

[19] 中华人民共和国国家知识产权局

[51] Int. Cl.

G01T 1/17 (2006.01)

G01T 1/24 (2006.01)



[12] 发明专利申请公布说明书

[21] 申请号 200680026668.7

[43] 公开日 2009 年 3 月 18 日

[11] 公开号 CN 101389978A

[22] 申请日 2006.7.14

[21] 申请号 200680026668.7

[30] 优先权

[32] 2005.7.28 [33] US [31] 11/191,537

[86] 国际申请 PCT/US2006/027377 2006.7.14

[87] 国际公布 WO2007/015756 英 2007.2.8

[85] 进入国家阶段日期 2008.1.21

[71] 申请人 卡尔斯特里姆保健公司

地址 美国纽约州

[72] 发明人 S·杜尔亚蒂 T·J·沃奇克

[74] 专利代理机构 中国专利代理(香港)有限公司

代理人 李 湘 张志醒

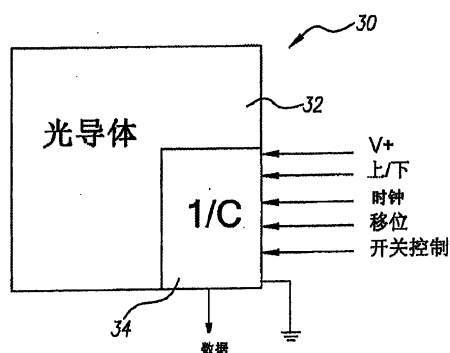
权利要求书 3 页 说明书 8 页 附图 8 页

[54] 发明名称

用于数字式辐射成像技术的低噪声数据获取

[57] 摘要

一种用于数字式辐射成像技术的低噪声图像获取系统，它的图像获取屏采用了像素格位的二维阵列，其中每个格位具有一个模数转换器，来将成像辐射所产生的模拟电荷值在该格位处直接数字化成相应的数字数据，然后才读出到连接在它后边的数字数据处理电路，从而避免了往常读出高频模拟信息时会发生的噪声和串扰失真问题。并且将模数转换计数器包含在支撑基板的与像素格位相反的一侧，以便尽量减小将集成电路包含在像素格位上引起的填充因子问题。



1. 一种用于数字式辐射成像的低噪声电子学数据获取和读出系统，它包括：

分立的 X 射线探测像素格位的二维阵列，其中每个像素格位具有：(a)用来储存与该像素格位上受到的 X 射线通量成正比的电荷的电荷储存单元，和(b)包括一个模拟-数字转换器的电路装置，所述模拟-数字转换器包括一个储存的电荷-时间转换电路并用来将所述储存单元上的正比于 X 射线通量的电荷转换到一个对应的数字数据值；及

读出电子学电路，用来从各个像素格位将上述数字数据加以安排并传送到依照次序的数据矩阵内的数据储存装置，所述数据矩阵代表上述像素格位的阵列上的 X 射线通量的二维影像。

2. 按照权利要求 1 的系统，其中的储存单元为电容器，而所述储存的电荷-时间转换电路包括电容器放电电路和比较器电路，该放电电路包括控制固态开关和恒流源，当该开关打开时它可将储存电容器与系统隔离，当该开关关闭时恒流源就按照控制的速率使储存电容器放电，比较器电路输出一个信号来表示电容器放电结束的时刻。

3. 按照权利要求 2 的系统，其中的模拟-数字转换器包括 N-比特数字计数器；其中的比较器电路具有的各输入端耦合到所述的放电电路及耦合到参考电压源，比较器电路的输出端耦合到 N-比特计数器以便在所述储存单元向着所述参考电位放电时将启动信号传送给该计数器使之能计数，而当储存单元上储存电位达到所述参考电位时即在放电结束时刻将关闭信号传送给计数器使之不再能计数。

4. 按照权利要求 3 的系统，其中的 N 比特数字计数器是一个上/下计数器并且具有一个上/下控制信号输入端。

5. 一种用于数字式辐射成像的低噪声电子学数据获取和读出系统，它包括：

(a) 基板；

(b) 分立的 X 射线探测像素格位的二维阵列，其中每个像素格位具有在所述基板的相反二侧分别形成的第一分层和第二分层，

该第一分层包括：(i)对 X 射线敏感的俘获介质，(ii)用来储存与该像素格位的俘获介质接收的 X 射线通量成正比的电荷的电荷储存单元，和(iii)包括一个储存的电荷-时间转换电路的集成电路装置；

该第二分层包括：一个模拟-数字转换器，和将此转换器通过该基板与所述电荷-时间转换电路连接起来的信号耦合装置，用来将储存单元上与 X 射线通量成正比的电荷转换到对应的数字数据值；及

(c) 读出电子学电路，用来从各个像素格位将上述数字数据加以安排并传送到依照次序的数据矩阵内的数据储存装置，所述数据矩阵代表上述像素格位的阵列上的 X 射线通量的二维影像。

6. 按照权利要求 5 的系统，所述耦合装置包括在所述电荷-时间转换电路与所述模拟-数字转换器之间的电容耦合。

7. 按照权利要求 5 的系统，所述耦合装置包括：在第一分层内耦合到该电荷-时间转换电路的第一线圈，和在第二分层内耦合到所述模拟-数字转换器的第二线圈，第一线圈和第二线圈通过所述基板由电感耦合。

8. 按照权利要求 7 的系统，所述耦合装置包括：耦合到所述各个线圈的调谐电容器，用来设置线圈之间的调谐的耦合频率，使得临近的像素格位的调谐的耦合频率不同。

9. 按照权利要求 5 的系统，所述耦合装置包括：在第一分层内耦合到该电荷-时间转换电路的射频电路和发送天线，和在第二分层内耦合到所述模拟-数字转换器的第二射频电路和接收天线，通过基板由所述天线之间的射频发送和接收来耦合到所述的电荷-时间转换电路。

10. 按照权利要求 3 的系统，所述计数器具有可变频率时钟控制来改变该计数器的频率从而对输出数据施加一种预定的变换，为的是在显示和硬拷贝输出时考虑到人眼观察系统的感觉。

11. 一种低噪声数字式辐射成像系统的成像屏的操作方法，用来补偿该屏上像素格位的暗电流值，其中每个格位具有电子储存单元、储存的电荷-时间转换电路和模拟-数字转换器，该方法包括以下步骤：

在病员对 X 射线曝光之前的暗电流校刻期间：

- (a) 在储存单元上积累暗电流所生成的电荷；
- (b) 将所得暗电流的电荷转换为第一时间值；
- (c) 将该第一时间值转换为该像素处的暗电流数字值；
- (d) 储存该暗电流数字值；以及

