



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA  
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"

**Victor Augusto Bertotti Ribeiro**

AVALIAÇÃO TEÓRICO-EXPERIMENTAL DA DISTRIBUIÇÃO DE DOSE  
ABSORVIDA EM RADIOTERAPIA EM TUMORES DE PELE

Botucatu  
2011



UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA  
"JÚLIO DE MESQUITA FILHO"

**Victor Augusto Bertotti Ribeiro**

AVALIAÇÃO TEÓRICO-EXPERIMENTAL DA DISTRIBUIÇÃO DE DOSE  
ABSORVIDA EM RADIOTERAPIA EM TUMORES DE PELE

Orientador: **Prof. Dr. Marco Antônio Rodrigues Fernandes**

Supervisor: **Prof. Dr. José Ricardo de Arruda Miranda**

Monografia apresentada ao Instituto de  
Biotecnologia da Universidade Estadual  
Paulista "Júlio de Mesquita Filho", Campus  
de Botucatu, para obtenção do título de  
Bacharel em Física Médica.

Botucatu

2011

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA SEÇÃO TÉCNICA DE AQUISIÇÃO E  
TRATAMENTO DA INFORMAÇÃO  
DIVISÃO DE BIBLIOTECA E DOCUMENTAÇÃO - CAMPUS DE BOTUCATU - UNESP  
*BIBLIOTECÁRIA RESPONSÁVEL: ROSEMEIRE APARECIDA VICENTE*

Bertotti Ribeiro, Victor Augusto

Avaliação teórico-experimental da distribuição de dose absorvida em radioterapia em tumores de pele / Victor Augusto Bertotti Ribeiro. – Botucatu : [s.n.], 2011

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

Orientador: Marco Antônio Rodrigues Fernandes

Supervisor: José Ricardo de Arruda Miranda

Capes: 10507167

1. Tumores – Radioterapia    2. Radiação – Dosimetria    3. Método de Monte Carlo

Palavras-chave: Dosimetria; Fótons; Método de Monte Carlo; Tumor de Pele

# DEDICATÓRIA

---

*Ao meu Deus que revela os seus caminhos concedendo-me vitórias para sua honra e glória; “sobre ti aparece resplandecente o Senhor, e a sua glória se vê sobre ti” (Isaías 60:2b).*

*À minha mãe Célia que muito faz por mim, enfrenta todos os obstáculos que possam me prejudicar, me forma e educa sob princípios valiosos, com sabedoria me orienta em momentos incertos e agora se alegra por mais essa etapa. Assim como meu irmão Vinicius que completa nossa família, se faz interessado e ajuda-me em muitas ocasiões.*

*Ambos permitem que eu amplie meus objetivos.*

# AGRADECIMENTOS

---

À Deus por inúmeros motivos que me encorajam a viver segundo o seu propósito.

À minha mãe e meu irmão pela presença e pelo apoio em todos os momentos.

Ao restante da minha família, tios, primos e à minha tia Alice, pois com prazer auxilia em diferentes ocasiões.

Ao Prof. Dr. Marco Antônio Rodrigues Fernandes que me orientou durante todo esse ano permitindo-me adquirir conhecimentos importantes na área de física da radioterapia e no desenvolvimento de pesquisa científica.

À Fundação de Amparo à Pesquisa do Estado de São Paulo (FAPESP) pelo apoio cedido ao projeto que ajudou a desenvolvê-lo suprindo preocupações financeiras.

Ao Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina da UNESP de Botucatu (FMB/UNESP) – Serviço Técnico de Radioterapia do Departamento de Dermatologia e Radioterapia – por fornecer resultados utilizados nessa dissertação.

Ao Hospital Veterinário da UNESP de Araçatuba – Setor de Radiologia – pela disponibilização de dados e manuais do fabricante do equipamento em sua posse.

Ao Rodrigo Sartorelo Salemi Viana e Talita Salles Coelho do Centro de Engenharia Nuclear (CEN) do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN/CNEN) por contribuírem na elaboração das simulações computacionais e no aprendizado do Código MCNP-5.

Ao Prof. Dr. Joel Mesa Hormaza pelo empréstimo de seu laboratório e, juntamente com o Guilherme Franco Inocente, pelas contribuições na realização das simulações computacionais.

Ao Prof. Dr. José Ricardo de Arruda Miranda que como supervisor de estágio me deu conselhos importantes quanto à profissão e aos estudos.

À Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Diana Rodrigues de Pina Miranda e Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Cláudia Helena Pellizzon pela ajuda na obtenção de estágios extracurriculares em física da radioterapia; aos físicos médicos dos hospitais que prontamente me receberam para o estágio e as pessoas que me concederam hospedagem em Campinas e São Paulo.

Aos amigos do colégio que há anos me acompanham, entre eles o Bruno Rogani, Daniel Bedoya, Gustavo Braga, Lucas F. Lima, Mariana Tranquilino, Rogério Joaquim e Yudy Santi.

À Adriana So, Bruna Minotti, Lucas Guimarães, Marcela de Oliveira, Paulo Lázaro, Rafael Medeiros e Rodrigo Giarola, grandes amigos da V Turma de Física Médica com os quais mais convivi nos últimos quatro anos.

Obrigado.

# SUMÁRIO

---

RESUMO	
1. INTRODUÇÃO .....	01
1.1 Objetivos .....	02
2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS .....	03
2.1. Histórico da Radioterapia .....	03
2.2. Definições Físicas .....	03
2.2.1. Radiação Ionizante	
2.2.2. Origem e Produção de Radiação	
2.2.3. Mecanismos de Interação de Fótons com a Matéria	
2.2.4. Porcentagem de Dose Profunda (PDP)	
2.3. Tumor de Pele .....	06
2.3.1. Carcinoma Basocelular (CBC)	
2.3.2. Carcinoma de Célula Escamosa (CEC)	
3. METODOLOGIA .....	08
3.1. Equipamentos e Modalidades de Tratamento .....	08
3.1.1. Raios-X Superficial	
3.1.2. Cobaltoterapia	
3.2. Método de Monte Carlo – Código MCNP-5 .....	09
3.3. Sistema de Medição da Radiação – Detectores .....	10
3.4. Feixe de Raios-X Superficial (Dermopan2®) .....	10
3.5. Feixe de Raios $\gamma$ ( $^{60}\text{Co}$ ) .....	14
3.6. Análise dos Resultados .....	16
4. RESULTADOS E DISCUSSÕES .....	17
4.1. Feixe de Raios-X Superficial (Dermopan2®) .....	17
4.2. Feixe de Raios $\gamma$ ( $^{60}\text{Co}$ ) .....	21
5. CONCLUSÃO .....	24
6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	25
ANEXO 1	
ANEXO 2	

# RESUMO

---

O trabalho propõe rotinas computacionais usando o Método de Monte Carlo com o Código MCNP-5, para analisar os perfis de dose de radiação liberada nos tratamentos de tumores de pele e otimizar os cálculos radiométricos dos feixes de radiação estudados. Foram realizadas medidas dosimétricas do feixe de radiação, comparando os resultados obtidos com os respectivos valores fornecidos pelo serviço de física médica das instituições, com resultados informados pelo fabricante do equipamento e com as simulações computacionais efetuadas com o Código MCNP-5.

A quantificação dos erros relativos percentual entre os resultados simulados e os fornecidos pelo Serviço de Radioterapia ( $E_1$ ), os informados pelo fabricante ( $E_2$ ) e os medidos experimentalmente ( $E_3$ ) são inferiores a 4,0% e validam a metodologia computacional proposta para avaliação do comportamento do feixe de raios-X superficial e do feixe de raios  $\gamma$  da unidade de Cobaltoterapia.

A metodologia de análise do espectro energético e da curva de porcentagem de dose profunda (PDP) desenvolvida neste trabalho pode ser estendida para estudos de outros feixes clínicos e subsidiar os dados radiométricos utilizados nos planejamentos e cálculos de dose realizados pelo profissional da física médica na sua rotina nos Serviços de Radioterapia.

# 1. INTRODUÇÃO

---

O tumor de pele do tipo não melanoma é a neoplasia de maior incidência no Brasil, correspondendo à aproximadamente 114 mil casos novos no ano de 2010; já o tipo melanoma apresenta elevada letalidade, porém sua incidência é baixa, aproximadamente 6 mil casos novos estimados em 2010 [1]. Embora os tumores não melanomas apresentem baixa letalidade, em algumas regiões geográficas o diagnóstico pode ser tardio e a lesão apresentar ulcerações e deformidades físicas graves. O prognóstico da doença depende principalmente de um diagnóstico precoce e um tratamento correto e oportuno.

Os carcinomas Basocelular (CBC) e de Célula Escamosa (CEC) são os dois tipos mais frequentes de câncer de pele não melanoma. Sendo radiosensíveis, quando diagnosticados podem ser submetidos à radioterapia com feixes superficiais de raios-X ou feixes de elétrons provenientes de aceleradores lineares, cujos planos de tratamento são determinados pelo médico radioterapeuta e pelo físico médico especialista em radioterapia [2,3,4,5].

A rotina de trabalho do físico especialista em radioterapia é cercada de diversas atribuições. Ao iniciar suas atividades ele se depara com uma intensa rotina de trabalho que muitas vezes o obriga à realização de cálculos dosimétricos os quais podem estar imbuídos de incertezas, todavia não analisadas devido à falta de tempo hábil, ou à falta de instrumentos adicionais de cálculos que possam otimizar a sua rotina. As informações encontradas na literatura especializada também nem sempre abordam as características específicas dos equipamentos em estudo [6,7,8].

Neste sentido, é de vital importância o estudo e desenvolvimento de sistemas computacionais com métodos de cálculos e algoritmos dedicados à rotina da física da radioterapia, que possam ser acessíveis aos diversos serviços, principalmente àqueles de poucos recursos financeiros, e responsáveis pela assistência de pacientes oriundos do Sistema Único de Saúde (SUS).

Dentre os vários métodos computacionais atualmente utilizados para simulação de planejamentos clínicos na radioterapia, o Método de Monte Carlo [9] tem apresentado excelentes resultados, e já é agregado nas rotinas dos sistemas usados por diversos fabricantes de *software* especializado. Também se demonstra como poderosa ferramenta para simulações de problemas de interesse no campo da dosimetria das radiações [10,11,12]. No entanto, torna-se necessário a realização de testes de validação destes métodos computacionais – para os diversos tipos de feixes de radiação e características de equipamentos utilizados – os quais muitas vezes não são realizados pelos profissionais dedicados à rotina da radioterapia.

### 1.1. Objetivos

Desenvolver uma metodologia através de análises experimentais e simulações computacionais com o Código MCNP-5, que usa do Método de Monte Carlo, para a verificação do perfil de dose de radiação absorvida em radioterapia em tumores de pele.

Confeccionar curva de porcentagem de dose profunda (PDP) para feixe de raios-X superficial, comparando-a com a fornecida pelo fabricante do equipamento Dermopan2®, marca Siemens.

Confeccionar curva de porcentagem de dose profunda (PDP) para campo de radioterapia proveniente da unidade de Cobaltoterapia Alcyon II®, marca GE, a qual não dispõe de cartas de isodose padrão do fabricante.

Compreender os sistemas de cálculos utilizados nos procedimentos de dosimetria da radioterapia e contribuir para implantação de uma rotina computacional, que forneça os planos de dose distribuída nos protocolos de radioterapia em tumores de pele, otimizando os procedimentos e agilizando as atividades do físico no setor da radioterapia.

## 2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

---

### 2.1. Histórico da Radioterapia

Após as descobertas dos raios-X, pelo físico alemão Wilhelm Konrad Röntgen em 1895, da radioatividade, pelo físico francês Antoine Henri Becquerel em 1896, e o Rádio, pelo casal francês Pierre e Marie Curie em 1898, cientistas puderam estudar seus efeitos no tecido humano iniciando uma nova era no tratamento médico e nas pesquisas. Ambos os agentes, raios-X e Rádio, foram aplicados experimentalmente para tratar doenças superficiais de pele. Outros tratamentos foram feitos com a exploração do Rádio após 1913, utilizando-o em pequenos tubos por inserção diretamente em cavidades contendo câncer, e o desenvolvimento de tubos de raios-X com alta energia (200 kVp), em 1922 pela GE (General Electric). Em 1930 progressos ocorreram permitindo quantificar as doses de radiação e estabelecer uma relação entre quantidade e efeito biológico; pouco depois Strandqvist publicou resultados que relacionavam o efeito das radiações sobre os tecidos e da dose com o tempo de administração e a distribuição desta no tempo. Na década de 1940 ocorreram grandes avanços para a radioterapia, como a produção de novos radionuclídeos (cobalto 60), o Cíclotron e o Reator Nuclear para a produção de radionuclídeos e o desenvolvimento de Aceleradores Lineares; avanços que, no início de 1950, resultaram no primeiro equipamento de terapia por isótopos e o primeiro Acelerador Linear, que aumentou a energia dos raios-X produzidos fazendo com que mais energia ou dose fosse depositada profundamente [7,13,14].

Essas tecnologias aumentaram consideravelmente a taxa de cura nos tratamentos que utilizam radiação ionizante. Nos anos 70, computadores foram introduzidos no planejamento do tratamento, possibilitando um delineamento tumoral mais preciso. Isso foi seguido pelo desenvolvimento de técnicas de IMRT (Radioterapia por Intensidade Modulada) e IGRT (Radioterapia Guiada por Imagem) que podem, agora, fornecer a dose em um pequeno ponto enquanto evita sua exposição em tecidos normais [13]. Aplicando essas novas abordagens da radioterapia a taxa de cura dos pacientes continua a aumentar com o mínimo de efeitos adversos.

