



**COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR
INSTITUTO DE RADIOPROTEÇÃO E DOSIMETRIA**

**ESTUDO DOSIMÉTRICO PARA CARACTERIZAÇÃO DE UM
SISTEMA POSTAL DE CONTROLE DE QUALIDADE EM
BRAQUITERAPIA**

Victor Gabriel Leandro Alves

Orientador Prof. Dr. Pedro Pacheco de Queiróz Filho

Co-orientador Prof. Dr. Denison de Souza Santos

Rio de Janeiro, RJ – Brasil

Maio de 2010

VICTOR GABRIEL LEANDRO ALVES

ESTUDO DOSIMÉTRICO PARA CARACTERIZAÇÃO DE UM SISTEMA
POSTAL DE CONTROLE DE QUALIDADE EM BRAQUITERAPIA

Dissertação apresentada para obtenção do Grau de Mestre pelo Programa de Pós-Graduação em Radioproteção e Dosimetria do Instituto de Radioproteção e Dosimetria da Comissão Nacional de Energia Nuclear na área de Biofísica das Radiações.

Orientador:

Dr. Pedro Pacheco de Queiróz Filho
IRD/CNEN

Co-orientador:

Dr. Denison de Souza Santos
IRD/CNEN

Rio de Janeiro – Brasil
Instituto de Radioproteção e Dosimetria – Comissão Nacional de Energia Nuclear
Coordenação de Pós-Graduação
2010

Alves, Victor Gabriel Leandro

Estudo Dosimétrico para a Caracterização de um Sistema Postal de Controle de Qualidade em Radioterapia. Alves, Victor Gabriel Leandro, Rio de Janeiro: IRD, 2010

xv , 85 p. 29,7 cm: il. Graf., tab.

Dissertação (mestrado) - Instituto de Radioproteção e Dosimetria
Rio de Janeiro, 2010.

GEANT4; 2.Método de Monte Carlo; Dosimetria Termoluminescente;
4.Braquiterapia; 5. Controle de Qualidade

I. Instituto de Radioproteção e Dosimetria II. Título

VICTOR GABRIEL LEANDRO ALVES

ESTUDO DOSIMÉTRICO PARA CARACTERIZAÇÃO DE UM SISTEMA POSTAL
DE CONTROLE DE QUALIDADE EM BRAQUITERAPIA

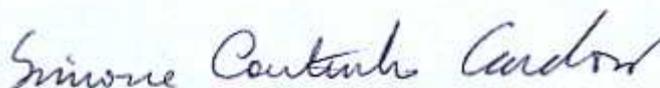
Rio de Janeiro, 30 de junho de 2010.



Dr. Pedro Pacheco de Queiroz Filho - IRD/CNEN



Dr. Ademir Xavier da Silva - COPPE/UFRJ



Dra. Simone Coutinho Cardoso - IF/UFRJ



Dr. Luiz Antonio Ribeiro da Rosa - IRD/CNEN

O presente trabalho foi desenvolvido no Instituto de Radioproteção e Dosimetria da Comissão Nacional de Energia Nuclear, sob orientação do Prof. Dr. Pedro Pacheco de Queiróz Filho e co-orientação do Prof. Dr. Denison de Souza Santos, com auxílios concedidos pelo Programa de Qualidade em Radioterapia – PQRT/INCA no Serviço de Qualidade em Radiações Ionizantes do Instituto Nacional de Câncer – SQRI/INCA/MS

aos meus pais Eliel e Vera,
que me ensinaram sobre a Vida.

AGRADECIMENTOS

Ao longo dos dois anos em que este trabalho foi realizado, pude contar o apoio de muitas pessoas. Portanto, gostaria de agradecer:

Aos meus orientadores Prof. Pedro Queiroz e Denison Santos por todas as palavras sobre as questões práticas da simulação computacional em dosimetria das radiações com o código GEANT4. Há dois anos, Quando escolhi vocês como orientadores, encarei o desafio de aprender esse código e graças à sabedoria e paciência de vocês pude aprender o suficiente para terminar este trabalho.

À Anna Maria Campos de Araújo, que considero minha mãe profissional, por confiar e por representar a gênese da minha vida como físico médico.

A meu colega de trabalho Roberto Salomon, companheiro de muitas viagens nesse Brasil pelo Programa de Qualidade em Radioterapia, por todas as nossas conversas que vão do âmbito acadêmico até as experiências intermináveis da vida. Por sua organização e paciência quase infinita, no laborioso processo irradiação e seleção dos dosímetros termoluminescentes utilizados neste trabalho. Sei que eu levaria o dobro do tempo para tentar fazer isso tudo sozinho.

Ao pessoal do Serviço de Qualidade em Radiações Ionizantes do INCA (SQRI), Alfredo (“Maricon”), Claudio Viegas, Paul, Vitor, Regina, Michel e Rogério.

Aos meus pais Eliel e Vera, cujas vidas foram dedicadas aos filhos, por tudo que recebi durante a vida, os carinhos, as broncas e os conselhos. Com eles aprendi que os estudos tem um valor incomensurável na vida de alguém de bem.

Ao meu querido irmão Wagner, por ter me ajudado com toda sua expertise de engenheiro para fazer os desenhos em SolidWorks do fantoma de acrílico que foi utilizado neste trabalho.

À minha querida namorada Gianelli por sua ternura de menina que tanto me encanta e por me ensinar que nada floresce se não for amorosamente cultivado.

Victor Gabriel Leandro Alves

“O sábio direciona a indomável mente como o arqueiro direciona a flecha. A mente se sacode como um peixe na areia, por isso debes abandonar o terreno das paixões. Mesmo que seja de difícil controle, volúvel e ansiosa, é bom dominar a mente, pois seu domínio leva à felicidade. Mesmo que seja de difícil apreensão, devido à sua sutileza e tendência à fantasia, o sábio domina a mente e com isso atinge a felicidade...”

O homem de mente descontrolada desconhece o ensinamento sublime, e o de confiança temerosa não alcança a plena sabedoria. Aquele que dominou sua mente e a afastou do ódio, levando-a além do bem e do mal, permanece atento e nada teme...

Não passará muito tempo antes que o corpo, desprovido de consciência, esteja embaixo da terra como um tronco desprovido de valor. Uma mente mal governada pode causar mais dor que o pior dos inimigos e o mais entranhado dos ódios...

Siddhattha Gautama (A Mente – Dhammapada)

“O ser humano vivencia a si mesmo, seus pensamentos, como algo separado do resto do universo numa espécie de ilusão de óptica de sua consciência. E essa ilusão é um tipo de prisão que nos restringe a nossos desejos pessoais, conceitos e ao afeto apenas pelas pessoas mais próximas.

Nossa principal tarefa é a de nos livrarmos dessa prisão ampliando nosso círculo de compaixão para que ele abranja todos os seres vivos e toda a natureza em sua beleza. “Ninguém conseguirá atingir completamente este objetivo, mas, lutar pela sua realização, já é por si só parte de nossa liberação e o alicerce de nossa segurança interior.”

Albert Einstein

RESUMO

A Braquiterapia é uma etapa essencial do tratamento de vários tipos de câncer. O uso de fontes de ^{192}Ir com alta taxa de dose impõe a necessidade de procedimentos apropriados de calibração e controle da qualidade, de forma a garantir a exatidão da dose administrada.

Um programa em GEANT4 foi desenvolvido para calcular grandezas dosimétricas em um fantoma de acrílico.

Assim foi possível definir uma metodologia para avaliar a dose na vizinhança de uma fonte de braquiterapia utilizando um formalismo em função da grandeza dose absorvida na água para dosimetria termoluminescente.

Um fantoma de acrílico foi proposto e caracterizado com grandezas do protocolo TG-43 calculadas pelo método de Monte Carlo. O fantoma foi irradiado com os TLDs no equipamento de braquiterapia do Varian Gammamed Plus, a dose e o kerma de referência calculado concordaram em 0,30%.

ABSTRACT

High dose rate Brachytherapy is an essential part of the treatment of several types of cancer. The use of high dose rate ^{192}Ir sources requires appropriate calibration in order to ensure the desired level of accuracy of the dose delivered.

A GEANT4 program was developed to calculate dosimetric quantities in an acrylic phantom. Thus it was possible to define a methodology for calculating the dose around a brachytherapy source using a thermoluminescent dosimetry formalism in terms of water absorbed dose.

An acrylic phantom was proposed and characterized with magnitudes protocol TG-43 calculated by Monte Carlo method. The phantom was irradiated in Varian's brachytherapy equipment Gammamed Plus, the dose and the kerma calculated reference agreed at 0,30%.

SUMÁRIO

| | | |
|-------|---|----|
| 1 | INTRODUÇÃO..... | 1 |
| 2 | FUNDAMENTOS TEÓRICOS | 3 |
| 2.1 | Braquiterapia | 3 |
| 2.1.1 | Tipos de Braquiterapia..... | 3 |
| 2.1.2 | Aplicações da Braquiterapia..... | 6 |
| 2.2 | Grandezas Dosimétricas | 7 |
| 2.2.1 | Energia Radiante..... | 7 |
| 2.2.2 | Fluxo e Fluxo de Energia | 7 |
| 2.2.3 | Fluência e Fluência de Energia..... | 8 |
| 2.2.4 | Coefficientes de Interação..... | 8 |
| 2.2.5 | Dose Absorvida | 11 |
| 2.2.6 | kerma | 12 |
| 2.3 | Radioatividade | 13 |
| 2.3.1 | Constante de Decaimento | 13 |
| 2.3.2 | Atividade | 13 |
| 2.4 | Dosimetria de Fontes | 13 |
| 2.4.1 | Sistema de Coordenadas..... | 14 |
| 2.4.2 | Modelos para o Cálculo da Taxa de Dose. | 16 |
| 2.4.3 | Fontes Reais..... | 20 |
| 2.4.4 | Formalismo AAPM TG43 | 22 |
| 2.5 | Método de Monte Carlo..... | 28 |
| 2.5.1 | GEANT4..... | 29 |
| 2.6 | Dosimetria Termoluminescente em Fontes de Braquiterapia | 38 |
| 2.6.1 | Análise da Homogeneidade do Campo de Radiação..... | 40 |
| 2.6.2 | Tratamento Térmico dos TLDs | 45 |
| 2.6.3 | Leitora TL Fimel PCL3 e Processo de Leitura dos TLDs..... | 46 |
| 2.6.4 | Estudo da Sensibilidade dos TLDs..... | 48 |
| 2.6.5 | Estudo da Linearidade dos TLDs | 49 |
| 2.6.6 | Dependência energética..... | 50 |
| 3 | MATERIAIS E MÉTODOS..... | 52 |
| 3.1 | Metodologia..... | 52 |
| 3.1.1 | Construção da Fonte Gammamed Plus..... | 52 |
| 3.1.2 | Simulação do feixe de Fótons emitidos pela Fonte de ^{192}Ir | 55 |

| | | |
|-------|---|----|
| 3.1.3 | Cálculo da Dose..... | 56 |
| 3.1.4 | Cálculo dos Parâmetros do TG-43 | 60 |
| 3.1.5 | Função Radial de Dose | 61 |
| 3.1.6 | Constante de Taxa de Dose | 62 |
| 3.2 | O Fantoma de Acrílico | 63 |
| 3.2.2 | Formalismo para Determinação da Dose..... | 66 |
| 3.2.3 | Tempo de Irradiação no Sistema de Planejamento BrachyVision | 67 |
| 3.2.4 | Procedimento de Irradiação | 67 |
| 4 | Resultados..... | 70 |
| 4.1 | Cálculo da Constante de Taxa de Dose com GEANT4..... | 70 |
| 4.2 | Cálculo da Função Radial de Dose Segundo o TG-43 | 72 |
| 4.3 | Cálculo da Função Radial de Dose no Fantoma..... | 73 |
| 4.4 | Dosimetria no BrachyVision | 74 |
| 4.5 | Dosimetria Termoluminescente..... | 74 |
| 5 | Conclusões..... | 78 |
| 5.1 | Perspectivas | 79 |
| 6 | Referências Bibliográficas..... | 80 |

LISTA DE FIGURAS

| | |
|---|----|
| Figura 2.1- Ilustração de um tratamento intracavitário ginecológico..... | 3 |
| Figura 2.2 - esquema representativo de um tratamento intersticial em mama. | 4 |
| Figura 2.3- Esquema representativo de um tratamento endoluminal em brônquios / pulmão ... | 4 |
| Figura 2.4 - Molde em cera para tratamento de tumor de pele com braquiterapia..... | 5 |
| Figura 2.5 - Aparelhos de braquiterapia de alta taxa de dose, <i>Microselectron</i> ® | 6 |
| Figura 2.6– Feixe de partículas N interagindo em uma espessura dl em um material de densidade conhecida | 10 |
| Figura 2.7 - Representação esquemática da relação entre as coordenadas cartesianas e as coordenadas esféricas | 15 |
| Figura 2.8 - Representação de uma fonte linear posicionada na origem do sistema de coordenadas | 15 |
| Figura 2.9-Exemplo da representação de uma fonte cilíndrica em um sistema de coordenadas | 16 |
| Figura 2.10- Representação esquemática da grandeza Sk..... | 16 |
| Figura 2.11- Pequeno volume dV contendo massa dm de ar, no vácuo..... | 17 |
| Figura 2.12- Pequeno volume de água posicionado à mesma distância da fonte..... | 18 |
| Figura 2.13 - Espaço onde está localizada a fonte completamente preenchido com água para se obter condições ideais de espalhamento..... | 19 |
| Figura 2.14 - Dependência energética da razão dos coeficientes de atenuação em massa, assinalando os diferentes radionuclídeos usados em braquiterapia. Os fatores foram calculados por Hubbell e Seltzer | 20 |
| Figura 2.15 - Volume ativo da fonte dividido em volumes de integração. | 21 |
| Figura 2.16 - Parâmetros geométricos definidos no TG-46 | 23 |
| Figura 2.17– Parâmetros para cálculo da função geometria pela aproximação de fonte linear | 27 |
| Figura 2.18- Diagrama da estrutura de classes do GEANT4 | 30 |
| Figura 2.19- Exemplo de um sólido definido no GEANT4 | 33 |
| Figura 2.20 – CMS (Compact Muon Solenoid) do Large Hadron Collider no CERN, definido em GDML no GEANT4 | 35 |
| Figura 2.21- Interface gráfica OpenInventor instalada em sistema operacional Linux, para visualização de uma fonte de ^{192}Ir Gammamed Plus emitindo 100 fótons. | 37 |
| Figura 2.22 - Aplicação do Geant4 no cálculo de isodoses obtidas por um aplicador de braquiterapia superficial | 38 |
| Figura 2.23–Pastilha de TLD-100 (LiF: Mg, Ti)..... | 39 |

| | |
|--|----|
| Figura 2.24-Lote inicial de 505 pastilhas virgens de TLD-100 (LiF: Mg, Ti)..... | 41 |
| Figura 2.25-Filme dosimétrico Kodak X-OMAT V | 42 |
| Figura 2.26 - Arranjo experimental para irradiação do filme dosimétrico X-OMAT V | 43 |
| Figura 2.27-Código de identificação do TLD grafado em uma de suas faces..... | 45 |
| Figura 2.28-Leitora TLDs Fimel PCL3 | 46 |
| Figura 2.29-Copela liberada pelo carregador no disco giratório | 47 |
| Figura 2.30-Visão superior interna da leitora Fimel PCL3 onde aparecem o descarregador (esquerda), o carregador (centro) e a fotomultiplicadora (direita) | 48 |
| Figura 2.31 -Arranjo experimental da irradiação dos TLDs para seleção..... | 49 |
| Figura 3.1 - Geometria da fonte Varian Gammamed Plus com dimensões em milímetros ²⁵ ... | 53 |
| Figura 3.2 - Visualização no driver OpenInventor da fonte Gammamed Plus construída em GDML para a simulação com o GEANT4 | 54 |
| Figura 3.3- Eixos coordenados do núcleo da fonte | 56 |
| Figura 3.4 – Razão da dose média no voxel com a dose pontual calculada em função da distância da fonte para diferentes dimensões das Scoring Cells | 58 |
| Figura 3.5–Tela do TableCurve 2D com a lista de funções ajustadas aos dados do NIST para água..... | 60 |
| Figura 3.6-Cilindro de água com 25 cm de diâmetro e 25 cm de altura, sendo essas dimensões suficientes para se obter condições ideais de espalhamento..... | 61 |
| Figura 3.7-Fonte de ¹⁹² Ir Gammamed Plus posicionada no centro do fantoma com os anéis definidos para o cálculo da função radial de dose. | 62 |
| Figura 3.8–Fonte de ¹⁹² Ir Gammamed Plus posicionada no ar com os anéis definidos para o cálculo do kerma..... | 63 |
| Figura 3.9–Fantoma de acrílico construído para dosimetria termoluminescente..... | 64 |
| Figura 3.10 - Projeto do fantoma de acrílico em CAD com detalhe da peça (em verde) onde serão posicionados os TLDs | 65 |
| Figura 3.11 - Anel detector composto de LiF posicionado dentro do fantoma a 6 cm da fonte. | 66 |
| Figura 3.12–Reconstrução 3D do fantoma de acrílico tomografado para o cálculo da dose nos TLDs (em amarelo) no software BrachyVision | 67 |
| Figura 3.13–Corte axial do fantoma na altura dos TLDs com a isodose otimizada para 1 Gy nos detectores | 68 |
| Figura 3.14–Foto do fantoma posicionada para a irradiação no equipamento de braquiterapia | 69 |

| | |
|---|----|
| Figura 3.15-Software controlador do tempo de irradiação do equipamento de braquiterapia . | 69 |
| Figura 4.1 - Ajuste linear do kerma no ar em função da distância. O coeficiente linear da reta é o kerma de referência normalizado pelo número de fótons emitidos. | 71 |
| Figura 4.2– Comparação da função radial de dose calculada pelo GEANT4 com a mesma obtida por Taylor com o código Egsnrc | 72 |
| Figura 4.3 - Comparação da função radial de dose obtida no fantoma de acrílico com os dados obtidos nas condições preconizadas pelo TG-43..... | 73 |
| Figura 4.4 – Planilha para o cálculo do tempo de irradiação segundo o TG-43 | 74 |
| Figura 4.5 - Gráfico ajustado com a equação que calcula o fator linearidade (Flin) em função da leitura obtida nas leituras dos TLDs (em unidades arbitrarias). | 75 |

LISTA DE SIGLAS

AAPM- American Association of Physicists in Medicine

CERN - European Organization for Nuclear Research

EGS - Electron Gamma Shower

ESTRO – European Society for Therapeutic Radiology and Oncology

GDML - Geometry Description Markup Language

GEANT - Geometry and Tracking

HDR – High Dose Rate

IAEA – International Atomic Energy Agency.

INCA – Instituto Nacional de Câncer.

MCNP - Monte Carlo N-Particle

PQRT - Programa de Qualidade em Radioterapia

RPC - Radiological Physics Center

SQRI - Serviço de Qualidade em Radiações Ionizantes

TG - Task Group

TLD – Dosímetro termoluminescente

VRML - Virtual Reality Modeling Language

WHO - World Health Organization

XML - eXtensible Markup Language

1 INTRODUÇÃO

A Braquiterapia é uma etapa essencial do tratamento de vários tipos de Câncer, especialmente do câncer de colo de útero, próstata, pulmão, esôfago. Somente no Brasil, segundo estimativa do INCA para 2010, teremos 18930 casos novos de câncer de colo de útero.

O uso de fontes com alta taxa de dose nos tratamentos com braquiterapia impõe a necessidade de procedimentos apropriados de calibração e controle da qualidade, de forma a garantir a exatidão da dose administrada. A rastreabilidade metrológica para padrões de ^{192}Ir tem sido estabelecida por vários métodos, em termos da grandeza taxa de kerma no ar.

Existem documentos internacionais com procedimentos para a calibração de fontes de braquiterapia publicados pela Agência Internacional de Energia Atômica – IAEA¹ e pela Associação Americana de Físicos em Medicina – AAPM² que recomendam a necessidade de implementar um programa de garantia da qualidade em todos os centros de radioterapia.

Nestas recomendações, um programa geral de controle da qualidade deve ser estabelecido em todos os passos do tratamento, desde a prescrição clínica até a irradiação do paciente, para que as incertezas nas doses aplicadas nos pacientes sejam minimizadas.

Para um processo qualquer, o controle da qualidade envolve a realização de verificações e testes usando indicadores de qualidade, comparando os resultados com as recomendações, de forma a verificar a adequação do processo aos padrões internacionais.

Em um país com dimensões continentais torna-se conveniente a realização de uma auditoria de qualidade postal, com a utilização de simuladores e detectores termoluminescentes, como parte de um programa nacional de controle da qualidade em Braquiterapia

Essa alternativa é utilizada com sucesso por organismos como a IAEA/WHO no mundo^{3; 4; 5}, Radiological Physics Center RPC/MD Anderson⁶, EQUAL/ESTRO na Europa e o Programa de Qualidade em Radioterapia - PQRT/INCA no Brasil⁷, para avaliar equipamentos de radioterapia externa.

Este trabalho objetiva caracterizar um sistema postal para dosimetria de fontes de ^{192}Ir utilizadas em braquiterapia de alta taxa de dose, avaliando os parâmetros físicos e geométricos na determinação de um formalismo dosimétrico a ser usado no sistema postal.

O método teórico mais utilizado na literatura para a avaliação de fontes de braquiterapia é o de Monte Carlo para o transporte da radiação. Durante esse trabalho, foi desenvolvido um programa em C++ baseado no pacote GEANT4⁸ para calcular os parâmetros e grandezas físicas envolvidas na determinação de um formalismo para o cálculo da dose liberada por equipamentos de braquiterapia de alta taxa de dose com ¹⁹²Ir.

Assim sendo, construiu-se um fantoma em acrílico para o cálculo de dose em um sistema de planejamento de tratamento e posterior irradiação num equipamento de Braquiterapia de alta taxa de dose, validando a metodologia proposta no presente trabalho.

Em consequência, com os resultados obtidos por Monte Carlo, foram estabelecidas as bases físicas e dosimétricas para um sistema postal de controle de qualidade em braquiterapia.

2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 Braquiterapia

A braquiterapia é um tipo de radioterapia cuja fonte de radiação ionizante é aplicada próxima ou bem próxima à superfície corporal a ser tratada, ou ainda inserida no interior do processo tumoral maligno.

2.1.1 Tipos de Braquiterapia

Pode-se classificar a braquiterapia, didaticamente, em função:

a) do local de posicionamento das fontes radioativas

a-1) **Intracavitária:** A fonte é inserida no interior de uma cavidade. Exemplo: tratamentos ginecológicos – câncer de colo de útero (Figura 2.1)

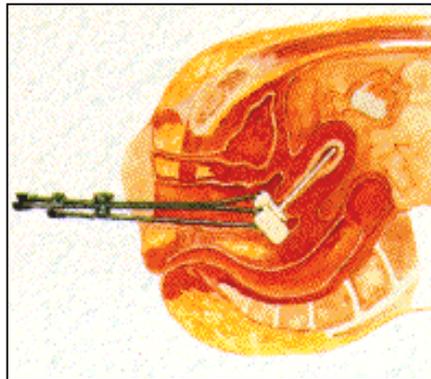


Figura 2.1- Ilustração de um tratamento intracavitário ginecológico

a-2) **Intersticial:** A fonte é inserida no interstício tumoral, por meio de cateteres ou agulhas próprias. Exemplo: tratamento realizado em tumores de mama (Figura 2.2)

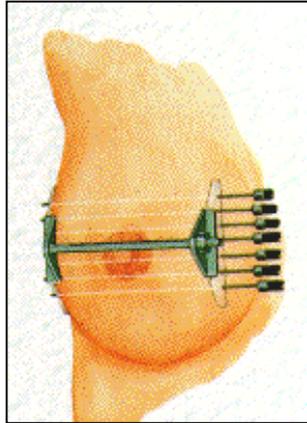


Figura 2.2 - esquema representativo de um tratamento intersticial em mama.

a-3) **Endoluminal:** A fonte de tratamento se encontra na luz de determinado órgão ou estrutura tubular. Exemplo: tratamento de câncer de brônquios (Figura 2.3), do esôfago, de ductos biliares, etc.

