



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA
“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”

CARINA MIRANDA CARVALHO

**Estudo teórico das funções de anisotropia e radial de
dose para braquiterapia com semente de Ir¹⁹² em
diferentes materiais de interesse em radiologia**

Botucatu

2010

CARINA MIRANDA CARVALHO

Estudo teórico das funções de anisotropia e radial de dose para braquiterapia com semente de ^{192}Ir em diferentes materiais de interesse em radiologia

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

Orientador: Prof. Dr. Joel Mesa Hormaza

Botucatu

2010

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

Carvalho, Carina Miranda.

Estudo teórico das funções de anisotropia e radial de dose para braquiterapia com semente de Ir¹⁹² em diferentes materiais de interesse em radiologia / Carina Miranda Carvalho. – Botucatu, 2010

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

Orientador: Joel Mesa Hormosa

Assunto CAPES: 20000006

1. Radioterapia. 2. Anisotropia. 3. Método de Monte Carlo.

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

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

Agradecimentos

À Deus por ser tudo em minha vida, minha luz, meu caminho, por proporcionar todos os momentos maravilhosos, pessoas especiais, crescimento e superação.

Aos meus amados pais Sidney e Fátima por todo amor, apoio, união, confiança e a cada dia serem bênçãos em minha vida. Exemplos de superação e sabedoria.

À minha querida irmã, minha eterna companheira, meu presente pelo exemplo de dedicação e amor a ciência.

Aos meus queridos avós, por toda dedicação, amor incondicional e principalmente por me ensinarem lições preciosas, são luzes no meu caminho.

À todos os tios, primos pela preocupação, apoio e carinho.

Às minhas companheiras, amigas e irmãs, Bia e Bá, por desejarem minha felicidade, meu sucesso, pelo apoio, pelos sorrisos e lágrimas.

À minha querida companheira Ju, por ser exemplo de fé e felicidade.

Aos meus mais que especiais amigos da IPI, Seu Moça, Lucas, Isaías, Pri, Raquel, a minha família de Botucatu (Olívia, Euci, Amanda e Nicole) por todo apoio espiritual, pelos momentos de felicidade, por serem presentes de Deus.

Aos meus queridos amigos de Botucatu, Ricardo e Marcel, por toda felicidade e companheirismo.

Ao Professor Dr 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 e de vida.

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 halfstamped 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

1- INTRODUÇÃO.....	09
1.1 - Motivação.....	09
1.2 - Braquiterapia.....	09
1.3 - Cálculo de deposição de dose.....	12
2- OBJETIVOS	
2.1 - Objetivos gerais.....	13
2.2 - Objetivos específicos.....	13
3- FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	
3.1 - MCNPX código de transporte de radiação baseado no método de Monte Carlo.....	14
3.1.2 - Arquivo de entrada (INPUT) do MCNPX.....	15
3.1.2.1 - Título.....	16
3.1.2.2 - Células – CELL Cards.....	16
3.1.2.3 - Superfícies – SURFACE Cards.....	17
3.1.2.4 - Material.....	17
3.1.2.5 - Dados físicos – DATA Cards.....	17
3.1.2.5.1 - Tipo de Radiação – MODE Card.....	18
3.1.2.5.2 - Função do comando IMP Card.....	18
3.1.2.5.3 - Delimitação do problema – PHYS, CUTOFF e LCA.....	18
3.1.2.5.4 - Especificação da fonte.....	19
3.1.2.6 - Tipo de grandeza a ser calculada na simulação - TALLY Card.....	19
3.2 - Tipos de interação da radiação eletromagnética com a matéria.....	20
3.3 - AAPM TG-43.....	21
3.3.1 - Intensidade Kerma-Ar.....	23
3.3.2 - Constante de taxa de dose.....	23
3.3.3 - Função geométrica.....	24
3.3.4 - Função de dose radial.....	24

3.3.5 - Função bidimensional de anisotropia.....	26
4- Procedimento.....	27
5- Resultados e Discussão.....	31
5.1 - Deposição de dose radial.....	31
5.2 - Função de anisotropia.....	34
6- Conclusão.....	37
7- Referências Bibliográficas.....	38
Apêndice.....	40

1. Introdução

1.1 Motivação

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.

