

# Influência da discretização das fontes radioativas nas simulações computacionais Monte Carlo de procedimentos de braquiterapia: Um estudo de caso sobre os procedimentos para tratamento do câncer de próstata

Antonio Konrado de Santana Barbosa<sup>1</sup>, Kleber Souza Silva Costa<sup>2</sup>, Fernando Roberto de Andrade Lima<sup>3</sup>, José Wilson Vieira<sup>1</sup>

<sup>1</sup> Rua Professor Luiz Freire, nº 500, Cidade Universitária,  
CEP 50740-540, Brasil

[konrado.radiologia@gmail.com](mailto:konrado.radiologia@gmail.com) [jose.wilson59@uol.com.br](mailto:jose.wilson59@uol.com.br)

<sup>2</sup> Rua José de Osório, nº 76, Madalena  
CEP 50610-280, Brasil

[kleber.radiologia@gmail.com](mailto:kleber.radiologia@gmail.com)

<sup>3</sup> Rua Professor Luiz Freire, nº 200, Cidade Universitária,  
CEP 50740-540, Brasil  
[falima@cnen.gov.br](mailto:falima@cnen.gov.br)

**Abstract.** Radiotherapy computational simulation procedures using Monte Carlo (MC) methods have shown to be increasingly important to the improvement of cancer fighting strategies. One of the biases in this practice is the discretization of the radioactive source in brachytherapy simulations, which often do not match with a real situation. This study had the aim to identify and to measure the influence of radioactive sources' discretization in brachytherapy MC simulations when compared to those that do not present discretization, using prostate brachytherapy with Iodine-125 radionuclide as model. Simulations were carried out with  $10^8$  events with both types of sources to compare them using EGSnrc code associated to MASH phantom in orthostatic and supine positions with some anatomic adaptations. Significant alterations were found, especially regarding bladder, rectum and the prostate itself. It can be concluded that there is a need to discretize sources in brachytherapy simulations to ensure its representativeness.

## 1 Introdução

O câncer destaca-se como uma das patologias mais perigosas para a atualidade uma vez que se mostra 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. 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 do câncer [1-5].

Perante este quadro, a radioterapia desponta como um dos métodos mais utilizados com grande campo de aplicação no tratamento do câncer, 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. 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].

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 [1-5]. 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 comprometimento das atividades normais.

Este trabalho, portanto, objetiva identificar e mensurar a influência da discretização das fontes radioativas nas simulações Monte Carlo de procedimentos de exposição interna, uma vez que diversos trabalhos dosimétricos apresentam em seu modelo computacional de exposição a premissa de que todos os pontos do órgão-fonte considerado é um potencial emissor de radiação nas simulações, o que claramente não condiz com a realidade destes acontecimentos.

## **2 Metodologia**

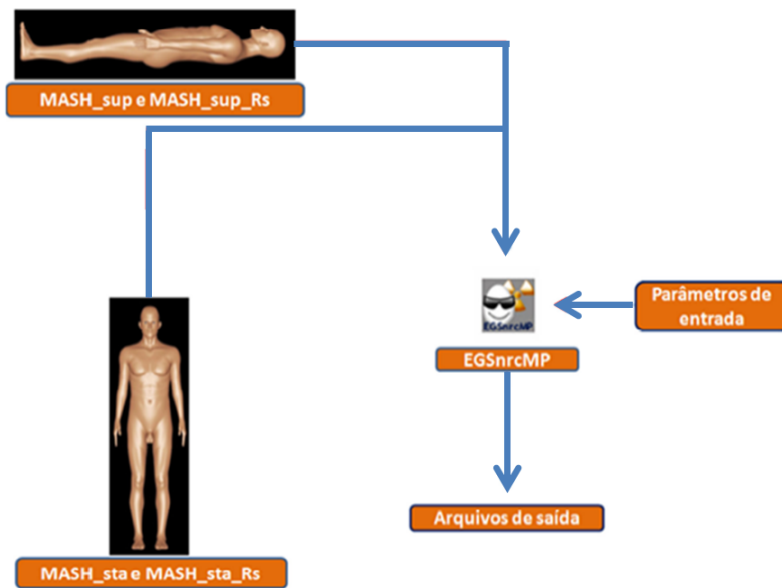
Para a identificação e mensuração da influência da discretização das fontes braquiterápicas nas simulações foram necessários ajustes no modelo computacional de simulação de acordo com o modelo selecionado.