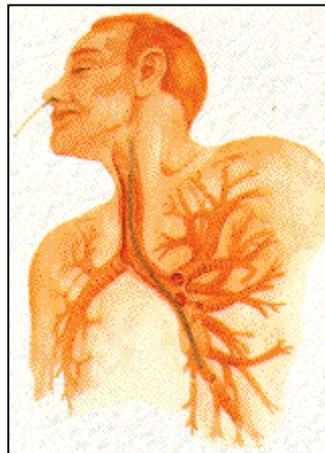


Figura 2.3- Esquema representativo de um tratamento endoluminal em brônquios / pulmão

a-4) **Superficial:** A fonte de tratamento se encontra justaposta, em contato com a pele a ser tratada. Utilizam-se moldes ou placas, onde os cateteres de tratamento são inseridos. Exemplo: tratamento de tumores de pele (Figura 2.4)



Figura 2.4 - Molde em cera para tratamento de tumor de pele com braquiterapia

b) da Taxa de dose

b-1) **Baixa taxa de dose (*low dose rate - LDR*)**: permite tratamentos com taxas de dose abaixo de 200 cGy/h. Em geral, são realizados em uma única aplicação com liberação da dose ao longo de horas ou dias. Requer internação e isolamento do paciente em quarto próprio, mantendo contato apenas com os profissionais do serviço de radioterapia, demandando maiores cuidados em relação à proteção radiológica.

b-2) **Média taxa de dose (*medium dose rate - MDR*)**: são todos os tratamentos realizados com dose na faixa compreendida entre 200 e 1200 cGy/h. Não existem aparelhos que realizem este tipo de tratamento no Brasil.

b-3) **Alta taxa de dose (*high dose rate - HDR*)**: A taxa de dose empregada é superior a 1200 cGy/h. Com isso, as aplicações são rápidas e o tempo total de tratamento é muito menor (minutos) do que o da braquiterapia convencional de baixa taxa de dose. O mesmo pode ser realizado de forma ambulatorial, minimizando muito a internação e o isolamento prolongado do paciente, bem como problemas de proteção radiológica.

c) Tipo de carregamento empregado

c-1) **Pré-carga manual**: o material radioativo é colocado manualmente no aplicador que é posteriormente inserido no tecido alvo. São exemplos deste tratamento os antigos aplicadores ginecológicos com fonte ativa nos próprios ovóides e na sonda intra-uterina.

c-2) **Carregamento postergado (*afterloading*) manual**: os cateteres ou aplicadores são colocados no paciente e, então, o material radioativo é inserido manualmente nesses aplicadores. Exemplo braquiterapia intracavitária com ^{226}Ra e com ^{137}Cs e braquiterapia intersticial em próstata com ^{125}I , ambas de baixa taxa de dose.

c-3) Carregamento postergado remotamente controlado (*remote afterloading*): os cateteres ou aplicadores são colocados no paciente e, então, o material radioativo é inserido mecanicamente nesses aplicadores, por meio de controle remoto. Todos os equipamentos de HDR são deste tipo.



Figura 2.5 - Aparelhos de braquiterapia de alta taxa de dose, *Microselectron*®

2.1.2 Aplicações da Braquiterapia

Devido à grande incidência de câncer de colo de útero no país, a braquiterapia ginecológica ainda é o tipo de braquiterapia mais freqüente em países em desenvolvimento, como o Brasil. Neste tipo de tratamento, a fonte radioativa é inserida na cavidade uterina ou no fundo vaginal (Figura 2.1).

Nos últimos anos, tem sido difundidos em vários centros do Brasil, equipamentos de alta taxa de dose (high dose rate – HDR) com fontes de ^{192}Ir para tratamentos, em sua maioria, de braquiterapia ginecológica.

Em geral, é um tratamento ambulatorial, realizado em sala própria ou em centro cirúrgico, com todos os cuidados de um procedimento operatório.

Os aparelhos de braquiterapia de alta taxa permitem que uma elevada dose de radiação seja administrada ao volume tumoral, a fim de se obter o maior controle local, sem que haja sobre dosagem nas estruturas vizinhas, além dos limites de tolerância de dose de cada tecido.

Portanto, atentando ao fato de que são doses muito altas aplicadas em uma ou várias frações, torna-se muito importante uma verificação independente dos parâmetros que afetam diretamente a dose de radiação aplicada.

2.2 Grandezas Dosimétricas

Os campos de radiação provenientes de vários tipos de fontes são caracterizados por grandezas radio métricas ou dosimétricas, que definem as propriedades do campo de radiação em um ponto específico no vácuo ou num material.

2.2.1 Energia Radiante

O número de partículas emitidas, transferidas ou emitidas por uma fonte de radiação num ponto específico do campo de radiação é definido pela letra **N**.

A energia das partículas emitidas, transferidas ou recebidas em um ponto específico do campo de radiação é chamada energia radiante, do inglês *radiant energy*. Esta grandeza é definida pela letra **R**.

Considerando um campo de radiação com partículas com energia **E** - desconsiderando a energia de repouso das partículas carregadas - a grandeza energia radiante é dada por:

$$R = N.E \quad 2.1$$

A partir da grandeza energia radiante definem-se a distribuição em energia do número de partículas emitida pela fonte, e a distribuição de energia da energia radiante, como segue:

$$\begin{aligned} N_E &= \frac{dN}{dE} \\ R_E &= \frac{dR}{dE} \quad 2.2 \\ R_E &= N_E . E \end{aligned}$$

Onde dN é o número de partículas no intervalo $[E, E+dE]$ e dR é a energia radiante no mesmo intervalo.

2.2.2 Fluxo e Fluxo de Energia

O fluxo é definido pela equação 2.3, onde temos a taxa de variação do número de partículas em função do tempo.

$$\dot{N} = \frac{dN}{dt} (s^{-1}) \quad 2.3$$

O fluxo de energia é definido pela equação 2.4, a seguir, onde temos a taxa de variação da energia radiante em função do tempo.

$$\dot{R} = \frac{dR}{dt} (J.s^{-1}) \quad 2.4$$

2.2.3 Fluência e Fluência de Energia.

A fluência de partículas é o quociente do número incidente de partículas sobre uma esfera de seção de área conhecida:

$$\Phi = \frac{dN}{da} (m^{-2}) \quad 2.5$$

A fluência de energia de partículas é o quociente da energia radiante sobre uma esfera de seção de área conhecida:

$$\Psi = \frac{dR}{da} (J.m^{-2}) \quad 2.6$$

Para definição de espectros de fontes de radiação, pode-se usar uma distribuição de fluência com a energia:

$$\Phi_E = \frac{d\Phi}{dE} \quad 2.7$$

Onde $d\Phi$ é a fluência de partículas no intervalo de energia $[E, E+dE]$.

2.2.4 Coeficientes de Interação

Quando a radiação ionizante, principalmente fótons de alta energia, interage com a matéria, podem ocorrer vários processos. Basicamente, podemos descrever:

1. a energia da partícula incidente é modificada;
2. a direção de propagação é modificada;
3. tanto a energia quanto a direção da partícula incidente são modificadas; e
4. a partícula incidente é absorvida

Além disso, o processo de interação pode ser acompanhado pela emissão de uma ou mais partículas secundárias. A probabilidade de ocorrência para cada processo de interação específica num material é caracterizada pelos coeficientes de interação. O coeficiente de interação fundamental é a seção de choque.

2.2.4.1 Seção de choque

A seção de choque σ (m^2) para um tipo específico de interação e partícula incidente em um material é dada por:

$$\sigma = \frac{\langle N_{\text{int}} \rangle}{\Phi} \quad 2.8$$

onde $\langle N_{\text{int}} \rangle$ é o número esperado de ocorrências do tipo de interação no alvo ou material, e Φ é a fluência de partículas.

Para uma unidade de fluência, $\langle N_{\text{int}} \rangle$ pode ser interpretado como a probabilidade de ocorrência do tipo de interação no material. No SI a seção de choque é expressa em m^2 , mas em algumas referências a seção de choque pode ser encontrada em barn: $1 \text{ b} = 10^{-28} \text{ m}^2$.

Geralmente, para uma descrição completa dos processos de interação é requerido um conhecimento das distribuições das seções de choque em função da energia e direção de todas as partículas incidentes ou secundárias no material.

Essas distribuições são chamadas de seção de choque diferenciais, e sendo obtidas pelas derivadas das seções de choque em função da energia E e o ângulo sólido Ω .

Levando-se em conta que partículas incidentes de radiação geram diferentes tipos de interação em um material, a seção de choque resultante de todos os processos é usualmente chamada de seção de choque total, que é definida pela soma de todas as seções de choque parciais de cada processo de interação:

$$\sigma = \sum_i \sigma_i = \frac{1}{\Phi} \sum_i \langle N_{\text{int}} \rangle_i \quad 2.9$$

2.2.4.2 Coeficiente de atenuação linear

Para o caso de partículas de radiação ionizante sem carga, fótons ou nêutrons, consideremos N partículas atravessando uma distância infinitesimal dl em um material de densidade ρ (Figura 2.6).

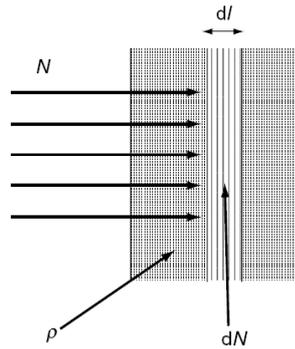


Figura 2.6– Feixe de partículas N interagindo em uma espessura dl em um material de densidade conhecida

Se dN partículas interagem no material, podemos definir como o coeficiente linear de atenuação como:

$$\mu = \frac{1}{dl} \frac{dN}{N} (m^{-1}) \quad 2.10$$

De acordo com a definição anterior, a probabilidade que uma partícula com incidência normal ao material interagir é dada por $\mu \cdot dl$

O coeficiente de atenuação linear depende da densidade do material, para eliminar essa dependência, foi definido o coeficiente de atenuação em massa, obtido pela normalização do coeficiente de atenuação linear pela densidade do material (equação 2.11).

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{1}{\rho} \frac{1}{dl} \frac{dN}{N} (m^2 \cdot kg^{-1}) \quad 2.11$$

Considerando σ como a seção de choque total para partículas sem carga em um material específico, ao se combinar a equação 2.5 com as equações 2.8 e 2.11, pode-se reescrever o coeficiente de atenuação em massa em função da seção de choque e o número de Avogadro (equação 2.12).

$$\frac{\mu}{\rho} = \frac{N_A}{M} \sum_i \sigma_i \quad 2.12$$

Onde N_A é a constante de Avogadro, M é a massa molar do material.

2.2.4.3 Coeficiente de transferência de energia em massa

Pode-se considerar N partículas atravessando uma distância infinitesimal dl em um material de densidade ρ (Figura 2.6). A energia radiante incidente $R = N.E$, se dR_r é a energia radiante que foi transferida em energia cinética para partículas carregadas secundárias, através de interações ao longo do comprimento dl . O coeficiente de transferência de energia em massa é dado por:

$$\frac{\mu_{tr}}{\rho} = \frac{1}{\rho} \frac{1}{dl} \frac{dR_r}{R} (m^2.kg^{-1}) \quad 2.13$$

2.2.4.4 Coeficiente de absorção de energia em massa

Pode-se considerar novamente partículas atravessando uma distância infinitesimal dl em um material de densidade ρ (Figura 2.6). Pode-se denominar por g a fração de energia dissipada predominantemente por fótons de bremsstrahlung produzidos pela interação dos elétrons secundários.

O coeficiente de absorção de energia em massa pode ser definido pela equação 2.14.

Esse coeficiente pode ser muito útil para determinação da grandeza kerma em cálculos dosimétricos por simulação.

$$\frac{\mu_{en}}{\rho} = \frac{\mu_{tr}}{\rho} (1-g) (m^2.kg^{-1}) \quad 2.14$$

2.2.5 Dose Absorvida

Dose absorvida é uma grandeza dosimétrica aplicável tanto para radiação indiretamente ionizante (fótons) ou diretamente ionizante (partículas carregadas). Ela é definida como a energia média $\bar{\varepsilon}$ transferida pela radiação a um volume finito V , de massa m , conforme equação 2.15.

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} \quad (J.kg^{-1} \text{ ou Gy}) \quad 2.15$$

No caso da radiação indiretamente ionizante, a energia é transferida em duas etapas. A radiação incidente transfere energia para as partículas carregadas do meio (elétrons) e, estas

por sua vez, transferem parte de sua energia cinética para o meio, resultando em dose absorvida, e perdem parte de sua energia por perda radiativa.

2.2.6 kerma

O kerma é a energia transferida a partículas carregadas por unidade de massa (do inglês: *Kinetic Energy Released per unit Mass*). É uma grandeza não estocástica aplicável a radiações indiretamente ionizantes, tais como fótons e nêutrons, que quantifica a energia transferida pela radiação indiretamente ionizante à radiação diretamente ionizante, definida segundo a equação 2.16.

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \cdot (\text{J} \cdot \text{kg}^{-1} = \text{Gray}) \quad 2.16$$

Onde dE_{tr} é a soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas ionizantes carregadas liberadas pelas partículas ionizantes não carregadas em um material de massa dm .

A energia pode ser transferida às partículas carregadas através de colisões ou por perdas radiativas (poder de frenamento, aniquilação de elétron-pósitron). Esses processos são representados pelo kerma colisional e kerma radiativo. O kerma total (K) é dado por:

$$K = K_{col} + K_{rad} \quad 2.17$$

Onde K_{col} (kerma colisional) corresponde à energia dissipada localmente por ionizações e excitações e K_{rad} (kerma Radioativo ou kerma de Radiação) descreve a energia dissipada predominantemente por fótons de bremsstrahlung produzidos pela interação dos elétrons secundários com o campo elétrico nuclear.

A fração da energia transferida aos elétrons, perdida por processos radiativos, é representada por um fator referente à fração radiativa g . Com isso, a fração de energia perdida por colisão é $(1-g)$. A relação entre o kerma de colisão e o kerma total é descrita na equação 2.18.

$$K_{col} = K(1 - g) \quad 2.18$$

2.3 Radioatividade

Os radionuclídeos são tipos de átomos que são instáveis energeticamente, com a propriedade de espontaneamente emitir radiação ionizante até se tornar um átomo estável.

Esse processo estocástico é conhecido como decaimento radioativo e segue uma distribuição de probabilidade específica.

2.3.1 Constante de Decaimento

Considerando dP como a probabilidade de um radionuclídeo em um estado de energia desencadear uma reação nuclear espontânea com emissão de radiação em um intervalo de tempo dt , pode-se definir a constante de decaimento por:

$$\lambda = \frac{dP}{dt} (s^{-1}) \quad 2.19$$

A meia vida $T_{1/2}$ (equação 2.20) quantifica o tempo necessário para que o número de radionuclídeos reduza à metade do número inicial de radionuclídeos em um material.

$$T_{1/2} = \frac{\ln(2)}{\lambda} \quad 2.20$$

2.3.2 Atividade

A grandeza atividade foi definida para descrever quantitativamente a frequência de reações nucleares espontâneas (decaimentos) em uma quantidade específica de material, a atividade pode ser definida segundo a equação:

$$A = \frac{dN}{dt} (s^{-1}) \quad 2.21$$

onde dN é o número de decaimentos observados durante o intervalo de tempo dt . O nome da unidade no SI para determinar a atividade radioativa é o becquerel (Bq).

2.4 Dosimetria de Fontes

O termo dosimetria, muito usado no jargão dos físicos médicos, significa um procedimento, metodologia ou formalismo para se calcular a dose absorvida, em um ponto no

entorno de uma fonte de radiação. A dose é medida e calculada num material ou meio, geralmente água.

Praticamente, toda fonte de radiação usada nas modernas técnicas de braquiterapia tem geometria cilíndrica, e são constituídas por um núcleo com o material radioativo (^{192}Ir , ^{169}Yb , ^{125}I , ^{103}Pd) e um encapsulamento. Portanto, na definição de um formalismo para o cálculo de dose, é coerente assumir uma simetria cilíndrica para distribuição de dose das fontes.

A precisão da dose calculada na vizinhança das fontes de braquiterapia é limitada pelos dados dosimétricos e parâmetros, os quais são determinados por medições experimentais, ou modelos teóricos como o método de Monte Carlo.

No caso de fontes cilíndricas, existe a anisotropia da distribuição de dose causada pela atenuação da radiação na própria fonte e seu encapsulamento; entretanto, o impacto da anisotropia da fonte pode ser reduzido quando se aumenta a distância da fonte, pois a grandes distâncias, uma pequena fonte cilíndrica pode ser considerada como pontual ou puntiforme.

2.4.1 Sistema de Coordenadas

Necessitamos de um sistema de coordenadas adequado para a definição da geometria das fontes e do formalismo matemático envolvido.

As Figuras 2.7 e 2.8 mostram, respectivamente, um exemplo de sistema de coordenadas para uma fonte pontual e uma fonte linear de radiação. No primeiro caso, temos uma simetria esférica onde a dose, ou taxa de dose, em um ponto no espaço, depende unicamente da distância radial “ r ” entre o ponto de cálculo e a fonte de radiação.

No segundo caso, temos a extensão dessa fonte no eixo z com um comprimento L_s , com o ponto médio posicionado na origem do sistema de coordenadas. A simetria cilíndrica dá-se em torno o do eixo z

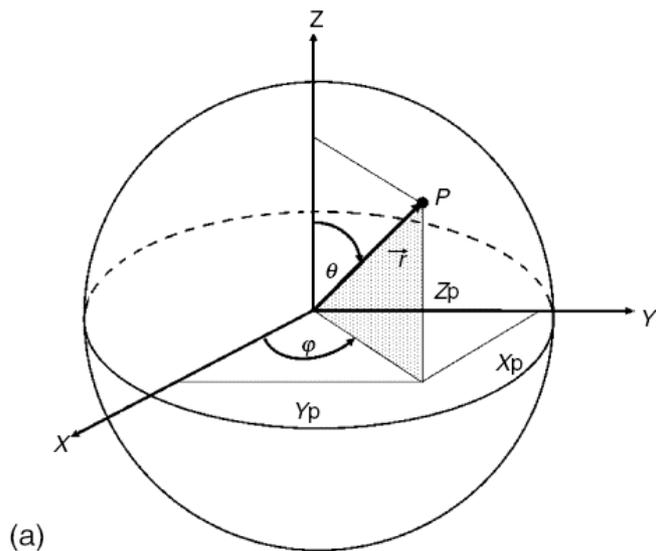


Figura 2.7 - Representação esquemática da relação entre as coordenadas cartesianas e as coordenadas esféricas

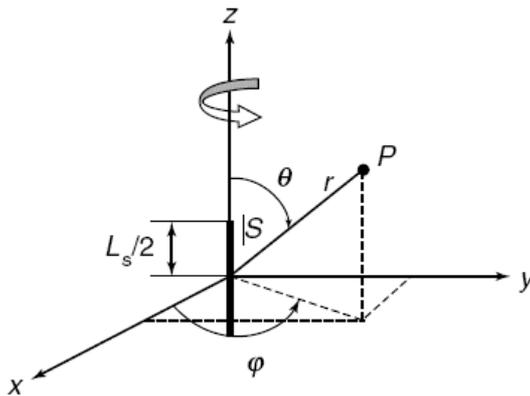


Figura 2.8 - Representação de uma fonte linear posicionada na origem do sistema de coordenadas

Esses dois exemplos são simplificados, mas são excelentes aproximações para os cálculos de dose em proteção radiológica, onde não se está muito preocupado com a precisão do resultado, a princípio.

Entretanto, para fontes de radiação usadas no tratamento de pacientes, é mandatória uma definição mais próxima da realidade da geometria da fonte. A Figura 2.9 mostra um exemplo de geometria, que consiste em um núcleo radioativo de comprimento L_s e diâmetro D_s , com um encapsulamento também cilíndrico, com diâmetro externo D e comprimento L .

O eixo longitudinal foi definido como o eixo “z”, o centro da fonte foi posicionado na origem do sistema de coordenadas, de modo que a dose no ponto “P” depende da distância “r” definida a partir da origem do sistema de coordenadas e do ângulo polar θ .

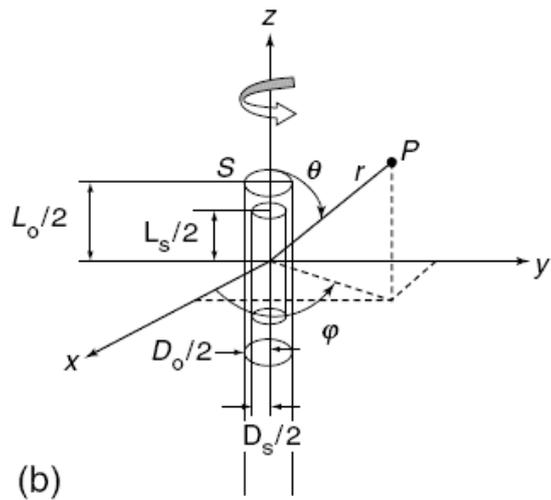


Figura 2.9-Exemplo da representação de uma fonte cilíndrica em um sistema de coordenadas

2.4.2 Modelos para o Cálculo da Taxa de Dose.

A taxa de kerma de referência é uma grandeza física medida individualmente de uma fonte de braquiterapia, normalmente definida em um volume a um metro de distância do centro da fonte.

O relatório da AAPM *Task Group* N° 32⁹, introduziu a idéia de especificação de fontes em termos de “intensidade” por meio da grandeza S_k , que é definida pelo produto da taxa de kerma de referência com a distância “ r ” da fonte (Figura 2.10), como mostra a equação abaixo:

$$S_k = \dot{K}_\alpha(r) \cdot r^2 \quad 2.22$$

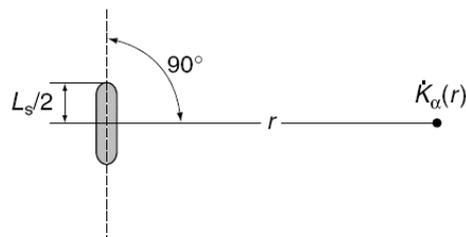


Figura 2.10- Representação esquemática da grandeza S_k

Deve-se enfatizar que o objetivo maior da dosimetria é determinar com precisão a dose em um meio com dimensões suficientes, para que o ponto de medida não seja afetado por perda de radiação espalhada na fronteira da geometria, ou seja, existam condições ideais de espalhamento.

Baseado nas definições kerma de referência e S_K , descritas anteriormente, podemos, em primeira aproximação, considerar a fonte como pontual e calcular a dose em água, em um ponto específico seguindo quatro passos:

- a) Escolher um pequeno volume de ar dm_α , posicionado no ponto de interesse “P” no vácuo à distância r da fonte (Figura 2.11)

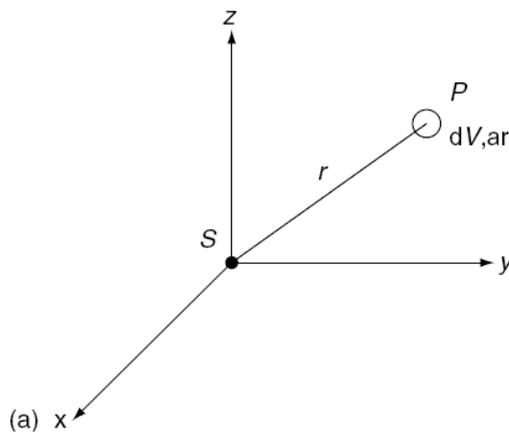


Figura 2.11- Pequeno volume dV contendo massa dm de ar, no vácuo

A taxa de kerma no ar no volume pode ser calculada utilizando-se a grandeza medida da fonte de braquiterapia, kerma de referência no ar. Aplicando a lei do inverso do quadrado da distância para a fluência de partículas, o kerma em função da distância, pode ser descrito por:

$$\dot{K}_\alpha(r) = S_K \left(\frac{1}{r} \right)^2 \quad 2.23$$

- b) A taxa de dose absorvida no ar é dada pelo kerma de colisão menos a fração de kerma de perda radiativa, quantificada pelo fator g_α . Mas, essa fração em radionuclídeos utilizados em braquiterapia, é desprezível¹⁰.

$$\dot{D}_\alpha(r) = S_K (1 - g_\alpha) \left(\frac{1}{r} \right)^2 \quad 2.24$$

- c) Na situação da Figura 2.12 temos um elemento de volume dV contendo um volume de água com massa dm_w . Na faixa de energia dos radionuclídeos usados em braquiterapia, podemos considerar a existência do equilíbrio de partículas carregadas (CPE). A dose absorvida na água no ponto P no vácuo pode ser calculada a partir da dose absorvida no ar, corrigindo-se sua diferença pela razão dos coeficientes de atenuação em massa dos dois materiais.