1.2 Braquiterapia

Após a descoberta da radioatividade natural do Urânio (Ur) por Bequerel em 1896, e a do Rádio (Ra), pelo casal Curie, em 1898, iniciaram-se estudos e atividades no sentido de empregá-los no tratamento do câncer.

A idéia do uso do Ra 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 Ra que o mesmo carregava no bolso do colete.

Como resultado desta observação, Pierre Curie ofereceu um tubo de Ra 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 Ra 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).

Tabela 1: 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
Iridio	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)
Iridio	Ir^{192}	74,2 dias	β, γ	0,136 – 1,062

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.

Tabela 2: 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
¹⁸² 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

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. À partir destas informações, será determinada a posição das fontes.

Atualmente, devido a precisão desejada (1% de incerteza na dose em volumes da ordem 1mm^3) e a quantidade e complexidade das distribuições das fontes, os cálculos precisam ser realizados através de ferramentas computacionais (PEREZ et al., 1987).

1.3 Cálculo de deposição de dose

Um método teórico mas que aproxima-se da realidade com um cálculo mais preciso das doses depositadas no paciente, está fundamentada na técnica de simulação pelo método de Monte Carlo.

Através desse método é possível tratar inhomogeneidades, cavidades de ar ou ossos, de forma mais próxima da real do que outros métodos analíticos que existem. Embora, o tratamento fenomenológico é bem mais complexo e o tempo de cálculo é bem maior.

2. Objetivos

2.1 Objetivos gerais

- Sistematização dos conhecimentos adquiridos nas matérias Física Radiológica,

Radiobiologia Dosimetria e Radioproteção, Física das Radiações.

- Desenvolver habilidades no emprego de programas de transporte de radiação baseados no método de Monte Carlo.
- Empregar o código computacional MCNPX para o cálculo de grandezas relacionadas com radiodiagnóstico e radioterapia.

2.2 Objetivos específicos

- Através do emprego do código MCNPX: estudar deposição de dose em profundidade em diferentes matérias de interesse em radiologia.
- Observamos a energia depositada por fonte de fóton, através da determinação da dose anisotrópica.
- Observarmos a dose radial para cada distância.

3. Fundamentação Teórica

3.1 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 gama 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).

3.1.2 Arquivo de entrada (INPUT) do MCNPX (Waters, 2005; McKinney et. al., 2005):

O arquivo contendo dados de entrada (INPUT) para ser executado pelo código MCNP deve possuir a seguinte estrutura geral (Waters, 2005; McKinney et. al., 2005):

Título do problema:

Bloco de células – “Cell Cards”

*
*
*

Linha em branco

Bloco de superfícies – “Surface Cards”

*
*
*

Linha em Branco

Bloco de Dados – “Data Cards”

*

*

*

Linha em Branco (opcional)

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.

3.1.2.1 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.

3.1.2.2 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.

3.1.2.3 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.

3.1.2.4 Material:

São representados os materiais que irão compor a geometria do problema. Através da estrutura ZA onde: Z (número atômico) e A (número de massa).

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

ZAID1 fração1 ZAID2 fração2 ...

Onde:

- ZAIDn 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 => ZAID = 74182 74 n°. atômico 74 182 n°. de massa

3.1.2.5 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:

3.1.2.5.1 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;

3.1.2.5.2 Função do comando IMP Card:

Este é o mnemônico para a importância da partícula, que é utilizada no MCNPX;

- 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.

3.1.2.5.3 Delimitação do problema – PHYS, CUTOFF e LCA:

Aqui são representados os limites impostos pelo usuário para a finalização do problema, energia, número de interação (NPS), etc.

Outro parâmetro é o LCA, que demonstra qual o modelo de interação será utilizado pelo programa: Isabel, Bertini, CEM2K ou INCL4.