在病员对 X 射线曝光之后期间：

(e) 在储存单元上生成累积电荷，代表暗电流电荷和入射在该像素格位上的 X 射线所生成的电荷之和；

(f) 将该累积电荷转换为第二时间值;

(g) 将该第二时间值转换为该像素格位处的累积数字值, 并且

(h) 将储存的暗电流数字值与该累积数字值结合起来以便生成剩余数字值, 代表病员受 X 射线曝光产生的入射 X 射线。

12. 按照权利要求 11 的方法, 其中所述模拟-数字转换器包括上/下计数器, 其中: 在步骤(c)中, 该第一时间值被此计数器的操作转换到上或者下两个方向中的一个极向; 在步骤(d)中, 其中的数字值是作为一个极向的数字值被储存在所述计数器中; 在步骤(g)中, 该第二时间值被该计数器的操作转换到所述上或者下两个方向中的另一个极向, 从步骤(d)中储存的极性数字值算起;

藉此, 在步骤(g)的末尾, 在所述计数器上的所述累积数字值就等于步骤(h)所述的剩余值。

13. 按照权利要求 11 的方法, 其中在步骤(h)所述的两个数字值的结合是在所述像素格位之外的数字数据处理电路中进行。

14. 按照权利要求 12 的方法, 其中计数器的频率被变化从而对数字输出数据施加一种预定的变换, 为的是在显示和硬拷贝输出时考虑到人眼观察系统的感觉。

用于数字式辐射成像技术的低噪声数据获取

技术领域

本发明一般属于数字式辐射成像技术(digital radiography)，特别是，本发明的辐射成像屏的图像数据获取采用了低噪声电子学技术。

背景技术

数字式辐射成像技术正在越来越广泛地被接受，成为替代倚赖照相底片来捕获辐射曝光以生成并保存对于客体的内部物理特征的图像的基于照相的成像技术。采用了数字式辐射成像技术，由辐射敏感层所捕获的辐射成像曝光，在一个又一个像素被转换成电子影像数据，然后保存在储存装置内，以供下一步读出和显示在适当的电子影像显示装置上。数字式辐射成像技术的成功的推动力之一，在于它能够通过网络将储存的图像信息快速传到不止一个遥远的地方供放射科专家们分析诊断，这就不会发生由于不得不通过邮件或专递将照相底片送达地处遥远的放射科专家们造成的延误。

对于数字式辐射成像技术至关重要的是要求生成的高分辨率电子影像数据的分辨率至少要与它的对手，基于照相的成像技术，一样高。有待处理的影像数据的量，以及在给定的时间安排内必须完成的数据处理对于信号处理电路的相应频率带宽，这种多功能的考虑应该依据几方面的因素：各像素的尺寸、像素阵列的尺寸、像素曝光该探测到的最大范围、以及各像素能探测到的曝光强度梯度。

图1-3说明一个常规的数字式辐射成像系统10，其中的数字式辐射成像屏12的基板上形成辐射成像传感层14响应于入射的辐射，例如X射线，以生成电子。在本说明书和后面的权利要求书中，为方便起见，一概采用术语X射线。然而，应该理解，本发明也适用于采用别的各种形式的辐射的数字式辐射成像，于是，这里所用的术语X射线应该解释为包括所用的这些别的各种形式的辐射。由辐射生成的电子被电容器16所俘获，它们在基板15上纵横排成阵列从而形成分立的像素格位17。客体曝光后，寻址到各电容器，每次一排，通过导线19和固体开关20开启控制电路18，以便通过信号读出线22将相

应的(电容俘获的)电荷值传送到外部的电子电路24,包括前置放大器和A/D模数转换器,以便将电荷值转变为电压值并且转换成数字数据,通常每个像素有14个比特。一旦这样数字化后,就将该数据送到适当的数字式图像处理电路25并被加载到图像显示器26供观察。该数据也可存储到数据储存器28和/或送到网络29通讯到遥远地方供观察。

数百万条像素电荷值的读出牵涉到采用高带宽的模拟电子电路,同时让各个单独的像素电荷值易于受到各相邻像素的串扰。如上所述,高带宽的模拟电子电路会增大模拟信号中的噪声。此外,串扰使得各个像素电荷值失真。

因此,就产生了对于数字式辐射成像显示屏系统的需求,它能够避免采用模拟信号读出的现存的显示屏系统所带来的所述各种问题。本发明就是要致力于这种新的需求。

发明内容

因此,本发明提供了一种新型的低噪声电子学数据获取和读出系统以用于数字式辐射成像,包括由各个分立的X射线探测像素格位(pixel site)组成的二维阵列,其中各像素格位具有一个电荷储存单元来储存与该像素格位上接收到的与X射线通量成正比的电荷值。该像素格位还包含集成电路装置,包括电荷-时间转换电路和模拟-数字转换电路。在各个像素格位,电荷-时间转换电路将储存的电荷值转换为代表该储存电荷值的时间值,而模拟-数字转换器则将该时间值转换为对应的数字数据,它当然还是代表了所储存的电荷值。该系统还包括读出电路来从各个像素格位将所述数字数据传输到一个数据储存装置,该装置包含一个有序的矩阵,它代表了众像素格位的阵列上俘获的X射线通量所形成的二维影像。

本发明经修改的一个实施方案为,所述系统在获取病员的曝光影像之前,先工作在刻度模式。在此刻度模式下,可以通过采用各个像素格位内的电荷-时间-数字程序来测定像素格位的暗电流,用来补偿像素矩阵固有存在的暗电流。与合成的暗电流相关数据可以被读出并储存起来,然后用于校正病员的曝光影像数据。另一个替代方案是,在模拟-数字转换器中采用上/下计数器。该计数器工作在下计数模式使得暗电流所致的电荷值可以转换为负的数据值然后保存在相应的

计数器内。当病员影像曝光到成像屏上时，该计数器就工作在上计数模式，使得合成的净成像计数值中的暗电流计数自动得以补偿去掉。采用类似方式，还可进行平场刻度，可以预先将各像素电容充电到某已知电荷值然后在平场刻度时转换到数据值，也可采用一系列均匀的X射线曝光场来生成平场数据。然后可将该数据读出并保存，用于补偿由本发明的新型成像屏系统所生成的病员影像数据。

本发明的重要优点在于，只从像素阵列读出数字数据。因为它能够在几百毫秒的时间跨度上将各个单独的像素值数字化，这就避免了常规数字式辐射成像屏系统采用直接读出模拟值会产生的噪声和串扰失真这些问题。

