

**UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ  
DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE CONSTRUÇÃO CIVIL  
ESPECIALIZAÇÃO EM ENGENHARIA DE SEGURANÇA DO TRABALHO**

**LARISSA LOPES ENDLICH**

**AVALIAÇÃO DE DOSES OCUPACIONAIS EM CIRURGIAS  
ORTOPÉDICAS**

**MONOGRAFIA DE ESPECIALIZAÇÃO**

**CURITIBA**

**2018**

**LARISSA LOPES ENDLICH**

**AVALIAÇÃO DE DOSES OCUPACIONAIS EM CIRURGIAS  
ORTOPÉDICAS**

Monografia apresentada como requisito parcial à obtenção do título de Especialista em Engenharia de Segurança do Trabalho, do Departamento Acadêmico de Construção Civil, da Universidade Tecnológica Federal do Paraná.

Orientadora: Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Danielle Filipov  
Co-orientadora: Prof.<sup>a</sup> Dr.<sup>a</sup> Janine Nicolosi Corrêa

**CURITIBA**

**2018**

**LARISSA LOPES ENDLICH**

**AVALIAÇÃO DE DOSES OCUPACIONAIS EM CIRURGIAS  
ORTOPÉDICAS**

Monografia aprovada como requisito parcial para obtenção do título de Especialista no Curso de Pós-Graduação em Engenharia de Segurança do Trabalho, Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR, pela comissão formada pelos professores:

Orientadora:

---

Profa. Dra. Danielle Filipov  
Departamento Acadêmico de Física, UTFPR – Câmpus Curitiba

Banca:

---

Prof. Dr. Rodrigo Eduardo Catai  
Departamento Acadêmico de Construção Civil, UTFPR – Câmpus Curitiba.

---

Prof. Dr. Adalberto Matoski  
Departamento Acadêmico de Construção Civil, UTFPR – Câmpus Curitiba.

---

Prof. M.Eng. Massayuki Mário Hara  
Departamento Acadêmico de Construção Civil, UTFPR – Câmpus Curitiba.

Curitiba

2018

“O termo de aprovação assinado encontra-se na Coordenação do



A minha família e amigos que sempre me incentivam em meus sonhos.

## AGRADECIMENTOS

Primeiramente a Deus por me dar saúde e inteligência para alcançar meus objetivos e por me abençoar ao me colocar ao lado de pessoas tão especiais que me ensinam muito.

A minha família, representada aqui por minha mãe, avó, avô (*in memoriam*) e irmã por sempre me darem forças e acreditarem nos meus sonhos.

Ao meu namorado Daniel por sempre investir em meus sonhos, através do seu amor e positividade, me dando muita coragem e, por me ensinar tantas coisas boas.

À Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR), especialmente através dos professores Danielle Filipov (querida orientadora), Janine Nicolosi (atenciosa co-orientadora) e Rodrigo Catai, por acreditarem em minhas ideias e me apoiarem na elaboração deste projeto.

Aos colaboradores Paula Vosiak, Vinicius Barbosa e Vitória Motim do Laboratório de Física Nuclear Aplicada por prepararem com tanto cuidado os dosímetros e realizarem suas leituras.

À todas as instituições e seus comitês de éticas que direta e indiretamente me auxiliaram a realizar a prática deste trabalho, em especial, a Lucimara de Lima, da Pontifícia Universidade Católica (PUC) por ser tão atenciosa e tirar muitas das minhas dúvidas.

Um agradecimento muito especial ao dr. Aleksei Sato por ter me auxiliado e muito na elaboração do projeto e, pela ótima ideia que sua esposa Giara Sato me deu para a realização deste trabalho.

Aos ótimos momentos que passei junto com a 35ª turma do Curso de Especialização de Engenharia de Segurança do Trabalho (CEEST) e professores, em especial, ao Wille, Lívia, Thaís e Daniela.

## RESUMO

ENDLICH, Larissa Lopes. **Avaliação de doses ocupacionais em cirurgias ortopédicas**. 2018. 61 f. Monografia (Especialização em Engenharia de Segurança do Trabalho) – Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2018.

O objetivo do presente trabalho foi medir as doses de radiação ocupacionais ao qual um médico que realiza cirurgias ortopédicas utilizando um aparelho de fluoroscopia estava exposto em sua jornada de trabalho por meio de dosimetria do tipo termoluminescente (TLD) realizando uma comparação das doses ocupacionais obtidas com a legislação em vigor e propor medidas de radioproteção. A partir do monitoramento realizado, após a aprovação da pesquisa pelos comitês de ética, entre os dias 18/12/2017 a 05/02/2018, foram obtidas respostas para os pontos alvo-críticos: corpo inteiro (tórax), cristalino, tireoide, mãos direita e esquerda. A partir dos valores de dose médios obtidos para um procedimento, estimou-se a dose de radiação anual em cada uma das regiões analisadas e comparou-se com a legislação vigente. A comparação com a norma CNEN 3.01 demonstrou que a estimativa de dose efetiva para o corpo inteiro (medida na região do tórax) por cima do avental teve resultado ( $109 \pm 86$  mSv/ano), cinco vezes mais alto do que a legislação nacional (20,0 mSv/ano), porém, se considerado que o profissional trabalha utilizando um avental plumbífero (EPI) e o mesmo reduz a dose em 99,94%, a dose estimada diminui para  $0,07 \pm 0,05$  mSv/ano, estando adequada. As estimativas de doses equivalentes para as extremidades ( $79 \pm 55$  mSv/ano) e tireoide ( $61 \pm 99$  mSv/ano) tiveram resultados dentro das legislações vigentes: 500 mSv/ano e 300 mSv/ano para extremidades e tireoide, respectivamente. Entretanto, a dose equivalente para o cristalino (ponto de medida na testa) teve resultado quatro vezes mais alto do que o indicado na legislação (20 mSv/ano):  $79 \pm 64$  mSv/ano. Os resultados confirmam a necessidade do cumprimento das legislações nacionais em vigor através de um programa de monitoramento do profissional que está exposto à radiação ionizante, além do uso de vestimentas de proteção radiológica como avental, protetor de tireoide, luvas e óculos plumbíferos; focando não somente no médico ortopedista, mas em toda a equipe envolvida na cirurgia.

**Palavras chave:** Cirurgia ortopédica. Fluoroscopia. Dosimetria.

## ABSTRACT

ENDLICH, Larissa Lopes. **Evaluation of occupational doses in orthopedic surgeries.** 2018. 61 f. Monograph (Specialization in Work's Security Engineer) - Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Curitiba, 2018.

The objective of the present study was measured as doses of occupational radiation at the level of the physician who performs orthopedic surgeries using a fluoroscopy device was exposed in his workday by means of a thermoluminescent dosimetry (TLD), comparing the occupational doses obtained with legislation and propose measures of radioprotection. From the monitoring carried out, after approval of the research by energy committees, between 18/12/2017 to 05/02/2018, reponses were obtained for the target-critical points: whole body (thorax), crystalline, pneuide, right and left hands. From the average measurement values obtained for a procedure, an annual radiation dose is estimated in each of the analyzed regions and compared with a current legislation. Compared with CNEN 3.01, the effective dose estimate for the entire body (measured in the chest region) above the apron was  $109 \pm 86$  mSv/year, four times higher than the national legislation (20,0 mSv / year), however, if the professional is considered to wear a plumbing apron (IPE) and even reduces a dose by 99,94%, an estimated dose decreased to  $0,07 \pm 0,05$  mSv/year, being appropriate. As estimates of equivalent doses for the extremities ( $79 \pm 55$  mSv/year) and thyroid ( $61 \pm 99$  mSv/year), results are obtained under the current legislation: 500 mSv/year and 300 mSv / year for extremities and thyroid, respectively. (20 mSv/year):  $79 \pm 64$  mSv/year. The results confirm the need to comply with the national laws in force through a monitoring program of the professional who is exposed to ionizing radiation, in addition to the use of radiation protection clothing such as apron, tire protector, gloves and goggles; focusing on the solo medical doctor, but on a whole team involved in the surgery.

**Keywords:** Orthopedic surgery. Fluoroscopy. Dosimetry.



## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – a) produção de raios X e b) produção de raios $\gamma$ .....	18
Figura 2 – Espectro magnético contendo os raios X .....	18
Figura 3 – Esquema de um equipamento de raios X industrial .....	19
Figura 4 – Criação dos raios X de freamento (bremsstrahlung) .....	20
Figura 5 – Criação dos raios X característicos .....	20
Figura 6 – Transição de elétrons entre as camadas L para K ( $K_{\alpha}$ ) e, das camadas M para K ( $K_{\beta}$ ) .....	21
Figura 7 – Sensibilidade à radiação em forma decrescente .....	24
Figura 8 – Esquema da cadeia de imagem de um fluoroscópio .....	32
Figura 9 – Principais detectores de radiação ionizante através de princípios físicos e químicos .....	33
Figura 10 – Princípios básicos dos dosímetros termoluminescentes .....	34
Figura 11 – Curva de TLD de LiF .....	34
Figura 12 – Pontos alvo-críticos para o monitoramento do profissional destacados em vermelho .....	36
Figura 13 – TLD utilizado no monitoramento .....	37
Figura 14 – Exemplar de um dos fluoroscópios utilizados nas cirurgias ortopédicas .....	37
Figura 15 – Leitora dos TLDs RA04 da “RadPro” .....	38
Figura 16 – Gráfico de leitura dos TLDs com destaque em azul para intervalo de temperatura da leitura e, em verde, para a área obtida .....	39
Figura 17 – Curva de calibração e erro gerado para os dosímetros .....	40
Figura 18 – Ficha contendo os pontos de amostra e back ground .....	41
Figura 19 – Profissional e o tubo de raios X (em vermelho) .....	44
Figura 20 – Mão do profissional na imagem fluoroscópica .....	45
Figura 21 – Avental e protetor de tireoide .....	46
Figura 22 – Detalhe das espessuras dos EPRs .....	47
Figura 23 – Radiação espalhada .....	49

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 – Limites de doses anuais conforme CNEN 3.01 <sup>(a)</sup> .....	28
Tabela 2 – Limites de doses anuais conforme ENS .....	29
Tabela 3 – Fatores de ponderação ou pesos de radiação (wR).....	30
Tabela 4 – Dados para a elaboração da curva de calibração .....	40
Tabela 5 – Coleta de dados do hospital 1. “N”: número de imagens; “T”: tempo de exposição à radiação; “kVp”: tensão; “mAs”: produto corrente-tempo .....	42
Tabela 6 – Resultados dos backgrounds (BG).....	43
Tabela 7 – Resultados dos monitoramentos por ponto alvo-crítico do equipamento A .....	43
Tabela 8 – Resultados das doses por ponto alvo-crítico do equipamento A....	44
Tabela 9 – Resultados dos monitoramentos por área alvo-crítica do equipamento B .....	45
Tabela 10 – Resultados das doses por ponto alvo-crítico do equipamento B..	46
Tabela 11 – Expectativa de doses anuais .....	48

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ABNT	Associação Brasileira de Normas Técnicas
ALARA	<i>As low as reasonably achievable</i>
ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
C	Coulomb
CNEN	Conselho Nacional de Energia Nuclear
CONTER	Conselho Nacional de Técnicos em Radiologia
DNA	Ácido Desoxirribonucleico
ENS	<i>European Nuclear Society</i>
EPR	Equipamento de Proteção Radiológica
eV	Elétron Volt
Gy	Gray
IAEA	<i>International Atomic Energy Agency</i>
ICRP	<i>International Commission on Radiological Protection</i>
ICRU	<i>International Commission on Radiation Units and Measurements</i>
IOE	Indivíduo ocupacionalmente exposto
IPO	Instituto Paranaense de Otorrinolaringologia
k	Quilo
kg	Quilogramas
kGy	Quilogray
LO	Limites de tolerância
mA	Miliampere
mGy	Miligray
min	Minutos
mm	Milímetros
MS	Ministério da Saúde
ms	Milisegundo
mSv	Milisievert
MTE	Ministério do Trabalho e Emprego
NBR	Norma Brasileira
nm	Nanômetros
NR	Norma Regulamentadora

PUC-PR	Pontifícia Universidade Católica do Paraná
s	Segundo
Sv	Sievert
TL	Termoluminescente
TLD	Dosímetro termoluminescente
UTFPR	Universidade Tecnológica Federal do Paraná
VPR	Vestimentas de Proteção Radiológica

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	<b>13</b>
1.1 Objetivos .....	15
1.1.1 Objetivo Geral .....	15
1.1.2 Objetivos Específicos .....	15
1.2 Justificativa .....	15
<b>2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA</b> .....	<b>17</b>
2.1 Radiação ionizante .....	17
2.1.1 Raios X .....	18
2.1.2 Efeitos Biológicos das Radiações Ionizantes .....	21
2.1.2.1 Radiossensibilidade .....	24
2.2 Proteção Radiológica .....	25
2.2.1 Princípio da Justificação .....	25
2.2.2 Princípio da Otimização (ALARA) .....	26
2.2.3 Princípio da Limitação de Dose .....	27
2.2.3.1 Legislações .....	28
2.2.4 Princípio da Prevenção de Acidentes .....	29
2.3 Grandezas dosimétricas .....	29
2.3.1 Exposição (X) .....	29
2.3.2 Dose Absorvida (D) .....	30
2.3.3 Dose Equivalente ( $H_t$ ) .....	30
2.3.4 Dose Efetiva (E) .....	30
2.4 Radiologia Intervencionista .....	30
2.4.1 Fluoroscopia com Intensificador de Imagem e Câmara de Televisão .....	31
2.4.2 Procedimentos Ortopédicos Realizados com o Fluoroscópio .....	32
2.5 Detectores de Radiação Ionizante .....	33
2.5.1 Dosimetria termoluminescente .....	33
<b>3 METODOLOGIA</b> .....	<b>36</b>
<b>4 RESULTADOS E DISCUSSÕES</b> .....	<b>42</b>
4.1 Cálculo da Dose .....	42
4.2 Comparações com as legislações .....	47
4.3 Medidas de Segurança .....	48
<b>5 CONCLUSÕES</b> .....	<b>51</b>
<b>REFERÊNCIAS</b> .....	<b>52</b>

## 1 INTRODUÇÃO

A descoberta da radiação ionizante correspondente aos chamados raios X ocorreu no ano de 1895, pelo físico alemão Wilhelm Conrad Röntgen (1845-1923), que produziu radiação eletromagnética nos comprimentos de onda menores que 100 nm (CONTER, 2017).

