

医科达加速器的剂量监测与控制系统

唐志全, 蒋泽, 彭旭东, 李光俊

四川大学华西医院-肿瘤中心生物治疗国家重点实验室-放射物理技术中心, 四川 成都 610041

【摘要】从机器物理和电子工程双重角度,系统全面地解析医科达直线加速器的剂量监测与控制系统全貌。剖析电离室的构造特征以及与构造特征相对应的故障发生机理,阐释漏电与短路的区别,极板间灰尘引起尖端放电打火导致极板穿孔与裂纹,极板的耐辐射性与辐照老化导致的裂纹。总结电离室漏电、短路、开路、穿孔与裂纹5种因素的原因与故障现象。提出并说明等效灵敏体积的概念,阐释剂量监测与控制的本质是保持配对收集极板之间的电离电流相等。阐释剂量均匀性的保证机制和能量稳定机制,阐述完整的剂量学质量控制调整方法和该系统的维护维修方法。

【关键词】直线加速器;剂量监测与控制;电离室;剂量学;束流导向

【中图分类号】R144.1;R815.6

【文献标志码】A

【文章编号】1005-202X(2018)01-0009-05

Dose monitoring and control system of Elekta linear accelerator

TANG Zhiqun, JIANG Ze, PENG Xudong, LI Guangjun

Division of Radiation Physics, State Key Laboratory of Biotherapy and Cancer Center, West China Hospital, Sichuan University, Chengdu 610041, China

Abstract: The dose monitoring and control system of Elekta linear accelerator were analyzed systematically from twofold view of machine physics and electronics engineering. The structure characteristics of ionization chamber and corresponding malfunction mechanisms were dissected and the differences between leakage and short circuit were also discussed. The discharge at sharp points result from dust between pole plates led to small hole or cracks of plate, moreover, the capability of resistant radiation and radiation aging of plates also resulted in cracks. Here, we summarized the causes of leakage, short circuit, open circuit, small hole and crack and the corresponding malfunctions, proposed and explained the concept of equivalent sensitive volume, and revealed that the essence of dose monitoring and control was to maintain the equal ionization current between paired plates. Finally, the maintain mechanism of profile uniformity and energy stabilization, and the adjustment methods for dosimetric quality control and troubleshooting were expounded.

Keywords: linear accelerator; dose monitoring and control; ionization chamber; dosimetry; beam steering

前言

医用电子直线加速器(简称加速器)的剂量监测与控制系统(简称剂量监控系统^[1])由两部分组成,分别是起监测作用的电离室系统和起控制作用的导向伺服系统,其功能表现在剂量学层面,保证加速器辐射野(或称照射野,简称射野)的品质符合相关国际标准和国家标准的规定。其中最重要有4个方面:一

是辐射能量符合射野品质规定;二是保证投照剂量精确可靠,预防并杜绝超剂量或欠剂量;三是保证射野剂量分布的均匀性,即对称性和平坦度符合标准;四是安全预防措施,包括第1通道失灵时第2通道终止治疗、过剂量率连锁及射野均匀性连锁。

医科达(Elekta)公司系列加速器采用行波加速,为最多3档X-辐射能量和6档电子辐射能量的机型。在加速器的使用过程中,需要定期对加速器进行质量控制工作,本质上是利用测试仪器的读数对剂量监控系统的参数进行调整,而环境因素和零部件的自然老化可能造成机器故障。本文旨在全面阐述该类加速器剂量学参数的物理内涵与电子工程之间的联系,以期建立剂量监控系统的质量控制调整方法和维护维修方法。

【收稿日期】2017-09-19

【基金项目】四川省卫生和计划生育委员会科研课题(16PJ321)

【作者简介】唐志全,硕士,主管技师,研究方向:加速器物理与工程,
E-mail: tangzhiqun@163.com

【通信作者】李光俊,硕士,副主任技师,研究方向:放疗物理与技术,
E-mail: liguangjun@scu.edu.cn

1 电离室分析

电离室是剂量监控系统的监测器件。电离室的功能是将加速器输出的脉冲辐射转换为脉冲值约 10^{-5} A (10 μ A)、平均值约 10^{-8} A (0.01 μ A)的微电流,监测射野的强度和位置^[2]。电离室的基本组成包括收集极、高压极和两极间的气体以及与收集极等电位的保护极。收集极连接测量装置,高压极提供极化电压^[3]。保护极的作用是防止漏电流到达收集极并定义灵敏体积范围,对平板电离室来说,保护环防止收集极边缘电场过分外凸弯曲^[4]。一般将收集电子的收集极设计在0电位,因此高压极为负电位,收集极与高压极配对出现。

