

## Estudo computacional da incidência de tumores secundários em tratamentos de câncer de colo uterino

W S Santos <sup>1</sup>, L P Neves <sup>1,2</sup>, W Belinato <sup>3</sup>, R M V Silva <sup>4</sup>, C C S Valeriano <sup>1</sup>,  
A P Perini <sup>2</sup>, L V E Caldas <sup>1</sup>

<sup>1</sup> Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – Comissão Nacional de Energia Nuclear (IPEN/CNEN-SP), 05508-000, São Paulo, SP, Brasil; <sup>2</sup> Instituto de Física, Universidade Federal de Uberlândia (INFIS/UFU), Caixa Postal 593, 38400-902, Uberlândia, MG, Brasil; <sup>3</sup> Departamento de Ensino, Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia da Bahia, Campus Vitória da Conquista, Zabelê, 45030-220, Vitória da Conquista, BA, Brasil; <sup>4</sup> Instituto do Câncer do Ceará. Fortaleza, CE, Brasil.

E-mail: lucio.neves@ufu.br

**Resumo:** Há uma preocupação séria e crescente sobre o aumento do risco do surgimento de um segundo câncer induzido pela radiação associada ao tratamento com radiação. Para avaliar as doses de radiação, nos órgãos, fora do volume alvo, foram modelados, neste trabalho, vários cenários computacionais de exposição com base em simulação de Monte Carlo (código MCNPX). Foi empregado um acelerador VARIAN 2100c, e um simulador virtual antropomórfico feminino adulto, para simular um tratamento de câncer de útero. Os resultados apresentados demonstraram que o modelo computacional de exposição fornece uma ferramenta versátil e precisa para avaliar os riscos de câncer secundário.

**Palavras-chave:** Simulação de Monte Carlo, Radioterapia, Dosimetria.

**Abstract:** There is a serious, and growing, concern about the increased risk of the emergence of a second cancer, induced by radiation associated with the radiation treatment. To assess the radiation doses to organs outside the target volume, in this work, we modeled several computational exposure scenarios, based on Monte Carlo simulation (MCNPX code). We used a VARIAN 2100c accelerator, and a female virtual anthropomorphic phantom to simulate a treatment of uterine cancer. The results presented show that the computational exposure scenario provides a versatile and accurate tool to assess the risk of secondary cancer.

**Keywords:** Monte Carlo simulation, Radiotherapy, Dosimetry.

### 1. INTRODUÇÃO

O Brasil apresenta um cenário muito amplo de pacientes diagnosticados com câncer do cólon do útero. Segundo o Instituto Nacional do Câncer (INCA), esse tipo de tumor é o terceiro mais frequente na população feminina, atrás do câncer

de mama e do colorretal, ocupando o quarto lugar na causa de morte de mulheres. Estima-se que em 2016 haverá 16.340 novos casos de câncer do cólon do útero [INCA, 2014].

Uma vez detectado o tumor, umas das opções de abordagem no tratamento mais utilizada é a utilização de raios-X.

A terapia com o uso de raios-X foi revolucionada no início de 1970 com o advento de modalidades de diagnóstico por imagem. A utilização de informação anatômica 3D, a partir dessas imagens, levou ao desenvolvimento da terapia de radiação conformada 3D (3D-CRT). A informação anatômica é geralmente obtida sob a forma de imagens de seções transversais espaçadas, as quais podem ser processadas para reconstruir tridimensionalmente a anatomia.

Essas imagens fornecem a visibilidade do tumor e de outras estruturas críticas relevantes adjacentes e auxiliam na segmentação dos contornos de cada fatia com margens adequadas do órgão tratado [Khan, 2003]. A anatomia segmentada é então implementada em um software de planejamento de tratamento para projetar campos específicos e arranjos de feixe.

O sistema de planejamento do tratamento é utilizado para otimizar a dose no tumor e minimizar a dose ao tecido saudável circundante. No sistema de planejamento 3D-CRT a maioria dos tratamentos utiliza feixes que têm fluência de fótons uniforme em todo o campo. Em alguns casos, cunhas ou compensadores são usados para modular o perfil de intensidade para compensar irregularidades do contorno do tumor.

Neste sentido, vários estudos têm admitido que a modulação espacial do feixe pode também ser conseguida pela modulação temporal e espacial [Webb, 2003]. Este tipo de técnica é conhecida como terapia de intensidade modulada da radiação (IMRT), que utiliza um colimador de multi-lâminas (MLC) que se move dinamicamente dentro e para fora do feixe. Desta forma, cria-se uma fluência não uniforme ao longo do campo.

