INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES

Autarquia associada à Universidade de São Paulo

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE DOSIMETRIA PARA APLICADORES DE BETATERAPIA DE $^{90}Sr+^{90}Y$

TALITA SALLES COELHO

Dissertação apresentada como parte dos requisitos para obtenção do Grau de Mestre em Ciências na Área de Tecnologia Nuclear- Reatores.

Orientador:
Dr. Hélio Yoriyaz

São Paulo
2010

Dedico este trabalho:

*Aos meus queridos pais **Marli e Joaquim** pelo amor incondicional e sem fim, pela dedicação extrema, pelos sacrifícios, onde muitas vezes sacrificaram seus sonhos para realizar os meus, por toda confiança depositada, pelo carinho, palavras de incentivos nas horas mais difíceis, pelos sábios conselhos que me ajudaram chegar até aqui, pelas orações, por cada lágrima derramada e cada sorriso dado comigo e por me apoiarem e incentivarem em tudo o que eu sempre desejei e sonhei fazer na minha vida. Também não poderia eu deixar de mencionar as longas conversas de todas as noites, que me faziam sentir tão perto do cotidiano de vocês, trazendo tranquilidade e aconchego sempre.*

*Ao meu querido irmão **Thiago** pelo amor e apoio, por todos os momentos bons e ruins compartilhados, pela união que sempre preservamos e por simplesmente fazer parte da minha vida.*

*Ao meu querido namorado **Daniel** pelo amor, carinho, e confiança depositada, por todos os momentos vividos e compartilhados, bons e ruins, pelo apoio nas horas difíceis e pela paciência nesta dura fase final.*

A todas as pessoas que torceram de coração para realização deste trabalho.

Obrigado a todos vocês, que tanto amo, e que hoje dedico todo este meu esforço, na concretização deste trabalho, mais um sonho realizado.

AGRADECIMENTOS

Agradeço a meu orientador **Prof. Dr. Hélio Yoriyaz**, pela oportunidade de concretização deste trabalho, pela orientação dedicada e atenciosa, pela paciência, compreensão, confiança e pelos valiosos ensinamentos durante estes anos, que muito ajudaram na realização deste trabalho.

Ao amigo **Prof. Dr. Marco Antonio Rodrigues Fernandes**, pela elaboração do plano de trabalho, pela co-orientação, por emprestar seus aplicadores de betaterapia, pela ajuda nas medidas experimentais, que realizamos durante várias madrugadas, pelos sábios ensinamentos, pelos incentivos, pela motivação, confiança depositada, pela amizade e acima de tudo pela inesgotável dedicação, onde muitas vezes se abdicou de seus compromissos para me ajudar.

Ao **Prof. Dr. Mário Jefferson Quirino Louzada**, da Faculdade de Medicina Veterinária da UNESP de Araçatuba, pela ajuda nas medidas experimentais com os filmes, e pela disposição em sempre ajudar.

Ao **serviço técnico de radioterapia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Botucatu – UNESP**, por nos ter possibilitado o acesso para realização dos experimentos, ao **técnico Natanael Izidoro**, por ser extremamente prestativo nos ajudando nas longas madrugadas de experimentos.

Ao **departamento de radioterapia do Hospital das Clínicas da Faculdade de medicina de São Paulo – USP**, pelo acesso ao forno e a leitora dos TLD's e pelos filmes radiocrômicos.

A Msc. Patrícia de Lara Antonio do **Laboratório de Calibração de Instrumentos do IPEN** pela ajuda nas medidas experimentais com a mini-câmara de extrapolação de janela-plana.

A todos os bolsistas do CEN, **Milena, Paula, Douglas, Pedro, Lubianca, Tiago, Rafael, Pedro, Rafael, Léo, Greg, Rodrigo, Felipe Massicano e Felipe Cintra,** pela amizade, companheirismo, apoio, ajuda, incentivo, paciência, carinho,

preocupação, momentos compartilhados de alegria e diversão, pelas experiências trocadas e por fazer dos meus longos dias mais felizes, com as conversas alegres e agradáveis. Agradeço em especial a Mi pela ajuda em relação às normas, a Paulinha em relação ao TLD's, ao Felipe pela ajuda com a teoria do método de Monte Carlo, ao Rodrigo pela ajuda com as imagens digitalizadas. Não poderia eu deixar de agradecer a **Ariane (Ari)** pelas nossas longas noites de medidas, pelas nossas histórias na USP.

A todo pessoal do CEN em especial a **Dra. Gaianê** e ao **Dr. Paulo de Tarso**.

Ao **Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares** (IPEN/CNEN) e ao Superintendente **Dr. Nilson Dias Vieira Júnior** por toda a infra-estrutura fornecida.

A **Comissão Nacional de Energia Nuclear** (CNEN) pelo suporte financeiro.

Agradeço e dedico de forma especial a **Deus**, por me guiar e me direcionar a cada decisão, por sempre iluminar o meu caminho e por ter me amparado todas as vezes que me faltaram forças. Obrigada Senhor por ter colocado pessoas tão especiais em minha vida, com as quais tenho aprendido tanto. Hoje lhe agradeço e lhe dedico este trabalho, pois se não fosse de sua vontade não o teria concluído.

A todos que de uma forma ou outra contribuíram para a realização deste trabalho, meus sinceros agradecimento.

Obrigada a todos!

DESENVOLVIMENTO DE UM SISTEMA DE DOSIMETRIA PARA APLICADORES DE BETATERAPIA DE $^{90}Sr+^{90}Y$

Talita Salles Coelho

RESUMO

Os aplicadores de $^{90}Sr+^{90}Y$ utilizados no Brasil em betaterapia para prevenção de quelóide e pterígio são importados e suas características dosimétricas são obtidas através de tabelas e manuais dos fabricantes apenas de forma ilustrativa pelos fabricantes. A rotina exaustiva dos profissionais de física médica nos serviços de radioterapia muitas vezes não viabiliza a realização de procedimentos para confirmação destes parâmetros. Este trabalho apresenta o desenvolvimento de uma metodologia para dosimetria de aplicadores de betaterapia de $^{90}Sr+^{90}Y$. O *software* MCNP5 que é baseado no método de Monte Carlo foi utilizado para simulação das curvas de porcentagem de dose profunda e perfis de distribuição de dose produzidos por estes aplicadores. As medidas experimentais da atenuação da radiação, perfil radial e axial, foram realizadas com uma mini-câmara de extrapolação, dosímetros termoluminescentes e filmes radiocrômicos. Os resultados das medidas experimentais foram comparados com os valores simulados. Ambas as curvas de porcentagem de dose profunda e os perfis de distribuição de dose radiais, teóricos e experimentais, apresentaram boa concordância, o que pode validar o uso do *software* MCNP5 para estas simulações, reforçando a viabilidade do uso deste método nos procedimentos de dosimetria destas fontes emissoras de radiação beta.

DOSIMETRY SYSTEM DEVELOPMENT FOR $^{90}Sr+^{90}Y$ BETATHERAPY APPLICATORS

Talita Salles Coelho

ABSTRACT

The $^{90}Sr+^{90}Y$ applicators, used in Brazil betatherapy for prevention of keloids and pterigium, are imported and their dosimetric features are obtained through charts and manuals provided only in an illustrated form by the manufacturers. The exhaustive routine of the medical physicists in the clinic often do not make possible the accomplishment of procedures for the confirmation of these parameters. This work presents the development of a methodology for the dosimetry of $^{90}Sr+^{90}Y$ betatherapy applicators. The MCNP5 software that is based on the Monte Carlo method was used for the simulation of the percentage depth dose curves and dose distribution profiles produced by these applicators. The experimental measurements of the radial and axial radiation attenuation, have been done with a mini-extrapolation chamber, thermoluminescent dosimeters and radiographic films. The experimental results have been compared with the simulated values. Both percentage depth dose curves and the radial dose profiles, the theoretical and the experimental ones, have presented good agreement, which may validate the use of the MCNP5 software for these simulations, confirming the viability of the usage of this method in procedures of beta emitter sources dosimetry.

SUMÁRIO

Página

1 INTRODUÇÃO 14
1.1 Objetivo 16
2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS 17
2.1 Radioatividade Natural 17
2.2 Radioatividade Artificial 17
2.3 Atividade 18
2.4 Decaimento Radioativo 18
2.5 Meia Vida ($T_{1/2}$) e Vida Média (T_a) 19
2.6 Dose Absorvida e Taxa de Dose 19
2.7 Porcentagem de Dose Profunda (PDP) 20
2.8 Não Uniformidade e Assimetria 20
2.9 Radiação β 21
2.9.1 Emissão β^- 21
2.9.2 Emissão β^+ 21
2.9.3 Neutrino v e o anti-neutrino $\bar{\nu}$ 22
2.9.4 Emissão de β puro 22
2.9.5 Distribuição energética da emissão β 23
2.10 Interação da radiação ionizante com a matéria 23
3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA 25
3.1 História da Radioterapia 25
3.2 Radioterapia 27
3.2.1 Teleterapia 28
3.2.2 Braquiterapia 28
3.3 Anatomia da pele 29
3.3.1. Quelóides 30
3.4 Anatomia do olho humano 33
3.4.1 Pterígio 34
3.5 Betaterapia 36
4 MATERIAIS E MÉTODOS 37
4.1 Aplicadores de betaterapia de $^{90}Sr+^{90}Y$ 37

4.2 O método de Monte Carlo aplicado ao transporte de radiação 39
4.2.1 Código MCNP5 40
4.3 Dosímetros termoluminescentes de LiF-100.....42
4.4 Mini-Câmara de Ionização de Extrapolação de Janela-Plana.....45
4.5 Filmes radiocrômicos 46
4.6 Descrição das simulações computacionais e das medidas experimentais 49
4.6.1 Simulações utilizando o código MCNP5.....49
4.6.1.1 Simulações utilizando os aplicadores dermatológicos para obtenção dos perfis axiais e radiais.....50
4.6.1.2 Equações do modelo matemático da anatomia do olho humano.....52
4.6.2 Medidas experimentais 56
4.6.2.1. Experimentos utilizando uma mini-câmara de extrapolação de janela plana 56
4.6.2.2 Experimentos com dosímetros termoluminescentes de LiF-100.....58
4.6.2.3 Experimentos com filmes radiocrômicos *GafChromic*® EBT QD+.....59
5 RESULTADOS E DISCUSSÕES.....67
5.1 Curva de PDP - aplicador n°1 (D=22,57 mm) 67
5.2 Curva de PDP - aplicador n°2 (D=9,0 mm) 68
5.3 Curvas de PDP - aplicadores n°s 1 e 2, e ICRU *report* 72.....69
5.4 Caracterização do filme radiocrômico do tipo *GafChromic*® EBT QD+ 71
5.6 Perfil de distribuição de dose radial - aplicador n°2 80
5.6.1 Comparação dosimétrica: cálculos com o código MCNP5 *versus* cálculos com o código EGS4 (literatura).....80
5.6.2 Comparação dosimétrica: cálculos com o código MCNP5 *versus* experimentos com filmes radiocrômicos 81
5.7 Caso clínico utilizando o aplicador n°3.....87
5.8 Curva de PDP - aplicador n°3 (D=12,0 mm) 88
5.9 Perfil de distribuição de dose radial - aplicador n°3 91
5.10 Análise dosimétrica de planura (literatura).....93
5.11 Cálculos da não uniformidade e da assimetria dos aplicadores n°s 1, 2 e 3 .97
6 CONCLUSÕES.....101
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....103

LISTA DE TABELAS

TABELA 2.1- Emissores beta puros.....22
TABELA 3.1- Espessura da epiderme e da derme na região do tórax.....32
TABELA 3.2- Betaterapia em pterígio - % de complicações. 35
TABELA 4.1 – Características dos Aplicadores. 39
TABELA 4.2– Regiões do olho humano com suas respectivas massas, densidades e volumes. 54
TABELA 4.3– Coordenadas do campo centrado do aplicador nº1.....65
TABELA 5.1- Coeficientes da função dose-profundidade relativa para aplicadores de $^{90}Sr+^{90}Y$.....70
TABELA 5.2- Dados da densidade óptica média e da dose em relação ao tempo de exposição. 72
TABELA 5.3- Transformação de energia depositada em Dose absorvida/Atividade. 87
TABELA 5.4- Dose recebida em cada região do olho humano. Atividade da fonte: 4,23 mCi. Tempo de exposição:10s. 88
TABELA 5.5- Dados calculados do perfil de distribuição de dose axial do aplicador n°3.....89
TABELA 5.6- Coeficientes da função dose radial relativa para aplicadores de $^{90}Sr+^{90}Y$, fornecidos pela literatura e ajustados para o aplicador n°2. 94

LISTA DE FIGURAS

FIGURA 2.1 – Espectro energético de um processo de emissão β. 23
FIGURA 3.1- Anatomia da pele.....30
FIGURA 3.2- (a) Quelóides na região do tórax, após a retirada da mama e de uma cirurgia cardíaca e (b) quelóides na região da orelha, devido a um *piercing* 31
FIGURA 3.3- Anatomia do olho humano.....34
FIGURA 3.4- Pterígio nasal em um paciente homem de 41 anos.....34
FIGURA 3.5- (a) Aplicação da betaterapia realizada para prevenção de quelóide e (b) aplicação da betaterapia para prevenção da recidiva do pterígio.....36
FIGURA 4.1- (a) Aplicador de betaterapia plano-circular (n°1) e (b) aplicador de betaterapia plano-circular (n°2) e (c) aplicador de betaterapia côncavo-circular (n°3). 38
FIGURA 4.2- Esquema dos dosímetros termoluminescentes.....43
FIGURA 4.3- Dosímetros termoluminescentes de LiF-100. 43
FIGURA 4.4- Esquema de uma leitora de TLD 44
FIGURA 4.5- Mini-câmara de extrapolação de janela plana 46
FIGURA 4.6- Desenho ilustrativo das camadas do filme *GafChromic*® EBT QD+. 47
FIGURA 4.7- Curva sensitométrica.....48
FIGURA 4.8- Modelagem da geometria das simulações realizadas no código MCNP5. 50
FIGURA 4.9- Espectro de energia do ^{90}Sr+^{90}Y. 51
FIGURA 4.10- (a) Modelagem para cálculo das planuras do aplicador n°1 e (b) Modelagem para cálculo das planuras do aplicador n°2. 52
FIGURA 4.11- Modelagem do aplicador n° 3, utilizado nas simulações. 54
FIGURA 4.12- Modelagem do olho humano no MCNP5.....55
FIGURA 4.13- Modelagens das simulações utilizando o aplicador nº3: (a) para cálculos de doses axiais e (b) para cálculo de doses radiais. 56
FIGURA 4.14- (a) Mini-câmara de extrapolação de janela plana e (b) Eletrômetro acoplado a mini-câmara de extrapolação. 57

FIGURA 4.15- Arranjo experimental utilizando a mini-câmara de extrapolação de janela plana. 57
Figura 4.16- (a) Placa de acrílico com 4 tld's e (b) Arranjo experimental. 59
FIGURA 4.17- Leitora de TLD's. 59
FIGURA 4.18– Densitômetro óptico PTW DensiX. 60
FIGURA 4.19- (a) Imagem digitalizada do filme exposto pelo aplicador n°1, (b) Imagem digitalizada do filme exposto pelo aplicador n°2 e (c) Imagem digitalizada do filme exposto pelo aplicador nº3. 62
FIGURA 4.20- Matriz de campo centrado na profundidade de 1,8 mm - aplicador nº1. 64
FIGURA 5.1- Comparação entre as curvas de porcentagens de dose profunda do aplicador de $^{90}Sr+^{90}Y$ n°1 obtidas com MCNP5, TLD e CI. 68
FIGURA 5.2- Comparação entre as curvas de porcentagens de dose profunda do aplicador de $^{90}Sr+^{90}Y$ n°2 obtidas com MCNP5, TLD e CI. 69
FIGURA 5.3- Comparações dosimétricas entre as curvas de PDP obtidas através de simulações utilizando o código MCNP5 e pela norma [35]. 71
FIGURA 5.4- Curva sensitométrica do filme *GafChromic*® EBT QD+ devido a exposições pelo aplicador n°2. 73
FIGURA 5.5- Curva relacionando tons de cinza *versus* densidade óptica. 73
FIGURA 5.6- Curva relacionando tons de cinza *versus* dose. 74
FIGURA 5.7- a) Planura experimental (filme) do aplicador n°1 para 0,0 mm de profundidade e b) Perfis de distribuições radiais de doses relativas do aplicador n°1: experimental (Filme) e calculado (MCNP5) para 0,0 mm de profundidade. .. 76
FIGURA 5.8- a) Planura experimental (filme) do aplicador n°1 para 0,6 mm de profundidade e b) Perfis de distribuições radiais de doses relativas do aplicador n°1: experimental (Filme) e calculado (MCNP5) para 0,6 mm de profundidade. .. 77
FIGURA 5.9- a) Planura experimental (filme) do aplicador n°1 para 1,2 mm de profundidade e b) Perfis de distribuições radiais de doses relativas do aplicador n°1: experimental (Filme) e calculado (MCNP5) para 1,2 mm de profundidade. .. 78
FIGURA 5.10- a) Planura experimental (filme) do aplicador n°1 para 1,8 mm de profundidade e b) Perfis de distribuições radiais de doses relativas do aplicador n°1: experimental (Filme) e calculado (MCNP5) para 1,8 mm de profundidade. .. 79
FIGURA 5.11- Distribuição radial de dose relativa calculada com os códigos MCNP5 e EGS4, para 0,0, 1,0, 2,0 e 3,0 mm de distância da placa. 81

FIGURA 5.12- a) Planura experimental (filme) do aplicador n°2 para 0,0 mm de profundidade e b) Perfis de distribuições radiais de doses relativas do aplicador n°1: experimental (Filme) e calculado (MCNP5) para 0,0 mm de profundidade. ..83
FIGURA 5.13- a) Planura experimental (filme) do aplicador n°2 para 0,6 mm de profundidade e b) Perfis de distribuições radiais de doses relativas do aplicador n°1: experimental (Filme) e calculado (MCNP5) para 0,6 mm de profundidade. ..84
FIGURA 5.14- a) Planura experimental (filme) do aplicador n°2 para 1,2 mm de profundidade e b) Perfis de distribuições radiais de doses relativas do aplicador n°1: experimental (Filme) e calculado (MCNP5) para 1,2 mm de profundidade. ..85
FIGURA 5.15- a) Planura experimental (filme) do aplicador n°2 para 1,8 mm de profundidade e b) Perfis de distribuições radiais de doses relativas do aplicador n°1: experimental (Filme) e calculado (MCNP5) para 1,8 mm de profundidade. ..86
FIGURA 5.16- Curvas de porcentagem de dose profunda da placa de ^{90}Sr+^{90}Y n°3 obtida com o código MCNP5, CI e filme. 90
FIGURA 5.17- Planuras do aplicador n°3: experimental (Filme) e calculado (MCNP5) para 0,0 mm de profundidade. 92
FIGURA 5.18- Planuras do aplicador n°3: experimental (Filme) e calculado (MCNP5) para 1,0 mm de profundidade. 92
FIGURA 5.19- Distribuição radial da dose para 0,0 mm de distância da placa.....95
FIGURA 5.20- Distribuição radial da dose para 1,0 mm de distância da placa.....95
FIGURA 5.21- Distribuição radial da dose para 2,0 mm de distância da placa.....96
FIGURA 5.22- Distribuição radial da dose para 3,0 mm de distância da placa.....96
FIGURA 5.23- Perfil de distribuição de dose radial da placa de ^{90}Sr+^{90}Y n°1 obtida com o filme radiocrômico. 99
FIGURA 5.24- Perfil de distribuição de dose radial da placa de ^{90}Sr+^{90}Y n°2 obtida com o filme radiocrômico. 99
FIGURA 5.25- Perfil de distribuição de dose radial da placa de ^{90}Sr+^{90}Y n°3 obtida com o filme radiocrômico. 100

1 INTRODUÇÃO

Quelóides podem aparecer em algumas pessoas como resposta incomum do organismo a algum trauma cutâneo. Estudos indicam que a incidência de quelóide é mais acentuada em pessoas de pele escura e de descendência de países orientais. Há uma excessiva produção de tecido fibroso que, uma vez instalado, não regride espontaneamente. Dependendo da área onde aparece, o quelóide pode provocar prurido e dor, além de expressivo efeito cosmético indesejável, levando o paciente, muitas vezes por questões psicológicas e clínicas, a procurar um especialista em busca de uma solução para o problema.

Pterígio é uma neoformação fibrovascular da conjuntiva do bulbo sendo especialmente freqüente nos países tropicais. No Brasil sua incidência é bastante acentuada no estado do Rio Grande do Norte. A grande maioria das lesões surge no canto nasal. Seu tratamento é inicialmente cirúrgico com excisão da lesão, no entanto apresenta taxa de recidiva em torno de 20 a 40% dos casos operados. Dentre as várias técnicas utilizadas após a cirurgia para se prevenir a recorrência do pterígio, a radioterapia com raios beta é a que tem apresentado melhores resultados [1,2].

A betaterapia é uma modalidade de radioterapia que utiliza fontes emissoras de radiação do tipo beta (β) para prevenção e tratamento de doenças dermatológicas tais como quelóides e algumas lesões bastante superficiais da pele, e doenças oftalmológicas como pterígio. A betaterapia administrada com placa oftalmológica de ^{90}Sr, impede a formação da nova cicatriz por inibição das células endoteliais dos brotos vasculares, com conseqüente inibição da migração fibroblástica [3].

Na década de 90, estima-se que cerca de 10 fabricantes produziram algumas centenas de unidades desses aplicadores [4], onde o material radioativo é depositado em placas planas ou côncavas, que são colocadas sobre a esclera, região onde foi removido o pterígio.

Apesar de não serem mais fabricados, os aplicadores de $^{90}Sr+^{90}Y$ produzidos naquela época ainda estão em uso, por possuírem uma meia-vida de 28,5 anos. Estes aplicadores possuem certificado de calibração dado pelos seus fabricantes, onde poucos foram recalibrados. Só existem alguns laboratórios que oferecem o serviço de calibração destes aplicadores no mundo, dentre eles, o NIST (*National Institute of Standard and Technology)* desde 1977, o *Radiation Calibration Laboratory* da Universidade de Wisconsin desde 1996 e mais recentemente o PTB, *Physikalisch-Technische Bundesanstalt* [5]. No Brasil há o laboratório de Calibração e Instrumentos do IPEN, que é capacitado a calibrar estes aplicadores, embora ainda não seja acreditado pelo Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade Industrial (INMETRO).

A dosimetria dos aplicadores de $^{90}Sr+^{90}Y$ é um procedimento bastante complexo devido a altos gradientes de dose e baixo poder de penetração das partículas e no caso dos aplicadores côncavos, à geometria da fonte que dificulta ainda mais a dosimetria, fazendo-se necessário que o campo de radiação seja minuciosamente definido, para garantir a reprodutibilidade nos laboratórios.

Não existe concordância internacional sobre os procedimentos de calibração de aplicadores de $^{90}Sr+^{90}Y$. A dose de radiação na superfície da placa pode variar em até 57% entre laboratórios de dosimetria, o que torna problemática a intercomparação dos resultados [6].

A utilização e o manuseio destes aplicadores no serviço de radioterapia são limitados pelos dados que são fornecidos pelos fabricantes internacionais, além disso, a rotina exaustiva dos físicos nos serviços de radioterapia não favorece a execução de procedimentos de dosimetria para confirmação dos parâmetros físicos destas fontes, o que, de certa forma, pode comprometer a qualidade e flexibilidade do tratamento.

A literatura é escassa em trabalhos que apresentem métodos computacionais que possam validar as medidas do perfil de distribuição de dose emitida pelos aplicadores de $^{90}Sr+^{90}Y$.

O estabelecimento de um protocolo para analisar periodicamente o perfil da dose de radiação liberada por estes aplicadores pode contribuir para um melhor conhecimento dos efeitos indesejáveis dos procedimentos de betaterapia, dentre eles a hipercromia apresentada após o tratamento e a recidiva da lesão [7]. Desta forma, é indispensável que se proceda uma meticulosa dosimetria das

placas, utilizando instrumentos ou equipamentos como câmaras de extrapolação, dosímetros termoluminescentes, filmes radiocrômicos, diodos, dentre outros. O método de cálculo utilizando algoritmos matemáticos desenvolvidos pela técnica de Monte Carlo, tem sido largamente aplicado em problemas e modelagem de fontes de radiação utilizadas em radioterapia, sendo neste trabalho estendida para fonte de $^{90}Sr+^{90}Y$ de uso em betaterapia.

1.1 Objetivo

O objetivo deste trabalho é desenvolver um sistema de dosimetria para aplicadores de betaterapia de $^{90}Sr+^{90}Y$, utilizando o Método de Monte Carlo com o código MCNP5 para obtenção do perfil de distribuição de dose axial e radial produzida por estes aplicadores. Os resultados desses cálculos são confrontados com os valores fornecidos pela literatura, com medidas experimentais feitas com filmes radiocrômicos *GafChromic*® EBT QD+, dosímetros termoluminescentes de LiF-100 e câmara de ionização (extrapolação).

2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

Neste capítulo será abordado alguns conceitos básicos necessários para o entendimento de alguns formalismos utilizados na dosimetria.

2.1 Radioatividade Natural

A radioatividade é caracterizada pela transformação espontânea do núcleo atômico de um nuclídeo para outro, isto é, as partículas nucleares estão em contínuo movimento, portanto algumas colisões podem ocorrer, transferindo energia de uma partícula para outra e, quando as forças de atração entre essas partículas não são intensas o suficiente, algumas delas podem escapar do núcleo, emitindo partículas α (alfa) ou partículas β (beta) do núcleo do átomo que se desintegra. Esta transformação é chamada de desintegração ou transmutação. Esta emissão modifica o núcleo original, desta forma, o número de átomos do elemento que se desintegra (pai) diminui e, consequentemente, aumenta o número de átomos do elemento produto da desintegração (filho). Em certos casos o nuclídeo filho também é radioativo, que por sua vez também decai em outro nuclídeo, até que atinja uma configuração estável. Atualmente, sabe-se que núcleos instáveis emitem partículas alfa, beta e gama como modo de aliviar essa instabilidade [7,10].

2.2 Radioatividade Artificial

Com o desenvolvimento de equipamentos de alta energia de radiação, como cíclotron, aceleradores lineares e os reatores nucleares, muitos isótopos radioativos passaram a ser produzidos. Esses isótopos são produzidos por bombardeio do núcleo estável com nêutrons, partículas alfa, gama, dentre outras, fazendo com que se tornem instáveis e se desintegrem em outro elemento, que pode ser instável ou não, emitindo radiação [11].

2.3 Atividade

A atividade de uma amostra é caracterizada pelo número de átomos que se desintegram por unidade de tempo, ou seja, a velocidade de desintegração dos átomos e é dada pela fórmula [7,12]:

$$\begin{aligned} &A_0(t_0) = -\lambda N_0 \\ &A(t) = -\lambda N \\ &\frac{A}{A_0} = \frac{\lambda N}{\lambda N_0} = \frac{N}{N_0} = e^{-\lambda t} \\ &\frac{A}{A_0} = e^{-\lambda t} \\ &A = A_0 \times e^{-\lambda t} \end{aligned} \tag{2.4}$$

onde: A_0 é a atividade em um instante inicial,

A é a atividade depois de decorrido um tempo t,

t é o tempo decorrido,

λ é a constante de decaimento.

A unidade da atividade é dada em becquerel (Bq) no Sistema Internacional e equivale a uma desintegração por segundo, 1des./s. Entretanto, na prática ainda se utiliza a unidade antiga que é o Curie onde 1 Curie (Ci) = $3{,}7 \times 10^{10}$ des./s, desta forma, 1 Ci equivale a $3{,}7 \times 10^{10}$ Bq.

2.4 Decaimento Radioativo

O processo de decaimento radioativo é um fenômeno puramente estatístico, não é possível prever quando um átomo se desintegrará. Segundo a lei do decaimento radioativo o número de átomos que se desintegram por unidade de tempo ($\Delta N/\Delta t$), é proporcional ao número de núcleos radioativos ainda presentes (N), matematicamente [7]:

$$\frac{\Delta N}{\Delta t} = -\lambda N \tag{2.1}$$

onde λ é a constante de decaimento, o sinal negativo indica que o número de núcleos radioativos diminui com tempo.

2.5 Meia Vida ($T_{1/2}$) e Vida Média (T_a)

Meia vida é definida como o tempo necessário para que certo material radioativo tenha seu número de átomos radioativos reduzido à metade. A relação entre a meia vida e a constante de decaimento λ é expressa por [10]:

$$T_{1/2} = \frac{0{,}693}{\lambda} \tag{2.2}$$

A vida média de um material radioativo (T_a) é a média do tempo de vida para o decaimento dos átomos radioativos, pois teoricamente, um material radioativo leva um tempo infinito para decair totalmente. A fórmula dada é [10]:

$$T_a = \frac{1}{\lambda} \tag{2.3}$$

2.6 Dose Absorvida e Taxa de Dose

A dose absorvida ou dose é definida como sendo a razão entre a energia cedida ao meio na ionização, dε, em um elemento com massa, dm, e é dada pela fórmula [11,13]:

$$D = \frac{d\varepsilon}{dm} \tag{2.5}$$

A unidade de dose absorvida no Sistema Internacional é o Gray (Gy), sendo que 1 Gy é igual a 1 J/kg.

