

CÂMPUS DE BOTUCATU - INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS

EDUARDO MATEUS MOTTA TRINDADE

**Métodos de Calibração e Dosimetria de Aplicadores
de Betaterapia**

Botucatu

2009

Eduardo Mateus Motta Trindade

**Métodos de Calibração e Dosimetria de Aplicadores de
Betaterapia**

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

Supervisor: Prof. Dr. Joel Mesa Hormaza

Orientador: Prof. Dr. Marco Antonio R. Fernandes

Botucatu
2009

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA SEÇÃO TÉCNICA DE AQUISIÇÃO E TRATAMENTO
DA INFORMAÇÃO
DIVISÃO DE BIBLIOTECA E DOCUMENTAÇÃO - CAMPUS DE BOTUCATU - UNESP
BIBLIOTECÁRIA RESPONSÁVEL: SELMA MARIA DE JESUS

Trindade, Eduardo Mateus Motta.

Métodos de Calibração e Dosimetria de Aplicadores de Betaterapia /
Eduardo Mateus Motta Trindade. - Botucatu [s.n], 2009.

Trabalho de conclusão (bacharelado – Física médica) – Universidade
Estadual Paulista, Instituto de Biociências de Botucatu, 2009

Orientador: Marco Antonio R. Fernandes

1. Radiação 2. Radioterapia 2. Física médica

Palavras-chave: Betaterapia; Estrôncio-90; Radioterapia

Agradecimentos

Agradeço aos meus familiares e amigos, que há todo momento me apoiaram e incentivaram na conclusão dessa etapa, estes são meus pilares de sustentação que nunca abalam.

Agradeço também, ao Profº Drº Marco Antonio R. Fernandes que me apresentou à radioterapia, uma área que pretendo seguir como profissão. Junto à isso, agradeço aos profissionais do setor de radioterapia do Hospital do Câncer de Barretos que me deram a oportunidade de estagiar no setor de Física da Radioterapia, onde aprendi muito sobre a profissão.

RESUMO

As fontes de betaterapia de uso clínico no Brasil são, em sua grande maioria, de estrôncio-90, elemento radioativo não produzido no país, e conseqüentemente requer importação de laboratórios internacionais credenciados pela Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA). O uso destas fontes é sempre limitado a creditação de valores característicos fornecidos pelo fabricante, tabelas que fornecem o valor de atividade nominal e distribuição de dose para determinação do tempo de irradiação da lesão. O Instituto de Pesquisas Energéticas Nucleares (IPEN/CNEN-SP) vem recentemente pesquisando o perfil de emissão de radiação destes tipos de fontes, e alguns trabalhos estão sendo desenvolvidos com câmaras de ionização de extrapolação com a finalidade de se padronizar uma sistemática de calibração de fontes de betaterapia. Outros trabalhos paralelos com dosímetros termoluminescentes (TLD's) e simulações com o método de Monte Carlo. Filmes radiológicos também têm sido utilizados em estudos de análise dosimétrica dos aplicadores de estrôncio-90. Neste trabalho pretende-se analisar os diferentes métodos propostos para calibração de aplicadores de betaterapia, já consolidados e em estudos, verificando as vantagens e desvantagens de cada um dos procedimentos.

Palavras-chave: Betaterapia; Estrôncio-90; Radioterapia

ABSTRACT

The sources of betatherapy for clinical use in Brazil are, the vast majority of strontium-90, radioactive element that is not produced in the country, and therefore requires importation of international laboratories accredited by the International Atomic Energy Agency (IAEA). The use of these resources is always limited the crediting of characteristic values supplied by the manufacturer tables that provide the nominal value of activity and dose distribution to determine the irradiation time of the injury. The Institute of Nuclear Energy Research (IPEN / CNEN-SP) has recently researching the emission profile of these types of radiation sources, and some jobs are being developed with ionization chambers extrapolation for the purpose of standardizing a systematic calibration sources betatherapy. Other studies using parallel measures dosimeters (TLD's) and simulations with the Monte Carlo method. Radiological films have also been used in studies of applicators dosimetric analysis of strontium-90. This paper seeks to analyze the different methods for calibration of applicators betatherapy, already consolidated in studies by examining the advantages and disadvantages of each procedure

Keywords: betatherapy, Strontium-90; Radiotherapy

SUMÁRIO

1. INTRODUÇÃO	6
2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS	8
2.1 Noções de física nuclear	8
2.2 Emissões	13
2.2.1 Emissão de partículas alfa (α)	13
2.2.2 Emissão Beta	15
2.2.3 Emissão de raios gama (γ)	17
2.3 Interação da radiação com a matéria	17
2.4 Medida da radiação ionizante	20
2.4.1 Câmaras de Ionização	21
2.4.2 Câmara de extrapolação	22
2.4.3 Filme radiográfico	23
2.5 Betaterapia	25
3. MATERIAIS E MÉTODOS	30
3.1 Dados da literatura	30
3.2 Experimento realizado	30
4. DADOS E RESULTADOS	31
4.1 Dados da literatura	31
4.2 Experimento realizado	33
5. CONCLUSÕES	34
6. BIBLIOGRAFIA	35

1 INTRODUÇÃO

O estudo da dosimetria da radiação teve início no final do século XIX com a descoberta dos raios-X por Roentgen (1895), da radioatividade por Becquerel (1896) e do rádio pelo casal Curie (1898). Em pouco tempo, os raios-X e o rádio tornaram-se importantes instrumentos na medicina, sendo amplamente utilizados[1].

Nos anos seguintes, foram constatados efeitos biológicos danosos da radiação. Observou-se que as exposições prolongadas à radiação deveriam ser evitadas e que medidas de proteção deveriam ser tomadas[1].

Diversas organizações, direcionadas à proteção radiológica, foram então fundadas. Em 1925 foi criado o *International Commission on Radiological Units* (ICRU), com o objetivo de estudar e padronizar as grandezas da radiação em radiologia. A câmara de ionização, em especial a câmara de ar livre, foi o instrumento de medida escolhido para a padronização e definição da grandeza exposição para radiação X e gama[1].

Durante muitos anos a dosimetria das radiações manteve-se diretamente relacionada com a prática da radiologia. Com o objetivo de se controlar a quantidade de radiação liberada pelas máquinas de raios-X, então existentes, foram pesquisados e desenvolvidos diversos tipos de sistemas detectores[1].

Em proteção radiológica, as radiações diretamente ionizantes e pouco penetrantes foram sempre consideradas de menor importância. Considerava-se que as radiações indiretamente ionizantes, como as radiações X e γ , apresentavam fatores de riscos maiores. No entanto, diversos estudos demonstram que os riscos, particularmente para a epiderme e para o cristalino, decorrentes de uma irradiação beta não podem ser desprezados[1].

A utilização de fontes de radiação beta na medicina, para tratamento de lesões superficiais, teve início no princípio do século. Os primeiros esforços em utilizar clinicamente essas fontes trouxeram sérias consequências. As terapias eram marcadas pela falta de conhecimento dos efeitos da radiação. Nesta época, a forma correta de posicionamento das fontes não era conhecida, o que impossibilitava a obtenção de doses uniformes nas lesões[1].

