



# (12) 发明专利申请

(10) 申请公布号 CN 102481135 A

(43) 申请公布日 2012. 05. 30

(21) 申请号 201080032476. 3

(74) 专利代理机构 永新专利商标代理有限公司

(22) 申请日 2010. 06. 21

72002

代理人 王英 刘炳胜

(30) 优先权数据

61/226, 533 2009. 07. 17 US

12/796, 235 2010. 06. 08 US

(51) Int. Cl.

A61B 6/14 (2006. 01)

(85) PCT申请进入国家阶段日

2012. 01. 17

(86) PCT申请的申请数据

PCT/US2010/039322 2010. 06. 21

(87) PCT申请的公布数据

W02011/008421 EN 2011. 01. 20

(71) 申请人 成像科学国际有限公司

地址 美国宾夕法尼亚

(72) 发明人 U·泽勒 D·戈莱

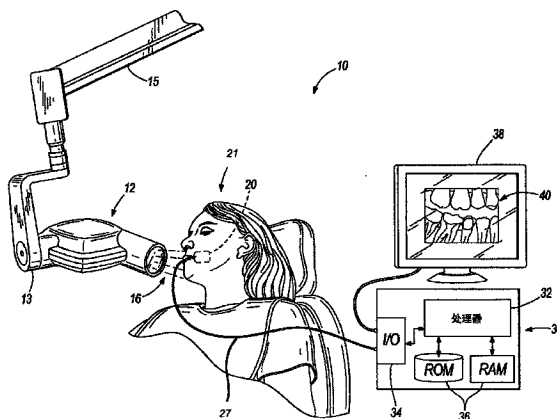
权利要求书 2 页 说明书 8 页 附图 7 页

## (54) 发明名称

使用像素阵列子采样的口腔内 X 射线传感器的触发

## (57) 摘要

在牙科 X 射线成像系统中使用的口腔内 X 射线传感器的自动触发。所述口腔内传感器具有像素阵列。该像素阵列具有多行像素，并且每个像素都生成与撞击到该像素的 X 射线辐射相关的电信号。电控单元被连接到该口腔内传感器以便从所述像素阵列接收电信号。该电控单元破坏性地读取在多行像素中的一行或多行中的像素簇，所述像素簇中的每个都位于所述像素阵列周边。所述电控单元被配置为基于来自所述一行或多行像素中的每行中的像素簇中的每个的信号生成剂量相关的信号，并启动利用来自每个像素的信息生成的图像的获取。



1. 一种口腔内 X 射线系统,其包括:

具有像素阵列的口腔内传感器,所述像素阵列具有位于所述像素阵列的周边的多个像素簇,每个像素生成与撞击该像素的 X 射线辐射相关的电信号;以及

电控单元,其连接到所述口腔内传感器以便接收来自所述像素阵列的电信号,所述电控单元一次一个地破坏性地读取每个像素簇,所述电控单元被配置成基于来自所述像素簇的信号生成剂量相关信号,并且在所述剂量相关信号超过预定阈值时启动利用来自所述像素阵列中的每个像素的信息生成的图像的获取。

2. 如权利要求 1 所述的 X 射线系统,其中,所述电控单元执行像素积分。

3. 如权利要求 2 所述的 X 射线系统,其中,所述像素积分在预定量的时间内执行,并且所述一个或多个像素簇中的每个在所述预定量的时间的部分处被读取。

4. 如权利要求 2 所述的 X 射线系统,其中,所述电控单元在像素积分前从像素到像素将来自所述像素的信号相关。

5. 如权利要求 1 所述的 X 射线系统,其中,所述电控单元对位于所述像素阵列的所述周边的像素簇执行卷帘模式扫描。

6. 如权利要求 5 所述的 X 射线系统,其中,所述电控单元执行像素积分。

7. 如权利要求 6 所述的 X 射线系统,其中,所述像素积分在预定量的时间内执行,并且所述一个或多个像素簇中的每个在所述预定量的时间的部分处被读取。

8. 如权利要求 6 所述的 X 射线系统,其中,所述电控单元在像素积分前从像素到像素将来自所述像素的信号相关。

9. 如权利要求 1 所述的 X 射线系统,其中,所述像素簇包括第一像素簇和第二像素簇,并且其中,每个第一像素簇包括在单行像素中的所述像素阵列的左手侧上的预定数量的像素,并且每个第二像素簇包括在单行像素中的所述像素阵列的右手侧上的预定数量的像素。

10. 如权利要求 1 所述的 X 射线系统,其中,所述电控单元执行两种信号调理中的至少一个:双采样和相关双采样。

11. 如权利要求 1 所述的 X 射线系统,其中,所述预定阈值是经验阈值。

12. 如权利要求 1 所述的 X 射线系统,其中,所述预定阈值是使用自适应技术确定的。

13. 一种自动触发口腔内 X 射线传感器以获取图像的方法,所述口腔内传感器具有像素阵列,所述像素阵列具有多个像素簇,所述方法包括:

朝向所述口腔内传感器引导 X 射线辐射;

当 X 射线辐射撞击所述像素阵列中的像素时,生成与撞击所述像素的 X 射线辐射相关的电信号;

通过破坏性地读取像素簇来在电控单元中处理由所述像素阵列中的一个或多个像素生成的电信号,其中,所述像素簇中的每个都被连续地读取并且每个都位于所述像素阵列的周边;

基于来自所述像素簇中的每个的信号生成组合信号;以及

当所述组合信号超过预定阈值时,启动利用来自所述像素阵列中的每个像素的信息生成的图像的获取。

14. 如权利要求 13 所述的方法,还包括累积来自所述像素簇中的像素的值。

15. 如权利要求 13 所述的方法,还包括以卷帘模式读取在所述像素阵列的所述周边的像素簇。

16. 如权利要求 15 所述的方法,还包括累积来自所述像素簇中的像素的值。

17. 如权利要求 16 所述的方法,还包括在预定量的时间内执行像素积分,并且在所述预定量的时间的部分处读取所述像素簇中的每个。

18. 如权利要求 16 所述的方法,还包括在像素积分前从像素到像素将来自所述像素的信号相关。

19. 如权利要求 13 所述的方法,其中,所述像素簇包括第一像素簇和第二像素簇,并且每个第一像素簇包括在单行像素中的所述像素阵列的左手侧上的预定数量的像素,并且每个第二像素簇包括在单行像素中的所述像素阵列的右手侧上的预定数量的像素。

20. 如权利要求 13 所述的方法,其中,所述像素簇包括第一像素簇和第二像素簇,并且其中,每个第一像素簇包括在两行或更多行像素中的所述像素阵列的左手侧上的预定数量的像素,并且每个第二像素簇包括在两行或更多行像素中的所述像素阵列的右手侧上的预定数量的像素。

21. 如权利要求 13 所述的方法,还包括执行两种信号调理中的至少一个:双采样和相关双采样。

22. 如权利要求 13 所述的方法,还包括基于经验信息确定所述预定阈值。

23. 如权利要求 13 所述的方法,还包括使用自适应技术确定所述预定阈值。

24. 一种口腔内 X 射线系统,其包括:

包括周边的像素阵列,其中,每个像素生成与撞击该像素的 X 射线辐射相关的电信号;其中,所述像素阵列包括多个像素簇,所述多个像素簇至少包括在所述周边的第一侧的第一簇和第二簇以及在所述周边的第二侧的第三簇和第四簇,其中,所述周边的所述第二侧与所述周边的所述第一侧相对;

与所述像素阵列耦合的处理器;

簇选择线,其被选择性地启用以将所述处理器耦合到所述第一簇、所述第二簇、所述第三簇和所述第四簇,以使得所述处理器能够

一次一个地破坏性地读取所述第一簇、所述第二簇、所述第三簇和所述第四簇,并且

当破坏性地读取时,确定由所述第一簇、所述第二簇、所述第三簇和所述第四簇中的每个生成的电信号的量;

