

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES

Autarquia associada à Universidade de São Paulo

**PROJETO E CONFECÇÃO DE SIMULADORES OFTÁLMICOS
PARA APLICAÇÕES CLÍNICAS**

ANDREA SANCHEZ

Tese apresentada como parte dos requisitos para obtenção do grau de Doutor em Ciências na Área de Tecnologia de Aplicações Nucleares.

Orientador:

Dr. Adimir dos Santos

SÃO PAULO

2006

Dedico este trabalho:

Aos meus pais **Orlando e Claudete**

Pelo amor, confiança, carinho, dedicação e exemplos de luta que me deram força para a realização deste e muitos trabalhos por toda a minha vida.

Aos meus irmãos **Aretha e Nando**

Pela confiança e presença constante em minha vida. Pela força que me deram para continuar nos momentos difíceis. E por simplesmente fazerem parte da minha vida sempre.

Ao meu noivo **Renato**

Pelo amor e confiança depositada e principalmente pela paciência nesta dura fase final.

A todos os meus amigos que torceram de coração para a realização de um trabalho feito com amor e dedicação para verdadeiramente contribuir com o crescimento da pesquisa no nosso país.

Muito obrigada a todos.

AGRADECIMENTOS

Ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN/CNEN) e ao Superintendente Dr. Cláudio Rodrigues, por toda a infra-estrutura fornecida e pelos cursos ministrados.

Ao Prof. Dr. Adimir dos Santos, pela incansável dedicação e valiosa orientação que me permitiu levar a frente nosso trabalho, enfrentando todos os obstáculos presentes durante a sua realização.

Ao Hospital AC Camargo e Dr. Adelino José Pereira, que permitiram o uso de suas instalações e placas radioativas para tratamento de tumores e na realização de experimentos, sem os quais não seria possível a conclusão deste trabalho.

Ao CNPq, pela ajuda financeira que possibilitou a realização deste trabalho do início ao fim.

Ao Dr. Hélio Yoriyaz pela co-orientação voltada para a utilização do código MCNP e associação à área de física médica, com dedicação inesgotável.

Ao meu grande amigo Alfredo Abe, pela eterna paciência e ajuda técnica indispensável e inesgotável. Além de seu apoio e empenho nas horas de maior dificuldade.

Ao Dr. Marco Antônio Rodrigues Fernandes, pela elaboração do Plano de Trabalho que deu origem a esta tese, que tanto vem a contribuir com a pesquisa neste país.

Ao engenheiro Orlando Sanchez Filho, meu pai, pelo projeto do simulador de acrílico do olho e, aos funcionários do Departamento de Ferramentaria das

Indústrias Nardini S/A, pela sua fabricação, que possibilitou a realização dos experimentos necessários para a execução e sucesso deste trabalho.

Ao Dr. Mario Jeferson Losada, da Faculdade de Medicina Veterinária da UNESP de Araçatuba, pela ajuda com o software CROMOX e por estar sempre a disposição para esclarecer minhas dúvidas.

Aos meus amigos Mitsuo, Gaiânê e Fábio Moreau pelo apoio, carinho, incentivo e sincera amizade dedicados a mim por todos esses anos.

Ao Centro Tecnológico da Marinha em São Paulo – CTMSP, pelas horas cedidas para a dedicação na elaboração deste trabalho, sempre que necessário.

Aos colegas do Hospital AC Camargo Gisele, Karina, Érika, Cristina, Samuel, Bruno, Alexandre, Brigitte e Dr. Contreiras, que me ajudaram nas horas difíceis e me receberam de maneira tão gentil.

À todos aqueles que de alguma forma colaboraram para que este trabalho se tornasse realidade, meus mais sinceros agradecimentos.

PROJETO E CONFECÇÃO DE SIMULADORES OFTÁLMICOS PARA APLICAÇÕES CLÍNICAS

Andrea Sanchez

RESUMO

Este trabalho apresenta uma metodologia de cálculo para a obtenção de doses em estruturas do olho humano, como: esclera, coróide, retina, nervo óptico, corpo vítreo, câmara anterior, lente, além do tumor devido ao tratamento com placas oftálmicas.

Construiu-se um modelo de olho humano com suas principais estruturas e dimensões fieis, além de um modelo matemático para uma placa de Co-60 e uma placa de sementes de I-125, levando-se em conta tamanho e disposição geométrica das fontes reais, com o código de Monte Carlo MCNP-4C. Esse modelo é capaz de calcular as distribuições de dose axiais e radiais para qualquer ponto do olho e para cada uma de suas estruturas. Construiu-se, também, um simulador de acrílico para o olho. Esse simulador é formado por uma esfera de acrílico fatiada em lâminas de 1 mm de espessura para simular as mesmas condições de simulação realizada pelos código MCNP-4C, fornecendo as doses axiais e radiais em filmes radiográficos. O simulador foi utilizado para validar os cálculos realizados com o código MCNP-4C.

Os dados obtidos desse modelo matemático servirão para montar um banco de dados de doses para todas as estruturas do olho, posições e tamanhos de tumores e quaisquer placas oftálmicas utilizadas para tratamento. Esse banco de dados será a parte principal para a construção de um “software” nacional para cálculos de dose, que poderá fazer parte de um sistema de planejamento confiável para ser utilizado em radioterapia/braquiterapia.

DESIGN AND CONSTRUCTION OF OPHTHALMIC SIMULATORS FOR CLINICAL APPLICATIONS

Andrea Sanchez

ABSTRACT

This work presents a calculational methodology for dose determination in human eye structures, such as: sclera, choroid, retina, lens, vitreous body, optic nerve and disc, and cornea, as well as tumor due to treatment to the eye plaques. A human eye model was constructed taking into consideration its main structural and dimension characteristics. Beyond that a mathematical model for the Co-60 and I-125 plaques with all geometric details were built employing the MCNP-4C code. This model is able to calculate the axial and radial doses in any point of the eye and for each of its structures. An acrylic eye simulator was also built with the aim to obtain experimental results for the both model validations. This simulator is made of an acrylic sphere split into foils of 1 mm thickness which allow the introduction a radiographic film to measure the axial and radial doses. The experimental data were used to validate the MCNP-4C results.

The data from the mathematical model will serve as the basis to build a data bank for all the eye structures allowing different position and sizes of tumor as well as the replacement of all ophthalmic plaques used in the treatment. This data bank will be the principal part for the construction of a national software for the dose calculation and can be of great help for a reliable treatment system planning in radiotherapy/brachytherapy.

SUMÁRIO

	Página
1 INTRODUÇÃO	1
1.1 Considerações Gerais	1
1.2 Objetivos	3
1.3 Motivação	4
2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA	6
2.1 Trabalhos realizados com placas oftálmicas	6
2.2 Introdução à Radioterapia	8
2.2.1 Modalidades de Tratamentos Radioterápicos	9
2.2.1.1 Teleterapia	9
2.2.1.2 Braquiterapia	10
2.2.1.2.1 Isótopos Radioativos	10
2.2.1.2.2 Taxa de Dose	11
2.3 Tratamento Oftálmico	13
2.3.1 Anatomia do Olho humano	13
2.3.2 Tumores Intra-Oculares	15
2.3.2.1 Retinoblastoma	15
2.3.2.2 Melanoma da Úvea	16
2.3.2.3 Hemangioma Coroidal	16
2.3.2.4 Melanoma Coroidal	17
2.3.2.5 Metástase Coroidal	18
2.3.2.6 Nevo Coroidal	18
2.3.2.7 Tumores da Conjuntiva	19
2.3.2.8 Tumores da Pálpebra	19
2.3.2.9 Tumores da Íris	20
2.3.2.10 Linfoma/Leucemia	20
2.3.2.11 Tumores da Órbita	20
2.3.3 Placas Oftálmicas	21
2.3.4 Colocação da Placa Oftálmica	25

3	METODOLOGIA	28
3.1	Método de Monte Carlo	28
3.2	O Código MCNP	33
3.3	Construção do Simulador Matemático do Olho Humano e das Placas Oftálmicas	34
3.3.1	Modelagem do olho humano	34
3.3.2	Modelagem da placa de Co-60	37
3.3.3	Modelagem da placa de sementes de I-125	40
3.4	Parte Experimental	45
3.5	Tratamento de Dados	50
3.5.1	Obtenção da “Curva de Linearidade”	50
3.5.2	Obtenção da Densidade Óptica	51
3.5.3	Obtenção de Dose Absorvida	52
4	RESULTADOS E DISCUSSÕES	53
4.1	Experimentos e Cálculos Utilizando a Placa de Co-60 CKA-4	53
4.1.1	Comparação da dose utilizando a placa de Co-60 CKA-4 com dados disponíveis do catálogo da fabricante de placas oftálmicas Amersham	53
4.1.2	Determinação da “curva de linearidade” do filme para a placa de Co-60	54
4.1.3	Caso: Esfera de Acrílico e Placa de Co-60	57
4.2	Experimento e Cálculos com a Placa de Sementes de I-125	63
4.2.1	Comparação da dose utilizando a placa de sementes de I-125 com dados obtidos pelo Simulador de Placas Oftálmicas Bebig (Plaque Simulator-Bebig GmbH)	63
4.2.2	Determinação da “curva de linearidade” do filme para a placa de sementes de I-125	64
4.2.3	Caso: Esfera de Acrílico e Placa de Sementes de I-125	66
4.3	Cálculos com o Simulador de Olho e as Placas de Co-60 e I-125	72

5	CONCLUSÕES E RECOMENDAÇÕES	74
5.1	Conclusões	74
5.2	Recomendações	75
	APÊNDICE 1 – INPUT DA PLACA DE CO-60	77
	APÊNDICE 2 – INPUT DA PLACA DE SEMENTES DE I-125	79
	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS	96

LISTA DE TABELAS

Tabela	Título	Página
2.2-1	Característica dos isótopos usados em braquiterapia	11
4.1-1	Dados das densidades ópticas médias e dose para a “curva de linearidade” do filme para a placa de Co-60	55
4.1-2	Dados para a densidade óptica obtidos por meio de ajuste da função de 2º grau para a placa de Co-60	56
4.2-1	Dados das densidades ópticas médias e dose para a “curva de linearidade” do filme para a placa de I-125	64
4.2-2	Dados para a densidade óptica obtidos por meio de ajuste da função de 2º grau para a placa de I-125	66
4.3-1	Valores de doses calculadas para diversas estruturas do olho	73

LISTA DE FIGURAS

Figura	Título	Página
2.3-1	Anatomia do olho humano	14
2.3-2	Variações de tipos de placas oftálmicas de Co-60	21
2.3-3	Placa de sementes de I-125 desmontada	22
2.3-4	Placa de sementes de I-125 com 3 posições centrais e pentágono preenchidos	23
2.3-5	Placa de sementes de I-125 totalmente preenchida	23
2.3-6	Placa de sementes de I-125 totalmente montada pronta para uso	24
2.3-7	Placa oftálmica de Ru-106/Rh-106	25
2.3-8	Recorte da conjuntiva	26
2.3-9	Sutura da placa de I-125 abaixo da conjuntiva	26
2.3-10	Recolocação da conjuntiva acima da placa	27
3.1-1	Diagrama esquemático simplificado do método de Monte Carlo	32
3.3-1	Tipos de placas oftálmicas de Co-60 da fabricante Amersham	38
3.3-2	Ilustração da placa oftálmica de Co-60 tipo CKA-4 da Amersham	38
3.3-3	Modelagem confeccionada para o olho humano contendo uma massa tumoral e uma placa oftálmica de Co-60 realizada por meio do código MCNP-4C	39
3.3-4	Aplicador Oftálmico de sementes de I-125 desmontado	41
3.3-5	Semente de I-125 (modelo 6711)	42
3.3-6	Disposição das sementes de I-125 (modelo 6711) para a placa de 20 mm	42
3.3-7	Perfil lateral da placa de I-125	44
3.3-8	Modelagem completa da Placa de I-125 com olho humano e suas estruturas	45
3.4-1	Figura esquemática do simulador de acrílico desmontado	46
3.4-2	Figura esquemática do simulador de acrílico montado	47
3.4-3	Foto do simulador montado com uma folha de ouro em cima	

	da esfera que representa o olho	47
3.4-4	Foto do simulador desmontado	48
3.4-5	Simulador com placa de I-125 fixada	49
3.4-6	Simulador com placa de I-125 fixada e filme radiográfico posicionado para experimento	49
4.1-1	Comparação entre as doses absorvidas em função da distância da placa para o código MCNP-4C e a Amersham	53
4.1-2	Densidade óptica em função da dose para a Placa de Co-60 CKA-4	55
4.1-3	Distribuição axial da dose relativa para a fonte de Co-60	58
4.1-4	Distribuição radial da dose relativa para 6 mm de distância da fonte de Co-60	59
4.1-5	Distribuição radial da dose relativa para 7 mm de distância da fonte de Co-60	59
4.1-6	Distribuição radial da dose relativa para 8 mm de distância da fonte de Co-60	60
4.1-7	Distribuição radial da dose relativa para 9 mm de distância da fonte de Co-60	60
4.1-8	Distribuição radial da dose relativa para 10 mm de distância da fonte de Co-60	61
4.1-9	Distribuição radial da dose relativa para 11 mm de distância da fonte de Co-60	61
4.2-1	Comparação das doses profundas obtidas com o código MCNP-4C e o Plaque Simulator	63
4.2-2	Densidade óptica em função da dose absorvida para a placa de sementes de I-125	65
4.2-3	Distribuição axial da dose relativa para a placa de sementes de I-125	68
4.2-4	Distribuição radial da dose relativa para 6 mm de distância da fonte de I-125	68

4.2-5	Distribuição radial da dose relativa para 7 mm de distância da fonte de I-125	69
4.2-6	Distribuição radial da dose relativa para 8 mm de distância da fonte de I-125	69
4.2-7	Distribuição radial da dose relativa para 9 mm de distância da fonte de I-125	70
4.2-8	Distribuição radial da dose relativa para 10 mm de distância da fonte de I-125	70
4.2-9	Distribuição radial da dose relativa para 11 mm de distância da fonte de I-125	71

1 - INTRODUÇÃO

1.1 Considerações Gerais

Nos grandes hospitais especializados no tratamento de câncer, uma das rotinas é o tratamento de tumores intra-oculares do tipo retinoblastoma e melanoma. Nesses hospitais as duas práticas mais comuns, entre várias outras, são a enucleação e a braquiterapia com placas oftálmicas.

A enucleação /1/ consiste na retirada completa do olho afetado. Essa prática é evitada ao máximo a fim de preservar a integridade física do paciente. A intervenção cirúrgica é realizada quando o tumor é detectado tardiamente e apresenta uma evolução do quadro clínico muito rápida ou quando o tumor não responde mais a nenhum dos tipos de tratamentos existentes, estando a visão já totalmente comprometida e diminuindo a qualidade de vida do paciente.

A braquiterapia é uma especialidade da radioterapia que trata de tumores diretamente, ou seja, o radioterápico utilizado para o tratamento é colocado próximo ao tumor a ser tratado. A braquiterapia de placas oftálmicas é a terapia a base de radioisótopos dispostos em placas projetadas anatomicamente para uso oftálmico e que são alojadas cirurgicamente logo acima da base do tumor. Essas placas podem ser confeccionadas em platina ou ouro e são preenchidas por radioisótopos tais como: Co-60 /2-4/, I-125 /5,6/, Ru-106 /7,8/, Ir-192 /7/ etc. A geometria da fonte depende do radioisótopo, bem como a sua distribuição. A escolha do radioisótopo utilizado é função de suas características, tais como: energia, meia-vida, camada semi-redutora, constante de taxa de kerma, além de sua disponibilidade no mercado. A escolha da placa mais adequada para o tratamento depende do tamanho, profundidade e tipo de tumor apresentado pelo paciente e, principalmente, da distribuição de dose desejada pelo médico.

As placas que são utilizadas para o tratamento de braquiterapia oftálmica, são importadas e de custo muito elevado. Essas placas vêm acompanhadas de um planejamento de dose prescrita pelo fabricante ou de um “software” específico que faz todo o planejamento baseado no tipo de placa, tamanho e localização do

tumor. Nos casos em que não existem ferramentas para a simulação do tratamento, os procedimentos de braquiterapia são baseados em tabelas de distribuição de dose obtidas pela literatura existente /2,3/ sem que se proceda periodicamente à verificação e análise dos perfis da radiação emitida /9/ pelas placas utilizadas. Dos hospitais que utilizam essas placas para o tratamento de tumores intra-oculares em São Paulo no momento, destacam-se: Hospital AC Camargo (Hospital do Câncer), Hospital São Paulo e Hospital Albert Einstein. Esses grandes hospitais trocam suas placas periodicamente à medida que a dose decai conforme a meia vida do radioisótopo e sua utilização se torne inviável devido ao tempo de internação para irradiação dos pacientes. Após esse período, esses hospitais podem doar suas placas para pequenos hospitais, clínicas veterinárias ou ainda institutos de pesquisas, desde que o órgão fiscalizador, a CNEN (Comissão Nacional de Energia Nuclear), esteja de acordo. Essas placas, passam a ser utilizadas para tratamento de tumores menores que os tratados inicialmente, devido à redução na atividade da fonte ou em pesquisas ou tratamento de tumores em animais. Dependendo do radioisótopo da placa oftálmica, existe a possibilidade da placa ser reirradiada, obtendo uma nova atividade para a utilização da mesma. Os hospitais que recebem essas placas têm a necessidade de calcular a distribuição de dose esperada, antes da utilização para tratamento. Porém, a disposição de alguns radioisótopos na placa dificulta bastante o cálculo de distribuição de dose.

Sendo assim, a maior motivação para a realização deste trabalho é desenvolver um modelo matemático que represente o olho humano com todas as suas regiões estruturais e dimensões reais e simular a distribuição de dose devido à exposição às placas oftálmicas utilizadas para o tratamento de tumores intra-oculares, por meio de uma modelagem fiel da placa utilizada para esse fim. Além disso, é realizada a construção de um simulador de acrílico com a dimensão média de um olho humano para que seja acoplado à mesma placa para tornar possível a validação do simulador matemático. Esse modelo de simulador e a placa ajudarão, no futuro, a construção de um “software” nacional para planejamento de tratamentos de tumores intra-oculares. Esse “software” contará

com uma base de dados obtida por meio dos cálculos realizados para vários tamanhos de tumores, localizações e vários tipos de placas oftálmicas. O “software” poderá substituir o “software” importado nos grandes hospitais que custam em torno de U\$ 20.000,00 e dar a possibilidade dos pequenos hospitais de possuírem um sistema de planejamento confiável para as suas rotinas de braquiterapia.

O modelo matemático proposto neste trabalho poderá, também, auxiliar na caracterização de sementes fabricados por institutos de pesquisas, como o IPEN (Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares).

1.2 OBJETIVOS

São dois os objetivos principais deste trabalho. O primeiro é a construção de um modelo matemático que descreva em detalhes um olho humano em tamanho real, considerando todas as suas regiões estruturais: esclera, coróide, retina, córnea, humor aquoso, lente, corpo vítreo e nervo óptico. Esse modelo do olho será utilizado para o cálculo do perfil de distribuição de dose devido à exposição de placas radioativas oftálmicas utilizadas para o tratamento de tumores intra-oculares. Até o presente momento, na literatura científica, os modelos do olho usados no cálculo dos perfis das distribuições de doses radiais e porcentagem de dose profunda descrevem apenas a esclera, a coróide, a retina e a lente ou apenas um deles /10-13/. Pretende-se por meio deste modelo, fornecer dados mais detalhados para a distribuição desses perfis nos tratamentos realizados.

Juntamente à modelagem do olho humano, tem-se a modelagem fiel em dimensões e materiais de duas placas radioativas oftálmicas utilizadas nos grandes hospitais, a placa CKA-4 de Co-60 e a placa de 20 mm de sementes de I-125. Essa modelagem serve para o cálculo do perfil, axial e radial, de distribuição de dose para ambas as placas. O perfil axial de distribuição de dose corresponde à porcentagem de dose profunda calculada desde o primeiro milímetro de distância da fonte até o lado oposto à placa no eixo central. O perfil

radial calcula a distribuição da dose por toda a extensão do olho e em várias distâncias da fonte.

O segundo objetivo importante deste trabalho é a construção de um simulador em acrílico que represente um olho humano em tamanho real. Esse simulador servirá para a realização de experimentos que simulem as mesmas condições do MCNP-4C e que permita a validação dos cálculos realizados pelo simulador matemático que representa o olho e a placa oftálmica.

A validação do método matemático proposto servirá no futuro para auxiliar a obtenção de um banco de dados de doses que será utilizado na construção de um “software” para um sistema de planejamento para o tratamento de tumores intra-oculares. Esse “software” poderá ser utilizado por hospitais que não têm condições financeiras para obter “softwares” importados para o controle das placas oftálmicas que, muitas vezes, são doadas por grandes hospitais. Poderá, também, ser usado para realizar os cálculos de doses de placas que possam, em um futuro próximo, serem fabricadas no Brasil.

1.3 Motivação

A idéia de se utilizar cálculos determinísticos para a obtenção de dose utilizando-se aproximações é algo ultrapassado nos dias atuais. Os cálculos estatísticos proporcionam resultados muito próximos da realidade, uma vez que podem simular situações de transporte de partículas sem aproximações geométricas, em energia e ângulos de incidência das partículas. Porém, há tempos atrás, os métodos estatísticos eram penalizados pela falta de computadores que fossem capazes de simular um número de histórias suficientes para se obter uma boa estatística devido ao tempo de processamento computacional exigido. Hoje, esse problema foi minimizado com o advento de “clusters” de computadores, que são capazes de realizar inúmeros cálculos, garantindo incertezas muito pequenas.

Entre os códigos que utilizam o método estatístico de Monte Carlo, destaca-se o código MCNP, que ao longo dos anos vem sofrendo alterações e

desenvolvendo-se muito rápido e com eficiência. Esse código, muito utilizado em física de reatores para o transporte de nêutrons, é cada vez mais utilizado na área de física médica, mostrando-se uma ferramenta confiável para o transporte de partículas como fótons e elétrons.

A possibilidade de se construir um simulador matemático para o cálculo de doses no olho humano bem próximo do real, se torna algo realmente interessante para a comunidade científica, a partir do qual se poderá obter resultados de distribuição de dose cada vez mais próximos do real.

Dessa forma, a construção de um simulador matemático utilizando o código MCNP pode vir a ajudar na rotina diária de departamentos de radioterapia que possui várias práticas diferentes para o tratamento de tumores distintos. Todo tipo de tratamento exige um sistema de planejamento específico e, de preferência, que seja de fácil utilização e bastante confiável. Dentro dessa rotina, está a braquiterapia de placas oftálmicas que também necessita de um sistema de planejamento adequado. O planejamento do tratamento utilizando as placas oftálmicas é bastante trabalhoso, principalmente pela dependência da geometria da fonte utilizada. Um sistema computacional de planejamento de placas oftálmicas do fabricante de placa BEBIG é utilizado por grandes hospitais para fazer todo o planejamento necessário. Porém, nem todos os hospitais possuem esse “software”.

A obtenção de uma ferramenta confiável para o cálculo de distribuição de dose, auxiliará a construção de um “software” nacional por meio de um banco de dados, para diversas formas de tumores, estruturas do olho e diferentes tipos de placas radioativas. Esse “software” poderia também ser usado por institutos de pesquisas, como o IPEN, que fabrica sementes para braquiterapia.

2 – REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

2.1 *Trabalhos realizados com placas oftálmicas*

As primeiras aplicações de braquiterapia oftálmica empregaram uma técnica de implante permanente de uma semente de Rádio /14/. O uso da terapia com placas radioativas removíveis como uma alternativa a enucleação, foi desenvolvida por Stallard /3, 15/, que construiu um jogo de placas que poderiam ser colocadas diretamente em contato com os olhos. As placas Stallard, que estão disponíveis comercialmente (The Radiochemical Centre LTD, Amersham, England), são anéis concêntricos de Co-60 encapsulados por platina para absorver radiação beta de 3 MeV.

A técnica da folha de Co-60 foi adotada em vários centros de tratamento de câncer nos Estados Unidos /3,16 e17/ e também no Brasil.

Uma variedade de outros isótopos tem sido usada para braquiterapia de tumores intra-oculares. Lommatzsch /18/ foi pioneiro a usar fontes beta de Ru-106/Rh-106 para melanomas menores que 5 mm em altura e Chenery, Japp e Fitzpatrick /19/ introduziram implantes de grãos de Au-198. Luxton e colaboradores /12/ descreveram o uso de placas removíveis de sementes de Ir-192. Porém, o isótopo mais usado atualmente no lugar de Co-60, é o I-125, estudado pela primeira vez por Packer e Rotman /20/. O I-125 também é o isótopo designado para uso oftálmico pela COMS (Collaborative Ocular Melanoma Study) /21/.

O uso de placas de sementes de I-125 tem várias vantagens comparadas ao Co-60 e Ir-192; mais notavelmente, a grande facilidade de proteção à radiação devido à baixa energia do fóton do I-125. Também tem doses menores de 20 a 25% na superfície oposta do olho em relação à mesma dose para o ápice do tumor /12/, além de ser possível a seleção de sementes de atividades diferentes para cada situação desejada para o tratamento /21/. No Brasil, não são utilizadas sementes de atividades diferentes em uma mesma placa para tratamento. A placa tem uma blindagem efetiva de ouro para o tecido no lado côncavo fora do tumor e possui uma borda que providencia um grau de colimação efetivo para sementes

de I-125 com 1 a 2 mm de altura /21/ e que pode reduzir a dose para a mácula, por exemplo, sem mudança da dose no tumor. Uma das maiores desvantagens do uso do I-125 é a complexidade no cálculo da dose devido à disposição geométrica das sementes na placa radioativa /21/.

