



Cálculo, usando o código MCNPX, de doses equivalentes no tratamento 3D-CRT de câncer de próstata, com gantry operando a 45°, 135°, 225° e 315°

Fonseca^a E. H. F., Oliveira^a C. L., Rebello^b W. F., Medeiros^a M. P. C.,
Fonseca^a C. J., Baptista^a C. O.

^aInstituto Militar de Engenharia, 22290-270, Praça General Tibúrcio, 80 – Urca – Rio de Janeiro

^bUniversidade do Estado do Rio de Janeiro, 20550-000, Rua São Francisco Xavier, 524 - Maracanã - Rio de Janeiro
eduardohffonseca@gmail.com

RESUMO

O Instituto Nacional do Câncer José Alencar Gomes da Silva - INCA adota como um dos protocolos de referência para o tratamento de câncer de próstata, na técnica de Radioterapia Tridimensional Conformada (3D-CRT), o uso da incidência do feixe de radiação em 4 ângulos, 0°, 90°, 180° e 270°. Com o objetivo de buscar reduzir as doses indesejáveis nos tecidos sadios do paciente, neste trabalho foi realizado um estudo considerando a utilização de ângulos de inclinação do gantry de 45°, 135°, 225° e 315°. Para isso, realizou-se uma modelagem computacional utilizando o código MCNPX no qual foi simulado um tratamento de próstata através desses novos ângulos de incidência. Os resultados obtidos na simulação deste protocolo foram comparados com o protocolo de referência do INCA sendo observada uma redução significativa nas doses nos tecidos sadios, adjacentes à próstata, quando se utiliza os novos campos estudados.

Palavras-chave: Radioterapia, MCNPX, Simulação, Modelagem, Câncer.

ABSTRACT

The National Cancer Institute José Alencar Gomes da Silva - INCA adopts as standard protocol in the treatment of prostate cancer, in the technique of conformed radiotherapy three-dimensional (3D-CRT), the use of the incidence beam at 4 angles, 0°, 90°, 180° and 270°. Aiming to reduce undesirable doses in the patient's healthy tissues, a study was performed considering the use of gantry inclination angles of 45°, 135°, 225° and 315°. For this, it was performed a computational modeling, using the MCNPX code, in which a prostate treatment with these beam incidence angles was simulated. The results obtained in the simulation of this protocol were compared with the standard protocol of INCA and a significant reduction in doses in the healthy tissues adjacent to the prostate was observed when using the new fields studied.

Keywords: Radiotherapy, MCNPX, Simulation, Modeling, Cancer.

1. INTRODUÇÃO

No mundo, o câncer de próstata representa o quarto maior número de novos casos, sendo o segundo mais frequentemente diagnosticado entre os homens, tendo, no ano de 2018, 13,5% dos diagnósticos entre os homens [1]. No Brasil, é o segundo câncer que mais mata entre os homens, perdendo apenas para o câncer de pulmão [2].

O tratamento de câncer mais comum atualmente envolve o uso individual ou combinado de quimioterapia, radioterapia e cirurgia, a depender do tipo e local do tumor [3]. Quanto à radioterapia, a teleterapia utilizando os aceleradores lineares de uso médico (*linacs*) é uma das formas mais usuais de tratamento contra o câncer nos dias de hoje.

Um protocolo radioterápico adequado para o tratamento de um câncer é fundamental para que seja aplicada a dose necessária no tumor, afetando o mínimo possível os órgãos sadios adjacentes ou distantes. Para se chegar ao protocolo ideal, a etapa de planejamento é essencial. Através do uso de códigos baseados no Método de Monte Carlo, como o *Monte Carlo N-Particle eXtended - MCNPX* utilizado neste trabalho, é possível simular um determinado protocolo, obtendo a dose absorvida em cada parte do corpo e, assim, estudar e desenvolver novos protocolos de tratamento que permitam tratar o tumor reduzindo as doses indesejáveis sobre os tecidos sadios dos pacientes. Dessa forma utilizou-se neste trabalho o código MCNPX para modelar e estudar o uso de um protocolo de tratamento de câncer de próstata com 4 ângulos de inclinação (45°, 135°, 225° e 315°) onde se calculou as doses equivalentes em diversos órgãos de um paciente, comparando-as com as doses calculadas para um protocolo padrão do INCA (0°, 90°, 180° e 270°), obtidas por MEDEIROS [3].

