UNIVERSIDADE FEDERAL DO RIO DE JANEIRO
CENTRO DE CIÊNCIAS MATEMÁTICAS E DA NATUREZA
INSTITUTO DE FÍSICA
CURSO DE BACHARELADO EM FÍSICA MÉDICA

FABIANE VALERIO LEITE

EXPOSIÇÃO DE PACIENTES E TRABALHADORES À RADIAÇÃO IONIZANTE DURANTE EXAMES RADIOLÓGICOS UTILIZANDO RAIOS X MÓVEIS

RIO DE JANEIRO
2024

FABIANE VALERIO LEITE

EXPOSIÇÃO DE PACIENTES E TRABALHADORES À RADIAÇÃO IONIZANTE DURANTE EXAMES RADIOLÓGICOS UTILIZANDO RAIOS X MÓVEIS

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Curso de Física Médica da Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ), como requisito para conclusão da graduação.

Orientadora: Dra. Josilene Cerqueira Santos (IF – UFRJ)

Co-Orientador: MsC. Miguel Nunes (Alpha Radioproteção e Serviços LTDA)

RIO DE JANEIRO

2024

CIP - Catalogação na Publicação

L533e

Leite, Fabiane Valerio
EXPOSIÇÃO DE PACIENTES E TRABALHADORES À RADIAÇÃO IONIZANTE DURANTE EXAMES RADIOLÓGICOS UTILIZANDO RAIOS X MÓVEIS / Fabiane Valerio Leite. -- Rio de Janeiro, 2024.
66 f.

Orientadora: Josilene Cerqueira Santos.
Coorientador: Miguel Marinho Nunes.
Trabalho de conclusão de curso (graduação) - Universidade Federal do Rio de Janeiro, Instituto de Física, Bacharel em Física Médica, 2024.

1. Raios X Móveis. 2. Radioproteção. 3. Dosimetria. 4. Dose na Entrada da Pele. 5. Dose Efetiva. I. Santos, Josilene Cerqueira , orient. II. Nunes, Miguel Marinho, coorient. III. Título.

Elaborado pelo Sistema de Geração Automática da UFRJ com os dados fornecidos pelo(a) autor(a), sob a responsabilidade de Miguel Romeu Amorim Neto - CRB-7/6283.

FABIANE VALERIO LEITE

EXPOSIÇÃO DE PACIENTES E TRABALHADORES À RADIAÇÃO IONIZANTE DURANTE EXAMES RADIOLÓGICOS UTILIZANDO RAIOS X MÓVEIS

Trabalho de Conclusão de Curso apresentado ao Curso de Física Médica da Universidade Federal do Rio de Janeiro (UFRJ), como requisito para conclusão da graduação.

Este trabalho foi defendido e aprovado pela banca em 10/12/2024.

BANCA EXAMINADORA

_____
Dra. Josilene Cerqueira Santos (IF – UFRJ)
Orientadora

_____
MsC. Miguel Nunes (Alpha Radioproteção e Serviços LTDA)
Co-orientador

_____
Dr. Cláudio Domingues de Almeida – IRD/CNEN
Avaliador

_____
Dra. Tânia Furquim - Rede D'Or São Luiz
Avaliador

Aos meus pais,

Odailto e Cristina.

Aos meus sobrinhos,

Mateus, Rebecca e Guilherme.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente, gostaria de expressar minha profunda gratidão aos meus orientadores, Josilene e Miguel, pela orientação, paciência e apoio constante ao longo desta jornada. Suas contribuições e palavras de incentivo foram fundamentais para a realização deste trabalho. Obrigada por acreditarem em mim.

Agradeço também à Alpha Radioproteção LTDA, por disponibilizar o ambiente e os recursos necessários para a condução dos experimentos e coleta de dados, sem os quais este estudo não seria possível. O suporte técnico e a colaboração dos profissionais envolvidos foram essenciais para o desenvolvimento deste estudo.

Aos meus amigos Caio, Juliana, Isabelle, Marcella, Thamires, Sandrielly e Thais que estiveram ao meu lado nas múltiplas etapas, amenizando o peso dos desafios e comemorando as vitórias, meu sincero agradecimento. Vocês foram uma fonte constante de motivação e amizade, tornando esta caminhada mais leve.

À minha família, que, da maneira que sabiam, se mantiveram ao meu lado. Muitas vezes, eles não entendiam o que eu tanto estudava, mas sempre acreditaram no meu potencial e me apoiaram incondicionalmente. Deixo aqui meu agradecimento mais sincero: obrigada por estarem comigo nos momentos difíceis e pela oportunidade de estudar. Sem vocês, eu não estaria aqui. Suas palavras foram fundamentais para que eu conseguisse superar todos os obstáculos e concluir esta etapa.

Ao meu companheiro de vida, Sandro, que me incentiva desde o ensino médio, sempre disputando comigo a nota mais alta nas provas de matemática. Obrigada por me inspirar a ser melhor a cada dia e por estar ao meu lado.

RESUMO

O presente trabalho aborda o uso de equipamentos de raios X móveis em leitos de unidade de tratamento intensivo (UTI), com ênfase na proteção radiológica de pacientes, indivíduo ocupacionalmente exposto (IOE) e indivíduos do público, como acompanhantes e equipe de enfermagem. O objetivo principal foi avaliar as exposições à radiação em pacientes e técnicos, além de estimar as doses recebidas pelos vizinhos de leitos em UTIs, comparando com as normas nacionais e internacionais.

Foram utilizados três equipamentos de raios X móveis, sendo avaliadas suas curvas de rendimento e as doses na entrada da pele estimadas para pacientes adultos e pediátricos para protocolos de tórax e abdome. Foi também realizado um levantamento radiométrico em diferentes distâncias para as estimavas de doses recebidas pelos IOEs e pelo público, sendo os valores obtidos comparados com limites anuais estabelecidos pela CNEN.

Os resultados indicaram que as técnicas empregadas nos protocolos de tórax com os equipamentos de raios X móveis avaliados, tanto para pacientes adultos quanto pediátricos, resultaram em doses estimadas na entrada da pele que excederam os níveis de referência. No entanto, as doses efetivas (E) permaneceram dentro dos limites de segurança estabelecidos para os indivíduos ocupacionalmente expostos (IOE) e o público. A distância de um metro para o IOE é considerada segura, com doses inferiores a 2% do limite anual, embora o uso de equipamentos de proteção, como aventais e biombos, seja essencial para garantir a segurança.

Para minimizar a exposição desnecessária à radiação é necessário a revisão periódica dos protocolos. Além disso, destaca-se a necessidade de implementação de normas nacionais para a população pediátrica, considerando o uso frequente de raios X móveis em UTIs.

Palavras-chave: raios X móveis, leitos de UTI, proteção radiológica, pacientes, IOE, indivíduos do público.

ABSTRACT

This study addresses the use of mobile X-ray equipment in intensive care unit (ICU) beds, emphasizing the radiological protection of patients, occupationally exposed individuals (IOE), and public individuals, such as companions and nursing staff. The primary objective was to evaluate radiation exposures in patients and technicians, as well as to estimate the doses received by bed neighbors in ICUs, comparing the findings with national and international standards.

Three mobile X-ray devices were used to assess their performance curves and the entrance skin doses estimated for adult and pediatric patients, specifically for chest and abdomen protocols. A radiometric survey was also conducted at various distances to estimate the doses received by IOEs and the public, with the obtained values compared to the annual limits established by CNEN.

The results indicated that the techniques employed in chest protocols with the evaluated mobile X-ray equipment, for both adult and pediatric patients, resulted in entrance skin doses exceeding the reference levels. However, the effective doses (E) remained within the safety limits established for occupationally exposed individuals (IOE) and the public. A one-meter distance for the IOE was considered safe, with doses below 2% of the annual limit, although the use of protective equipment, such as lead aprons and shields, is essential for ensuring safety.

Periodic reviews of protocols are necessary to minimize unnecessary radiation exposure. Furthermore, the implementation of national standards for the pediatric population is highlighted, considering the frequent use of mobile X-ray equipment in ICUs.

Keywords: mobile X-rays, ICU beds, radiological protection, patients, IOE, public individuals.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1: Espectro de raios X de freamento com raios X característicos para voltagem de pico de 60, 90 e 120 kV (TAUHATA, SALATI, *et al.*, 2013).....21
Figura 2: Regiões de ocorrência do efeito fotoelétrico, efeito Compton e produção de pares em função da energia do fóton e do número atômico do meio (BONIFÁCIO, 2011). 22
Figura 3: Diagrama do efeito fotoelétrico (ATTIX, 2004).....22
Figura 4: Diagrama do efeito Compton (ATTIX, 2004). 24
Figura 5: Diagrama da geometria de irradiação da esfera ICRU (TAUHATA, SALATI, *et al.*, 2013). 32
Figura 6: Intervalo de tempo entre a irradiação e o aparecimento do câncer em um indivíduo (TAUHATA, SALATI, *et al.*, 2013). 33
Figura 7: Tubo de raios X (TAUHATA, SALATI, *et al.*, 2013).....34
Figura 8: Equipamentos de raios X: (A) Shimadzu, modelo MUX 10 (B) IMEX, modelo Smart Mob da (C) CDK, modelo Mascote Dynanmic. 39
Figura 9: Distância do botão disparador do equipamento de raios X móvel.....40
Figura 10: Detector da RTI, modelo *Black* Piranha 41
Figura 11: Tela da coleta de dados do OCEAN. 41
Figura 12: Simulador CT ACR 464.....42
Figura 13: sonda RTI *Scatter Probe*.....43
Figura 14: Esquema de orientação dos pontos medidos no levantamento radiométrico.....47
Figura 15: Vista superior ilustrada dos pontos medidos para o levantamento radiométrico....47
Figura 16: Cenário simplificado de pacientes na UTI. 49
Figura 17: Gráfico do rendimento do tubo de raios X.....51
Figura 18: Gráfico do rendimento do tubo de raios X.....51
Figura 19: Gráfico do rendimento do tubo de raios X.....51
Figura 20: Comparação entre o rendimento entre tubo de raios X dos três equipamentos móveis e o convencional.....53
Figura 21: Distribuição de dose efetiva (μSv) realizado no equipamento de raios X móvel da marca Shimadzu. 57
Figura 22: Distribuição de dose efetiva (μSv) realizado no equipamento de raios X móvel da marca IMEX. 57

Figura 23: Distribuição de dose efetiva (μSv) realizado no equipamento de raios X móvel da marca CDK. 58

LISTA DE TABELAS

Tabela 1: Valores do fator peso wT definidos de acordo com a ICRP 103. 31
Tabela 2: Informações dos equipamentos participantes no estudo. 37
Tabela 3: Características dos equipamentos de raios X. 37
Tabela 4: Conjunto de técnicas da rotina clínica definida de acordo com o equipamento..... 45
Tabela 5: Rendimento para cada equipamento de raios X numa tensão real de 80kV..... 52
Tabela 6: Valores representativos de dose em radiodiagnostico para paciente adulto..... 54
Tabela 7: Valores estimados de dose na superfície da pele para paciente adulto 54
Tabela 8: Valores de referência para dose em pacientes pediátricos. 55
Tabela 9: Valores estimados de dose na superfície da pele para paciente infantil..... 56
Tabela 10: Valores limites de doses efetivas anual para IOE e individuo do público. 59
Tabela 11: Valores de dose efetiva* (mSv) anuais para o IOE. 59
Tabela 12: Dose (µSv) anual para indivíduos do público 60

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

AEC	Automatic Exposition Control
ALARA	As Low As Reasonably Achievable
ANVISA	Agência Nacional de Vigilância Sanitária
AP	Antero-Posterior
CNEN	Comissão Nacional de Energia Nuclear
CPE	Charged-Particle Equilibrium
CPO	Centro Pós-Operatório
CQ	Controle da Qualidade
CR	Computed radiography
CTI	Centro de Terapia Intensiva
DEP	Dose na Entrada da Pele
DFS	Distância Foco-Superfície
DRL	Dose Reference Levels
EC	European Commission
EPI	Equipamento de Proteção Individual
ESD	Entrance Surface Dose
IAEA	International Atomic Energy Agency
ICRP	Comissão Internacional de Proteção Radiológica
IN	Instrução Normativa
IOE	Individuo Ocupacionalmente Exposto
KERMA	Kinect Energy Released per unit of Mass
LET	Linear Energy Transference
NRD	Nível de Referência Diagnóstica
NRDL	Níveis de Referência Diagnóstica Locais
OSLD	Optically Stimulated Luminescence Dosimeter
PA	Póstero-Anterior
RDC	Resolução da Diretoria Colegiada
SPR	Supervisor de Proteção Radiológica
TLD	Dosímetro Termoluminescente
UTI	Unidade de Terapia Intensiva

Sumário

1 INTRODUÇÃO 15
1.1 OBJETIVOS 18
2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA 19
2.1 PRODUÇÃO DE RAIOS X 19
2.1.1 Raios X de *Bremsstrahlung* 20
2.1.2 Raios X Característico 20
2.2 INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM A MATÉRIA 21
2.2.1 Efeito fotoelétrico 22
2.2.2 Efeito Compton 23
2.2.3 Produção de pares 25
2.2.4 Espalhamento Rayleigh 25
2.2.5 Atenuação 25
2.3 DOSIMETRIA 26
2.3.1 Exposição 27
2.3.2 Dose Absorvida 27
2.3.3 Kerma 27
2.3.4 Dose na Superfície de Entrada da Pele 29
2.3.5 Níveis de Referência de Dose em Radiodiagnóstico 29
2.3.6 LET e Dose Equivalente 30
2.3.7 Dose efetiva 31
2.3.8 Equivalente de Dose: Ambiental e Pessoal 32
2.4 EFEITOS BIOLOGICOS DA RADIAÇÃO 32
2.4.1 Efeitos estocásticos 33
2.4.2 Efeitos determinísticos 33
2.5 EQUIPAMENTO DE RAIOS X 34
2.5.1 Tubo de raios X 34
2.5.2 Rendimento 35
3 MATERIAIS E METODOLOGIA 37
3.1 EQUIPAMENTOS DE RAIOS X MÓVEL 37
3.2 DETECTOR RTI BLACK PIRANHA 40
3.3 SIMULADOR DE TOMOGRAFIA CT ACR 464 *PHANTOM* 42

3.4 SONDA RTI *SCATTER PROBE* 42
3.5 CURVAS DE RENDIMENTO 43
3.6 KERMA NA ENTRADA DA PELE DO PACIENTE 44
3.7 LEVANTAMENTO RADIOMÉTRICO 46
3.8 CARGA DE TRABALHO E DOSE EFETIVA ANUAL PARA IOE 47
3.9 DOSE PARA INDIVIDUO DO PÚBLICO 48
4 RESULTADOS E DISCUSSÕES 50
4.1 HISTÓRICO DE USO DOS EQUIPAMENTOS 50
4.2 CURVA DE RENDIMENTO 50
4.3 KERMA NA ENTRADA DA PELE DO PACIENTE 53
4.4 LEVANTAMENTO RADIOMÉTRICO 56
4.5 DOSE EFETIVA ANUAL IOE 59
4.6 DOSE EFETIVA ANUAL PARA INDIVIDUO DO PÚBLICO 60
5 CONCLUSÕES 62

1 INTRODUÇÃO

Desde 1895 quando Wilhelm Conrad Roentgen descobriu os raios X, a sua aplicabilidade foi crescente em diversos setores da indústria e da medicina. Na medicina, os raios X desempenham um papel fundamental, sendo amplamente utilizados na radioterapia para tratamentos e indispensáveis na área de diagnóstico por imagem. No radiodiagnóstico os equipamentos que utilizam radiação X são mamografia, tomografia computadorizada, densitometria óssea, arco cirúrgico, hemodinâmica, equipamento de raios X convencional e odontológicos (NUNES, 2009).

Dentre os equipamentos de raios X utilizados no radiodiagnóstico, os raios X móveis são amplamente utilizados em emergências, leitos de unidade de tratamento intensivo (UTI), centro pós-operatório e unidades de internação neonatal. Este equipamento é indispensável para pacientes acamados que possuem mobilidade limitada, ou seja, aqueles que não podem se deslocar até a sala onde está instalado o equipamento fixo de raios X convencional. O comprometimento da mobilidade dos pacientes pode vir de vários fatores, um exemplo é a intubação, como aconteceu em larga escala de casos na pandemia da COVID-19 (MARQUES, 2019).

A normativa RDC 611 (2022) em seu artigo 60, estabelece que os exames realizados nos leitos ou berçários sejam apenas em casos em que a locomoção do paciente é vetada. Além disso, se faz necessário garantir que os outros pacientes que não possam ser removidos do ambiente estejam protegidos da radiação espalhada por barreira protetora. Os indivíduos do público, como a equipe de enfermagem presente na UTI e acompanhantes, estejam a distância necessária do cabeçote para que o equivalente de dose ambiental seja inferior ao definido para área livre, determinado pelo levantamento radiométrico.

