



(12)发明专利

(10)授权公告号 CN 107362463 B

(45)授权公告日 2020.03.31

(21)申请号 201710671277.0

(22)申请日 2014.05.28

(65)同一申请的已公布的文献号
申请公布号 CN 107362463 A

(43)申请公布日 2017.11.21

(62)分案原申请数据
201410231053.4 2014.05.28

(73)专利权人 上海联影医疗科技有限公司
地址 201807 上海市嘉定区嘉定工业区域
北路2258号

(72)发明人 李贵 刘娟 刘艳芳

(51)Int.Cl.
A61N 5/10(2006.01)

(56)对比文件

CN 103079643 A,2013.05.01,
CN 103079643 A,2013.05.01,
CN 101000808 A,2007.07.18,
CN 101890208 A,2010.11.24,
CN 103068441 A,2013.04.24,
US 5166531 A,1992.11.24,

审查员 王音

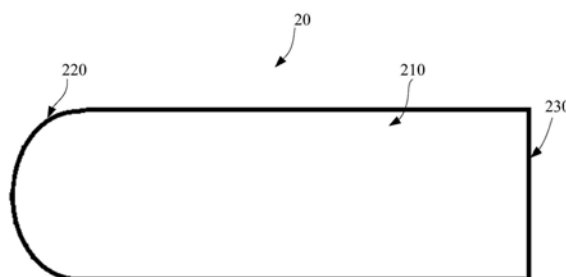
权利要求书2页 说明书8页 附图3页

(54)发明名称

准直器、辐射系统及准直器叶片的选取方法

(57)摘要

一种准直器、辐射系统及准直器叶片的选取方法。所述准直器包括两个以上的叶片，所述叶片相对设置在两个阵列中，每个所述阵列包括一个以上的叶片；所述叶片包括一延伸结构体，所述延伸结构体包括沿延伸方向相对设置的第一端和第二端，所述第一端端面形状为第一曲线形。通过将准直器叶片第一端的端面形状设置为第一曲线形，可以使得所产生的半影变化更加均匀，从而可以使得所述第一曲线形准直器更有利于进行放射治疗。



1. 一种准直器,其特征在于,包括两个以上的叶片,所述叶片相对设置在两个阵列中,每个所述阵列包括一个以上的叶片:所述叶片包括一延伸结构体,所述延伸结构体包括沿延伸方向相对设置的第一端和第二端,所述第一端端面形状为第一曲线形,所述第一曲线为曲率半径自顶点沿延伸方向逐渐变大的光滑曲线,所述第一曲线的形状和所述顶点的位置由具有不同顶点或不同曲率半径的端面形状的叶片对应的半影长度确定,所述第一曲线的形状和所述顶点的位置由具有不同顶点或不同曲率半径的端面形状的叶片对应的半影长度确定包括:

根据所述第一端端面形状为不同曲率半径的曲线时对应的半影长度确定第一弯曲程度,

根据所述第一端端面形状为具有第一弯曲程度的曲线,且曲线的顶点位于垂直于曲线的对称轴方向的不同位置时对应的半影长度确定所述第一曲线。

2. 如权利要求1所述的准直器,其特征在于,所述第一曲线包括:用于表示偶函数的曲线以及所述用于表示偶函数的曲线经平移或旋转变换后的曲线。

3. 如权利要求2所述的准直器,其特征在于,所述第一曲线为抛物线、双由余弦曲线或者椭圆上连接短轴的两个端点的弧线。

4. 如权利要求2所述的准直器,其特征在于,所述第一曲线为用于表示多个偶函数的线性组合的曲线。

5. 如权利要求1所述的准直器,其特征在于,每个所述阵列包括两个及以上叶片,所述延伸结构体上设置有凹凸结构,相邻两叶片的凹凸结构相互括合。

6. 如权利要求1所述的准直器,其特征在于,每个所述阵列包括一个叶片。

7. 如权利要求1所述的准直器,其特征在于,所述第一曲线的形状和所述顶点的位置由具有不同顶点或不同曲率半径的端面形状的叶片对应的半影长度确定包括:

根据所述第一端端面形状为不同曲率半径的圆弧时对应的半影长度确定第一曲率半径'

根据所述第一端端面形状为顶点处具有第一曲率半径且弯曲程度不同的曲线时对应的半影长度确定第一弯曲程度,

根据所述第一端端面形状为具有第一曲率半径和第一弯曲程度的曲线,且曲线的顶点位于垂直于曲线的对称轴方向的不同位置时对应的半影长度确定第一顶点,

所述第一曲线为具有第一顶点和第一弯曲程度的曲线,且所述第一顶点处的曲率半径为所述第一曲率半径。

8. 一种辐射系统,其特征在于,包括:用于产生射线的放射源,以及如权利要求 1-7任一项所述的准直器,所述准直器的叶片的第一端为靠近与所述叶片所在的阵列相对的另一阵列的一端,所述叶片在被定位以后用于限定空隙,所述放射源产生的射线穿过准直器的叶片所限定的空隙照射到目标区域。

9. 一种准直器叶片的选取方法,其特征在于,包括:

a. 确定第一曲率半径:

根据所述叶片的第一端端面形状为不同曲率半径的圆弧时对应的半影长度确定第一曲率半径:

b. 确定第一弯曲程度:根据所述叶片的第一端端面形状为顶点处具有第一曲率半径且

弯曲程度不同的曲线

时对应的半影长度确定第一弯曲程度：

c. 确定第一顶点：

根据所述叶片的第一端端面形状为具有第一曲率半径和第一弯曲程度的曲线，且曲线的顶点位于垂直于曲线的对称轴方向的不同位置时对应的半影长度确定所述第一顶点：

d: 确定第一曲线：

将具有第一顶点且所述第一顶点处的曲率半径为所述第一曲率半径的第一曲线形端面的叶片作为所述准直器的叶片，所述第一曲线为曲率半径自顶点沿延伸方向逐渐变大的光滑曲线，且所述第一曲线的弯曲程度与所述第一弯曲程度相同。

准直器、辐射系统及准直器叶片的选取方法

[0001] 本申请是于2014年05月28日提交中国专利局、申请号为201410231053.4、发明名称为“准直器、辐射系统及准直器叶片的选取方法”的中国专利申请的分案申请。

技术领域

[0002] 本发明涉及医疗设备技术领域，具体涉及一种准直器、辐射系统及准直器叶片的选取方法。

背景技术

[0003] 准直器是用来产生适形辐射野的医疗设备，即限制放射源产生的治疗射线照射在患者体表上的范围，从而可以保护患者的正常器官或组织不受辐射。准直器在放射治疗领域中具有广泛的应用。

[0004] 准直器通常包括多个叶片，所述多个叶片设置在两个阵列中，形成多对相对的叶片。一对叶片的每个叶片能够向远离或靠近所述一对叶片中的另一叶片的方向运动，两个阵列的相邻叶片在被定位以后可以限定一个或多个空隙。叶片可以阻挡放射源的部分射线，未被阻挡的射线则穿过叶片所限定的空隙照射在患者的体表上。通过叶片的运动，可以产生符合要求的辐射野。

[0005] 未被叶片阻挡的射线照射在患者的体表时，会产生半影。半影越大，则患者的正常器官或组织受到的辐射也就越大。半影的变化不均匀，则不利于对辐射野进行校正。但是，现有的准直器存在半影较大且半影的变化不均匀的问题。

发明内容

[0006] 本发明实施例解决的是现有准直器所产生的半影较大且半影变化不均匀的问题。

[0007] 为解决上述问题，本发明实施例提供一种准直器，所述准直器包括两个以上的叶片，所述叶片相对设置在两个阵列中，每个所述阵列包括一个以上的叶片；所述叶片包括一延伸结构体，所述延伸结构体包括沿延伸方向相对设置的第一端和第二端，所述第一端面形状为第一曲线形，所述第一曲线为曲率半径自顶点沿延伸方向逐渐变大的光滑曲线，所述第一曲线的形状和所述顶点的位置由具有不同顶点或不同曲率半径的端面形状的叶片对应的半影长度确定。

[0008] 可选地，所述第一曲线包括：用于表示偶函数的曲线以及所述用于表示偶函数的曲线经平移或旋转变换后的曲线。

[0009] 可选地，所述第一曲线为抛物线、双曲余弦曲线或者椭圆上连接短轴的两个端点的弧线。

[0010] 可选地，所述第一曲线为用于表示多个偶函数的线性组合的曲线。

[0011] 可选地，所述延伸结构体为平面延展片。

[0012] 可选地，每个所述阵列包括两个及以上叶片。

[0013] 可选地，所述延伸结构体上设置有凹凸结构，相邻两叶片的凹凸结构相互插合。可

选地,每个所述阵列包括一个叶片。

[0014] 可选地,所述第一曲线的形状和所述顶点的位置由具有不同顶点或不同曲率半径的端面形状的叶片对应的半影长度确定包括:

[0015] 根据所述第一端端面形状为不同曲率半径的曲线时对应的半影长度确定第一弯曲程度,

[0016] 根据所述第一端端面形状为具有第一弯曲程度的曲线,且曲线的顶点位于垂直于曲线的对称轴方向的不同位置时对应的半影长度确定所述第一曲线。

[0017] 可选地,所述第一曲线的形状和所述顶点的位置由具有不同顶点或不同曲率半径的端面形状的叶片对应的半影长度确定包括:

[0018] 根据所述第一端端面形状为不同曲率半径的圆弧时对应的半影长度确定第一曲率半径,

[0019] 根据所述第一端端面形状为顶点处具有第一曲率半径且弯曲程度不同的曲线时对应的半影长度确定第一弯曲程度,

[0020] 根据所述第一端端面形状为具有第一曲率半径和第一弯曲程度的曲线,且曲线的顶点位于垂直于曲线的对称轴方向的不同位置时对应的半影长度确定所述第一顶点,

[0021] 所述第一曲线为具有第一顶点和第一弯曲程度的曲线,且所述第一顶点处的曲率半径为所述第一曲率半径。

[0022] 本发明实施例还提供一种辐射系统,包括:用于产生射线的放射源,以及如上述的准直器,所述准直器的叶片的第一端为靠近与所述叶片所在的阵列相对的另一阵列的一端,所述叶片在被定位以后用于限定空隙,放射源产生的射线穿过准直器的叶片所限定的空隙照射到目标区域。

