



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 103630506 B

(45)授权公告日 2016.10.26

(21)申请号 201310365671.3

(22)申请日 2013.08.20

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 103630506 A

(43)申请公布日 2014.03.12

(30)优先权数据
102127307 2013.07.30 TW
61/684,819 2012.08.20 US

(73)专利权人 台医光电科技股份有限公司
地址 中国台湾新竹县竹东镇中心路四段
195号53馆305室

(72)发明人 刁国栋 陈治诚 黎育腾 曲昌盛
钟双兆 范植训 李明家

(74)专利代理机构 深圳市赛恩倍吉知识产权代
理有限公司 44334

代理人 谢志为

(51)Int.Cl.

G01N 21/31(2006.01)

(56)对比文件

CN 101232843 A,2008.07.30,
CN 1602420 A,2005.03.30,
US 2006193550 A1,2006.08.31,
CN 101232843 A,2008.07.30,
CN 2938079 Y,2007.08.22,
CN 103282765 A,2013.09.04,
WO 2012/093309 A1,2012.07.12,
CN 103282765 A,2013.09.04,
US 2005267346 A1,2005.12.01,

吴敏,汤黎明,戚仕涛.皮瓣血氧监测仪的研
制.《医疗卫生设备》.2003,(第1期),

审查员 李婷

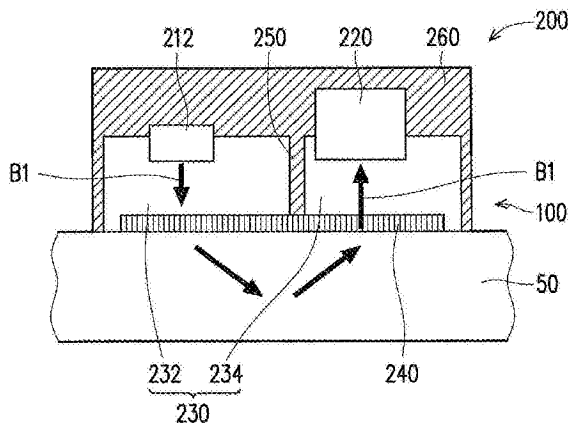
权利要求书2页 说明书7页 附图9页

(54)发明名称

侦测模块及侦测装置

(57)摘要

本发明提供了一种侦测装置,用以侦测生物组织的生理参数。该侦测装置包括至少一侦测模块。在侦测模块中,光源单元用以发出第一光束与第二光束,其中第一光束的波长不同于第二光束的波长。封装单元配置于光源单元与光侦测单元上,且位于来自光源单元的第一光束与第二光束的传递路径上。光学微结构单元配置于第一光束与第二光束的传递路径上,其中光源单元所发出的第一光束与第二光束依次通过封装单元、通过光学微结构单元、传递至生物组织、通过光学微结构单元、通过封装单元及传递至光侦测单元。



1. 一种侦测模块,该侦测模块包括:
光源单元,用以发出第一光束与第二光束,其中该第一光束的波长不同于该第二光束的波长;
光侦测单元;
封装单元,配置于该光源单元与该光侦测单元上,且位于来自该光源单元的该第一光束与该第二光束的传递路径上;以及
光学微结构单元,配置于该第一光束与该第二光束的传递路径上;
其中该光源单元所发出的该第一光束与该第二光束依次通过该封装单元、通过该光学微结构单元、传递至一生物组织、通过该光学微结构单元、通过该封装单元及传递至该光侦测单元。
2. 根据权利要求1所述的侦测模块,其中该封装单元包括波导,覆盖该光源单元与该光侦测单元。
3. 根据权利要求1所述的侦测模块,其中该光学微结构单元设于该封装单元上。
4. 根据权利要求1所述的侦测模块,其中该光学微结构单元与该封装单元之间维持间距。
5. 根据权利要求1所述的侦测模块,其中该光学微结构单元为该封装单元的表面微结构。
6. 根据权利要求1所述的侦测模块,其中该光学微结构单元包括衍射光学元件结构、全像光学元件、计算机全像元件结构、菲涅耳透镜结构或透镜光栅。
7. 根据权利要求1所述的侦测模块,其中该封装单元包括:
第一波导,覆盖该光源单元;以及
第二波导,覆盖该光侦测单元,其中该侦测模块还包括光分隔单元,分隔该第一波导与该第二波导。
8. 根据权利要求1所述的侦测模块,其中该侦测模块还包括外罩,覆盖该光源单元、该光侦测单元及该封装单元。
9. 根据权利要求1所述的侦测模块,其中该光源单元包括:第一发光元件,用以发出该第一光束;以及第二发光元件,用以发出该第二光束,其中该第一发光元件与该第二发光元件轮流发出该第一光束与该第二光束,且该光侦测单元包括光侦测器。
10. 根据权利要求1所述的侦测模块,其中该光侦测单元包括:第一光侦测器,其中该光学微结构单元使来自该生物组织的该第一光束传递至该第一光侦测器;以及第二光侦测器,其中该光学微结构单元使来自该生物组织的该第二光束传递至该第二光侦测器,且该光源单元同时发出该第一光束与该第二光束。
11. 根据权利要求1所述的侦测模块,其中该光源单元包括:发光元件,具有发光面,且用以从该发光面发出原始光束,其中该原始光束的波长与该第一光束的波长彼此相同;以及波长转换材料,覆盖该发光面的第一部分,且暴露出该发光面的第二部分,其中从该第一部分发出的至少部分该原始光束被该波长转换材料转换成该第二光束,且从该第二部分发出的该原始光束形成该第一光束。
12. 根据权利要求1所述的侦测模块,其中该光学微结构单元包括:第一光学微结构,配置于来自该光源单元的该第一光束与该第二光束的传递路径上,以使来自该光源单元的该

第一光束与该第二光束传递至该生物组织;以及第二光学微结构,配置于来自该生物组织的该第一光束与该第二光束的传递路径上,以使来自该生物组织的该第一光束与该第二光束传递至该光侦测单元。

13. 根据权利要求1所述的侦测模块,其中该光源单元包括发光二极管、有机发光二极管或激光二极管。

14. 根据权利要求1所述的侦测模块,其中该封装单元适于被该第一光束与该第二光束穿透。

15. 根据权利要求1所述的侦测模块,其中该第一光束与该第二光束的波长均落在红光与红外光的波长范围内。

16. 根据权利要求1所述的侦测模块,其中该光源单元与该光侦测单元位于该生物组织的同一侧。

17. 根据权利要求1所述的侦测模块,其中该光侦测单元包括光电二极管。

18. 一侦测装置,用以侦测一生物组织的一生理参数,该侦测装置包括至少一权利要求1所述的侦测模块。

19. 根据权利要求18所述的侦测装置,还包括计算单元,电性连接至该侦测模块中的光侦测单元,其中该光侦测单元将侦测到的该第一光束与该第二光束转换为电信号,且该计算单元根据该电信号计算出该生理参数。

20. 根据权利要求18所述的侦测装置,其中该生理参数为血氧浓度。

21. 根据权利要求18所述的侦测装置,其中该至少一侦测模块为多个侦测模块,该多个侦测模块排列成二维阵列。

侦测模块及侦测装置

技术领域

[0001] 本发明是有关于一种侦测模块及侦测装置。

背景技术

[0002] 随着光电技术的进步,利用各种光学原理来测量生物或人体的生理参数的仪器或装置逐渐被发展出来。光学原理测量技术通常可达到非侵入式的测量,在医学或生物领域中可有效地预防感染或传染病,因此在医学或生物领域中的有重要的贡献与应用价值。