Comparativamente com técnicas convencionais, tal como 3D-CRT, o uso clínico de rotina de IMRT demanda um número maior de campos e tempo de exposição, para administrar a dose prescrita para o tumor, que conseqüentemente resulta em doses maiores para os órgãos e tecidos adjacentes em pacientes. Esta dose mais elevada pode resultar em um aumento de risco para os pacientes depois de muito tempo após o tratamento inicial do câncer, que é mais preocupante para pacientes mais jovens que irão viver mais tempo.

Neste sentido, este trabalho tem como objetivo fazer uma avaliação das doses em órgãos

e tecidos dos pacientes submetidos a tratamento de teleterapia, que podem induzir um segundo câncer. Esta avaliação será realizada utilizando-se simulações de Monte Carlo, um simulador antropomórfico adulto computacional e um simulador físico de PMMA.

## 2. MATERIAIS E MÉTODOS

Neste estudo, foi modelado computacionalmente um acelerador linear médico, VARIAN 2100c, operando com feixe de fótons de energia 6 MV, durante um tratamento de câncer do cólon do útero de uma paciente adulta. A paciente foi representada por um simulador antropomórfico adulto computacional, denominada de FASH3, construída com base em superfícies *mesh* e nos dados anatômicos e antropométricos da mulher de referência da ICRP 89 [ICRP, 2002].

Este simulador antropomórfico adulto computacional foi desenvolvido pelo Grupo de Dosimetria Computacional, do Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco (UFPE) [Cassola *et al* 2010, 2011]. Para tornar os cenários de exposição mais realísticos, também foram construídos um gantry do LINAC, uma mesa de tratamento móvel de fibra de carbono, com 10 cm de espessura e 200 cm de comprimento, apoiada numa base metálica.

Todos esses objetos foram inseridos no interior de uma sala de radioterapia construída com paredes de concreto e preenchida com ar atmosférico. No cenário montado, o cabeçote do acelerador está posicionado no isocentro da sala. A figura 1 mostra o cenário de exposição contendo o simulador antropomórfico adulto computacional sob uma mesa de tratamento, as principais estruturas do cabeçote do acelerador médico e o gantry do equipamento.

Durante o tratamento de radioterapia, foram utilizados sete campos com o acelerador operando no plano de tratamento IMRT. O feixe de radiação incidiu na região do útero da paciente, com vários ângulos de rotação do gantry, durante o processo de planejamento do tratamento.

As dimensões de campo, em cm<sup>2</sup>, e os ângulos de giro do gantry estudados foram: 8.0x10.0 (0°), 8.5x10.0 (51°), 8.5x9.0 (102°), 8.5x10.5 (154°), 8.5x10.0 (206°), 8.5x9.5 (257°) e 8.0x10.0 (308°).

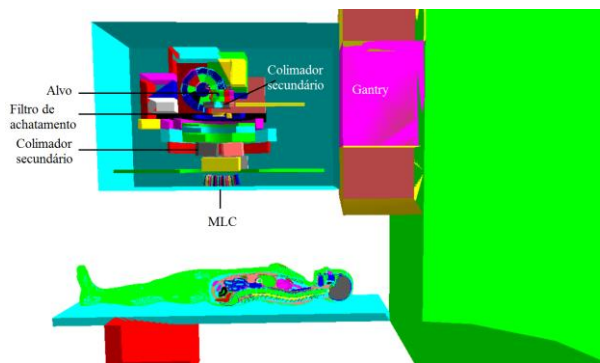


Figura 1. Representação 3-D do modelo de exposição computacional dos principais componentes comuns do interior de uma sala de radioterapia.

Além desses equipamentos, foi modelado um simulador físico de PMMA de dimensões de (30x30x30) cm<sup>3</sup> preenchido com água. Este objeto simulador foi utilizado para o cálculo do perfil de dose lateral, numa distância de 100 cm da superfície do objeto simulador à fonte. Posteriormente, estes resultados foram comparados com os resultados da literatura.

O perfil de dose lateral foi determinado a partir da energia depositada em uma câmara de ionização, modelo NE2571, modelada computacionalmente. As informações das dimensões e das propriedades químicas e físicas da câmara de ionização são apresentadas na figura 2 e foram obtidas da literatura [Wulff *et al.*, 2008].