附图简述

- 图 1 图示现有技术的数字式辐射成像系统；
- 图 2 为图 1 系统的现有技术像素格位的侧视图；
- 图 3 图示图 1 系统的像素格位矩阵的一部分；
- 图 4 图示按照本发明的数字式辐射成像屏的一个像素格位；
- 图 5 为图 4 的像素格位的集成电路部分的电路概图；
- 图 6 为本发明的数字式辐射成像屏的图示；
- 图 7 和 8 为解说本发明的数字式辐射成像系统的工作的时序图；
- 图 9 为本发明的替代实施方案的像素格位的侧视图；
- 图 10 为图 9 的像素格位的分解部件图；以及
- 图 11 - 13 为图 9 的替代方案中的信号耦合方式的简化电路图。

具体实施方式

参见图 4 和图 5，本发明的数字式辐射成像屏所用的各分立的像素格位的二维阵列中的一个代表性的像素格位 30 包含一个光导体 32 和一个集成电路 34。该像素格位包含一个电荷储存元件即电容器 36、和一个 A/D 转换器电路 38，A/D 转换器电路 38 包括电容器放电电路 40、比较电路 46、和一个 N 位计数器 48。所说明的特定像素格位已知为用于直接式辐射成像系统，这里用来阐述本实施方案。本领域的技术人员可以理解，本发明也可实施于间接式辐射成像系统，或者实施于将像素上收到的电荷来代表 X 射线通量的任何辐射成像系统。该放电电路包括一个受控制的场效应三极管 (FET) 开关 42 和一个恒流

源 44。比较电路 46 有第一输入端 50 耦合到参考电源例如地电位，和第二输入端 52 耦合到电容器放电电路 40。当输入端 52 的电位超过输入端 50 的电位时，认定该比较器 46 的输出在高位，而当输入端 52 电位等于或低于输入端 50 的电位时，认定比较器 46 的输出在低位。将比较器 46 的输出用作启动/关闭 (ENABLE/DISABLE) 信号加到计数器 48 的计数控制输入端。通到计数器 48 的输入端有来自比较器 46 的输入端、有来自功率源的 $V+$ 、时钟信号、上/下 (UP/DOWN) 控制信号和一个移位控制信号。本领域的技术人员可以理解，电容器放电电路 40 与电容器 46 的这种配置就构成了有名的 Wilkinson 电路，它的工作就将电容器上的电荷电压转换成一个时间值。

已知在数字式辐射成像系统中采用一种变换，例如在图 1 的数字图像处理器 25 中，将线性输出数据变换成非线性数据输出，再送往显示器和硬拷贝，这是为人眼观察系统的考虑。而在本发明中，就可借助于可变频率的时钟控制以适当地更动计数器的频率，来方便地在 A/D 转换中直接实施这类变换。

图 6 以图示来说明辐射成像屏 12' 的工作，其中作为例子，将计数器 48 配置为 4000×4000 的像素格位的阵列。可以理解，可以在别的像素阵列有效地应用本发明，特定的阵列仅是设计选择的的事。这些计数器用作数字数据计数器，也用作排成纵列的移位寄存器，来一列又一列地串行读出在各个像素格位生成的数据。这样读出的数据被送到多个 ASIC (application specific integrated circuits, 专用集成电路) 60，为了读出的效率它们构造成让每个 ASIC 来处理 256 列，总共用了 16 个 ASIC。功能上，这些 ASIC 设计得将计数器来的数据安排进入一个有序的数据矩阵，它与成像屏 12' 上的像素格位的阵列上受到的 X 射线通量形成的二维影像相对应。然后将各个 ASIC 来的数据传送到 RAM 单元 62 存起来，以用于后边按照已知方式的图像显示、网络通信和长期储存。

联合参考图 5 至图 6a-6d，在工作过程中，当成像屏 12' 曝光于 X 射线时，X 射线通量在光导体 32 上生成电子，其数量正比于该像素格位的 X 射线通量，它们在电容器 36 上储存为电子电荷值。电荷值的读出起始时间 t_0 (图 6a)，此时所加的开关控制信号认定在高位 (图 6b) 以便电路上接通 (close) FET 开关 42 并且让恒流源 44 以控制的速率使电容器 36 放电。这里的描述中假定参考端 50 接在地电位。只要电

容器 36 上的电压高于端口 50 上的参考电压, 比较电路 46 上的输出电位维持在高电平(图 6c), 这就启动了计数器 48, 当时钟脉冲提供到计数器时后者就能计数。当电容器 36 上的电压充分放电到端口 50 的参考电位的时刻 t_1 , 比较电路 46 的输出降低, 这就关闭或者停止了计数器 48 的计数。这样, 电容器的电荷值 V_s 被转换为时间值 t_1-t_0 它又被计数器 48 转换为数字计数值 C_s 。

对于辐射成像系统固有的暗电流值的校正, 它对该阵列中的每个像素都是独特的, 完全可以在系统的工作中实现, 下面参考图 7a-7d 对此做描述。假定计数器已初始化到零计数, 而电容器也类似地初始化到零电荷值。随着初始化和关闭 X 射线源, 由于暗电流就会在电容器 36 上积累正电荷 V_D (图 7a)。在校正的起始时刻 t_0 , FET 开关 42 关闭, 电容上的正电荷使得比较器 46 发出启动信号到计数器 48(图 7c)。而上/下信号也设在低位(图 7d), 于是当时钟脉冲同时加到计数器时计数器就计数下去。在时刻 t_D 电容器放电到端口 50 的参考电位时, 比较器 46 的输出变低并使得计数器 48 停止在计数值 $-C_D$ (图 7e), 它代表了该像素处暗电流产生的电荷值。在病员曝光于 X 射线之前, 该计数值维持存于计数器 48 中。在时刻 t_1 电容器上的电荷值为暗电流值(在校正和病员曝光读出两步骤的间隙暗电流重复出现)加上病员 X 射线曝光引起的 X 射线通量产生的电荷值 V_s 之和。然而, 因为计数器启动于校正值 $-C_D$, 维持在电容器 36 充分放电而计数器 48 停止的时刻 t_2 的净计数, 就是所要求的、代表病员曝光引起的 X 射线通量的计数 C_s 。这就是本发明提供的校正暗电流的简单技术。另一个替代的校刻办法可用于下述的系统, 它采用一个计数器只对正的计数值做计数。用这种技术可在病员对 X 射线曝光前, 将正的暗电流校刻值读出并储存起来, 在病员曝光后的数字数据处理时, 可用储存的校刻值来补偿病员读出计数值。当然, 与上述类似的负的计数值也可读出并储存起来, 以供数字数据后处理之用。上述两种技术都要求在病员曝光 X 射线源打开之前将计数器置零。可以理解, 如上述通过改变计数器频率来实施数据变换时, 这种改变通常只用于校刻阶段之后生成输出数据之时。