[0003] 一般现有的反射式血氧浓度计,是利用将红外光与近红外光打入人体,然后测量返回的光信号,且通过信号处理器,以比较带氧血红蛋白(oxyhemoglobin, HbO₂)与脱氧血红蛋白(deoxyhemoglobin, Hb)对红外光与近红外光的吸收比值,进而计算出饱和血氧浓度。血氧浓度计的主要元件有二:一为发射与接收光信号,并将接收的光信号转换成电信号硬件测量装置,另一部分则是带有计算血氧数值功能的显示器硬件与其内部软件。由于测量装置通常需要接触于人体表面,此时常会因人体的动作或体内生理状况变化而产生噪声,因此容易得到错误的血氧浓度读值。所以,通常需开发软件来搭配血氧浓度计,以滤除此项噪声,进而确保读出的数值的准确度。

发明内容

[0004] 本发明的一实施例的一种侦测装置用以侦测生物组织的生理参数。侦测装置包括至少一侦测模块,且侦测模块包括光源单元、光侦测单元、封装单元及光学微结构单元。光源单元用以发出第一光束与第二光束,其中第一光束的波长不同于第二光束的波长。封装单元配置于光源单元与光侦测单元上,且位于来自光源单元的第一光束与第二光束的传递路径上。光学微结构单元配置于第一光束与第二光束的传递路径上,其中光源单元所发出的第一光束与第二光束依次通过封装单元、通过光学微结构单元、传递至生物组织、通过光学微结构单元、通过封装单元及传递至光侦测单元。

[0005] 为让本发明的上述特征能更明显易懂,下文特举实施例,并配合所附附图作详细说明如下。

附图说明

[0006] 图1A为本发明的一实施例的侦测装置的俯视示意图。

[0007] 图1B为图1A的侦测装置沿着I-I线的剖面示意图。

[0008] 图1C为图1A的侦测装置沿着II-II线的剖面示意图。

[0009] 图2为人类的带氧血红蛋白与脱氧血红蛋白的吸收光谱图。

[0010] 图3A为本发明的另一实施例的侦测装置的俯视示意图。

[0011] 图3B为图3A的侦测装置沿着III-III线的剖面示意图。

[0012] 图3C为图3A的侦测装置沿着IV-IV线的剖面示意图。

[0013] 图4A与图4B为本发明的又一实施例的侦测装置的剖面示意图。

[0014] 图5A至图5C为本发明的其他三个实施例的侦测装置的俯视示意图。

[0015] 主要元件符号说明

[0016]

生物组织	50
侦测装置	100、100a、100b、100c、100d、100e
计算单元	110
连接片	120、120e
侦测模块	200、200a、200b
光源单元	210、210a
第一发光元件	212
发光面	213
第一部分	2131
第二部分	2132
第二发光元件	214
波长转换材料	216a
光侦测单元	220、220a

[0017]

第一光侦测器	220a
第二光侦测器	224a
封装单元	230
第一波导	232
第二波导	234
光学微结构单元	240、240a、240b
第一光学微结构	242a
第二光学微结构	244a
光分隔单元	250
外罩	260
原始光束	B0
第一光束	B1
第二光束	B2
电信号	E、E1、E2
间距	G

[0018] 如下具体实施方式将结合上述附图进一步说明本发明。

具体实施方式

[0019] 图1A为本发明的一实施例的侦测装置的俯视示意图,图1B为图1A的侦测装置沿着I-I线的剖面示意图,而图1C为图1A的侦测装置沿着II-II线的剖面示意图。请参照图1A至图1C,本实施例的侦测装置100用以侦测生物组织50的生理参数。举例而言,生物组织50例如为人类或动物的皮肤,而上述生理参数例如为血氧浓度。侦测装置100包括至少一侦测模

块200(在本实施例中是以包括一个侦测模块200为例),且侦测模块200包括光源单元210、光侦测单元220、封装单元230及光学微结构单元240。光源单元210用以发出第一光束B1(如图1B所绘示)与第二光束B2(如图1C所绘示),其中第一光束B1的波长不同于第二光束B2的波长。在本实施例中,第一光束B1与第二光束B2的波长落在红光与红外光的波长范围内。举例而言,第一光束B1为红光,其波长例如为660纳米;第二光束B2为红外光,其波长例如为910纳米。或者,在另一实施例中,也可以第一光束B1为红外光,而第二光束B2为红光。此外,在其他实施例中,第一光束B1与第二光束B2也可以是落在其他可见光或其他不可见光的波长范围中。

[0020] 在本实施例中,光源单元210包括第一发光元件212及第二发光元件214。第一发光元件212用以发出第一光束B1,且第二发光元件214用以发出第二光束B2。在本实施例中,第一发光元件212与第二发光元件214轮流发出第一光束B1与第二光束B2。在本实施例中,光源单元210包括发光二极管(light-emitting diode),也就是第一发光元件212与第二发光元件214例如为发光二极管。然而,在其他实施例中,第一发光元件212与第二发光元件214也可以是有有机发光二极管(organic light-emitting diode,OLED)或激光二极管(laser diode)。此外,在本实施例中,光侦测单元220为光侦测器,例如为光电二极管(photodiode)。

[0021] 封装单元230配置于光源单元210与光侦测单元220上,且位于来自光源单元210的第一光束B1与第二光束B2的传递路径上。在本实施例中,封装单元230适于被第一光束B1与第二光束B2穿透。举例而言,在本实施例中,封装单元230适于被红外光及红光穿透。然而,在其他实施例中,封装单元230也可以被红外光与可见光穿透。此外,在本实施例中,封装单元230包括波导(waveguide),其覆盖光源单元210与光侦测单元220。具体而言,在本实施例中,封装单元230包括第一波导232与第二波导234,第一波导232覆盖光源单元210,且第二波导234覆盖光侦测单元220。

[0022] 光学微结构单元240配置于第一光束B1与第二光束B2的传递路径上,其中光源单元210所发出的第一光束B1与第二光束B2依次通过封装单元230、通过光学微结构单元240、传递至生物组织50、通过光学微结构单元240、通过封装单元230及传递至光侦测单元220。在本实施例中,光学微结构单元240为衍射光学元件(diffractive optical element,DOE)结构。此外,在本实施例中,光学微结构单元240为封装单元230的表面微结构。然而,在另一实施例中,光学微结构单元240可以是光学膜片,且光学微结构单元240设于封装单元230上,例如是贴附或承靠于封装单元230上。换句话说,光学微结构单元240也可以是贴附或承靠于封装单元230上的衍射光学元件。此外,在其他实施例中,光学微结构单元240也可以是全像光学元件(holographic optical element,HOE)、计算机全像元件(computer-generated holographic optical element)结构、菲涅耳透镜(fresnel lens)结构或透镜光栅。

[0023] 在本实施例中,光源单元210与光侦测单元220位于生物组织50的同一侧。具体而言,来自光源单元210的第一光束B1与第二光束B2会被第一波导232导引,以传递至光学微结构单元240。此时,光学微结构单元240会将第一光束B1与第二光束B2衍射。通过适当的设计光学微结构单元240的衍射结构,可使第一光束B1与第二光束B2在衍射后的能量集中在其一级的衍射光(例如-1级或+1级的衍射光)。如此一来,第一光束B1与第二光束B2便可以