2. MATERIAIS E MÉTODOS

A metodologia utilizada neste trabalho baseou-se na modelagem computacional, usando o código MCNPX, de um tratamento de câncer de próstata, onde se calculou as doses equivalentes em diversos tecidos de um fantoma antropomórfico em voxel representando o paciente. A seguir será descrita em detalhes a modelagem.

2.1. O acelerador linear, a sala de radioterapia e o paciente

O modelo computacional utilizado baseia-se no acelerador linear Varian® Trilogy. Esse equipamento é projetado para trabalhar com feixes em duas energias: um feixe de 6 MV e um feixe variável de 10, 16, 23 ou 25 MV. Neste trabalho o equipamento foi modelado operando a 10 MV aplicando-se ao modelo o colimador multifolhas MLC Varian® HD120, composto por cento e vinte lâminas de tungstênio. Foi incluída na modelagem uma sala de radioterapia (*bunker*) projetada especificamente para fazer a blindagem do modelo de acelerador linear considerado, operado a 10 MeV.

Para representar o paciente submetido ao tratamento radioterápico e calcular as doses depositadas em seus órgãos/tecidos, foi utilizado o fantoma padrão masculino REX, que é o fantoma referenciado pela *International Commission on Radiological Protection* [4].

2.2. O protocolo de tratamento modelado

Um dos protocolos mais comuns utilizado pelo INCA para o tratamento do câncer prevê a aplicação de uma dose terapêutica de 74 Gy, dividida em 37 seções de 2 Gy cada, em toda a próstata. Cada seção é dividida em quatro direções ou campos, sendo as doses divididas igualmente entre os campos, resultando em 0,5 Gy por campo. Para realizar a aplicação nas quatro direções, o gantry do acelerador linear gira nas inclinações de 0°, 90°, 180° e 270° graus. O paciente é posicionado de forma que o centro de massa da próstata coincida com o isocentro do acelerador linear (Figura 1). Para cada um dos ângulos de inclinação do gantry os colimadores secundários (*jaws*) e as lâminas do MLC são reposicionados a fim de conformar o feixe de fótons ao local que se deseja irradiar.

De acordo com as publicações números 50 e 62 da ICRU [5,6], a definição do volume alvo para um determinado protocolo de radioterapia 3D-CRT passa pela definição de regiões de interesse para o tratamento, destacando-se: o GTV, que corresponde ao volume que engloba toda a extensão visível do tumor; o CTV, que engloba, além do GTV, as áreas ao redor do tumor com suspeitas de risco clínico e as áreas com risco sub-clínico; e o PTV, que adiciona uma margem de segurança visando considerar variações geométricas e incertezas relacionadas ao acelerador linear e a outros fatores externos que afetem a precisão do feixe.

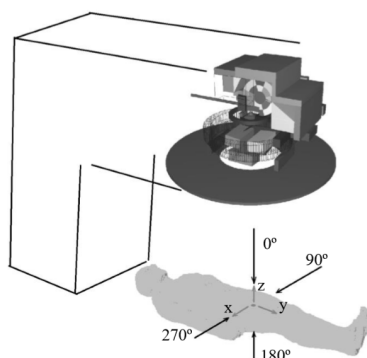


Figura 1: Posicionamento do paciente e direções dos campos no protocolo padrão do INCA.

Fonte: MEDEIROS, 2018 [3]

Neste trabalho foi realizada uma rotação de 45° nos ângulos de incidência do feixe utilizados no protocolo de referência do INCA, modificando-os, assim, para os ângulos de 45° , 135° , 225° e 315° , conforme Figura 2. Essas rotações são realizadas no modelo computacional deixando fixos o cabeçote do acelerador linear e o MLC, mas rotacionando o fantoma e a sala. Esse procedimento é computacionalmente mais simples e fácil para o controle dos ajustes necessários dos colimadores visando à conformação do campo de irradiação à anatomia do paciente em cada posição simulada.