Em uma sala de radiografia convencional, dispõem-se de blindagens nas paredes e nas portas com o objetivo de conter tanto quanto possível a radiação espalhada. A fim de evitar que qualquer indivíduo entre na sala durante o exame, as normativas vigentes exigem que haja sinalização em todos os acessos das salas de exames. Há um biombo onde fica localizado o comando de onde o técnico efetua o disparo. O biombo também é blindado para proteger o indivíduo ocupacionalmente exposto (IOE). Os protocolos só permitem a presença de um paciente por vez na sala de exames, salvos aqueles que a presença de acompanhantes é indispensável (RDC611/22, art.53). Contudo, os leitos e berçários não têm essa estrutura para a realização dos exames. Nesses ambientes podem estar presentes no momento do disparo

membros da equipe de saúde, vizinhos de leito e acompanhantes. Medidas de radioproteção devem ser implementadas com o objetivo de proteger esses indivíduos.

Durante a exposição, o paciente recebe o feixe primário, que é espalhado em todas as direções, resultando num feixe secundário de menor energia. Em um exame de paciente acamado em um leito de UTI, todos os profissionais e os outros pacientes que estão na sala podem ser expostos a radiação espalhada. Em geral, a contribuição para as doses efetivas associadas aos exames de raios X são baixas quando comparadas aos limites anuais para IOEs e indivíduos do público estabelecidos pela Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) na normativa 3.01 (CNEN, 2024). No entanto, é importante que essas doses sejam avaliadas, especialmente nesse caso, onde os equipamentos não tem posicionamento fixo. Nesse contexto, também é importante avaliar as doses na entrada da pele ou kerma incidente da entrada da pele dos pacientes e compará-los aos níveis de referência de dose (*dose reference levels - DRL)* para pacientes adultos (RDC 611, 2022) e pediátricos (EUROPEAN COMMISSION: DIRECTORATE-GENERAL FOR RESEARCH AND INNOVATION, 1996) .

De acordo com o princípio ALARA: *as low as reasonably achievable,* (XAVIER, MORO e HEILBRON, 2006), as doses provenientes de radiação ionizante devem ser tão baixas quanto razoavelmente exequíveis. Para alcançar esse objetivo, é necessário um conjunto abrangente de medidas, incluindo controle da qualidade, treinamento da equipe e utilização de equipamento de proteção individual além de monitores de doses (TAUHATA, SALATI, *et al.*, 2013).

Isto posto, a realização de radiografias em leitos é de suma importância para o diagnóstico. Há casos que o equipamento de raios X é utilizado para acompanhamento do tratamento do paciente, como por exemplo a verificação da localização correta da sonda de alimentação. A impossibilidade de locomoção de um paciente não deve atrapalhar seu diagnóstico e tratamento (ALVES e PASQUETA). A utilização de equipamentos de raios X móveis têm se tornado com passar dos anos e mediante aos avanços das tecnologias, uma ferramenta indispensável na área do radiodiagnóstico (XAVIER, MORO e HEILBRON, 2006). Portanto, é primordial que profissional ao manusear o equipamento, tenha o conhecimento sobre as aplicabilidades e riscos inerentes ao uso do equipamento colocando em prática os conceitos de radioproteção transmitidos nos treinamentos (SOARES, 2018).

Foram feitos alguns estudos que levantaram dados acerca da exposição da enfermagem nos centros de terapia intensiva (CTI). Embora as doses registradas estivessem abaixo do limite de detecção de 0,1 mSv, foi concluído que não se deve desconsiderar os riscos de efeitos

estocásticos. Mesmo com a dose relativamente baixa, foi notório que a maioria dos profissionais não utilizavam o EPI (equipamento de proteção individual) durante a realização do exame (BARBOSA, 2021). Em Sergipe, um outro estudo numa UTI de um hospital universitário onde foram estipuladas doses nos IOE's e indivíduos do público através das medições de Kerma no ar para diferentes distancias (0,5 m, 1,0 m, 1,5 m e 2,0 m). Concluíram que a partir da distância de um metro é segura para os ambos os públicos. Entretanto mesmo para situações que os IOE's consideradas seguras, o uso de EPIs é indispensável (SANTOS e MAIA, 2009). Numa UTI Neonatal foram levantados dados para estimar a dose nos técnicos e pacientes pediátricos vizinhos ao leito do exame. Verificou-se que as doses estavam abaixo dos limites para IOE's e para os vizinhos de leito, concluindo que a distância de um metro era segura para ambos (SANTOS, DIAS, *et al.*, 2010). Embora esses estudos mencionados reportem doses efetivas abaixo do limite, estudos na área de radioproteção são sempre bem-vindos, pois, esses valores dependem também de fatores humanos, como o uso correto de equipamentos e materiais de proteção, além da aplicação de técnicas de exposição adequadas, que são específicos de cada serviço. A monitoração das doses dos pacientes nessas condições também é fundamental para identificar possíveis oportunidades de otimização. Dessa forma, investigações que busquem melhorar práticas e protocolos são essenciais para garantir a segurança e a eficácia dos procedimentos envolvendo radiação.

Neste trabalho, foram estimadas as doses na superfície da pele de pacientes através da medição das curvas de rendimento de equipamentos de raios X móveis utilizados para exames no leito. As doses foram comparadas com níveis de referência estabelecidos em normas nacionais (RDC 611, 2022) e internacionais (EUROPEAN COMMISSION: DIRECTORATE-GENERAL FOR RESEARCH AND INNOVATION, 1996) de acordo com o protocolo utilizado na rotina clínica. Este procedimento já é previsto nas instruções normativas 91 (IN 91, 2021) 2 e 93 (IN 93, 2021) do Ministério da Saúde e da Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA), para equipamentos intervencionistas e de tomografia respectivamente e, portanto, foi estendido para os raios X móveis, a fim de verificar a consistência das doses nos pacientes com os valores de referência. Em uma segunda etapa do trabalho as curvas de rendimento dos equipamentos de raios X móveis foram comparadas e informações acerca do uso, tempo de aquisição e manutenções foram discutidas com o propósito de observar se há alguma relação entre o modo de uso e o rendimento do equipamento. Para estimar a dose no IOE e indivíduos do público foram realizados levantamentos radiométricos para diferentes

distâncias. Os valores encontrados foram comparados com os limites de doses anuais para cada público-alvo estabelecido pela CNEN na normativa 3.01.

1.1 OBJETIVOS

Objetivo Geral:

Avaliar as exposições por equipamentos de raios X móveis em leitos de UTI em pacientes, indivíduos ocupacionalmente expostos e indivíduos do público, incluindo vizinhos de leito, por meio de estimativas de doses na entrada da pele dos pacientes e dose efetiva, para IOEs e público geral.

Objetivos específicos:

- Determinar as curvas de rendimento de três equipamentos de raios X móveis e desta forma estimar a dose na superfície da pele do paciente com o protocolo de rotina utilizado.
- Comparar as doses estimadas para pacientes adultos e pediátricos calculadas através dos protocolos de rotina com os níveis de referências em normas nacionais e internacionais.
- Realizar levantamento radiométrico para diferentes posições e distâncias com o protocolo de rotina e verificar se as doses para o IOE e indivíduos do público estão de acordo com o nível de referência de dose anual estabelecido pela CNEN na normativa 3.01.

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Diferente do que se pensa, o desenrolar da ciência em seus grandes saltos para a sociedade não são fatos isolados, mas a construção de um trabalho em conjunto de muitas mentes curiosas e empenhadas em descobrir o desconhecido. Na linha do tempo da descoberta dos raios X, que aconteceu em novembro de 1895 por Roentgen, houve eventos precursores que foram de suma importância para esse acontecimento (ROCHA, 2018).

No momento histórico posterior a descoberta dos raios X mais de 50 livros e milhares de artigos foram publicados. Na medicina foi um grande avanço, pois o uso dos raios X no diagnóstico foi a primeira aplicação pensada pelos profissionais da saúde. A grande descoberta de Roentgen representa um avanço no segmento da física e uma revolução jamais vista na medicina (PEREIRA, 2012). Atualmente a aplicabilidade dos raios X é vasta, na ciência, na medicina e na indústria. Por sua capacidade de ionizar os meios que interagem, o estudo da dose por esse tipo de radiação é essencial para o aproveitamento seguro de seus benefícios.

2.1 PRODUÇÃO DE RAIOS X

Os raios X são radiações eletromagnéticas com comprimento de onda menor que 1 Å e produzidos no alvo de um tubo de raios X. O fóton é partícula associada à essas radiações e possui energia proporcional à frequência dessas ondas. O tubo onde os raios X são produzidos, é composto por um sistema cátodo-ânodo encapsulado à vácuo, como no tubo de Crookes. O filamento do cátodo é aquecido pela passagem de uma corrente elétrica (efeito termoiônico) liberando elétrons. Os elétrons são focalizados e, quando submetidos a uma alta diferença de potencial, são acelerados em direção ao alvo. Uma pequena fração dos elétrons quando atingem o alvo podem interagir com o campo coulombiano do núcleo, sendo desacelerados, e emitir raios X num espectro contínuo de energia (*Bremsstrahlung)*. Entretanto, nesse espectro de *Bremsstrahlung* pode estar sobreposto um outro tipo de emissão de raios X que envolve transições eletrônicas nos átomos do alvo após a remoção de elétrons fortemente ligados: os raios X característico (EISBERG e RESNICK, 1979).

O material que compõe o alvo deve apresentar um alto ponto de fusão, para que não derreta com o calor gerado pela passagem da corrente, podendo chegar até aproximadamente a 2.273 K (LEITE, JÚNIOR e OTADUY). Por exemplo, o tungstênio é um material bastante usado como alvo pois possui ponto de fusão de 3.695 K e elevado número atômico (OKUNO e YOSHIMURA, 2010).

2.1.1 Raios X de *Bremsstrahlung*

Em um tubo de raios x, uma parte dos elétrons acelerados atingem o alvo nas proximidades do núcleo dos átomos que o constituem. Essa colisão faz com que o elétron sofra uma perda de energia cinética devido a interação com campo elétrico do núcleo, emitindo um fóton de raios X referente a essa diferença de energia. Esse tipo de raios X são chamados de raios X de freamento ou de *Bremsstrahlung* (OKUNO e YOSHIMURA, 2010). Como demonstrado na equação 1, a energia desses fótons de raios X dependem fundamentalmente da energia do elétron incidente. O espectro de energia dos fótons é contínuo, isto é, a energia deles pode variar de zero a até o valor máximo de energia (EISBERG e RESNICK, 1979).

$$h\nu = K - K' \tag{1}$$

sendo K a energia cinética do elétron incidente e K' a energia do elétron após a colisão.

2.1.2 Raios X Característico

Quando o elétron do feixe incidente colide com um elétron do alvo e tem energia suficiente para arrancar o elétron do átomo, deixa um buraco na eletrosfera. Esse espaço vazio poderá ser rapidamente ocupado por um elétron de uma camada mais externa. Entretanto, este elétron libera a diferença de energia de ligação entre essas camadas em forma de fóton de raios X (ROCHA, 2018). Este tipo de emissão de raios X foi denominada como raios X característicos, justamente pelos fótons emitidos possuírem a diferença de energia entre as duas camadas, funcionando uma assinatura do material alvo, como mostra o exemplo na equação 2, considerando um elétron sendo arrancado da camada K e um elétrons transitando do nível de energia L para o K:

$$E_{fóton\ rx} = E_L - E_K \tag{2}$$

As linhas provenientes transições, para a camada K, como exemplificado na equação 2, são chamadas de linhas K.

Os raios X de *bremsstrahlung* e característicos são ambos produzidos quando um alvo de elevado número atômico é atingido por um feixe de elétrons acelerados por uma alta diferença de potencial (TAUHATA, SALATI, *et al.*, 2013). A figura 1 apresenta o espectro contínuo de *bremsstrahlung* junto aos espectros discretos dos raios X característicos do alvo de tungstênio, correspondentes às transições eletrônicas para níveis específicos de energia, obtidos sob diferentes potenciais de aceleração. Note que o espectro de aproximadamente 60 kVp, não

possui linhas características porque os fótons do feixe não têm energia suficiente para arrancar os elétrons da camada K do tungstênio, cuja energia de ligação é 69,52 keV.

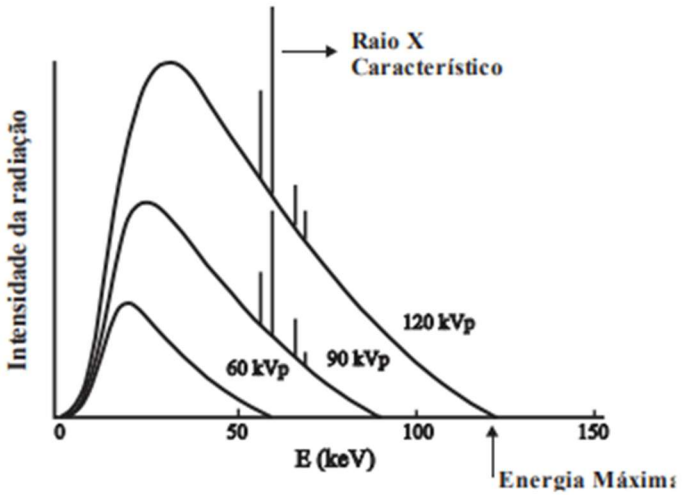

Figura 1: Espectro de raios X de freamento com raios X característicos para voltagem de pico de 60, 90 e 120 kV (TAUHATA, SALATI, *et al.*, 2013).

Os equipamentos de raios X móveis, em sua maioria, utilizam alvos de tungstênio (W) e operam em uma faixa de tensão que varia de aproximadamente 50 a 150 kV, contando com filtração adicional para remover fótons de baixa energia. Assim, com exceção da ausência de filtração, os espectros apresentados na figura 2 podem ser considerados representativos dos espectros gerados por esses equipamentos.

2.2 INTERAÇÃO DA RADIAÇÃO COM A MATÉRIA

Os raios X e gama podem penetrar extensas espessuras de material antes de sofrer interações com o meio, devido as suas propriedades ondulatórias, ausência de carga e massa de repouso. A interação com o meio depende da energia da radiação incidente e da seção de choque associada a cada evento que pode absorver ou espalhar a radiação (TAUHATA, SALATI, *et al.*, 2013).

Os principais modos de interação da radiação com a matéria são o efeito fotoelétrico, efeito Compton, produção de pares e espalhamento de Rayleigh. Na figura 2 o gráfico destaca as regiões de ocorrência de cada de interação em função da energia do fóton e do número atômico Z do material alvo. O espalhamento Rayleigh não é predominante em nenhuma das regiões, desempenhando sempre um papel secundário (BONIFÁCIO, 2011).

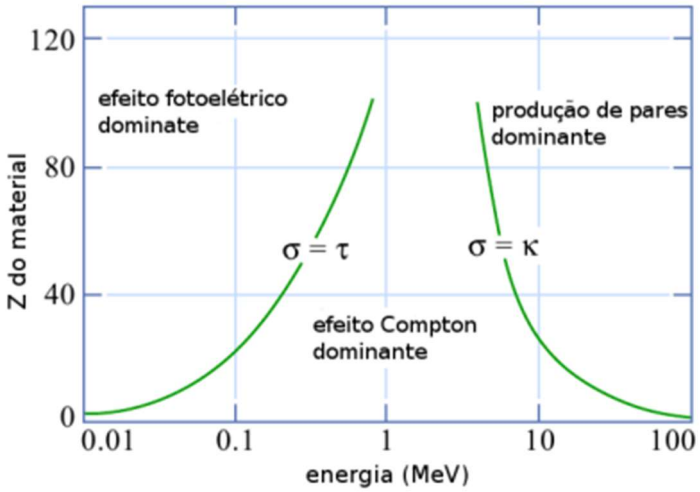

Figura 2: Regiões de ocorrência do efeito fotoelétrico, efeito Compton e produção de pares em função da energia do fóton e do número atômico do meio (BONIFÁCIO, 2011).

2.2.1 Efeito fotoelétrico

Um fóton interage com um átomo do meio, sendo completamente absorvido e um elétron do átomo é arrancado, esse processo é chamado de efeito fotoelétrico (ATTIX, 2004). A figura 3 representa um diagrama deste evento. A energia mínima necessária para que o elétron seja arrancado é a energia de ligação atômica do elétron de acordo com a camada ocupada no átomo. Caso o fóton possua energia além da mínima, esta é transformada em energia cinética do recém elétron livre (OKUNO e YOSHIMURA, 2010). A equação 3 mostra a composição da energia do fóton incidente.

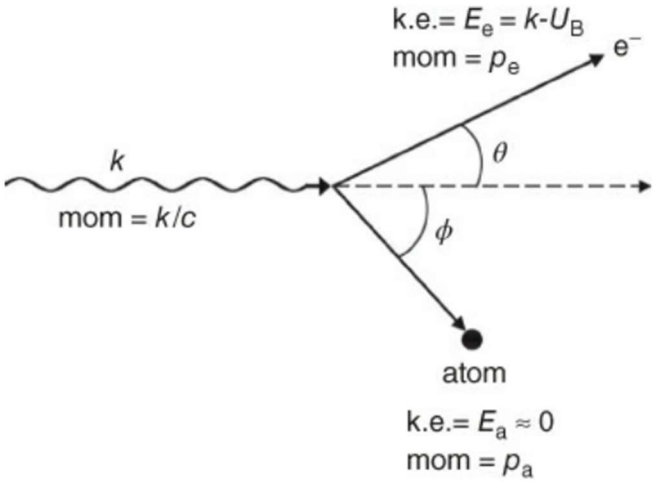

Figura 3: Diagrama do efeito fotoelétrico (ATTIX, 2004).

$$h\nu_i = B_e + K_e \quad (3)$$

Onde h é a constante de Planck, ν_i é a frequência do fóton incidente, B_e é a energia de ligação atômica do elétron e K_e é a energia cinética do elétron arrancado. A energia cinética associada ao átomo pode ser desprezada nesse arranjo, pois sua massa é muito maior que a massa do elétron. Contudo na equação 4, demonstra que para a conservação do momento, a massa do átomo é essencial (ATTIX, 2004).

$$\vec{p}_\nu = \vec{p}_e + \vec{p}_a \tag{4}$$

Onde $\vec{p}_\nu$ é o momento do fóton, $\vec{p}_e$ é o momento do elétron e $\vec{p}_a$ é o momento do átomo.

