

Desenvolvimento de software de cálculo de dose pontual em Braquiterapia baseado em simulações de Monte Carlo

Software Development of Point Dose Calculation in Brachytherapy Based on Monte Carlo Simulations

Branco, I.S.L.¹ Lima, F.A.¹ Antunes, P.C.G.² Yoriyaz, H.² Bellezzo, M.³ Fonseca, G.P.³ Borguezan Neto, E.¹ Bruno, A.C.¹ Santo, M.L.R.¹ Barbi, G. L.¹ Borges, L.F.¹ Bertucci, E.C.¹ Viani, G.A.¹ Pavoni, J.F.¹

¹ Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – HCFMRP/USP, São Paulo, Brasil.

² Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN-CNEN/SP, São Paulo, Brasil

³ Maastricht University Medical Center (MUMC), Maastricht, Países Baixos.

Resumo

Em braquiterapia, o controle de qualidade é necessário para garantir a consistência entre a dose clínica prescrita para o tratamento e a dose real administrada ao paciente. Entre os procedimentos necessários na adoção de um programa de garantia de qualidade se enquadra a verificação do sistema de planejamento e processo de planejamento e controle de qualidade rotineiro. Visando os processos de verificação do sistema de planejamento, inicialmente, neste trabalho uma fonte de ¹⁹²Ir GammaMed Plus foi caracterizada com base em parâmetros estabelecidos pelo Task Group 43 (TG-43) da AAPM. Para avaliação de seus parâmetros dosimétricos, a fonte foi simulada através do Método de Monte Carlo, com o código MCNP6 (Monte Carlo N-Particle). Os valores de distribuição de dose obtidos a partir da simulação foram comparados com os dados fornecidos pela literatura. As simulações serviram de base para o desenvolvimento de um software de código aberto, o BrachySure, que permite comparar a dose pontual calculada pelo sistema de planejamento e por Monte Carlo em um caso clínico real. Os resultados obtidos na caracterização da fonte, mostram uma ótima concordância com os dados bibliográficos, apresentando diferenças próximas à incerteza associada as simulações. O erro relativo máximo encontrado para a malha virtual simulada (mesh) foi de 0.31%, quando comparada com os valores de outros autores, a diferença relativa apresentou valores em torno de 1% para a maior parte dos pontos da malha. O software BrachySure foi pré-validado e apresentou um erro sistemático ainda a ser utilizado como objeto de pesquisa (em torno de 8%), além disso, este software forneceu uma dupla verificação de dose pontual de maneira rápida e simples, contribuindo para organização dos dados e registro de tratamentos. Intenta-se com os dados obtidos neste trabalho impulsionar o desenvolvimento de novas metodologias para uso na rotina clínica, que contribuam na incorporação de novas estimativas de doses com maior exatidão.

Palavras-chave: Monte Carlo; Braquiterapia; Iridio-192; BrachySure.

Abstract

In brachytherapy, quality control is necessary to ensure consistency between the clinical dose prescribed for the treatment and the actual dose administered to the patient. Among the necessary procedures in the adoption of a quality assurance program are the system planning and planning process verification and daily quality control. Aiming the planning system verification processes, initially, in this paper, a source of GammaMed ¹⁹²Ir Plus was characterized based on parameters established by the AAPM Task Group 43 (TG-43). For the dosimetry parameters evaluation, the source was simulated using the Monte Carlo Method, code MCNP6 (Monte Carlo N-Particle). The dose distribution values obtained from the simulation were compared with the data provided in the literature. The simulations served as the basis for an open source software development, BrachySure, which allows the comparison of the point dose calculated by the planning system and by Monte Carlo in a real clinical case. The results obtained in the characterization of the source show an excellent agreement with the bibliographical data, presenting differences close to the simulations uncertainties. The maximum relative error found for mesh was 0.31%, when compared to the values of other authors, the relative difference presented values around 1% for most points of the mesh. BrachySure software was pre-validated and presented a systematic error still to be used as a research object (around 8%), in addition, this software provided a quick and simple double-dose verification, as well as contributing to treatments data organization and registration. The data obtained in this work attempted to promote the development of new methodologies for use in clinical routine, which contributes to the incorporation of new doses estimates with greater precision.

Keywords: Monte Carlo; Brachytherapy; Iridium-192; BrachySure.

1. Introdução

A braquiterapia é uma modalidade de tratamento radioterápico que envolve o posicionamento próximo ou em contato de fontes radioativas seladas afim de irradiar e tratar doenças, como: câncer de pulmão, ginecológico, próstata, entre outras. Esta técnica se caracteriza por administrar elevadas doses ao tumor, com preservação de tecido normal adjacente igual ou melhor que a teleterapia, que utiliza radiação de um feixe externo ao paciente^{1,2}. Além disso, a braquiterapia consiste em uma técnica mais econômica do que a radiação de feixe externo de alta tecnologia, fator de particular interesse para os países em desenvolvimento.

A Organização Mundial da Saúde (OMS), preconiza que a realização do controle de qualidade é necessária para garantir a correspondência entre a dose clínica prescrita para o tratamento e a dose real administrada ao paciente, levando em consideração variáveis como entrega de dose no volume a ser irradiado, as limitações da dose no tecido sadio adjacente, as exposições mínimas ao pessoal envolvido no trabalho, as verificações das dosimetrias e planejamento realizados, assim como testes rotineiros de funcionalidade dos equipamentos³. De modo geral, o controle de qualidade deve ser mandatoriamente contínuo, e constantemente avaliado para a sua própria otimização, permitindo a detecção e correção de erros que inviabilizariam um tratamento⁴.