3.1.2.5.4 Especificações 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.

3.1.2.6 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:E	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

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

Nestes itens, 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.

3.2 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: o fóton incidente desaparece. Tal fóton, interage com o átomo. Sua energia é transferida ao elétron, normalmente o elétron pertencente à última camada do átomo;
- 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);
- Produção e aniquilação de pares: o processo ocorre intensamente próximos 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.

3.3 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):

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

(1)

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 referencia 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.

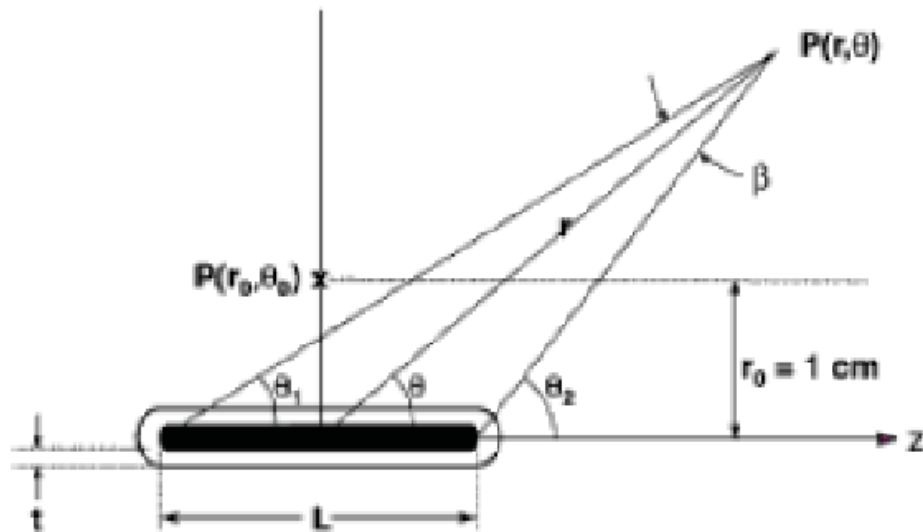


Figura 1: Sistema de coordenadas para uma fonte linear uniformemente distribuída (Rivard et al., 2004).

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 fótons.

Todas estas propriedades afetam as características dosimétricas das fontes.

3.3.1 Intensidade Kerma-Ar

A intensidade kerma-ar, S_K , é a taxa de ar-kerma, $K'_\delta(d)$, no vácuo para fótons com energia maior que δ à 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 $1 \text{ U} = 1 \mu\text{Gy m}^2 \text{ h}^{-1}$.

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

$$S_K = K'_\delta(d) d^2 \quad (2)$$

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.

3.3.2 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):

$$\Lambda = D \cdot \frac{(1, \pi / 2)}{S_K} \quad (3)$$

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.

3.3.3 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):

$$G(r, \theta) = \frac{1}{r^2} \quad (4)$$

3.3.4 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):

