

Influência de Alterações no Posicionamento de Fantomas nas Simulações Computacionais Monte Carlo de Braquiterapia de Próstata

Antonio Konrado de Santana Barbosa¹, Kleber Souza Silva Costa², José Wilson Vieira¹, Fernando Roberto de Andrade Lima³

¹ Rua Professor Luiz Freire, nº 500, Cidade Universitária,
CEP 50740-540, Brasil

konrado.radiologia@gmail.com jose.wilson59@uol.com.br

² Rua José de Osório, nº 76, Madalena
CEP 50610-280, Brasil

kleber.radiologia@gmail.com

³ Rua Professor Luiz Freire, nº 200, Cidade Universitária,
CEP 50740-540, Brasil

falima@cnen.gov.br

Abstract. Radiotherapy simulation procedures using Monte Carlo methods have shown to be increasingly important to the improvement of cancer fighting strategies. Within this context, brachytherapy is one of the most used methods to ensure better life quality when compared to other therapeutic modalities. These procedures are planned with the use of sectional exams with the patient in lying position. However, it is known that alteration of body posture after the procedure has an influence in the localization of many organs. This study had the aim to identify and to measure the influence of such alterations in MC brachytherapy simulations. In order to do so, prostate brachytherapy with the use of Iodine-125 radionuclide was chosen as model. Simulations were carried out with 10^8 events using EGSnrc code associated to MASH phantom in orthostatic and supine positions. Significant alterations were found, especially regarding bladder, small intestine and testicles.

1 Introdução

Doenças de desenvolvimento e manifestação de caráter crônico apresentam atualmente indicadores epidemiológicos elevados quando comparados com os períodos anteriores [1-3] devido a diversos fatores como, por exemplo, o aumento da expectativa de vida das populações e a diminuição de suas taxas de natalidades. Dentre estas doenças, destaca-se o câncer devido ao seu reconhecimento como uma das principais causas de morte no mundo, responsável por aproximadamente 7,6 milhões de mortes (em torno de 13% de todas as mortes) ocorridas em 2008. Além disso, estima-se que em 2030 este indicador ultrapasse 11 milhões de óbitos [4]. De acordo com a Organização Mundial de Saúde (OMS), estima-se que 40% destas mortes seriam evitáveis por meio de

práticas de diagnóstico e tratamento céleres associadas a estratégias educacionais e de prevenção ao câncer [4-5].

Perante este quadro, a radioterapia desponta como um dos métodos mais utilizados e de grande campo de aplicação, sendo realizados em média 5,5 milhões de procedimentos em todo o mundo [6]. Nesse contexto, a braquiterapia apresenta-se como método radioterápico realizado por meio de fontes radioativas seladas implantadas no interior ou nas proximidades do tumor. Este implante pode ter caráter temporário ou permanente.

Como todo procedimento que envolve o uso de radiações ionizantes, a braquiterapia deve ser usada para os seus fins terapêuticos considerando-se os riscos envolvidos, onde sua aplicação está intimamente relacionada com o tipo e estadiamento do tumor a ser tratado, além das condições clínicas do paciente. Esses fatores são observados no processo de planejamento radioterápico, onde sua qualidade e precisão são fundamentais ao sucesso do tratamento.

Neste processo, a partir das informações obtidas pelo médico radioterapeuta na consulta inicial, são executadas simulações computacionais onde se delimitam os volumes de tratamento e a respectiva dose absorvida prescrita, selecionando o tipo e o número de fontes a serem implantadas e suas distribuições no corpo do paciente. Além disso, o planejamento estima as doses absorvidas nas estruturas próximas ao tumor em tratamento visando, assim, um procedimento com o menor comprometimento possível dos tecidos sadios adjacentes, uma vez que a exposição poderá desencadear desde necroses até o desenvolvimento de novos tumores induzidos pela interação das radiações usadas no procedimento com a matéria viva [7].

As simulações são realizadas a partir de exames radiológicos, preferencialmente os seccionais, como a Tomografia Computadorizada (TC) e Ressonância Magnética (RM) uma vez que apresentam como principal característica o grande detalhamento anatômico das estruturas analisadas [8]. Contudo, estes exames são realizados somente com o paciente em decúbito dorsal. Dessa forma, as simulações somente consideram essa posição durante o período de tempo de tratamento.

A partir do conhecimento de que, devido à ação da gravidade, diversas estruturas corporais modificam suas distribuições internas de acordo com o posicionamento do corpo [9], torna-se clara a necessidade de se constatar e mensurar o quanto este método mostra-se incongruente uma vez que, em uma situação normal, o paciente só se encontrará nesta posição um terço do tempo total de tratamento.

A opção pela braquiterapia de próstata LDR deveu-se ao fato de que o câncer de próstata é o sexto tipo de câncer mais comum no mundo e o mais abundante entre os homens, além de ter associado um elevado índice de mortalidade [5]. Estes valores, que já se mostram alarmantes, podem estar subestimados, uma vez que estudos apontam que cerca de 40% dos homens manifestam a doença de forma

assintomática durante seu período de vida, nunca sendo diagnosticados como portadores da patologia [23]. Nesse panorama, a braquiterapia mostra-se útil por permitir o controle do crescimento de tumores e até mesmo de sua redução para posterior cirurgia removedora, estando associada também a um bom nível de qualidade de vida e ligeiro comprometido das atividades normais.