### 2.2. Definições Físicas

Algumas definições físicas são necessárias para a total compreensão do trabalho e a exploração de seus resultados.

#### 2.2.1. Radiação Ionizante

Radiação é simplesmente definida como energia, podendo ser ionizante ou não ionizante. Em radioterapia usa-se o tipo de radiação capaz de ionizar o meio biológico (radiação ionizante) de forma direta ou indireta, transmitindo e depositando energia no mesmo. As radiações diretamente

ionizantes são aquelas que possuem partículas carregadas positivamente (prótons) ou negativamente (elétrons). Radiações indiretamente ionizantes são formadas por fótons (raios-X ou raios  $\gamma$ ) ou partículas (nêutrons), ambos possuindo carga nula. Esse último tipo de radiação primeiro necessita da produção de partículas carregadas (diretamente ionizante) para poder transmitir energia ao meio [7,15].

Radiação pode ser expressa como onda eletromagnética ou como partícula. O modelo de Max L. Planck desenvolvido em 1901 relaciona essas duas formas (Equação 1), propondo a ideia de *quantum* (fóton) de energia. Sendo  $E$  a energia do fóton de radiação,  $h$  a constante de Planck,  $c$  a velocidade da luz e  $\lambda$  o comprimento de onda [7,16,17].

$$E = h \cdot \frac{c}{\lambda} \quad 1$$

### 2.2.2. Origem e Produção de Radiação

→ Raios  $\gamma$ : esse tipo de radiação é emitido espontaneamente de isótopos radioativos que possuem um estado de energia nuclear superior ao aceitável (núcleos instáveis). Geralmente a emissão ocorre após um decaimento radioativo. Através do tempo de meia vida física ( $t_{1/2}$ ) é possível calcular o tempo necessário para ocorrer um determinado número de desintegrações (fótons liberados) ou a atividade ( $A$ ) do isótopo (calculada na Equação 2); sendo  $A_0$  a atividade inicial e  $t$  o tempo decorrido. Os raios  $\gamma$  apresentam a vantagem de serem monoenergéticos [7,15].

$$A = A_0 \cdot e^{\frac{-0,693}{t_{1/2}} \cdot t} \quad 2$$

→ Raios-X *bremsstrahlung*: originam da interação de elétrons de alta energia (velocidade) com uma substância sólida (metálica). Na ampola do tubo de raios-X há um filamento (catodo) que quando aquecido libera elétrons (emissão termiônica); o número de elétrons emitidos determina o rendimento do feixe de radiação e é controlado pela corrente do tubo (miliamperagem – mA). Do lado oposto ao catodo está o alvo do tubo de raios-X, conhecido como anodo. O material do alvo deve possuir alto número atômico e alto ponto de fusão para suportar elevadas temperaturas. Estando o interior da ampola no vácuo, uma diferença de tensão alternante (quilovoltagem – kV) é aplicada entre o catodo e o anodo (gerando um campo elétrico) de modo que os elétrons possam ser acelerados em direção ao alvo. A kV determina a energia (penetração) do feixe de radiação [7, 8,15,17,18].

Ao interagir com o anodo, os elétrons são freados e perdem energia devido a dois processos. O primeiro ocorre quando os elétrons são atraídos pela força eletromagnética dos núcleos dos átomos do alvo. Eles são então desviados de sua trajetória original e liberam parte da energia como radiação eletromagnética (fótons de raios-X). Como os fótons podem possuir energia de até o valor igual à energia cinética dos elétrons incidentes e como a kV é alternante, um

espectro de fótons é gerado. O segundo processo é quando os elétrons acelerados colidem com elétrons orbitais dos átomos do alvo, emitindo-os (ionização) ou promovendo-os a estados superiores de energia potencial (excitação). A consequência disso é a liberação de raios Delta (capaz de gerar novas ionizações) e raios ópticos, que contribuem para deposição de calor no anodo, e raios-X característicos (descritos a seguir). O feixe de radiação produzido ainda deve passar por filtros para reduzir a proporção de fótons de baixa energia, pois eles aumentam a dose de radiação superficial [7,8,15,17,18].

→ Raios-X Característicos: são produzidos sempre que um elétron migra para preencher um orbital (com elétrons de maior energia de ligação, menor energia potencial) que está com um déficit de elétrons, liberando como radiação a diferença de energia entre os orbitais.

Portanto o espectro de radiação produzido contará com fótons de raios-X *bremstrahlung* e característicos. A camada semi-redutora (CSR) é um dos parâmetros aceitos para caracterizar e mensurar espectros de fótons. É definida como a espessura de algum material necessária para reduzir a intensidade do feixe de radiação à metade. Outro parâmetro qualificador do feixe é a energia efetiva ou quilovoltagem equivalente; isso é, a energia de fótons de um feixe monoenergético que atenua com a mesma taxa que o espectro em questão [8].

### 2.2.3. Mecanismos de Interação de Fótons com a Matéria

→ Espalhamento coerente: o fóton passa próximo ao elétron orbital fortemente ligado fazendo-o oscilar. O elétron irradia a energia na mesma frequência. Esse processo de interação não transfere energia para o meio biológico (não há criação de íons), portanto não contribui para o efeito desejado na radioterapia, que é a deposição de dose (energia) de radiação [8,17].

→ Efeito fotoelétrico: o fóton interage e transfere totalmente sua energia para o elétron orbital fortemente ligado; ou seja, o fóton desaparece e o elétron é emitido do átomo com energia um pouco reduzida, pois uma parte é consumida para vencer a energia de ligação do elétron. Como consequência, são produzidos raios-X característicos e elétrons Auger (emitidos após interação de raios característicos com elétrons mais externos ao núcleo) [8,17].

→ Espalhamento Compton: acontece na interação do fóton com elétron livre (fracamente ligado). O elétron recebe alguma energia do fóton e é emitido. Já o fóton inicial é espalhado a um determinado ângulo com energia reduzida [8,17].

→ Produção de pares: quando o fóton possui energia superior a 1,022 MV, ele é capaz de interagir com o núcleo do meio sendo absorvido e produzindo um par de elétrons negativo ( $e^-$ ) e positivo ( $e^+$ ) [8,17].

A atenuação de um feixe de raios-X ou raios  $\gamma$  monoenergéticos é descrita por uma função exponencial (Equação 3). Aonde  $I(x)$  é a intensidade do feixe transmitida pela espessura  $x$  e  $I$  é a intensidade incidente no absorvedor;  $\mu$  é coeficiente de atenuação [8].

$$I(x) = I \cdot e^{-\mu x} \quad 3$$

Se tratando do feixe de raios-X, o qual não é monoenergético, a atenuação é aproximada a uma exponencial, mas a curva de atenuação não é uma reta quando plotada num gráfico de escala semi-logarítmica. O coeficiente de atenuação total ( $\mu$ ) é composto pela somatória da contribuição de cada mecanismo de interação, o efeito fotoelétrico, espalhamento coerente, espalhamento Compton e produção de pares [7,8,17].

#### 2.2.4. Porcentagem de Dose Profunda (PDP)

Sabendo que a radiação X e Gama interage depositando energia (dose) no meio absorvedor de forma indireta e exponencial (Equação 3), é possível compreender o comportamento de uma curva de PDP. A grandeza adotada em radioterapia para medida da energia depositada é o Gray (Gy) definido como energia – *joule* (J) por massa do meio absorvedor – *quilograma* (Kg).

Na construção dessa curva a dose máxima ( $Dd_{máx}$ ) é padronizada como 100% de dose (Equação 4) e a profundidade de dose máxima ( $d_{máx}$ ) depende da energia da radiação. A curva, ou dose ( $Dd$ ), decresce para cada profundidade  $d$  devido à atenuação sofrida e à lei do inverso do quadrado da distância. Além da energia, a curva de PDP depende de vários fatores, como o tamanho do campo de radiação, a distância foco-superfície (DFS) e a filtração do feixe (reduz fótons de baixa energia) [7,8].

$$PDP = \frac{Dd}{Dd_{máx}} \cdot 100 \quad 4$$

#### 2.3. Tumor de Pele

Tumor de pele é o crescimento desordenado de células na pele, dando origem a um novo tecido (neoplasia). É o tipo mais comum de câncer correspondendo a cerca de 25% de todas as lesões neoplásicas. Embora esse tipo de tumor seja frequente, quando detectado precocemente apresenta alto percentual de controle. Entre as causas que predispõe o início desta transformação celular, aparecem como principais agentes a exposição prolongada e repetida à radiação ultravioleta (UVA e UVB), ao uso de tabaco, as feridas crônicas não cicatrizadas (especialmente queimaduras, podem evoluir para carcinoma de células escamosas), a predisposição genética e ao histórico de contato com o arsênico [2,3,19,20].

A pele é o maior órgão do corpo humano. É dividida em duas camadas, a epiderme externamente e a derme internamente, como ilustrado na Fig.1. A pele protege o corpo contra o calor, a luz e as infecções e é responsável pela regulação da temperatura do corpo, bem como pela

reserva de água, vitamina D e gordura. A epiderme é heterogênea e dividida em cinco camadas (Fig.2): córnea, lúcida, granulosa, espinhosa e basal. O tumor pode ser de diferentes linhagens, os mais comuns estão descritos abaixo [2,3,19,20].

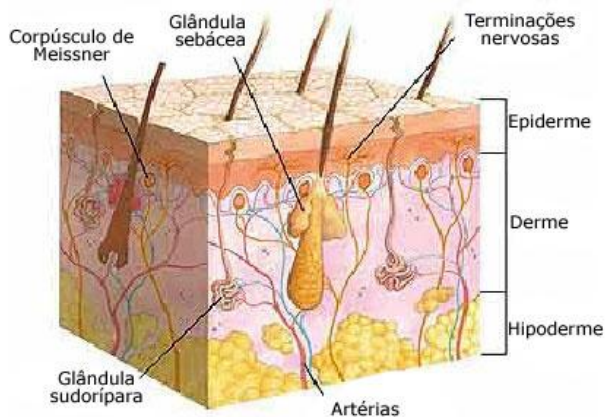


Fig.1: Camadas da pele [19].

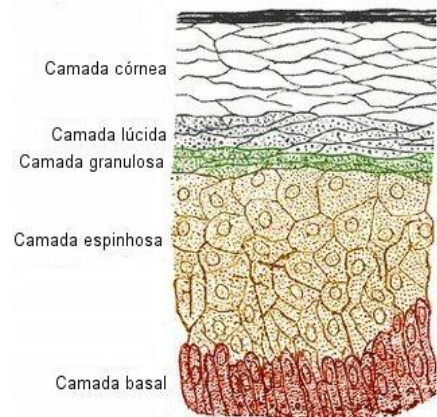


Fig.2: Camadas da epiderme [19].

### 2.3.1. Carcinoma Basocelular (CBC)

São originários dos apêndices cutâneos acima da camada basal. Responsável por 70% dos diagnósticos de tumor de pele, ele tem um grande potencial de destruição local, podendo causar graves problemas estéticos e funcionais. Não costuma causar metástase. Tem o aspecto de pequenas feridas. Apresenta evolução lenta, podendo levar alguns meses ou anos para se transformar em um nódulo, ulcerar e sangrar. Seu crescimento causa infiltração e destruição tecidual [19,20,21].

### 2.3.2. Carcinoma de Célula Escamosa (CEC)

Tem origem no queratinócito da epiderme, podendo também surgir no epitélio escamoso das mucosas. Responsável por 25% dos diagnósticos de tumor de pele. Costuma causar metástase em 4-5% dos casos. São lesões elevadas ou nódulos de coloração variada, crescimento rápido, que podem apresentar ulceração. Este tipo de câncer tem potencial de destruição do tecido, podem se disseminar para os gânglios linfáticos e também causar metástase para pulmões, fígado ou cérebro [19,20,22].

Existem algumas modalidades terapêuticas para tratamento de tumores de pele como excisão cirúrgica, Quimioterapia, Terapia Fotodinâmica, Radioterapia e outras. Não existem aspectos óbvios que determinam o melhor tipo de tratamento terapêutico para os tumores de pele.

## 3. METODOLOGIA

---

### 3.1. Equipamentos e Modalidades de Tratamento

#### 3.1.1. Raios-X Superficial

Equipamentos de raios-X são utilizados em radioterapia externa, para tratamentos superficiais e profundos. A radioterapia superficial utiliza um aparelho de raios-X com dois eletrodos que, sob tensão, formam um campo elétrico que acelera os elétrons. São ajustados parâmetros como a tensão do tubo ( $kV$ ); corrente do tubo ( $mA$ ); filtração adicional, determina o grau de qualidade do feixe e camada semi-redutora (CSR), valor utilizado para cálculos de dosimetria. Possui energia na ordem de poucos  $kV$ 's, ótima para tratamento de tumores de pele ou superficiais na ordem de milímetros de profundidade. Um exemplo de equipamento ainda existente é o aparelho de raios-X modelo Dermopan2® da Siemens, que atinge tensão de 50  $kVp$  e amperagem máxima de 25  $mA$ . Outros equipamentos possuem energia de até 100  $kVp$  [7,8,23,24].

