



[12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 98105364.5

[43]公开日 1998年9月16日

[11] 公开号 CN 1192881A

[22]申请日 98.3.2

[30]优先权

[32]97.2.28 [33]US[31]808,600

[71]申请人 西门子医疗系统公司

地址 美国新泽西州

[72]发明人 许明 陈峰

[74]专利代理机构 柳沈知识产权律师事务所

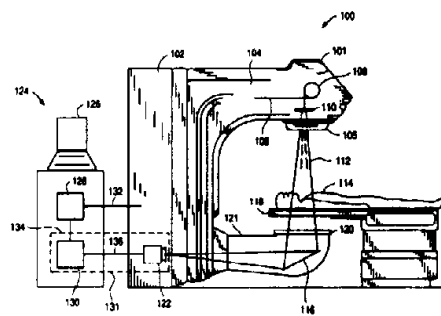
代理人 孙履平

权利要求书 3 页 说明书 14 页 附图页数 11 页

[54]发明名称 一种改进的用于电子门成像系统的采集电路

[57]摘要

一种医学成像系统，包括一个图像检测器(120)，所成型的图像检测器用来接收以辐射束(112)表示的图像并把该图像转换成可视图像，该可视图像定义了一个具有上边界和下边界的感兴趣的信号；一个可操作地连接到图像检测器的视频检测器(122)，所成型的检测器用来接收该可视图像，和从该可视图像产生直方图；和一个视频处理电路，所成型的视频处理电路用来接收来自视频检测器(131)的该直方图和用来自动地识别来自该直方图的该感兴趣信号的该上边界。



权 利 要 求 书

1. 一种医学成像系统，包括：

5 一个图像检测器(120)，所成形的图像检测器用来接收以幅射束 112 表示的图像并把所说的图像转换成可视图像，所说的可视图像定义了一个具有上边界和下边界的感兴趣的信号；

一个可操作地连接到图像检测器的视频检测器(122)，使所成形的检测器用来接收所说的可视图像并用来从所说的可视图像产生直方图；和

10 一个视频处理电路(128)，所成形的视频处理电路用来接收来自视频检测器(131)的所说的直方图和用来自动地识别来自直方图的感兴趣信号的所说的上边界。

2. 按照权利要求 1 所说的医学成像系统，其中，所成形的视频处理电路(128)用来识别与外界控制信号无关的所说的感兴趣信号的上边界。

3. 按照权利要求 1 所说的医学成像系统，其中，所成形的视频处理电路
15 (128)用来评估多个测试图像的像素强度，以确定所说的幅射束(112)是否照射到所说的图像检测器(120)上。

4. 按照权利要求 3 所说的医学成像系统，其中，所成形的视频处理电路(128)用来计算所说的多个测试图像的像素强度的标准偏差，其中所说的标准偏差是用于确定幅射束(112)是否照射到所说的图像检测器(120)上。

20 5. 按照权利要求 4 所说的医学成像系统，其中，所成形的视频处理电路(128)用来计算被定义为最大强度水平加两倍标准偏差的阈值，其中，如果所说的多个测试图像的像素强度大于所说的阈值，所说的幅射束(112)被确定为照射到所说的图像检测器(112)上。

6. 按照权利要求 1 所说的医学成像系统，其中，所成形的视频处理电路
25 (128)使用所说的图像的直方图用来计算所说的感兴趣信号的下边界。

7. 按照权利要求 1 所说的医学成像系统，其中，所成形的视频处理电路(128)通过对直方图应用和最大化下列的 $T(k)$ 公式以计算所说的感兴趣信号的上边界，

$$T(k) = \frac{\log[v(k)+1]}{J(k)}$$

$$v(k) = \sigma^2(k) = \sum_{c=1,2} \omega(k) [i_c(k) - \bar{i}_T]^2$$

5

$$J(k) = \omega_1(k) \log \left[\frac{\sigma_2(k)}{\omega_1(k)} \right] + \omega_2(k) \log \left[\frac{\sigma_2(k)}{\omega_2(k)} \right]$$

式中 $\omega(k)$ 是产生的概率， $\sigma(k)$ 是标准偏差， $i(k)$ 是类平均。

10 8. 按照权利要求 3 所说的医学成像系统，其中，进一步包括一个插在所说的视频检测器(122)和所说的视频处理电路(128)之间的视频俘获板(130)，所说的视频俘获板包括查找表，所成形的查找表用来标度多个视频图像，所成形的查找表被应用到多个所说的测试图像和一个或多个采集图像。

9. 一种医学成像装置，包括：

15 一个检测器(120)所成形的检测器用来接收以幅射束(112)表示的一个或多个图像和把一个或多个图像转换成一个或多个可视图像；

一个连接到所说的检测器的接口(131)，所成形的接口用来把所说的一个或多个可视图像转换成一个或多个数字图像，所说的一个或多个数字图像包括所说的一个或多个可视图像的预定部分，并定义了一个上边界和一个下边界；和

20

一个连接到所说接口(131)的处理电路，所成形的电路用来接收所说的一个或多个数字图像，从所说的接口(131)接收所说的一个或多个数字图像的直方图，和从所说的直方图自动地识别所说的下边界和上边界。

25 10. 按照权利要求 9 所说的医学成像装置，其中，所说的一个或多个可视图像包括一个或多个测试图像和一个或多个非测试图像。

11. 按照权利要求 11 所述的医学成像装置，其中，所说的一个或多个测试图像具有所说的一个或多个非测试图像的持续期的四分之一的持续期。

12. 按照权利要求 11 所说的医学成像装置，其中，连接所说的处理电路(128)以通过 8 位的接口 接收用来显示的所说的一个或多个数字图像。

30 13. 按照权利要求 12 所说的医学成像装置，其中，所说的接口(131)包括一个用于存储所说的一个或多个数字图像的 16 位缓冲器。

14. 按照权利要求 13 所说的医学成像装置, 其中, 进一步包括查找表, 其具有在把所说的一个或多个图像传输到处理电路(128)之前用于把所说的一个或多个数字图像由 16 位格式转换成 8 位格式的值和所成形的查找表, 进一步用来转换测试图像和采集图像。

5 15. 按照权利要求 9 所说的医学成像装置, 其中, 所说的一个或多个图像的幅射束(112)持续期和检测持续期基本上是一致的。

16. 按照权利要求 10 所说的医学成像装置, 其中, 如果施加了幅射; 当像素强度水平超过预定阈值时, 所成形的接口(131)和所成形的处理电路(128)接收所说的一个或多个测试图像并确定之。

10 17. 按照权利要求 9 所说的医学成像装置, 其中, 所成形的处理电路(128)通过计算所说的直方图的一阶导数确定所说的下边界, 和按一阶导数确定最大的负的下降低位置。

15 18. 按照权利要求 17 所说的医学成像装置, 其中, 所成形的处理电路(128)通过确定在直方图上的一个点来确定所说的下边界, 其中所说的直方图增量的累积超过预定的值。

19. 按照权利要求 9 所说的医学成像装置, 其中, 所成形的处理电路(128)通过在直方图上的最高强度水平位置确定上边界。

20 20. 按照权利要求 19 所述的医学成像装置, 其中, 所成形的处理电路(128)通过确定所说直方图上的一个点来确定所说的上边界, 其中所说的直方图的增量累积大于第一预定值, 而小于第二预定值。

说明书

一种改进的用于电子门成像 系统的采集电路

5

本发明涉及医学成像系统，更特殊地，涉及一种改进的用于电子门成像系统的采集电路(acquisition scheme)。

10 线性加速器用于医学治疗是众所周知的。这种线性加速器用来对病人进行幅射治疗，如 X 射线或电子束。X 射线是当高能量的电子在目标物质例如，钨中减速产生的。另一方面，电子本身也可以直接用于治疗。线性加速器的主要模式包括一个具有治疗垫的台架，一个立柱，一个控制台和一个治疗床。立柱牢固地固定在地面上，台架相对于立柱上的支承转动。装在台架内的操作加速器的结构围绕通过立柱固定的水平轴转动，以便对卧在治疗床上的病人进行治疗。

15 病人放射疗时，定位精度是决定治疗成功与否的重要因素。局部控制幅射传输的一种已知的方法是一个记录和校验系统，该系统包括一个使用荧光镜技术的用于传输图像的成像部分，和一个用于数字地处理图像的成像处理单元。在成像部分，荧光屏把由治疗头发出的并通过了病人的 X 射线产生的图像转换成可视的图像。可视的图像然后由反射镜反射到摄像机，以避免对
20 摄像机幅射。在图像处理部分，摄像机的视频信号被实时地数字地进行处理，以便在整个治疗过程中连续的监视治疗范围。

线性加速器启动后，在实际幅射束接通前存在着一个涉及到作为采集延迟的延迟期。成像装置典型地检测已接通的线性加速器并开始幅射检测处理(发射电子束的线性加速器的内部信号典型地与成像装置隔绝)。幅射检测是
25 通过采集若干个短周期的测试图像的环和评估它们的强度实现的。一旦幅射水平超过预定的阈值，成像装置转接到称之为自动增益控制的处理，以确定所要求的模数转换器窗口(ADC)的上下边界。在自动增益控制处理时涉及作为 AGC 图像的测试图像，典型地是由 CPU 控制使从成像板收集并分析以鉴别感兴趣的信号(SOI)的下边界(LOB)和上边界(UPB)。当校准了 ADC 的设定
30 值时，它们与其它的采集参数一道被卸载到成像板上。然后，成像装置开始采集实际的门采集图像。

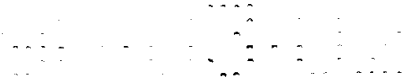
上述的采集电路有许多缺点。首先，幅射检测阈值典型地是一个预定的硬编码(hard coded)值。由此，幅射检测可能受到由于电子线路的老化或者摄像机的更换在摄像机灵敏度方面的变化而降低。