[0023] 本发明实施例还提供一种多叶准直器叶片的选取方法,所述方法包括:

[0024] a. 确定第一曲率半径:

[0025] 在同一放射源的情况下,获得具有不同曲率半径的圆弧形端面的叶片在运动时所对应的第一半影曲线,所述圆弧的对称轴与所述圆弧的交点为原点;

[0026] 选取所述第一半影曲线中数值较小且变化较平缓的第一半影曲线,所选取的第一半影曲线的曲率半径为第一曲率半径;

[0027] b. 确定第一弯曲程度:

[0028] 在同一放射源的情况下,获得以原点为顶点且弯曲程度不同的第二曲线形端面的叶片在运动时所对应的第二半影曲线,所述第二曲线为曲率半径自顶点沿延伸方向逐渐变大的光滑曲线,所述顶点处的曲率半径为第一曲率半径,所述第二曲线上相邻两采样点的曲率半径的差值相同;

[0029] 选取所述第二半影曲线中数值较小且变化较平缓的第二半影曲线,所选取的第二半影曲线对应的第二曲线的弯曲程度为第一弯曲程度;

[0030] c. 确定第一顶点:

[0031] 在同一放射源的情况下,获得以所述第一曲率半径为顶点处的曲率半径且具有不同顶点的第三曲线形端面的叶片在运动时所对应的第三半影曲线,所述第三曲线的顶点设置于过所述原点且与所述第三曲线的对称轴垂直的坐标轴上,所述第三曲线为曲率半径自顶点沿延伸方向逐渐变大的光滑曲线,且所述第三曲线的弯曲程度与所述第一弯曲程度相

同；

[0032] 选取所述第三半影曲线中数值较小且变化较平缓的第三半影曲线，所选取的第三半影曲线对应的顶点为第一顶点；

[0033] d:确定第一曲线：

[0034] 将具有所述第一顶点且所述第一顶点处的曲率半径为第一曲率半径的第一曲线形端面的叶片作为所述准直器的叶片，所述第一曲线为曲率半径自顶点沿延伸方向逐渐变大的光滑曲线，且所述第一曲线的弯曲程度与所述第一弯曲程度相同。

[0035] 可选地，所述第一曲线、第二曲线以及第三曲线均为用于表示偶函数的曲线或者所述用于表示偶函数的曲线经平移或旋转变换后的曲线。

[0036] 可选地，所述第一曲线、第二曲线以及第三曲线均为抛物线、双曲余弦曲线或者椭圆上连接短轴的两个端点的弧线。

[0037] 本发明实施例还提供一种准直器叶片的选取方法，所述方法包括：

[0038] a. 确定第一曲率半径：

[0039] 根据所述叶片的第一端端面形状为不同曲率半径的圆弧时对应的半影长度确定第一曲率半径；

[0040] b. 确定第一弯曲程度：

[0041] 根据所述叶片的第一端端面形状为顶点处具有第一曲率半径且弯曲程度不同的曲线时对应的半影长度确定第一弯曲程度；

[0042] c. 确定第一顶点：

[0043] 根据所述叶片的第一端端面形状为具有第一曲率半径和第一弯曲程度的曲线，且曲线的顶点位于垂直于曲线的对称轴方向的不同位置时对应的半影长度确定所述第一顶点；

[0044] d:确定第一曲线：

[0045] 将具有第一顶点且所述第一顶点处的曲率半径为所述第一曲率半径的第一曲线形端面的叶片作为所述准直器的叶片，所述第一曲线为曲率半径自顶点沿延伸方向逐渐变大的光滑曲线，且所述第一曲线的弯曲程度与所述第一弯曲程度相同。

[0046] 与现有技术相比，本发明实施例的技术方案具有以下优点：

[0047] 通过将叶片第一端的端面形状设置为第一曲线形，可以使得所述叶片在阻挡射线照射在患者的体表时，相对于现有的直线形端面形状的叶片，照射所产生的半影的长度减小，而相对于现有的圆弧加切线形端面形状的叶片，所产生的半影变化更加均匀。因此，本发明实施例中的多叶准直器更有利于进行放射治疗。

附图说明

[0048] 图1是本发明实施例中的辐射系统结构示意图；

[0049] 图2是本发明实施例中准直器叶片的截面示意图；

[0050] 图3是本发明实施例中准直器叶片的选取方法的流程图；

[0051] 图4是根据图3中的方法获得的半影曲线数据图。

具体实施方式

[0052] 在实际应用中,照射时所产生的半影的大小与准直器叶片上靠近与所述叶片所在的阵列相对的另一阵列的一端的端面形状存在一定的关系,将所述叶片上靠近与所述叶片所在的阵列相对的另一阵列的一端作为所述叶片的第一端。

[0053] 目前,通常将所述叶片第一端的端面形状设置成以下两种:

[0054] 第一种,参见专利申请号为201220426615.7的中国专利,将所述叶片的第一端的端面形状设置成直线形端面。由于直线形端面处的曲率为0,而叶片上与所述直线形端面接触的两端的曲率却较大,因此,随着叶片的直线运动,当放射源所产生的射线由叶片的直线形端面照射到叶片上与所述直线形端面接触的两端时,所述射线照射在所述叶片上的位置处的曲率会在二者接触的位置处突然变化较大,导致所产生的半影变化不均匀,不利于进行放射治疗。并且,具有直线形端面形状的叶片所产生的半影的平均长度也较大,从而导致患者的正常器官或组织受到更大的辐射;

[0055] 第二种,参见专利公开号为5166531的美国专利,将所述叶片的第一端的端面形成设置成圆弧加切线形。由于圆弧端面处的曲率不变,而切线端面处的曲率自与圆弧接触的一端至远离圆弧的一端先减小后增大,因此,随着叶片的直线运动,当放射源所产生的射线由圆弧端面处照射到切线端面处时,所产生的半影先增大,再减小,后又增大,即圆弧加切线形端面的曲率变化不连续,导致所产生的半影变化不均匀,不利于对辐射野进行校正。

[0056] 针对上述问题,本发明的实施例提供了一种准直器,所述准直器叶片第一端的端面形状为第一曲线形。这样,在具体应用时,本发明实施例中的准直器的叶片相对于具有直线形端面形状的叶片,所产生的半影长度更小且更均匀。并且,本发明实施例中的准直器的叶片相对于具有圆弧加切线形端面形状的叶片,所产生的半影的变化更加均匀。因此,本发明实施例中的准直器更有利于进行放射治疗。

[0057] 为使本发明的上述目的、特征和优点能够更为明显易懂,下面结合附图对本发明的具体实施例做详细的说明。

[0058] 如图1所示,本发明的实施例提供了一种辐射系统。所述辐射系统包括机架10。机架10的头部110上设置有放射源120以及准直器系统130。其中,准直器设置在所述准直器系统130内部。放射源120可以产生用于对患者进行放射性治疗的射线140。

[0059] 在具体实施中,患者被置于检查床150上。随着检查床150的移动,射线140经准直器形成的适形辐射野,照射在目标区域上,从而可以对患者体内的病灶部位进行放射性治疗。

[0060] 如图2所示,本发明实施例中,所述准直器包括两个以上的叶片20。所述叶片20包括一延伸结构体210。所述延伸结构体210包括沿延伸方向相对设置的第一端220和第二端230。其中,所述第一端220的端面形状为第一曲线形,所述第一曲线为曲率半径自顶点沿延伸方向逐渐变大的光滑曲线。

[0061] 将所述第一端220的端面形状设置为第一曲线形,相对于现有的将所述第一端220的端面形状设置为直线形,由于第一曲线形端面处的曲率半径大于0,因此在叶片的直线运动中,放射源所产生的射线自第一端端面处照射到叶片上与所述第一端接触的两端时,曲率半径的变化相对较小,使得所产生的半影的变化也相对较小,即半影的变化更加均匀。并且,由于所述第一曲线的曲率半径自顶点沿延伸方向逐渐变大,具有第一曲线形端面的叶

片在直线运动中,相对于具有直线形端面的叶片,可以使得所产生的半影的平均长度更小。

[0062] 将所述第一端220的端面形状设置为第一曲线形,相对于现有的将所述第一端220的端面形状设置为圆弧加切线形,由于第一曲线形端面处的曲率半径是连续变化的,因此可以使得所产生的半影的变化更加均匀。

[0063] 在具体实施中,所述叶片20设置在两个阵列中,形成多对相对的叶片20。每个叶片20的第一端220设置在靠近与所述叶片20所在的阵列相对的另一阵列的一端。每对相对的叶片20均沿着与所述中心线1402(参见图1)垂直的方向运动。所述叶片20在被定位以后所限定的空隙可以形成适形的辐射野,从而可以使得放射源产生的射线140(参见图1)较准确地照射在目标区域上。

[0064] 在具体实施中,所述第一曲线可以包括用于表示偶函数的曲线。比如,所述第一曲线可以是抛物线、双曲余弦曲线或者椭圆上连接短轴的两个端点的弧线。所述第一曲线还可以包括所述用于表示偶函数的曲线经平移或旋转变换后的曲线。比如,所述第一曲线可以是抛物线经平移或旋转变换后的曲线,双曲余弦曲线经平移或者旋转变换后的曲线,或者椭圆上连接短轴的两个端点的弧线平移或旋转变换后的曲线。

[0065] 需要说明的是,所述用于表示偶函数的曲线可以是用于表示一个偶函数的曲线,也可以是用于表示多个偶函数的线性组合的曲线。所述用于表示偶函数的曲线经平移或旋转变换后的曲线,可以是一个用于表示偶函数的曲线经平移或旋转变换后的曲线,也可以是多个用于表示偶函数的曲线分别经平移或旋转变换后再进行线性组合的曲线。

[0066] 需要说明的是,所述第二端230的端面形状可以为任意形状,此处不作限定。比如可以将所述第二端230的端面形状设置成与第一端220的端面形状相同的形状。

