

调强适形放射治疗剂量验证中 CT 密度值的校准分析

庄名赞 吴仁华 邱庆春 彭逊 陆佳扬 陈志坚

【摘要】目的 基于调强适形放射治疗(IMRT)验证体模,分析放射治疗计划系统中 CT 密度转换曲线在 IMRT 剂量验证中的影响,并加以校准。**方法** 利用 CT 电子密度体模刻度计划系统中的 CT 密度转换曲线,取 12 例鼻咽癌患者的 IMRT 计划,分别移植至 IMRT 验证体模,计算剂量分布,并于剂量均匀处放置测量点,利用电离室测量出其实际剂量。将 IMRT 验证体模的物理密度与对应的 CT 值输入计划系统,对 CT 密度转换曲线进行修正,重新计算剂量,在保持其他计划参数一致的前提下,比较前后两次计算值与实测值的差异。**结果** 12 例鼻咽癌 IMRT 计划中,前后两次计算值和实测值的平均误差分别为 $1.96\% \pm 0.87\%$ 和 $0.63\% \pm 0.74\%$,修正后的计算值误差控制在 $\pm 2\%$ 以内,而修正前计算值的最大误差为 3.24% 。**结论** 利用修正后的 CT 密度转换曲线,计划中的剂量计算值更加贴近实际测量值。为提高 IMRT 剂量验证的精确性,验证体模在使用之前必须进行 CT 密度值的校准、确认。

【关键词】 放射疗法,调强适形;放射治疗计划;剂量学验证;CT 密度值

Calibration of CT density values in dosimetry verification of intensity modulated radiation therapy

ZHUANG Ming-zan*, WU Ren-hua, QIU Qing-chun, PENG Xun, LU Jia-yang, CHEN Zhi-jian.

*Department of Radiation Oncology, Tumor Hospital of Shantou University Medical College, Shantou 515041, China

Corresponding author: WU Ren-hua, Email: rhwu@stu.edu.cn; QIU Qing-chun, Email: qcqiu@stu.edu.cn

【Abstract】 Objective Based on intensity modulated radiation therapy (IMRT) phantom, the impact of CT-to-density conversion curve on dosimetry verification of IMRT is investigated and calibrated. **Methods** The electron density phantom was used to establish the CT-to-density conversion curve in radiation treatment planning system. IMRT plans of 12 nasopharynx carcinoma patients were chosen, copied to IMRT phantom and computed for the dose distribution. For each plan a measured point was put at the place where the dose was well-distributed and its dose value was measured using the ionization chamber. The physical density of IMRT phantom and its CT value were input into the planning system, to make a calibration for the CT-to-density conversion curve. The dose distribution was recomputed for each IMRT plan. Other parameters were kept the same in the plans and the differences between the computed dose values before and after correction were compared with the measured values. **Results** In 12 nasopharynx carcinoma IMRT plans, the average error of computed dose values was $1.96\% \pm 0.87\%$ before correction and $0.63\% \pm 0.74\%$ after correction, compared with measured values. The error between measured values and computed values after correction was less than $\pm 2\%$ whereas the maximum error of computed values before correction was 3.24% . **Conclusions** The computed dose values are closer to the measured values when using the calibrated CT-to-density conversion curve. The CT density values of IMRT phantom should be verified before usage, so as to increase the accuracy of IMRT dosimetry verification.

【Key words】 Radiotherapy, intensity modulated; Radiotherapy planning; dosimetry verification; CT density value

DOI: 10.3760/cma.j.issn.1673-4114.2011.01.015

作者单位: 1. 515041 汕头, 广东汕头大学医学院附属肿瘤医院放疗科(庄名赞, 彭逊, 陆佳扬, 陈志坚); 2. 515041 汕头, 广东汕头大学医学院第二附属医院医学影像学教研室(吴仁华); 3. 515041 汕头, 广东汕头大学医学院医学物理学与信息学教研室(邱庆春)

通信作者 (Email: rhwu@stu.edu.cn); 邱庆春 (Email: qcqiu@stu.edu.cn)

