的生物信息测定装置及方法,更详细地,涉及利用传感器阵列的生物信息测定装置及方法,即,基于从包括在使光反应性放大的检测传感器及形成通过多个多通道相连接的岛网络的检测传感器中的多个检测传感器的传感器阵列输出的值来测定和皮肤组织有关的生物信息的平均值。

背景技术

[0003] 身体具有可自动适应炎热或寒冷的防护功能。柔性(Flexible)基板的多测定传感器用于预防及治疗因多种因素,其功能受到抑制而发生的热疲劳、中暑及体温过低的体温相关疾病。

[0004] 但是,以往的多测定传感器为了获取测定目标(身体皮肤表面)的体温(温度)、氧饱和度及心率的脉搏血氧仪数据及多种生物信息而包括多个传感器,因此,测定需要测定的目标的准确生物信息(温度、氧饱和度及心率中的至少一个)受限。并且,以往的多测定传感器主要利用单一传感器来测定目标的生物信息,由此,仅可测定与单一传感器的大小相对应的目标的规定面积的生物信息,生物信息的准确度根据目标的附着位置或面积而发生变化,且无法准确测定至生物信息的少数后一位数字。

[0005] 并且,以往的包括单一传感器的多测定传感器通过一个传感器测定,无法测定和目标的多个部位有关的生物信息,和在一个传感器测定的信息有关的可靠性低。

[0006] 在韩国公开专利第10-2014-0119795号涉及大面积温度传感器,为了形成作为方电阻网络(square resistor network)和拓扑结构相同(topologically equivalent)的网络而包括相互串联及并联的多个温度相关的多个调风器及可测定上述平均电阻值的端子,上述多个电阻网络实际上并不改变平均电阻值,在尺寸方面,被可从初始尺寸减少的基板所支撑。

[0007] 韩国授权专利第10-1133082号涉及可进行多点温度测定的温度传感器,包括:热电偶部,多个热电偶形成一束,后端与连接器相连接,在前端形成有固定件,在沿着长度方向设定的多个区域形成有用于检测温度的检测点;金属材质的多个套筒,分别形成于形成有上述多个检测点的区域的一侧,以包围上述热电偶部的一部区域的方式配置;金属材质的多个风箱,以包围上述各个套筒的方式配置;以及金属材质的多个管道,包围上述多个检测电,使相邻的风箱相互连接,上述检测点配置于上述管道的内测区域,在上述管道中的与上述检测点相对应的位置,多个贯通孔沿着圆周方向隔开形成,从而可进行多点温度测定。

发明内容

[0008] 技术问题

[0009] 本发明的目的在于,提供利用传感器阵列的生物信息测定装置及方法,即,检测在皮肤组织反射的光的反射度或透过度,从而,以非浸湿地在短时间内可实时测定和皮肤组织的包括心率、氧饱和度及温度有关的生物信息。

[0010] 并且,本发明的目的在于,提供利用传感器阵列的生物信息测定装置及方法,即,将过渡金属硫族化合物用为通道区域的物质,通过作为并不与局部栅极重叠的通道区域的感光连接器进行动作的非重叠区域,并包括具有使光导电放大的感光连接器和感光三极管相结合的光放大感光三极管的检测传感器。

[0011] 并且,本发明的目的在于,提供利用传感器阵列的生物信息测定装置及方法,即,基于多个岛网络的电阻值,测定和需要测定的生物组织有关的平均值,可减少和从多个检测传感器测定的不同电阻值有关的误差。

[0012] 并且,本发明的目的在于,提供利用传感器阵列的生物信息测定装置及方法,即,柔性且生物亲和性优秀,呈在皮肤上不会进行移动的贴片型,测定和使用人员测定需要测定的部位有关的准确的皮肤组织的吸收信息或电阻值,向外部传送基于吸收信息或电阻值测定的生物信息的平均值,可实时进行基于生物信息的治疗及预防。

[0013] 并且,本发明的目的在于,提供利用传感器阵列的生物信息测定装置及方法,即,基于多个检测传感器来测定需要进行测定的皮肤组织的宽广面积及和多个部位有关的生物组织的氧气分布度、心率及温度中的至少一个的平均值,从而可减少和从检测传感器测定的不同吸收信息或电阻值有关的误差。

[0014] 解决问题的方案

[0015] 本发明一实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置包括:光源部,用于生成光;传感器阵列,形成于基板上,与开关薄膜晶体管相连接并包括多个检测传感器,多个检测传感器使得从上述光源生成并从皮肤组织反射或透过的光的光反应性放大,输出用于对与和上述光反应性放大的光有关的上述皮肤组织的组织活动(tissue activity)及功能(function)相关的生物信息进行匹配的吸收信息;以及平均值测定部,基于从上述检测传感器输出的上述吸收信息来测定和上述传感器阵列有关的上述生物信息的平均值。

[0016] 上述检测传感器可包括以主动式矩阵形态排列的一个以上的光放大光电晶体管。

[0017] 上述光放大光电晶体管包括局部栅极、源极、漏极及通道区域,上述通道区域在上述源极与上述漏极之间形成通道并包括不与上述栅极重叠的非重叠区域,上述非重叠区域以使光导电性放大的光导体(photo conductor)来可进行工作。

[0018] 并且,上述非重叠区域可分别形成于上述漏极及上述漏极的两侧面方向,或者形成于上述源极及上述漏极中的一侧面方向,上述通道区域可由过渡金属硫族化合物(Transition Metal Dichalcogenides)形成。

[0019] 上述生物信息可能关系到与心率、氧饱和度及温度中的至少一个相关的组织活动及功能,上述传感器阵列与在上述基板形成的集成电路相连接来可以呈贴片型结构,上述基板可由纸、聚合物、织物(woven fabric)及金属箔中的至少一种材质形成。

[0020] 并且,本发明一实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置还可包括:通信模块,用于向外部传送所测定的上述生物信息的平均值;以及控制部,响应于从上述通信模块

接收的控制命令(command),基于从上述多个检测传感器中选择的至少一个检测传感器测定的吸收信息来从上述平均值测定部测定上述生物信息的平均值。

[0021] 本发明另一实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置包括:传感器阵列,形成于基板上,包括形成通过节点及多个多通道相连接的岛网络的多个检测传感器,其中,上述检测传感器包括测定和皮肤组织的组织活动及功能有关的电阻值的端子;以及平均值测定部,基于从上述端子测定的上述电阻值来测定和上述传感器阵列有关的生物信息的平均值。

[0022] 上述传感器阵列为了使上述多个检测传感器根据温度检测传感器的电阻值变化发生的偏移电压最小化而可执行校准(Calibration)来测定用于对上述生物信息进行匹配的电阻值。

[0023] 上述检测传感器通过上述接点与以曲折(meander)图案形成的多个多通道相连接,在上述基板可排列成矩阵形态。

[0024] 并且,上述多个多通道可以为热敏电阻(thermistor),上述多通道的纵向长度及横向长度的比例可小于100,以水平方向为基准,上述多通道与上述基板形成 0° 、 90° 、 45° 、 -45° 及 -90° 中的至少一个角度,从而可使得和上述皮肤组织有关的上述电阻值的变化最小化。

[0025] 上述传感器阵列在每个特定周期判断是否存在基于上述温度检测器件的电阻值变化的偏移电压,直至除去上述偏移电压,按步骤可反复进行上述校准。

[0026] 上述平均值测定部基于测定的上述电阻值来在上述多个检测传感器中除去特定检测传感器并可测定上述多个检测传感器的平均值,上述平均值测定部在从上述多个检测传感器测定的上述电阻值中除去具有最高温度或最低温度的检测传感器并可测定上述平均值,上述平均值测定部在上述多个检测传感器中除去检测超出预设基准的急剧温度变化的检测传感器并可测定上述平均值。

[0027] 并且,本发明另一实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置还可包括:通信模块,用于向外部传送所测定的上述平均值;控制部,响应于从上述通信模块接收的控制命令,基于从在上述多个检测传感器中选择的至少一个检测传感器测定的电阻值,从上述平均值测定部测定上述生物信息的平均值;以及供电部,用于供给驱动电源。

[0028] 若从上述传感器阵列测定的电阻值变为预设值以上,则上述控制部向上述多个检测传感器可施加追加电流来执行用于使偏移电压最小化的校准。

[0029] 并且,本发明另一实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置还可包括选择性地测定上述多个检测传感器的电阻值的选择开关部。

[0030] 本发明另一实施例的利用传感器阵列的生物信息测定方法包括:上述多个检测传感器检测温度检测器件的电阻是否发生变化;若检测到上述电阻值的变化,则为了使根据上述电阻值变化发生的偏移电压最小化而执行校准来检测温度;以及以检测的上述温度为基准,在上述多个检测传感器中除去特定检测传感器来测定上述多个检测传感器的平均值。

[0031] 发明的效果

[0032] 根据本发明的实施例,本发明具有如下效果,即,检测在皮肤组织反射的光的反射度后透过度,从而,以非浸湿地在短时间内可实时测定和皮肤组织的心率、氧饱和度及温度

有关的生物信息。

[0033] 并且,根据本发明的实施例,本发明具有如下效果,即,将过渡金属硫族化合物用为通道区域的物质,通过作为并不与局部栅极重叠的通道区域的感光连接器进行动作的非重叠区域并包括具有使光导电放大的感光连接器和感光三极管相结合的光放大感光三极管的检测传感器。

[0034] 并且,根据本发明的实施例,本发明具有如下效果,即,基于多个岛网络的电阻值,测定和需要测定的生物组织有关的平均值,可减少和从多个检测传感器测定的不同电阻值有关的误差。

[0035] 并且,根据本发明的实施例,本发明具有如下效果,即,柔性且生物亲和性优秀,呈在皮肤上不会进行移动的贴片型,测定和使用人员需要测定的部位有关的准确的皮肤组织的吸收信息或电阻值,向外部传送基于吸收信息或电阻值测定的生物信息的平均值,可实时进行基于生物信息的治疗及预防。

[0036] 并且,根据本发明的实施例,本发明具有如下效果,即,基于多个检测传感器来测定和需要进行测定的皮肤组织的宽广面积及多个部位有关的生物组织的氧气分布度、心率及温度中的至少一个的平均值,从而可减少和从检测传感器测定的不同吸收信息或电阻值有关的误差。

附图说明

[0037] 图1示出体现本发明实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置的例。

[0038] 图2为用于说明本发明一实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置的结构框图。

[0039] 图3为详细示出本发明一实施例的传感器阵列的结构。

[0040] 图4a及图4b示出基于本发明一实施例的检测传感器的传感器阵列的结构及电路图。

[0041] 图5示出通过包括本发明一实施例的检测传感器的传感器阵列测定的平均值。

[0042] 图6示出本发明一实施例的检测传感器光放大光电晶体管

[0043] 图7示出本发明一实施例的检测传感器的光放大光电晶体管的电路结构图。

[0044] 图8a及图8b示出和本发明一实施例的光放大光电晶体管的光电连接器的特性有关的曲线图。

[0045] 图9示出本发明一实施例的光放大光电晶体管光放大光电晶体管的转移曲线(transfer curve)曲线图。

[0046] 图10示出和本发明一实施例的光放大光电晶体管的光反应性特性有关的曲线图。

[0047] 图11示出基于本发明一实施例的光放大光电晶体管非重叠长度的敏感度。

[0048] 图12为用于说明本发明另一实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置的结构框图。

[0049] 图13示出本发明另一实施例的检测传感器的简要俯视图。

[0050] 图14a至图14e用于说明本发明另一实施例的传感器阵列的实施例。

[0051] 图15a及图15b示出基于利用本发明另一实施例的单一检测传感器的生物信息测定装置的温度变化的电阻值曲线图。

[0052] 图16a及图16b示出基于本发明另一实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置的温度变化的平均值曲线图。

[0053] 图17示出基于本发明另一实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置的温度变化的偏差曲线图。

[0054] 图18示出说明适用于本发明另一实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置的检测传感器的示意图。

[0055] 图19为示出本发明另一实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置的检测传感器的电路图。

[0056] 图20示出通过本发明另一实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置执行的偏移电压的除去过程的曲线图。

[0057] 图21示出本发明另一实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置的选择开关部的动作。

[0058] 图22示出测定本发明实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置的生物信息的平均值的流程图。

[0059] 图23示出利用本发明另一实施例的传感器阵列的生物信息测定方法的流程图。

具体实施方式

[0060] 以下,参照附图及在附图中记载的内容,详细说明本发明的实施例,本发明并不局限于实施例。

[0061] 在本说明书中使用的术语用于说明实施例,而并非用于限定本发明。在本说明书中,只要并未特殊提及,单数的文句包括复数。在说明书中使用的“包括(comprises)”和/或“包括(comprising)”意味着提及的结构要素、步骤、动作和/或器件并不排除一个以上的其他结构要素、步骤、和/或器件的存在或追加。

[0062] 在本说明书中使用的“实施例”、“例”、“侧面”、“例示”等比记述的任意方面(aspect)或设计不必被解释为优于其他方面或设计,或者存在优点。

[0063] 并且,被称为“或”的术语意味着包容性“inclusive or”,而并非为排他性“exclusive or”。即,未提及或从文脉上并未明确,“x利用a或b”意味着自然包容性排列(natural inclusive permutations)中的一种。

[0064] 并且,只要并未特殊提及,或者并未明确指出单数形态,在本说明书及发明要求中使用的单数的表现(“a”或“an”)通常为“一个以上”。

[0065] 并且,在本说明书及发明要求中所使用的第一、第二等的术语可用于说明多种结构要素,但是,上述结构要素并不局限于上述术语。上述术语仅用于区分两种结构要素。

[0066] 只要并未特殊定义,本发明所属技术领域的普通技术人员均可理解在本说明书中使用的所有术语(包括技术及科学术语)的含义。并且,只要并未明确定义,通常使用的预先定义的术语不能异常或过度解释。

[0067] 另一方面,在说明本发明的过程中,在判断为对于相关的公知功能或结构的具体说明使本发明的主旨不清楚的情况下,将省略对其的详细说明。而且,在本说明书中使用的术语(terminology)为了适当表现本发明的实施例而使用,这可根据使用人员、运营人员的意图或本发明所属技术领域的惯例等不同。因此,对于本术语的定义通过本说明书整体内

容定义。

[0068] 图1示出体现本发明实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置的例。

[0069] 参照图1,本发明实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置100包括传感器阵列120。

[0070] 传感器阵列120包括多个检测传感器并形成于基板。其中,检测传感器与开关薄膜晶体管相连接,使从光源生成并从皮肤组织反射或透过的光的光反应性放大,输出用于对与和光反应性得到放大的光有关的皮肤组织的组织活动及功能相关的生物信息进行匹配的吸收信息。

[0071] 根据实施例,本发明实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置100除传感器阵列120之外,还可包括光源部(未图示)、平均值测定部(未图示)、通信模块(未图示)、控制部(未图示)及供电部(未图示)中的至少一个以上。

[0072] 上述光源部可生成光源,上述平均值测定部基于从检测传感器输出的吸收信息来测定和传感器阵列120有关的生物信息的平均值。

[0073] 并且,上述通信模块可向外部传送测定的生物信息的平均值,上述控制部可使测定生物信息的平均值,上述供电部可向光源部、平均值测定部、通信模块及控制部中的至少一个供给驱动电源。

[0074] 再次参照图1,本发明实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置100可向终端传送在从检测传感器输出的吸收信息及从平均值测定部测定的生物信息的平均值中的至少一个。

[0075] 其中,生物信息基于从使用人员(患者)的皮肤组织获取的吸收信息来获指代心率(脉搏)、氧饱和度及温度中的至少一个。

[0076] 并且,终端200可以基于从利用传感器阵列的生物信息测定装置100接收的吸收信息及生物信息的平均值中的至少一个信息来向使用人员实时提供与在心率、氧饱和度及温度中的至少一个有关的信息。

[0077] 例如,终端200基于在预设心率、氧饱和度及温度中的至少一个相关的基准值来将从利用传感器阵列的生物信息测定装置100接收的吸收信息及生物信息的平均值中的至少一个信息以数值、值、百分比、影像、图画、曲线图及信息中的至少一个提供给使用人员,根据实施例,还可提供包含警告信息、提醒、语音、灯光及振动中的至少一个的提醒信息。

