

[19]中华人民共和国专利局

[51]Int.Cl<sup>6</sup>

A61N 5/00

G21K 5/00



# [12] 发明专利申请公开说明书

[21] 申请号 97114834.1

[43]公开日 1998年2月25日

[11] 公开号 CN 1174088A

[22]申请日 97.6.28

[30]优先权

[32]96.6.28 [33]US[31]670,855

[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 拉蒙·A·C·赛奥奇

[74]专利代理机构 柳沈知识产权律师事务所

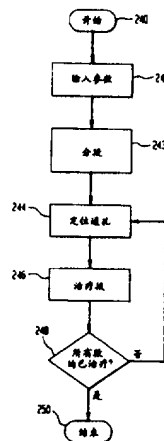
代理人 马莹

权利要求书 2 页 说明书 9 页 附图页数 6 页

[54]发明名称 治疗部位强度调制的最优化方法和系统

[57]摘要

一种对发送至待辐照的治疗部位的射线输出进行控制的方法和系统，其中，在射线发射装置，尤其是放射治疗装置中，确定通过射线束对目标进行放射治疗。输入目标上待辐照的治疗部位，然后分成多段。在放射源与目标之间布置平板或一准直器以在多段之一上提供通孔。产生和使用射线束来放射治疗一段。重复此操作直至每段均被放射治疗过。





## 权 利 要 求 书

1. 一种对从放射源发送至目标的射线输出进行控制的方法, 包括如下步骤:
  - 5 确定在目标上辐照的治疗部位;  
把该治疗部位分成多段, 多段中的每一段具有确定的参数;  
对每段单独地放射治疗, 这种治疗包括如下步骤:  
在放射源与目标之间限定一个通孔, 该通孔置于各段之一上, 该通孔能把射线束限定为各段之一的确定参数; 和
  - 10 产生射线束, 该射线束在从放射源至目标的射线束通路上基本无损耗, 用该射线束辐照各段之一;  
其中, 重复治疗直至每段均已被辐照过。
  2. 如权利要求 1 所述的方法, 还包括改变来自射线束的射线输出的步骤。
  - 15 3. 如权利要求 1 所述的方法, 其中利用至少一块平板来限定通孔, 该平板能阻挡来自放射源的射线。
    4. 如权利要求 1 所述的方法, 其中多段是静态段。
    5. 如权利要求 1 所述的方法, 还包括采用矩阵把治疗部位分成多段的步骤。
    - 20 6. 如权利要求 5 所述的方法, 还包括将矩阵组织成特定顺序的步骤。
    7. 如权利要求 1 所述的方法, 其中利用多叶片准直器限定通孔, 该多叶片准直器能阻挡来自放射源的射线。
      8. 如权利要求 7 所述的方法, 其中采用最优化过程来分割治疗部位。
      9. 如权利要求 1 所述的方法, 其中至少各段之一是矩形。
      - 25 10. 一种对从放射源发送至目标的射线输出进行控制的方法, 该放射源能产生射线束, 该方法包括如下步骤:
        - 输入用于辐照目标上的治疗部位的参数;
        - 把输入的治疗部位分成多段, 各段具有确定的参数;
        - 把通孔定位于各段之一上, 该通孔位于放射源与目标之间, 该通孔能把
        - 30 射线束限定到每段的确定参数; 和  
独立地放射治疗多段中的每一段。



11. 如权利要求 10 所述的方法, 还包括限定在每段的等角点的放射剂量的步骤。

12. 如权利要求 10 所述的方法, 其中采用最优化过程来分割输入的治疗部位。

5 13. 如权利要求 10 所述的方法, 其中采用至少一块平板限定通孔, 该平板能阻挡来自放射源的射线。

14. 一种对发送至待辐照的治疗部位的射线输出进行控制的系统, 包括:

放射源, 用于产生射线束;

10 射线束屏蔽装置, 用于将输出射线束限定到预定参数;

剂量控制器, 用于改变来自该放射源的射线输出量; 和

处理装置, 用于将待辐照的治疗部位分成多段, 每段具有确定的参数;

其中单独地放射治疗多段中的每一段。

15 15. 如权利要求 14 所述的系统, 其中该处理装置采用矩阵把治疗部位分成多段。

16. 如权利要求 15 所述的系统, 其中该矩阵被组织成特定顺序, 该顺序取决于该射线束屏蔽装置的移动。

17. 如权利要求 14 所述的系统, 其中该射线束屏蔽装置是至少一块平板和一准直器。

20 18. 如权利要求 14 所述的系统, 其中至少一段是矩形。

19. 如权利要求 14 所述的系统, 其中通过该处理装置进行最优化过程。



# 说明书

## 治疗部位强度调制的 最优化方法和系统

5

本发明涉及一种射线发送方法和装置，尤其是涉及一种确定放射治疗的有效过程的系统和方法。

众所周知，射线发射装置是用做诸如治疗患者的放射治疗装置。放射治疗装置通常包括桥架(gantry)，在治疗处理过程中它可以绕旋转的水平轴旋转。在桥架中设置有产生用于治疗的高能射线束的线性加速器，。这种高能射线束可以是电子射线或者光子束(X 射线)。在治疗中，此射线束对准位于桥架旋转的等角点的患者的治疗区域。

为了控制向目标发射的射线，在放射源与目标之间的射线轨迹中通常设置射线束屏蔽装置，例如平板装置和/或准直器。平板装置的一个例子是可以用来限定射线束的通孔的一组四块板。射线束屏蔽装置在目标上限定待以预定量的射线辐照的治疗部位。准直器是包括多个叶片(如 5 个叶片)的射线束屏蔽装置。这些叶片定位成使射线束准确地指向待放射治疗的部位。在这些叶片提供准确方向的同时，还可泄漏少量不需要的射线。此泄漏发生于叶片之间。

