

CÁLCULO INDEPENDENTE DE DOSE PARA TRATAMENTOS DE ARCO DINÂMICO COM COLIMADOR MICROMULTILÂMINAS*

Juan Fernando Delgado¹, André Mozart Miranda Vieira², José Carlos Cruz³, Laura Natal Rodrigues⁴

Resumo **OBJETIVO:** Em técnicas de tratamento como o arco dinâmico, a verificação manual dos cálculos do sistema de planejamento é muito difícil. Assim, a utilização de ferramentas computacionais é de utilidade e torna-se componente essencial do programa de controle de qualidade. **MATERIAIS E MÉTODOS:** Foi criado um programa computacional de tipo planilha eletrônica para realizar cálculo independente da dose, ou equivalente das unidades monitoras, nos tratamentos realizados pela técnica de arco dinâmico com micromultilâminas. Os valores de dose calculados, por arco e por tratamento completo, foram comparados aos valores obtidos do sistema de planejamento BrainScan v5.3. O programa desenvolvido foi testado com 229 campos de arco dinâmico que representam 42 tratamentos de crânio. Desses, 109 campos foram calculados em reconstrução tridimensional feita a partir das imagens de tomografia dos pacientes, 109 na reconstrução de um objeto simulador de polimetilmetacrilato e 21 na de um objeto simulador sólido equivalente à água. **RESULTADOS:** A diferença média de doses totais encontrada nos 42 tratamentos (compostos de um ou mais arcos dinâmicos), entre o programa de verificação e o sistema de planejamento, foi de +1,73%, com desvio-padrão de 0,76%. A diferença máxima encontrada foi de 3,32% e a mínima, de -0,20%. No caso dos 229 arcos testados um a um, a diferença média encontrada foi de 1,61%, com desvio-padrão de 1,04%. Os valores máximos e mínimos das diferenças foram de 4,01% e -2,04%, respectivamente. Em 80,35% dos arcos testados, as doses calculadas acham-se na faixa de $\pm 2,5\%$ de diferença com relação às doses geradas pelo sistema de planejamento. **CONCLUSÃO:** O programa apresentado é recomendado para a verificação da dose pontual dos planos de tratamento, como parte do procedimento de garantia de qualidade em radioterapia e radiocirurgia estereotáxica quando se utiliza a técnica de arco dinâmico por meio de um colimador micromultilâminas, nos quais um cálculo manual é muito difícil ou inviável, pela complexidade da técnica. **Unitermos:** Radioterapia; Radiocirurgia estereotáxica; Acelerador linear; Controle de qualidade em radioterapia; Cálculo de unidades monitoras; Colimador micromultilâminas.

Abstract *Independent dose calculation for dynamic arc treatments delivered with micromultileaf collimator.*

OBJECTIVE: In treatment techniques such as dynamic arc, the manual verification of treatment planning system calculations is very difficult. In these cases, the use of computational tools is useful and becomes an essential component of the quality assurance program. **MATERIALS AND METHODS:** A worksheet-based software has been created to perform an independent dose or monitor unit calculation in treatments applying the dynamic arc technique delivered with micromultileaf collimator. The dose values calculated per arc and per complete treatment, are compared with values obtained from BrainScan v5.3 treatment planning system. The software has been tested with 229 dynamic arc fields representing 42 skull treatments. From these 229 fields, 109 have been calculated in 3D reconstruction of patients CT images, 109 in reconstruction of polymethylmetacrylate phantom images, and 21 in reconstruction of images from a water equivalent phantom. **RESULTS:** The mean difference of total doses found in the 42 treatments (composites of one or more dynamic arcs), between the verification software and the treatment planning system, was of +1.73% with a 0.76% standard deviation. The maximum difference was 3.32% and the minimum -0.20%. When the 229 dynamic arcs were tested one by one, the average difference found was 1.61% with a 1.04% standard deviation. Maximum and minimum differences were, respectively 4.01% and -2.04%. As a result of the test, in 80.35% the doses calculated have presented a $\pm 2.5\%$ difference in relation to the doses generated by the planning system. **CONCLUSION:** The software presented in this study is recommended for checking point dose included in treatment plans as an integral part of the process of quality assurance in radiotherapy and stereotactic radiosurgery when the dynamic arc technique is utilized in treatment with micromultileaf collimator, where a manual calculation is very difficult or even impracticable due the technique complexity. **Keywords:** Radiotherapy; Stereotactic radiosurgery; Linac; Quality assurance in radiotherapy; Monitor unit calculation; Micromultileaf collimator.

