



**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”**

CARINA MIRANDA CARVALHO

**Cálculo das funções de anisotropia e radial de dose para
braquiterapia com semente de ^{192}Ir em diferentes materiais de
interesse em radiologia com o auxílio do programa baseado no
método de monte carlo mcnpx**

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

Orientador: Prof. Dr. Joel Mesa Hormaza

**Botucatu
2008**

CARINA MIRANDA CARVALHO

**CÁLCULO DAS FUNÇÕES DE ANISOTROPIA E RADIAL DE
DOSE PARA BRAQUITERAPIA COM SEMENTE DE ^{192}Ir EM
DIFERENTES MATERIAIS DE INTERESSE EM
RADIOLOGIA COM O AUXÍLIO DO PROGRAMA BASEADO
NO MÉTODO DE MONTE CARLO MCNPX**

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

Orientador: Prof. Dr. Joel Mesa Hormaza

Botucatu

2008

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA SEÇÃO TÉCNICA DE AQUISIÇÃO E TRATAMENTO
DA INFORMAÇÃO
DIVISÃO DE BIBLIOTECA E DOCUMENTAÇÃO - CAMPUS DE BOTUCATU - UNESP
BIBLIOTECÁRIA RESPONSÁVEL: SELMA MARIA DE JESUS

Carvalho, Carina Miranda.

Cálculo das funções de anisotropia e radial de dose para braquiterapia com semente de ^{192}Ir em diferentes materiais de interesse em radiologia com o auxílio do programa baseado no método de Monte Carlo MCNPX / Carina Miranda Carvalho. - Botucatu [s.n], 2008.

Trabalho de conclusão (bacharelado – Física médica) – Universidade Estadual Paulista, Instituto de Biociências de Botucatu, 2008

Orientador: Joel Mesa Hormaza

1. Radioterapia 2. Física médica

Palavras-chave: Braquiterapia; Função de anisotropia; Função radial de dose; MCNPX; Método de Monte Carlo

Aos meus pais, Sidney e Maria de Fátima,
e minha irmã, Camila.

Agradecimentos

Primeiramente agradeço a Deus por iluminar meus dias, pelas oportunidades concebidas e principalmente por todos os momentos e pessoas maravilhosas que encontrei ao longo de minha vida.

À minha família por ser exemplo de dignidade, força e amor.

Ao meu querido pai por sempre incentivar-me na busca de intelectualidade e espiritualidade.

À minha amada mãe pelo apoio, amor incondicional, amizade, bom humor e por sempre andar ao meu lado.

À minha irmã gêmea que sempre me inspirou.

Aos meu avós pela sabedoria transmitida, carinho e cuidado.

Aos meu tios, tias e primas pelo amor e preocupação.

Às minhas queridas amigas Mila, Bia, Line, Ju (Bimbada), Bá, Ariella (Bidê), Lívia e Déia que em alguns momentos foram meus anjos da guarda e presentes de Deus.

Ao Professor Joel Hormaza pelos ensinamentos, disponibilidade, boa vontade, apoio e por ditar os rumos deste trabalho.

Aos professores e colaboradores por inspirar-nos e desejar acima de tudo nossa vitória.

Aos colegas de sala, de faculdade, de vida. Cada momento se torna único e cada pessoa se torna única em nossas vidas.

"Não existiria som se não houvesse o silêncio,
não haveria luz se não fosse a escuridão".

Resumo

A braquiterapia é uma modalidade de radioterapia na qual são empregadas fontes radioativas seladas ou semi-seladas em formato de sementes, fios ou a uma curta distância, em contato ou implantada ao tecido a ser tratado. Todas as modalidades de tratamento requerem um planejamento prévio.

O formalismo recomendado para cálculo de dose foi proposto pela AAPM pelo primeiro TG-43 Report. Nele são utilizadas distribuições de dose de sementes isoladas medidas e calculadas pelo Método de Monte Carlo em água ao invés de com modelos semi-empíricos.

Neste trabalho apresentamos alguns resultados preliminares do cálculo de funções de anisotropia e radial de dose de acordo com a distância para semente de ^{192}Ir , largamente utilizado em tratamentos braquiterápicos de alta taxa de dose (HDR), com o auxílio do programa baseado no método de Monte Carlo MCNPX v2.50 (Monte Carlo N ParticleeXtended).

Os materiais escolhidos na simulação além de água, foram MS20 e músculo estriado.

Palavras-chave: braquiterapia, função de anisotropia, função radial de dose, MCNPX, método de Monte Carlo.

Abstract

The brachytherapy braquiterapia is an x-ray modality radiotherapy in which stamped or half-stamped radioactive sources in format of seeds are used, wires or to one short distance, in contact or implanted to the fabric to be treated. All the treatment modalities require a previous planning.

The formalism recommended for calculation of dose was considered by the AAPM for the first TG-43 Report. In it distributions of dose of isolated seeds measured and calculated by Monte Carlo method in water instead of with models half-empiricists.

In this work we in accordance with present some preliminary results of the calculation of functions of radial anisotropy and of dose in the distance for seed of ^{192}Ir , wide used in brachytherapy treatments of high tax of dose (HDR), with the aid of the program based on the Monte Carlo method MCNPX v2.50 (Mount Carlo N ParticleeXtended).

The materials chosen in the simulation beyond water, had been MS20 and estriado muscle.

Key-words: brachytherapy, functions of radial anisotropy, functions of dose in the distance, MCNPX, monte Carlo method

Sumário

AGRADECIMENTOS	iii
RESUMO	vi
ABSTRACT	vii
RELAÇÃO DE FIGURAS E TABELAS	x
1. INTRODUÇÃO.....	01
2. BRAQUITERAPIA.....	01
2.1. FONTES RADIOATIVAS PARA BRAQUITERAPIA.....	03
3. TIPOS INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO ELETROMAGNÉTICA COM A MATÉRIA ...	05
3.1. ABSORÇÃO FOTOELÉTRICA.....	05
3.2. EFEITO COMPTON.....	06
3.3. PRODUÇÃO E ANIQUILAÇÃO DE PARES	07
3.4. EFEITOS BIOLÓGICOS DA RADIAÇÃO	08
4. AAPM TG-43	09
4.1. INTENSIDADE AR-KERMA	10
4.2. CONSTANTE DE TAXA DE DOSE	11
4.3. FUNÇÃO GEOMÉTRICA	11
4.4. FUNÇÃO DE DOSE RADIAL.....	12
4.5. FUNÇÃO BIDIMENSIONAL DE ANISOTROPIA	13
5. MCNPX CÓDIGO DE TRANSPORTE DE RADIAÇÃO BASEADO NO MÉTODO DE MONTE CARLO	14
5.1. ESTRUTURA DE ARQUIVO DE ENTRADA (INPUT) DO MCNP.....	15
5.1.2. Título	16
5.1.3. Descrição das células – CELL CARDS	16

5.1.4. Descrição das superfícies – SURFACE CARDS	16
5.1.5. Descrição dos dados físicos – DATA CARDS	17
5.1.5.1. Tipo de Radiação – MODE Card	17
5.1.5.2. A Função do comando IMP Card	17
5.1.5.3. Especificação da fonte	18
5.1.6. Tipo de grandeza a ser calculada na simulação TALLY Card	18
5.1.7. Especificação dos materiais	18
5.1.8. Delimitação do problema (Cutoffs)	19
6. PROCEDIMENTO	20
7. ANÁLISE E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS	37
8. CONCLUSÃO E CONSIDERAÇÕES FINAIS	41
9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	43

Relação de figuras e tabelas

Figura 1 - Fóton incidente e fotoelétron emergente	05
Figura 2 - Fóton e elétron do espalhamento Compton	06
Figura 3 - Fótons de alta energia transformam-se em duas partículas pela interação com o campo elétrico do núcleo do átomo.....	08
Figura 4 - Sistema de coordenadas para uma fonte linear uniformemente distribuída	10
Figura 5 - Gráficos da função radial para algumas fontes pontuais avaliadas no Protocolo AAPM TG-43	12
Figura 6 - Geometria da fonte e da cápsula que a contém.....	20
Figura 7 - Modelo para a Função de anisotropia	35
Figura 8 - Modelo para função radial de dose	35
Figura 9 - Gráfico dose radial para a água.....	37
Figura 10 - Gráfico dose radial para músculo estriado.....	37
Figura 11 - Gráfico dose radial para MS20	38
Figura 12 - Gráfico anisotropia para a água	39
Figura 13 - Gráfico anisotropia para músculo estriado	39
Figura 14 - Gráfico para anisotropia para MS20	40
Tabela 1 - Propriedades físicas dos radionuclídeos aplicados em braquiterapia.....	04
Tabela 2 - Fontes de radiação utilizadas em braquiterapia.....	04
Tabela 3 - Grandezas que podem ser calculadas	18
Tabela 4 - Composição do músculo estriado.....	20
Tabela 5 - Composição do MS20	20

1. INTRODUÇÃO

A braquiterapia é uma modalidade de radioterapia onde são empregadas fontes radioativas seladas ou semi-seladas em formato de sementes, fios ou a uma curta distância, em contato ou implantada ao tecido a ser tratado. Todas as modalidades de tratamento necessitam de um planejamento.

Neste trabalho apresentamos alguns resultados sobre a função de anisotropia e a função radial de dose para uma fonte de ^{192}Ir em formato de semente semelhante a utilizada nos tratamentos de braquiterapia de alta taxa de dose (HDR), para diferentes materiais utilizando o programa baseado no método de Monte Carlo MCNPX (Monte Carlo N-Particle Xtended).

O formalismo recomendado para cálculo de dose foi proposto pelo primeiro TG-43 Report (AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43). Nele são utilizadas distribuições de dose de sementes isoladas medidas e calculadas pelo método de Monte Carlo.

2. BRAQUITERAPIA

Após a descoberta da radioatividade natural do urânio por Bequerel em 1896, e a do rádio, pelo casal Curie, em 1898, iniciaram-se estudos e atividades no sentido de empregá-los no tratamento do câncer.

A idéia do uso do rádio para propósitos médicos veio da observação feita por Pierre Curie, que atribuiu a cura de uma lesão de pele de Bequerel aos efeitos biológicos da radiação nos tecidos, causados por um tubo de sal de rádio que o mesmo carregava no bolso do colete.

Como resultado desta observação, Pierre Curie ofereceu um tubo de rádio ao Dr. Danlos, em Paris, e sugeriu que ele usasse no tratamento de tumores. Desta forma, iniciou-se a prática do que mais tarde seria chamado de braquiterapia.

O rádio foi largamente utilizado para controle local de tumores até a metade do século XX. Com o desenvolvimento dos reatores nucleares durante a segunda guerra mundial, tornou-se viável, em escala industrial, a produção de fontes radioativas artificiais como: ^{60}Co , ^{182}Ta , ^{198}Au , ^{137}Cs , ^{192}Ir e ^{125}I , entre as mais utilizadas em braquiterapia (HILARIS et al., 1997).

