

[19]中华人民共和国专利局

[51]Int.Cl⁶

A61N 5/10

G21F 5/04 H05G 1/02



[12]发明专利申请公开说明书

[21]申请号 96110561.5

[43]公开日 1997年1月29日

[11]公开号 CN 1141202A

[22]申请日 96.7.20

[74]专利代理机构 柳沈知识产权律师事务所

[30]优先权

代理人 杨梧

[32]95.7.20 [33]US[31]504724

[71]申请人 西门子医疗系统公司

地址 美国新泽西州

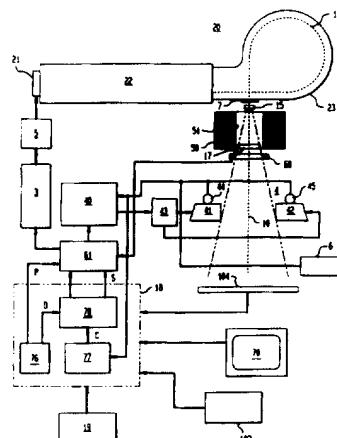
[72]发明人 约翰·H·休斯

权利要求书 2 页 说明书 6 页 附图页数 3 页

[54]发明名称 辐射设备中调节辐射的系统和方法

[57]摘要

在辐射设备特别是辐射治疗设备中以辐射束形式投向目的物的实际辐射量根据位于辐射源与目的物之间的板装置的开口度来加以调节，所以作用在照域上的辐射输出具有恒定的输出因数而不受开口尺寸的影响。输出因数定义为对于一个基准照域在空气中的射束路径上具有散射器（如屏蔽板）时的辐射输出与没有散射器时的辐射输出之比。



(BJ)第 1456 号

权 利 要 求 书

- 1、一种用于调节从辐射源投向目的物的辐射输出的方法，包括以下步骤：
产生具有可变辐射输出的辐射束；
5 限定目的物照域；
变化对辐射束的屏蔽程度使输出因数根据所述屏蔽的程度起相应变化，其中输出因数是指辐射束未被屏蔽时的基准辐射输出与辐射束被屏蔽时的实际辐射输出的比率；
变化辐射输出使输出因数保持恒定而与屏蔽程度无关。
10 2、如权利要求 1 所述的方法，其中所述输出因数等于 1。
3、如权利要求 1 所述的方法，其中变化辐射束的屏蔽程度的步骤包括移动至少一块位于辐射源与目的物之间的可动屏蔽板。
4、如权利要求 3 所述的方法，进一步包括下述步骤：
检测基准板位置处的基准辐射输出值；
15 检测每个可动板在覆盖整个预定运动范围上的多个板位置中的每个处的相对辐射输出值；
产生一系列修正值，作为基准辐射输出值与每个相对辐射输出值的比较函数；
把所述一系列修正值存入存储器；
根据额定剂量信号和处方规定治疗方案的每块板位置的相应修正值的预定修
20 正函数变化辐射量。
5、如权利要求 4 所述的方法，进一步包括下述步骤：
对应于预定疗程的多个照域系列产生一系列校准信号与照域几何参数；
在实际治疗前把所述一系列校准信号下置入存储器中。
6、一种用于调节从辐射源投向目的物的辐射输出的系统，包括：
25 产生具有可变辐射输出的辐射源；
目的物照域；
用于限定输出辐射束投向目的物上的至少一个预定照域的辐射束屏蔽装置；
用于检测被屏蔽的辐射束的辐射输出并产生与投向照域的预定部分的辐射输出相对应的辐射输出信号的检测装置；
30 用于变化辐射束的屏蔽程度的剂量控制单元；
用于产生并向剂量控制单元提供设定剂量信号的处理装置，该信号包括额定剂量信号与剂量修正因数，用于改变辐射输出，使辐射输出因数保持恒定而不受屏蔽程度的影响，其中所述输出因数定义为辐射束未受屏蔽时的基准辐射输出与辐射束受屏蔽时的实际辐射输出之比。
35 7、如权利要求 6 所述的系统，其中所述辐射因数为 1。

8、如权利要求 6 所述的系统，其中所述辐射束屏蔽装置包括位于辐射源与目的物之间的至少一块可动屏蔽板。

说 明 书

辐射设备中调节辐射的系统和方法

5 本发明涉及一种辐射设备，特别是一种在辐射治疗设备中调节对目的物所作辐射的系统与方法。

辐射设备目前已被公知和公用，例如用作治疗病人的辐射治疗设备。辐射治疗设备中通常包括在治疗过程中可绕水平转动轴线转动的支架。用于产生治疗用的高能辐射束的线性加速器位于支架中。这种高能辐射束可以是电子辐射束或光子(X射线)束。在医疗过程中射束指向躺在支架旋转等角中心上的病人身上的某个区域。
10