Visando o processo de verificação do sistema de planejamento, inicialmente, foi analisada a distribuição de dose simulada da fonte utilizada no serviço de braquiterapia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – HCFMRP/USP. A fonte de ¹⁹²Ir *GammaMed Plus* foi caracterizada com base em parâmetros estabelecidos pelo *Task Group 43* (TG-43) da AAPM⁵, sendo eles, intensidade de kerma do ar, constante de taxa de dose, função anisotropia, fator geométrico, perfil de dose radial, e taxa de dose. Os resultados obtidos a partir da simulação foram comparados com os dados fornecidos na literatura por Taylor e Rogers⁶ e Ballester⁷. As simulações serviram de base para o desenvolvimento de um *software* com interface amigável que permite ao usuário obter a dose pontual em um caso clínico real, através da importação de arquivos de informações médicas no formato DICOM, reduzindo consideravelmente o tempo necessário para dupla verificação e análise de dados dosimétricos de tratamento.

2. Materiais e Métodos

Inicialmente foram analisados aspectos dosimétricos simulados através da reprodução e comparação de parâmetros estabelecidos no *Task Group-43* da AAPM⁵, isto permitiu a caracterização da fonte de ¹⁹²Ir *GammaMed Plus HDR*. Na implementação atual, o código MCNP6 (*Monte Carlo N-Particle - version 6*)⁸ foi usado para as simulações.

A reprodução da metodologia de cálculo de deposição de dose, através de simulações de Monte Carlo foi utilizada como base no desenvolvimento de um *software* com uma abordagem simplista, o *BrachySure*. As configurações do *BrachySure* e suas principais funcionalidades foram descritas, assim como aspectos importantes utilizados nas simulações que estruturam seus cálculos.

2.1. *Gammamed, Plus, HDR – Fonte de ¹⁹²Ir*

As dimensões utilizadas para simular a fonte de ¹⁹²Ir *GammaMed Plus* foram retiradas do artigo publicado por Taylor e Rogers⁶. A fonte, representada na Figura 1, é constituída internamente por um núcleo de material radioativo (composto por ¹⁹²Ir) de 3,50 mm de comprimento com um diâmetro de 0,60 mm, externamente a este núcleo há uma seção oca de 3,60 mm de comprimento com um diâmetro interno de 0,70 mm e uma cápsula de aço inoxidável (tipo AISI 316L) de 0,90 mm de diâmetro e densidade de 7,8 g.cm⁻³. Em uma das extremidades da seção cilíndrica oca há acoplada uma seção cilíndrica sólida de 0,30 mm de comprimento, seguida por 6,0 cm de cabo de aço inoxidável com densidade de 5,6 g.cm⁻³ (tipo AISI 304). Na outra extremidade, há uma seção cilíndrica sólida de 0,50 mm de comprimento e a ponta do encapsulamento, representada por uma seção cônica com ângulo de abertura de 68°.

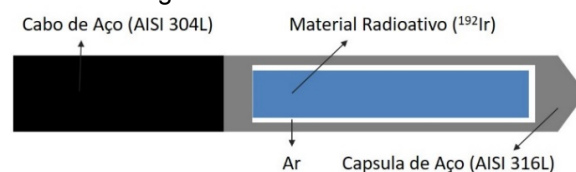


Figura 1. Design da fonte de ¹⁹²Ir *GAMMAMED, PLUS, HDR*.

2.2. Método de Monte Carlo

O Método de Monte Carlo (MMC), é um método estocástico baseado em princípios físicos e estatísticos do transporte de radiação e interação de partículas. O código MCNP versão 6⁸ é um código baseado no MMC que simula a interação da radiação com a matéria. A simulação inicia-se no momento em que partícula é emitida pela fonte e termina quando é absorvida ou escapa do sistema. Este processo é denominado história da partícula. O aumento do número de histórias de partículas simuladas acarreta no aumento das amostragens, reduzindo, consequentemente, as incertezas estatísticas de cálculo. Isto evidencia o aumento do uso dessa técnica simultaneamente ao avanço tecnológico computacional^{9,10}.

As simulações foram realizadas usando um espectro de ¹⁹²Ir do *National Nuclear Data Center (NNDC)* e o transporte de fótons com corte de energia inferior a 5 keV, usando a biblioteca de dados de interação de fótons MCPLIB84 no Modo P que permite que os elétrons secundários sejam gerados na direção do fóton incidente e imediatamente aniquilados depois de gerar raios-x por *bremstrahlung*⁸.

2.2.1. Cálculo de Dose a Partir do Traço Médio do Fluxo de Partículas

A energia depositada foi calculada através da estimativa do fluxo médio de partículas no volume-alvo, somando todos os traços das partículas que atravessam esse volume-alvo. Sob condições de equilíbrio eletrônico, o valor de dose pode ser aproximado ao valor do *kerma* colisional e pode ser obtido através da multiplicação da fluência energética pelo coeficiente de absorção de energia em massa¹¹⁻¹³.

