

TÍNH LIỀU CHÙM PHOTON MÁY GIA TỐC TRONG XẠ TRỊ QUI ƯỚC BẰNG HỆ LẬP KẾ HOẠCH XẠ TRỊ DSS CỦA MULTIDATA TẠI BỆNH VIỆN CHỢ RẪY

Nguyễn Văn Hòa⁽¹⁾, Mai Văn Nhơn⁽²⁾

(1) Bệnh viện Chợ Rẫy Tp. HCM.

(2) Bộ môn Vật lý Hạt nhân, Khoa Vật lý, Trường Đại học Khoa học Tự nhiên Tp.HCM

(Bài nhận ngày 07 tháng 12 năm 2004, hoàn chỉnh sửa chữa ngày 20 tháng 08 năm 2005)

TÓM TẮT: Hệ thống lập kế hoạch xạ trị DSS của Multidata sử dụng vài thuật toán khác nhau để tính liều các chùm photon xạ trị qui ước máy gia tốc. Mỗi thuật toán tính liều yêu cầu các loại dữ liệu chùm tia và các phép hiệu chỉnh riêng kèm theo để tính liều trong cơ thể bệnh nhân. Độ chính xác của phân bố liều và kế hoạch xạ trị phụ thuộc độ chính xác của dữ liệu và của thuật toán tính liều được sử dụng. Hệ thống lập kế hoạch xạ trị DSS đã được các kỹ sư vật lý nghiên cứu và phân tích để đánh giá và khai thác sử dụng tại BVCR. Việc tìm hiểu chương trình và các thuật toán tính liều trong DSS đã giúp các nhà vật lý xạ trị xác định rõ loại dữ liệu cần thu thập, hiểu được phương pháp thu thập dữ liệu, có thể tính liều bằng tay và kiểm tra kế hoạch xạ trị.

1. Giới thiệu

BVCR thực hành xạ trị quy ước bằng máy gia tốc với 2 chùm photon 6 MV và 15 MV. Một máy CT và một máy mô phỏng được sử dụng để thu thập dữ liệu bệnh nhân. Một phantom nước và hệ đo liều với các buồng ion hóa và máy tính được sử dụng để chuẩn và thu thập dữ liệu chùm tia. Chương trình DSS của Multidata được sử dụng để tính liều và lập kế hoạch xạ trị qui ước chùm photon.

2. Đặc điểm tính liều trong DSS

- Dùng phương pháp thực nghiệm tính liều đơn giản các điểm trên trục giữa chùm tia dạng chuẩn (vuông hay chữ nhật), mở hoặc có che chắn (nêm, khối chặn, khay)
- Dùng cả 2 phương pháp bán thực nghiệm để tính liều các điểm bất kỳ trong chùm tia dạng chuẩn (đối xứng hoặc bất đối xứng) có che chắn: một phương pháp tính liều hấp thụ toàn phần và một phương pháp tính riêng liều sơ cấp hiệu dụng và liều tán xạ phantom.

3. Tính liều trên trục giữa

Suất liều tại một điểm P_Z ở độ sâu d_P trên trục giữa chùm tia được tính như sau:

$$D_{PZ}(d_P) = TPR \cdot I_P \cdot S_C \cdot S_P \cdot C_F \cdot N_{FZ} \cdot K_{FZ} \cdot D_{CAL}$$

Trong đó D_{CAL} là suất liều ra của chùm tia; $TPR(d_P, w_P)$ là hệ số mô-phantom ở độ sâu d_P và trường hiệu dụng w_P ; $I_P = (F_C/F_P)^2$ là hệ số bình phương nghịch đảo giữa 2 khoảng cách F_C và F_P từ điểm P_C và P_Z đến nguồn; $S_P(w_P)$ là hệ số tán xạ trường hiệu dụng w_P tại P_Z trong phantom; $S_C(w_R)$ là hệ số tán xạ trường chuẩn trục w_R ; C_F là hệ số hiệu chỉnh suất liều chuẩn D_{CAL} ở độ sâu chuẩn d_n ; N_{FZ} và K_{FZ} là hệ số truyền qua của Nêm và Khay đo tại P_Z trên trục giữa chùm tia.

