

UNIVERSIDADE TECNOLÓGICA FEDERAL DO PARANÁ  
DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE FÍSICA  
CURSO SUPERIOR DE TECNOLOGIA EM RADIOLOGIA

MICHELI SCARIOT TUMELLERO

**AVALIAÇÃO DA DOSE OCUPACIONAL NO CRISTALINO EM  
PROCEDIMENTOS DE SEED APÓS A OTIMIZAÇÃO DA PROTEÇÃO  
RADIOLÓGICA**

TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO

CURITIBA

2016

MICHELI SCARIOT TUMELLERO

# **AVALIAÇÃO DA DOSE OCUPACIONAL NO CRISTALINO EM PROCEDIMENTOS DE SEED APÓS A OTIMIZAÇÃO DA PROTEÇÃO RADIOLÓGICA**

Trabalho de Conclusão de Curso de graduação, apresentado a disciplina de Trabalho de Diplomação, do Curso Superior de Tecnologia em Radiologia do Departamento Acadêmico de Física- DAFIS- da Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR, como requisito parcial para obtenção do título Tecnólogo.

Orientadora: Prof<sup>a</sup>. Dr<sup>a</sup>Danielle Filipov

CURITIBA

2016



**FOLHA DE APROVAÇÃO DO TRABALHO DE CONCLUSÃO DE CURSO INTITULADO**

**“Avaliação da dose ocupacional no cristalino em procedimentos pediátricos de SEED após a otimização da proteção radiológica”**

por

**Micheli Scariot Tumellero**

Este trabalho foi apresentado como requisito parcial à obtenção do título de TECNÓLOGO EM RADIOLOGIA pelo Curso Superior de Tecnologia em Radiologia da Universidade Tecnológica Federal do Paraná – UTFPR – Campus Curitiba, às 09h30min do dia 07 de dezembro de 2016. O trabalho foi aprovado, conforme a **Ata 204**, pela banca examinadora, composta pelos seguintes professores:

---

**Profa. Danielle Filipov, Dra**  
**UTFPR. Presidente**

---

**Profa. Carla Roberta de Barros**  
**Rodrigues Dias, Dra. UTFPR**

---

**Prof. André Luiz Coelho Conceição, Dr**  
**UTFPR**

**Visto:**

---

**Prof. Danyel Scheidegger Soboll, Dr**  
**Coordenador de TCC do CSTR**

## **AGRADECIMENTOS**

Sem dúvidas inúmeras pessoas participaram desta importante etapa a qual irá dar um novo rumo à minha vida, quero agradecer imensamente à todos que por alguma razão se envolveram e me auxiliaram no desenvolvimento deste trabalho. Agradecimentos especiais à Deus e a minha família pela compreensão, esforço, e suporte durante todos os anos de graduação, principalmente neste período, o qual não teria ultrapassado sem auxílio dos mesmos.

Agradeço ao Hospital Pequeno Príncipe onde o trabalho foi desenvolvido, pela oportunidade e disponibilidade. Gostaria de agradecer à Universidade Tecnológica Federal do Paraná (UTFPR), que possibilita a realização desse sonho, aos professores, auxiliaram em minha formação acadêmica. Em especial, deixo o meu agradecimento a Dr<sup>a</sup>Danielle Filipov, pela orientação, apoio e dedicação durante o desenvolvimento do Trabalho de Conclusão de Curso.

Agradeço à todos os colegas de curso pelo apoio durante toda graduação e projetos internos da Universidade e por último, e não menos importante, agradeço ao meu namorado pelo carinho, amor e paciência durante todo o tempo.

## RESUMO

Tumellero, S. M. Otimização da Proteção Radiológica para Redução da Exposição de Profissionais que Acompanham Exames Contrastados Pediátricos de SEED. Universidade Tecnológica Federal do Paraná. Trabalho de Conclusão de Curso. 2016.

**INTRODUÇÃO:** O exame de SEED (Serigrafia do Esôfago-Estômago-Duodeno) é um estudo fluoroscópico para, principalmente, investigar patologias do trato gastrointestinal em crianças. Para a realização desse exame, profissionais permanecem dentro da sala de procedimento para posicionar e imobilizar o paciente. Devido a esse fato é importante ter conhecimento sobre as doses recebidas por esses indivíduos, uma vez que há doses limites para cada região dos profissionais e trabalhar de maneira otimizada, ou seja, levando em consideração a proteção radiológica e a qualidade diagnóstica das imagens. **OBJETIVOS:** Estimar, antes e depois da otimização da proteção radiológica (através da alteração dos parâmetros utilizados para a realização do procedimento), as doses recebidas por um profissional na região do cristalino. **METODOLOGIA:** Quatorze pares de dosímetros termoluminescentes (*thermoluminescent dosimeters* – TLDs) de LiF:Mg,Cu,P foram pendurados do teto em direção ao chão, até a posição correspondente aos olhos de um profissional. Um *phantom* humanoide foi empregado para se simular um paciente pediátrico. As doses fornecidas pelos TLDs foram verificadas antes e após a alteração dos parâmetros, sugeridos através da otimização da proteção radiológica. **RESULTADOS:** Observou-se que, após a otimização da proteção radiológica os parâmetros utilizados estavam adequados com os propostos pela Comissão Internacional de Proteção Radiológica (*International Commission on Radiological Protection* – ICRP). Com a otimização, houve uma redução de 46% de dose recebida na região do cristalino, não ultrapassando o limite de 20mSv/ano para a região. **CONCLUSÕES:** Percebeu-se que, através da alteração de alguns parâmetros técnicos de realização do exame, pôde-se garantir uma redução na exposição ocupacional, de forma que a mesma fique inferior ao limite estipulado.

Palavras- chaves: dosimetria ocupacional, fluoroscopia pediátrica, otimização.

## ABSTRACT

**INTRODUCTION:** The Barium Meal procedure is a fluoroscopic examination that is used to investigate pathologies of the gastrointestinal tract in children. To perform this examination, professionals remain inside the procedure room to position and immobilize the patient. Due to this fact, it is important to know the doses received by the professionals, since there are dose limits for each region of staff and to work in an optimized way, which is, taking into account the radiological protection and the diagnostic quality of the images.**OBJECTIVES:**To estimate, before and after the radiological protection optimization (through some modified parameters), the doses received by one professional in place of the lens.**METHODOLOGY:** Fourteen pairs of thermoluminescent dosimeters (TLDs) were hang from the ceiling to the lens region of a professional. A humanoid phantom was used to simulate a pediatric patient. The doses, obtained by the TLDs, were verifies before and after the changes in the parameters of the procedure, suggested by the application of the optimization.**RESULTS:**It was observed that, after the optimization of the radiological protection the parameters were appropriate with those proposed by the International Commission on Radiological Protection (ICRP). With the optimization, the dose received by the crystalline region was reduced in 46% and it was lower than the limit of 20mSv/year.**CONCLUSIONS:**It was observed that just changing some technical parameters of the examination, the occupational dose could the reduced to a value lower than the limit for the area.