Neste trabalho, os voxels utilizados para contabilizar a dose absorvida nas simulações estavam dispostos em forma de malha virtual, que permitiu a criação de um mapa de distribuição de dose para comparação de dados com a literatura e posterior inserção dos resultados no *software BrachySure*.

2.3. Simulação Dos Parâmetros Da Fonte

Os parâmetros dosimétricos da fonte como intensidade de *kerma* do ar (Sk), constante de taxa de dose (Λ), função de anisotropia ($F(r,\theta)$), fator geométrico ($G(r,\theta)$), e função de dose radial ($gr(\theta)$), foram definidos pelo TG-43 da AAPM⁵, permitindo o cálculo da dose analítica, com base em parâmetros experimentais e/ou simulados.

Seguindo as recomendações descritas no protocolo TG-43, nas simulações foram adotados objetos simuladores cúbicos com dimensões de 30,0 x 30,0 x 30,0 cm³ contendo uma fonte de ¹⁹²Ir posicionada no centro. Para o cálculo de taxa de dose ($\dot{D}(r,\theta)$) nos pontos recomendados, o objeto simulador foi preenchido com água. A distância (raio) (r) e ângulo (θ) da fonte ao detector (*voxel*) foram variados conforme o parâmetro e pontos analisados. Para avaliar as distribuições de dose adotou-se uma malha virtual (simulando detectores) com as dimensões descritas na Tabela 1⁶.

Tabela 1. Dimensões dos voxels adotados conforme distância da fonte.

| Distância | Dimensões do Voxel |
|-----------------------|---------------------------------|
| $r \leq 1,0$ cm | 0,1 x 0,1 x 0,1 mm ³ |
| 1,0 cm < $r < 5,0$ cm | 0,5 x 0,5 x 0,1 mm ³ |
| $r \geq 5,0$ cm | 1,0 x 1,0 x 0,1 mm ³ |

O fator de intensidade de *kerma* no ar (Sk) foi calculado a uma distância de 1,0 m no eixo transversal da fonte ($\theta=90^\circ$), sendo contabilizado em uma célula retangular com dimensões 10,0 x 10,0 x 0,05 cm³ preenchida por ar seco, estando o conjunto inserido em um objeto simulador cúbico (com as mesmas dimensões já citadas) de meio "vácuo".

2.4. Software BrachySure

O *BrachySure* surgiu com objetivo principal de avaliar doses pontuais calculadas no meio composto por água com fontes de ¹⁹²Ir *GammaMed Plus HDR*. Sua elaboração baseou-se, principalmente na necessidade de analisar doses pontuais estabelecidas pelas diretrizes do relatório nº 38 da Comissão Internacional de Unidades e Medidas da

Radiação (ICRU-38)¹⁴, que é amplamente utilizado para limitar a dose nos órgãos de risco. Para tal, são sugeridos pontos de avaliação de dose a serem utilizados na rotina como pontos de bexiga, reto, sigmoide e os pontos A e B, sendo estes últimos oriundos do Sistema de Manchester.

O *BrachySure* caracteriza-se como um módulo de *software* desenvolvido usando MATLAB - versão 8.0¹⁵ para criar uma interface gráfica, fácil de usar, necessária para dupla verificação simples e comparação entre doses de planos de tratamento clínico (realizados por sistemas de planejamento – TPS) com simulações de Monte Carlo.

Inicialmente, informações como tempo de parada, posição espacial do centros das fontes e posição espacial do ponto de referência foram obtidas a partir de dados contidos nos arquivos DICOM de cada um dos pacientes. Estes arquivos DICOM foram gerados com base no planejamento previamente realizado pelo o TPS.

Por apresentar um formato cilíndrico, a fonte utilizada exibe simetria em sua distribuição de dose em torno do seu eixo longitudinal, isto permitiu que uma matriz 2D fosse gerada nas simulações e posteriormente empregada neste *software*. Esta matriz apresentava a fonte de ¹⁹²Ir em seu centro, em coordenadas que diferiam das definidas pelo TPS.

A metodologia de cálculo do *software BrachySure* é esquematizada na Figura 2. Na imagem estão destacados um sistema de coordenadas hipotético já definido pelo TPS, as posições de parada das fontes de ¹⁹²Ir planejadas no tratamento e as distâncias ($a_1, a_2, a_3 \dots a_n$) entre os centros das fontes até o ponto de referência, utilizadas para estimar a angulação das mesmas. Através destes dados foi possível estabelecer correspondência entre os sistemas de coordenadas e contabilizar no ponto de referência, as doses provenientes de cada uma das posições de parada, sendo elas diretamente afetadas pelo tempo e inclinação das fontes. Este último fator foi estimado a partir das distâncias entre o centros da fontes e o ponto (a_1, a_2, a_n) e da distância centro a centro das fontes, utilizando manipulações matemáticas simples (lei dos cossenos).