其中,如果所述处理器确定所生成的电信号的量穿越阈值,则所述处理器读取所述像素阵列。

## 使用像素阵列子采样的口腔内 X 射线传感器的触发

[0001] 对相关申请的交叉引用

[0002] 本申请要求享有 2009 年 7 月 17 日提交的申请号为 61/226, 533 的美国临时专利申请和 2010 年 6 月 8 日提交的申请号为 12/796, 235 的美国专利申请的优先权, 其全部内容以引用的方式合并于此。本申请的主题也涉及 2010 年 6 月 8 日提交的申请号为 12/796, 251 的美国专利申请、2009 年 10 月 26 日提交的申请号为 12/605, 624 的美国专利申请、2008 年 10 月 27 日提交的申请号为 61/108, 552 的美国临时专利申请以及 2009 年 7 月 17 日提交的申请号为 61/226, 556 的美国临时专利申请, 其全部内容以引用的方式合并于此。

### 技术领域

[0003] 本发明涉及 X 射线成像, 包括牙齿 X 射线成像。更具体而言, 本发明的实施例涉及在牙科中使用的 X 射线传感器的自动触发。

### 背景技术

[0004] X 射线已经在牙科中用于对牙齿和口腔的部分成像很多年了。通常, 该过程包括生成 X 射线和引导 X 射线到患者的口腔。口腔的不同部分对 X 射线的衰减不同 (例如, 骨骼相对于组织), 并且这种衰减上的不同被用于产生图像, 例如在胶片上或通过使用电子图像传感器。大多数情况下, X 射线源手动地被触发。即, 图像的获取由技师或其他人通过例如启动开关来启动。在基于胶片的系统中, 一旦胶片被 X 射线辐射照射, 就获取图像。所以不需要“启动”胶片。一旦 X 射线源被启动并且 X 射线到达胶片, 就获取图像。

[0005] 在电子系统中, 所获取的特定图像至少取决于两个因素: X 射线源的启动和传感器的“启动”。传感器“启动”的制定可基于所使用的传感器的类型而变化, 但大多数情况下, 当给传感器提供存储或者输出它的当前图像数据 (在此称作“图像获取”) 的命令时, “启动”发生。因此, 在某些系统中, 在 X 射线源和传感器之间有电链接, 以便当 X 射线源被启动时, (同时地或几乎同时地) 发送命令给传感器以执行图像获取。这样就可能生成 X 射线辐射爆发, 并确保图像在 X 射线照射的相对短的时段内能被传感器获取。

### 发明内容

[0006] 许多用来提供 X 射线传感器的自动启动或触发而不需要在 X 射线源的触发器和传感器之间进行电链接或类似链接的技术已经被开发出来。例如专利号为 5, 694, 448 的美国专利公开了一种固态成像装置, 其在 X 射线源照射前的等待时段期间“退出工作状态 (clock out)”。源自电荷耦合装置的信号被与阈值相比较, 以确定照射的发动。如果满足或超过阈值, 则发生图像获取或图像采集。尽管在 '488 专利中公开的传感器不需要于在 X 射线源和传感器之间电链接, 但它也不是完全令人满意的。

[0007] 与自动触发系统相关联的一个难题涉及在 X 射线源和传感器之间的对准。在许多情况中, 即使使用定位系统或机械装置, X 射线传感器 (尤其那些放置在口腔中 (即口腔内传感器)) 常常没有被对准。这样只有一部分 X 射线传感器被辐射照射。在许多情况中, 这

种部分照射不足以引起简单的基于阈值的触发器去起动图像获取。因此,可能直到技师试图检查他或她相信已经产生的图像,却发现没有这样的图像产生时,才认识到未对准。技师可能接着尝试重新对准 X 射线源和传感器,并重新起动成像过程。然而这可能需要多次尝试来获取有用的图像,并且每次尝试都使患者照射额外剂量的 X 射线辐射中。众所周知, X 射线辐射会对个体健康产生不良影响。所以不必要的 X 射线照射应该避免。

[0008] 与自动触发系统相关联的另一个难题是提供给患者的 X 射线剂量的相对大的变化。所接收的剂量取决于 X 射线剂量率、X 射线照射时间、X 射线照射投影以及对象的 X 射线衰减。传感器处接收的剂量是时间相关的剂量率在时间上的积分。剂量的变化由许多因素引起,包括 X 射线源的不同。X 射线源由许多不同的生产厂家生产,并且它们的设计和规格经一段时间后已经改变。因此,他们输出的强度改变了。例如,较老的 X 射线机器通常生成相对高的 X 射线剂量,而较新的 X 射线机器生成较低的剂量。还有,某些老的 X 射线机器使用脉冲照射方案,而较新的机器可能释放稳定的时间恒定的剂量和剂量率。剂量的变化也是解剖结构(由患者到患者)和源到患者的距离变化的结果。正如已知的, X 射线剂量和剂量率取决于源和患者之间的距离(d),其系数为  $d^2$ 。

[0009] 本发明的实施例尤其提供一种使用像素阵列子采样自动触发口腔内 X 射线传感器的方法。所述方法包括朝向口腔内传感器引导 X 射线辐射。当 X 射线辐射撞击像素阵列中的像素时,生成与撞击该像素的 X 射线辐射相关的电信号。所述方法还包括在处理器或类似的电子装置中通过破坏性地读取位于多行像素中的一行或多行中的像素阵列的周边的第一和第二像素簇,来处理由像素阵列中的一个或多个像素生成的电信号。接着,生成基于来自在一行或多行像素中的每行中的第一和第二像素簇中的每个的信号的组合信号。当组合信号超过预定阈值时,起动利用来自像素阵列中的所有像素的信息生成的图像的获取。

[0010] 在另一实施例中,本发明提供一种口腔内 X 射线系统。所述系统包括具有像素阵列的口腔内传感器。所述像素阵列具有多行像素。每个像素生成与撞击该像素的 X 射线辐射相对应的电信号。处理器或类似的电子装置接收来自所述像素阵列的电信号。所述处理器破坏性地读取在所述多行像素中的一行或多行中的第一和第二像素簇。所述第一和第二像素簇中的每个都位于所述像素阵列的周边。在一个实施例中,所述处理器生成基于来自在所述一行或多行像素中的每行中的第一和第二像素簇中的每个的信号的组合信号,并在所述组合信号超过预定阈值时起动图像(其利用来自所述像素阵列中的所有像素的信息来生成)的获取。在另一实施例中,处理器生成基于所述第一和第二像素簇的组合信号,并在所述组合信号超过阈值时启动图像获取。

[0011] 在另一实施例中,本发明提供一种口腔内 X 射线系统。所述口腔内 X 射线系统包括像素阵列、耦合到所述像素阵列的处理器以及簇选择线,该像素阵列包括周边。所述像素阵列中的每个像素生成与撞击该像素的 X 射线辐射相关的电信号。所述像素阵列至少包括在所述周边的第一侧的第一簇中布置的第一部分像素和在所述周边的第二侧的第二簇中布置的第二部分像素。所述周边的第二侧与所述周边的第一侧相对。当被启用时,所述簇选择线将所述处理器耦合到所述第一簇和所述第二簇中的至少一个,以使得所述处理器能够确定在所述第一簇和所述第二簇中的所述至少一个处生成的电信号的量。如果所述处理器确定所述生成的电信号的量穿越阈值,则所述处理器读取所述像素阵列。

[0012] 通过考虑详细的说明和附图,本发明的其他方面将变得显而易见。

### 附图说明

[0013] 图 1 是牙科 X 射线系统的示意图,该系统包括 X 射线源、位于患者口腔内的口腔内传感器以及连接到口腔内传感器的计算机;