No ano de 1897 no Brasil, a técnica de raios X, então recente, foi utilizada pelo professor Alfredo Brito (1863-1909) durante a Guerra de Canudos, na Bahia, onde foi realizada a primeira radiografia em campo de batalha, para localizar projéteis de arma de fogo nos soldados combatentes (CONTER, 2017).

Desde sua descoberta, a radiação ionizante foi aplicada em diversas áreas, desde a médica, indústria de alimentos, civil, mecânica, entre outras. Na saúde a aplicação das radiações ionizantes obteve êxito em diversos usos, sofrendo vários avanços na área científica, inclusive na área denominada de imagiologia, que é o estudo das diferentes técnicas de diagnóstico e investigação da imagem visual do corpo ou de suas partes (BARRENTO, 2014).

Hoje existem diversos métodos de obtenção de imagem que foram desenvolvidos, cada um com suas vantagens e desvantagens, podendo ser destacados: angiografia, fluoroscopia, mamografia, raio X convencional, tomografia, entre outros (WISSLER, 2013).

A exposição à radiação ionizante ocorre para as pessoas que passam por exames e/ou procedimentos que necessitam do uso de equipamentos de imagem e, é cotidiana especialmente para os profissionais que atuam nesta área da saúde.

Conforme descrevem Okuno e Yoshimura (2010), embasadas em estudos bastante consolidados, a exposição à radiação provoca efeitos deletérios. Estes efeitos podem ser imediatos, de curto prazo ou tardios nos tecidos humanos.

Segundo Barrento (2014), desta forma, a exposição aos exames de radiodiagnóstico, visto a ocorrência para pacientes e profissionais, causam efeitos estocásticos como os efeitos genéticos e os carcinogênicos, sendo eventual o aparecimento de efeitos determinísticos, como queimaduras.

As recomendações de limites de doses começaram a ser estabelecidas e observadas a partir de 1924 por comissões nacionais (internas aos países usuários de equipamentos de raios X) ou por comissões internacionais como a *International Commission on Radiological Protection (ICRP)* e *International Commission on Radiation Units and Measurements (ICRU)*. Estes limites foram e continuam sendo definidos baseados em diversos estudos realizados com indivíduos que foram expostos a diferentes doses de radiação ionizante (OKUNO, YOSHIMURA, 2010).

No Brasil o Conselho Nacional de Energia Nuclear (CNEN), através Norma CNEN NN-3.01 (CNEN, 2004), em conjunto com a Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA), através da Portaria 453 (ANVISA, 1998), regulamentaram as questões relacionadas ao trabalho com radiações e as radiações na área da saúde, respectivamente.

O uso de radiação ionizante através da fluoroscopia é uma ferramenta de grande importância para diversas cirurgias e é utilizada largamente na ortopedia pois, proporciona ao cirurgião melhor avaliação das estruturas anatômicas operadas e do material de síntese implantado, além de diminuir o tempo dos procedimentos cirúrgicos e a morbidade dos pacientes. Porém, em contrapartida, a equipe envolvida nos procedimentos está constantemente exposta às radiações (PALÁCIO *et al.*, 2014).

Conforme afirma La Salvia *et al.* (2010) milhares de cirurgias ortopédicas são realizadas anualmente e, grande parte delas, necessitam do uso da fluoroscopia. O uso deste aparelho chega a emitir 4 mGy/min, dependendo de sua calibração, sendo que a ICRP sugere que o limite anual a dose efetiva não supere os 20 mGy/ano para o corpo todo (ICRP, 2007).

No Brasil, a Norma CNEN NN 3.01 (CNEN, 2014) também trata como limites de dose anuais para indivíduo ocupacionalmente exposto, a dose efetiva de 20 mSv (unidade equivalente em mGy) e doses equivalentes de 20 mSv e 500 mSv para cristalino e pele/mãos/pés, respectivamente.

Labronici *et al.* (2010) afirma que os riscos à radiação de certos especialistas como cardiologistas, radiologistas e oncologistas já foram bem documentados, enquanto que, em trabalhos com ortopedistas existem poucos pesquisados.

Desta forma, o presente trabalho visa avaliar as doses ocupacionais (dose equivalente no cristalino, dose efetiva (tórax), dose equivalente na tireoide e dose equivalente nas extremidades (mãos)) recebidas por médico ortopedista que utiliza o aparelho de fluoroscopia em procedimentos cirúrgicos de forma a contribuir com a saúde e segurança deste profissional e fornecer novas bases significativas nesta área de estudo.

## 1.1 OBJETIVOS

### 1.1.1 Objetivo Geral

O objetivo geral deste trabalho é determinar as doses ocupacionais de um médico ortopedista em procedimentos cirúrgicos com o uso de fluoroscópio.

### 1.1.2 Objetivos Específicos

Os objetivos específicos deste trabalho são:

- Medir as doses ocupacionais do cirurgião por meio de dosímetros do tipo termoluminescentes (TLD);
- Realizar a comparação das doses ocupacionais verificadas na pesquisa com a legislação em vigor;
- Propor medidas de radioproteção.

## 1.2 JUSTIFICATIVA

A pesquisa de controle das doses ocupacionais no uso de fluoroscópio nos procedimentos de cirurgias ortopédicas visa o controle da radiação nos trabalhadores, em específico os cirurgiões, expostos às emissões ionizantes.

Tendo em vista que os riscos à radiação em cirurgiões ortopedistas, profissionais que utilizam equipamentos de raios X de forma cotidiana, existe a necessidade do controle da dose que este profissional recebe. Esse controle poderá auxiliar nas ações que deverão ser tomadas para a proteção desses



trabalhadores de forma a manter os níveis de dose dentro dos limites recomendados pelas normas de proteção radiológica.

## 2 REVISÃO BIBLIOGRÁFICA

### 2.1 RADIAÇÃO IONIZANTE

O espectro eletromagnético é um conjunto de todas as formas de energia radiante. Na sua forma mais simples, a radiação eletromagnética consiste em ondas elétricas vibratórias que se transladam no espaço acompanhadas por um campo magnético vibratório, com as características de um movimento ondulatório. As características das radiações eletromagnéticas são a frequência, comprimento de onda e energia (SALIBA, 2004).

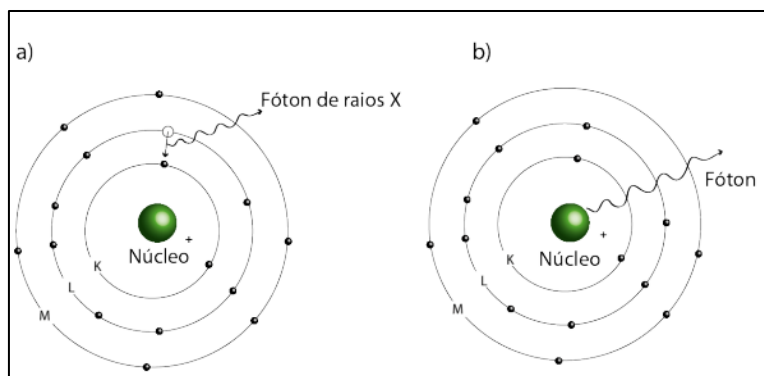
A radiação eletromagnética pode atuar como partículas discretas de energia (*quantum*), tendo o *quantum* um valor definido de energia e momento (SALIBA, 2004).

O espectro eletromagnético engloba desde a radiação ionizante de grande energia, com frequências elevadas e comprimentos de onda menores, a radiações não ionizantes, que não serão tratadas neste trabalho, com baixas frequências e comprimentos de onda maiores (SALIBA, 2004).

A radiação ionizante possui energia suficiente para fazer com que os elétrons se desprendam de átomos e moléculas, alterando a estrutura do átomo no chamado processo de ionização. Consequentemente os átomos e moléculas se tornam eletricamente carregados (WISSLER, 2012)

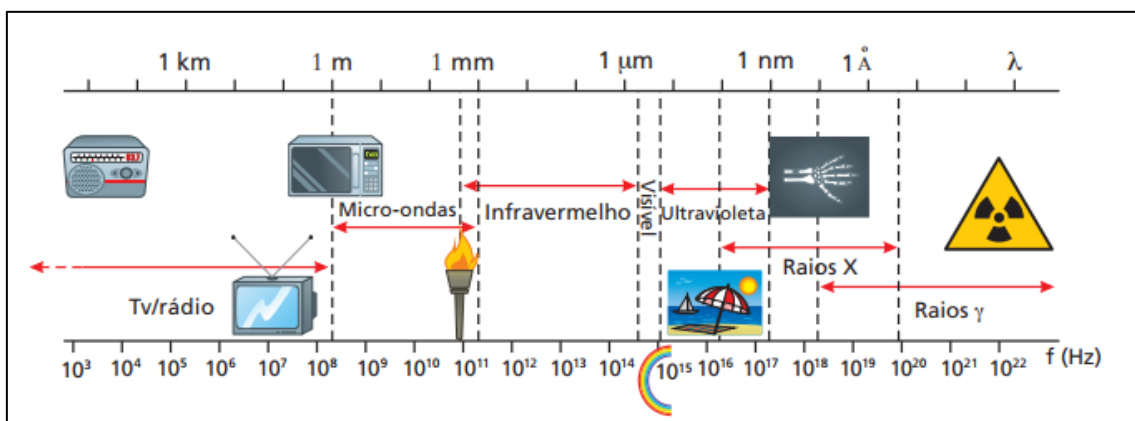
Desta forma, uma radiação é considerada ionizante se for capaz de arrancar um elétron de um átomo ou molécula, ao qual está ligado por força elétrica; caso contrário, será considerada não ionizante (OKUNO, YOSHIMURA, 2010). As radiações ionizantes englobam: raios X, raios  $\gamma$ , partículas  $\alpha$ ,  $\beta$  e nêutrons. Normalmente a emissão de uma radiação ionizante estará acompanhada de outras radiações (SALIBA, 2004).

Os raios X, raios  $\gamma$  e radiação cósmica são capazes de ionizar o meio por onde passam, isto é, transferem parte ou toda a energia que carregam. A diferença entre um fóton de raios X e outro de raios gama está na sua origem onde, conforme mostra a Figura 1, a) o primeiro é produzido fora do núcleo atômico e b) o segundo é gerado em seu interior (NERSISSIAN, 2012).



**Figura 1 – a) produção de raios X e b) produção de raios  $\gamma$**   
 Fonte: Nersissian (2012)

Os raios X possuem ondas eletromagnéticas com comprimento de onda entre 0,01 nm e 10 nm e com frequência entre  $10^{16}$  Hz e  $10^{20}$  Hz (Figura 2).



**Figura 2 – Espectro magnético contendo os raios X**  
 Fonte: CNEN (2017)

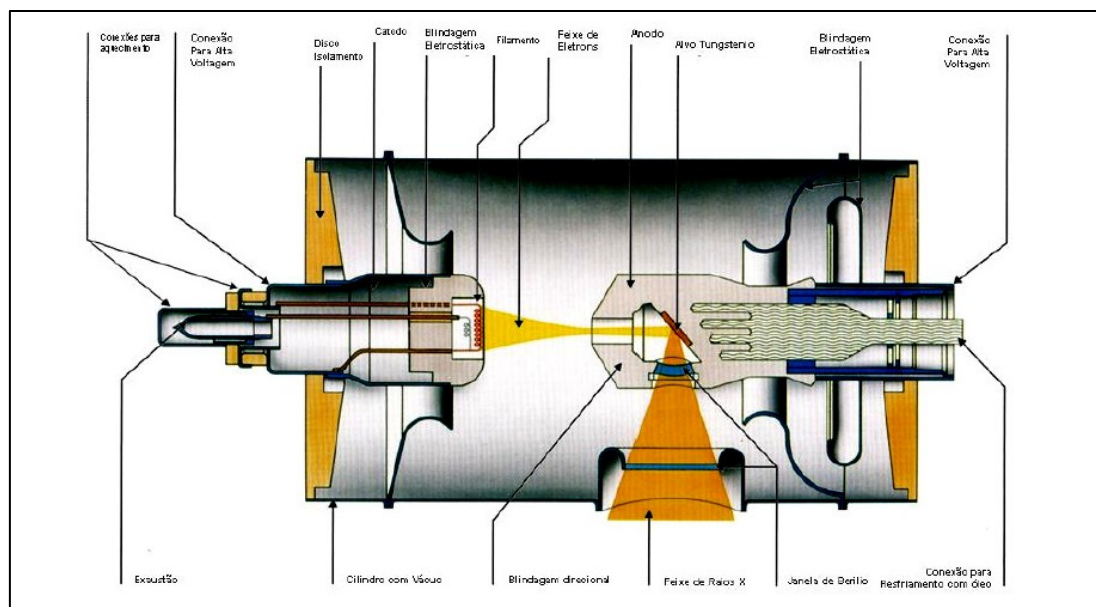
### 2.1.1 Raios X

Os experimentos realizados em 1895 com um tubo de Crookes (antecessor do tubo de raios X moderno) e observados através de uma tela fluorescente (antecessora dos atuais ecrãs) que brilhava fracamente enquanto o tubo permanecia ligado, em distâncias de até 2 m entre o tubo e a tela, permitiram que Wilhelm Conrad Roentgen descobrisse o fenômeno que denominado de raios X (NERSISSIAN, 2012).