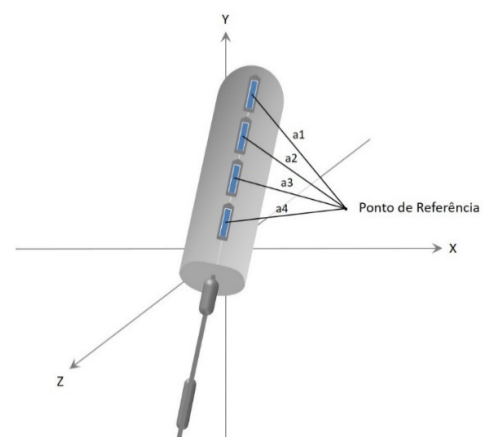


Figura 2. Esquemática do método proposto para avaliar doses pontuais em planos de braquiterapia

O aplicador contido na imagem (Figura 2) é meramente ilustrativo e não exerceu contribuição no cálculo de dose, sendo o meio simulado inteiramente composto por água.

O processo de validação deste *software* teve início e ainda está em andamento, sendo, até o presente trabalho, analisados 76 planejamentos distintos. Para isto, seus resultados (calculados com Monte Carlo) foram comparados com casos clínicos reais obtidos pelo sistema de planejamento, o Varian BrachyVision™¹⁶, já em uso em braquiterapias do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto - USP.

Caracterizado como um *software* de código aberto, o BrachySure permite que versões mais novas possam trazer correções a eventuais erros encontrados, além de melhorias a qualidade das simulações realizadas com o MCNP6.

3. Resultados e Discussão

Os tópicos relacionados a seguir fazem alusão à metodologia empregada, sendo uma extensão de seus detalhamentos.

3.1. Intensidade de Kerma no Ar e Constante de Taxa de Dose

A intensidade de kerma no ar, definida como sendo o produto da taxa de kerma no ar em uma calibração à distância d (medida “no vácuo”), e o quadrado desta distância, foi obtida para $d=1,0$ m de distância da fonte e $\theta=90^\circ$, isto é, em seu eixo transversal.

Inicialmente, o valor encontrado para intensidade de kerma no ar foi de $(7,382 \pm 0,001) \times 10^{-8}$ MeV.g⁻¹.partícula⁻¹. Considerando o número médio de fótons em um decaimento como sendo 2,363 para o ¹⁹²Ir e $1,602 \cdot 10^{-10}$ como o fator de conversão de MeV.g⁻¹ para Gy, pode-se, convertendo as unidades, definir a intensidade de kerma no ar por unidade de atividade como $(1,006 \pm 0,001) \times 10^{-7}$ U.Bq⁻¹ (logo, $U = 1 \mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{h}^{-1} = 1 \text{cGy} \cdot \text{cm}^2 \cdot \text{h}^{-1}$).

A dose em água no ponto $\dot{D}(r_p, \theta_0)$ foi calculada como sendo $(1,130 \pm 0,001) \cdot A \cdot 10^{-7}$ cGy.h⁻¹, onde A é a atividade da fonte. Usando esse valor como base, a constante de taxa de dose obtida pode ser comparada com os valores fornecidos na literatura (Tabela 2).

Tabela 1. Comparação dos valores de Constante de Taxa de Dose (Λ) da fonte de ¹⁹²Ir GAMMAMED, PLUS, HDR.

| Autor | Λ (cGyh ⁻¹ U ⁻¹) |
|------------------------|-------------------------------------------------|
| Este trabalho | 1,123 ± 0,004 |
| Taylor e Rogers (2008) | 1,115 ± 0,003 |
| Ballester (2004) | 1,118 ± 0,003 |

Os resultado estão de acordo com os valores, apresentados por Taylor e Rogers⁶ e Ballester⁷, apresentando respectivamente diferenças relativas

de 0.7% e 0.4% quando adotados como referência os dados encontrados na literatura.

3.2. Função Anisotropia

O perfil de dose polar para a fonte *GammaMed Plus HDR* foi normalizado para cada distância no eixo transversal ($\theta_0 = 90^\circ$). Os resultados obtidos mostram incerteza (inerente as simulações) inferior a 0.5% para os perfis de dose. As maiores diferenças relativas encontradas para a Função Anisotropia, quando comparadas com a literatura ocorreram para o ângulo de 180° , próximo ao cabo de aço, e a 0° , próximo a ponta cônica de encapsulamento da fonte.

A Figura 3 apresenta a função anisotrópica normalizada derivada do perfil de dose polar para raios entre 0,4 e 10 cm, isto é, os dados de Taylor e Rogers⁶ e Ballester⁷ para função anisotropia foram normalizados pelos resultados obtidos neste trabalho para a mesma função, com o intuito de ressaltar as diferenças analisadas. Os resultados mostraram uma boa correspondência principalmente com os obtidos por Taylor e Rogers⁶, sendo a diferença relativa máxima de 1,16% (para $r=5,0$ cm e $\theta=175^\circ$). Já em comparação a Ballester⁷ a diferença relativa média ficou em torno de 0,3% e para pontos próximos ao cabo este valor chegou a cerca de 16% (para $r=3,5$ cm e $\theta=179^\circ$). De forma geral, as diferenças foram inferiores a 1% para a maioria dos pontos, especialmente para raios entre 0,5 e 3 cm.

