

RAFAEL REAL DE SOUSA

LEVANTAMENTO DE RADIAÇÃO ESPALHADA DURANTE EXAMES
DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

São Paulo
2019

RAFAEL REAL DE SOUSA

LEVANTAMENTO DE RADIAÇÃO ESPALHADA DURANTE EXAMES
DE TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

Monografia apresentada à Escola Politécnica
da Universidade de São Paulo para a
obtenção do título de Especialista em
Engenharia de Segurança do Trabalho

São Paulo

2019

Dedico este trabalho à minha mãe, meu maior exemplo de superação, sendo minha motivação todos os dias da minha vida.

AGRADECIMENTOS

Primeiramente agradeço a Deus pela vida e discernimento dado somente por Ele em cada decisão tomada durante toda minha jornada até aqui.

A minha mãe Donata Aparecida Real por sempre estar ao meu lado, apoiando decisões com paciência e incentivo durante toda a realização deste trabalho.

Ao Físico Matheus Alvarez, pelo auxílio, dedicação e empenho comigo, sempre compartilhando seu rico e vasto conhecimento da área estudada para realização deste trabalho.

Aos profissionais do Centro de Diagnóstico Unimed Bauru que mantive diretamente contato, compartilhando informações e conhecimento para toda a vida.

Por fim, agradeço a Escola Politécnica da Universidade de São Paulo pela estrutura e oportunidade.

RESUMO

Atualmente as técnicas de diagnóstico por meio da tomografia computadorizada tendo sido cada vez mais utilizada nos serviços de saúde. Por outro lado, existe a preocupação de os trabalhadores destes serviços poderem estar expostos a radiação ionizante oriunda de tais procedimentos, principalmente no caso, raio X. Este estudo visa apresentar os dados do levantamento radiométrico no interior e nas salas adjacentes da radiação espalhada realizada numa sala de Tomografia Computadorizada por meio de um levantamento quantitativo da radiação espalhada, bem como a interpretação dos resultados para gestão de acidentes para os profissionais expostos. A metodologia utilizada seguiu as diretrizes básicas de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico estabelecida pelo Ministério da Saúde por meio da Portaria 453 de 01 de junho de 1998 e a Norma de Higiene Ocupacional – NHO 05 publicada pela Fundacentro que estabelece mecanismos de avaliação de Raio X. Como objeto espalhador foi utilizado um fantoma de abdome de 0,32 m de diâmetro, centralizado no equipamento e para os valores obtidos da radiação espalhada, foi utilizada uma câmara de ionização. Com os valores encontrados pode-se gerenciar a dose estimada, bem como propor medidas para prevenir acidentes ou doenças nas atividades. Destaca-se ainda a importância da atuação conjunta entre os profissionais de Engenharia de Segurança do Trabalho e o Serviço de Proteção Radiológica.

Palavras-chave: Exposição à Radiação. Radiação ionizante. Radioproteção. Raio X. Tomografia Computadorizada.

ABSTRACT

Nowadays, health services are greatly using computerized tomography in diagnostic technics. On the other hand there is concern about professionals in these activities being exposed to ionizing radiation, from these procedures, mainly, in this case, the X-Rays. This monograph aims to report the radiometric measurement performed inside a Computerized Tomography room and in adjacent rooms, about the quantify of radiation exposure to which the professionals of a CT department are exposed, as well as detailing results for accidents management to these professionals. Methodology is in accordance with guidelines for radiologic protection during medical and/or dentistry radio diagnostic procedures that are established by Health Ministry through issuing 'Portaria n. 453' of June 01ST, 1998 as well in the Occupational Health Standard – NHO n. 05 (published by FUNDACENTRO). They define possible and usable mechanisms for assessment in X-Rays exposure. As spreading device a 'fantoma' type for abdomen protection 0.32 m in diameter, centralized in the equipment. An ionization chamber served to detect the amount of scattered radiation. Obtained values shall help to manage the estimated dosage as well proposing protective measures, avoiding accidents and/or diseases in doing such activities. It is also highlighted importance of concurrent actuation of both, Occupational and Health Engineer and Radiologic Protection Service professionals.

Keywords: Computerized tomography. Exposure to Radiation. Ionizing radiation. Radioprotection. X-rays.