该电离室是X辐射和电子辐射共用的透射式平板电离室,双通道剂量监测相互独立,有额外的伺服信号收集极,要区分近靶面和病人面。电离室极板叠加方式如图1所示。

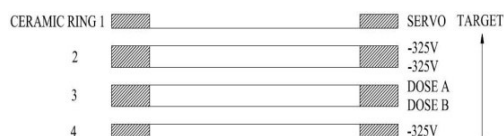


图1 电离室极板叠加方式

Fig.1 Superposition mode of plates in ionization chamber

电离室的6层极板安装在4个陶瓷环上,从近靶面依次为伺服信号极板、-325 V(以下简称V)极板;V、剂量通道Dose A(以下简称A)极板;Dose B(以下简称B)、V极板。极板间距 $d=1$ mm很小是为了在极板间获得尽量高的电场强度^[5],但气体间隙存在击穿电压,在均匀电场中干燥空气的击穿强度约3 000 V/mm^[6],兼顾到饱和和区工作电压,电离室工作电压选在325 V。

A、B分层的目的是为了两个剂量通道完全独立,A、B均是圆心位于射野中心的圆形极板,只是直径不同,B与A在等中心投影半径分别为222和109 mm。电离电流 $I=aVX$,其中 a 是与特定电离室结构相关的常数, V 是气体的收集体积, X 是照射量率^[2]。 $V=Sd$, S 是收集极面积, $S_B=4.184S_A$ 。伺服信号极板距靶点入射面164.4 mm,电离室处监测到的辐射强度约为等中心平面的40倍。考虑辐射强度的平方反比律^[4] $(f_a/f_b)^2$,即收集体积中各点与虚源之间的精确距离,则等效灵敏体积 $V_{EB}=4V_{EA}$ 。这是A与B配对的机制,即配对极板电流 $I_B=4I_A$ 。为讨论简化和方便,直接称 $B=4A$ 。

图2为伺服极板的形状。内驼峰INNER HUMPH(以下简称I)和外驼峰OUTER HUMPH(以下简称O)配对,作射野中心剂量与边缘剂量的比较,配对机制

是 $I=O$,等效灵敏体积相等。轴向位置导向极板2RG与2RT对称配对,横向位置导向极板2TA与2TB对称配对。G表示枪端,T表示靶端。配对机制是 $2RG=2RT=2TA=2TB$,为两两对称且收集体积相等。因此该电离室共4对配对极板:1对剂量极板、3对伺服极板。所有加速器剂量监控系统的本质是维持配对极板的电离电流相等。

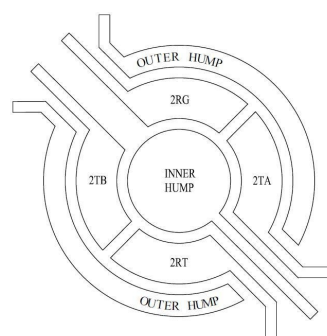


图2 伺服极板形状

Fig.2 Shape of servo plate

电离室极板用聚脂薄膜作基层,表面喷碳成为导电表面,再用光蚀刻形成导电区域和导线。选择很薄的聚酯薄膜是因为其对电子的阻挡很小,因此可以在低能电子模式获得足够大的收集电流。

2 高压极电源与监测分析

12区RHCA的附属电源板。电源板分新、老型号(以IGRT机型面世为界限),老型号板45133902134共有3块,其余2块为16区HTCA和72区ICCA,都带-325 V直流电源,可调节输出电压但不稳压,可互换,若市电三相不平衡,可能导致-325 V电源过低,过低的极化电压会使电离曲线在饱和区以下,因此造成电离室信号不稳定,而且也不能隔离浪涌电压,容易烧毁电源模块或造成收集极与极化极之间打火致使电离室损坏。补救措施是用户配置市电稳压电源^[7-10]。新型号板45133903384的原理是20 Vac整流后的+22 Vdc经稳压模块U1输出稳压+12 Vdc,再经DC-DC电源模块PSU1得到-325 V稳压电源。-325 V电源进入电离室后依次经过高压极2、3、6极板,3个极板呈串联形式。-325 V监测电压由5.1 M Ω 和110 k Ω 电阻分压引出,在A PCB测试点TP35对应电压为-6.87 V。电压有效范围为300~350 V,因此简称“-300 V”。监测电压经A PCB→SCC PCB12A→AI PCB12A生成连锁项目(item,简称i)i189-300 V Monitor,读数范围0~400 V。监测电压分别经A PCB和B PCB生成i506 D1 Supply和i456 D2 Supply连锁。