[0078] 并且,终端200还可根据从使用人员输入的控制命令控制利用传感器阵列的生物信息测定装置100。

[0079] 例如,终端200以基于从使用人员输入的控制命令来测定使用人员的心率、氧饱和度及温度中的至少一个的方式向利用传感器阵列的生物信息测定装置100传送控制命令a,或者以控制为了测定平均值而生成光的光源部的方式传送控制命令a。

[0080] 并且,终端200可在测定多个检测传感器中选择基于身体的测定对象部位的任意检测传感器,以控制包括检测传感器的传感器阵列的方式传送控制命令a。

[0081] 根据实施例,终端200可以为使用人员持有的终端、智能手机、平板电脑及台式电脑中的一种,但并不局限于此。

[0082] 并且,终端200可向综合服务器(未图示)传送从利用传感器阵列的生物信息测定装置100接收的吸收信息及生物信息的平均值中的至少一个信息。

[0083] 上述综合服务器综合管理在从终端200接收的吸收信息及生物信息的平均值中的至少一种信息,可通过分析使用人员的数据变化趋势及健康状态来向终端200传送。

[0084] 并且,综合服务器可向健康管理专家、医院、健康中心用及用于健康理指导的专家提供使用人员数据,可以基于分析的数据来提供符合使用人员的运动、饮食、生活习惯及处方中的至少一种服务。

[0085] 并且,根据实施例,上述综合服务器的结构也可在终端200中执行。

[0086] 图2示出用于说明本发明一实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置的结构框图。

[0087] 参照图2,本发明一实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置100输出用于匹配与皮肤组织活动及功能相关的生物信息的吸收信息,基于输出的吸收信息来测定生物信息的平均值。

[0088] 为此,本发明一实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置100包括光源部110、传感器阵列120及平均值测定部130。

[0089] 光源部110用于生成光。其中,上述光可以为具有在皮肤组织反射或透过并在检测传感器检测的红外线区域或紫外线区域范围的光。

[0090] 传感器阵列120形成于基板上,与开关薄膜晶体管相连接,包括多个检测传感器,多个检测传感器使得从光源部110生成并从皮肤站组织反射或透过的光的光反应性放大,输出用于对与和光反应性得到放大的光有关的皮肤组织的组织活动及功能相关的生物信息进行匹配的吸收信息。

[0091] 例如,在光源部110生成的光从皮肤组织反射或透过来向附着于皮肤组织的监测传感器入射,检测传感器使入射光的光反应性放大之后,可通过检测来输出皮肤组织的吸收信息。

[0092] 传感器阵列120与形成于基板的集成电路相连接来呈贴片结构。

[0093] 集成电路可通过使用集成化技术来执行信号的过滤、放大、数字化及处理功能。根据实施例,集成电路可以为在基板内处理信号的集成化及多功能化集成电路传感器(integrated circuit sensor)。

[0094] 并且,贴片结构可根据身体表面的粘结部位的面积及特性体现为多种大小及形状,可包括适合于皮肤的医疗用皮肤粘结允许粘结剂,贴片结构可体现为具有多种大小的圆形、四角形、矩形、菱形、十字形、弯曲形及字母X形中的至少一种。

[0095] 本发明一实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置100的基板可包括传感器阵列120,可由纸、聚合物、织物及绝缘金属箔中的至少一种材质形成。

[0096] 根据实施例,基板可以为能够附着于皮肤的柔性基板,可由聚酰亚胺(polyimide)、聚碳酸酯(polycarbonate)、聚丙烯酸酯(polyacrylate)、聚醚酰亚胺(polyether imide)、聚醚砜(polyethersulfone)、聚对苯二甲酸乙二醇酯(polyethyleneterephthalate)及聚萘二甲酸乙二醇酯(polyethylene naphthalate)中的至少一种物质形成。

[0097] 上述物质可在450℃以上的高温工序条件下使用,因此,当知道光放大光电晶体管时,可以使光放大光电晶体管的特性降低最小化。

[0098] 并且,柔性基板通过热量弯曲或延伸,因此,很难在光放大光电晶体管精密地形成

图案。

[0099] 对此,本发明一实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置在牺牲层上旋涂 (spincoating) 液相的高分子物质来制造柔性基板,由此,可缓和热量或机械冲击。

[0100] 以下,参照图3,详细说明传感器阵列120。

[0101] 图3详细示出本发明一实施例的传感器阵列的结构。

[0102] 参照图3,传感器阵列120包括多个检测传感器170,检测传感器170包括光放大光电晶体管180,可与开关薄膜晶体管160相连接。

[0103] 并且,检测传感器170可以与驱动电压Vdd、扫描信号 (Scan) 及栅偏压 (Gate-Bias) 相连接。

[0104] 根据实施例,传感器阵列120可包括多个检测传感器170,检测传感器170的数量、面积、大小及形态可根据实施例不同,但并不局限于此。以下,参照图4,详细说明检测传感器170及开关薄膜晶体管160。

[0105] 图4示出基于本发明一实施例的检测传感器的传感器阵列的结构及电路图。

[0106] 更详细地,图4a示出基于本发明一实施例的检测传感器的传感器阵列中的局部结构,图4b示出基于本发明一实施例的检测传感器的传感器阵列的电路图。

[0107] 参照图4a,本发明一实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置包括具有以有源矩阵形态排列的一个以上的光放大光电晶体管的检测传感器170及开关薄膜晶体管160。

[0108] 传感器阵列120可包括为使输出吸收信息的电路图的光反应特性 (photoresponse properties) 最大化而施加以阵列形态配置的直流偏移 (DC biases) 的检测传感器170。

[0109] 并且,若通过皮肤肤质散射的光的栅脉冲信号 (gate pulse signal) 向开关薄膜晶体管160供给,则开关薄膜晶体管160会开启,与开关薄膜晶体管160的漏极相连接的检测传感器170根据光吸收而打开,电容器190可通过参考电压重置 (reset)。

[0110] 并且,检测传感器170检测通过皮肤组织反射的光来放大光反应性,根据检测的光的吸收状态,可输出开闭 (on/off) 状态,并可输出基于此的信息。

[0111] 参照图4b,以阵列形态配置的开关薄膜晶体管160的栅极与栅极线相连接,开关薄膜晶体管160与数据线相连接,开关薄膜晶体管160的漏极与光放大光电晶体管180相连接。

[0112] 在基于检测传感器的传感器阵列的各个主线与外部触摸引线、外部集成线路 (read-out IC、R/O IC) 的期间内,栅线可以移位寄存器进行工作。

[0113] 并且,基于检测传感器的传感器阵列的上述栅极线及数据线分别与栅极驱动电路及数据驱动电路相连接,相连接的各个线及电路可接收栅极驱动信号电压及输入数据信号电压。

[0114] 再次参照图2,本发明一实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置100的平均值测定部130可基于从检测传感器输出的吸收信息来测定和传感器阵列120有关的生物信息的平均值。

[0115] 平均值测定部130可基于从和多个检测床安琪测定的皮肤组织有关的吸收信息来测定生物信息的平均值。

[0116] 根据实施例,平均值测定部130可基于从附着于不同部位的皮肤组织的传感器阵列120接收的吸收信息来测定和不同部位有关的综合的生物信息的平均值。

[0117] 上述生物信息可以与心率、氧饱和度及温度中的至少一个相关的组织活动及功能

相关,生物信息可以为脉搏血氧仪(pulse oximeter)。

[0118] 本发明一实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置100还可包括控制部140及通信模块150。

[0119] 控制部140与从通信模块150接收的控制命令相对应来基于从多个检测传感器中选择的至少一个检测传感器测定的吸收信息测定从品均值测定部130的生物信息的平均值。

[0120] 例如,控制部140以与从外部终端接收的控制命令相对应来利用从位于传感器阵列120中的特定部位的监测传感器测定的吸收信息来控制生物信息的平均值的方式控制平均值测定部130。

[0121] 根据实施例,控制部140可位于基板,也可以位于并非基板的外部,来控制在光源部110、传感器阵列120、平均值测定部130及通信模块150中的至少一种。

[0122] 通信模块150可向外部传送测定的生物信息的平均值。

[0123] 通信模块150可通过不同传送频带收发平均值及吸收信息中的至少一种,可根据范围(coverage)适用蜂窝、蓝牙、吉波及无线保真中的至少一种无线方式。

[0124] 并且,通过本发明另一实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置100测定的生物信息的测定值可从通信模块150向用户终端、综合服务器、健康管理机关及外部的温度检测装置中的至少一个传送。

[0125] 并且,本发明一实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置100还可包括供电部(未图示)及选择开关部(未图示)。

[0126] 上述供电部可向在光源部110、传感器阵列120、平均值测定部130、控制部140及通信模块150中的至少一个供给驱动电源。

[0127] 例如,供电部可由使用超小型充电放电点电池或超小型超级电容器(super-capacitor)的活性(Active)器件构成。

[0128] 根据实施例,供电部可以为如纽扣电池的一次电池或如锂聚合物电池的二次电池,在供电部为二次电池的情况下,可通过外部电源进行充电,在如纽扣电池的依次电池的情况下可进行交换。

[0129] 上述选择开关可选择性测定上述多个检测传感器。

[0130] 本发明一实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置100的平均值测定部130、控制部140、供电部及选择开关部中的至少一个可根据本发明的实时形态位于并非为贴片基板的外部。

[0131] 图5示出通过包括本发明一实施例的检测传感器的传感器阵列测定的平均值。

[0132] 更详细地,图5示出从包括单一检测传感器的生物信息测定装置测定的生物信息(脉搏血氧仪)的平均值的曲线图。

[0133] 参照图5,从包括一号传感器(检测传感器)的生物信息测定装置测定的脉搏血氧仪值约为10.3,从包括二号传感器(检测传感器)的生物信息测定装置测定的脉搏血氧仪值约为10.1。

[0134] 并且,从包括三号传感器的生物信息测定装置测定的脉搏血氧仪值约为9.8,从包括4号传感器的生物信息测定装置测定的脉搏血氧仪值约为10.5(图5中,举出5个例来进行说明,但是,本发明并不局限于上述传感器的数量,可随意使用)。

[0135] 即,如图5所示,在包括各个单一传感器的生物信息测定装置中,脉搏血氧仪的准确度根据测定对象部位的附着位置或面积改变,从而准确地测定与需要测定的生物组织相关的脉搏血氧仪值受限。

[0136] 因此,与由单一传感器构成的生物信息测定装置相比,包括多个检测传感器的本发明一实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置的计算的脉搏血氧仪的平均值的准确度及可靠度更高,因外部因素的误差变小,因此,可在小的误差范围内测定和皮肤组织有关的高的准确度的脉搏血氧仪。

[0137] 图6示出本发明一实施例的检测传感器光放大光电晶体管,图7示出本发明一实施例的检测传感器的光放大光电晶体管的电路结构图。

[0138] 本发明的光放大光电晶体管包括栅极、源极、漏极及上述源极及上述漏极之间形成通道并包括不与上述栅极重叠的非重叠区域的通道区域,上述非重叠区域为光电性的光导体(photo conductor)。

[0139] 根据实施例,上述栅极可呈局部上部栅极结构或局部下部栅极结构。

[0140] 参照图6,图6为具有下部栅极结构的光放大光电晶体管,本发明一实施例的光放大光电晶体管180包括:局部下部栅极181,形成于基板186;栅极绝缘层182,覆盖局部下部栅极181;源极185S,分别形成于栅极绝缘层182的两侧;通道区域183,形成于漏极185D及栅极绝缘层182,在源极185S及漏极185D之间形成通道。

[0141] 局部下部栅极181形成于基板186,栅极绝缘层182以覆盖局部下部栅极181的方式形成于基板186。

[0142] 源极185S及漏极185D分别形成于栅极绝缘层182的两侧。

[0143] 局部下部栅极181、源极185S及漏极185D可由金属及透明导电性物质中的一种物质形成,上述金属可以为金(Au)、钛(Ti)、铝(Al)及钯(Pd)中的一种物质,但并不局限于此,只要是本发明所属技术领域的普通技术人员可使用的物质即可。并且,上述透明导电性物质可以为在非晶质氧化物、结晶氧化物、石墨烯(graphene)及高分子有机物中的至少一种以上的物质。

[0144] 根据实施例,局部下部栅极181、源极185S及漏极185D可由透明导电性物质形成,上述透明导电性物质可以为在氧化铟锌(IZO, indium zinc oxide)、铟薄氧化物(ITO, indium thin oxide)及石墨烯中的至少一种。

[0145] 通道区域183形成于栅极绝缘层182,在源极185S及漏极185D之间形成通道,包括不与局部下部栅极181重叠的非重叠区域184。

[0146] 如图7所示,在本发明的光放大光电晶体管180的非重叠区域184未施加光的情况下,即使向栅极施加偏压,起到如外部串联电阻的作用。但是,在施加光的情况下,非重叠区域184的电阻偏低,导电性增加,从而起到使光电性放大的光导体的作用。

[0147] 通道区域183可由包含过渡金属硫族化合物、硅物质及硅氧化物中的至少一种的物质形成,过渡金属硫族化合物可以为单层或多层。

[0148] 当与一维物质进行比较时,二维物质相对简单制造,从而适合用于下一代纳米电子器件的物质。这种二维物质中的二维过渡金属硫族化合物(2D Transition Metal Dichalcogenides)可以为二硫化钼(Molybdenum Disulfide, MoS₂)、二硒化钼(Molybdenum Diselenide, MoSe₂)、二硒化钨(Tungsten Diselenide, WSe₂)、钼二脱氨(Molybdenum

Ditelluride, MoTe₂) 及锡二硒 (Tin Diselenide, SnSe₂) 中的至少一种。

[0149] 并且, 二维过渡金属硫族化合物通常具有 2eV 以下的带隙, 因此, 可吸收 1500nm 以下的波长光。

[0150] 图6的本发明一实施例的光放大光电晶体管180的非重叠区域184分别形成于源极185S及漏极185D的两侧面方向, 但并不局限于此, 光放大光电晶体管的非重叠区域184也可形成于在源极185S及漏极185D中的一侧面。

[0151] 并且, 优选地, 本发明的光放大光电晶体管180中, 多层过渡金属硫族化合物为3层以上。

[0152] 图8a及图8b示出本发明一实施例的光放大光电晶体管的光导电体的特性的曲线图。图8a为在照射绿色光 (532nm) 的情况下的特性曲线图, 图8b为照射红色光 (638nm) 的情况下的特性曲线图。

[0153] 参照图8, 与不照射光的情况相比, 本发明一实施例的光放大光电晶体管在照射光的情况下, 电阻偏低, 导电性增加。并且, 照射的光的波长越大, 漏极的电流增加。

[0154] 图9示出本发明一实施例的光放大光电晶体管的转移曲线 (transfer curve) 的曲线图, 图10示出本发明一实施例的光放大光电晶体管的光反应性特性的曲线图。

[0155] 参照图9及图10, 当施加光时, 电子空穴对 (electron-hole pair) 不仅在与局部栅极重叠的通道中而且在以光导电体作用的通道区域的非重叠区域生成, 通道整体的到电性放大, 不仅是光电晶体管的断电流 (off-current), 导通电流 (on-current) 也会大幅度增加。

[0156] 如图9及图10所示, 与并非为局部栅极的共同栅极结构 (common gated structure) 的现有技术 (Woong Choi, et.al, Advanced Materials 24, 5382-5836 (2012)) 的光反应性的100mAW-1以下相比, 包括本发明的局部栅极结构的光放大光电晶体管呈现出约为100至1000倍的光反应性。

[0157] 如图8至图10所示, 本发明的光放大光电晶体管形成局部栅极来通过光导电体和光电晶体管相结合的结构来放大光增益和光反应性。

[0158] 图11示出本发明一实施例的光放大光电晶体管的非重叠的灵敏度。参照图11, 根据非重叠长度及光反应性, 可确认灵敏度 (Sensitivity) 的增加。因此, 本发明一实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置包括非重叠区域, 从而可提供放大光增益及光反应性的检测传感器。

[0159] 图12示出用于说明本发明另一实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置的结构框图。

[0160] 参照图12, 本发明另一实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置300可从形成于基板310的传感器阵列320测定对象部位 (皮肤组织) 的电阻值, 基于测定的电阻值来测定生物信息的平均值。

[0161] 为此, 本发明另一实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置300包括传感器阵列120及平均值测定部130。