此外，由于成像板的特性和处理器的结构所导致，查找表技术通常用于标
5 定由 16 位转换到 8 位的像素值。测试图像采集的持续期是门图像采集持续期的 25 %。因此，首次查找表是典型地用于测试图像的，而第二次查找表是典型地用于实际的采集图像的。因为用于实际的采集持续期的新的查找表必须在 ADC 窗口的自动增益控制设置后卸载，视频的俘获操作必须关闭，且需要大约半秒钟的处理再返回到新接通。由此，使用两次查找表插入了一个并不
10 希望的采集延迟。因此，希望能提供减少或消除这种延迟的图像采集。

已有技术在识别 LOB 和 UPB 方面也存在许多缺点。正如上面已注意到的，获得测试图像以便确定 这些边界。所述的图像具有两个部分或三个部分：1)无幅射的背景；2)存在来自病人幅射的治疗上；3)幅射直接轰击检测器屏区域的空气。在所述区域中的空气部分不可能在每个情况中产生。在采
15 集到 AGC 图像后，就产生直方图。直方图是一种概率与强度变换(map)的关系曲线，它用于确定背景与感兴趣的信号间的下边界。典型地缺少上边界 UPB 其是在 AGC 图像上最大的强度水平。除非由使用者人工地鉴别“在进入空气的区域”，在上述情况以下，UPB 经实验设定为最大强度减去 5 % 总强度范围。由于需要使用者鉴定在区域内是否存在空气。这就存在着在确定
20 感兴趣的信号边界时的一个潜在的误差。因此，要求提供自动地校准 LOB 和 UPB 和自动地确定 UPB 的方法，而不管在该范围是否存在空气。

为了校准 LOB，成像系统典型地要求将 AGC 图像和它的直方图两者从成像板转换到主计算机。该转换时间一般约在 200 毫秒的量级，这是另一种不希望的延迟。另外还有它只转换 AGC 图像。然而，因 AGC 图像远比直方
25 图大，可能导致不希望的延迟。因此，要求提供一种校准 LOB 和 UPB 的方法，同时不需要将 AGC 和其直方图两者都转换。此外，希望提供的方法只使用直方图。

最后，在典型的已有技术的成像系统中，图像采集期典型地与幅射期无关。由此，如果采集是在幅射治疗完成之前，幅射的剩余部分就被浪费了。
30 因此，要求提供一种能连续采集直到线性加速器被关闭为止的方法，以保证最大的成像效率并能够改进图像的统计质量。



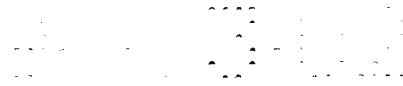
因此，本发明的目的在于提供一种改进的用于医学成像系统的采集系统和方法。按照本发明的一个方面，提供一种自适应的幅射检测。成像装置在预采集延迟期内获得若干个测试图像。测试图像强度用于确定幅射是否接通。来自这些测试图像的最大强度水平定义为在黑暗中摄像机响应的上限，还计算该强度分布的标准偏差。将下一个测试图像的图像强度水平与幅射检测阈值比较，该阈值由摄像机的暗信号的上限加两倍的暗测试图像的像素强度分布的标准偏差所确定，如果统计足够数量像素的强度超过阈值，则认为幅射接通。

按照本发明的另一个方面，对于测试图像和实际的采集图像两者使用了一个查找表。单个的查找表是在对线性加速器检测功率时卸载的。按照本发明的又一个方面，感兴趣的信号的下边界校定用基于直方图的算法产生，由此，仅需要将直方图从成像板转换到主计算机上。因此，本发明能够自动地计算感兴趣的信号的上边界。无需使用者输入进入空气区的情况是否存在。此外，所成形的本发明用于连续的图像累积，这就是说，重复每一个采集周期直到线性加速器关闭。由此，最终的图像是一个由每个子集周期的图像的累积。

按照本发明的另一个实施例，感兴趣的信号的上和下边界是由一个或多个一系列的测试图像的直方图自动地确定的。更具体地，计算直方图的一阶导数，该一阶导数用于确定下边界的第一近似，它定义了在一阶导数中最大的负下降位置。和确定上边界的第一近似，它定义了最大强度水平的位置。

然后计算连续的局部积分(integral)，下边界是部分地基于局部积分值从初始的下边界向上校订，上边界也是同样地部分地基于局部积分的值向下校订。

为了实现本发明的目的，提供一种医学成像系统，包括：一个图像检测器 120，所成形的图像检测器用来接收以幅射束 112 表示的图像并把所说的图像转换成可视图像，所说的可视图像定义了一个具有上边界和下边界的感兴趣的信号；一个可操作地连接到图像检测器的视频检测器 122，使所成形的检测器用来接收所说的可视图像并用来从所说的可视图像产生直方图；和一个视频处理电路 128 所成形的视频处理电路用来接收来自视频检测器 131 的所说的直方图和用来自动地识别来自所说的直方图的所说的感光趣信号的所说的上边界。



为了实现本发明的目的提供一种医学成像装置，包括：一个检测器 120 所成形的检测器用来接收以幅射束 112 表示的一个或多个图像和把一个或多个图像转换成一个或多个可视图像；一个连接到所说的检测器的接口 131，所成形的接口用来把所说的一个或多个可见图像转换成一个或多个数字图像，所说的一个或多个数字图像包括所说的一个或多个可视图像的预定部分，并定义了一个上边界和一个下边界；和一个连接到所说接口 131 的处理电路，所成形的电路用来接收所说的一个或多个数字图像，从所说的接口 131 接收所说的一个或多个数字图像的直方图，和从所说的直方图自动地识别所说的下边界和上边界。

10 参考附图详细说明本发明的实施例，以使对本发明更好的理解。其中：
图 1 是按照本发明的一个实施例的线性加速器和基于摄像机的门成像装置的方框图；

图 1A 是按照本发明的一个实施例的线性加速器和基于平面的门成像装置的方框图；

15 图 2 是一种典型的 ADC 窗口；

图 3 是一种典型的 ADC 窗口的直方图；

图 4 是成像装置的采集程序的总的原理图；

图 5 是按照本发明的一个实施例的提高图像采集处理的流程图；

图 6 是按照本发明的一个实施例的查找表产生的流程图；

20 图 7 是按照本发明的一个实施例的提高暗信号的校定技术的流程图；

图 8 是按照本发明的一个实施例的提高暗信号校正技术的流程图；

图 9 是按照本发明的一个实施例的提高自动增益控制技术的流程图；

图 10 是按照本发明的一个实施例的提高自动增益控制技术的流程图；

图 11 是按照本发明的一个实施例的提高自动增益控制技术的流程图。

25 参考图 1，图 1 是 - 基于门成像装置(portal Imaging device)的线性加速器和摄像机，图 1 示出了一个医学治疗和成像系统 100。治疗和成像系统 100 包括一个改进的用于校准和收集层析 X 射线摄影图像的(tomographic images)系统和方法。

30 治疗和成像系统 100 包括一个线性加速器或幅射治疗装置 101 和一个成像台 124。线性加速器或幅射治疗装置 101 包括一个把线性加速器 101 固定到地面上的立柱 102，立柱 102 支承含治疗头 105 的台架(gantry)104，台架

104 可以围绕水平轴(未示出)转动。治疗头 105 发射可以是 X 射线束或电子束的治疗束 112。X 射线具有渗透力并用于治疗深位肿瘤,而电子束本身可以直接用于治疗多种表皮的癌症。病人 114 躺在治疗床 118 上。台架 104 包括一个用于把电子束或 X 射线通过治疗头 105 引导到病人 114 上的波导 5 106。

立柱 102 包括一个电子注入器(electron injector)(未示出)它从装在台架 104 内的电子枪(未示出)提供发射脉冲。由电子枪发射的电子进入真空的波导 106 以便加速。提供给波导的电磁场加速由电子枪发射的电子以形成电子束。在治疗头 105 中,电子束进入一个以 270° 弯曲电子束的真空包层 10 (evacuated envelope)(亦即弯磁 108),然后电子束经窗口(window)(未示出)离开包层。如果电子幅射产生,散开的箔(未示出)移入电子束的轨迹内;如果产生 X 射线幅射,则把靶标 110 移入轨迹内。导致电子束的能量比在电子幅射产生时的能量更高,因为更多的能量必需用于产生 X 射线幅射,这是由于电子在靶标中的减速所造成的。

15 定位成像腔室 121,例如将金属箔闪烁检测器或图像转换器 120 定位在与治疗头 105 相对的位置上,成像腔室 121 可操作地耦合到成像台(imagination station)124 上,以便在目视 X 射线幅射束内的病人的组织结构(典型地是在电视屏 126 上)的同时进行幅射治疗。金属箔闪烁检测器或图像转换器 120 包括 20 一个或多个重金属和/或薄的荧光箔。在经过病人体后,X 射线首先射到金属箔上并产生电子,在荧光箔上,由金属箔发出的 X 射线和电子激励可见光的产生。通过使用金属箔,提高了荧光箔的光输出,这样,为所产生的 X 射线图像提供了合适的对比度。由荧光箔发出的可见光通过反射镜 116 最好是以 45° 角传输到位于治疗装置 101 内的对可见光敏感的电视摄像机 122。

电视摄像机 122 最好是位于光路末端的基于管的 Newvicon 摄像机。摄像机 25 每秒典型地俘获 30 帧(frame)图像,每个帧具有 512 × 480 个像素。电视摄像机通过连接器 136 连接到成像或视频俘获板 130 上,连接器电缆 136 最好是 RS - 170 连接器。成像或视频俘获板 130 最好是包括一个 ICS 225 的视频俘获芯片。电视摄像机 122 和成像板 130 包括一个共同视频接口 131。

更具体地,成像板 130 包括一个 8 位的模/数转换器(ADC),以接收模拟 30 的摄像机信号。成像板 130 还包括两个 64 阶(step)的线性可调的参考设置,以设置 ADC 窗口的下边界和上边界。成像板 130 还包括一个 16 位的平均帧

累积缓冲器(integration butter),最好是能用于存储每个图像的 256 帧。成像板 130 还包括一个由用户可定义的标度(scale)查找表,以便把 16 位转换成 8 位的图像输出。在成像板 130 上还包括一个 256 电平(level)的图像直方图装置。