* Trabalho realizado no Departamento de Radioterapia do Hospital Israelita Albert Einstein, São Paulo, SP

1. Físico, Mestre em Tecnologia Nuclear Aplicada pelo Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – Universidade de São Paulo. Hospital Oncológico "Solón Espinosa Ayala" SOLCA – Núcleo de Quito, Equador.

2. Físico, Doutor pelo Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – Universidade de São Paulo.

3. Físico e Doutor, Departamento de Radioterapia do Hospital Israelita Albert Einstein.

4. Física, Doutora do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – Universidade de São Paulo.

Endereço para correspondência: Juan Fernando Delgado. Avenida Eloy Alfaro, s/n y Los Pinos. Hospital Oncológico SOLCA – Quito. Departamento de Radiologia. Quito, Equador. E-mail: juan@abfm.org.br / jdelgado@solcaquito.org.ec

Recebido para publicação em 16/10/2005. Aceito, após revisão, em 8/11/2005.

INTRODUÇÃO

Um programa de controle de qualidade em radioterapia externa deve realizar a verificação de unidades monitoras em forma independente do cálculo do sistema de planejamento. Em técnicas de tratamento convencionais esta constatação pode ser feita manualmente e de modo muito simples.

Com o uso de novas técnicas de tratamento, como a radioterapia por intensidade modulada de feixe (IMRT) e o arco dinâmico, o cálculo da dose pontual e as distribuições de dose dos planejamentos são mais complexos e a verificação de forma manual chega a ser muito difícil ou mesmo inviável. Nesses casos, a utilização de ferramentas computacionais ajuda nessa verificação e, junto com a medição da dose absoluta, torna-se um componente essencial do programa de controle de qualidade para as técnicas mencionadas. Cada tratamento de arco dinâmico possui um número significativo de segmentos a ser verificado, já que a cada 10° de arco, o sistema de planejamento gera um segmento. Um tratamento geralmente é constituído por vários arcos.

Uma das técnicas de tratamento para radiocirurgia estereotáxica é o arco dinâmico. O princípio é a conformação do volume-alvo para liberar nele uma dose alta, poupando os tecidos sadios circundantes. Ao mesmo tempo em que o sistema de suporte funcional (*gantry*) do acelerador gira, formando um arco, as lâminas do colimador micromultilâminas (mMLC) conformam o alvo em forma dinâmica, adaptando-se ao volume-alvo em cada projeção.

Esta técnica apresenta vantagens com relação às outras técnicas na conformação da dose, desde que a implementação, o diagnóstico, o planejamento, o controle de qualidade e o tratamento sejam realizados de forma rigorosa.

Apresentam-se, neste trabalho, os resultados obtidos por meio de um programa computacional de tipo planilha eletrônica que foi desenvolvido como ferramenta de verificação e controle de qualidade no Departamento de Radioterapia do Hospital Israelita Albert Einstein. O algoritmo usado na elaboração do programa permite o cálculo de unidades monitoras, ou dose absorvida, em tratamentos de arco dinâmico.

MATERIAIS E MÉTODOS

O equipamento utilizado nos tratamentos de radioterapia e radiocirurgia com arco dinâmico do Hospital Israelita Albert Einstein é um acelerador monomodal Clinac 600C (Varian Medical Systems; Palo Alto, Califórnia, EUA) com sistema de mMLC modelo m₃ (BrainLAB, AG; Heimstetten, Alemanha) acoplado nele. O sistema tem a capacidade de produzir campos conformados, campos de intensidade modulada, em modo dinâmico e estático, e terapia rotatória dinâmica, mais conhecida como arco dinâmico⁽¹⁾.