Neste contexto, este trabalho visou identificar e mensurar a influência do posicionamento dos modelos antropomórficos computacionais nas simulações Monte Carlo (MC) de procedimentos braquiterápicos, fazendo uso, como modelo de estudo, da braquiterapia permanente em próstata de baixa taxa de dose ou LDR (do inglês, **L**ow **D**ose **R**ate) com sementes braquiterápicas de Iodo-125 (^{125}I). Para tanto, foi utilizado o fantoma de malhas poligonais MASH, para efeito comparativo, nas posições em ortostase e em decúbito dorsal (do inglês, **M**ale **A**dult **M**esh) [9] acoplado ao código EGSnrc [10]. A fonte radioativa implementada nas simulações foi empregada em duas situações: em emissões de caráter homogêneo e discretizado. Nesta última situação, a fonte foi desenvolvida a partir de informações obtidas por análise de fontes braquiterápicas usadas comercialmente nesse tipo de procedimento [11-13] e de dados referentes ao radionuclídeo ^{125}I usado [14-16]. Após estudo de variabilidade estatística realizado com o intuito de tornar os resultados mais fidedignos, foi decidido que as simulações seriam da ordem de 10^8 eventos cada, o que se confirmou válido após análise de outros estudos científicos de fins semelhantes [17] e dos parâmetros de tolerância para a variação estatística em estudos de dosimetria interna recomendados no meio científico [18]. Após as simulações, segundo o formalismo padronizado pelo comitê MIRD (do inglês, Medical Internal Radiation Dose) [19-22], foram obtidos os valores referentes a dose absorvida por atividade de cada órgão analisado no estudo e finalmente, a partir destes, estimados os valores de dose absorvida em cada um desses órgãos.

2 Metodologia

Para a identificação e mensuração da influência de alterações no posicionamento foram necessários ajustes no modelo computacional de simulação de acordo com o modelo de simulação selecionado.

As etapas envolvidas neste estudo estão descritas abaixo em ordem de execução.

2.1 Determinação dos Elementos do Modelo Computacional de Exposição

A partir da análise sobre os disponíveis modelos computacionais de simulação, foram realizadas a escolha e ajustes dos elementos necessários para compor o modelo utilizado neste trabalho (Fig. 1) para, enfim, satisfazer os objetivos propostos neste estudo. Para tanto, optou-se pela utilização do EGSnrc como o código MC utilizado devido ao vasto histórico de aplicações bem-sucedidas em trabalhos similares e de sua versatilidade na manipulação dos parâmetros de simulação, o que se faz importante para a realização de análises comparativas.

Associado ao código EGSnrc, foram utilizados os fantasmas de malhas poligonais MASH uma vez que seu advento baseou-se nas alterações anatômicas ocorridas pela ação gravitacional sobre o corpo humano em duas de suas possíveis posições: em decúbito dorsal (MASH_sup_Rs) e em ortostase (MASH_sta_Rs) [9] investigadas aqui, sendo necessárias algumas adaptações necessárias para as situações neste trabalho simuladas. Além disso, estudos comprovaram a eficiência da utilização dos fantasmas poligonais em aplicações dosimétricas [10].

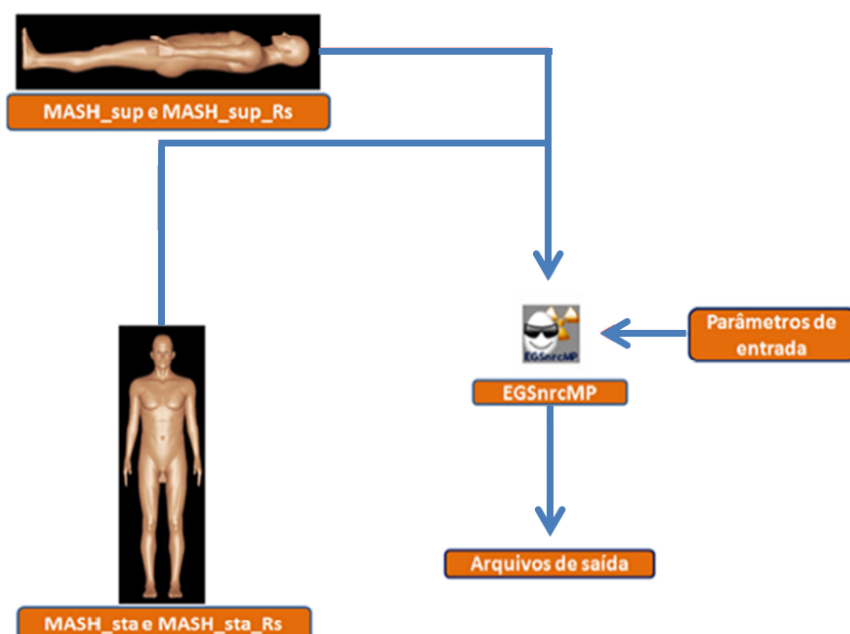


Fig. 1. Esquema ilustrativo da estrutura do modelo computacional proposto neste trabalho

Com relação às fontes braquiterápicas, devido a diversificação entre as possíveis distribuições em um tratamento braquiterápico [16], foram selecionadas as de emissão homogênea e discretizada, sendo esta última baseada no modelo clássico de distribuição na próstata. Esta variedade é resultante da necessidade de expor o tumor em tratamento a dose absorvida prescrita pela equipe médica responsável com o mínimo de comprometimento das estruturas adjacentes, considerando-se as características de radiosensibilidade inerentes de cada um dos tecidos que compõem essas estruturas. Além disso, as dimensões das sementes braquiterápicas usadas nas simulações discretizadas foram selecionadas a partir da análise dimensional de diversos modelos correntemente usados na prática médica [11-13].