**Key-words:**dosimetry, pediatric fluoroscopy, optimization

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1: Sistema de um equipamento fluoroscópico e suas partes. ....	3
Figura 2: Paciente posicionado para realização de exame de SEED. ....	6
Figura 3: Imagem do trato gastrointestinal, obtida em um exame de SEED.....	7
Figura 4: Demonstração dos pulsos obtidos em fluoroscopia digital e convencional. ....	9
Figura 5: Meio de proteção radiológica utilizado pelos IOEs (jaleco plumbífero). ....	9
Figura 6: Níveis de exposição de acordo com a posição do tubo intensificador de imagem. ....	10
Figura 7: Imagem do equipamento e do <i>phantom</i> utilizados para realização do trabalho. ....	16
Figura 8: Câmara de ionização cilíndrica, utilizada para a calibração.....	17
Figura 9: Posição dos pares de TLDs utilizados para a calibração. ....	18
Figura 10: Local onde foram colocados os dosímetros para medir a dose recebida pelo cristalino.....	20

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Doses limites que podem ser recebidas pelos pacientes e IOEs.....	11
Tabela 2: Valores de Fator de Qualidade Efetivo para os diversos tipos de radiações.....	13
Tabela 3: Valores do fator de peso $W_t$ , para tecido ou órgão de acordo com a ICRP 26 e a ICPR 60.....	14
Tabela 4: Parâmetros utilizados para a realização do exame antes e depois da otimização da proteção radiológica. ....	21
Tabela 5: Dados do TLD BG na calibração-antes da otimização.....	22
Tabela 6: Leituras das doses obtidas em cada par de TLD antes da otimização. ....	22
Tabela 7: Doses obtidas pela câmara de ionização após a otimização.....	22
Tabela 8: Dados do TLD BG na calibração – após a otimização.....	22
Tabela 9: Leitura de Doses obtida por cada par de TLD depois da otimização.....	23
Tabela 10: Doses obtidas pela Câmara de ionização depois da otimização. ....	23
Tabela 11: Exposições dos pares de TLD na posição do cristalino – após a otimização. ....	23
Tabela 12: Exposição dos pares de TLD na posição do cristalino – após a otimização. ....	24



## LISTA DE ABREVIATURAS

- ALARA – Tão baixo quanto razoavelmente exequível (*As low as reasonably achievable*)
- AP – Ântero-posterior (posicionamento radiológico)
- BaSO<sub>4</sub> – Sulfato de Bário
- BG – Radiação de fundo (*Background*)
- CEIMA – Centro de Imagens
- CNEN – Comissão Nacional de Energia Nuclear
- Cu – cobre
- D – Dose Absorvida
- E – Dose Efetiva
- GI – Gastrointestinal
- Gy – Gray
- Ht – Dose Equivalente em órgão ou Tecido
- ICRP – Comissão Internacional de Proteção Radiológica (*International Commission on Radiological Protection*)
- IOE – Indivíduo Ocupacionalmente Exposto
- kVp – Tensão de pico
- LET – Transferência Linear de Energia (*Linear Energy Transfer*)
- LiF:Mg,Cu,P – Fluoreto de Lítio Dopado com Magnésio, Cobre e Fósforo
- LiF:Mg,Ti – Fluoreto de Lítio Dopado com Magnésio e Titânio
- mAs – Produto Corrente- Tempo de Exposição
- P – Fósforo
- PA – Pósterio-Anterior (posicionamento radiológico)
- RBE – Eficiência Biológica Relativa (*Relative Biological Effectiveness*)
- SEED – Seriografia de Esôfago, Estômago e Duodeno
- s – segundos
- Sv – Sievert
- TLD – Dosímetro Termoluminescente (*Thermoluminescent Dosimeter*)

## SUMÁRIO

<b>1. INTRODUÇÃO</b> .....	<b>1</b>
1.1 OBJETIVOS.....	2
1.1.1 OBJETIVO GERAL.....	2
1.1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	2
<b>2. FUNDAMENTAÇÃO TEORICA</b> .....	<b>3</b>
2.1 EQUIPAMENTOS DE FLUOROSCOPIA.....	3
2.2 SERIOGRAFIA DO ESÔFAGO ESTÔMAGO E DUODENO .....	5
2.3 PROTEÇÃO RADIOLOGICA .....	7
2.4 LIMITES DE DOSE .....	10
2.5. GRANDEZAS.....	12
2.5.1 EXPOSIÇÃO.....	12
2.5.2 DOSE ABSORVIDA (D).....	12
2.5.3. DOSE EQUIVALENTE.....	13
2.4. DOSÍMETROS TERMOLUMINESCENTES (TLD'S).....	14
<b>3. METODOLOGIA</b> .....	<b>16</b>
3.1 CALIBRAÇÃO DOS DOSÍMETROS .....	17
3.2 COLETAS DE DADOS NA REGIÃO DOS OLHOS DOS PROFISSIONAIS – ANTES E DEPOIS DA OTIMIZAÇÃO.....	19
3.3 IMPLEMENTAÇÃO DA OTMIZAÇÃO RADIOLOGICA.....	20
<b>4. RESULTADOS E DISCUSSÕES</b> .....	<b>22</b>
4.1. RESULTADOS DAS CALIBRAÇÕES DOS TLDs – ANTES E DEPOIS DA OTIMIZAÇÃO DA PROTEÇÃO RADIOLOGICA.....	22
4.2. RESULTADOS DAS DOSES EQUIVALENTES NAS REGIÕES DO CRISTALINO DO PROFISSIONAL – ANTES E DEPOIS DA OTIMIZAÇÃO DA PROTEÇÃO RADIOLOGICA .....	23
<b>5. CONCLUSÕES</b> .....	<b>26</b>
<b>REFERÊNCIAS</b> .....	<b>27</b>

## 1. INTRODUÇÃO

Exames de diagnóstico que utilizam raios X, campos magnéticos, ondas de som ou substâncias radioativas para formar imagens do interior do nosso organismo, podem ser realizados por diversas razões, tanto para diagnosticar alguma patologia. Dentre os exames de diagnóstico por imagem podemos citar a tomografia computadorizada, a radiografia convencional, a ressonância magnética, a fluoroscopia, entre outros (BUSHONG, 2012).

Desde que Thomas Edison inventou o equipamento de fluoroscopia em 1896, este tem sido uma valiosa ferramenta nas práticas de radiologia. A principal função do equipamento é promover em tempo real a visão dinâmica das estruturas anatômicas. Durante a fluoroscopia, utiliza-se, geralmente, um meio de contraste para destacar a anatomia. As imagens então podem ser visualizadas de forma contínua enquanto o tubo de raios X emite radiação. Caso o médico radiologista queira gravar alguma imagem específica para observá-la futuramente, uma radiografia denominada *spot film* incidência localizada, ou seja, uma radiografia é realizada sem a interrupção do exame dinâmico (BUSHONG, 2012).

O exame de SEED (Serigrafia do Esôfago-Estômago-Duodeno), realizado por um equipamento de fluoroscopia, avalia possíveis anomalias anatômicas no trato gastrointestinal. Para a realização do mesmo é necessário utilizar um meio de contraste de sulfato de bário misturado com água, o qual se adere a mucosa dos órgãos e possibilita a visualização dos contornos anatômicos das estruturas (BONTRAGER, 2013). A quantidade de contraste é determinada pelo radiologista no decorrer do exame, observando a progressão das imagens (NISCHIMURA *etal*, 1999).

Procedimentos fluoroscópicos, normalmente, envolvem a entrega de mais dose ao paciente, devido ao grande tempo de exposição a que o paciente é submetido (muito maior que outros métodos convencionais de diagnóstico) (BONTRAGER, 2013). O tempo total de fluoroscopia é, portanto, um dos fatores importantes da exposição dos pacientes e também do profissional, que, porventura, acompanha a realização dos exames (BUSCHONG, 2012).

Durante a realização do exame de fluoroscopia pediátrica, os indivíduos ocupacionalmente expostos (IOEs) podem ser expostos à radiação espalhada uma vez que eles podem permanecer dentro da sala no momento do exame, tanto para a administração do contraste ao paciente quanto para a sua imobilização. Algumas medidas de proteção, como a utilização de aventais de chumbo pelos IOEs ajudam a manter baixas as exposições a esses indivíduos, entretanto, mesmo com essa proteção, os profissionais estão sujeitos a possíveis altas taxas de dose (BONTRAGER, 2013).

Contudo, para que a exposição a esses indivíduos se mantenha baixa, é necessária uma atenção aos princípios básicos de proteção radiológica, tais como: justificção, limitação da dose individual (que traz valores limites de dose para algumas áreas do corpo, como por exemplo, 20 mSv/ano para o cristalino) e otimização (que determina que “as exposições devem ser mantidas tão baixas quanto razoavelmente exequíveis”) (THAUATA *et al*, 2003).

## **1.1 OBJETIVOS**

### **1.1.1 OBJETIVO GERAL**

Este trabalho apresenta como objetivo geral avaliar as doses recebidas pela região do cristalino de um IOE antes e após a otimização da proteção radiológica dos procedimentos de SEED pediátricos.

