

**UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA**  
**INSTITUTO DE FÍSICA**  
**GRADUAÇÃO EM FÍSICA MÉDICA**

**ULY PITA VEDOVATO**

**ESTUDO COMPUTACIONAL DE UMA CÂMARA DE IONIZAÇÃO DE  
EXTRAPOLAÇÃO EM FEIXES PADRÕES DE RADIODIAGNÓSTICO**

**UBERLÂNDIA**  
**AGOSTO DE 2017**

**ULY PITA VEDOVATO**

**ESTUDO COMPUTACIONAL DE UMA CÂMARA DE IONIZAÇÃO DE  
EXTRAPOLAÇÃO EM FEIXES PADRÕES DE RADIODIAGNÓSTICO**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Instituto de Física da Universidade Federal de Uberlândia como requisito para obtenção do título de Bacharel em Física Médica.

**Orientadora: Profa. Dra. Ana Paula Perini**

**UBERLÂNDIA  
AGOSTO DE 2017**

**ULY PITA VEDOVATO**

**ESTUDO COMPUTACIONAL DE UMA CÂMARA DE IONIZAÇÃO DE  
EXTRAPOLAÇÃO EM FEIXES PADRÕES DE RADIODIAGNÓSTICO**

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado  
ao Instituto de Física da Universidade  
Federal de Uberlândia como requisito para  
obtenção do título de Bacharel em Física  
Médica.

Banca de Avaliação:

---

Profa. Dra. Ana Paula Perini – UFU  
Orientadora

---

Prof. Dr. William de Souza Santos  
Membro

---

Prof. Dr. Lucio Pereira Neves  
Membro

Uberlândia (MG), 25 de agosto de 2017.

## AGRADECIMENTOS

Agradeço primeiramente à minha família, em especial meus pais, Nádía e Paulo, e minha avó, Nadir, que todo tempo me apoiaram, incentivaram e me deram forças para nunca desistir, sem eles essa graduação não seria possível.

Ao meu namorado, Marcus Vinícius, por toda ajuda fornecida e pelos incentivos durante toda minha graduação, principalmente nos momentos que tive vontade de desistir.

À psicóloga, Carolina Arantes, pelo auxílio e por me ensinar a me conhecer, ser uma pessoa melhor e saber do quanto sou capaz.

Agradeço também a todos os professores que me acompanharam durante a graduação, em especial à minha orientadora Profa. Dra. Ana Paula Perini e ao Prof. Dr. Lucio Pereira Neves, que me auxiliaram, me incentivaram e me deram oportunidade de crescer academicamente e como pessoa.

Aos professores Dr. William S. Santos e Dr. Walmir Belinato, pelo auxílio nas simulações de Monte Carlo.

Ao Laboratório Padrão Primário Alemão, *Physikalisch Technische Bundesanstalt* (PTB), pelos espectros de feixes padrões de radiodiagnóstico cedidos.

À professora Dra. Linda V. E. Caldas do IPEN pelo apoio científico.

## RESUMO

Neste trabalho, foi estudada a influência dos componentes de uma câmara de ionização de extrapolação na sua resposta. Este estudo foi realizado utilizando o código de Monte Carlo MCNP-4C, e as qualidades padrões de radiodiagnóstico para feixes diretos RQR3, RQR5 e RQR8. A influência dos componentes da câmara de ionização na sua resposta foi determinada como a razão entre a energia depositada no volume sensível, sem o componente em estudo, pela energia depositada no volume sensível, considerando a câmara de ionização completa. Para estudar a câmara de ionização sem o componente, o material que constitui o componente em estudo foi substituído por ar, o mesmo ar que rodeia a câmara de ionização. Usando o *tally* F6, dado por MeV/g/partícula, e  $2,1 \times 10^9$  histórias de partículas simuladas, foi possível observar que o eletrodo coletor e a placa suporte foram os componentes com maior influência na resposta da câmara de ionização. Na segunda parte deste trabalho, foram avaliados diferentes materiais para compor o eletrodo coletor. O material que menos influenciou a resposta da câmara de ionização foi o grafite, material original da câmara de ionização de extrapolação. Portanto, os resultados indicaram que a configuração e os materiais utilizados na construção da câmara de ionização de extrapolação não alteraram de forma significativa a energia depositada no volume sensível da câmara de ionização. Além disso, essa câmara de ionização apresenta várias vantagens: baixo custo, fácil montagem e robustez.

**Palavras-chave:** Câmara de ionização, Radiodiagnóstico, Simulação de Monte Carlo.

## ABSTRACT

In this work, we studied the influence of the components of an extrapolation ionization chamber on its response. This study was performed using the MCNP-4C Monte Carlo code, and the standard diagnostic radiology qualities for direct beams RQR3, RQR5 and RQR8. The influence of the components of the ionization chamber on its response was determined as the ratio of the energy deposited on the sensitive volume, without the studied component, by the deposited energy on the sensitive volume, considering the complete ionization chamber. To study the ionization chamber without the component, the material constituting the studied component was replaced by air, the same air that surrounds the ionization chamber. Using tally F6 (MeV/g/particle) and  $2.1 \times 10^9$  histories of simulated particles, it was possible to observe that the collecting electrode and the support plate were the components with the greatest influence on the ionization chamber response. In the second part of this work, different materials were evaluated to compose the collecting electrode. The material that least influenced the ionization chamber response was the graphite, the original material of the extrapolation ionization chamber. Therefore, the results indicated that the configuration and materials used in the construction of the extrapolation ionization chamber did not significantly alter the energy deposited in the sensitive volume of the ionization chamber. In addition, this ionization chamber has several advantages: low cost, easy assembly and robustness.

**Keywords:** Ionization chamber, Diagnostic radiology, Monte Carlo simulation.

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Representação esquemática de uma câmara de ionização de ar livre [Figura modificada de ATTIX (2004)]. .....	5
Figura 2: Representação esquemática de uma câmara de ionização cavitária [Figura modificada de ATTIX (2004)]. .....	5
Figura 3: Representação esquemática de uma câmara de ionização dedal [Ministério da Saúde (2011)]. .....	7
Figura 4: Representação esquemática de uma câmara de ionização de placas paralelas [YOSHIZUMI (2010)]. .....	7
Figura 5: Representação esquemática do efeito fotoelétrico [TAUHATA et al. (2003)].....	8
Figura 6: Representação esquemática do efeito Compton [TAUHATA et al. (2003)]. .....	9
Figura 7: Representação esquemática da produção de pares[ Figura modificada de CHERRY (2012)]. .....	10
Figura 8: Fotografia da câmara de ionização de extrapolação caracterizada neste trabalho [NEVES et al. (2012)]. .....	14
Figura 9: Câmara de extrapolação simulada com código MCNP-4C. ....	16