Cálculos e experimentos para dosimetria de placas oftálmicas de I-125 foram realizados por vários pesquisadores. Em 1986, Chiu-Tsao e colaboradores /22/ fizeram um trabalho com o código de Monte Carlo de multigrupo MORSE /23/ e testes experimentais com um objeto simulador de água mais proteína para verificar a efetividade das placas de I-125 e Co-60; verificaram que a placa de sementes de I-125 é mais eficiente para o tratamento de melanomas grandes. Triagens clínicas deste tipo de tratamento confirmaram os resultados. Em 1993, o mesmo Chiu-Tsao e colaboradores /5/, calcularam a dose devido a uma semente de I-125 ao longo do eixo central de um objeto simulador de água com o código MORSE. Compararam seus cálculos com medidas feitas por meio de TLD's de 1 mm³ e demonstraram que a redução de dose encontrada por ambos os métodos, calculado e experimental, é maior em pontos mais distantes da semente ao longo do eixo central e, para uma dada profundidade no eixo central, em distâncias maiores fora do eixo. A razão entre a maioria dos resultados calculados e experimentais está entre 3 e 4% e para apenas dois pontos chega a 10% de diferença. A remoção do suporte de ouro não fez diferença na medida de redução de dose (cerca de 10% em 1 cm). Em 2001, Knutsen e colaboradores /24/ analisaram o simulador TPS do fabricante de placas de sementes de I-125, a BEBIG. As distribuições relativas de dose em um "phantom" de água, incluindo a dose profunda no eixo central e perfis de dose fora do eixo para 3 placas diferentes: uma da Universidade do Sul da Califórnia e duas COMS (12 e 20 mm), foram medidas com um detector de diodo. Os resultados medidos com o detector apresentaram 3% de desvio para o caso com uma semente em relação a valores da literatura, 4% para a configuração com 3 sementes e desvios de 11% em pontos fora do eixo entre as distribuições medidas e calculadas com o simulador TPS.

Apesar da maior parte da literatura se referir às sementes de I-125, há também autores que defendam a utilização de outros isótopos, como por exemplo, o trabalho de Finger e colaboradores /25/, que julgam as sementes de Pd-103 melhores que as de I-125. Os autores compararam a distribuição da radiação das placas oftálmicas de Pd-103 e I-125 aplicadas a 12 olhos humanos. Utilizaram TLDs costurados à esclera dos pacientes e verificaram que o Pd-103 deposita mais radiação ao tumor e menos radiação na maioria das estruturas oculares normais.

As placas de Ru-106 foram também analisadas por Sanchez-Reyes /26/ que fez simulações de placas fabricadas pela BEBIG com o código de Monte Carlo PENELOPE /27/. Foram realizados cálculos de distribuição de dose 3D ao longo do eixo e perfis de dose laterais, que confirmaram dados apresentados pelo fabricante. Geralmente, essas placas de Ru-106 são utilizadas para o tratamento de tumores de tamanho pequeno (≤ 3 mm).

2.2 Introdução a Radioterapia

O tratamento oncológico baseia-se em três modalidades terapêuticas: cirurgia, radioterapia e quimioterapia. Cirurgia e radioterapia são formas de tratamento para a enfermidade localizada ou regionalizada. A quimioterapia é empregada para o tratamento da enfermidade sistêmica, tanto no paciente com doença metastática presente, quanto no paciente de risco para o seu desenvolvimento /28/.

De acordo com dados da Organização Mundial de Saúde (OMS), 2/3 dos pacientes com câncer utilizam radioterapia em alguma fase do tratamento da doença, quer de maneira isolada, quer associada a outras formas de terapia oncológica.

Radioterapia é a modalidade de tratamento cujo agente terapêutico é a radiação ionizante. Quando a deposição de energia acontece no interior da estrutura celular, ocorrem alterações de macromoléculas indispensáveis a funções vitais, levando a célula à morte ou a inviabilidade biológica.

2.2.1 Modalidades de Tratamentos Radioterápicos

Uma fonte radioativa pode ser colocada a uma certa distância (teleterapia ou radioterapia externa) ou diretamente em contato com o tumor (braquiterapia, radioterapia interna ou curieterapia). Teleterapia e braquiterapia constituem as duas modalidades de tratamento radioterápico, cada qual com indicações específicas para cada situação clínica.

2.2.1.1 Teleterapia

A teleterapia emprega feixes externos de radiação e constitui cerca de 90% dos tratamentos radioterápicos. Utiliza comumente raios-X produzidos em equipamentos de ortovoltagem e em aceleradores lineares ou raios-gama emitidos por unidades de Co-60. De acordo com a energia da radiação, pode ser dividida em radioterapia superficial, ortovoltagem ou megavoltagem.

A *radioterapia superficial* também é chamada de roentgenterapia ou contatoterapia. Utiliza raios-X de energia até 80 keV e destina-se ao tratamento das neoplasias de pele.

A *radioterapia de ortovoltagem* durante muito tempo foi denominada radioterapia convencional, pois consistia na modalidade preferencial de tratamento no passado, antes do advento das unidades de Cobalto. Utiliza raios-X de 100 a 300 keV e destina-se ao tratamento de lesões mais avançadas da pele, metástases superficiais e alguns processos inflamatórios.

A *radioterapia de megavoltagem* destina-se ao tratamento das neoplasias viscerais. Emprega fótons de energia superior a 1 MeV e é representada pelas unidades de Co-60 e aceleradores lineares. A grande maioria dos tratamentos radioterápicos utiliza megavoltagem. Radiação de megavoltagem caracteriza-se por interagir menos diretamente com a pele, ao contrário do que ocorre com as anteriores. Existe uma área de tecido que é atravessada pela radiação na qual ocorre o equilíbrio eletrônico e, somente a partir daí, a absorção da radiação se inicia. Tal situação é muito vantajosa na prática clínica, pois as reações cutâneas

que constituem a grande limitação da radioterapia convencional, na radioterapia de megavoltagem não ocorrem, permitindo a liberação de uma dose maior.

Radioterapia é uma forma de tratamento local ou locoregional, a exemplo da cirurgia. Pode, entretanto, ser administrada em campos extensos, que incluem órgãos vitais, que não seriam passíveis de remoção cirúrgica.

2.2.1.2 Braquiterapia

Braquiterapia é um termo derivado do grego (braqui=curto; terapia=tratamento). Constitui a modalidade de radioterapia em que a fonte radioativa é colocada em contato direto ou à distância muito próxima do tecido tumoral, permitindo que uma dose elevada de radiação seja liberada ao tumor com proteção das estruturas vizinhas. Cerca de 10 a 15% dos pacientes em radioterapia são candidatos a braquiterapia.

Pode ser empregada para qualquer neoplasia acessível a uma fonte emissora de radiação, sendo indicada rotineiramente no tratamento de tumores ginecológicos (colo e corpo uterino), da cabeça e pescoço, da região perineal, dos sarcomas de partes moles, oftalmológicos e de outros mais. Sua utilização vem crescendo em função do desenvolvimento de novos isótopos radioativos para uso clínico, melhoria nas condições de proteção radiológica e interação multidisciplinar.

Os isótopos radioativos podem ser introduzidos em uma cavidade corporal (braquiterapia intracavitária), no lúmen de uma víscera oca (braquiterapia intraluminal), dispostos sobre uma superfície tumoral (molde superficial) ou inseridos na intimidade do tumor (braquiterapia intersticial ou implante).

2.2.1.2.1 Isótopos Radioativos

Existem vários radioisótopos disponíveis para braquiterapia. Caracterizam-se pelo tipo e energia da radiação emitida, meia-vida, forma de apresentação e medidas de proteção radiológica.

O primeiro isótopo disponível para braquiterapia foi o Rádío-226 disposto em cápsulas seladas e introduzido no núcleo de um tumor. Hoje, a utilização deste isótopo está descartada e muitos outros são utilizados na prática clínica. Podem ser apresentados sob a forma de tubos, agulhas, placas, fios e sementes, para uso temporário e permanente. A Tabela 2.2-1 apresenta as características dos isótopos radioativos mais comumente empregados na braquiterapia.

Tabela 2.2-1 – Característica dos isótopos usados em braquiterapia.

Isótopo	Meia-vida	E (MeV)	*CSR (cmPb)
Ra-226	1600 anos	1,2	1,3
Cs-137	30 anos	0,66	0,65
Co-60	5,3 anos	1,2	1,2
Ir-192	74,3 dias	0,38	0,3
Au-198	2,7 dias	0,4 a 1,1	0,33
I-125	59,6 dias	0,035	0,003

*CSR – camada semi redutora

2.2.1.2.2 TAXA DE DOSE

A quantidade dose é definida pela energia depositada em uma determinada massa. Taxa de dose representa a quantidade de radiação emitida por uma fonte radioativa na unidade de tempo. Permite dividir a braquiterapia em baixa taxa de dose e alta taxa de dose. De acordo com as normas do ICRU 38 (International Commission on Radiation Units and Measurements), considera-se braquiterapia de baixa taxa de dose aquela que libera até 2,0 Gy/h. Braquiterapia de alta taxa de dose fornece 0,2 Gy/min.

BRAQUITERAPIA DE BAIXA TAXA DE DOSE

Até o início da década de 90, a braquiterapia de baixa taxa de dose era a única forma de braquiterapia disponível no Brasil. Nesta forma de tratamento, o paciente recebe a fonte radioativa em regime de hospitalização e permanece internado em instalação específica para este fim. O procedimento é, em geral, realizado em centro cirúrgico, sob anestesia, que depende do tipo de tratamento. Utiliza-se a técnica de carga postergada (after loading). Aplicadores especiais ou

catéteres são introduzidos no paciente e a verificação do seu posicionamento correto é feita com exames radiológicos, usando fontes falsas para simulação.

Após a obtenção de filmes de raios-X, definem-se os parâmetros para a prescrição da dose, de acordo com o volume tumoral e os pontos críticos. Aprovado o plano de tratamento, o paciente é conduzido ao seu quarto e as fontes falsas são removidas e substituídas por fontes radioativas. O período de permanência com a fonte varia de 2 a 7 dias. Em condições ideais, as doses liberadas são de 0,4 a 0,5 Gy/h, totalizando cerca de 10 a 12 Gy/dia.

Braquiterapia de baixa taxa de dose tem o inconveniente de manter o paciente internado portando fonte radioativa. Durante este período, permanece isolado e sob supervisão de equipe profissional, que estará exposta à radiação no contato com o paciente. Apesar do emprego de barreiras de proteção (biombos de chumbo), a exposição é inevitável, sendo necessários treinamento especializado e utilização de dosímetros para a determinação da dose recebida pelos trabalhadores ocupacionalmente expostos.

Apesar da grande maioria dos procedimentos de baixa taxa de dose utilizar carga postergada, em algumas situações a introdução do material radioativo se faz de maneira direta, sem o emprego de aplicadores, como no tratamento de tumores oculares com placas radioativas e nos implantes permanentes com sementes de Au-198. Neste caso, a exposição à radiação está presente desde o centro cirúrgico, sendo fundamental a experiência da equipe profissional para diminuir a dose recebida.

BRAQUITERAPIA DE ALTA TAXA DE DOSE

Utiliza-se uma fonte radioativa miniaturizada, móvel, de alta atividade, comandada por controle remoto e operada por computador. O isótopo mais comumente empregado é o Ir-192 sob a forma de uma micro-fonte de 5 mm de comprimento e atividade nominal de 10 Ci. A fonte é armazenada em um contêiner especial e movimentada por um cabo, cujo deslocamento e tempo de parada em locais determinados permitem a liberação de dose maior ou menor na área de interesse.

A exemplo da braquiterapia de baixa taxa de dose, aplicadores são introduzidos no paciente e a verificação do correto posicionamento se faz por meio de radiografias ortogonais de simulação. Os pontos de parada da fonte são marcados nos filmes de raios-X e passados ao físico que, com o radioterapeuta, estabelece o plano definitivo de tratamento. As curvas de isodose são apresentadas na tela do computador, bem como as doses recebidas por órgãos de interesse.

Aprovado o programa, grava-se um cartão magnético com todas as informações do paciente e executa-se a aplicação, conectando-se os aplicadores ao aparelho por meio dos cabos de transferência. O paciente permanece isolado na sala de tratamento, sendo monitorado por um circuito interno de televisão. O tempo de aplicação é da ordem de 5 a 10 min e os aplicadores introduzidos são finos e delicados, permitindo a realização do procedimento sem o emprego de anestesia e de forma ambulatorial. Não existe exposição à radiação de nenhum elemento da equipe profissional. Além disso, o tempo curto de aplicação, permite a utilização da braquiterapia em locais onde o seu emprego era muito difícil, como brônquios, esôfago, via biliar e nasofaringe. A possibilidade de seleção do tempo e do local de parada da fonte radioativa permite que a dose de radiação seja modulada de forma ideal, pois áreas com tumores maiores recebem dose maior, pelo aumento do tempo de parada da fonte e áreas com menores tumores recebem dose menor, reduzindo-se o tempo de parada. Esse processo é denominado otimização.

2.3 Tratamento Oftálmico

2.3.1 Anatomia do Olho Humano

O olho é um órgão complexo, de forma aproximadamente esférica, com um comprimento antero-posterior entre 22 e 27 mm. Sendo o pólo anterior uma protuberância transparente de espessura 0,5 a 0,7 mm, chamada de córnea. A superfície externa da córnea tem um raio de curvatura de 8 mm e termina

posteriormente em um círculo com diâmetro de cerca de 12 mm referido como limbus corneoescleral, que junta a córnea e a esclera /29/.

A esclera é uma densa, opaca e fibrosa estrutura, que é perfurada posteriormente pelo nervo óptico e por artérias que carregam o sangue ao trato uveal. Cobre cerca de 5/6 do olho. A espessura máxima escleral é estimada em 1 mm. O trato uveal é a capa central do olho, uma camada com espessura de 0,1 a 0,25 mm entre a esclera e a retina. A úvea é uma estrutura pigmentada, uma área vascularizada que compreende a íris, o corpo ciliar e a coróide. A coróide, o lugar onde se forma o melanoma ocular, é uma área vascularizada localizada entre a esclera e a retina, estendendo-se para a borda do nervo óptico e posteriormente ao corpo ciliar.

A fóvea central, tem um diâmetro de 1,5 mm livre de capilares; é uma fina área da retina localizada cerca de 0,8 mm atrás do meridiano horizontal para o pólo posterior, cerca de 3 mm da borda do nervo óptico. A fóvea é centrada na região de cerca de 1,5 mm no diâmetro conhecido como mácula.

A Figura 2.3-1 traz um esquema simplificado da anatomia ocular.

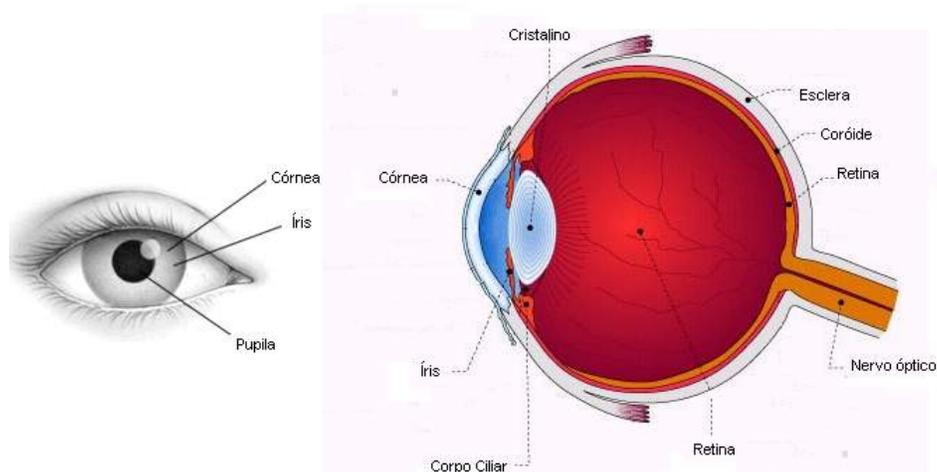


Figura 2.3-1 – Anatomia do olho humano.

2.3.2 Tumores Intra-Oculares

São apresentados, nesta subseção, os tipos de tumores intra-oculares existentes e quais as melhores formas de tratamento.

2.3.2.1 Retinoblastoma

O retinoblastoma é o tumor intra-ocular mais freqüente em crianças /29, 30, 31/, ocorrendo em 1/20.000 dos nascidos vivos. Origina-se de células embrionárias da retina. A etiologia (origem) do tumor não é conhecida, embora se manifeste de forma hereditária, não hereditária e por deleção cromossômica. De 25% a 30% dos casos manifesta-se como doença bilateral e 10% a 15% dos unilaterais nasceram com predisposição hereditária da doença. Somente 5% dos casos tem história familiar positiva da doença /32/. Cerca de 80% dos casos são diagnosticados antes dos 3 a 4 anos, com idade média ao diagnóstico, de 2 anos.

Nos Estados Unidos, a maioria dos casos tem diagnóstico enquanto intra-ocular. Nos países em desenvolvimento, como o Brasil, o diagnóstico é tardio, fazendo com que quase 40% dos casos sejam extra-oculares ao diagnóstico /33/.

A manifestação clínica mais freqüente é a leucocoria (pupila branca, ou popularmente, olho de gato), sendo o diagnóstico estabelecido clinicamente pelo exame oftalmológico. Outras manifestações, como estrabismo, mudança na cor dos olhos, protrusão do globo ocular, redução visual ou até cegueira podem ocorrer. Com o avanço do crescimento do tumor, podem ocorrer irregularidade da pupila e dor.

O tratamento padrão para a doença unilateral é a enucleação, apesar de outras medidas como a crioterapia e a irradiação externa poderem ser mais apropriadas no caso de lesão única ou lesões múltiplas pequenas. Se o tumor for pequeno, de maneira que o paciente ainda apresente boa visão, dá-se preferência para a irradiação. Porém, na doença unilateral, tumores tão pequenos são raros.

No caso de doença bilateral é feita uma tentativa de deixar o máximo de visão em pelo menos um dos olhos usando **braquiterapia com placas oftálmicas** e/ou crioterapia. A radiação pode ser feita bilateralmente desde o início, pois o

olho que parece mais doente pode apresentar uma resposta muito melhor e ter condições melhores de salvação. Por outro lado, se um olho está tão envolvido pela doença que não dê visão útil ou tenha ocorrido glaucoma como uma complicação, então a enucleação é mais indicada. A quimioterapia não traz benefícios no caso de tumores localizados; terá resposta melhor somente se houver resíduo após a enucleação ou doença metastática, mas a chance de cura, neste último caso, é mínima.

2.3.2.2 Melanoma da Úvea

O melanoma da úvea (camada pigmentada da íris, conjunto formado pela coróide, íris e processos ciliares) acontece para aproximadamente 80% de todos os tumores primários. O tratamento cirúrgico para melanoma da úvea consiste de enucleação do olho se a espessura do tumor for maior que 2 a 3 mm. A enucleação é muitas vezes precedida por radioterapia de feixes de raio-X externa de todo o olho e órbita. Para tumores pequenos, um tratamento conservativo envolvendo somente uma parte do olho deve ser aplicado por outro feixe de íons de partículas pesadas /4,34,35/ ou braquiterapia de placa oftálmica /12,20,36/. **Braquiterapia com placa oftálmica** é uma alternativa à enucleação, para tratamento primário de melanomas do olho. Comparada à cirurgia, a braquiterapia com placa parece oferecer melhor qualidade de sobrevivência, com substancial aumento benéfico da preservação do olho.

2.3.2.3 Hemangioma Coroidal

Um hemangioma é um tumor composto por vasos sanguíneos, que pode se desenvolver na coróide película formada por vasos sanguíneos que fica abaixo da retina. Os hemangiomas coroidais não são malignos e, portanto, não produzem metástase. Caso o hemangioma se localize na zona central de visão, pode causar uma fuga de líquido tal que produza um descolamento da retina, o que provocaria uma diminuição da visão.

Muitos hemangiomas coroidais podem ser observados unicamente por um oftalmologista sem a necessidade de tratamento. Por meio de fotografias, pode-se documentar a evidência de fuga de líquido ou de crescimento do tumor e, com isto, iniciar-se o tratamento apropriado. As opções de tratamento incluem fotocoagulação a laser, chamado de terapia fotodinâmica, com a finalidade de diminuir a fuga de líquido e **braquiterapia com placas oftálmicas**.

2.3.2.4 Melanoma Coroidal

O melanoma coroidal é o tumor primário intra-ocular mais comum em adultos. É um câncer primário de olho, que se origina das células pigmentadas da coróide do olho.

O melanoma coroidal é maligno, o que significa que é um câncer que pode metastatizar e eventualmente disseminar-se a outras partes do corpo. Como é um tumor intra-ocular e, portanto, usualmente não se vê, os pacientes com esta enfermidade freqüentemente não percebem a presença deste tumor até que este cresça a um tamanho tal que chegue a diminuir a visão, seja por obstrução, descolamento da retina, hemorragia ou outras complicações. Geralmente não apresenta dor, exceto os casos de tumores de grande tamanho. A melhor maneira de se detectar esta lesão é realizando-se avaliações periódicas da retina com baixa dilatação.

Neste tipo de câncer, não se recomenda a extração do tumor deixando intacto o resto do olho. Durante este tipo de cirurgia, o olho permanece aberto e a esclera é recortada, o que permite que as células cancerosas se alojem ao redor dos espaços do olho. Depois da extração do tumor a esclera é suturada. Alguns estudos mostram que cerca de 50% dos melanomas coroidais invadem a esclera depois deste procedimento. Também foi observado que nem sempre é possível remover o tumor totalmente. Por último, em muitos casos, o olho não tolera este procedimento e pode chegar a um descolamento de retina, catarata, hemorragias e terminar com a remoção do olho por completo.

As recomendações de tratamento para o melanoma coroidal geralmente se baseiam no tamanho do tumor. Os melanomas pequenos (com uma altura menor

de 3 mm) são constantemente observados para detectar um crescimento antes de se iniciar qualquer tipo de tratamento. Os tumores de tamanho mediano (entre 3 e 6 mm de altura) são tratados com **braquiterapia com placas oftálmicas** ou com enucleação, dependendo da determinação de qual dos tratamentos previnem a disseminação do câncer. Em tumores de tamanho grande (maiores que 6 mm de altura) o tratamento, geralmente, é a enucleação. Isto ocorre porque o olho não seria capaz de tolerar a quantidade de radiação que se necessitaria para tratar um tumor deste tamanho. O estudo COMS (Estudo Colaborativo de Melanoma Ocular) não demonstra nenhum benefício ao administrar radiação antes da enucleação.

2.3.2.5 Metástase Coroidal

Tumores malignos em outras partes do corpo podem disseminar-se para dentro e fora do olho. Geralmente, o câncer metastático que aparece no olho, provém de um câncer primário da mama em mulheres e dos pulmões em homens. Outros sítios de origem, menos comuns, incluem a próstata, os rins, a tiróide e o trato gastrointestinal. Os tumores das células do sangue (linfomas e leucemias) também podem disseminar-se para o olho. O tratamento dos pacientes com metástases no olho deve ser coordenado entre um especialista em oncologia ocular, um médico oncologista e um médico oncologista radioterapeuta. As opções de tratamento incluem quimioterapia, terapia com **braquiterapia com placas oftálmicas** e, raramente, enucleação.

2.3.2.6 Nevo Coroidal

Dentro do olho podem aparecer “nevos” parecidos com uma mancha na pele e, assim como elas, podem se transformar em um melanoma maligno; portanto, deve-se vigiá-los constantemente. Esses “nevos” devem ser examinados a cada quatro ou seis meses para verificar se houve mudanças em seu tamanho ou pigmentação. Na maioria dos casos, o único tratamento recomendado é a observação constante de um oncologista ocular.

2.3.2.7 Tumores da Conjuntiva

Os tumores da conjuntiva são tumores malignos que crescem na superfície do olho. Os tipos mais comuns de tumores da conjuntiva são: o carcinoma escamoso, o melanoma maligno e o linfoma. Os carcinomas escamosos raramente evoluem para uma metástase; porém, podem chegar a invadir a área ao redor do olho, a órbita ocular ou os seios nasais. Os melanomas malignos podem derivar de um “nevo” ou iniciarem como uma formação que pigmentaria uma “mancha”. O linfoma do olho pode ser um sinal de linfoma sistêmico ou estar confinado na conjuntiva.

Deve-se remover tanto o carcinoma escamoso como os melanomas malignos da conjuntiva. Antecedendo o tratamento, a maioria dos tumores pequenos da conjuntiva pode ser fotografada e observada na busca da evidência de crescimento. Os tumores pequenos podem ser removidos por completo. Em alguns casos, pode ser necessário aplicar crioterapia (congelamento). No caso de melanoma pode-se, também, utilizar gotas de quimioterapia para os olhos em alguns pacientes. Este tipo de terapia trata toda a superfície do olho, é menos dependente da definição exata dos limites do tumor e pode diminuir o risco na cicatrização depois de uma cirurgia. No caso de linfoma, geralmente se faz uma biopsia para determinar se o tumor é maligno.

2.3.2.8 Tumores da Pálpebra

Os tumores da pálpebra podem ser cistos benignos, apenas uma inflamação, ou tumores malignos da pele. O tipo mais comum de câncer de pálpebra é o carcinoma das células basais. A maioria dos carcinomas de células basais pode ser removida por meio de cirurgia. Sem tratamento, podem evoluir para tumores ao redor do olho e da órbita, seios nasais e cérebro. Uma biopsia pode determinar se um tumor de pálpebra é maligno. Os tumores malignos são removidos por completo e a pálpebra é reparada utilizando-se técnicas de cirurgia plástica. Em alguns casos, depois da cirurgia, é necessária a utilização de crioterapia e ***braquiterapia com placas oftálmicas***.

2.3.2.9 Tumores da Íris

Existem tumores que podem crescer dentro e por trás da íris. A maioria dos tumores da íris são cistos ou pintas e, nestas áreas, podem aparecer melanomas malignos. Com a finalidade de estabelecer uma base comparativa, utiliza-se um tipo especial de fotografia da íris mediante a alta freqüência de ultra-som que determina a espessura do tumor da íris. A maioria dos tumores pigmentados da íris não cresce. Eles são vigiados periodicamente mediante observação e fotografias. O tratamento é recomendado quando é observado o crescimento de um melanoma da íris.

A maioria dos melanomas pequenos da íris pode ser removida cirurgicamente. Para tumores da íris de maior tamanho, são consideradas opções de tratamento como **braquiterapia com placas oftálmicas** ou enucleação.

2.3.2.10 Linfoma/Leucemia

Os linfomas podem aparecer no tecido da pálpebra, canais lacrimais e no olho. Na maioria dos pacientes com linfoma não-Hodgkin de células gigantes, a enfermidade se limita ao olho e ao sistema nervoso central. Nesses pacientes, aparecem sintomas no olho alguns anos antes de aparecer em um outro lugar. O tratamento realizado nesses casos (que pode incluir tratamento ao sistema nervoso central com **braquiterapia com placas oftálmicas**, quimioterapia ou ambas) pode alterar o funcionamento visual do paciente.