A braquiterapia consiste em um tipo de tratamento radioterápico realizado por meio de radionuclídeos onde a fonte de radiação selada ou semi-selada se localiza a uma curta distância, em contato ou implantada na região que deverá receber a dose.

Há uma grande versatilidade nos planejamentos braquiterápicos. Pode-se aplicar a braquiterapia para tratar desde cavidades muito pequenas e órgãos oco-musculares, até interstícios com lesão presente ou mesmo com risco de reincidência, por meio de agulhas e cateteres plásticos.

Na braquiterapia intersticial, pequenas fontes (sementes) ou finos fios de material radioativo são posicionados cirurgicamente no interior do tecido a ser tratado, tal como próstata, língua, cérebro ou mama. Esse implante pode ser temporário ou permanente e a taxa de dose utilizada também é variável.

Desde o início do século XX com a descoberta da radioatividade a braquiterapia de baixa dose, ou LDR (low dose rate), é utilizada. Os efeitos são bem conhecidos, tendo a distribuição de fontes e doses bem estabelecidas variando de 30-90 cGy h⁻¹ (intersticial), e 50-70 cGy h⁻¹ (intracavitária) tendo várias aplicações com dias de intervalo.

A braquiterapia de alta taxa de dose, ou HDR (high dose rate), utiliza entre 60-300 Gy h⁻¹, e foi recentemente utilizada, após a descoberta de pequenas fontes com alta radioatividade (MARECHAL et al., 1998).

São necessários estudos quanto à dose e o posicionamento, porém o período de tratamento é curto, considerado benéfico ao paciente. Tanto a terapia com baixa quanto a com alta taxa de dose requerem planejamento.

Para o planejamento, há a necessidade de se especificar o tipo de tratamento (temporário, permanente, altas ou baixas taxas de dose), o volume a ser tratado, a dose a ser administrada e os limites de dose em tecidos críticos próximos ao alvo. A partir destas informações, será determinada a posição das fontes.

Atualmente, devido a precisão desejada (1% de incerteza na dose em volumes da ordem 1mm³) e a quantidade e complexidade das distribuições das fontes, os cálculos precisam ser realizados através de ferramentas computacionais (PEREZ et al., 1987).

2.1. FONTES RADIOATIVAS PARA BRAQUITERAPIA

Para ser usada em braquiterapia a fonte radioativa deve possuir as seguintes propriedades (ROSTELATO et al.,1997):

- apresentar emissão de raios γ adequada, ou seja, com energia suficientemente alta para evitar aumento da deposição de energia no osso por efeito fotoelétrico e para minimizar o espalhamento;
 - a energia deve ser apropriada para minimizar as necessidades de proteção radiológica;
 - a meia-vida deve ser tal que a correção por decaimento durante o tratamento seja mínima;
 - a emissão de partículas carregadas deve ser ausente ou efetivamente blindada;
 - não deve produzir elementos gasosos em sua desintegração;
 - deve apresentar alta atividade específica;
 - estar disponível em forma insolúvel e não tóxica;
 - o material não deve ser na forma de pó;
 - é desejável que o material possa assumir várias formas e tamanhos, incluindo tubos rígidos, agulhas, esferas, sementes e fios flexíveis;
 - não apresentar dano durante a esterilização.
-

As propriedades físicas dos radionuclídeos são mostradas abaixo.

Tabela 1 - Propriedades físicas dos radionuclídeos aplicados em braquiterapia
(ROSTELATO et al., 1997)

Nuclídeo	Meia-vida	Secção de choque para nêutrons térmicos (barns)	Método de produção	Forma da fonte
^{226}Ra	1600 anos	-	Ocorrência natural	tubos e agulhas
^{60}Co	5,2 anos	37	n- γ	placas
^{137}Cs	30 anos	-	Produto de fissão	tubos e agulhas
^{198}Au	2,7 dias	99	n- γ	sementes
^{182}Ta	115 dias	22	n- γ	fios
^{192}Ir	74,2 dias	910	n- γ	fios e sementes
^{103}Pd	16,96 dias	4,8	n- γ	sementes
^{125}I	60,1 dias	100	n- γ	sementes

Tabela 2 - Fontes de radiação utilizadas em braquiterapia (adaptado do CBR,1995).

Elemento	Radionuclídeo	Meia-Vida	Tipo de radiação	Energia do fóton (MeV)
Aplicações temporárias com baixa taxa de dose (LDR)				
Rádio	Ra^{226}	1620 anos	α , β , γ	0,2 – 2,4
Césio	Cs^{137}	30 anos	β , γ	0,662
Íridio	Ir^{192}	74,2 dias	β , γ	0,136 – 1,062
Estrôncio	Sr^{90}	28,7 anos	β	0,54
Implantes permanentes				
Ouro	Au^{198}	2,7 dias	β , γ	0,412
Iodo	I^{125}	60 dias	γ	0,028 0,035
Para alta taxa de dose e carga remota (HDR)				
Cobalto	Co^{60}	5,27 anos	β , γ	1,17 1,33 (média de 1,25)
Íridio	Ir^{192}	74,2 dias	β , γ	0,136 – 1,062

3. TIPOS DE INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO ELETROMAGNÉTICA COM A MATÉRIA

A radiação eletromagnética devido ao seu caráter ondulatório, ausência de carga e massa de repouso, pode penetrar em um material percorrendo grandes espessuras antes de sofrer a primeira interação.

O poder de penetração depende da probabilidade ou seção de choque de interação para cada tipo de evento que pode absorver ou espalhar a radiação incidente. A probabilidade de interação depende muito da energia incidente.

Os principais tipos de interação são:

- Absorção Fotoelétrica;
- Efeito Compton;
- Produção e aniquilação de pares.

3.1. ABSORÇÃO FOTOELÉTRICA

É uma interação na qual o fóton incidente desaparece. Tal fóton, de energia $h\nu$, interage com o átomo. Sua energia é transferida ao elétron, normalmente o elétron pertencente à última camada do átomo. Para energias típicas de raios gamas, um elétron da camada K é arremessado com uma energia cinética E_e , dada por:

$$E_e = h\nu - E_b \quad (1)$$

onde h é a constante de Planck, ν é a frequência da radiação e E_b é a energia de ligação do elétron orbital.

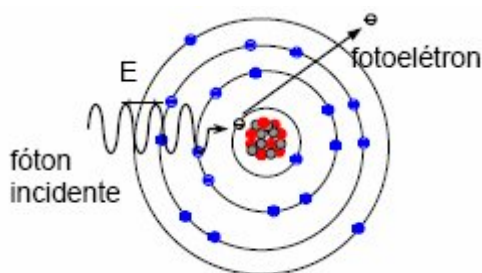


Figura 1 - Fóton incidente e fotoelétron emergente (SOARES, 2003).

A probabilidade de ocorrência do efeito fotoelétrico é maior para baixas energias e para elementos químicos com elevado número atômico (Z). Esse efeito aumenta com o aumento da densidade do meio e do número atômico dos elementos constituintes do meio em $(Z)^4$ e, diminui com o aumento da energia do fóton (BIRAL, 2002 e TAUHATA, 2001).

O buraco que é criado na camada eletrônica, como resultado da emissão do fotoelétron, é preenchido através de um rearranjo eletrônico. A energia de ligação é liberada na forma de raios X característicos ou de elétrons Auger. Entretanto, os elétrons Auger são de baixa energia e seu alcance é extremamente pequeno.

Os raios X característicos viajam uma certa distância antes de serem absorvidos através de interações fotoelétricas com camadas eletrônicas mais externas dos átomos absorvedores.

3.2. EFEITO COMPTON

O fóton incidente pode interagir com qualquer um dos elétrons orbitais. Os elétrons são considerados livres pelo fato de ser a energia do fóton incidente ser extremamente elevada comparada com a energia do elétron ligado.

O resultado do espalhamento Compton é um elétron recuado e um fóton gama espalhado (com uma frequência menor que a do fóton incidente).

A energia E_γ do fóton incidente é dividida entre o elétron recuado e o fóton espalhado. Dependendo do ângulo de espalhamento θ .

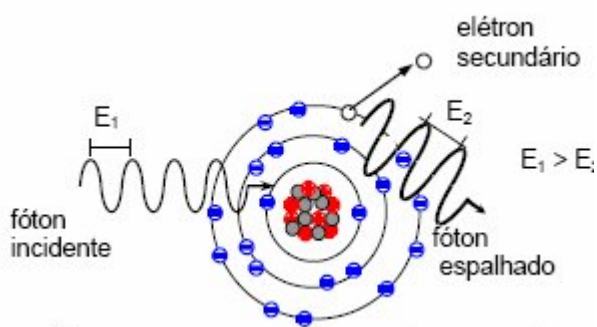


Figura 2 - Fóton e elétron do espalhamento Compton, (SOARES, 2003).

$$h\nu' = \frac{h\nu}{\left\{1 + \left[\frac{h\nu}{m_0 c^2 (1 - \cos \theta)} \right] \right\}} \quad (2)$$

onde $h\nu$ é a energia do fóton incidente, $h\nu'$ a energia do fóton espalhado e $m_0 c^2$ a energia de repouso do elétron (SCAFF, 1997).

O degraú Compton representa esta energia máxima transferida ao elétron. O elétron também pode sofrer colisões não frontais e ter uma energia menor que a máxima depois da colisão. Esta é a origem da larga distribuição de eventos com energia menores que a do degraú Compton.

3.3. PRODUÇÃO E ANIQUILAÇÃO DE PARES

O processo ocorre intensamente próximo aos prótons dos materiais absorvedores. Consiste no desaparecimento de um raio gama e na formação de um par elétron-pósitron. A energia mínima para tornar o processo possível é 1,022 MeV.

De acordo com a teoria de Einstein, a energia equivalente à massa do elétron é 0,511 MeV. Como no processo são gerados 2 elétrons, a energia do fóton incidente é de, pelo menos, 1,022 MeV. A equação que descreve esse processo é:

$$\gamma = e^- + e^+ + E_c \quad (3)$$

onde γ é a energia incidente, e^- e e^+ são o par elétron-pósitron e E_c a Energia Cinética transferida ao meio pelas partículas (TAUHATA, 2003).

O pósitron, após ser criado, perde sua energia no meio e finalmente, após interação com algum elétron desencadeia a aniquilação de ambos, originando radiação gama.

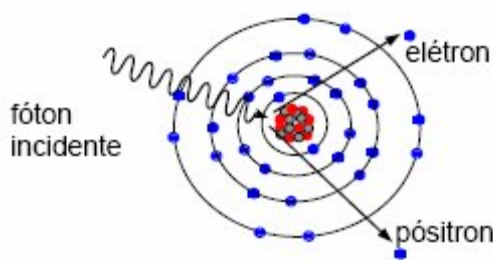


Figura 3 - Fótons de alta energia transformam-se em duas partículas pela interação com o campo elétrico do núcleo do átomo (SOARES, 2003).