$$g(r) = \frac{D'(r, \pi/2) G(1, \pi/2)}{D'(1, \pi/2) G(r, \pi/2)} \quad (5)$$

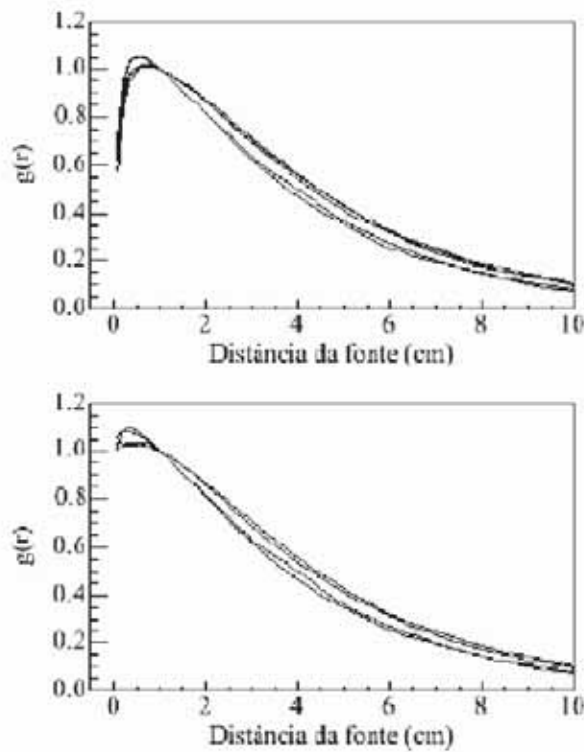


Figura 2: Gráficos da função radial para algumas fontes pontuais avaliadas no Protocolo AAPM TG-43 (Rivard et al., 2004).

3.3.5 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):

$$F(r, \theta) = \frac{D(r, \theta)}{D(r, \pi/2)} \frac{G(r, \pi/2)}{G(r, \theta)} \quad (6)$$

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.

4. 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.

Com o código MCNPX, é relativamente fácil de abordar este problema (do ponto de vista computacional), adotando geometrias simples e processando as magnitudes de interesse, como multiplicidades, podendo simular o transporte de fótons, partículas carregadas na matéria para amplas faixas de energia.

A simulação foi realizada em um *phantom* cilíndrico composto por diferentes materiais: inicialmente água, depois músculo estriado e por último MS20. No interior do cilindro encontra-se uma cápsula contendo uma fonte de ^{192}Ir conforme ilustrada abaixo na figura 3, mostrando os parâmetros da cápsula e da fonte.

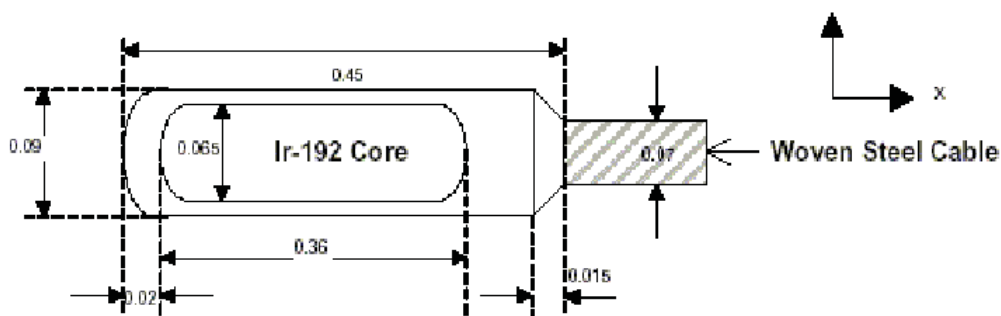


Figura 3: Geometria da fonte e da cápsula que a contém (Rivard et al., 2004).

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

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

Para que a geometria fosse interpretada pelo código MCNPX foi preciso definir cilindros de raios definidos e comprimentos infinitos, que foram delimitados através de planos também infinitos que os cortam em determinados pontos do espaço.

Com a geometria implementada, foi efetuado o cálculo para diferentes distâncias (0.5cm à 3cm) e diferentes ângulos (0 à 180°).

Os cálculos foram executados para 15 milhões de interações (nps 15.000.000).

Foram gerados então arquivos de saída (OUTPUT) para cada material analisado. Observamos nesses arquivos o resultado das energias depositadas (Mev/g) por fonte de fóton, calculada através da determinação da dose anisotrópica. Na figura abaixo esta ilustrada a função de anisotropia.

