INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
Autarquia Associada à Universidade de São Paulo

Avaliação de dose em radiologia diagnóstica pediátrica

ADERSON RESENDE DE SOUSA JUNIOR

**Dissertação apresentada como parte dos
requisitos para obtenção do Grau de
Mestre em Ciências na Área
de Tecnologia Nuclear - Aplicações**

**Orientadora:
Profa. Dra. Letícia L. C. Rodrigues**

**São Paulo
2021**

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
Autarquia associada à Universidade de São Paulo

Avaliação de dose em radiologia diagnóstica pediátrica

Versão Corrigida
Versão Original disponível no IPEN

ADERSON RESENDE DE SOUSA JUNIOR

Dissertação apresentada como parte dos
requisitos para obtenção do Grau de
Mestre em Ciências na Área
de Tecnologia Nuclear – Aplicações

Orientadora:
Profa. Dra. Letícia L. C. Rodrigues

São Paulo
2021

Fonte de Financiamento: sem financiamento

Autorizo a reprodução e divulgação total ou parcial deste trabalho,
para fins de estudo e pesquisa, desde que citada a fonte

Como citar:

SOUSA JUNIOR, A. R. d. ***Avaliação de dose em radiologia diagnóstica pediátrica.***
2021. 90 p. Dissertação (Mestrado em Tecnologia Nuclear), Instituto de Pesquisas
Energéticas e Nucleares, IPEN-CNEN/SP, São Paulo. Disponível em: (data de
consulta no formato: dd/mm/aaaa)

Ficha catalográfica elaborada pelo Sistema de geração automática da Biblioteca IPEN/USP,
com os dados fornecidos pelo(a) autor(a)

Sousa Junior, Aderson Resende de
Avaliação de dose em radiologia diagnóstica pediátrica /
Aderson Resende de Sousa Junior; orientadora Letícia Lucente
Campos Rodrigues. -- São Paulo, 2021.
90 p.

Dissertação (Mestrado) - Programa de Pós-Graduação em
Tecnologia Nuclear (Aplicações) -- Instituto de Pesquisas
Energéticas e Nucleares, São Paulo, 2021.

1. (TLD) de CaSO₄:Dy. 2. dosimetria em radiodiagnóstico
pediátrico. 3. radiologia. I. Rodrigues, Letícia Lucente
Campos, orient. II. Título.

FOLHA DE APROVAÇÃO

Autor: ADERSON RESENDE DE SOUSA JUNIOR

Título: Avaliação de dose em radiologia diagnóstica pediátrica

**Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação em
Tecnologia Nuclear da Universidade de São Paulo para obtenção
do título de Mestre em Ciências.**

Data: ____/____/____

Banca Examinadora

Prof. Dr.: _____

Instituição: _____ **Julgamento:** _____

Prof. Dr.: _____

Instituição: _____ **Julgamento:** _____

Prof. Dr.: _____

Instituição: _____ **Julgamento:** _____

Prof. Dr.: _____

Instituição: _____ **Julgamento:** _____

Prof. Dr.: _____

Instituição: _____ **Julgamento:** _____

Dedico esta dissertação à minha gentil esposa, que me acompanha com seu cuidado e carinho incansável, presença sempre marcante em cada etapa, no incentivo diário com palavras e gestos de uma mulher, sem seu amor minha vida teria outro sentido; à minha mãe por ter me dado a oportunidade da vida e meu saudoso irmão pelo companheirismo, ambos *in memoriam*.

AGRADECIMENTOS

Agradeço, primeiramente, a Deus, pela presença constante nessa caminhada.

Ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN, na pessoa do Senhor Superintendente, Dr. Wilson Parejo Calvo, pela oportunidade de realizar este trabalho.

Agradeço também à Profa. Dra. Leticia Lucente Campos Rodrigues, orientadora desse trabalho, pela intensa contribuição, empenho dedicado, interesse e paciência em todas as etapas ensinando-me sempre.

Especiais agradecimento aos profissionais Técnicos funcionários do IPEN-USP, que em vários momentos contribuíram cada um com seu conhecimento, principalmente aos Sres. Aldo Ramos de Oliveira, Alan Naor da Silva e Vicente de Paulo de Campos.

Por fim, mas não menos importante, agradeço aos amigos Professores Gustavo Barretto Vila, João Carlos Alves Prestes e Tallyson Sarmiento Alvarenga pelos vários momentos de contribuição no incentivo e discussões dialogadas nessa caminhada em todo o trabalho científico.

A colaboração da Dr^a Ivôn Oramas Polo pela ajuda na realização nos cálculos de incertezas.

Como todo trabalho de pesquisa científica, temos o tempo atuando sobre si com possibilidades de novos conhecimentos e conceitos, evidenciando a experiencia de outros colegas. Todavia, críticas e sugestões são sempre bem vindas de forma a colaborar com o aperfeiçoamento de outras pesquisas e seus ensinamentos.

Obrigado a todos.

RESUMO

SOUSA JUNIOR, A. R. d. *Avaliação de dose em radiologia diagnóstica pediátrica*. 2021. 90 p. Dissertação (Mestrado em Tecnologia Nuclear), Instituto de Pesquisas Energética e Nucleares, IPEN–CNEN/SP, São Paulo

De acordo com o relatório do Conselho Nacional de Proteção Radiológica (NCRP, 2004), nos Estados Unidos foi registrado um aumento médio anual nas exposições médicas de 0,6 mSv/ano para 3 mSv/ano entre os anos de 1987 a 2006. No Brasil, vem crescendo a taxas próximas de 10% ao ano, e os exames de diagnóstico por imagem, segundo dados do DATASUS, tiveram acréscimo de 45,27% entre dezembro de 2000 a 2006 (SOARES, 2011). As crianças são mais sensíveis à exposição à radiação e por terem maior expectativa de vida, têm maior chance e risco de manifestar as consequências dessa exposição ao longo de suas vidas. “Este trabalho tem por objetivo geral a identificação e avaliação da dose entregue aos pacientes em radiografia médica, em exames de tórax pediátrico na faixa etária de um a cinco anos”, conforme termos adotados pela ANVISA, Ministério da Saúde e OMS.

Para isso, foi desenvolvido um objeto simulador de polimetilmetacrilato (PMMA), especialmente projetado para avaliação da dose de radiação em paciente pediátrico. Para as avaliações foram utilizados dosímetros termoluminescentes (TLD) de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ (sulfato de cálcio dopado com disprósio), desenvolvido pelo Laboratório de Materiais Dosimétricos do IPEN/CNEN (FORNER, 2019), e seguidos os procedimentos do Comitê de Avaliação de Serviços de Ensaio e Calibração – CASEC (IRD, 2001). As exposições com raios X foram efetuadas em um Serviço Público Municipal de Pronto Atendimento (PA), situado no Município de Cotia, fora do IPEN, parceiro do trabalho.

Palavra-chave: (TLD) de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$, dosimetria em radiodiagnóstico pediátrico, radiologia

ABSTRACT

SOUSA JUNIOR, A. R. d. *Dose evaluation in pediatric diagnostic radiology*. 2021. 90 p. Dissertation (Master in Nuclear Technology), Energy and Nuclear Research Institute, IPEN-CNEN/SP, São Paulo

According to the report of the National Council for Protection and Radiation Measurements (NCRP, 2004), in the United States there was an average annual increase in medical exposures from 0,6 mSv / year to 3 mSv / year between the years 1987 to 2006. In Brazil, this use has been growing at rates close to 10% per year, and diagnostic imaging tests, according to DATASUS data, increased by 45,27% between December 2000 and 2006 (SOARES, 2011). Children are more sensitive to radiation exposure and because they have a longer life expectancy, they have a greater chance and risk of manifesting the consequences of this exposure throughout their lives. This work has the general objective of identifying and evaluating the dose delivered to patients on medical radiography, on pediatric chest examinations in the age group of one and five years ”, according to terms adopted by ANVISA, Ministry of Health and WHO. For this, was used a phantom of polymethylmethacrylate (PMMA), specially designed to evaluate the radiation dose in pediatric patients. For the evaluations were used thermoluminescent dosimeters (TLD) of $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ (calcium sulphate doped with dysprosium), developed by the Dosimetric Materials Laboratory of IPEN/CNEN (FORNER, 2019), and according to the procedures of the Evaluation Committee on Testing and Calibration Services – CASEC (IRD, 2001). The exposures with X-rays were performed at a Municipal Public Emergency Service (PA), located in the Cotia city, outside the IPEN, working partner.

Keywords: CaSO_4 (TLD): Dy, Pediatric Radiology Diagnostic Dosimetry, Radiology

LISTA DE TABELAS

Tabela 1	- Dados fornecidos pela comissão europeia (CE, 1996; ICRP, 2006)	24
Tabela 2	- Dose efetiva aproximada de radiação à qual um adulto médio é exposto durante a realização de alguns exames.....	35
Tabela 3	- Limites de dose estabelecidos pela norma CNEN – NN 3.01 (2014).	37
Tabela 4	- Requisito de desempenho para os porta dosímetros IRD/CNEN	47
Tabela 5	- Espessura média para o tórax em cm.....	50
Tabela 6	- Unidade de pronto atendimento Caucaia do Alto – Cotia/SP	58
Tabela 7	- Resultados obtidos do programa de garantia da qualidade.....	58
Tabela 8	- Resultados obtidos.....	59
Tabela 9	- Tabela de exatidão do tempo de exposição.	60
Tabela 10	- Planilha algoritmo ^{137}Cs do LCI-IPEN.....	68
Tabela 11	- Avaliação da dose e energias na fonte ^{137}Cs do LCI-IPEN.....	69
Tabela 12	- Irradiações empregando tensão de 50 kV e corrente de 200 mA em função do tempo de exposição.	70
Tabela 13	- Ciclos de leitura TL(nC) para seleção do lote de detectores a serem utilizados.	72
Tabela 14	- Curva de distribuição de resposta TL	73
Tabela 15	- Avaliação da dose e energias na fonte ^{137}Cs do LCI-IPEN.....	74
Tabela 16	- Irradiações empregando tensão de 50 kV e corrente de 200 mA em função do tempo de exposição.	78
Tabela 17	- Irradiações empregando tensão de 60 kV e corrente de 200 mA em função do tempo de exposição.	78
Tabela 18	- Avaliação da dose empregando tensão de 50 kV e corrente de 200 mA - objeto simulador Isopor.....	79
Tabela 19	- Avaliação da dose empregando tensão de 60 kV e corrente de 200 mA - objeto simulador Isopor.....	80
Tabela 20	- Avaliação da dose média individual empregando tensão de 50 kV e corrente de 200 mA - objeto simulador PMMA.	81
Tabela 21	- Avaliação da dose média individual empregando tensão de 60 kV e corrente de 200 mA - objeto simulador PMMA.	82

LISTA DE FIGURAS

Figura 1	- Interação da radiação com a matéria.....	20
Figura 2	- Predominância relativa dos efeitos/fenômenos de interação da radiação com a matéria.	21
Figura 3	- Tubo de raios X - ilustração.....	22
Figura 4	- Tubo de raios X.....	23
Figura 5	- Produção dos raios X.	24
Figura 6	- Imagem pediátrica de raios X, de tórax (AP), com DFF um metro de criança de cinco anos idade	25
Figura 7	- Corrente de saturação do tubo de raios X.	26
Figura 8	- Cartas radiográficas típicas de rendimento para tubos de raios X.	27
Figura 9	- Carta de resfriamento do anodo.	28
Figura 10	- Exemplo de uma carta de isodose.	30
Figura 11	- Materiais que podem blindar as emissões nucleares.....	36
Figura 12	- Esquema de transições eletrônicas que ocorrem durante o processo de ionização e de aquecimento do cristal.....	39
Figura 13	- Porta-dosímetro do IPEN para $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$	46
Figura 14	- Curva de emissão do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$, resposta para radiação gama do ^{137}Cs , dose de 1 Gy.	51
Figura 15	- Bandeja de alumínio para tratamento térmico dos detectores.....	53
Figura 16	- Detector e porta dosímetro do IPEN, específico para os detectores de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$	53
Figura 17	- Forno tipo Mufla Vulcan.....	54
Figura 18	- Sistema leitor de termoluminescência marca Harshaw, modelo 5500.....	54
Figura 19	- Avental de chumbo.	55
Figura 20	- Irradiador panorâmico de ^{137}Cs	55
Figura 21	- Aparelho de raios X, marca SAWAE.	56
Figura 22	- Objeto simulador de poliestireno expandido – Isopor e placa de sensor digital.....	62
Figura 23	- Objeto simulador de polimetilmetacrilato - PMMA e placa de sensor digital – vista 1.	62
Figura 24	- Objeto simulador de polimetilmetacrilato - PMMA e placa de sensor digital – vista 2.	63

Figura 25 - Simulador antropomórfico - boneca de borracha.....	63
Figura 26 - Curva da sensibilidade TL média das amostras de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$	74
Figura 27 - Curva de resposta TL dos detectores de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$, irradiados no porta- dosímetro em função da dose (^{137}Cs).	75
Figura 28 - Resposta TL em função da Dose - Fonte ^{137}Cs para dosímetros posicionado sob o filtro de Pl.	76
Figura 29 - Resposta TL em função da Dose - Fonte ^{137}Cs para dosímetros posicionados sob o filtro de Pb.	76
Figura 30 - Resposta TL em função da Dose - Fonte ^{137}Cs para dosímetros posicionados sob o filtro de Pb°	77
Figura 31 - Curva dose-resposta TL do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ em função da dose, utilizando o objeto simulador Isopor com diferentes tempos de exposição.....	79
Figura 32 - Curva dose-resposta TL do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ em função da dose, utilizando o objeto simulador Isopor com diferentes tempos de exposição.....	80
Figura 33 - Curva dose-resposta TL do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$, utilizando o objeto simulador PMMA em função do tempo de exposição.	82
Figura 34 - Curva dose-resposta TL do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$, utilizando o objeto simulador PMMA em função do tempo de exposição.	83

LISTA DE ABREVIATURAS

ANSI	Instituto Nacional americano de Padrões
ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
CASMIE	Comitê de Avaliação de Serviços de Monitoração Individual Externa
CE	Comissão Europeia
CNEN	Comissão Nacional Energia Nuclear
CR	Radiologia Computadorizada
Cs	Césio
DATASUS	Departamento de Informação do SUS
DAP	Produto dose área
IEC	Comissão Eletrotécnica Internacional
EPI	Equipamento de Proteção Individual
ESD	Superfície de entrada da dose
ICRU	Comissão Internacional de Unidades de Medidas de Radiação
ICRP	Comissão Internacional de Proteção Radiológica
IP	Protocolo Internet
IPEN	Instituto de Pesquisas de Energia Nucleares
IRD	Instituto de Radioproteção e Dosimetria
LMD	Laboratório Metrologia Dimensional
LNMRI	Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes
mAs	Miliamper por segundo
Mev	Mega elétron volt
mSv	Milisievert
MS	Ministério da Saúde
NCRP	Conselho Nacional de Proteção e Medidas de Radiação
NN	Normas para Radioproteção
OSI	Objeto Simulador Isopor
OMS	Organização Nacional da Saúde
AP	Antero Posterior
PA	Pronto Atendimento
PMMA	Polimetilmetacrilato
Pb	Chumbo
PGQR	Programa da Garantia da Qualidade
RDC 330/20	Resolução da Diretoria Colegiada
SUS	Sistema Único de Saúde
SSD	Distância foco superfície constantes
Sv	Sievert
TLD	Dosímetro Termoluminescente
TL	Termoluminescente
kV	Kilovolt
US	Ultrassom

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	14
1.1	Motivação	16
2	OBJETIVOS.....	18
2.1	Geral	18
2.2	Específicos.....	18
3	FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA	19
3.1	Raios X – radiação ionizante	19
3.1.1	Interação da radiação com a matéria	19
3.1.2	Produção de raios X.....	21
3.1.3	Tubos geradores de raios X	23
3.2	Radiologia diagnóstica.....	24
3.2.2	Aplicação de objetos simuladores	28
3.2.3	Distribuição de dose	28
3.3	Controle de qualidade	30
3.3.1	Programa de garantia de qualidade.....	31
3.3.2	Unidades e grandezas	32
3.3.3	Limites de dose.....	34
3.4	Proteção radiológica.....	35
3.5	Dosimetria das radiações	37
3.5.1	Termoluminescência (TL)	38
3.5.2	Dosimetria termoluminescente.....	39
3.5.3	Materiais dosimétricos	40
3.6	Dosímetros termoluminescentes.....	41
3.6.1	Homogeneidade.....	41
3.6.2	Reprodutibilidade.....	42
3.6.3	Linearidade	42
3.6.4	Dependência energética	42
3.6.5	Dependência angular	43
3.6.6	Estabilidade.....	43
3.6.7	Sensibilidade ao calor e à luz	43
3.6.8	Sinal residual	44
3.6.9	Efeito da taxa de dose.....	44
3.6.10	Tratamento térmicos	45

3.6.11	Curva de emissão	45
3.6.12	Porta-dosímetro do IPEN	45
3.6.13	Resposta em função da dose - calibração	47
3.6.14	Armazenamento e manuseio.....	48
4	MATERIAIS E MÉTODOS	49
4.1	Grupo de análise	49
4.2	Materiais	50
4.2.1	Pastilhas dosimétricas de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$	50
4.2.2	Dosímetros	51
4.3	Equipamentos e acessórios.....	52
4.3.1	Sistema de irradiação.....	55
4.3.2	Parâmetros do equipamento de raios X.	57
4.4	Programa de qualidade dos equipamentos de raios X, radiologia médica.....	58
4.4.1	Exatidão do tempo de exposição.....	59
4.4.2	Avaliação dos resultados.....	59
4.5	Protocolo de atendimento pediátrico.	60
4.6	Objetos simuladores	62
4.7	Métodos.....	64
4.7.1	Tratamento térmico de reutilização dos dosímetros TL	64
4.7.2	Leitura TL	65
4.7.3	Caracterização do equipamento de raios X	70
5	RESULTADOS.....	71
5.1	Seleção final do lote de detectores TL de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$	71
5.1.1	Resposta TL do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ em função da dose para radiação gama do ^{137}Cs . .	74
5.2	Resposta à radiação X	77
6	CONCLUSÃO	84
7	REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS.....	85

1 INTRODUÇÃO

As descobertas científicas do final do século XIX e início do século XX desencadearam transformações nos paradigmas das ciências naturais e nas bases teóricas e práticas da medicina. Entre essas, a dos raios X talvez tenha sido aquela cujas aplicações foram mais importantes e que, mais rapidamente, foram incorporadas às práticas médicas.

A descoberta de Wilhelm Conrad Roentgen em 1895 possibilitou a visualização do interior do corpo humano de forma não invasiva, proporcionando grandes mudanças na medicina, principalmente no campo da anatomia e fisiologia humana. A partir daí, os exames radiológicos são utilizados para diagnosticar certas doenças, bem como a sua extensão e comprometimentos de determinadas regiões anatômicas e/ou órgãos (JOHNS et al., 1983).