### **1.1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS**

Os objetivos específicos são: verificar a dose equivalente recebida pelo cristalino do profissional mais próximo ao paciente, que acompanha o exame de SEED

infantil; buscar meios de implementar a otimização da proteção radiológica e realizar uma nova avaliação das doses, após a implementação da otimização.

## 2. FUNDAMENTAÇÃO TEORICA

Para compreender melhor a importância da otimização da dose recebida por profissionais na fluoroscopia é necessário um conhecimento básico sobre o aparelho, como é realizado o exame, quais as formas de medir a exposição do profissional e como deve ser feita. Desta forma pode-se refletir e pensar em melhores condições de trabalho para os profissionais que irão acompanhar esse exame.

### 2.1 EQUIPAMENTOS DE FLUOROSCOPIA

Um sistema típico de equipamento de fluoroscopia pode ser visualizado na FIGURA 1.

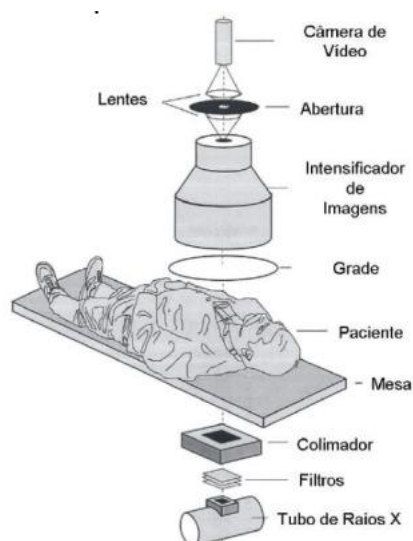


Figura 1: Sistema de um equipamento fluoroscópico e suas partes.

Fonte: Parizotti,2008.

A fluoroscopia é uma importante técnica que possibilita a formação de imagens dinâmicas em tempo real (COUTINHO, 2013). Este procedimento normalmente acarreta em maior taxa de dose para pacientes devido ao tempo de exposição do paciente do que métodos convencionais de diagnóstico (BONTRAGER, 2013). Os raios X incidem em uma tela fluorescente ligada a um intensificador de imagem gerando uma imagem luminosa, onde a intensidade de luz é proporcional a intensidade de raios X. Um equipamento de fluoroscopia é composto de um gerador de raios X, podendo ser contínuo ou pulsado, tubo de raios X, grade, tubo intensificador de imagem, diafragma de luz e câmera de vídeo ou dispositivo de acoplamento de cargas (CANEVARO, 2009).

O tubo intensificador de imagens é um dispositivo eletrônico complexo que recebe o feixe de raios X que forma a imagem e o converte numa imagem de luz visível de alta intensidade (BUSHONG, 2012).

Os raios X que são transmitidos do paciente e incidem na tela intensificadora de imagem são transmitidos através do invólucro de vidro e interagem com o fósforo de entrada, que é o iodeto de césio(CsI), quando um raio X interage com o fósforo de entrada , essa energia se converte em luz visível , isto é similar a intensificação da tela radiográfica (BUSHONG, 2012).

Os cristais de CsI se parecem com agulhas e são firmemente acumulados em camadas de, aproximadamente, 300 $\mu$ m. Cada cristal tem cerca de 5 $\mu$ m de diâmetro. Isso resulta em tubos de micro- análise com pequena dispersão e melhor resolução espacial (BUSHONG, 2012).

Durante a intensificação de imagens fluoroscópica, a imagem radiológica é mostrada em um monitor de televisão. No decorrer da fluoroscopia, opera-se o tubo com menos de 5mA, em contraste com o exame radiográfico convencional o qual o tubo é operado com centenas de correntes de mAs. Contudo apesar do valor de mA ser reduzido a dose no paciente é consideravelmente maior durante a fluoroscopia, na qual a radiação devido aos raios X expõem o paciente constantemente por um tempo ser consideravelmente longo(BUSHONG, 2012).

O próximo elemento ativo do tubo intensificador de imagem é o fotocatodo, que está unido diretamente ao fósforo de entrada por uma fina camada transparente de adesivo. O fotocatodo é uma fina camada de metal normalmente composta de uma combinação de césio e antimônio, que responde a estimulação com a saída de

luz que o alcança. Conseqüentemente, o número de elétrons emitidos pelo fotocátodo é proporcional a intensidade de raios X incidentes na formação da imagem (BUSHONG, 2012).

A tensão de pico de operação depende inteiramente da parte do corpo que está sendo examinada. Equipamentos de fluoroscopia permitem aos radiologistas selecionar o nível e brilho de uma imagem que é subsequentemente mantida, de modo automático, mesmo com a variação de kVp, do mA, ou de ambos. Tal característica é conhecida como ganho de brilho automático (BUSHONG, 2012).

A principal vantagem do intensificador de imagens é no aumento de brilho. As radiografias convencionais são visualizadas com iluminação de 100 e 1000 lux, a fluoroscopia com imagem intensificada funciona com nível similar de iluminação (BUSHONG, 2012).

A influência da tensão e da corrente na qualidade da imagem são similares a da radiologia convencional, alto kVp, e baixo mA. Para a obtenção de uma técnica fluoroscópica precisa é necessário o treinamento e a experiência do radiologista e do tecnólogo em radiologia (BUSHONG, 2012).

## **2.2 SERIOGRAFIA DO ESÔFAGO ESTÔMAGO E DUODENO**

Um dos procedimentos mais comuns realizados para o estudo de sistema GI alto é a serigrafia de esôfago, estômago e duodeno. Esse exame é indicado para investigação de pólipos, divertículos, sinais de gastrite, processos patológicos, úlceras e hérnias (BONTRAGER, 2013).

Sulfato de Bário misturado com água é o meio de contraste preferido para o estudo de todo o sistema digestivo. A área de densidade negativa aparece em branco na imagem radiográfica, isso indica as áreas que estão preenchidas com o meio de contraste (BONTRAGER, 2013).

Também é utilizado para o diagnóstico de possível refluxo esofágico ou regurgitação de conteúdos gástricos que podem ocorrer durante a fluoroscopia. Um ou mais dos seguintes procedimentos podem ser realizados para detectar refluxo esofágico: exercícios de respiração, teste de água, técnica da pá compressor, manobra de tocar a ponta dos pés (FIGURA 2). (BONTRAGER, 2013).

O objetivo do preparo do paciente para o SEED é que o paciente chegue ao departamento de radiologia com o estomago completamente vazio. O jejum necessário é de no mínimo oito horas, sem ingerir qualquer liquido ou solido. O paciente também é instruido a não fumar cigarros, ou mascar chicletes durante o período de jejum, pois essas atividades aumentam secreções gástricas e a salivação, que evita a cobertura apropriada de bário na mucosa (BONTRAGER, 2013).

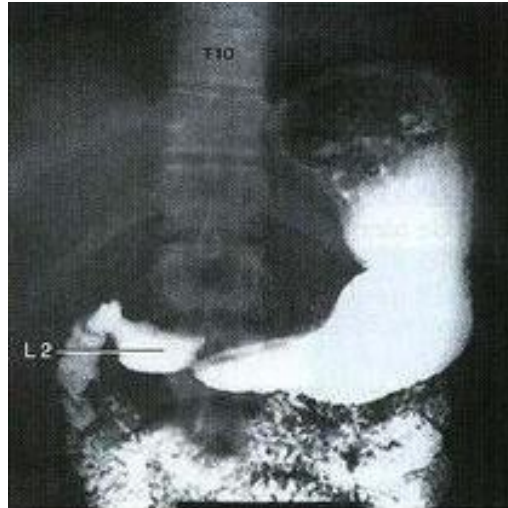


**Figura 2: Paciente posicionado para realização de exame de SEED.**

**Fonte: LEAL *et al*, 2006.**

O exame será realizado em duas etapas: na primeira etapa o paciente irá ingerir a quantidade de contraste indicada pelo médico e três imagens serão feitas (projeções ântero-posterior,oblíqua direita e perfil do esôfago). Posteriormente, o paciente ingere o restante do contraste. Dependendo da estrutura gástrica do indivíduo, serão realizados estudos do fundo gástrico, pequenas e grandes curvaturas, corpo, antro e esfíncter pilórico. O bulbo duodenal deverá ser estudado cheio e vazio (FIGURA 3) até seu segmento horizontal ascendente, antes que haja extravasamento para as alças jejunais (LEAL *et al*, 2006).