[0014] 图 1a 是图 1 所示的口腔内传感器的示意图,其显示了所述传感器的内部部件,包括像素阵列和处理器;

[0015] 图 2a 到图 2c 图示了由 X 射线源生成的 X 射线辐射的射野和所述口腔内传感器之间的对准的变化;

[0016] 图 3a 是在图 1 所示的口腔内 X 射线传感器的像素元件阵列的示意图;

[0017] 图 3b 图示了根据本发明的某些实施例的像素阵列的电路图;

[0018] 图 4a 和 4b 图示了在本发明的一个实施例中时间选择和触发阈值之间的联系,其中不同的复位时间被用于不同的像素组,以便适应变化 X 射线剂量和暗电流所产生的影响;

[0019] 图 5 图示了根据本发明的某些实施例自动触发口腔内传感器的过程。

### 具体实施方式

[0020] 在详细解释本发明的任意实施例之前,应该理解本发明的应用没有被限制为下面的说明中所阐述的或下面的附图中所图示的部件的构造和布置的细节。本发明能够有其他实施例,并且能用多种方式实践或实现。

[0021] 图 1 图示了牙科 X 射线系统 10。所述系统包括 X 射线源 12。在图示的实施例中,所述源位于机械臂 15 的一端 13 上。当被启动时,所述 X 射线源 12 生成 X 射线束 16,其具有大致圆形的横截面。(当然 X 射线一般是不可见的,但是图示了射束的表示以方便理解本发明。)在许多应用中,准直器被用于减小射束的尺寸并生成具有矩形横截面的更小的 X 射线束。准直器可以与机械定位装置一起使用,以便帮助 X 射线束与 X 射线传感器对准。如图 1 所示,所述臂 15 被定位(例如,由操作者),使得 X 射线束被导引到口腔内传感器 20。口腔内传感器 20 被显示为位于患者 21 的口腔内。在某些实施例中,口腔内传感器 20 包括闪烁体,其将 X 射线辐射转换成可见光。在某些实施例中,所述传感器 20 被配置为将 X 射线转换成电子,而无需闪烁体。如最佳参考图 1A 所示,所述传感器 20 还包括像素阵列 22。每个像素响应于撞击在其上的光(来自所述闪烁体)或 X 射线辐射而产生电信号。在一个实施例中,所述传感器 20 包括一个或多个“板上(on-board)”模数转换器来将由所述像素生成的模拟信号转换成数字信号。这些信号被提供给处理器 23(例如可编程的电子微处理器或类似装置)。在所示的实施例中,所述处理器 23 被连接到存储器 24(ROM 和 RAM)和输入-输出接口 25。所述传感器还包括一个或多个电子电路以用于供电、驱动像素阵列和驱动输出(例如位于 I/O 接口 25 中的电路)。如在下面更详细地讨论的,在图示的实施例中,所述处理器 23 控制图像获取或传感器 20 的触发。

[0022] 返回参看图 1,传感器 20 的电线、线缆或类似连接器 27 将所述传感器 20 连接到计算机 30。所述计算机 30 包括各种部件,包括处理器或类似电子装置 32、输入/输出接口 34 和存储器 36(例如 RAM 和 ROM)。在一个特定实施例中,所述输入/输出接口 34 是 USB

连接,并且连接器 27 是 USB 线缆。图 1 图示了由传感器 20 获取并被计算机 30 处理的图像数据被发送到显示器 38 并作为图像 40 被观看。(绘制的图像 40 比 X 射线图像典型的外观更加清晰。)

[0023] 在患者口腔内的口腔内传感器 20 的位置确定患者解剖结构的什么部分能被成像(例如上颚对下颚,或门牙对磨牙)。X 射线操作者放置(或帮助患者放置)口腔内传感器在患者口腔内的期望位置处。各种传感器保持器(包括那些与准直器一起使用的或包括准直器的)可被用于将传感器 20 保持在期望位置,直到图像被产生或获取为止。例如,某些保持器被设计成使得患者用他或她的牙齿咬住保持器,并通过保持咬住保持器来保持所述传感器的位置。在所述传感器被定位在期望解剖结构后面之后,将通过 X 射线源 12 生成的 X 射线射野与所述传感器对准,但是,所述源和所述传感器变得未对准是可能的。未对准可能是由于患者移动他或她的头、移动口腔内传感器(通过重新咬住保持器、移动他或她的舌头等)和其他原因引起的。

[0024] 图 2a 图示了一种对准 A1,其中所述传感器 20 完全位于由 X 射线源 12 产生的 X 射线射野 F1 内。图 2b 图示了两种对准 A2 和 A3,其中所述传感器 20 大部分位于 X 射线射野 F1 内,但所述传感器的部分(SP1 或者 SP2)位于射野 F1 外部。图 2c 图示了两种对准 A4 和 A5,其中所述传感器 20 大部分位于 X 射线射野 F1 外部,但部分(SP3 或者 SP4)位于射野 F1 内部。

[0025] 如上面所提到的,在许多已知的系统中,基于手动启动开关或基于图像传感器的输出(即全部像素的输出)超过预定阈值而触发图像获取。在本发明的实施例中,图像获取或采集的触发是基于位于图像传感器内的特定像素簇的子采样的。

[0026] 图 3a 图示了所述传感器 20 中的像素的排列。如所提到的,所述传感器 20 包括多个像素,并且处理器 23 接收来自所述像素的信息。所述处理器从所述传感器的像素阵列中的像素读出数据。图 3a 图示了所述传感器的八行像素(行 52、54、56、58、60、62、64 和 66)。每行包括第一像素簇和第二像素簇。例如行 52 包括簇 70 和 71。行 54 包括簇 72 和 73。行 56、58、60、62、64 以及 66 分别包括簇 74 和 75、76 和 77、78 和 79、80 和 81、82 和 83 以及 84 和 85。在所示的实施例中,每个像素簇 70-85 包括 32 个像素。

[0027] 所述像素阵列的每行中的每个像素簇都位于所述传感器的边缘或周边 P。例如,在图 3a 所示的实施例中,所述传感器 20 的左手侧(“LHS”)上的每个像素簇(即,簇 72、74、76、78、80、82 和 84)包括所述行上的开头的 32 个最左像素,并且在所述传感器 20 的右手侧(“RHS”)上的每个像素簇(即,簇 71、73、75、77、79、81、83 和 85)包括所述行上的最后的 32 个最右像素。在像素行的每行中并成图 3a 所示的大体配置的像素簇被称为“周边像素”。

[0028] 在本发明的一个实施例中,处理器 23 执行对周边像素的卷帘(rolling-shutter)模式扫描。在这种实施例中,像素积分时间被设定在预定量,并且一个像素簇在这一时间的某个部分内被采样。例如,积分时间可被设定在 5 到 50 毫秒之间,并且扫描或采样时间为对应的更低的量。在一个实施例中,积分时间是 16 毫秒(ms),并且每 1ms 采样一个簇。例如,行 52 中的簇 70 被采样并且大约 1ms 后同一行(行 54)中的像素簇 71 被采样,该处理一直持续到八行中的所有簇都被读取或采样为止。读取以破坏性方式被执行,这意味着一旦像素的信息被读出,该像素被复位。

[0029] 像素中的信号包括两个主要部分：背景信号和由入射 X 射线辐射生成的信号。背景信号主要是由 1) “暗电流”（通常取决于温度的不可避免的干扰）、2) 其他参数以及 3) 噪声引起的。在某些实施例中，一种被称为双采样或相关双采样（“DS/CDS”）的信号调理技术被用于提高信号和背景噪声之间的比率。如果使用 DS/CDS，像素的信号被读取（“初始像素读数”），接着该像素被复位，并且复位水平被读取并被从初始像素读数中减去。这种方法帮助去除读出噪声。在某些实施例中，在与在其上构建像素阵列的同一芯片上执行 DS/CDS。模拟值被减去，并直到那时才通过模数转换器转换成数字信号。