O sistema de planejamento utilizado para gerar os tratamentos é o Brainscan v. 5.3 (BrainLAB, AG; Heimstetten, Alemanha). O cálculo é realizado em etapas: a definição geométrica das projeções do arco, a otimização considerando as características físicas das lâminas, e, por último, a contribuição da transmissão através do mMLC. O cálculo direto da distribuição de dose é baseado no algoritmo de feixe estreitamente colimado (*pencil beam*)^(2,3) e utiliza correção para heterogeneidades.

Terminado o planejamento de um tratamento por arco dinâmico, este é revisado e discutido conjuntamente entre radioterapeuta e físico para sua aprovação. Uma vez aceito, os dados do plano de tratamento são enviados pela rede de registro e verificação para o controle do acelerador linear.

Nesse momento devem ser desenvolvidas tarefas de controle de qualidade do plano de tratamento escolhido. O sistema de planejamento permite exportar o plano a um objeto simulador, no qual é possível realizar medidas de dose absoluta, com câmara de ionização, e de distribuição de dose, com filme de verificação dosimétrica. Os dados de tratamento para cada arco, como ângulo inicial e final do sistema de suporte funcional, ângulo de mesa, pontos de localização do isocentro, configuração do mMLC, dose e unidades monitoras, são, então, verificados. Deve-se determinar a dose absoluta a partir do plano gerado no objeto simulador seguindo os protocolos de determinação de dose absorvida^(4,5).

Outra etapa muito importante, como parte do programa de controle da qualidade, é a verificação das unidades monitoras calculadas pelo sistema de planeja-

mento⁽⁶⁻⁹⁾. Para isso, foi desenvolvido um programa computacional de verificação do tipo planilha eletrônica, com o objetivo de facilitar o cálculo de unidades monitoras, que, diferentemente das técnicas convencionais de radioterapia, não pode ser feito de forma direta e intuitiva. A idéia inicial é verificar o cálculo com poucos dados de entrada⁽¹⁰⁾. Para verificar as unidades monitoras, o programa desenvolvido precisa de alguns parâmetros para calcular a dose prevista pelo sistema de planejamento no ponto de normalização. São utilizados os seguintes parâmetros:

- os arquivos com as posições das lâminas do mMLC de cada arco, divididas em segmentos separados por um ângulo de gantry de 10°, exportados pelo sistema de planejamento;
- as profundidades médias, equivalentes à água, do ponto de normalização para cada arco;
- as unidades monitoras (ou dose) no relatório final do plano escolhido.

Na Figura 1 encontra-se um exemplo da tela com o arquivo em formato texto (.txt), exportado pelo sistema de planejamento, contendo a informação do número de segmentos e as posições das lâminas de cada segmento de campo de tratamento.

Com esses três conjuntos de dados, o programa calcula o quadrado equivalente de cada segmento dos arcos de tratamento usando a relação de Sterling⁽¹¹⁾. Com a profundidade equivalente de cada arco, o programa determina os valores da razão tecido máxima, dos fatores de espalhamento e das razões fora do eixo central, a partir dos valores obtidos no comissionamento do equipamento^(12,13).

Para determinar as razões fora do eixo central de cada segmento, as coordenadas gravitacionais devem ser calculadas por meio das seguintes relações:

$$X_g = \frac{\int_{x_1}^{x_2} xy dx}{\int_{x_1}^{x_2} y dx} \quad (1)$$

$$y_g = \frac{\frac{1}{2} \int_{x_1}^{x_2} y^2 dx}{\int_{x_1}^{x_2} y dx} \quad (2)$$