[0067] 需要说明的是,所述延伸结构体210的形状设置也可以为任意形状,此处不作限定。例如所述延伸结构体210为平面延展片。其中所述平面延展片可以为矩形。

[0068] 在具体实施中,所述叶片所在的两个阵列中,每个阵列可以分别只有一个叶片,也可以分别有两个及以上的叶片。当每个阵列分别有两个及以上的叶片时,可以在所述延伸结构体210上设置凹凸结构,使得同一阵列的相邻两叶片之间的凹凸结构相互插合,以更好地满足治疗的要求。

[0069] 如图3所示,本发明的实施例还提供了一种准直器叶片的选取方法,所述方法在将准直器叶片的第一端面形状设置为第一曲线形的情况下,从具有不同顶点或曲率半径的第一曲线形端面的叶片中,选取半影长度相对较小且变化相对均匀的叶片,以更好地满足治疗的要求。所述方法可以包括:步骤a:确定第一曲率半径;步骤b:确定第一弯曲程度;步骤c:确定第一顶点;以及步骤d:确定第一曲线。

[0070] 在具体实施中,所述步骤a可以包括步骤310以及步骤320,其中:

[0071] 步骤310:在同一放射源的情况下,获得具有不同曲率半径的圆弧形端面的叶片在运动时所对应的第一半影曲线,所述圆弧的对称轴与所述圆弧的交点为原点。

[0072] 由于圆弧上任意一点的曲率半径均相同,因此,将所述圆弧的对称轴与所述圆弧的交点设置为原点,选取不同的曲率半径,即可获得不同的圆弧。具有不同的圆弧形端面的叶片在运动过程中,会产生半影。测量所述叶片的不同位置处所产生的半影值,即可获得多条第一半影曲线。

[0073] 需要说明的是,在常用的二维(或三维)直角坐标系中,分别有二个(或三个)互相

垂直的坐标轴。所述原点为各坐标轴的交点,坐标为(0,0) (或者(0,0,0)),并且所述原点将各坐标轴分为二段,在原点一侧的坐标为正值,另一侧则为负值。

[0074] 图4为准直器的叶片在不同位置时对应的半影曲线,其中,图4中的横坐标表示叶片至放射源中心线的距离,纵坐标表示叶片运动至不同位置时所对应的半影值。如图4所示,当曲率半径等于5.5cm时,得到的第一半影曲线为数据线1。当曲率半径等于6cm时,得到的第一半影曲线为数据线2。当曲率半径等于6.25cm时,得到的第一半影曲线为数据线3。

[0075] 步骤320:选取所述第一半影曲线中数值较小且变化较平缓的第一半影曲线,所选取的第一半影曲线的曲率半径为第一曲率半径。

[0076] 从通过步骤310获得多条第一半影曲线中,选取半影数值较小且变化较平缓的第一半影曲线。

[0077] 如图4所示,在数据线1、数据线2以及数据线3中,数值较小且变化较平缓的第一半影曲线为数据线2,此时所述第一半影曲线顶点处对应的曲率半径为6cm,即第一曲率半径为6cm。

[0078] 所述步骤b可以包括步骤330以及步骤340,其中:

[0079] 步骤330:在同一放射源的情况下,获得以原点为顶点且弯曲程度不同的第二曲线形端面的叶片在运动时所对应的第二半影曲线,所述第二曲线为曲率半径自顶点沿延伸方向逐渐变大的光滑曲线,所述顶点处的曲率半径为第一曲率半径,所述第二曲线上相邻两采样点间的曲率半径的差值相同。

[0080] 在本发明的实施例中,所述顶点即曲线上曲率半径最小的点。当所述曲线为用于表示偶函数的曲线或者所述用于表示偶函数的曲线经平移或旋转变换后的曲线时,所述顶点即所述第二曲线上与所述第二曲线的对称轴相交的点。所述顶点处的曲率半径的选取间隔不作限定,本领域技术人员可以根据需要进行选取。

[0081] 所述弯曲程度不同,即每条曲线的曲率半径的变化情况不同。对所述第二曲线进行等间隔采样,当相邻两采样点的曲率半径的差值相同时,以原点为顶点,且使得所述顶点处的曲率半径为第一曲率半径,设置具有不同弯曲程度的第二曲线。测量具有第二曲线形端面的叶片在运动时所产生的半影值,将一所述叶片在不同位置时的半影值进行连接,得到对应的第二半影曲线。

[0082] 步骤340:选取所述第二半影曲线中数值较小且变化较平缓的第二半影曲线,所选取的第二半影曲线对应的第二曲线的弯曲程度为第一弯曲程度。

[0083] 从步骤330中获得的多条第二半影曲线中选取半影数值较小且变化较平缓的第二半影曲线。将所选取的第二半影曲线对应的第二曲线的弯曲程度作为第一弯曲程度。

[0084] 步骤c可以包括步骤350以及步骤360,其中:

[0085] 步骤350:在同一放射源的情况下,获得以所述第一曲率半径为顶点处的曲率半径且具有不同顶点的第三曲线形端面的叶片在运动时所对应的第三半影曲线,所述第三曲线的顶点设置于过所述原点且与所述第三曲线的对称轴垂直的坐标轴上,所述第三曲线为曲率半径自顶点沿延伸方向逐渐变大的光滑曲线,且所述第三曲线的弯曲程度与所述第一弯曲程度相同。