Em 1896, a exames por radiografias e fluoroscopias com fins de diagnósticos já eram realizadas na Alemanha, Áustria, nos Estados Unidos, Inglaterra, França, Rússia, Escócia, Espanha e Itália. (ABRAMS, 1996; CALDER, 2001; PERIAGO, 2006). Porém, a preocupação com os riscos causados pela exposição à radiação foi o fator primordial para que muitas pesquisas fossem desenvolvidas com o objetivo de melhorar a imagem, com doses tão baixas quanto razoavelmente exequíveis (KATHREN, 1980).

A radiação ionizante pode interagir com o organismo de diversas maneiras, produzindo efeitos danosos ao corpo humano. Por outro lado, esses efeitos podem ser usados para o tratamento de doenças, como quando a radiação é utilizada para destruir tecidos neoplásicos, por exemplo, ou para o diagnóstico, dessa maneira podemos verificar em sua maioria a utilização na radioterapia e no radiodiagnóstico.

Na década de 1960, a Comissão Internacional de Proteção Radiológica (ICRP - do inglês *International Commission on Radiological Protection*), disponibilizou um guia para otimização de procedimentos radiológicos, o qual apresenta a preocupação com a redução das doses na população. No final de 1970, o foco foi direcionado para dose individual no paciente.

Na década de 80, foram iniciadas avaliações criteriosas sobre a relação risco e custo-benefício da radiação, estabelecendo o princípio de otimização (DAVISON, 1987).

Nessa década a radiologia diagnóstica foi marcada pela introdução da radiologia computadorizada - CR no mundo, sem referências para procedimentos de otimização de imagens. Na década seguinte alguns estudos realizados compararam a tecnologia do sistema tela-filme e do sistema CR quanto à qualidade das imagens. Estes estudos não mostraram

diferença significativa na acurácia diagnóstica entre os sistemas de aquisição de imagem avaliados (PROKOP et al., 1990; MURPHEY et al., 1992).

MURPHEY et al. (1992), publicaram um artigo de revisão em 1992 onde mostraram que a CR mantém benefícios significantes em relação à radiologia convencional para todos os tipos de exames, onde seria possível a redução de dose de radiação com a diminuição de exposições entre 25 e 50%, sem perder a acurácia do diagnóstico.

A radiologia diagnóstica contribui com aproximadamente 14% da dose efetiva anual média em relação a todas as fontes, incluindo a radiação natural. As doses de radiação provenientes da radiologia diagnóstica contribuem com mais de 90% de toda exposição produzida pelo homem, tornando-se a maior contribuição para dose coletiva (INKOOM et al., 2009). Atualmente, os princípios de Proteção Radiológica são regulamentados por órgãos internacionais (ICRP- Comissão Internacional de Proteção Radiológica) e nacionais (CNEN- Comissão Nacional de Energia Nuclear e RDC 330/20 - Resolução da Diretoria Colegiada, que substitui a (Portaria 453/98) do Ministério da Saúde). Esses órgãos normatizam a justificação e prática das exposições médicas individuais, a otimização da Proteção Radiológica e a limitação de doses individuais (VALENTIN et al. 2007; INKOOM et al. 2009; CNEN-NN: 3.01, 2014).

O controle de qualidade é o conjunto de operações (programadas, coordenadas e aplicadas de acordo com um Programa da Garantia da Qualidade em Radiodiagnóstico – PGQR, definido pela Organização Mundial da Saúde – OMS em 1984, como sendo um esforço organizado por parte de todo o pessoal e sua instalação para realizar com segurança imagens de diagnóstico com qualidade elevada, com menor dose de exposição ao paciente e seu custo empregado em todo o processo de uso das radiação ionizantes.

O controle de qualidade da dose entregue aos pacientes é feito por meio da dosimetria. A dosimetria termoluminescente - DTL é um método bastante utilizado na área Clínica devido à simplicidade, possibilidade de utilização de detectores de tamanho reduzido e alta sensibilidade.

Os principais materiais utilizados como materiais termoluminescentes – TL para dosimetria são o LiF: Mg, Ti (fluoreto de lítio dopado com magnésio e titânio) e o CaSO₄:Dy (sulfato de cálcio dopado com disprósio).

Para ser considerado um dosímetro, o material TL deve apresentar as características abaixo:

- a) resposta linear para um amplo intervalo de doses;
- b) resposta preferencialmente pouco dependente da energia dos fótons;

- c) sensibilidade mesmo para doses muito pequenas (entre 0,005 mSv e 0,2 mSv);
- d) resposta estável, mesmo sob condições climáticas desfavoráveis;
- e) resposta reprodutível, mesmo para doses pequenas (próximas do limite de detecção do material);
- f) curva de emissão TL simples, de preferência com um único pico de emissão, ou com picos de emissão bem resolvidos.

O $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ é um material termoluminescente que apresenta alta sensibilidade e baixo custo. No Brasil, o $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ é produzido pelo Laboratório de Materiais Dosimétricos do IPEN. Em virtude da sua alta sensibilidade, esse detector é utilizado em diversas práticas envolvendo radiação ionizante, como por exemplo, a dosimetria pessoal, sobretudo para a dosimetria da radiação gama, apresentando diversas características, como: sensibilidade gama relativa ao LiF igual a 38; número atômico efetivo igual a 15,3; dependência energética igual a 11,5 (em relação à resposta TL para a energia de 30 keV); decaimento térmico do sinal TL igual a 3% em 30 dias, e não possui decaimento óptico (CAMERON, 1968).

1.1 Motivação

Percebendo o crescente aumento de solicitações de procedimentos de exames radiodiagnósticos, logo veio a preocupação com o futuro do indivíduo que é exposto à radiação ionizante, ou seja, fonte de raios X, portanto, cada um desses pacientes podendo ter uma expectativa de vida longa até 70 ou 80 anos após os procedimentos radiodiagnósticos.

A prática do acompanhamento clínico de pacientes pediátricos, inclusive envolvendo a utilização de radiação ionizante para o diagnóstico e terapia, tornou-se uma realidade e seus benefícios, inquestionáveis. Entretanto, deste modo, se a proteção radiológica de pacientes expostos à radiação ionizante é importante, esta o é, sobretudo, nos pacientes pediátricos.

A boa técnica radiográfica em pacientes pediátricos difere muito dos pacientes adultos, muitos profissionais técnicos/tecnólogos em radiologia e o pessoal de apoio não dispõem de conhecimento, formação e experiência suficientes no domínio da radiologia pediátrica, portanto, um programa de controle de qualidade é de suma importância para manter a qualidade das imagens radiográficas, em especial as imagens pediátricas, e para

controlar as doses absorvidas pelos pacientes, uma vez que estas podem apresentar variações de um fator igual ou diferente de um serviço radiológico para outro.

As Normas de Proteção Radiológica, na maioria das vezes, deixam de ser seguidas corretamente por desconhecimento ou imprudência principalmente pelas elevadas exposições desnecessárias e que acabam por prejudicar a qualidade da imagem e proporcionar uma dose acima do nível estabelecido aos diagnósticos.

Em 2007, o uso abusivo de métodos de imagem que envolvem radiação ionizante inspirou a criação da Campanha Mundial “*Image Gently*” pela Sociedade Americana de Radiologia Pediátrica aliada à Sociedade de Tecnólogo em Radiologia e a Associação Médica Americana com o objetivo de promover a radioproteção em Radiologia Pediátrica. Atualmente, a Campanha “*Image Gently*” conta com mais de 70 organizações nos cinco continentes. No Brasil teve início com a Sociedade Paranaense de Pediatria (SPP), ainda em 2017, e foi lançada nacionalmente pela SBP durante o dia das Crianças, em 12 de outubro de 2018.

As crianças são mais sensíveis à exposição à radiação e, por terem maior expectativa de vida, têm maiores chance e risco de manifestar as consequências dessa exposição ao longo de suas vidas.

A Campanha Image Gently foi lançada no Brasil, através da Sociedade Brasileira de Pediatria, realizando esta Campanha para estimular a conscientização racional sobre os exames de imagem na faixa etária pediátrica, envolvendo pediatras e outros médicos, radiologistas, técnicos e tecnólogos que realizam os exames, empresas que desenvolvem e produzem equipamentos de imagem e, claro, a família (Sociedade Brasileira de Pediatria, 2018).

A Radiologia alcançável, que se dedica à criação de protocolos de exames com Dose Pediátrica, é uma realidade nos grandes Centros, onde seja capaz de produzir uma imagem diagnóstica e não abordagem diferenciada, capaz de otimizar a relação risco/benefício esteticamente perfeita, de acordo com o tamanho e a faixa etária para os exames de imagens pediátricas/criança.

2 OBJETIVOS

2.1 Geral

Realizar avaliação da dose de radiação em procedimentos radiológicos de tórax pediátricos de crianças entre um e cinco anos.

2.2 Específicos

- I. Desenvolver um objeto simulador de tórax para crianças entre um e cinco anos, empregando material equivalente ao tecido;
- II. Avaliar os parâmetros das técnicas radiográficas de máquina adequado para a radiologia pediátrica;
- III. Avaliar a dose de entrada na pele dos pacientes empregando objetos simuladores desenvolvidos e a técnica de termoluminescência;
- IV. Avaliar o desempenho do objeto simulador desenvolvido de polimetilmetacrilato (PMMA), especialmente projetado para avaliação da dose de radiação.

3 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

3.1 Raios X – radiação ionizante

3.1.1 Interação da radiação com a matéria

As formas de interação da radiação com a matéria dependem do tipo de radiação: fótons (radiação eletromagnética), partículas carregadas ou nêutrons.

A radiação eletromagnética (fótons) interage com a matéria em três diferentes formas, de acordo com a sua energia: o efeito fotoelétrico, o espalhamento Compton e a produção de pares (Figura 1).

No efeito fotoelétrico, a interação acontece entre o fóton incidente e o elétron no material absorvedor, ou seja, arranca um elétron pertencente a um átomo da superfície.

O fenômeno do efeito fotoelétrico ocorre geralmente com fótons de energia baixa e caracteriza-se pela interação do fóton com um elétron orbital fortemente ligado de camadas mais internas. O fóton transfere toda sua energia para o elétron, chamado de fotoelétron, que é ejetado do átomo com energia igual à diferença entre a energia do fóton e a energia de ligação do elétron no átomo. (PODGORSK, 2005).

Em energias intermediárias, um fóton e um elétron livre ou fracamente ligado a um átomo se comportam como duas partículas que se chocam, modificando suas trajetórias e obedecendo as leis de conservação da energia e da quantidade de movimento. Esse fenômeno é denominado espalhamento Compton.

Se a energia do fóton é bastante alta, pode ocorrer a formação de pares: o fóton desaparece, dando origem a um elétron e um pósitron, obedecendo a lei de conservação da massa-energia. Esse fenômeno ocorre nas proximidades de um núcleo, que recua, obedecendo a lei de conservação da quantidade de movimento. A energia do fóton deve ser maior que 1,02 MeV.

Pode também ocorrer o fenômeno inverso, a aniquilação de pares: um pósitron e um elétron se aniquilam, gerando fótons de energias correspondente às massas e energias do par. Embora não tenham origem nuclear, esses fótons são chamados radiação gama, devido à sua alta energia. (CARVALHO; OLIVEIRA, 2017).

Figura 1: Interação da radiação com a matéria.

- A: Ilustração do efeito fotoelétrico,
 B: Ilustração do espalhamento Compton e
 C: Ilustração da produção de pares.

Fonte: CARVALHO; OLIVEIRA, 2017.

As partículas carregadas interagem com os átomos, principalmente, arrancando elétrons (ionização) ou transferindo-os para níveis de energia mais elevado (excitação). Durante a interação, elas sofrem desaceleração e emitem radiação eletromagnética.

Os nêutrons, por não possuírem carga elétrica, interagem com os núcleos através de espalhamento (choque com troca de energia) ou captura, quando levam o núcleo a um estado excitado e provocam reações nucleares ou fissão do núcleo.

A Figura 2 apresenta predominância relativa dos efeitos/fenômenos de interação da radiação com a matéria.

O tipo de interação da radiação com o tecido depende da energia do fóton e do número atômico (Z) dos elementos constituintes da matéria biológica. Ao interagir com a matéria, os fótons de energia atravessam os átomos de diferentes maneiras.

As energias dos fótons que variam de 50 keV a 500 keV atravessam a matéria promovendo o espalhamento Compton, sendo o efeito dominante de interação em materiais com números atômicos baixos, como o tecido humano ($Z = 75$). O fenômeno se explica quando, o fóton transfere parte de sua energia para um elétron de camadas externas ejetando-o do átomo. Este, então, é denominado de elétron Compton e o ângulo de espalhamento do

fóton depende da quantidade de energia transferida do fóton para o elétron. (POWSER e POWSER, 2006).

Figura 2: Predominância relativa dos efeitos/fenômenos de interação da radiação com a matéria.

Fonte: Adaptado de POWSER e POWSER, 2006.

3.1.2 Produção de raios X

A produção de raios X, só ocorre por materiais de número atômico elevado (como o caso do tungstênio). Os raios X característicos são portanto dependentes dos níveis de energia da eletrosfera e, dessa forma, seu espectro de distribuição em energia é discreto.

Os raios X podem ser obtidos por desaceleração de partículas carregadas ou por bombardeamento. Quando os elétrons são desacelerados, há uma emissão de raios X, o fenômeno é conhecido como bremsstrahlung, palavra alemã que significa radiação de freamento.

O choque do feixe de elétrons com o alvo (anodo) produz dois tipos de raios X, de freamento (apresentam espectro contínuo de energias) e raios X característicos (espectro de linhas ou raias, com energias bem definidas).

O espectro de emissão de raios X de freamento se estende de zero até a energia máxima dos elétrons projetados, com a maioria dos raios X tendo aproximadamente um terço da energia máxima.

A emissão de raios X característicos é um fenômeno que ocorre com energia da ordem da energia de ligação dos diversos níveis da eletrosfera, as energias de emissão dos raios X característicos variam de alguns eV a dezenas de keV.

3.1.2.1 Tubo de raios X

A ampola, ou tubo, que pode ser de vidro (Pyrex) ou metal, tem seu interior mantido em vácuo e possui dois eletrodos: um catodo e um anodo. No catodo há um filamento que quando atravessado por uma corrente elétrica gera calor. Uma vez aquecido, o filamento emite elétrons pelo efeito termoiônico.

Os raios X são produzidos por conversão de energia quando uma movimentação rápida de corrente de elétrons é subitamente desacelerada no alvo (anodo) de um tubo de raios X. Os eletrodos são projetados de modo que os elétrons produzidos no filamento do catodo (eletrodo negativo) possam ser acelerados por diferença de potencial para o alvo do anodo (eletrodo positivo).

Na ampola de raios X a corrente passa pelo cátodo, aquecendo o filamento, que por efeito termoiônico libera elétrons, que saltam do filamento atraídos pelo ânodo.

As Figuras 3 e 4 ilustram um tubo de raios X com alguns de seus componentes (CURRY et al., 1990).

A estrutura externa dos tubos de raios X, consiste em três partes: a estrutura de suporte, o invólucro protetor (cabeçote) e a ampola de vidro (Pirex). As estruturas internas são anodo e o catodo, Cada uma delas é um eletrodo, e qualquer tubo com dois eletrodos é um diodo, com uso adequado empregado em radiografia deve durar muitos anos. BUSHONG, 2010.

Figura 3: Tubo de raios X - ilustração.

Fonte: BUSHONG, 2010.

Quando a alta tensão está sendo aplicada, os elétrons ainda podem ser atraídos pelo ânodo, mas em menor número, gerando a corrente escura (*dark current*).

Figura 4: Tubo de raios X.

Fonte: Autor da dissertação.

3.1.3 Tubos geradores de raios X

Os tubos geradores de raios X têm sido aperfeiçoados constantemente visando a maior eficiência e resistência ao uso. Pela diferença de potencial elétrico aplicada entre os polos do tubo de raios X forma-se uma corrente de elétrons de energia proporcional ao valor da tensão empregada.

Os elétrons partem em altíssima velocidade do filamento do catodo (quando submetidos a uma tensão de 100 kV, sua energia chega a 55% da velocidade da luz), e atingem a superfície metálica do anodo com extrema violência. No ponto do impacto ou ponto focal é liberada uma pequena parte de sua energia sob a forma de fótons de radiação, conforme Figura 5.

O foco/mA (miliampere) é utilizado para evitar a dispersão dos elétrons produzidos no filamento. Muitas ampolas/tubos de raios X possuem dois filamentos/focos, um pequeno chamado fino e um grande chamado grosso. Entretanto, o foco fino tem comprimento entre 0,3 e 1,0 mm e o foco grosso tem comprimento entre 1,3 e 1,5 cm, logo esses focos são escolhidos conforme o biótipo a ser examinado, ou seja, estudado. (BONTRAGER, 2009).

Figura 5: Produção dos raios X.

Fonte: BUSHONG, 2010.

3.2 Radiologia diagnóstica

Nos exames radiológicos realizados em crianças menores de dois anos, as incidências no exame são realizadas com o paciente deitado em AP (Antero Posterior), no entanto, com o uso da gaveta *Potter bucky* como opcional, contudo, se esta for utilizada, deverá ser aumentada a tensão (kV) na mesa de comando.

Considerando que crianças até cinco anos costumam necessitar de imobilização para a incidência ser uma única exposição, esta deve ser preferencialmente executada pelos pais da criança e/ou acompanhantes (exceto em caso de gravidez), sob orientação do profissional Técnico/Tecnólogo todos devem ser protegidos com vestimentas Plumbíferas (Pb), conforme orientação da RDC 330/20. A Comissão Europeia, em suas diretrizes, procurou adequar uma imagem radiológica de qualidade diagnóstica e ao mesmo tempo buscar uma menor dose, conforme Tabela 1 e Figura 6.

Tabela 1: Dados fornecidos pela comissão europeia (CE, 1996; ICRP, 2006)

Categoria	Incidência	Dose entrada Pele (μGy)	Faixa de Energia (kVp)	Máxima Exposição (ms)
Recém-nascido	Tórax PA/AP	80	60 -65	4
Até 5 anos	Tórax PA/AP	100	60-80	10
Até 5 anos	Tórax Lateral	200	60 - 80	20

Fonte: CE, 1996; ICRP, 2006.

O exame de radiodiagnóstico serve para confirmar uma suspeita clínica, e assim, geralmente, mostra o que se suspeitava existir. Assim, o nível de qualidade dos serviços de radiodiagnóstico e seu consequente papel para o sistema de saúde de um país está associado basicamente ao nível de formação técnica, científica e ética dos profissionais e da sociedade (NAVARRO, 2009).

Figura 6: Imagem pediátrica de raios X, de tórax (AP), com DFF um metro de criança de cinco anos idade

Fonte: Autor da dissertação.

3.2.1.1 Cartas de técnicas radiográficas

Uma das razões para os raios X serem amplamente utilizados no diagnóstico de patologias é, sobretudo, pelo fato de ser de baixo custo e muito eficiente para detecção de determinadas doenças quando realizadas com controle e qualidade (GOOD et al. 1994; HELLIO LE GRAVERAND et al. 2009; FELÍCIO et al. 2010).