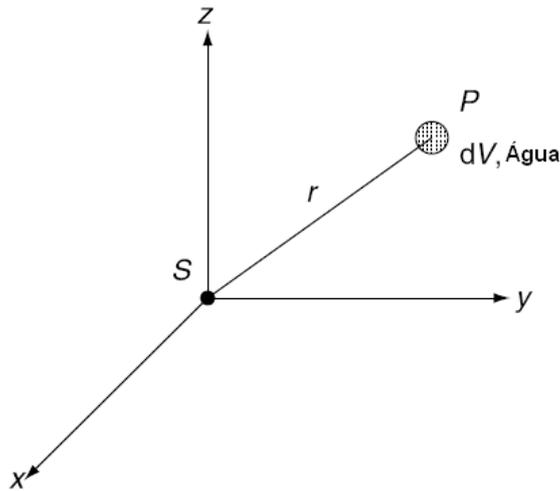


Figura 2.12- Pequeno volume de água posicionado à mesma distância da fonte.

$$\dot{D}_\alpha(r) = S_K (1 - g_\alpha) \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_\alpha^w \left(\frac{1}{r} \right)^2 \quad 2.25$$

- d) Finalmente, considerando a situação real, em que todo o espaço onde está localizada a fonte é completamente preenchido com água (Figura 2.13). Nessa geometria temos efeitos de atenuação e espalhamento no ponto de interesse $P(r)$, portanto essa diferença é quantificada levando-se em conta um fator de correção.

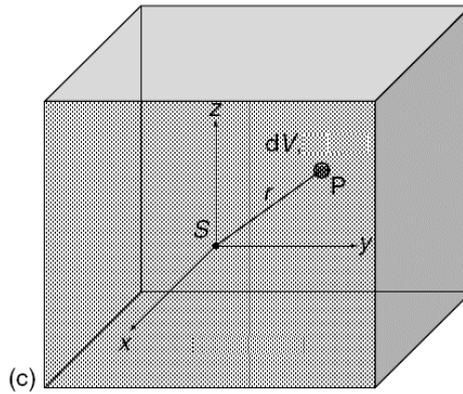


Figura 2.13 - Espaço onde está localizada a fonte completamente preenchido com água para se obter condições ideais de espalhamento

$$\dot{D}_\alpha(r) = S_K (1 - g_\alpha) \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_\alpha^w \left(\frac{1}{r} \right)^2 f_{as,w(r)} \quad 2.26$$

Considerando a equação acima, o fator $f_{as,w(r)}$ depende do espectro de energia emitido pelos radionuclídeos à distância onde está sendo calculada a dose.

A razão dos coeficientes de atenuação em massa depende unicamente do radionuclídeo em questão. A Figura 2.14 mostra a dependência desse fator em função da energia.

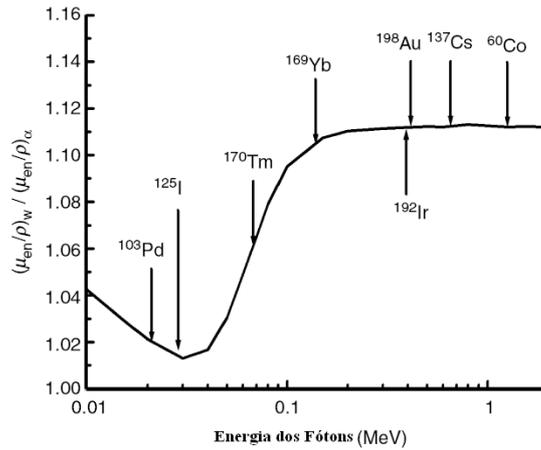


Figura 2.14 - Dependência energética da razão dos coeficientes de atenuação em massa, assinalando os diferentes radionuclídeos usados em braquiterapia. Os fatores foram calculados por Hubbell e Seltzer^{10; 11}

2.4.3 Fontes Reais

Considerando uma fonte de radiação com simetria cilíndrica, como mostrada na Figura 2.9, e assumindo o campo de radiação também cilíndricamente simétrico (independente do ângulo azimutal), podemos calcular a taxa de dose em um ponto $P(r, \theta)$.

Para o caso de uma fonte pontual, a lei do inverso do quadrado da distância foi utilizada e desenvolvida matematicamente para descrever a dependência da dose em função da distância no vácuo, de modo a considerar os efeitos de atenuação e espalhamento.

A influência das dimensões finitas do núcleo radioativo, como no caso de uma fonte cilíndrica com atividade uniforme, deve ser considerada.

Isso pode ser feito subdividindo o volume ativo da fonte em pequenos elementos considerados como fontes pontuais; então, pode-se aplicar a lei do inverso do quadrado da distância para esses elementos, conforme Figura 2.15.

Considerando $\rho(\vec{r}')$ a densidade de radioatividade no ponto \vec{r}' , a taxa de kerma no ponto $\vec{r} = (r, \varphi, \theta)$ resultante do pequeno elemento de volume posicionado em \vec{r}' é calculada por:

$$dK_{\alpha}(r) = S_k \left[\frac{\rho(\vec{r}')}{\int_{V_s} \rho(\vec{r}') dV'} \right] \left(\frac{1}{|\vec{r} - \vec{r}'|} \right)^2 \quad 2.27$$

onde V_s é o volume de integração de todo o volume cilíndrico do núcleo radioativo, dV' representa o elemento infinitesimal de volume posicionado em \vec{r}' .

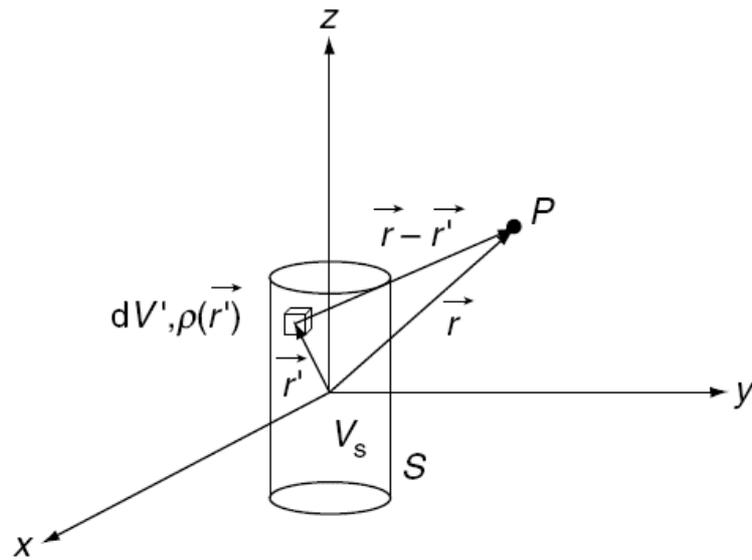


Figura 2.15 - Volume ativo da fonte dividido em volumes de integração.

Na equação 2.27, a integral no denominador é usada para normalizar a distribuição de atividade da fonte sobre todo o volume ativo. Resolvendo essa integral, temos o kerma para uma fonte não pontual, como se pode ver na equação 2.28:

$$K_{\alpha}(r) = \int_{V_s} dK_{\alpha}(\vec{r})dV' = S_k \left[\frac{\int_{V_s} \frac{\rho(\vec{r}')dV'}{|\vec{r} - \vec{r}'|^2}}{\int_{V_s} \rho(\vec{r}')dV'} \right] \quad 2.28$$

A razão das integrais entre colchetes descreve a lei do inverso do quadrado da distância para a fonte com dimensões reais, de maneira que essa lei seja caracterizada pela função geometria $G(\vec{r})$:

$$G(\vec{r}) = \frac{\int_{V_s} \frac{\rho(\vec{r}')dV'}{|\vec{r} - \vec{r}'|^2}}{\int_{V_s} \rho(\vec{r}')dV'} \quad 2.29$$

Entretanto, em fontes reais, temos que considerar efeitos de anisotropia, auto absorção e atenuação dos fótons emitidos pela fonte e seu encapsulamento. Da mesma forma que foi feita usando o fator $f_{as,w(r)}$ para o caso de uma fonte pontual, mas agora esse fator dependerá também do ângulo polar, do radionuclídeo e seu espectro de energias, da geometria da fonte bem como do material do encapsulamento.

Portanto, no caso de fontes reais cilíndricas, combinando as equações 2.24 e 2.29, temos que, a taxa de dose absorvida em água num ponto de interesse na vizinhança de uma fonte real com volume e encapsulamento é dada por:

$$\dot{D}_\alpha(\vec{r}) = S_K (1 - g_\alpha) \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_\alpha^w G(\vec{r}) f_{as,w}(r,\theta) \quad 2.30$$

onde $f_{as,w}(r,\theta)$ é a função de anisotropia da fonte.

2.4.4 Formalismo AAPM TG43

Os formalismos anteriores eram baseados em atividade aparente (Aapp), massa equivalente de rádio, constante de exposição e coeficientes de atenuação nos tecidos. Entretanto esses formalismos não consideravam diferenças entre os modelos de fonte, volume ativo da fonte e os diferentes encapsulamentos.

Para suprir essas deficiências, o formalismo proposto no documento da AAPM¹², incorporou a constante de taxa de dose e outros parâmetros dosimétricos dependentes do desenho e composição de cada tipo de fonte. Sendo assim, tornou-se possível programar um formalismo, baseado em grandezas facilmente obtidas por simulação de Monte Carlo de cada tipo de fonte, aumentando, assim, a precisão da dosimetria clínica das fontes.

O conceito básico do protocolo TG-43 é definir um formalismo matemático simples que incorpore parâmetros e grandezas que tornem possível calcular com precisão distribuições de dose na vizinhança de fontes reais de braquiterapia, sendo que os parâmetros de cada fonte comercial são armazenados em um banco de dados consistente, os quais em sua maioria, são dados obtidos por simulação de Monte Carlo¹⁰

Abaixo seguem alguns parâmetros e conceitos fundamentais:

a) Material de referência para dosimetria

O TG 43 define como material de referência a água com densidade igual a $0,998g.cm^{-2}$ para o cálculo e medições de dose com fontes de braquiterapia¹⁰

b) Dados de Referência

Todos os dados de referência devem ser provenientes de simulações de Monte Carlo validadas por resultados experimentais, com resultados publicados em revistas científicas.

c) Parâmetros geométricos

O protocolo TG-43 geralmente faz referência a fontes com simetria cilíndrica da distribuição de dose. A Figura 2.16 representa os parâmetros geométricos em uma secção no plano yz de duas fontes de braquiterapia.

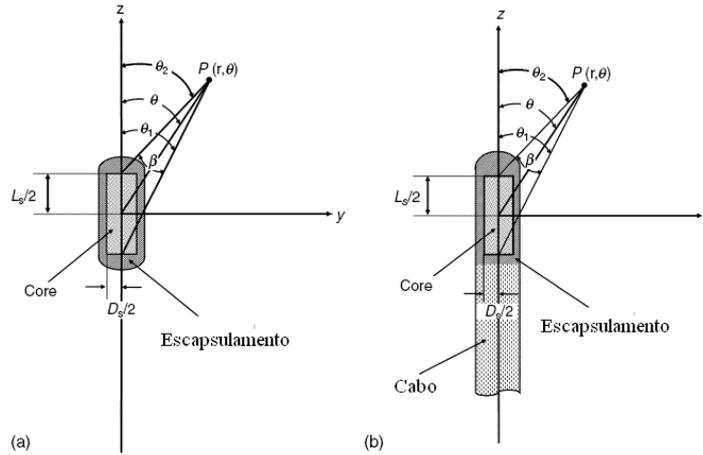


Figura 2.16 - Parâmetros geométricos definidos no TG-46

d) Ponto de referência para medida de dose (r_0, θ_0)

O ponto de referência escolhido pelo formalismo foi definido na posição: $(r_0, \theta_0) = (1\text{cm}, 90^\circ)$

e) Formalismo Matemático

De acordo com o protocolo TG-43, a dose ou taxa de dose em água em um ponto $P(r, \theta)$ baseado nas definições geométricas da Figura 2.16, deve ser calculada por:

$$\dot{D}(r, \theta) = S_K \cdot \Lambda \cdot \frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)} g(r) \cdot F(r, \theta) \quad 2.31$$

Onde r : distância radial entre o ponto de calculo de dose e o centro do volume ativo da fonte;

S_K : Grandeza kerma de referência em “U”, $1 U = 1\mu\text{Gy} \cdot \text{m}^2 \cdot \text{h}^{-1} = 1\text{cGy} \cdot \text{cm}^2 \cdot \text{h}^{-1}$;

Λ : Constante de taxa de dose na água expressa em $\text{cGy} \cdot \text{h}^{-1} \text{U}^{-1}$;

$G(r, \theta)$: Função geometria para um ponto posicionado em (r, θ) ;

$G(r_0, \theta_0)$: Função geometria para o ponto de referência (r_0, θ_0) ;

$g(r)$: Função radial de dose que considera a dependência com a distância da absorção e espalhamento da radiação emitida pela fonte; e

$F(r, \theta)$: Função anisotropia, que descreve a variação da dose como função do ângulo polar, relativo ao plano transversal, ou seja, $\theta_0 = 90^\circ$.

A dosimetria baseada em termos da grandeza kerma de referência - S_K - é uma parte essencial do formalismo TG-43, em que a equação 2.31 pode ser obtida a partir da equação 2.30 no ponto de referência $(r_0, \theta_0) = (1\text{cm}, 90^\circ)$, conforme veremos a seguir:

$$\dot{D}_\alpha(r_0, \theta_0) = S_K (1 - g_\alpha) \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_\alpha^w G(r_0, \theta_0) f_{as,w}(r_0, \theta_0) \quad 2.32$$

Dividindo-se a equação 2.30 pela equação 2.32, temos:

$$\left(\frac{\dot{D}(r, \theta)}{\dot{D}(r_0, \theta_0)} \right) = \left(\frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)} \right) \left(\frac{f_{as,w}(r, \theta)}{f_{as,w}(r_0, \theta_0)} \right) \quad 2.33$$

Portanto, a taxa de dose em um ponto em função da grandeza S_K pode ser obtida a partir da equação 2.32, que é basicamente a equação do formalismo TG-43, conforme segue:

$$\dot{D}_\alpha(r, \theta) = S_K \left(\frac{\dot{D}_\alpha(r_0, \theta_0)}{S_K} \right) \left(\frac{G(r, \theta)}{G(r_0, \theta_0)} \right) \left(\frac{f_{as,w}(r, \theta)}{f_{as,w}(r_0, \theta_0)} \right) \quad 2.34$$

onde o primeiro termo em parênteses é a constante de taxa de dose na água.

2.4.4.1 Constante de taxa de dose na água

A constante de taxa de dose é definida pelo formalismo TG-43 pela razão taxa da dose na água no ponto de referência $(r_0, \theta_0) = (1\text{cm}, 90^\circ)$ com a grandeza kerma de referência, conforme equação 2.35:

$$\Lambda = \left(\frac{\dot{D}_\alpha(r_0, \theta_0)}{S_K} \right) \quad 2.35$$

A taxa de dose depende tanto do tipo de radionuclídeo quanto do modelo da fonte, de sua geometria e de seu material de encapsulamento. O cálculo pelo método de Monte Carlo do transporte da radiação com a matéria pode ser uma maneira precisa de calcular esta grandeza.

2.4.4.2 Função radial de dose

Comparando a equação 2.33 com a equação 2.30 do formalismo TG-43, temos que a razão da função de espalhamento num ponto de interesse, com a mesma no ponto de referência é igual ao produto da função radial de dose com a função anisotropia. Para determinação da função radial de dose, consideram-se a dependência da taxa de dose com a posição no ângulo θ_0 ; aplicando isso na equação 2.33, temos que:

$$\dot{D}(r, \theta_0) = S_K \left(\frac{\dot{D}_\alpha(r_0, \theta_0)}{S_K} \right) \left(\frac{G(r, \theta_0)}{G(r_0, \theta_0)} \right) \left(\frac{f_{as,w}(r, \theta_0)}{f_{as,w}(r_0, \theta_0)} \right) \quad 2.36$$

Dividindo a equação 2.36 pela taxa de dose no ponto de referência $\dot{D}_\alpha(r, \theta_0)$, temos a função radial de dose, que é consequência da razão

$$\frac{\dot{D}(r, \theta_0)}{\dot{D}(r_0, \theta_0)} = \left(\frac{G(r, \theta_0)}{G(r_0, \theta_0)} \right) \left(\frac{f_{as,w}(r, \theta_0)}{f_{as,w}(r_0, \theta_0)} \right)$$

Ou:

$$g(r) = \frac{f_{as,w}(r, \theta_0)}{f_{as,w}(r_0, \theta_0)} = \left(\frac{G(r_0, \theta_0)}{G(r, \theta_0)} \right) \left(\frac{\dot{D}(r, \theta_0)}{\dot{D}(r_0, \theta_0)} \right) \quad 2.37$$

A função radial de dose, conforme descrita pela equação 2.36 quantifica a correção pela absorção e atenuação na água em função da distância radial, tal que essa dependência seria corrigida pela lei do inverso do quadrado da distância calculada com a função geometria da fonte. Os valores das taxas de dose podem ser obtidos por simulação de Monte Carlo, ou medidas com detectores em material equivalente à água.

2.4.4.3 Função Anisotropia

Para quantificar uma distribuição de dose em função da posição e do ângulo polar. Normaliza-se a dose dada pela equação 2.33 com a mesma no ângulo de referência $\theta_0 = 90^\circ$.

$$\frac{\dot{D}(r, \theta)}{\dot{D}(r, \theta_0)} = \left(\frac{G(r, \theta)}{G(r, \theta_0)} \right) \left(\frac{f_{as,w}(r, \theta)}{f_{as,w}(r, \theta_0)} \right)$$

Ou:

$$F(r, \theta) = \frac{f_{as,w}(r, \theta)}{f_{as,w}(r, \theta_0)} = \left(\frac{G(r, \theta_0)}{G(r, \theta)} \right) \left(\frac{\dot{D}(r, \theta)}{\dot{D}(r, \theta_0)} \right) \quad 2.38$$

A equação 2.38 define a função anisotropia que descreve a correção pela atenuação e absorção dos fótons emitidos pela fonte, em função do material, à distância r e ângulo polar definido. Essa grandeza também considera a absorção e atenuação dos fótons no núcleo radioativo da fonte e seu encapsulamento. Entretanto, também se quantifica a dependência angular da dose para cada tipo de fonte a uma distância qualquer.

A função anisotropia também é corrigida pela dependência com a lei do inverso do quadrado da distância quantificada pela função geometria. De acordo com a definição da função anisotropia, o valor desta para o ângulo de referência $\theta_0 = 90^\circ$ é unitário, ou seja,

$$F(r, \theta_0) = 1, \forall r$$

Da mesma forma que a função radial de dose, a função anisotropia pode ser obtida de maneira precisa com cálculos pelo método de Monte Carlo.

2.4.4.4 Aproximação de fonte linear

A função de geometria $G(\vec{r})$, conforme mostrada pela equação 2.28, baseia-se na lei do inverso do quadrado da distância, mediante um modelo da distribuição espacial da radioatividade dentro do volume da fonte. A resolução da integral definida na equação 2.28 é complicada e somente obtida por métodos de integração numérica por Monte Carlo.

Para simplificar, o TG-43 possui dois modelos de tratamento da função geometria, um para aproximação pontual da fonte, que é descrito pela equação 2.39, abaixo:

$$G(r, \theta) = r^{-2} \tag{2.39}$$

É o modelo de aproximação de fonte linear. A Figura 2.17 define os parâmetros para cálculo da função geometria da fonte pela aproximação de fonte linear. Para isso, considera-se um segmento de linha de comprimento L_s .

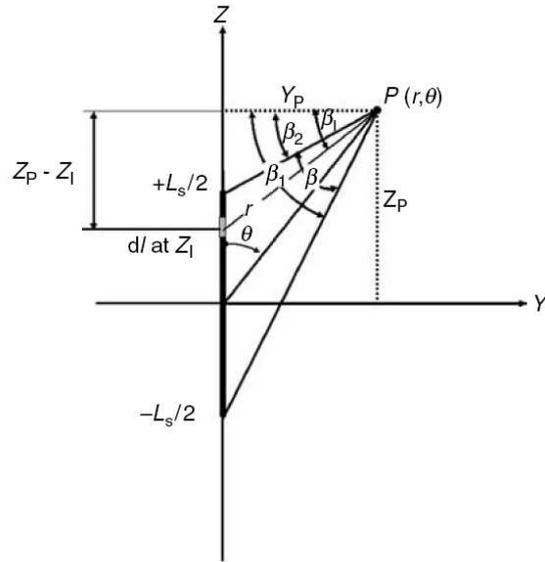


Figura 2.17– Parâmetros para cálculo da função geometria pela aproximação de fonte linear

Assumindo a uniformidade da distribuição de radioatividade ao longo do comprimento, a integral no denominador da equação 2.29 é calculada por:

$$\int_{V_s} \rho(\vec{r}') dV' = \int_{-L_s/2}^{L_s/2} \rho_l(z_l) dl = \rho_l L_s$$

Antes de calcular a integral no numerador da equação 2.28, reescrevendo-a com os parâmetros da figura, temos:

$$|\vec{r} - \vec{r}'|^2 = |\vec{r} - \vec{r}_l|^2 = y_p^2 + (z_p - z_l)^2$$

Então, temos que:

$$\begin{aligned} \frac{\int_{V_s} \rho(\vec{r}') dV'}{|\vec{r} - \vec{r}'|^2} &= \rho_l \int_{-L_s/2}^{L_s/2} \frac{dl}{y_p^2 + (z_p - z_l)^2} = \rho_l \int_{-L_s/2}^{L_s/2} \frac{dz_l}{y_p^2 + (z_p - z_l)^2} = \\ &= \rho_l \left(\frac{1}{y_p} \right) \left[\text{ArcTan} \left(\frac{z_p - z_l}{y_p} \right) \right]_{z_l = -L_s/2}^{z_l = L_s/2} \end{aligned}$$

Assumindo $y_p = r \cdot \text{sen}(\theta)$ e $z_p = r \cdot \text{cos}(\theta)$, baseando-se pela Figura 2.17, temos que:

$$\text{ArcTan} \left(\frac{z_p - z_l}{y_p} \right) = \beta_l$$

Combinando essas equações na equação 2.29 da definição da função geometria, temos que:

$$G(r, \theta) = \frac{\rho_l \left(\frac{1}{y_p} \right) \left[\text{ArcTan} \left(\frac{z_p - z_l}{y_p} \right) \right]_{z_l = \frac{L_s}{2}}^{z_l = \frac{L_s}{2}}}{\rho_l L_s}$$

Então, a função geometria para uma aproximação linear da fonte pode ser descrita por:

$$G_L(r, \theta) = \frac{\beta_1 - \beta_2}{L_s \cdot r \cdot \text{sen}(\theta)} = \frac{\beta}{L_s \cdot r \cdot \text{sen}(\theta)} \quad 2.40$$

Conforme a Figura 2.17, $\beta = \beta_1 - \beta_2 = \theta_2 - \theta_1$ que é o ângulo entre o ponto de interesse $P(r, \theta)$ e as duas extremidades do volume ativo da fonte.

2.5 Método de Monte Carlo

O método de Monte Carlo foi desenvolvido pelo grupo de cientistas do Projeto Manhattan, que trabalhou nos anos 40, no desenvolvimento de armas nucleares.

A denominação do método é atribuída a Nicholas Metropolis que, ao escolher o nome do famoso cassino, destacou a vinculação entre as técnicas de amostragem estatística e os jogos de azar.

A primeira formulação de um algoritmo aplicando técnicas de Monte Carlo para cálculo em um computador eletrônico foi objeto de uma carta enviada por John von Neumann a Robert Richtmyer, em março de 1947, propondo o uso de um método estatístico para resolver problemas de difusão e multiplicação de nêutrons em processos de fissão¹³.

O método tornou-se uma ferramenta utilizada nos mais diversos campos como a física, matemática, finanças, etc. No estudo do transporte de radiação, uma grande contribuição foi proporcionada por Kahn¹⁴, ao apresentar a técnica de amostragem sobre a fórmula de Klein-Nishina, que permitiu a completa simulação do espalhamento Compton¹⁵.

No universo dos programas de computador, que empregam técnicas de Monte Carlo para simular o transporte de radiação, dois códigos firmaram-se como referência: o primeiro denominado Monte Carlo N-Particle - MCNP¹³ e o Electron Gamma Shower - EGS4¹⁶, EGSnrc¹⁷ e, mais recentemente, com o advento do CERN¹⁸, o código GEANT4.

2.5.1 GEANT4

O Código de GEANT4 (Geometry and Tracking) é um pacote de classes derivadas da linguagem de programação C++ para a simulação do transporte de partículas através da matéria. Suas aplicações incluem: física de altas energias, física nuclear, física de aceleradores, estudos em ciências espaciais e aplicações médicas. Sendo também um pacote de software livre, com código fonte aberto e escrito em linguagem C++ orientada a objeto, com o propósito geral de fornecer uma completa e flexível estrutura de ferramentas para simulação de experimentos^{8; 19}.