Os aplicadores de betaterapia mais utilizados no Brasil possuem como elemento emissor de radiação o estrôncio-90 (Sr-90), que possui uma meia-vida de 28,5 anos e emite partículas betas de energia máxima de 0,546 MeV. Do decaimento radioativo do Sr-90 obtém-se o elemento Ytrio-90 (Y-90) com 64,1 horas de meia-vida e energias de 2,279 MeV (99,99% das transições) e 0,519 MeV (0,01%). O Y-90, por sua vez, decai em zircônio-90, que é estável. A dose máxima de radiação se dá na superfície do tecido, isto é, a 0,0 mm de profundidade[1].

Na profundidade de 2,0 mm tem-se aproximadamente 40% da dose máxima. Com estas características, os aplicadores, atualmente em uso não apresentam grandes exigências de proteção radiológica, sendo armazenados em recipientes de mínimas espessuras de chumbo e estrutura de madeira. Durante o manuseio destes aplicadores, utiliza-se como barreira primária material de baixo número atômico como plástico de espessura de aproximadamente 10mm[1].

A determinação precisa da taxa de dose superficial desses aplicadores é dificultada pelo baixo alcance das partículas beta, pelas altas taxas de dose, bem como pelas dimensões das fontes (diâmetro de aproximadamente 0,8cm). Para garantir um controle adequado dessas fontes, os seguintes parâmetros devem ser considerados: a dose superficial, a profundidade de dose, a uniformidade do campo e os protocolos apropriados para a avaliação de dose absorvida no tecido (pele)[1].

A calibração de um aplicador clínico é um procedimento complexo, dificultada pela rápida variação da taxa de dose com a distância. No caso dos aplicadores oftalmológicos, a curvatura das placas acentua a dificuldade na dosimetria destas fontes[1].

2 FUNDAMENTOS TEÓRICOS

2.1 Noções de física nuclear

O átomo consiste em um núcleo composto por dois tipos de partículas, prótons e nêutrons, conhecidos como “núcleons”, envolto por pequenas partículas orbitais chamadas elétrons. O diâmetro do átomo é da ordem de 10^{-10} m e o do núcleo atômico, de 10^{-4} m. O elétron tem uma massa de repouso de $9,105 \times 10^{-31}$ kg e tem uma carga elétrica negativa igual a $1,602 \times 10^{-19}$ Coulomb (C). Um próton tem uma massa de repouso de $1,673 \times 10^{-27}$ kg e tem uma carga elétrica positiva igual em magnitude à carga do elétron. Um nêutron tem massa praticamente igual a do próton, equivalente a $1,674 \times 10^{-17}$ kg e não tem carga elétrica[2] .

O átomo de um elemento é especificado pelo seu número atômico, denotado pelo símbolo Z, e seu número de massa, denotado pelo símbolo A. O número atômico é igual ao número de prótons no núcleo, e o número de massa é igual ao número de núcleons (prótons e nêutrons) no núcleo[2].

Cada elemento tem um símbolo químico associado. A notação padrão para especificar um átomo é



Isótopos de um elemento têm o mesmo número atômico, mas diferentes números de nêutrons e, portanto, diferentes números de massas.

Isótopos têm as mesmas propriedades químicas, mas diferentes propriedades físicas. Átomos que possuem o mesmo número de massa, mas número de prótons e nêutrons, são chamados isóbaros. Átomos com mesmo número de nêutrons, mas número atômico e de massa diferentes, são chamados isótonos. Isômeros são nuclídeos que possuem o mesmo número atômico e mesmo número de massa, mas estão em diferentes estados excitados. Existe um estado excitado, chamado metaestável, que é apenas parcialmente instável, pois o período de excitabilidade é longo quando comparado ao estado instável. Um elemento pode ocupar essa posição de energia, enquanto outro permanece estável. É nessa situação que definimos elementos isômeros[2].

Radiação é a propagação de energia através do espaço ou da matéria e é normalmente dividida em corpuscular e eletromagnética. Partículas subatômicas, tais como elétrons, prótons, nêutrons e alfas, quando possuem alta velocidade, formam feixes de radiação corpuscular. As radiações eletromagnéticas não possuem massa e estão enquadradas nesta classificação todas as radiações que possuem oscilações elétricas e magnéticas; são ondas que viajam em uma mesma velocidade e diferem somente no comprimento de suas ondas. Este comprimento de onda é normalmente expresso pela letra grega Lambda (λ) [2].

A radioatividade é a transformação espontânea do núcleo atômico de um nuclídeo para outro, emitindo um ou mais tipos de radiações, características das transformações ou dos núcleos pais. Além disso, o átomo resultante ou nuclídeo filho também é radioativo, e essa mudança de núcleo pai para núcleo filho é chamada desintegração ou transmutação. Atualmente, sabe-se que núcleos instáveis emitem partículas alfa, beta e gama como modo de aliviar essa instabilidade[3].

Vamos supor que tenhamos N átomos presentes num dado tempo t . Num intervalo de tempo Δt um certo número ΔN dos átomos presentes irá

se desintegrar. O número ΔN que se desintegra será proporcional ao número N , que está presente, e ao intervalo de tempo Δt . Simbolicamente este fato pode ser escrito

$$\Delta N = -\lambda N \Delta t, \quad (\text{eq. 1})$$

em que λ é a constante de proporcionalidade chamada constante de decaimento. O sinal negativo indica que o número de átomos presentes está decaindo[3].

Rearranjando a equação 1 e substituindo os elementos ΔN e Δt por suas correspondentes diferenciais, obtemos:

$$\begin{aligned} \frac{dN}{N} &= -\lambda dt \\ \Rightarrow \int_{N_0}^N \frac{dN}{N} &= -\lambda \int_0^t dt \\ \Rightarrow \ln\left(\frac{N}{N_0}\right) &= -\lambda t \\ \Rightarrow N &= N_0 e^{-\lambda t}. \end{aligned} \quad (\text{eq. 2})$$

em que N_0 é o número de núcleos presentes inicialmente na amostra[3].

A atividade (A) de uma amostra é definida como o número de desintegrações por unidade de tempo. Pode ser diretamente medida por um contador Geiger-Müller ou por um contador de cintilação. Matematicamente:

$$A = \frac{\Delta N}{\Delta t} = \lambda N. \quad (\text{eq. 3})$$

Esta constante de decaimento pode ser expressa em termos de atividade:

$$A = A_0 e^{-\lambda t}, \quad (\text{eq. 4})$$

em que A é a atividade no tempo t e A_0 é a atividade inicial da amostra.

Um gráfico da atividade de uma fonte de Tc-99m (10mCi) em função do tempo de decaimento está ilustrado na figura 1:

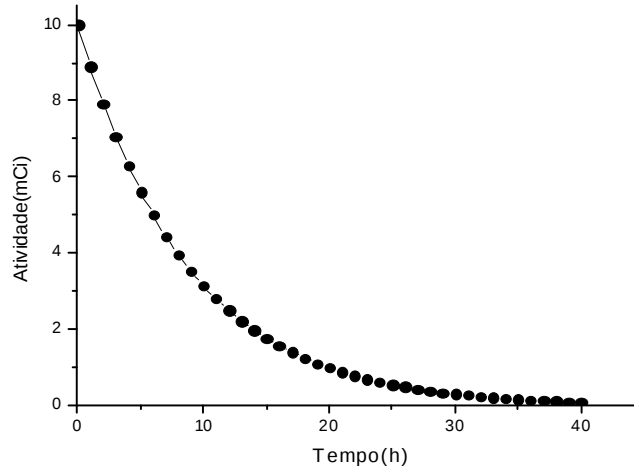


Figura 1 - Curva de decaimento de uma fonte de 10 mCi de Tc-99m [4].