由放射治疗装置发送的射线由肿瘤学家规定及认可。但是，在正常情况下，放射设备的实际操作是由治疗师来进行的。当治疗师执行由肿瘤学家规定的放射治疗的实际操作时，射线发射装置被编程而进行具体的治疗。当对治疗编程时，治疗师必须考虑实际的射线输出，并必须根据平板装置区通孔把发送剂量调节至目标的靶深度，以达到规定的放射治疗。可以根据已知的计算来做此种调节，但是通常治疗师必须手动调节，而这会导致误差。在放射治疗方面，计算错误会导致剂量过低而无效，或者过高而产生危险，大的误差(如小数点的错位)会导致死亡。

因此，本发明的目的在于提供一种有效和准确地实施放射治疗的方法和相应系统。同时，还提供有一种可减小放射治疗时间和降低射线泄漏的系统。

根据本发明，控制从放射源发送至目标的射线输出。本发明从限定在目标上辐照的治疗部位开始。该治疗部位分为多段。每段具有确定的参数。每



段按如下方式单独地进行放射治疗：(1)在放射源与目标之间限定通孔；(2)产生射线束。通孔位于这些段其中之一的上方。此通孔可把射线束限定到该段的确定参数。射线束具有从放射源至目标的基本无损耗的束通路。此射线束用来辐照各段之一。对每段进行这种治疗，直至要治疗的部位被辐照。

5 图 1 是包括根据本发明构成的治疗控制台的放射治疗装置的示意图。

图 2 是更详细地表示放射治疗装置各部分和治疗单元各部分的框图。

图 3 是待放射治疗部位的三维示意图。

图 4 是待放射治疗部位的另一个三维示意图。

图 5 是本发明的处理流程图。

10 图 6 是段最优化的处理流程图。

图 7A - C 是用于各段最优化处理的矩阵。

以下主要参照一种系统说明本发明，该系统用于把 X 射线辐射发送至患者身上的待治疗部位，并利用位于来自放射源的束通路中的至少一个可动平板或夹板来限定该治疗部位。本发明可以用于控制任何类型能量的例如电子  
15 (非 X 射线)发送至任何类型的目标(不仅仅是病人)，只要发送至该治疗部位的能量剂量可以检测或测算。

图 1 示出了普通类型的放射治疗装置 2，其中采用了平板 4、在机壳 9 内的控制单元和治疗单元 100。放射治疗装置 2 包括桥架 6，在治疗过程中它能绕旋转的水平轴 8 旋转。平板 4 固定在桥架 6 的凸块(如辅助夹具)上。  
20 为了产生治疗所需的高能射线，在桥架 6 上安装了线性加速器。从线性加速器和桥架 6 发射的射线束的轴指定为 10。电子、光子或任何可检测到射线均可以用于治疗。在治疗过程中，射线束对准目标 13(如待治疗的患者，该患者位于桥架旋转的等角点)的待治疗部位 12。桥架 6 的旋转轴 8、目标上待治疗区域的旋转轴 14 和束轴 10 最好都相交于等角点。

25 被辐照的患者的区域通称为治疗部位。在监视单元(MU)中规定用于治疗部位的射线量。平板 4 基本上不透过发送的射线。它们安装在放射源与患者之间，把射线束适当地限定为治疗部位的形状。人体的部位(如健康的细胞组织)因而受到尽可能小的辐射，最好一点也不受到辐射。在本发明的优选实施例中，桥架可以旋转，从而可以形成不同的射线束角和射线分布，而不必移  
30 动患者。根据本发明此特征是必须的。本发明还可按恒定的射线发送率和固定角度的射线束(不可旋转的桥架)来使用。



放射治疗装置 2 还包括中央治疗处理或控制单元 100，该单元通常远离放射治疗装置 2 而设置。放射治疗装置 2 通常位于另外的房间中以保护治疗师不受辐射。治疗单元 100 包括输出装置，例如至少一个图像显示单元或监视器 70，和输入装置，例如键盘 19。也可以通过数据载体例如数据存储装置、或者校验和记录或自动设定(set-up)系统 102 来输入数据，以下将说明。治疗处理单元 100 一般由治疗师操纵，治疗师实施由肿瘤学家规定的放射治疗的实际操作。利用键盘 19 或其它输入装置，治疗师向治疗单元 100 的控制单元 76 输入用于限定待向患者发送的射线的数据(例如根据肿瘤学家的处方)。程序也可通过其它输入装置例如数据存储装置、通过数据传输或者利用自动设定系统 102 输入。可以在监视器 70 的屏幕上在治疗之前、之中和之后显示各种数据。

图 2 更详细地示出了放射治疗装置 2 的各部分和治疗单元 100 的各部分。射线束 1 产生于加速器 20。加速器 20 包括电子枪 21、波导 22 和真空管壳或导向磁体 23。起动系统 3 产生注入器起动信号并供给注入器 5。根据这些注入器起动信号，注入器 5 产生注入器脉冲，这些脉冲被提供给加速器 20 内的电子枪 21，用于产生 X 射线束 1。用于产生 X 射线束 1 的电子被波导 22 加速及导向。为此目的，设置了高频源，用于产生提供给波导 22 的电磁场的射频信号。由注入器 5 注入并由电子枪 21 发射的电子由在波导 22 内的该电磁场加速，并做为将产生 X 射线束 1 的电子存在于与电子枪 21 相对的一端。然后，这些电子进入导向磁体 23，并从这里被引导从而沿轴 10 通过窗口 7。通过靶 15 之后，这些电子产生 X 射线束 1，并且此射线束 1 穿过屏蔽块 50 的通道 51，与平整过滤器(flattening filter)17 相遇。接着，X 射线束 1 被送入测量室 60，并在其中确定辐照剂量。最后，在射线束 1 的通路设置孔板装置 4。孔板装置 4 包括一对夹板 41 和 42。如上所述，这只是可用于本发明的射线束屏蔽装置的一个例子。本发明也可采用其它类型的装置，只要存在限定辐照的治疗部位形状的孔板装置即可。