**Figura 3: Imagem do trato gastrointestinal, obtida em um exame de SEED**

**Fonte: BONTRAGER,2013.**

No SEED pediátrico os pais devem acompanhar a criança até a sala de exames e na maioria das vezes devem permanecer na sala, Os procedimentos com bário em crianças são realizados geralmente com o paciente deitado, os pais (se a mãe não estiver grávida) e os profissionais que estiverem dentro da sala durante o procedimento, devem receber avental e luvas plumbíferas e também os óculos. Segurar a mão da criança e auxiliar o tecnólogo na hora de fazer com que a criança faça a ingestão do meio de contraste, isso reduz a ansiedade e auxiliam a prover um ambiente de apoio tanto para os pais quanto para a criança (BONTRAGER, 2013)

### **2.3 PROTEÇÃO RADIOLÓGICA**

Como profissionais os tecnólogos em radiologia tem o dever de proteger seus pacientes, eles mesmos, e os companheiros de trabalho e acompanhantes, por isso um completo entendimento da proteção radiológica é essencial para todo o tecnólogo(BONTRAGER, 2013).

As exposições médicas de pacientes devem ser justificadas, ponderando-se os benefícios diagnósticos ou terapêuticos que elas venham a produzir em relação ao dano correspondente (BRASIL, 2014).

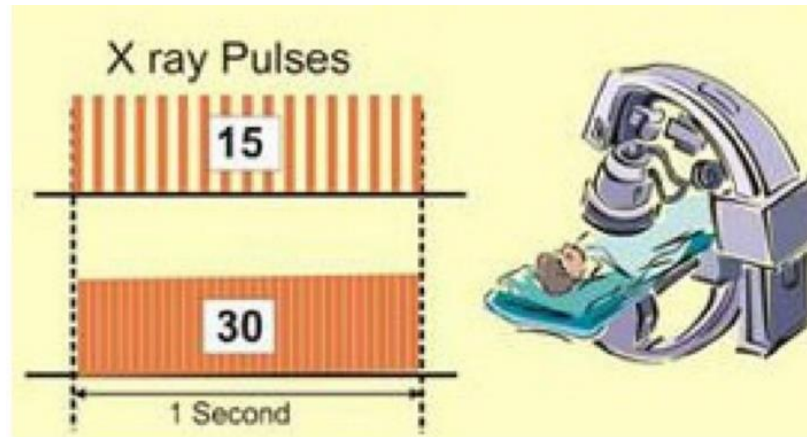
A proteção radiológica deve ser otimizada de forma que a magnitude das doses individuais, o número de pessoas expostas e a probabilidade de ocorrência de

exposições mantenham-se tão baixas quanto possa ser razoavelmente exequível, tendo em conta os fatores econômicos e sociais – princípio ALARA (*As low as reasonably achievable*) que significa que as doses devem ser tão baixas quanto razoavelmente exequível (BRASIL,2014).

Uma das melhores formas de reduzir a dose de exposição do trabalhador durante a fluoroscopia é aplicar os três princípios cardiais de proteção a radiação. Se esses princípios forem aplicados corretamente, a dose pode ser amplamente reduzida, tanto para o tecnólogo atuante em fluoroscopia, quanto para os acompanhantes:

- Tempo: reduza a quantidade de tempo que o tubo de fluoroscopia é energizado. Embora a maioria dos procedimentos seja realizada por radiologistas a quantidade de tempo seja controlada por eles, o tecnólogo também deve acompanhar o tempo da fluoroscopia. O uso da fluoroscopia intermitente reduz a dose no paciente e no profissional desta área. Com a fluoroscopia digital, a função de congelamento de da imagem deve ser usada, o que permite que a última imagem energizada permaneça visível no monitor(BONTRAGER,2013).
- Proteção: Siga todas as precauções de proteção descritas previamente, incluindo o uso correto do protetor de tireoide, avental plumbífero, e as luvas de chumbo (BONTRAGER,2013).
- Distância: O método mais eficaz para reduzir a dose de radiação durante o procedimento de fluoroscopia é aumentar a distância entre o tubo de raios X e o tecnólogo. Aplicando a lei do quadrado inverso da distância, tecnólogos podem reduzir significativamente a dose de exposição (BONTRAGER,2013).

Durante a fluoroscopia pulsada o feixe de raios X é emitido como uma série de curtos pulsos, em vez de continuamente para a fluoroscopia convencional a imagem é adquirida e exibida em constantes 30 quadros por segundo. A fluoroscopia pulsada a 15 quadros por segundo, (FIGURA 4) comparada com os usuais 30 quadros, demonstra uma substancial queda na dose. No entanto, alguns fabricantes aumentam o nível de radiação por quadro para conseguir uma aparência visual com menos ruído, e a redução da dose poderá ser de apenas 25% (BONTRAGER, 2013).



**Figura 4: Demonstração dos pulsos obtidos em fluoroscopia digital e convencional.**

**Fonte: BUSHONG, 2012.**

O uso de dispositivos de proteção, como aventais de chumbo (FIGURA 5), protetores de tireoide e óculos plumbíferos tendem a uma redução de 90% da dose (TAUHATA,2003).



**Figura 5:Meio de proteção radiológica utilizado pelos IOEs (jaleco plumbífero).**

**Fonte: BONTRAGER, 2013.**

Durante a fluoroscopia a equipe é exposta à radiação proveniente do paciente, contudo a radiação dispersa cai drasticamente de acordo com que o profissional se afasta do paciente e da mesa. Isso pode ser demonstrado na FIGURA 6 que mostra a dispersão estimada dos campos expostos de radiação

diretamente ao lado da torre intensificadora sem que a mesma esteja protegida (BUSHONG,2012).

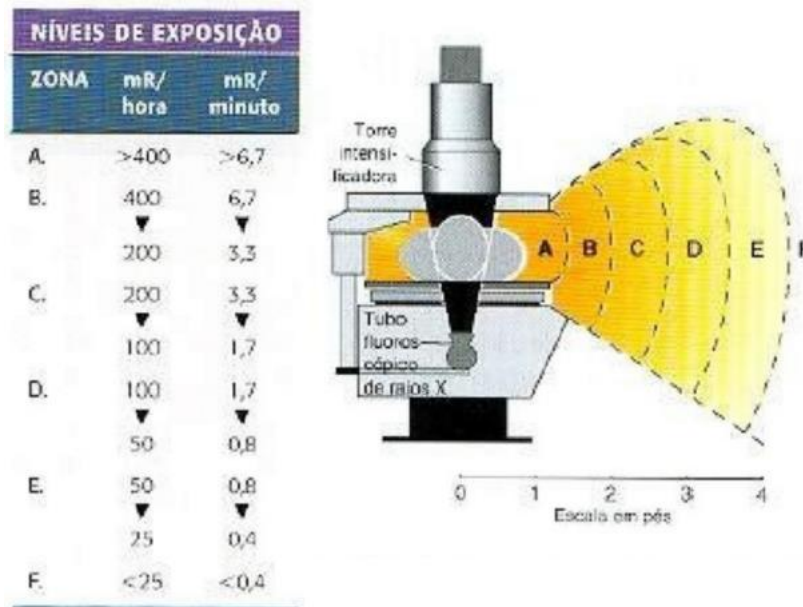


Figura 6: Níveis de exposição de acordo com a posição do tubo intensificador de imagem

Fonte: BUSCHONG,2012.