A grandeza atividade é medida em desintegrações por segundo e duas unidades especiais foram criadas: o curie (Ci) e o bequerel (Bq), sendo que:

$$1\text{Ci} = 3,7 \times 10^{10} \text{ desintegrações por segundo (dps)},$$

$$1\text{Bq} = 1\text{dps}.$$

A unidade curie vem caindo em desuso, dando lugar ao bequerel [4].

A meia-vida de um nuclídeo radioativo é o tempo necessário para que o número de átomos numa amostra em particular se reduza a metade. A meia-vida, $T_{1/2}$, está relacionada com a constante de decaimento pela seguinte expressão:

$$T_{1/2} = \frac{0,693}{\lambda}. \quad (\text{eq. 5})$$

A vida média, $\bar{T}$, de um nuclídeo radioativo está relacionado com a constante de decaimento e a meia-vida pela equação a seguir:

$$\bar{T} = \frac{1}{\lambda} = 1,44T_{1/2}. \quad (\text{eq. 6})$$

A vida média representa o período de tempo que uma fonte hipotética precisaria para produzir o mesmo número de desintegrações que produziria num período de tempo infinito decaindo exponencialmente[4].

Quando um elemento químico (radioativo ou não) é introduzido em um organismo vivo, sofre metabolização e excreção própria. Chamamos de meia-vida biológica (T_B) ao tempo necessário para que a metade de um elemento introduzida em um organismo seja eliminada pelas vias normais.

A dose de radiação recebida por um órgão quando nele existe um material radioativo agregado depende de $T_{1/2}$ e T_B . A combinação de ambas nos dá T_E , que é o tempo em que a dose de radiação neste órgão fica reduzida à metade[4].

Sendo:

λ_B = a fração do radioisótopo eliminado biologicamente por unidade de tempo;

λ = a fração que decai fisicamente por unidade de tempo;

λ_E = a fração que desaparece por unidade de tempo por ambos os processos (físico e biológico).

Logo λ_E , chamada de constante de desintegração efetiva, é dada por:

$$\lambda_E = \lambda + \lambda_B.$$

Sabemos que:

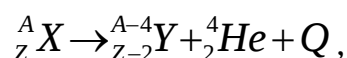
$$\begin{aligned} \lambda_E &= \frac{0,693}{T_E}, \quad \lambda = \frac{0,693}{T_{1/2}}, \quad \lambda_B = \frac{0,693}{T_B} \\ \frac{0,693}{T_E} &= \frac{0,693}{T_{1/2}} + \frac{0,693}{T_B} \Rightarrow T_E = \frac{T_{1/2} \times T_B}{T_{1/2} + T_B}. \end{aligned} \quad (\text{eq. 7})$$

2.2 Emissões:

2.2.1 Emissão de partículas alfa (α)

O decaimento alfa ocorre principalmente em núcleos pesados, ou seja, de elevado número atômico. À medida que o número de prótons no núcleo aumenta acima de 82, as forças coulombianas de repulsão se tornam mais fortes a ponto de separar as forças nucleares que mantêm os núcleons unidos. O núcleo instável emite uma partícula composta por dois prótons e dois nêutrons. Esta partícula, que na verdade é um núcleo do Hélio, é chamada partícula alfa[5].

Como resultado do decaimento alfa (α), o átomo tem seu número atômico reduzido de duas unidades e seu número de massa reduzido de quatro unidades. Uma reação geral para o decaimento alfa pode ser descrita como:



em que Q representa a energia total liberada no processo e é chamada de energia de desintegração. Esta energia, que se origina entre a diferença de massa entre o núcleo pai e os produtos da desintegração, representa a energia cinética da partícula alfa e a energia cinética do núcleo filho. A equação também mostra que a carga é conservada no processo, porque a carga do núcleo pai é Ze (onde e é a carga eletrônica); no núcleo filho é (Z-2)e e na partícula α é 2e[5].

O alcance das partículas alfa é muito pequeno, como se pode ver na Tabela 1, o que faz que elas sejam facilmente blindadas. Mesmo sem blindagem, a referida partícula alfa não consegue atravessar a pele humana. Entretanto, a ingestão de uma fonte emissora de partículas alfa poderá causar danos profundos a certas partes do corpo[5].

Tabela 1 - Alcance das partículas alfa no ar, no tecido humano e no Alumínio[4].

Energia (MeV)	Alcance (cm)		
Partículas alfa	Ar	Tecido Humano	Alumínio
1,00	0,55	$0,33 \times 10^{-2}$	$0,32 \times 10^{-3}$
2,00	1,04	$0,63 \times 10^{-2}$	$0,61 \times 10^{-3}$
3,00	1,67	$1,00 \times 10^{-2}$	$0,98 \times 10^{-3}$
4,00	2,58	$1,55 \times 10^{-2}$	$0,50 \times 10^{-3}$
5,00	3,50	$2,10 \times 10^{-2}$	$2,06 \times 10^{-3}$

As partículas α possuem energias características e discretas; portanto sempre têm a mesma energia cinética. Este fato levou a considerar-se o núcleo atômico com níveis de energia característicos e discretos. Na figura 2 temos alguns exemplos dessas transições e os respectivos espectros de energia (intensidade relativa versus energia cinética)[5].

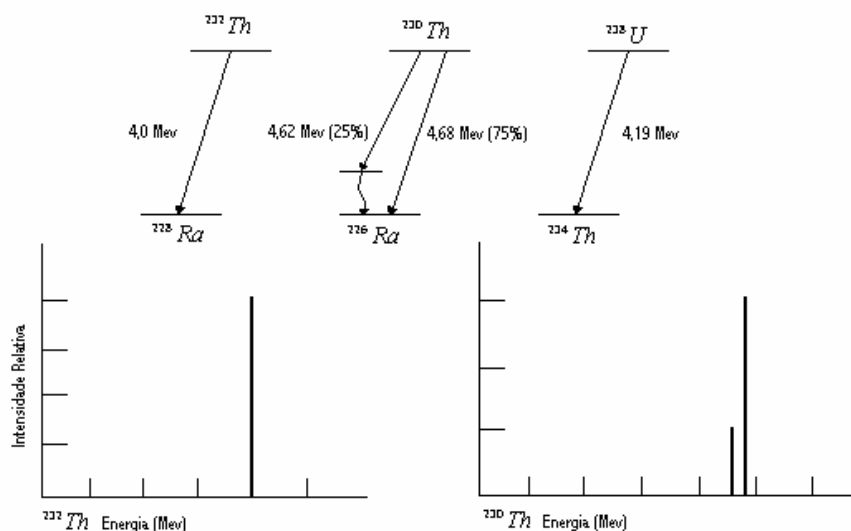
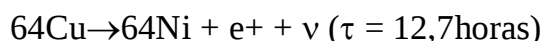
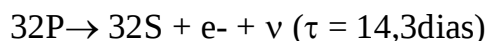


Figura 2 - Esquemas de desintegração e espectros de energia de alguns emissores α [3].