集中地照射于生物组织50上。举例而言,第一光束B1与第二光束B2可以集中地照射于人类皮肤的真皮层中的微血管上。然后,生物组织50会将第一光束B1与第二光束B2散射及反射至光学微结构单元240。接着,光学微结构单元240将第一光束B1与第二光束B2衍射至第二波导234,然而第二波导234再将第一光束B1与第二光束B2导引至光侦测单元220。通过适当地设计光学微结构单元240的衍射结构,可使第一光束B1与第二光束B2在衍射后的能量集中于某一级的衍射光(例如-1级或+1级的衍射光),进而使第一光束B1与第二光束B2在被光学微结构单元240衍射且被第二光导234导引后,集中地照射于光侦测单元220。因此,在本实施例中,由于来自光源单元210的第一光束B1与第二光束B2集中地照射于生物组织50上,且从生物组织50反射及散射的第一光束B1与第二光束B2也集中地照射于光侦测单元220上,因此光侦测单元220所侦测到的光的噪声较少,也就是信号噪声比较高。如此一来,光侦测单元220将侦测到的光转换而成的电信号便能够较为忠实且准确地反应所侦测到的第一光束B1与第二光束B2的光强度,以有效减少侦测装置100的误判率,进而提升侦测装置100的准确度与可靠度。在本实施例中,光学微结构单元240中的光学微结构的节距(pitch)(例如如图1A的光学微结构单元240中相邻两环状条纹间的节距,即例如是衍射光学元件中的相邻两条纹间的节距)例如是落在0.05至100微米的范围内。

[0024] 图2为人类的带氧血红素与脱氧血红素的吸收光谱图。请参照图1A至图1C及图2,本实施例的侦测装置100可用来侦测人类真皮层中的微血管中的血氧浓度。由图2可知,带氧血红素与脱氧血红素的吸收光谱不相同,因此带氧血红素与脱氧血红素对于波长为660纳米的红光(即第一光束B1)与波长为910纳米的红外光(即第二光束B2)的吸收率不相同。对于波长为660纳米的红光,脱氧血红素的吸收率高于带氧血红素的吸收率。然而,对于波长为910纳米的红外光,则是带氧血红素的吸收率高于脱氧血红素的吸收率。因此,当微血管中的带氧血红素与脱氧血红素的浓度比值越高时,光侦测单元220所侦测到的第一光束B1与第二光束B2的光强度比值越高;反之,当微血管中的带氧血红素与脱氧血红素的浓度比值越低时,光侦测单元220所侦测到的第一光束B1与第二光束B2的光强度比值越低。如此一来,根据光侦测单元220所测量到的第一光束B1与第二光束B2的光强度加以计算后,即可得到生物组织50中的血氧浓度。

[0025] 在本实施例中,侦测装置100还包括计算单元110,电性连接至光侦测单元220,其中光侦测单元220将侦测到的第一光束B1与第二光束B2转换为电信号E,且计算单元110根据电信号E计算出生理参数(在本实施例中即为血氧浓度)。此外,在本实施例中,由于第一光束B1与第二光束B2是被轮流发出,因此光侦测单元220在第一光束B1发出时所侦测到的光强度即为第一光束B1的光强度,而侦测单元220在第二光束B2发出时所侦测到的光强度即为第二光束B2的光强度。通过这种方式,计算单元110便能够判断出何时的电信号E是代表第一光束B1的光强度,而何时的电信号E是代表第二光束B2的光强度。换句话说,计算单元110是以时间多任务的方式来得到第一光束B1的光强度与第二光束B2的光强度。

[0026] 在本实施例中,由于光侦测单元220所测量到的第一光束B1与第二光束B2的信号噪声比较高,因此侦测装置100可作为准确度与可靠度较高的血氧计(oXimeter)。此外,由于上述信号噪声比较高,因此计算单元110可以不用采用复杂的算法来降低噪声,进而降低计算单元110的制作成本与运算时间。

[0027] 在本实施例中,侦测模块200还包括外罩260,覆盖光源单元210、光侦测单元220及

封装单元230。外罩260可遮挡来自外界的环境光,以避免光侦测单元220受到环境光的影响而产生噪声。如此一来,光侦测单元220所测量到的信号噪声比便可进一步提升。

[0028] 此外,在本实施例中,侦测模块200还包括光分隔单元250,其分隔第一波导232与第二波导234。光分隔单元250可有效避免来自光源单元210的第一光束B1与第二光束B2在没有照射生物组织50的情况下传递至光侦测单元220,如此可进一步提升信号噪声比。

[0029] 图3A为本发明的另一实施例的侦测装置的俯视示意图,图3B为图3A的侦测装置沿着III-III线的剖面示意图,而图3C为图3A的侦测装置沿着IVIV线的剖面示意图。请参照图3A至图3C,本实施例的侦测装置100a与图1A的侦测装置100类似,其中相同的标号代表相同或相似的元件,而两者的差异如下所述。

[0030] 在本实施例的侦测装置100a的侦测模块200a中,光源单元210a包括第一发光元件212及波长转换材料216a。第一发光元件212具有发光面213,且用以从发光面213发出原始光束B0。波长转换材料216a覆盖发光面213的第一部分2131,且暴露出发光面213的第二部分2132,其中从第一部分2131发出的至少部分原始光束B0被波长转换材料216a转换成第二光束B2,且从第二部分2132发出的原始光束B0形成第一光束B1。在本实施例中,原始光束B0的波长与第一光束B1的波长彼此相同。换句话说,由于从第二部分2132发出的原始光束B0没有通过波长转换材料216a,因此这部分的原始光束B0即为第一光束B1。在本实施例中,波长转换材料216a例如为荧光粉(phosphor)。然而,在其他实施例中,第一部分2131与第二部分2132上也可分别覆盖有两种不同的波长转换材料,以分别将原始光束B0转换为第二光束B2与第一光束B1,此时原始光束B0的波长小于第一光束B1的波长,且小于第二光束B2的波长。

[0031] 此外,在本实施例中,光侦测单元220a包括第一光侦测器222a及第二光侦测器224a,光学微结构单元240a使来自生物组织50的第一光束B1传递至第一光侦测器222a,且光学微结构单元240a使来自生物组织50的第二光束B2传递至第二光侦测器224a。在本实施例中,光学微结构单元240a包括第一光学微结构242a及第二光学微结构244a。第一光学微结构242a配置于来自光源单元210a的第一光束B1与第二光束B2的传递路径上,以使来自光源单元210a的第一光束B1与第二光束B2传递至生物组织50。第二光学微结构244a配置于来自生物组织50的第一光束B1与第二光束B2的传递路径上,以使来自生物组织50的第一光束B1与第二光束B2传递至光侦测单元220a。

[0032] 具体而言,第一光学微结构242a将来自第一波导232的第一光束B1与第二光束B2往不同的方向集中,以照射于生物组织50上。此外,来自生物组织50的第一光束B1与第二光束B2被第二光学微结构244a分别往第一光侦测器222a与第二光侦测器224a集中。换句话说,由于第一光侦测器222a与第二光侦测器224a可分别侦测到第一光束B1与第二光束B2,因此光源单元210a可同时发出第一光束B1与第二光束B2。换句话说,光侦测单元220a是采用空间复用的方式来侦测第一光束B1与第二光束B2。

[0033] 在本实施例中,第一光侦测器222a与第二光侦测器224a例如为光电二极管,且第一光学微结构242a与第二光学微结构244a例如为衍射光学元件(diffractive optical element, DOE)结构。此外,在本实施例中,第一光学微结构242a与第二光学微结构244a例如分别为第一波导232与第二波导234的表面微结构。然而,在另一实施例中,第一光学微结构242a与第二光学微结构244a可以是两片光学膜片,其分别设于第一波导232与第二波导234

