

文章编号: 1671-7104(2017)04-0309-04

# Varian高能加速器的剂量监测与维护

**【作者】** 唐志全<sup>1</sup>, 王明槐<sup>2</sup>

1 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, 成都市, 610041

2 玉林市红十字会医院, 玉林市, 537000

**【摘要】** 从机器物理和机电构造双重角度, 该文系统全面地解析了瓦里安C-系列高能直线加速器的剂量监测与控制系统全貌, 剖析了电离室的构造特征和束流导向的具体实现, 阐述了完整的剂量学质量控制调整方法和该系统的维修维护方法。**【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】** TH774**【文献标志码】** A

doi:10.3969/j.issn.1671-7104.2017.04.021

## Dose Monitoring and Maintain of Varian High Energy Linear Accelerators

**【Writers】** TANG Zhiqian<sup>1</sup>, WANG Minghuai<sup>2</sup>

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

2 Red Cross Hospital of Yulin City, Yulin, 537000

**【Abstract】** The paper analyzes the dose monitoring and control system of Varian C-series high energy linear accelerators systematically from twofold view of machine physics and electromechanical structure. It dissects the structure characteristics of chamber and implementation method of beam steering. It expounds the complete methods of quality control adjustment and troubleshooting.**【Key words】** linear accelerator, dose monitoring and control, ion chamber, dosimetry, beam steering

### 0 引言

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)<sup>[1]</sup>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。其中最重要的四个方面是: 一是辐射能量符合射野品质规定; 二是保证照射剂量(Delivered Dose)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等。

在加速器的使用过程中, 针对电参数的漂移, 需要定期利用测试仪器的读数或结果对剂量监控系统的参数进行调整。而机器老化可能造成该系统的故障, 故障修复以后还必须调整检测以符合上述四个方面。瓦里安(Varian)公司C系列高能加速器采用驻波加速, 全系列均为2档X能量和6档电子能量的机型。本文旨在全面阐述该类加速器剂量学参数的物理内涵与机电原理之间的联系, 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。

### 1 电离室分析

电离室是剂量监控系统的监测器件, 其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  $\mu$ A)、平均值约 $10^{-8}$  A(0.01  $\mu$ A)的微电流, 监测射野的强度和位置<sup>[2]</sup>。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<sup>[3]</sup>。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<sup>[4]</sup>。一般将收集电子的收集极设计在0电位, 因此高压极为负电压, 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, 要区分近靶面和病人面, 安装时近靶面面向靶点, 病人面面向病人。电离室特征参见表1。

选择He气的原因, 是因为在相同的充气压力下, He气的饱和电压最低<sup>[5]</sup>并可获得比同体积空气更高的电离率。极板间距很小(1 mm), 是为了在极板间获得较高的电场强度, 而小的极板间距对极板基片的平整度和极板间的平行度要求都非常高<sup>[6]</sup>, 否则会造成灵敏体积不对称。气体间隙存在击穿电压, 兼

收稿日期: 2016-12-14

通信作者: 王明槐, E-mail: ylrh183@163.com

表1 电离室特征  
Tab.1 Characteristics of ion chamber

电离室位置	位于X射野均整器和电子散射箔转盘之后。电离室近靶面距靶点入射面距离约250 mm。电离室处监测到的辐射强度约为等中心平面的20倍
电离极板间距	1 mm
极化电压	-500 V(绝对值不低于400 V)
绝缘基板	聚苯乙烯
极板基片与导电区	薄云母片基片上丝网印刷镀金
极板数与叠加方式	4层2对极板。从近靶面开始至病人面依次为：-500 V高压极与轴向信号收集极，-500 V高压极与横向信号收集极。近靶面和病人面装配成两个单独的电离室即靶面轴向电离室和病人面横向电离室，两个电离室成90°正交叠加在一起
收集极形状与功能	轴向电离室与横向电离室收集极的形状与功能完全一样。中心大部分面积为一对D形区形成一个圆，两个D的外面是一对弧形区。D形区的信号既是剂量信号也是伺服信号，而弧形区的信号仅作伺服信号。其中轴向两个D形区为A、B，两个弧形区为E、F；横向两个D形区为C、D，两个弧形区为G、H。1、2通道剂量信号分别为A+B和C+D。极板面积 $S$ ： $S_A=S_B=S_C=S_D$ ， $S_E=S_F=S_G=S_H$
灵敏气体与封装	密封式。两电离室腔室均充高压He气，压强为1.41个大气压。He气最大泄漏率为3.2 cm <sup>3</sup> /年
接头	6个4针BNC镀银接头，其中J4、J5、J6属于轴向电离室，J1、J2、J3属于横向电离室
保护外壳	两面均为铜箔，作用是进一步散射电子线