2.2.2 Emissão Beta

Um núcleo que decai espontaneamente pela emissão de um elétron, ou positron (que é uma partícula positivamente carregada com a massa de um elétron), sofre uma desintegração beta. Este, do mesmo modo de decaimento alfa, é um processo espontâneo, com uma energia de desintegração e uma meia vida definida. Também como o decaimento alfa, o decaimento beta é um processo estatístico. Abaixo temos dois exemplos de decaimento beta [6]:



O símbolo ν representa um neutrino, partícula neutra, sem massa, que é emitida do núcleo juntamente com o elétron durante o processo de decaimento. Os neutrinos interagem muito fracamente com a matéria e , por essa razão, sua detecção é tão difícil que levou muito tempo para se ter a confirmação de suas presenças, na tabela 2 vemos o alcance da partícula beta [6]:

Tabela 2 - Alcance das partículas beta no ar, no tecido humano e no Alumínio [4].

Energia (MeV)	Alcance (cm)		
Partículas beta	Ar	Tecido Humano	Alumínio
0,01	0,23	$0,27 \times 10^{-3}$	
0,10	12,00	$1,51 \times 10^{-2}$	$4,30 \times 10^{-3}$
0,50	150,00	0,18	$5,90 \times 10^{-2}$
1,00	420,00	0,50	0,15
2,00	840,00	1,00	0,34
3,00	1260,00	1,50	0,56

Assim como acontece com os elétrons, pósitrons e neutrinos são emitidos durante o decaimento beta. Eles são criados durante o processo de emissão, um nêutron se transformando num próton dentro do núcleo (ou inversamente) de acordo com [6]:

$$n \rightarrow p + e^{-} + \nu$$

ou

$$p \rightarrow n + e^{+} + \nu$$

Estes são, de fato, os processos básicos de decaimento beta e evidenciam que os neutrons e os prótons não são partículas verdadeiramente fundamentais. Observe que o numero de massa A de um nuclídeo que sofre decaimento beta não se altera, um dos seus nucleons constituintes simplesmente muda de caráter, mantendo inalterado o numero total de nucleons [6].

No decaimento alfa e no decaimento beta, as mesmas quantidades de energia são liberadas em cada evento individual de decaimento. No decaimento alfa de um determinado radionuclídeo, cada partícula emitida tem a mesma energia cinética bem definida. No entanto, no decaimento beta com a emissão de elétron a energia de desintegração Q é partilhada, em porções variáveis, entre o elétron e o neutrino. Às vezes é o elétron que fica com quase toda a energia, outras vezes é o neutrino. Em cada caso, no entanto, a soma das energias do elétron e do neutrino dá o valor da constante Q. Essa divisão da energia, com uma soma igual a Q, também ocorre no decaimento beta com a emissão de pósitron [6].

Então, no decaimento beta, a energia dos elétrons ou pósitrons emitidos pode variar de zero até um certo valor Máximo $K_{\text{máx}}$ [6].

2.2.3 Emissão de raios gama (γ)

Em alguns casos, após um núcleo sofrer uma das transformações citadas nos itens anteriores, ele ainda contém um excesso de energia, ou seja, permanece em um estado “excitado”. Núcleos neste estado intermediário, sofrem outra transformação, emitindo energia na forma de fótons chamados de “raios γ ”, e, só então, retornam ao seu estado fundamental[7].

2.3 Interação da radiação com a matéria

Ao se propagar através da matéria, um feixe de radiação eletromagnética ionizante sofre uma redução na sua intensidade; dizemos que o feixe foi “atenuado”. A redução fracional por unidade de espessura do material absorvedor é uma constante chamada de coeficiente de atenuação linear ou coeficiente total de atenuação. Este é representado pela letra grega μ e é normalmente expresso em cm^{-1} . Fisicamente, μ representa a probabilidade de um fóton ser removido do feixe[7].

Para cada energia do feixe de radiação e para cada material absorvedor, teremos um coeficiente de atenuação específico[7].

$$I = I_0 \cdot e^{-\mu x}, \quad (\text{eq. 8})$$

em que:

I_0 = intensidade incidente no absorvedor;

I = intensidade transmitida pelo absorvedor;

x = espessura do absorvedor;

μ = coeficiente de atenuação linear.

Se fizermos $x = 0,693 / \mu$, teremos a intensidade do feixe reduzida pela metade, razão pela qual é chamada muitas vezes de camada semi-redutora[7].

A expressão $I = I_0 \cdot e^{-\mu x}$ só é válida pra feixes estreitos. Resultados teóricos (para feixes estreitos) e experimentais (para feixes largos) de transmissão de raios-X ou γ podem ser relacionados através de um fator de espalhamento [B], também conhecido como fator de Buildup. Para as mesmas condições de energia e distância, e para um mesmo ponto de referência:

$$B = \text{transmissão do feixe largo} / \text{transmissão do feixe estreito}.$$

Quando um fóton interage com um elétron, geralmente parte da energia $h\nu$ do fóton é convertida em energia cinética do elétron, fato que usualmente ocorre quando se trata de íons de alta velocidade (elétrons ou pósitrons), e o restante da energia constitui o fóton espalhado. O coeficiente de transferência de energia é a fração da energia do fóton que é convertida em energia cinética das partículas carregadas. A maior parte da energia cinética dos elétrons é perdida por “colisão” no meio, perda esta que nada mais é do que energia média absorvida por interação pela matéria. A energia restante é irradiada na forma de Bremsstrahlung por interação. O coeficiente de absorção de energia é a fração da energia do fóton que realmente é absorvida no movimento das partículas carregadas por centímetro do absorvedor[7].

Ocorre efeito fotoelétrico ou absorção fotoelétrica quando fóton interage com elétrons, desaparecendo totalmente, tendo como resultado dessa interação a expulsão de um elétron, geralmente da cada K do átomo. Matematicamente podemos escrever:

$$E_{tr} = h\nu - W, \quad (\text{eq. 9})$$

em que:

$$E_{tr} = \text{energia cinética transferida ao elétron};$$

$h\nu$ = energia do fóton incidente;

W = energia de ligação do elétron ao átomo;

Como a colisão Compton (ou fenômeno Compton) acontece entre fótons e elétrons orbitais, a probabilidade desse choque acontecer dependerá da quantidade de elétrons por grama do material e, portanto, da densidade eletrônica do meio, sem dependência com o material absorvedor. Como resultado deste efeito, a energia inicial do fóton é repartida entre o fóton espalhado e o elétron ejetado[7].

Quando um fóton com energia superior a 1,022 MeV interage nas vizinhanças do núcleo de um átomo, ele pode desaparecer e em seu lugar surgir um par de elétrons, sendo um negativo e outro positivo, chamado pósitron. Esse processo está intimamente ligado com seu inverso: a aniquilação do pósitron. Uma vez formado o pósitron, ele vai perdendo energia por colisão com os átomos, até que fique praticamente em repouso, momento em que pode sofrer a interação de um elétron, desaparecendo ambas as partículas e aparecendo, em seu lugar, uma radiação eletromagnética de $E = 1,022$ MeV. Na maioria das vezes, como esta aniquilação ocorre longe dos núcleos, aparecem dois fótons de $E = 0,511$ MeV cada e em direções opostas, para que possa ser conservada a quantidade de movimento. É a chamada radiação de aniquilamento. Este processo depende do número atômico Z do material absorvedor[7].

