



**UNIVERSIDADE ESTADUAL PAULISTA**  
**“JÚLIO DE MESQUITA FILHO”**  
**INSTITUTO DE BIOCÊNCIAS DE BOTUCATU**



**TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO**

**THALES HILARIO HUNGARO**

**CARACTERIZAÇÃO E APLICAÇÕES DA INSTRUMENTAÇÃO USADA NO  
CONTROLE DE QUALIDADE DE FEIXES DE RADIODIAGNÓSTICO E  
RADIOTERAPIA**



Botucatu  
2019

THALES HILARIO HUNGARO

**CARACTERIZAÇÃO E APLICAÇÕES DA INSTRUMENTAÇÃO USADA NO  
CONTROLE DE QUALIDADE DE FEIXES DE RADIODIAGNÓSTICO E  
RADIOTERAPIA**

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

Orientador: Prof. Dr. Marco Antônio Rodrigues Fernandes

Botucatu

2019

FICHA CATALOGRÁFICA ELABORADA PELA SEÇÃO TÉC. AQUIS. TRATAMENTO DA INFORM.  
DIVISÃO TÉCNICA DE BIBLIOTECA E DOCUMENTAÇÃO - CÂMPUS DE BOTUCATU - UNESP  
BIBLIOTECÁRIA RESPONSÁVEL: ROSANGELA APARECIDA LOBO-CRB 8/7500

Hungaro, Thales Hilario.

Caracterização e aplicações da instrumentação usada no controle de qualidade de feixes de radiodiagnóstico e radioterapia / Thales Hilario Hungaro. - Botucatu, 2019

Trabalho de conclusão de curso (bacharelado - Física Médica) - Universidade Estadual Paulista "Júlio de Mesquita Filho", Instituto de Biociências de Botucatu  
Orientador: Marco Antônio Rodrigues Fernandes  
Capes: 10504001

1. Dosimetria. 2. Raios X. 3. Câmaras de ionização. 4. Controle de qualidade.

Palavras-chave: Câmara de Ionização; Controle de Qualidade; Dosimetria; Raios-X.

## **DEDICATÓRIA**

Àqueles que estiveram comigo ao longo da minha caminhada e sempre me apoiaram e me ajudaram a crescer como profissional e humano. Em especial aos meus pais.

## **AGRADECIMENTOS**

Agradeço aos meus amados pais, José Carlos Hungaro e Marta Estela Hilario Hungaro, por serem meu alicerce, por todo carinho, amor incondicional, por ajudarem sempre a realizar meus sonhos e acreditarem neles independente dos desafios.

Em especial à minha avó, Noemia Hilario e minha tia Nelma Hilario Ninelli, por todo suporte, confiança e ajuda nos momentos mais difíceis ao longo da faculdade.

*In memoriam:* ao meu avô Ramon Hilario Castilho, por sempre acreditar no meu sucesso.

Ao Igor Hilario Hungaro e Thiago Hilario Hungaro, que por serem meus irmãos mais velhos me ensinaram muito e me inspiraram.

À minha namorada, Giovana Fernanda Cosi Bento, por todo carinho, companheirismo, experiências boas, por acreditar em mim e sempre me por para cima nos momentos difíceis.

Aos meus amigos-irmãos, Lucas Lima, Gabriel Arruda, Iury Goulart, Juan Costa, Diogo Godoi, Julia Morales, Gustavo Tomanik, Felipe Chimin, Paulo Rombaldi, Camila Floret e Natasha Policei, que de alguma forma acrescentaram algo de bom na minha vida e por toda companhia, risadas e descontrações durante esses anos de graduação.

Ao meu amigo, Dr. Rodrigo S. Giarola, que me ensinou muito e me propôs muitas experiências gratificantes durante a graduação.

Ao Prof. Dr. Marco Antônio R. Fernandes, pela orientação, paciência e ensinamentos.

A todos, que mesmo de longe torceram por mim e colaboraram direta ou indiretamente para que meu sonho de uma graduação se concretize.

## RESUMO

O uso de radiações ionizantes tem apresentado um crescimento constante e acentuado nas diversas atividades, principalmente na área da medicina, o que induz no aumento do acometimento de reações adversas devido à interação da radiação com o tecido biológico. Os preceitos da proteção radiológica apontam para a necessidade do uso de técnicas de medidas de radiação que permitam o pleno conhecimento do comportamento dos diferentes tipos de feixes de radiação quando da sua interação com o tecido biológico. Nas faixas de energias de radiações usadas nos segmentos do radiodiagnóstico e radioterapia, os detectores do tipo câmaras de ionização apresentam melhor linearidade na relação dose-resposta. Neste trabalho, foram avaliados os comportamentos de diferentes tipos de câmaras de ionização quando submetidas à diferentes tipos de feixes e energias de radiação. Os resultados corroboram com as recomendações da literatura no que se refere à importância da calibração e do uso adequado dos instrumentos detectores de radiações ionizantes, para as respectivas faixas de energias de aplicação.

**Palavras-chave:** Câmaras de Ionização, Controle de Qualidade, Dosimetria, raios X.

## **ABSTRACT**

*The use of ionizing radiation has shown a constant and marked increase in the various activities, mainly in the medical field, which induces in the increase of adverse reactions due to the interaction of radiation and biological tissue. The precepts of radiation protection point to the need of using techniques in radiation measurements that allow the full knowledge of the behavior of different types of radiation beams when interacting with biological tissue. In the ranges of radiation energies used in radiodiagnosis and radiotherapy, ionization chamber type detectors have a better linearity in the dose-response relationship. In the present study, the behavior of different types of ionization chambers was evaluated when submitted to different types of beams and radiation energies. The results corroborate with the recommendations of the literature regarding the importance of the calibration of ionizing radiation detector instruments for the respective ranges of application energies and it's correct choose.*

**Key Words:** Quality Control, Ion Chambers, Dosimetry, X rays.

## SIGLAS E ABREVIATURAS

A.L.: Acelerador Linear

Bq: Bequerel

cGy: centigray

C.I.: Câmara de Ionização

CNEN: Comissão Nacional de Energia Nuclear

cm: centímetro

Co-60: Cobalto-60

CSR: Camada semirredutora

CT: *Computed Tomography*

ddp: diferença de Potencial

eV: elétronvolt

GM: Geiger Muller

Gy: Gray

ICRU: *International Commission on Radiation Units and Measurements*

ICRP: *International Commission on Radiological Protection*

IMS: *The International Measurement System*

IOE: Indivíduo Ocupacionalmente Exposto

$K_{TP}$ : Fator de correção para temperatura e pressão

$K_{pol}$ : Fator de correção para polaridade

$K_S$ : Fator de recombinação Iônica

$K_{elec}$ : Fator de correção do cabo

kV: quilovolt

mA: miliamper

mCi: milicurrie

MeV: Mega elétronvolt

ms: milissegundo

MV: Mega Volt

nC: nanocoulomb

PDP: Porcentagem de dose profunda

PSDL: *Primary Standard Dosimetry Laboratory*

R: Roentgen



Sr-90: Estrôncio-90

*SSDL: Secondary Standard Dosimetry Laboratory*

TC: Tomografia Computadorizada

TMR: Relação Tecido Máximo

TRS: *Technical Resolution Support*

TLD: *Thermoluminescent Dosimeter*

UV: Ultravioleta

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Esquema de funcionamento de um TLD. ....	23
Figura 2- Esquema de um material semiconductor. ....	24
Figura 3 - Detector semiconductor de dose, Radcal DDX6-WL. ....	24
Figura 4 - Multi detector semiconductor, Radcal AGMS-DM+. ....	25
Figura 5 - Detector semiconductor da marca Konex, Thinx Rad.....	26
Figura 6 - Curva de operação de detectores a gás. ....	27
Figura 7 - Esquema e imagem de um contador Geiger-Muller. ....	28
Figura 8 - Esquema e imagem da C.I. Radcal modelo 10x6-6.....	29
Figura 9 - Esquema e imagem da C.I. Radcal 10x6-1800.....	30
Figura 10 – Esquema e imagem da C.I. Radcal Corporation modelo 20x6-180.....	31
Figura 11 - Esquema de uma câmara de dedal. ....	32
Figura 12 - Esquema e imagem da C.I. Farmer PTW modelo 30013. ....	32
Figura 13 - Esquema de C.I. de placas paralelas. ....	33
Figura 14 - Câmara de placas paralelas, Markus Chamber 23343.....	33
Figura 15 - Esquema e imagem da C.I. Radcal 20x6-6M. ....	34
Figura 16 - Câmara tipo lápis PTW CT Chamber 30009.....	35
Figura 17 – Aplicador de betaterapia com Fonte de Sr-90.....	40
Figura 18 - Câmara Radcal modelo 20x6-6.....	40
Figura 19 - Câmara Radcal modelo 20x6-60E de placas paralelas. ....	41
Figura 20 – C.I. Radcal modelo 20x6-180. ....	41
Figura 21- Esquema de medidas de radiação de fuga. ....	42
Figura 22 - Equipamento de Cobaltoterapia GE Alcyon II. ....	44
Figura 23 – a) Câmara Farmer posicionada; b) Eletrômetro .....	44
Figura 24- a) Câmara cilíndrica posicionada; b) Eletrômetro .....	45

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Classificação dos feixes de raios X conforme faixas de energias. ....	18
Tabela 2 - Informações dos detectores Radcal DDX6-WL e AGMS-DM+.....	25
Tabela 3 - Informações do detector Konex Thinx Rad. ....	26
Tabela 4 - Características da C.I. Radcal 10x6-6 e da CI Radcal 10x-6-1800.....	30
Tabela 5 - Características da C.I. Radcal 20x6-180. ....	31
Tabela 6 - Características das C.I. PTW Farmer 30013 e da CIpp Markus 23343. ....	34
Tabela 7 - Características da C.I.pp Radcal - 10x6-6m.....	35
Tabela 8 - Características da C.I. PTW CT 30009. ....	36
Tabela 9 - Valores de taxa de exposição e taxa de dose do feixe primário da fonte .....	47
Tabela 10 - Medidas do levantamento radiométrico do container da fonte de betaterapia. ....	48
Tabela 11 - Medidas da taxa de dose em função da dimensão do campo de radiação.....	49
Tabela 12 - Leitura de dose com a câmara 20x6-6 com variação de tempo de exposição.....	49

## SUMÁRIO

1.	INTRODUÇÃO .....	13
2.	OBJETIVOS e JUSTIFICATIVAS .....	14
3.	REVISÃO BIBLIOGRÁFICA.....	15
3.1.	CÂNCER .....	15
3.2.	RAIOS X.....	15
3.3.	RADIOTERAPIA .....	16
3.4.	RADIODIAGNÓSTICO .....	17
3.5.	PRODUÇÃO DE RAIOS X .....	18
3.6.	RADIAÇÃO IONIZANTE.....	15
3.7.	GRANDEZAS DOSIMÉTRICAS.....	18
3.7.1.	EXPOSIÇÃO.....	19
3.7.2.	KERMA.....	19
3.7.3.	DOSE ABSORVIDA .....	19
3.8.	CONTROLE DE QUALIDADE EM FEIXES DE RAIOS X.....	20
3.9.	DETECTORES DE RADIAÇÃO .....	22
3.9.1.	DOSÍMETROS TERMOLUMINESCENTES.....	22
3.9.2.	DETECTORES SEMICONDUTORES .....	23
3.9.3.	DETECTORES A GÁS.....	26
3.9.4.	CÂMARAS DE IONIZAÇÃO.....	28
3.9.5.	ELETRÔMETRO .....	36
3.9.6.	CALIBRAÇÃO DE CÂMARAS DE IONIZAÇÃO.....	36
4.	MATERIAIS E MÉTODOS .....	38
4.1.	DOSIMETRIA COM FONTE DE Sr-90.....	38
4.2.	DOSIMETRIA EM FEIXE DE RADIAÇÃO GAMA – Fonte de Cobalto-60.....	42
5.	RESULTADOS E DISCUSSÕES .....	47
6.	CONCLUSÕES.....	49
	REFERÊNCIAS .....	50

## 1. INTRODUÇÃO

No dia 8 de novembro de 1895, o físico alemão Wilhelm Conrad Roentgen descobriu os raios X ao ver sua mão projetada numa tela durante um experimento com um tubo de vidro evacuado, o qual produzia raios catódicos, chamado tubo de Crookes (OKUNO e YOSHIMURA, 2010). Desde então a aplicação dos raios X tem sido muito ampla na área da saúde, desde o diagnóstico de doenças através de imagens radiográficas até o tratamento de doenças e a destruição de células tumores.