当出现电源连锁时,用75 Ω T型BNC接头或脱开SK12 FF测量电压,判断是电离室电阻过低还是电源本身无输出。DC-DC电源模块的优点是既可以隔离纹波与浪涌电压,又具有限流保护功能,脱开后有电压则属于限流保护。

3 剂量通道信号处理分析

剂量监测信号是A和B。1通道A PCB和2通道B PCB位于12区RHCA,分新老型号,不能混用。A PCB信号输入端匹配150 k Ω 电阻,B PCB信号输入端匹配50 k Ω 电阻与1 nF电容并联,使2个电离电流脉冲信号在处理前的高度与形状基本相同,两块板不能互换。然后电流脉冲经I-V转换器转换为电压脉冲并加上60 mV DC偏置,再经12-bit ADC转换成数字信号后送至场效应可编程门控阵列FPGA中的剂量积分器进行采样、积分。治疗开始前,加速器控制系统(LCS)的校准模块为积分器提供一个与所选能量相对应的电压阈值Dose_ref,该阈值定义为1 MU的1/64。外置水箱与剂量仪,调节i314 Dose ref 1校准1通道的剂量计数为1 MU=1 cGy绝对剂量(调节i315 Dose ref 2校准2通道的剂量计数与1通道相同)。当积分值达到校准阈值时就输出1个计数脉冲且积分器清零后重新开始积分。每出现64个计数脉冲,计数器就输出1个MU信号,由寄存器part 152完成。如果两个通道的累积MU差异超过设定极限(如3 MU),则报i366 Dose channel difference。超剂量率监测计数器防止计数脉冲超过307个/0.262 s(等效剂量率=1 099 MU/min)使计数电路饱和,报i167 Dose rate error。实际剂量率分别为i44 D/rate1和i45 D/rate2。i484 Plate sum显示所有极板信号之和,i160 Uniformity指示射野均匀度,超过5%则连锁。在B PCB施加一个仿真剂量电压,以便在A PCB失败时由B PCB终止治疗。将PRF置于6时,板上LED2每秒闪亮1次说明PCB工作正常。

针对漏电专门设置60 mV DC偏置,补偿电离室漏电,同时起延长电离室寿命的作用。剂量A极板在射野中心平坦区域取样,代表处方剂量,B极板则涵盖全部射野,表征射野全貌,边缘不对称可能造成i366。

4 伺服信号处理与伺服过程分析

束流导向的目的是使电子束垂直地通过靶窗中心,位置导向使电子束精准经过靶窗中心点,因此称为“对中”(centering),角度导向使电子束与靶平面垂直成90°。电子束位置偏差主要影响射野边缘剂量即对称性,电子束角度偏差主要影响射野中心剂量即平坦度。该系

统只设对中(位置)导向线圈2R、2T,而角度导向的功能是借助能量伺服一起完成的,如图3所示。

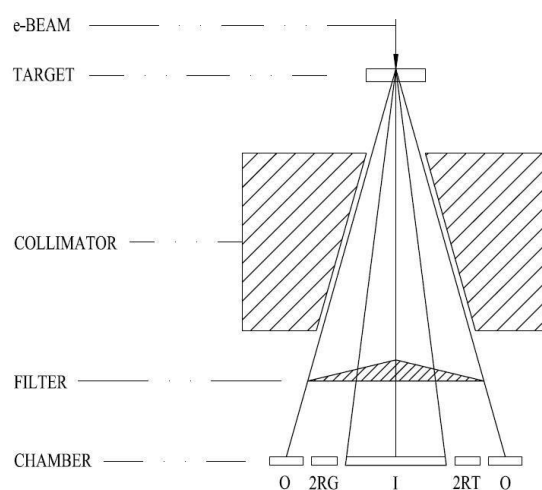


图3 伺服机制(轴向)