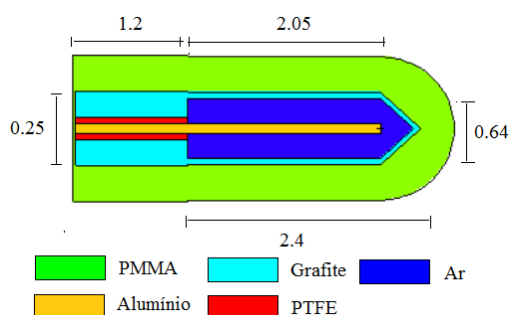


Figura 2. Modelo da câmara de ionização tipo Farmer NE2571. As dimensões são dadas em cm.

A câmara de ionização foi posicionada transversalmente ao plano com profundidade de 2, 11 e 26 cm, para medir o perfil de dose lateral. Para estas mesmas profundidades, foi utilizado o comando “*mesh tally*” do MCNPX [PELOWITZ,

2008]. Desta forma, pôde-se avaliar o perfil da fluência de fótons dentro e nas estruturas adjacentes do campo, com e sem a MLC, para testar a colimação do feixe.

Todos os resultados foram obtidos para um campo de (10 x 10) cm<sup>2</sup> e, em todas as situações, os resultados foram normalizados pela dose máxima. A figura 3 mostra o objeto simulador de PMMA preenchido com água e a distribuição dos detectores em seu interior, utilizado para medir o perfil de dose lateral.

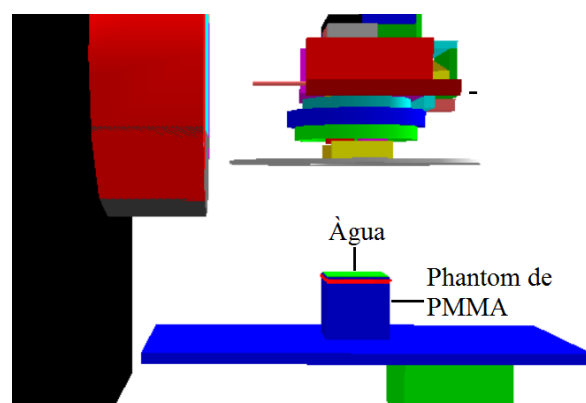


Figura 3. Esquema para a determinação do percentual de dose profunda (PDD) e distribuição do perfil de dose lateral.

Foi utilizado o *tally* F6 (MeV/g) do código MCNPX, para estimar a dose depositada nos órgãos e tecidos radiosensíveis do simulador, com exceção da medula óssea vermelha (RBM) e do esqueleto, em que foi utilizado o *tally* \*F4 (MeV/cm<sup>2</sup>).

Para estimar a dose na medula óssea vermelha foi preparado um arquivo de entrada, para o código MCNPX, utilizando os cartões DE (função energia) e DF (função resposta). Assim, a dose absorvida na RBM foi calculada diretamente durante a simulação, pois os cartões DE e DF permitem a conversão dos valores de fluência de energia para valores de dose correspondentes.

Para que as incertezas dos resultados tivessem valores dentro dos limites aceitáveis foram incluídas em todas as simulações 1E9 histórias de fótons.

O risco de câncer foi calculado neste estudo a partir de um procedimento radioterápico de câncer de útero. Ele foi realizado com base na

metodologia proposta pelo comitê BEIR VII [BEIR, 2006]. O risco de câncer foi calculado utilizando a equação 1.

$$R = \sum_T r_T \times H_T \quad (1)$$

Onde  $r_T$  é o coeficiente de risco de cada órgão ou tecido e  $H_T$  é a dose equivalente.

Tipicamente os aceleradores lineares estão calibrados para entregar 1cGy/ Unidade Monitora (UM). Este coeficiente é utilizado para os cálculos de dose para os pacientes. Para converter a dose em um ponto  $f(x, y, z)$ , foi utilizada a seguinte técnica: primeiro um objeto simulador com água foi irradiado a uma distância fonte - superfície de 100 cm, e a dose máxima ( $D_{CAX}^{ref}$ ) foi obtida com uma câmara de ionização, posicionada ao longo do eixo axial, sob condições de referência (campo 10 x 10 cm<sup>2</sup> com o MLC retraído).

Com base na dose ( $D(x, y, z)$ ) calculada em um campo de referência, pode se encontrar o coeficiente  $f(x, y, z)$ ,

$$f(x, y, z) = \frac{D(x, y, z)}{kD_{CAX}^{ref}} \quad (2)$$

Onde k (1 UM/cGy) é um fator que converte  $D_{CAX}^{ref}$  para um valor de UM de referência.