#### 3.1.2. Cobaltoterapia

Emite terapeuticamente radiação Gama proveniente do decaimento do isótopo radioativo cobalto 60 ( $^{60}Co$ ). Esses isótopos estão contidos em pastilhas de material radioativo. A pastilha é alojada dentro de uma cápsula de aço inoxidável com aproximadamente 2,0 cm de altura e 2,0 cm de diâmetro (forma de um cilindro). A cápsula (fonte) é alojada no cabeçote do equipamento que é revestido de chumbo e urânio para blindar a emissão de radiação em todas as direções. No momento do tratamento um mecanismo movimenta a fonte permitindo que um feixe de radiação seja emitido da máquina. Com o uso de colimadores de chumbo, urânio ou tungstênio o campo pode ser precisamente delimitado [7].

O cobalto é um metal encontrado na natureza de forma estável, ou seja, não radioativa. Já o isótopo radioativo  $^{60}Co$ , descoberto por Glenn T. Seaborg e John Livingood na década de 30, é produzido por reação nuclear para uso na medicina (radioterapia) e comercial (gamagrafia industrial, por exemplo). Nas aplicações médicas e industriais, o  $^{60}Co$  é encapsulado em metal blindado que caracteriza uma fonte de radiação. Sua meia-vida é de 5,27 anos e sua desintegração é feita por emissão de raios Beta ( $\beta_1^-$  em 99,8% das vezes) para um estado excitado de níquel 60; este por sua vez emite dois raios  $\gamma$  ( $\gamma_1$  e  $\gamma_2$ ) para alcançar o estado estável. Os dois raios  $\gamma$  compõem a radiação desejada na unidade de Cobaltoterapia; têm energias de 1,173 e 1,332  $MV$  (Fig.3) [7,8,14,17].

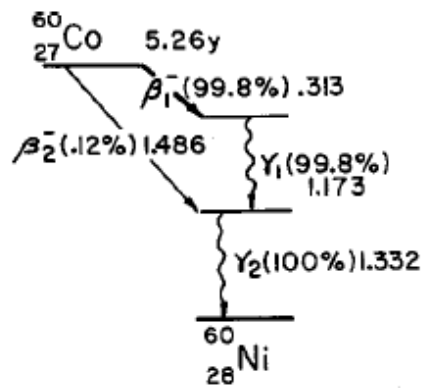


Fig.3: Decaimento do núcleo de cobalto 60 [17].

O  $^{60}\text{Co}$  começou a ser adotado na radioterapia em substituição ao rádio-226 devido ao seu menor preço. Como a cápsula (fonte) da unidade de Cobaltoterapia possui a forma de um cilindro (não é uma fonte pontual), ela provoca zonas de penumbra nas bordas do campo de radiação, que é um efeito indesejável já que radiação é espalhada nos tecidos adjacentes aos tumorais. Devido a sua meia vida, a fonte de  $^{60}\text{Co}$  tem uma vida útil na radioterapia por volta de 5 anos.

### 3.2. Método de Monte Carlo – Código MCNP-5

Para a realização de simulações computacionais do comportamento dos feixes estudados é utilizado o Código Monte Carlo Partícula N versão 5 (MCNP-5C), que utiliza o Método de Monte Carlo (MMC). Esse método surgiu com Nicholas Metropolis e hoje é utilizado como ferramenta no auxílio à pesquisa nos mais variados campos. O MMC é um método estatístico utilizado em simulações estocásticas; envolve a geração de números aleatórios para amostragem de funções densidade de probabilidade (fdp), funções baseadas em estatísticas que descrevem o sistema físico. O MCNP-5C é um código internacionalmente reconhecido para análise de transporte de nêutrons, raios-X e  $\gamma$  e elétrons pelo MMC [9,27,28].

No arquivo de entrada (*input*) do MCNP-5C (Anexos 1 e 2) todas as estruturas que compõem o sistema são definidas geometricamente através de regiões ou volumes (células) ligados por superfícies. São declarados os materiais que preenchem as células, e informações quanto à fonte de radiação como tipo de radiação, orientação e energia [9,27,28].

Para coletar os espectros de fótons simulados é utilizado o *Tally* tipo F4, que contabiliza o fluxo médio de partículas (fótons/cm<sup>2</sup>) em uma célula. Já os valores de porcentagem de dose profunda (PDP) são gerados através do *Tally* tipo F6, o qual mensura a energia depositada por grama do material (MV/g) [9,27,28]. A unidade MV/g pode ser convertida para Gray (J/Kg), unidade normalmente aceita para medida de dose (energia), multiplicando o valor medido por  $1,6 \times 10^{-10}$ .

### 3.3. Sistema de Medição da Radiação – Detectores

Existem vários tipos de detectores passíveis de medir a radiação, entre eles detectores termoluminescentes, detectores a gás, detectores a cintilação, emulsões fotográficas, detectores semicondutores, detectores químicos e calorímetros.

→ Detectores a gás

A radiação ao interagir com o gás (ar seco) aprisionado no interior desses detectores provoca ionização nos átomos, gerando pares de elétron-íon. Por meio de um campo elétrico aplicado entre os dois eletrodos do detector, os íons são capturados e a carga elétrica antes contida no detector é reduzida. Conhecendo a energia média para produção de um par de íons no ar seco (33,97 eV) e a magnitude da perda de carga elétrica, é possível estimar a dose de radiação incidente no detector. Detectores a gás (ou câmara de ionização) são os mais adotados para dosimetria clínica [8,15,17].

A câmara de ionização (C.I.) cilíndrica tipo dedal (esquematizada na Fig.4) da EXRADIN, modelo A12, número de série XAO10867, é utilizada para as medidas experimentais. A C.I. possui certificado de calibração nº 0291/2008 de 31/03/2008; fator  $N_{DW}$  de 4,8922 cGy/nC. Além desse fator, as leituras obtidas na C.I. devem ser multiplicadas (corrigidas) pelo fator de correção para temperatura e pressão  $K_{TP}$  (Equação 5), entre outros.

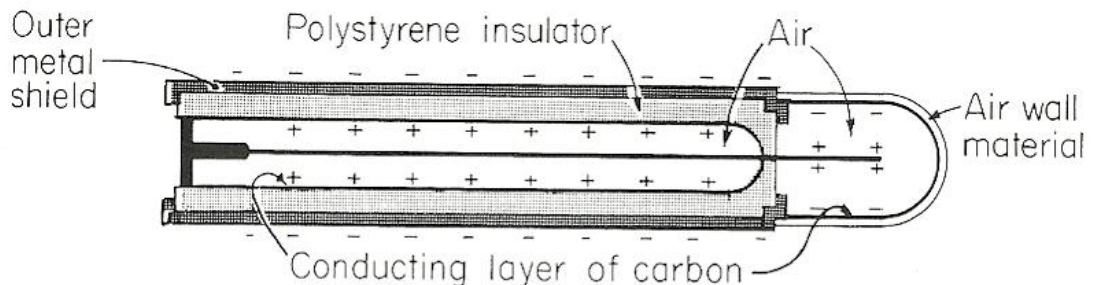


Fig.4: Câmara de ionização cilíndrica [17].

$$K_{TP} = \frac{(273,2 + T) \cdot (760,0)}{(273,2 + 22,0) \cdot (P)} \quad 5$$

Estando a temperatura ( $T$ ) em graus Celsius ( $^{\circ}\text{C}$ ) e a pressão ( $P$ ) em milímetros de alumínio (mmHg).

### 3.4. Feixe de Raios-X Superficial (Dermopan2®)

O equipamento da Siemens, modelo Dermopan2® (Fig.5 e 6), propriedade do Setor de Radiologia do Hospital Veterinário da UNESP de Araçatuba, é adotado para o estudo comportamental do feixe de radiação X dele proveniente [24].



Fig.5: Dermopan2® [24].

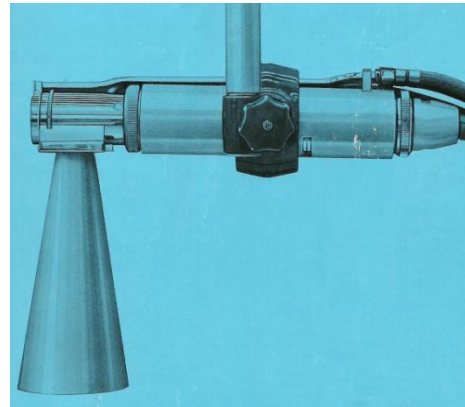


Fig.6: Dermopan2® [24].

Fabricado no início da década de 1970, esse equipamento possui características inovadoras para a época como: quatro graus de tensão, 10, 29, 43 e 50 kVp, adaptados aos diferentes fins dermatológicos; janela de berílio ( $^9\text{Be}_4$ ) de grande permeabilidade; elevado rendimento de dose, e normalização do rendimento para todos os graus de tensão [24].

Para cada valor de tensão há um filtro determinado de alumínio ( $^{27}\text{Al}_{13}$ ), que permite a obtenção de espessuras de CSR [24].

Tabela 1: Dados extraídos do manual do fabricante do equipamento Dermopan2® [24].

Tensão (kVp)	Intensidade (mA)	Filtro (mm Al)	DFS (cm)	CSR (mm Al)
10 – 12	25	0,0	30	0,02
29	25	0,3	30	0,15
43	25	0,6	30	0,40
50	25	1,0	30	0,75
50	25	2,0	30	1,40

Para a distância foco-superfície (DFS) de 30,0 cm o rendimento de dose é de 100 R/min em qualquer valor de tensão adotado. Para proporcionar essa DFS específica e delimitar o tamanho de campo desejado, diferentes localizadores de vidro plumbífero são acoplados à saída do feixe [24].

A Fig.7 é extraída do manual do fabricante para dosimetria do feixe [24]; o gráfico representa a porcentagem de dose profunda (PDP) medida para energias de 29 kVp (2), 43 kVp (3) e 50 kVp (4) e utilizando o localizador número 4, que possui 4,0 cm de diâmetro. As mesmas curvas foram construídas no programa Origin (Fig.8).

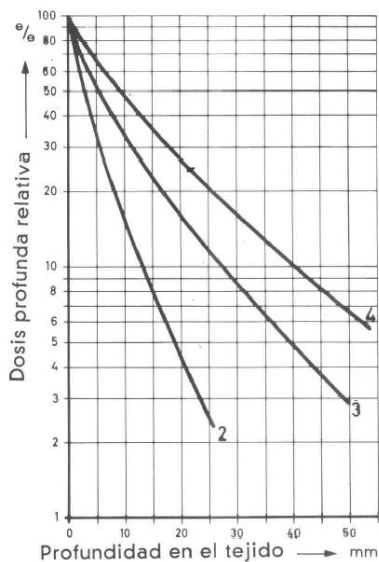


Fig.7: Curvas de PDP (Manual) [24].

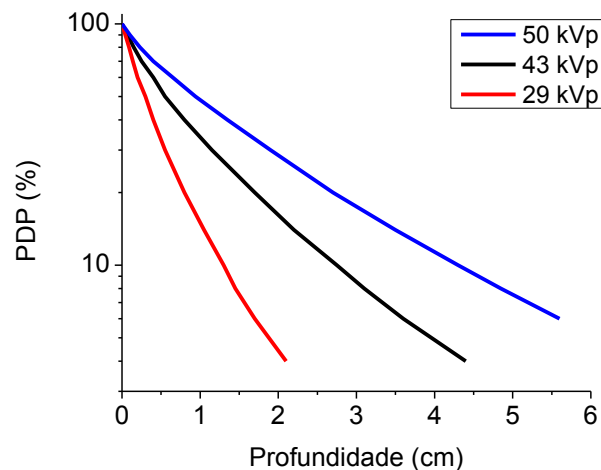


Fig.8: Curvas de PDP (Manual) construída no programa Origin.

Para a realização de simulações computacionais primeiramente é preciso construir a geometria do equipamento em questão com todas as suas características conhecidas. Pelo manual do fabricante sabemos que o alvo do tubo de raios-X é de tungstênio ( $^{184}\text{W}_{74}$ ); existe uma filtração inerente do feixe, devido a janela da ampola, de 1,0 mm de berílio ( $^9\text{Be}_4$ ), e à aproximadamente 2,1 cm do alvo; a blindagem de chumbo ( $^{207}\text{Pb}_{82}$ ) do cabeçote de raios-X é de aproximadamente 1,0 cm; o ponto focal do feixe de elétrons possui 6,5 mm de diâmetro; o filtro adicional de alumínio ( $^{27}\text{Al}_{13}$ ) é colocado na saída do feixe de radiação à aproximadamente 3,5 cm do alvo [24]. As distâncias do alvo à filtragem inerente e à filtragem adicional foram aproximadas da Fig.9 contida no manual do fabricante [29].

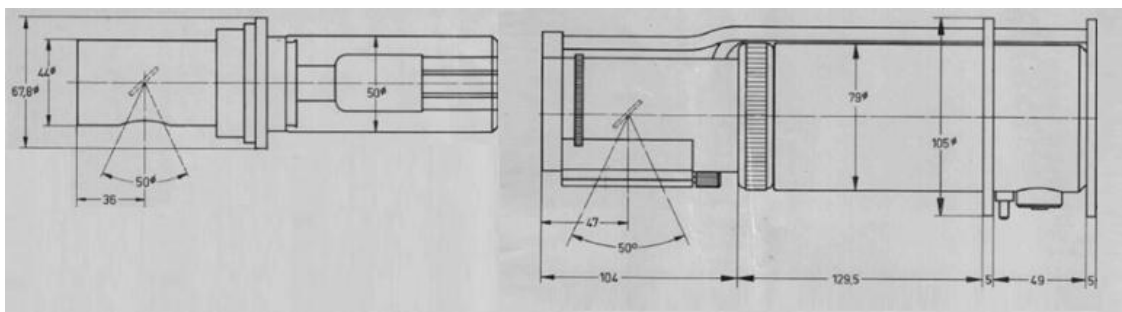


Fig.9: Imagem da configuração interior do equipamento Dermopan2® [29].