Dessa forma, as imagens radiográficas devem ter qualidade para um diagnóstico médico seguro, entretanto, atualmente, são raras as instituições que apresentam cartas de técnicas radiográficas para realizações de exames, conforme solicitam as normas vigentes (RDC 330/20- Resolução da Diretoria Colegiada, que substitui a (Portaria 453/98 do Ministério da Saúde). Ao se tratar de CR, as cartas de técnicas são uma lacuna na rotina clínica do Brasil.

3.2.1.2 Cartas de técnicas radiográficas

O profissional Tecnólogo é treinado para a utilização de tubo de raios X.

A capacidade de armazenamento de calor do anodo e do invólucro do tubo é medida em unidades de calor (Figura 7).

Três tipos de carta de rendimento do tubo são particularmente importantes:

- a) Carta de rendimento radiográfico;
- b) Carta de resfriamento do anodo;
- c) Carta de resfriamento do invólucro protetor do tubo.

Qualquer corrente do filamento do tubo de raios X aumenta com o aumento da tensão até um ponto máximo. Um novo aumento da tensão não resulta em uma corrente mais intensa porque todos os elétrons disponíveis já foram utilizados há um ponto de corrente de saturação. Entre as três cartas de rendimento, a carta de rendimento radiográfico é a mais importante por mostrar quais técnicas radiográficas são seguras e quais técnicas são inseguras para a operação do tubo de raios X. Cada carta mostrada na Figura 8, contém uma família de curvas que representam as várias correntes do tubo em mA.

Figura 7: Corrente de saturação do tubo de raios X.

Fonte: BUSHONG, 2010.

Figura 8: Cartas radiográficas típicas de rendimento para tubos de raios X.

Fonte: BUSHONG, 2010.

Se uma exposição não segura for realizada, o tubo pode falhar de repente.

A maioria dos equipamentos de imagem tem um controle de microprocessadores que não permite que uma exposição seja realizada quando a técnica radiográfica selecionada possibilita que o tubo ultrapasse as condições de segurança da carta de rendimento radiográfico.

A Carta de Resfriamento do anodo tem a capacidade limitada para armazenar calor. Embora o calor seja dissipado pelo óleo de resfriamento e pelo involucro do tubo de raios X, devido ao uso prolongado ou múltiplas exposições é possível exceder a capacidade de armazenamento de calor do anodo (Figura 9).

Figura 9: Carta de resfriamento do anodo.

Fonte: BUSHONG, 2010.

3.2.2 Aplicação de objetos simuladores

GRAY (1983), desenvolveu um objeto simulador equivalente ao paciente baseado nas recomendações da ANSI, contendo objetos testes para avaliações qualitativas da qualidade da imagem, utilizando materiais facilmente disponíveis e de baixo custo.

JENNINGS (1988), demonstrou um método para projetar objeto simulador de dois componentes, que simulam com precisão a atenuação do feixe e o coeficiente de espalhamento de um dado tecido. A partir deste estudo, qualquer composição de tecido poderia ser simulada por materiais com diferentes propriedades de atenuação.

3.2.3 Distribuição de dose

A distribuição de dose de acordo com a profundidade em um eixo central não é suficiente para caracterizar um feixe de radiação que produz uma distribuição de dose em um volume tridimensional. Com o objetivo de representar uma variação planar ou volumétrica na dose absorvida são produzidas as curvas de isodose.

As curvas de isodose são geralmente desenhadas em intervalos regulares de dose absorvida e expressas como porcentagem da dose em um ponto de referência (KHAN, 2010).

Uma carta de isodose de um feixe consiste em uma família de curvas de isodose geralmente desenhadas em iguais incrementos de porcentagem de dose profunda, representando a variação de dose em função da profundidade e distância transversal do eixo central.

Os valores das curvas de dose de acordo com a profundidade são normalizados ou no ponto de máxima dose no eixo central ou a uma distância fixa ao longo do eixo central irradiado.

As cartas na primeira categoria são aplicáveis quando o paciente é tratado a uma distância foco-superfície constante (SSD), independente da direção do feixe.

Na segunda categoria, as curvas de isodose são normalizadas a uma profundidade além da profundidade de máxima dose, correspondente ao eixo de rotação de uma unidade diagnóstica.

Na Figura 10 são apresentados dois tipos de cartas de isodose para feixes de raios X e radiação gama do ^{60}Co .

A verificação de uma carta de isodose revela algumas propriedades gerais das distribuições de dose de raios X, ou radiação gama:

- a) a dose em qualquer profundidade é maior no eixo central do feixe e diminui gradualmente em direção às bordas do feixe, com exceção de alguns aparelhos de raios X, que exibem áreas de altas doses ou picos próximos da superfície na periferia do campo;
- b) próximos às bordas do feixe (região de penumbra) a taxa de dose diminui rapidamente em função da distância lateral do eixo do feixe. A largura da penumbra geométrica, a qual existe nas vizinhanças geométricas dentro e fora do feixe, depende do tamanho da fonte (ou foco), distância da fonte (foco) ao diafragma;
- c) próximo à borda do feixe, a queda do feixe é causada não somente pela penumbra geométrica, mas também pela reduzida dispersão lateral;
- d) fora dos limites geométricos do feixe e da penumbra a variação de dose é resultado do espalhamento do sistema de colimação. A distribuição de dose é governada pelo espalhamento lateral do meio e fuga do cabeçote da máquina (KHAN, 2010).

Figura 10: Exemplo de uma carta de isodose.

C: raios X (4 MV) SSD = 100 cm, tamanho campo = 10 x 10 cm..

D: raios X (4 MV) SSD = 100 cm, tamanho campo = 10 x 10 cm..

Fonte: KHAN, 2010.

3.3 Controle de qualidade

O controle de qualidade é o conjunto de operações programadas, coordenadas e aplicadas, exclusivamente destinadas à implementação de procedimentos operacionais técnicos para a execução de exames radiográficos, que visem a otimização de exposições e consequentemente as doses empregadas em pacientes pediátricos.

O controle de qualidade é o instrumento mais tangível e primordial nas instituições radiológicas, destinadas a manter a qualidade, abrangendo o monitoramento, avaliação e a manutenção de níveis requeridos de todas as características do equipamento, desde a utilização de tensão menor até as maiores, variando seus tempos de exposição.

O Programa de Garantia da Qualidade visa principalmente a obtenção de imagens de boa qualidade que permitam diagnósticos corretos, com redução da dose dada ao paciente e diminuição do custo, devido principalmente à repetição de exames.

A RDC 330/20 descreve a estruturação de salas e ambientes adequados para setores de radiologia em clínicas e hospitais, e os requisitos básicos de cada equipamento utilizado, norteiam os princípios de radioproteção ocupacional e da população em geral, porém enfatizando a exposição a qual o técnico/tecnólogo ou médico é submetido e não discute propriamente a dose em paciente (ANVISA, 1998).

A RDC 330/20 entrou em vigor após os primeiros acidentes com radiação ionizante no Brasil. Trouxe especificações a respeito da utilização dos raios X, para fins dos radiodiagnósticos médicos.

A justificação se refere à indicação do exame, porém, o princípio da justificação pode reduzir a dose de radiação em até 100%, Campanha “*Image Gently*”, que conta com mais de 70 Organizações. Ter um Médico radiologista pediátrico de referência tem maior chance e risco de manifestar as consequências dessa para ajudar nessas decisões pode agilizar o processo diagnóstico e exposição ao longo de suas vidas.

Devido à radiosensibilidade em pacientes pediátricos, houve a necessidade de adaptar diretrizes, que antes era somente para adultos, para uso efetivo na pediatria. Observa-se hoje, que os guias de maior aceitabilidade no Brasil e o maior alcance internacional ICRP, baseado em padrões colhidos no mundo inteiro e os protocolos europeus.

Ambos trazem informações significativas a respeito da dosimetria e procedimentos radiológicos (CE, 1996; ICRP, 2006).

3.3.1 Programa de garantia de qualidade

Programa de Garantia de Qualidade visa principalmente a obtenção de imagens de boa qualidade que permitam diagnóstico correto, com redução da dose dada ao paciente e diminuição do custo, devido principalmente a repetições de exames.

Os efeitos biológicos que possuem um limiar de dose, denominados efeito determinísticos, são causados por irradiação total ou localizada em um tecido, causando um grau de morte celular não compensado pela reposição ou reparo, com prejuízos detectáveis no funcionamento, ou seja, na fisiologia do tecido ou órgão. Existe um limiar de dose, abaixo da qual a perda celular é insuficiente para prejudicar o tecido ou órgão de um modo detectável. Isto significa que, os efeitos determinísticos são produzidos por doses acima do limiar, onde a severidade ou gravidade do dano aumenta com a dose aplicada.

A probabilidade de ocorrer efeitos determinísticos para valores de dose acima do limiar é de 100%. São exemplos de doenças causadas por efeito determinístico: catarata,

esterilidade no homem e na mulher e depleção da hematopoiese na medula óssea (TAUAHATA, 1999). A otimização dos procedimentos radiográficos é mais que crucial para se obter uma imagem de qualidade que apresente as informações necessárias para o correto diagnóstico, que seja com doses tão baixas quanto razoavelmente exequíveis de acordo o princípio ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*), não esquecendo que a cultura da garantia da qualidade tem gerado espaço cada vez mais nas instalações radiológicas empregando os testes com energias menores e tempos menores. (NCRP Report 148, 2004). Os efeitos estocásticos são aqueles em que a probabilidade de ocorrência é proporcional à dose de radiação recebida, sem a existência de limiar.

3.3.2 Unidades e grandezas

Algumas grandezas físicas foram definidas para quantificar a radiação, tais como: exposição (X), dose absorvida (D) e dose equivalente (H). Nesse trabalho será enfatizada a grandeza dose absorvida (D).

Uma vez que exposição é bem definida em termos de ionização das partículas do ar, não é adequada para descrever a energia de qualquer tipo de radiação absorvida por qualquer tipo de meio. Por outro lado, as mudanças químicas e biológicas que ocorrem, por exemplo, no tecido exposto aos raios X, depende da energia absorvida por ele. Logo foi introduzida a grandeza dose absorvida D (gray).

Apesar do avanço, a grandeza “exposição” apresentava inconvenientes, tendo sido o meio padrão previamente escolhido (no caso, o ar seco), o número de ionizações esperado pela passagem de um feixe de fótons de alta energia em qualquer outro meio não apenas seria diferente, mas apresentaria uma dependência com a energia do feixe incidente.

À grandeza “dose absorvida” foram associadas unidades correspondentes. É definida como a “energia depositada por unidade de massa” tratada no sistema internacional.

A dose absorvida “D” é definida pela *International Commission on Radiation Units and Measurements* (ICRU) como sendo a razão entre a energia absorvida da radiação (E) e a massa do absorvedor (m), que pode ser observada na Equação 1.

Equação 1

$$D = \frac{E}{m}$$

Fonte: TURNER, 2007.

A ICRU adotou para unidade de dose absorvida o Gray (Gy). No Sistema Internacional de Unidades, 1 Gy equivale a 1 J/kg. (TURNER, 2007).

A dose absorvida é a quantidade de energia depositada nos tecidos/órgãos por unidade de massa e sua unidade é o Gray (Gy). Um Gray equivale a uma unidade de grandes dimensões na radiologia diagnóstica, ou seja, radiodiagnóstico, pelo que é mais frequente usar-se o miligray (mGy).

Os riscos de exposição a diferentes tipos de radiação podem ser comparados em termos da dose equivalente. Esta é a dose para determinado tipo de radiação através do uso de um fator de ponderação, como a dos raios X, e gama sendo um, mas podendo ser maior para outros tipos de radiação.

A dose efetiva foi determinada como uma ferramenta para proteção radiológica, a nível profissional e público, devendo ter valor prático na comparação de doses de diferentes exames de diagnósticos e procedimentos de intervenção, contudo, ainda, a comparação entre doses resultantes de diferentes técnicas ou tecnologias utilizadas em exames médicos e/ou doses resultantes de intervenções semelhantes realizadas. A dose efetiva não foi gerada com o objetivo de estimar com precisão o risco dos efeitos da radiação para indivíduos que são submetidos a procedimentos radiodiagnósticos.

Para análise individual e para estudos epidemiológicos será adequado considerar a dose nos órgãos (absorvida ou equivalente). A dose absorvida é uma medida da energia depositada em um meio por uma radiação ionizante. É igual à energia entregue por unidade de massa, J/kg, unidade à qual é dado o nome especial de Gray. A dose equivalente é uma grandeza física que descreve o efeito relativo dos distintos tipos de radiações ionizantes sobre os tecidos vivos. Sua unidade de medida é o Sievert. A dose efetiva coletiva é usada em exposições médicas para comparação de doses estimadas em populações, entretanto, não recomendada para estimativa da ocorrência de efeitos na saúde. Esta dose obtém-se através

da multiplicação da dose efetiva média para determinado procedimento radiodiagnóstico pelo número estimado de intervenções numa população específica.

A dose efetiva total de todos os procedimentos radiodiagnósticos, para a totalidade da população, pode ser utilizada para descrever as tendências globais no uso médico da radiação.

A unidade de dose equivalente e de dose efetiva é o Sievert (Sv). Um Sievert é uma unidade de grandes dimensões, em radiologia diagnóstica, ou seja, radiodiagnóstico, onde as doses devem ser muito pequenas, o mais frequente é utilizar o miliSievert (mSv). A dose efetiva coletiva é medida em pessoa-sievert.

3.3.3 Limites de dose

Os limites permissíveis são conhecidos de forma a reduzir a probabilidade dos efeitos estocásticos nos indivíduos expostos, na sua descendência direta e na população como um todo.

A CNEN (2019) e a ICRP (2006) recomendam os limites de doses equivalentes para trabalhadores com radiação e para o público em geral. Elas acreditam que um método válido para julgar a aceitabilidade do nível de risco no trabalho com radiação seja compará-lo com o de outras ocupações reconhecidas como tendo alto grau de segurança, ou seja, aquelas onde o nível médio anual de mortalidade devido à incidência de trabalho não exceda a 1 em 100.000.

A legislação brasileira, regida pelas Normas da CNEN, NN 3.01 e da ANVISA, RDC 330/20, estabelece:

- A dose efetiva média anual não deve exceder 20 mSv em qualquer período de 5 anos consecutivos, não podendo exceder 50 mSv em nenhum ano.
- A dose equivalente anual não deve exceder 500 mSv para extremidades e 150 mSv para o cristalino.

Para indivíduo do público, a Comissão Europeia limitou em 1 mSv a dose equivalente anual. Para pacientes, não existe um limite de dose equivalente, mas níveis de referência de acordo com os exames empregados. A exposição desnecessária deve ser evitada e as exposições necessárias devem ser justificadas pelo benefício do diagnóstico, a dose administrada deve limitar-se a quantidade mínima necessária para produzir uma boa imagem, ainda que não se aplique um limite de dose individual (TILLY, 1997).

3.4 Proteção radiológica

A radioproteção se baseia em três princípios básicos:

- a) a Justificação é o primeiro princípio básico de proteção radiológica, estabelece que nenhuma prática ou fonte adstrita a uma prática deve ser autorizada a menos a compensar o detrimento que possa ser causado;
- b) a Limitação é o segundo, representa o limite de dose anual por órgão, por indivíduo do público ou ocupacionalmente exposto, estabelecido com o avanço da tecnologia;
- c) a Otimização é o terceiro, estabelece que as instalações e suas práticas devam ser planejadas, controladas e executadas de modo a magnitude das doses individuais, o número de pessoas expostas e todas as probabilidades de exposições acidentais sejam tão baixas quanto razoavelmente exequíveis (Princípio ALARA “*as low as reasonably achievable*”), levando-se em conta fatores econômicos e sociais e as restrições de dose aplicáveis. A Otimização é o grande alvo da Campanha “Image Gently” nas diversas subespecialidades médicas correspondentes.

A Tabela 2 mostra a dose efetiva aproximada de radiação à qual um adulto médio é exposto durante a realização de alguns exames. Apesar de se referir a adultos, é interessante comparar a radiografias de tórax correspondente a um único procedimento fluoroscópico ou tomográfico. Por exemplo, uma tomografia de crânio corresponde a cerca de 200 radiografias de tórax.

Tabela 2: Dose efetiva aproximada de radiação à qual um adulto médio é exposto durante a realização de alguns exames.

EXAME	DOSE EFETIVA APROXIMADA
RADIOGRAFIA DE TÓRAX	0,01 – 0,15 mSv
TC CRÂNIO	2 mSv
TC SEIOS DA FACE	0,6 mSv
TC ABDOME TOTAL	10 mSv
TC TÓRAX	1,5 mSv
TC TÓRAX HELICOIDAL	7 mSv

Fonte: PEDROSA, 2014.

Para que as atividades com radiações ionizantes sejam realizadas com segurança, há necessidade de assegurar que, primeiramente, outra atividade seja planejada e executada com total eficácia, a proteção radiológica. O objetivo da proteção radiológica é fornecer um padrão de proteção apropriado ao homem, contra as radiações, sem inibir atividades benéficas que aumentam a exposição à radiação (ICRP, 2006).

Uma das ferramentas básicas da proteção radiológica é a adoção de programas de monitoração, que têm como objetivo geral avaliar as condições radiológicas do local de trabalho e assegurar que estas condições sejam aceitavelmente seguras e satisfatórias aos indivíduos expostos. No contexto das radiações indiretamente ionizantes (fótons e nêutrons), a palavra interação é aplicada aos processos nos quais a energia e/ou a direção é alterada. Tais processos são randômicos, e desta maneira, só é possível comentar sobre probabilidade de ocorrência das interações.

As interações fotoelétricas predominam para todos os materiais em energia de fótons suficientemente baixas, mas, à medida em que a energia cresce, o efeito fotoelétrico diminui mais rapidamente que o espalhamento Compton e este acaba se tornando o efeito predominante. Continuando a aumentar a energia do fóton, ainda que o espalhamento Compton decresça em termos absolutos, continua aumentando em relação ao efeito fotoelétrico.

A Figura 11 mostra a variação da participação de cada um desses processos para a variação de Z e da energia dos fótons.

Figura 11: Materiais que podem blindar as emissões nucleares.

Fonte: Baseado em CARVALHO; OLIVEIRA, 2017.

3.5 Dosimetria das radiações

A radiação ionizante, é conhecida por duas maneiras: diretamente ionizante ou indiretamente ionizante.

Partículas carregadas como os elétrons, os prótons, as partículas alfas (α) e os íons pesados são radiações diretamente ionizantes, pelo fato de depositar sua energia no meio através de interações coulombianas diretas com elétrons orbitais dos átomos do meio.

Os raios X, a radiação gama (γ) e os nêutrons são considerados radiações indiretamente ionizantes, pois transferem sua energia recebida através de interações coulombianas diretas com elétrons orbitais dos átomos do meio (PODGORSK, 2005).

Os valores de doses individuais são representados por dose efetiva ou dose equivalente, estabelecidos para exposições ao público decorrentes das práticas controladas, onde a magnitude não deva ser executada (CNEN NN 3.01, 2014; ANVISA, 1998; ICRP, 2007), conforme Tabela 3.

Tabela 3: Limites de dose estabelecidos pela norma CNEN – NN 3.01 (2014).