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

## 2.1 Determinação dos Elementos do Modelo Computacional de Exposição

Para compor o modelo utilizado neste trabalho (Fig. 1), 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] o que se mostrou como o avanço mais recente nos procedimentos dosimétricos, 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 posto que é a mais frequente nos procedimentos estudados. Esta variedade é resultante da necessidade de expor o tumor em tratamento a dose

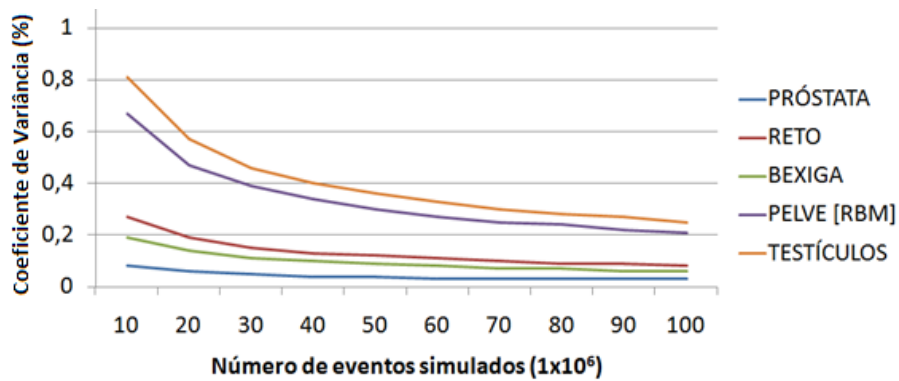
absorvida prescrita pela equipe médica responsável com o mínimo de comprometimento das estruturas adjacentes, considerando-se as características de radiosensibilidade inerentes de cada um dos tecidos que compõem essas estruturas. Além disso, as dimensões das sementes braquiterápicas usadas nas simulações discretizadas foram selecionadas a partir da análise dimensional de diversos modelos correntemente usados na prática médica [11-13].

## 2.2 Determinação do Número de Eventos nas Simulações Braquiterápicas

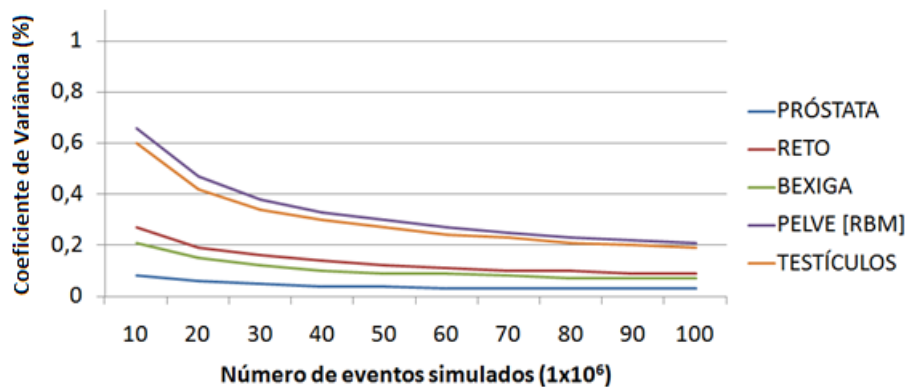
Para a realização das simulações necessárias para desenvolvimento deste estudo, foi realizado primeiramente, através de tentativas experimentais, um teste para a determinação do número de eventos a serem simulados. Para tanto, foram selecionados, nos fantasmas e em ambas as posições, cinco órgãos situados 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  $\sigma$  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.

### 2.3 Fonte Braquiterápica de $^{125}\text{I}$

As simulações de braquiterapia de próstata foram realizadas considerando as fontes como sementes de  $^{125}\text{I}$  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  $^{125}\text{I}$ .** O  $^{125}\text{I}$  é produzido em reatores nucleares a partir da transformação por captura eletrônica do Xenônio-124 ( $^{124}\text{Xe}$ ), decaindo à Telúrio ( $^{125}\text{Te}$ ) em estado excitado. O tempo de meia-vida do  $^{125}\text{I}$  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 1) [11-13, 22].

**Tabela 1.** Dados sobre o decaimento radioativo do  $^{125}\text{I}$  com relação aos rendimentos de cada emissão e suas respectivas energias

Radiação (Origem e Tipo)	$Y_i$	$E_i$ (MeV)
$\gamma_1$	$6,68 \times 10^{-02}$	$3,549 \times 10^{-02}$
CE-K, $\gamma_1$	$8,02 \times 10^{-01}$	$3,678 \times 10^{-03}$
CE-L, $\gamma_1$	$1,08 \times 10^{-01}$	$3,055 \times 10^{-02}$
CE-M, $\gamma_1$	$2,15 \times 10^{-02}$	$3,449 \times 10^{-02}$
$K_{\alpha 1}$ , R-X	$7,44 \times 10^{-01}$	$2,747 \times 10^{-02}$
$K_{\alpha 2}$ , R-X	$4,00 \times 10^{-01}$	$2,720 \times 10^{-02}$
$K_{\beta}$ , 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	$3,190 \times 10^{-03}$