Fig.3 Servo mechanism (axial)

对中导向由线圈是2R、2T控制电子束进入偏转系统的轴心位置,实现电子束经过靶窗中心,控制射野的对称性。2RG、2RT和2TA、2TB用作伺服误差信号,分别是i127=2RG/2RT和i128=2TA/2TB。由于对中导向线圈在加速管中部,电子束导向后还将运动较长距离,因此2R、2T还提前补偿地磁场及万有引力等因素对电子束流轨迹的影响,这种补偿与机架转角一一对应,形成机架旋转补偿表2R LUT (Lookup table)和2T LUT。2R电路闭环伺服,修正后的实时误差信号用于确定i164 2R I ctrl的part 142伺服增益,实时控制2R线圈电流。2T电路开环控制,i165 2T I ctrl的part 142伺服增益设置为0,来自电离室2T的实时误差信号并不用于控制2T线圈电流,而是用part 1加LUT表中的偏置值控制,在调试过程中,part 142临时输入一个值以形成2T LUT表。2R、2T伺服通道为电离室→SIB PCB→SCC PCB→AI PCB→LCS:i127 2R Err(i128 2T Err)→LCS:i164 2R I ctrl(i165 2T I ctrl)→LCS:i556 2R I set(i557 2T I set)→UMD PCB→2R(2T)线圈。

X辐射的角度导向与能量伺服一起完成,内驼峰I和外驼峰O信号用作误差信号。电子野直接由电子束散射而来,对中导向后既能保证对称性也能保证平坦度,因此不再需要角度导向。根据能量-负载线特性 $V=a-bI$, V 为名义加速电压即电子能量, I 为负载强度即灯丝电流, a 、 b 为常数与具体加速管构造相关^[2]。这是一根处于第一象限的反斜线,截距为 a ,斜率为 $-b$ 。要改变能量,既可以在负载线上直接改变电压 V ,也可以间接

改变电流 I 来改变电压。能量伺服是在负载线上工作点的附近 ($\pm 3\%$) 微调并追踪标称电压的过程, 直接伺服电压即为 PFN (脉冲形成网络) 伺服, 而本系统采用间接伺服灯丝电流的方法即枪伺服。

在 X 辐射模式, 电子束击靶产生的 X 辐射射野强度的原始分布呈球冠状, 需要经均整器 (FILTER) “削去” 球冠部分从而得到平坦的剂量分布曲线。均整器呈 360° 对称的圆锥状, 其中心厚而边缘薄, 锥顶位于射野中心线上。无论能量高低, 如果电子束垂直于靶窗平面, 那么也将垂直于均整圆锥, 垂直于圆锥的射线在圆锥中的衰减关于锥顶完全对称, 即得到完全对称的剂量分布, $I=O$ 。如果电子束与靶窗平面不垂直, 则射线与圆锥也不垂直, 此时 O 几乎不变, 改变的是 I , 且 $I-O \neq 0$ 。另一方面, 不同能量的 X 射线穿透能力不同, 均整器的设计对应于特定能量, 这包括材质、直径、厚度以及锥度等。如果能量偏高, 则穿透能力增强, 对于固定不变的均整器, 则电离电流 $I-O > 0$ 。同理, 如果能量偏低则电离电流 $I-O < 0$ 。当且仅当能量完全等于 LCS 定义的标称能量时, $I-O=0$ 。因此, 可以通过伺服能量来伺服平坦度, 即达到角度伺服的目的。能量的改变会引起平坦度的改变从而引起导向伺服信号 $I-O$ 的改变, 这种冲突的解决办法是让枪伺服的时间常数远大于导向伺服的时间常数^[1], 这由硬件枪伺服模块完成。 $I-O$ 的差形成 i546 Gun Diff 并生成 i538 Gun I Set 实时调整枪灯丝电流以保持能量恒定。

在电子辐射模式, 束流强度只有 X 辐射模式下的 1% 数量级, 枪电流的改变不会明显改变电子能量, 但会明显改变电子野的剂量率^[1]。表征剂量率的 I 信号 i190 与预置参考电压 i187 Dose level 比较形成误差信号 i546 并生成 i538。

枪伺服通道为电离室 \rightarrow SIB PCB \rightarrow SCC PCB \rightarrow AI PCB \rightarrow LCS: i546 Gun Diff \rightarrow LCS: i327 Gun I ctrl \rightarrow LCS: i538 Gun I set \rightarrow UPD PCB \rightarrow 灯丝变压器。