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Especificações técnicas da câmara de ionização de extrapolação caracterizada neste trabalho .....	14
Tabela 2: Características dos feixes padronizados de radiação X para radiodiagnóstico convencional, seguindo a recomendação da norma IEC 61267 [IEC (2005)] .....	15
Tabela 3: Influência dos componentes da câmara de ionização em seu volume sensível, considerando a qualidade de radiação RQR3 .....	17
Tabela 4: Influência dos componentes da câmara de ionização em seu volume sensível, considerando a qualidade de radiação RQR5 .....	17
Tabela 5: Influência dos componentes da câmara de ionização em seu volume sensível, considerando a qualidade de radiação RQR8 .....	17
Tabela 6: Influência de diferentes materiais do eletrodo coletor na resposta de uma câmara de ionização de extrapolação, considerando a qualidade de radiação RQR5 .....	19

## SUMÁRIO

AGRADECIMENTOS .....	iv
RESUMO .....	v
ABSTRACT .....	vi
LISTA DE FIGURAS .....	vii
LISTA DE TABELAS .....	viii
1. INTRODUÇÃO.....	1
1.1. OBJETIVOS.....	2
2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS .....	3
2.1. DETECTORES DE RADIAÇÃO.....	3
2.1.1. CÂMARA DE IONIZAÇÃO DE AR LIVRE .....	4
2.1.2. CÂMARA DE IONIZAÇÃO CAVITÁRIA.....	5
2.1.3. CÂMARA DE IONIZAÇÃO DEDAL .....	6
2.1.4. CÂMARAS DE IONIZAÇÃO DE PLACAS PARALELAS.....	7
2.2. INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM A MATÉRIA.....	8
2.3. GRANDEZAS DOSIMÉTRICAS .....	10
2.3.1. KERMA.....	10
2.3.2. DOSE ABSORVIDA .....	11
2.3.3. EXPOSIÇÃO.....	11
2.4. SIMULAÇÃO DE MONTE CARLO .....	12
3. MATERIAIS E MÉTODOS.....	14
3.1. CÂMARA DE IONIZAÇÃO DE EXTRAPOLAÇÃO .....	14
3.2. FEIXES PADRÕES DE RADIODIAGNÓSTICO.....	15
3.3. CÓDIGO DE MONTE CARLO MCNP-4C .....	15
4. RESULTADOS E DISCUSSÃO.....	16
4.1. INFLUÊNCIA DOS COMPONENTES DA CÂMARA DE IONIZAÇÃO DE EXTRAPOLAÇÃO EM SUA RESPOSTA .....	16
4.2. AVALIAÇÃO DA INFLUÊNCIA DO ELETRODO COLETOR NA RESPOSTA DA CÂMARA DE IONIZAÇÃO DE EXTRAPOLAÇÃO CONSIDERANDO DIFERENTES MATERIAIS CONTITUENTES .....	18
5. CONCLUSÃO.....	20
REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	21
APÊNDICE .....	24

# 1. INTRODUÇÃO

Alguns anos após a descoberta dos raios X por Röntgen (1895), sua utilização ganhou grande importância na área médica, sendo que até hoje é um dos instrumentos mais importantes para a realização de diagnósticos por imagem, em exames de tomografia computadorizada e mamografia, por exemplo. Porém, com o crescente uso dos raios X, começaram a ser percebidos efeitos biológicos nocivos em pacientes expostos por longos períodos à radiação ionizante. Para que fosse possível realizar medições da quantidade de radiação a que esses pacientes estavam sendo submetidos, foram criados detectores de radiação e, entre eles, as câmaras de ionização.

As câmaras de ionização são um dos tipos de detectores mais utilizados nas áreas de radioterapia e radiodiagnóstico, para determinação da dose de radiação. As câmaras de ionização são dispositivos que possuem um volume sensível de gás onde cargas 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)]. Existem diversos tipos de câmaras de ionização, dependendo das especificações do seu uso, sendo que nesse trabalho nos interessa a câmara de ionização de extrapolação.

A câmara de ionização de extrapolação, ou de volume variável, foi apresentada por Failla em 1937 [DIAS (1996)], e se baseia na teoria cavitária de Bragg-Gray. Estas câmaras de ionização já foram amplamente estudadas em feixes de radiação beta, e se mostraram capazes de determinar eficientemente a taxa de dose na superfície de fontes beta emissoras e outras fontes com baixo poder de penetração [DIAS (1996)].

Levando em consideração que o tipo de radiação medido por este tipo de câmara de ionização é pouco penetrante na matéria, a utilização do método de extrapolação possibilita a determinação da dose superficial na pele e em determinadas profundidades do tecido. Esta medida é feita a partir da medida da corrente de ionização, por unidade de volume, em função do espaçamento entre os eletrodos. Este espaçamento pode ser micrometricamente medido e alterado por meio de um parafuso contido na câmara de ionização, e a resposta final é dada por uma extrapolação da curva resultante para o espaçamento nulo [BULLA (1999)].

Nos dias de hoje, para estudar a influência dos materiais utilizados na construção de uma câmara de ionização e a configuração de seus componentes têm-se adotado o Método de Monte Carlo (MMC). Além disso, a avaliação da resposta de novos tipos de detectores para dosimetria das radiações ionizantes passou a ser feita com o uso do MMC, que se mostrou bastante preciso e eficiente [YORIYAZ (2009)].

O Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN/CNEN-SP) tem como uma área de pesquisa, o desenvolvimento de novos detectores de radiação ionizante. Sendo assim, uma câmara de ionização de extrapolação foi desenvolvida e caracterizada em feixes de radiação beta [DIAS (1996)]. O projeto desta câmara de ionização apresenta diferenças em relação às câmaras de ionização comerciais. Estas diferenças são relacionadas ao material utilizado na construção da câmara de ionização e, também, à disposição geométrica dos componentes que a constituem. Esta câmara de ionização já foi avaliada para dosimetria de feixes padrões de radiação beta e raios X de baixas energias, com resultados dentro das normas internacionais [DIAS e CALDAS (1998); NEVES *et al.* (2012)].

A principal vantagem no desenvolvimento de uma câmara de ionização está relacionada ao conhecimento de todas as configurações (dimensões e materiais) do dosímetro. Esta informação é de extrema importância para determinação da influência, dos diferentes materiais e componentes, na resposta fornecida pela câmara de ionização, pelo MMC. Além disso, o desenvolvimento de um dosímetro pode ser planejado para ser de fácil construção, utilizando materiais facilmente encontrados no mercado nacional, tornando-se uma boa opção para aplicação em laboratórios de calibração e hospitais.

## 1.1. OBJETIVOS

O objetivo geral deste trabalho é determinar a influência dos componentes de uma câmara de ionização de extrapolação, desenvolvida no IPEN, na sua resposta, utilizando o código de Monte Carlo MCNP-4C.

Para alcançar este objetivo, os seguintes objetivos específicos foram alcançados:

1. Revisão de literatura dos conceitos envolvidos no método de Monte Carlo e dosimetria das radiações;
2. Aprendizado do código de Monte Carlo MCNP-4C;
3. Simulação da câmara de ionização de extrapolação;
4. Incorporação dos espectros das qualidades de radiodiagnóstico no código de Monte Carlo;
5. Avaliação da influência dos seguintes componentes das câmaras de ionização: eletrodo coletor, tipo de material da parede do dosímetro, isolante do eletrodo coletor, parafusos e placa de suporte de acrílico.