[0030] 来自像素簇中的每个像素的值被组合。组合值被相对于预定阈值进行评估。如果所述组合值超过所述阈值，则图像采集被触发。组合来自所述像素的值的方式可以改变，但是用于这样做的某些技术将在下面进行说明。通常，组合值的信噪比（“SNR”）较低。因而，在一个实施例中，所述像素值的组合以一种提高 SNR 的方式被执行。所述像素值被积分。来自所述像素的信号被从像素到像素相关，并且通过将所述值相加而执行积分。因为所述值被从像素到像素相关，所以当所述值被彼此相加时，噪声被平均掉。

[0031] 值的组合或值的和被与其相比较的阈值（在一个实施例中）是基于经验知识的预定阈值。例如，所述阈值可以是几毫伏或与几  $\mu\text{Gy}$ （例如  $5\mu\text{Gy}$ ）的 X 射线剂量相关。在另一实施例中，使用自适应技术确定所述阈值，该技术考虑温度、暗电流或二者。为确保当传感器被 X 射线辐射照射时所述传感器触发，在一个实施例中，所述传感器 20 总是被装备好的（或开启）。当所述传感器被这样配置时，它将探测 X 射线辐射，而不要求操作者启动它。

[0032] 图 3b 描述了像素阵列 22 的示意图。为解释的目的，所述像素阵列 22 被描述为  $N \times M$  像素阵列； $N$  和  $M$  的值可以根据实现方式而变化。像素阵列 22 包括像素 86、复位开关 87 和感测开关 88。每个像素包括复位 / 感测开关 89、积分元件 90、读出放大器 91 和读出开关 92。所述积分元件 90 响应于接收到基于 X 射线、暗电流和噪声的能量而累积电荷，这在下面更详细地说明。当我们在本说明书中使用术语电荷时，广泛地说，电荷代表在所述积分元件 90 处接收的能量的量。在其他实施例中，电子、空穴或其他电子信号，无论是模拟的还是数字的，都代表在积分元件 90 处接收到的能量的量。每个像素还接收行选择线 93 和列选择线 94 中的一个。所述行选择线 93 控制读出开关 92。存储在每个积分元件 90 上的电荷被通过使用合适的行选择线 93 和列选择线 94 读取，并被解读以生成如上所述的 X 射线图像 40。所述积分元件 90 一旦被读出就被擦除（“破坏性”读取）。在某些实施例中，有可能积分元件 90 被读出而不被擦除（“非破坏性”读取），并替代地周期性地复位像素阵列 22 的全部或部分。

[0033] 像素阵列 22 具有四个基本功能状态：1) 复位状态、2) 探测状态、3) 积分状态以及 4) 读出状态。在所述复位状态，通过将积分元件 90 设定到参考电压（例如 2 伏特），存储在每个像素 86 的积分元件 90 上的电荷被去除。通过关闭复位 / 感测开关 89 和复位开关 87，同时保持感测开关 88 和读出开关 92 打开，积分元件 90 被设定到参考电压。

[0034] 在所述探测状态，特定复位 / 感测开关 89 和感测开关 88 被关闭以便将特定积分元件 90 连接到感测线 98，同时复位开关 87 和所有的读出开关 92 被保持打开。在所述探测状态，所选择的特定像素的合计电荷被测量以便确定是否已经穿越阈值，其可指示 X 射线辐射的接收。每个积分元件 90 开始具有大约与来自复位状态的参考电压相等的电压。其后，随着来自 X 射线能量、暗电流和噪声的电荷在积分元件 90 处累积，积分元件 90 处的电



压降低。因此,在感测线 98 和地线 99 之间测量的所选择的特定像素的合计电压(称为“二极管电压”,因为所选择的一组像素能被视为元二极管(meta diode))随着在任意积分元件 90 处的电压降低而降低。

[0035] 为循环通过所述像素簇 70-85,感测开关 88 和合适的行选择线 93 和列选择线 94 被启用以便将合适的像素 86 耦合到感测线 98。例如,为感测簇 70:1) 行选择线 1 被启用;并且 2) 列选择线 1-32 被启用(簇 70)。为感测簇 72,行选择线 2 被启用,并且与感测簇 70 相同的列选择线保持启用(即列选择线 1-32 被启用)。为感测簇 71,行选择线 1 被启用,并且列选择线 M 到 M-32 被启用。在某些实施例中,额外的感测开关 88 被提供在所述像素阵列 22 中。每个感测开关 88 被连接到像素 42 的特定部分(例如像素行 52-66 中的一个),并且每个感测开关 88 与其自身的二极管电压相关联。因此,通过感测每个感测开关的二极管电压,多个像素簇 70-85 被同时感测,这与一个接一个循环通过像素行 70-85 相反。

[0036] 在所述积分状态,所有开关(87、88、89 和 92)都是打开的。像素阵列 22 累积由 X 射线辐射和由不期望的噪声成分(例如暗电流)产生的电荷。

[0037] 在所述读出状态,提供信号给列选择线 94(从列选择线 1 到 M 中的一个)。另外,沿着行选择线 93(从行选择线 1 到 N 中的一个)提供信号。作为响应,所选择的像素行的读出开关被关闭。在像素行上的积分元件 90 上存储的电荷沿着输出路径 96 被输出。提供给特定列选择线 94 的指示用于选择所述输出路径 96 中的一个,并允许沿着选定的输出路径 96 的电荷输出被输入到 A/D 转换器 97。所述 A/D 转换器 97 对从像素接收的模拟信号进行转换,并输出数字信号到所述处理器 23。通过提供信号给合适的行选择线 93 和列选择线 94 来针对每个像素 86 重复这一过程,整个像素阵列 22 被读出。

[0038] 在某些实施例中,多个像素被并行读出。例如,在某些实施例中,所述 A/D 转换器 97 同时将来自像素 86 的多个模拟信号转换为数字信号,并沿着多位总线将这些数字信号转发给所述处理器 23。在其他实施例中,在每个像素内都提供个体像素 A/D 转换器,这与单个 A/D 转换器 97 相反。

[0039] 在某些实施例中,包括关于图 4a-4b 描述的实施例中,在积分元件 90 上累积的电荷增加(而不是降低)了横跨每个积分元件存储的电压。在这种实施例中,所述复位信号通过将横跨每个积分元件 90 的电压设定到接地而去除在每个积分元件 90 上存储的电荷。另外,当所述像素阵列暴露于 X 射线辐射、暗电流和其他噪声时,二极管电压增加,而不是降低。这样,所述阈值电压被设定在所述复位电压值之上的值,并且一旦二极管电压增加到在所述阈值之上的水平,所述阈值电压被穿越。

[0040] 在替代实施例中,实现了上面描述的像素簇扫描技术的变型。在上面描述的实施例中,所有像素簇被以相同的速度读取或扫描。然而,有可能以不同的速度读取所述簇。在一种实现方式中,一组像素簇被快速地(或快地)(例如每毫秒)读取,而第二组像素簇被缓慢地(或慢地)(例如每 10ms)读取。这两组簇被指定阈值(其可能是不同的)。在该替代实施例的一种实现方式中,像素簇位于与上述讨论的周边像素簇相同的位置。然而,有可能的是,像素簇的位置在利用多个读取速度的实施例中可以是不同的。