Os raios descobertos eram muito penetrantes, pois atravessavam diversos materiais que foram testados, como livros, madeiras, placas metálicas,

líquidos, incluindo o corpo humano, o que gerou grande avanço na medicina, pois os profissionais da medicina poderiam ver o interior do corpo humano sem abri-lo cirurgicamente (NERSISSIAN, 2012).

O tubo de raios X, genericamente, consiste de um eletrodo negativo (cátodo) e um eletrodo positivo (ânodo), hermeticamente selados em uma ampola de vidro sob alto vácuo. Ao ser aplicada uma alta tensão entre os eletrodos, os elétrons provenientes do cátodo são acelerados em direção do ânodo e se chocam com o alvo, produzindo raios X e calor (esquema de equipamento raio X na Figura 3). Para evitar superaquecimento, a ampola é envolta em óleo para a dissipação do calor produzido (ROS, 2000).



**Figura 3 – Esquema de um equipamento de raios X industrial**  
**Fonte: Andreucci (2016)**

Desta forma, em um equipamento de raios X, os elétrons emitidos pelo cátodo aquecido são atraídos para o ânodo (alvo), onde a grande maioria destes elétrons perde energia em inúmeras colisões, convertendo a energia cinética gerada em calor. Porém, alguns elétrons interagem com o campo elétrico do núcleo dos átomos do alvo sofrendo um processo denominado de freamento (*bremstrahlung*) e liberando um fóton de raios X (Figura 4). A energia do fóton de raio X produzido pode variar desde próximo de zero até um valor máximo que corresponde a toda energia do elétron. Depende do grau de freamento, que por sua vez depende do grau de aproximação do elétron do núcleo do átomo alvo (OKUNO e YOSHIMURA, 2010; OKUNO *et al.* 1982).

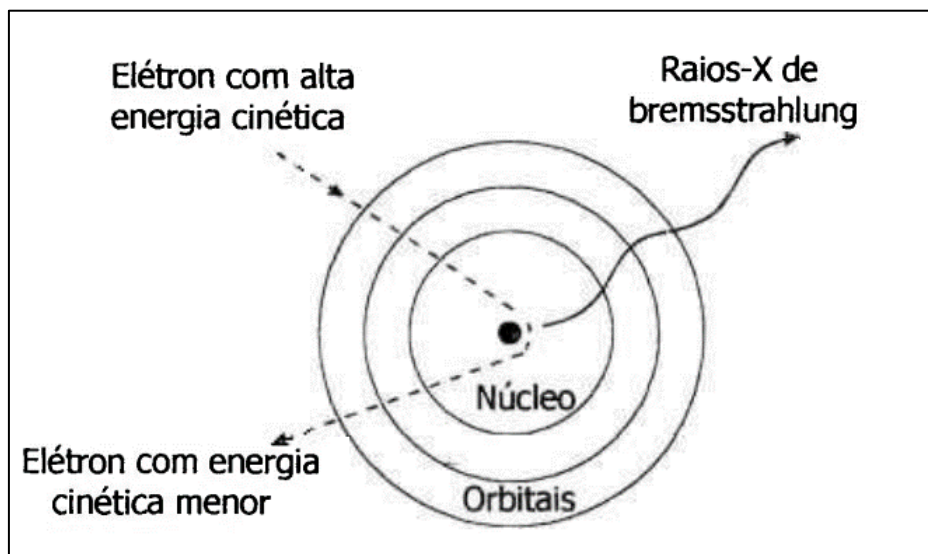


Figura 4 – Criação dos raios X de freamento (*bremsstrahlung*)  
Fonte: ROS (2000)

Também, alguns poucos elétrons acelerados podem arrancar um elétron das camadas mais internas do átomo alvo cujo vazio passa a ser ocupado por um elétron de camada com maior energia ( $E$ ), durante o qual há liberação de energia em forma de um fóton de raio X, sendo este denominado de raio X de fluorescência ou, raio X característico (Figura 5) (OKUNO e YOSHIMURA, 2010; OKUNO *et al.* 1982).

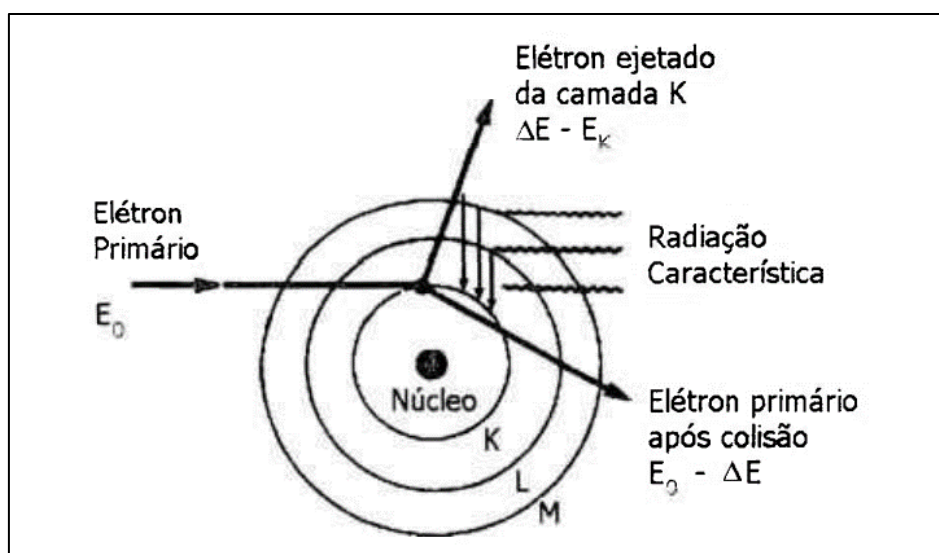
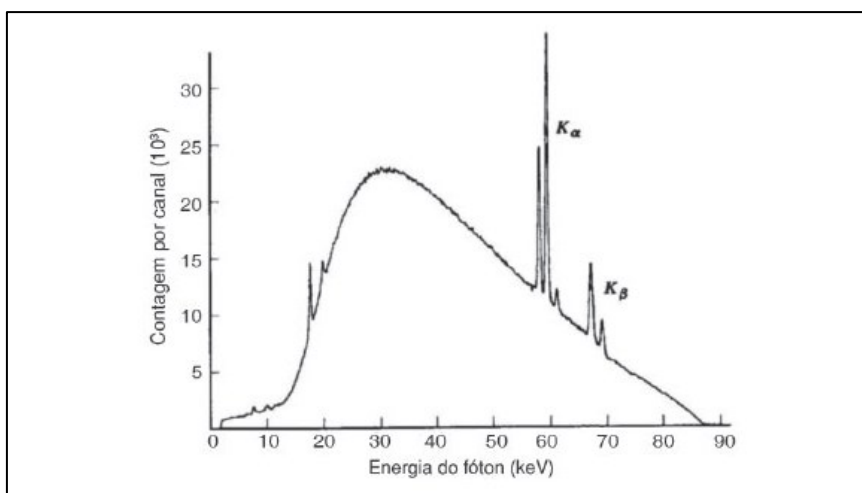


Figura 5 – Criação dos raios X característicos  
Fonte: ROS (2000)

No caso dos raios X característicos, por exemplo, se uma transição envolver um elétron que parte da camada L para a camada K, o fóton emitido

terá uma energia igual à diferença entre as energias de ligação destas camadas ( $h\nu = E_K - E_L$ ) e a transição é chamada de  $K_\alpha$ . Se for um elétron da camada M que preenche a vaga na camada K, a transição é chamada de  $K_\beta$  (ROS, 2000). Na Figura 6 pode-se ver o espectro dos raios X com a demonstração dos picos representativos de  $K_\alpha$  e  $K_\beta$ .



**Figura 6 – Transição de elétrons entre as camadas L para K ( $K_\alpha$ ) e, das camadas M para K ( $K_\beta$ )**  
**Fonte: ROS (2000)**

Segundo Tauhata *et al.* (2014), na transição entre as camadas eletrônicas, ocorre simultaneamente uma mudança nos valores dos campos elétrico ( $E^{\rightarrow}$ ) e magnético ( $B^{\rightarrow}$ ) associados aos estados inicial e final da partícula. Isto significa que as diferenças de valores de campos ( $\Delta E^{\rightarrow}$ ) e ( $\Delta B^{\rightarrow}$ ) serão simultaneamente carregadas pelas diferenças de energia (E) e frequência ( $\nu$ ) da transição, ou seja, por uma onda eletromagnética ou fóton ( $E=h\nu$ ).

### 2.1.2 Efeitos Biológicos das Radiações Ionizantes

Os átomos do corpo humano estão unidos, formando moléculas, desde muito pequenas como as moléculas de água até outras muito grandes como a molécula de DNA (Ácido Desoxirribonucleico). Estes átomos estão unidos por forças elétricas e, quando uma partícula ionizante arranca um elétron de um dos átomos de uma molécula do corpo humano, pode causar sua desestabilização resultando na quebra da molécula (OKUNO e YOSHIMURA, 2010; OKUNO, 1988).

Segundo Okuno *et al.* (2013) os estágios da ação das radiações no corpo humano são:

- Estágio físico onde ocorre a ionização de um átomo em cerca de  $10^{-15}$  segundos (s);
- Estágio físico-químico, quando ocorrem as quebras das ligações químicas das moléculas que sofreram ionização, com duração de  $10^{-6}$  s;
- Estágio químico, quando os fragmentos da molécula se ligam a outras moléculas, com duração de poucos segundos;
- Estágio biológico que pode durar dias, semanas ou até várias dezenas de anos quando surgem efeitos bioquímicos e fisiológicos com alterações morfológicas e funcionais dos órgãos.

Os mecanismos de ação podem ser de dois tipos, direto que é quando a radiação interage diretamente com as moléculas importantes do corpo humano como as do DNA, podendo causar desde mutação genética até morte celular (OKUNO, 2013) e; mecanismo indireto, quando a radiação quebra a molécula da água, formando os radicais livres, que são compostos quimicamente reativos. Este processo é conhecido como radiólise da água. Estes radicais livres formados podem se combinar, entre si, gerando novos produtos ainda mais reativos. Estes produtos reativos dentro do organismo, por sua vez, podem levar a danos em estruturas importantes, como o DNA (MS, 2012). Esse mecanismo é de extrema importância, uma vez que o corpo é composto por mais de 70% de água (OKUNO, 2013).

A natureza dos efeitos biológicos, segundo Ministério da Saúde (MS, 2012) pode ser dividida em seis diferentes grupos:

- Efeitos agudos;
- Efeitos tardios;
- Efeitos genéticos ou hereditários;
- Efeitos somáticos;
- Efeitos determinísticos (ou reações teciduais);
- Efeitos estocásticos.

Os efeitos agudos são aqueles que se manifestam num intervalo de tempo relativamente curto, após a irradiação. No caso dos seres humanos, estes efeitos manifestam-se em no máximo dois meses após a irradiação. São

efeitos característicos de exposições a doses elevadas de radiação e, os principais exemplos, no caso dos seres humanos, são as queimaduras (eritemas), queda na contagem de plaquetas, náuseas e vômitos (SILVA e PAES, 2012).

No caso dos efeitos tardios são aqueles que se manifestam num intervalo de tempo longo após a irradiação. No caso dos seres humanos, estes efeitos manifestam-se em anos ou dezenas de anos após a irradiação. São efeitos característicos de exposições a doses pequenas de radiação. O principal exemplo, no caso dos seres humanos, é o câncer (SILVA e PAES, 2012).

Segundo o Ministério da Saúde (2012) os efeitos classificados como genéticos ou hereditários são aqueles que ocorrem a partir de danos provocados pela irradiação de células germinativas (óvulos ou espermatozoides) especificamente. Estes efeitos podem manifestar-se quando estas células reprodutivas forem utilizadas no processo de reprodução. Nestes casos, o efeito biológico se manifestará nos descendentes com mutações genéticas e as malformações dos indivíduos irradiados.

Os efeitos somáticos são aqueles que ocorrem a partir de danos provocados pela irradiação de quaisquer células do organismo, exceto as células germinativas (óvulos ou espermatozoides). Nestes casos, o efeito biológico manifestar-se-á nos próprios indivíduos irradiados com os cânceres, as queimaduras (eritemas) e a catarata (SILVA e PAES, 2012).

Segundo Okuno (2013) os efeitos determinísticos (também denominados de reações teciduais) resultam de alta dose e surgem somente acima de certa dose, denominada de dose limiar cujo valor depende do tipo de radiação e do tecido irradiado.