O coeficiente total de absorção de energia mede a energia absorvida pelo meio e a soma dos coeficientes de absorção de energia dos efeitos fotoelétricos, Compton e produção de pares:

$$\mu_{ab} = \tau_{ab} + \sigma_{ab} + \pi_{ab} . \quad (\text{eq. 10})$$

O espalhamento Thomson foi excluído porque nele nenhuma energia é transferida ao meio[7].

Um importante fator que contribui para diminuir a intensidade de um feixe de raios-X ou gama é a chamada Lei do inverso quadrado da distância, a qual diz que a intensidade do feixe decresce proporcionalmente ao quadrado da distância da fonte. Contudo, esta lei só é válida para fontes pontuais. Na prática, podemos considerar as fontes dos equipamentos de telecobaltoterapia como sendo pontuais, pois as distâncias são grandes se comparadas com as áreas das fontes[7].

2.4 Medida da radiação ionizante

A dosimetria dos aplicadores de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ é um procedimento bastante complexo, sobretudo devido as pequenas distâncias envolvidas, altos gradientes de dose e curto alcance das partículas. No caso de aplicadores curvos, a geometria das fontes torna este procedimento ainda mais complicado. A grandeza dosimétrica recomendada para a especificação dessas fontes é a taxa de dose absorvida na água no ponto de referência; no caso dos aplicadores de $^{90}\text{Sr} + ^{90}\text{Y}$ este ponto fica a 1 mm da superfície da fonte, no seu eixo de simetria. A escolha desse ponto baseia-se no pequeno alcance das partículas no meio, nas distâncias utilizadas durante os procedimentos médicos e na dificuldade de se determinar esta taxa em distâncias menores[8].

Para calibração dos aplicadores planos, recomenda-se o uso de câmaras de ionização especiais, que permitem variação em seu volume sensível, as chamadas câmaras de extrapolação. Neste caso, as fontes são colocadas próximas à janela de entrada da câmara e sucessivas medidas de corrente são feitas para diferentes profundidades da câmara; por métodos de extrapolação, é possível determinar a taxa de dose absorvida à distância desejada[8]

2.4.1 Câmaras de Ionização

Os detectores de radiação mais antigos e, ainda assim, os mais utilizados, baseiam-se nos efeitos produzidos quando uma partícula carregada passa através de um gás[8].

As câmaras de ionização são os detectores deste tipo mais simples, sendo considerados os instrumentos mais práticos e precisos para medidas de exposição e dose absorvida[8].

Tais câmaras consistem em geral de um fio central, chamado eletrodo coletor, circundado por uma parede que delimita a região preenchida pelo gás. Ao atravessarem o gás, as partículas carregadas causam ionizações e excitações em suas moléculas; quando uma molécula neutra é ionizada, dá origem a um elétron livre e a um íon positivo[8].

Aplicando-se uma diferença de potencial entre o eletrodo coletor e a parede da câmara, os elétrons livres migram em direção ao eletrodo central, onde são coletados, enquanto que os íons positivos vão em direção à parede, resultando na formação de um pulso elétrico. Neste caso, como a intensidade do sinal de saída depende da carga coletada, ela dependerá do número de pares de íons produzidos no gás[8].

O uso das câmaras de ionização em dosimetria é baseado no princípio que relaciona a dose absorvida na parede da câmara com a dose absorvida na cavidade, preenchida por um gás[8].

2.4.2 Câmara de extrapolação

Uma câmara de extrapolação é uma câmara de ionização plana (ou de placas paralelas) de volume variável; por meio de um parafuso micrométrico, a distância entre os eletrodos pode ser variada. Esta câmara, mostrada na figura 3 foi desenvolvida por Failla (1937) com o propósito de medir a dose superficial em um material irradiado, por meio de medidas de corrente de ionização, por unidade de volume, em função do espaçamento entre os eletrodos (coletor e janela de entrada). Para a determinação da taxa de dose absorvida à distância de referência, extrapola-se a curva resultante para o espaçamento nulo[8].

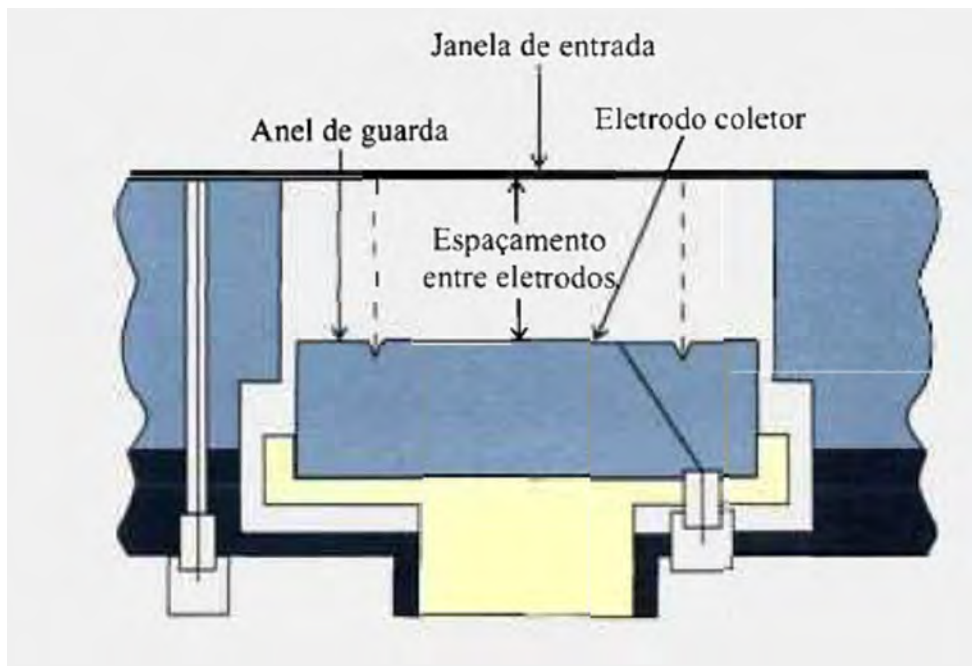


Figura 3 - Câmara de extrapolação[8].

A câmara de extrapolação é especialmente útil para detecção de partículas beta de energias baixas e para radiação X produzida a partir de

baixos valores de potencial satisfazendo às principais imposições da teoria cavitária, que são: pequena superfície coletora e pequeno volume de ar[8].

Além dos eletrodos de alta tensão (janela de entrada) e coletor, as câmaras de extrapolação possuem um anel de guarda que, além de delimitar o volume sensível da câmara, reduz a ocorrência de correntes de fuga. Os materiais que compõem a câmara devem ser equivalentes ao meio de interesse. Além disso, o material da janela deve resistir à atração eletrostática. e ser fino o suficiente para não perturbar o espectro dos elétrons que a atravessam[8].

2.4.3 Filme radiográfico

Os raios-X tem a propriedade de afetar o filme do mesmo modo que a luz. O filme contém cristais de brometo de prata extremamente pequenos. Quando a radiação interage com os cristais eles se tornam susceptíveis a mudanças químicas e de forma, isto é chamado de imagem latente, os cristais são reduzidos a grãos de prata metálica. O filme é então fixado, e lavado, onde dissolve-se os cristais não alterados pela radiação sem afetar os cristais de prata metálica[7].