As maiores diferenças relativas nas extremidades da fonte podem ser explicadas devido a pequenas diferenças na geometria simulada da fonte. Este trabalho reproduziu a geometria descrita por Taylor e Rogers⁶ o que corrobora com as pequenas diferenças relativas calculadas. Ballester^{7,17} cita que a geometria do material radioativo no centro da fonte possuía diâmetro interno de 0,7 mm e sua seção cônica do encapsulamento, um ângulo de abertura de 60° . Estas dimensões diferem consideravelmente das utilizadas nas simulações deste trabalho, sendo diâmetro interno da fonte de 0,60 mm e 68° o ângulo de abertura da seção cônica da cápsula (Item 2.1).

3.3. Função de Dose Radial

Os resultados obtidos com a Função de Dose Radial foram comparados com os resultados obtidos por Taylor e Rogers⁶ e Ballester⁷ e são apresentados na Figura 4.

A diferença máxima entre os resultados obtidos neste trabalho é de cerca de 0,3% (em $r=0.9$ cm), e 1,1% (em $r=0.2$ cm), em comparação com os valores fornecidos por Taylor e Ballester, respectivamente. Isto demonstra uma boa concordância quando analisada a distribuição transversal ($\theta_0 = 90^\circ$) e radial da dose (variando em r) mesmo com diferenças geométricas.

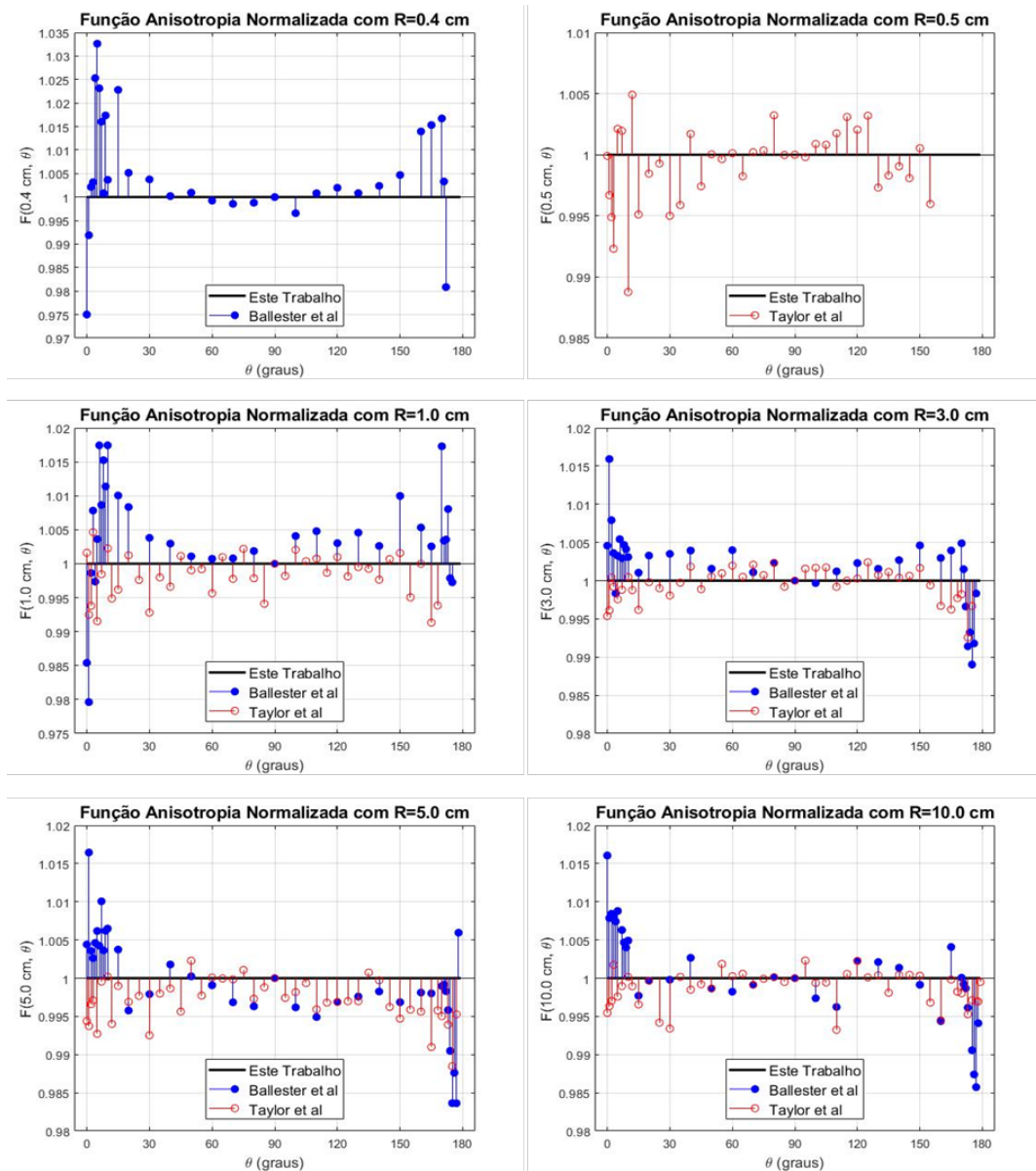


Figura 3. Função de Anisotropia para fonte de ^{192}Ir ; explicitando o comportamento da função a 0,4 cm, 0,5 cm, 1,0 cm, 3,0 cm, 5 cm e a 10,0 cm