上,例如是分别贴附或承靠于第一波导232与第二波导234上。换句话说,第一光学微结构242a与第二光学微结构244a也可以是两个分别贴附或承靠于第一波导232与第二波导B4上的衍射光学元件。此外,在其他实施例中,第一光学微结构242a与第二光学微结构244a也可以足金像光学元件(holographic optical elementHOE)、计算机金像元件(computer-generated holographic optical element)结构、菲涅耳透镜(fresnel lens)结构或透镜光栅。在本实施例中,第一光学微结构242a与第二光学微结构244a的节距(例如图3A的第一光学微结构单元242a与第二光学微结构单元244a中相邻两弧状条纹间的节距,即例如是衍射光学元件中的相邻两条纹间的节距)例如是落在0.05至100微米的范围内。

[0034] 在本实施例中,经由适当地设计第一光学微结构242a的衍射结构,可使来自第一波导232的第一光束B1与第二光束B2的能量集中在其一级(如-1级或+1级)的衍射光上,因此第一光束B1与第二光束B2可以分别朝向不同的方向集中于生物组织50的不同位置。然后,第二光学微结构244a可使来自生物组织50的第一光束B1与第二光束B2的能量集中在其一级(如-1级或+1级)的衍射光上,因此来自生物组织50的第一光束B1与第二光束B2可分别集中于第一光侦测器222a与第二光侦测器224a上。如此一来,侦测装置100a所测得的信号噪声比便可以有效地提升,进而增加侦测装置100a的准确度与可靠度。

[0035] 在本实施例中,计算单元110可接收来自第一光侦测器222a的电信号E1与来自第二光侦测器224a的电信号E2,其中电信号E1对应于第一光束B1的光强度,且电信号E2对应于第二光束B2的光强度。

[0036] 在本实施例中,第一光学微结构242a与第二光学微结构244a是分开的两个结构,然而,在其他实施例中,第一光学结构242a与第二光学结构244a也可以制作于同一片光学膜片上。

[0037] 图4A与图4B为本发明的又一实施例的侦测装置的剖面示意图。请参照图4A与图4B,本实施例的侦测装置100b与图1B及图1C的侦测装置100类似,而两者的差异如下所述。在本实施例的侦测装置100b的侦测模块200b中,光学微结构单元240b与封装单元230之间维持间距G。举例而言,光学微结构单元240b可以制作成盖体的形式,且固定于外罩260上,并覆盖第一波导232与第二波导234。光学微结构单元240b可以具有衍射光学元件结构、全像光学元件、计算机金像元件、菲涅耳透镜结构或透镜光栅。

[0038] 图5A至图5C为本发明的其他三个实施例的侦测装置的俯视示意图。请参照图5A至图5C,侦测装置100c、100d、100e与图1A的侦测装置100类似,而其差异如下所述。侦测装置100c、100d、100e各包括多个侦测模块200,且这些侦测模块200排列成二维阵列,其中每一侦测模块200的细部结构与图1A的侦测模块200相同,因此在此不再重述,且在图5A至图5C中也不再绘示出侦测模块200的细部结构,详细的结构请参照图1A及其对应的说明。

[0039] 在图5A中,这些侦测模块200排列成矩形二维阵列,且这些侦测模块固定于连接片120上。在图5B中,这些侦测模块200排列成错位式二维阵列,也就是蜂巢式二维阵列,且这些侦测模块固定于连接片120上。在图5C中,这些侦测模块200排列成圆形阵列,且这些侦测模块固定于连接片120e上。连接片120、120e可以是可挠式连接片,而使得这些侦测模块200可以顺着皮肤的形状弯曲,而贴附于皮肤的不同位置上。如此一来,便可同时监测人体不同位置的生理参数(如血氧浓度)。若这些侦测模块200的数量够多且够密集时,而可形成生理参数影像(如血氧浓度影像),如此可以得到生理参数的分布状态。连接片120、120e的形状

可随着二维阵列的形状的不同而有所变化。举例而言,连接片120为矩形,而连接片120e则为圆形。然而,在其他实施例中,这些侦测模块200也可以排列成其他形状的二维阵列,且连接片也可以呈其他形状。此外,计算单元110则电性连接至这些侦测模块200,以根据这些侦测模块200所测得的光强度来作计算。

[0040] 此外,侦测装置100c、100d、100e中的侦测模块200也可以用上述实施例的侦测模块200a或200b或其他实施例的侦测模块来取代。

[0041] 综上所述,在本发明的实施例的侦测装置中,由于采用光学微结构单元以使第一光束与第二光束集中地照射于生物组织上,且利用光学微结构单元使来自生物组织的第一光束与第二光束集中地照射于光侦测单元上,因此光侦测单元所测量到的第一光束与第二光束的信号噪声比较高。如此一来,侦测装置便可具有较低的误判率、较高的准确度及较高的可靠度。此外,由于上述信号噪声比较高,因此计算单元可以不用采用复杂的算法来降低噪声,进而降低计算单元的制作成本与运算时间。

[0042] 虽然本发明已以实施例揭露如上,然其并非用以限定本发明,任何所属技术领域中普通技术人员,在不脱离本发明的精神和范围内,当可作部分的更改与修饰,因此本发明的保护范围当视权利要求所界定者为准。