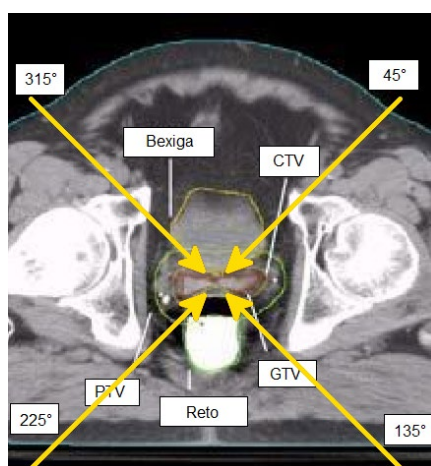


Figura 2: Novos campos de irradiação simulados neste trabalho.

A mudança dos ângulos de incidência do feixe de radiação na região alvo muda, também, a vista que se tem desse alvo a partir do eixo principal desse mesmo feixe. Com isso, tornou-se necessário encontrar as seções de corte referentes a essas novas vistas, a fim de definir os novos GTV, CTV e PTV e os consequentes ajustes dos colimadores. O código VISED, editor visual do MCNPX, fornece a imagem dos cortes nos planos XY, YZ e XZ, porém as seções de corte para as vistas nesses novos ângulos não se encontram nesses planos. Dessa forma, para conseguir realizar os novos cortes foi necessária a criação de um desenho em 3D no software AutoCAD, exibido na Figura 5. Esse desenho foi construído com base nas imagens de diversos cortes da região alvo do fantoma, nos planos XY e YZ, obtidos no código VISED (Figuras 3 e 4) e posicionando cada voxel individualmente, utilizando como referência o centro de massa da próstata.

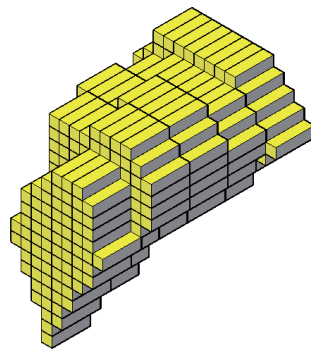


Figura 3: *Próstata do fantoma REX modelada no AutoCAD.*

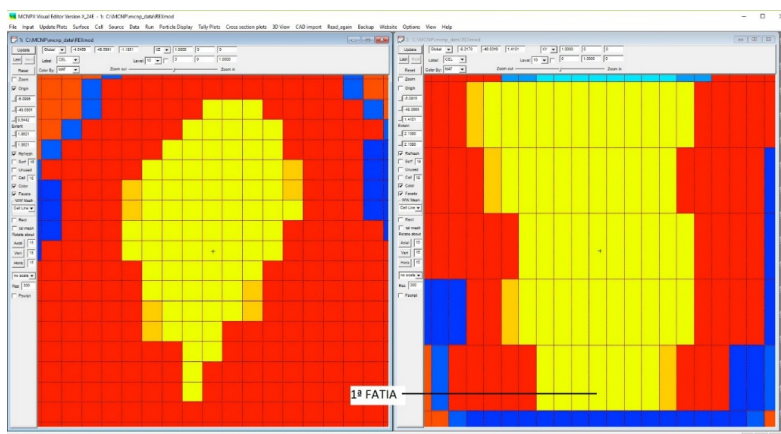


Figura 4: *Um dos cortes utilizados para a construção do modelo 3D, referente à primeira fatia da próstata do fantoma REX, obtido no software VISED.*

Ao desenho 3D da próstata foram adicionadas partes do reto e da bexiga, órgãos adjacentes que são sensíveis à radiação e são limitantes do protocolo, influenciando em como a colimação será realizada. A partir do desenho em 3D foi possível realizar os novos cortes, passando pelo centro de massa da próstata, nos ângulos desejados: 45° , 135° , 225° e 315° , conforme mostra a Figura 5.