Uma aplicação dos raios X muito eficiente e necessária na medicina é a radioterapia. O objetivo da terapia é destruir o tumor ou impedir que ele aumente sem prejudicar os tecidos sadios circunvizinhos. Esse tratamento utiliza feixes de radiações ionizantes de energias que podem variar desde kilovoltagem até megavoltagem, e requer grandes cuidados na proteção dessa radiação.

A difusão do uso da radiação ionizante exigiu o desenvolvimento de instrumentos e métodos para a detecção e medição da radiação. Hoje em dia existem instrumentos projetados para uso em levantamento radiométrico, dosimetria em radiodiagnóstico, dosimetria em radioterapia, medidores de contaminação de superfície, medidores de atividade de radiofármacos e outras finalidades (BESSA, 2006).

As câmaras de ionização são um dos tipos de detectores mais utilizados nas áreas de radiodiagnóstico e radioterapia, para determinação de dose de radiação. São dispositivos que possuem um volume sensível de gás onde cargas elétricas criadas pela interação da radiação direta são coletadas por meio de um campo elétrico aplicado, que deve ser grande o suficiente para coletar todos os íons gerados (PERINI, 2013).

Outros tipos de detectores também podem ser utilizados para medição de radiação, tais como os detectores termoluminescentes para leituras de dose de radiação individual, detectores de estado sólido ou semicondutores para leituras de parâmetros radiométricos diversos como a dose de radiação absorvida, a energia do feixe (kV) e a camada sermirredutora (CSR).

O contador Geiger Muller (GM) é um detector à gás indicado para levantamento radiométrico em radioterapia e medidas de contaminação por radiação.

O estudo e desenvolvimento de detectores de radiação é essencial para realização de Programas de Garantia de Qualidade (PGQ) em feixes de raios X. A realização sistemática dos testes de controle da qualidade (TCQ) dos feixes de radiação proporciona maior acurácia na

determinação da dose da radiação liberada nos exames e tratamento realizados, e pode minimizar efeitos deletérios aos pacientes.

O avanço da tecnologia adquirida pelos desenvolvedores e fabricantes de equipamentos emissores de radiação ionizantes é amplamente integrado aos aparelhos de raios X. Esse fato atrelado à crescente demanda de exames radiológicos faz com que cada vez mais necessita-se de eficientes detectores de radiação para atender as solicitações de avaliações de qualidade destes feixes de radiação (GIAROLA, 2014).

Os testes de caracterização dos detectores de radiação correspondem à ensaios radiométricos que atestam as condições de uso e a operacionalidade destes sensores.

O uso adequado dos detectores requer conhecimentos de suas características, tais como o volume sensível de detecção, eficiência de contagem de íons e linearidade da resposta em função do tempo de exposição. É preciso também conhecer as finalidades de aplicações e a faixa de energia na qual o detector foi calibrado.

Neste estudo foi analisada a relação dose-resposta de diferentes câmaras de ionização (C.I.) submetidas à um feixe de radiação beta (corpúscular) e a um feixe de radiação gama (eletromagnética).

## **2. OBJETIVOS e JUSTIFICATIVAS**

O objetivo desse trabalho foi estudar o comportamento de diferentes câmaras de ionização quando submetidas à diferentes tipos e energias de radiações ionizantes. O estudo buscou ainda relacionar as leituras da taxa de exposição à radiação de câmaras de ionização calibradas para energias na faixa de radiodiagnóstico com C.I. usada para controle de qualidade em feixes de radioterapia.

O uso de câmaras de ionização para testes de controle de qualidade (TCQ) de feixes de radiações ionizantes, quer seja em radiodiagnóstico, quer seja em radioterapia, somente apresenta resultados efetivos se as C.I.s estiverem em perfeito estado de funcionamento.

Desta forma, a avaliação periódica da relação dose-resposta das C.I.s, em diferentes geometrias e energias de feixe de radiação pode contribuir para compreensão real das incertezas das medidas destas C.I.s durante a realização dos TCQs.

Acredita-se então que esse trabalho poderá esclarecer as características e diferenças de cada detector e viabilizar o seu uso físico.

### **3. REVISÃO BIBLIOGRÁFICA**

#### **3.1. CÂNCER**

O câncer, também conhecido como neoplasia maligna, é um conjunto de mais de 100 doenças que têm como características o crescimento desordenado de células malignas. As quais propendem a ser muito agressivas, tendo sua divisão celular rápida e incontrolável, ocasionando a formação de tumores, que podem se espalhar para demais órgãos do corpo (INCA, 2018).

O câncer surge a partir da mutação gênica da célula, onde por meios genéticos ou externos, ocorre a alteração do DNA da célula, fazendo com que essa atue com informações erradas. No primeiro estágio os agentes cancerígenos atuam sobre o gene modificando-os. As células já estão geneticamente modificadas, porém sem a formação de um tumor, apenas “iniciadas”. No segundo estágio, as células “iniciadas” sofrem o impacto dos agentes cancerígenos denominados como oncopromotores. Essa célula se transforma em célula maligna, de forma lenta e gradual. No terceiro estágio, chamado de estágio de progressão, as células têm uma multiplicação descontrolada e irreversível. Nesse estágio, o câncer já está formado, o qual evolui-se até o surgimento de tumores que podem ser detectados clinicamente (INCA, 2018).

#### **3.2. RADIAÇÃO IONIZANTE**

A radiação é definida como a energia que se propaga de um ponto a outro, na forma de onda ou partícula, no espaço ou em um meio material qualquer. Os raios X são ondas eletromagnéticas compreendidas no intervalo de energia entre  $10^3$  e  $10^5$  eV (GIAROLA, 2014).

Ionização é o processo físico que converte um átomo em um íon, onde um átomo perde ou ganha um ou mais elétrons de valência, se tornando positivo ou negativo. (SCAFF, 2010) A radiação ionizante ao interagir num meio transfere aos elétrons do material, energia suficiente para removê-los do átomo, quando a energia não é suficiente para que haja ejeção de um elétron, a energia adquirida pode produzir luz no processo de excitação (OKUNO e YOSHIMURA, 2010).

Dentre os tipos de radiações ionizantes estão os raios X, radiação gama ( $\gamma$ ), partículas alfa ( $\alpha$ ) e beta ( $\beta$ ). Partículas  $\alpha$  e  $\beta$  produzem mais ionizações que os raios X e  $\gamma$ . Quando comparadas, verifica-se que os raios  $\gamma$  e os raios X são mais penetrantes que as partículas  $\alpha$ , com isso conclui-se que o poder de penetração está inversamente proporcional à ionização (SCAFF, 2010).

### **3.3.RAIOS X**

Roentgen observou que os raios emanados do tubo tinham uma capacidade notável de atravessar diferentes materiais, desde livros, madeiras e placas metálicas de diversas espessuras. Durante o manuseio de algumas peças entre o tubo e a tela, Wilhelm reparou que o contorno de seus ossos aparecia na tela fluorescente. Então concluiu que aqueles raios eram parcialmente barrados pelos ossos, da mesma forma que por uma placa de vidro contendo átomos de chumbo. Após essa descoberta, no dia 22 de dezembro, Roentgen chamou sua esposa e a convenceu de radiografar sua mão, numa exposição de 15 minutos. Alguns dias em seguida, ele terminou de escrever o artigo “*On a new kind of rays*” e o enviou para ser publicado no *Proceedings of the Physical-Medical Society* de Würzburg. Em seu artigo, ele menciona que batizou esses raios com o nome de “raios x” pelo fato da radiação não ser visível (OKUNO e YOSHIMURA, 2010).

### **3.4.RADIOTERAPIA**

A radioterapia é um tratamento anatomicamente localizado que utiliza radiação ionizante, produzida por aparelhos ou emitida por radioisótopos. Sua indicação no tratamento do câncer ocorre em três circunstâncias: não há outro tratamento curativo; a terapia alternativa é considerada tóxica, ou como função paliativa em casos avançados. Tem como finalidade a interrupção do crescimento e reprodução de células cancerosas (LORENCETTI, 2005).

Como as células malignas crescem aceleradamente, muitas delas estarão se dividindo e serão mais radiosensíveis, sendo então a maior eficácia da radioterapia, onde se pode atingir o tumor poupando o tecido sadio (LORENCETTI, 2005). A “Lei de Bergonié e Tribondeau” estabelece que a radiosensibilidade dos tecidos vivos pode variar de maneira que quanto maior a atividade metabólica da célula, maior a radiosensibilidade; quando a taxa de proliferação



celular e a taxa de crescimento tecidual aumentam, a radiosensibilidade também aumenta (SILVA, 2014).

Os aceleradores lineares (A.L.) são máquinas predominantes no tratamento do câncer com radiação ionizante. Em contraste com os A.L.s utilizados para pesquisa em física de alta energia, os A.L.s de uso médico são máquinas compactas montadas de forma isocêntrica, de modo a permitir um tratamento de radiação prático, direcionando o feixe ao paciente em várias direções (PODGORSAK, 2006).

Os aceleradores lineares clínicos (CLINAC's) aceleram elétrons a energias cinéticas de 4 MeV a 25 MeV usando campos de radiofrequência de micro-ondas não conservativos (RF) na faixa de frequência de 103 MHz (banda L) a 104 MHz (banda X), com a grande maioria rodando a 2856 MHz (banda S) (PODGORSAK, 2006).

### **3.5.RADIODIAGNÓSTICO**

Os equipamentos de imagem médica se desenvolveram a partir de unidades simples usadas para visualizar regiões anatômicas específicas e também para visualização do corpo todo, para obter informações sobre aspectos funcionais de órgãos específicos e até produzir informações sobre a química que ocorre em órgãos e tecidos. Atualmente, os equipamentos de imagem médica estão aproveitando o moderno desenvolvimento tecnológico e tornaram-se um símbolo de “alta tecnologia” (IAEA, 2007).

Existem modalidades específicas para determinados objetivos, por exemplo, a radiologia convencional pode utilizar a técnica simples ou a contrastada (utilização de contraste radiológico de bário ou iodo) para exames mais detalhados das estruturas tubulares. A mamografia, modalidade de imagem específica para as regiões mamárias, utiliza técnicas, sistema de radiação, material do anodo e as qualidades do feixe diferentes da convencional. Os equipamentos de tomografia computadorizada utilizam vários sensores e feixes estreitos onde é possível a visualização da imagem radiográfica por planos transversais e a reconstruções destes planos em três dimensões. Na fluoroscopia (feixe contínuo) é possível obter as imagens geradas em tempo real que são visualizadas pelo médico através de um monitor, podendo ser gravadas e avaliadas posteriormente (MIRANDA, 2009).

### 3.6. PRODUÇÃO DE RAIOS X

No processo de produção de raios X no tubo, o cátodo é aquecido e libera elétrons, os quais são acelerados em direção ao ânodo, devido à aplicação de uma diferença de potencial dada na energia na faixa quilovolt (Kv), formando uma corrente em miliamper (mA). Ao chocarem com o ânodo, os elétrons penetram o material passando muito próximos dos núcleos dos átomos, causando uma desaceleração, processo conhecido como *Bremsstrahlung* (radiação de freamento). Esse processo faz com que os elétrons percam energia, na qual é emitida em forma de fótons de raios X. Outro fenômeno que pode ocorrer durante a produção de raios X no tubo, é a radiação característica, no qual ocorre a colisão do elétron do cátodo com os elétrons orbitais dos átomos do ânodo e então retirá-los da camada de valência, caso a energia destes seja maior ou igual à energia de ligação dos elétrons no átomo. Quando o elétron é removido do átomo, ele deixa uma vacância em sua órbita, fazendo com que os elétrons das camadas mais externas ocupem o seu lugar. O excesso de energia de ligação vinda da camada mais externa para a mais interna é emitido em forma de fótons de raios X (KOPANS, 1998).

A Tabela 1 mostra a classificação dos feixes de raios X conforme a faixa de energia específica (tensão de aceleração dos elétrons que produzem os raios X).

Tabela 1 - Classificação dos feixes de raios X conforme faixas de energias.

Baixa energia ou raios X mole	0,1 – 20 kV
Diagnóstico	20 – 120 kV
Ortovoltagem	120 – 300 kV
Energia intermediária	300 – 1000 kV
Megavoltagem	> 1 MV

### 3.7. GRANDEZAS DOSIMÉTRICAS

Os organismos atuais de proteção radiológica que determinam as normativas sobre o uso de radiações ionizantes são: a) *International Commission on Radiation Units and Measurements* (ICRU) e b) *International Commission on Radiological Protection* (ICRP). Para tanto, foram criadas grandezas dosimétricas para se medir a radiação ionizante, tais como:

exposição, kerma e dose absorvida. Essas grandezas foram definidas na publicação ICRU (1998) (PERIN, 2013).