2.2 Fantoma MASH e Adaptações

Os fantasmas MASH nas posições de decúbito dorsal e ortostase diferem-se inicialmente pela aumento do diâmetro ântero-posterior seguido de diminuição da largura do fantoma quando o fantoma encontra-se em pé (Tabela 1). Isto ocorre devido a ação da gravidade nas estruturas anatômicas internas. Além disso, alterações no posicionamento dos braços e ombros e na alteração no formato de algumas vísceras são observáveis entre as duas situações.

Tabela 1. Características dimensionais do fantoma MASH e decúbito dorsal e ortostase

Características dimensionais	Decúbito dorsal	Ortostase
Número de Pixels ao longo do eixo x (lâtero-lateral)	526	478
Número de Pixels ao longo do eixo y (ântero-posterior)	236	258
Número de fatias ao longo do eixo z	1462	1462

Estas alterações repercutem também na distribuição de diversas estruturas internas, principalmente as presentes nas cavidades pélvicas e abdominais, pois o posicionamento do corpo altera a distribuição da pressão interna nestas regiões, modificando, portanto, as conformações dos órgãos viscerais. Perante este fato, mostra-se relevante constatar o grau de influência dessas alterações em simulações de procedimentos de exposição interna, onde haverá modificações, tanto do posicionamento das estruturas irradiadas, quanto do posicionamento da a fonte radioativa.

Diante das características peculiares a braquiterapia de próstata, foram necessárias implementações de adaptações nos fantoma MASH originais em ambas as posições de estudo.

Segmentação do Reto e da uretra prostática. Uma das modificações necessárias para o estudo dosimétrico, uma vez que são estruturas críticas para o tratamento braquiterápico de próstata devido as suas radiosensibilidades e de suas proximidades com o órgão. Para tanto, inicialmente, houve a necessidade de se delimitar a partir de informações anatômicas [24] ambas as estruturas nos fantasmas MASH nas posições de estudo (Tabelas 2 e 3).

Tabela 2. Localização dos pixels de delimitação do reto e da uretra prostática no fantoma MASH em decúbito dorsal

Posição do Fantoma	Coordenadas	Estruturas Segmentadas	
		Reto	Uretra prostática
Decúbito dorsal	X_{\min}	244	164
	X_{\max}	285	165
	Y_{\min}	172	263
	Y_{\max}	211	264
	Z_{\min}	685	740
	Z_{\max}	743	764

Tabela 3. Localização dos pixels de delimitação do reto e da uretra prostática no fantoma MASH em ortostase

Posição do Fantoma	Coordenadas	Estruturas Segmentadas	
		Reto	Uretra prostática
Ortostase	X _{mín}	221	240
	X _{máx}	261	241
	Y _{mín}	180	167
	Y _{máx}	221	168
	Z _{mín}	685	740
	Z _{máx}	743	761

A partir dessas informações, foi utilizado o programa FANTOMAS [25] para a visualização e segmentação dessas estruturas através da manipulação dos números indicadores e a criação simultânea dos arquivos MASH_sta_Rs e MASH_sup_Rs referentes, respectivamente, aos fantasmas nas posições em pé e em decúbito dorsal.

Ampliação do volume da próstata. É característico que ocorra no processo de envelhecimento um aumento da próstata em caráter benigno definido como hiperplasia prostática benigna (HPB). Além disso, o próprio desenvolvimento tumoral também colabora para o crescimento prostático o que evidencia que, nas simulações para tratamento deste tipo de patologia, o volume prostático não pode ser o mesmo que o de uma próstata de um indivíduo adulto sadio. Para tanto, o programa FANTOMAS foi novamente utilizado para a ampliação do volume prostático no fantoma MASH nas duas posições estudadas. Após procedimento, o volume prostático usado nas simulações foi o de 41cm³.

2.3 Determinação do Número de Eventos nas Simulações Braquiterápicas

Para a realização das simulações necessárias para desenvolvimento deste estudo, foi realizado primeiramente, através de tentativas experimentais, um teste para a determinação do número de eventos a serem simulados. Para tanto, foram selecionados, nos fantasmas e em ambas as posições, cinco órgãos situados em localizações diversificadas e, partir de simulações-piloto com o número de eventos simulados crescente, foi analisado o comportamento estatístico dos dados de saída. Esta análise ficou restrita aos coeficientes de variância (C.V) apresentados nas estruturas selecionadas nas diversas simulações (Fig. 2 e 3), uma vez que é uma das maneiras estatísticas de se expressar a dispersão dos dados em relação à média.

Seja σ o desvio-padrão e \bar{x} a média aritmética dos dados analisados, então:

$$C.V (\%) = 100 \cdot \frac{\sigma}{\bar{x}} . \quad (1)$$

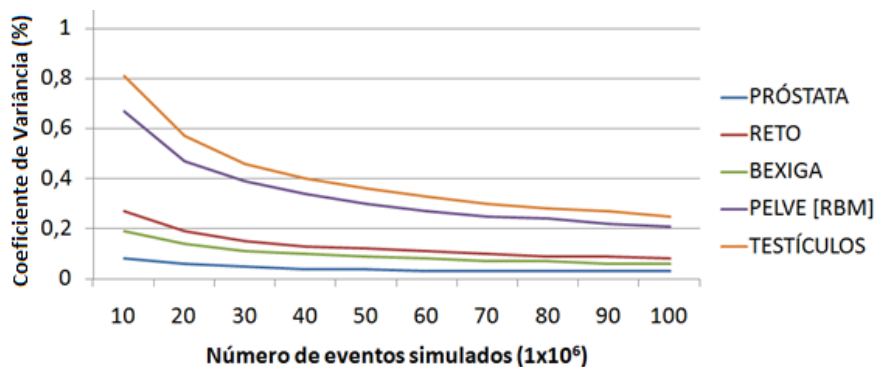


Fig. 2. Gráfico para estudo de comportamento estatístico de órgãos críticos na braquiterapia de próstata em diversas simulações com o fantoma MASH_sta_Rs