[0041] 在图 4a 和 4b 中图示多个读取速度的替代方式中使用的理念。图 4a 包括图 100。在水平轴 X 上测量时间,并且在纵轴 Y 上测量信号幅度。图 4a 图示了具有第一相对短复位

时间 T1 的实施例。众所周知,暗电流是相对小的电流,其流过光感装置,即使在装置没有被辐射激励的情况下也是如此。温度的变化能影响暗电流。如图 4a 中的暗信号曲线 DS 所示,由暗电流导致的像素或传感器信号的幅度随时间而增加。像素被周期性地复位(例如每 T1 毫秒)以便去除暗信号。否则,仅仅暗信号就可能达到满足或超过传感器触发阈值 TT1 的水平。在图 4a 中图示了两种情况。在第一种情况中,暗信号 110 与 X 射线信号 112 之和(信号 110 和 112 被示出为彼此交叠,而不是彼此相加)超过了所述阈值 TT1。在第二种情况中,暗信号 114 与 X 射线信号 116 之和没有超过所述阈值 TT1。

[0042] 图 4b 图示了图 150,其具有与图 4a 中类似的轴(X' 和 Y'),但具有相对长的复位时间 T2。与图 4a 类似,图 4b 图示了两种情况。在其中一种情况中,暗信号 154 与 X 信号 156 之和超过了触发阈值 TT2,而在第二种情况中,暗信号 160 与 X 信号 164 之和没有超过所述阈值 TT2。

[0043] 如上所述,X 射线剂量可能会由于多种原因而变化。以不同的速度读取像素的特定组像素有助于补偿这些不同并适于不同的剂量率。在图 4a 的实现方式中(例如第一组簇和阈值 TT1),使用快速读取时间。换句话说,像素的复位时间被设定为相对短的时间。具有短的复位时间在以下情况中是尤其有用的:X 射线源是高剂量或高剂量率的源、X 射线源和传感器之间的距离短,或者二者皆有。减少复位时间有助于减少错误触发的可能。然而,只有当 X 射线信号相对强时,短的复位时间才是稳健的,因为快的复位时间倾向于减少暗信号在暗信号与 X 射线信号之和中的贡献,如上所述,暗信号与 X 射线信号之和是与触发阈值相比较的值。

[0044] 在图 4b 的实现方式中(例如第二组簇和阈值 TT2),使用慢的读取时间。换句话说,用于像素的复位时间被设定为相对长的时间。具有长的复位时间在以下情况中是尤其有用的:X 射线源是低剂量或低剂量率的源、X 射线源和传感器之间的距离长,或者二者皆有。当 X 信号相对低时,增加复位时间是稳健的,因为长的复位时间增加了暗信号在暗信号与 X 射线信号之和中的贡献。增加的读取时间的代价是更低或更慢的图像探测速度。

[0045] 图 5 描述了用于自动触发传感器 20 以获取图像的过程 200。过程 200 从步骤 202 开始,在该步骤重新设定参数,例如 i 和 N( $i = 0$ ;  $N =$  被监测的像素阵列 22 中的像素簇的数量)。在某些实施例中,步骤 202 还包括使用复位开关 87 重新设定像素阵列 22 以便去除任何暗电流、噪声或其他不期望的累积的电荷。在步骤 204,像素阵列的像素簇 i(例如簇 0) 被处理器 23 读取。在图 3 中,簇 0 被示出为簇 70。进行到步骤 206,处理器 23 将取自簇 i 的信号值与阈值(例如阈值 TT1 或 TT2) 相比较。在步骤 208,如果所述比较指示出所述阈值没有被穿越,则所述处理器 23 进行到步骤 210 并递增参数 i。处理器 23 在步骤 212 中通过比较 i 与在该循环中要核查的像素簇的总数量,确定是否已经到达像素阵列的末端。如果到达了像素阵列 22 的末端,则处理器 23 回到步骤 202 并设定  $i = 0$  以返回到像素阵列 22 的开始。如果还没有到达像素阵列的末端,则处理器 23 返回到步骤 204 以读取下一个像素簇 i。如果处理器 23 在步骤 208 中确定所述阈值已经被穿越,则处理器 23 进行到步骤 214 以读取像素阵列 22。此后,处理器 23 将像素阵列数据输出到计算机 30。

[0046] 在某些实施例中,为实现用于循环通过像素簇(例如以每像素簇 2ms 的速率)的期望循环时间,延迟计数器或类似的技术被合并到过程 200 中。例如,处理器 23 可操作地延迟像素读取步骤 204,直到从步骤 204 的前一次执行起经过了预定时间。

[0047] 此外,如上所述,在某些实施例中以不同的速度读取不同的像素簇。在一个示例中,处理器 23 同时执行多个过程 200,其中每个过程 200 实施不同的延迟时间、步骤 210 中的不同的增量值或它们的组合。可选择地,过程 200 被改变以便包括嵌套循环以便对于特定像素簇实现不同的循环时间。所述嵌套循环使用特定延迟时间、步骤 210 中的特定增量值或它们的组合,以实现用于像素簇的期望循环时间。

[0048] 这样,本发明尤其提供了使用所选择的像素组对 X 射线传感器的自动触发。由上面的讨论显而易见,存在与所公开的触发技术的某些实施例相关联的某些限制。例如,因为使用来自所选择的数量 / 位置的像素的数据,触发阈值被调节为使得即使在非常低剂量的条件下 X 射线的发动也会被探测到。例如,在包括所公开的传感器的实施例的测试中,在具有阻止 X 射线到达传感器表面的 2/3 的铅屏蔽的情况下,480  $\mu$  Gy/s 的剂量率和 5  $\mu$  Gy 的总剂量都能成功触发传感器。另外,因为使用来自所选择的数量 / 位置的像素的值,由传感器产生的信号的 SNR 被调节(因为总体传感器信号是低的,但噪声的和是恒定的)。另一方面,因为在某些实施例中像素被复位,触发水平是稳定的并且不需要调节以适应如聚积暗信号的时间相关效应。因此,所公开的技术相对不受由温度变化和暗电流引起的不想要的效应的影响。本发明的各种特征和优点在权利要求书中阐述。