A taxa de dose é o quociente da dose absorvida, dD, no intervalo de tempo dt, e sua unidade é [J/kg.s] [13].

$$\dot{D} = \frac{dD}{dt} \tag{2.6}$$

2.7 Porcentagem de Dose Profunda (PDP)

A curva de PDP apresenta a distribuição da dose no eixo axial, isto é, uma relação percentual da dose em uma profundidade de interesse (D_Q) em relação à dose na profundidade de dose máxima (D_P) [14]:

$$PDP = \frac{D_Q}{D_P} \times 100 \tag{2.7}$$

2.8 Não Uniformidade e Assimetria

A não uniformidade (U_F) é definida como a variação percentual máxima permitida da dose dentro de 80% da largura à meia altura do perfil do campo (R_{50}) em um plano transversal ao eixo do feixe. Matematicamente tem-se [15]:

$$U_F = \max\left(\left|D_{\min} - D_{r=0}\right|, \left|D_{\max} - D_{r=0}\right|\right) / D_{r=0} \times 100\% \tag{2.8}$$

onde D_{max} e o D_{min} são, respectivamente, os valores de dose máxima e mínima e o $D_{r=0}$ é a dose D(r,z), determinada em um ponto sobre o eixo da fonte (r=0) a uma profundidade de z= 2,0 mm .

O R_{50} é definido como o raio médio da curva de isodose de 50%, de uma distribuição de dose, no qual 100% é dado pela dose máxima absorvida [15].

A assimetria (U_{as}) é a variação da dose calculada sobre um circulo com raio r. O máximo desta variação, em uma escala de r=0 a $0{,}8R_{50}$ determina o valor da assimetria [36]:

$$U_{AS} = \max\left(\left\{D_{\max}(r) - D_{\min}(r)\right\} / D_{avg}(r)\right) \times 100\% \tag{2.9}$$

onde D_{avg} é a dose média absorvida, em um conjunto de valores variando de r=0 a $r<0{,}8R_{50}$.

2.9 Radiação β

A radiação beta (β) é um termo usado para descrever elétrons (negatrons e pósitrons) de origem nuclear, carregados positiva (β^+) ou negativamente (β^-). Sua emissão geralmente se dá através de núcleos de átomos de massa pequena ou intermediária, que possuem excesso ou falta de nêutrons em relação à estrutura estável correspondente.

2.9.1 Emissão β^-

A emissão de β^- ocorre quando um núcleo possui um excesso de nêutrons, assim ocorre à transformação de um nêutron em um próton e um elétron negativo é ejetado. Com esta transformação o número de massa se mantém o mesmo, mas o número atômico (Z) aumenta um, uma vez que há o aumento de uma carga positiva no núcleo. O núcleo inicial transforma-se de uma configuração em outra ${}^{A}_{Z}X \rightarrow {}_{Z+1}^{A}X$, sendo que a energia cinética resultante da energia entre o estado inicial e o final, é distribuída entre o elétron e o anti-neutrino. Após o processo pode haver ainda excesso de energia, que é emitido na forma de radiação gama. A relação para o decaimento beta pode então ser escrita como [7]:

$$n \rightarrow p + \beta^- + \bar{\nu} \tag{2.10}$$

2.9.2 Emissão β^+

Em uma emissão de β^+, um próton se transforma em um nêutron e um elétron positivo é ejetado. Com a transformação o número de massa se mantém o mesmo e o número atômico (Z) diminui de um a unidade, ${}^{A}_{Z}X \rightarrow {}_{Z-1}^{A}X$, uma vez que diminui uma carga positiva do núcleo. A energia cinética resultante da energia entre o estado inicial e o final, é distribuída entre o elétron e o neutrino. A relação para o decaimento beta pode então ser escrita [7]:

$$p \rightarrow n + \beta^+ + \nu \tag{2.11}$$

2.9.3 Neutrino v e o anti-neutrino $\bar{\nu}$

O neutrino é uma partícula sem carga, de massa muito pequena em relação ao elétron, sendo por este motivo difícil de detectá-lo. Como as partículas β possuem um espectro de energia contínuo, do núcleo do átomo saem partículas de todas as energias possíveis, desta forma, o núcleo resultante não poderá ter uma energia definida. Este problema levou Pauli em 1933 a formular a hipótese da existência de uma partícula, que dividiria com o elétron emitido, a distribuição da energia liberada pelo núcleo no processo de decaimento, ou seja, esta partícula carregaria a diferença de energia entre a partícula β e a máxima em cada caso [7,11].

2.9.4 Emissão de β puro

Quando a transição β é suficiente para o núcleo alcançar o estado de energia fundamental, o nuclídeo emissor é denominado de emissor β puro, isto é, só ocorre a emissão β. A TAB. 2.1 mostra alguns exemplos desses nuclídeos [12].

TABELA 2.1- Emissores beta puros.

Nuclídeo	Meia-vida	Energia máxima (MeV)
^{3}H	(12,34 ± 0,02) a	0,01862
^{14}C	(5370 ± 40) a	0,1565
^{32}P	(14,28 ± 0,02) d	1,7104
^{33}P	(25,56 ± 0,07) d	0,2485
^{35}S	(87,44 ± 0,07) d	0,1675
^{36}Cl	$(3,01 \pm 0,03).10^{5}$ a	0,7095
^{45}Ca	(163 ± 1) d	0,2569
^{63}Ni	(100,1 ± 2,0) a	0,0669
^{90}Sr	(28,5 ± 0,1) a	0,546
^{99}Tc	$(2,14 \pm 0,08).10^{5}$ a	0,2936
^{147}Pm	(2,6234 ± 0,0004) a	0,2247
^{204}Tl	(3,79 ± 0,02) a	0,7634

Fonte – Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos, 2003.

2.9.5 Distribuição energética da emissão β

A energia de transição é repartida entre o elétron e o neutrino, assim, a radiação beta tem um valor que varia de 0 até um valor máximo, E_{max}, isto é, o espectro de radiação beta é contínuo. A FIG. 2.1 mostra um esquema de decaimento por emissão β e o respectivo espectro de energia [16].

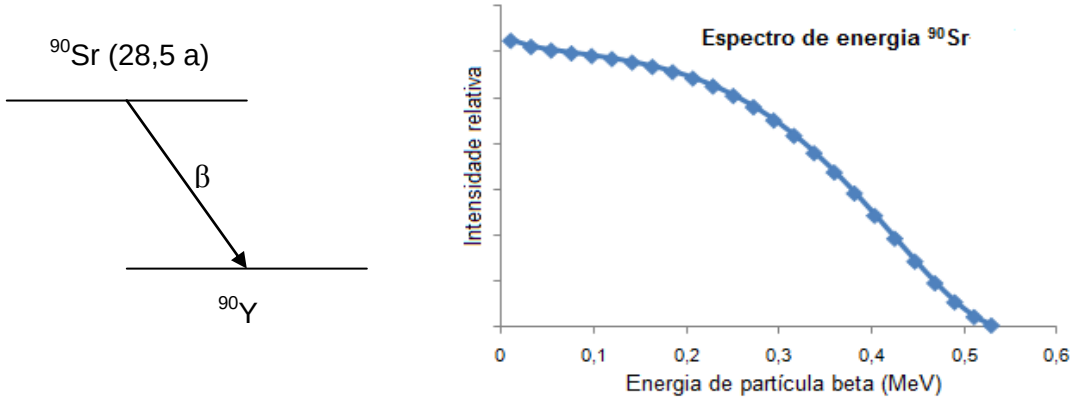


FIGURA 2.1 – Espectro energético de um processo de emissão β.

2.10 Interação da radiação ionizante com a matéria

As radiações ionizantes são caracterizadas pela sua capacidade de ionizar qualquer meio que atravesse, através da retirada de um ou mais elétrons dos átomos do material. A ionização ocorre por transferência de toda (ou parte) da energia da radiação incidente aos átomos e se dá através de diversos mecanismos, dependendo das características da radiação e dos átomos irradiados [7,10].

Outro processo relacionado com a ionização é a excitação que se produz quando a energia cedida ao elétron não é suficiente para arrancá-lo do átomo, mas suficiente para que seja promovido para um estado de energia maior. O átomo assim excitado volta ao seu estado normal, emitindo luz de comprimento de onda característico [7].

Quando ocorre transferência de energia de uma radiação incidente para a matéria, as radiações que possuem carga, como elétrons, partículas α e fragmentos de fissão, atuam principalmente através de seu campo elétrico e

transferem sua energia para muitos átomos ao mesmo tempo e são denominadas radiações diretamente ionizantes.

No caso de fótons vários efeitos podem ocorrer quando uma radiação eletromagnética interage com núcleo ou com um elétron atômico. Dentre eles destacam-se quatro principais efeitos: espalhamento coerente, efeito Compton, efeito fotoelétrico e produção de pares elétron-pósitron. A probabilidade de ocorrência de cada um deles pode ser prevista de acordo com a sua energia, número atômico e densidade do meio.

Em colisões de partículas eletricamente carregadas com os átomos há dois principais processos pelos quais as partículas carregadas depositam sua energia no meio: perdas colisionais ou perdas radioativas.

As perdas colisionais são resultados de interações coulombianas com os elétrons orbitais. Ao interagirem com elétrons, as partículas carregadas provocam excitação ou ionização dos átomos e alteram sua direção de movimento.

Quando essas partículas interagem com o núcleo atômico, ocorrem perdas radioativas, uma vez que o campo coulombiano nuclear causa uma aceleração (positiva ou negativa) nessas partículas. Como partículas carregadas emitem radiação quando aceleradas, o feixe perde energia, emitindo, por exemplo, radiação eletromagnética (raios-X) num processo conhecido como *bremsstrahlung.*

3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

Este capítulo apresenta conceitos de modalidades de procedimentos radioterápicos, e algumas doenças, tais como, quelóide e pterígio, que são prevenidas por meio da betaterapia.

3.1 História da Radioterapia

Em 1° de março de 1896, o físico Antoine Henri Becquerel verificou que sais de urânio emitiam radiações que eram capazes de produzir sombras de objetos metálicos sobre filmes fotográficos, envoltos em papel preto. A esta radiação, ele denominou raios de Becquerel. Para mostrar que essa radiação provinha do próprio urânio, Becquerel trabalhou com muitos sais de urânio e com isso verificou que as radiações eram proporcionais à concentração de urânio [7].

Em 29 de janeiro de 1896, foi tratada a primeira paciente portadora de um volumoso câncer de mama. Em julho, na França teve o tratamento de um câncer gástrico, onde foram dados oito tratamentos, duas vezes por dia, apresentando uma grande melhora na dor e diminuição do volume do tumor [6].

Os cientistas que mais se destacaram por esta descoberta foi o casal Curie, que se preocupou em verificar se outros elementos emitiam esses raios, e em 1898 descobriram o polônio e o rádio. Marie Curie denominou essas radiações como radioatividade. [7].

Os primeiros pesquisadores da radioatividade notaram que os raios X apresentavam propriedades biológicas (exposição, dano biológico aos tecidos e restituição), isso os levou a especular se os raios X não poderiam ser usados com finalidade terapêutica.

Após a queimadura acidental de Becquerel em 1901, Pierre Curie espalhou pó de rádio impuro em seu braço por 10 horas. A pele se tornou vermelha como se fosse queimadura, desenvolvendo crostas e uma úlcera, que

cicatrizou depois de 52 dias deixando cicatriz. Em seguida emprestou uma pequena quantidade de rádio a seu amigo Dr. Danlos, que preparou aplicadores de superfície no tratamento de lesões de pele, tendo o início clínico da braquiterapia [8].

A preocupação em se realizar dosimetria existe desde 1902, levando-se em conta que no início da radioterapia, a quantidade de dose administrada no paciente era o quanto julgavam que eles eram capazes de tolerar, ou seja, geralmente o limite dessa dose era estabelecido pela tolerância da pele. Na tentativa de melhorar o emprego da irradiação, em 1906 Williams passou a padronizar o tratamento, relacionando o tempo de exposição com o miliamperagem, através de uma tabela de intensidades de dose e doses de segurança relacionadas a diferentes distâncias, isto é, a medida de dose pela mudança de cor que a irradiação provocava em certas substâncias químicas, através de quantimetrias baseadas na ação dos raios em papel fotográfico [6].

O primeiro sucesso da braquiterapia foi em 1903 por Goldberg e London, que trataram dois pacientes com carcinomas basocelulares na região facial. Em 1914 foram criadas as primeiras agulhas de rádio feitas de aço e platina [6].

Em 1929 no II Congresso Internacional de Radiologia, realizado em Estocolmo, a unidade de dose de exposição, o röentgen (r), uniformizou os critérios de dosimetria, e em 1962 esta unidade foi substituída pelo rad, e atualmente a unidade utilizada é o Gray (Gy) [6].

Quimby estudou a distribuição de dose de radiação do rádio e preparou tabelas de dosimetria para os terapeutas que tinham o rádio com apenas uma atividade. As pesquisas de Quimby deram origem às bases dos efeitos biológicos e clínicos do rádio e também da proteção dos efeitos indesejáveis da radiação. Em 1931, foi proposto por Forssell o termo braquiterapia usado até hoje [8,9].

Em 1934 foi descoberta a radioatividade artificial por Irène Curie e seu esposo Frédéric Joliot. Após 1935 foram descobertos novos elementos radioativos, tais como, ^{192}I e ^{137}Cs e novas formas de fontes como agulhas de ^{60}Co e sementes de ^{198}Au [6,9].

O último gerador de baixa megavoltagem onde o feixe de raios X era gerado por um elétron acelerado em um campo elétrico foi o gerador eletrostático,

de Van der Graaff, que produzia energia de até 5 MeV. O primeiro paciente tratado com esta máquina foi em março de 1937 [6].

Na década de 50, com o advento dos aparelhos de telecobalto, houve uma revolução no emprego da radioterapia pela possibilidade de se tratar lesões profundas sem efeitos significativos sobre a pele [8]. Friedell propôs aplicadores de ^{90}Sr em substituição aos aplicadores de ^{226}Ra, utilizados até então [5].

Nas décadas de 80, surgiram novos radioisótopos e uma dosimetria refinada com uma melhor distribuição de dose com a utilização de computadores, imagens de tomografia computadorizada e da ressonância magnética, possibilitando maior exatidão nos procedimentos de braquiterapia com uma delimitação mais precisa da dose nos tecidos sadios e neoplásicos, isto é, preservando mais os tecidos sadios [6].

3.2 Radioterapia

O tratamento oncológico é baseado em quatro modalidades terapêuticas: cirurgia, quimioterapia, radioterapia e hormonioterapia. A cirurgia e a radioterapia são utilizadas para o tumor localizado ou regionalizado. A quimioterapia e a hormonioterapia é utilizada quando o paciente apresenta a doença metastática, ou quando há risco de desenvolvimento desta [17].

Radioterapia é uma modalidade terapêutica que utiliza radiações ionizantes com o objetivo e destruir as células neoplásicas apresentando uma redução ou o desaparecimento da neoplasia.

Os procedimentos de radioterapia estão divididos em duas principais categorias: teleterapia e braquiterapia. Na teleterapia (ou radioterapia externa) a fonte está a certa distância do paciente e o tumor é irradiado com um feixe de radiação externo. Na braquiterapia a fonte de radiação é colocada em contato com o tumor (molde superficial ou braquiterapia intraluminar) ou inserida nas proximidades ou em contacto com o tumor (braquiterapia intersticial ou intracavitária).

3.2.1 Teleterapia

A teleterapia utiliza feixes externos de radiação, e constitui cerca de 90% dos tratamentos radioterápicos do mundo [14]. Dentre eles os equipamentos mais utilizados nesta modalidade de terapia estão os aceleradores lineares, o ^{60}Co e as máquinas de raios-X (superficial e ortovoltagem). Dependendo da energia de radiação, pode-se dividir em radioterapia superficial, ortovoltagem ou megavoltagem.

O termo radioterapia superficial se aplica a tratamentos com raios-X, de energia de até 80 kV, este tipo de equipamento é usado no tratamento das neoplasias de pele.

A radioterapia de ortovoltagem também conhecida durante muito tempo por radioterapia convencional, é usado para descrever um tratamento com raios-X produzidos em uma escala de 100 KV a 200 KV, utilizada no tratamento de lesões de pele mais avançadas.

Pode ser classificado feixes de megavoltagem, aqueles com energia de 1 MeV ou mais. Exemplos de máquinas de magavoltagem são os aceleradores lineares e as unidades de ^{60}Co, que destinam-se a tratamentos das neoplasias viscerais.

3.2.2 Braquiterapia

O termo braquiterapia provém do grego onde *brachys* = curto e terapia = tratamento, ou seja, a braquiterapia (curieterapia) é um termo utilizado para descrever um tratamento de curta distância. Neste tipo de tratamento a fonte é colocada diretamente em contato com o tumor ou a distâncias muito próximas do tumor. Em um laboratório típico de radioterapia cerca de 10 a 20% dos pacientes são tratados pela braquiterapia [8,14].

Pode ser utilizada no tratamento de tumores ginecológicos (colo, útero), da cabeça e pescoço, região perineal, sarcomas de partes moles, oftalmológico dentre outros.

A dose é liberada continuamente, durante um curto período de tempo (implantes temporários) ou sobre a vida média da fonte até um completo decaimento (implante permanente). A maior parte das fontes de braquiterapia emite fótons, e em algumas aplicações específicas utilizam fontes de raios β.

O primeiro isótopo disponível para braquiterapia foi o ^{226}Ra em cápsulas seladas e introduzidos no interior do tumor. Hoje, este isótopo não é mais utilizado. Muitos outros materiais radioativos são aplicados na prática clínica como ^{60}Co, ^{125}I, ^{90}Sr+^{90}Y e ^{192}Ir [12] .

A braquiterapia pode ser dividida em procedimentos de baixa taxa de dose (BTD), média taxa de dose (MTD) e alta taxa de dose (ATD). Segundo as normas do ICRU, a braquiterapia de baixa taxa de dose é aquela que libera de 0,4 a 2 Gy/h, a de média taxa de dose libera de 2 Gy/h a 12Gy/h e a de alta taxa de dose libera mais que 12 Gy/h [14].

A vantagem da braquiterapia em relação à teleterapia é que a dose liberada no tumor é mais bem localizada. A desvantagem é que a braquiterapia só pode ser utilizada em casos onde o tumor é pequeno e bem localizado.

3.3 Anatomia da pele

A pele é composta por duas camadas a epiderme e a derme, a epiderme é a camada mais externa da pele, composta por várias camadas achatadas (extratos). A subcamada mais superficial é o extrato córneo composto por células epiteliais completamente queratinizadas. Ela sintetiza a queratina ou queratinócitos que são responsáveis pela proteção do organismo e compõem cerca de 80-90% dos componentes da epiderme. A camada basal alinha-se como uma membrana, separando a epiderme da derme, sendo estas as únicas que proliferam. Assim nas células basais localizam-se as melaninas ou malanócitos, uma pigmentação amorfa escura que determinam a pigmentação da pele. Estas constituem cerca de 2-5% do total dos componentes da epiderme. As células Langerhans que fazem parte do sistema imune do corpo também são encontradas na epiderme representando aproximadamente 5% de todas as células deste tecido. A derme é composta de fibras estáveis que produzem o colágeno, que são os maiores responsáveis por dar resistência à pele,

constituindo cerca de 70-80% da derme, além da elastina, responsável pela elasticidade, que representam de 2-4% da derme. Nos vários níveis da derme estão os folículos de cabelos, glândulas de suor e glândulas sebáceas, os vasos sangüíneos, nervos e vasos linfáticos que são abundantes na derme [18].

A hipoderme é a camada de tecido adiposo subjacente que se situa abaixo da derme, ela tem como função absorver choques contra certos tipos de traumas, também serve para controlar a perda de calor do organismo e ainda ajuda no metabolismo da gordura, sua espessura varia de acordo com a região do corpo, idade, gênero e nutrição [18,19]. A FIG. 3.1 ilustra um diagrama esquemático da pele com suas camadas.

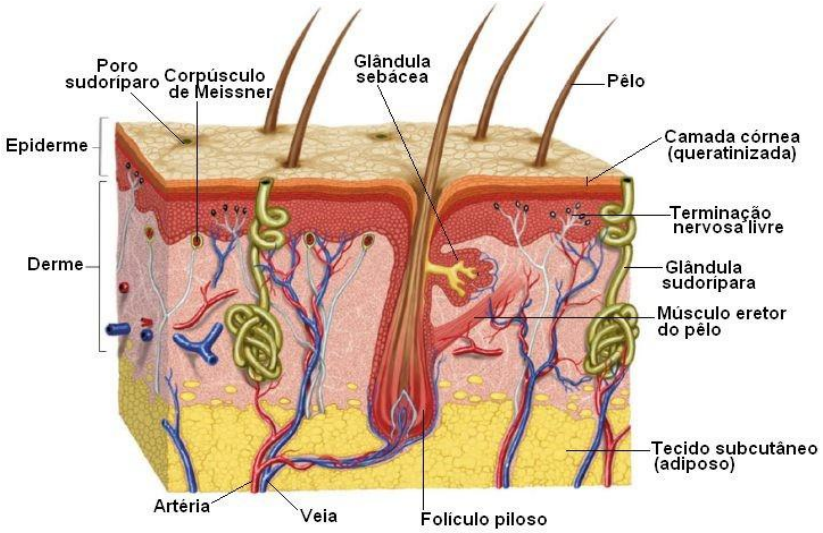


FIGURA 3.1- Anatomia da pele.

3.3.1. Quelóides

Quelóide é uma patologia caracterizada pela excessiva produção do tecido fibroso (fibroblastos) como conseqüência a algum trauma cutâneo, como alguma excisão cirúrgica, tatuagem, queimadura, injeção mordida, vacina, dentre outros [20]. Geralmente, possui um aspecto de cicatriz irregular podendo crescer até 1 cm acima da pele. Os quelóides novos possuem uma coloração marrom-avermelhado e posteriormente ficam em tons de rosa pálido e eventualmente esbranquiçados. Anatomicamente, os quelóides nascem na camada dermal, composta de fibras estáveis que predominam o colágeno e a elastina [18]. A causa do quelóide é desconhecida, porém, estudos indicam que sua formação é

mais freqüente em crianças e adolescentes, mais em mulheres do que em homens e em pessoas de pele escura e descendência de países orientais [21].

O quelóide formado não é radiossensível, ou seja, o tecido fibroso sofrerá pouca ou nenhuma mudança com a irradiação. Já os quelóides novos, ricos em fibroblastos, são altamente radiossensíveis, desta forma, a irradiação inibe a proliferação do tecido fibroso [22].

As principais regiões de formação do quelóide são: tórax; ombros; orelhas e pescoço; e as menos freqüentes são a face e as extremidades. A FIG. 3.2a e 3.2b mostram alguns exemplos de pacientes com quelóides. Para os pacientes, o quelóide não é só uma questão de estética, dependendo da região em que aparece pode causar sensação de queimação, coceira, purido, formigamento ou dor, e uma vez instalados não regridem espontaneamente [23].

(a)

(b)

FIGURA 3.2- (a) Quelóides na região do tórax, após a retirada da mama e de uma cirurgia cardíaca [24] e (b) quelóides na região da orelha, devido a um *piercing* [25].

A região do corpo que mais apresenta quelóides é o tórax, onde, suas espessuras variam com a idade e sexo conforme a TAB. 3.1, já a da hipoderme varia de pessoa para pessoa.

TABELA 3.1- Espessura da epiderme e da derme na região do tórax.

Região do tórax	Crianças de 0-6 anos		Mulheres de 20-60 anos		Homens de 20-60 anos	
	mín	máx	mín	máx	mín	máx
epiderme (mm)	0,038	0,057	0,025	0,047	0,039	0,062
derme (mm)	0,540	0,860	0,870	1,500	1,400	2,000
total (mm)	**0,578**	**0,917**	**0,895**	**1,547**	**1,439**	**2,062**

Fonte- ICRP publication 89.

Existem diversos tipos de tratamento, tais como: injeção sob pressurização; lâminas ou placas de silicone; terapia a laser; injeção intra-lesional de corticóide; radiação com feixe de elétrons; raios-x; braquiterapia com ^{192}Ir ou ^{90}Sr+^{90}Y [23,26,27].

O procedimento mais comum quando diagnosticado o quelóide é a excisão cirúrgica, porém, apresenta uma taxa de recidiva de 50-80%. Para diminuir esta taxa de recidiva, o tratamento que tem apresentado melhor resultado é a cirurgia seguida da radioterapia, diminuindo esta taxa de 2-36% [21,23].

Ao irradiar pacientes com quelóides, deve-se levar em conta duas considerações: não irradiar outros órgãos (ou o menos possível) e irradiar homogeneamente a área da lesão. A melhor alternativa é irradiar o quelóide com partículas beta ou elétrons, pois penetram apenas alguns milímetros no tecido e não irradiam tecidos profundos [6].

A maioria dos serviços de radioterapia empregam até hoje a betaterapia, com placas de ^{90}Sr+^{90}Y, em doses aproximadas de 30 Gy. Alguns passaram a usar feixes de elétrons de baixa energia (4 MeV), com resultados animadores com menos complicações [22].

A questão da dose e do fracionamento são aspectos controversos na literatura, que podem variar de três frações de 500 cGy ou 800 cGy, em dias alternados, ou em uma semana, ou esquemas mais fracionados de 10 x 300 cGy em dias alternados. A razão de se fracionar a dose é tentar diminuir os efeitos colaterais como a hiperpigmentação, ou em longo prazo, acromia e telangiectasias [6].

3.4 Anatomia do olho humano

O olho é um órgão de forma aproximadamente esférica, de diâmetro entre 22 e 27 mm. A maior parte da córnea é composta de tecido conectivo, com uma fina camada de epitélio na superfície, sendo transparente por não conter vasos sanguíneos. Ela fica localizada no pólo anterior do globo ocular, a superfície externa da córnea tem um raio de curvatura de 8 mm e termina posteriormente no limbus corneoescleral, que junta a córnea e a esclera.

A esclera é uma camada densa, opaca, de estrutura fibrosa branca, que mantêm o formato aproximadamente esférico, cobrindo cerca de 5/6 do olho, e é perfurada posteriormente pelo nervo óptico e por artérias que carregam o sangue ao trato uveal, que é a capa central do olho entre a esclera e a retina. A camada vascular e pigmentada chamada de úvea é a área que compreende a coróide, o corpo ciliar e a íris. A coróide fica localizada entre a esclera e a retina, estendendo-se a borda do nervo óptico e posteriormente o corpo ciliar, é uma membrana altamente vascular, possui uma cor marrom escura. A íris é a parte colorida do olho, sua coloração varia para diferentes de indivíduos. O corpo ciliar é composto por músculos ciliares e abrange os processos ciliares. A fóvea ou mácula é uma pequena depressão na retina, isto é quando o olho focar um objeto, a parte da imagem daquele objeto formada na retina, é a parte da imagem que será percebida com maior detalhe.

A lente também chamada de cristalino é uma estrutura coberta por uma cápsula transparente, frágil e altamente elástica, que serve para ajudar o olho a refratar a luz que está passando através dele, no qual a primeira refração se dá na córnea, onde a lente focaliza a luz em uma imagem na retina [17,28]. A FIG. 3.3 ilustra uma anatomia simples do olho humano.

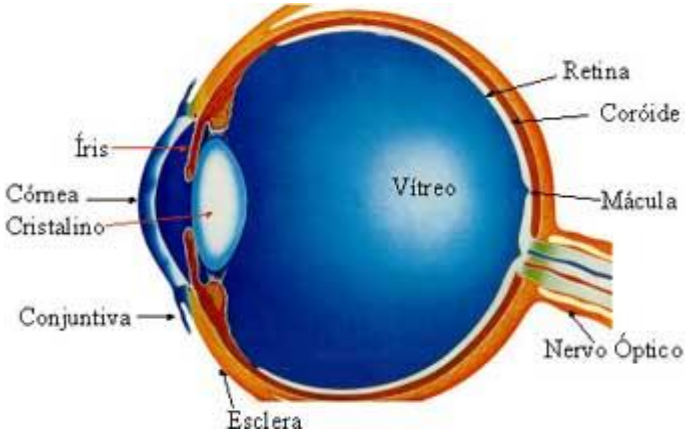


FIGURA 3.3- Anatomia do olho humano [28].

3.4.1 Pterígio

O pterígio é uma doença benigna originada de uma neoformação fibrovascular da conjuntiva do bulbo. Esta lesão possui um formato triangular que pode ocorre no limbo nasal ou temporal, sendo que 97% dos casos ocorrem no limbo nasal como mostra a FIG. 3.4 e apenas 3% no limbo temporal [3]. A lesão pode invadir a córnea causando distúrbio visual, vermelhidão e irritação no olho. O pterígio é tipicamente desenvolvido entre as idades de 20 e 50 anos e sua incidência é mais acentuada em áreas tropicais e subtropicais, e também devido à exposição excessiva a raios ultravioletas [29].

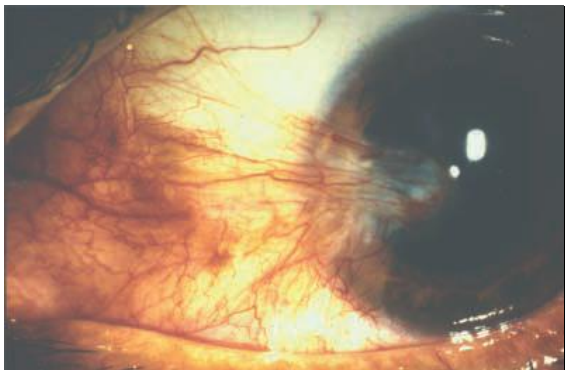


FIGURA 3.4- Pterígio nasal em um paciente homem de 41 anos [1].

