

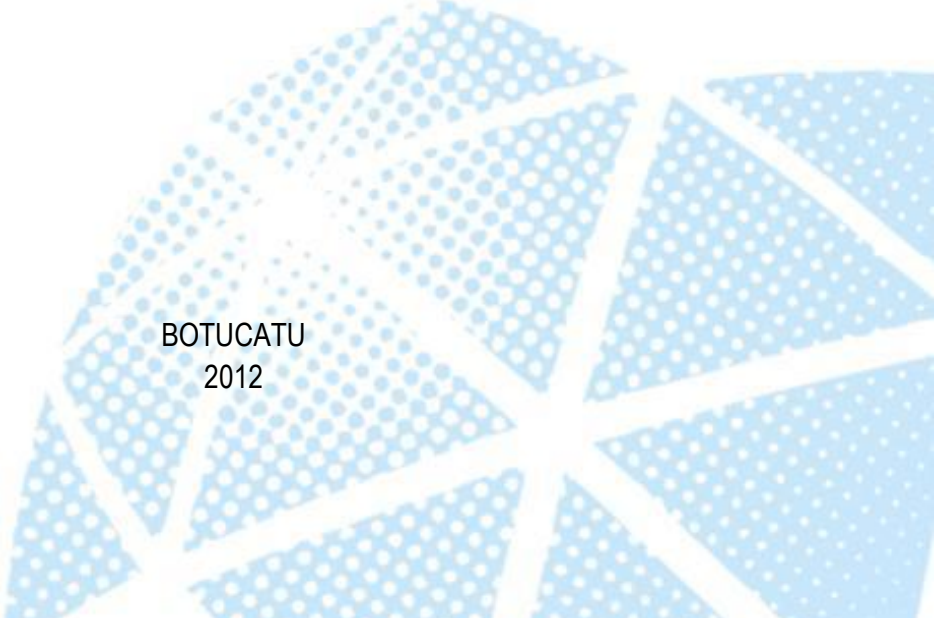


UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”

ANÁLISE DE ALGORITMOS COMPUTACIONAIS UTILIZADOS EM
SISTEMAS DE PLANEJAMENTO DE BRAQUITERAPIA DE ALTA TAXA
DE DOSE – ESTUDO COMPARATIVO COM O CÓDIGO MCNP-5C

TIAGO BATISTA DE OLIVEIRA

BOTUCATU
2012





UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”

ANÁLISE DE ALGORITMOS COMPUTACIONAIS UTILIZADOS EM SISTEMAS DE
PLANEJAMENTO DE BRAQUITERAPIA DE ALTA TAXA DE DOSE – ESTUDO
COMPARATIVO COM O CÓDIGO MCNP-5C

TIAGO BATISTA DE OLIVEIRA

Orientador: Prof. Dr. Marco Antônio Rodrigues Fernandes

Monografia apresentada ao Instituto de Biociências, Universidade Estadual Paulista “Júlio de Mesquita Filho” – UNESP, Campus de Botucatu, para obtenção do título de Bacharel em Física Médica.

BOTUCATU

2012



FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA SEÇÃO DE AQUIS. E TRAT. DA INFORMAÇÃO
DIVISÃO TÉCNICA DE BIBLIOTECA E DOCUMENTAÇÃO - CAMPUS DE BOTUCATU - UNESP
BIBLIOTECÁRIA RESPONSÁVEL: **ROSEMEIRE APARECIDA VICENTE**

Oliveira, Tiago Batista de.

Análise de algoritmos computacionais utilizados em sistemas de planejamento de braquiterapia de alta taxa de dose : estudo comparativo com o Código MCNP-5C / Tiago Batista de Oliveira. – Botucatu : [s.n.], 2012

Trabalho de conclusão de curso (bacharelado - Física Médica) - Universidade Estadual Paulista, Instituto de Biociências de Botucatu

Orientador: Marco Antônio Resende Fernandes

Capes: 20904002

1. Algoritmos de computador. 2. Radiação – Dosimetria. 3. Método de Monte Carlo. 4. Radioterapia.

Palavras-chave: Braquiterapia; Irídio-192; Código MCNP; Dosimetria; Método de Monte Carlo; Protocolo TG-43.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a minha família.

Ao Prof. Dr. Vladimir Eliodoro Costa, primeiro orientador, e incentivador na área acadêmica.

Ao Prof. Dr. Marco Antônio Resende Fernandes pela oportunidade de iniciação em pesquisa na área de radioterapia.

À Talita Coelho e ao Rodrigo Sartorelo pelo suporte e ensinamentos sobre Método de Monte Carlo e Código MCNP.

Aos amigos e parceiros da República Bagudos.

A todos que contribuíram para minha formação acadêmica.

RESUMO

Na área da radioterapia, sistemas computacionais são amplamente utilizados para a determinação da dose de radiação no volume de tratamento e na análise da qualidade dos parâmetros radiométricos de equipamentos emissores e de campos irradiados. Em braquiterapia, em função do crescente avanço tecnológico, diversas pesquisas têm sido viabilizadas visando o desenvolvimento de diferentes algoritmos computacionais a serem incorporados a sistemas de planejamento de tratamento, proporcionando maior precisão e confiança em relação ao cálculo de dose. A área da informática e da tecnologia da informação passa por constante atualização e sofisticação, sendo hoje possível a utilização de algoritmos baseados no método de Monte Carlo para simular a distribuição de dose de fontes de braquiterapia. A formalização da metodologia empregada para análise dosimétrica dessas fontes fundamenta-se principalmente nos estudos da Associação Americana de Físicos na Medicina (AAPM), através dos trabalhos realizados pelo *Task Group n.º. 43* (TG-43) e seus protocolos dirigidos à dosimetria destes tipos de fontes de radiação. Este trabalho tem como objetivo analisar a viabilidade de uso do Código MCNP-5C (*Monte Carlo N-Particle*) para obtenção dos parâmetros radiométricos das fontes de braquiterapia e assim estudar a variação da dose de radiação no plano de tratamento. Foram realizadas simulações da distribuição de dose no plano da fonte e determinados os parâmetros dosimétricos exigidos pelo protocolo TG-43 para a caracterização de duas fontes de irídio-192 de alta taxa de dose. Os valores calculados foram comparados com os ilustrados na literatura, os quais foram obtidos a partir de diferentes códigos de simulação de Monte Carlo. Os resultados apresentaram excelente coerência entre os códigos comparados, realçando a capacidade e a viabilidade do uso do Código MCNP-5C em simulações de dosimetria de fontes radioativas empregadas em braquiterapia de alta taxa de dose. O método empregado neste trabalho pode sugerir uma possível incorporação deste código nos sistemas de planejamento de tratamento fornecidos pelos fabricantes juntamente com os equipamentos irradiadores, isto é, além de diminuir os custos de aquisição dos sistemas, também pode tornar mais compreensível as rotinas computacionais empregadas, facilitando a independência dos serviços de braquiterapia frente à reserva de domínio de alguns softwares dedicados.

Palavras-chave: braquiterapia; irídio-192; Código MCNP; dosimetria; Método de Monte Carlo; protocolo TG-43.

ABSTRACT

In radiotherapy, computational systems are used for radiation dose determination in the treatment's volume and radiometric parameters quality analysis of equipment and field irradiated. Due to the increasing technological advancement, several research has been performed in brachytherapy for different computational algorithms development which may be incorporated to treatment planning systems, providing greater accuracy and confidence in the dose calculation. Informatics and information technology fields undergo constant updating and refinement, allowing the use Monte Carlo Method to simulate brachytherapy source dose distribution. The methodology formalization employed to dosimetric analysis is based mainly in the American Association of Physicists in Medicine (AAPM) studies, by Task Group nº 43 (TG-43) and protocols aimed at dosimetry of these radiation sources types. This work aims to analyze the feasibility of using the MCNP-5C (Monte Carlo N-Particle) code to obtain radiometric parameters of brachytherapy sources and so to study the radiation dose variation in the treatment planning. Simulations were performed for the radiation dose variation in the source plan and determined the dosimetric parameters required by TG-43 formalism for the characterization of the two high dose rate iridium-192 sources. The calculated values were compared with the presents in the literature, which were obtained with different Monte Carlo simulations codes. The results showed excellent consistency with the compared codes, enhancing MCNP-5C code the capacity and viability in the sources dosimetry employed in HDR brachytherapy. The method employed may suggest a possible incorporation of this code in the treatment planning systems provided by manufactures together with the equipment, since besides reducing acquisition cost, it can also make the used computational routines more comprehensive, facilitating the brachytherapy technique independence about the reserve domain of some dedicated software.

Key-words: brachytherapy; iridium-192; MCNP Code; dosimetry; Monte Carlo Method; TG-43 formalism.

LISTA DE ABREVIATURAS

BBTD – Braquiterapia de Baixa Taxa de Dose

BATD – Braquiterapia de Alta Taxa de Dose

AAPM – Associação Americana de Físicos na Medicina (*American Association of Physicist in Medicine*)

TG-43 – Grupo de Trabalho n°. 43 (*Task Group n°. 43*)

LBTE – Equação de Transporte Linear de Boltzmann (*Linear Boltzmann Transport Equation*)

IARC – Agência Internacional para Pesquisas em Câncer (*International Agency for Research on Cancer*)

OMS – Organização Mundial da Saúde

MCNP – *Monte Carlo N-Particle*

CPE – Equilíbrio de Partículas Carregadas (*Charged Particle Equilibrium*)

TCPE – Equilíbrio Transiente de Partículas Carregadas (*Transient Charged Particle Equilibrium*)

TLD – Dosímetro Termoluminescente (*Thermoluminescence Dosimeter*)

EGS – *Electron Gamma Shower*

MCPT – *Monte Carlo Photon Transport*

TG-32 – Grupo de Trabalho n°. 32 (*Task Group n°.32*)

NIST – Instituto Nacional de Padrões e Tecnologia (*National Institute of Standards and Technology*)

NNDC – Centro Nacional de Dados Nucleares (*National Nuclear Data Center*)

TTB – *Thick Target Bremsstrahlung*

LISTA DE FIGURAS

Figura 01 - Diagrama ilustrando um arranjo experimental de atenuação de feixes estreitos de fótons através de um absorvedor.

Figura 02 - Ilustração do espalhamento coerente.

Figura 03 - Ilustração do efeito fotoelétrico.

Figura 04 - Ilustração do efeito Compton.

Figura 05 - Ilustração de produção de pares.

Figura 06 - Ilustração de produção de radiação por aniquilação.

Figura 07 - Principais processos de interação entre elétrons e átomos.

Figura 08 - Relação entre kerma colisional e dose absorvida em condição de CPE.

Figura 09 - Relação entre kerma colisional e dose absorvida em condição de TCPE.

Figura 10 - Sistema de coordenadas utilizado para o cálculo das distribuições de dose em braquiterapia.

Figura 11 - Ilustração das fontes modeladas neste trabalho.

Figura 12 - Ilustração das esferas de água para determinação da dose nos pontos de $r=0,25\text{cm}$.

Figura 13 - Modelos das geometrias usadas nas simulações para medição e suas respectivas áreas de seção transversal.

Figura 14 - Função de dose radial da fonte MicroSelectron v.1 obtida por diferentes códigos de simulação Monte Carlo.

Figura 15 - Função de dose radial da fonte MicroSelectron v.2 obtida por diferentes códigos de simulação Monte Carlo.

Figura 16.a - Anisotropia na distribuição de dose relativa da fonte MicroSelectron v.1 para as distâncias de 0,25 cm, 0,50 cm, 1,00 cm, 2,00 cm, 3,00 cm e 5,00 cm da fonte.

Figura 16.b - Anisotropia na distribuição de dose relativa da fonte MicroSelectron v1 para as distâncias de 7,50 cm, 10,00 cm, 12,50 cm e 15,00 cm da fonte.

Figura 17.a - Anisotropia na distribuição de dose relativa da fonte MicroSelectron v.2 para as distâncias de 0,25 cm, 0,50 cm, 1,00 cm, 2,00 cm, 3,00 cm e 5,00 cm da fonte.

Figura 17.b - Anisotropia na distribuição de dose relativa da fonte MicroSelectron v.2 para as distâncias de 7,50 cm, 10,00 cm, 12,50 cm e 15,00 cm da fonte.

LISTA DE TABELAS

Tabela 01 - Espectro energético de fótons do Ir-192 obtido do NNDC.

Tabela 02 - Coeficientes de transferência de energia e massa para o ar seco, usados no cartão DE/DF do MCNP para o cálculo do kerma, obtidos do NIST.

Tabela 03 - Valores de intensidade de kerma no ar das fontes MicroSelectron obtidos com diferentes *tallies* e células, e os valores obtidos por Borg.

Tabela 04 - Valores de taxa de dose na água a 1,00 cm da fonte simulados em diferentes geometrias com o código MCNP-5C.

Tabela 05 - Valores da constante de taxa de dose calculados com diferentes resultados de dose no ponto de referência e de kerma obtidos por simulações com o código MCNP-5C.

Tabela 06 - Erros relativos entre as constantes de taxa de dose calculadas neste trabalho relacionando diferentes geometrias de medida de dose e de kerma.

Tabela 07 - Valores da constante de taxa de dose da fonte MicroSelectron v.1 obtidos por simulações Monte Carlo.

Tabela 08 - Valores da constante de taxa de dose da fonte MicroSelectron v.2 obtidos por simulações Monte Carlo.

Tabela 09 - Função de dose radial obtida para as fontes MicroSelectron v.1 e v.2 calculadas com o código MCNP.

Tabela 10 - Função de anisotropia obtida para a fonte MicroSelectron v.1 em diferentes distâncias da fonte.

Tabela 11 - Função de anisotropia obtida para a fonte MicroSelectron v.2 em diferentes distâncias da fonte.

Tabela 12 - Tempo médio gasto pelas simulações referentes aos parâmetros de interesse e o número de histórias iniciais utilizadas.

Tabela 13 - Valores de $G_L(r, \pi/2)$ para $L=0,35$ cm.

Tabela 14 - Valores de $G_L(r, \theta)$ para $L=0,35$ cm.

Tabela 15 - Valores de $G_L(r, \pi/2)$ para $L=0,36$ cm.

Tabela 16 - Valores de $G_L(r, \theta)$ para $L=0,36$ cm.

SUMÁRIO

RESUMO.....	I
ABSTRACT.....	II
LISTA DE ABREVIATURAS.....	III
LISTA DE FIGURAS.....	IV
LISTA DE TABELAS.....	V
SUMÁRIO.....	VI
1. INTRODUÇÃO.....	1
1.1. CONCEITOS GERAIS SOBRE CÂNCER.....	3
1.2. OBJETIVOS.....	3
2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS.....	4
2.1. HISTÓRICO DA RADIOTERAPIA.....	4
2.2. DEFINIÇÕES FÍSICAS.....	5
2.2.1. RADIAÇÃO IONIZANTE.....	5
2.2.2. RADIOATIVIDADE.....	5
2.2.3. CONSTANTE DE DECAIMENTO.....	6
2.2.4. ATIVIDADE.....	7
2.2.5. MEIA-VIDA.....	7
2.2.6. MODOS DE DESINTEGRAÇÃO RADIOATIVA.....	7
2.2.6.1. DESINTEGRAÇÃO A.....	7
2.2.6.2. DESINTEGRAÇÃO B.....	8
2.2.6.3. CAPTURA ELETRÔNICA.....	9
2.2.6.4. CONVERSÃO INTERNA.....	10
2.2.7. DESCRIÇÃO DE FEIXE DE FÓTONS.....	11
2.2.8. ATENUAÇÃO DE FEIXE DE FÓTONS.....	12
2.2.9. COEFICIENTES.....	13
2.2.9.1. COEFICIENTE DE ATENUAÇÃO.....	13
2.2.9.2. COEFICIENTE DE TRANSFERÊNCIA DE ENERGIA.....	14
2.2.9.3. COEFICIENTE DE ABSORÇÃO DE ENERGIA.....	15
2.2.10. INTERAÇÃO DE FÓTONS COM A MATÉRIA.....	15

2.2.10.1. ESPALHAMENTO COERENTE.....	16
2.2.10.2. EFEITO FOTOELÉTRICO.....	16
2.2.10.3. EFEITO COMPTON.....	17
2.2.10.4. PRODUÇÃO DE PAR.....	18
2.2.11. INTERAÇÕES DE PARTÍCULAS CARREGADAS.....	19
2.2.12. KERMA.....	21
2.2.13. DOSE ABSORVIDA	22
2.2.14. RELAÇÃO ENTRE KERMA E DOSE ABSORVIDA.....	23
2.3. O PROTOCOLO AAPM TG-43.....	24
2.4. O FORMALISMO DE CÁLCULO DE DOSE.....	25
2.4.1. INTENSIDADE DE KERMA NO AR.....	26
2.4.2. CONSTANTE DE TAXA DE DOSE.....	27
2.4.3. FUNÇÃO DE GEOMETRIA.....	27
2.4.4. FUNÇÃO DE DOSE RADIAL.....	28
2.4.5. FUNÇÃO DE ANISOTROPIA EM DUAS DIMENSÕES.....	29
2.5. O MÉTODO DE MONTE CARLO.....	29
2.6. O CÓDIGO MCNP.....	30
2.7. RECOMENDAÇÕES PARA DOSIMETRIA POR MONTE CARLO.....	31
3. METODOLOGIA.....	32
3.1. ESPECTRO DE ENERGIA DO IR-192.....	32
3.2. FONTES MODELADAS.....	33
3.3. SIMULAÇÕES MONTE CARLO.....	35
3.3.1. PARÂMETROS DOSIMÉTRICOS DO FORMALISMO DE CÁLCULO DE DOSE.....	35
4. RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	38
5. CONCLUSÃO.....	55
6. REFERÊNCIAS.....	56
ANEXO 1.....	59
ANEXO 2.....	91

1. INTRODUÇÃO

Com o constante desenvolvimento tecnológico na área da informática, sistemas computacionais mais rápidos e algoritmos dedicados são disponibilizados e utilizados nos diversos segmentos científicos. Na área da física médica, esta evolução tem sido mais acentuada e os novos recursos são rapidamente incorporados às rotinas de cálculos computacionais.

Na área da radioterapia sistemas computacionais são empregados para a determinação da dose de radiação no volume de tratamento e análises da qualidade dos feixes de radiações empregados durante os procedimentos de dosimetria dos equipamentos emissores de radiações.

Nos procedimentos de teleterapia, onde a fonte de radiação está disposta no interior do cabeçote da máquina e a uma distância de 1,00 m, nos aceleradores lineares, e 0,80 m nas unidades de telecobaltoterapia, a dimensão e a geometria do campo de radiação são definidas pelo sistema de colimação do feixe situado no cabeçote da máquina. Nos aceleradores lineares também é possível obter feixes de fótons e de elétrons de várias energias. Enquanto que nas unidades de cobaltoterapia a energia efetiva clinicamente é de 1,25 MeV. O volume de tratamento, a área irradiada e a profundidade atingida são extensas, sendo então a modalidade indicada para tratamento de lesões maiores e mais profundas¹.

Nos procedimentos de braquiterapia, onde se pretende a irradiação mais localizada com pequeno volume irradiado e altas doses liberadas, a fonte de radiação é colocada em contato com a lesão ou mesmo no interior desta. A técnica pode empregar o uso de moldes superficiais planares, com as fontes distribuídas no molde, ou transfixadas no tecido. A maneira de distribuição das fontes define a técnica: braquiterapia intersticial, intracavitária ou planar². Conforme as características das fontes e suas atividades radioativas, a braquiterapia pode ser de baixa taxa de dose (BBTD), media taxa de dose ou alta taxa de dose (BATD). As fontes são mais comumente encontradas na forma de agulhas, tubos, fios e sementes³. No caso de BATD, atualmente utiliza-se micro-fontes que são direcionadas ao volume de tratamento de forma informatizada e remotamente comandada por sistema computadorizado^{4,5}.

A técnica de braquiterapia já é realizada a mais de 100 anos e desde então sempre se procurou otimizar os cálculos de dose buscando cada vez mais resultados precisos e

confiáveis. Nos últimos 15 anos, o sistema de planejamento de tratamento fornecido pelos fabricantes dos equipamentos de BATD tem utilizado algoritmos que se baseiam no formalismo recomendado pela Associação Americana de Físicos em Medicina (AAPM) descrito no Task Group n°. 43 (TG-43)^{6,7}.

Neste formalismo, considera-se a superposição de distribuição de dose de fonte única modelada em um objeto simulador (fantoma) esférico de água. Algumas limitações do formalismo surgem principalmente pelo fato dele não considerar as condições de espalhamento da radiação e desprezar as influências radiológicas de materiais heterogêneos diferentes da água. Estas incertezas podem provocar erros significativos no cálculo da determinação da dose.

Com a finalidade de minimizar as incertezas oriundas das limitações do formalismo proposto pelo AAPM TG-43, outros métodos de cálculo mais rigorosos têm sido analisados e incorporados nos sistemas de planejamento e cálculo de dose dos procedimentos de braquiterapia.

O Método de Monte Carlo^{8,9} tem surgido como importante ferramenta para modelagem de fontes de radiação e simulação de feixes de uso em radioterapia^{10,11}, no entanto, como se trata de um método estatístico e probabilístico, o grau de precisão desejado pode exigir uma grande quantidade de histórias o que acarreta um aumento expressivo do tempo de computação¹².

No Brasil a maioria dos equipamentos de BATD é da marca Varian Medical Systems ou Nucletron, que periodicamente incorporam novas versões no software do sistema de planejamento. O software Acuros Brachyvision (Varian) e o software ONCENTRA 4.0 (Nucletron) usam um algoritmo baseado em um método determinístico conhecido como ordenadas discretas para resolver explicitamente a equação de transporte linear de Boltzmann (LBTE) considerando o comportamento médio dos fótons em uma região cartesiana. Esses sistemas de planejamento são baseados no protocolo TG-43 para cálculo da distribuição de dose de uma fonte de braquiterapia^{7,13,14}.

Devido à exaustiva rotina dos físicos médicos especialistas em radioterapia¹⁵, normalmente os sistemas de cálculo empregados nos procedimentos de braquiterapia não são checados como se recomenda as instituições responsáveis pela garantia da qualidade dos tratamentos¹⁶⁻²⁰. Desta forma, simplesmente se aceita como válidas as informações fornecidas pelos sistemas e considera-se a dose de radiação calculada.

1.1. Conceitos gerais sobre câncer

Câncer é um termo genérico para um conjunto de doenças que podem afetar qualquer parte do corpo. Também são utilizados outros termos como tumores malignos ou neoplasia. Uma característica que define o câncer é o desenvolvimento rápido de células anormais que crescem além de seus limites habituais, e que podem então invadir partes adjacentes do corpo e se espalhar para outros órgãos. Este processo é conhecido como metástase, principal causa de morte por câncer²¹.

A Agência Internacional para Pesquisas em Câncer (IARC/OMS) estimou no ano de 2008 a incidência de 12,4 milhões de casos de câncer, 7,6 milhões de mortes por câncer e que 28,0 milhões de pessoas viveriam com câncer nos próximos cinco anos após o diagnóstico inicial. Metade dos casos de incidência e dois terços das mortes por câncer ocorreram em países de baixa e média renda. Em 2008 a população mundial foi estimada sendo 6,7 bilhões e é esperado um crescimento para 8,3 bilhões em 2030. Durante este período espera-se que a população de países desenvolvidos aumente aproximadamente 4% enquanto que o aumento esperado para os países emergentes e subdesenvolvidos é de 30%. Consequentemente, estima-se que a proporção da população com mais de 65 anos nestes países aumente 5% a 10%. Em vista da forte associação entre taxas de câncer e idade, esta combinação afetará significativamente no aumento de casos de câncer até 2030, sendo mais afetados os países de baixa e média renda. As expectativas da OMS é que o número de mortes por câncer em 2030 seja de aproximadamente 13,1 milhões²¹⁻²³.

O câncer tornou um evidente problema de saúde pública mundial. Seguindo essa tendência, no Brasil, as estimativas para os anos de 2012 e 2013 apontam a ocorrência de aproximadamente 518,510 casos novos de câncer, incluindo os casos de pele não melanoma, reforçando a magnitude do problema do câncer no país. Os tipos mais incidentes serão os cânceres de pele não melanoma, próstata, pulmão, cólon e reto e estômago para o sexo masculino; e os cânceres de pele não melanoma, mama, colo do útero, cólon e reto e glândula tireoide para o sexo feminino²⁴.

1.2. Objetivos

Simular a distribuição de dose de diferentes modelos de sementes de Ir-192 com o método de Monte Carlo usando o Código MCNP versão 5.

Analisar os parâmetros dosimétricos exigidos pelo protocolo TG-43, comparando-os com os resultados ilustrados na literatura calculados com diferentes códigos.

Compreender os sistemas de cálculos utilizados nos procedimentos de dosimetria de braquiterapia e contribuir para implantação de uma rotina computacional, que forneça a distribuição de dose e os parâmetros dosimétricos exigidos pelo protocolo TG-43, otimizando os procedimentos e agilizando as atividades do físico no setor da radioterapia.

2.FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1. Histórico da Radioterapia

Após as descobertas dos raios-X, pelo físico alemão Wilhelm Konrad Röntgen em 1895, da radioatividade, pelo físico francês Antoine Henri Becquerel em 1896, e o Rádio, pelo casal francês Pierre e Marie Curie em 1898, cientistas puderam estudar seus efeitos no tecido humano iniciando uma nova era no tratamento médico e nas pesquisas. Ambos os agentes, raios-X e Rádio, foram aplicados experimentalmente para tratar doenças superficiais de pele. Em 1901 Pierre Curie sugeriu ao físico e médico dermatologista Henri-Alexandre Danlos que inserisse uma fonte radioativa ao tumor, sendo pioneiro na técnica de braquiterapia. Outros tratamentos foram feitos com a exploração do Rádio após 1913, utilizando-o em pequenos tubos por inserção diretamente em cavidades contendo câncer, e o desenvolvimento de tubos de raios-X com alta energia (200 kVp), em 1922 pela GE (General Electric). Tubos emissores de raios-x foram os primeiros na técnica de teleterapia^{25,26}.

Em 1930 progressos ocorreram permitindo quantificar as doses de radiação e estabelecer uma relação entre quantidade e efeito biológico. Pouco depois Strandqvist publicou resultados que relacionavam o efeito das radiações sobre os tecidos e da dose com o tempo de administração e a distribuição desta no tempo²⁵.

Na década de 1940 ocorreram grandes avanços para a radioterapia, como o desenvolvimento de Aceleradores Lineares, do Cíclotron e do Reator Nuclear para a produção de radionuclídeos. Esses avanços resultaram, no início de 1950, no primeiro Acelerador Linear, que aumentou a energia dos raios-X produzidos fazendo com que mais energia ou dose fosse depositada profundamente, e o aumento no interesse pela braquiterapia devido ao desenvolvimento de sistemas de carregamento remoto^{25,26}.

Nos anos 70, computadores foram introduzidos no planejamento do tratamento, possibilitando um delineamento tumoral mais preciso. Aplicando essas novas abordagens da radioterapia, a taxa de cura dos pacientes continua a aumentar com o mínimo de efeitos adversos²⁵.

Hoje vários tipos de braquiterapia estão disponíveis clinicamente. A classificação da técnica depende da colocação da fonte (intracavitária, intersticial, ou de superfície), da taxa de dose (baixa taxa de dose quando esta é menor que 2 Gy.h^{-1} , média taxa de dose quando esta é administrada entre 2 Gy.h^{-1} e 12 Gy.h^{-1} , e alta taxa de dose quando administrada dose acima de 12 Gy.h^{-1}) e da duração de fornecimento da dose (permanente ou temporária)²⁻⁴.

Essas tecnologias aumentaram consideravelmente a taxa de cura de câncer nos tratamentos que utilizam radiação ionizante.

2.2. Definições Físicas

Algumas definições físicas são necessárias para a total compreensão do trabalho e a exploração de seus resultados.

2.2.1. Radiação Ionizante

Radiação é simplesmente definida como energia em trânsito, podendo ser ionizante ou não ionizante. Em radioterapia usa-se o tipo de radiação capaz de ionizar o meio biológico de forma direta ou indireta, transmitindo e depositando energia no mesmo. As radiações diretamente ionizantes são formadas por partículas carregadas positivamente ou negativamente. Radiações indiretamente ionizantes são formadas por fótons (raios-X ou raios γ) ou partículas (nêutrons), ambos possuindo carga nula. Esse último tipo de radiação primeiro necessita transferir sua energia a partículas carregadas para posteriormente transmitir energia ao meio^{4,27}.

Radiação pode ser expressa como onda eletromagnética ou como partícula. O modelo de Max L. Planck desenvolvido em 1901 relaciona essas duas formas (Equação 1), propondo a ideia de quantum (fóton) de energia. Na equação 1, E representa a energia do fóton de radiação, h a constante de Planck, c a velocidade da luz e λ o comprimento de onda^{4,28,29}.

$$E = h \cdot \frac{c}{\lambda} \quad (1)$$

2.2.2. Radioatividade

Partículas nucleares (prótons e nêutrons) estão em movimento contínuo dentro do núcleo, e conseqüentemente, possuem energia cinética. Como resultado desse movimento, ocorrem colisões que resultam em transferência de energia de uma partícula a outra. Se não fosse a força de atração que existe entre as partículas nucleares, tais partículas

escapariam do núcleo e novas espécies nucleares seriam formadas. Em um núcleo estável, nenhuma partícula adquire energia para escapar. Entretanto, em núcleos radioativos, é possível que uma partícula, por uma série de eventos, ganhe energia suficiente para romper o potencial de barreira e escapar do núcleo. A ejeção de uma partícula nuclear é puramente casual, e não há como decidir quando um núcleo desintegrará. Entretanto, se houver muitos núcleos, uma determinada porcentagem desintegrará em um intervalo de tempo. No processo de desintegração, a energia em excesso pode ser emitida na forma de partículas, radiação eletromagnética, ou ambas^{3,29}.

2.2.3. Constante de decaimento

O processo de decaimento radioativo ou desintegração é um fenômeno estatístico. Mesmo que não seja possível saber quando um átomo particular desintegrará, pode-se prever com precisão, em um número elevado de átomos, a proporção que desintegrará em um determinado tempo. A matemática do decaimento radioativo é baseada no simples fato de que o número de átomos desintegrando por unidade de tempo ($\Delta N / \Delta t$) é proporcional ao número de átomos radioativos (N) presentes. Simbolicamente:

$$\frac{\Delta N}{\Delta t} \propto N \quad (2)$$

ou

$$\frac{\Delta N}{\Delta t} = -\lambda N \quad (3).$$

Onde λ é a constante de proporcionalidade chamada de constante de decaimento. O sinal negativo indica que o número de átomos radioativos diminui com o tempo. Essa constante é definida como o número de desintegrações por unidade de tempo de uma fonte contendo um átomo.

Considerando ΔN e Δt tão pequenos ao ponto de serem substituídos por suas correspondentes diferenciais, dN e dt , a equação 3 torna-se uma equação diferencial, cuja resolução é representada pela seguinte equação:

$$N = N_0 e^{-\lambda t} \quad (4).$$

Onde N_0 é o número inicial de átomos radioativos. A equação 4 é conhecida como equação exponencial para o decaimento radioativo^{3,29}.

2.2.4. Atividade

A taxa de decaimento é utilizada para representar a atividade de um material radioativo. Se $\Delta N / \Delta t$ na equação 3 for substituído por A , símbolo da atividade, então:

$$A = -\lambda N \quad (5).$$

A equação 4 pode ser igualmente expressada em termos de atividade:

$$A = A_0 e^{-\lambda t} \quad (6).$$

Onde A é a atividade restante após um tempo t , e A_0 é a atividade original igual a λN_0 .

A unidade internacional (SI) para a atividade é becquerel (Bq), embora a mais utilizada seja curie (Ci) ³. A relação entre as duas está apresentada a seguir:

$$1Ci = 3,7 \times 10^{10} \text{ desintegrações/segundo (dps)}$$

$$1Bq = 1dps = 2,7 \times 10^{-11} Ci$$

2.2.5. Meia vida

O termo meia-vida ($T_{1/2}$) de uma substância radioativa é definido como o tempo necessário para que a atividade ou o número de átomos radiativos decaia à metade do valor inicial³. Substituindo $N / N_0 = 1/2$ na equação 4 ou $A / A_0 = 1/2$ na equação 6, em $t = T_{1/2}$, resulta em:

$$\frac{1}{2} = e^{-\lambda T_{1/2}} \quad \text{ou} \quad T_{1/2} = \frac{\ln 2}{\lambda} \quad (7).$$

Onde $\ln 2$ é o logaritmo natural de 2 cujo valor é de 0,693. Portanto,

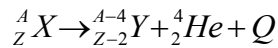
$$T_{1/2} = \frac{0,693}{\lambda} \quad (8).$$

2.2.6. Modos de desintegração radioativa

2.2.6.1. Desintegração α

Nuclídeos radioativos com elevado número atômico ($Z > 82$) decaem mais frequentemente com a emissão de partícula α . Quando o número de prótons no núcleo é maior que 82, as forças Coulombianas de repulsão entre os prótons tornam-se elevadas o suficiente para superar as forças nucleares que mantêm os nucleons juntos. Nestas condições o núcleo instável emite uma partícula composta de dois prótons e dois nêutrons. Esta partícula, que é de fato um núcleo de hélio, é chamada de partícula α . Como

resultado de decaimento α , o numero atômico do núcleo é reduzido em dois e o numero de massa em quatro. Portanto a reação geral para o decaimento α pode ser escrito como:

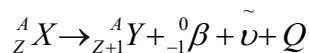
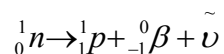


Onde Q representa a energia total emitida no processo e é chamada de energia de desintegração. Essa energia, a qual é equivalente à diferença na massa entre o núcleo pai e os núcleos produtos, aparece como energia cinética da partícula α e energia cinética do núcleo produto. A equação mostra que a carga é conservada, já que a carga do núcleo pai é Ze (onde e é a carga do elétron), a carga do núcleo produto é $(Z-2)e$ e a da partícula α é $2e$.

As partículas α emitidas por substâncias radioativas tem energia cinética entre 5 MeV e 10 MeV geralmente. Para um nuclídeo específico, elas são emitidas com energias discretas. Embora estas energias sejam elevadas, as partículas são paradas em poucos centímetros de ar ou em milésimos de centímetro de tecido. Porém nos poucos centímetros que esta partícula percorre no meio, devido seu tamanho e carga positiva, é capaz de produzir intensa ionização^{3,29}.