3.4. EFEITOS BIOLÓGICOS DA RADIAÇÃO

A radioterapia em todas as suas formas depende da absorção das radiações ionizantes pela massa dos tecidos vivos. Em consequência dessa absorção ocorrem modificações que podem danificar ou levar à morte as células atingidas.

Todas as células normais ou anormais absorvem a radiação, porém, a intensidade da resposta varia, de acordo com o respectivo tipo histológico. Esta resposta diferencial é chamada radio-sensibilidade. As células malignas são, geralmente, mais sensíveis à radiação do que o tecido normal e, neste fato, está baseada a radioterapia.

Quando os fótons interagem com a matéria, são produzidos elétrons secundários, por um dos seguintes processos de interação: efeito fotoelétrico, efeito Compton ou produção de pares. Os elétrons secundários produzem sua energia no meio, ou seja, no caso da braquiterapia, essa energia é absorvida pelos tecidos.

Os efeitos da radiação ionizante na população de células ocorrem das seguintes formas:

- a ionização pode acontecer em um local não-crítico. Neste caso a célula pode não sofrer dano;
- a ionização pode matar a célula pela deposição de energia. Isto é denominado dano letal;
- a ionização pode causar um dano parcial à célula, sem no entanto matá-la, e com o tempo ela poderá se recuperar. Isto é denominado dano sub-letal.

A magnitude dos efeitos biológicos em um tecido está diretamente ligada a dose absorvida pelo próprio tecido.

4. AAPM TG-43

O formalismo para cálculo de dose proposto pelo primeiro TG-43 Report, publicado em 1995 e derivado das recomendações do ICWG utilizou distribuições de dose de sementes isoladas medidas e calculadas por Monte Carlo ao invés de modelos semi-empíricos.

Além disso, o TG-43 revisou os dados publicados sobre TLDs e resultados de Monte Carlo para os modelos 6711 e 6702 das fontes de ^{125}I , modelo 200 da fonte de ^{103}Pd e das sementes de aço e cerâmica de ^{192}Ir .

Para cada uma destas fontes, um conjunto de dados consensual foi recomendando, incluindo constantes de taxas de doses, fatores e funções radiais e de anisotropia.

Dada a rápida mudança da prostatectomia radial para os implantes permanentes, uma nova revisão do TG-43 Report foi publicada em 2004, com mudanças no formalismo e parâmetros de dosimetria consensuais para oito fontes comercialmente disponíveis e diretrizes para a realização de dosimetria com TLDs e Monte Carlo. Novas revisões são esperadas para breve, com dados a respeito de mais uma dezena de fontes.

Um método que fornece a dose no tecido foi proposto pela TG-43 da AAPM no qual a dose é dada por fatores que medem separadamente os efeitos que influem na dose.

A equação geral para a taxa de doses utilizada no cálculo dosimétrico em braquiterapia com sementes implantáveis é (Rivard et al., 2004):

$$D(r, \theta) = \Lambda S_K \frac{G_L(r, \theta)}{G_L(r_0, \theta_0)} F(r, \theta) g_L(r) \quad (4)$$

onde r é a distância do centro da fonte até o ponto de interesse, r_0 é a distância de referência, θ o ângulo polar especificando o ponto de interesse $P(r, \theta)$, relativamente ao eixo longitudinal da fonte. O ângulo de referência θ_0 , define o plano transversal da fonte, e é usualmente $\pi/2$.

$D(r, \theta)$ é a taxa de dose no ponto de interesse, S_K a intensidade ar-kerma (air-kerma strength), uma grandeza obtida a partir de medidas de taxas de ar-kerma a distâncias grandes comparadas as dimensões da fonte, Λ é a constante de taxa de dose na água, que depende do radionuclídeo e do modelo da fonte, $G_L(r, \theta)$ a função geométrica, $g_L(r)$ é a função radial de dose, que descreve a queda no plano transversal devido ao espalhamento e atenuação dos fótons (excluindo a queda na dose devido a função geométrica), e $F(r, \theta)$ é a função bidimensional de anisotropia, que descreve a variação na dose como uma função do ângulo polar em relação ao plano transversal.

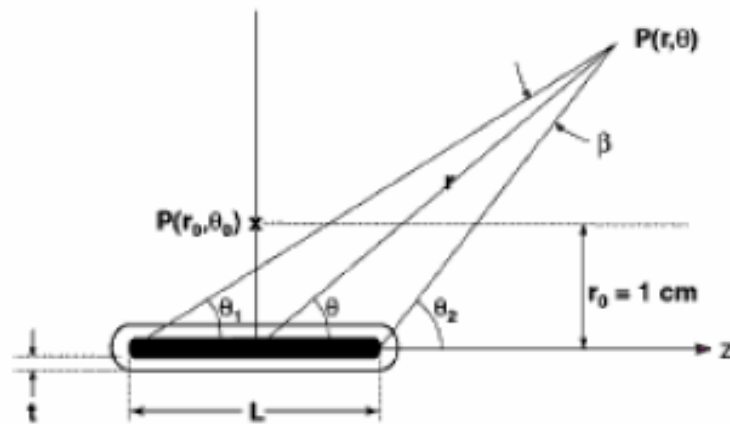


Figura 4 - Sistema de coordenadas para uma fonte linear uniformemente distribuída (Rivard et al., 2004).

A geometria das fontes e sua estrutura interna são específicas de cada fabricante. Modelos de fontes variam de um para outro com relação a espessura e tipo da cápsula e das soldas, material de suporte para o radioisótopo, presença de materiais radio-opacos com bordas angulosas ou arredondadas, presença de prata, que produz raios X característicos e modifica o espectro de fotons.

Todas estas propriedades afetam as características dosimétricas das fontes.

4.1. INTENSIDADE AR-KERMA

A intensidade ar-kerma, SK , é a taxa de ar-kerma, $K_{\delta}'(d)$, no vácuo para fótons com energia maior que δ a uma distancia d , multiplicado por d^2 . Seu valor numérico é idêntico a taxa referência de ar-kerma (Reference Air Kerma Rate, ou AKR). Por conveniência, a sua unidade é U, onde $1 U = 1 \mu Gy m^2 h^{-1}$.

A intensidade ar-kerma é dada por (Rivard et al., 2004):

$$S_K = K_{\delta}'(d)d^2 \quad (5)$$

A quantidade d é a distância do centro da fonte ao ponto especificado por $K_{\delta}'(d)$, que pode ser localizado no plano transversal da fonte. A distância d deve ser maior que a dimensão

linear da fonte para que S_K seja independente de d , assim $K_{\delta}(d)$, em geral, é aferido a distância de 1 metro

O comprimento da fonte é avaliado utilizando a taxa de dose absoluta $D^+(r, \theta)$ e a medida da intensidade de ar-kerma da fonte, dividido pelo tempo de medição da taxa de dose.

4.2. CONSTANTE DE TAXA DE DOSE

A constante de taxa de dose, Λ , é definida como a taxa de dose na água em um ponto $P(r_0, \theta_0)$ por unidades de S_K . Essa constante depende tanto do radionuclídeo quanto do modelo da fonte, e é influenciada tanto pela geometria interna da fonte quanto pela metodologia experimental utilizada para determinar o S_K . Possui como unidade $\text{cGy h}^{-1} \text{U}^{-1}$.

A constante de taxa de dose é definida por (Rivard et al., 2004):

$$\Lambda = D^+ \frac{(1, \pi/2)}{S_K} \quad (6)$$

O cálculo dessa constante precisamente é muito importante, visto que é esse termo que transforma a distribuição de dose em taxa de dose absoluta depositada no paciente.

4.3. FUNÇÃO GEOMÉTRICA

A função geométrica, $G_L(r, \theta)$, omite o espalhamento e atenuação, se baseando na lei do inverso do quadrado por um modelo aproximado da distribuição espacial da radioatividade da fonte. Levando em conta exclusivamente o efeito da distribuição do material radioativo dentro da fonte, no ar.

Dois modelos aproximados são utilizados para esse fim. Veremos somente para uma fonte pontual. Dada por (Rivard et al., 2004):

$$G(r, \theta) = \frac{1}{r^2} \quad (7)$$

4.4. FUNÇÃO DE DOSE RADIAL

Essa função inclui na taxa de dose a contribuição dos efeitos da atenuação e espalhamento dos fótons no tecido, ao longo do eixo perpendicular à fonte pelo seu centro(y).

É dada pela relação da dose sobre o eixo y, a uma distância r pela dose sobre o mesmo eixo na distância padrão, excluindo o fator geométrico.

Há a possibilidade do uso da aproximação de fonte pontual como também a de fonte linear. Dada por (Rivard et al., 2004):

$$g(r) = \frac{D(r, \pi/2)}{D(1, \pi/2)} \frac{G(1, \pi/2)}{G(r, \pi/2)}$$

(8)

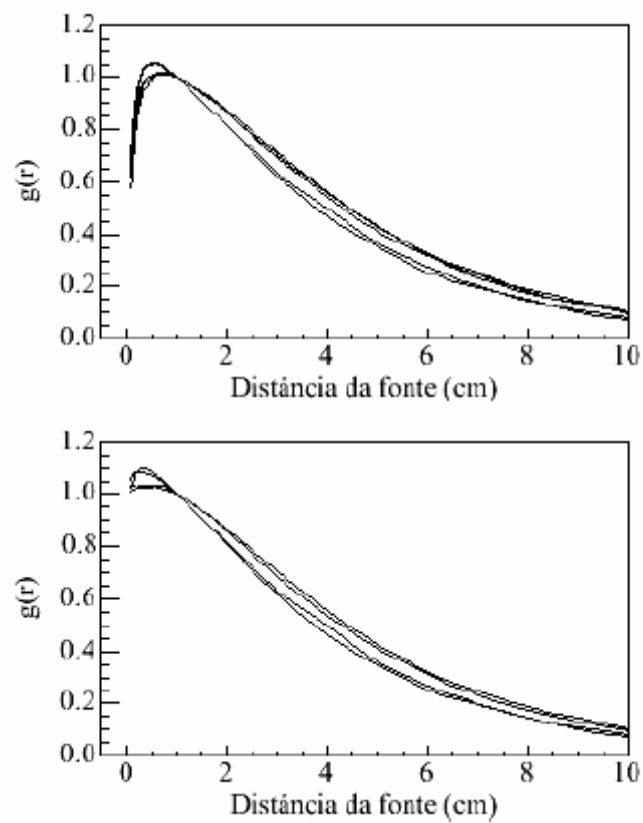


Figura 5 - Gráficos da função radial para algumas fontes pontuais avaliadas no Protocolo AAPM TG-43 (Rivard et al., 2004). Diferença na distribuição da dose nas proximidades da fonte.