A Fig.10 ilustra a construção geométrica do cabeçote do Dermopan2®; adotando primeiramente um filtro adicional de alumínio com 1,0 mm de espessura, já que é uma das espessuras de filtro indicadas ao uso para a energia escolhida nesse estudo (50 kVp). São simulados os espectros de radiação (úteis para analisar o comportamento do feixe) antes e após os fótons serem filtrados pelo alumínio.

Para a amostragem da curva de PDP, o localizador de vidro plumbífero e o material simulador são acrescentados à geometria do sistema (Fig.11). Como a DFS é de 30,0 cm, o

localizador deve possuir 26,4 cm de comprimento além de 4,0 cm de diâmetro. Na simulação o vidro com 5,0 mm de espessura é substituído por 2,0 mm de chumbo, pois é uma equivalência aproximada. O localizador é colocado logo abaixo do filtro adicional e em contato com o material simulador, água, que tem comportamento semelhante ao tecido biológico. Dezesesseis camadas são especificadas dentro do material simulador para o cálculo da PDP, sendo as cinco primeiras com 1,0 mm de espessura e as subsequentes com 0,5 cm. Através da PDP a planura do feixe é obtida, coletando medidas radiais em cada uma das camadas.

A inclinação do anodo do tubo de raios-X não foi informada no manual do fabricante. Então, após construir toda essa geometria, deve-se variar a inclinação para alguns ângulos pré-determinados, adquirindo da simulação o espectro de fótons e a curva de PDP. Os ângulos adotados são 20, 25 e 30°, pois para equipamentos de radioterapia a inclinação é por volta de 20 a 30° [17].

O ponto focal do feixe de elétrons que colide no alvo de tungstênio é informado pelo fabricante como tendo 6,50 mm de diâmetro [29] e é discriminado pela determinação da seção transversal do feixe de elétrons (st), o diâmetro do feixe [7]. Para isso é preciso corrigir um dos lados (lado h) do feixe de elétrons em virtude da angulação do anodo, como mostrado na Fig.12.

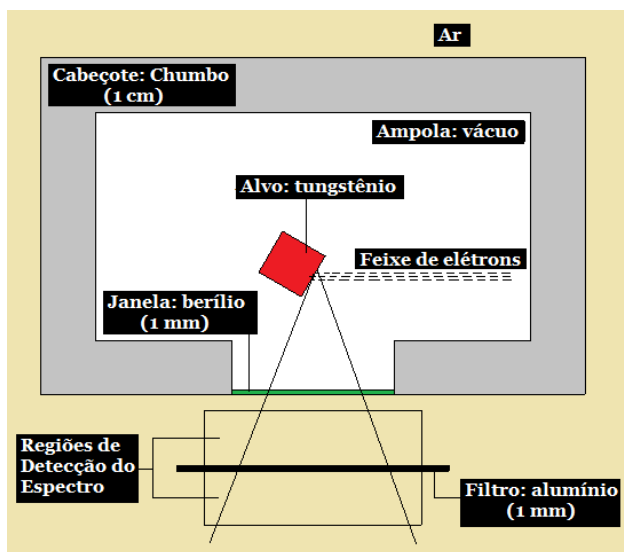


Fig.10: Cabeçote construído para simulação do feixe/espectro.

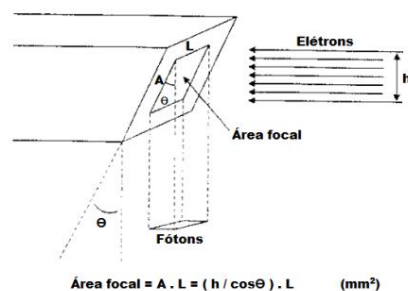


Fig.12: Área focal no alvo do tubo de raios-X [7].

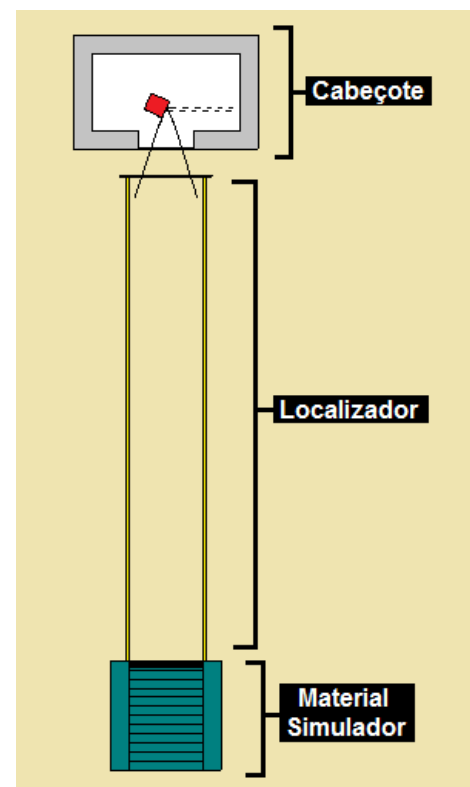


Fig.11: Sistema construído para simulação de curvas de PDP (Dermopan2®).

Como o ponto focal tem diâmetro de 6,50 mm, uma área de 33,18 mm<sup>2</sup> ( $A = \pi \cdot r^2 = \pi \cdot (3,25)^2$ ) é gerada. Essa área circular é equivalente à área de um quadrado de lado 5,76 mm. Aplicando a fórmula da Fig.12 ( $33,18 = (h / \cos(\theta)) \cdot 5,76$ ) e considerando os diferentes ângulos, calculam-se as áreas transversais do feixe de elétrons e, logo após, os diâmetros (st) equivalentes a essas áreas para posterior simulação.

### 3.5. Feixe de Raios $\gamma$ (<sup>60</sup>Co)

O equipamento Alcyon II<sup>®</sup> emissor de raios  $\gamma$  da GE Medical Systems (Fig.13 e 14) é utilizado para o estudo. Este usa fonte selada de <sup>60</sup>Co do modelo INIS-SF-2.4-04-AD, número de série 0509-01. O isótopo possui tempo de meia vida de 1925,2 dias e atividade de 6691 Ci ou 248 TBq no mês de calibração, maio de 2009. Utilizando da Equação 2 calcula-se a atividade no mês de realização das medidas, novembro de 2011 (4787 Ci ou 177 TBq). A fonte tem formato cilíndrico com 2,067 cm de diâmetro interno a cápsula tipo 316 S.S., 2,375 cm de diâmetro externo e altura de 3,17 cm. São emitidos dois raios  $\gamma$  ( $\gamma_1$  e  $\gamma_2$ ) com energia de 1,1732 e 1,3325 MV em 100% das desintegrações [25].



Fig.13: Alcyon II<sup>®</sup>.



Fig.14: Alcyon II<sup>®</sup>.

O Setor Técnico de Radioterapia da Faculdade de Medicina de Botucatu (FMB/UNESP), proprietário do equipamento em questão, não provê de cartas de isodose padrão do fabricante, portanto as simulações computacionais são comparadas com medidas experimentais e medidas disponibilizadas pelo Serviço de Radioterapia.

As medidas experimentais são produzidas no ar e utiliza dos equipamentos de dosimetria necessários, tais como eletrômetro (CDX-2000B) com respectiva câmara de ionização (EXRADIN) calibrada para a energia específica do feixe analisado. As medidas da dose de radiação são feitas ao longo do eixo z (profundidade); as leituras, a partir da distância fonte-câmara (DFC) de 80,0 cm, vão até DFC de 88,0 cm. Os valores das medidas realizadas durante os procedimentos experimentais são plotados levando em consideração o posicionamento axial da câmara de ionização, construindo assim a curva experimental de atenuação de dose no ar.

As Fig.15 e 16 são a base para a construção do cabeçote do equipamento de Cobaltoterapia Alcyon II® no arquivo de entrada do MCNP-5C para posterior simulação do feixe.

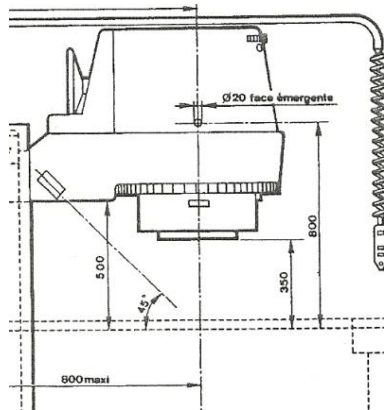


Fig. 15: Ilustração retirada do manual Técnico e Operacional do equipamento Alcyon II® [26].

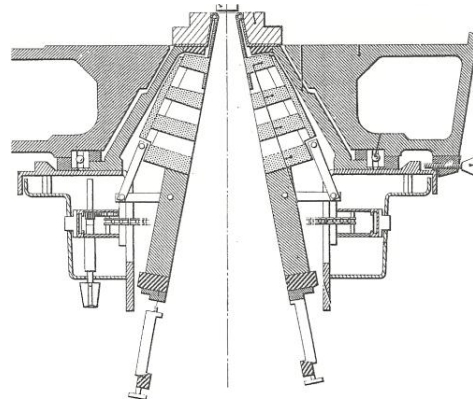


Fig. 16: Ilustração retirada do manual Técnico e Operacional do equipamento Alcyon II® [26].

Além da dimensão da fonte citada no item 3.3.2, é necessário conhecer a DFS (80,0 cm) [26] e escolher o tamanho do campo de radiação (10,0 x 10,0 cm na superfície do material simulador), pois através dele é possível calcular a distância de abertura dos colimadores ( $X$  cm). Isso é feito dividindo o campo de radiação ao meio (5,0 cm), considerando o raio da fonte de  $^{60}\text{Co}$  (1,0335 cm), retirando algumas distâncias da Fig.15 e usando do conceito de semelhança de triângulos apresentado na Fig.17. Sendo assim a abertura dos colimadores é de 3,2647 cm ou 2,8385°. A Fig.18 ilustra a construção geométrica do emissor de radiação; dentro do material simulador (água) foram discriminadas quarenta e cinco camadas para o cálculo da curva de PDP, com 0,5 mm de espessura e espaçamento de 0,5 mm nas 7 primeiras camadas e 0,45 cm nas subsequentes. Medidas de dose no ar também são simuladas até a distância fonte-câmara de 88,0 cm.

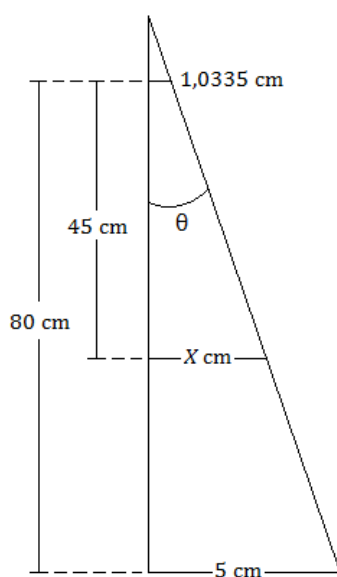


Fig. 17: Esquema para o cálculo da distância de abertura dos colimadores.

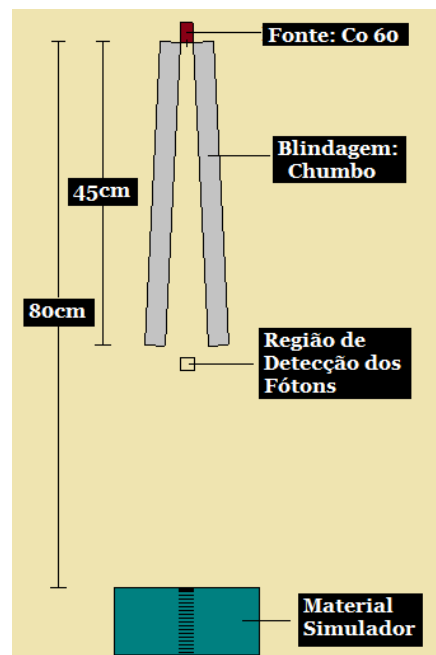


Fig. 18: Sistema construído para simulação de curvas de PDP (Alcyon II®).

### 3.6. Análise dos Resultados

Para o equipamento Dermopan2®, as simulações teórico-computacionais desenvolvidas com o MCNP-5C serão comparadas com a curva ou perfil de dose fornecido pelo fabricante e disponível para esse equipamento. Para análise do perfil de dose referente à unidade de Cobaltoterapia Alcyon II®, serão comparados os resultados de medidas experimentais (realizadas no ar) com os simulados pelo MCNP-5C, e resultados fornecidos pelo Serviço de Radioterapia (realizados na água – material simulador) também com resultados simulados pelo código, uma vez que o Serviço não dispõe das cartas de isodose fornecidas pelo fabricante.

As diferenças percentuais entre os valores esperados e os encontrados serão quantificadas com os respectivos erros relativos das medidas. Consideram-se como valor esperado os valores de dose de radiação relativa à devida posição da C.I. (câmara de ionização) no respectivo campo de radiação, fornecidos pelo Serviço de Radioterapia através das dosimetrias internas realizadas nos feixes de radiação, os quais são utilizados na rotina dos cálculos físicos nos planejamentos radioterápicos (se tratando do equipamento Alcyon II®), bem como as curvas de dose que acompanham os equipamentos de radioterapia (para o equipamento Dermopan2®). E como valor obtido, os simulados com o MCNP-5C e os medidos experimentalmente nas avaliações do perfil do feixe obtido neste trabalho.