[0162] 其中, 上述基板310可包括作为导体的多个检测传感器。例如, 基板310可由在纸、聚合物、织物及绝缘金属箔中的至少一种材质形成。

[0163] 根据实施例, 基板310可以为能够附着于皮肤的柔性基板, 可由在聚酰亚胺、聚碳

酸酯、聚丙烯酸酯、聚醚酰亚胺、聚醚砜、聚对苯二甲酸乙二醇酯及聚萘二甲酸乙二醇酯中的至少一种物质。

[0164] 传感器阵列320形成于基板310,并包括形成通过节点及多个多通道连接的岛网络的多个检测传感器来。

[0165] 例如,传感器阵列320可包括形成多个多通道的多通道,上述多通道以覆盖比较大的面积的方式呈弯曲形态的弯曲图案。

[0166] 根据实施例,上述多层通道可为具有呈螺旋形、矩形形态的环的曲折图案、一对相接的曲折图案、内部的落线星辰股外部的螺旋内的一对独立的同心圆形态的图案、具有一对相接的圆形图案、形成于大环内的小的矩形环的曲折图案、形成于大环内的小的圆形或椭圆形的环的曲折图案及具有相同中心轴的一列的螺旋型形态的图案中的至少一种图案,上述形态的图案可排列成串联或并联的矩阵形式,但并不局限于图案的形态。

[0167] 并且,传感器阵列320可包括通过节点相连接的多个多通道和形成包括端子的导网络的检测传感器。

[0168] 例如,岛网络的四个多通道通过节点串联,可呈“ $\cap$ ”形状,端子与“ $\cap$ ”的各个末端部分相连接。

[0169] 根据实施例,上述多通道在“ $\cap$ ”的形态可倾斜成 0° 、 90° 、 180° 及 270° 中的至少一个角度,通过节点可混合并联或串联来形成。

[0170] 并且,岛网络可由至少一个多通道形成,串联及并联、多通道的团、多通道的数量、节点的数量及端子的数量中的至少一个可根据本发明的实施例不同,但并不局限于此。

[0171] 根据实施例,本发明另一实施例的传感器阵列320在由聚酰亚胺溶液(Polyimide solution)形成的膜(film)通过光刻(photolithography)工序时由白金(Pt)薄膜形成的多通道图案化之后,在基板310转丝来形成图案化的多通道。

[0172] 并且,上述多通道在由聚酰亚胺溶液形成的膜形成包括白金的导电层,执行通过光刻工序的图案化及蚀刻工序来形成,上述导电层可通过蒸镀法(sputtering)、电子束(E-beam)及气化蒸镀法(Evaporation)等来形成于上述膜。

[0173] 并且,上述多通道可利用在金(Au)、钨(W)、钯(Pd)、硅(Si)、硅合金及导电性金属氧化物物质中的至少一个电阻体来形成。

[0174] 传感器阵列320与形成于基板310的集成电路相连接来形成贴片结构。

[0175] 上述集成电路可通过使用集成化技术来执行信号的过滤器、放大、数字化及处理功能。根据实施例,集成电路可以为在基板310内进行信号处理的集成化及多功能化集成电路传感器。

[0176] 并且,贴片结构可根据身体表面的接合部位的面积及特性来体现为多种大小及形状,可包含适合于皮肤的医疗用皮肤接触允许粘结剂,贴片结构可体现为具有多种大小的圆形、四角形、矩形、菱形、十字形、弯曲形及字母X形中的至少一种。

[0177] 平均值测定部330基于从端子测定的电阻值来测定和传感器阵列320有关的平均值。

[0178] 平均值测定部330基于从各个端子测定的和皮肤组织有关的电阻值来测定生物信息的平均值。

[0179] 其中,上述生物信息可包括心率(脉搏)、氧饱和度及温度中的至少一种。

[0180] 根据实施例,平均值测定部330基于从附着于不同皮肤组织的传感器阵列320接收的电阻值来测定与不同位置(面积)相关的综合的平均值。

[0181] 本发明另一实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置300还可包括通信模块340、控制部350及供电部360。

[0182] 通信模块340可向外部传送从平均值测定部330测定的生物信息的平均值。

[0183] 通信模块340可通过不同传送频带收发平均值,可根据范围(coverage)适用蜂窝、蓝牙、吉波及无线保真中的至少一种无线方式。

[0184] 并且,通过本发明另一实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置300测定的生物信息的测定值可向终端、综合服务器、健康管理机关及外部的温度检测装置中的至少一个传送。

[0185] 根据实施例,从本发明了另一实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置300测定的平均值向综合服务器传送,使用人员从综合服务器接收健康相关信息来持续接收管理,基于实时测定的生物信息来实时分析使用人员的健康状态,可从医院及健康管理机关(健康中心)接受预防及处方服务。

[0186] 并且,上述综合服务器综合管理从本发明另一实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置300接收的生物信息的平均值,分析生物信息的变化趋势及健康状态来向使用人员、管理人员及医院相关人员提供。

[0187] 控制部350基于从与从通信模块340接收的控制命令相对应来选择的至少一个检测传感器测定的电阻值来测定生物信息的平均值。

[0188] 例如,控制部350以与从外部接收的控制命令相对应来在包括由串联及并联形成的阵列形态的监测传感器中的传感器阵列320中,仅利用从位于特定部分的检测传感器测定的电阻值来测定生物信息的平均值的方式控制平均值测定部330。

[0189] 并且,根据实施例,控制部350可位于基板310,也可位于并非为基板310的外部来控制传感器阵列320、平均值测定部330、通信模块340及供电部360中的至少一个。

[0190] 供电部360可供在传感器阵列320、平均值测定部330、通信模块340及控制部350中的至少一个驱动电源。

[0191] 例如,供电部360可由使用超小型充电放电电池或超小型超级电容器(super-capacitor)的活性(Active)器件构成。

[0192] 根据实施例,供电部360可以为如纽扣电池的一次电池或如锂聚合物电池的二次电池,在供电部260为二次电池的情况下,可通过外部电源进行充电,在如纽扣电池的依次电池的情况下可进行交换。

[0193] 本发明另一实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置300还可包括选择开关部(未图示),以下,参照图21,详细说明选择开关部。

[0194] 图21示出本发明另一实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置的选择开关部的动作。

[0195] 参照图21,本发明另一实施例的选择开关部710包括可在多个检测传感器(Sensor#1、#2、...、#N)中选择任意检测传感器的传感器选择模块721,信号处理模块720(Signal Processing)可基于控制部350的控制命令来检测从各个任意检测传感器测定的电阻值DS1、DS2、...、DSN。

[0196] 并且,本发明另一实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置300利用信号处理模块720来选择多个检测传感器中的任意传感器,如图21所示,从选择的传感器测定和生物信息有关的阻抗值的方式可通过开关构成。

[0197] 根据实施例,信号处理模块720可以为本发明另一实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置300的平均值测定部330。

[0198] 图13示出本发明另一实施例的检测传感器的简要俯视图。

[0199] 参照图13,本发明另一实施例的检测传感器321由通过节点323连接的多个多通道322形成并包括测定与皮肤组织中的和生物信息有关的电阻值的端子324。

[0200] 如图13所示,检测传感器321的多个多通道322通过多个节点323相连接,位于两个末端的多通道322与端子324相连接。

[0201] 多个多通道322通过节点323串联,通过节点323连接的多个多通道322可呈岛形态。

[0202] 上述岛形态利用横向长度及纵向长度比例小于100的上述多个多通道322来形成2×2的结构,与线形的多通道相比,可检测作为宽广面积(大面积)的测定对象部位的皮肤的温度。

[0203] 并且,多通道322以覆盖宽广面积的方式形成呈弯曲形态的弯曲(meander)图案,可形成在0、90°、45°、-45°及-90°中的一种角度。

[0204] 例如,多通道322为使基于皮肤的膨胀及收缩的电阻的变化最小化而可倾斜成0、90°、45°、-45°及-90°中的一个角度。

[0205] 根据实施例,多通道322可形成呈螺旋形、矩形形态的环的曲折图案、一对相接的曲折图案、内部的落线星辰股外部的螺旋内的一对独立的同心圆形态的图案、具有一对相接的圆形图案、形成于大环内的小的矩形环的曲折图案、形成于大环内的小的圆形或椭圆形的环的曲折图案及具有相同中心轴的一列的螺旋型形态的图案中的至少一种图案,上述形态的图案可排列成串联或并联的矩阵形式,但并不局限于图案的形态。

[0206] 并且,多通道322可以为负温度系数热敏电阻(thermistor)。

[0207] 例如,多通道322可使用印刷负温度系数(NTC,negative temperature coefficient)热敏电阻,但并不局限于印刷负温度系数热敏电阻,可适用电阻因温度而改变的任意的柔性温度传感器,可由在正温度系数(PTC,positive temperature coefficient)热敏电阻、电阻温度装置(RTD,resistance temperature device)及柔性基板材料上制造的任意设备中的至少一个形成。

[0208] 并且,多通道322的横向长度及纵向长度的比例可以小于100。即,多通道322的横向长度及纵向长度的比例小于100,因此,在光刻工序中进行图案化的情况下,可解决多通道断开的问题。

[0209] 向本发明另一实施例的任意两个多通道322相邻的节点323施加的电阻恒定,与任意的各个多通道322的电阻相同。并且,节点323之间的电阻的温度相关性可以与个别多通道322的温度相关性相同。

[0210] 并且,构成本发明另一实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置的检测传感器321的端子324可测定与目标(测定对象部位或皮肤组织)相关的电阻值。

[0211] 根据实施例,端子324可形成于检测传感器321,形成于由多个检测传感器321构成

的传感器阵列320,从而可测定基于传感器阵列320的电阻值。

[0212] 参照图13,构成检测传感器321的多通道322形成四个,多通道322的形态、数量、节点323的数量及端子324的数量中的至少一个可根据本发明的实施形态改变,因此,并不局限于此。

[0213] 以下,参照图14a至图14e,详细说明包括多个检测传感器321的传感器阵列320。

[0214] 图14a至图14e示出用于说明本发明另一实施例的传感器阵列的实施例。

[0215] 参照图14a,本发明另一实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置300可包括由在基板310以 $N \times M$ 的串联及并联的阵列形态排列的多个检测传感器321构成的传感器阵列320。

[0216] 图14a所示的本发明另一实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置300呈通过图13说明的检测传感器321的形态,根据本发明实施例,检测传感器321的数量及配置形态并未受到限制。

[0217] 根据实施例,传感器阵列320与多个检测传感器321可以串联及并联,也可以为串联及并联混合的形态。

[0218] 参照图14b,本发明另一实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置300可包括在基板310上以 2×2 的阵列形态排列的四个检测传感器321构成的传感器阵列320,四个检测传感器321可呈通过图13说明的检测传感器321的形态。

[0219] 参照图14c,本发明另一实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置300可包括由在基板310上以 2×2 的阵列形态排列的四个检测传感器321构成的传感器阵列320。其中,检测传感器321可分别呈不同形态。

[0220] 例如,形成于利用传感器阵列的生物信息测定装置300的上侧的两个检测传感器321中的通过节点连接的四个多通道呈“U”的形态,“U”的各个末端部分与端子相连接,形成于下侧的两个检测传感器321中,通过节点相连接的四个多通道呈“∩”形态,“∩”的各个末端部分与端子相连接。

[0221] 并且,构成检测传感器321的多通道可以倾斜成 0° 、 90° 、 45° 、 -45° 及 -90° 中的一种角度,但形成多通道的角度并不局限于此。

[0222] 即,本发明另一实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置300为使基于测定对象部位的电阻的变化最小化,根据事实形态,可包括包括变形的多通道的多个检测传感器321,多个检测床安琪321的结构及形态、构成检测传感器321的多通道的角度、形态及数量并不局限于此。

[0223] 参照图14d,本发明另一实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置300可包括由在基板310上以 1×4 的阵列形态排列的四个检测传感器321构成的传感器阵列320,检测传感器321可呈通过图13说明的检测传感器321的形态。

[0224] 参照图14e,本发明另一实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置300可包括由在基板310上以 1×4 的阵列形态排列的四个检测传感器321构成的传感器阵列320。

[0225] 其中,四个检测传感器321中,通过节点连接的四个多通道呈“∩”的形态,“∩”的各个末端部分与端子相连接,构成四个检测传感器321的多通道以在 0° 、 90° 、 45° 、 -45° 及 -90° 中的一种角度倾斜而成。

[0226] 包括图14b至图14e所示的四个检测传感器321的利用传感器阵列的生物信息测定

装置300可从传感器阵列320测定总电阻值。

[0227] 其中,传感器阵列320的总电阻值满足以下数学式1来计算。

[0228] 数学式1

$$[0229] \quad R_t = \rho_t \times l / A$$

[0230] 其中, R_t 为电阻值, ρ_t 为电阻率, l 为长度, A 为剖面面积。

[0231] 包括由图14b至图14e所示的检测传感器321构成的传感器阵列320的利用传感器阵列的生物信息测定装置300在20℃中,电阻率为 1.1×10^{-7} ,剖面面积为 $50\mu\text{m} \times 50\mu\text{m}$,因此,总电阻值为恒定的10000 Ω 。

[0232] 并且,本发明另一实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置300除图14a至图14e所示的传感器阵列320之外,还可包括在基板310上的平均值测定部330、通信模块340、控制部350、供电部360及选择开关部(未图示)中的一种以上。

[0233] 图15a及图15b示出基于利用本发明另一实施例的单一检测传感器的生物信息测定装置的温度变化的电阻值曲线图。

[0234] 图15a示出利用使用单一检测传感器的生物信息测定装置,从30℃至80℃,以10℃检测测定与目标相关的电阻值的曲线图,图15b示出利用使用单一检测传感器的生物信息测定装置,从30℃至40℃,以1℃为间隔进行测定,从36℃至38℃,以0.5℃检测测定与目标相关的电阻值的曲线图。

[0235] 如图15a及图15b所示,利用单一检测传感器的生物信息测定装置中,温度的准确度根据目标的附着位置或面积改变,可确认呈现测定需要测定的目标的温度的限界。

[0236] 图16a及图16b示出基于本发明另一实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置的温度变化的平均值曲线图。

[0237] 图16a示出利用使用单一检测传感器的生物信息测定装置来呈现与基于温度变化的目标相关的电阻值的曲线图,图16b示出利用包括检测传感器的利用传感器阵列的生物信息测定装置来呈现与基于温度变化的目标相关的阻抗值的曲线图。

[0238] 参照图16a及图16b,与利用单一检测传感器的生物信息测定装置相比,从由四个检测传感器构成的利用传感器阵列的生物信息测定装置计算的生物信息的平均值的准确度更高。

[0239] 图17示出基于本发明另一实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置的温度变化的偏差曲线图。

[0240] 更详细地,图17示出利用使用单一检测传感器的生物信息测定装置和包括四个检测传感器的利用传感器阵列的生物信息测定装置来呈现从0℃至50℃的温度变化的偏差的曲线图。

[0241] 参照图17,基于从四个检测传感器测定的阻抗值来测定平均温度的利用传感器阵列的生物信息测定装置准确度高于利用单一检测传感器的生物信息测定装置的准确度。

[0242] 即,由多个检测传感器构成的利用传感器阵列的生物信息测定装置当测定平均温度时,因外部因素的误差小,因此,可测定和目标有关的高准确度的温度。

[0243] 图18示出说明适用于本发明另一实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置的检测传感器的示意图。

[0244] 参照图18,检测传感器321可包括桥电路410(bridge circuit)及信号处理模块

420。

[0245] 桥电路410可包括具有特定电阻的多个阻抗器件411及具有可变电阻值的温度检测器件412。例如,桥电路410为惠斯通电桥,从而可更加精密地测定温度检测器件的电阻值。具体地,桥电路410的一端(上述一端与第一电阻器件411a及温度检测器件412之间的节点相对应)及另一端(上述另一端与第二电阻器件411b及第三电阻器件411c之间的节点相对应)与信号处理模块420的两个输入端相连接。桥电路410根据温度检测器件412的阻抗值变化来向信号处理模块420的两个输入端提供电压。

[0246] 在实施例中,温度检测器件412可根据目标的温度变化来改变电阻值的可变电阻器件来体现。例如,温度检测器件412为白金或铜电阻,从而可检测目标的温度变化。

[0247] 信号处理模块420以从桥电路410施加的电压为基础来判断是否发生偏移电压。具体地,若信号处理模块420以从桥电路410施加的电压为基础来检测温度检测器件412的电阻值变化,则可向桥电路410的两端提供追加电流430。例如,第一追加电流431向桥电路410的一端提供,第二追加电流432向桥电路410的另一端提供,从而可除去在桥电路410输出的偏移电压。即,信号处理模块420向桥电路410的两端提供追加电流430来执行校准。其中,向桥电路410提供的追加电流的大小可根据偏移电压的大小来确定。若信号处理模块420执行校准来除去设定电压,则以温度检测器件412的阻抗值为基础来检测温度。