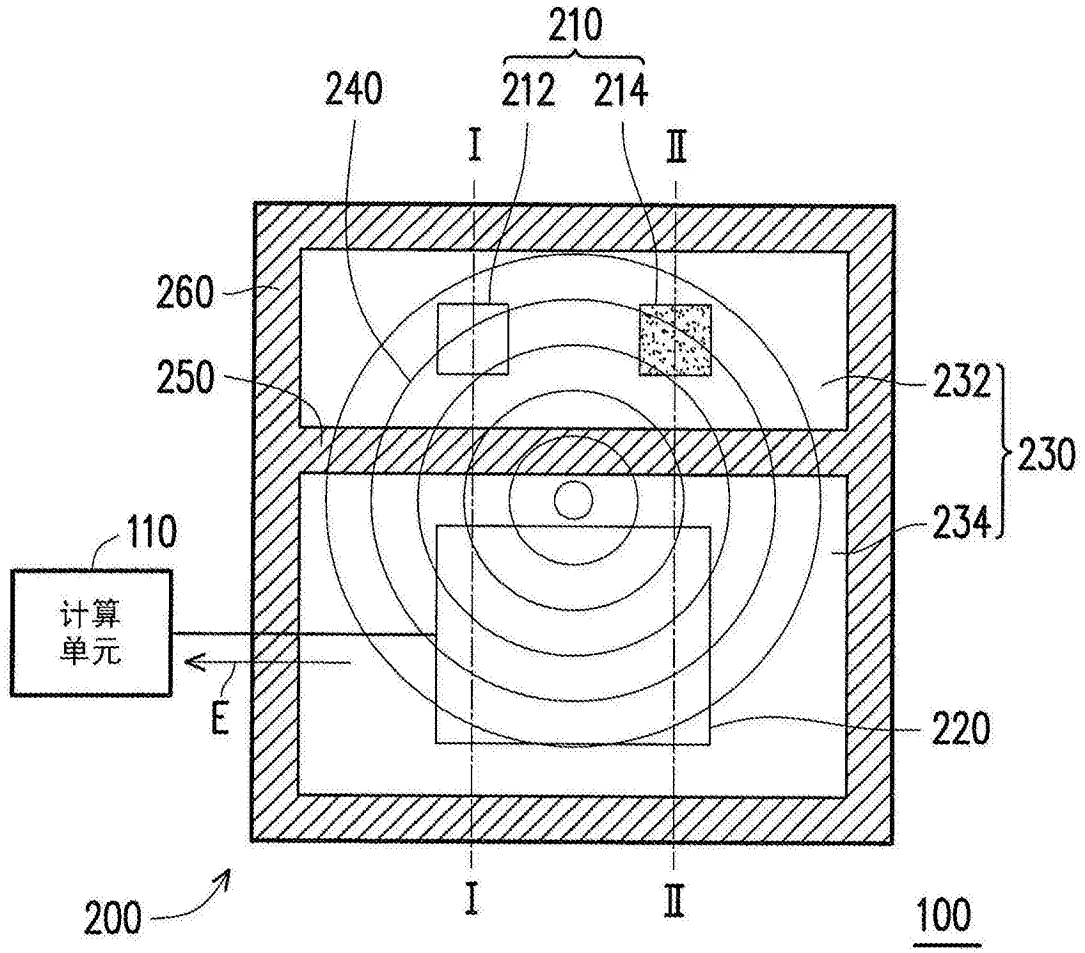


图1A

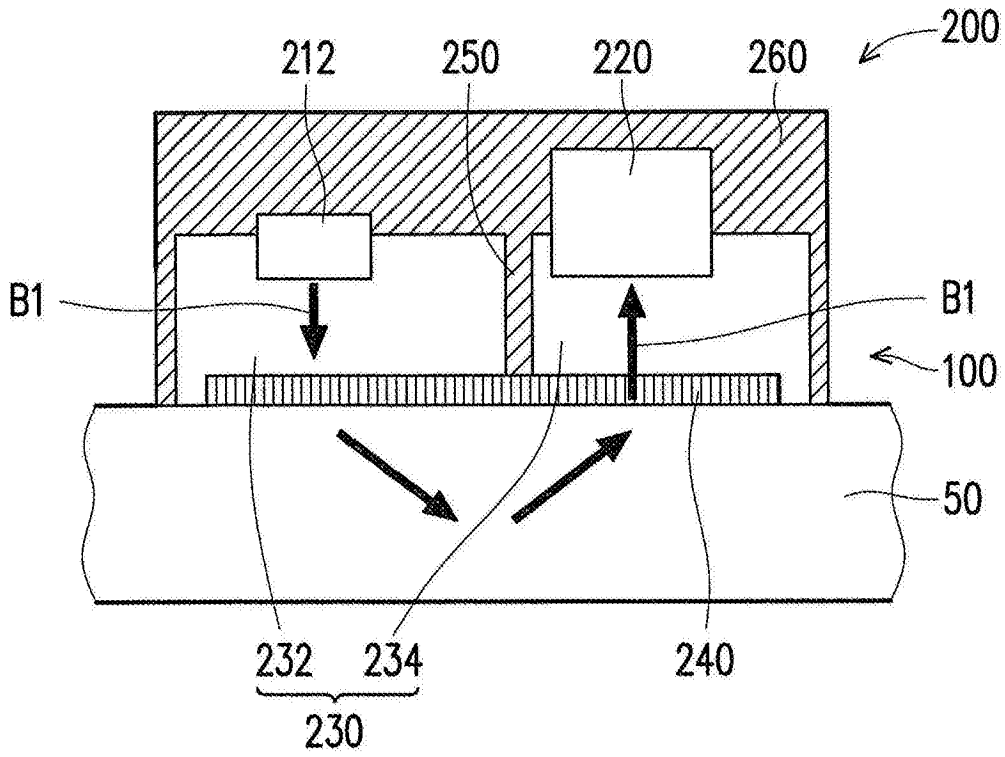


图1B

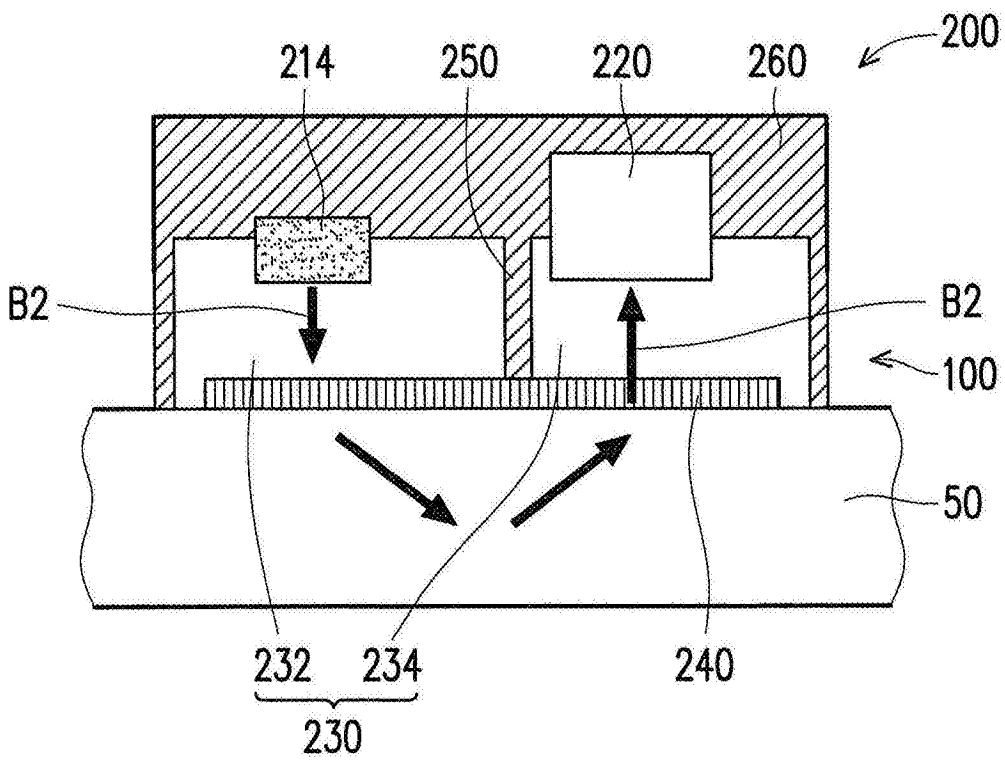


图1C

