

Cristiano Reis; Saulo S. Fortes; Leonardo Peres
 Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva (INCA)
 Praça da Cruz Vermelha, 20230-130, Rio de Janeiro, RJ, Brasil.

OBJETIVOS

Avaliar o desempenho de algoritmos de cálculo de dose utilizados em sistemas de planejamento de tratamento (TPSs) em radioterapia em comparação com simulação Monte Carlo (MC) em regiões de heterogeneidades.

MÉTODOS

Simulações Monte Carlo com o código PENELOPE foram realizadas tanto para validação de um espectro de 6 MV de um acelerador linear Trilogy VARIAN quanto para comparação de cálculos de dose realizados pelos algoritmos Pencil Beam Convolution (PBC), Analytical Anisotropy Algorithm (AAA) e Acuros XB, disponíveis comercialmente em muitos TPSs. Curvas de dose relativa em profundidade (PDP) foram calculadas em fantasmas heterogêneos com camadas de materiais equivalentes a osso e pulmão com densidades de 1.8 g/cm^3 (1488HU) e 0.3 g/cm^3 (-678 HU) respectivamente (Fig. 1) com campos de $1 \times 1 \text{ cm}^2$, $2 \times 2 \text{ cm}^2$, $3 \times 3 \text{ cm}^2$ e $10 \times 10 \text{ cm}^2$.

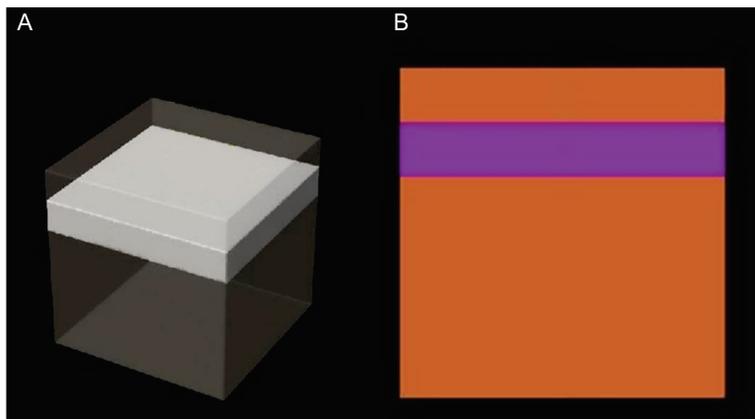


Figura 1: Fantoma virtual de água heterogêneo com interfaces de material tecido equivalente (osseo ou pulmão) modelado no sistema de planejamento Eclipse (a). Em (b) o mesmo set-up é modelado com o código PENELOPE e visualizado usando a ferramenta gview. O material tecido equivalente de 5 cm de espessura é colocado a 5 cm de profundidade no fantoma de água.

RESULTADOS

Comparação de curvas de PDP calculadas por Monte Carlo mostrou concordância dentro de 1,6% com a respectiva curva de %dd clínica (Fig. 2). Máxima diferença entre os resultados calculados nesse trabalho e dados de Monte Carlo da literatura são de 0,4% em relação à máxima dose após a região de buildup. Análise das curvas de dose relativa em profundidade na interface água-osso (Fig. 3) mostra que os algoritmos PBC e AAA apresentam os maiores desvios em relação aos valores calculados por Monte Carlo com máximas diferenças de 4,3% em relação à máxima dose. Dentre os três algoritmos investigados, o Acuros apresentou a melhor concordância com os dados obtidos por Monte Carlo com máxima diferença de 1,6%. Cálculos para a interface água-pulmão (Fig. 4) mostraram diferenças máximas com Monte Carlo de 24%, 11,5% e 7,5% para os algoritmos PBC, AAA e Acuros respectivamente para o campo de $1 \times 1 \text{ cm}^2$.

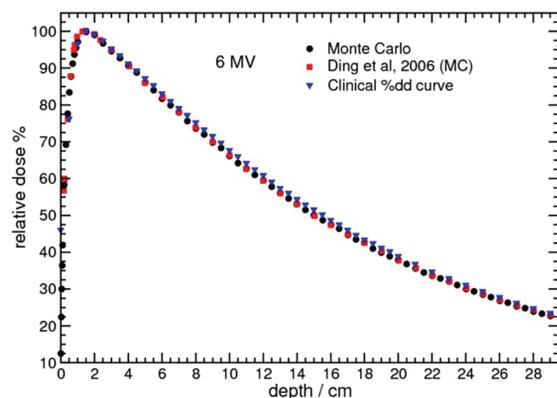


Figura 2: Curvas de porcentagem de dose em profundidade (PDP) para o feixe de fótons de 6 MV com campo de $10 \times 10 \text{ cm}^2$ em SSD = 100 cm. Curvas de dose calculadas por Monte Carlo são comparadas com dados também simulados por Ding et al [1] e com curva de PDP clínica.