为了对目的物上所受的辐射加以控制，在辐射源和目的物之间的辐射束路径上通常设有例如是板装置或准直仪等辐射束屏蔽装置。辐射束屏蔽装置在目的物上限定出一个照域，使处方规定量的辐射被投射于其上。

15 投射于目的物上的辐射可以分开成基本分量和散射分量。基本分量辐射是由从辐射源发出的起始或原始光子所形成，而散射分量辐射是由板装置本身散射出来的光子造成的。因为基本辐射中附加了增加的准直器散射，所以辐射束的辐射量在自由空间中也增加了。即照域上的某点在受到直接辐射即基本辐射的同时也受到从板装置上散射的辐射的照射。对于一个基准照域(如 $10 \times 10 \text{ cm}^2$)，在空气中的带有
20 散射的辐射输出与不含散射时的辐射输出之比通常称为输出因数或准直器散射因数。输出因数的概念与定义在现有技术中是被广泛了解的。

25 这样，由于存在这些散射的光子，使得投向目的物表面的剂量受到板装置开口尺寸也即照域的尺寸的影响。这就意味着在同一点上例如是投在目的物上的辐射束中心处所受的照射会因为板装置开度的大小而变化。在板装置的开口较小时在一点上所受的累积剂量要比开口较大时在同一点上所受的累积剂量小。

30 用这种辐射治疗设备进行的辐射由肿瘤医生处方规定并审核。但辐射设备的实际操作通常由治疗医生来执行。当治疗医生按肿瘤医生的处方规定来进行实际辐射治疗时，装置要被设置程序以进行具体的治疗。在设定疗法程序时，治疗医生必须考虑输出因数并必须根据板装置的开度来调节投射剂量以在目的物的表面上获得规定的照射输出。这种调节量可按已知的方法算出，但治疗医生通常不得不进行手
35 算，故易于出错。在辐射治疗中，如出现计算错误可能导致剂量太低致使治疗无效，或剂量太高产生危险。如果出现大错，如点错小数点，则会引起生命危险。

所以需要有一种可以消除这种显著错误的系统，该系统自动地调节投向目的物的辐射量，以确保实际辐射输出精确地等于所要求的辐射输出而不会受到在辐射束路径上的板装置的开口形状或大小影响。
35

本发明通过使用具有可变辐射输出的辐射源产生一个辐射束来调节从辐射源投向一个目的物的辐射输出。目的物受照射的区域是被限定的。辐射束被屏蔽，最好由位于辐射源与目的物之间的至少一块可移动的板形成的结构来加以屏蔽。辐射输出因数根据屏蔽的程度发生变化，辐射输出因数定义为未加屏蔽时的基准辐射输出与加上屏蔽时的实际辐射输出的比。辐射输出的变化使得辐射输出因数始终不受屏蔽程度影响。辐射输出因数最好是等于 1。

在本发明的一个实施例中，检测一个板基准位置的基准辐射输出值，然后还检测每块可动板在覆盖其整个移动范围的多个板位置的每一个处时的相对辐射输出值。随之生成一系列修正值，作为基准辐射输出值与每个相对辐射输出值之间的预定比较函数，所述修正值被存入存储器。这样，辐射输出就根据处方规定治疗方案的额定照射剂量信号和每个板位置的修正值变化。

该系统可以通过产生一系列校准信号和对应于预定治疗范围多个照域序列的照域几何参数来加以预置。然后在实际治疗前将该一系列校准信号用校核和自动设定电路转载到存储器中。

图 1 是本发明的辐射治疗设备与治疗单元的示意图。

图 2 是图 1 中的辐射治疗设备中的处理单元，控制单元和辐射束生成系统部分的方框图。

图 3 所示是现有技术的从辐射源照射到目的物不同尺寸照域的辐射输出。

图 4 所示是按本发明的从辐射源照射到目的物不同尺寸照域的辐射输出。

图 5 所示是输出因数与一矩形照域的尺寸关系的曲线图，其中照域的一个尺寸保持恒定。

本发明在下文中主要地参照一个用 X 射线来对患者进行局部照射并用至少一块活动板来限定从辐射源发出的辐射束的照域的系统来加以描述，但这仅是用作举例而已。本发明可以用来调整任何一种能束，例如电子束(用于取代 X 射线)来照射任何目的物(不限于病人)，只要其射至照域的辐射能量可以检测或加以估算。