Assim teremos 4 (quatro) valores e parâmetros a serem inter-comparados:

- $V_1$  – Valores de distribuição de dose fornecidos pelos Serviços de física médica do Setor, obtidos durante as dosimetrias internas;
- $V_2$  – Valores extraídos das curvas ou perfis de dose fornecidos pelo fabricante do equipamento;
- $R_1$  – Valores da distribuição de dose medidos experimentalmente;
- $R_2$  – Valores da distribuição de dose e perfis das curvas de dose simuladas com o MCNP-5C.

Os respectivos erros percentuais serão determinados conforme descrito abaixo:

- $E_1 (\%) = (V_1 - R_2) / V_1 \times 100$
- $E_2 (\%) = (V_2 - R_2) / V_2 \times 100$
- $E_3 (\%) = (R_1 - R_2) / R_1 \times 100$

As magnitudes dos erros percentuais acima serão utilizadas como indicador da validação das simulações computacionais (MCNP-5C) dos perfis de distribuição de dose de radiação realizadas no trabalho.

Portanto, para avaliar o feixe de raios-X será obtido o erro relativo  $E_2$ ; para o feixe de raios  $\gamma$ , os erros  $E_1$  e  $E_3$ .

## 4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

### 4.1. Feixe de Raios-X Superficial (Dermopan2®)

Para a correta simulação do sistema, primeiramente deve ser calculado o diâmetro da seção transversal do feixe de elétrons (st) que colide com o anodo; sendo que este diâmetro depende do ângulo de inclinação do alvo.

Tabela 2: Diâmetro da st calculado para cada angulação do anodo.

	Angulação do anodo		
	20°	25°	30°
h	5,41 mm	5,22 mm	4,99 mm
st	6,30 mm	6,19 mm	6,05 mm

A partir das informações da Tabela 2, são simuladas as curvas de porcentagem de dose profunda (PDP) para as três inclinações escolhidas. Assim é possível, em comparação com a curva de PDP extraída do manual do fabricante [24], analisar qual inclinação proporciona valores de PDP mais próximos do desejado.

Tabela 3: Comparação entre os valores de PDP para diferentes angulações do anodo ( $E_2$ ).

Profundidade (cm)	20°	25°	30°	Manual	Erro relativo $E_2$ (%)		
	PDP (%)				$E_I$	$E_{II}$	$E_{III}$
0,0	100,00	100,00	100,00	100,00	0,00	0,00	0,00
0,1	88,54	90,57	91,12	89,23	0,77	1,50	2,12
0,2	80,01	86,61	84,20	81,76	2,14	5,93	2,99
0,3	76,07	78,77	76,06	75,18	1,18	4,78	1,17
0,4	70,18	71,33	72,33	70,80	0,88	0,75	2,16
0,7	59,93	59,94	58,05	58,06	3,22	3,24	0,02
1,2	48,16	44,11	44,40	43,57	10,53	1,24	1,90
1,7	39,01	34,54	34,77	33,47	16,55	3,20	3,88
2,2	27,65	25,63	25,38	26,00	6,35	1,42	2,39
2,7	22,47	22,34	20,64	20,29	10,74	10,10	1,73
3,2	17,15	17,91	15,58	15,90	7,86	12,64	2,01
3,7	14,49	14,01	12,45	12,82	13,03	9,28	2,89
4,2	12,26	11,31	10,87	10,20	20,20	10,88	6,57
4,7	8,99	8,91	7,75	8,44	6,52	5,57	8,18
5,2	6,27	7,15	6,49	6,68	6,14	7,04	2,84
<b>Erro relativo médio (%)</b>					<b>7,07</b>	<b>5,17</b>	<b>2,72</b>

$E_I$  é o erro relativo entre as determinadas PDP's, com 20° de inclinação do anodo (20°) e os valores extraídos do manual do fabricante (Manual) [24]. A mesma comparação acontece para  $E_{II}$  e  $E_{III}$ , porém para, respectivamente, 25 e 30°.

A observação dos erros relativos médios encontrados na Tabela 3 e a análise dos perfis das três curvas na Fig.19 evidencia que o melhor ângulo de inclinação do anodo do tubo de raios-X é o de 30° (Fig.20); que portanto é utilizado para as demais simulações [30,31].

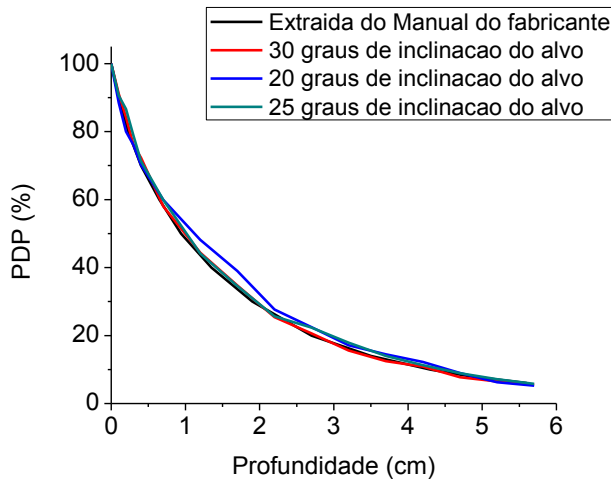


Fig.19: Curvas de PDP simuladas.

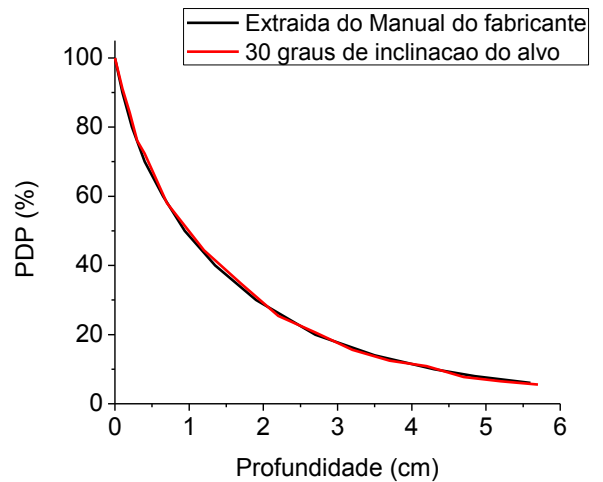


Fig.20: Curva de PDP simulada - 30°.

Com o conhecimento adquirido a respeito da geometria desse equipamento, é possível construir a curva de distribuição radial da dose (planura do feixe – Fig.21) fazendo medidas de PDP radialmente em cada camada do material simulador.

A Fig.22 mostra o espectro de fótons de 50 kVp simulado após filtrado por 1,0 mm de alumínio, espessura de filtro indicada pelo fabricante para essa energia. Na simulação são adotados 100 intervalos de energia entre 1,0 e 50,0 kV. Uma maneira de avaliação do espectro é através da camada semi-redutora (CSR) do feixe. O manual do fabricante [24] informa que para a energia de 50 kVp e utilizando filtro adicional de 1,0 mm de alumínio, a primeira CSR é de 0,75 mm de alumínio (Tabela 1). Desenvolvendo cálculos no *software* Mathcad, o valor encontrado é de 0,74 mm de alumínio para o espectro da Fig.22; 1,33 % de erro relativo entre as medidas de CSR.

A energia efetiva do feixe de radiação, fator avaliador da qualidade do mesmo, resulta em 19,9 kV [31].

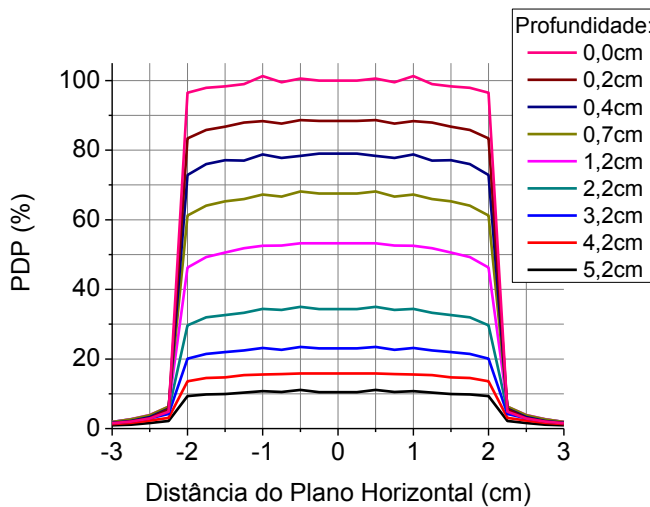


Fig.21: Planura do feixe de 50 kVp simulado.

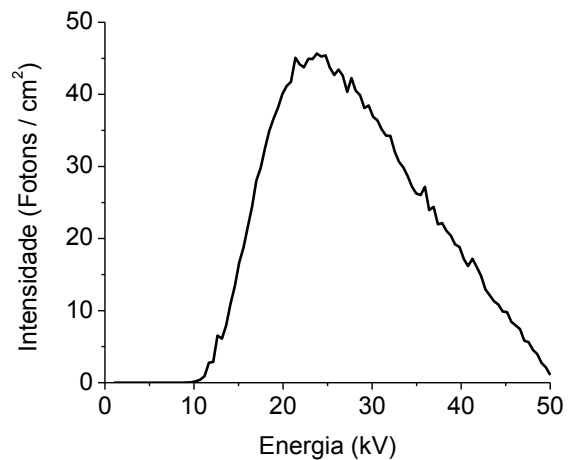


Fig.22: Espectro simulado com 1 mm de filtro adicional.

Se, variando a espessura da filtração, construirmos as curvas de PDP e o espectro de radiação é permitido investigar profundamente a ocorrência de alguns fenômenos de atenuação. Pelo gráfico de coeficiente de atenuação do alumínio (Fig.27) nota-se que ocorre uma maior atenuação nos fótons de baixa energia, devido principalmente ao efeito fotoelétrico e espalhamento Compton nesse material.

Além da espessura anterior (1,0 mm), espectros também são simulados considerando 0,5, 1,5 e 2,0 mm de espessura do filtro adicional de alumínio (Fig.23). Através da Fig.23 vemos a magnitude da atenuação causada pelo filtro. Este absorve energia e em consequência emite fótons característicos K de aproximadamente 1,5 kV. Conforme se aumenta a espessura da filtração mais fótons serão atenuados. Porém isso é igualmente válido para fótons de alta energia que, devido também ao espalhamento Compton, são atenuados reduzindo a eficiência da filtração. Então a partir de uma espessura não é mais vantajoso o filtro de alumínio, o ganho não é mais tão evidente; pois o rendimento é notavelmente reduzido e o pico de radiação *bremsstrahlung* (kVp) não é mais tão deslocado para uma região de maior energia, como visto na Fig.24 [7,31].

A Fig.25 mostra as curvas de PDP obtidas em função da filtração. Ela evidencia os resultados práticos dos fenômenos que ocorrem quando um filtro é adicionado à frente do feixe de radiação e da necessidade do uso do filtro para um bom resultado terapêutico. Como o filtro de alumínio absorve predominantemente radiação de baixa energia, o feixe torna-se mais energético e, portanto, mais penetrante, aumentando a PDP para uma mesma profundidade [31].

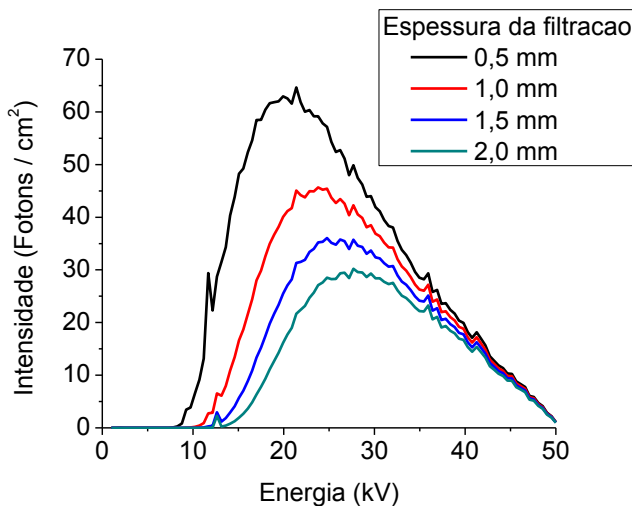


Fig.23: Espectros simulados variando a filtração.

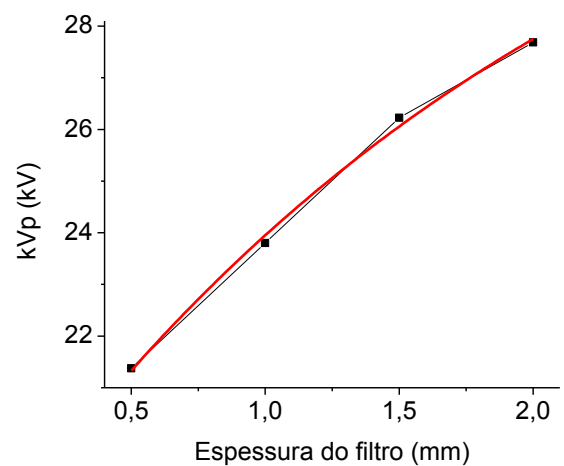


Fig.24: Quilovoltagem-pico (kVp) variando a filtração.