Há vários tipos de tratamentos, sendo os mais comuns: a cirurgia convencional ou a técnica de raspagem *bare esclera;* terapias adjuvantes como

irradiação beta pós-operatório; *thiotepa* pós-operatório; mitomicina intra-operatória e mitomicina pós-operatória.

O tratamento inicial geralmente é o cirúrgico com excisão da lesão. Cirurgia ou a técnica da *bare esclera*, no entanto é relatada uma taxa de recorrência em torno de 20-40% dos casos operados. Dentre as várias técnicas utilizadas após a cirurgia para se prevenir a recorrência do pterígio, a radioterapia com raios beta é a que apresenta melhores resultados, reduzindo esta taxa para 20% ou menos [5,9,30].

A literatura não possui uma concordância em relação à quantidade de dose utilizada neste tipo de tratamento e se deve ser fracionada a aplicação ou única. Porém, existe uma forte evidencia de que a eficiência do tratamento é melhor quando aplicado imediatamente após a cirurgia ou até 48 horas após a cirurgia.

A radioterapia costuma ser bem tolerada, sem efeitos colaterais imediatos, e poucas complicações em longo prazo. A TAB. 3.2 apresenta as principais complicações da betaterapia, se referindo ao emprego de 3 frações de 1.000 cGy em duas semanas.

A betaterapia com o emprego de uma dose única de 3.000 cGy, estudada entre 200 pacientes, apresentou um caso de telangiectasia, um caso de recidiva, um de adelgaçamento da esclera [6].

TABELA 3.2- Betaterapia em pterígio - % de complicações.

Complicações	Primário	Recorrente
Telangiectasia	26,0	
Irritação ocular	5,0	
Granuloma	1,0	
Úlcera de córnea	0,4	
Adelgaçamento da esclera		10,0
Sinblefaro		10,0
Panoftalmite		3,0
Catarata		3,0

Fonte – Salvajoli, 1999.

3.5 Betaterapia

A utilização de fontes beta na medicina, teve início no século XX, devido as partículas β terem grande poder de ionização e pequeno alcance no tecido, desta forma, a betaterapia acumula doses grandes em volumes pequenos [7,31].

A betaterapia é uma modalidade de radioterapia que utiliza fontes emissoras de radiação do tipo beta (β) para prevenção e tratamento de doenças dermatológicas tais como quelóides e algumas lesões bastante superficiais da pele, e doenças oftalmológicas como pterígio.

Os aplicadores de betaterapia mais utilizados no Brasil e nos Estados Unidos possuem como elemento emissor de radiação o 90-estrôncio (^{90}Sr), que possui uma meia-vida de 28,5 anos e emite partículas β de energia máxima de 0,546 MeV. Já na Europa os aplicadores côncavos mais utilizados são os de (^{106}Ru) com uma meia-vida de 373,6 dias, emitindo partículas β de energia máxima de 39,40 KeV [5,31,33].

A FIG. 3.5a e 3.5b ilustram o uso destes aplicadores de ^{90}Sr+^{90}Y no tratamento preventivo de quelóide e pterígio.

(a) (b)

FIGURA 3.5- (a) Aplicação da betaterapia realizada para prevenção de quelóide e (b) aplicação da betaterapia para prevenção da recidiva do pterígio [31].

4 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste capítulo serão descritos os materiais e métodos utilizados na realização dos experimentos para medidas de dose e simulações com o código MCNP5 que é baseado no método de Monte Carlo.

4.1 Aplicadores de betaterapia de ^{90}Sr+^{90}Y

Em 1950, Friedell desenvolveu os aplicadores de ^{90}Sr+^{90}Y com o intuito substituir os aplicadores de ^{226}Ra, que eram utilizados naquela época. Após o início de sua utilização, pode-se constatar que os aplicadores de ^{90}Sr+^{90}Yapresentavam vantagens em relação aos de ^{226}Ra, tais como: baixa contaminação gama; ausência de produtos de decaimento gasosos e curto alcance das partículas beta emitidas [4,5].

Os aplicadores de betaterapia analisados neste trabalho possuem como elemento emissor de radiação o ^{90}Sr+^{90}Y. O 90-Estrôncio (^{90}Sr) é um abundante produto de fissão com uma meia-vida de 28,5 anos e emite partículas beta (β) com energia máxima de 0,546 MeV. Do seu decaimento radioativo obtêm-se o 90-Ytrio (^{90}Y) com meia-vida de 64,1 horas e com energia máxima de 2.279 MeV (99,99% das transições) e 0,519 MeV (0,01%), que por sua vez decai em 90-Zircônio (^{90}Zr) que é estável [32,33].

O ^{90}Sr é quimicamente isolado de outros produtos de fissão e uma mistura equilibrada de ^{90}Sr+^{90}Y é fornecida para os fabricantes destes aplicadores em forma de solução aquosa [34].

Os aplicadores normalmente são constituídos de placas metálicas nas quais o ^{90}Sr é depositado em uma das superfícies. Estas placas podem ser planas (com dimensões de aproximadamente 10 a 22,57 mm de diâmetro, ou 2 cm x 1 cm ou 2 cm x 2 cm) que são utilizadas em aplicações dermatológicas. Placas côncavas (com diâmetro de 10 a 15 mm de raio de curvatura) são utilizadas para

aplicações oftalmológicas [35]. A FIG. 4.1a, 4.1b e 4.1c apresentam os aplicadores utilizados neste trabalho.

(a)

(b)

(c)

FIGURA 4.1- (a) Aplicador de betaterapia plano-circular (n°1) e (b) aplicador de betaterapia plano-circular (n°2) e (c) aplicador de betaterapia côncavo-circular (n°3).

A face da placa colocada em contato com a pele ou com a esclera é coberta por uma camada de polietileno com espessura de aproximadamente de 1,0 mm, com o objetivo de barrar os elétrons de baixa energia que são gerados no decaimento do ^{90}Sr. Estes aplicadores têm como barreira primária um material de baixo número atômico como o plástico de espessuras de aproximadamente

10,0 mm, para a proteção do profissional durante o manuseio da fonte radioativa [33].

Neste trabalho foram utilizados 3 aplicadores metálicos de betaterapia de $^{90}Sr+^{90}Y$ da marca *Amershan* pertencentes a empresa NUCLEATA RADIOMETRIA LTDA - ME. A TAB. 4.1 ilustra as características destes aplicadores.

TABELA 4.1 – Características dos Aplicadores.

Aplicador	Tipo	Geometria	Dimensão	Atividade (2009)	Taxa de dose (Gy/s)
1	Dermatológico	Plano-Circular	D=22,57 mm	768,12 MBq	0,0353
2	Oftalmológico/ Dermatológico	Plano-Circular	D=9,0 mm	1509,23 MBq	0,3288
3	Oftalmológico	Côncavo-circular	D=12,0 mm	153,55 MBq	0,0257

4.2 O método de Monte Carlo aplicado ao transporte de radiação

O método de Monte Carlo consiste em simular um problema matemático de forma estocástica. Sua aplicação se estende a qualquer problema descrito em termo de uma função densidade probabilidade através de um gerador de números aleatórios usados para amostrar todos os eventos possíveis do problema em questão. As respostas estimadas destas amostragens aleatórias são armazenadas de forma apropriada com o intuito de se produzir o resultado final desejado.

A essência do método de Monte Carlo aplicado ao transporte de radiação está em estimar determinadas quantidades. Esta estimativa se da pela análise do comportamento de um número grande de eventos individuais, isto é, o método de Monte Carlo lida com um evento de cada vez, de modo que processos complexos sejam simulados a partir da soma de processos simples. O conjunto de eventos que ocorre com uma determinada partícula, desde o momento em que ela é emitida pela fonte até o momento em que ela é absorvida ou escapa do sistema é denominado trajetória da partícula [36].

O comportamento médio destas partículas é descrito por grandezas macroscópicas como fluxo ou densidade de partículas, já as grandezas específicas como energia depositada ou dose são derivadas destas grandezas macroscópicas. O valor destas grandezas macroscópicas é determinado pela solução determinística da equação de *Boltzman* que rege o fenômeno de transporte da radiação [37,38].

4.2.1 Código MCNP5

O código MCNP5 é um software que utiliza o método de Monte Carlo para o transporte de partículas, seja ela nêutrons (com energia de 10^{-11} MeV a 20 MeV), fótons e elétrons (ambos com energias de 1 keV a 100 MeV) [39].

Para se fazer uma simulação de transporte de partículas é necessário criar um arquivo de entrada (*input*), que permite o usuário especificar todas as informações desde a modelagem da geometria até as especificações das fontes, materiais e *tallies* (cartão que fornece o tipo de resposta que se deseja obter dos cálculos).

A estrutura geral de um *input* com os dados de entrada é dividida em:

● bloco das células: se refere à definição da geometria, onde utiliza as formas geométricas descritas no bloco seguinte (bloco das superfícies). A combinação de superfícies é realizada através de recursos como exclusão, união, intersecção, além da flexibilidade de rotação e translação das estruturas da geometria.

● Neste bloco também se definem as importâncias de cada célula (imp: N ou P ou E), isto é, separar as regiões de maior importância, onde 0 representa que a importância é nula, e 1 representa as superfícies com importância não nula.

● bloco das superfícies: o código permite a representação de várias geometrias como esferas, cilindros, planos, elipsóides, parabolóides dentre outras. Para definir as superfícies do problema é necessário utilizar caracteres mnemônicos indicando o tipo de superfície e os coeficientes da equação da superfície em questão.

● bloco de dados: Neste bloco se definem os parâmetros físicos do problema como o tipo de radiação, especificações da fonte, dos materiais e dos *tallies*.

● O tipo de transporte é definido pelo cartão *mode*, que define qual tipo de radiação que será utilizada no problema, tais como: transporte de nêutrons (N), de

fótons (P), de elétrons (E), de nêutrons e fótons (N,P), de nêutrons, fótons e elétrons (N, P, E), de fótons e elétrons (P,E).

● A especificação da fonte define a posição da fonte (pos), energia (Erg), tipo de partícula (par) e outros dados que possam caracterizar a fonte de radiação.

● O *tally* é a opção da grandeza de interesse a ser obtida como resultado, ou seja, é o tipo de resposta que se deseja obter dos cálculos do Monte Carlo. Estas informações são obtidas através de um ou mais cartões de *tallies*. Por exemplo, o F8 monta um histograma de energia transferida. Este se dá pela diferença entre a energia das partículas quando elas entram no volume e quando elas saem. Esta diferença de energia é acumulada em uma dada distribuição energética. O *tally* F4 é a estimativa do fluxo de partículas ("*Track length*" caminho médio percorrido pela partícula em uma determinada célula) na célula, sendo que também é utilizado como uma opção para calcular volumes. Quando se adiciona o (*) ao *tally*, o resultado é multiplicado pela energia. Por exemplo, no caso do *tally* *F8 é realizada uma integração do histograma calculado pelo *tally* F8, este passa a calcular a energia depositada por partícula (MeV/partícula).

● Os materiais de cada célula são definidos neste bloco pela descrição de sua composição, e pode ser expressa em fração atômica ou de massa.

● NPS é o número de histórias (partículas) que desejamos que o MCNP simule.

O arquivo de saída (*outp*) apresenta os resultados calculados no MCNP, em termos de valores médios e são acompanhados por um segundo número, que é a estimativa do erro relativo, R, definido como a razão da estimativa do desvio padrão da média ($S_{\bar{x}}$) pela média estimada de todas as histórias ($\bar{x}$), dado pela equação [39]:

$$R = \frac{S_{\bar{x}}}{\bar{x}} \tag{4.1}$$

Para se conseguir um erro relativo menor basta aumentar o número de histórias (N), como mostra a relação [39]:

$$R = \frac{1}{\sqrt{N}} \tag{4.2}$$

4.3 Dosímetros termoluminescentes de LiF-100

Os dosímetros termoluminescentes (TLD) são uma alternativa para a dosimetria beta, devido à fácil absorção da radiação beta e à alta dependência da taxa de dose absorvida para esta radiação com a distância. Os TLD`s são utilizados na monitoração ambiental, na dosimetria individual e em aplicações médicas, onde o objetivo central da dosimetria termoluminescente (TL) é determinar a quantidade de energia absorvida por unidade de massa do material durante o processo [40].

Os elétrons em alguns sólidos podem existir em dois estados de energia:

● no estado de baixa energia chamado de banda de valência, que corresponde àqueles elétrons que estão presos a sítios específicos na estrutura cristalina;

● no estado de alta energia chamado de banda de condução, onde os elétrons estão livres para se movimentarem no cristal.

Entre a banda de valência e a de condução pode existir a banda proibida, que é constituída de armadilhas, isto é, impurezas e defeitos presentes na estrutura cristalina cristais que são criados através da dopagem do cristal [41].

A radiação ionizante (radiação X, gama, partículas alfa e beta, etc.), ao interagir com os elétrons, cede energia aos mesmos, que passam da banda de valência para a banda de condução, onde estão livres para se movimentarem e alguns acabam caindo em uma das armadilhas, se o material é submetido a um aquecimento os elétrons aprisionados nas armadilhas adquirem energia térmica suficiente para escapar e retornar à banda de valência, como resultado desse rearranjo há emissão de luz, como mostra a FIG. 4.2. A quantidade de luz emitida é proporcional à energia da radiação que foi absorvida pelo material termoluminescente [5,13,40].

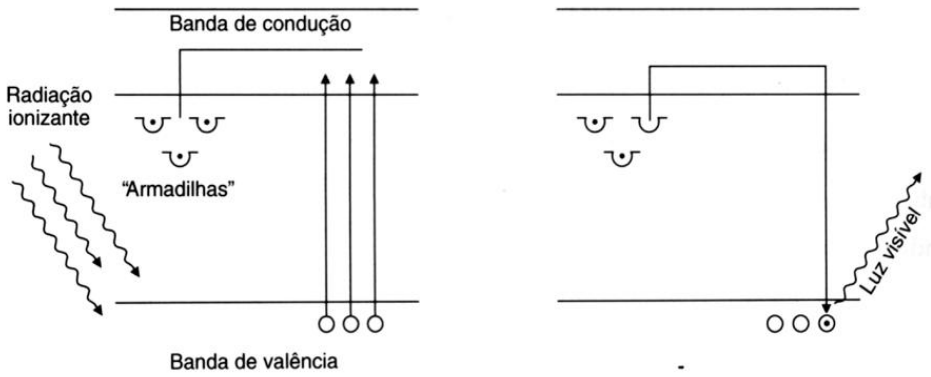


FIGURA 4.2- Esquema dos dosímetros termoluminescentes [6].

O material mais utilizado na dosimetria TL é o fluoreto de lítio que é dopado com magnésio e titânio (LiF:Mg,Ti) [5]. Um dos principais motivos de ser o mais utilizado é que seu número atômico é equivalente ao do tecido humano, a FIG. 4.3 mostra os TLD's de LiF-100, que possuem dimensões de 3,0 x 3,0 x 1,0 mm.

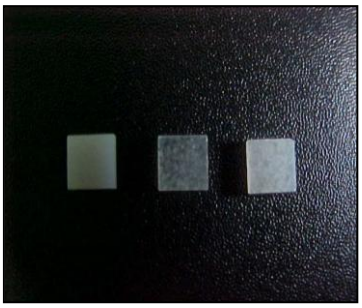


FIGURA 4.3- Dosímetros termoluminescentes de LiF-100.

O instrumento utilizado para se obter a dose em função da luz emitida é a leitora de TLD. É basicamente constituída de um circuito de aquecimento, uma válvula fotomultiplicadora que transforma a luz emitida em um sinal elétrico amplificado, e um sistema de processamento e apresentação (display) do sinal, como mostra a FIG. 4.4.

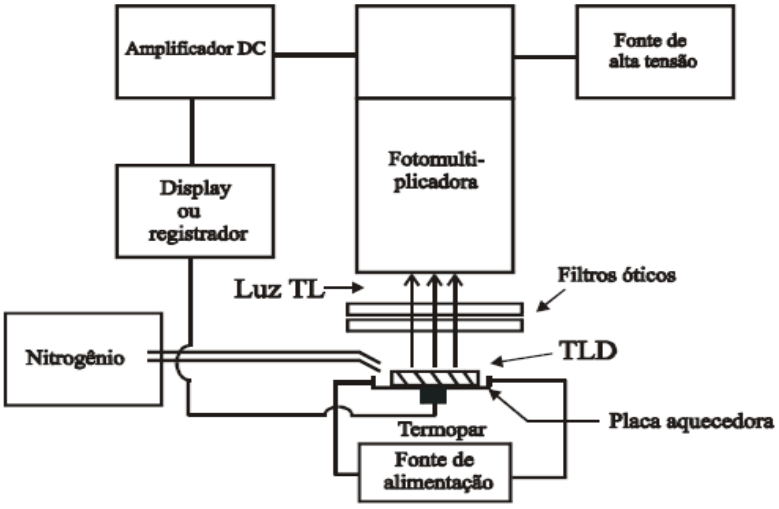


FIGURA 4.4- Esquema de uma leitora de TLD [12].

Após os dosímetros terem sidos irradiados e lidos eles devem ser tratados, para isso é utilizado um forno, no qual os dosímetros são aquecidos a 100°C por 2 horas e a 400°C durante 1 hora.

Cada dosímetro TL possui uma resposta distinta sendo, portanto necessário encontrar um fator de correção para cada dosímetro, pois cada um tem a sua eficiência. Para isto é feita uma calibração de um lote de TLD's (dosímetros termoluminescentes), onde este é tratado, irradiado e lido m vezes sob as mesmas condições

O primeiro passo da calibração é irradiar o lote com i dosímetros, em seguida fazer a leitura destes (l_i), calcular a média de todos estes dosímetros $\left(\bar{l}_m\right)$ e o desvio padrão em porcentagem (DP(%)) como mostra as equações abaixo:

$$\overline{l_m} = \sum \frac{(l_i)}{N} \tag{4.3}$$

$$DP(\bar{l}_m) = \sqrt{\sum \frac{(\bar{l}_m - l_i)^2}{N-1}} \tag{4.4}$$

$$DP(\%) = \left(\frac{DP(\bar{l}_m)}{\bar{l}_m}\right) \times 100 \tag{4.5}$$

onde N é o n° total de dosímetros.

Em seguida é feita a normalização das leituras ($l_{normalizada}$), isto é, cada leitura (l_i) é dividida pela sua média ($\bar{l}_m$), também é calculada a média das leituras normalizadas $M_{l_{normalizada}}$, que é a somatória de todas as leituras normalizadas ($l_{normalizada}$) de cada dosímetro i pelo número de leituras normalizadas $\left(N_{l_n}\right)$. Feito isso, o fator de correção (FC_n) de cada dosímetro é obtido como sendo o inverso das média das leituras normalizadas $M_{l_{normalizada}}$. Para encontrar o desvio padrão do lote de tld's basta calcular a média e o desvio padrão do FC_n.

$$l_{normalizada} = \frac{l_i}{\bar{l}_m} \tag{4.6}$$

$$M_{l_{normalizada}} = \sum \frac{(l_{normalizada})}{N_{l_n}} \tag{4.7}$$

$$FC_n = \frac{1}{M_{l_{normalizada}}} \tag{4.8}$$

4.4 Mini-Câmara de Ionização de Extrapolação de Janela-Plana

Um instrumento recomendado para a dosimetria destes aplicadores são câmaras de ionização especiais, chamadas de câmaras de extrapolação. A primeira câmara de extrapolação foi proposta por Failla em 1937 [5]. Estas câmaras são utilizadas para medidas de cargas em meios onde a variação da quantidade de radiação é muito grande em distâncias (profundidades) muito pequenas. Nestas condições, necessita-se de uma câmara que permite a variação de seu volume sensível através da mudança da distância entre os eletrodos da câmara (o eletrodo coletor e a janela de entrada da câmara) [5,42], como mostra a FIG. 4.5.

Quando a radiação interage com o gás (ar), ocorre a ionização formando pares de íons, que geram a carga, esta é coletada por meio de um campo elétrico criado por um circuito elétrico. A carga ao atingir o eletrodo coletor, produz uma variação de carga do circuito, que é medida utilizando-se o eletrômetro.

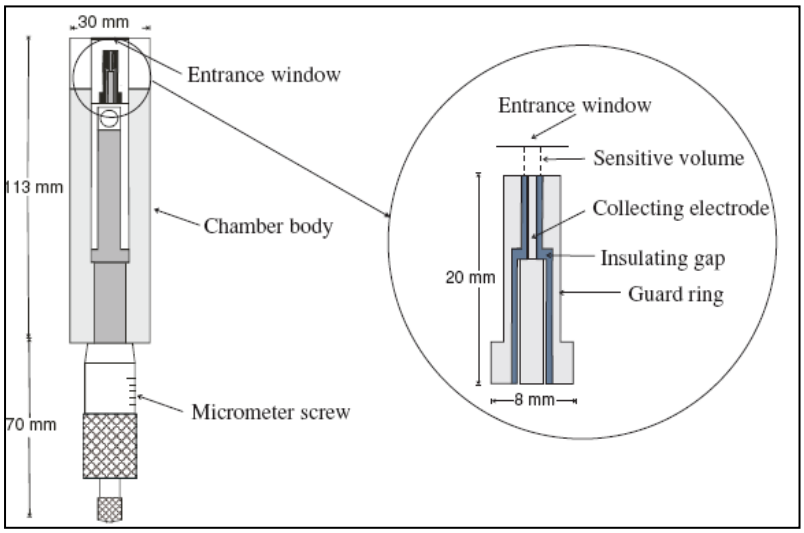


FIGURA 4.5- Mini-câmara de extrapolação de janela plana [42].

O eletrômetro é um equipamento capaz de medir as cargas provenientes das câmaras. Como as cargas criadas na câmara são muito baixas, o eletrômetro tem que ser sensível o bastante para conseguir medi-las, tendo que ter uma impedância de entrada muito grande (>10^4 Ω). Os eletrômetros devem permitir inverter a polaridade da tensão, para que se possa determinar o efeito de polaridade [6].

Nas câmaras de extrapolação, mesmo mantendo constante o valor da tensão de polarização aplicada à câmara exposta a uma fonte constante de polarização, o valor de carga coletada muda quando se altera a polarização da tensão, que é denominado efeito de polaridade. Isto pode ser causado por vários motivos, dentre eles a presença de forças eletromotrizes de contato, térmicas ou eletrolíticas no circuito de medida. Este efeito pode ser corrigido, tirando a média entre as cargas coletadas em ambas as polarizações, positiva e negativa da tensão, onde a média fornece o valor real da carga na câmara [5].

4.5 Filmes radiocrômicos

A dosimetria com filmes apresenta a vantagem em relação aos métodos como dosímetros termoluminescentes e a câmara de extrapolação, por possuir uma alta resolução espacial, maior do que qualquer outro dosímetro.

Um novo tipo de filme tem sido utilizado na dosimetria dos serviços de radioterapia, o filme radiocrômico. Este filme não necessita de sala escura

durante o manuseio, é auto revelador, ou seja, não requer nenhum tipo de revelador nem fixador, pode ser utilizado para dosimetria em regiões com alto gradiente de dose e possui uma resolução espacial mais alta do que a dos filmes radiográficos.

Os filmes mais comumente utilizados são da marca *GafChromic*®, produzidos pela *International Specialty Products* (ISP) [43], eles são incolores e, quando seu componente ativo (corante especial) é exposto à radiação, desenvolve uma coloração azul.

Dentre os diversos tipos de filmes radiocrômicos o *GafChromic*® EBT QD+, tem se mostrado mais sensível do que qualquer outro, sendo seu uso designado para uma escala de dose de 0,01 Gy à 8 Gy. Este filme é constituído de duas camadas compostas de componente ativo que são separadas pela camada da superfície e revestidas de poliéster [43], como mostra a FIG. 4.6.

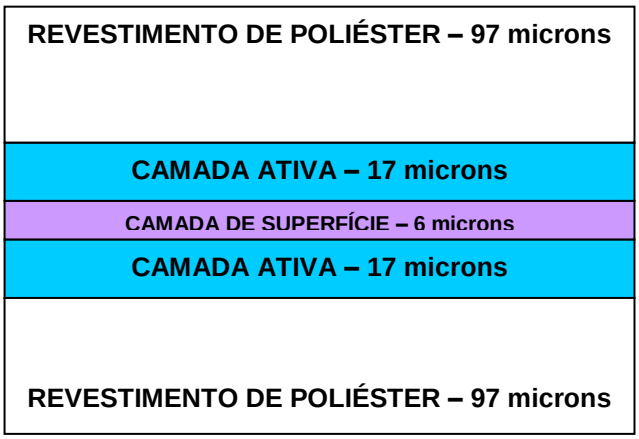


FIGURA 4.6- Desenho ilustrativo das camadas do filme *GafChromic*® EBT QD+.

Após a irradiação, as áreas expostas à radiação que aparecem enegrecidas. O grau de enegrecimento é proporcional à quantidade de radiação recebida.

O enegrecimento do filme corresponde à densidade do corante, seu estudo é realizado de acordo com suas características de transmissão de luz, ou seja, a quantidade de luz que incide no filme (I_0) e a quantidade de luz que consegue ultrapassá-lo (I), assim define-se transmissão (T) como mostra a equação [6].

$$T = \frac{I}{I_0} \tag{4.9}$$

O grau de enegrecimento do filme é medido em unidades de densidade óptica (DO) da região, sendo o logaritmo na base 10 do inverso do coeficiente de transmissão de luz, de acordo com a equação [14]:

$$DO = \log_{10} \frac{1}{T} = \log_{10} \frac{I_0}{I} \tag{4.10}$$

A região do filme que não foi exposta à radiação, apresenta uma densidade óptica de *background*, chamada de véu de base, esta deve ser medida e subtraída da densidade óptica da área irradiada.

A sensibilidade ou a velocidade de um filme é determinada como a dose necessária para produzir uma densidade óptica de valor 1, portanto, quanto mais sensível o filme, maior a velocidade e menor a dose necessária para sensibilizá-lo [6]. Porém existem vários fatores que afetam essa sensibilidade, dentre eles está o tipo de *scaner* e/ou o densitômetro utilizados no processo de análise dos filmes.

A calibração do filme pode ser feita por meio da curva sensitométrica ou característica do filme, relacionando a densidade óptica (DO) do filme em função da dose, conforme a FIG. 4.7. Cada tipo de filme apresenta a sua curva característica.

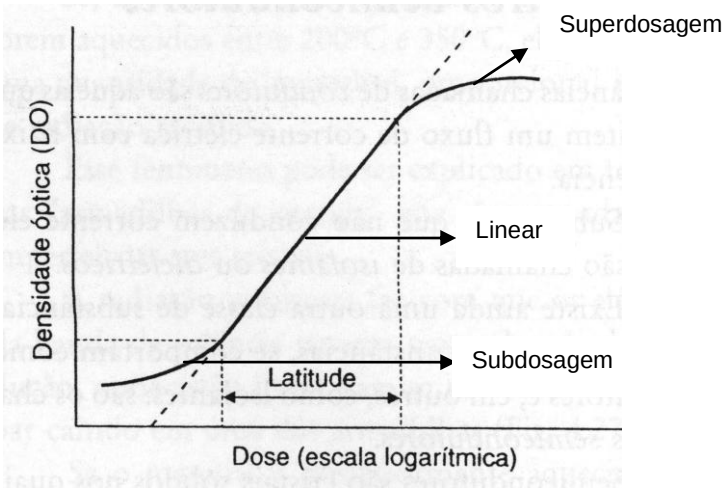


FIGURA 4.7- Curva sensitométrica [6].

Pode-se observar na curva sensitométrica três regiões a de subdosagem; a linear e a de superdosagem. A região de subdosagem é a zona referida à densidade óptica de base, que apresenta valores muito baixos de densidade, podendo ser considerado como ruído. A parte linear é conhecida como a região de dose correta, a que se deve trabalhar. A saturação do filme se dá na região de superdosagem, independentemente da quantidade de radiação que o filme está sendo exposto a DO se manterá praticamente constante.

Uma forma de ler os filmes é através de um aparelho chamado densitômetro, que fornece a densidade óptica do filme. Através desta levanta-se a curva característica e associa-se a dose.

Outro meio de realizar a leitura do filme é escanea-lo, obtendo a imagem digitalizada do filme e realizar a analise através do *software ImageJ* [44], que faz a leitura de tons de cinza, em uma escala de 0 à 255, onde 0 corresponde a cor preta e o 255 a cor branca.

4.6 Descrição das simulações computacionais e das medidas experimentais

Neste trabalho foram utilizados 3 aplicadores metálicos de betaterapia de $^{90}Sr+^{90}Y$ da marca Amershan. O código de Monte Carlo MCNP5 foi utilizado para simular as curvas de porcentagem de dose profunda e os perfis destes aplicadores. As respostas destes cálculos foram validadas através de experimentos utilizando câmara de ionização de extrapolação (CI), dosímetros termoluminescentes de LiF-100 (TLD) e filmes radiocrômicos GafChromic® EBT QD+.