平板装置 4 包括一对孔夹板 41 和 42 以及与夹板 41 和 42 垂直设置的另一对孔夹板(未示出)。为了与待辐照的治疗部位尺寸匹配，每块孔夹板可以在驱动单元 43 的驱动下相对于轴 10 移动，如图 2 所示。驱动单元 43 包括与夹板 41 和 42 连接的电机，该电机由电机控制器 40 控制。位置传感器 44 和 45 也分别与夹板 41 和 42 连接，用于检测其位置。这只是这种系统的一个例

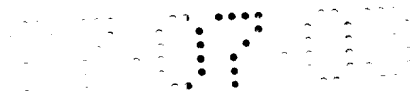
子。本发明也可采用其它类型的系统，只要存在限定辐照治疗部位形状的射线束屏蔽装置而且设置有探测治疗部位尺寸的传感器即可。例如，可以用包含许多(如 60)辐射保护叶片的多叶片准直器来代替平板。在优选实施例中，采用准直器作为束屏蔽装置。

5 电机控制器 40 与剂量控制单元 61 连接，剂量控制单元 61 包括剂量控制器，而且与用于为射线束提供设定值以实现给定的等剂量曲线的中央处理器 18 连接。通过测量室 60 来测量射线束的输出。对应于设定值与实际值之间的偏差，剂量控制单元 61 向起动系统 3 提供信号，这样就改变了脉冲重复频率，以使射线束输出的设定值与实际值之间的偏差最小。

10 在这种放射治疗装置中，通常希望在不辐照健康细胞组织的情况下使作为治疗目标的治疗部位尽可能地多。图 3 是待放射治疗部位的三维示意图。三维强度图 200 代表患者身上一个可能的治疗部位。本发明把强度图 200 分成多段强度。每段可独立进行放射治疗。为了有效地处理强度图 200，在靠近强度图 200 的轮廓区域设置了更多更小的段。例如，一个大段(或者本例中的长方形)210 可用做覆盖中间大段的基段。围绕大段 210 的区域被分成各种尺寸的小段。可采用软件程序把治疗部位分成一组能被有效地放射治疗的段。例如，当该强度图被分成多段时，可考虑平板的移动。如果考虑到平板旋转(或者现有的平板移动)，将能更有效地把各段暴露于射线中。也可以考虑强度图的三维状态。因此，该软件程序对各段的尺寸和布置以及将被放射治疗的各段的顺序进行优化。

20 在一个实施例中，如图 3 所示的强度图可以通过切开该图被分成等数量的监视器单元。然后可以对这些静态段修整及组合，以使监视器单元的总和不变，并进行有效的治疗。在这种情况下，可采用矩阵帮助把治疗部位分成多段。除了分割和优化，图 3 的简单的强度图也可以采用多叶片准直器作为一个完整区域而得到有效的治疗。这种分割和优化使得强度图 200 的处理可采用：(1)平板；或(2)平板和多叶片准直器的组合。

25 图 4 是待放射治疗部位的另一三维示意图。表 1 中的数字是位于由 x 和 y 坐标系统标记的空间(在治疗部位之内)的各强度值。各矩形块 220 - 230 用来表示在空间的这些位置处的不同强度。通过在图中设置这些不同的矩形段 220 - 230，可获得象图 4 结构一样的条形图。每个矩形段 220 - 230 的高度等于相应段的强度。同样，各矩形段 220 - 230 的位置表示在治疗部位之



内的对应位置。

表 1 是标记在放射治疗部位内各段的矩阵。以下各表的所有数字均是监视器单元(MU)。矩阵左上角的四(4)(见表 1)表示图 4 的段 222。同样，矩阵右下角的十(10)表示图 4 的段 230。因此，表 1 的矩阵中的每个数字表示各段 220 - 230 其中之一。

表 1

4	6	3
5	8	9
5	7	10

软件程序采用表 1 来准备治疗。此例中，表 1 中的矩阵开始分成两个分立的矩阵。第一矩阵是表 2 所示部分。这是可以从表 1 的矩阵获得的最大可能的部分。

10

表 2

3	3	3
3	3	3
3	3	3

第二矩阵如表 3 所示。

表 3

1	3	0
2	5	6
2	4	7

当叠加表 2 和 3 的矩阵时，得到表 1 矩阵。然后把表 3 的矩阵细分成七个矩阵，如表 4 - 10 所示。这些矩阵仅含有“1”和“0”。

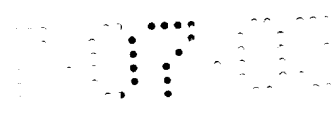
15

表 4

1	1	0
1	1	1
1	1	1

表 5

0	1	0
1	1	1



1	1	1
---	---	---

表 6

0	1	0
0	1	1
0	1	1

表 7

0	0	0
0	1	1
0	1	1

表 8

0	0	0
0	1	1
0	0	1

表 9

0	0	0
0	0	1
0	0	1

表 10

0	0	0
0	0	0
0	0	1

5

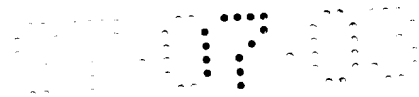
当各矩阵已经如上所述地细分之后，由软件程序移动某些“1”，以使某些矩阵可以组合。例如，如果表 6 矩阵的上行的“1”移至另一矩阵，则表 6 和 7 的矩阵可以组合成如表 11 所示的矩阵。