由于部件差异, 例如电流源的差异, 引起的像素与像素的差异, 可以这样来补偿, 用外源对各个像素电容 36 充电到已知电荷, 然后读出按照上述程序之一所生成的该电荷值。对于一个又一个像素分别

储存该计数值，就可用于补偿系统中的部件差异。替代办法是，采用X射线源曝光此系统，将多次不同的平场数据数字化，然后就可用这些数字值对所述部件差异从数字上加以补偿。

再参考图 4，注意到集成电路 34 占据了像素格位 30 的面积的一部分。其实最好使得集成电路的面积形成的填充因子越小越好。图 9 和图 10 显示了本发明的一个替代方案，采用了分层的像素格位 70 来达到这个目标，其中将光导体 32、电容器 36 和改进的积分器电路 64 安置在第一分层 72，它形成在基板 74 的一侧。该改进的积分电路 64 包含放电电路 40 和比较器电路 46。而将计数器电路 48 搬到集成电路材料的第二分层 76，处于基板 74 的相反的一侧。这样的安排使得像素格位的光导体部分的填充因子明显降低，因为与计数器电路相关的集成电路的主体被搬到了基板的背面。

必须采取办法将比较器电路 46 输出的启动/关闭信号传送到计数器 48 的输入端。有几个不同的办法实现这一点。为此目的，集成电路 64 的一部分和集成电路层 76 的片段 66 用来传递该启动/关闭信号。在图 9 的实施方案，启动与关闭二状态之间的正向和负向转变，利用电容器的两个极板 79a 和 79b 之间通过基板 74 的电容耦合 78，作为正的和负的脉冲来传送。这些脉冲先由峰值探测器 86 探测到其极性后，再加到计数器 48。在图 10 的实施方案，所述启动/关闭的转变是采用在基板 74 的相反两侧的集成电路中形成的二线圈 80a 和 80b 之间的电感耦合来传送的。这些脉冲经峰值探测器 89 探测后，加到计数器 48。这个实施方案的一个特别好的形式，是采用附加的电容器 82a 和 82b 以便将电感耦合调谐到不同的耦合频率。这样，相邻的像素格位可以调谐到不同的耦合频率，从而使得相邻的像素格位之间的串扰最小化。在图 11 所示的另一个实施方案，为了实现比较器输出与计数器的耦合，采用通过比较器输出端的 RF 电路 88 和 RF 天线 90a 将信号发送到计数器 48 输入端的接收天线 90b 和峰值探测器 92 的办法。

以上对本发明作了详细描述，特别是引用了一些较佳的实施方案，但是应该理解，在本发明的精神和范围内，还可以产生各种变化和修改。

零部件列表

- 10 现有技术的数字式辐射成像系统
- 12 数字式辐射成像屏
- 14 辐射成像传感器
- 16 电容器
- 17 像素格位
- 18 开关控制电路
- 19 导线
- 20 固态开关
- 22 信号读出线
- 30 (单个)像素格位
- 32 光导体
- 34 集成电路
- 36 电容器
- 38 A/D(模-数)转换器
- 40 电容放电电路
- 42 FET(场效应三极管)开关
- 44 恒流源
- 46 比较(器)电路
- 48 N比特计数器
- 50 参考(电位)输入端
- 52 放电电路输出端
- 60 ASIC专用集成电路
- 62 RAM(随机存取存储)单元
- 70 分层像素格位
- 72 第一分层
- 74 基板
- 76 第二分层
- 78 电容耦合
- 79a,b 电容极板
- 80a,b 线圈
- 82a,b 调谐电容器
- 86 峰值探测器