A seção de choque do efeito fotoelétrico está relacionada a probabilidade de interação de um fóton com um elétron de uma camada interna de um átomo. Essa probabilidade é altamente dependente do número atômico Z, variando aproximadamente como Z^3, e da energia do fóton, $h\nu$, diminuindo rapidamente com $h\nu^{-3}$. Esse comportamento torna o efeito fotoelétrico dominante em materiais de alto Z e em energias baixas de raios X.

No contexto da interação de raios X utilizados para a aquisição de imagens médicas com o corpo humano, o efeito fotoelétrico é um tipo interação fundamental para o contraste da imagem. Nesse tipo de interação, ocorre a máxima transferência de energia do fóton para o corpo, que resulta em deposição de dose na faixa de energia usada no diagnóstico.

2.2.2 Efeito Compton

O processo no efeito ou espalhamento Compton ocorre quando um fóton incidente com energia $h\nu_i$, interage com um elétron livre inicialmente em repouso. O elétron é considerado livre pois sua energia de ligação com o átomo é muito menor que a energia do fóton incidente (OKUNO e YOSHIMURA, 2010). Na interação o fóton incidente desaparece e perde parte da sua energia e momento para o elétron, que recua devido ao impacto. Após a colisão, um novo fóton de menor energia $h\nu_f$ e espalhado em um ângulo θ em relação ao ponto onde ocorre a interação (ROCHA, 2018). O elétron adquire energia cinética K_e e é deslocado por um ângulo ϕ (EISBERG e RESNICK, 1979). Na figura 4 está um diagrama esquematizando as etapas do efeito Compton.

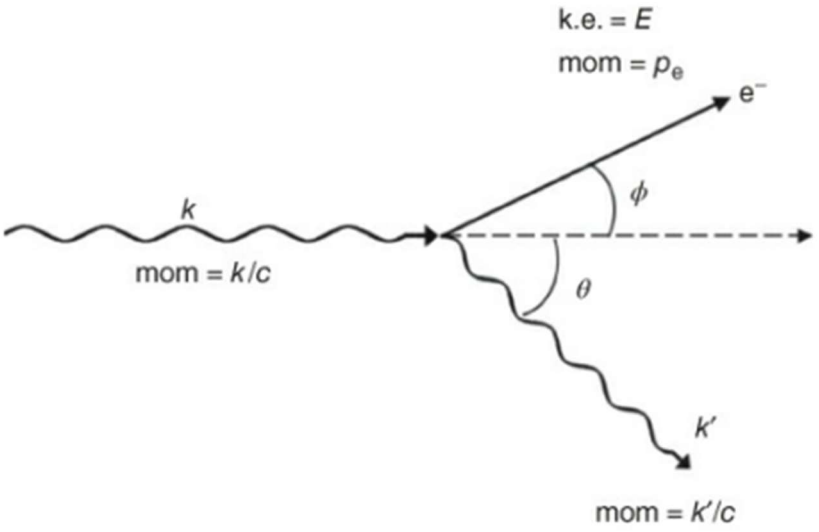

Figura 4: Diagrama do efeito Compton (ATTIX, 2004).

A conservação de energia do sistema é dada por:

$$h\nu_i = h\nu_f + K_e \tag{5}$$

Onde h é a constante de Planck, ν_i é a frequência do fóton incidente e ν_f é a frequência do fóton espalhado.

A conservação do momento linear é:

$$\frac{h\nu_i}{c}\sin\theta = p_e \sin\phi \tag{6}$$

$$\frac{h\nu_f}{c} = p_e\cos\phi + \frac{h\nu_f}{c}\cos\theta \tag{7}$$

Onde c é a velocidade da luz e p_e é o momento do elétron. A energia do fóton espalhado depende somente da energia do fóton incidente e do ângulo de espalhamento, como mostra a equação 8.

$$E_f = \frac{E_i}{1 + \frac{E_i}{m_0 c^2}(1 - \cos\theta)} \tag{8}$$

Onde m_0 é a massa de repouso do elétron, E_i é a energia do fóton incidente e E_f é a energia do fóton espalhado. A energia é máxima para o fóton espalhado quando θ é igual a zero e mínima para θ igual a 180°.

2.2.3 Produção de pares

Este efeito ocorre quando um fóton incidente com energia superior a 1,022MeV interage com o campo coulombiano de um núcleo com elevado número atômico. O fóton incidente dá origem ao par elétron-pósitron. O pósitron é uma partícula com a massa igual ao elétron, mas com carga positiva (SARMENTO, 2016). A produção de pares não ocorre nas faixas de energia utilizadas em radiodiagnóstico, pois esse efeito exige fótons com energia superior a 1,022 MeV, valor correspondente à energia da massa de repouso do par elétron-pósitron. Dessa forma, a energia empregada nos equipamentos de raios X médicos é insuficiente para provocar esse fenômeno (SOARES, 2008).

2.2.4 Espalhamento Rayleigh

O espalhamento Rayleigh ou espalhamento coerente é observado quando um átomo absorve um fóton incidente e, posteriormente, emite o fóton em uma direção diferente daquela em que foi absorvido. Há um recuo do átomo ao interagir com o fóton, dessa forma o sistema tem a conservação do momento preservada. O fóton não transfere energia para o átomo (YOSHIMURA, 2009). Ele é mais provável em materiais de alto número atômico (Z) e em energias baixas, mas torna-se menos relevante que o efeito fotoelétrico e Compton em aplicações médicas típicas devido às faixas de energias usadas em radiodiagnóstico.

2.2.5 Atenuação

Atenuação ocorre quando a intensidade de um feixe de fótons diminui ao atravessar um material. Esse fenômeno está relacionado as interações dos fótons com os átomos do meio, como o efeito fotoelétrico, efeito Compton, produção de pares e espalhamento Rayleigh, que envolvem tanto espalhamento quanto absorção dos fótons pelos átomos (ROCHA, 2018). Elementos com número atômico elevado têm uma maior capacidade de absorver raios X (OKUNO e YOSHIMURA, 2010). Além disso, a espessura do material também influencia na absorção do feixe; quanto mais espesso o material, menor será a intensidade do feixe após atravessá-lo (equação 9). Essa concepção serve como base tanto para a formação de imagens quanto para a construção de blindagens para raios X (GONDIM, 2016).

$$dI \propto -Idx \tag{9}$$

Sendo *dI* a variação da intensidade do feixe emergente e *dx* a variação da espessura do material. Para que esta relação se torne uma igualdade é necessária uma constante, que é o coeficiente de atenuação linear, representada por μ. O coeficiente de atenuação linear μ dependerá do material que constitui a barreira e da energia do feixe de fótons (OKUNO e YOSHIMURA, 2010).

$$\frac{dI}{I} = -\mu dx \tag{10}$$

Integrando ambos os lados da equação, temos:

$$I = I_0 e^{-\mu x} \tag{11}$$

Onde *I* é a intensidade do feixe após atravessar o meio, I_0 é a intensidade incidente e *x* a espessura do material. Na equação 11, a intensidade *I* tende a zero somente quando a espessura *x* se aproxima do infinito.

O coeficiente de atenuação linear total μ representa a probabilidade de a intensidade diminuir após atravessar um material, em consequência das interações dos fótons com a matéria (efeito fotoelétrico, efeito Compton e produção de pares e espalhamento Rayleigh). Desconsiderando o espalhamento Rayleigh e reações fotonucleares, podemos escrever μ como a soma dos coeficientes para cada tipo de interação como demonstra a equação 12 (TAUHATA, SALATI, *et al.*, 2013):

$$\mu = \tau + \sigma + \kappa \tag{12}$$

Onde τ é o coeficiente de atenuação linear do efeito fotoelétrico, σ coeficiente de atenuação linear do efeito Compton e κ coeficiente de atenuação linear para produção de pares.

2.3 DOSIMETRIA

Dosimetria é o parâmetro para estimar, de forma criteriosa, a quantidade de radiação ionizante absorvida em um sistema após uma irradiação. São considerados para esta medição o tempo de exposição, o tipo de radiação aplicado e as características do tecido ou material irradiado. No âmbito da radioproteção, o conceito de dosimetria é de suma importância para controle, registro e proteção do paciente, do público e do IOE (TAUHATA, SALATI, *et al.*, 2013). Há uma crescente conscientização sobre a importância da dose do paciente nos procedimentos radiológicos seguido de tendência geral para controlar as doses aplicando os princípios de otimização (IAEA, 2007). Para isso, algumas grandezas dosimétricas e operacionais, que serão descritas nessa seção, são fundamentais.

2.3.1 Exposição

A exposição é definida como a capacidade do feixe de fótons ionizar as partículas de ar por unidade de massa. A carga elétrica é produzida através das partículas carregadas provenientes das interações do efeito fotoelétrico, efeito Compton e produção de pares (OKUNO e YOSHIMURA, 2010). A equação 13 descreve a exposição.

$$X = \frac{dQ}{dm} \tag{13}$$

Onde X é a exposição, dQ é o valor absoluto da carga total de íons de um dado sinal, produzidos no ar quando o feixe de fótons é disparado num volume de ar que tem massa dm. A unidade definida no sistema internacional é *Coulomb*/quilograma (C/kg). Anteriormente a unidade para grandeza de exposição era *Roentgen* (R), a relação entre as unidades são:

$$1R = 2{,}58 \times 10^{-4}\ {}^{C}/_{kg}$$

2.3.2 Dose Absorvida

Dose absorvida é a grandeza física que quantifica a energia média da radiação absorvida num determinado volume. Pode ser definida como:

$$D = \frac{d\bar{\varepsilon}}{dm} \tag{14}$$

Onde D é a dose absorvida, $d\bar{\varepsilon}$ é a energia média de radiação depositada em um volume de massa dm. Utilizava-se *rad* (*radiation absorved dose*) como unidade desta grandeza. Atualmente *Gray* (Gy) é a unidade padrão no sistema internacional e a relação entre as duas é:

$$1Gy = 100rad$$

Importante ressaltar que nem toda a radiação aplicada em uma região é absorvida totalmente, e, portanto, não contribui para a dose absorvida. A fração que corresponde a energia absorvida pelo meio está relacionada a quebra de ligações químicas, ionização dos átomos e ao aumento na energia cinéticas das partículas. A dose absorvida é definida para qualquer tipo de radiação em qualquer meio (TAUHATA, SALATI, *et al.*, 2013).

2.3.3 Kerma

O Kerma (*Kinect Energy Released per unit of Mass*) é a transferência inicial de energia para o meio por radiação indiretamente ionizante. A equação 15 mostra como obter o Kerma.

$$K = \frac{dE_{tr}}{dm} \quad (15)$$

Onde *K* é o Kerma, dE_{tr} é a soma média de energia transferida para o meio num volume de massa dm. O feixe de fótons transfere energia para o meio. Esta energia é transformada em energia cinética dos elétrons, através do efeito fotoelétrico, Compton e produção de pares, mas este último apenas para feixes de fótons de altas energias. Sendo assim, os elétrons depositam sua energia no meio através dos processos de excitação e ionização dos átomos (BUSHBERG, SEIBERT, *et al.*, 2002).

A Agência Internacional de Energia Atômica (IAEA – *International Atomic Energy Agency*), por meio do TRS 457 recomenda, entre outras grandezas, o Kerma na superfície de entrada (K_e) para dosimetria em pacientes que foram expostos a procedimentos utilizando radiação ionizante. Essa grandeza pode ser obtida de forma indireta por meio da medição do Kerma no ar incidente.

2.3.3.1 Kerma no ar incidente

De acordo ao TRS 457 da IAEA, o Kerma no ar incidente, K_i, é o Kerma no ar de um feixe de raios X incidente, medido no eixo central do feixe na posição da superfície do paciente ou *phantom*. Apenas a radiação incidente no paciente ou *phantom* é incluída, sem considerar a radiação retroespalhada, unidade de Kerma é *Gray* (Gy).

2.3.3.2 Kerma na superfície da pele

O Kerma no ar é medido no eixo central do feixe na posição da superfície do paciente ou *phantom*. Diferentemente do Kerma incidente, o Kerma na superfície da pele considera tanto a radiação incidente quanto a radiação retroespalhada no paciente ou *phantom*. Para obter o Kerma na superfície de entrada, aplica-se o fator de retroespalhamento, B, ao Kerma incidente, conforme mostrado na equação 16.

$$K_e = K_i \cdot B \quad (16)$$

Onde K_e é o Kerma na superfície da pele, Ki é o Kerma no ar incidente e B o fator de retroespalhamento. Os fatores de retroepalhamentos podem ser utilizados neste trabalho podem ser consultados na tabela 4 e foram retirados do Apêndice VIII do TRS 457.

2.3.4 Dose na Superfície de Entrada da Pele

Dose na superfície de entrada (*entrance surface dose – ESD*) é a dose absorvida no ar, incluindo a contribuição do retroespalhamento, avaliada num ponto da superfície de entrada de um objeto especificado (IAEA, 2007). Na superfície de entrada da pele, é comumente chamada de dose na entrada da pele (DEP), e é usada como referência para os níveis de referência de dose no diagnostico (*DRL*) tal como na IN 90 (IN 90, 2021).

Na equação 17 a determinação da DEP mostra

$$DEP = B \cdot R \cdot \left(\frac{1}{DFS}\right)^2 \cdot mAs \tag{17}$$

Onde DEP é a dose na entrada na pele, B é o fator de retroespalhamento, R é o rendimento do tubo de raios X, DFS é a distância foco-superfície e, mAs é o produto corrente-tempo. A unidade utilizada para DEP é *miligray* (mGy) (ALOMAIRY, HADI, *et al.*, 2023).

2.3.5 Níveis de Referência de Dose em Radiodiagnóstico

O DRL é uma ferramenta eficaz para otimização das exposições médicas de pacientes submetidos a procedimentos envolvendo radiação ionizante. A relação entre K_e e DRL é fundamental para definir a referência de dose aos pacientes de acordo com o procedimento e protocolo adequado (Diagnostic Reference Levels, DRLs). Por exemplo, se o K_e para um determinado exame estiver excedendo o DRL estabelecido, levando em consideração as características do paciente e a qualidade da imagem, se faz necessário rever o protocolo aplicado. Esse processo é contínuo e visa minimizar exposições desnecessárias dos pacientes à radiação ionizante (ICRP 135, 2017).

A RDC 611 estabelece parâmetros para o funcionamento adequado dos equipamentos de imagem em diferentes incidências. No Anexo II da IN 90, esses parâmetros são avaliados em termos de DEP, que, apesar de apresentar diferenças conceituais das grandezas Kerma e dose absorvida, corresponde ao mesmo valor do Kerma na superfície de entrada, Ke, no contexto deste estudo.

Kerma e dose absorvida possuem a mesma unidade no sistema internacional, *Gray* (Gy), entretanto, a aplicação destas grandezas é diferente. Dose absorvida quantifica a energia depositada durante da trajetória do elétron em uma região e o Kerma acontece no ponto de interação do fóton (OKUNO e YOSHIMURA, 2010). Em condições de equilíbrio de partículas carregadas (CPE, do inglês *charged-particle equilibrium*), ou seja, a energia cinética dos

elétrons secundários, provenientes do feixe de fótons, pode ser transferida para o meio. Nessa circunstância e considerando as perdas desprezíveis devido a radiação de *bremsstrahlung*, as grandezas Dose Absorvida e Kerma, para o mesmo volume de massa dm, são iguais na faixa de energia adotada no radiodiagnóstico (ATTIX, 2004).

2.3.6 LET e Dose Equivalente

O potencial de dano das radiações ionizantes depende da densidade de ionização que causam ao interagir com o meio. Essa densidade está relacionada a LET, do inglês *linear energy transference,* que é definida como a quantidade de energia que a partícula carregada transfere ao meio ao longo da distância percorrida (ATTIX, 2004). A LET pode ser definida como:

$$LET = \frac{dE}{dx} \tag{18}$$

Onde dE é a energia transferida da partícula para o meio e dx é a distância percorrida pela partícula no meio.

O *stopping power* restrito e LET estão relacionados ao método pelo qual a energia de uma partícula é depositada no meio. O *stopping power* expressa a perda de energia de uma partícula carregada pela distância percorrida e é dividido em dois componentes: *stopping power* colisional e *stopping power* radiativo. O *stopping power* colisional está ligado as colisões elásticas e inelásticas da partícula com os elétrons do meio, sendo o que contribui para o *stopping power* restrito. O *stopping power* radiativo e está relacionado radiação emitida durante o processo de desaceleração de partícula (ATTIX, 2004).

O *stopping power* restrito tem uma energia de corte (Δ), contribuindo para o *stopping power* restrito apenas energias menores que Δ. LET e *stopping power* restrito podem ser relacionados da seguinte forma:

$$LET_{\Delta} = \left(\frac{dE}{dx}\right)_{\Delta} \tag{19}$$

Onde dE é a energia transferida da partícula para o meio, com Δ como limite de energia e dx é a distância percorrida pela partícula no meio.

