

## AVALIAÇÃO DE UM SISTEMA DE CÁLCULO DE DOSE RADIOTERÁPICA INDEPENDENTE DO SISTEMA DE PLANEJAMENTO

L.F. Oliveira e Silva\* \*\*, C. J. Miosso\*\* e S. R. Avelino\*

\*Departamento de Radioterapia do Hospital Universitário de Brasília, Brasília, Brasil

\*\* Programa de Pós-Graduação em Engenharia Biomédica

Universidade de Brasília, Campus Gama – FGA/UnB

Brasília, Brasil

e-mail: luisfelipe@unb.br

**Resumo:** Este artigo apresenta e avalia um sistema computacional independente para verificação de dose absorvida, para comparação da previsão dosimétrica do sistema de planejamento de tratamento (SPT). Um algoritmo, baseado em fatores de correção, foi implementado em um *software* desenvolvido na linguagem Python para o cálculo pontual de dose absorvida na água. O cálculo de dose se baseia em um formalismo amplamente usado para cálculos manuais. A validação do sistema desenvolvido foi realizada por meio de comparações entre as doses calculadas pelo sistema independente e duas referências: (i) cálculos manuais no eixo central para campos quadrados em diversas profundidades; (ii) doses medidas com câmara de ionização. Os parâmetros utilizados nos cálculos de dose também foram comparados com os dados dosimétricos gerados no comissionamento. Em todos os testes realizados, não se observou diferença entre os cálculos manuais e os cálculos realizados pelo sistema de verificação, nem entre os parâmetros de cálculo apresentados no relatório emitido e os observados no banco de dados. Não foram encontrados desvios maiores que 2,0% nos testes realizados no eixo central sem bloco e nos cálculos fora do eixo central sem bloco, o maior desvio encontrado foi de 2,5%. Desvios de até 4,5% foram encontrados em testes realizados com configurações de campo de maior complexidade, nos quais foram utilizados blocos, filtros físicos, campos assimétricos e pontos fora do eixo central. Sendo assim, os resultados sugerem que o cálculo do sistema de verificação é exato e prático o suficiente para ser implementado na rotina clínica.

**Palavras-chaves:** controle de qualidade, cálculo de dose, sistema de planejamento de tratamento.

**Abstract:** The purpose of this work was to develop and evaluate an independent computational system for absorbed dose verification calculated by the treatment planning system (TPS). The system was developed in Python v2.7, and it is based on computing the absorbed dose at a point using dosimetric data acquired during the linear accelerator commissioning. We performed the software validation tests by comparing the system outputs with two references: (i) manual computations on central axis using simple setups; (ii) actual dosages measured using ionization chamber at a water phantom in complex setups. The parameters used in the

*calculations were compared with dosimetric data generated at commissioning. The verification system did not present deviations from the manual calculations. Also, we observed no difference between the data presented on the report and that observed on the database. The deviations between the measured and the calculated dosages in central axis and off-axis, both without blocks, were no more than 2.0% and 2.5%, respectively. In the complex setups (with blocks, asymmetric fields, off-axis, and physical wedges) the deviations were higher. The maximum deviation value was 4.5%. These results suggest that the verification system is practical, and accurate enough for clinical use*  
**Keywords:** quality assurance, dose calculation, therapy planning system.

### Introdução

A verificação dos cálculos realizados pelos sistemas de planejamento de tratamento (SPT) é uma necessidade reportada por instituições internacionais [1, 2, 3]. No Brasil, a ANVISA, por meio da resolução RDC nº 20 de 2006, obriga que o SPT seja comissionado antes de seu uso clínico. Além disso, todo cálculo deve ser verificado até a terceira aplicação ou até a dose acumulada de 10% da dose total, o que ocorrer primeiro [4]. Investigações de alguns acidentes ocorridos concluíram que essa verificação poderia ter evitado o erro na aplicação radioterápica [3, 5, 6]. Portanto, é evidente que testes desse tipo devem ser incorporados no programa de qualidade dos serviços de radioterapia.