[0086] 通过步骤330,从通过步骤320中获得的第二半影曲线中选取半影数值较小且变化较平缓的第二半影曲线,以所获取的第二半影曲线对应的第二曲线的弯曲程度设置所述第

三曲线。并且,以所述第一曲率半径作为所述第三曲线顶点处的曲率半径,选取不同的顶点位置,即可获得弯曲程度相同但顶点位置不同的多条第三曲线。

[0087] 在具体实施中,将所述第三曲线的顶点设置于过所述原点且与所述第三曲线的对称轴垂直的坐标轴上,即将所述第三曲线的顶点的横坐标或纵坐标设置为0。若过所述原点且与所述第三曲线的对称轴垂直的坐标轴为X轴,则所述第三曲线的顶点的纵坐标为0。若过所述原点且与所述第三曲线的对称轴垂直的坐标轴为Y轴,则所述第三曲线的顶点的横坐标为0。

[0088] 以过所述原点且与所述第三曲线的对称轴垂直的坐标轴为Y轴为例,此时过所述原点且与所述第三曲线的对称轴平行的坐标轴为X轴,根据所获得第一曲率半径以及所选取的顶点位置即可确定第三曲线。测量具有第三曲线形端面的叶片在运动时所产生的半影值,将一所述叶片在不同位置时的半影值进行连接,得到对应的第二半影曲线。

[0089] 如图4所示,第一曲率半径为6cm,顶点的横坐标为0,纵坐标为0.10cm时,所对应的第二半影曲线为数据线4。第一曲率半径为6cm,顶点的横坐标为0,纵坐标为0.07cm时,所对应的第二半影曲线为数据线5。

[0090] 步骤360:选取所述第三半影曲线中数值较小且变化较平缓的第三半影曲线,所选取的第三半影曲线对应的顶点为第一顶点。

[0091] 如图4所示,数据线4与数据线5中,数值较小且变化较平缓第三半影曲线为数据线5。以数据线5所对应的顶点为第一顶点,即第一顶点的横坐标为0,纵坐标为0.07cm。

[0092] 通过步骤a确定第一曲率半径,通过步骤b确定第一弯曲程度以及通过步骤c确定第一顶点后,执行步骤d以确定第一曲线,其中步骤d包括:

[0093] 步骤370:将具有所述第一曲率半径且所述第一顶点处的曲率半径为所述第一曲率半径的第一曲线形端面的叶片作为所述准直器的叶片,所述第一曲线为曲率半径自顶点沿延伸方向逐渐变大的光滑曲线,且所述第一曲线的弯曲程度与所述第一弯曲程度相同。

[0094] 根据步骤320中确定的第一曲率半径、步骤340中确定的第一弯曲程度以及步骤360中确定的第一顶点,即可确定一第一曲线,以所确定的第一曲线形状作为准直器叶片第一端的端面形状,可以使得所产生的半影更小且变化更加均匀。

[0095] 在具体实施中,所述第一曲线、第二曲线以及第三曲线可以全部为用于表示偶函数的曲线,也可以全部为用于表示偶函数的曲线经平移或旋转变换后的曲线,还可以是部分为用于表示偶函数的曲线,另一部分为用于表示偶函数的曲线经平移或旋转变换后的曲线,此处不作限定。

[0096] 其中,所述用于表示偶函数的曲线可以为抛物线、双曲余弦曲线或者椭圆上连接短轴的两个端点的弧线。比如,所述第一曲线、第二曲线以及第三曲线可以全部为抛物线、双曲余弦曲线或者椭圆上连接短轴的两个端点的弧线。

[0097] 在具体实施中,可以选用医用加速器作为放射源。其中获得第一半影曲线以及获得第二半影曲线时所采用的放射源可以相同,也可以不同,由本领域人员自行设定,此处不作限制。

[0098] 应用本发明实施例中提供的准直器叶片的选取方法,可以选取出能够产生更小且变化更加均匀的半影的第一曲线形状的叶片,进而使得所产生的半影接近常数,因此更有利于进行放射治疗。

[0099] 虽然本发明披露如上,但本发明并非限定于此。任何本领域技术人员,在不脱离本发明的精神和范围内,均可作各种更动与修改,因此本发明的保护范围应当以权利要求所限定的范围为准。