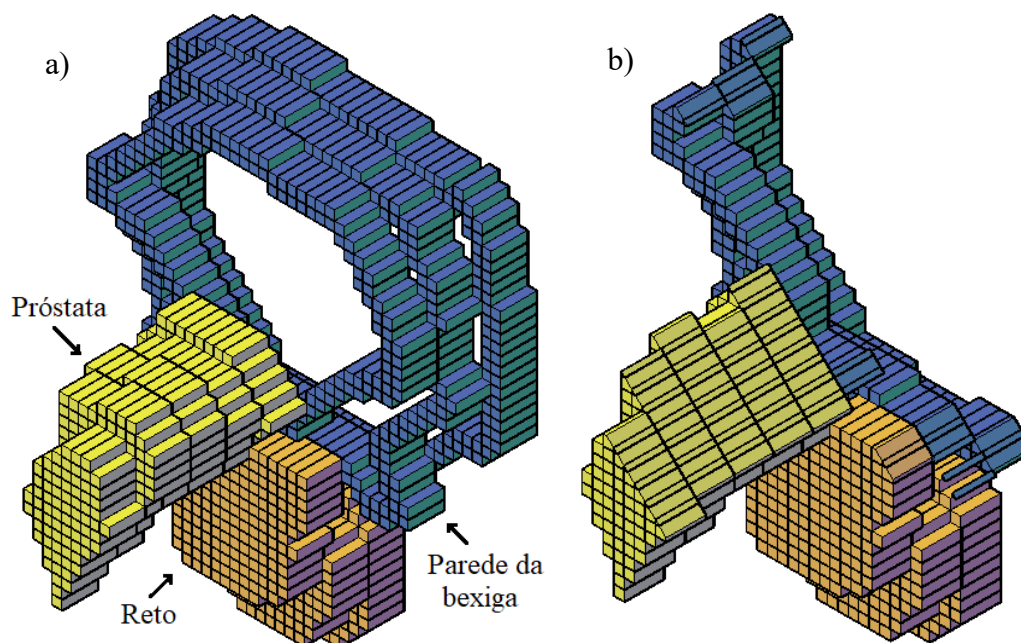


Figura 5: Vista 3D da região irradiada no fantoma REX. a) Voxels que compõem a próstata, reto e paredes da bexiga. b) Vista segundo plano de corte e inclinação do gantry a 45° .

Com a obtenção das imagens dos quatro cortes, foi possível determinar a margem da região irradiada. Assim, foi adicionada, a partir da extremidade da próstata, uma margem de 1,2 cm na direção do reto e da bexiga e 1,5 cm nas demais direções. Com essa margem definida para a região alvo, a projeção de cada folha do MLC foi posicionada individualmente, tangenciando-a, com a finalidade de ajustar a colimação do feixe para esse formato, conforme mostra a Figura 6. Este procedimento foi realizado para as quatro direções desejadas: 45° , 135° , 225° e 315° .

A distância da projeção de cada uma das folhas do MLC até o eixo que passa pelo centro de massa da próstata foi obtida no desenho feito em AutoCAD, e esses valores foram transferidos para o modelo através das modificações dos cartões TR de cada folha do MLC. As margens obtidas

nesse desenho também permitem determinar a abertura do campo para cada uma das quatro direções (Tabela 1), que é definida pelo posicionamento dos colimadores secundários.

