

UNIVERSIDADE ESTADUAL DE MARINGÁ  
CENTRO DE CIENCIAS EXATAS  
DEPARTAMENTO DE FÍSICA

AMÁBILE UANA SIMÕES DA CONCEIÇÃO

**Utilização do Protocolo TRS 398 da IAEA para Controle  
de Qualidade de feixe de raios X em Acelerador Linear  
de 6 MeV.**

MARINGÁ - PARANÁ

JANEIRO 2017

AMÁBILE UANA SIMÕES DA CONCEIÇÃO

**Utilização do Protocolo TRS 398 da IAEA para Controle de Qualidade de feixe de raios X em Acelerador Linear de 6 MeV.**

Trabalho apresentado ao Departamento de Física da Universidade Estadual de Maringá como parte dos requisitos necessários para a conclusão do curso de bacharel em física.

Orientador: Prof. Dr. Ary de Araújo Rodrigues Jr.

MARINGÁ - PARANÁ

JANEIRO 2017

## **Agradecimentos**

Aos professores que tive ao longo do curso de Física, pois, sem eles esta etapa da vida não teria sido concluída.

Ao Caio, pelo contínuo incentivo.

As minhas amigas de sala, Ana e Patrícia, pelas incontáveis horas de estudo e por tornarem o curso mais leve e divertido.

A toda equipe do Centro de Oncologia e Radioterapia Sant'Ana que tornou este trabalho possível e também pelas amizades construídas ao longo do estágio, em especial Jéssica e Marcos por toda paciência e aprendizado.

Ao Professor Ary por ser meu orientador e ter me ajudado na realização deste trabalho.

## Resumo

Foi feita uma breve introdução sobre radiação, radiação ionizante, suas interações e formas de medir. O método utilizado consiste em medir a partir de um conjunto dosimétrico a dose absorvida na água produzida pelo feixe de raios X incidente do aparelho utilizado, como também determinar a qualidade deste feixe, visando obter parâmetros de acordo com o especificado previamente para o acelerador de 6 MeV. A partir da análise dos dados, foram encontradas poucas variações quanto aos valores especificados e obtidos, o que leva a inferir que o aparelho analisado funciona de forma linear e confiável, reproduzindo de forma satisfatória o feixe de radiação e garantindo uma adequada entrega de dose ao paciente.

**Palavras-chave:** Dosimetria. Controle de qualidade. Radiação ionizante. Protocolo 398.

## **Abstract**

First was presented a brief introduction about radiation, ionizing radiation, their interactions and ways to measure. The method used consists of measuring from a dosimetry set the absorbed dose in water of the incident X rays beam used and also determine the quality of the beam in order to obtain parameters according to the previously specified for the accelerator of 6 MeV. Analyzing the data, few variations were found from the specified values and obtained ones, which leads to the inference that the equipment works linear and reliably, reproducing satisfactorily the radiation beam and ensuring adequate dose delivery to patient.

**Keywords:** Dosimetry. Quality Assurance. Ionizing Radiation. 398 Protocol.

# Sumário

<b>1.</b>	<b>Introdução</b> .....	7
	1.1 Radiação .....	7
	1.2 História .....	7
	1.3 Radiação Corpuscular .....	8
	1.4 Radiação Eletromagnética .....	9
	1.5 Radioatividade .....	10
	1.5.1 Partículas Alfa .....	10
	1.5.2 Partículas Beta .....	11
	1.5.3 Raios Gama .....	12
	1.6 Radiação Artificial .....	12
	1.6.1 Raios X .....	12
	1.6.2 Acelerador Linear .....	14
	1.6.3 Produção de Raios X .....	15
	1.7 Interação da Radiação Ionizante com a Matéria .....	18
	1.7.1 Atenuação da Radiação Transmitida .....	18
	1.7.2 Mecanismos de Interação de Fótons com a Matéria .....	19
	1.8 Medida da Radiação Ionizante .....	21
	1.8.1 Unidades das Radiações Ionizantes .....	21
	1.8.2 Região de <i>Build-up</i> .....	24
	1.8.3 Porcentagem de Dose Profunda .....	24
	1.8.4 Câmara de Ionização .....	25
	1.8.5 Eletrômetro .....	26
	1.8.6 Fantoma .....	27
	1.9 Radiação de Fundo .....	28
	1.10 Protocolo TRS 398 – IAEA .....	29
<b>2.</b>	<b>Procedimento e Dados Obtidos do Protocolo TRS 398</b> .....	34
<b>3.</b>	<b>Análise e Resultados</b> .....	40
<b>4.</b>	<b>Conclusão</b> .....	43
<b>5.</b>	<b>Referências Bibliográficas</b> .....	44

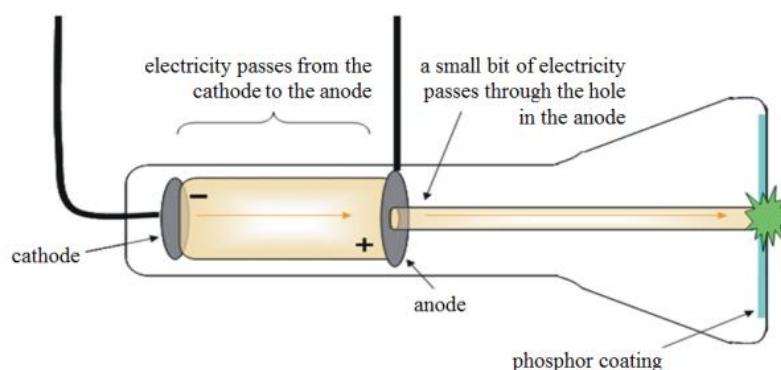
# 1. Introdução

## 1.1 Radiação

Radiação é aquilo que é irradiado por alguma coisa e irradiar significa emitir, espalhar, projetar. Este termo pode ser aplicado em várias situações, como por exemplo, o sol que irradia luz, calor e raios ultravioletas. Radiação é então uma forma de energia que se propaga no espaço na forma de ondas ou partículas com ou sem carga elétrica, ou então, em outras palavras, energia em movimento. O conceito é geral e abrange ondas mecânicas, ondas eletromagnéticas e radiação corpuscular [1].

## 1.2 História

Uma nova espécie de radiação foi descoberta em 1895 por Wilhelm Conrad Roentgen, os raios-X, a partir de experimentos com raios catódicos (feixes de elétrons) feitos em seu laboratório, na Alemanha [1]. Uma grande diferença de potencial era mantida entre os terminais de um tubo de vidro onde era feito vácuo e, quando esse potencial era aplicado, os raios catódicos (raios de elétrons) seguiam do eletrodo negativo para o positivo ou colidiam com a parede do tubo, como mostra a Figura 1.1.



**Figura 1.1** – Esquematização de um tubo de raios catódicos. *Electricity passes from the cathode to the anode* – eletricidade passa do catodo para o anodo. *A small bit of electricity passes through the hole in the anode* – uma pequena parte de eletricidade passa através do orifício do anodo. *Cathode* – catodo. *Anode* – anodo. *Phosphor coating* – revestimento fosforescente. [2]

Roentgen notou então um brilho de uma peça de vidro perto do tubo e percebeu a dependência do tubo com esse brilho, e, mesmo quando o tubo era encoberto com papel preto, o brilho persistia. Wilhelm denominou esta radiação desconhecida, porém existente, de raios-X [3]. No ano seguinte, o físico francês Antoine Henri Becquerel verificou que sais de urânio emitiam radiações que eram capazes de produzir sombras de objetos metálicos sobre chapas fotográficas. A partir de então, muitos cientistas da época se interessaram em pesquisar sobre estas descobertas e, entres estes, os que mais se destacaram foi o casal Curie. Pierre, francês, e Marie Sklodowska, polonesa, preocuparam-se em examinar se outros elementos emitiam esses raios, cuja denominação “radioatividade” foi dada pela própria Marie. Após mais de dois anos de trabalho e algumas toneladas de minério analisadas, o casal conseguiu separar os

elementos que eles denominaram de polônio, e radium, sendo este último mais radioativo que o primeiro [3].

A diferença entre a radiação que Becquerel e Roentgen descobriram se dá pelo fato de que a radioatividade é um fenômeno natural característica de elementos radioativos, onde ocorre a transformação espontânea do núcleo atômico de um nuclídeo para outro, entretanto, a radiação pode também ser artificialmente produzida como acidentalmente descobriu Roentgen [3].

Quando radiações (sejam elas corpusculares ou eletromagnéticas) interagem com um meio e transferem aos elétrons deste meio energia suficiente para arrancá-los do átomo, causam um processo chamado de ionização, e esta radiação denomina-se ionizante [3]. A radiação ionizante é empregada na medicina na tentativa de tratamento contra o câncer, mas não só com este objetivo, desde o século passado. O primeiro uso profilático é relatado um mês após Roentgen anunciar a descoberta dos raios-X, pelo médico Emil Grubbé em Chicago (EUA), no tratamento de um câncer de mama que foi dividido em 18 dias de fracionamento de 1 hora cada. Nos anos seguintes, centenas de pacientes foram tratados com radiação ionizante no mundo todo [4].

Com o passar do tempo, a preocupação quanto ao uso e efeitos da radiação no corpo humano passaram a ser mais estudados e analisados. No ano de 1925, em Londres, criou-se o ICRU (International Commission on Radiation Units and Measurements), Conselho que tinha como objetivo principal desenvolver conceitos e definições para o uso da radiação ionizante na medicina [5]. As técnicas de tratamento, tempo de exposição, qualidade do feixe, foram todos aprimorados nas últimas décadas e, atualmente existe no mundo toda tecnologia de ponta com garantia de qualidade e resultados encorajadores para o tratamento do câncer.

Chamamos esta área da medicina que emprega feixes de radiação ionizante com o objetivo de destruir células tumorais e, simultaneamente, poupar as saudáveis de radioterapia. No entanto, a resposta do tecido humano ao tratamento depende de diversos fatores, tais como a sensibilidade do tumor à radiação, localização do tumor, qualidade do feixe, quantidade de radiação e o tempo total em que a dose é administrada. Portanto, é de extrema importância que se conheçam as características do feixe utilizado para a adequada aplicação em pacientes e que se tenha um bom protocolo de controle de qualidade a ser seguido, o que, minimiza erros e eventuais acidentes, garantindo também uma melhor distribuição de dose entregue ao tumor.

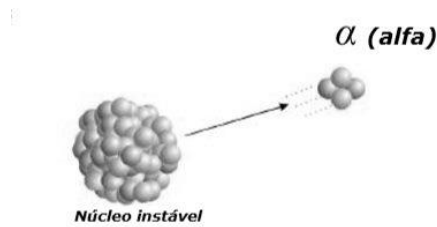
### **1.3 Radiação Corpuscular**

Radiação corpuscular se refere às partículas que possuem massa, como as partículas subatômicas (elétrons, prótons, nêutrons, alfas, betas) e, que quando estão sob altas velocidades, formam feixes de radiação corpuscular [3]. A Figura 1.2 ilustra um exemplo de radiação corpuscular. Como possuem massa e velocidade, a energia destas partículas pode ser obtida através da relação:



$$E = \frac{mv^2}{2} \quad (1)$$

Onde  $m$  é a massa da partícula,  $v$  sua velocidade e  $E$  a energia cinética.



**Figura 1.2** – Ilustração de um tipo de radiação corpuscular [1].

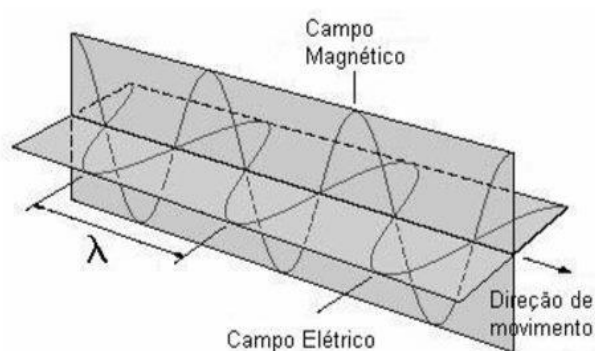
## 1.4 Radiação Eletromagnética

Diferentemente da corpuscular, a radiação eletromagnética não possui massa. Esse tipo de radiação é caracterizado por oscilações provenientes de suas componentes ondulatórias: elétrica e magnética, Figura 1.3. Estas ondas se propagam na velocidade da luz (aproximadamente  $3 \times 10^8 \text{ m/s}$ ) e diferem somente pelo comprimento de onda [1].