2.2.6.2. Desintegração β

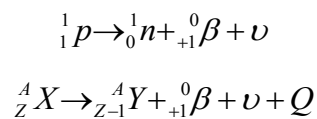
Muitas transformações nucleares são acompanhadas pela ejeção de um elétron negativo (negatron) ou positivo (pósitron) do núcleo. Se a emissão for do tipo β^- , o elétron negativo é proveniente da transformação de um nêutron do núcleo em um próton e um elétron. Tal transformação não interfere no número de massa do elemento, já que a massa do elétron é desprezível se comparada com a massa do nêutron ou do próton, mas altera o número atômico para mais uma unidade, uma vez que o núcleo agora possui um próton a mais. Esse tipo de emissão ocorre em núcleos que apresentam excesso de nêutrons em relação ao número de prótons, buscando a estabilidade. A transformação básica e a equação geral para o decaimento β^- estão apresentadas a seguir.



Onde 1_0n , 1_1p , e $\tilde{\nu}$ representam nêutron, próton e anti-neutrino, respectivamente. O fator Q é referente à energia de desintegração do processo. Essa energia é fornecida pela diferença de massa entre o núcleo inicial A_ZX e a soma das massas do núcleo produto ${}^A_{Z+1}Y$ e as partículas emitidas. A energia Q é distribuída entre as partículas emitidas e o

núcleo na forma de energia cinética, e em emissões de raios γ pelo núcleo produto (quando ocorre). A energia cinética adquirida pelos núcleos devido ao recuo pode ser desconsiderada uma vez que a massa do núcleo é muito maior quando comparadas com as partículas emitidas.

A emissão β^+ (elétrons positivos) ocorre quando o núcleo de um elemento apresenta um excesso de prótons em relação ao número de nêutrons. A estabilidade pode ser alcançada pela conversão de um próton em um nêutron e uma partícula β positiva. Como ocorre a perda de um próton no núcleo, o número atômico sofre o decréscimo de uma unidade. A transformação básica e a equação geral para o decaimento β^+ estão apresentadas a seguir.



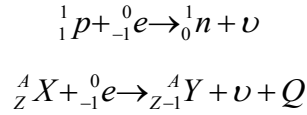
Onde ν representa neutrino. O pósitron produzido pela desintegração é instável e eventualmente combina com outro elétron, produzindo aniquilação de partículas. Este evento resulta na produção de dois fótons de raio γ , cada um com 0,510 MeV, convertendo as massas de dois elétrons em energia. Consequentemente, a energia liberada é obtida pela diferença de massa atômica entre os nuclídeos pai e filho menos o fator $2m_0c^2$, sendo m_0 a massa de repouso do elétron e c a velocidade da luz.

A partícula beta positiva ou negativa, a qual é emitida de um núcleo pode ter qualquer energia variando de zero até um valor máximo característico de cada núcleo pai. A energia mais provável é considerada menor que a energia máxima, e em geral, a energia média é atribuída a um terço da máxima. Como a energia de todo núcleo no estado original é a mesma e com valor maior que no estado final, nota-se um déficit no balanço de energia. Teoria moderna indica que na desintegração beta um neutrino (ou anti-neutrino) é também emitido e que este carrega esse déficit de energia. Isto significa que cada desintegração corresponde à liberação da energia máxima, mas esta energia pode ser distribuída de qualquer maneira entre as duas partículas. O neutrino possui carga neutra e massa muito menor quando comparado ao elétron, sendo incapaz de produzir ionização^{3,29}.

2.2.6.3. Captura eletrônica

A captura eletrônica é um fenômeno no qual um dos elétrons orbitais é capturado pelo núcleo, transformando um próton em um nêutron. Um núcleo instável com

deficiência de nêutrons pode aumentar sua razão n/p para ganhar estabilidade através da captura eletrônica. Portanto, podemos dizer que este é um processo alternativo à desintegração β^+ . A conversão básica do processo e a equação geral estão apresentadas a seguir.



Este processo geralmente deixa o núcleo produto em um estado excitado, e esse excesso de energia é liberado pela emissão de fóton γ . Se o elétron é capturado da camada K, o que ocorre mais frequentemente já que esta é a camada mais próxima ao núcleo, o processo é referido como *captura K*. Entretanto, processos de captura *L* ou *M* também são possíveis de acontecer.

O decaimento por captura eletrônica cria um “buraco” no orbital que perdeu um elétron, este é então preenchido com outro elétron de camadas mais externas, dando origem a raios-x característicos, ou radiação fluorescente. Há também a possibilidade de emissão de elétrons Auger, os quais são elétrons monoenergéticos ejetados devido à absorção de raios-x característicos produzidos no átomo. Esse processo pode ser grosseiramente comparado a um efeito fotoelétrico interno onde a radiação característica na tentativa de escapar do átomo interage com elétrons da camada *L* ou *M*, ejetando-os do átomo^{3,29}.

2.2.6.4. Conversão interna

Nos processos de desintegração beta e captura eletrônica, o núcleo produto geralmente se encontra em estado excitado e esse excesso de energia é liberado como radiação gama. Algumas vezes o espectro gama é simples, em outras este pode ser muito complexo, constituído por vários níveis de energia. Em algumas desintegrações o núcleo excitado pode livrar-se do excesso de energia por conversão interna. Neste processo um raio gama de energia $h\nu$ é emitido do núcleo, podendo interagir com um dos elétrons orbitais ejetando-o do átomo com energia $h\nu - E$, onde E é a energia de ligação da camada que o elétron foi ejetado. Esse elétron que foi ejetado é chamado de elétron de conversão. Como discutido no caso da captura eletrônica, a ejeção de um elétron orbital por um fóton γ proveniente de conversão interna criará um “buraco” na camada envolvida, resultando na produção de fótons característicos ou elétrons Auger³.

2.2.7. Descrição de feixe de fótons

Um feixe de raios γ emitido de uma fonte radioativa consiste de um número elevado de fótons, geralmente com uma variedade de energias. Um feixe de fótons pode ser descrito por muitos termos^{3,5}, alguns definidos a seguir:

A. A fluência (Φ) de fótons é o quociente dN por da , onde dN é o número de fótons incidentes em uma esfera imaginária de área de seção de choque da .

$$\Phi = \frac{dN}{da} \quad (9)$$

B. Taxa de fluência ou densidade de fluxo (ϕ) é a fluência por tempo, onde dt é o intervalo de tempo.

$$\phi = \frac{d\Phi}{dt} \quad (10)$$

C. Fluência de energia (Ψ) é o quociente de dE_{fl} por da , onde dE_{fl} é a soma das energias de todos os fótons incidentes na esfera de área de seção de choque da .

$$\Psi = \frac{dE_{\text{fl}}}{da} \quad (11)$$

Para um feixe monoenergético, dE_{fl} é o número de fótons dN vezes a energia $h\nu$ transportada por cada fóton.

$$dE_{\text{fl}} = dN \cdot h\nu \quad (12)$$

D. Taxa de fluência de energia, densidade de fluxo de energia, ou intensidade (ψ) é a fluência de energia por unidade de tempo.

$$\psi = \frac{d\Psi}{dt} \quad (13)$$

Quase todos os feixes de fótons ou partículas são polienergéticos, e os conceitos definidos acima precisam ser aplicados a tais feixes. Os conceitos de espectro de fluência de partículas e espectro de fluência de energia substituem a fluência de partículas e energia, respectivamente. Elas são definidas como:

$$\Phi_E(E) \equiv \frac{d\Phi}{dE}(E) \quad (14)$$

$$\Psi_E(E) \equiv \frac{d\Psi}{dE}(E) = \frac{d\Phi}{dE}(E)E \quad (15)$$

Onde $\Phi_E(E)$ e $\Psi_E(E)$ são notações abreviadas para o diferencial do espectro de fluência de partículas e espectro de fluência de energia na energia E , respectivamente⁵.

2.2.8. Atenuação de feixe de fótons

Um arranjo experimental designado para medir as características de atenuação de um feixe de fótons é ilustrado na Figura 01. Um feixe de fótons monoenergéticos incide em um absorvedor de espessura x . Um detector é colocado a uma distância fixa da fonte e suficientemente longe para que apenas fótons primários (fótons que atravessam o absorvedor sem sofrer interações) sejam medidos. Qualquer fóton espalhado pelo absorvedor não é considerado nas medidas desse arranjo. Assim, qualquer fóton que interagir com um átomo é completamente absorvido ou espalhado para longe do detector.

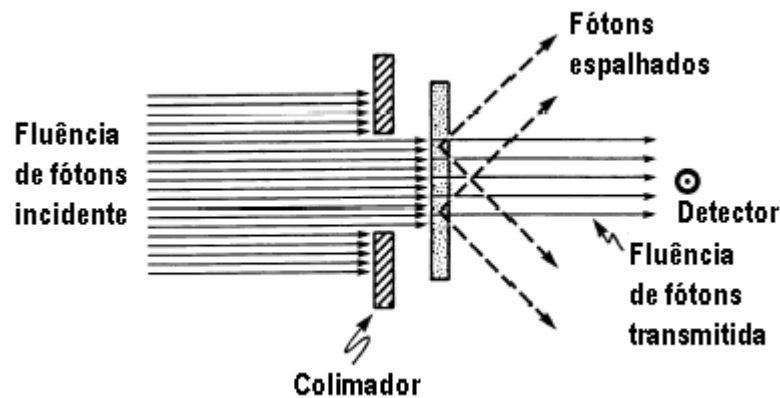


Figura 01 - Diagrama ilustrando um arranjo experimental de atenuação de feixes estreitos de fótons através de um absorvedor³.

Sob essas condições, a redução na quantidade de fótons (dN) é proporcional ao número incidente de fótons (N) e à espessura do absorvedor (dx). Matematicamente,

$$dN \propto Ndx$$

ou

$$dN = -\mu Ndx \quad (16).$$

Onde μ é a constante de proporcionalidade, chamada de coeficiente de atenuação. O sinal negativo indica que o número de fótons diminui com o aumento do absorvedor. A equação 16 também pode ser escrita em termos de intensidade (I):

$$dI = -\mu I dx$$

ou

$$\frac{dI}{I} = -\mu dx \quad (17).$$

Já que a espessura x é expressa como um comprimento, então μ é chamado de coeficiente de atenuação linear. Se a espessura for expressa em centímetros, a unidade de

μ é cm^{-1} . Portanto o coeficiente de atenuação linear é igual à fração de fótons ou energia removido do feixe incidente por centímetro de absorvedor.

A equação diferencial da atenuação pode ser resolvida para obter a seguinte equação:

$$I(x) = I_0 e^{-\mu x} \quad (18).$$

Onde $I(x)$ é a intensidade transmitida pela espessura x e I_0 é a intensidade incidente no absorvedor³.

2.2.9. Coeficientes

2.2.9.1. Coeficiente de atenuação

Na seção anterior, foi apresentado o coeficiente de atenuação linear μ , cuja unidade é cm^{-1} . Em geral, esse coeficiente depende da energia dos fótons incidentes e da natureza do material absorvedor. Já que a atenuação produzida por uma espessura x depende do número de elétrons presentes nessa espessura, μ é dependente da densidade do material. Então, dividindo μ pela densidade ρ , o coeficiente resultante (μ/ρ) será independente da densidade. Esse coeficiente é conhecido como coeficiente de atenuação de massa, e é mais fundamental que o coeficiente linear, já que a dependência da natureza do material não envolve densidade, mas sim a composição atômica.

O coeficiente de atenuação de massa tem unidade de cm^2/g , pois $\mu/\rho = \text{cm}^{-1}/(\text{g}/\text{cm}^3)$. Quando usado μ/ρ na equação 18, a espessura x deve ser expressa como ρx , com unidade de g/cm^2 , pois $\mu x = (\mu/\rho)(\rho x)$ e $\rho x = (\text{g}/\text{cm}^3)(\text{cm})$.

Assim como as unidades cm e g/cm^2 são usadas para definir a espessura do absorvedor, este também pode ser expresso em unidades de *elétrons* / cm^2 e *átomos* / cm^2 . Os coeficientes correspondentes às duas últimas unidades são o coeficiente de atenuação eletrônico ($_e\mu$) e o coeficiente de atenuação atômico ($_a\mu$), respectivamente.

$$_e\mu = \frac{\mu}{\rho} \cdot \frac{1}{N_0} \text{cm}^2 / \text{elétron} \quad (19)$$

$$_a\mu = \frac{\mu}{\rho} \cdot \frac{Z}{N_0} \text{cm}^2 / \text{átomo} \quad (20)$$

Onde Z é o número atômico e N_0 é o número de elétrons por grama, o qual é representado por:

$$N_0 = \frac{N_A \cdot Z}{A_w} \quad (21)$$

onde N_A é o número de Avogrado e A_w é o peso atômico.

O processo de atenuação ou o coeficiente de atenuação representa a fração de fótons removidos por unidade de espessura, enquanto que a intensidade transmitida $I(x)$ na equação 18 é referente aos fótons que não sofreram interação com o material^{3,29}.

2.2.9.2. Coeficiente de transferência de energia

Quando um fóton interage com os elétrons do material, uma parte ou toda essa energia é convertida em energia cinética dos elétrons. Se apenas uma parte da energia do fóton é cedida ao elétron, o próprio fóton é espalhado com energia reduzida. O fóton espalhado pode interagir novamente com transferência total ou parcial de energia para outro elétron. Então um fóton pode sofrer uma ou múltiplas interações nas quais a energia perdida pelo fóton é convertida em energia cinética de elétrons.

Se considerar um feixe de fótons atravessando um material, a fração de energia do fóton transferida em energia cinética de partículas carregadas por unidade de espessura de absorvedor é representada pelo coeficiente de transferência de energia (μ_{tr}). Esse coeficiente está relacionado ao μ como:

$$\mu_{tr} = \frac{\bar{E}_{tr}}{h\nu} \mu \quad (22)$$

onde $\bar{E}_{tr}$ é a energia média transferida em energia cinética de partículas carregadas por interação.

A equação 22 define o coeficiente de transferência de energia linear. Pode-se igualmente definir os coeficientes de transferência de energia eletrônico (${}_e\mu_{tr}/\rho$), atômico (${}_a\mu_{tr}/\rho$) e de massa (μ_{tr}/ρ) utilizando os correspondentes coeficientes de atenuação^{3,29}.

2.2.9.3. Coeficiente de absorção de energia

A maioria dos elétrons em movimento ejetados pelos fótons perdem sua energia por colisões inelásticas (ionização e excitação) com elétrons do material. Alguns, dependendo do número atômico do material, perdem energia pelas interações bremsstrahlung com o núcleo. A energia bremsstrahlung é radiada para fora do volume local como raios-x e não é incluída no cálculo de energia absorvida localmente³.

O coeficiente de absorção de energia (μ_{en}) é definido como o produto do coeficiente de transferência de energia e $(1-g)$, onde g é a fração da energia de partículas secundárias carregadas que é perdida por bremsstrahlung no material.

$$\mu_{en} = \mu_{tr}(1-g) \quad (23)$$

Como o coeficiente descrito anteriormente, este também pode ser relacionado aos correspondentes coeficientes de atenuação, resultando nos coeficientes de absorção de energia eletrônico (μ_{en}/ρ), atômico (μ_{en}/ρ) e de massa (μ_{en}/ρ).

Para muitas interações envolvendo tecidos moles ou outros materiais de baixo número atômico nos quais os elétrons perdem energia quase totalmente por ionizações, o componente bremsstrahlung pode ser desconsiderado. Então, sob essas condições $\mu_{en} = \mu_{tr}$. Esses coeficientes podem divergir sutilmente quando as energias cinéticas das partículas secundárias forem altas e o material atravessado apresentar número atômico elevado.

O coeficiente de absorção de energia é um fator importante em radioterapia, já que este permite a avaliação de energia absorvida nos tecidos, uma quantidade de interesse na previsão dos efeitos biológicos da radiação³.

2.2.10. Interação de fótons com a matéria

A atenuação de um feixe de fótons por um material absorvedor é causado por cinco principais tipos de interação. Um destes não será descrito pois não é relevante a este trabalho, já que a foto desintegração, reação entre fóton e núcleo, só ocorre quando a energia do fóton é muito alta ($>10MeV$). Os outros quatro processos são conhecidos como espalhamento coerente, efeito fotoelétrico, efeito Compton, e produção de par. Cada um desses processos pode ser representado pelo seu próprio coeficiente de atenuação, que varia de acordo com a energia do fóton e o número atômico do material absorvedor. O coeficiente de atenuação total é a soma dos coeficientes individuais de cada processo:

$$\mu/\rho = \sigma_{coh}/\rho + \tau/\rho + \sigma_c/\rho + \pi/\rho \quad (24).$$

Onde σ_{coh} , τ , σ_c , e π são os coeficientes de atenuação para o espalhamento coerente, efeito fotoelétrico, efeito Compton, e produção de par, respectivamente.

2.2.10.1. Espalhamento coerente

O espalhamento coerente, também conhecido como espalhamento clássico ou espalhamento Rayleigh, está ilustrado na Figura 02. O processo pode ser interpretado

considerando a natureza eletromagnética dos fótons. Essa interação consiste de uma onda eletromagnética passando próxima a um elétron, causando a oscilação deste. A oscilação do elétron irradia novamente a energia na mesma frequência que a onda eletromagnética incidente, consequentemente, o raio-X espalhado tem o mesmo comprimento de onda do fóton incidente. Então não ocorre transferência de energia para movimento do elétron e nenhuma energia é absorvida pelo meio. O único efeito é o espalhamento do fóton em pequenos ângulos. Portanto, esse tipo de interação não é de interesse na radioterapia. Esse espalhamento é mais frequente de ocorrer em materiais de número atômico elevado e com fótons de baixa energia.

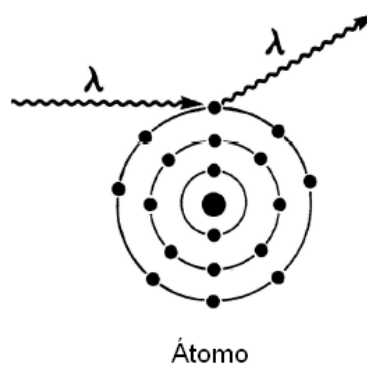


Figura 02 - Ilustração do espalhamento coerente³.

2.2.10.2. Efeito fotoelétrico

O efeito fotoelétrico é um fenômeno no qual um fóton interage com o átomo e ejeta um dos elétrons orbitais (Figura 03). Neste processo, a energia $h\nu$ do fóton incidente é absorvida pelo átomo e então transferida ao elétron atômico. A energia cinética do elétron ejetao, também chamado de fotoelétrico, é igual a $h\nu - E_L$, onde E_L é a energia de ligação do elétron. Interações desse tipo podem ocorrer com elétrons das camadas K , L , M , ou N .

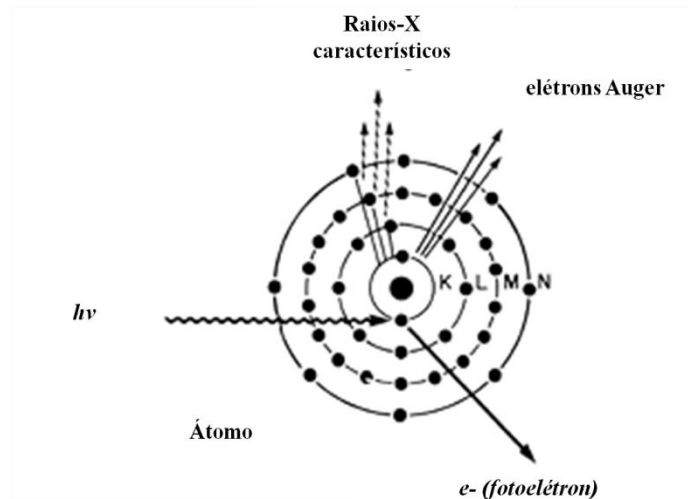


Figura 03 - Ilustração do efeito fotoelétrico³.

Após o elétron ter sido ejetado do átomo, um “buraco” é criado na camada deixando o átomo em estado excitado. O “buraco” pode ser preenchido por outro elétron orbital de camada mais externa, como consequência, ocorre emissão de raios-x característicos. Também há a possibilidade da emissão de elétrons Auger, os quais são elétrons monoenergéticos produzidos pela absorção de raios-x característicos emitidos pelo próprio átomo. Devido à energia de ligação da camada K de tecidos moles serem em torno 0,50 keV, a energia dos fótons característicos produzidos nos absorvedores é muito baixa e pode ser considerada a absorção local³.

2.2.10.3. Efeito Compton

No processo Compton, o fóton interage com um elétron orbital como se esse fosse um elétron “livre”. O termo “livre” significa que a energia de ligação do elétron é muito menor que a energia do fóton incidente. Nessa interação, o elétron recebe parte da energia do fóton e é emitido em um ângulo θ . O fóton é espalhado em um ângulo ϕ com energia reduzida (Figura 4). Como não há perda de energia na colisão, temos:

$$h\nu = h\nu' + E \quad (25).$$

Onde $h\nu$ é a energia do fóton incidente, $h\nu'$ a energia do fóton espalhado, e E a energia cinética do elétron emitido.

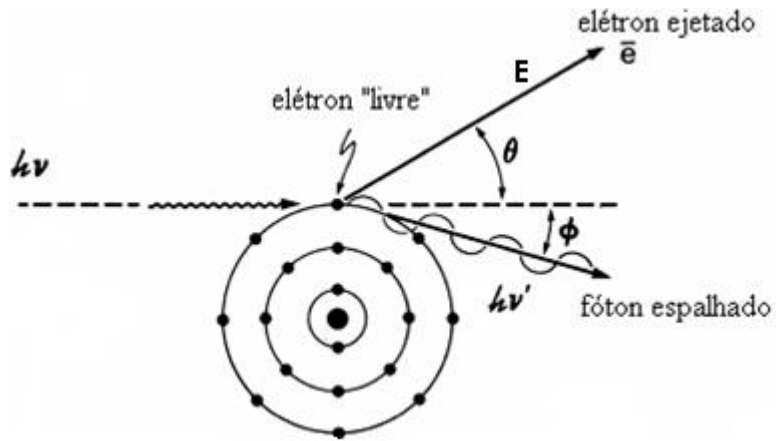


Figura 04 - Ilustração do efeito Compton³.

O processo Compton pode ser analisado em termos de uma colisão entre duas “partículas”, um fóton e um elétron. Aplicando as leis de conservação de energia e momento, as seguintes relações são obtidas:

$$h\nu' = h\nu \frac{1}{1 + \alpha(1 - \cos \phi)} \quad (26)$$

$$E = h\nu \frac{\alpha(1 - \cos \phi)}{1 + \alpha(1 - \cos \phi)} \quad (27)$$

onde $\alpha = h\nu / m_0 c^2$, e $m_0 c^2$ é a energia de repouso do elétron (0,510 MeV).

O efeito fotoelétrico é mais provável de ocorrer quando a energia do fóton incidente é igual ou pouco maior que a energia de ligação do elétron, diminuindo a probabilidade com o aumento da energia do fóton. O aumento da energia do fóton incidente aumenta a probabilidade de ocorrer efeito Compton, porém, assim como o efeito fotoelétrico, a partir de uma determinada energia também ocorre diminuição na probabilidade de efeito Compton, originando um novo tipo de interação, a produção de pares^{3,29}.

2.2.10.4. Produção de pares

Se a energia do fóton é maior que 1,020 MeV, este pode interagir com a matéria através do processo de produção de par. Nesse processo (Figura 05) o fóton interage com o campo eletromagnético de um núcleo atômico transferindo-o toda energia. Essa energia é transformada em um par de partículas, sendo um elétron negativo (e^-) e um elétron positivo (e^+). Devido a energia de repouso do elétron ser igual a 0,510 MeV, a energia mínima necessária para criar o par de elétrons é 1,020 MeV. A energia do fóton que

excede a energia mínima é distribuída entre as partículas criadas na forma de energia cinética. A energia cinética total disponível para o par elétron-pósitron é $(h\nu - 1,020)MeV$. A distribuição mais provável é que cada partícula adquira metade da energia disponível, embora qualquer distribuição seja possível^{3,29}.

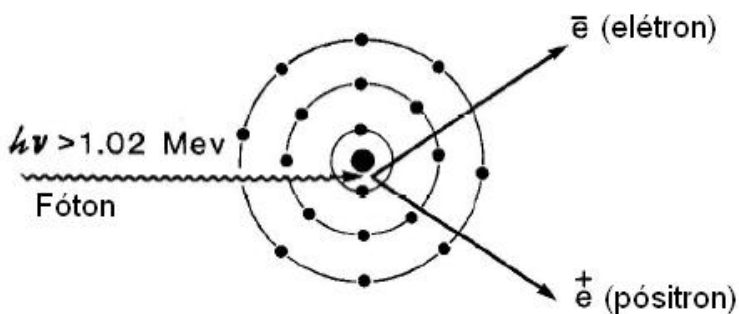


Figura 05 - Ilustração de produção de pares³.

O processo de produção de pares é um exemplo de um evento no qual energia é convertida em massa, como predito pela equação de Einstein ($E = mc^2$). O processo reverso, ou seja, a conversão de massa em energia pode ocorrer quando um pósitron combina com um elétron produzindo dois fótons, chamados de radiação por aniquilação (Figura 06)³.

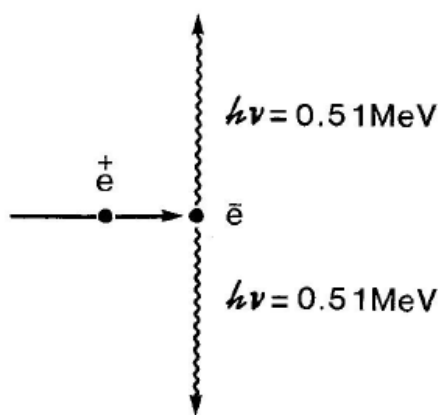


Figura 06 - Ilustração de produção de radiação por aniquilação³.

2.2.11. Interações de partículas carregadas

Partículas carregadas (elétrons, prótons, partículas α e núcleo) interagem com a matéria principalmente por ionização, excitação e processo bremsstrahlung. As colisões ou interações das partículas carregadas são mediadas pela força Coulomb entre o campo

eletromagnético da partícula “em movimento” e os campos eletromagnéticos de elétrons orbitais e do núcleo dos átomos do material²⁹.

Em geral, um elétron pode sofrer mais colisões antes de perder toda sua energia do que outras partículas, já que apresenta massa muito inferior às outras. Em cada colisão, o elétron “em movimento” tem sua direção alterada, principalmente elétrons de baixa energia, resultando em caminhos aleatórios. Dois processos fundamentais de perda de energia podem ocorrer, sendo as perdas colisionais e as perdas radioativas. A Figura 07 é um esquema de como ocorre os principais processos de interação entre elétrons e átomos. A separação de A a D representa os caminhos percorridos e o tipo de interação sofrida pelo elétron de energia E .

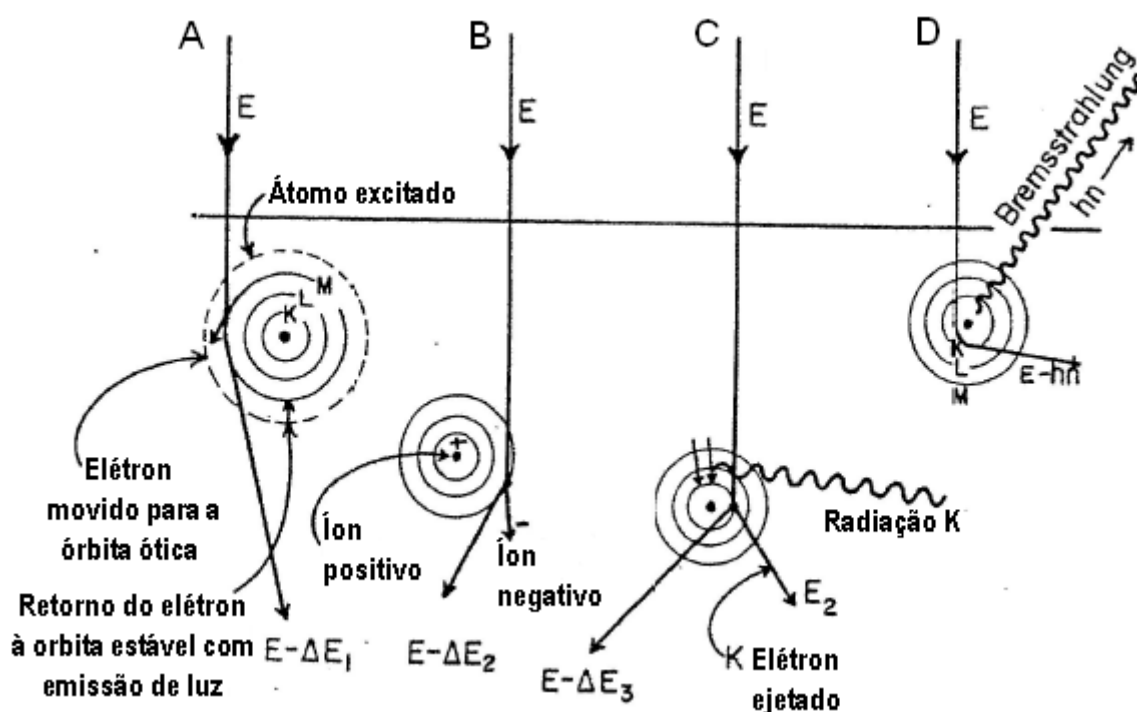


Figura 07 - Principais processos de interação entre elétrons e átomos²⁹.

No caminho A, o elétron de energia E excita o átomo movendo um de seus elétrons mais externos para uma órbita ótica. A energia necessária para ocorrência desse evento é na ordem de poucos elétrons volts e a energia perdida, ΔE_1 , pelo elétron incidente é baixa. Em um sólido, o átomo excitado provavelmente perderia seu excesso de energia para seus arredores sem emitir qualquer radiação e a energia de excitação dissiparia como calor.

No caminho B, o elétron ioniza o átomo pela remoção de um elétron orbital. A energia perdida ΔE_2 nesse caso é maior que ΔE_1 . Dependendo da energia do elétron incidente, este pode fornecer energia cinética suficiente para que o elétron ejetado possa

produzir outras ionizações no meio. A energia ΔE_2 é toda convertida em calor. O elétron ejetado é chamado de raio delta.

No caminho C, os elétrons incidentes colidem com um elétron da camada K do átomo e ejeta-o com uma energia E_2 . A energia necessária para ejeção é igual a $E_2 + W_K$, onde W_K é a energia de ligação da camada K. Então o elétron primário sofrerá com a colisão uma diminuição em sua energia de ΔE_3 , onde $\Delta E_3 = E_2 + W_K$. Com a remoção do elétron da camada K, um elétron de órbita superior ocupa o “buraco”, emitindo o excesso de energia em forma de raios-x (radiação K).

Quando um elétron em movimento se aproxima do núcleo do átomo, sofre uma drástica perda radioativa, como representado pelo caminho D. O elétron é desviado em torno do núcleo pela forte atração entre suas cargas opostas, sofrendo redução na energia. A perda de energia resulta em um fóton bremsstrahlung com energia $h\nu$ e o elétron primário é desviado com energia $E - h\nu$.

2.2.12. Kerma

A quantidade kerma (K) (*kinetic energy released in the medium*) é definida como o quociente de dE_{tr} por dm , onde dE_{tr} é a soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas ionizantes carregadas (elétrons e pósitrons) liberadas por partículas não carregadas (fótons) em um material de massa dm ⁵.

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (28)$$

A unidade de kerma é a mesma que dose, isso é, J/kg ou *gray*.

Para um feixe de fótons atravessando um meio, o kerma em um ponto é diretamente proporcional à fluência de energia de fótons Ψ e é representada como:

$$K = \Psi \left(\frac{\bar{\mu}_{tr}}{\rho} \right) \quad (29).$$

Onde $\bar{\mu}_{tr}/\rho$ é o coeficiente de transferência de energia e massa para o meio calculado sobre a média do espectro de fluência de energia de fótons. Como discutido na seção 2.2.9.3,

$$\left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right) = \left(\frac{\bar{\mu}_{tr}}{\rho} \right) (1 - \bar{g}) \quad (30).$$

Onde $\bar{\mu}_{en}/\rho$ é o coeficiente de absorção de energia e massa médio e $\bar{g}$ é a fração média de energia perdida por um elétron por processo radioativo (bremsstrahlung). Portanto,

$$K = \Psi \left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right) \left/ \left(1 - \bar{g} \right) \right. \quad (31).$$

A maior parte da energia cinética inicial dos elétrons em materiais de número atômico baixo (por exemplo, ar, água, tecido mole) é perdida por colisões inelásticas (ionização e excitação) com elétrons atômicos. Apenas uma pequena parte é perdida em colisões radioativas com o núcleo (bremsstrahlung). O kerma pode então ser dividido em duas partes:

$$K = K^{col} + K^{rad} \quad (32).$$

Onde K^{col} e K^{rad} são as partes de colisão e radiação de kerma, respectivamente. Então temos as seguintes relações:

$$K^{col} = \Psi \left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right) \quad (33)$$

e

$$K^{rad} = \Psi \left(\frac{\bar{\mu}_{en}}{\rho} \right) \left(\frac{\bar{g}}{1 - \bar{g}} \right) \quad (34).$$

2.2.13. Dose absorvida

A dose absorvida é uma grandeza não estocástica aplicável a radiações direta e indiretamente ionizantes. Quando a radiação indiretamente ionizante transfere energia na forma de energia cinética para as partículas carregadas secundárias, essas partículas transferem parte da sua energia cinética para o meio (resultando em dose absorvida) e perdem parte da sua energia sob a forma de perda radioativa (bremsstrahlung e aniquilação).

A dose absorvida está relacionada a uma quantidade estocástica, a energia transmitida ao meio. A definição atual de dose absorvida, ou simplesmente dose, é o quociente de $d\bar{E}$ por dm , onde $d\bar{E}$ é a energia média transmitida pela radiação ionizante ao material de massa dm ^{3,5,29}.

$$D = \frac{d\bar{E}}{dm} \quad (35)$$

Como os elétrons viajam no meio e depositam energia ao longo de suas trajetórias, esta absorção de energia não ocorre no mesmo local que a transferência de energia descrita pelo kerma.