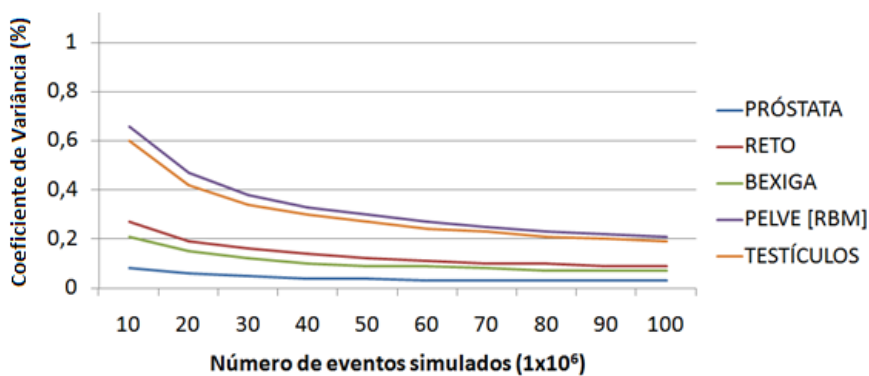


Fig. 3. Gráfico para estudo de comportamento estatístico de órgãos críticos na braquiterapia de próstata em diversas simulações com o fantoma MASH_sup_Rs

A partir dessa análise, optou-se por realizar as simulações com 100 milhões de eventos, uma vez que esta quantia proporcionava variações estatísticas aquém do preconizado na literatura [18]. Além disso, através de uma análise literária, foi observada essa quantia equivale ao utilizado em outros estudos por simulações MC de procedimentos radioterápicos [17] que fizeram uso em suas simulações de valores entre 10^7 e 10^8 eventos.

2.4 Fonte Braquiterápica de ^{125}I

As simulações de braquiterapia de próstata foram realizadas considerando as fontes como sementes de ^{125}I a partir da análise de diversos de fontes dessa natureza utilizadas correntemente nos procedimentos [11-13]. A seguir destacam-se os parâmetros para a confecção das fontes para a simulação.

Características físicas do ^{125}I . O ^{125}I é produzido em reatores nucleares a partir da transformação por captura eletrônica do Xenônio-124 (^{124}Xe), decaindo à Telúrio (^{125}Te) em estado excitado. O tempo de meia-vida do ^{125}I é de aproximadamente 60 dias (59,4 dias) emitindo, durante as transições, fótons de radiação X ou gama entre 22,1keV (raios-X de fluorescência) e 35,5keV (Tabela 4) [11-13, 22].

Tabela 4. Dados sobre o decaimento radioativo do ^{125}I com relação aos rendimentos de cada emissão e suas respectivas energias

Radiação (Origem e Tipo)	Y_i	E_i (MeV)
γ_1	$6,68 \times 10^{-02}$	$3,549 \times 10^{-02}$
CE-K, γ_1	$8,02 \times 10^{-01}$	$3,678 \times 10^{-03}$
CE-L, γ_1	$1,08 \times 10^{-01}$	$3,055 \times 10^{-02}$
CE-M, γ_1	$2,15 \times 10^{-02}$	$3,449 \times 10^{-02}$
$K_{\alpha 1}$, R-X	$7,44 \times 10^{-01}$	$2,747 \times 10^{-02}$
$K_{\alpha 2}$, R-X	$4,00 \times 10^{-01}$	$2,720 \times 10^{-02}$
K_{β} , R-X	$2,59 \times 10^{-01}$	$3,100 \times 10^{-02}$
L, R-X	$1,49 \times 10^{-01}$	$3,770 \times 10^{-03}$
K, Elétron Auger	$2,00 \times 10^{-01}$	$2,270 \times 10^{-02}$
L, Elétron Auger	1,58	$3,190 \times 10^{-03}$

Legenda:
CE: Captura eletrônica **K e L:** Níveis de energia **R-X:** Raios-X

Para as simulações deste trabalho, com relação aos níveis de energia a serem utilizados nas simulações, optou-se pela simplificação do espectro de emissão do ^{125}I para o estudo dosimétrico, considerando a fonte braquiterápica como emissor monoenergético de fótons de energia média ($E_{\text{Média}}$) de aproximadamente 28keV, obtido pelo cálculo abaixo demonstrado da energia média das emissões de fótons gama e X relevantes ao tratamento ($K_{\alpha 1}$, $K_{\alpha 2}$ e K_{β}) devido a sua abundância no processo de decaimento e suas energias de emissão, desconsiderando-se os fatores de atenuação do material de blindagem da fonte. Sabendo-se que $E_{K_{\alpha 1}}$, $E_{K_{\alpha 2}}$, $E_{K_{\beta}}$ são as energias de cada emissão considerada e $Y_{K_{\alpha 1}}$, $Y_{K_{\alpha 2}}$, $Y_{K_{\beta}}$ seus respectivos rendimentos e $Y_{\text{médio}}$ o rendimento médio. A relação entre os rendimentos das respectivas emissões e o rendimento médio permite calcular o rendimento relativo de cada emissão. O $Y_{\text{médio}}$ utilizado nas simulações foi de 0,55.