A dose equivalente é uma grandeza de proteção radiológica e leva em consideração o tipo de radiação aplicada. A radiações com alta LET causam mais danos biológicos no tecido em comparação com as que possuem baixa LET devido ao fato de depositarem energia em uma região mais concentrada do meio irradiado. Para representar essa diferença foi estabelecido o fator de ponderação do tipo de radiação, w_R , pela Comissão Internacional de Proteção

Radiológica (ICRP). A equação 20 mostra que a dose equivalente H_T é o produto entre a dose absorvida D, no tecido T devido a radiação R, e o fator de peso da radiação w_R (BUSHBERG, SEIBERT, *et al.*, 2002).

$$H_T = w_R \cdot D_{T,R} \tag{20}$$

A unidade para dose equivalente no sistema internacional é o Sievert (Sv). As radiações de baixa energia, utilizadas no radiodiagnóstico, têm w_R igual a 1 (TAUHATA, SALATI, *et al.*, 2013).

2.3.7 Dose efetiva

A dose efetiva *E* tem como finalidade estabelecer limites de exposição do corpo todo à radiação, para minimizar os riscos de o indivíduo desenvolver doenças radioinduzidas. Pode ser definida para o tecido T, como o somatório de doses equivalentes H_T nos tecidos e órgãos ponderados pelo fator de peso w_T para determinado tecido (OKUNO e YOSHIMURA, 2010).

$$E = \sum_T w_T \cdot \sum_R w_R \cdot D_{T,R} = \sum_T w_T \cdot H_T \tag{21}$$

A unidade estabelecida no sistema internacional para dose efetiva é o Sievert (Sv).

O fator w_T está relacionado a radiossensibilidade órgão exposto a radiação, os valores podem ser consultados na tabela 1 definida pela ICRP 103 (2007).

Tabela 1: Valores do fator peso w_T definidos de acordo com a ICRP 103.

Órgão ou Tecido	Fator de peso w_T
Medula Óssea (Vermelha), Cólon, Pulmão, Estômago, Mama e Tecidos Restantes [a]	0,12
Gônadas	0,08
Bexiga, Fígado, Esôfago e Tireoide	0,04
Superfície Óssea, Pele, Cérebro e Glândulas Salivares	0,01

[a] referente ao coração, intestino delgado, rins, útero, pâncreas, vesícula biliar, timo, linfonodos, mucosa oral, próstata, baço, região extratorácica, glândulas adrenais e músculos.

Para calcular o fato de peso w_T , considerando o corpo inteiro, basta fazer um somatório os coeficientes descritos na tabela 1, dessa vemos que w_T é igual 1. Em consequência podemos concluir a equação 21 da seguinte forma.

$$E = \sum_{T} H_T \tag{22}$$

2.3.8 Equivalente de Dose: Ambiental e Pessoal

A grandeza operacional para monitoramento de área é o equivalente de dose ambiental, H*(d). Considerando um ponto de um campo de radiação, o valor correspondente ao H*(d) produzido pelo campo de radiação expandido e alinhado na esfera ICRU numa profundidade d, no raio que se opõe ao campo alinhado, figura 5, (ICRP 103, 2007). A profundidade de 10 mm é utilizada para radiações fortemente penetrantes, fótons com energia acima de 20 keV, e o valor obtido pode ser utilizado como estimativa da dose efetiva (OKUNO e YOSHIMURA, 2010).

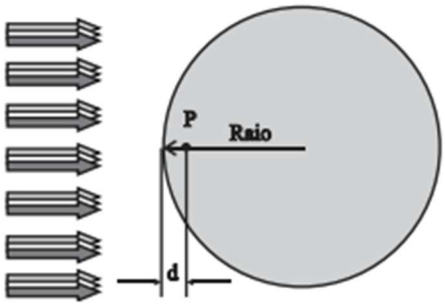

Figura 5: Diagrama da geometria de irradiação da esfera ICRU (TAUHATA, SALATI, *et al.*, 2013).

A grandeza operacional para monitoramento individual do IOE é o equivalente de dose pessoal, H_p (d), considerando uma profundidade, d, de acordo com o ponto específico, pela localização do dosímetro, no corpo humano. Para avaliação da dose efetiva no corpo inteiro adota-se uma profundidade d=10 mm, H_p (10). Para as avaliações de dose na pele e nas extremidades, mãos e pés, a profundidade d=0,07 mm é utilizada para o equivalente de dose pessoal, H_p (0,07) (ICRP 103, 2007).

2.4 EFEITOS BIOLOGICOS DA RADIAÇÃO

Os efeitos radioinduzidos num individuo são classificados levando em consideração o valor da dose e forma de resposta do organismo, o tempo de manifestação e do nível orgânico atingido. Nesta seção são abordados os efeitos estocásticos e determinísticos.

2.4.1 Efeitos estocásticos

A probabilidade de ocorrer de efeitos estocásticos é diretamente proporcional a dose de radiação recebida por um indivíduo, sem que haja um limiar para que este não aconteça. Baixas doses, isto é, menores que os limites definidos em normas nacionais ou internacionais, podem ou não induzir efeitos estocásticos. O câncer pode ser uma doença radioinduzida proveniente dos efeitos estocásticos com períodos de latência de até 40 anos após a irradiação, isto levando em consideração a região irradiada e a idade do paciente (TAUHATA, SALATI, *et al.*, 2013). A figura 6 é uma representação da latência estimada para o aparecimento do câncer no pós-exposição.

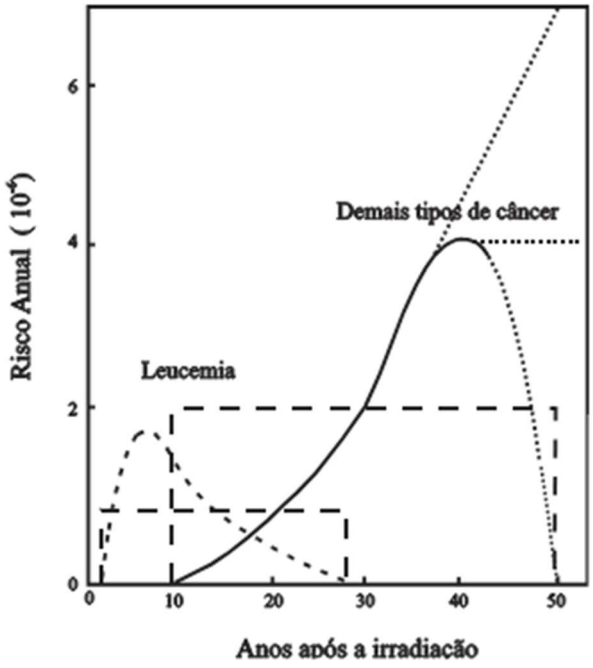

Figura 6: Intervalo de tempo entre a irradiação e o aparecimento do câncer em um indivíduo (TAUHATA, SALATI, *et al.*, 2013).

2.4.2 Efeitos determinísticos

O efeito determinístico é a consequência de uma exposição com elevadas doses ao ponto de causar a morte celular em um tecido, numa instância em que os mecanismos de reparos não são aptos a conter os danos, influenciando diretamente no funcionamento do tecido ou órgão. Existe um limiar de dose onde os danos no tecido causados pela radiação não são perceptíveis. Nessa situação, a morte celular resultante dessa exposição é suprida pelos mecanismos de reparo, não afetando o funcionamento do órgão ou tecido atingido. Exposições a doses acima

deste limiar causam os efeitos determinísticos, visto que a severidade do dano aumento com a dose aplicada (TAUHATA, SALATI, *et al.*, 2013).

2.5 EQUIPAMENTO DE RAIOS X

2.5.1 Tubo de raios X

O tubo de raios X converte energia elétrica em radiação X e calor. É constituído por um cátodo e um ânodo, localizados no interior do tubo de vidro, onde é produzido um alto vácuo. Este tubo possui uma área de abertura, chamada de janela, onde a espessura do vidro é menor em relação ao restante do tubo (NERSISSIAN, 2004). A figura 7 apresenta um diagrama do tubo de raios X.

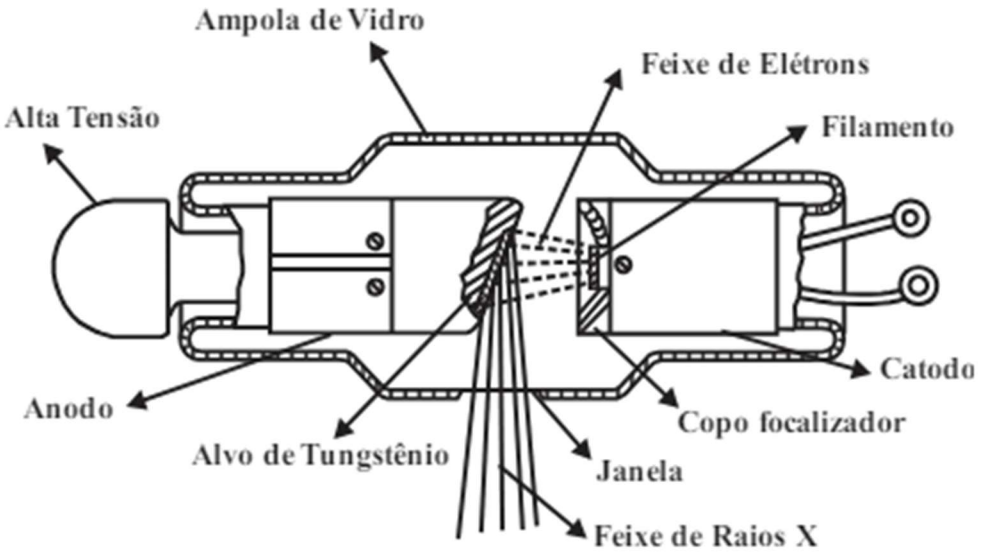

Figura 7: Tubo de raios X (TAUHATA, SALATI, *et al.*, 2013).

O cátodo é a fonte de elétrons no tubo de raios X, é constituído por um ou dois filamentos helicoidais tungstênio. Os filamentos são utilizados separadamente, depende da aplicação e do foco. Ao passar a corrente, o filamento aquece em consequência da resistência do fio, liberando elétrons, é o efeito termiônico (BUSHBERG, SEIBERT, *et al.*, 2002).

O ânodo é o terminal positivo do tubo, o alvo dos elétrons acelerados. Para favorecer a produção de raios X, o material do ânodo deve ter número atômico elevado. Além de possuir alto ponto de fusão devido ao calor gerado no processo. Importante que o ânodo sofra reduzida sublimação e tenha capacidade calorífica tão grande quanto possível. Apenas 1% da energia cinética dos elétrons aparece como fótons de raios X, o restante é transformado em calor, levando o ânodo a temperaturas altíssimas (DE LIMA, 2009).

Os elétrons que se desprendem do cátodo são acelerados em direção ao ânodo por uma intensa diferença de potencial aplicada ao tubo. Ao colidirem com o alvo metálico, há perda de energia cinética. Grande parte desta energia é transformada em calor, este é dissipado para que o ânodo permaneça íntegro e não derreta (TAUHATA, SALATI, *et al.*, 2013).

Uma pequena fração dos elétrons sofrem espalhamento e perdem velocidade em consequência da atratividade com o campo comloubiano do núcleo e da repulsão na eletrosfera dos átomos do material alvo. Na perda de energia são emitidos fótons de raios X (*bremsstralung)*, que saem pela janela do equipamento, atravessam o corpo do paciente e atingem o detector radiográfico, seja ele um filme, uma placa de fósforo ou um detector. As interações da radiação com o corpo do paciente atenuam o feixe, diferentes intensidades são absorvidas pelo detector e geram variações na exposição, resultando em uma imagem radiográfica com diversos tons de cinza. As áreas do objeto que absorvem mais raios X, como os ossos, aparecerão mais claras na imagem, enquanto áreas que permitem a passagem de mais raios X, como pulmões, aparecerão mais escuras. Dessa forma, a imagem radiográfica reflete as variações na absorção dos raios X pelo material examinado, proporcionando uma representação visual das estruturas internas do paciente (MARDEGAN, 2020).

Pode ocorrer de ser mantida uma corrente *standby*, pois dessa forma o filamento catódico fica pré-aquecido antes da exposição e ao redor do fio os elétrons livres formam uma nuvem eletrônica, denominada de carga espacial. Assim o equipamento funciona com duas etapas, a primeira é o preparo, acontece o aumento na temperatura do filamento, e a segunda é o disparo, quando a tensão é ativada entre o cátodo e ânodo (NERSISSIAN, 2004).

2.5.2 Rendimento

O rendimento de um tubo de raios X refere-se à eficiência com que o equipamento converte a energia cinética que é fornecida aos elétrons em raios X. Na prática, o rendimento pode ser determinado como a razão entre o Kerma no ar, medido na distância de um metro do ponto focal e o produto corrente-tempo aplicado. A equação 23 representa a razão do rendimento.

$$R = \frac{K_{ar}}{mAs} \tag{23}$$

Sendo K_{ar} o Kerma no Ar e, mAs o produto corrente-tempo. A unidade para o rendimento é *miligray* por mAs (mGy/mAs).

A medida de rendimento fornece informações sobre a calibração do equipamento, desgaste do tubo de raios X e mudanças na filtração do feixe. Além disso pelo rendimento é possível estimar a dose na superfície da pele do paciente (ANDRADE, OLIVEIRA e DE ALMEIDA, 2021).

3 MATERIAIS E METODOLOGIA

Este trabalho foi realizado em dois hospitais diferentes localizados na cidade do Rio de Janeiro, que serão identificados como hospital A e B. Foram estudados três equipamentos de raios X móvel de diferentes marcas e modelos (tabela 2): Shimadzu (MUX-10), IMEX (SmartMob) e CDK (Mascote Dynanmic), conforme apresentado na figura 8. Foram feitas medidas de curvas de rendimento dos equipamentos e levantamento radiométrico nos ambientes onde eles são utilizados, entre outras análises que serão descritas detalhadamente nas seções subsequentes.

Tabela 2: Informações dos equipamentos participantes no estudo.

Local	Marca	Modelo	Fabricação	Início de Operação
Hospital A	Shimadzu	MUX 10	Set/11	2013
	IMEX	Smart Mob	Mai/23	2023
Hospital B	CDK	Mascote Dynanmic	Nov/19	2019

Além disso foram utilizados para aquisição das medidas os seguintes equipamentos:

- Detector RTI, *Black* Piranha – Utilizado para medições de Kerma no ar para determinar as curvas de rendimento e estimar a DEP no paciente
- Simulador de tomografia *Gammex*, CT ACR 464 *Phantom* – Utilizado para simular o espalhamento do paciente na etapa de levantamento radiométrico.
- Sonda RTI, *Scatter Probe* – Utilizada para medir a radiação espalhada durante o levantamento radiométrico para diferentes distâncias.
- Trena Laser Bosh, GLM 20 – Utilizada para medidas das distâncias.

3.1 EQUIPAMENTOS DE RAIOS X MÓVEL

Na tabela 3 estão descritas as principais características de cada equipamento de raios X utilizadas neste trabalho.

Tabela 3: Características dos equipamentos de raios X.

Equipamentos	**Faixa de tensão (kV)**	**Corrente-tempo (mAs)**	**Ponto focal (mm)**	**Corrente Máxima (mA)**	**Modo de operação**	**Aplicação**
MUX 10	40-125	0,32-200	0,7	160	Manual	Adulto
Smart Mob	40-150	0,1-500	0,6 e 1,2	400	Automático/ Manual	Adulto
Mascote Dynanmic	40-125	0,1-250	0,5 e 1,8	100	Manual	Pediátrico

Fonte: Manual dos equipamentos de raios X móveis.

No equipamento MUX 10 da Shimadzu, em modo automático (*Automatic Exposition Control – AEC)*, o técnico determina o protocolo a ser aplicado (tórax ou abdome) e o equipamento tem os parâmetros pré-estabelecidos em seu sistema, onde a seleciona a tensão e o produto corrente-tempo. No modo manual o técnico seleciona a tensão e produto corrente-tempo tabelados. Apesar de possuir a opção de modo automático, este equipamento opera apenas em modo manual por não possuir o software para AEC.

Para evitar danos nos equipamentos de raios X móvel, no modo manual os valores tanto de corrente quanto do produto corrente-tempo são limitados de acordo com o valor da potência do tubo de raios X baseado na tensão escolhida. O equipamento Smart Mob da IMEX opera no modo manual e AEC, a critério do operador.

O Mascote Dynanmic da marca CDK é utilizado apenas na UTI Neonatal do Hospital B, em consequência desse fato possui um teto mais restrito para as técnicas de rotina, tensão e o produto corrente x tempo, em comparação com os outros equipamentos antes de bloquear o uso, tendo uma técnica manual máxima de 85kV com 3mAs.

Todos os equipamentos operam com detector CR (*Computed radiography*) estão com os controles da qualidade (CQ) atualizados.

(A)

(B)

(C)

Figura 8: Equipamentos de raios X: (A) Shimadzu, modelo MUX 10 (B) IMEX, modelo Smart Mob da (C) CDK, modelo Mascote Dynanmic.