## 2. FUNDAMENTOS TEÓRICOS

### 2.1. DETECTORES DE RADIAÇÃO

Um detector de radiação tem a função de receber a radiação incidida sobre ele e transformá-la em uma forma que o ser humano seja capaz de quantificar a radiação absorvida. A forma como a radiação e a energia é convertida depende de cada tipo de detector.

É essencial que alguns parâmetros dos detectores sejam conhecidos, como: sensibilidade, resolução em energia e eficiência na detecção.

A dosimetria da radiação é a medida da dose absorvida ou taxa de dose resultante da interação da radiação ionizante com a matéria. Outras grandezas, como exposição, kerma, fluência, dose equivalente, entre outras, também podem ser determinadas por meio de cálculos que relacionam essas grandezas com a dose absorvida. Dessa forma, um dosímetro pode ser definido como um instrumento capaz de ler uma certa quantidade de dose depositada em um volume sensível pela radiação ionizante.

Existem diferentes tipos de detectores de radiação ionizante, entre eles temos as câmaras de ionização. Neste trabalho, falaremos apenas das câmaras de ionização, uma vez que foi o tipo de detector utilizado neste trabalho.

A câmara de ionização é constituída por uma cavidade contendo um gás e dois eletrodos (um ânodo e um cátodo). A escolha do gás deve ser feita com base na finalidade da câmara de ionização, o que influencia no tempo e na eficiência na detecção da radiação.

O funcionamento de uma câmara de ionização se baseia na contagem da quantidade de partículas carregadas em um meio. O gás presente no dispositivo é atingido pelas partículas carregadas provenientes da fonte radioativa e é ionizado, gerando pares de íons. As cargas positivas e negativas são atraídas pelos eletrodos, gerando uma corrente elétrica. A medida da corrente elétrica gerada é proporcional à quantidade de íons.

As câmaras de ionização apresentam formas e tamanhos variados, dependendo das especificações de seu uso, mas, em geral, devem apresentar as seguintes propriedades [ATTIX (2004); KHAN (2009)]:

- Mínima variação em sua sensibilidade de resposta para um intervalo grande de energia;

- A sensibilidade de resposta é diretamente proporcional ao volume sensível da câmara de ionização, portanto, devem possuir volumes adequados para possibilitar medições em um intervalo de interesse de exposição;
- Mínima dependência angular;
- Para ser calibrada, um padrão de referência deve ser utilizado para cada intervalo de energia de radiação de interesse;
- A perda da informação por recombinação iônica deve ser mínima.

Os tipos mais comuns de câmaras de ionização empregados em dosimetria das radiações são apresentados a seguir:

### **2.1.1. CÂMARA DE IONIZAÇÃO DE AR LIVRE**

A câmara de ionização de ar livre ou padrão é utilizada para medir a exposição de acordo com sua definição. Uma câmara de ionização de ar livre de placas paralelas é constituída de um diafragma e um par de placas paralelas separadas por uma distância, no qual existe um campo elétrico produzido pela aplicação de uma tensão de polarização em uma das placas, enquanto a outra é mantida aterrada. O eletrodo coletor é a parte isolada da placa inferior, e é conectado a um eletrômetro para realização das medições. O restante da placa é separado por material isolante denominado anel de guarda, o qual tem a função de manter a uniformidade do campo elétrico na região onde os íons são coletados (Figura 1).

À medida que a energia dos fótons aumenta, é necessário que as dimensões da câmara de ar livre também aumentem para manter as condições de equilíbrio eletrônico. Dessa forma, é plausível que este instrumento seja utilizado até certos valores limitados de energia, estando estas abaixo de 300 keV para radiação gama e X.

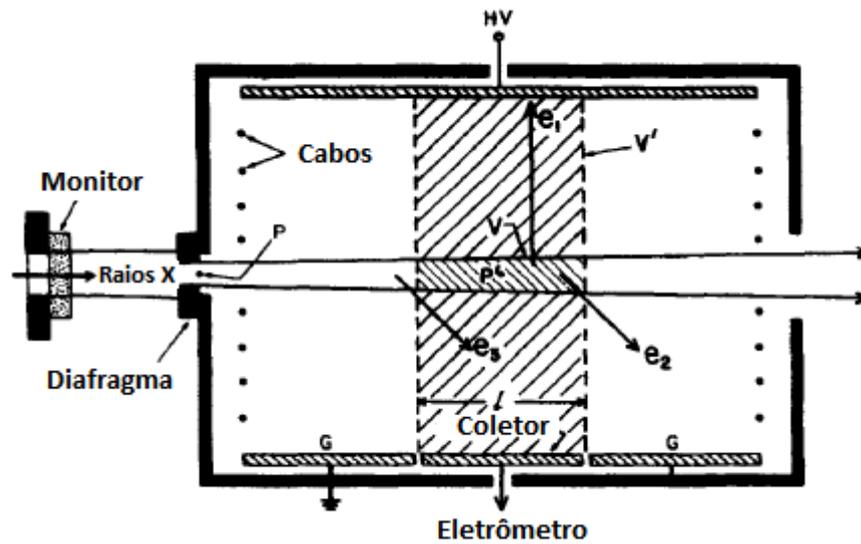


Figura 1: Representação esquemática de uma câmara de ionização de ar livre [Figura modificada de ATTIX (2004)].

### 2.1.2. CÂMARA DE IONIZAÇÃO CAVITÁRIA

As câmaras de ionização cavitárias medem o kerma no ar, de acordo com a teoria cavitária de Bragg-Gray [PODGORSKAK (2005)]. Elas consistem basicamente de um gás, geralmente ar, contido em uma cavidade na qual um campo elétrico é estabelecido para coletar os íons formados pela radiação ionizante (Figura 2).

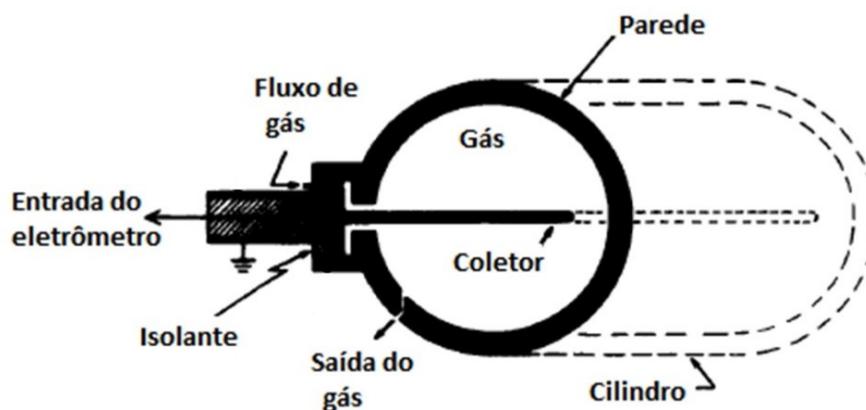


Figura 2: Representação esquemática de uma câmara de ionização cavitária [Figura modificada de ATTIX (2004)].

