

整体考虑靶和均整器的设计来提高医用 加速器剂量率的方法

孔潇潇^{1;1)} 赵洪斌² 李泉凤¹ 林晓奇³

1 (清华大学工程物理系加速器研究室 北京 100084)

2 (北京大学 北京 100871)

3 (北京医疗器械研究所 北京 100011)

摘要 通常低能医用加速器靶的设计遵从厚靶原则,即采用厚度等于或大于电子射程的靶,使靶后无电子污染.本文提出了新的靶设计概念:设计靶时,将靶与相关系统(初级准直锥、均整器)作为一个整体考虑,通过减小靶厚来提高光子剂量率,利用初级准直锥、均整器来减少电子污染.采用这种设计概念,用蒙特卡罗方法对BJ-6——6MV单光子医用电子直线加速器的靶进行优化设计.模拟计算10cm×10cm野,30cm×30cm野的深度剂量曲线,结果表明:较之现有的厚靶,治疗剂量提高了10%,同时表面剂量、X射线的品质仍满足国标的要求.通过薄靶、厚靶的加速器整机对比实验,已验证了此结论的正确性.

关键词 蒙特卡罗方法 靶 医用加速器

1 引言

在产生X射线的加速器中,采用的有两种靶:一种是单一材料厚靶,即用一种高原子序数靶(以下简称高Z靶)材料(如钨、金、钽),靶厚等于或大于电子在该材料中的射程;一种是复合靶,采用最佳厚度(产生光子的剂量率最大)的高Z材料,其后加低Z材料的电子吸收片使电子几乎被全部吸收.在满足几乎没有带电粒子射出靶的条件下,两种类型的靶产生的光子剂量差别很小.在复合靶中,往往选择导热性能比较好的低Z金属材料作为电子吸收片,如铜、铝,可大大降低靶的温度,在功率较大的情况下,可以延长靶的使用寿命,相对于单一材料厚靶有很大的优势^[1].

理论和实验都证明^[1],在保证电子几乎被靶完全吸收的条件下,不论采用何种材料、何种结构,都很难使产生的光子剂量有显著的提高^[1].要想使光子剂量显著提高,就必须使靶的厚度小于电子的射程,这必然导致有部分电子透射出靶外,从而造成X射线中

的电子污染.特别是在医用加速器中,电子是产生表面剂量的主要来源,若对电子不能进行有效地吸收将极大地提高表面剂量.然而,通过Monte-Carlo程序MCNP的模拟计算表明,由靶漏出的电子在通过均整器时被大量吸收,X射线中的电子污染大大地减小了.因此在对医用加速器的靶和均整器进行设计时,应将其二者作为一个整体来考虑.本文由蒙特卡罗方法计算得出:在BJ-6上采用最佳厚度的钨靶,有大量电子打出靶(称其为污染电子),但通过初级准直锥、均整器后,污染电子显著地减少了,即将薄靶和初级准直锥、均整器作为一个系统来考虑,其后基本无电子污染.采用这种薄靶,模拟计算10cm×10cm野,30cm×30cm野的深度剂量曲线,结果表明:表面剂量满足国标的要求;较之现有的厚靶,治疗剂量提高了10%.

已通过薄靶、厚靶的加速器整机对比实验验证了此结论的正确性,同时也再次验证了蒙特卡罗程序在计算辐射物理问题时的准确性.

2 原理和蒙特卡罗计算结果

2.1 最佳靶厚

定义沿束流方向, 距靶点1m处的点为 0° 点; 与束流方向成 14° 角, 距靶点1m处的点为 14° 点. 医用加速器要求, 源皮距SSD(source to water surface distance)为100cm处, 直径50cm的圆形区域为均整区域, 这对应着与束流方向成 14° 角范围内的区域. 在设计均整块时, 就是要将 14° 以内的剂量削减到与 14° 处相同, 所以 14° 点处剂量越大, 均整后的剂量越大, 即用于治疗的剂量越大. 14° 点处的剂量达到最大值时, 对应的靶厚定义为最佳靶厚^[2].