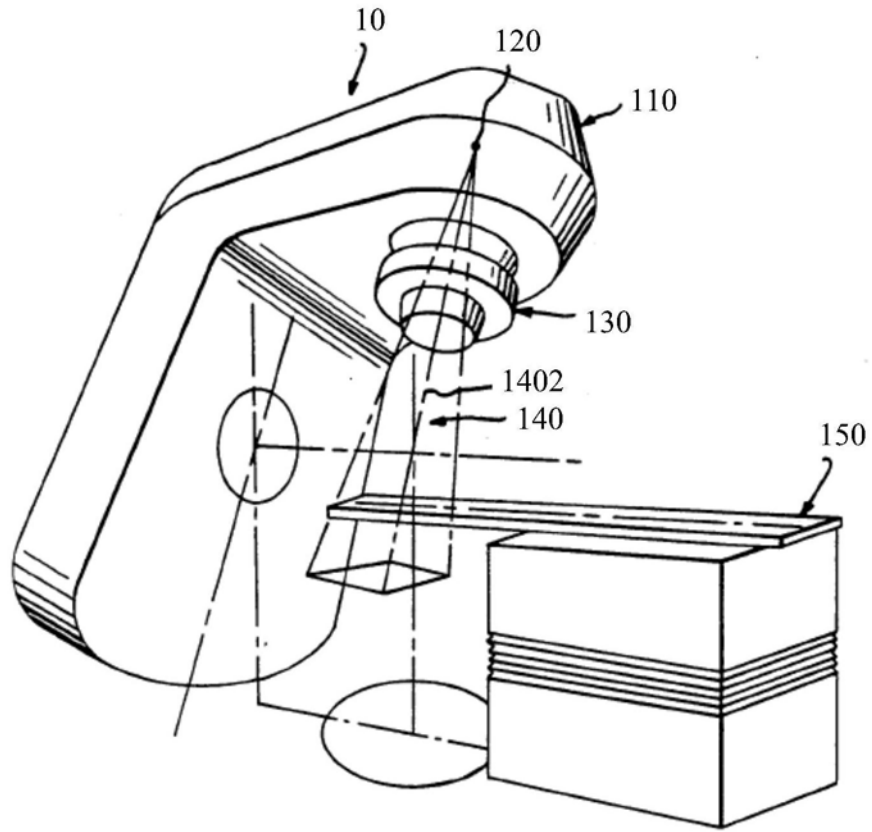


图1

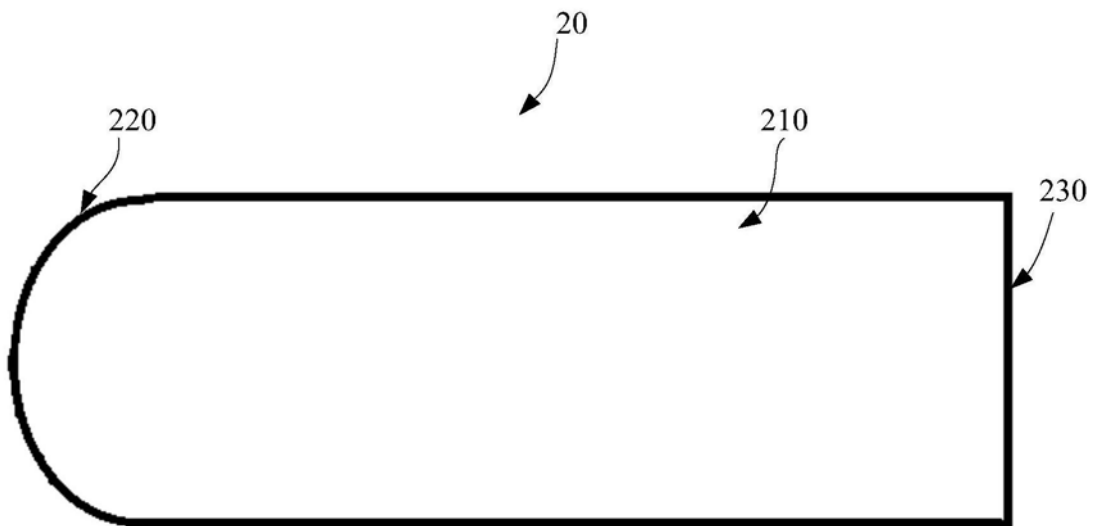


图2