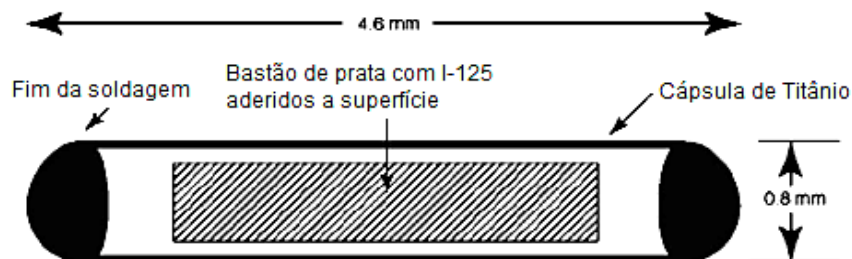
Legenda:

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  $^{125}\text{I}$  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  $K_{\beta}$ ) 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  $^{125}\text{I}$ .** 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 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  $^{125}\text{I}$  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 2 e 3).

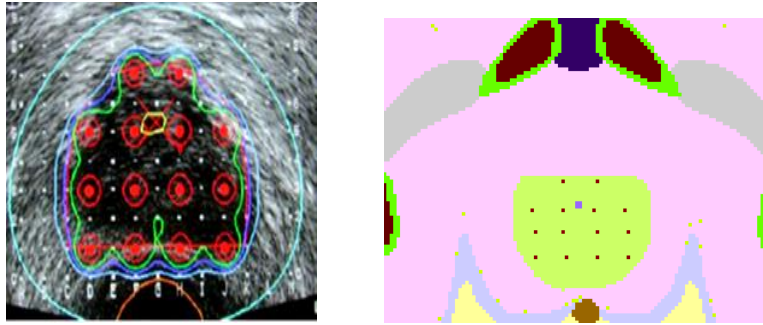
**Tabela 2.** Coordenadas de delimitação da próstata para definição dos pontos de inserção das fontes braquiterápicas no fantoma em decúbito dorsal

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 3.** Coordenadas de 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 ZZ0S 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.

#### 2.4 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  $^{125}\text{I}$ .

## 2.5 Fantoma MASH e Adaptações

Os fantasmas MASH nas posições de decúbito dorsal e ortostase diferem-se inicialmente pelo aumento do diâmetro ântero-posterior seguido de diminuição da largura do fantoma quando o fantoma encontra-se em pé (Tabela 4). 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 4.** Características dimensionais do fantoma MASH e decúbito dorsal e ortostase

Características dimensionais	Decúbito dorsal	Ortostase
Número de Pixels ao longo do eixo x (látero-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 situadas 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 fonte radioativa.

Diante das características peculiares a braquiterapia de próstata, foram necessárias implementações de adaptações nos fantasmas 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 5 e 6).

**Tabela 5.** 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 <sub>mín</sub>	244	164
	X <sub>máx</sub>	285	165
	Y <sub>mín</sub>	172	263
	Y <sub>máx</sub>	211	264
	Z <sub>mín</sub>	685	740
	Z <sub>máx</sub>	743	764

**Tabela 6.** 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 <sub>mín</sub>	221	240
	X <sub>máx</sub>	261	241
	Y <sub>mín</sub>	180	167
	Y <sub>máx</sub>	221	168
	Z <sub>mín</sub>	685	740
	Z <sub>máx</sub>	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 41cm<sup>3</sup>.

## 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 do tipo de fonte radioativa nas simulações. Como o procedimento braquiterápico assemelha-se ao modelo discretizado, optou-se por estabelecer esta fonte como padrão. Portanto, o cálculo utilizado para a determinação da  $D_{rel}$  com relação aos tipos de fonte radioativas para uma dada estrutura foi o seguinte:

$$D_{rel} (\%) = \frac{|S(r_T \leftarrow r_S)_{Dist.hom} - S(r_T \leftarrow r_S)_{Dist.discr.}|}{S(r_T \leftarrow r_S)_{Dist.discr.}} \cdot 100 \quad . \quad (4)$$

onde  $S(r_T \leftarrow r_S)_{Dist.hom}$  e  $S(r_T \leftarrow r_S)_{Dist.discr.}$  são, respectivamente, os valores de dose absorvida por atividade acumulada em distribuições homogêneas e discretizadas 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 radios sensibilidades 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 dois tipos de fontes nos 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 o fantoma em decúbito dorsal com a fonte braquiterápica de caráter homogêneo e discretizado (Tabela 7). Em seguida, o mesmo procedimento foi realizado com os dados referentes às simulações com o fantoma em ortostase (Tabela 8).