4. Tính liều tại điểm bất kỳ trong trường mở

Suất liều tại điểm P bất kỳ ở độ sâu d_P trong trường mở:

$$D_p(d_p) = \overline{TPR(d_e, w_p)} \cdot OCR(d_e) \cdot N_F(d_e) \cdot I_p \cdot S_C(w_R) \cdot S_p(w_p) \cdot C_S \cdot C_F(d_n) \cdot D_{CAL}$$

Trong đó : d_e là độ sâu hiệu dụng trong nước của d_p ; $OCR(d_e)$ là hệ số lệch trục tại P ở độ sâu d_e . $N_F(d_e)$ là hệ số truyền qua của Nêm đo tại P ở độ sâu d_e ; C_S là hệ số hiệu chỉnh tán xạ mô ứng với mật độ electron trung bình $\rho_{e\bar{c}}$ của N_v nguyên tố thể tích mô (voxel) có trong đường kính 2 cm bao quanh P.

5. Tính liều toàn phần tại điểm bất kỳ trong trường có che chắn

Suất liều hấp thụ tại P ở độ sâu d_p trong trường có che chắn là :

$$D_p(d) = [TPR(d_e, w_p) \cdot OCR(d_e, x_p, w_0) \cdot BeF - SCAT] \cdot I_p \cdot N_F \cdot S_c(w_0) \cdot C_F \cdot D_{CAL}$$

- ◆ BeF : tương tự hệ số truyền qua, tính bằng tích tất cả n giá trị BeF_j của mỗi khối chặn j ($BeF = \prod_{j=1}^n BeF_j$) trong đó $BeF_j = 1$ khi P ở ngoài khối chặn ; khi P ở trong khối chặn thì $BeF_j = t_j + OCR(d_e, x_{P_{max}}, w_0)$; khi P trong vùng bờ khối chặn thì :
- ◆ SCAT : hệ số tán xạ phantom của khối nước do tất cả n khối chặn che chắn, tính $BeF_j = t_j + OCR(d_e, x_{P_{max}}, w_0) + (1 - t_j) \cdot \frac{OCR(d, r, w_p) - OCR(d, 0.85, w_p)}{OCR(d, 1.17, w_p) - OCR(d, 0.85, w_p)}$ theo phương pháp Clarkson sử dụng các hệ số tán xạ thực nghiệm $SPR(d, r_j)$ của các trường tròn bán kính r_j và hiệu chỉnh bằng các hệ số truyền qua t_j :

$$SCAT = \sum_{i=1}^n F_{Psi}(hd) \cdot t_i ; \quad F_{Psi}(hd) = \sum_{i=1}^m \left[\frac{\theta_j}{2\pi} \sum_{j=1}^k SPR(d, r_j) \right]$$

6. Tính liều riêng phần trong trường có che chắn

Liều tại điểm P trong mô tính từ liều sơ cấp và tán xạ như sau :

$$D_p(d_p) = [TAR(0) \cdot OCA(P) \cdot \frac{I_R(P)}{I_{RO}(P)} + SAR_{hd}] \cdot I_p \cdot S_C(w_R) \cdot S_p(0) \cdot D_{CAL}$$

- ◆ Trong đó $TAR(0)$ là hệ số mô - không khí trường (0,0); $OCA(P)$ là hệ số lệch trục trong không khí tại P ; $S_p(0)$ là giá trị S_p của trường hiệu dụng zero; SAR_{hd} là hệ số tán xạ tính bằng phương pháp Clarkson với dữ liệu TAR có hiệu chỉnh bởi các hệ số truyền qua t_j : $SAR_{hd}(P) = \frac{1}{n} \sum_{j=1}^n SAR_j(d_p, r_j)$ với $SAR_j = TAR_j - TAR_j(0)$.
- ◆ $I_R(P)$ và $I_{RO}(P)$ là cường độ chùm sơ cấp tại P khi có và không có che chắn, tính bằng tích phân bề mặt theo mô hình "Nguồn sơ cấp mở rộng" biểu diễn bằng hàm $s(r)$: $I_R(P) = \int_{dq} \int^R s(r) r dr$; $s(r) = 1 - \exp[-(ar)^2]$ hay $s(r) = 1 - (ar + 1) \exp(-ar)$