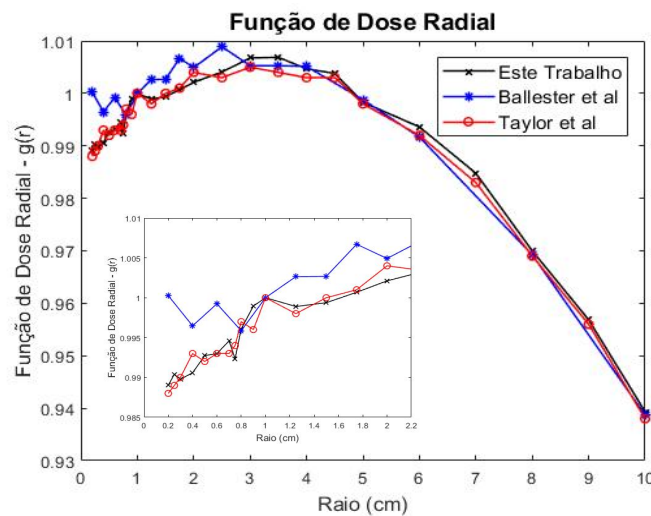


Figura 4. Comparação dos valores da Função de Dose Radial da fonte de ^{192}Ir . No gráfico está descrito o comportamento da função para a distância de 0 à 10,0 cm entre a fonte e o detector. A esquerda pode-se observar uma ampliação da mesma função no intervalo de 0 a 2,2 cm

3.4. Mapas de Distribuição de Dose

A obtenção dos mapas de distribuição de dose foi feita através da contabilização das doses absorvidas em cada um dos voxels dispostos em forma de malha virtual. Posteriormente estes mapas foram comparados ponto a ponto, respeitando a resolução de cada um dos autores, isto é, interpolações foram realizadas nos resultados malha virtual simulada para que as comparações fossem possíveis. A Figura 5 exibe as diferenças relativas dos mapas de dose, que fazem comparações entre os dados do MCNP6 e os dados de Taylor e Rogers⁶ e Ballester⁷ respectivamente. A porção esquerda inferior de ambos os gráficos apresentam valores máximos de diferença relativa (linha em azul) pois correspondem a posição espacial ocupada pela fonte durante as simulações, não sendo seus valores considerados pelos autores já que esta não é uma área de interesse dosimétrico.

Ambos os mapas contendo diferenças relativas apresentam maiores valores perto do cabo da fonte, sendo estes cerca de 2%, além disto, pode-se observar uma diferença acentuada no eixo positivo longitudinal de Ballester, próximo a região do cone de encapsulamento, também com valores de diferença relativa em torno de 2%. Estes fatores reafirmam a tendência das diferenças relativas encontradas principalmente para a Função de Anisotropia e sua ocorrência pode ser atribuída as diferenças na geometria simulada da fonte.

Outro fator provável, que contribui para os valores de diferenças relativas, seria a composição do material do cabo utilizado na simulação. O cabo é citado como sendo de aço inoxidável tipo AISI 304, porém, acredita-se que há uma pequena variação na composição química dessa liga, já que estes dados se restringem ao seu fabricante.

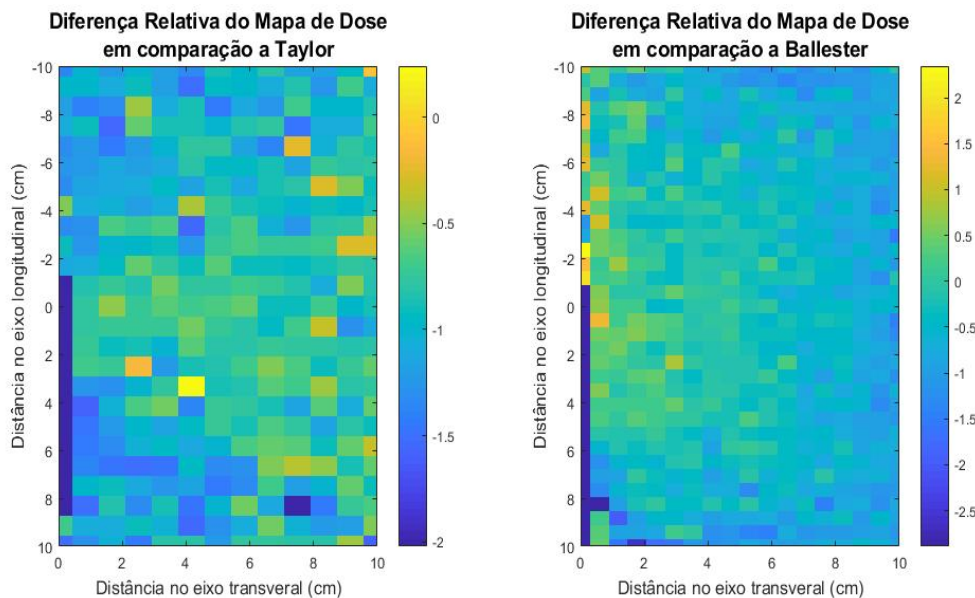


Figura 5. Diferenças Relativas nos mapas de dose em comparação a Taylor e Rogers e Ballester.