Okuno (2013) exemplifica como um dos principais efeitos de reações teciduais a morte celular onde, se poucas células morrerem, o efeito pode nem ser sentido, mas se um número muito grande de células de um órgão morrer, seu funcionamento pode ser prejudicado. Nessas reações, quanto maior a dose, mais grave é o efeito, por exemplo a queimadura, que pode ser desde um leve avermelhamento até a formação de bolhas enormes. Até recentemente acreditava-se que as reações teciduais eram efeitos que surgiam pouco tempo após a exposição. Estudos epidemiológicos dos sobreviventes das bombas

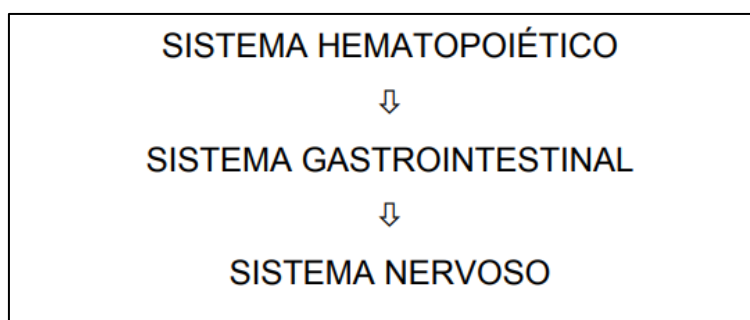


atômicas lançadas pelos americanos no Japão apresentaram evidências de que há efeitos bastante tardios que resultam de danos nos tecidos e são doenças vasculares cardíacas e cerebrais além da catarata, que é a opacificação do cristalino. Esses efeitos estão sendo recentemente comprovados com a coleta de dados de pessoas submetidas a radioterapia e médicos intervencionistas no caso da catarata.

No caso dos efeitos estocásticos são alterações que surgem em células normais, sendo o principal o câncer. As recomendações de proteção radiológica consideram que esse tipo de efeito pode ser induzido por qualquer dose, inclusive doses de radiação natural; são sempre tardios e a gravidade do efeito não depende da dose, mas a probabilidade de sua ocorrência aumenta com a dose (OKUNO, 2013).

#### 2.1.2.1 Radiossensibilidade

A radiossensibilidade refere-se à sensibilidade que diferentes estruturas celulares podem possuir. De uma maneira geral podem ser indicados em ordem decrescente de sensibilidade à radiação, os seguintes sistemas conforme descritos na Figura 7 (SILVA e PAES, 2012):



**Figura 7 – Sensibilidade à radiação em forma decrescente**  
**Fonte: Silva e Paes (2012)**

Na proteção radiológica este fator pode ser determinante na escolha do tipo vestimenta de proteção radiológica (VPR) para uma prática. Por exemplo, no radiodiagnóstico odontológico, há recomendação para o fornecimento de protetor de tireoide aos pacientes, pois este órgão é reconhecidamente sensível à radiação ionizante (SILVA e PAES, 2012).

Na radioterapia, por exemplo, este aspecto é fundamental na determinação da viabilidade ou não do tratamento. Os tratamentos em radioterapia, de maneira geral, só são indicados nos casos em que o tipo de câncer a ser tratado é reconhecidamente sensível à radiação. Caso contrário, corre-se o risco de danificar mais os tecidos adjacentes sadios do que o tecido do tumor (SILVA e PAES, 2012).

## 2.2 PROTEÇÃO RADIOLÓGICA

A proteção radiológica, ou também denominada de radioproteção, pode ser entendida como o conjunto de ações que visa viabilizar o uso das técnicas que empregam fontes emissoras de radiação ionizante. Neste sentido, esforços são direcionados em maximizar positivamente a relação benefício versus malefício de forma a proteger o ser humano e seus descendentes contra possíveis efeitos indesejados causados pela radiação ionizante (SILVA e PAES, 2012; CNEN, 2014). Neste sentido a proteção radiológica baseia-se nos três princípios (OKUNO, 2013):

- Princípio da justificativa;
- Princípio da otimização também conhecido com a sigla ALARA;
- Princípio da limitação de dose.

Ainda, segundo o capítulo 2 da Portaria 453/1998 do Ministério da Saúde, referente à princípios básicos de sistema de proteção radiológica, refere-se a um quarto item que é a prevenção de acidentes (MS, 1998).

### 2.2.1 Princípio da Justificação

A CNEN 3.01, Resolução CNEN nº 164/2014, trata que em nenhuma prática com o uso de radiação ionizante ou fonte associada a essa prática será aceita pela Comissão, a não ser que a prática produza benefícios, para os indivíduos expostos ou para a sociedade, suficientes para compensar o detrimento correspondente, tendo-se em conta fatores sociais e econômicos, assim como outros fatores pertinentes.

Ainda, com exceção das práticas com exposições médicas justificadas, as seguintes práticas não são justificadas, sempre que, por adição deliberada de substâncias radioativas ou por ativação, resultem em aumento de atividade nas mercadorias ou produtos associados:

- a) As práticas que envolvam alimentos, bebidas, cosméticos ou quaisquer outras mercadorias ou produtos destinados a ingestão, inalação, incorporação percutânea ou aplicação no ser humano;
- b) As práticas que envolvam o uso frívolo de radiação ou substâncias radioativas em mercadorias ou produtos, estando incluídos, brinquedos e objetos de joalheria ou de adorno pessoal;
- c) Exposições de pessoas para fins de demonstração ou treinamento.

### 2.2.2 Princípio da Otimização (ALARA)

A CNEN 3.01, em sua Resolução nº 164/2014 (CNEN, 2014), em seu item 5.4.3.1 trata que em relação às exposições causadas por uma determinada fonte associada a uma prática, a proteção radiológica deve ser otimizada de forma que a magnitude das doses individuais, o número de pessoas expostas e a probabilidade de ocorrência de exposições mantenham-se tão baixas quanto possa ser razoavelmente exequível (ALARA que significa “*As Low as Reasonably Achievable*” (ANDREUCCI, 2016), tendo em conta os fatores econômicos e sociais.

Nesse processo de otimização, deve ser observado que as doses nos indivíduos decorrentes de exposição à fonte devem estar sujeitas às restrições de dose relacionadas a essa fonte. No caso de exposições médicas de pacientes, a otimização médica da proteção radiológica deve ser entendida como a aplicação da dose de radiação necessária e suficiente para atingir os propósitos a que se destina (CNEN, 2014).

Ainda, segundo a Resolução nº 164/2014 (CNEN, 2014), a menos que a Comissão solicite especificamente, a demonstração de otimização de um sistema de proteção radiológica, é dispensável quando o projeto do sistema assegura que, em condições normais de operação, se cumpram as seguintes condições:

- a) A dose efetiva anual média para qualquer indivíduo ocupacionalmente exposto (IOE) não exceda 1 mSv;
- b) A dose efetiva anual média para indivíduos do grupo crítico não ultrapasse 10  $\mu$ Sv;
- c) A dose efetiva coletiva anual não supere o valor de 1 pessoa.Sv.

Também, a Resolução nº 164/2014 indica que em uma instalação, como condição limitante do processo de otimização da proteção radiológica, deve ser adotado um valor máximo de 0,3 mSv para a restrição da dose efetiva anual média para indivíduos do grupo crítico, referente à liberação de efluentes (CNEN, 2014).

### 2.2.3 Princípio da Limitação de Dose

Após a descoberta dos raios X e da radioatividade, iniciou-se o uso desenfreado da radiação e os médicos começaram a perceber que ela tinha potencial para retirar manchas de nascença, pintas e matar células. Porém, somente 30 anos após a descoberta dos raios X é que foi criada a *International Commission on Radiation Units and Measurements* (ICRU) com a finalidade de estabelecer grandezas e unidades de Física das radiações, critérios de medidas, métodos de comparação etc. Após três anos foi criada a *International Commission on Radiological Protection* (ICRP), com a incumbência de elaborar normas de proteção radiológica e estabelecer limites de exposição à radiação ionizante para indivíduos ocupacionalmente expostos (IOE) e para público em geral (OKUNO, 2013).

No Brasil o órgão que é responsável pelo setor nuclear é a Comissão Nacional de Energia Nuclear – CNEN que é uma autarquia federal vinculada ao Ministério da Ciência, Tecnologia, Inovações e Comunicações (MCTIC), criada em 1956 e estruturada pela Lei 4.118, de 27 de agosto de 1962, para desenvolver a política nacional de energia nuclear. A CNEN é órgão superior de planejamento, orientação, supervisão e fiscalização que estabelece normas e regulamentos em radioproteção e é responsável por regular, licenciar e fiscalizar a produção e o uso da energia nuclear no país (CNEN, 2017).

### 2.2.3.1 Legislações

A Comissão Internacional de Proteção Radiológica, sigla em inglês ICRP, indica através das recomendações publicadas em 2007 os limites de dose aplicados para trabalhadores e públicos expostos as radiações ionizantes no qual a CNEN baseia-se.

Com o foco no profissional exposto as radiações ionizantes, o Anexo nº 5 da Norma Regulamentadora NR-15, Portaria nº 3.214, estabelece que nas atividades ou operações em que os trabalhadores ficam expostos a radiações ionizantes, os limites de tolerância, os princípios, as obrigações e controle básicos para a proteção do homem e do meio ambiente, contra possíveis efeitos indevidos causados pela radiação ionizante, devem obedecer a Norma CNEN 3.01 (SALIBA, 2004), corroborando também com as indicações da ICRP, estando em vigência a Resolução 164, de março de 2014, que indica limites de doses anuais para algumas regiões do corpo (Tabela 1).

**Tabela 1 – Limites de doses anuais conforme CNEN 3.01 <sup>(a)</sup>**

<b>Grandeza</b>	<b>Órgão</b>	<b>Indivíduo ocupacionalmente exposto (IOE)</b>
<b>Dose efetiva</b>	Corpo inteiro	20 mSv <sup>(b)</sup>
	Cristalino	20 mSv <sup>(b)</sup>
<b>Dose equivalente</b>	Pele <sup>(d)</sup>	500 mSv
	Mãos e pés	500 mSv

<sup>(a)</sup> Para fins de controle administrativo efetuado pela CNEN, o termo dose anual deve ser considerado como dose no ano calendário, isto é, no período decorrente de janeiro a dezembro de cada ano.

<sup>(b)</sup> Média aritmética em 5 anos consecutivos, desde que não exceda 50 mSv em qualquer ano.

<sup>(d)</sup> Valor médio em 1 cm<sup>2</sup> de área, na região mais irradiada.

**Fonte: CNEN (2014)**

Os valores de dose efetiva se aplicam à soma das doses efetivas, causadas por exposições externas, com as doses efetivas comprometidas (integradas em 50 anos para adultos e até a idade de 70 anos para crianças), causadas por incorporações ocorridas no mesmo ano.

A Portaria 453, de 01 de junho de 1998, do Ministério da Saúde no item 2.13 também trata sobre as doses de exposições ocupacionais, porém, as mesmas já estão defasadas.

A Sociedade Nuclear Europeia (ENS), em específico na Alemanha, possui uma tabela com discriminação mais específica para valores não existentes na legislação nacional que ampliam e auxiliam numa avaliação (Tabela 2).

**Tabela 2 – Limites de doses anuais conforme ENS**

<b>Grandeza</b>	<b>Órgão</b>	<b>Indivíduo ocupacionalmente exposto (IOE)</b>
<b>Dose equivalente</b>	Medula óssea (vermelha), gônadas, útero	50 mSv
	Superfície óssea, tireoide	300 mSv

Fonte: ENS (2018)

#### 2.2.4 Princípio da Prevenção de Acidentes

Baseando na Portaria 453/1998, do Ministério da Saúde (MS, 1998), que possui um item sobre o princípio da prevenção, considera-se que em projetos e operações de equipamentos e de instalações deve-se minimizar a probabilidade de ocorrência de acidentes (exposições potenciais). Ainda, deve-se desenvolver os meios e implementar as ações necessárias para minimizar a contribuição de erros humanos que levem à ocorrência de exposições acidentais.

### 2.3 GRANDEZAS DOSIMÉTRICAS

#### 2.3.1 Exposição (X)

A exposição à radiação é determinada pela razão entre o número de cargas elétricas (C em Coulomb) de mesmo sinal produzidas no ar pela unidade de massa de ar (kg em quilogramas), sendo representada em C/kg (ANDREUCCI, 2016).

### 2.3.2 Dose Absorvida (D)

A dose absorvida de radiação eletromagnética é definida como sendo a energia absorvida (J em Joule) por unidade de massa (kg), sendo utilizada a unidade Gray (Gy) (ANDREUCCI, 2016).

### 2.3.3 Dose equivalente ( $H_t$ )

A dose equivalente ( $H_t$ ) ou sua correta tradução Equivalente de Dose, por ser o conceito de equivalência entre doses de diferentes radiações para produzir o mesmo efeito biológico (TAUHATA et al., 2014) é a dose absorvida média no órgão ou tecido multiplicado por  $w_R$ , o qual representa o fator de ponderação da radiação que pode variar de 1 a 20 e é determinada pelo Fator de Qualidade (Tabela 3). As unidades, no Sistema Internacional, de  $H_t$  é J/kg ou Sv (Sievert).

**Tabela 3 – Fatores de ponderação ou pesos de radiação ( $w_R$ )**

<b>Tipo e faixa de energia</b>	<b>Fator de peso de radiação (<math>w_R</math>)</b>
Fótons, elétrons e múons: todas as energias	1
Nêutrons < 10 keV e > 20 MeV e prótons > 2 MeV	5
Nêutrons de 10 keV-100 keV e de 2-20 MeV	10
Nêutrons > 100 keV a 2 MeV	20
Partículas $\alpha$ , fragmentos de fissão, núcleos pesados	20

**Fonte: Andreucci (2016)**

### 2.3.4 Dose efetiva (E)

As doses efetivas (E) são as somas das doses equivalentes ( $H_t$ ) ponderadas nos diversos órgãos e tecidos, através de  $w_t$  (fator de ponderação de órgão ou tecido). A unidade no sistema internacional é o joule por quilograma (J/kg) ou Sv (CNEN, 2014).