2.3.2.11 Tumores da Órbita

A região posterior do olho, algumas vezes, pode apresentar algum tumor e processos inflamatórios. Geralmente estes tumores empurram o olho para a frente, causando uma saliência no olho chamada proptosis. A causa mais freqüente de proptosis é a enfermidade da tiróide e os tumores do tecido linfóide. Outros tumores que podem causar a proptosis são os hemangiomas (tumores de vasos sangüíneos), tumores da glândula lacrimal e massas que se estendam

desde os seios nasais até acima da órbita. Alguns estudos de tomografia computadorizada, ressonância magnética e ultrassom são úteis para determinar o diagnóstico provável, mas a maioria dos tumores da órbita é diagnosticada por meio de uma biópsia.

Se possível, deve-se remover os tumores da órbita por completo. Caso não seja possível, nos casos onde o procedimento possa causar grandes danos a outras estruturas importantes ao redor do olho, deve-se remover uma porção do tumor e enviar a um patologista ocular para avaliação. Se o tumor não puder ser removido em cirurgia, pode-se tratá-lo com **braquiterapia com placas oftálmicas**. Alguns tumores raros da órbita chegam a exigir a remoção total do olho e o conteúdo orbitário. Em alguns casos, utiliza-se radioterapia orbital para tratar qualquer tecido residual de tumor.

2.3.3 Placas Oftálmicas

Vários são os tipos de placas oftálmicas existentes no mercado para o tratamento de tumores oftálmicos. No início dos tratamentos de tumores oftálmicos utilizando braquiterapia oftálmica, a placa disponível comercialmente era a de Co-60, que foi utilizada por muitos anos no tratamento de quase todos os tipos de tumores existentes.

A Figura 2.3-2 apresenta alguns tipos de placas de Co-60.



Figura 2.3-2 – Variações de tipos de placas oftálmicas de Co-60.

A placa mais utilizada atualmente é a placa de sementes de I-125. Essas placas são compostas de sementes de I-125 que são colocadas em um suporte de silicone que determina a geometria da fonte desejada pelo médico. As sementes têm sempre o mesmo tamanho e atividade; o que muda é o tamanho da placa e a disposição das sementes geometricamente. Elas são montadas de acordo com o tamanho do tumor, localização e dose desejada. A placa também é formada por uma capa de ouro que blinda a radiação para áreas de não interesse no tratamento. A seguir, tem-se uma seqüência de montagem de uma placa de sementes de I-125.



Figura 2.3-3 – Placa de sementes de I-125 desmontada.



Figura 2.3-4 – Placa de sementes de I-125 com 3 posições centrais e pentágono preenchidos.



Figura 2.3-5 – Placa de sementes de I-125 totalmente preenchida.



Figura 2.3-6 – Placa de sementes de I-125 totalmente montada pronta para uso.

A placa de sementes de I-125 foi aos poucos substituindo, na maioria dos hospitais, a placa de Co-60. Estudos comprovam que a placa de Co-60 deposita dose maior no eixo central da placa e em pontos fora do eixo do que as placas de I-125. Além disso, a capa de ouro que faz parte do conjunto da placa de I-125 protege, tanto áreas da cabeça que não devam ser irradiadas, como também a equipe médica durante a cirurgia de implante da placa /3,12,37/.

Além das placas relatadas, existem várias outras sendo utilizadas no tratamento de tumores oftálmicos, entre elas uma das mais usadas hoje é a de Ru-106/Rh-106, que é um emissor beta e, tendo pouco alcance, é utilizada para tratamento de tumores superficiais. A placa da Ru-106/Rh-106 é muito parecida na forma geométrica com a placa de Co-60, diferindo na forma da fonte dentro da placa: a fonte de Co-60 é distribuída em uma pequena folha circundada por dois anéis concêntricos; já a fonte de Ru-106/Rh-106 é uma única folha com o diâmetro da placa. A Figura 2.3-7 traz um exemplo dessa placa.



Figura 2.3-7 – Placa oftálmica de Ru-106/Rh-106.

Outras placas utilizadas para tratamento clínico são as placas de grãos de Au-198, de Pd-103, Ir-192 e Sm-145.

Para este trabalho, foram escolhidas as placas de Co-60 devido à quantidade de trabalhos relacionados a esse assunto na literatura e a de sementes de I-125, por ser a mais utilizada hoje nos grandes hospitais.

2.3.4 Colocação da Placa Oftálmica

A intervenção cirúrgica para a colocação da placa oftálmica para o tratamento de um tumor oftálmico é feita sob a administração de anestesia local, mais um relaxante suave para que o paciente permaneça consciente para atender instruções do cirurgião. O tipo de placa é escolhido de acordo com a dose desejada pelo médico na região de interesse. A localização do posicionamento da placa é determinada por exame de fundo de olho e radiografias.

A colocação da placa é feita por meio do recorte da conjuntiva, que é uma fina camada vascularizada que protege a esclera e muito sensível à radiação, não devendo ser exposta à placa. Em seguida, a placa é suturada na esclera acima da base do tumor. Posteriormente, a conjuntiva é costurada por cima da placa. As Figuras 2.3-8, 2.3-9 e 2.3-10 mostram a seqüência de colocação de uma placa de sementes de I-125.



Figura 2.3-8 – Recorte da conjuntiva.

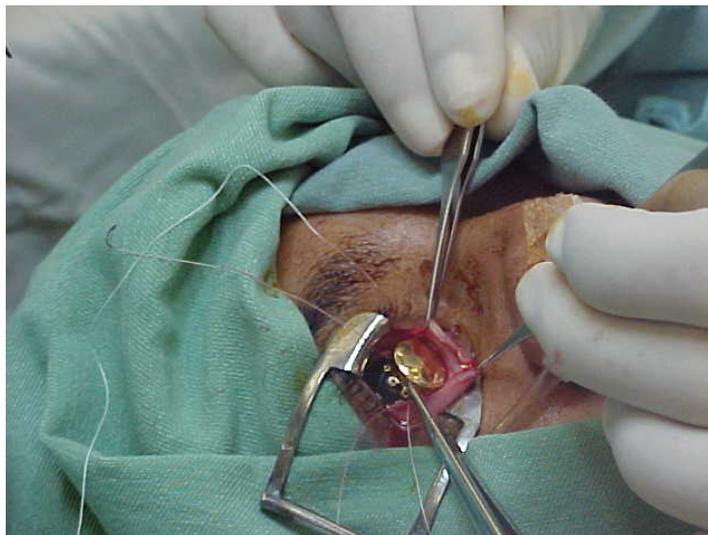


Figura 2.3-9 – Sutura da placa de I-125 abaixo da conjuntiva.



Figura 2.3-10 – Recolocação da conjuntiva acima da placa.

Durante o tempo de exposição à placa de tratamento braquiterápico, o paciente permanece internado em sala especial para pacientes que portam fontes radioativas. O tempo de permanência varia de 4 a 7 dias, dependendo da dose desejada pelo médico e da atividade da fonte. A equipe médica que supervisiona o paciente deve estar equipada com aventais de chumbo para evitar a exposição excessiva à fonte radioativa.

3 - METODOLOGIA

Como objetivo principal deste trabalho, tem-se o projeto de um simulador matemático com o código de Monte Carlo MCNP-4C para a obtenção da distribuição de dose obtida de placas oftálmicas e controle de qualidade das mesmas. Para que isso seja possível, a primeira etapa do trabalho compreende a construção de um modelo de olho humano com todas as características estruturais principais, acoplado a uma placa oftálmica. Os resultados obtidos da modelagem são comparados com valores obtidos experimentalmente de filmes dosimétricos especiais /38/ que foram utilizados em um simulador esférico de acrílico construído, com o objetivo de validação do modelo matemático.

3.1 Método de Monte Carlo

Apesar de a dose ser uma quantidade bem definida, a obtenção do valor preciso da dose em uma região específica é uma tarefa bastante complexa. A obtenção do valor da dose envolve como primeira etapa representar corretamente a fonte de radiação por meio das energias das partículas, da distribuição geométrica da fonte, da dependência angular da emissão das partículas e dos materiais que envolvem a fonte. Uma vez definida a fonte com todos os detalhes, faz-se necessário descrever o transporte da radiação até o local de interesse, onde é quantificada a dose devida à fonte de radiação. A descrição detalhada do transporte de partículas dentro de um meio material constitui uma tarefa bastante complicada. As partículas emitidas pela fonte podem sofrer vários tipos de interações com a matéria. Uma determinada interação de uma partícula específica com a matéria é função do tipo de partícula (gama, elétrons, etc.), do espectro de emissão, da energia da partícula incidente, do ângulo de incidência, da geometria da fonte e de outros mecanismos que devem ser descritos de forma completa /39/.

A descrição ou simulação do transporte de partículas, em termos computacionais, pode ser feita de duas formas distintas: utilizando-se métodos determinísticos ou estocásticos.

O **método determinístico** /39/ trata essencialmente o transporte de partículas por meio de equações que descrevem o fenômeno de transporte. A descrição detalhada do fenômeno de transporte de partículas envolve representar geometrias aproximadas, interações dependentes de energia e ângulo para cada tipo de partícula. A representação em termos de equação de transporte normalmente torna inviável a sua solução, em termos de métodos numéricos (algoritmos) e recursos computacionais disponíveis; bem como, atender as necessidades rotineiras utilizadas nos procedimentos clínicos. Assim, normalmente, os métodos determinísticos contemplam apenas os aspectos e fenômenos considerados mais importantes que contribuem para a dose. A grande maioria dos métodos determinísticos utiliza aproximações visando simplificar e reduzir o tempo computacional envolvido nas simulações. Aproximações mais comuns como fontes pontuais, fatores de correção semi-empíricos para descrever a anisotropia da fonte, geometria unidimensional simplificada, espectro reduzido de energias das partículas e dependência de apenas uma variável espacial na distribuição de dose, são utilizadas nos cálculos para a determinação da dose em procedimentos clínicos. Muitos métodos determinísticos também utilizam dados experimentais para efetuar correlações, interpolações e extrapolações tornando-se, desta forma, métodos semi-analíticos. A utilização de uma aproximação ou a combinação de várias destas aproximações utilizadas nos métodos determinísticos, acarreta em erros e imprecisões consideráveis na quantificação da dose em situações principalmente fora do intervalo de aplicação. Adicionalmente, existe a necessidade de empregar valores experimentais obtidos de condições idealizadas com algum tipo de objeto simulador. As conseqüências advindas das dificuldades mencionadas anteriormente na quantificação da dose, acarretam em procedimentos clínicos pouco adequados e imprecisos nos dias atuais.

Outra forma de descrever o transporte de partículas em um determinado meio, é utilizando-se o **método estocástico** /39/, pois a natureza ou o fenômeno do transporte de partículas é essencialmente um fenômeno estocástico. O método normalmente é denominado de Monte Carlo /40/, que consiste em

executar uma simulação computacional do transporte de partículas de forma explícita, sem a necessidade de utilizar as aproximações comumente empregadas no método determinístico. A simulação numérica do transporte de uma partícula no Método de Monte Carlo utiliza sempre um gerador de números aleatórios combinados com funções densidades de probabilidades para diferentes eventos randômicos. Assim, a trajetória completa de uma determinada partícula é determinada pela distância que a partícula é transportada, o ângulo de saída e a sua energia. Estas informações são sempre obtidas por meio de um número randômico amostrado e a sua função densidade de probabilidade. Esta forma de descrever a trajetória de uma partícula diminui a necessidade de equações dependentes de coordenadas espaciais, angulares e energia; conseqüentemente, exclui as dificuldades numéricas associadas a discretizações espaciais e angulares, tais como: tamanho do intervalo espacial, quantidade de momentos angulares e convergência numérica.

As interações das partículas durante o transporte são igualmente amostradas por um número randômico que é traduzido em termos de seções choque; ou seja, as probabilidades de ocorrência de uma determinada interação, seja absorção, espalhamento, produção de partículas secundárias, etc. Esta forma de representar as interações permite ao método utilizar as seções de choque na forma contínua em termos de energia, sem a necessidade de utilizar formas discretas e/ou aproximações em forma de tabelas. Outros processos e mecanismos de interações como espalhamento Compton, produção de pares, etc., podem ser representados diretamente das equações clássicas da física nuclear. A Figura 3.1-1 ilustra simplificadaamente um diagrama esquemático de simulação de uma partícula pelo Método de Monte Carlo.

A qualidade do resultado da simulação utilizando o Método de Monte Carlo está intrinsecamente ligada à quantidade de partículas simuladas e à qualidade de dados nucleares associados, uma vez que os resultados são valores médios estatísticos de um determinado evento, seja colisão, espalhamento, etc. Este fato limitou bastante a utilização do Método de Monte Carlo em épocas passadas pois

o desempenho computacional era bastante limitado em termos de velocidade de processamento.

Atualmente, com os recursos computacionais disponíveis, tais como, microcomputadores velozes, clusters de computadores e processamento paralelo, o Método de Monte Carlo tem sido mais e mais utilizado para efetuar simulações computacionais em várias áreas do conhecimento, principalmente na área de física médica, incluindo quase todos os tópicos como: proteção radiológica, medicina nuclear, diagnóstico radiológico e radioterapia.

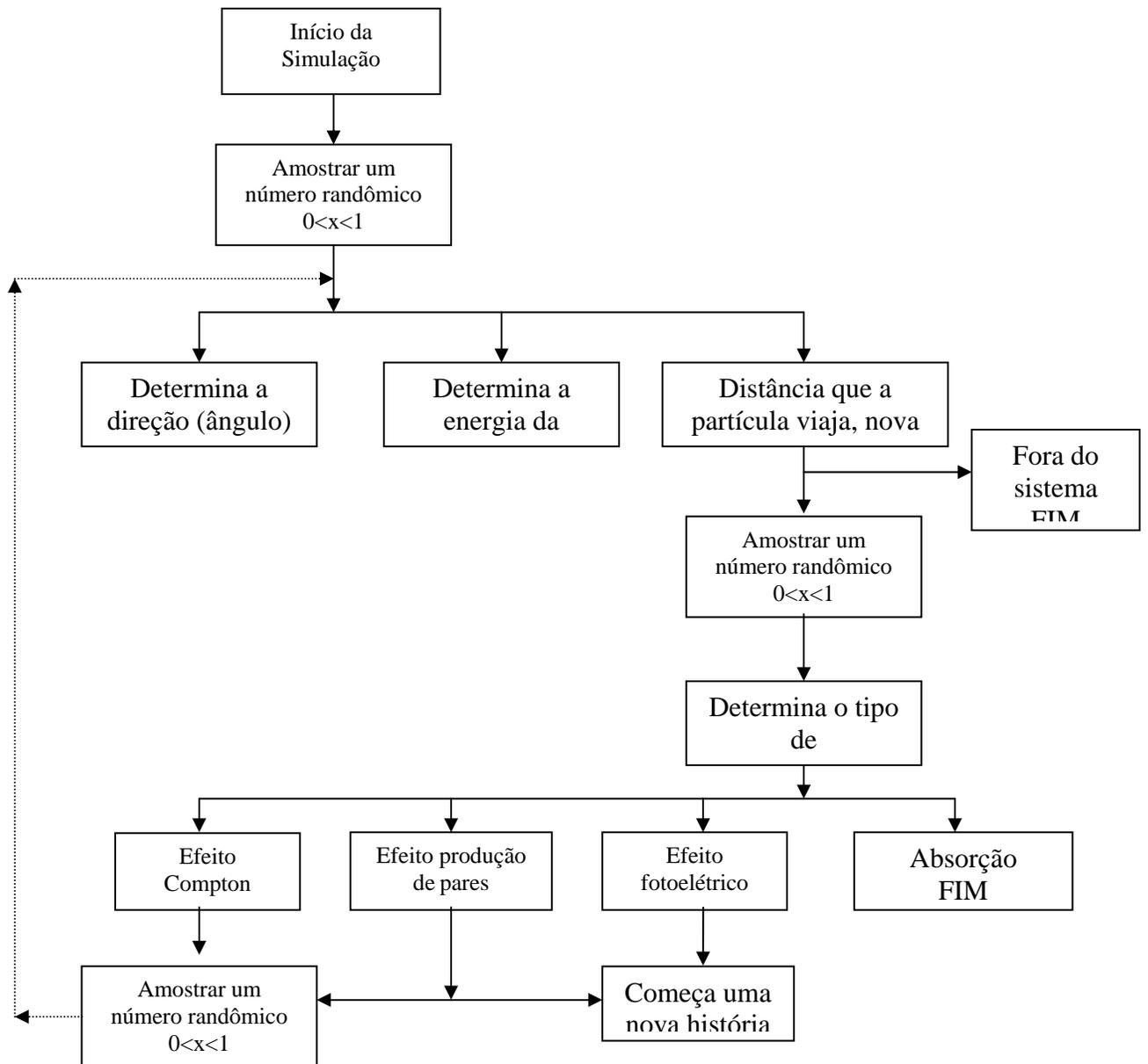


Figura 3.1-1 - Diagrama esquemático simplificado do método de Monte Carlo.

3.2 Código MCNP

O código MCNP /41/, originário do Laboratório Nacional de Los Alamos (LANL) é um produto do esforço de mais de 400 homens-ano do grupo de Teoria de Transporte (XTM). A versão MCNP-4C /42/ é uma evolução das versões anteriores como MCNP-3, MCNP-3A, MCNP-4, MCNP-4A e MCNP-4B, que incorporou uma série de melhorias e inovações permitindo tratar nêutrons, fótons e elétrons individuais ou acoplados pela técnica de Monte Carlo. Desde a disponibilização ao público, por meio do RSICC (Radiation Shielding Information Center) em 1983 o código, além das melhorias relativas ao algoritmo, opções e métodos de cálculos, incorporou a filosofia da garantia da qualidade utilizada na engenharia de “software”. Este aspecto permitiu uma padronização na linguagem do código, portabilidade para diferentes tipos de plataformas computacionais, com diferentes “hardware” e sistemas operacionais, inclusive para ambiente de processamento paralelo.

O código MCNP atualmente é uma ferramenta de propósito geral para a simulação de transporte de partículas, utilizado amplamente pela comunidade de física de radiações desde o projeto de núcleo de reatores, blindagens, dispositivos de irradiação, dosimetria interna até braquiterapia. A crescente utilização e a aceitação do código na comunidade envolvida com transporte de radiações, principalmente nas áreas aplicadas, devem-se à versatilidade, facilidade e a funcionalidade do código para diferentes tipos de problemas.

Inicialmente, a simulação de transporte de partículas pelo Método de Monte Carlo implica necessariamente em modelar a geometria do sistema. Independente do código de Monte Carlo, a representação geométrica do sistema é uma das grandes vantagens do método, pois, devido à ausência de equações de balanço ou estado, o método não depende da forma de discretização associada à escolha de coordenadas espaciais como: esférica, cilíndrica ou retangular. Quanto à modelagem geométrica, o código MCNP permite a representação na forma explícita de qualquer geometria de um determinado sistema, utilizando desde superfícies geométricas pré-definidas como cilindros, planos, esferas, parabolóides de revolução, elipsóides, até mesmo superfícies elaboradas por meio

de conjuntos de pontos espaciais. A construção ou a modelagem de uma região geométrica é feita por meio do recurso da geometria combinatorial, que consiste na utilização de operadores booleanos: união, intersecção, inclusão e exclusão de superfícies. Além das operações citadas, o código possui flexibilidade em termos de formação de arranjos, utilizando os recursos de repetição, translação e rotação de um conjunto de estruturas geométricas definidas. Combinando-se todos os recursos disponíveis é possível modelar a geometria de qualquer tipo de sistema com todos os detalhes mais importantes. O código possui recurso gráfico de visualização na forma bidimensional da modelagem elaborada e este recurso permite ao usuário verificar eventuais falhas cometidas na modelagem. Além do recurso gráfico, existem outros códigos destinados a auxiliar os usuários, tanto na elaboração quanto na visualização da modelagem, inclusive em geometria tridimensional /43/.

3.3 Construção do Simulador Matemático do Olho Humano e das Placas Oftálmicas

3.3.1 Modelagem do olho humano:

Como definido anteriormente, um dos objetivos principais deste trabalho é a construção de um olho humano levando-se em conta sua dimensão e regiões estruturais principais /44/. Essa modelagem é acoplada à modelagem de uma placa oftálmica para cálculos de perfis, radiais e axiais, da distribuição de dose. A modelagem foi realizada com o código de Monte Carlo MCNP-4C /44/.

Os modelos matemáticos do olho, suas estruturas principais e o tumor são descritos pelas seguintes equações:

Esclera, Coróide e Retina: A esclera, coróide e retina são definidas como três cascas esféricas concêntricas, com 1 mm de espessura cada, de acordo com a seguinte expressão:

$$(R_i - 0,1)^2 \leq (x)^2 + (y + 1,6)^2 + (z)^2 . \quad (1)$$

Onde: $i= 1, 2, 3$; $R_1=1,22$ cm é o raio da esclera (raio médio do olho humano); $R_2=1,12$ cm é o raio da coróide e $R_3=1,02$ cm é o raio da retina.

Tumor. O tumor é definido como um elipsóide cortado pela superfície esférica da esclera, formando um semi-elipsóide localizado na parte interna do olho:

$$0,444(x)^2 + 0,04(y + 3,6)^2 + 0,444(z)^2 \leq 1 \quad (2)$$

$$(x)^2 + (y + 1,6)^2 + (z)^2 \leq 1,22^2$$

Córnea: A córnea é uma casca elíptica limitada por duas elipses concêntricas e a superfície esférica externa da esclera:

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

$$1,29(x)^2 + 1,39(y + 1,6)^2 + 1,52(z - 0,73)^2 \leq 1 \quad (3)$$

$$(x)^2 + (y + 1,6)^2 + (z)^2 \geq 1,22^2$$

Nervo Óptico e Parede do Nervo Óptico: O nervo óptico e a parede do nervo óptico são representados respectivamente por um cilindro e uma casca cilíndrica, concêntricamente localizadas, que se estendem para a superfície externa da esclera no plano $y=3$.

$$(x)^2 + (z)^2 \leq 0,35^2$$

$$(x)^2 + (z)^2 \leq 0,4^2$$

$$(x)^2 + (y + 1,6)^2 + (z)^2 \geq 1,22^2 \quad (4)$$

$$y \leq 3$$

Os cilindros são rotacionados 30° em relação à coordenada do sistema.

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

$$2,98(x)^2 + 2,98(y + 1,6)^2 + 9,15(z - 0,73)^2 \leq 1 \quad (5)$$

$$(x)^2 + (y + 1,6)^2 + (z)^2 \leq 1,22^2$$

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

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

$$(x)^2 + (y + 1,6)^2 + (z)^2 \geq 1,22^2$$

Corpo Vítreo: O corpo vítreo é uma região esférica limitada pela superfície externa da retina. A maior parte do tumor é modelada internamente a esta região:

$$(x)^2 + (y + 1,6)^2 + (z)^2 \leq 0,935^2 \quad (7)$$

As coordenadas das equações anteriores se referem ao centro de uma esfera deslocada de 1,6 cm em y que se refere ao centro da fonte; isto devido à dificuldade de se acoplar a fonte de I-125 ao modelo do olho dentro de um modelo humano real. Essas coordenadas devem ser alteradas para cálculos de dose em corpo inteiro utilizando as informações de localização do olho humano para um modelo referência de um homem adulto construído para cálculos

dosimétricos definido por Snyder /45/; esse modelo é utilizado mundialmente como referência para vários cálculos na comunidade de física médica. Os deslocamentos são: $\pm 3,4$ em x para descrever o olho direito e o esquerdo, $-7,5$ em y para o deslocamento dos olhos à frente da face e $84,22$ em z que corresponde à altura do centro do olho em relação ao centro do modelo de corpo inteiro cuja origem é no centro do abdômen /46/. Os volumes utilizados para a modelagem das estruturas do olho /47/ são listados a seguir:

Lente - vol=0,202 ml

Corpo Vítreo - vol=2,946 ml

Retina - vol=0,967 ml

Coróide - vol=1,202 ml

Esclera - vol=1,305 ml

Córnea - vol=0,180 ml

Câmara Anterior - vol=0,352 ml

Nervo Óptico - vol=0,263 ml

Parede do Nervo Óptico - vol=0,086 ml

3.3.2 Modelagem da placa de Co-60

Para o simulador matemático foram modeladas duas placas oftálmicas, uma de Co-60 e outra de sementes de I-125. Para a modelagem da placa oftálmica de Co-60, tomou-se como referência o modelo CKA-4 da fabricante Amersham ilustrada pelas Figuras 3.3-1 e 3.3-2.



Figura 3.3-1 – Tipos de placas oftálmicas de Co-60 da fabricante Amersham.

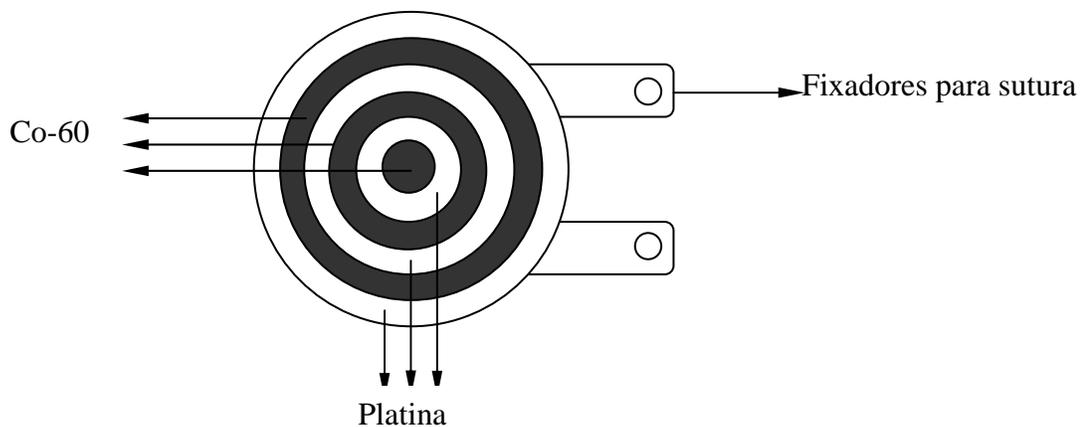


Figura 3.3-2 – Ilustração da placa oftálmica de Co-60 tipo CKA-4 da Amersham.

A camada de platina que envolve a fonte de Co-60 foi definida por uma casca esférica com raio externo de 1,45 cm e raio interno correspondente ao raio da esclera no valor de 1,22 cm, representando que a placa está em contato direto com o olho. Essa casca esférica é delimitada por um cilindro de raio 0,85 cm que representa as bordas da camada de platina.