## 2.4 LIMITES DE DOSE

A radiação em altas doses é comprovadamente prejudicial. Por isso foram estabelecidos limites de doses a fim de reduzir efeitos colaterais. A análise racional em relação aos limites de dose é tornar o risco da exposição ocupacional a que outros trabalhadores correm em outros ambientes seguros. O limite de dose anual por trabalhador ocupacionalmente exposto é de 20 mSv/ano equivalentes a dose efetiva em todo o corpo. Outros limites de dose anuais são aplicados para exposição parcial do corpo: 20mSv para o cristalino e 500 mSv para a pele e extremidades (mãos e pés) (BONTRAGER, 2013).

A dose cumulativa recomendada durante a vida do trabalhador ocupacionalmente exposto é de 10 mSv vezes a idade em anos. No entanto, o princípio ALARA deve ser posto em prática para que a dose ocupacional seja restrita a uma taxa muito menos que o limite de dose de 20 mSv ao ano (ICRP, 2011).

Para cada funcionário que tenha chances de receber 10% do limite de dose deve-se prover um monitor pessoal. O dosímetro pessoal é usado no nível do tórax. Se um indivíduo atua em procedimentos fluoroscópicos, sabe-se que o dosímetro deve ser posicionado no colarinho do avental protetor, ou por cima do protetor de tireoide. Para contar o efeito protetor do avental e determinar uma efetiva dose para o corpo inteiro, a leitura do colarinho é multiplicada por um fator de 0,3. O valor mensurado de 3mSv para o dosímetro é equivalente a uma dose de 0,9 mSv no corpo inteiro. O limite de dose anual de 20mSv se aplica a dose equivalente efetiva(TABELA 1). (ICRP, 2011).

<b>LIMITES DE DOSES ANUAIS</b>		
<b>DOSE EFETIVA</b>	<b>TRABALHADOR</b>	<b>PÚBLICO</b>
Corpo inteiro	20mSv	1mSv
<b>DOSE EQUIVALENTE</b>	<b>TRABALHADOR</b>	<b>PÚBLICO</b>
Pele	500mSv	50mSv
Cristalino	20 mSv	15mSv
Extremidades	500mSv	----

**Tabela 1: Doses limites que podem ser recebidas pelos pacientes e IOEs.**

**Fonte:ICRP, 2011**

A exposição à radiação deve ser mantida nos menores níveis praticáveis e muito abaixo do limite de dose. Todos os tecnólogos devem praticar o princípio ALARA para que os pacientes e outros funcionários da assistência médica não recebam radiação desnecessária. A seguir está um resumo das quatro mais importantes maneiras de se obter o ALARA:

1. Sempre usar um dispositivo de monitoramento pessoal.
2. Dispositivos mecânicos de sustentação. Para a imobilização do paciente devem ser usadas ataduras, bolsas de areia, fita adesiva essas são ferramentas muito eficientes, portanto, devem ser utilizados sempre que o exame permitir.
3. Colimação restrita a área anatômica de interesse, filtração do feixe principal, técnica de kV ideal, evitar incidências repetidas são fatores que reduzem a dose do paciente.
4. Pratique os três princípios cardiais da proteção contra a radiação. Tempo, distância e proteção (BUSHONG, 2012).

## 2.5. GRANDEZAS

### 2.5.1 EXPOSIÇÃO

É o quociente entre  $dQ$  por  $dm$ , onde  $dQ$  é o valor absoluto da carga total de íons de um gás, produzidos no ar, quando todos os elétrons liberados pelos fótons no ar, em uma massa  $dm$ , são completamente freados no ar, ou seja:

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

Devido a necessidade de se conhecer perfeitamente a massa do volume de material atingido e de coletar toda a carga do mesmo sinal num eletrodo, a medição da exposição só é factível numa câmara de ionização a gás. Isto significa que esta grandeza só pode se definida para o ar e para fótons X e um gás (TAUHATA, 2003).

### 2.5.2 DOSE ABSORVIDA (D)

Um dos efeitos da interação da radiação com a matéria é a transferência de energia. Esta nem sempre é toda absorvida, devido a variedade de modos de interação e a natureza do material. Assim uma quantidade de energia absorvida pode ser captada no processo de excitação dos átomos ou perdida por radiação de freamento, cujos fótons podem escapar da matéria (TAUHATA, 2003).

A relação entre a energia absorvida e a massa do volume de material atingido é a base da definição da grandeza Dose absorvida. Para especificar melhor as variações espaciais e evitar a variação da quantidade de energia absorvida em diferentes pontos do volume do material a Dose absorvida é definida como uma função num ponto P, de interesse, ou seja:

$$D = \frac{dE}{dm} \quad (2),$$

onde,  $dE$  é a energia média depositada pela radiação no ponto P de interesse, num meio de massa  $dm$  (TAUHATA,2003).

### 2.5.3. DOSE EQUIVALENTE

É o conceito utilizado para definir a equivalência entre doses diferentes de radiação para produzir o mesmo efeito biológico. É obtida multiplicando-se a dose absorvida ( $D$ ) pelo de fator de qualidade ( $Q$ ).

$$H = D \cdot Q \quad (3).$$

O fator de qualidade é adimensional e constitui um fator de peso proveniente da simplificação do valor da Eficiência Biológica Relativa (RBE) (*Relative Biological Effectiveness*) diferentes tipos de radiação, na indução de determinado tipo de efeito biológico. Na equivalência as diferenças entre as radiações foram expressas pelos diferentes valores de transferência linear de energia (LET) (*Linear Energy Transfer*), ou seja, o valor de  $Q$  foi obtido em função de LET (TABELA 2) (TAUHATA, 2003).

TIPO DE RADIAÇÃO	Q
Raios X, Radiação Y e elétrons	1
Prótons e partículas com unidade de carga e com massa de repouso maior que uma unidade de massa atômica e de energia desconhecida	10
Nêutrons com energia desconhecida	20
Radiação $\alpha$ e demais partículas com carga superior a uma unidade de carga	20

**Tabela 2: Valores de Fator de Qualidade Efetivo para os diversos tipos de radiações**

**Fonte: TAUHATA, 2003.**

A dose equivalente no órgão ou tecido é a dose equivalente média em um tecido específico  $T$ , expresso por:

$$H_t = D_t \cdot Q_t \quad (4),$$

onde,  $Q_t$  é o fator de qualidade médio no órgão ou tecido T e  $D_t$  a dose absorvida (TAUHATA, 2003).

Já a dose equivalente efetiva de corpo inteiro E, é obtida pela relação:

$$E = \sum_t W_t \cdot H_t \quad (5),$$

onde,  $W_t$  é o fator de peso do tecido ou órgão T relevante e  $H_t$  é a dose equivalente no órgão. Os valores de  $W_t$  estão associados à radiosensibilidade do órgão a radiação e seus valores estão na TABELA 3 (TAUHATA, 2003).

ÓRGÃO OU TECIDO	FATOR DE PESO $W_t$	
	ICRP 26	ICRP 60
Medula óssea	0,12	0,12
Gônadas	0,25	0,20
Pulmão	0,12	0,12
Tireoide	0,03	0,05
Pele	--	0,01
Superfície óssea	0,30	0,01
Bexiga	--	0,05

Tabela 3: Valores do fator de peso  $W_t$ , para tecido ou órgão de acordo com a ICRP 26 e a ICRP 60.

Fonte: TAUHATA, 2003.

## 2.4. DOSÍMETROS TERMOLUMINESCENTES (TLD'S)

Dentre os dosímetros individuais mais utilizados encontram-se os dosímetros termoluminescentes (TLD) (*Thermoluminescent Dosimeter*) este é um monitor que mede uma grandeza radiológica ou operacional, mas com resultados relacionados ao corpo inteiro, órgão ou tecido humano (TAUHATA, 2003).

Dosímetros termoluminescentes com base de Fluoreto de Lítio, tais como o LiF:Mg,Ti (TLD-100) e o LiF:Mg,Cu,P (TLD MCP), são amplamente usados na dosimetria de radiações ionizantes, isso por conta de apresentarem alta sensibilidade para radiações ionizantes, além de possuírem número atômico efetivo semelhante ao tecido humano.



