

MÉTODO PARA PLANEJAMENTO RADIOTERÁPICO POR MICROCOMPUTADOR

por

A.R.LUNSKI¹; J.R.O.ROCHA²; A.C.ALEXANDRE²; S.J.CALIL³

RESUMO -- A otimização da técnica de tratamento em radioterapia requer a manipulação das curvas de isodose extremamente demorada e cansativa. Essa operação tem sido substituída por métodos computadorizados durante os últimos 25 anos. No Centro de Engenharia Biomédica está sendo desenvolvido um software com a finalidade de gerar uma imagem policromática de distribuição de dose. A transferência dos dados para o microcomputador é feita através de uma mesa digitalizadora onde os dados relativos aos feixes são armazenados sob forma de polinômios e relativos ao contorno do paciente como série de Fourier. Para cálculo da distribuição da dose, a região irradiada é representada por uma matriz bidimensional de pontos. A dose num ponto é calculada adicionando-se os dados armazenados e corrigidos de cada feixe. Para a apresentação da distribuição final de dose, através do monitor de vídeo e/ou registrador gráfico, foi desenvolvido um algoritmo que define cores para regiões ou linhas de acordo com a intensidade da dose pré-determinada.

INTRODUÇÃO

A radioterapia com feixes externos requer um estudo prévio da distribuição de dose, na região de tratamento, que deve ser feito para cada paciente. O objetivo deste estudo é escolher, dentre as várias possibilidades, a melhor técnica de tratamento, visando uma distribuição homogênea no volume alvo e dose mínima fora dessa região.

A soma da contribuição de cada feixe incidente, para obtenção da distribuição final

¹-Aluno de graduação da Faculdade de Engenharia Elétrica-UNICAMP.

²-Físicos da área de Física Médica do Centro de Engenharia Biomédica -UNICAMP - C.P. 6040 - 13081 - Campinas - SP.

³-Prof. Dr. da Faculdade de Engenharia Elétrica e coordenador do Centro de Engenharia Biomédica - UNICAMP.

de dose, ainda é executada pelo método manual na grande maioria dos centros de radioterapia dos países carentes de recursos. Por este método, o tempo envolvido na obtenção de uma única composição de feixes é o fator que inviabiliza a análise de todas as possibilidades para um mesmo tratamento, principalmente em centros com grande volume de pacientes.

Métodos computacionais para realização deste trabalho de modo rápido e preciso começaram a surgir há mais de duas décadas. As primeiras aplicações de computadores em radioterapia (Tsien, 1955; Sterling, 1961) utilizavam um grande número de dados para representar cada feixe e apresentavam resultados finais em forma de tabela, sem qualquer correção devido ao paciente.

A partir de 1964 começaram a surgir os primeiros modelos matemáticos para a representação das distribuições de dose. Podemos citar como exemplo os modelos de Sterling (1964), Orchard (1964), Sterling et al (1967), Van de Geijn (1965 e 1968). Posteriormente, Bentleye Milan (1971) desenvolveram um modelo interativo para computadores de menor porte que, juntamente com o de Van de Geijn, constituem os principais modelos em que estão baseados os sistemas computadorizados para planejamento radioterápico disponíveis atualmente no mercado (Wood 1981).

Apesar de disponíveis há vários anos, o alto custo dos sistemas dedicados impossibilita a aquisição pela grande maioria dos centros de radioterapia deste país. Mesmo o desenvolvimento de um método próprio não foi amparado pela disponibilidade de equipamentos adequados.

O objetivo básico deste trabalho é o desenvolvimento de um software, para microcomputador IBM-PCXT compatível, que gera imagens policromáticas de distribuições de dose em planejamentos radioterápicos com feixes de fótons de alta energia. O trabalho mostra o método utilizado descrevendo, de forma geral o modelo matemático e a estrutura do software com cada uma de suas partes; discute o estágio atual de desenvolvimento, e apresenta uma proposta para desenvolvimento futuro.

METODOLOGIA

O cálculo da distribuição de dose no paciente, produzida por um único feixe, é feita a partir da distribuição produzida pelo mesmo feixe num fantom de água, conforme representado na figura-1. A distribuição medida nesta situação é transferida para o paciente através de correções apropriadas, que levam em conta a forma da superfície externa, o ângulo de incidência e regiões internas que diferem radiologicamente do tecido muscular. Assim, o primeiro passo é a necessidade de um método computacional (modelo do feixe) que gere a distribuição de dose na situação da figura - 1.