7. Chuẩn suất liều ra tuyệt đối D_{CAL} cho máy gia tốc

BVCR chuẩn suất liều D_{CAL} theo protocol TRS 398 của IAEA và bằng (1cGy/MU) tại điểm chuẩn P_C trong phantom nước ở độ sâu liều cực đại d_m và cách nguồn một khoảng $F_C = 100\text{cm} + d_m$. Trường chuẩn $w_{RC} = 10 \times 10\text{cm}$. $SSD = 100\text{cm}$. TRS 398 là protocol chuẩn suất liều trong nước mới nhất hiện nay của IAEA.

8. Thu thập dữ liệu chùm tia

Để tạo cơ sở dữ liệu cho các phép tính liều nói trên, BVCR đã đo liều thực nghiệm tương đối trong phantom nước bằng các hệ đo liều chuẩn cho chính các chùm tia máy gia

tốc của BVCR. Định nghĩa các loại dữ liệu và các phương pháp thu thập (đo và tính) chủ yếu vẫn dựa theo các định nghĩa và phương pháp cơ bản thuộc chuyên ngành vật lý xạ trị. Ngoài ra, có một số các loại dữ liệu được DSS tính ra từ các dữ liệu đo hoặc từ các dữ liệu có liên quan theo các hệ thức sau đây :

- Tính ra các dữ liệu PDD, K_F , N_F , OCA, OCR, I_p , $S_{C,P}$, $S_{C,P}$ từ các liều đo tương đối.
- Tính C_F : $C_F = 1/TPR(w_{RC}, d_m)$
- Tính TPR từ PDD : $TPR = PDD.(F_p/F_m)^2.[S_p(w_m)/S_p(w_p)]/C_F$
- Tính TAR từ TPR : $TAR = TPR.[S_p(w_p)/S_p(0)].C_F$
- Tính TAR : $TAR(0, d_p) = e^{-\mu(d_p-d_m)} = e^{-0.693(d_p-d_m)/HVL}$, trong đó μ là hệ số suy giảm tuyến tính (cm^{-1}) của nước ; HVL là bề dày suy giảm một nửa của nước đối với chùm tia, tính bằng độ sâu 50% của trường w_{RC} .
- Tính SAR : $SAR = TAR - TAR(0)$
- Tính SPR : $SPR = TPR.[S_p(w_p)/S_p(0)] - TPR(0)$
- Tính $S_C(w_R)$ từ $S_{C,P}$ và $S_p(w_p)$ cho sẵn : $S_C = S_{C,P} / S_p$, trong đó $S_{C,P}$ là hệ số tán xạ toàn phần đo tại P_C .
- Dữ liệu C_S được tra từ bảng chuyển đổi giữa giá trị mật độ electron trung bình ρ_{ec} và C_S , trong đó : $\rho_{ec} = \frac{1}{N_V} \sum_{x=-2}^2 \sum_{y=-2}^2 \rho_{ec}(i)$

9. Thu thập dữ liệu bệnh nhân

Dữ liệu bệnh nhân chủ yếu là các ảnh X quang mô phỏng 2 chiều hoặc các tập ảnh cắt lớp CT 3 chiều. Các ảnh mô phỏng cho phép xác định hình dạng, vị trí, kích thước của bia. Các ảnh cấu trúc CT 3 chiều cho phép xác định và tính liều theo các độ sâu hiệu dụng d_e trong nước của các độ sâu vật lý d_p trong mô. Các độ sâu d_e được tính theo mật độ electron trung bình của cả tổ chức mô hoặc theo mật độ electron của riêng mỗi nguyên tố ảnh CT (pixel) .

10. Áp dụng

Chương trình DSS kết hợp với cơ sở dữ liệu chùm tia và dữ liệu bệnh nhân thu thập trực tiếp từ chính thiết bị của BVCR đã được áp dụng để lập kế hoạch và tính liều xạ trị hàng ngày cho các bệnh nhân tại khoa ung bướu BVCR.