Para se avaliar a densidade do filme, ele é observado em um campo uniforme de luz, a parte exposta do filme se mostra preta e a não exposta fica branca. Se a luz da fonte de iluminação é B_0 e a parte transmitida é B , então a densidade do filme é definida por:

$$D = \log \frac{B_0}{B} \text{ ou } B = B_0 e^{-2,303 D} \quad (\text{eq. 11})$$

A escala da densidade é colocado junto a escala de luz transmitida, de acordo com a equação anterior. Note que se o filme transmite $\frac{1}{10}$ da luz incidente, então a razão $\frac{B_0}{B} = 10$ e a densidade é 1.0. Do mesmo modo, a densidade de 2.0 corresponde a fração de transmissão de $\frac{1}{100}$.

Com essa escala, podemos ver que a densidade aumenta de 0.3 reduzindo a fração transmitida por um fator de 2.0. Um filme com densidade 1.0 transmite $\frac{1}{10}$ da luz incidente. Dois desses filmes em contato irão transmitir $\frac{1}{10} \times \frac{1}{10} = \frac{1}{100}$ da luz, como foi mostrado na equação anterior. Por isso é razoável expressar a combinação dos filmes como densidade de 2.0. Portanto a densidade é proporcional aos grãos de prata nele existente[7].

Com a curva característica pode-se avaliar a relação entre a densidade do filme e a exposição X em mR para dois tipos de filmes radiográfico, como a figura 4 mostra. As curvas plotadas mostram as curvas características. O gráfico mostra o pé da curva, seguida por uma reta que começa a saturar no ombro da curva. Se o gráfico fosse extendido para altas densidades, a curva se tornaria plana, onde a densidade é independente da exposição. Os filmes em radiodiagnostico tem densidades entre 0.4 e 2.0, onde a densidade de 0.4 aparece clara e a 2.0 aproxima-se do preto[7].

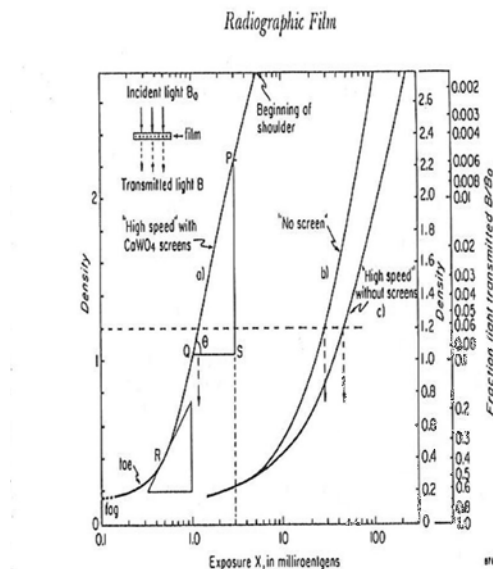


Figura 4 - Curva característica de filme radiográfico[3].

2.5 Betaterapia

A betaterapia é uma modalidade de radioterapia que utiliza fontes emissoras de radiação do tipo beta (β) para prevenção e tratamento de doenças dermatológicas tais como quelóides e algumas lesões bastante superficiais da pele, e doenças oftalmológicas como pterígio[9].

Fontes de radiação beta de $^{90}\text{Sr}+^{90}\text{Y}$ consistem de uma placa metálica, onde é depositado o material radioativo, e uma haste metálica, que permite seu manuseio[10].

Quelóides ou cicatrizes hipertróficas da pele podem aparecer em algumas pessoas como resposta incomum do organismo a algum trauma cutâneo. Estudos indicam que a incidência de quelóide é mais acentuada em pessoas de pele escura e de descendência de países orientais. Há uma excessiva produção de tecido fibroso que, uma vez instalado, não regride espontaneamente. Dependendo da área onde aparece, o quelóide pode provocar prurido e dor, além de expressivo efeito cosmético indesejável. Muitas vezes por questões psicológicas e clínicas o paciente procura o especialista desejando se livrar do problema. O tratamento típico é a cirurgia seguida por um procedimento que tente impedir ou diminuir a proliferação dos fibroblastos. A irradiação retarda a cicatrização, efeito colateral muito útil no tratamento do quelóide, que pode diminuir a taxa de recidiva da lesão de 50 a 92% dos casos tratados[10].

Pterígio é uma neoformação fibrovascular da conjuntiva do bulbo especialmente freqüente nos países tropicais, sendo que no Brasil é bastante acentuada sua incidência no Estado do Rio Grande do Norte. A grande maioria das lesões (98%) surgem no canto nasal. Seu tratamento é inicialmente cirúrgico com excisão da lesão, no entanto apresenta taxa de recidiva em torno de 30 a 60% dos casos operados. Dentre as várias técnicas utilizadas após a cirurgia para se prevenir a recorrência do

pterígio, a radioterapia com raios beta é a que apresenta melhores resultados. A betaterapia administrada com placa oftalmológica de estrôncio-90 (Sr-90), foi introduzida em 1950, impede a formação da nova cicatriz por inibição das células endoteliais dos brotos vasculares, com conseqüente inibição da migração fibroblásticas. A face da placa em contato com a esclera é coberta por 0,5mm de polietileno plástico, no sentido de barrar elétrons de baixa energia gerados no decaimento do Sr-90[10].

As partículas β têm grande poder de ionização e pequeno alcance no tecido, desta forma, a betaterapia acumula doses grandes em volumes pequenos. Os aplicadores de betaterapia mais utilizados no Brasil possuem como elemento emissor de radiação o estrôncio-90 (Sr-90), que possui uma meia-vida de 28,5 anos e emite partículas β de energia máxima de 0,546 MeV. Do decaimento radioativo do Sr-90 obtém-se o elemento Ytrio-90 (Y-90) com 64,1 horas de meia-vida e energias de 2,279 MeV (99,99% das transições) e 0,519 MeV (0,01%), seu decaimento é ilustrado na figura 5. O Y-90 por sua vez decai em zircônio-90 que é estável. A dose máxima de radiação se dá na superfície do tecido ($f = 0,0$ mm de profundidade) e a $f = 2,0$ mm tem-se aproximadamente 40% da dose máxima. Com estas características, os aplicadores, atualmente em uso, não apresentam grandes exigências de proteção radiológica, sendo armazenados em recipientes de mínimas espessuras de chumbo e estrutura de madeira. Durante o manuseio destes aplicadores, utiliza-se como barreira primária material de baixo número atômico como plástico de espessura de aproximadamente 10,0mm[10].

	$^{90}_{42}\text{Mo}$	$\rightarrow$	$^{90}_{41}\text{Nb}$	$\rightarrow$	$^{90}_{40}\text{Zr}$	$\leftarrow$	$^{90}_{39}\text{Y}$	$\leftarrow$	$^{90}_{38}\text{Sr}$	$\leftarrow$	$^{90}_{37}\text{Rb}$	$\leftarrow$	$^{90}_{36}\text{Kr}$
Activity	β^+		β^+		Stable		β^-		β^-		β^-		β^-
Half-life	5.7 hr		14.6 hr				64 hr		28 yr		2.9 min		14s
Energy	8.6 MeV		6.1		0		2.27		2.82		9.4 MeV		

Figura 5 – Esquematização do decaimento do Mo-90 até Kr-90[3].