[0248] 图19为示出本发明另一实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置的检测传感器的电路图。

[0249] 参照图19,检测传感器321可包括桥电路410及信号处理模块420,信号处理模块420可包括放大器510、计时器520及控制器530。

[0250] 放大器510可接收在桥电路410的两端的输出电压。具体地,放大器510中,在输入端的桥电路410的两端的输出电压(V^- , V^+)向放大器510的两个输入端提供,控制器530以输出电压(V^- , V^+)的差值为基础来判断是否发生偏移电压。若发生偏移电压,则控制器530可向桥电路410的两端提供追加电流431、432,桥电路410以追加电流431、432为基础,可再次向放大器510提供变化的输出电压。

[0251] 控制器530以偏移电压值为基础来确定向桥电路410施加的追加电流431、432的值。例如,控制器530为了增加在桥电路410的一端的输出电压(V^-)为追加施加正电流(Positive Current),为了减少在桥电路410的另一端的输出电压(V^+)而追加施加负电流(Negative Current)。即,控制器530调节追加电流431、432的值来使偏移电压最小化。

[0252] 在实施例中,传感器阵列在每个特定周期判断基于检测传感器321的温度检测器件412的阻抗值变化的偏移电压,直至除去偏移电压,按步骤可反复进行校准。更具体地,计时器520可通过生成时钟来向控制器530提供,控制器530以时钟的周期为基础来判断是否发生偏移电压。

[0253] 例如,若在时钟的第一周期发生偏移电压,则控制器530向桥电路410施加追加电流431、432来减少偏移电压。控制器530可在第二周期判断是否再次发生偏移电压,若依然存在偏移电压,则再次向桥电路410的两端提供追加电流431、432。

[0254] 控制器530直至除去偏移电压可以反复上述过程,若除去偏移电压,则可测定温度。

[0255] 图20为示出通过本发明另一实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置执行

的偏移电压的除去过程的曲线图。

[0256] 参照图20,桥电路410的输出电压610、620可通过追加电流的施加来除去偏移电压。其中,若将第一输出电压610定为从桥电路410的另一端输出的电压(V+),将第二输出电压620定为从桥电路410的一端输出的电压(V-),则信号处理模块420在初期步骤中判断为在第一输出电压610及第二输出电压620之间发生偏移电压。信号处理模块420以时钟(CLK)为基础来向桥电路410按步骤提供追加电流430,根据追加电流430的提供结果,再次判断第一输出电压610及第二输出电压620的偏移电压是否发生。结果,信号处理模块420直至除去偏移电压按步骤提供追加电流430反复进行校准过程。

[0257] 图22示出测定本发明实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置的生物信息的平均值的流程图。

[0258] 参照图22,本发明实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置可从多个检测传感器测定与目标相关的电阻值(DS1、DS2、...、DSN)(步骤810)。

[0259] 并且,本发明实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置可计算从多个检测传感器测定的电阻值中的最大值(DSMAX)及最小值(DSMIN)(步骤820),基于除计算的最大值(DSMAX)及最小值(DSMIN)之外的电阻值,可计算和目标有关的生物信息的平均值(DSAVG)(步骤830)。

[0260] 因此,本发明实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置可输出计算的生物信息的平均值(DSAVG)(步骤840),在经过预设时间间隔之后,可反复进行计算和目标有关的生物信息的平均值的过程(步骤850)。

[0261] 图23示出本发明另一实施例的利用传感器阵列的生物信息测定方法的流程图。

[0262] 参照图23,多个检测传感器可检测温度检测器件的电阻值是否发生变化(步骤910)。具体地,桥电路检测温度检测器件的电阻值是否发生变化来向信号处理模块提供。

[0263] 若检测温度检测器件的电阻值的变化,则传感器阵列为使基于温度检测器件的电阻值的变化发生的偏移电压最小化而执行校准并检测温度(步骤920)。具体地,若检测到温度检测器件的电阻值变化,则控制器为了除去在桥电路的输出电压(V-,V+)中的偏移电压而执行校准。控制器直至除去偏移电压按步骤施加追加电流来反复进行校准。信号处理模块处理除去偏移电压的桥电路的输出电压(V-,V+)的模拟信号来检测温度。

[0264] 以通过平均值测定部检测的温度为基础,可测定多个检测传感器的平均值(步骤S930)。例如,平均值测定部在多个检测传感器中除去特定检测传感器来测定平均值,可提高生物信息测定的精密度。

[0265] 因此,本发明另一实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置为了除去根据温度检测器件的电阻值变化发生的偏移电压而执行通过追加电流的施加的校准,在多个检测传感器中除去特定检测传感器来测定平均值,由此可提高生物信息测定的精密度。并且,本发明另一实施例的利用传感器阵列的生物信息测定装置在每个特定周期判断是否存在基于电阻值变化的偏移电压,当除去偏移电压时,按步骤反复执行校准。

[0266] 实施例的方法体现为可通过多种计算机单元执行的程序指令形态,从而可记录在计算机可读记录介质。上述计算可读记录介质可单独或组合包括程序指令、数据文件、数据结构等。记录在上述介质的程序指令为了实施例而被特殊设计的结构,也可以为计算机软件领域的普通技术人员公知使用的程序指令。计算机可读记录介质包括如硬盘、软盘及磁

带的磁介质 (magnetic media)、如CD-ROM、DVD的光记录介质 (optical media)、如光盘 (floptical disk) 的磁光介质 (magneto-optical media) 及ROM、RAM及闪存等的存储程序指令并执行的特殊结构的硬盘装置。程序指令包括通过编译器形成的机械代码及使用翻译等来通过计算机执行的高级语言代码。上述硬盘装置为了执行实施例的动作而作为一个以上的软件模块进行工作,反之亦然。

[0267] 如上所述,虽然通过限定的实施例和附图说明了实施例,只要是本发明所属技术领域的普通技术人员,可从上述记载进行多种修改及变形。例如,说明的技术按与说明的方法不同的顺序执行,和/或说明的系统、结构、装置电路等的结构要素与以说明的方法不同的形态结合或组合,即使通过其他结构要素或等同技术方案代替或置换,也可实现适当结果。