### 3.7.1. EXPOSIÇÃO

A Exposição ( $X$ ) é uma grandeza definida como o quociente de  $dQ$  por  $dm$ , onde  $dQ$  é o valor absoluto de todas as cargas elétricas dos íons de um mesmo sinal, produzidas no ar quando todos os elétrons liberados pelos fótons em uma determinada massa de ar  $dm$  são completamente freados (Equação 1) (ICRU, 1998).

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (1)$$

A unidade da grandeza de exposição é coulomb por quilograma [ $\text{C.kg}^{-1}$ ], e sua unidade antiga é o Roentgen ( $1R = 2,58 \times 10^{-4} \text{ C.kg}^{-1}$ ) (PERIN, 2013).

### 3.7.2. KERMA

O Kerma ( $K$ ) é a grandeza definida como o quociente de  $dE_{tr}$  por  $dm$ , onde  $dE_{tr}$  é a soma das energias cinéticas iniciais de todas as partículas ionizantes eletricamente carregadas liberadas pelas partículas ionizantes sem carga, como fótons e nêutrons, em um material de massa  $dm$  (Equação 2) (ICRU, 1998).

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (2)$$

A unidade da grandeza kerma é joule por quilograma [ $\text{J.kg}^{-1}$ ] ou gray (Gy). Esta grandeza é válida somente para radiação indiretamente ionizante (radiação gama, X e nêutrons) (PERIN, 2013).

### 3.7.3. DOSE ABSORVIDA

Dose absorvida ( $D$ ) é definida como o quociente de  $d\bar{E}$  por  $dm$ , onde  $d\bar{E}$  é a energia média cedida pela radiação ionizante à matéria de massa  $dm$  (Equação 3.) (ICRU, 1998).

$$D = \frac{d\bar{E}}{dm} \quad (3)$$

A unidade de dose absorvida é joule por kg [ $\text{J.kg}^{-1}$ ] ou gray (Gy). Esta grandeza foi definida para suprir as limitações da grandeza exposição, uma vez que ela é válida para qualquer tipo de radiação ionizante e para qualquer meio absorvedor. Quando não se pode medir a dose absorvida, mede-se a grandeza kerma (PERIN, 2013).

### **3.8.CONTROLE DE QUALIDADE EM FEIXES DE RAIOS X**

O termo “qualidade” da radiação tem sido usado no sentido mais geral de distribuição espectral da energia de um feixe. Desta forma, a qualidade de um feixe de raios X pode ser especificada em termos de seu espectro ou de suas características de atenuação em um material de referência (CNEN, 2013).

Todavia, o controle de qualidade de um feixe de radiação exige uma série de ensaios de dosimetria, onde deve-se verificar a exatidão, reprodutibilidade e linearidade dos valores nominais dos parâmetros radiométricos analisados em função da sua aplicação.

- **PARA FEIXES DE RADIODIAGNÓSTICO**

O objetivo dos programas de garantia de qualidade em radiologia diagnóstica é estabelecer procedimentos de monitoração periódicos ou contínuos do desempenho das instalações radiológicas, incluindo a processadora de filmes e a sala de revelação de filmes, com a finalidade de se obter a melhor informação diagnóstica possível, com o menor custo e menor dose para o paciente (ROS, 2000).

Todos os serviços de radiologia devem estabelecer programas de garantia de qualidade, cuja dimensão deve ser determinada pelas necessidades e complexidade de cada serviço. Estes programas de garantia de qualidade devem levar em consideração a qualidade da imagem, o desempenho dos equipamentos de raios X, o risco decorrente de exposições à radiação, a minimização da dose no paciente e no trabalhador, a otimização dos custos e a elaboração de um plano de radioproteção (ROS, 2000).

O conjunto mínimo de parâmetros de controle de qualidade que foi implementado nos equipamentos de raios X, de acordo com o programa de garantia de qualidade em radiologia

diagnóstica estabelecido pela Portaria MS nº 453 de 01/06/1998, inclui os seguintes testes (ANVISA, 1998): Exatidão do indicador de tensão de pico no tubo, exatidão do tempo de exposição, quando aplicável, camada semirredutora, alinhamento do eixo central do feixe, linearidade da taxa de kerma no ar com a corrente, reprodutibilidade da taxa de kerma no ar, radiação de fuga do tubo de raios X, reprodutibilidade do sistema automático de exposição e tamanho do ponto focal.

- **PARA FEIXES DE RADIOTERAPIA**

Com a implementação do protocolo TRS-398 da Agência Internacional de Energia Atômica (AIEA), foi introduzida uma mudança conceitual que passa a realização da medida da dose absorvida de feixes de radioterapia feita do ar para água, onde com a utilização de um fantoma de água se pode simular um corpo humano durante a dosimetria (IAEA, 2000).

Segundo o Programa de Qualidade em Radioterapia (PQRT TECDOC-1151) a instituição deve desenvolver um manual de garantia de qualidade, o qual deve detalhar o Controle de Qualidade, incluindo os testes, procedimentos, frequência de realização dos testes, critérios de ação, documentação requerida e a especificação detalhada das pessoas responsáveis por cada ação (INCA, 2000).

Os testes de controle de qualidade em radioterapia são classificados de acordo com a frequência de sua realização: testes diários, mensais e anuais. Em casos de unidades de telecobaltoterapia é recomendada a verificação semanal da posição da fonte de radiação.

Como testes diários, devem ser analisados as dimensões dos campos de irradiação, a convergência dos lasers de posicionamento do paciente, o valor da dose aplicada ao paciente e aspectos de segurança.

Os testes mensais devem analisar possíveis variações que podem ocorrer ao longo do mês, como congruência do campo de luz e radiação, homogeneidade e planura do perfil do feixe.

Os testes anuais devem verificar a constância de parâmetros determinados durante o comissionamento (porcentagem de dose na profundidade (PDP), relação tecido máximo (TMR), fatores filtros, fatores campos, etc.), além de revisar os parâmetros analisados nos testes mensais (INCA, 2000).

### 3.9.DETECTORES DE RADIAÇÃO

Um detector de radiação, também conhecido como dosímetro, é um dispositivo capaz de indicar a presença de um campo de radiação e mensurá-lo, quando colocado em um meio onde haja esse campo. Esse pode ser composto por um elemento químico ou material sensível à radiação, acoplado com um sistema que transforma essa interação em um sinal com determinada grandeza de medição da radiação (TAUHATA, 2013).

Para que um detector seja considerado apropriado para um uso de controle de qualidade em feixes de radiação é necessário que ele apresente algumas características, tais como:

Exatidão e Precisão: a exatidão mede a proximidade do valor obtido com o valor esperado ou valor de referência, e a precisão rege a sequência de medidas com valores similares, quando feitas repetidamente.

Reprodutibilidade: grau de concordância dos resultados obtidos em diferentes condições de medição.

Repetitividade: grau de concordância dos resultados obtidos sob a mesma condição de medição.

Eficiência: capacidade de converter as interações recebidas em sinais de medição. (TAUHATA, 2013)

#### 3.9.1. DOSÍMETROS TERMOLUMINESCENTES

Com o uso da radiotermoluminescência, materiais termoluminescentes tais como o fluoreto de Cálcio (CaF) ou fluoreto de Lítio (LiF) obtém um estado de excitação quando submetidos à radiação (SCAFF, 2010). Esses materiais são ativadores que podem estar presentes em quantidades extremamente pequenas, criam dois tipos de imperfeições na rede cristalina: armadilhas para elétrons, que capturam e aprisionam os portadores de carga e centros de luminescência. A radiação ionizante, ao interagir com os elétrons do material, cede energia aos mesmos pela ionização, que são aprisionados pelas armadilhas. Se o material é submetido a um aquecimento programado os elétrons aprisionados (Figura 1) são liberados e conduzidos para banda de valência, onde se pode quantificar a radiação incidida. A diferença de energia entre esses dois níveis é emitida através de um fóton na faixa de luz visível (da ordem de eV) (CNEN, 2013).

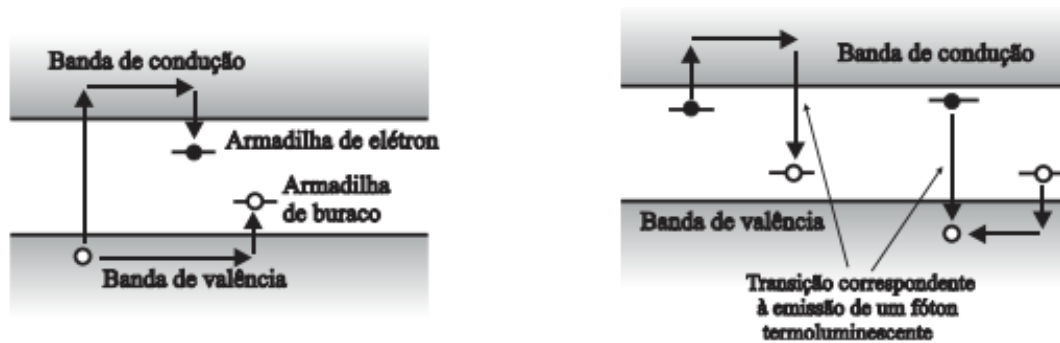


Figura 1 - Esquema de funcionamento de um TLD.  
Fonte: CNEN, 2013.

A leitura do TLD se dá através de uma válvula fotomultiplicadora que transforma a luz emitida em corrente elétrica e um circuito eletro-eletrônico lerá a dose de radiação incidente (SCAFF, 2010).

Os TLDs apresentam várias características positivas para o seu uso, tais como: Sensibilidade de exposição entre  $10^{-5}$  mGy e  $10^6$  mGy, sensibilidade a radiação gama, alfa, beta, raios X, UV, entre outros, rápida leitura de dose, resistência a variações ambientais, tais como luz, gases e umidade e capacidade de reuso do dosímetro.

### 3.9.2. DETECTORES SEMICONDUTORES

Detectores semicondutores, também conhecidos com detectores de estado sólido, funcionam a partir do princípio de excitação dos elétrons, que passam das bandas de valência para as bandas de condução, permitindo assim a coleção destes elétrons dando origem a detecção desejada (OLIVEIRA, 2001).

Na banda de valência estão localizados os elétrons das camadas mais externas, ou de vacância, ligados aos átomos. Os elétrons desta banda de valência podem ser acelerados por um campo elétrico externo, ou receber energia por aquecimento, e passar para a banda de condução. Quando um elétron passa para a banda de condução, no seu lugar fica uma ausência de elétron, que é chamada vacância ou buraco. Assim, surgem dois portadores de carga elétrica: o elétron que se desloca na banda de condução e a vacância na banda de valência, pois o elétron vizinho pode ocupar a vacância, deixando outra em seu lugar e assim por diante, conforme ilustra a Figura 2 (OLIVEIRA, 2001).

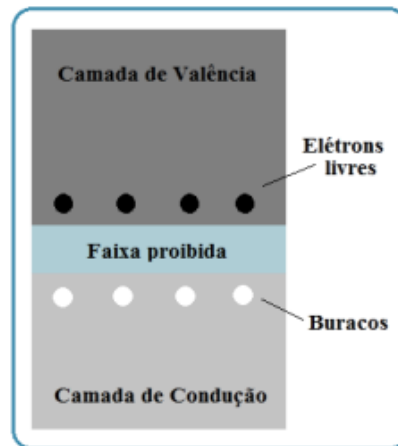


Figura 2- Esquema de um material semicondutor.  
Fonte: GIAROLA, 2014.

Estando esse cristal a essa dada temperatura, submetido a um certo nível de tensão elétrica e por consequência, a um certo nível de campo elétrico, essas energias elétricas se moverão aceleradas pelo campo elétrico e serão coletadas respectivamente, no ânodo e cátodo (SCAFF, 2010).

Os detectores semicondutores na prática são utilizados para a dosimetria em equipamentos de radiodiagnóstico e radioterapia, dentre eles existem dois que são os mais utilizados:

Detector Semicondutor de Dose: é capaz de determinar a dose de radiação produzida pelo feixe de raios X, quando esse estiver diretamente direcionado ao detector. A Figura 3 representa um modelo de detector semicondutor de dose da marca Radcal, modelo DDX6-WL utilizados para análises em baixas doses.