$$E_{\text{Média}} = E_{K_{\alpha 1}} \cdot \frac{Y_{K_{\alpha 1}}}{Y_{\text{médio}}} + E_{K_{\alpha 2}} \cdot \frac{Y_{K_{\alpha 2}}}{Y_{\text{médio}}} + E_{K_{\beta}} \cdot \frac{Y_{K_{\beta}}}{Y_{\text{médio}}} \quad (2)$$

Características dimensionais das sementes braquiterápicas de ^{125}I . Quanto às características geométricas da fonte, foi implementado ao código uma fonte braquiterápica de dimensões semelhantes às de fontes comerciais utilizadas nos procedimentos de braquiterapia (Fig. 4) [11-14].

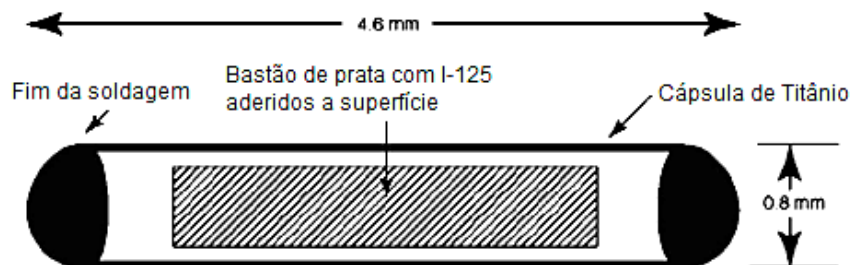


Fig. 4. Ilustração com a discriminação das dimensões de uma das fontes utilizadas como modelo para as utilizadas na simulação

Para o efeito de estudo, foram desconsiderados os efeitos de atenuação por parte do material selante de titânio. Devido às dimensões dos voxels dos fantasmas MASH, as sementes braquiterápicas foram consideradas como um conjunto linear de 3 voxels alinhados longitudinalmente aos fantasmas utilizados nas simulações.

Geometria de distribuição das sementes de ^{125}I na próstata. Foram utilizados dois métodos de distribuição das fontes nas simulações para efeito comparativo. Primeiramente, foram realizadas simulações onde se considerou como região potencialmente emissora todos voxels do órgão-fonte. Isto é, cada ponto da próstata presente no fantoma apresentava um potencial de emitir fótons nestas simulações. Em seguida, foram desenvolvidas simulações onde foram consideradas distribuições das fontes de acordo com o arranjo das sementes de braquiterapia de forma discretizada, segundo planejamentos realmente utilizados, levando-se em consideração as dimensões da fonte.

Para localização dos pontos de inserção da fonte braquiterápica nos fantasmas foi realizado primeiramente a delimitação da próstata nas duas posições do fantoma MASH. Para tanto, foi utilizado o programa FANTOMAS [25] e sua função de obtenção de limites de órgão nas duas posições estudadas (Tabelas 5 e 6).

Tabela 5. Delimitação da próstata para definição dos pontos de inserção das fontes braquiterápicas no fantoma em decúbito dorsal

Posição do Fantoma	Coordenadas	Estrutura Segmentada
		Reto
Decúbito dorsal	$X_{\text{mín}}$	249
	$X_{\text{máx}}$	280
	$Y_{\text{mín}}$	155
	$Y_{\text{máx}}$	183
	$Z_{\text{mín}}$	734
	$Z_{\text{máx}}$	760

Tabela 6. Delimitação da próstata para definição dos pontos de inserção das fontes braquiterápicas no fantoma em ortostase

Posição do Fantoma	Coordenadas	Estrutura Segmentada
		Reto
Ortostase	X_{\min}	225
	X_{\max}	256
	Y_{\min}	155
	Y_{\max}	184
	Z_{\min}	736
	Z_{\max}	761

A geometria deste trabalho utilizou-se de 85 sementes dispostas nas regiões características da próstata segundo a distribuição clássica [16] adotada nos tratamentos reais (Fig. 5).

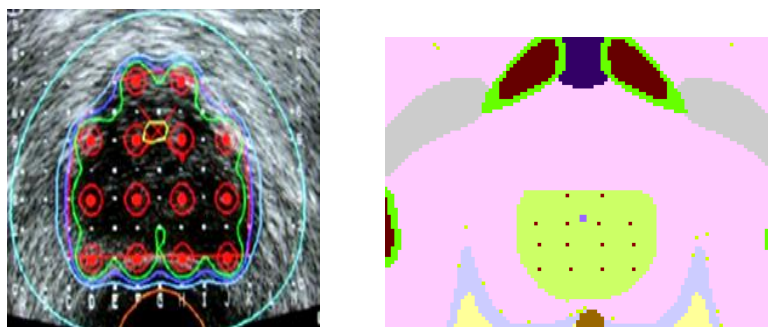


Fig. 5. Comparação entre a distribuição de um conjunto de sementes no planejamento utilizado como modelo neste trabalho e a distribuição produzida no interior do fantoma MASH

Para tanto, houve a necessidade de se adaptar o código do usuário para a simulação com a estipulação de valores que indicassem as possíveis coordenadas dos pontos de emissão radioativa das sementes dentro da próstata nos fantasmas. Dessa forma, foram declarados os vetores $VX0$, $VY0$, $VZ0$ que receberam na simulação os valores inteiros para caracterizar as coordenadas de implantação nas três dimensões do fantoma.