[0268] 因此,与其他实例、其他实施例及发明要求保护范围等同的内容也属于本发明的发明要求保护范围。

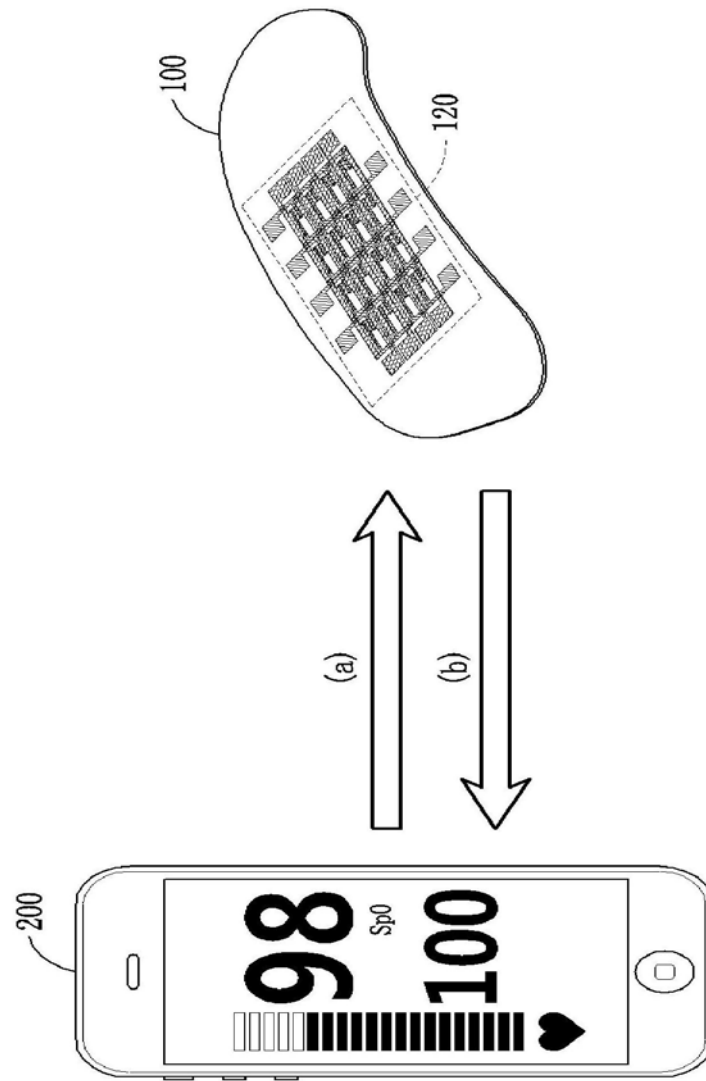


图1

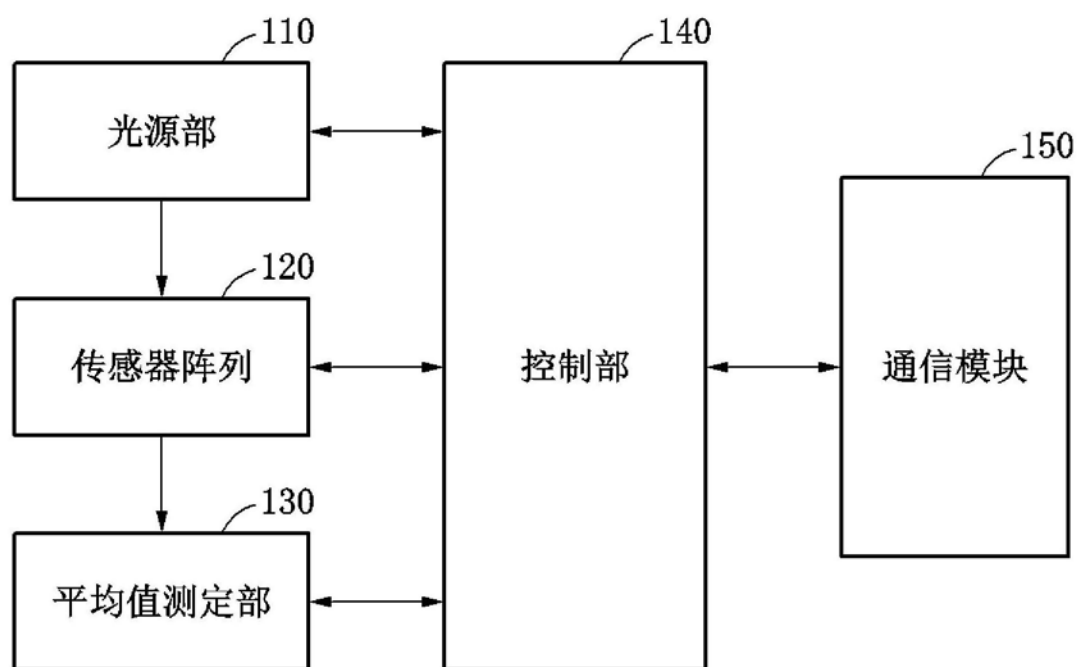
100

图2

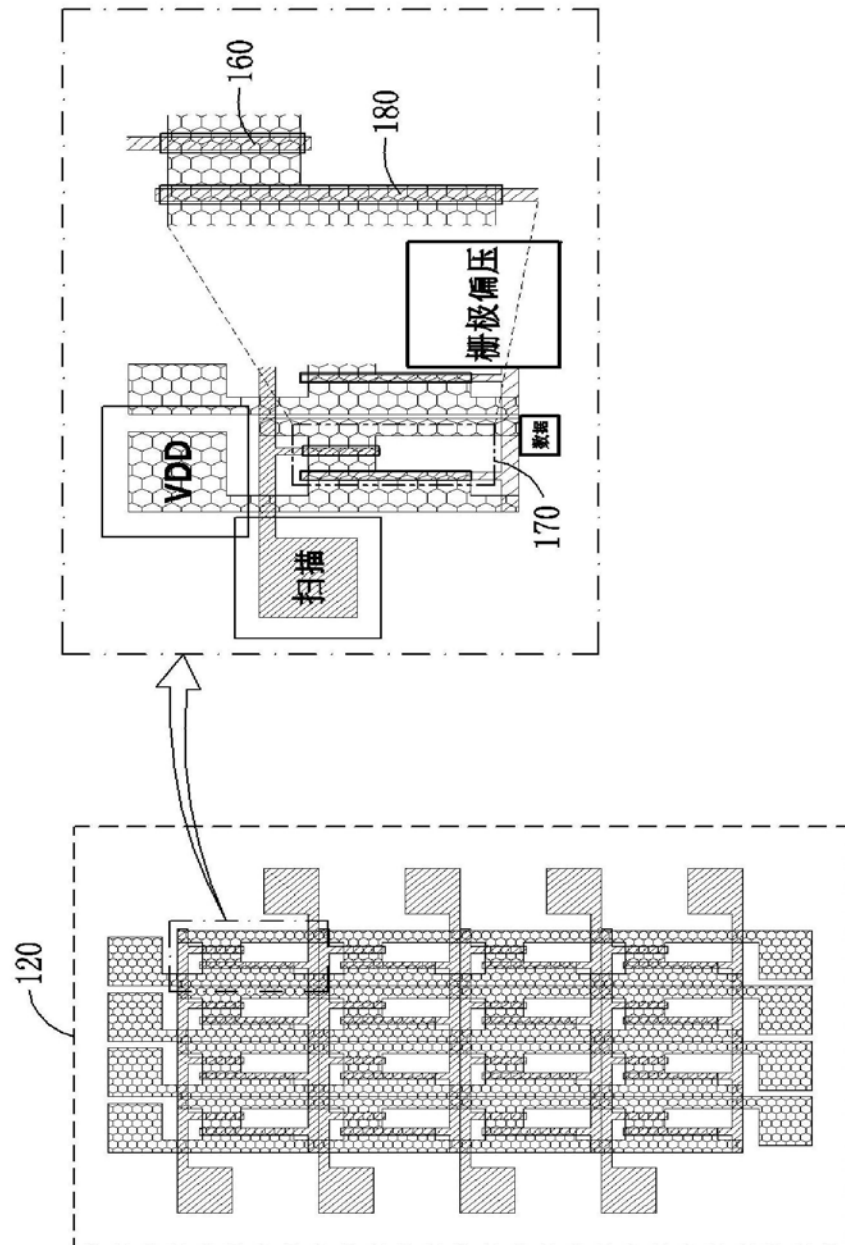


图3

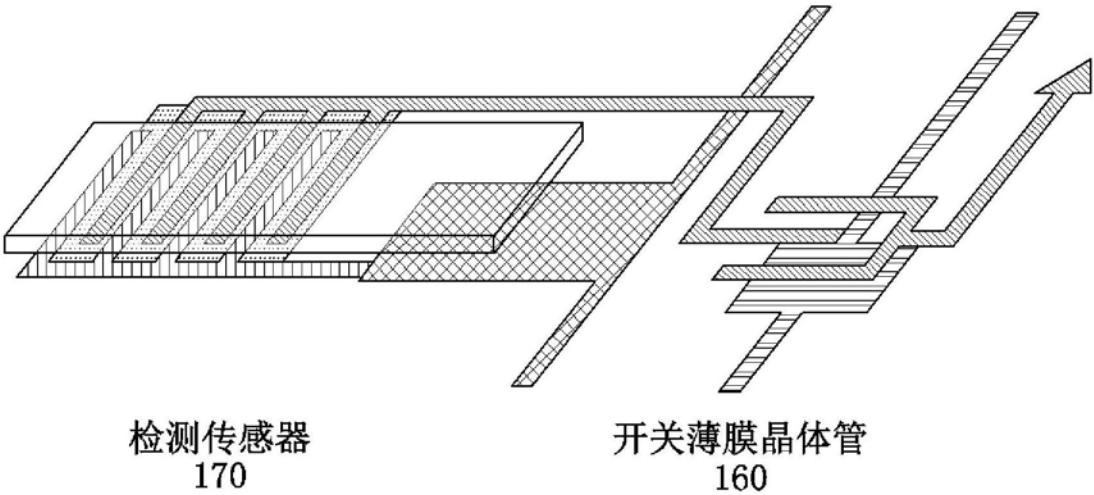


图4a

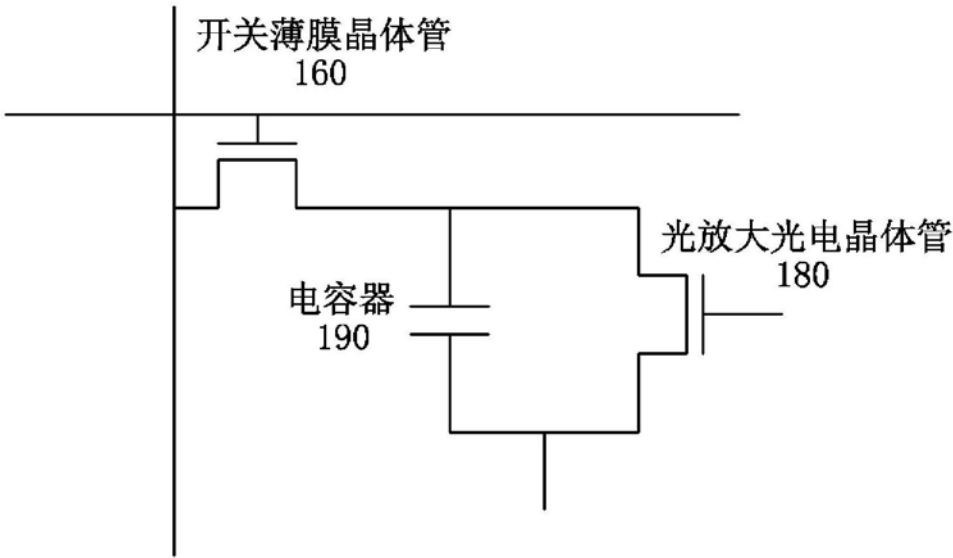


图4b

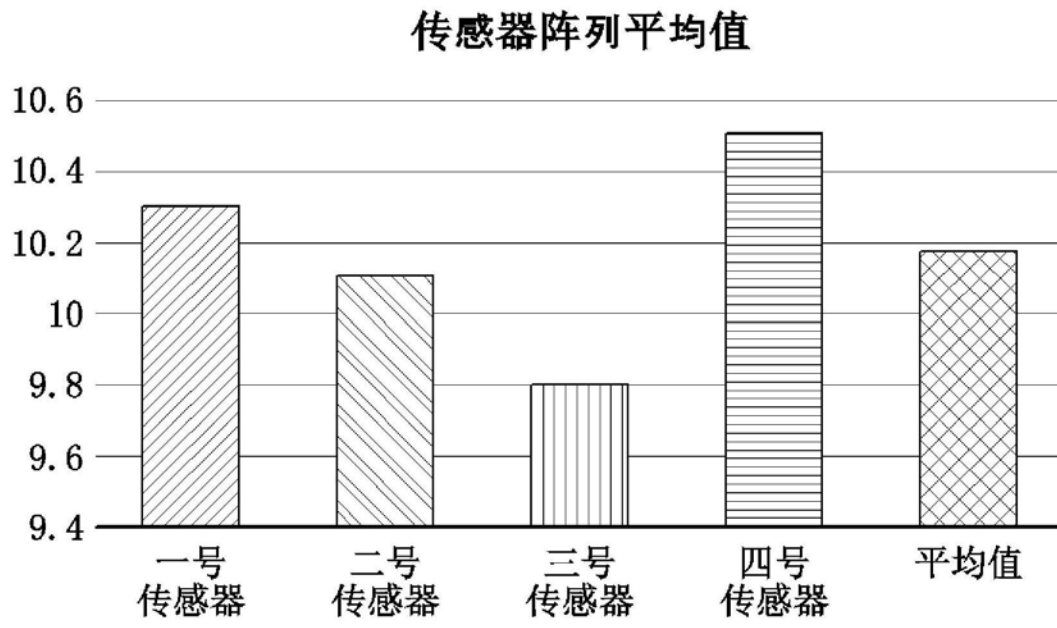


图5

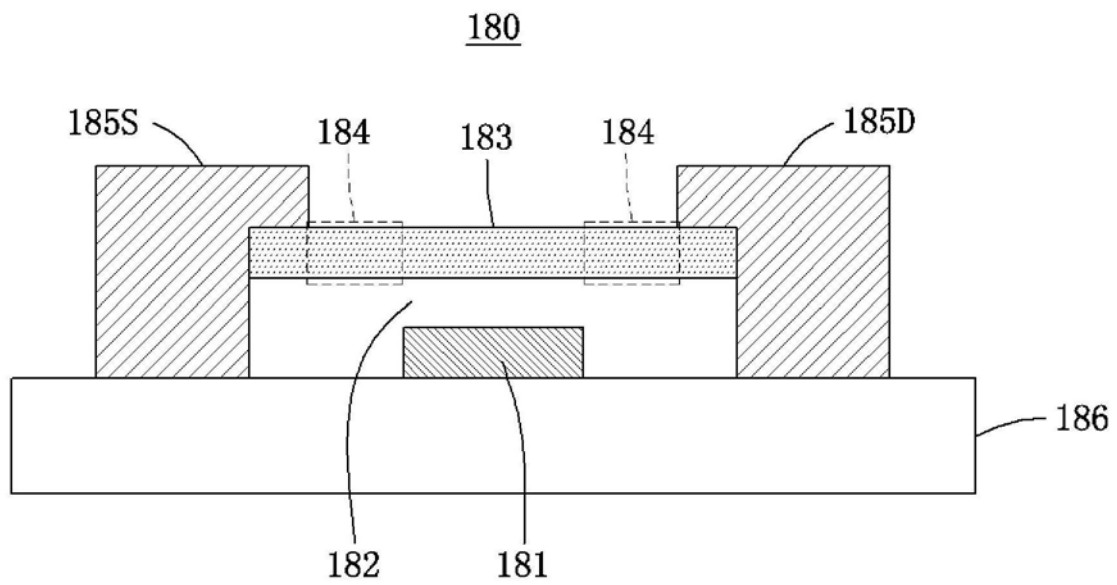


图6