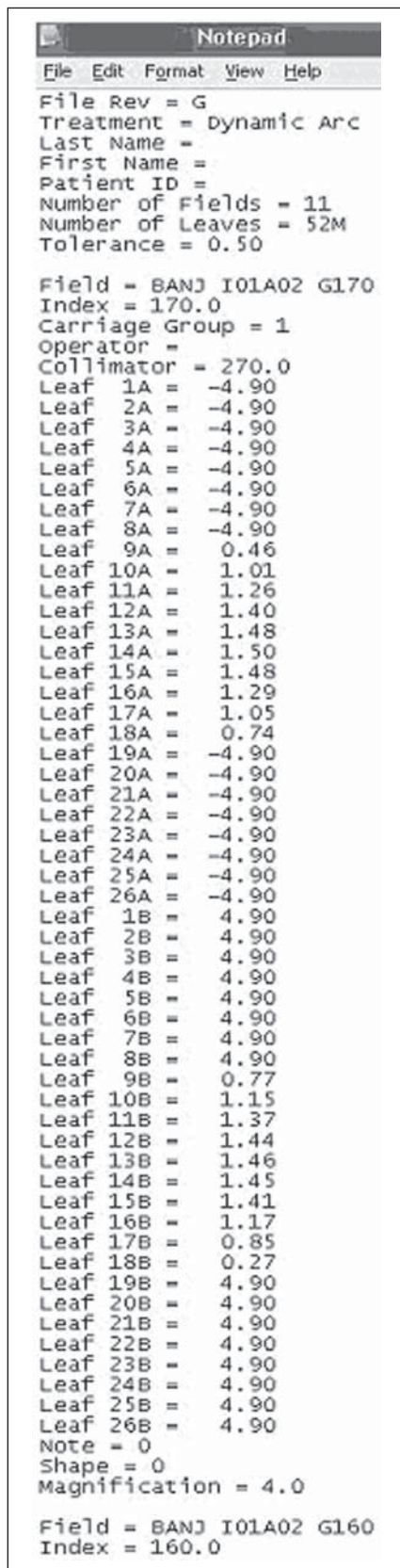


Figura 1. Tela do arquivo em formato de texto exportado pelo sistema de planejamento com as posições das lâminas para um segmento de arco.

O número total de unidades monitoras de cada arco dinâmico é distribuído igualmente entre os segmentos que o compõem. A contribuição de cada segmento do arco (con_i), para a dose prescrita no ponto de normalização (no eixo central), é definida de acordo com o grau de cobertura do ponto de normalização pelas lâminas. Se a distância do ponto de normalização até a borda mais próxima das lâminas é maior que 0,5 cm, a contribuição do campo descoberto é máxima ($con_i = 1,0$). Para os pontos cobertos pelas lâminas em pelo menos 0,5 cm, a contribuição é aquela determinada pela transmissão do sistema de multilâminas, obtida no comissionamento do sistema⁽¹³⁾. Quando o ponto de normalização está entre os pontos descritos anteriormente, localizados a 0,5 cm da borda das lâminas e cobertos até 0,5 cm, o algoritmo determina a contribuição interpolando-a linearmente, dependendo da posição do ponto de normalização com relação à posição das lâminas.

Assim, as unidades monitoras de cada segmento são determinadas a partir da seguinte relação:

$$UM_i = UM_{SP} \times w_i \times con_i \quad (3)$$

em que UM_{SP} são as unidades monitoras calculadas pelo sistema de planejamento e UM_i são as unidades monitoras de cada segmento.

A dose com a qual cada segmento contribui para o ponto de normalização é calculada pela seguinte expressão:

$$D_i = UM_i \times TMR_i \times S_{cp,i} \times OAR_i \quad (4)$$

Na última equação, D_i é a dose de cada segmento, UM_i são as unidades monitoras de cada um dos segmentos, TMR_i é a razão tecido máximo na profundidade equivalente para cada segmento, $S_{cp,i}$ é o fator total de espalhamento para o campo equivalente do segmento que está sendo calculado. OAR_i é a razão fora do eixo obtida a partir da posição do ponto de gravitação do segmento.