## 2.4 RADIOLOGIA INTERVENCIONISTA

A radiologia intervencionista é definida pelos procedimentos que compreendem intervenções diagnósticas e terapêuticas guiadas por acesso

percutâneo ou outros, normalmente realizadas sob anestesia local e/ou sedação, usando a imagem fluoroscópica para localizar a lesão ou local de tratamento, monitorar o procedimento, e controlar e documentar a terapia (CANEVARO, 2012).

Canevaro (2012) destaca que algumas das vantagens da radiologia intervencionista são a possibilidade de realização de procedimentos complexos com cortes cirúrgicos de pequena extensão, a diminuição da probabilidade de infecções, o rápido restabelecimento do paciente, a redução do tempo de internação e a diminuição dos custos hospitalares, sendo esta uma técnica minimamente invasiva, segura e altamente eficaz. Devido às suas vantagens, a frequência dos procedimentos com o uso de fluoroscopia tem aumentado rapidamente nos últimos anos nas diversas especialidades da medicina como a cardiologia, urologia, cirurgias ortopédicas, entre outras.

#### 2.4.1 Fluoroscopia com Intensificador de Imagem e Câmara de Televisão

A fluoroscopia permite uma imagem em movimento, em tempo real, sendo esta tecnologia aplicada em procedimentos com necessidade de imagens dinâmicas de estruturas e funções do organismo (CANEVARO, 2012).

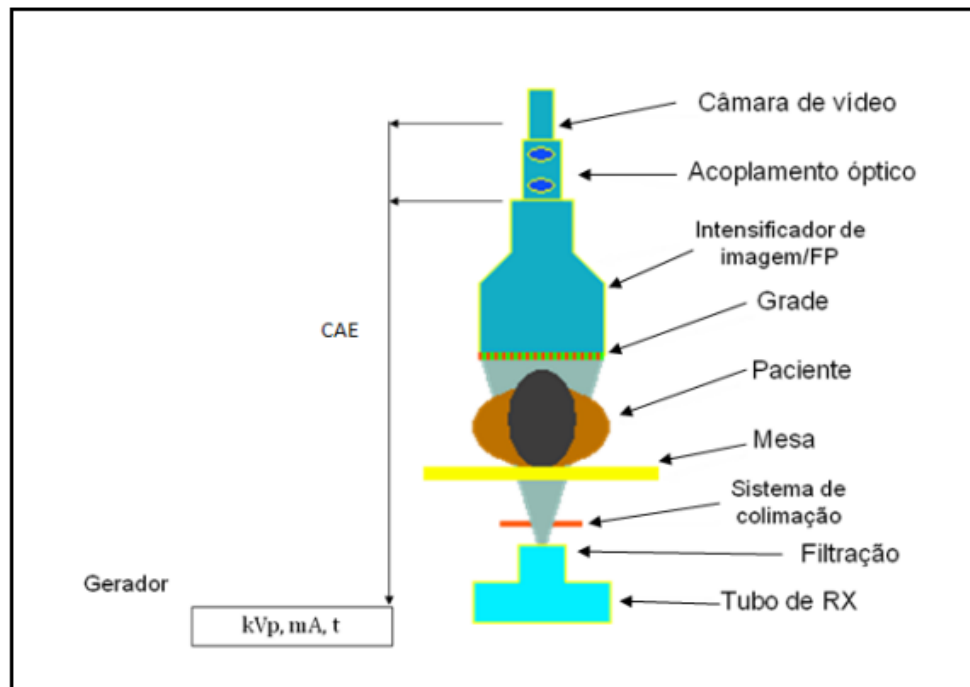
A imagem gerada pela fonte de raios X é formada em uma tela fluorescente de entrada de um intensificador de imagem, que converte a imagem dos raios X do paciente em uma imagem luminosa sendo a intensidade da luz diretamente proporcional à intensidade de raios X e, conseqüentemente, tendo uma imagem fiel. Para facilitar a visibilidade do operador na saída do intensificador é montada uma câmara de vídeo para transmissão da imagem (CANEVARO, 2012).

Abaixo, a Figura 8 de Canevaro (2012) descreve que o gerador é ligado ao sistema de controle automático de exposição (CAE) que controla os parâmetros operacionais, tensão máxima (kVp) e corrente (mA), podendo este gerador ser de potencial constante ou alta frequência.

Segundo Canevaro (2012) pode-se fornecer energia ao tubo de raios X através de exposição contínua ou pulsada, sendo que na primeira as imagens são adquiridas em uma taxa de 30 fotogramas por segundo para um tempo de



aquisição de 33 milissegundos por imagem e; no segundo caso são produzidos pulsos de radiação curtos e intensos, sendo possível controlar sua altura (mA), largura do pulso (tempo em ms) e frequência (imagens/s).



**Figura 8 – Esquema da cadeia de imagem de um fluoroscópio**

**Fonte: Canevaro (2012)**

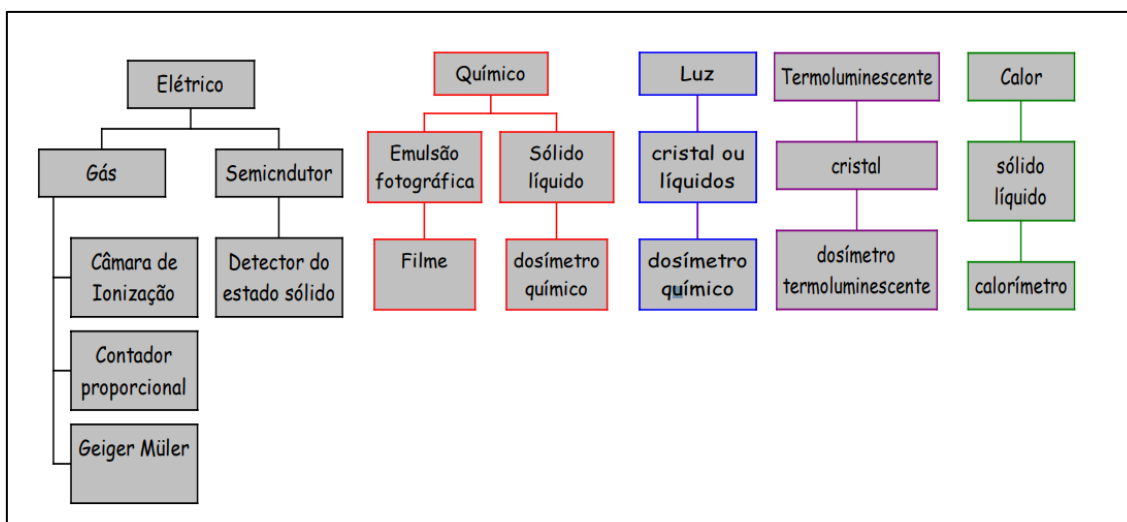
#### 2.4.2 Procedimentos Ortopédicos Realizados com o Fluoroscópio

A fluoroscopia é uma ferramenta importante para as cirurgias ortopédicas pois proporciona aos cirurgiões uma avaliação da estrutura anatômica operada mais precisa e também do material utilizado na implantação. Além de reduzir o tempo de cirurgia e a morbidade dos pacientes por requerer procedimentos menos invasivos, diminuindo o risco de infecção e permitindo uma recuperação mais rápida (PALÁCIO et al., 2014; SULIEMAN, et al., 2014).

Os procedimentos como cirurgia de joanete (hálux valgo), revisão de artrodese de hálux, osteotomia de metatarsiano, reconstrução de ligamento, entre outros, são exemplos de cirurgias ortopédicas que utilizam a fluoroscopia.

## 2.5 DETECTORES DE RADIAÇÃO IONIZANTE

As radiações ionizantes somente não são capazes de serem medidas diretamente, desta forma, a detecção ocorre através do resultado produzido entre a interação da radiação e o meio detector. Para a detecção da radiação os dispositivos sensíveis a ionização que determinam a quantidade de raios em um meio determinado ocorrem através de efeitos físicos e químicos. Na Figura 9 há um esquema dos principais detectores existentes (DAROS, 2009).



**Figura 9 – Principais detectores de radiação ionizante através de princípios físicos e químicos**

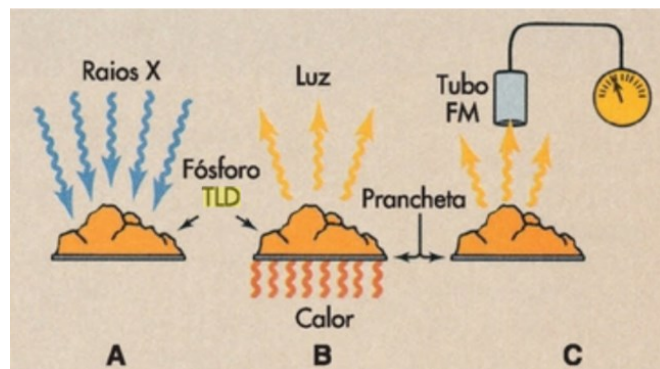
Fonte: Daros, 2009

Segundo Bushong (2010) a luminescência opticamente estimulada (LOE) e a dosimetria termoluminescente (TLD) são dois dispositivos de grande importância tanto no monitoramento do paciente quanto da dose ocupacional.

### 2.5.1 Dosimetria termoluminescente

Existem materiais que ficam incandescentes quando aquecidos exibindo o efeito da emissão termicamente estimulada de luz visível sendo denominada de termoluminescência (BUSHONG, 2010).

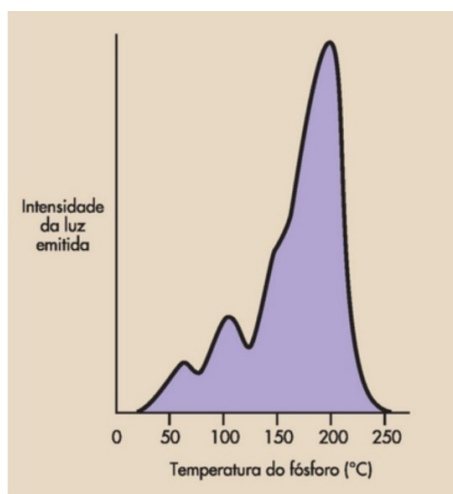
A dosimetria é um processo de várias etapas conforme descrito na Figura 10 abaixo onde (A) ocorre a exposição à radiação ionizante, (B) o aquecimento do dosímetro para, posteriormente, (C) ser realizada a medida da intensidade da luz emitida (BUSHONG, 2010).



**Figura 10 – Princípios básicos dos dosímetros termoluminescentes**  
**Fonte: Bushong, 2010**

O método de quantificação da luz termoluminescente (TL) é realizado através de uma fotomultiplicadora acoplada ao sistema de aquecimento do material TL que é um tubo denominado de FM (tubo de vácuo) sensível à luz e medidor de luz (BUSHONG, 2010).

A emissão de luz termoluminescente é representada por uma curva que relaciona a luz emitida em função da temperatura de aquecimento obtendo-se a dose que incidiu previamente no detector. Nesta relação podem ocorrer vários picos de intensidade. A forma da curva de emissão depende dos tipos de cristal utilizado, da taxa de aquecimento e do tipo de leitora (DAROS, 2009). Na Figura 11 há um exemplo de curva de TLD de fluoreto de lítio (LiF).



**Figura 11 – Curva de TLD de LiF**  
**Fonte: Bushong, 2010**

A dosimetria termoluminescente (TLD) é um instrumento prático para a verificação da dose de radiação ionizante. Existe uma gama de materiais cerâmicos e suas diferentes formas físicas permitem a determinação da

qualidade da radiação em um intervalo de doses de mGy a kGy (CAMPOS, 1998). Uma das maiores vantagens dos dosímetros TL são as suas pequenas dimensões e o fato de não necessitarem de cabos ou equipamentos auxiliares durante a medida da dose.

### 3 METODOLOGIA

O trabalho foi realizado, primeiramente, através de uma pesquisa bibliográfica para avaliar quais as legislações trabalhistas e normas regulamentadoras em vigor embasavam o profissional, médico cirurgião traumato-ortopedista, a expor-se a atividades com a emissão de radiação ionizante.

Na pesquisa também foram avaliados artigos que mostrassem cenários de trabalho para o mesmo tipo de atividade ao qual o profissional estava exposto: o uso de fluoroscópio em cirurgias ortopédicas.

Para o alcance do objetivo proposto foi realizada uma avaliação da jornada de trabalho do profissional escolhido para a construção de uma metodologia do monitoramento de sua exposição à radiação ionizante.

Através da avaliação da jornada de trabalho e pesquisa bibliográfica foi determinado monitorar o profissional através de 5 (cinco) pontos área-alvo críticos (Figura 12): mão direita e mão esquerda (para se determinar a dose nas extremidades), pescoço (estimando a dose na tireoide), testa (estimativa de dose no cristalino) e tórax (para estimar a dose efetiva).



**Figura 12 – Pontos alvo-críticos para o monitoramento do profissional destacados em vermelho**  
Fonte: Autoria própria

Os pontos escolhidos foram colocados acima dos equipamentos de proteção individual radiológicos utilizados pelo ortopedista para que fossem sensibilizados por uma quantidade significativa de radiação.

O monitoramento da radiação ionizante ao qual o profissional estava exposto foi realizado com o uso de medidores termoluminescentes (TLD) do tipo TLD-100, uma vez que é fácil de manusear e há disponibilidade dos mesmos na Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR) através do Laboratório de Física Nuclear Aplicada.