图 1 中所示的为一般方案的辐射治疗设备 2，其中应用了按本发明的原理构成的板 4、位于罩壳 9 内的控制单元和治疗装置 100。辐射治疗设备 2 包括有一个可在治疗过程中绕一水平轴线 8 旋转的支架 6。板 4 固定在支架 6 的伸出部上。为了产生治疗所需的高能辐射，在支架 6 内设置了线性加速器。从线性加速器与支架 6 发出的辐射束的轴线以标号 10 表示。电子、光子或其它可检测的辐射均可用于治疗。

在治疗过程中辐射束对准目标体 13 的区域 12，目标体例如可以是一个被治疗的病人，他躺在支架旋转等角中心上。支架 6 的旋转轴线 8、治疗台 16 的转动轴线 14 与辐射束轴线 10 都最好在等角区内交叉。此种辐射治疗设备的构造在 1991 年 9 月出版的编号为 A91004 - M2630 - B358 - 01 - 4A00 的西门子医疗实验室有限公司的小册子《用于辐射肿瘤学的数字系统》中有概括的描述。

病人被施照的区域被称作照域。如所熟知的，板 4 基本上是辐射不能穿透的。这些板被置于辐射源和病人之间以限定照域，以使身体的一些部位，例如是健康组织，尽可能地少受或最好是完全不受照射。本发明的最佳实例中至少有一块板可以移动，使得照域上的辐射强度不一定均匀分布(在一部分区域上的照射剂量比另一部分区域上的大)。再之，支架也最好可以旋转以实现多种辐射束角度与辐射量分布而不必转动患者。这些特点对本发明都不是必需的：本发明也可以采用定照域设备(没有活动板)或固定的照射率，或固定角度的辐射束(支架不能转动)。

辐射治疗设备 2 还带有中心治疗处理或控制单元 100，后者与辐射医疗设备 2 通常是分开的：辐射医疗设备 2 通常被安放在另外的房间里以使医生免受辐射。治疗单元 100 包括例如至少一台视频显示器或监视器 70 的输出装置与例如是键盘 19 的输入装置，不过数据也可以通过例如是数据储存器的数据载体，或是校核并记录或是自动置位的系统 102 来输入，对此在下文中还要加以详述。治疗处理单元 100 在正常情况下由治疗医师来实际操作以控制由肿瘤医生规定的辐射治疗。借助于键盘 19 或其它的输入设备，治疗医生向治疗单元 100 的控制单元 76 输入限定病人所受照射的数据，例如为肿瘤医生所处方规定的。程序也可以通过数据存储器等其它输入装置通过数据传输或采用自动设定系统 102 来加以输入。在治疗过程之前或过程中在监视器 70 的屏幕上将会显示出各种数据。

在图 2 中更详细地显示出了辐射治疗设备 2 与治疗单元 100 的局部。在电子加速器 20 中产生出了电子束 1。加速器 20 中包括有电子枪 21、波导管 22 以及真空泡或导引磁铁 23。一触发系统 3 将其产生的发射触发信号输往发射器 5，后者根据上述发射触发信号产生发射器脉冲，并向加速器 20 中的电子枪 21 发送发射器脉冲以生成电子束 1。电子束 1 被加速并由波导管 22 加以导引。为此目的设置一个高频源，该高频源提供产生向波导管 22 提供的电磁场所需的射频(RF)信号。电子被从发射器 5 注入并由电子枪 21 发射，在波导管 22 中由所述电磁场加速，再从与电子枪 21 相对的另一端以电子束 1 的形式被射出。电子束 1 随之进入导引磁铁 23，再被导引沿轴线 10 通过窗口 7。电子束在穿过第一散射箔 15 后再穿过挡块 50 的通道 51 到达第二散射箔 17。随后电子束穿过测量室 60，在那里对其剂量加以确定。如果将散射箔改成一个靶则辐射束即成为 X 线辐射束。最终由设在辐射束 1 路径上的孔径板装置 4 来对受试体的照域进行确定。孔径板装置 4 包括两块板 41 与 42。如上所述，这仅是本发明可采用的辐射束屏蔽装置的一个实例。本发明也可用其它的构成形式来运行，只要其中带有限定照域的孔径板装置就行。