LISTA DE ILUSTRAÇÕES

Figura 1 – Esquema de excitação de um elétron ao absorver energia	18
Figura 2 – Esquema de reorganização dos elétrons em um átomo	19
Figura 3 – Emissão de raio X na forma de radiação de frenamento	21
Figura 4 – Esquema de um espectro gerado por radiação de frenamento	22
Figura 5 – Transformação de uma fatia de volume para geração de imagem	25
Figura 6 – Adesivo de aviso – Sala de TC	28
Figura 7 – Equipamentos de Proteção Individual	31
Figura 8 – Fase de obras da sala de TC	34
Figura 9 – Leiaute da sala de TC e vizinhança	35
Figura 10 – Sala de tomografia avaliada	40
Figura 11 – Ponto aferido (lado esquerdo do equipamento)	42
Figura 12 – Ponto aferido (fundo do equipamento)	43
Figura 13 – Ponto aferido (sala de comando)	44
Figura 14 – Ponto aferido (lado externo da sala do equipamento)	45
Figura 15 – Câmara Radcal 10x6-180 esquematizada	46
Figura 16 – Área quantificada	47
Figura 17 – Área quantificada – 3D	48

LISTA DE GRÁFICOS

Gráfico 1 – Dose linearmente dependente da corrente empregada	50
Gráfico 2 – Dose dependente da sua distância	50
Gráfico 3 – Dose absorvida pelo paciente	51

LISTA DE QUADROS

Quadro 1 – Evolução das principais características de TC	23
Quadro 2 – Quadro de distância e materiais determinados	36
Quadro 3 – Resultado das medidas realizadas	49

LISTA DE SÍMBOLOS

eV	Elétronvolt
keV	kiloelétronVolts
kV	kiloVolts
mA	miliAmper
mSv	miliSievert
Gy	Gray
nGy	nanoGray
mGy	miliGray

SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO	12
1.1 OBJETIVO	13
1.2 JUSTIFICATIVA	13
2 REVISÃO DE LITERATURA	14
2.1 RADIAÇÃO IONIZANTE	14
2.2 ASPECTOS BÁSICOS DO RAIOS X	16
2.2.1 Produção do Raio X	16
2.2.2 Geração do Raio X	18
2.3 PRINCÍPIOS DA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA	22
2.3.1 Funcionamento	24
2.4 PROTEÇÃO RADIOLÓGICA	26
2.5 PROCEDIMENTOS PARA LEVANTAMENTO RADIOMÉTRICO	31
2.5.1 Instrumento de medida	37
2.6 PRINCÍPIOS DE RADIOPROTEÇÃO	37
3 MATERIAIS E MÉTODOS	39
3.1 SALA DE EXAMES E EQUIPAMENTO	39
3.2 EXAMES REALIZADOS	40
3.3 AVALIAÇÃO DA RADIAÇÃO ESPALHADA	41
4 RESULTADOS E DISCUSSÃO	49
5 CONCLUSÕES	52
REFERÊNCIAS	53

1 INTRODUÇÃO

Com a descoberta do Raio X, pelo físico alemão Roentgen em 1895, deu-se início a novas tecnologias, com as aplicações das radiações ionizantes no diagnóstico médico por imagem. O uso de raio X, em exames como a tomografia computadorizada (TC), podem causar uma significativa dose de radiação no paciente exposto e nos funcionários que manuseiam os aparelhos e executam as atividades requeridas, caso a mesma seja feita sem os necessários cuidados. A Tomografia Computadorizada é reconhecida como uma técnica que possui alta capacidade de diagnóstico e proporciona doses altas em relação a outros exames de radiodiagnósticos (MOURÃO, 2007).

A Tecnologia da TC permite realizar exames com facilidade devido à rapidez de aquisição das imagens. Ainda, imagens obtidas em plano axial, axial oblíquo, com processamento posterior dessas imagens, permitem reconstruções de cortes com espessura e espaços diferentes, de volumes (3D) e reformatações nos outros planos (DAWSON, 2001).

O ambiente quantificado é uma sala de Tomografia Computadorizada de um Centro de Diagnóstico, onde todo seu leiaute foi projetado de acordo com as normas e especificações vigentes.

Os profissionais dessa área precisam ser capacitados e monitorados constantemente, pois a exposição ou a contaminação a altos níveis de radiação, que ultrapassem o limite de tolerância resultarão em efeitos biológicos nocivos que causarão patologias, muitas vezes, irreversíveis ou até mesmo a morte (USP, 2017). Além do cuidado pessoal, o empregador deve fornecer um ambiente propício às atividades, seguindo as orientações da norma CNEN-NN-3.01 (2014).