4.6.1 Simulações utilizando o código MCNP5

O código MCNP5, que é baseado no método de Monte Carlo foi utilizado para a obtenção das curvas de porcentagem de dose profunda (PDP) caracterizadas pela atenuação no tecido da radiação emitida pelos aplicadores de betaterapia de $^{90}Sr+^{90}Y$ e também para verificar o perfil de distribuição de dose emitida por estes aplicadores.

4.6.1.1 Simulações utilizando os aplicadores dermatológicos para obtenção dos perfis axiais e radiais

Foram realizadas duas simulações, sendo uma para cada aplicador. Os cálculos de dose foram realizados em objetos simuladores virtuais, que são compostos por cilindros de água tendo raios de 4,5 mm e 11,28 mm respectivamente. Cada cilindro contém 10 fatias de 0,6 mm de espessura, representando as camadas da pele. As fontes foram modeladas como placas plano-circulares de $^{90}Sr+^{90}Y$, representando os aplicadores de betaterapia, que possuem diâmetros de 9,0 mm e 22,57 mm. As faces das placas dos aplicadores são cobertas por 1,0 mm de plástico polietileno. A pele e os aplicadores foram colocados dentro de cilindros de ar, como mostra a FIG. 4.8.

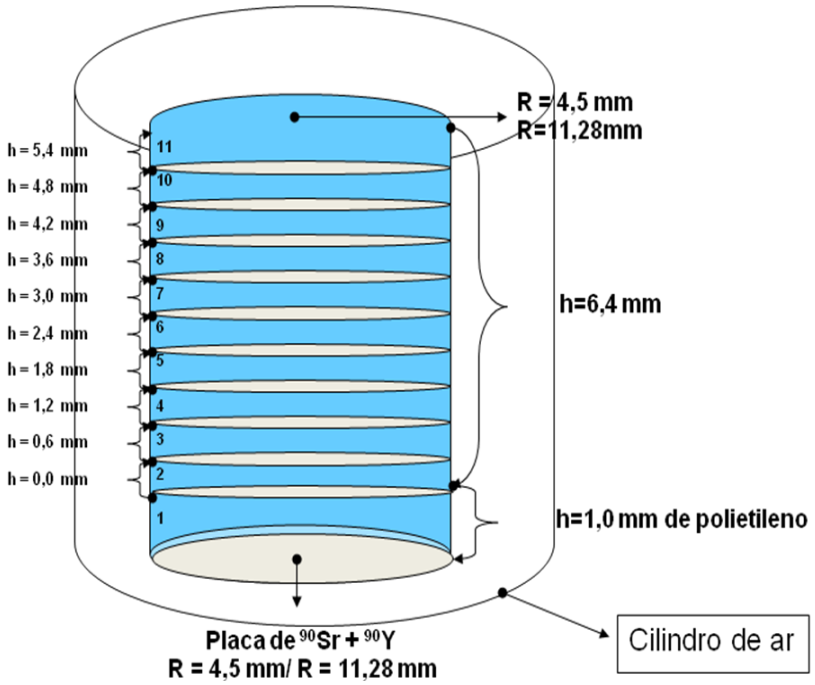


FIGURA 4.8- Modelagem da geometria das simulações realizadas no código MCNP5.

A FIG. 4.9 apresenta o espectro de energia utilizado nas simulações, correspondente a uma fonte de $^{90}Sr+^{90}Y$ [16].

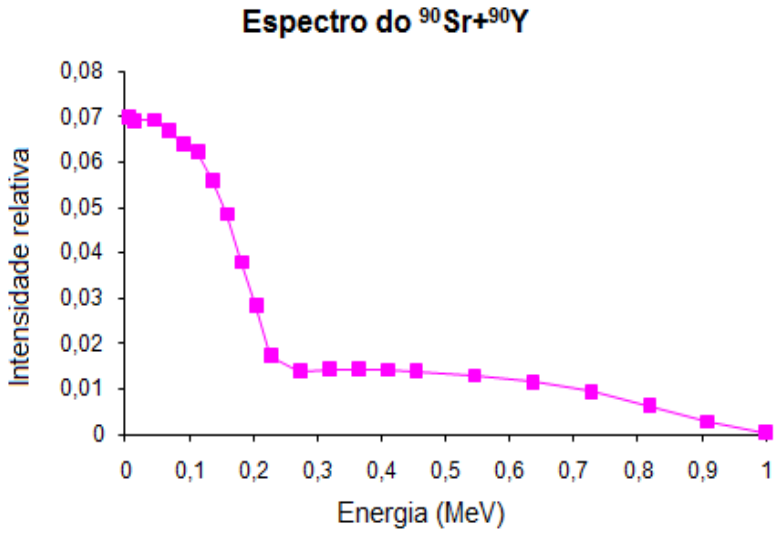


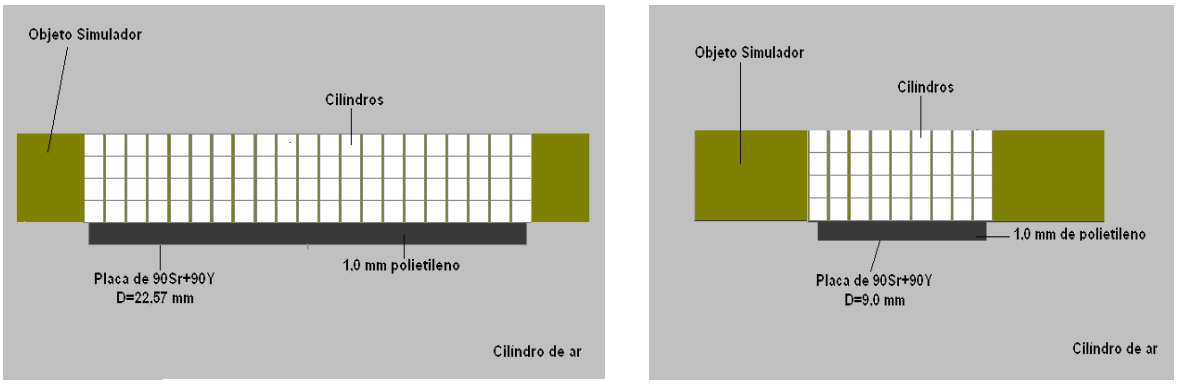
FIGURA 4.9- Espectro de energia do $^{90}Sr+^{90}Y$.

Foi utilizado o *tally* *F8 para calcular a energia depositada em uma célula por uma fonte de elétrons. Com estes resultados foi possível levantar a curva de PDP, para os aplicadores n°s 1 e 2.

Outras duas modelagens foram realizadas para verificação dos perfis de distribuições de doses radiais para os aplicadores n°s 1 e 2. Para cada aplicador foi modelado um objeto simulador de 28 x 28 x 5 mm de água, cada um deles contendo 4 fatias de 0,6 mm de espessura.

Como o aplicador n° 1 possui um diâmetro de 22,57 mm, foram modelados 21 cilindros de água de 1,0 mm de diâmetro de tal forma que a maioria dos cilindros ficasse na área do aplicador, região de interesse para verificar a uniformidade da placa. Já no aplicador n°2 com diâmetro de 9,0 mm, foram modelados 9 cilindros de água de 1,0 mm de diâmetro.

As fontes foram modeladas como placas plano-circulares de $^{90}Sr+^{90}Y$, representando os aplicadores de betaterapia, com diâmetros de 9,0 mm e 22,57 mm. As faces das placas dos aplicadores são cobertas por uma camada de 1,0 mm de espessura de polietileno. Os objetos simuladores e os aplicadores foram colocados dentro de cilindros de ar. A FIG. 4.10a e 4.10b apresentam as modelagem para cálculos de perfis com os aplicadores n°1 e n°2 respectivamente.



(a) (b)

FIGURA 4.10- (a) Modelagem para cálculo das planuras do aplicador n°1 e (b) Modelagem para cálculo das planuras do aplicador n°2.

Para calcular a energia depositada em cada cilindro por uma fonte de elétrons, foi utilizado o *tally* *F8, que calcula a energia depositada por partícula (MeV). A partir destes resultados pôde-se obter os perfis de distribuições de doses radiais dos aplicadores n°s 1 e 2.

4.6.1.2 Equações do modelo matemático da anatomia do olho humano

Foi utilizado um modelo matemático do olho humano bem detalhado, levando em conta suas dimensões e regiões estruturais principais, incluindo a esclera, coróide, retina, corpo vítreo, lente, córnea, câmara anterior, nervo óptico e a parede do nervo óptico [17]. A modelagem de uma placa de ^{90}Sr+^{90}Y foi acoplada à modelagem do olho, para cálculos da dose nas partes do olho. As equações utilizadas para descrever as estruturas do olho são:

Esclera, coróide e retina: são definidas como três cascas esféricas concêntricas, com aproximadamente 1,0 mm de espessura cada, de acordo com a expressão:

$$(R_i - 0{,}1)^2 \leq (x)^2 + (y + 1{,}6)^2 + (z)^2 \qquad (4.11)$$

onde i= 1, 2, 3; R_1=1,22 cm (esclera), R_2=1,13 cm (coróide) e R_3=1,03 cm (retina).
Córnea: é uma casca elíptica limitada por duas elipses concêntricas e a superfície esférica externa da esclera:

$$1{,}56(x)^2 + 1{,}62(y+1{,}6)^2 + 1{,}66(z-0{,}73)^2 \geq 1 \quad (4.12)$$

$$1{,}29(x)^2 + 1{,}39(y+1{,}6)^2 + 1{,}52(z-0{,}73)^2 \leq 1 \quad (4.13)$$

$$(x)^2 + (y+1{,}6)^2 + (z)^2 \geq 1{,}22^2 \quad (4.14)$$

Nervo Óptico e Parede do Nervo Óptico: são representados respectivamente por um cilindro e uma casca cilíndrica, concentricamente localizadas, que se estendem para a superfície externa da esclera no plano y=3. Os cilindros são rotacionados 30° em relação à coordenada do sistema.

$$(x)^2 + (z)^2 \leq 0{,}35^2 \quad (4.15)$$

$$(x)^2 + (z)^2 \leq 0{,}4^2 \quad (4.16)$$

$$(x)^2 + (y+1{,}6)^2 + (z)^2 \geq 1{,}22^2 \quad (4.17)$$

$$y \leq 3 \quad (4.18)$$

Lentes: são formadas por uma região circundada por duas superfícies esféricas da esclera e a superfície elíptica dada por:

$$2{,}98(x)^2 + 2{,}98(y+1{,}6)^2 + 9{,}15(z-{,}73)^2 \leq 1 \quad (4.19)$$

$$(x)^2 + (y+1{,}6)^2 + (z)^2 \geq 1{,}22^2 \quad (4.20)$$

Câmara Anterior: é a região geométrica entre a superfície que define a parede interna da córnea e a superfície externa da esclera:

$$1{,}56(x)^2 + 1{,}62(y+1{,}6)^2 + 1{,}66(z-0{,}73)^2 \leq 1 \quad (4.21)$$

$$(x)^2 + (y+1{,}6)^2 + (z)^2 \geq 1{,}22^2 \quad (4.22)$$

Corpo Vítreo: é uma região esférica limitada pela superfície externa da retina.

$$(x)^2 + (y+1{,}6)^2 + (Z)^2 \leq 0{,}935^2 \quad (4.23)$$

As coordenadas das equações anteriores se referem ao centro de uma esfera deslocada de 1,6 cm em y. Os volumes das partes do olho foram calculados pelo *tally* F4 do código MCNP5, como mostra a TAB. 4.2.

TABELA 4.2– Regiões do olho humano com suas respectivas massas, densidades e volumes.

Regiões do olho humano	Massa (g)	Densidade (g/cm^3)	Volume (cm^3)
Lente	0,228	1,0	0,228
Corpo Vítreo	3,893	1,0	3,893
Retina	0,928	1,0	0,928
Coróide	1,214	1,0	1,214
Esclera	1,312	1,0	1,312
Córnea	0,190	1,0	0,190
Câmara anterior	0,343	1,0	0,343
Nervo óptico	0,225	1,0	0,225
Parede do nervo óptico	0,083	1,0	0,083

A placa de $^{90}Sr+^{90}Y$ é côncavo-circular (placa nº3), com um diâmetro de 12 mm, foi modelada como sendo duas esferas paralelas separadas por uma distância de 0,05 mm e cortadas por um plano, como apresenta a FIG. 4.11. A fonte fica localizada no eixo y e em contato com a esclera, local onde foi retirado o pterígio. O *tally* *F8 foi utilizado para calcular a energia depositada (MeV) em cada parte do olho. A FIG. 4.11 apresenta a modelagem do olho e da placa de $^{90}Sr+^{90}Y$, simulando um tratamento de betaterapia em pterígio. O olho e o aplicador foram colocados dentro de uma esfera de água.

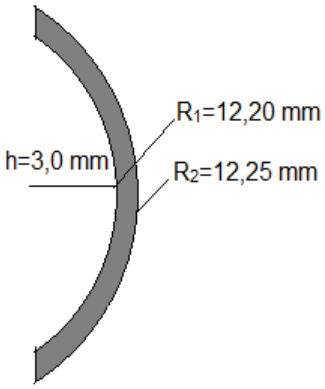


FIGURA 4.11- Modelagem do aplicador nº 3, utilizado nas simulações.

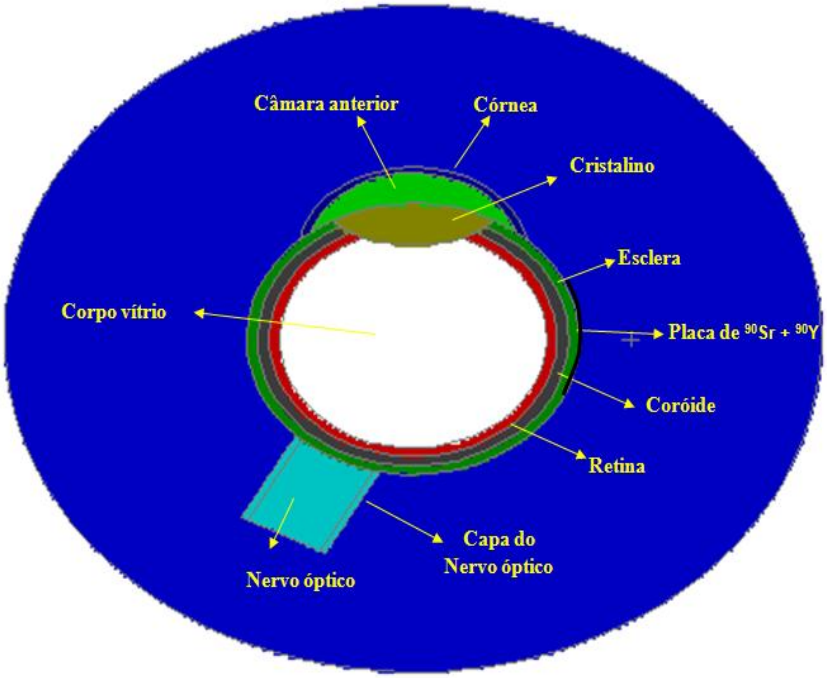
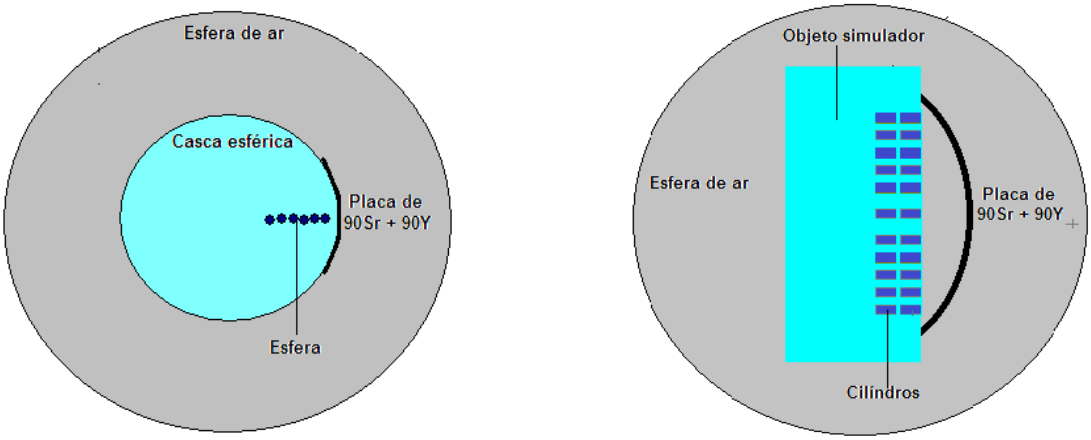


FIGURA 4.12- Modelagem do olho humano no MCNP5.

Foi realizada uma nova modelagem, mais simples, onde só foi considerada esta placa de $^{90}Sr+^{90}Y$ acoplada a uma esfera de água de diâmetro de 24,4 mm, representando a esclera, que possui uma forma aproximadamente esférica. Dentro desta casca esférica foram modeladas 6 esferas localizadas no eixo central com diâmetro de 1,0 mm cada. Essa modelagem foi realizada para se obter o valor da taxa de dose deste aplicador e assim compará-lo com o valor dado pelo fabricante e para se obter o perfil axial deste aplicador. Este perfil calculado através do código MCNP5 foi comparado com o perfil experimental obtido através do filme radiocrômico, como mostra a FIG 4.12a.

Outra modelagem foi realizada para se obter o perfil de distribuição de dose radial deste aplicador, onde foi modelado um objeto simulador de 29 x 29 x 10,45 mm de água, contendo 11 cilindros de água de 0,51 mm de diâmetro e 1,0 mm de altura, localizados a 0,0 e 1,0 mm da superfície do objeto simulador . As posições dos cilindros foram modeladas de tal forma que a maioria deles ficasse na área do aplicador, região de interesse para verificar a uniformidade da placa. A placa de $^{90}Sr+^{90}Y$ foi colocada em contato com a superfície do objeto simulador, como mostra a FIG 4.12b.



(a) (b)

FIGURA 4.13- Modelagens das simulações utilizando o aplicador nº3: (a) para cálculos de doses axiais e (b) para cálculo de doses radiais.

4.6.2 Medidas experimentais

As medidas experimentais foram realizadas com o objetivo de compará-las com as simulações realizadas pelo código MCNP5. Para realizar as medidas da atenuação no tecido da radiação emitida pelos aplicadores de betaterapia de $^{90}Sr+^{90}Y$ (PDP), foi utilizada uma mini-câmara de extrapolação de janela plana (CI) e dosímeros termoluminescentes de LiF-100 (TLD), já as medidas experimentais dos perfis de distribuição de dose, foram utilizados filmes radiocrômicos *GafChromic*® EBT QD+.

4.6.2.1. Experimentos utilizando uma mini-câmara de extrapolação de janela plana

O detector utilizado foi uma mini-câmara de extrapolação de janela plana, desenvolvida no Laboratório de Calibração e Instrumentos do IPEN, conectada a um eletrômetro PTW modelo UNIDOS 10001, através de um cabo coaxial, que permite uma tensão de ±50V como mostra a FIG. 4.13a e 4.13b. A mini-câmara foi estabilizada durante 1 hora antes do início das medidas e seu volume sensível manteve-se fixo em 1,0 mm^3.

(a) (b)

FIGURA 4.14- (a) Mini-câmara de extrapolação de janela plana e (b) Eletrômetro acoplado a mini-câmara de extrapolação.

A profundidade foi determinada pela quantidade de placas atenuadoras adicionadas entre a fonte e o detector, ou seja, a profundidade foi sendo variada de 0,6 mm a 5,4 mm através da adição de placas de polietileno com incrementos de 0,6 mm, sendo que a primeira medida foi tomada sem placa (0,0 mm), isto é, o aplicador estava em contato com o detector e nas demais medidas a placa de $^{90}Sr+^{90}Y$ estava sempre em contato com a placa de atenuação. Todas as medidas foram realizadas dentro de uma barreira de acrílico para garantir a proteção apropriada do operador, a posição adequada da fonte e da mini-câmara, bem como a estabilidade do sistema de medição, como mostra a FIG. 4.14.

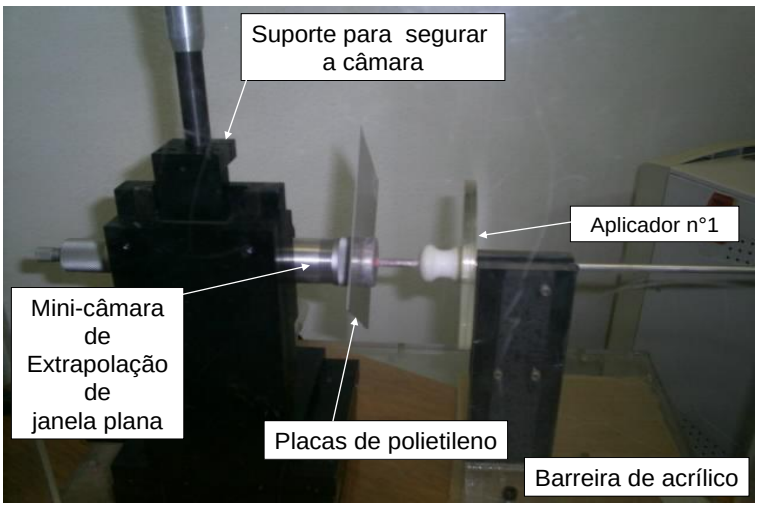


FIGURA 4.15- Arranjo experimental utilizando a mini-câmara de extrapolação de janela plana.

As medidas de cargas coletadas na ionização foram tomadas em um intervalo de 60 s, totalizando 6 medidas em cada profundidade, iniciando na polaridade positiva e outras 3 na polaridade negativa. As leituras de carga foram então corrigidas a condições normais de temperatura e pressão, pela fórmula [35]:

$$K_{TP} = \frac{273{,}15 + T}{273{,}15 + T_0} \times \frac{101{,}3}{P} \tag{4.24}$$

onde P é o valor da pressão e T é o valor da temperatura.

Foi calculada a média das medidas de cargas para cada distância e a conversão de ionização em dose absorvida feita pela relação [13]:

$$D = \frac{Q}{\rho \times V} \times \frac{\overline{W}}{e} \tag{4.25}$$

onde: $\frac{\overline{W}}{e} = 33{,}97 \frac{J}{C}$ representa a energia média de íons que são formados no gás da câmara que é ar,

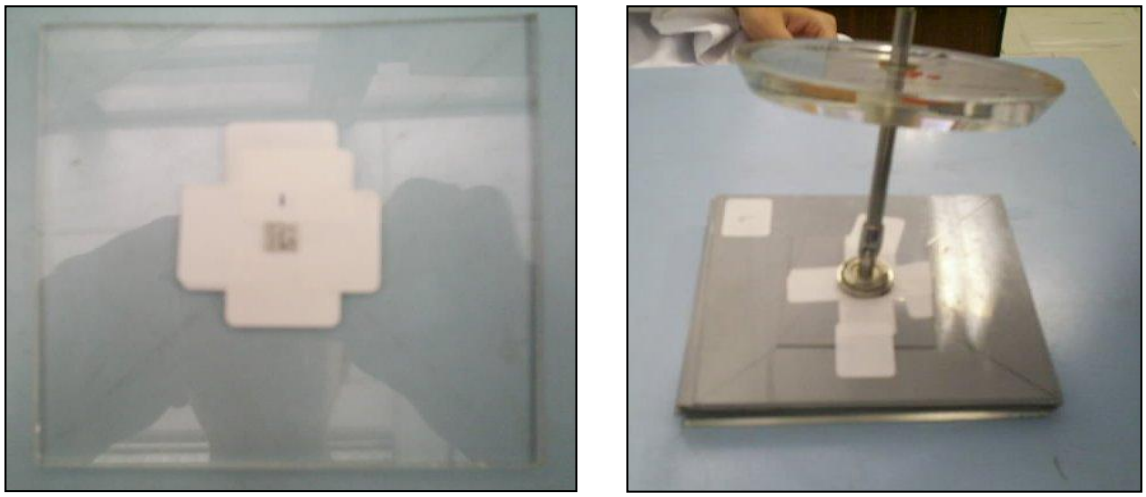
$\rho = 1{,}197 \frac{kg}{m^3}$ é a densidade do ar,

$V = 1{,}0 \times 10^{-9} m^3$ é o volume sensível,

Q é a carga coletada pelo eletrômetro.

4.6.2.2 Experimentos com dosímetros termoluminescentes de LiF-100

Foram utilizados os aplicadores n°1 e n°2, uma placa de acrílico de 100 x 100 x 3,9 mm com um quadrado central de 6,0 x 6,0 x 1,0 mm. Neste quadrado foram dispostos 4 TLD's e em seguida foram realizadas 10 irradiações com um tempo de exposição de 10 s cada, adicionando-se placas de polietileno com espessura de 0,6 mm, sendo que a primeira exposição foi realizada sem placa, ou seja, a placa de $^{90}Sr+^{90}Y$ estava em contato com os dosímetros. As FIG 4.15a e 4.15b ilustram o arranjo experimental. Os dosímetros utilizados neste trabalho, já haviam sido previamente calibrados, e antes de serem utilizados foram previamente tratados em um forno apropriado pertencente ao Instituto de Radiologia do Hospital das Clínicas de São Paulo (InRad).



(a) (b)

Figura 4.16- (a) Placa de acrílico com 4 tld's e (b) Arranjo experimental.

Após a irradiação os dosímetros foram lidos em uma leitora de TLD's da marca Harshaw modelo 3.500 pertencente ao InRad do Hospital das Clínicas de São Paulo, como mostra a FIG. 4.16, e em seguida foi aplicado o fator de correção para cada dosímetro.

FIGURA 4.17- Leitora de TLD's.

4.6.2.3 Experimentos com filmes radiocrômicos *GafChromic*® EBT QD+

Os experimentos com os filmes foram realizados no laboratório de biofísica da UNESP de Araçatuba-SP, com o intuito de realizar sua caracterização e posteriormente utilizá-lo para obtenção dos perfis de distribuições de doses radiais dos aplicadores n°1, nº2 e n°3.

Primeiramente houve o processo de caracterização do filme radiocrômico. Com o aplicador n°2 foram realizadas várias exposições no filme com diferentes tempos, isto é, diferentes níveis de doses conhecidas. Após as exposições o filme foi digitalizado em escala de cinza, obtendo-se a imagem em formato digital. Esta foi analisada pelo *software ImageJ* para leitura dos tons de cinza. Os filmes também foram lidos no densitômetro óptico da PTW DensiX certificado nº 0821661, pertencente ao Instituto de Eletrotécnica e Energia IEE-SP.

O intuito deste procedimento foi levantar uma relação entre a densidade óptica e tons de cinza, para que em próximas irradiações não houvesse a necessidade de realização das leituras no densitômetro, mas apenas no *software ImageJ*. Com as leituras do filme foi possível obter a curva sensitométrica, que é a relação entre a densidade óptica *versus* dose e em seguida obter uma relação entre tons de cinza e densidade óptica para então estabelecer uma relação entre tons de cinza e dose. A FIG. 4.17 apresenta o densitômetro utilizado nas leituras dos filmes.

FIGURA 4.18– Densitômetro óptico PTW DensiX.

Uma vez caracterizados os filmes, foram realizadas exposições utilizando os aplicadores n°1, nº2 e n°3 para obtenção dos perfis de distribuições de doses radiais. Os tempos de exposição foram de 5s para o aplicador nº2 e de 30s para os aplicadores nº1 e nº3.

As distribuições radiais dos aplicadores n°s 1 e 2 foram medidos nas profundidades de 0,0, 0,6, 1,2 e 1,8 mm. Estas foram determinadas por meio de placas atenuadoras de polietileno de espessura de 0,6 mm cada. A distribuição radial do aplicador nº3 foi medida na profundidade de 0,0 e 1,0 mm, e as

distribuições axiais foram medidas nas profundidades de 0,0, 1,0, 2,0 e 3,0 mm, determinadas por placas atenuadoras de acrílico de espessura de 1,0 mm cada, sendo que, a primeira exposição foi realizada sem placa, isto é, o aplicador foi colocado em contato com o filme. Nas demais profundidades foram sendo adicionadas as placas atenuadoras entre o filme e o aplicador. Em cada profundidade foram realizadas três exposições, com o intuito de se obter um valor médio, ou seja, mais exato. Após as exposições os filmes foram digitalizados, como apresentadas nas FIG. 4.18a e 4.18b e FIG 4.18c.

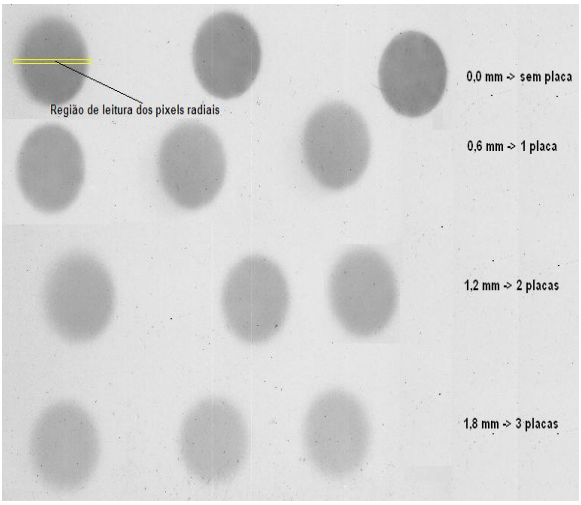
As imagens foram analisadas pelo *software ImageJ*, sendo que, em cada região exposta foi selecionada uma região central para leitura dos *pixels* radiais, conforme apresenta as FIG 4.18a e 4.18b. No caso do aplicador nº3 foram selecionadas duas regiões, a central-retângulo para leitura dos *pixels* radiais e a central-círculo para a leitura dos *pixels* axiais, como mostra a FIG 4.18c. Sabendo-se o diâmetro do aplicador em milímetros, foram contados quantos *pixels* cabiam nesta região e desta forma, foi possível determinar a dimensão do *pixel* em milímetros, obtendo-se o resultado de que 1 *pixel* equivale a 0,022 mm.