-
- 88 RF (射频) 电路
 - 89 峰值探测器
 - 90a,b RF (射频) 天线
 - 92 峰值探测器

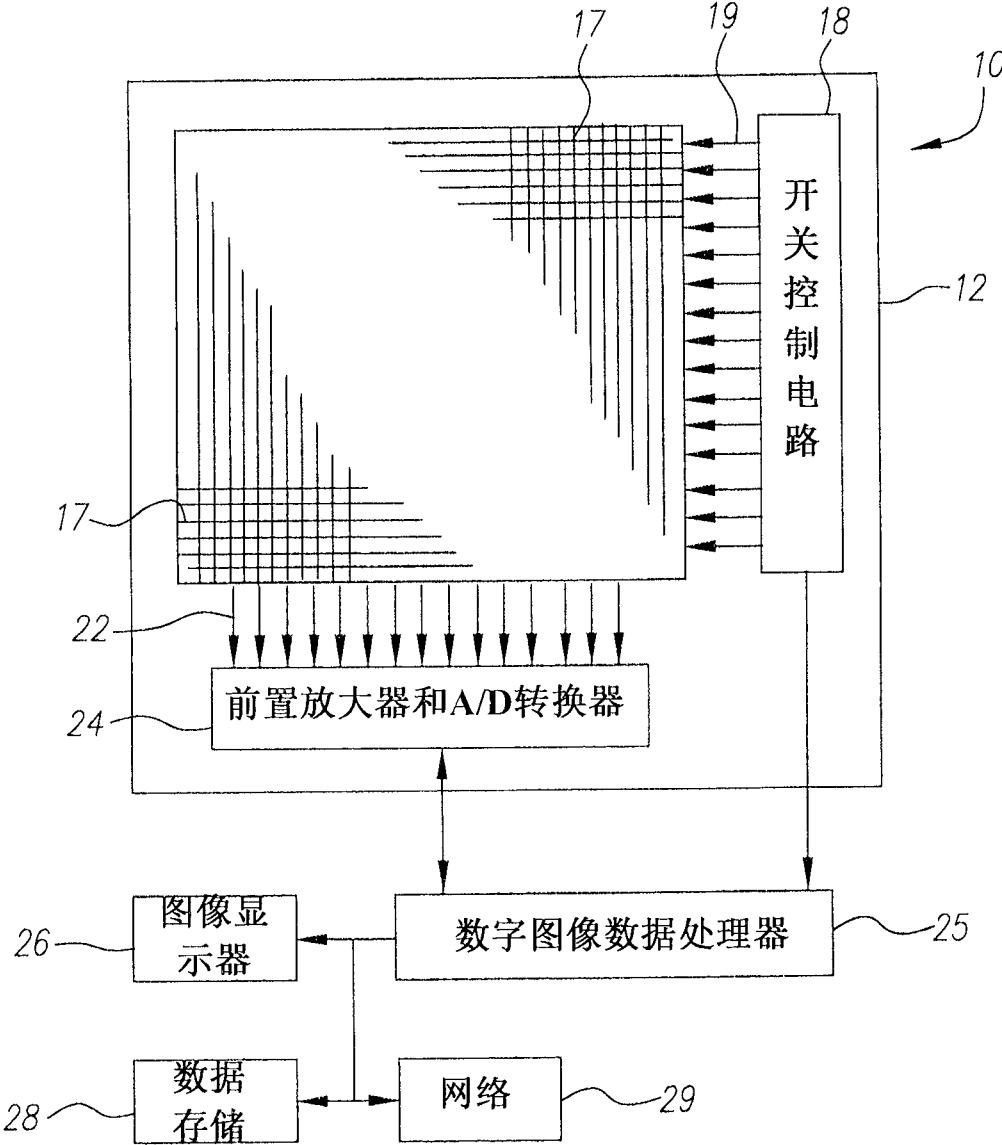


图 1

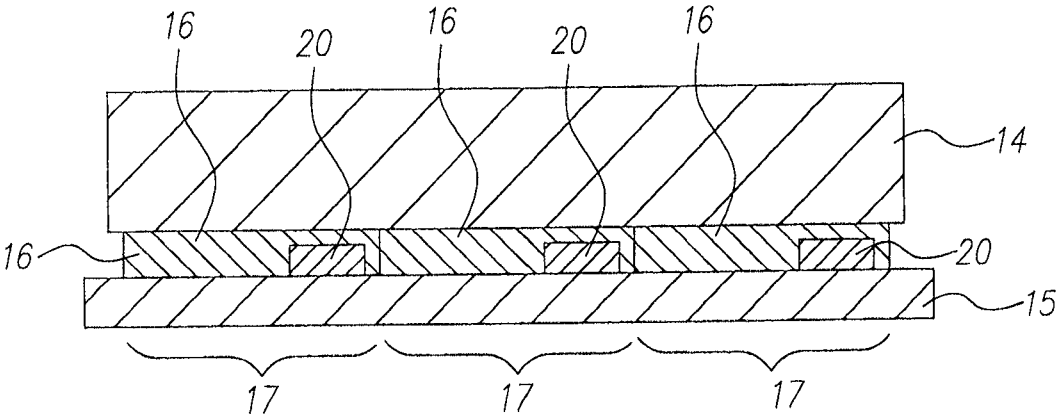


图 2

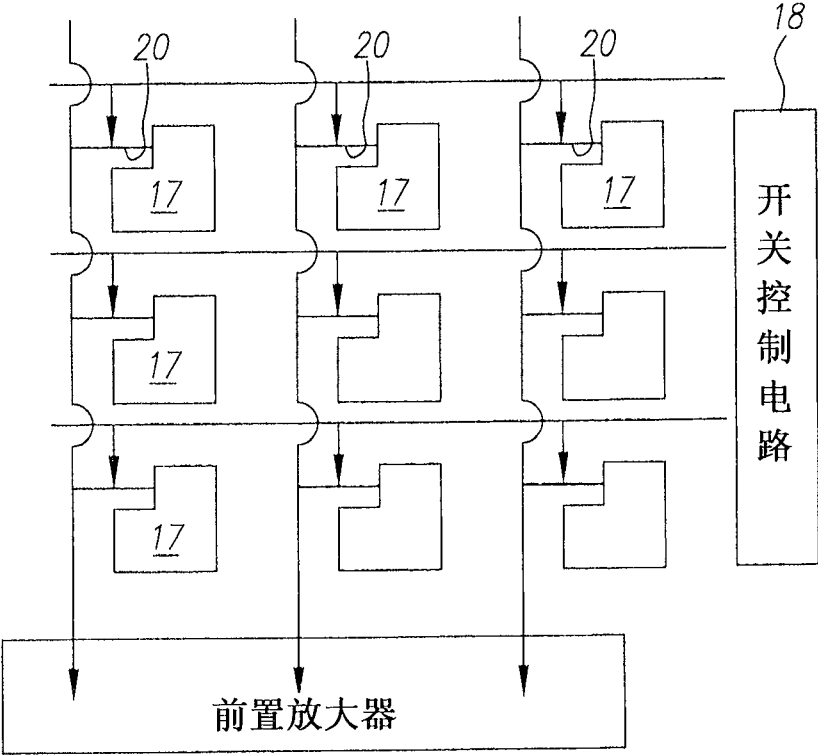


图 3

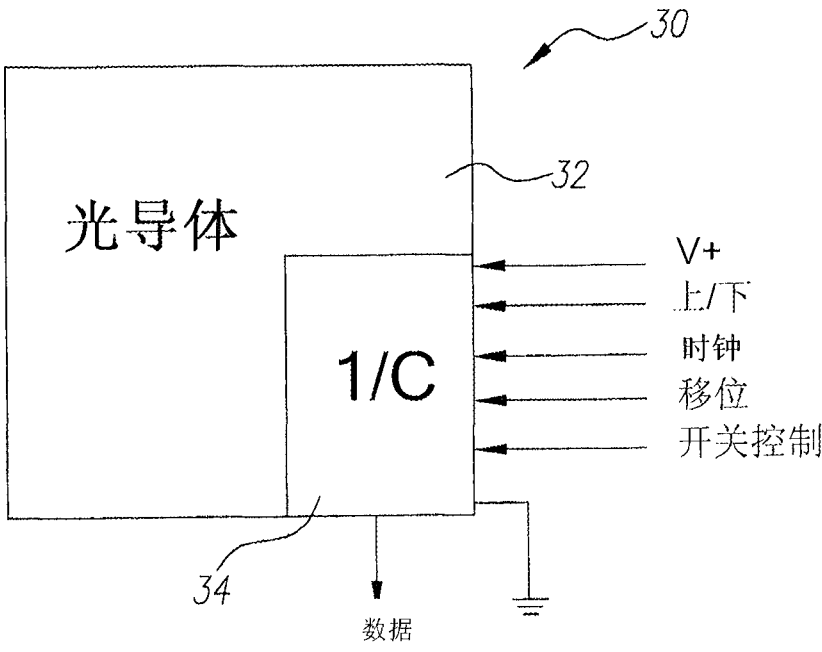


图 4

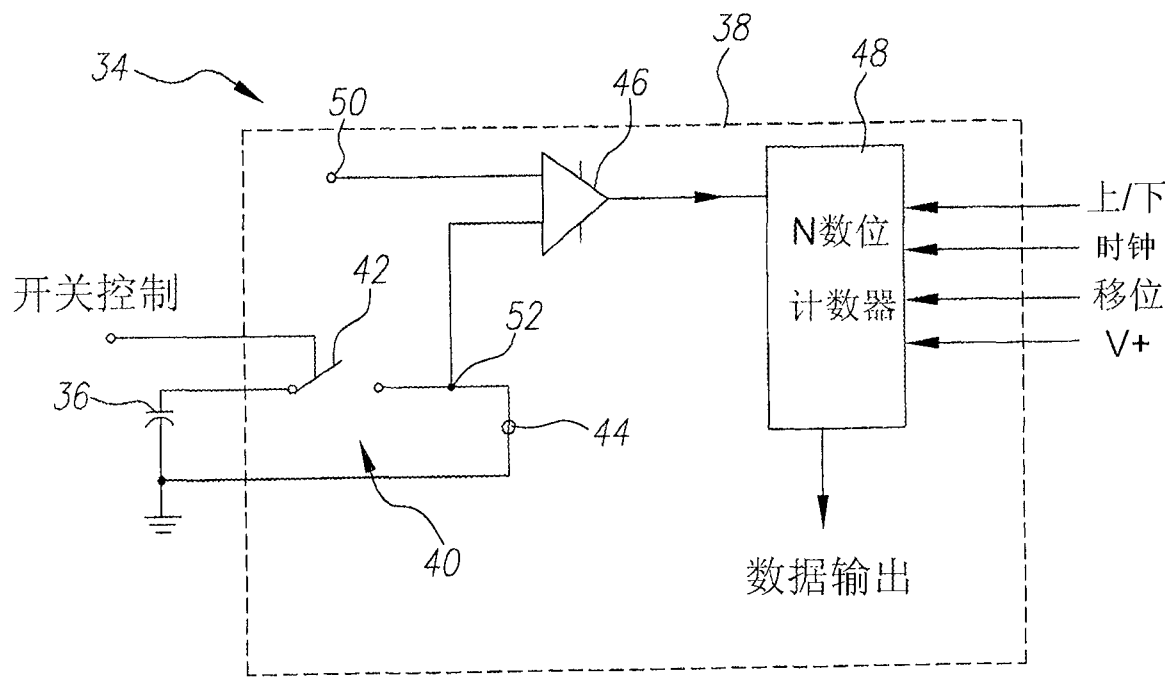