调强适形放射治疗(intensity modulated radiation therapy, IMRT)是 20 世纪 90 年代发展起来的一项先进放射治疗技术,它具有靶区的高剂量区三维适形、周围危及器官受量少等优点,能有效提高肿瘤的局部控制率,减少正常组织的损伤,改善患者的

生存质量。由于 IMRT 是一项复杂的技术, 为保证其临床治疗的安全可靠, 必须对 IMRT 计划进行准确的剂量验证。

放射治疗计划系统依据 CT 电子密度体模确认的 CT 密度转换曲线, 将 CT 图像中的 CT 值转换为相应的物理密度(或电子密度), 在物理密度(或电子密度)的基础上进行组织不均匀性校正计算, 最终得到放射治疗计划的剂量分布^[1-2]。然而, 由于刻度 CT 密度转换曲线的 CT 电子密度体模缺乏与 IMRT 验证体模密度相接近的组织材料, 因此, 需要计划系统依据转换曲线的邻近区间, 插值计算出 IMRT 验证体模的物理密度。这插值计算出来的物理密度与实际验证体模的密度存在少许差异, 而这些差异将在一定程度上影响 IMRT 计划验证的精确性。本研究通过实验, 定量分析 CT 密度转换曲线在 IMRT 剂量验证中的影响, 并加以校准。

1 材料与方法

1.1 主要材料

(1) 美国 CIRS 公司 Model 062 电子密度体模, 为 27 cm×33 cm×5 cm 的椭圆型薄柱体, 环氧树脂材料, 含有人体等效组织材料 9 种, 几何参数及各插件位置、尺寸、密度参数如图 1 和表 1 所示。

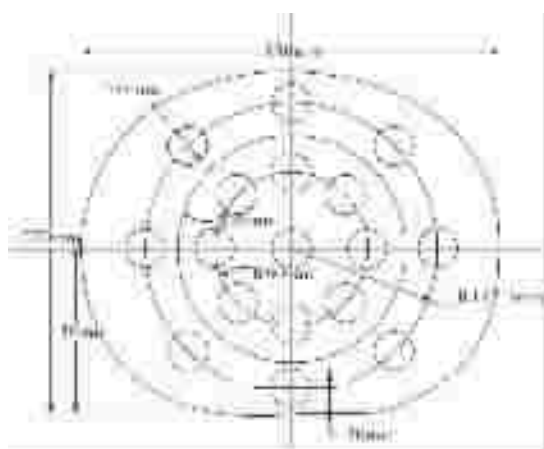


图 1 美国 CIRS 公司 Model 062 电子密度体模及插件示意图

(2) 德国 IBA 公司 IMRT 验证体模, 由各种不同尺寸的模块构成, 各模块具有规矩的形状, 为正方体或长方体。整个体模均由同一种材料 RW3 (一种等效水材料) 组成, 主要成分为 C₈H₈, 含 2.1%±0.2% 的 TiO₂

(3) 德国 IBA 公司的二维电离室矩阵 MatriXX,

表 1 美国 CIRS 公司 Model 062 电子密度体模的密度参数表

	物理密度 (g/cm ³)	电子密度 (×10 ²³ /m ³)	相对水电 子密度
体模(水等效)	1.01	3.346	1.002
肺(吸气)	0.20	0.634	0.190
肺(呼气)	0.50	1.632	0.489
脂肪	0.96	3.170	0.949
乳腺	0.99	3.261	0.976
肌肉	1.06	3.483	1.043
肝	1.07	3.516	1.052
骨(200 mg/cm ³)	1.16	3.730	1.117
致密骨(800 mg/cm ³)	1.53	4.862	1.456

由 1020 个通气的电离室排列成 32×32 平面矩阵(四个顶角处无电离室)。电离室尺寸为直径 4.5 mm、高 5 mm, 灵敏体积 0.07 cm³, 相邻电离室中心间距为 7.62 mm, 电离室矩阵有效测量面积为 24.4 cm×24.4 cm, 有效测量点位于上表面下 3 mm。每个电离室在出厂时已经用 ⁶⁰Co γ 射线进行校准, 刻度因子以矩阵文件形式给出。

