



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 106456103 B

(45)授权公告日 2019.09.03

(21)申请号 201480079876.8

(22)申请日 2014.09.04

(65)同一申请的已公布的文献号  
申请公布号 CN 106456103 A

(43)申请公布日 2017.02.22

(30)优先权数据  
10-2014-0055916 2014.05.09 KR

(85)PCT国际申请进入国家阶段日  
2016.12.14

(86)PCT国际申请的申请数据  
PCT/KR2014/008297 2014.09.04

(87)PCT国际申请的公布数据  
W02015/170804 KO 2015.11.12

(73)专利权人 吴俊昊  
地址 韩国光州

(72)发明人 吴俊昊

(74)专利代理机构 北京三友知识产权代理有限公司 11127  
代理人 李辉 刘久亮

(51)Int.Cl.  
A61B 6/14(2006.01)

(56)对比文件  
CN 103200755 A, 2013.07.10,  
CN 101312241 A, 2008.11.26,  
CN 101765290 A, 2010.06.30,  
US 5023768 A, 1991.06.11,  
JP 2002065657 A, 2002.03.05,  
CN 1751543 A, 2006.03.22,

审查员 孙司宸

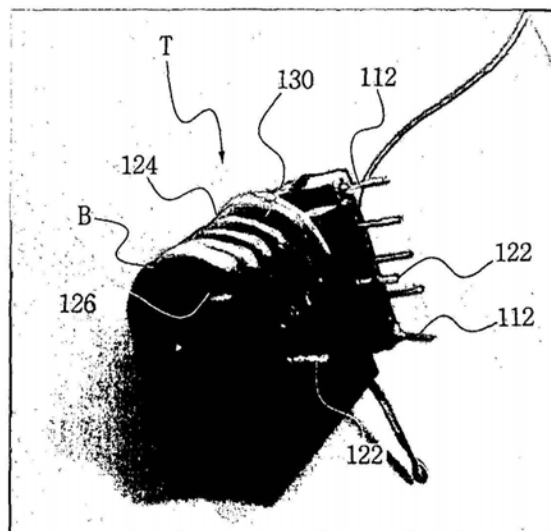
权利要求书1页 说明书6页 附图6页

(54)发明名称

牙科射线照相装置

(57)摘要

本发明涉及一种牙科射线照相装置,该牙科射线照相装置能够通过使用100kHz或更高的高开关频率减少辐射曝光时间来减少辐射曝光量和电池消耗量,在使用高开关频率的同时防止由瞬时高压等导致的操作错误的发生,并且根据牙齿的类型容易地设置X射线辐射时间。因此,牙科射线照相装置是安全、精确且易于使用的,并且能够具有小尺寸和轻重量。



1. 一种牙科射线照相装置,该牙科射线照相装置包括:

X射线管,该X射线管包括灯丝并且产生X射线;

高压变压器,该高压变压器以100kHz~10MHz的开关频率操作,通过使用输出10c~20c的电力的电源来对输入信号进行放大,并且缠绕有彼此不干扰的一次线圈和二次线圈,所述二次线圈具有0.08mm~0.085mm的直径,以使得通过以100kHz~10MHz的开关频率,达到在辐射X射线时在通过减少上升时间和下降时间而没有延迟的短时间里允许射线照相的预定电压来使X射线辐射剂量最小化;

灯丝变压器,该灯丝变压器向所述X射线管中的所述灯丝提供电力;

高压倍增电路,该高压倍增电路包括过电压保护电路,并且将来自所述高压变压器的输出电压转换成升压电压或DC电压;以及

电源,该电源通过将多个模块型电源串联连接而形成,其中,绝缘纸被设置在由铜制成的薄膜阳极的两侧,并且通过将由铝制成的薄膜阴极堆叠而形成的多个薄膜电源单元被堆叠并且具有10c~20c的输出,

其中,花费0.01~0.2秒以对牙齿进行扫描。

2. 根据权利要求1所述的牙科射线照相装置,其中,所述高压变压器包括:

中空绕线管,该中空绕线管在外侧周围具有将一次线圈和二次线圈分隔的阻挡壁以及用于确保用来缠绕所述二次线圈的多个空间的分隔壁,所述阻挡壁和所述分隔壁与轴垂直并且彼此间隔开;

所述一次线圈和所述二次线圈缠绕在所述绕线管周围;以及

一次线圈和二次线圈连接端子,所述一次线圈和二次线圈连接端子按照使得所述一次线圈的输入/输出端子和所述二次线圈的输入/输出端子分隔的方式形成在所述绕线管处,

其中,所述一次线圈和所述二次线圈彼此不干扰。

3. 根据权利要求1所述的牙科射线照相装置,其中,所述高压倍增电路具有过电压保护电路,在所述过电压保护电路中二极管和电容器并联地布置在所述高压变压器的输出侧,并且用于防止过电压的两个或更多个二极管在所述高压变压器的作为所述高压倍增电路的一端的输出侧串联连接到所述二极管的端部。

4. 根据权利要求2所述的牙科射线照相装置,其中,所述高压变压器和所述高压倍增电路彼此相邻设置的板具有多个孔,所述多个孔包括形成在与电容器对应的位置处的孔,使得绝缘油通过所述孔被注入。

5. 根据权利要求3所述的牙科射线照相装置,其中,所述高压变压器和所述高压倍增电路彼此相邻设置的板具有多个孔,所述多个孔包括形成在与电容器对应的位置处的孔,使得绝缘油通过所述孔被注入。

6. 根据权利要求1所述的牙科射线照相装置,其中,根据牙齿,X射线辐射时间被设置在0.01~0.2秒内并且记录在存储器中,并且当用户选择期望的牙齿以通过壳体上的显示单元和输入单元进行扫描时,根据所述选择来设置X射线辐射时间。

7. 根据权利要求1所述的牙科射线照相装置,其中,所述X射线管长10mm~56mm,并且具有0.01 $\mu$ m~0.4mm的焦斑。

## 牙科射线照相装置

### 技术领域

[0001] 本发明涉及牙科射线照相(dental radiography)装置,更具体地,涉及一种能够通过使用100kHz或更高的高开关频率减少曝光时间来减少曝光剂量和电池消耗的牙科射线照相装置,该牙科射线照相装置能够防止由于突然的高压而导致的故障,能够根据牙齿容易地设置X射线辐射时间,并且该牙科射线照相装置能够减小尺寸和重量,并且能够被安全、精确且便利地使用。