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

Órgãos analisados	$S(r_T \leftarrow r_S)$ (mGy/MBq · s)		$D_{rel}$ (%)
	Fonte Homogênea	Fonte Discretizada	
Próstata	1,69E-05	1,65E-05	3
Bexiga	1,27E-06	7,99E-07	59
Cólon	8,54E-09	4,92E-09	74
Testículos	1,38E-07	2,14E-07	35
Intestino Delgado	4,61E-09	3,45E-09	34
Reto	1,13E-06	4,50E-07	151
Uretra	1,35E-07	2,07E-07	35

**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 em simulações de distribuição homogênea e discreta e suas respectivas diferenças relativas

Órgãos analisados	$S(r_T \leftarrow r_S)$ (mGy/MBq · s)		$D_{rel}$ (%)
	Fonte Homogênea	Fonte Discretizada	
<b>Próstata</b>	1,34E-05	1,50E-05	11
<b>Bexiga</b>	1,01E-06	1,05E-06	4
<b>Cólon</b>	7,02E-09	5,05E-09	39
<b>Testículos</b>	7,46E-08	1,06E-07	29
<b>Intestino Delgado</b>	6,66E-09	6,07E-09	10
<b>Reto</b>	8,68E-07	4,85E-07	79
<b>Uretra</b>	5,37E-08	1,60E-07	66

Observa-se que ocorrem alterações significativas nos fatores  $S(r_T \leftarrow r_S)$  observados nos fantasmas MASH em suas respectivas posições com as alterações nos tipos de distribuição das fontes nas simulações. De acordo com dados, as variações em alguns órgãos são maiores nas simulações realizadas no fantoma MASH em decúbito (como, por exemplo, a própria próstata e a uretra).

Destacam-se também as variações observadas principalmente no reto em ambas as situações que se situaram entre cerca de 150% com o MASH em decúbito dorsal e cerca de 80% com o MASH em ortostase. Este dado demonstra a importância na discretização dos padrões de emissão nas simulações realizadas, independentemente das posições do fantoma.

Por fim, através do produto entre  $S(r_T \leftarrow r_S)_{Dist.hom.}$  e  $S(r_T \leftarrow r_S)_{Dist.discr.}$  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 9).

**Tabela 9.** Valores relativos à dose absorvida dos órgãos avaliados nos fantasmas MASH em decúbito dorsal em ambos os tipos de fonte no período de um ano

Órgãos analisados	Dose absorvida (Gy)	
	Fonte Homogênea	Fonte Discretizada
<b>Próstata</b>	166	161
<b>Bexiga</b>	12,4	7,83
<b>Cólon</b>	0,08	0,05
<b>Testículos</b>	1,4	2,1
<b>Intestino Delgado</b>	0,045	0,034
<b>Reto</b>	11	4,41
<b>Uretra</b>	1,32	2,03

**Tabela 10.** Valores relativos à dose absorvida dos órgãos avaliados nos fantasmas MASH em ortostase em ambos os tipos de fonte no período de um ano

Órgãos analisados	Dose absorvida (Gy)	
	Fonte Homogênea	Fonte Discretizada
<b>Próstata</b>	131	147
<b>Bexiga</b>	9,91	10,3
<b>Cólon</b>	0,07	0,05
<b>Testículos</b>	0,73	1,04
<b>Intestino Delgado</b>	0,065	0,06
<b>Reto</b>	8,51	4,75
<b>Uretra</b>	0,53	1,57

## 4 Conclusões

Os resultados de simulações obtidos neste trabalho salientam a importância em se considerar a discretização das fontes braquiterápicas para tratamento de câncer de próstata nas simulações de dosimetria numérica nos estudos de exposição interna, uma vez que é o que mais se assemelha a situação real e por apresentar relevantes variações de resultados quando em comparação com os métodos de fontes homogêneas.

## Referências

1. OMS – ORGANIZACAO MUNDIAL DE SAUDE. WHO global InfoBase: Data for saving lifes. WHO (2005a). Disponível em: <<http://www.who.int/infobase/report.aspx?rid=126>>. Acesso: 6 dez. 2008.
2. \_\_\_\_\_. The Impact of cancer in your country. WHO, (2005b). Disponível 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). Disponível em: <<http://www.who.int/features/qa/15/en/index.html>>. Acesso em: 6 dez. 2008.
4. \_\_\_\_\_. Cancer: Media Center. (2008). Disponível 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. EcoSeed™: Iodine-125 Seeds (2002a).
12. \_\_\_\_\_. OncoSeed™: Iodine-125 Seeds. EUA, Amersham Health (2002b).
13. \_\_\_\_\_. RapidStrand™: 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 the AAPM 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.