3.5. Software BrachySure

O BrachySure apresenta uma interface amigável que permite ao usuário obter a dose pontual em um caso clínico real de braquiterapia, permitindo comparar a dose calculada pelo TPS e a dose calculada pelo método de Monte Carlo. Este software importa informações de arquivos de dados médicos no formato DICOM e realiza uma dupla verificação simples, reduzindo consideravelmente o tempo necessário para verificação e análise dos dados de tratamento. A Figura 6 apresenta a interface do BrachySure.

O modelo e funcionalidade deste software foram inspirados no software desenvolvido por Almeida¹⁸ já implementado na rotina, porém o cálculo de dose realizado através de simulações de Monte Carlo e o armazenamento destes dados caracteriza um aspecto inovador a este projeto.

Os comandos ordenados na Figura 6 guiam o usuário em cada etapa para uso do software, estando estes em ordem sucessiva. Inicialmente, deve-se importar o arquivo em formato DICOM gerado pelo sistema de planejamento do tratamento. Este arquivo contém os tempos e posições de paradas de cada uma das fontes utilizadas, que são necessários para estimar a dose com Monte Carlo.

Os comandos seguintes permitem que a dose para cada uma das fontes, com posições definidas no sistema de planejamento, seja calculada com o MCNP no ponto de interesse (Figura 6 – “Ponto 1”) e sua contribuição seja somada, constituindo a dose total do tratamento. Posteriormente, a dose para cada ponto fornecida pelo sistema de planejamento deve ser inserida manualmente para que a diferença relativa seja calculada.



Figura 6. Captura de tela do software BrachySure (a dose e diferença relativa referente ao ponto 1 é meramente ilustrativa, não representando medida de validação obtida em um tratamento real).

Além da realização dos cálculos, o *software* permite que o usuário crie um relatório contendo dados gerais do paciente, posições e tempos de paradas das fontes de tratamento, dose obtida calculada pelo sistema de planejamento, dose calculada pelo método de Monte Carlo e diferença relativa entre ambas para armazenamento físico dos dados de tratamento. Do mesmo modo, há também a opção de exportar as informações para uma planilha do Excel afim de facilitar o acesso pela equipe e organizar os dados de pacientes tratados, constituindo assim um banco de dados para Braquiterapia.

O BrachySure também apresenta a possibilidade de não só armazenar dados físicos e virtuais de cada paciente, como também de realizar pesquisas que necessitam analisar um grupo de pacientes, isto é, ele obtém informações de vários arquivos DICOM simultaneamente e fornece ao usuário uma lista com a dose em vários pontos calculada com simulação de Monte Carlo, além de informações do plano, dose total pretendida e dados de cada paciente, estendendo assim a sua utilização de forma a contribuir com novos estudos neste campo.

3.5.1. Pré-Validação do Software BrachySure

Para validação inicial do *software*, foram analisados 76 planejamentos realizados em braquiterapia. Estes planejamentos pertenciam a 41 pacientes distintos e possuíam um total de 107 pontos calculados, sendo possível estabelecer uma média de 2,61 pontos por paciente e 1,41 pontos por planejamento analisado. Para cada um destes pontos a dose obtida pelos cálculos do TPS foi registrada e posteriormente comparada com a dose obtida por simulações de monte carlo a partir da

função “pesquisa” (disponível no *software* para estudo com grupos). A Figura 7 exibe a diferença relativa obtida em cada um dos planejamentos analisados e em cada um dos pontos analisados nestes planejamentos. Para todas as comparações, a dose de referência adotada foi a do TPS.

As diferenças relativas explicitadas na Figura 7 apresentam um padrão, sendo seu comportamento similar entre os planejamentos. Como os planejamentos analisados diferiam em várias variáveis como posição das fontes, tempo de parada, pontos analisados, sítios anatómicos irradiados, aplicadores utilizados, além de estimar a angulação das fontes, este padrão foi inicialmente atribuído ao cálculo realizado pelo *software* BrachySure, sendo considerado como um erro sistemático.

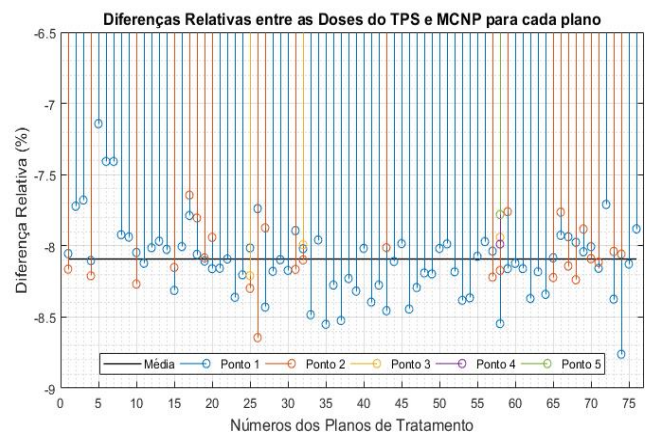


Figura 7. Diferença Relativa entre as doses pontuais do TPS e calculadas por Monte Carlo para cada um dos pontos e planejamentos analisados.

O erro sistemático evidencia uma grandeza de influência em um resultado de medição que pode ser quantificada. A partir disto, um fator de correção pode ser aplicado as medidas para compensar este efeito. O erro sistemático pode ser, então, definido como a diferença entre a média de um conjunto de valores e o resultado esperado, este correspondente a dose no TPS, utilizada como referência. Desta forma, ele foi calculado, a partir dos resultados de diferença relativa, e definido como -0.0809 (Figura 7). Os valores da matriz simulada foram todos, inicialmente, corrigidos por este fator.