### 背景技术

[0002] 一般而言,向人体辐射X射线并且检测X射线的能量强度分布的不同的医用射线照相装置分为模拟型和数字型。

[0003] 使用增感屏(荧光板)和卤化银胶片的模拟型利用来自增感屏的光在卤化银胶片上形成潜像,然后通过对卤化银胶片进行化学处理来获得可视图像。在研发的过程中,不断地产生成本,需要细致地管理胶片,并且废水使医院的环境恶化。

[0004] 另一方面,使用2D传感器作为对X射线响应的检测器的数字型通过2D矩阵来获得由传感器产生的微小电信号,使用对微小信号进行放大的放大电路来将放大后的信号转换成数字值,并且模拟/数字转换器从数字值产生图像数据,然后在执行适当的成像处理之后通过监视器或打印输出来显示图像。

[0005] 数字射线照相装置被用在牙科中以诊断牙齿并检查假体是否已经被正确地安装。与此相关,在韩国专利申请公开No.10-2002-0008810中公开了“便携式数字X射线系统(Portable digital X-ray system)”。与相关技术的固定型不同,所引用的公开中的系统能够与车辆安装在一起,但是不能由用户容易地携带。

[0006] 韩国专利申请公开No.10-2005-0090667提出了一种已经被制造以便携带的材料和机械配置的设备,但是它没有考虑X射线的辐射时间或曝光剂量,因此患者暴露于X射线太长时间,并且由于重量重而导致该设备使用不方便。

[0007] 韩国专利申请公开No.10-2008-0005000提出了这样一种配置:该配置将一个或多个二极管并联连接以通过提高开关频率来改进管电压和管电流波纹,并且将与瞬时负载对应的负载施加到二极管的一侧,在该侧,电压被首先施加在包括彼此连接的多个电容器和二极管的倍增器电路中,以便被施加到100kHz的X射线发生器作为减少曝光剂量的方式。

[0008] 然而,因为用于X射线的电流范围低且窄,所以并联布置二极管以保护它们免受过电流实际上是不需要的。另外,在高压变压器的输出端口处产生临时峰值电压,因此不能精确地控制X射线,这样所获得的图像是暗的或乳白色的,并且设备的寿命会减少。因此,需要在没有过电压的情况下保持预定电压。

[0009] 另外,增加开关电压导致绝缘问题,但是上述配置没有考虑这种绝缘问题,因此强烈地要求完全绝缘。

[0010] 另外,相关技术的牙科射线照相装置不能针对患者简单地操作,因此需要进一步减小尺寸和重量并且按照符合人体工程学的方式来设计这些装置,以针对患者在更长的时

间段内方便地使用它们。

[0011] 另外,经报告,患者接受的牙科X射线治疗越多,甲状腺相关疾病的危险变得越大,最大为5倍(依据Anjum Memon博士,Brighton-sussex medical college,U.K),但是使用高频的X射线发生器在我国使用40kHz或更低的开关频率,因此波纹大并且上升时间和下降时间长,这增加了X射线辐射剂量,因此,迫切地需要解决这个问题。另外,由于电子部件在长时间暴露于X射线时寿命也会缩短,因此难以长时间地使用昂贵的设备。

## 发明内容

[0012] 技术问题

[0013] 本发明被提出以解决相关技术中的问题。本发明的一个目的在于通过以100kHz~10tHz的开关频率,考虑到在没有由于上升时间而导致的延迟的短时间内的射线照相而达到预定电压来使X射线辐射剂量最小化。

[0014] 本发明的另一目的在于通过改进高压变压器中的用于缠绕线的绕线管的结构来防止线圈之间的干扰并且通过抑制电流泄漏而无误差地精确保持施加到X射线管的电压和电流,来无误差地精确且稳定操作射线照相装置并且提高寿命。

[0015] 本发明的另一个目的在于通过根据牙齿或治疗类型制作用于X射线辐射时间的查找表并将其记录在存储器中来提高患者的便利性并确保图像的质量,使得用户能够通过简单的操作来选择项目。

[0016] 本发明的另一方面在于通过改进电池的结构来使得小型电池能够输出大量的电力(10c~20c),以便通过使装置能够在100kHz~10tHz的开关频率下稳定地操作来使辐射时间最小化。

[0017] 技术方案

[0018] 为了实现所述目的,本发明提供了这样一种牙科射线照相装置,该牙科射线照相装置具有用于高压变压器的100kHz~10tHz的开关频率、60kV~70kV的管电压以及1mA~2mA的管电流。

[0019] 所述高压变压器可以包括:中空绕线管,该中空绕线管在外侧周围具有将一次线圈和二次线圈分隔的阻挡壁以及用于确保用来缠绕所述二次线圈的多个空间的分隔壁,所述阻挡壁和所述分隔壁与轴垂直并且彼此间隔开;所述一次线圈和所述二次线圈缠绕在所述绕线管周围;以及一次线圈和二次线圈连接端子,所述一次线圈和二次线圈连接端子按照使得所述一次线圈的输入/输出端子和所述二次线圈的输入/输出端子分隔的方式形成在所述绕线管处,其中,所述一次线圈和所述二次线圈能够彼此不干扰。

[0020] 所述高压变压器的一侧的高压倍增电路具有过电压保护电路,其中多个二极管和电容器对并联连接,并且两个或更多个二极管在所述高压倍增电路的一端处(即,所述高压变压器的输出侧)串联连接到第一二极管的一端,因此能够提供精确的管电压。

[0021] 包括用于每个电容器的孔在内的多个孔形成在高压倍增电路位于其上的板中并且绝缘油通过所述孔被注入,因此提高了绝缘效果并且防止了电流泄漏。

[0022] 此外,X射线辐射时间被设置在0.01~0.2秒内并且根据牙齿被记录在存储器中,并且当用户选择期望的牙齿以通过壳体上的显示单元和输入单元进行扫描时,曝光时间根据选择来进行自动调整。

[0023] 电源通过将多个模块型电源串联连接来形成,其中绝缘纸被设置在由铜制成的薄膜阳极的两侧,并且通过将由铝制成的薄膜阴极堆叠而形成的多个薄膜电源单元(power unit)被堆叠,因此,尽管电源尺寸小,然而该电源能够以小尺寸进行超过100次的大量电力输出。

[0024] 有益效果

[0025] 根据本发明,能够使用具有100kHz或更高的开关频率的高频逆变器来减少波纹,并且减少在辐射X射线时的上升时间和下降时间,因此在提供电力之后立即产生适当的管电压。因此,能够极大地减少曝光剂量并且能够减少对人体的曝光剂量,因此能够减缓电子装置的性能方面的劣化。