顾到饱和区工作电压，电离室工作电压选在500 V。

电离电流 $I=aVX$ ，其中 $a$ 是与特定电离室构造和气体种类相关的常数， $V$ 是气体的灵敏体积， $X$ 是照射量率<sup>[7]</sup>。由此可知，电离室正常时 $V_A=V_B=V_C=V_D$ ， $V_E=V_F=V_G=V_H$ ；从而 $I_A=I_B=I_C=I_D$ ， $I_E=I_F=I_G=I_H$ 。

电离室腔体用紫铜由精密车床加工而成，轴向与横向电离室各为一半，靶面与病人面分别焊上对电子辐射衰减很小的圆形密封铜箔，侧面分别焊上充气管和引线接头。将全部组件清洁后，再将一对极板安装在支撑柱上。起密封作用的是一个圆环形铜板，圆环内事先焊好两层密封铜箔，将铜板置于两半腔室之间，腔室内的一圈很窄的圆环形凸起端面就会与圆环形铜板紧配合，紧固8颗均匀分布的收紧螺丝，就形成2个各自密封的腔室空间。2根充气管分别连接三通阀，同时对两个腔室抽真空，最大限度将残留灰尘抽出，关闭真空阀。然后是极板间加1 000 V高压的打火试验、漏电流试验以及密封性检测等试验。最后，同时向气室内充入He气到所需相同气压，用带热焊作用的钳子将充气管剪断。新电离室的两面铜箔有明显外凸，因此正常电离室8颗螺丝不可打开。

即使采用了复杂精密的工艺流程，造成电离室损坏的原因仍是极间打火、He气的泄漏以及因辐照引起的极板破裂等。打火会造成极板间短路或局部短路<sup>[8]</sup>，也可能导致极板接线断路<sup>[9]</sup>，还可能造成极板局部变形或穿孔<sup>[10]</sup>从而引起相应灵敏体积的改变。

## 2 高压极电源与监测分析

电源板位于机架侧面与真空电源一起构成VACION电源盒，包括控制器板和HV PS电源板。轴向和横向电离室独立供电监测，两路完全相同，以下

只描述1通道。来自控制器板的稳压±12 V<sub>dc</sub>在电源板经DC-DC转换器PS4得到非稳压-500 V<sub>dc</sub>，经电离室高压极后返回，再经10 MΩ与100 kΩ电阻分压得到-5 V<sub>dc</sub>监测电压，测试点在控制器板TP9。监测电压经比较器U4与-4 V参考电压比较，若绝对值<4 V（包括断路则为0 V），则U4输出高电平，熄灭VACION面板绿灯DS11指示电压低于400 V，同时光电耦合器U1截止从而断开-12 V连锁电压，触发连锁ION1。

PS4的输出匹配电阻R27为470 kΩ、2 W，断开电离室空载时的负载电流 $I=V/R$ ，即1.06 mA。脱开P9用大头针插入J9-1测量其对机壳（屏蔽地）电压就可判断有无500 V<sup>[11]</sup>。漏电时对应于500 V电压、10<sup>-8</sup> A(0.01 μA)电流，其阻值 $R=V/I=10^9 \Omega$ ，即1 000 MΩ。对比限流电阻R23设计为10 MΩ，可知即使漏电，极间阻值也在数十兆欧量级。