Novos estudos relacionados ao *software* BrachySure devem ser realizados a fim de confirmar a origem dos erros detectados e caso se confirmem, aumentar a amostra de planos analisados para estabelecer uma nova média e aumentar o intervalo de confiança das medidas.

4. Conclusões

Os resultados obtidos das simulações MCNP5, mostram uma ótima concordância com os dados bibliográficos, validando as simulações, já que a maioria dos resultados apresentou diferenças próximas à incerteza.

O *software* BrachySure, sendo baseado nas simulações de Monte Carlo, tem um grande potencial para contribuir com a rotina clínica, de forma a fornecer uma dupla verificação de dose pontual de maneira rápida e simples, além de contribuir para organização dos dados e registro de tratamentos.

Para o aprimoramento do *software* serão necessárias novas análises entre planos, também incluindo diferentes clínicas, para que sejam descartados possíveis erros correspondentes ao cálculo do TPS, além de mapear novas soluções para os eventuais erros e necessidades encontradas.

Para trabalhos futuros, é importante salientar que, de modo geral, a dosimetria para a braquiterapia é uma questão complexa devido ao alto gradiente de dose, principalmente a curtas distâncias da fonte, sendo desconsiderado para vários centros clínicos devido às grandes incertezas. Outro aspecto dosimétrico importante, é que embora os cálculos realizados em água sejam rápidos e práticos para utilização na rotina clínica, é necessário frisar que as medições, incluindo a dosimetria in vivo, são altamente necessárias para detectar erros de origem ou erros de cálculo da dose, sendo valiosas ferramentas no controle de qualidade.

Agradecimentos

Aos profissionais do departamento de radioterapia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Ribeirão Preto – HCFMRP – USP, do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN-CNEN/SP e da *Maastricht University Medical Center (MUMC)*, Holanda.

Referências

1. Khan FM. Physics of Radiation Therapy. 3rd ed. Philadelphia, PA: Lippincott Williams & Wilkins; 2003. 608 p.
2. Podgorsak EB. Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students. International Atomic Energy Agency (IAEA), editor. Vienna; 2005.
3. World Health Organization. Quality assurance in radiotherapy: a guide prepared following a workshop held at Schloss Reinsburg, Federal Republic of Germany, 3-7 December 1984. 1988;
4. Fraass B, Doppke K, Hunt M, Kutcher G, Starkschall G, Stern R, 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(10):1773–829.
5. Rivard MJ, Coursey BM, DeWerd L a, Hanson WF, Huq MS, Ibbott GS, et al. Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. Med Phys. 2004;31(3):633–74.
6. Taylor REP, Rogers DWO. An EGSnrc Monte Carlo-calculated database of TG-43 parameters. Med Phys. 2008;35(9).
7. Ballester F, Puchades V, Lluch JL, Serrano Andrés MA, Limami Y, Pérez Calatayud J, et al. Erratum: "Technical note: Monte Carlo dosimetry of the HDR 12i and Plus 192Ir sources" [Med. Phys. 28, 2586–2591 (2001)]. Med Phys. 2004;31(8):2372.
8. Goorley T, James M, Booth T, Brown F, Bull J, Cox LJ, et al. Initial MCNP6 release overview. Nucl Technol. 2012;180(3):298–315.
9. Yoriyaz H. Monte Carlo Method: principles and applications in Medical Physics. Rev Bras Física Médica. 2009;3(1):141–9.
10. Antunes PCG. Reconstrução de Objetos Simuladores Segmentados Aplicáveis a Dosimetria de Pele. São Paulo: Dissertação de Mestrado - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo; 2010. p. 114.
11. Fonseca GP. Monte Carlo modeling of the patient and treatment delivery complexities for high dose rate brachytherapy. 2015;
12. Taylor REP, Yegin G, Rogers DWO. Benchmarking brachydose: Voxel based EGSnrc Monte Carlo calculations of TG-43 dosimetry parameters. Med Phys. 2007;34(2):445–57.
13. Taylor REP, Rogers DWO. EGSnrc Monte Carlo calculated dosimetry parameters for 192Ir and 169Yb brachytherapy sources. Med Phys. 2008;35(11):4933–44.
14. ICRU. Dose and Volume. Specifications for Reporting Intracavitary Therapy in Gynecology. Report 38, International Commission on Radiation Units and Measurements Bethesda, MD; 1985.
15. MATLAB M-V. 8.0. 0.783 (R2012b). Natick, Massachusetts MathWorks Inc. 2012;82.
16. VARIAN MEDICAL SYSTEMS. Varian Brachyvision®. Palo Alto, CA;
17. Perez Calatayud J, Ballester F, Das RK, DeWerd LA, Ibbott GS, Meigooni AS, et al. Dose calculation for photon-emitting brachytherapy sources with average energy higher than 50 keV: Report of the AAPM and ESTRO. Med Phys. 2012;39(5):2904–29.
18. Almeida E, Bertucci E, Amaral L. Software de Cálculo de Dose em Braquiterapia. Botucatu-SP: X Congresso de Física Aplicada à Medicina; 2014.