5 温度与气压的监测与校正分析

气压 i558 Pressure 1 和温度 i224 Dos.temp 1 信号来自 PSB/DPT PCB, 而气压 i559 Pressure 2 和温度 i226 Dos.temp 2 信号来自 SIB PCB。PCB 上的压电转换器 PS1 将气压值刻度成电压值, 转换关系为 $(7.58 \text{ mV} \pm 0.19 \text{ mV})/\text{mBar}$ 。温度传感器热敏电阻位于电离室安装短臂, 10 V 参考电压经热敏电阻与 R1 并联后再与 SIB PCB 板上电阻 R99 分压得到 i226 Dos.temp2 信号。

6 维护与故障辨析

电离室因潮湿漏电时, 其电流服从欧姆定律 $I=V/R$,

对应于 325 V 电压、 10^{-8} A 量级微电流的阻值为 $10^{10} \Omega$, 即 10 000 M Ω , 此时已达电离电流的量级。如果用高内阻数字万用表测量极间电阻, 数值必须是 ∞ 。即使漏电流达 1 mA, 阻值也达 30 M Ω , 此时 DC-DC 电源模块会启动限流保护, 因此不要立即丢弃电离室, 也许经过干燥箱处理就可将电离室恢复。如果阻值已在 M Ω 量级以下, 则是局部短路报废。

极板间灰尘引起的尖端放电是电离室打火的主要原因, 如果极间空气潮湿则使打火的几率上升。打火的直接后果是裂纹、碳化和极板穿孔^[11-13]。引线及保护环裂纹可造成接线断路, 导电区中的小裂纹则导致信号不稳定。断路则无信号输出, 会立即触发相应连锁; 而裂纹引起的信号不稳定使故障起伏不定。碳化导致短路或局部短路, 表现为 V 丢失, 脱开接头可测到电压。而小孔则减小收集体积, 会使所在极板电流失真减小 δ 。视小孔所在位置, 如果在 A 或 B, 会触发 i366 连锁, 重新校准后即可恢复使用, 因为本质上测量的是相对量, 且 A、B 不作伺服用途。如果发生在伺服极板, 则有可能触发 i160 均匀性连锁, 也可能不触发 i160 但实际剂量曲线的对称性超 3% 标准^[14]。假定小孔位于 2RG 极板则其读数失真减小 δ , LCS 将给 2R 线圈在 G 方向补偿, 之前剂量曲线通过 i183 2R servo control 在 manual 时调好, 此时置 auto 实测剂量曲线会改变。

辐照老化有可能使聚酯薄膜产生裂纹, 这一点和反光镜出现裂纹原理一致, 因为它们都处在主射束路径上。而小孔、裂纹都使电离室反馈的伺服信号改变, 因此电离室的伺服极板在最上层, 方便吊起机头后直观看到其表面情况。

7 讨论

实际工作中, 剂量监控系统多数异常状态及故障因素来自于电离室^[15-17], 由于电离室采用开放式结构, 受潮漏电排在故障第一位。国标^[14]规定加速器工作环境为相对湿度 30%~75%, 而随机文件要求小于 70%, 实际上比国标苛刻, 所以在周末停电后需要派人重启除湿机和空调机以免周一发生漏电^[18-22]。

另外, 可能引发剂量学隐蔽风险的是极板穿孔后有效收集体积的缩小, 建议在每周作绝对剂量校准时, 顺便查看 i190~i195 这 3 对伺服极板的显示值。把握配对极板电流相等的原则, 可以尽早发现配对极板间的偏差, 降低不对称的风险。

由于束流导向建立在正确的偏转磁场 (电流) 基础之上, 因此剂量监控系统的稳定还与偏转系统相关。对于偏转线圈的关注要点是铜制空心水冷线圈的温度, 金属导体的电阻随温度升高而增大, 电阻 $R=R_0(1+\alpha t)$,