Os equipamentos de raios X móveis vêm com um botão disparador conectado a um cabo que permite que o responsável pelo exame fique a uma distância de pelo menos dois metros, pode ser visto na figura 9. Entretanto pode haver situações circunstanciais que o IOE esteja a menos de dois metros do paciente.

Figura 9: Distância do botão disparador do equipamento de raios X móvel

3.2 DETECTOR RTI BLACK PIRANHA

O detector Black Piranha é medidor de raios X direto de fácil manuseio. Possui aplicabilidade para uso em feixes de equipamentos de fluoroscopia, raios X convencional, tomógrafos, mamógrafos e equipamentos odontológicos. O design é compacto e robusto e pode ser visto na figura 10. Por ser composto por detectores de estado sólido, não é necessário correção para temperatura e pressão. O Black Piranha coleta dados referente a tensão de pico do tubo, ao tempo de exposição, a dose do Kerma no ar, taxa dose do Kerma no ar, camada semirredutora, filtração total, a forma de onda da tensão e forma de onde da taxa de dose. Pela alta sensibilidade do detector é possível medir a tensão de pico mesmo para faixas de tensão abaixo de 50 kV comumente utilizadas para mamografia. Neste trabalho o detector foi usado para obter informações acerca da tensão, verificando a correspondência entre o valor nominal, selecionado no equipamento de raios X, e o valor real, medido pelo detector. Além disso, também foi utilizado para medir os valores de Kerma no ar que foram usados para determinar a curva de rendimento.

Figura 10: Detector da RTI, modelo *Black* Piranha

No momento da medição o detector tem que estar posicionado dentro do campo de colimação de raios X do equipamento avaliado. O ideal que o campo de colimação cubra todo o detector, mas que não seja muito maior que ele. O seu design minimiza a dependência da posição e rotação na leitura do feixe. Os resultados são coletados durante a exposição e exportados para o *software OCEAN* no computador, com opções de conexão via *Bluetooth* ou via cabo. Na figura 11 está um exemplo de tela do *OCEAN*.

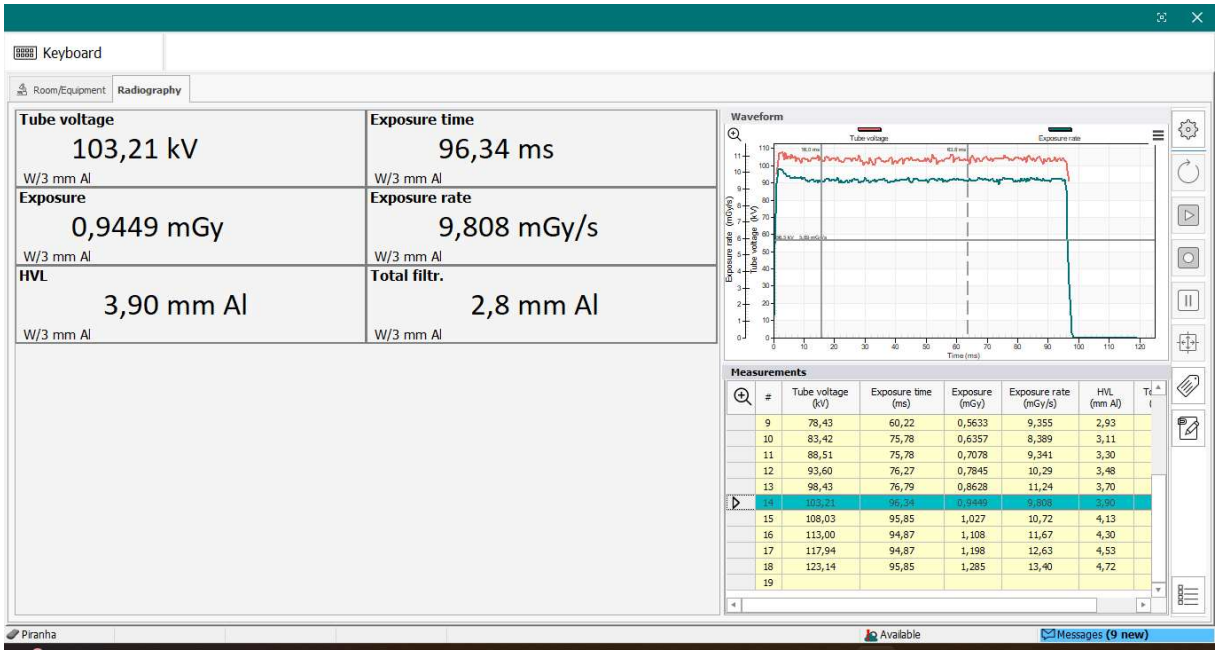

Figura 11: Tela da coleta de dados do OCEAN.

De acordo com o manual do detector *Black* Piranha, o fabricante refere o termo "*exposure"* na verdade a grandeza Kerma no ar e não a grandeza exposição, visto que a unidade

de Kerma é em Gy e exposição é C/kg. Podemos entender como um falso cognato no momento de tradução.

As especificações do equipamento, indicam sua adequação para medições de tensão de um equipamento de raios X numa faixa de 35 a 160 kV com incerteza de ±1,5% do valor medido. A medida de Kerma no ar tem incerteza ±5% do valor medido para uma faixa de dose que compreende 1,3 nGy até 650 Gy.

3.3 SIMULADOR DE TOMOGRAFIA CT ACR 464 *PHANTOM*

O CT ACR 464 *Phantom* é um simulador de HU Zero, material é equivalente a água. Na figura 12 podemos ver seu formato cilíndrico com vinte centímetros de diâmetro e quatro módulos de quatro centímetros, constituindo dezesseis centímetros de comprimento. Para o posicionamento correto do simulador no equipamento avaliado em cada módulo há marcações axiais, coronais e sagitais. Para este trabalho o simulador foi utilizado como objeto espalhador do feixe primário de raios X, representando o tórax ou abdome do paciente durante o exame com o intuito de padronizar as curvas de isodose.

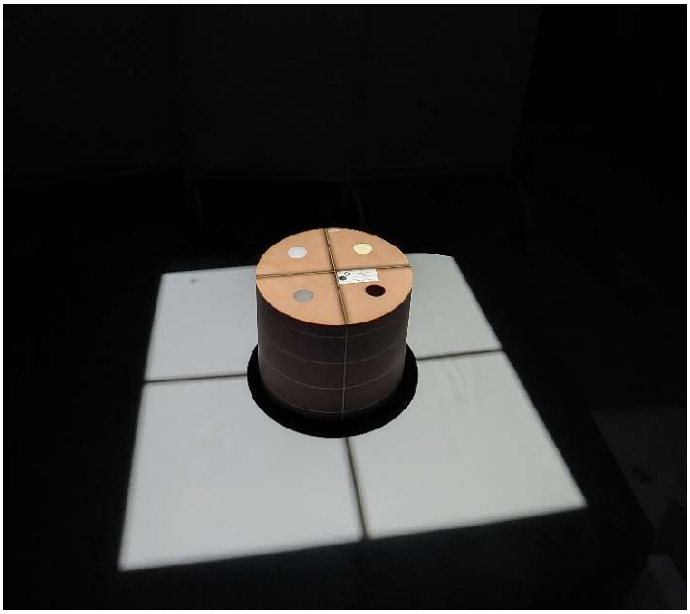

Figura 12: Simulador CT ACR 464

3.4 SONDA RTI *SCATTER PROBE*

A sonda RTI *Scatter Probe* é um detector plano de raios X, utilizado para medir radiação de espalhamento ou fuga nos equipamentos. A figura 13 apresenta a sonda RTI utilizada neste trabalho. Este equipamento possui duas áreas de detecção independentes de 10 cm^2 e 100 cm^2.

O equipamento pode ser colocado em cima de uma mesa ou num tripé. A sonda foi utilizada para medir a radiação espalhada pelo simulador CT ACR 464 no ambiente. A área do sensor utilizada para as medições foi a de 100 cm² uma vez que é a área recomendada pelo fabricante para medições de radiação espalhada e levantamento radiométrico.

Os dados coletados pela sonda são o Kerma no ar, taxa e pico do Kerma no Ar, H*(10), taxa e pico de H*(10), energia média do feixe espalhado e o tempo de exposição. Conectada ao computador via cabo USB os dados são exportados para o *software* OCEAN 3.0.10.0. As incertezas do equipamento de acordo com o manual é de ±10% do valor medido para H*(10) numa faixa que compreende de 0 mSv-200 mSv.

Figura 13: sonda RTI *Scatter Probe*

3.5 CURVAS DE RENDIMENTO

O equipamento de raios X móvel foi posicionado a uma distância foco-mesa de um metro. O campo de colimação foi determinado de modo que abrangesse todo o detector black piranha, posicionado no centro do sistema de colimação. Foi fixado um valor de 10 mAs para o produto corrente-tempo. O valor da tensão variava do menor valor possível do equipamento de raios X até seu valor máximo, com incrementos de 5 kV.

Os dados foram coletados pelo *software OCEAN* 3.0.10.0. Utilizando as informações disponíveis, foi gerado um gráfico tensão *versus* rendimento (R) do tubo de raios X para cada equipamento. O rendimento foi determinado conforme demonstrado na equação 24. Esta relação, em geral, exibe o comportamento de uma curva ascendente, onde é possível analisar o aumento gradual do rendimento do tubo junto com o aumento da tensão.

O rendimento é a razão entre o Kerma no ar, medido a um metro, e o produto corrente-tempo, mantido em 10 mAs em todas as exposições para o rendimento, conforme está na equação 24.

$$R = \frac{K_{ar}}{10} \left(\frac{mGy}{mAs}\right) \tag{24}$$

A incerteza de R foi obtida através da propagação de incertezas, considerando a incerteza na medida do Kerma no ar. As incertezas estatísticas das medições não foram consideradas, pois o equipamento utilizado apresenta alta precisão e medidas reprodutíveis. As incertezas estatísticas do tipo A têm peso significativamente menor na incerteza combinada quando comparadas com a incerteza associada ao próprio instrumento. Desse modo obtemos a equação 25:

$$\delta_R = \frac{1}{10}\delta_{K_{ar}} \tag{25}$$

3.6 KERMA NA ENTRADA DA PELE DO PACIENTE

Dado que a relação entre Kerma no ar e o produto corrente-tempo (mAs) é diretamente proporcional, é possível utilizar as curvas de rendimento (R) obtidas durante os testes para determinar o Kerma no ar incidente (K_i), a um metro, em diferentes combinações de tensão e produto corrente-tempo. Por meio da equação 26 o K_i pode ser calculado como:

$$K_i = R \cdot mAs \tag{26}$$

A incerteza de K_i foi obtida através do método de propagação de incerteza, como mostra na equação 27.

$$\delta_{K_i} = mAs \cdot \delta_R \tag{27}$$

Foram coletados protocolos de abdome e tórax utilizados na rotina clínica em cada um dos equipamentos para os públicos adulto e pediátricos, considerando que cerca de 80% dos exames de leito são deste tipo, ficou definido que este seria o protocolo padrão para as curvas

de isodose. Para cada técnica usada, foi possível determinar o K_i utilizando a equação 26. Na tabela 4 estão as informações dos protocolos utilizados por cada equipamento.

Tabela 4: Conjunto de técnicas da rotina clínica definida de acordo com o equipamento.

Equipamento	Região	Protocolo	Tensão (kV)	Produto Corrente-tempo (mAs)	Fator de Retroespalhamento
Shimadzu	Abdome AP	Adulto	96	5	1,36
		Pediátrico	80	5	1,33
	Tórax	Adulto	85	3,6	1,34
		Pediátrico	75	2,8	1,31
IMEX	Abdome AP	Adulto	96	5	1,37
		Pediátrico	80	5	1,34
	Tórax	Adulto	85	3,6	1,34
		Pediátrico	75	2,8	1,32
CDK	Abdome	Pediátrico	55	6	1,25
	Tórax		65	3	1,28

Os protocolos dos equipamentos IMEX e Shimadzu são os mesmos porque são do mesmo hospital. Para determinar o Kerma no ar incidente (K_i) pela curva de rendimento do equipamento foi observado no gráfico qual o valor do rendimento correspondia a tensão utilizada em cada protocolo. O passo seguinte foi multiplicar esse rendimento pelo produto corrente-tempo referente ao seu protocolo.

O valor encontrado na equação 26, entretanto, não representa o Kerma na entrada da superfície da pele do paciente (K_e), visto que nesse cálculo não estamos considerando ainda a espessura do paciente e o fator de retroespalhamento, uma vez que o valor de K_i foi determinado para a distância de um metro entre o foco e a mesa. A superfície da pele do paciente onde foi determinado o Kerma está mais próxima do foco do tubo de raios X, já que o paciente estaria posicionado em cima da mesa. Para determinar o valor de K_e devemos levar em consideração a espessura do paciente e o fator de retroespalhamento. Dessa forma, o K_i foi corrigido utilizando a lei do inverso do quadrado da distância multiplicado pelo fator de retroespalhamento B (equação 28):

$$K_e = K_i d_1^2 \frac{1}{(DFS)^2} B \tag{28}$$

Sendo K_e o Kerma na entrada da superfície da pele do paciente, K_i o Kerma no ar incidente e d_1 a distância de um metro, DFS a distância foco-superfície, ou seja, a distância de um metro menos a espessura do paciente e B o fator de retroespalhamento (Apêndice VIII –

TRS 457). Consideramos a espessura de um adulto de 30 cm, tal como no exemplo 8.4.3.5 do TRS 457. Para o público infantil consideramos a espessura de 12,1 cm, que está relacionado ao perímetro toráxico esperado de um bebê recém-nascido (GABARDO, 2016). Entretanto este valor pode estar superestimado, considerando que o equipamento de raios X é utilizado em uma UTI neonatal, onde a maior parte dos pacientes são bebês prematuros.

A incerteza de K_e foi estimada conforme a expressão a seguir, desconsiderando a incerteza em B, não fornecida na literatura:

$$\delta_{K_e} = \sqrt{\left(\frac{2}{DSF^3} K_i \cdot \delta_{DSF}\right)^2 + \left(\frac{1}{DSF^2} \cdot \delta K_i\right)^2} \cdot B \qquad (29)$$

3.7 LEVANTAMENTO RADIOMÉTRICO

Para o levantamento radiométrico, O *Phantom* de tomografia CT ACR 464 funcionou como objeto espalhador e foi colocado no centro do campo de colimação. O tubo de raios X permaneceu a um metro de distância da mesa. O protocolo utilizado foi o de tórax (tabela 4) de cada equipamento, para fazermos o levantamento radiométrico. O equipamento RTI *Scatter Probe* foi empregado para detecção da radiação espalhada, em unidade de dose efetiva (mSv).

Esta parte do trabalho será dividida em duas etapas para melhor entendimento. A primeira etapa consistia em posicionar a *probe* numa distância fixa de um metro do centro do *phantom*, variando apenas a angulação. Os esquemas referentes a esta etapa podem ser vistos nas figuras 14 e 15. As medidas foram feitas em oito pontos diferentes: 0° (lado direito do tubo), 45°, 90° (frente do tubo), 135°, 180° (lado esquerdo do tubo), 225°, 270° (costas do tubo) e 315°.

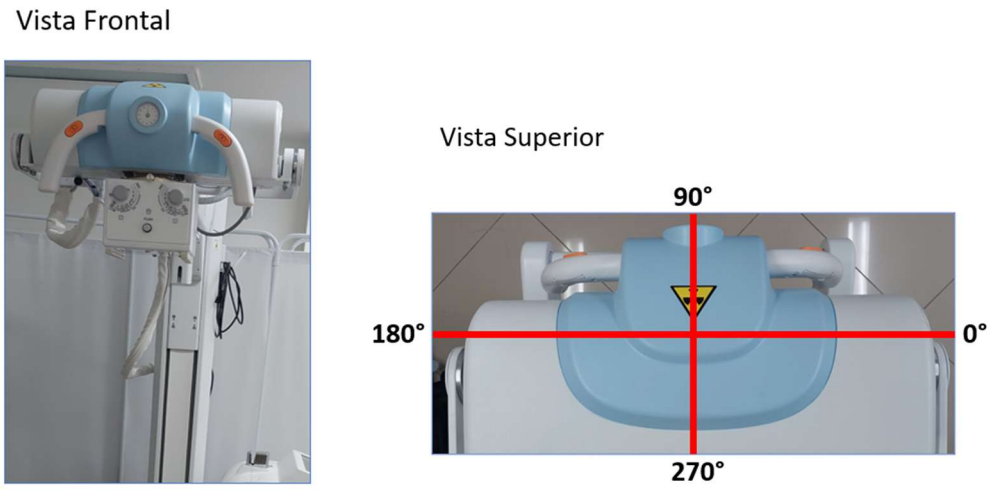

Figura 14: Esquema de orientação dos pontos medidos no levantamento radiométrico

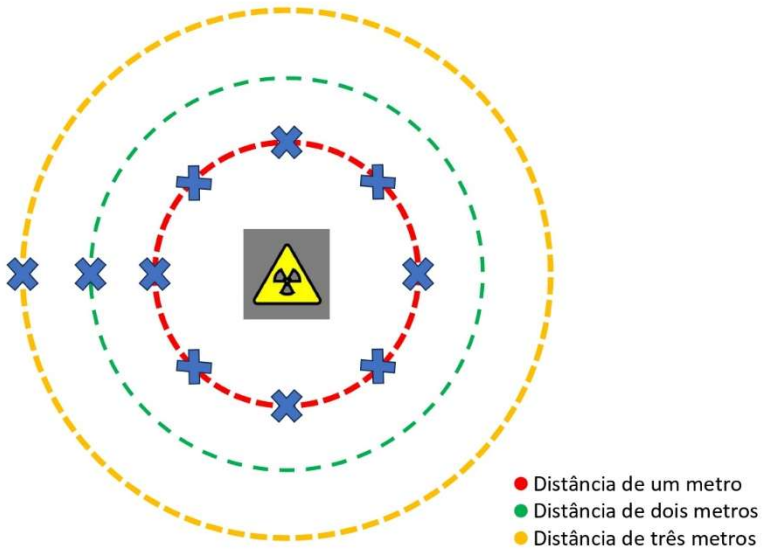

Figura 15: Vista superior ilustrada dos pontos medidos para o levantamento radiométrico.