板装置 4 包括有一对孔径板 41 与 42 以及与它们垂直的一对附加孔径板(未示出)。为了变化照域的尺寸，孔径板在驱动器 43(图 2 中仅作用于板 41)的作用下相对于轴线 10 作位移。驱动器 43 中包括与板 41 与 42 相联的电机并由电机控制单元加以控制。位置传感器 44 和 45 也分别与板 41 和 42 相联以检测它们的位置。这仅仅是这种系统的一个实例，本发明也可以用其它系统，只要有对照域加以限定的

辐射束屏蔽装置，且有检测照域尺寸的检测装置。

电机控制单元 40 与剂量控制单元 61 相联，后者包括有一个剂量仪控制单元，并与中央处理器 18 相联，用于提供为达到给定的等剂量曲线的辐射束的设定值。辐射束的强度由测量室 60 进行测定。根据设定值与实际值之间的偏差，剂量控制 5 单元 61 向触发系统 3 提供信号，使其以已知的方式改变脉冲重复频率，以使设定值与辐射束输出实际值间的偏差减小。

在这种辐射治疗设备中，作用于目的物上的辐射束输出取决于板装置 4 的开口尺寸，也就是取决于目的物 13 上的照域的尺寸。

为了清楚与简单起见，本发明的下述描述只涉及附加板对是固定式的。但在系统中只要有适当的电机控制单元和位置传感器就可在本发明中采用活动的附加板。当板 41 和 42 互相分开而将其间的缝隙展宽时，在目的物 13 上任一给定点，例如在辐射束轴线 10 上的点的辐射输出由于在基本辐射束中增加了散射量而得以增加。 10

为了保证在治疗过程中落在目的物 13 上同一点上的辐射输出始终与要求的辐射输出相同而不依赖于开口尺寸，辐射束的输出必须根据开口度加以调整。 15

中央处理单元 18 一方面与如键盘等用于输入处方规定的辐射治疗辐射量的输入装置相联，另一方面与产生所需的控制触发系统 3 的辐射值的剂量控制单元 61 相联。触发系统 3 即以对应的通常的方式改变脉冲重复频率。能对辐射输出加以变化的技能是公知的，如采用数字剂量仪系统则效果最佳，这是因为可以方便地由中 20 央处理单元 18 的数字输出来加以控制。

图 3 中所示是现有技术中辐射输出因数 R 取决于板 41 与 42 间的开口尺寸也即目的物 13 上照域 R 尺寸 F_1 至 F_n 之间的对应关系。板 41 与 42 可在驱动单元 43 的作用下相对开合，而在本实施例中另一对板则是静止的。如前所述，如果辐射源的辐射输出保持恒定，辐射输出因数 R 即随照域从 F_1 增至 F_n 而相应地增加。

图 4 中所示的板 41 与 42 的形式并未变化，但在本发明中辐射输出因数被调节，以使得尽管照域的尺寸有变化即板装置 4 的开口度有变化但辐射输出因数仍保持恒定。为此，位置传感器 44 与 45 的输出信号，或任何其它指示开口尺寸和/或形状的信号，被送入中央处理单元 18 以产生出经调整的剂量信号，该信号中考虑到了开口的尺寸和/或形状的影响，因而可得到恒定的辐射输出因数 R 。辐射输出 25 的调节最好是在治疗过程中板运动的全部范围上保持在 $R = 1$ 。这表明尽管照域尺寸改变而实际辐射仍精确地等于处方规定值。 30

应注意，虽然在照域尺寸增加时辐照输出仍保持恒定，但这并不意味着在照域上所累积的剂量是恒定的。实际上在治疗过程中改变照域尺寸的理由通常是为了在照域上形成非均匀形式的辐照，例如可以处方规定呈楔形的累积剂量曲线，用于对肿瘤区域作加强照射而避免影响邻近的健康组织。例如在图 4 中在照域 F_1 中的累积剂量要大于在照域 F_2 与 F_3 之间区域内的累积剂量。本发明所提供的方法是用来 35

确保辐射输出的精确调控，以消除由于散射即由于辐射输出因数而造成的不确定性。借助于旋转支架及变化照域尺寸可以得到更为复杂的剂量曲线。

中央处理单元 18 带有一个控制单元 76，后者控制程序的执行、提供用于控制板装置 4 开口的位置信号 P 和用于调节辐射源 17 出口处辐射输出的额定剂量信号 D(对应于当采用现有技术方法时所要求的板位置，即不考虑输出因数补偿)。存储器 77 也被设在中央处理单元 18 内或与之相联以提供修正信号 C，处理单元用该信号来根据位置传感器 44、45 输出的位置信号 P 调节辐射输出，以获得规定的恒定输出因数。