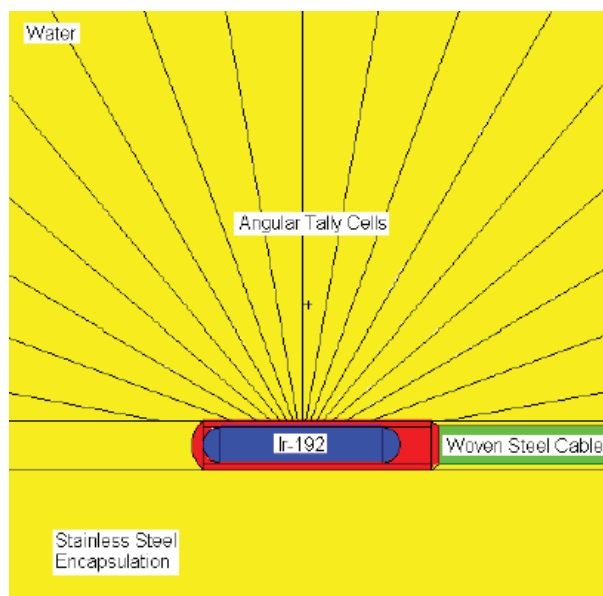


Figura 4: Modelo para a Função de anisotropia (manual MCNPX).

Obtivemos também a dose radial.

Para cada distância (cm), obtivemos um valor de dose (Gy).

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.

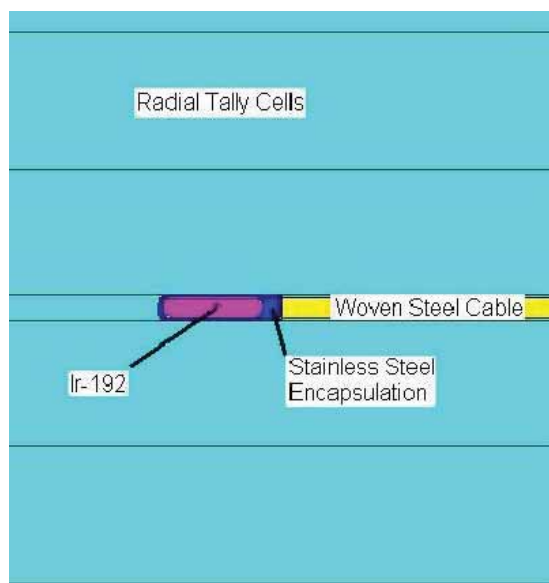


Figura 5: Modelo para função radial de dose (manual MCNPX).

Depois de analisarmos 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.

5. Resultados e Discussão

5.1 Deposição de dose radial

Foram feitos os cálculos da deposição de energia para diferentes raios do detector para diferentes materiais. Na figura 6 vemos a função da dose radial (10^{-14} Gy) por cm de raio para fótons com energia na faixa de emissão do ^{192}Ir em um *phantom* de água.

Notamos que próximo à fonte há maior deposição de dose e maior variação de dose depositada, quanto mais distante da fonte, menor a dose e menor a variação de dose depositada.

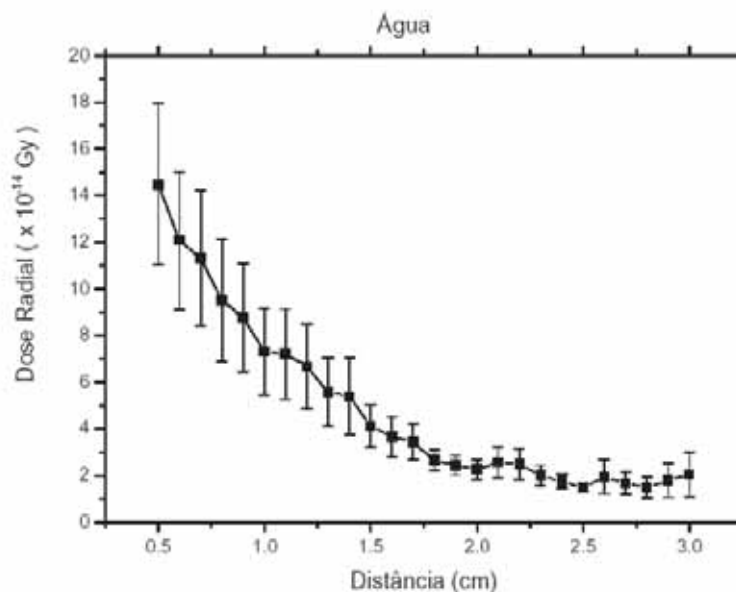


Figura 6: Gráfico dose radial para a água.