## 3 剂量通道信号处理分析

1、2通道积分器板B15和B16相同，束流位置伺服板B19、B20相同，两个通道共用B18板处理超剂量和对称性。来自极板A、B的电流脉冲信号，在B15分别经I-V转换器转换为电压脉冲TP1、TP2，求和放大(A+B) TP3，放大给1通道剂量率显示TP4，积分平滑成DC电压TP7，V-F转换成1% MU(centiMU)的脉冲频率cMU1 TP6，再经Timer Interface PCB缓冲送至Control Timer PCB计数成累积剂量MU1。

每档能量配置一块编程板（Program PCB），外置水箱与剂量仪，调整编程板上的MU1电位器R15，改变B15板上剂量率放大器U8的增益，校准剂量1通道，使1通道的1 MU计数等于绝对剂量1 cGy。然后调整编程板上的MU2电位器R16，校准剂量2通道，

使2通道的1 MU等于1通道的1 MU。然后分别调整编程板上的ION1电位器R13和ION2电位器R14, 编程电压分别在VACION控制器板上生成施加到极板A、B、C、D上的模拟辐射电流IONACAL、IONBCAL以及IONCCAL、IONDCAL ( $I_A: I_B: I_C: I_D=1:10$ ), 使ION1和ION2的计数为200。在临床模式每次治疗前的校准/检查序列(CAL/CHECK sequence)中给极板A、B、C、D施加这一编程电流, 检查剂量通道的性能, 当计数相差 $200 \pm 3$ 则不能通过校准/检查序列, 并触发ION1或ION2连锁。所以当出现ION1或ION2连锁时的检查顺序是: ①校准/检查序列是否为200个计数→②500 Vdc电源→③电离室极板电阻。校准/检查序列的局限性是只能提示极间电阻为短路或断路。

B15板上的(A-B)信号在MU1调整前经由B19板与(E-F)相加送至对称性表头 $SYM=(A-B)+(E-F)$ 和B18板EXQ1, EXQ1为SYM超过2%。在B18板, Q2饱和导通点亮CR10指示1通道超剂量连锁 $EXQ1=[(A或B)+(A+B)]$ , 即不超过正常值的150%; Q4饱和导通点亮CR11指示轴向超剂量和对称性连锁 $(1/2)EXQT=\{[(A或B)+(A+B)]与(A-B)+(E-F)\}$ , 即不超过800 MU/min。这是EXQ1具有三重意义的原因。2通道的C、D、G、H处理同理。在Control Timer PCB生成DOS1、XDP1, DOS2、XDP2和DS12连锁。

2300CD隐性故障一例。根据GBZ 126-2011<sup>[12]</sup>规定, “剂量监测系统校准控制”稳定性检测周期为“每周”, 本质就是校准MU1的1 MU等于绝对剂量1 cGy。正常时每周几乎不用调整, 一段时间以后, 调整时MU1总是99, 再后来校准后不到一周, 第五天到第几个病人时, 能通过校准/检查序列, 但治疗过程中出现DS12连锁, 必须重新校准, 校准后又维持3~4天。由于没有任何其它故障, 且连续数周有明显规律性, 根据前述 $I=aVX$ , 推断目前 $I_A+I_B$ 小于 $I_C+I_D$ , 判断是轴向电离室的 $aV$ 项在逐渐变小。极板间体积“逐渐”变小的可能性不大, 只剩下两电离室He气泄漏不均匀的可能, 即轴向电离室He气泄漏大且500 V电压已不足以使其处于饱和区, 此时电离量和气体分子密度成正比。换上新电离室, 故障消除。废电离室拆下后, 两侧均已明显内凹。