4.5. FUNÇÃO BIDIMENSIONAL DE ANISOTROPIA

O fator de anisotropia, $F(r, \theta)$, leva em consideração a atenuação e o espalhamento da radiação no invólucro e no meio. É dado pela relação da dose a um ângulo θ pela dose à mesma distância do centro da fonte, sobre o plano normal ao eixo longitudinal, por esse ponto, excluindo o fator geométrico. Sobre esse plano $F(r, \pi/2) = 1$.

A função de anisotropia bidimensional, $F(r, \theta)$, é definida como (Rivard et al., 2004):

$$F(r, \theta) = \frac{D(r, \theta)}{D(r, \pi/2)} \frac{G(r, \pi/2)}{G(r, \theta)} \quad (9)$$

Descreve a variação da dose como função do ângulo polar relativo ao plano transversal. Enquanto $F(r, \theta)$ no plano transversal é definido como uma unidade, o valor de $F(r, \theta)$ fora desse plano normalmente diminui com a diminuição de r , quando θ se aproxima de 0° ou 180° , quando a espessura da cápsula aumenta, e ainda, quando a energia do fóton diminui.

Em geral, seus valores são derivados do Método de Monte Carlo, devido a superior resolução espacial e angular.

5. MCNPX CÓDIGO DE TRANSPORTE DE RADIAÇÃO BASEADO NO MÉTODO DE MONTE CARLO

O código de transporte de radiação MCNP (X-5 MONTE CARLO TEAM, 2003), baseado no método de Monte Carlo, desenvolvido em Los Alamos National Laboratory (EUA), é atualmente um dos códigos computacionais mais utilizados mundialmente na área de transporte de radiação envolvendo nêutrons, fótons, elétrons e partículas carregadas tais como prótons, dêuterons, partículas alfa, etc.

A capacidade de tratamento de geometrias complexas em 3 dimensões e a variedade de opções de dados de entrada faz, deste código, uma ferramenta muito conveniente e poderosa no campo da física médica, proteção radiológica, modelagem de instalações nucleares, detectores e blindagem da radiação.

O Método de Monte Carlo é um método numérico de resolver problemas físicos e matemáticos através da amostragem aleatória. A invenção deste método é geralmente atribuída a Fermi, Von Neumann, Ulam, Metropolis e Richtmyer.

O método só se tornou viável, como uma técnica numérica universal, com o advento dos computadores.

Aplicado a simulação do transporte de partículas num meio, o método não soluciona a equação de transporte, não é necessário nem mesmo conhecer tal equação, pois o método simula diretamente o transporte da partícula, utilizando uma grande quantidade de dados nucleares, como secções de choque dependendo da energia da partícula.

A simulação consiste em seguir a vida de uma partícula (fóton), do momento de sua criação na fonte, até o momento de sua absorção ou fuga do sistema (por escape ou por absorção).

Cada evento individual é simulado seqüencialmente e as distribuições de probabilidade que governam estes eventos são amostradas estatisticamente. O comportamento médio das partículas no sistema é inferido da média do comportamento das partículas simuladas (LOUREIRO, 2002).

Os raios gamas apresentam energias típicas que vão de alguns KeV até vários MeV. Embora sejam conhecidos um grande número de mecanismos de interação dos raios gamas com a matéria, somente três são relevantes na medida da radiação: absorção fotoelétrica, espalhamento Compton e produção de pares.

Todos estes processos levam a uma parcial ou completa transferência de energia do fóton gama para o elétron. Isso resulta em uma mudança repentina na história do raio gama: ou ele desaparece ou ele é espalhado por ângulos significativos.

A absorção fotoelétrica é o efeito predominante para raios gama de baixa energia (algumas centenas de KeV) enquanto que a produção de pares predomina para gamas de alta energia (acima de 5-10 MeV). O efeito Compton é o processo mais provável na faixa de energia entre esses dois extremos.

O número atômico do meio interagente influencia fortemente as probabilidades relativas dessas três interações. A mais impressionante dessas variações envolve a seção de choque para a absorção fotoelétrica, que varia aproximadamente com Z (LOUREIRO, 2002)..

5.1. ESTRUTURA DE ARQUIVO DE ENTRADA (INPUT) DO MCNPX

O arquivo contendo dados de entrada (INPUT) para ser executado pelo código MCNP deve possuir a seguinte estrutura geral (REIS, 2007):

Título do problema

Bloco de células – “Cell Cards”

*

*

*

Linha em branco

Bloco de superfícies – “Surface Cards”

*

*

*

Linha em Branco

Bloco de Dados – “Data Cards”

*

*

Antes de qualquer simulação de transporte de radiação, o código realiza diversas verificações na construção do arquivo de entrada, verificando os possíveis erros do usuário, e qualquer erro encontrado na estrutura dos dados de entrada é apresentado como um erro fatal, interrompendo a execução, sem que nenhum cálculo seja realizado.

5.1.2. Título

Esta é a primeira linha que aparece nos dados de entrada do MCNP e, como as demais linhas, está limitada a 80 colunas. Esta linha pode conter diversas informações; entretanto é recomendável que se deva descrever sucintamente o problema que está sendo simulado, porque este título aparecerá em várias partes dos arquivos de saída do MCNP.

5.1.3. Descrição das células – CELL CARDS

Nesta parte dos dados de entrada, é feita a construção da geometria do problema e para esta representação geométrica, utilizam-se combinações de formas geométricas pré-definidas, como planos, esferas, elipsóides, dentre outras, que são selecionadas e descritas em (SURFACE).

As regiões são combinadas utilizando-se operadores booleanos tais como intersecções e uniões, nesta parte também são representados os materiais que irão compor a geometria do problema.

5.1.4. Descrição das superfícies – SURFACE CARDS

São selecionadas as formas geométricas a serem utilizadas na representação geométrica do problema; para isto, são usados caracteres mnemônicos indicando o tipo de superfície e em seguida os coeficientes da equação da superfície selecionada.

5.1.5. Descrição dos dados físicos – DATA CARDS

Parte dos dados de entrada onde é descrita a parte da física do problema; de uma forma geral, esta parte é composta dos seguintes itens:

5.1.5.1. Tipo de Radiação – MODE Card

Onde é feita seleção do tipo de radiação (ou radiações) que será simulada no problema, as possibilidades são:

MODE:

N: Apenas o transporte de nêutrons;

N P: Transporte de nêutrons e fótons;

P: Apenas o transporte de fótons;

E: Apenas o transporte de elétrons;

P E: Transporte de fótons e elétrons;

N P E: Transporte de nêutrons, fótons e elétrons.

O intervalo de energia, que é possível ser representado no MCNP, para cada tipo de partícula é:

Nêutrons: 10⁻¹¹ MeV à 20 MeV;

Fótons: 1 keV à 100 GeV;

Elétrons: 1 keV à 1 GeV;

5.1.5.2. A Função do comando IMP Card

Este é o mnemônico para a importância da partícula, que é utilizada no MCNP para:

- finalizar a história de uma partícula. Para $IMP = 0$ o transporte da partícula não será simulado;
-

- realizar a separação das regiões geométricas de maior importância para as de menos importância.

5.1.5.3. Especificação da fonte

Existem várias opções para descrever a fonte no MCNP; porém, algumas características são comuns, tais como: posição da fonte, energia, tipo de partícula, dentre outros dados que caracterizam a fonte.

5.1.6. Tipo de grandeza a ser calculada na simulação TALLY Card

O comando “TALLY” no MCNP é utilizado para especificar o que o usuário quer que seja escrito nos dados de saída, ao final de uma execução. Existem algumas opções, que podem ser selecionadas através do uso de seu mnemônico correspondente, que são apresentados na Tabela a seguir:

Tabela 3 - Grandezas que podem ser calculadas.

Mnemônico	Descrição
F1:N, F1:P ou F1:E	Corrente integrada sobre uma superfície
F2:N, F2:P ou F2:E	Fluxo médio sobre uma superfície
F4:N, F4:P ou F4:E	Fluxo médio sobre uma célula
F5:N ou F5:P	Fluxo em um ponto
F6:N, F6:P ou F6:N	Energia depositada em uma célula
F7:N	Deposição de energia média de fissão de uma célula
F8:E ou F8:P,E	Distribuição de pulsos de energia criados em um detector
*F8	Deposição de carga MeV

5.1.7. Especificação dos materiais

Os materiais são representados no MCNP pela composição isotópica, através da estrutura:

ZAID1 fração1 ZAID2 fração2 ...

Onde:

- ZAIIDn é uma representação numérica na forma ZZZAAA.nnX, contendo o número atômico do elemento (Z), a massa do elemento (A) e nn e X são opções para o acionamento bibliotecas de seções de choque especiais.

Temos como exemplo: 182W => ZAIID = 74182 74 n°. atômico 74 182 n°. de massa

5.1.8. Delimitação do problema (Cutoffs)

Nesta opção são apresentados os limites impostos pelo usuário para a finalização do problema, tais como tempo, energia, número de histórias, etc.

O MCNP utiliza este parâmetro como um limitador para cada uma das opções selecionadas. Como por exemplo, pode-se citar o número de histórias (Mnemônico NPS), que quando for atingido o número de histórias selecionado, o código irá interromper sua execução e apresentará então uma mensagem de finalização e terminará a execução do problema.

Deve-se lembrar que o MCNP utiliza uma linha em branco, para realizar a separação dos blocos de dados entre CELL, SURFACE, e DATA.

Neste item, não foram apresentadas todas as opções que podem ser utilizadas na representação de um problema no MCNP, que pode ser encontrado no manual do código, que contém uma grande quantidade de informações, porém, procurou-se dar uma idéia geral do que é necessário para a construção de um arquivo de entrada deste código.

6. PROCEDIMENTO

Utilizamos o programa baseado no Método de Monte Carlo MCNPX v2.50 (Monte Carlo N-Particle eXtended) para uma estrutura de arquivo de entrada (INPUT) do MCNPX.

Alguns parâmetros utilizados no planejamento do arquivo de entrada estão relacionados abaixo.

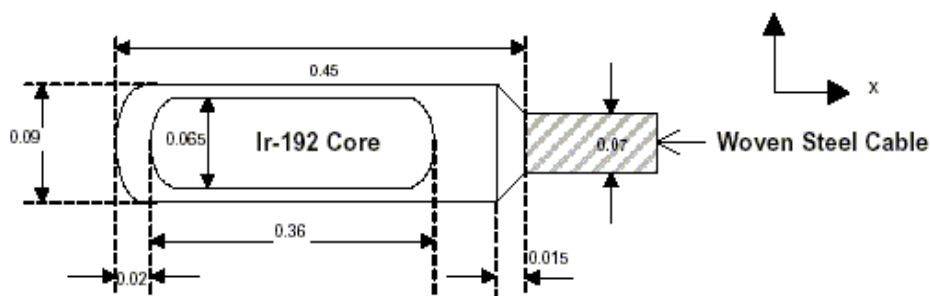


Figura 6 - Geometria da fonte e da cápsula que a contém.