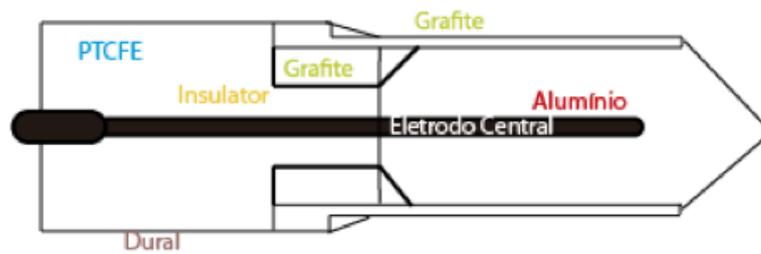
As câmaras de ionização cavitárias podem possuir diferentes geometrias, inclusive ser de extrapolação, onde o volume sensível é variável devido a presença de um parafuso micrométrico.

Essas câmaras de ionização cavitárias são utilizadas para energias maiores que 300 keV e possuem algumas vantagens sobre as câmaras de ar livre [ATTIX (2004)], que são:

- Mesmo para altas energias, pode ter tamanho reduzido, sendo este o fator que inviabilizada a utilização de câmaras de ar livre para feixes de radiação de energias altas;
- Pode medir radiação proveniente de várias direções, sem que seja necessário que a radiação incida perpendicularmente à sua abertura, como acontece em câmaras de ar livre;
- Utilizando a teoria cavitária de Bragg-Gray é possível determinar a dose absorvida em qualquer material da parede da câmara de ionização;
- É capaz de medir a dose na superfície de simuladores, pois o volume sensível contendo o gás pode ser fino e achatado.

### **2.1.3. CÂMARA DE IONIZAÇÃO DEDAL**

Este tipo de câmara de ionização é mais utilizado para realizar a dosimetria em serviços de radioterapia, devido à sua geometria e por possuir tamanho pequeno, o que garante facilidade em manuseio (Figura 3). Esta câmara de ionização é constituída de uma parede sólida condutora delimitando um volume de ar, no qual um eletrodo coletor é inserido no centro, para coletar os íons formados no ar. O tipo mais comum deste tipo de câmara de ionização é a câmara de ionização Farmer, que possui um volume sensível de  $0,6 \text{ cm}^3$  [PODGORSAK (2005)].



**Figura 3: Representação esquemática de uma câmara de ionização dedal [Ministério da Saúde (2011)].**

#### 2.1.4. CÂMARAS DE IONIZAÇÃO DE PLACAS PARALELAS

As câmaras de ionização de placas paralelas são constituídas por duas placas paralelas que formam as paredes, revestidas por um material condutor, e eletrodos da câmara de ionização (Figura 4). As paredes são separadas por alguns milímetros de ar, delimitando o volume sensível da câmara de ionização. As câmaras de ionização de placas paralelas são bastante utilizadas no controle de qualidade em nível radiodiagnóstico, e recomendadas para dosimetria de feixes em radioterapia com raios X com energia baixa e intermediária, e também para elétrons de energias altas [IAEA (1997,2004)].



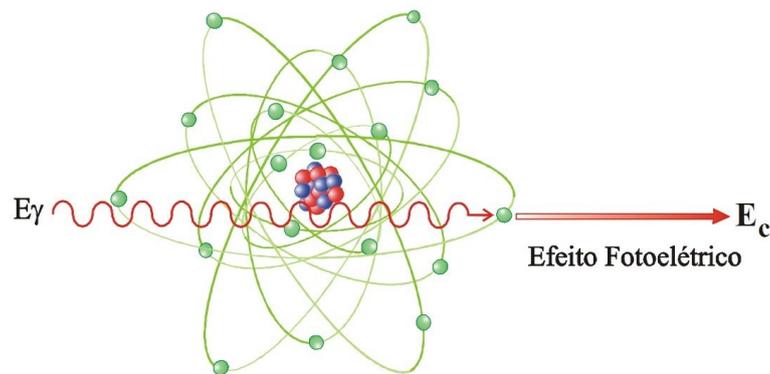
**Figura 4: Representação esquemática de uma câmara de ionização de placas paralelas [YOSHIZUMI (2010)].**

## 2.2. INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM A MATÉRIA

A interação da radiação eletromagnética com a matéria pode ocorrer de diferentes maneiras: com o átomo, com os elétrons do átomo ou com o núcleo. Porém, a radiação pode também não interagir com a matéria, sendo capaz de percorrer longas distâncias na matéria sem interagir com um obstáculo. Dessa forma, a probabilidade de interação depende da energia da radiação incidente e do tecido no qual ela é incidida. De um modo geral, a penetrabilidade das radiações X e gama é maior que a das partículas carregadas.

### 2.2.1. EFEITO FOTOELÉTRICO

O efeito fotoelétrico acontece quando há a transferência total de energia da radiação X ou gama a um único elétron do orbital atômico, o qual será ejetado com uma energia cinética bem definida, conforme mostra o esquema da Figura 5. A energia cinética do elétron ejetado será a diferença entre a energia do fóton incidente e a energia de ligação do elétron ao átomo.

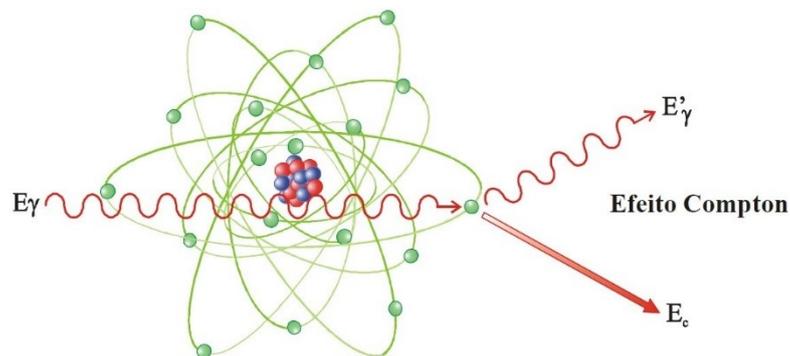


**Figura 5: Representação esquemática do efeito fotoelétrico [TAUHATA *et al.* (2003)].**

Para que o efeito fotoelétrico ocorra, o fóton incidente deve possuir energia mínima igual ou maior que a energia de ligação do elétron no átomo [ATTIX (2004)]. Este efeito é predominante para energias baixas e para materiais de alto número atômico  $Z$ . Sua probabilidade de ocorrência aumenta com o número atômico, proporcionalmente a  $Z^4$ , e diminui com o acréscimo da energia [ATTIX (2004); TAUHATA *et al.* (2003)].

### 2.2.2. EFEITO COMPTON

O efeito Compton ocorre quando há o espalhamento de um fóton devido à colisão com um elétron de baixa energia de ligação. Neste caso, parte da energia e do momento do fóton são transferidos para o elétron, e um fóton com a energia restante é espalhado em outra direção, conforme mostra o esquema da Figura 6. Um aumento na probabilidade da ocorrência do Efeito Compton ocorre com o aumento da energia do fóton incidente.



