

Blue Phantom 放疗三维水箱测量加速器 TMR 与 PDD 转换 TMR 的比较

程晓军, 戴富友, 胡传朋, 乔红兵, 张钦富

中图分类号: R144 文献标识码: B 文章编号: 1004-714X(2008)03-0322-02

【摘要】目的 比较用 Blue Phantom 直接测量的 TMR 与 PDD 转换成的 TMR 的数据表的差别。方法 用两种方法分别获得 TMR 数据, 用统计学方法进行比较。结果 两种方法获得的 TMR 数据差别不大 ($P > 0.25$) 平均偏差为 0.45%。结论 用测量 PDD 然后转换成 TMR 的方法获得 TMR 曲线更为简捷、方便。

【关键词】加速器; 组织最大剂量比 (TMR); 比较

在加速器放射治疗中, 要想获得准确的处方剂量或作等中心照射, 首先应对加速器的各项参数进行全面、准确的测量。需要测量的数据包括: 百分深度剂量 (PDD)、组织最大剂量比 (TMR)、总散射因子 (S_{cp})、准直器散射因子 (S_{c})、射野离轴比 (OAR)、射野均整度和对称性等。其中, PDD 和 TMR 是放疗临床中两个常用物理量。TMR 是指体模内照射野中心轴上任一点吸收剂量率与空间同一点体模中最大剂量点处的吸收剂量率之比^[1]。获得 TMR 有两种途径, 一是由放疗三维水箱测量直接获得; 二是先测量 PDD 然后转换成 TMR。前者测量过程较复杂, 耗时长; 后者测量较简单, 耗时短。笔者用瑞典 SCANDIRON KWEILHO FER 公司生产的 Blue Phantom 放疗三维水箱对某医院 6MV 加速器的 TMR 分别采用两种方法进行了测量, 并对测量结果进行了比较, 现报道如下。

1 材料与方法

1.1 材料 ①加速器: 山东新华 XHA-600 直线加速器; ②三维水箱: Blue Phantom 放疗三维水箱, CC13 电离室 (0.13 cc 灵敏体积); ③放疗二维水箱, 英国 NE 2570 Farmer 剂量仪, 2571 电离室 (0.6 cc 灵敏体积); ④电子温度计; ⑤气压计。仪器经中国计量科学院校准并在有效期内使用。

作者单位: 河南省职业病防治研究所, 河南 郑州 450052

作者简介: 程晓军 (1968~), 男, 河南焦作人, 副主任医师, 主要从事放射卫生防护与管理工作。

3 讨论

(1) 不同级别医院 X 射线机质量控制检测中, 乡级医院合格率最低, 主要由于经费紧张, 机器老化, 不能及时更换, 或者未进行定期维护引起。

(2) 从摄影机结果看, 光野与照射野一致性, 曝光时间偏离评价标准的台数较多。主要是因为使用 X 射线机过程中不注意机器自身的维护, 单位内部没有形成定期调试的制度。致使摄影质量严重受到影响。

(3) 从透视结果看, 透视荧光屏空间分辨率偏离评价标准台数较多, 致使患者较小的病灶不易发现, 易造成误诊、漏诊。为提高图像的清晰度, 不得不提高管电压和管电流, 射线输出量也随之增大。使受检者和工作人员受到不必要的照射, 增加人群群体受照剂量。

通过测试发现问题, 并提出改进措施, 这对促进各医院医用诊断 X 射线机影像质量降低废片率、漏诊率和受检者受照剂量及其人群群体剂量, 减少资金浪费, 并提高医疗诊断水平, 有重要意义。

4 建议

从本次检测看, 郑州市区特别是乡镇医院医用诊断 X 射线机运行情况, 存在一些问题。原因可能有以下几个方面: 有机

1.2 方法和步骤 ①用 Blue Phantom 放疗三维水箱分别测量 PDD 和 TMR 曲线, 对曲线进行修正, 抽取典型照射方野和深度并制作 $TMR_{\text{(实测)}}$ 表; ②用放疗二维水箱和 Farmer 剂量仪测量 S_{c} 等参数; ③用 Omnipro-Accept 数据采集和分析软件将修正过的 PDD 曲线转换成 TMR 曲线, 抽取典型照射方野和深度制作 $TMR_{\text{(转换)}}$ 表; ④比较 $TMR_{\text{(实测)}}$ 表和 $TMR_{\text{(转换)}}$ 表的数据。