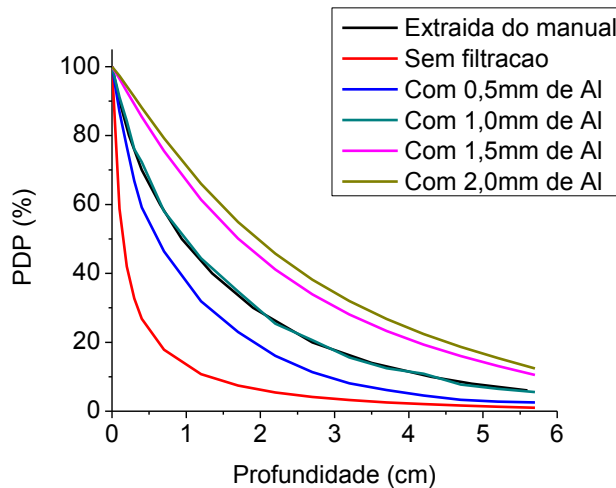


Fig.25: Curvas de PDP versus filtração adicional.

Para analisar os picos de radiação característica é interessante simular o espectro gerado antes da filtração adicional do feixe. A Fig.26 apresenta o espectro de energia de 50 kVp, não filtrado pelo alumínio. Dois picos de radiação característica são revelados pelo gráfico. O pico de maior intensidade possui energia de 9,25 kV e o de menor de 11,67 kV. A Fig.27 mostra a curva de atenuação para o tungstênio e alumínio [32].

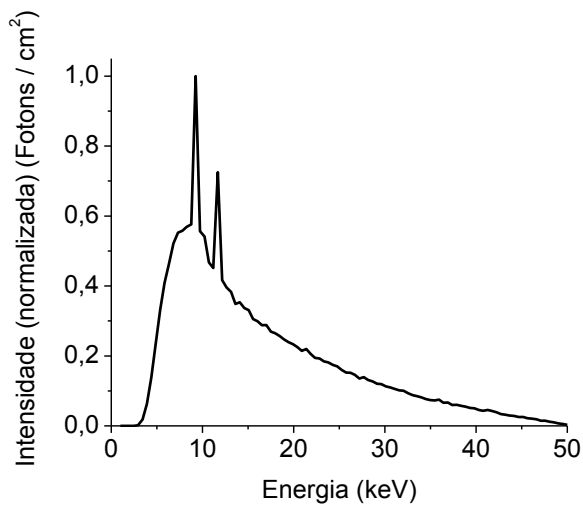


Fig.26: Espectro simulado sem filtração adicional.

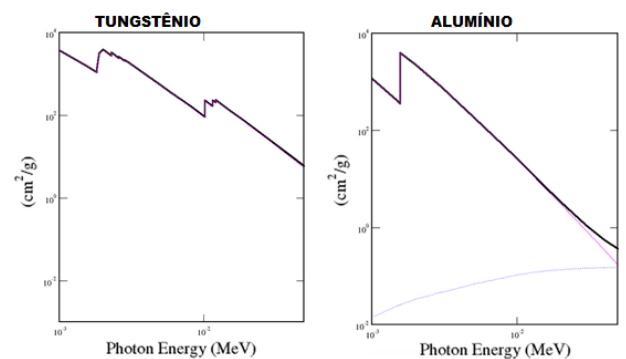


Fig.27: Curvas de absorção fotoelétrica (azul), espalhamento Compton (rosa) e atenuação total (preto) [32].

Na curva de atenuação do tungstênio há duas regiões – dentro do limite energético de 1,0 a 50,0 kV – aonde ocorre um aumento em absorção do fóton pelo elétron orbital, resultando em sua ejeção do átomo. Após a ejeção do elétron, radiação característica é emitida. A região de atenuação de menor energia, da ordem de 1,0 a 2,0 kV, resulta na emissão de fótons característico de energia muito baixa, absorvidos pelas próprias paredes do tubo de raios-X [18]. Para a região de maior energia, os valores energéticos de cada camada (orbital) são melhores quantificados na Tabela 4. As diferenças M – L e N – L resultam nos valores de energia dos fótons emitidos pelo anodo de tungstênio.

Tabela 4: Valores de energia para as camadas eletrônicas L, M e N do tungstênio ( $^{184}\text{W}_{74}$ ) [33].

Camada	Energia (kV)	Camada	Energia (kV)	Camada	Energia (kV)
L <sub>I</sub>	12,10	M <sub>I</sub>	2,82	N <sub>I</sub>	0,59
L <sub>II</sub>	11,54	M <sub>II</sub>	2,58	N <sub>II</sub>	0,49
L <sub>III</sub>	10,21	M <sub>III</sub>	2,28	N <sub>III</sub>	0,42
		M <sub>IV</sub>	1,87	N <sub>IV</sub>	0,25
		M <sub>V</sub>	1,81	N <sub>V</sub>	0,24
				N <sub>VI</sub>	0,03
				N <sub>VII</sub>	0,03

Os valores de energia dos picos encontrados no gráfico não são completamente precisos. Na quantificação do espectro foram delimitados intervalos de energia de 0,49 kV, para que o MCNP-5C faça a contagem de fótons com energia dentro desses intervalos (fluência de fótons). Desse modo, os valores exatos dos picos de energia encontrados podem variar de 8,76 a 9,25 kV, e de 11,19 a 11,67 kV; sem contabilizar variações inerentes da própria simulação.

A física quântica diz que existem regras de transições entre camadas eletrônicas [16]. Sendo assim, dentre as transições permitidas e as que resultam em fótons de energia dentro ou muito próximo dos intervalos desejados, ocorrem: M<sub>I</sub> – L<sub>II</sub>, M<sub>II</sub> – L<sub>II</sub>, M<sub>III</sub> – L<sub>II</sub>, M<sub>I</sub> – L<sub>I</sub>, N<sub>III</sub> – L<sub>II</sub>, N<sub>IV</sub> – L<sub>II</sub>, N<sub>I</sub> – L<sub>I</sub>, N<sub>VI</sub> – L<sub>II</sub>, N<sub>VII</sub> – L<sub>II</sub>, N<sub>II</sub> – L<sub>I</sub>, N<sub>III</sub> – L<sub>I</sub>; com energia respectiva de: 8,72, 8,95, 9,27, 9,28, 11,12, 11,29, 11,50, 11,50, 11,51, 11,61 e 11,68 kV [33,34]. Fótons com energias pouco superiores aos dos picos encontrados podem ter sido gerados, porém devido ao espalhamento Compton suas energias foram reduzidas. As transições citadas explicam os picos de radiação característica observados na Fig.26.

#### 4.2. Feixe de Raios $\gamma$ ( $^{60}\text{Co}$ )

Os fótons de raio  $\gamma$  são detectados numa região 46,0 cm abaixo da fonte de radiação (Fig.18). A Fig.28 comprova a emissão de dois fótons monoenergéticos na desintegração do  $^{60}\text{Co}$ . Na Fig.29 estão as curvas de PDP simulada (usando *phantom* ou material simulador de água) e a curva fornecida pelo Serviço de Radioterapia e utilizada para dosimetria do feixe. A comparação é feita na Tabela 5 através do erro relativo dos valores fornecidos para os valores simulados ( $E_1$ ).

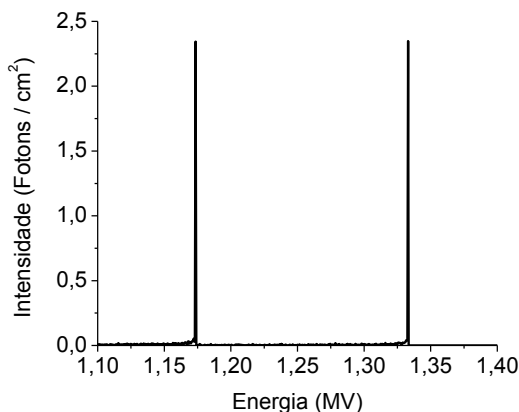


Fig.28: Espectro simulado.

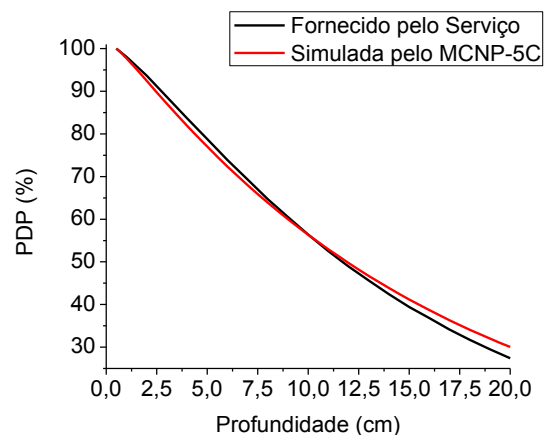


Fig.29: Curvas de PDP.

Tabela 5: Comparação entre os valores de PDP ( $E_1$ ).

Profundidade (cm)	PDP simulada (%)	PDP fornecida (%)	Erro relativo $E_1$ (%)
0,5	100,00	100,00	0,00
1,0	97,73	98,10	0,38
2,0	92,48	93,70	1,30
3,0	87,11	88,70	1,79
4,0	81,94	83,70	2,10
5,0	77,03	78,80	2,25
6,0	72,36	73,90	2,08
7,0	67,99	69,30	1,89
8,0	63,88	64,70	1,27
9,0	60,00	60,50	0,82
10,0	56,37	56,40	0,05
11,0	52,94	52,50	0,84
12,0	49,74	48,90	1,72
13,0	46,70	45,60	2,41
14,0	43,86	42,40	3,44
15,0	41,19	39,40	4,54
16,0	38,69	36,80	5,14
17,0	36,31	34,10	6,48
18,0	34,08	31,70	7,51
19,0	32,02	29,50	8,54
20,0	30,06	27,40	9,71
	<b>Erro relativo médio (%)</b>		<b>3,06</b>

A comparação dessa primeira análise do feixe de raios  $\gamma$  revela um baixo erro relativo entre os valores de porcentagem de dose profunda (PDP) de 3,06% ( $E_1$ ).

No procedimento experimental são feitas três exposições gerando três leituras de carga para cada distância fonte-câmara (DFC) adotada, de 80,0 a 88,0 cm; na Tabela 6 estão os valores das leituras médias em nano Coulomb (nC). O respectivo valor em dose de radiação (em cGy) é alcançado multiplicando a leitura pelo  $N_{DW}$  da câmara de ionização e pelo fator de correção para temperatura e pressão do ar  $K_{TP}$  (Equação 5), ambos descritos no item 3.3.

A temperatura e pressão no momento das medidas é de 22,0°C e 679,56 mmHg. Conhecendo esses valores é possível calcular o fator de correção.

$$K_{TP} = \frac{(273,2 + 22,0) \cdot (760,00)}{(273,2 + 22,0) \cdot (679,56)} = 1,1184$$

Logo, as medidas são multiplicadas por 4,8922 cGy/nC e 1,1184, e os resultados em dose são padronizados como 1,0 para a dose máxima, a 80,0 cm da fonte (DFC de 80,0 cm), construindo assim a curva experimental de atenuação de dose no ar.

Como as medidas experimentais foram aferidas no ar, para compará-las são desenvolvidas simulações nas mesmas condições; ou seja, obtendo medidas de dose de radiação no ar variando a distância fonte-câmara (DFC). A Tabela 6 confronta melhor os resultados encontrados; a Fig.32 contém as curvas de atenuação simulada e experimental.

Tabela 6: Comparação entre os valores de dose relativa ( $E_3$ ).

Distância fonte-camara (cm)	Leitura média (nC)	Dose (cGy)	Resultados experimentais	Resultados simulados	Erro relativo $E_3$ (%)
80,0	-11,823	64,783	1,000	1,000	0,00
80,1	-11,807	64,692	0,996	0,999	0,26
80,2	-11,780	64,546	0,995	0,996	0,16
80,3	-11,753	64,400	0,991	0,994	0,34
80,4	-11,727	64,254	0,989	0,992	0,24
80,5	-11,703	64,126	0,980	0,990	0,98
80,7	-11,650	63,833	0,975	0,985	1,06
81,0	-11,560	63,340	0,963	0,977	1,51
81,2	-11,513	63,085	0,954	0,974	2,06
81,5	-11,410	62,518	0,942	0,965	2,41
81,8	-11,350	62,190	0,929	0,960	3,27
82,0	-11,110	60,875	0,922	0,940	1,88
82,2	-11,047	60,528	0,914	0,934	2,17
82,5	-10,960	60,053	0,902	0,927	2,68
82,8	-10,873	59,578	0,890	0,920	3,20
83,0	-10,837	59,377	0,881	0,917	3,88
83,2	-10,803	59,194	0,876	0,914	4,16
83,5	-10,730	58,793	0,865	0,910	4,68
83,8	-10,653	58,372	0,855	0,901	5,17
84,0	-10,607	58,117	0,848	0,897	5,49
84,2	-10,550	57,806	0,839	0,892	6,02
84,5	-10,480	57,423	0,829	0,886	6,43
84,8	-10,400	56,984	0,819	0,880	6,84
85,0	-10,353	56,729	0,810	0,876	7,51
85,5	-10,237	56,089	0,794	0,866	8,25
86,0	-10,123	55,468	0,781	0,856	8,76
87,0	-9,887	54,172	0,755	0,836	9,66
88,0	-9,667	52,966	0,734	0,817	10,54
				<b>Erro relativo médio (%)</b>	<b>3,91</b>

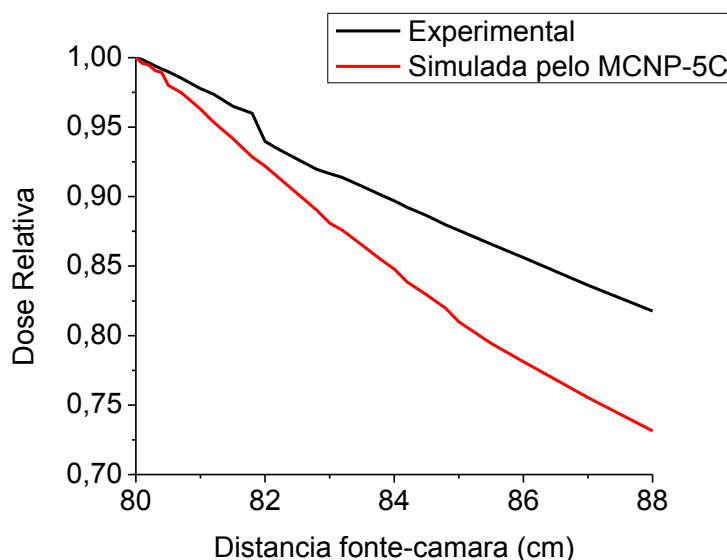


Fig.30: Curvas de atenuação de dose no ar.