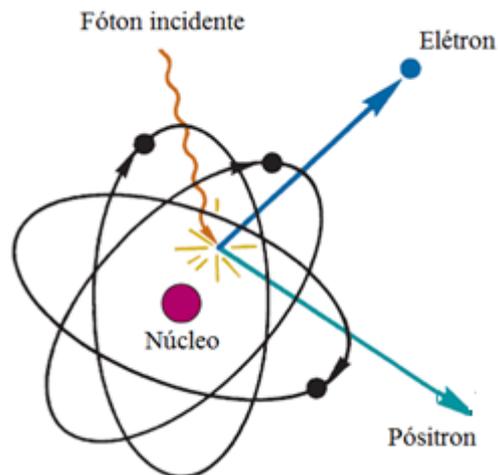
**Figura 6: Representação esquemática do efeito Compton [TAUHATA *et al.* (2003)].**

### 2.2.3. ESPALHAMENTO COERENTE OU EFEITO RAYLEIGH

Este efeito ocorre quando fótons de baixas energias interagem com elétrons com alta energia de ligação. No efeito Rayleigh o fóton é desviado de sua trajetória inicial, de forma que não sofra variação em sua energia [JOHNS e CUNNINGHAM (1983)]. O efeito Rayleigh tem maior probabilidade de ocorrência para fótons de baixas energias e para valores altos de  $Z$ .

### 2.2.4. PRODUÇÃO DE PARES

Para que este efeito de absorção de radiação eletromagnética de alta energia ocorra, um fóton com energia mínima de 1,022 MeV deve colidir com um núcleo do átomo, cedendo a ele toda sua energia, gerando um par de partículas, denominado par elétron-pósitron [ATTIX (2004)], conforme mostra o esquema da Figura 7.



**Figura 7: Representação esquemática da produção de pares [Figura modificada de CHERRY (2012)].**

## 2.3. GRANDEZAS DOSIMÉTRICAS

As grandezas dosimétricas surgiram devido à necessidade de descrever quantitativamente as interações que a radiação ionizante realiza com a matéria. Nesta seção, serão descritas algumas grandezas dosimétricas mais importantes na dosimetria das radiações.

### 2.3.1. KERMA

A grandeza kerma, ou *Kinetic Energy Released in the Medium*, representada por  $K$ , descreve a quantidade de energia cinética liberada no meio [JOHNS e CUNNINGHAM (1983)]. O kerma é definido pela razão  $dE_{tr}$  por  $dm$ , onde  $dE_{tr}$  é a energia cinética transferida dos fótons para os elétrons em uma quantidade de massa,  $dm$ .

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (2.1)$$

A unidade de medida do kerma no Sistema Internacional de Unidades (SI) é o Gray (Gy), onde  $1\text{Gy} = \text{J/kg}$  (Joule por quilograma).

### 2.3.2. DOSE ABSORVIDA

A grandeza dosimétrica representada por  $D$  é a dose absorvida. Ela é definida pela razão da energia média depositada pela radiação,  $dE_{abs}$  em uma massa  $dm$  [ATTIX (1986)].

$$D = \frac{dE_{abs}}{dm} \quad (2.2)$$

A unidade da dose absorvida,  $D$ , no sistema internacional também é o Gray (Gy), da mesma forma que o kerma,  $K$ .

Esta grandeza está diretamente ligada aos efeitos biológicos causados pela interação da radiação com a matéria, sendo a de maior importância no estudo da radiobiologia, radiologia e proteção radiológica [OKUNO e YOSHIMURA (2010)].

### 2.3.3. EXPOSIÇÃO

A exposição foi a primeira grandeza adotada para mensurar a radiação. Ela é representada pela letra  $X$ , e mede quanto um fóton é capaz de ionizar o ar. A exposição é 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 freadas [ICRU (1998)].

$$X = \frac{dQ}{dm} \quad (2.3)$$

Até 1928, a unidade de medida da grandeza exposição era o roentgen ( $R$ ), definida pela *International Commission on Radiation Units and Measurements* (ICRU), e atualmente é medida em Coulomb por quilograma (C/kg), com equivalência em R definida pela equação 2.4.

$$1 \frac{C}{kg} \text{ de ar} = 3876 R \quad (2.4)$$

## 2.4. SIMULAÇÃO DE MONTE CARLO

Desde o começo do século XIX com a descoberta dos Raios X, o transporte e interações da radiação vêm sendo estudados. Nas interações que ocorrem entre a radiação ionizante e o tecido, a energia da radiação é transferida para os átomos e moléculas do material e novas partículas são produzidas, sendo capaz de criar uma cascata de partículas secundárias.

O método de Monte Carlo, uma simulação computacional estatística, vem sendo usado para descrever tais interações desde meados de 1940, quando cientistas trabalhavam em armas nucleares em Los Alamos, além disso, Enrico Fermi inventou um novo método de Monte Carlo ao estudar interação de nêutrons.

No código de Monte Carlo, o processo físico é simulado de um modo direto. A descrição dos processos físicos é feita por meio das funções de densidades de probabilidade. Com isso, não é necessário descrever as equações matemáticas que descrevem estes processos. O resultado, portanto, é obtido a partir de uma estimativa do valor médio das grandezas observadas, após um número de histórias serem simuladas [YORIAZ (2009)].

Os códigos de Monte Carlo mais conhecidos são: EGS4 [NELSON *et al* (1985)], PENELOPE [SALVAT (2015)], GEANT4 [GEANT4 COLLABORATION (2016)] e MCNP [BRIESMEISTER (2000)].

As simulações de Monte Carlo são amplamente utilizadas para se estudar aplicações médicas, por ser um método barato, seguro e capaz de fornecer informações que, às vezes, são impossíveis de se obter experimentalmente, como fatores de correção de câmaras de ionização, entre outros [PERINI (2013)]. Entre as principais aplicações do método de Monte Carlo em física médica estão [YORIAZ (2009)]:

- Cálculo de dose em Medicina Nuclear, utilizando simulações com modelos anatômicos do corpo humano, obtidos por meio de Tomografia Computadorizada (TC);
- Planejamento e determinação da distribuição da dose em pacientes de Radioterapia;
- Determinação de parâmetros dos feixes de radiação produzidos em LINACS;
- Simulação da distribuição de doses radiais para fontes pontuais isotrópicas utilizadas em braquiterapia;

- Estimativa de doses recebidas por pacientes em exames de radiodiagnóstico;
- Planejamento do tratamento e distribuição da dose recebida pelo paciente na técnica de BNCT.

### 3. MATERIAIS E MÉTODOS

#### 3.1. CÂMARA DE IONIZAÇÃO DE EXTRAPOLAÇÃO

A câmara de ionização de extrapolação, que foi caracterizada neste trabalho em feixes padronizados de radiação X para radiodiagnóstico, foi desenvolvida no IPEN. Esta câmara de ionização tem o eletrodo coletor de grafite de 30 mm de diâmetro e janela de entrada de *Mylar* aluminizado, com densidade superficial de 0,84 mg/cm<sup>2</sup>. A fotografia da câmara de ionização é apresentada na Figura 8.