Em 1901, Max Planck desenvolveu sua teoria onde denominou fóton como sendo um pacote de energia, que possui energia dada por:

$$E = h \vartheta \quad (2)$$

Onde  $h$  é constante de Planck que vale  $6,62 \times 10^{-34} \text{ J.s}$  e  $\vartheta$  é a frequência da onda.



**Figura 1.3** – Representação gráfica de uma onda eletromagnética [1].

Ao conjunto de todas as radiações eletromagnéticas, denominados espectro eletromagnético, esquematizado na Figura 1.4.

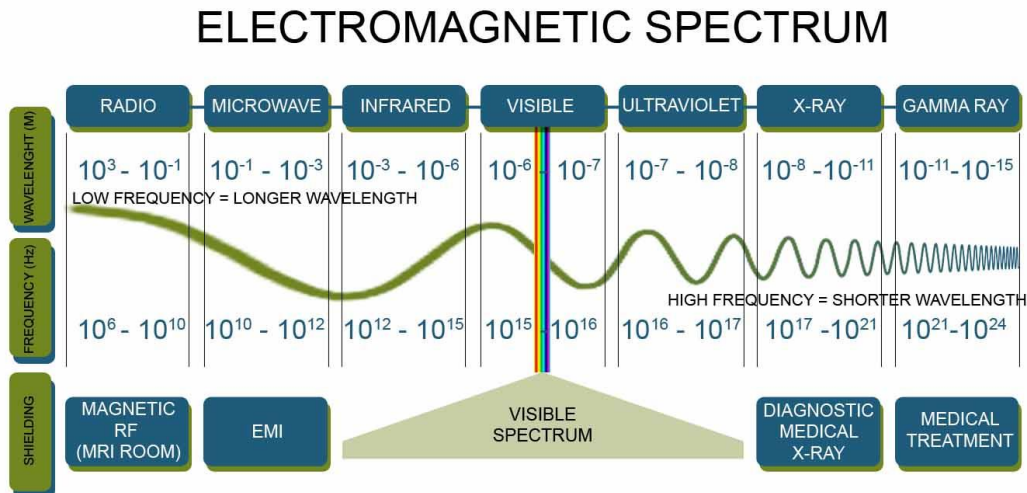


Figura 1.4 – Espectro eletromagnético [6]

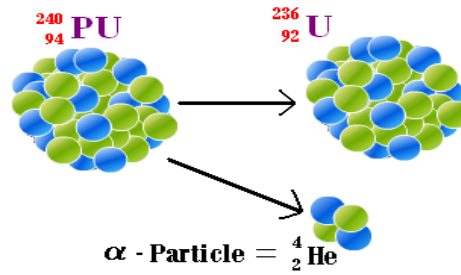
## 1.5 Radioatividade

A radioatividade é um fenômeno natural descoberto no final do século XIX por Antonie Becquerel, Pierre Curie e Marie Curie. Este fenômeno é a transformação espontânea do núcleo atômico, que se encontra em estado excitado de energia, para outro nuclídeo através de emissão de radiação. Cada núcleo, em processo de transformação, emite um ou mais tipos de radiações cujas naturezas são características das transformações ou do nuclídeo "pai". Em alguns casos, o resultante ou o nuclídeo "filho" também é radioativo [3]. Essa mudança de um núcleo para outro é chamada de desintegração ou transmutação.

Os principais tipos de radiação emitidos nessas desintegrações são: alfa ( $\alpha$ ), beta ( $\beta$ ) e gama ( $\gamma$ ).

### 1.5.1 Partículas Alfa ( $\alpha$ )

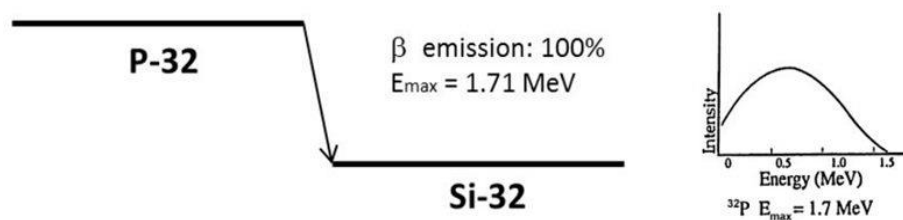
As partículas alfa foram, em 1909, caracterizadas por Rutherford e Soddy, como núcleos de hélio [3], possuindo dessa forma, dois prótons e dois neutrões. Devido ao seu alto peso e tamanho relativo, possui pouca penetração e é facilmente absorvida por poucos centímetros de ar. Estas partículas possuem energias características e discretas, sempre com a mesma energia cinética, pois, corresponde a uma dada transição entre o núcleo pai e o núcleo filho. A Figura 1.5 mostra um exemplo de uma transmutação do átomo de plutônio em um átomo de urânio, emitindo uma partícula alfa.



**Figura 1.5** – Esquema de desintegração e espectro de energia de emissor alfa [7].

### 1.5.2 Partículas Beta ( $\beta$ )

As partículas beta são divididas entre as positivas e negativas, estas possuem a mesma massa de repouso do elétron e unidade de carga [3]. A emissão negativa ocorre quando núcleos que possuem um excesso de nêutrons alcançam a estabilidade convertendo um nêutron em um próton e uma partícula  $\beta$  negativa. Já, a emissão positiva ocorre quando o núcleo apresenta um excesso de prótons em relação ao número de nêutrons e alcança a estabilidade pela conversão de um próton em um nêutron e uma partícula  $\beta$  positiva [3]. As partículas beta possuem penetração bem maior comparadas às alfas, cerca de alguns centímetros de acrílico [3]. Diferentemente das partículas alfa, as partículas beta negativas, quando possuem núcleos idênticos, são emitidas com continuidade de energia, variando de zero até uma energia máxima característica do núcleo pai [3], Figura 1.6.



**Figura 1.6** – Esquema de desintegração e espectro de energia de emissor beta [8].

### 1.5.3 Raios Gama ( $\gamma$ )

Em alguns casos, depois do processo de desintegração, o núcleo filho ainda possui energia remanescente, permanecendo no estado excitado. Estes núcleos ainda podem emitir esse excesso de energia através dos raios gama, que nada mais são do que fótons originados no núcleo [3]. Este processo é o que ocorre com o átomo de  $Co^{60}$ , após a emissão de uma partícula  $\beta$  negativa decai num estado excitado  $Ni^{60}$ , que libera o excesso de energia emitindo dois fótons em cascata, como ilustra a Figura 1.7.

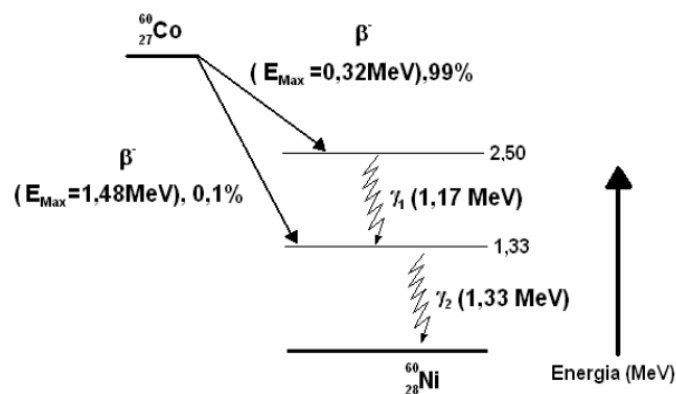
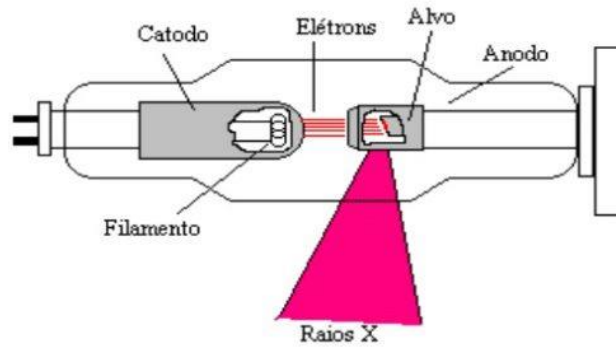


Figura 1.7 – Esquema de desintegração do  $Co^{60}$  [3].

## 1.6 Radiação Artificial

### 1.6.1 Raios-x

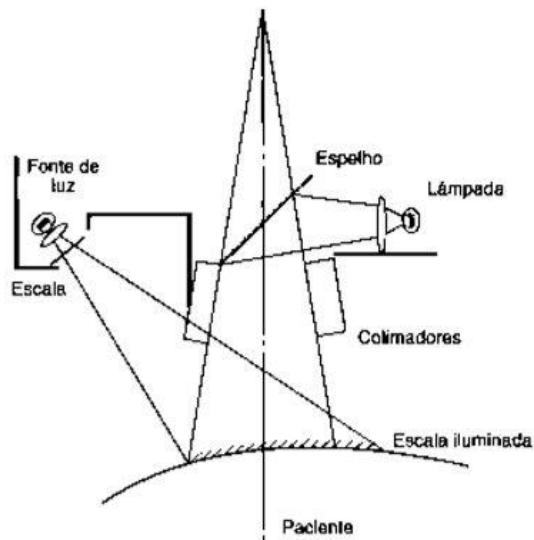
Toda vez que certa substância é bombardeada com elétrons em alta velocidade, há produção de raios-x. Na sua forma mais geral, um tubo de raios-x consiste em um catodo e um anodo inserido em uma ampola de vidro onde é estabelecido o vácuo, Figura 1.8. O catodo é geralmente constituído de um filamento de tungstênio, devido ao seu alto ponto de fusão (acima de 3300 °C) [3]. Por efeito termiônico, os elétrons são liberados do catodo e acelerados em direção ao anodo por uma diferença de potencial aplicada aos terminais. Ao colidir com o alvo (anodo), pequena parte da energia é convertida em raios-x e a maior parte é dissipada em forma de calor (99%) [3].



**Figura 1.8** – Esquematização de um tubo de raios-x [9].

Os raios-x produzidos são emitidos em todas as direções, e por isso, a ampola é envolta em uma carapaça metálica que serve como blindagem, deixando sair apenas a parte que será utilizada, conhecido como feixe útil. Esse feixe útil é delimitado por diafragmas, ou, colimadores (colimador primário) que fornece o tamanho máximo do campo e então, por meio de colimadores secundários que varia-se o tamanho do campo, de acordo com as necessidades clínicas [3].

Geralmente para necessidades clínicas, um feixe de luz simula o feixe útil de raios-x utilizando uma lâmpada e espelho com retículo de cruz no meio, indicando o eixo central, Figura 1.9. Este campo luminoso serve para localizar o paciente.



**Figura 1.9** – Ilustração de campo luminoso [3].

## 1.6.2 Acelerador Linear

A produção de raios X em um tubo de vidro é limitada, devido à intercorrências relacionadas a isolamento e geração de voltagens muito altas, por isso, não é possível obter energias muito elevadas [3]. Para raios X de alta energia, é necessário acelerar os elétrons com técnicas diferenciadas, sem se utilizar de diferenças de potencial muito grande, estes serão os chamados de aceleradores lineares.

O processo de aceleração dos elétrons se dá fundamentalmente a partir tubo acelerador, que é constituído de um conjunto de discos metálicos todos igualmente espaçados contendo um orifício no centro e, além disso, aumentam de diâmetro progressivamente onde, ainda, é aplicado um gerador de tensão variável que alterna o campo elétrico entre estes discos. Com o objetivo de aperfeiçoar o processo de aceleração do feixe, ondas de radiofrequência são liberadas neste tubo acelerador, ou guia de onda, através de válvulas chamadas *Magnetron* (para energias até 10 MeV) e *Klystron* (energias acima de 10 MeV), os pulsos dessas ondas tem cerca de 3  $\mu s$  [3].

Dessa forma, temos que o funcionamento do tubo acelerador segue basicamente da seguinte maneira: os elétrons são ejetados por efeito termiônico a partir de um filamento que geralmente é de tungstênio, são carregados através do tubo pelas micro-ondas e aumentam sua velocidade na mesma proporção em que a onda até colidir com o alvo e gerar os raios X, este último processo assemelha-se aos raios X de baixa energia.

O acelerador linear utilizado para tratamento em radioterapia é montado em uma coluna chamada de *gantry* que rotaciona 360° e é conectada a um armário que contém um sistema de equipamento eletrônico, incluindo a válvula emissora de microondas. Parte ainda do sistema fica fora da sala de tratamento, na sala de comando do acelerador.

O acelerador linear utilizado para realizar este trabalho foi um acelerador de 6 MeV, da marca Varian modelo Clinac 600C/D, Figura 1.10, que está localizado na Clínica de Oncologia e Radioterapia Sant'Ana na cidade de Maringá, Paraná.