[0026] \*另外,能够保护电路免受由高压倍增电路突然产生的过电压并且获得精确的输出电压,因此能够精确地执行扫描。

[0027] 另外,通过改进高压变压器的结构,一次线圈和二次线圈不会彼此干扰,因此能够稳定地提升来自电源的电压,并且容易布线,因此它能够在商业上使用。

[0028] 另外,即使在相关技术中使用45khz的频率,也需要每次充电,但是本发明的装置即使使用100khz,也能够使用数百次,因此该装置能够在无需充电的情况下在一般牙科诊所使用两天或更多天。

[0029] 另外,所述装置的焦斑(focal spot)小,因此能够获得高质量的图像。

[0030] 另外,通过减小高压变压器和高压倍增电路以及电源的布置结构的尺寸,能够减小所述装置的整体尺寸,因此能够提供约1.7kg或更轻的装置,因此,即使女性也能够毫无困难地操作该装置。

## 附图说明

[0031] 图1是示出根据本发明的牙科射线照相装置的分解立体图

[0032] 图2是示出X射线管的截面图

[0033] 图3是示出本发明的高压变压器的线圈绕组结构的图

[0034] 图4是示出本发明的高压变压器的实际尺寸的图

[0035] 图5是示出高压变压器和倍增器电路的布置示例的图

[0036] 图6是示出用于防止高压倍增电路中的过电压的配置的图

[0037] 图7和图8是示出电源的配置的图

[0038] 图9和图10是示出本发明的射线照相装置的电气配置的图

[0039] 图11是示出本发明和相关技术的X射线图像的图

[0040] 图12是示出本发明的射线照相装置的尺寸的图

## 具体实施方式

[0041] 在下文中,将参照附图描述本发明的实施方式。

[0042] 根据本发明的牙科射线照相装置包括:电源,其输出10c~20c的电力;开关单元,其通过将来自过电压和过电流的输出值切换到100kHz~10tHz来输出高频信号;高压变压器,其将来自开关单元的信号进行放大;以及高压倍增电路,其将来自高压变压器的输出电压转换为升压电压或DC电压,并且包括过电压保护电路。

[0043] 参照图1,射线照相装置主要包括:壳体10,其能够用手握持并且具有X射线辐射孔12;X射线发生器20,其设置在壳体10内部,并且响应于来自外部的信号而产生X射线;X射线导向件30,其将X射线从X射线发生器20经由X射线辐射孔12引导至外部;以及盖40,其覆盖X射线导向件30的一端。

[0044] 在该配置中,在壳体10中设置有用于握持并操作射线照相装置的各种部件,包括用于显示图像的显示器13、用于控制使X射线发生器20产生X射线的操作的各种控制旋钮N1~N3、包括触摸面板的输入单元以及用于在扫描期间用手握持装置的手柄14。

[0045] 如图1和图2所示,X射线发生器20包括:壳体21,其由铝制成,在内侧上镀有阻挡X射线并且容易焊接的材料(例如,铅),并且容纳用于产生X射线的X射线管、用于向X射线管中的灯丝提供电力的灯丝变压器、高压倍增电路和高压变压器,并且填充有绝缘油;X射线辐射管22,其形成在壳体21的一侧处并且防止X射线扩散;以及电源25,其设置在壳体21的一侧上以向壳体21提供电力。

[0046] 如图2所示,X射线管23具有形成在填充有绝缘油并且被透明尼龙树脂(压克力板)阻挡的铝管23a的一侧处的排放孔23b、设置在铝管23a中的高真空玻璃管23c、以及设置在高真空玻璃管23c中的电子发生器23d和X射线产生单元23e。

[0047] 电子发生器23d与阴极(-)电连接,并且具有其中具有钨丝的聚焦电极23d-1。从聚焦电极23d-1中的钨丝释放的电子通过施加到高真空管中的阴极和阳极的高电压加速,并且撞击X射线产生单元23e的面对阴极的靶23e-1。

[0048] X射线产生单元23e包括在外侧的定子23e-2、在内侧的旋转件23e-3以及通过轴连接到旋转件23e-3的一侧的靶23e-1。X射线发生单元23e连接到阳极(+),并且流过缠绕在定子23e-2周围的线圈C的电流通过产生电磁力来使转子23e-3旋转,因此通过轴连接到转子23e-3的一侧的靶23e-1也旋转。

[0049] 在具有这种配置的X射线管23中,当从聚焦电极23d-1释放的电子撞击旋转的靶23e-1时,产生X射线,并且X射线中的一些通过排放孔23b排出,而另一些X射线被阻挡。

[0050] 参照图3和图4来描述在高压变压器T中设置线圈的过程。首先,一次线圈110和二次线圈120缠绕在绕线管B周围并且被阻挡壁130完全分隔开,一次线圈110的输入/输出端子112和二次线圈120的输入/输出端子122隔开,使得一次线圈110和二次线圈120彼此不干扰,因此提升从电源施加的电压。

[0051] 二次线圈120具有0.08mm~0.085mm的直径,但是当直径小于0.08mm时,不能获得期望的输出电压,而当直径大于0.085mm时,高压变压器的尺寸增加。二次线圈按照预定数量的绕组依次缠绕在由分隔壁124划分的多个空间中,并且在分隔壁124中形成用于使二次线圈穿过的狭缝126以连接所述空间中的二次线圈120。

[0052] 将芯插入到缠绕有线圈的绕线管B中,用LCR测量仪测量L值,并且检查L值是否在预定范围内,并且绕线管和芯首先通过胶带固定,然后,将两个芯的接头接合。

[0053] 本发明的高压变压器尺寸小,为3cm或更小。

[0054] 如图5所示,高压变压器T与高压倍增电路200相邻地设置,并且多个孔220形成穿过设置有高压变压器和高压倍增电路的基板210以使绝缘油经过,其中孔220形成在每个电容器C中。

[0055] 如图5和图6所示,在高压倍增电路200上,二极管D和D1以及电容器C并联设置在高

压变压器T的输出侧,并且用于防止过电压的一个或多个二极管D2在高压倍增电路的端部处(即,高压变压器的输出侧)串联连接到二极管D1的端部,使得能够保护电路免受过电压的影响并且能够提供精确的管电压。