Notamos que os gráficos possuem comportamentos semelhantes e que quanto mais próximo a fonte maior a deposição de dose. Na figura 7 é mostrada a energia depositada radialmente para outro material, o MS20.

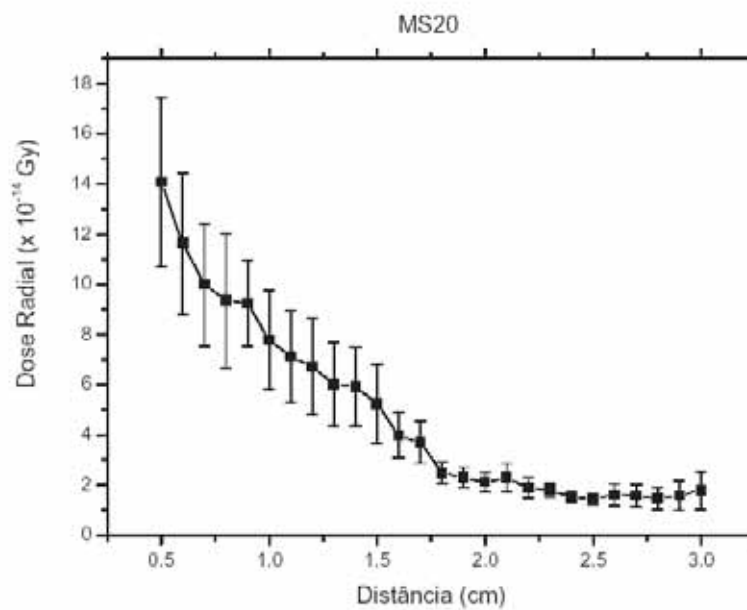


Figura 7: Gráfico dose radial para MS20

Na figura 8 observamos a energia depositada radialmente no músculo estriado.

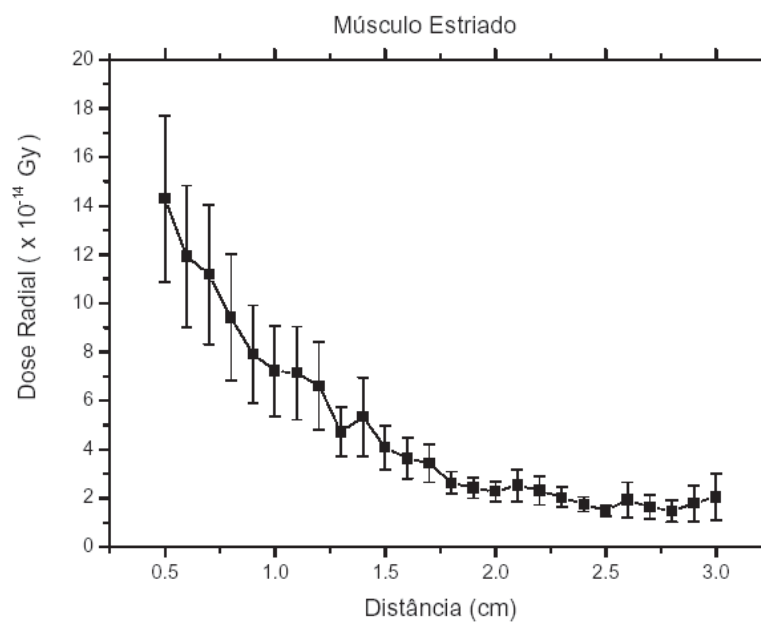


Figura 8: Gráfico dose radial para músculo estriado.

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.

5.2 Função de anisotropia

Foram feitos os cálculos da deposição de energia para diferentes ângulos para diferentes materiais. Na figura 9 vemos a função de dose (10^{-15} Gy) pelo ângulo para fótons com energia na faixa de emissão do ^{192}Ir em um *phantom* de água.