表 11

0	0	0
0	2	2
0	2	2

10

因此，可以移动“1”并组合各矩阵以提供更有效的治疗。在优选实施例中，软件程序产生一组矩阵数最少的静态段。然后把各矩阵组织成特定的



顺序。这种特定顺序考虑了平板(或叶片)的移动。

图 5 示出了本发明的处理流程图。在步骤 240 软件程序开始。待辐照的治疗部位各参数在步骤 242 输入。然后，在步骤 243 把治疗部位分成强度段。如上所述，进行复杂的计算从而有效地把治疗部位分成各段。此时，治疗部位准备接受放射治疗。在步骤 244，平板定位于第一段之上，并且在步骤 246 对第一段进行放射治疗。在步骤 248，软件程序检查是否所有各段均已治疗。若所有各段尚未全部治疗，则程序返回步骤 244。在步骤 246，平板位于下一段之上，对该段进行放射治疗。重复此操作直到所有各段均已辐照。软件程序在步骤 250 结束。

图 6 表示段最优化的处理流程图。图 6 提供最优化操作的细节。在步骤 260，软件程序确定最小射线束强度、待辐照的治疗部位的形状和在多叶片准直器中的叶片位置。最小射线束强度将限定待辐照的一个段(如见表 2 的矩阵)。限定段形状需要最小强度的叶片位置。在步骤 262，将强度图作为矩阵处理。从初始强度图中减去均匀填充的最小强度矩阵(例如，参见表 2 的矩阵)。这导致了变化矩阵(例如，参见表 3 的矩阵)。在步骤 264，把变化矩阵水平地切成具有等数量的监视器单元的矩阵(例如，参见表 4 - 10 的矩阵)。该变化矩阵不具有整体均匀数量的监视器单元。在该矩阵内的这种变化称作调制。当强度图有低的调制时，治疗部位形状随强度提高的变化极小。例如，(1)当存在高的调制时，应采用 1 个监视器单元；(2)当存在中度调制时，应采用 3 个监视器单元；(3)当存在低的调制时，应采用 5 个监视器单元。

在步骤 266，把从分割而得到的每个矩阵变换为二进制表达式。此二进制表达式包括表示射线存在的“1”和表示射线不存在的“0”。在步骤 268，对处理初始二进制矩阵所需的不同平板或叶片位置的数量进行计算。对此计算而言，将多个共同形状的治疗部位仅作为一个治疗部位来治疗。在步骤 270，软件程序检查用于平板/叶片位置的初始计算的理论最小值是否已经确定。若未确定，则在步骤 272 确定理论最小值。若已确定，则软件程序移至步骤 274。在步骤 274，对在步骤 268 所计算出的数与步骤 272 确定的数进行比较，如果不同的平板/叶片位置的数量大于理论最小值，而且在后 10 次重复期间不同的平板/叶片位置的数量已经减少，则程序移至步骤 276。如果不同的平板/叶片位置的数量等于理论最小值，则程序移至步骤 278。此外，如果在后 10 次重复期间，不同的平板/叶片位置的数量未减少，则程序移至



步骤 278。

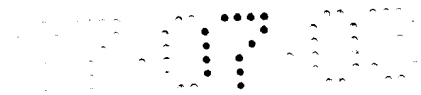
在步骤 276，产生矩阵中的“1”和“0”的移置。根据由软件程序的最优化过程所选择的流程进行这些移置。最优化过程的一个例子是模拟退火。模拟退火是已知的最优化过程，记载在 Press, Teukolsky, Vetterling 和 Flannery 编著，“C 语言中的数字方法(Numerical Recipes in C)”，剑桥大学出版社，1992,444 - 451 页。模拟退火可能要较长时间(当与其它最优化过程比较时)，但是此结果是矩阵的最佳构型。

除了模拟退火之后，还可以采用如下方式，其特征在于根据平板/准直器旋转、“岛”、相同的形状部分，和/或强度最小值对强度图分割。平板/准直器旋转考虑桥架的旋转位置。“岛”是在二进制矩阵中的隔离形状(即无任何沿叶片运动方向之间混合的“0”的“1”)。例如，图 7A 中，矩阵 288 被分成矩阵 294 和 296，以致每个矩阵 294 和 296 中仅含一个“岛”。当“1”和“0”重新分布以使各矩阵变得相同并可组合时产生相同形状部分(如表 11 所示)。强度最小值是变化矩阵中监视器单元的最小数量。例如，图 7A 中，矩阵 284 的左上角和右下角的“1”是强度最小值。在此方式中，强度图部分(或初始矩阵)表征之后，移动强度最小值(如至图 7A 中的矩阵 296)直至发现共同形状的岛。然后，移动下一个较高的强度组，重复处理直至发现最大数量的共同形状的岛。在此方式快速产生另一矩阵构型的同时，这些所得出的矩阵不会是最优化构型的矩阵。

步骤 276 之后，软件程序返回到步骤 268，在此，计算目前矩阵构型所需的平板位置数量。然后软件程序继续至步骤 270 等。在步骤 278，确定每段的平板/叶片位置和多段治疗的顺序。做此确定是为了使平板/叶片移动最小。

图 7A - C 示出了用于段最优化处理的矩阵。首先由图 7A 开始，矩阵 280 是代表待放射治疗的部位的矩阵。在此段最优化处理的例子中，矩阵 280 开始分成两个分立的矩阵 282 和 284。最小强度矩阵 282 是最大可能的立方状矩阵。变化矩阵 284 是第二矩阵，其包括从矩阵 280 中移走矩阵 282 之后剩余的值。矩阵 284 随后分成三个矩阵 288、290 和 292。这些矩阵 288、290 和 292 仅含“1”和“0”。为了开始简化处理，矩阵 288 分成矩阵 294 和 296。

图 7B 中，矩阵 292 和 296 组合产生矩阵 300，矩阵 288 由矩阵 294 置



换。此时，矩阵 284 等于矩阵 294、290 和 300 的总和。图 7C 中，矩阵 294(见图 7B)的左上位移至矩阵 300(见图 7B)的左上位从而产生矩阵 302 和 304。