11. Kết luận

Hệ lập kế hoạch xạ trị DSS của Multidata đã được đưa vào áp dụng tại BVCR để tính liều thực nghiệm và bán thực nghiệm tại các điểm bất kỳ trong chùm photon 6 MV và 15 MV được che chắn đơn giản hoặc phức tạp với độ chính xác thỏa mãn yêu cầu xạ trị qui ước. Phần lớn dữ liệu chùm tia được thu thập hoặc tính ra từ thực nghiệm phantom nước đo tại BVCR. Các phép tính liều dựa trên ảnh X quang mô phỏng 2 chiều hoặc ảnh cắt lớp CT 3 chiều có hiệu chỉnh độ khác biệt mô theo mật độ electron. Ngoài ra, có thể sử dụng các công thức tính liều của DSS và các dữ liệu đã thu thập để tính liều kiểm tra độ chính xác của chính DSS trước khi áp dụng trên bệnh nhân .

DOSE CALCULATION FOR PHOTON BEAMS OF LINAC IN CONVENTIONAL RADIOTHERAPY USING TREATMENT PLANING SYSTEM DSS OF MULTIDATA AT CHORAY HOSPITAL

Nguyen Van Hoa⁽¹⁾, Mai Van Nhon⁽²⁾

(1) CHORAY Hopital, Ho chi Minh City

(2) Nuclear Physics Department , Natural Science University, Ho chi Minh City

ABSTRACT :The treatment planing system DSS of Multidata uses some various algorithms to calculate doses for photon beams of LINAC in conventional therapy. Each algorithm of dose calculation requests different kinds of beam data and associated correction for dose calculation in patient body. The accuracy of dose distribution and treatment plan depends on the accuracy of data and algorithm of dose calculation used. The treatment planing system DSS of Multidata has been studied and analysed by physicists for evaluation and application at Choray hospital – Viet nam. The understanding of DSS's programmes and dose calculation algorithms helped radiation physicists determine clearly the kinds of data which should be collected, understand the methods of data collection , can calculate doses manually and verify treatment plans.

TÀI LIỆU THAM KHẢO

- [1] Multidata System International Cooperation (2000), *DSS - User Manual & Reference Guide*, USA.
- [2] Multidata System International Cooperation (2000), *RTD -Real Time Dosimetry System Film, Frame and Water Phantom*, USA.
- [3] IAEA (1987), *Absorbed Dose Determination in Photon and Electron Beam (TRS 398)*, Vienna.
- [4] Coling Orton (1982), *Progress in Medical Radiation Physics*, USA.
- [5] Edward Arnold (1991), *Practical Radiotherapy Planning*, London.
- [6] Faiz M.Khan (1994), *The Physics of Radiation Therapy*, USA.
- [7] Frank Herbert Attix (1986), *Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry*, USA.
- [8] Gunilla C.Bentel (1996), *Radiation Therapy Planning*, USA.
- [9] Harold Elford Johns, John Robert Cunningham(1983), *The physics of Radiology*, USA.
- [10] IAEA (1988), *Dosimetry Radiotherapy*, Vienna.
- [11] IAEA,WHO,PAHO (1970), *Manual of Dosimetry in Radiotherapy (Technical Reports Series No.110)*, Vienna.
- [12] IAEA (Andrée Dutreix, Bengt E.Bjarngard, André Bridier, Ben Mijnheer, Jim E.Shaw, Hans Svensson) (1995), *Monitor Unit Calculation for High Energy Photon Beams*, Vienna.

- [13] Leonard L.Gunderson, Joel E.Tepper(1999), *Clinical Radiation Oncology*, USA.
- [14] Philip M.K.LEUNG (1990), *The Physical Basis of Radiotherapy*, Canada.
- [15] Steve Webb (1993), *The Physics of Medical Imaging*, UK & USA.
- [16] Steve Webb (1993), *The Physics of Three Dimentional Radiational Therapy*, UK.
- [17] Topslane(1986 -2000), Anti-Tumour Radiation Treatment Planning System, USA.
- [18] William R. Hendee, E. Russell Ritenour(1992), *Medical Imaging Physics*, USA.