O uso de um sistema computacional independente para verificação de dose pode ajudar a evitar erros prejudiciais ao resultado clínico do tratamento. Além disso, torna a tarefa mais prática e com menor possibilidade de erro, quando comparado com os cálculos manuais. Entretanto, antes de ser usado na rotina clínica, é recomendado que seja testado, assim como o próprio SPT [7].

Existem *softwares* comerciais que realizam esse tipo de tarefa. No entanto, o custo desses sistemas pode desencorajar seu uso, principalmente em países em desenvolvimento. Alternativas já foram criadas para realizar cálculos de Unidade Monitora (UM) utilizando algoritmos implementados em *softwares* não específicos; a partir de tabelas dosimétricas geradas no comissionamento. Em geral, essa solução, ainda que mais barata, requer algum investimento.

O cálculo independente da UM gerada pelo SPT é equivalente ao cálculo de dose absorvida em um ponto para essa mesma UM [8]. Esta forma de verificação pode ser útil em planejamentos nos quais não é possível definir um ponto de normalização que esteja contido em todos os campos de tratamento. Nos planejamentos com radioterapia conformacional tri-dimensional, é frequente o uso de estratégias que utilizam subcampos para tornar a distribuição de dose mais homogênea. Nesses casos, pode ocorrer do ponto de normalização não estar dentro de algum dos subcampos.

O objetivo do presente trabalho foi desenvolver e testar um sistema independente de cálculo de dose absorvida para verificação da previsão dosimétrica do sistema de planejamento de tratamento.

## Materiais e métodos

### O sistema de verificação

Um algoritmo, baseado em fatores de correção, foi implementado em um *software* desenvolvido na linguagem Python para o cálculo de dose absorvida na água. O cálculo de dose se baseia em um formalismo amplamente usado para cálculos manuais [9] e é realizado utilizando as grandezas TMR, Fator Rendimento Relativo, PSF, Fator Distância, OAR, Fator Bandeira, Fator Filtro; e o fator de calibração do equipamento.

Por meio do comissionamento da máquina de tratamento (acelerador linear Primus/Siemens com feixes de 6 MV) e de simples modelagem (lei do inverso do quadrado da distância, por exemplo), os valores dessas grandezas foram obtidos. O comissionamento foi realizado com um fantoma de varredura 3D e câmara de ionização cilíndrica de volume sensível 0,125 cc. Os dados dosimétricos obtidos foram:

- Perfis de campo quadrados abertos de 3x3 a 40x40 cm<sup>2</sup> em profundidade (no eixo central) e laterais (no sentido *crossplane*) nas profundidades 1,7; 3; 5; 10; 15, 20 e 25 cm;
- Perfis de campo com filtro em cunha de 15°, 30°, 45° e 60° de campos quadrados 3x3 a 25x25 cm<sup>2</sup> em profundidade (no eixo central) e laterais (no sentido da cunha) nas profundidades 1,7; 3; 5; 10; 15, 20 e 25 cm; e
- Rendimento do acelerador na profundidade de 10 cm dos campos quadrados abertos de 3x3 a 40x40 cm<sup>2</sup>.

Para os fatores de correção de dose fora do eixo central (OARs), foram usados perfis de meio campo laterais, no sentido do colimador X2. Portanto, assumiu-se que há simetria no feixe de radiação nestas condições.

O *software* foi desenvolvido no Python v2.7 com o uso de tecnologias como pydicom (biblioteca usada para leitura dos arquivos DICOMRT, gerados no SPT) e easygui, usada para gerar a interface interativa do usuário. Os dados dosimétricos, necessários para o cálculo de dose, foram tabelados e armazenados em um arquivo do tipo XML, utilizado como banco de dados.

O sistema funciona importando arquivos DICOMRT do plano e de estruturas gerados no sistema de planejamento. Os parâmetros necessários para o cálculo (UM, campo, filtro, bloco, distância fonte-superfície, profundidade e distância para o eixo central) são extraídos automaticamente desses arquivos. A verificação é realizada nos pontos de cálculo inseridos no SPT.