此时，矩阵 284 等于矩阵 302、290 和 304 的总和。然后，矩阵 302 和 290 组合产生矩阵 306。矩阵 284 此时被分成仅有两个矩阵 306 和 304。总的来说，原始矩阵 280 可分成三个矩阵 282、306 和 304。这三个矩阵 282、306 和 304 的每个代表治疗部位的一段。因此，此例的治疗部位分成三个分立的段。

在此优选实施例中，利用平板位置、放射剂量率和射线辐照时间来对每段进行放射治疗。在每段治疗期间，平板定位于每段之上。也可采用多叶片准直器代替平板或者除平板之外还采用准直器。如果采用多叶片准直器，则可容易用射线束覆盖奇特形状的矩阵。在多叶片准直器中可采用十个 1cm 宽的叶片。但不幸的是，多叶片准直器通常具有产生于叶片之间的某种射线泄漏。若采用平板，则可避免此种射线泄漏。因此，尽可能多使用平板而不使用叶片是有利的。某种段布置可使大量使用平板和尽量少使用准直器叶片，这可用于多数段是矩形形状的情况下。此外，在治疗过程中，移动叶片时的射线泄漏较大。本发明中，由于这些叶片治疗的是治疗部位的小静态段，所以不移动。在段的治疗期间，即使不改变桥架位置也可完全覆盖治疗部位。静止的叶片和桥架，(1)由于提高了治疗的可靠性，所以无需动态控制线路；(2)可使非共面强度调制治疗部位作为待治疗部位。这种非共面强度调制治疗部位不必位于同一平面，其特征在于可改变辐照区域上的监视器单元数量。通过使这些治疗部位为非共面并使强度横跨治疗部位变化，健康细胞组织将接收较少的辐射，从而可以保护敏感器官。

发送至目标的射线可分解为主要成分和散射成分。主射线由从放射源发送的初始或原始光子组成，而散射射线是被由平板设置本身散射的光子引起的。由于在主射线束上增加的板/准直器散射器，所以在自由空间的射线束的射线输出增大。换言之，治疗部位中的一点不仅要受到直接辐射(它是主要成分)，而且还要受到从平板装置散射出的辐射。较小的部位具有较少的射线散射。因此，当采用多段来由放射治疗部位时，散射减少很多。