Dentro desta casca esférica concentra-se a fonte de Co-60. Para a construção da fonte foi definida uma nova casca esférica de raio externo 1,42 cm e raio

interno de 1,37 cm correspondendo a uma espessura de 0,05 cm. Essa casca esférica foi cortada por 5 cilindros concêntricos. O primeiro de raio 0,15 cm representando o disco central de Co-60; o segundo de 0,30 cm onde foi considerado platina; um terceiro cilindro de raio 0,45 cm representando o primeiro anel de Co-60; um quarto cilindro de 0,60 cm de raio, também considerado platina e um último cilindro de 0,75 cm de raio representando o segundo anel de Co-60 exatamente conforme a Figura 3.3-2. A Figura 3.3-3 mostra o desenho da modelagem completa do olho humano acoplada à placa de Co-60 construída com o auxílio do código Sabrina /43/.

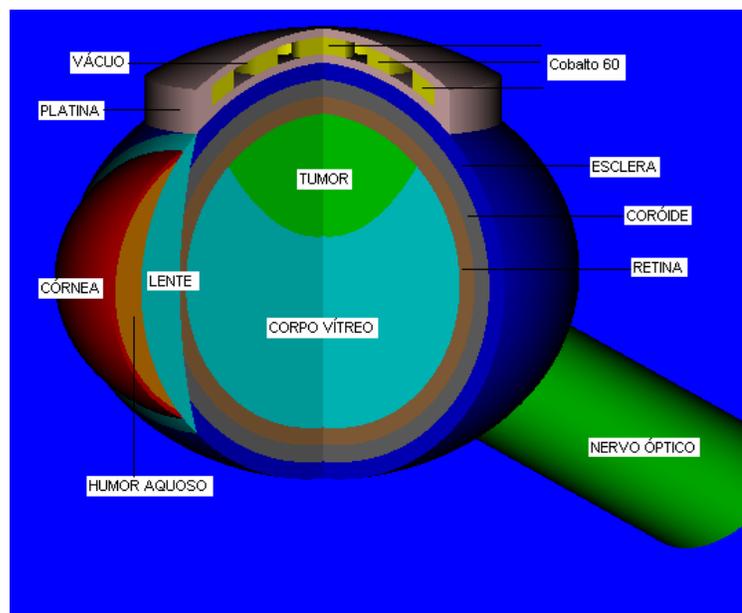


Figura 3.3-3 - Modelagem confeccionada para o olho humano contendo uma massa tumoral e uma placa oftálmica de Co-60 realizada por meio do código MCNP-4C.

Todas as estruturas do olho foram consideradas como sendo formadas por tecido mole.

As doses calculadas foram obtidas para pequenos volumes localizados no eixo central do olho a partir de 1 mm de distância da fonte, de modo a se obter a distribuição axial ou distribuição de dose profunda. Essas doses foram

comparadas com a distribuição de dose especificada pelo fabricante das placas oftálmicas. Também foram calculadas as doses nas células ou doses nos volumes, que representam o corpo vítreo, a retina, a coróide, a esclera, o tumor, a córnea, o nervo óptico e a lente. Porém, não foram encontrados na literatura trabalhos com cálculos de dose no olho com tantos detalhes como foram apresentados nesta modelagem. Em geral, os modelos somente contêm a esclera, coróide, retina e o tumor, além da placa e dessa maneira somente estima-se a dose distribuída nessas regiões.

O mesmo modelo de placa oftálmica de Co-60 foi utilizado em uma nova modelagem mais simples, onde somente foi considerada uma esfera de acrílico de diâmetro 27 mm e a placa oftálmica. Este modelo foi construído para servir de comparação com o experimento realizado com o simulador de acrílico construído para a realização de experimentos. Nessa simulação, foram calculadas as distribuições de dose axial ou distribuições de dose profunda, além de distribuições nas direções radiais para várias distâncias da fonte. Essas distribuições radiais permitem conhecer o comportamento da dose por toda a extensão do olho, uma vez que é calculada em cada uma das posições à medida que se distancia da fonte.

3.3.3 Modelagem da placa de sementes de I-125

A placa oftálmica para sementes de I-125 é formada por um conjunto constituído de uma capa de ouro, um suporte para sementes de silicone e sementes de I-125, que é montada no instante de sua utilização. A Figura 3.3-4 mostra o aplicador em partes, onde A representa as sementes de I-125, B é o suporte de silicone para as sementes de I-125 e C é a capa de ouro.

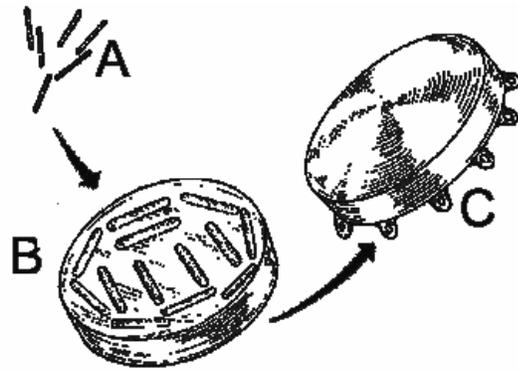


Figura 3.3-4 – Aplicador Oftálmico de sementes de I-125 desmontado.

As sementes de I-125 são indicadas para o tratamento intersticial de tumores com as seguintes características: localizado, com crescimento lento e com baixa a moderada radiosensibilidade. Também é indicado para o tratamento de tumores recorrentes e residuais, acompanhada com radioterapia externa. Elas são indicadas para a braquiterapia de câncer de próstata, oftálmico, intra-abdominal e intratorácica, cabeça, pâncreas, pulmão e pescoço.

As sementes de I-125 disponíveis no mercado para tratamento oftálmico pertencem ao modelo 6711 da Onco Seed (NYCOMED AMERSHAM). As sementes são formadas por cápsulas de titânio de 4,5 mm de comprimento, 0,8 mm de diâmetro e 0,05 mm de espessura. O I-125 está adsorvido em um bastão de prata de 0,5 mm de diâmetro e 3 mm de comprimento e tem a finalidade de absorver os raios-x provenientes do processo de captura eletrônica. As atividades equivalentes estão na faixa de 3,7 a 221,63 MBq (0,10 a 5,99 mCi). A Figura 3.3-5 mostra o desenho esquemático de uma semente de I-125 modelo 6711 da OncoSeed (Amersham).

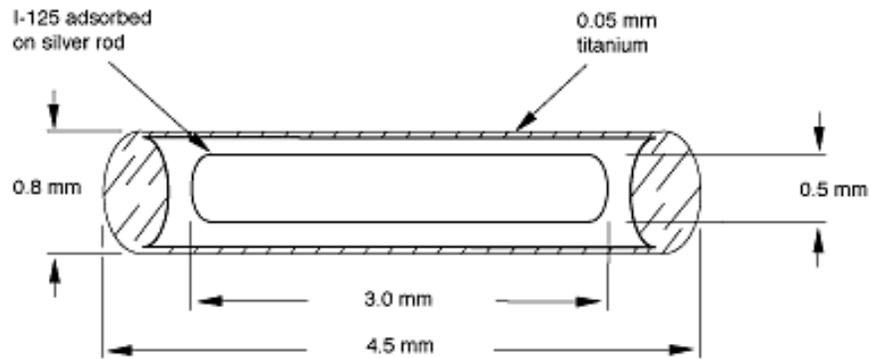


Figura 3.3-5 – Semente de I-125 (modelo 6711).

Essas informações são fornecidas pelo fabricante das sementes Amersham /48/, porém estudos comprovaram que o I-125 está adsorvido uniformemente sobre o bastão de prata, representando uma camada de $1 \mu\text{m}$ de espessura e sobre esta camada, existe uma outra camada de $3 \mu\text{m}$ de AgH com densidade de 6 g/cm^3 /49/. Essas informações foram utilizadas para a modelagem da semente.

A placa escolhida para a análise foi a placa de 20 mm de sementes de I-125, cujo “layout” está representado na Figura 3.3-6.

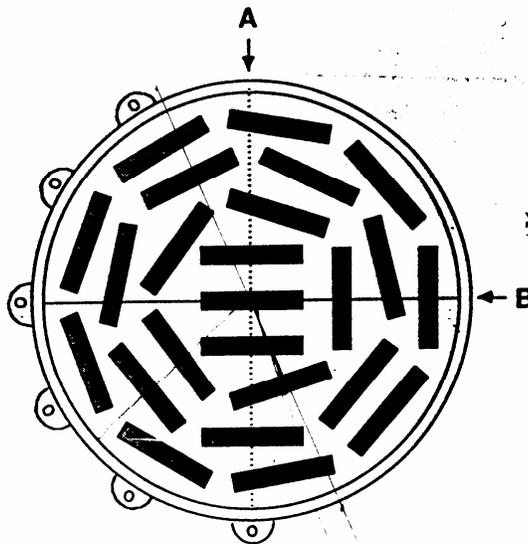


Figura 3.3-6 – Disposição das sementes de I-125 (modelo 6711) para a placa de 20 mm.

A placa oftálmica de I-125 foi modelada parte a parte. O primeiro passo foi modelar explicitamente uma única semente de I-125. A modelagem realizada pelo código MCNP foi feita por meio de figuras regulares; sendo assim, a semente é formada por cinco cilindros: o interno maciço de prata de raio 0,025 cm e comprimento 0,3 cm, o seguinte de I-125 adsorvido na prata de 0,0251 cm de raio e 0,3002 cm de comprimento, um terceiro de AgH de raio 0,0255 cm e comprimento 0,3002 cm, um cilindro de vácuo (representando o espaço livre conforme Figura 3.3-5) de raio 0.035 cm e comprimento 0.44 cm e finalmente o cilindro de titânio de 0,0425 cm de raio e 0,47 cm de comprimento. Esta semente representa a semente central da placa oftálmica de 20 mm mostrada na Figura 3.3-6 e foi tomada como coordenada principal de todo o sistema. As sementes laterais à semente central foram repetidas e sofreram somente a translação de posição no eixo x. As demais 21 sementes foram todas repetidas, transladadas e rotacionadas de maneira a formarem a disposição de um pentágono, um heptágono e um eneágono como mostradas na Figura 3.3-6. Todos os ângulos foram calculados de maneira a representarem suas posições exatas de acordo com a disposição do carregador de silicone de onde foram retiradas as medidas. Os ângulos foram calculados para as coordenadas (xx' , yx' , zx'), (xy' , yy' , zy') e (xz' , yz' , zz') e as posições de acordo com a distância do ponto de referência central; ou seja, a primeira semente. A cada semente construída, o código MCNP-4C foi executado e por meio do recurso "ptrac", que permite uma visualização 2D das posições de onde estão sendo geradas as partículas-fonte do problema, pôde-se verificar se a fonte estava sendo construída de maneira correta.

Após a modelagem das sementes, seguiu-se a inclusão de um suporte de silicone onde as sementes são encaixadas. A construção desse suporte foi feita por meio da construção de uma casca esférica, considerando um raio de 1,73 cm cortado por um cilindro de 1 cm de raio, que representa a borda da capa de silicone. Para completar a construção da placa de sementes de I-125, existe uma capa de ouro que acomoda o suporte de silicone. Esse suporte de ouro serve para absorver a radiação beta que poderia ser espalhada para

outras áreas da cabeça que não devem ser irradiadas. Essa capa de ouro é também construída por meio de uma casca esférica com raio de 1,78 cm cortado por um cilindro de 1,07 cm de raio.

Essa placa foi acoplada à modelagem do olho feita inicialmente. A Figura 3.3-7 mostra um corte axial da modelagem da placa de sementes de I-125 (vista da saída da modelagem do código MCNP-4C) e a Figura 3.3-8 mostra a modelagem completa (figura feita com o código SABRINA /43/).

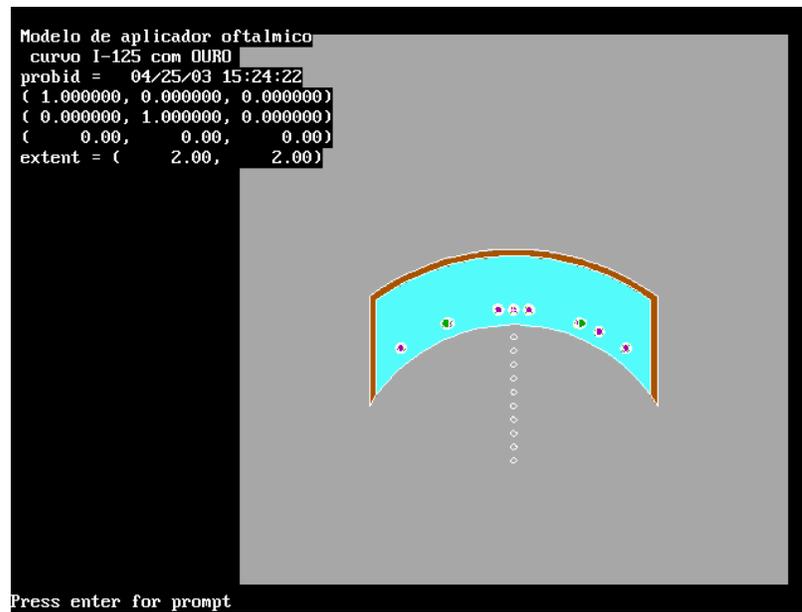


Figura 3.3-7 – Perfil lateral da placa de I-125.

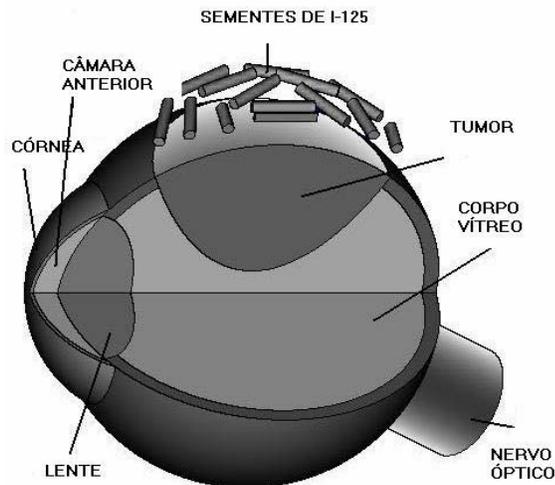


Figura 3.3-8 – Modelagem completa da Placa de I-125 com olho humano e suas estruturas.

Foram modelados pequenos volumes logo abaixo da placa de sementes de I-125 para se obter a distribuição axial ou distribuição de dose em profundidade, proveniente da exposição à placa. Foram obtidas também as doses em todas as estruturas modeladas para o olho.

Conforme realizado para a placa de Co-60, o mesmo modelo da placa de sementes de I-125 foi também acoplado a um modelo de esfera acrílica de diâmetro 27 mm que serviu para comparação com resultados experimentais com o simulador acrílico construído para a validação do método.

3.4 Parte Experimental

A parte experimental do trabalho foi realizada no Setor de Física Médica do Departamento de Radioterapia do Hospital AC Camargo (Hospital do Câncer).

O experimento foi realizado com o propósito de validar o modelo matemático construído para o olho humano e as placas oftálmicas de Co-60 e sementes de I-125.

O experimento utilizou um simulador de acrílico construído para acoplar uma placa de Co-60 do modelo CKA-4 da fabricante Amersham e uma placa de 20 mm de sementes de I-125 modelo 6711 da Onco Seed (NYCOMED AMERSHAM). Esse simulador possui uma esfera de diâmetro 27 mm formada por duas metades: uma inteira e a outra formada por fatias de 1 mm de espessura que são fixadas por um tipo de morsa juntamente com a placa de Co-60 ou a placa de sementes de I-125, conforme Figuras 3.4-1 e 3.4-2. As Figuras 3.4-3 e 3.4-4 mostram fotos do simulador. O simulador foi projetado e construído pelo Departamento de Ferramentaria das Indústrias Nardini S/A, em Americana, São Paulo.

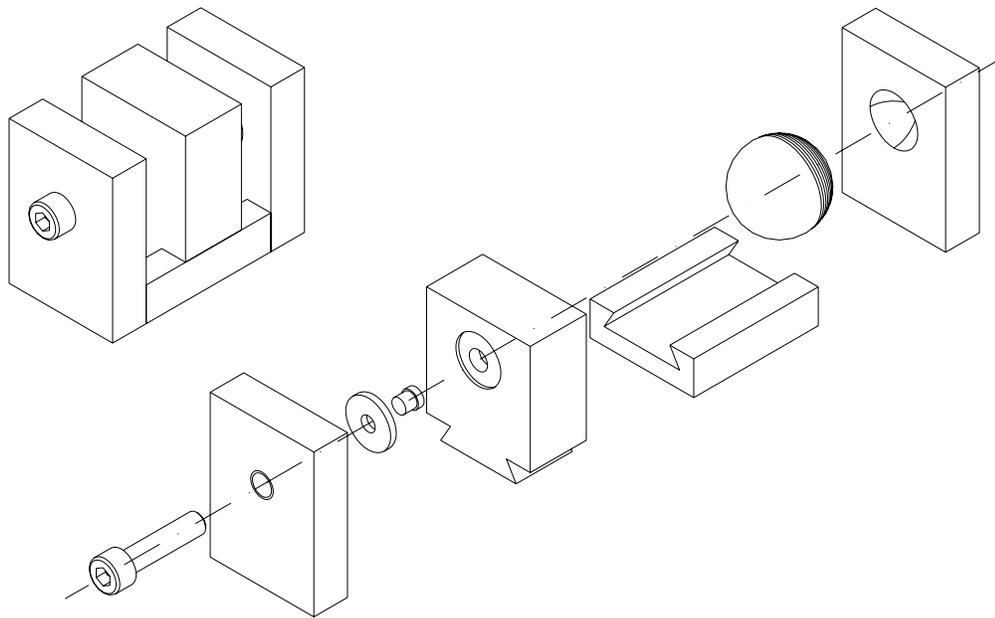


Figura 3.4-1 – Figura esquemática do simulador de acrílico desmontado.

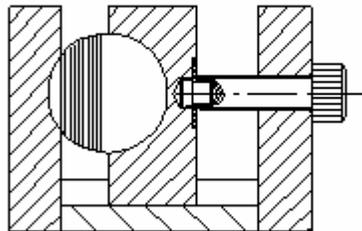


Figura 3.4-2 – Figura esquemática do simulador de acrílico montado.



Figura 3.4-3 – Foto do simulador montado com uma folha de ouro em cima da esfera que representa o olho.

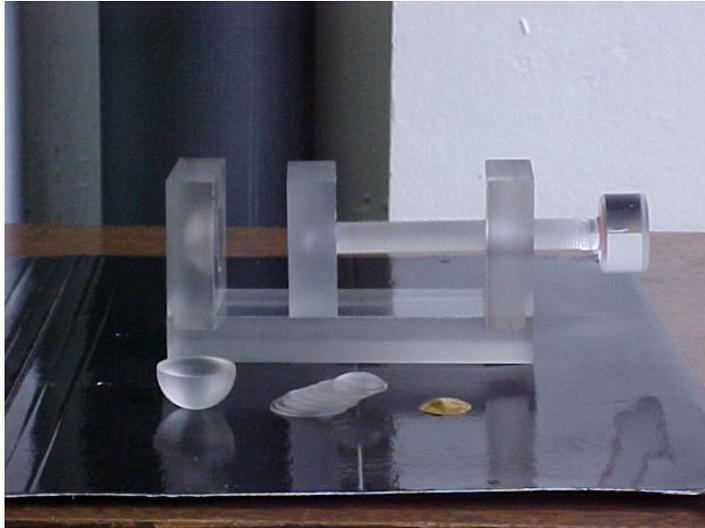


Figura 3.4-4 – Foto do simulador desmontado.

A realização do experimento se dá da seguinte maneira:

1º) O filme é posicionado na distância desejada da superfície da fonte da seguinte maneira: na base inferior da morsa é colocada uma meia esfera de acrílico, então o filme é colocado logo acima dessa meia esfera. A distância do filme à placa oftálmica é determinada pelas lâminas de acrílico de 1 mm de espessura, que são colocadas em cima do filme, como se este ficasse prensado pelo acrílico. Ou seja, para a posição 11 mm de distância da fonte, o filme está na posição da lâmina 11, com 10 lâminas de acrílico em cima formando o restante da esfera. À medida que se quer aproximar o filme da fonte, uma lâmina passa para baixo do filme e este ocupa seu lugar.

2º) A placa oftálmica é posicionada acima da última camada de acrílico e permanece presa ao sistema pela morsa. O tempo de exposição varia de acordo com a placa oftálmica utilizada e é controlado por meio de um cronômetro. Para a placa de Co-60, o tempo de exposição dos filmes foi de 1 hora e, para a placa de sementes de I-125, o tempo de exposição foi de 25 minutos.

As Figuras 3.4-5 e 3.4-6 mostram as fotos do simulador montado pronto para o experimento.



Figura 3.4-5 – Simulador com placa de I-125 fixada.



Figura 3.4-6 – Simulador com placa de I-125 fixada e filme radiográfico posicionado para experimento.

Foram realizados, para cada posição de distância da fonte, 10 exposições, tanto para a placa de Co-60 como para a placa de sementes de I-125, de modo a se obter uma estatística confiável do experimento. Após as exposições, os filmes utilizados no experimento foram revelados em uma reveladora automática Kodak

M35 X-OMAT Processor, utilizada pelo Departamento de Radioterapia do Hospital AC Camargo. Em seguida à revelação do filme, a densidade óptica é obtida por meio de um densitômetro óptico modelo PTW-Densix pertencente ao Setor de Física Médica do Hospital AC Camargo. As leituras de densidades ópticas foram feitas de 2 em 2 mm radialmente.

Os resultados obtidos das leituras por meio do densitômetro óptico foram comparados com os resultados obtidos pelos cálculos com o código MCNP-4C.

3.5 Tratamento de Dados

3.5.1 – Obtenção da “Curva de Linearidade”

Para dar início aos experimentos, a primeira etapa é a obtenção da “curva de linearidade” do filme para cada uma das placas utilizadas, Co-60 e I-125. A “curva de linearidade” fornece o comportamento da dose dentro do intervalo de densidade óptica onde se encontra a melhor resposta do filme. Dessa maneira, foram levantados dados de densidade óptica para tempos de exposição entre 5 e 60 minutos.

A dose referente a cada uma das placas foi obtida por meio de tabelas de controle de dose e decaimento de radioisótopos utilizados pelo Departamento de Física Médica do Hospital AC Camargo. Essas tabelas fornecem a taxa de dose em cGy/h; dessa forma, é possível obter a dose por tempo de exposição e relacioná-la à densidade óptica correspondente. Em seguida, foram levantadas as curvas de densidade óptica versus dose absorvida para cada uma das placas e determinados os tempos de exposição para cada uma delas. É importante salientar que a leitura confiável do densitômetro está entre 0,5 e 2,5 conforme manual do equipamento; baseando-se nesta informação, foram escolhidos os tempos de exposição para os experimentos.

Ambas as curvas, para Co-60 e I-125, não apresentaram forma linear. Foi necessário fazer um ajuste de mínimos quadrados por meio de um polinômio de 2º grau; ou seja, uma função do tipo:

$$Y = A + B \cdot X + C \cdot X^2 \quad (7)$$

onde Y é densidade óptica, X é dose absorvida e A, B e C são os parâmetros da função.

3.5.2 – Obtenção de Densidade Óptica

Dos experimentos realizados com o simulador de acrílico e o filme radiográfico, obtêm-se a densidade óptica. Para comparar os dados calculados (dose absorvida) com os dados experimentais (densidade óptica), foram considerados somente valores relativos.

Cada experimento realizado forneceu um conjunto de densidades ópticas para as profundidades de 6 a 11 mm de distância da fonte no eixo central e para 10 pontos radiais da exposição para cada uma das profundidades. Cada um dos conjuntos de densidades ópticas foi normalizado pelo seu valor máximo. A partir deste ponto, foi calculada a média dos dados normalizados e seu desvio padrão correspondente, da seguinte maneira:

$$DP = \sqrt{\text{Var}} \quad (8)$$

$$\text{Var} = \frac{1}{n-1} \sum (X_i - \bar{X})^2 \quad (9)$$

onde DP é o desvio padrão, Var é a variância, n é o número de dados normalizados e \bar{X} é a média dos dados normalizados.

O desvio padrão da média dos dados normalizados é dado por:

$$\text{DPM} = \frac{\text{DP}}{\sqrt{n}} \quad (10)$$

Este é o valor do desvio padrão utilizado nos resultados apresentados.

3.5.3 – Obtenção de Dose Absorvida

Os dados obtidos pelo cálculo com o código de Monte Carlo MCNP-4C fornecem a energia depositada para uma certa massa (MeV/g), que representa a dose absorvida para a mesma quantidade de massa. Uma vez que 1MeV é igual a $1,602 \cdot 10^{-10}$ J/kg e 1J/kg corresponde a 1 Gy, temos:

$$\frac{\text{DoseAbsorvida}}{\text{Atividade}} = \text{EnergiaDepositada} \times 1.602 \cdot 10^{-10} \times \frac{\text{n}^\circ \text{ fótons / reação}}{\text{segundo}} \quad (11)$$

onde a razão Dose absorvida/Atividade é dada em Gy/Bq.s.

4 – RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 Experimentos e Cálculos Utilizando a Placa de Co-60 CKA-4

4.1.1 Comparação da dose utilizando a placa de Co-60 CKA-4 com dados disponíveis do catálogo da fabricante de placas oftálmicas Amersham

A placa oftálmica de Co-60 de modelo CKA-4 da fabricante Amersham acoplada a uma esfera de água, foi simulada com o código MCNP-4C. No eixo central da placa oftálmica foram simulados pequenos volumes de 1 mm³, partindo da posição 1 mm de distância da superfície da fonte. Em cada volume foi calculada a dose correspondente, representando a distribuição axial ou dose profunda no eixo central à placa. As doses obtidas da simulação foram comparadas com as doses disponíveis do catálogo da placa oftálmica de Co-60 CKA-4 da fabricante Amersham. A Figura 4.1-1 mostra a comparação efetuada.