5 视频俘获板 130 通过 6U VME 总线 134 连接到控制板 128,该板在主计算机 126 内包括一主处理器(未示出)。控制板 128 包括一个视频处理电路,用于鉴别感兴趣的信号的上下边界,并还用于其它的视频处理任务。

10 更具体地,控制板 128 最好是包括一个运行 SUN OS 4.1 X 操作系统的基于 Force 2CE 或 Force 5V 的母板。主板 128 通过 RS - 232 串联连接线 132 连接到治疗装置 101 上,以接收指示供给治疗机 101 功率的信号。按照一个实施例,系统 100 包括改进的自适应幅射检测技术,自动增益控制和连续的图像累积,这些将在下面详细说明。

参考图 1A,图 1A 是平面成像系统,图中示出了说明基于平面的门(portal)成像系统的方框图。该成像系统总的来说类似于在图 1 中所示的系统,与图 1 中相同的部件保留相同的编号。

15 图 1A 所示的成像系统包括一个平面检测器 123,该检测器包括由多个配置在下面的转换器 120 上的光敏传感器构成的一个或多个阵列,以使可见光照射在光敏传感器上。光敏传感器按行和列排列并与薄膜场效应晶体管配成对。该成像信号用来产生存储在检测器电容内的电子孔穴对,然后对信号进行处理,这将在以后进行详细说明。平面检测器阵列的更进一步的详细说明见 Antonuk 等的美国专利 US - 5,262,649,在此作为参考文献引入。

20 现在参考图 2,图 2 和图 3 是典型的 ADC 窗口和其直方图,图 2 说明典型的 ADC 窗口 304。更具体地,图 2 示出了输入的视频信号 301(最好按毫伏)与时间的关系(最好按秒)的图表 300。输入的视频信号 301 快速地进入到它在 ADC 窗口 304 内的稳定状态。作为输入的视频信号 301 的一部分的感兴趣的信号 302 具有一个上边界(upper bound)306 和一个下边界(lower bound)308。ADC 窗口 304 确定了感兴趣的信号的上下边界内的界限。感兴趣的信号亦即测试图像和实际图像具有两个或三个分量,第一个分量是背景分量,在该分量中,没有幅射被射到闪烁屏 120(scintillation screen)的特定部分上;图像的另一个部分是实际的治疗部分,在该部分,存在来自病人的幅射;最后,还存在进入空气区的(air - in - field)(AIF)部分,在该部分,幅射
30 直接射到检测器或闪烁屏上。AIF 信号可以不在每种情况下出现。

现在参考图 3，以说明感兴趣信号(SOI)(例如：人体)的典型直方图。更具体地，直方图说明了概率与强度(即每单位面积的像素)的关系。背景部分出现在最低强度区域，而感兴趣的信号出现在稍高的强度范围内。如果存在 AIF 信号，它出现在最高强度范围内。背景和 AIF 具有相当均匀的强度分布，该分布可以被认为接近于在 SOI 直方图每一侧上的正态分布。由此，SOI 几乎是在背景的最高水平和 AIF 的最低水平之间。

参考图 4，图 4 是成像装置的检测程序原理图，说明采集程序的原理。原理图 200 包括一个高电压信号表示 202，一个幅射信号表示 204 和一个采集信号表示 206。起初，在时间 t_0 时，高电压信号和幅射信号 204 和成像装置是截止的，在时间 t_{HVO} (即，当机器接通时)，高电压信号 202 跃到 ON，表示电源已供给到治疗装置 101。

在 t_{HVO} 到 $t_{rad\ on}$ 之间的时间周期期间，成像装置检测 HVO，并通过采集若干个短期间的测试图像的环和评估它们的强度电平开始处理幅射检测。更具体地，在 t_{HVO} 和 $t_{rad\ on}$ 之间，成像装置从测试图像的序列中确定最大强度，最大强度水平是在黑暗中摄像机响应的上限。在一个实施例中，计算强度分布的标准偏差。一个由实验确定的阈值定义为摄像机暗信号的上限加两倍的暗图像像素强度分布的偏差，该阈值用于计算幅射检测阈值。将测试图像的图像强度与幅射检测阈值比较。如果在那个特定的测试图像中统计足够数量的像素的强度超过阈值，该幅射被认为接通。也可以使用不采用标准偏差的另一种阈值。再回到图 4，幅射在时间 $t_{rad\ on}$ 时接通。在时间 t_{rd} ，成像装置确定幅射已经接通。

当暗信号一旦被校定时，因幅射被检测为接通而成像装置开始进行自动增益控制处理，以确定用于校准 ADC 窗口的感兴趣的信号的上下边界。在一个实施例中，一种局部阈值法被用于确定 ADC 窗口的上下边界，所述的局部阈值法使用用 AGC 图像局部直方图的两个邻接的两类阈值阶(steps)。另外，也可以采用使用直方图导数的处理。这些处理将在下面详细说明。

一旦上下边界在 t_{agc} 确定，就开始实际的门图像采集。图像采集连续的进行，直到在 t_{off} 时幅射和高压信号截止时为止。更具体地，正如在下面将要详细说明的，本发明实施例在整个施加幅射的过程中连续采集图像。

现在参考图 5，图 5 是提高图像采集处理的流程图，说明表示按照本发明的一个实施例的图像采集处理的流程图。更具体地，成像装置首先检测

HVO(步骤 502)。最好这是由主板 128 来完成以便接收沿 RS - 232 接口 132 传送的信号。然后在 CPU 中计算出合适的查找表并卸载到成像板(步骤 S504)。使用查找表以便对从视频俘获板到视频处理板沿 8 位接口传输的图像像素值标定有关查找表的详细情况将在下面说明。

5 一旦合适的查找表已经卸载,就取得测试图像和产生了暗信号的校定(亦即在黑暗中摄像机或其它成像装置响应的校定)。应该注意,测试图像最好只包括四分之一的门图像强度范围(步骤 506)。一旦暗信号校定已经产生,暗信号响应就用来确定幅射是否接通。

10 一旦检测到幅射,成像装置就取得了自动增益控制(AGC)的图像(步骤 508)。AGC 图像的直方图用于确定 ADC 窗口的上下界限。类似于其它测试图像的 AGC 图像具有四分之一的门图像强度范围。一旦取得 AGC 图像,它的直方图就被确定,将直方图上装到主处理器,并且从直方图计算出 UPB 和 LOB(步骤 508 - 512)。当在主体处理器中计算 UPB 和 LOB 时,ADC 窗口的参考设置与采集期间的设置一起卸载到成像板。之后立即开始采集(步骤 15 S514)。

当门图像已经取得时,如果确定幅射仍在发射(步骤 S516),就再取得另一个图像(步骤 518)。只要探测到幅射就再采集新的图像。一旦不再检测到幅射,采集就停止,并将取得的图像在主计算机中累积成最终图像。

20 参考图 6,图 6 是查找表产生的流程图,图中所示的是说明查找表产生的流程。查找表在采集处理开始时卸载,并用于测试图像和实际门图像两者。查找表对经 VME 总线传输的从 16 位到 8 位的图像像素值标定。应该注意,在另一种结构中不需要查找表,因为不需要进行从 16 位到 8 位的标定。门图像最好包括 16 或 32 帧;配置(setup)或测试图像包括 4 或 8 个帧或四分之一的门图像帧数。正如上面所注意到的,相同的查找表可用于测试图像和实际 25 图像。

用于产生查找表的过程 600 从接收查找表大小和直方图大小开始(步骤 602)。此外,接收平均图像的帧数以作为输入(步骤 604)。帧数最好是二的幂(power of two),LUT 程序可确定那个幂(亦即确定对数)(步骤 606)。然后,计数器值是在 1 处被初始化的(步骤 608),计数器值在查找表中通过每个位置 30 循环(place cycle),正如下面将进一步说明的。一旦计数器增值到等于查找表的大小,处理将停止(步骤 610)。

然而只要计数器的值小于如在步骤 610 确定的直方图大小，计数器值被右移许多次其等于取帧数以 2 为底的对数(步骤 612)。如果右移计数器的值小于直方图的大小(步骤 614)，在相应于计数器值的位置上的查找表接收右移的计数器的值(步骤 616)。然而，如果在步骤 614，右移的计数器的值大于直方图的大小，在相应位置上的查找表接收一个常数值(步骤 618)。

参考图 7，图 7 是暗信号校定采用了标准的偏差阈值，图中说明按照本发明的一个实施例的暗信号校定和幅射检测的流程图。

暗信号 - 在黑暗中成像装置的响应 - 最初被校定，然后，暗信号用于确定幅射是否接通。

10 更具体地，如上述所讨论的，一旦接收到高压接通的信号(HVO)，成像装置开始采集一系列的测试图像(步骤 702)。然后用测试图像序列确定一个最大的强度水平(步骤 704)。此外，确定强度分布的标准偏差(步骤 706)，一旦已经计算了最大强度水平和标准偏差，阈值也随之确定(步骤 708)，更具体地，按照下述公式，阈值定义为最大强度水平加两倍的标准偏差该公式由实验确定：

$$T = I_{\max} + 2 \sigma$$

一旦已计算出阈值，又取得了另一个测试图像(步骤 710)。将新测试图像的最大强度与该阈值相对照进行比较(步骤 712)，如果新测试图像的强度大于该阈值，认为接通幅射(步骤 714)，且产生对 ADC 窗口的上下界限进行的处理。然而如果在步骤 712，所确定的新测试图像的强度水平小于该阈值时，就需要另一个测试图像，并把它的强度与该阈值再次比较，该处理将继续进行，直到测试图像的强度大于该阈值强度。

参考图 8，图 8 是采用另一种阈值的暗信号校定，其示出了说明使用另一种阈值的暗信号校定和幅射检测的流程。

25 开始，如上所述，采集一系列测试图像(步骤 802)将这些测试图像的最大强度水平定义为最大暗信号强度水平(步骤 804)。通过它确定每个测试图像的强度，至少采集下一个图像，将其强度与最大的暗信号强度水平比较(步骤 806)，如果该强度水平等于最大的暗信号强度，由此，该幅射就确定为接通(步骤 808)。