Para relacionar a dose obtida de um campo quadrado, ou circular, para a dose em um campo de referência, foi utilizado o fator F, definido na equação 3,

$$F = \frac{D_{CAX}}{D_{CAX}^{ref}} \quad (3)$$

Onde  $D_{CAX}$  é a dose máxima obtida axialmente em relação ao eixo central entregue por um campo quadrado ou circular.

Finalmente, a dose absorvida  $D_{abs}$  foi determinada por meio da equação 4.

$$D_{abs}(x, y, z) = f(x, y, z) \times F \times U \quad (4)$$

Onde U é o número total de unidades monitoras (UMs) definido para determinada condição de irradiação.

Para normalizar a dose absoluta por UM, basta omitir U da equação 4. Como o fator de peso da radiação ( $w_R$ ), que é 1 para fótons, sendo, neste estudo a dose absorvida será igual a dose equivalente.

### 3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

#### 3.1. Verificação das propriedades dosimétricas do feixe simulado

A verificação das propriedades dosimétricas do feixe foi realizada com base no cálculo do perfil lateral de doses. Essas doses foram estimadas pela câmara de ionização, imersa em um objeto simulador de acrílico, preenchido com água, para uma distância fonte-superfície de 100 cm.

O valor de dose de cada ponto foi normalizado para a dose máxima calculada, a 1,5 cm de profundidade num campo de referência de 10 x 10 cm<sup>2</sup>. Os resultados apresentados na figura 4 mostram a variação da dose ao longo do campo.

A validação do acelerador foi feita com base na comparação dos resultados deste estudo com os resultados experimentais da literatura. Os resultados deste estudo apresentam uma boa concordância com os resultados de Kry *et al.*, [2006], e as diferenças não ultrapassam a 2% em todas as situações.

Além disso, pode-se observar que o perfil do feixe evidencia que a dose é uniforme em todo o campo, comprovando que a geometria dos colimadores e do filtro de achatamento estão corretos. Além do perfil de dose, nesta etapa do trabalho, foi testada a colimação do feixe para um campo de referência de 10 x 10 cm<sup>2</sup>, com e sem o MLC, utilizando o comando *mesh tally* do código MCNPX.

Utilizando esse comando, foram gerados mapas de fluência de fótons, para três níveis de profundidades (2, 11 e 26 cm) no objeto simulador com água. O fluxo de fótons, que atravessam a área irradiada, possibilita uma verificação mais precisa da colimação do feixe e se há radiação de fuga proveniente do cabeçote do acelerador.

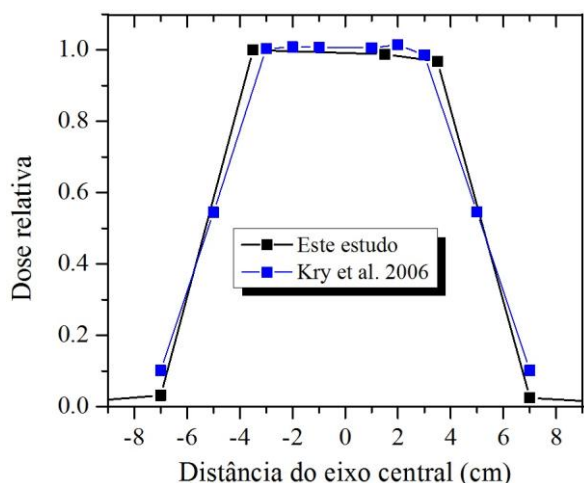


Figura 4. Perfil de dose lateral para feixe de 6 MV e um campo de referência de 10x10 cm<sup>2</sup> estimado a partir de uma câmara de ionização imersa a 1,5 cm de profundidade.

Os resultados, apresentados na figura 5, mostram que a colimação do feixe está adequada e, portanto, representa um ganho para o paciente. O conhecimento preciso da colimação do feixe possibilitará, aos profissionais médicos, suportes para minimizar os riscos dos órgãos e tecidos do paciente, que estão localizados fora da região alvo.

Após a validação do acelerador linear, foram calculados coeficientes de doses equivalentes para os órgãos e tecidos do simulador antropomórfico adulto computacional FASH3. Os cálculos foram realizados em função do ângulo do gantry durante tratamento IMRT. Estes coeficientes foram utilizados para calcular o risco de induzir um segundo câncer.