Figura 3 - Detector semicondutor de dose, Radcal DDX6-WL.  
Fonte: Manual Radcal Corporation.



Multi Detector Semicondutor: é capaz de analisar vários parâmetros do feixe de raios X em determinado tipo de filtração do tubo, como dose, taxa de dose, kV, tempo de exposição, entre outros. A Figura 4 representa um modelo de multi detector da marca Radcal modelo AGMS-DM+ usado para radiologia convencional e odontológica, fluoroscopia e mamografia.



Figura 4 - Multi detector semicondutor, Radcal AGMS-DM+.  
Fonte: Manual Radcal Corporation.

A Tabela 2 mostra as características dos detectores DDX6-WL e AGMS-DM+, conforme informações do manual do fabricante Radcal Corporation.

Tabela 2 - Informações dos detectores Radcal DDX6-WL e AGMS-DM+.

	Detector Radcal DDX6-WL	Detector Radcal AGMS-DM+.
Faixa de Energia	50 a 120 kV	50 – 120 kV
Dose	2 nGy a 15 Gy	80 nGy - 100 Gy; incerteza 5%
Taxa de dose	500 pGy/s a 5,7 mGy/s	80 nGy/s a 200 mGy/s
Calibração	$\pm 5\%$ usando raios X a 80 kVp e 2,5 mm Al	-
Tempo de exposição	-	1 ms - 300 s, incerteza 0,1% ou 0,2 ms

Outro multi detector semicondutor amplamente utilizado para feixes de radiodiagnóstico é o Thinx rad da marca Raysafe (Figura 5). Este equipamento tem a capacidade de medidas de kV, dose, taxa de dose, tempo de exposição, pulso (para formas de onda pulsada) e camada semi-redutora. A Tabela 3 apresenta as características do detector Thinx Rad.



Figura 5 - Detector semiconductor da marca Konex, Thinx Rad.  
Fonte: Manual Raysafe.

Tabela 3 - Informações do detector Konex Thinx Rad.

Faixa de Energia	45 a 150 kV
Dose	20 $\mu$ Gy a 999 mGy; incerteza 5%
Taxa de dose	0,1 mGy/s a 100 mGy/s; incerteza 5%
CSR	1 - 10 mmAl, incerteza 10% ou 0,2 mmAl
Tempo de exposição	10 ms – 10 s, incerteza 0,50%

### 3.9.3. DETECTORES A GÁS

A interação das radiações com os gases provoca principalmente excitação e ionização dos seus átomos. Na ionização formam-se pares elétron-íon que dependem de características dos gases utilizados e da radiação ionizante. A coleta dos elétrons e dos íons positivos formados no volume sensível do detector é feita por meio de eletrodos que estabelecem campos elétricos e dispositivos apropriados e servem como uma medida da radiação incidente no detector (TAUHATA, 2013).

Os tipos de detectores a gás operam em diferentes regiões de ddp (tensão elétrica), e as câmaras de ionização, operam na região II, conhecida como região de câmara de ionização ou como região de saturação. A Figura 6 ilustra as diferentes regiões de operação dos respectivos detectores de radiação.

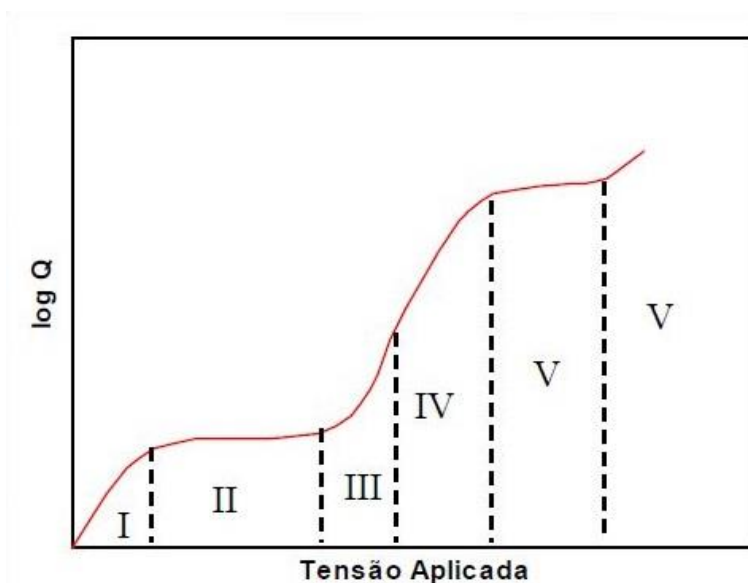


Figura 6 - Curva de operação de detectores a gás.  
Fonte: CAMPOS, 2005.

Na região I, a região não proporcional, os pares de íons são formados, um processo de recombinação de íons. À medida que a ddp cresce, os íons são atraídos para os polos elétricos e não tem condições de se recombinar. Na região II, saturação de íons, após um determinado valor do campo elétrico todos os íons formados são coletados, e o sinal é então proporcional à energia da radiação incidente. Nessa região operam os detectores tipo câmara de ionização. Na região III, chama região proporcional, os elétrons acelerados têm energia suficiente para arrancar elétrons de outros átomos e, dessa forma, criar novos pares de íons. A região IV, de proporcionalidade limitada, é onde a multiplicação do gás para sofrer efeitos não-lineares, não guardando mais a relação de proporcionalidade com o número de pares de íons gerados inicialmente. Na região V, tem-se a região de Geiger-Muller (GM), a carga espacial criada pelos íons positivos passa a ser tão grande que a perturbação que cria no campo elétrico interrompe o processo de multiplicação. A última região, de descarga contínua, um aumento ainda maior no valor do campo elétrico irá ocasionar o surgimento de centelhas, não havendo mais relação com o número de íons formado. Nessa região se houver a operação de detectores, os mesmos serão danificados (TAUHATA, 2013).

O detector Geiger-Muller (GM) é um tubo metálico, ou uma ampola de vidro, que no seu interior há um fio central que constitui o ânodo e para o qual convergem os elétrons. Seu revestimento interno constitui o cátodo para onde são atraídos os íons positivos (SCAFF, 2010). Isso faz com que os detectores sejam de baixo custo, facilidade de operação e manutenção. Apresentando um pulso de saída de igual amplitude, independentemente do número de íons

iniciais, o detector Geiger opera como um contador, não sendo capaz de discriminar energias (TAUHATA, 2013).

Nas paredes do contador Geiger são feitas janelas de um material leve e fino, permitindo que elétrons e partículas  $\alpha$  penetrem no seu volume sensível. Para radiação  $\gamma$ , quando incidente, ocorre a interação com as paredes do detector, gerando radiação secundária (geralmente elétrons) que irá interagir com o volume sensível do detector, com isso a resposta do detector será de forma indireta (TAUHATA, 2013).

A Figura 7 ilustra o esquema elétrico e uma imagem de um contador Geiger-Muller.

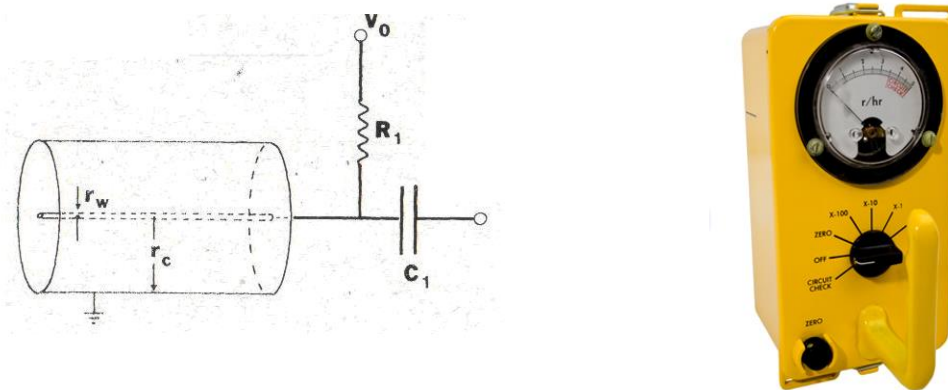


Figura 7 - Esquema e imagem de um contador Geiger-Muller.  
 Fonte: [wiki.stoa.usp.br](http://wiki.stoa.usp.br); [alunosonline.uol.com.br](http://alunosonline.uol.com.br).

### 3.9.4. CÂMARAS DE IONIZAÇÃO

As câmaras de ionização (C.I.) são usadas na radioterapia e no radiodiagnóstico para a determinação de dose de radiação produzida pelo feixe em uma determinada área de campo irradiado.

A determinação de dose de radiação nas condições de referência é também chamada de calibração do feixe.

As câmaras de ionização apresentam várias formas, geometrias e dimensões, dependendo da sua aplicação específica, todavia possuem características semelhantes (PODGORSAK, 2005).

Uma câmara de ionização é basicamente uma cavidade preenchida com gás, com parede externa condutiva e um eletrodo central de coleta onde é aplicada uma ddp entre a parede e o

eletrodo, ocorrendo uma ionização. Essa carga incidida é coletada pelo eletrodo e então a medida é realizada.

#### 3.9.4.1 CÂMARA DE IONIZAÇÃO CILÍNDRICA

A câmara de ionização cilíndrica é um tipo de câmara muito usada no controle de qualidade dos feixes de radiodiagnóstico, tanto para leitura de dose direta no feixe, quanto para levantamento radiométrico. A C.I. mais utilizada no controle de qualidade para feixes de radiodiagnóstico é a câmara cilíndrica de 6 cm<sup>3</sup> de volume sensível, a qual possui com cilindro concêntrico construído de paredes de policarbonato, revestimento interior de grafite condutivo e eletrodo central, possui um peso aproximado de 0,05 kg

A Figura 8 apresenta um esquema e uma imagem de uma C.I. cilíndrica.

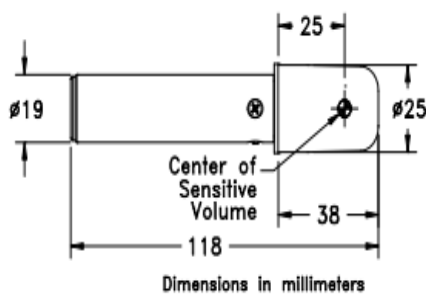


Figura 8 - Esquema e imagem da C.I. Radcal modelo 10x6-6.  
Fonte: Manual Radcal Corporarion.

Para os testes em radiologia médica, odontológica e radioterapia, a câmara de ionização recomendada para medidas de levantamento radiométrico, onde se analisa os níveis de radiação que atravessam as paredes da sala de exames, é a C.I. de 1800 cm<sup>3</sup> de volume sensível (Figura 9).

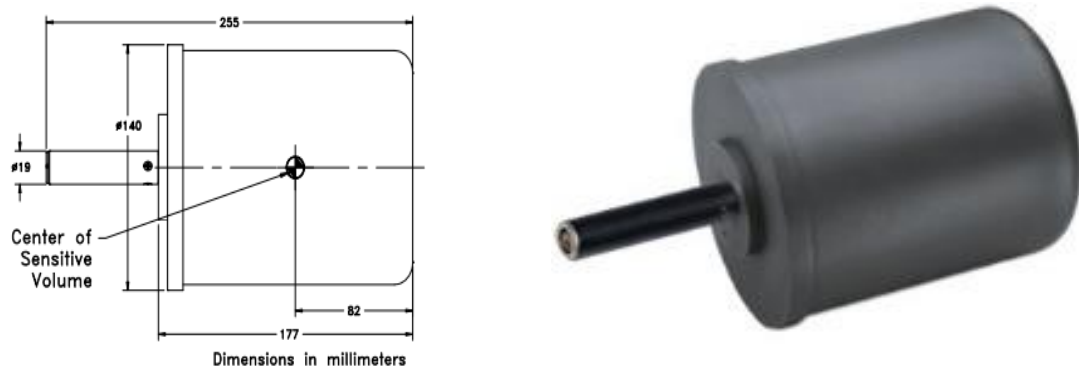


Figura 9 - Esquema e imagem da C.I. Radcal 10x6-1800.  
Fonte: Manual Radcal Corporation.

Esta C.I. possui um cilindro concêntrico com paredes de policarbonato e revestimento exterior de grafite condutivo e peso aproximado de 0,54 kg. Ela possui alta sensibilidade para detecção de radiações extremamente baixas, onde se consegue analisar doses de radiação entre 200 pGy a 1,7 Gy.

A Tabela 4 apresenta as características da C.I. 10x6-6 e C.I. 10x6-1800 da marca Radcal, conforme informações do manual do fabricante Radcal Corporation.