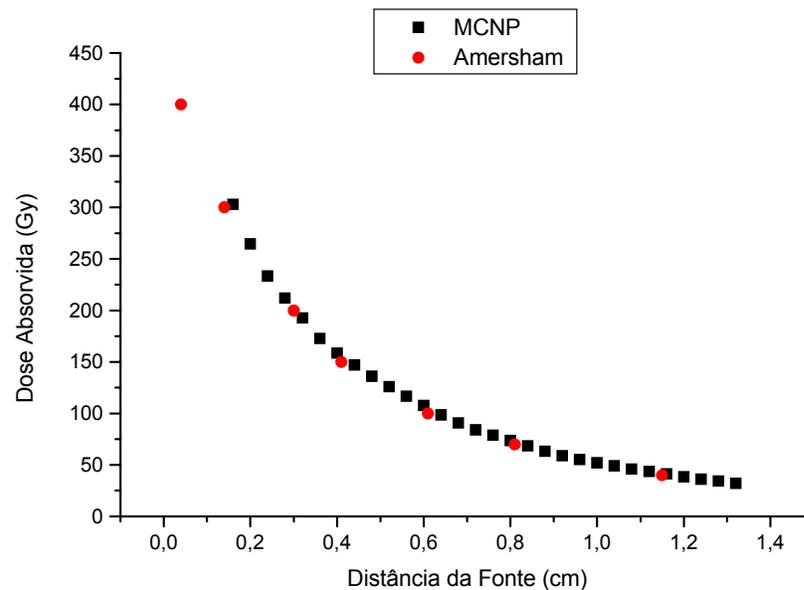


Figura 4.1-1 – Comparação entre as doses absorvidas em função da distância da placa para o código MCNP-4C e a Amersham.

Observa-se da Figura 4.1-1 o bom comportamento da curva da dose absorvida obtida com o código MCNP-4C para a modelagem apresentada em relação aos resultados disponíveis do fabricante da placa oftálmica de Co-60,

Amersham. Obteve-se desvios entre os dados calculados e os dados da fabricante da placa oftálmica de menos de 2% para 2.000.000 de histórias. Esse resultado qualifica o código MCNP-4C para a simulação da placa de Co-60.

4.1.2 Determinação da “curva de linearidade” do filme para a placa de Co-60

A primeira etapa da caracterização do filme X-OMAT V foi a obtenção da “curva de linearidade” do mesmo. Para isso, foram feitas diversas exposições do filme à placa de Co-60 CKA-4. A placa oftálmica foi colocada em contato direto com o filme e foi exposto por tempos que variaram de 5 a 60 minutos de modo a simular várias exposições de dose. Foram realizadas 5 exposições para cada tempo com o objetivo de obter a densidade óptica e o correspondente desvio padrão, de forma a se ter um bom resultado estatístico. Dos resultados obtidos para a densidade óptica, foi calculada a média e o desvio padrão da média.

Da ficha de controle de calibração das placas de Co-60 fornecida pelo Departamento de Física Médica do Hospital AC Camargo, que apresenta as informações de fatores de decaimento e taxa de dose em cGy/h, calculou-se a dose em mGy para cada tempo de exposição compatível com o experimento para a data correspondente ao experimento e a 1 mm de distância da fonte. A Tabela 4.1-1 mostra os resultados obtidos para a média das densidades ópticas e as doses para os respectivos tempos de exposição.

Tabela 4.1-1 – Dados das densidades ópticas médias e dose para a “curva de linearidade” do filme para a placa de Co-60

Tempo de Exposição (min)	Densidade Óptica Média	Dose (mGy)
5	0,22	66,47
10	0,55	132,92
15	0,82	199,38
20	1,03	265,84
25	1,25	332,30
30	1,45	398,75
35	1,63	465,21
40	1,77	531,67
45	1,94	598,13
50	2,06	664,59
60	2,30	797,51

Com esses dados, levantou-se a curva da Densidade Óptica versus Dose, conforme ilustrado na Figura 4.1-2.

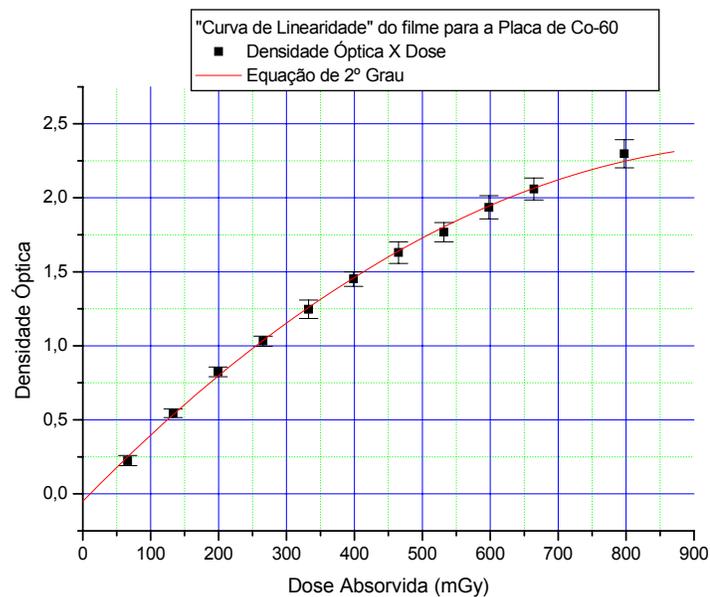


Figura 4.1-2 – Densidade óptica em função da dose para a Placa de Co-60 CKA-4.

A essa curva foi feito um ajuste de mínimos quadrados com um polinômio de 2º grau calculado por meio do programa ORIGIN. Os coeficientes da equação de 2º calculados foram:

$$Y = A + B \cdot X + C \cdot X^2 \quad (12)$$

onde:

$$A = -0,04977 \pm 0,02194$$

$$B = 0,004693 \pm 0,000149$$

$$C = -2,27346 \cdot 10^{-6} \pm 1,98412 \cdot 10^{-7}$$

$$Y = \text{densidade óptica}$$

$$X = \text{dose absorvida}$$

A Tabela 4.1-2 mostra os resultados obtidos para esse ajuste.

Tabela 4.1-2 – Dados para a densidade óptica obtidos por meio de ajuste da função de 2º grau para a placa de Co-60.

Dose (mGy)	Densidade Óptica	Densidade Óptica Ajustada	Desvio %
66,47	0,22	0,25	10,90
132,92	0,55	0,53	2,21
199,38	0,82	0,80	3,66
265,84	1,03	1,04	0,51
332,30	1,25	1,26	0,91
398,75	1,45	1,46	0,55
465,21	1,63	1,64	0,72
531,67	1,77	1,80	1,91
598,13	1,94	1,94	0,43
664,59	2,06	2,06	0,21
797,51	2,30	2,25	2,23

Os resultados confiáveis para a leitura do densitômetro são valores de densidade óptica entre 0,5 e 2,5 (segundo manual do densitômetro); portanto, para se ter resultados confiáveis de dose, deve-se considerar este intervalo. A curva apresentada na Figura 4.1-2 mostra valores de desvios encontrados entre 0,21 e 3,66% dentro do intervalo de melhor resposta do densitômetro. A curva

apresenta uma boa concordância entre os valores de 200 a 800 mGy, estando essas doses dentro do intervalo ótimo de leitura do densitômetro. O tempo escolhido para os experimentos com a placa de Co-60 foi de 60 min, que corresponde a 800 mGy de dose para 1 mm de distância da fonte e densidade óptica de cerca de 2,25.

4.1.3 Caso: Esfera de Acrílico e Placa de Co-60

Esse experimento foi realizado com a placa de Co-60 acoplada a esfera de acrílico do simulador. Foram realizados 8 experimentos com a placa de Co-60 para cada uma das posições: 6, 7, 8, 9, 10 e 11 mm de distância da superfície da fonte. Cada uma dessas exposições teve o tempo de duração de 60 minutos. Após a revelação do filme, foram realizadas suas leituras com o densitômetro óptico, obtendo-se as densidades ópticas axiais e radiais. A leitura foi feita determinando-se o ponto central da imagem no filme de acordo com o centro da placa oftálmica; após isto realizou-se a varredura da imagem de 2 em 2 mm a partir do ponto central, para o lado direito e o lado esquerdo, tendo-se uma leitura radial de 10 mm, que corresponde a aproximadamente o raio da lâmina de acrílico, que é a área de interesse do experimento. As densidades foram normalizadas e calculou-se as doses utilizando a equação inversa da equação de ajuste da “curva de linearidade”, dada por:

$$X = \frac{-B + \sqrt{B^2 - 4C(A - Y)}}{2C} \quad (13)$$

onde:

$$A = -0,04977 \pm 0,02194$$

$$B = 0,004693 \pm 0,000149$$

$$C = -2,27346 \cdot 10^{-6} \pm 1,98412 \cdot 10^{-7}$$

$$Y = \text{densidade óptica}$$

$$X = \text{dose absorvida}$$

Obtidas as doses, estas foram normalizadas e tiradas suas médias, assim como o desvio padrão da média. As doses relativas, puderam ser comparadas

com os resultados obtidos pela simulação do experimento feita com o código MCNP-4C, que foi executado com 150.000.000 de partículas para se garantir uma boa estatística do método. A Figura 4.1-3 apresenta a distribuição axial da dose relativa, para os resultados calculados e experimentais no eixo central à placa. As Figuras 4.1-4 a 4.1-9 apresentam os gráficos das distribuições radiais das doses relativas para as distâncias de 6 a 11 mm da fonte.

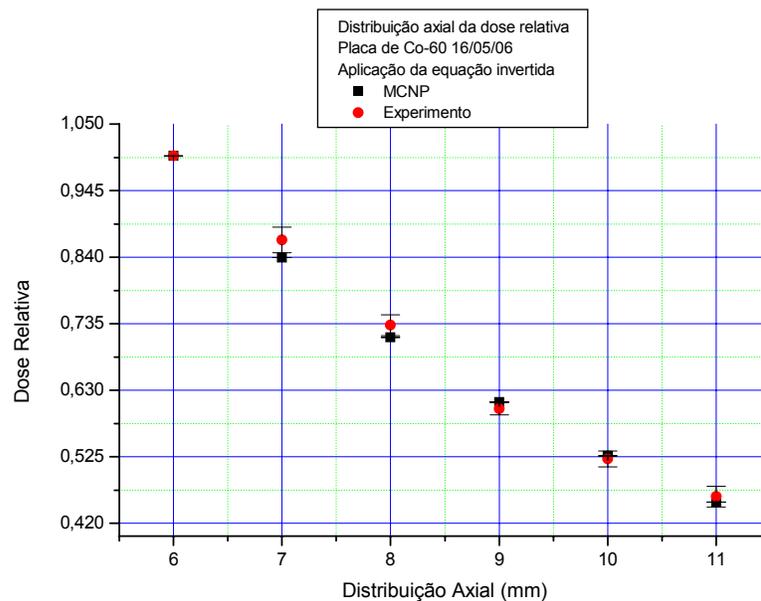


Figura 4.1-3 – Distribuição axial da dose relativa para a fonte de Co-60.

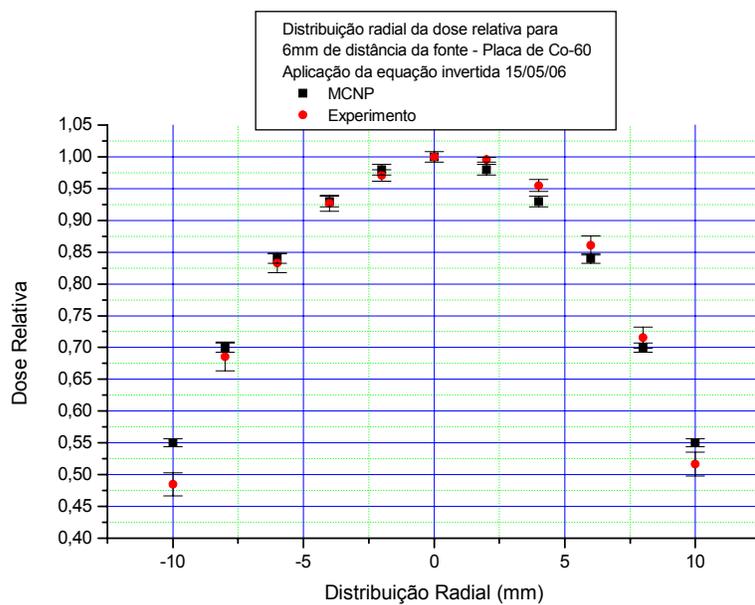


Figura 4.1-4 – Distribuição radial da dose relativa para 6 mm de distância da fonte de Co-60.

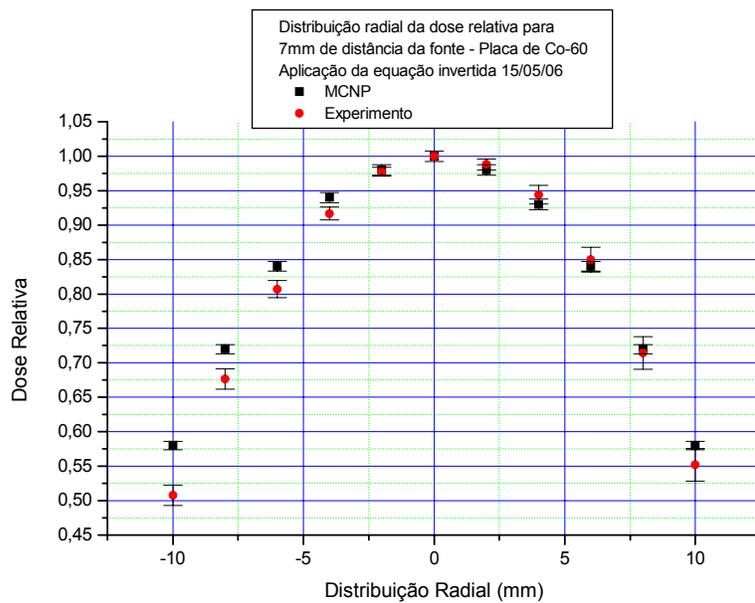


Figura 4.1-5 – Distribuição radial da dose relativa para 7 mm de distância da fonte de Co-60.

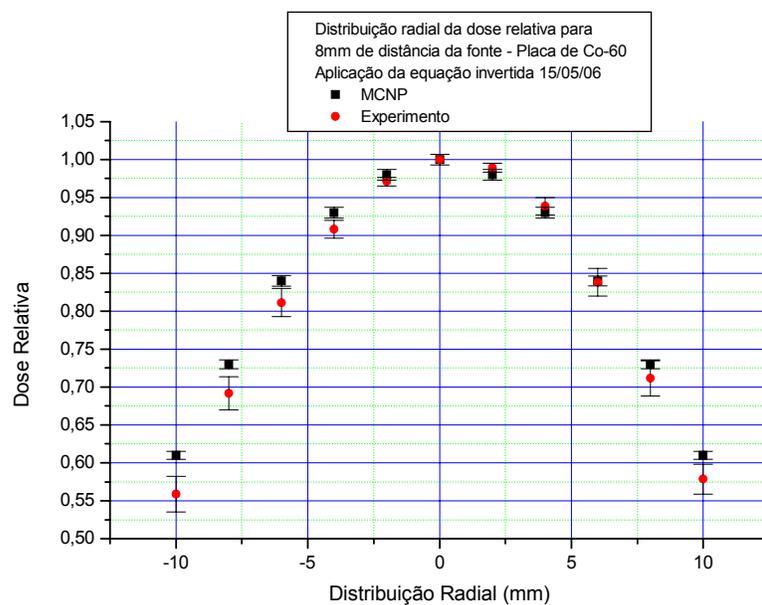


Figura 4.1-6 – Distribuição radial da dose relativa para 8 mm de distância da fonte de Co-60.

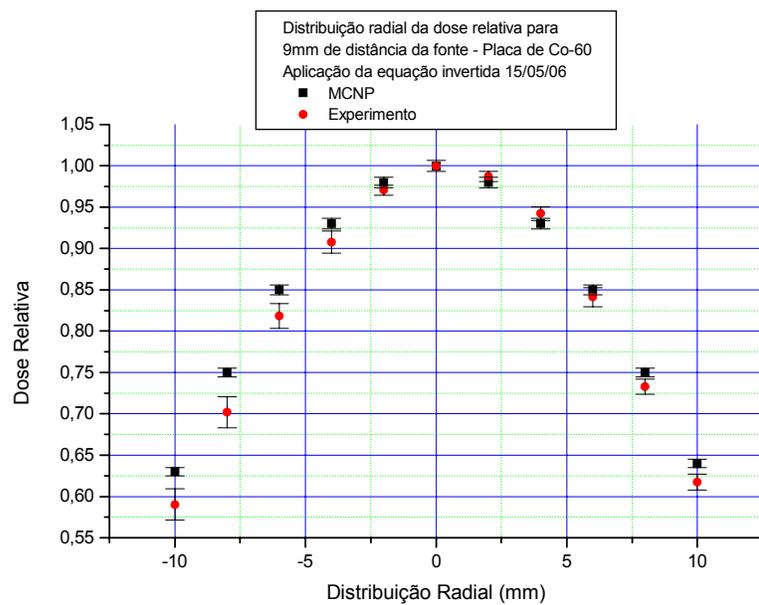


Figura 4.1-7 – Distribuição radial da dose relativa para 9 mm de distância da fonte de Co-60.

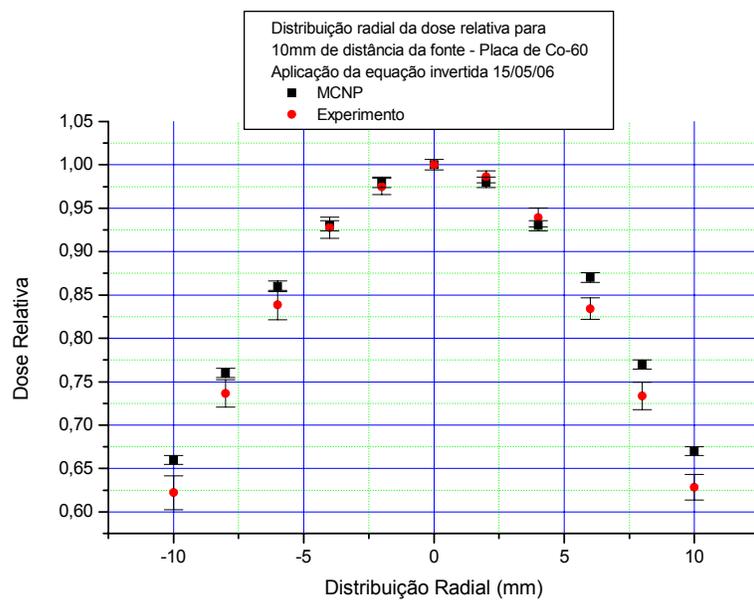


Figura 4.1-8 – Distribuição radial da dose relativa para 10 mm de distância da fonte de Co-60.

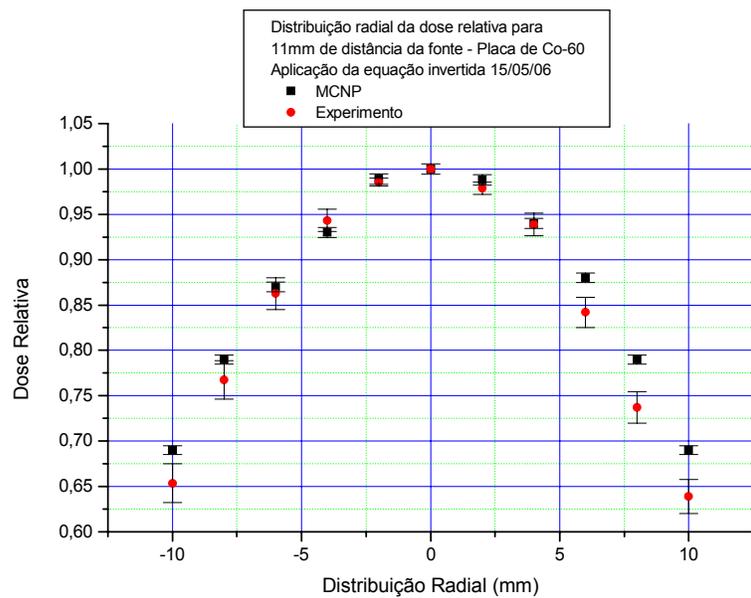


Figura 4.1-9 – Distribuição radial da dose relativa para 11 mm de distância da fonte de Co-60.

As incertezas estatísticas para os cálculos com o código MCNP-4C considerando-se 150.000.000 de partículas, estão em torno de 0,05% para o perfil axial e entre 0,5 e 1% para o perfil radial para todas as distâncias da fonte. Para o perfil axial, foram encontrados erros de medidas de 1,7 a 3,5%; para os perfis radiais, os erros das medidas experimentais estão entre 0,39 e 4,3%.

Os desvios encontrados entre os valores calculados e valores experimentais para a curva axial da dose relativa variam entre 0,23 a 3,23%.

Os desvios encontrados entre os valores calculados e experimentais para as distribuições radiais da dose relativa para a distância de 6 mm da fonte variam de 0,31 a 13,39% (para a periferia da fonte); para 7 mm da fonte os desvios variam de 0,26 a 14,20% (para a periferia da fonte); para 8 mm da fonte, 0,22 a 9,15% (para a periferia da fonte); para 9 mm, tem-se 0,96 a 6,85%; para 10 mm da fonte, 0,24 a 6,63% e para 11 mm da fonte, 0,11 a 7,98% . Os desvios encontrados são considerados aceitáveis para garantir que o código MCNP-4C, sua biblioteca de dados nucleares associada e a modelagem realizada para o olho e a placa de Co-60 sejam ferramentas adequadas para o cálculo de perfis de dose, se comparados com desvios encontrados na literatura para a placa de Co-60, que vão de 3 a 17% /3/. Os maiores desvios encontram-se nos pontos da periferia da placa, sempre maior de um lado; esses pontos são influenciados pelo deslocamento da placa oftálmica quando acoplada à esfera de acrílico devido à presença de pequenos ganchos que são utilizados na sutura da placa ao olho; esse fato faz com que a dose não seja exatamente simétrica em sua distribuição radial.

De qualquer forma as Figuras 4.1-3 a 4.1-9 mostram que os resultados obtidos pela simulação com o código MCNP-4C estão em boa concordância com os resultados experimentais, se comparados aos valores encontrados na literatura.

4.2 Experimento e Cálculos com a Placa de Sementes de I-125

4.2.1 Comparação da dose utilizando a placa de sementes de I-125 com dados obtidos pelo Simulador de Placas Oftálmicas Bebig (Plaque Simulator – Bebig GmbH)

O Plaque Simulator /49/ é um simulador 3D de tratamento, que modela um pacote de placas do tipo sementes de I-125, Ir-192, Pd-103 e Ru-106 para terapia de tumores oculares e degeneração macular.

Simulou-se com o código MCNP-4C a placa de sementes de I-125 para verificar se os dados obtidos são compatíveis com os dados fornecidos pela mesma simulação com o simulador de placas da Bebig. Foi calculada a dose para a placa de sementes de I-125 acoplada a uma esfera de água para as distâncias de 1, 2, 3, 4, 5, 6, 7, 8, 9, e 10 mm da fonte no eixo central. A Figura 4.2-1 traz a comparação do código MCNP-4C com o simulador de placas Bebig.

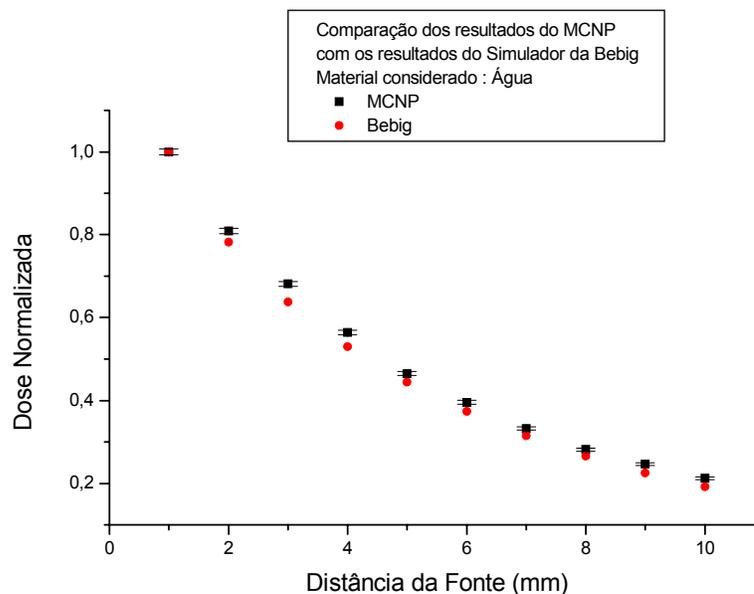


Figura 4.2-1 – Comparação das doses profundas obtidas com o código MCNP-4C e o Plaque Simulator.

As curvas apresentadas na Figura 4.2-1 apresentam perfil semelhantes, apesar dos valores encontrados pelo simulador de placas da Bebig serem um

pouco menores que do código MCNP-4C. Os resultados apresentaram desvios entre o cálculo com o MCNP-4C e o simulador da Bebig de até 10%.

4.2.2 Determinação da “curva de linearidade” do filme para a placa de sementes de I-125

Com o objetivo de se obter a “curva de linearidade” dos filmes com a placa de sementes de I-125, os filmes foram expostos à placa de sementes de I-125 pelos tempos de 10, 15, 20 25 e 30 minutos. Foram realizadas 5 exposições para cada tempo com o objetivo de se obter a densidade óptica e o correspondente desvio padrão, de forma a se ter um bom resultado estatístico. Dos resultados obtidos para a densidade óptica, foi realizada a média e o cálculo do desvio padrão da média.

Do simulador de placas oftálmicas utilizado pelo Departamento de Física Médica do Hospital AC Camargo que apresenta as informações de fatores de decaimento e taxa de dose em (cGy/h), calculou-se a dose em mGy para cada tempo de exposição compatível com o experimento para a data correspondente ao experimento e a 1 mm de distância da fonte. A Tabela 4.2-1 mostra os resultados obtidos para a média das densidades ópticas e as doses para os respectivos tempos de exposição.

Tabela 4.2-1 – Dados das densidades ópticas médias e dose para a “curva de linearidade” do filme para a placa de I-125

Tempo de Exposição (min)	Densidade Óptica Média	Dose (mGy)
5	0,77	96,1
10	1,34	192,2
15	1,79	288,3
20	2,18	384,3
25	2,47	480,4
30	2,75	576,5

Com esses dados, levantou-se a curva da Densidade Óptica versus Dose, conforme ilustrado na Figura 4.2-2.

A Figura 4.2-2 mostra a curva de Densidade Óptica versus Dose Absorvida.