**Figura 8: Fotografia da câmara de ionização de extrapolação caracterizada neste trabalho [NEVES *et al.* (2012)].**

As especificações técnicas da câmara de ionização utilizada neste trabalho estão descritas na Tabela 1:

**Tabela 1: Especificações técnicas da câmara de ionização de extrapolação caracterizada neste trabalho**

Componentes	Especificações
<b>Material do eletrodo</b>	Grafite
<b>Espessura do eletrodo</b>	3 mm
<b>Diâmetro do eletrodo</b>	30 mm
<b>Material da janela de entrada</b>	<i>Mylar</i>
<b>Material da parede</b>	PMMA
<b>Material do volume sensível</b>	Ar atmosférico
<b>Material Isolante</b>	PMMA

### 3.2. FEIXES PADRÕES DE RADIODIAGNÓSTICO

Os espectros de radiodiagnóstico convencional foram fornecidos pelo Laboratório Padrão Primário da Alemanha *Physikalisch-Technische Bundesanstalt* (PTB) [BÜERMANN (2012)]. Estes espectros foram adquiridos no PTB em um equipamento de raios X da marca Yxlon que opera até 450 kV, a uma distância de 100,0 cm do ponto focal do tubo de raios X. As características dos feixes padronizados de radiação X para radiodiagnóstico convencional são mostradas na Tabela 2.

**Tabela 2: Características dos feixes padronizados de radiação X para radiodiagnóstico convencional, seguindo a recomendação da norma IEC 61267 [IEC (2005)]**

Qualidade da Radiação	Tensão no tubo (kV)	Camada Semirredutora (mmAl)	Taxa de Kerma no ar (mGy/min)
<b>RQR3</b>	50	1,78	21,60±0,18
<b>RQR5</b>	70	2,58	37,88±0,32
<b>RQR8</b>	100	3,97	67,45±0,54

### 3.3. CÓDIGO DE MONTE CARLO MCNP-4C

O software de simulação computacional MCNP foi desenvolvido em 2000 e é mantido pelo Laboratório Nacional de Los Alamos [BRIESMEISTER (2000)]. O MCNP foi escrito pelo Dr. Thomas N. K. Godfrey, no padrão ANSI FORTRAN 77, no qual as dimensões variáveis para *arrays* são obtidas por meio de declarações de equivalência e indexação de compensação, permitindo que o código consiga operar em poucas linhas e fazer o mesmo que códigos maiores e mais complexos [BRIESMEISTER (2000)].

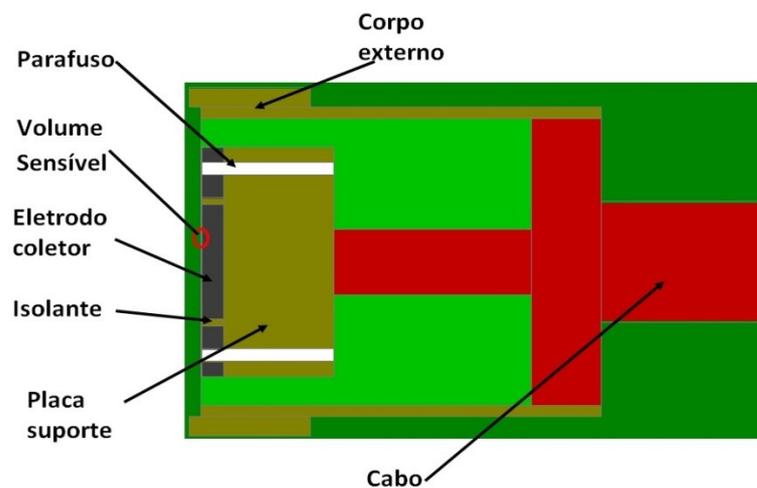
Ele consiste em um código multipropósito que pode ser utilizado para transporte (ou transporte acoplado) de nêutrons, fótons e elétrons.

Neste trabalho o código de Monte Carlo utilizado foi o MCNP-4C. Para determinar a energia depositada no volume sensível da câmara de ionização de extrapolação foi utilizado o *tally* F6, dado em MeV/g/partícula. O número de histórias simuladas foi igual a  $2,1 \times 10^9$ .

## 4. RESULTADOS E DISCUSSÃO

### 4.1. INFLUÊNCIA DOS COMPONENTES DA CÂMARA DE IONIZAÇÃO DE EXTRAPOLAÇÃO EM SUA RESPOSTA

Para avaliar a influência dos componentes da câmara de ionização em sua resposta, primeiramente, foi feita a geometria da câmara de ionização, com o código MCNP-4C, como apresentado na Figura 9.



**Figura 9: Câmara de extrapolação simulada com código MCNP-4C.**

A influência dos componentes da câmara de ionização na sua resposta foi determinada como a razão entre a energia depositada no volume sensível, sem o componente em estudo, pela energia depositada, considerando a câmara de ionização completa. Para estudar a câmara de ionização sem o componente, o material, que constitui o componente em estudo, foi substituído por ar, o mesmo ar que rodeia a câmara de ionização.

Para avaliar a influência de cada componente, a simulação foi feita para diferentes feixes padrões de radiodiagnóstico, como descrito na seção 3.2 deste trabalho.

Os resultados obtidos para as qualidades de radiação RQR3, RQR5 e RQR8 são mostrados nas Tabelas 3, 4 e 5, respectivamente:

**Tabela 3: Influência dos componentes da câmara de ionização em seu volume sensível, considerando a qualidade de radiação RQR3**

Componente estudado	Razão entre as energias depositadas
<b>Cabo</b>	1,00
<b>Eletrodo coletor</b>	0,96
<b>Corpo externo</b>	0,99
<b>Isolates</b>	1,00
<b>Placa suporte</b>	0,91
<b>Parafusos</b>	1,00

**Tabela 4: Influência dos componentes da câmara de ionização em seu volume sensível, considerando a qualidade de radiação RQR5**

Componente estudado	Razão entre as energias depositadas
<b>Cabo</b>	1,00
<b>Eletrodo coletor</b>	0,96
<b>Corpo externo</b>	0,99
<b>Isolates</b>	1,00
<b>Placa suporte</b>	0,91
<b>Parafusos</b>	1,00

**Tabela 5: Influência dos componentes da câmara de ionização em seu volume sensível, considerando a qualidade de radiação RQR8**

Componente estudado	Razão entre as energias depositadas
<b>Cabo</b>	1,00
<b>Eletrodo coletor</b>	0,96
<b>Corpo externo</b>	0,99
<b>Isolantes</b>	1,00
<b>Placa suporte</b>	0,89
<b>Parafusos</b>	1,00

Os resultados apresentados nas Tabelas 3, 4 e 5 mostram que, em todos os casos, o eletrodo coletor e a placa suporte apresentam a maior influência sobre a câmara de ionização. Estes componentes estão mais próximos ao volume sensível da câmara de ionização, e suas influências são maiores em relação aos demais componentes. Embora, os isolantes também estejam próximos ao volume sensível, eles têm um tamanho pequeno e não tem influência na energia depositada no volume sensível da câmara de ionização.