Tabela 4 - Características da C.I. Radcal 10x6-6 e da CI Radcal 10x-6-1800.

	Radcal 10x6-6	Radcal 10x6-1800
Energia	30 keV a 1.33 MeV (com material de build-up)	33 kV a 1,33 MeV
Dose	100 nGy - 516 Gy	
Taxa de dose	20 nGy/s a 149 mGy/s	50 pGy/s a 200 µGy/s
Voltagem	300 V	300 V
Calibração	± 4 % usando raios X a 60 kVp e 2,8 mm Al CSR	± 4 % usando raios X a 150 kVp e 10,2 mm Al CSR

A Figura 10 apresenta o esquema e a imagem de uma câmara de ionização do estilo *pancake* da marca *Radcal Corporation*, modelo 20x6-180, comumente usada para controle de qualidade em feixes de radiodiagnóstico. Esta C.I. possui paredes de policarbonato e eletrodo; revestimento interno e externo de grafite condutivo, 180 cm<sup>3</sup> de volume sensível, área de 100 cm<sup>2</sup> e peso de 0,11 kg. Esta é mais indicada para a detecção de baixas doses de radiação, por isso é comumente utilizada em testes de radiação de fuga do cabeçote emissor de radiação ionizante.

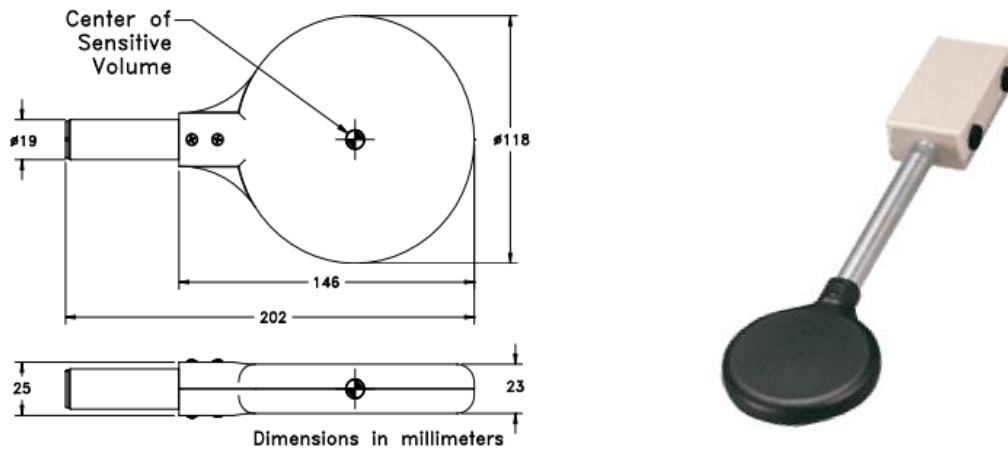


Figura 10 – Esquema e imagem da C.I. Radcal Corporation modelo 20x6-180.

A Tabela 5 mostra as características da C.I.pp Radcal 10x6-6M (usada para determinação da dose no feixe primário de mamografia), conforme informações extraídas dos manuais do respectivo fabricante.

Tabela 5 - Características da C.I. Radcal 20x6-180.

	C.I. Radcal – 20x6-180
Energia	30 kV – 1.33 MeV
Dose	2 nGy – 17 Gy
Taxa de dose	1 nGy/s - 4,9 mGy/s
Calibração	± 4 % usando raios X @ 150 kVp e 10,2 mm Al CSR

#### 3.9.4.2. CÂMARA DE IONIZAÇÃO DEDAL

A câmara dedal, também conhecida como câmara compacta, consiste em um eletrodo central e uma câmara com a parede cilíndrica com uma extremidade esférica ou cônica montada em uma haste cilíndrica. O eletrodo central, localizado no centro do volume sensível, possui um protetor de potencial que limita as correntes do sistema elétrico (Figura 11).

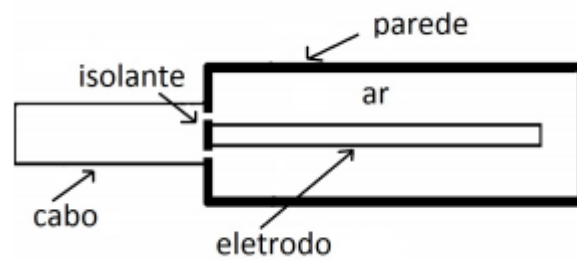


Figura 11 - Esquema de uma câmara de dedal.

A maioria das câmaras de ionização são aproximadamente cilíndricas. Em 1955, foi desenvolvida uma câmara de uso rotineiro para medida de raios X ou gama, para todo o intervalo de energias usadas em radioterapia. É uma câmara bem estável e de ótima confiabilidade. Quando conectada com seu eletrômetro, o conjunto dosimétrico passa a ser conhecido como Dosímetro Baldwin-Farmer. As C.I. Farmer são as mais utilizadas para dosimetria em radioterapia (SCAFF, 2010).

A Figura 12 apresenta o esquema interno e a imagem da C.I. da marca PTW modelo 30013, bastante utilizada na dosimetria de feixes de radioterapia.

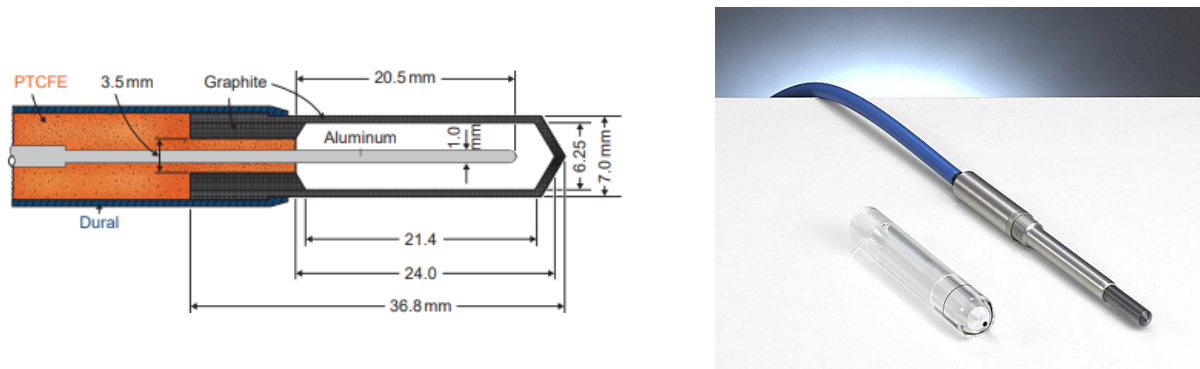


Figura 12 - Esquema e imagem da C.I. Farmer PTW modelo 30013.  
Fonte: KHAN, 2014; Manual PTW.

Esse modelo de C.I. possui paredes de acrílico grafitado de 0,35 mm e com um eletrodo central de alumínio de 1,1 mm; com 0,6 cm<sup>3</sup> de volume sensível. É utilizada para medir dose absorvida na água, kerma no ar e taxa de exposição da radiação.



### 3.9.4.3. CÂMARA DE IONIZAÇÃO DE PLACAS PARALELAS

A C.I. do tipo de placas paralelas são câmaras com o espaço do coletor pequeno (~2 mm). A parede ou janela fina (por exemplo, folhas de 0,01 a 0,03 mm de espessura de mylar, poliestireno ou mica) permite medições praticamente na superfície da água do *fantom* (objeto simulador para dosimetria) sem provocar atenuação significativa na parede da C.I. Ela é adequada para obtenção da curva de PDP em pequenas profundidades na água, onde as câmaras cilíndricas são inadequadas devido ao seu maior volume da cavidade ionizante. As C.I.s de placas paralelas são mais indicadas para dosimetria em feixes de elétrons de alta energia (MV), dosimetria em feixes de raios X de baixa energia (KV) e dosimetria de feixes de prótons, pois estes tipos de feixes de radiação apresentam baixa penetração no tecido (KHAN, 2014).

A Figura 13 ilustra um esquema de operação de uma câmara de ionização de placas paralelas.

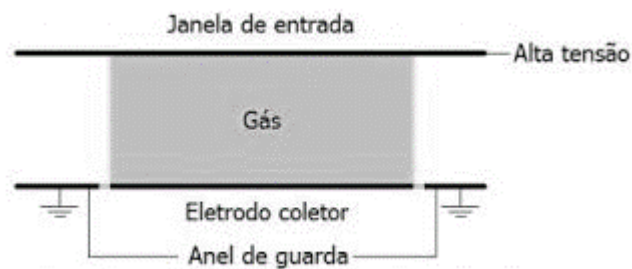


Figura 13 - Esquema de C.I. de placas paralelas.  
Fonte: YOSHIKUMI, 2010.

A Figura 14 ilustra uma imagem de uma câmara de ionização de placas paralelas da marca PTW modelo Markus Chamber 23343, utilizada na rotina de dosimetria em radioterapia para determinação da dose absorvida na água.



Figura 14 - Câmara de placas paralelas, Markus Chamber 23343.  
Fonte: Manual PTW, 2016.

Normalmente este tipo de C.I. tem uma capa de entrada de polietileno de 0,03 mm, uma capa de proteção de acrílico de 0,87mm e 0,055 cm<sup>3</sup> de volume sensível.

A Tabela 6 compara as características das C.I. dedal Farmer 30013 com as da C.I. de placas paralelas Markus 23343, conforme informações extraídas dos manuais dos respectivos fabricantes.

Tabela 6 - Características das C.I. PTW Farmer 30013 e da CIpp Markus 23343.

	C.I. cilíndrica Farmer 30013	C.I.pp Markus 23343
Energia	30 kV a 50 MV de fótons 10 a 45 MeV de elétrons	2 a 45 MeV de elétrons
Dose máxima	0,91 mGy na saturação $\geq 99,0$ %	1,4 mGy na saturação $\geq 99,0$ %
Taxa de dose máxima	10 Gy/s na saturação $\geq 99,0$ %	24 Gy/s na saturação $\geq 99,0$ %
Voltagem	400 V	300 V

A Figura 15 apresenta o esquema e a imagem de uma câmara de ionização de placas paralelas, da marca *Radcal Corporation*, modelo 10x6-6M, comumente usada para controle de qualidade em feixes de mamografia. Esta C.I.pp possui paredes de poliéster metálico com 0,7 mg/cm<sup>2</sup>, exterior de poliacetato; 6 cm<sup>3</sup> de volume sensível e peso de 0,08 kg. Esta é mais usada para medir kerma no ar e exposição em mamografia. Ela também pode medir o tempo de exposição no modo Auto Dose.

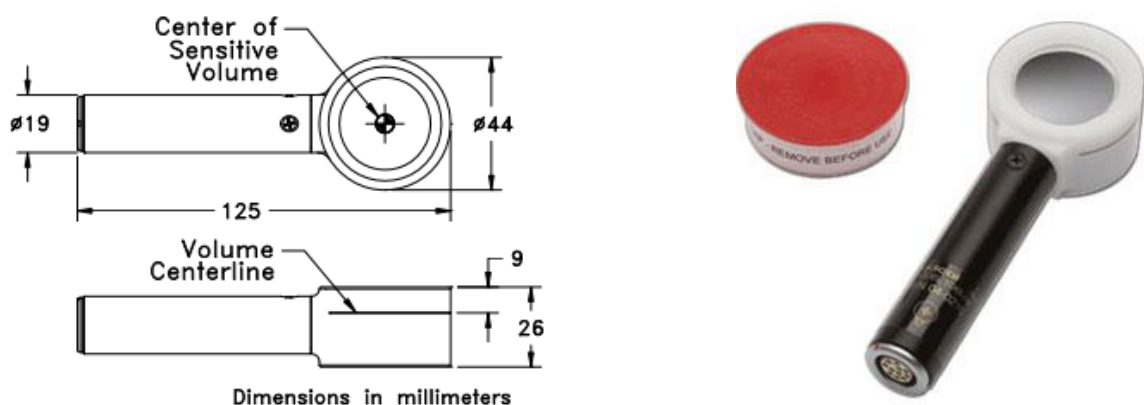


Figura 15 - Esquema e imagem da C.I. Radcal 20x6-6M.  
Fonte: Manual da *Radcal Corporation*.

A Tabela 7 mostra as características da C.I.pp Radcal 10x6-6M (usada para determinação da dose no feixe primário de mamografia), conforme informações extraídas dos manuais do respectivo fabricante.

Tabela 7 - Características da C.I.pp Radcal - 10x6-6m.