图 5

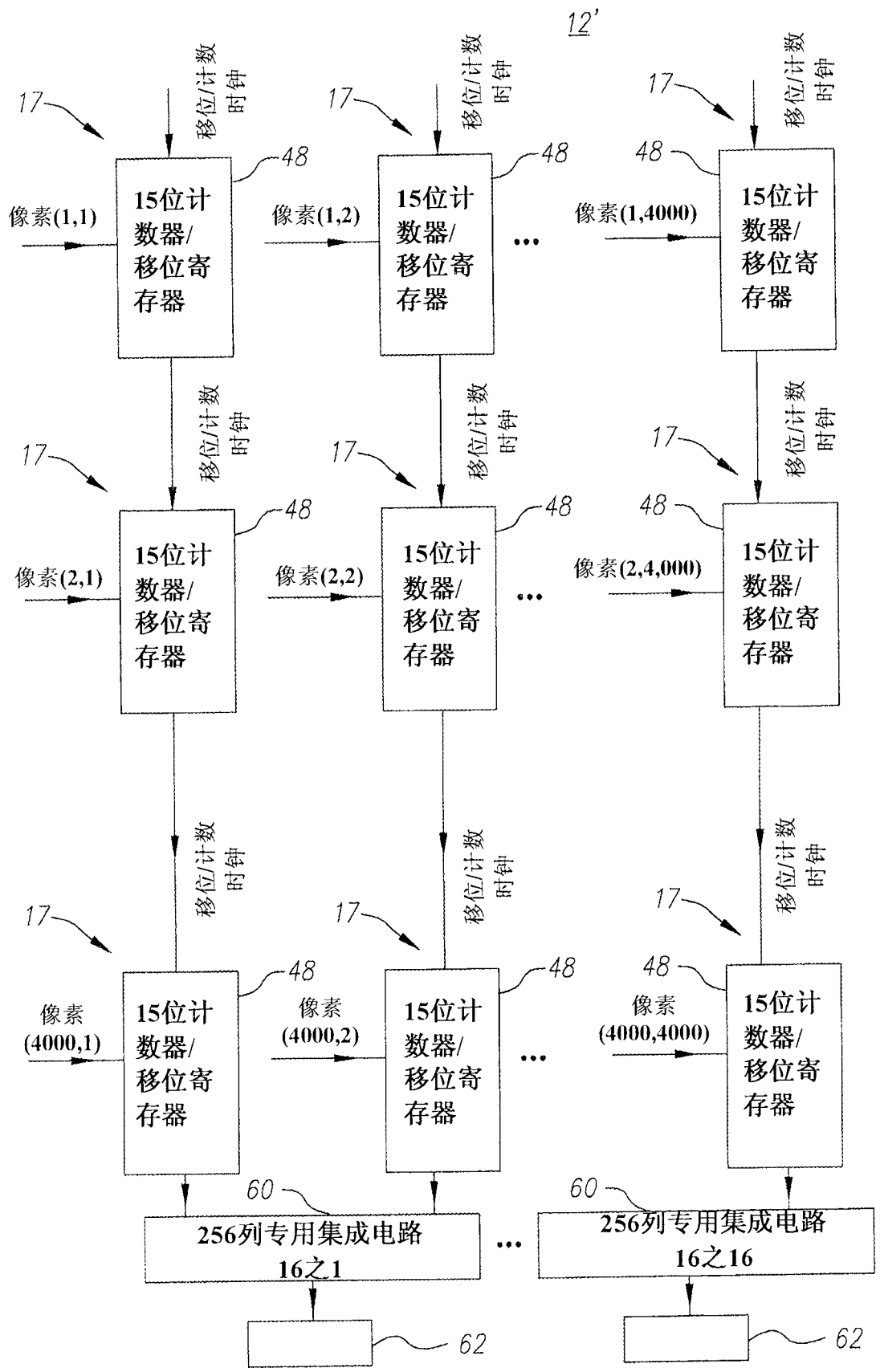


图 6

图 7A

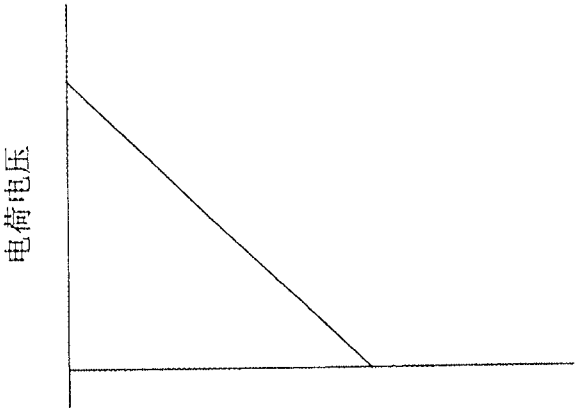


图 7B

FET开关

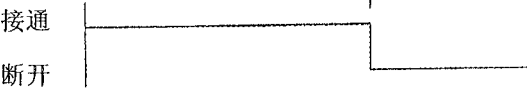


图 7C

比较器输出

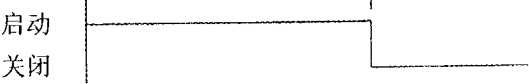


图 7D

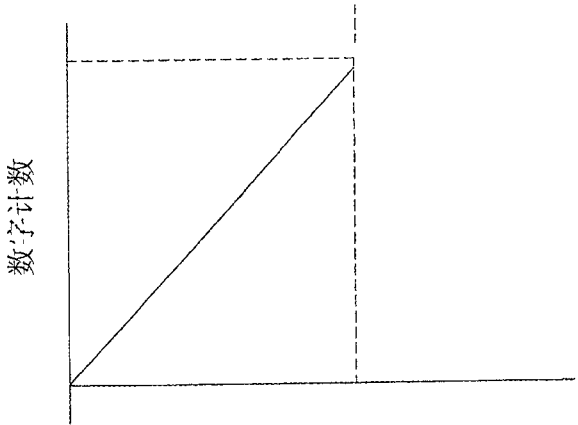