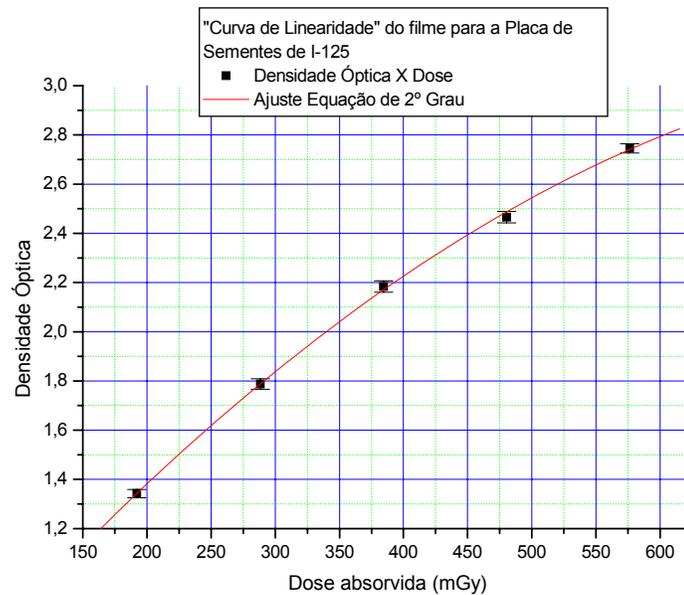


Figura 4.2-2 – Densidade óptica em função da dose absorvida para a placa de sementes de I-125.

A essa curva foi feito um ajuste de mínimos quadrados com um polinômio de 2º grau calculado por meio do programa ORIGIN. Os coeficientes calculados foram:

$$Y = A + B \cdot X + C \cdot X^2 \quad (14)$$

onde:

$$A = 0,26117 \pm 0,05899$$

$$B = 0,006293 \pm 0,00035$$

$$C = -3,45356 \cdot 10^{-6} \pm 4,55009 \cdot 10^{-7}$$

$$Y = \text{densidade óptica}$$

$$X = \text{dose absorvida}$$

A Tabela 4.2-2 mostra os resultados obtidos para esse ajuste.

Tabela 4.2-2 – Dados para a densidade óptica obtidos por meio de ajuste da função de 2º grau para a placa de sementes de I-125.

Dose	Densidade Óptica	Densidade Óptica Ajustada	Desvio %
192,2	1,34	1,34	0,08
288,3	1,79	1,79	0,02
384,3	2,18	2,17	0,67
480,4	2,47	2,49	0,86
576,5	2,75	2,74	0,17

Os resultados confiáveis para a leitura do densitômetro são valores de densidade óptica entre 0,5 e 2,5 (segundo manual do densitômetro); portanto, para que se tenham resultados confiáveis de dose absorvida deve-se considerar este intervalo. A curva apresentada na Figura 4.2-2 mostra valores de desvios encontrados entre 0,02 e 0,86% dentro do intervalo de melhor resposta do densitômetro. A curva apresenta uma boa concordância entre os valores de 200 a 480 mGy, estando essas doses dentro do intervalo ótimo de leitura do densitômetro. O tempo escolhido para os experimentos com a placa de sementes de I-125 foi de 15 min que corresponde a cerca de 300 mGy de dose para 1 mm de distância da fonte e densidade óptica de cerca de 1,80.

4.2.3 Caso: Esfera de Acrílico e Placa de Sementes de I-125

Este experimento consiste na utilização de uma placa de sementes de I-125 acoplada à esfera de acrílico do simulador. O filme foi colocado nas posições 6, 7, 8, 9, 10 e 11 mm de distância da fonte, ficando prensado por lâminas de acrílico. Em cada uma das posições, os filmes foram expostos por 10 min à placa de sementes de I-125. Foram realizadas 10 exposições para cada posição. Após a revelação do filme, foram realizadas suas leituras com o densitômetro óptico, obtendo-se as densidades ópticas axiais e radiais. A leitura foi feita determinando-se o ponto central da imagem no filme de acordo com o centro da placa oftálmica; após isto, realiza-se a varredura da imagem de 2 em 2 mm a partir do ponto central, para o lado direito e o lado esquerdo, tendo-se uma leitura radial de 10

mm, que corresponde a aproximadamente o raio da lâmina de acrílico, área de interesse do experimento. As densidades foram normalizadas e calculou-se as doses utilizando a equação inversa da equação de ajuste da “curva de linearidade”, dada por:

$$X = \frac{-B + \sqrt{B^2 - 4C(A - Y)}}{2C} \quad (15)$$

onde:

$$A = 0,26117 \pm 0,05899$$

$$B = 0,006293 \pm 0,00035$$

$$C = -3,45356 \cdot 10^{-6} \pm 4,55009 \cdot 10^{-7}$$

$$Y = \text{densidade óptica}$$

$$X = \text{dose absorvida}$$

Obtidas as doses, estas foram normalizadas e foram calculadas as suas médias e o desvio padrão da média. As doses relativas puderam ser comparadas com os resultados obtidos pela simulação do experimento feita com o código MCNP-4C, que foi executado considerando 150.000.000 de partículas para se garantir uma boa estatística ao método. A Figura 4.2-3 apresenta a distribuição axial da dose relativa para os resultados calculados e experimentais no eixo central à placa. As Figuras 4.2-4 a 4.2-9 apresentam os gráficos das distribuições radiais das doses relativas para as distâncias de 6 a 11 mm da fonte.

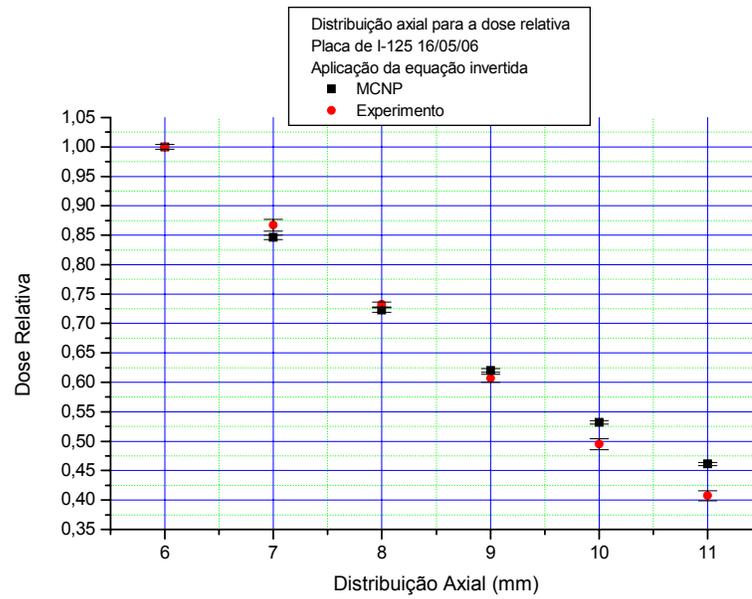


Figura 4.2-3 – Distribuição Axial da Dose Relativa para a placa de sementes de I-125.

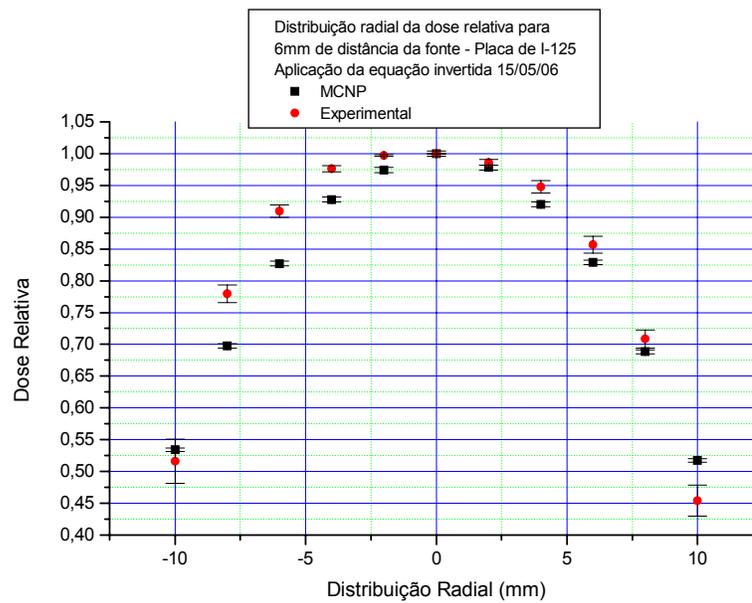


Figura 4.2-4 – Distribuição radial da dose relativa para 6 mm de distância da fonte de I-125.

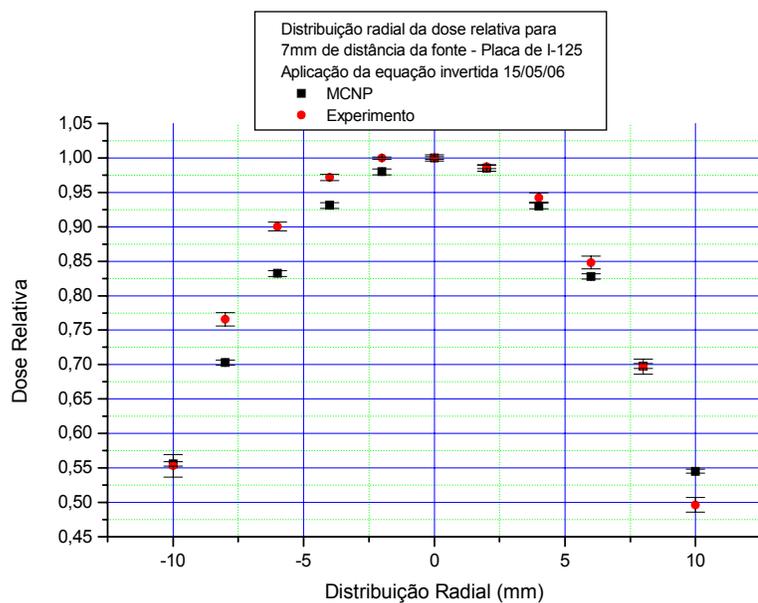


Figura 4.2-5 – Distribuição radial da dose relativa para 7 mm de distância da fonte de I-125.

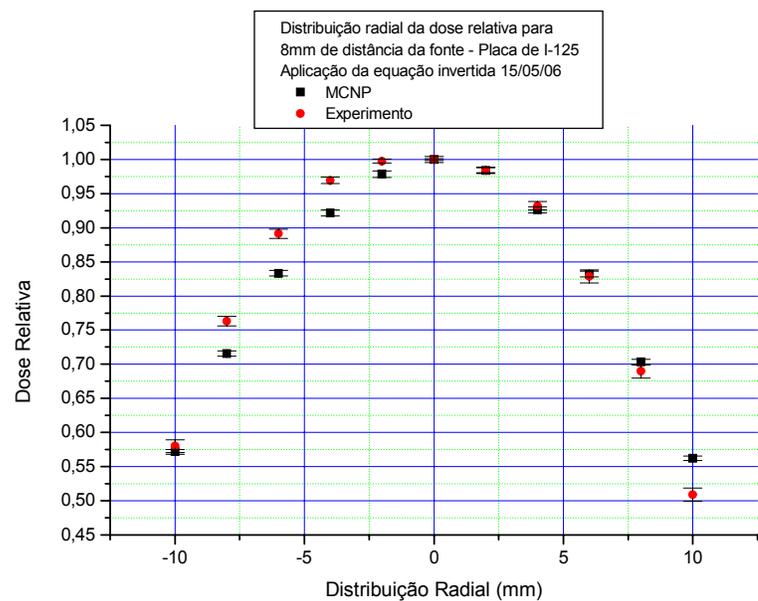


Figura 4.2-6 – Distribuição radial da dose relativa para 8 mm de distância da fonte de I-125.

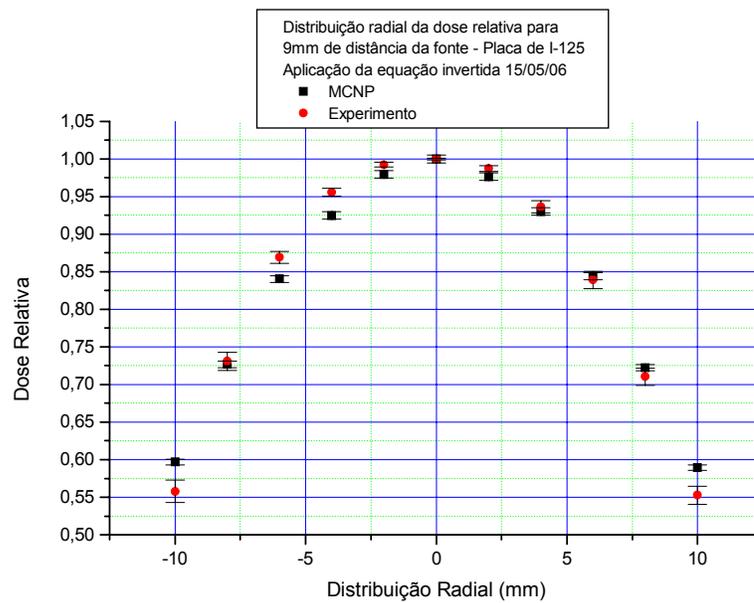


Figura 4.2-7 – Distribuição radial da dose relativa para 9 mm de distância da fonte de I-125.

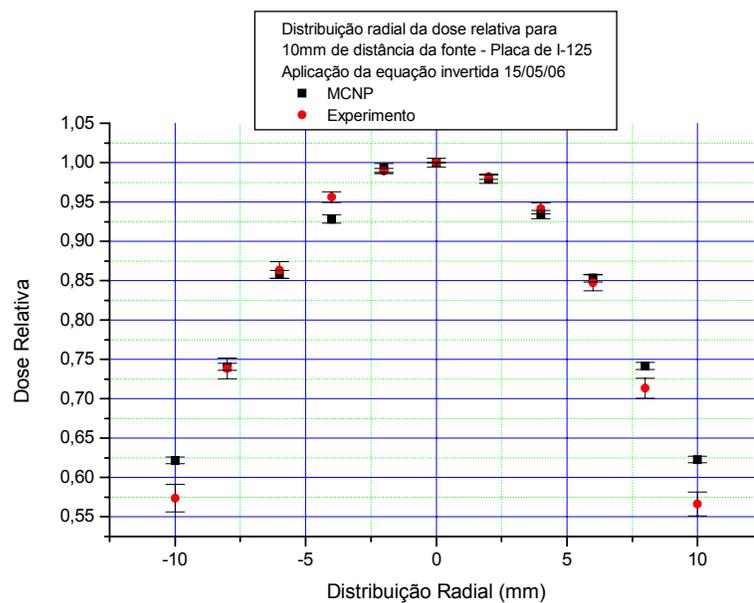


Figura 4.2-8 – Distribuição radial da dose relativa para 10 mm de distância da fonte de I-125.

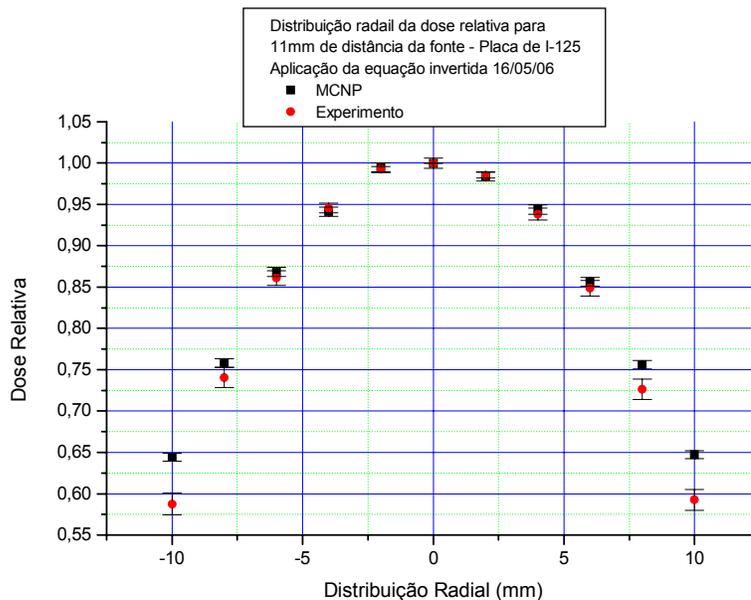


Figura 4.2-9 – Distribuição radial da dose relativa para 11 mm de distância da fonte de I-125.

As incertezas estatísticas para os cálculos com o código MCNP-4C, considerando-se 150.000.000 de partículas, estão em torno de 0,6% para o perfil axial e entre 0,5 e 1% para o perfil radial, para todas as distâncias da fonte. Para o perfil axial, foram encontrados erros de medidas de 0,54 a 2,08%; para os perfis radiais os erros das medidas experimentais estão entre 0,14 e 6,76%.

Observando-se o gráfico da Figura 4.2-3, encontram-se desvios entre 1,28 a 13% na distribuição axial. Nas Figuras 4.2-4 a 4.2-9, os resultados apresentaram desvios entre cálculo e experimento da ordem de 0,8 a 13,97% para a distância de 6 mm, de 0,15 a 9,8% para a distância de 7 mm da fonte, de 0,08 a 10,49% para a distância de 8 mm, de 0,57 a 6,99% para 9 mm da fonte, de 0,29 a 9,9% para 10 mm da fonte e 0,13 a 9,60% para a distância de 11 mm da fonte. Foram encontrados na literatura desvios de até 11% /24/ para simulações com apenas 3 sementes. Nenhum resultado foi encontrado para a configuração completa da placa de I-125 com 24 sementes. O comportamento das distribuições de dose está comprometido pelos valores das seções de choque de fótons da

biblioteca de seções de choque MCPLIB02 do código MCNP-4C para energias abaixo de 40 keV. Na literatura foram encontrados trabalhos que comprovam que a biblioteca MCPLIB02 não fornece os melhores dados para fótons de baixa energia; Bohm /50/ encontrou diferenças de 3 a 5% na constante de taxa de dose e 18 a 20% na função de dose radial, para a análise de sementes de I-125 e Pd-103, analisando uma única semente. Já Sung-Joon Ye /51/ comparou as bibliotecas MCNP5/MCPLIB02 e MCPLIB03 com outras bibliotecas utilizadas por códigos de Monte Carlo como PENELOPE e EGS4. Ele verificou que essas duas bibliotecas produziram valores de mais de 9% menores para a faixa de 20 a 100 keV do que as demais bibliotecas de seções de choque.

Os desvios encontrados também podem ser creditados à interferência causada pelos ganchos utilizados para a sutura. Eles não permitem que a posição da fonte na esfera de acrílico reproduza exatamente a situação simulada pelo MCNP-4C; isto perturba a distribuição de dose, efeito que pode ser observado em todos os gráficos de perfil radial.

4.3 Cálculos com o Simulador de Olho e as Placas de Co-60 e I-125

Como mencionado no capítulo 1, o principal objetivo deste trabalho é a modelagem de um olho humano com todas as características estruturais principais para o cálculo de doses em cada uma dessas estruturas em um tratamento braquiterápico. Por meio da simulação do olho humano completo e das placas de Co-60 e I-125 calculou-se as doses para as estruturas do olho como: esclera, retina, coróide, nervo óptico, parede do nervo óptico, corpo vítreo, córnea, câmara anterior e lente, além de um volume especificado como tumor. A Tabela 4.3-1 traz os valores de doses calculados pelos modelos construídos.

Tabela 4.3-1 – Valores de doses calculadas para diversas estruturas do olho.

Estrutura	Massa (g)	Dose/Atividade	Incerteza	Dose/Atividade	Incerteza
		(Gy/Bq.s) Co-60		(Gy/Bq.s) I-125	
Corpo Vítreo	3,06	4,30E-13	± 8,60E-17	2,31E-14	± 9,24E-18
Retina	1,01	7,45E-13	± 1,49E-16	1,65E-14	± 8,23E-18
Coróide	1,25	8,17E-13	± 1,63E-16	1,68E-14	± 6,74E-18
Esclera	1,36	9,15E-13	±1,83E-16	1,67E-14	± 6,67E-18
Tumor	1,05	6,58E-13	± 1,32E-16	1,98E-13	± 5,95E-17
Córnea	0,19	2,27E-13	± 1,36E-16	7,62E-15	± 9,14E-18
Câmara Anterior	0,37	9,02E-14	± 5,41E-17	2,06E-14	± 4,33E-17
Nervo Óptico	0,27	2,84E-13	±3,41E-16	1,88E-15	± 3,95E-18
Parede do Nervo Óptico	0,09	2,74E-13	± 3,84E-16	1,93E-15	± 4,24E-18
Lente	0,21	6,03E-13	± 3,62E-16	9,23E-15	± 9,23E-18

Dos valores da Tabela 4.3-1, observa-se que nas regiões como esclera, retina e coróide, mais próximas à placa de tratamento, seja ela Co-60 ou I-125, as doses são maiores que nas demais regiões estruturais do olho. Porém, no caso do I-125 a maior dose em todo o olho é no tumor, região do tratamento. Já no caso da placa de Co-60, a maior dose concentra-se na esclera e a dose no tumor é praticamente a mesma na lente (estrutura crítica do olho), um dos motivos pelo qual a placa de Co-60 foi substituída pela placa de sementes de I-125. Mais uma vez, o I-125 mostra-se mais adequado ao tratamento, uma vez que a dose no tumor é cerca de 21 vezes maior do que a dose na lente. É observado que, para a mesma atividade, o I-125 deposita menos energia no meio material do que o Co-60, devido à energia do I-125 ser muito menor do que a do Co-60 (Energia do I-125 ~ 36,7 keV; Energia do Co-60 ~ 1,25 MeV).

5 – CONCLUSÕES E RECOMENDAÇÕES

5.1 Conclusões

Foi realizada com sucesso a modelagem do olho humano, inédita na literatura, descrevendo as principais estruturas do olho. A modelagem mostrou-se adequada para o cálculo de dose em cada uma dessas estruturas, o que será muito útil e uma inovação em um futuro “software” para um sistema de planejamento de cálculo de doses, uma vez que os “softwares” disponíveis no mercado calculam apenas perfis de distribuição de dose.

As modelagens das placas oftálmicas de Co-60 e sementes de I-125 também foram realizadas com sucesso, mostrando que o cálculo das distribuições de dose é viável simulando-se diversas partículas em um tempo computacional viável, utilizando-se computadores com processadores como Pentium 4. Mesmo a difícil modelagem geométrica da semente de I-125 e sua disposição na placa de 20 mm foi realizada com sucesso por meio dos recursos geométricos existentes no código MCNP-4C.

O simulador de acrílico construído para a realização dos experimentos mostrou-se uma ferramenta confiável, mas de difícil manipulação. Mesmo assim, a metodologia apresentada pelo trabalho exposto mostrou-se adequada ao cálculo de distribuição de dose na região do olho humano, ao ser comparada com os dados obtidos do experimento. Para os dados confrontados com os dados disponíveis do fabricante da placa de Co-60 Amersham, houve uma boa concordância de valores. Considerando a validação experimental da metodologia com o simulador, observou-se que os valores de distribuição de dose relativas axiais e radiais calculados com o simulador construído pelo MCNP-4C estão em boa concordância, com desvios menores do que os dos valores encontrados na literatura. Os pontos de maior discordância entre valores calculados e experimentais concentraram-se nas distribuições radiais, onde verifica-se que os ganchos para sutura das bordas das placas prejudicam a simetria da distribuição de dose, bem como a determinação da própria medida. Os valores para as doses nas regiões estruturais do olho como esclera, coróide, retina, lente, nervo óptico, etc. mostraram-se coerentes, uma vez que as regiões próximas à placa recebem

dose maior do que as demais regiões; porém, não foi possível comparar esses dados com a literatura, pois não foi encontrada nenhuma simulação com tantos detalhes de estruturas do olho.

Quanto à simulação com a placa de sementes de I-125, houve discordâncias maiores do que as para a placa de Co-60. Porém, os resultados encontrados na literatura mostram desvios maiores do que os obtidos na simulação. Além disso, as simulações descritas na literatura referem-se a utilização das placas de 20 mm de sementes de I-125 carregadas com 1 ou 3 sementes apenas e não todas as 24 sementes que fazem parte da placa completa, como é feito neste trabalho. Os desvios encontrados no trabalho podem ser creditados a uma inconsistência da biblioteca de seções de choque MCPLIB02 do código de Monte Carlo MCNP-4C, para fótons de energia abaixo de 40 keV, que foi observada por outros trabalhos disponíveis na literatura. Mesmo assim, os resultados apresentados para as estruturas do olho apresentaram resultados coerentes. As regiões mais próximas à placa como a esclera, coróide e retina, apresentaram doses maiores do que as demais regiões fora do alcance direto da placa e o tumor apresentou maior dose de todas as regiões, inclusive maior dose do que a apresentada para a placa de Co-60, um dos motivos pelos quais essas foram substituídas pelas placas de sementes de I-125.

5.2 Recomendações

É de grande importância a continuação deste trabalho para se obter dados para diversos tipos, tamanhos e localizações de tumores, além de, diversos tipos e tamanhos de placas oftálmicas de modo a se ter um banco de dados completo para a construção do “software” nacional para planejamento de braquiterapia oftálmica.

Um estudo detalhado da biblioteca de seções de choque para fótons MCPLIB02 deve ser realizado para garantir melhores resultados para fontes de baixas energias. Essas fontes são cada vez mais utilizadas nos departamentos de radioterapia para o tratamento de tumores oftálmicos e um simulador confiável para essas fontes seria de substancial ajuda nos serviços de braquiterapia. Esse estudo pode ser feito através de experimentos com uma

substância simples de água e iodo e comparação dos resultados com o código MCNP-4C. Também deve ser feito um estudo inicial considerando-se uma única semente e analisar os efeitos da biblioteca de seções de choque para este caso.

Somente, então, deve-se estender o estudo para mais sementes até que se preencha a placa de 20 mm com as 24 sementes.

A construção de uma capa de ouro sem ganchos para acomodar o suporte de silicone para as sementes de iodo pode ajudar a minimizar os efeitos de não simetria na distribuição de dose radial para a placa de I-125.

O estudo do código MCNP para o cálculo de doses devido a emissores beta como, por exemplo, a placa de Ru-106, que vêm sendo utilizada cada vez mais na prática diária dos grandes hospitais para o tratamento de tumores superficiais, se faz necessário. Esses cálculos fariam parte do banco de dados para a futura construção de um “software” para o sistema de planejamento braquiterápico.

Por último, recomenda-se o estudo de um projeto para a construção de um “software” que possa calcular a distribuição de dose para o corpo inteiro utilizando-se de trabalhos realizados com o mesmo método de cálculo para diferentes partes do corpo.