Quando necessário, no cálculo independente de dose é utilizada interpolação linear para se obter valores não tabelados no banco de dados das grandezas dosimétricas. Como os dados foram tabelados para profundidades com espaçamento de 0,5 cm e os valores contidos possuem diferença máxima para o valor subsequente na ordem de 2% (TMR de campos pequenos em profundidades próximas à superfície), outras técnicas de interpolação não foram testadas.

Um relatório é gerado com as diferenças de dose encontradas e com todos os parâmetros usados no cálculo. O *software* apresenta mensagens de alerta quando a diferença entre o cálculo do sistema de verificação e o do SPT é maior do que 5% e/ou quando o somatório da dose calculada por todos os campos tem um desvio maior do que 15% da dose prescrita. Este recurso foi implementado para evitar erros que gerem sub ou sobredosagem.

### Testes de validação

As previsões do sistema de verificação de dose no eixo central foram inicialmente comparadas com os valores obtidos em cálculos manuais. Arranjos simples foram utilizados para a realização destas primeiras comparações: campos quadrados abertos (de 3x3 a 40x40 cm<sup>2</sup>) e campos com filtros físicos em cunha (15, 30, 45 e 60°); nas profundidades 3, 5, 10 e 15 cm. Os dados emitidos no relatório final foram comparados com as tabelas de dados dosimétricos geradas no comissionamento.

Em seguida, comparou-se a previsão dosimétrica do sistema de verificação às medições realizadas com um fantoma de água com 40x40x40 cm<sup>3</sup> e com câmara de ionização Scanditronix-Wellhofer do tipo farmer (0,6 cc). Foram realizadas 20 medições no eixo central e 20 fora do eixo central (*off-axis*).

Foram selecionados diversos arranjos, utilizando-se filtros físicos, campos e profundidades distintos a fim de contemplar situações reais de tratamento. As posições de *gantry* e colimadores foram 0°. Os filtros foram usados na posição IN (ponta fina apontando para o *gantry*). A distância fonte-superfície usada foi de 100 cm. As tabelas 1 e 2 apresentam os arranjos utilizados na dosimetria.

Também foram feitas medições simulando casos reais utilizando-se 3 campos de radiação com blocos de proteção de *cerrobend* (5 HVLs de espessura) de pacientes que estavam em tratamento. Os 3 campos e os arranjos utilizados estão representados na figura 2. Na configuração A foi usado campo aberto. Na configuração B foi usado campo aberto e filtro 45° IN. Na configuração C, foi usado campo aberto, filtros 15°

OUT, 30° OUT e 60° IN.

A fim de se avaliar o tempo despendido na verificação do cálculo do sistema de planejamento, estimou-se o tempo necessário para realização do cálculo de dose independente do STP de forma manual e com uso do sistema desenvolvido. Essa estimativa foi feita por meio da média do tempo de cálculo realizado em 10 campos por 03 diferentes usuários.

Tabela 1: Arranjos usados para medição de dose absorvida no eixo central. Os valores de campo estão mostrados no formato: X x Y.

Medições no eixo-central		
Campo (cm <sup>2</sup> )	Profundidade (cm)	Filtro Físico
5 x 11	3	-
5 x 11	10	-
23 x 14	14	-
23 x 14	8	-
8 x 20	4	15° IN
8 x 21	13	15° IN
15 x 12	11	15° IN
15 x 12	7	15° IN
10 x 13	6	30° IN
8 x 21	10	30° IN
18 x 9	12	30° IN
18 x 9	5	30° IN
4 x 15	7	45° IN
4 x 15	10	45° IN
20 x 16	9	45° IN
20 x 16	3	45° IN
11 x 14	4	60° IN
11 x 14	13	60° IN
5 x 9	15	60° IN
5 x 9	7	60° IN

Tabela 2: Arranjos usados para medição de dose absorvida fora do eixo central (*off-axis*). Os valores de campo estão mostrados no formato: x . Nos deslocamentos fora do eixo, o sinal (+) indica movimento em direção ao *gantry* e (-) indica movimento em direção à mesa.