Na literatura, também são apresentados alguns estudos com câmaras de ionização. No trabalho de Muir e Rogers [MUIR e ROGERS (2011)], por exemplo, a influência do eletrodo coletor, feito de alumínio, foi de 50,0% para um feixe de raios X de 200 kVp. Comparando este resultado com o obtido para a câmara de ionização em estudo, que apresenta eletrodo coletor de grafite, podemos perceber que a influência foi bem menor.

Os resultados indicaram, portanto, que a configuração e os materiais utilizados na construção da câmara de ionização de extrapolação, não alteraram de forma significativa a energia depositada no volume sensível da câmara de ionização.

## **4.2. AVALIAÇÃO DA INFLUÊNCIA DO ELETRODO COLETOR NA RESPOSTA DA CÂMARA DE IONIZAÇÃO DE EXTRAPOLAÇÃO CONSIDERANDO DIFERENTES MATERIAIS CONTITUENTES**

A avaliação da influência do eletrodo coletor na resposta da câmara de ionização foi feita utilizando diferentes materiais. Os materiais utilizados foram: grafite, alumínio, ferro e prata. Para este estudo foi utilizado a qualidade de radiação RQR5, que é a qualidade de radiação padrão para radiodiagnóstico no IPEN.

A influência do eletrodo coletor da câmara de ionização na sua resposta foi determinada como a razão entre a energia depositada no volume sensível, sem o eletrodo coletor, pela energia depositada, considerando a câmara de ionização completa, com o eletrodo coletor constituído por diferentes materiais. Para estudar a câmara de ionização sem o eletrodo coletor, o material, que o constitui, foi substituído por ar, o mesmo ar que rodeia a câmara de ionização. Nesta simulação foi utilizado o *tally F6* e foram simuladas  $2,1 \times 10^9$  histórias. Os resultados obtidos são mostrados na Tabela 6.

**Tabela 6: Influência de diferentes materiais do eletrodo coletor na resposta de uma câmara de ionização de extrapolação, considerando a qualidade de radiação RQR5**

Material do eletrodo coletor	Influência
<b>Grafite</b>	4%
<b>Alumínio</b>	12%
<b>Ferro</b>	8%
<b>Prata</b>	17%

As diferenças obtidas, considerando diferentes materiais para o eletrodo coletor, se devem ao fato de que elétrons de recuo e fotoelétrons, produzidos por interações de fótons com diferentes materiais do eletrodo coletor, contribuírem com valores diferentes de energias depositadas no volume sensível da câmara de ionização. E este processo de interação depende do número atômico dos materiais avaliados.

O grafite que foi utilizado para construção da câmara de ionização de extrapolação apresentou a menor influência, de apenas 4%. Os resultados obtidos representam valores pequenos quando comparados com alguns resultados relatados na literatura. Muir e Rogers [MUIR e ROGERS (2011)] fizeram alguns estudos com materiais de eletrodo coletor e obtiveram influência de até 50% para eletrodos coletores feitos de alumínio, quando a câmara de ionização foi irradiada em um feixe de raios X de 200 kVp.

## 5. CONCLUSÃO

Neste trabalho, uma câmara de ionização de extrapolação, com todas as dimensões, materiais e disposição geométrica conhecidas, foi simulada com o código de Monte Carlo MCNP-4C. Este código foi utilizado para estudar a influência dos componentes constituintes da câmara de ionização na sua resposta, utilizando os feixes padrões de radiodiagnóstico RQR3, RQR5 e RQR8. Os resultados apontaram uma pequena influência dos componentes estudados sobre a resposta da câmara de ionização.

Além disso, a mesma câmara de ionização foi simulada com diferentes materiais para eletrodo coletor, utilizando a qualidade de radiação RQR5. Os resultados apontaram uma pequena influência dos materiais avaliados na resposta da câmara de ionização, uma vez que na literatura são descritas influências que podem chegar a até 50% para o caso de eletrodo coletor feito de alumínio. Portanto, o material de grafite, para compor o eletrodo coletor da câmara de ionização avaliada, além de ter a menor contribuição na sua resposta, é um material de baixo custo, fácil manipulação e de grande disponibilidade, o que viabiliza seu uso na confecção de uma câmara de ionização. Este fato mostra a importância da simulação de Monte Carlo, para conhecer a influência dos materiais constituintes da câmara de ionização, na energia depositada em seu volume sensível, antes de sua construção.

Sendo assim, esta câmara de ionização de extrapolação pode ser utilizada para dosimetria de feixes de radiodiagnóstico, uma vez que sua configuração e materiais constituintes, não afetaram de forma significativa a sua resposta. Portanto, a principal contribuição deste trabalho foi ampliar o uso da câmara de extrapolação, utilizada para dosimetria de radiação beta, para ser também utilizada em dosimetria de feixes de radiação X, após a devida calibração nos feixes de radiodiagnóstico de interesse.

## REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- ATTIX, F.H. **Introduction to Radiological Physics and Radiation Dosimetry**, Ed. John Wiley & Sons. New York, 1986.
- BRIESMEISTER, JF. MCNP<sup>TM</sup> - **A general Monte Carlo N - Particle Transport Code, Version 4C**. Los Alamos National Laboratory Report LA - 13709-M., 2000.
- BULLA, R. T. **Métodos de calibração de câmaras de ionização de placas paralelas para dosimetria de feixes de elétrons**. 1999. Tese de mestrado. Universidade de São Paulo, São Paulo.
- BÜERMANN, L. 2012. **PTB Radiation qualities for calibration of secondary standards**. Disponível em: <http://www.ptb.de/en/org/6/62/625/pdf/strhlq.pdf>. Acesso em 07 de julho de 2017.
- CHERRY, S. R.; SORENSON, James A.; PHELPS, Michael E. **Physics in nuclear medicine**. Elsevier Health Sciences, 2012.
- DIAS, S.K. **Desenvolvimento de uma câmara de extrapolação como instrumento de referência para dosimetria de radiação beta**. 1996. Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo.
- DIAS, S.K., CALDAS, L.V.E., 1998. Development of an extrapolation chamber for the calibration of beta-ray applicators. **IEEE Transactions on Nuclear Science**, v. 45, p. 1666–1669.
- GEANT4 COLLABORATION, 2016. **Geant4 User's Guide for Application Developers – Version: geant4 10.3, 2016. Disponível em: <http://geant4.web.cern.ch/geant4/UserDocumentation/UsersGuides/ForApplicationDeveloper/fo/BookForAppliDev.pdf>**. Acesso em 20 de Agosto de 2017.
- IAEA - INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 1997. The use of plane parallel ionization chambers in high energy electron and photon beams: an international code of practice for dosimetry. **Relatório Técnico IAEA TRS 381**, Vienna, 1997.
- IAEA – INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY, 2004. Absorbed dose determination in external beam radiotherapy: an international code of practice for dosimetry based on standards of absorbed dose to water. **Relatório Técnico IAEA TRS 398**, v.11b, Vienna, 2004.