A dose absorvida também pode ser calculada como:

$$D = \Psi \frac{\mu_{en}}{\rho} \quad (36).$$

A unidade antiga de dose é chamada *rad* e representa a absorção de 100 *ergs* de energia por grama de material absorvedor.

$$1rad = 100ergs / g = 10^{-2} J / kg$$

A unidade internacional (SI) para dose absorvida é o gray (Gy) e é definido como:

$$1Gy = 1J / kg.$$

Portanto, a relação entre rad e gray é:

$$1rad = 10^{-2} Gy = 1cGy.$$

2.2.14. Relação entre kerma e dose absorvida

A transferência de energia aos elétrons pelo feixe de fótons (kerma) em um ponto do meio, geralmente não implica que a energia seja absorvida pelo meio no mesmo local devido ao alcance dos elétrons. Em geral, a razão entre dose e kerma colisional é representada como:

$$\beta = \frac{D}{K^{col}} \quad (37)$$

Quando um feixe de fótons de alta energia penetra o meio, o kerma de colisão é máximo na superfície do meio irradiado porque a fluência é maior na superfície. Inicialmente a fluência de partículas carregadas e, conseqüentemente a dose absorvida, aumenta em função da profundidade (região de buildup) até que a profundidade de dose máxima ($z_{máx}$) é atingida. Se não houver atenuação de fótons ou espalhamento no meio, mas ainda ocorrer produção de elétrons, uma situação hipotética pode ocorrer, onde a região de buildup (com $\beta < 1$) é seguida por uma região de completo equilíbrio de partículas carregadas (CPE), e portanto $D = K^{col}$ ($\beta = 1$). A Figura 08 ilustra a relação entre kerma colisional e dose absorvida em condições de equilíbrio de partículas carregadas (CPE).

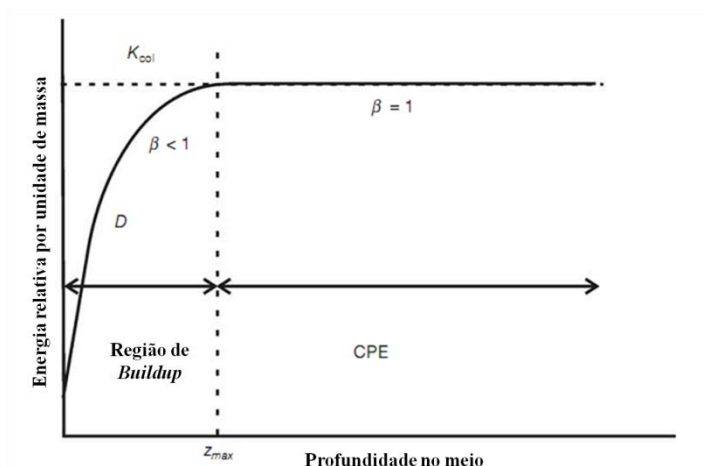


Figura 08 - Relação entre kerma colisional e dose absorvida em condição de CPE⁵.

Numa situação mais realística, devido à atenuação e espalhamento dos fótons pelo meio, ocorre uma região de equilíbrio transiente de partículas carregadas (TCPE) (Figura 09), onde existe uma relação essencialmente constante entre kerma de colisão e dose absorvida⁵.

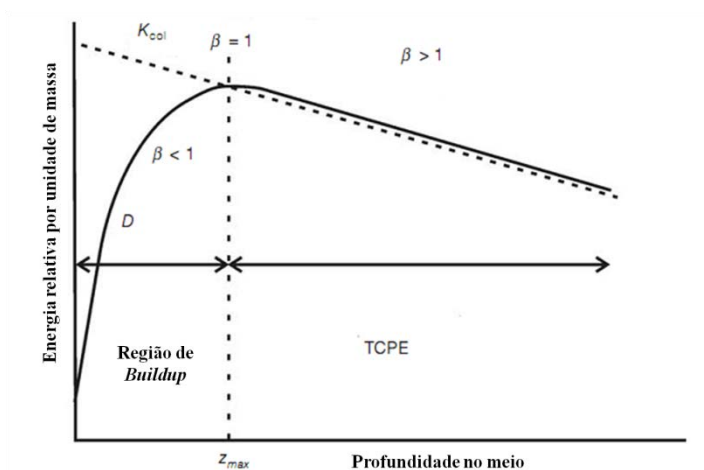


Figura 09 - Relação entre kerma colisional e dose absorvida em condição de TCPE⁵.

2.3. O protocolo AAPM TG-43

Durante a época de grande crescimento da técnica de implante permanente de sementes e mudança nos padrões de dosimetria, a Associação Americana de Físicos em Medicina (AAPM) promoveu a uniformização da prática do cálculo de dose³⁰. Em 1995, o *Task Group* n°. 43 da AAPM publicou o protocolo TG-43⁶, introduzindo um novo formalismo para o cálculo de dose em braquiterapia. Formalismos de cálculos anteriores eram baseados em atividade aparente, massa equivalente de rádio, constantes de taxa de exposição e coeficientes de atenuação de tecidos. Estes formalismos antigos não consideravam as diferenças de encapsulamento ou construção interna das fontes.

Em contraste, o TG-43 emprega constantes de taxa de dose e outros parâmetros dosimétricos que dependem do modelo específico da fonte e são diretamente medidos ou calculados para cada tipo de fonte. Como um todo, o protocolo TG-43 resultou em significantes melhorias na padronização das metodologias de cálculo de dose, assim como nas distribuições de taxa de dose. Por exemplo, as diferenças entre distribuições de taxa de dose previamente usadas e aquelas recomendadas pelo TG-43 chegaram a erros de 17% para algumas fontes³¹.

A maioria dos fabricantes de softwares de planejamento de tratamento incorporaram o formalismo do TG-43 e os parâmetros dosimétricos recomendados em seus sistemas. Medidas de dose com TLD (Dosímetro Termoluminescente) e doses calculadas pelo método de Monte Carlo substituíram largamente os modelos de cálculo de dose semi-empíricos do passado.

Em 2004 a AAPM publicou uma revisão do protocolo TG-43 (TG-43U1) onde se estabeleceram orientações para dosimetria com TLD e por MC³¹.

2.4. O formalismo de cálculo de dose

O formalismo de cálculo de dose recomendado pelo protocolo TG-43, em contraste com os métodos tradicionais que usam constante de taxa de exposição e fatores de atenuação de tecidos, requer dados de entrada consistentes de taxa de dose da fonte real, em um fantoma constituído de tecido equivalente a um meio espalhador. O protocolo introduz uma série de novas quantidades como a constante de taxa de dose, Λ , a função de geometria, $G(r, \theta)$, a função de dose radial, $g(r)$, a função de anisotropia, $F(r, \theta)$, e a intensidade de kerma no ar, S_k .

Para fontes simetricamente cilíndricas, a distribuição de dose bidimensional pode ser descrita em termos de um sistema de coordenadas polares com origem no centro da fonte, onde r é a distância (em cm) ao ponto de interesse e θ é o ângulo com relação ao eixo longitudinal da fonte, como pode ser visto na Figura 10.

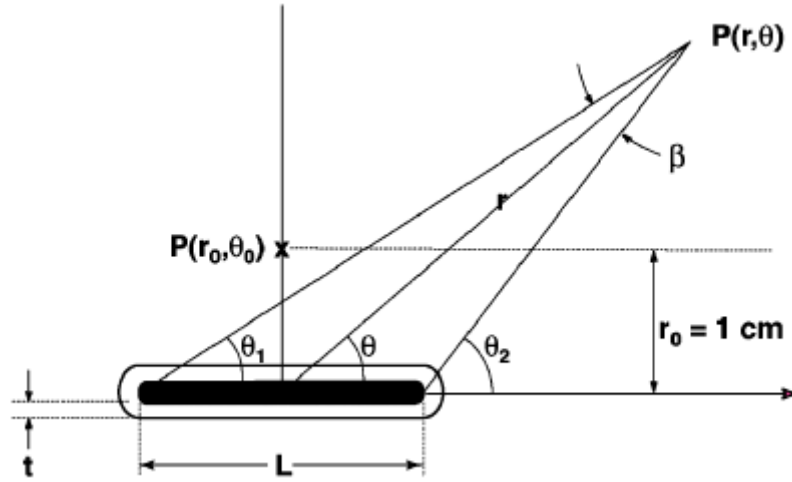


Figura 10 - Sistema de coordenadas utilizado para o cálculo das distribuições de dose em braquiterapia³¹.

A taxa de dose em um ponto de coordenadas (r, θ) pode ser escrita como:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_k \Lambda \frac{G_L(r, \theta)}{G_L(r_0, \theta_0)} g_L(r) F(r, \theta) \quad (38).$$

O ponto de referência, $P(r_0, \theta_0)$, é definido no eixo transversal da fonte a uma distância de 1,00 cm do seu centro, isto é, $r_0 = 1,00\text{cm}$ e $\theta_0 = \pi/2$. O índice “L” indica a aproximação de fonte linear para as funções de geometria e de dose radial. Também está definida no protocolo a aproximação de fonte pontual, cujo índice é “P”, que considera as sementes como fontes pontuais. Neste estudo somente é utilizada a aproximação de fonte linear. As grandezas S_k , Λ , $G_L(r, \theta)$, $g_L(r)$ e $F(r, \theta)$ utilizadas no cálculo da distribuição de dose de uma fonte de braquiterapia são descritas a seguir.

2.4.1. Intensidade de kerma no ar

Intensidade de kerma no ar é uma medida utilizada para especificar fontes de braquiterapia, a qual é descrita em termos de taxa de kerma no ar em um ponto ao longo do eixo transversal da fonte no espaço livre. Esta medida foi introduzida pela primeira vez em 1987 no relatório da AAPM TG-32³² e foi definida como o produto da taxa de kerma no ar em uma distância de calibração no espaço livre, $\dot{K}(d)$, medido ao longo do eixo transversal da fonte, e o quadrado da distância, d^2 . Qualquer meio entre a fonte e o ponto de detecção do kerma influenciará nos resultados e portanto deve-se fazer a correção para o espalhamento e atenuação dos fótons.

$$S_k = \dot{K}(d).d^2 \quad (39)$$

A quantidade d é a distância do centro da fonte ao ponto de especificação de $\dot{K}(d)$, e deve estar localizado no plano transversal da fonte. A distância d pode ser qualquer valor, desde que seja relativamente maior que a dimensão linear do núcleo onde o material radioativo está distribuído, ou seja, a fonte possa ser tratada como pontual. Essa distância geralmente é adotada como 1,00 m.

Caso seja atribuído μGy , h e m como unidades de kerma, tempo e distância, respectivamente, a intensidade de kerma no ar resultará em $\mu\text{Gy.m}^2.h^{-1}$ como recomendado pelo relatório TG-32. Por conveniência, essas combinações de unidades foram denotadas pelo símbolo U.

1U = Uma unidade de intensidade de kerma no ar

$$1U = 1\mu\text{Gy.m}^2.h^{-1} = 1\text{cGy.cm}^2.h^{-1}$$

2.4.2. Constante de taxa de dose, Λ

A constante de taxa de dose (Λ) é a taxa de dose no ponto de referência (r_0, θ_0) por unidade de S_k . É afetada, portanto, pela metodologia experimental de determinação de S_k . Para especificação da constante de taxa de dose, o formalismo proposto pelo TG-43 recomenda que água líquida seja utilizada como meio de referência. Matematicamente, a constante de taxa de dose é definida como:

$$\Lambda = \frac{\dot{D}(1\text{cm}, \pi/2)}{S_k} \quad (40).$$

A constante é influenciada pelos efeitos de geometria da fonte, distribuição espacial de material radioativo, atenuação e espalhamento pela própria fonte radioativa, encapsulamento, e meio.

2.4.3. Função de geometria, $G_X(r, \theta)$

No contexto de cálculo de dose em braquiterapia, o propósito da função de geometria é melhorar a acurácia com que as taxas de dose podem ser estimadas por interpolação de dados tabulados de pontos discretos. Fisicamente, essa função não considera o espalhamento e a atenuação, porém fornece uma correção efetiva para a lei do inverso do quadrado baseada num modelo aproximado da distribuição do material radioativo dentro da fonte (distribuição uniforme). É definida como:

$$G(r, \theta) = \frac{\int_V [\rho(r') dV' / |r' - r|^2]}{\int_V \rho(r') dV'} \quad (41).$$

Onde $\rho(r')$ representa a densidade de material radioativo no ponto $p(r') = p(x', y', z')$ dentro da fonte e V o volume de integração correspondente ao núcleo da fonte. O diferencial dV' é um elemento de volume localizado em r' . Devido à distribuição tridimensional de $\rho(r')$ ser incerto para algumas fontes, o protocolo TG-43 recomenda o uso de modelos de fontes pontuais e lineares, reduzindo a equação 41 em:

$$G_p(r, \theta) = r^{-2} \quad \rightarrow \quad \text{aproximação de fonte pontual} \quad (42)$$

$$G_L(r, \theta) = \begin{cases} \frac{\beta}{Lr \sin \theta} \rightarrow \text{se } \theta \neq 0^\circ \\ (r^2 - L^2/4)^{-1} \rightarrow \text{se } \theta = 0^\circ \end{cases} \quad \rightarrow \quad \text{aproximação de fonte linear} \quad (43).$$

Onde β é o ângulo formado pelo ponto de interesse com relação às extremidades do núcleo radioativo, ou seja, $\beta = \theta_2 - \theta_1$, como pode ser observado na Figura 10.

A revisão do formalismo de cálculo de dose adicionou o subscrito “X” à função de dose de geometria e função de dose radial para indicar se a fonte é considerada pontual, “P”, ou se é uma fonte linear, “L”.

2.4.4. Função de dose radial, $g_X(r)$

A função de dose radial considera os efeitos de absorção e espalhamento no meio ao longo do eixo transversal da fonte. Essa função é definida pela equação 44.

$$g_X(r) = \frac{D(r, \theta_0) G_X(r_0, \theta_0)}{D(r_0, \theta_0) G_X(r, \theta_0)} \quad (44)$$

A função de dose radial é aplicada apenas ao eixo transversal, ou seja, apenas a pontos com ângulo $\theta_0 = \pi/2$. Nota-se que essa é uma função normalizada, sendo que o valor de uma unidade, $g(r) = 1$, corresponde a 1,00 cm de distância da fonte, $r_0 = 1,00 \text{ cm}$. Essa função descreve o comportamento da taxa de dose ao longo do eixo transversal devido à absorção e espalhamento de fótons no meio. O comportamento também pode ser influenciado pela filtração de fótons pelo encapsulamento e materiais da fonte radioativa.

2.4.5. Função de anisotropia em duas dimensões, $F(r, \theta)$

A função de anisotropia descreve a variação da dose como função do ângulo polar θ . Essa função considera a anisotropia da distribuição de dose ao redor da fonte, incluindo efeitos de absorção e espalhamento no meio. É definida como:

$$F(r, \theta) = \frac{\dot{D}(r, \theta) G_L(r, \theta_0)}{\dot{D}(r, \theta_0) G_L(r, \theta)} \quad (45).$$

A função de anisotropia no eixo transversal, $\theta = \pi/2$, apresenta o valor de uma unidade, $F(r, \pi/2) = 1$. Essa função é influenciada pela filtração oblíqua de fótons primários pela própria fonte radioativa e pelo encapsulamento.

Outro fato importante e já indicado anteriormente é o comprimento ativo (L) usado para avaliar $G_L(r, \theta)$ na equação 43. Este deve ser o mesmo comprimento usado para obter $g_L(r)$ e $F(r, \theta)$ pelas Equações 44 e 45, respectivamente. Caso contrário, erros significantes nos resultados de dosimetria em pequenas distâncias podem surgir. Por exemplo, em $r = 0,50\text{cm}$, uma mudança em L de 3,00 mm para 5,00 mm resulta em uma diferença de 5% no valor de $G_L(r, \theta_0)$, influenciando diretamente os valores da função de dose radial e função de anisotropia³¹.

2.5. O método de Monte Carlo

O método de Monte Carlo tornou-se uma ferramenta útil em várias áreas da ciência, principalmente pelo grande avanço na velocidade e capacidade de memória dos computadores modernos. Esse método se distingue de outras técnicas de análise numérica pela utilização de amostragem aleatória para construir a solução de um problema físico ou matemático. O método de Monte Carlo pode ser definido como o método que envolve a deliberada utilização de números aleatórios em um cálculo que tem a estrutura de um processo estocástico. Por processo estocástico entende-se uma sequência de estados cuja evolução é determinada por eventos aleatórios. O método de Monte Carlo é muito importante em Física Médica, principalmente na simulação do transporte de radiação (partículas ou eletromagnéticas) na matéria³³.

No transporte de radiação por simulação Monte Carlo, a trajetória (história) de uma partícula é vista como uma sequência aleatória de percursos livres que termina com uma interação, onde a partícula pode mudar a sua direção de movimento, perder energia e, eventualmente, produzir partículas secundárias como produto da sua interação.

A simulação Monte Carlo é essencial nos modelos de cálculo de dose computacionais para a caracterização do feixe clínico que é emitido pela fonte. Também pode ser utilizado para determinar a distribuição de fótons em uma geometria de tratamento (paciente). Com o avanço da tecnologia, espera-se que os tempos computacionais alcancem níveis aceitáveis, o que faria do método de Monte Carlo a aproximação padrão para um planejamento de tratamento em radioterapia⁵.

Em Física Médica, o código de Monte Carlo EGSnrc (*Electron Gamma Shower*) e o código MCPT (*Monte Carlo Photon Transport*) são os mais utilizados para simulação do transporte da radiação, mas existem vários outros códigos. O código PENELOPE (*PENetration and Energy LOss of Positrons and Electrons*) permite a simulação detalhada de feixes de aceleradores, o código GEANT4 (*GEometry ANd Tracking*) tem sido usado em várias aplicações da radioterapia e medicina nuclear. O código MCNP (*Monte Carlo N-Particle*) tem várias aplicações devido a sua grande flexibilidade e poderoso pacote geométrico³⁴.

2.6. O código MCNP

O código MCNP⁹, desenvolvido e mantido pelo *Los Alamos National Laboratory* (EUA), é um código internacionalmente reconhecido para analisar o transporte de nêutrons, elétrons e fótons pelo método de Monte Carlo. O código lida com o transporte de nêutrons, o de fótons e o transporte acoplado, isto é, transporte de fótons secundários resultantes de interações de nêutrons. O código MCNP também lida com transporte de elétrons, tanto com fontes de elétrons primários como elétrons criados em interações com fótons.

Para realizar as simulações, o usuário cria um arquivo de entrada (Anexo 1), ou *input*, que é lido pelo programa. Este arquivo deve conter todas as informações relevantes ao problema, tais como: (i) especificação da geometria do problema; (ii) descrições dos materiais e seleção das seções de choque; (iii) localização e características das fontes de nêutrons, fótons ou elétrons, e o tipo de respostas ou *tallies* desejadas; (iv) e quaisquer técnicas de redução de variância usadas para melhorar a eficiência.

A geometria do MCNP é definida por uma configuração tridimensional arbitrária com o material de interesse em células geométricas limitadas por superfícies de primeiro, segundo e até quarto grau. Existem diferentes tabelas de dados nucleares para simular as interações. Cada tabela de dados disponível ao MCNP é listada em um arquivo de diretório, XSDIR. As tabelas de dados podem ser especificadas através de identificadores

únicos para cada tabela, chamados ZAIDs. Esses identificadores geralmente contêm o número atômico Z e número de massa A de um elemento, e o especificador de biblioteca ID, a qual determina as seções de choque. Para o caso de interações de fótons, existem tabelas para todos os elementos. Os dados nas tabelas de interações para fótons permitem que o código MCNP versão 5 considere os efeitos de espalhamento coerente e incoerente, absorção fotoelétrica com a possibilidade de emissão fluorescente, e produção de pares quando ocorrem interações entre fótons e matéria. Para descrição de fontes, distribuições de probabilidades independentes podem ser especificadas para cada variável, como energia, tempo, posição e direção, e para outros parâmetros tais como a emissão por célula(s) ou superfície(s). O MCNP pode realizar várias contagens relacionadas à corrente de partículas, fluxo de partículas, e deposição de energia dependendo da especificação. As contagens são normalizadas por partícula “iniciada”⁹.

2.7. Recomendações para dosimetria por Monte Carlo

Segundo o protocolo TG-43U1, os códigos de Monte Carlo utilizados para dosimetria em braquiterapia devem ser capazes de suportar uma modelagem geométrica tridimensional da fonte, técnicas apropriadas de estimativa da dose, bibliotecas de seção de choque modernas e um modelo suficientemente completo de espalhamento e absorção de fótons e criação de fótons secundários.

Ainda de acordo com o protocolo, os pesquisadores (independente do código de Monte Carlo que escolherem) devem assegurar-se de que são capazes de reproduzir distribuições de dose publicadas anteriormente para, pelo menos, um modelo de fonte amplamente usado. Uma lista de requisitos deve ser observada:

(i) Cálculos de dosimetria devem ser feitos em um fantoma de água líquida de 30,00 cm de diâmetro.

(ii) Um número suficiente de histórias deve ser calculado para garantir que os resultados dosimétricos tenham $1\sigma \leq 2\%$ em $r \leq 5,00$ cm e que os cálculos de $\dot{k}(d)$ para determinação de S_k tenham $1\sigma \leq 1\%$ no ponto de interesse.

(iii) Bibliotecas de seções de choque modernas (pós 1980) devem ser utilizadas, de preferência aquelas equivalentes à base de dados XCOM do NIST (*National Institute of Standards and Technology*) como DLC-146 e EPDL97. Além do mais, o ar úmido descreve melhor as condições experimentais do que o ar seco e os coeficientes de absorção de massa e energia para ar úmido são recomendados para minimizar incertezas sistemáticas.

(iv) Dimensões da fonte e composição do encapsulamento e componentes internos relatados pelo fabricante devem ser verificados através do uso de medições físicas, radiografia de transmissão ou auto-radiografia.

(v) O impacto provocado pelo volume e *tallies* utilizados para estimar a dose deve ser limitado a 1%.

(vi) Cálculos de dose em (r, θ) para a determinação de $F(r, \theta)$ devem incluir uma alta resolução em regiões de alto gradiente de dose tais como próximo às extremidades da fonte ou em regiões onde a blindagem interna da fonte causa mudanças abruptas na dose.

(vii) Modelagem de fontes pontuais é inaceitável.

(viii) A mobilidade mecânica das estruturas internas da fonte, que têm potencial para afetar significativamente a distribuição de dose, deve ser considerada pelo pesquisador no desenvolvimento do modelo geométrico da fonte e na estimativa da incerteza.

3. METODOLOGIA

3.1. Espectro de energia do Ir-192

O irídio-192 radioativo é produzido via captura neutrônica pelo elemento estável irídio-191 (37% de abundância). Sua meia vida é de 73,83 dias e o decaimento primário ocorre por β -menos (95,6%) e captura eletrônica (4,4%) em vários estados excitados de platina-192 e ósmio-192, respectivamente. Posteriormente, os elementos produtos decaem para o estado fundamental por emissão de raios gama. Essa emissão pode interagir com os elétrons orbitais produzindo raios x característicos das camadas K e L . As energias dos raios gamas emitidos variam entre 0,136 MeV à 1,062 MeV, resultando em uma energia média de 0,370 MeV. As partículas β emitidas possuem energia entre 0,240 MeV e 0,670 MeV. Em média, um decaimento resulta na emissão de 1 elétron e 2,363 fótons^{6,35,37}.

O espectro utilizado (ver Tabela 01) foi fornecido pelo NNDC (National Nuclear Data Center)³⁸ desconsiderando a radiação β -, já que os elétrons são emitidos predominantemente com baixas energias, sendo blindados pelo encapsulamento de aço.

Os raios-x de baixas energias, assim como os elétrons, são blindados pelo encapsulamento da fonte e muitas vezes desconsiderados, no entanto, os raios-x originados da camada K foram considerados em todas as simulações realizadas neste trabalho, pois não ocasionam um acréscimo significativo no tempo de simulação, e

também para não introduzir erros nas simulações realizadas próximas à fonte e nas simulações do kerma³⁶.

Tabela 01 - Espectro energético de fótons do Ir-192 obtido do NNDC³⁸. *Fótons característicos da camada *K* originados devido captura eletrônica. **Fótons característicos da camada *K* originados devido desintegração β^- .

Energia (MeV)	Intensidade (%)	Energia (MeV)	Intensidade (%)
0,0615*	0,4120	0,3292	0,0060
0,0630*	0,7039	0,3745	0,2493
0,0651**	1,1309	0,4165	0,2877
0,0668**	1,9178	0,4205	0,0237
0,0711*	0,0827	0,4681	20,5587
0,0714*	0,1600	0,4846	1,0942
0,0734*	0,0560	0,4853	0,0010
0,0754**	0,2292	0,4891	0,1504
0,0757**	0,4408	0,5886	1,9423
0,0778**	0,1570	0,5935	0,0181
0,1104	0,0042	0,5994	0,0017
0,1363	0,0860	0,6044	3,5261
0,1770	0,0018	0,6125	2,2962
0,2013	0,1624	0,7039	0,0018
0,2058	1,1468	0,7658	0,0006
0,2803	0,0039	0,8845	0,1251
0,2833	0,0913	1,0615	0,0228
0,2960	12,3498	1,0899	0,0005
0,3085	12,7626	1,3782	0,0005
0,3165	35,5660		

3.2. Fontes modeladas

A construção interna e dimensões das fontes MicroSelectron, desenvolvidas pela *Nucletron*, modeladas neste trabalho são ilustradas pelas Figuras 11 (a) e (b). Dois modelos foram utilizados, o modelo “clássico” ou v.1 e o modelo mais atual v.2. As dimensões mecânicas e as composições dos materiais da fonte v.1 foram obtidas pelo

trabalho de Williamson³⁹, enquanto que as especificações da fonte v.2 foram obtidas pelo trabalho de Daskalov⁴⁰.

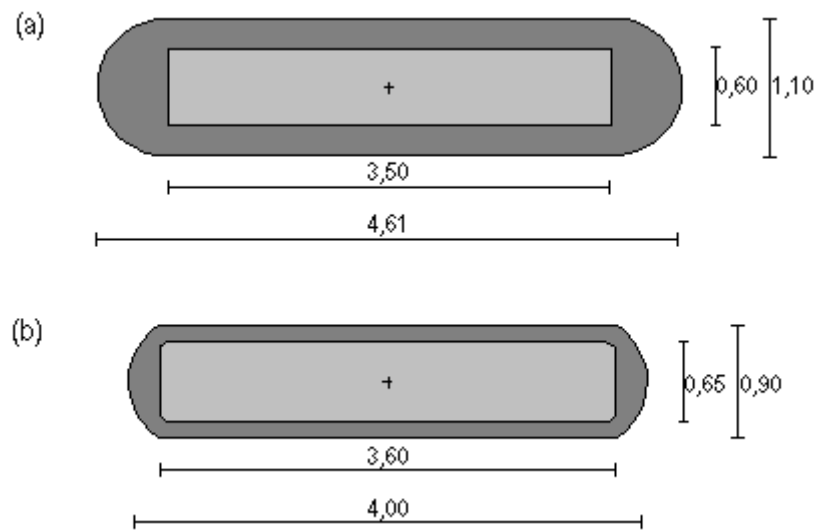


Figura 11 - Ilustração das fontes modeladas neste trabalho. Todas as medidas estão em mm.

(a) MicroSelectron v.1 (b) MicroSelectron v.2

Ambas as fontes consistem de irídio metálico puro (densidade $22,42 \text{ g.cm}^{-3}$) em formato cilíndrico, no qual o material radioativo irídio-192 está uniformemente distribuído. A fonte “clássica” tem comprimento igual a 3,50 mm e diâmetro de 0,60 mm, encapsulada com 0,25 mm de espessura por aço inoxidável AISI 316L (em peso, 2% Mn, 1% Si, 17% Cr, 12% Ni e 68% Fe) (densidade $8,02 \text{ g.cm}^{-3}$). As extremidades do encapsulamento possui geometria semiesférica de 1,10 mm de diâmetro com seu centro deslocado $\pm 1,755 \text{ mm}$ do centro da fonte. O modelo mais atual da microSelectron possui pequenas diferenças com relação a sua antecessora, tornando-a mais versátil. O cilindro radioativo aumentou 0,10 mm em comprimento e 0,05 mm em diâmetro (3,60 mm de comprimento e 0,65 mm de diâmetro). Embora tenha aumentado todas as dimensões do cilindro radioativo, a espessura do encapsulamento da fonte v.2 foi reduzida à metade (0,125 mm de espessura) e mantido o mesmo material (aço inoxidável 316L). As extremidades do encapsulamento foram aproximadas a uma semiesfera de 0,163 mm de diâmetro com centro deslocado em $\pm 1,20 \text{ mm}$ do centro da fonte.

Todas as fontes modeladas apresentam o centro geométrico coincidindo com o centro do plano cartesiano, e o eixo longitudinal das fontes correspondem ao eixo y.

3.3. Simulações Monte Carlo

O código MCNP versão 5 foi usado para simular o transporte de radiação proveniente de uma fonte de braquiterapia em um meio, para posteriores cálculos dos parâmetros dosimétricos exigidos pelo protocolo TG-43. Devido ao espectro energético dos fótons, o meio de medida ser água (elementos de baixo número atômico) e a blindagem parcial dos elétrons primários pelo encapsulamento (em uma situação mais realística, já que não foram simulados elétrons primários neste trabalho), considera-se a ocorrência da condição de equilíbrio eletrônico de partículas carregadas (CPE) em distâncias maiores que 2,00 mm da fonte e, portanto, o kerma colisional pode ser considerado igual à dose absorvida⁴⁰⁻⁴².

As simulações foram realizadas considerando apenas o transporte de fótons (MODE P do MCNP), porém o tratamento físico usado foi detalhado (cartão PHYS:P do MCNP) e com aproximação TTB (*Thick Target Bremsstrahlung*). Isso significa que os fótons podem sofrer espalhamento coerente e incoerente, considera-se a emissão de fótons característicos após absorção fotoelétrica, e os elétrons secundários emitidos geram bremsstrahlung e são imediatamente aniquilados. Essa opção permite considerar a influência devido à emissão de elétrons secundários sem que a simulação realize transporte de elétrons, o que tornaria a simulação muito mais demorada.

As seções de choque usadas nas simulações estão listadas na biblioteca padrão, MCPLIB04, do MCNP-5C. Esta biblioteca é baseada na biblioteca EPDL97⁴³, cumprindo a exigência do TG-43U1 de usar bibliotecas de seções de choque modernas (pós 1980).

3.3.1. Parâmetros dosimétricos do TG-43

Obedecendo ao protocolo TG-43U1, as simulações para determinar o kerma no ar devido a uma fonte de braquiterapia foram realizadas no vácuo, evitando a necessidade de correção devido ao espalhamento e atenuação dos fótons no meio. O *tally F4:P* foi usado para determinar a fluência energética dos fótons no volume (célula) de interesse. Esse *tally* pode ser modificado introduzindo os cartões DE/DF do MCNP, os quais usam as energias dos fótons e seus correspondentes coeficientes de transferência de energia e massa em um meio para calcular o kerma. Para fótons de baixa energia percorrendo um meio de baixo número atômico, a fração de energia de partículas secundárias carregadas perdida por bremsstrahlung é muito pequena e considerada insignificante, portanto o coeficiente de transferência de energia e massa pode ser aproximado ao coeficiente de absorção de energia e massa (Tabela 02). Outro *tally*, *F6:P*, foi usado para determinar o kerma. A

ocorrência do equilíbrio eletrônico permite a comparação entre esses dois *tallies*, uma vez que o *tally F6:P* determina a energia depositada numa célula.

Tabela 02 - Coeficientes de absorção de energia e massa para o ar seco, usados no cartão DE/DF do MCNP para o cálculo do kerma, obtidos do NIST⁴⁴.

Coeficiente de absorção de energia e massa para o ar seco	
<i>Energia[MeV]</i>	$\mu_{tr} / \rho [cm^2 / g]$
0,005	39,3100
0,006	22,7000
0,008	9,4460
0,010	4,7420
0,015	1,3340
0,020	0,5389
0,030	0,1537
0,040	0,0683
0,050	0,0410
0,060	0,0304
0,080	0,0241
0,100	0,0233
0,150	0,0250
0,200	0,0267
0,300	0,0287
0,400	0,0295
0,500	0,0297
0,600	0,0295
0,800	0,0282
1,000	0,0279
1,250	0,0267

Com relação ao volume de medição, foram modeladas duas células com diferentes geometrias e volumes, porém ambas apresentam seu correspondente centro geométrico a 1,00 m de distância da origem do plano cartesiano, no eixo *z*. Uma célula tem comprimento de 10,00 cm nos eixos *x* e *y*, e 0,05 cm no eixo *z*, com volume total de 5,00

cm³, e a outra possui geometria cilíndrica com 10,00 cm de diâmetro e o eixo longitudinal coincidindo com o eixo z, cujo comprimento é de 0,20 cm, e volume total de 15,71 cm³. Para obter incertezas menores que 1,00% nos resultados, o número de fótons iniciais simulados foi igual a 1,00E+08.

Para calcular a constante de taxa de dose é preciso conhecer o valor da taxa de dose na água a 1,00 cm de distância da fonte. Duas geometrias foram modeladas para medidas, sendo um cubo (*voxel*) de lados iguais a 0,50 mm e volume de $1,25 \cdot 10^{-4}$ cm³, e uma esfera com diâmetro igual a 0,50 mm e volume de $6,55 \cdot 10^{-5}$ cm³. Ambas as geometrias apresentam seu centro geométrico coincidindo com o ponto de 1,00 cm no eixo z. Nessas simulações a fonte modelada foi posicionada no centro de um fantoma esférico de 30,00 cm de diâmetro contendo água líquida (densidade 1,00 g/cm³), assim como todas as simulações, menos na determinação do kerma no ar. O *tally F6:P* foi usado para determinar a energia depositada nas duas células modeladas. Como essas simulações foram realizadas na água, onde os fótons percorrendo um caminho sofrem mais interações que no ar, o número de histórias iniciais necessárias à obtenção de resultados confiáveis foi de 1,30E+08.

Os parâmetros dosimétricos função de dose radial e função de anisotropia foram obtidos após simulações em fantoma de água com células esféricas para determinação da energia depositada em diferentes distâncias da fonte e posição angular. Para análise da função de dose radial, células esféricas foram modeladas a 0,10 cm, 0,20 cm, 0,30 cm, 0,50 cm, 1,00 cm, 1,50 cm, e a partir de 2,00 cm até 14,00 cm com intervalos de 1,00 cm. Para anisotropia, as células foram modeladas com intervalo de 5 graus, e nas distâncias de 0,25 cm, 0,50 cm, 1,00 cm, 2,00 cm, 3,00 cm, 5,00 cm, 7,50 cm, 10,00 cm, 12,50 cm e 15,00 cm do centro da fonte. O raio das esferas variam com a distância desta em relação à fonte, sendo o raio igual a $6,25 \cdot 10^{-3}$ cm e volume de $10,23 \cdot 10^{-7}$ cm³ para distâncias de 0,10 cm, 0,20 cm e 0,25 cm, raio igual a $1,25 \cdot 10^{-2}$ cm e volume de $8,18 \cdot 10^{-6}$ cm³ para 0,30 cm e 0,50 cm, raio igual a $2,50 \cdot 10^{-2}$ cm e volume de $6,55 \cdot 10^{-5}$ cm³ para 1,00 cm e 1,50 cm, raio igual a $5,00 \cdot 10^{-2}$ cm e volume de $5,24 \cdot 10^{-4}$ cm³ para 2,00 cm, raio igual a 0,10 cm e volume de $4,19 \cdot 10^{-3}$ cm³ para 3,00 cm e 4,00 cm, raio igual a 0,15 cm e volume de $1,41 \cdot 10^{-2}$ cm³ para 5,00 cm, 6,00 cm e 7,00 cm, raio igual a 0,20 cm e volume de $3,35 \cdot 10^{-2}$ cm³ para 7,50 cm, 8,00 cm, 9,00 cm e 10,00 cm, raio igual a 0,25 cm e volume de $6,55 \cdot 10^{-2}$ cm³ para 11,00 cm, 12,00 cm, 12,50 cm e 13,00 cm, e raio igual a 0,30 cm e volume de $1,13 \cdot 10^{-1}$ cm³ para 14,00 cm e 15,00 cm de distância da fonte.