Medições fora do eixo-central			
Campo (cm <sup>2</sup> )	Profundidade (cm)	Off-Axis (cm)	Filtro Físico
6 x 13	3	-1	-
6 x 13	10	5	-
22 x 15	11	4	-
22 x 15	8	-3	-
9 x 19	4	-5	15° IN
9 x 19	9	2	15° IN
14 x 13	12	5	15° IN
14 x 13	5	-4	15° IN
11 x 12	6	-6	30° IN
11 x 12	10	1	30° IN
17 x 20	13	3	30° IN
17 x 20	7	-7	30° IN
5 x 18	4	-8	45° IN
5 x 18	11	6	45° IN
19 x 17	14	3	45° IN
19 x 17	7	-5	45° IN
12 x 13	3	-2	60° IN
12 x 13	10	2	60° IN
6 x 8	9	4	60° IN
5 x 9	5	-3	60° IN

## Resultados e Discussão

Todos os cálculos no eixo central apresentaram um

desvio menor do que 2% dos valores medidos e a média foi 0,7%. Para os cálculos fora do eixo central e sem a utilização de blocos, o maior desvio foi de 2,5% e a média foi 1,2%. Os valores maiores obtidos fora do eixo central possivelmente têm como principal fator a diferença de resolução espacial entre as câmaras de ionização utilizadas nos testes (0,6 cc) e nas medições do comissionamento (0,125 cc).