Limite de dose anuais [a]			
Grandeza	Órgão	Indivíduo ocupacionalmente exposto	Indivíduo público
Dose efetiva	Corpo Inteiro	20 mSv [b]	1 mSv [c]
	Cristalino	20 mSv [b]	15 mSv
Dose equivalente	Pele [d]	500 mSv	50 mSv
	Mãos e pés	500 mSv	-

[a] 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.

[b] Média ponderada em 5 anos consecutivos, desde que não exceda 50 mSv em qualquer ano.

[c] Em circunstâncias especiais a CNEN, poderá autorizar um valor de dose efetiva de até 5 mSv em um ano, desde que a dose efetiva média em um período de 5 anos consecutivos, não exceda a 1 mSv por ano.

[d] Valor médio em 1 cm² de área, na região mais irradiada.

Fonte: CNEN NN 3.01, 2014.

Essa realidade pode ser ainda pior se o protocolo de adulto for utilizado em pacientes pediátricos. Diante dessa preocupação, foi proposta a criação de uma caderneta de radiação semelhante ao cartão de vacina, pela Campanha “*Image Gently*”, para controlar a dose de radiação em crianças, atento às possibilidades diagnósticas específicas de cada faixa etária a que procedimentos a criança foi exposta ao longo de sua vida.

Todos os princípios de radioproteção são importantes e devem ser seguidos, porém, o princípio da justificação pode reduzir em até 100% a dose de radiação ao concluir

que uma tomografia de abdômem total, por exemplo, é desnecessária em determinada condição clínica, podendo ser substituída pelo US (ultrassom) de abdômem. Muitas vezes esta decisão não é fácil, principalmente para um não especialista, com tantos métodos disponíveis de diagnósticos por imagem.

Por isso o trabalho em equipe é fundamental. Ter um médico radiologista pediátrico de referência para ajudar nessas decisões pode agilizar o processo diagnóstico e reduzir muito a dose de radiação à qual o paciente será exposto, reduzindo o número de exames de alta complexidade, onerosos e inconclusivos realizados sem indicação justificável.

3.5.1 Termoluminescência (TL)

Os fenômenos de luminescência podem ser divididos em dois tipos a fluorescência a fosforescência.

A fluorescência ocorre especificamente com a emissão de luz ocorrendo em um tempo menor que 10^{-8} s após a excitação. Na fosforescência, ao decair do estado excitado, o sistema permanece em um estado metaestável por um tempo muito maior que 10^{-8} s. Para retornar ao estado fundamental, o sistema necessita receber energia suficiente para voltar ao estado excitado e só então sofrer desexcitação por um processo semelhante ao da fluorescência. Assim, como na excitação inicial, o estímulo necessário para retirar o sistema do estado metaestável pode ocorrer de diferentes maneiras, e a absorção de calor (fosforescência opticamente estimulada).

O fenômeno da luminescência é observado durante a estimulação de isolantes cristalinos ou semicondutores, os quais foram previamente excitados, tipicamente por exposição à radiação ionizante. A excitação eleva o cristal em um estado metaestável, caracterizado por elétrons e buracos (cargas positivas) separadamente armadilhados nos defeitos da rede cristalina. Durante o processo de leitura, o calor (processo TL) ou a luz (processo OSL) estimulam a liberação desses elétrons e buracos dos centros de armadilhamento, resultando em uma recombinação dos pares elétrons-buracos e excitação dos centros de luminescência no cristal. A técnica consiste da emissão de fótons quando esses centros de luminescência excitados decaem ao estado fundamental. (McKEEVER, 2011). A Figura 12 apresenta os estados energéticos envolvidos nos processos de ionização e de aquecimento do cristal até a emissão luminescente. Esse fenômeno é muito explicado em termos das “armadilhas para elétrons ou buracos” através do modelo de bandas de

energia. Os materiais termoluminescentes possuem, em geral, a banda de valência repleta de elétrons e de condução vazia, entre elas uma faixa constituída de estados energéticos não permitido a elétrons e por isso denominada banda proibida.

A termoluminescência (TL) nada mais é que uma fosforescência termicamente estimulada. Ela é a emissão de luz por um isolante ou semicondutor quando este é aquecido. Como ela ocorre em materiais que foram excitados por radiação ionizante, sua denominação correta seria radioluminescência termicamente estimulada, mas na literatura o termo termoluminescência vem sendo empregado desde o final do século XIX (McKEEVER, 1985).

A termoluminescência (TL) é a técnica mais comumente utilizada na dosimetria para as radiações ionizantes. Baseia-se no fenômeno da emissão de luz termicamente estimulada, emitida por certos materiais cristalinos, sendo proporcional à quantidade de radiação a qual foram previamente expostos esses materiais.

Figura 12: Esquema de transições eletrônicas que ocorrem durante o processo de ionização e de aquecimento do cristal.

- (a) Ionização;
- (b) e (e) processos de armadilhamento de elétrons e de buracos respectivamente;
- (c) e (f) desarmadilhamento dos elétrons e buracos;
- (d) e (g) recombinações indiretas;
- (h) recombinações diretas.

Fonte: CAMPOS, 1998; McKEEVER et al, 1995.

3.5.2 Dosimetria termoluminescente

A dosimetria termoluminescente é amplamente utilizada na dosimetria externa in vivo, devido às suas inúmeras vantagens nesse tipo de monitoração, possibilitando avaliações de doses em órgãos críticos e em geometrias difíceis. Os detectores termoluminescente são geralmente compostos de um único material e possuem tamanho pequeno, tornando a leitura do detector independente da distribuição angular da radiação.

As maiores desvantagens dos dosímetros termoluminescentes (TLDs) são a demora na leitura e a perda do sinal após o processo de leitura (CAMPOS, 1998; OLIVEIRA et al, 2009).

O objetivo da dosimetria termoluminescente é determinar a quantidade de energia absorvida por unidade de massa do material durante o processo.

3.5.3 Materiais dosimétricos

A escolha do material depende do tipo de radiação que se quer medir, pois as radiações interagem de forma diferente com a matéria dependendo do seu tipo (radiação eletromagnética, partículas carregadas leves/pesadas, nêutrons).

As características que um material TL deve possuir para poder ser empregado em dosimetria TL dependem muito da área onde se pretende empregá-lo (individual, ambiental, de área, “in vivo” etc.), além disso, a escolha de um material TL para uso como dosímetro (TLD = dosímetro ou detetor termoluminescente) depende do planejamento específico da dosimetria.

Conforme IRD-RT (2001), o desempenho do TLD é medido por algumas propriedades de sua resposta TL, mas a importância relativa a cada uma delas depende muito da aplicação. Entretanto, qualquer que seja a aplicação, é indispensável conhecer as propriedades de sua resposta TL. As propriedades normalmente analisadas para verificar se um material TL pode ser utilizado para uma determinada aplicação dosimétrica serão apresentados resumidamente abaixo:

- a) homogeneidade do lote do material;
- b) reprodutibilidade da resposta TL;
- c) intervalo de linearidade em função da grandeza dosimétrica de interesse;
- d) dependência energética da resposta;
- e) dependência angular da resposta;
- f) estabilidade, em diferentes condições climáticas;
- g) efeito da luz;
- h) sinal residual;
- i) efeito da taxa de dose;
- j) tratamento térmico de reutilização;
- k) curvas de emissão;
- l) resposta em função da dose;
- m) armazenamento e manuseio.

O desempenho de um sistema dosimétrico TLD é descrito na norma IEC 1066 - Comissão Eletrotécnica Internacional. As normas brasileiras de certificação de serviços de monitoração individual especificam critérios para sistemas TLD's nesta área.

3.6 Dosímetros termoluminescentes

Geralmente, os dosímetros termoluminescentes são armazenados em estojos próprios feitos de materiais com baixo coeficiente de atenuação para as radiações ionizantes e alta atenuação da luz, para que estas não influenciem no sinal termoluminescente (TL).

O principal parâmetro de caracterização de um material termoluminescente é a sua curva de emissão característica. A curva de emissão é a curva que representa a intensidade de luz emitida por um material TL em função da temperatura ou do tempo de aquecimento do material na medição emissão. É preferível que o material tenha uma curva de emissão simples, com poucos picos bem resolvidos (CAMPOS, 1998). O mais adequado é que a emissão termoluminescente apresente um comportamento linear com a variação de dose em um amplo intervalo. Entretanto, isto nem sempre é possível e, em muitos casos, utiliza-se um intervalo de dose em que a resposta do dosímetro é supralinear (McKEEVER et al, 1995). Outra característica importante de um dosímetro termoluminescente (TLD) é o decaimento do seu sinal termoluminescente devido ao tempo de armazenamento.

O decaimento do sinal TL é a perda na intensidade de sinal. Como os TLDs são dosímetros passivos, portanto, é necessário que seu decaimento seja mínimo.

3.6.1 Homogeneidade

Conforme IRD (2001), para que um material possa ser usado como TLD é preciso que se possa produzir lotes que tenham sempre a mesma resposta TL. A sensibilidade pode variar entre os lotes de produção, mas a maneira e o comportamento da emissão TL tem que ser sempre igual. Dentro de um mesmo lote de fabricação, é ainda desejável que a sensibilidade dos TLD's seja a mesma, para que não seja necessário o uso de fatores de calibração diferentes para cada TLD.

3.6.2 Reprodutibilidade

Conforme IRD-RT (2001), se a resposta TL de um material não for reprodutiva é impossível usá-lo em dosimetria, pois não será possível realizar sua calibração.

3.6.3 Linearidade

A Curva da resposta de um dosímetro TL em função da dose identifica três possibilidades em suas leituras, ou seja, linear, supralinear e de saturação. A primeira é a de maior interesse em dosimetria, visto que permite uma maior exatidão em suas medidas. Conforme IRD-RT(2001), uma característica desejável para um TLD, é que exista uma relação linear entre a intensidade TL e a grandeza dosimétrica que se queira avaliar, e que a constante de proporcionalidade seja independente da taxa de dose. A maioria dos materiais TL apresentam esta resposta linear em determinado intervalo de dose, independente da taxa (até taxas de pelo menos 108 Gy/s). O intervalo de linearidade depende do material e, para doses maiores, o material normalmente apresenta uma faixa de supralinearidade seguida de sublinearidade e saturação.

3.6.4 Dependência energética

Conforme IRD-RT (2001), a intensidade da termoluminescência emitida por um material é proporcional à quantidade de energia inicialmente absorvida pelo material. A resposta com a energia é a variação da intensidade do sinal TL para uma determinada dose, em função da energia da radiação incidente, sendo importante avaliar a variação do coeficiente de absorção do material em função da energia da radiação. Para fótons, a dependência energética da resposta de um TLD pode ser obtida pela razão entre os coeficientes máximos de absorção de energia do material TLD e o meio de referência (ar, água, tecido equivalente) onde se deseja estimar a dose.

Para aplicações dosimétricas que visem a avaliação de dose em tecidos humanos, é desejável o uso do material TL com uma carga nuclear efetiva sendo uma propriedade da tabela periódica $Z_{ef} = 7,4$ (materiais equivalentes a tecido), próximo do tecido humano.

3.6.5 Dependência angular

A dependência angular tem o objetivo de determinar a variação da resposta do TLD e apresenta problemas quando a orientação do detector pode afetar o tamanho da cavidade, isto é mais significativo para elétrons, todavia, é sempre importante irradiar normal à superfície plana do detector. Conforme IRD (2001), é necessário conhecer qual a influência do ângulo de incidência da radiação sobre a resposta TL do material que será utilizado. Nas aplicações práticas, o TLD é sempre colocado em algum suporte, e não se deve esquecer que a dependência angular da resposta TL de TLD, assim como a dependência energética, também depende do tipo e geometria destes suportes.

3.6.6 Estabilidade

Conforme IRD-RT (2001), uma consideração importante na escolha de um TLD é o quão estável é o seu sinal nas condições ambientais aonde o dosímetro será utilizado, isto é, é necessário saber se a carga armadilhada no material pode ser liberada antes da leitura por calor (decaimento térmico), luz (decaimento óptico), ou qualquer outra causa (decaimento anômalo).

O teste do tempo de estabilidade da resposta TL é necessário para verificar a estabilidade da resposta a um feixe de radiação.

Se o sinal TL de uma amostra é instável ao longo do tempo, isto é, se sua resposta TL diminui com o tempo após a irradiação, diz-se que o sinal decai. O decaimento do sinal pode ter várias causas, mas as principais são óptica e térmica.

A umidade e a luz também podem influenciar no decaimento do sinal de alguns materiais TL. Materiais não higroscópios são preferíveis para a dosimetria TL.

3.6.7 Sensibilidade ao calor e à luz

O decaimento do sinal pode ocasionar uma subestimativa da dose, por isso precisam ser evitados ou corrigidos.

O princípio de decaimento térmico é bem conhecido, pois está associado à própria estimulação da termoluminescência: quanto maior a temperatura, maior a probabilidade de liberação das cargas armadilhadas. Quando a profundidade da armadilha é

muito pequena, a probabilidade de liberação do elétron é muito grande, mesmo na temperatura ambiente, e o decaimento do sinal é grande.

O decaimento óptico é ocasionado pela absorção de energia dos fótons provenientes da luz do sol, ou qualquer outra fonte de luz. Estes fótons podem estimular as transições eletrônicas no material, podendo liberar elétrons armadilhados, causando o decaimento do sinal.

Ao contrário do efeito de decaimento à luz, principalmente a luz ultravioleta – UV pode induzir um sinal TL no material (sinal espúrio). A absorção da energia dos fótons de luz pode transferir elétrons para níveis energéticos de armadilhas envolvidas no processo TL do material. A partir de níveis energéticos do estado de equilíbrio, todos os efeitos óptico dependem do comprimento de onda (energia) da luz incidente no material.

3.6.8 Sinal residual

O sinal de fundo deve ser verificado primeiro com a prancheta vazia e depois com um detector não irradiado. Conforme IRD-RT (2001), a irradiação de materiais TL com doses altas (doses acima de seu intervalo de linearidade) pode gerar defeitos no material que não podem mais ser revertidos, depois desse prejuízo, a resposta dos TLD's não irradiados aumenta, este incremento é chamado sinal residual. Após vários ciclos de irradiação (mesmo de baixas doses) e aquecimentos, sempre há um sinal residual crescente, o que varia de um material para outro e o quanto isto é significativo, e a partir da exposição acumulada e de quantos ciclos térmicos foram realizados. A sensibilidade dos TLD's também é modificada com o acúmulo de ciclos de aquecimentos e irradiação e com a exposição a doses muito altas.

3.6.9 Efeito da taxa de dose

Conforme IRD-RT (2001), estudos demonstram que a resposta dos TLD's mais utilizados não são modificados até taxas de dose de cerca de 10^9 Gy/s. Para fins de radioproteção, a resposta destes TLD's pode ser considerada independente da taxa de dose.

3.6.10 Tratamento térmicos

Muitos materiais apresentam curvas de emissão com vários picos, alguns bem localizados a baixas temperaturas, e, logo, sujeitos a um decaimento térmico do sinal considerável à temperatura ambiente. Conforme IRD-RT (2001), a resposta TL dos materiais são modificadas por tratamentos térmicos. Desta maneira, é possível melhorar ou piorar alguma de suas características. Cada material escolhido para ser utilizado como TLD precisa ter suas condições otimizadas de tratamentos térmicos bem determinados. O tratamento térmico de pré-irradiação é um processo de aquecimento do material até uma dada temperatura, seguida de resfriamento. O objetivo do tratamento térmico é de restabelecer o equilíbrio termodinâmico dos defeitos que existiam no material antes da irradiação e da leitura.

3.6.11 Curva de emissão

A curva de emissão representa a intensidade de luz emitida por um material TL em função da temperatura ou do tempo de aquecimento a que este é submetido. Esta curva pode apresentar um ou mais máximos, denominados picos de emissão, conforme o número de diferentes armadilhas presentes no material e suas profundidades.

O que se considera como a resposta de um dosímetro TL é a área sob a parte estável da curva de emissão, ou seja, a área sob um ou mais picos localizados a temperaturas elevadas.

O procedimento escolhido para o tratamento térmico das pastilhas/dosímetros termoluminescentes de sulfato de cálcio dopado com disprósio ($\text{CaSO}_4:\text{Dy}$) influi na estrutura da sua curva de emissão TL, modificando, drasticamente, as relações entre as intensidades dos seus picos de emissão.

3.6.12 Porta-dosímetro do IPEN

O porta-dosímetro do IPEN é uma caixa plástica de material de poliestireno de alto impacto, Figura 13. Foi projetado especialmente para dosimetria pessoal, ambiental e de área empregando detectores de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$, tem dimensões 59 cm x 37 cm x 7 cm. É constituído de quatro filtros (frente e verso): uma janela aberta para aplicação na dosimetria

da radiação beta; um filtro de 3 mm de plástico da própria caixa, que oferece equilíbrio eletrônico para radiação gama do ^{137}Cs ; um filtro de 1mm de chumbo, para blindar radiação X de energias baixas e um filtro de 0,8 mm de chumbo com um furo central de 2,0 mm de diâmetro, que permite uma resposta TL independente da energia, equivalente à resposta do dosímetro de LiF. Esse modelo de porta dosímetro permitiu ao Laboratório de Dosimetria Termoluminescente, o desenvolvimento de um algoritmo de cálculo de dose, a partir da relação entre as respostas TL dos detectores posicionados sob os diferentes filtros, considerando a dependência energética da resposta TL do $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$, na região de efeito fotoelétrico.

Entre as avaliações envolvidas nesta caracterização encontra-se a seleção dos dosímetros segundo a sua sensibilidade, a repetitividade da resposta TL quando usado várias vezes num mesmo campo de radiação, linearidade da resposta TL em função da dose e o seu limite mínimo de detecção, avaliações estas que são apresentadas neste trabalho para os detectores produzidos pelo laboratório de Materiais Dosimetricos, LMD, IPEN/CNEN-SP.

Os requisitos de desempenho do dosímetro: homogeneidade dos filtros, que tem como objetivo assegurar a uniformidade da espessura do material dos filtros; autoirradiação, que tem como objetivo verificar a possível contaminação dos filtros com radionuclídeos; resistência a impacto, que visa testar a robustez dos porta-dosímetros, são apresentados na Tabela 4.

Figura 13: Porta-dosímetro do IPEN para $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$.

Fonte: Autor da dissertação.

Tabela 4: Requisito de desempenho para os porta dosímetros IRD/CNEN

Características a serem testadas	Requisitos
a) Homogeneidade dos filtros Este teste é realizado com o objetivo de assegurar a uniformidade da espessura do material dos filtros.	A diferença entre o máximo e mínimo da resposta TL medida atrás de qualquer um dos filtros do porta-dosímetro, devido a variações na espessura do material do filtro, deve ser menor que 5% do valor da resposta TL média para cada um dos filtros, considerando um conjunto de porta dosímetros. O desvio padrão da resposta média, atrás de qualquer um dos filtros do porta-dosímetro, não deve exceder a 2% para o mesmo conjunto de porta dosímetros.
b) Auto irradiação Este teste é feito para verificar a possível contaminação dos filtros com radionuclídeos.	A diferença da resposta TL média, atrás de qualquer um dos filtros do porta-dosímetro, em um conjunto de porta-dosímetros, em relação aos conjuntos de controle não deve exceder a 0,05.
c) Resistência a impactos Este teste visa testar a robustez dos porta-dosímetros	O porta-dosímetro deve ser robusto o suficiente e os filtros bem afixados de modo a resistirem ao impacto sobre uma superfície rígida devido a uma queda livre.