O trabalho em conjunto e a troca de experiências da equipe multidisciplinar, formada por profissionais da área física-médica, segurança e medicina do trabalho é fundamental para o controle e minimização do risco físico de radiação ionizante.

1.1 OBJETIVO

Realizar o levantamento quantitativo da radiação espalhada nas atividades de Tomografia Computadorizada, bem como a interpretação dos resultados para gestão de acidentes para os profissionais expostos.

1.2 JUSTIFICATIVA

Com a importância da interação entre os profissionais da área de segurança do trabalho e física médica, pretende-se apresentar os processos rotineiros envolvendo radiação ionizante e seus efeitos, possíveis acidentes de trabalho, danos biológicos, e demonstrar também a eficácia que essa tecnologia produz para o diagnóstico médico por imagem. Com estudo sobre o levantamento da radiação espalhada, é possível que seja feita a prevenção de irradiação das áreas livres em que os funcionários transitam, com ênfase nesse estudo, que é a quantificação das doses.

2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 RADIAÇÃO IONIZANTE

O homem sempre conviveu com a radioatividade e com as radiações eletromagnéticas, mesmo sem nunca ter se dado conta disso. Na superfície terrestre podem ser detectadas energias provenientes da radiação ultravioleta, radiação visível e infravermelha; em rochas encontra-se urânio-238, rádio-226; nos vegetais também pode ser encontrada a radioatividade: a batata contém potássio-40, plantas em geral, contém carbono-14 (SPINELLI, 2006).

Radiação eletromagnética é uma forma de energia que se propaga através do espaço como partículas ou como ondas eletromagnéticas, variáveis, em tempo e espaço, que viajam no ar. As diversas formas se propagam pelo espaço numa velocidade que chega a 300 mil km/s (velocidade da luz) e o que diferencia uma radiação da outra são as variações no nível de energia, no comprimento de ondas e na frequência das radiações (SPINELLI, 2006).

Radiação ionizante é aquela capaz de arrancar um elétron de um átomo e moléculas com as quais interage. Nesse processo chamado ionização forma-se o par íon negativo e íon positivo. O primeiro é o elétron ejetado e o íon positivo é o átomo que perdeu um elétron. Os elétrons estão ligados a átomos por forças elétricas de diferentes valores, dependendo da sua localização. Quanto mais próximo do núcleo, maior é a força de atração entre o elétron e o núcleo, positivamente carregado. As energias de ligação de um elétron da camada K (mais interna) e de um elétron da última camada de um átomo de tungstênio são 69.500 eV e 7,9 eV, respectivamente. A radiação ionizante pode arrancar qualquer elétron de um átomo se tiver energia maior que o de ligação dele ao átomo (SPINELLI, 2006).

As partículas carregadas eletricamente como partículas alfa, betas - elétrons e pósitrons, quando possuem energia suficiente, são consideradas radiação ionizante e vão ionizando átomos que encontram em sua trajetória num dado meio até perder toda energia (SPINELLI, 2006).

De todo espectro das ondas eletromagnéticas somente o raio X e gama são radiação ionizante, isto é, têm energia suficiente para ionizar átomos. Os fótons de raio X e gama, diferentemente de partículas carregadas, perdem toda ou quase toda energia numa única interação com átomos, ejetando elétron deles que, por sua vez, saem ionizando átomos até se estabilizarem. Os fótons podem também atravessar um meio sem interagir. Teoricamente, não há material nem forma de blindar todos os fótons e isso é um dos motivos da necessidade de proteção radiológica que dita regras quanto ao nível de radiação a que as pessoas expostas podem receber.

A radiação ultravioleta para fins de fotobiologia é considerada não ionizante por não ter energia para arrancar elétron de principais átomos que constituem o corpo humano como hidrogênio, oxigênio, carbono e nitrogênio além de penetrar muito pouco no corpo humano.

Em radiobiologia, considera-se como sendo ionizante, a radiação com energia maior do que 10 eV. Neste trabalho são tratadas somente radiações ionizantes, e assim, quando usada a palavra radiação, se estará falando dessa categoria de radiação.

Um tubo de raio X deixa de emitir fótons no instante em que ele é desligado da tomada elétrica, diferentemente de radionuclídeos que emitem partículas espontaneamente e não há como interferir nesse processo, nem tampouco parar a emissão.