Assim como na determinação da taxa de dose no ponto de referência necessária para cálculo da constante de taxa de dose, todas as simulações realizadas para posterior análise das funções radial e anisotropia foram realizadas com o *tally F6:P*. Para obter resultados com erro relativo inferiores a 1,50% foram necessários $1,00\text{E}+09$ histórias iniciais e a variação no volume das esferas para medição (células) como descrito anteriormente. A Figura 12 foi gerada no *Visual Editor* do MCNP e ilustra a fonte MicroSelectron v.1 e as esferas para determinação da dose nas coordenadas ($r=0,25\text{cm}$, θ), assim como o sistema de coordenada polar usado para análise dos resultados. Como cada fonte é cilíndrica e com extremidades simétricas, os pontos de 0 a 90 graus são suficientes para determinar a anisotropia das fontes.

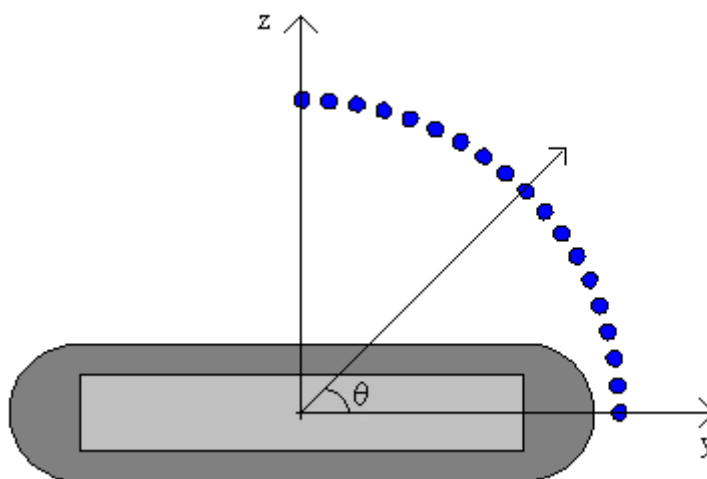


Figura 12 - Ilustração das esferas de água para determinação da dose nos pontos de $r=0,25\text{cm}$. O fantoma de 30,00cm de diâmetro preenchido com água não está ilustrado.

4.RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os parâmetros dosimétricos de cada fonte modelada foram calculados a partir dos resultados das simulações de distribuição de dose usando o método de Monte Carlo com o código MCNP versão 5 e validados comparando-os com outros parâmetros presentes na literatura^{36,39,40,45}, os quais foram obtidos usando diferentes códigos, como EGS4, EGSnrc e MCPT.

Uma característica importante da fonte, e que influencia diretamente no valor da constante de taxa de dose, é a intensidade de kerma no ar. Quatro simulações foram realizadas para cada fonte para verificar a diferença que o volume de detecção e/ou o *tally*

escolhido pode ocasionar nos resultados finais. As geometrias e *tallies* usados foram descritos na seção 3.3.1. e os resultados correspondentes a cada simulação estão apresentados na Tabela 03.

Para simplificar a apresentação dos resultados, os valores obtidos através das simulações serão descritos da seguinte maneira:

S1 → resultados das simulações de kerma no ar obtido com cilindro

S2 → resultados das simulações de kerma no ar obtido com voxel

R1 → resultados das simulações de kerma no ar presente na literatura³⁶

As incertezas calculadas pelo MCNP referentes à precisão dos resultados obtidos pelas simulações de kerma no ar das duas fontes modeladas foram menores que 0,50%.

Tabela 03 - Valores de intensidade de kerma no ar das fontes MicroSelectron obtidos com diferentes *tallies* e células, e os valores calculados por Borg³⁶.

	S1 [10 ⁻⁸ U.Bq ⁻¹]	S2 [10 ⁻⁸ U.Bq ⁻¹]	R1 [10 ⁻⁸ U.Bq ⁻¹]	$E_{S1/S2}(\%)$	$E_{R1/S1}(\%)$
MicroSelectron v1					
<i>Tally *F4:P</i>	9,78 ± 0,05	9,81 ± 0,04	9,79 ± 0,02	0,31	0,10
<i>Tally F6:P</i>	9,78 ± 0,05	9,82 ± 0,04		0,41	
MicroSelectron v2					
<i>Tally *F4:P</i>	9,73 ± 0,05	9,77 ± 0,04	9,73 ± 0,01	0,41	0,00
<i>Tally F6:P</i>	9,73 ± 0,05	9,77 ± 0,04		0,41	

O erro relativo entre os valores obtidos por diferentes geometrias, ou seja, entre os valores S1 e S2, e o erro entre os valores de R1 e S1, adotando R1 como referência, foram calculados com as equações 46 e 47, respectivamente.

$$E_{S1/S2}(\%) = \left| \frac{S1 - S2}{S1} \right| \times 100 \quad (46)$$

$$E_{R1/S1}(\%) = \left| \frac{R1 - S1}{R1} \right| \times 100 \quad (47)$$

Apenas os valores de S2 obtidos da MicroSelectron v1 apresentaram erro quando comparadas as simulações com diferentes *tallies*, sendo um erro de 0,10%, e portanto não foi apresentado na tabela 2 para simplificá-la.

A célula cilíndrica para determinação do kerma no ar foi modelada de acordo com informações do trabalho de Borg³⁶, visando reproduzir as mesmas condições de suas simulações, as quais foram realizadas com o código EGS4. Portanto, apenas os resultados das simulações com a célula cilíndrica, S1, foram comparados com valores da literatura, R1, para análise de erros. O interesse da modelagem do voxel, além de comparar a influência de diferentes geometrias na medição, é que esta geometria foi usada por Taylor⁴⁵ em suas simulações, realizadas com o código EGSnrc. Porém não foi possível a comparação já que este não apresenta os resultados das simulações de kerma, apenas usa os valores obtidos para calcular as constantes de taxa de dose, as quais serão usadas, posteriormente, para comparação desse parâmetro obtido neste trabalho. As comparações entre os valores obtidos neste trabalho com diferentes geometrias resultaram em erros de até 0,41% para as duas fontes. Erro esse aceitável segundo o protocolo TG-43U1 (erro < 1%).

Como o código usado por Borg não é o mesmo que o deste trabalho, outro *tally* foi usado nas simulações, porém equivalente ao *tally F4:P* do MCNP, ou seja, baseado no espectro de fluência de fótons. Devido esse fato, os erros entre os valores da literatura utilizada e os resultados obtidos com o *tally *F4:P*, e a mesma geometria para medida foi de 0,10% para a fonte MicroSelectron v.1 e a fonte MicroSelectron v.2 não apresentou erro significativo.

Para calcular a constante de taxa de dose, duas simulações para determinar a dose a 1,00cm da fonte foram realizadas variando a geometria da célula de medida, sendo um voxel e uma esfera como descrito na metodologia (seção 3.3.1.). Os resultados obtidos pelas simulações estão apresentados na Tabela 04. Os valores obtidos pelas simulações serão descritos como:

S3 → resultado das simulações de dose na água a 1,00 cm obtidos com voxel

S4 → resultado das simulações de dose na água a 1,00 cm obtidos com esfera

O erro relativo entre as duas simulações foi calculado com a equação 48, visando à comparação da distribuição de dose em diferentes geometrias.

$$E_{S3/S4}(\%) = \left| \frac{S3 - S4}{S3} \right| \times 100 \quad (48)$$

Tabela 04 - Valores de taxa de dose na água a 1,00 cm da fonte simulados em diferentes geometrias com o código MCNP-5C.

Fontes	S3 [10 ⁻⁸ cGy.h ⁻¹]	S4 [10 ⁻⁸ cGy.h ⁻¹]	$E_{S3/S4}(\%)$
MicroSelectron v1	10,93 ± 0,07	10,83 ± 0,09	0,92
MicroSelectron v2	10,83 ± 0,08	10,79 ± 0,09	0,37

As incertezas com relação à precisão dos valores calculados pelas simulações foram de 0,68% e 0,83% para o voxel e a esfera, respectivamente, e independente da fonte. A comparação de resultados obtidos entre as diferentes geometrias das células de medição apresentaram erros de 0,92% para a MicroSelectron v.1 e 0,37% para a MicroSelectron v.2, o que pode influenciar diretamente no cálculo da constante de taxa de dose. Não foram comparados os valores simulados com a literatura, pois esta não disponibiliza estes resultados, já que a dose no ponto de referência não é um parâmetro exigido pelo TG-43 para a caracterização dosimétrica de uma fonte.

Um comportamento importante a ser observado é que tanto o valor de kerma no ar como a dose na água foram maiores quando simulados com a célula de medição no formato de voxel. Esse fato está diretamente relacionado com a área de seção transversal da célula que pode ser atravessada por um fóton. No caso do voxel, a área de seção transversal é correspondente a um quadrado, enquanto que a área de seção transversal de uma esfera ou um cilindro corresponde a uma circunferência, como mostrado na Figura 13.

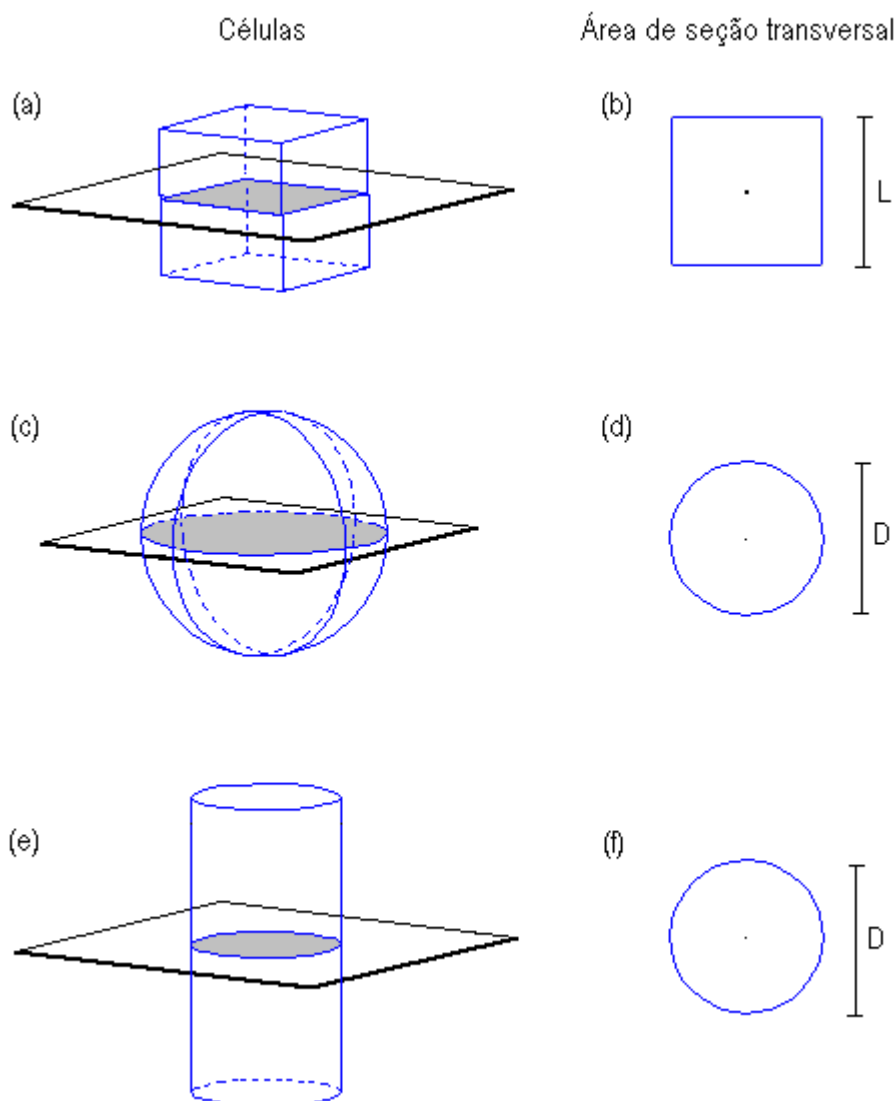


Figura 13 - Modelos das geometrias usadas nas simulações para medição e suas respectivas áreas de seção transversal. (a) voxel, (b) quadrado, (c) esfera, (d) circunferência, (e) cilindro, (f) circunferência.

Quando usado uma área de seção transversal quadrada, cujo lado tem o mesmo comprimento que o diâmetro de uma circunferência ($L = D$), a área do quadrado é maior que a área da circunferência. Essa maior área “exposta” ao possível percurso realizado por um fóton em um meio, permite que este sofra mais interações resultando, conseqüentemente, em maior deposição de energia, ou maior dose. Porém, mesmo com essa consequência, a variação nos resultados obtidos por diferentes geometrias neste trabalho, seja na determinação do kerma ou da dose, não foram incompatíveis entre si, apresentando erros de no máximo 0,92%. Essa comparação permitiu avaliar como a geometria de uma célula pode influenciar na medida, já que não existe um padrão definido de geometria a ser usada em simulações de distribuição de dose com o método de Monte Carlo em procedimentos de braquiterapia.

Com os valores de intensidade de kerma e dose no ponto de referência, as constantes de taxa de dose foram calculados para as duas fontes modeladas, sendo os valores obtidos comparados com as constantes de taxa de dose presentes na literatura^{39,40,45}. Como foram modeladas duas células com diferentes geometrias de medida nas simulações de kerma no ar e de dose no ponto de referência, foram calculados quatro valores de constante de taxa de dose relacionando cada valor obtido de kerma com um valor de dose. Os resultados calculados estão apresentados na Tabela 05. Para calcular os erros entre os resultados, o valor obtido com as mesmas geometrias modeladas por Taylor, que neste trabalho corresponde ao cálculo S3 / S2, será considerado como referência nas equações abaixo, e os resultados apresentados na Tabela 06.

$$E_{S3/S2/S3/S1}(\%) = \left| \frac{S3/S2 - S3/S1}{S3/S2} \right| \times 100 \quad (49)$$

$$E_{S3/S2/S4/S1}(\%) = \left| \frac{S3/S2 - S4/S1}{S3/S2} \right| \times 100 \quad (50)$$

$$E_{S3/S2/S4/S2}(\%) = \left| \frac{S3/S2 - S4/S2}{S3/S2} \right| \times 100 \quad (51)$$

Tabela 05 - Valores da constante de taxa de dose calculados com diferentes resultados de dose no ponto de referência e de kerma obtidos por simulações com o código MCNP-5C.

	S3/S1	S3/S2	S4/S1	S4/S2
	[cGy.h ⁻¹ U ⁻¹]	[cGy.h ⁻¹ U ⁻¹]	[cGy.h ⁻¹ U ⁻¹]	[cGy.h ⁻¹ U ⁻¹]
MicroSelectron v1	1,118 ± 0,008	1,114 ± 0,008	1,107 ± 0,009	1,104 ± 0,009
MicroSelectron v2	1,113 ± 0,008	1,109 ± 0,008	1,109 ± 0,009	1,104 ± 0,009

Tabela 06 - Erros relativos entre as constantes de taxa de dose calculadas relacionando diferentes geometrias de medida de dose e de kerma.

	$E_{S3/S2/S3/S1}(\%)$	$E_{S3/S2/S4/S1}(\%)$	$E_{S3/S2/S4/S2}(\%)$
MicroSelectron v1	0,36	0,63	0,90
MicroSelectron v2	0,36	0,00	0,45

Os valores de constante de taxa de dose calculados usando todas as combinações de geometrias modeladas, resultou em um valor mínimo de $1,104 \text{ cGy.h}^{-1}.\text{U}^{-1}$ para as duas fontes e com a mesma combinação de geometria, sendo a dose na esfera e o kerma medido no voxel. O erro entre o valor mínimo calculado para as fontes MicroSelectron v.1 e MicroSelectron v.2 com relação ao valor adotado como referência, $S3/S2$, foi de 0,90% e 0,45% respectivamente. O valor máximo da constante da fonte MicroSelectron v.1 foi obtido quando usado para o cálculo o resultado das simulações de dose no voxel e do kerma no cilindro, com valor de $1,118 \text{ cGy.h}^{-1}.\text{U}^{-1}$. A fonte MicroSelectron v.2 apresentou o valor máximo de $1,113 \text{ cGy.h}^{-1}.\text{U}^{-1}$ quando usadas as mesmas geometrias responsáveis pelo valor máximo da MicroSelectron v.1. As duas fontes apresentaram erro relativo entre o valor máximo e o adotado como referência igual a 0,36%.

Os erros entre os valores calculados de constante de taxa de dose são ocasionados principalmente pelas variações das geometrias das células de medição modeladas nas simulações, já que este é um parâmetro dependente de outras medidas, sendo a dose no ponto de referência e a intensidade de kerma no ar de uma fonte.

Uma importante observação é que os valores máximos e mínimos da constante de taxa de dose das duas fontes foram obtidos quando as geometrias de medida não apresentam igualdade geométrica da área de seção transversal, ou seja, quando a dose é medida em uma esfera que apresenta área de seção transversal equivalente a uma circunferência e o kerma medido em um voxel com área de seção transversal equivalente a um quadrado, ou o contrário, já que a área que o fóton pode atravessar nessas geometrias é diferente, como discutido anteriormente.

O valor da constante de taxa de dose, $S3/S2$, adotado como referência para o cálculo de erros entre os resultados obtidos neste trabalho, foi comparado com outros valores presentes na literatura^{39,40,45}. Os valores da literatura serão descritos como:

R2 → valor da constante de taxa de dose da fonte MicroSelectron v.1 obtido por Taylor⁴⁵ usando o código EGSnrc.

R3 → valor da constante de taxa de dose da fonte MicroSelectron v.1 obtido por Williamson³⁹ usando o código MCPT.

R4 → valor da constante de taxa de dose da fonte MicroSelectron v.2 obtido por Taylor⁴⁵ usando o código EGSnrc.

R5 → valor da constante de taxa de dose da fonte MicroSelectron v.2 obtido por Daskalov⁴⁰ usando o código MCPT.

Os valores referentes à fonte MicroSelectron v.1 estão apresentados na Tabela 07 e os valores da MicroSelectron v.2 estão apresentados na Tabela 08. Os erros entre os valores obtidos com o código MCNP-5C para as duas fontes e os valores presentes na literatura foram calculados considerando a literatura como referência na equação 52.

$$E_{Literatura / MCNP5C}(\%) = \left| \frac{\Lambda_{Literatura} - \Lambda_{MCNP5C}}{\Lambda_{Literatura}} \right| \times 100 \quad (52)$$

Tabela 07 - Valores da constante de taxa de dose da fonte MicroSelectron v.1 obtidos por simulações Monte Carlo.

	S3/S2 [cGy.h ⁻¹ U ⁻¹]	R2 [cGy.h ⁻¹ U ⁻¹]	R3 [cGy.h ⁻¹ U ⁻¹]	$E_{R2/S3/S2}(\%)$	$E_{R3/S3/S2}(\%)$
MicroSelectron v1	1,114 ± 0,008	1,117 ± 0,002	1,115 ± 0,5%	0,27	0,09

Tabela 08 - Valores da constante de taxa de dose da fonte MicroSelectron v.2 obtidos por simulações Monte Carlo.

	S3/S2 [cGy.h ⁻¹ U ⁻¹]	R4 [cGy.h ⁻¹ U ⁻¹]	R5 [cGy.h ⁻¹ U ⁻¹]	$E_{R4/S3/S2}(\%)$	$E_{R5/S3/S2}(\%)$
MicroSelectron v2	1,109 ± 0,008	1,109 ± 0,002	1,108 ± 0,13%	0,00	0,09

A constante de taxa de dose calculada para a fonte MicroSelectron v.1 apresentou erro de 0,27% e 0,09% quando comparado com os resultados obtidos pelo código EGSnrc e MCPT respectivamente. Esse mesmo parâmetro analisado para a fonte MicroSelectron v.2 não resultou em erro significativo quando comparado com o código EGSnrc, e apresentou erro de apenas 0,09% quando comparado com o código MCPT. Como foi adotado as mesmas geometrias das células de medição modeladas por Taylor, não ocorreu erro entre o valor calculado neste trabalho e apresentado por Taylor para a fonte MicroSelectron v.2, enquanto a MicroSelectron v.1 apresentou erro de 0,27%, o que pode ter sido ocasionado por pequenas diferenças na geometria da fonte modelada, porém aceitável.

A função de geometria proposta pelo TG-43 para uma fonte cuja dimensão pode ser aproximada como linear foi calculada pela equação 43 e os valores obtidos para cada fonte e distância estão apresentados no Anexo 2. Essa função foi definida para melhorar a acurácia com que valores de taxas de dose possam ser obtidos por interpolação de dados

conhecidos e é apenas uma função matemática. Esses valores têm importância fundamental na determinação dos parâmetros dosimétricos função de dose radial e função de anisotropia.

A função de dose radial e função de anisotropia são parâmetros exigidos pelo protocolo TG-43 para caracterizar a distribuição de dose relativa no eixo transversal e no entorno da fonte, respectivamente. Com os resultados obtidos pelas simulações Monte Carlo de distribuição de dose, foi possível definir a função de dose radial e função de anisotropia das duas fontes modeladas, e compará-las com os valores presentes na literatura^{39,40,45}. Na Tabela 09 estão apresentados os valores de $g(r)$ para diferentes distâncias da fonte no eixo transversal calculados com resultados das simulações e os valores das correspondentes funções de geometria. As incertezas com relação à precisão dos resultados obtidos pelas simulações para definição da função de dose radial foram menores que 1,00%. As comparações entre os pontos analisados das duas fontes mostraram que os valores da função de dose radial são praticamente os mesmos, com diferenças de 0,40% e 0,61% calculadas nas distâncias de 0,10 cm e 0,20 cm da fonte, respectivamente. Fora esses dois pontos, as diferenças entre as fontes não ultrapassam 0,30%. Em regiões mais próximas da fonte, a função de dose radial da fonte MicroSelectron v.2 apresenta valores mais próximos de 1,00 pois o encapsulamento desta é menor que da MicroSelectron v.1, a qual atenua mais os fótons de menores energias emitidos da fonte, diminuindo a contribuição da dose relativa próximo à fonte.

Tabela 09 - Funções de dose radial obtidas para as fontes MicroSelectron v.1 e v.2 com o código MCNP.

Distância no eixo transversal [cm]	Função de dose radial $g(r)$	
	MicroSelectron v1	MicroSelectron v2
0,10	0,990	0,994
0,20	0,988	0,993
0,30	0,998	0,999
0,50	1,002	1,002
1,00	1,000	1,000
1,50	0,998	0,998
2,00	1,002	1,001
3,00	1,004	1,004
4,00	1,000	1,000

5,00	0,991	0,990
6,00	0,974	0,972
7,00	0,958	0,959
8,00	0,932	0,932
9,00	0,904	0,905
10,00	0,868	0,870
11,00	0,836	0,837
12,00	0,795	0,796
13,00	0,743	0,743
14,00	0,686	0,686

Os resultados calculados com o MCNP neste trabalho foram comparados com valores da literatura^{39,40,45} e estão apresentados nas Figuras 14 e 15.

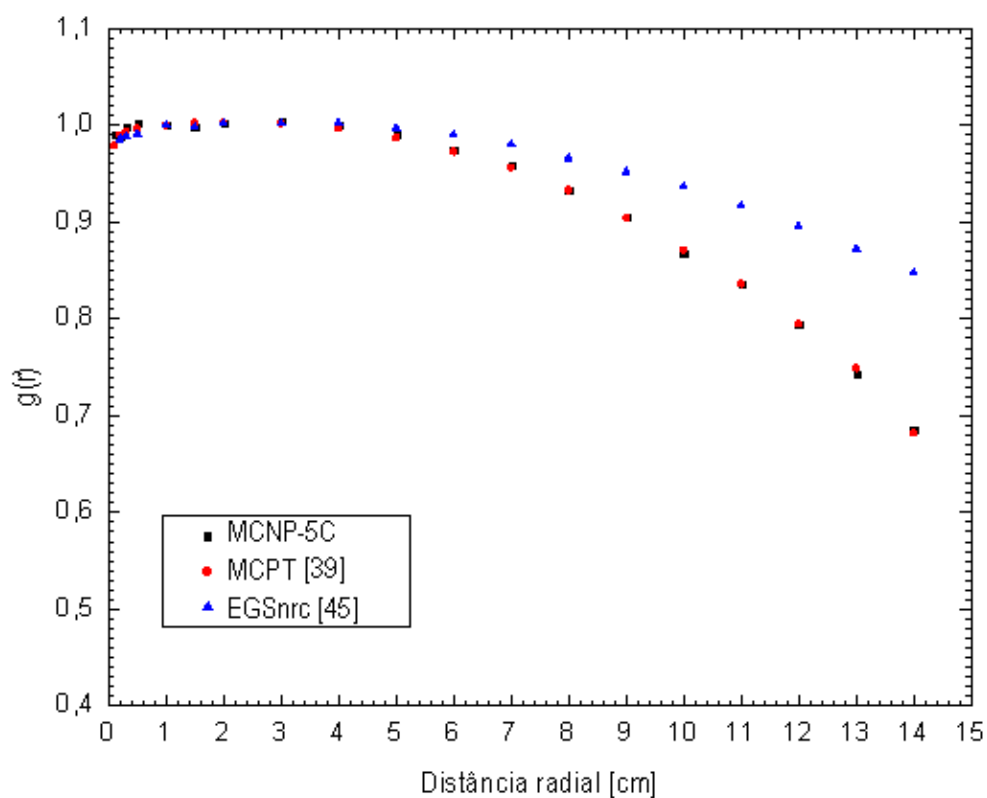


Figura 14 - Função de dose radial da fonte MicroSelectron v.1 obtida por diferentes códigos de simulação Monte Carlo.

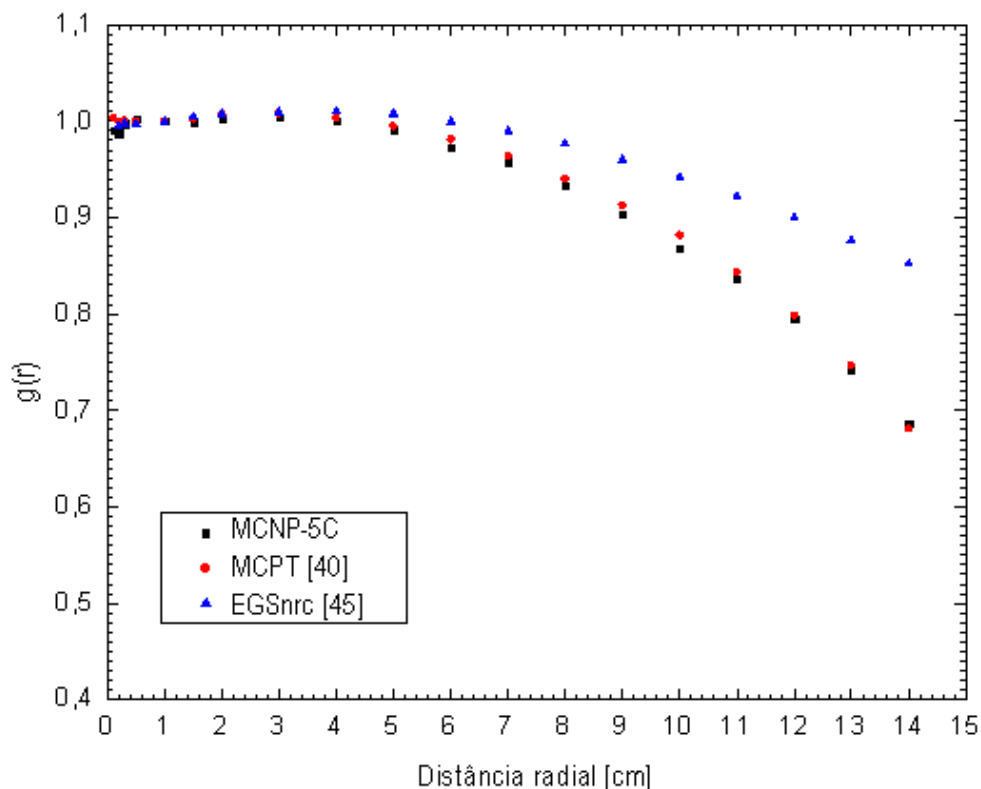


Figura 15 - Função de dose radial da fonte MicroSelectron v.2 obtida por diferentes códigos de simulação Monte Carlo.

Uma importante observação nas Figuras 14 e 15 é o valor obtido por Taylor. A elevada discrepância na comparação dos resultados é devido à modelagem do fantoma usado por Taylor em suas simulações, sendo um fantoma cúbico com lados iguais a 80,00 cm. Essa diferença permite que fótons espalhados contribuam para a dose nas regiões mais distantes da fonte e mais próximas da região que limita o fantoma esférico (raio igual a 15,00 cm). Resultados apresentados por Taylor⁴⁶ mostraram que a dose devido aos fótons espalhados sofre redução de 11,00% e 34,00% em 10,00 cm e 15,00 cm de distância da fonte, respectivamente, quando as simulações são realizadas em fantoma esférico de 30,00 cm de diâmetro se comparados com os valores obtidos em fantomas cúbico de 80,00 cm.

Entre os valores calculados em fantomas esféricos de 15,00 cm de raio, as diferenças entre os resultados do Código MCNP com os calculados com o Código MCPT foram baixas, menores que 1,00%, exceto na distância de 10,00 cm da fonte MicroSelectron v.2, onde o erro foi de 1,59%.

Nas Tabelas 10 e 11 estão apresentados os valores calculados para a função de anisotropia das fontes MicroSelectron v.1 e v.2, respectivamente, com o código MCNP-5C. As incertezas dos resultados das simulações foram menores que 0,50% para qualquer distância da fonte ou posição angular.

Tabela 10 - Função de anisotropia da fonte MicroSelectron v.1 em diferentes distâncias da fonte.

Ângulo Polar [graus]	Distância do centro da fonte ao ponto de medida [cm]									
	0,25	0,50	1,00	2,00	3,00	5,00	7,50	10,00	12,50	15,00
0,0	0,782	0,667	0,638	0,641	0,667	0,703	0,744	0,765	0,786	0,782
5,0	0,781	0,676	0,666	0,682	0,705	0,742	0,770	0,803	0,816	0,805
10,0	0,801	0,731	0,731	0,743	0,757	0,786	0,812	0,834	0,841	0,831
15,0	0,849	0,794	0,794	0,806	0,814	0,833	0,852	0,864	0,871	0,868
20,0	0,892	0,845	0,843	0,845	0,856	0,870	0,882	0,896	0,900	0,885
25,0	0,920	0,880	0,886	0,884	0,890	0,899	0,907	0,914	0,922	0,907
30,0	0,944	0,909	0,907	0,912	0,915	0,923	0,929	0,934	0,935	0,933
35,0	0,958	0,935	0,934	0,931	0,935	0,939	0,942	0,952	0,956	0,943
40,0	0,962	0,949	0,946	0,949	0,951	0,953	0,956	0,963	0,963	0,953
45,0	0,976	0,958	0,965	0,960	0,963	0,963	0,966	0,973	0,979	0,969
50,0	0,979	0,971	0,972	0,974	0,977	0,976	0,979	0,986	0,981	0,975
55,0	0,986	0,979	0,984	0,982	0,982	0,981	0,981	0,989	0,986	0,981
60,0	0,999	0,982	0,991	0,992	0,991	0,989	0,991	0,994	0,994	0,985
65,0	0,997	0,992	0,994	0,996	0,996	0,992	0,994	0,997	1,002	0,995
70,0	1,001	0,997	1,000	0,998	0,997	0,995	0,998	0,999	1,008	0,995
75,0	0,991	0,996	1,001	0,998	1,001	0,998	0,998	1,007	1,007	0,995
80,0	1,005	0,999	1,006	1,006	1,001	1,003	1,003	1,004	1,011	1,005
85,0	1,002	1,000	1,005	0,998	1,001	1,004	1,008	1,016	1,011	1,002
90,0	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000

Tabela 11 - Função de anisotropia da fonte MicroSelectron v.2 em diferentes distâncias da fonte.

Ângulo Polar [graus]	Distância do centro da fonte ao ponto de medida [cm]									
	0,25	0,50	1,00	2,00	3,00	5,00	7,50	10,00	12,50	15,00
0,0	0,773	0,672	0,641	0,642	0,667	0,705	0,746	0,765	0,791	0,784
5,0	0,772	0,677	0,668	0,684	0,707	0,743	0,772	0,803	0,819	0,806
10,0	0,788	0,730	0,732	0,745	0,760	0,789	0,814	0,838	0,844	0,835
15,0	0,839	0,897	0,799	0,808	0,817	0,833	0,852	0,866	0,873	0,868
20,0	0,885	0,845	0,845	0,848	0,858	0,870	0,883	0,894	0,901	0,886
25,0	0,912	0,879	0,886	0,884	0,893	0,900	0,910	0,915	0,924	0,907
30,0	0,937	0,909	0,908	0,915	0,918	0,923	0,929	0,934	0,938	0,937
35,0	0,948	0,934	0,937	0,932	0,936	0,939	0,941	0,951	0,956	0,943
40,0	0,956	0,947	0,949	0,950	0,952	0,954	0,956	0,962	0,964	0,955
45,0	0,969	0,956	0,967	0,960	0,964	0,964	0,965	0,973	0,980	0,972
50,0	0,974	0,969	0,974	0,976	0,978	0,974	0,978	0,984	0,982	0,975
55,0	0,980	0,977	0,983	0,981	0,983	0,982	0,981	0,987	0,988	0,980
60,0	0,991	0,980	0,993	0,992	0,992	0,988	0,991	0,994	0,996	0,987
65,0	0,994	0,994	0,996	0,997	0,998	0,992	0,993	0,997	1,003	0,996
70,0	0,999	1,000	1,001	1,000	0,999	0,994	0,998	0,999	1,009	0,996
75,0	0,989	0,997	1,000	0,998	1,002	0,997	0,997	1,005	1,006	0,996
80,0	1,000	0,997	1,008	1,006	1,002	1,003	1,003	1,004	1,014	1,009
85,0	0,997	0,998	1,004	0,999	1,001	1,003	1,007	1,016	1,012	1,004
90,0	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000	1,000

Nas Tabelas 10 e 11 é possível verificar que nas distâncias menores que 1,00 cm da fonte, a anisotropia, ou queda da distribuição de dose devido à variação angular, é menor que a 1,00 cm, onde foi observada a maior variação na distribuição de dose. Com o aumento da distância para análise da anisotropia, esta diminui continuamente devido a consequência da fonte se aproximar, geometricamente, a um ponto.