**Figura 1.10** – Acelerador Varian Clinac 600 C/D [10].

### 1.6.3 Produção de Raios-x

A quantidade de energia perdida por uma partícula incidente por unidade de trajetória no meio absorvedor é chamada de poder de freamento “ $S$ ”, *Stopping Power* [3]. As interações que levam a perda de energia dos elétrons em um determinado meio são inelásticas. Dessa forma, para elétrons de baixa energia ocorrem fundamentalmente os fenômenos de excitação e ionização. Já, para os de alta energia, ocorre a emissão de radiação. Assim,

$$S = \left( -\frac{dE}{dx} \right)_{ion} \quad (3)$$

e

$$S = \left( -\frac{dE}{dx} \right)_{rad} \quad (4)$$

Destas interações inelásticas, existem dois mecanismos diferentes de produção de raios X, os de espectro característico (ou de linhas) e o espectro contínuo de raios X.

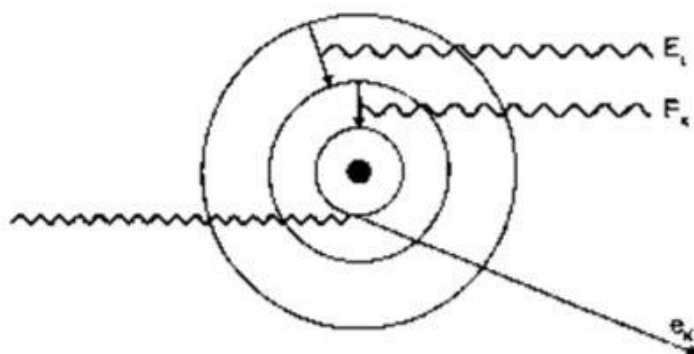
- **Raios X de Espectro Característico**

Quando elétrons do feixe ou fótons produzidos no alvo atingem os átomos do alvo e removem elétrons das camadas mais internas, estes átomos ionizados

voltam ao estado normal preenchendo a vaga criada pelo elétron ejetado com elétrons de camadas mais externas e assim sucessivamente.

A radiação criada nesse processo são os raios X característicos, devido ao fato de que seus valores são discretos e característicos de cada elemento, esta radiação forma o espectro característico ou de linhas de raios X [3].

A contribuição dos raios X característicos para voltagens entre 80 a 150 kVp é cerca de apenas 10% do total e, para voltagens maiores ela se torna negligenciável [3]. A Figura 1.10 ilustra a radiação característica sendo emitida.

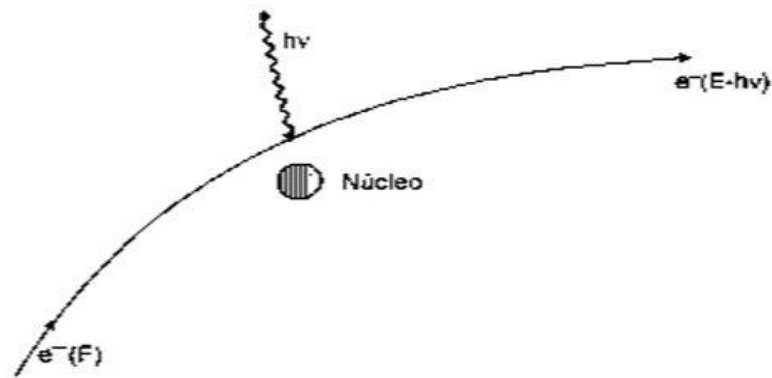


**Figura 1.11** – Ilustração de raios X de espectro característico [3].

- **Raios X de Espectro Contínuo**

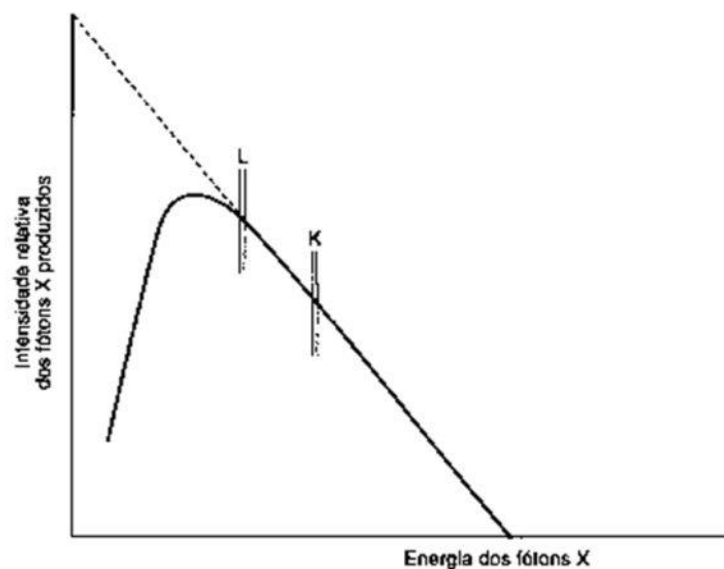
Toda vez que uma carga elétrica é acelerada tem-se como consequência a emissão de radiação eletromagnética. Os elétrons, ao passarem perto dos núcleos dos átomos do alvo (com exceção dos casos de colisão frontal), sofrem grande atração e deflexão em sua trajetória, sendo dessa forma, acelerados. Como resultado, parte ou até mesmo toda a energia é dissipada na forma de radiação eletromagnética. Visto que estes fótons podem assumir quaisquer valores de energia, podendo até ser igual à energia cinética do elétron, tem-se então um espectro contínuo de raios X [3]. Essa radiação de freamento é também conhecida como *bremsstrahlung*. A Figura 1.12 esquematiza os raios X de espectro contínuo.





**Figura 1.12** – Ilustração de raios X de espectro contínuo [3].

A configuração do espectro total de uma ampola de raios X é representada pelo gráfico da Figura 1.13. A atenuação da curva para baixas energias remete ao fato de que os fótons de baixa energia são absorvidos pelo próprio vidro da ampola, passando então através dela apenas os de maior energia. Além do espectro contínuo, tem-se o espectro característico superposto.



**Figura 1.13** – Esboço da intensidade relativa dos fótons produzidos em função da energia [3].

## 1.7 Interação da Radiação Ionizante com a Matéria

A radiação incidente sobre um material é dita ionizante quando possui energia suficiente para conseguir arrancar elétrons dos átomos dessa matéria. Quando essa energia não ejeta elétrons do meio, pode ocorrer então o fenômeno de excitação, onde os elétrons aumentam de energia sendo levados a orbitais mais externos do átomo. No entanto, pra isso acontecer essa energia fornecida deve ser igual à diferença de energia entre os níveis de origem e destino do elétron.

Quando raios X ou radiação  $\gamma$  passam através de um meio, a partir do processo de interação entre os fótons e a matéria ocorre transferência de energia a este meio. Os elétrons que recebem energia suficiente e são ejetados transferem energia produzindo mais ionização ou excitação dos átomos ao longo de sua trajetória. Se, no caso, o meio absorvedor for o tecido humano, com energia suficiente depositada nas células, é possível destruir sua capacidade de reprodução.

Denomina-se radiação diretamente ionizante aquela provinda de partículas, como os elétrons, prótons, partículas alfas e betas, que possuem energia suficientemente grande para produzir ionização por colisão quando penetram na matéria. Já, radiação indiretamente ionizante ocorre quando as partículas sem carga como os nêutrons e fótons liberam energia para partículas diretamente ionizantes na própria matéria [11].

### 1.7.1 Atenuação da Radiação Transmitida

Uma espessura  $dx$  reduz a intensidade do feixe de uma quantidade  $dI$  proporcional à quantidade  $I$ . Essa atenuação é função também do material absorvedor e da energia do feixe, fatores que já estão embutidos no coeficiente de atenuação linear  $\mu$  [3]. Dessa forma, pode-se escrever:

$$dI = -\mu I dx \quad (5)$$

Integrando e resolvendo a equação diferencial 5 de uma intensidade inicial  $I_0$  até a intensidade transmitida  $I$  e de uma espessura zero até  $x$ , tem-se:

$$I = I_0 e^{-\mu x} \quad (6)$$

O sinal negativo representa o decréscimo da intensidade do feixe com o aumento da espessura.

A partir da equação 6 é possível estabelecer a definição de camada semirredutora de um dado meio absorvedor. Tomando a condição  $I = I_0/2$  tem-se, dessa maneira, a espessura necessária para reduzir a intensidade do feixe à metade. A partir disso, aplicando a condição à equação 6 e resolvendo:

$$X_{1/2} = \frac{0.693}{\mu} \quad (7)$$

## 1.7.2 Mecanismos de Interação de Fótons com a Matéria

A atenuação de um feixe de fótons por um material absorvedor é causado majoritariamente por quatro tipos de interações, sendo elas: espalhamento Rayleigh, efeito fotoelétrico, efeito Compton e produção de pares. Explicaremos brevemente cada um destes fenômenos.

### • Espalhamento Rayleigh

O espalhamento Rayleigh é uma interação de fótons com elétrons fortemente ligados, ocorrendo espalhamento coerente, ou seja, energia do fóton incidente é igual à energia do fóton espalhado [3].

A onda eletromagnética incidente possui um campo elétrico oscilante associado que faz com que os elétrons no átomo vibrem momentaneamente e, essa vibração permite que o elétron emita radiação no mesmo comprimento de onda da radiação incidente, Figura 1.14 [12]. O único efeito deste fenômeno é o espalhamento dos fótons em pequenos ângulos, ainda, a ocorrência do mesmo decai rapidamente ao passo que a energia do fóton aumenta e é quase desprezível para energias acima de  $100\text{ keV}$  em materiais de baixo número atômico [12].

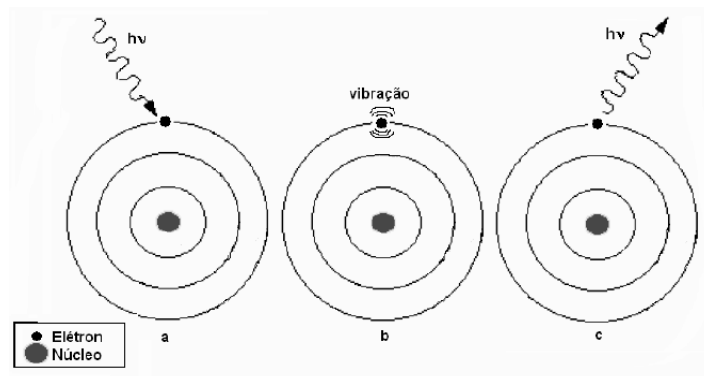


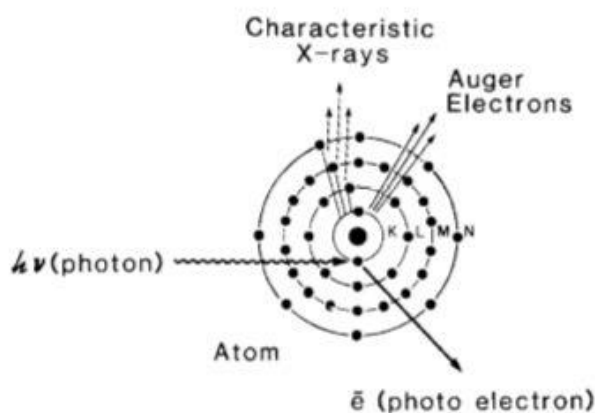
Figura 1.14 – Esquemática do espalhamento Rayleigh [13].

### • Efeito Fotoelétrico

O efeito fotoelétrico é um fenômeno no qual um fóton interage com um átomo e ejetar um dos elétrons de algum orbital deste átomo. Neste processo, toda a energia  $h\nu$  do fóton é absorvida pelo átomo e depois transferida para o elétron, além disso, para ocorrer o fenômeno a energia do fóton deve ser igual ou superior à energia que mantém o elétron ligado ao átomo. Assim, a energia cinética do elétron ejetado é a diferença  $h\nu - W$  onde  $W$  é a energia de ligação do elétron. Interações deste tipo ocorrem mais frequentemente com elétrons da camada K, mas também ocorrem com as camadas L, M e N [3].

Após o elétron ser ejetado, uma vacância é criada no orbital, deixando o átomo em um estado excitado. Essa vacância pode ser preenchida de duas maneiras, com um elétron de outro orbital, emitindo dessa forma os raios X característicos ou também sob a forma de elétrons Auger, Figura 1.15, que são elétrons

monoenergéticos produzidos pela absorção dos raios X característicos pelo átomo [11].