30 图 9 是使用局部阈值的自动的增益控制按照本发明的一个实施例，如上所述，用两个接近的两类(two-class)阈值阶(step)确定用于模/数转换器窗口的

感兴趣的信号的上下边界。更具体地，首先使用第一个两类阈值技术按“球形”直方图将人体区域首先(亦即 SOI)与背景分离。

正如上述注意到的，背景典型地是在球形直方图的最低强度范围内。这种低强度的背景区域是可以忽略不计的。更具体地，假定背景像素总是围绕
5 着定义该 SOI 的物体，它们在预定的图像边界内形成一个或多个连接的范围。同样，假定背景像素总是具有图像中最低的强度。

然后，将背景按下列方法从 SOI 中分离出来：首先，识别所有具有低于
10 预定阈值强度的像素。确定在图像内这些像素的群或者位置。更具体地，把这些像素按照它们是否“触及”图像边界或者是否与触及边界的像素邻接进行分类，这些像素被识别为背景；与边界像素不邻接的那些像素被认为是图像部分。然而，边界的像素值和邻接的像素被清除，由此，下一个直方图的计算将忽略它们。第二种阈值技术在 AIF 像素存在时用在保留像素，以使从 AIF 像素中分离出 SOI 像素。按照本发明的一个实施例的自适应局部阈值不需要知道 AIF 像素是否存在。

15 更具体地，一旦背景已经分离出来，分析在该分布中留下的像素，以确定适当的阈值，如果存在阈值。更具体地，令 $p(x)$ 是按相对单位在范围 $[1, L]$ 内的数字图像强度分布。阈值 $k[1, L]$ 把图像分成两类，即 $C_1([1, \dots, k])$ 和 $C_2([k + 1, \dots, L,])$ ，则可以计算下列统计量：

1) 类发生的概率是：

20

$$\omega_1 = \sum_{i=1}^k p(i) \quad \omega_2 = \sum_{i=k+1}^L p(i)$$

2) 类的平均值是：

25

$$\bar{i}_1(k) = \frac{1}{\omega_1} \sum_{i=1}^k ip(i) \quad i_2(k) = \frac{1}{\omega_2} \sum_{i=k+1}^L ip(i)$$

3) 类的方差(variance)是：

30

$$\sigma_1^2 = \frac{1}{\omega_1} \sum_{i=1}^k [i - \bar{i}_1(k)]^2 p(i) \quad \sigma_2^2(k) = \frac{1}{\omega_2} \sum_{i=k+1}^L [i - i_2(k)]^2 p(i)$$

4) 整个图像的平均值是：

$$\bar{i}_T = \sum_{i=1}^L ip(i)$$

5 两种方法已典型地用于计算阈值。第一种称之为“最大判别阈值”，并且使类之间的或类间的方差极大：

$$v(k) = \sigma^2(k) = \sum_{C=1,2} \omega(k)[\bar{i}_C(k) - \bar{i}_{T20}]^2$$

10 当该函数最大化时，上述函数产生阈值 K_{MD} 。

第二种方法称之为“最小误差阈值”，且基于这样一个假定，即每一类是正态分布，下列的函数已定义：

$$J(k) = \omega_1(k) \log \left[\frac{\sigma_1(k)}{\omega_1(k)} \right] + \omega_2(k) \log \left[\frac{\sigma_2(k)}{\omega_2(k)} \right]$$

15

当这个函数最小化时，可以得到阈值 K_{ME} 。

应该注意， k 可以是在从 $[\mu_{\min}, \mu_{\max}]$ (cm^{-1}) 的数字化传输图像上的 $[1, \dots, L]$ 之间的任一个位置。如果没有大的损失， k 可以在 $[\mu_{\min}, \mu_{\max}]$ 的范围内被标定可到它的原始单位 (cm^{-1})，或这个范围内的任何子集 (subset)。例如， μ 只可以被搜索到 AIF 分布的最大值 μ_{AIF} 。

20

最大判别和最小误差的阈值技术产生相似的阈值，如果由 2 个像素类通用的图像是相同的或接近相同的。但是，当一类显著地在数量上超过另一个时，这两种技术显著地产生不同的阈值。因此，一种按照本发明的一个实施例的技术使用了最小误差和最大判别阈值的结合。更具体地，函数 $T(k)$ 定义如下：

25

$$T(k) = \frac{\log[v(k) + 1]}{J(k)}$$

$V(k)$ 的对数用于在幅度函数上提供对称性，求出 $T(k)$ 的一个最大值，该最大值产生了一个最佳阈值 K_{opt} ：

30

$$T(k_{opt}) = \max_{\mu_{min} \leq k \leq \mu_M} T(k)$$

上述函数产生一个最佳阈值，而不管像素的分布是平衡或是不平衡。应该注意，也可以使用各种后部分处理技术，如加权平均和图像平滑。

参考图 9，说明按照如上所述的系统的自动增益控制的流程图 900。更具体的，一旦已经检测到幅射，和产生暗信号校定，就可以读出 AGC 图像(步骤 902)。从 AGC 的像素强度水平可以产生直方图(步骤 904)。一旦直方图已经产生，它可以用于确定感兴趣信号的上下界限。阈值技术首先用于从背景中分离出感兴趣的信号(步骤 906)。这具有在背景和感兴趣的信号之间产生或识别低边界的作用。一旦感兴趣的信号已经从背景中分离出来，直方图留下的部分用于确定感兴趣的信号的上边界，而不管已知的进入空气区域的(air-in-field)位置是否存在。更具体地，计算感兴趣的信号的最大判别 $\mu(k)$ (步骤 908)。一旦已经计算最大判别，就可计算最小误差函数 $J(k)$ (步骤 901)。从最小误差函数和最大判别函数可以计算函数 $T(k)$ (步骤 912)。然后，使函数 $T(k)$ 最大，以确定最佳 k 值(步骤 914)。然后，将 k 的最佳值对图像标称化。另一方面，标称化可以发生在确定函数 $T(k)$ 最大之前(步骤 916)。

图 10 是一阶导数的自动直方图分析，虽然上述的用于确定感兴趣的信号的上下界限的方法是有用的。也可以使用只用图像直方图来确定感兴趣的信号的上下界限的另一种方法。感兴趣的信号的上下界限可以使用直方图函数的一阶导数确定。直方图具有在负斜率的最长持续期后正斜率处的值是下截止，上截止是在负斜率最后的末端处的值。

参考图 10，示出了说明这种确定感兴趣的信号的上下界限的方法的流程图。如上所述，一旦已经检测到幅射和已经产生暗信号校定，可以获取 AGC 图像。然后产生 AGC 的直方图(步骤 1002)。之后计算直方图函数的一阶导数并平滑直方图函数(步骤 1004, 1006)。更具体地，一阶导数按照下列方程式用中心差分(central difference)计算。为此，用下列方程式计算三点导数：

$$f'(x) = \frac{f(x+h) - f(x-h)}{2h}$$

在此， $h = 1$

对于直方图上的其它点，可以用下列方程式计算五点导数：

$$f'(x) = \frac{1}{2} \frac{f(x+h_1) - f(x-h_1)}{2h_1} + \frac{1}{2} \frac{f(x+h_2) - f(x-h_2)}{2h_2}$$

5

在此： $h_1 = 1$ ，和 $h_2 = 2$

使用五点计算导数有效的平滑了直方图，以去掉陡的倾斜和尖峰。在计算一阶导数的同时，也计算相邻的同符号斜率的和(步骤 1008)。

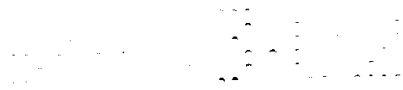
一旦计算了导数和相同符号斜率的和，通过确定直方图的最高强度峰值
10 计算初始的上截止(preliminary upper cutoff)(步骤 1010)。一旦已经计算初始的上截止就可以得出在一阶导数中的最大的负下降，这样就定义了初始的下截止(步骤 1012)。

然后，所有的导数最好通过在感兴趣的范围内的信号求和被标称化。此外，按三个单位增量计算直方图下的面积(步骤 1014)。一旦计算了标称化和
15 积分函数，就可修订下截止(步骤 1016)。更具体地，检查初始的上下截止之间的标称化的直方图区的排列，该检查由下截止开始并向上截止移动。在标称化区域函数超过预定的特别是推导的阈值的点被定义为新的下截止。

同样地，一旦下截止已经修正，则修正上截止(步骤 1018)。对于在上下截止之间的直方图上的每个点，由上截止开始检查累积，并终结于标定值。
20 如累积是在两个预定阈值(反之，是实验推导的值)之间，则修订上截止。

图 11 是连续的图像累积，如前所注意到的，本发明的一个实施例使用在整个幅射施放期间的连续的图像累积。由此，在幅射束终结之前不用终止图像采集，本发明最好是构成在整个治疗或诊断幅射过程中连续地监视辐射水平，且只有在幅射施加终止之后才终止图像采集。因此，本发明有益于更
25 有效的使用入射幅射。

参考图 11，说明按照本发明的一个实施例的连续图像累积的流程图。一旦已经确定 ADC 窗口的上下限，就开始门图像采集(步骤 1102)。在图像采集时，确定图像的最大强度水平(1104)。这可以通过图像本身或者其直方图产生，所说的图像或其直方图是不断更新的。如果通过正在进行监视处理确定的强度比预定的阈值大时，图像采集和帧处理都将继续(1106)。最好是设置最大强度阈值等于四倍幅射检测阈值。如果在步骤 1106，最大强度水平被
30



确定为小于四倍暗信号阈值，图像采集将停止，因为确定幅射已停止。然后，剩余的帧将累积成图像。

5 上面的详细说明并不意味着把本发明限定在说明书中所陈述的特定形式，本发明的意图是覆盖这些变换，改进和等同，因为它们合适地被包括在本发明权利要求的精神和范围内。特别是，在此公开的某些技术可以等同地用于其它类型的医学成像系统，它们包括正电子放射断层图(PET)，磁共振成像(MRI)和超声。