Nesta segunda avaliação do feixe, o erro encontrado é 3,91% entre os valores simulados e os experimentais ( $E_3$ ), pouco superior ao anterior.

## 5. CONCLUSÃO

---

Em relação ao estudo do equipamento de radioterapia superficial Dermopan2®, as simulações das curvas de PDP (feitas com filtro de 1,0 mm de alumínio) revelam, com resultado excelente (variação de 2,72% –  $E_2$ ), que a curva de PDP disponibilizada no manual do fabricante foi obtida fazendo uso do filtro adicional, fato não especificado pelo mesmo, e que a inclinação do anodo do tubo de raios-X é próxima de 30°. Em sequência é simulado o espectro de radiação de 50 kVp também filtrado por 1,0 mm de alumínio. O valor da primeira CSR do espectro exhibe coerência com o informado no manual do fabricante, com erro relativo de 1,33%. A energia efetiva de 19,9 kV também caracteriza o feixe de radiação proveniente do equipamento em questão.

Os demais espectros de fótons e curvas de PDP, calculados variando a espessura do filtro adicional, evidenciam os fenômenos de atenuação ocasionados pela filtração do feixe.

O espectro de radiação de 50 kVp não filtrado revela picos de radiação característica do tungstênio (material alvo), perfeitamente explicados pelas várias transições entre camadas eletrônicas que ocorrem na faixa de energia de 9,0 e 11,0 kV.

Se tratando do feixe de raios  $\gamma$  (equipamento Alcyon II®), a simulação de PDP efetuada na água é comparada com dados fornecidos pelo Setor de Radioterapia e resulta em um erro tolerável de 3,06% ( $E_1$ ). Já a comparação das simulações feitas no ar com dados experimentais medidos também no ar mostra erro relativo de 3,91% ( $E_3$ ).

Portanto, avaliando os erros  $E_1$ ,  $E_2$  e  $E_3$  encontrados, as simulações computacionais geradas com o Método de Monte Carlo, Código MCNP-5, relatam exatidão quando comparadas com resultados teóricos e/ou experimentais, não produzindo variações superiores a 4,0%. Em outros trabalhos o MCNP-5C também tem sido testado e comparado com outros modelos de cálculo, como o Modelo de TBC, e apresenta resultados plausíveis que realçam sua eficácia [35,36].

A metodologia de análise do espectro energético e da curva de porcentagem de dose profunda (PDP) desenvolvida neste trabalho foi validada e apresenta eficiência, podendo ser estendida para estudos de outros feixes clínicos, e ainda subsidiar os dados radiométricos utilizados nos planejamentos e cálculos de dose realizados pelo profissional da física médica na sua rotina nos Serviços de Radioterapia.

O perfil de dose de radiação produzida pelos novos equipamentos de radiação destinados às terapias poderá ser mais bem compreendido com simulações teórico-computacionais como a apresentada neste trabalho.

## 6. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

---

1. MINISTÉRIO DA SAÚDE. INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER. "Estimativas 2010: Incidência de Câncer no Brasil". Rio de Janeiro-RJ: INCA. 2009.
2. SALVAJOLI, J. V.; SOUAHAMI, L.; FARIA, S. L. "Radioterapia em Oncologia". MEDSI Editora Médica e Científica Ltda. Rio de Janeiro-RJ. 1999.
3. FERNANDES M. A. R. "Utilização de Moldes Radioativos Especiais de Folhas de Ouro-198 para Braquiterapia em Tumores de Pele". Tese de Doutorado, Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN/CNEN-SP), São Paulo-SP: IPEN. 2000.
4. FERNANDES, M. A. R. "Radioterapia – princípios gerais e resultados importantes na assistência oncológica". UNIVERSITAS: Revista do Centro Universitário Católico Salesiano Auxilium, v.3, p.221 – 239. 2010.
5. OLIVEIRA Jr. B. "Estudo Comparativo entre o Tratamento Radioterápico com Elétrons e Betaterapia após Cirurgia de Quelóide". Dissertação (Mestrado), Faculdade de Medicina de Botucatu – Universidade Estadual Paulista. Botucatu-SP. 65p. 2007.
6. PODGORSKAK, E. B. Technical Editor. "Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students". Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA). Vienna. 2005.
7. SCAFF, L. A. M. "Física na Radioterapia – A Base Analógica de uma Era Digital". Editora Projeto Saber. São Paulo-SP. 2010.
8. KHAN, F. "The Physics of Radiation Therapy". 3ª Ed. Lippincott Williams & Wilkins. Philadelphia-PA. 560p. 2003.
9. BRIESMEISTER, J. F. "MCNP – A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 5". LA-CP-03-0245. Los Alamos National Laboratory. Los Alamos. Novo México. 2000.
10. PEREIRA F. C.; KADRI N. G. "Análise Experimental e Computacional da Distribuição de Dose de Radiação em Feixes de Raios-X Odontológico". [Trabalho de Conclusão de Curso de Graduação], Centro Universitário Católico Salesiano Auxilium de Araçatuba/UniSalesiano, Araçatuba-SP, 2010.
11. FERNANDES, M. A. R.; YORIYAZ, H.; MAIO, M. F.; SANTOS, A.; FERNANDES, M. F. S.; FURUSE, C. F.; FURUSE, A. Y. "Determinação da Dose de Radiação Absorvida Utilizando o Método de Monte Carlo e Medidas dos Efeitos da Radiação Ionizante em Materiais Utilizados em Restaurações Dentárias". Anais do IX Congresso da Sociedade Brasileira de Radioterapia e VII Jornada de Física Médica. Gramado-RS. 2007.
12. FERNANDES, M. A. R., TADA, A., YORIYAZ, H. "Uso do Código MCNP para Análise da Curva de Atenuação em Feixes de Elétrons de 4 MeV". Revista Brasileira de Cancerologia. v.56, p.35 – 35. 2010.
13. "History of Radiation Therapy. The Evolution of Therapeutic Radiology". Disponível em: <http://www.ranswers.com/aboutus/history.aspx>. Acessado em março de 2011.
14. MÖLLER, S. V. "Aplicações Industriais das Radiações Ionizantes: Radioatividade". Departamento de Energia Nuclear. Universidade Federal do Rio Grande do Sul. Porto Alegre-RS.
15. TAUHATA, L.; P.A.SALATI, I.; PRINZIO, R. Di; PRINZIO, A. Di. "Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos". 5ª revisão. Instituto de Radioproteção e Dosimetria IRD/CNEN. Rio de Janeiro-RJ. 242p. 2003.
16. EISBERG, R.; RESNICK, R. "Física Quântica". Elsevier. Rio de Janeiro-RJ. 928p. 1979.
17. JOHNS, H. E.; CUNNINGHAM, J. R. "The Physics of Radiology". 3ª Ed. Charles C. Thomas Publisher. Springfield, Illinois. 800p. 1974.
18. CURRY, T. S.; DOWDEY, J. E.; MURRY, R. C. Jr. "Christensen's Physics of Diagnostic Radiology". 4ª Ed. Lippincott Williams & Wilkins. Philadelphia-PA. 431p. 1990.

19. TADA, A. "Análise Dosimétrica de Fontes de Radiação para uso em Lesões Dermatológicas". Dissertação (Mestrado), Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN/CNEN-SP), São Paulo-SP: IPEN. 2010.
20. COELHO, T. S. "Desenvolvimento de um Sistema de Dosimetria para Aplicadores de Betaterapia de  $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ ". Dissertação (Mestrado), Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN/CNEN-SP), São Paulo-SP: IPEN. 2010.
21. INSTITUTO NACIONAL DO CÂNCER. "Câncer de Pele – Não Melanoma". Disponível em: [http://www.inca.gov.br/conteudo\\_view.asp?id=334](http://www.inca.gov.br/conteudo_view.asp?id=334). Acessado em maio de 2011.
22. "Doenças Dermatológicas. Carcinoma Espinocelular (CEC)". Disponível em: [http://www.emmanuelfranca.com.br/doencas/doencas103\\_carcinoma\\_espinocelular.html](http://www.emmanuelfranca.com.br/doencas/doencas103_carcinoma_espinocelular.html). Acessado em maio de 2011.
23. SCHABERLE, F. A.; SILVA, N. C. Da. "Introdução à Física da Radioterapia". Universidade Federal de Santa Catarina. Disponível em: <http://www.fsc.ufsc.br/~canzian/intrort/radioterapia.html>. Acessado em abril de 2011.
24. SIEMENS. "Dermopan2®: Dosimetria". Technical Report. Medical Division. Erlanger, Alemanha. 1973.
25. "Sealed Source Calibration Contamination and Leak Test Certificate of Co-60 Source". International Isotopes Inc. Commerce Circle. Idaho Falls, Idaho. 2009.
26. GE MEDICAL SYSTEMS. "Alcyon 80, 90, 100 & 200: Technical and Operating manual". 1993.
27. SHULTIS, J. K.; FAW, R. E. "An MCNP Primer". Dept. of Mechanical and Nuclear Engineering. Kansas State University. Manhattan-KS. 2005.
28. YORIYAZ, H. "Fundamentos do Método de Monte Carlo para Transporte de Radiação". Apostila da Disciplina TNR-5763. Instituto de Pesquisa Energéticas e Nucleares – IPEN/CNEN. São Paulo-SP. 2010.
29. SIEMENS. "AEW 50/25 ö: Dermopan X-Ray Tube for Soft Radiation Therapy". Medical Division. Erlanger, Alemanha. 1973.
30. FERNANDES, M. A. R.; RIBEIRO, V. A. B.; VIANA, R. S. S.; COELHO, T.S. "Use of the MCNP-5C code for study of the PDD curve and energy spectrum behavior in function of the anode inclination angle variation in low energy X-ray equipment". Anais da International Nuclear Atlantic Conference. Belo Horizonte-MG. 2011.
31. FERNANDES, M. A. R.; RIBEIRO, V. A. B.; VIANA, R. S. S.; COELHO, T.S. "Uso do código MCNP-5C para determinação do espectro de energia e estudo do comportamento da curva de PDP em equipamento de raios-X de baixa energia". Anais do VII Congresso de Física Aplicada à Medicina. Botucatu-SP. 2011.
32. NIST: Physical Measurement Laboratory. "Stopping-Power and Range Tables for Electrons". Radiation Dosimetry Data. Disponível em: <http://www.nist.gov/pml/data/star/index.cfm>. Acessado em: junho de 2011.
33. NIST: Physical Measurement Laboratory. "XCOM: Photon Cross Sections Database". X-Ray and Gamma-Ray Data. Disponível em: <http://www.nist.gov/pml/data/xcom/index.cfm>. Acessado em: junho de 2011.
34. NIST: Physical Measurement Laboratory. "X-Ray Transition Energy". X-Ray and Gamma-Ray Data. Disponível em: <http://www.nist.gov/pml/data/xraytrans/index.cfm>. Acessado em: junho de 2011.
35. COSTA, P. R.; SO, A. J. H.; FERNANDES, M. A. R.; RIBEIRO, V. A. B. "Análise comparativa entre os espectros de raios-X de 140 kVp calculados pelo modelo de TBC e pelo Método de Monte Carlo". Anais do VII Congresso de Física Aplicada à Medicina. Botucatu-SP. 2011.
36. SO, A. J. H. "Calibração do Modelo de TBC modificado para cálculos de espectro de raios-X". Dissertação (Conclusão de Curso), Instituto de Física (IF/USP-SP), São Paulo-SP. 2011.