存储器的最佳设置方式是相对于每个板位置(照域面积)都存有对应的剂量修正信号 C。这样存储器中就存入了一个修正量表。如果系统中的可动板不止一套，则该表就相应地成为多维的，并可使用任意已知的数据结构来加以排列，以使得对于板位置的任意组合形式都可得到一个修正因数。

控制单元 76 与存储单元 77 分别向组合电路 78 提供剂量与修正信号 D 与 C，电路将这些量值组合起来生成设定信号 S，反过来设定信号 S 被送往剂量控制单元 61 来设定辐射输出。

组合电路 78 取决于修正信号的产生与存储方式。假定修正信号 C 以加法补偿的形式存储，则在这种情况下组合电路就是一个将修正信号 C 加到剂量信号 D 上的加法器。这是一个最佳实例，因为它最简单。但假如修正因数是一个乘数，则例如当辐照输出的增量因数为 102/100 时就需要一个乘法修正信号 100/102。如果不存储修正信号 C 的一个实际修正值，也可以存储用于各种照域大小的修正函数的参数。这样，处理单元即利用存储器中所存的参数来对每个当前照域的大小进行函数求值，然后产生修正信号(加法或乘法的)。

在对病人实行实际治疗前经过一个或多个校正过程对修正信号予以确定。为确定相应修正值要在已知的基准板位置条件下对基准面(或线)进行照射，对该表面的辐照输出由通常的感应装置 104(见图 2)检测，由该装置产生辐照量信号并送往处理单元 18。基准平面不必位于病人所在的平面上，虽然在这个平面上通常可使校准容易进行并更加精确。应注意辐射量可以在表面上的几个不同点上检测并加以存储，因为它不一定是一个常量。

随后板运动到一个新的开口位置，再检测并存储辐射输出。这样连续地进行下去，直到对于基准面来说整个板的运动范围里的辐射输出值都被存储起来。如果可动板组多于一对，则对于板位置的每一种组合都要检测和存储校准的辐射输出值，组合的数量取决于所期望的或要求的精度。

一旦存入了一套完整的辐射输出值，则将每个值与基准板位置时的量值(基准输出值)相比较。如果修正因数的形式是加法补偿，则将检测的输出值与基准输出值的差加以存储。如选用乘法修正因数，则所存储的是比率。另外也可用任何已知的函数近似方法来生成所需的加法或乘法修正因数的近似函数的参数。

应注意在刚叙述过的校准步骤中所得到的修正因数将导致一个恒定的输出因数，但不一定是辐射因数 $R = 1$ 。这是因为基准板位置本身也会造成散射，使得基准辐射输出值不等于一个已知的绝对辐射输出值。为了对此种情况加以修正，最好是使所选用的传感装置 104 能够测量实际的绝对辐射输出，或使用其它的普通装置得到至少一个板位置处的绝对辐射值，然后将该板位置作为基准板位置。为了确保长期精确度，可以按规定的校验时间表进行再校验，并计算和存入新的修正因数。

辐照量检测装置不必直接去测量绝对辐照输出，而是可以去测量不同板位置的剂量率，再用已知的积分和补偿方法来生成输出值。

图 5 所示的图中以实线表示本发明所实现的恒定输出因数 $R = 1$ ，而虚线所示的为现有技术的输出因数。水平轴所示为由板装置 4 所限定的照域大小 F 的一个参数，而垂直轴所示的是输出因数 R 。线间的差距指示出相应于不同照域大小 F_1 至 F_n 的修正信号 C_1 至 C_n 的值。