1.3 数据统计处理 检测结果用 SPSS 11.0 for windows 和 t 检验进行统计处理。

2 结果与分析

2.1 $TMR_{\text{(实测)}}$ 曲线和 $TMR_{\text{(转换)}}$ 曲线 图 1 是用 Blue Phantom 放疗三维水箱测量绘出的 $TMR_{\text{(实测)}}$ 曲线, 选取等中心平面 $4\text{ cm} \times 4\text{ cm}$, $6\text{ cm} \times 6\text{ cm}$, $8\text{ cm} \times 8\text{ cm}$, $10\text{ cm} \times 10\text{ cm}$, $12\text{ cm} \times 12\text{ cm}$, $15\text{ cm} \times 15\text{ cm}$, $20\text{ cm} \times 20\text{ cm}$, $25\text{ cm} \times 25\text{ cm}$, $30\text{ cm} \times 30\text{ cm}$ 共 9 个方野进行测量, 测量深度 0~22 cm; 图 2 是用 Blue Phantom 放疗三维水箱测量绘出的 PDD 曲线 (测量方野 TMR 测量方野相同, 深度 0~22.5 cm) 经 Omnipro-Accept 软件转换成的 $TMR_{\text{(转换)}}$ 曲线 (根据需要自动内插了某些射野的 TMR 曲线)。由 PDD 转换为 TMR 的计算公式^[2]为

$$TMR(d, f) = \frac{1}{100} \times PDD(d, f, S_f(f, d)) \times \frac{PSF[S_f(f, d)]}{PSF[S_f(f, d_m)]} \left(\frac{f-d}{f-d_m} \right)^2 \quad (1)$$

器自身的, 机器使用年限长短不一, 有些早已该淘汰, 由于经费问题而不能及时更换。另一方面是由于条件的限制, 不能定期进行维护, 检修时也不能对各种参数进行正确调整。这些问题的存在, 影响了 X 射线机的影像质量^[3]。

针对以上问题, 提出以下建议, ①积极建立和完善 X 射线诊断设备的影像质量控制检测制度, 通过检测及时发现问题, 对发现的问题及时进行解决。②对新安装的机器应进行验收检测, 把住质量关, 使 X 射线机影像质量技术参数达到最佳工作状态。③对使用中的机器应进行常规检测。要定期请专业技术人员对机器进行检修和维护, 特别是各种参数的正确调整。④加强对放射技师的业务培训, 提高他们的技术水平。从而使全市医用诊断 X 射线机的影像质量有较大提高, 也将有力地促进放射诊断水平的提高。

参考文献:

- [1] GBZ130-2002 医用 X 射线诊断卫生防护标准[S].
- [2] WS/T189-1999 医用 X 射线诊断设备影像质量控制检测规范[S].
- [3] 曾庆民, 陈才, 范荣. 顺德市医用诊断 X 射线机质量控制与防护状况调查[J]. 中国辐射卫生, 2005 14(2): 115-116

(收稿日期: 2007-11-21)