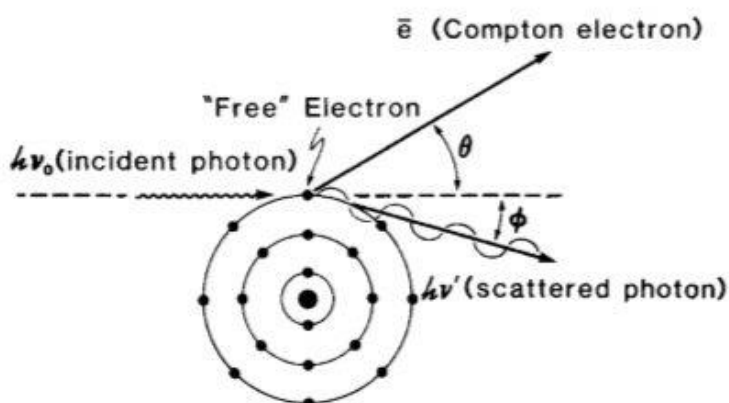


**Figura 1.15** – Ilustração do efeito fotoelétrico [11]. *Characteristic X-rays* – raios X característicos. *Auger electrons* – elétrons Auger. *Photon* – fóton. *Atom* – átomo.

- **Efeito Compton**

O efeito Compton pode ser analisado comparativamente a uma colisão elástica entre duas partículas. O fóton interage com o elétron como se ele fosse uma partícula 'livre', pois, a energia do elétron comparada ao fóton incidente é muito menor e faz com ele seja ejetado do átomo com determinado ângulo  $\theta$  e o fóton, com menor energia, é espalhado com determinado ângulo  $\phi$ , Figura 1.16 [11].

Quanto maior a energia da radiação X ou  $\gamma$ , mais predominante é o efeito Compton sobre o fotoelétrico, ele prepondera entre energias de 0,511 MeV e 1,022 MeV [3]. Como o fenômeno do efeito Compton envolve essencialmente elétrons livres do material absorvedor, ele independe do seu número atômico e tem relação apenas com o número de elétrons por grama do meio, ou seja, a densidade eletrônica.



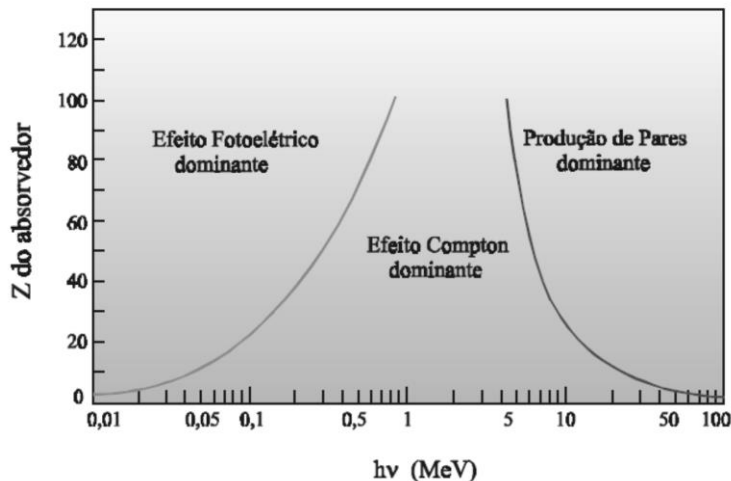
**Figura 1.16** – Diagrama do efeito Compton [11]. *Compton electron* – elétron Compton. *Free Electron* – elétron livre. *Incident photon* – fóton incidente. *Scattered photon* – fóton espalhado.

- **Produção de Pares**

O fenômeno de produção de pares ocorre quando há colisão do fóton diretamente com o núcleo do átomo e ainda, este fóton deve ter energia igual ou superior a  $1,02 \text{ MeV}$ . Nesse processo, o fóton interage fortemente com o campo eletromagnético do núcleo onde a energia é totalmente convertida na criação de um par de elétrons, sendo um negativo e outro positivo, denominado pósitron [11].

Como a energia de repouso do elétron é  $0,511 \text{ MeV}$ , a energia mínima necessária para a criação do par elétron-pósitron é de  $1,02 \text{ MeV}$  e então, a energia cinética total disponível ao par é  $(h\nu - 1,02) \text{ MeV}$ .

.A partir de alguns  $\text{MeV}$  a produção de pares para o fóton passa a ser a principal contribuição das interações. A Figura 1.17 ilustra a participação de cada um destes processos com a variação de  $Z$  e da energia dos fótons [3].



**Figura 1.17** – Relevância dos três tipos processos de interação dos fótons com a matéria em função da energia e do número atômico do material [3].

## 1.8 Medida da Radiação Ionizante

### 1.8.1 Unidades das Radiações Ionizantes

Em 1975, a Comissão Internacional de Unidades e Medidas (ICRU) definiu algumas grandezas radiológicas [3] que são utilizadas até os dias de hoje na física das radiações e principalmente na prática da radioterapia e controle de qualidade dos equipamentos.

A **exposição** ( $X$ ) foi definida como a quantidade de carga elétrica produzida por ionização no ar, por unidade de massa desse ar, ou seja, a exposição pode ser entendida como a capacidade da radiação de ionizar o ar [14]. Inicialmente adotou-se o "Roentgen" ( $R$ ) como unidade de exposição, que foi substituído em 1985 por coulomb por quilograma, unidade do Sistema Internacional. Ainda,  $1 R = 2,58 \times 10^{-4} \text{ C/kg}$ .

$$X = \frac{dQ}{dm} [C/kg] \quad (8)$$

Já, a **taxa de exposição** ( $X'$ ) fornece a variação da exposição  $dX$  num intervalo de tempo  $dt$ .

$$X' = \frac{dX}{dt} [C/kg \cdot s] \quad (9)$$

O **kerma** ( $K$ ), do inglês *kinetic energy released in the medium*, é a quantidade de energia que descreve a primeira etapa da absorção da radiação pela matéria, é a energia cinética transferida dos fótons incidentes aos elétrons liberados no meio num volume de massa  $dm$ .

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} [J/kg] \quad (10)$$

A **razão kerma-ar** ( $K'$ ) é o quociente de incremento  $dK$  no intervalo de tempo  $dt$ .

$$K' = \frac{dK}{dt} [J/kg \cdot s] \quad (11)$$

O kerma pode ainda ser subdividido em duas vertentes de acordo com sua origem, o kerma de radiação que advém da energia das colisões inelásticas com núcleos atômicos, a radiação de freamento ou também conhecida como *bremsstrahlung*, e o kerma de colisão que provém das colisões inelásticas dos elétrons causando ionização ou excitação.

$$K = K^{colisão} + K^{radiação} \quad (12)$$

Como a exposição fornece apenas a ionização no ar, para medirmos a quantidade de radiação absorvida em um meio, no caso da radioterapia o corpo humano, surgiu a necessidade de definir uma nova grandeza radiológica [14]. A **dose absorvida** ( $D$ ) foi estabelecida então, como sendo a energia média cedida pela radiação ionizante à matéria (nesse caso, o corpo humano) por unidade de massa dessa matéria. Inicialmente a unidade utilizada para dose absorvida era o 'rad', sendo  $1 \text{ rad} = 0,01 \text{ J/kg}$ , entretanto, a partir de 1975 foi recomendado substituir o rad por uma nova unidade do S.I., o *Gray* (Gy) [14], sendo  $1 \text{ Gy} = 1 \text{ J/kg} = 100 \text{ rad}$ .

$$D = \frac{dE}{dm} [Gy] \quad (13)$$

A **taxa de dose** ( $D'$ ) é então o quociente de incremento da dose absorvida  $dD$  no intervalo de tempo  $dt$ .

$$D' = \frac{dD}{dt} [Gy/s] \quad (14)$$

Por fim, temos a **dose equivalente** ( $H$ ), que leva em conta o efeito biológico de acordo com a radiação utilizada. Com fins de proteção radiológica, a dose equivalente foi definida como sendo a dose absorvida multiplicada por um fator numérico adimensional, chamado de fator de qualidade ( $Q$ ) [14]. Esse fator considera o número de ionizações produzidas por unidade de comprimento. Quanto maior for o fator, maior o dano causado ao tecido. Para prótons (energia acima de 2 MeV) equivale a 5, partículas alfa e íons pesados esse fator já vale 20, e, para os raios X e radiação gama, que mais comumente utilizados na radioterapia, esse fator é 1 [15]. De início, a unidade adotada para a dose equivalente foi o 'rem', substituída, em 1979, no S.I. pelo *Sievert* (Sv), sendo  $1 \text{ rem} = 0,01 \text{ Sv} = 0,01 \text{ J/kg}$ .

$$H = D \cdot Q [Sv] \quad (15)$$

Um feixe de raios X emitido de um alvo ou partículas alfas emitidas de uma fonte radioativa, são essencialmente um enorme número de fótons com energias variadas. A Comissão Internacional de Unidades e Medidas Radiológicas também definiu certas quantidades que descrevem feixes de fótons monoenergéticos:

$$\varphi = \frac{dN}{da} \quad (16)$$

Onde  $\varphi$  é a **fluência de fótons**,  $dN$  é o número de fótons que passam por uma esfera imaginária em um corte seccional de área  $da$ .

$$\emptyset = \frac{d\varphi}{dt} \quad (17)$$

Onde  $\emptyset$  é **taxa de fluência** ou também **densidade de fluência** por unidade de tempo.

$$\tau = \frac{dE}{da} \quad (18)$$

Onde  $\tau$  é a **fluência de energia**,  $dE$  é a soma das energias dos fótons que passam por uma esfera imaginária de área seccional  $da$ .

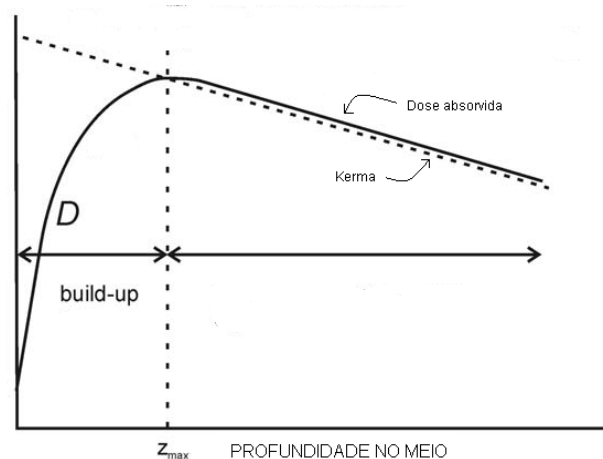
$$\gamma = \frac{d\tau}{dt} \quad (19)$$

Onde  $\gamma$  é **taxa de fluência de energia** ou também **densidade de fluxo de energia** por unidade de tempo.

## 1.8.2 Região de *Build-up*

Na interação do fóton com a matéria ocorre produção de partículas ionizantes com energia cinética que, quando perdida por meio de colisões e freamentos, cedem dose ao meio.

Na trajetória da partícula a densidade de ionização é crescente até certa distância  $z_{m\acute{a}x}$ . Esta região entre a superfície irradiada e a profundidade onde acontece o máximo de ionizações é chamada de região de *build-up*, ou também, espessura de equilíbrio eletrônico. Isto ocorre, pois, ao passo que a fluência de elétrons e a dose absorvida aumentam com a profundidade, a fluência de fótons decresce e então, atinge-se um equilíbrio [3]. Como resultado, temos a uma profundidade onde a energia por unidade de massa – dose absorvida – atinge seu máximo e depois decai, Figura 1.18. Ainda, a região de *build-up* varia com a energia do feixe incidente, para uma energia de 6 MeV a região de equilíbrio eletrônico é de 1,5 cm.