A segunda etapa foi feita levando em consideração a posição que o técnico de radiologia fica no momento do disparo e qual lado (direito ou esquerdo) teve maior exposição. Foram feitas medidas que distanciavam dois e três metros do centro do objeto espalhador.

Os dados foram coletados pelo *software OCEAN* e importados para o Excel para análise posterior.

3.8 CARGA DE TRABALHO E DOSE EFETIVA ANUAL PARA IOE

A carga de trabalho dentro de um determinado período (semanal, mensal ou anual) do IOE pode ser definida com base na quantidade de exames efetuados no período estipulado para

estimar a dose anual e comparar com limites estabelecidos em norma. Para determinação da carga para a equipe técnica de cada hospital foram feitas entrevistas com a equipe além de um levantamento dos exames de leito dos últimos meses. Nessas entrevistas foram feitas perguntas para entender a rotina do hospital e as demandas diurnas e noturnas de exames em pacientes no leito. Em norma (LEI Nº 7.394, 1985), o técnico em radiologia tem a carga horaria de 24h semanais, portanto, consideramos que um técnico trabalharia quatro dias completos por mês.

No hospital A foi informado que em média são realizados duzentos exames por mês utilizando raios X móvel em paciente no leito, o que levaria a uma média sete exames por dia aproximadamente. Considerando o quantitativo de exames estimado anteriormente e o pressuposto no parágrafo anterior, em um mês um único técnico faria em média 28 exames. No hospital B foi informado que seriam em média 150 exames por mês, em torno de cinco exames por dia. A dose efetiva anual do IOE, E_{IOE}, foi calculada conforme a equação 30:

$$E_{IOE} = E \times P_S \times 46{,}3 \tag{30}$$

Sendo E a dose efetiva, medida para uma exposição nesse trabalho, P_s a quantidade de exames semanais e as 46,3 semanas trabalhadas em um ano pelos técnicos de radiologia, considerando os vinte dias de férias a cada fim de semestre, que são aproximadamente 5,7 semanas de férias anuais.

A incerteza de E_{IOE} foi estimada pela fórmula da propagação de incertezas, como está na equação 31.

$$\delta_{E_{IOE}} = P_s \cdot 46{,}3 \cdot \delta E \tag{31}$$

3.9 DOSE PARA INDIVIDUO DO PÚBLICO

Para estimar a dose no individuo do público foi suposto o cenário onde há três pacientes no leito. O paciente II foi submetido ao exame de tórax. A frente do tubo de raios X estaria direcionada para o paciente I e as costas do tubo para o paciente III. Considerando a distância de dois metros entre os leitos, conforme determinado pela RDC 50 (2002), e que as macas possuem uma largura de sessenta centímetros, a distância entre os pacientes foi assumida como a metade da largura de uma maca até a metade da outra, conforme ilustra a figura 16.

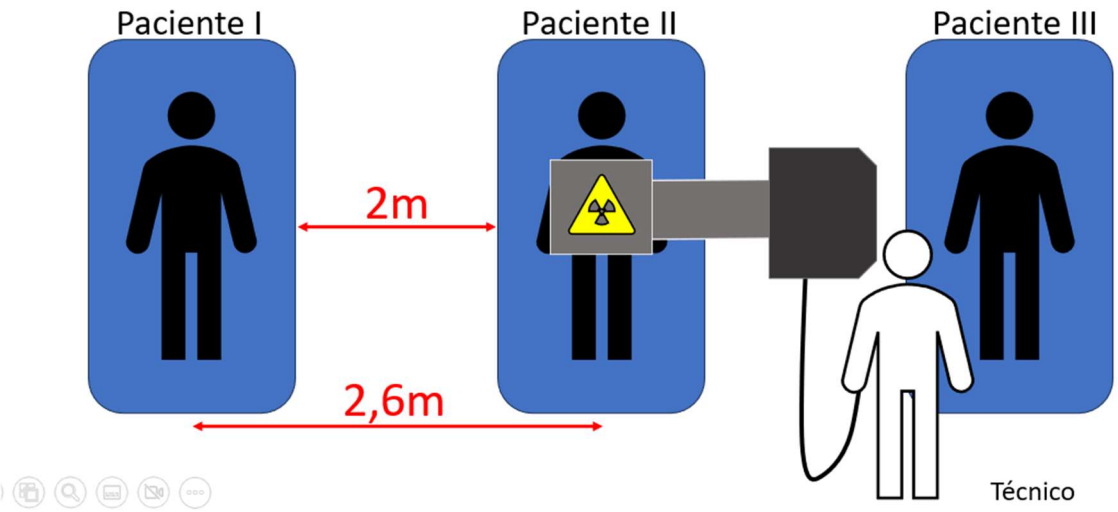

Figura 16: Cenário simplificado de pacientes na UTI.

Foi medida a dose na frente e nas costas do tubo a um metro de distância. Para determinar dose numa distância de dois e três metros, foi aplicada a lei do inverso do quadrado da distância da seguinte forma:

$$D_1 r_1^2 = D_2 r_n^2 \tag{32}$$

Onde D_1 é a dose efetiva para um metro de distância e r_1 é a distância de um metro. D_2 é a dose efetiva para distância de dois metros e r_n é a distância de dois metros entre os leitos e três metros a distância os pacientes. A incerteza associada a D_2 está na equação 33.

$$\delta_{D_2} = \sqrt{\left(\frac{1}{r_n^2} \cdot \delta D_1\right)^2 + \left(\frac{-2}{r_2^3} D_1 \cdot \delta r_n\right)^2} \tag{33}$$

4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

4.1 HISTÓRICO DE USO DOS EQUIPAMENTOS

O hospital A informou que o equipamento da marca Shimadzu, modelo MUX-10 foi fabricado em setembro de 2011 e adquirido em 2013. O Mob Smart da IMEX foi fabricado em maio de 2023 e adquirido no mesmo ano. No hospital B o equipamento da marca CDK, modelo Mascote Dynamic foi fabricado em novembro de 2019 e adquirido em 2020. O Shimadzu fica na UTI do Hospital A, enquanto o IMEX fica no centro pós-operatório (CPO). O CDK fica na UTI neonatal do Hospital B, ou seja, o CDK realiza apenas exames pediátricos. Os CQ's são realizados anualmente pela empresa Alpha Radioproteção e Serviços LTDA. Todos os equipamentos estavam com os controles atualizados, encontrando-se apto para participar deste estudo. Na tabela 2 estão as informações resumidas sobre os equipamentos.

Os equipamentos são relativamente novos com menos de 5 anos de uso, com exceção do MUX-10, todos com manutenção e controle da qualidade em dia. Portanto, com essas informações podemos sugerir que qualquer problema identificado nas doses durante as exposições com esses equipamentos não deve ser atribuído a falhas mecânicas ou funcionais deles.

4.2 CURVA DE RENDIMENTO

Essa medida analisa a eficiência da conversão de energia cinética dos elétrons em relação a produção de raios X. As figuras 17, 18 e 19 apresentam as curvas de rendimento para cada um dos equipamentos, com R (mGy/mAs) no eixo y em função da tensão aplicada ao tubo (kVp). A curva tem um aspecto ascendente, ou seja, percebemos uma tendência de crescimento do rendimento do tubo de raios X conforme o aumento da tensão aplicada. Para todas as curvas foi ajustado um polinômio de grau 2, com valor de coeficiente de determinação (R^2) muito próximo de 1. Os coeficientes dos ajustes encontram-se nos gráficos.

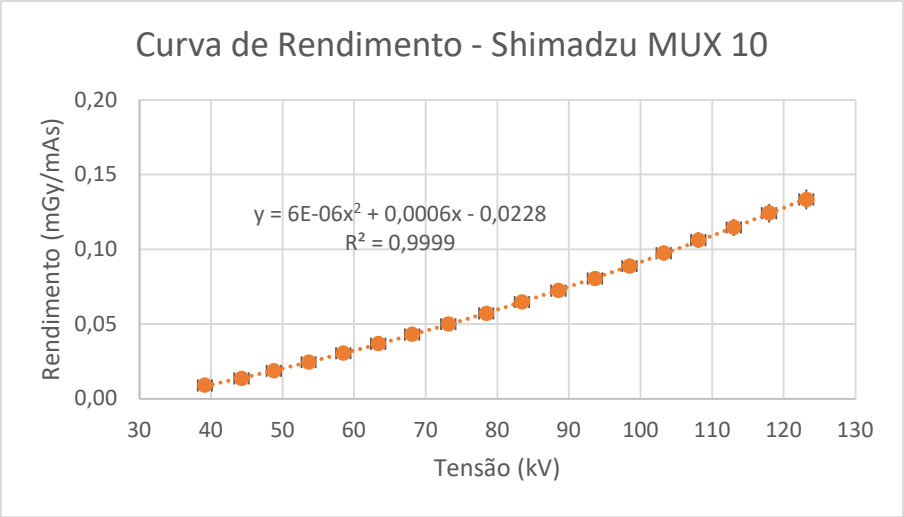

Figura 17: Gráfico do rendimento do tubo de raios X

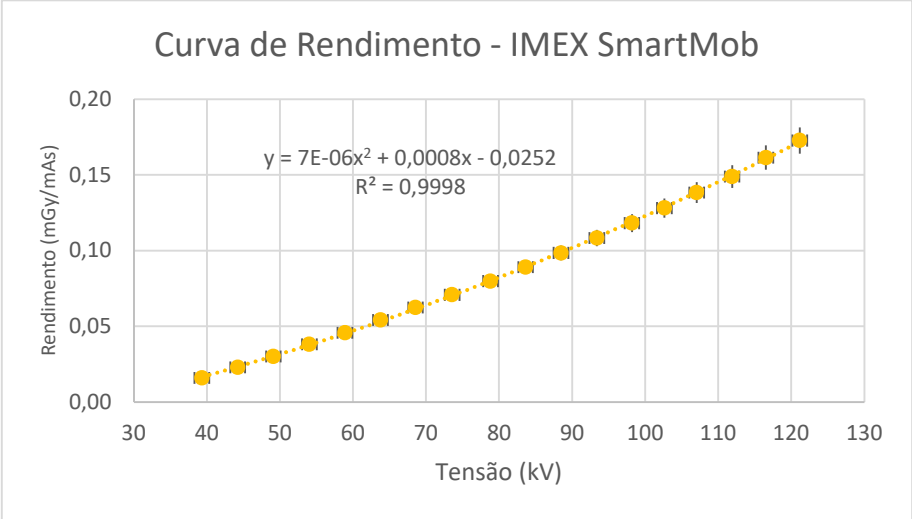

Figura 18: Gráfico do rendimento do tubo de raios X

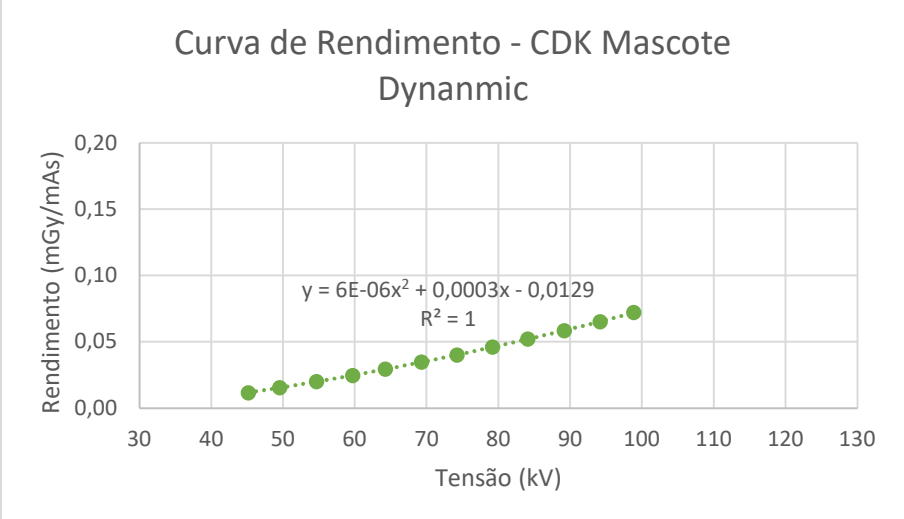

Figura 19: Gráfico do rendimento do tubo de raios X

De acordo com a IN 90 (2021), o rendimento de um equipamento de raios X de diagnóstico deve estar entre 0,03 mGy/mAs a 0,06 mGy/mAs, numa tensão real de 80kV e com a distância de um metro entre o tubo e o alvo. Dentro das incertezas associadas para as tensões reais, o rendimento do Shimadzu e do CDK está dentro do intervalo estipulado pela normativa. Entretanto o IMEX possui um rendimento de aproximadamente (0,080±0,004) mGy/mAs para uma tensão real de (79±1) kV, isso quer dizer que para uma tensão real de 80kV o rendimento deste equipamento está maior que o limite estabelecido em norma.

Tabela 5: Rendimento para cada equipamento de raios X numa tensão real de 80kV.

Equipamento	Shimadzu	IMEX	CDK
Tensão real Medida (kV)	78±1	79±1	79±1
Camada Semirredutora (mmAl)	3,0±0,3	2,5±0,2	3,4±0,3
Rendimento (mGy/mAs)	0,057±0,003	0,080±0,004	0,046±0,002
Rendimento interpolado [a] (mGy/mAs)	0,064±0,002	0,084±0,002	0,050±0,002

[a] para uma tensão interpolada de 80 kV.

De acordo com a tabela 5 a tensão medida do Shimadzu está abaixo de 80 kV, entretanto considerando que o detector Black Piranha tem uma incerteza de ± 1,5% em cima do valor medido, a tensão real varia numa faixa de 78,8 kV a 81,2 kV para o teste de rendimento.

Na figura 20 está um gráfico que compara os rendimentos dos três equipamentos móveis com um equipamento de raios X fixo, ou convencional. Os dados de um equipamento de raios X fixo, foram obtidos de forma similar ao procedimento experimental dos equipamentos móveis, utilizando a mesma metodologia do tópico 3.5 Curvas de Rendimento. O equipamento de raios X móvel da IMEX tem um rendimento superior em relação aos outros, superando até mesmo o rendimento do equipamento convencional. Para altos valores de rendimento uma solução seria aumentar filtração do tubo, ou seja, aumentando a camada semirredutora. Outro aspecto importante a ser avaliado é a calibração adequada do equipamento, garantindo que os parâmetros de tensão, corrente e tempo estejam configurados corretamente. Entretanto o resultado do IMEX indica necessidade uma manutenção corretiva, pois o rendimento está acima do recomendado em norma. Posteriormente, deve ser realizada uma revisão das técnicas aplicadas nos protocolos utilizados. O Shimadzu tem o rendimento próximo do convencional.

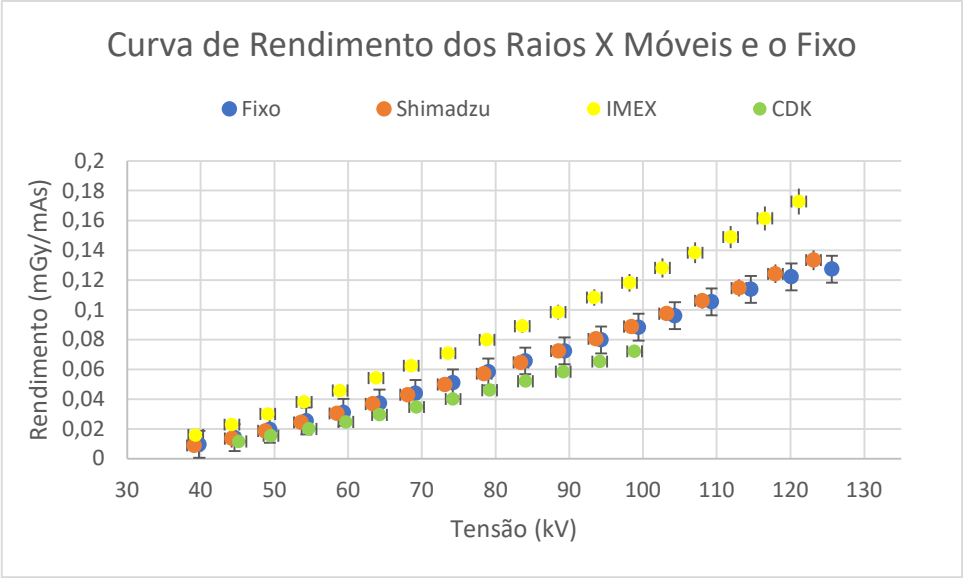

Figura 20: Comparação entre o rendimento entre tubo de raios X dos três equipamentos móveis e o convencional.