A dose total do arco é obtida pela soma das contribuições dos segmentos:

$$D_{AD-VER} = \sum_i D_i \quad (5)$$

As doses calculadas pelo *software* desenvolvido (D_{AD-VER}) foram comparadas com as doses calculadas pelo sistema de planejamento (D_{AD-SP}):

$$\%dif = \frac{D_{AD-VER} - D_{AD-SP}}{D_{AD-SP}} \times 100 \quad (6)$$

Também foram comparados os resultados a partir das doses totais em tratamentos diferentes. Nesses casos, as diferenças entre a dose de tratamento gerada pelo programa de verificação desenvolvido ($D_{TOTAL-VER}$) e a dose total calculada pelo sistema de planejamento ($D_{TOTAL-SP}$) foram encontradas da seguinte forma:

$$\%dif = \frac{D_{TOTAL-VER} - D_{TOTAL-SP}}{D_{TOTAL-SP}} \times 100 \quad (7)$$

Todos os campos testados foram comparados com os respectivos cálculos do sistema de planejamento. Alguns casos foram calculados a partir das imagens de tomografia do paciente ($D_{AD-VER-PAC}$), outros a partir das imagens de tomografia de um objeto simulador sólido equivalente à água (Solid Water® – SW), sendo as doses calculadas pelo sistema ($D_{AD-VER-SW}$), e por fim, os casos usando um objeto simulador de polimetilmetacrilato (PMMA) ($D_{AD-VER-PMMA}$), este último desenvolvido justamente para testar campos de arco dinâmico e de intensidade modulada, simulando um crânio. Para todos os casos utilizou-se a correção por densidade de material que é própria do sistema de planejamento.

Como foi descrito, cada arco de tratamento está constituído por certo número de segmentos que depende da amplitude do arco. Neste trabalho, o número maior de segmentos por arco usado nos cálculos foi 13, e o menor número foi de sete segmentos, correspondendo a arcos de 120° e 60°, respectivamente.

A tela de resultados da planilha desenvolvida, para um exemplo de cálculo de um arco com nove segmentos, é apresentada na Figura 2.

RESULTADOS

O programa desenvolvido foi testado com 229 feixes de arco dinâmico com o algoritmo apresentado no item anterior. Esses 229 feixes representam 42 tratamentos de crânio. Desse total, 109 campos foram calculados no sistema de planejamento nas imagens do paciente, 109 foram calculados no objeto simulador de PMMA e 21 no objeto simulador de SW.

	1	2	3	4	5	6	7	8
PERIMETRO	7,7	7,12	6,7	6,26	6,14	6,08	6,7	7,02
AREA [CM2]	4,944	4,495	4,134	3,78	3,729	3,67	4,158	4,923
A-P	0,64207792	0,629916	0,617015	0,60383396	0,607329	0,636513	0,620597	0,701282
LADO EQ	2,56831169	2,519663	2,46806	2,415335463	2,429316	2,545053	2,482388	2,805128
TMR	0,9114	0,911	0,910396	0,909847151	0,909993	0,911207	0,910545	0,913902
Scp	0,900607	0,899442	0,898206	0,896942412	0,897277	0,900074	0,899549	0,902261
prof [cm]	4,06	4,06	4,06	4,06	4,06	4,06	4,06	4,06
Xg segmento	-0,18671723	-0,171111	-0,14487	-0,079761905	-0,14138	-0,14614	-0,18802	-0,2202
Yg segmento	0,15897379	0,191338	0,224238	0,206190476	0,274296	0,218605	0,221645	0,171572
radial fact off	0,22994976	0,256691	0,267019	0,221080043	0,306588	0,362954	0,290549	0,279154
X normaliz	0	0	0	0	0	0	0	0
Y plano	0	0	0	0	0	0	0	0
dist radial mi	0,55795407	0,549181	0,568039	0,540832691	0,524309	0,583095	0,609016	0,697782
OAR	1,00075458	1,000071	1,000916	1,00071591	1,001097	1,000938	1,001019	1,000969
wi	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1	0,1
con 1	1	1	1	1	1	1	1	1
NU	121	121	121	121	121	121	121	121
NUF	12,1	12,1	12,1	12,1	12,1	12,1	12,1	12,1
Di	9,93979871	9,922535	9,907607	9,881643328	9,899883	9,932777	9,909934	10,03156

Figura 2. Tela com os resultados do cálculo para oito segmentos que formam um campo de tratamento.