Notamos que próximos à 60° e 100° há uma grande variação na dose (alto erro). E que próximos à 40° , 110° e 170° há também significativa variação na dose.

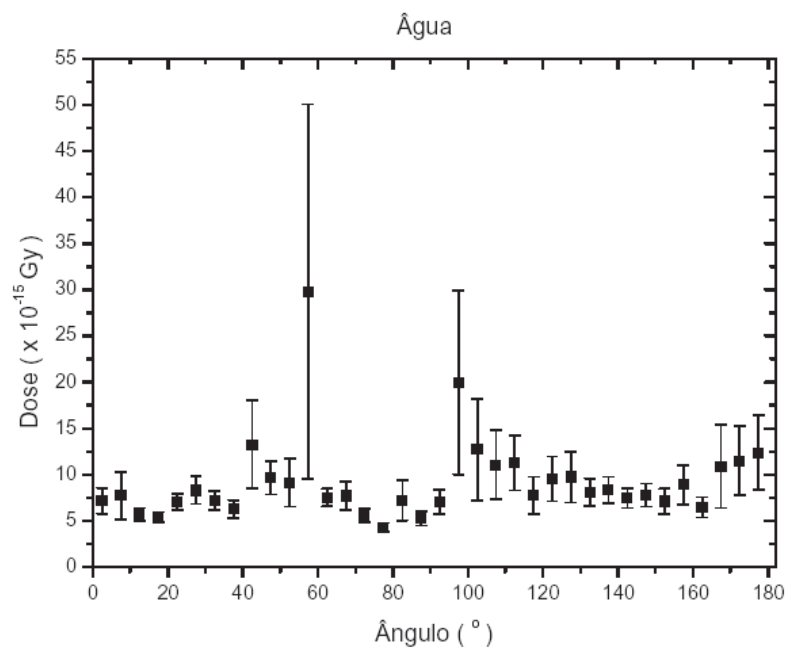


Figura 9: Gráfico anisotropia para a água.

Analizamos a função de anisotropia para o material MS20 figura 10. Notamos que é semelhante ao material água.

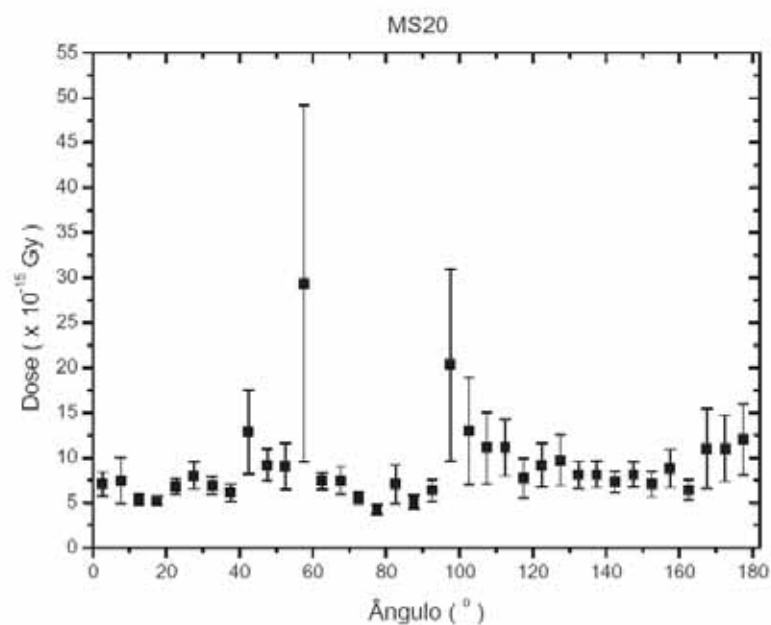


Figura 10: Gráfico anisotropia para MS20.

Analizamos também para o músculo estriado figura 11. Que também possui comportamento semelhante aos outros dois materiais.