式中: PSF——尖峰散射因子。

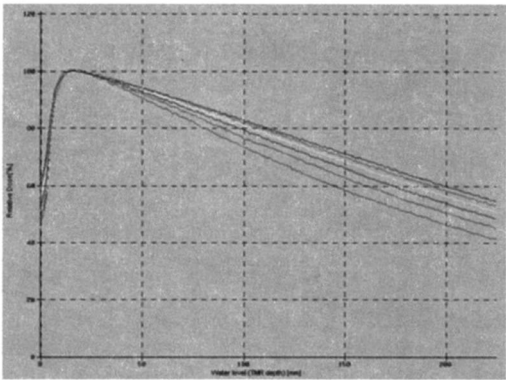


图 1 TMR_(实测) 曲线

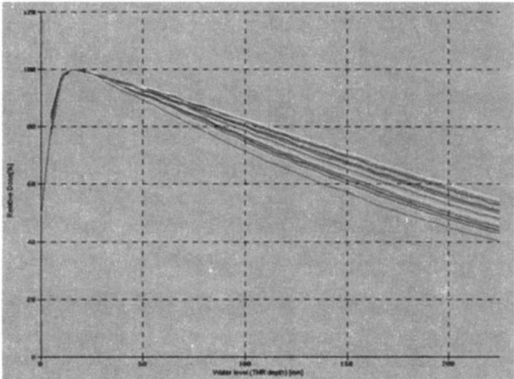


图 2 TMR_(转换) 曲线

2.2 TMR_(实测)表和 TMR_(转换)表 表 1是用实测的 TMR曲线制作的 TMR表;表 2是用经 OmniPro- Accel软件转换成的 TMR_(转换)曲线制作的 TMR表。

表 1 TMR_(实测)表 (SSD=100 cm 深度 cm 射野 cm²)

深度 (cm)	组织最大剂量比 (TMR %)									
	5×5	6×6	8×8	10×10	12×12	15×15	18×18	20×20	25×25	30×30
1	96.7	96.8	96.9	97.1	97.3	97.6	97.8	98.0	98.5	98.6
1.5	100	100	100	100	100	100	100	100	100	100
2	99.7	99.7	99.8	99.8	99.8	99.8	99.8	99.8	99.9	99.9
2.5	98.3	98.5	98.5	98.7	98.6	99.1	99.2	99.2	99.3	99.3
3	96.7	97.0	97.2	97.3	97.5	97.8	98.0	98.2	98.3	98.4
4	93.3	94.1	94.6	94.8	95.1	95.4	95.7	95.9	96.3	96.4
5	89.5	90.5	91.0	92.1	92.3	92.6	93.1	93.5	94.0	94.1
6	85.7	86.9	88.1	89.2	89.7	90.2	90.8	91.1	92.0	92.2
7	82.3	83.7	84.4	86.0	86.7	87.7	88.0	88.2	89.5	89.8
8	78.4	79.9	81.5	82.9	83.9	85.0	85.5	85.7	86.9	87.3
9	75.0	76.7	78.5	79.8	81.0	81.8	82.6	83.1	84.8	85.1
10	71.6	73.3	75.0	76.1	77.9	79.6	80.4	81.0	81.8	82.6
11	68.3	70.1	72.2	74.1	74.9	76.4	77.8	78.7	79.6	80.2
12	65.1	67.0	69.2	71.1	72.2	73.7	74.9	75.7	77.0	78.1
13	62.2	64.1	66.1	68.0	69.4	71.2	72.6	73.5	74.5	75.7
14	59.5	61.3	63.2	65.7	66.7	68.2	69.7	70.7	72.2	73.5
15	56.5	58.4	60.5	63.0	63.8	66.1	67.3	68.2	69.8	71.1
16	54.0	55.8	57.8	60.2	61.2	63.3	64.8	65.9	67.3	69.0
17	51.7	53.7	55.5	57.6	58.6	60.9	62.5	63.5	65.4	66.4
18	49.1	51.1	53.0	55.1	56.4	58.2	60.1	61.4	62.7	64.3
19	47.0	49.0	50.6	52.7	53.9	56.3	57.7	58.6	60.8	62.4
20	44.6	46.2	48.3	50.5	51.9	53.7	55.4	56.5	58.3	59.9

表 2 TMR_(转换)表 (SSD=100 cm 深度 cm 射野 cm²)