说明书附图

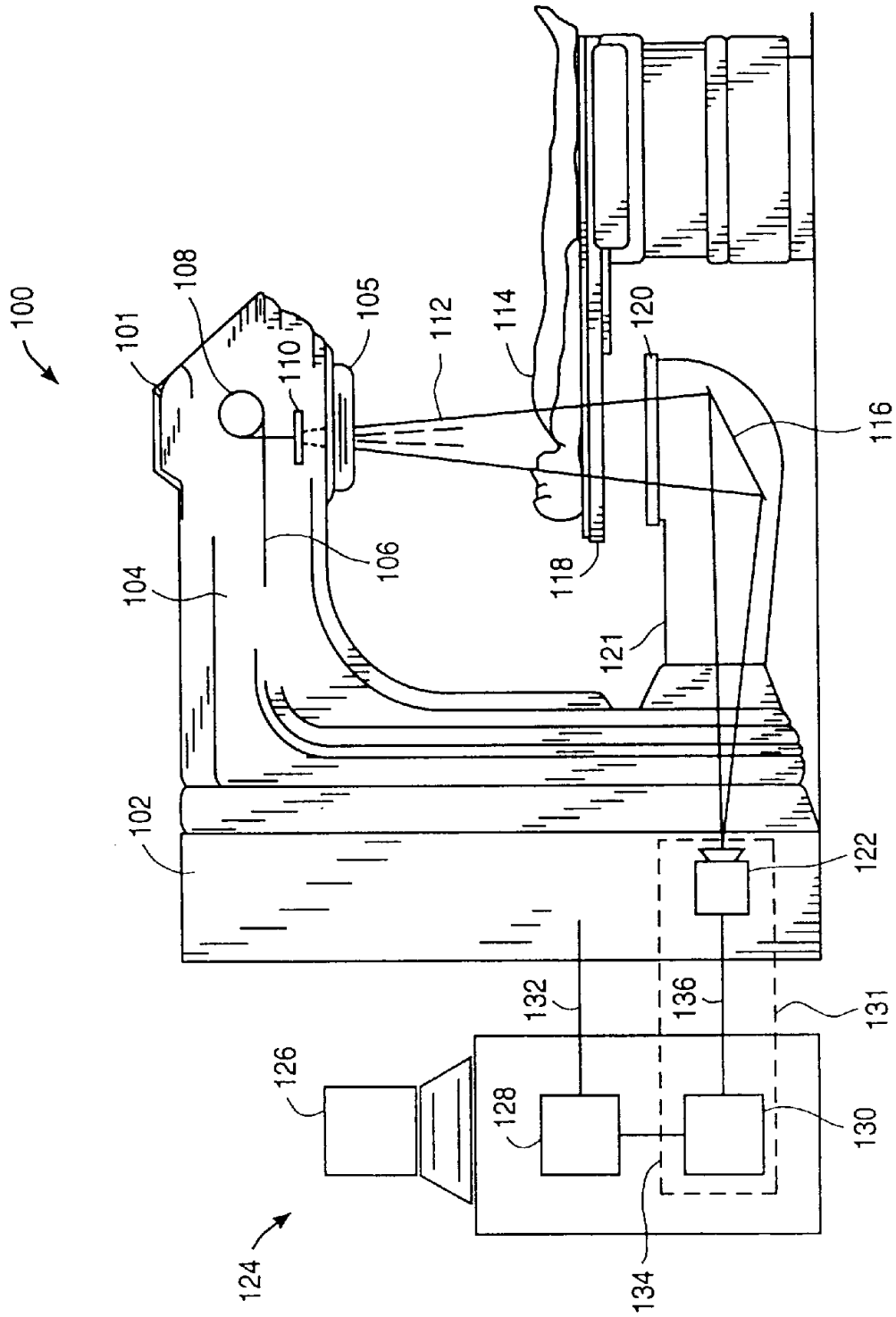


图 1

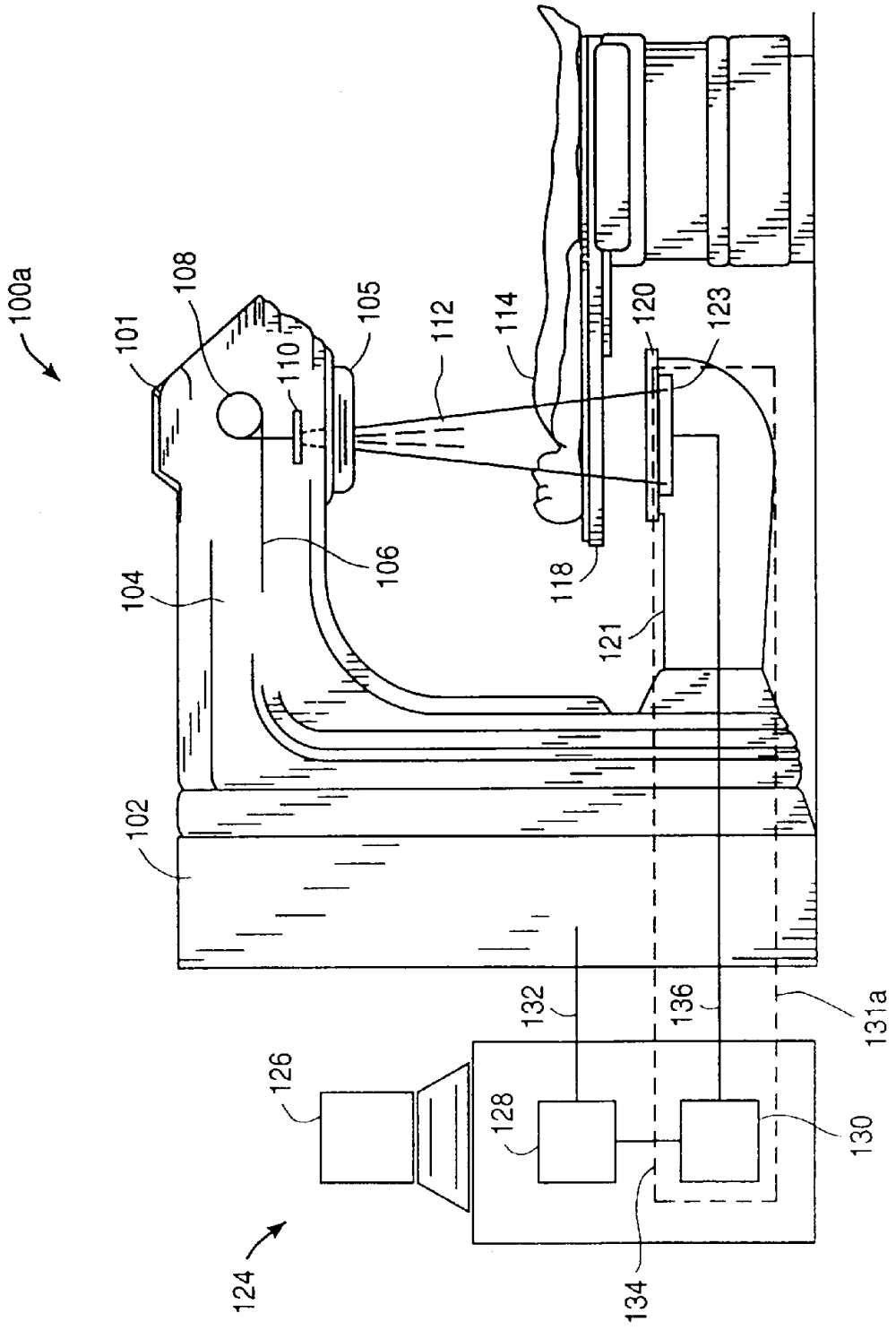


图 1A

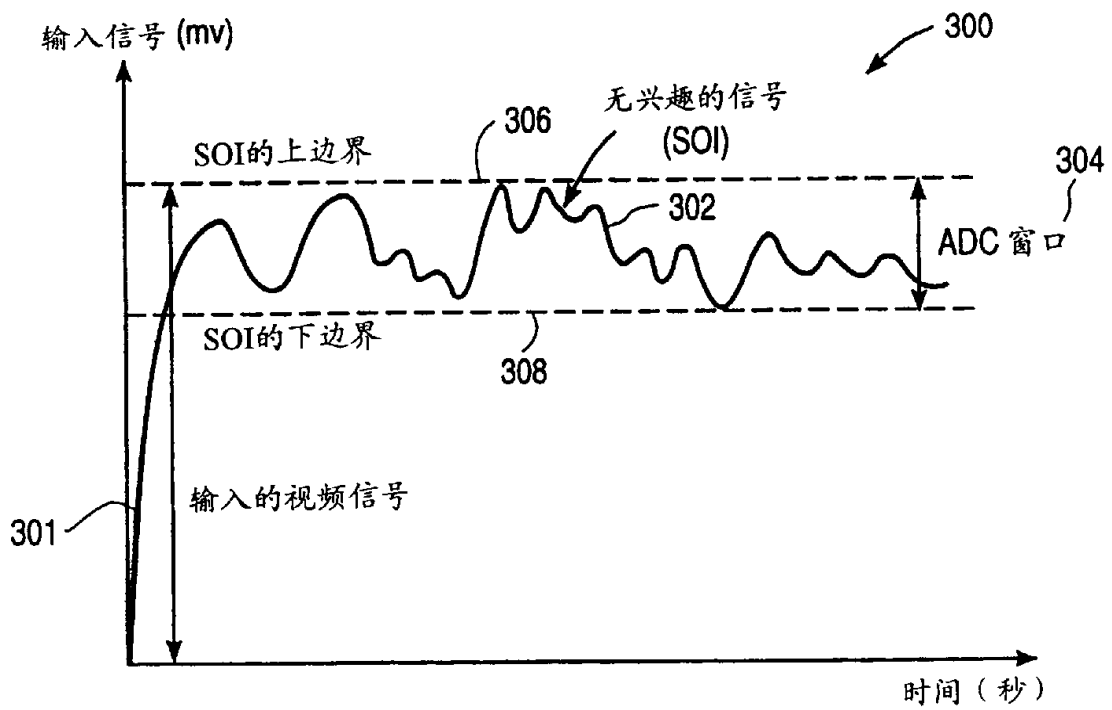


图 2