A simulação de experimentos é um caminho fundamental em várias áreas da ciência, principalmente em projetos de física das radiações ou nuclear aplicada, onde se situam às aplicações médicas no uso da radiação ionizante.

A definição de um problema experimental pode oferecer as seguintes etapas: definição de um arranjo experimental; avaliação dos fenômenos físicos envolvidos; avaliação de riscos; desenvolvimento, testes, otimização e reestruturação dos fenômenos físicos envolvidos; e Cálculos teóricos das grandezas físicas envolvidas e sua posterior validação com resultados experimentais.

Um sistema de simulação computacional deve fornecer as seguintes ferramentas básicas: capacidade de modelar o arranjo experimental; transporte das partículas com a construção de suas trajetórias; amostragem de vários tipos de interações das partículas; modelagem da resposta do detector a cada interação; controle da execução do programa; geradores de números aleatórios; interfaces de visualização (geometria, partículas e interações); e interface com o usuário.

Dentro deste contexto o código GEANT4 faz a simulação do transporte de partículas na matéria através do método de Monte Carlo num sistema de simulação de detectores. Através dele podem ser definidos a geometria do detector e o transporte das partículas com suas interações simuladas matematicamente pelo método de Monte Carlo.

Esse transporte é feito “passo a passo” levando-se em conta os tipos de interações em cada material, inclusive a existência de campos magnéticos externos, até a energia cinética ser nula, desaparecer em uma interação ou a partícula sair do volume do detector.

Desta maneira, a realização de uma simulação com o GEANT4 implica no desenvolvimento de um bloco de programas e subprogramas em C++, onde cada classe é

responsável por uma parte da simulação. O diagrama de categorias de classes e sua comunicação no GEANT4 é mostrado na Figura 2.18.

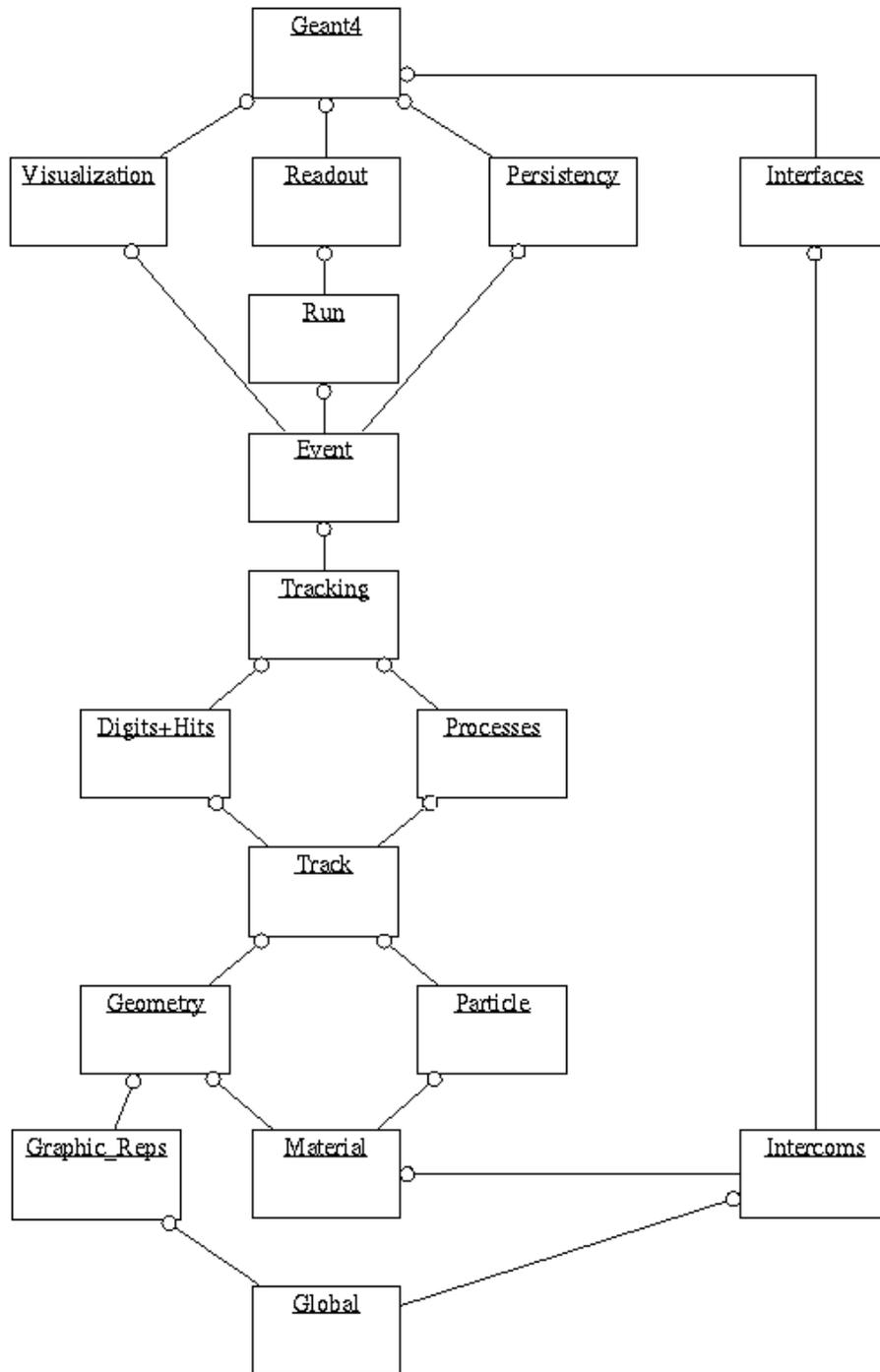


Figura 2.18- Diagrama da estrutura de classes do GEANT4

As categorias da parte inferior do diagrama são acessadas por todas as categorias da parte superior, fornecendo a fundação do conjunto de ferramentas.

O Global é a classe que cobre o sistema de unidades, constantes, a manipulação numérica e números randômicos.

As duas categorias Material e Particle programam as estruturas necessárias para descrever as propriedades físicas das partículas e dos materiais, para a simulação da interação das partículas com a matéria.

A Geometry é o módulo que oferece a capacidade de descrever a estrutura geométrica e a propagação de partículas eficientemente através dela.

Acima destes residem as categorias requeridas para descrever e acompanhar as partículas e os processos físicos a que se submetem.

O Track é a categoria que contém as classes dos rastros e dos passos da partícula, que são usadas pelo Processes, categoria esta que contém os modelos de interações físicas.

Todos os Processes são chamados pelo Tracking, categoria que controla sua contribuição à evolução de um estado no rastro da partícula, e fornece informações, nos volumes sensíveis, para o Hits (colisões) e para digitalização, o Digits.

Acima destes o Event, categoria que controla os eventos em termos dos rastros da partícula a cada evento e o Run, que controla a coleção de eventos, que é parte comum na implementação do detector e do feixe.

A categoria Readout permite a manipulação das colisões em cadeia.

Finalmente as funções que usam todas estas categorias e as conectam as estruturas fora do conjunto de ferramentas, a *Visualization*, *Persistency* e User interface.

2.5.1.1 Construindo um programa com o GEANT4

O GEANT4 é muito flexível, mas não é um programa pronto no qual o usuário somente entra com os dados através de uma interface gráfica (input) para posteriormente analisar os resultados gerados pelo programa em um arquivo de texto (output).

Portanto, o usuário deve escrever um programa utilizando os conceitos de classes, herança, polimorfismo, instâncias, etc; orientada em objetos em C++. Produzindo assim, um programa - User Application no jargão técnico do GEANT4 - específico para o experimento desejado, usando várias classes do seu código fonte, fazendo as implementações e modificações necessárias e específicas para obtenção dos resultados desejados.

Assim, esse programa poderá interagir com o núcleo do GEANT4 para controlar a simulação, visualizar as geometrias, produzir histogramas, etc.

Para desenvolver um programa simples em GEANT4 deve-se usar algumas classes do código, modificando-as conforme a aplicação, a seguir:

2.5.1.1.1 Classes de inicialização

- **G4VuserDetectorConstruction.hh:** Classe em C++ com as funções necessárias para definição da geometria no núcleo do GEANT4, pode ser implementada em um arquivo fonte DetectorConstruction.cc
- **G4VuserPhysicsList.hh:** Classe em C++ com as funções necessárias para a definição de todas as partículas a serem simuladas e todos os processos físicos envolvidos na simulação. Pode ser implementada em um arquivo fonte PhysicsList.cc
- **G4VuserPrimaryGeneratorAction.hh:** Classe em C++ com as funções necessárias para gerar as partículas com suas características físicas como energia cinética, direção, tipo de partícula, espectro, etc.

2.5.1.1.2 Classes de execução do programa

- **G4VuserRun.hh:** Classe em C++ com as funções necessárias para a simulação da trajetória de uma partícula emitida pela fonte, bem como suas trajetórias, interações, etc. Pode ser implementada para acumular os resultados da simulação e imprimir num arquivo texto.
- **G4VuserRunAction.hh:** Classe em C++ com as funções de execução do conjunto de partículas na simulação (número de histórias ou Event no jargão técnico do GEANT4).

2.5.1.1.3 Programa principal

Como citado anteriormente, o GEANT4 pode ser visto como um pacote de classes em C++ para simulação do transporte da radiação na matéria, e por isso, o usuário deve escrever seu próprio programa, implementando algumas classes descritas na seção anterior. Para isso, deve-se programar em um arquivo fonte em C++ a função principal dessa linguagem, que é a função **main ()**.

Dentro desta função o usuário deve programar a classe `G4RunManager` que irá inicializar no núcleo do GEANT4 todas as classes de inicialização e execução escritas anteriormente, e pode definir também, os programas de visualização da geometria, as sementes do gerador de números aleatórios, a execução de macros com comandos a serem executados no terminal, etc.

2.5.1.2 Definição das geometrias dos detectores

As geometrias no GEANT4 devem ser implementadas a partir da classe `G4VuserDetectorConstruction`, onde são feitos volumes, o volume principal é chamado de “*World*”, o qual deve conter todos os outros volumes simulados. Cada volume é criado descrevendo sua forma e características físicas, e então é colocado dentro do volume que deve estar contido.

Quando um volume é colocado dentro de outro volume, é chamado de volume filho e o outro, de volume mãe. O sistema de coordenadas usado para especificar onde o volume filho está localizado, é o sistema de coordenadas do volume mãe.

Para descrever a forma do volume é usado o conceito de sólidos (Figura 2.19). Um sólido é um objeto geométrico que tem uma forma e valores específicos para cada dimensão.

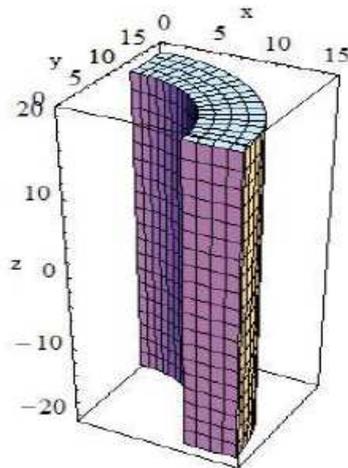


Figura 2.19- Exemplo de um sólido definido no GEANT4

Para descrever as propriedades completas do volume é usado o conceito de volume lógico, que concentra as informações sobre as propriedades geométricas do sólido, características físicas como o material do volume, se contêm quaisquer elementos sensíveis do detector, campo magnético, etc. Ainda é necessário posicionar o volume, e para isso é usado o

conceito de volume físico, o qual abriga os dados da posição, colocando o volume lógico, dentro de um volume maior, que é o seu volume mãe.

2.5.1.3 GDML

A definição das geometrias no GEANT4 deve ser feitas em C++, por isso torna-se muito custosa e difícil, sendo também desvantajosa na prática, pois, para cada modificação da geometria é necessário compilar o programa novamente.

Para contornar essa dificuldade foi desenvolvida a linguagem GDML²⁰ (Geometry Description Markup Language) que é um código baseado na linguagem de marcação XML. Com isso, tornou-se possível uma descrição simples das geometrias e materiais.

O GDML, ao se comunicar como núcleo do GEANT4, utiliza a classe G4Element que descreve as propriedades dos átomos, tais como, número atômico, número de nucleons, massa atômica, assim como quantidades como seções de choque para o átomo, e a classe G4Material que descreve as propriedades macroscópicas da matéria como densidade, estado, temperatura, pressão e também grandezas macroscópicas como alcance da radiação, livre caminho médio, dE/dx , etc.

A linguagem GDML consiste em dois elementos para interface com o GEANT4:

- GDMLSchema – Arquivo que contém a definição - XML Schema Definition (XSD) - das regras de sintaxe e componentes da definição geométrica do GEANT4 (Sólidos, materiais, posicionamento, etc.)
- GDML parser – Componente definido na instalação do GEANT4 - XercesC++ XML parser²¹ - que importa ou exporta os arquivos GDML com a definição das geometrias; em ciências da computação o termo parsing é um processo de análise sintática de uma estrutura escrita em uma linguagem de programação específica, interpretando-a para algum programa ou compilador.

A GDML é muito flexível, possibilitando a criação de vários blocos de geometrias complexas em diferentes sub-arquivos do arquivo principal da geometria. Isso tornou possível a simulação no GEANT4 de detectores altamente complexos como o CMS (Compact Muon Solenoid) do Large Hadron Collider no CERN que foi desenvolvido para a busca do Bóson de Higgs e da matéria escura (Figura 2.20).

Foi necessária a definição de 19000 volumes em GDML para simulação no GEANT4, o que seria quase impossível de ser feito pela definição clássica da geometria em C++.

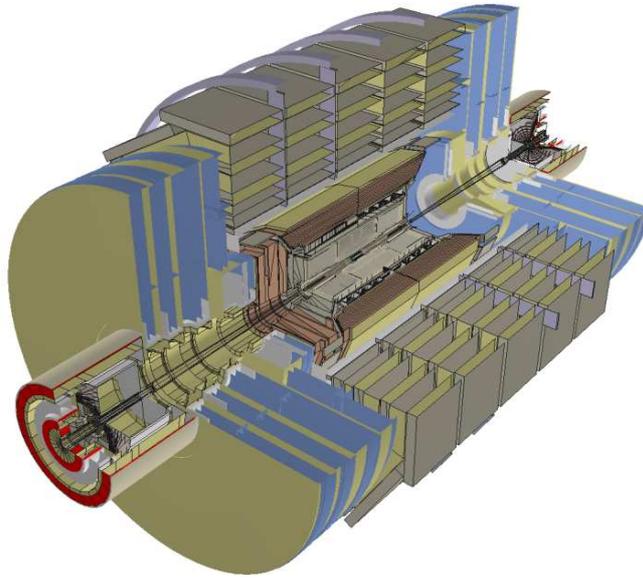


Figura 2.20 – CMS (Compact Muon Solenoid) do Large Hadron Collider no CERN, definido em GDML no GEANT4

2.5.1.4 Física no GEANT4

O GEANT4 pode ser visto como um “toolkit”, portanto não tem algum parâmetro definido primariamente para as partículas e seus processos de interação. Assim, o usuário deve em seu programa fazer uma implementação da classe `G4VuserPhysicsList.hh` num arquivo fonte.

Nessa implementação, o usuário deve definir todas as partículas que serão simuladas, com o método virtual `ConstructParticles()` da classe `G4VuserPhysicsList`, podendo ser representada por sua própria classe, a qual é derivada de `G4ParticleDefinition`, Escolhendo: elétrons, prótons, radiação X ou gama, alfas, íons pesados, dêuterons, quarks, glúons, etc. As partículas são organizadas em cinco categorias principais: Lépton; Méson; Bárion; Bóson ;Íon.

Todos os processos físicos envolvidos na interação de cada uma com a matéria devem ser definidos com o método `ConstructProcesses()`. O GEANT4 fornece sete categorias principais de processos físicos derivados da classe `G4Processes`, são elas: eletromagnéticos, hadrônicos, transporte, decaimento, ópticos, fóton lépton/hádron, e parametrizações.

Diferente dos tradicionais códigos de Monte Carlo para o transporte de radiação com a matéria, o GEANT4 define as energias de corte a partir do alcance da partícula (RangeCut- no jargão técnico do GEANT4) com o método SetCuts().

2.5.1.5 Visualizadores

A visualização está baseada em uma interface abstrata que faz o GEANT4 independente de qualquer sistema gráfico em particular. Ao mesmo tempo, esta interface permite implementações múltiplas de drivers para as bibliotecas de gráficos. Os drivers de visualização implementados^{22; 23} suportam o uso de PostScript, OpenGL, OpenInventor, RayTracer, Wired, DAWN e VRML.

Para este trabalho foi escolhido o driver OpenInventor, por sua interatividade usando uma interface gráfica de janelas no Linux. (Figura 2.21)

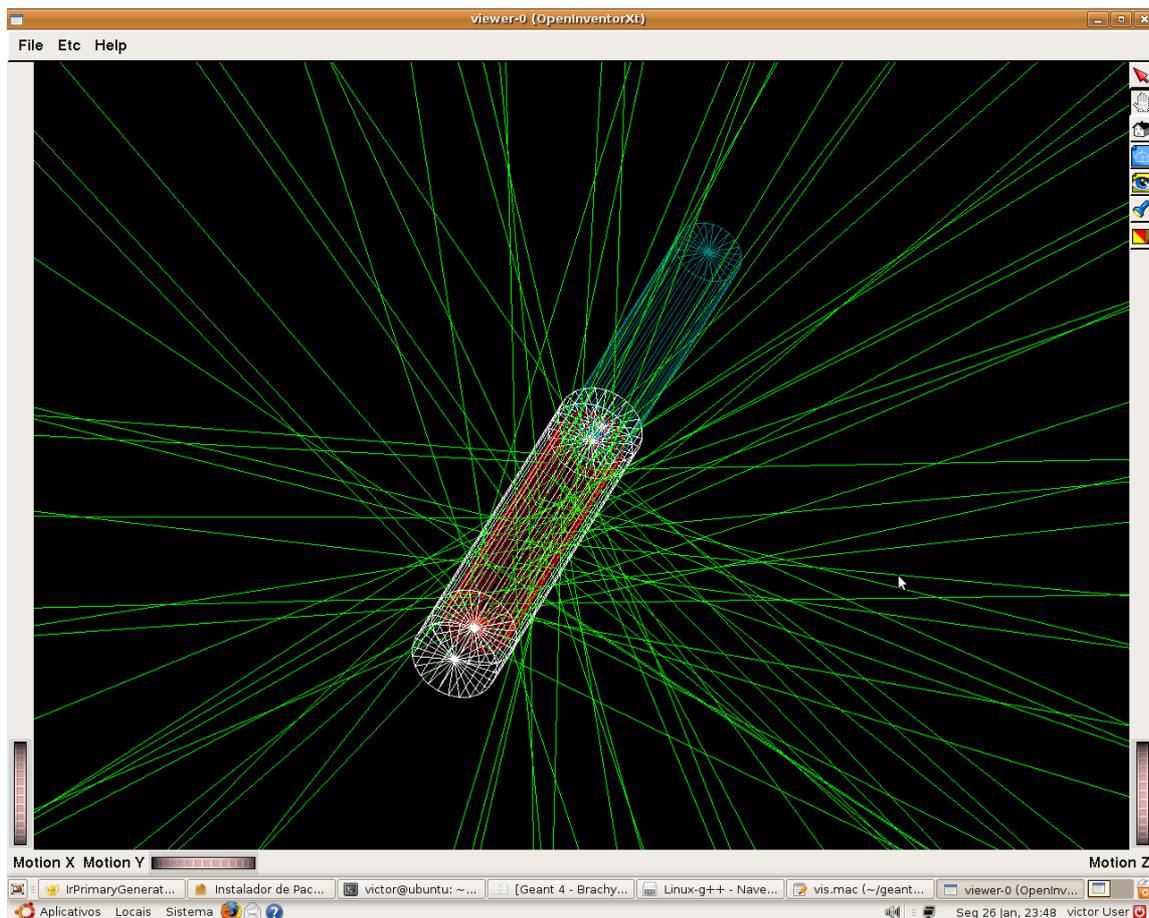


Figura 2.21- Interface gráfica OpenInventor instalada em sistema operacional Linux, para visualização de uma fonte de ^{192}Ir Gammamed Plus emitindo 100 fótons.

2.5.1.6 Aplicações do GEANT4

O campo de aplicações do GEANT4 tem aumentado rapidamente, e atualmente o código é amplamente usado em aplicações multidisciplinares como: experimentos da Física de altas energias, da astrofísica, da física médica e proteção radiológica (Figura 2.22).

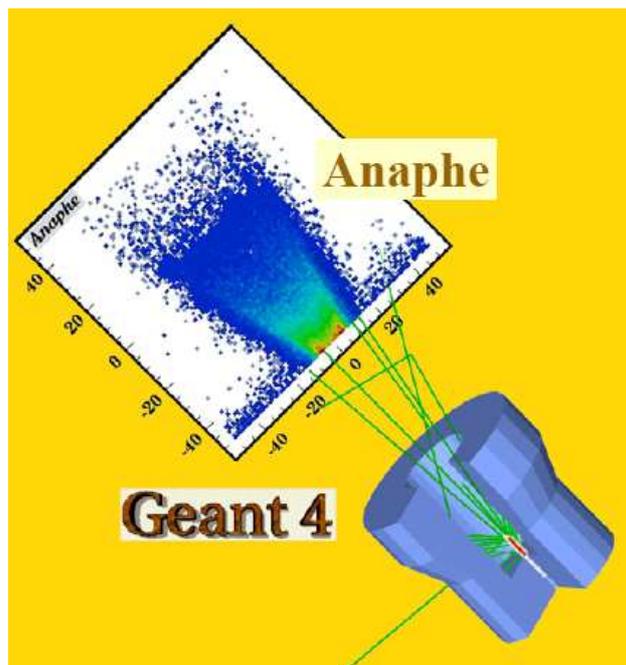


Figura 2.22 - Aplicação do Geant4 no cálculo de isodoses obtidas por um aplicador de braquiterapia superficial

Com o GEANT4 também é possível realizar estudos de calibração de fontes de braquiterapia²⁴ com dosímetros termoluminescentes, de desenvolvimento de ferramentas gerais para interface de tomografia computadorizada, assim como estudos envolvendo transporte de nêutrons.

A importância da simulação de Monte Carlo na braquiterapia está, sobretudo, na obtenção de parâmetros físicos complexos, alguns não disponíveis diretamente por medidas experimentais, usadas no planejamento de tratamento^{25; 26}.

2.6 Dosimetria Termoluminescente em Fontes de Braquiterapia

Para se realizar a dosimetria experimental em fontes de braquiterapia é viável que o detector forneça uma leitura com uma sensibilidade adequada, que é definida pela razão entre a leitura pela unidade de dose absorvida e pela massa do volume sensível.

É também desejável que esse volume seja tão menor quanto possível de forma a não perturbar o campo de radiação, pois, como falado anteriormente, existem altos gradientes de dose no entorno de fontes de braquiterapia, os quais impõem algumas limitações no volume sensível.

Como são feitas estimativas da dose no tecido humano, torna-se também desejável que o detector tenha características radiológicas semelhantes à água.

Um sistema dosimétrico que tem um compromisso com todos os requisitos mencionados anteriormente é a dosimetria termoluminescente (TL). Esse método tem sido aceito como padrão para dosimetria experimental de fontes de braquiterapia, como mostrado em vários estudos, tão bons quanto os realizados pelo *Brachytherapy Dosimetry Committee*^{26; 43; 44; 45}. Está bem estabelecido que a dosimetria TL também pode ser usada como validação de dosimetria numérica pelo método de Monte Carlo em fontes de braquiterapia^{26; 39; 46; 47; 48}.

Dentre uma grande variedade de dosímetros termoluminescentes (TLDs) o TLD-100 (LiF dopado com Mg e Ti) é o mais vantajoso para dosimetria clínica⁴⁹

O TLD-100 tem um número atômico efetivo próximo da água, sendo quase tecido equivalente para fótons com centenas de keV de energia onde a predominância do efeito Compton é evidente. Existem vários tamanhos e modelos de TLDs disponibilizados comercialmente.

Os dosímetros termoluminescentes utilizados no presente trabalho foram as pastilhas de TLD-100 (LiF: Mg, Ti) produzidas pela Thermo Fisher Scientific Inc., sob a denominação comercial Harshaw TLD. Tais dosímetros possuem as dimensões aproximadas de 3,2 mm x 3,2 mm x 0,9 mm (Figura 2.23).