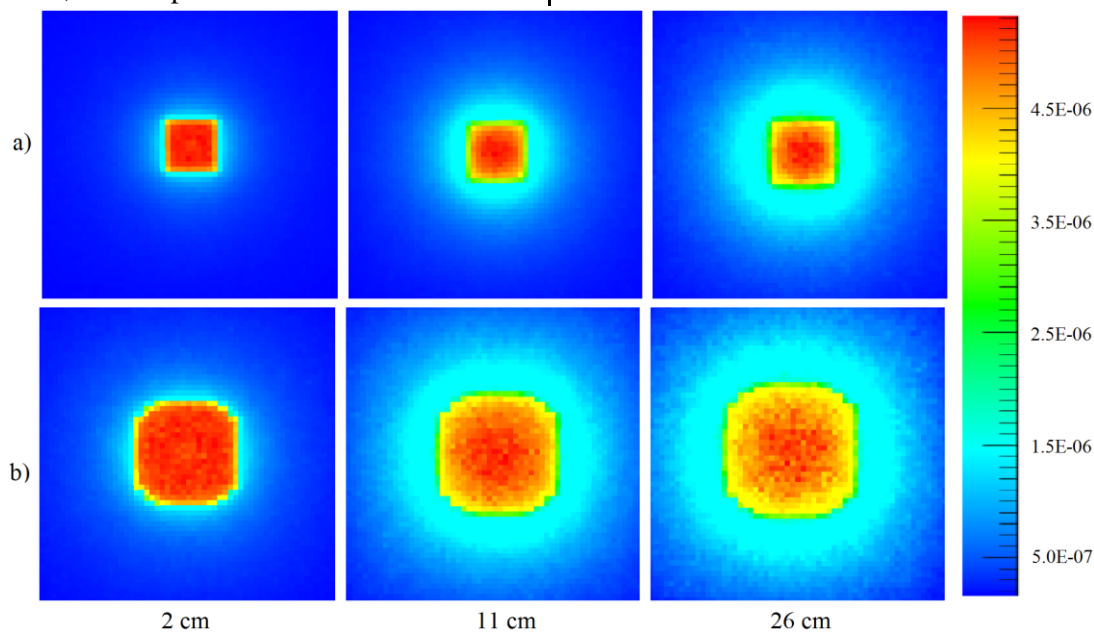


Figura 5. Mapa de fluência de fótons (partículas/cm<sup>2</sup>), calculados para feixe com o acelerador operando com campo de referência de (10x10)cm<sup>2</sup> aberto (a) e com MLC (b), em função da profundidade.

### 3.2. Coeficientes de conversão para dose equivalente normalizados por UM

Na tabela 1 são apresentados os coeficientes de conversão para dose equivalente por UM, para vários órgãos e tecidos, em função do ângulo do gantry. A dependência dos coeficientes de dose equivalente é clara em relação ao ângulo do gantry.

Esta dependência é devida à posição do órgão do paciente em relação ao ângulo de incidência do feixe primário. Uma tendência geral, observada e esperada neste estudo, foi que a maioria dos órgãos e tecidos que são localizados próximos do órgão-alvo (útero) como, por exemplo, gônadas, parede da bexiga, e parede do cólon, foram os mais irradiados.

Tabela. 1. Dose equivalente normalizada por UM (em  $\mu\text{Sv}/\text{UM}$ ) calculadas para um tratamento de câncer de útero utilizando 7 campos em IMRT com feixe de 6 MV. Entre parênteses é apresentado o erro relativo percentual para cada valor.