O volume sensível de um material termoluminescente consiste de uma massa pequena (de aproximadamente 1 a 100 mg) de um material cristalino dielétrico contendo ativadores convenientes. Esse ativador, que pode estar presente em quantidade extremamente pequena, cria dois tipos de imperfeições na rede cristalina: armadilhas para elétrons, que capturam e aprisionam os portadores de carga e centros de luminescência. A radiação ionizante, ao interagir com elétrons, cede energia aos mesmos, que são aprisionados pelas armadilhas. Se o material é submetido a um aquecimento os elétrons aprisionados nas armadilhas são liberados, fazendo com que percam a energia nos centros de luminescência. A diferença de energia entre esses dois níveis é emitida através de um fóton na faixa de luz visível (TAUHATA, 2003).

Para alguns materiais as armadilhas resistem bem a temperatura ambiente por períodos de tempo relativamente longos, ou seja, só liberam os elétrons e emitem luz após um tratamento térmico de algumas centenas de graus Celsius (TAUHATA, 2003).

Como o sinal luminoso pode ser proporcional a radiação incidente, esses materiais são bastante convenientes para serem utilizados como dosímetros, principalmente pela sua característica de reutilização antes de apresentarem fadiga expressiva (TAUHATA, 2003).

Ainda que somente uma parte da energia da radiação depositada no material seja transformada em luz, com controle adequado do processo é possível se obter boa reprodutibilidade na avaliação da dose acumulada (TAUHATA, 2003).

As principais substâncias utilizadas como materiais termoluminescentes para dosimetria são o  $\text{CaSO}_4:\text{Mn}$  (Sulfato de Cálcio dopado com Manganês), o  $\text{LiF}$  (fluoreto de lítio) e o  $\text{CaF}_2$  (Fluorita) (TAUHATA, 2003).

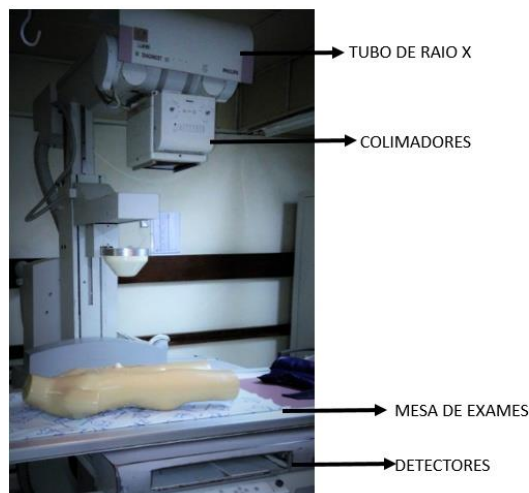
O instrumento utilizado para avaliar a dose em função da luz emitida é denominado leitora de TLDs. É composto por um sistema que faz um aquecimento controlado, de uma válvula fotomultiplicadora, que transforma o sinal luminoso em um sinal elétrico amplificado, e de um sistema de processamento e apresentação do sinal (TAUHATA, 2003).

### 3. METODOLOGIA

Este estudo foi desenvolvido e iniciando com a apresentação do pré projeto e se estendeu até dezembro de 2016. Os dados foram obtidos no Centro de Imagens (CEIMA) de um Hospital na cidade de Curitiba-PR.

Neste trabalho, foi estudado o exame de SEED realizado em pacientes pediátricos na faixa etária de 5 anos em duas etapas: antes e depois da implementação da otimização da proteção radiológica para o profissional.

O equipamento utilizado neste Hospital para os procedimentos fluoroscópicos é da marca "PHILIPS MEDICAL SYSTEMS" (Hamburgo, Alemanha) modelo DIAGNOST 93 composto por um tubo de raios X e de um receptor de imagens do tipo intensificador de imagens, respectivamente, sobre e sob a mesa de exames (FIGURA 7).



**Figura 7: Imagem do equipamento e do phantom utilizados para realização do trabalho.**

**Fonte: AUTORIA PROPRIA**

Foram utilizados 14 pares de dosímetros termoluminescente do tipo LiF:Mg,Cu,P da Rad Pro International GmbH (Wermelskirchen, Alemanha), com dimensões de 4,5 mm de diâmetro e 0,9 mm. Para realizar a leitura dos dosímetros, foi utilizada a leitora Laboratory Reader-Analyser RA'04, de mesma marca dos dosímetros, cuja área da curva de emissão avaliada para o TLD-MCP é de 100 °C a 250 °C.

Uma câmara de ionização (FIGURA 8), utilizada para a calibração dos TLDs, é da Radcal(Monrovia, CA, USA), modelo 10X6-6, com volume sensível de 6 cm<sup>3</sup>. A câmara é do tipo cilíndrica e possui certificado de calibração, cujo fator é de 0,991mGy/mGy e não é necessário fazer as correções nos valores de temperatura e pressão, pois essa correção é feita de maneira automática pelo detector.



Figura 8: Câmara de ionização cilíndrica, utilizada para a calibração.

Fonte: RADCAL, 2012.

### 3.1 CALIBRAÇÃO DOS DOSÍMETROS

Inicialmente foi realizada a calibração dos dosímetros, que ocorreram no mesmo equipamento em que os exames de SEED são realizados. Foram feitas duas exposições para a calibração de dois pares de dosímetros, que neste estudo serão chamados de L1, L2; a calibração foi realizada antes e após a otimização.

Os pares de dosímetros L3, L4, L5, L6, L7,L8, L9 L10 foram utilizados para obter as doses medidas por cada par de dosimetro antes e após a otimização da proteção radiológica, e os pares L11,L12,L13,L14, foram utilizados para obter as doses na posição do cristalino antes e após a otimização.

Os dosímetros foram encapsulados em pares (os pacotes para o encapsulamento são feitos do mesmo material de envelopes para filmes intraorais) e em seguida eram identificados de acordo com as numerações acima citadas.

Na primeira calibração, os dosímetros foram expostos a fótons de radiação da mesma intensidade dos empregados diariamente em exames de SEED pediátricos, utilizando uma tensão de 63 kVp, mAs de 12 e área de campo de 20,8x20,8 cm<sup>2</sup>.

Durante a calibração, foi utilizada a câmara de ionização cilíndrica, cujas leituras obtidas eram fornecidas em unidades de dose absorvida ( $\mu\text{Gy}$ ). Nesta etapa, os pares de TLDs foram posicionados no *phantom* pediátrico humanoide, ao lado do centro do volume sensível da câmara, simulando o procedimento do exame. (FIGURA 9).



Figura 9: Posição dos pares de TLDs utilizados para a calibração.

Fonte: AUTORIA PROPRIA.

Com a implementação da otimização da proteção radiológica, foi necessário ajustar o kVp, e conseqüentemente o mAs. O procedimento desta segunda calibração foi o mesmo do descrito anteriormente, a diferença encontra-se na escolha dos parâmetros técnicos da exposição, neste caso a tensão utilizada foi de 73 kVp, o mAs de 4,8 e a área do campo de 16,3x16,3 cm<sup>2</sup>.

Depois de realizadas as exposições das calibrações (antes e após a otimização), os TLDs foram lidos pela leitora. Para cada tipo de TLDs, os resultados foram tabelados e interpretados, da seguinte forma:

- 1º Passo: foi feita a leitura do dosímetro em branco e o cálculo da média aritmética dos dosímetros deste par, obtendo a  $M_{BG}$ .
- 2º Passo: foram feitas as leituras dos dosímetros de cada par de TLDs e calculada a média desses pares, obtendo-se assim  $M_{PAR}$ ;

- 3º Passo: calculou-se a real leitura dos dosímetros de cada par de TLD exposto, usando a seguinte fórmula:

$$LR = M_{PAR} - M_{BG} \quad (6);$$

- 4º Passo: foi calculado o desvio padrão da média, utilizando o desvio padrão calculado para os TLDs de cada par e para o BG;
- 5ª Passo: calculou-se o fator de calibração (FC), dividindo-se a dose média obtida com a câmara de ionização pela leitura real;
- 6ª Passo: calculou-se o desvio padrão do fator de calibração, utilizando a fórmula abaixo:

$$\sigma_{FC} = FC \cdot \sqrt{\left(\frac{\sigma_{dose}}{dose}\right)^2 + \left(\frac{\sigma_{LR}}{LR}\right)^2} \quad (7).$$

Onde FC significa fator de calibração,  $\sigma_{FC}$  é o desvio padrão do fator de calibração,  $\sigma_{dose}$  é o desvio padrão da média das doses, e  $\sigma_{LR}$  é o desvio padrão da leitura real dos dosímetros.