A diferença encontrada para as doses totais nos 42 tratamentos de arco dinâmico entre o programa de verificação e a dose calculada pelo sistema de planejamento foi de +1,73%, com desvio-padrão de 0,76%. A diferença máxima encontrada foi de

3,32% e a mínima, de -0,20%. Os resultados são mostrados na Figura 3.

Para os 229 arcos testados, a diferença média encontrada foi de 1,61%, com desvio-padrão de 1,04%. Estes resultados encontram-se na Figura 4. Os valores máxi-

mos e mínimos das diferenças obtidos foram 4,01% e -2,04%, respectivamente.

Os 229 arcos foram analisados segundo o meio no qual foi feito o cálculo do sistema de planejamento (imagens de tomografia do paciente, do objeto simulador de PMMA e as imagens do objeto simulador de SW). Os resultados são apresentados nas Figuras 5, 6 e 7, e na Tabela 1.

Do total de casos, 80,35% dos feixes testados encontram-se na faixa de $\pm 2,5\%$ de diferença com relação às doses geradas pelo sistema de planejamento. Os valores encontrados se encontram de acordo com os citados na literatura por Linthout⁽¹⁴⁾ e Linthout *et al.*⁽¹⁵⁾.

DISCUSSÃO

Uma causa dos desvios encontrados é a utilização de uma única profundidade média, chamada pelo sistema de planejamento de *equivalent depth*, para todos os

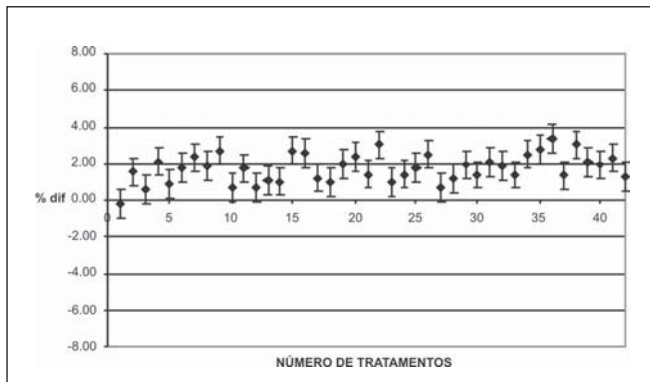


Figura 3. Comparação da dose total entre os valores calculados pelo programa de verificação e os valores calculados pelo sistema de planejamento para os 42 tratamentos de crânio.

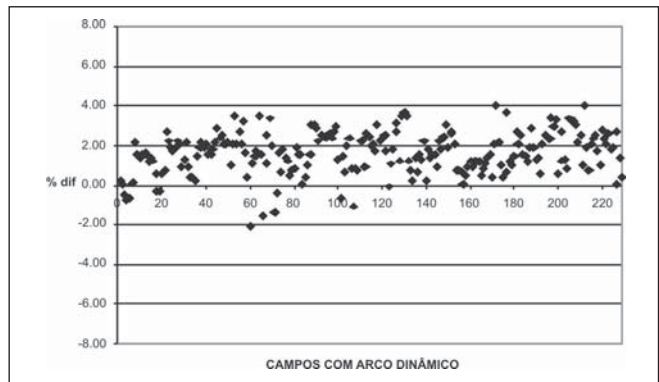


Figura 4. Comparação entre a dose calculada pelo programa de verificação e pelo sistema de planejamento para os 229 arcos testados.