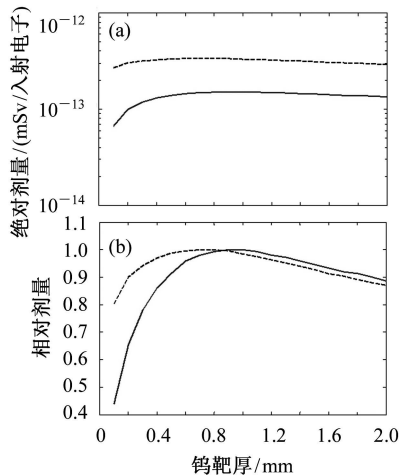


图 1 6MeV 电子打钨靶, 不同靶厚时 0° (虚线)、 14° (实线)点的剂量
(a)绝对剂量; (b)以各自最大剂量点为1, 归一后的相对剂量.

6MeV 电子在钨中的射程为0.21762cm. 利用 MCNP^[3] 计算了 0° 、 14° 点的剂量随钨靶厚度的变化曲线, 如图1所示. 当钨靶厚为0.75mm时 0° 点的剂量最大, 当钨靶厚为0.9mm时 14° 点的剂量最大. 目前, BJ-6采用的靶为2.0mm厚钨靶, 如果靶厚降低到0.9mm, 14° 点的剂量将增加到原来的1.127倍.

2.2 带电粒子污染

在X射线的临床应用中, 既存在有电子污染, 也有少量的正电子污染, 二者合称为带电粒子污染. 为详细了解电子束打靶后产生的带电粒子污染的情况, 均整块对减小带电粒子污染的作用, 用Beamnrc^[4]程序进行模拟计算. 计算时采用了加速器结构的简化模型, 并加入3个特定的面记录保存粒子信息的相空间文件, 如图2所示.

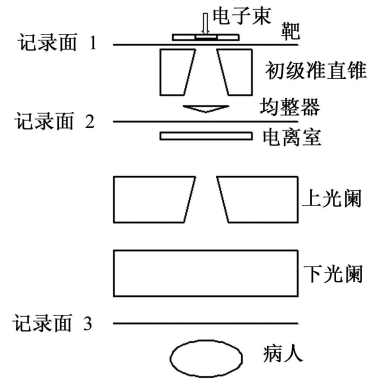


图 2 BEAMnrc 计算时, 采用的加速器模型, 在记录面1、记录面2、记录面3处记录BEAMnrc程序的相空间文件

现有的2.0mm厚钨靶, 由于总厚度接近电子的射程, 基本上没有漏带电粒子, 靶后产生: 0.0023904带电粒子/入射电子. 0.9mm厚的钨靶, 由于厚度远小于电子的射程, 大量带电粒子打出靶, 靶后产生: 0.0607713带电粒子/入射电子, 但通过初级准直锥(primary collimator)、均整器(flattening filter)后带电粒子减少到0.00142755带电粒子/入射电子, 基本上没有漏带电粒子.

2.3 模拟计算深度剂量曲线

通过计算 $10\text{cm} \times 10\text{cm}$ 、 $30\text{cm} \times 30\text{cm}$ 野的深度剂量曲线, 比较采用不同厚度靶时剂量的变化情况. 如图2所示, 结合Beamnrc与dosxyznrc^[5]的应用, 计算了等中心处(距靶1m处)的剂量深度曲线, 结果见图3.

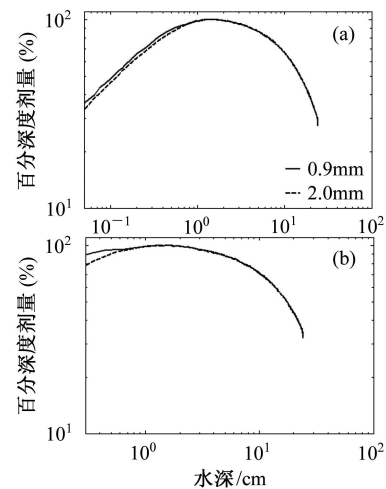


图 3 采用0.9mm厚钨靶, 2.0mm厚钨靶产生的深度剂量曲线的对比
(a) $10\text{cm} \times 10\text{cm}$ 野; (b) $30\text{cm} \times 30\text{cm}$ 野.

图4给出了采用0.9mm厚钨靶较之2.0mm厚钨靶的剂量增量. 可见在剂量建成区(从表面到最大剂量深

度区域称为剂量建成区域,此区域内剂量随深度而增加,主要是由于在入射光子和次级电子间逐步建立电子平衡)剂量增加不超过 20%,非剂量建成区剂量增加了 10%.采用 0.9mm 厚钨靶,30cm×30cm 野下,中心轴表面剂量为 58%,满足国标^[6]中规定的中心轴表面吸收剂量不得超过最大吸收剂量的 60%的要求.