说明书附图

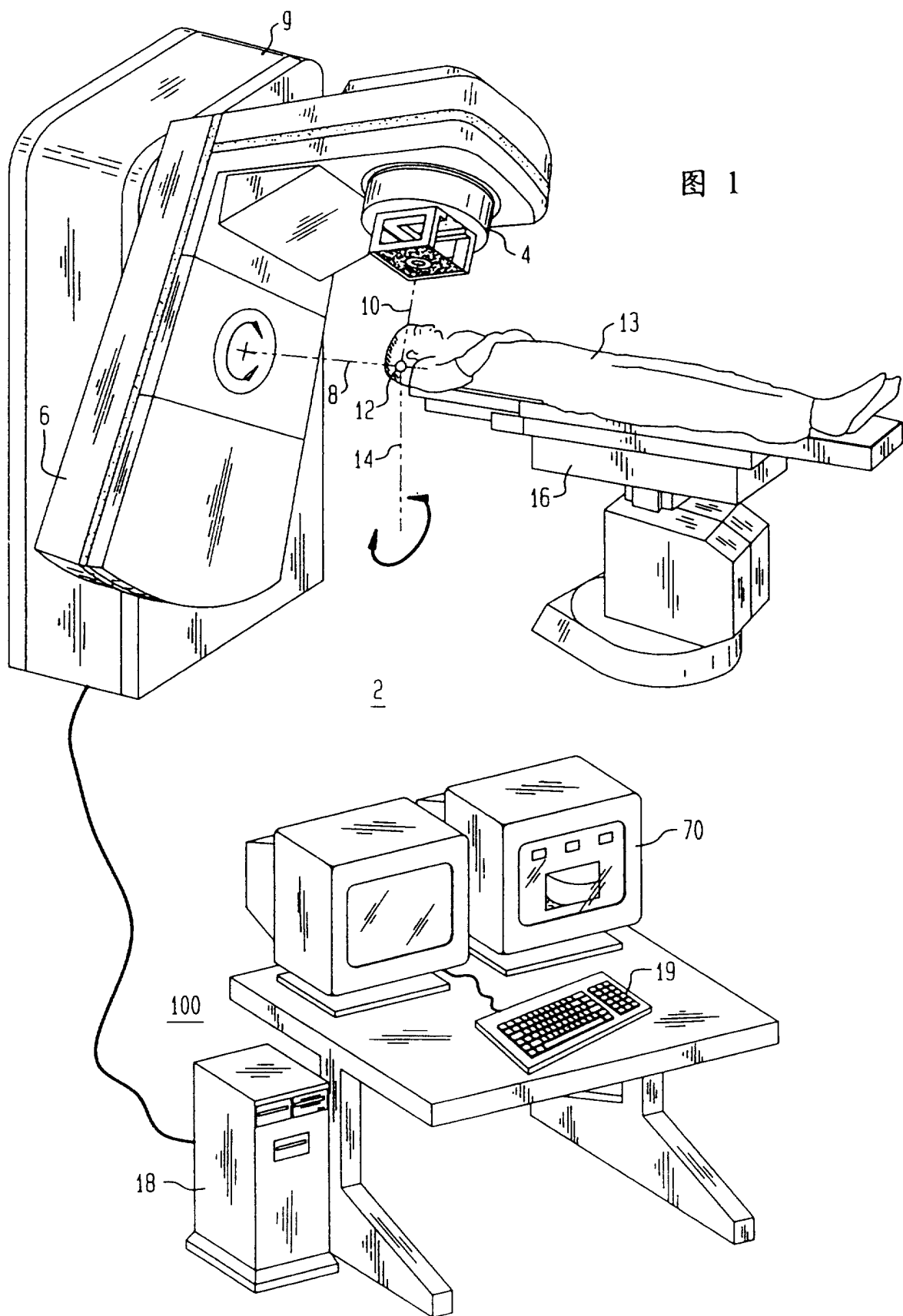


图 1

图 2

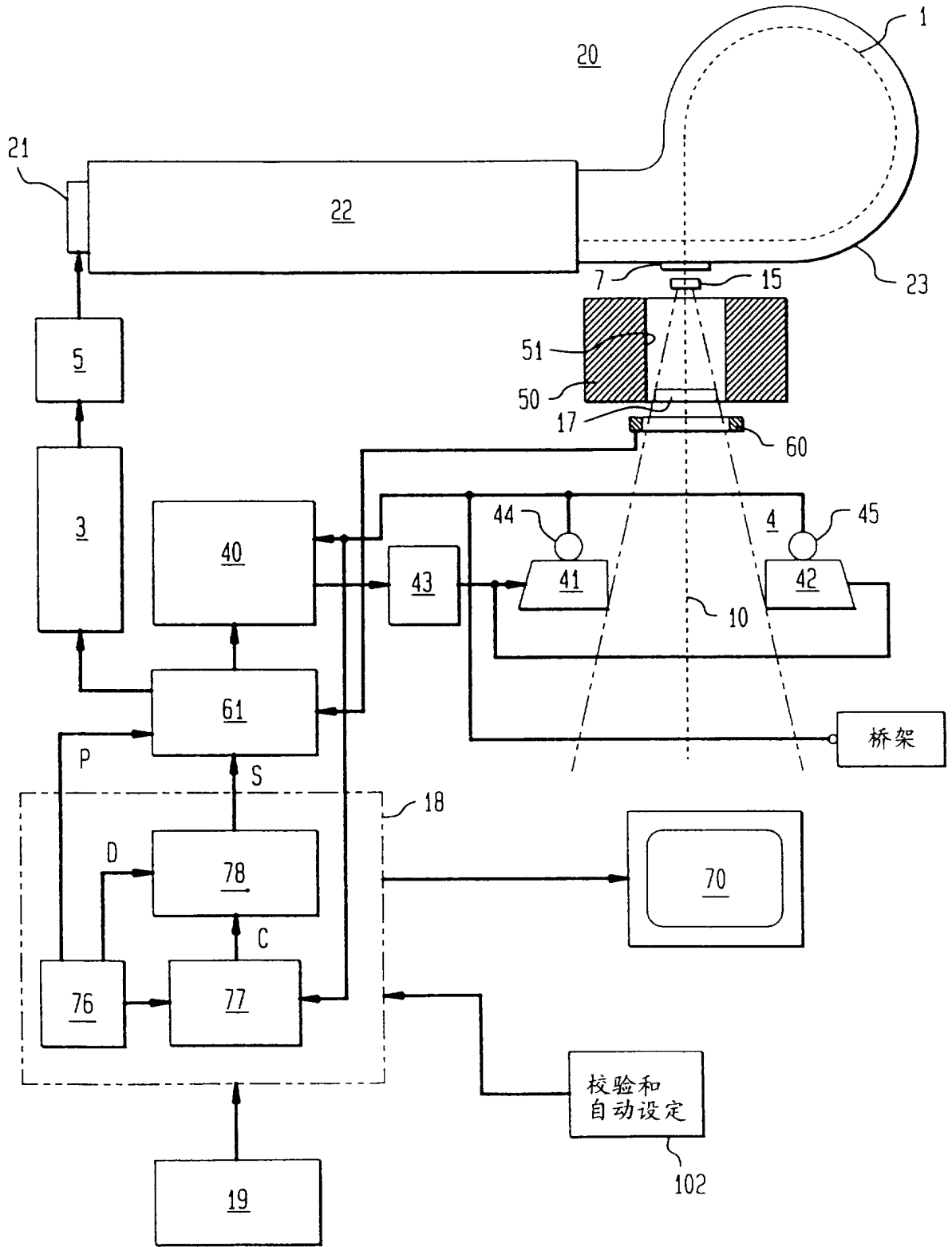


图 3

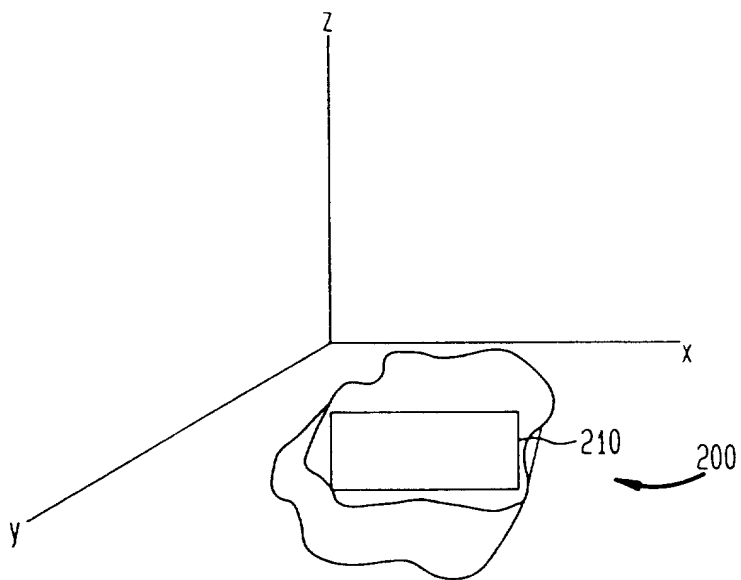