Além disso, foram declaradas a variável inteira I_SEED e a variável real $ZZ0S$, invocadas dentro do código, direcionadas as simulações para exposições por fontes internas da seguinte forma:

```

$RANDOMSET ZZ0S;
I_SEED=INT(85*ZZ0S+0.5);

$RANDOMSET ZZ02;
$RANDOMSET ZZ03;

```

```

$RANDOMSET ZZ04;
$RANDOMSET ZZ05;

XINZ=XAL*(VX0(I_SEED)+ZZ02);
YINZ=YAL*(VY0(I_SEED)+ZZ03);
ZINZ=ZAL*(VZ0(I_SEED)+3*ZZ04);

NXTEMP=INT(XINZ/XAL);
NYTEMP=INT(YINZ/YAL);
NZTEMP=INT(ZINZ/ZAL);

```

Dessa forma, durante a execução do código, a variável inteira ZZ05 recebe valores reais uniformemente distribuídos entre 0 e 1 gerados pela função macro \$RANDOMSET que foram utilizados na determinação dos valores XINZ, YINZ, ZINZ que, convertidos em centímetros, são utilizados na rotina SHOWER do código EGSnc para indicar a localização de partida do fóton em cada evento simulado de forma aleatória. Para completar o conjunto de variáveis da fonte, foram determinados os cossenos diretores dos três vetores usados na simulação exatamente para direcioná-los no espaço sob uma referência de eixos.

2.5 Cálculo de Atividade Acumulada e Dose Prescrita Simulada

Em geral, a dose absorvida prescrita ao volume de tratamento de câncer de próstata é entre 145Gy e 160Gy estabelecida para um período de tratamento de um ano [26,27].

As doses absorvidas são calculadas a partir da dose absorvida por atividade acumulada em cada um dos órgãos analisados. Para tanto, fez-se necessário a estimativa da atividade acumulada pelo conjunto das sementes braquiterápicas no período de um ano a partir da atividade inicial implantada (o conjunto das 85 sementes simuladas proporcionaram 1.342MBq) [16,19-20]. Para o cálculo da atividade acumulada na próstata no período de um ano ($\tilde{A}_{(1ano)}$), foi necessária realizar a integração abaixo que resultou em aproximadamente 113.400MBq · dia:

$$\tilde{A}_{(1ano)} = \frac{A_0 \cdot t_{\frac{1}{2}}}{\ln 2} \cdot \left(1 - e^{-\frac{365 \cdot \ln 2}{t_{\frac{1}{2}}}} \right) . \quad (3)$$

A partir deste dado, uma simples multiplicação entre a atividade acumulada e a dose absorvida por atividade acumulada de um dado órgão, estima-se sua respectiva dose absorvida.

A dosimetria interna que esse trabalho propôs apresentou-se simplificada perante esse modelo, uma vez que as fontes administradas aos pacientes na braquiterapia de próstata são fontes seladas não passíveis, portanto, de qualquer potencial de

excreção ou migração de seu local de implante (que no caso é a próstata). Logo, o tempo de meia-vida efetiva assemelha-se, para efeito de cálculo, com a mesma ordem da meia-vida física do ^{125}I .

2.6 Diferença Relativa: Parâmetro de Comparação entre as Situações Simuladas

Para confrontar os dados obtidos nas simulações em ambas as situações, fez-se necessário o estabelecimento de um parâmetro comparativo. Optou-se pela diferença relativa (D_{rel}) a um valor mais provável para o estudo devido da variação ocorrida devido à mudança de posicionamento do fantoma nas simulações. Como após o tratamento o paciente tende a permanecer mais tempo em posição ortostática do que em decúbito, optou-se por estabelecer esta posição como padrão. Portanto, o cálculo utilizado para a determinação da D_{rel} com relação às posições dos fantasmas para uma dada estrutura foi o seguinte:

$$D_{rel} (\%) = \frac{|S(r_T \leftarrow r_S)_{MASH_{sup_Rs}} - S(r_T \leftarrow r_S)_{MASH_{sta_Rs}}|}{S(r_T \leftarrow r_S)_{MASH_{sta_Rs}}} \cdot 100 \quad (4)$$

onde $S(r_T \leftarrow r_S)_{MASH_{sup_Rs}}$ e $S(r_T \leftarrow r_S)_{MASH_{sta_Rs}}$ são, respectivamente, os valores de dose absorvida por atividade acumulada das estruturas presentes no fantoma MASH em decúbito dorsal e em ortostase obtidas no arquivo de saída das simulações.

2.7 Determinação dos Órgãos Avaliados pela Análise de Diferença Relativa

Após a estruturação de todo o processo, foram analisadas as estruturas anatômicas a serem utilizadas na análise de diferença relativa acima proposta. Para tanto, foram observadas as radiosensibilidades das estruturas e suas respectivas localizações. Foram escolhidos cólon, testículos, bexiga urinária, intestino delgado, reto e uretra prostática. Além disso, selecionou-se também a próstata devido a ser a localidade do tumor a ser tratado e por ser o sítio de alojamento das sementes, sendo, portanto, uma das estruturas mais expostas no procedimento.

3 Resultados e Discussão

A partir da aplicação do método acima, foram realizadas as simulações com os fantasmas modificados MASH nas duas posições analisadas para a análise dos arquivos de saída. Ressalta-se também que os demais parâmetros utilizados nas simulações foram cuidadosamente mantidos para assegurar a efetividade das comparações posteriores.