Os valores de anisotropia calculados com o Código MCNP foram comparados com funções ilustradas na literatura^{39,40,45} obtidas com diferentes códigos, e são apresentados nas figuras 16(a), 16(b), 17(a) e 17(b).

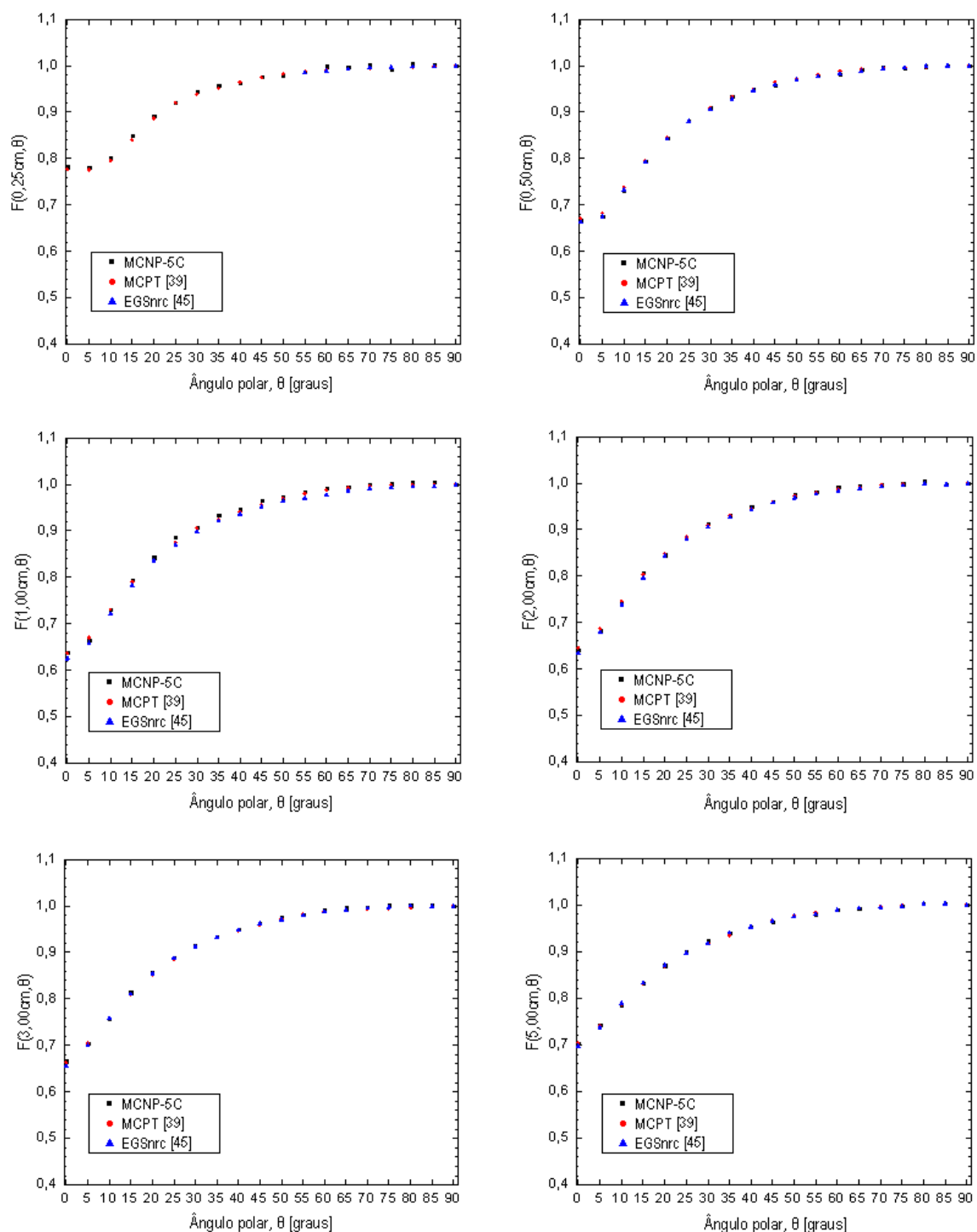


Figura 16.a - Anisotropia na distribuição de dose relativa da fonte MicroSelectron v.1 para as distâncias de 0,25 cm, 0,50 cm, 1,00 cm, 2,00 cm, 3,00 cm e 5,00 cm da fonte.

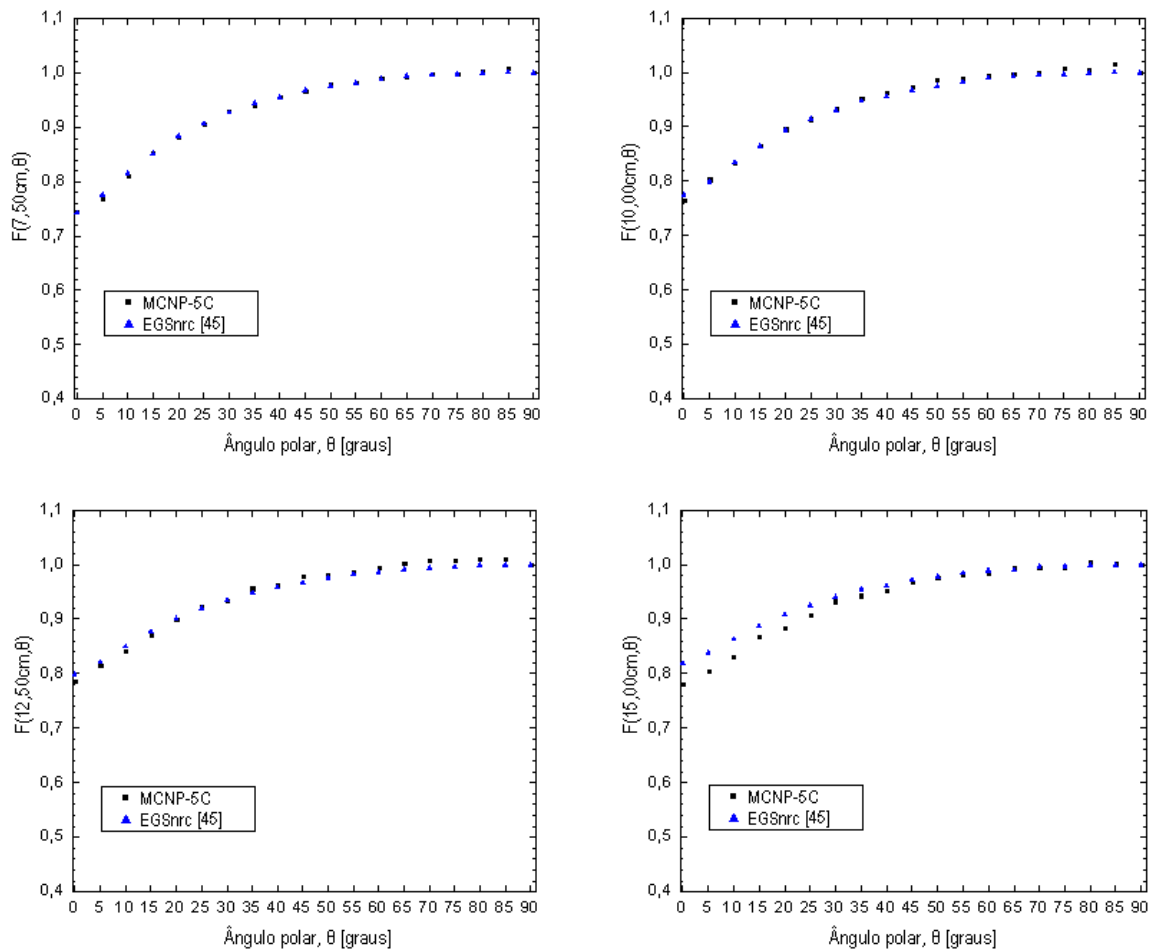


Figura 16.b - Anisotropia na distribuição de dose relativa da fonte MicroSelectron v.1 para as distâncias de 7,50 cm, 10,00 cm, 12,50 cm e 15,00 cm da fonte.

Com relação à fonte MicroSelectron v1, a comparação dos resultados calculados com os presentes na literatura^{39,45} apresentaram boa conformidade, com erros menores que 1,00% na maioria dos pontos analisados, embora em alguns poucos pontos isolados, os erros foram de até 2,00%. Em particular, a função de anisotropia em 15,00 cm apresentou erros de 4,50% a 2,50% entre 0° e 20°. Esses erros podem ter sido ocasionados devido ao fantoma usado nas simulações de Taylor (cúbico de 80,00 cm de lado), no qual o espalhamento de fótons contribui significativamente na função de anisotropia em ângulos menores que 30 graus.

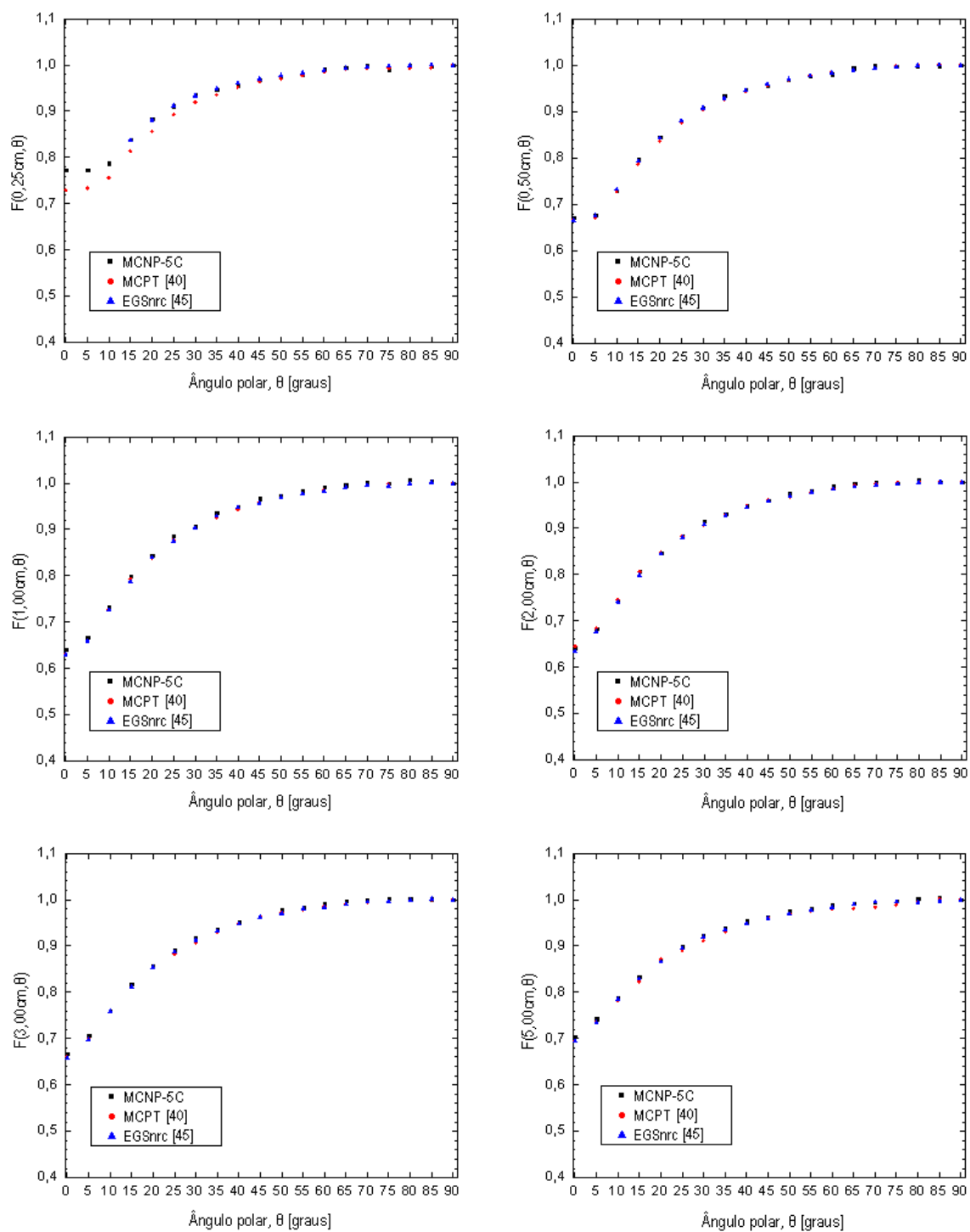


Figura 17.a - Anisotropia na distribuição de dose relativa da fonte MicroSelectron v.2 para as distâncias de 0,25 cm, 0,50 cm, 1,00 cm, 2,00 cm, 3,00 cm e 5,00 cm da fonte.

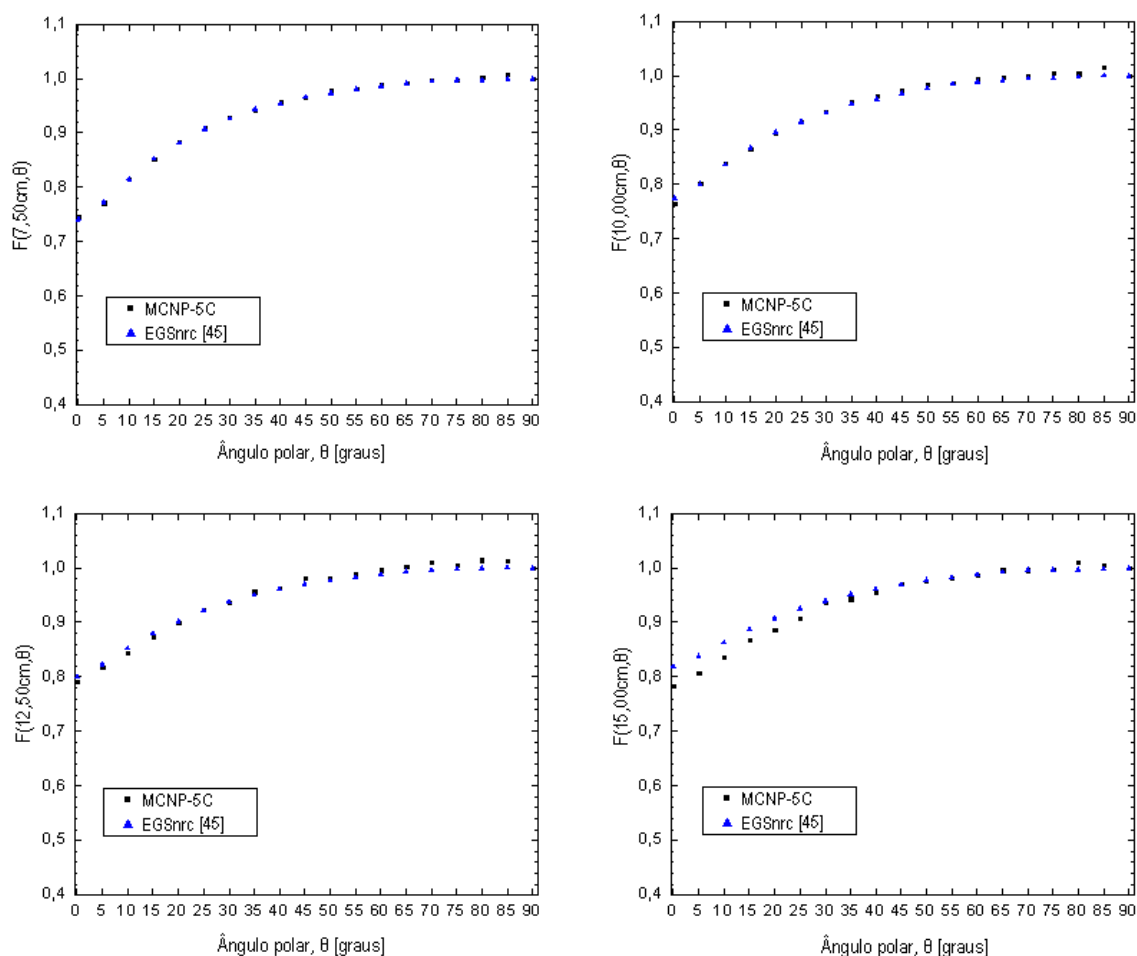


Figura 17.b - Anisotropia na distribuição de dose relativa da fonte MicroSelectron v2 para as distâncias de 7,50 cm, 10,00 cm, 12,50 cm e 15,00 cm da fonte.

A comparação dos resultados obtidos neste trabalho com os presentes na literatura^{40,45} apresentaram boa correlação, com erros menores que 1,00%, embora alguns poucos pontos isolados tenham apresentado erros próximos a 2,00%. A anisotropia, em particular na distância de 0,25 cm da fonte, apresentou erros entre 6,00% e 2,00% nos ângulos entre 0° e 25°. Esses erros podem estar relacionados à aproximação da geometria das extremidades do encapsulamento modelado, e como esses pontos estão muito próximos dessas extremidades, foram diretamente afetados. Na distância de 15,00 cm da fonte, a anisotropia também apresentou erros elevados (> 2,00%), e podem ter sido ocasionados devido ao fantoma modelado por Taylor, assim como aconteceu com a fonte MicroSelectron v1.

Os erros calculados entre os resultados obtidos com os presentes na literatura, tanto para a função de dose radial como para a função de anisotropia, podem ser diminuídos com o aumento no número de histórias iniciais definidos nos *inputs* das simulações. Como

o método de Monte Carlo é um método estatístico, este requer um elevado número de histórias para que os resultados obtidos apresentem baixa imprecisão.

Diretamente relacionado ao número de histórias, e à configuração computacional utilizada, o tempo de simulação é um fator importante a ser observado. A Tabela 12 apresenta o tempo médio das simulações realizadas para obter os parâmetros dosimétricos das duas fontes modeladas. Neste trabalho utilizou-se um microcomputador Intel Duo Core, 2,20GHz, memória RAM de 3,49 GB, HD com espaço físico de 80,00 GB e sistema operacional Microsoft Windows XP Professional, Service Pack 3.

Tabela 12 - Tempo médio gasto pelas simulações referentes aos parâmetros de interesse e o número de histórias iniciais utilizadas.

	Parâmetro analisado			
	S_K	$D(r_0, \theta_0)$	$g(r)$	$F(r, \theta)$
Tempo de simulação [minutos]	$14,675 \pm 1,781$	$41,860 \pm 8,453$	$179,760 \pm 24,622$	$750,000 \pm 102,579$
Número de histórias	1,00E+08	1,30E+08	5,00E+08	1,00E+09

Para melhorar os resultados da função de dose radial e função de anisotropia, mais histórias seriam necessárias para que os resultados sejam mais precisos, porém isso acarretaria um aumento no tempo de simulação incompatível com a insignificante melhora dos resultados, ou seja, o aumento no tempo não justificaria a pequena influência que a precisão dos resultados sofreria.

5.CONCLUSÃO

Algoritmos dedicados ao cálculo de distribuição de dose de uma fonte radioativa em um meio estão em constante desenvolvimento, assim como os processadores de sistemas computacionais. Em virtude disso, este trabalho realizou simulações de distribuição de dose com o Código MCNP-5C, o qual possui algoritmos baseados no método de Monte Carlo, para analisar os parâmetros dosimétricos exigidos pelo protocolo TG-43 para possível incorporação do código em sistemas de planejamento de tratamento.

Para validar o Código MCNP-5C para o cálculo de distribuição de dose foram analisados os parâmetros dosimétricos para caracterização da distribuição de dose de uma

fonte de braquiterapia. As simulações foram realizadas seguindo as recomendações para dosimetria por simulação Monte Carlo do protocolo TG-43U1.

O número de histórias usadas em cada simulação foi suficiente para que os resultados obtidos apresentassem incertezas menores que as exigidas para cada parâmetro, menor ou igual a 1,00% para o kerma no ar no ponto de interesse e menor ou igual a 2,00% para a dose a 5,00 cm de distância da fonte, sendo o kerma simulado no vácuo e a dose em um fantoma esférico de 30,00 cm de diâmetro preenchido com água líquida.

O kerma no ar foi determinado com dois diferentes *tallies* de contagem, sendo um baseado na fluência de energia na célula e o outro na energia depositada, e não foi encontrado erro entre os resultados obtidos.

Duas geometrias diferentes foram modeladas para determinar o kerma e a dose no ponto de referência, e verificou-se que os erros entre os resultados obtidos com diferentes volumes de medição apresentaram erro máximo de 0,92%. Conforme o protocolo TG-43U1, todos os erros obtidos neste trabalho são aceitáveis, já que o erro recomendado é no máximo 1,00%.

Os parâmetros dosimétricos exigidos pelo protocolo TG-43 para a caracterização da distribuição da dose de uma fonte de braquiterapia obtidos com o código MCNP-5C reproduziram, com boa concordância, os resultados apresentados por Borg³⁸ com o código EGS4, por Williamson⁴¹ e Daskalov⁴² com o código MCPT e por Taylor⁴⁷ com o código EGSnrc.

Os resultados demonstraram que o código MCNP-5C pode ser usado para simular o transporte de radiação em um meio devido uma fonte de braquiterapia. Com o avanço na tecnologia de processamento dos computadores, espera-se diminuir o tempo de simulação de tratamentos e introduzir o método de Monte Carlo nos sistemas de planejamento de tratamento.

6.REFERÊNCIAS

1. Salvajoli JV, Souahami L, Faria SL. Radioterapia em oncologia. Rio de Janeiro: MEDSI; 1999.
2. Fernandes MAR. Utilização de moldes radioativos especiais de folhas de ouro-198 para braquiterapia em tumores de pele [tese]. São Paulo: Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN/CNEN-SP); 2000.
3. Khan F. The physics of radiation therapy. 3a ed. Philadelphia: Lippincott, Williams and Wilkins; 2003.

4. Scaff LAM. Física na radioterapia: a base analógica de uma era digital. São Paulo: Editora Projeto Saber; 2010.
5. Podgorsak EB. Technical editor: radiation oncology physics: a handbook for teachers and students. Vienna: Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA); 2005.
6. Nath R, Anderson LL, Luxton G, Weaver KA, Williamson JF, Meigooni AS. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group n^o 43. Med Phys. 1995;22(2):209-34.
7. Rivard M, Beaulieu L, Mourtada F. Enhancements to commissioning techniques and quality assurance of brachytherapy treatment planning systems that use model-based dose calculation algorithms. Med Phys. 2010;37(6):2645-58.
8. Briesmeister JF. MCNP: A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 4C. Report LA-13709-M. Los Alamos: Los Alamos Scientific Laboratory; 2000.
9. X-5 Monte Carlo Team. MCNP: A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5. Report LA-CP-03-0245. Los Alamos: Los Alamos Scientific Laboratory; 2003.
10. Fernandes MAR, Yoriyaz H, Maio MF, Santos A, Fernandes MFS, Furuse CF, et. al. Determinação da dose de radiação absorvida utilizando o método de Monte Carlo e medidas dos efeitos da radiação ionizante em materiais utilizados em restaurações dentárias. In: Anais do IX Congresso da Sociedade Brasileira de Radioterapia e VII Jornada de Física Médica; Set. 2007; Gramado. Gramado: SBR; 2007.
11. Fernandes MAR, Maio MF, Santos A, Oliveira Jr B. Utilização do Código Monte Carlo N-Particle Extended (MCNPX) para discriminar a dose de radiação absorvida nas diferentes regiões e restaurações dentárias. Rev Bras Cancerol. 2010;56:45.
12. Pereira FC, Kadri NG. Análise Experimental e Computacional da Distribuição de Dose de Radiação em Feixes de Raios-X Odontológico [Trabalho de Conclusão de Curso]. Araçatuba: Centro Universitário Católico Salesiano Auxilium de Araçatuba – UniSalesiano; 2010.
13. Zourari K, Pantelis E, Moutsatsos A, Petrokokkinos L, Karaiskos P, Sakelliou L, et. al. Dosimetric accuracy of a deterministic radiation transport based 192Ir brachytherapy treatment planning systems. Part I: Single sources and bounded homogeneous geometries. Med Phys. 2010;37(2):649-61.
14. Dorin T. Centerline, Calculating Brachytherapy Dose at Warp Speed. Palo Alto: Varian Medial Systems; 2010. p.19-20.
15. Fernandes MAR. Radioterapia - princípios gerais e resultados importantes na assistência oncológica. UNIVERSITAS: Rev Centro Univ Catól Sales Auxil. 2010;3:221-39.
16. Agência Nacional de Vigilância Sanitária - ANVISA. Resolução n^o 20 (02/02/2006) que estabelece o regulamento técnico para o funcionamento de serviços de radioterapia. Diário Oficial da União; Brasília. 6 fev 2006. Sec. 1.
17. International Atomic Energy Agency. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy. Vienna: Agência Internacional de Energia Atômica; 2000. Technical Reports Series, 398.
18. International Atomic Energy Agency. Planning national radiotherapy services: a practical tool. Vienna: Agência Internacional de Energia Atômica; 2010. IAEA Human Health Series, 14.
19. Ministério da Saúde. Instituto Nacional de Câncer (INCa). TEC DOC – 1151: Aspectos físicos da garantia da qualidade em radioterapia. Rio de Janeiro: INCa; 2000.
20. Ministério da Saúde. Instituto Nacional de Câncer (INCa). Recomendações para calibração de fontes de 192Ir de alta taxa de dose usadas em braquiterapia. Rio de Janeiro: INCa; 2000.

21. World Health Organization. World Cancer Report, 2008. Lyon: International Agency for Research on Cancer; 2008.
22. United Nations. Department of Economic and Social Affairs. Population division. World population prospects: the 2006 revision. New York; 2008.
23. Globocan 2008: Cancer incidence, mortality and prevalence worldwide [Internet]. Lyon: International Agency for Research on Cancer [acesso 15 Jul 2011]. Disponível em: <http://globocan.iarc.fr/>
24. Ministério da Saúde. Instituto Nacional de Câncer (INCa). Estimativa 2012: incidência de câncer no Brasil. Rio de Janeiro: INCa; 2009.
25. Robison RF. History of radiation therapy: the evolution of therapeutic radiology [Internet]. Bloomington: American Society for Radiation Oncology. Atualizada em Mar 2010; [acesso 15 Jul 2011]. Disponível em: <http://www.rtananswers.com/aboutus/history.aspx>
26. Gupta VK. Brachytherapy: past, present and future. J Med Phys. 1995;20(2):31-8.
27. Tauhata L, Salati IPA, Prinzio RDi, Prinzio ADi. Radioproteção e dosimetria: fundamentos. 5a rev. Rio de Janeiro: IRD/CNEN; 2003.
28. Eisberg R, Resnick R. Física quântica. Rio de Janeiro: Elsevier; 1979.
29. Johns HE, Cunningham JR. The physics of radiology. 3a ed. Springfield: Charles C. Thomas Publisher; 1974.
30. Williamson JF. Brachytherapy technology and physics practice since 1950: a half-century of progress. Phys Med Biol. 2006;51(13):R303-25.
31. Rivard MJ, Coursey BM, DeWerd LA, Hanson WF, Saiful Huq M, Ibbott GS, et. al. Update of AAPM Task Group N° 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations. Med Phys. 2004;31(3):633-74.
32. Nath R, Anderson L, Jones D, Ling C, Loevinger R, Williamson J, et. al. Specification of brachytherapy source strength. New York: American Institute of Physics; 1987. Report of AAPM Task Group, 32.
33. Reis LP. Cálculo dos parâmetros dosimétricos de sementes de braquiterapia de ¹²⁵I para implantes permanentes em próstatas através do Método de Monte Carlo [Dissertação]. Belo Horizonte: Universidade Federal de Minas Gerais; 2011.
34. Rogers DWO. Fifty years of Monte Carlo simulations for medical physics. Phys Med Biol. 2006;51(13):R287-301.
35. Nag S. Principles and practice of brachytherapy. Armonk: Futura Publishing Company; 1997.
36. Borg J, Rogers DWO. Monte Carlo calculations of photon spectra in air from ¹⁹²Ir sources. Ottawa: Institute for National Measurements Standards; 1999.
37. Nag S. High dose rate brachytherapy: a textbook. Armonk: Futura Publishing Company; 1994.
38. National Nuclear Data Center. NuDat 2 [Internet]. Upton: Brookhaven National Laboratory; 2010 [acesso 18 Set 2010]. Disponível em: <http://www.nndc.bnl.gov/nudat2/>
39. Williamson JF, Li Z. Monte Carlo aided dosimetry of the microselectron pulsed and high dose-rate Ir-192 sources. Med Phys. 1995;22(6):809-19.
40. Daskalov GM, Löffler E, Williamson JF. Monte Carlo-aided dosimetry of a new high dose-rate brachytherapy source. Med Phys. 1998;25(11):2200-08.
41. Karaikos P, Angelopoulos A, Baras P, Sakelliou L, Sandilos P, Dardoufas K, et. al. A Monte Carlo investigation of the dosimetric characteristics of the VariSource 192Ir high dose rate brachytherapy source. Med Phys. 1999;26(8):1498-502.
42. Angelopoulos A, Baras P, Sakelliou L, Karaikos P, Sandilos P. Monte Carlo dosimetry of a new 192Ir high dose rate brachytherapy source. Med Phys. 2000;27(11):2521-27.

43. Cullen DE, Hubbell JH, Kissel L. EPDL97: The evaluated photon data library '97 Version. Report UCRL-50400. vol. 6, rev. 5. Livermore: Lawrence Livermore National Laboratory; 1997.
44. Hubbell JH, Seltzer SM. Tables of X-Ray Mass Attenuation Coefficients and Mass Energy-Absorption Coefficients from 1 keV to 20 MeV for Elements Z=1 a 92 e 48 Additional Substances of Dosimetric Interest [Internet]. Gaithersburg: National Institute of Standards and Technology; 2011 [acesso 25 Jan 2012]. Disponível em: <http://www.nist.gov/pml/data/xraycoef/index.cfm>
45. Taylor REP, Rogers DWO. The Carleton Laboratory for Radiotherapy Physics TG-43 parameter database [Internet]. Ottawa: Carleton Laboratory for Radiotherapy Physics; 2009 [acesso 25 Jan 2012]. Disponível em: http://vali.physics.carleton.ca/clrp/seed_database/
46. Taylor REP, Rogers DWO. EGSnrc Monte Carlo calculated dosimetry parameters for 192Ir and 169Yb brachytherapy sources. Med Phys. 2008;35(11):4933-44.

ANEXO 1

Arquivos de entrada (*inputs*) do Código MCNP-5C.