深度 (cm)	组织最大剂量比 (TMR %)									
	5×5	6×6	8×8	10×10	12×12	15×15	18×18	20×20	25×25	30×30
1	96.1	96.3	96.9	96.6	97.2	97.5	97.3	97.5	98.1	98.4
1.5	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0	100.0
2	99.5	99.5	99.5	99.5	99.7	100.2	99.6	99.3	99.7	100.0
2.5	97.8	97.8	98.3	98.3	98.4	99.1	98.6	98.4	98.7	99.0
3	96.3	96.4	97.1	97.0	96.8	97.5	97.2	97.2	97.8	98.1
4	92.4	93.0	94.1	94.4	94.4	94.9	95.0	95.3	95.7	95.9
5	89.2	89.7	90.9	91.5	91.6	92.7	92.8	92.9	93.8	94.1
6	85.6	86.3	87.9	89.0	89.2	90.1	90.3	90.7	91.4	91.9
7	82.0	82.7	84.4	85.5	86.2	87.3	87.6	87.9	89.0	89.6
8	78.5	79.4	81.6	83.1	83.4	84.4	84.9	85.5	86.8	87.4
9	74.8	75.9	77.8	79.5	80.3	81.8	82.4	82.8	84.2	85.1
10	71.4	72.5	74.8	76.6	77.5	79.3	80.1	80.6	81.9	82.6
11	68.0	69.2	71.5	73.5	74.6	76.4	77.1	77.8	79.5	80.3
12	65.3	66.6	68.8	70.7	71.7	73.7	74.7	75.3	77.1	78.1
13	62.4	63.4	65.7	67.8	68.7	70.9	71.9	72.6	74.5	75.6
14	59.4	60.5	62.7	65.0	66.2	68.2	69.1	70.1	72.3	73.4
15	57.1	58.1	60.3	62.4	63.6	65.6	66.8	67.6	69.7	71.1
16	54.3	55.4	57.7	59.9	61.1	63.4	64.6	65.3	67.4	69.1
17	51.6	52.9	55.2	57.3	58.7	60.7	62.2	63.0	65.2	66.4
18	49.2	50.5	52.8	54.8	56.1	58.6	59.8	60.5	62.8	64.5
19	47.2	48.1	50.2	52.5	53.9	56.2	57.5	58.3	60.7	61.9
20	45.0	45.9	47.9	50.3	51.9	53.7	55.2	56.0	58.4	60.0

2.3 TMR_(实测)和 TMR_(转换)数据的比较 TMR偏差用下列公式计算:

$$S = \frac{TMR_{(实测)} - TMR_{(转换)}}{TMR_{(转换)}} \times 100\%$$
 (2)

式中: S——TMR 偏差; TMR_(实测)——TMR 实测值; TMR_(转换)——TMR 转换值。TMR_(实测)和 TMR_(转换)数据的比较结果见表 3 从表 3 中看出, TMR_(实测)和 TMR_(转换)数据最大偏差为 1.87%, 平均偏差为 0.45%, 标准差 0.35%。经 检验, t=0.087 P>0.25 二者差异无显著性。

表 3 TMR_(实测)和 TMR_(转换)数据的比较表 (SSD=100 cm 深度 cm 射野 cm²)

深度 (cm)	组织最大剂量比 (TMR %)									
	5×5	6×6	8×8	10×10	12×12	15×15	18×18	20×20	25×25	30×30
1	0.62	0.52	0.00	0.52	0.10	0.10	0.51	0.51	0.41	0.20
1.5	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00	0.00
2	0.20	0.20	0.30	0.30	0.10	-0.40	0.20	0.50	0.20	-0.10
2.5	0.51	0.72	0.20	0.41	0.20	0.00	0.61	0.81	0.61	0.30
3	0.42	0.62	0.10	0.31	0.72	0.31	0.82	1.03	0.51	0.31
4	0.97	1.18	0.53	0.42	0.74	0.53	0.74	0.63	0.68	0.52
5	0.34	0.89	0.11	0.66	0.76	-0.11	0.32	0.65	0.21	0.00
6	0.12	0.70	0.23	0.22	0.56	0.11	0.55	0.44	0.66	0.33
7	0.37	1.21	0.00	0.58	0.58	0.46	0.46	0.34	0.56	0.22
8	-0.13	0.63	-0.12	-0.24	0.60	0.71	0.71	0.23	0.12	-0.11
9	0.27	1.05	0.90	0.38	0.87	0.00	0.24	0.36	0.71	0.00
10	0.28	1.10	0.27	-0.65	0.52	0.38	0.37	0.50	-0.12	0.00
11	0.44	1.30	0.98	0.82	0.40	0.00	0.91	1.16	0.13	-0.12
12	-0.31	0.60	0.58	0.57	0.70	0.00	0.27	0.53	-0.13	0.00
13	-0.32	1.10	0.61	0.29	1.02	0.42	0.97	1.24	0.00	0.13
14	0.17	1.32	0.80	1.08	0.76	0.00	0.87	0.86	-0.14	0.14
15	-1.05	0.52	0.33	0.96	0.31	0.76	0.75	0.89	0.14	0.00
16	-0.55	0.72	0.17	0.50	0.16	-0.16	0.31	0.92	-0.15	-0.14
17	0.19	1.51	0.54	0.52	-0.17	0.33	0.48	0.79	0.31	0.00
18	-0.20	1.19	0.38	0.55	0.53	-0.68	0.50	1.49	-0.16	-0.31
19	-0.42	1.87	0.80	0.38	0.00	0.18	0.35	0.51	0.16	0.81
20	-0.89	0.65	0.84	0.40	0.00	0.00	0.36	0.89	-0.17	-0.17