其中 R 为温度 t ℃的电阻, R_0 为 0 ℃的电阻, α 为电阻温度系数, t 为温度。而电阻 $R=\rho(L/S)$, ρ 是电阻率, L 为线圈长度, S 为截面积^[23]。导电器材用铜的 α 为 $0.0038/^\circ\text{C}$ ^[6],即温度每增加 1°C ,电阻增加约 0.4% 。偏转电源为稳流源,但前提是负载电阻不变。偏转线圈的电阻随温度升高而增大,导致电源与负载间的阻抗失配,结果是输出电流与电压均会降低,经过一级偏转的能量“筛选”机制,能谱中心就朝低能端偏移。6个线圈均配有温度开关并呈串联方式,加速器正常水温 22°C ,允许极限范围 $10\sim 35^\circ\text{C}$,一旦到达高限值,则触发偏转磁铁超温连锁i94 Bend OT,即偏转线圈允许的电阻变化极限为 5% ,这与i160的 5% 相对应。如果频繁出现i94,说明水温不稳定,多为管内结垢后导致水流不足所引起^[24-25],且连锁前对称性可能已经超标(3%)。

【参考文献】

- [1] GREENE D, WILLIAMS P C. Linear accelerators for radiation therapy [M]. 2nd ed. New York: Taylor & Francis Group, 1997: 94-101.
- [2] 顾本广. 医用加速器[M]. 第1版. 北京: 科学出版社, 2003: 90-327.
- GU B G. Medical accelerators [M]. 1st ed. Beijing: Science Press, 2003: 90-327.
- [3] ROSSI B B, STAUB H H. Ionization chambers and counters [M]. 1st ed. New York: Mc Graw-Hill Book Company, 1949: 20.
- [4] KHAN F M. The physics of radiation therapy [M]. 4th ed. New York: Lippincott Williams & Wilkins, 2010: 72-78.
- [5] 宫良平. 电子射线透射型电离室的研究与应用[J]. 医疗装备, 2006, 19(10): 52-55.
- GONG L P. Research and application of electron penetration type ionization chamber [J]. Medical Equipment, 2006, 19(10): 52-55.
- [6] 周鹤良. 电气工程师手册[M]. 第1版. 北京: 中国电力出版社, 2010: 18-185.
- ZHOU H L. The handbook for electrical engineer [M]. 1st ed. Beijing: China Electrical Power Press, 2010: 18-185.
- [7] 王立华. ELEKTA SLi 直线加速器电离室故障分析[J]. 医疗装备, 2002, 15(9): 35.
- WANG L H. Ionization chamber failure analysis of ELEKTA SLi linear accelerator [J]. Medical Equipment, 2002, 15(9): 35.
- [8] 王立华. Elekta SLi 加速器故障维修三例[J]. 中国医疗设备, 2014, 29(7): 145-146.
- WANG L H. Three cases of troubleshooting of Elekta SLi accelerator [J]. China Medical Devices, 2014, 29(7): 145-146.
- [9] 马蕾杰, 孟令广, 雷宏昌. ELEKTA 射束对中系统原理及故障分析[J]. 医疗卫生装备, 2013, 34(9): 144-146.
- MA L J, MENG L G, LEI H C. The theory and failures analysis of ELEKTA beam centering system [J]. Chinese Medical Equipment Journal, 2013, 34(9): 144-146.
- [10] 唐天梅. 医科达直线加速器电离室故障维修与分析[J]. 中国医疗设备, 2009, 24(2): 114.
- TANG T M. Analysis and troubleshooting of ionization chamber for Elekta precise linear accelerator [J]. China Medical Devices, 2009, 24(2): 114.
- [11] 宋天一, 孟保文, 吴建军. Precise 加速器电离室故障检修1例[J]. 北京生物医学工程, 2010, 29(5): 25.
- SONG T Y, MENG B W, WU J J. One case of troubleshooting of Precise accelerator ion chamber [J]. Beijing Biomedical Engineering, 2010, 29(5): 25.
- [12] 陈晓, 刘旭红, 李文辉. 医科达 Precise 直线加速器-320mon 等联锁的故障检修[J]. 医疗装备, 2013, 26(7): 42.
- CHEN X, LIU X H, LI W H. Troubleshooting-320mon interlock of Elekta Precise accelerator [J]. Medical Equipment, 2013, 26(7): 42.
- [13] 罗奕中, 洪范宗. 医科达医用电子直线加速器电离室的故障分析及更换[J]. 医疗卫生装备, 2012, 33(2): 155-156.
- LUO Y Z, HONG F Z. Ionization chamber failure analysis and replacement of Elekta medical electron linear accelerator [J]. Chinese Medical Equipment Journal, 2012, 33(2): 155-156.