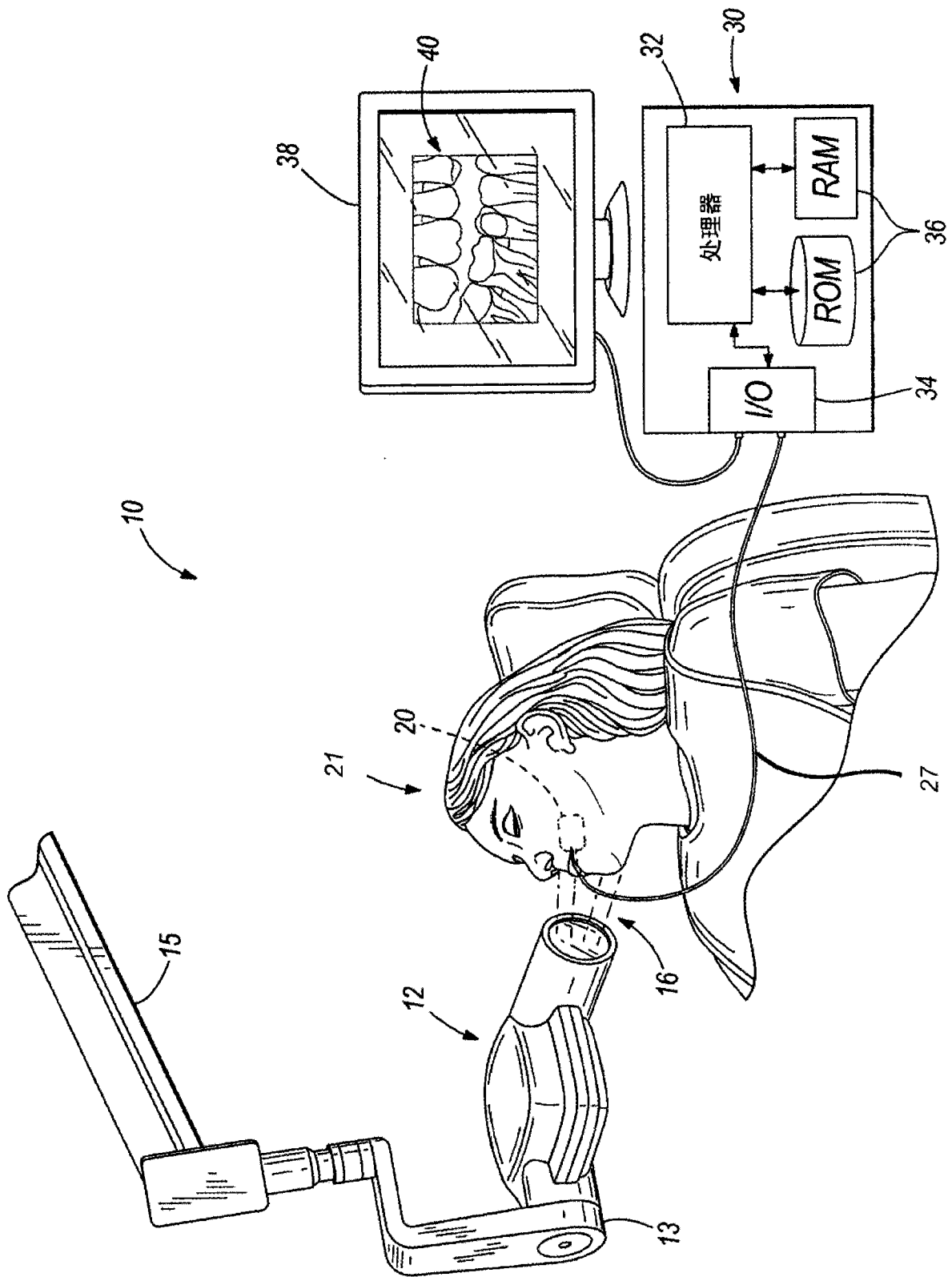


图 1

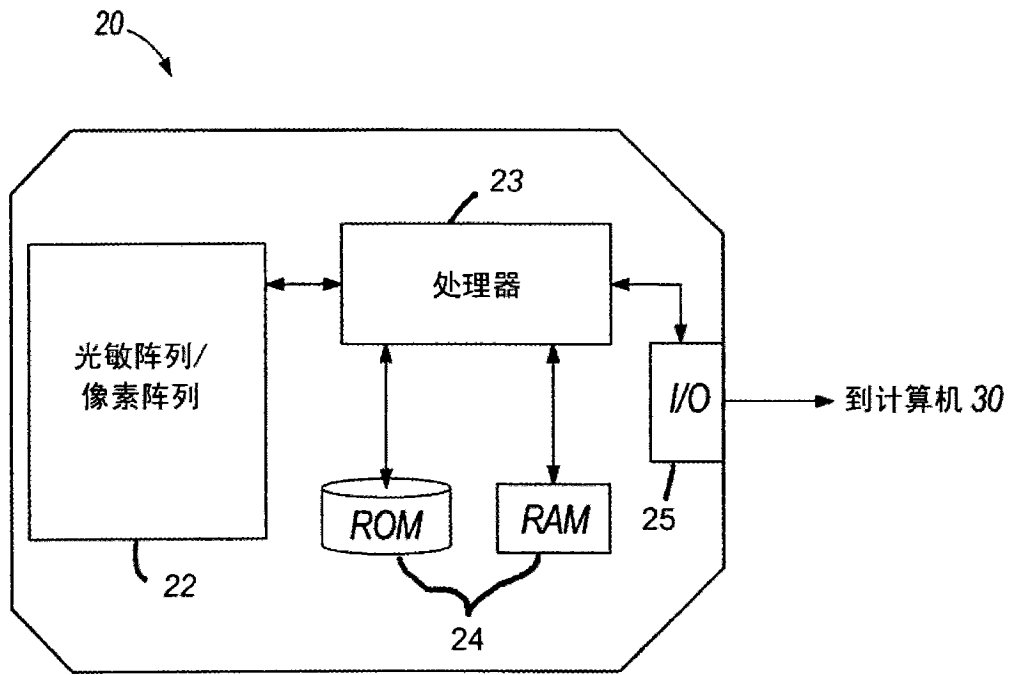


图 1a

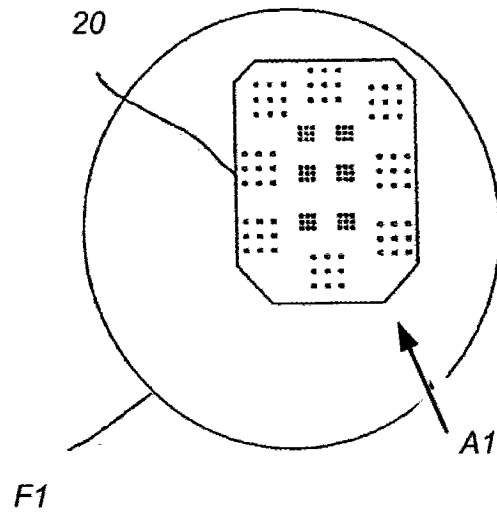
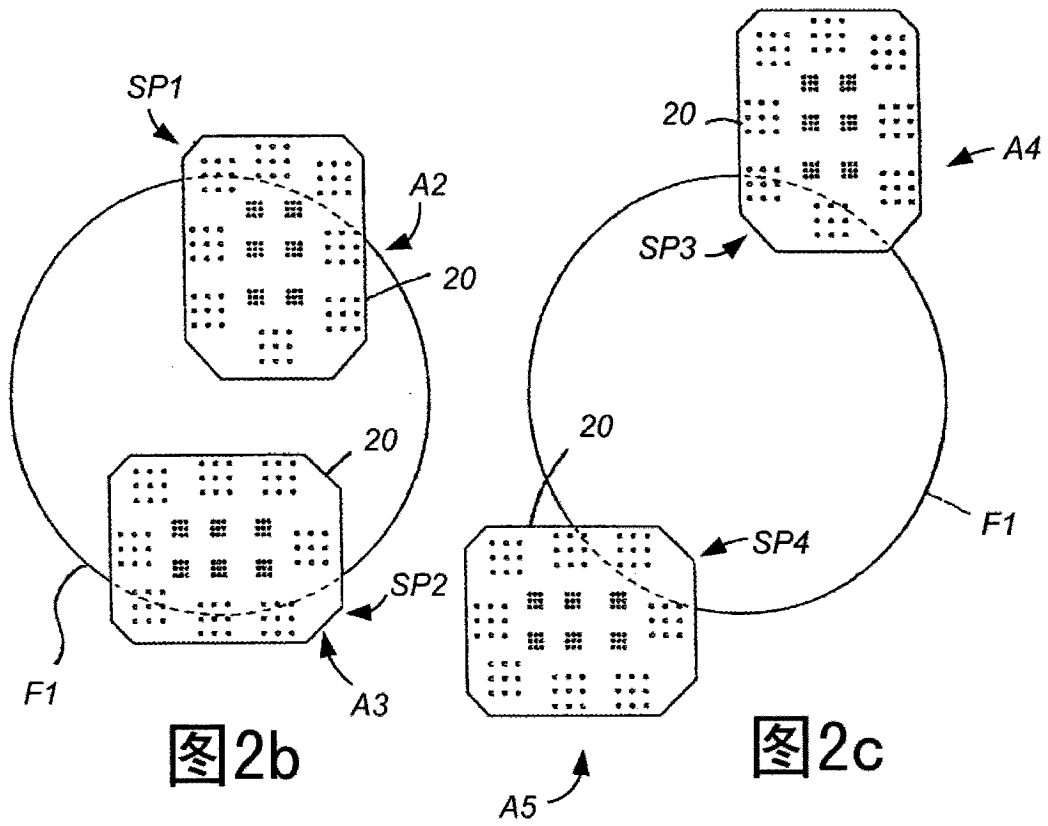