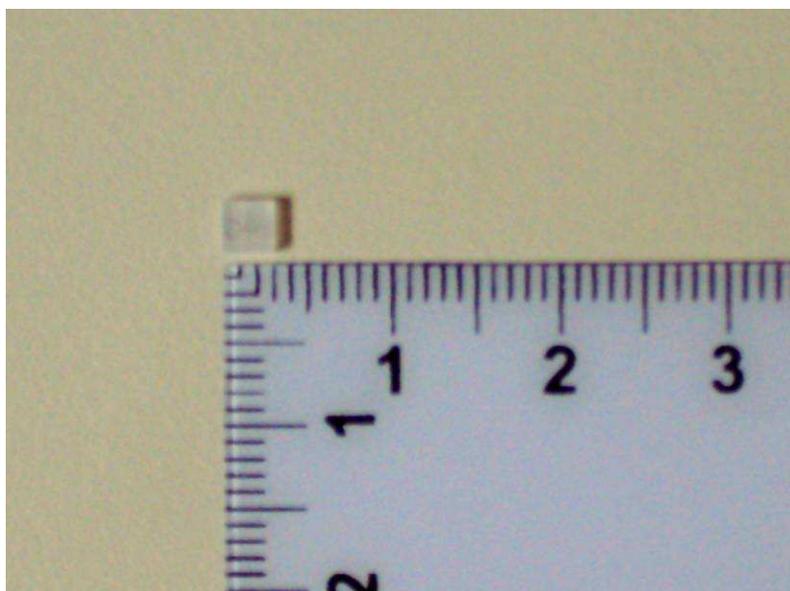


Figura 2.23—Pastilha de TLD-100 (LiF: Mg, Ti)

Para se utilizar um dosímetro termoluminescente (TLD) é necessário caracterizá-lo antes do uso. Alguns passos são necessários, como determinar a leitura de fundo dos dosímetros (ou leitura de dose zero, ou *background* - *BG*), estudá-los com relação à sua

sensibilidade e então calibrá-los para obtenção da dose absorvida nas condições desejadas, levando-se em consideração os devidos fatores de correção. Antes de se começar os testes para a caracterização dos dosímetros termoluminescentes é necessário determinar a leitura de dose zero (ou *BG*) dos dosímetros, realizando uma leitura dos detectores sem que os mesmos tenham sido irradiados. A leitura dos dosímetros, irradiados ou não, é realizada por uma leitora de TLDs. A leitura média de dose zero (TL_0) do conjunto de 505 TLDs de um lote virgem foi obtida segundo a equação:

$$TL_0 = \frac{\sum_{i=1}^{505} TL_i}{505} \quad 2.41$$

A incerteza associada à leitura TL_0 foi calculada em função do desvio padrão da média das 505 leituras TL_i dos TLDs.

2.6.1 Análise da Homogeneidade do Campo de Radiação

Inicialmente foram selecionados os mais repetitivos dentre os 505 TLDs do lote virgem (Figura 2.24) produzido pelo fabricante em 17/03/2009, com repetitividade nominal de até $\pm 3\%$.

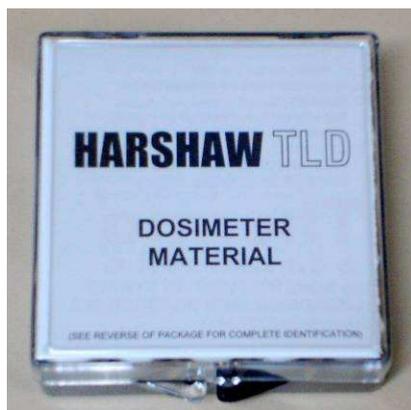


Figura 2.24-Lote inicial de 505 pastilhas virgens de TLD-100 (LiF: Mg, Ti)

A seleção dos TLDs é um processo demorado, devido à necessidade de várias irradiações das pastilhas, ao tempo de espera entre cada irradiação e respectiva leitura, ao tempo de pré-tratamento e ao tempo de espera entre o pré-tratamento e a irradiação seguinte. Para contornar este problema, foi feita uma análise da homogeneidade do campo de irradiação do equipamento de ^{60}Co a fim de que vários TLDs pudessem ser irradiados simultaneamente, sem comprometimento do resultado.

Para a verificação da homogeneidade do campo de irradiação do equipamento de ^{60}Co TH-X, foi utilizado um filme dosimétrico envelopado Kodak X-OMAT V de 24 cm x 30 cm (Figura 2.25) e um simulador constituído de três placas de água sólida de 40 cm x 40 cm x 5 cm.

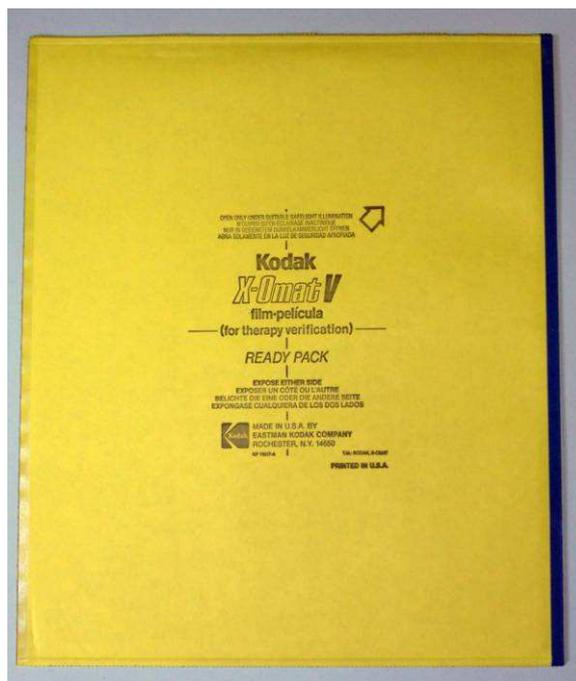


Figura 2.25–Filme dosimétrico Kodak X-OMAT V

O filme foi colocado a 5 cm de profundidade no simulador de água sólida e irradiado com uma dose de 1 Gy em um campo quadrado de radiação de 20 cm x 20 cm, a uma distância fonte-superfície de 80 cm (Figura 2.26).

Posteriormente, o filme foi revelado e, em seguida, digitalizado em um *scanner* modelo ScanMaker 9800XL, da Microtek. Após ser digitalizado, o filme foi analisado pelo programa de código livre DoseLab versão 4.0. O DoseLab é um conjunto de programas destinado à comparação quantitativa de distribuições medidas e calculadas de dose de radiação⁵⁰.

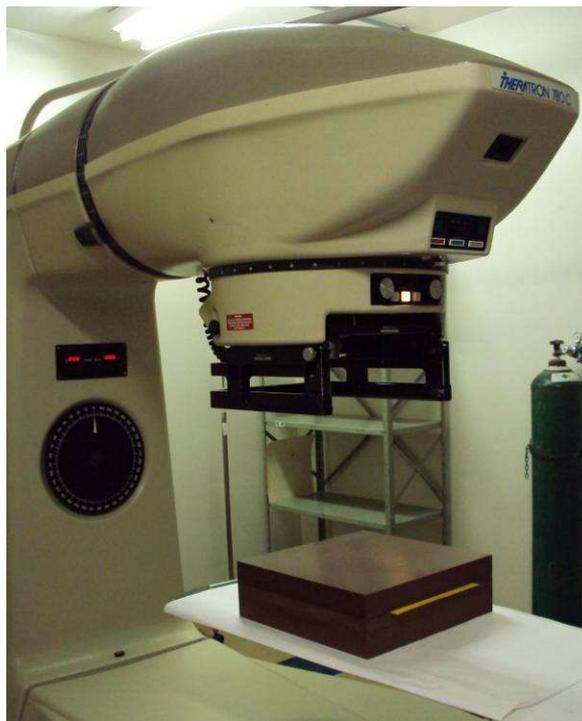


Figura 2.26 - Arranjo experimental para irradiação do filme dosimétrico X-OMAT V

Uma vez confirmada a homogeneidade de dose dentro de um campo de 22,4 mm x 22,4 mm, os 505 TLDs foram separados em 10 lotes de 49 e um lote de 15 (Tabela 3.1) para que pudessem ser irradiados simultaneamente nas mesmas condições em que o filme foi irradiado (dose de 1 Gy em um campo 20 cm x 20 cm a uma distância fonte superfície de 80 cm e a 5 cm de profundidade no simulador de água sólida).

Tabela 3.1 - Separação dos 505 TLDs em lotes de 49.

| | | IDENTIFICAÇÃO | Nº DE TLDs |
|---------|----|---------------|------------|
| GRUPO 1 | A1 | A00-A48 | 49 |
| | A2 | A49-A97 | 49 |
| | B1 | B00-B48 | 49 |
| | B2 | B49-B97 | 49 |
| | C1 | C00-C48 | 49 |
| | | TOTAL | 245 |
| GRUPO 2 | C2 | C49-C97 | 49 |
| | D1 | D00-D48 | 49 |
| | D2 | D49-D97 | 49 |
| | E1 | E00-E48 | 49 |
| | E2 | E49-E97 | 49 |
| | F | F00-F14 | 15 |
| | | TOTAL | 260 |
| | | TOTAL GERAL | 505 |

Para a identificação de cada TLD, foi grafado em uma de suas faces o seu código, conforme descrito na Tabela 3.1 (Figura 2.27).

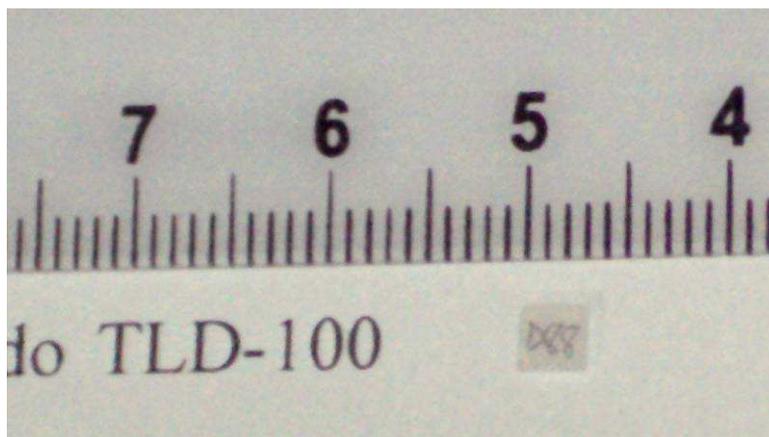


Figura 2.27-Código de identificação do TLD grafado em uma de suas faces.

2.6.2 Tratamento Térmico dos TLDs

O pré-tratamento térmico utilizado foi o de 400 °C durante 1 hora seguido de +100 °C por duas horas (Tabela 3.2). Para a nova irradiação esperou-se pelo menos 12 horas após o pré-tratamento.

Tabela 3.2 - Tratamento térmico dos TLDs.

| TRATAMENTO TÉRMICO | |
|---|--------------------------|
| PRÉ-IRRADIAÇÃO | PÓS-IRRADIAÇÃO |
| 400 °C durante 1 h + 100 °C durante 2 h | 100 °C durante 15 min |

Uma vez irradiados os TLDs, para que aconteça a estabilidade na sua estrutura cristalina, é necessário aguardar um tempo de 36 horas antes de se iniciar as leituras. Logo antes das leituras dos TLDs, os mesmos são submetidos a um pós-tratamento térmico de 100 °C durante 15 minutos (Tabela 3.2), a fim de eliminar os picos 1, 2 e 3 de baixa temperatura. Em seguida, os TLDs são preparados para a leitura. Após a leitura é necessário reiniciar o processo de tratamento térmico, a fim de que a estrutura cristalina volte ao seu arranjo inicial, permitindo que o TLD seja reutilizado em novas irradiações.

2.6.3 Leitora TL Fimel PCL3 e Processo de Leitura dos TLDs

No presente trabalho fez-se uso da leitora de TLDs modelo PCL3, da empresa francesa Fimel, instalada no laboratório de dosimetria termoluminescente do Serviço de Qualidade em Radiações Ionizantes – SQRI/INCA (Figura 2.28).



Figura 2.28-Leitora TLDs Fimel PCL3

O processo de leitura dos TLDs se inicia logo após o processo de pós-tratamento descrito anteriormente.

As pastilhas são então colocadas em copelas (neologismo do francês *coupelles*) e estas empilhadas no carregador, que será acoplado à leitora automática de TLDs modelo PCL3, fabricada pela empresa francesa Fimel (Figura 2.29).



Figura 2.29-Copela liberada pelo carregador no disco giratório

O carregador da leitora PCL3 (Figura 2.30) tem a capacidade de empilhar até 94 copelas, que podem ser preenchidas com TLD em pastilha, em pó ou na forma de microcubos. Um sistema composto de pinças e de um disco giratório (Figura 2.30) retira automaticamente cada copela do carregador, levando-as aos fornos, à válvula fotomultiplicadora (Figura 2.30) e, ao final do processo de leitura, ao descarregador (Figura 2.30), que recolherá as copelas que contêm os TLDs já lidos.



Figura 2.30-Visão superior interna da leitora Fimel PCL3 onde aparecem o descarregador (esquerda), o carregador (centro) e a fotomultiplicadora (direita)

À leitora é acoplado um computador que possui um programa, PCL3 Versão 3.62-1.0, que controla o ciclo de leituras, fornecendo os resultados na forma de contagens bem como o desvio padrão do lote lido.

O arquivo que contém os dados de saída com as contagens possui extensão .csv, podendo ser aberto no programa Microsoft Excel®. De posse desses dados, pode-se fazer a avaliação da dose recebida pelos TLDs lidos.

2.6.4 Estudo da Sensibilidade dos TLDs

A sensibilidade relativa de um TLD é a resposta média desse TLD em relação à resposta média de todos os componentes de um determinado grupo de TLDs.

Segundo o fabricante, o lote de TLDs utilizados possui uma repetitividade de $\pm 3\%$, mas para o presente trabalho, cujo objetivo é operar com uma repetitividade de até $\pm 1\%$, foi necessário avaliar todo o lote e separar os TLDs em grupos menores.

Para avaliar a sensibilidade relativa de cada TLD em relação aos demais, foi grafado um código em cada TLD para identificação e em seguida agrupados em lotes, conforme Tabela 3.1. Para cada lote, foram feitas cinco irradiações de 1 Gy no equipamento de Co-60 TH-X. As condições de irradiação foram: campo 20 cm x 20 cm, distância fonte-superfície de 80 cm, profundidade de 5 cm no simulador de água sólida. Para as irradiações os TLDs foram dispostos conforme demonstra a Figura 2.31.



Figura 2.31 -Arranjo experimental da irradiação dos TLDs para seleção

A equação 2.42, expressa a sensibilidade relativa de cada TLD, onde N é o número de TLDs, k é o número de irradiações e $TL_{i,k}$ é a leitura TL de cada dosímetro após a subtração do BG .

$$S_{i,k} = \frac{\overline{TL}_{i,k}}{\frac{1}{N} \sum_{i=1}^N TL_{i,k}} \quad 2.42$$

2.6.5 Estudo da Linearidade dos TLDs

Para o estudo da linearidade, os 291 TLDs foram separados e selecionados em 10 lotes de acordo com a dose de radiação que cada lote receberia: 10, 50, 100, 150, 200, 250, 300, 350, 400 e 500 cGy.

Foram realizadas três leituras para cada um dos 10 lotes de TLDs.

Para cada um dos 10 lotes, a relação dose-resposta dos TLDs (R_{DS}) é calculada como a razão entre a média do sinal TL dos TLDs do lote pela dose absorvida (D) recebida por eles (equação 2.43)

$$R_{DS} = \frac{TL}{D} \quad 2.43$$

As respostas de dose de cada lote de TLDs são então normalizadas para a dose de referência de 1 Gy (D_{REF}) para fornecer um fator de correção para não-linearidade da resposta (F_{lin}) – equação 2.44.

$$F_{lin} = \frac{TL/D}{TL_{REF}/D_{REF}} \quad 2.44$$

De posse dos resultados dos cálculos, traça-se um gráfico do fator F_{lin} versus leitura média dos lotes, permitindo a avaliação posterior dos TLDs quando submetidos a uma dose desconhecida.

2.6.6 Dependência energética

Para a determinação da dose absorvida utilizando os TLDs, nesse trabalho, optou-se por calibrar os dosímetros na energia do equipamento de Co-60 THX do INCA, obtendo-se assim, o fator de calibração que converterá a leitura média obtida pelos TLDs em dose absorvida na água.

Como os TLDs serão irradiados em uma energia diferente da energia de calibração, ou seja, fótons oriundos da fonte de ^{192}Ir Varian Gammamed Plus, tornou-se necessário determinar o fator de correção para a dependência energética dos TLDs¹⁰, descrito pela equação 2.45:

$$E(r) = \frac{\left(\frac{TL_{Ir-192}}{D_{Ir-192}} \right)}{\left(\frac{TL_{Co-60}}{D_{Co-60}} \right)} \quad 2.45$$

Sendo que o fator $E(r)$, depende da posição radial do detector em relação à fonte de radiação, pois, como citado anteriormente, podem ocorrer mudanças do espectro de energia em função da distância.

A hipótese fundamental na dosimetria termoluminescente é que o sinal do detector é proporcional a dose absorvida pelo volume sensível, ou seja:

$$TL = \alpha.D$$

A constante α corresponde à resposta de dose absoluta que é independente da energia⁵¹, portanto o fator de correção para dependência energética pode ser reescrito da seguinte maneira:

$$E(r) = \frac{\left(\frac{D_{TLD}}{D_m} \right)_{Ir-192}}{\left(\frac{D_{TLD}}{D_m} \right)_{Co-60}} \quad 2.46$$

Onde D_m é a dose em um material qualquer, geralmente água ou acrílico. Os valores das doses absorvidas para o cálculo desse fator de correção foram obtidos por simulação de Monte Carlo com o código escrito em GEANT4.

De acordo com a teoria da cavidade de Burlin⁵², os TLDs podem ser considerados cavidades grandes onde a dose é depositada por elétrons gerados por fótons interagindo no volume do detector. Consequentemente, o fator de correção para dependência energética pode ser aproximado usando os coeficientes de absorção de energia do TLD com o material escolhido, em função da energia, conforme a equação 2.47:

$$E(r) = \frac{\left[\left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_m^{TLD} \right]_{Ir-192}}{\left[\left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_m^{TLD} \right]_{Co-60}} \quad 2.47$$

Assim, os valores obtidos do fator de correção para dependência energética também foram obtidos teoricamente, utilizando a teoria da cavidade de Burlin, com os dados dos coeficientes obtidos no NIST, para comparar com o fator de correção obtido pelo GEANT4.

Tem sido verificado por vários autores que a energia média do espectro de ^{192}Ir é modificada em função da distância da fonte inserida em um material¹⁰, portanto, a energia média do espectro de ^{192}Ir foi calculada com um programa escrito em GEANT4 para retornar o espectro de fótons incidente na posição em que os TLDs ficam posicionados dentro do fantoma, a 6 cm do centro geométrico do fantoma. Com isso, tem-se o provável espectro que incidiria no TLD sendo irradiado com a fonte, minimizando-se assim, fontes de incerteza no fator de correção.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo são descritos os materiais e os métodos utilizados na realização desse trabalho, cuja parte prática foi integralmente desenvolvida no Hospital do Câncer I do Instituto Nacional de Câncer – INCA, e no laboratório de dosimetria termoluminescente do Serviço de Qualidade em Radiações Ionizantes – SQRI/INCA, no Rio de Janeiro.

3.1 Metodologia

Primeiramente, realizou-se uma simulação de Monte Carlo para calcular os parâmetros do TG-43. Para isso, foi escrito um programa para o cálculo da dose no entorno da fonte Gammamed Plus em um fantoma com condições ideais de espalhamento e da constante de taxa de dose Λ , seguindo as especificações da literatura^{25; 27}.

Foi utilizado o sistema operacional Linux Ubuntu versão 8.10 com o compilador de GNU g++ versão 4.3.1, o código fonte do GEANT4. 9.2 patch 02, GDML versão 3.0.0 com Xerces-C++ XML Parser versão 3.1.0 e computadores com processadores de 4 núcleos Intel QuadCore Q660 com memória de 2 GB.

Para desenvolver o programa de simulação, utilizou-se um exemplo retirado de um tutorial do GEANT4 para servir como base para a estrutura de programas e subprogramas²⁸.

Assim, o exemplo foi modificado e adaptado para o cálculo de dose no entorno de fontes de braquiterapia e a utilização da descrição da geometria com o código GDML.

3.1.1 Construção da Fonte Gammamed Plus

Neste trabalho pretendemos caracterizar um fantoma de acrílico para medição de doses ou taxa de dose com dosimetria termoluminescente em fontes ^{192}Ir de equipamentos de braquiterapia de alta taxa de dose.

A simulação de Monte Carlo é válida e reconhecida como primeira opção de método para determinação de grandezas dosimétricas das fontes de braquiterapia¹⁰ que serão usadas nos cálculos dos tratamentos numa rotina clínica.

Nesse trabalho, optamos pela simulação da fonte de ^{192}Ir Varian Gammamed Plus, por ser a mesma usada na rotina clínica do INCA para tratamentos de braquiterapia com alta taxa de dose – HDR (Figura 3.1).

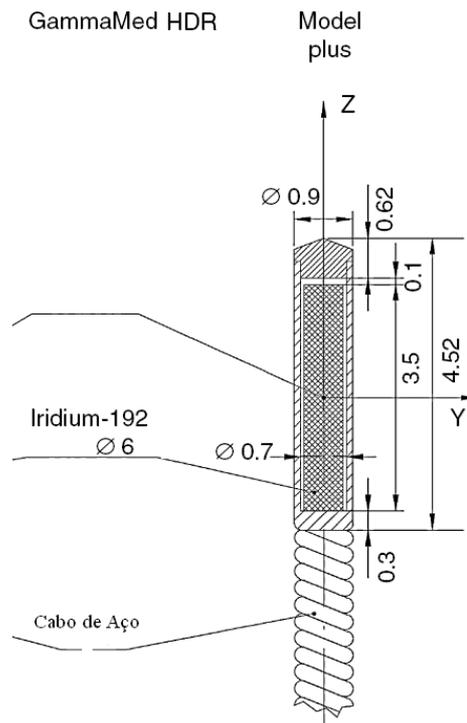


Figura 3.1 - Geometria da fonte Varian Gammamed Plus com dimensões em milímetros²⁵

O volume ativo de ^{192}Ir consiste em um cilindro de 0,06 cm de diâmetro e 0,35 cm de comprimento feito em irídio metálico. Com o encapsulamento de aço virgem o desenho dessa fonte é similar ao modelo clássico microselectron HDR afterloader.

Para construção da geometria foi escrito o subprograma **DetectorConstruction.cc**, implementando classe **G4VuserDetectorConstruction** para utilizar o GDML como fonte da geometria e dos materiais utilizados. Com isso, a Figura 3.2 mostra a fonte de ^{192}Ir Gammamed Plus construída para este trabalho. A Tabela 3.3 mostra a composição dos materiais empregados na construção da fonte.

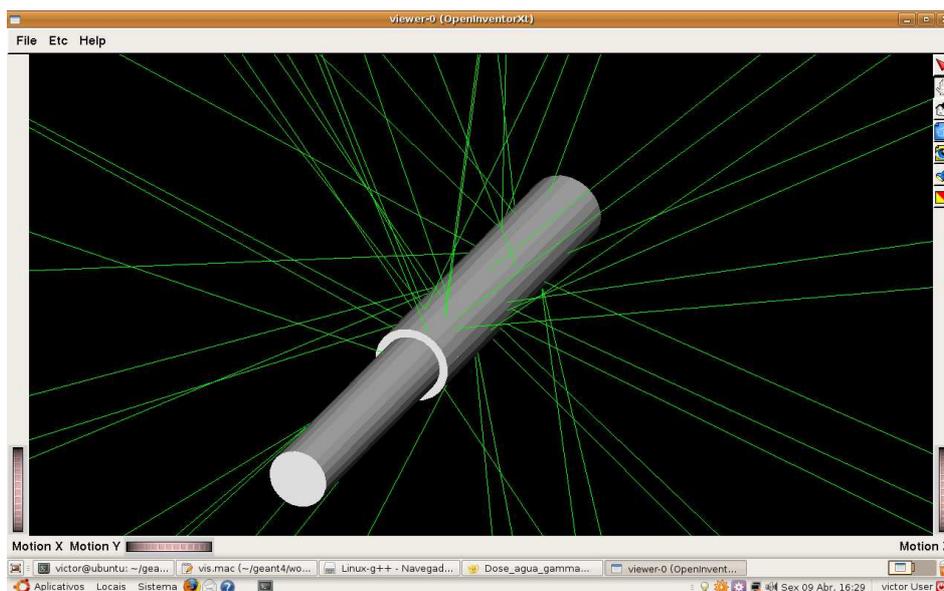


Figura 3.2 - Visualização no driver OpenInventor da fonte Gammamed Plus construída em GDML para a simulação com o GEANT4

Tabela 3.3: Materiais usados na simulação: densidade e composição²⁵ da fonte Gammamed Plus.

| MATERIAL | DENSIDADE | ELEMENTOS | COMPOSIÇÃO |
|------------------------------|-------------------------|-----------|------------|
| Ar | 1,29 mg/cm ³ | N | 70 % |
| | | O | 30 % |
| Aço Inoxidável (AISI 321) | 7,9 g/cm ³ | Mn | 2 % |
| | | Si | 1 % |
| | | Cr | 18 % |
| | | Ni | 10 % |
| | | Fe | 69 % |
| Aço Inoxidável (AISI 304) | 5,6 g/cm ³ | Mn | 2 % |
| | | Si | 2 % |
| | | Cr | 18 % |
| | | Ni | 9 % |
| | | Fe | 69 % |
| Ir-192 | 22.39 g/cm ³ | Ir | 100 % |

3.1.2 Simulação do feixe de Fótons emitidos pela Fonte de ^{192}Ir

Foi feita a implementação da classe `G4VuserPrimaryGeneratorAction.hh` no arquivo `PrimaryGeneratorAction.cc` para gerar a partir de informações prévias, tais como, energias, intensidades e probabilidades, o espectro puro de fótons do ^{192}Ir a ser emitido pelo núcleo da fonte `Gammamed Plus` construída anteriormente.