Uma vez encontrado o valor do *pixel* em milímetros foi possível determinar os pontos radiais de interesse de leitura, sendo eles de 1,1 mm em 1,1 mm, para os aplicadores n°s 1 e 2. Os pontos radiais de interesse de leitura foram de 0,0, 1,5, 2,5, 3,5, 4,5 e 5,5 mm, para o aplicador nº3. Para cada um destes *pixels* radiais de interesse foram lidos mais 11 *pixels* à direita e 11 *pixels* à esquerda e calculada a média destes 23 *pixels* obtendo-se assim um *pixel* médio para cada ponto, levando-se em conta que o filme é um detector praticamente pontual.

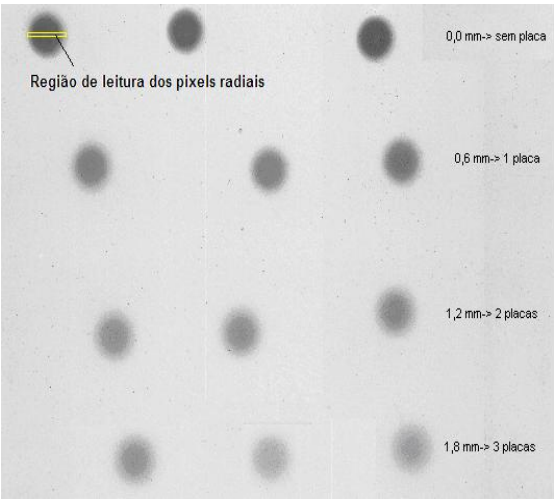
Com os resultados das leituras dos tons de cinzas determinou-se os perfis de distribuições de doses radias dos aplicadores n°1, n°2 e nº3.

Estas imagens digitalizadas também foram utilizadas para delimitar a região de interesse utilizada nos cálculos de não-uniformidade e assimetria. De cada imagem só foi selecionada uma região irradiada na profundidade de 1,8 mm.

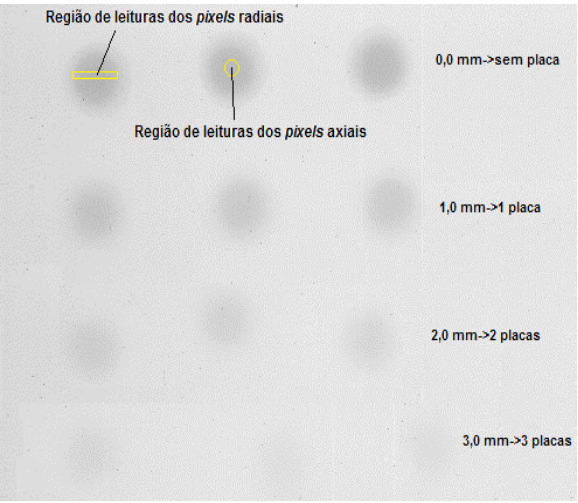
Esta região selecionada foi salva como uma imagem de texto através do *software ImageJ*, obtendo-se assim a matriz de *pixels.* Esta por sua vez foi aberta no *software* Excel [45], onde foi realizada toda a sua análise.



(a)



(b)



(c)

FIGURA 4.19- (a) Imagem digitalizada do filme exposto pelo aplicador n°1, (b) Imagem digitalizada do filme exposto pelo aplicador n°2 e (c) Imagem digitalizada do filme exposto pelo aplicador nº3.

Estas imagens digitalizadas também foram utilizadas para delimitar a região de interesse utilizada nos cálculos de não-uniformidade e assimetria. De cada imagem só foi selecionada uma região irradiada na profundidade de 1,8 mm.

Esta região selecionada foi salva como uma imagem de texto através do *software ImageJ*, obtendo-se assim a matriz de *pixels.* Esta por sua vez foi aberta no *software* Excel [45], onde foi realizada toda a sua análise.

Uma vez identificado o *pixel* de maior valor, pode-se correlacioná-lo com a dose máxima absorvida no campo de radiação. A partir deste *pixel*, analisando a área total e restante de radiação, são localizados os *pixels* que apresentam 50% da dose máxima.

A não-uniformidade e a assimetria da fonte podem ser definidas usando o conceito de campo centrado e procurando a variação máxima em uma área circunvizinha e estendida do centro do campo até a curva de isodose de 50%.

O campo centrado é definido como o centro da curva de isodose de 50%, isto é, o centro da área no qual a dose relativa medida no plano, na profundidade de 2,0 mm, é 50% ou mais da dose máxima neste plano [34]. A profundidade utilizada neste trabalho foi de 1,8 mm para os aplicadores n°s 1 e 2, uma vez que não foram realizadas medidas na profundidade de 2,0 mm.

Matematicamente pode-se calcular a fonte centrada a partir de uma matriz de *pixels* em um sistema de coordenadas cartesianas por meio da interpolação linear, como apresenta a FIG 4.19. A idéia de fonte centrada consiste em encontrar as coordenadas do centro da curva de isodose de 50% (x_c,y_c), e as coordenadas dos pontos escolhidos nesta reta ($x50_k$,$y50_k$), que posteriormente serão utilizadas para o calculo do raio médio (R_{50}).

As coordenadas da fonte centrada (x_c,y_c) são dadas por:

$$x_c = \left(\frac{1}{n}\right)\sum_{i=1}^{n}\frac{x50_i^- + x50_i^+}{2} \tag{4.26}$$

$$y_c = \left(\frac{1}{m}\right)\sum_{j=1}^{m}\frac{y50_j^- + y50_j^+}{2} \tag{4.27}$$

Onde:

- $x50_i^+$, $x50_i^-$ e $y50_j^+$, $y50_j^-$ são as posições x e y respectivamente, que delimitam a curva de isodose de 50%, essas posições são determinadas por meio da interpolação linear da i-ésima linha ou j-ésima coluna, ou seja, a posição $x50_i^-$ indica um *pixel* do lado esquerdo da fonte na curva de isodose de 50% e $x50_i^+$ indica um *pixel* na mesma linha que $x50_i^-$, porém do lado direito da fonte na curva de isodose de 50%, uma vez obtido esses dois pontos é feita uma interpolação das posições desses dois *pixels* com o intuito de se encontrar a posição em x do *pixel* central da fonte (x_c). O mesmo é feito com as posições $y50_j^-$ e $y50_j^+$, onde o $y50_j^-$ representa um *pixel* abaixo do centro fonte na curva de isodose de 50% e $y50_j^+$ indica um *pixel* na mesma coluna do que o $y50_j^-$, só que acima do centro da fonte na

curva de isodose de 50%, a interpolação destas duas posições fornece a posição em y do *pixel* central da fonte (y_c).

- os sinais positivos (+) dos $x50_i$ e do $y50_i$ indicam os valores a direita e acima do centro da fonte, e os negativos (–) dos $x50_i$ e do $y50_i$ indicam os valores a esquerda e abaixo do centro da fonte. As esferas azuis indicam a localização das coordenadas $x50_i\pm$ e as esferas amarelas indicam a localização das coordenadas $y50_i\pm$.
- n é o número de linhas e m o número de colunas contendo valores da dose maior ou igual do que 50% da dose máxima da curva de isodose, o valor de m e n é determinado pela quantidade de pontos escolhidos na reta.

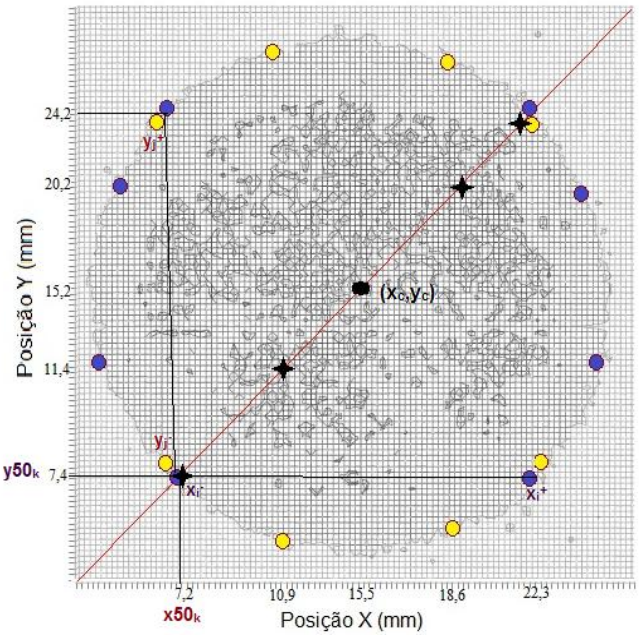


FIGURA 4.20- Matriz de campo centrado na profundidade de 1,8 mm - aplicador nº1.

A interpolação linear apresentada na FIG. 4.19 foi feita da seguinte maneira:

► primeiro passo: Foi suposto uma localização do centro da imagem, isto é, metade do nº total de linhas e metade do nº total de colunas da matriz de *pixels*. Em seguida, foi traçada uma reta da origem, passando pelo centro suposto, escolhendo alguns pontos aleatórios na reta, dentro da curva de isodose de 50%. Estes pontos estão representados na FIG. 4.19 por estrelas pretas.

► segundo passo: determinar as coordenadas ($x50_k$,$y50_k$) e as posições $x50_i^+$, $x50_i^-$, $y50_j^+$ e $y50_j^-$ de cada ponto escolhido na reta. Por exemplo, o primeiro ponto (primeira estrela) de coordenada x é o $x50_k$, para encontrar o valor de $y50_j^-$ basta seguir com a régua nesta coluna do $x50_k$ até encontrar o *pixel* de 50% ou mais da curva de isodose. Identificando a coordenada em y, para este ponto $y50_j^-$, para encontrar o $y50_j^+$, desloca-se ascendentemente com a régua nesta mesma coluna até o último *pixel* de 50% ou mais da curva de isodose.

O valor de $y50_k$, é o valor da coordenada do primeiro ponto em y, o $x50_i^-$ foi encontrado seguindo com a régua nesta linha do $y50_k$ até localizar o *pixel* de 50% ou mais da curva de isodose, este *pixel* é o $x50_i^-$. Para encontrar o $x50_i^+$, deslocou-se à direita com a régua nesta mesma linha até o último *pixel* de 50% ou mais da curva de isodose, este é o $x50_i^+$.

A tabela 4.3 apresenta os valores de $x50_i^+$, $x50_i^-$, $y50_j^+$, $y50_j^-$, $x50_k$ e $y50_k$, encontrados a partir da matriz de *pixels* e os valores de x_c e y_c calculados através das fórmulas 4.26 e 4.27, que ilustram a determinação de fonte centrada do aplicador nº1.

TABELA 4.3– Coordenadas do campo centrado do aplicador nº1.

i	$y50_k$	$x50_i^-$	$x50_i^+$	$(x50_i^- + x50_i^+)/2$
1	7,4	7,2	23,0	15,1
2	11,4	4,9	25,8	15,3
3	20,2	4,9	25,4	15,1
4	24,2	7,9	22,6	15,2
				$15,2=x_c$
j	**$x50_k$**	**$y50_j^-$**	**$y50_j^+$**	**$(y50_j^- + y50_j^+)/2$**
1	7,2	7,4	23,0	15,2
2	10,9	4,9	26,1	15,5
3	18,6	4,9	27,0	15,9
4	22,3	7,0	24,0	15,5
				$15,5=y_c$

Uma vez encontrado as coordenadas da fonte centrada (x_c,y_c), deve-se calcular o R_{50}. O R_{50} é definido como o raio médio da curva de isodose de 50% de uma distribuição de dose no qual 100% é dado pela dose máxima [15]. O raio médio (R_{50}) pode ser calculado por:

$$R_{50} = \left(\frac{1}{q}\right)\sum_{k=1}^{q}\sqrt{\left(x_c - x50_k\right)^2 + \left(y_c - y50_k\right)^2} \tag{4.28}$$

Onde: q é o número total de pontos utilizados na interpolação linear, neste trabalho, q=4.

Calculado o R_{50}, determina-se o $0{,}8R_{50}$, este valor delimita a região de interesse para cálculo de não-uniformidade e de assimetria.

5 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Neste capítulo estão descritos os resultados e discussões das medidas de dose e simulações de Monte Carlo com o código MCNP5.

5.1 Curva de PDP - aplicador n°1 (D=22,57 mm)

A dosimetria realizada neste trabalho é relativa, onde os resultados de cada experimento e de cada simulação são normalizados pelo seu valor de máximo. As médias de cada resultado foram calculadas, assim como os seus respectivos desvios padrões.

As doses relativas puderam ser comparadas, como se pode observar nas FIG. 5.1 e 5.2, onde estão apresentadas as curvas de porcentagem de dose profunda (PDP) calculadas com o MCNP5, em relação às obtidas experimentalmente com a mini-câmara de extrapolação e com os TLD's de LiF-100, utilizando os aplicadores nº1 e n°2, respectivamente.

Os resultados das simulações com o código MCNP5 foram obtidas com 10 milhões de histórias com incertezas dos resultados gerados menores do que 0,3%. Observa-se na FIG. 5.1 uma variação relativa entre os resultados calculados, através do código MCNP5 e os resultados experimentais, utilizando a câmara de ionização de extrapolação (CI), menor que 11,0 % para as sete primeiras distâncias e uma variação máxima relativa de 14,85% na profundidade de 5,4 mm. Já as variações relativas entre os resultados calculados através do código MCNP5 e os resultados experimentais com os dosímetros termoluminescentes (TLD) foram menores do que 7,0 %. Os desvios padrões das médias dos resultados experimentais obtidos com TLD's e com CI são menores que 6,6 %, e 2,42 %, respectivamente.

Embora a curva obtida com TLD`s apresente algumas flutuações devido à própria característica das respostas destes dosímetros, nota-se que a curva obtida por simulação se aproxima melhor destes resultados do que com aqueles obtidos com câmara de ionização.

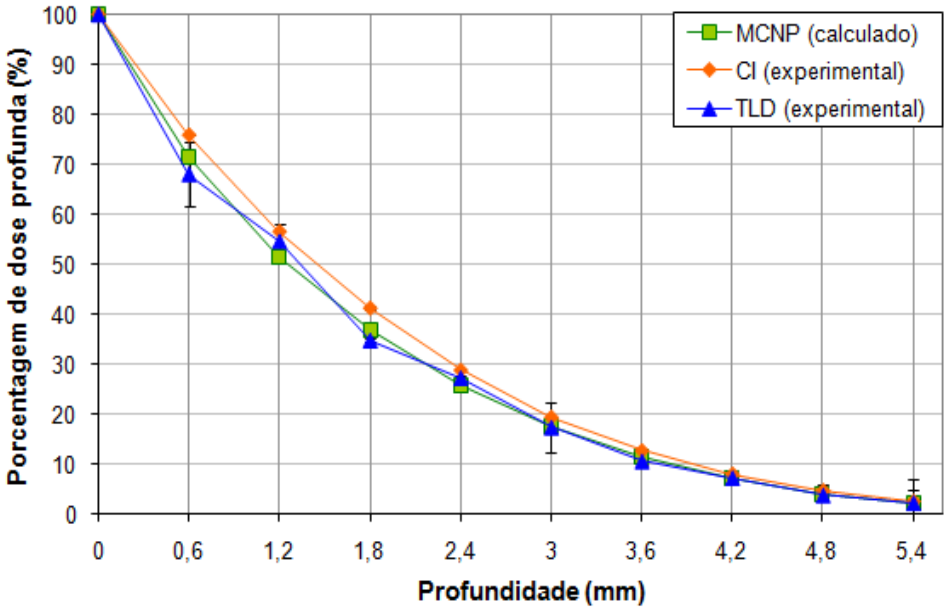


FIGURA 5.1- Comparação entre as curvas de porcentagens de dose profunda do aplicador de $^{90}Sr+^{90}Y$ n°1 obtidas com MCNP5, TLD e CI.

5.2 Curva de PDP - aplicador n°2 (D=9,0 mm)

Na FIG. 5.2 estão apresentadas as curvas de dose obtidas para o aplicador n°2. As diferenças encontradas entre os dados calculados, através do código MCNP5, para um número de histórias de 10 milhões e os dados das medidas experimentais, com a câmara de ionização de extrapolação (CI), foram menores que 2,5% para as quatro primeiras distâncias, já a diferença máxima de 7,71% ocorreu na distância de 5,4 mm. As seis primeiras distâncias apresentaram uma variação menor do que 9,0% entre os resultados calculados, através do código MCNP5 e os resultados experimentais com os dosímetros termoluminescentes (TLD), já a variação máxima de 25,23% ocorreu na distância de 4,2 mm. Esta discrepância pode ter ocorrido basicamente por duas razões: 1) devido a pouca precisão no tempo de exposição dos dosímetros, tendo em vista que o processo de exposição deles é realizado manualmente; 2) algum fator espúrio no processo de tratamento térmico, irradiação e leitura destes TLD`s. Os experimentos (CI e TLD) apresentaram um desvio padrão das médias dos resultados, menores do que 6,08% e o calculado (MCNP5) menor do que 1,0%.

Pode-se observar nas FIG 5.1 e 5.2, que estes aplicadores apresentaram um grande poder de ionização em um pequeno alcance, isto é, a

dose máxima de radiação ocorre a 0,0 mm de profundidade no tecido e decai para cerca de 16,0 %, deste valor máximo após 3,0 mm de atenuação.

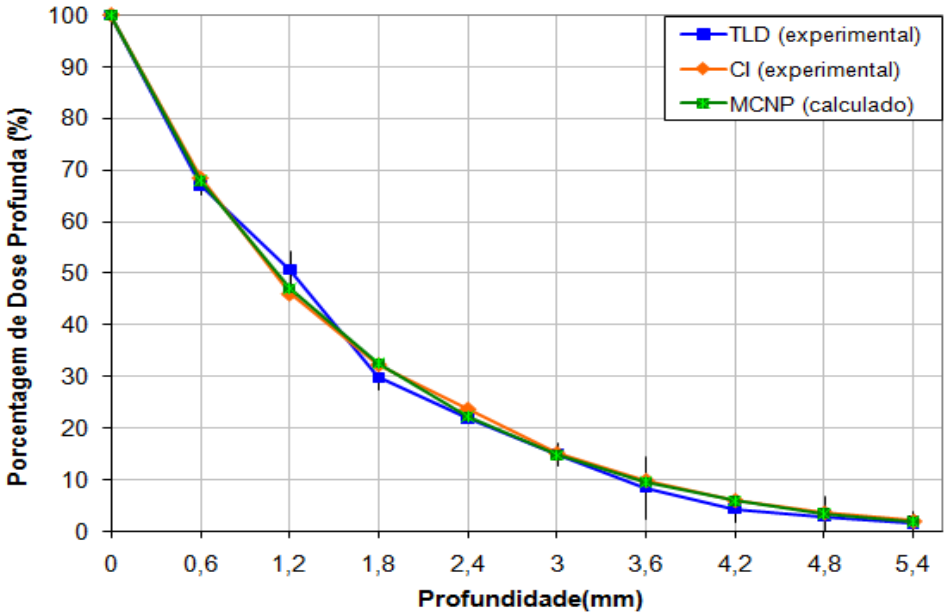


FIGURA 5.2- Comparação entre as curvas de porcentagens de dose profunda do aplicador de $^{90}Sr+^{90}Y$ n°2 obtidas com MCNP5, TLD e CI.

5.3 Curvas de PDP - aplicadores n°s 1 e 2, e ICRU *report* 72

O ICRU *report* 72, fornece uma curva média de PDP proveniente de várias outras curvas obtidas por meio de medidas com detectores de espessuras finas e cálculos baseados no método de Monte Carlo, de um aplicador padrão NIST, plano-circular de $^{90}Sr+^{90}Y$ com diâmetro ativo de 8,6 mm [34,35].

O intuito de traçar esta curva é estabelecer uma curva média padrão, que seja utilizada como referência quando os dados dose-profundidade forem de fontes similares.

A curva média foi traçada, por meio de uma dada função que ajusta todos os dados da curva de PDP calculada através do código MCNP5, sendo possível através desta determinar os valores da atenuação no tecido da radiação emitida por cada fonte e instrumento de medida [34]:

$$\frac{D(z,r_0)}{D(z_0,r_0)} = \exp(a + bz + cz^2 + dz^3 + ez^4 + fz^5) \qquad (5.2)$$

onde z é a profundidade em mm.

Os valores dos coeficientes (a,b,c,d,e,f) da equação devem ser ajustados para cada curva de PDP levantada para um determinado aplicador. Uma vez definidos estes coeficientes é possível obter a dose relativa para várias profundidades. A TAB. 5.1 apresenta os coeficientes fornecidos pela norma e os calculados para os aplicadores n°s 1 e 2.

TABELA 5.1- Coeficientes da função dose-profundidade relativa para aplicadores de ^{90}Sr+^{90}Y.

	^{90}Sr+^{90}Y planar	**Aplicador n°1**	**Aplicador n°2**
Coeficiente	**Norma**	**Calculado**	**Calculado**
a	0,5608	0,5542	0,6438
b	-0,4913	-0,5931	-0,7184
c	-0,09887	0,06049	0,10899
d	0,03619	-0,0269	-0,04298
e	-0,00723	0,00358	0,00633
f	0,0004487	-0,0002408	-0,0004125

Fonte – Soares e Cross, 2001.

Pode-se observar na TAB. 5.1, que os coeficientes são praticamente todos da mesma ordem de grandeza, sendo que estas diferenças entre os valores fornecidos pela norma e os calculados neste trabalho, se dão pelas características individuais de cada aplicador, tais como construção da fonte, geometria e uniformidade.

As curvas de porcentagem de dose profunda, caracterizadas pela atenuação no tecido da radiação emitida pelos aplicadores n°s 1 e 2, foram calculadas através do código MCNP5 e analisadas em relação aos dados, fornecidos pelo ICRU, provenientes de um aplicador padrão do NIST e são apresentadas na FIG. 5.3. As curvas de PDP produzidas pelos dois aplicadores foram normalizadas a 1,0 mm, face às dificuldades de medidas a distâncias menores do que 1,0 mm, como prevê a norma. As curvas de PDP medidas puderam então ser comparadas com a curva de PDP da norma, apresentando semelhança no comportamento delas.

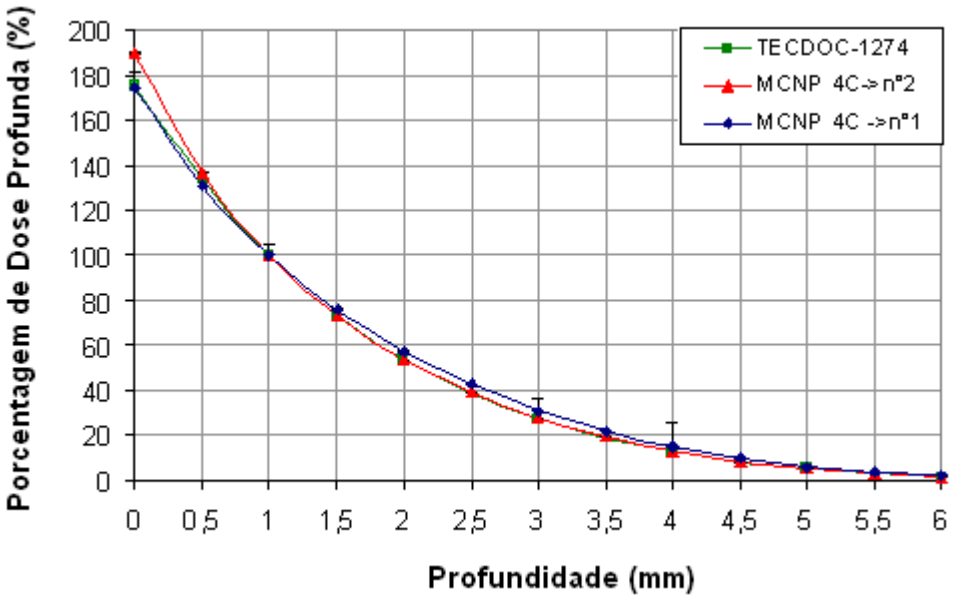


FIGURA 5.3- Comparações dosimétricas entre as curvas de PDP obtidas através de simulações utilizando o código MCNP5 e pela norma [35].

Os dados contidos na norma, que provem de uma média de dados de medidas experimentais e calculadas, apresentam desvios padrões que variam de 6,2 a 13,0 %. De 1,0 mm a 6,0 mm de profundidade, a curva da norma e a do aplicador n°2, apresentaram uma diferença relativa menor do que 3,1%. A variação máxima de 8,34 % no primeiro ponto (0,0 mm de profundidade) é devida a espessura do polietileno que cobre a placa de $^{90}Sr+^{90}Y$, podendo variar de 0,5 a 1,0 mm de espessura.

Os dados do aplicador n°1 foram comparados com os dados da norma, e apresentaram uma diferença máxima relativa de 19,92%. Esta diferença se dá devido à diferença nos diâmetros dos aplicadores: o aplicador utilizado na norma possui um diâmetro ativo de 8,6 mm e o aplicador n°1 possui um diâmetro de 22,57 mm.

5.4 Caracterização do filme radiocrômico do tipo *GafChromic*® EBT QD+

O processo de caracterização do filme foi realizado através da obtenção da curva sensitométrica, que fornece o comportamento da dose dentro do intervalo de densidade óptica onde se encontra a melhor resposta do filme, a região de linearidade.

A dose referente ao aplicador n°2, utilizado nas exposições do filme, foi obtida pelo seu certificado de calibração, que fornece a taxa de dose de 0,33 Gy/s. Desta forma, é possível obter a dose por tempo de exposição e relacioná-la à densidade óptica correspondente. A TAB 5.2 apresenta os resultados obtidos para a média das densidades ópticas e as doses para os respectivos tempos de exposição.

TABELA 5.2- Dados da densidade óptica média e da dose em relação ao tempo de exposição.

Tempo de exposição (s)	Dose(Gy)	Densidade Óptica Média
1	0,33	0,15
2	0,66	0,17
3	0,99	0,22
4	1,32	0,27
5	1,64	0,30
6	1,97	0,35
7	2,30	0,35
8	2,63	0,44
9	2,96	0,47
10	3,29	0,48
11	3,62	0,55
12	3,95	0,57
13	4,27	0,58
14	4,60	0,64
15	4,93	0,63

A FIG. 5.4 apresenta a curva sensitométrica, relacionando a densidade óptica *versus* dose, com uma boa concordância entre 0,33 a 4,93 Gy, como previsto pelo manual do filme *GafChromic*® EBT QD+. A região de linearidade é de 0,01 a 8 Gy. O tempo escolhido para o experimento foi de 30 s para o aplicador n°1 e de 5 s para o aplicador n°2, que equivalem a 1,06 Gy e 1,64 Gy respectivamente.

Uma vez obtida à curva sensitométrica, foi verificada a relação entre as densidades ópticas e os tons de cinza, conforme apresentada na FIG. 5.5, podendo se observar um comportamento praticamente linear e com isso espera-se que a dependência dos tons de cinza *versus* dose apresente o mesmo padrão que a densidade óptica.

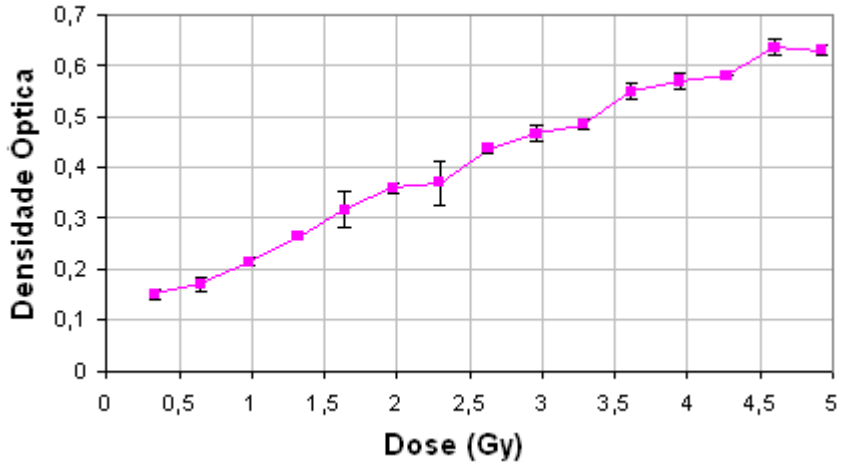


FIGURA 5.4- Curva sensitométrica do filme *GafChromic*® EBT QD+ devido a exposições pelo aplicador n°2.