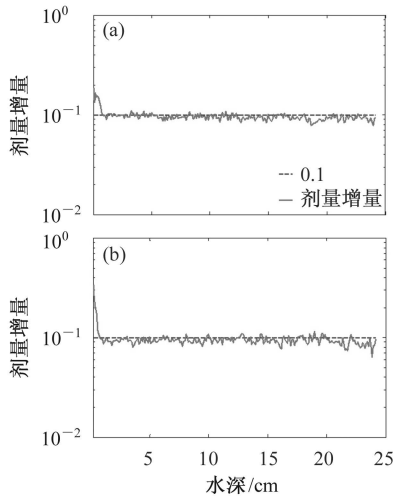


图 4 采用 0.9mm 厚钨靶时,相对于 2.0mm 厚钨靶的剂量增量(剂量增量=[剂量(0.9mm 厚靶)-剂量(2mm 厚靶)]/剂量(2mm 厚靶))
(a) 10cm×10cm 野; (b) 30cm×30cm 野.

2.4 对等中心处记录的相空间文件的分析

10cm×10cm 野下,将由 2.0mm 厚钨靶与 0.9mm 厚钨靶在等中心处记录相空间文件进行分析.两者的对比结果见表 1、图 5.可见:如采用 0.9mm 厚钨靶,在等中心处光子、电子数量增加,光子平均能量减少,电子平均能量增加.30cm×30cm 野下可得到相同的结论.

表 1 对等中心处记录相空间文件的分析

靶结构	光子/入射电子	带电粒子/入射电子	光子平均能量/MV	带电粒子平均能量/MV
2.0mm 钨	0.5333	0.0018941	1.6936	1.5470
0.9mm 钨	0.6137	0.0021052	1.6318	1.5886
0.9mm 钨/2.0mm 钨	1.1508	1.1115		

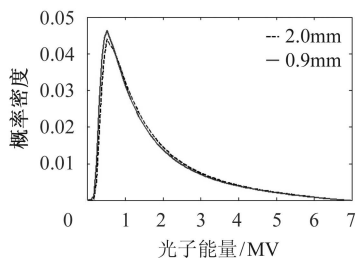


图 5 等中心处记录相空间文件中光子的能谱由 2.0mm 厚钨靶产生的(实线),由 0.9mm 厚钨靶产生的(虚线).

3 实验

在同一支加速管前分别放置薄靶和厚靶,在相同的工作条件下进行 BJ-6 医用加速器整机实验.通过测量单位时间内累计剂量来对比剂量率的变化,通过测量深度剂量曲线来检验 X 射线品质的变化情况.

3.1 实验装置

采用 Farmer Dosemeter 2570 测量累积剂量.采用 Scanditronix-wellhofer 三维水箱测量深度剂量曲线,测量时采用 3G-pSi 半导体探头 PFD^{3G} Photon.实验装置如图 6 所示.

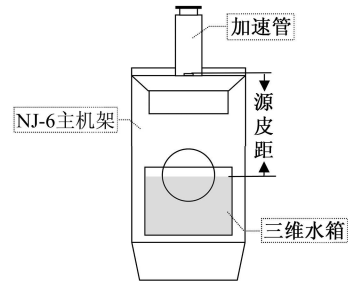


图 6 薄靶和厚靶比较实验装置图

3.2 实验结果

Farmer 测量值给出等效水模体内 5cm 深度处 30s 内的累积剂量,由表 2 的测量值可见,薄靶较之厚靶剂量提高了 10.6%,与蒙特卡罗计算值完全相符.

10cm×10cm 野的深度剂量曲线的测量结果见表 3,采用薄靶时表面剂量略有增加,X 射线的品质略有下降,但仍满足国标的要求.