Inicialmente, foram individualizados, organizados e analisados os dados dos arquivos de saída referentes as simulações com a fonte braquiterápica de caráter homogêneo com os dois posicionamentos analisados (Tabela 7). Em seguida, o

mesmo procedimento foi realizado com os dados referentes às simulações com fontes de emissão discretizada.

Tabela 7. Valores relativos à dose absorvida por atividade acumulada no próprio órgão-fonte e nos órgãos próximos a ele nos fantasmas MASH em ortostase e em decúbito dorsal e suas respectivas diferenças relativas em simulações de distribuição homogênea

Órgãos analisados	$S(r_T \leftarrow r_S)$ (mGy/MBq · s)		D_{rel} (%)
	MASH_sup_Rs	MASH_sta_Rs	
Próstata	1,69E-05	1,34E-05	27
Bexiga	1,27E-06	1,01E-06	25
Cólon	8,54E-09	7,02E-09	22
Testículos	1,38E-07	7,46E-08	85
Intestino Delgado	4,61E-09	6,66E-09	31
Reto	1,13E-06	8,68E-07	30
Uretra	1,35E-07	5,37E-08	151

Tabela 8. Valores relativos à dose absorvida por atividade acumulada no próprio órgão-fonte e nos órgãos próximos a ele nos fantasmas MASH em ortostase e em decúbito dorsal e suas respectivas diferenças relativas em simulações de distribuição discretizada

Órgãos analisados	$S(r_T \leftarrow r_S)$ (mGy/MBq · s)		D_{rel} (%)
	MASH_sup_Rs	MASH_sta_Rs	
Próstata	1,65E-05	1,50E-05	10
Bexiga	7,99E-07	1,05E-06	24
Cólon	4,92E-09	5,05E-09	3
Testículos	2,14E-07	1,06E-07	103
Intestino Delgado	3,45E-09	6,07E-09	43
Reto	4,50E-07	4,85E-07	7
Uretra	2,07E-07	1,60E-07	29

Observa-se que cada tipo de exposição simulada apresentou variações relativas às alterações anatômicas ocorridas nas mudanças de posição do corpo humano simulado pelos fantasmas MASH. As alterações mais significativas ao estudo para as simulações, além das observadas nos testículos, foram as ocorridas na bexiga, no reto e na uretra (estruturas mais próximas do órgão em tratamento) que apresentaram variações de cerca de 25% na bexiga entre as duas posições simuladas do fantoma. Com relação ao reto, as variações entre os dados foram menores (entre 7 e 30%) e de cerca de 30% até 150% na uretra em exposições de distribuição discretizada ou homogênea, respectivamente.

Com relação aos resultados obtidos no conjunto de simulações sobre os testículos, uma vez que estes apresentaram uma elevada variância entre seus valores (cerca de 85% nas simulações em distribuição homogênea e de 103% em simulações de distribuição discretizada). A razão desta variação é devida às alterações no posicionamento anatômico dos testículos nos fantoma MASH com as variações

de posição, uma vez que, devido à ação da gravidade, os testículos tendem a se alojar em regiões mais inferiores quando em ortostase.

Por fim, através do produto entre $S(r_T \leftarrow r_S)_{\text{MASH_sup_Rs}}$ e $S(r_T \leftarrow r_S)_{\text{MASH_sta_Rs}}$ dos órgãos analisados e a atividade acumulada estimada inicialmente, obteve-se a dose absorvida em cada um destes (Tabela 9 e 10). Constatou-se a partir de então, por exemplo, a semelhança das simulações com os reais procedimentos pela similaridade da dose prescrita simulada (160Gy) e obtida nos arquivos de saída, principalmente nas simulações discretizadas com o fantoma em decúbito dorsal: situação equivalente a do planejamento radioterápico (Tabela 10).

Tabela 9. Valores relativos à dose absorvida dos órgãos avaliados nos fantasmas MASH nas simulações de distribuição homogênea em ambas as posições em um período de um ano

Órgãos analisados	<i>Dose Absorvida (Gy)</i>	
	Ortostase	Decúbito Dorsal
Próstata	131	166
Bexiga	9,91	12,4
Cólon	0,07	0,08
Testículos	0,73	1,4
Intestino Delgado	0,065	0,045
Reto	8,51	11
Uretra	0,53	1,32

Tabela 10. Valores relativos à dose absorvida dos órgãos avaliados nos fantasmas MASH nas simulações de distribuição discretizada em ambas as posições em um período de um ano

Órgãos analisados	<i>Dose Absorvida (Gy)</i>	
	Ortostase	Decúbito Dorsal
Próstata	147	161
Bexiga	10,3	7,83
Cólon	0,05	0,05
Testículos	1,04	2,1
Intestino Delgado	0,06	0,034
Reto	4,75	4,41
Uretra	1,57	2,03

4 Conclusões

Os resultados de simulações obtidos neste trabalho salientam a importância em se considerar o posicionamento dos fantasmas nas simulações de dosimetria numérica nos estudos de exposição interna, uma vez que a disposição das estruturas anatômicas varia com a posição anatômica repercutindo na distribuição da dose entre diferentes órgãos e entre regiões de um mesmo órgão.