APÊNDICE 1 – INPUT DA PLACA DE Co-60

```

Eyes Anatomic Model. Applicator CKA4 disc type.Modificacoes nos volumes
c With tumor. Source: Co-60 - Photons. Platinum Sheath. Raio=1.35 cm
c Caso Final - comparacao com experimento
c
  50  5  -21.45  4 -9 -10 89 #60
                                #61 #62 #63 #64
Platinum Sheath(LE)                                imp:p=1.0 vol=0.311 $
  60  6  -1.0   11 -12 14 -13 89                    imp:p=1.0 vol=0.0888 $
plaque Co-60 anel externo(LE)
  61  6  -1.0   11 -12 16 -15 89                    imp:p=1.0 vol=0.0435 $
plaque Co-60 anel do meio(LE)
  62  6  -1.0   11 -12   -17 89                    imp:p=1.0 vol=0.0082 $
plaque Co-60 disco interno(LE)
  63  0           11 -12 15 -14 89                  imp:p=1.0 vol=0.0642 $
vacuo entre aneis externos(LE)
  64  0           11 -12 17 -16 89                  imp:p=1.0 vol=0.0256 $
vacuo entre aneis internos(LE)
c mesh for tallies
  87  1  -1.00   -202 201 -203 204 -205 206 vol=0.001 lat=1 u=1
imp:p=1.    $ grade
c
  88  1  -1.00  -4      fill=1  imp:p=1.0 vol=0.311  $ OLHO
c
  89  13 -1.182 -100 #88
                                #50 #60 #61 #62 #63 #64  imp:p=1.0 vol=992.7  $
surrounding tissue
  90  0           100           imp:p=0.           $ outside
of phantom

c left eye LE
  4 s  0.0  0.0  0.0  1.35
c platinum sheath LE
  9 s  0.0  0.0  0.0  1.45
 10 c/z 0.0  0.0  0.85
c Co-60 plaque LE
 11 s  0.0  0.0  0.0  1.375
 12 s  0.0  0.0  0.0  1.425
 13 c/z 0.0  0.0  0.75
 14 c/z 0.0  0.0  0.60
 15 c/z 0.0  0.0  0.45
 16 c/z 0.0  0.0  0.30
 17 c/z 0.0  0.0  0.15
c
  89 pz  0.00
c grade
 201 px -0.05
 202 px  0.05
 203 py  0.05
 204 py -0.05
 205 pz  0.05
 206 pz -0.05
c sphere tissue
 100 s  0.0  0.0  0.0  10.0

```

```
mode p
sdef erg=d1 cel=d2 pos 0.0 0.0 1.40 vec 0 0 1 rad fcel d3 ext fcel d7
PAR=2
si1 l 1.17 1.33
sp1 d 1. 1.
si2 l 60 61 62
sp2 v 1 1 1
ds3 s d4 d5 d6
si4 h 0.60 0.75
sp4 d 0. 1.
si5 h 0.30 0.45
sp5 d 0. 1.
si6 h 0.00 0.15
sp6 d 0. 1.
ds7 s d8 d9 d10
si8 h 1.375 1.425
sp8 d 0. 1.
si9 h 1.375 1.425
sp9 d 0. 1.
si10 h 1.375 1.425
sp10 d 0. 1.
c
f6:p (87<87[-13:13 0:0 0:13])
c
c Acrilico
m1 1000. -0.08050 6000. -0.60000 8000. -0.31950
c Platinum Sheath
m5 78000. 1.0
c Placa de Co-60
m6 27000. 1.0
c Ar
m13 8000. 1.056426e-05 7000. 3.974174e-05
c
c
nps 150000000
c ptrack file=asc event=src max=2000
prdmp j 1000000 j j j
print
```

APÊNDICE 2 – INPUT DA PLACA DE SEMENTES DE I-125

Modelo de aplicador I-125+olho+tumor+grade(modelagem completa)
 c Mudanca no tamanho e posicao da silastica e ouro
 c Mudanca no tamanho do titanio da fonte
 c Mudanca nas densidades do I-125 e mudancas nas camadas de Iodo
 c e colocacao de camada de AgH (mudanca da geometria da semente)
 c Mudanca na descricao da fonte (cartao sdef)
 c Considerando a maior energia do I-125 de 36.7 keV
 c

c		b0	SEMENTE CENTRAL		
	1	1	-10.50	-1 2 -3	imp:p=1. \$ bastao
	prata				
	2	2	-0.013	(1:-2:3)(-4 5 -6)	imp:p=1. \$ I-125
	3	3	-6.0	(4:-5:6)(-7 8 -9)	imp:p=1. \$ AgH
	4	4	5.0306e-5	(7:-8:9)(-10 11 -12)	imp:p=1. \$ ar
	5	5	-4.54	(10:-11:12)(-13 14 -15)	imp:p=1. \$ Titanio
c		b1			
	6	1	-10.50	-16 17 -18	imp:p=1. \$
	7	2	-0.013	(16:-17:18)(-19 20 -21)	imp:p=1. \$
	8	3	-6.0	(19:-20:21)(-22 23 -24)	imp:p=1. \$ AgH
	9	4	5.0306e-5	(22:-23:24)(-25 26 -27)	imp:p=1. \$
	10	5	-4.54	(25:-26:27)(-28 29 -30)	imp:p=1. \$
c		b2			
	11	1	-10.50	-31 32 -33	imp:p=1. \$
	12	2	-0.013	(31:-32:33)(-34 35 -36)	imp:p=1. \$
	13	3	-6.0	(34:-35:36)(-37 38 -39)	imp:p=1. \$ AgH
	14	4	5.0306e-5	(37:-38:39)(-40 41 -42)	imp:p=1. \$
	15	5	-4.54	(40:-41:42)(-43 44 -45)	imp:p=1. \$
c		p3	PENTAGONO		
	16	1	-10.50	-46 47 -48	imp:p=1. \$
	17	2	-0.013	(46:-47:48)(-49 50 -51)	imp:p=1. \$
	18	3	-6.0	(49:-50:51)(-52 53 -54)	imp:p=1. \$ AgH
	19	4	5.0306e-5	(52:-53:54)(-55 56 -57)	imp:p=1. \$
	20	5	-4.54	(55:-56:57)(-58 59 -60)	imp:p=1. \$
c		p4			
	21	1	-10.50	-61 62 -63	imp:p=1. \$ silver
	rod				
	22	2	-0.013	(61:-62:63)(-64 65 -66)	imp:p=1. \$ I-125
	(source)				
	23	3	-6.0	(64:-65:66)(-67 68 -69)	imp:p=1. \$ AgH
	24	4	5.0306e-5	(67:-68:69)(-70 71 -72)	imp:p=1. \$ air
	25	5	-4.54	(70:-71:72)(-73 74 -75)	imp:p=1. \$ titanio
	wall				
c		p5			
	26	1	-10.50	-76 77 -78	imp:p=1. \$ silver
	rod				
	27	2	-0.013	(76:-77:78)(-79 80 -81)	imp:p=1. \$ I-125
	(source)				
	28	3	-6.0	(79:-80:81)(-82 83 -84)	imp:p=1. \$ AgH
	29	4	5.0306e-5	(82:-83:84)(-85 86 -87)	imp:p=1. \$ air
	30	5	-4.54	(85:-86:87)(-88 89 -90)	imp:p=1. \$ titanio
	wall				
c		p6			
	31	1	-10.50	-91 92 -93	imp:p=1. \$ silver
	rod				

32	2	-0.013	(91:-92:93)(-94 95 -96)	imp:p=1.	\$ I-125
(source)					
33	3	-6.0	(94:-95:96)(-97 98 -99)	imp:p=1.	\$ AgH
34	4	5.0306e-5	(97:-98:99)(-100 101 -102)	imp:p=1.	\$ air
35	5	-4.54	(100:-101:102)(-103 104 -105)	imp:p=1.	\$ titanio
wall					
c p7					
36	1	-10.50	-106 107 -108	imp:p=1.	\$ silver
rod					
37	2	-0.013	(106:-107:108)(-109 110 -111)	imp:p=1.	\$ I-125
(source)					
38	3	-6.0	(109:-110:111)(-112 113 -114)	imp:p=1.	\$ AgH
39	4	5.0306e-5	(112:-113:114)(-115 116 -117)	imp:p=1.	\$ air
40	5	-4.54	(115:-116:117)(-118 119 -120)	imp:p=1.	\$ titanio
wall					
c h8 HEPTAGONO					
41	1	-10.50	-121 122 -123	imp:p=1.	\$ silver
rod					
42	2	-0.013	(121:-122:123)(-124 125 -126)	imp:p=1.	\$ I-125
(source)					
43	3	-6.0	(124:-125:126)(-127 128 -129)	imp:p=1.	\$ AgH
44	4	5.0306e-5	(127:-128:129)(-130 131 -132)	imp:p=1.	\$ air
45	5	-4.54	(130:-131:132)(-133 134 -135)	imp:p=1.	\$ titanio
wall					
c h9					
46	1	-10.50	-136 137 -138	imp:p=1.	\$ silver
rod					
47	2	-0.013	(136:-137:138)(-139 140 -141)	imp:p=1.	\$ I-125
(source)					
48	3	-6.0	(139:-140:141)(-142 143 -144)	imp:p=1.	\$ AgH
49	4	5.0306e-5	(142:-143:144)(-145 146 -147)	imp:p=1.	\$ air
50	5	-4.54	(145:-146:147)(-148 149 -150)	imp:p=1.	\$ titanio
wall					
c h10					
51	1	-10.50	-151 152 -153	imp:p=1.	\$ silver
rod					
52	2	-0.013	(151:-152:153)(-154 155 -156)	imp:p=1.	\$ I-125
(source)					
53	3	-6.0	(154:-155:156)(-157 158 -159)	imp:p=1.	\$ AgH
54	4	5.0306e-5	(157:-158:159)(-160 161 -162)	imp:p=1.	\$ air
55	5	-4.54	(160:-161:162)(-163 164 -165)	imp:p=1.	\$ titanio
wall					
c h11					
56	1	-10.50	-166 167 -168	imp:p=1.	\$ silver
rod					
57	2	-0.013	(166:-167:168)(-169 170 -171)	imp:p=1.	\$ I-125
(source)					
58	3	-6.0	(169:-170:171)(-172 173 -174)	imp:p=1.	\$ AgH
59	4	5.0306e-5	(172:-173:174)(-175 176 -177)	imp:p=1.	\$ air
60	5	-4.54	(175:-176:177)(-178 179 -180)	imp:p=1.	\$ titanio
wall					
c h12					
61	1	-10.50	-181 182 -183	imp:p=1.	\$ silver
rod					
62	2	-0.013	(181:-182:183)(-184 185 -186)	imp:p=1.	\$ I-125
(source)					
63	3	-6.0	(184:-185:186)(-187 188 -189)	imp:p=1.	\$ AgH

64	4	5.0306e-5	(187:-188:189)(-190 191 -192)	imp:p=1.	\$ air
65	5	-4.54	(190:-191:192)(-193 194 -195)	imp:p=1.	\$ titanio
wall					
c h13					
66	1	-10.50	-196 197 -198	imp:p=1.	\$ silver
rod					
67	2	-0.013	(196:-197:198)(-199 200 -201)	imp:p=1.	\$ I-125
(source)					
68	3	-6.0	(199:-200:201)(-202 203 -204)	imp:p=1.	\$ AgH
69	4	5.0306e-5	(202:-203:204)(-205 206 -207)	imp:p=1.	\$ air
70	5	-4.54	(205:-206:207)(-208 209 -210)	imp:p=1.	\$ titanio
wall					
c h14					
71	1	-10.50	-211 212 -213	imp:p=1.	\$ silver
rod					
72	2	-0.013	(211:-212:213)(-214 215 -216)	imp:p=1.	\$ I-125
(source)					
73	3	-6.0	(214:-215:216)(-217 218 -219)	imp:p=1.	\$ AgH
74	4	5.0306e-5	(217:-218:219)(-220 221 -222)	imp:p=1.	\$ air
75	5	-4.54	(220:-221:222)(-223 224 -225)	imp:p=1.	\$ titanio
wall					
c P15 POLIGONO DE 9 LADOS					
76	1	-10.50	-226 227 -228	imp:p=1.	\$ silver
rod					
77	2	-0.013	(226:-227:228)(-229 230 -231)	imp:p=1.	\$ I-125
(source)					
78	3	-6.0	(229:-230:231)(-232 233 -234)	imp:p=1.	\$ AgH
79	4	5.0306e-5	(232:-233:234)(-235 236 -237)	imp:p=1.	\$ air
80	5	-4.54	(235:-236:237)(-238 239 -240)	imp:p=1.	\$ titanio
wall					
c P16					
81	1	-10.50	-241 242 -243	imp:p=1.	\$ silver
rod					
82	2	-0.013	(241:-242:243)(-244 245 -246)	imp:p=1.	\$ I-125
(source)					
83	3	-6.0	(244:-245:246)(-247 248 -249)	imp:p=1.	\$ AgH
84	4	5.0306e-5	(247:-248:249)(-250 251 -252)	imp:p=1.	\$ air
85	5	-4.54	(250:-251:252)(-253 254 -255)	imp:p=1.	\$ titanio
wall					
c P17					
86	1	-10.50	-256 257 -258	imp:p=1.	\$ silver
rod					
87	2	-0.013	(256:-257:258)(-259 260 -261)	imp:p=1.	\$ I-125
(source)					
88	3	-6.0	(259:-260:261)(-262 263 -264)	imp:p=1.	\$ AgH
89	4	5.0306e-5	(262:-263:264)(-265 266 -267)	imp:p=1.	\$ air
90	5	-4.54	(265:-266:267)(-268 269 -270)	imp:p=1.	\$ titanio
wall					
c P18					
91	1	-10.50	-271 272 -273	imp:p=1.	\$ silver
rod					
92	2	-0.013	(271:-272:273)(-274 275 -276)	imp:p=1.	\$ I-125
(source)					
93	3	-6.0	(274:-275:276)(-277 278 -279)	imp:p=1.	\$ AgH
94	4	5.0306e-5	(277:-278:279)(-280 281 -282)	imp:p=1.	\$ air
95	5	-4.54	(280:-281:282)(-283 284 -285)	imp:p=1.	\$ titanio
wall					

```

c P19
 96 1 -10.50      -286 287 -288      imp:p=1.  $ silver
rod
 97 2 -0.013     (286:-287:288)(-289 290 -291)  imp:p=1.  $ I-125
(source)
 98 3 -6.0       (289:-290:291)(-292 293 -294)  imp:p=1.  $ AgH
 99 4 5.0306e-5 (292:-293:294)(-295 296 -297)  imp:p=1.  $ air
100 5 -4.54      (295:-296:297)(-298 299 -300)  imp:p=1.  $ titanio
wall
c P20
101 1 -10.50     -301 302 -303      imp:p=1.  $ silver
rod
102 2 -0.013     (301:-302:303)(-304 305 -306)  imp:p=1.  $ I-125
(source)
103 3 -6.0       (304:-305:306)(-307 308 -309)  imp:p=1.  $ AgH
104 4 5.0306e-5 (307:-308:309)(-310 311 -312)  imp:p=1.  $ air
105 5 -4.54      (310:-311:312)(-313 314 -315)  imp:p=1.  $ titanio
wall
c P21
106 1 -10.50     -316 317 -318      imp:p=1.  $ silver
rod
107 2 -0.013     (316:-317:318)(-319 320 -321)  imp:p=1.  $ I-125
(source)
108 3 -6.0       (319:-320:321)(-322 323 -324)  imp:p=1.  $ AgH
109 4 5.0306e-5 (322:-323:324)(-325 326 -327)  imp:p=1.  $ air
110 5 -4.54      (325:-326:327)(-328 329 -330)  imp:p=1.  $ titanio
wall
c P22
111 1 -10.50     -331 332 -333      imp:p=1.  $ silver
rod
112 2 -0.013     (331:-332:333)(-334 335 -336)  imp:p=1.  $ I-125
(source)
113 3 -6.0       (334:-335:336)(-337 338 -339)  imp:p=1.  $ AgH
114 4 5.0306e-5 (337:-338:339)(-340 341 -342)  imp:p=1.  $ air
115 5 -4.54      (340:-341:342)(-343 344 -345)  imp:p=1.  $ titanio
wall
c P23
116 1 -10.50     -346 347 -348      imp:p=1.  $ silver
rod
117 2 -0.013     (346:-347:348)(-349 350 -351)  imp:p=1.  $ I-125
(source)
118 3 -6.0       (349:-350:351)(-352 353 -354)  imp:p=1.  $ AgH
119 4 5.0306e-5 (352:-353:354)(-355 356 -357)  imp:p=1.  $ air
120 5 -4.54      (355:-356:357)(-358 359 -360)  imp:p=1.  $ titanio
wall
c
          SILASTICA
941 6 -1.12      590 -591 -592 593
          (13:-14:15)(28:-29:30)(43:-44:45)
          (58:-59:60)(73:-74:75)(88:-89:90)
          (103:-104:105)(118:-119:120)(133:-134:135)
          (148:-149:150)(163:-164:165)(178:-179:180)
          (193:-194:195)(208:-209:210)(223:-224:225)
          (238:-239:240)(253:-254:255)(268:-269:270)
          (283:-284:285)(298:-299:300)(313:-314:315)
          (328:-329:330)(343:-344:345)(358:-359:360)
          imp:p=1.  $ silast
c
          OURO

```

```

942 7 -19.3 590 -595 -596 593
(13:-14:15)(28:-29:30)(43:-44:45)
(58:-59:60)(73:-74:75)(88:-89:90)
(103:-104:105)(118:-119:120)(133:-134:135)
(148:-149:150)(163:-164:165)(178:-179:180)
(193:-194:195)(208:-209:210)(223:-224:225)
(238:-239:240)(253:-254:255)(268:-269:270)
(283:-284:285)(298:-299:300)(313:-314:315)
(328:-329:330)(343:-344:345)(358:-359:360)
(-590:591:592:-593) imp:p=1. $ ouro
c TUMOR
950 9 -1.04 -640 -600 fill=1 imp:p=1.0
vol=0.5401 $tumor
c OLHO
955 9 -1.04 -720 -600 imp:p=1.0 vol=0.718
$lente
956 9 -1.04 -630 640 #955 fill=1 imp:p=1.0 vol=3.191
$humor vitreo
957 9 -1.04 630 -620 #950 #955 fill=1 imp:p=1.0 vol=1.262
$retina
958 9 -1.04 620 -610 #950 #955 fill=1 imp:p=1.0 vol=1.430
$coroide
959 9 -1.04 610 -600 #950 #955 fill=1 imp:p=1.0 vol=1.608
$esclera
960 9 -1.04 700 -710 600 imp:p=1.0 vol=0.0828
$ cornea
961 9 -1.04 -700 600 imp:p=1.0 vol=0.0828
$ anterior chamber
c nervo otico
962 9 -1.04 -650 660 -670 690 imp:p=1.0 vol=0.7833
$ optic nerve
963 9 -1.04 -680 650 660 -670 690 imp:p=1.0 vol=0.2438
$ optic nerve wall
c grade do tally
964 9 -1.04 -801 802 -803 804 -805 806 lat=1 u=1 imp:p=1. $ grade
c 965 9 -1.04 -901 902 -903 904 -905 906 lat=1 u=2 imp:p=1. $
grade
c CAIXA DE AGUA
180 10 -1.00 (-590:596:595:-593) (600) #960 #961
(410 -420 430 -440 450 -460)(680:-660:670:-690) imp:p=1.
c LADO DE FORA
999 0 -410:420:-430:440:-450:460 imp:p=0. $ outside

c marcador (cilindro) de prata
1 cz 0.025
2 pz -0.15
3 pz 0.15
c camada de iodo-125 adsorvida na prata
4 cz 0.0251
5 pz -0.1501
6 pz 0.1501
c camada de hidreto de prata
7 cz 0.0255
8 pz -0.1505
9 pz 0.1505
c interior da capsula de titanio (ar)
10 cz 0.035

```

```
11 pz -0.22
12 pz 0.22
c capsula de titanio (wall)
13 cz 0.0425
14 pz -0.235
15 pz 0.235
c marcador (cilindro) de prata
16 1 cz 0.025
17 1 pz -0.15
18 1 pz 0.15
c camada de iodo-125 adsorvida na prata
19 1 cz 0.0251
20 1 pz -0.1501
21 1 pz 0.1501
c camada de hidreto de prata
22 1 cz 0.0255
23 1 pz -0.1505
24 1 pz 0.1505
c interior da capsula de titanio (ar)
25 1 cz 0.035
26 1 pz -0.22
27 1 pz 0.22
c capsula de titanio (wall)
28 1 cz 0.0425
29 1 pz -0.235
30 1 pz 0.235
c marcador (cilindro) de prata
31 2 cz 0.025
32 2 pz -0.15
33 2 pz 0.15
c camada de iodo-125 adsorvida na prata
34 2 cz 0.0251
35 2 pz -0.1501
36 2 pz 0.1501
c camada de hidreto de prata
37 2 cz 0.0255
38 2 pz -0.1505
39 2 pz 0.1505
c interior da capsula de titanio (ar)
40 2 cz 0.035
41 2 pz -0.22
42 2 pz 0.22
c capsula de titanio (wall)
43 2 cz 0.0425
44 2 pz -0.235
45 2 pz 0.235
c marcador (cilindro) de prata
46 3 cz 0.025
47 3 pz -0.15
48 3 pz 0.15
c camada de iodo-125 adsorvida na prata
49 3 cz 0.0251
50 3 pz -0.1501
51 3 pz 0.1501
c camada de hidreto de prata
52 3 cz 0.0255
53 3 pz -0.1505
```

54 3 pz 0.1505
c interior da capsula de titanio (ar)
55 3 cz 0.035
56 3 pz -0.22
57 3 pz 0.22
c capsula de titanio (wall)
58 3 cz 0.0425
59 3 pz -0.235
60 3 pz 0.235
c marcador (cilindro) de prata
61 4 cz 0.025
62 4 pz -0.15
63 4 pz 0.15
c camada de iodo-125 adsorvida na prata
64 4 cz 0.0251
65 4 pz -0.1501
66 4 pz 0.1501
c camada de hidreto de prata
67 4 cz 0.0255
68 4 pz -0.1505
69 4 pz 0.1505
c interior da capsula de titanio (ar)
70 4 cz 0.035
71 4 pz -0.22
72 4 pz 0.22
c capsula de titanio (wall)
73 4 cz 0.0425
74 4 pz -0.235
75 4 pz 0.235
c marcador (cilindro) de prata
76 5 cz 0.025
77 5 pz -0.15
78 5 pz 0.15
c camada de iodo-125 adsorvida na prata
79 5 cz 0.0251
80 5 pz -0.1501
81 5 pz 0.1501
c camada de hidreto de prata
82 5 cz 0.0255
83 5 pz -0.1505
84 5 pz 0.1505
c interior da capsula de titanio (ar)
85 5 cz 0.035
86 5 pz -0.22
87 5 pz 0.22
c capsula de titanio (wall)
88 5 cz 0.0425
89 5 pz -0.235
90 5 pz 0.235
c marcador (cilindro) de prata
91 6 cz 0.025
92 6 pz -0.15
93 6 pz 0.15
c camada de iodo-125 adsorvida na prata
94 6 cz 0.0251
95 6 pz -0.1501
96 6 pz 0.1501

c camada de hidreto de prata
97 6 cz 0.0255
98 6 pz -0.1505
99 6 pz 0.1505

c interior da capsula de titanio (ar)
100 6 cz 0.035
101 6 pz -0.22
102 6 pz 0.22

c capsula de titanio (wall)
103 6 cz 0.0425
104 6 pz -0.235
105 6 pz 0.235

c marcador (cilindro) de prata
106 7 cz 0.025
107 7 pz -0.15
108 7 pz 0.15

c camada de iodo-125 adsorvida na prata
109 7 cz 0.0251
110 7 pz -0.1501
111 7 pz 0.1501

c camada de hidreto de prata
112 7 cz 0.0255
113 7 pz -0.1505
114 7 pz 0.1505

c interior da capsula de titanio (ar)
115 7 cz 0.035
116 7 pz -0.22
117 7 pz 0.22

c capsula de titanio (wall)
118 7 cz 0.0425
119 7 pz -0.235
120 7 pz 0.235

c marcador (cilindro) de prata
121 8 cz 0.025
122 8 pz -0.15
123 8 pz 0.15

c camada de iodo-125 adsorvida na prata
124 8 cz 0.0251
125 8 pz -0.1501
126 8 pz 0.1501

c camada de hidreto de prata
127 8 cz 0.0255
128 8 pz -0.1505
129 8 pz 0.1505

c interior da capsula de titanio (ar)
130 8 cz 0.035
131 8 pz -0.22
132 8 pz 0.22

c capsula de titanio (wall)
133 8 cz 0.0425
134 8 pz -0.235
135 8 pz 0.235

c marcador (cilindro) de prata
136 9 cz 0.025
137 9 pz -0.15
138 9 pz 0.15

c camada de iodo-125 adsorvida na prata

139 9 cz 0.0251
140 9 pz -0.1501
141 9 pz 0.1501
c camada de hidreto de prata
142 9 cz 0.0255
143 9 pz -0.1505
144 9 pz 0.1505
c interior da capsula de titanio (ar)
145 9 cz 0.035
146 9 pz -0.22
147 9 pz 0.22
c capsula de titanio (wall)
148 9 cz 0.0425
149 9 pz -0.235
150 9 pz 0.235
c marcador (cilindro) de prata
151 10 cz 0.025
152 10 pz -0.15
153 10 pz 0.15
c camada de iodo-125 adsorvida na prata
154 10 cz 0.0251
155 10 pz -0.1501
156 10 pz 0.1501
c camada de hidreto de prata
157 10 cz 0.0255
158 10 pz -0.1505
159 10 pz 0.1505
c interior da capsula de titanio (ar)
160 10 cz 0.035
161 10 pz -0.22
162 10 pz 0.22
c capsula de titanio (wall)
163 10 cz 0.0425
164 10 pz -0.235
165 10 pz 0.235
c marcador (cilindro) de prata
166 11 cz 0.025
167 11 pz -0.15
168 11 pz 0.15
c camada de iodo-125 adsorvida na prata
169 11 cz 0.0251
170 11 pz -0.1501
171 11 pz 0.1501
c camada de hidreto de prata
172 11 cz 0.0255
173 11 pz -0.1505
174 11 pz 0.1505
c interior da capsula de titanio (ar)
175 11 cz 0.035
176 11 pz -0.22
177 11 pz 0.22
c capsula de titanio (wall)
178 11 cz 0.0425
179 11 pz -0.235
180 11 pz 0.235
c marcador (cilindro) de prata
181 12 cz 0.025