Esses dados obtidos serão utilizados para calcular as doses obtidas nas posições dos cristalinos dos profissionais.

### **3.2 COLETAS DE DADOS NA REGIÃO DOS OLHOS DOS PROFISSIONAIS – ANTES E DEPOIS DA OTIMIZAÇÃO.**

Para a realização do exame de SEED pediátrico é necessário, na grande maioria, pelo menos um profissional dentro da sala.

Após os TLDs estarem devidamente calibrados foi realizada a primeira coleta (antes da otimização). Para simular a posição do cristalino do profissional, foi utilizado um barbante, pendurado a partir do teto, a uma distância da mesa de 56,4 cm. Os TLDs foram posicionados a uma altura aproximada de 1,6 m (região próxima à altura do cristalino) simulando a altura média de profissionais que realizam o exame no hospital. Na segunda coleta (após a otimização) o mesmo procedimento

foi realizado, mas agora o barbante foi posicionado a uma distância de 65 cm da mesa. A FIGURA 10 mostra um esquema básico do posicionamento dos TLDs.

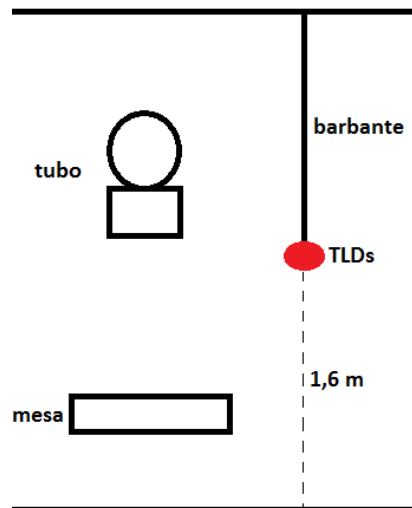


Figura 10: Local onde foram colocados os dosímetros para medir a dose recebida pelo cristalino.

FONTE: AUTORIA PROPRIA

Depois de realizadas as exposições a leitura dos dosímetros foi feita e em seguida os valores foram tabelados e calculados:

- 1º Passo: Foi feita a leitura dos pares de dosímetros expostos e do par BG e calculada a média aritmética dos pares;
- 2º Passo: Calculou-se o desvio padrão das exposições;
- 3º Passo: Foi calculada a leitura real, utilizando a equação 1 e o desvio-padrão desta leitura;
- 4º Passo: Calculou-se a dose, multiplicando-se a leitura real pelo fator de calibração;
- 5º Passo: Foi calculado o desvio padrão da dose, fazendo uso da equação abaixo:

$$\sigma_{dose} = Dose \cdot \sqrt{\left(\frac{\sigma_{LR}}{LR}\right)^2 + \left(\frac{\sigma_{FC}}{FC}\right)^2} \quad (8).$$

### 3.3 IMPLEMENTAÇÃO DA OTIMIZAÇÃO RADIOLOGICA.

Foram estudadas as técnicas de otimização da proteção radiológica e implementadas as que possíveis, tais como:

- Aumento da distância foco- filme;
- Aumento da tensão, kVp, e redução do mAs, nas radiografias;
- Redução do tempo total de fluoroscopia;
- Redução do tamanho do campo no paciente;
- Redução no número de radiografias realizadas;
- Aumento da distância dos profissionais ao tubo ou paciente.

Essas alterações foram estudadas e implementadas em um trabalho anterior (Filipov, 2015), o qual foi realizado diretamente com pacientes, e aplicadas no presente estudo (em um *phantom*) para análise ocupacional.

Os parâmetros empregados nos procedimentos e alterados estão apresentados na TABELA 3.

	ANTES DA OTIMIZAÇÃO	DEPOIS DA OTIMIZAÇÃO
Nºde radiografias	7	6
kVp	63	73
mAs	12	4,8
Tempo de fluoroscopia	1,4 min	1 min
Área de campo	20,1	16,3
Distancia foco detector	126 cm	150 cm
<b>Distancia do profissional ao raio central</b>	56,4 cm	65 cm

**Tabela 4: Parâmetros utilizados para a realização do exame antes e depois da otimização da proteção radiológica.**

**Fonte: Autoria Própria**

O presente estudo utilizou estes parâmetros técnicos, pois no estudo realizado anteriormente (Fillipov,2015) havia sido comprovado que não seria alterada a qualidade da imagem obtida no procedimento estudado.

## 4. RESULTADOS E DISCUSSÕES

### 4.1. RESULTADOS DAS CALIBRAÇÕES DOS TLDs – ANTES E DEPOIS DA OTIMIZAÇÃO DA PROTEÇÃO RADIOLOGICA

As tabelas com os resultados das calibrações (antes e após a otimização) encontram-se listadas a seguir. Inicialmente, seguem os valores encontrados antes da otimização da proteção radiológica.

BRANCO	LEITURA	MÉDIA BG	$\sigma$ BG
L1	989,7		
L2	976,7	983,2	9,2

Tabela 5: Dados do TLD BG na calibração-antes da otimização.

Fonte Autoria Própria

EXPOSTOS	LEITURA	MÉDIA EXPOSTO	$\sigma$ Exposto	LEITURA REAL	$\sigma$ REAL
L3	5055,0				
L4	6665,3				
L5	6465,3	61717	749,6	5188,6	749,6
L6	6501,3				

Tabela 6: - Leituras das doses obtidas em cada par de TLD antes da otimização.

Fonte: Autoria Própria.

DOSES CÂMARA ( $\mu$ Gy)					
	Soma das Doses ( $\mu$ Gy)	$\sigma$ ( $\mu$ Gy)	$F_c$ ( $\mu$ Gy/TLD)	$\sigma F_c$ ( $\mu$ Gy/TLD)	
DOSE 1	367,66				
DOSE 2	367,40	1102,96	0,25	0,2126	0,307
DOSE 3	367,90				

Tabela 7: Doses obtidas pela câmara de ionização após a otimização.

Fonte: Autoria Própria

A seguir, encontram-se os dados obtidos após a otimização da proteção radiológica.

BRANCO	LEITURA	MÉDIA BG	$\sigma$ BG
L1	989,7		
L2	976,7	983,2	9,2

Tabela 8: Dados do TLD BG na calibração – após a otimização.

Fonte: Autoria Própria.



EXPOSTOS	LEITURA	MÉDIA EXPOSTO	$\sigma$ Exposto	LEITURA REAL	$\sigma$ REAL
L7	2669,0				
L8	3242,7				
L9	2793,0	2816,4	299,6	1833,2	299,7
L10	2561,0				

Tabela 9: Leitura de Doses obtida por cada par de TLD depois da otimização.

Fonte: Autoria Própria.

		DOSES CÂMARA ( $\mu$ Gy)			
		SOMA DAS DOSES ( $\mu$ Gy)	$\sigma$ ( $\mu$ Gy)	Fc ( $\mu$ Gy/TLD)	$\sigma$ Fc ( $\mu$ Gy/TLD)
DOSE 1	140,30				
DOSE 2	140,10	420,40	0,15	0,2293	0,0375

Tabela 10: Doses obtidas pela Câmara de ionização depois da otimização.

Fonte: Autoria Própria

Pode-se perceber que as somas das doses obtidas pela câmara de ionização diminuíram de 1102,96  $\mu$ Gy para 420,40  $\mu$ Gy. Houve uma modificação de 38% da soma das doses, ocasionando uma redução de 61,88% em relação à soma obtida antes da otimização.