	C.I.pp Radcal - 10x6-6m
Energia	$\leq 40$ kV
Dose	100 nGy - 516 Gy
Taxa de dose	20 nGy/s - 88 mGy/s
Calibração	$\pm 4$ % usando raios X @ 30 kVp e 0,50 mm Al CSR

#### 3.9.4.4. CÂMARA TIPO LÁPIS

Este tipo de câmara de ionização é usado exclusivamente para controle de qualidade em feixes de tomografia computadorizada (TC). Esta C.I. possui geometria cilíndrica não-selada, com comprimento entre 10 e 15 cm e apresenta resposta uniforme a radiações incidentes em todos os ângulos ao redor do seu eixo. Portanto, ela é adequada para utilização em equipamentos de raios X com tubo rotacional, como no caso da TC (MAIA, 2006).

A Figura 16 apresenta um modelo de câmara tipo lápis da marca PTW modelo CT Chamber 30009.



Figura 16 - Câmara tipo lápis PTW CT Chamber 30009.  
Fonte: Manual PTW, 2016.

Essa C.I. é construída com uma parede de acrílico de 1,0 mm revestida de grafite, eletrodo de grafite com diâmetro de 3 mm e 3,14 cm<sup>3</sup> de volume sensível.

A Tabela 8 mostra as características da C.I. CT 30009, conforme informações extraídas do manual da fabricante PTW.

Tabela 8 - Características da C.I. PTW CT 30009.

Energia	50 – 150 kV
Dose máxima	2,26 mGy na saturação $\geq 95,0$ %
Taxa de dose maxima	12,4 Gy/s na saturação $\geq 95,0$ %
Voltagem	-100 V
Calibração	Raios X @ 120 kVp e 8,4 mm Al CSR

### 3.9.5 ELETRÔMETRO

O eletrômetro é um instrumento de alta sensibilidade desenvolvido para medir a baixa carga produzida pela câmara de ionização exposta em um feixe de ionização. De maneira geral o eletrômetro é um multímetro de corrente contínua, que permite a medida de corrente, resistência, carga e tensão (GIAROLA, 2014).

O eletrômetro deve ter um mostrador digital e possuir uma resolução de no mínimo quatro dígitos. A mudança na resposta devido à fuga ou estabilidade à longo prazo não deve ultrapassar  $\pm 0,5$  % ao ano (GIAROLA, 2014).

### 3.9.6 CALIBRAÇÃO DE CÂMARAS DE IONIZAÇÃO

A Portaria MS nº. 453 de 01/06/1998 do Ministério da Saúde (ANVISA, 1998), que fornece diretrizes de proteção radiológica em raios X de diagnóstico médico e odontológico, estabelece que instrumentos para medição de níveis de radiação devem ser calibrados a cada 2 (dois) anos em laboratórios credenciados, com rastreabilidade à rede nacional ou internacional de metrologia das radiações ionizantes, nas qualidades de feixes de radiodiagnóstico (BESSA, 2006).

Em radioterapia, os limites recomendados para o desempenho de instrumentos são os mais restritivos, visto que os resultados do tratamento estão intimamente relacionados com a dose liberada no volume alvo e nos tecidos saudáveis circunvizinhos (CHAVAUDRA, 2004).

Para calibração dos equipamentos usados na dosimetria em radioterapia deve-se seguir os padrões do *International Measurement System* (IMS) que revela instrumentos calibrados aos padrões primários internacionais. O *Primary Standard Dosimetry Laboratory* (PSDL) desenvolveu tais padrões primários para a medida da radiação. O *Secondary Standard Dosimetry Laboratory* (SSDL) são os laboratórios que calibram os equipamentos em todos os serviços usuários, mantendo seus instrumentos calibrados pelo PSDL. O Protocolo AIEA TRS-398 do ano de 2000, fornece todos os dados pertinentes dos laboratórios PSDL e SSDL em termos de dose absorvida na água (IAEA, 2000).

Para calibração dos instrumentos de dosimetria de radiações ionizantes no Brasil, existem: o Laboratório de Calibração de Instrumentos (LCI) do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN) da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), localizado na cidade de São Paulo. O IPEN realiza calibrações dos mais variados tipos de detectores de radiação: monitores de contaminação, monitores gama, monitores beta, dosímetros, entre outros equipamentos em níveis de radioproteção, radiodiagnóstico e radioterapia. Outro laboratório de calibração que oferece os mesmos serviços é o Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizante (LNMRI) do Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD), também da CNEN, localizado na cidade do Rio de Janeiro, ele é o laboratório designado pelo Instituto Nacional de Metrologia, Normalização e Qualidade (INMETRO) como laboratório nacional para calibração de equipamentos medidores de radiação (BESSA, 2006).

Outros três laboratórios de calibração são certificados pelo LNMRI/IRD/CNEN, são eles: a) Centro de Desenvolvimento de Tecnologia Nuclear (CTDN) da CNEN, localizado na cidade de Belo Horizonte–MG; b) Departamento de Energia Nuclear da Universidade Federal de Pernambuco, localizado na cidade de Recife – PE; e c) Laboratório de Ciências Radiológicas, UERJ, localizado na cidade do Rio de Janeiro – RJ. Esses três laboratórios realizam apenas calibração de monitores gama e monitores de contaminação (BESSA, 2006).

A empresa Metrobrás, localizada na cidade de Ribeirão Preto, realiza calibração em detectores do tipo Geiger Muller.

Na cidade de Salvador-BA, está localizado o LabPROSAUD (Laboratório de Produtos para a Saúde), situado junto ao Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia da Bahia (IFBa). Neste laboratório podem ser calibrados os detectores de radiação usados em controle de qualidade de feixes de radiodiagnóstico, tanto do tipo câmara de ionização, como do tipo estado sólido (BESSA, 2006).

## 4 MATERIAIS E MÉTODOS

Neste trabalho, primeiramente foi analisado o comportamento de três câmaras de ionização (C.I.), utilizadas em controle de qualidade em feixes de radiodiagnóstico, quando submetidas ao um feixe de radiação beta, proveniente de um aplicador de betaterapia de estrôncio-90 (Sr-90).

Em seguida foi avaliada a relação dose-resposta de duas câmaras de ionização submetidas à um feixe de radiação gama oriunda de um equipamento de telecobaltoterapia. A primeira C.I. tem as especificações para aplicação de controle de qualidade (CQ) em feixes de radioterapia, enquanto que a segunda C.I. é usada para CQ em radiodiagnóstico.

### 4.1. DOSIMETRIA COM FONTE DE Sr-90

Nesse experimento foram feitas leituras em uma fonte de Sr-90 de um aplicador de betaterapia da marca Amersham Internation, modelo SIA 20 1102ML. A atividade inicial da fonte radiativa é de 55,0 mCi (2035 MBq), o que representa uma taxa de dose de 0,438 Gy/s na data de aquisição em 31/07/1996. A taxa de dose de calibração realizada no IPEN em 13/01/2009 foi de 0,3288 +/- 0,0059 Gy/s. Esta taxa de dose é determinada na superfície do aplicador de Sr-90.

Para se atualizar a atividade radioativa e a taxa de dose de radiação beta proveniente da fonte de Sr-90, usou-se as Equações 3 e 4. Os cálculos foram efetuados considerando o dia da realização dos experimentos de dosimetria (11 de abril de 2019).

A Equação 4 expressa o comportamento exponencial decrescente da atividade de uma fonte radioativa.

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

Onde:

$A_0$  = atividade (mCi ou Bq) inicial da fonte radioativa.

$A$  = atividade (mCi ou Bq) após um intervalo de tempo  $t$ .

$\lambda$  = constante de desintegração do elemento radioativo.

$e$  = base do logaritmo neperiano = 2,718282.

$e^{-\lambda t}$  = fator de decaimento para um tempo  $t$ .

A Equação 5 corresponde à expressão que representa o rendimento da fonte radioativa em função do tempo de decaimento.

$$R = R_0 \cdot e^{-\ln(2) \cdot t / T_{1/2}} \quad (5)$$

Onde:

$R_0$  = rendimento (Gy/segundo) inicial da fonte radioativa.

$R$  = rendimento (Gy/segundo) após um intervalo de tempo  $t$ .

$T_{1/2}$  = meia vida física do elemento radioativo -  $T_{1/2} = 0,693 / \lambda$ .

$\ln$  = logaritmo natural (neperiano) de um número =  $\ln(2) = 0,693$ .

A fonte de Sr-90 possui uma meia-vida  $T_{1/2} = 28,5$  anos ( $\lambda = 0,024316 \text{ anos}^{-1}$ ). O tempo de decaimento da fonte radioativa, calculado desde a atividade inicial (31/07/1996) até o dia do experimento (11/04/2019) é de 8.289 dias, o que corresponde à um fator de decaimento e  $[-(0,693) \cdot t / T_{1/2}] = 0,575681$ .

A atividade e o rendimento atualizados da fonte foram calculados em 11/04/2019 foram:

$$A(t) = 55,0 (0,575681) = 31,662 \text{ mCi} \quad (1.171,51 \text{ MBq})$$

$$R(t) = 43,8 \text{ cGy/s} (0,575681) = 25,215 \text{ cGy/s}$$

Este aplicador tem geometria circular e plana e é indicado para tratamentos de pterígio e quelóides. O elemento radioativo estrôncio-90 (Sr-90) é um emissor beta puro com raios betas de energia que variam em 2,25 MeV a 0,54 MeV. A figura 17 mostra a fonte posicionada para a realização dos testes.



Figura 17 – Aplicador de betaterapia com Fonte de Sr-90.  
Fonte: Própria do autor.

As medidas foram realizadas com três câmaras de ionização, todas da marca Radcal Corporation, de diferentes volumes sensíveis, as quais são aplicadas em testes de controle de qualidade de feixes de radiodiagnóstico. As C.I.s foram acopladas à um eletrômetro da marca Radcal Corporation, modelo 2026C. As especificações das C.I.s são:

C.I.6cc modelo: 20x6-6 - volume sensível de 6 cm<sup>3</sup> – medição de dose direta feixe raios X.

C.I.pp modelo: 20x6-60E placas paralelas - volume sensível 60 cm<sup>3</sup> – mamografia (dose).

C.I.180 modelo: 20x6-180 - volume sensível de 180 cm<sup>3</sup> – radiação espalhada.

As Figuras 18, 19 e 20 ilustram, respectivamente, as imagens das câmaras de ionização

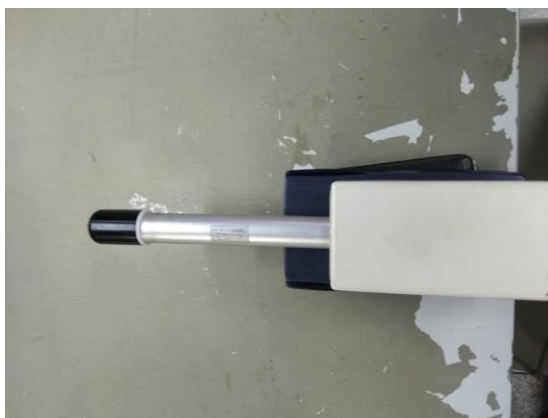


Figura 18 - Câmara Radcal modelo 20x6-6.  
Fonte: Própria do autor.





Figura 19 - Câmara Radcal modelo 20x6-60E de placas paralelas.  
Fonte: Própria do autor.



Figura 20 – C.I. Radcal modelo 20x6-180.  
Fonte: Própria do autor.

Para a verificação da dose-resposta da câmara de ionização em função do tempo de exposição, a fonte de Sr-90 foi posicionada na superfície do centro do volume da C.I.6cc e as leituras da taxa de exposição foram realizadas para diferentes tempos:  $t_1 = 5,0$  segundos,  $t_2 = 10,0$  s,  $t_3 = 15,0$  s e  $t_4 = 30,0$  s. Esta C.I. foi escolhida para este teste devido a ela ser usada para medidas da dose direta (feixe de radiação primário).

Com as C.I.6cc e C.I.pp, destinadas para medição de dose de radiação de feixe primário (dose direta), foi verificado o comportamento das respostas das C.I.s em função da distância da fonte de radiação. O centro do volume sensível das C.I.s foi posicionado nas distâncias de 0,0cm (superfície da fonte de Sr-90), 5,0 cm, 10,0 cm, 50,0 cm e 100,0 cm.