182 12 pz -0.15
183 12 pz 0.15
c camada de iodo-125 adsorvida na prata
184 12 cz 0.0251
185 12 pz -0.1501
186 12 pz 0.1501
c camada de hidreto de prata
187 12 cz 0.0255
188 12 pz -0.1505
189 12 pz 0.1505
c interior da capsula de titanio (ar)
190 12 cz 0.035
191 12 pz -0.22
192 12 pz 0.22
c capsula de titanio (wall)
193 12 cz 0.0425
194 12 pz -0.235
195 12 pz 0.235
c marcador (cilindro) de prata
196 13 cz 0.025
197 13 pz -0.15
198 13 pz 0.15
c camada de iodo-125 adsorvida na prata
199 13 cz 0.0251
200 13 pz -0.1501
201 13 pz 0.1501
c camada de hidreto de prata
202 13 cz 0.0255
203 13 pz -0.1505
204 13 pz 0.1505
c interior da capsula de titanio (ar)
205 13 cz 0.035
206 13 pz -0.22
207 13 pz 0.22
c capsula de titanio (wall)
208 13 cz 0.0425
209 13 pz -0.235
210 13 pz 0.235
c marcador (cilindro) de prata
211 14 cz 0.025
212 14 pz -0.15
213 14 pz 0.15
c camada de iodo-125 adsorvida na prata
214 14 cz 0.0251
215 14 pz -0.1501
216 14 pz 0.1501
c camada de hidreto de prata
217 14 cz 0.0255
218 14 pz -0.1505
219 14 pz 0.1505
c interior da capsula de titanio (ar)
220 14 cz 0.035
221 14 pz -0.22
222 14 pz 0.22
c capsula de titanio (wall)
223 14 cz 0.0425
224 14 pz -0.235

225 14 pz 0.235
c marcador (cilindro) de prata
226 15 cz 0.025
227 15 pz -0.15
228 15 pz 0.15
c camada de iodo-125 adsorvida na prata
229 15 cz 0.0251
230 15 pz -0.1501
231 15 pz 0.1501
c camada de hidreto de prata
232 15 cz 0.0255
233 15 pz -0.1505
234 15 pz 0.1505
c interior da capsula de titanio (ar)
235 15 cz 0.035
236 15 pz -0.22
237 15 pz 0.22
c capsula de titanio (wall)
238 15 cz 0.0425
239 15 pz -0.235
240 15 pz 0.235
c marcador (cilindro) de prata
241 16 cz 0.025
242 16 pz -0.15
243 16 pz 0.15
c camada de iodo-125 adsorvida na prata
244 16 cz 0.0251
245 16 pz -0.1501
246 16 pz 0.1501
c camada de hidreto de prata
247 16 cz 0.0255
248 16 pz -0.1505
249 16 pz 0.1505
c interior da capsula de titanio (ar)
250 16 cz 0.035
251 16 pz -0.22
252 16 pz 0.22
c capsula de titanio (wall)
253 16 cz 0.0425
254 16 pz -0.235
255 16 pz 0.235
c marcador (cilindro) de prata
256 17 cz 0.025
257 17 pz -0.15
258 17 pz 0.15
c camada de iodo-125 adsorvida na prata
259 17 cz 0.0251
260 17 pz -0.1501
261 17 pz 0.1501
c camada de hidreto de prata
262 17 cz 0.0255
263 17 pz -0.1505
264 17 pz 0.1505
c interior da capsula de titanio (ar)
265 17 cz 0.035
266 17 pz -0.22
267 17 pz 0.22

c capsula de titanio (wall)
268 17 cz 0.0425
269 17 pz -0.235
270 17 pz 0.235
c marcador (cilindro) de prata
271 18 cz 0.025
272 18 pz -0.15
273 18 pz 0.15
c camada de iodo-125 adsorvida na prata
274 18 cz 0.0251
275 18 pz -0.1501
276 18 pz 0.1501
c camada de hidreto de prata
277 18 cz 0.0255
278 18 pz -0.1505
279 18 pz 0.1505
c interior da capsula de titanio (ar)
280 18 cz 0.035
281 18 pz -0.22
282 18 pz 0.22
c capsula de titanio (wall)
283 18 cz 0.0425
284 18 pz -0.235
285 18 pz 0.235
c marcador (cilindro) de prata
286 19 cz 0.025
287 19 pz -0.15
288 19 pz 0.15
c camada de iodo-125 adsorvida na prata
289 19 cz 0.0251
290 19 pz -0.1501
291 19 pz 0.1501
c camada de hidreto de prata
292 19 cz 0.0255
293 19 pz -0.1505
294 19 pz 0.1505
c interior da capsula de titanio (ar)
295 19 cz 0.035
296 19 pz -0.22
297 19 pz 0.22
c capsula de titanio (wall)
298 19 cz 0.0425
299 19 pz -0.235
300 19 pz 0.235
c marcador (cilindro) de prata
301 20 cz 0.025
302 20 pz -0.15
303 20 pz 0.15
c camada de iodo-125 adsorvida na prata
304 20 cz 0.0251
305 20 pz -0.1501
306 20 pz 0.1501
c camada de hidreto de prata
307 20 cz 0.0255
308 20 pz -0.1505
309 20 pz 0.1505
c interior da capsula de titanio (ar)

310 20 cz 0.035
311 20 pz -0.22
312 20 pz 0.22
c capsula de titanio (wall)
313 20 cz 0.0425
314 20 pz -0.235
315 20 pz 0.235
c marcador (cilindro) de prata
316 21 cz 0.025
317 21 pz -0.15
318 21 pz 0.15
c camada de iodo-125 adsorvida na prata
319 21 cz 0.0251
320 21 pz -0.1501
321 21 pz 0.1501
c camada de hidreto de prata
322 21 cz 0.0255
323 21 pz -0.1505
324 21 pz 0.1505
c interior da capsula de titanio (ar)
325 21 cz 0.035
326 21 pz -0.22
327 21 pz 0.22
c capsula de titanio (wall)
328 21 cz 0.0425
329 21 pz -0.235
330 21 pz 0.235
c marcador (cilindro) de prata
331 22 cz 0.025
332 22 pz -0.15
333 22 pz 0.15
c camada de iodo-125 adsorvida na prata
334 22 cz 0.0251
335 22 pz -0.1501
336 22 pz 0.1501
c camada de hidreto de prata
337 22 cz 0.0255
338 22 pz -0.1505
339 22 pz 0.1505
c interior da capsula de titanio (ar)
340 22 cz 0.035
341 22 pz -0.22
342 22 pz 0.22
c capsula de titanio (wall)
343 22 cz 0.0425
344 22 pz -0.235
345 22 pz 0.235
c marcador (cilindro) de prata
346 23 cz 0.025
347 23 pz -0.15
348 23 pz 0.15
c camada de iodo-125 adsorvida na prata
349 23 cz 0.0251
350 23 pz -0.1501
351 23 pz 0.1501
c camada de hidreto de prata
352 23 cz 0.0255

```

353 23 pz -0.1505
354 23 pz 0.1505
c interior da capsula de titanio (ar)
355 23 cz 0.035
356 23 pz -0.22
357 23 pz 0.22
c capsula de titanio (wall)
358 23 cz 0.0425
359 23 pz -0.235
360 23 pz 0.235
c suporte de silastica
590 sy -1.60 1.35
591 cy 1.00
592 sy -1.60 1.73
593 py -0.69
c suporte de ouro
595 sy -1.60 1.78
596 cy 1.07
c caixa de agua
410 px -6
420 px 6
430 py -6
440 py 6
450 pz -6
460 pz 6
c olho
600 sy -1.60 1.35
610 sy -1.60 1.25
620 sy -1.60 1.15
630 sy -1.60 1.05
c tumor
640 sq 0.444 0.04 0.444 0. 0. 0. -1.0 0.0 3.6 0.0
c nervo otico
650 24 cy 0.35
660 24 py 0.0
670 24 py 2.0
c parede do nervo otico
680 24 cy 0.40
690 24 so 1.35
c Estruturas - Camara anterior - lente - cornea
700 sq 1.39 1.45 1.59 0. 0. 0. -1.0 0.0 -1.6 0.73
710 sq 1.29 1.35 1.49 0. 0. 0. -1.0 0.0 -1.6 0.73
720 sq 2.04 2.04 8.16 0. 0. 0. -1.0 0.0 -1.6 1.18
c grade
801 px 0.05
802 px -0.05
803 py 0.05
804 py -0.05
805 pz 0.05
806 pz -0.05

*tr1 0.112 0.000 0.000 0.00 90 90.00 90 0 90 90.00 90
0.00
*tr2 -0.112 0.000 0.000 0.00 90 90.00 90 0 90 90.00 90
0.00
c ----- pentagono -----

```

```

*tr3  0.392 -0.100  0.126    36.00 90  54.00    90 0 90    126.00 90
36.00
*tr4  0.000 -0.100  0.398    90.00 90   0.00    90 0 90     0.00 90
90.00
*tr5 -0.392 -0.100  0.126   144.00 90  54.00    90 0 90   234.00 90
144.00
*tr6  0.252 -0.100 -0.336    54.00 90 144.00   90 0 90    36.00 90
54.00
*tr7 -0.252 -0.100 -0.336   126.00 90 216.00   90 0 90    36.00 90
126.00
c ----- Heptagono -----
*tr8 -0.560 -0.160  0.280   205.72 90 295.72   90 0 90   115.72 90
205.72
*tr9 -0.140 -0.160  0.630   257.16 90 347.16   90 0 90   167.16 90
257.16
*tr10 0.385 -0.160  0.504   128.56 90 218.16   90 0 90    38.56 90
128.56
*tr11 0.623 -0.160  0.000     0.00 90  90.00   90 0 90    90.00 90
0.00
*tr12 0.406 -0.160 -0.490    51.44 90 141.44   90 0 90    38.56 90
51.44
*tr13 -0.126 -0.160 -0.623   102.88 90 192.88   90 0 90    12.88 90
102.88
*tr14 -0.560 -0.160 -0.294   154.28 90 244.28   90 0 90    64.28 90
154.28
c ----- Poligono de 9 lados -----
--
*tr15 0.252 -0.280  0.770   110.00 90 200.00   90 0 90    20.00 90
110.00
*tr16 0.689 -0.280  0.413   150.00 90 150.00   90 0 90    60.00 90
150.00
*tr17 0.784 -0.280 -0.140   190.00 90 190.00   90 0 90   100.00 90
190.00
*tr18 0.518 -0.280 -0.644   230.00 90 320.00   90 0 90   140.00 90
230.00
*tr19 0.000 -0.280 -0.840    90.00 90   0.00   90 0 90     0.00 90
90.00
*tr20 -0.504 -0.280 -0.644   310.00 90  40.00   90 0 90   220.00 90
310.00
*tr21 -0.798 -0.280 -0.140   350.00 90  80.00   90 0 90   260.00 90
350.00
*tr22 -0.714 -0.280  0.413    30.00 90 120.00   90 0 90   300.00 90
30.00
*tr23 -0.280 -0.280  0.770    70.00 90 160.00   90 0 90   340.00 90
70.00
c transformacao do nervo otico
*tr24  0.0 -1.60 0.0  0 90 90  90 120 210  90 150 110  1
c -----source-----
mode p
sdef erg=d1 axs=d2 pos faxs d3 rad=d4 ext=d5 par=2 eff=0.00001
c Distribuicao da energia
si1 l  3.678e-02
spl d  1
c Definicao de axs (localizacao no eixo)
si2 l  0 0 1  0 0 1  0 0 1  -0.588 0 0.81  1 0 0  -0.588 0 -0.81  0.81
0 0.588
      0.81 0 -0.588  -0.434 0 -0.901  -0.975 0 -0.222  0.782 0 -0.623

```

```

0.342      0 0 1  0.782 0 0.623  0.975 0 -0.223  0.434 0 -0.901  0.940 0 -
0.643      0.5 0 -0.866  -0.174 0 -0.985  -0.766 0 -0.643  1 0 0  -0.766 0
          -0.174 0 0.985  0.5 0 0.866  0.940 0 0.342
sp2 d  1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1 1
1 1
c posicao
ds3 s 30 31 32 33 34 35 36 37 38 39 40 41 42 43 44 45 46 47 48 49 50 51
52 53
si30 l  0 0 0
sp30 d  1
si31 l  0.152 0 0
sp31 d  1
si32 l -0.152 0 0
sp32 d  1
si33 l  0.392 -0.100 0.126
sp33 d  1
si34 l  0 -0.100 0.398
sp34 d  1
si35 l -0.392 -0.100 0.126
sp35 d  1
si36 l  0.252 -0.100 -0.336
sp36 d  1
si37 l -0.252 -0.100 -0.336
sp37 d  1
si38 l -0.560 -0.160 0.280
sp38 d  1
si39 l -0.140 -0.160 0.630
sp39 d  1
si40 l  0.385 -0.160 0.504
sp40 d  1
si41 l  0.623 -0.160 0.000
sp41 d  1
si42 l  0.406 -0.160 -0.490
sp42 d  1
si43 l -0.126 -0.160 -0.623
sp43 d  1
si44 l -0.560 -0.160 -0.294
sp44 d  1
si45 l  0.252 -0.280 0.770
sp45 d  1
si46 l  0.689 -0.280 0.413
sp46 d  1
si47 l  0.784 -0.280 -0.140
sp47 d  1
si48 l  0.518 -0.280 -0.644
sp48 d  1
si49 l  0.000 -0.280 -0.840
sp49 d  1
si50 l -0.504 -0.280 -0.644
sp50 d  1
si51 l -0.798 -0.280 -0.140
sp51 d  1
si52 l -0.714 -0.280 0.413
sp52 d  1
si53 l -0.280 -0.280 0.770

```

```

sp53 d 1
c raio
si4 h 0.025 0.0251
sp4 -21 1
c altura do cilindro
si5 h -0.1501 0.1501
sp5 0 1
c
f6:p (964<964[-10:10 -14:0 0:0])
f16:p 950 956 957 958 959 960 961 962 963 955
c
c
m1 47000.02 1.0 $ prata
m2 53000.02 1.0 $ I-125
m3 47000.02 0.5 1001.02 0.5 $ AgH
m4 8000.02 1.056426e-05 7000.02 3.974174e-05 $ ar
m5 22000.02 1.0 $ titanio
m6 6012.02 -0.3211 14000.02 -0.3745 8016.02 -0.2235 1001.02 -
0.0807 $ SILICONE
m7 79197.02 1.0 $ OURO
m8 1000.02 -0.08050 6000.02 -0.60000 8000.02 -0.31950 $ ACRILICO
m9 1000. -0.10454 6000. -0.22663 7000. -0.02490 8000. -0.63525
11000. -0.00112 12000. -0.00013 14000. -0.00030 15000. -0.00134
16000. -0.00204 17000. -0.00133 19000. -0.00208 20000. -0.00024
26000. -0.00005 30000. -0.00003 37000. -0.00001 40000. -0.00001 $
soft tissue
m10 1000. 0.667 8000. 0.333 $ agua
nps 150000
c
c ptrack file=asc event=src max=10000
c
prdmp j 50000 1 3
print

```

REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- /1/ - Moshfeghi, D.M.; Moshfeghi, A.A. and Finger, P.T.; *Enucleation*; Survey of the Ophthalmology, v. 44, number 4, January-February 2000.
- /2/ - Casebow, M.P.; *The Calculation and Measurement of Exposure Distributions from Co-60 Ophthalmic Applicators*; British Journal of Radiology, v. 44, p. 618-624, 1971.
- /3/ - Chan, B.; Rotman, M. and Randall, G.J.; *Computerized Dosimetry of Co-60 Ophthalmic Applicators*; Radiology, v. 103, p. 705-707, June 1972.
- /4/ - Shields, J. A.; *Cobalt Plaque Therapy of Posterior Uveal Melanomas*; *Ophthalmology*, v. 89, p. 1201-1207, 1982.
- /5/ - Chiu-Tsao, S.T.; Anderson, L.L.; O'Brien, K.; Stabile, L. and Liu, J.C.; *Dosimetry for I-125 seed (model 6711) in eye plaques*; Med. Phys. 20(2), Pt. 1, Mar/Apr 1993.
- /6/ - Quivey, J.M.; Augsburger, J.; Snelling, L. and Brady, L.W.; *I-125 Plaque Therapy for Uveal Melanoma*; 77th Meeting of the American Radium Society, Paris, France, April 29-May 3, 1995.
- /7/ - Gerard, J.P.; Romestaing, P.; Sentenac, I. and Laroche, G.; *Ruthenium-106 and Iridium-192 Brachytherapy in the Choroidal Melanoma*; Proceedings of the 5th International Selectron User's Meeting - The Netherlands, p. 418-424, 1989.
- /8/ - Kreusel, K.M.; Bornfeld, N.; Lommatzsch, A.; Wessing, Achim and Foerster, M.H.; *Ruthenium-106 Brachytherapy for Peripheral Retinal Capillary Hemangioma*; Ophthalmology, v. 105, number 8, August 1998.
- /9/ - Liquorish, R.A.C.; *Calibration of Co-60 Eye Applicators - A Change in the Values of "Design Activity"*; Boletim Técnico: Physics Section - The Radiochemical Centre Ltd., p. 6, 1973.

/10/ - Tjho-Heslinga, R.E. et al; ***Results of ruthenium irradiation of uveal melanomas: the Dutch experience***; Radiotherapy and Oncology, v. 53, p. 133-137, 1999.

/11/ - Gleckler, M.; Valentine, J.D. and Silberstein, E.B.; ***Calculating lens dose and surface dose rates from Sr-90 ophthalmic applicators using Monte Carlo modeling***; Med. Phys., 25 (1), January 1998.

/12/ - Luxton, G. and et al; ***Dosimetric Calculation and Measurements of Gold Plaque Ophthalmic Irradiations using Iridium-192 and Iodine-125 Seeds***; Int. J. Radiation Oncol. Biol. Phys., 88.

/13/ - Chiu-Tsao, S.T., ***I-125 Epliscleral eye plaques for treatment of intra-ocular malignancies***; Brachytherapy Physics, edited by J. Williamson, B. Thomadsen, and R. Nath (Medical Physics Publishing Corporation, Madison, WI, 1995), Chap. 23, pp. 451–484.

/14/ - Stallard H.B.; ***Malignant melanoma of the choroid treated with radioactive applicators***; Ann Royal Coll Surg Engl 29: p. 170-182, 1961.

/15/ - Stallard H.B.; ***Radiotherapy for malignant melanoma of the choroid***; Brit J Ophthalmol 50: p. 147-155, 1966.

/16/ - Packer S. and Rotman M.; ***Radiotherapy of choroidal melanoma with iodine-125***; Ophthalmol 87: p. 582-590, 1980.

/17/ - Char D.H.; Lonn LI and Margolis L.W.; ***Complications of cobalt plaque therapy of choroidal melanomas***; Am J Ophthalmol 70: p. 844-851, 1986.

/18/ - Lommatzsch P.F.; ***Results after β -irradiation of choroidal melanomas: 20 years' experience***; Brit J Ophthalmol 101: p. 713-717, 1983.

/19/ - Chenery S.G.A.; Japp B. and Fitzpatrick P.J.; *Dosimetry of radioactive gold grains for the treatment of choroidal melanoma*; Brit J Radiol 56: p. 415-420, 1983.

/20/ - Packer S. and Rotman M.; *Radiotherapy of choroidal melanoma with iodine-125*; Ophthalmol 87: p. 582-590, 1980.

/21/ - Earle J; Kline R.W. and Robertson DM; *Selection of iodine-125 for the Collaborative Ocular Melanoma Study*; Arch Ophthalmol 105: p. 763-764, 1987.

/22/ - Chiu-Tsao S.T.; O'Brien K.; Sanna R.; Tsao H.S.; Vialotti C.; Chang Y.S.; Rotman M. and Packer S.; *Monte Carlo dosimetry for I-125 and Co-60 in eye plaque therapy*; Med Phys 1986, Sep-Oct, 13(5): p. 678-682.

/23/ - Straker, E.A.; Stevens, P.N.; Irwing, D.C. and Cain, V.R.; MORSE CODE: A *Multigrup Neutron and Gamaray – Monte Carlo Transport Code*, ORNL-4585, 1970.

/24/ - Knutsen S.; Hafslund R.; Monge O.R.; Valen H.; Muren L.P.; Rekstad B.L.; Krohn J. and Dahl O.; *Dosimetric verification of a dedicated 3D treatment planning system for episcleral plaque therapy*; Int J Radiat Oncol Biol Phys 2001, Nov 15, 51 (4): p. 1159-1166, 2001.

/25/ - Finger P.T.; Moshfeghi D.M. and Ho T.K.; *Palladium 103 ophthalmic plaque radiotherapy*; Arch Ophthalmol 1991, Nov, 109 (11): p. 1610-1613.

/26/ - Sanchez-Reyes A.; Tello J.I.; Guix B.; Salvat F. and Tello J.J.; *Monte Carlo calculation of the dose distributions of two Ru-106 eye*; Radiother Oncol 1998 Nov, 49 (2): p. 191-196.

/27/ - Salvat, F.; Fernandez-Varea, J.M.; Acosta, E and Sempau, J.; *PENELOPE, A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport*, Proceedings of a Workshop/Training Course OECD/NEA 5-7, November 2001.

/28/ - Brentani, M.M.; Gualda Coelho, F.R. e Kowalski, L.P.; **Bases da Oncologia**; Lemar Livraria, Editora Marina e Tecmedd Editora, 2003.

/29/ - Gianotti, Dra. C.B.; **Retinoblastoma**; Centro de Tratamento e Pesquisa do Hospital do Câncer, Departamento de Pediatria.

/30/ - Donaldson, S.S. and Egbert, P.R.; **Retinoblastoma**; In:Pizzo PP and Poplack D.G. ed. Principles and Practice of Pediatric Oncology J.B. Lippincott, New York, 1988.

/31/ - Knudson, A.; **Genetics of Retinoblastoma**; SIOP Regional Meeting, 13 a 15/08/92, São Paulo, Brazil.

/32/ - Antoneli, C.B.G.; Lopes, L.F.; Erwenne, C.M.; Novaes P.E. and Bianchi A.; **Retinoblastoma: analysis of a protocol**; IX Meeting of International Society – Symposium on Retinoblastoma, Siena, Itália, 1 a 3/06/92.

/33/ - Gradougas, E.S.; Goitein, M.; Verhey, L.; Munzenreider, J.; Urie, M.; Suit, H. and Koehler, A.M.; **Proton beam irradiation of uveal melanomas: Results of a 5 ½ year study**; Arch Ophthalmol. 100: p. 928-934, 1982.

/34/ - Saunders W.M.; Char D.H.; Quivey J.M.; Castro J.R.; Chen G.T.Y.; Collier J.M.; Cartiguy A.; Blakeley E.A.; Lyman J.T.; Zinc S.R. and Tobias C.A.; **Precision, high dose radiotherapy: Helium ion treatment of uveal melanoma**; Int J Radiat Oncol Biol Phys 11: p. 227-233, 1985.

/35/ - Gradougas, E.S.; Seddon J.M.; Egan K.; Glynn R.. Munzenreider, J.; Austin-Seymour M.; Goitein, M.; Verhey, L.; Urie, M. and Koehler, A.; **Long-term results of proton beam irradiated uveal melanomas**; Ophthalmol 94: p. 349-353, 1987.

/36/ - Moore R.F.; *Choroidal sarcoma treated by the intra-ocular insertion of radon seeds*; Br J Ophthalmol 14: p. 145, 1930.

/37/ - Magnus, L.; *Tiefendosisberechnung für die 61 Co-Augenapplikatoren CKA 1-4 (nach Stallard)*, Strahlentherapie 132: p. 379-386, 1967.

/38/ - Fernandes, M.A.R.; *Utilização de Moldes Radioativos Especiais de Folhas de Ouro-198 para Braquiterapia em Tumores de Pele*; Tese de Doutorado, IPEN-São Paulo (2000).

/39/ - Duderstat, James J. and Martin, William R.; *Transport Theory*; Ed. John Wiley & Sons Inc. (June 1979).

/40/ - Yoriyaz, H.; *Desenvolvimento de uma Metodologia Computacional - Cálculos em Dosimetria Interna*; Tese de Doutorado, IPEN, Julho de 2000.

/41/ - Briesmeister, J.F.; *MCNP - A general Monte Carlo N-Particle transport code, version 4B*; Los Alamos National Laboratory Report, LA-12625-M, 1997.

/42/ - *MCNP-4C - Monte Carlo N-Particle Transport Code System*; RSICC Computer Code Collection, Los Alamos National Laboratory Report, 2000.

/43/ - West, J. T. III; *Sabrina: An Interactive Three-Dimensional Geometry-Modeling Program for MCNP*; LA-10688-M, Oct 1986.

/44/ - Yoriyaz, H.; Sanchez, A. and Santos, A.; *A New Human Eye Model for Ophthalmic Brachytherapy Dosimetry*; Radiation Protection Dosimetry (2005), v. 115, number 1-4, p. 316-319.

/45/ - Snyder, W.S.; Ford, M.R.; Warner G.G. and Fisher, H.L. Jr; *Estimates of absorbed fractions for monoenergetic photon sources uniformly distributed in various organs of a*

heterogeneous phantom, MIRD Pamphlet N° 5, New York: Society of Nuclear Medicine, 1969.

/46/ - Bouchet, L.G.; Bolch, W.E.; Weber, D.A.; Atkins, H.L. and Poston, John W. Sr; *MIRD Pamphlet N° 15: Radionuclide S Values in a Revised Dosimetric Model of the Adult Head and Brain*; The Journal of Nuclear Medicine, v. 40, number 3, March 1999.

/47/ - International Commission on Radiological Protection, *Report of the task group on reference man*. ICRP Report 23, (1975).

/48/ - *OncoSeed Iodine-125 Seeds*, www.amersham.co.uk, maio 2006.

/49/ - Williamson, J.F. and Quintero, F.J.; *Theoretical evaluation of dose distribution in water about models 6711 and 6702 I-125 seeds*; Med. Phys., 15 (6), Nov/Dec 1988.

/50/ - Bohm, T.D.; DeLuca, P.M. and DeWerd, L.A.; *Brachytherapy dosimetry of I-125 and Pd-103 sources using an updated cross section library for the MCNP Monte Carlo transport code*; Med.Phys., 30 (4), April 2003.

/51/ - Sung-Joon Ye; Brezovich, I.A.; Pareek, P.; Popple, R.A. and Naqvi, S.A.; *Accuracy of Low-Energy Photon Cross-Sections for Monte Carlo Dose Calculations*; www.kaltour.com, maio 2006.