(4) 飞利浦公司的放射治疗计划系统 Pinnacle, 版本为 8.0。美国 Picker 公司的螺旋 CT 机, 型号为 PQ5000, 定期由工程师负责校准检测。美国 Varian 公司的医用直线加速器 23EX, 测量前均检测、校准机器机械参数、输出剂量等, 确保机器性能稳定。德国 IBA 公司的指形电离室 FC65-G, 灵敏体积 0.65 cm³; 德国 IBA 公司的剂量仪 DOSE-1, 二者均由广东省辐射剂量计量检定站进行检定。

1.2 方法

1.2.1 计划系统 CT 密度值的标定

在螺旋 CT 机下扫描 CT 电子密度体模, 扫描床板为放疗专用碳素平板, 扫描电压为 120 kV, 电流为 200 mA, 扫描方式为螺旋扫描: 层厚 3 mm, 层距 3 mm。将图像传至计划系统, 勾画出体模中各插件, 由计划系统计算出材料的平均 CT 值。将各等效组织材料的平均 CT 值与对应的已知物理密度值输入计划系统 Pinnacle, 绘制出相应的 CT 密度转换曲线。

1.2.2 IMRT 计划的选取

随机选取 12 例鼻咽癌患者的静态 IMRT 计划, 计划参数为 7 个照射野, 全周等分, 最大子野数为 90 个, 子野数范围为 66~90 个, 计划设计中滤去面积小于 4 cm² 以及机器跳数小于 5 MU(计划系

统、加速器上使用的剂量计算单位, 1 MU=1 cGy) 的小子野。

1.2.3 IMRT 剂量验证

在同一 CT 机下, 以相同的扫描条件扫描 IMRT 验证体模, 图像传输至治疗计划系统, 三维重建该验证体模。将 12 例鼻咽癌 IMRT 计划分别移植至 IMRT 验证体模中, 按照计划的实际照射角度, 计算剂量, 剂量以机器跳数归一, 于靶区剂量均匀处(剂量梯度变化小于 $\pm 6\%$)放置测量点。

剂量验证在加速器 23EX 上进行, 测量的射线为 6 MV 光子线, 该机器的剂量输出特性采用美国医学物理师协会第 51 号报告中的规范预先进行了校准^[3]。将 IMRT 验证体模置于加速器治疗床上, 十字线对准体模中心, 利用激光灯和数字测距尺进行精确摆位。于测量点处放置 FC65-G 指形电离室, 连接电缆至剂量仪 DOSE-1, 测量前给予预照射 100 cGy, 使其达到电离平衡, 预照射后进行温度、气压校正和本底测量。每一计划均重复测量 3 次, 测量结果取平均值。

同时, 针对 12 例鼻咽癌 IMRT 计划, 利用 MatriXX 进行平面相对剂量验证, 将鼻咽癌 IMRT 计划的射野归一到 0° 机架角度, 按设计进行照射、测量。利用二维电离室矩阵的附带软件对测量与计算的平面剂量进行比较, 采用 γ 指数值的复合判断方法, 以剂量点距离 3 mm、相差 3%为条件, 以相对剂量方式进行, 剂量以射野高剂量坪区归一, $0 \leq \gamma$ 指数 ≤ 1 的点所占比例为通过率。为了避免低剂量区测量和计算不准确的影响, 以及射野外测量点不参与比较的考虑, 设置实测最高剂量点的 10%做为阈值, 测量点实测剂量低于此值者不进行比较。

1.2.4 IMRT 验证体模 CT 密度值的修正与误差比较

在治疗计划系统中勾画出 IMRT 验证体模材料, 由计划系统计算出其平均 CT 值。将验证体模的已知物理密度与平均 CT 值输入计划系统, 对 CT 密度转换曲线进行修正, 使得计划系统中验证体模图像的物理密度修正为对应的实际物理密度, 重新计算剂量。在保持机器跳数、子野数、射野分布、子野分布等计划参数一致的前提下, 比较前后两次计划计算值与实测值之间的差异, 数据利用 SPSS 16.0 进行统计分析, 修正前后之间的误差比较采用配对 t 检验方法, 以 $P < 0.05$ 为差异有统计