O arquivo de entrada para a água foi também utilizado para outros dois materiais (MS20 e músculo estriado), a mudança só ocorreu na composição do meio absorvedor para cada material.

Tabela 4 - Composição do músculo estriado

Elemento	Z	Fração de massa
Hidrogênio	1	0,09990
Carbono	6	0,11988
Nitrogênio	7	0,03996
Oxigênio	8	0,72927
Sódio	11	0,00099
Fósforo	15	0,00199
Enxofre	16	0,00499
Potássio	19	0,00299

Tabela 5 - Composição do MS20

Elemento	Z	Fração de massa
Hidrogênio	1	0,07992
Carbono	6	0,57947
Nitrogênio	7	0,01998
Oxigênio	8	0,18983
Magnésio	12	0,12988
Cloro	17	0,00089

Arquivo de entrada (INPUT) para a água:

Message: outp=pl0.o runtpe=plr.r mctal=p1m.m

Ir-192 Brachytherapy source

c Beginning of Cell Cards

c

c source

1 2 -22.42 -11 21 -23 imp:p,e 1 \$ inside cylinder with radius

c 0.0325

2 2 -22.42 -20 -21 imp:p,e 1 \$ cap on left side

3 2 -22.42 -22 23 imp:p,e 1 \$ cap on right side

c steel capsule

4 1 -8.02 -10 11 -1 25 imp:p,e 1 \$ radius of capsule; 0.0325 to

c 0.045

5 1 -8.02 -24 -25 imp:p,e 1 \$ cap of capsule

6 1 -8.02 20 -21 25 -11 imp:p,e 1 \$ space outside source cap on

c left

7 1 -8.02 -1 23 22 -11 imp:p,e 1 \$space outside source cap on

c right

8 1 -8.02 1 -2 -300 imp:p,e 1 \$ inside of the cone; other cap

c

c woven steel cable

9 4 -4.81 2 -150 -12 imp:p,e 1 \$ woven steel cable

c with radius 0.035

c

c axial fill material

c 10 3 -1.0 -10 12 -150 1 235

c 11 3 -1.0 1 300 -150 12 -10 235

c

c Dose Depth Cells

c radial depth by cylinders

c 15 3 -1.0 10 -100 -150 \$ outside of the steel capsule

c to 1 cm radius cylinder

c 16 3 -1.0 100 -101 -150 \$ 1 - 2 cm radius depth

c 17 3 -1.0 101 -102 -150 \$ 2 - 3 cm radius depth

c 18 3 -1.0 102 -103 -150 \$ 3 - 4 cm radius depth

c 19 3 -1.0 103 -104 -150 \$ 4 - 5 cm radius depth

c

c wedges of a sphere centered at the origin with a radius of 5 cm

20 3 -1.0 -150 235 200 125 12 imp:p,e 1 \$ 0 to 5

21 3 -1.0 -150 235 -200 201 125 12 imp:p,e 1 \$ 5 to 10

22 3 -1.0 -150 235 -201 202 125 imp:p,e 1 \$ 10 to 15

23 3 -1.0 -150 -202 203 235 125 imp:p,e 1 \$ 15 to 20

24 3 -1.0 -150 -203 204 235 125 imp:p,e 1 \$ 20 to 25

25 3 -1.0 -150 -204 205 235 125 imp:p,e 1 \$ 25 to 30

26 3 -1.0 -150 -205 206 235 125 imp:p,e 1 \$ 30 to 35

27 3 -1.0 -150 -206 207 235 125 imp:p,e 1 \$ 35 to 40

28 3 -1.0 -150 -207 208 235 125 imp:p,e 1 \$ 40 to 45

29 3 -1.0 -150 -208 209 235 125 imp:p,e 1 \$ 45 to 50

30 3 -1.0 -150 -209 210 235 125 imp:p,e 1 \$ 50 to 55

31 3 -1.0 -150 -210 211 235 125 imp:p,e 1 \$ 55 to 60

32 3 -1.0 -150 -211 212 235 125 imp:p,e 1 \$ 60 to 65

33 3 -1.0 -150 -212 213 235 125 imp:p,e 1 \$ 65 to 70

34 3 -1.0 -150 -213 214 235 125 imp:p,e 1 \$ 70 to 75

35 3 -1.0 -150 -214 215 235 125 imp:p,e 1 \$ 75 to 80

36 3 -1.0 -150 -215 216 235 125 imp:p,e 1 \$ 80 to 85

37	3	-1.0	-150	-216	217	235	125	imp:p,e 1	\$ 85 to 90
38	3	-1.0	-150	-217	-218	235	125	imp:p,e 1	\$ 90 to 95
39	3	-1.0	-150	218	-219	235	125	imp:p,e 1	\$ 95 to 100
40	3	-1.0	-150	219	-220	235	125	imp:p,e 1	\$ 100 to 105
41	3	-1.0	-150	220	-221	235	125	imp:p,e 1	\$ 105 to 110
42	3	-1.0	-150	221	-222	235	125	imp:p,e 1	\$ 110 to 115
43	3	-1.0	-150	222	-223	235	125	imp:p,e 1	\$ 115 to 120
44	3	-1.0	-150	223	-224	235	125	imp:p,e 1	\$ 120 to 125
45	3	-1.0	-150	224	-225	235	125	imp:p,e 1	\$ 125 to 130
46	3	-1.0	-150	225	-226	235	125	imp:p,e 1	\$ 130 to 135
47	3	-1.0	-150	226	-227	235	125	imp:p,e 1	\$ 135 to 140
48	3	-1.0	-150	227	-228	235	125	imp:p,e 1	\$ 140 to 145
49	3	-1.0	-150	228	-229	235	125	imp:p,e 1	\$ 145 to 150
50	3	-1.0	-150	229	-230	235	125	imp:p,e 1	\$ 150 to 155
51	3	-1.0	-150	230	-231	235	125	imp:p,e 1	\$ 155 to 160
52	3	-1.0	-150	231	-232	235	125	imp:p,e 1	\$ 160 to 165
53	3	-1.0	-150	235	232	-233	125	imp:p,e 1	\$ 165 to 170
54	3	-1.0	-150	233	-234	235	125	imp:p,e 1	\$ 170 to 175
55	3	-1.0	-150	234	235	125		imp:p,e 1	\$ 175 to 180

c

c fill cells

70	3	-1.0	((24 -25):(1 300 -2):(2 12):(25 10 -1)) -125					imp:p,e 0.25
71	3	-1.0	((24 -25):(1 300 -2):(2 12):(25 10 -1)) 125 -150 -235					
								imp:p,e 0.25

c

c outside the known universe

99	0		150					imp:p,e 0	\$ outside of the problem
----	---	--	-----	--	--	--	--	-----------	---------------------------

c

c End of Cell Cards

c Beginning of Surface Cards

c

1 px 0.235 \$ larger end of cone

2 px 0.25 \$ smaller end of cone

c

10 cx 0.045 \$ outside radius of steel capsule

11 cx 0.0325 \$ inside radius of steel capsule; max radius of Ir-192

12 cx 0.035 \$ radius of woven steel cable

c

20 sx -0.1475 0.0325 \$ sphere approximating Ir-192 core cap

21 px -0.1475 \$ plane cutting sphere to approximate Ir-192 core cap

22 sx 0.1475 0.0325 \$ sphere approximating Ir-192 core cap

23 px 0.1475 \$ plane cutting sphere to approximate Ir-192 core cap

c

24 sx -0.139 0.061 \$ sphere approximating end of steel

c encapsulation

25 px -0.18 \$ plane cutting the sphere

c

c 100 cx 1

c 101 cx 2

c 102 cx 3

c 103 cx 4

c 104 cx 5

c

125 so 0.26 \$ outside of device except cable

150 so 3 \$ boundary of problem

c

200 p 0.08748866 -1 0 0 \$ 5 degrees
 201 p 0.176327 -1 0 0 \$ 10 degrees
 202 p 0.267949 -1 0 0 \$ 15 degrees
 203 p 0.36397 -1 0 0 \$ 20 degrees
 204 p 0.4663 -1 0 0 \$ 25 degrees
 205 p 0.57735 -1 0 0 \$ 30 degrees
 206 p 0.7002 -1 0 0 \$ 35 degrees
 207 p 0.8391 -1 0 0 \$ 40 degrees
 208 p 1 -1 0 0 \$ 45 degrees
 209 p 1.19175 -1 0 0 \$ 50 degrees
 210 p 1.428148 -1 0 0 \$ 55 degrees
 211 p 1.732 -1 0 0 \$ 60 degrees
 212 p 2.1445 -1 0 0 \$ 65 degrees
 213 p 2.7475 -1 0 0 \$ 70 degrees
 214 p 3.73205 -1 0 0 \$ 75 degrees
 215 p 5.67128 -1 0 0 \$ 80 degrees
 216 p 11.43 -1 0 0 \$ 85 degrees
 217 px 0 \$ 90 degrees
 218 p -11.43 -1 0 0 \$ 95 degrees
 219 p -5.67128 -1 0 0 \$ 100 degrees
 220 p -3.73205 -1 0 0 \$ 105 degrees
 221 p -2.7475 -1 0 0 \$ 110 degrees
 222 p -2.1445 -1 0 0 \$ 115 degrees
 223 p -1.732 -1 0 0 \$ 120 degrees
 224 p -1.428148 -1 0 0 \$ 125 degrees
 225 p -1.19175 -1 0 0 \$ 130 degrees

226 p -1 -1 0 0 \$ 135 degrees
 227 p -0.8391 -1 0 0 \$ 140 degrees
 228 p -0.7002 -1 0 0 \$ 145 degrees
 229 p -0.57735 -1 0 0 \$ 150 degrees
 230 p -0.4663 -1 0 0 \$ 155 degrees
 231 p -0.36397 -1 0 0 \$ 160 degrees
 232 p -0.267949 -1 0 0 \$ 165 degrees
 233 p -0.176327 -1 0 0 \$ 170 degrees
 234 p -0.08748866 -1 0 0 \$ 175 degrees
 235 py 0 \$ 0 or 180 degrees

c

c Cone joining the steel encapsulation with the woven steel cable 300 kx 0.3025 0.444444 -1