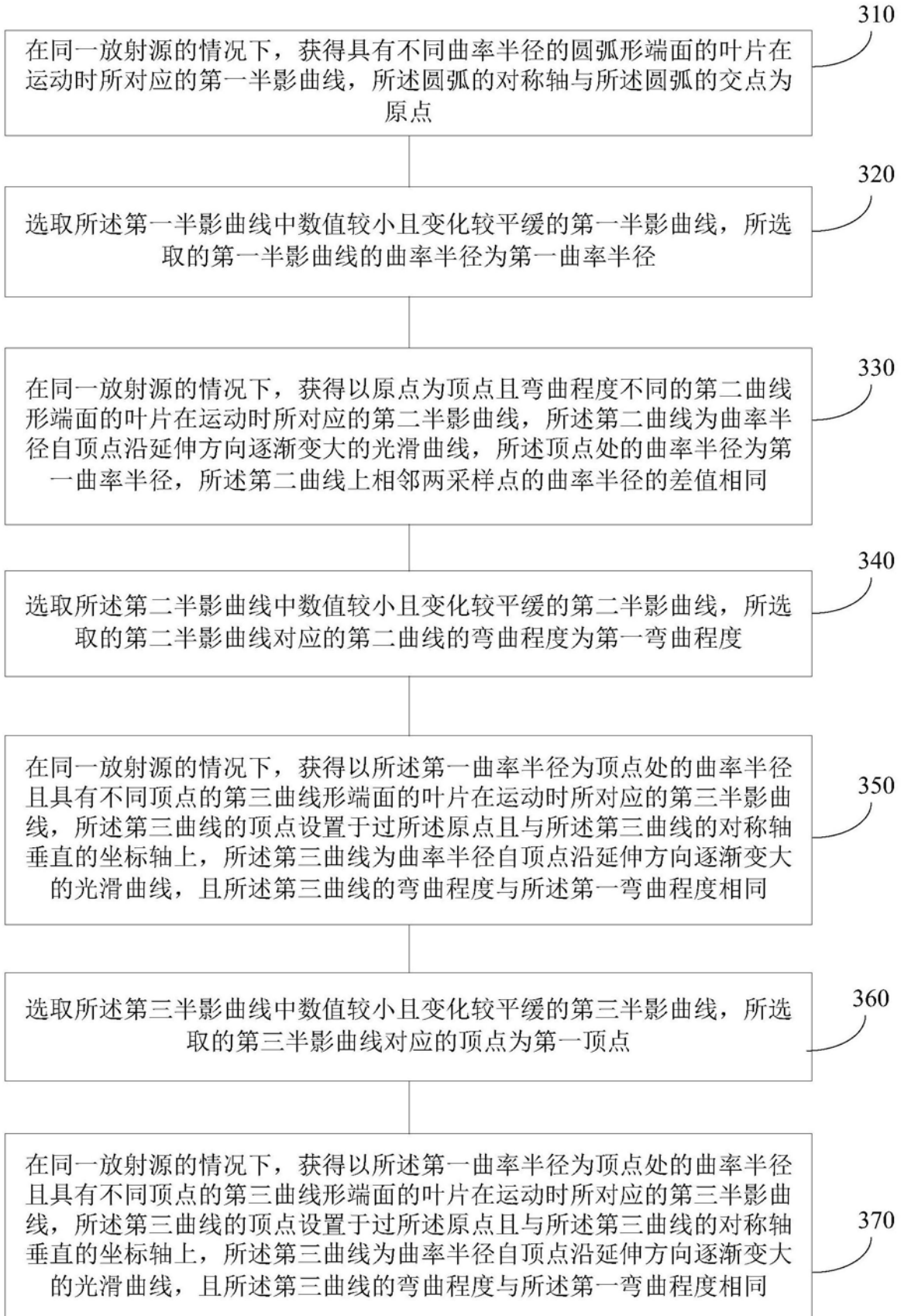


图3

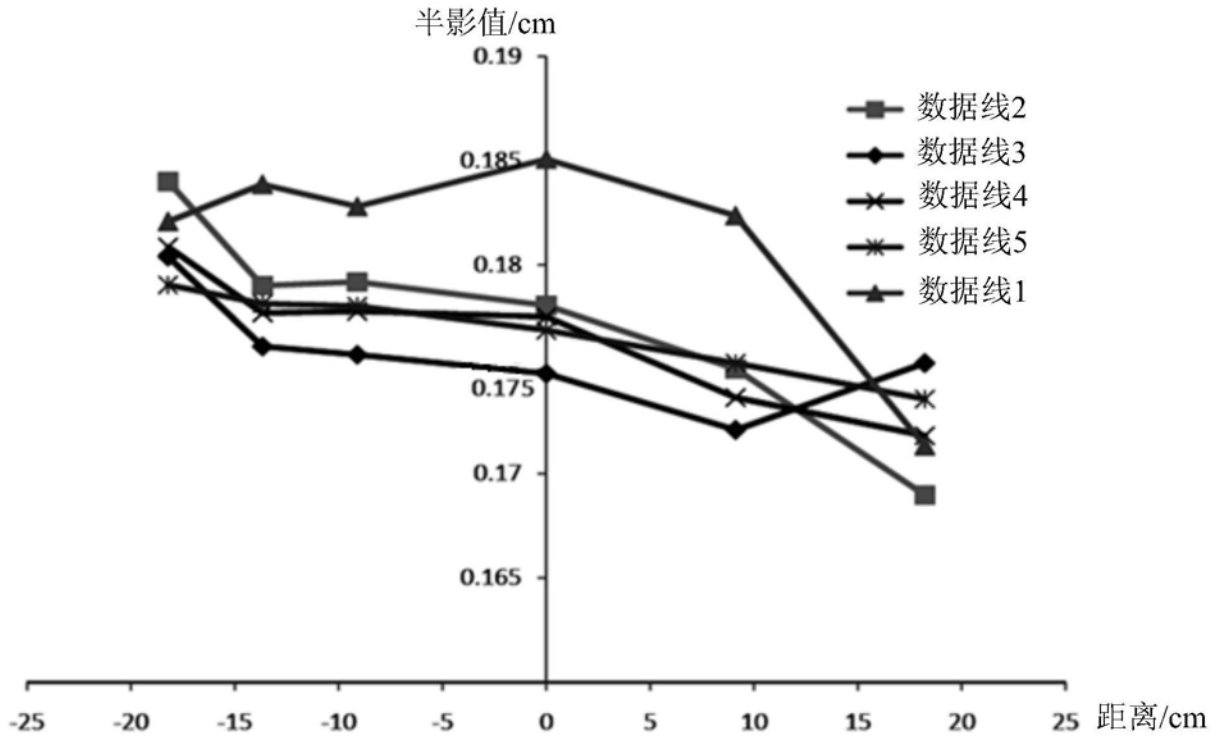


图4