图 8A

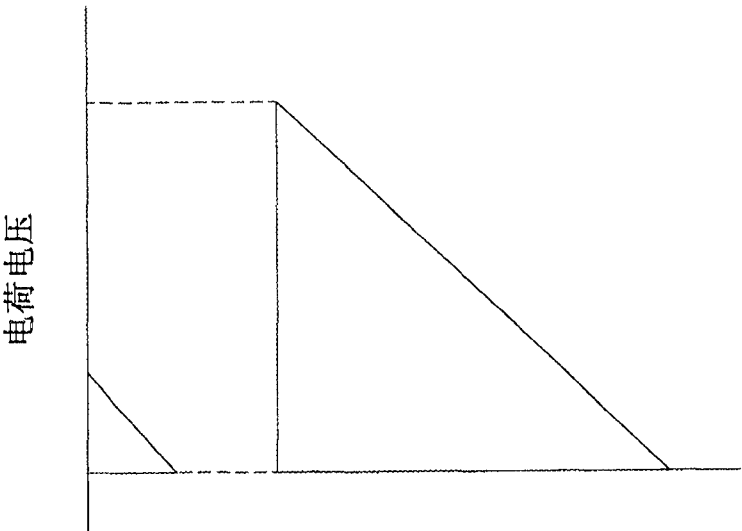


图 8B , FET开关

接通
断开

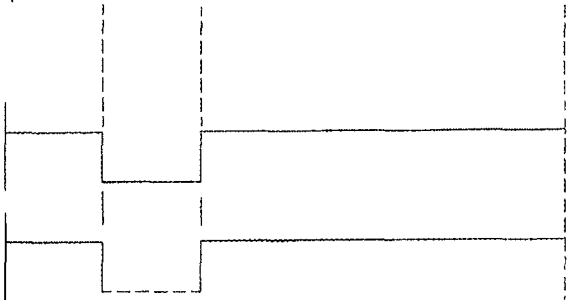


图 8C 比较器输出

启动
关闭

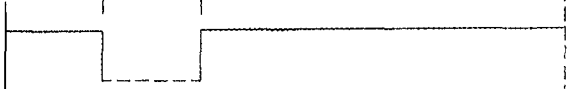


图 8D

上/下

上
下

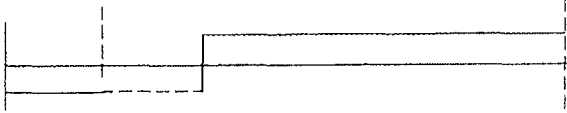
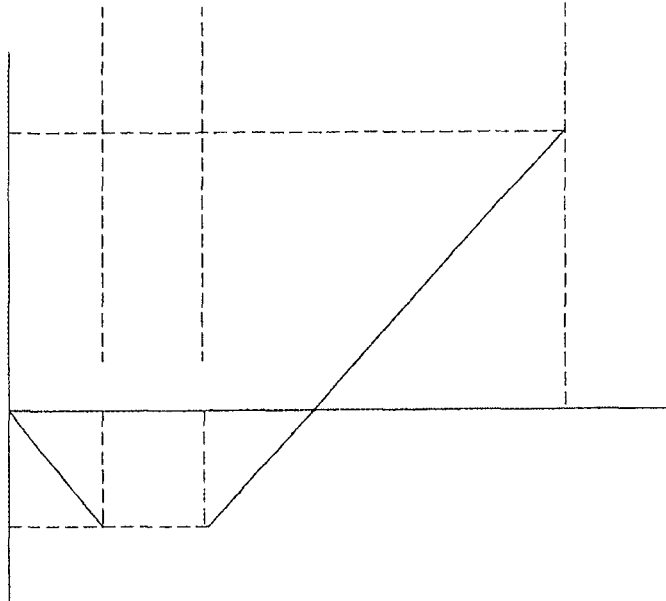