# ANEXO 1

Arquivo de entrada (*input*) do Código MCNP-5 para simulação do feixe de raios-X superficial (Dermopan2®).

```
Dermopan2
c BLOCO 1
c ----- Celulas -----
1 7 -1.00 -16 17 -1      imp:p=1 imp:e=1 $ Camada1
2 7 -1.00 -17 18 -1      imp:p=1 imp:e=1 $ Camada2
3 7 -1.00 -18 19 -1      imp:p=1 imp:e=1 $ Camada3
4 7 -1.00 -19 20 -1      imp:p=1 imp:e=1 $ Camada4
5 7 -1.00 -20 21 -1      imp:p=1 imp:e=1 $ Camada5
6 7 -1.00 -21 22 -1      imp:p=1 imp:e=1 $ Camada6
7 7 -1.00 -22 23 -1      imp:p=1 imp:e=1 $ Camada7
8 7 -1.00 -23 24 -1      imp:p=1 imp:e=1 $ Camada8
9 7 -1.00 -24 25 -1      imp:p=1 imp:e=1 $ Camada9
10 7 -1.00 -25 26 -1     imp:p=1 imp:e=1 $ Camada10
11 7 -1.00 -26 27 -1     imp:p=1 imp:e=1 $ Camada11
12 7 -1.00 -27 28 -1     imp:p=1 imp:e=1 $ Camada12
13 7 -1.00 -28 29 -1     imp:p=1 imp:e=1 $ Camada13
14 7 -1.00 -29 30 -1     imp:p=1 imp:e=1 $ Camada14
15 7 -1.00 -30 31 -1     imp:p=1 imp:e=1 $ Camada15
16 7 -1.00 -31 32 -1     imp:p=1 imp:e=1 $ Camada16
30 6 -11.35 -6 1 7 -8     imp:p=1 imp:e=1 $ Localizador
40 7 -1.00 -16 32 46 -47 48 -49 #1 #2 #3 #4 #5 #6 #7 #8 #9 #10
    #11 #12 #13 #14 #15 #16  imp:p=1 imp:e=1 $ Phantom
50 1 -0.001205 -54 -55 56 #1 #2 #3 #4 #5 #6 #7 #8 #9 #10 #11
    #12 #13 #14 #15 #16#30 #31 #32 #33 #34
    #35 #36 #37 #38 #39 #40  imp:p=1 imp:e=1 $ Interesse Ar
60 0 54:55:-56           imp:p=0 imp:e=0 $ Infinito
c ----- Tubo de raios-X -----
31 4 -19.30 -61 -62 63  trcl=999  imp:e,p=1 $ Alvo
32 5 -1.848 -64 -66 67      imp:e,p=1 $ Janela de berilio
37 0 -64 -65 66           imp:e,p=1 $ Vacuo1
33 0 65 -68 -69 70 -71 72 #31  imp:e,p=1 $ Vacuo2
34 2 -11.35 (67 -68 -69 70 -71 72) #33 #32 #31 #37  imp:e,p=1 $ Chumbo
39 2 -11.35 (67 -85 -81 82 -83 84) #31 #32 #37 #33 #34  imp:e,p=1 $ Chumbo
35 3 -2.6989 -73 74 -75 76 -77 78  imp:e,p=1 $ Filtro aluminio
36 1 -0.001205 -1 -79 80  imp:e,p=1 $ Detector 1
38 1 -0.001205 -1 -8 9     imp:e,p=1 $ Detector 2

c BLOCO 2
1 cz 2.0
c ----- Localizador -----
6 cz 2.192
7 pz -30.0
8 pz -3.6
c ----- Camadas PDP -----
16 pz -30.00
17 pz -30.10
18 pz -30.20
19 pz -30.30
20 pz -30.40
21 pz -30.50
22 pz -31.00
23 pz -31.50
```

24 pz -32.00  
 25 pz -32.50  
 26 pz -33.00  
 27 pz -33.50  
 28 pz -34.00  
 29 pz -34.50  
 30 pz -35.00  
 31 pz -35.50  
 32 pz -36.00  
 46 px -3  
 47 px 3  
 48 py -3  
 49 py 3  
 c ----- Interesse -----  
 54 cz 10  
 55 pz 7  
 56 pz -41  
 c ----- Tubo de raios-X -----  
 c ----- Alvo -----  
 61 cx 1  
 62 px 0  
 63 px -2  
 c ----- Blindagem de chumbo -----  
 64 cz 1.5  
 65 pz -1.2  
 66 pz -2.1  
 81 px 5  
 82 px -5  
 83 py 5  
 84 py -5  
 85 pz 4  
 c ----- Janela de berilio -----  
 67 pz -2.2  
 c ----- Vacuo -----  
 68 pz 3  
 69 px 4  
 70 px -4  
 71 py 4  
 72 py -4  
 c ----- Filtragem de aluminio -----  
 73 pz -3.5  
 74 pz -3.6  
 75 px 2.5  
 76 px -2.5  
 77 py 2.5  
 78 py -2.5  
 c ----- Detectores -----  
 79 pz -2.5  
 80 pz -3.5  
 9 pz -4.6  
  
 c BLOCO 3  
 c ----- Inclinação do alvo 30 graus -----  
 TR999\* 0 0 0 30 90 120 90 0 90 60 90 30 1  
 c ----- Materiais -----  
 m1 6000. -0.000124 7000. -0.755267 8000. -0.231781  
     18000. -0.012827     \$ Ar  
 m2 82000. 1             \$ Chumbo  
 m3 13000. 1            \$ Aluminio  
 m4 74000. 1            \$ Tungstenio  
 m5 4000. 1             \$ Berilio  
 m6 82000. 1            \$ Chumbo

m7 1000. -0.111894 8000. -0.888106 \$ Agua  
c ----- Fonte -----  
BBREM 1. 1. 46i 10. 4 1  
mode e p  
sdef pos 3.5 0 0 erg 0.050 dir 1 axs 3.5 0 0 vec=-3.5 0 0 par 3  
si1 0 0.3025  
sp1 0 1  
F14:P 36  
E14 0.001 100i 0.050  
F24:P 38  
E24 0.001 100i 0.050  
c ----- Tally axial -----  
F6:P 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15 16  
c ----- Tamanho -----  
dbcn 17j 2  
nps 1E+8  
print 30 110  
prdmp j 2E+7 1 3

## ANEXO 2

Arquivo de entrada (*input*) do Código MCNP-5 para simulação do feixe de raios  $\gamma$  ( $^{60}\text{Co}$ ).

```
Cobalto 60
c BLOCO 1
c ----- Celulas -----
1 4 -1.00 -16 17 -1      imp:p=1 imp:e=1 $ Camada1
2 4 -1.00 -17 18 -1      imp:p=1 imp:e=1 $ Camada2
3 4 -1.00 -18 19 -1      imp:p=1 imp:e=1 $ Camada3
4 4 -1.00 -19 20 -1      imp:p=1 imp:e=1 $ Camada4
5 4 -1.00 -20 21 -1      imp:p=1 imp:e=1 $ Camada5
6 4 -1.00 -21 22 -1      imp:p=1 imp:e=1 $ Camada6
7 4 -1.00 -22 23 -1      imp:p=1 imp:e=1 $ Camada7
8 4 -1.00 -23 24 -1      imp:p=1 imp:e=1 $ Camada8
9 4 -1.00 -24 25 -1      imp:p=1 imp:e=1 $ Camada9
10 4 -1.00 -25 26 -1     imp:p=1 imp:e=1 $ Camada10
11 4 -1.00 -26 27 -1     imp:p=1 imp:e=1 $ Camada11
12 4 -1.00 -27 28 -1     imp:p=1 imp:e=1 $ Camada12
13 4 -1.00 -28 29 -1     imp:p=1 imp:e=1 $ Camada13
14 4 -1.00 -29 30 -1     imp:p=1 imp:e=1 $ Camada14
15 4 -1.00 -30 31 -1     imp:p=1 imp:e=1 $ Camada15
16 4 -1.00 -31 32 -1     imp:p=1 imp:e=1 $ Camada16
17 4 -1.00 -32 33 -1     imp:p=1 imp:e=1 $ Camada17
18 4 -1.00 -33 34 -1     imp:p=1 imp:e=1 $ Camada18
19 4 -1.00 -34 35 -1     imp:p=1 imp:e=1 $ Camada19
20 4 -1.00 -35 36 -1     imp:p=1 imp:e=1 $ Camada20
21 4 -1.00 -36 37 -1     imp:p=1 imp:e=1 $ Camada21
22 4 -1.00 -37 38 -1     imp:p=1 imp:e=1 $ Camada22
23 4 -1.00 -38 39 -1     imp:p=1 imp:e=1 $ Camada23
24 4 -1.00 -39 40 -1     imp:p=1 imp:e=1 $ Camada24
25 4 -1.00 -40 41 -1     imp:p=1 imp:e=1 $ Camada25
26 4 -1.00 -41 42 -1     imp:p=1 imp:e=1 $ Camada26
27 4 -1.00 -42 43 -1     imp:p=1 imp:e=1 $ Camada27
28 4 -1.00 -43 44 -1     imp:p=1 imp:e=1 $ Camada28
29 4 -1.00 -44 45 -1     imp:p=1 imp:e=1 $ Camada29
40 4 -1.00 -16 43 46 -47 48 -49 #1 #2 #3 #4 #5 #6 #7 #8 #9 #10
    #11 #12 #13 #14 #15 #16 #17 #18 #19 #20 #21 #22 #23 #24
    #25 #26 #27 #28 #29      imp:p=1 imp:e=1 $ Phantom
50 1 -0.001205 -54 -55 56 #1 #2 #3 #4 #5 #6 #7 #8 #9 #10 #11 #12 #13
    #14 #15 #16 #17 #18 #19 #20 #21 #22 #23 #24 #25 #26 #27 #28
    #29 #30 #31 #32 #33 #34 #36 #40 imp:p=1 imp:e=1 $ Interesse
60 0 54:55:-56          imp:p=0 imp:e=0 $ Infinito
c ----- Cabecote -----
30 3 -8.80 -61 -62 63 #31 #32 #33 #34      imp:e,p=1 $ Fonte
31 2 -11.35 64 -65 -66 67 -80 81          trcl=999 imp:e,p=1 $ Chumbo1
32 2 -11.35 -68 69 -70 71 -80 81          trcl=888 imp:e,p=1 $ Chumbo2
33 2 -11.35 -72 73 -75 74 -80 81 #31 #32   trcl=777 imp:e,p=1 $ Chumbo3
34 2 -11.35 -76 77 -78 79 -80 81 #31 #32   trcl=666 imp:e,p=1 $ Chumbo4
36 1 -0.001205 -1 -5 6      imp:e,p=1 $ Detector

c BLOCO 2
1 cz 0.5
c ----- Camadas medida PDP -----
16 pz -80.50
17 pz -80.55
18 pz -80.60
19 pz -80.65
```

20 pz -80.70  
21 pz -80.75  
22 pz -80.80  
23 pz -80.85  
24 pz -80.90  
25 pz -80.95  
26 pz -81.00  
27 pz -81.05  
28 pz -81.50  
29 pz -81.55  
30 pz -82.00  
31 pz -82.05  
32 pz -82.50  
33 pz -82.55  
34 pz -83.00  
35 pz -83.05  
36 pz -83.50  
37 pz -83.55  
38 pz -84.00  
39 pz -84.05  
40 pz -84.50  
41 pz -84.55  
42 pz -85.00  
43 pz -85.05  
44 pz -85.50  
45 pz -85.55  
46 px -7  
47 px 7  
48 py -7  
49 py 7  
50 pz -100.00  
c ----- Interesse -----  
54 cz 10  
55 pz 5  
56 pz -110.00  
c ----- Fonte -----  
61 cz 1.0335  
62 pz 3.17  
63 pz 0  
c ----- Blindagem de Chumbo -----  
c ----- 1 -----  
64 px 1.0335  
65 px 4  
66 py 7  
67 py -7  
c ----- 2 -----  
68 px -1.0335  
69 px -4  
70 py 7  
71 py -7  
c ----- 3 -----  
72 px 7  
73 px -7  
74 py 1.0335  
75 py 4  
c ----- 4 -----  
76 px 7  
77 px -7  
78 py -1.0335  
79 py -4  
80 pz 0  
81 pz -45

c ----- Detector -----  
5 pz -46  
6 pz -47  
  
c BLOCO 3  
c ----- Blindagem 2.8385 graus -----  
c ----- 92.8385 em x -----  
TR999\* 0 0 0 -2.8385 90 87.1615 90 0 90 92.8385 90 -2.8385 1  
c ----- 92.8385 em y -----  
TR777\* 0 0 0 0 90 90 90 -2.8385 87.1615 90 92.8385 -2.8385 1  
c ----- 87.1615 em x -----  
TR888\* 0 0 0 2.8385 90 92.8385 90 0 90 87.1615 90 2.8385 1  
c ----- 87.1615 em y -----  
TR666\* 0 0 0 0 90 90 90 2.8385 92.8385 90 87.1615 2.8385 1  
c ----- Materiais -----  
m1 6000. -0.000124 7000. -0.755267 8000. -0.231781 18000. -0.012827 \$ Ar  
m2 82000. 1 \$ Chumbo  
m3 60000. 1 \$ Cobalto  
m4 1000. -0.111894 8000. -0.888106 \$ Agua  
c ----- Fonte -----  
mode p  
sdef pos=0 0 0 erg=d2 dir 1 axs=0 0 1 vec=0 0 -1 par=2  
si1 l 0 1.0335  
sp1 0 1  
si2 l 1.1732 1.3325  
sp2 0.5 0.5  
F14:P 36  
E14 1.100 599i 1.400  
c ----- Tally axial -----  
F6:P 1 2 3 4 5 6 7 8 9 10 11 12 13 14 15 16 17 18 19 20 21 22 23 24 25 26 27 28 29  
c ----- Tamanho -----  
dbcn 17j 2  
nps 1E+8  
print 30 110  
prtmp j 1E+7 1 3