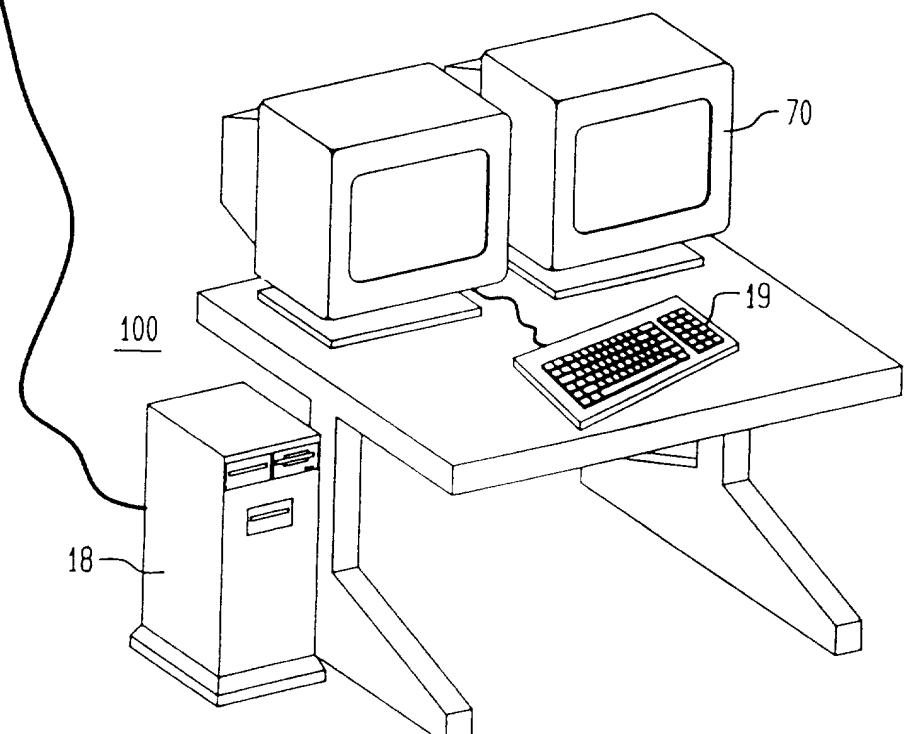
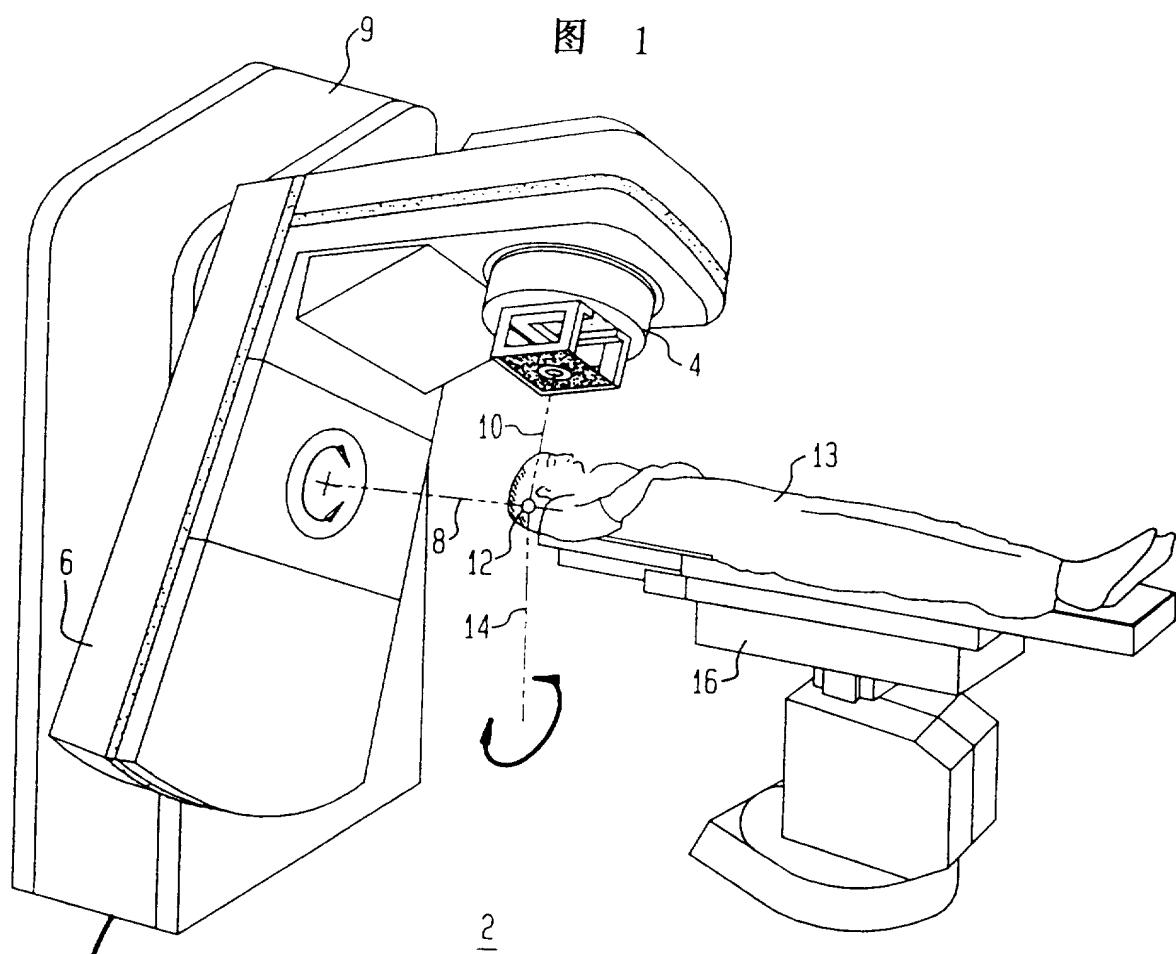
本发明使得调节输出因数并最好使 R 值等于 1 成为可能。这就意味着当肿瘤医生向治疗医生建议施以一定量的辐射时，治疗医生不需要去考虑对应的输出因数 R 。辐射治疗设备将按照域面积自动地对辐射输出进行调节。这就减少或完全消除了由于治疗医生必须对辐射输出因数的变化进行计算和补偿而引起的错误。