O gerador de números pseudo-aleatórios `G4UniformRand()` foi utilizado para sortear a energia de cada fóton emitido pela fonte segundo o espectro de fótons do irídio puro com energia média de 370 keV publicado na literatura²⁹.

O ^{192}Ir possui um espectro de fótons com linhas características na região entre algumas dezenas de keV e 1 MeV. Para obtê-las em nossa fonte, também se utilizou um gerador de números pseudo-aleatórios. Contudo, ele agora trabalha associado às probabilidades de cada linha do espectro do ^{192}Ir .

As probabilidades definem o peso que cada energia tem, e o gerador as distribui uniformemente, com o peso dado pela probabilidade. Assim, cada linha tem sua probabilidade respeitada. Ou seja, cada ponto de emissão sorteado na etapa anterior, vai lançar uma partícula com energia específica do espectro do ^{192}Ir .

O gerador de números pseudo-aleatórios `G4UniformRand()` foi utilizado para gerar por amostragem pelo método de Monte Carlo, o sorteio uniforme das coordenadas (x, y, z) da posição de emissão de cada fóton dentro do volume cilíndrico definido pelo núcleo de ^{192}Ir metálico (Figura 3.3).

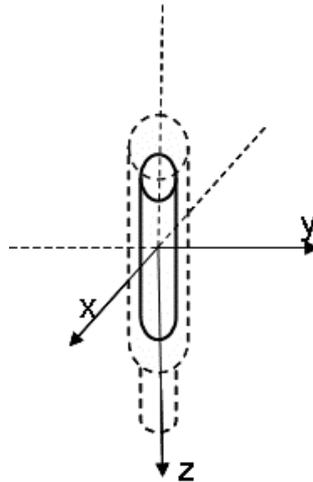


Figura 3.3- Eixos coordenados do núcleo da fonte

Após o sorteio da posição da partícula, também foi sorteada a direção de propagação dos fótons. Para isso, foram sorteados uniformemente em uma esfera: o ângulo azimutal ϕ e o ângulo polar θ ; assim, mudando de coordenadas esféricas para cartesianas, tem-se o vetor direção do fóton $\vec{P} = (x, y, z)$.

3.1.3 Cálculo da Dose

Para calcular a dose pelo método de Monte Carlo, normalmente utilizam-se volumes coletores no entorno da fonte (Scoring Cells). Devido ao elevado gradiente de dose, as Scoring Cells a utilizar devem ser criteriosamente estudadas e escolhidas para se obterem resultados mais confiáveis.

Um dos pontos sensíveis deste tipo de estudo consiste precisamente na determinação do volume das células em que, se por um lado um volume maior garante uma menor incerteza estatística, por outro lado, devido aos elevados gradientes de dose, o tamanho do volume pode influenciar os resultados, tornando-os pouco confiáveis.

Segundo um estudo feito por Taylor e Rogers³⁰ para o desenvolvimento do código BrachyDose, para cálculo de doses em volumes ou voxels no entorno de fontes de braquiterapia, a dose acumulada nos volumes é uma dose média estimada no centro geométrico da região.

Assumindo uma distribuição de dose $D(\vec{r})$ no entorno de uma fonte, a dose em um voxel pode ser calculada pela integral:

$$D_{\text{vox}} = \frac{1}{\Delta V} \int_{\Delta V} D(\vec{r}) dV \quad 3.1$$

A função radial de dose pode ser vista como uma curva unidimensional, considerando-se então uma curva arbitrária descrita por uma função de uma dimensão e com intervalos que definem voxels radialmente. Assim, a integral anterior pode se reescrita como abaixo:

$$D_{\text{vox}} = \frac{1}{\Delta r} \int_{r_0 - (\Delta r / 2)}^{r_0 + (\Delta r / 2)} D(\vec{r}) dr \quad 3.2$$

Fazendo uma expansão da função por séries de Taylor no ponto r_0 , desprezando termos de ordem superior da série e considerando uma aproximação para fonte pontual, a dose no voxel pode ser calculada pela expressão:

$$D_{\text{vox}} \approx D(r_0) \left[1 + \frac{\Delta r^2}{4r_0^2} \right] \quad 3.3$$

Para estudar a espessura das Scoring Cells são acumuladas doses a diferentes distâncias radiais. Pode-se quantificar o efeito da espessura das células, uma vez que ao se atribuir um volume a uma célula não se calcula a dose pontualmente, mas sim uma média de dose num volume centrado à distância de interesse.

Para determinar o efeito da espessura, calcula-se a média de dose nesse volume pelo método de Monte Carlo relativamente à dose pontual dada pela equação anterior. A Figura 3.4 mostra a razão da dose média no volume com a dose pontual calculada em função da distância da fonte para diferentes dimensões das Scoring Cells.

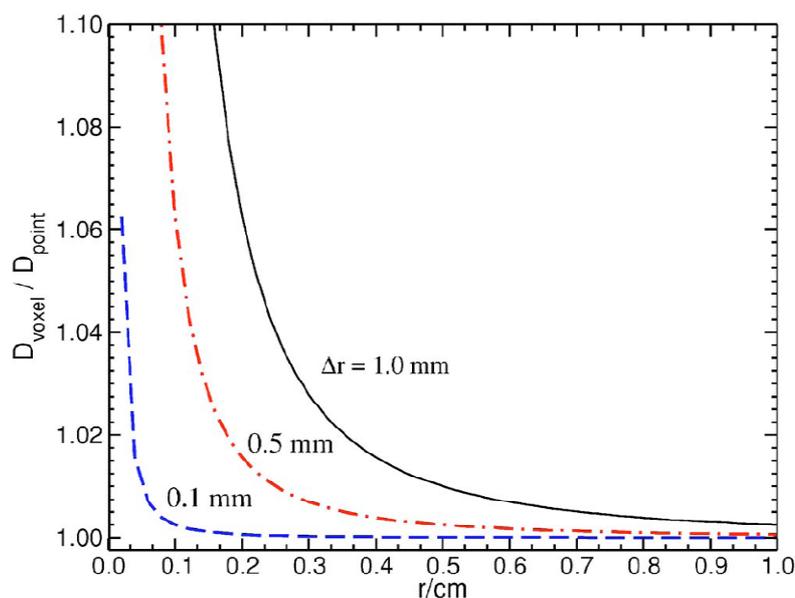


Figura 3.4 – Razão da dose média no voxel com a dose pontual calculada em função da distância da fonte para diferentes dimensões das Scoring Cells³⁰

O GEANT4 tem uma classe para o cálculo da dose - *primitive scorer class* – chamada G4PSDoseDeposit, que calcula a energia depositada em volumes definidos como detectores sensitivos (*Sensitive Detector*), quando ocorre alguma interação dentro desses volumes. Esse método foi chamado por Williamson como um estimador analógico (analog estimator) e está disponível nos mais variados códigos para o cálculo do transporte da radiação pelo método de Monte Carlo³¹. Esse método, entretanto, é considerado computacionalmente ineficiente, principalmente se estamos calculando a dose em volumes muito pequenos como os necessários para o cálculo em regiões de alto gradiente de dose. Para contornar essa dificuldade, foi introduzido um método para o cálculo do kerma chamado *track-length estimator*. Tratando-se de fótons com energias na região das fontes comerciais de braquiterapia, tem-se o equilíbrio de partículas carregadas, podendo a grandeza dose ser aproximada pelo cálculo do kerma na mesma região^{25; 26; 27; 32; 33; 34; 35}.

O método *track-length estimator* para kerma é baseado na idéia de que os fótons ao atravessar uma região depositam energia, em média, segundo o coeficiente de transferência de energia em massa. Com isso, cada fóton na região contribui para o cálculo do kerma, reduzindo a variância. Existem algumas variedades desse método e nesse trabalho, o método usado foi o *linear track-length estimator*³¹.

Nesse método a dose em um volume pode ser aproximada pelo kerma, que é calculado pela equação 3.4:

$$D_j \approx K_j = \frac{\sum_i E_i t_i \left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_i}{V_j} \quad 3.4$$

onde D_j é a dose absorvida no volume V_j ; K_j é o kerma colisional no mesmo volume; E_i é a energia do i -ésimo fóton que atravessa o volume; e t_i é o comprimento da trajetória do i -ésimo fóton no volume. A expressão $\left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_i$ é o coeficiente de transferência de energia em massa para a energia do i -ésimo fóton e V_j é o volume em cm^3 onde está sendo calculado o kerma.

No GEANT4 não existe uma classe para o cálculo do kerma por este método, portanto, para esse trabalho, foi escrita uma classe chamada `G4PSkermaTrackLength`, derivada da classe `G4PSTrackLength`, que foi escrita inicialmente para retornar o comprimento da trajetória de qualquer partícula que atravessa um volume definido pelo usuário.

Como o GEANT4 simula o transporte da radiação com a matéria usando diretamente a seção de choque de interação de cada partícula³⁶, foi necessário obter os $\left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_i$ do banco de dados do NIST¹¹ no intervalo de 1 keV a 2 MeV para cada material a ser utilizado.

Antes de escrever a classe, todos os dados dos coeficientes de atenuação foram ajustados em uma tabela com duas colunas - logaritmo da energia e logaritmo do coeficiente de absorção de energia – e posteriormente importada no programa `TableCurve 2D`, versão 5.0. Demo³⁷.

Esse programa é um poderoso pacote estatístico para o ajuste de funções em qualquer conjunto de dados. Em sua execução, ele aperfeiçoa os parâmetros de várias funções e faz uma classificação das funções que melhor se ajustaram.

O programa foi configurado para ordenar as funções pelo menor erro padrão e a Figura 3.5 mostra uma tela do programa com a lista de equações ajustadas para os $\left(\frac{\mu_{en}}{\rho} \right)_i$ da água.

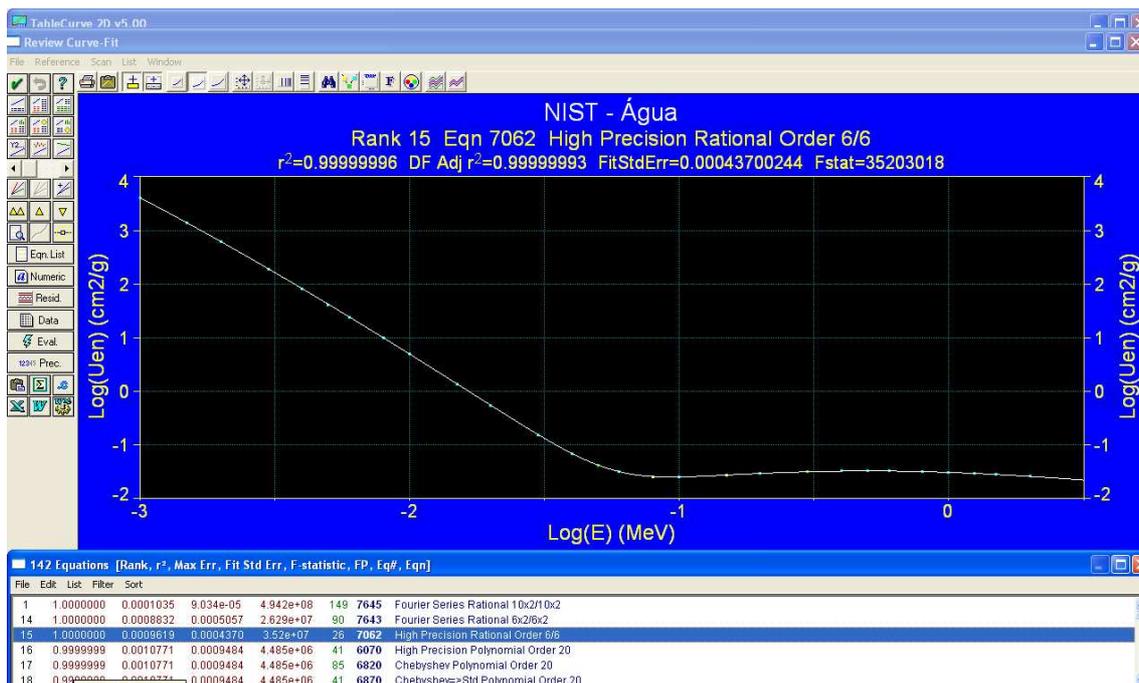


Figura 3.5–Tela do TableCurve 2D com a lista de funções ajustadas aos dados do NIST para água.

Depois de escolhidas as funções, essas foram escritas em C++ na implementação da classe G4PSkermaTrackLength, para retornar os coeficientes obtidos do NIST em função da energia do fóton que atravessa o volume.

3.1.4 Cálculo dos Parâmetros do TG-43

Foram feitas simulações seguindo as recomendações do protocolo TG-43, para validar o programa em GEANT4 desenvolvido no presente trabalho para cálculo do kerma usando o *kerma Track Length Estimator*. Portanto, foi possível comparar os resultados obtidos no trabalho com os dados publicados na literatura para a fonte Gammamed Plus^{25; 27}

Para o cálculo da função radial de dose, a fonte foi inserida em uma geometria com condições ideais de espalhamento, ou seja, dimensões tão grandes quanto o suficiente para não ter perda de fótons de menor energia, proveniente de múltiplos espalhamentos.

Para obter essas condições, a fonte foi inserida no centro de um cilindro de água com 25 cm de diâmetro e 25 cm de altura, sendo essas dimensões suficientes para se obter condições ideais de espalhamento em geometria cilíndrica para fontes de ¹⁹²Ir (Figura 3.6) .

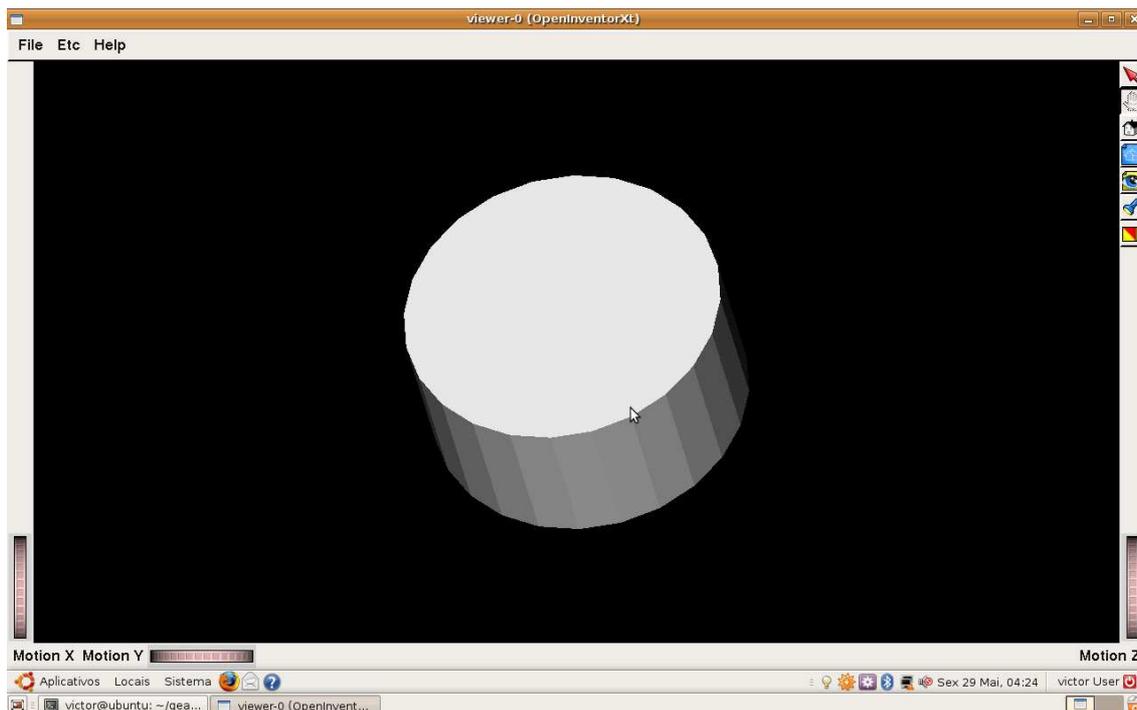


Figura 3.6-Cilindro de água com 25 cm de diâmetro e 25 cm de altura, sendo essas dimensões suficientes para se obter condições ideais de espalhamento³⁸

Os primeiros parâmetros de validação escolhidos foram o cálculo da constante de taxa de kerma e o valor da função radial de dose para a fonte Gammamed Plus. Essa função foi descrita no capítulo anteriormente e está relacionada com a atenuação e espalhamento de fótons ao longo do eixo bissetor transversal do núcleo da fonte.

3.1.5 Função Radial de Dose

Utilizando o programa escrito em GEANT4 juntamente com os recursos da construção da geometria de simulação oferecidos pelo GDML, a fonte de ^{192}Ir foi inserida no centro geométrico no fantoma cilíndrico de água mostrado na Figura 3.6

Para o cálculo da função radial de dose, considerando o equilíbrio de partículas carregadas, o kerma foi acumulado em anéis detectores como aproximação para a grandeza dose absorvida na água. Por causa da simetria cilíndrica do problema, foram escolhidas cascas cilíndricas radialmente espaçadas como Scoring Cells.

Para minimizar o efeito do tamanho do volume nos cálculos feitos no presente trabalho, as suas dimensões foram escolhidas na ordem de 0,1 mm para a espessura, e altura dos detectores até 2 cm da fonte. 0,5 mm para a espessura e altura dos detectores posicionados

em distâncias radiais de 2cm até 5 cm da fonte, e 1 mm para a espessura e altura dos detectores posicionados a distâncias maiores que 5 cm da fonte.

Assim, a magnitude dos erros sistemáticos induzidos pelo tamanho do volume é menor que 0,25 %^{25; 32; 39; 40}.

A Figura 3.7 mostra os anéis definidos como Scoring Cells para o cálculo da função radial de dose.

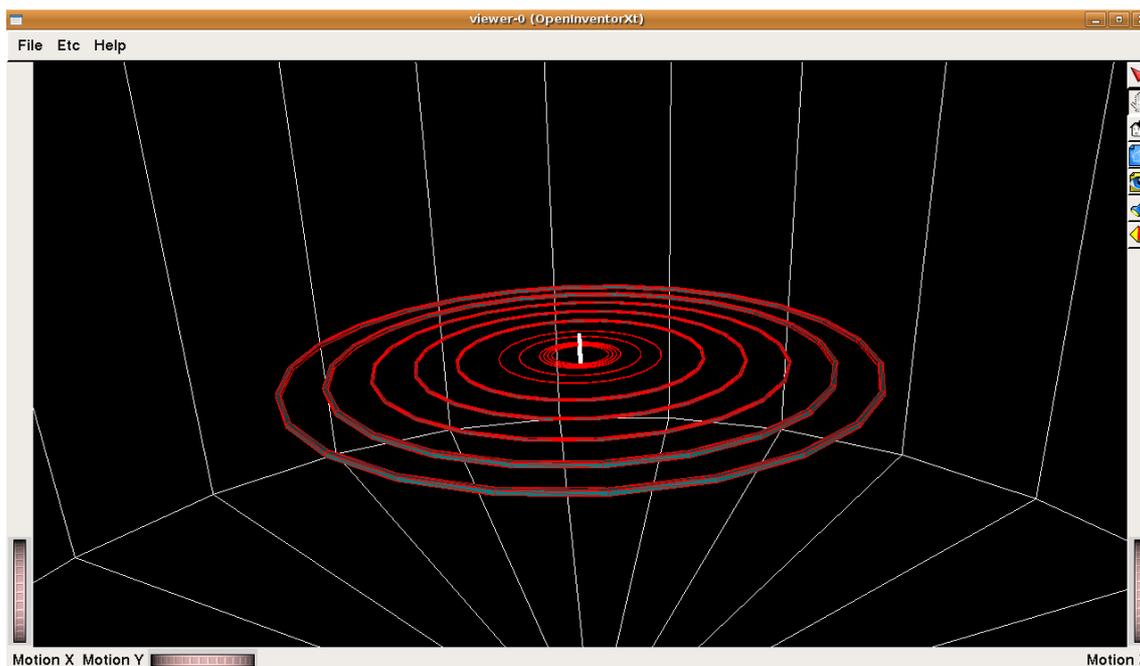


Figura 3.7-Fonte de ^{192}Ir Gammamed Plus posicionada no centro do fantoma com os anéis definidos para o cálculo da função radial de dose.

3.1.6 Constante de Taxa de Dose

A taxa de dose depende tanto do tipo de radionuclídeo quanto da sua geometria e seu material de encapsulamento. Portanto, é uma grandeza que deve ser determinada para cada modelo de fonte de ^{192}Ir . Por este motivo, o cálculo dessa grandeza utilizando o programa desenvolvido no presente trabalho foi também escolhido como forma de validação.

A constante de taxa de dose foi calculada pela razão da dose na água no ponto de referência $(r_0, \theta_0) = (1\text{cm}, 90^\circ)$ com a grandeza kerma de referência. A dose na água no ponto de referência foi obtida dos valores calculados no entorno da fonte Varian Gammamed Plus, conforme descrito na seção anterior.

A grandeza kerma de referência para a fonte simulada nesse trabalho foi obtida por extrapolação, seguindo a metodologia proposta por Williamson⁴¹. Nessa metodologia o kerma

no ar é calculado ao longo do eixo radial da fonte e ajustado por uma função linear da distância:

$$K_{\Delta=10keV}^{Ar}(r).r^2 = \alpha.r + S_k \quad 3.5$$

Assim, com a extrapolação para distância zero, a influência da atenuação e espalhamento no ar é desconsiderada no valor da grandeza²⁷.

Utilizando o programa escrito em GEANT4, juntamente com os recursos da construção da geometria de simulação oferecidos pelo GDML, a fonte de ¹⁹²Ir foi inserida em um fantoma de 5 m³ de ar, e o kerma foi calculado em anéis de ar com 0,5 cm de espessura e 1 cm de altura, igualmente espaçados radialmente entre 71 cm até 100 cm. A Figura 3.8 mostra os anéis de ar definidos para o cálculo do kerma, com energia de corte de 10 keV para fóton⁴², em função da distância.