学意义。

2 结果

由电子密度体模各等效组织材料的平均 CT 值与对应的已知物理密度值输入计划系统 Pinnacle 后绘制出的 CT 密度转换曲线见图 2。依据 CT 密度曲线, 插值计算出的 IMRT 验证体模的物理密度约为 1.020 g/cm^3 , 而厂家说明书上提供的标准密度为 1.045 g/cm^3 , 二者约有 0.025 g/cm^3 的差异。

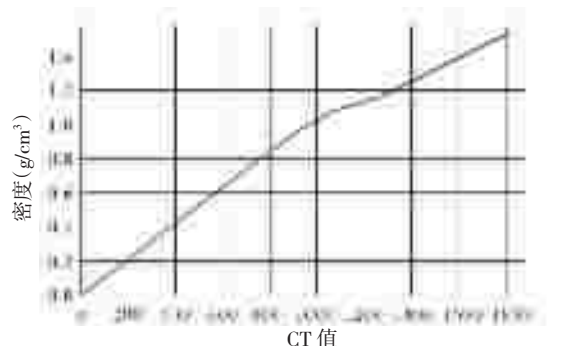


图 2 计划系统中 CT 密度转换曲线(Pinnacle 中 CT 值 = CT 图像的 CT 值 +1000)

参照多数医院使用二维电离室矩阵验证 IMRT 计划的方法, 以 γ 指数通过率 $>90\%$ 为照射野剂量分布验证通过, 则 12 例鼻咽癌 IMRT 计划验证测得的 γ 指数通过率为 $95.34\% \pm 1.50\%$, 所有计划的通过率均 $>90\%$ 。由于 IMRT 平面相对剂量的验证不涉及剂量计算上具体的绝对值, 因此, 验证体模材料的微小密度差异并未给平面相对剂量的验证带来误差。

12 例鼻咽癌 IMRT 计划分别按计划条件在加速器上模拟治疗方式的实际出束照射进行测量, 将测量点处的计划剂量值与测得的靶区剂量值进行比较, 修正前和修正后的百分相对误差全部控制在 4%以内, 符合临床要求。表 2 给出了 12 例鼻咽癌 IMRT 计划前后两次计算值与实测值差异的统计分析, 其中, 误差=(计算值-测量值) \div 测量值 $\times 100\%$ 。由表 2 数据可知, 在同一个计划中, 修正后的计算值比修正前低 3 cGy 左右, 修正后的计算值与测量结果比较接近, 误差控制在 $\pm 2\%$ 以内, 而修正前的计算值与测量结果的误差在 $0.79\% \sim 3.24\%$ 之间, 修正后的误差显著低于修正前($t=19.256, P < 0.05$)。12 例鼻咽癌 IMRT 计划中, 前后两次计算值与实测值的平均误差分别为 $1.96\% \pm 0.87\%$ 和 $0.63\% \pm 0.74\%$, 最大误差分别为 3.24% 和 1.81% 。IMRT 计

表2 12例鼻咽癌IMRT计划前后两次计算值与实测值的比较分析

	实测值(cGy)	计算值[cGy(误差,%)]	
		修正前	修正后
例1	210.2	217(3.24)	214(1.81)
例2	207.4	211(1.74)	208(0.29)
例3	203.4	205(0.79)	202(-0.69)
例4	194.2	196(0.93)	194(-0.10)
例5	202.4	206(1.78)	204(0.79)
例6	203.1	205(0.94)	203(-0.05)
例7	200.2	205(2.40)	202(0.90)
例8	199.9	204(2.05)	201(0.55)
例9	196.8	203(3.15)	200(1.63)
例10	193.6	196(1.24)	194(0.21)
例11	192.1	197(2.55)	194(0.99)
例12	202.5	208(2.72)	205(1.23)