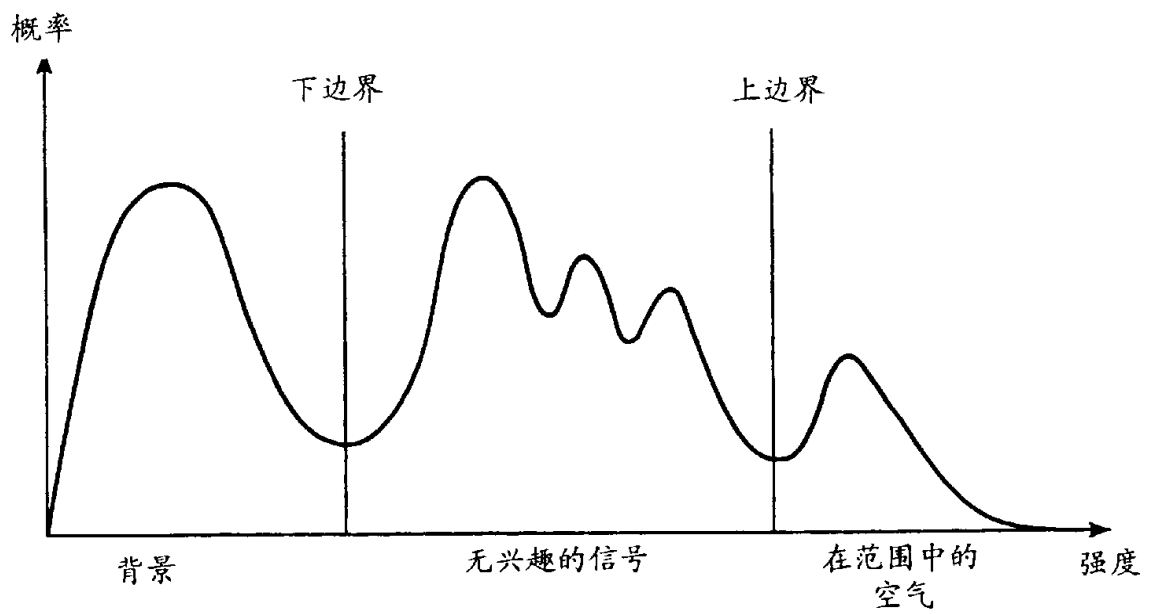


图 3

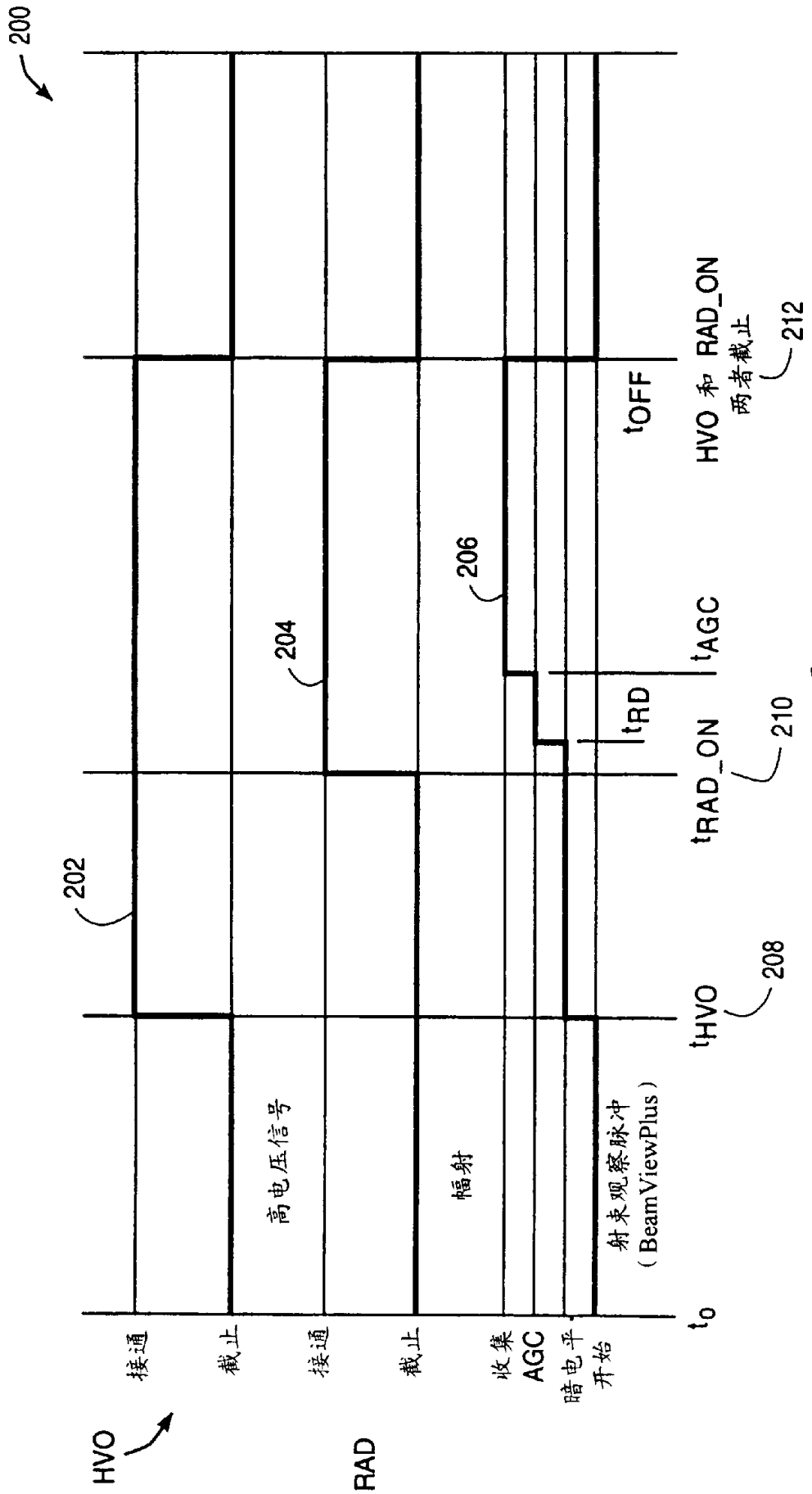


图 4

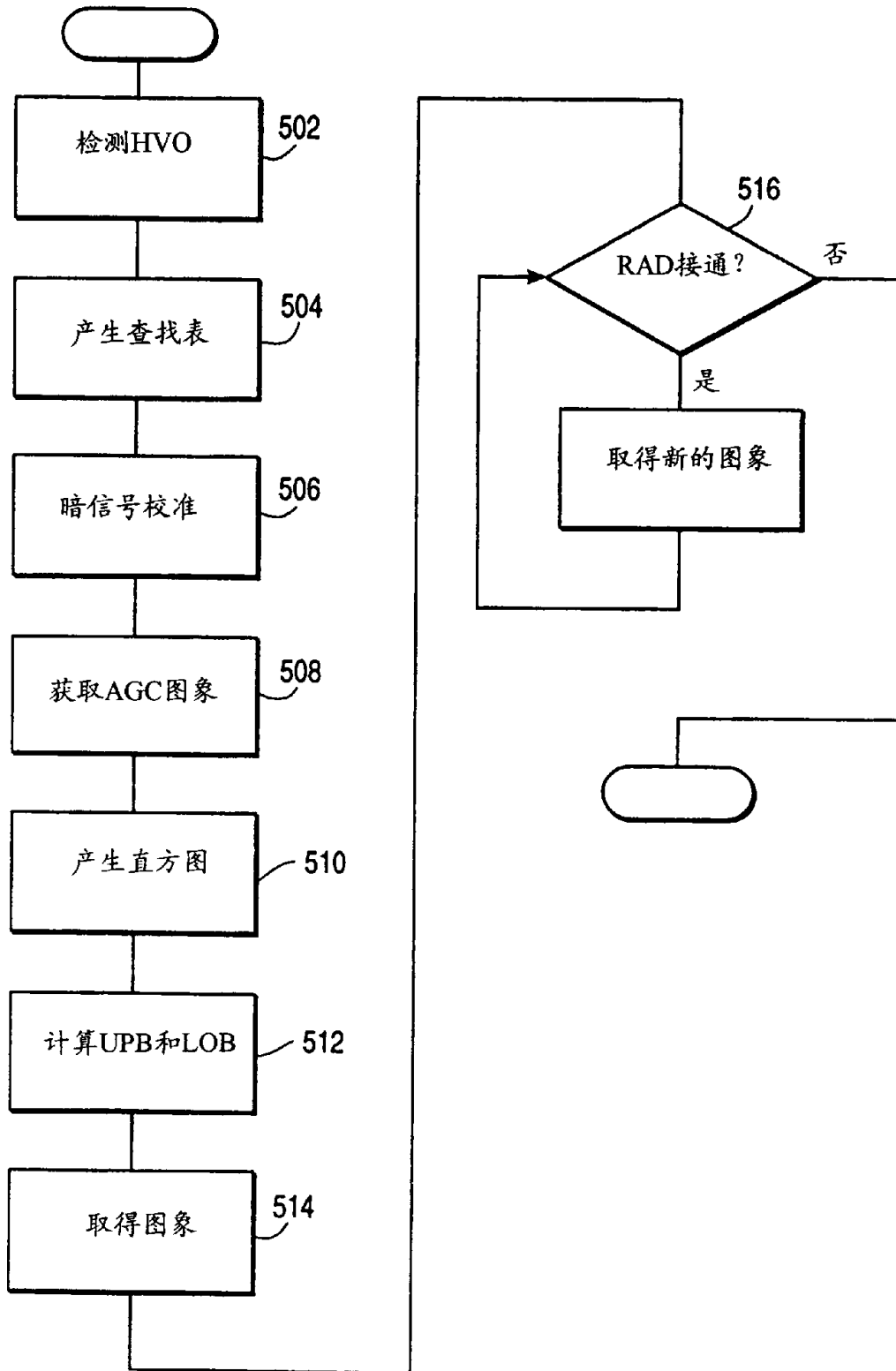


图 5