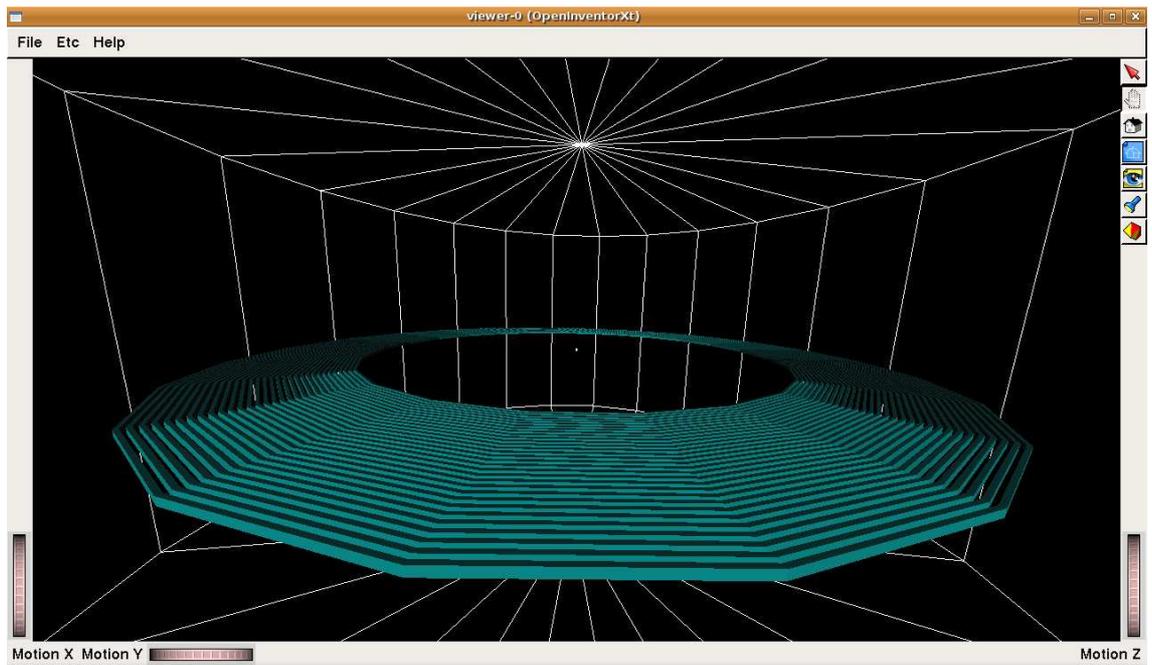


Figura 3.8–Fonte de ¹⁹²Ir Gammamed Plus posicionada no ar com os anéis definidos para o cálculo do kerma

Depois de o programa ter sido validado, o mesmo foi usado para obter os parâmetros do TG 43 para o fantoma de acrílico que será usado nas medições experimentais.

3.2 O Fantoma de Acrílico

A água com densidade de 0,998 g/cm³ é o material de referência em dosimetria de fontes de braquiterapia conforme recomendado pelo protocolo TG-43, para dosimetria numérica pelo

método de Monte Carlo. Entretanto, para a dosimetria experimental com dosímetros termoluminescentes, usou-se o acrílico para construir um fantoma cilíndrico com 7 cm de raio e 3 cm de altura, Figura 3.9



Figura 3.9–Fantoma de acrílico construído para dosimetria termoluminescente

O acrílico é um material rígido vastamente utilizado em dosimetria de fontes de braquiterapia como fantoma sólido. Existem também outros materiais apropriados para facilitar a realização de medidas como água sólida¹⁰ (Solid waterTM, poliestileno, etc).

A dosimetria experimental em fantomas sólidos, por motivos práticos para se alcançar um melhor posicionamento dos detectores, é mais conveniente do que em água. Entretanto, as características dosimétricas desses materiais dependem do espectro de energia dos fótons emitidos pela fonte bem como dos fótons de múltiplos espalhamentos que chegam ao detector inserido no fantoma. Daí, tornando-se necessário quantificar pelo método de Monte Carlo, em alguns casos, o espectro de energia incidente no detector em função da distância da fonte.

A geometria do fantoma é outro fator a ser considerado na dosimetria, pois os dados de referência para cada modelo de fonte de braquiterapia publicados na literatura foram obtidos em condições ideais de espalhamento²⁵, ou seja, fantomas computacionalmente “infinitos”. Entretanto, por questões práticas, torna-se inviável construir fantomas sólidos com as dimensões necessárias para se obter as condições estabelecidas pelo protocolo TG-43.

Consequentemente, a simulação e cálculo das grandezas dosimétricas foram feitas com o GEANT4, com a fonte de braquiterapia Gammamed Plus posicionada no centro geométrico do fantoma com o auxílio do pacote GDML.

3.2.1.1 Cálculo do fator dependência energética com o GEANT4

Com o objetivo da medição da dose absorvida com o fantoma de acrílico, os TLDs foram posicionados a 6 cm do centro geométrico do fantoma, de forma que somente a menor dimensão do detector (0,9mm) esteja sujeita ao gradiente de dose radial da fonte de irídio. A Figura 3.10 mostra o projeto em CAD⁵³ com o corte da peça onde serão posicionados os detectores.

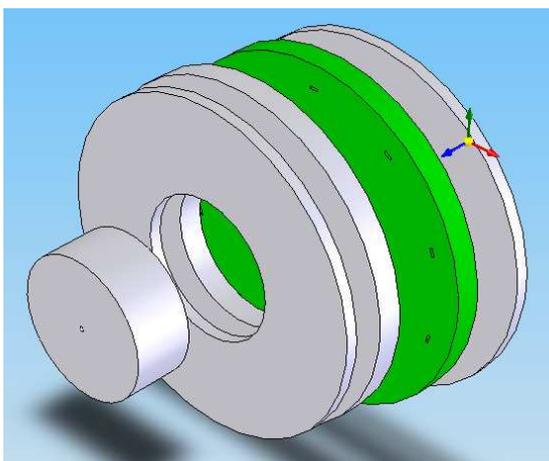


Figura 3.10 - Projeto do fantoma de acrílico em CAD com detalhe da peça (em verde) onde serão posicionados os TLDs

Para o cálculo pelo método de Monte Carlo, um anel detector composto de LiF com 1 mm de espessura e 1 mm de altura, foi posicionado dentro do fantoma a 6 cm da fonte, conforme mostra a Figura 3.11. O mesmo cálculo foi feito com um anel de acrílico na mesma posição.

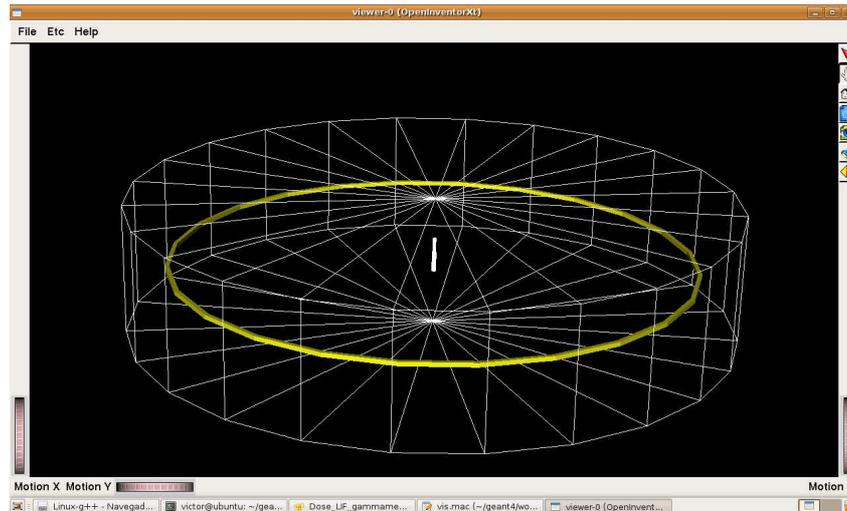


Figura 3.11 - Anel detector composto de LiF posicionado dentro do fantoma a 6 cm da fonte.

Então, o cálculo da dose absorvida pelo programa desenvolvido no presente trabalho, para as energias do ^{192}Ir e ^{60}Co , com objetivo de estimar a dependência energética dos TLDs, foi feito com a fonte Gammamed Plus e uma fonte pontual isotrópica de ^{60}Co com energia média de 1,25 MeV.

3.2.2 Formalismo para Determinação da Dose

Como o objetivo final do fantoma é determinar a dose absorvida nos TLDs irradiados em um equipamento de braquiterapia de alta taxa de dose com uma fonte de ^{192}Ir , depois de ter todos os parâmetros dosimétricos obtidos por simulação de Monte Carlo e por medidas experimentais, a dose no TLD pode ser prevista, considerando-se todos os fatores de correção mencionados anteriormente, pela equação 3.6:

$$D_{TLD} = \frac{TL_{Ir-192}}{S_i \cdot F_{lin} \cdot \epsilon_{Co-60} \cdot E(r)} \quad 3.6$$

onde:

S_i : É o fator de sensibilidade do TLD.

F_{lin} : É o fator de correção para linearidade dos TLDs em função da leitura.

ϵ_{Co-60} (TL/cGy): É o Fator de de calibração dos TLDs para energia do ^{60}Co usados na irradiação do fantoma.

$E(r)$: É o fator de correção para dependência energética dos TLDs irradiados na energia do ^{192}Ir .

3.2.3 Tempo de Irradiação no Sistema de Planejamento BrachyVision

Todos os pacientes que serão tratados com braquiterapia de alta taxa de dose são calculados em sistemas de planejamento do tratamento. No caso do INCA, utiliza-se o Varian BrachyVision. Esse software contém os dados dosimétricos para a fonte Varian Gammamed Plus, e com aqueles é calculado o tempo de irradiação do paciente, através de um algoritmo baseado no TG-43.

Entretanto, os dados consensuais fornecidos pela literatura (função radial de dose, anisotropia e etc.) foram calculados em fantasmas com condições ideais de atenuação e espalhamento³². Portanto, com o objetivo de auditar todo o processo de entrega da dose calculada pelo sistema de planejamento foi desenvolvida toda a metodologia do presente trabalho com dosimetria termoluminescente com fantoma de acrílico.

3.2.4 Procedimento de Irradiação

O fantoma de acrílico desenvolvido no presente trabalho foi tomografado e suas imagens foram importadas para o software BrachyVision, Figura 3.12.

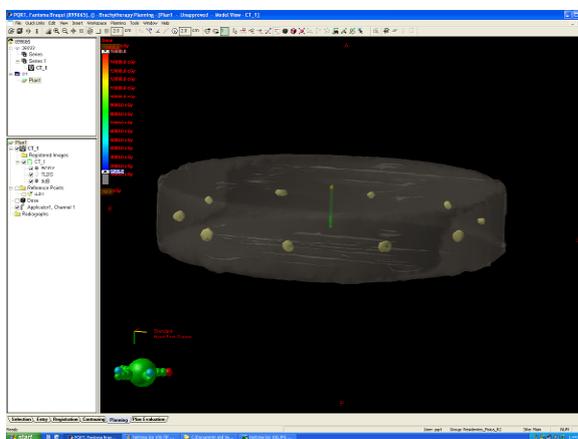


Figura 3.12–Reconstrução 3D do fantoma de acrílico tomografado para o cálculo da dose nos TLDs (em amarelo) no software BrachyVision

Assim, no software a fonte foi posicionada no centro geométrico do fantoma, sendo calculado o tempo para entregar 1 Gy a 6 cm, conforme mostram as isodoses na imagem do corte axial do fantoma na altura do centro da fonte e dos TLDs (Figura 3.13).

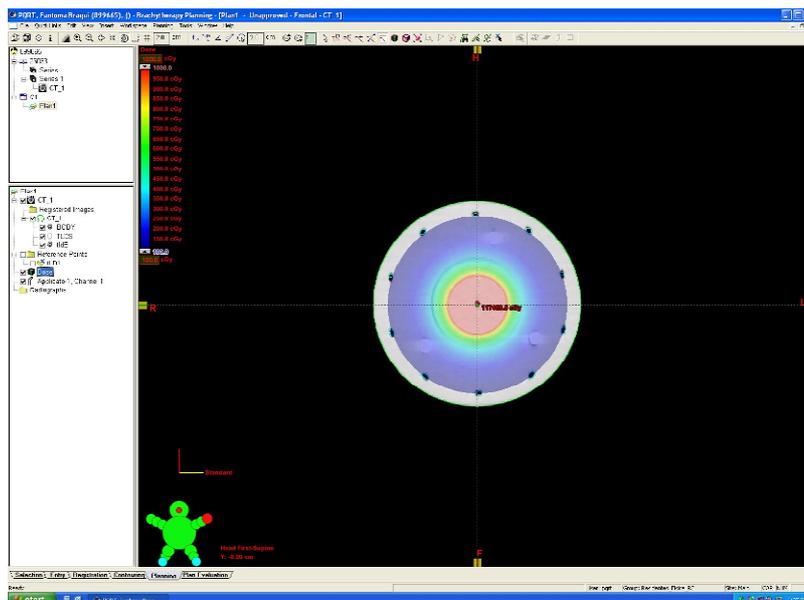


Figura 3.13–Corte axial do fantoma na altura dos TLDs com a isodose otimizada para 1 Gy nos detectores

Como confirmação do algoritmo de cálculo do software BrachyVision, o tempo de irradiação também foi calculado em uma planilha eletrônica, usando-se os dados da literatura para a fonte Gammamed Plus^{25; 27}, conforme a equação 3.7 derivada do formalismo do TG-43:

$$t(\text{min}) = \frac{D(6\text{cm},90^\circ)}{S_K \cdot \Lambda \cdot \frac{G(6\text{cm},90^\circ)}{G(1\text{cm},90^\circ)} g(6\text{cm}) \cdot F(6\text{cm},90^\circ)} \quad 3.7$$

Com o tempo de irradiação calculado pelo software, os TLDs foram inseridos no fantoma e esse foi posicionado no equipamento de braquiterapia Varian Gammamed Plus do INCA(Figura 3.14). A fonte de braquiterapia foi transmitida até a posição de irradiação dentro do fantoma por um cateter de plástico utilizado para a dosimetria de rotina com câmara de ionização tipo poço.

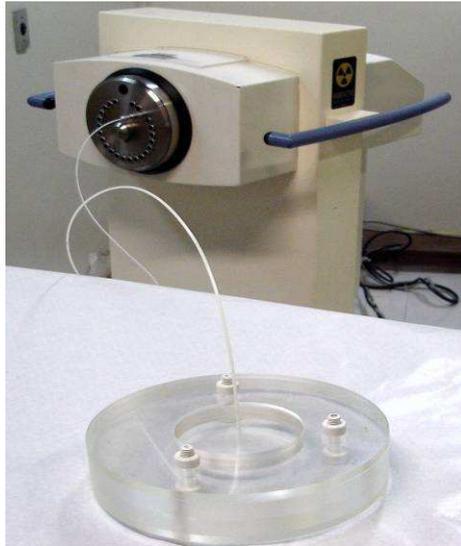


Figura 3.14–Foto do fantoma posicionada para a irradiação no equipamento de braquiterapia

Como o irídio é uma fonte radioativa com meia vida de 73,82 dias, todos os pacientes são calculados com a taxa de dose nominal da fonte no dia da instalação da mesma, e o programa controlador do equipamento (GammaWin) faz a correção do tempo de tratamento, para o momento da irradiação (Figura 3.15).

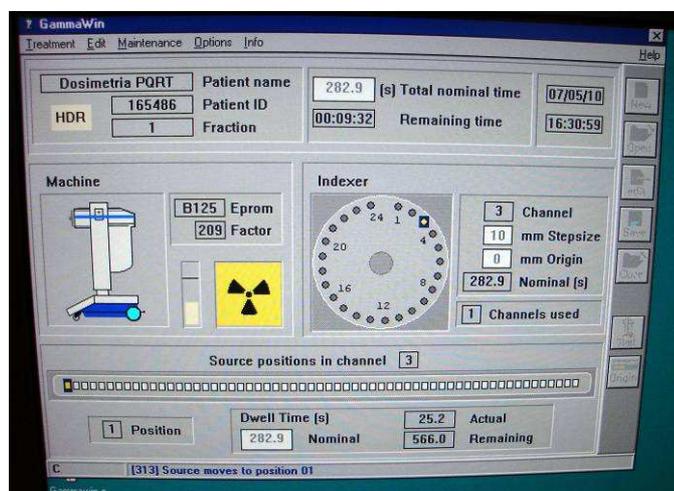


Figura 3.15-Software controlador do tempo de irradiação do equipamento de braquiterapia

4 RESULTADOS

As validações do programa escrito em GEANT4 no presente trabalho para o cálculo da dose, kerma e outras grandezas dosimétricas de interesse, bem como, a metodologia para a dosimetria de fontes de braquiterapia são apresentadas nesse capítulo.

Também são apresentadas as curvas da função radial de dose obtidas nas condições preconizadas na literatura bem como a mesma obtida no fantoma, pelo método de Monte Carlo. Serão apresentados resultados da dosimetria da fonte de braquiterapia utilizando o fantoma, calculando-se a dose no sistema de planejamento BrachyVision do INCA.

4.1 Cálculo da Constante de Taxa de Dose com GEANT4

Como validação primária do programa foi feito o cálculo da grandeza kerma de referência para a fonte simulada nesse trabalho utilizando a metodologia proposta por J. F. Williamson⁴¹. A Figura 4.1 mostra os dados obtidos para 2×10^9 eventos (fótons emitidos pela fonte), o valor do kerma no ar foi calculado para fótons de energia maior que 10 keV e foi normalizado pelo número de fótons emitidos.

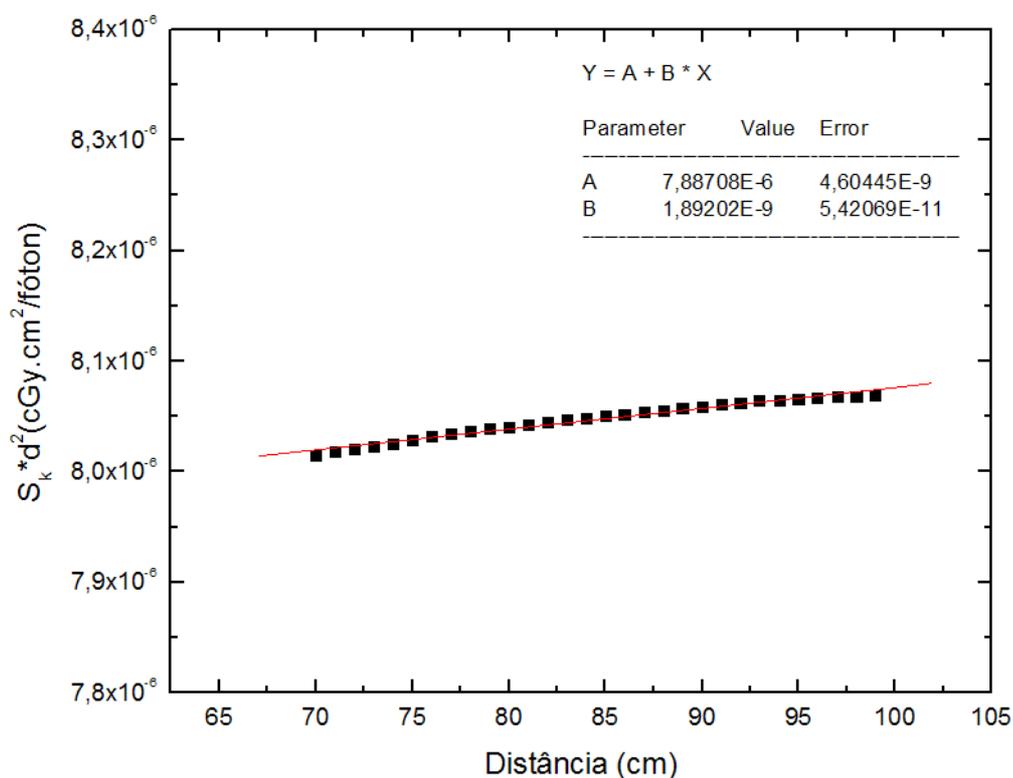


Figura 4.1 - Ajuste linear do kerma no ar em função da distância. O coeficiente linear da reta é o kerma de referência normalizado pelo número de fótons emitidos.

Também a taxa de dose foi calculada à 1cm da fonte em água com 2×10^9 fótons emitidos pela fonte. Com esses dados obtidos, foi calculada a constante de taxa de dose na água para a fonte Varian Gammamed Plus, e comparada com a mesma obtida pela literatura. Na Tabela 4.1 estão os resultados comparados com a literatura.

Tabela 4.1 – Valores da constante de taxa de dose obtidos neste trabalho com o GEANT4 e obtidos por Taylor³² e Ballester²⁵ para fonte Varian Gammamed Plus

| | Constante de Taxa de dose (cGy.h ⁻¹ .U ⁻¹) | Incerteza(%) |
|---------------------------------------|---|--------------|
| GEANT4 | 1,113 | 0,1 |
| Taylor&Rogers³² | 1,115 | 0,3 |
| Ballester²⁵ | 1,118 | 0,3 |

O valor obtido pelo programa, escrito no presente trabalho, com o código GEANT4 ficou muito próximo aos valores obtidos na literatura, mostrando que ao considerar a incerteza de cada resultado, os resultados são os mesmos.

4.2 Cálculo da Função Radial de Dose Segundo o TG-43

A função radial de dose foi calculada, usando o programa escrito em GEANT4, simulando 2×10^9 fótons emitidos pela fonte, segundo o espectro puro de decaimento para o ^{192}Ir , e o transporte desses fótons no fantoma foi calculado até a energia de 1 keV.

A fonte foi inserida nas condições preconizadas pelo TG-43, ou seja, usando-se aproximação de fonte linear para função geometria, cálculo em água e utilizando um fantoma com dimensões “infinitas” para cálculos dosimétricos, em nosso caso, um cilindro de água com 25 cm de diâmetro e 25 cm de altura.

O gráfico abaixo mostra a comparação da função radial de dose obtida pelo programa desenvolvido no presente trabalho com dados obtidos por Taylor³², utilizando o código EGSnrc.

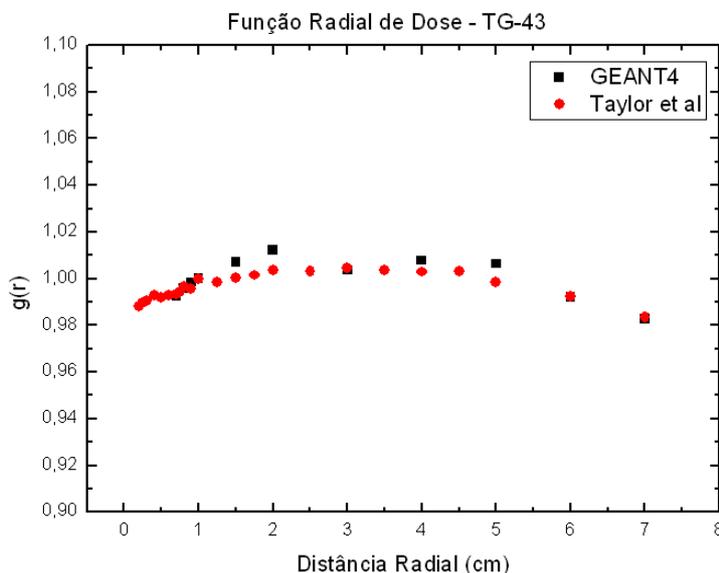


Figura 4.2– Comparação da função radial de dose calculada pelo GEANT4 com a mesma obtida por Taylor com o código Egsnrc¹⁷

Os dados apresentaram boa concordância com os da literatura, principalmente a 6 cm da fonte, que será a posição de medida onde serão posicionados os TLDs no fantoma de acrílico.

Portanto, o programa foi validado para o cálculo das grandezas dosimétricas com a geometria nas dimensões reais do fantoma de acrílico, os quais são diferentes das condições ideais proposta pelo TG-43.

4.3 Cálculo da Função Radial de Dose no Fantoma

A proposta do trabalho também foi fazer um fantoma para medir doses em fontes de braquiterapia. Entretanto, por questões práticas, não é barato e coerente construir um fantoma com as dimensões ideais para se obter as condições preconizadas pelo TG-43.

Como a função radial de dose quantifica a influência da atenuação e espalhamento de fótons na posição de medida^{10; 42}, essa grandeza foi escolhida para ser utilizada como fator de correção para medição com o fantoma proposto no presente trabalho.

A Figura 4.3 mostra a comparação entre a função radial de dose calculada no fantoma de acrílico pelo programa desenvolvido no presente trabalho e os dados obtidos por Taylor³², utilizando o código EGSnrc¹⁷.

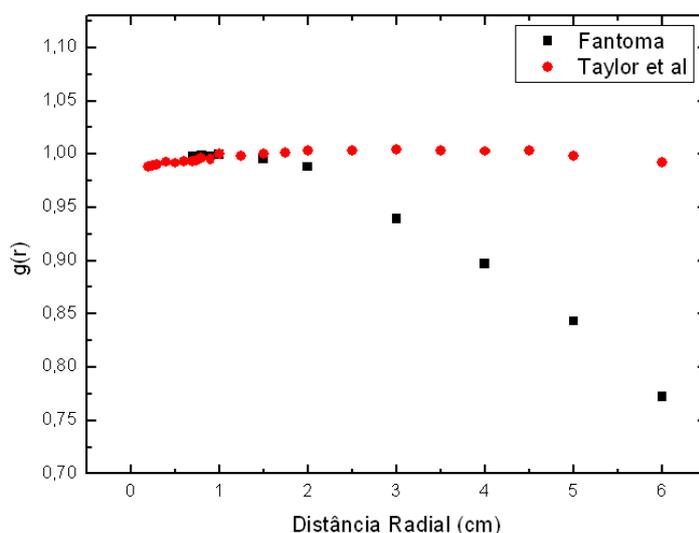


Figura 4.3 - Comparação da função radial de dose obtida no fantoma de acrílico com os dados obtidos nas condições preconizadas pelo TG-43

Conforme mostra a Figura, as condições de espalhamento no fantoma são muito diferentes das condições obtidas pelo fantoma “infinito”, o que corrobora a necessidade do método de Monte Carlo para determinação do fator de correção para a dosimetria com o fantoma de acrílico desenvolvido no presente trabalho.