近距离治疗机¹⁹² Ir源有效活度质量控制检测与比对

王 进¹, 杜 翔¹, 张乙眉¹, 罗素明², 何志坚², 余宁乐¹

中图分类号: R144 文献标识码: B 文章编号: 1004—714X(2008)03—0324—02

【摘要】 目的 使用阱式电离室对江苏省部分近距离治疗机¹⁹² Ir源有效活度开展检测, 并使用 2 台阱式电离室开展比对工作。方法 制定计划, 将施源器与阱式电离室相连, 步进寻找源的最佳驻留位置, 根据《后装^γ源治疗的患者防护与质量控制检测规范》WS262—2006 计算源有效活度偏差。结果 10 台近距离治疗机¹⁹² Ir源有效活度偏差均在 ±3% 以内, 根据比对 PTW 33004 型阱式电离室的仪器响应为 0.996。结论 近距离治疗机有效活度校准工作的重要性及紧迫性, 应引起卫生行政部门的重视; 阱型电离室之间的比对检测可提高检测结果溯源, 需要加强检测的质量控制。

【关键词】 近距离治疗机; 活度; 质量控制

后装近距离治疗是我省放射治疗的重要组成部分并得到了广泛的应用, 其主要由计算机控制的遥控步进¹⁹² Ir密封型微型源, 根据参考点预设定剂量, 经治疗计划系统计算驻留点驻留时间, 得到优化处理的剂量分布, 从而给肿瘤区域足够的精确的治疗剂量, 以提高肿瘤的控制率, 减少正常组织的放射并发症。我省所有近距离治疗机均根据¹⁹² Ir源的有效活度制定治疗计划。由于¹⁹² Ir源存在半衰期短(74.2 d)和能谱复杂等原因, 至今国际上还没有一个基准剂量学实验室(PSDL)能够提供对标称值为 370 GBq(10 Ci)¹⁹² Ir源的直接校准方法。2004~2005 我们使用指型电离室测量了 11 台近距离治疗机¹⁹² Ir源的有效活度^[1], 2006 年 12 月我们使用阱式电离室对省内 10 台近距离治疗机¹⁹² Ir源开展了有效活度检测, 同时对两台阱式电离室开展了比对工作。

1 材料与方法

1.1 测量装置 检测设备包括 Wisconsin 大学设计的 1000 Plus 型阱式电离室配套使用 CDX—2000A 型电荷数字化仪、PTW 公司 33004 型阱式电离室配合使用 PTW UNIDOS E 剂量仪。

1.2 测量方法 1000 Plus 型阱式电离室高 15.6 mm 井口直径 3.6 mm 井深 12.1 mm 收集体积 245 mm³, 工作电压 ±300 V 总漏电流小于 10⁻¹³ A, 电离电流测量灵敏度可达 2.0×10⁻¹⁰ Bq 电离电流可测高达 10⁻⁸ A 测量范围达 3.7×10¹¹ Bq 源适配器为 2.2 mm 直径的细长铝管, 与电离室共轴。源到收集极

之间的材料等效壁厚大于 0.318 g·cm⁻², 满足电子平衡要求。数字化静电计具有改变极性(+P-)和电压(150 V 和 300 V)的功能, 既可测量电离电流也可测量电离电荷。测量时施源器直接接在阱式电离室上, 通过测量电离电流计算源有效活度^[2]。计算公式如下。

$$A = M_u \cdot N_k \cdot N_e \cdot A_{pn} \cdot C_p \cdot F^{-1} \quad (Bq) \quad (1)$$