图 4

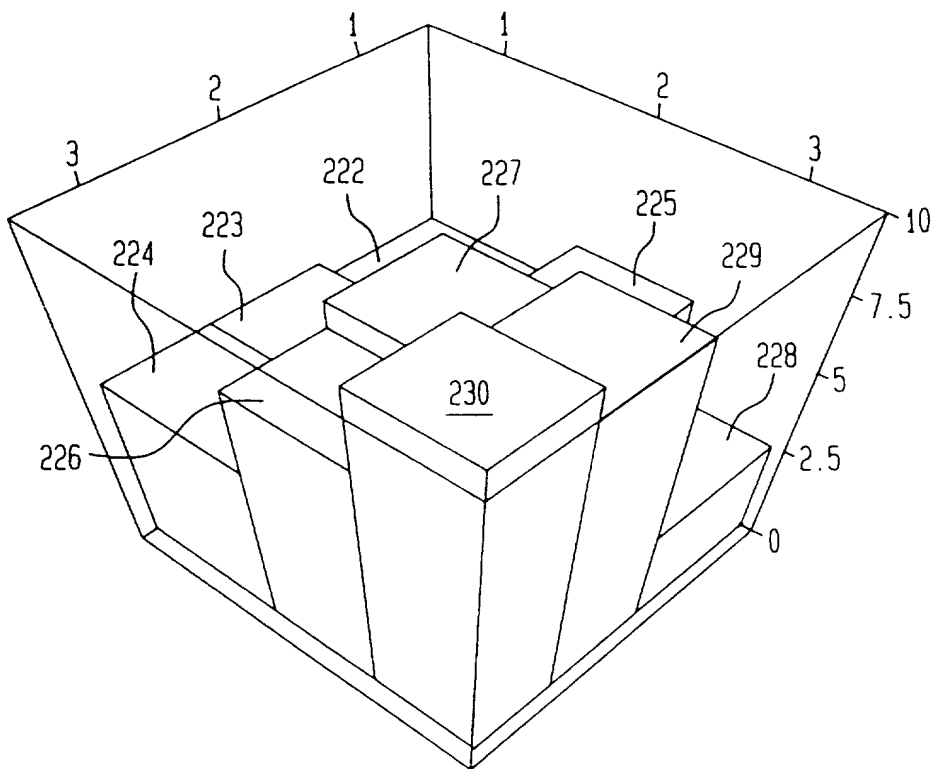


图 5

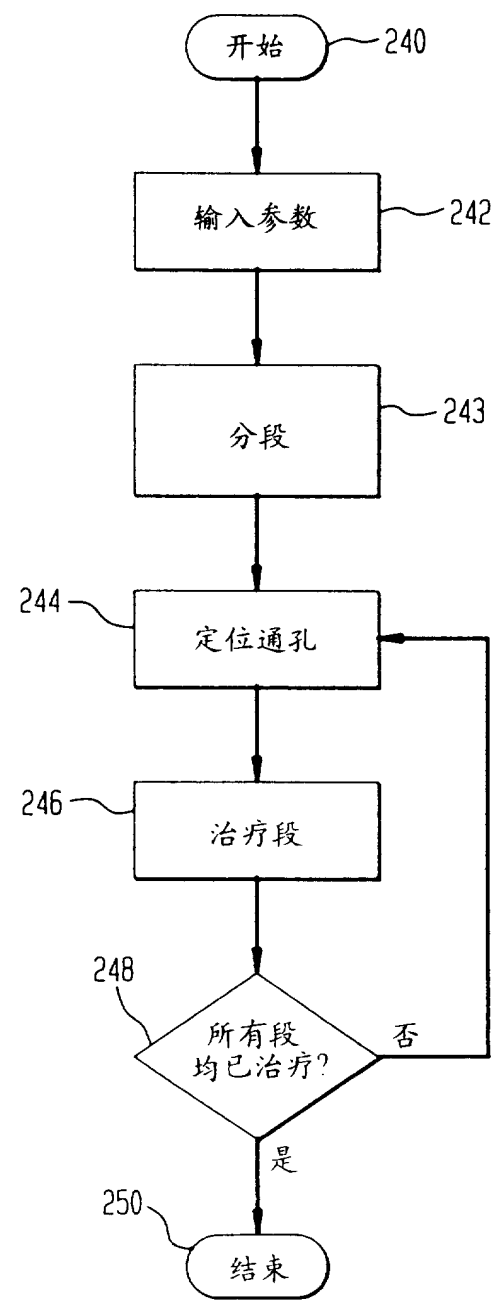
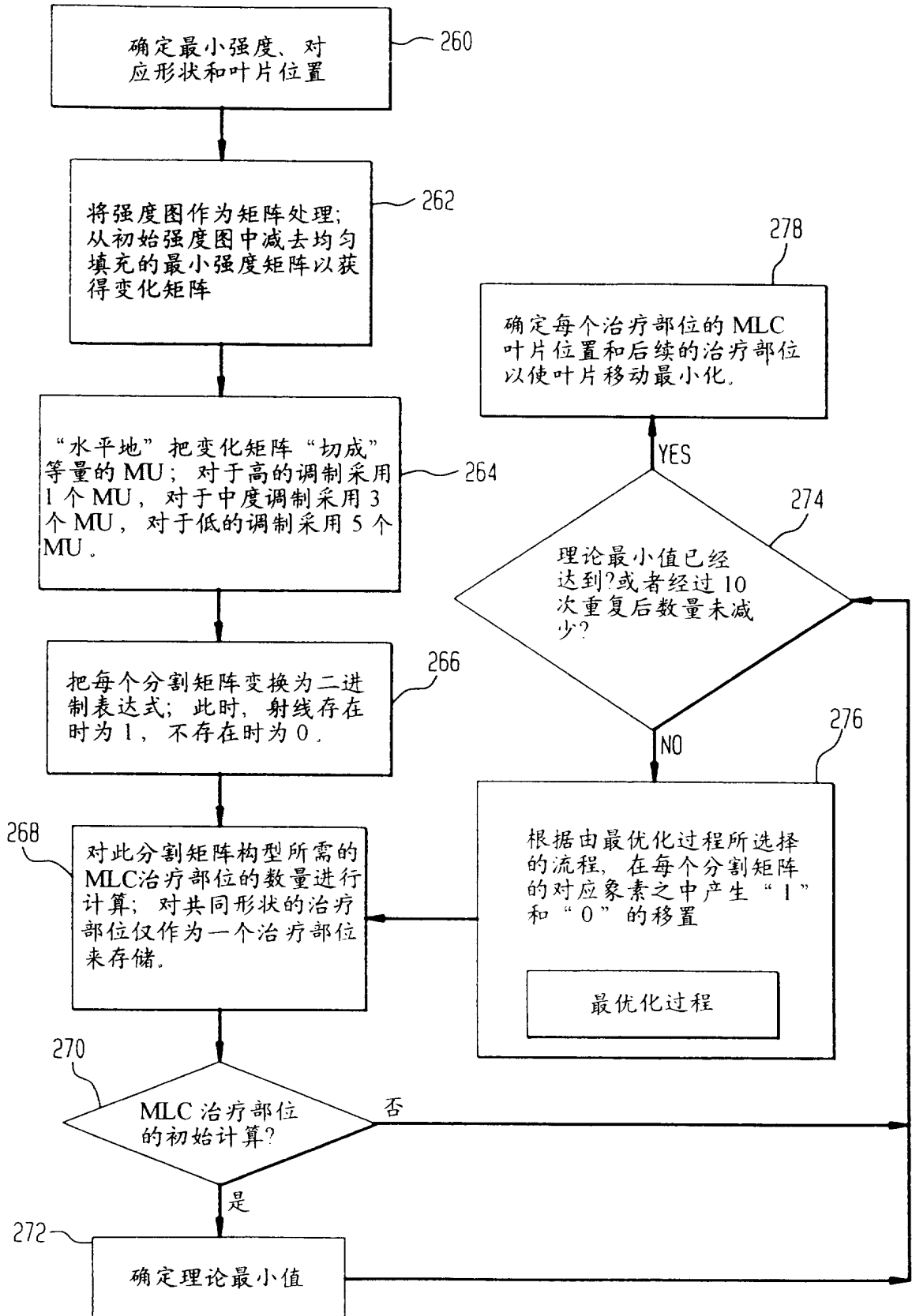