- ICRU - INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIATION UNITS AND MEASUREMENTS, 1998. Fundamental quantities and units for ionizing radiation. **Relatório Técnico ICRU Report 60**, Bethesda, Maryland, 1998.
- IEC - INTERNATIONAL ELECTROTECHNICAL COMMISSION, 2005. Medical diagnostic X-ray equipment – Radiation conditions for use in determination of characteristics. **Standard IEC 61267**, Geneva, 2005.
- JOHNS, H. E.; CUNNINGHAM, J. R. **The Physics of Radiology** Charles C. Thomas Publisher, Springfield, Illinois, USA, 1983.
- KHAN, FAIZ M. **The Physics of Radiation Therapy**, Baltimore, Maryland USA, 2010.
- MINISTÉRIO DA SAÚDE . **Diretrizes e Orientações para a Formação do Técnico em Radiologia**. Brasília- DF, 2011. **Disponível em:** <http://rle.dainf.ct.utfpr.edu.br/hipermidia/index.php/radioterapia/dosimetria>. Acesso em 07 de julho de 2017.
- MUIR, B.R.; ROGERS, D.W.O. The central electrode correction factor for high-Z electrodes in small ionization chambers, 2011. **Medical Physics**, v. 38, p. 1081–1088.
- NELSON, W.R.; HIRAYAMA, H.; ROGERS, D.W.O., 1985. **The EGS4 Code System**. Stanford University, Stanford, 1985. **Disponível em:** <http://www.slac.stanford.edu/cgi-wrap/getdoc/slac-r-265.pdf>. Acesso em 20 de Agosto de 2017.
- NEVES, L. P.; SILVA, E. A.B.; PERINI, A.P.; MAIDANA, N.L.; CALDAS, L.V.E., 2012. Characterization of an extrapolation chamber for low-energy X-rays: Experimental and Monte Carlo preliminary results. **Applied Radiation and Isotopes**, v. 70, p. 1388-1391.
- OKUNO, E., YOSHIMURA, E. **Física das Radiações**, Oficina de Textos, São Paulo, 2010.
- 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 de Doutorado. Universidade de São Paulo, São Paulo.
- PODGORSAK, E. B. et al. **Radiation oncology physics. a handbook for teachers and students/EB Podgorsak.–Vienna: International Atomic Energy Agency**, v. 657, 2005.
- SALVAT, F., 2015. **PENELOPE: A Code System for Monte Carlo Simulation of Electron and Photon Transport**. 2015. Workshop OECD/NEA 2015. Universitat de Barcelona, Barcelona, 2015. **Disponível em:** <https://www.oecd-neo.org/dbprog/courses/nsc-doc2015-3.pdf>. Acesso em 20 de Agosto de 2017.

TAUHATA, L.; SALATI, I. P.; DI PRINZIO, A.R.. **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos**. Rio de Janeiro: Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD) – CNEN, 2003.

TAUHATA, L.; SALATI, I; DI PRINZIO, R.; DI PRINZIO A.R. **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos**. Rio de Janeiro: Instituto de Radioproteção e Dosimetria, Comissão Nacional de Energia Nuclear, 2003.

YORIYAZ H., 2009. Método de Monte Carlo: princípios e aplicações em Física Médica. **Revista Brasileira de Física Médica**, v. 3, p. 141-149, 2009.

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

## APÊNDICE

Neste Apêndice são listados os trabalhos completos e resumos publicados relacionados a este Trabalho de Conclusão de Curso. Além disso, durante o desenvolvimento deste trabalho a aluna recebeu um prêmio referente a um dos três melhores artigos na **IV Mostra de Tecnologia em Saúde do IX Simpósio em Engenharia Biomédica** em 2016.

1. Trabalho premiado na **IV Mostra de Tecnologia em Saúde do IX Simpósio em Engenharia Biomédica** em 2016:
  - a. **VEDOVATO, U.P.**; SILVA, R.J.V.; NEVES, L.P.; SANTOS, W.S.; BELINATO, W.; CALDAS, L.V.E.; PERINI, A.P. Utilização da simulação de Monte Carlo para o estudo de uma câmara de ionização de extrapolação em um feixe de radiodiagnóstico padrão. In: IX SIMPÓSIO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA, 2016, UBERLÂNDIA. ANAIS DO SEB 2016.
  
2. Participação e apresentação de Trabalhos em Congressos Nacionais:
  - a. **VEDOVATO, U.P.**; SILVA, R.J.V.; NEVES, L.P.; SANTOS, W.S.; BELINATO, W.; CALDAS, L.V.E.; PERINI, A.P. Utilização da simulação de Monte Carlo para o estudo de uma câmara de ionização de extrapolação em um feixe de radiodiagnóstico padrão. In: IX SIMPÓSIO DE ENGENHARIA BIOMÉDICA, 2016, UBERLÂNDIA. ANAIS DO SEB 2016.
  - b. PERINI, A.P.; **VEDOVATO, U.P.**; SILVA, R.J.V.; NEVES, L.P.; SANTOS, W.S.; BELINATO, W.; CALDAS, L.V.E. Study of an extrapolation chamber in a standard diagnostic radiology beam by Monte Carlo simulation. In: III CONGRESSO BRASILEIRO DE METROLOGIA DAS RADIAÇÕES IONIZANTES, 2016, Rio de Janeiro. Anais do congresso, 2016.
  - c. **VEDOVATO, U.P.**; SILVA, R.J.V.; NEVES, L.P.; SANTOS, W.S.; BELINATO, W.; CALDAS, L.V.E.; PERINI, A.P. Avaliação de uma câmara de ionização de extrapolação pelo Método de Monte Carlo. In: IX SEMANA DA FÍSICA DA UNIVERSIDADE FEDERAL DE UBERLÂNDIA, 2016, UBERLÂNDIA. Livro de Resumos da IX Semana da Física, 2016.
  
3. Submissão de trabalhos para apresentação em Congressos Nacionais:
  - a. **VEDOVATO, U.P.**; NEVES, L.P.; SANTOS, W.S.; BELINATO, W.; CALDAS, L.V.E.; PERINI, A.P. Avaliação da influência de diferentes materiais do eletrodo coletor na resposta

de uma câmara de ionização de extrapolação. In: XXII CONGRESSO BRASILEIRO DE FÍSICA MÉDICA, 2017, Ribeirão Preto. A ser realizado nos dias 06 a 09 de setembro de 2017.

- b. **VEDOVATO, U.P.**; NEVES, L.P.; SANTOS, W.S.; BELINATO, W.; CALDAS, L.V.E.; PERINI, A.P. Estudo do material do eletrodo coletor de uma câmara de extrapolação por simulação de Monte Carlo. In: METROLOGIA 2017, Fortaleza. A ser realizado nos dias 26 a 29 de novembro de 2017.