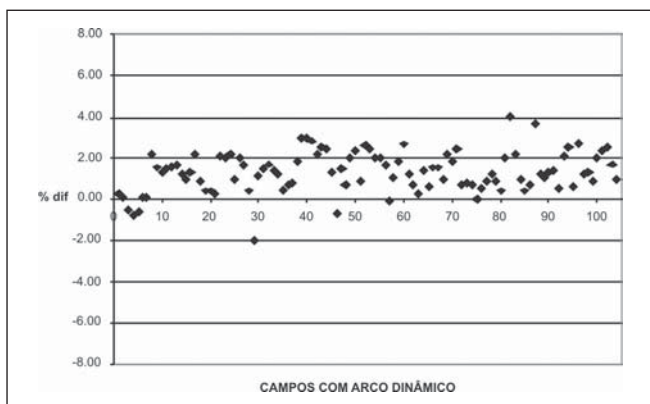


Figura 5. Comparação entre as doses calculada e planejada nas imagens de tomografia do paciente.

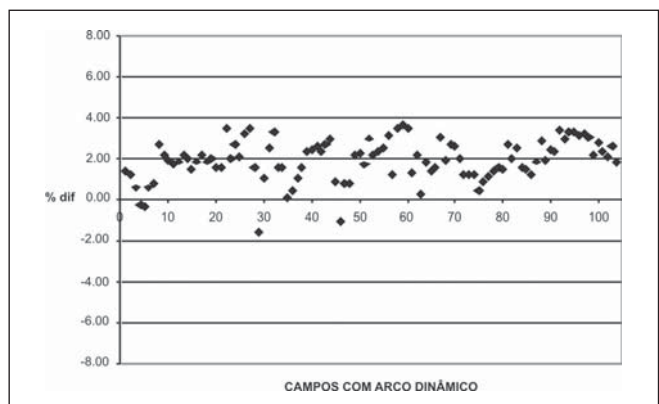


Figura 6. Comparação entre as doses calculada e planejada no objeto simulador de PMMA.

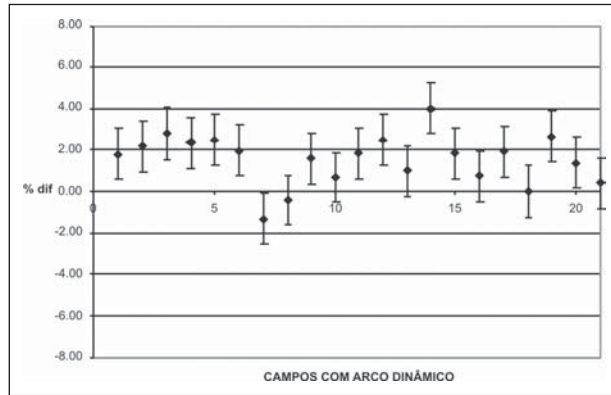


Figura 7. Comparação entre as doses calculada e planejada no objeto simulador de SW.

Tabela 1 Comparação entre os resultados do programa de verificação e os cálculos do sistema de planejamento em meios diferentes.

Meio	Diferença média	Desvio-padrão	Percentual máximo	Percentual mínimo	Nº de campos estudados
Paciente	1,32	0,97	4,00	-2,04	104
PMMA	1,92	1,00	3,71	-1,59	104
SW	1,55	1,22	4,01	-1,32	21

PMMA, polimetilmetacrilato; SW, *solid-water*.

segmentos de um mesmo arco, situação que é aproximada. Para se ter um cálculo mais exato, deveria ser utilizada a profundidade de cada segmento, e não a média das profundidades dos segmentos. No entanto, este dado é utilizado por ser o fornecido no relatório do tratamento, podendo ser facilmente inserido na planilha para o respectivo cálculo. Já no caso de utilizar este método para verificação independente de campos de IMRT, esta profundidade é a mesma para todos os segmentos que formam um campo.

Outra causa das diferenças encontradas é que o algoritmo do programa de verificação considera o meio de cálculo um meio homogêneo, sem heterogeneidades (ossos, cavidades de ar, etc.), apesar de sanar, em parte, o problema ao utilizar a profundidade equivalente.

O algoritmo utilizado permite que o método seja extrapolado para campos de IMRT, uma vez que o cálculo desses campos no sistema de planejamento é realizado através do algoritmo de feixe estreitamente colimado⁽¹⁶⁾. Para isso, deve ser levado em consideração que nos campos de IMRT o número de segmentos por campo de tratamento é maior, e que muitos desses seg-

mentos contribuirão à dose total devido apenas à transmissão das lâminas.