#### 4 伺服信号处理与伺服过程分析

电离室信号用作位置(POS)导向线圈、角度(ANG)导向线圈及PFN伺服(本文不述及PFN)。POS线圈位于加速管末端, 导向电子束进入偏转

(Bend)磁铁的中心位置, 即最后打击在靶窗中心。电子束位置偏差(垂直入射但不在靶窗中心)主要影响射野边缘剂量(对称性)。由于电子射野直接由电子束散射而来, 因此POS伺服只施加于X辐射模式。POS R、POS T线圈的误差信号分别是(E-F)和(G-H)。ANG线圈在偏转磁铁内, ANG T位于一级偏转前, ANG R代替二级偏转。 $\pm 3\%$ 能量裂缝位于一级偏转后, 因此ANG R线圈的调节范围就是名义能量的 $\pm 3\%$ 。电子束角度偏差(电子束流在靶窗中心但不垂直于靶平面)主要影响射野中心剂量(平坦度)。ANG R、ANG T线圈的误差信号分别是(A-B)和(C-D)。导向线圈伺服误差信号处理分成R通道和T通道, (A-B)和(C-D)分别在B15、B16板生成。(E-F)和(G-H)分别在B19、B20板生成。编程板上4个电位器R6、R7、R8、R9分别编程ANG R、ANG T、POS R、POS T控制电压, 作为脉宽调制(PWM)激励电源的输入信号以提供各个线圈的电流, 调整时S1接地不加误差信号, 外置水箱扫描仪, 将实际剂量曲线的对称性调整到2%以内。正常工作时, 将S1开关置于ON, 将误差信号电压加在编程电压上, 闭环伺服并微调线圈电流。PMW电源有相同4块, 位于立架(stand)上的附加电子柜, 每块板有4个通道Ch, XA3插槽的Ch2、Ch1和XA2插槽的Ch2、Ch1分别激励线圈ANG R、ANG T和POS R、POS T。每个线圈均串接1个 $0.1 \Omega$ 电阻在维修面板实时监测线圈电流。

2300CD隐性故障一例。用MapCheck进行对称性检查, 不作任何调整先正常伺服扫描一次, 结果T方向小于2%, 而R方向为3.5%, 明显为枪端高而靶端低, 超过2%, 但在此之前并未出现过对称性连锁EXQ1。断开伺服, 先将T方向调整到最佳, 再将R方向调整到2%以内, 左右两侧完全均高。加伺服, 结果又是T方向符合, R方向大于3%。由于在伺服开环时各导向线圈调整与工作均正常, 问题只能来源于伺服闭环时所加电离室的反馈信号。由前述 $I=aVX$ 和 $SYM=(A-B)+(E-F)$ , 说明A比B或E比F收集电流变小了。不加伺服和加伺服, 分别在维修面板观察, 对称性表头T方向SYM TRN几乎不变, 而R方向SYM RDL数值有所增大; 各个线圈电流几乎不变, 但ANGLE RD增大了一点。综合分析是电流 $I_A$ 失真变小了, 闭环伺服根据此差值作出补偿改变了ANG R线圈电流, 结论是因某种原因致使收集极A的灵敏体积变小了, 根据电离室特性推断, 只有极板间偶然打火造

成变形或穿孔等,才会造成灵敏体积缩小一点(不到2%)。更换电离室后故障消除。

注:对称性小于2%是瓦里安的设计与验收标准,GB 15213-94<sup>[13]</sup>规定的对称性标准为3%。

## 5 结语

本文建立了瓦里安高能加速器剂量监控系统全貌,提示电离室的隐性故障存在对称性超标的风险。

### 参考文献

- [1] Greene D, Williams P C. Linear accelerators for radiation therapy [M]. 2nd Edition. New York: Taylor & Francis Group, 1997.
- [2] 顾本广. 医用加速器[M]. 北京: 科学出版社, 2003.
- [3] Rossi B B. Ionization chambers and counters[M]. New York: McGraw-hill book company, inc., 1949.
- [4] Khan F M. The physics of radiation therapy[M]. 4th Edition. New York: Lippincott Williams & Wilkins, 2010.