[0056] 如图7和8所示,电源25通过将两个或更多个模块型电源350串联连接来形成,其中绝缘纸320被设置在由铜制成的薄膜阳极310的两侧,并且通过将由铝制成的薄膜阴极330堆叠而形成的多个薄膜电源单元340被堆叠,所述多个薄膜电源单元340之间有绝缘纸(未示出),使得电源25能够以小尺寸进行超过100次的稳定的大量电力(10c)输出。

[0057] 射线照相装置的焦斑意指靶的焦点尺寸,并且焦斑越小,能够获得的图像的质量越高。国内产品具有0.8mm的焦斑,并且本发明使用0.4mm的焦斑来提供高质量图像。

[0058] 参照图9和图10描述了本发明的具有这种配置的射线照相装置的电气配置。

[0059] 如图9所示,根据本发明的牙科射线照相装置主要包括:管电压发生器410,其产生必要的管电压(60kV~70kV);管电流发生器420,其产生管电流(1mA~2mA);开关单元430,其按照预定的开关频率将管电压和管电流传送到高压变压器T和灯丝变压器T1;高压倍增电路200,其将高压变压器T的电压倍增到预定值后传送到X射线管440,所述高压变压器T和所述灯丝变压器T1连接到开关单元430的后端并且将电压传送给X射线管440;检测/检查单元450,其通过检测射线照相装置的管电压、管电流和温度来检测错误,并且输出基于该错误的结果;输入单元460,其用于选择射线照相装置的各种操作;显示单元13,其显示各种操作状态;以及控制单元470,其响应于来自输入单元460和检测/检查单元450的信号来控制射线照相装置中的组件。

[0060] 管电流发生器420包括脉冲宽度调制器(PWM)电路和振荡器,并且通过将脉冲宽度调制器(PWM)的输出调整到预定范围内来将管电流设置为在预定范围(1~3mA)内输入的预定值。

[0061] 另外,管电压发生器410还包括脉冲宽度调制器(PWM)和振荡器,使PWM输出在100kHz~10tHz内,并且将管电压设置为在预定范围(60~70kV)内的预定电平。

[0062] 检测/检查单元450检测管电压和管电流,将它们的最大值和最小值(MAX和MIN)进行比较并将结果传送到控制单元470,并且确定壳体21的内部温度是否在预定范围(50℃~55℃)内并将结果传送到控制单元470,并且检测和检查各种操作状态并将结果传送到控制单元。

[0063] 高压变压器T以预定的开关频率(100kHz~10tHz)操作并且将升压后的输出电压施加到高压倍增电路200。

[0064] 高压倍增电路200(正和负操作)由多个二极管(高压二极管:12kV或更高)和多个电容器(高压电容器:15kV或更高)构成,并且并联地设置在高压变压器的输出端子处,按照正/负操作在每个步骤中将高压变压器的输出转换成升压电压和DC电压,并且通过操作两次、八次或十六次来产生输出电压并将该输出电压提供到X射线管。

[0065] 如图11所示,当本发明的射线照相装置以120kHz的开关频率操作时,能够获得优良的图像,获得该图像所花费的时间为0.01~0.2秒,这比当开关频率在相关技术中为40kHz时所花费的0.35~0.7秒短得多,并且能够获得清晰的图像。

[0066] 当扫描时间小于0.01秒时,不能达到用于操作所述装置的预定电压,并且不能获得图像,并且当扫描时间超过0.2秒时,进行了不必要的曝光,并且没有理由继续操作。

[0067] 另外,由于能够在短时间内进行扫描,因此在120kHz下的每小时曝光剂量为 $1.2\mu\text{SV}$ ,这与相关技术中在45kHz下的 $0.03\text{mSV}$ 的每小时曝光剂量相比,极大地降低,并且略高于在自然界中产生的 $0.14\mu\text{SV}$ 的曝光剂量。

[0068] 牙科射线照相能够在 $0.01\sim 0.2$ 秒内对所有牙齿进行扫描,因此取决于牙齿(儿童和成人的牙齿、颊牙和犬齿),辐射时间被设置在 $0.01\sim 0.2$ 秒内并且记录在存储器中。另外,当用户选择期望的牙齿以通过壳体上的显示单元和输出单元进行扫描时,曝光时间根据选择来进行自动调整。

[0069] 由于本发明的射线照相装置具有高的开关频率,因此高压变压器的尺寸减小并且电池结构得到改进。相应地,如图12所示,与相关技术的射线照相装置相比,该射线照相装置的整体尺寸极大地减小并且重量小,约为 $1.7\text{kg}$ ,因此即使女性也能够毫无困难地操作该射线照相装置。