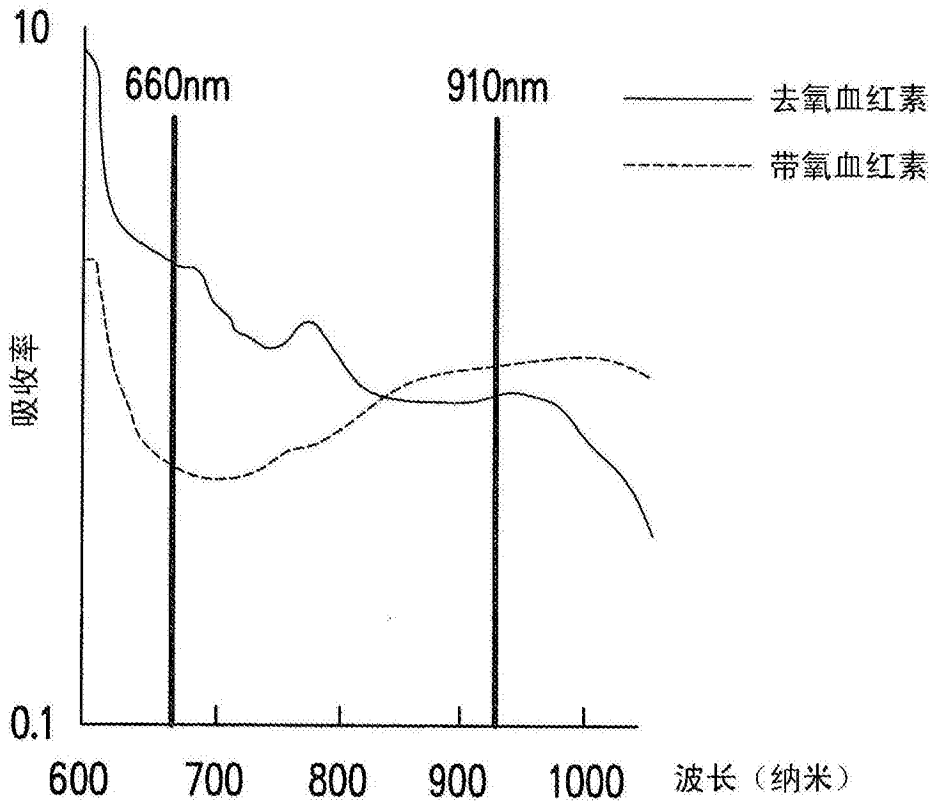


图2

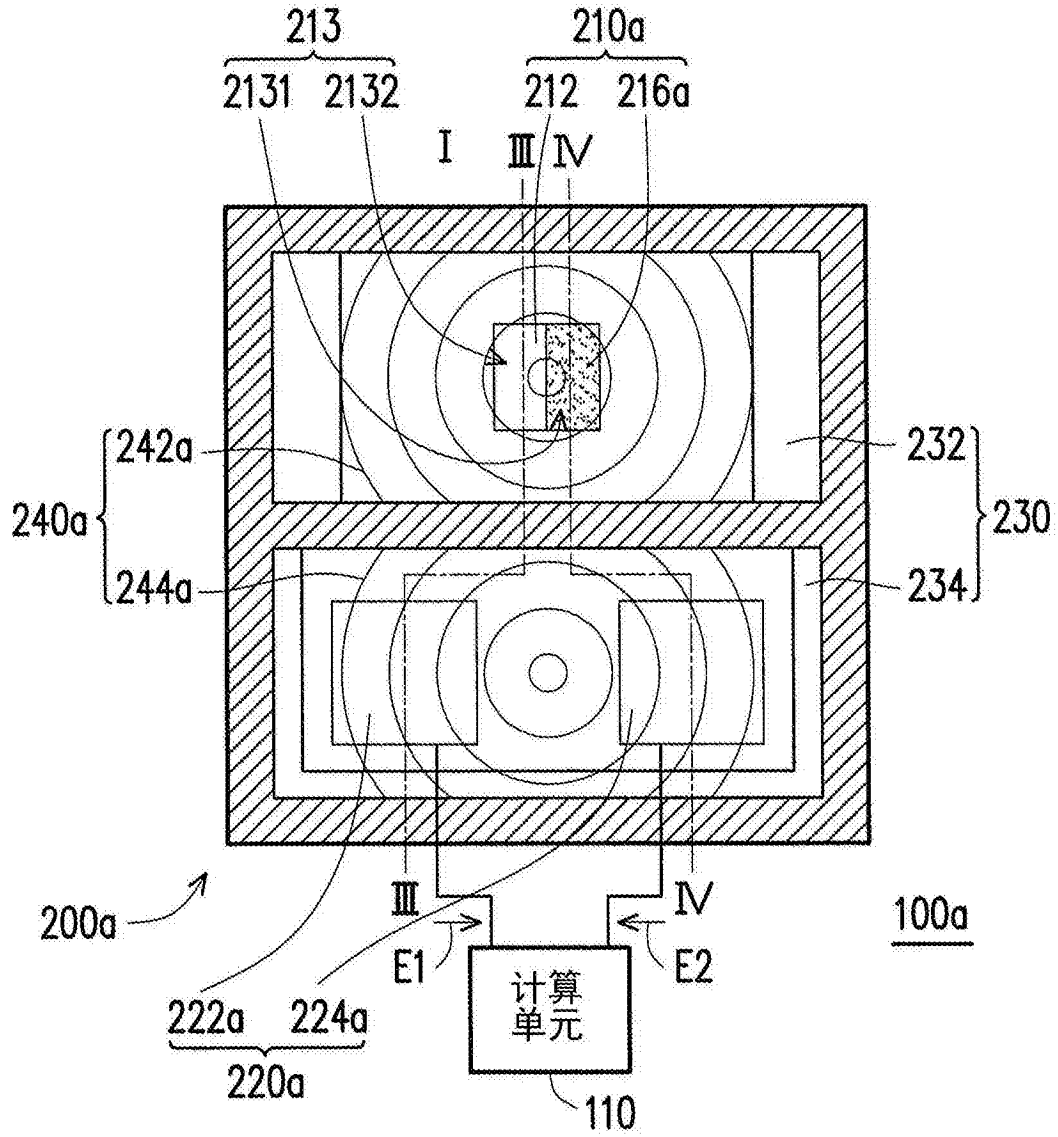


图3A

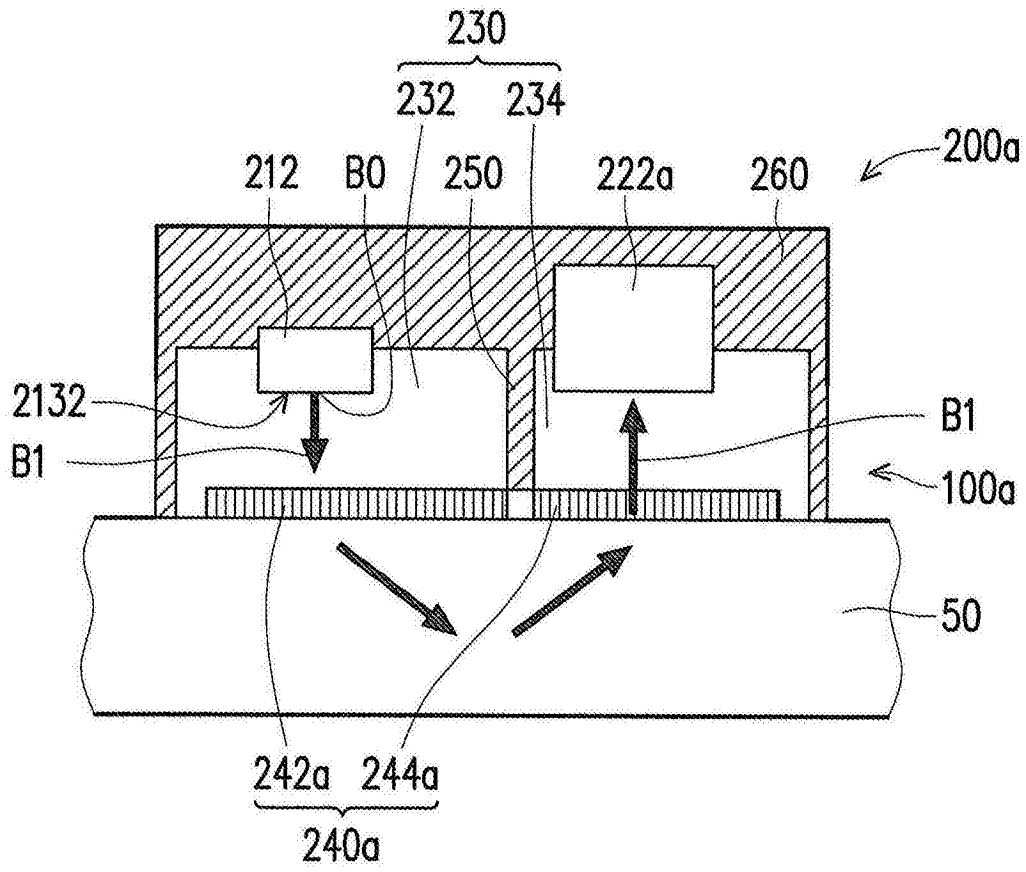


图3B