Órgãos	Ângulo da gantry						
	0°	51°	102°	154°	206°	257°	308°
Medula óssea vermelha	8.8E+00 (1.8%)	1.5E+01 (1.7%)	1.6E+01 (2.0%)	1.4E+01 (1.7%)	1.4E+01 (1.7%)	1.3E+01 (1.7%)	1.0E+01 (1.7%)
Parede do cólon	1.0E+03 (0.1%)	8.0E+02 (0.1%)	4.7E+02 (0.1%)	1.3E+03 (0.1%)	1.3E+03 (0.1%)	1.7E+03 (0.1%)	1.2E+03 (0.1%)
Pulmão	5.9E+00 (0.5%)	6.2E+00 (0.6%)	5.6E+00 (0.6%)	6.1E+00 (0.5%)	5.9E+00 (0.5%)	6.3E+00 (0.5%)	6.0E+00 (0.5%)
Parede do estômago	1.8E+01 (0.7%)	1.7E+01 (0.8%)	2.0E+01 (0.7%)	2.2E+01 (0.6%)	2.2E+01 (0.6%)	2.2E+01 (0.6%)	2.2E+01 (0.7%)
Seios	6.3E+00 (0.9%)	7.2E+00 (1.0%)	8.2E+00 (0.9%)	7.3E+00 (0.8%)	7.1E+00 (0.8%)	7.5E+00 (0.7%)	7.3E+00 (0.9%)
Demais tecidos <sup>1</sup>	2.3E+01 (0.0%)	2.9E+01 (0.0%)	2.3E+01 (0.1%)	3.1E+01 (0.0%)	3.1E+01 (0.0%)	2.7E+01 (0.0%)	2.8E+01 (0.0%)
Gônadas	6.4E+03 (0.1%)	4.2E+03 (0.2%)	2.7E+03 (0.2%)	3.6E+03 (0.2%)	3.5E+03 (0.2%)	3.4E+03 (0.2%)	7.1E+03 (0.1%)
Parede da bexiga	7.1E+03 (0.1%)	4.5E+03 (0.1%)	2.5E+03 (0.2%)	5.7E+03 (0.1%)	5.6E+03 (0.1%)	5.9E+03 (0.1%)	7.8E+03 (0.1%)
Esôfago	5.4E+00 (1.8%)	6.1E+00 (2.2%)	5.7E+00 (2.2%)	5.7E+00 (1.9%)	5.6E+00 (1.9%)	5.9E+00 (2.0%)	5.4E+00 (2.1%)
Fígado	1.5E+01 (0.5%)	1.7E+01 (0.5%)	1.6E+01 (0.5%)	1.7E+01 (0.4%)	1.7E+01 (0.4%)	1.7E+01 (0.4%)	1.5E+01 (0.5%)
Tireoide	4.1E+00 (3.6%)	3.3E+00 (4.1%)	2.7E+00 (4.3%)	3.3E+00 (3.8%)	3.3E+00 (4.0%)	3.3E+00 (4.7%)	4.7E+00 (4.2%)
Superfície óssea	7.5E+00 (0.1%)	1.1E+01 (0.1%)	1.1E+01 (0.1%)	1.0E+01 (0.1%)	1.0E+01 (0.1%)	1.1E+01 (0.1%)	8.7E+00 (0.1%)
Cérebro	1.6E+00 (1.7%)	1.8E+00 (1.6%)	1.9E+00 (1.5%)	1.7E+00 (1.6%)	1.7E+00 (1.6%)	1.8E+00 (1.7%)	1.7E+00 (1.6%)
Glândulas salivares	1.0E+00 (3.0%)	9.2E-01 (2.5%)	9.6E-01 (2.2%)	9.0E-01 (2.4%)	9.0E-01 (2.5%)	1.0E+00 (2.5%)	9.4E-01 (2.6%)
Pele	1.5E+02 (0.0%)	1.9E+02 (0.0%)	2.5E+02 (0.1%)	1.4E+02 (0.0%)	1.4E+02 (0.0%)	1.4E+02 (0.0%)	1.8E+02 (0.0%)
Olhos	2.4E+00 (5.5%)	2.4E+00 (5.8%)	2.2E+00 (6.1%)	2.1E+00 (5.2%)	2.0E+00 (5.6%)	2.1E+00 (5.9%)	2.2E+00 (5.9%)

<sup>1</sup>Adrenais, região extratorácica, vesícula biliar, coração, rins, nódulos linfáticos, músculos, cavidade oral, pâncreas, útero, intestino delgado e baço

Estes órgãos obtiveram maiores coeficientes comparados aos órgãos localizados distante do campo de radiação como, por exemplo, pulmão, mamas, esôfago, tireoide, cérebro e olhos, que são atingidos por radiação espalhada.

Na maioria desses órgãos, os coeficientes de conversão diminuem quando são utilizadas às projeções oblíquas (154 e 206°) e lateral (102°) do feixe. Nestas projeções, o gantry encontra-se na parte inferior da mesa de tratamento e, portanto, além da mesa, a coluna vertebral da paciente blindada a passagem de fótons de baixa energia e, conseqüentemente, são encontrados menores valores de coeficientes dos órgãos localizados nessa região.

No entanto, para os ângulos 0° e 308° o feixe percorre menores distâncias e encontra em seu caminho, predominantemente tecido mole, que é pouco atenuante e, além disso, o feixe cobre um volume maior de tecido, ocasionando maiores coeficientes de conversão CCs.

Estes resultados demonstram a importância de usar simuladores antropomórficos computacionais, anatomicamente realísticos, para avaliar as doses de órgãos durante o tratamento. Em última análise, os CCs de dose equivalente nos órgãos apresentado neste formato, permitirá um melhor controle das doses de radiação em órgãos e tecidos não-alvo durante os tratamentos de radioterapia.