4.4 Dosimetria no BrachyVision

Foi verificado com uma planilha em Excel que o BrachyVision usa os dados do consenso indicado na literatura. Pois, foi calculado manualmente o tempo para se entregar 1 Gy a 6cm da fonte, segundo o formalismo do TG-43, usando a taxa de kerma que o programa estava usando para calcular os tratamentos.

Esse tempo foi comparado com o tempo calculado pelo BrachyVision na tomografia do fantoma de acrílico para entregar a dose nas mesmas condições. Ambos os métodos, calcularam um tempo de aproximadamente 283 segundos para entregar a dose desejada nas mesmas condições. A Figura 4.4 mostra a planilha com o cálculo da dose.

| Dados TG-43 | |
|---|--------------|
| Taxa de Kerma no Ar Nominal - $Sk(U)$: | 40700,00 |
| $g(r)$ TG-43 | 0,992 |
| $g(r)$ Fantoma | 0,772 |
| $G(6cm)$ | 0,028 |
| $G(1cm)$ | 0,99 |
| Constante de Taxa de dose (cGy/(h.U)) | 1,115 |
| $F(6cm, 90)$ | 1 |
| Dose Aplicada | |
| | BrachyVision |
| Dose à 6 cm da fonte(Gy) | 100 |
| Tempo de Irradiação(h) | 0,08 |
| Tempo de Irradiação(min) | 4,71 |
| Tempo de Irradiação(s) | 283 |

Figura 4.4 – Planilha para o cálculo do tempo de irradiação segundo o TG-43

Como foi mostrado na seção anterior, a função radial de dose para o cálculo da mesma no fantoma é muito diferente da utilizada pelo programa BrachyVision, portanto, na realidade, seria necessário irradiar em um tempo de 363 segundos para se entregar a dose de 1 Gy na posição dos TLDs.

4.5 Dosimetria Termoluminescente

Para a avaliação da dose com os TLDs irradiados em um equipamento de braquiterapia de alta taxa de dose com uma fonte de ^{192}Ir , foi necessária a preparação de um formalismo baseado na calibração dos TLDs em ^{60}Co rastreado pela grandeza dose absorvida na água⁵⁴, medida por uma câmara de ionização cilíndrica calibrada no laboratório secundário do

Instituto de Radioproteção e Dosimetria, que assegura sua rastreabilidade dessa grandeza junto ao BIPM.

Conforme foi demonstrado anteriormente, existe a necessidade da introdução de um fator de correção na equação da determinação da dose nos TLDs. Esse fator foi definido como fator fantoma, pela relação equação:

$$F_{fant} = \frac{g(r)_{fant}}{g(r)_{TG-43}} \quad 4.1$$

O fantoma foi projetado para comportar 10 TLDs a 6 cm de distância da fonte, e devido à simetria cilíndrica do fantoma, o posicionamento dos TLDs foi igualmente espaçado em intervalos de 36° em coordenadas polares. Portanto, a dose medida por cada TLD foi estimada pela equação:

$$D_{TLD} = \frac{TL_{Ir-192}}{S_i \cdot F_{lin} \cdot \epsilon_{Co-60} \cdot E(r) \cdot F_{fant}} \quad 4.2$$

A dose total foi estimada pela média da dose medida pelos 10 TLDs com o fator de calibração e os fatores de correção. A Figura 4.5 mostra o gráfico ajustado com a equação que retorna o fator linearidade em função da leitura obtida

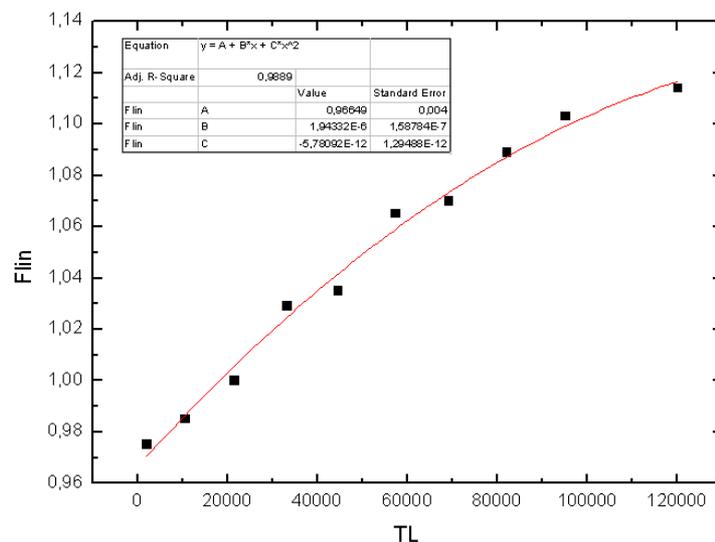


Figura 4.5 - Gráfico ajustado com a equação que calcula o fator linearidade (Flin) em função da leitura obtida nas leituras dos TLDs (em unidades arbitrarias).

A Tabela 4.1 mostra os fatores de correção obtidos no presente trabalho para o cálculo da dose.

Tabela 4.1–Resultados da dosimetria termoluminescente com o fantoma desenvolvido no presente trabalho

| | |
|-------------------------------------|-------|
| Fator de Calibração (TL/cGy) | 247,1 |
| Dependência Energética E(r) | 1,012 |
| Fator Fantoma (F_{fant}) | 0,778 |

Com o tempo de irradiação calculado pelo software Brachyvision o fantoma foi posicionado no equipamento de braquiterapia Varian Gammamed Plus e irradiado os TLDs irradiados foram lidos na leitora PCL3 (Figura 2.28). As leituras absolutas do sinal TL de cada TLD foram inseridas em uma planilha eletrônica para o cálculo da dose segundo o formalismo proposto nesse trabalho. A Tabela 4.2 mostra os resultados da irradiação feita no equipamento de Braquiterapia-HDR do INCA.

Tabela 4.2–Resultados da dosimetria termoluminescente com o fantoma desenvolvido no presente trabalho

| Dosimetria Termoluminescente | | | | | |
|------------------------------|-------|-------|-----------|-------|---------------|
| TLD | S | TL | (TL-BG)/S | Flin | Dose(cGy) |
| E09 | 0,990 | 19421 | 19606,3 | 1,002 | 100,57 |
| C69 | 1,032 | 19661 | 19034,1 | 1,001 | 97,73 |
| E95 | 0,987 | 20219 | 20482,0 | 1,004 | 104,90 |
| A67 | 1,044 | 19302 | 18484,8 | 1,000 | 95,00 |
| E22 | 1,034 | 19946 | 19286,1 | 1,002 | 98,98 |
| E41 | 0,990 | 19208 | 19397,9 | 1,002 | 99,53 |
| E94 | 1,043 | 20581 | 19721,8 | 1,003 | 101,14 |
| D48 | 0,998 | 19681 | 19700,6 | 1,002 | 101,03 |
| A34 | 1,050 | 21084 | 20063,7 | 1,003 | 102,83 |
| B64 | 1,000 | 19763 | 19756,0 | 1,003 | 101,31 |
| Dose Média (cGy) | | | | | 100,30 |

A Tabela 4.3 mostra o cálculo aproximado da incerteza relativa para a dose calculada usando a dosimetria termoluminescente.

Tabela 4.3–Cálculo da incerteza padrão para dosimetria termoluminescente

| Cálculo da Incerteza | | |
|--|--------------|----------|
| (%) | A | B |
| TL | 0,50% | |
| Flin | 0,41% | |
| Fator de Calibração (TL/cGy) | | 0,95% |
| Dependência Energética E(r) | 0,09% | |
| Fator Fantoma (F_{fant}) | 0,09% | |
| | | |
| Incerteza Padrão (1σ) | 1,16% | |
| Expandida (95,7%) k=2,02 | 2,34% | |

5 CONCLUSÕES

Foi desenvolvido e validado um programa em C++ com o código GEANT4 em plataforma Linux, com dados da literatura da grandeza kerma de referência para a fonte Gammamed Plus, utilizando a metodologia proposta por J. F. Williamson.

O programa também foi validado para o cálculo das grandezas dosimétricas nas condições ideais do protocolo TG-43, portanto, se tornou hábil para calcular a função radial de dose no fantoma de acrílico proposto, tornando possível calcular de maneira precisa o fator de correção para o material e geometria propostos.

O fantoma proposto foi caracterizado para uso de TLD em forma de chip para dosimetria de fontes de braquiterapia de alta taxa de dose. A utilização do fantoma é simples, pois dispensa a sua imersão dentro d'água para se obter condições ideais de espalhamento. A dose medida é o resultado da média de 10 medidas dos TLDs espaçados de forma equidistante, o que demonstrou um desvio padrão da média menor que 1% entre as 10 medições.

O Fluoreto de lítio demonstrou uma dependência energética considerável para as mudanças do espectro na geometria de irradiação. Em nosso fantoma o fator de correção calculado pelo método de Monte Carlo para dependência energética foi estimado em 1.012.

O cálculo do tempo de irradiação com o programa BrachyVision foi verificado de maneira independente com uma planilha eletrônica, que usa os dados do consenso da literatura, para a fonte de braquiterapia em questão.

Os tempos de irradiação calculados pela planilha e pelo programa BrachyVision coincidem, o que corroborou a hipótese do sistema de planejamento utilizar os dados da literatura, desconsiderando o material e a geometria do fantoma, bem como as diferenças no espalhamento.

A função radial de dose foi calculada pelo método de Monte Carlo para estimar o fator de correção para medição com o fantoma proposto no presente trabalho.

O fantoma foi irradiado com os TLDs no equipamento de braquiterapia do Varian Gammamed Plus do INCA e a dose foi calculada com formalismo aqui proposto, baseado na calibração dos TLDs em ^{60}Co em função da grandeza dose absorvida na água rastreada ao padrão do LNMRI-IRD. A dose medida e o kerma de referência calculado concordaram em 0,30% com o valor prescrito no programa Gammamed Plus.

5.1 Perspectivas

- Testar a reprodutibilidade do sistema proposto.
- Calcular os parâmetros dosimétricos, pelo método de Monte Carlo com incerteza estatística tão menor quanto possível, para outros tipos de fonte e equipamentos de braquiterapia de alta taxa de dose utilizados no Brasil.
- Formatar um banco de dados para a avaliação de diferentes serviços de braquiterapia.
- Inserir no formalismo o fator de desvanecimento para calcular de maneira adequada a dose na utilização do fantoma em um programa nacional de controle de qualidade postal em braquiterapia.
- Realizar um estudo detalhado para se obter a estimativa da incerteza global das grandezas medidas, levando-se em conta todos os fatores envolvidos no sistema.

6 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ¹ IAEA. **Aspectos físicos de la garantía de calidad en radioterapia: Protocolo de control de calidad, IAEA - TECDOC-1151.** 2000
- ² KUTCHER, G. J. et al. Comprehensive QA for radiation oncology: Report of AAPM radiation therapy committee task group 40. **MEDICAL PHYSICS-LANCASTER PA-**, v. 21, p. 581-581, 1994.
- ³ IZEWSKA, J.; ANDREO, P. The IAEA/WHO TLD postal programme for radiotherapy hospitals. **Radiotherapy and oncology**, v. 54, n. 1, p. 65-72, 2000.
- ⁴ IZEWSKA, J. et al. The IAEA/WHO TLD postal dose quality audits for radiotherapy: a perspective of dosimetry practices at hospitals in developing countries. **Radiotherapy and oncology**, v. 69, n. 1, p. 91-97, 2003.
- ⁵ _____. A methodology for TLD postal dosimetry audit of high-energy radiotherapy photon beams in non-reference conditions. **Radiotherapy and oncology**, v. 84, n. 1, p. 67-74, 2007.
- ⁶ KIRBY, T. H.; HANSON, W. F.; JOHNSTON, D. A. Uncertainty analysis of absorbed dose calculations from thermoluminescence dosimeters. **Medical Physics**, v. 19, p. 1427, 1992.
- ⁷ PQRT. PROGRAMA DE AVALIAÇÃO POSTAL DE FEIXES DE FÓTONS DE RADIOTERAPIA COM TLD EM CONDIÇÕES DE NÃO REFERÊNCIA. PRIMEIROS RESULTADOS-2003. Disponível em: < www.inca.gov.br/pqrt >.
- ⁸ AGOSTINELLI, S. et al. GEANT4 - A simulation toolkit. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment**, v. 506, n. 3, p. 250-303, 2003. ISSN 01689002 (ISSN). Disponível em: < <http://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-0038377458&partnerID=40&md5=0bd04fc978c4bdac8cf818cd16c01649> >.
- ⁹ NATH, R. et al. Specification of brachytherapy source strength: A report by Task Group 32 of the American Association of Physicists in Medicine. NY: **American Institute of Physics**, 1987.
- ¹⁰ BALTAS, D.; SAKELLIU, L.; ZAMBOGLOU, N. **The physics of modern brachytherapy for oncology.** Inst of Physics Pub Inc, 2007.

- 11 BERGER, M. J.; HUBBELL, J. H. NIST X-ray and Gamma-ray Attenuation Coefficients and Cross
Sections Database. **NIST Standard Reference Database**, v. 8,
- 12 RIVARD, M. J. et al. Update of AAPM Task Group No. 43 Report: A revised AAPM protocol for
brachytherapy dose calculations. **Medical Physics**, v. 31, p. 633, 2004.
- 13 BRIESMEISTER, J. F. MCNP-A general Monte Carlo N-Particle transport code, version 4C. **Los
Alamos National Laboratory, LA-13709-M**, 2000.
- 14 KAHN, H. **APPLICATIONS OF MONTE CARLO**. AECU-3259, RAND Corp., Santa Monica, Calif.
1954
- 15 RAESIDE, D. E. Monte Carlo principles and applications. **Physics in Medicine and Biology**, v. 21, n.
2, p. 181-197, 1976. ISSN 00319155 (ISSN). Disponível em: <
[http://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-
0017277826&partnerID=40&md5=5aa2670cd4fc063410aa95049a5aa3de](http://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-0017277826&partnerID=40&md5=5aa2670cd4fc063410aa95049a5aa3de)>.
- 16 NELSON, W. R. et al. The EGS4 code system. 1985.
- 17 KAWRAKOW, I.; ROGERS, D. W. O. The EGSnrc code system: Monte Carlo simulation of electron
and photon transport. **NRCC Report**, 2000.
- 18 GAROBY, R. Upgrade Issues for the CERN Accelerator Complex. 2008.
- 19 ARCHAMBAULT, L. et al. **Overview of Geant4 applications in medical physics**, 2003. p.
- 20 CHYTRACEK, R. et al. Geometry description markup language for physics simulation and analysis
applications. **IEEE Transactions on Nuclear Science**, v. 53, n. 5, p. 2892-2896, 2006. ISSN
00189499 (ISSN). Disponível em: <[http://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-
33750387135&partnerID=40&md5=1afdab084251669f170b133cddf90be5](http://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-33750387135&partnerID=40&md5=1afdab084251669f170b133cddf90be5)>.
- 21 APACHE, X. M. L. Project. Xerces C++ Parser. **Apache Software Foundation**, v. 2000, 1999.
- 22 ALLISONA, J. et al. The Geant4 Visualisation System. **Computer Physics Communications**, v. 178,
n. 5, p. 331-365, 2008.
- 23 PERL, J. Introduction to Geant4 Visualization.

- 24 FOPPIANO, F. et al. **The application of GEANT4 simulation code to the verification of a Brachytherapy calibration procedure**, 2000. 22-26 p.
- 25 BALLESTER, F. et al. Technical note: Monte-Carlo dosimetry of the HDR 12i and plus ¹⁹²Ir sources. **Medical Physics**, v. 28, n. 12, p. 2586-2591, 2001. ISSN 00942405 (ISSN). Disponível em: < <http://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-0035664767&partnerID=40&md5=e16103c5b3e8b8d5733a50e6bb91e23b> >.
- 26 _____. Monte Carlo dosimetry of the Buchler high dose rate ¹⁹²Ir source. **Physics in Medicine and Biology**, v. 46, n. 3, 2001. ISSN 00319155 (ISSN). Disponível em: < <http://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-0035103746&partnerID=40&md5=5785666134095cbfac58a404e52e965d> >.
- 27 TAYLOR, R. E. P.; ROGERS, D. W. O. EGSnrc Monte Carlo calculated dosimetry parameters for ¹⁹²Ir and ¹⁶⁹Yb brachytherapy sources. **Medical Physics**, v. 35, n. 11, p. 4933-4944, 2008. ISSN 00942405 (ISSN). Disponível em: < <http://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-54949134922&partnerID=40&md5=54ca4d3251e09778802929a3767de641> >.
- 28 ASO, T. Hands On 3. 2006. Disponível em: < <http://geant4.slac.stanford.edu/tutorial/mcgill06/HandsOn3/HandsOn3.htm> >.
- 29 BÉ, M. M.; DUCHEMIN, B.; LAMÉ, J. An interactive database for decay data. **Nuclear Instruments and Methods in Physics Research, Section A: Accelerators, Spectrometers, Detectors and Associated Equipment**, v. 369, n. 2-3, p. 523-526, 1996. ISSN 01689002 (ISSN). Disponível em: < <http://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-0000038098&partnerID=40&md5=9989eb8555b17fcc35b882648fe8af78> >.
- 30 TAYLOR, R. E. P.; YEGIN, G.; ROGERS, D. W. O. Benchmarking BrachyDose: Voxel based EGSnrc Monte Carlo calculations of TG-43 dosimetry parameters. **Medical Physics**, v. 34, n. 2, p. 445-457, 2007. ISSN 00942405 (ISSN). Disponível em: < <http://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-33846566263&partnerID=40&md5=d6e8b1223ffe6b0f669c9361aeffd396> >.
- 31 WILLIAMSON, J. F. Monte Carlo evaluation of kerma at a point for photon transport problems. **Medical Physics**, v. 14, n. 4, p. 567-576, 1987. ISSN 00942405 (ISSN). Disponível em: < <http://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-0023514509&partnerID=40&md5=359d21efad92af5a3a2147e7310d827f> >.
- 32 TAYLOR, R. E. P.; ROGERS, D. W. O. An EGSnrc Monte Carlo-calculated database of TG-43 parameters. **Medical Physics**, v. 35, n. 9, p. 4228-4241, 2008. ISSN 00942405 (ISSN). Disponível em:

- < <http://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-50449095484&partnerID=40&md5=4f0ee391975876c413dc8f33b69ce668> >.
- 33 RIVARD, M. J. et al. Dosimetric characterization of round HDR ^{192}Ir AccuBoost applicators for breast brachytherapy. **Medical Physics**, v. 36, n. 11, p. 5027-5032, 2009. ISSN 00942405 (ISSN). Disponível em: < <http://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-70350738100&partnerID=40&md5=20b7bb02b2573d2ce38903fbd96a96c5> >.
- 34 PÉREZ-CALATAYUD, J. et al. A dosimetric study of Leipzig applicators. **International Journal of Radiation Oncology Biology Physics**, v. 62, n. 2, p. 579-584, 2005. ISSN 03603016 (ISSN). Disponível em: < <http://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-18944373369&partnerID=40&md5=c3b078b91648266bf7a830214c831c1c> >.
- 35 BALLESTER, F. et al. Evaluation of high-energy brachytherapy source electronic disequilibrium and dose from emitted electrons. **Medical Physics**, v. 36, n. 9, p. 4250-4256, 2009. ISSN 00942405 (ISSN). Disponível em: < <http://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-69549114520&partnerID=40&md5=161b16d42bb056cbcbc9eacae9e00958> >.
- 36 CHAUVIE, S. et al. **Geant4 low energy electromagnetic physics**, 2004. p.
- 37 SCIENTIFIC, J. **TableCurve 2D. Automated fitting software. San Rafael, California**, 1994.
- 38 GRANERO, D. et al. Equivalent phantom sizes and shapes for brachytherapy dosimetric studies of ^{92}Ir and ^{137}Cs . **Medical Physics**, v. 35, n. 11, p. 4872-4877, 2008. ISSN 00942405 (ISSN).
- 39 BALLESTER, F. et al. Monte Carlo dosimetric study of Best Industries and Alpha Omega Ir-192 brachytherapy seeds. **Medical Physics**, v. 31, n. 12, p. 3298-3305, 2004. ISSN 00942405 (ISSN). Disponível em: < <http://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-11244309250&partnerID=40&md5=e603ecd30a210f23928d776df9613523> >.
- 40 PÉREZ-CALATAYUD, J.; GRANERO, D.; BALLESTER, F. Phantom size in brachytherapy source dosimetric studies. **Medical Physics**, v. 31, n. 7, p. 2075-2081, 2004. ISSN 00942405 (ISSN). Disponível em: < <http://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-3142677842&partnerID=40&md5=1ed62eb16eb1dad115fcf67ab66b79ee> >.
- 41 WILLIAMSON, J. F.; LI, Z. Monte Carlo aided dosimetry of the microelectron pulsed and high dose-rate ^{192}Ir sources. **Medical Physics**, v. 22, n. 6, p. 809-819, 1995. ISSN 00942405 (ISSN). Disponível em: < <http://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-0029038383&partnerID=40&md5=0432f2228e30f6638c2f1cd9f6bcafeb> >.

- 42 NATH, R. et al. Dosimetry of interstitial brachytherapy sources: Recommendations of the AAPM Radiation Therapy Committee Task Group No. 43. **Medical Physics**, v. 22, n. 2, p. 209-234, 1995. ISSN 00942405 (ISSN).
- 43 PRADHAN, A. S.; QUAST, U. In-phantom response of LiF TLD-100 for dosimetry of Ir HDR source. **Medical Physics**, v. 27, p. 1025, 2000.
- 44 YU, C.; LUXTON, G. TLD dose measurement: A simplified accurate technique for the dose range from 0.5 cGy to 1000 cGy. **Medical Physics**, v. 26, p. 1010, 1999.
- 45 LUXTON, G. et al. Measurement of dose rate from exposure-calibrated ^{125}I seeds. **International Journal of Radiation Oncology Biology Physics**, v. 18, n. 5, p. 1199-1207, 1990. ISSN 03603016 (ISSN). Disponível em: < <http://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-0025329334&partnerID=40&md5=adaceb65ef5e34b3363e87a4d0cae71c> >.
- 46 LAMBERT, J. et al. In vivo dosimeters for HDR brachytherapy: A comparison of a diamond detector, MOSFET, TLD, and scintillation detector. **Medical Physics**, v. 34, n. 5, p. 1759-1765, 2007. ISSN 00942405 (ISSN). Disponível em: < <http://www.scopus.com/inward/record.url?eid=2-s2.0-34247616143&partnerID=40&md5=17d35207543d3abc125fac4b2a588b3a> >.
- 47 LYMPEROPOULOU, G. et al. Monte Carlo and thermoluminescence dosimetry of the new IsoSeed model I25. S17 ^{125}I interstitial brachytherapy seed. **Medical Physics**, v. 32, n. 11, p. 3313, 2005.
- 48 PATEL, N. S. et al. Thermoluminescent dosimetry of the Symmetra ^{125}I model I25. S06 interstitial brachytherapy seed. **Medical Physics**, v. 28, n. 8, p. 1761, 2001.
- 49 BUSUOLI, G. Chapter 8. In: (Ed.). **Precision and Accuracy of TLD Measurements in Applied Thermoluminescence Dosimetry**: Adam Hilger Ltd, 1981.
- 50 CHILDRESS, N. L. et al. Retrospective analysis of 2D patient-specific IMRT verifications. **Medical Physics**, v. 32, p. 838, 2005.
- 51 DAS, R. K. et al. Accuracy of Monte Carlo photon transport simulation in characterizing brachytherapy dosimeter energy-response artefacts. **Physics in Medicine and Biology**, v. 41, p. 995-1006, 1996.
- 52 ATTIX, F. H. **Introduction to radiological physics and radiation dosimetry**. Wiley-Interscience, 1986.

53 SOLIDWORKS, I. SolidWorks Corporation. **Concord, MA**, 2002.

54 ANDREO, P.; BURNS, D. T. IAEA TRS-398-Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry based on Standards of Absorbed Dose to Water. **International Atomic Energy Agency**, 2001.