O modelo de feixe utilizado é baseado no método descrito por Orchard (1964), o qual estabelece que pode ser representado por retas, as curvas que unem os pontos que

obedecem a relação:

$$\delta(y,z) = \frac{\text{dose no ponto } (y,z)}{\text{dose no ponto } (0,z)} = \frac{\text{Dose } (y,z)}{\text{Dose } (0,z)} = \text{constante} \quad (1)$$

(vide figura-1b). Esse fato foi constatado por diversos autores, tanto em feixes de Co-60 (Orchard 1964) como de aceleradores lineares (Orr 1964). A função $D(0,z)$ é representada pela porcentagem de dose profunda no raio central, definida como a dose em um ponto do eixo-Z (vide figura-1) normalizada em relação à dose na profundidade z_m onde ocorre a dose máxima.

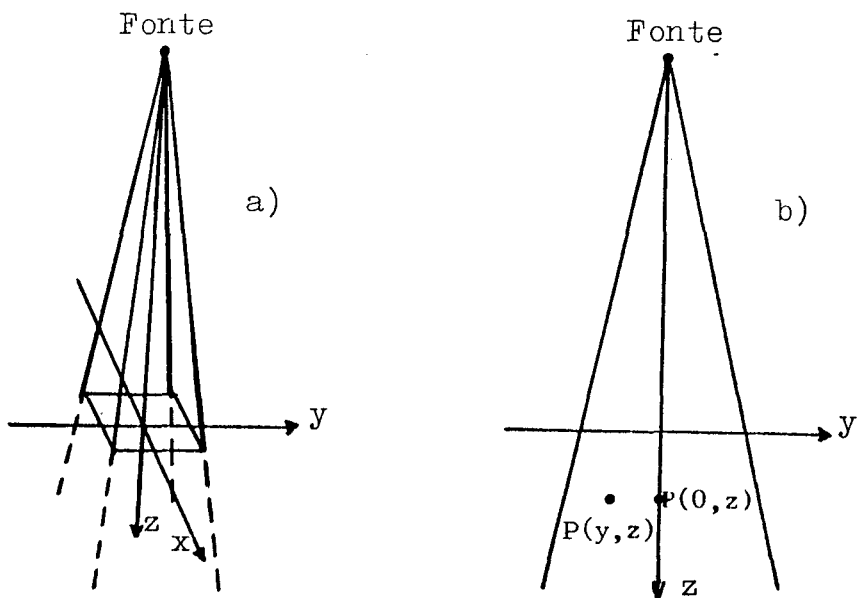


Figura 1.a) representação do feixe incidindo no fantom de água. b) visualização do plano Y-Z.

A distribuição de dose no plano Y-Z é calculada através da equação (1) onde são usados valores medidos de $\delta(y,z)$ e $D(0,z)$. A dose em qualquer ponto do fantom é dada pela relação (Van de Geijn, 1968):

$$D(x,y,z) = \delta(x,z) \delta(y,z) D(0,0,z) \quad (2)$$

onde, $\delta(x,z)$ é o equivalente a $\delta(y,z)$ no plano X-Z e, $D(0,0,z)$ é a mesma porcentagem de dose profunda definida no parágrafo anterior. Fatores de correção podem ser acrescentados à equação (2) para levar em consideração o efeito do filtro aplainador dos aceleradores lineares e/ou uso de filtros em cunha, de modo semelhante ao descrito por Orr (1964).

O programa desenvolvido segundo o método acima, calcula a dose em qualquer ponto do fantom, usando a equação 2, a partir de um conjunto de 19 retas ($\delta = \text{constante}$) e um polinômio de quarto grau que aproxima a curva de porcentagem de dose profunda. Cada feixe quadrado é representado por 43 coeficientes (2 por reta mais 5 do polinômio).

O paciente é representado por cortes (contornos) da região de interesse, os quais são introduzidos no computador via mesa digitalizadora representados por séries de Fourier de acordo com o método descrito por Starkschall 1985.