As C.I.pp e C.I.180, as quais apresentam um maior volume sensível, foram utilizadas para medidas do levantamento radiométrico da caixa de armazenamento do aplicador de Sr-90, analisando assim o nível de radiação de fuga do *container* da fonte radioativa. As leituras foram feitas em diferentes distâncias entre a caixa e a C.I.:  $d_1 = 0,0$  cm (superfície da caixa),  $d_2 = 10,0$  cm e  $d_3 = 100,0$  cm, e nas seis faces da caixa de armazenamento, conforme ilustrado na Figura 21.

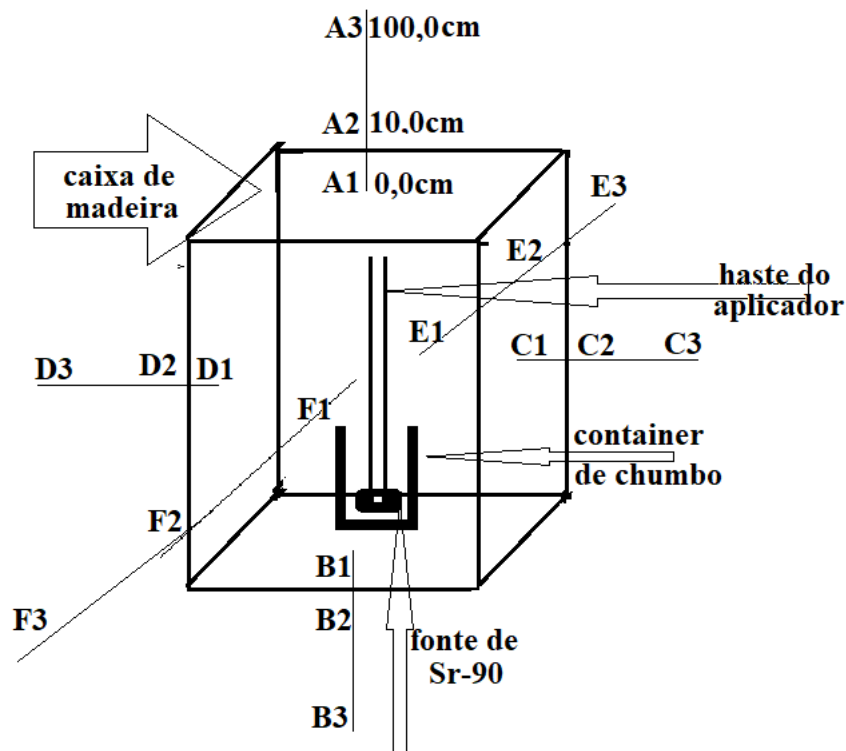


Figura 21- Esquema de medidas de radiação de fuga.  
Fonte: Própria do autor.

#### 4.2. DOSIMETRIA EM FEIXE DE RADIAÇÃO GAMA – Fonte de Cobalto-60

Nessa segunda parte do experimento, foram feitas medidas na Unidade de Telecobaltoterapia da marca General Elétric - CGR/MEV modelo ALCYON II número de série Z13A377, disponível no Setor Técnico de Radioterapia do Hospital das Clínicas da Faculdade de Medicina de Botucatu (HCFMB). O elemento radioativo cobalto-60 (Co-60) emite 2 picos de radiação gama com energias  $E_1 = 1,17$  MeV e  $E_2 = 1,33$  MeV. Para finalidades clínicas e dosimétricas, considera-se a energia média  $E = 1,25$  MeV.

Para a comparação entre as leituras de diferentes tipos de câmaras de ionização, foram utilizados dois conjuntos dosimétricos (CD): um de uso em feixes de radiação de radioterapia e outro utilizado em controle de qualidade em feixes de radiodiagnóstico. Cada conjunto dosimétrico é constituído por um eletrômetro, uma câmara de ionização e respectivos cabos de extensão.

As especificações dos conjuntos dosimétricos usados no experimento são:

C.I.6cc modelo: 20x6-6 - volume sensível de  $6 \text{ cm}^3$  acoplado a um eletrômetro Radcal Corporation, modelo 2026C.

C.I.RT modelo: PTW TN 30013 – volume sensível de  $0,6 \text{ cm}^3$  acoplado a um eletrômetro marca PTW modelo Unidos E.

A C.I.RT tem o fator de calibração  $N_{D,W} = 5,413 \text{ cGy/nC}$ . Para as medidas com esta C.I. foi utilizada uma capa de *build-up* de 0,5cm de espessura. As leituras foram realizadas com voltagem de 302 V aplicado no volume sensível da C.I.

Ambas as câmaras de ionização foram posicionadas, uma de cada vez e isoladamente, no eixo central do feixe de radiação da Unidade de Telecobaltoterapia. O gantry do equipamento foi mantido na posição vertical ( $0^\circ$ ). A distância da fonte de radiação até o centro do volume sensível da C.I. foi de 80,0cm, correspondendo à distância de tratamento (isocentro) do equipamento de teleterapia.

As medidas foram realizadas, para cada uma das duas C.I.s, para diferentes aberturas de campos de radiação: 30cm x 30cm; 25cm x 25cm; 20cm x 20cm; 15cm x 15 cm; 10cm x 10 cm e 5cm x 5cm. As leituras foram obtidas para um tempo de exposição de 30 segundos. Para cada campo de radiação foram realizadas 3 medidas repetidas sucessivamente, em seguida foi calculada a médias das leituras.

Para se verificar da linearidade da resposta e reprodutibilidade da exposição da fonte de Co-60, a C.I.6cc foi exposta, com um campo de radiação de 30cm x 30cm à diferentes tempos de irradiação:  $t_1= 5,0s$ ;  $t_2= 10,0s$ ;  $t_3= 15,0s$ ;  $t_4= 20,0s$ ;  $t_5= 25,0s$ ;  $t_6= 30,0s$ .

A Figura 22 mostra a imagem do equipamento de telecobaltoterapia utilizado no experimento.



Figura 22 - Equipamento de Cobaltoterapia GE Alcyon II.  
Fonte: Própria do autor.

A Figura 23 mostra a C.I.RT (uso em radioterapia) posicionada no raio central do feixe de radiação e o respectivo eletrômetro nela acoplado.



Figura 23 – a) Câmara Farmer de  $0,6 \text{ cm}^3$  posicionada; b) Eletrômetro acoplado na câmara de ionização.  
Fonte: Própria do autor.

A Figura 24 mostra a C.I.6cc (uso em radiodiagnóstico) posicionada no raio central do feixe de radiação e o respectivo eletrômetro usados para as leituras em R/min.

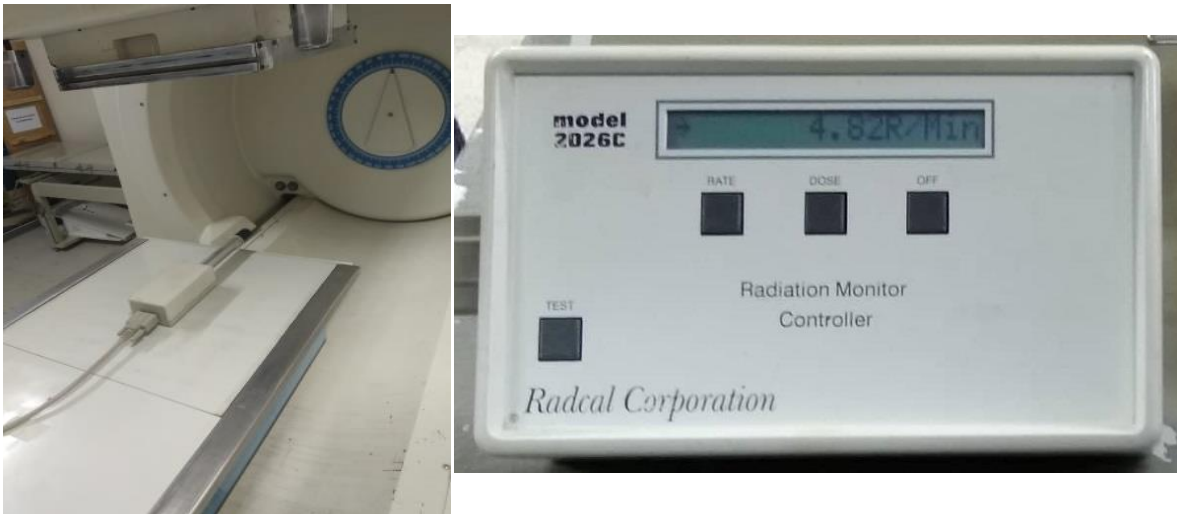


Figura 24- a) Câmara cilíndrica de 6 cm<sup>3</sup> posicionada; b) Eletrômetro acoplado à câmara de ionização.  
Fonte: Própria do autor.

Para determinação da taxa de dose de radiação do feixe de telecobaltoterapia (rendimento da fonte de Co-60 na distância de isocentro), utilizou-se as leituras da CI<sup>4</sup> e as expressões matemáticas indicadas no Protocolo de Dosimetria TRS-398 da AIEA (IAEA, 2000).

O rendimento do equipamento de radiação, na profundidade de dose máxima [ $D_W(z_{max})$ ], é determinado pela Equação 3 (IAEA, 2000).

$$D_W(z_{max}) = 100 \frac{D_W(z_{ref})}{PDP} \quad (6)$$

Onde:

$D_W(z_{max})$  = dose na água na profundidade de dose máxima (região de *build'up*);

$D_W(z_{ref})$  = dose na água na profundidade de referência (geralmente 5,0cm na água);

PDP = porcentagem de dose na profundidade de leitura para o campo de irradiação usado.

Na realização das medidas foi utilizado uma capa de *build'up* equivalente à profundidade de equilíbrio eletrônico (profundidade de dose máxima) do feixe gama do Co-60, portanto, adota-se o valor de PDP = 100%, uma vez que as leituras foram realizadas no ar e não na água.

A dose na água na profundidade de referência ( $D_W(z_{ref})$ ) é determinada pela Equação 7 (IAEA, 2000).

$$D_W(z_{ref}) = M \times N_{D,W} \quad (7)$$

Onde:

$M$  = leitura da medida do eletrômetro corrigida pelos fatores de influência ( $K_{TP}$ ,  $K_{pol}$ ,  $K_s$ ,  $K_{elec}$ )

$N_{D,W}$  = fator de calibração da câmara de ionização (conversão de nC para cGy).

A C.I. utilizada possui  $N_{D,W} = 5,413$  cGy/nC.

O valor da medida (em nC) corrigida  $M$  é dado pela Equação 8 (IAEA, 2000).

$$M = M_1 \times K_{TP} \times K_s \times K_{pol} \times K_{elec} \quad (8)$$

Onde:

$M_1$  = média das leituras da câmara de ionização dada em nC;

$K_{elec}$  = fator de correção para o eletrômetro, que neste trabalho foi adotado o valor como 1,00;

$K_{TP}$  = fator de correção para temperatura e pressão;

$K_s$  = fator de correção devido à recombinação iônica no volume sensível da C.I.;

$K_{pol}$  = fator de correção para a polarização (voltagem aplicada no volume sensível da C.I.).

Neste experimento pretende-se comparar valores de mesma grandeza física (dose de radiação), medidos em mesmas condições ambientais. Desta forma, foram adotados os valores  $K_{elec} = 1,00$  (o eletrômetro e a C.I. foram calibradas conjuntamente);  $K_s = 1,00$  e  $K_{pol} = 1,00$ .

O valor do fator de correção para temperatura e pressão  $K_{TP}$  é determinado pela Equação 9 (IAEA, 2000).

$$K_{TP} = \frac{(273,2 + T)}{(273,2 + T_0)} \frac{(P_0)}{(P)} \quad (9)$$

Onde:

$T_0$  = temperatura durante o ensaio de calibração da C.I. no laboratório de calibração (fornecida pelo laboratório);

$P_0$  = pressão atmosférica durante o ensaio de calibração da C.I. no laboratório de calibração (fornecida pelo laboratório);

$T$  = temperatura da sala da unidade de telecobaltoterapia medida durante a realização experimento;

$P$  = pressão atmosférica da sala da unidade de telecobaltoterapia medida durante a realização experimento;

Os valores de  $T_0$  e  $P_0$  fornecidos pelo laboratório de calibração da C.I. utilizada neste experimento foram: 20°C e 101,3 kPa, respectivamente. Os valores médios medidos na sala de unidade de telecobaltoterapia durante o experimento foram:  $T = 23^\circ\text{C}$  e  $P = 94,5$  kPa. Com estes valores obtém-se  $K_{TP} = 1,06109$ .