Os aplicadores de betaterapia são importados, sendo suas características técnicas e clínicas apenas ilustradas pelos fornecedores, isto aliado à facilidade de manipulação e à rotina diária dos profissionais, faz com que os serviços de radioterapia, na sua maioria, não realizem procedimentos de confirmação dos parâmetros físicos destas fontes de radiação nem mesmo testes de controle de qualidade da distribuição da radiação emitida. O estabelecimento de um protocolo para analisar periodicamente o perfil da dose de radiação liberada por estes aplicadores pode contribuir para um melhor conhecimento dos efeitos indesejáveis dos procedimentos de betaterapia, dentre eles a hiperchromia apresentada após o tratamento e a recidiva da lesão[10].

A literatura mostra que a distribuição da dose de radiação, no plano da fonte, para aplicadores de estrôncio-90 apresenta uma variação de até 6,5%, e este gradiente de dose é dependente do diâmetro ativo da fonte. A figura 6 mostra o perfil de variação da densidade óptica (D.O.) para 4 tipos diferentes de aplicadores de estrôncio-90. A Figura 7 apresenta uma curva característica (D.O. em função do tempo de exposição) para um aplicador de betaterapia de estrôncio-90, realçando a saturação do filme para uma exposição em torno de 25 segundos, o que é dependente da atividade da fonte.

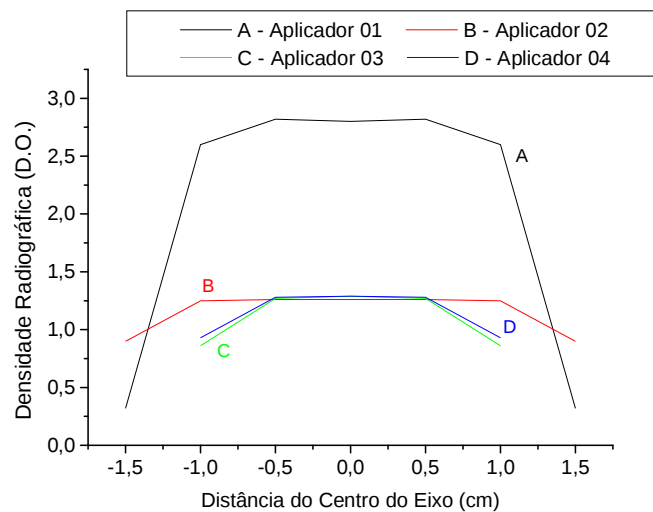


Figura 6 - Perfil de variação da densidade óptica (D.O.) para 4 tipos diferentes de aplicadores de estrôncio-90 [10]

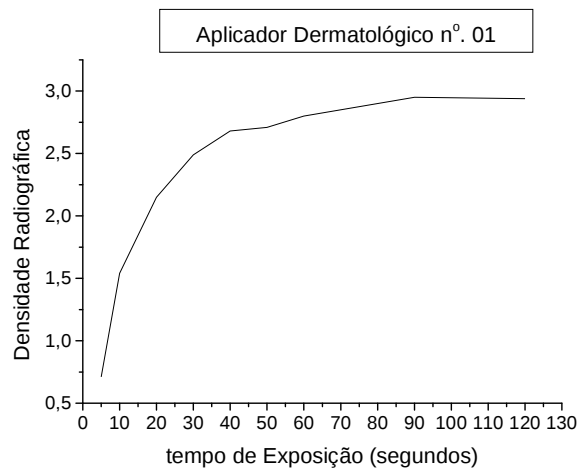


Figura 7 - Curva característica (D.O. em função do tempo de exposição) para um aplicador de betaterapia de estrôncio-90[10].

As figuras 8 e 9 mostram aplicadores de estrôncio-90 utilizados em betaterapia.



Figura 8 - Aplicador de estrôncio-90 utilizado em betaterapia[10].



Figura 9 - Aplicador de estrôncio-90 utilizado em betaterapia[10].

3 MATERIAIS E MÉTODOS

3.1 Dados da literatura[11]

Filmes radiográficos Kodak X-OMAT V, e filmes radiológicos convencionais, foram expostos a um aplicador de betaterapia plano – circular de 9,0mm da marca Amershan (aplicador B). As medidas da densidade radiográfica (D.O.) foram correlacionadas com a curva de atenuação em função da profundidade no tecido. Medidas com dosímetros TLD's, foram realizadas, utilizando-se atenuadores de poliestireno de 0,6mm de espessura. Os resultados foram comparados com simulações computacionais com o Método de Monte Carlo, e com valores fornecidos na calibração com mini-câmara de ionização (C.I.) de extrapolação.

3.2 Experimento realizado

Foram utilizados filmes radiograficos convencionais da marca IBF-Medix RX-V, que foram expostos ao aplicador de betaterapia plano – circular de 9,0mm da marca Amershan, ficando o filme envelopado e entre o envelope e a fonte foi colocado um bolus de 0,5 cm de espessura. O filme foi exposto variando se o tempo de 5-50 segundos com passo de 5s.

O resultado foi coletado a partir de um densitometro, com isso traçou-se o gráfico aqui apresentado.

4 DADOS E RESULTADOS

4.1 Dados da literatura[11]

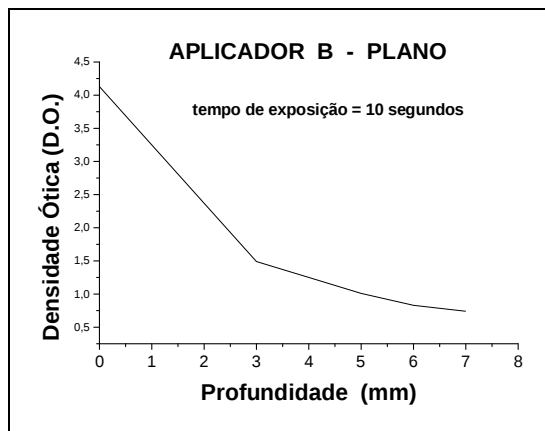


Figura 10 – Resultado dos filmes X-OMAT V[11]

Na figura 10 vê-se o resultado com o filmes X-OMAT V, nota-se uma atenuação de 45% dos valores da superfície à uma profundidade de 3,0mm, para o aplicador B[11].

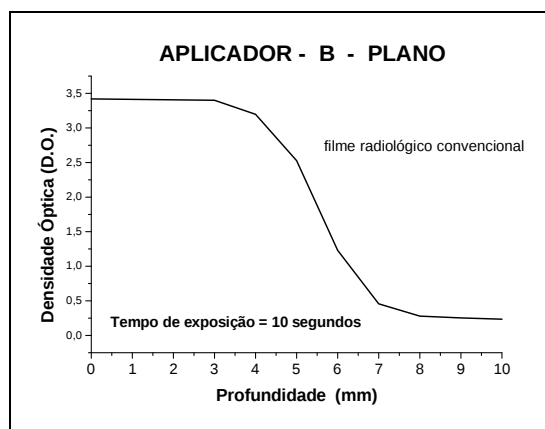


Figura 11 – Resultado dos filmes convencionais[11]

A figura 11 apresenta a curva para o aplicador B onde foi realizado medidas com filmes radiológicos convencionais. Nota-se uma saturação no

enegrecimento do filme para D.O. acima de 3,0. A parte linear das curvas indica que entre $d = 3,0\text{mm}$ e $d = 6,0\text{mm}$, o valor de máximo cae para 36% [11].