Referências

1. OMS – ORGANIZACAO MUNDIAL DE SAUDE. WHO global InfoBase: Data for saving lifes. WHO (2005a). Disponivel em: <<http://www.who.int/infobase/report.aspx?rid=126>>. Acesso: 6 dez. 2008.
2. _____. The Impact of cancer in your country. WHO, (2005b). Disponivel em: <<http://www.who.int/infobase/report.aspx?iso=BRA&rid=119&goButton=Go>>. Acesso em: 6 dez. 2008.
3. _____. Are the number of cancer cases increasing or decreasing in the world? WHO, (2008). Disponivel em: <<http://www.who.int/features/qa/15/en/index.html>>. Acesso em: 6 dez. 2008.
4. _____. Cancer: Media Center. (2008). Disponivel em: <http://www.who.int/mediacentre/factsheets/fs297/en/> Acesso em: 6 dez. 2008.
5. INCA. Estimativas 2010: Incidencia de cancer no Brasil (2009) 100 p.
6. HALL, E.J.; BRENNER, D.J. Radiobiology of Low- and High-Dose-Rate Brachytherapy. In: LEVITT, S.H.; PURDY, J.A.; PEREZ, C.A.; VIJAYAKUMAR, S. Technical Basis of Radiation Therapy: Practical Clinical Applications. (2006) 291-308.
7. MOVSAS, B.; HANLON, A.L.; PINOVER, W.; HANKS, G.E. Is there an increased risk of second primaries following prostate irradiation? International Journal of Radiation Oncology, Biology and Physics (1998) 251-255.
8. BONTRAGER, K.L.; LAMPIGNANO, J.P. Textbook of Radiographic Positioning and Techniques. 6o ed. Mosby (2009).
9. CASSOLA, V.F.; LIMA, V.J.M. ; KRAMER, R.; KHOURY, H.J. FASH and MASH: female and male adult human phantoms based on polygon mesh surfaces: I. Development of the anatomy. Physics in Medicine and Biology (2009) 133-162.
10. KRAMER, R.; CASSOLA, V.F.; KHOURY, H.J.; VIEIRA, J.W.; LIMA, V.J.M.; BROWN, K.R. FASH and MASH: Female and Male Adult Human Phantoms Based on Polygon Mesh Surfaces: II. Dosimetric Calculations. Physics in Medicine and Biology (2010) 163-189.
11. AMERSHAM HEALTH. EcoSeedTM: Iodine-125 Seeds (2002a).
12. _____. OncoSeedTM: Iodine-125 Seeds. EUA, Amersham Health (2002b).
13. _____. RapidStrandTM: Iodine-125 Seeds. EUA, Amersham Health (2003).
14. NATH R.; ANDERSON, L.L.; LUXTON, G.; WEAVER, K.A.; WILLIAMSON, J.F.; MEIGOONI, A.S. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: recommendations of theAAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43. Medical Physics, v.22(1), , (1995a) 209-234.
15. _____. Dosimetry of Interstitial Brachytherapy Sources - AAPM Report no 51. Medical Physics, v.22 (2), (1995b).
16. YU, Y.; ANDERSON, L.L.; LI, Z.; MELLENBERG, D.E.; NATH, R.; SCHELL, M.C.; WATERMAN, F.M.; WU, A.; BLASKO, J.C. Permanent Prostate seed Implant Brachytherapy: Report of the American Association of Physicists in Medicine Task Group No. 64. Medical Physics, v.26 (10) (1999) 2054-2076.
17. BIELAJEW, A. The Monte Carlo Simulation of Radiation Transport. In: MAYLES, P.; NAHUM, A.; ROSENWALD, J.C. (Org.). Handbook of Radiotherapy Physics: Theory and Practice. (2007) 75-122.
18. SNYDER, W.S.; FORD, M.R.; WATSON, S.B. “S” absorbed dose per unit cumulated activity for selected radionuclides and organs. Society of Nuclear Medicine (1975) 69 p.
19. BOLCH, W.E.; ECKERMAN, K.F.; SGOUROS, G.; THOMAS, S.R. MIRD Pamphlet No. 21: A Generalized Schema for Radiopharmaceutical Dosimetry – Standardization of Nomenclature. Journal of Nuclear Medicine, v. 50, (2008) 477-484.
20. ECKERMAN, K.F.; ENDO, A. MIRD: Radionuclide Data and Decay Schemes. EUA (2008).

21. LOEVINGER, R; BUDINGER, T.F; WATSON, E.E. MIRD Primer for Absorbed Dose Calculations Revised. Society of Nuclear Medicine (1991).
22. MIRD. Decay Data Base in the MIRD format for 125-I (1999). Disponível em: <<http://www.nndc.bnl.gov/mird/>>. Acesso:02 Mai. 2010.
23. SOUZA, C.A.F. Carcinoma histológico da próstata em autopsias: frequência, origem, extensão, graduação e nomenclatura. Dissertação de Mestrado UNICAMP (2003).
24. WILLIAMS, P.L.; WARWICK, R.; DYSON, P.; BANNISTER, L.H. Gray: Anatomia. (1995) 1490 p.
25. VIEIRA, J.W.; STOSIC, B.; LIMA, F.R.A.; KRAMER, R.; SANTOS, A.M.; LIMA, V.J.M. Um Software para editar fantasmas de Voxels e calcular coeficientes de conversão para proteção radiológica (2005).
26. WALLNER, K.; ROY, J.; HARRISON, L. Dosimetry guidelines to minimize urethral and rectal morbidity following transperineal I-125 prostate Brachytherapy. *Int. J. Radiat. Oncol. Biol. Phys.* 32, (1995) 465–471.
27. DESAI, J.; STOCK, R.G.; STONE, N.N.; IANUZZI, C.; DeWYNGAERT, J.K. Acute urinary morbidity following I-125 interstitial implantation of the prostate gland. *Radiat. Oncol. Invest.* 6, (1998) 135–141.