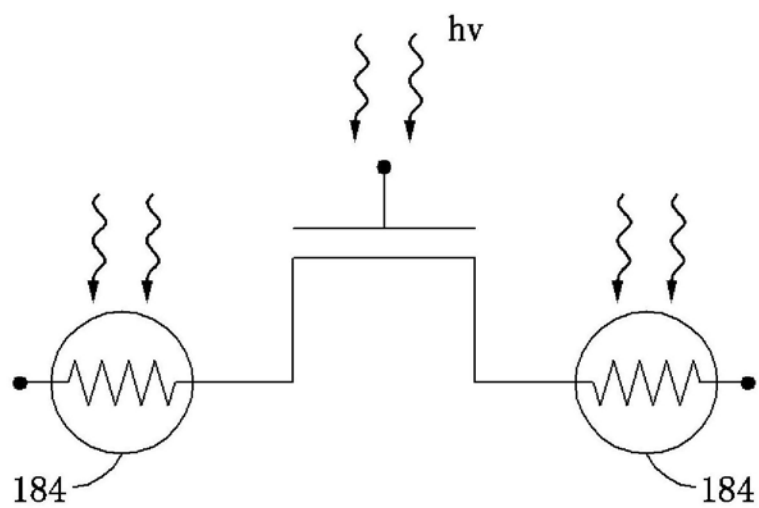


图7

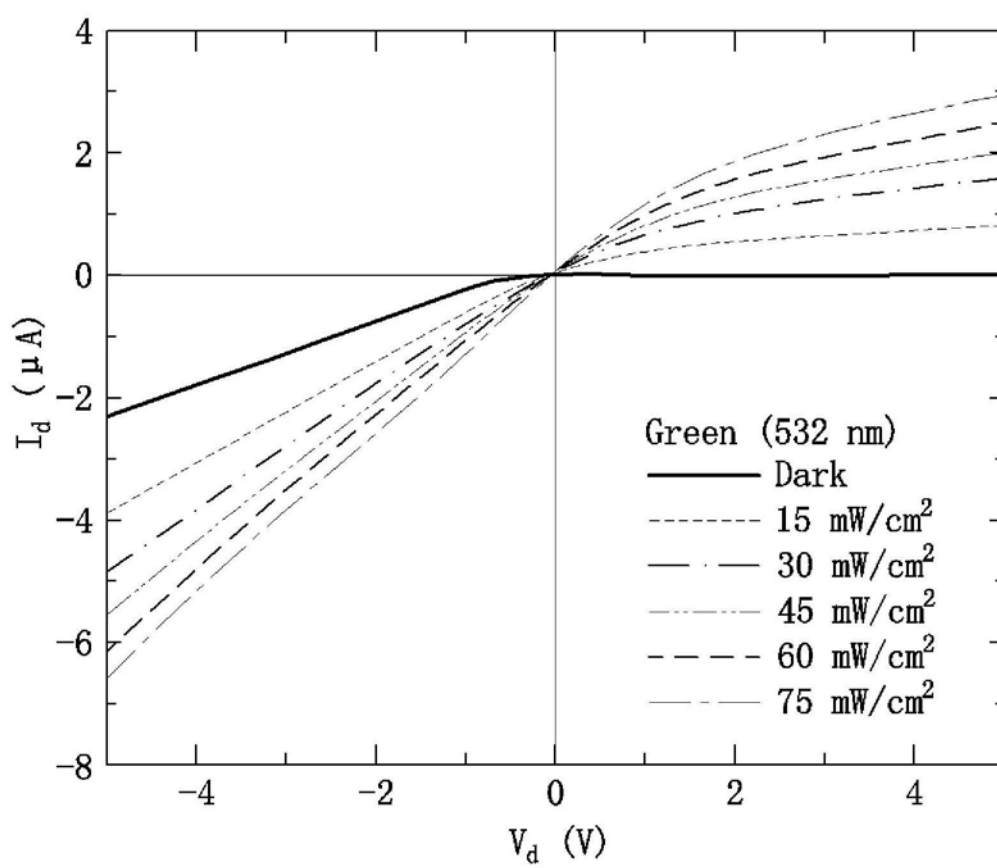


图8a

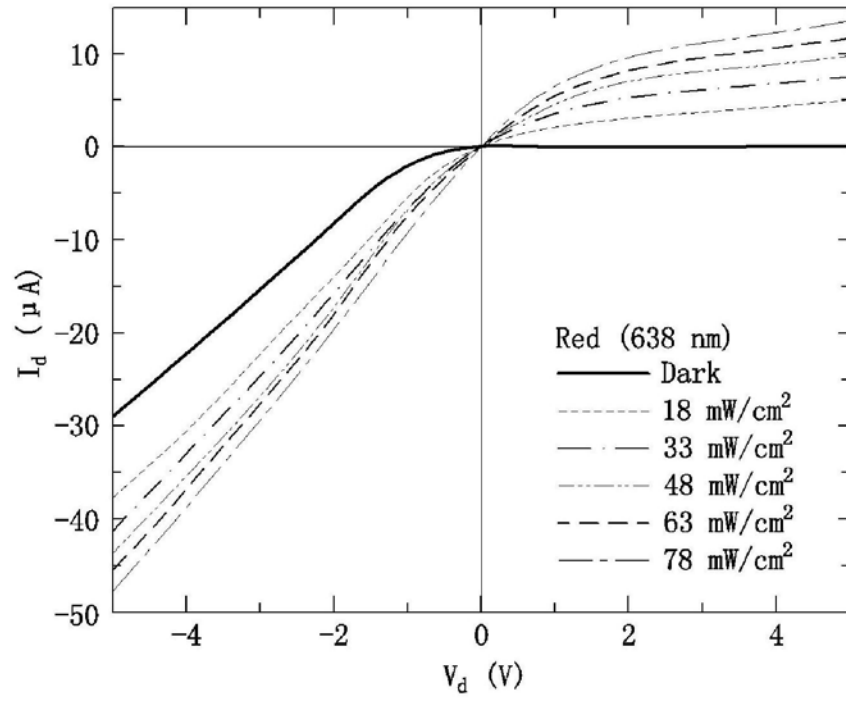


图8b

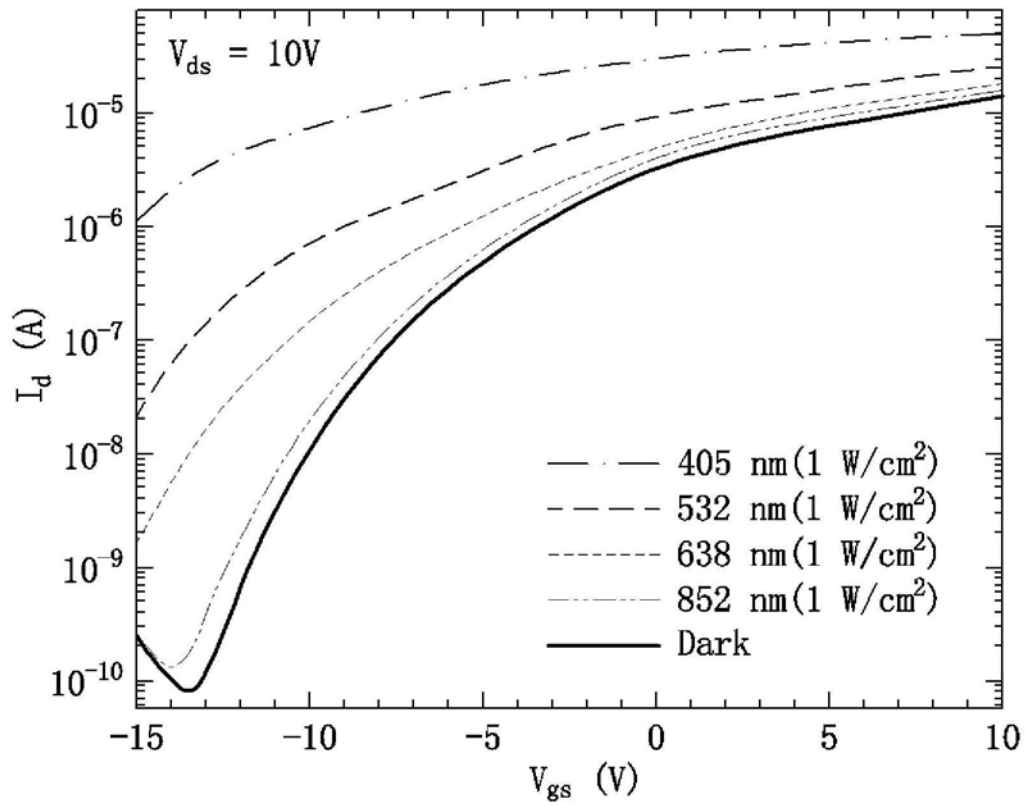


图9

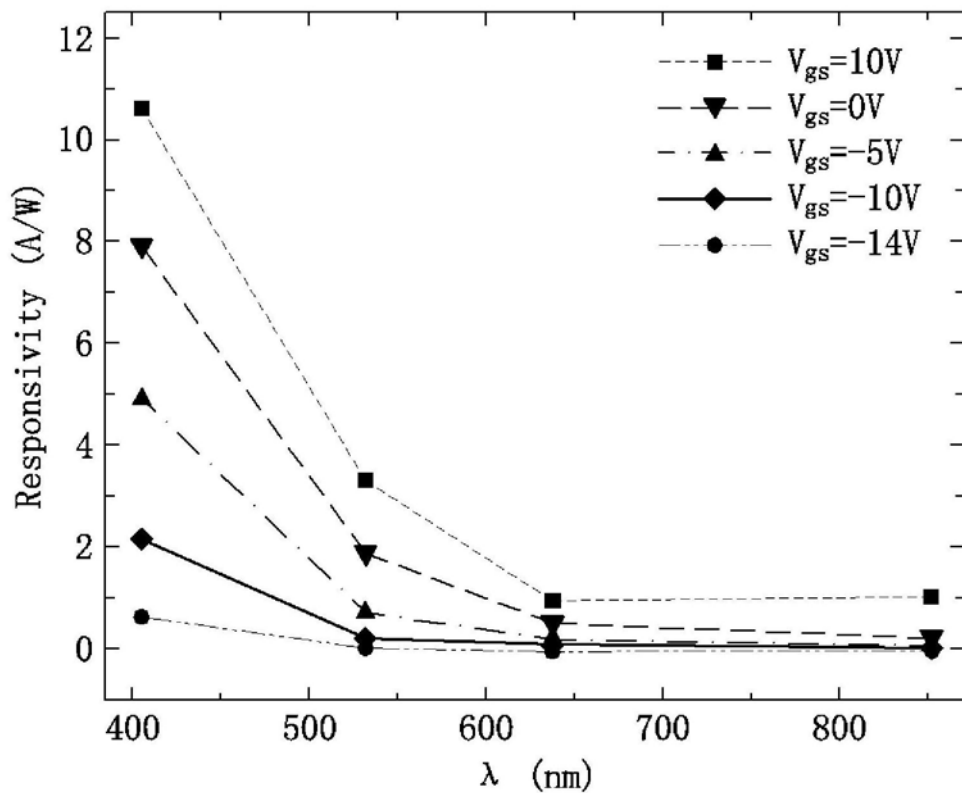


图10

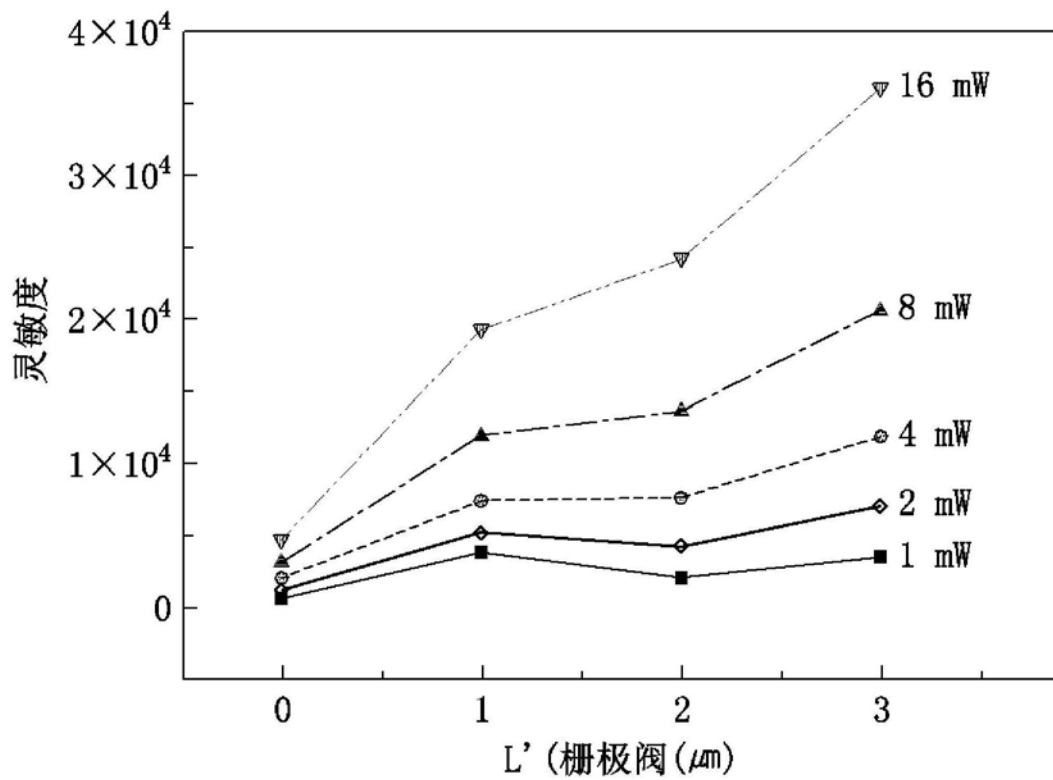


图11

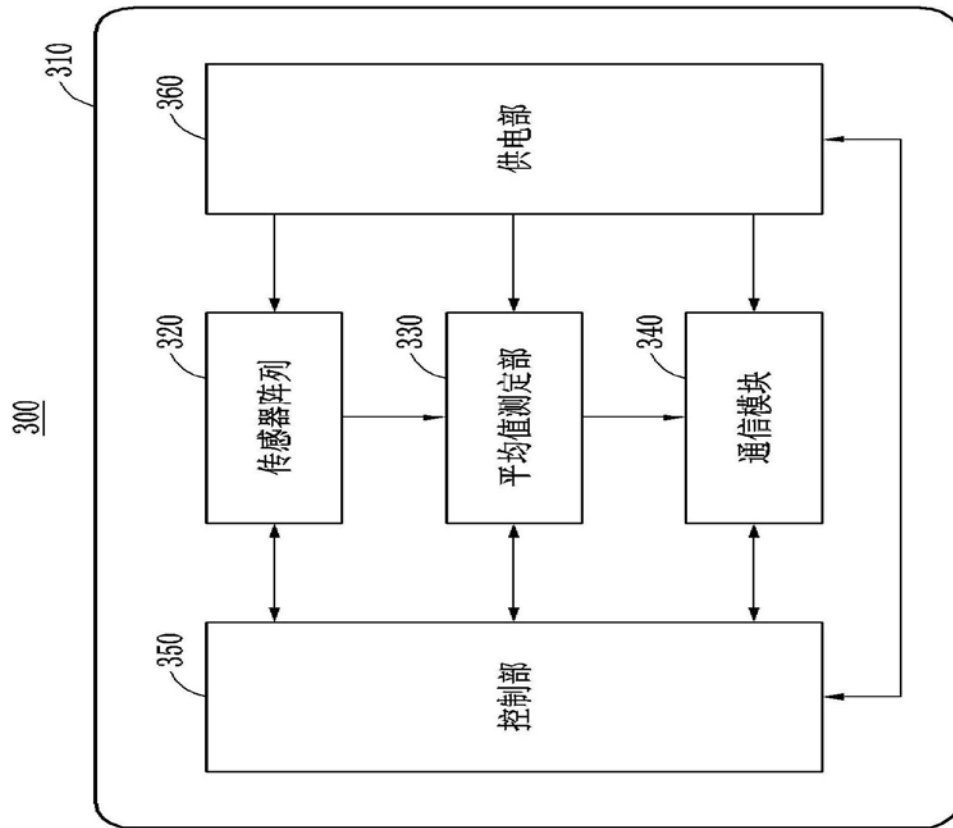


图12

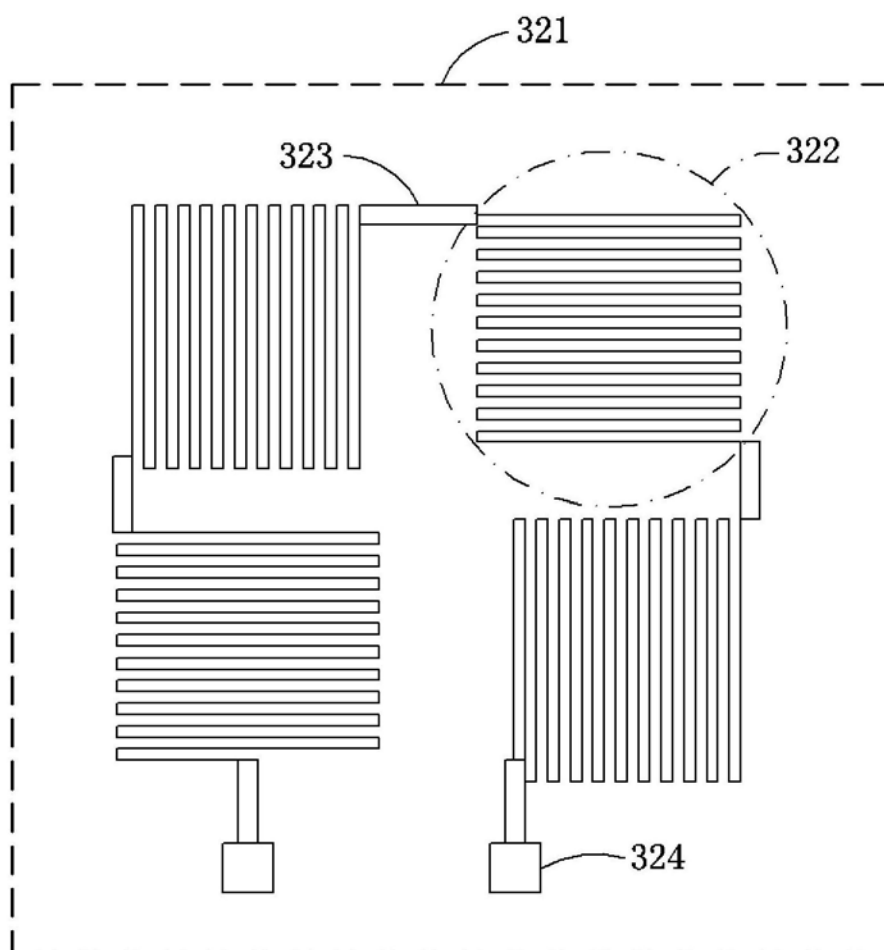


图13