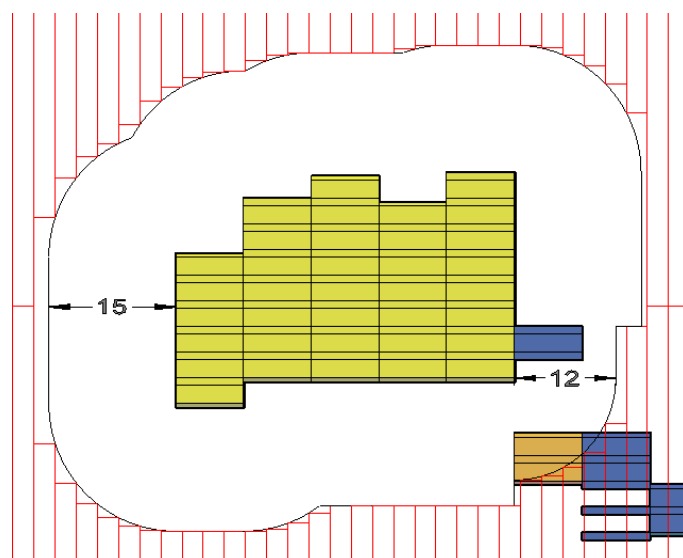


Figura 6: Vista do corte à 45° com a margem (em mm) do protocolo desenhada e com as projeções das folhas do MLC posicionadas individualmente.

Tabela 1: Abertura de cada um dos quatro campos.

Ângulo de incidência (°)	Abertura do campo (cm ²)
45	7 x 5,72
135	7 x 5,68
225	7 x 5,72
315	7 x 5,68

As simulações foram realizadas utilizando o supercomputador Lobo Carneiro, da COPPE/UFRJ. Ele possui, como características, processadores Intel Xeon E5-2370v3 (Haswell), frequência entre 2,3 e 3,1 GHz e 30 MB de memória cache. O tempo médio de cada simulação foi de, aproximadamente, 26 horas, com a utilização de 1.152 núcleos. As incertezas estatísticas (erros relativos calculados pelo MCNP) referentes às doses calculadas em cada órgão foram menores ou

iguais a 5%, à exceção das lentes dos olhos que, devido à sua distância do local do tratamento e dimensões muito reduzidas, foi da ordem de 20%.

3. RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados para as doses equivalentes nos principais órgãos e tecidos, obtidos pela simulação do novo protocolo, considerando cada inclinação do *gantry*, são apresentados na Figura 7. Nesta figura os valores estão normalizados para cada 1 Gy de dose, devido a fótons, absorvida na próstata.