\$ -1 indicates cone opens in - dir

c

c End of Surface Cards

c Beginning of Data Cards

c

mode P

c

print

prdmp 2j 1

c

nps 15000000

c

c input volume for tallying wedges

vol 9j 12.5467 12.564789 12.564789 12.564789 12.564789

12.564789 12.564789 12.564789 12.564789 12.564789

12.564789 12.564789 12.564789 12.564789 12.564789
 12.564789 12.564789 12.564789 12.564789 12.564789
 12.564789 12.564789 12.564789 12.564789 12.564789
 12.564789 12.564789 12.564789 12.564789 12.564789
 12.564789 12.564789 12.564789 12.564789 12.564789
 12.564789 3j

c

c Source Definition

c Isotropic cylindrical volume source

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

si1 0.0325

sp1 -21 1

c sb1 -21 4

si2 0.18

sp2 -21 0

sb2 -21 4

c These energies (MeV) and probabilities (normalized) are for the

c photons after electron emission

c <http://members.aol.com/rprice1495/data/Ir192.pdf>

si3 0 0.06149 0.06300 0.07130 0.07340 0.11009 0.13634 0.17698

0.20131 0.20580 0.28004 0.28327 0.29596 0.30847 0.31651

0.32931 0.37449 0.41647 0.42053 0.46807 0.48458 0.48530

0.48904 0.58859 0.59337 0.59940 0.60442 0.61247 0.70398

0.76600 0.88454 1.06148 1.08970 1.37830

c

sp3 0 0.00713192 0.00904863 0.00295484 0.000772031 0.0000565651

0.000818388 0.0000191136 0.00210347 0.0147230 0.000103680

0.00117097 0.0127795 0.0145714 0.369344 0.0000827303

0.00321293 0.00296153 0.000327088 0.213200 0.0142059
 0.00000980639 0.00197599 0.0201254 0.000189531 0.0000172860
 0.0366937 0.0236646 0.0000238206 0.00000665052 0.00130113
 0.000235353 0.00000478285 0.00000553616

c

c Cell Importances

c

c imp:e 1 46r 1 0

c imp:p 1 46r 1 0

c

c Tallies

c

c Point detectors will give MeV/cm²

c de and df card info from Attix, mass energy-transfer coefficient

c

f5:p 1 0 0 0 \$ 1 cm from 0,0,0 - 0 degrees

de5 0.0100 0.015 0.02 0.03 0.04 0.05 0.06 0.08 0.1

0.15 0.2 0.3 0.4 0.5 0.6 0.8 1.0 1.5 2.0000

df5 4.79 1.28 0.512 0.149 0.0677 0.0418 0.0320

0.0262 0.0256 0.0277 0.0297 0.0319 0.0328

0.0330 0.0329 0.0321 0.0311 0.0284 0.0262

f15:p 0.984808 0.173648 0 0 \$ 1 cm from 0,0,0 - 10 degrees

de15 0.0100 0.015 0.02 0.03 0.04 0.05 0.06 0.08 0.1

0.15 0.2 0.3 0.4 0.5 0.6 0.8 1.0 1.5 2.0000

df15 4.79 1.28 0.512 0.149 0.0677 0.0418 0.0320

0.0262 0.0256 0.0277 0.0297 0.0319 0.0328

0.0330 0.0329 0.0321 0.0311 0.0284 0.0262

f25:p 0.939693 0.342020 0 0 \$ 1 cm from 0,0,0 - 20 degrees

de25 0.0100 0.015 0.02 0.03 0.04 0.05 0.06 0.08 0.1

0.15 0.2 0.3 0.4 0.5 0.6 0.8 1.0 1.5 2.0000

df25 4.79 1.28 0.512 0.149 0.0677 0.0418 0.0320

0.0262 0.0256 0.0277 0.0297 0.0319 0.0328

0.0330 0.0329 0.0321 0.0311 0.0284 0.0262

ff35:p 0.866025 0.5 0 0 \$ 1 cm from 0,0,0 - 30 degrees

de35 0.0100 0.015 0.02 0.03 0.04 0.05 0.06 0.08 0.1

0.15 0.2 0.3 0.4 0.5 0.6 0.8 1.0 1.5 2.0000

df35 4.79 1.28 0.512 0.149 0.0677 0.0418 0.0320

0.0262 0.0256 0.0277 0.0297 0.0319 0.0328

0.0330 0.0329 0.0321 0.0311 0.0284 0.0262

ff45:p 0.766044 0.642788 0 0 \$ 1 cm from 0,0,0 - 40 degrees

de45 0.0100 0.015 0.02 0.03 0.04 0.05 0.06 0.08 0.1

0.15 0.2 0.3 0.4 0.5 0.6 0.8 1.0 1.5 2.0000

df45 4.79 1.28 0.512 0.149 0.0677 0.0418 0.0320

0.0262 0.0256 0.0277 0.0297 0.0319 0.0328

0.0330 0.0329 0.0321 0.0311 0.0284 0.0262

ff55:p 0.642788 0.766044 0 0 \$ 1 cm from 0,0,0 - 50 degrees

de55 0.0100 0.015 0.02 0.03 0.04 0.05 0.06 0.08 0.1

0.15 0.2 0.3 0.4 0.5 0.6 0.8 1.0 1.5 2.0000

df55 4.79 1.28 0.512 0.149 0.0677 0.0418 0.0320

0.0262 0.0256 0.0277 0.0297 0.0319 0.0328

0.0330 0.0329 0.0321 0.0311 0.0284 0.0262

ff65:p 0.5 0.866025 0 0 \$ 1 cm from 0,0,0 - 60 degrees

de65 0.0100 0.015 0.02 0.03 0.04 0.05 0.06 0.08 0.1

0.15 0.2 0.3 0.4 0.5 0.6 0.8 1.0 1.5 2.0000

df65 4.79 1.28 0.512 0.149 0.0677 0.0418 0.0320

0.0262 0.0256 0.0277 0.0297 0.0319 0.0328

0.0330 0.0329 0.0321 0.0311 0.0284 0.0262

f75:p 0.342020 0.939693 0 0 \$ 1 cm from 0,0,0 - 70 degrees

de75 0.0100 0.015 0.02 0.03 0.04 0.05 0.06 0.08 0.1

0.15 0.2 0.3 0.4 0.5 0.6 0.8 1.0 1.5 2.0000

df75 4.79 1.28 0.512 0.149 0.0677 0.0418 0.0320

0.0262 0.0256 0.0277 0.0297 0.0319 0.0328

0.0330 0.0329 0.0321 0.0311 0.0284 0.0262

f85:p 0.173648 0.984808 0 0 \$ 1 cm from 0,0,0 - 80 degrees

de85 0.0100 0.015 0.02 0.03 0.04 0.05 0.06 0.08 0.1

0.15 0.2 0.3 0.4 0.5 0.6 0.8 1.0 1.5 2.0000

df85 4.79 1.28 0.512 0.149 0.0677 0.0418 0.0320

0.0262 0.0256 0.0277 0.0297 0.0319 0.0328

0.0330 0.0329 0.0321 0.0311 0.0284 0.0262

f95:p 0 1 0 0 \$ 1 cm from 0,0,0 - 90 degrees

de95 0.0100 0.015 0.02 0.03 0.04 0.05 0.06 0.08 0.1

0.15 0.2 0.3 0.4 0.5 0.6 0.8 1.0 1.5 2.0000

df95 4.79 1.28 0.512 0.149 0.0677 0.0418 0.0320

0.0262 0.0256 0.0277 0.0297 0.0319 0.0328

0.0330 0.0329 0.0321 0.0311 0.0284 0.0262

fl05:p -0.173648 0.984808 0 0 \$ 1 cm from 0,0,0 - 100 degrees

de105 0.0100 0.015 0.02 0.03 0.04 0.05 0.06 0.08 0.1

0.15 0.2 0.3 0.4 0.5 0.6 0.8 1.0 1.5 2.0000

df105 4.79 1.28 0.512 0.149 0.0677 0.0418 0.0320

0.0262 0.0256 0.0277 0.0297 0.0319 0.0328

0.0330 0.0329 0.0321 0.0311 0.0284 0.0262

fl15:p -0.342020 0.939693 0 0 \$ 1 cm from 0,0,0 - 110 degrees

de115 0.0100 0.015 0.02 0.03 0.04 0.05 0.06 0.08 0.1

0.15 0.2 0.3 0.4 0.5 0.6 0.8 1.0 1.5 2.0000

df115 4.79 1.28 0.512 0.149 0.0677 0.0418 0.0320

0.0262 0.0256 0.0277 0.0297 0.0319 0.0328

0.0330 0.0329 0.0321 0.0311 0.0284 0.0262

fl125:p -0.5 0.866025 0 0 \$ 1 cm from 0,0,0 - 120 degrees

de125 0.0100 0.015 0.02 0.03 0.04 0.05 0.06 0.08 0.1

0.15 0.2 0.3 0.4 0.5 0.6 0.8 1.0 1.5 2.0000

df125 4.79 1.28 0.512 0.149 0.0677 0.0418 0.0320

0.0262 0.0256 0.0277 0.0297 0.0319 0.0328

0.0330 0.0329 0.0321 0.0311 0.0284 0.0262

fl135:p -0.642788 0.766044 0 0 \$ 1 cm from 0,0,0 - 130 degrees

de135 0.0100 0.015 0.02 0.03 0.04 0.05 0.06 0.08 0.1

0.15 0.2 0.3 0.4 0.5 0.6 0.8 1.0 1.5 2.0000

df135 4.79 1.28 0.512 0.149 0.0677 0.0418 0.0320

0.0262 0.0256 0.0277 0.0297 0.0319 0.0328

0.0330 0.0329 0.0321 0.0311 0.0284 0.0262

fl145:p -0.766044 0.642788 0 0 \$ 1 cm from 0,0,0 - 140 degrees

de145 0.0100 0.015 0.02 0.03 0.04 0.05 0.06 0.08 0.1

0.15 0.2 0.3 0.4 0.5 0.6 0.8 1.0 1.5 2.0000

df145 4.79 1.28 0.512 0.149 0.0677 0.0418 0.0320

0.0262 0.0256 0.0277 0.0297 0.0319 0.0328

0.0330 0.0329 0.0321 0.0311 0.0284 0.0262

fl155:p -0.866025 0.5 0 0 \$ 1 cm from 0,0,0 - 150 degrees

de155 0.0100 0.015 0.02 0.03 0.04 0.05 0.06 0.08 0.1

0.15 0.2 0.3 0.4 0.5 0.6 0.8 1.0 1.5 2.0000

df155 4.79 1.28 0.512 0.149 0.0677 0.0418 0.0320

0.0262 0.0256 0.0277 0.0297 0.0319 0.0328

0.0330 0.0329 0.0321 0.0311 0.0284 0.0262

fl165:p -0.939693 0.342020 0 0 \$ 1 cm from 0,0,0 - 160 degrees

de165 0.0100 0.015 0.02 0.03 0.04 0.05 0.06 0.08 0.1

0.15 0.2 0.3 0.4 0.5 0.6 0.8 1.0 1.5 2.0000

df165 4.79 1.28 0.512 0.149 0.0677 0.0418 0.0320

0.0262 0.0256 0.0277 0.0297 0.0319 0.0328

0.0330 0.0329 0.0321 0.0311 0.0284 0.0262

fl75:p -0.984808 0.173648 0 0 \$ 1 cm from 0,0,0 - 170 degrees

de175 0.0100 0.015 0.02 0.03 0.04 0.05 0.06 0.08 0.1

0.15 0.2 0.3 0.4 0.5 0.6 0.8 1.0 1.5 2.0000

df175 4.79 1.28 0.512 0.149 0.0677 0.0418 0.0320

0.0262 0.0256 0.0277 0.0297 0.0319 0.0328

0.0330 0.0329 0.0321 0.0311 0.0284 0.0262

fl85:p -1 0 0 0 \$ 1 cm from 0,0,0 - 180 degrees

de185 0.0100 0.015 0.02 0.03 0.04 0.05 0.06 0.08 0.1

0.15 0.2 0.3 0.4 0.5 0.6 0.8 1.0 1.5 2.0000

df185 4.79 1.28 0.512 0.149 0.0677 0.0418 0.0320

0.0262 0.0256 0.0277 0.0297 0.0319 0.0328

0.0330 0.0329 0.0321 0.0311 0.0284 0.0262

fc6 Energy deposition (MeV/g) per source photon)