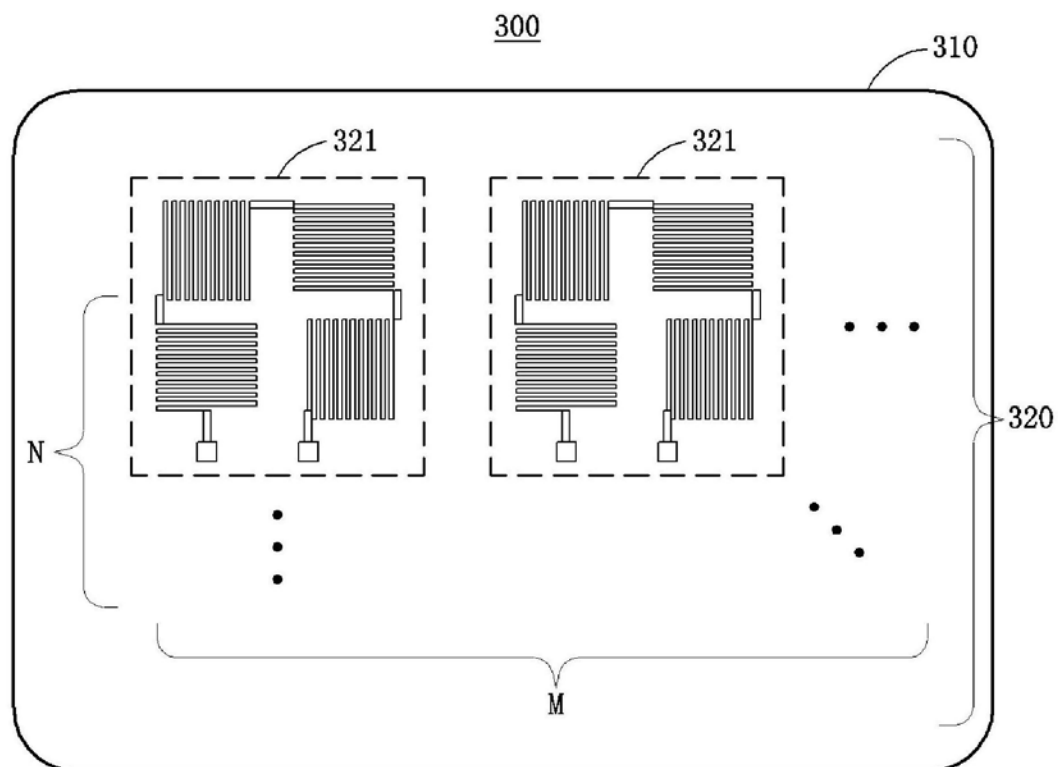


图14a

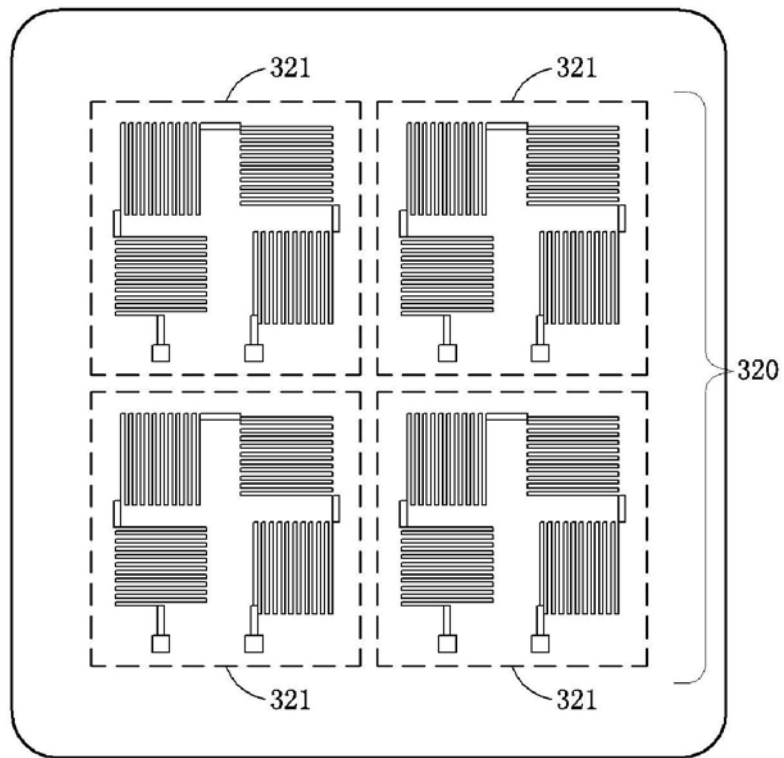
300

图14b

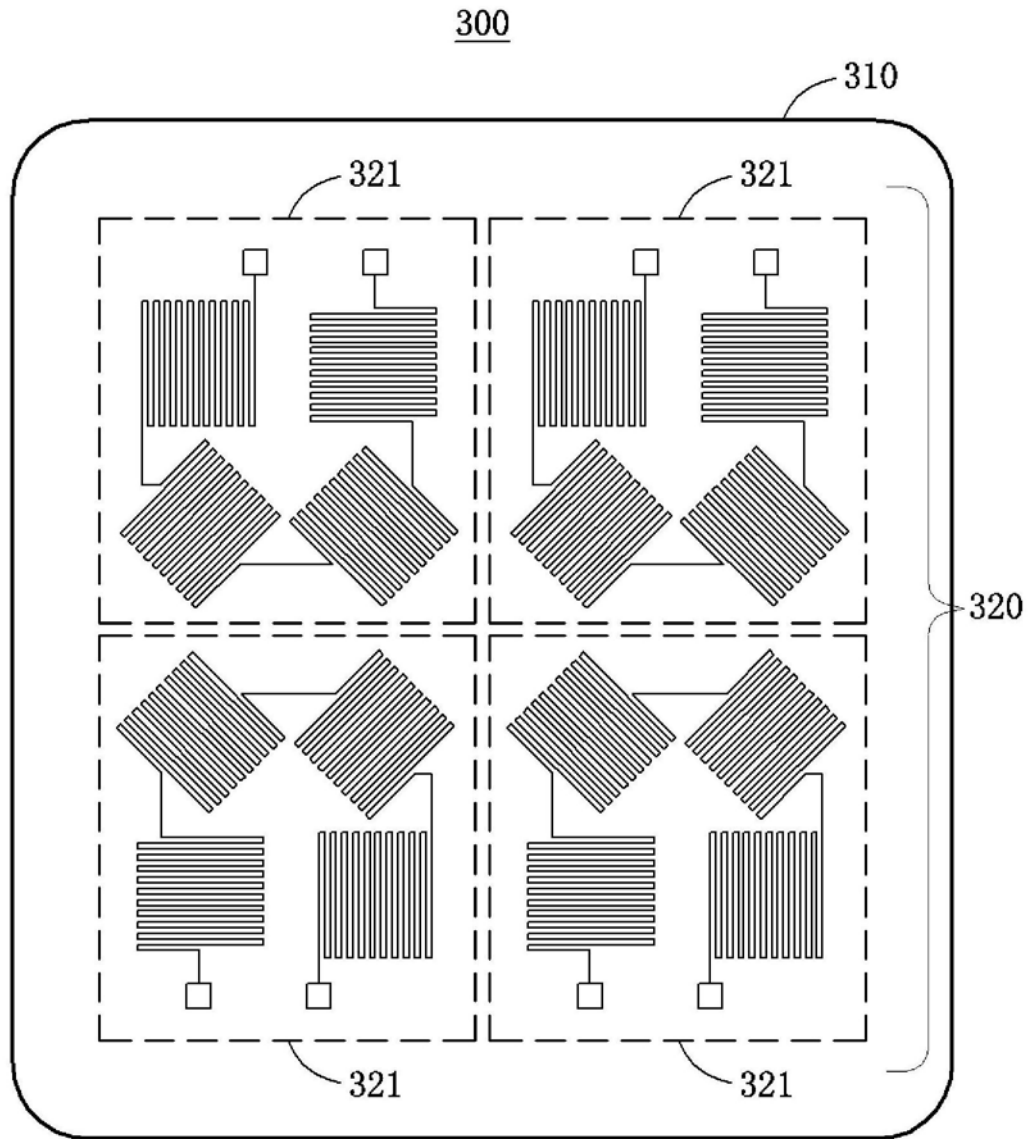


图14c

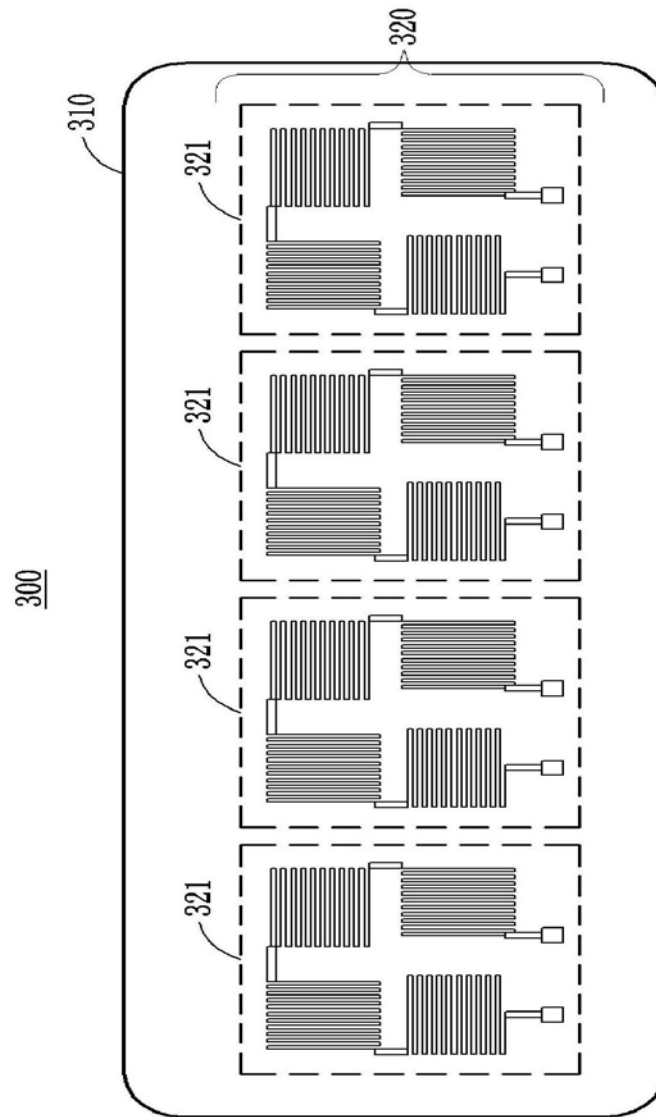


图14d

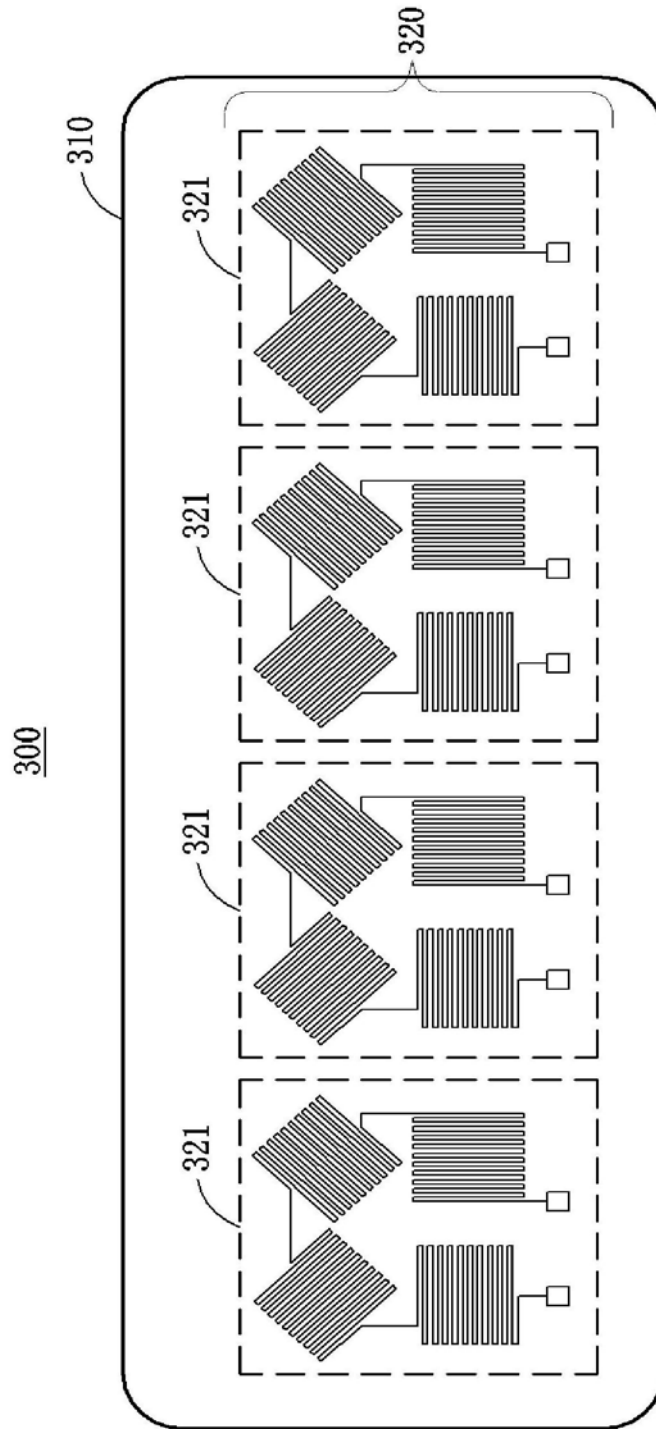


图14e

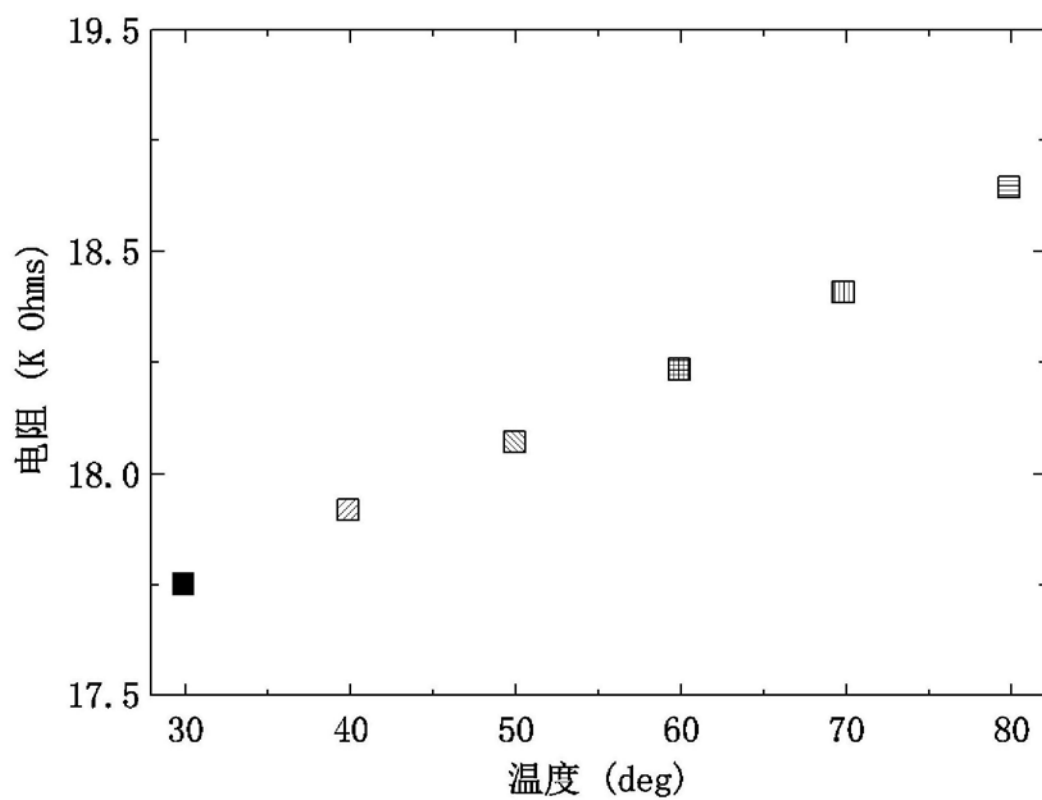


图15a

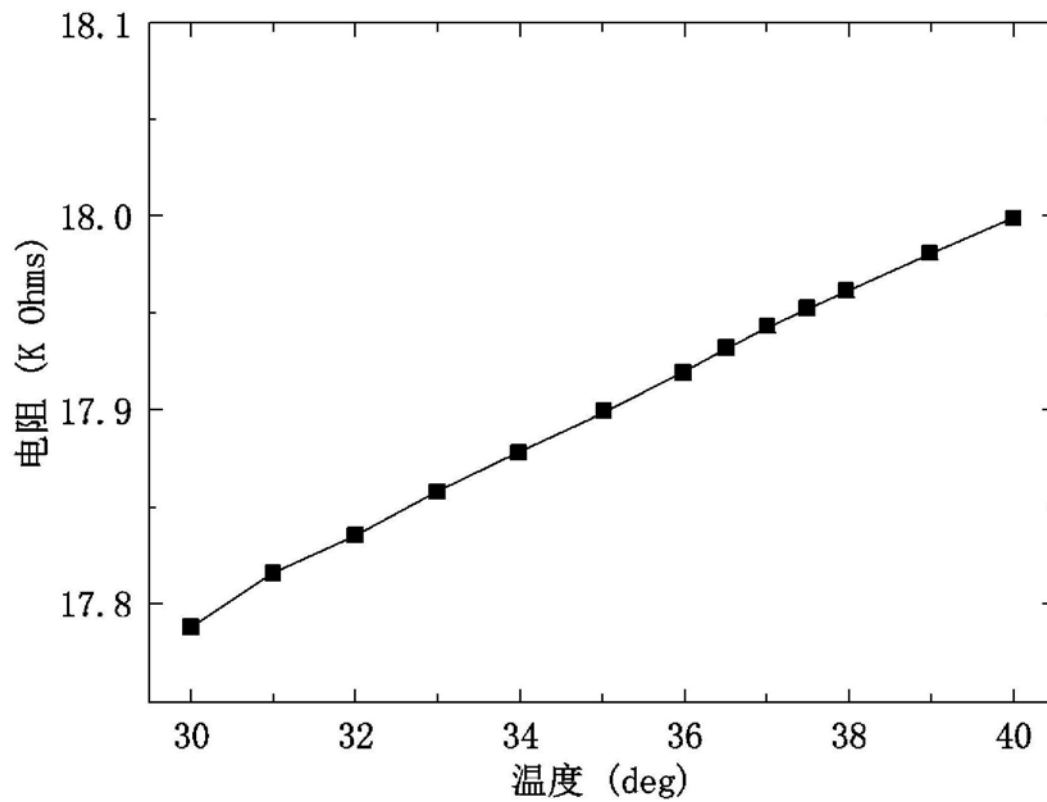


图15b

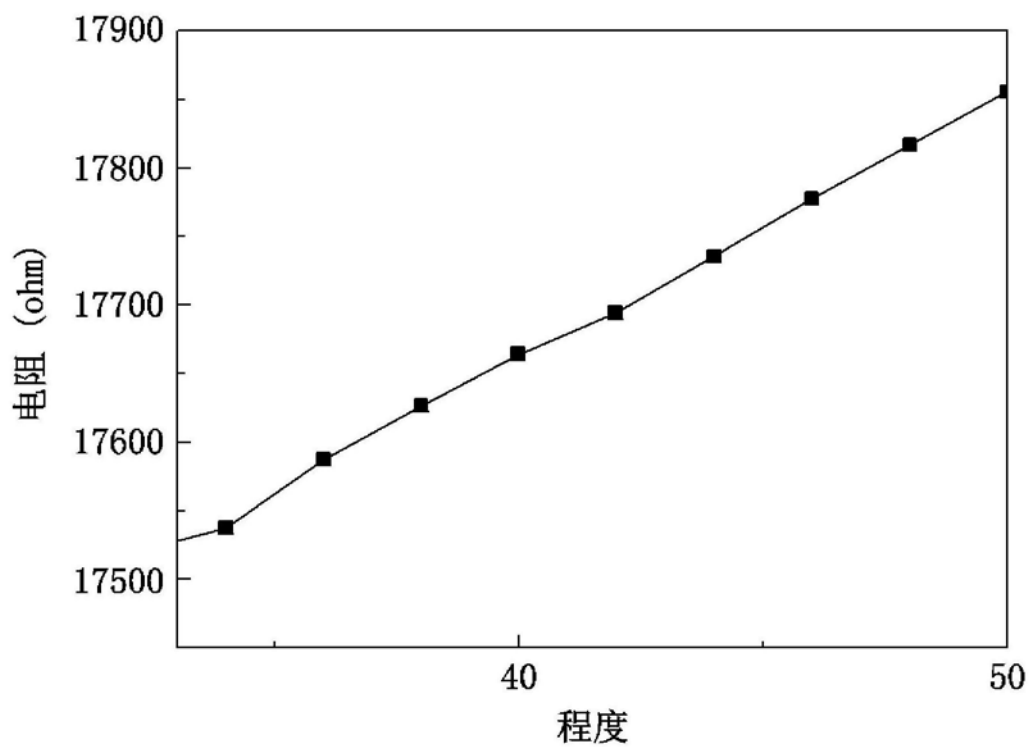


图16a