## 5 RESULTADOS E DISCUSSÕES

A Tabela 9 apresenta os valores das medidas da taxa de exposição (R/min) e a conversão em taxa de dose (cGy/min) do feixe direto do aplicador de betaterapia de estrôncio-90, em função da distância do centro da fonte radioativa, obtidas com as duas diferentes câmaras de ionização: C.I.6cc (Radcal 20x6-6 de 6 cm<sup>3</sup>) e C.I.pp (Radcal 20x6-60E - 60 cm<sup>3</sup>).

Tabela 9 - Valores de taxa de exposição e taxa de dose do feixe primário da fonte de betaterapia.

<b>Distância da fonte à C.I.</b>	<b>0 cm</b>	<b>5 cm</b>	<b>10 cm</b>	<b>50 cm</b>	<b>100 cm</b>
C.I. 20x6-6 (R/min)	69,700	7,010	1,710	0,930	0,020
C.I. 20x6-6 (cGy/min)	61,130	6,140	1,500	0,810	0,017
C.I. 20x6-60E (R/min)	13,110	5,180	1,700	0,108	0,021
C.I. 20X6-60E (cGy/min)	11,500	4,540	1,490	0,095	0,018

Para a conversão de exposição (R) para dose (cGy), foi utilizada a multiplicação do valor em R por 0,877, onde  $1\text{R} = 0,877$  cGy (SCAFF, 2010).

Os resultados demonstram que, independentemente do volume sensível da C.I., a taxa de dose decai muito rapidamente nos primeiros centímetros da distância do centro da fonte de radiação. Este comportamento corrobora com as análises teóricas para radiação do tipo corpuscular, as quais possuem pequeno poder de penetração no tecido atenuador.

A Tabela 10 apresenta os valores da taxa de exposição (R/min) e taxa de dose (cGy/min) obtidas na avaliação do nível de radiação de fuga da caixa de madeira onde está contida a fonte de estrôncio-90, para diferentes distâncias do *container* (Figura 30), obtidas com as duas C.I.s utilizadas neste ensaio: C.I.pp e C.I.180.

Tabela 10 - Medidas do levantamento radiométrico do container da fonte de betaterapia.

<b>Câmara 20X6-180</b>	<b>A1</b>	<b>A2</b>	<b>A3</b>	<b>B1</b>	<b>B2</b>	<b>B3</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>
Leitura (R/min)	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Leitura (cGy/min)	0	0	0	0	0	0	0	0	0
	<b>D1</b>	<b>D2</b>	<b>D3</b>	<b>E1</b>	<b>E2</b>	<b>E3</b>	<b>F1</b>	<b>F2</b>	<b>F3</b>
Leitura (R/min)	0	0	0	0	0	0	0	0	0
Leitura (cGy/min)	0	0	0	0	0	0	0	0	0
<b>Câmara 20X6-60E</b>	<b>A1</b>	<b>A2</b>	<b>A3</b>	<b>B1</b>	<b>B2</b>	<b>B3</b>	<b>C1</b>	<b>C2</b>	<b>C3</b>
Leitura (R/min)	0,600	0,200	0	0,200	0,100	0	0,200	0,100	0
Leitura (cGy/min)	0,526	0,175	0	0,175	0,087	0	0,175	0,087	0
	<b>D1</b>	<b>D2</b>	<b>D3</b>	<b>E1</b>	<b>E2</b>	<b>E3</b>	<b>F1</b>	<b>F2</b>	<b>F3</b>
Leitura (R/min)	0,100	0	0	0,400	0	0	0	0	0
Leitura (cGy/min)	0,087	0	0	0,350	0	0	0	0	0

Verifica-se, pelos resultados apontados na Tabela 9, que a C.I.pp, menor volume de medição, apresenta melhor sensibilidade de medidas para a faixa de energia analisada, e que, conforme esperado teoricamente, quando maior a distância da fonte de radiação, menor será o valor da taxa de exposição avaliado.

No experimento realizado no equipamento de telecobaltoterapia, primeiramente verificou-se a taxa de dose do feixe primário, na distância de isocentro de tratamento (80,0cm), nas condições e referência, medida com a C.I.RT calibrada para a faixa de energia apropriada (energia do Co-60). O valor obtido para a profundidade de dose máxima (considerando o uso da capa de *build up*) foi de 47,44 cGy/min, enquanto que o valor do rendimento extraído da planilha de decaimento disponível no serviço de física médica foi de 48,38 cGy/min. Estes valores resultam em um erro percentual de 1,94%, o que é considerado satisfatório pelos protocolos de dosimetria que preconizam uma variação máxima de até 2,0%.

Esta concordância indica que a C.I.RT se apresenta em plenas condições de uso para dosimetria em feixes de energia da faixa do Co-60.

A Tabela 11 apresenta os valores das medidas realizadas com as duas diferentes câmaras de ionização C.I.RT (em cGy/min) e C.I.6cc (em R/min – convertida em cGy/min), para diferentes aberturas de campos de radiação.



Tabela 11 - Medidas da taxa de dose (cGy/min) em função da dimensão do campo de radiação.

<b>Campo (cm<sup>2</sup>)</b>	<b>30 x 30</b>	<b>25 x 25</b>	<b>20 x 20</b>	<b>15 x 15</b>	<b>10 x 10</b>	<b>5 x 5</b>
<b>C.I.RT Leitura (nC)</b>	4,05	4,02	3,96	3,87	3,76	3,57
<b>(cGy/min)</b>	46,52	46,18	45,49	44,45	43,19	41,00
<b>C.I.6 Leitura (R/min)</b>	44,00	41,00	37,50	34,00	28,88	24,33
<b>(cGy/min)</b>	38,59	35,96	32,89	29,82	25,33	21,34

Verifica-se que para ambas as C.I.s, quanto maior a área do campo de radiação, maior o valor da dose produzida, sendo que a C.I.6cc (utilizada em controle de qualidade de feixes de radiodiagnóstico) apresenta maior variação de leitura em função da área de irradiação.

A Tabela 12 mostra as leituras de dose com a câmara C.I.6cc (Radcal 20x6-6) em cGy para o campo de radiação de 30cm x 30cm em função do tempo de exposição da fonte de cobalto.

Tabela 12 - Leitura de dose com a câmara Radcal 20x6-6 em cGy com variação de tempo de exposição.

<b>Tempo (s)</b>	<b>5</b>	<b>10</b>	<b>15</b>	<b>20</b>	<b>25</b>	<b>30</b>
<b>Dose (cGy)</b>	2,48	5,69	8,91	12,13	15,34	18,54

Os resultados apresentados na Tabela 11 mostram que, embora a C.I.6cc tenha destinação para controle de qualidade em feixes de radiodiagnóstico, ela também apresenta proporcionalidade na relação dose-resposta quando submetida à exposição de feixe de radiação de megavoltagem.

## **6 CONCLUSÕES**

A metodologia proposta neste trabalho para se analisar o comportamento de câmaras de ionização frente à diferentes tipos e energias de radiações ionizantes se apresentou exequível e com resultados concordantes com os apontados na literatura específica.

Os resultados apresentados confirmam as recomendações dos protocolos de dosimetria no que se refere à necessidade de utilização de detectores de radiação específicos para cada finalidade e faixa de energia de calibração. Melhora a compreensão para físicos médicos na escolha dos equipamentos adequados para o uso no controle de qualidade.

## REFERÊNCIAS

ANVISA. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. **Portaria 453, de 01 de junho de 1998**. Diretrizes básicas de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico. Brasília, 1998.

BESSA, A. C. M. **Intercomparação de câmaras de ionização em feixes padrões de Raios X, níveis radioterapia, radiodiagnóstico e radioproteção**. 2006. Dissertação (Mestrado em Tecnologia Nuclear - Aplicações) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2007.

CAMPOS, P. H.; CAMPOS T. P. R. **Hardware e software para monitoramento em instalações radioativas**. Programa de Pós-Graduação em Ciências e Técnicas Nucleares - Escola de Engenharia UFMG. 2005.

CHAVAUDRA, J.; CHAUVENET, B.; WAMBERSIE, A. **Medicine and ionizing radiation: metrology requirements**. C. R. Physique, v. 5, p. 921-931, 2004.

CNEN – COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos**. 9ª revisão. Rio de Janeiro – IRD/CNEN. 242p. 2013.

GIAROLA, R. S. **Estudo teórico experimental da resposta radiométrica de câmaras de ionização utilizadas em dosimetria em feixes de raios X para diagnóstico radiológico**. 2014. Dissertação (Mestrado em Tecnologia Nuclear - Reatores) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2014.

IAEA. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Absorbed Dose Determination in External Beam Radiotherapy**. Technical Reports Series N°. 398. Vienna, Austria, 2000.

IAEA. INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Dosimetry in Diagnostic Radiology: An International Code of Practice**. Technical Reports Series n° 457. Vienna, Austria, 2007.

ICRU. Fundamental Quantities and Units for Ionizing Radiation. **ICRU REPORT 60**, Bethesda, Dezembro 1998.

INCA - INSTITUTO NACIONAL DO CÂNCER - MINISTÉRIO DA SAÚDE. **ABC do câncer: abordagens básicas para o controle do câncer**. Rio de Janeiro, 2018. Disponível em: <<https://www.inca.gov.br/sites/ufu.sti.inca.local/files//media/document//livro-abc-4-edicao.pdf>>.

INCA – INSTITUTO NACIONAL DE CÂNCER – MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Programa de Qualidade em Radioterapia. TEC DOC 1151. Aspectos Físicos da Garantia da Qualidade em Radioterapia – Protocolo de Controle de Qualidade.** Rio de Janeiro. 2000.

KHAN, F.M. **The physics of radiation therapy.** 5 ed. Baltimore: Williams & Wilkins, 2014.

KOPANS, D. B. **Breast Imaging.** 2ª. ed. Philadelphia: Lippincott Williams & Wilkins, v. I, 1998.

LORENCETTI, A.; SIMONETTI, P. J. **As estratégias de enfrentamento de pacientes durante o tratamento de radioterapia.** Revista Latino-Americana de Enfermagem. 2005; 13(6):944-50.

MAIA, A. F.; CALDAS, L. V. E. **Calibração das câmaras de ionização para feixes de tomografia computadorizada no Brasil: a realidade atual.** Radiologia Brasileira, São Paulo, v. 39, n. 3, Maio 2006.

MIRANDA, J. A. **Desenvolvimento de uma metodologia para a calibração de instrumentos de medida utilizados no controle da qualidade em radiodiagnóstico intervencional.** 2009. Dissertação (Mestrado em Tecnologia Nuclear - Aplicações) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, University of São Paulo, São Paulo, 2009.

OKUNO, E.; YOSHIMURA, E. **Física das Radiações.** 1. ed. São Paulo: Oficina de Textos, v. 1, 2010.

OLIVEIRA, I. B. **Desenvolvimento e caracterização do detector semicondutor de iodeto de chumbo.** 2001. Dissertação (Mestrado em Tecnologia Nuclear – Aplicações) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2001.

PERINI, A. P. **Projeto, construção e caracterização de câmaras de ionização para utilização como sistemas padrões em feixes de radiação X e gama.** 2013. Tese (Doutorado em Tecnologia Nuclear – Aplicações) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2013.

PODGORSAK, E.B. **Radiation Physics for Medical Physicists.** Biological and Medical Physics: Biomedical Engineering. 458p. Berlin. 2006.

PODGORSAK, E.B. Technical Editor. **Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students.** Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA). Vienna. Austria, 2005.

PTW. **Detector, including codes of practice**. Catálogo de produtos. Freiburg. 2016.

RADCAL - Radcal Corporation. **Manual e catálogo de produtos**. Monrovia. 2016.

ROS, R. A. **Metodologia de controle de qualidade de equipamentos de raios x (nível diagnóstico) utilizados em calibração de instrumentos**. 2000. Dissertação (Mestrado em Tecnologia Nuclear - Aplicações) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, Universidade de São Paulo, São Paulo, 2000.

SCAFF, L. **Física da Radioterapia – A base analógica de uma era digital**. v. 2. São Paulo: Projeto Saber, 2010.

SILVA E.; CARNEIRO P.; CAVALCANTI M. **Radioterapia versus radiosensibilidade individual**. Ciências biológicas e da saúde, Vol. 1, N. 3, p. 111-117. Recife, 2014.

TAUHATA, L. et al. **Radiation detectors**. IRD/CNEN-RJ. Rio de Janeiro, p. 191. 2013.

YOSHIZUMI, M. T. **Projeto, construção e caracterização de câmaras de ionização para especiais para monitoração de feixes de radiação X**. 2010. Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo, São Paulo, 2010.