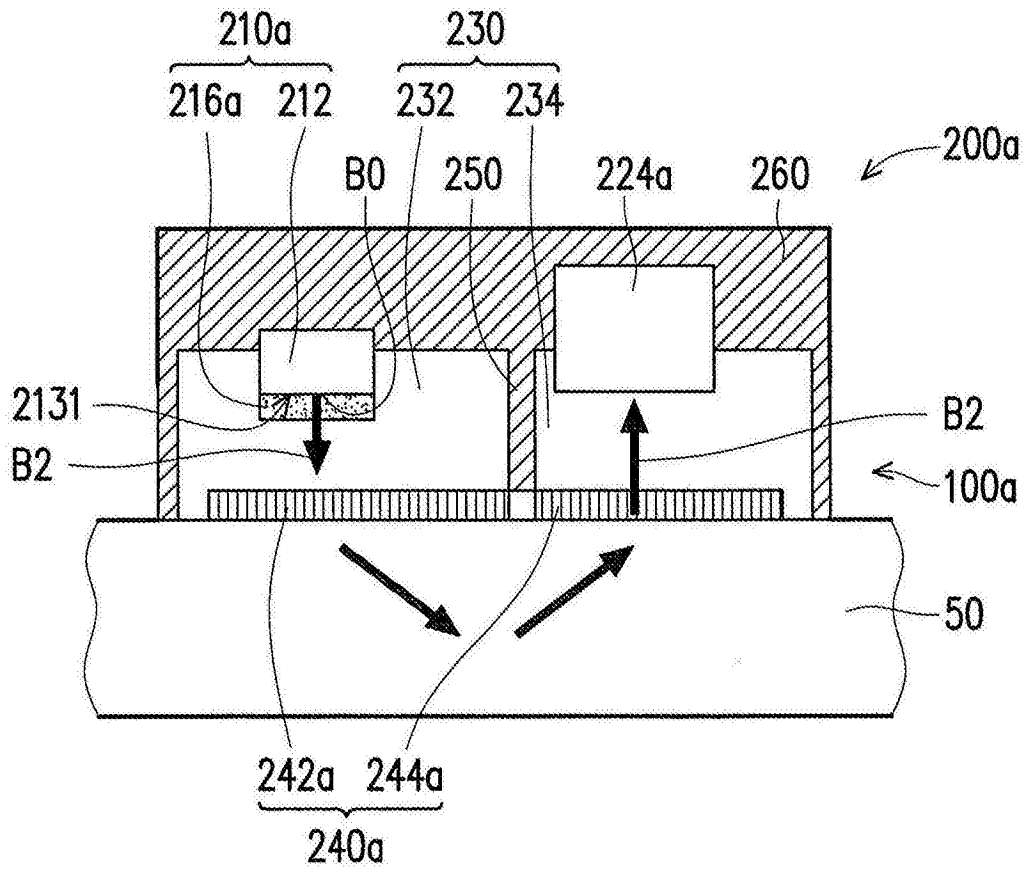


图3C

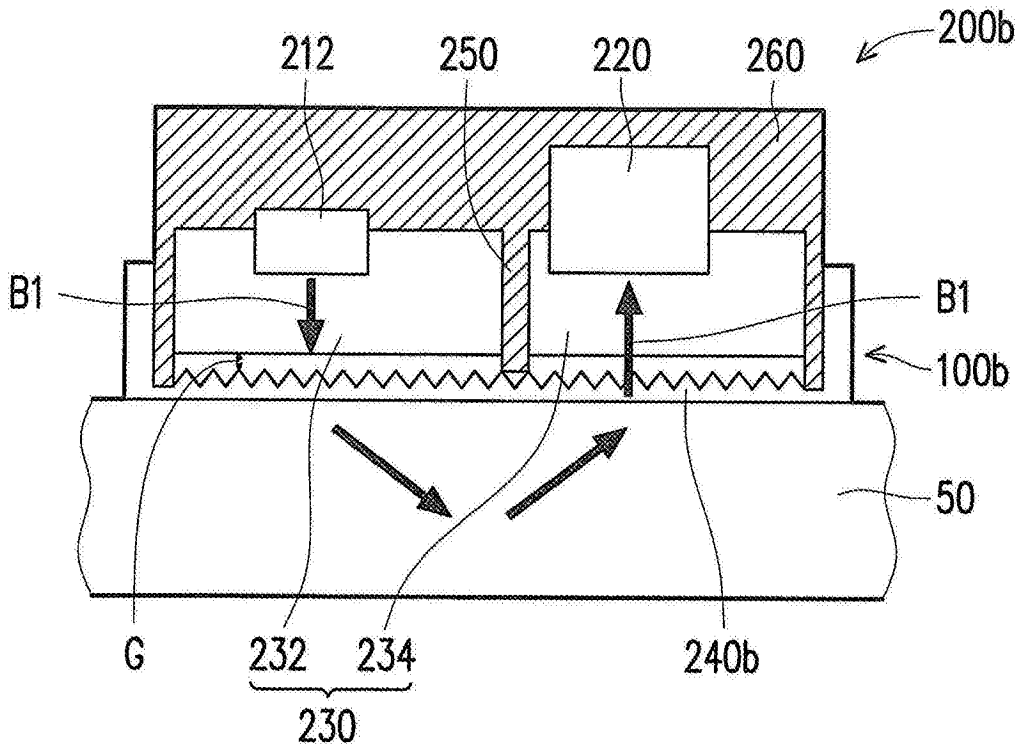


图4A

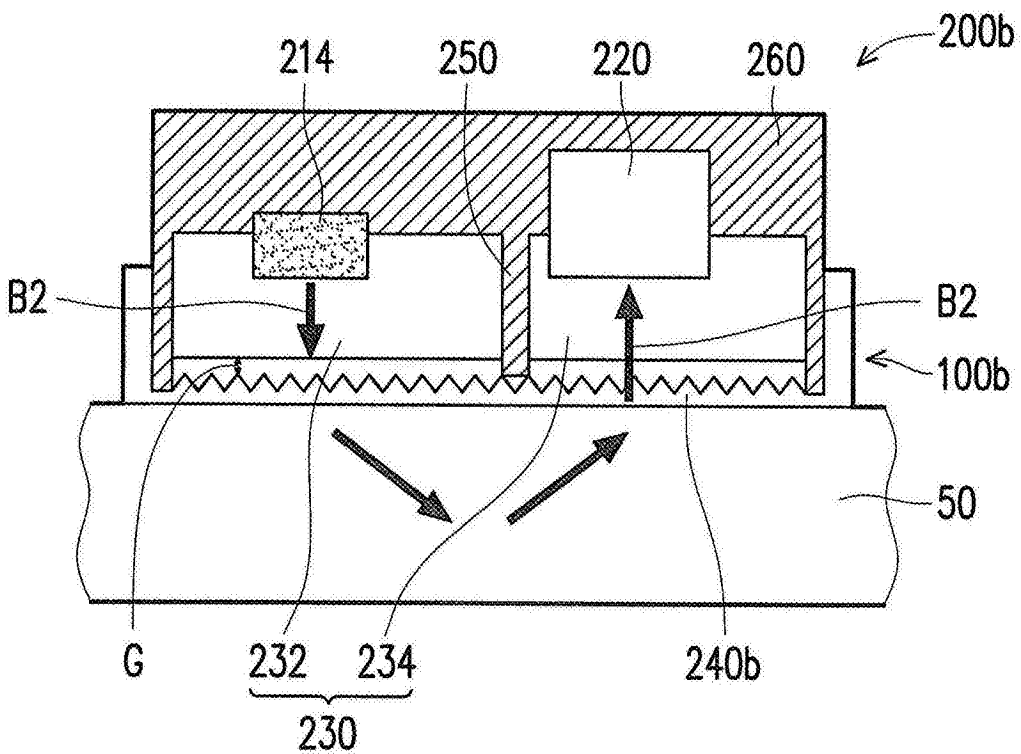


图4B