Abaixo, Figura 13, seguem exemplares de dosímetros utilizados na pesquisa do tipo pastilha, constituído por Fluoreto de Lítio (LiF) com volume médio de 3,5 mm x 3,5 mm x 1 mm.



**Figura 13 – TLD utilizado no monitoramento**

**Fonte: Autoria própria**

Para o controle de uso dos dosímetros foram elaboradas fichas para cada um dos hospitais que o profissional atuava, um total de 4, dividido por equipamento (Figura 14) ao qual o mesmo estava exposto de forma a considerar variáveis específicas de cada fluoroscópio, sendo um total de 9 fluoroscópios.



**Figura 14 – Exemplar de um dos fluoroscópios utilizados nas cirurgias ortopédicas**

**Fonte: Autoria própria**

O profissional foi orientado sobre como deveria realizar a coleta de dados e que dados deveria anotar de cada procedimento (data da cirurgia, procedimento cirúrgico, nº de imagens realizadas, tempo de exposição, voltagem e intensidade do fluoroscópio) em uma ficha. Um exemplo do preenchimento desta ficha encontra-se no Apêndice A. O profissional também foi orientado quanto ao manuseio dos dosímetros para o monitoramento da radiação.

Os dosímetros foram preparados e calibrados pelo Laboratório de Física Nuclear Aplicada da UTFPR, sendo sensibilizados com uma fonte de raios X com tensão de 56 kVp (tensão média utilizada nos procedimentos) a diferentes intensidades de produto corrente-tempo: 3,2; 5,0; 10,0; 13,2; 20,0; 25,0 e 40,0 mAs. Cada pacote com 2 TLDs foi exposto com um valor de produto corrente-tempo.

Os TLDs sensibilizados foram lidos, através da leitora Reader-Analyser TL RA94 da marca Mikrolab (Figura 15). Nesta etapa, o equipamento aqueceu os dosímetros a uma temperatura de 100 a 300°C (por 20 segundos) que gerou um resultado de uma curva similar à curva da Figura 11. Em seguida, foi obtida a área desta curva e este resultado foi posteriormente corrigido por um fator do dosímetro (pré-estabelecido em teste de laboratório).



**Figura 15 – Leitora dos TLDs RA04 da “RadPro”**

**Fonte: Autoria própria**

Na Figura 16 há um exemplo de gráfico de leitura onde pode-se visualizar o intervalo de temperatura utilizado para a leitura (marcado em azul – no presente trabalho, o intervalo utilizado foi de 100° C a 300° C) e a área do gráfico obtida (marcada em verde). O valor da área é o valor utilizado como leitura dos dosímetros. Este gráfico refere-se a uma leitura de outros dosímetros, mas foi utilizado no trabalho apenas para exemplificar de onde foram retirados os dados.

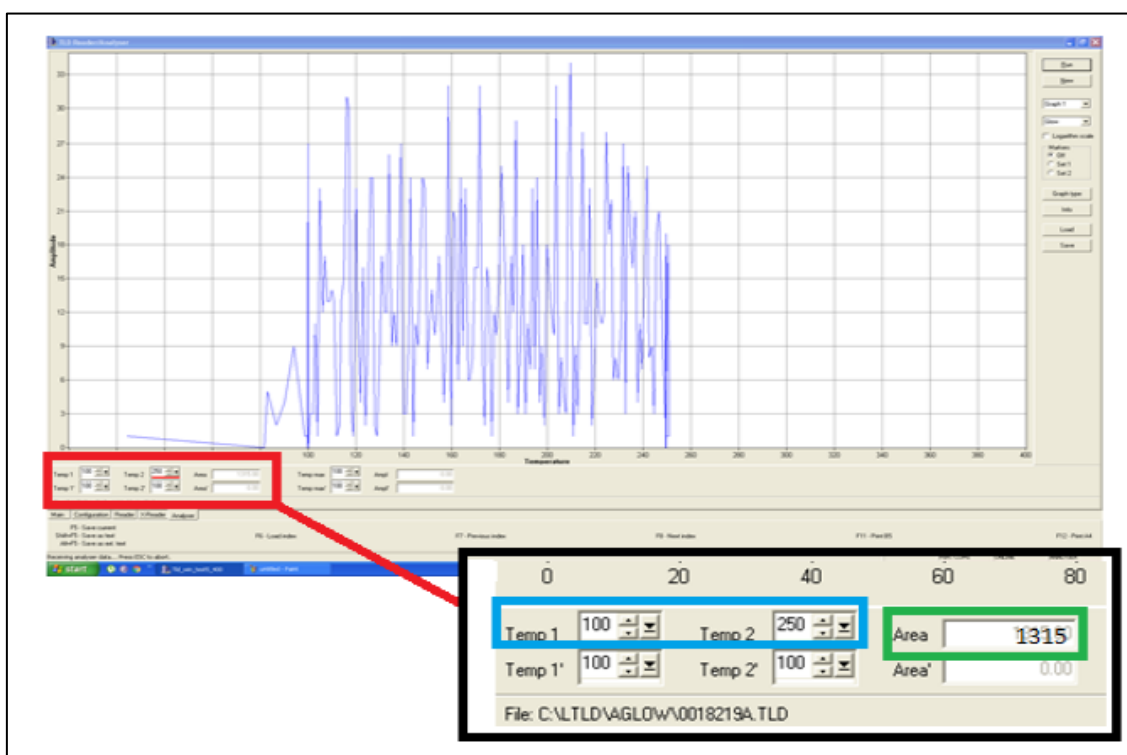


Figura 16 – Gráfico de leitura dos TLDs com destaque em azul para intervalo de temperatura da leitura e, em verde, para a área obtida  
Fonte: Vosiak, 2017

Após obtenção dos resultados corrigidos os mesmos foram subtraídos do *background*, dosímetro utilizado para coleta da radiação natural, presente no meio.

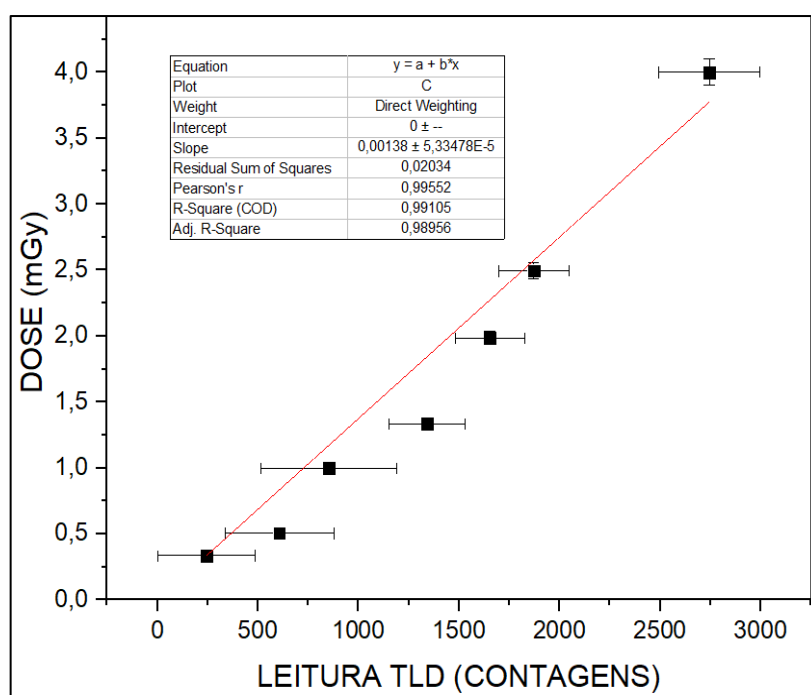
Através dos resultados foi elaborada uma curva de calibração e seu erro, com o objetivo de se obter um fator que relacione a dose recebida por cada dosímetro com a leitura fornecida pelo mesmo (Tabela 4). Posteriormente, gerou-se uma curva de calibração (Figura 17).



**Tabela 4 – Dados para a elaboração da curva de calibração**

Leitura Real de Cada Dosímetro	Dose de Radiação (mGy)	mAs
243,6	0,3	3,2
606,6	0,5	5,0
852,0	1,0	10,0
1341,0	1,3	13,2
1653,3	2,0	20,0
1871,5	2,5	25,0
2744,8	4,0	40,0

Fonte: Autoria própria.



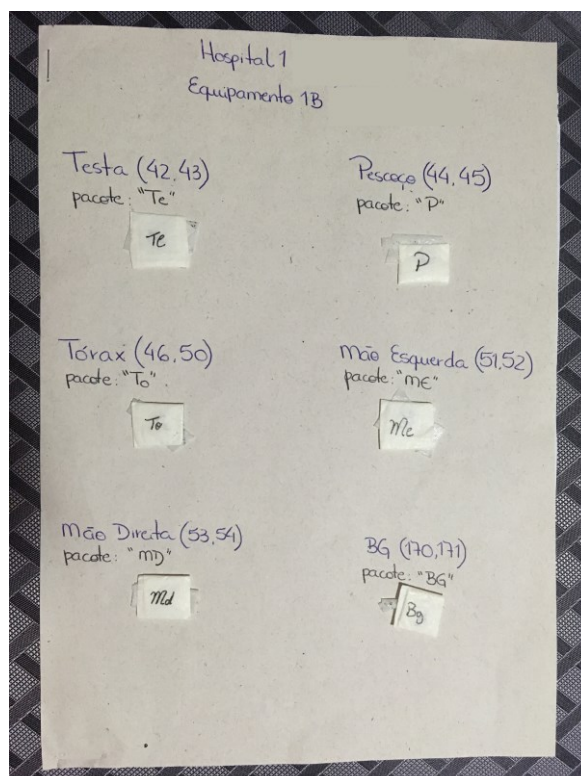
**Figura 17 – Curva de calibração e erro gerado para os dosímetros**  
 Fonte: Autoria própria

Após a elaboração da curva, obteve-se a equação de calibração  $y = (0,00138 \pm 0,00005) \cdot x$ , onde “y” representa a dose de radiação e “x” a leitura dos TLD. Após a calibração, os dosímetros foram tratados a 400°C por 60 min através de forno da marca EDG (modelo EDG 10P-S) e assim zerados para posterior uso na pesquisa e início do monitoramento.

Durante o monitoramento, cada hospital teve um pacote com dosímetros de *background* (BG), para a verificação da radiação natural, e pacotes com dosímetros a serem posicionados em cada região no profissional (já mencionadas) (Figura 18).

Após a coleta dos dados, que ocorreram entre a segunda quinzena de dezembro de 2017 até o final de janeiro de 2018, os dosímetros foram encaminhados para avaliação no Laboratório de Física Nuclear e lidos da mesma forma que os dosímetros da calibração.

Os resultados foram obtidos foram convertidos em dose, através da curva de calibração apresentada no gráfico na Figura 17. Posteriormente, estimou-se, a partir deste valor, a dose de radiação anual, em cada ponto de medida, para comparação com a legislação atual.



**Figura 18 – Ficha contendo os pontos de amostra e *back ground***  
Fonte: Autoria própria

## 4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

### 4.1 CÁLCULO DA DOSE

O período de monitoramento do profissional foi realizado entre os dias 18/12/2017 a 05/02/2018 após a aprovação dos comitês de ética dos 4 hospitais onde o mesmo atua que geraram o parecer de aprovação nº 2.375.033 da UTFPR (instituição proponente), nº 2.409.345 e 2.427.025 da PUC-PR (hospitais da pesquisa) e nº 2.410.689 do IPO (comitê coparticipante de hospital da pesquisa).

Entretanto, no período de pesquisa o médico ortopedista realizou cirurgias de sua especialidade somente no hospital 1 com os dois equipamentos de fluoroscopia existentes. Abaixo segue Tabela 5 contendo os dados obtido nas cirurgias realizadas no hospital 1 (equipamento A + equipamento B).

**Tabela 5 – Coleta de dados do hospital 1. “N”: número de imagens; “T”: tempo de exposição à radiação; “kVp”: tensão; “mAs”: produto corrente-tempo**

Data	Procedimento	N	T (s)	kVp	mAs
19/12/2017	Hálux valgo unilateral	15	----	52	5,2
19/12/2017	Dedos em garra	30	----	46	----
02/01/2018	Retirada de parafusos+tentativa retirada de haste de tibia	40	----	61	10
02/01/2018	Fratura luxação	----	42	55	----
06/01/2018	Hálux valgo bilateral e sastre esquerdo	22	18	57	0,8
09/01/2018	Artrodese subtalar+artroscopia	20	60	50	----
09/01/2018	Artrodese tripla+artroscopia	36	18	50	----
09/01/2018	Fratura de calcâneo	23	12	51	----
16/01/2018	Artroscopia e reconstrução de ligamento	16	----	58	----
20/01/2018	Fratura de tornozelo	12	----	67	----
23/01/2018	Fratura de calcâneo	13	0	64	1,1
23/01/2018	Fratura tornozelo	11	----	65	----
23/01/2018	Fratura de tibia distal	30	----	56	----
27/01/2018	Perda de redug. de fratura e calcâneo	24	18	48	0,5
27/01/2018	Fratura tornozelo	13	18	58	0,3
05/02/2018	Hálux valgo bilateral percutâneo	15	----	54	----

Fonte: Autoria própria

No total o profissional realizou 16 procedimentos, sendo destes 14 realizados com o uso do equipamento A e 2 com o B.