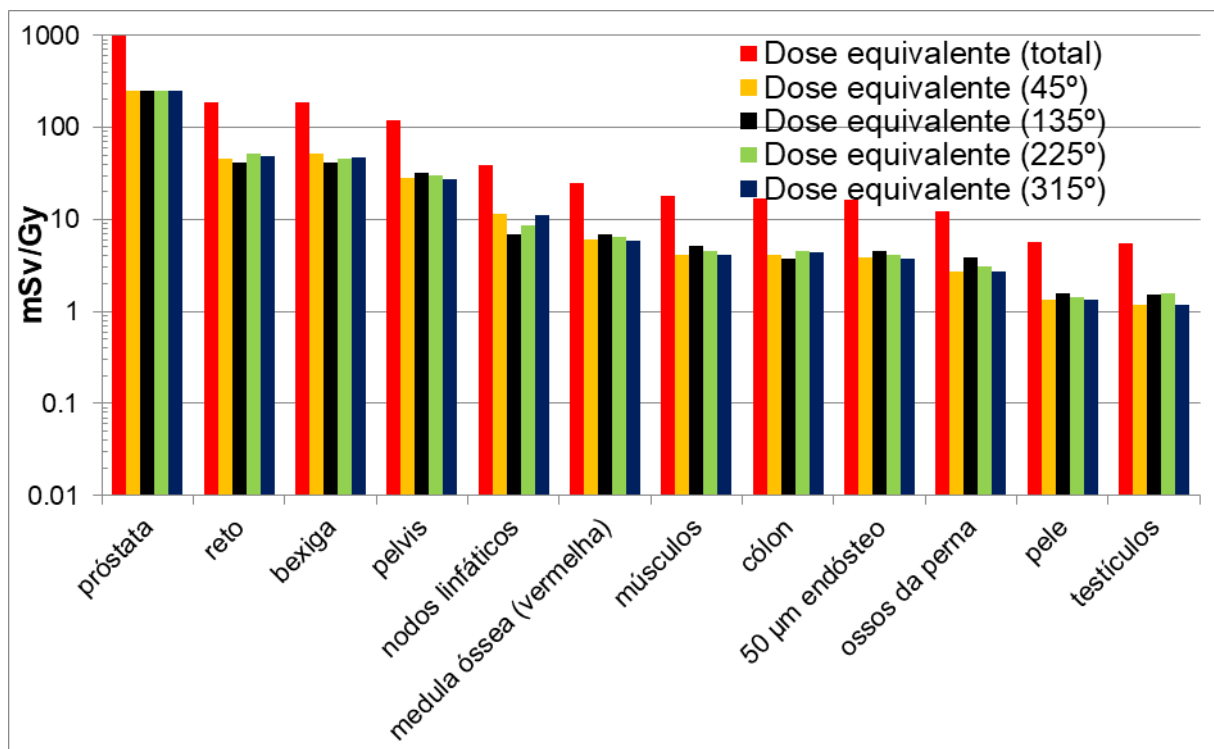


Figura 7: Contribuição de cada direção para as doses equivalentes no protocolo de tratamento simulado neste trabalho.

Os resultados para as doses equivalentes nos principais órgãos e tecidos, obtidos pela simulação do novo protocolo, estudado neste trabalho, são apresentados na Figura 8. Nesta figura os valores estão normalizados para cada 1 Gy de dose, devido a fótons, absorvida na próstata e considerando a

soma das doses nos 4 ângulos de incidência. Na mesma figura são apresentados os resultados obtidos por MEDEIROS [3] referentes à modelagem do mesmo tratamento considerando o protocolo de referência do INCA (original).

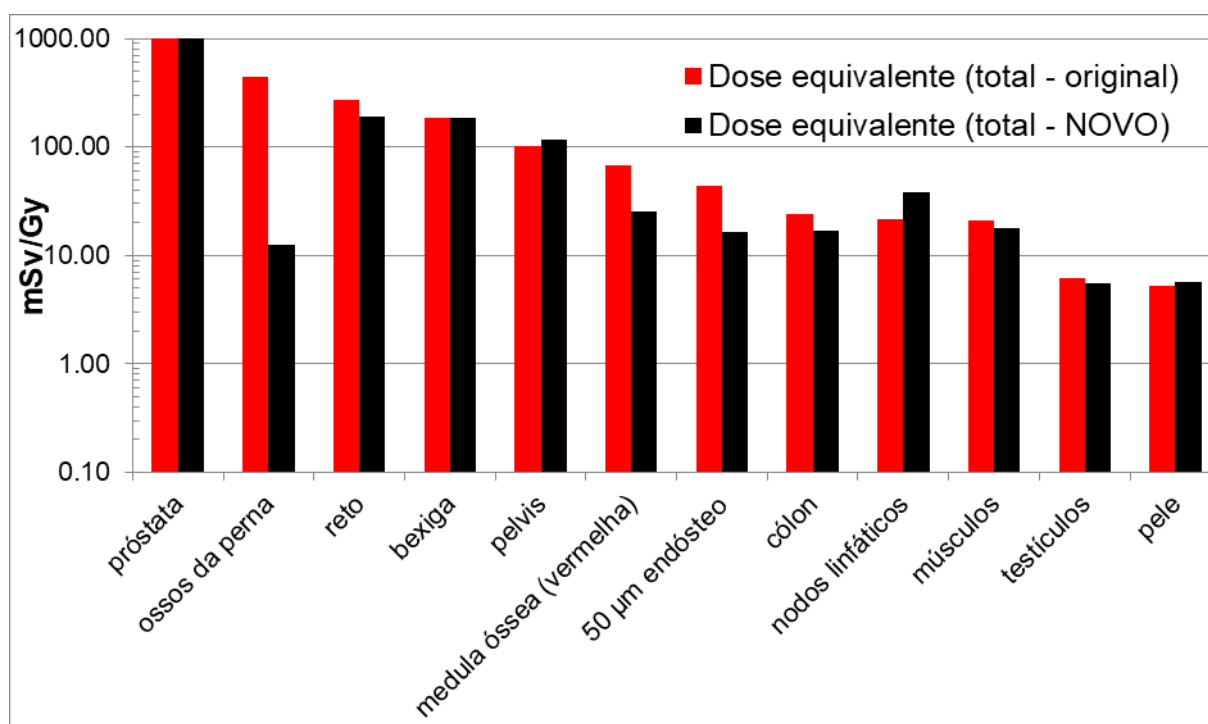


Figura 8: Doses equivalentes devido a fótons no protocolo de tratamento deste trabalho (novo) e protocolo do INCA (original) obtido por MEDEIROS [3].