划中验证体模微小的密度差异 0.025 g/cm^3 , 导致了绝对剂量验证中出现较大的偏差。

3 讨论

作为现代精确的放疗技术, IMRT 有着较高的剂量变化梯度和较好的肿瘤靶区剂量适形度等特点。但由于 IMRT 是一个相当复杂的治疗技术, 需要严格的质量保证措施, 治疗计划设计和实施过程的微小误差都可能给计划的实施带来较大的差异, 从而影响治疗的疗效, 甚至导致治疗的失败。国际辐射单位和测量委员会第 24 号报告指出, 原发灶根治剂量的精确性应好于 5%, 靶区剂量偏离最佳剂量 5% 时, 就有可能使原发灶肿瘤失控或并发症增加, 从而可能导致治疗计划的失败^[4]。因此, 每例患者的 IMRT 计划执行前的剂量实际测量验证是 IMRT 质量保证工作中至关重要的一环, 以确保由治疗计划系统精确设计和计算的剂量分布能够在治疗设备上准确执行。

CT 扫描图像中的 CT 值, 反映了 X 射线在人体不同密度组织的线性衰减关系, 而实际应用中的设备受成像理论和设备本身的限制, 这两个参数之间并非是理想的线性关系^[1-2]。对于 CT 值线性, 杨克怪等^[5]提出, 用二阶拟合的 2-范数(即: 矩阵 A 的转置乘以 A 矩阵特征根最大值的开根号)来表述, 从统计学的角度, 验证了二阶拟合曲线更符合物质的 CT 值与其对应的 X 射线衰减系数的分布关系。在放射治疗计划系统中, CT 值与物质密度之间需要建立 CT 密度转换曲线, 之后可由患者图像

CT 值确定患者不同组织的密度分布情况, 从而进行组织不均匀性校正等剂量分布计算^[6-7]。研究发现, 由 CT 密度转换错误导致的计划系统剂量计算误差可能十分显著, 如采用 6 MV 光子线照射 100 cGy 的剂量, CT 密度转换错误的计划所计算出的剂量分布热点可比正确值高出 20.1%^[8-10]。

IMRT 的计划和实施是一项复杂的系统工作, 其质量保证是一个必须重视和急需解决的问题^[4]。利用体模进行 IMRT 的绝对剂量验证, 是目前国内外普遍采用的基本剂量验证方法^[11-13]。作为平面剂量测量仪, MatriXX 在 IMRT 绝对剂量测量方面不如单个电离室有优势, 如果采用 MatriXX 做多角度平面绝对剂量验证, 其电离室须进行系数校正, 且存在方向性响应和结构影响, 这就加大了测量的误差。所以, 在绝对剂量测量中, 为了提高测量的准确性, 大部分使用单个电离室在体模中模拟测量的方法^[13]。

由于刻度 CT 密度曲线的电子密度体模缺乏与 IBA IMRT 验证体模密度相接近的组织材料, 计划系统依赖邻近区间插值计算出的体模密度与实际验证体模密度有些微小差异, 约 0.025 g/cm^3 。放射治疗计划系统 Pinnacle 基于物理密度来计算剂量分布, 物理密度上的差异将影响到绝对剂量计算的误差。IMRT 平面相对剂量验证是验证电离室探头平面的相对剂量分布, 不涉及绝对剂量值, 因此, 体模的微小密度差异没有给其带来测量误差影响。不过, 该密度差异会给点绝对剂量的验证带来一定的影响。为了更全面地反映 CT 值与物质密度之间的关系, 必须对目前所普遍采用的电子密度体模做适当的改进, 增加目标物质的数目。

IMRT 验证体模在使用之前, 必须进行 CT 密度值的校准确认。在静态 IMRT 计划中, 子野数目多, 有着较小的 MU 机器跳数和较小面积的子野, IMRT 验证体模整体的微小密度偏差可引起较大的剂量误差, 利用 IMRT 验证体模的物理密度及 CT 值对 CT 密度曲线进行修正, 可以减少验证体模密度差异所带来的系统误差。利用修正后的曲线, 计算计划剂量, 其计算值更加贴近实际测量数值, 能够更好地为 IMRT 技术提供可靠的保障。

参 考 文 献

[1] Cozzi L, Foqliata A, Buffa F, et al. Dosimetric impact of computed

tomography calibration on a commercial treatment planning system for external radiation therapy. *Radiother Oncol*, 1998, 48(3): 335-338.