A. Simulação do kerma no ar. Fonte: MicroSelectron v.1.

```

c BLOCO 1
c -----CÉLULAS/GEOMETRIAS DO PROBLEMA-----
c ----fonte----
c --volume ativo--
1 1 -22.42 -1 2 -3                      imp:p=1 imp:e=1
c --encapsulamento--
2 2 -8.02 -4 2 -3 #1                    imp:p=1 imp:e=1
3 2 -8.02 -5 -2                        imp:p=1 imp:e=1
4 2 -8.02 -6 3                          imp:p=1 imp:e=1
c
c --volume alvo--
4 3 -0.0012 13 -8 9 -10 11 -12 vol=5.000E+00  imp:p=1 imp:e=1
c
c --esfera de vacuo--
5 0 -14 #1 #2 #3 #4                    imp:p=1 imp:e=1
c --universo--
6 0 14                                imp:p=0 imp:e=0

c BLOCO 2
c -----SUPERFÍCIES PARA MODELAGEM DAS CÉLULAS DO BLOCO 1-----
c ----fonte----
c --volume ativo--
1 cy 0.03
2 py -0.175
3 py 0.175
c --encapsulamento--
4 cy 0.055
5 sy -0.1755 0.055
6 sy 0.1755 0.055
c --volume alvo--
13 py -5

```

```

8 py 5
9 px -5
10 px 5
11 pz 99.975
12 pz 100.025
c --esfera de vacuo/universo--
14 so 110

c Bloco 3
c -----FONTE-----
c ---características e localização---
mode p
sdef pos=0 0 0 rad=d1 axs=0 1 0 ext=d2 erg=d3 par=2
si1 0 0.03
sp1 -21 1
si2 -0.175 0.175
sp2 0 1
c ---espectro energético---
si3 l 0.008910 0.009440 0.061486 0.063000 0.065122 0.066831
      0.071079 0.071414 0.073363 0.075368 0.075749 0.077831
      0.110400 0.136343 0.176980 0.201311 0.205794 0.280270
      0.283267 0.295957 0.308455 0.316506 0.329170 0.374485
      0.416469 0.420520 0.468069 0.484575 0.485300 0.489060
      0.588581 0.593490 0.599410 0.604411 0.612462 0.703870
      0.765800 0.884537 1.061480 1.089900 1.378200

c
sp3 d 0.432876 1.718234 0.339511 0.579997 1.141150 1.935182
      0.068185 0.131843 0.046117 0.231267 0.444745 0.158373
      0.003452 0.086779 0.001866 0.133824 0.944971 0.003905
      0.075258 12.46153 12.87807 35.88765 0.004923 0.205404
      0.290277 0.019522 20.74463 0.901684 0.000998 0.123921
      1.959914 0.018267 0.001692 3.557958 2.317012 0.001500
      0.000564 0.126264 0.022997 0.000521 0.000521

c
c ----DESCRIÇÃO DOS MATERIAIS E SELEÇÃO DAS BIBLIOTECAS (SEÇÕES DE CHOQUE)----
c --irídio--
m1 77000.04p 1
c
c --aço inox 316L--
m2 14000.04p -0.0100 24000.04p -0.1700 25000.04p -0.0200
    26000.04p -0.6800 28000.04p -0.1200
c
c --ar--
m3 6000.04p -0.000125 7000.04p -0.755267 8000.04p -0.231781
    18000.04p -0.012827
c
c -----TALLY-----
c
F6:p 4
c
c
*F4:p 4
c
# de4 df4
0.005 39.31
0.006 22.70
0.008 9.446
0.01 4.742
0.015 1.334
0.02 0.5389
0.03 0.1537
0.04 0.0683

```

0.05	0.0410
0.06	0.0304
0.08	0.0241
0.1	0.0233
0.15	0.0250
0.2	0.0267
0.3	0.0287
0.4	0.0295
0.5	0.0297
0.6	0.0295
0.8	0.0282
1	0.0279
1.25	0.0267
1.5	0.0255

c

c -técnicas de redução de variância e tamanho-

PHYS:P

nps 1.00e+8

prdmp j 1e+7 1 3

dbcn 17j 1

print 30 110

B. Simulação da dose no ponto de referência. Fonte:MicroSelecton v.1.

c BLOCO 1

c -----CÉLULAS/GEOMETRIAS DO PROBLEMA-----

c ----fonte----

c --volume ativo--

1 1 -22.42 -1 2 -3	imp:p=1 imp:e=1
--------------------	-----------------

c --encapsulamento--

2 2 -8.02 -4 2 -3 #1	imp:p=1 imp:e=1
----------------------	-----------------

3 2 -8.02 -5 -2	imp:p=1 imp:e=1
-----------------	-----------------

4 2 -8.02 -6 3	imp:p=1 imp:e=1
----------------	-----------------

c

c --volume alvo--

5 3 -1 -17	vol=6.545E-05	imp:p=1 imp:e=1
------------	---------------	-----------------

c

c --fantoma--

6 3 -1 -23 #1 #2 #3 #4 #5	imp:p=1 imp:e=1
---------------------------	-----------------

c

c --esfera de vacuo--

7 0 -24 #1 #2 #3 #4 #5 #6	imp:p=1 imp:e=1
---------------------------	-----------------

c

c --universo--

8 0 24	imp:p=0 imp:e=0
--------	-----------------

c BLOCO 2

c -----SUPERFÍCIES PARA MODELAGEM DAS CÉLULAS DO BLOCO 1-----

c ----fonte----

c --volume ativo--

1 cy 0.03

2 py -0.175

3 py 0.175

c --encapsulamento--

4 cy 0.055

5 sy -0.1755 0.055

6 sy 0.1755 0.055

c --esfera alvo--

17 sz 1 0.025

c --fantoma--

```

23 so 15
c --esfera vacuo/universo--
24 so 20

c Bloco 3
c -----FONTE-----
c ---características e localização---
mode p
sdef pos=0 0 0 rad=d1 axs=0 1 0 ext=d2 erg=d3 par=2
si1 0 0.03
sp1 -21 1
si2 -0.175 0.175
sp2 0 1
c ---espectro energético---
si3 | 0.008910 0.009440 0.061486 0.063000 0.065122 0.066831
      0.071079 0.071414 0.073363 0.075368 0.075749 0.077831
      0.110400 0.136343 0.176980 0.201311 0.205794 0.280270
      0.283267 0.295957 0.308455 0.316506 0.329170 0.374485
      0.416469 0.420520 0.468069 0.484575 0.485300 0.489060
      0.588581 0.593490 0.599410 0.604411 0.612462 0.703870
      0.765800 0.884537 1.061480 1.089900 1.378200
c
sp3 d 0.432876 1.718234 0.339511 0.579997 1.141150 1.935182
      0.068185 0.131843 0.046117 0.231267 0.444745 0.158373
      0.003452 0.086779 0.001866 0.133824 0.944971 0.003905
      0.075258 12.46153 12.87807 35.88765 0.004923 0.205404
      0.290277 0.019522 20.74463 0.901684 0.000998 0.123921
      1.959914 0.018267 0.001692 3.557958 2.317012 0.001500
      0.000564 0.126264 0.022997 0.000521 0.000521
c
c ----DESCRIÇÃO DOS MATERIAIS E SELEÇÃO DAS BIBLIOTECAS (SEÇÕES DE CHOQUE)----
c --irídio--
m1 77000.04p 1
c
c --aço inox 316L--
m2 14000.04p -0.0100 24000.04p -0.1700 25000.04p -0.0200
    26000.04p -0.6800 28000.04p -0.1200
c
c --água--
m3 1000.04p 2 8000.04p 1
c
c -----TALLY-----
c
F6:p 5
c
c --técnicas de redução de variância e tamanho-
PHYS:P
nps 1.3e+8
prdmp j 1e+7 1 3
dbcn 17j 1
print 30 110

```

C. Simulação da dose no eixo transversal. Fonte:MicroSelecton v.1.

```

c BLOCO 1
c -----CÉLULAS/GEOMETRIAS DO PROBLEMA-----
c -----fonte-----
c --volume ativo--
1 1 -22.42 -1 2 -3          imp:p=1 imp:e=1
c --encapsulamento--
2 2 -8.02 -4 2 -3 #1       imp:p=1 imp:e=1

```

```

3 2 -8.02 -5 -2          imp:p=1 imp:e=1
4 2 -8.02 -6 3          imp:p=1 imp:e=1
c
c --volumes alvos--
10 3 -1 -50          vol=1.02265E-06          imp:p=1 imp:e=1
11 3 -1 -51          vol=1.02265E-06          imp:p=1 imp:e=1
12 3 -1 -52          vol=8.18123E-06          imp:p=1 imp:e=1
13 3 -1 -53          vol=8.18123E-06          imp:p=1 imp:e=1
14 3 -1 -54          vol=6.545E-05          imp:p=1 imp:e=1
15 3 -1 -55          vol=6.545E-05          imp:p=1 imp:e=1
16 3 -1 -56          vol=5.23599E-04          imp:p=1 imp:e=1
17 3 -1 -57          vol=4.188795E-03          imp:p=1 imp:e=1
18 3 -1 -58          vol=4.188795E-03          imp:p=1 imp:e=1
19 3 -1 -59          vol=1.4137E-02          imp:p=1 imp:e=1
20 3 -1 -60          vol=1.4137E-02          imp:p=1 imp:e=1
21 3 -1 -61          vol=1.4137E-02          imp:p=1 imp:e=1
22 3 -1 -62          vol=3.35103E-02          imp:p=1 imp:e=1
23 3 -1 -63          vol=3.35103E-02          imp:p=1 imp:e=1
24 3 -1 -64          vol=3.35103E-02          imp:p=1 imp:e=1
25 3 -1 -65          vol=6.54499E-02          imp:p=1 imp:e=1
26 3 -1 -66          vol=6.54499E-02          imp:p=1 imp:e=1
27 3 -1 -67          vol=6.54499E-02          imp:p=1 imp:e=1
28 3 -1 -68          vol=1.13097E-01          imp:p=1 imp:e=1
c
c --fantoma--
70 3 -1 -23 #1 #2 #3 #4 #10 #11 #12 #13 #14 #15 #16 #17 #18 #19 #20
    #21 #22 #23 #24 #25 #26 #27 #28          imp:p=1 imp:e=1
c
c --esfera de vacuo--
71 0 -24 #1 #2 #3 #4 #10 #11 #12 #13 #14 #15 #16 #17 #18 #19 #20 #21
    #22 #23 #24 #25 #26 #27 #28 #70          imp:p=1 imp:e=1
c
c --universo--
72 0 24          imp:p=0 imp:e=0

c BLOCO 2
c -----SUPERFÍCIES PARA MODELAGEM DAS CÉLULAS DO BLOCO 1-----
c ----fonte----
c --volume ativo--
1 cy 0.03
2 py -0.175
3 py 0.175
c --encapsulamento--
4 cy 0.055
5 sy -0.1755 0.055
6 sy 0.1755 0.055
c --esferas alvo--
50 sz 0.1 0.00625
51 sz 0.2 0.00625
52 sz 0.3 0.0125
53 sz 0.5 0.0125
54 sz 1.0 0.0250
55 sz 1.5 0.0250
56 sz 2.0 0.0500
57 sz 3.0 0.1000
58 sz 4.0 0.1000
59 sz 5.0 0.1500
60 sz 6.0 0.1500
61 sz 7.0 0.1500
62 sz 8.0 0.2000
63 sz 9.0 0.2000
64 sz 10.0 0.2000

```

```

65 sz 11.0 0.25
66 sz 12.0 0.25
67 sz 13.0 0.25
68 sz 14.0 0.30
c --fantoma--
23 so 15
c --esfera vacuo/universo--
24 so 20

c Bloco 3
c -----FONTE-----
c ---características e localização---
mode p
sdef pos=0 0 0 rad=d1 axs=0 1 0 ext=d2 erg=d3 par=2
si1 0 0.03
sp1 -21 1
si2 -0.175 0.175
sp2 0 1
c ---espectro energético---
si3 | 0.008910 0.009440 0.061486 0.063000 0.065122 0.066831
      0.071079 0.071414 0.073363 0.075368 0.075749 0.077831
      0.110400 0.136343 0.176980 0.201311 0.205794 0.280270
      0.283267 0.295957 0.308455 0.316506 0.329170 0.374485
      0.416469 0.420520 0.468069 0.484575 0.485300 0.489060
      0.588581 0.593490 0.599410 0.604411 0.612462 0.703870
      0.765800 0.884537 1.061480 1.089900 1.378200
c
sp3 d 0.432876 1.718234 0.339511 0.579997 1.141150 1.935182
      0.068185 0.131843 0.046117 0.231267 0.444745 0.158373
      0.003452 0.086779 0.001866 0.133824 0.944971 0.003905
      0.075258 12.46153 12.87807 35.88765 0.004923 0.205404
      0.290277 0.019522 20.74463 0.901684 0.000998 0.123921
      1.959914 0.018267 0.001692 3.557958 2.317012 0.001500
      0.000564 0.126264 0.022997 0.000521 0.000521
c
c ----DESCRIÇÃO DOS MATERIAIS E SELEÇÃO DAS BIBLIOTECAS (SEÇÕES DE CHOQUE)----
c --irídio--
m1 77000.04p 1
c
c --aço inox 316L--
m2 14000.04p -0.0100 24000.04p -0.1700 25000.04p -0.0200
    26000.04p -0.6800 28000.04p -0.1200
c
c --água--
m3 1000.04p 2 8000.04p 1
c
c -----TALLY-----
c
F6:p 10 11 12 13 14 15 16 17 18 19 20 21 22 23 24 25 26 27 28
c
c -técnicas de redução de variância e tamanho-
PHYS:P
nps 5e+8
prdmp j 1e+8 1 3
dbcn 17j 1
print 30 110

```

D. Simulação da dose no entorno da fonte. Fonte:MicroSelecton v.1
 $(0,25cm < r < 3,00cm)$.

```

c BLOCO 1
c -----CÉLULAS/GEOMETRIAS DO PROBLEMA-----
c -----fonte-----
c --volume ativo--
1 1 -22.42 -1 2 -3          imp:p=1 imp:e=1
c --encapsulamento--
2 2 -8.02 -4 2 -3 #1      imp:p=1 imp:e=1
3 2 -8.02 -5 -2          imp:p=1 imp:e=1
4 2 -8.02 -6 3          imp:p=1 imp:e=1
c
c --volumes alvos--
c -esferas a 0.25cm-
10 3 -1 -50      vol=1.02266E-06  imp:p=1 imp:e=1
11 3 -1 -51      vol=1.02266E-06  imp:p=1 imp:e=1
12 3 -1 -52      vol=1.02266E-06  imp:p=1 imp:e=1
13 3 -1 -53      vol=1.02266E-06  imp:p=1 imp:e=1
14 3 -1 -54      vol=1.02266E-06  imp:p=1 imp:e=1
15 3 -1 -55      vol=1.02266E-06  imp:p=1 imp:e=1
16 3 -1 -56      vol=1.02266E-06  imp:p=1 imp:e=1
17 3 -1 -57      vol=1.02266E-06  imp:p=1 imp:e=1
18 3 -1 -58      vol=1.02266E-06  imp:p=1 imp:e=1
19 3 -1 -59      vol=1.02266E-06  imp:p=1 imp:e=1
20 3 -1 -60      vol=1.02266E-06  imp:p=1 imp:e=1
21 3 -1 -61      vol=1.02266E-06  imp:p=1 imp:e=1
22 3 -1 -62      vol=1.02266E-06  imp:p=1 imp:e=1
23 3 -1 -63      vol=1.02266E-06  imp:p=1 imp:e=1
24 3 -1 -64      vol=1.02266E-06  imp:p=1 imp:e=1
25 3 -1 -65      vol=1.02266E-06  imp:p=1 imp:e=1
26 3 -1 -66      vol=1.02266E-06  imp:p=1 imp:e=1
27 3 -1 -67      vol=1.02266E-06  imp:p=1 imp:e=1
28 3 -1 -68      vol=1.02266E-06  imp:p=1 imp:e=1
c -esferas a 0.5cm-
30 3 -1 -70      vol=8.18123E-06  imp:p=1 imp:e=1
31 3 -1 -71      vol=8.18123E-06  imp:p=1 imp:e=1
32 3 -1 -72      vol=8.18123E-06  imp:p=1 imp:e=1
33 3 -1 -73      vol=8.18123E-06  imp:p=1 imp:e=1
34 3 -1 -74      vol=8.18123E-06  imp:p=1 imp:e=1
35 3 -1 -75      vol=8.18123E-06  imp:p=1 imp:e=1
36 3 -1 -76      vol=8.18123E-06  imp:p=1 imp:e=1
37 3 -1 -77      vol=8.18123E-06  imp:p=1 imp:e=1
38 3 -1 -78      vol=8.18123E-06  imp:p=1 imp:e=1
39 3 -1 -79      vol=8.18123E-06  imp:p=1 imp:e=1
40 3 -1 -80      vol=8.18123E-06  imp:p=1 imp:e=1
41 3 -1 -81      vol=8.18123E-06  imp:p=1 imp:e=1
42 3 -1 -82      vol=8.18123E-06  imp:p=1 imp:e=1
43 3 -1 -83      vol=8.18123E-06  imp:p=1 imp:e=1
44 3 -1 -84      vol=8.18123E-06  imp:p=1 imp:e=1
45 3 -1 -85      vol=8.18123E-06  imp:p=1 imp:e=1
46 3 -1 -86      vol=8.18123E-06  imp:p=1 imp:e=1
47 3 -1 -87      vol=8.18123E-06  imp:p=1 imp:e=1
48 3 -1 -88      vol=8.18123E-06  imp:p=1 imp:e=1
c -esferas a 1cm-
50 3 -1 -90      vol=6.54498E-05  imp:p=1 imp:e=1
51 3 -1 -91      vol=6.54498E-05  imp:p=1 imp:e=1
52 3 -1 -92      vol=6.54498E-05  imp:p=1 imp:e=1
53 3 -1 -93      vol=6.54498E-05  imp:p=1 imp:e=1
54 3 -1 -94      vol=6.54498E-05  imp:p=1 imp:e=1
55 3 -1 -95      vol=6.54498E-05  imp:p=1 imp:e=1
56 3 -1 -96      vol=6.54498E-05  imp:p=1 imp:e=1
57 3 -1 -97      vol=6.54498E-05  imp:p=1 imp:e=1
58 3 -1 -98      vol=6.54498E-05  imp:p=1 imp:e=1
59 3 -1 -99      vol=6.54498E-05  imp:p=1 imp:e=1

```

60 3 -1 -100	vol=6.54498E-05	imp:p=1 imp:e=1
61 3 -1 -101	vol=6.54498E-05	imp:p=1 imp:e=1
62 3 -1 -102	vol=6.54498E-05	imp:p=1 imp:e=1
63 3 -1 -103	vol=6.54498E-05	imp:p=1 imp:e=1
64 3 -1 -104	vol=6.54498E-05	imp:p=1 imp:e=1
65 3 -1 -105	vol=6.54498E-05	imp:p=1 imp:e=1
66 3 -1 -106	vol=6.54498E-05	imp:p=1 imp:e=1
67 3 -1 -107	vol=6.54498E-05	imp:p=1 imp:e=1
68 3 -1 -108	vol=6.54498E-05	imp:p=1 imp:e=1
c -esferas a 2cm-		
70 3 -1 -110	vol=5.23599E-04	imp:p=1 imp:e=1
71 3 -1 -111	vol=5.23599E-04	imp:p=1 imp:e=1
72 3 -1 -112	vol=5.23599E-04	imp:p=1 imp:e=1
73 3 -1 -113	vol=5.23599E-04	imp:p=1 imp:e=1
74 3 -1 -114	vol=5.23599E-04	imp:p=1 imp:e=1
75 3 -1 -115	vol=5.23599E-04	imp:p=1 imp:e=1
76 3 -1 -116	vol=5.23599E-04	imp:p=1 imp:e=1
77 3 -1 -117	vol=5.23599E-04	imp:p=1 imp:e=1
78 3 -1 -118	vol=5.23599E-04	imp:p=1 imp:e=1
79 3 -1 -119	vol=5.23599E-04	imp:p=1 imp:e=1
80 3 -1 -120	vol=5.23599E-04	imp:p=1 imp:e=1
81 3 -1 -121	vol=5.23599E-04	imp:p=1 imp:e=1
82 3 -1 -122	vol=5.23599E-04	imp:p=1 imp:e=1
83 3 -1 -123	vol=5.23599E-04	imp:p=1 imp:e=1
84 3 -1 -124	vol=5.23599E-04	imp:p=1 imp:e=1
85 3 -1 -125	vol=5.23599E-04	imp:p=1 imp:e=1
86 3 -1 -126	vol=5.23599E-04	imp:p=1 imp:e=1
87 3 -1 -127	vol=5.23599E-04	imp:p=1 imp:e=1
88 3 -1 -128	vol=5.23599E-04	imp:p=1 imp:e=1
c -esferas a 3cm-		
90 3 -1 -130	vol=4.18879E-03	imp:p=1 imp:e=1
91 3 -1 -131	vol=4.18879E-03	imp:p=1 imp:e=1
92 3 -1 -132	vol=4.18879E-03	imp:p=1 imp:e=1
93 3 -1 -133	vol=4.18879E-03	imp:p=1 imp:e=1
94 3 -1 -134	vol=4.18879E-03	imp:p=1 imp:e=1
95 3 -1 -135	vol=4.18879E-03	imp:p=1 imp:e=1
96 3 -1 -136	vol=4.18879E-03	imp:p=1 imp:e=1
97 3 -1 -137	vol=4.18879E-03	imp:p=1 imp:e=1
98 3 -1 -138	vol=4.18879E-03	imp:p=1 imp:e=1
99 3 -1 -139	vol=4.18879E-03	imp:p=1 imp:e=1
100 3 -1 -140	vol=4.18879E-03	imp:p=1 imp:e=1
101 3 -1 -141	vol=4.18879E-03	imp:p=1 imp:e=1
102 3 -1 -142	vol=4.18879E-03	imp:p=1 imp:e=1
103 3 -1 -143	vol=4.18879E-03	imp:p=1 imp:e=1
104 3 -1 -144	vol=4.18879E-03	imp:p=1 imp:e=1
105 3 -1 -145	vol=4.18879E-03	imp:p=1 imp:e=1
106 3 -1 -146	vol=4.18879E-03	imp:p=1 imp:e=1
107 3 -1 -147	vol=4.18879E-03	imp:p=1 imp:e=1
108 3 -1 -148	vol=4.18879E-03	imp:p=1 imp:e=1
c		
c --fantoma--		
200 3 -1 -23 #1 #2 #3 #4 #10 #11 #12 #13 #14 #15 #16 #17 #18 #19 #20		
#21 #22 #23 #24 #25 #26 #27 #28 #30 #31 #32 #33 #34 #35 #36 #37 #38 #39		
#40 #41 #42 #43 #44 #45 #46 #47 #48 #50 #51 #52 #53 #54 #55 #56 #57 #58		
#59 #60 #61 #62 #63 #64 #65 #66 #67 #68 #70 #71 #72 #73 #74 #75 #76 #77		
#78 #79 #80 #81 #82 #83 #84 #85 #86 #87 #88 #90 #91 #92 #93 #94 #95 #96		
#97 #98 #99 #100 #101 #102 #103 #104 #105 #106 #107 #108		
imp:p=1 imp:e=1		
c		
c --esfera de vacuo--		
201 0 -24 #1 #2 #3 #4 #10 #11 #12 #13 #14 #15 #16 #17 #18 #19 #20 #21		
#22 #23 #24 #25 #26 #27 #28 #30 #31 #32 #33 #34 #35 #36 #37 #38 #39 #40		

```

#41 #42 #43 #44 #45 #46 #47 #48 #50 #51 #52 #53 #54 #55 #56 #57 #58 #59
#60 #61 #62 #63 #64 #65 #66 #67 #68 #70 #71 #72 #73 #74 #75 #76 #77
#78 #79 #80 #81 #82 #83 #84 #85 #86 #87 #88 #90 #91 #92 #93 #94 #95 #96
#97 #98 #99 #100 #101 #102 #103 #104 #105 #106 #107 #108 #200
imp:p=1 imp:e=1

```

```

c
c --universo--
202 0 24                                imp:p=0 imp:e=0

```

```

c BLOCO 2
c -----SUPERFÍCIES PARA MODELAGEM DAS CÉLULAS DO BLOCO 1-----
c ----fonte----
c --volume ativo--
1 cy 0.03
2 py -0.175
3 py 0.175
c --encapsulamento--
4 cy 0.055
5 sy -0.1755 0.055
6 sy 0.1755 0.055
c --esferas a 0.25cm--
50 sy 0.2500 0.00625
51 s 0 0.2490 0.0218 0.00625
52 s 0 0.2462 0.0434 0.00625
53 s 0 0.2415 0.0647 0.00625
54 s 0 0.2349 0.0855 0.00625
55 s 0 0.2266 0.1057 0.00625
56 s 0 0.2165 0.1250 0.00625
57 s 0 0.2048 0.1434 0.00625
58 s 0 0.1915 0.1607 0.00625
59 s 0 0.1768 0.1768 0.00625
60 s 0 0.1607 0.1915 0.00625
61 s 0 0.1434 0.2048 0.00625
62 s 0 0.1250 0.2165 0.00625
63 s 0 0.1057 0.2266 0.00625
64 s 0 0.0855 0.2349 0.00625
65 s 0 0.0647 0.2415 0.00625
66 s 0 0.0434 0.2462 0.00625
67 s 0 0.0218 0.2490 0.00625
68 sz 0.2500 0.00625
c --esferas a 0.50cm--
70 sy 0.5000 0.0125
71 s 0 0.4981 0.0436 0.0125
72 s 0 0.4924 0.0868 0.0125
73 s 0 0.4830 0.1294 0.0125
74 s 0 0.4698 0.1710 0.0125
75 s 0 0.4532 0.2113 0.0125
76 s 0 0.4330 0.2500 0.0125
77 s 0 0.4096 0.2868 0.0125
78 s 0 0.3830 0.3214 0.0125
79 s 0 0.3536 0.3536 0.0125
80 s 0 0.3214 0.3830 0.0125
81 s 0 0.2868 0.4096 0.0125
82 s 0 0.2500 0.4330 0.0125
83 s 0 0.2113 0.4532 0.0125
84 s 0 0.1710 0.4698 0.0125
85 s 0 0.1294 0.4830 0.0125
86 s 0 0.0868 0.4924 0.0125
87 s 0 0.0436 0.4981 0.0125
88 sz 0.5000 0.0125
c --esferas a 1cm--
90 sy 1 0.025

```

91 s 0 0.9962 0.0872 0.025
 92 s 0 0.9848 0.1736 0.025
 93 s 0 0.9659 0.2588 0.025
 94 s 0 0.9397 0.3420 0.025
 95 s 0 0.9063 0.4226 0.025
 96 s 0 0.8660 0.5000 0.025
 97 s 0 0.8192 0.5736 0.025
 98 s 0 0.7660 0.6428 0.025
 99 s 0 0.7071 0.7071 0.025
 100 s 0 0.6428 0.7660 0.025
 101 s 0 0.5736 0.8192 0.025
 102 s 0 0.5000 0.8660 0.025
 103 s 0 0.4226 0.9063 0.025
 104 s 0 0.3420 0.9397 0.025
 105 s 0 0.2588 0.9659 0.025
 106 s 0 0.1736 0.9848 0.025
 107 s 0 0.0872 0.9962 0.025
 108 sz 1 0.025
 c --esferas a 2cm--
 110 sy 2.0000 0.05
 111 s 0 1.9924 0.1743 0.05
 112 s 0 1.9696 0.3473 0.05
 113 s 0 1.9319 0.5176 0.05
 114 s 0 1.8794 0.6840 0.05
 115 s 0 1.8126 0.8452 0.05
 116 s 0 1.7321 1.0000 0.05
 117 s 0 1.6383 1.1472 0.05
 118 s 0 1.5321 1.2856 0.05
 119 s 0 1.4142 1.4142 0.05
 120 s 0 1.2856 1.5321 0.05
 121 s 0 1.1472 1.6383 0.05
 122 s 0 1.0000 1.7321 0.05
 123 s 0 0.8452 1.8126 0.05
 124 s 0 0.6840 1.8794 0.05
 125 s 0 0.5176 1.9319 0.05
 126 s 0 0.3473 1.9696 0.05
 127 s 0 0.1743 1.9924 0.05
 128 sz 2.0000 0.05
 c --esferas a 3cm--
 130 sy 3.0000 0.1
 131 s 0 2.9886 0.2615 0.1
 132 s 0 2.9544 0.5209 0.1
 133 s 0 2.8978 0.7765 0.1
 134 s 0 2.8191 1.0261 0.1
 135 s 0 2.7189 1.2679 0.1
 136 s 0 2.5981 1.5000 0.1
 137 s 0 2.4575 1.7207 0.1
 138 s 0 2.2981 1.9284 0.1
 139 s 0 2.1213 2.1213 0.1
 140 s 0 1.9284 2.2981 0.1
 141 s 0 1.7207 2.4575 0.1
 142 s 0 1.5000 2.5981 0.1
 143 s 0 1.2679 2.7189 0.1
 144 s 0 1.0261 2.8191 0.1
 145 s 0 0.7765 2.8978 0.1
 146 s 0 0.5209 2.9544 0.1
 147 s 0 0.2615 2.9886 0.1
 148 sz 3.0000 0.1
 c
 c --fantoma--
 23 so 15
 c --esfera vacío--

24 so 20

c BLOCO 3

c -----FONTE-----

c ---características e localização---

mode p

sdef pos=0 0 0 rad=d1 axs=0 1 0 ext=d2 erg=d3 par=2

si1 0 0.03

sp1 -21 1

si2 -0.175 0.175

sp2 0 1

c ---espectro energético---

si3 l 0.008910 0.009440 0.061486 0.063000 0.065122 0.066831
0.071079 0.071414 0.073363 0.075368 0.075749 0.077831
0.110400 0.136343 0.176980 0.201311 0.205794 0.280270
0.283267 0.295957 0.308455 0.316506 0.329170 0.374485
0.416469 0.420520 0.468069 0.484575 0.485300 0.489060
0.588581 0.593490 0.599410 0.604411 0.612462 0.703870
0.765800 0.884537 1.061480 1.089900 1.378200

c

sp3 d 0.432876 1.718234 0.339511 0.579997 1.141150 1.935182
0.068185 0.131843 0.046117 0.231267 0.444745 0.158373
0.003452 0.086779 0.001866 0.133824 0.944971 0.003905
0.075258 12.46153 12.87807 35.88765 0.004923 0.205404
0.290277 0.019522 20.74463 0.901684 0.000998 0.123921
1.959914 0.018267 0.001692 3.557958 2.317012 0.001500
0.000564 0.126264 0.022997 0.000521 0.000521

c

c ---DESCRIÇÃO DOS MATERIAIS E SELEÇÃO DAS BIBLIOTECAS (SEÇÕES DE CHOQUE)---

c --irídio--

m1 77000.04p 1

c

c --aço inox 316L--

m2 14000.04p -0.0100 24000.04p -0.1700 25000.04p -0.0200
26000.04p -0.6800 28000.04p -0.1200

c

c --água--

m3 1000.04p 2 8000.04p 1

c

c -----TALLY-----

c

F6:p 10 11 12 13 14 15 16 17 18 19 20 21 22 23 24 25 26 27 28 30 31
32 33 34 35 36 37 38 39 40 41 42 43 44 45 46 47 48 50 51 52 53
54 55 56 57 58 59 60 61 62 63 64 65 66 67 68 70 71 72 73 74 75
76 77 78 79 80 81 82 83 84 85 86 87 88 90 91 92 93 94 95 96 97
98 99 100 101 102 103 104 105 106 107 108

c

c -técnicas de redução de variância e tamanho-

PHYS:P

nps 1e+9

prdmj j 1e+8 1 3

dbcn 17j 1

print 30 110

E. Simulação da dose no entorno da fonte. Fonte:MicroSelecton v.1

$(5,00cm < r < 15,00cm)$.

c BLOCO 1

c -----CÉLULAS/GEOMETRIAS DO PROBLEMA-----

```

c -----fonte-----
c --volume ativo--
1 1 -22.42 -1 2 -3          imp:p=1 imp:e=1
c --encapsulamento--
2 2 -8.02 -4 2 -3 #1       imp:p=1 imp:e=1
3 2 -8.02 -5 -2           imp:p=1 imp:e=1
4 2 -8.02 -6 3            imp:p=1 imp:e=1
c
c --volumes alvos--
c -esferas a 5.00cm-
10 3 -1 -50      vol=1.41372E-02  imp:p=1 imp:e=1
11 3 -1 -51      vol=1.41372E-02  imp:p=1 imp:e=1
12 3 -1 -52      vol=1.41372E-02  imp:p=1 imp:e=1
13 3 -1 -53      vol=1.41372E-02  imp:p=1 imp:e=1
14 3 -1 -54      vol=1.41372E-02  imp:p=1 imp:e=1
15 3 -1 -55      vol=1.41372E-02  imp:p=1 imp:e=1
16 3 -1 -56      vol=1.41372E-02  imp:p=1 imp:e=1
17 3 -1 -57      vol=1.41372E-02  imp:p=1 imp:e=1
18 3 -1 -58      vol=1.41372E-02  imp:p=1 imp:e=1
19 3 -1 -59      vol=1.41372E-02  imp:p=1 imp:e=1
20 3 -1 -60      vol=1.41372E-02  imp:p=1 imp:e=1
21 3 -1 -61      vol=1.41372E-02  imp:p=1 imp:e=1
22 3 -1 -62      vol=1.41372E-02  imp:p=1 imp:e=1
23 3 -1 -63      vol=1.41372E-02  imp:p=1 imp:e=1
24 3 -1 -64      vol=1.41372E-02  imp:p=1 imp:e=1
25 3 -1 -65      vol=1.41372E-02  imp:p=1 imp:e=1
26 3 -1 -66      vol=1.41372E-02  imp:p=1 imp:e=1
27 3 -1 -67      vol=1.41372E-02  imp:p=1 imp:e=1
28 3 -1 -68      vol=1.41372E-02  imp:p=1 imp:e=1
c -esferas a 7.50cm-
30 3 -1 -70      vol=3.35103E-02  imp:p=1 imp:e=1
31 3 -1 -71      vol=3.35103E-02  imp:p=1 imp:e=1
32 3 -1 -72      vol=3.35103E-02  imp:p=1 imp:e=1
33 3 -1 -73      vol=3.35103E-02  imp:p=1 imp:e=1
34 3 -1 -74      vol=3.35103E-02  imp:p=1 imp:e=1
35 3 -1 -75      vol=3.35103E-02  imp:p=1 imp:e=1
36 3 -1 -76      vol=3.35103E-02  imp:p=1 imp:e=1
37 3 -1 -77      vol=3.35103E-02  imp:p=1 imp:e=1
38 3 -1 -78      vol=3.35103E-02  imp:p=1 imp:e=1
39 3 -1 -79      vol=3.35103E-02  imp:p=1 imp:e=1
40 3 -1 -80      vol=3.35103E-02  imp:p=1 imp:e=1
41 3 -1 -81      vol=3.35103E-02  imp:p=1 imp:e=1
42 3 -1 -82      vol=3.35103E-02  imp:p=1 imp:e=1
43 3 -1 -83      vol=3.35103E-02  imp:p=1 imp:e=1
44 3 -1 -84      vol=3.35103E-02  imp:p=1 imp:e=1
45 3 -1 -85      vol=3.35103E-02  imp:p=1 imp:e=1
46 3 -1 -86      vol=3.35103E-02  imp:p=1 imp:e=1
47 3 -1 -87      vol=3.35103E-02  imp:p=1 imp:e=1
48 3 -1 -88      vol=3.35103E-02  imp:p=1 imp:e=1
c -esferas a 10.00cm-
50 3 -1 -90      vol=3.35103E-02  imp:p=1 imp:e=1
51 3 -1 -91      vol=3.35103E-02  imp:p=1 imp:e=1
52 3 -1 -92      vol=3.35103E-02  imp:p=1 imp:e=1
53 3 -1 -93      vol=3.35103E-02  imp:p=1 imp:e=1
54 3 -1 -94      vol=3.35103E-02  imp:p=1 imp:e=1
55 3 -1 -95      vol=3.35103E-02  imp:p=1 imp:e=1
56 3 -1 -96      vol=3.35103E-02  imp:p=1 imp:e=1
57 3 -1 -97      vol=3.35103E-02  imp:p=1 imp:e=1
58 3 -1 -98      vol=3.35103E-02  imp:p=1 imp:e=1
59 3 -1 -99      vol=3.35103E-02  imp:p=1 imp:e=1
60 3 -1 -100     vol=3.35103E-02  imp:p=1 imp:e=1
61 3 -1 -101     vol=3.35103E-02  imp:p=1 imp:e=1