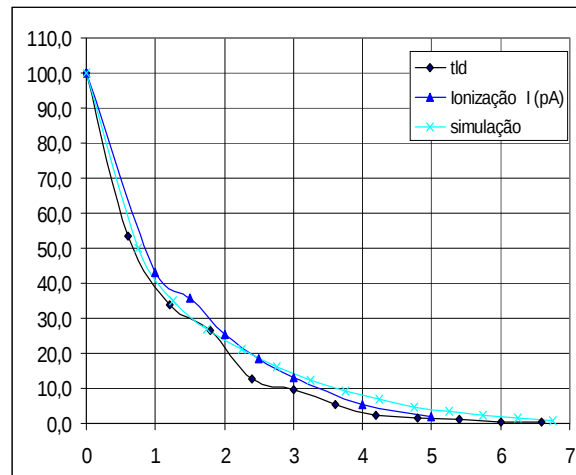


Figura 12 – Resultado comparativo de TLD's, C.I. e MNCP[11]

A figura 12 compara os resultados das medidas com os TLD's àqueles com a C.I. e com os simulados com o MCNP. As curvas estão em valores percentuais de atenuação em função da profundidade (em mm) no tecido. A concordância entre as curvas realça que a dose de radiação cai a 25% em $d = 2,0\text{mm}$ [11].

4.2 Experimento realizado.

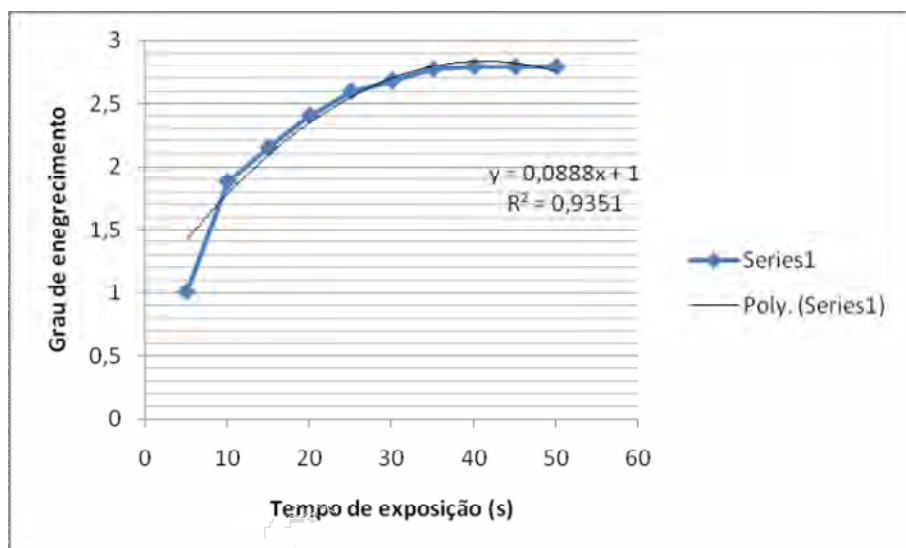


Figura 13 – Resultado dos filmes convencionais

A figura 13 apresenta característica como descrito na literatura, com uma parte próximo do linear e com uma zona de saturação à partir dos 30 segundos de exposição.

5 CONCLUSÕES

A literatura é carente de trabalhos que apresentem métodos computacionais que possam validar as medidas do perfil de distribuição de dose emitida pelos aplicadores de Sr-90.

O método de cálculo utilizando algoritmos matemáticos desenvolvidos pela técnica de Monte Carlo (MCNP) tem sido largamente aplicado em problemas e modelamentos de fontes de radiação utilizadas em radioterapia, podendo agora, neste trabalho, ser estendido para fontes de Sr-90 de uso em betaterapia.

A semelhança no comportamento das curvas da figura 12 indica o MCNP como instrumento confiável para análise de fontes de Sr-90. O valor teórico de atenuação (40% à $d = 2,0\text{mm}$) diverge dos encontrados neste trabalho (25%), isto face às incertezas nas características dosimétricas dos aplicadores. Os filmes radiológicos apresentam saturação na D.O, e só devem ser usados em análises de fontes de baixa atividade, sendo este de fácil exequibilidade pois os filmes utilizados são baratos e de fácil manuseio.

6 Bibliografia

- [1] DIAS, S.K. **Desenvolvimento de uma câmara de extrapolação como instrumento de referência para dosimetria de radiação beta**. São Paulo: Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, 1996.
- [2] PURDY, J. A. Principles of radiologic physics, dosimetry, and treatment planning. In: PEREZ, C. A.; BRADY, L. W.; HALPERIN, E. C.; SCHMIDT-ULLRICH, R. K. **Principles and practice of radiation oncology**. 4. ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilki, 2003.
- [3] JOHNS, H.E.; CUNNINGHAM, J.R. **The physics of radiology**. 3.ed. Edition Springfield:Charles C. Thomas Publisher,, 1974.
- [4] OKUNO, E. **Radiação: efeitos, R**
riscos e benefícios. São Paulo: Editora Harbra, 1998.
- [5] KHAN, F. M. **The physics of radiation therapy**.3.ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, 2003.
- [6] HALLIDAY, D; RESNICK, R.; KRANE, KS. **Física 4**. 7. ed. Rio de Janeiro: LTC, 1996.
- [7] SCAFF, L. A. M. **Física da radioterapia**. São Paulo: Sarvier, 1997.
- [8] OLIVEIRA M. L., **Desenvolvimento de um sistema de referência e de uma metodologia para calibração de aplicadores oftálmicos utilizados em braquiterapia**; São Paulo; Instituto De Pesquisas Energéticas E Nucleares, 2005
- [9] INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY **TECDOC-1274. Calibration of photon and beta ray sources used in brachytherapy**. Vienna: IAEA, 2005.
- [10] FERNANDES, M.A.R.; PERNOMIAN, A.C.; COELHO, T.S.; LOUZADA, M.J.Q.; FERNANDES, M.F.S. **Desenvolvimento de uma**

Metodologia para Verificação da Distribuição da Radiação em Aplicadores de Betaterapia de Estrôncio-90 . In: CONGRESSO DA SOCIEDADE BRASILEIRA DE RADIOTERAPIA, 9.,JORNADA DE FÍSICA MÉDICA, 7., 2007, GRAMADO, RS. Anais... Gramado: Sociedade Brasileira de Radioterapia, 2007.

[11] Fernandes, MAR, COELHO,T.S., YORIYAZ, H Estudo comparativo da atenuação da radiação de aplicadores de betaterapia – efeito da concavidade do aplicador In: CONGRESSO DA SOCIEDADE BRASILEIRA DE RADIOTERAPIA, 11.,JORNADA DE FÍSICA MÉDICA, 9., 2009, FLORIANOPOLIS, SC. Anais... Florianópolis Sociedade Brasileira de Radioterapia, 2009.