其中: A 为放射源的有效活度; M_u 为阱式电离室电流读数(nA)或 60 s 积分电荷(nC/60 s); N_k 为¹⁹² Ir 源的空气比释能刻度因子, 4.678×10⁵; N_e 为静电计刻度系数, 1.001; A_{pn} 为电离电荷符合率(A_{pn} = 4/3 - Q₊/3Q₋; Q₊ 为 +100% 极板电压下的平均读数; Q₋ 为 +50% 极板电压的平均读数); C_p 为空气温度气压校正因子(C_p = ((273.15 + T)/273.15) × 10¹³/P, P 为¹⁹² Ir 源空气比释能强度与源外观活度转换系数(1.09×10⁻¹³ Gy·m²·Bq⁻¹·h⁻¹))。

PTW 33004 型阱式电离室高压最大为 500 V 电离电流灵敏度为 1.2×10⁻¹⁹ A, 漏电流小于 5×10⁻¹³ A, 电离室截面结构总高度为 150 mm 井口直径 32 mm 收集体积为 200 mm³, 参考点在距电离室顶端约 84.5 mm 处。与 PTW UNIDOS E 型配套可测量高剂量率(HDR)、脉冲剂量率(Pulse dose rate HDR)和低剂量率(Low dose rate HDR)源。测量时施源器直接接在阱式电离室上, 通过测量电离电流计算源有效活度^[3]。计算公式如下。

$$A = M_u \cdot C_p \cdot E \quad (Bq) \quad (2)$$

其中: E 阱式电离室及剂量仪刻度系数(Bq/A), 出厂校准因子为 8.449 GBq·nA⁻¹ (针对 Nucletron microSelectron¹⁹² Ir 源)。实际测量时在电离电荷最大点附近重复测量两次取平均值。A_{pn}, M_u, C_p 定义与公式(1)相同。

检测时将近距离治疗机施源器与阱式电离室相连, 制定计划,¹⁹² Ir 源通过后装机传输到阱型电离室并开始以步进 2.5 mm

作者单位: 1 江苏省疾病预防控制中心 江苏 南京 210009
2 中国疾病预防控制中心辐射防护与核安全医学所
作者简介: 王进(1970~), 男, 江苏省南京人, 高级工程师, 从事放射防护检测与评价工作。

组织最大剂量比(TMR)和百分深度剂量(PDD)一样, 是临床放疗中最常用的剂量学参数。通常放疗工作单位在机器安装调试结束后, 会进行 PDD 和 TMR 的测量。现在放疗三维水箱的普及率还比较低, 除少数省级医院外, 多数单位还没有配置放疗三维水箱, 因此不能直接进行 TMR 测量。由于 PDD 的测量比较简单, 多数单位用剂量仪就可实现 PDD 的测量。因此先测量 PDD 然后用经验公式转换成 TMR 就成为一种轻松获得 TMR 的方法, 适合于一般基层放疗单位^[3]。

Blue Phantom 放疗三维水箱除了可直接测量 TMR 外, 还具有 PDD 转 TMR 的软件功能。从比较结果看, 实测的 TMR 值与由 PDD 转换的 TMR 值非常接近, 误差很小。由于直接测量 TMR 耗时较长, 而 PDD 测量耗时较短, 为提高工作效率, 可以

采用先测量 PDD 然后转换成 TMR 的方法。为减少测量误差, 可抽取部分光野和深度进行 TMR 的实际测量验证。

参考文献:

- [1] 胡逸民, 杨定宇. 肿瘤放射治疗技术[M]. 北京: 北京医科大学, 中国协和医科大学联合出版社, 1999: 54.
- [2] BURNS JE. 1996 Conversion of PDD for Photon beams from one SSD to another and calculation of TAR, TMR and TPR [J]. British Journal of Radiology Supplement 25: 153—157.
- [3] 杨留勤, 武莉萍, 任凯. 工作级剂量仪测定高能 X 射线组织最大剂量比(TMR)的方法探讨[J]. 医疗装备, 2000, 13(4): 13—18.

(收稿日期: 2008—03—28)