### ***3.3. Coeficientes de conversão para risco de incidência câncer normalizados por UM***

Nas figuras 6(a) e (b) são apresentados os coeficientes de conversão, normalizados por UM, para o risco total de câncer secundário, em função dos ângulos do gantry, durante tratamento de câncer de útero com feixe de fótons de 6 MV utilizando IMRT.

Os coeficientes de risco de incidência de câncer, de vários órgãos, para mulheres de uma faixa-etária de 20 a 80 anos de idade, foram calculados com base nos coeficientes de dose equivalente apresentado na tabela 1 e nos modelos de risco apresentados no documento BEIR VII [BEIR, 2006].

Como esperado, em todas as situações avaliadas, a parede do cólon foi o órgão que adquiriu as maiores chances de desenvolver

câncer secundário, pois este órgão está localizado dentro do campo de radiação e submetido a altas doses.

Com exceção desse órgão, os resultados apontam dentro das incertezas, as mesmas chances dos outros órgãos desenvolverem um segundo câncer. Além do tipo de órgão, o risco de câncer depende da dose absorvida no órgão, da idade e do sexo do indivíduo exposto.

## **4. CONCLUSÕES**

Neste trabalho foi apresentado um conjunto de coeficientes de conversão, para dose equivalente e de risco de câncer secundário, utilizando simulação de Monte Carlo. Foi modelado um cenário computacional, composto de um simulador antropomórfico computacional e um acelerador linear da marca VARIAN, modelo 2100c operando com feixe de 6 MV em IMRT, com sete ângulos do gantry, para um procedimento de radioterapia de câncer de útero. Como mostrado, a angulação do gantry utilizada afeta consideravelmente os coeficientes de conversão de dose equivalente e de risco de câncer. A maioria dos órgãos próximos, ou no interior da região tratada, foram os mais irradiados. Desta forma, obtiveram maior chance de desenvolver um segundo câncer, causado pela radiação ionizante. Como mostrado neste estudo, a orientação do gantry tem uma forte influência nas variações dos coeficientes de dose equivalente, e de risco de câncer. Os resultados dos CCs foram superiores quando o gantry foi utilizado para os ângulos de 0 e 308°. Os CCs apresentados neste estudo podem ser utilizados por médicos, e físicos médicos, para estimativa do risco de câncer secundário, induzido pela radiação durante o tratamento, e poderá ajudar no desenvolvimento de estratégias para reduzir os riscos de pacientes sobreviventes de câncer de útero.