```

62 3 -1 -102	vol=3.35103E-02	imp:p=1 imp:e=1
63 3 -1 -103	vol=3.35103E-02	imp:p=1 imp:e=1
64 3 -1 -104	vol=3.35103E-02	imp:p=1 imp:e=1
65 3 -1 -105	vol=3.35103E-02	imp:p=1 imp:e=1
66 3 -1 -106	vol=3.35103E-02	imp:p=1 imp:e=1
67 3 -1 -107	vol=3.35103E-02	imp:p=1 imp:e=1
68 3 -1 -108	vol=3.35103E-02	imp:p=1 imp:e=1

c -esferas a 12.50cm-

70 3 -1 -110	vol=6.54498E-02	imp:p=1 imp:e=1
71 3 -1 -111	vol=6.54498E-02	imp:p=1 imp:e=1
72 3 -1 -112	vol=6.54498E-02	imp:p=1 imp:e=1
73 3 -1 -113	vol=6.54498E-02	imp:p=1 imp:e=1
74 3 -1 -114	vol=6.54498E-02	imp:p=1 imp:e=1
75 3 -1 -115	vol=6.54498E-02	imp:p=1 imp:e=1
76 3 -1 -116	vol=6.54498E-02	imp:p=1 imp:e=1
77 3 -1 -117	vol=6.54498E-02	imp:p=1 imp:e=1
78 3 -1 -118	vol=6.54498E-02	imp:p=1 imp:e=1
79 3 -1 -119	vol=6.54498E-02	imp:p=1 imp:e=1
80 3 -1 -120	vol=6.54498E-02	imp:p=1 imp:e=1
81 3 -1 -121	vol=6.54498E-02	imp:p=1 imp:e=1
82 3 -1 -122	vol=6.54498E-02	imp:p=1 imp:e=1
83 3 -1 -123	vol=6.54498E-02	imp:p=1 imp:e=1
84 3 -1 -124	vol=6.54498E-02	imp:p=1 imp:e=1
85 3 -1 -125	vol=6.54498E-02	imp:p=1 imp:e=1
86 3 -1 -126	vol=6.54498E-02	imp:p=1 imp:e=1
87 3 -1 -127	vol=6.54498E-02	imp:p=1 imp:e=1
88 3 -1 -128	vol=6.54498E-02	imp:p=1 imp:e=1

c -esferas a 15.00cm-

90 3 -1 -130	vol=1.13097E-01	imp:p=1 imp:e=1
91 3 -1 -131	vol=1.13097E-01	imp:p=1 imp:e=1
92 3 -1 -132	vol=1.13097E-01	imp:p=1 imp:e=1
93 3 -1 -133	vol=1.13097E-01	imp:p=1 imp:e=1
94 3 -1 -134	vol=1.13097E-01	imp:p=1 imp:e=1
95 3 -1 -135	vol=1.13097E-01	imp:p=1 imp:e=1
96 3 -1 -136	vol=1.13097E-01	imp:p=1 imp:e=1
97 3 -1 -137	vol=1.13097E-01	imp:p=1 imp:e=1
98 3 -1 -138	vol=1.13097E-01	imp:p=1 imp:e=1
99 3 -1 -139	vol=1.13097E-01	imp:p=1 imp:e=1
100 3 -1 -140	vol=1.13097E-01	imp:p=1 imp:e=1
101 3 -1 -141	vol=1.13097E-01	imp:p=1 imp:e=1
102 3 -1 -142	vol=1.13097E-01	imp:p=1 imp:e=1
103 3 -1 -143	vol=1.13097E-01	imp:p=1 imp:e=1
104 3 -1 -144	vol=1.13097E-01	imp:p=1 imp:e=1
105 3 -1 -145	vol=1.13097E-01	imp:p=1 imp:e=1
106 3 -1 -146	vol=1.13097E-01	imp:p=1 imp:e=1
107 3 -1 -147	vol=1.13097E-01	imp:p=1 imp:e=1
108 3 -1 -148	vol=1.13097E-01	imp:p=1 imp:e=1

c

c --fantoma--

200 3 -1 -23 #1 #2 #3 #4 #10 #11 #12 #13 #14 #15 #16 #17 #18 #19 #20
 #21 #22 #23 #24 #25 #26 #27 #28 #30 #31 #32 #33 #34 #35 #36 #37 #38 #39
 #40 #41 #42 #43 #44 #45 #46 #47 #48 #50 #51 #52 #53 #54 #55 #56 #57 #58
 #59 #60 #61 #62 #63 #64 #65 #66 #67 #68 #70 #71 #72 #73 #74 #75 #76 #77
 #78 #79 #80 #81 #82 #83 #84 #85 #86 #87 #88 #90 #91 #92 #93 #94 #95 #96
 #97 #98 #99 #100 #101 #102 #103 #104 #105 #106 #107 #108
 imp:p=1 imp:e=1

c

c --esfera de vacuo--

201 0 -24 #1 #2 #3 #4 #10 #11 #12 #13 #14 #15 #16 #17 #18 #19 #20 #21
 #22 #23 #24 #25 #26 #27 #28 #30 #31 #32 #33 #34 #35 #36 #37 #38 #39 #40
 #41 #42 #43 #44 #45 #46 #47 #48 #50 #51 #52 #53 #54 #55 #56 #57 #58 #59
 #60 #61 #62 #63 #64 #65 #66 #67 #68 #70 #71 #72 #73 #74 #75 #76 #77

```

#78 #79 #80 #81 #82 #83 #84 #85 #86 #87 #88 #90 #91 #92 #93 #94 #95 #96
#97 #98 #99 #100 #101 #102 #103 #104 #105 #106 #107 #108 #200
imp:p=1 imp:e=1
c
c --universo--
202 0 24                                imp:p=0 imp:e=0

c BLOCO 2
c -----SUPERFÍCIES PARA MODELAGEM DAS CÉLULAS DO BLOCO 1-----
c ----fonte----
c --volume ativo--
1 cy 0.03
2 py -0.175
3 py 0.175
c --encapsulamento--
4 cy 0.055
5 sy -0.1755 0.055
6 sy 0.1755 0.055
c --esferas a 5.00cm--
50 sy 5    0.15
51 s 0 4.9810 0.4358 0.15
52 s 0 4.9240 0.8682 0.15
53 s 0 4.8296 1.2941 0.15
54 s 0 4.6985 1.7101 0.15
55 s 0 4.5315 2.1131 0.15
56 s 0 4.3301 2.5000 0.15
57 s 0 4.0958 2.8679 0.15
58 s 0 3.8302 3.2139 0.15
59 s 0 3.5355 3.5355 0.15
60 s 0 3.2139 3.8302 0.15
61 s 0 2.8679 4.0958 0.15
62 s 0 2.5000 4.3301 0.15
63 s 0 2.1131 4.5315 0.15
64 s 0 1.7101 4.6985 0.15
65 s 0 1.2941 4.8296 0.15
66 s 0 0.8682 4.9240 0.15
67 s 0 0.4358 4.9810 0.15
68 sz 5    0.15
c --esferas a 7.50cm--
70 sy 7.5000 0.2
71 s 0 7.4715 0.6537 0.2
72 s 0 7.3861 1.3024 0.2
73 s 0 7.2444 1.9411 0.2
74 s 0 7.0477 2.5652 0.2
75 s 0 6.7973 3.1696 0.2
76 s 0 6.4952 3.7500 0.2
77 s 0 6.1436 4.3018 0.2
78 s 0 5.7453 4.8209 0.2
79 s 0 5.3033 5.3033 0.2
80 s 0 4.8209 5.7453 0.2
81 s 0 4.3018 6.1436 0.2
82 s 0 3.7500 6.4952 0.2
83 s 0 3.1696 6.7973 0.2
84 s 0 2.5652 7.0477 0.2
85 s 0 1.9411 7.2444 0.2
86 s 0 1.3024 7.3861 0.2
87 s 0 0.6537 7.4715 0.2
88 sz 7.5000 0.2
c --esferas a 10cm--
90 sy 10.000 0.2
91 s 0 9.9619 0.8716 0.2
92 s 0 9.8481 1.7365 0.2

```

93 s 0 9.6593 2.5882 0.2
 94 s 0 9.3969 3.4202 0.2
 95 s 0 9.0631 4.2262 0.2
 96 s 0 8.6603 5.0000 0.2
 97 s 0 8.1915 5.7358 0.2
 98 s 0 7.6604 6.4279 0.2
 99 s 0 7.0711 7.0711 0.2
 100 s 0 6.4279 7.6604 0.2
 101 s 0 5.7358 8.1915 0.2
 102 s 0 5.0000 8.6603 0.2
 103 s 0 4.2262 9.0631 0.2
 104 s 0 3.4202 9.3969 0.2
 105 s 0 2.5882 9.6593 0.2
 106 s 0 1.7365 9.8481 0.2
 107 s 0 0.8716 9.9619 0.2
 108 sz 10.000 0.2
 c --esferas a 12.5cm--
 110 sy 12.5000 0.25
 111 s 0 12.4524 1.0894 0.25
 112 s 0 12.3101 2.1706 0.25
 113 s 0 12.0741 3.2352 0.25
 114 s 0 11.7462 4.2753 0.25
 115 s 0 11.3288 5.2827 0.25
 116 s 0 10.8253 6.2500 0.25
 117 s 0 10.2394 7.1697 0.25
 118 s 0 9.5756 8.0348 0.25
 119 s 0 8.8388 8.8388 0.25
 120 s 0 8.0348 9.5756 0.25
 121 s 0 7.1697 10.2394 0.25
 122 s 0 6.2500 10.8253 0.25
 123 s 0 5.2827 11.3288 0.25
 124 s 0 4.2753 11.7462 0.25
 125 s 0 3.2352 12.0741 0.25
 126 s 0 2.1706 12.3101 0.25
 127 s 0 1.0894 12.4524 0.25
 128 sz 12.5000 0.25
 c --esferas a 14.70cm--
 130 sy 14.7000 0.3
 131 s 0 14.6441 1.2812 0.3
 132 s 0 14.4767 2.5526 0.3
 133 s 0 14.1991 3.8046 0.3
 134 s 0 13.8135 5.0277 0.3
 135 s 0 13.3227 6.2125 0.3
 136 s 0 12.7306 7.3500 0.3
 137 s 0 12.0415 8.4316 0.3
 138 s 0 11.2609 9.4490 0.3
 139 s 0 10.3945 10.3945 0.3
 140 s 0 9.4490 11.2609 0.3
 141 s 0 8.4316 12.0415 0.3
 142 s 0 7.3500 12.7306 0.3
 143 s 0 6.2125 13.3227 0.3
 144 s 0 5.0277 13.8135 0.3
 145 s 0 3.8046 14.1991 0.3
 146 s 0 2.5526 14.4767 0.3
 147 s 0 1.2812 14.6441 0.3
 148 sz 14.7000 0.3
 c
 c --fantoma--
 23 so 15
 c --esfera vacuo--
 24 so 20

```

c BLOCO 3
c -----FONTE-----
c ---características e localização---
mode p
sdef pos=0 0 0 rad=d1 axs=0 1 0 ext=d2 erg=d3 par=2
c
si1 0 0.03
sp1 -21 1
si2 -0.175 0.175
sp2 0 1
c ---espectro energético---
si3 l 0.008910 0.009440 0.061486 0.063000 0.065122 0.066831
      0.071079 0.071414 0.073363 0.075368 0.075749 0.077831
      0.110400 0.136343 0.176980 0.201311 0.205794 0.280270
      0.283267 0.295957 0.308455 0.316506 0.329170 0.374485
      0.416469 0.420520 0.468069 0.484575 0.485300 0.489060
      0.588581 0.593490 0.599410 0.604411 0.612462 0.703870
      0.765800 0.884537 1.061480 1.089900 1.378200
c
sp3 d 0.432876 1.718234 0.339511 0.579997 1.141150 1.935182
      0.068185 0.131843 0.046117 0.231267 0.444745 0.158373
      0.003452 0.086779 0.001866 0.133824 0.944971 0.003905
      0.075258 12.46153 12.87807 35.88765 0.004923 0.205404
      0.290277 0.019522 20.74463 0.901684 0.000998 0.123921
      1.959914 0.018267 0.001692 3.557958 2.317012 0.001500
      0.000564 0.126264 0.022997 0.000521 0.000521
c
c ----DESCRIÇÃO DOS MATERIAIS E SELEÇÃO DAS BIBLIOTECAS (SEÇÕES DE CHOQUE)----
c --irídio--
m1 77000.04p 1
c
c --aço inox 316L--
m2 14000.04p -0.0100 24000.04p -0.1700 25000.04p -0.0200
   26000.04p -0.6800 28000.04p -0.1200
c
c --água--
m3 1000.04p 2 8000.04p 1
c
c -----TALLY-----
c
F6:p 10 11 12 13 14 15 16 17 18 19 20 21 22 23 24 25 26 27 28 30 31
     32 33 34 35 36 37 38 39 40 41 42 43 44 45 46 47 48 50 51 52 53
     54 55 56 57 58 59 60 61 62 63 64 65 66 67 68 70 71 72 73 74 75
     76 77 78 79 80 81 82 83 84 85 86 87 88 90 91 92 93 94 95 96 97
     98 99 100 101 102 103 104 105 106 107 108
c
c -técnicas de redução de variância e tamanho-
PHYS:P
nps 1e+9
prdm p j 1e+8 1 3
dbcn 17j 1
print 30 110

```

F. Simulação do kerma no ar. Fonte: MicroSelectron v.2.

```

c BLOCO 1
c -----CÉLULAS/GEOMETRIAS DO PROBLEMA-----
c -----fonte-----
c --volume ativo--
1 1 -22.42 -1 2 -3 :-4 5 :-6 -7          imp:p=1 imp:e=1
c --encapsulamento--

```

```

2 2 -8.02 (-8 5 -7) #1          imp:p=1 imp:e=1
3 2 -8.02 -9 -5                imp:p=1 imp:e=1
4 2 -8.02 -10 7                imp:p=1 imp:e=1
c
c --volume alvo--
5 3 -0.0012 17 -18 19 -20 21 -22  imp:p=1 imp:e=1
c
c --esfera de vacuo--
6 3 -0.0012 -23 #1 #2 #3 #4 #5    imp:p=1 imp:e=1
c
c --universo--
7 0 23                          imp:p=0 imp:e=0

c BLOCO 2
c -----SUPERFÍCIES PARA MODELAGEM DAS CÉLULAS DO BLOCO 1-----
c ----fonte----
c --volume ativo--
1 cy -0.0325
2 py -0.165
3 py 0.165
c -lado esquerdo-
4 sy -0.165 0.0325
5 py -0.18
c -lado direito-
6 sy 0.165 0.0325
7 py 0.18
c --encapsulamento--
8 cy 0.055
9 sy -0.120 0.0815
10 sy 0.120 0.0815
c --volume alvo--
17 py -5
18 py 5
19 px -5
20 px 5
21 pz 99.975
22 pz 100.025
c --esfera vácuo/universo--
23 so 110

c BLOCO 3
c -----FONTE-----
c ---características e localização---
mode p
sdef pos=0 0 0 rad=d1 axs=0 1 0 ext=d2 erg=d3 par=2 cel=1
si1 0 0.0325
sp1 -21 1
si2 -0.18 0.18
sp2 0 1
c ---espectro energético---
si3 l 0.008910 0.009440 0.061486 0.063000 0.065122 0.066831
      0.071079 0.071414 0.073363 0.075368 0.075749 0.077831
      0.110400 0.136343 0.176980 0.201311 0.205794 0.280270
      0.283267 0.295957 0.308455 0.316506 0.329170 0.374485
      0.416469 0.420520 0.468069 0.484575 0.485300 0.489060
      0.588581 0.593490 0.599410 0.604411 0.612462 0.703870
      0.765800 0.884537 1.061480 1.089900 1.378200
c
sp3 d 0.432876 1.718234 0.339511 0.579997 1.141150 1.935182
      0.068185 0.131843 0.046117 0.231267 0.444745 0.158373
      0.003452 0.086779 0.001866 0.133824 0.944971 0.003905
      0.075258 12.46153 12.87807 35.88765 0.004923 0.205404

```

```

0.290277 0.019522 20.74463 0.901684 0.000998 0.123921
1.959914 0.018267 0.001692 3.557958 2.317012 0.001500
0.000564 0.126264 0.022997 0.000521 0.000521
c
c ----DESCRIÇÃO DOS MATERIAIS E SELEÇÃO DAS BIBLIOTECAS (SEÇÕES DE CHOQUE)----
c --irídio--
m1 77000.04p 1
c
c --aço inox 316L--
m2 14000.04p -0.0100 24000.04p -0.1700 25000.04p -0.0200
26000.04p -0.6800 28000.04p -0.1200
c
c --ar--
m3 6000.04p -0.000125 7000.04p -0.755267 8000.04p -0.231781
18000.04p -0.012827
c
c -----TALLY-----
c
F6:p 5
c
*F4:p 5
c
# de4 df4
0.005 39.31
0.006 22.70
0.008 9.446
0.01 4.742
0.015 1.334
0.02 0.5389
0.03 0.1537
0.04 0.0683
0.05 0.0410
0.06 0.0304
0.08 0.0241
0.1 0.0233
0.15 0.0250
0.2 0.0267
0.3 0.0287
0.4 0.0295
0.5 0.0297
0.6 0.0295
0.8 0.0282
1 0.0279
1.25 0.0267
1.5 0.0255
c
c -técnicas de redução de variância e tamanho-
PHYS:P
nps 1e+8
prdm p j 1e+7 1 3
dbcn 17j 1
print 30 110

```

G. Simulação da dose no ponto de referência. Fonte: MicroSelecton v.2.

```

c BLOCO 1
c -----CÉLULAS/GEOMETRIAS DO PROBLEMA-----
c -----fonte-----
c --volume ativo--
1 1 -22.42 -1 2 -3 :-4 5 :-6 -7          imp:p=1 imp:e=1

```

```

c --encapsulamento--
2 2 -8.02 (-8 5 -7) #1          imp:p=1 imp:e=1
3 2 -8.02 -9 -5                imp:p=1 imp:e=1
4 2 -8.02 -10 7                imp:p=1 imp:e=1
c
c --volume alvo--
6 3 -1 -17                      vol=6.545E-05  imp:p=1 imp:e=1
c
c --fantoma--
7 3 -1 -23 #1 #2 #3 #4 #6      imp:p=1 imp:e=1
c --esfera de vacuo--
8 0 -24 #1 #2 #3 #4 #6 #7      imp:p=0 imp:e=0
c
c --universo--
9 0 24                          imp:p=0 imp:e=0

c BLOCO 2
c -----SUPERFÍCIES PARA MODELAGEM DAS CÉLULAS DO BLOCO 1-----
c ---fonte---
c --volume ativo--
1 cy -0.0325
2 py -0.165
3 py 0.165
c -lado esquerdo-
4 sy -0.165 0.0325
5 py -0.18
c -lado direito-
6 sy 0.165 0.0325
7 py 0.18
c --encapsulamento--
8 cy 0.055
9 sy -0.120 0.0815
10 sy 0.120 0.0815
c --volume alvo--
17 sz 1 0.025
c --fantoma--
23 so 15
c --esfera vacuo/universo--
24 so 20

c BLOCO 3
c -----FONTE-----
c ---características e localização---
mode p
sdef pos=0 0 0 rad=d1 axs=0 1 0 ext=d2 erg=d3 par=2 cel=1
si1 0 0.0325
sp1 -21 1
si2 -0.18 0.18
sp2 0 1
c ---espectro energético---
si3 l 0.008910 0.009440 0.061486 0.063000 0.065122 0.066831
      0.071079 0.071414 0.073363 0.075368 0.075749 0.077831
      0.110400 0.136343 0.176980 0.201311 0.205794 0.280270
      0.283267 0.295957 0.308455 0.316506 0.329170 0.374485
      0.416469 0.420520 0.468069 0.484575 0.485300 0.489060
      0.588581 0.593490 0.599410 0.604411 0.612462 0.703870
      0.765800 0.884537 1.061480 1.089900 1.378200
c
sp3 d 0.432876 1.718234 0.339511 0.579997 1.141150 1.935182
      0.068185 0.131843 0.046117 0.231267 0.444745 0.158373
      0.003452 0.086779 0.001866 0.133824 0.944971 0.003905
      0.075258 12.46153 12.87807 35.88765 0.004923 0.205404

```

```

0.290277 0.019522 20.74463 0.901684 0.000998 0.123921
1.959914 0.018267 0.001692 3.557958 2.317012 0.001500
0.000564 0.126264 0.022997 0.000521 0.000521
c
c ----DESCRIÇÃO DOS MATERIAIS E SELEÇÃO DAS BIBLIOTECAS (SEÇÕES DE CHOQUE)----
c --irídio--
m1 77000.04p 1
c
c --aço inox 316L--
m2 14000.04p -0.0100 24000.04p -0.1700 25000.04p -0.0200
26000.04p -0.6800 28000.04p -0.1200
c
c --água--
m3 1000.04p 2 8000.04p 1
c
c -----TALLY-----
c
F6:P 6
c
c -técnicas de redução de variância e tamanho-
PHYS:P
nps 1.3e+8
prdm p j 1e+7 1 3
dbcn 17j 1
print 30 110

```

H. Simulação da dose no eixo transversal. Fonte: MicroSelecton v.2.

```

c BLOCO 1
c -----CÉLULAS/GEOMETRIAS DO PROBLEMA-----
c ----fonte----
c --volume ativo--
1 1 -22.42 -1 2 -3 :-4 5 :-6 -7      imp:p=1 imp:e=1
c --encapsulamento--
2 2 -8.02 (-8 5 -7) #1      imp:p=1 imp:e=1
3 2 -8.02 -9 -5      imp:p=1 imp:e=1
4 2 -8.02 -10 7      imp:p=1 imp:e=1
c
c --volumes alvos--
10 3 -1 -50      vol=1.02265E-06      imp:p=1 imp:e=1
11 3 -1 -51      vol=1.02265E-06      imp:p=1 imp:e=1
12 3 -1 -52      vol=8.18123E-06      imp:p=1 imp:e=1
13 3 -1 -53      vol=8.18123E-06      imp:p=1 imp:e=1
14 3 -1 -54      vol=6.545E-05      imp:p=1 imp:e=1
15 3 -1 -55      vol=6.545E-05      imp:p=1 imp:e=1
16 3 -1 -56      vol=5.23599E-04      imp:p=1 imp:e=1
17 3 -1 -57      vol=4.188795E-03      imp:p=1 imp:e=1
18 3 -1 -58      vol=4.188795E-03      imp:p=1 imp:e=1
19 3 -1 -59      vol=1.4137E-02      imp:p=1 imp:e=1
20 3 -1 -60      vol=1.4137E-02      imp:p=1 imp:e=1
21 3 -1 -61      vol=1.4137E-02      imp:p=1 imp:e=1
22 3 -1 -62      vol=3.35103E-02      imp:p=1 imp:e=1
23 3 -1 -63      vol=3.35103E-02      imp:p=1 imp:e=1
24 3 -1 -64      vol=3.35103E-02      imp:p=1 imp:e=1
25 3 -1 -65      vol=6.54499E-02      imp:p=1 imp:e=1
26 3 -1 -66      vol=6.54499E-02      imp:p=1 imp:e=1
27 3 -1 -67      vol=6.54499E-02      imp:p=1 imp:e=1
28 3 -1 -68      vol=1.13097E-01      imp:p=1 imp:e=1
c
c --fantoma--

```

```

50 3 -1 -23 #1 #2 #3 #4 #10 #11 #12 #13 #14 #15 #16 #17 #18 #19 #20
    #21 #22 #23 #24 #25 #26 #27 #28      imp:p=1 imp:e=1
c
c --esfera de vacuo--
51 0 -24 #1 #2 #3 #4 #10 #11 #12 #13 #14 #15 #16 #17 #18 #19 #20 #21
    #22 #23 #24 #25 #26 #27 #28 #50      imp:p=1 imp:e=1
c
c --universo--
52 0 24                                imp:p=0 imp:e=0

c BLOCO 2
c -----SUPERFÍCIES PARA MODELAGEM DAS CÉLULAS DO BLOCO 1-----
c ----fonte----
c --volume ativo--
1 cy -0.0325
2 py -0.165
3 py 0.165
c -lado esquerdo-
4 sy -0.165 0.0325
5 py -0.18
c -lado direito-
6 sy 0.165 0.0325
7 py 0.18
c --encapsulamento--
8 cy 0.055
9 sy -0.120 0.0815
10 sy 0.120 0.0815
c --esferas alvo--
50 sz 0.1 0.00625
51 sz 0.2 0.00625
52 sz 0.3 0.0125
53 sz 0.5 0.0125
54 sz 1.0 0.0250
55 sz 1.5 0.0250
56 sz 2.0 0.0500
57 sz 3.0 0.1000
58 sz 4.0 0.1000
59 sz 5.0 0.1500
60 sz 6.0 0.1500
61 sz 7.0 0.1500
62 sz 8.0 0.2000
63 sz 9.0 0.2000
64 sz 10.0 0.2000
65 sz 11.0 0.25
66 sz 12.0 0.25
67 sz 13.0 0.25
68 sz 14.0 0.30
c --fantoma--
23 so 15
c --esfera vacuo/universo--
24 so 20

c BLOCO 3
c -----FONTE-----
c ---características e localização---
mode p
sdef pos=0 0 0 rad=d1 axs=0 1 0 ext=d2 erg=d3 par=2 cel=1
si1 0 0.0325
sp1 -21 1
si2 -0.18 0.18
sp2 0 1
c ---espectro energético---

```

```

si3 l 0.008910 0.009440 0.061486 0.063000 0.065122 0.066831
      0.071079 0.071414 0.073363 0.075368 0.075749 0.077831
      0.110400 0.136343 0.176980 0.201311 0.205794 0.280270
      0.283267 0.295957 0.308455 0.316506 0.329170 0.374485
      0.416469 0.420520 0.468069 0.484575 0.485300 0.489060
      0.588581 0.593490 0.599410 0.604411 0.612462 0.703870
      0.765800 0.884537 1.061480 1.089900 1.378200
c
sp3 d 0.432876 1.718234 0.339511 0.579997 1.141150 1.935182
      0.068185 0.131843 0.046117 0.231267 0.444745 0.158373
      0.003452 0.086779 0.001866 0.133824 0.944971 0.003905
      0.075258 12.46153 12.87807 35.88765 0.004923 0.205404
      0.290277 0.019522 20.74463 0.901684 0.000998 0.123921
      1.959914 0.018267 0.001692 3.557958 2.317012 0.001500
      0.000564 0.126264 0.022997 0.000521 0.000521
c
c ----DESCRIÇÃO DOS MATERIAIS E SELEÇÃO DAS BIBLIOTECAS (SEÇÕES DE CHOQUE)----
c --irídio--
m1 77000.04p 1
c
c --aço inox 316L--
m2 14000.04p -0.0100 24000.04p -0.1700 25000.04p -0.0200
    26000.04p -0.6800 28000.04p -0.1200
c
c --água--
m3 1000.04p 2 8000.04p 1
c
c -----TALLY-----
c
F6:p 10 11 12 13 14 15 16 17 18 19 20 21 22 23 24 25 26 27 28
c
c -técnicas de redução de variância e tamanho-
PHYS:P
nps 5e+8
prdm p j 1e+8 1 3
dbcn 17j 1
print 30 110

```

I. Simulação da dose no entorno da fonte. Fonte: MicroSelecton v.2

($0,25cm < r < 3,00cm$).

```

c BLOCO 1
c -----CÉLULAS/GEOMETRIAS DO PROBLEMA-----
c -----fonte-----
c --volume ativo--
1 1 -22.42 -1 2 -3 : -4 5 : -6 -7      imp:p=1 imp:e=1
c --encapsulamento--
2 2 -8.02 (-8 5 -7) #1      imp:p=1 imp:e=1
3 2 -8.02 -9 -5      imp:p=1 imp:e=1
4 2 -8.02 -10 7      imp:p=1 imp:e=1
c
c --esferas a 0.25cm--
10 3 -1 -50      vol=1.02266E-06      imp:p=1 imp:e=1
11 3 -1 -51      vol=1.02266E-06      imp:p=1 imp:e=1
12 3 -1 -52      vol=1.02266E-06      imp:p=1 imp:e=1
13 3 -1 -53      vol=1.02266E-06      imp:p=1 imp:e=1
14 3 -1 -54      vol=1.02266E-06      imp:p=1 imp:e=1
15 3 -1 -55      vol=1.02266E-06      imp:p=1 imp:e=1
16 3 -1 -56      vol=1.02266E-06      imp:p=1 imp:e=1

```

17 3 -1 -57	vol=1.02266E-06	imp:p=1 imp:e=1
18 3 -1 -58	vol=1.02266E-06	imp:p=1 imp:e=1
19 3 -1 -59	vol=1.02266E-06	imp:p=1 imp:e=1
20 3 -1 -60	vol=1.02266E-06	imp:p=1 imp:e=1
21 3 -1 -61	vol=1.02266E-06	imp:p=1 imp:e=1
22 3 -1 -62	vol=1.02266E-06	imp:p=1 imp:e=1
23 3 -1 -63	vol=1.02266E-06	imp:p=1 imp:e=1
24 3 -1 -64	vol=1.02266E-06	imp:p=1 imp:e=1
25 3 -1 -65	vol=1.02266E-06	imp:p=1 imp:e=1
26 3 -1 -66	vol=1.02266E-06	imp:p=1 imp:e=1
27 3 -1 -67	vol=1.02266E-06	imp:p=1 imp:e=1
28 3 -1 -68	vol=1.02266E-06	imp:p=1 imp:e=1
c --esferas a 0.50cm--		
30 3 -1 -70	vol=8.18123E-06	imp:p=1 imp:e=1
31 3 -1 -71	vol=8.18123E-06	imp:p=1 imp:e=1
32 3 -1 -72	vol=8.18123E-06	imp:p=1 imp:e=1
33 3 -1 -73	vol=8.18123E-06	imp:p=1 imp:e=1
34 3 -1 -74	vol=8.18123E-06	imp:p=1 imp:e=1
35 3 -1 -75	vol=8.18123E-06	imp:p=1 imp:e=1
36 3 -1 -76	vol=8.18123E-06	imp:p=1 imp:e=1
37 3 -1 -77	vol=8.18123E-06	imp:p=1 imp:e=1
38 3 -1 -78	vol=8.18123E-06	imp:p=1 imp:e=1
39 3 -1 -79	vol=8.18123E-06	imp:p=1 imp:e=1
40 3 -1 -80	vol=8.18123E-06	imp:p=1 imp:e=1
41 3 -1 -81	vol=8.18123E-06	imp:p=1 imp:e=1
42 3 -1 -82	vol=8.18123E-06	imp:p=1 imp:e=1
43 3 -1 -83	vol=8.18123E-06	imp:p=1 imp:e=1
44 3 -1 -84	vol=8.18123E-06	imp:p=1 imp:e=1
45 3 -1 -85	vol=8.18123E-06	imp:p=1 imp:e=1
46 3 -1 -86	vol=8.18123E-06	imp:p=1 imp:e=1
47 3 -1 -87	vol=8.18123E-06	imp:p=1 imp:e=1
48 3 -1 -88	vol=8.18123E-06	imp:p=1 imp:e=1
c --esferas a 1.00cm--		
50 3 -1 -90	vol=6.54498E-05	imp:p=1 imp:e=1
51 3 -1 -91	vol=6.54498E-05	imp:p=1 imp:e=1
52 3 -1 -92	vol=6.54498E-05	imp:p=1 imp:e=1
53 3 -1 -93	vol=6.54498E-05	imp:p=1 imp:e=1
54 3 -1 -94	vol=6.54498E-05	imp:p=1 imp:e=1
55 3 -1 -95	vol=6.54498E-05	imp:p=1 imp:e=1
56 3 -1 -96	vol=6.54498E-05	imp:p=1 imp:e=1
57 3 -1 -97	vol=6.54498E-05	imp:p=1 imp:e=1
58 3 -1 -98	vol=6.54498E-05	imp:p=1 imp:e=1
59 3 -1 -99	vol=6.54498E-05	imp:p=1 imp:e=1
60 3 -1 -100	vol=6.54498E-05	imp:p=1 imp:e=1
61 3 -1 -101	vol=6.54498E-05	imp:p=1 imp:e=1
62 3 -1 -102	vol=6.54498E-05	imp:p=1 imp:e=1
63 3 -1 -103	vol=6.54498E-05	imp:p=1 imp:e=1
64 3 -1 -104	vol=6.54498E-05	imp:p=1 imp:e=1
65 3 -1 -105	vol=6.54498E-05	imp:p=1 imp:e=1
66 3 -1 -106	vol=6.54498E-05	imp:p=1 imp:e=1
67 3 -1 -107	vol=6.54498E-05	imp:p=1 imp:e=1
68 3 -1 -108	vol=6.54498E-05	imp:p=1 imp:e=1
c --esferas a 2.00cm--		
70 3 -1 -110	vol=5.23599E-04	imp:p=1 imp:e=1
71 3 -1 -111	vol=5.23599E-04	imp:p=1 imp:e=1
72 3 -1 -112	vol=5.23599E-04	imp:p=1 imp:e=1
73 3 -1 -113	vol=5.23599E-04	imp:p=1 imp:e=1
74 3 -1 -114	vol=5.23599E-04	imp:p=1 imp:e=1
75 3 -1 -115	vol=5.23599E-04	imp:p=1 imp:e=1
76 3 -1 -116	vol=5.23599E-04	imp:p=1 imp:e=1
77 3 -1 -117	vol=5.23599E-04	imp:p=1 imp:e=1
78 3 -1 -118	vol=5.23599E-04	imp:p=1 imp:e=1

```

79 3 -1 -119      vol=5.23599E-04  imp:p=1 imp:e=1
80 3 -1 -120      vol=5.23599E-04  imp:p=1 imp:e=1
81 3 -1 -121      vol=5.23599E-04  imp:p=1 imp:e=1
82 3 -1 -122      vol=5.23599E-04  imp:p=1 imp:e=1
83 3 -1 -123      vol=5.23599E-04  imp:p=1 imp:e=1
84 3 -1 -124      vol=5.23599E-04  imp:p=1 imp:e=1
85 3 -1 -125      vol=5.23599E-04  imp:p=1 imp:e=1
86 3 -1 -126      vol=5.23599E-04  imp:p=1 imp:e=1
87 3 -1 -127      vol=5.23599E-04  imp:p=1 imp:e=1
88 3 -1 -128      vol=5.23599E-04  imp:p=1 imp:e=1
c --esferas a 3.00cm--
90 3 -1 -130      vol=4.18879E-03  imp:p=1 imp:e=1
91 3 -1 -131      vol=4.18879E-03  imp:p=1 imp:e=1
92 3 -1 -132      vol=4.18879E-03  imp:p=1 imp:e=1
93 3 -1 -133      vol=4.18879E-03  imp:p=1 imp:e=1
94 3 -1 -134      vol=4.18879E-03  imp:p=1 imp:e=1
95 3 -1 -135      vol=4.18879E-03  imp:p=1 imp:e=1
96 3 -1 -136      vol=4.18879E-03  imp:p=1 imp:e=1
97 3 -1 -137      vol=4.18879E-03  imp:p=1 imp:e=1
98 3 -1 -138      vol=4.18879E-03  imp:p=1 imp:e=1
99 3 -1 -139      vol=4.18879E-03  imp:p=1 imp:e=1
100 3 -1 -140     vol=4.18879E-03  imp:p=1 imp:e=1
101 3 -1 -141     vol=4.18879E-03  imp:p=1 imp:e=1
102 3 -1 -142     vol=4.18879E-03  imp:p=1 imp:e=1
103 3 -1 -143     vol=4.18879E-03  imp:p=1 imp:e=1
104 3 -1 -144     vol=4.18879E-03  imp:p=1 imp:e=1
105 3 -1 -145     vol=4.18879E-03  imp:p=1 imp:e=1
106 3 -1 -146     vol=4.18879E-03  imp:p=1 imp:e=1
107 3 -1 -147     vol=4.18879E-03  imp:p=1 imp:e=1
108 3 -1 -148     vol=4.18879E-03  imp:p=1 imp:e=1
c
c --fantoma--
200 3 -1 -23 #1 #2 #3 #4 #10 #11 #12 #13 #14 #15 #16 #17 #18 #19 #20
    #21 #22 #23 #24 #25 #26 #27 #28 #30 #31 #32 #33 #34 #35 #36 #37 #38 #39
    #40 #41 #42 #43 #44 #45 #46 #47 #48 #50 #51 #52 #53 #54 #55 #56 #57 #58
    #59 #60 #61 #62 #63 #64 #65 #66 #67 #68 #70 #71 #72 #73 #74 #75 #76 #77
    #78 #79 #80 #81 #82 #83 #84 #85 #86 #87 #88 #90 #91 #92 #93 #94 #95 #96
    #97 #98 #99 #100 #101 #102 #103 #104 #105 #106 #107 #108
    imp:p=1 imp:e=1
c
c --esfera de vacuo--
201 0 -24 #1 #2 #3 #4 #10 #11 #12 #13 #14 #15 #16 #17 #18 #19 #20 #21
    #22 #23 #24 #25 #26 #27 #28 #30 #31 #32 #33 #34 #35 #36 #37 #38 #39 #40
    #41 #42 #43 #44 #45 #46 #47 #48 #50 #51 #52 #53 #54 #55 #56 #57 #58 #59
    #60 #61 #62 #63 #64 #65 #66 #67 #68 #70 #71 #72 #73 #74 #75 #76 #77
    #78 #79 #80 #81 #82 #83 #84 #85 #86 #87 #88 #90 #91 #92 #93 #94 #95 #96
    #97 #98 #99 #100 #101 #102 #103 #104 #105 #106 #107 #108 #200
    imp:p=1 imp:e=1
c
c --universo--
202 0 24                                     imp:p=0 imp:e=0

c BLOCO 2
c -----SUPERFÍCIES PARA MODELAGEM DAS CÉLULAS DO BLOCO 1-----
c ----fonte----
c --volume ativo--
1 cy -0.0325
2 py -0.165
3 py 0.165
c -lado esquerdo-
4 sy -0.165 0.0325
5 py -0.18