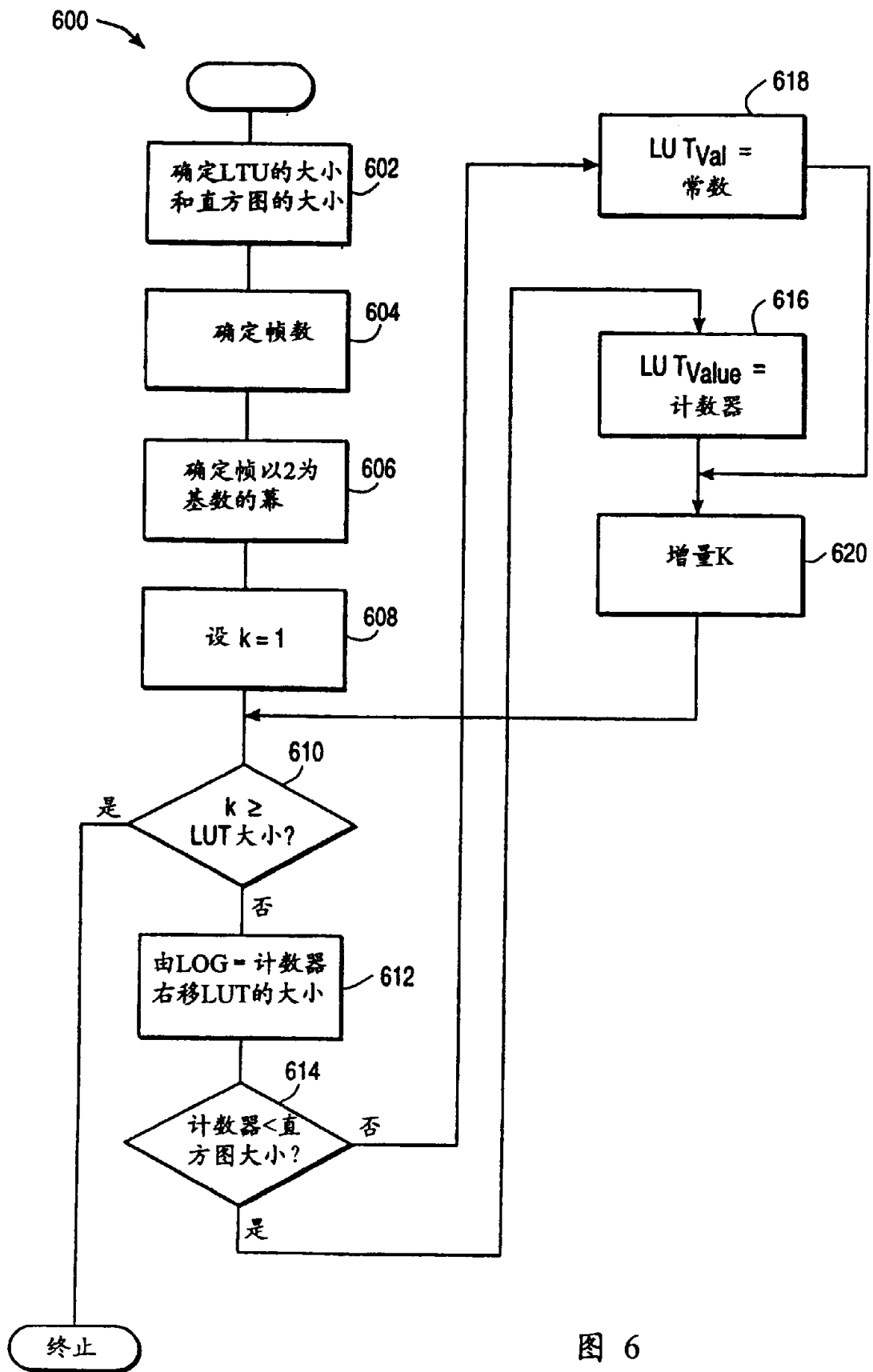


图 6

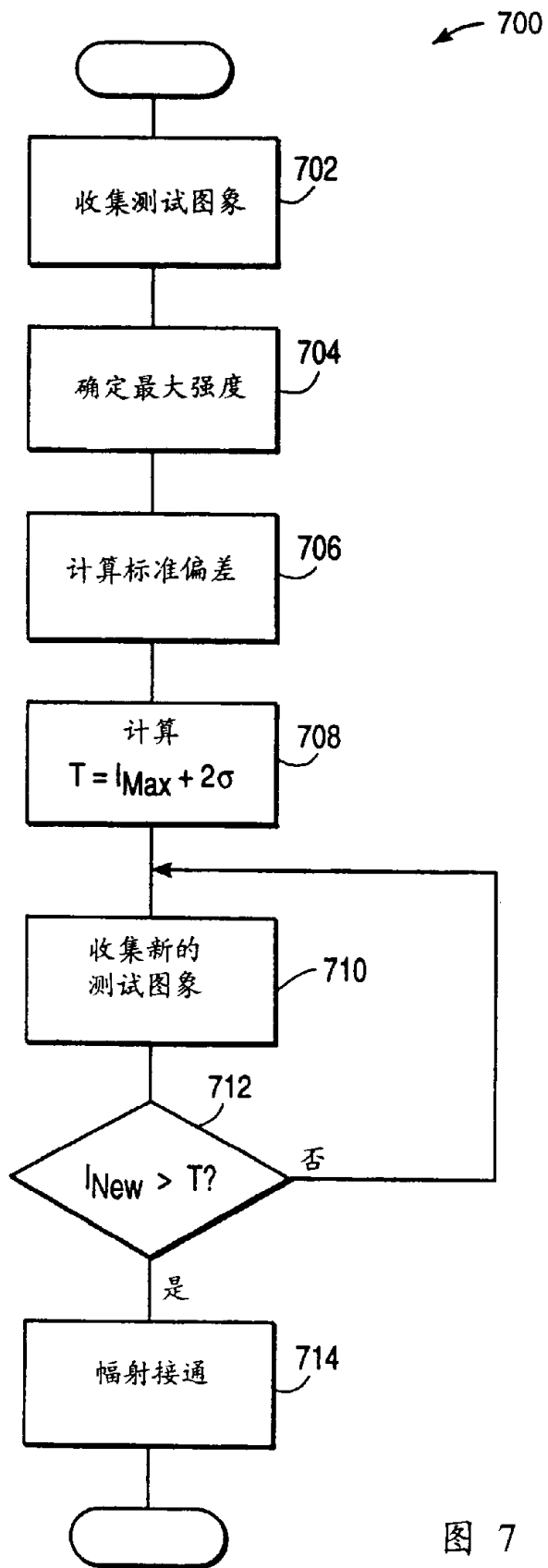


图 7

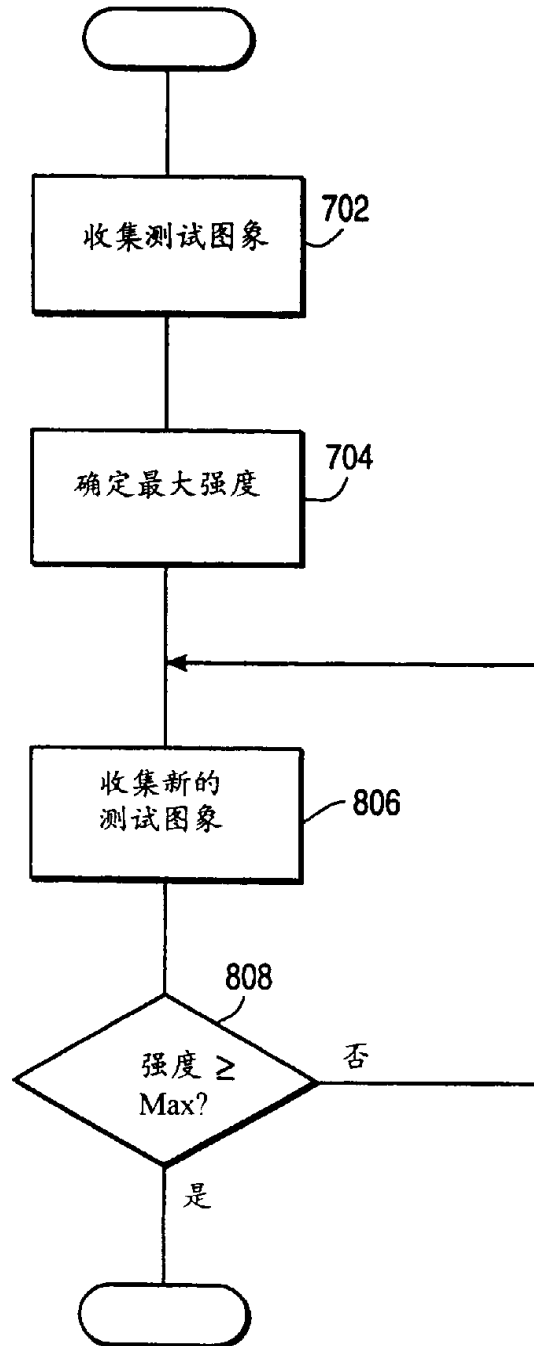


图 8

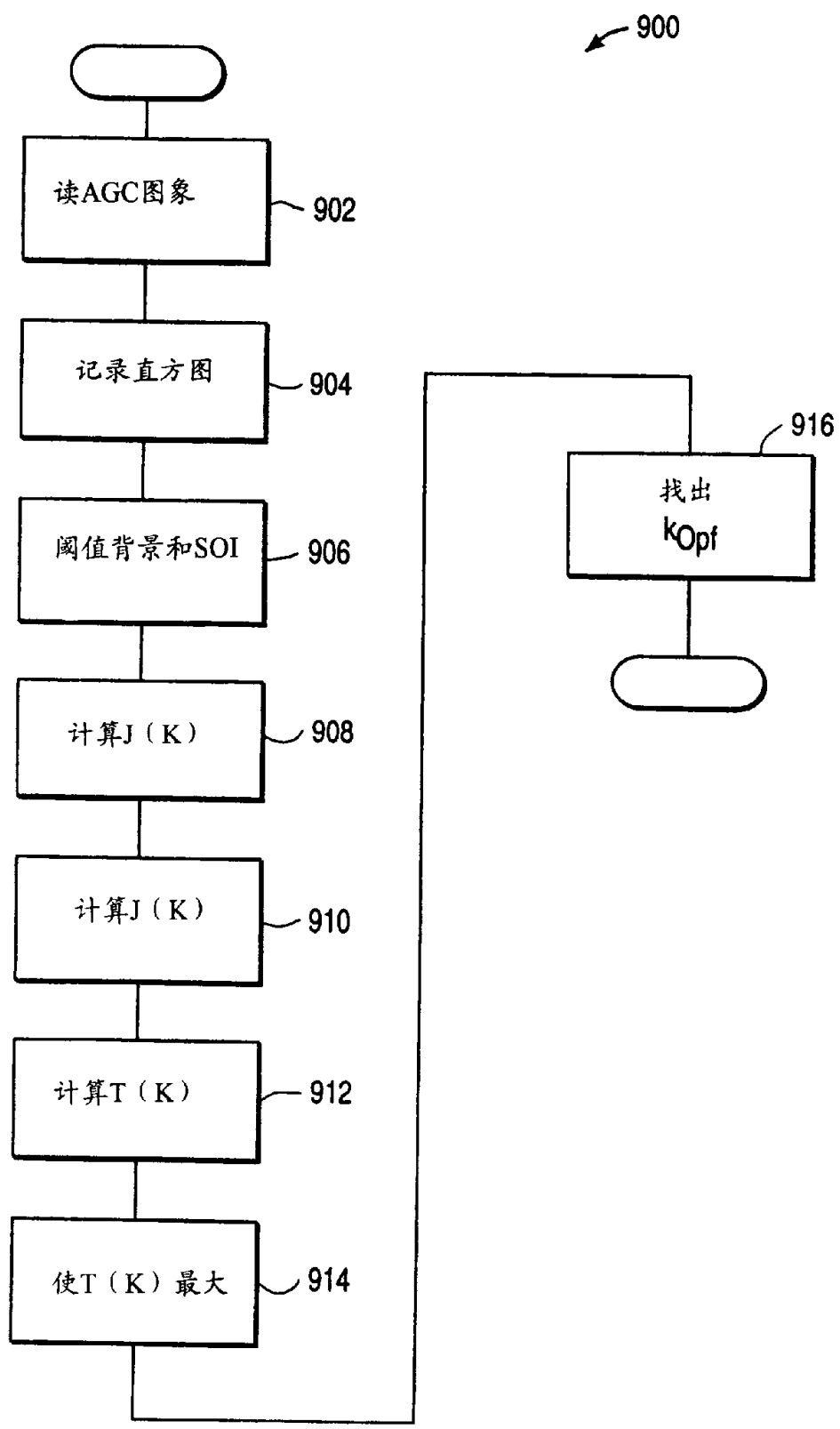