**Figura 1.18** – Kerma e dose absorvida em função da profundidade [3].

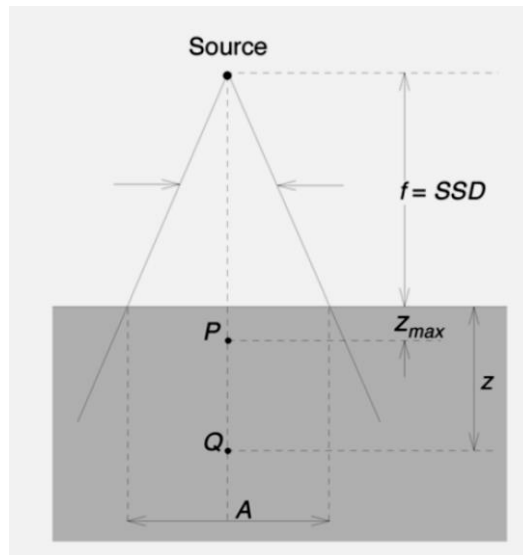
## 1.8.3 Porcentagem de Dose Profunda

A porcentagem de dose profunda é definida como a relação percentual da dose em uma determinada profundidade em relação à profundidade de dose máxima (profundidade de equilíbrio eletrônico) [3], e é dada por:

$$DP = \frac{D_Q}{D_{m\acute{a}x}} \times 100 \quad (20)$$

Onde  $DP$  é a porcentagem de dose profunda,  $D_Q$  é a dose na profundidade  $Q$  no eixo central do feixe e  $D_{m\acute{a}x}$  refere-se à dose na profundidade de equilíbrio eletrônico no eixo central do feixe, esquematizado na Figura 1.19.



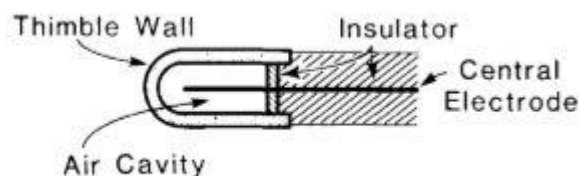


**Figura 1.19** – Esquematização da porcentagem de dose profunda [3]. *Source* – fonte de radiação. *SSD (Source to Skin Distance)* – Distância fonte de radiação até a pele. *P* – ponto de dose máxima.  $z_{max}$  – distância de equilíbrio eletrônico. *z* – distância da superfície ao ponto *Q*. *Q* – ponto na profundidade *Q*. *A* – largura do campo.

### 1.8.4 Câmara de Ionização

Para medirmos diretamente a exposição de um feixe de raios X ou gama, é necessário um dispositivo que tenha capacidade de coletar cargas de um único sinal produzidas em um volume de ar de massa conhecida. As câmaras de ionização são utilizadas com esta finalidade e funcionam, basicamente, como um capacitor cujo meio dielétrico é o ar.

Existem diferentes tipos de câmaras de ionização. No entanto, a câmara utilizada neste trabalho é do tipo dedal, Figura 1.20. Essas câmaras possuem a superfície interna do dedal revestida de um material condutor de baixo número atômico, que funciona como um eletrodo. O outro eletrodo é uma haste que fica no centro da câmara de ionização, isolada eletricamente, que deve ser constituída também de um material com baixo número atômico e tenha densidade próxima a do ar, geralmente são feitas de grafite ou alumínio [11].



**Figura 1.20** – Esquematização de uma câmara de ionização do tipo dedal [11]. *Thimble Wall* – parede em formato de dedal. *Insulator* – isolante. *Air cavity* – cavidade de ar. *Central Electrode* – eletrodo central.

Aplicando uma voltagem apropriada, um campo elétrico é criado fazendo com que os íons não se recombinem na cavidade. Assim, quando a radiação

ionizante atravessa a parede da câmara, ioniza os átomos do ar em seu interior produzindo os íons que serão coletados. As cargas geradas pelas ionizações encerradas dentro do volume sofrem ação do campo elétrico e deslocam-se de uma placa para a outra, gerando corrente elétrica, que é medida e amplificada produzindo um sinal elétrico [3]. A intensidade da corrente elétrica medida está correlacionada à quantidade de ionizações produzidas dentro do volume de ar da câmara de ionização, e esta quantidade está diretamente ligada à quantidade de radiação incidente na câmara.

A câmara de ionização utilizada neste trabalho é uma câmara PTW 0,6  $cm^3$  tipo Farmer modelo TN30013, Figura 1.21.



**Figura 1.21** – Câmara PTW tipo Farmer modelo TN30013.

### **1.8.5 Eletrômetro**

O equipamento que possui propriedade de medir as cargas elétricas coletadas nas câmaras de ionização é o eletrômetro. Ao conjunto de câmara mais eletrômetro comumente chamamos de dosímetro. Os eletrômetros, além de medir cargas elétricas, podem também medir voltagens, resistência e corrente. A carga criada na câmara de ionização é muito pequena e, por isso, o eletrômetro deve ter alta sensibilidade e uma alta impedância de entrada, eles possuem amplificadores bastante sensíveis que tem como finalidade ampliar as correntes medidas no sistema tornando-as facilmente mensuráveis [16].

Os eletrômetros podem ter dois diferentes tipos de sistema: um que mede a carga total, conhecido como integrador e o outro que fornece a carga por unidade de tempo, chamado de rate-meter [3]. O eletrômetro utilizado neste trabalho foi o PC Eletrometer da marca Sun Nuclear Corporation, número de série 68924031, do tipo integrador, Figura 1.22.



Figura 1.22 – Eletrômetro PC Eletrometer Sun Nuclear Corporation.

### 1.8.6 Fantoma

Para verificarmos a dose absorvida no corpo humano, avaliar técnicas de tratamento e simular novas técnicas, utilizamos materiais que absorvem e espalham a radiação de maneira semelhante ao corpo humano. Estes equipamentos são chamados de simuladores ou também, fantasmas (do inglês, *phantom*) [3].

Existem diversos tipos de fantasmas, até mesmo um antropômico (que possui a forma do corpo humano) e é conhecido como o simulador Alderson Rando. No entanto, os fantasmas mais comumente utilizados são os em formato cúbico. Estes são reservatórios cúbicos constituídos geralmente de acrílico (densidade  $1,18 \text{ g/cm}^3$ ) e preenchidos com água destilada (densidade  $1,00 \text{ g/cm}^3$ ) em seu interior [3]. Visto que o corpo humano é constituído de aproximadamente 70% a 75% de água [17], temos uma boa aproximação entre os fantasmas e o corpo humano.

Neste trabalho foi utilizado um fantoma cúbico da marca Oxigen, número de série 1003 e medidas 20cmx20cmx15cm, Figura 1.23.

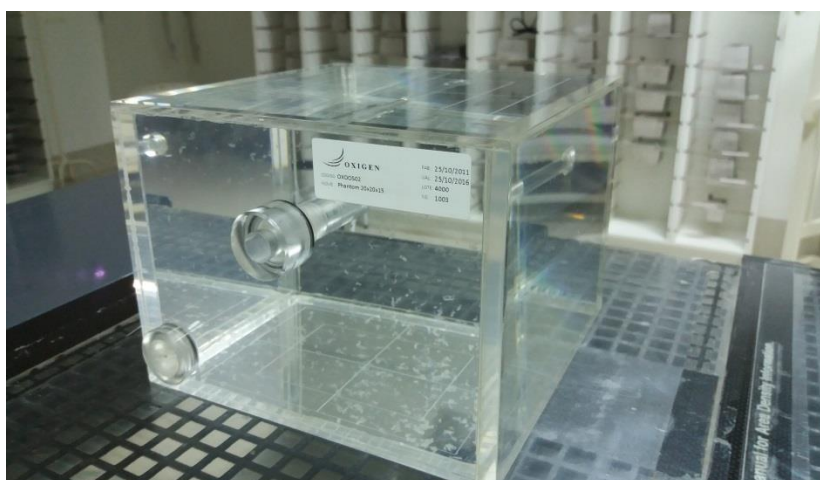


Figura 1.23 – Fantoma Oxigen 1003 20cmx20cmx15cm.

## 1.9 Radiação de Fundo

Além da radiação natural de alguns elementos químicos e da radiação produzida artificialmente, todos estamos sujeitos à radiação inerente na natureza, tal é conhecida como radiação de fundo, ou ainda, *background*. A radiação de fundo é um conceito pouco difundido e apenas uma pequena parcela da população tem conhecimento de que embora em pequeno percentual, existe um nível de radiação natural em todos os lugares. Essa radiação natural de fundo provém de várias origens, como por exemplo, do espaço interestelar (radiação cósmica), dos átomos radioativos que respiramos (carbono-14), dos alimentos (como a banana que possui potássio-40), na água (contém gás radônio) e até na crosta terrestre.

A radiação artificial também tem sua parcela na radiação de fundo, sendo sua maior contribuição na exposição médica, como os raios X, tomografia computadorizada para diagnósticos e na radioterapia e braquiterapia (introdução de materiais radioativos de meia vida curta) em pacientes para tratamento de câncer. Além disso, materiais radioativos liberados no ambiente a partir de testes nucleares, acidentes nucleares – como o de Chernobyl – e pelas usinas nucleares também fazem parte deste tipo de radiação.

Portanto, todo ser humano recebe certa quantidade desta radiação natural de fundo, e esta varia também de acordo com a localização geográfica e altitude. Ainda, é interessante notar que nem toda radiação e em qualquer quantidade se torna nociva ao ser humano. O Comitê Científico das Nações Unidas sobre os Efeitos da Radiação (UNSCEAR) fornece a contribuição proveniente das fontes naturais e artificiais de radiação em dose média por habitante por ano [15], a contribuição referente ao ano de 2008 é apresentada na Tabela 1.

**Tabela 1 – Contribuição das fontes naturais e artificiais de radiação para a dose média anual por habitante no ano de 2008 [15].**

Radiação natural	Dose média (mSv/ano)
<u>Exposição externa:</u>	
Radiação cósmica	0,39
Radiação gama externa (materiais radioativos presentes na crosta da Terra)	0,48
<u>Exposição interna:</u>	
Inalação (principalmente radônio)	1,26
Ingestão (principalmente potássio-40)	0,29
Total radiação natural:	2,4
<u>Radiação artificial</u>	
Radiação diagnóstica	0,6
Poeira radioativa (testes nucleares)	0,005
Acidente de Chernobyl	0,002
Usinas nucleares	0,0002
Total radiação artificial:	0,61
Total radiação artificial e natural:	3,01

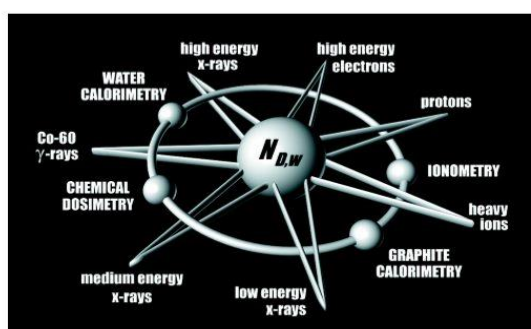
## 1.10 Protocolo TRS – 398 IAEA

Para um devido tratamento radioterápico, é necessário que a dose absorvida pelo paciente nos órgãos a serem tratados seja o mais próxima possível à dose prescrita pelo médico radioterapeuta. E, para isso, precisamos garantir que o equipamento utilizado produza feixes de radiação conforme o especificado. A recomendação através do relatório 24 do ICRU (*International Commission on Radiation Units and Measurements*) preconiza que a incerteza global relacionada à dosimetria, planejamento até o posicionamento do paciente no momento da irradiação deve ser de  $\pm 5\%$  [18]. Devido a isso, dosimetrias devem ser realizadas com frequência a partir de protocolos pré-estabelecidos, e, como o Brasil não possui protocolo próprio seguimos às recomendações da IAEA (*International Atomic Energy Agency*).

O primeiro protocolo publicado pela IAEA foi em 1970, o TRS (*Technical Reports Series*) TRS 110 – “Manual de Dosimetria em Radioterapia”. A partir daí vários outros TRS foram publicados e atualizados quanto à determinação de dose absorvida e uso de câmaras de ionização [19].

Em 2000 foi lançado o mais completo dos protocolos, TRS 398 “Determinação de Dose Absorvida em radioterapia em Feixes Externos – Um Código de Prática Internacional para Dosimetria Baseada em Padrões de Dose Absorvida na Água”, Figura 1.24, o qual além de conter recomendações de dosimetria para variados tipos de energia introduziu uma mudança conceitual bastante importante: ao invés da dose absorvida ser medida no ar como anteriormente era feito, passou a ser determinada na água. A dose absorvida na água é a quantidade de interesse principal na radioterapia, pois, se assemelha ao corpo humano e aos efeitos biológicos do mesmo. Devido a isso, o protocolo TRS 398 se destaca dentre os outros, pois, possibilitou uma dosimetria mais precisa e redução das incertezas [19].