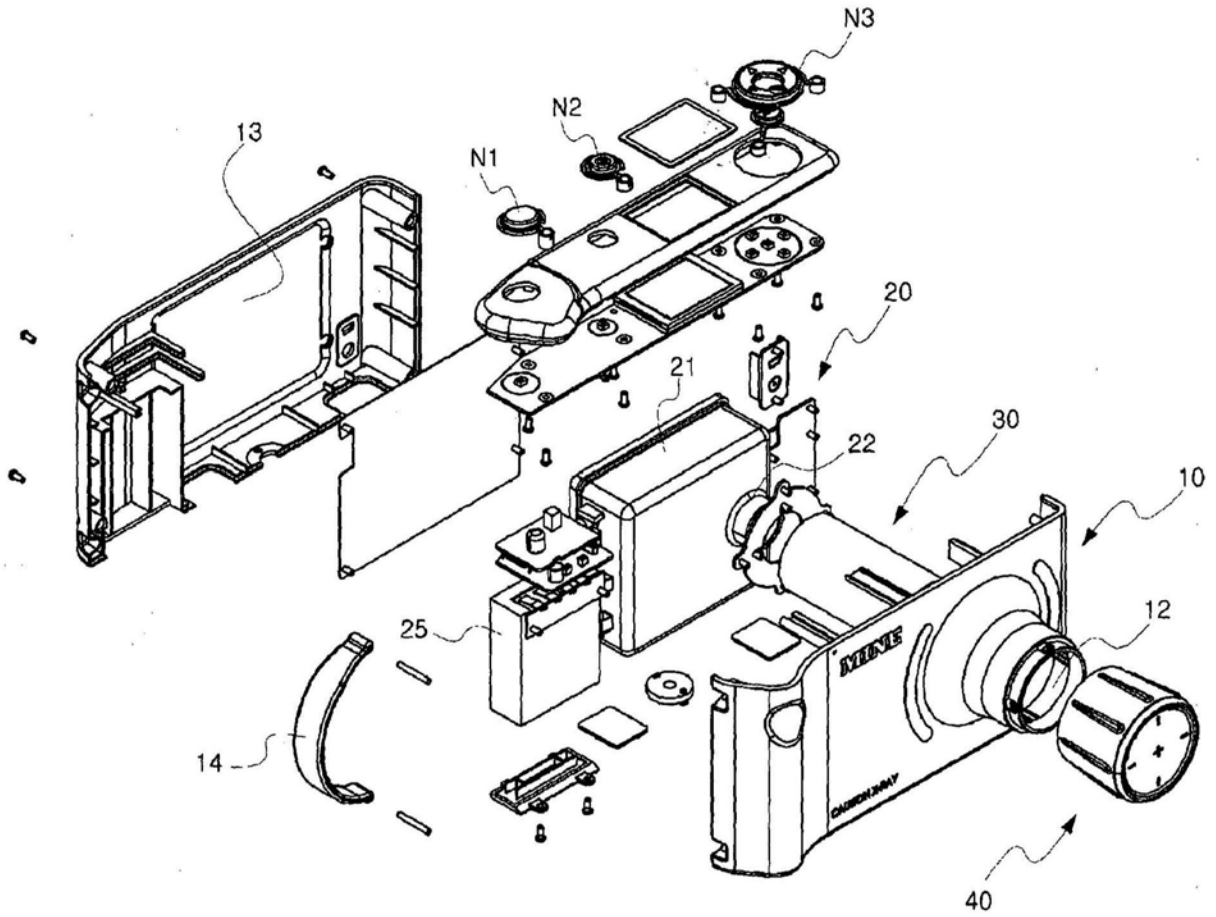


图1

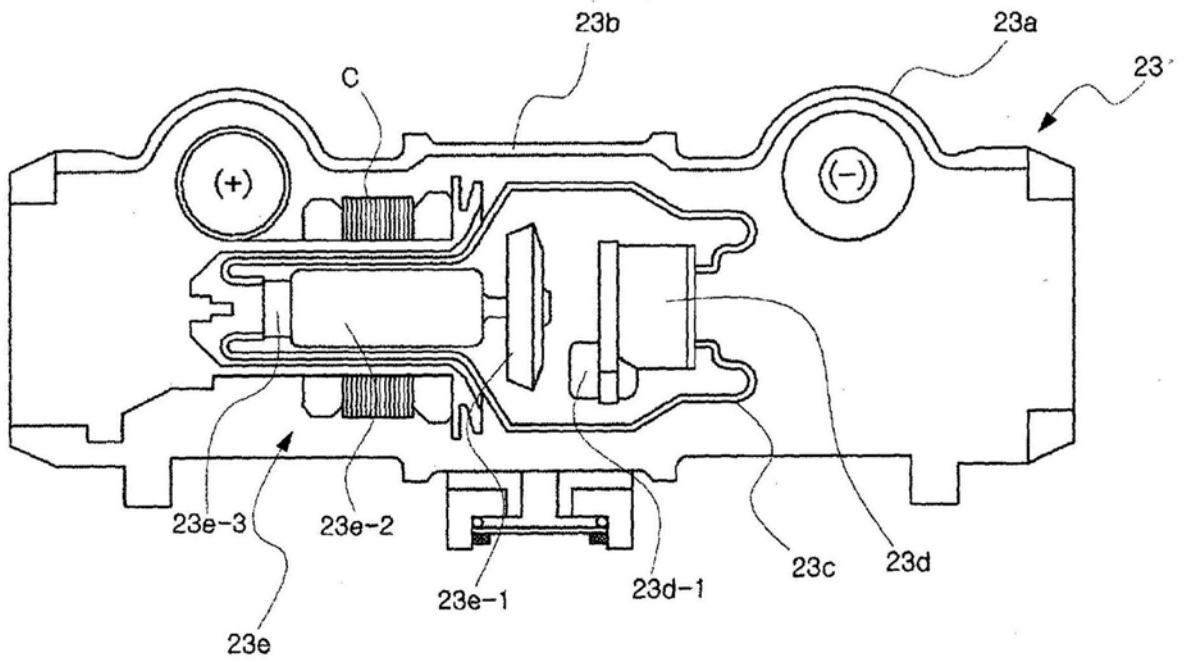


图2

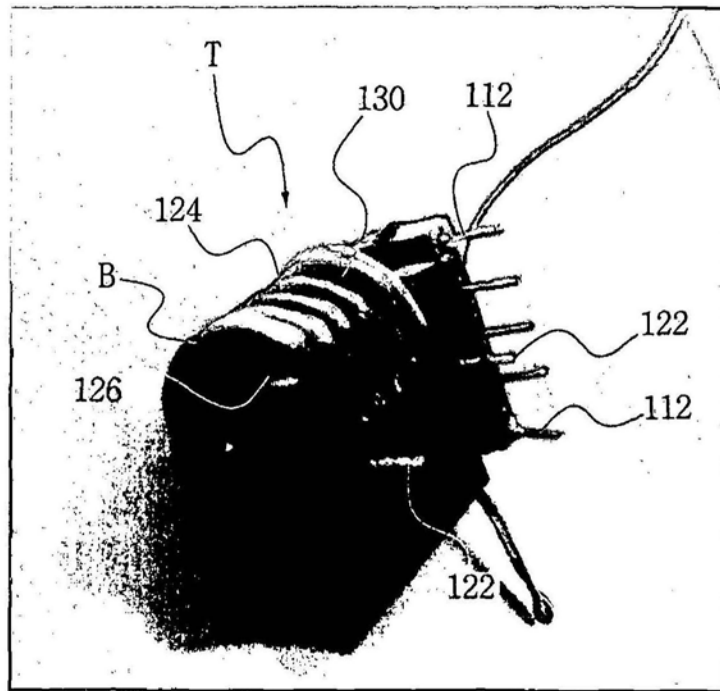


图3