图 8E

数字计数



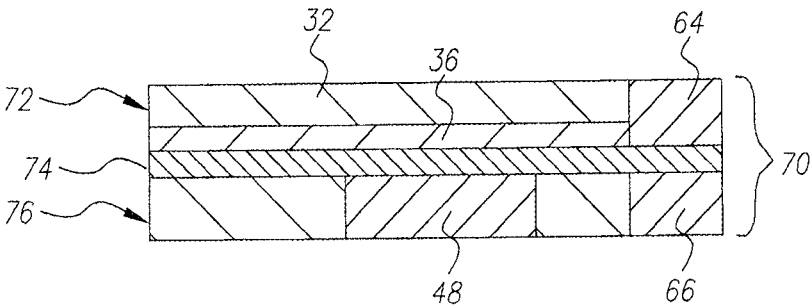


图 9

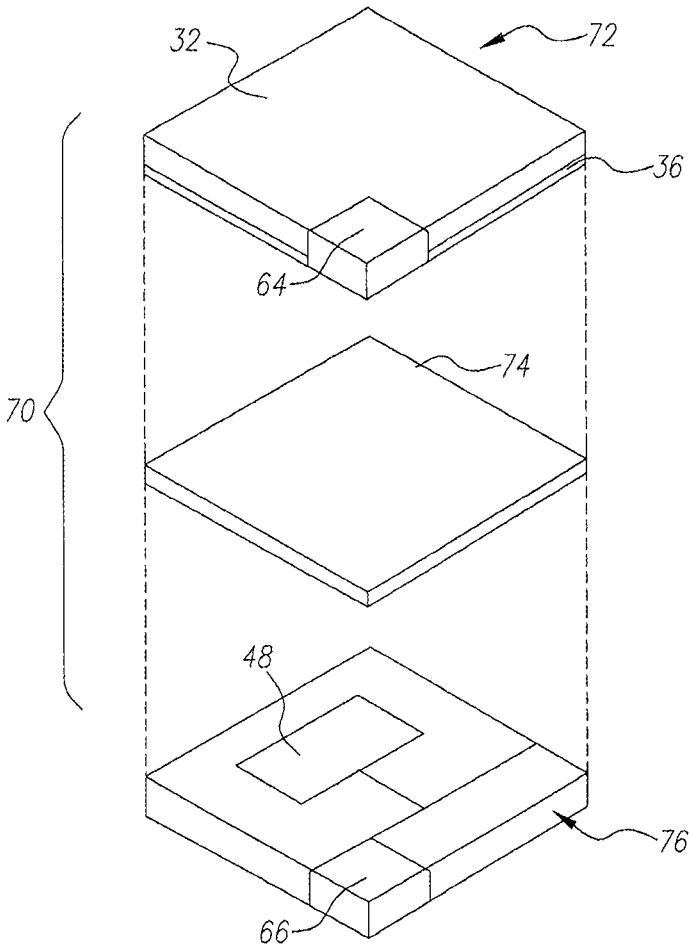


图 10

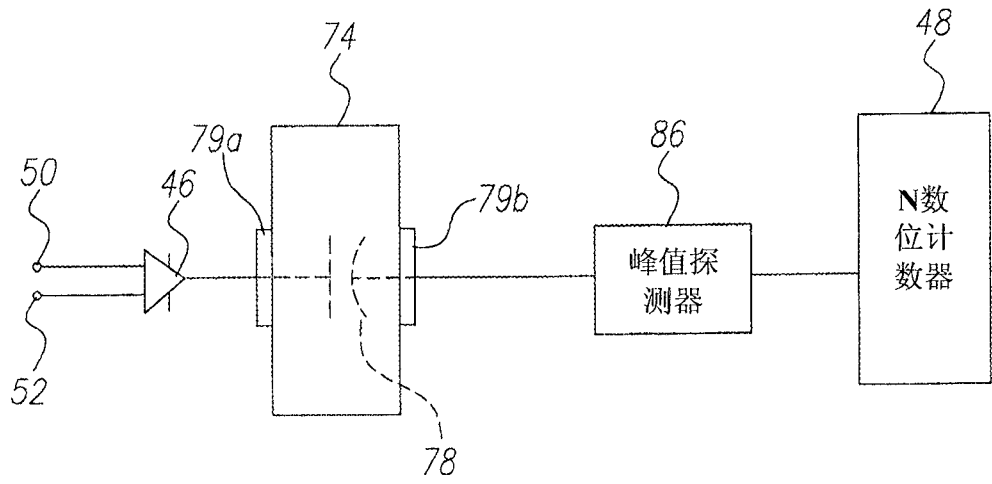


图 11

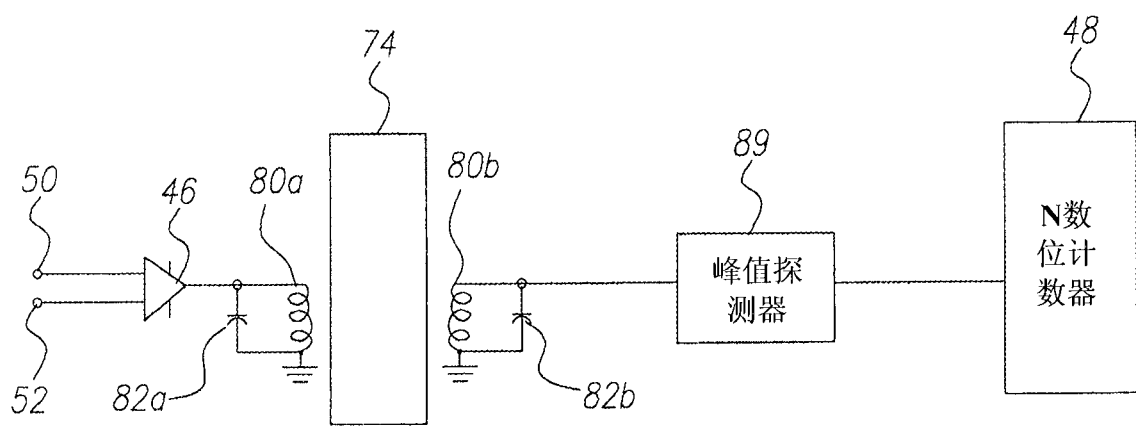


图 12

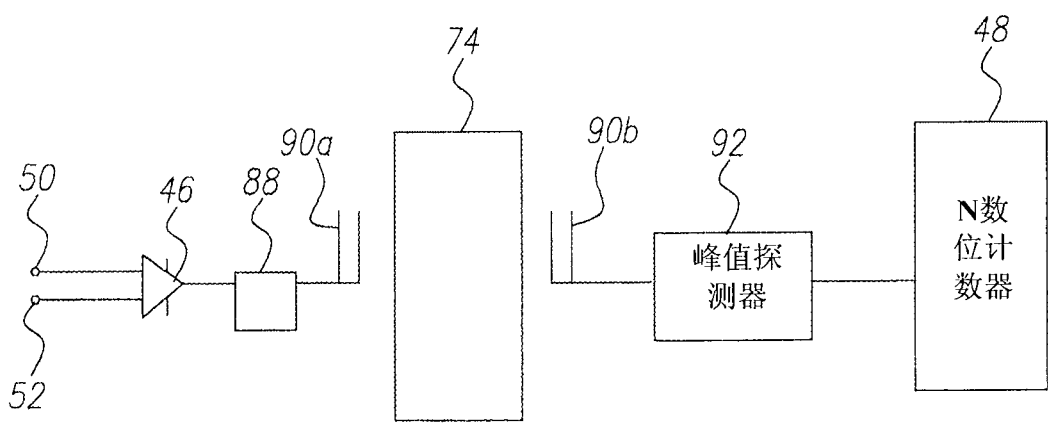


图 13