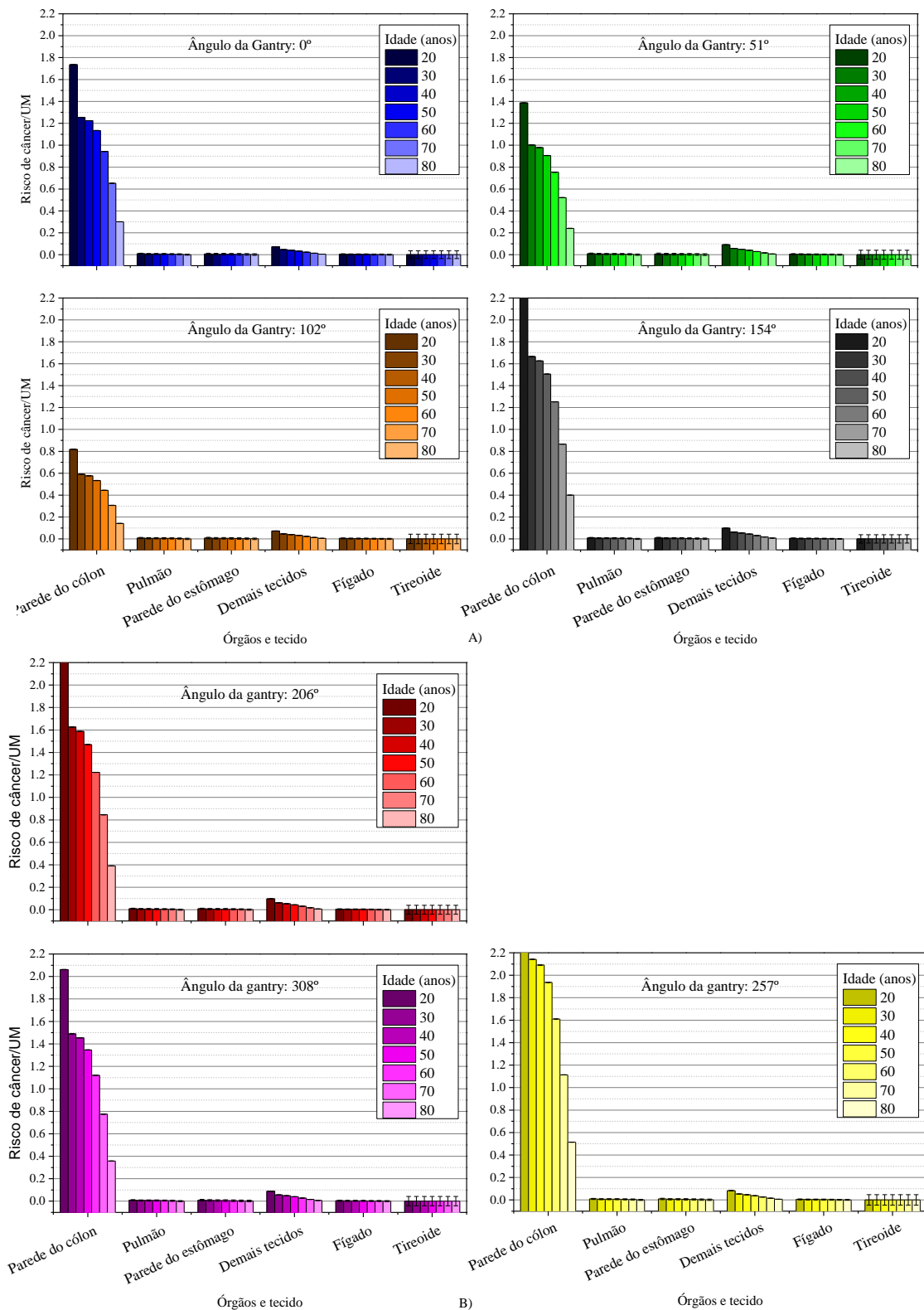


Figura 6. Coeficientes de conversão para risco de incidência de câncer secundário para vários órgãos para mulheres entre 20 e 80 anos de idade submetida a tratamento de câncer de útero com IMRT de feixe de fótons de 6 MV.



## AGRADECIMENTOS

Os autores receberam auxílio das seguintes agências de fomento brasileiras: Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de Minas Gerais (FAPEMIG, Projeto nº APQ-03049-15), CAPES (Projeto Pro-Estratégia nº 1999/2012), CNPq (Projetos nº 304789/2011-9, 501857/2014-1 e 157593/2015-0) e INCT Metrologia das Radiações em Medicina.

## REFERÊNCIAS

BEIR. 2006. Health risks from exposure to low levels of ionizing radiation. BEIR VII, Phase 2 National Research Council, National Academy of Science.

CASSOLA V F.; DE LIMA V J.; KRAMER R.; KHOURY H J. 2010. FASH and MASH: Female and male adult human phantoms based on polygon mesh surfaces. Part II. Dosimetric calculations. *Physics in Medicine and Biology*, v. 55, pp. 163-189, 2010.

CASSOLA V F.; MILLIAN F M.; KRAMER R.; LIRA C A B and KHOURY H J. 2011. Standing adult human phantoms based on 10th, 50th and 90th mass and height percentiles of male and female Caucasian populations. *Phys. Med. Biol.*, 56, p. 1-33, 2011.

ICRP. 2002. Basic anatomical and physiological data for use in radiological protection: reference values" *ICRP Publication 89*

INCA. INSTITUTO NACIONAL DO CÂNCER. 2014. Estimativas de casos de câncer em homens e mulheres entre os anos de 2010 - 2014. Acessado em 10/06/2016: <http://www.inca.gov.br>.

KHAN F M. 2003. *The Physics of Radiation Therapy*, 3rd Edition Lippincott Williams & Wilkins, Philadelphia, PA.

KRY S F.; TITT U.; PONISCH F.; FOLLOWILL D S.; VASSILIEV O N.; WHITE R A.; MOHAN R.; SALEHPOUR M. 2006. A Monte Carlo model for calculating out-of-field

dose from a Varian 6 MV beam *Med. Phys.* **33**, 4405-4413.

PELOWITZ D B. 2008. MCNPX User's Manual, Version 2.7.0. Report LA-CP-11-00438. Los Alamos National Laboratory.

WEBB S. 2003. The physical basis of IMRT and inverse planning *The British Journal of Radiology*, **76**, 678-689

WULFF J.; HEVERHAGEN J T AND ZINK K. 2008. Monte-Carlo-based perturbation and beam quality correction factors for thimble ionization chambers in high-energy photon beams. *Phys. Med. Biol.* 53. 2823–2836