图 6



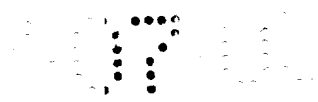


图 7A

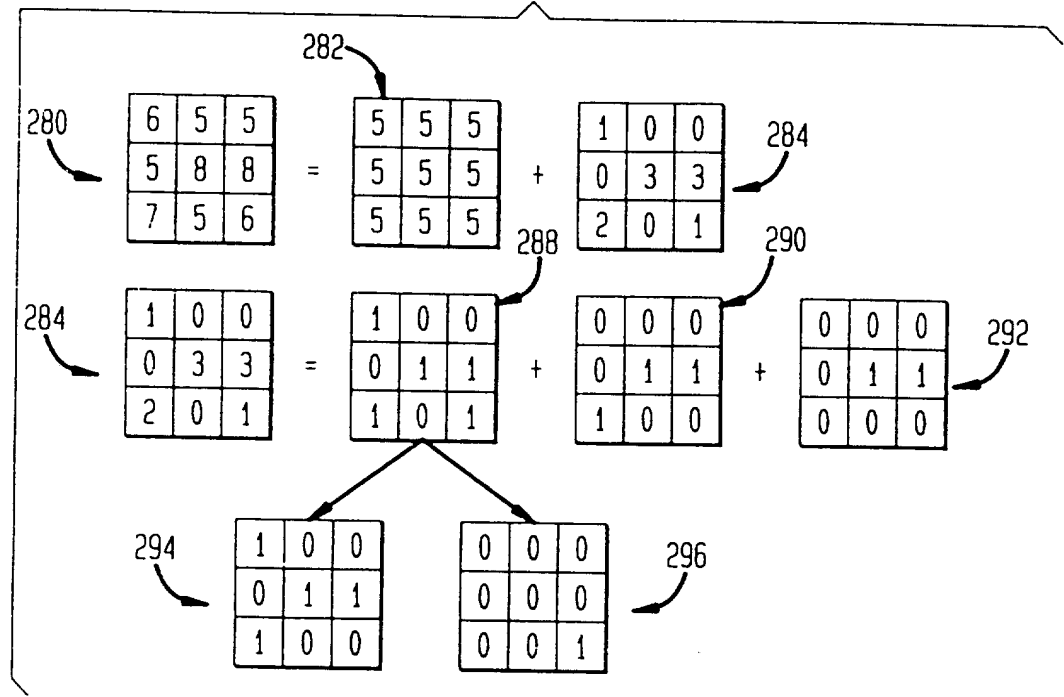


图 7B

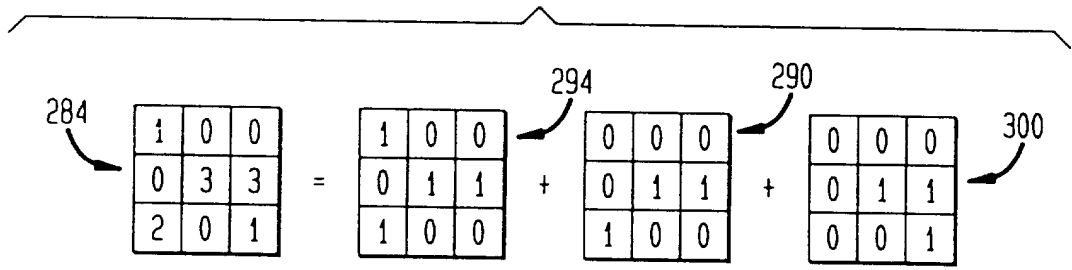


图 7C