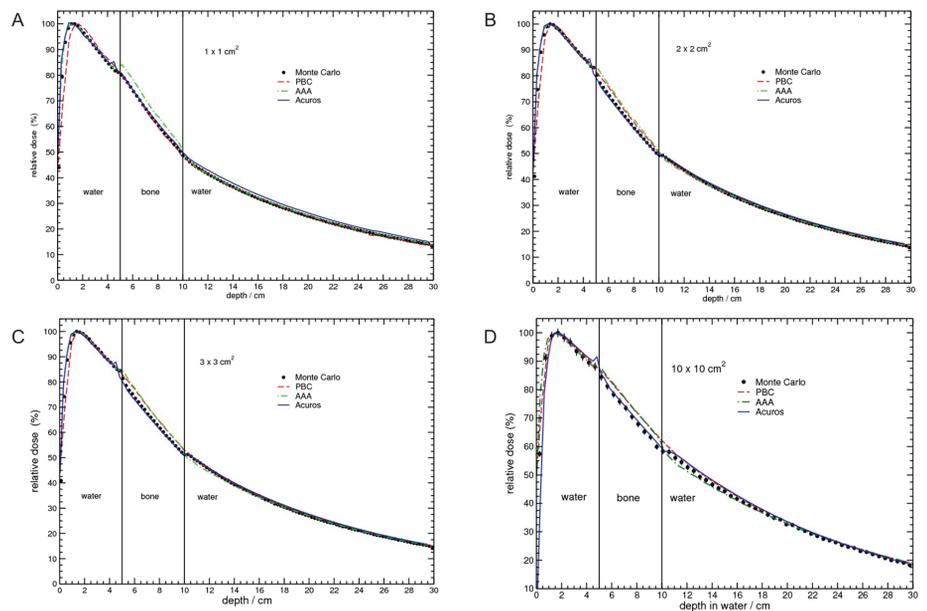


Figura 3: Comparação de das curvas de PDP para a interface água-osso com campos de $1 \times 1 \text{ cm}^2$ (a), $2 \times 2 \text{ cm}^2$ (b), $3 \times 3 \text{ cm}^2$ (c) and $10 \times 10 \text{ cm}^2$ (d). Máximas diferenças em osso são de 4,3% (campo $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$), 4,3% (campo $1 \text{ cm} \times 1 \text{ cm}$) e 1,6% (campos $2 \text{ cm} \times 2 \text{ cm}$, $3 \text{ cm} \times 3 \text{ cm}$ e $10 \text{ cm} \times 10 \text{ cm}$) para os algoritmos PBC, AAA e Acuros respectivamente.

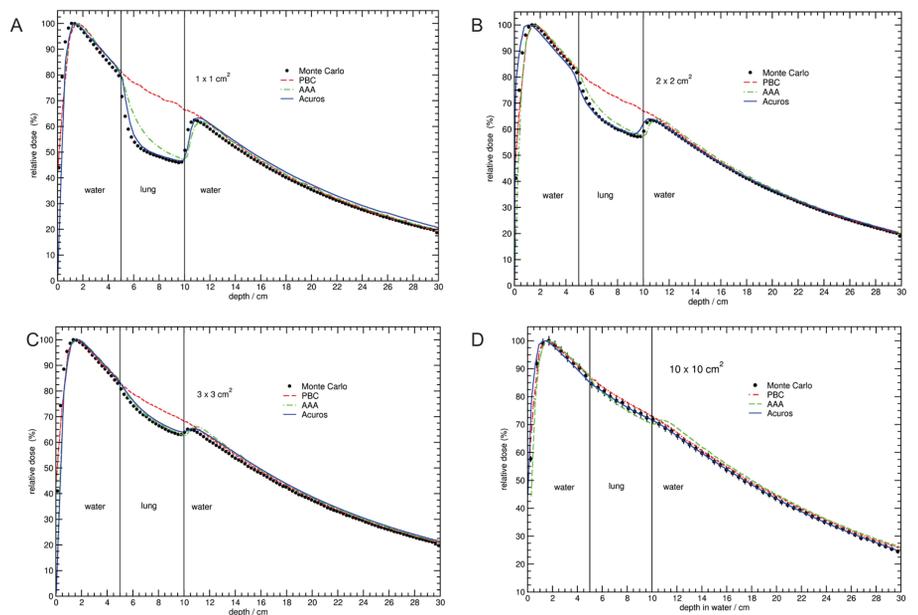


Figura 4: Comparação de das curvas de PDP para a interface água-pulmão com campos de $1 \times 1 \text{ cm}^2$ (a), $2 \times 2 \text{ cm}^2$ (b), $3 \times 3 \text{ cm}^2$ (c) and $10 \times 10 \text{ cm}^2$ (d). Máximas diferenças em pulmão são de 24%, 11,5% e 7,5% para os algoritmos PBC, AAA e Acuros respectivamente para o campo de $1 \times 1 \text{ cm}^2$.

CONCLUSÕES

Os resultados apresentados nesse estudo mostram que o algoritmo de cálculo de dose Acuros apresenta a melhor concordância com dados de simulação Monte Carlo com compatível extidão para a modelagem da deposição de dose especialmente em regiões onde o equilíbrio eletrônico de partículas carregadas não se mantém, tais como na presença de heterogeneidades. Entretanto, tanto o AAA quanto o PBC podem exibir concordância razoável com resultados obtidos por Monte Carlo para campos padrões (maiores que $3 \text{ cm} \times 3 \text{ cm}$) usados em radioterapia.

REFERÊNCIA

[1] Ding GX, Duggan DM, Coffey CW. Commissioning stereotactic radiosurgery beams using both experimental and theoretical methods. Phys. Med. Biol. 2006; 51: 2549 – 66.