Comparando o IMEX com o Shimadzu, dois equipamentos com rendimentos tão distintos não deveriam ser operados com as mesmas técnicas radiográficas, como mostrado na tabela 4, a menos que a qualidade de detecção do IMEX seja inferior à do Shimadzu, o que não foi avaliado nesse trabalho.

4.3 KERMA NA ENTRADA DA PELE DO PACIENTE

Para pacientes adultos, o Anexo II da IN 90 apresenta valores representativos de dose considerando o tipo de exame e a incidência. Por exemplo, para a coluna lombar, os valores podem variar conforme a projeção seja antero-posterior (AP), lateral ou de junção lombo-sacro. Esses valores estão disponíveis na tabela 6.

Tabela 6: Valores representativos de dose em radiodiagnostico para paciente adulto

Exame	Incidência	Dose na Entrada da Pele (mGy)
Coluna lombar	AP	10
	Lateral	30
	Junção Lombo-Sacro	40
Abdome, Urografia e Colecistectomia	AP	10
Pelve	AP	10
Bacia	AP	10
Tórax	Póstero Anterior (PA)	0,4
	Lateral	1,4
Coluna Torácica	AP	7
	Lateral	20
Crânio	AP	5
	Lateral	3

Fonte: Anexo II da IN90, 2021.

Na tabela 7 são apresentados os resultados estimados da dose na entrada da pele para pacientes adultos considerando a técnica aplicada para cada protocolo, para todos os equipamentos de raios X móveis, calculados com as equações 26 e 28:

Tabela 7: Valores estimados de dose na superfície da pele para paciente adulto

Protocolo	Equipamento	Dose na Entrada da Pele (mGy)
Abdome	Shimadzu MUX 10	1,04±0,01
	IMEX SmartMob	1,33±0,02
	CDK Mascote Dynamic	-
Tórax	Shimadzu MUX 10	0,58±0,01
	IMEX SmartMob	0,76±0,01
	CDK Mascote Dynamic	-

O modelo Mascote Dynamic da CDK não é utilizado em pacientes adultos, e com isso não foi feita a estimativa de dose nesse público-alvo para este equipamento. Na tabela 6 estão destacados os protocolos de abdome (AP) e tórax (PA) e seus respectivos valores de doses representativos, pois de acordo com a tabela 4, com técnicas da rotina apresentadas pelos hospitais. Os exames de abdome e tórax são mais comuns de serem feitos na rotina de UTI.

O valor máximo estimado de dose para o exame de abdômen foi de 1,33 mGy, significativamente inferior ao valore de referência de 10 mGy estabelecido na tabela 6.

Esse nível de referência abrange procedimentos também realizados no abdome, como a urografia e a colangiografia intraoperatória, realizados durante a colecistectomia, ambos caracterizados por múltiplos disparos de raios X, o que pode elevar a dose de radiação recebida pelo paciente. Contudo, a quantidade de disparos é rigorosamente controlada, priorizando a obtenção de imagens diagnósticas com qualidade adequada enquanto minimiza a exposição do paciente à radiação.

Para o exame de tórax os valores estimados de dose foram aproximadamente de 0,6 mGy para o MUX-10 e de 0,8 mGy para o SmartMob. Na tabela 6 para o exame de tórax o valor representativo de dose é 0,4 mGy. Considerando as recomendações feitas na IN 90, podemos verificar que as técnicas referentes ao protocolo de tórax para os dois equipamentos ultrapassaram o valor representativo recomendado, o que indica necessidade de manutenção corretiva dos equipamentos seguida da revisão das técnicas empregadas.

O caso dos exames de abdome com doses abaixo do valor de referência, exemplifica a possibilidade de um uso mais sutil e refinado do conceito de Nível de Referência Diagnóstica (NRD) que são os Níveis de Referência Diagnóstica Locais (NRDLs). O estudo dos NRDLs é incentivado como um passo adicional na otimização da dose ao paciente, além do uso simples dos NRDs nacionais ou internacionais (COMPAGNONE, PAGAN e BERGAMINI, 2005).

O público neonato/infantil não tem uma referência nacional para valores representativos de dose na entrada da pele. Contudo, a Comissão Europeia (EC) estabeleceu valores de referência internacional para o público infantil, estes dados estão na tabela 8. Na tabela 9 estão apresentados os dados da dose na superfície da pele público infantil a partir das medidas feitas neste trabalho.

Tabela 8: Valores de referência para dose em pacientes pediátricos.

Exame	Incidência	Dose Entrada da Pele (mGy)
Abdome	AP/PA	1
Tórax	AP/PA	0,1
	Lateral	0,2
	AP em recém-nascidos	0,08

Fonte: Comissão Europeia (EC, 1996)

Tabela 9: Valores estimados de dose na superfície da pele para paciente infantil

Protocolo	Equipamento	Dose na Entrada da Pele (mGy)
Abdome	Shimadzu MUX 10	0,56±0,01
	IMEX SmartMob	0,73±0,01
	CDK Mascote Dynamic	0,214±0,003
Tórax	Shimadzu MUX 10	0,271±0,004
	IMEX SmartMob	0,36±0,01
	CDK Mascote Dynamic	0,161±0,003

Para o exame de abdome as doses estimadas estão abaixo do valor de referência. No exame de tórax, os valores de dose estimada para o público infantil estão acima dos valores de referência para qualquer que seja a incidência aplicada. As referências internacionais são um dos parâmetros que apontam as diretrizes das regulamentações das normas nacionais de radioproteção. Entretanto os valores estarem acima da referência internacional não pode ser considerado irregular, pois a normativa brasileira não estipula parâmetros estes tipos de exames.

No entanto, esses resultados podem indicar a necessidade de níveis de referências nacionais ou locais. Essas doses poderiam ser investigadas num trabalho mais aprofundado, com medidas diretas, por exemplo, utilizando TLDs (dosímetros termoluminescentes) ou OSLDs (dosímetros de luminescência opticamente estimulada, do inglês *optically stimulated luminescence dosimeter*), para um número suficientemente grande de exposições, em diferentes serviços, para melhor caracterizar as doses nesse público, e, possivelmente, para estabelecer níveis locais de referências e executar ações para otimização.

4.4 LEVANTAMENTO RADIOMÉTRICO

As figuras 21, 22 e 23 são os gráficos do levantamento radiométrico realizado nos hospitais A e B. Os círculos representam as doses efetivas nas posições indicadas na figura 15. As dimensões desses círculos são proporcionais às magnitudes das doses em cada posição em cada figura, como uma espécie de normalização pela dose máxima de cada equipamento. No entanto, essas dimensões não estão correlacionadas nas diferentes figuras. Um detalhe importante a ser salientado é que o experimento foi realizado em salas distintas devido à demanda e à disponibilidade de espaço nos hospitais. Esse fator pode ter contribuído para os diferentes espalhamentos observados.

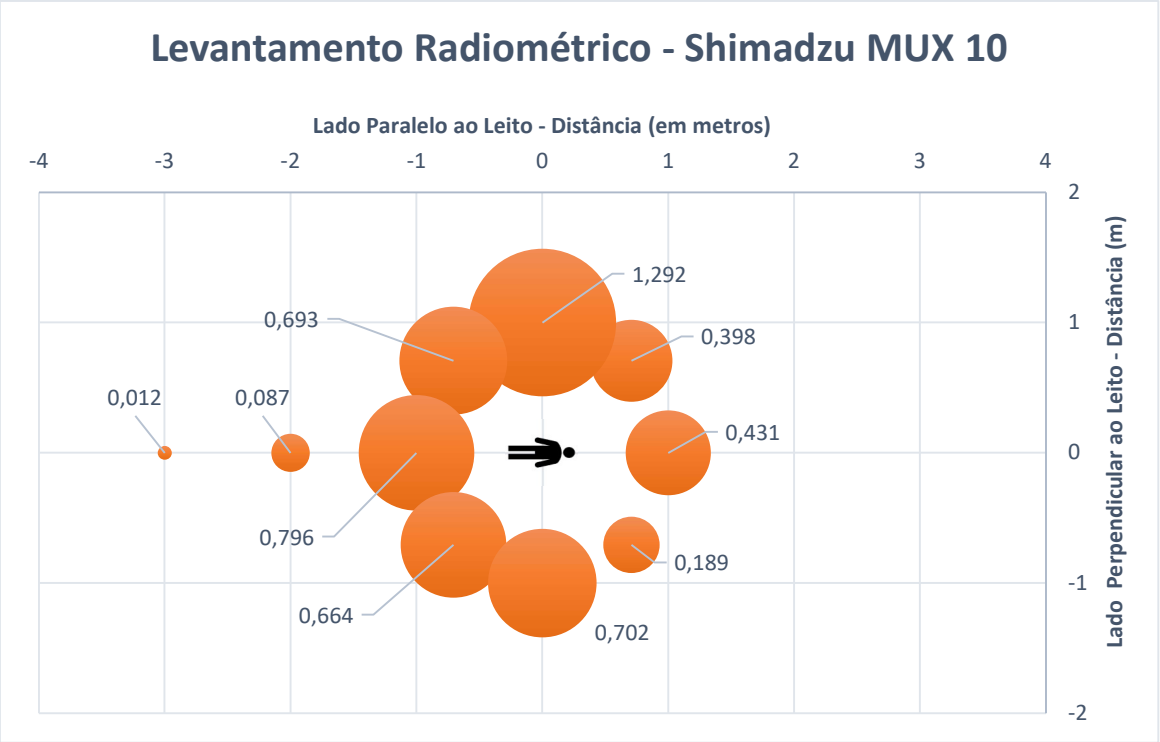

Figura 21: Distribuição de dose efetiva (µSv) realizado no equipamento de raios X móvel da marca Shimadzu.

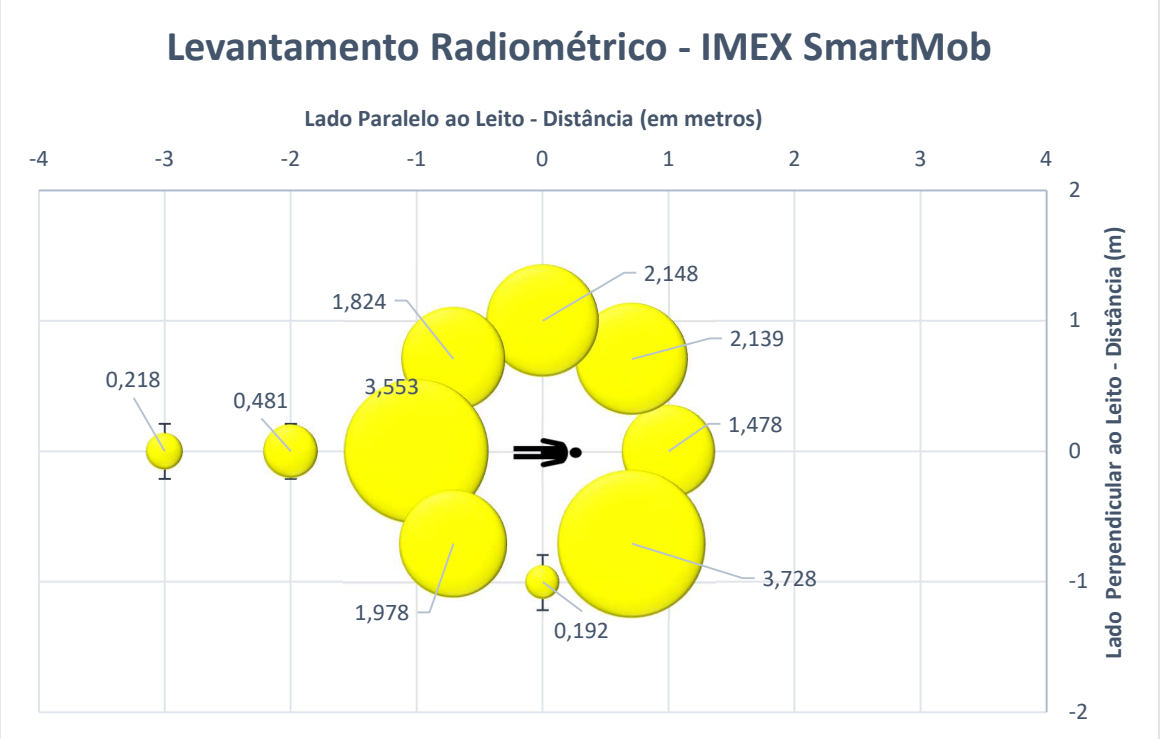

Figura 22: Distribuição de dose efetiva (µSv) realizado no equipamento de raios X móvel da marca IMEX.

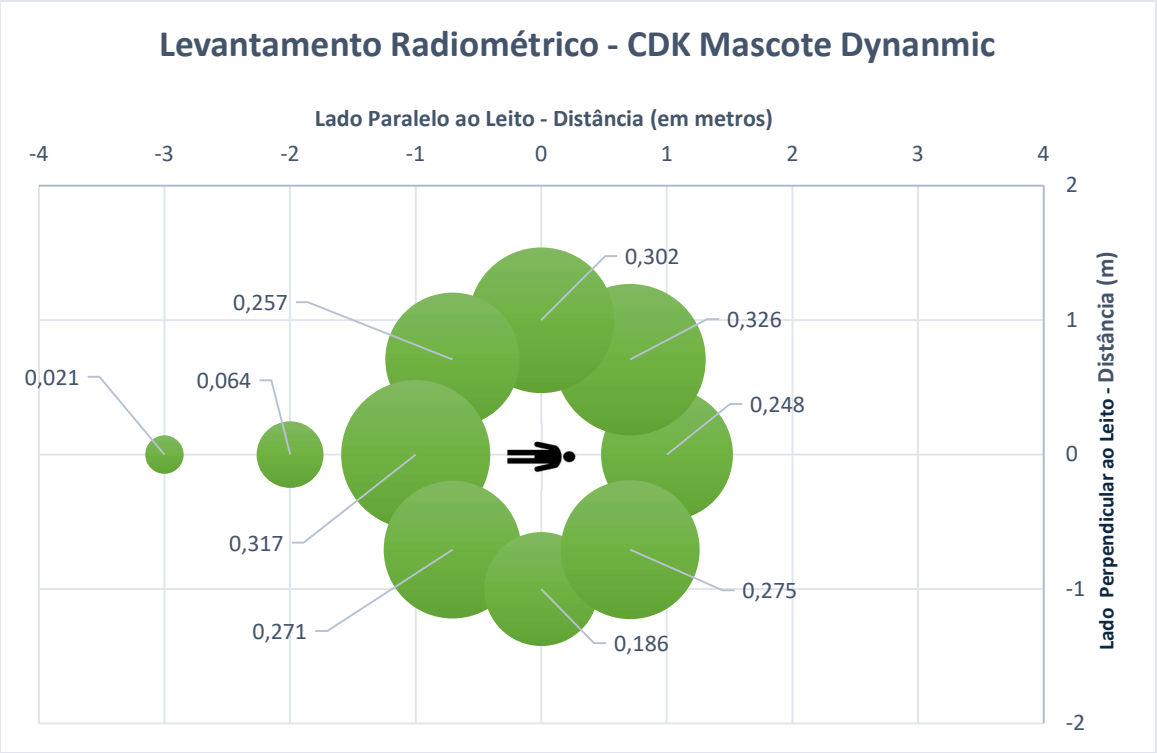

Figura 23: Distribuição de dose efetiva (µSv) realizado no equipamento de raios X móvel da marca CDK.

As distâncias de dois e três metros foram feitas considerando do lado (direito ou esquerdo) do tubo que teve a maior leitura de dose. Isto porque geralmente a posição que o técnico ocupa no momento do exame é em um destes lados distando no mínimo dois metros em relação a tubo de raios X.

Na frente do tubo, posição de 90º, é a posição de maior leitura de dose em todos os equipamentos. Consequência da proximidade do lugar onde os raios X são gerados diretamente. Em contrapartida, nas costas do tubo, posição de 270º, a dose lida pela *probe* diminui significativamente.

A figura 23 do CDK tem um fator interessante, onde as representações gráficas das doses estão quase que do mesmo tamanho, a diferença percentual entre o ponto de maior (135°) e o de menor dose (270°) é de aproximadamente de 75%. Enquanto para o Shimadzu e para o IMEX essa diferença é de 200% e 2132%, respectivamente. Este fato pode estar atrelado à própria estrutura física do equipamento, o equipamento CDK possui uma coluna mais fina em relação aos outros dois equipamentos, blindando menos radiação do que o Shimadzu e o IMEX. Além disso, o CDK forneceu as doses efetivas mais baixas no entorno do equipamento. Isso ocorreu pelo fato de ser usado somente para protocolos pediátricos.

4.5 DOSE EFETIVA ANUAL IOE

A normativa N3.01 (CNEN, 2024) determina os limites de dose anuais tanto para os IOE's quanto para indivíduos do público. IOE's são os trabalhadores dos setores que por consequência de suas profissões podem ser expostos a radiação ionizante, tais como: técnicos em radiologia, enfermeiras, médicos, equipe de limpeza. Os indivíduos do público podem ser considerados os acompanhantes e outros pacientes que não estejam sendo submetidos ao procedimento radiológico, mas que estejam de alguma forma próximo ao local do procedimento. A tabela 10 estão os limites estabelecidos pela normativa, na tabela 11 estão os valores de dose anual para posição de 180° para as distâncias de um, dois e três metros.