**Absorbed Dose Determination in  
External Beam Radiotherapy:  
An International Code of Practice for Dosimetry  
based on Standards of Absorbed Dose to Water**



Pedro Andreo, Dosimetry and Medical Radiation Physics Section, IAEA  
David T Burns, Bureau International des Poids et Mesures (BIPM)  
Klaus Hohlfeld, Physikalisch-Technische Bundesanstalt (PTB), Braunschweig, Germany  
M Saiful Huq, Thomas Jefferson University, Philadelphia, USA  
Tatsuaki Kanai, National Institute of Radiological Sciences (NIRS), Chiba, Japan  
Fedele Laitano, Ente per le Nuove Tecnologie L'Energia e L'Ambiente (ENEA), Rome, Italy  
Vere Smyth, National Radiation Laboratory (NRL), Christchurch, New Zealand  
Stefaan Vynckier, Catholic University of Louvain (UCL), Brussels, Belgium

PUBLISHED BY THE IAEA ON BEHALF OF IAEA, WHO, PAHO, AND ESTRO



Figura 1.24 – Capa do protocolo TRS 398 da IAEA [19].

Para a calibração dos equipamentos de medida, utilizamos uma estrutura a ser seguida que é o IMS (*The International Measurement System*). Essa estrutura criada para dosimetria de radiação dissemina aos usuários instrumentos calibrados rastreáveis aos padrões primários no mundo todo da seguinte maneira: o BIPM (*Bureau International des Poids et Mesures*), que fica na França, controla e garante ao mundo a uniformidade na metrologia das radiações, este centro possui membros que constituem os Laboratórios de Dosimetria Padrão Primário (PSDL, *Primary Standard Dosimetry Laboratory*) os quais desenvolveram padrões primários para medida da radiação. Como são poucos os PSDLs no mundo, cerca de vinte, não é viável calibrar todos os conjuntos dosimétricos utilizados, dessa forma, existem os Laboratórios de Dosimetria Padrão Secundário (SSDL, *Secondary Standard Dosimetry Laboratory*). Assim, os PSDLs mantêm seus padrões na calibração dos instrumentos dos SSDLs, para estes calibrarem os instrumentos de referência de todos os outros serviços [19]. Com a publicação da TRS 398 no ano de 2000, hoje já possuímos todos os dados fornecidos tanto dos PSDLs quanto SSDLs em termos da dose absorvida em água.

O Brasil possui um Laboratório de Dosimetria Padrão Secundário que é o Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes (LNMRI) do Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD). Como norma da CNEN, (Comissão Nacional de Energia Nuclear) temos que o conjunto dosimétrico de cada serviço deve ser calibrado a cada dois anos, no mesmo intervalo de energia em que é utilizado, por um laboratório de dosimetria padrão [20], que no nosso caso, é o LNMRI, ele que fornece os padrões do conjunto dosimétrico. Quando o conjunto dosimétrico é calibrado, o laboratório nos retorna o fator de calibração,  $N_{D,w,Q_0}$  da câmara de ionização, em termos de dose absorvida na água do dosímetro, numa referência de qualidade  $Q_0$ , na qual a unidade é kerma-ar [19].

Na maioria dos PSDLs os padrões primários de dose absorvida na água são medidos em feixes de raios gama originários do Co-60, por serem mais estáveis [19]. Dessa forma, quando um dosímetro é utilizado em um feixe de qualidade  $Q$ , diferente daquele utilizado na calibração  $Q_0$ , é necessário adicionar um fator de correção,  $k_{Q,Q_0}$ , na medida da dose absorvida em água, que fica:

$$D_{w,Q} = M_Q N_{D,w,Q_0} k_{Q,Q_0} \quad (21)$$

Onde:  $D_{w,Q}$  é a dose absorvida em água no feixe de qualidade  $Q$ ;

$M_Q$  é a leitura no dosímetro na energia  $Q$  com correções;

$N_{D,w,Q_0}$  é o fator de calibração do dosímetro em termos de dose absorvida na água numa referência de qualidade  $Q_0$ , fornecido pelo certificado de calibração do equipamento, realizada bianualmente por laboratório credenciado pela CNEN;

$k_{Q,Q_0}$  é o fator que corrige a diferença entre a resposta da câmara de ionização no feixe de referência de qualidade  $Q_0$  usado para a calibração da câmara e o feixe utilizado na dosimetria, de qualidade  $Q$ .

O termo  $M_Q$  da equação 21 é a média aritmética simples das medidas realizadas no dosímetro -  $M_m$  - multiplicada por quatro fatores de correção:  $k_{pol}$ ,  $k_s$ ,  $k_h$  e  $k_{TP}$ .

$$M_Q = M_m \times k_{pol} \times k_s \times k_h \times k_{TP} \quad (22)$$

O primeiro fator é referente à correção de polarização do dosímetro, no qual devem ser realizadas medidas com potenciais de polaridades invertidas para verificar se há alguma variação na leitura da câmara, este fator é dado por:

$$k_{pol} = \frac{|M_+| + |M_-|}{2M} \quad (23)$$

Onde  $M_+$  e  $M_-$  são as leituras do eletrômetro obtidas com polaridade positiva e negativa, respectivamente, e  $M$  é a leitura obtida na polaridade usada rotineiramente (positiva ou negativa). Para a maioria das câmaras de ionização, este efeito de polarização para feixe de fótons é negligenciável [19].

O segundo fator de correção,  $k_s$ , advém da incompleta coleta de cargas na cavidade da câmara de ionização devido à recombinação de íons. O código de prática do TRS 398 recomenda que, para feixes pulsados, o fator de correção  $k_s$  seja medido utilizando o método de duas voltagens:  $V_1$  seria a voltagem de operação utilizada corriqueiramente e  $V_2$  seria uma voltagem menor, de modo que a razão  $V_1 / V_2$  seja pelo menos 2. A equação para determinar  $k_s$  é dada por:

$$k_s = a_0 + a_1 \frac{M_1}{M_2} + a_2 (M_1/M_2)^2 \quad (24)$$

Onde  $M_1$  e  $M_2$  são leituras do eletrômetro obtidas nas voltagens  $V_1$  e  $V_2$ , respectivamente. Os índices  $a_0$ ,  $a_1$  e  $a_2$  são obtidos a partir de uma tabela fornecida no protocolo TRS 398, apresentada na Tabela 2.

**Tabela 2 – Coeficientes de ajuste quadrático para a determinação de  $k_s$  pelo método de duas voltagens para feixes pulsados em função da razão  $V_1 / V_2$  [19].**

$V_1/V_2$	Pulsed		
	$a_0$	$a_1$	$a_2$
2.0	2.337	-3.636	2.299
2.5	1.474	-1.587	1.114
3.0	1.198	-0.875	0.677
3.5	1.080	-0.542	0.463
4.0	1.022	-0.363	0.341
5.0	0.975	-0.188	0.214



Ainda, temos o fator de correção  $k_h$  que refere à umidade do local no momento da dosimetria, comparado à umidade registada no comissionamento. O comissionamento é a fase inicial onde é feita a aquisição de todos os parâmetros dosimétricos do feixe de radiação necessários para a prática clínica. O protocolo TRS 398 diz que correções de umidade não são necessárias se este fator foi determinado em uma umidade relativa de 50% e for utilizado entre 20% e 80%, somente se a calibração for feita em ar seco (inferior a 20%) será necessário a correção, para calibração em Co-60, por um fator de  $k_h = 0,997$  [19].

Por fim, temos o fator  $k_{TP}$  que corrige a temperatura e pressão no momento da dosimetria comparado aos dados obtidos no comissionamento. Todas as câmaras recomendadas no TRS 398 são abertas ao ar ambiente, dessa forma a massa de ar dentro da câmara de ionização está sujeita a variações atmosféricas [19]. Portanto, devemos aplicar o fator de correção  $k_{TP}$  para converter a massa de ar na cavidade para as condições de referência do comissionamento. A equação de  $k_{TP}$  é dada por:

$$k_{TP} = \frac{(273,2+T)}{273,2+T_0} \times \frac{P_0}{P} \quad (25)$$

Onde  $T$  e  $P$  são temperatura e pressão da cavidade de ar no momento das medidas e  $T_0$  e  $P_0$  os valores de referência.

O fator  $k_{Q,Q_0}$  é fornecido pelo protocolo 398, para feixes de fótons em função da  $TPR_{20,10}$  e do fabricante e modelo da câmara de ionização. A  $TPR_{20,10}$  (*Tissue-Phantom Ratio*) é definido como a razão da dose absorvida em água no eixo do feixe nas profundidades de 20 cm e 10 cm no fantoma de água, obtido a uma distância fonte-detector (SSD, *Source-Detector Distance*) de 100 cm num campo de 10 cm x 10 cm [19]. Este parâmetro mede a qualidade do feixe de radiação, ou seja, a energia do feixe, e tem como principal característica a independência da contaminação de elétrons do feixe incidente [19]. A  $TPR_{20,10}$  pode ser obtida a partir da seguinte relação empírica determinada a partir da análise de cerca de 700 aceleradores lineares [19]:

$$TPR_{20,10} = 1,2661 \left( \frac{\%Dp_{20}}{\%Dp_{10}} \right) - 0,0595 \quad (26)$$

Onde  $\%Dp_{20}/\%Dp_{10}$  é a porcentagem de dose profunda a 20 cm e a 10 cm, respectivamente.

Os valores de  $k_{Q,Q_0}$  de acordo com a  $TPR_{20,10}$  são dados na Tabela 3.

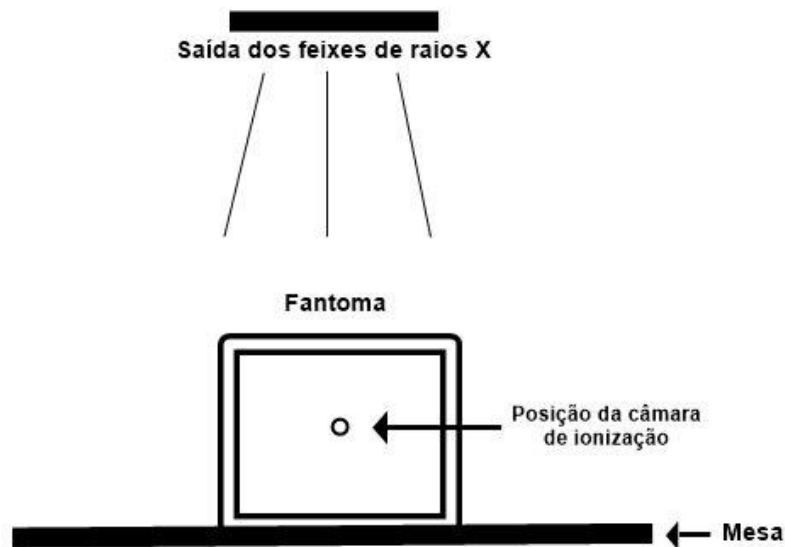


**Tabela 3 – Valores de  $k_{Q,Q_0}$  para feixe de fótons, para diferentes câmaras de ionização cilíndricas em função da  $TPR_{20,10}$  [19].**