Fonte: Baseado em CASMIE, 1995.

3.6.13 Resposta TL em função da dose - calibração

O fator de calibração para a resposta TL dos dosímetros para radiação gama do ^{137}Cs (fator de calibração do lote), é o mesmo para os três filtros do porta dosímetro.

A técnica de calibração utilizada depende da forma do dosímetro e da exatidão exigida. A quantidade máxima de dosímetros em um lote é limitada pela estabilidade da calibração da leitora e a necessidade de assegurar que o lote todo seja submetido a um ciclo de aquecimento idêntico. Cada lote novo deve ser irradiado e aquecido duas ou três vezes antes de se obter resultados confiáveis. Para aplicações clínicas é recomendado cinco ciclos de avaliação. O efeito destas irradiações preliminares é completar algumas armadilhas permanentemente.

O Serviço de Monitoração Individual Externa, SMIE, identifica todas as instituições onde foram realizadas as irradiações. Todas as calibrações e caracterizações devem ser realizadas utilizando instrumentos rastreáveis a padrões nacionais LNMRI ou a padrões por um laboratório estrangeiro equivalente. Ter rastreabilidade significa ser capaz de mostrar que ações apropriadas, e documentadas, foram tomadas para se comparar (direta ou indiretamente) o padrão de referência com o padrão nacional.

3.6.14 Armazenamento e manuseio

Os materiais TLD não devem ser contaminados principalmente com gordura, e por isso não devem ser manuseados com a mão. Os dosímetros severamente contaminados devem ser descartados.

3.6.15 Avaliação do dosímetro

A avaliação de um dosímetro individual envolve basicamente os seguintes passos:

- a) primeiro: a avaliação dos detectores em uma instrumentação adequada e a transformação dos valores obtidos, através de um algoritmo, em um valor expresso em termos da grandeza de calibração;
- b) segundo: a interpretação dos dados em termos de uma grandeza relacionada à dose no indivíduo, como por exemplo, as definidas na ICRU 39 (1985) e ICRU 47 (1992). Enquanto estas grandezas não forem formalmente introduzidas no sistema metrológico brasileiro, será adotado o conceito de Dose Profunda de Fótons.

A necessidade de utilização do objeto simulador, para simular o corpo humano em termos de espalhamento ou absorção de radiação ionizante, mantém o objetivo de avaliar os dosímetros.

As irradiações devem ser realizadas com um valor verdadeiro convencional, com um feixe de energia efetiva de 60 keV para determinar o valor avaliado de cada dosímetro e o desvio-padrão. Os testes devem determinar as características físicas e dosimétricas de um sistema de monitoração individual.

Para os testes que se utiliza radiação X e gama, os espectros das radiações deverão cobrir o intervalo de energia de 20 a 1.250 keV, com feixes convenientemente filtrados e caracterizados.

4 MATERIAIS E MÉTODOS

4.1 Grupo de análise

Conforme HART et al. (2000), o tamanho do paciente varia muito, desde um bebê recém-nascido até um adolescente de 15 anos. As doses de referência para radiologia pediátrica podem ser sensatamente estabelecidas apenas para tamanhos específicos de crianças. Aqui, cinco tamanhos padrão foram escolhidos, representando 0 (recém-nascido), 1, 5, 10 e 15 anos de idade. Esta seleção de idades padrão tem a vantagem de coincidir com os simuladores matemáticos pediátricos que são freqüentemente usados em cálculos de dose de órgãos de Monte Carlo. Um método foi desenvolvido para calcular fatores para normalizar as doses medidas em crianças individuais para aquelas para a "criança" de tamanho padrão mais próxima. Esses fatores de normalização para medições de dose de superfície de entrada (ESD) e produto de área de dose (DAP) dependem da espessura da criança real, a espessura da "criança" padrão mais próxima, e um coeficiente de atenuação linear eficaz (μ), que é ele próprio uma função do espectro de raios X, o tamanho do campo e se uma grade anti-dispersão é usada ou não. As medições de dose de entrada e saída foram feitas com material fictício representando o tecido mole para estabelecer valores de μ para exames de abdome e cabeça, e com material fictício representando o pulmão para exames de tórax. Essas medições de μ foram confirmadas e estendidas a outros espectros de raios X e tamanhos de campo por cálculos de Monte Carlo. Os fatores de normalização são tabulados para medidas ESD para projeções radiográficas específicas através da cabeça e tronco, e para medidas DAP para exames completos de multiprojeção no tronco. Os fatores de normalização foram aplicados aos dados de pesquisa europeus para dosagem de superfície de entrada e medidas de produto de área de dosagem para derivar doses de referência provisórias para projeções radiográficas.

Neste trabalho, para fins comparativos, foram pesquisadas e analisadas as espessuras de pacientes pediátricos através de estudos das faixas etárias dos pacientes, como sugerido por (HART et al., 2000), que afirma que existe uma pequena variação de espessura do paciente em determinadas áreas do corpo nas faixas escolhidas, conferindo menor variabilidade na simulação e análise dos dados, Tabela 5 abaixo.

Tabela 5: Espessura média para o tórax em cm

Idade	Tórax AP (cm)
0	8,5
1	12
5	14

Fonte: HART et al., 2000.

4.2 Materiais

4.2.1 Pastilhas dosimétricas de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$

Nos anos 80 foram desenvolvidas e patentadas pastilhas dosimétricas de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$, detectores termoluminescentes de sulfato de cálcio dopado com disprósio ($\text{CaSO}_4\text{:Dy}$), produzidos pelo Laboratório de Materiais Dosimétricos, LMD, do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN/CNEN-SP), constituídos pela mistura do fósforo de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ e de um material agregante, pó de Teflon® (na proporção de 1:4), com dimensões médias de 6,0 mm de diâmetro, 0,80 mm de espessura e massa média de 50 mg (MATSUSHIMA, 2010).

A Curva de Emissão Termoluminescente (Figura 14) apresenta dois picos principais, sendo o primeiro em aproximadamente 130°C, o qual apresenta forte decaimento quando exposto à luz, e o segundo em aproximadamente 220°C, o qual é bastante estável, chamado pico dosimétrico. A presença do teflon impede que o tratamento térmico de reutilização e a leitura TL desse dosímetro seja realizada a temperaturas superiores a 400°C.

Um exemplo da curva de emissão TL do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ é apresentado na Figura 14.

A alta sensibilidade do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ combinada com uma baixa taxa de decaimento térmico do sinal ‘*fading*’ permite confiáveis medidas de doses baixas, especialmente em aplicações dosimétricas ambientais.

Figura 14: Curva de emissão do $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$, resposta para radiação gama do ^{137}Cs , dose de 1 Gy.

Leitura realizada com taxa de aquecimento de 10°C/s até 350°C .

Fonte: McKEEVER et al, 1995.

4.2.2 Dosímetros

Para a dosimetria, utiliza-se normalmente a integral (área sob a curva) da função matemática que se ajusta à curva da emissão (figura 14), desde uma temperatura inicial T_i até uma final T_f , de maneira que o pico esteja compreendido entre ambas. Essa integral, ou seja, modelo matemático que basicamente é a integral da corrente elétrica gerada pela fotomultiplicadora entre dois instantes (tempos) da “rampa de aquecimento” tem como grandeza física a “carga elétrica”. Desta forma a “carga” gerada pelo leitor TL é linearmente proporcional à dose individual, num gráfico da resposta TL (na ordenada) contra o valor verdadeiro convencional da dose (na abscissa) e o seu “coeficiente angular” é o inverso do “fator de calibração” do lote de detectores.

Uma vez que o tratamento térmico de materiais TL possa afetar suas principais características dosimétricas (curva da emissão e sensibilidade), um conjunto de condições específicas foi estabelecido, com o objetivo de avaliar a resposta TL e a sensibilidade do lote de detectores de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ para a radiação gama do ^{137}Cs . Os detectores foram selecionados com sensibilidade dentro de $\pm 5\%$ e identificados em planilha Excel. A seguir, os dados foram utilizados para alimentar os dados de entrada da planilha de algoritmo de cálculo de

dose, bem como o fator de calibração do lote, obtido da curva de resposta TL em função da dose.

4.3 Equipamentos e acessórios

Para a realização dessa pesquisa foram utilizados os seguintes acessórios:

- a) bandeja de alumínio para colocar as pastilhas $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ (Figura 15);
- b) pinça para manuseio dos dosímetros;
- c) porta dosímetro de poliestireno de alto impacto, contendo quatro filtros: uma janela aberta, para avaliação da radiação beta; um filtro de plástico (2,8 mm), que garante equilíbrio eletrônico para radiação gama ^{137}Cs ; um filtro de chumbo (1,0 mm), para blindar radiação de energia baixa e um filtro de chumbo (0,8 mm) com furo central (2 mm), que fornece uma resposta TL independente da energia da radiação incidente, equivalente à resposta dos detectores de LiF:Mg, Ti , pertencente ao Laboratório de Materiais Dosimétricos do IPEN (Figura 16).
- d) objeto Simulador de poliestireno expandido - Isopor de dimensões 16,5 cm x 16,5 cm x 10 cm projetado para simular o tórax de uma criança de cinco anos;
- e) objeto Simulador de polimetilmetacrilato (PMMA) de dimensões 16,5 cm x 16,5 cm x 10 cm, projetado e construído para simular o tórax de uma criança de cinco anos;
- f) objeto Simulador Antropomórfico - boneca de borracha, com tamanho pediátrico;
- g) Régua espessômetro em aço inox.

Os equipamentos empregados foram:

- a) forno tipo Mufla marca Vulcan – para os tratamentos térmicos (Figura 17) pertencente ao Laboratório de Materiais Dosimétricos do IPEN;
- b) leitora termoluminescente da marca Harshaw, modelo 5500 (Figura 18) pertencente ao Laboratório de Materiais Dosimétricos do IPEN.

A leitora TL é o instrumento utilizado para avaliar a dose em função da quantidade de luz emitida. O leitor termoluminescente é composto de 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 (display) do sinal.

Avental equivalente de Chumbo (Pb) constituído de: lâminas Pb e borracha enriquecida com Pb, espessura entre 0,25 mm e 0,5 mm, pertencente à entidade parceira. É uma vestimenta de proteção individual de borracha plumbífera com equivalência de 0,25 mmPb à radiação espalhada. “A legislação brasileira através da RDC 330/20 e da NR6 (NORMA REGULAMENTADORA Nº6, 2001) estabelece que as instituições de saúde que possuem equipamentos emissores de raios X ofereçam vestimentas de proteção individual (VPI) tanto aos seus funcionários, quanto para pacientes e acompanhantes quando possível e/ou necessário. Essas VPLs devem ter no mínimo a espessura de borracha equivalente a 0,25 mm de chumbo” (Figura 19).

Figura 15: Bandeja de alumínio para tratamento térmico dos detectores.

Fonte: Autor da dissertação.

Figura 16: Detector e porta dosímetro do IPEN, específico para os detectores de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$

Fonte: Autor da dissertação.

Figura 17: Forno tipo Mufla Vulcan.

Fabricante: Vulcan
Modelo: 3-550 PD

Fonte: Autor da dissertação.

A leitora termoluminescente Harshaw modelo 5500 tem um sistema linear de aquecimento programável e um tubo fotomultiplicador resfriado com eletrônicos associados para medir a quantidade de luz termoluminescência (TLD) em sinal eletricoamplificado e de um sistema de processamento e apresentação display, identificando um leitor de alta capacidade para todos os tipos de elementos TLD e aplicações de física de saúde (Figura 18).

Figura 18: Sistema leitor de termoluminescência marca Harshaw, modelo 5500.

Fabricante: Harshaw TLD Reader
Modelo: 5500

Fonte: Autor da dissertação.

Figura 19: Avental de chumbo.

Fonte: Autor da dissertação.

4.3.1 Sistema de irradiação

Irradiador Panorâmico com fonte de ^{137}Cs (^{137}Cs) (Figura 20) pertencente ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN/CNEN-SP).

Atividade de $3,7 \times 10^{10} \text{ Bq}$ (1 Ci). Sistema Irradiação: Fabricante Hopewell - Modelo SC 1015G.

Figura 20: Irradiador panorâmico de ^{137}Cs .

Fabricante: Hopewell
Modelo: SC 1015G
Atividade: $3,7 \times 10^{10} \text{ Bq}$ (1 Ci)

Fonte: Autor da dissertação.

Aparelho de raios X, marca SAWAE, Modelo ALTUS ST, Tensão Máxima (125 kV), Corrente Máxima 500 mA, Altura 100 cm, pertencente à Entidade Publica Municipal Pronto Atendimento Caucaia do Alto – Cotia/SP (Figura 21).

O Equipamento de raios X opera no intervalo de tensão de 35 a 125 kV, intervalo de corrente entre de 50 a 500 mA, e tempo de 0,02 a 1,00ms.

Figura 21: Aparelho de raios X, marca SAWAE.

Fonte: Autor da dissertação.

Testes Anuais: O controle de qualidade do equipamento terá como objetivo o teste e a consequente adequação dos parâmetros que estiverem em desacordo com os padrões estabelecidos pela Secretaria da Saúde e Vigilância Sanitária de São Paulo, conforme RDC 330/20 do Ministério da Saúde):

- a) Exatidão do indicador de tensão do tubo (kVp);
- b) Exatidão do tempo de exposição;
- c) Camada semi- redutora;
- d) Sistema de Colimação, alinhamento do eixo central do feixe de raios -X;
- e) Alinhamento da Grade;
- f) Reprodutibilidade e linearidade da taxa de kerma no ar;
- g) Tamanho do ponto focal;
- h) Integridade dos acessórios e vestimentas de proteção individual;
- i) Padrão de dose dada ao paciente nos exames realizados no serviço;
- j) Controle de procedimentos.

Para a avaliação do desempenho dos equipamentos de raios X foram utilizados:

- a) monitores de radiação tipo TL fornecidos pelo Laboratório de Dosimetria Termoluminescente do IPEN;
- b) equipamento para análise não invasiva da qualidade do feixe de raios X marca SAWAE, Modelo ALTUS ST pertencente à Entidade Pública: Municipal Pronto Atendimento Caucaia do Alto – Cotia/SP;
- c) conjunto para teste de alinhamento do raio central e colimação do feixe da Empresa TEC RAD.

Esses testes são realizados por empresas terceirizadas, certificadas para realização desse tipo de avaliação.

Os valores médios obtidos apresentaram variações comparáveis aos índices permitidos no país, de acordo com a legislação sanitária vigente.

4.3.2 Parâmetros do equipamento de raios X.

Os parâmetros representam um conjunto mínimo de limites de tolerância a serem testados anualmente para a obtenção de imagens de boa qualidade que permitam o diagnóstico correto e adequado: exatidão do indicador de tensão do tubo (kVp), indicada pela mesa de comando:

- a) exatidão do tempo de exposição (ms), mostrado no display da mesa de comando;
- b) posicionar o tubo de raios X, a uma distância de 100 cm ou 1 m.

Os resultados referentes à Unidade de pronto atendimento Caucaia do Alto – Cotia/SP, parceira deste trabalho, são apresentados na (Tabela 6).

O indicador de tensão do tubo deve apresentar um desvio (diferença entre o valor nominal e o valor medido) no intervalo de tolerância de $\pm 10\%$ teste em conformidade com a RDC 330/20, Tabela 7.

A intensidade de um feixe de raios X é função do número total de fótons de raios X e da energia que os mesmos transportam. Existem quatro grandezas das quais dependerão as intensidades do feixe de raios X: tensão do tubo, corrente do tubo, filtração e material do alvo (BITELLI, 2006).

Tabela 6: Unidade de pronto atendimento Caucaia do Alto – Cotia/SP

Descrição técnica do equipamento de raios-x e sua utilização			
Marca	SAWAE	Disparador	Automático ou manual com tempo ajustável
Modelo	ALTUS ST 543 F	Técnica de exame mais frequente	Radiologia Médica
Nº série	KM 0333G	FASE	Monofásico
Série Tubo			
Tensão Máxima kV	125	Colimador	Diafragma de Chumbo Metálico
Corrente Máxima	500	Base	Fixo
N ° semanal exame (F)	800 + ou -	Tempo usado Segundos	0,3
Carga semanal de Trabalho	0,0066 h/sem	Comprimento	-
W = F.T/3.600 h/sem		do fio extensor (m)	

Fonte: TEC RAD, 2019.

Tabela 7: Resultados obtidos do programa de garantia da qualidade.

Resultados obtidos			
kvp gerador	76	90	93
mA	200	200	200
mAs	36	60	16
Tempo (seg)	0,18	0,3	0,08
DFF (mm)	100	100	100
	68,7	82,4	85,1
Kvp medidor	68,6	82,4	85,3
	68,6	82,3	85,3
% erro	-9,7	-8,5	-8,4

Fonte: TEC RAD, 2019.

4.4 Programa de qualidade dos equipamentos de raios X, radiologia médica.

Deve ser verificado se o tempo de exposição da ampola de raios X mantém um indicador de tensão do tubo, onde deve apresentar um desvio (diferença entre o valor nominal e o valor medido) no intervalo de tolerância de mais ou menos 10% teste em conformidade com a RDC 330/20.

Procedimentos utilizados:

- a) selecionar uma técnica de exposição, ajuste do tempo e a mAs adequada e distância foco filme (DFF);
- b) escolher o tempo de exposição;
- c) nivelar o tubo de raios X;
- d) disparar o aparelho de raios X e anotar o valor encontrado da dose (sem o filtro de alumínio);
- e) colocar a placa de alumínio sobre a câmara de ionização de 2,2 mmAl;
- f) anotar o valor encontrado.

Os resultados do programa de qualidade obtidos foram os seguintes: camada semi-redutora (CSR) 2,2 mmAl, para uma tensão de 76 kVp, teste em conformidade com a RDC 330/20, Tabela 8.

Tabela 8: Resultados do programa de qualidade obtidos.

Espessura em alumínio	kVp gerador	mA	Tempo (seg.)	Exposição (mR)
0	76	200	0,18	136,8
2,2	-	-	-	66,6

Fonte: TEC RAD, 2019.

4.4.1 Exatidão do tempo de exposição

Objetivo: verificar se o tempo de exposição selecionado no painel de comando do equipamento de raios X é o tempo real de exposição.

4.4.2 Avaliação dos resultados

O indicador de tensão do tubo deve apresentar um desvio (diferença entre o valor nominal e o valor medido) no intervalo de tolerância de mais ou menos 10% (Tabela 9) teste em conformidade com RDC 330/20.

Tabela 9: Tabela de exatidão do tempo de exposição.