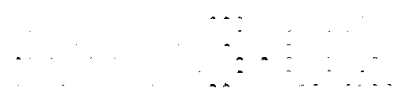


图 9

1000

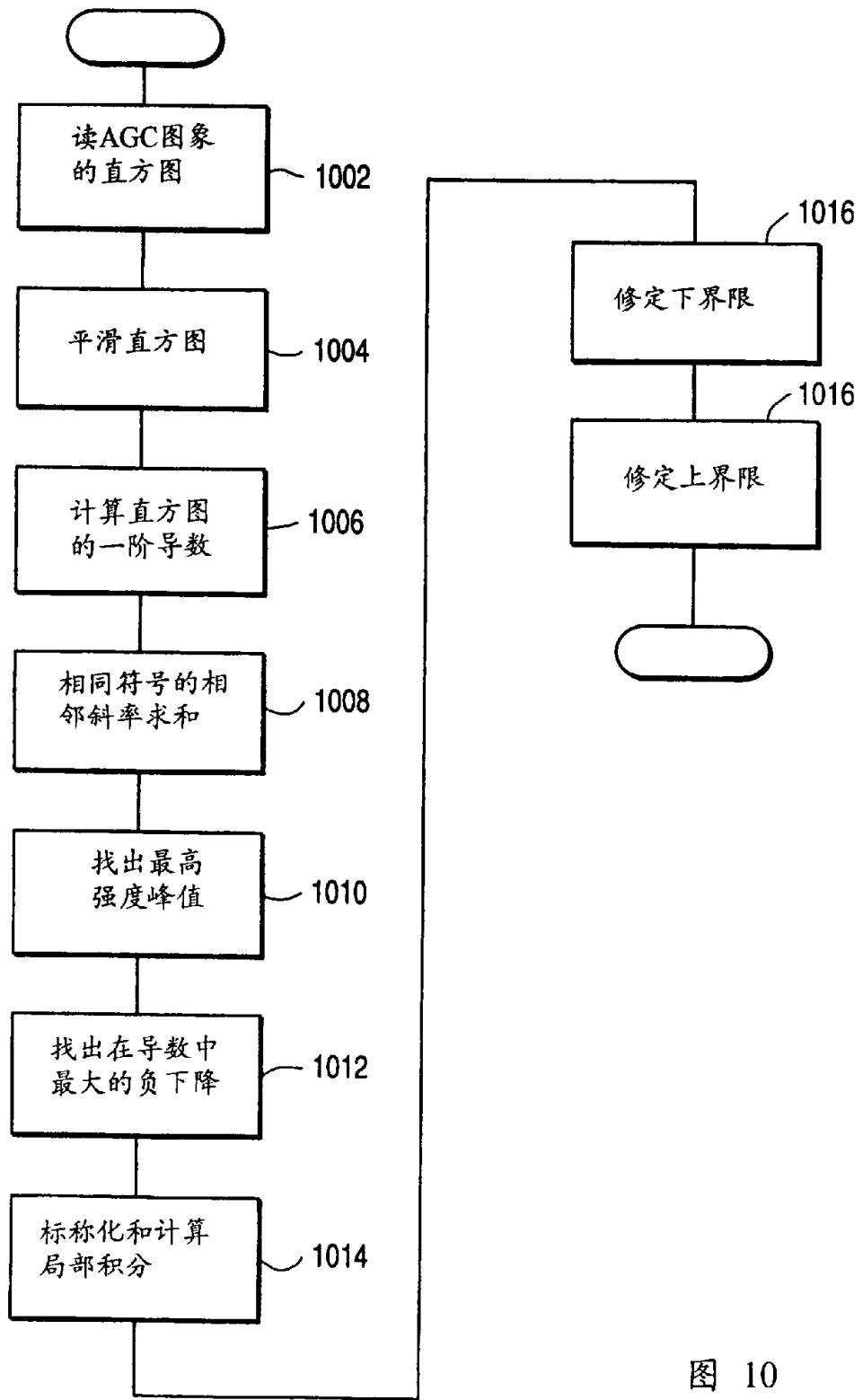


图 10

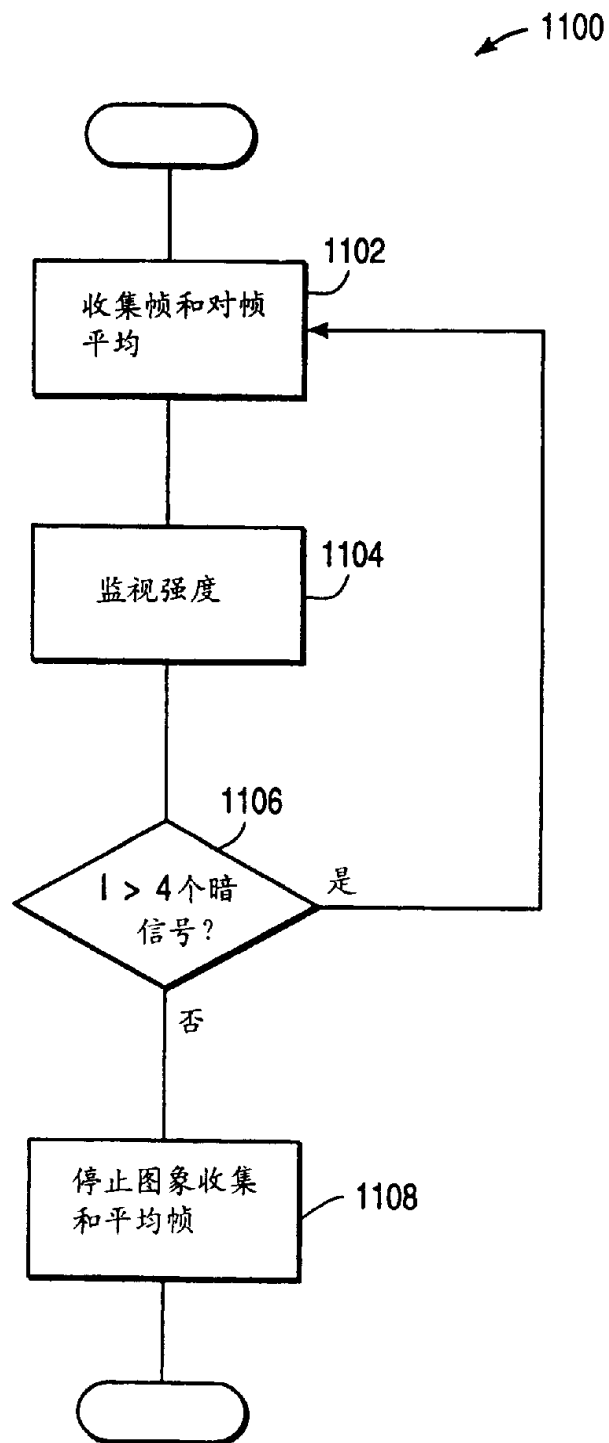


图 11