Ionization chamber type <sup>a</sup>	Beam quality $TPR_{20,10}$														
	0.50	0.53	0.56	0.59	0.62	0.65	0.68	0.70	0.72	0.74	0.76	0.78	0.80	0.82	0.84
PTW 23323 micro	1.003	1.003	1.000	0.999	0.997	0.993	0.990	0.987	0.984	0.980	0.975	0.967	0.960	0.953	0.941
PTW 23331 rigid	1.004	1.003	1.000	0.999	0.997	0.993	0.990	0.988	0.985	0.982	0.978	0.971	0.964	0.956	0.945
PTW 23332 rigid	1.004	1.003	1.001	0.999	0.997	0.994	0.990	0.988	0.984	0.980	0.976	0.968	0.961	0.954	0.943
PTW 23333	1.004	1.003	1.001	0.999	0.997	0.994	0.990	0.988	0.985	0.981	0.976	0.969	0.963	0.955	0.943
PTW 30001/30010 Farmer	1.004	1.003	1.001	0.999	0.997	0.994	0.990	0.988	0.985	0.981	0.976	0.969	0.962	0.955	0.943
PTW 30002/30011 Farmer	1.006	1.004	1.001	0.999	0.997	0.994	0.992	0.990	0.987	0.984	0.980	0.973	0.967	0.959	0.948
PTW 30004/30012 Farmer	1.006	1.005	1.002	1.000	0.999	0.996	0.994	0.992	0.989	0.986	0.982	0.976	0.969	0.962	0.950
PTW 30006/30013 Farmer	1.002	1.002	1.000	0.999	0.997	0.994	0.990	0.988	0.984	0.980	0.975	0.968	0.960	0.952	0.940
PTW 31002 flexible	1.003	1.002	1.000	0.999	0.997	0.994	0.990	0.988	0.984	0.980	0.975	0.968	0.960	0.952	0.940
PTW 31003 flexible	1.003	1.002	1.000	0.999	0.997	0.994	0.990	0.988	0.984	0.980	0.975	0.968	0.960	0.952	0.940
PTW 31006 PinPoint	1.004	1.003	1.001	0.999	0.998	0.995	0.992	0.989	0.985	0.980	0.974	0.966	0.959	0.951	0.940
PTW 31014 PinPoint	1.004	1.003	1.001	0.999	0.998	0.995	0.992	0.989	0.985	0.980	0.975	0.967	0.959	0.952	0.941
SNC 100700-0 Farmer	1.005	1.004	1.001	0.999	0.998	0.995	0.992	0.989	0.986	0.981	0.976	0.969	0.962	0.954	0.943
SNC 100700-1 Farmer	1.007	1.006	1.003	1.001	0.999	0.997	0.995	0.993	0.990	0.986	0.983	0.976	0.969	0.961	0.951
Victoreen Radocon III 550	1.005	1.004	1.001	0.998	0.996	0.993	0.989	0.986	0.983	0.979	0.975	0.968	0.961	0.954	0.943
Victoreen Radocon II 555	1.005	1.003	1.000	0.997	0.995	0.990	0.986	0.983	0.979	0.975	0.970	0.963	0.956	0.949	0.938
Victoreen 30-348	1.004	1.003	1.000	0.998	0.996	0.992	0.989	0.986	0.982	0.978	0.973	0.966	0.959	0.951	0.940
Victoreen 30-351	1.004	1.002	1.000	0.998	0.996	0.992	0.989	0.986	0.983	0.979	0.974	0.967	0.960	0.952	0.941
Victoreen 30-349	1.003	1.002	1.000	0.998	0.996	0.992	0.989	0.986	0.983	0.980	0.976	0.969	0.962	0.954	0.942
Victoreen 30-361	1.004	1.003	1.000	0.998	0.996	0.992	0.989	0.986	0.983	0.979	0.974	0.967	0.960	0.953	0.942
Scdx-Wellhöfer CC01	1.002	1.002	1.002	1.001	1.000	0.999	0.996	0.994	0.991	0.986	0.981	0.972	0.964	0.956	0.944
Scdx-Wellhöfer CC04/IC04	1.001	1.001	1.001	1.000	0.999	0.997	0.995	0.992	0.989	0.984	0.979	0.970	0.962	0.953	0.941
Scdx-Wellhöfer CC08/IC05/IC06	1.001	1.001	1.001	1.000	0.999	0.997	0.995	0.993	0.989	0.985	0.980	0.972	0.964	0.955	0.943
Scdx-Wellhöfer CC13/IC10/IC15	1.001	1.001	1.001	1.000	0.999	0.997	0.995	0.993	0.989	0.985	0.980	0.972	0.964	0.955	0.943
Scdx-Wellhöfer CC25/IC25	1.001	1.001	1.001	1.000	0.999	0.997	0.995	0.993	0.989	0.985	0.980	0.972	0.964	0.955	0.943
Scdx-Wellhöfer FC23-C/IC28 Farmer shortened	1.001	1.001	1.001	1.000	0.999	0.997	0.995	0.993	0.990	0.985	0.980	0.972	0.964	0.955	0.943
Scdx-Wellhöfer FC65-P/IC69 Farmer	1.003	1.002	1.001	0.999	0.998	0.995	0.993	0.990	0.986	0.981	0.976	0.968	0.960	0.952	0.940
Scdx-Wellhöfer FC65-G/IC70 Farmer	1.005	1.004	1.002	1.000	0.998	0.997	0.995	0.992	0.989	0.985	0.981	0.973	0.966	0.958	0.947

## 2. Procedimento e Dados Obtidos do Protocolo TRS 398

O acelerador linear utilizado neste trabalho está localizado na Clínica de Oncologia e Radioterapia Sant'Ana cidade de Maringá, Paraná. Nossa medida de interesse é a dose absorvida em água ( $D_{w,Q}$ ), visto que essa medida em um fantoma de água representa de forma semelhante à medida realizada em corpo humano. Com isso, é possível obter parâmetros do aparelho como também avaliar seu funcionamento. A Figura 2.1 mostra o esquema de como o fantoma, feixe de radiação e câmara de ionização devem estar posicionados.



**Figura 2.1** – Esquemática da montagem do sistema dosimétrico.

Na Figura 2.2 temos uma representação de um conjunto dosimétrico montado em um acelerador linear para obtenção dos dados da dosimetria. O fantoma deve estar adequadamente posicionado com a câmara de ionização e alinhado com a área útil do feixe do aparelho.



**Figura 2.2** – Conjunto dosimétrico montado no acelerador linear.

Para montar o conjunto dosimétrico, primeiramente encaixamos a câmara de ionização no fantoma que fica a 5 cm de profundidade, Figura 2.3, e deixamos o conjunto atingir o equilíbrio térmico num período de aproximadamente 20 minutos.



**Figura 2.3** – Câmara de ionização e fantoma de água em equilíbrio.

Após, anotamos as medidas de temperatura, pressão e umidade da sala, fornecidas no equipamento digital Instrutemp teste 622, Figura 2.4, na Tabela 4 que também contém os dados de referência (condições padronizadas).



**Figura 2.4** – Leituras de temperatura, pressão e umidade.

**Tabela 4** – Medidas de temperatura, pressão e umidade nas condições padronizadas e locais.

	Condições Padronizadas	Condições Locais
Temperatura (°C)	20	22,8
Temperatura (K)	293,2	296
Pressão (hPa)	1013,25	954,20
Umidade (%)	50	44,8

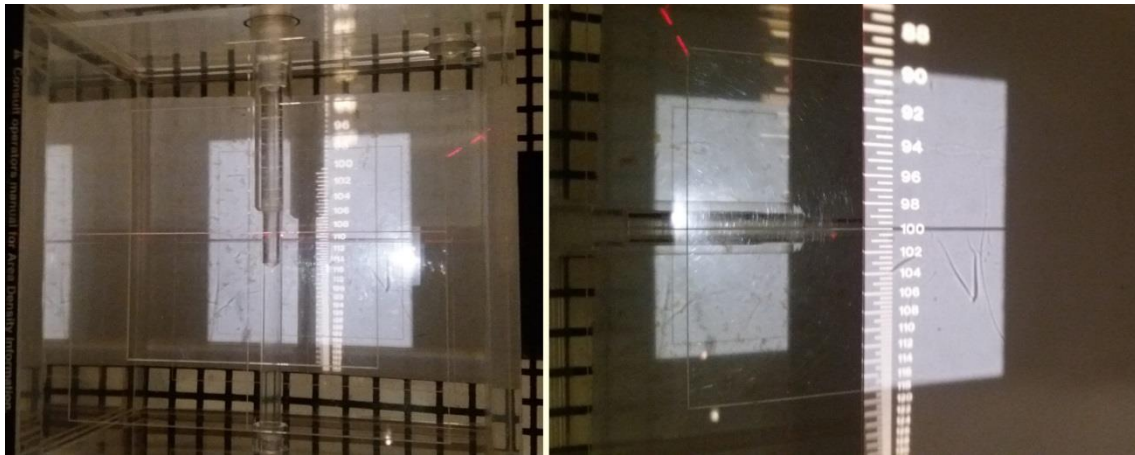
Conectamos então, a câmara de ionização ao eletrômetro que fica do lado de fora da sala do acelerador linear, através de um cabo coaxial blindado, Figura 2.5.



**Figura 2.5** – Cabo coaxial de conexão blindado.

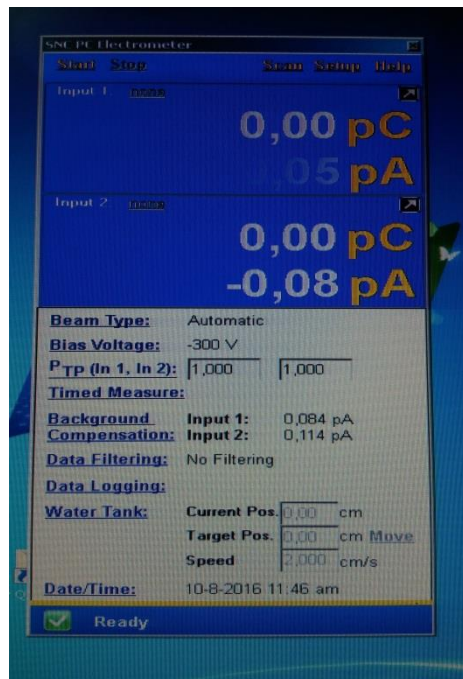
Depois, abrimos um campo de 10 cm x 10 cm nos colimadores do acelerador para alinharmos os eixos centrais do aparelho e do fantoma, a uma distância foco superfície de 100 cm, Figura 2.6.





**Figura 2.6** – Alinhamento do aparelho com o fantoma a uma distância foco superfície de 100 cm.

Fora da sala do aparelho, fica o comando do acelerador e um computador para aquisição dos dados do eletrômetro. O conjunto dosimétrico vem acompanhado de um software chamado SNC PC Eletrometer que fornece a carga medida pelo eletrômetro em nC, Figura 2.7 Este software tem a opção '*Background Compensation*' que mede a radiação de fundo no ambiente e desconta automaticamente o valor encontrado das medidas a serem feitas, ainda, podemos regular a voltagem e a polaridade aplicada.



**Figura 2.7** Software utilizado para aquisição das leituras do eletrômetro.

Com o aparato devidamente montado e aquecido, realizamos as leituras necessárias para determinar  $M_Q$ . A voltagem utilizada rotineiramente no equipamento é  $-300$  V. Para determinar a média das medidas ( $M_m$ ) da equação

22, foram feitas cinco medidas com 100 unidades monitor e outras cinco com o dobro de unidades monitor para obtermos uma boa aproximação, Tabela 5. Unidades monitor são as unidades de medida que colocamos no acelerador para tratamento, representa a dose aplicada incorporada a fatores intrínsecos do aparelho e tipo de tratamento. Exemplificando para uma melhor compreensão, suponha que tenhamos que aplicar uma dose de 100 cGy em um paciente. Para colocar essa dose no acelerador linear devemos levar em conta a porcentagem de dose profunda na profundidade desejada, o tamanho do campo incidente e também o atual fator dosimetria. Seja um campo aberto de 10 cm x 10 cm a uma profundidade de 5 cm, sabendo que nessas condições  $DP_{5\text{ cm}} = 86,67\%$ , o fator campo vale 1 e o fator dosimetria vale 1,0044, por exemplo. Primeiramente, encontramos quanto de dose deve chegar para atingirmos 100% na profundidade e, após, dividimos o valor encontrado pelos fatores campo e dosimetria. Dessa forma obtemos 114,8 U.M. (unidades monitor), e então 115 U.M. devem ser colocados no aparelho afim de obtermos 100 cGy à 5 cm de profundidade no paciente.

**Tabela 5 – Leituras obtidas no eletrômetro com voltagem -300 V, para o cálculo de  $M_m$ .**

Voltagem (V)	Unidades Monitor (um)	Leitura (nC)					Média (nC)
		1	2	3	4	5	
- 300	100	15,300	15,290	15,300	15,290	15,300	15,296
	200	30,580	30,580	30,570	30,580	30,580	30,580
	$M_m = 15,293\text{ nC}$						

Para determinar  $k_{pol}$  realizamos leituras com polaridade invertida (+300 V) no eletrômetro, Tabela 6.

**Tabela 6 – Leituras obtidas no eletrômetro com voltagem +300 V, para o cálculo de  $k_{pol}$ .**

Voltagem (V)	Unidades Monitor (um)	Leitura (nC)	Média (nC)
+ 300	100	15,300	15,300
		15,300	

Para encontrar o fator de correção  $k_s$  realizamos leituras com metade da voltagem utilizada rotineiramente, ou seja, -150 V, Tabela 7.

**Tabela 7 – Leituras obtidas no eletrômetro com voltagem -150 V, para o cálculo de  $k_s$ .**

<b>Voltagem (V)</b>	<b>Unidades Monitor (um)</b>	<b>Leitura (nC)</b>	<b>Média (nC)</b>
<b>-150</b>	<b>100</b>	15,240	15,235
		15,230	

Ainda, para encontrar a razão  $\%Dp_{20}/\%Dp_{10}$  e determinar a energia feixe, foram feitas medidas a 10 cm e 20 cm de profundidade no fantoma, Tabela 8.