#### 4.2. RESULTADOS DAS DOSES EQUIVALENTES NAS REGIÕES DO CRISTALINO DO PROFISSIONAL – ANTES E DEPOIS DA OTIMIZAÇÃO DA PROTEÇÃO RADIOLOGICA

As TABELAS 11 e 12 mostram os resultados das doses na região do cristalino antes e após a otimização, respectivamente. De acordo com as leituras obtidas durante as exposições pode se perceber uma redução de dose em, aproximadamente 46%.

Expostos	Leitura	Média Expostos	$\sigma$ Expostos	Leitura real	$\sigma$ Real	Dose ( $\mu$ Gy)	$\sigma$ Dose ( $\mu$ Gy)
L11	1487,3						
L12	1403,7						
L13	1828,0	1610,2	99,0	313,5	99,4	67	23
L14	1721,7						

Tabela 11: Exposições dos pares de TLD na posição do cristalino – ANTES a otimização.

Fonte: Autoria Própria.

Expostos	Leitura	Média Expostos	$\sigma$ Expostos	Leitura real	$\sigma$ Real	Dose ( $\mu$ Gy)	$\sigma$ Dose( $\mu$ Gy)
L11	1194,7	1294,2	37,1	155,5	38,2	36	11
L12	1285,7						
L13	1366,7						
L14	1329,7						

**Tabela 12:Exposição dos pares de TLD na posição do cristalino – após a otimização.**

**Fonte: Autoria Própria.**

Baseando-se nas normas da Comissão Europeia, nas recomendações do ICRP e no estudo realizado anteriormente (Filipov, 2015), algumas alterações técnicas, para redução de exposição foram realizadas:

- Aumento de 16% no fator de tensão (kVp), todos os exames devem ser realizados com no mínimo 70kVp, logo, com o aumento do kVp deve ocorrer uma redução no mAs, no presente estudo a redução foi de 60% no mAs;
- Aumento de 19% na distancia foco- detector; antes da otimização a distancia utilizada era de 126 cm, após a otimização da proteção radiológica o tubo foi afastado o máximo possível do detector, passando a assumir uma distancia de 150 cm.
- Á área do campo passou a ter uma redução de 21,5% de acordo com as recomendações do ICRP a área de colimação deve ser restrita a área de interesse, com uma pequena margem de erro de acordo com o comportamento do paciente.
- O tempo de fluoroscopia diminuiu em 28%.O tempo utilizado comumente era de 1,4 min, com a realização do estudo o tempo de fluoroscopia utilizado passou a ser de 1 min. Segundo o ICRP recomenda a redução do tempo total de fluoroscopia, uma vez que tempo e dose de radiação recebida são diretamente proporcionais.
- A distância do IOE em relação ao feixe central foi aumentada em 15%, na primeira etapa do estudo o profissional estava localizado a 56,4 cm da fonte, após a implementação da otimização o profissional passou a estar 65 cm da fonte, esse aumento na distancia foi realizado, baseando- se na tríade da

proteção radiológica, citada anteriormente, que refere que a dose está relacionada ao inverso do quadrado da distancia.

- O número de radiografias também diminuiu, antes da otimização foram realizadas 7 radiografias e após foram realizadas somente 6.

Ainda comparando as doses obtidas antes e após a otimização da proteção radiológica obteve-se uma redução de 45% de dose recebida na região do cristalino, a incerteza também foi reduzida.

## 5. CONCLUSÕES

O presente trabalho tinha como objetivos: verificar a dose equivalente recebida pelo cristalino do profissional mais próximo ao paciente, que acompanha o exame de SEDD infantil; buscar meios de implementar a otimização da proteção radiológica e realizar uma nova avaliação das doses, após a implementação da otimização.

Com a otimização, foi observado um aumento de 16% do kVp e uma redução de 60% no mAs nas radiografias realizadas, um aumento da distância foco- detector em 19%, uma redução da área do campo em 21,5%, uma diminuição no tempo total de fluoroscopia em 28% e um aumento de 15% na distância do IOE em relação ao paciente.

Comparando as doses obtidas antes e após a otimização da proteção radiológica obteve-se uma redução de 46% de dose recebida na região do cristalino, não ultrapassando o limite de 20mSv/ano para a região do cristalino.

Observando-se os resultados, conclui-se que alterando apenas alguns parâmetros técnicos de realização do exame, realizados em equipamentos similares ao do estudo, pode-se garantir uma redução significativa nas exposições ocupacionais, mantendo-as dentro dos limites estipulados pelos órgãos de proteção radiológica.

## REFERÊNCIAS

- BONTRAGER, K.L.; LAMPIGNANO, J. **Bontrager's Handbook of Radiographic Positioning and Techniques**. 8a ed. St. Louis, MO (USA): MosbyElsevier, 2013.
- BRASIL. Ministério da Ciência, Tecnologia e Inovação. Comissão Nacional de Energia Nuclear. **Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica**. Resolução CNEN 164/14 de março de 2014 – CNEN. 2014
- BUSHONG, S.C. **Radiologic Science for Technologists: Physics, Biology and Protection**. 10ª ed. St. Louis, MO (USA): MosbyElsevier, 2012.
- CASSATA, J.R.; MOSCOVITCH, M.; ROTUNDA, J.E.; VELBECK, K.J. A new paradigm in personal dosimetry using LiF:Mg,Cu,P. **Radiation Protection Dosimetry**. Vol. 101, No. 1-4, 27-42, 2002.
- CANEVARO, L. **Aspectos Físicos e Técnicos da Radiologia Intervencionista**. **Revista Brasileira de Física Médica**. 2009. 101-115p.
- COUTINHO, José G. M. **Débito de Dose e Qualidade da Imagem em Fluoroscopia**. 2013. 87 f. Dissertação (Mestrado em Engenharia Biomédica). Faculdade de Ciências e Tecnologia, Universidade Nova de Lisboa, Lisboa, 2013.
- EUROPEAN COMMUNITIES. **European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images in paediatrics**. Office for Official Publication of the European Communities, Luxembourg, 1996.
- FILLIPOV, D. **Avaliação e Otimização da Dose de Radiação x devido a Exposições Médicas e Ocupacionais de Serigrafias do Esôfago-Estômago-Duodeno Pediátrica**. Dissertação (Doutorado em Biotecnologia Aplicada à Saúde da Criança e do Adolescente). Faculdade Pequeno Príncipe, 2015.
- IAEA. **Optimization of Protection in Paediatrics**. Disponível em: [https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content/Documents/TrainingRadiology/Lectures/R\\_PDIR-L21\\_Paediatrics\\_WEB.ppt](https://rpop.iaea.org/RPOP/RPoP/Content/Documents/TrainingRadiology/Lectures/R_PDIR-L21_Paediatrics_WEB.ppt). Acesso em 20 de agosto de 2016
- ICRP. **Radiological protection in paediatric diagnostic and interventional radiology**. ICRP Publication 121. Ann. ICRP 42(2), 2013.
- ICRP. **Radiological protection in paediatric diagnostic and interventional radiology**. ICRP Publication 121. Ann. ICRP 42(2), 2011.
- LEAL, Robson; FRANZA, Gilberto; SANTOS, Ana Lucia; SIQUEIRA, André. **Posicionamento em exames contrastados**, 1ª edição, Escolar Ltda, 2006.
- NISCHIMURA, Lucia Y; POTENZA, Marlene M; CESARETTI, Isabel U. **R. Enfermagem Nas Unidades De Diagnóstico Por Imagem -Aspectos Fundamentais**, 3ª edição, Atheneu, 1999.

PARIZOTI, A. **Otimização de imagens e proteção radiológica em fluoroscopia.** 86f. Dissertação (Mestre em Ciências: Física Aplicada a Medicina e Biologia) – Faculdade de Filosofia, Ciências e Letras de Ribeirão Preto, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2008

RADCAL CORPORATION. **Accu-Gold.UserGuide.**Monrovia, CA, USA: RADCAL CORPORATION. 2012. Manual do usuário.

TAUHATA, L; SALATI, I.P.A; DI PRINZIO, R.; DI PRINZIO, A. **Radioproteção e Dosimetria: Fundamentos.** 5ª revisão. Rio de Janeiro: IRD/CNEN, 2003.