图 2a



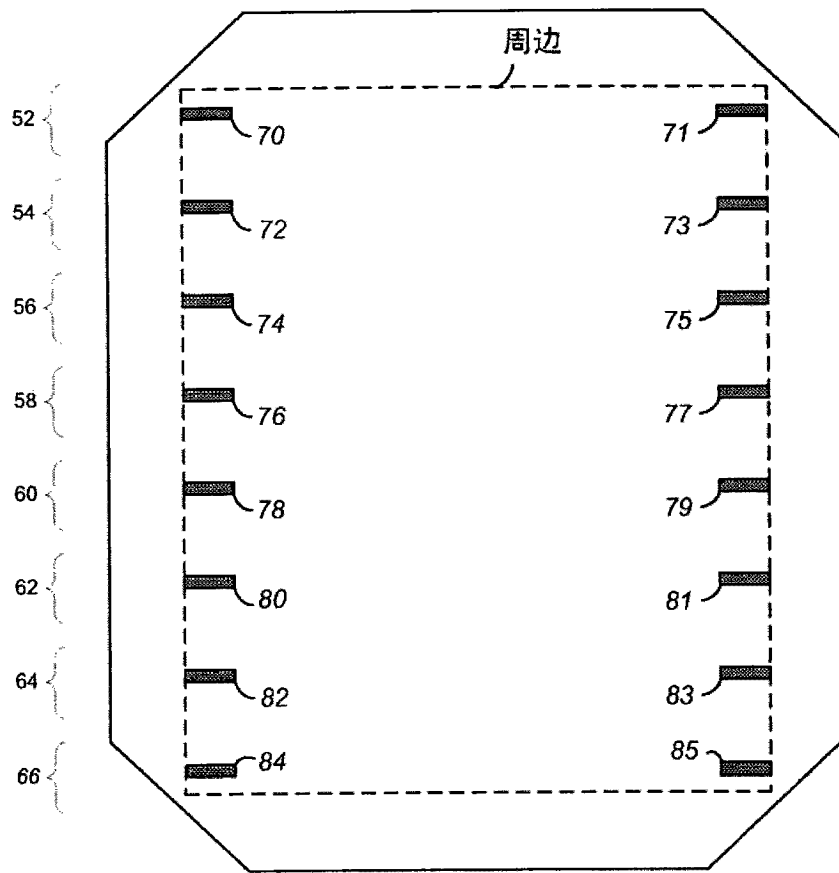


图 3a

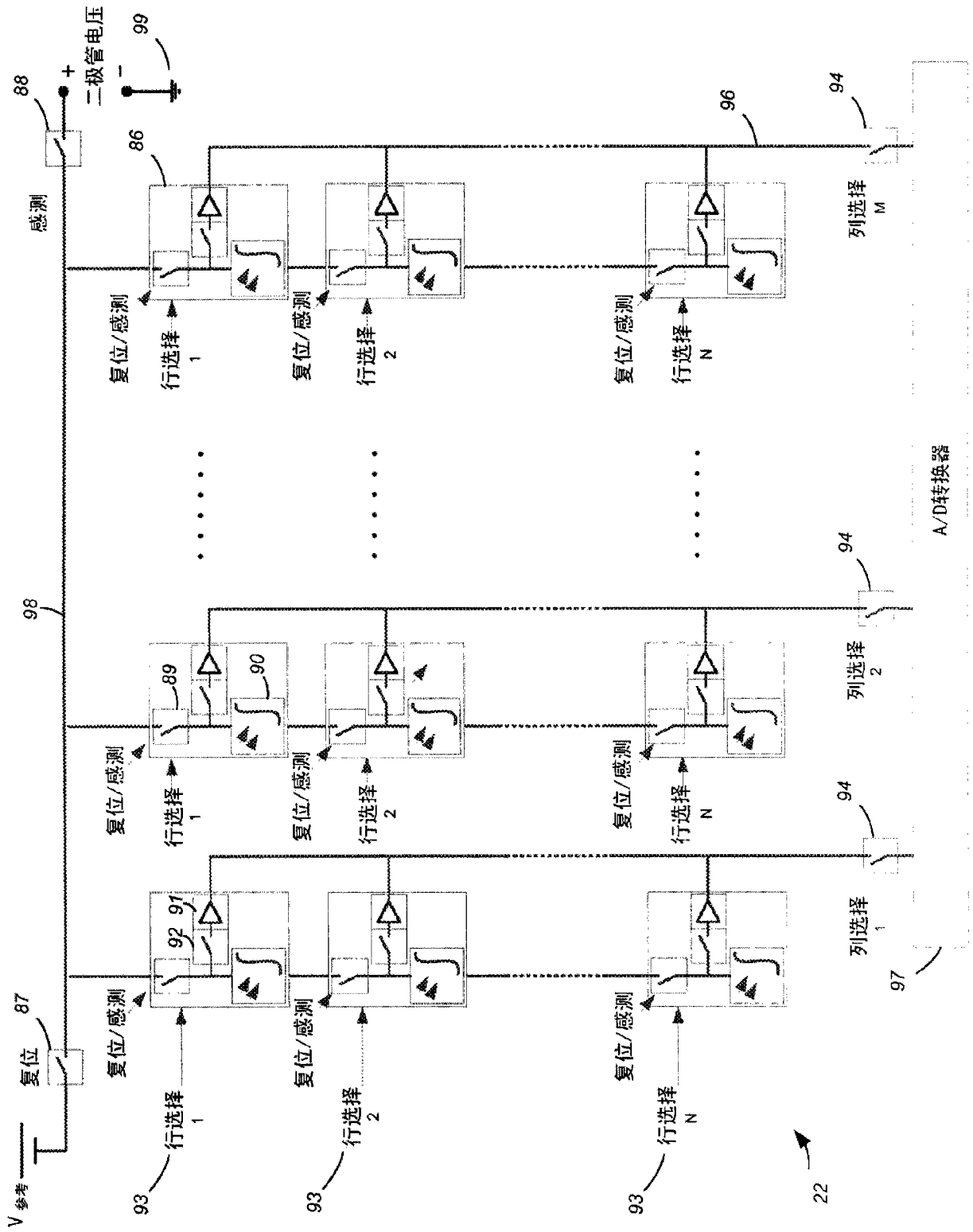


图 3b