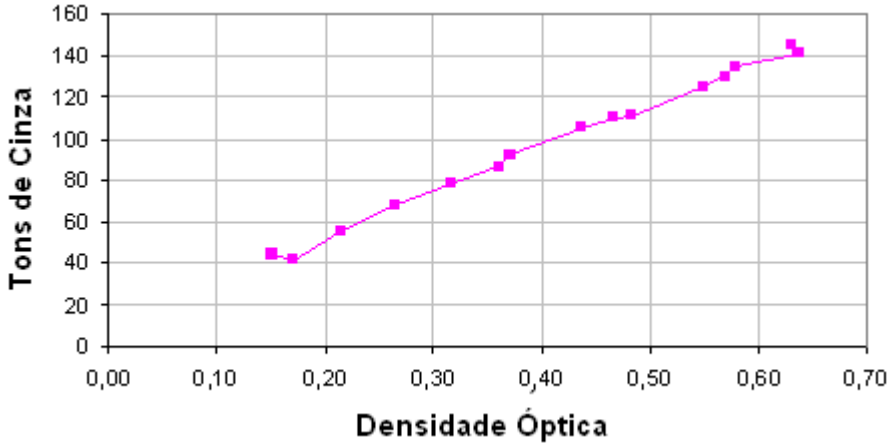


FIGURA 5.5- Curva relacionando tons de cinza *versus* densidade óptica.

A FIG. 5.6 apresenta a relação entre os tons de cinza e as doses, podendo-se observar que essa dependência é equivalente a da densidade óptica com a dose. Foi feito um ajuste de mínimos quadrados manual com um polinômio de segundo grau, calculado por meio do *software* EXCEL, apresentado na equação:

$$Y = -1{,}90\ X^2 + 33{,}45\ X + 23{,}58 \qquad (5.1)$$

onde:

Y= tons de cinza

X= dose

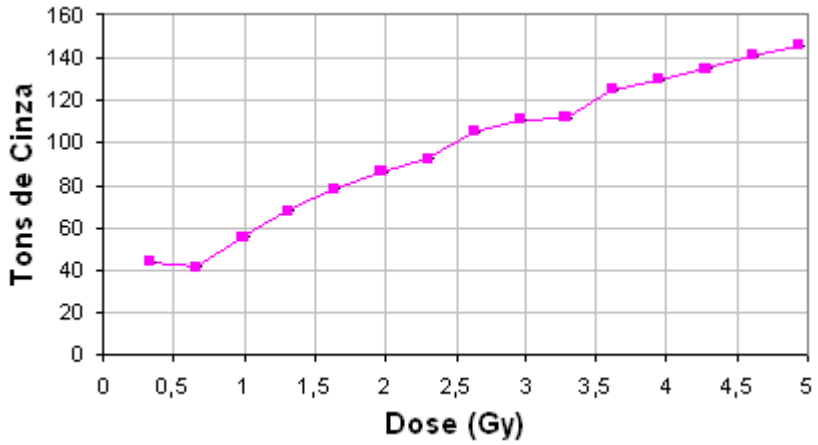


FIGURA 5.6- Curva relacionando tons de cinza *versus* dose.

5.5 Perfil de distribuição de dose radial - aplicador n°1

A limitação geométrica dos aplicadores de betaterapia de $^{90}Sr+^{90}Y$, dificultam a obtenção dos perfis de distribuições de doses radiais emitidos por eles, fazendo com que nem todos os detectores sejam adequados para este tipo de medição. Neste caso a norma prevê que os detectores mais apropriados são os filmes radiocrômicos, diodos, softwares baseados no método de Monte Carlo, como EGS [46] e MCNP, entre outros.

Neste trabalho foi utilizado o código MCNP5 e o filme radiocrômico, para fins de obtenção dos perfis de distribuições de doses radiais relativos, calculados e experimentais, dos aplicadores n°1 e n°2.

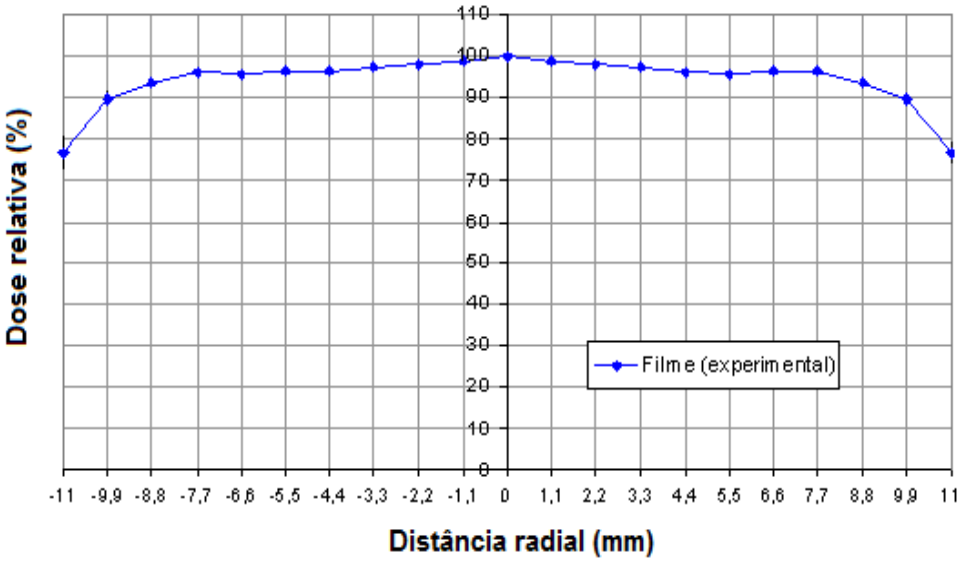
As FIG. 5.7a, 5.7b, 5.8a, 5.8b, 5.9a, 5.9b, 5.10a e 5.10b apresentam as distribuições radiais das doses relativas para as profundidades de 0,0, 0,6, 1,2 e 1,8 mm, respectivamente, utilizando o aplicador n°1. Estas distribuições foram obtidas por resultados experimentais, utilizando filmes radiocrômicos *GafChromic*® EBT QD+ e comparados com os resultados obtidos através dos cálculos com o código MCNP5.

As diferenças encontradas entre o experimental e o calculado para 0,0 mm de profundidade, ou seja, na superfície variaram de 0,0 a 39,71 %, (do centro às extremidades do aplicador); da mesma forma, para a profundidade de 0,6 mm as diferenças variaram de 0,0 a 5,94 %, para a profundidade de 1,2 mm as diferenças variaram de 0,0 a 12,89 % e para a profundidade de 1,8 mm as diferenças variaram de 0,0 a 5,75 %.

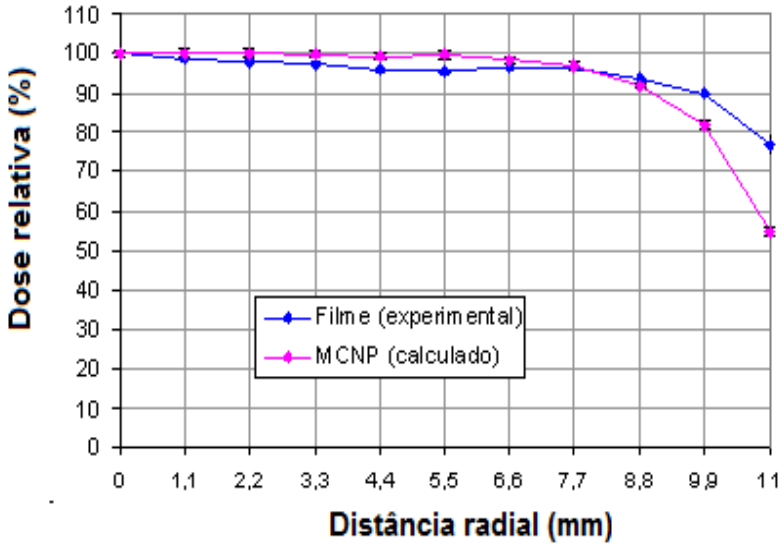
As principais causas destas diferenças são devidos as incertezas na modelagem dos detalhes geométricos do aplicador, que provêem da falta do manual deste aplicador e que contenham as descrições detalhadas sobre sua geometria.

Devem ser considerados também erros experimentais tais como: a) deslocamento do aplicador durante a exposição no filme; b) temperatura do ambiente, umidade e a quantidade de luz que incidiu no filme durante o processo de exposição, onde a soma desses fatores influencia nos resultados do filme; c) o volume do detector (espessura do filme) comparado ao volume do cilindro modelado no *input* da simulação no código MCNP5; d) efeito de borda que ocorre na periferia do aplicador, ou seja, na profundidade de 0,0 mm, o aplicador fica em contato com o detector (filme), ocorre uma maior ionização na periferia do aplicador em relação às demais profundidades, onde os elétrons da periferia são atenuados pelas placas de polietileno.

Os desvios padrões das médias das leituras dos filmes ficaram entre 0,51 e 8,05 % (do centro à extremidade do aplicador), já as incertezas dadas pela simulação utilizando o código MCNP5 para um número de histórias de 20 milhões, foram de 0,71 a 1,14%, do centro às extremidades.

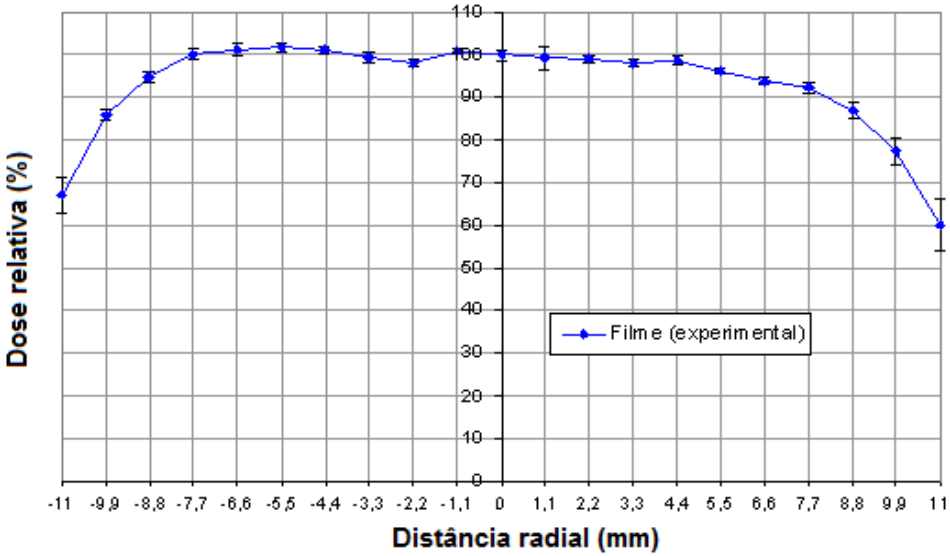


a)

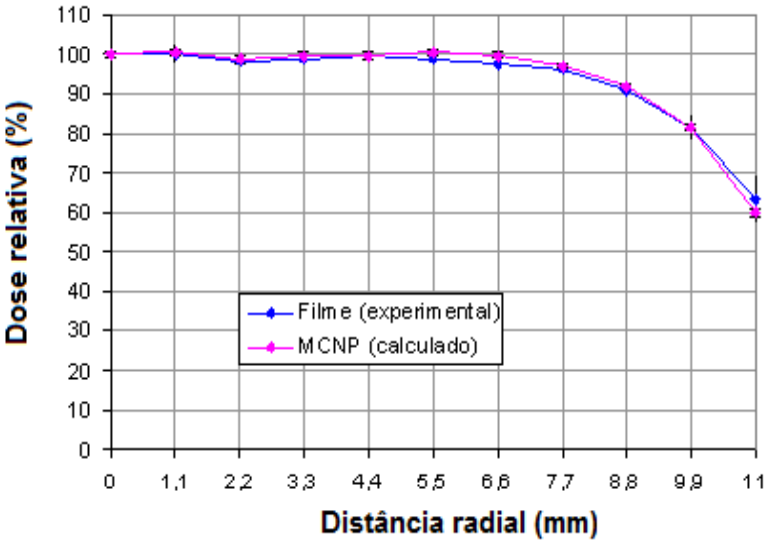


b)

FIGURA 5.7- a) Planura experimental (filme) do aplicador n°1 para 0,0 mm de profundidade e b) Perfis de distribuições radiais de doses relativas do aplicador n°1: experimental (Filme) e calculado (MCNP5) para 0,0 mm de profundidade.

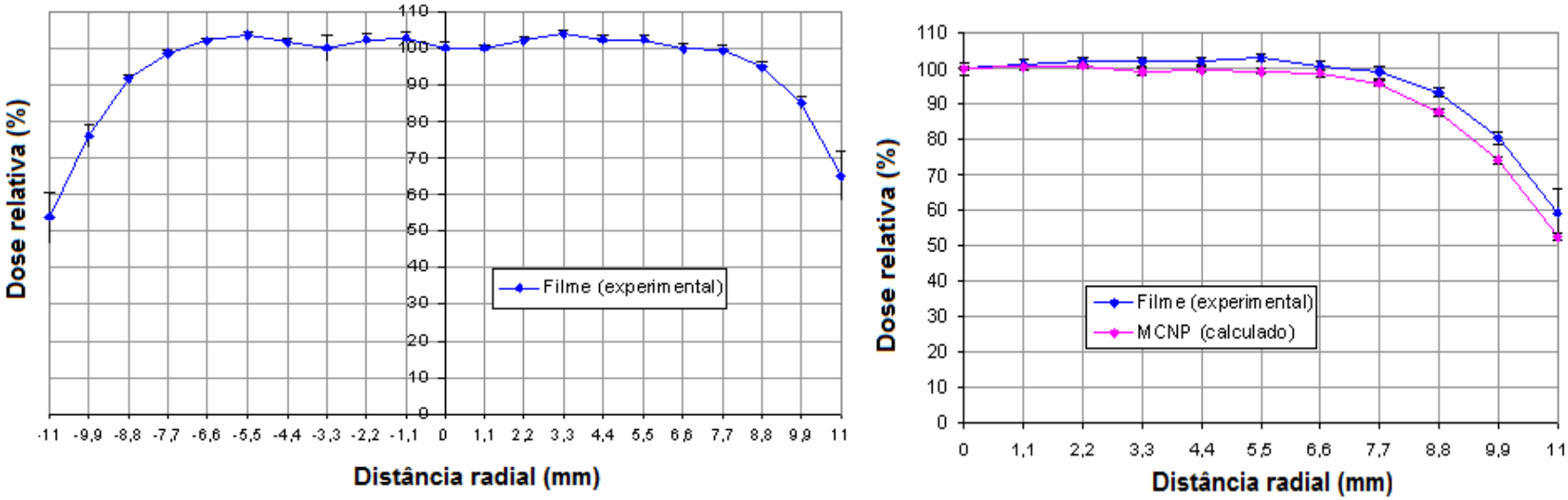


a)



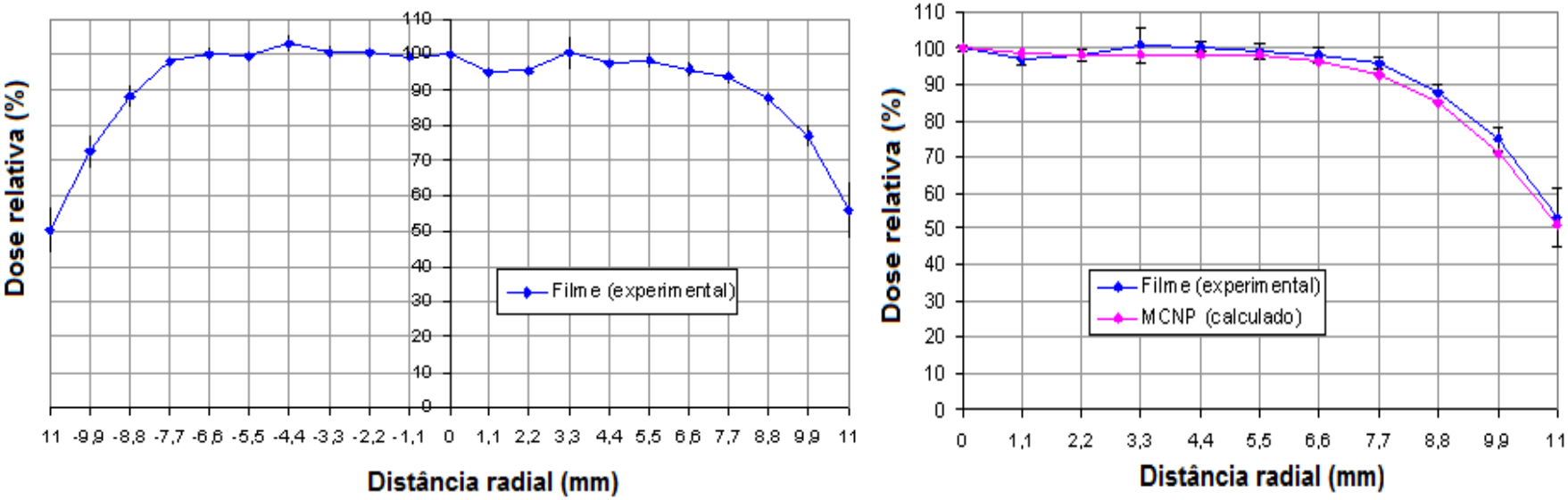
b)

FIGURA 5.8- a) Planura experimental (filme) do aplicador n°1 para 0,6 mm de profundidade e b) Perfis de distribuições radiais de doses relativas do aplicador n°1: experimental (Filme) e calculado (MCNP5) para 0,6 mm de profundidade.



a) b)

FIGURA 5.9- a) Planura experimental (filme) do aplicador n°1 para 1,2 mm de profundidade e b) Perfis de distribuições radiais de doses relativas do aplicador n°1: experimental (Filme) e calculado (MCNP5) para 1,2 mm de profundidade.



a) b)

FIGURA 5.10- a) Planura experimental (filme) do aplicador n°1 para 1,8 mm de profundidade e b) Perfis de distribuições radiais de doses relativas do aplicador n°1: experimental (Filme) e calculado (MCNP5) para 1,8 mm de profundidade.

5.6 Perfil de distribuição de dose radial - aplicador n°2

5.6.1 Comparação dosimétrica: cálculos com o código MCNP5 *versus* cálculos com o código EGS4 (literatura)

Como parte da validação dos resultados simulados, estes foram comparados com dados encontrados na literatura [47], que são resultados simulados por meio de um *software* que também é baseado no método de Monte Carlo: EGS4.

O aplicador utilizado nesta modelagem é de $^{90}Sr+^{90}Y$, produzido pela *New England Nuclear,* com uma geometria plano-circular, onde o material radioativo é depositado em uma cerâmica de 1,0 mm de espessura e um diâmetro de 8,6 mm, a qual é coberta por 0,1 mm de espessura de aço inoxidável. A distribuição da dose foi calculada dentro de um objeto simulador composto de água e em duas dimensões, axial e radial, onde a distribuição axial foi calculada nas profundidades de 0,0, 1,0, 2,0 e 3,0 mm e na distribuição radial foi calculada nas posições 0,0, 1,5, 2,5, 3,5, 4,5, 5,5 e 6,5 mm.

Estes dados foram comparados com os resultados obtidos através de uma simulação realizada no código MCNP5, utilizando o aplicador nº2, que possui um diâmetro de 9,0 mm, modelado como uma placa plano-circular posicionada em contato com um objeto simulador composto de água, contendo 4 fatias de 1,0 mm de espessura, e em cada fatia foram modelados 7 cilindros nas posições radiais de 0,0, 1,5, 2,5, 3,5, 4,5, 5,5 e 6,5 mm.

Os valores relativos das distribuições de doses axiais e radiais obtidos da literatura foram comparados com os valores relativos obtidos da simulação realizada através do código MCNP5, como apresenta a figura 5.11.

Analisando-se a distribuição axial, pode-se observar que as diferenças encontradas entre os perfis axiais calculados com o EGS4 e o MCNP5, apresentaram um comportamento semelhante com diferenças menores do que 0,5% para 0,0, 1,0, 2,0 e 3,0 mm de profundidade.

Na distribuição radial, para as distâncias radiais de 1,5 a 6,5 mm, as diferenças encontradas entre os perfis calculados com o EGS4 e com o MCNP5, na profundidade de 0,0 mm de profundidade variaram de 1,22% a 9% do centro para extremidade, já na profundidade de 1,0 mm as diferenças foram de

2,22% a 6,4%, do centro a extremidade. Na profundidade de 2,0 mm as diferenças encontradas foram de 3,59% a 6,25%, e na profundidade de 3,0 mm foram de 2,51% a 7,36% do centro a extremidade.

Pode-se observar que as maiores diferenças encontradas entre as duas curvas ocorreram nas extremidades dos aplicadores, região que não é considerada de interesse, quando se realiza uma analise de perfis.

As incertezas da simulação realizada no código MCNP5 para um número de histórias de 20 milhões variaram de 0,28% a 1,27% do centro a extremidade.

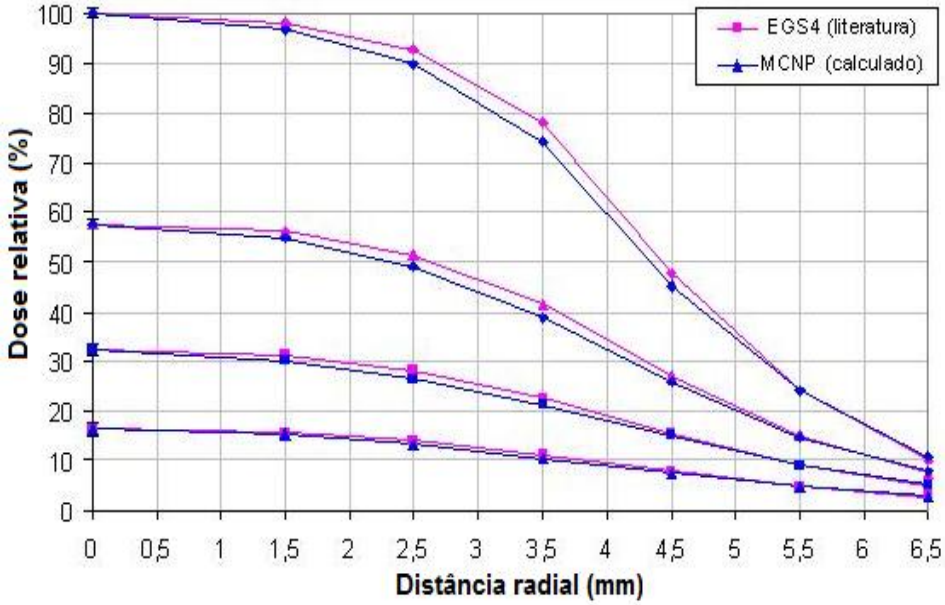


FIGURA 5.11- Distribuição radial de dose relativa calculada com os códigos MCNP5 e EGS4, para 0,0, 1,0, 2,0 e 3,0 mm de distância da placa.

5.6.2 Comparação dosimétrica: cálculos com o código MCNP5 *versus* experimentos com filmes radiocrômicos

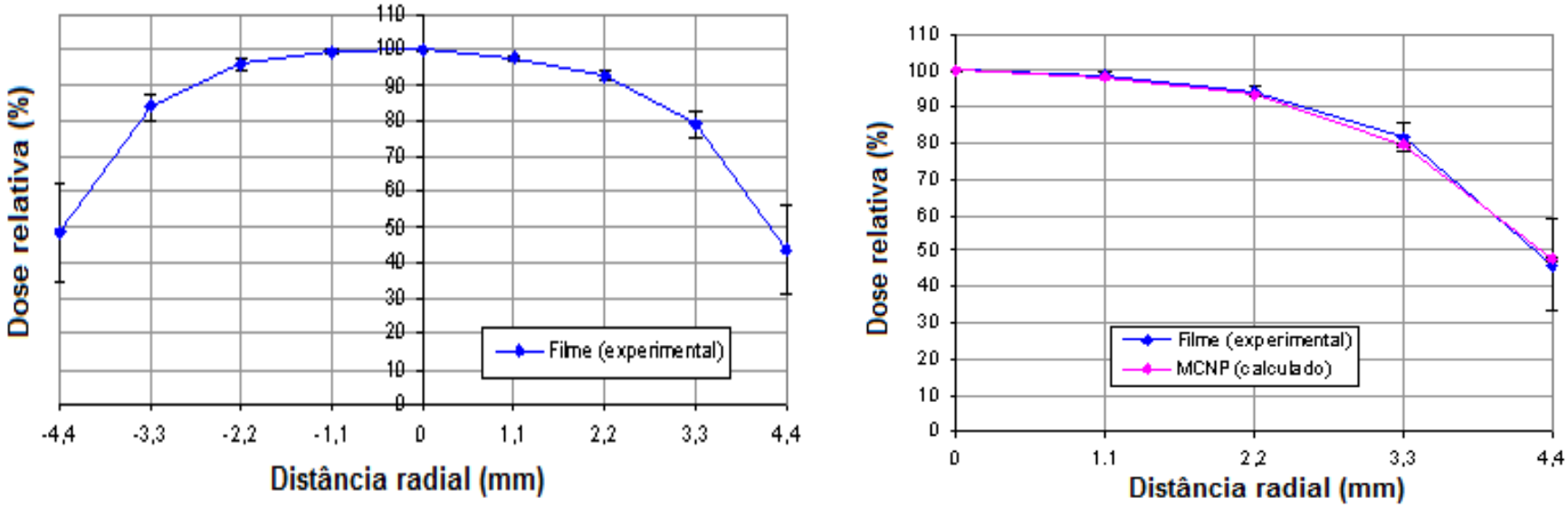
As distribuições radiais das doses relativas do aplicador n°2 experimentais, utilizando filme radiocrômico, e calculadas, através do código MCNP5, são apresentadas nas FIG. 5.12a, 5.12b, 5.13a, 5.13b, 5.14a, 5.14b 5.15a e 5.15b, para as profundidades de 0,0, 0,6, 1,2 e 1,8 mm do aplicador.

As incertezas dadas pela simulação utilizando o código MCNP5 para um número de histórias de 20 milhões, foram menores do que 0,63 %, enquanto

que os desvios padrões das médias das leituras dos filmes variaram de 0,39 a 14,02 % do centro as extremidades do aplicador.

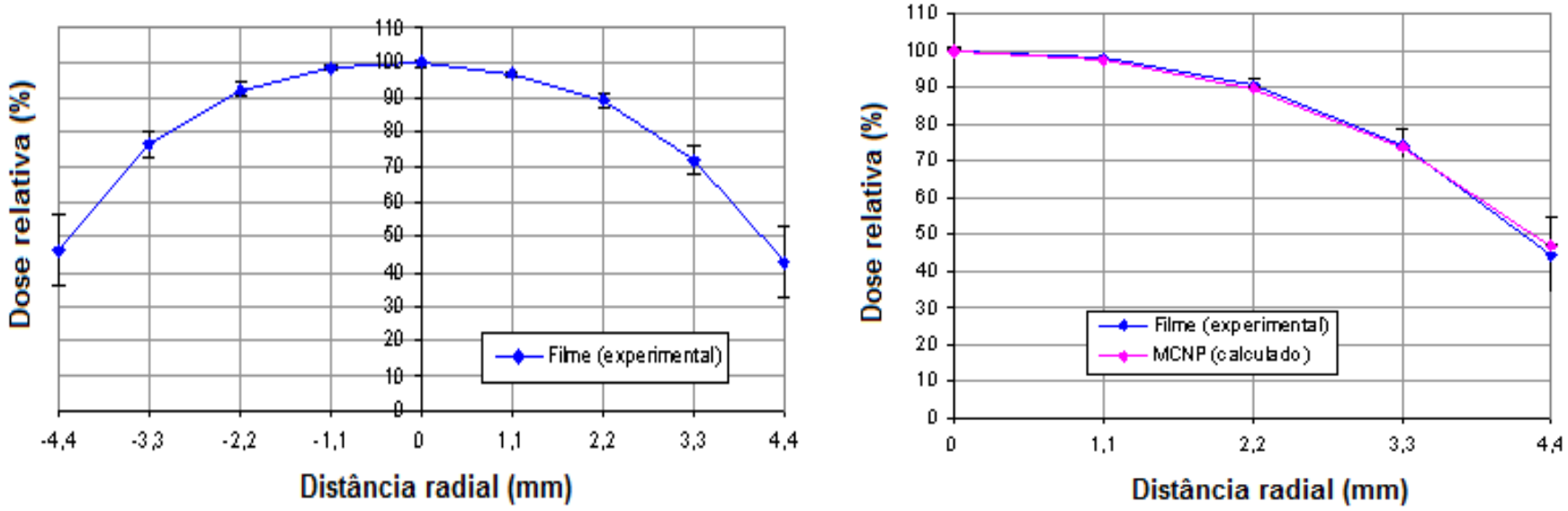
Os resultados calculados e experimentais na profundidade de 0,0 mm do aplicador apresentaram uma diferença de 0,0 a 3,76% (do centro às extremidades dos aplicadores), na profundidade de 0,6 mm do aplicador a diferença foi da ordem de 0,0 a 5,01% (do centro às extremidades dos aplicadores), para a profundidade de 1,2 mm as diferenças foram de 0,0 a 4,45% (do centro às extremidades dos aplicadores) e para a profundidade de 1,8 mm foi de 0,0 a 12,56 % (do centro às extremidades dos aplicadores).

As maiores diferenças entre o experimental e o calculado ocorreram na periferia do aplicador e na profundidade de 1,8 mm, isso é devido a erro experimental, ou seja, o deslocamento do aplicador durante a exposição do filme.