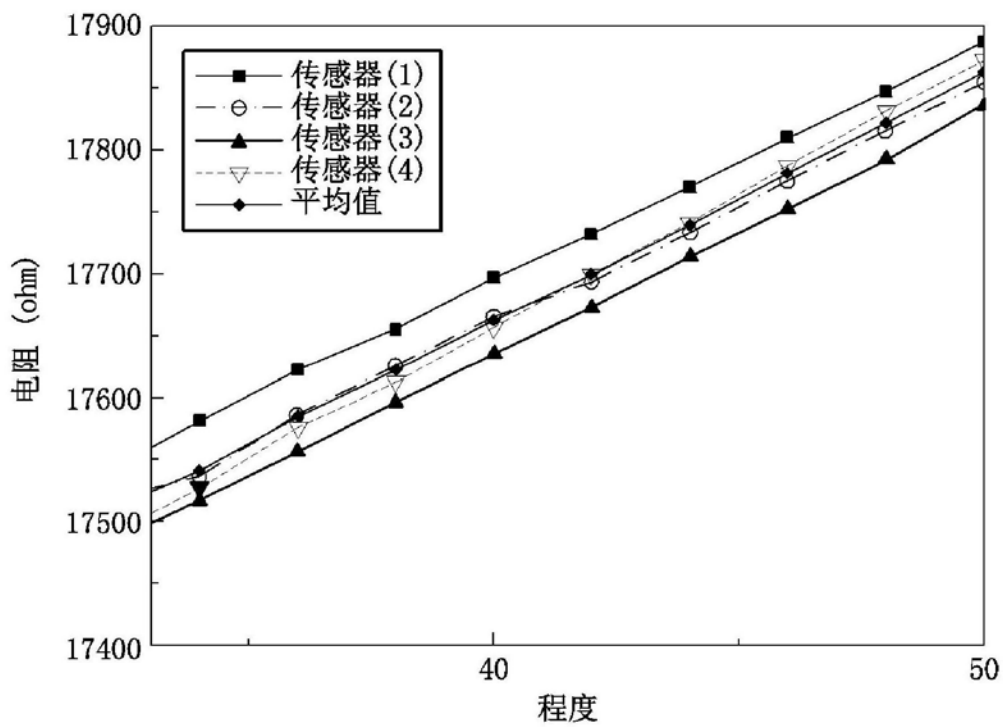


图16b

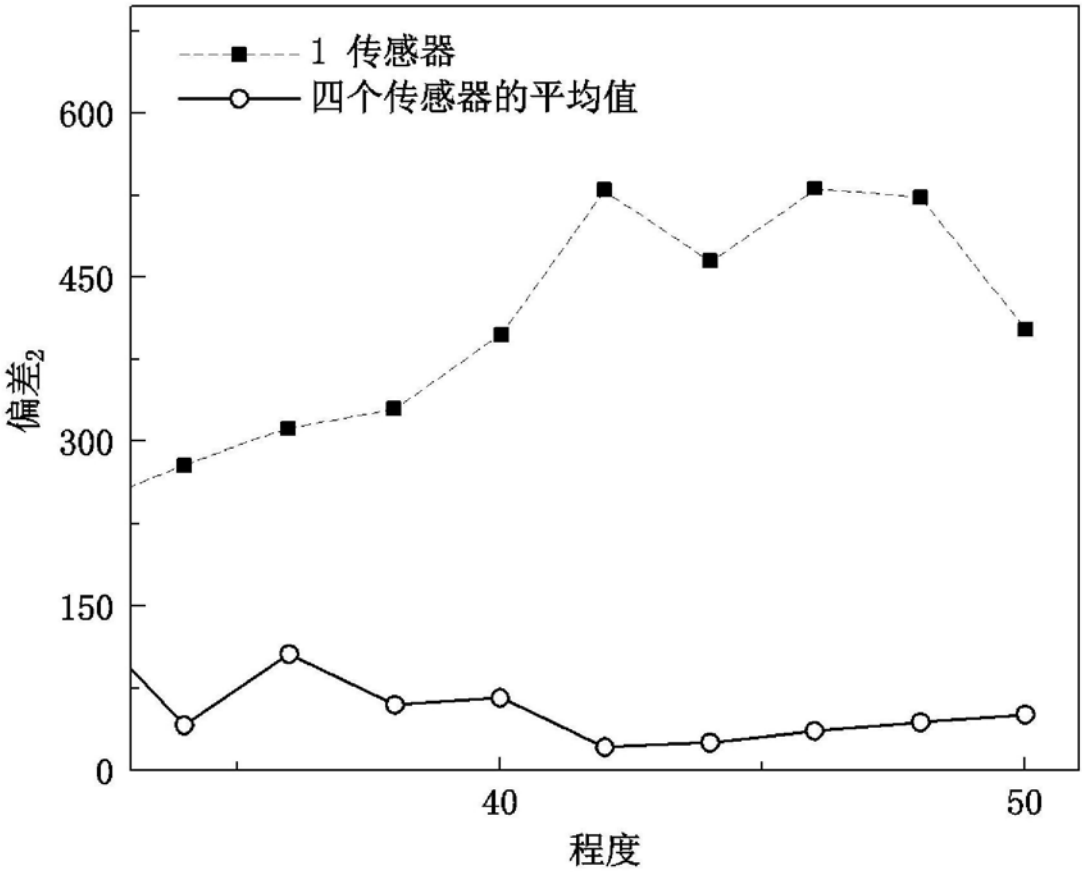


图17

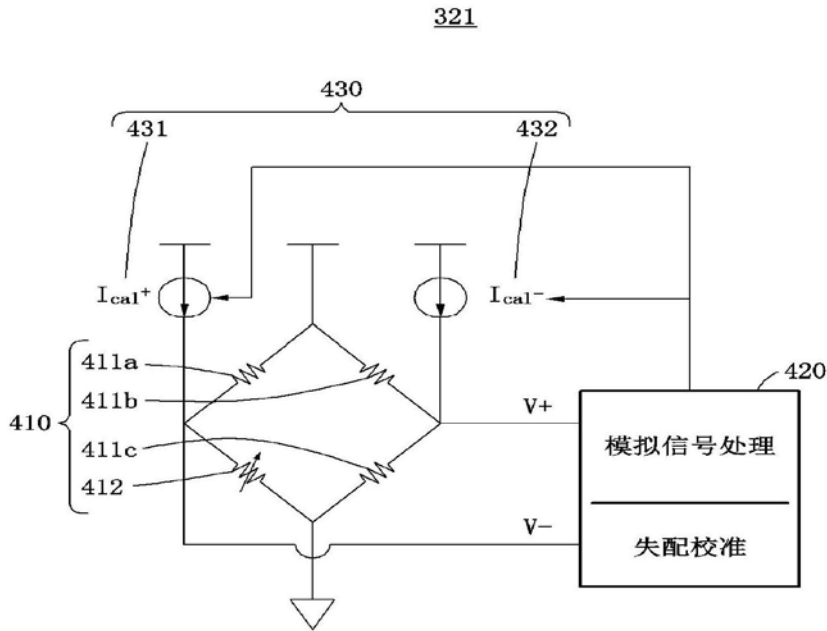


图18

321

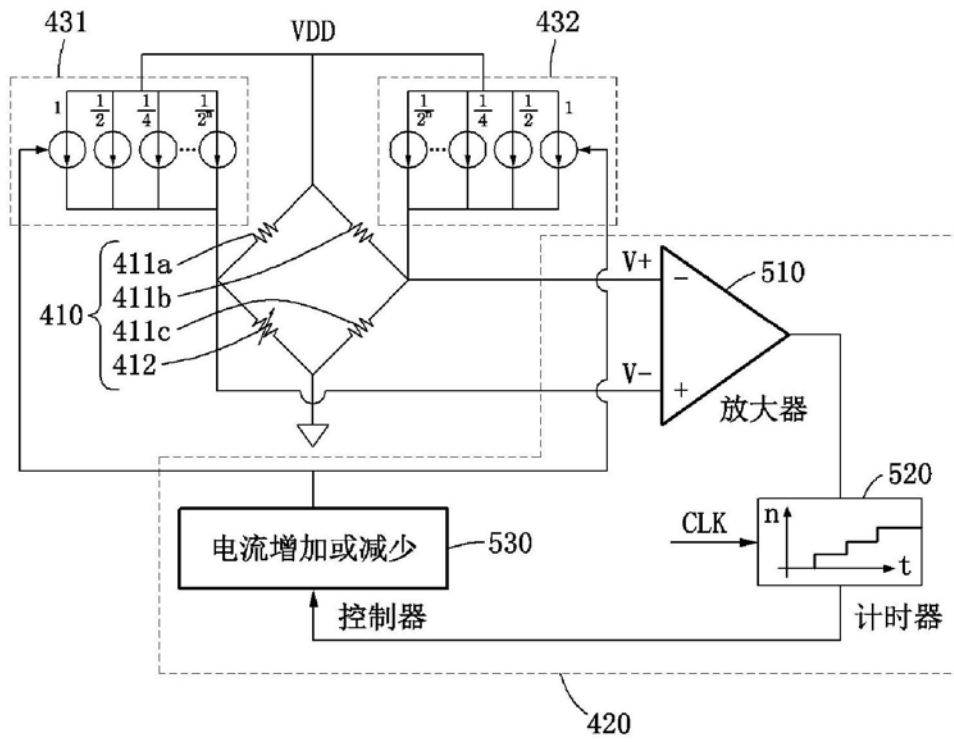


图19

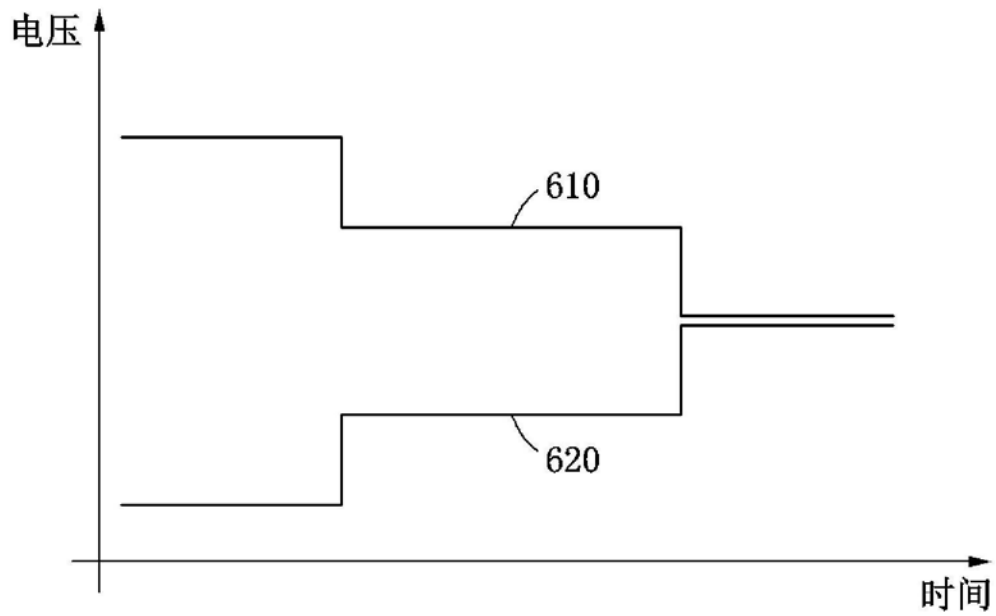


图20

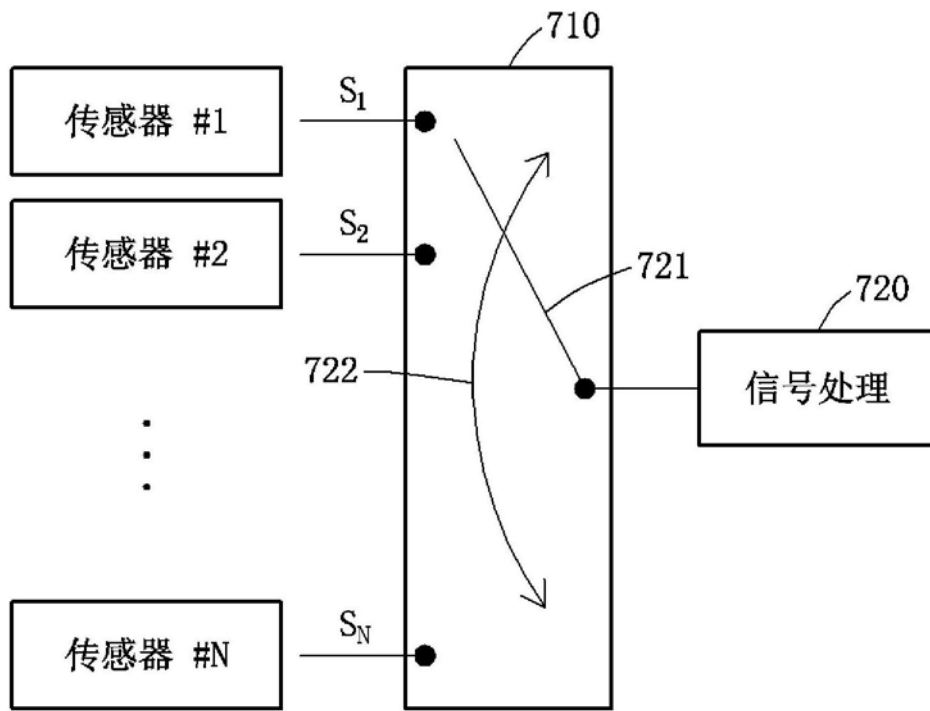


图21

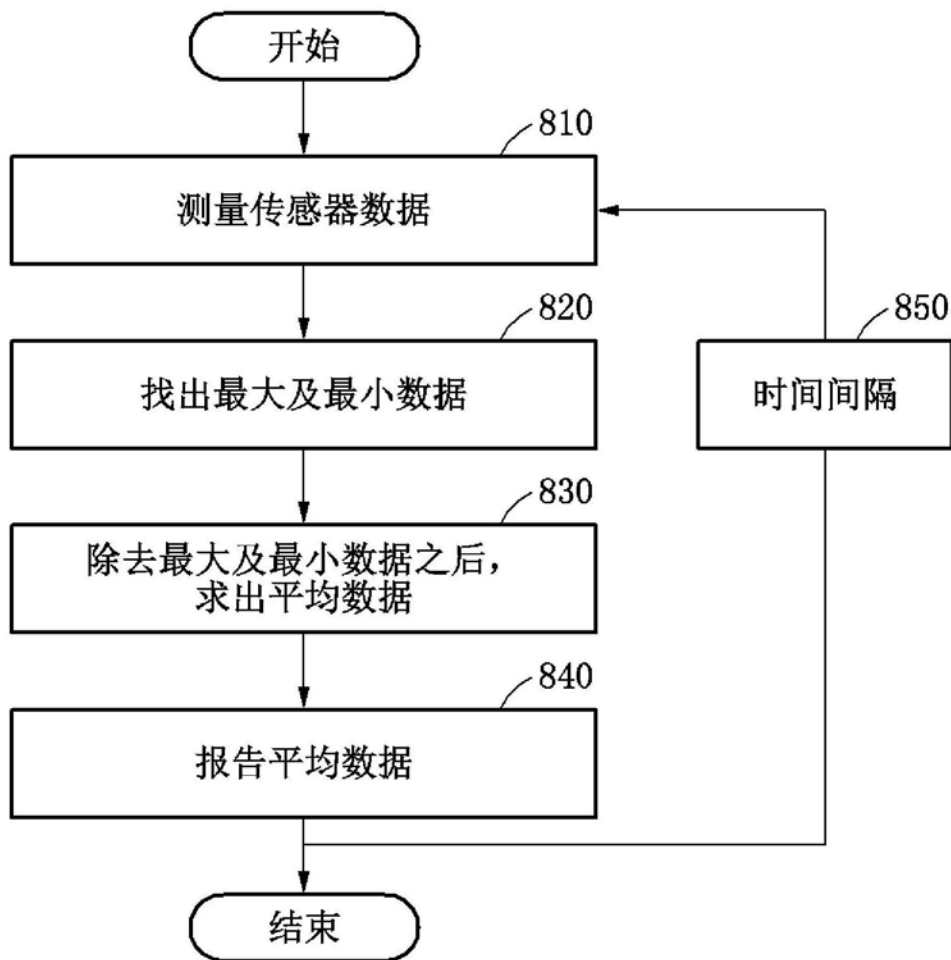


图22

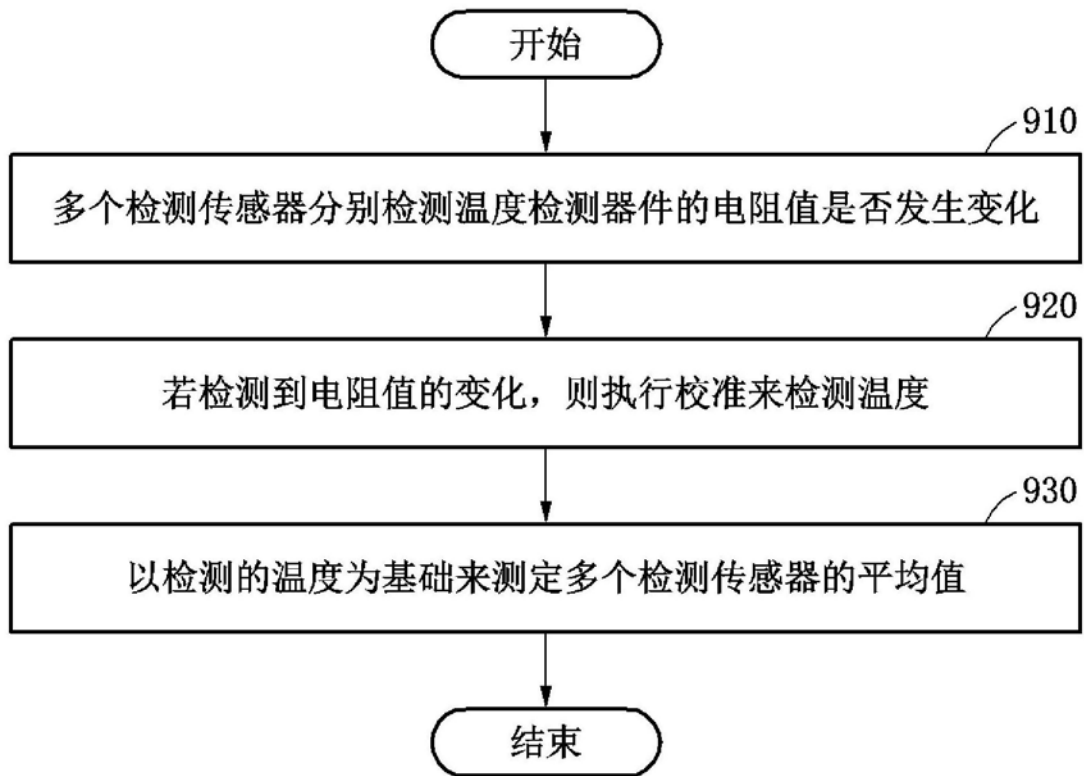


图23