Aparelho de rx regulado para	Tempo encontrado com medidor	Tempo encontrado com medidor	Média do tempo encontrado	desvio	kV: 93 mA: 200
(s)	(s)	(s)		(%)	
0,08	0,082	0,082	0,082	2,5	
0,3	0,304	0,304	0,304	1,3	
0,18	0,182	0,182	0,182	1,1	

Fonte: TEC RAD, 2019.

Recomenda-se que os feixes utilizados possuam aspectos aproximados aos descritos na Norma ISO 4037-1 (NBRISO4037-1, 2020), que serão aqueles utilizados no Laboratório Nacional de Metrologia das Radiações Ionizantes (LNMRI) para análises do desempenho dosimétrico.

4.5 Protocolo de atendimento pediátrico.

- a) o profissional deve estar paramentado com os EPI – Equipamentos de proteção individual, avental de chumbo;
- b) o profissional deve posicionar a criança sob a placa de digitalização das imagens radiográficas, a uma distância de 1 metro ou 100 cm do tubo de raios X;
- c) o profissional deve realizar a colimação adequada nos quatro lados da placa de sensor digital, como medida de proteção radiológica.

Os profissionais de saúde que realizam procedimentos de imagenologias radiológicas em crianças, têm o dever de comunicar aos doentes, pais e outros cuidadores, de forma precisa e eficaz o posicionamento adequado para a realização do exame e seus riscos e benefícios. As crianças não alcançam um sentido de compreensão dos procedimentos, por esse motivo as boas práticas médicas devem sempre prevalecer como maneira de informação de apoio e benefício na comunicação.

Na imagenologia pediátrica, os riscos estocásticos são especialmente preocupantes, uma vez que as crianças são mais vulneráveis ao desenvolvimento de determinados tipos de tumor. Esta maior sensibilidade varia de acordo com a faixa etária, todavia, as crianças com menos idade são as que se encontram em maiores riscos comparados aos adultos e têm maior perspectiva de vida e mais propensão para o

desenvolvimento de efeitos induzidos pela radiação a longo prazo. Embora os riscos individuais associados à radiação sejam, na sua maioria pequenos, a melhoria da segurança na exposição à radiação na imagenologia pediátrica tornou um problema de saúde pública dada a grande porção de população pediátrica que é exposta a estes procedimentos, bem como do aumento da atenção pública e, muitas vezes, da inquietação por parte da população.

Portanto, o profissional tecnólogo pediátrico não deve supor que crianças menores não possuem capacidade de ficar imóveis e ou sentadas para a realização de exames, todavia o profissional deve ser o mais acolhedor possível na orientação e claro o suficiente para o adulto que está acompanhando o menor no sentido de solicitar ajudar conforme legislação. Entretanto, por volta de dois anos, a maioria das crianças normais pode ser submetida a um estudo radiológico diagnóstico sem imobilização ou auxílio dos pais para sua contenção, contudo, o genitor ou a pessoa de confiança da criança deve permanecer na sala de exame para acompanhamento conforme legislação de Proteção radiológica.

No primeiro encontro, a maioria dos pacientes está acompanhada por pelo menos um dia pais, portanto, é importante para o profissional:

- a) apresentar se como profissional que realizará o exame;
- b) conversar com o responsável, sobre as informações necessárias fornecidas pelo médico. Explicar em detalhes o que fará para execução do exame e suas necessidades para a contenção da criança.

O exame sempre é realizado sem nenhuma movimentação para evitar repetições desnecessárias. A maior contenção é aquela que o próprio genitor assume o entendimento fornecido pelo profissional tecnólogo, como na imagem da Figura 25. Atualmente, a radiografia computadorizada e digital (RC e RD) está tomando o lugar da radiografia convencional com filmes, dando origem a imagens que estão instantaneamente disponíveis para análise e distribuição eletrônica a baixo custo e com acesso facilitado.

4.6 Objetos simuladores

Objeto simulador de poliestireno expandido - Isopor, de dimensões: 16,5 cm x 16,5 cm x 10 cm, projetado para simular uma criança de cinco anos (Figura 22).

Figura 22: Objeto simulador de poliestireno expandido – Isopor e placa de sensor digital.

Fonte: Autor da dissertação.

Objeto simulador de Polimetilmetacrilato – PMMA, de dimensões: 16,5 cm x 16,5 cm x 10 cm, projetado e desenvolvido especialmente para o projeto para simular uma criança de cinco anos (Figuras 23 e 24).

Figura 23: Objeto simulador de polimetilmetacrilato - PMMA e placa de sensor digital – vista 1.

Fonte: Autor da dissertação.

Figura 24: Objeto simulador de polimetilmetacrilato - PMMA e placa de sensor digital – vista 2.

Fonte: Autor da dissertação.

Objeto simulador antropomórfico – boneca de borracha, de dimensões pediátricas: 50 cm de comprimento e peso 1.200 kg, Figura 25.

Vale salientar que não houve nenhuma exposição a pacientes pediátricos, a Figura 25 somente demonstrar a simulação antropomórfico - boneca de borracha. para o posicionamento através do estudo radiográfico de Rx Tórax (AP).

A utilização da simulação com a boneca foi especificamente para demonstrar a condição real do posicionamento da criança, sua contenção, quando necessária, para o posicionamento na obtenção da imagem radiográfica.

Figura 25: Simulador antropomórfico - boneca de borracha.

Fonte: Autor da dissertação.

4.7 Métodos

4.7.1 Tratamento térmico de reutilização dos dosímetros TL

O tratamento térmico dos dosímetros $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ é executado sempre imediatamente antes da irradiação. Para o tratamento térmico foi utilizado o forno mufla Vulcan por um período de uma 1 hora a uma temperatura de 340°C . O procedimento adotado para o tratamento térmico depende do material e influi sensivelmente na sua resposta TL, portanto, um rígido controle na execução desse tratamento é necessário para garantir a reprodutibilidade das medidas com os TLD's.

Conforme Campos, (2005), O objetivo do tratamento térmico é “esvaziar” completamente e estabilizar as armadilhas da estrutura eletrônica do material TL, após avaliação.

Conforme McKEEVER et al, 1995. O tratamento térmico é um procedimento para limpar qualquer memória de irradiação do material dosimétrico, a alta temperatura é também responsável pela remoção das armadilhas dosimétricas do sinal residual que podem gerar “background” (leitura devido à radiação de fundo ou meio ambiente) durante o uso subsequente dos dosímetros. Desse modo, antes de utilizar um material TL para finalidades dosimétricas é necessário remover todas as informações referente às irradiações prévias, ou seja, restaurar as condições iniciais do cristal. Essa preparação tem o objetivo de estabilizar as armadilhas. A fim de preparar o material TL para o uso, é necessário submetê-lo a um tratamento térmico utilizando um forno para aquecer a amostra à uma temperatura pré-determinada por um determinado período de tempo e, posteriormente, refria-lo à temperatura ambiente.

Os TLD's foram sempre manuseados com pinça (para evitar contaminação) e alocados em bandeja de alumínio. Quando o tratamento térmico foi realizado no dia anterior ao dia da irradiação, os TLD's foram mantidos em blindagem de chumbo.

Vale salientar que o resfriamento das pastilhas após os tratamentos térmicos foi sempre feito de modo rápido, colocando o recipiente contendo as pastilhas ao ser retirado do forno mufla sobre uma placa de alumínio de 1 cm de espessura em atmosfera ambiente de 20°C , esse tratamento térmico é sempre realizado antes da utilização dos detectores.

4.7.2 Leitura TL

Para a leitura da resposta TL é imprescindível que a forma de aquecimento e o método de mensuração da luz produzida sejam confiáveis e reprodutíveis.

Os ajustes necessários representam o processo sob condições prescritas do método de leitura e as condições do meio ambiente, que elimina erros nos valores obtidos na leitura ou observados em um equipamento durante a calibração, ou reduz a um mínimo possível aceitável.

Os seguintes fatores devem ser observados para garantir a reprodutibilidade da leitura TL:

- a) leitura da luz de referência: representa o valor obtido por meio da leitura de uma fonte contida na leitora.
- b) ruído do sistema representa o valor obtido quando o leitor é operado sem a presença de um detector TL;
- c) leitura do sinal residual: representa o valor obtido por uma segunda leitura consecutiva do detector;
- d) determinação de dose: representa a medida total de luz emitida, sob condições constantes de taxa de aquecimento, pode ser avaliada pela altura do pico dosimétrico ou a área integrada da curva de emissão.

Durante a leitura TL as pastilhas de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ são submetidas a uma taxa de aquecimento (ou rampa) de pré-tratamento térmico, controlado na leitora, a 150°C por 20s e, durante a leitura, as pastilhas são aquecidas de 150°C a 340°C , a uma taxa de aquecimento de 10°C/s^{-1} .

Conforme Campos (2005), taxas muito elevadas podem causar um deslocamento na curva da emissão devido ao “retardo” da transmissão do calor até o detector, ou seja, não houve tempo hábil para ocorrer o equilíbrio térmico.

Após a leitura TL é feito um tratamento térmico de reutilização ou de pré-irradiação no forno mufla a 340°C por 60min.

O tempo e a temperatura de tratamento pré irradiação são determinados a partir da análise de repetidas leituras realizadas, sendo que o conjunto que apresentar maior reprodutibilidade indica o tempo e a temperatura adequados, que asseguram a uniformidade da resposta TL em uso rotineiro.

4.7.2.1 Propriedades dosimétricas analisadas

- a) homogeneidade do lote de detectores;
- b) reprodutibilidade da resposta do detector TL;
- c) tratamento térmico pré-irradiação;
- d) curvas de emissão;
- e) resposta TL em função da dose - curva de calibração.

4.7.2.2 Seleção do lote e reprodutibilidade da resposta TL

Após seis ciclos completos de tratamento térmico, irradiação com radiação gama do ^{137}Cs (2mGy) e leitura TL (sempre após vinte e quatro horas de sua irradiação), os valores médios das respostas TL obtidos para cada pastilha de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ foram avaliados, juntamente com o desvio padrão da média. As curvas de distribuição da resposta para uma dose padrão de 2 mGy foram construídas, e obtido o lote de detectores a ser utilizado, com resposta TL dentro de $\pm 5\%$, com o objetivo de assegurar que o sistema dosimétrico apresente a mesma resposta, dentro de $\pm 5\%$, para uma mesma dose.

A avaliação do desempenho dos detectores termoluminescentes e da homogeneidade do lote é realizada para assegurar a uniformidade de sensibilidade dos detectores dentro de um mesmo lote, onde é determinado o valor A (valor avaliado) para cada dosímetro e identificados os dosímetros que apresentam os valores avaliados maior e menor, Amax e Amin respectivamente.

Avaliação de desempenho do lote tem o objetivo de demonstrar que o sistema satisfaz os padrões técnicos estabelecidos.

Todos os valores coletados e avaliados com os dosímetros TL foram lidos com intervalo de 24 horas após a irradiação, não sendo obtidas diferenças maiores que $\pm 5\%$, sendo que segundo as Normas do CASEC, o coeficiente de variação do valor avaliado não deve ser maior que 7,5% para cada dosímetro considerado individualmente, como também para o conjunto de 10 dosímetros considerados coletivamente, para uma dada dose.

Após e durante a leitura TL as condições de temperatura e umidade do laboratório foram mantidas constantes (20°C e 60% umidade) e acompanhadas sistematicamente em cada etapa da operação de leitura.

O ruído de fundo do leitor não variou mais que 20% em relação ao limite inferior de detecção exigido de 0,2 mGy.

O sinal residual, que assegura que o detector não sofreu nenhuma alteração, e que o limite inferior de detecção exigido não foi ultrapassado e as respostas não sofreram alteração em mais de 10% para uma dose de 2 mGy, foi sempre observado.

As leituras de dose zero, dosímetros não irradiados, foram realizadas periodicamente.

4.7.2.3 Algoritmo de cálculo de dose.

A validação de objetos simuladores e sistemas dosimétricos são essenciais para obter um programa de qualidade confiável.

O limite inferior de detecção (LID) é a dose mínima medida e é definida como dois desvios-padrões do sinal de um dosímetro não exposto. Essa definição se aplica não somente ao material, mas também ao sistema TL completo (material, amostra: tamanho e formato, porta dosímetro, filtros, instrumentação de leitura, algoritmo e análise de rotina) McKeever et al., 1995.

Conforme Campos (2005), na avaliação da dose individual, a diferença de resposta TL entre os três detectores utilizados no porta-dosímetro permite a estimativa da energia do fóton da radiação incidente. Com a estimativa da energia, é possível o cálculo da dose. Esses cálculos são realizados através de um algoritmo utilizado no IPEN.

O Laboratório de Dosimetria Termoluminescente desenvolveu um algoritmo para o Cálculo da Dose e determinação da Energia Efetiva Média para aplicação na Monitoração Ambiental e de Área (Tabela 10).

A validação de objetos simuladores ‘phantoms’ e sistemas dosimétricos capazes e essenciais para obter um programa de qualidade confiável são necessários para avaliar a dose média de entrada na pele (mGy).

Tabela 10: Planilha algoritmo ^{137}Cs do LCI-IPEN.

Nome do Arquivo:		Determinação da Energia efetiva média e da Dose efetiva média Cs		Data: 28/04/2019	
Instituição:		IPEN		Técnico:	

Valor do BG do Laboratório =		0,10 mSv/mês	
Fatores de Calibração do Lote:		PI =	0,09 nC
		Pb =	0,08 nC
		Pb0 =	0,10 nC

Limites das Relações			
	Min	Max	
R1(Pi/Pb0)	1,00	11,1	
R2(Pb/Pb0)	0,36	1,00	
R3(Pi/Pb)	1,67	30,67	

Dosímetros	Leituras Brutas			Relações			Energias			EM	CVE (%)	H(mSv)			HM (mSv)	OBS	CVH(%)	
	PI	Pb	Pb0	R1(Pi/Pb0)	R2(Pb/Pb0)	R3(Pi/Pb)	E1	E2	E3			H1(E1)✓	H2(E2)✓	H3(E3)✓				
Controle	0,10	0,10	0,10	1,000	1,000	1,000	663,0	663,0	489,2	605,06	16,6	0,009	0,009	0,009	0,01	M	2,5	M
1	12,240	13,923	14,406	0,850	0,966	0,879	663,0	583,5	489,2	579,56	16,0	1,223	1,186	1,182	1,20		1,9	1,20
2	14,360	14,588	14,770	0,972	0,988	0,984	663,0	636,9	489,2	596,01	16,7	1,317	1,300	1,263	1,28		2,1	1,29
3	14,748	15,522	15,626	0,944	0,993	0,950	663,0	648,8	489,2	600,32	18,1	1,383	1,375	1,330	1,38		2,1	1,36
4	73,485	58,831	66,124	1,111	0,890	1,249	615,9	407,1	489,2	504,05	20,8	5,879	5,751	5,703	6,78		1,6	5,78
5	69,292	71,811	70,098	0,989	1,024	0,965	663,0	663,0	489,2	605,06	18,6	6,393	6,393	6,133	6,31		2,4	6,31
6	77,941	79,096	76,016	1,025	1,041	0,985	663,0	663,0	489,2	605,06	18,8	7,053	7,053	6,753	6,86		2,5	6,95
7	495,696	572,148	498,887	0,934	1,147	0,866	663,0	663,0	489,2	578,06	16,0	47,344	47,344	45,599	48,78		2,2	46,76
8	582,760	511,966	486,242	1,194	1,049	1,138	582,0	663,0	489,2	578,06	16,0	46,232	47,952	45,228	48,64		2,8	46,54
9	521,966	648,873	516,519	1,011	1,256	0,804	663,0	663,0	489,2	605,06	18,6	50,865	50,865	49,113	60,28		2,0	50,28
10	1158,712	1201,803	1059,234	1,094	1,135	0,964	663,0	663,0	489,2	605,06	18,8	103,391	103,391	98,879	101,88		2,6	101,89
11	1174,801	1186,632	970,825	1,210	1,222	0,990	575,4	663,0	489,2	575,84	16,1	96,916	100,566	95,784	87,78		2,6	97,76
12	1003,355	1111,119	959,276	1,046	1,158	0,903	663,0	663,0	489,2	605,06	18,8	92,874	92,874	89,173	81,84		2,3	91,64
13	2324,526	2582,873	2406,678	0,966	1,073	0,900	663,0	663,0	489,2	605,06	18,6	221,440	221,440	213,135	218,87		2,2	218,67
14	2056,187	2584,453	1975,724	1,041	1,308	0,796	663,0	663,0	489,2	605,06	18,8	199,267	199,267	192,344	188,88		2,0	196,96
15	2361,593	2233,714	2083,893	1,133	1,072	1,057	606,9	663,0	489,2	586,35	16,1	196,882	202,244	192,492	187,21		2,5	197,21

Fonte: Autor da dissertação.

Os dados de entrada do algoritmo são:

- fator de calibração do lote de dosímetros para a radiação gama do ^{137}Cs , para cada filtro do porta-dosímetro;
- leitura TL do dosímetro de controle sob os três filtros;
- leitura TL dos dosímetros a serem avaliados sob os três filtros.

Os cálculos realizados pelo algoritmo são:

- subtrair o valor das leituras do dosímetro de controle das leituras dos dosímetros a serem avaliados;
- aplicar os fatores de calibração para cada filtro;
- calcular a relação entre as respostas TL sob os diferentes filtros;
- determinar a energia efetiva média;
- corrigir as respostas sob diferentes filtros para a dependência energética da resposta;
- calcular a dose equivalente média.

Todos os detectores e dosímetros empregados como dosímetros de controle e aqueles empregados nos testes pertencem ao mesmo lote de sensibilidade, para assegurar a homogeneidade do lote utilizado na rotina.

Um exemplo da utilização do algoritmo é mostrado na Tabela 11, onde são listadas as respostas TL em função da dose para os diferentes filtros do porta-dosímetros do IPEN (Tabela 11).

Tabela 11: Avaliação da dose e energias na fonte ^{137}Cs do LCI-IPEN.

Dose (mGy)	TL (PL) (n/c)	TL (Pb) (n/c)	TL (Pb ^o) (n/c)
2	$13,9 \pm 1,1$	$14,8 \pm 0,7$	$15,04 \pm 0,51$
10	$73,7 \pm 3,5$	$70,0 \pm 8,4$	$68,22 \pm 1,99$
50	$533,6 \pm 36,5$	$577,8 \pm 56,0$	$501,33 \pm 11,66$
100	$1112,4 \pm 77,3$	$1167,0 \pm 40,0$	$996,55 \pm 44,65$
200	$2247,5 \pm 136,1$	$2467,1 \pm 0,13$	$2155,54 \pm 183,06$

Fonte: Autor da dissertação.

Esses materiais exibem uma relação linear entre a dose absorvida e a intensidade termoluminescentes, todavia é possível utilizar uma escala de dose variável para obter uma curva típica de resposta TL de um material em função da exposição à radiação à qual foram previamente expostos esses materiais.

4.7.3 Caracterização do equipamento de raios X

A caracterização do feixe de raios X foi realizada avaliando a resposta termoluminescente dos dosímetros de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ com aplicação de diferentes tensões no tubo, sendo avaliada a resposta TL em função do tempo de exposição à radiação, empregando os dois objetos simuladores e determinadas as curvas de resposta em função da dose.