4. CONCLUSÕES

Observando a Figura 7, é possível verificar que a contribuição de cada um dos ângulos de incidência é quase uniforme, o que mostra que, no novo protocolo estudado, não há nenhum órgão preferencialmente exposto ao feixe de radiação.

Como pode ser observado na Figura 8 e também na Tabela 2, considerando o novo protocolo, houve uma redução significativa nas doses recebidas pelos órgãos considerados mais sensíveis à radiação, havendo uma redução de cerca de 97% da dose recebida nos ossos da perna, 30% no reto e 63% na medula óssea e no endóstio. Além dessas variações, também há reduções menos

significativas na maioria dos outros órgãos. Alguns poucos órgãos avaliados tiveram pequenos aumentos na dose recebida, tais como a pélvis, o cólon e os músculos. Cabe salientar que, por receberem uma dose muito menor em comparação com aqueles adjacentes ao alvo, as variações nas doses recebidas por esses órgãos podem ser consideradas menos importantes neste caso. De forma geral podemos concluir que houve significativa redução nas doses indesejáveis sobre os tecidos saudáveis do paciente considerando a utilização do protocolo de tratamento com variação de 45° em relação ao protocolo de referência utilizado pelo INCA, o que sugere que a utilização desse protocolo, em substituição ao de referência, resultaria em menores efeitos colaterais aos pacientes.

Tabela 2: Comparação entre o protocolo de referência (original) e o novo protocolo proposto.

Órgãos	Protocolo Original (mSv/Gy)	Novo Protocolo (mSv/Gy)	Variação (mSv/Gy)
Ossos da perna	442,08	12,42	-429,66
Reto	267,98	188,14	-79,84
Bexiga	187,46	186,02	-1,44
Pelvis	102,38	117,91	15,53
Medula óssea (verm.)	68,34	25,19	-43,15
50 µm endóstio	44,21	16,35	-27,86
Cólon	23,81	16,85	-6,96
Nodos linfáticos	21,80	38,37	16,57
Músculos	21,06	17,90	-3,16
Testículos	6,23	5,46	-0,77
Pele	5,23	5,73	0,50

AGRADECIMENTOS

Agradeço aos meus orientadores, ao Instituto Militar de Engenharia, à Seção de Engenharia Nuclear e ao NACAD-COPPE que possibilitaram o desenvolvimento e a realização deste trabalho.

REFERÊNCIAS

- [1] IARC. **Latest global cancer data: Cancer burden rises 18.1 million new cases and 9.6 million cancer deaths in 2018. Press Realease N° 263.** Genebra: [s.n.].
- [2] INCA. **Estimativa 2018: Incidência de Câncer no Brasil.** Rio de Janeiro: Instituto Nacional de Câncer José Alencar Gomes da Silva, 2017.
- [3] MEDEIROS, M. P. C. DE. **Modelagem Computacional de um Acelerador Linear e da Sala de Radioterapia para Cálculo da Dose Efetiva em Pacientes Submetidos a Tratamento de Câncer de Próstata.** Rio de Janeiro: UFRJ/COPPE, 2018.
- [4] ICRP. **Adult Reference Computational PhantomsICRP Publication 110.** [s.l: s.n.], 2009.
- [5] ICRU. **Prescribing, Recording, and Reporting Photon Beam Therapy (Report 50).** Disponível em: <<https://icru.org/home/reports/prescribing-recording-and-reporting-photon-beam-therapy-report-50>>, 1993.
- [6] ICRU. **Prescribing, Recording and Reporting Photon Beam Therapy (Report 62).** Disponível em: <<https://icru.org/home/reports/prescribing-recording-and-reporting-photon-beam-therapy-report-62>>, 1999.