Os tempos de exposição registrados variaram entre 0 segundo (s) registrado em 23/01/2018 em cirurgia de fratura de calcâneo e um tempo máximo de 60 segundos na data de 09/01/2018 para procedimento de Artrodese subtalar+artroscopia.

A média para as tensões, produto corrente-tempo, número de imagens e tempo de exposição, considerando os dois equipamentos, foi de, respectivamente: 55 kVp, 2 mAs, 18 imagens e 23 s.

Na Tabela 6 estão apresentados os resultados obtidos nos dosímetros BG e o erro da medida, para o hospital 1. As leituras dos TLDs foram corrigidas por um fator de cada dosímetro (já fornecido pelo laboratório onde foram feitas as leituras).

**Tabela 6 – Resultados dos *backgrounds* (BG)**

<i>Background</i>	Leituras dos TLDs (contagens)	Leituras dos TLDs corrigidas (contagens)	Média corrigidas BG (contagens)	Erro BG (contagens)
Hospital 1	2164,00	2027,67	1893	1097
	3070,67	2917,14		
	815,33	735,43		

Fonte: Autoria própria

As leituras dos dosímetros posicionados no indivíduo monitorado no equipamento A estão apresentadas na Tabela 7. Sua leitura real representa a leitura média, em cada ponto, subtraída do BG.

**Tabela 7 – Resultados dos monitoramentos por ponto alvo-crítico do equipamento A**

Equipamento 1 A	Leituras TLDs (contagens)	Leituras TLDs corrigidas (contagens)	Média leituras corrigidas (contagens)	Erro TLDs (contagens)	Leitura real (contagens)	Erro leitura real (contagens)
Testa	2377,7	2629,7	2536	170	642	853
	2461,7	2442,0				
Tórax	2710,0	2818,4	2903	57	1010	838
	2708,3	2960,2				
	2690,7	2930,1				
Mão esquerda	2811,0	3097,7	2852	215	959	863
	2799,0	2544,3				
	2791,0	2913,8				
Mão direita	3020,3	3316,3	3197	214	1304	863
	2986,0	3078,6				

Fonte: Autoria própria

A Tabela 8 contém os resultados em dose (mGy). Para este levantamento foi levado em consideração o número de dias ao qual o profissional atuou, considerando assim, sua jornada de trabalho em contato com a radiação ionizante.

**Tabela 8 – Resultados das doses por ponto alvo-crítico do equipamento A**

Equipamento 1 A	Dose acumulada para 14 dias de trabalho (mGy)	Erro da dose acumulada para 14 procedimentos (mGy)	Dose para 1 procedimento (mGy)	Erro da dose para 1 procedimento (mGy)
Testa	0,8	1,2	0,06	0,08
Tórax	1,3	1,2	0,10	0,08
Mão esquerda	1,3	1,2	0,09	0,09
Mão direita	1,7	1,2	0,13	0,09

**Fonte: Aatoria própria**

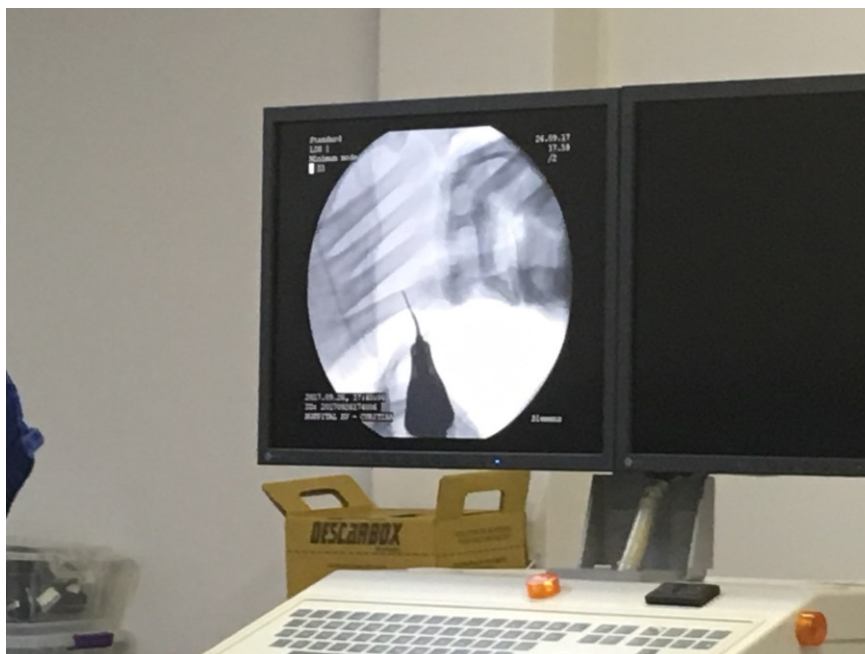
Pode-se observar que a maior dose acumulada foi na mão direita, seguido pelo tórax, posteriormente, pela mão esquerda e por fim, testa. O ponto denominado pescoço não foi apresentado neste estudo pois os dosímetros acabaram sendo extraviados. Abaixo segue Figura 19 mostrando o médico realizando cirurgia e fluoroscópio preparado para uso, destaque em vermelho para a fonte.



**Figura 19 – Profissional e o tubo de raios X (em vermelho)**

**Fonte: Aatoria Própria**

Para a realização da imagem o profissional necessita segurar o membro do paciente. A Figura 20 mostra a mão do profissional exposta a radiação junto ao local de interesse da imagem fluoroscópica.



**Figura 20 – Mão do profissional na imagem fluoroscópica**  
Fonte: Autoria própria

As leituras dos dosímetros posicionados no indivíduo monitorado no equipamento B estão apresentadas na Tabela 9. Sua leitura real representa a leitura média, em cada ponto, subtraída do BG.

**Tabela 9 – Resultados dos monitoramentos por área alvo-crítica do equipamento B**

Equipamento 1 B	Leituras TLDs (contagens)	Leituras TLDs corrigidas (contagens)	Média leituras corrigidas (contagens)	Erro TLDs (contagens)	Leitura real (contagens)	Erro leitura real (contagens)
<b>Testa</b>	2976,00	2845,1	2845	0	952	836
<b>Pescoço</b>	2224,67	2142,4	2701	1006	808	1308
	3199,67	3260,5				
<b>Tórax</b>	3130,67	2767,5	3191	763	1298	1132
	3347,33	3615,1				
<b>Mão esquerda</b>	2850,00	2681,9	2682	0	788	836
<b>Mão direita</b>	3219,00	3331,7	2877	818	984	1170
	2686,00	2422,8				

Fonte: Autoria própria.

Pode-se observar que alguns pontos estão com somente uma leitura pois, na data da pesquisa a Universidade tinha disponibilidade de poucos dosímetros para uso no estudo.

A Tabela 10 contém os resultados em dose (mGy) considerando também a jornada de trabalho do profissional com o uso do fluoroscópio B do hospital 1.

**Tabela 10 – Resultados das doses por ponto alvo-crítico do equipamento B**

Equipamento 1 B	Dose acumulada para 2 dias de trabalho (mGy)	Erro da dose acumulada para 2 procedimentos (mGy)	Dose para 1 procedimento (mGy)	Erro da dose para 1 procedimento (mGy)
Testa	1,3	1,2	0,66	0,58
Pescoço	1,1	1,8	0,56	0,90
Tórax	1,8	1,6	0,90	0,78
Mão esquerda	1,1	1,2	0,54	0,58
Mão direita	1,4	1,6	0,68	0,81

Fonte: Autoria própria.

No caso do equipamento B a maior dose acumulada foi a do tórax, seguida pela mão direita, posteriormente, pela testa, pescoço e por fim, mão esquerda.

Apesar do ponto no tórax obter o valor mais alto para o equipamento B e o segundo maior para o equipamento A o mesmo foi monitorado acima do equipamento de proteção individual e, conforme Soares *et. al.* (2011) com o uso da proteção de 0,50 mm de chumbo, a redução de dose é de 99,94% para 55 kVp. Abaixo segue Figura 21 mostrando avental utilizado pelo cirurgião e exemplar de protetor de tireoide e Figura 22 com detalhe para espessura dos equipamentos de proteção radiológica.



Figura 21 – Avental e protetor de tireoide  
Fonte: Autoria própria



**Figura 22 – Detalhe das espessuras dos EPRs**  
**Fonte: Autoria própria**

Ressalta-se que as doses são uma estimativa sobre a pele do médico. Entretanto, as doses limites são medidas a uma determinada profundidade no tecido (não mais que 1 mm). Assim, os valores reais das doses no profissional são ligeiramente inferiores às que foram obtidas.

#### 4.2 COMPARAÇÕES COM AS LEGISLAÇÕES

A partir dos resultados coletados foi realizada uma análise da quantidade de procedimentos realizados no local de trabalho (hospital 1, considerando os dois equipamentos: A e B). Assim, verificou-se um total de 16 procedimentos em 49 dias monitorados (18/12/2017 a 05/02/2018). Para a elaboração de uma comparação com a legislação foi feita uma estimativa da quantidade de procedimentos realizados em um ano (descontando-se 30 dias de férias) e chegou-se em 109 cirurgias. Sendo assim, têm-se as doses médias anuais nas regiões monitoradas e a comparação com a legislação (Tabela 11).



**Tabela 11 – Expectativa de doses anuais**

Regiões	Região (CNEN 3.01)	Grandeza	Estimativa de dose (mSv/ano) <sup>(c)</sup>	Erro (mSv/ano) <sup>(c)</sup>	Limites (mSv/ano)
Tórax	Corpo inteiro	Dose efetiva	109	86	20 <sup>(a)</sup>
Testa	Cristalino	Dose equivalente	79	64	20 <sup>(a)</sup>
Pescoço	Tireoide	Dose equivalente	61	99	300 <sup>(b)</sup>
Mão esquerda	Mãos	Dose equivalente	70	64	----
Mão direita	Mãos	Dose equivalente	88	89	----
Extremidades	----	Dose equivalente	79	55	500 <sup>(a)</sup>

Fonte: <sup>(a)</sup> CNEN (2014); <sup>(b)</sup> ENS (2018); <sup>(c)</sup> Autoria própria

Realizando uma comparação entre a estimativa de dose efetiva para o corpo inteiro (tórax) observa-se que seu resultado ( $109 \pm 86$  mSv/ano) é cinco vezes mais alto do que a legislação nacional (20,0 mSv/ano), porém, se considerarmos que o avental utilizado reduz a dose em 99,94% esta diminui para  $0,07 \pm 0,05$  mSv/ano considerando que o avental esteja realizando plenamente o papel de bloquear a radiação emitida pelo equipamento.

Entretanto, a dose equivalente para o cristalino (testa) ( $79 \pm 64$  mSv/ano) será quatro vezes mais alta do que é indicado na legislação (20,0 mSv/ano) e, hoje, o profissional não utiliza nem um tipo de equipamento de proteção radiológica para bloqueio da radiação.

As expectativas de doses equivalentes para as extremidades (mãos esquerda e direita com  $79 \pm 55$  mSv/ano) e tireoide (pescoço com  $61 \pm 99$  mSv/ano) tiveram resultados dentro das legislações vigentes (500 e 300 mSv/ano, respectivamente), mesmo não utilizando equipamentos de proteção.

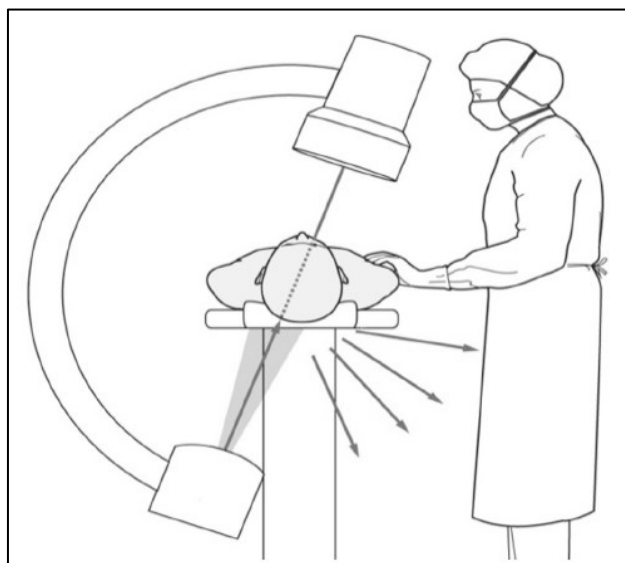
### 4.3 MEDIDAS DE SEGURANÇA

A exposição à radiação ionizante do profissional em sua jornada de trabalho necessita de diversas medidas de segurança que estão descritas na Portaria 453/1998 e CNEN 3.01/2014.

Na Portaria 453, item 3.51, descreve-se que cada procedimento radiológico realizado deve ter um controle através de ficha com informações básicas, além disso, deve-se existir o monitoramento do indivíduo

ocupacionalmente exposto (IOE) para obter uma estimativa da dose efetiva e/ou equivalente no cristalino e extremidades, compatível com a atividade exercida, de modo a demonstrar conformidade com os requisitos administrativos e operacionais estabelecidos na legislação.

Ainda segundo a Portaria, em seu item 5.5, descreve-se que durante procedimentos radiológicos os profissionais devem proteger-se da radiação espalhada (Figura 23) usando vestimentas de proteção radiológicas (VPRs) ou barreiras protetoras com atenuação não inferior a 0,25 mmPb.



**Figura 23 – Radiação espalhada**  
Fonte: Palácio et al. (2014) adaptado de AO Fondation

A Portaria 453/98 descreve no item 4.17, alínea d, que o equipamento deve ter cortina ou saíote de chumbo inferior/lateral, para proteção do trabalhador contra a radiação espalhada pelo paciente, sendo a espessura não inferior a 0,5 mmPb, a 100 kVp.