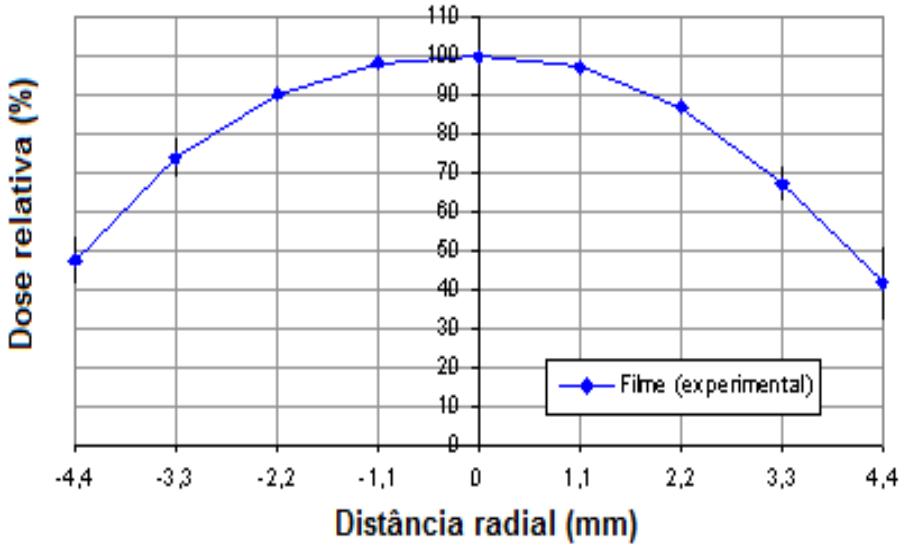
a) b)

FIGURA 5.12- a) Planura experimental (filme) do aplicador n°2 para 0,0 mm de profundidade e b) Perfis de distribuições radiais de doses relativas do aplicador n°1: experimental (Filme) e calculado (MCNP5) para 0,0 mm de profundidade.

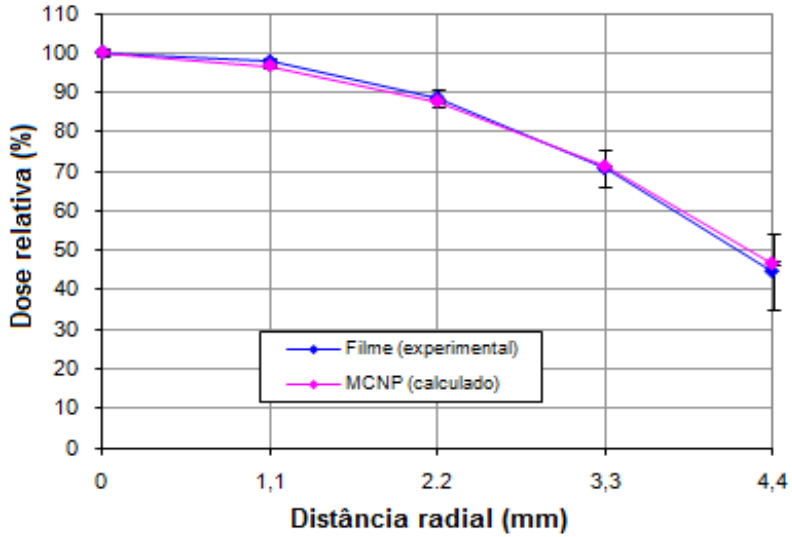


a) b)

FIGURA 5.13- a) Planura experimental (filme) do aplicador n°2 para 0,6 mm de profundidade e b) Perfis de distribuições radiais de doses relativas do aplicador n°1: experimental (Filme) e calculado (MCNP5) para 0,6 mm de profundidade.

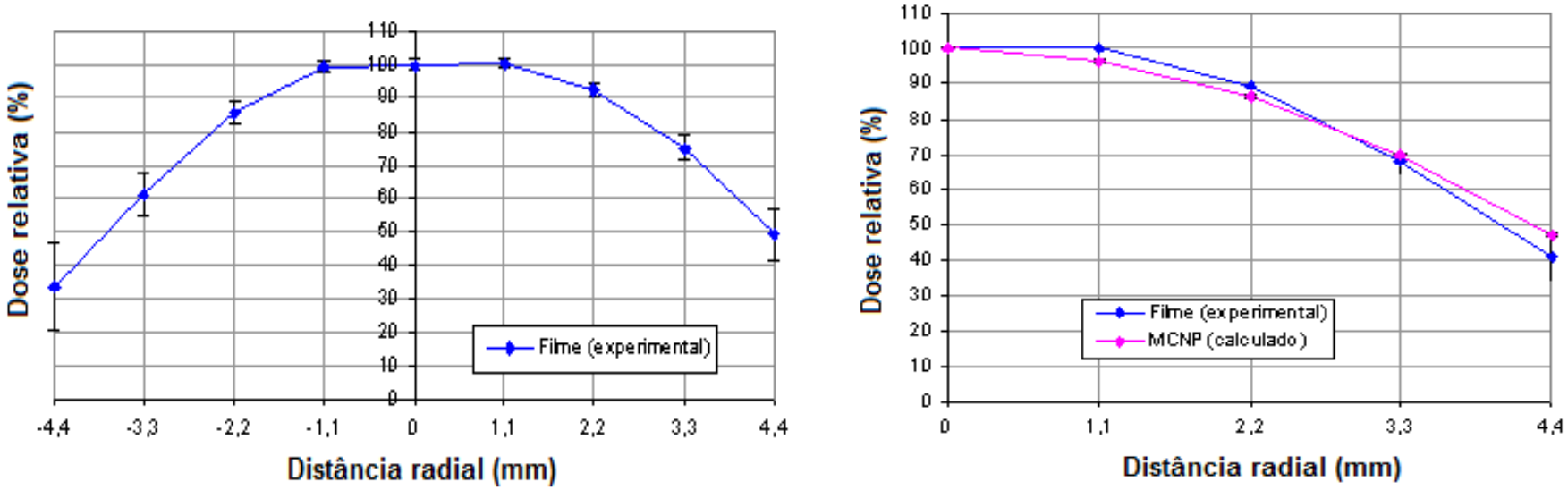


a)



b)

FIGURA 5.14- a) Planura experimental (filme) do aplicador n°2 para 1,2 mm de profundidade e b) Perfis de distribuições radiais de doses relativas do aplicador n°1: experimental (Filme) e calculado (MCNP5) para 1,2 mm de profundidade.



a) b)

FIGURA 5.15- a) Planura experimental (filme) do aplicador n°2 para 1,8 mm de profundidade e b) Perfis de distribuições radiais de doses relativas do aplicador n°1: experimental (Filme) e calculado (MCNP5) para 1,8 mm de profundidade.

5.7 Caso clínico utilizando o aplicador n°3

Para simular um caso clínico foi realizada uma modelagem de um olho humano com todas as características estruturais principais para o cálculo de dose em cada uma dessas estruturas em um tratamento de betaterapia. Através da simulação do olho humano completo e da placa de $^{90}Sr+^{90}Y$, calculou-se as doses para as estruturas do olho como: esclera, coróide, retina, nervo óptico (NO), parede do nervo óptico (NO), corpo vítreo (CV), córnea, câmara anterior (CA) e lente.

A quantidade de dose é definida pela energia depositada em uma determinada massa (MeV/g). A TAB. 5.3 apresenta os valores da dose absorvida/atividade em cada parte do olho. A simulação foi realizada com 100 milhões de histórias.

TABELA 5.3- Transformação de energia depositada em Dose absorvida/Atividade.

N°	Regiões do olho	Massa(g)	Energia depositada (MeV/ part.)	MeV/part.g	**Gy/Bq.s**	Incerteza (%)
1	Lente	0,21	3,49E-06	1,66E-05	**2,66E-15**	4,44
2	CV	3,06	2,07E-02	6,76E-03	**1,08E-12**	0,11
3	Retina	1,01	2,53E-02	2,50E-02	**4,01E-12**	0,08
4	Coróide	1,25	5,14E-02	4,11E-02	**6,59E-12**	0,06
5	Esclera	1,36	1,53E-01	1,12E-01	**1,80E-11**	0,03
6	Córnea	0,19	3,39E-07	1,79E-06	**2,86E-16**	8,99
7	CA	0,37	6,57E-07	1,77E-06	**2,84E-16**	6,13
8	NO	0,27	4,32E-07	1,60E-06	**2,56E-16**	9,54
9	Parede NO	0,09	1,43E-07	1,58E-06	**2,55E-16**	10,24

A TAB. 5.4 apresenta as regiões do olho que recebem maior e menor dose, e define a taxa de dose em cada uma delas. Utilizou-se a atividade do aplicador n°3 de 4,23 mCi. Esta tabela foi criada com o intuito de se montar um guia para os serviços de radioterapia, de tal forma que venha a facilitar a rotina exaustiva dos físicos médicos no seu dia a dia. Considerando uma aplicação de betaterapia com tempo de tratamento de 10 s é possível estimar, por meio desta, a quantidade de dose recebida em cada parte do olho.

TABELA 5.4- Dose recebida em cada região do olho humano. Atividade da fonte: 4,23 mCi. Tempo de exposição:10s.

	Regiões do olho	Taxa de Dose (Gy/s)	Dose (Gy)
Maior dose	Esclera	2,82E-03	2,82E-02
	Coróide	1,03E-03	1,03E-02
	Retina	6,28E-04	6,28E-03
	Corpo Vítreo	1,70E-04	1,70E-03
	Lente	4,17E-07	4,17E-06
	Córnea	4,47E-08	4,47E-07
	Câmara Anterior	4,45E-08	4,45E-07
	NO	4,01E-08	4,01E-07
Menor dose	Parede NO	9,98E-08	4,98E-07

A TAB. 5.4 mostra que as regiões mais próximas da placa de $^{90}Sr+^{90}Y$ como a esclera, coróide, retina, recebem doses maiores do que as outras regiões do olho. Uma atenção especial deve ser dada à lente (cristalino), que é considerada a região crítica do olho, desta forma observa-se que a lente recebe cerca de 0,015 % da dose máxima que a esclera recebe.

Pode-se observar que a taxa de dose na região da esclera é de 0,00282 (Gy/s), enquanto que o manual do aplicador fornece uma taxa de dose do aplicador na superfície de 0,0257 (Gy/s), essa diferença se dá devido à diferença nas dimensões dos volumes das regiões onde foram estimadas as taxas de dose.

5.8 Curva de PDP - aplicador n°3 (D=12,0 mm)

A TAB. 5.5 apresenta os resultados obtidos da simulação com o MCNP5 utilizando o aplicador n°3. Esta simulação foi realizada com o intuito de se determinar a taxa de dose calculada do aplicador nº3 e compará-la com a taxa de dose fornecida pelo manual, além de se obter a curva de porcentagem de dose profunda (PDP) calculada deste aplicador por meio da atenuação da radiação na matéria.

A taxa de dose calculada (MCNP5) na superfície do aplicador, ou seja, 0,0 mm de profundidade, é de 0,0258 (Gy/s) e a fornecida pelo manual é de 0,0257 (Gy/s), pode-se observar que as taxas de dose são equivalentes, uma vez que a diferença percentual entre elas é de 0,39%. Esta diferença é considerada

extremamente pequena quando comparadas as da literatura que giram em torno de 20%, dependo de como são realizadas as medidas [34].

TABELA 5.5- Dados calculados do perfil de distribuição de dose axial do aplicador n°3.

Profundidade (mm)	Energia normalizada (%)	Energia depositada (MeV)	Taxa de dose (Gy/s)
0	100	5,35E-04	**0,0258**
1	50,81	2,72E-04	**0,0131**
2	29,95	1,60E-04	**0,0077**
3	15,93	8,52E-05	**0,0041**
4	8,33	4,46E-05	**0,0021**
5	3,87	2,07E-05	**0,0010**
6	1,52	8,12E-06	**0,0004**

Com os dados obtidos por meio desta simulação também foi possível obter a curva de PDP calculada através do código MCNP5. Esta curva de PDP foi comparada com outras duas, uma obtida por meio de experimentos com filmes radiocrômicos e outra encontrada na literatura [48].

A curva de PDP encontrada na literatura foi obtida por meio de experimento com a mini-câmara de extrapolação de janela-plana, pertencente ao Laboratório de Calibração e Instrumentos do IPEN, esta foi conectada a um eletrômetro PTW modelo UNIDOS 10001, através de um cabo coaxial, que permite uma tensão de ±50V.

O volume sensível da câmara manteve-se fixo a 1,0 mm^3. A profundidade foi determinada pela quantidade de placas atenuadoras adicionadas entre a fonte e o detector, ou seja, a profundidade foi sendo variada de 0,0 mm a 5,0 mm através da adição de placas de acrílico com incrementos de 1,0 mm, sendo que a primeira medida foi tomada sem placa (0,0 mm), isto é, o aplicador estava em contato com o detector e nas demais medidas a placa de $^{90}Sr+^{90}Y$ estava sempre em contato com a placa de atenuação.

As doses relativas puderam ser comparadas, como se pode observar na FIG. 5.16, onde estão apresentadas as curvas de porcentagem de dose profunda (PDP) calculadas com o MCNP5, em relação às obtidas experimentalmente com a mini-câmara de extrapolação (literatura) e com os obtidos com o filme radiocrômico, utilizando o aplicador nº3.

Os resultados das simulações com o código MCNP5 foram obtidas com 10 milhões de histórias com incertezas dos resultados gerados menores do que 5,1%. Observa-se na FIG. 5.16 uma diferença relativa entre os resultados calculados, através do código MCNP5 e os resultados experimentais, utilizando filme radiocrômico, menor que 8,0 % para as três primeiras distâncias e uma variação máxima relativa de 21,34% na profundidade de 3,0 mm. Esta alta variação esta associada à incerteza no tempo de exposição do filme, tendo em vista que este processo é totalmente manual.

As variações relativas entre os resultados calculados através do código MCNP5 e os resultados encontrados na literatura foram menores do que 9,23%. Os desvios padrões das médias das leituras dos filmes variaram de 3,06 a 8,03 %. Segundo os dados reportados da literatura, as medidas realizadas com a CI apresentaram um desvio padrão máximo de 4,4%.

Nota-se que a curva obtida por filme se aproxima melhor dos resultados da CI (literatura) do que os obtidos através da simulação (MCNP5), isto pode ser justificado pelo fato do arranjo experimental das medidas (filme e CI) serem mais parecidos do que a modelagem realizada no código MCNP5.

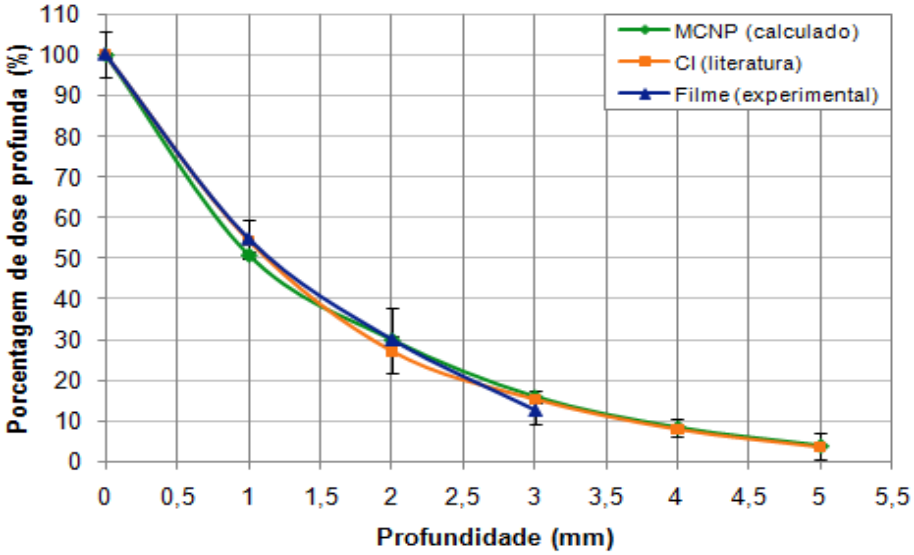


FIGURA 5.16- Curvas de porcentagem de dose profunda da placa de $^{90}Sr+^{90}Y$ n°3 obtida com o código MCNP5, CI e filme.

5.9 Perfil de distribuição de dose radial - aplicador n°3

Os perfis de distribuições de doses radias de aplicadores côncavos são difíceis de serem medidos devido sua geometria. Para estes casos a norma NCS [15] recomenda que o perfil radial seja medido por meio de filmes radiocrômicos, devido sua alta resolução espacial, e validados por meio de códigos baseados no método de Monte Carlo, como o MCNP e o EGS.

Quando se realiza medidas com filmes, o filme fica paralelo à superfície do aplicador côncavo formando uma lacuna de ar entre o aplicador e o filme, isso faz com que essas medidas sirvam apenas como uma aproximação do valor real.

As FIG. 5.17 e 5.18 apresentam os perfis de distribuições radias de doses relativas do aplicador nº3 para as profundidades de 0,0 mm e 1,0 mm. Estes perfis foram obtidos por resultados experimentais, utilizando filmes radiocrômicos *GafChromic*® EBT QD+ e comparados com os resultados obtidos através dos cálculos com o código MCNP5.

Os desvios padrões das médias das leituras dos filmes variaram de 7,51 a 25,09%, estes desvios altos estão associados ao deslocamento do aplicador durante a exposição do filme, já que para um número de histórias de 20 milhões, as incertezas da simulação realizada no código MCNP5 foram menores do que 1,0%.

As variações encontradas entre os perfis experimental e calculado para a profundidade de 0,0 mm variaram de 0,0 a 20,19% do centro a extremidade, porém a região de interesse vai de 0,0 a 4,3 mm de distância radial, nesta região a variação máxima encontrada foi de 4,73%. Para a profundidade de 1,0 mm as variações encontradas variaram de 0,0 a 45,17% do centro a extremidade, já na região de interesse a variação máxima foi de 13,87%.

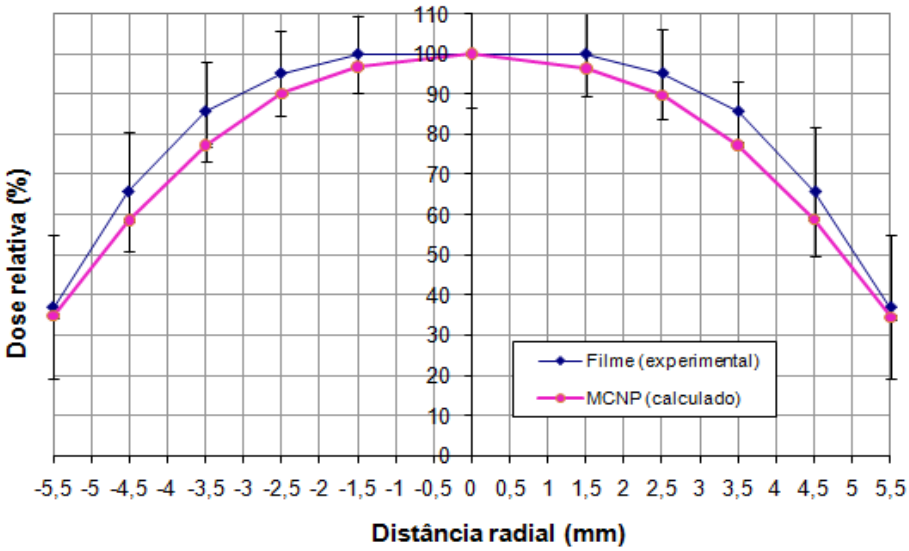


FIGURA 5.17- Planuras do aplicador n°3: experimental (Filme) e calculado (MCNP5) para 0,0 mm de profundidade.

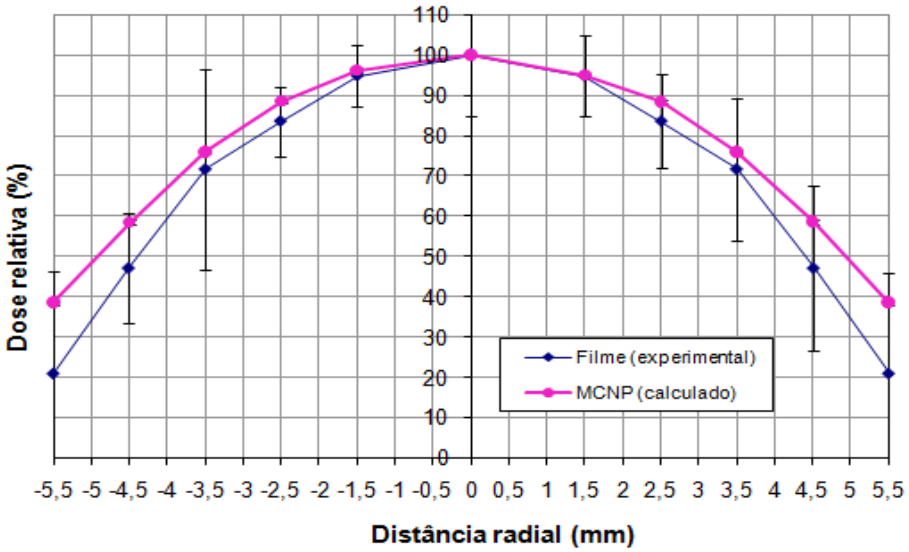


FIGURA 5.18- Planuras do aplicador n°3: experimental (Filme) e calculado (MCNP5) para 1,0 mm de profundidade.

Pode-se observar que as maiores variações foram encontradas próximas à borda do aplicador, já na região de interesse as variações foram bem menores, essas diferenças são aceitáveis, considerando algumas incertezas tais como: a) controle do tempo de exposição, tendo em vista que a exposição foi realizada manualmente; b) deslocamento do aplicador durante a exposição; c) aproximações na modelagem da geometria do aplicador, devido à falta do manual deste com suas características geométricas.

5.10 Análise dosimétrica de planura (literatura)

Soares et al. [49], propõem uma equação para cálculo de perfis radiais teóricos (ajustado), para dois aplicadores planos e uniformes sendo, um de $^{90}Sr+^{90}Y$ e outro de $^{106}Ru+^{106}Rh$. O ajuste é obtido a partir de uma série de perfis radiais medidos por meio de sistemas de detecção como: plásticos cintiladores e filmes radiocrômicos e calculado pelo *software* EGS4. As eq. 5.3, 5.4 e 5.5 foram utilizadas para o ajuste destes perfis em várias profundidades.

$$\frac{D(z,r)}{D(z,r_0)} = (1+\exp(-(r-R_z/\xi)))^{-1} \tag{5.3}$$

$$R_Z = R[a+b\exp(-z/c)] \tag{5.4}$$

$$\xi = d+ez+fz^2 \tag{5.5}$$

onde z é a profundidade em mm, r é a distância radial em mm e R_z é a dependência da profundidade (z) em relação ao raio ativo da fonte (R) e os coeficientes d, e e f, juntamente com uma profundidade (z) definem o parâmetro ξ do aplicador de $^{90}Sr+^{90}Y$.

Para obtenção destes perfis médios, a eq. 5.3 deve ser ajustada para cada aplicador em questão, onde os coeficientes são ajustados para cada profundidade. Neste trabalho, foi utilizado o aplicador nº2, onde a eq. 5.3 foi ajustada a partir das curvas de perfis radiais obtidas por meio de experimentos com filmes radiocrômicos e por cálculos baseados no método de Monte Carlo (MCNP5), onde a eq. 5.6 apresenta a equação ajustada para este trabalho.

A TAB. 5.6 apresenta os coeficientes fornecidos pela literatura e os ajustados para este trabalho, para as profundidades de 0,0 a 3,0 mm. Desta forma o R_z e o ξ também variam de acordo com a profundidade.

$$\frac{D(z,r)}{D(z,r_0)} = (1+\exp(r+R_z/\xi))^{-1} \tag{5.6}$$

TABELA 5.6- Coeficientes da função dose radial relativa para aplicadores de $^{90}Sr+^{90}Y$, fornecidos pela literatura e ajustados para o aplicador n°2.

Coeficiente	$^{90}Sr+^{90}Y$ planar Norma	Aplicador n°2 Calculado			
	1 mm	0 mm	1 mm	2 mm	3mm
a	0,922	0,665	1,568	1,512	1,06
b	0,083	-0,071	-0,396	-0,15	0,186
c	1,810	1	2,832	-1,489	2,143
d	-0,381	-0,484	-0,376	-0,325	-0,324
e	-0,417	-	-0,381	-0,263	-0,347
f	0,043	-	-0,312	0,018	0,051

Fonte – Soares e Cross, 2001.

Aplicando os coeficientes ajustados para o aplicador n°2 da TAB. 5.5, nas eq. 5.4, 5.5 e 5.6, foram obtidos os perfis para as profundidades de 0,0, 1,0, 2,0 e 3,0 mm. Os perfis teóricos, que foram calculados através das equações encontradas na literatura, foram comparados com os simulado, através do código MCNP5, para o aplicador n°2, como mostra as FIG. 5.19, 5.20, 5.21 e 5.22. As incertezas dadas pela simulação utilizando o código MCNP5 para um número de histórias de 20 milhões, foram menores do que 1%.

As diferenças entre os dados calculados (literatura) e os dados simulados (MCNP5) variaram entre 1,21% a 5,06%, do centro a extremidade, para a profundidade de 0,0 mm de profundidade. Na profundidade de 1,0 mm a variação entre os dados foi de 1,3% a 8,37%, do centro a extremidade. Para 2,0 mm de profundidade a variação foi de 1,3% a 19,78% do centro a extremidade, já em 3,0 mm de profundidade a variação foi de 1,26% a 23,49%.

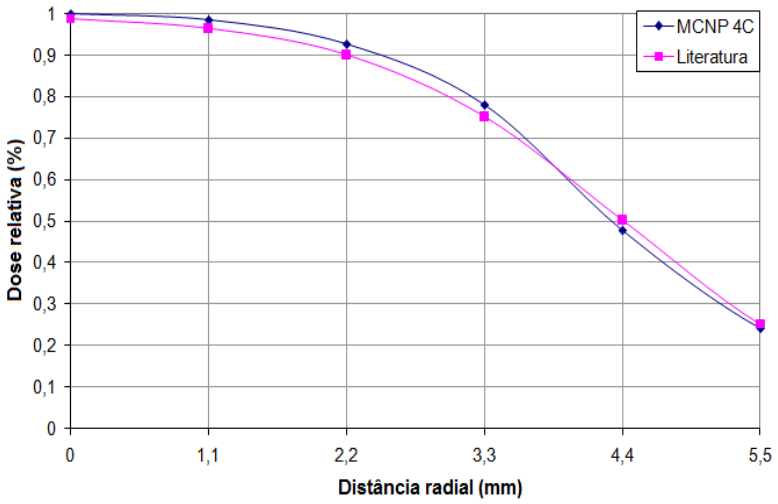


FIGURA 5.19- Distribuição radial da dose para 0,0 mm de distância da placa.

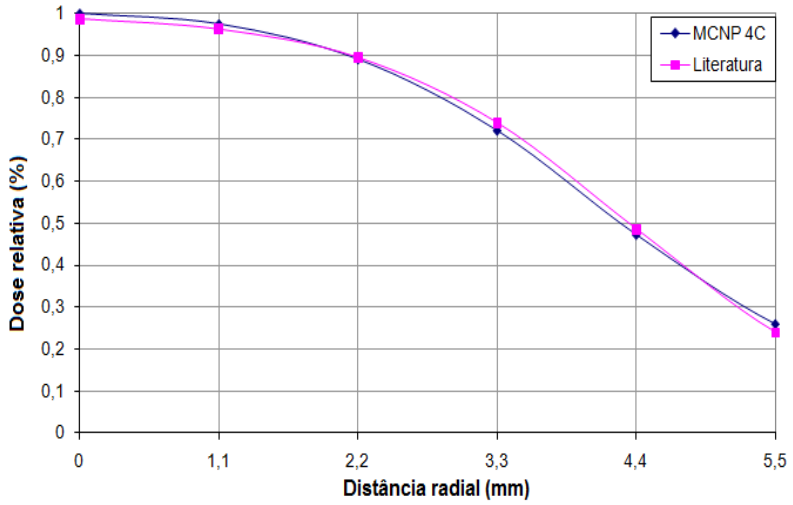


FIGURA 5.20- Distribuição radial da dose para 1,0 mm de distância da placa.

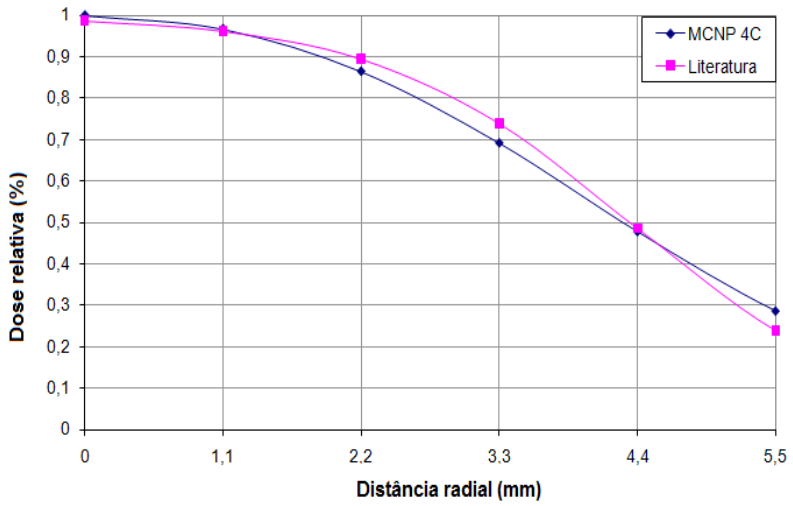


FIGURA 5.21- Distribuição radial da dose para 2,0 mm de distância da placa.