表 2 10cm×10cm 野,剂量率测量结果

测量次数	1	2	3	平均值
薄靶剂量/rad	159.9	159.1	161.6	160.20
厚靶剂量/rad	144.1	144.9	145.5	144.83
薄靶较之厚靶剂量增加				10.6%

表 3 10cm×10cm 野,深度剂量曲线测量结果

	薄靶	厚靶
表面剂量 D_0	57.46%	56.57%
水深 10cm 处剂量 D_{10}	65.34%	65.87%
水深 20cm 处剂量 D_{20}	36.58%	37.05%
D_{20}/D_{10}	0.5598	0.5625

4 讨论

4.1 电子污染

6MeV 电子打 0.9mm 厚钨靶,靶后产生的带电粒子为 0.0607713 带电粒子/入射电子,是 2.0mm 厚钨靶

产生的带电粒子的近26倍；经过初级准直锥、均整器后带电粒子减少为0.00142755带电粒子/入射电子，带电粒子数显著地减少了；从而在等中心处，采用0.9mm厚钨靶较之2.0mm厚钨靶，带电粒子数仅增加了11.15%。可见，靶后的带电粒子(透射电子和次级电子正电子)在到达治疗区域之前就能够得到比较有效的吸收，从而减少了电子污染。

4.2 剂量建成区和非剂量建成区剂量增加不同的原因

采用0.9mm厚钨靶较之2.0mm厚钨靶，在等中心处光子数量增加了15.08%，电子数量增加了11.15%，

而图3、图4显示：剂量建成区剂量增加不超过20%，非剂量建成区剂量增加了10%。其中的差别可由图5、表1的数据解释。采用0.9mm厚钨靶，在等中心处光子、带电粒子数量增加，光子平均能量减少，带电粒子平均能量增加。低能光子的增加、带电粒子数量和平均能量的增加导致剂量建成区剂量的增加高于非剂量建成区剂量的增加。由于在MV能量段上，钨靶对光子能谱有一定的硬化作用，将减少能谱中低能的比例，所以由0.9mm厚钨靶产生的光子能谱较之2.0mm厚钨靶产生的光子能谱低能成分较多，带电粒子平均能量较高，从而采用薄靶时剂量建成区剂量的增加大于非剂量建成区剂量的增加。

参考文献(References)

- 1 Teterev U G, Belov A G. Induced Activity of a Tungsten Target in a 10MeV Electron Accelerator. *Atomic Energy*, 2001, **91**(3): 745—748
- 2 Karzmark C J et al. *Medical Electron Accelerators*. McGraw-Hill, 1993
- 3 MCNP4C, CCC-700. New Mexico: Los Alamos National Laboratory, 1997
- 4 Rogers D W O, Faddegon B A, DING G X et al. BEAM: A Monte Carlo Code to Simulate Radiotherapy Treatment Units. *Med. Phys.*, 1995, **22**: 503—524
- 5 Walters B R B, Rogers D W O. DOSXYZnrc Users Manual: NRCC Report PIRS-794. 2002
- 6 GBZ126-2002, Radiological Protection Standard for Using of Medical Electron Accelerator (in Chinese) (GBZ126-2002, 医用电子加速器卫生防护标准)

A Method to Increase the Dose Rate of Medical Linear Electron Accelerators by Considering the Target and the Flattening Filter as a Whole System when Designing the Target

KONG Xiao-Xiao^{1,1)} ZHAO Hong-Bin² LI Quan-Feng¹ LIN Xiao-Qi³

1 (Department of Engineering Physics, Tsinghua University, Beijing 100084, China)

2 (Peking University, Beijing 100871, China)

3 (Beijing Medical Equipment Institute, Beijing 100011, China)

Abstract Generally, the design of the target used in the medical electron accelerator follows the thick-target rule, that is, using a target thicker than the electron range to make almost no electrons penetrating out of the target. In this article, a new rule of target design is proposed. The target and the relevant components (primary collimator and flattening filter) are considered as a whole system when designing the target, that is, using a thinner target to increase the dose rate and using the primary collimator and the flattening filter to reduce the contaminated electrons. To improve the dose rate in the treatment, an optimization is given to the target design of BJ-6, a 6MV medical linear electron accelerator, by using Monte Carlo method. By using MC codes of MCNP and BEAMnrc, simulations are given to calculate the percent depth dose profiles in the 10cm×10cm field and the 30cm×30cm field respectively. The surface dose satisfies the national standards and the dose rate in treatment increases 10 percent of that of the present thick-target. The feasibility of this method has been tested by experiment.

Key words Monte Carlo method, target, accelerator