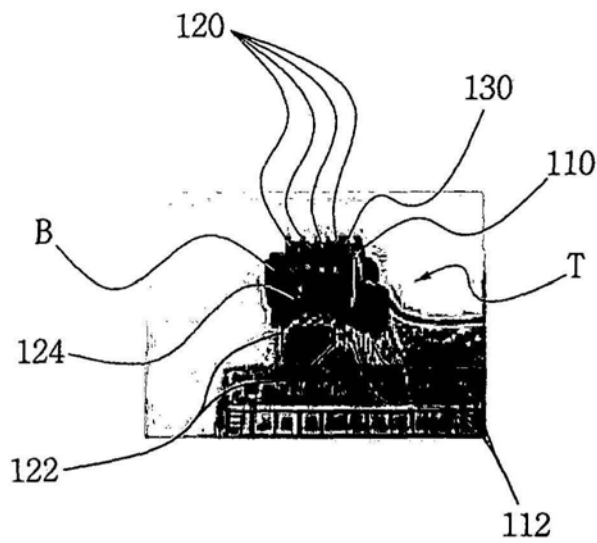


图4

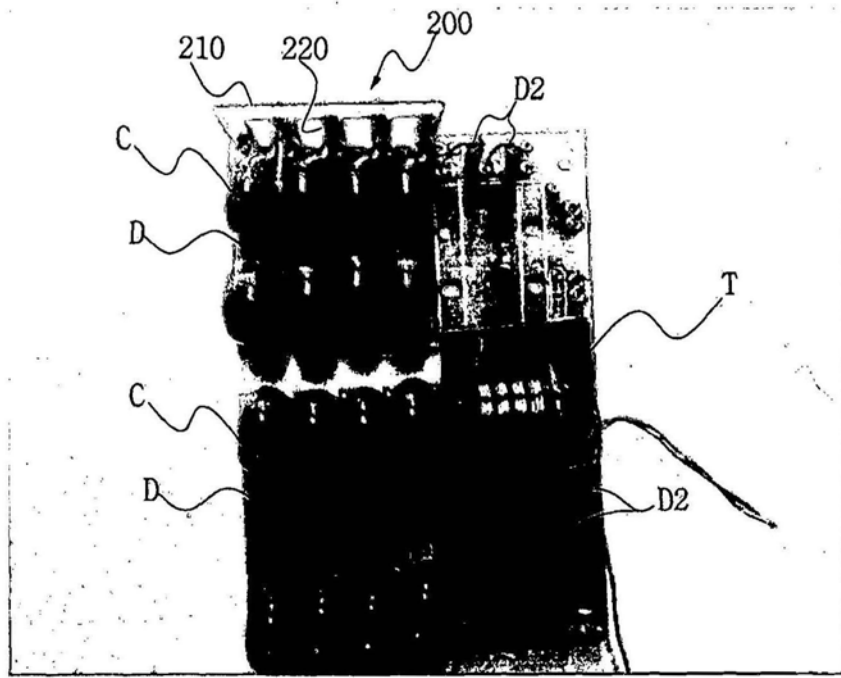


图5

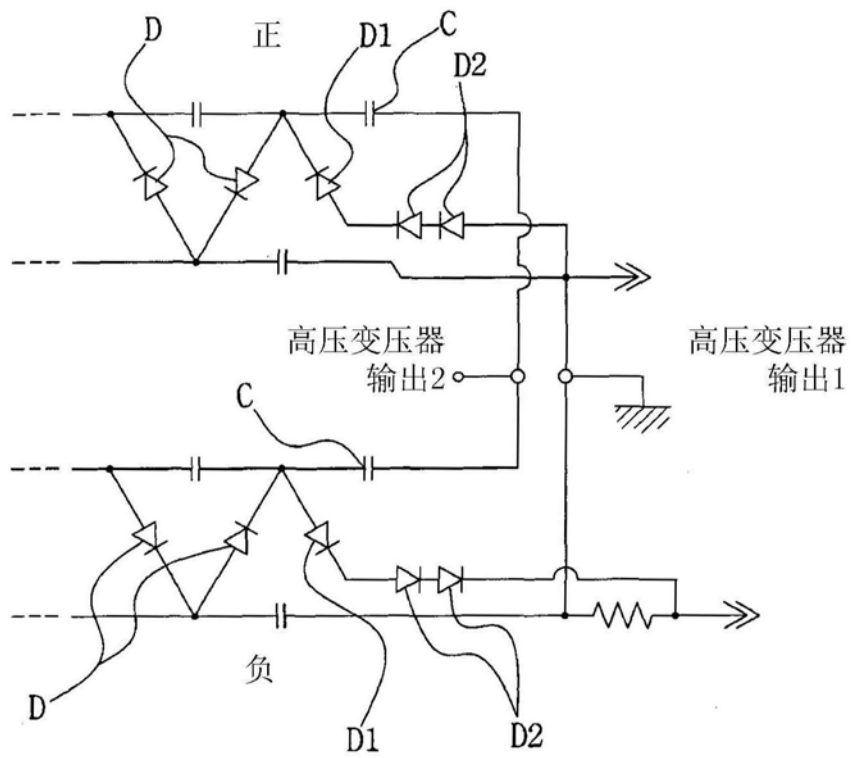


图6