f6 tallies are the anisotropic dose determination

f6:p 20 34i 55

fm6 1.6e-10 \$ convert MeV/g to Gy

c

fc8 Total energy deposition (MeV) in each of the

f8 tallies are the anisotropic dose determination

*f8:p 20 34i 55

c

c Beginning of Material Data Cards

c

c AISI Type 316L -- Stainless Steel

c rho = 8.02 g/cc

m1 025000 -0.02 014000 -0.01 024000 -0.17
028000 -0.12 026000 -0.68

c

c Ir-192 pure cylindrical source

c rho = 22.42 g/cc

m2 077192 1

c

c Homogenous Liquid Water

c rho = 1.0 g/cc

m3 001000 1 008000 2

c

c Woven Steel Cable (assumed to be same steel as capsule)

c rho = 4.81 g/cc

m4 025000 -0.02 014000 -0.01 024000 -0.17
028000 -0.12 026000 -0.68

Muitas tentativas e modificações foram realizadas até que o arquivo de entrada conseguisse gerar resultados aceitáveis.

Houveram três arquivos de entrada (água, músculo estriado e MS20).

O que variou nos arquivos de entrada para cada material era a composição do meio absorvedor, logo, as modificações no arquivo de entrada foram realizadas onde haviam indicações do material água (m3) pelos respectivos materiais (m1).

Composição do material água no arquivo de entrada:

c Homogenous Liquid Water

c rho = 1.0 g/cc

m3 001000 1 008000 2

Modificamos para:

- composição do material MS20

c Material MS20

m1 001001 -0.079928

006012 -0.579478

007014 -0.019982

008016 -0.189829

0012024 -0.129883

0017034 -0.000899

- composição do material músculo esquelético

c Músculo Estriado (H-10, C-12, N-4, O-73, Na-.1, P-.2, S-.5, K-.3 Total 100.1)

m1 001001 0.0999000

006012 0.1198801

007014 0.0399600

008016 0.7292707

0011023 0.000999

0015031 0.001998

0016032 0.004995

0019039 0.002997

Onde havia referência sobre o material água (m3), também modificamos para (m1).Então foram analisados os arquivos de saída (OUTPUT).

Nestes arquivos observamos a energia depositada (Mev/g) por fonte de fóton, calculada através do tally tipo 6 (f6) que nos dá a determinação da dose anisotrópica.

A dose anisotrópica nada mais é que a relação da dose (Gy) a um ângulo θ (graus) pela dose à mesma distância do centro da fonte, sobre o plano normal ao eixo longitudinal exemplificada na figura abaixo.

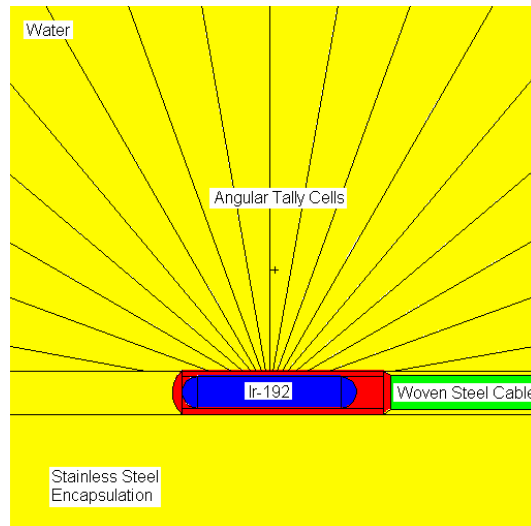


Figura 7 - Modelo para a Função de anisotropia (manual MCNPX).

Também obtivemos a dose radial. Para cada distância (cm), obtivemos um valor de dose (Gy). Assim estávamos analisando a função de dose radial.

Essa função inclui na taxa de dose a contribuição dos efeitos da atenuação e espalhamento dos fótons no material, ao longo do eixo perpendicular à fonte exemplificada na figura abaixo.

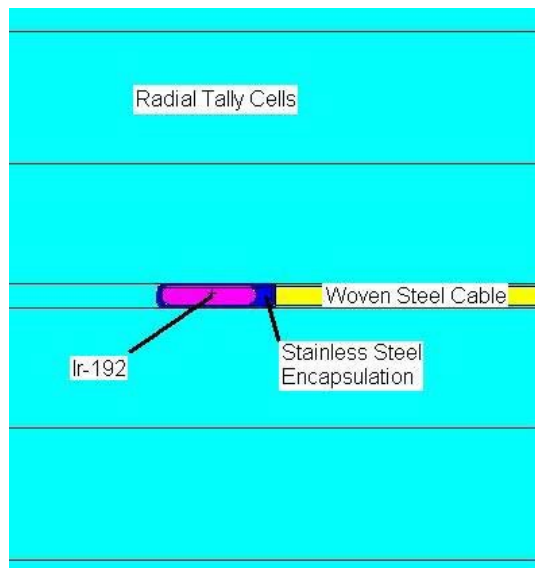


Figura 8 - Modelo para função radial de dose (manual MCNPX).

Depois de obtermos os valores de dose anisotrópica e de dose radial para cada material construímos uma tabela para cada função.

Então plotamos os gráficos de anisotropia (dose x ângulo) e de dose radial (dose x distância) juntamente com seus erros para a água, músculo estriado e MS20.

As tabelas e gráficos foram feitos no programa Origin.

7. ANÁLISE E DISCUSSÃO DOS RESULTADOS

Obtivemos os seguintes gráficos para dose radial.

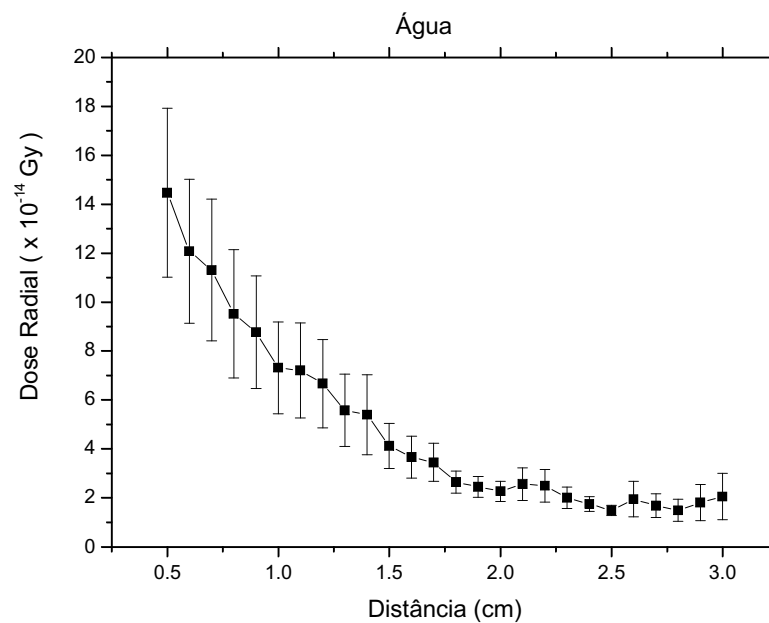


Figura 9 - Gráfico dose radial para a água.

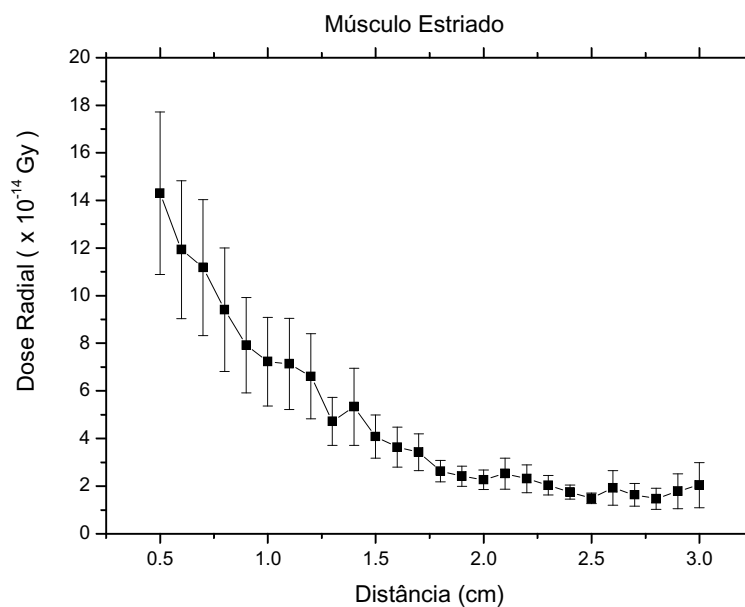


Figura 10 - Gráfico dose radial para músculo estriado.

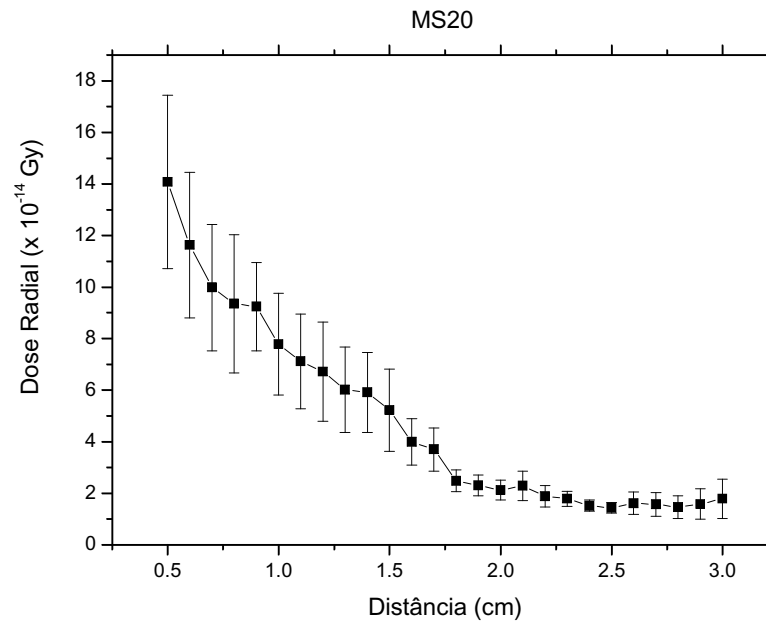


Figura 11 - Gráfico dose radial para MS20

Notamos que os três gráficos possuem comportamento semelhante como era esperado. Próximo à fonte maior depósito de dose e maior variação de dose depositada, quanto mais distante da fonte, menor a dose e menor a variação de dose depositada.