CONCLUSÕES

O programa de verificação desenvolvido é ferramenta útil dentro do programa de controle de qualidade dos tratamentos de arco dinâmico com o sistema BrainLab e com campos gerados pelo algoritmo de feixe estreitamente colimado do BrainScan.

O uso do programa descrito neste trabalho é recomendado para os serviços de radioterapia que utilizam esse tipo de equipamento e técnica, já que adiciona um método a mais na conferência dos dados resultantes do cálculo do sistema de planejamento para os tratamentos de arco dinâmico. Em 80,35% dos arcos testados, as doses calculadas encontram-se na faixa de $\pm 2,5\%$ de diferença com relação às doses geradas pelo sistema de planejamento.

Este algoritmo pode ser implementado em serviços de radioterapia que possuem o sistema de mMLC BrainLab m_3 , desde que os dados dosimétricos do equipamento sejam alimentados junto com os valores de penumbra e transmissão obtidos no comissionamento.

REFERÊNCIAS

1. Informações técnicas e especificações do micro colimador multi-lâminas m_3 BrainLab. Disponível em: <<http://www.brainlab.com>>. Acessado em: 8/4/2005.
2. Mohan R, Chui C, Lidofsky L. Differential pencil beam dose computation model for photons. *Med Phys* 1986;13:64-73.
3. Mohan R, Chui C, Lidofsky L. Energy and angular distributions of photons from medical linear accelerators. *Med Phys* 1985;12:592-597.
4. Almond PR, Biggs PJ, Coursey BM, et al. AAPM's TG-51 protocol for clinical reference dosimetry of high-energy photon and electron beams. *Med Phys* 1999;26:1847-1870.
5. International Atomic Energy Agency. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water. Technical Reports Series No. 398. Vienna: IAEA, 2002.
6. Kutcher GJ, Loia L, Gillin M, et al. Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM Radiation Therapy Committee Task Group 40. *Med Phys* 1994;21:518-618.
7. Fraass B, Doppke K, Hunt M, et al. American Association of Physicists in Medicine Radiation Therapy Committee Task Group 53: Quality assurance for clinical radiotherapy treatment planning. *Med Phys* 1998;25:1773-1829.
8. International Atomic Energy Agency. Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad. Technical Document No. 1151. Vienna: IAEA, 2000.
9. International Atomic Energy Agency. Commissioning and quality assurance of computerized planning systems for radiation treatment of cancer. Technical Reports Series No. 430. Vienna: IAEA, 2004.
10. Boyer A, Xing L, Ma CM, et al. Theoretical considerations of monitor unit calculations for intensity modulated beam treatment planning. *Med Phys* 1999;26:187-195.
11. Khan FM. The physics of radiation therapy. 2nd ed. Maryland: Williams & Wilkins, 1994.
12. Cosgrove VP, Jahn U, Pfaender M, Bauer S, Budach V, Wurm RE. Commissioning of a micro multi-leaf collimator and planning system for stereotactic radiosurgery. *Radiother Oncol* 1999;50:325-336.
13. Delgado JF, Cruz JC, Cecilio PJ, Caprioglio L, Vieira AM. Testes de aceitação, comissionamento e controle da qualidade com colimador micro multilâminas. *Rev Imagem* 2005;27(Supl nº 1):62-63.
14. Linthout N. Evaluation of conformal radiation therapy techniques using various multileaf collimators. (Tese de Doutorado). Brussels: Vrije Universiteit Brussels, Faculteit Geneeskunde en Farmacie, 2003.
15. Linthout N, Verellen D, Van Acker S, Storme G. A simple theoretical verification of monitor unit calculation for intensity modulated beams using dynamic mini-multileaf collimation. *Radiother Oncol* 2004;71:235-241.
16. Software Guide BrainScan. Version 5.3. Art. No. 60900-90 EN. Heimstetten, Germany: BrainLAB AG.