Segundo Soares *et al.* (2011) um estudo feito na Irlanda indicou que com a utilização de protetor plumbífero nas laterais da mesa, tipo cortina, pode-se reduzir 64% da dose nas extremidades baixas.

No item 4.42 da norma indica-se que as vestimentas plumbíferas não podem ser dobradas devendo, quando não estiverem em uso, ser mantidas de forma a preservar sua integridade, sobre superfície horizontal ou em suporte apropriado (PORTARIA 453/1998).

Conforme a Portaria 453/98 no item 4.40, relata-se que as avaliações com uso de fluoroscopia devem ser realizadas somente com luvas plumbíferas com proteção não inferior ao equivalente a 0,25 mm de chumbo.

O estudo feito por Synowitz e Kiwit in Soares *et. al.* (2011), realizado em cirurgias ortopédicas intervencionistas, corrobora com a obrigatoriedade do uso de luvas protetoras que constatou a redução de 75% da dose nas mãos do médico cirurgião protegido.

Na Portaria, descritos entre itens 4.13, 4.17 e 4.45, estão requisitos necessários para o uso do fluoroscópio como dispositivo para controle de tempo de funcionamento do equipamento, sistema para impedimento da distância entre foco-pele e testes anuais/bianuais para controle de qualidade.

## 5 CONCLUSÕES

O presente trabalho possuiu como objetivos: verificação das doses ocupacionais de um cirurgião por meio de dosímetros do tipo termoluminescentes (TLD) nas regiões do tórax, testa, pescoço e mãos; realizar a comparação das doses ocupacionais verificadas na pesquisa com a legislação em vigor; propor medidas de radioproteção.

As medidas apresentaram respostas médias de dose para um procedimento e, em seguida, estimou-se a dose, em cada região, para um ano de trabalho do profissional.

A comparação com a norma CNEN 3.01 demonstrou que a estimativa de dose efetiva para o corpo inteiro (medida no tórax) o resultado ( $109 \pm 86$  mSv/ano) apresentou-se cinco vezes mais alto do que a legislação nacional (20,0 mSv/ano), porém, se considerado que o avental utilizado pelo profissional reduz a dose em 99,94% este resultado diminui para 0,07 mSv/ano, estando adequada.

As estimativas de doses equivalentes para as extremidades (mãos esquerda e direita total de  $79 \pm 55$  mSv/ano sendo a legislação 500 mSv/ano) e tireoide (pescoço obtendo  $61 \pm 99$  mSv/ano e a legislação 300 mSv/ano) tiveram resultados dentro das legislações vigentes.

Entretanto, a dose equivalente para o cristalino (ponto de medida na testa) teve resultado quatro vezes mais alto do que indicado na legislação (20 mSv/ano), sendo  $79 \pm 64$  mSv/ano.

Os resultados confirmam a necessidade do cumprimento das legislações nacionais em vigor que solicitam um programa de monitoramento do profissional que está exposto a radiação ionizante, além do uso de vestimentas de proteção radiológica como avental, protetor de tireoide, luvas e óculos; focando não somente no médico ortopedista, mas toda a equipe envolvida na cirurgia.

Indica-se para novos estudos a realização de um monitoramento em maior período para obter uma exposição mais precisa do trabalhador a emissão da radiação e a avaliação em conjunto do equipamento emissor de radiação.

## REFERÊNCIAS

ANVISA - AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIO. **Portaria SVS/MS nº 453, de 1 de junho de 1998.** Disponível em: <[http://conter.gov.br/uploads/legislativo/portaria\\_453.pdf](http://conter.gov.br/uploads/legislativo/portaria_453.pdf)>. Acesso em: 28 jun. 2017.

ANDREUCCI, R. **Aspectos Industriais - Proteção Radiológica** – Edição Janeiro. São Paulo: ABENDI, 2016.

BARRENTO, P. M. S. **Importância da Imagiologia na Odontopediatria**, Almada, 2014, Dissertação (Mestrado) – Instituto Superior de Ciências da Saúde Egas Moniz.

BUSHONG, S. C. **Ciência Radiológica para Tecnólogos – física, biologia e proteção** – 9ª Edição. São Paulo: Elsevier, 2010.

CAMPOS, L. L. **Termoluminescência de materiais e sua aplicação em dosimetria da radiação.** Disponível em: <[http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0366-69131998000600007](http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0366-69131998000600007)>. Acesso em: 02 fev. 2018.

CANEVARO, L. **Radiologia Intervencionista.** Disponível em: <[http://rle.dainf.ct.utfpr.edu.br/hipermidia/images/documentos/Radiologia\\_intervencionista.pdf](http://rle.dainf.ct.utfpr.edu.br/hipermidia/images/documentos/Radiologia_intervencionista.pdf)>. Acesso em: 29 set. 2017.

CNEN - COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. **Diretrizes básicas de proteção radiológica: Norma CNEN NN 3.01 - Resolução 164/2014.** Disponível em: <<http://appasp.cnen.gov.br/seguranca/normas/pdf/Nrm301.pdf>>. Acesso em: 28 jun. 2017.

CNEN - COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. **Quem somos**. Disponível em: <<http://www.cnen.gov.br/quem-somos>>. Acesso em: 10 set. 2017.

CONTER - CONSELHO NACIONAL DE TÉCNICOS EM RADIOLOGIA. **Aplicações da energia nuclear na saúde**. Disponível em: <<http://www.cnen.gov.br/images/cnen/documentos/educativo/aplicacoes-energia-nuclear-na-saude.pdf>>. Acesso em: 20 ago. 2017.

DAROS, K. A. C. **Detectores de Radiação Ionizante**. Disponível em: <<http://www.higieneocupacional.com.br/download/detectores-daros.pdf>>. Acesso em: 22 mai. 2017.

DAROS, K. A. C. **Avaliação das doses de radiação X em exames pediátricos de tomografia computadorizada de crânio com base em estudos de otimização**, São Paulo, 2005, Tese (Doutorado) – Universidade Federal de São Paulo.

ICRP - INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **Free Educational Downloads**. Disponível em: <<http://www.icrp.org/page.asp?id=35>>. Acesso em: 09 set. 2017.

ICRP - INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION 2007. **The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection**. ICRP Publication 103. Ann. ICRP 37 (2-4).

LABRONICI, P. J.; LYRA, F. S., MOREIRA JR., I; HOFFMANN, R.; FRANCO, J. S., LOURENÇO, P. R. B. T.; LABRONICI, G. J. **Fraturas da extremidade distal da tíbia tratadas pela haste intramedular e placa em ponte – Comparação do tempo de exposição à radiação nos dois métodos**. Disponível em: <[http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S0102-6162010000200004&script=sci\\_abstract&tlng=pt](http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S0102-6162010000200004&script=sci_abstract&tlng=pt)>. Acesso em: 20 jun. 2017.

LA SALVIA, J. C.; MORAES P. R.; AMMAR, T. Y.; SCHWARTSMANN, C. R. **Tempo de radiação emitida por fluoroscopia em cirurgias ortopédicas.** Disponível em: <[http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0102-36162011000200003](http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0102-36162011000200003)>. Acesso em: 20 jun. 2017.

MS - MINISTÉRIO DA SAÚDE. **Efeitos Biológicos.** Disponível em: <<http://rle.dainf.ct.utfpr.edu.br/hipermidia/index.php/protecao-radiologica/efeitos-biologicos-da-radiacoes-pr#classificação>>. Acesso em: 09 set. 2017.

MT - MINISTÉRIO DO TRABALHO. **Norma Regulamentadora nº 32 – Segurança e saúde no trabalho em serviços de saúde.** Disponível em: <<http://trabalho.gov.br/images/Documentos/SST/NR/NR32.pdf>>. Acesso em: 20 mai. 2017.

NERISSIAN, D. Y. **Princípios Físicos em Radiologia.** Disponível em: <[http://rle.dainf.ct.utfpr.edu.br/hipermidia/images/documentos/Principios\\_fisicos\\_em\\_radiologia.pdf](http://rle.dainf.ct.utfpr.edu.br/hipermidia/images/documentos/Principios_fisicos_em_radiologia.pdf)>. Acesso em: 30 out. 2017.

OKUNO E. **Efeitos biológicos das radiações ionizantes. Acidente radiológico de Goiânia.** Disponível em: <[http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S0103-40142013000100014&script=sci\\_arttext](http://www.scielo.br/scielo.php?pid=S0103-40142013000100014&script=sci_arttext)>. Acesso em: 28 ago. 2017.

OKUNO E., YOSHIMURA E. M. **Física das Radiações** – 1ª edição. São Paulo: Oficina de Textos, 2010.

PALÁCIO, E. P.; RIBEIRO, A. A.; GAVASSI, B. M.; DI STASI, G. G.; GALBIATTI, J. A.; DURIGAM JR., A.; MIZOBUCHI, R. R. **Exposição da equipe cirúrgica à radiação ionizante durante procedimentos cirúrgicos ortopédicos.** Disponível em: <<http://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0102361614000435>>. Acesso em: 20 jun. 2017.

ROS, R. A. **Metodologia de controle de qualidade de Equipamentos de raios x (nível diagnóstico) utilizados em calibração de instrumentos**, São Paulo, 2000, Dissertação (Mestrado) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN).

SALIBA, T. M. **Curso Básico de Segurança e Higiene Ocupacional – 1ª edição**. São Paulo: LTR Editora Ltda., 2004.

SILVA, A. A. R.; PAES, W. S. **Proteção Radiológica**. Disponível em: <[http://rle.dainf.ct.utfpr.edu.br/hipermidia/images/documentos/Protecao\\_radiologica.pdf](http://rle.dainf.ct.utfpr.edu.br/hipermidia/images/documentos/Protecao_radiologica.pdf)>. Acesso em: 09 set. 2017.

SOARES, F. A. P.; PEREIRA, A. G.; FLÔR, R. C. **Utilização de vestimentas de proteção radiológica para redução de dose absorvida: uma revisão integrativa da literatura** Disponível em: <[http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci\\_arttext&pid=S0100-39842011000200009](http://www.scielo.br/scielo.php?script=sci_arttext&pid=S0100-39842011000200009)>. Acesso em: 03 mar. 2018.

SULIEMAN, A.; ALZIMAMI, K.; HABEEBALLA, B.; OSMAN H.; ABDELAZIZ I.; SASSI, S.A.; SAM, A.K. **Evaluation of occupational and patient radiation doses in orthopedic surgery**. Appl. Radiat. Isotopes (2014). Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.apradiso.2014.11.020>>. Acesso em: 15 mai. 2017.

SULIEMAN, A.; ALZIMAMI, K.; HABEEBALLA, B.; OSMAN H.; ABDELAZIZ I.; SASSI, S.A.; SAM, A.K. **Occupational and patient exposure in coronary angiography procedures**. Appl. Radiat. Physics and Chemistry (2014). Disponível em: <<http://dx.doi.org/10.1016/j.radphyschem.2013.12.028>>. Acesso em: 15 mai. 2017.

TAUHATA, L.; SALATI, I.; DI PRINZIO, R.; DI PRINZIO, A. **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos – 10ª edição**. Rio de Janeiro: Instituto de Radioproteção e Dosimetria (IRD) / Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), 2014.



VOSIAK, P; SCHELIN, H.R. **Coleta de Dados Referentes às Doses Ocupacionais e de Exposições Médicas Devido à Realização de Exames Radiológicos Pediátrico**, XXII Seminário de Iniciação Científica e Tecnológica da UTFPR (SICITE), Londrina, 2017.

WISSLER, R. **Redução da dose de radiação: visão geral**. Disponível em: <<http://www.radiacao-medica.com.br/reducao-da-dose-de-radiacao/>>. Acesso em: 23 mai. 2017.

**APÊNDICE A – Exemplo de ficha de controle de informações****HOSPITAL 1 – EQUIPAMENTO 1A**

Data: \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_

Procedimento cirúrgico: \_\_\_\_\_

Nº de Imagens: \_\_\_\_\_ Tempo: \_\_\_\_\_

Voltagem: \_\_\_KVp Intensidade: \_\_\_mA / \_\_\_mAs

Data: \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_

Procedimento cirúrgico: \_\_\_\_\_

Nº de Imagens: \_\_\_\_\_ Tempo: \_\_\_\_\_

Voltagem: \_\_\_KVp Intensidade: \_\_\_mA / \_\_\_mAs

Data: \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_

Procedimento cirúrgico: \_\_\_\_\_

Nº de Imagens: \_\_\_\_\_ Tempo: \_\_\_\_\_

Voltagem: \_\_\_KVp Intensidade: \_\_\_mA / \_\_\_mAs

Data: \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_

Procedimento cirúrgico: \_\_\_\_\_

Nº de Imagens: \_\_\_\_\_ Tempo: \_\_\_\_\_

Voltagem: \_\_\_KVp Intensidade: \_\_\_mA / \_\_\_mAs

Data: \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_

Procedimento cirúrgico: \_\_\_\_\_

Nº de Imagens: \_\_\_\_\_ Tempo: \_\_\_\_\_

Voltagem: \_\_\_KVp Intensidade: \_\_\_mA / \_\_\_mAs

Data: \_\_\_/\_\_\_/\_\_\_

Procedimento cirúrgico: \_\_\_\_\_

Nº de Imagens: \_\_\_\_\_ Tempo: \_\_\_\_\_

Voltagem: \_\_\_KVp Intensidade: \_\_\_mA / \_\_\_mAs