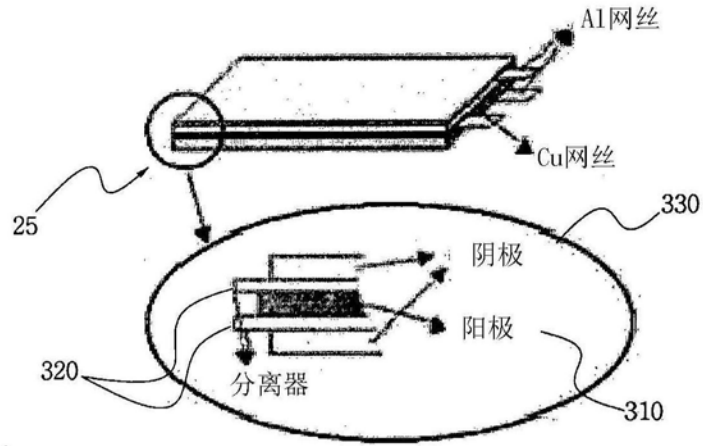


图7

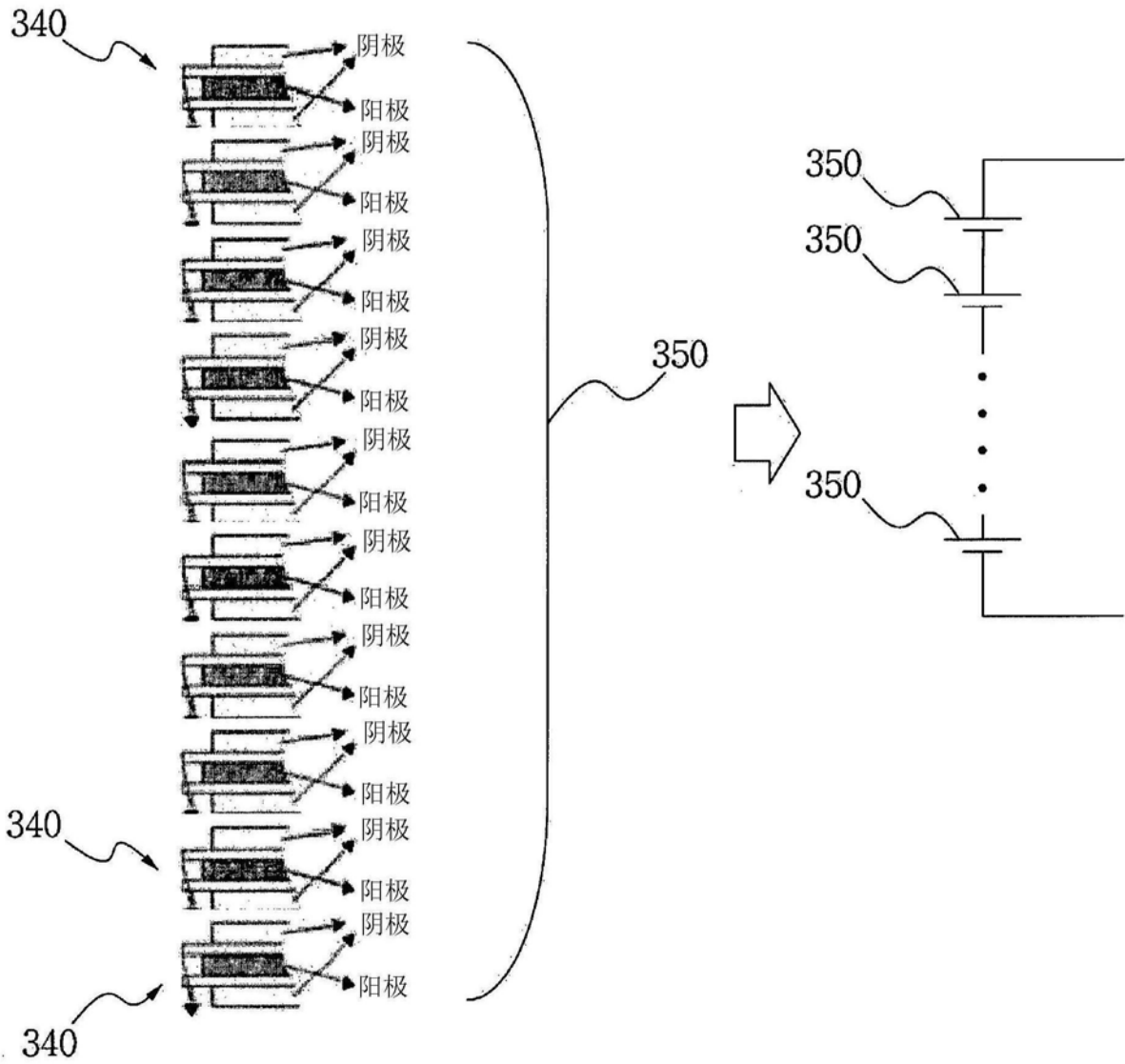


图8

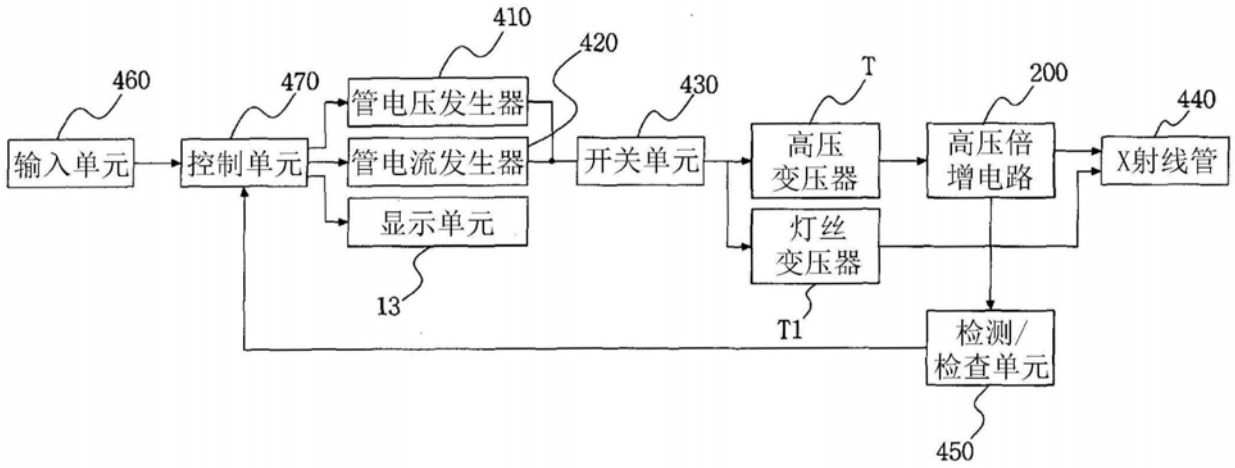


图9