Uma matriz de pontos regularmente espaçados, representa a área definida pelo contorno do paciente. A dose em cada ponto para cada feixe, é calculada a partir do método descrito acima e corrigida pelo método do TAR (ICRU 24) que considera alterações devido ao contorno e regiões contendo heterogeneidade como ossos e pulmões.

A dose total, devido aos vários feixes utilizados no tratamento em estudo, são somadas em cada ponto da matriz e o resultado é mostrado na tela de duas maneiras: uma empregando faixas coloridas que representam intervalos percentuais de dose, e outra através das linhas de isodose, cuja posição é interpolada entre os pontos da matriz. Tendo em vista que a matriz de dose de cada feixe é armazenada individualmente, a alteração de um ou mais feixes de uma composição pode ser facilmente executada, sem a necessidade de repetir o cálculo para os demais feixes.

A distribuição de dose final, representada por linhas de isodose, pode então ser copiada em papel junto com o contorno do paciente, posição de entrada e parâmetros relevantes de cada feixe. Esses resultados são arquivados para estudos posteriores:

O software desenvolvido é composto por 4 programas:

1) DPROF

Este programa gerencia a entrada da curva de dose profunda para um determinado tamanho de campo via mesa digitalizadora. As coordenadas (porcentagem de dose profunda x profundidade) são armazenadas para posterior processamento.

2) PERFIL

Programa que gerencia a digitalização de perfis armazenando a distância, em relação ao eixo central, dos valores de δ para 5%, 10%, 15%, ..., 95%, para cada profundidade.

3) COEF

Processa os dados gerados pelos programas anteriores da seguinte forma:

- Calcula os coeficientes do polinômio de quarto grau, pelo método de mínimos quadrados, para aproximar a curva de porcentagem de dose profunda.
- Calcula os coeficientes das retas para $\delta = \text{constante}$ a partir dos dados de PERFIL.

Esses coeficientes são armazenados em arquivos para uso posterior no cálculo de doses.

4) DOSES

Programa que calcula a dose no contorno do paciente. Faz a entrada do contorno via mesa digitalizadora, define a matriz de pontos sobre o contorno, calcula a dose nesses pontos para cada feixe e totaliza a dose em cada ponto. Os resultados são mostrados através de regiões, ou curvas de isodose, coloridas de acordo com a intensidade da dose. O programa é utilizado pelo usuário no trabalho de rotina.

RESULTADOS E CONCLUSÕES

A figura 2 mostra uma composição típica para irradiação da pelve que emprega quatro feixes. O tempo dispendido no cálculo de cada feixe incidente é no máximo de 35 segundos.

O modelo matemático do feixe adotado, baseado no parâmetro da equação 1, foi escolhido de modo a permitir que a aquisição de dados do feixe seja feita com o menor número de equipamentos possível. É necessário apenas de um fantom de água, um sistema para deslocamento unidirecional do detector e um dosímetro, os quais são normalmente disponíveis em qualquer instituição.

A arquitetura do programa permite que se faça alterações em cada parte sem que as outras precisem ser refeitas. Com isso, refinamentos futuros do modelo empregado para a representação do feixe estão previstos no sentido de aumentar a velocidade de execução e a exatidão.

No estágio em que se encontra, o programa já pode substituir o método manual de cálculo.

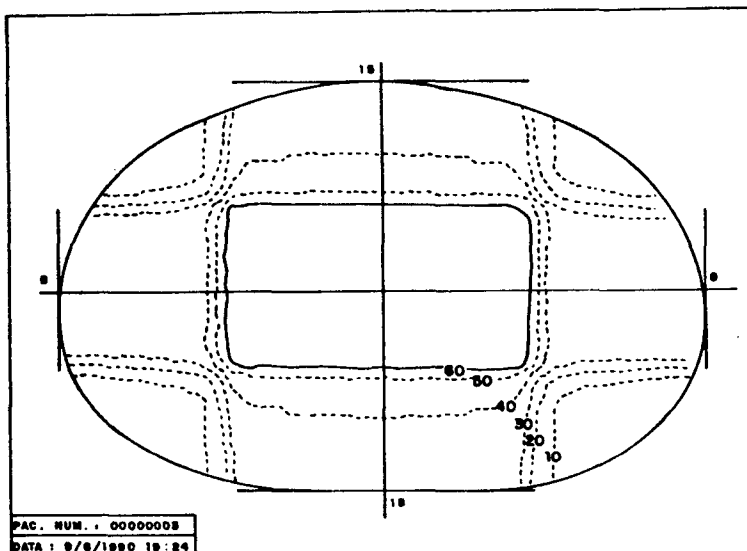


Figura 2. Distribuição típica de dose no interior do contorno do paciente, resultante da incidência de quatro feixes.