**Tabela 8 – Leituras obtidas no eletrômetro a 20 cm e 10 cm de profundidade, para o cálculo de  $\%Dp_{20}/\%Dp_{10}$ .**

<b>Voltagem (V)</b>	<b>Unidades Monitor (um)</b>	<b>Profundidade (cm)</b>	<b>Leitura (nC)</b>		<b>Média (nC)</b>
<b>-300</b>	<b>100</b>	20	6,4571	6,4544	6,4558
		10	11,2850	11,3166	11,3008

### 3. Análise e Resultados

O valor de  $k_{pol}$  foi determinado utilizando equação 23 e os valores da Tabela 6:

$$k_{pol} = \frac{|15,300| + |15,293|}{2 \times 15,293}$$
$$k_{pol} = 1,0002$$

Já, o fator  $k_s$  foi encontrado utilizando a equação 24, os coeficientes da Tabela 2 pra uma razão  $V_1 / V_2$  igual a dois, as leituras da Tabela 5 (para uma voltagem de -300 V) e da Tabela 7 (para uma voltagem de -150 V):

$$k_s = 2,337 + (-3,636) \frac{15,293}{15,235} + 2,299 \left( \frac{15,293}{15,235} \right)^2$$
$$k_s = 1,004$$

Não foi necessário realizar ajuste do fator de umidade  $k_h$ , pois, a umidade no momento da dosimetria, Tabela 4, estava dentro do limite entre 20% a 80% preconizado pelo protocolo TRS 398, então consideramos:

$$k_h = 1.$$

A partir da Tabela 4 e com auxílio da equação 25, pudemos determinar o fator de correção  $k_{TP}$ :

$$k_{TP} = \frac{(273,2 + 22)}{(273,2 + 20)} \times \frac{1013,25}{954,20}$$
$$k_{TP} = 1,069.$$

Munidos dos valores, foi possível definir a média das leituras incorporada aos fatores de correção:

$$M_Q = M_m \times k_{pol} \times k_s \times k_h \times k_{TP}$$
$$M_Q = 16,42 \text{ nC}$$

Para determinarmos a dose absorvida em água no feixe de qualidade  $Q = 6 \text{ MeV}$ , ainda é necessário encontrarmos o valor de  $k_{Q,Q_0}$ , que depende do valor da  $TPR_{20,10}$  e, conseqüentemente, da razão  $\frac{\%Dp_{20}}{\%Dp_{10}}$ .



Utilizando os dados da Tabela 8 e calculando a razão entre as quantidades de cargas medidas a 20 cm e a 10 cm de profundidade, obtemos:

$$\frac{\%Dp_{20}}{\%Dp_{10}} = 0,5713$$

E, utilizando a equação 25, o  $TPR_{20,10}$  equivale a:

$$TPR_{20,10} = 1,2661 \times (0,5713) - 0,0595$$

$$TPR_{20,10} = 0,6638$$

E então, consultando a Tabela 3 para a câmara de ionização PTW tipo Farmer modelo TN30013, temos:

$$k_{Q,Q_0} = 0,994$$

Sabendo que o fator de calibração do dosímetro  $N_{D,w,Q_0}$  fornecido pelo LNMRI na última calibração é  $N_{D,w,Q_0} = 5,3340 \times 10^{-2} \frac{Gy}{nC}$ , e utilizando a equação 21, determinarmos  $D_{w,Q}$ :

$$D_{w,Q} = 16,42 nC \times 5,3340 \times 10^{-2} \frac{Gy}{nC} \times 0,994$$

$$D_{w,Q} = 0,8705 cGy/um$$

Ainda, podemos determinar o fator dosimetria ( $f_{Dm}$ ), que corrige a dose absorvida pela profundidade de dose profunda a 5 cm, obtida no comissionamento. Esse fator é dado por:

$$f_{Dm} = \frac{D_{w,Q}}{DP_{5 cm}}$$

Onde  $DP_{5 cm} = 86,67 \%$  ou  $0,8667 cGy/um$  para o acelerador utilizado no trabalho. Com isso, temos:

$$f_{Dm} = \frac{0,8705 cGy/um}{0,8667 cGy/um}$$

$$f_{Dm} = 1,0044$$

Isto significa que, é necessário corrigir a dose absorvida em 0,44% para obtermos a mesma dose prevista pelo comissionamento, portanto, é um valor

pequeno em comparação com os  $\pm 5\%$  de incerteza global preconizado pelo ICRU. Podemos inferir que ocorrem pequenas variações no aparelho, as quais não são prejudiciais na sua linearidade e, o que garante a confiabilidade e reprodutibilidade do feixe de radiação. Seria necessário repensar sobre a calibração do aparelho e parar seu funcionamento, se este fator ultrapassasse 1% de erro.

No comissionamento realizado quando o acelerador linear foi instalado na clínica, os valores de  $\%Dp_{20}/\%Dp_{10}$  e da  $TPR_{20,10}$  determinados foram:

$$\frac{\%Dp_{20}}{\%Dp_{10}} = 0,579$$

$$TPR_{20,10} = 0,673$$

Estes valores encontrados, que definem a qualidade do feixe de radiação – energia – são bastante próximos aos determinados na dosimetria realizada onde foram encontrados  $\frac{\%Dp_{20}}{\%Dp_{10}} = 0,5713$  e  $TPR_{20,10} = 0,6638$ . O limite de variação para o índice de qualidade  $\frac{\%Dp_{20}}{\%Dp_{10}}$  é  $\pm 2\%$  [3], e, comparando os parâmetros medidos aos dados do comissionamento temos uma diferença cerca de 1,3%, o que é plausível e aceitável dentro do limite imposto. Ainda, na literatura [22] encontramos que para energia de 6 MeV o valor da  $TPR_{20,10}$  equivale a 0,67 e, obtivemos o valor de 0,6638, o que nos garante que estamos no intervalo esperado e que a variação da energia do feixe de raios X é baixa, nesse caso, cerca de 0,9%. Por fim, o acelerador linear produz feixes de radiação conforme o especificado, o que garante que a dose prescrita ao paciente será a mais próxima possível àquela absorvida nos órgãos a serem tratados.

## 4. Conclusão

O objetivo principal do trabalho foi atingido, isto é, foi possível construir um guia para a utilização do protocolo TRS 398 da IAEA e aplicá-lo a uma máquina real de radioterapia utilizada em pacientes para o tratamento de câncer para análise dos resultados.

A aplicação deste protocolo no acelerador Varian Clinac 600C/D da Clínica de Oncologia e Radioterapia Sant'Ana nos propiciou resultados que asseguraram a confiabilidade do aparelho, como também sua linearidade de energia. O fator dose monitor encontrado foi bem próximo a 1, o que seria ideal, indicando que a dose entregue, comparada aos valores de referência encontrados no comissionamento, deve ser corrigida apenas em 0,44% para obtermos o mesmo valor, esta variação mínima pode advir das variações internas intrínsecas do aparelho. Já o fator  $TPR_{20,10}$  encontrado, cujo valor caracteriza a energia do feixe de radiação, foi suficientemente próximo ao valor determinado pelo comissionamento e também a valores encontrados na literatura para energia de 6 MeV, nos certificando assim, que o acelerador linear funciona seguramente com energia de 6 MeV.

## 5. Referências Bibliográficas

- [1] Brabo, L. L. **Física Aplicada a Radiologia**. 2 ed. São Paulo, 2009.
- [2] j.j. thomsons cathode ray tube: Definition, experiment, diagram.” Disponível em: <http://study.com/academy/lesson/jj-thomsons-cathode-ray-tube-crt-definition-experiment-diagram.html>. Acesso em: 3 de maio de 2016.
- [3] Scaff, Luiz Alberto Malaguti, 1947- **Física da radioterapia** / Luiz A.M. Scaff. São Paulo: SARVIER, 1997.
- [4] Khan, Faiz M.; Gerbi, Bruce John. **Treatment planning in radiation oncology**. Wolters Kluwer Health/Lippincott Williams & Wilkins, 2012.
- [5] “International Commission on Radiation Units and Measurements”. 2016. Disponível em: [http://www.icru.org/images/pdf/icru\\_poster\\_2016.pdf](http://www.icru.org/images/pdf/icru_poster_2016.pdf). Acesso em: 30 de outubro de 2016.
- [6] “Poluição eletromagnética: telefonia celular”. 2014. Disponível em: [http://www.creadigital.com.br/pr/robinson\\_ressetti?nprnc=038097099061080095084101115101115038097099050061102111116111038116120116061051056055055051049051054051054051048038110117109061051038116112116120061049](http://www.creadigital.com.br/pr/robinson_ressetti?nprnc=038097099061080095084101115101115038097099050061102111116111038116120116061051056055055051049051054051054051048038110117109061051038116112116120061049). Acesso em: 11 de maio de 2016.
- [7] “Nuclear Chain Reaction”. Disponível em: <http://chemistry.tutorvista.com/nuclear-chemistry/nuclear-chain-reaction.html>. Acesso em: 11 de maio de 2016.
- [8] “Radiation Safety Manual. Stanford University”. 2016. Disponível em: [https://web.stanford.edu/dept/EHS/prod/researchlab/radlaser/manual/rad\\_safety\\_manual.pdf](https://web.stanford.edu/dept/EHS/prod/researchlab/radlaser/manual/rad_safety_manual.pdf). Acesso em: 22 de outubro de 2016.
- [9] “Radiografia Industrial”. 2013. Disponível em: <http://pt.slideshare.net/nathanaelmechisedeckbrancaglione/radiografia-industrial-28220636>. Acesso em: 28 de junho de 2016.
- [10] “Radiology Oncology Systems. Linear Accelerators”. Disponível em: <http://www.oncologysystems.com/radiation-therapy/linear-accelerators/comparison-charts.php>. Acesso em: 22 de outubro de 2016.

[11] Khan, Faiz M. **The physics of radiation therapy** / Faiz M. Khan. 3rd ed. Lippincott Williams & Wilkins, 2003.

[12] Johns, Harold Elford et al. **The physics of radiology**. 4th ed. Charles C Thomas, 1983.

[13] Bonadio, T. G. M. **Técnicas Dosimétricas Utilizadas em Aparelhos de Radioterapia**. 2009. Trabalho de Conclusão de Curso (Graduação em Física) - Universidade Estadual de Maringá, Maringá, 2009.

[14] Okuno, Emico. **Radiações: Efeitos, Riscos e Benefícios**. São Paulo: Harbra, 2007.

[15] Rodrigues Júnior, Ary de Araújo. **Irradiadores industriais e sua radioproteção** / Ary de Araújo Rodrigues Júnior – Maringá-PR: edição do autor, 2014. Disponível em: <[https://www.researchgate.net/profile/Ary\\_Rodrigues\\_Junior/publication/260122431\\_Irradiadores\\_industriais\\_e\\_sua\\_radioproteção\\_Industrial\\_irradiators\\_and\\_their\\_radioprotection/links/0f31752fa1aaeba0b8000000.pdf?origin=publication\\_detail](https://www.researchgate.net/profile/Ary_Rodrigues_Junior/publication/260122431_Irradiadores_industriais_e_sua_radioproteção_Industrial_irradiators_and_their_radioprotection/links/0f31752fa1aaeba0b8000000.pdf?origin=publication_detail)>.

[16] “Eletrômetro”. Disponível em: <<http://diy-contractor.com/pt/wiki/tool/332-measuring-instruments/20059-electrometer.html>>. Acesso em: 8 de outubro de 2016.

[17] “A Água no corpo humano”. 2004. Disponível em: <<http://www.meioambientenews.com.br/conteudo.ler.php?q%5B1%7Cconteudo.idcategoria%5D=27&id=215>>. Acesso em: 8 de outubro de 2016.

[18] ICRU Report 24 - **Determination of Absorbed dose in a Patient Irradiated by Beams of X or Gamma Rays in Radiotherapy Procedure**. International Commission on Radiation Units and Measurements, Bethesda, 1976.

[19] Technical Reports Series n. 398. **Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy: An International Code of Practice for Dosimetry Based on Standards of Absorbed Dose to Water**. IAEA, Vienna, 2000.

[20] COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. Estabelecer às exposições ocupacionais e exposições médicas, conforme definidas na Resolução CNEN nº 27/2004 que aprovou a Norma CNEN-NN-3.01: “Diretrizes

Básicas de Proteção Radiológica”, em instalações radiativas, chamadas nesta Resolução de “Serviços de Radioterapia”, onde se pratica teleterapia e braquiterapia. Resolução, n. 130 de 31 de maio 2012.

[21] Long, Mian. **IFMBE Proceedings, World Congress on Medical Physics and Biomedical Engineering**. Vol. 39. Springer. Beijing, China, 2013.