- [14] 中华人民共和国国家标准. GB 15213-94 医用电子加速器性能和实验方法[S]. 北京: 国家技术监督局, 1994.
- State Standard of the People's Republic of China. GB 15213-94 medical electron accelerators-functional performance characteristics and test methods [S]. Beijing: State Bureau of Technical Supervision, 1994.
- [15] 陈建平, 张富利. ELEKTA Precise 医用直线加速器主要备件更换及维护分析[J]. 医疗卫生装备, 2010, 31(4): 121.
- CHEN J P, ZHANG F L. Main spare parts replacement and maintenance analysis of ELEKTA Precise medical electron linear accelerator [J]. Chinese Medical Equipment Journal, 2010, 31(4): 121.
- [16] 陶环明, 朱晓明, 贾元浩. PRECISE 医用电子直线加速器六年运行分析[J]. 医疗装备, 2009, 22(8): 133.
- TAO H M, ZHU X M, JIA Y H. Six years operational analysis of PRECISE medical electron linear accelerator [J]. Medical Equipment, 2009, 22(8): 133.
- [17] 钱建升. 医科达 Precise(105753) 加速器运行情况的分析探讨[J]. 中国医学装备, 2015, 12(8): 60-63.
- QIAN J S. Analysis of ten years of operation ELEKTA Precise accelerator [J]. China Medical Equipment, 2015, 12(8): 60-63.
- [18] 牟志坚, 陈渝, 陈政颂. 瑞典医科达 SLi 型直线加速器电离室故障及日常维护[J]. 医疗设备信息, 2002, 17(2): 55.
- MOU Z J, CHEN Y, CHEN Z S. Ionization chamber failures and routine maintenance of Elekta SLi linear accelerator [J]. Medical Equipment Information, 2002, 17(2): 55.
- [19] 程江波, 陈卫彬, 张帅, 等. 一种直线加速器电离室保护装置的研制[J]. 中国医学装备, 2011, 8(3): 10-12.
- CHENG J B, CHEN W B, ZHANG S, et al. Development and research of an ionization chamber protection device on linear accelerator [J]. China Medical Equipment, 2011, 8(3): 10-12.
- [20] 孔令峰, 洪范宗, 罗奕中. 医科达 PRECISE 型加速器电离室疑难故障1例[J]. 医疗卫生装备, 2010, 31(6): 126-127.
- KONG L F, HONG F Z, LUO Y Z. One knotty trouble of ionization chamber of Elekta PRECISE accelerator [J]. Chinese Medical Equipment Journal, 2010, 31(6): 126-127.
- [21] 张定坤, 张广武, 张家兴. 医科达加速器电离室故障诊断[J]. 中国医疗设备, 2008, 23(7): 116-117.
- ZHANG D K, ZHANG G W, ZHANG J X. Troubleshooting of ionization chamber for ELEKTA linear accelerator [J]. China Medical Devices, 2008, 23(7): 116-117.
- [22] 陈学钊. 直线加速器电离室的工作原理和故障检修[J]. 中国医学装备, 2013, 10(5): 90-91.
- CHEN X Z. Principle and troubleshooting of linear accelerator's ionization chamber [J]. China Medical Equipment, 2013, 10(5): 90-91.
- [23] 赵凯华, 陈熙谋. 电磁学[M]. 第3版. 北京: 高等教育出版社, 2014: 163.
- ZHAO K H, CHEN X M. Electromagnetics [M]. 3rd ed. Beijing: Higher Education Press, 2014: 163.
- [24] 宫良平, 张学锋. 直线加速器束流偏转系统的结构原理与故障检修[J]. 医疗设备信息, 2004, 19(7): 69-70.
- GONG L P, ZHANG X F. The basic structure and the trouble analysis of beam bending system of linear accelerator [J]. Medical Equipment Information, 2004, 19(7): 69-70.
- [25] 罗广文, 张焜毅, 张俊广. Elekta 医用加速器偏转系统工作原理和故障分析[J]. 医疗卫生装备, 2011, 32(8): 140.
- LUO G W, ZHANG K Y, ZHANG J G. Operational theory and failures analysis of bending magnet system for Elekta medical linear accelerator [J]. Chinese Medical Equipment Journal, 2011, 32(8): 140.

(编辑:陈丽霞)