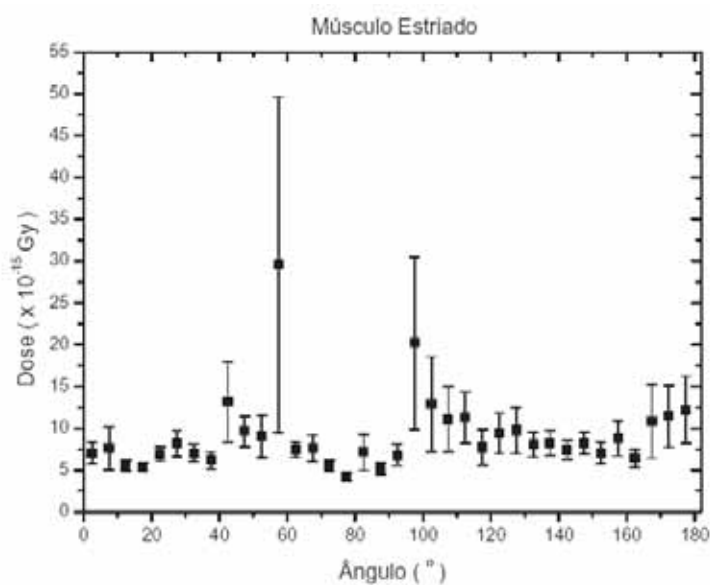


Figura 11: Gráfico anisotropia para músculo estriado.

Concluimos que próximos à 60° e 100° há uma grande variação na dose (alto erro). E que próximos à 40° 110° e 170° 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.

6.Conclusões

Foi estudada a deposição de dose radial e função da anisotropia para fótons na faixa de energia do ^{192}Ir , em *phantoms* cilíndricos de água, MS20 e músculo esquelético empregando o código MCNPX. 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.

7.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 Ciências 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.
- 3 - ICRP (International Commission on Radiological Protection). **Report of the Task Group on Reference Man ICRP Publication No. 23** (Oxford: Pergamon), 1975.
- 4 - KASE, K. R. ; BJARNGARD, B. E. ; ATTIX, F. H. **The dosimetry of ionizing radiation.** New York: Academic, 1990. v.3
- 5 - 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.
- 6 - 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).
- 7 - 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, 1982.43
- 8 - 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).
- 9 - 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.
- 10 – SCAFF, L.A.M.**Física da Radioterapia.**Sarvier, 1997.
- 11 - 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.
- 12 - 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.

13 - WATERS, L. S., **MCNPX User's Manual**, Los Alamos National Laboratory, version 2.5.0, September, (2002).

14 - WHITE, D. R. ; MARTIN, R. J. ; DARLINSON, R., **Epoxi resin based tissue substitutes**. Br. J. Radiol. 50, 814(1977).

15 - WILLIAMSON, JF. Brachytherapy **technology and physics practice since 1950: a half-century of progress**, Phys. Med. Biol. 2006 Jul 7;51(13):R303-25.

16 - WILLIAMS, Jr. ; THWAITES, D. , **Radiotherapy Physics in Practice**, Oxford University Press, 2000.

Apêndice

Apêndice – File de entrada (INPUT)

Exemplo de um arquivo de entrada utilizado no trabalho, este exemplo é para a água.

```
Message: outp=p1o.o runtpe=p1r.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
22
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
23
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 -150 232 -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
24
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

25

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
 26
 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 12.564789 12.564789 12.564789 12.564789 12.564789
 12.564789 12.564789 12.564789 12.564789 12.564789
 27
 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/lr192.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

28

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

29

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

f35: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
 f45: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
 f55: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
 f65: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
 30
 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
 f105: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
 f115: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
 31
 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

f125: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
 f135: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
 f145: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
 f155: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
 f165: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
 32
 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
 f175: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
 f185: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

33

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

Composição do material água no arquivo de entrada:

c Homogenous Liquid Water

c rho = 1.0 g/cc

m3 001000 1 008000 2

Composição do material MS20 no arquivo de entrada:

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 no arquivo de entrada:

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