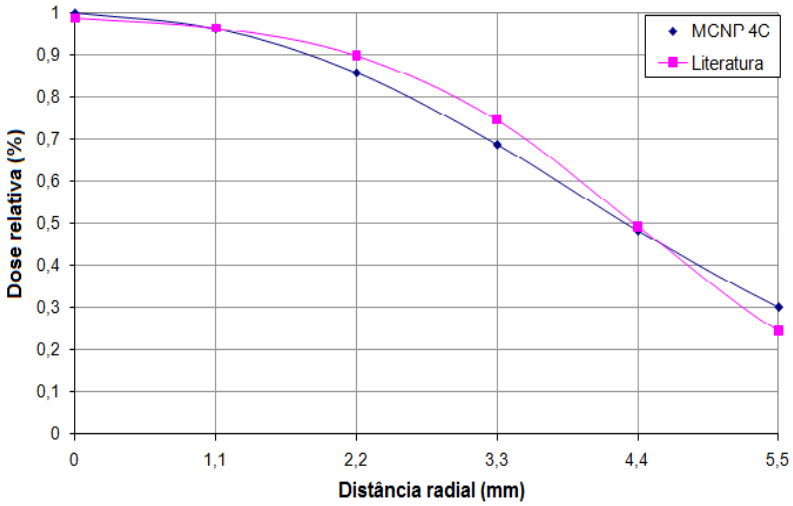


FIGURA 5.22- Distribuição radial da dose para 3,0 mm de distância da placa.

A região de interesse do aplicador nº2 vai de 0,0 a 2,99 mm ($0,8R_{50}$) de distância radial. Nesta região pode-se observar que a diferença entre os perfis calculados (literatura) e os simulados (MCNP5) nas profundidades de 0,0, 1,0, 2,0 e 3,0 mm variou de 2,5 a 7,66%. Levando-se em consideração que o ajuste é uma forma de se obter dados aproximados e que este ajuste foi obtido de uma equação proveniente de um aplicador diferente do utilizado neste trabalho, estas diferenças se tornam aceitáveis.

5.11 Cálculos da não uniformidade e da assimetria dos aplicadores n°s 1, 2 e 3

A não uniformidade e a assimetria dos aplicadores de betaterapia de $^{90}Sr+^{90}Y$, são parâmetros que segundo a norma [15], devem ser quantificados levando em conta que na aquisição de um aplicador é adquirido, ele vem com um manual fornecido pelo fabricante, no qual não especifica o valor da não uniformidade e nem da assimetria, outra fator que deve ser levado em consideração é que com o tempo de manuseio, estes aplicadores podem sofrer um desgaste na placa do material, isto pode vir a prejudicar a qualidade do tratamento.

A NCS propõe usar o conceito no qual a não-uniformidade apresenta um valor percentual da variação máxima da taxa de dose da fonte. A taxa de dose é definida sobre o eixo axial da fonte a 2,0 mm de profundidade $D_{r=0} = D(0,2)$.

A equação 2.8 é utilizada para cálculo de não-uniformidade e a equação 2.9 para cálculo de assimetria:

$$U_F = \max\left(\left|D_{\min} - D_{r=0}\right|, \left|D_{\max} - D_{r=0}\right|\right) / D_{r=0} \times 100\% \qquad (2.8)$$

onde: D_{max} e o D_{min} são, respectivamente, os valores de dose máxima e mínima dentro da área de $0{,}8R_{50}$.

A assimetria (U_{as}) é a variação da dose calculada sobre um círculo com raio r. O máximo desta variação, em uma escala de r=0 a $0{,}8R_{50}$ determina o valor da assimetria:

$$U_{AS} = \max\left(\left\{D_{\max}(r) - D_{\min}(r)\right\} / D_{avg}(r)\right) \times 100\% \qquad (2.9)$$

onde D_{avg} é a dose média absorvida, em um conjunto de valores variando de r=0 a $r<0{,}8R_{50}$.

As FIG. 5.23, 5.24 e 5.25 apresentam os perfis de distribuições radiais de doses, obtido da medida experimental com o filme radiocrômico, utilizando o aplicador de betaterapia de $^{90}Sr+^{90}Y$. Nestas figuras todos os *pixels* são apresentados como pontos. A área sombreada de cada gráfico é a região de

interesse que contém pontos com dados utilizados no cálculo da não uniformidade e da assimetria.

Os dados encontrados na FIG. 5.23, 5.24 e 5.25 foram utilizados nas equações 2.8 e 2.9 a fim de se obter os valores de não-uniformidade e assimetria destes aplicadores de betaterapia.

A não-uniformidade calculada para o aplicador nº1 foi de 1,73%, e o valor calculado da assimetria foi de 5,25%. Para o aplicador nº2 o valor da não-uniformidade calculada foi de 22,65%, e o valor da assimetria foi de 25,85%. Já para o aplicador nº3 a não-uniformidade calculada foi de 45,66%, e o de assimetria foi de 55,89%.

Pode-se observar que os valores de não-uniformidade e de assimetria calculados do aplicador nº1, estão dentro dos limites estabelecidos pela norma, onde a não-uniformidade deve ser menor do que 30% e a assimetria menor do que 20%, mostrando um aplicador uniforme e simétrico.

Os cálculos com os dados provenientes do aplicador nº2 mostram que este aplicador é uniforme, ou seja, sua não-uniformidade esta dentro do limite estabelecido pela norma, menor do que 30%, já o valor da assimetria está 5,85% acima do previsto pela norma, de que a assimetria seja menor do que 20%. Este 5,85% é aceitável, levando em conta a dimensão do aplicador e as incertezas nas medidas experimentais.

O aplicador nº3 apresentou-se não-uniforme excedendo 15,66% do valor permitido pela norma, e assimétrico onde o valor da assimetria excede em 35,89% do valor previsto pela norma. A questão da não-uniformidade e da assimetria deste aplicador esta relacionada a vários fatores, tais como: 1) a variação na curvatura do aplicador; 2) o modo que foi medido este perfil, tendo em vista que o filme radiocrômico não ficou em contato a curvatura da fonte e sim paralelo a superfície dela, formando uma lacuna de ar entre o aplicador e o filme; 3) o conceito de campo centrado, usado para calcular o R_{50}, apresenta bons resultados quando se utiliza aplicadores planos, porém a norma faz o uso deste conceito, tendo em vista que ainda não foi definido nenhum outro conceito que se adéque a este caso.

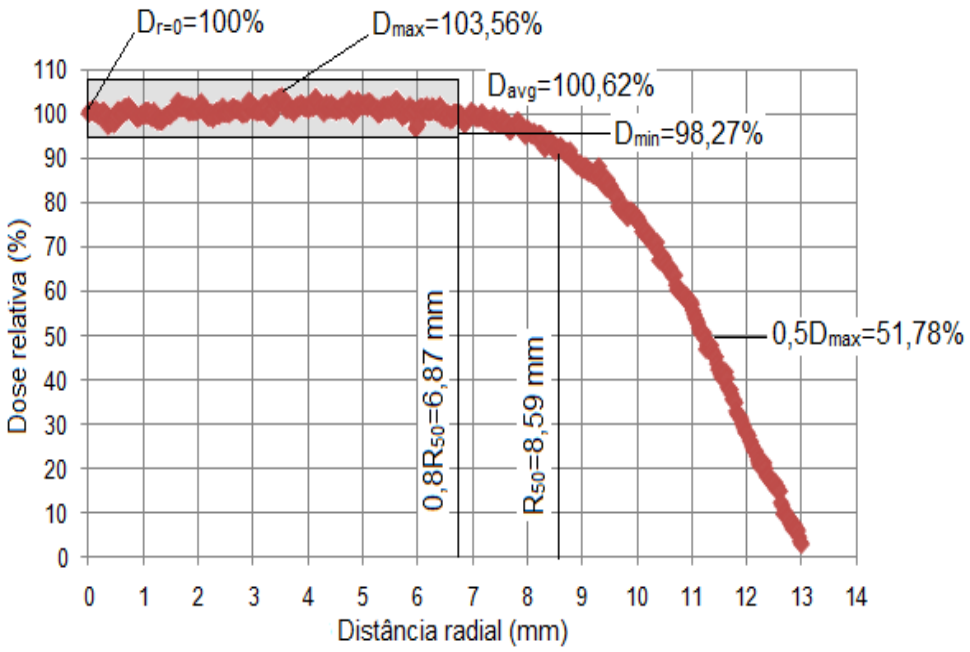


FIGURA 5.23- Perfil de distribuição de dose radial da placa de $^{90}Sr+^{90}Y$ n°1 obtida com o filme radiocrômico.

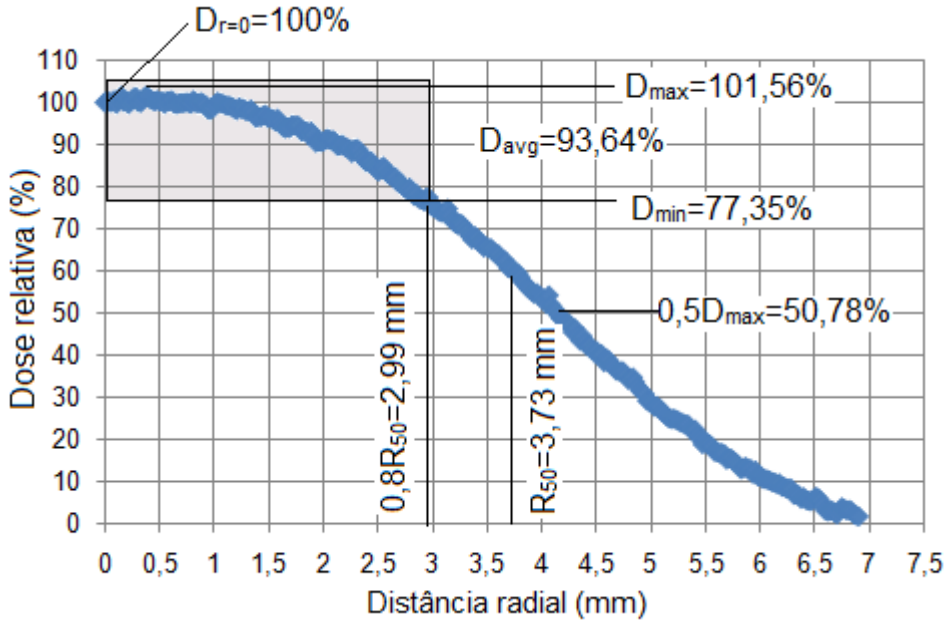


FIGURA 5.24- Perfil de distribuição de dose radial da placa de $^{90}Sr+^{90}Y$ n°2 obtida com o filme radiocrômico.

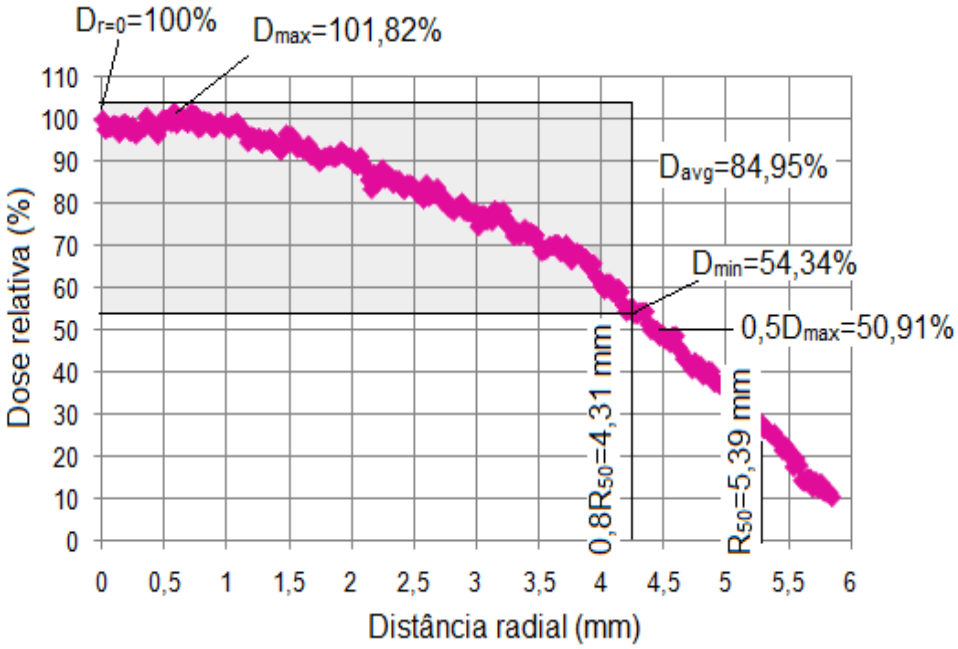


FIGURA 5.25- Perfil de distribuição de dose radial da placa de $^{90}Sr+^{90}Y$ n°3 obtida com o filme radiocrômico.

6 CONCLUSÕES

Neste trabalho foi proposto um sistema de dosimetria para aplicadores de betaterapia de $^{90}Sr+^{90}Y$, a finalidade de se obter os perfis de distribuição de doses axiais e radiais de 3 aplicadores. Dentre os métodos utilizados estão os dosímetros termoluminescentes de LiF-100, a câmara de extrapolação, os filmes radiocrômicos e o código MCNP5, que é baseado no método de Monte Carlo.

Os dosimetros termoluminescentes de LiF-100 foram utilizados neste trabalho para medidas de perfis axias de dois aplicadores planos, no qual apresentaram uma reprodutibilidade razoável em suas respostas, tendo em vista que não há precisão no seu processo de irradiação, uma vez que o controle do tempo de irradiação é feito manualmente. Uma desvantagem que pode ser claramente observada em relação a estes dosímetros é que se gasta muito tempo para tratamento e leitura destes.

A metodologia para dosimetria de aplicadores de betaterapia de $^{90}Sr+^{90}Y$ utilizando uma mini-câmara de ionização de extrapolação de janela-plana disponível no Laboratório de Calibração e Instrumentos do IPEN apresenta-se como uma proposta interessante e eficiente para dosimetria destes tipos de fontes radioativas, que até então têm sido manipulados, na maioria dos serviços de radioterapia do país, sem um programa eficaz de controle de qualidade dos seus parâmetros dosimétricos.

Neste trabalho esta mini-câmera de extrapolação foi utilizada em medidas de perfis axiais de dois aplicadores planos, apresentando resultados equivalentes aos fornecidos pela norma.

Vale ressaltar que no decorrer deste trabalho, ocorreu a primeira calibração destes aplicadores de betaterapia de $^{90}Sr+^{90}Y$ no Brasil, no Laboratório de Calibração e Instrumentos do IPEN, com esta mini-câmara de extrapolação de janela-plana desenvolvida por integrantes deste, onde até então para realizar a calibração destes aplicadores era necessário enviá-los para laboratórios internacionais, e com isso perdia-se muito tempo, o custo era alto, e

ainda deixava de prestar estes serviços de betaterapia, desta forma os aplicadores acabavam sem serem calibrados.

Os filmes radiocrômicos *GafChromic*® EBT QD+ foram utilizados para obtenção dos perfis radiais dos três aplicadores, devido sua alta resolução espacial e alta sensibilidade. O manuseio destes filmes se deu de forma rápida, prática e eficaz, onde através dos perfis obtidos por estes pode-se verificar a não-uniformidade e assimetria destes aplicadores, que segundo a norma são parâmetros importantes a serem quantificados. Os valores encontrados para não-uniformidade e assimetria mostraram-se próximos aos limites estabelecidos pela norma.

A sistemática de simulação com o MCNP5 apresentada neste trabalho, pela sua praticidade e simplicidade, aparece como uma poderosa e ágil ferramenta para conferência e confirmação das características dosimétricas fornecidas pelos fabricantes destes aplicadores, e utilizadas na rotina dos serviços de radioterapia, otimizando significativamente as atribuições dos físicos responsáveis por estes procedimentos.

O código MCNP5 foi utilizado neste trabalho a fim de se obter perfis axiais e radiais calculados, onde estes resultados calculados pudessem ser comparados com os resultados das medidas experimentais realizadas com os três aplicadores de betaterapia de $^{90}Sr+^{90}Y$. De uma forma geral pode-se dizer que os resultados obtidos por meio de calculados apresentaram-se equivalentes aos resultados experimentais e aos resultados encontrados na literatura.

Este trabalho como um todo conseguiu atingir todos os seus objetivos, desde a obtenção e análise das distribuições radias e axias, dos aplicadores de betaterapia, onde foram validados diversos tipos de instrumentos e métodos que podem vir a serem utilizados na dosimetria destes aplicadores.

A simulação do caso clínico, idealizando uma aplicação de betaterapia na prevenção da recidiva do pterígio, propôs um guia prático e eficaz, que pode vir a ser inserido na rotina dos físicos médicos, com o intuito de facilitar e agilizar o trabalho deles. Este guia apresenta todas as regiões do olho, classificadas das que recebem maior dose para menor dose, e as respectivas taxas de doses equivalentes a cada região do olho, com estas taxas de doses é possível determinar a quantidade de dose que o paciente irá receber em cada região do olho durante um dado tratamento de betaterapia.

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

1 WILLNER, J.; FLENTJE, M.; LIEB, W. Soft X-Ray therapy of recurrent pterygium – an alternative to ^{90}Sr eye applicators. ***Strahlenther und Onkologie***, v. 177, n. 8, p. 404-409, 2001.

2 ISOHASI, F,; INOUE, T.; XING, S.; EREN, C.B.; OZEKI, S.; INOUE, T. Postoperative irradiation for pterygium: retrospective analysis of 1,253 patients from the Osaka University Hospital. ***Strahlenther und Onkologie***, v. 182, n. 8, p. 437-442, 2006.

3 FUKUSHIMA, S.; INOUE, T.; INOUE, T.; OZEKI S. Postoperative irradiation of pterygium with ^{90}Sr eye applicator. ***Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys***., v. 43, n. 3, p. 597-600, 1999.

4 SOARES, C.G. Comparison of NIST and manufacturer calibrations of ^{90}Sr+^{90}Y ophthalmic applicators. ***Med. Phys.***, v. 22, n. 9, p. 1487-1493, 1995.

5 OLIVEIRA, M. L. ***Desenvolvimento de um sistema de referência e de uma metodologia para calibração de aplicadores oftálmicos utilizados em braquiterapia***. 2005. Tese (Doutorado) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo.

6 SALVAJOLI, J.V.; SOUHAMI, L.; FARIA, S.L. ***Radioterapia em Oncologia***. 1.ed. Rio de Janeiro, R.J.: MEDSi, 1999.

7 SCAFF, L.A.M. ***Física da Radioterapia***. 1.ed. São Paulo, SP.: Sarvier, 1997.

8 SERRA, J.; SOUZA, R.R.; KLIGERMAN, j.; MORAES, M.; ARAÚJO, A.N.C.; GUIZZARDI, M. ***Programa de Qualidade em Radioterapia- curso de atualização para técnicos em radioterapia***. INCA, PQRT. 1 curso. Disponível em:<http://www.inca.gov.br/pqrt/download/tec_int/PQRT_curso_atual_tec_rdtrp_p1.pdf> Acesso em: 19 jan. 2010.

9 SALOMON, R. ***A história da Radioterapia- mini-curso de radioproteção***. Sociedade Brasileira de Radioterapia. 1 aula. Disponível em: <http://www.inca.gov.br/pqrt/download/trab/minicurso_radioprotecao_aula1.pdf > Acesso em: 19 jan. 2010.

10 KHAN, F.M. ***The physics of radiation therapy***. 3.ed. Philadelphia, P.A.: Lippincott Williams & Wilkins, 2003.

11 JHONS, H.E.; CUNNINGHAM, J.R. ***The physics of radiology***. 4.ed. Springfield, Illinois: Charles C Thomas, 1983.

12 TAUHATA, L.; SALATI, I.P.A.; PRINZIO, R.Di; PRINZIO, A.R.Di. ***Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos***. 5. revisão. Rio de Janeiro, R.J.: IRD/CNEN, 2003.

13 ATTIX, F.H. ***Introduction to radiological physics and radiation dosimetry***. 2.ed. Federal Republic, Germany: WILEY-VCH, 2004.

14 PODGORSAK, E.B. ***Radiation oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students***. Vienna: IAEA, 2005.

15 NETHERLANDS COMMISSION ON RADIATION DOSIMETRY. ***Quality control of sealed beta source in brachytherapy.*** NCS report 14, Netherlands, 2004.

16 CROSS, W.G.; FREDMAN, N. A short atlas of beta-ray spectra. ***Phys. Med. Biol.***, v. 28, n. 11, p. 1251-1260, 1983.

17 SANCHEZ, A. ***Projeto e Confecção de simuladores oftálmicos para aplicações clínicas***. 2006. Tese (Doutorado) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo.

18 INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. ***Basic Anatomical and Physiological Data for Use in Radiological Protection: Reference Values***. ICRP Publication 89, Pregamon, Oxford, 2003.

19 LEITE, M.T.T. ***Radioterapia em Lesões Benignas***. 2.ed. Rio de Janeiro, R.J.: MEDSi, 1999.

20 GUIX, B.; HENRÍQUEZ, I.; ANDRÉS, A.; FINESTRES, F.; TELLO, J.I.; MARTÍNEZ, A. Treatment of keloids by high-dose-rate brachytherapy: a seven-year study. ***Int. J. Radiation Oncology Biol. Phys.***, v. 50, n. 1, p. 167–172, 2001.

21 MAAROUF, M.; SCHLEICHER, U.; SCHMACHTENBERG J.A.; AMMON, J. Radiotherapy in the Management of Keloids: Clinical Experience with Electron Beam Irradiation and Comparison with X-Ray Therapy. **Strahlentherapie und Onkologie**, v.177, n. 6, p. 330-335, 2001.

22 JUNIOR, B.O. ***Estudo Comparativo entre o Tratamento Radioterápico com Elétrons e Betaterapia após Cirurgia de Quelóide***. 2007. Dissertação (Mestrado) – Faculdade de Medicina da UNESP, Botucatu, SP.

23 KAL, H.B.; VEEN, R.E. Biologically Effective Doses of Postoperative Radiotherapy in the Prevention of Keloids: Dose-Effect Relationship. ***Strahlentherapie und Onkologie***, v. 181, n. 11, p.717-723, 2005.

24 DINH, Q.; VENESS, M.; RICHARDS, S.; Role of adjuvant radiotherapy in recurrent earlobe keloids. ***Australasian Journal of Dermatology***. v. 45, p.162-166, 2004.

25 NARKWONG, L.; THIRAKHUPT, P. Postoperative Radiotherapy with Hight Dose Rate iridium 192 Mould for Prevention of Earbole Keloids. ***J. Med. Assoc. Thai.*** v. 89, n. 4, p. 428-433, 2006.

26 FRAUNHOLZ, I.B.; GERSTENHAUER, A.; BÖTTCHER, H.D. Results of Postoperative ^{90}Sr Radiotherapy of Keloids in View of Patients. ***Strahlenther und Onkologie.*** v. 181, n. 11, p. 724-790, 2005.

27 GARG, M.K.; WEISS, P.; SHARMA, A.K.; GORLA G.R.; JAGGERNAUTH, W.; YAPARPALVI, R.; DELROWE, J.; BEITLER, J.J. Adjuvant high dose rate brachytherapy (Ir-192) in the management of keloids which have recurred after surgical excision and external radiation. ***Journal of the European society for therapeutic radiology and oncology***. v. 73, p. 233-236, 2004.

28 SNELL, R.; LEMP, M.A. ***Clinical Anatomy of the Eye***. 2.ed. Malden, M.A.: Blackwell Science, 1997. Disponível em: <http://www.ivy-rose.co.uk/Human Body/ Eye/Anatomy_Eye.php> Acessado em: 9 fev. 2010.

29 JÜRGENLIEMK-SCHULZ, I.M.; HARTMAN, L.J.C.; ROESINK, J.M.; TERSTEEG, R.J.H.A.; TWEEL, I.V.D.; KAL, H.B.; MOURITS, M.D.; WYRDEMAN, H.K. Prevention of pterygium recurrence by postoperative single-dose β-irradiation: a prospective randomized clinical double-blind Trial. ***Int. J. Radiation Oncology Biol.Phys.***, v. 59, n. 4, p. 1138–1147, 2004.

30 ENG, T.Y.; BOERSMA, M.K.; FULLER, C.D.; LUH, J.Y.; SIDIQI, A.; WANG, S.; THOMAS, C.R. The role of radiation therapy in Bening diseases. ***Hematology/Oncology Clinics of North America***, v. 20, n. 2, p. 523-557, 2006.

31 FERNANDES, M.A.R. ***Utilização de Moldes Radioativos Especiais de Folhas de Ouro-198 para Braquiterapia em Tumores de Pele***. 2000. Tese (Doutorado) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo.

32 BENTEL, G.C. ***Radiation Therapy Planning***. 2.ed. New York: Mc Graw Hill, 1996.

33 FERNANDES, M.A.R.; PERNOMIAN, A.C.; COELHO, T.S.; LOUZADA, M.J.Q.; FERNANDES, M.F.S. Desenvolvimento de uma Metodologia para Verificação da Distribuição da Radiação em Aplicadores de Betaterapia de Estrôncio-90. ***Anais do IX Congresso da Sociedade Brasileira de Radioterapia e VII Jornada de Física Médica***, Gramado, R.S., 2007.

34 THE INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS. ***Dosimetry of beta-rays and low-energy photons for brachytherapy with sealed sources***, ICRU report n°72, v. 4, n. 2, England, 2004.

35 INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. ***Calibration of photon and beta ray sources used in brachytherapy.*** IAEA-TECDOC-1274, Vienna, 2002.

36 YORIYAZ, H. Monte Carlo Method: principles and applications in Medical Physics. ***Revista Brasileira de Física Médica***, v. 1, n. 1, p. 141-149, 2009.

37 JENKINS, T.M.; NELSON, W.R.; RINDI, A. ***Monte Carlo Transport of Electrons and Photons***. 1.ed. New York, N.Y.: Plenum, 1988.

38 ROGERS, D.W.O. Fifty years of Monte Carlo simulations for medical physics. ***Phys. Med. Biol.***, v. 51, n. 13, p. 287-301, 2006.

39 OAK RIDGE NATIONAL LABORATORY. ***MCNP5-I Monte Carlo N-Particle Transport Code System***; RSICC Computer Code Collection, Los Alamos National Laboratory, Los Alamos, New México, 2000.

40 MARIN, A.V. ***Desenvolvimento de um sistema dosimétrico postal para uso em programas de qualidade em radioterapia com feixes de fótons em condições de não referência***. 2003. Dissertação (Mestrado) – Instituto Nacional de Câncer, Rio de Janeiro.

41 OBERHOFER, M.; SCHARMANN, A. ***Applied Thermoluminescence Dosimetry***. Ispra Courses, Italy:Adam Hilger Ltd, Bristol, 1979.

42 OLIVEIRA, M.L.; CALDAS, L.V.E. A special mini-extrapolation chamber for calibration of ^{90}Sr+^{90}Y sources. ***Phys. Med. Biol.***, v.50, p. 2929–2936, 2005.

43 INTERNATIONAL SPECIALTY PRODUCTS. ***Gafchromic® EBT Self-Developing Film for Radiotherapy Dosimetry***. 2007. Disponível em: <http://online1.ispcorp.com/_layouts/Gafchromic/content/products/ebt/pdfs/EBT whitepaper.pdf> Acesso em: 9 mar. 2010.

44 FERREIRA, T.A.; RASBAND, W. ***The ImageJ User Guide version 1.43***. IMAGE PROCESSING AND ANALYSIS IN JAVA. 2010. Disponível em: < http://rsbweb.nih.gov/ij/docs/user-guide.pdf> Acesso em: 15 mar. 2010.

45 GONÇALVES, F. ***Excel Avançado 2003/2007 Forecast - Análise e Previsão de Demanda p/consultoria, cadeia de suprimentos, marketing, vendas, produção e tomadores de decisão***. 1.ed. Riachuelo, R.J.:Ciência Moderna, 2007.

46 KAWRAKOW, I.; MAINEGRA-HING, E.; ROGERS, D.W.O.; TESSIER, F.; WALTERS, B.R.B. ***The EGSnrc Code System: Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport***, NRCC Report PIRS-701, Canada, 2010. Disponível em: <http://irs.inms.nrc.ca/software/egsnrc/documentation/pirs701. pdf> Acessado em: 6 abr. 2010.

47 CROSS, W.G.; HOKKANEN, J.; JÄRVINEN, H.; MOURTADA. F.; SIPILÄ, P.; SOARES, C.G.; VYNCKIER, S. Calculation of beta-ray dose distribuitions from ophthalmic applicators and comparison with measurements in a model eye. ***Med. Phys.***, v. 28, n. 7, p. 1385-1396, 2001.

48 ANTONIO, P.L. ***Estudo comparativo entre métodos de calibração de aplicadores clínicos de radiação beta***. 2009. Dissertação (Mestrado) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo.

49 SOARES, C.G.; VYNCKIER, S.; JÄRVINEN, H.; CROSS, W.G.; SIPILÄ, P.; FLÜHS, D.; SCHAEKEN, B.; MOURTADA, F.A.; BASS, G.A.; WILLIAMS, T.T. Dosimetry of beta-ray ophthalmic: Comparison of different measurement methods. ***Med. Phys.***, v. 28, n. 7, p. 1373-1384, 2001.