O estudo da linearidade da resposta dos dosímetros termoluminescentes em função da dose de radiação X foi realizado utilizando inicialmente um objeto simulador de isopor (OSI) sendo aplicadas as tensões de 50 e 60 kV com uma variação de tempo de 0,05ms a 0,18ms, e corrente de 200 mA fixa, ou seja, não houve variação na corrente, na Tabela 12, exemplo para tensão de 50 kV.

Avaliações semelhantes foram realizadas empregando os simuladores de PMMA e antropomórfico.

Tabela 12: Irradiações empregando tensão de 50 kV e corrente de 200 mA em função do tempo de exposição.

Tensão (kV)	Corrente (mA)	Tempo (ms)
50	200	0,05
50	200	0,08
50	200	0,10
50	200	0,12
50	200	0,14
50	200	0,16
50	200	0,18

Fonte: Autor da dissertação.

5 RESULTADOS

5.1 Seleção final do lote de detectores TL de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$

Na Tabela 13 são apresentadas as respostas das leituras dos detectores Termoluminescentes TL(nC) obtidas por cada detector de $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$ durante a realização dos seis ciclos de tratamento térmico de 340°C /60 min, irradiação com uma dose fixa de 2 mGy de radiação gama do ^{137}Cs e leitura TL efetuada 24h após a irradiação.

Após e durante a exposição à radiação as condições de temperatura e umidade foram mantidas constantes. As condições ambientais na sala do leitor foram acompanhadas sistematicamente em cada etapa na operação de leituras, o ruído de fundo do leitor não teve variação em mais de 20%.

A Tabela 14 também apresenta a média das leituras (M), os desvios padrão expressos em porcentagem (%), de cada detector. O ruído da leitora de TLD foi desprezível (menor que 0,01% em relação aos valores das leituras) e não foi considerado na determinação das leituras (M) dos detectores TL.

Embora todos os detectores tenham apresentado os coeficientes de variação inferiores a 10%, foram escolhidos os detectores que apresentaram os valores melhores que $\pm 5\%$.

Esse estudo permitiu também a avaliação de reprodutibilidade do sistema eletrônico do leitor.

Tabela 13: Ciclos de leitura TL(nC) para seleção do lote de detectores a serem utilizados.

Quant.	Teste 01	Teste 02	Teste 03	Teste 04	Teste 05	Teste 06	Média	Porcentagem
	17/12/18	9/1/19	15/1/19	31/1/19	13/2/19	11/3/19	Coef. Variação	Desvio Padrão
1	12,113	12,672	12,399	13,573	12,908	12,601	12,711	4%
2	12,356	13,839	13,419	13,223	13,725	13,377	13,323	4%
3	12,519	12,529	12,063	12,654	12,997	13,310	12,679	3%
7	12,620	13,787	13,457	13,158	13,623	12,947	13,265	3%
14	12,930	13,222	12,961	14,369	14,213	14,423	13,686	5%
15	12,943	13,828	13,292	14,689	14,175	13,559	13,748	5%
16	12,982	12,661	12,455	13,755	13,275	13,660	13,131	4%
19	13,126	12,802	12,788	14,484	14,096	12,690	13,331	6%
22	13,308	13,193	12,051	13,574	12,716	14,457	13,217	6%
24	13,414	13,736	13,274	13,381	13,965	12,450	13,370	4%
25	13,432	13,366	13,165	14,179	14,335	12,936	13,569	4%
26	13,432	12,980	12,717	13,445	14,551	14,627	13,625	6%
27	13,438	12,139	12,085	13,581	13,556	13,765	13,094	6%
28	13,453	13,768	14,464	15,032	14,529	14,068	14,219	4%
29	13,454	13,660	13,095	13,257	15,395	14,180	13,840	6%
30	13,460	12,754	12,820	14,468	12,471	13,386	13,227	5%
33	13,476	13,588	13,399	13,997	15,357	12,902	13,787	6%
34	13,480	13,277	13,145	15,158	13,960	13,708	13,788	5%
39	13,689	14,123	13,331	14,642	14,328	14,161	14,046	3%
40	13,689	13,656	13,145	14,117	13,603	14,586	13,799	4%
41	13,699	13,232	13,396	13,856	14,258	14,004	13,741	3%
42	13,722	12,867	13,164	13,917	13,560	13,427	13,443	3%
43	13,733	12,718	13,146	14,945	13,903	13,044	13,582	6%
44	13,760	12,961	13,657	13,750	14,885	12,585	13,600	6%
45	13,824	14,807	14,329	13,324	14,138	14,137	14,093	4%
46	13,826	14,018	12,519	14,963	14,179	13,543	13,841	6%
47	13,881	13,129	13,472	13,981	15,051	13,366	13,813	5%
48	13,884	14,824	13,720	13,822	13,618	13,315	13,864	4%
51	13,980	14,365	13,727	13,608	12,889	14,218	13,798	4%
52	14,013	14,615	14,244	13,732	13,517	14,082	14,034	3%
60	14,169	14,739	14,016	14,556	14,101	13,982	14,261	2%
61	14,196	14,718	13,439	13,086	14,684	13,885	14,001	5%
62	14,271	14,560	13,683	13,153	13,241	14,780	13,948	5%
63	14,344	13,771	13,329	14,436	13,069	12,479	13,571	6%
64	14,345	14,511	14,126	15,205	14,467	12,726	14,230	6%
65	14,356	15,014	14,273	14,059	15,342	13,277	14,387	5%
66	14,410	13,224	13,936	13,555	13,960	13,746	13,805	3%
67	14,417	13,595	13,463	14,225	13,192	13,018	13,652	4%
69	14,441	13,670	12,632	14,913	14,153	13,388	13,866	6%
75	14,679	13,657	12,633	14,088	14,458	13,508	13,837	5%
76	14,771	13,823	12,865	14,690	13,185	12,950	13,714	6%
78	14,803	14,711	13,803	14,824	13,161	13,295	14,100	6%
79	14,808	14,939	13,821	14,591	14,931	13,124	14,369	5%
80	14,816	14,561	14,502	14,532	14,082	13,050	14,257	4%
85	14,925	14,546	14,006	13,992	14,377	14,052	14,316	3%
86	14,952	14,779	14,241	15,067	13,950	13,177	14,361	5%
87	15,018	15,230	14,725	14,769	14,979	13,810	14,755	3%
88	15,044	14,360	14,494	15,182	14,669	14,410	14,693	2%
91	15,089	13,372	12,563	14,324	13,620	14,237	13,868	6%
92	15,102	13,797	13,093	13,571	13,551	13,932	13,841	5%
93	15,161	14,064	13,466	13,337	13,380	14,204	13,935	5%
Resultado	13,851	13,779	13,354	14,153	14,041	13,565	13,791	

Total = 53 Dosímetros final na seleção

3 porta-dosímetros x 3 dosímetros cada x 5 energias diferentes = 45 Dosímetros

2 portas-dosímetros x 3 dosímetros cada = 2 dosímetros padrão

Total a utilizar = 51 Dosímetros

Fonte: Autor da dissertação

A partir dos dados da Tabela 13 foi possível construir a Tabela 14.

Empregando a sensibilidade TL das amostras, dada em mGy/nC, foi possível construir um histograma, ou curva de distribuição da sensibilidade TL (mGy/nC) do lote de detectores avaliado, apresentado na Figura 26, o qual permitiu a seleção do lote a ser utilizado no trabalho.

Tabela 14: Curva de distribuição de resposta TL

Máximo	0,143	Classes	Corte	Frequência
Mínimo	0,08	1	0,080	1
Média	0,1086	2	0,091	3
Tamanho (n)	47	3	0,101	10
Estimativa de Classes	6,8557	4	0,112	16
Classes	6	5	0,122	8
Incremento	0,0105	6	0,133	4
Desv Pad	0,0153	7	0,143	5
Incremento2	0,00063			
Mínimo 2	0,07			

Fonte: Autor da dissertação

Os resultados apresentados, representam a média de cinco leituras (M) e os desvios padrão expressos em porcentagem (%), de cada detector, submetido a cinco ciclos de tratamento térmico, irradiação com dose 2 mGy de radiação gama ^{137}Cs e leitura TL.

O ruído da leitora de TLD foi desprezível (menor que 0,01% em relação aos valores das leituras) e não foi considerado na determinação das leituras (M) dos detectores TL.

Embora todos os detectores tenham apresentado os coeficientes de variação inferiores a 10%, foram escolhidos 51 detectores que apresentaram os valores melhores que 5%.

Este estudo permitiu também a avaliação da reprodutibilidade do sistema eletrônico do leitor.

A sensibilidade TL média das amostras de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ do lote selecionado, foi também testada em função da dose, para as doses de 2 mGy, 10 mGy, 50 mGy, 100 mGy e 200 mGy foi de 0,11 mGy/nC, conforme Figura 26.

Figura 26: Curva da sensibilidade TL média das amostras de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$.

Fonte: Autor da dissertação.

5.1.1 Resposta TL do $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ em função da dose para radiação gama do ^{137}Cs .

Para a avaliação da resposta dos dosímetros (detector + porta-dosímetro) em função da dose de radiação gama, os dosímetros foram irradiados com doses de 2 mGy, 10 mGy, 50 mGy, 100 mGy e 200 mGy utilizando uma fonte de ^{137}Cs . Esse procedimento foi repetido por três vezes, cada ponto apresentado corresponde à média das respostas.

A Tabela 15 apresenta a média das três medições e o desvio padrão da média para cada dose e filtro.

Tabela 15 : Avaliação da dose e energias na fonte ^{137}Cs do LCI-IPEN.

Dose (mGy)	TL (PL)	TL (Pb)	TL (Pb ^o)
2	13,9 ± 1,1	14,8 ± 0,7	15,04 ± 0,51
10	73,7 ± 3,5	70,0 ± 8,4	68,22 ± 1,99
50	533,6 ± 36,5	577,8 ± 56,0	501,33 ± 11,66
100	1112,4 ± 77,3	1167,0 ± 40,0	996,55 ± 44,65
200	2247,5 ± 136,1	2467,1 ± 0,13	2155,54 ± 183,06

Fonte: Autor da dissertação.

Os resultados obtidos fazendo a média das respostas dos detectores sob os três filtros do porta-dosímetro (plástico, chumbo e chumbo furado) são apresentados na Figura 27.

Figura 27: Curva de resposta TL dos detectores de $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$, irradiados no porta-dosímetro em função da dose (^{137}Cs).

Fonte: Autor da dissertação.

Como pode ser observado, a resposta TL, apresenta comportamento linear no intervalo de dose estudado.

Nas figuras 28, 29 e 30 são apresentadas as curvas dose-resposta TL dos detectores $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ para a fonte de ^{137}Cs do LCI-IPEN posicionados sobre os filtros de Pl, Pb e Pb° respectivamente, onde, como já foi observado, para todos os filtros do porta-dosímetros do IPEN, as curvas apresentaram um comportamento linear no intervalo de dose estudado.

A curva dose-resposta TL do $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ posicionado sobre o filtro de Pl apresentou incertezas menores que 9%. (Figura 28), a curva dose-resposta TL do $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ posicionado sobre o filtro de Pb incertezas menores que 9%. (Figura 29) e a curva dose-resposta TL do $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ posicionado sobre o filtro de Pb° as incertezas foram menores que 9% (Figura 30).

Essa caracterização teve como objetivo demonstrar que o sistema satisfaz os padrões técnicos estabelecidos de desempenho.

Figura 28: Resposta TL em função da Dose - Fonte ^{137}Cs para dosímetros posicionado sob o filtro de Pl.

Fonte: Autor da dissertação.

Figura 29: Resposta TL em função da Dose - Fonte ^{137}Cs para dosímetros posicionados sob o filtro de Pb.

Fonte: Autor da dissertação.

Figura 30: Resposta TL em função da Dose - Fonte ^{137}Cs para dosímetros posicionados sob o filtro de Pb° .

Fonte: Autor da dissertação.

5.2 Resposta à radiação X

Para radiologia em crianças as técnicas radiográficas que empregam baixo tempo de exposição e alto kVp devem ser predominantemente adotadas, para fins de proteção radiológica. Em geral, o foco fino tem comprimento entre 0,3 e 1,0 mm e o foco grosso tem comprimento entre 1,3 e 1,5 cm. A caracterização da resposta dos dosímetros para a radiação X utilizada em diagnóstico pediátrico foi estudada para as tensões de 50 e 60 kV.

O estudo da linearidade da resposta dos dosímetros termoluminescentes em função da dose de radiação X, foi realizado utilizando inicialmente um objeto simulador de isopor (OSI) que fornece a dose de entrada na pele, sendo aplicadas as tensões de 50 e 60 kV com uma variação de tempo de 0,05 ms a 0,18 ms, e corrente de 200 mA fixa, ou seja, não houve variação da corrente.

Nas Tabelas 16 e 17, exemplo para tensões de 50 kV e 60 kV, disponíveis no equipamento de raios X para a aplicação pediátrica, utilizado Distância Foco Objeto Filme de um metro.

Avaliações semelhantes foram realizadas empregando o objeto simulador de PMMA, que fornece a dose individual no paciente.

Os dosímetros foram sempre posicionados no centro geométrico dos objetos simuladores

Tabela 16: Irradiações empregando tensão de 50 kV e corrente de 200 mA em função do tempo de exposição.

Tensão (kV)	Corrente (mA)	Tempo (ms)
50	200	0,05
50	200	0,08
50	200	0,10
50	200	0,12
50	200	0,14
50	200	0,16
50	200	0,18

Fonte: Autor da dissertação.

Tabela 17: Irradiações empregando tensão de 60 kV e corrente de 200 mA em função do tempo de exposição.

Tensão (kV)	Corrente (mA)	Tempo (ms)
60	200	0,05
60	200	0,08
60	200	0,10
60	200	0,12
60	200	0,14
60	200	0,16
60	200	0,18

Fonte: Autor da dissertação.

Empregando o algoritmo de cálculo de dose desenvolvido pelo Laboratório de Monitoração Individual do IPEN, foi possível obter os valores médios da dose de entrada na pele e dose individual, respectivamente, em função do tempo de exposição.

As Tabelas 18 e 19, apresentam valores obtidos para as tensões de 50 kV e 60 kV, corrente de 200 mA fixa e variação dos tempos de exposição, com Distância Foco Objeto Filme de um metro, empregando objeto simulador Isopor.

O objeto simulador foi projetado para simular um paciente pediátrico de aproximadamente cinco anos.

As curvas de resposta em função da dose para as tensões de 50 kV e 60 kV, respectivamente, são apresentados nas Figuras 31 e 32 para os três filtros do porta-dosímetro.

Tabela 18: Avaliação da dose empregando tensão de 50 kV e corrente de 200 mA - objeto simulador Isopor.

Dose média de entrada na pele (mGy)				
Tempo (ms)	TL (Pl) (nC)	TL (Pb) (nC)	TL (Pb°) (nC)	Dose média de entrada na pele (mGy)
0,05	4,5 ± 0,3	0,413 ± 0,007	0,64 ± 0,06	0,063 ± 0,004
0,08	8,36 ± 0,14	0,456 ± 0,016	1,13 ± 0,09	0,092 ± 0,009
0,10	10,68 ± 0,28	0,55 ± 0,04	1,26 ± 0,05	0,124 ± 0,014
0,12	12,52 ± 0,14	0,577 ± 0,028	1,74 ± 0,17	0,132 ± 0,006
0,14	16,13 ± 0,26	0,611 ± 0,010	2,04 ± 0,03	0,1559 ± 0,0023
0,16	19,2 ± 0,3	0,692 ± 0,006	2,57 ± 0,07	0,1940 ± 0,0024
0,18	22,3 ± 0,5	0,74 ± 0,07	3,3 ± 0,3	0,238 ± 0,023

Fonte: Autor da dissertação.

Figura 31: Curva dose-resposta TL do CaSO₄:Dy em função da dose, utilizando o objeto simulador Isopor com diferentes tempos de exposição.

Fonte: Autor da dissertação.

Nas Tabelas 18 e 19 e Figuras 31 e 32, como esperado, as diferenças significativas nas respostas entre os materiais Pl, Pb e Pb° indicam a dependência energética da resposta.

Tabela 19: Avaliação da dose empregando tensão de 60 kV e corrente de 200 mA - objeto simulador Isopor.

Dose média de entrada na pele (mGy)				
Tempo (ms)	TL (Pl) (nC)	TL (Pb) (nC)	TL (Pb°) (nC)	Dose média de entrada na pele (mGy)
0,05	11,33 ± 0,29	0,609 ± 0,009	1,49 ± 0,09	0,142 ± 0,014
0,08	17,74 ± 0,16	0,747 ± 0,022	2,13 ± 0,07	0,182 ± 0,004
0,10	24,2 ± 0,8	0,902 ± 0,008	2,44 ± 0,11	0,2260 ± 0,0006
0,12	28,2 ± 1,8	1,003 ± 0,007	2,99 ± 0,04	0,2646 ± 0,0023
0,14	31,30 ± 0,25	1,13 ± 0,03	2,91 ± 0,06	0,295 ± 0,009
0,16	36,0 ± 1,6	1,223 ± 0,013	3,72 ± 0,10	0,337 ± 0,007
0,18	38,24 ± 1,23	1,299 ± 0,006	3,55 ± 0,13	0,352 ± 0,003

Fonte: Autor da dissertação.

O comportamento da resposta TL para a tensão de 60 kV, pode ser considerado linear no intervalo de dose estudado, já, para a tensão de 50 kV, o comportamento se apresenta não linear para tempos de exposição maiores, o que pode ser explicado pelo fato do equipamento não ser calibrado para operar em tempos maiores que 0,14s.

Cada ponto da curva representa a média de quatro leituras e, as barras de erro, seus respectivos desvios-padrão da média com o nível de confiança de 95%.

Figura 32: Curva dose-resposta TL do $\text{CaSO}_4:\text{Dy}$ em função da dose, utilizando o objeto simulador Isopor com diferentes tempos de exposição.

Fonte: Autor da dissertação.

A utilização da simulação com a boneca foi especificamente avaliar a condição real do posicionamento da criança, sua contenção, quando necessária, para o posicionamento na obtenção da imagem radiográfica e, principalmente, a exposição a qual a criança é submetida na realização do exame de raios X de tórax (AP) para a leitura de radiodiagnóstico.

Portanto, não houve nenhuma exposição à radiação, somente foto ilustrativa do posicionamento no momento do exame, bem como do posicionamento dos objetos simuladores de isopor e PMMA.

As Tabelas 20 e 21 apresentam os valores obtidos para as tensões de 50 kV e 60 kV, corrente de 200 mA fixa e variação dos tempos de exposição, com Distância Foco-Objeto-Filme de um metro, empregando objeto simulador PMMA.

O objeto simulador, foi projetado para simular um paciente pediátrico de aproximadamente cinco anos.

Tabela 20: Avaliação da dose média individual empregando tensão de 50 kV e corrente de 200 mA - objeto simulador PMMA.