Os testes para verificação da exatidão do método proposto estão em fase de execução. Entretanto, a exatidão oferecida por este método deve ser no mínimo igual aquela obtida através do cálculo manual. Isto porque, a metodologia utilizada para o desenvolvimento do software segue os mesmos passos que foram utilizados para a obtenção manual das curvas de isodose.

Para as próximas etapas deste projeto estão previstos: o refinamento dos métodos empregados, interfaciamento com outros sistemas para entrada de dados, e apresentação tridimensional dos resultados.

REFERÊNCIAS

- BENTLEY, R.E., MILAN, J. (1971), "An Interactive digital Computer System for Radiotherapy Treatment Planning", *British Journal of Radiology*, 44, pages 826-833.
- ICRU (1976), Determination of Absorbed Dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedures, Report number 24, International Commission on Radiation Units and Measurements, Washington DC..
- ORCHARD, P.G. (1964), "Decrement Lines: a New Presentation of Data in Cobalt-60 Beam Dosimetry", *British Journal of Radiology*, 37, pages 756-763.
- ORR, J.S., LAURIE, J., WAKERLEY, S. (1964), "A Study of 4 MeV Transverse Data and Associated Methods of Constructing Isodose Curves", *Physics in Medicine and Biology*, 09, pages 505-515.
- STARKSCHALL, G. (1985), "Analytic Evaluation of Depth Calculation Points for External Beam Radiation Therapy Treatment Planning" *Medical Physics*, 12, pages 477-479.
- STERLING, T.D., PERRY, H., KATZ, L. (1964), "Automation of Radiation Treatment Planning. IV: Derivation of a Mathematical Expression for the Percent Depth Dose Surface of Cobalt-60 Beams and Visualisation of Multiple Field Dose Distribution" *British Journal of Radiology*, 37, pages 544-550.
- STERLING, T.D., PERRY, H., WEINKAM, J. (1967), "Automation of Radiation Treatment Planning. IV : A General Equation to Calculate Percent Depth Dose in the Irradiated Volume of a Cobalt-60 Beam", *British Journal of Radiology*, 40, pages 463- 468.
- TSIEN, K.C. (1955), "The Application of Automatic Computing Machines to Radiation Treatment Planning", *British Journal of Radiology*, 28, pages 432-439.
- Van de GEIJN, J. (1965), "The Computation of Two and Three dimensional Dose Distributions in Cobalt-60 Teletherapy" *British Journal of Radiology*, 38, pages 369-377.
- Van de GEIJN, J. (1968), "An Improved Model for Rectangular Co-60 Gamma Radiation Beams in Unity Density Media", *Role of Computers in Radiotherapy Technical Reports Series*, I.A.E.A., page 47.
- WOOD, R.G. (1981), *Computers in Radiotherapy Planning*, Research Studies Press, Wiley & Sons, Chichester, New York, Brisbane Toronto.

RADIATION TREATMENT PLANNING USING A MICROCOMPUTER

ABSTRACT -- The radiation treatment planning requires a lengthy manipulation of data from isodose charts to obtain the best irradiation technique. Over the past 25 years this tedious operation has been replaced by computerized methods. These can reduce the working time by at least 20 times. It is being developed at the Biomedical Engineering Center a software to generate a polychromatic image of dose distribution. By means of a digitizing board, the patient contour and the beam data are transferred to the computer and stored as polynomial and Fourier series respectively. To calculate the dose distribution, the irradiated region is represented by a variable size bidimensional dot matrix. The dose at each point is calculated by correcting and adding the stored data for each beam. An algorithm for color definition according to the dose intensity was developed to display on a computer monitor the resultant matrix. A hard copy can be obtained by means of a six color plotter.