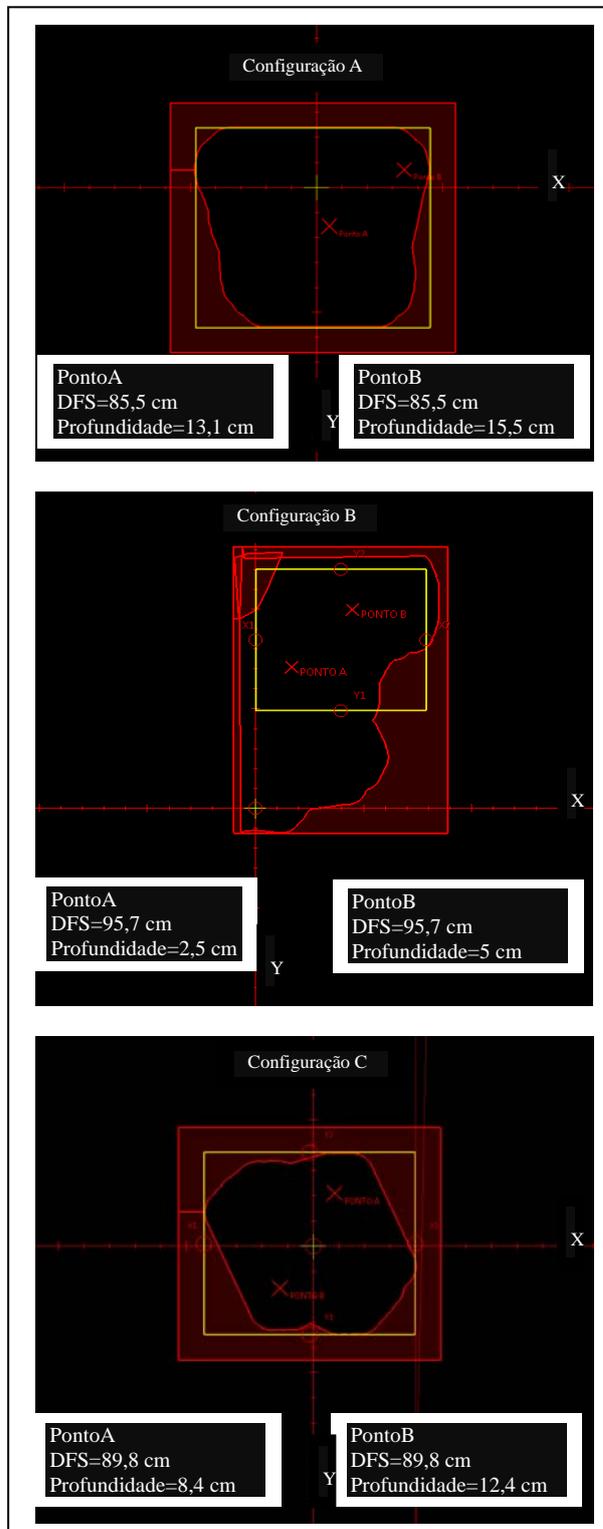


Figura 2. Representação dos campos com blocos e os arranjos utilizados nos testes do sistema de verificação.

A maior diferença encontrada ocorreu nos testes com blocos. O maior desvio foi de 4,5% (com a configuração B) e a média dos desvios foi 2,2%. Esses valores maiores podem ser consequência da utilização de somente perfis de campos simétricos, sem blocos, para alimentar o sistema de verificação. Cálculos mais exatos necessitariam de medições em mais situações dosimétricas (campos assimétricos e com blocos, por exemplo). Além disso, os pontos usados na comparação não estão nos eixos X e Y (representados na figura 1), enquanto que os perfis de campo usados para o cálculo de dose foram obtidos nesses eixos.

Não foi observada nenhuma diferença entre os cálculos manuais e os cálculos realizados pelo sistema de verificação. Também não foram encontradas diferenças entre os parâmetros de cálculo apresentados no relatório emitido e os observados no banco de dados, em todos os testes realizados.

O tempo estimado de cálculo por campo foi 30 segundos. Esse tempo é bem inferior ao tempo geralmente gasto em cálculos manuais.

## Conclusão

Nesse trabalho foi desenvolvido e testado um sistema de verificação de cálculo de dose do sistema de planejamento. As doses calculadas apresentaram diferenças satisfatórias para as doses medidas. Situações mais complexas (arranjos com blocos e cálculos em pontos fora do eixo central com filtros físicos) apresentaram desvios maiores, possivelmente devido às diferenças entre os arranjos usados nas medições do comissionamento e os usados nos testes. Para maior exatidão nos cálculos é necessário um banco maior de dados, que contemple um número maior de situações dosimétricas. Contudo o sistema de verificação mostrou-se útil em seu propósito, com praticidade e exatidão suficiente para implementação na prática clínica.

## Referências

- [1] AAPM. Verification of monitor unit Calculations for non-IMRT clinical radiotherapy: Report of AAPM Task Group 114. Med. Phys. 2011; 38 (1).
- [2] P. Ortiz, J. M. Cosset, O. Holmberg, J. C. Rosenwald, and P. Dunscombe. Preventing Accidental Exposures from New External Beam Radiation Therapy Technologies International Commission on Radiological Protection Publication. 112, Ann. ICRP 39, (2009)
- [3] International Atomic Energy Agency, “Investigation of an accidental exposure of radiotherapy patients in Panama” (2001).
- [4] RDC/ANVISA nº 20, de 02 de fevereiro de 2006
- [5] International Atomic Energy Agency, “Lessons learned from accidental exposures in radiotherapy” (2000).

- [6] French Nuclear Safety Authority (ASN), “Epinal radiotherapy accident,” ASN Report No. 2006 ENSTR 019 IGAS 2007-015P, 2007.
- [7] P. Andreo, J. Izewska, K. Shortt, and S. Vatnitsky, “Commissioning and Quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer,” IAEA Technical Report Series No. 430 (International Atomic Energy Agency, 2004).
- [8] Kutcher G J et al 1994 Comprehensive QA for radiation oncology: report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40 Med. Phys. 21 581–618
- [9] E. B. Podgorsak et. al. Radiation oncology physics: a handbook for teachers and students. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2005.