```

c -lado direito-
 6 sy 0.165 0.0325
 7 py 0.18
 c --encapsulamento--
 8 cy 0.055
 9 sy -0.120 0.0815
 10 sy 0.120 0.0815
 c
 c --esferas a 0.25cm--
 50 sy 0.2500 0.00625
 51 s 0 0.2490 0.0218 0.00625
 52 s 0 0.2462 0.0434 0.00625
 53 s 0 0.2415 0.0647 0.00625
 54 s 0 0.2349 0.0855 0.00625
 55 s 0 0.2266 0.1057 0.00625
 56 s 0 0.2165 0.1250 0.00625
 57 s 0 0.2048 0.1434 0.00625
 58 s 0 0.1915 0.1607 0.00625
 59 s 0 0.1768 0.1768 0.00625
 60 s 0 0.1607 0.1915 0.00625
 61 s 0 0.1434 0.2048 0.00625
 62 s 0 0.1250 0.2165 0.00625
 63 s 0 0.1057 0.2266 0.00625
 64 s 0 0.0855 0.2349 0.00625
 65 s 0 0.0647 0.2415 0.00625
 66 s 0 0.0434 0.2462 0.00625
 67 s 0 0.0218 0.2490 0.00625
 68 sz 0.2500 0.00625
 c --esferas a 0.50cm--
 70 sy 0.5000 0.0125
 71 s 0 0.4981 0.0436 0.0125
 72 s 0 0.4924 0.0868 0.0125
 73 s 0 0.4830 0.1294 0.0125
 74 s 0 0.4698 0.1710 0.0125
 75 s 0 0.4532 0.2113 0.0125
 76 s 0 0.4330 0.2500 0.0125
 77 s 0 0.4096 0.2868 0.0125
 78 s 0 0.3830 0.3214 0.0125
 79 s 0 0.3536 0.3536 0.0125
 80 s 0 0.3214 0.3830 0.0125
 81 s 0 0.2868 0.4096 0.0125
 82 s 0 0.2500 0.4330 0.0125
 83 s 0 0.2113 0.4532 0.0125
 84 s 0 0.1710 0.4698 0.0125
 85 s 0 0.1294 0.4830 0.0125
 86 s 0 0.0868 0.4924 0.0125
 87 s 0 0.0436 0.4981 0.0125
 88 sz 0.5000 0.0125
 c --esferas a 1.00cm--
 90 sy 1 0.025
 91 s 0 0.9962 0.0872 0.025
 92 s 0 0.9848 0.1736 0.025
 93 s 0 0.9659 0.2588 0.025
 94 s 0 0.9397 0.3420 0.025
 95 s 0 0.9063 0.4226 0.025
 96 s 0 0.8660 0.5000 0.025
 97 s 0 0.8192 0.5736 0.025
 98 s 0 0.7660 0.6428 0.025
 99 s 0 0.7071 0.7071 0.025
 100 s 0 0.6428 0.7660 0.025
 101 s 0 0.5736 0.8192 0.025
 102 s 0 0.5000 0.8660 0.025

```

103 s 0 0.4226 0.9063 0.025
104 s 0 0.3420 0.9397 0.025
105 s 0 0.2588 0.9659 0.025
106 s 0 0.1736 0.9848 0.025
107 s 0 0.0872 0.9962 0.025
108 sz 1 0.025
c --esferas a 2.00cm--
110 sy 2.0000 0.05
111 s 0 1.9924 0.1743 0.05
112 s 0 1.9696 0.3473 0.05
113 s 0 1.9319 0.5176 0.05
114 s 0 1.8794 0.6840 0.05
115 s 0 1.8126 0.8452 0.05
116 s 0 1.7321 1.0000 0.05
117 s 0 1.6383 1.1472 0.05
118 s 0 1.5321 1.2856 0.05
119 s 0 1.4142 1.4142 0.05
120 s 0 1.2856 1.5321 0.05
121 s 0 1.1472 1.6383 0.05
122 s 0 1.0000 1.7321 0.05
123 s 0 0.8452 1.8126 0.05
124 s 0 0.6840 1.8794 0.05
125 s 0 0.5176 1.9319 0.05
126 s 0 0.3473 1.9696 0.05
127 s 0 0.1743 1.9924 0.05
128 sz 2.0000 0.05
c --esferas a 3.00cm--
130 sy 3.0000 0.1
131 s 0 2.9886 0.2615 0.1
132 s 0 2.9544 0.5209 0.1
133 s 0 2.8978 0.7765 0.1
134 s 0 2.8191 1.0261 0.1
135 s 0 2.7189 1.2679 0.1
136 s 0 2.5981 1.5000 0.1
137 s 0 2.4575 1.7207 0.1
138 s 0 2.2981 1.9284 0.1
139 s 0 2.1213 2.1213 0.1
140 s 0 1.9284 2.2981 0.1
141 s 0 1.7207 2.4575 0.1
142 s 0 1.5000 2.5981 0.1
143 s 0 1.2679 2.7189 0.1
144 s 0 1.0261 2.8191 0.1
145 s 0 0.7765 2.8978 0.1
146 s 0 0.5209 2.9544 0.1
147 s 0 0.2615 2.9886 0.1
148 sz 3.0000 0.1
c
c --fantoma--
23 so 15
c --esfera vacuo/universo--
24 so 20

c BLOCO 3
c -----FONTE-----
c ---características e localização---
mode p
sdef pos=0 0 0 rad=d1 axs=0 1 0 ext=d2 erg=d3 par=2 cel=1
si1 0 0.0325
sp1 -21 1
si2 -0.18 0.18
sp2 0 1
c ---espectro energético---

```

```

si3 l 0.008910 0.009440 0.061486 0.063000 0.065122 0.066831
      0.071079 0.071414 0.073363 0.075368 0.075749 0.077831
      0.110400 0.136343 0.176980 0.201311 0.205794 0.280270
      0.283267 0.295957 0.308455 0.316506 0.329170 0.374485
      0.416469 0.420520 0.468069 0.484575 0.485300 0.489060
      0.588581 0.593490 0.599410 0.604411 0.612462 0.703870
      0.765800 0.884537 1.061480 1.089900 1.378200
c
sp3 d 0.432876 1.718234 0.339511 0.579997 1.141150 1.935182
      0.068185 0.131843 0.046117 0.231267 0.444745 0.158373
      0.003452 0.086779 0.001866 0.133824 0.944971 0.003905
      0.075258 12.46153 12.87807 35.88765 0.004923 0.205404
      0.290277 0.019522 20.74463 0.901684 0.000998 0.123921
      1.959914 0.018267 0.001692 3.557958 2.317012 0.001500
      0.000564 0.126264 0.022997 0.000521 0.000521
c
c ----DESCRIÇÃO DOS MATERIAIS E SELEÇÃO DAS BIBLIOTECAS (SEÇÕES DE CHOQUE)----
c --irídio--
m1 77000.04p 1
c
c --aço inox 316L--
m2 14000.04p -0.0100 24000.04p -0.1700 25000.04p -0.0200
    26000.04p -0.6800 28000.04p -0.1200
c
c --água--
m3 1000.04p 2 8000.04p 1
c
c -----TALLY-----
c
F6:p 10 11 12 13 14 15 16 17 18 19 20 21 22 23 24 25 26 27 28 30 31
     32 33 34 35 36 37 38 39 40 41 42 43 44 45 46 47 48 50 51 52 53
     54 55 56 57 58 59 60 61 62 63 64 65 66 67 68 70 71 72 73 74 75
     76 77 78 79 80 81 82 83 84 85 86 87 88 90 91 92 93 94 95 96 97
     98 99 100 101 102 103 104 105 106 107 108
c
c -técnicas de redução de variância e tamanho-
PHYS:P
nps 1e+9
prdm p j 1e+8 1 3
dbcn 17j 1
print 30 110

```

J. Simulação da dose no entorno da fonte. Fonte: MicroSelecton v.2

$(5,00\text{cm} < r < 15,00\text{cm})$.

```

c BLOCO 1
c -----CÉLULAS/GEOMETRIAS DO PROBLEMA-----
c ----fonte----
c --volume ativo--
1 1 -22.42 -1 2 -3 :-4 5 :-6 -7          imp:p=1 imp:e=1
c --encapsulamento--
2 2 -8.02 (-8 5 -7) #1          imp:p=1 imp:e=1
3 2 -8.02 -9 -5          imp:p=1 imp:e=1
4 2 -8.02 -10 7          imp:p=1 imp:e=1
c
c --esferas a 5.00cm--
10 3 -1 -50          vol=1.41372E-02  imp:p=1 imp:e=1
11 3 -1 -51          vol=1.41372E-02  imp:p=1 imp:e=1
12 3 -1 -52          vol=1.41372E-02  imp:p=1 imp:e=1
13 3 -1 -53          vol=1.41372E-02  imp:p=1 imp:e=1

```

14 3 -1 -54	vol=1.41372E-02	imp:p=1 imp:e=1
15 3 -1 -55	vol=1.41372E-02	imp:p=1 imp:e=1
16 3 -1 -56	vol=1.41372E-02	imp:p=1 imp:e=1
17 3 -1 -57	vol=1.41372E-02	imp:p=1 imp:e=1
18 3 -1 -58	vol=1.41372E-02	imp:p=1 imp:e=1
19 3 -1 -59	vol=1.41372E-02	imp:p=1 imp:e=1
20 3 -1 -60	vol=1.41372E-02	imp:p=1 imp:e=1
21 3 -1 -61	vol=1.41372E-02	imp:p=1 imp:e=1
22 3 -1 -62	vol=1.41372E-02	imp:p=1 imp:e=1
23 3 -1 -63	vol=1.41372E-02	imp:p=1 imp:e=1
24 3 -1 -64	vol=1.41372E-02	imp:p=1 imp:e=1
25 3 -1 -65	vol=1.41372E-02	imp:p=1 imp:e=1
26 3 -1 -66	vol=1.41372E-02	imp:p=1 imp:e=1
27 3 -1 -67	vol=1.41372E-02	imp:p=1 imp:e=1
28 3 -1 -68	vol=1.41372E-02	imp:p=1 imp:e=1
c --esferas a 7.50cm--		
30 3 -1 -70	vol=3.35103E-02	imp:p=1 imp:e=1
31 3 -1 -71	vol=3.35103E-02	imp:p=1 imp:e=1
32 3 -1 -72	vol=3.35103E-02	imp:p=1 imp:e=1
33 3 -1 -73	vol=3.35103E-02	imp:p=1 imp:e=1
34 3 -1 -74	vol=3.35103E-02	imp:p=1 imp:e=1
35 3 -1 -75	vol=3.35103E-02	imp:p=1 imp:e=1
36 3 -1 -76	vol=3.35103E-02	imp:p=1 imp:e=1
37 3 -1 -77	vol=3.35103E-02	imp:p=1 imp:e=1
38 3 -1 -78	vol=3.35103E-02	imp:p=1 imp:e=1
39 3 -1 -79	vol=3.35103E-02	imp:p=1 imp:e=1
40 3 -1 -80	vol=3.35103E-02	imp:p=1 imp:e=1
41 3 -1 -81	vol=3.35103E-02	imp:p=1 imp:e=1
42 3 -1 -82	vol=3.35103E-02	imp:p=1 imp:e=1
43 3 -1 -83	vol=3.35103E-02	imp:p=1 imp:e=1
44 3 -1 -84	vol=3.35103E-02	imp:p=1 imp:e=1
45 3 -1 -85	vol=3.35103E-02	imp:p=1 imp:e=1
46 3 -1 -86	vol=3.35103E-02	imp:p=1 imp:e=1
47 3 -1 -87	vol=3.35103E-02	imp:p=1 imp:e=1
48 3 -1 -88	vol=3.35103E-02	imp:p=1 imp:e=1
c --esferas a 10.00cm--		
50 3 -1 -90	vol=3.35103E-02	imp:p=1 imp:e=1
51 3 -1 -91	vol=3.35103E-02	imp:p=1 imp:e=1
52 3 -1 -92	vol=3.35103E-02	imp:p=1 imp:e=1
53 3 -1 -93	vol=3.35103E-02	imp:p=1 imp:e=1
54 3 -1 -94	vol=3.35103E-02	imp:p=1 imp:e=1
55 3 -1 -95	vol=3.35103E-02	imp:p=1 imp:e=1
56 3 -1 -96	vol=3.35103E-02	imp:p=1 imp:e=1
57 3 -1 -97	vol=3.35103E-02	imp:p=1 imp:e=1
58 3 -1 -98	vol=3.35103E-02	imp:p=1 imp:e=1
59 3 -1 -99	vol=3.35103E-02	imp:p=1 imp:e=1
60 3 -1 -100	vol=3.35103E-02	imp:p=1 imp:e=1
61 3 -1 -101	vol=3.35103E-02	imp:p=1 imp:e=1
62 3 -1 -102	vol=3.35103E-02	imp:p=1 imp:e=1
63 3 -1 -103	vol=3.35103E-02	imp:p=1 imp:e=1
64 3 -1 -104	vol=3.35103E-02	imp:p=1 imp:e=1
65 3 -1 -105	vol=3.35103E-02	imp:p=1 imp:e=1
66 3 -1 -106	vol=3.35103E-02	imp:p=1 imp:e=1
67 3 -1 -107	vol=3.35103E-02	imp:p=1 imp:e=1
68 3 -1 -108	vol=3.35103E-02	imp:p=1 imp:e=1
c --esferas a 12.50cm--		
70 3 -1 -110	vol=6.54498E-02	imp:p=1 imp:e=1
71 3 -1 -111	vol=6.54498E-02	imp:p=1 imp:e=1
72 3 -1 -112	vol=6.54498E-02	imp:p=1 imp:e=1
73 3 -1 -113	vol=6.54498E-02	imp:p=1 imp:e=1
74 3 -1 -114	vol=6.54498E-02	imp:p=1 imp:e=1
75 3 -1 -115	vol=6.54498E-02	imp:p=1 imp:e=1

```

76 3 -1 -116      vol=6.54498E-02  imp:p=1 imp:e=1
77 3 -1 -117      vol=6.54498E-02  imp:p=1 imp:e=1
78 3 -1 -118      vol=6.54498E-02  imp:p=1 imp:e=1
79 3 -1 -119      vol=6.54498E-02  imp:p=1 imp:e=1
80 3 -1 -120      vol=6.54498E-02  imp:p=1 imp:e=1
81 3 -1 -121      vol=6.54498E-02  imp:p=1 imp:e=1
82 3 -1 -122      vol=6.54498E-02  imp:p=1 imp:e=1
83 3 -1 -123      vol=6.54498E-02  imp:p=1 imp:e=1
84 3 -1 -124      vol=6.54498E-02  imp:p=1 imp:e=1
85 3 -1 -125      vol=6.54498E-02  imp:p=1 imp:e=1
86 3 -1 -126      vol=6.54498E-02  imp:p=1 imp:e=1
87 3 -1 -127      vol=6.54498E-02  imp:p=1 imp:e=1
88 3 -1 -128      vol=6.54498E-02  imp:p=1 imp:e=1
c --esferas a 14.70cm--
90 3 -1 -130      vol=1.13097E-01  imp:p=1 imp:e=1
91 3 -1 -131      vol=1.13097E-01  imp:p=1 imp:e=1
92 3 -1 -132      vol=1.13097E-01  imp:p=1 imp:e=1
93 3 -1 -133      vol=1.13097E-01  imp:p=1 imp:e=1
94 3 -1 -134      vol=1.13097E-01  imp:p=1 imp:e=1
95 3 -1 -135      vol=1.13097E-01  imp:p=1 imp:e=1
96 3 -1 -136      vol=1.13097E-01  imp:p=1 imp:e=1
97 3 -1 -137      vol=1.13097E-01  imp:p=1 imp:e=1
98 3 -1 -138      vol=1.13097E-01  imp:p=1 imp:e=1
99 3 -1 -139      vol=1.13097E-01  imp:p=1 imp:e=1
100 3 -1 -140     vol=1.13097E-01  imp:p=1 imp:e=1
101 3 -1 -141     vol=1.13097E-01  imp:p=1 imp:e=1
102 3 -1 -142     vol=1.13097E-01  imp:p=1 imp:e=1
103 3 -1 -143     vol=1.13097E-01  imp:p=1 imp:e=1
104 3 -1 -144     vol=1.13097E-01  imp:p=1 imp:e=1
105 3 -1 -145     vol=1.13097E-01  imp:p=1 imp:e=1
106 3 -1 -146     vol=1.13097E-01  imp:p=1 imp:e=1
107 3 -1 -147     vol=1.13097E-01  imp:p=1 imp:e=1
108 3 -1 -148     vol=1.13097E-01  imp:p=1 imp:e=1
c
c --fantoma--
200 3 -1 -23 #1 #2 #3 #4 #10 #11 #12 #13 #14 #15 #16 #17 #18 #19 #20
      #21 #22 #23 #24 #25 #26 #27 #28 #30 #31 #32 #33 #34 #35 #36 #37 #38 #39
      #40 #41 #42 #43 #44 #45 #46 #47 #48 #50 #51 #52 #53 #54 #55 #56 #57 #58
      #59 #60 #61 #62 #63 #64 #65 #66 #67 #68 #70 #71 #72 #73 #74 #75 #76 #77
      #78 #79 #80 #81 #82 #83 #84 #85 #86 #87 #88 #90 #91 #92 #93 #94 #95 #96
      #97 #98 #99 #100 #101 #102 #103 #104 #105 #106 #107 #108
      imp:p=1 imp:e=1
c
c --esfera de vacuo--
201 0 -24 #1 #2 #3 #4 #10 #11 #12 #13 #14 #15 #16 #17 #18 #19 #20 #21
      #22 #23 #24 #25 #26 #27 #28 #30 #31 #32 #33 #34 #35 #36 #37 #38 #39 #40
      #41 #42 #43 #44 #45 #46 #47 #48 #50 #51 #52 #53 #54 #55 #56 #57 #58 #59
      #60 #61 #62 #63 #64 #65 #66 #67 #68 #70 #71 #72 #73 #74 #75 #76 #77
      #78 #79 #80 #81 #82 #83 #84 #85 #86 #87 #88 #90 #91 #92 #93 #94 #95 #96
      #97 #98 #99 #100 #101 #102 #103 #104 #105 #106 #107 #108 #200
      imp:p=1 imp:e=1
c
c --universo--
202 0 24                                     imp:p=0 imp:e=0

c BLOCO 2
c -----SUPERFÍCIES PARA MODELAGEM DAS CÉLULAS DO BLOCO 1-----
c ----fonte----
c --volume ativo--
1 cy -0.0325
2 py -0.165
3 py 0.165

```

c -lado esquerdo-
 4 sy -0.165 0.0325
 5 py -0.18
 c -lado direito-
 6 sy 0.165 0.0325
 7 py 0.18
 c --encapsulamento--
 8 cy 0.055
 9 sy -0.120 0.0815
 10 sy 0.120 0.0815
 c
 c --esferas a 5.00cm--
 50 sy 5 0.15
 51 s 0 4.9810 0.4358 0.15
 52 s 0 4.9240 0.8682 0.15
 53 s 0 4.8296 1.2941 0.15
 54 s 0 4.6985 1.7101 0.15
 55 s 0 4.5315 2.1131 0.15
 56 s 0 4.3301 2.5000 0.15
 57 s 0 4.0958 2.8679 0.15
 58 s 0 3.8302 3.2139 0.15
 59 s 0 3.5355 3.5355 0.15
 60 s 0 3.2139 3.8302 0.15
 61 s 0 2.8679 4.0958 0.15
 62 s 0 2.5000 4.3301 0.15
 63 s 0 2.1131 4.5315 0.15
 64 s 0 1.7101 4.6985 0.15
 65 s 0 1.2941 4.8296 0.15
 66 s 0 0.8682 4.9240 0.15
 67 s 0 0.4358 4.9810 0.15
 68 sz 5 0.15
 c --esferas a 7.50cm--
 70 sy 7.5000 0.2
 71 s 0 7.4715 0.6537 0.2
 72 s 0 7.3861 1.3024 0.2
 73 s 0 7.2444 1.9411 0.2
 74 s 0 7.0477 2.5652 0.2
 75 s 0 6.7973 3.1696 0.2
 76 s 0 6.4952 3.7500 0.2
 77 s 0 6.1436 4.3018 0.2
 78 s 0 5.7453 4.8209 0.2
 79 s 0 5.3033 5.3033 0.2
 80 s 0 4.8209 5.7453 0.2
 81 s 0 4.3018 6.1436 0.2
 82 s 0 3.7500 6.4952 0.2
 83 s 0 3.1696 6.7973 0.2
 84 s 0 2.5652 7.0477 0.2
 85 s 0 1.9411 7.2444 0.2
 86 s 0 1.3024 7.3861 0.2
 87 s 0 0.6537 7.4715 0.2
 88 sz 7.5000 0.2
 c --esferas a 10.00cm--
 90 sy 10.000 0.2
 91 s 0 9.9619 0.8716 0.2
 92 s 0 9.8481 1.7365 0.2
 93 s 0 9.6593 2.5882 0.2
 94 s 0 9.3969 3.4202 0.2
 95 s 0 9.0631 4.2262 0.2
 96 s 0 8.6603 5.0000 0.2
 97 s 0 8.1915 5.7358 0.2
 98 s 0 7.6604 6.4279 0.2
 99 s 0 7.0711 7.0711 0.2

```

100 s 0 6.4279 7.6604 0.2
101 s 0 5.7358 8.1915 0.2
102 s 0 5.0000 8.6603 0.2
103 s 0 4.2262 9.0631 0.2
104 s 0 3.4202 9.3969 0.2
105 s 0 2.5882 9.6593 0.2
106 s 0 1.7365 9.8481 0.2
107 s 0 0.8716 9.9619 0.2
108 sz 10.000 0.2
c --esferas a 12.50cm--
110 sy 12.5000 0.25
111 s 0 12.4524 1.0894 0.25
112 s 0 12.3101 2.1706 0.25
113 s 0 12.0741 3.2352 0.25
114 s 0 11.7462 4.2753 0.25
115 s 0 11.3288 5.2827 0.25
116 s 0 10.8253 6.2500 0.25
117 s 0 10.2394 7.1697 0.25
118 s 0 9.5756 8.0348 0.25
119 s 0 8.8388 8.8388 0.25
120 s 0 8.0348 9.5756 0.25
121 s 0 7.1697 10.2394 0.25
122 s 0 6.2500 10.8253 0.25
123 s 0 5.2827 11.3288 0.25
124 s 0 4.2753 11.7462 0.25
125 s 0 3.2352 12.0741 0.25
126 s 0 2.1706 12.3101 0.25
127 s 0 1.0894 12.4524 0.25
128 sz 12.5000 0.25
c --esferas a 14.70cm--
130 sy 14.7000 0.3
131 s 0 14.6441 1.2812 0.3
132 s 0 14.4767 2.5526 0.3
133 s 0 14.1991 3.8046 0.3
134 s 0 13.8135 5.0277 0.3
135 s 0 13.3227 6.2125 0.3
136 s 0 12.7306 7.3500 0.3
137 s 0 12.0415 8.4316 0.3
138 s 0 11.2609 9.4490 0.3
139 s 0 10.3945 10.3945 0.3
140 s 0 9.4490 11.2609 0.3
141 s 0 8.4316 12.0415 0.3
142 s 0 7.3500 12.7306 0.3
143 s 0 6.2125 13.3227 0.3
144 s 0 5.0277 13.8135 0.3
145 s 0 3.8046 14.1991 0.3
146 s 0 2.5526 14.4767 0.3
147 s 0 1.2812 14.6441 0.3
148 sz 14.7000 0.3
c
c --fantoma--
23 so 15
c --esfera vacuo/universo--
24 so 20

c BLOCO 3
c -----FONTE-----
c ---características e localização---
mode p
sdef pos=0 0 0 rad=d1 axs=0 1 0 ext=d2 erg=d3 par=2 cel=1
si1 0 0.0325
sp1 -21 1

```

```

si2 -0.18 0.18
sp2 0 1
c ---espectro energético---
si3 l 0.008910 0.009440 0.061486 0.063000 0.065122 0.066831
      0.071079 0.071414 0.073363 0.075368 0.075749 0.077831
      0.110400 0.136343 0.176980 0.201311 0.205794 0.280270
      0.283267 0.295957 0.308455 0.316506 0.329170 0.374485
      0.416469 0.420520 0.468069 0.484575 0.485300 0.489060
      0.588581 0.593490 0.599410 0.604411 0.612462 0.703870
      0.765800 0.884537 1.061480 1.089900 1.378200
c
sp3 d 0.432876 1.718234 0.339511 0.579997 1.141150 1.935182
      0.068185 0.131843 0.046117 0.231267 0.444745 0.158373
      0.003452 0.086779 0.001866 0.133824 0.944971 0.003905
      0.075258 12.46153 12.87807 35.88765 0.004923 0.205404
      0.290277 0.019522 20.74463 0.901684 0.000998 0.123921
      1.959914 0.018267 0.001692 3.557958 2.317012 0.001500
      0.000564 0.126264 0.022997 0.000521 0.000521
c
c ----DESCRIÇÃO DOS MATERIAIS E SELEÇÃO DAS BIBLIOTECAS (SEÇÕES DE CHOQUE)----
c --irídio--
m1 77000.04p 1
c
c --aço inox 316L--
m2 14000.04p -0.0100 24000.04p -0.1700 25000.04p -0.0200
    26000.04p -0.6800 28000.04p -0.1200
c
c --água--
m3 1000.04p 2 8000.04p 1
c
c -----TALLY-----
c
F6:p 10 11 12 13 14 15 16 17 18 19 20 21 22 23 24 25 26 27 28 30 31
     32 33 34 35 36 37 38 39 40 41 42 43 44 45 46 47 48 50 51 52 53
     54 55 56 57 58 59 60 61 62 63 64 65 66 67 68 70 71 72 73 74 75
     76 77 78 79 80 81 82 83 84 85 86 87 88 90 91 92 93 94 95 96 97
     98 99 100 101 102 103 104 105 106 107 108
c
c -técnicas de redução de variância e tamanho-
PHYS:P
nps 1e+9
prdmp j 1e+8 1 3
dbcn 17j 1
print 30 110

```

ANEXO 2

Tabela 13 - Valores de $G_L(r, \pi/2)$ para L=0,35 cm.

r [cm]	$G_L(r, \pi/2)$ [cm ⁻²]
0,10	60,0943
0,20	20,5380
0,30	10,0586
0,50	3,8477
1,00	0,9900
1,50	0,4424
2,00	0,2494
3,00	0,1110
4,00	0,0625
5,00	0,0400
6,00	0,0278
7,00	0,0204
8,00	0,0156
9,00	0,0123
10,00	0,0100
11,00	0,0083
12,00	0,0069
13,00	0,0059
14,00	0,0051

Tabela 14 - Valores de $G_L(r, \theta)$ para L=0,35 cm.

θ [°]	G(0,25,0)	G(0,50,0)	G(1,00,0)	G(2,00,0)	G(3,00,0)	G(5,00,0)	G(7,50,0)	G(10,00,0)	G(12,50,0)	G(15,00,0)
0	31,3726	4,5584	1,0316	0,2519	0,1115	0,0401	0,0178	0,0100	0,0064	0,0045
5	30,7937	4,5511	1,0313	0,2519	0,1115	0,0401	0,0178	0,0100	0,0064	0,0045
10	29,2756	4,5296	1,0302	0,2519	0,1115	0,0401	0,0178	0,0100	0,0064	0,0045
15	27,2768	4,4952	1,0286	0,2518	0,1115	0,0400	0,0178	0,0100	0,0064	0,0044
20	25,1910	4,4501	1,0264	0,2516	0,1114	0,0400	0,0178	0,0100	0,0064	0,0044
25	23,2399	4,3966	1,0237	0,2515	0,1114	0,0400	0,0178	0,0100	0,0064	0,0044
30	21,5120	4,3374	1,0206	0,2513	0,1114	0,0400	0,0178	0,0100	0,0064	0,0044
35	20,0239	4,2751	1,0172	0,2511	0,1113	0,0400	0,0178	0,0100	0,0064	0,0044
40	18,7612	4,2121	1,0137	0,2509	0,1113	0,0400	0,0178	0,0100	0,0064	0,0044
45	17,6992	4,1504	1,0100	0,2506	0,1112	0,0400	0,0178	0,0100	0,0064	0,0044
50	16,8123	4,0918	1,0064	0,2504	0,1112	0,0400	0,0178	0,0100	0,0064	0,0044
55	16,0773	4,0376	1,0030	0,2502	0,1112	0,0400	0,0178	0,0100	0,0064	0,0044

60	15,4746	3,9890	0,9998	0,2500	0,1111	0,0400	0,0178	0,0100	0,0064	0,0044
65	14,9885	3,9468	0,9970	0,2498	0,1111	0,0400	0,0178	0,0100	0,0064	0,0044
70	14,6062	3,9116	0,9945	0,2497	0,1110	0,0400	0,0178	0,0100	0,0064	0,0044
75	14,3182	3,8839	0,9926	0,2495	0,1110	0,0400	0,0178	0,0100	0,0064	0,0044
80	14,1173	3,8638	0,9911	0,2494	0,1110	0,0400	0,0178	0,0100	0,0064	0,0044
85	13,9987	3,8518	0,9903	0,2494	0,1110	0,0400	0,0178	0,0100	0,0064	0,0044
90	13,9595	3,8477	0,9900	0,2494	0,1110	0,0400	0,0178	0,0100	0,0064	0,0044

Tabela 15 - Valores de $G_L(r, \pi/2)$ para $L=0,36$ cm.

r [cm]	$G_L(r, \pi/2)$ [cm ⁻²]
0,10	59,0943
0,20	20,3560
0,30	10,0078
0,50	3,8395
1,00	0,9894
1,50	0,4423
2,00	0,2493
3,00	0,1110
4,00	0,0625
5,00	0,0400
6,00	0,0278
7,00	0,0204
8,00	0,0156
9,00	0,0123
10,00	0,0100
11,00	0,0083
12,00	0,0069
13,00	0,0059
14,00	0,0051

Tabela 16 - Valores de $G_L(r, \theta)$ para $L=0,36$ cm.

$\theta[^\circ]$	$G(0,25,\theta)$	$G(0,50,\theta)$	$G(1,00,\theta)$	$G(2,00,\theta)$	$G(3,00,\theta)$	$G(5,00,\theta)$	$G(7,50,\theta)$	$G(10,00,\theta)$	$G(12,50,\theta)$	$G(15,00,\theta)$
0	33,2226	4,5956	1,0335	0,2520	0,1115	0,0401	0,0178	0,0100	0,0064	0,0045
5	32,4998	4,5877	1,0331	0,2520	0,1115	0,0401	0,0178	0,0100	0,0064	0,0045
10	30,6431	4,5644	1,0321	0,2520	0,1115	0,0401	0,0178	0,0100	0,0064	0,0045
15	28,2741	4,5272	1,0303	0,2519	0,1115	0,0401	0,0178	0,0100	0,0064	0,0045
20	25,8788	4,4785	1,0280	0,2517	0,1115	0,0400	0,0178	0,0100	0,0064	0,0044
25	23,6974	4,4210	1,0251	0,2516	0,1114	0,0400	0,0178	0,0100	0,0064	0,0044
30	21,8057	4,3575	1,0218	0,2514	0,1114	0,0400	0,0178	0,0100	0,0064	0,0044
35	20,2028	4,2909	1,0182	0,2511	0,1113	0,0400	0,0178	0,0100	0,0064	0,0044
40	18,8595	4,2238	1,0144	0,2509	0,1113	0,0400	0,0178	0,0100	0,0064	0,0044
45	17,7405	4,1583	1,0106	0,2507	0,1112	0,0400	0,0178	0,0100	0,0064	0,0044
50	16,8130	4,0962	1,0068	0,2504	0,1112	0,0400	0,0178	0,0100	0,0064	0,0044
55	16,0487	4,0390	1,0032	0,2502	0,1112	0,0400	0,0178	0,0100	0,0064	0,0044
60	15,4250	3,9878	0,9998	0,2500	0,1111	0,0400	0,0178	0,0100	0,0064	0,0044
65	14,9236	3,9434	0,9968	0,2498	0,1111	0,0400	0,0178	0,0100	0,0064	0,0044
70	14,5304	3,9065	0,9942	0,2496	0,1110	0,0400	0,0178	0,0100	0,0064	0,0044
75	14,2347	3,8774	0,9922	0,2495	0,1110	0,0400	0,0178	0,0100	0,0064	0,0044
80	14,0288	3,8564	0,9906	0,2494	0,1110	0,0400	0,0178	0,0100	0,0064	0,0044
85	13,9073	3,8437	0,9897	0,2494	0,1110	0,0400	0,0178	0,0100	0,0064	0,0044
90	13,8672	3,8395	0,9894	0,2493	0,1110	0,0400	0,0178	0,0100	0,0064	0,0044