[2] 祁振宇, 黄劲敏, 邓小武. 放疗计划 CT 值的校准检测及其影响因素分析. *癌症*, 2006, 25(1): 110-114.

[3] Tailor RC, Hanson WF, Ibbott GS. TG-51: experience from 150 institutions, common errors, and helpful hints. *J Appl Clin Med Phys*, 2003, 4(2): 102-111.

[4] 胡逸民. 肿瘤放射物理学. 北京: 原子能出版社, 1999.

[5] 杨克桢. 螺旋 CT 图像性能参数检测方法研究. 广州: 第一军医大学, 2002.

[6] Mutic S, Palta JR, Butker EK, et al. Quality assurance for computed-tomography simulators and the computed-tomography simulation process: report of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No.66. *Med Phys*, 2003, 30(10): 2762-2792.

[7] Beneventi S, Chionne F, Gobbi G, et al. Quantitative CT tomography for radiotherapy treatment planning: Calibration phantom and sources of error. *Radiother Oncol*, 1995, 37 (suppl 1): S41.

[8] Constantinou C, Harrington JC, Cadieux RA, et al. Dosimetry at lung-muscle and lung-bone interface using 6 MV and 10 MV X rays and 12-18 MeV electrons. *Int J Radiat Oncol Biol Phys*, 1988, 15 (suppl 1): 244.

[9] Constantinou C, Harrington JC, Dewerd LA. An electron density calibration phantom for CT-based treatment planning computers. *Med Phys*, 1992, 19(2): 325-327.

[10] Mackie TR, El-Khatib E, Battista J, et al. Lung dose corrections for 6- and 15-MV x rays. *Med Phys*, 1985, 12(3): 327-332.

[11] Waghorn B, Shah AP, Ngwa W, et al. A computational method for estimating the dosimetric effect of intra-fraction motion on step-and-shoot IMRT and compensator plans. *Phys Med Biol*, 2010, 55(14): 4187-4202.

[12] 邹华伟, 贾明轩, 吴荣, 等. 调强适形放射治疗计划剂量学的验证. *中华放射医学与防护杂志*, 2004, 24(3): 256-258.

[13] 张晓军, 王建华, 涂彧. 二维电离室矩阵在调强适形放疗剂量学验证中的应用. *国际放射医学核医学杂志*, 2007, 31(5): 318-320.

(收稿日期: 2010-11-15)

《国际放射医学核医学杂志》第四届编辑委员会顾问名单

(以下按姓氏汉语拼音排序)

刘树铮 王世真 吴德昌 张景源 周前

《国际放射医学核医学杂志》第四届编辑委员会名单

总编辑 樊飞跃

副总编辑(以下按姓氏汉语拼音排序)

陆毅 苏旭 田嘉禾

编委(以下按姓氏汉语拼音排序)

蔡建明	陈肖华	陈跃	樊飞跃	冯珏	冯彦林
高硕	何建军	何薇	何作祥	黄钢	姜炜
蒋宁一	金顺子	匡安仁	李彪	李健丁	李林
李林法	李全太	李诗运	李思进	李险峰	李小东
李亚明	刘建香	刘青杰	刘兴党	刘增礼	陆毅
闵锐	莫逸	秦岚	石洪成	苏旭	粟永萍
谭建	唐明灯	田嘉禾	童建	涂彧	王俊杰
王全师	王荣福	王淑侠	王铁	王仲文	王自正
吴华	吴翼伟	严惟力	袁卫红	袁志斌	张宏
张永学	赵晋华	赵军	周平坤	朱茂祥	卓维海