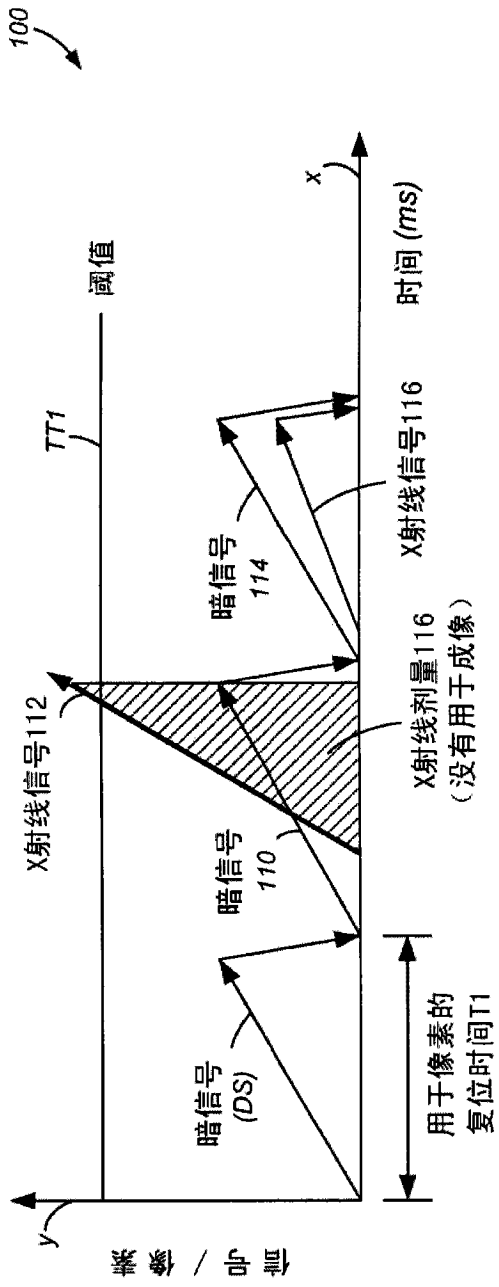


图 4a

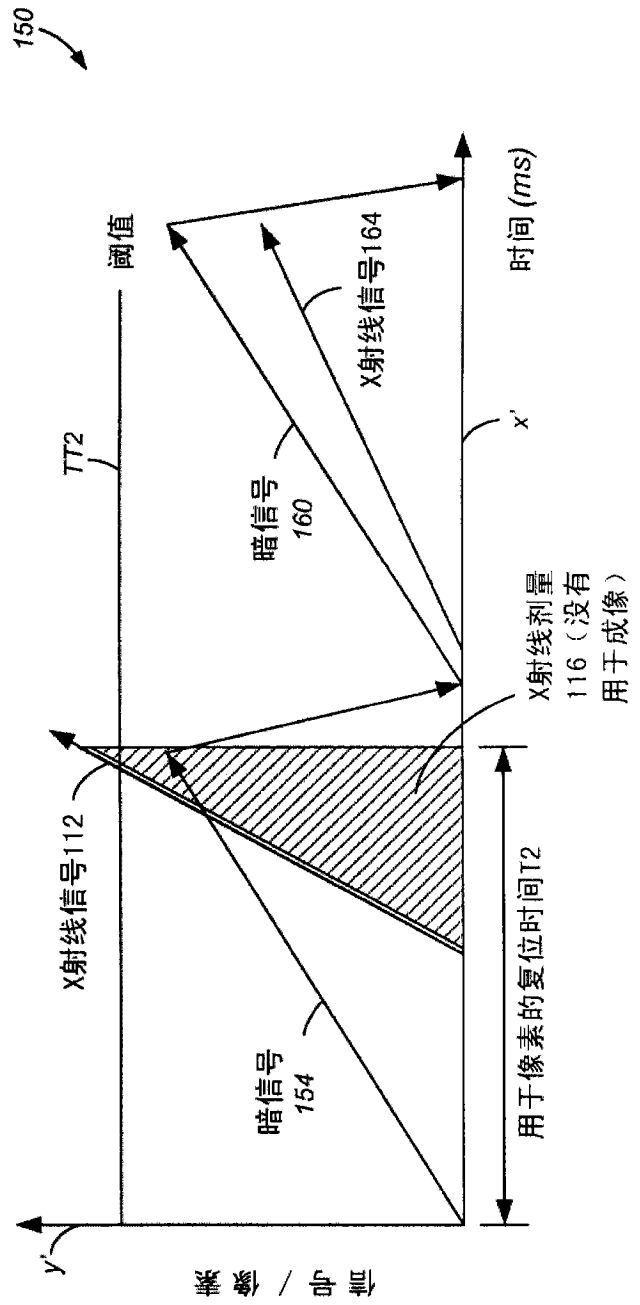


图 4b

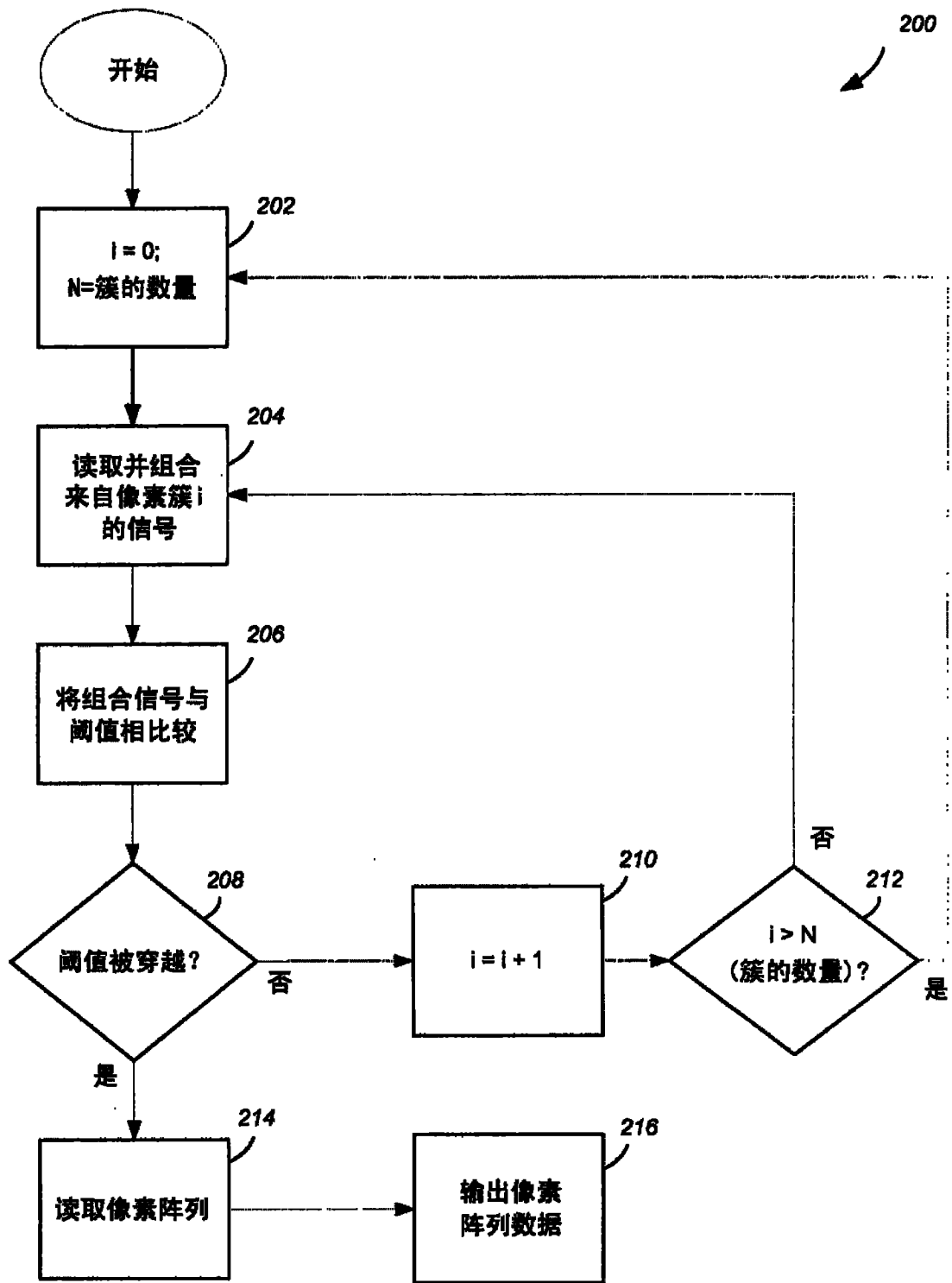


图 5