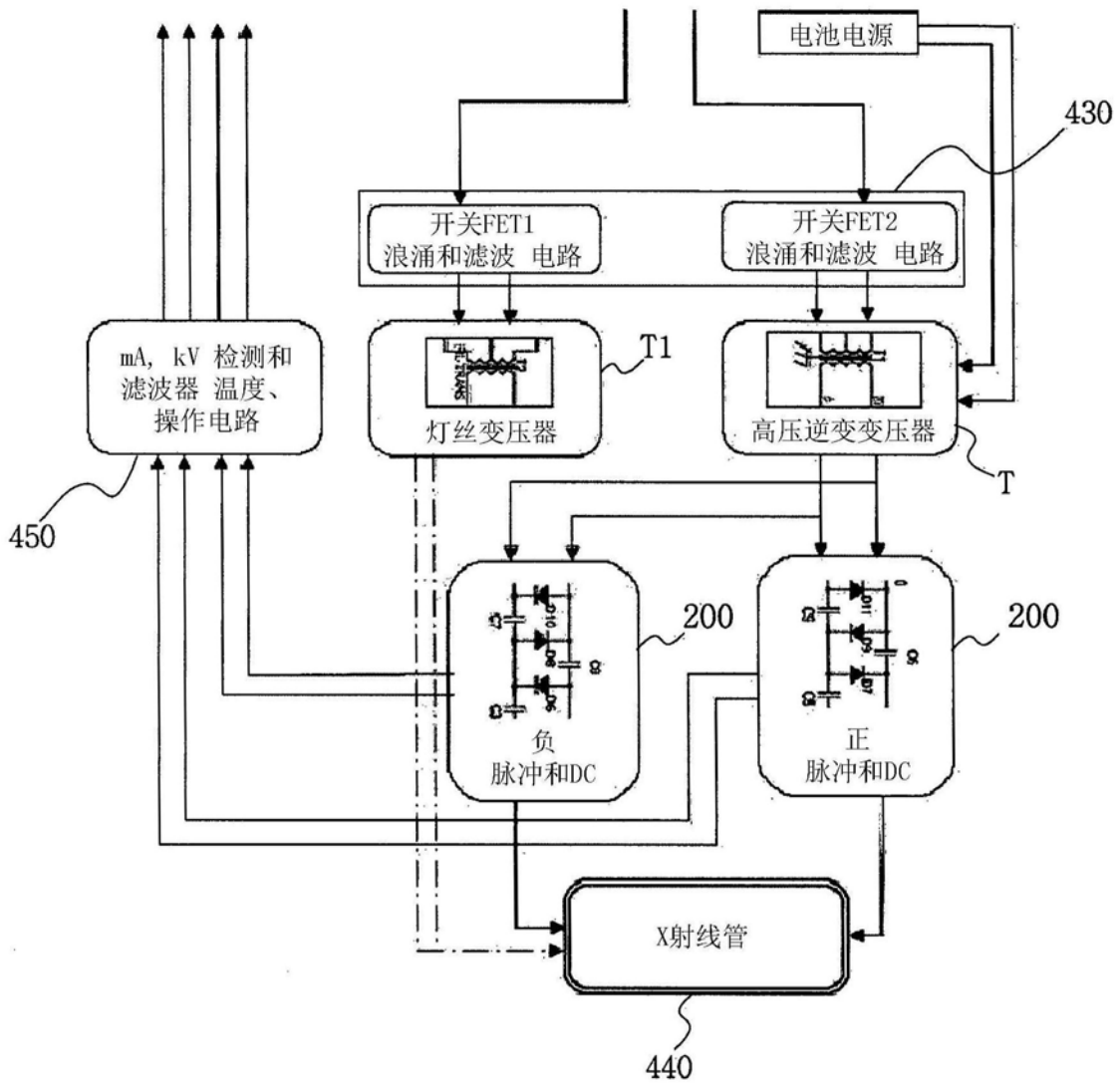


图10

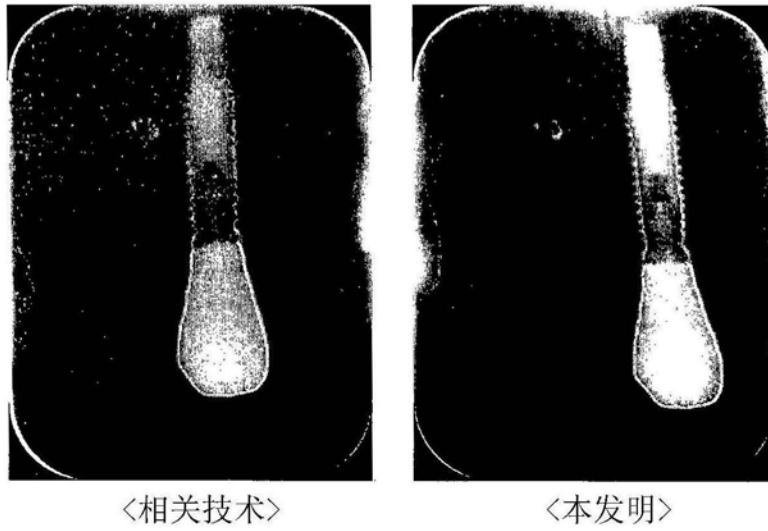


图11

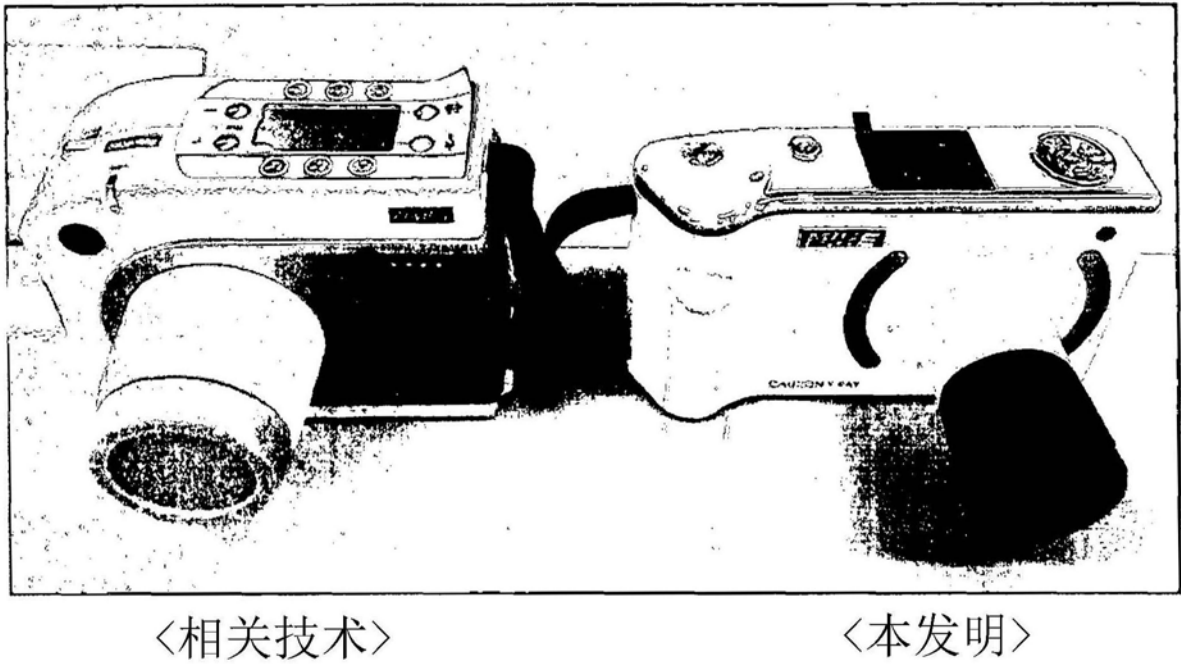


图12