Tabela 10: Valores limites de doses efetivas anual para IOE e individuo do público.

Limites de Dose Anuais [a]			
Grandeza	Órgão	IOE	Individuo do Publico
Dose Efetiva (mSv)	Corpo Inteiro	20[b]	1[c]
Dose Equivalente (mSv)	Cristalino	20[b]	15
	Pele[d]	500	50
	Mãos e Pés	500	-

Fonte: Normativa 3.01 (CNEN, 2024).

[a] Para fins de controle administrativo efetuado pelo CNEN, o termo dose anual deve ser considerado como dose no calendário, isto é, no período decorrente de janeiro a dezembro de cada ano

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

[c] Em circunstancias 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 cm^2 de área, na região irradiada.

Tabela 11: Valores de dose efetiva[a] (mSv) anuais para o IOE.

	Distância (em metros)		
Equipamentos	1	2	3
Shimadzu	(0,26±0,03)	(0,028±0,003)	(0,0037±0,0003)
IMEX	(0,48±0,05)	(0,16±0,02)	(0,07±0,01)
CDK	(0,10±0,01)	(0,021±0,002)	(0,007±0,001)

[a]Considerando apenas a posição de 180º

Os valores de dose para os IOE diminuem significativamente à medida que a distância em relação ao tubo de raios X aumenta. Considerando a distância de um metro, a estimativa calculada para o equipamento Shimadzu corresponde a menos de 2% do limite anual de dose estipulado pela norma. Para o equipamento IMEX, a dose efetiva estimada é equivalente a 2,5% desse limite. Já para o Hospital B, que utiliza o equipamento CDK, o valor estimado

corresponde a menos de 1% do limite anual. Esses resultados estão em conformidade com os achados de Da Silva e Dalmazo (2019) e Santos e Dias (2010), que indicaram que distâncias superiores a um metro são seguras tanto para os IOEs quanto para indivíduos do público em ambientes de UTI adulto e neonatal, respectivamente.

O método utilizado neste estudo para avaliar a dose de IOE apresenta limitações, pois depende de estimativas indiretas, como o número de horas trabalhadas e a quantidade de disparos realizados por cada profissional. Esse tipo de abordagem pode introduzir incertezas significativas, dada a variabilidade nas práticas diárias e na exatidão dessas informações.

Por outro lado, a dosimetria pessoal poderia oferecer uma avaliação mais precisa das doses efetivamente recebidas, uma vez que monitora diretamente a exposição individual. No entanto, a confiabilidade dos dados obtidos por dosímetros pessoais depende de um uso consistente e correto desses dispositivos por parte dos trabalhadores – uma condição que, infelizmente, nem sempre é atendida na prática clínica. Fatores como o uso inadequado, a não utilização contínua e possíveis desajustes no posicionamento do dosímetro podem comprometer a precisão dos dados, limitando a eficácia desse método de avaliação também.

4.6 DOSE EFETIVA ANUAL PARA INDIVIDUO DO PÚBLICO

Neste estudo pacientes que estão vizinhos ao leito em que está sendo realizado o exame de raios X, são considerados como sendo indivíduos do público. O limite de dose efetiva para estes é de 1 mSv. Para efetuar os cálculos de dose foi considerado o cenário da figura 16. Na tabela 12 estão os valores encontrados de acordo com a posição desse vizinho de leito.

Tabela 12: Dose (μSv) anual para indivíduos do público

	Shimadzu		IMEX		CDK	
Distância (m)	90°	270°	90°	270°	90°	270°
1	1,3±0,1	0,70±0,07	2,1±0,2	0,19±0,02	0,30±0,03	0,19±0,02
2	0,32±0,02	0,18±0,02	0,54±0,05	0,048±0,005	0,076±0,008	0,046±0,005
3	0,14±0,01	0,08±0,01	0,24±0,02	0,021±0,002	0,034±0,003	0,021±0,002

Para um paciente posicionado em frente ao tubo de raios X (90°), considerando a distância de dois metros entre os leitos, conforme a RDC 50 (2002), seria necessário realizar mais de três mil exames com o equipamento Shimadzu para ultrapassar o limite de dose anual permitido. Nesse caso, a dose de radiação recebida por exame corresponde a menos de 1% do limite anual de exposição para indivíduos do público. No caso do equipamento IMEX, também a uma distância de dois metros, seriam necessários superar a quantidade de dois mil exames

para atingir esse limite, representando menos de 1% da dose anual de 1 mSv. Já com o equipamento CDK, seria necessário realizar quatorze mil exames para ultrapassar o limite, o que corresponde a apenas 0,01% da dose anual permitida.

Por outro lado, para um paciente posicionado atrás do tubo (270°) e a uma distância de três metros, a dose de radiação recebida é relativamente menor em comparação com a posição frontal para todos os três equipamentos. A dose estimada corresponde a menos de 1% do limite anual de 1 mSv para pacientes nessa posição. Considerando 2,6 m a distância entre os pacientes, as doses estimadas seriam ainda menores, tanto em valores absolutos quanto percentuais.

Os resultados deste trabalho corroboram as conclusões de Santos e Maia (2009), que identificaram a realização de exames de rotina nos leitos de UTI como segura para os vizinhos de leito e a equipe de enfermagem, classificados como indivíduos do público, desde que seja mantida uma distância adequada. Enquanto Santos e Maia consideraram a distância de um metro como suficiente para garantir a segurança desse grupo, neste estudo foi adotada uma distância de dois metros entre leitos, conforme as normas estabelecidas pela RDC 50 (2002), mais a distância de um metro entre o centro das macas, proporcionando uma proteção adicional e assegurando que os limites de exposição à radiação sejam respeitados de forma ainda mais rigorosa.

5 CONCLUSÕES

A partir dos testes realizados para determinar a curva de rendimento, os resultados referentes à estimativa de dose na superfície da pele do paciente mostraram que, embora algumas técnicas, especialmente os protocolos de tórax, apresentem valores acima dos níveis de referência, é fundamental compreender que esses níveis não são limites a serem rigorosamente respeitados como os limites anuais. No entanto, eles servem como parâmetros importantes para evitar a exposição desnecessária dos pacientes. O princípio ALARA (*As Low As Reasonably Achievable*) é uma base essencial na proteção radiológica, pois orienta que as exposições sejam mantidas em níveis mínimos, sem comprometer a qualidade das imagens. Isso evita tanto a exposição excessiva do paciente, decorrente de altos valores de dose, quanto a necessidade de repetir exames devido a técnicas inadequadas, o que resultaria em novas exposições para o paciente, o profissional de saúde e o público.

Foi observado que dois equipamentos com rendimentos distintos operam com as mesmas técnicas radiográficas, resultando em doses maiores para o equipamento de rendimento maior. Isso indica a necessidade de otimização das doses nesse serviço. Portanto, é imprescindível que os protocolos sejam revisados periodicamente, uma vez que os equipamentos passam por consertos e manutenções ao longo de sua vida útil. Essa revisão é necessária para adaptar as técnicas e assegurar que, dentro das limitações, os níveis de referência sejam respeitados. No Brasil, a ausência de referências de dose para a população neonatal e infantil é uma preocupação, e as referências internacionais devem servir como base para direcionar as normas nacionais. Portanto, sugere-se a implementação de referências específicas para esse público.

Os resultados obtidos para a equipe de intervenção em emergências (IOE) indicam que uma distância de um metro é segura, resultando em uma dose para um exame que representa menos de 2% do limite anual de 20 mSv. É importante ressaltar que, normalmente, mais de um técnico está presente no plantão, e ocorre um revezamento durante os procedimentos. Neste estudo, consideramos o número médio de pacientes como se um único técnico realizasse todos os exames em seu plantão. Na prática, a dose real para o IOE pode ser ainda menor do que a estimada. Contudo, é notável que, durante a rotina, o uso de vestimentas e equipamentos de proteção radiológica, como aventais plumbíferos e biombos portáteis, é frequentemente negligenciado. Mesmo com doses baixas, a utilização desses recursos é crucial para a proteção do IOE. Recomenda-se que, na UTI, haja um avental disponível ou um biombo portátil para facilitar o uso e a locomoção.

Quanto aos indivíduos do público, considerando uma distância de 2 metros entre os leitos, a estimativa de dose para eles representa menos de 1% do limite anual de 1 mSv. Apesar disso, para aqueles que podem sair do ambiente durante os procedimentos, é aconselhável que se retirem, incluindo visitas, acompanhantes e a equipe de enfermagem. Pacientes acamados em UTIs, devido à mobilidade comprometida, geralmente não conseguem se retirar do local. Portanto, é essencial promover a conscientização sobre os efeitos da radiação, garantindo que a exposição seja justificada e otimizada, a fim de atender às necessidades médicas e evitar exposições desnecessárias.

Durante o desenvolvimento deste estudo, enfrentamos algumas limitações que impactaram a execução dos experimentos. O tempo de uso dos equipamentos de raios X era restrito, o que reduziu a quantidade de disparos possíveis para diferentes faixas de tensão. Além disso, os equipamentos não podiam permanecer fora de serviço por longos períodos, devido à alta demanda nas unidades hospitalares. Outro desafio foi a disponibilidade de salas apropriadas nos hospitais, já que espaços amplos e desocupados eram escassos. Para contornar essas dificuldades, foi necessário adotar estratégias a fim de viabilizar a realização dos experimentos.

Como sugestão para outro trabalho de pesquisa, recomenda-se continuar com avaliações da dose na entrada da pele em pacientes pediátricos no leito, utilizando a metodologia realizada neste estudo. Alternativamente, pode-se empregar métodos de medidas diretas de dosimetria in vivo, como o uso de dosímetros TLD ou tecnologias similares, ampliando os tipos de protocolos avaliados. O objetivo, a longo prazo, é determinar níveis locais de referência para essa prática.

REFERÊNCIAS

ALOMAIRY, et al. **Evaluation of the Entrance Surface Doses (ESD) for common diagnostic X-ray examinations**. [S.l.]: Journal of Radiation Research and Applied Sciences, v. 16, 2023.

ALVES, A. S.; PASQUETA, J. **Critérios de Avaliação do Paciente Submetido a Radiografias no Leito em um Hospital Público Catarinense:** Um Estudo de Caso. Santa Catarina: Convibra.

ANDRADE, M.; OLIVEIRA, B.; DE ALMEIDA, W. Estudo Dosimétrico Utilizando um Equipamento de Raios X Digital. **Ciência e Cultura**, 21 Novembro 2021.

ATTIX, H. **INTRODUCTION TO RADIOLOGICAL PHYSICS AND RADIATION DOSIMETRY**. Madison, Wisconsin : WILEY-VCH Verlag GmbH & Co. KGaA, 2004.

BARBOSA, L. **Exposição à Radiação Ionizante da Equipe de Enfermagem de um Centro de Terapia Intensiva Adulto de um Hospital Universitário**. Uberlândia, MG: Universidade Federal de Uberlândia, 2021.

BONIFÁCIO, D. A. B. **Modelagem de Sistema de Detecção Para Mamografia por Emissão de Pósitrons Utilizando Detectores Cintiladores Monolíticos**. São Paulo, SP: Universidade de São Paulo, 2011.

BUSHBERG, J. T. et al. **The Essential Physics Of Medcial Imaging**. 2ª. ed. Philadelphia, EUA: Lippncott Williams & Wilkins, 2002.

CNEN. **Norma NN 3.01:** Requisitos Básicos de Radioproteção e Segurança Radiológica de Fontes de Radiação. 6ª. ed. [S.l.]: Comissão Nacional de Energia Nuclear, 2024.

COMPAGNONE, G.; PAGAN, L.; BERGAMINI, C. **LOCAL DIAGNOSTIC REFERENCE LEVELS IN STANDARD X-RAY EXAMINATIONS**. [S.l.]: Radiation Protection Dosimetry, v. 113, 2005.

DA SILVA, L. J. R.; DALMAZO, J. **Investigação da Medição da Radiação Espalhada em Exames de Raios X em Ambiente de Rotina de UTI**. Várzea Grande, MT: Caderno de Publicações Univag , 2019.

DE LIMA, J. J. **Técnicas de Diagnóstico com raios X**. 2ª. ed. [S.l.]: Imprensa da Universidade de Coimbra, 2009.

DIAGNOSTIC Reference Levels, DRLs. **IAEA - International Atomic Energy Agency**. Disponivel em: <https://www.iaea.org/resources/rpop/health-professionals/radiology/diagnostic-reference-levels>. Acesso em: 2023.

EISBERG, R.; RESNICK, R. **Física Quântica:** Átomos, Moléculas, Sólidos, Núcleos e Partículas. 1 ed. São Paulo, SP: Elsevier, 1979.

EUROPEAN COMMISSION: DIRECTORATE-GENERAL FOR RESEARCH AND INNOVATION. **European guidelines on quality criteria for diagnostic radiographic images in paediatrics**. [S.l.]: European Commission, 1996.

GONDIM, B. **Interação da Radiação Ionizante com a Matéria e seus Efeitos no Corpo Humano**. Fortaleza, CE: Universidade Federal do Ceará, 2016.

IAEA. **Dosimetry in diagnostic radiology:** an international code of practice. Vienna, Austria: IAEA Library Cataloguing in Publication Data, 2007.

ICRP 103. **The 2007 Recommendations of the International Commission on Radiological Protection**. [S.l.]: [s.n.], v. 37, 2007.

ICRP 135. **Diagnostic reference levels in medical imaging**. [S.l.]: [s.n.], v. 46, 2017.

IN 90. **Diário Oficial da União:** Instrução Normativa 90. [S.l.]: [s.n.], 2021.

IN 91. **Diário Oficial da União:** Instrução Normativa nº 91. Rio de Janeiro: [s.n.], 2021.

IN 93. **Diário Oficial da União:** Instrução Normativa nº 93. Rio de Janeiro: [s.n.], 2021.

LEI Nº 7.394. Brasília: Presidência da República, 1985.

LEITE, C.; JÚNIOR, E.; OTADUY, M. **Física básica das radiografias convencionais**. São Paulo, SP: [s.n.].

MARDEGAN, F. **Interpretação Quantitativa dos Fatores Associados à Exposição Ocupacional e de Pacientes em Neurorradiologia Intervencionista**. Rio de Janeiro, RJ: Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2020.

MARQUES, F. P. **Exames de Raios X no Leito e Proteção Radiológica:** A Realidade das Unidades de Internação. Florianópolis: INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGICA DE SANTA CATARINA, 2019.

NERSISSIAN, D. **Determinação das Dimensões do Ponto Focal de Tubos de Raios X Utilizando um Sensor CCD e o Método das Funções de Transferências**. São Paulo, SP: IPEM, 2004.

NUNES, M. M. **Radiografia Panorâmica Odontológica:** Estudo de Métodos Dosimétricos Para A Obetenção de Valores de Referência em Exames Panorâmicos. Rio de Janeiro, RJ: Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2009.

OKUNO, E.; YOSHIMURA, E. **Física das Radiações**. São Paulo, SP: Oficina dos Textos, 2010.

PEREIRA, A. M. R. **Estudo do Impacto da Descoberta dos Raios X e das suas Aplicações Médicas em Portugal**. [S.l.]: Universidade de Lisboa, 2012.

RDC 50. **RDC 50**. Rio de Janeiro: Ministério da Saúde, Agência Nacional de Vigilância Santária, 2002.

RDC 611. **RDC 611**. Rio de Janeiro: Agência Nacional de Vigilância Sanitária, Diretoria Colegiada, 2022.

ROCHA, F. J. S. **A UTILIZAÇÃO DE RAIOS X EM DIAGNÓSTICO POR IMAGEM**. Parnaíba, PI: INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA DO PIAUÍ, 2018.

SANTOS, W. F.; MAIA, A. F. **Riscos Ocupacionais e do Público Durante Exames Radiológicos em Unidades de Terapia Intensiva (UTIs) de um Hospital Público de Sergipe**. Sergipe: SCIENTIA PLENA , 2009.

SANTOS, W. S. et al. **Avaliação Dosimétricas numa Unidade de Terapia Intensiva Neonatal de uma Maternidade Pública do Estado de Sergipe**. São Cristovão, SE: XV Congresso Brasileiro de Física Médica, 2010.

SARMENTO, D. **Avaliação dos níveis de radiação ambiental no laboratório de tomografia por emissão de pósitrons acoplada a tomografia computadorizada, microPET/CT**. São Paulo, SP: IPEN, 2016.

SOARES, A. C. **Boas Práticas na Realização de Exames Radiográficos com Equipamento Móvel**. Florianópolis, SC: INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA DE SANTA CATARINA , 2018.

SOARES, J. C. **Príncipios de Física em Radiodiagnóstico**. São Paulo, SP: Colégio Brasileiro de Radiologia e Diagnóstico por Imagem, 2008.

TAUHATA, L. et al. **Radioproteção e Dosimetria:** Fundamentos. Rio de Janeiro, RJ: Instituto de Radioproteção e Dosimetria; Comissão de Energia Nuclear, 2013.

XAVIER, A. M.; MORO, ; HEILBRON, P. F. **Princípios Básicos de Segurança e Proteção Radiológica**. 3ª. ed. [S.l.]: Universidade Federal do Rio Grande do Sul, 2006.

YOSHIMURA, E. Física das Radiações: Interação da Radiação com Matéria. **Revista Brasileira de Física Médica**, 2009. 57-67.