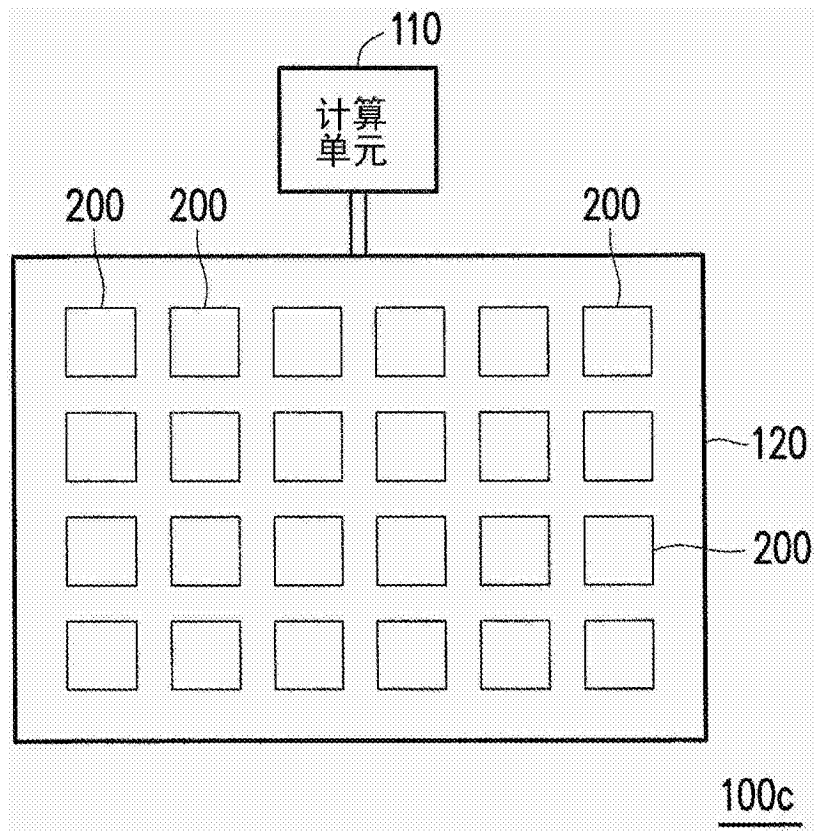


图5A

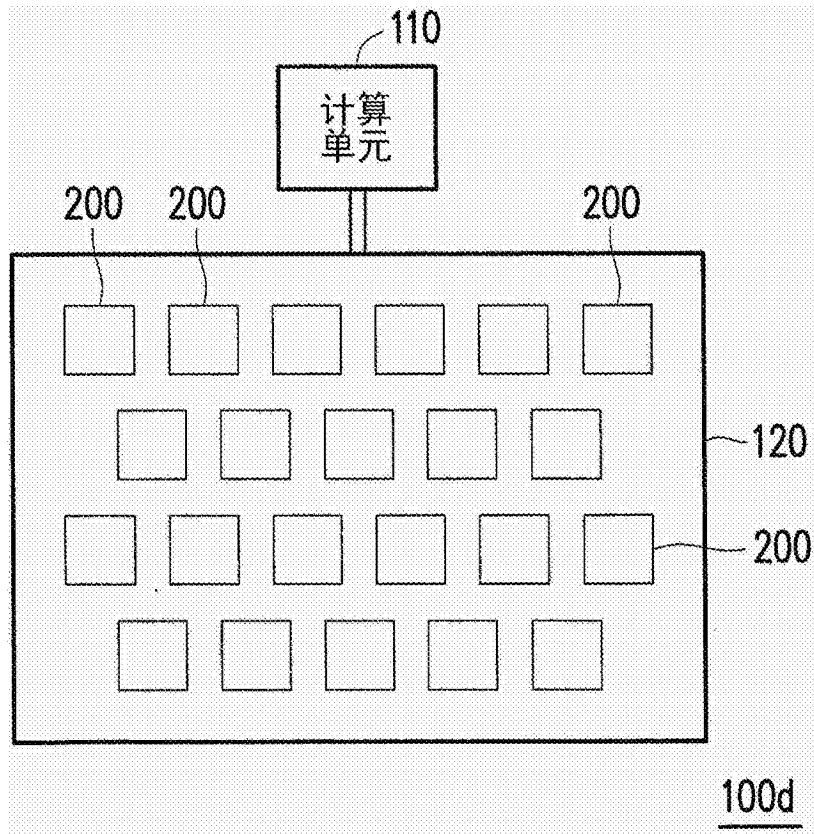


图5B

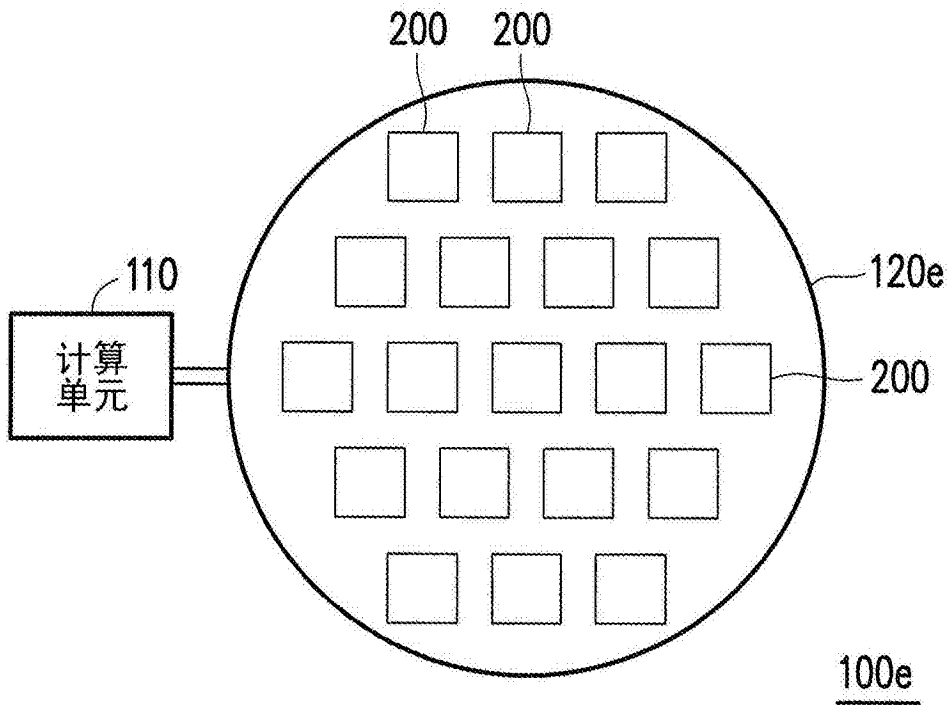


图5C