- [5] 任晓娜, 陈明, 王国林, 等. 电离室充不同气体的饱和特性实验研究[J]. 辐射防护, 2005, 25(6): 362-368.
- [6] 宫良平. 电子射线透射型电离室的研制与应用[J]. 医疗装备, 2006, 19(10): 52-55.
- [7] 顾本广. 医用加速器[M]. 北京: 科学出版社, 2003.
- [8] 钱安, 刘少泽, 姜南方, 等. 瓦里安23EX医用电子直线加速器电离室漏电故障的检测[J]. 中国医疗设备, 2011, 26(2): 123, 137.
- [9] 张松方. Varian 2100CD加速器电离室故障的诊断与检修[J]. 医疗装备, 2006 (10): 81.
- [10] 李军, 张西志, 汪步海, 等. VARIAN Clinac-23EX直线加速器典型故障维修与分析[J]. 中国医疗器械杂志, 2013, 37(2): 155-156.
- [11] 杨绍洲, 沈庆贤. Varian加速器电离室联锁的检修方法[J]. 医疗设备信息, 2002, (12): 59.
- [12] 中华人民共和国卫生部. GBZ 126-2011《电子加速器放射治疗放射防护要求》[S].
- [13] 国家技术监督局. GB 15213-94《医用电子加速器性能和实验方法》[S].

上接第308页

消融前期的温度上升速率两组基本一致,至20 s附近时出现Pop情况较多,组织内部渗入生理盐水导致组织温度下降,Pop发生后的组织消融温度出现差异,可能是由于Pop程度与组织结构有关,Pop造成的组织缺损大小难以控制导致了消融组织温度变化的差异。采用微孔导管进行心脏消融时,不推荐大功率参数,术者若采用大于35 W的功率放电时,应充分考虑心脏穿孔风险。

血栓发生情况,不同功率下的血栓发生情况差异很大,主要血栓部位在电极上下边缘部位,其中很大原因是由于大功率下Pop发生较多,电极边缘区域无法形成有效的盐水冲刷,局部温度较高,使得组织粘连在区域。同样术者手术时也会出现相类似的条状血栓,因此房颤手术前对患者全身抗凝并不能完全杜绝卒中的风险,控制手术过程中血栓形成也不容忽视。

## 5.2 本研究特点及局限性

本研究主要能对组织切块体外消融,在外界条件可控的条件下,肉眼可见组织损伤的程度,对Pop并发症和血栓形成情况进行量化分析,给予术者一定的临床指导,在保证有效性的前提下,尽量减少安全风险。但是体外消融模型与人体环境还是有很大差异,尽管采用新鲜猪血加抗凝剂来模拟血液环境,但是随着时间延长,血栓形成更难,抗凝效果更明显。因此

术者采用该参数消融时可适当调整消融时间。

### 参考文献

- [1] Morady F. Radio-frequency ablation as treatment for cardiac arrhythmias[J]. N Engl J Med, 1999, 340(7): 534-544.
- [2] Demazumder D, Mirotznik M S, Schwartzman D. Comparison of irrigated electrode designs for radiofrequency ablation of myocardium[J]. J Interv Card Electrophysiol, 2001, 5(4): 391-400.
- [3] Demazumder D, Mirotznik M S, Schwartzman D. Biophysics of radiofrequency ablation using an irrigated electrode[J]. J Interv Card Electrophysiol, 2001, 5(4): 377-389.
- [4] Dorwarth U, Fiek M, Remp T, et al. Radiofrequency catheter ablation: Different cooled and noncooled electrode systems induce specific lesion geometries and adverse effects profiles[J]. Pacing Clin Electrophysiol, 2003, 26(7): 1438-1445.
- [5] Yokoyama K, Nakagawa H, Wittkamp F H, et al. Comparison of electrode cooling between internal and open irrigation in radiofrequency ablation lesion depth and incidence of thrombus and steam pop[J]. Circulation, 2006, 113(1): 11-19.
- [6] Everett TH 4th, Lee K W, Wilson E E, et al. Safety profiles and lesion size of different radiofrequency ablation technologies: A comparison of large tip, open and closed irrigation catheters[J]. J Cardiovasc Electrophysiol, 2009, 20(3): 325-335.
- [7] Guerra J M, Torge E, Raga S, et al. Effects of open-irrigated radiofrequency ablation catheter design on lesion formation and complications: in vitro comparison of 6 different devices[J]. J Cardiovasc Electrophysiol, 2013, 24(10): 1157-1162.
- [8] Javier Moreno. Morphological and thermodynamic comparison of the lesions created: by 4 open-irrigated catheters in experimental models[J]. J Cardiovasc Electrophysiol, 2014, 25(12): 1391-1399.