本发明也可以在一种其中至少有一个在治疗过程中可以移动的板装置 4 中的孔径板的辐射治疗设备中实现。这种设备在美国专利 U.S.Pat.No.5148032 中已有描述。如在该美国专利中所述的，在这种辐射治疗设备中可以很容易地实现各种等剂量曲线而不用在辐射束的束径中存在物理楔。在这种情况下修正值也被加入辐射输出值来获得给定的输出因数。在采用物理楔的设备中也可以采用类似的修正。在任一种情况下都可把相应的修正值 C 作用到剂量信号 D 上以获得对目的物输送的正确辐射量。

辐射治疗的“疗程”可以并经常是具有多于一个的照域，并可以运行几个不同的周期。在一些情况下在疗程中可以采用例如几百个不同的(且在一些情况下是固定的)连续照域，以对具有复杂的几何形状或处方规定的剂量图形的照域进行正确的照射、并减轻病人的不适，或在如肿瘤缩小时对照域加以调整。故本发明也包括有选择校正和记录或“自动设定”系统 102(见图 2)，以将参数储存和下置入照射系统(通过 CPU 18 或直接进入存储器)，这些参数是治疗疗程中的各种不同的照域的参数，例如是几何参数和/或从先前的对各种不同照域进行校验的过程中所取得的修正因数表。