Dose média individual H (mSy)				
Tempo (ms)	TL (P _I) (nC)	TL (P _b) (nC)	TL (P _b ^o) (nC)	Dose média H (mSv)
0,05	5,4 ± 0,3	0,211 ± 0,021	0,44 ± 0,08	0,027 ± 0,008
0,08	10,1 ± 0,5	0,36 ± 0,04	1,14 ± 0,05	0,074 ± 0,005
0,10	12,75 ± 0,18	0,49 ± 0,04	1,46 ± 0,25	0,126 ± 0,014
0,12	15,5 ± 0,6	0,55 ± 0,07	1,77 ± 0,23	0,140 ± 0,013
0,14	18,2 ± 0,9	0,58 ± 0,10	1,48 ± 0,13	0,18 ± 0,03
0,16	16,72 ± 1,13	0,55 ± 0,09	1,41 ± 0,12	0,15 ± 0,04
0,18	20,764 ± 1,023	0,65 ± 0,05	1,51 ± 0,25	0,256 ± 0,017

PMMA - Polimetilmetacrilato

Fonte: Autor da dissertação.

Nas Figuras 33 e 34, são apresentadas as curvas de dose-resposta TL do CaSO₄:Dy, utilizando o objeto simulador de PMMA, em função de diferentes tempos de exposição e com tensões de 50 kV e 60 kV, respectivamente. Cada ponto da curva representa a média das quatro leituras e as barras de erro seus respectivos desvios-padrão da média.

Para as irradiações empregando objeto simulador de PMMA a resposta TL para as tensões de 50 kV e 60 kV apresenta, também, comportamento não linear para tempos de exposição maiores, o que também pode ser explicado pelo fato do equipamento não ser calibrado para operar em tempos maiores que 0,14s. Cada ponto da curva representa a média

de quatro leituras e as barras de erro, seus respectivos desvios-padrão da média com o nível de confiança de 95%.

Figura 33: Curva dose-resposta TL do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$, utilizando o objeto simulador PMMA em função do tempo de exposição.

PMMA - Polimetilmetacrilato

Fonte: Autor da dissertação.

Tabela 21: Avaliação da dose média individual empregando tensão de 60 kV e corrente de 200 mA - objeto simulador PMMA.

Dose média individual H (mSy)				
Tempo (ms)	TL (Pl) (nC)	TL (Pb) (nC)	TL (Pb°) (nC)	Dose média H (mSv)
0,05	12,6 ± 0,3	0,51 ± 0,08	1,15 ± 0,13	0,114 ± 0,020
0,08	19,3 ± 0,5	0,72 ± 0,05	2,27 ± 0,06	0,188 ± 0,008
0,10	18,3 ± 0,8	0,87 ± 0,12	2,1 ± 0,4	0,243 ± 0,021
0,12	29,9 ± 0,4	1,22 ± 0,07	3,32 ± 0,18	0,313 ± 0,013
0,14	35,2 ± 1,4	2,6 ± 0,8	4,4 ± 0,4	0,64 ± 0,14
0,16	23,2 ± 4,4	0,27 ± 0,06	0,20 ± 0,07	0,29 ± 0,05
0,18	20,764 ± 1,023	0,65 ± 0,05	1,60 ± 0,25	0,19 ± 0,03

PMMA – Polimetilmetacrilato

Fonte: Autor da dissertação.

Figura 34: Curva dose-resposta TL do $\text{CaSO}_4\text{:Dy}$, utilizando o objeto simulador PMMA em função do tempo de exposição.

PMMA - Polimetilmetacrilato

Fonte: Autor da dissertação.

A partir dos resultados obtidos, podemos considerar que um paciente pediátrico sujeito a um procedimento radiográfico de tórax padrão, isto é, tensão de 50 kV, corrente de 200 mA, tempo de exposição de 0,12ms, recebe uma dose média de 0,140 mSv e para a tensão de 60 kV, corrente de 200 mA, tempo de exposição de 0,12ms, uma dose média de 0,313mSv.

Podemos observar pelo dados apresentados que o aparelho de raios X, marca SAWAE, Modelo ALTUS ST, Tensão Máxima (125 kV), Corrente Máxima 500 mA, Altura 100 cm, pertencente à Entidade Publica Municipal Pronto Atendimento Caucaia do Alto – Cotia/SP (Figura 21), operando no intervalo de tensão de 35 a 125 kV, intervalo de corrente entre de 50 a 500 mA, e tempo de 0,02 a 1,00ms foi calibrado para operar com tempos da ordem de 0,12ms .

Com base nos princípios da não maleficência (ou seja, primeiro, não fazer mal e segundo fazer o bem), os profissionais de saúde têm o dever ético de otimizar a relação risco-benefício para todas as intervenções, com o objetivo de garantir que os benefícios superem os melfícios.

6 CONCLUSÃO

1. A resposta TL do dosímetro de $\text{CaO}_4\text{:Dy}$, apresenta comportamento linear no intervalo de energia (tensão) e tempo (dose) utilizados nos exames pediátricos;
2. As doses médias avaliadas empregando o simulador de PMMA $0,126 \pm 0,014\text{mSv}$; e $0,140 \pm 0,013\text{mSv}$ para a tensão de 50kV e $0,243 \pm 0,021\text{mSv}$ e $0,313 \pm 0,013\text{mSv}$ para as tensão de 60 kV, com tempos de 0,10ms e 0,12ms respectivamente, estão dentro dos limites aceitos de $\pm 20\%$ para doses e energias baixas;
3. Promover uma cultura organizacional de segurança contra a radiação em termos de cuidados aos pacientes pediátricos, minimizando seus risco associados aos efeitos estocásticos.
4. Promover o conhecimento e aplicação da legislação vigente RDC 330/20, que estabelece os requisitos sanitários para a organização e o funcionamento de serviços de radiologia diagnóstica ou intervencionista no controle das exposições médicas, ocupacionais e do público decorrentes do uso de tecnologias radiológicas diagnósticas
5. O aprimoramento dos profissionais nas técnicas radiológicas é muito importante para se obter resultados na diminuição da dose pediátrica, e consequentemente, levando ao conhecimento da dosimetria e possíveis consequências da radiação no organismo, que é somada à grande expectativa de vida das crianças.
6. Este estudo teve grande importância como instrumento no aprendizado, principalmente por estabelecer parâmetros específicos sobre metodologias de dosimetria termoluminescentes para a avaliação da dose em Radiologia Pediátrica;

7 REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

ABRAMS, H. *History Of Cardiac Radiology*. American Journal of Roentgenology, v. 166, p. 255 – 258, 1996.

ANVISA - Agência Nacional de Vigilância Sanitária, *Portaria 453/98*. Brasília, 1998. Disponível em <<http://e-legis.anvisa.gov.br/leisref/public/showAct.php?id=1021>> Acesso em: dez. 2019.

BITELLI, T. *Física e dosimetria das radiações*. São Paulo: Atheneu, 2006.

BONTRAGER, K.L. *Tratado de Técnica Radiológica e Base Anatômica*. ED. Guanabara Koogan S.A. 7ª ed. Rio de Janeiro, 2009.

BUSHONG, S.C. *Ciência Radiológica para Tecnólogos: Física, Biologia e Proteção*; Rio de Janeiro; Ed.Elsevier, 2010.

CALDER, J.F. *The History of Radiology in Scotland*, 1896–2000. Edinburgh, UK: Dunedin Academic, 2001.

CAMERON, J.R.; SUNTHARALINGAM, N.; KENNEY, G. N. *Thermoluminescent Dosimetry*. The University of Wisconsin Press (1968).

CAMPOS, L.L. *Termoluminescentes de materiais e sua aplicação em dosimetria da radiação*. Cerâmica. P 144, 1998.

CAMPOS, V.P. *Desenvolvimento e Avaliação de um Novo Porta Detector/Filtro para Monitoramento Termoluminescente*. Dissertação de Mestrado - Universidade de São Paulo – IPEN, 2005.

CARVALHO, R.P.; OLIVEIRA, S.M.V. *Aplicações da Energia Nuclear na Saúde*. São Paulo: SBPC/IAEA, 2017.

CASMIE - Comitê de Avaliação de Serviços de Monitoração Individual Externa, *Desempenho de Sistemas de Monitoração Individual – Critérios e Condições*. Rio de Janeiro: Comissão Nacional de Energia Nuclear, Instituto de Radioproteção e Dosimetria, 1995.

CE. Commission of European Communities. *European Guidelines on Quality Criteria for Diagnostic Radiographic Images*, Office for Official Publications of the European Communities, Luxembourg. EUR 16260, 1996.

CNEN N° 102. *Coeficiente de dose para exposição do público*. Rio de Janeiro – RJ, 2019.

CNEN NE 3.01. *Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica*. Rio de Janeiro – RJ, 2014.

CURRY, T.S., DOWDEY, J.E., MURRY, R.C. *Christensen's Physics of Diagnostic Radiology*. Williams & Wilkins, 1990.

DAVISON, M. *Optimisation of radiation protection in the Health Service*. J Soc Radiol Prot. 1987; 7 (3): 119-23.

FELÍCIO, C.M.F.; RODRIGUES, V.M.C.P. *A Adaptação do Técnico de Radiologia às novas Tecnologias*. Radiologia Brasileira. 2010; 43 (1):23-8.

FORNER, L.A. *Estudo e Desenvolvimento de Materiais Termoluminescentes para Aplicação em Dosimetria das Radiações Ionizantes*. 2019. Dissertação (Mestrado em Física Aplicada à Medicina e Biologia) - Universidade de São Paulo.

GOOD, W.F.; GUR, D.; FEIST, J.H.; THAETE, F.L., FUHRMAN, C.R.; BRITTON, C.A. *Subjective and objective assessment of image quality-a comparison*. J Digit Imaging. 1994 May;7(2):77-8.

GRAY, J.E.; WINKLER, N.T.; STEARS, J.; FRANK, E.D. *Quality Control in Diagnostic Imaging*. 1983. Disponível em: <<https://doi.org/10.1118/1.595437>> Medical Physics, Vol.10, nº.6, Nov/Dez 1983 Acesso em: dez 2019.

HART, D; WALL, B.F.; SHRIMPTON, P.C.; DANCE, D.R. *The establishment of reference doses in pediatric radiology as a function of patient size*. Radiation Protection Dosimetry, v 90, p 235-238, 2000.

HART, D .; WALL, B .; SHRIMPTON, P. (e outros). *Doses de referência e tamanho do paciente em radiologia pediátrica*. National Radiological Protection Board, Didcot (Reino Unido). 2000; 50 p; ISBN 0-85951-448-X; Disponível no British Library Document Supply Centre-DSC: 9091.900 (NRPB-R318).

HELLIO LE GRAVERAND, M.P.; MAZZUCA, S.; DURYEA, J., BRETT, A. *Radiographic grading and measurement of joint space width in osteoarthritis*. Rheum Dis Clin North Am. 2009 Aug; 35(3): 485-502.

ICRP. International Commission on Radiological Protection. *Basis for dosimetric quantities used in radiological protection*. Pergamon Press, Oxford, UK: Draft of 12 February 2006.

ICRP, 2007. *The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection*. ICRP Publication 103. Ann. ICRP 37 (2-4).

ICRU - International Commission on Radiation Units and Measurements, *Determination of Dose Equivalents Resulting from External Radiation Sources*, ICRU Report 39, Bethesda, MD, 1985.

ICRU - International Commission on Radiation Units and Measurements, *Measurement of Dose Equivalents from External Photon and Electron Radiations*, ICRU Report 47, Bethesda, MD, 1992.

INKOOM S, SCHANDORF C, FLETCHER JJ. Optimisation of patient radiation protection in conventional X-ray imaging procedures using film reject analysis: a demonstration of the importance of rare earth screen-film systems. *Radiat Prot Dosimetry*. 2009 Sep;136(3):196-202.

IRD, Instituto de Radioproteção e Dosimetria - Comissão Nacional de Energia Nuclear. *Desempenho de Sistemas de Monitoração Individual – Critérios e Condições*. Comitê de Avaliação de Serviços de Monitoração Individual Externa (CASMIE/IRD). IRD-RT N 09/2001.

JENNINGS, R.J., 1988. *A method for comparing beam-hardening filter materials for diagnostic radiology*. *Med.Phys.* 15,588-99.

JOHNS, H.E.; CUNNINGHAM, J.R. *The physics of radiology*. 4th ed. Springfield, Ill., U.S.A.: Charles C. Thomas; 1983.

KATHREN, R.L. *Guide to reducing radiation exposure to as low as reasonably achievable (ALARA)*, 1980. OSTI.GOV. DOI: 10.2172/5370687. Disponível em <<https://www.osti.gov/biblio/5370687>> Acesso em: dez. 2019.

KHAN, F. M. *The physics of radiation therapy*. 3. ed. Philadelphia, P.A.: Lippincott Williams & Wilkins, 2003.

KHAN, F. M. *The physics of radiation therapy*. 4 ed. Baltimore, Maryland: Lippincott Williams & Wilkins, 2010.

MATSUSHIMA, L.C. *Avaliação da resposta de detectores termoluminescentes na dosimetria de feixes clínicos utilizando diferentes objetos simuladores*. Dissertação de Mestrado, Instituto de Pesquisas Energeticas e Nucleares – IPEN, Autarquia associada a Universidade de São Paulo, USP, São Paulo 2010.

McKEEVER, S.W.S. *Thermoluminescence of solids*. London: Cambridge, 1985.

McKEEVER, S.W.S.; MOSVOVITCH, M., TOWNSEND, P.D. *Termoluminescent dosimetry materials: properties and uses*. Kent:Nuclear Techonogy Publishing, 1995.

McKEEVER, S.W.S. *Optically stimulated luminescence: A brief overview, Radiation Measurements*. 2011, doi: 10.1016/j.radameas. 2011.02.016.

MURPHEY, M.D.; QUALE, J.L.; MARTIN, N.L.; BRAMBLE, J.M.; COOK, L.T.; DWYER, S.J., 3rd. *Computed radiography in musculoskeletal imaging: state of the art*. AJR Am J Roentgenol. 1992 Jan;158(1):19-27.

NAVARRO, M.V.T. *Risco, Radiodiagnóstico e Vigilância Sanitária*. Salvador: Editora EDUFBA, p. 166, 2009.

NBRISO4037-1. *Proteção radiológica — Radiação X e gama de referência para calibração de dosímetros e medidores de taxa de dose, e para determinação de suas respostas em função da energia dos fótons - Parte 1: Características das radiações e métodos de produção*. 2020.

NCRP Report No. 148 – *Radiation Protection in Veterinary Medicine*. National Council on Radiation Protection and Measurements. Bethesda. 2004.

NORMA REGULAMENTADORA 6 - NR 6: *Equipamento de Proteção Individual*. MINISTÉRIO DA SAÚDE. SECRETARIA DE INSPEÇÃO DO TRABALHO, de 15 de outubro de 2001 D.O.U. 15/10/01.

OLIVEIRA, J.P.; DA ROSA, L.A.R.; BATISTA, D.V.S.; BARDELLA, L.H.; CARVALHO, A.R. *Avaliação da dose no reto em pacientes submetidos a braquiterapia de alta taxa de dose para o tratamento do cancer bdo colo uterino*. Radiologia Brasileira, v12, p83-88, 2009.

PEDROSA, J.F. *Exame de Imagem em Radiologia Pediátrica*. Boletim Científico Online nº16. SMP, 2014. Disponível em: <<http://blog.smp.org.br/radiologia-pediatria-exames/>> Acesso em: 29 de dez. 2019.

PERIAGO, M.R. *Radiological Physics Within The Framework of PAHO Technical Cooperation Programs*. Rev. Panam Salud, v. 20, n. 2-3, 2006.

PODGORSAK, E. B. *Radiation Oncology Physics: A Handbook for Teachers and Students*. Viena, Austria, Internacional Atomic Energy Agency, 2005.

PORTARIA/MS/SVS-Nº453. MINISTÉRIO DA SAÚDE. SECRETARIA DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA - SVS/MS, de 01 de junho de 1998 D.O.U. 01/06/98 1998.

POWSER, R.A.; POWSER, E.R. *Essential Nuclear Medicine Physics*. 2º Ed. Malden: Blackwell Science, 2006.

PROKOP, M.; GALANSKI, M.; OESTMANN, J.W.; VON FALKENHAUSEN, U.; ROSENTHAL, H.; REIMER, P., et al. *Storage phosphor versus screen-film radiography: effect of varying exposure parameters and unsharp mask filtering on the detectability of cortical bone defects*. Radiology. 1990 Oct;177(1):109-13.

RESOLUÇÃO - RDC 330/20 Nº 330, DE 20 DE DEZEMBRO DE 2019 - RESOLUÇÃO - RDC 330/20 Nº 330, DE 20 DE DEZEMBRO DE 2019 - DOU - Imprensa Nacional Publicado em: 26/12/2019 | Edição: 249 | Seção: 1 | Página: 92 Órgão: Ministério da Saúde/Agência Nacional de Vigilância Sanitária/Diretoria Colegiada.

SOARES, F.A.P.; PEREIRA, A.G.; FLOR, R.C. *Utilização de vestimentas de proteção radiológica para redução de dose absorvida: uma revisão integrativa da literature*. Radiologia Brasileira, versão On-line ISSN 1678-7099. Radiol Bras vol.44 no.2 São Paulo mar./abr. 2011. Disponível em: <<https://doi.org/10.1590/S0100-39842011000200009>> Acesso em: 24 de set. 2020.

SOCIEDADE BRASILEIRA DE PEDIATRIA, *Campanha Image Gently é lançada no Brasil*. Interação Diagnóstica. Radiologia no Mundo, 17 out. 2018. Disponível em: <<http://www.interacaodiagnostica.com.br/noticias/Campanha-Image-Gently-e-lancada-no-Brasil-780>> Acesso em: 28 de dez. 2020.

TAUHATA, L.; SALATI, I.P.A.; DI PRINZIO, R.D.; DI PRINZIO, A.R. *Radioproteção e Dosimetria*. IRD/CNEN, Rio de Janeiro, 1999.

TEC RAD – Tecnologia em Radioproteção Ltda, *Controle de Qualidade dos Equipamentos de raios-X Radiologia Médica*, 2019.

TILLY JR, J.G. *Avaliação de dose de radiação em pacientes submetidoà exames radiológicos convencionais*. Ribeira Preto: Universidade de São Paulo (USP), dissertação de mestrado 1997.

TURNER, J.E. *Atoms, Radiation and Radiation Protection*. 3rd edition, Wiley-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, Weinheim, 2007.

VALENTIN, J. *International Commission on Radiological Protection*. The 2007 recommendations of the International Commission on Radiological Protection. Oxal Protection. Oxford, 60.

INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES
Diretoria de Pesquisa, Desenvolvimento e Ensino
Av. Prof. Lineu Prestes, 2242 – Cidade Universitária CEP: 05508-000
Fone/Fax(0XX11) 3133-8908
SÃO PAULO – São Paulo – Brasil
<http://www.ipen.br>

O IPEN é uma Autarquia vinculada à Secretaria de Desenvolvimento, associada à Universidade de São Paulo e gerida técnica e administrativamente pela Comissão Nacional de Energia Nuclear, órgão do Ministério da Ciência, Tecnologia, Inovações e Comunicações.