Como nas proximidades da fonte há o efeito do espalhamento, da atenuação dos fótons nos materiais absorvedores ao longo do eixo perpendicular à fonte há diferença na distribuição da dose nas proximidades da fonte.

Observamos também que os gráficos de dose radial possuem comportamento semelhante ao proposto pelo Protocolo da AAPM TG-43 identificado na figura 5.

Para cada material, o resultado via Monte Carlo é graficamente comparado com o experimental, onde é esperada uma variação de aproximadamente 10%. Para pequenas distâncias ($r \leq 5$ cm), essa variação é menor que 5%.

O erro é muito grande próximo à fonte e decai drasticamente com a distância.

Os gráficos para anisotropia foram:

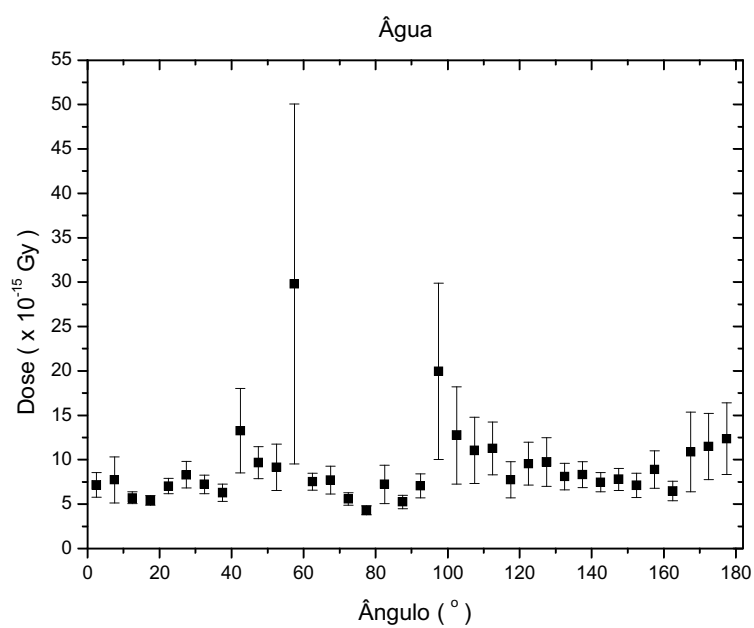


Figura 12 - Gráfico anisotropia para a água.

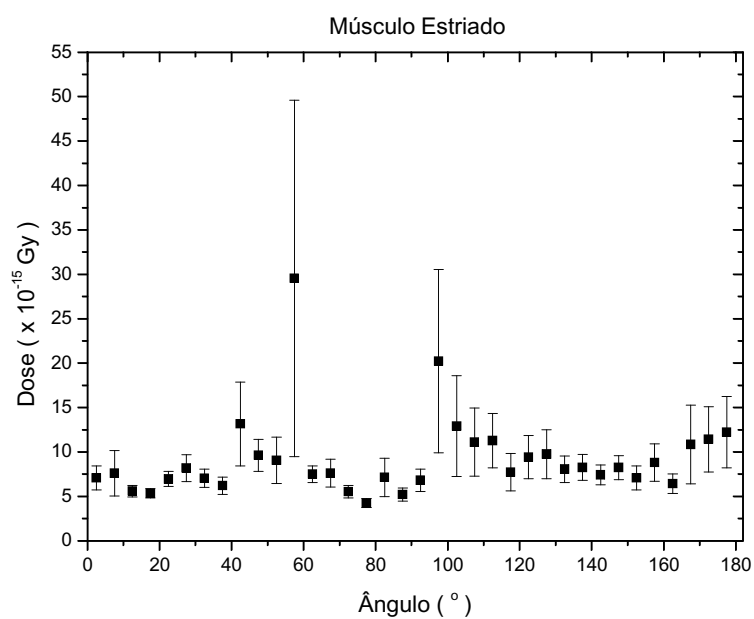


Figura 13 - Gráfico anisotropia para músculo estriado.

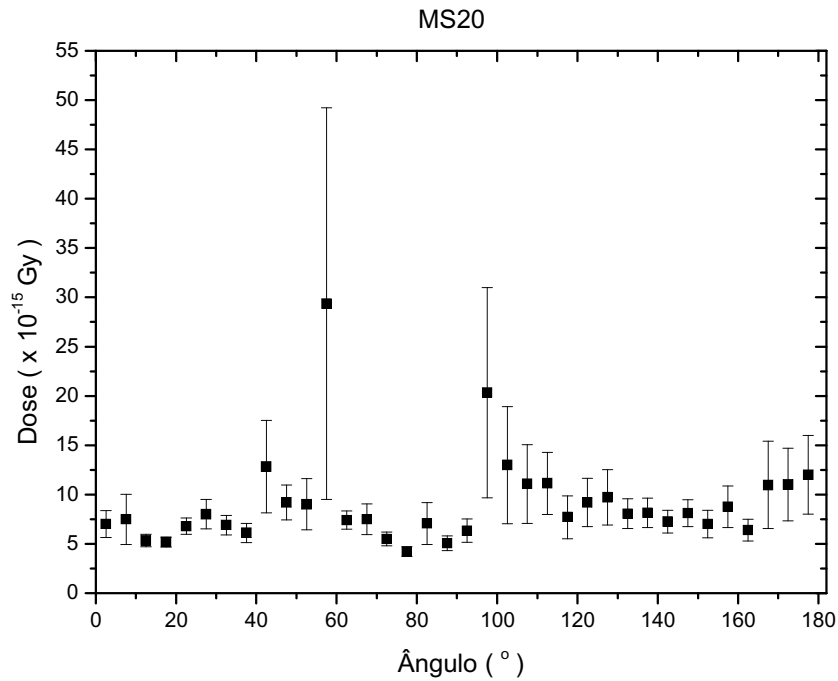


Figura 14 - Gráfico anisotropia para MS20.

Os gráficos para anisotropia possuem comportamentos semelhantes. Próximo à 60 e 100 graus há uma grande variação na dose (alto erro). Próximo à 40, 110 e 170 graus há também significativa variação na dose.

A diferença com os valores experimentais fica em torno de 10%. Da mesma forma que a função radial, para pequenos ângulos ($\theta < 30^\circ$) essa diferença diminui para 5%, local onde há a maior diferença entre as fontes no protocolo da AAPM TG-43.

8. CONCLUSÃO E CONSIDERAÇÕES FINAIS

Foram realizadas muitas tentativas e modificações no arquivo de entrada até que gerasse resultados aceitáveis. A familiaridade com o programa MCNPX v2.50 (Monte Carlo N ParticleeXtended) e a estrutura dos arquivos de entrada e de saída tornou-se crescente.

Atingimos o objetivo deste trabalho e apresentamos alguns resultados preliminares do cálculo de função de anisotropia e função radial de dose de acordo com a distância para semente de ^{192}Ir , com o auxílio do programa baseado no método de Monte Carlo de acordo com o formalismo recomendado para cálculo de dose proposto pela AAPM pelo primeiro TG-43 Report.

Os gráficos para os três materiais possuem comportamentos semelhantes para anisotropia. Possuem semelhança também para a função radial de dose. Sendo que os gráficos da função radial de dose foram os que mais se aproximaram dos propostos pelo TG-43 por estarem dentro da margem de erro proposta no protocolo.

9. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- 1 - HAERTEL, M. **Estudo do protocolo de cálculos dosimétricos em braquiterapia com sementes implantáveis**. Dissertação de doutorado, Universidade Federal de Santa Catarina Centro de Ciencias Físicas e Matemáticas, 2007.
 - 2 - HILARIS, B. S. ; MASTORAS, D. A. ; SHIH, L. L. ; BODNES, W. R. **History of brachytherapy: the years after the discovery of radium and radioactivity**. In: Nag, s. Principles and practice of brachytherapy. N. Y.: Futura Publishing Company Inc, 1997.
 - 4 - ICRP (International Commission on Radiological Protection). **Report of the Task Group on Reference Man ICRP Publication No. 23** (Oxford: Pergamon), 1975
 - 5 - KASE, K. R. ; BJARNGARD, B. E. ; ATTIX, F. H. **The dosimetry of ionizing radiation**. New York: Academic, 1990. v.3
 - 6 - MAIORINO, T.C. **Simulação da Detecção de Radiação Gama através do Método de Monte Carlo**. Dissertação de mestrado, Universidade Estadual de Campinas, Instituto de Física Gleb Wataghin.
 - 7 - NATH, R. et al., **Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43**, Med. Phys. 22 (1), 209-34, March (1995).
 - 8 - OLIVEIRA, V. C. ; SOARES, W. E. ; SALVAJOLI, J. V. ; PERES, O ; MORALES, F. C. ; FUJISAWA, S. ; TAMONI, F. M. A. **Iridium, terapia versátil, táticas e técnicas**. Radiol. Bras. , v.15, n.1, p. 44-48, 1982.
-

-
- 9 - RIVARD, M. J. et al., **Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for brachytherapy dose calculations**, Med. Phys. 31 (3), 633, (2004).
- 10 - ROSTELATO, M. E. C. M. **Preparação de fontes de irídio-192 para uso em braquiterapia**. 1997. Dissertação (Mestrado) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo.
- 11 – SCAFF, L.A.M. **Física da Radioterapia**. Sarvier, 1997
- 12 - Vieira, W. J., **Simulação do Espectro de Deposição de Energia de Raios Gama em Detectores de NaI Utilizando o Método de Monte Carlo**. Dissertação de mestrado, IPEN, São Paulo, 1982.
- 13 - ZUOFENG, L. **Monte Carlo calculations of dosimetry parameters of the Urocor Prostaseed I-125 source**. Med. Phys., v. 29, n. 6, p. 1029 – 1034, Jun., 2002.
- 14 - WATERS, L. S., **MCNPX User's Manual**, Los Alamos National Laboratory, version 2.5.0, September, (2002).
- 15 - WHITE, D. R. ; MARTIN, R. J. ; DARLINSON, R., **Epoxi resin based tissue substitutes**. Br. J. Radiol. 50, 814(1977).
- 16 - WILLIAMSON, JF. **Brachytherapy technology and physics practice since 1950: a half-century of progress**, Phys. Med. Biol. 2006 Jul 7;51(13):R303-25.
- 17 - WILLIAMS, Jr. ; THWAITES, D. , **Radiotherapy Physics in Practice**, Oxford University Press, 2000.
-