说 明 书 附 图

图 1



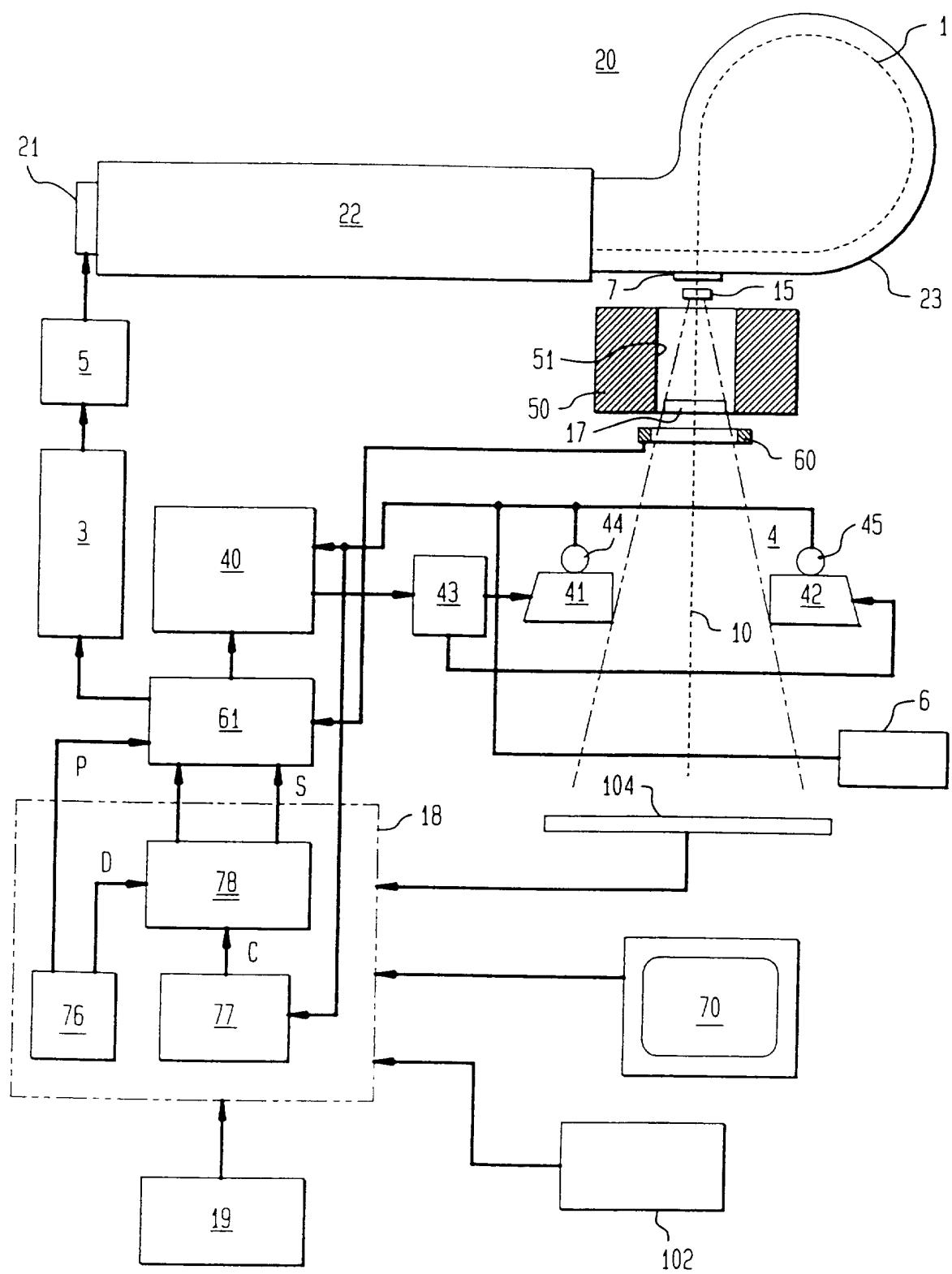


图 2

图 3

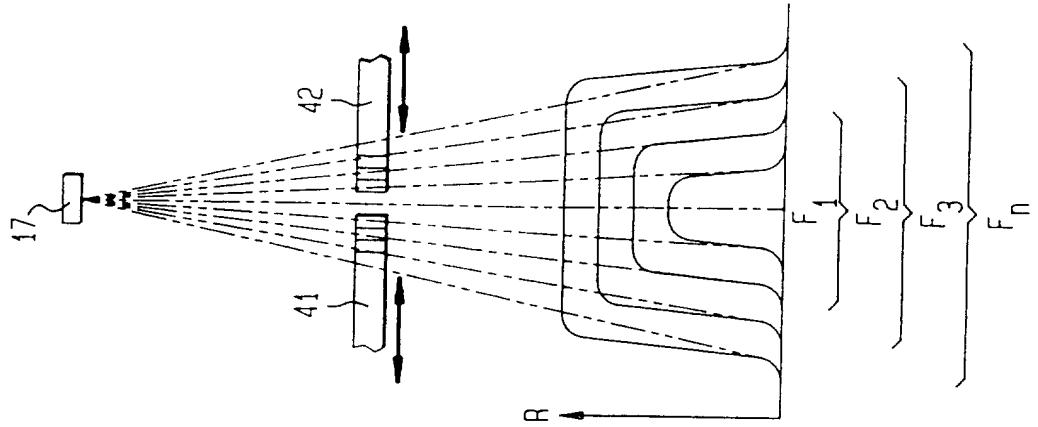


图 4

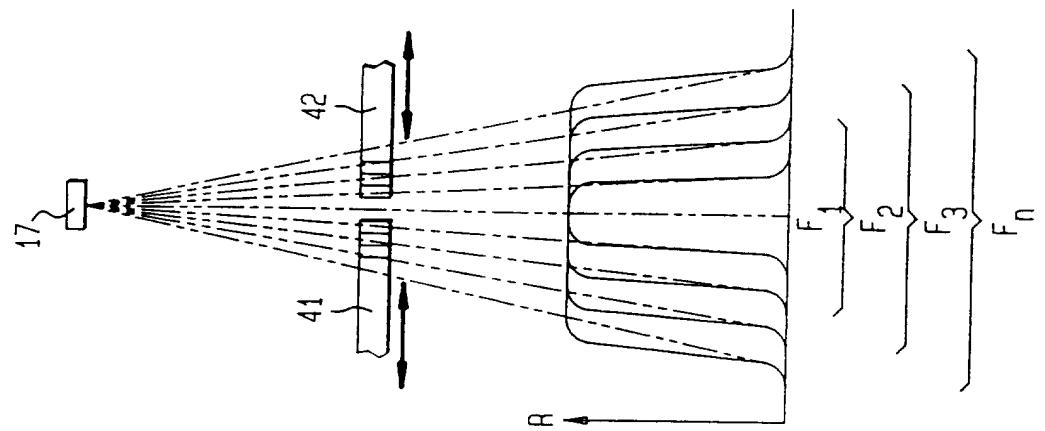


图 5