Ao ionizar a matéria, a radiação transfere sua energia produzindo pares iônicos (positivo e negativo) ao longo de sua trajetória. Nos sistemas biológicos esses pares iônicos irão reagir com outros átomos e moléculas, interferindo no metabolismo celular ou danificando o DNA (SPINELLI, 2006).

2.2 ASPECTOS BÁSICOS DO RAIOS X

Em novembro de 1895, o físico alemão Wilhelm Conrad Roentgen realizava experimentos com os raios catódicos, produzindo-os em tubos de vidro no qual fazia vácuo, com dois eletrodos no tubo. Era mantida uma diferença de potencial de milhares de volts e os chamados raios catódicos passavam do eletrodo positivo (cátodo) para negativo (ânodo), ou colidiam com a parede do tubo (SCAFF, 1997).

No dia 8 de novembro deste mesmo ano, Roentgen notou um brilho em uma peça de vidro que se encontrava a pouca distância do tubo. Notou ainda, além da dependência brilho-ampola, que o brilho persistiu mesmo quando a ampola (tubo) era recoberta com papel preto. Roentgen atribuiu ao aparecimento do “brilho”, uma radiação que saía da ampola, ainda desconhecida, mas de existência comprovada, o nome de raio X, posteriormente conhecidos também por raios Roentgen. O uso de uma placa fotográfica em lugar da peça de vidro foi o segundo passo de Roentgen, cujo resultado foi a visualização dos ossos da mão de sua mulher, que serviu de cobaia (SCAFF, 1997).

Roentgen fez uma série de observações acerca do Raio X e concluiu:

- Causavam fluorescência em certas substâncias;
- Enegreciam placas fotográficas;
- Eram a radiação do tipo eletromagnética, pois não sofria desvio em campos elétricos ou magnéticos;
- São diferentes dos raios catódicos;
- Tornavam-se “duros” (mais penetrantes) após passar por absorvedores.

2.2.1 Produção do raio X

Raios X são produzidos toda vez que uma substância é bombardeada com elétrons de grande velocidade. O dispositivo que gera raio X é chamado de tubo de Coolidge. Este componente é um tubo oco e evacuado, ainda possui um cátodo incandescente que gera um fluxo de elétrons de alta energia. Estes são acelerados por uma grande diferença de potencial e atingem o ânodo (SPRAWLS, 1987).

O ânodo é de tungstênio, pois tem um ponto de fusão alto (aproximadamente 3400°C) e desta forma suporta o calor extremo ao qual está sujeito. Ele tem um número atômico alto (74) e é um produtor de raio X mais eficiente do que materiais com números atômicos menores. A pequena área do adjetivo nas quais os elétrons se chocam é chamado de ponto focal ou fonte e é a origem do raio X (SPRAWLS, 1987).

Em aplicações especializadas usam-se outros tipos de materiais para o ânodo, tais como o molibdênio. Há dois tipos de ânodo, o fixo e o giratório (SPRAWLS, 1987).

Ao serem acelerados, os elétrons ganham energia e são direcionados contra um alvo; ao atingi-lo, são bruscamente freados, perdendo uma parte da energia adquirida durante a aceleração. O resultado das colisões e da frenagem é a energia transferida dos elétrons para os átomos do elemento alvo. Este se aquece bruscamente, pois em torno de 99% da energia do feixe eletrônico é dissipada nele (SPRAWLS, 1987).

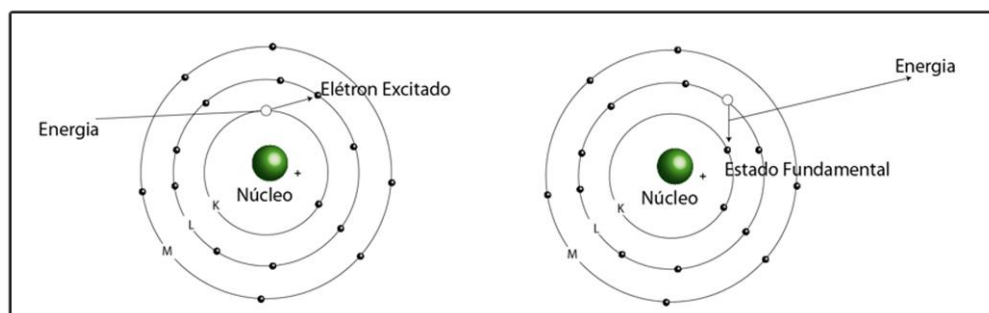
As formas de colisão do feixe eletrônico no alvo dão-se em diferentes níveis energéticos devido às variações das colisões ocorridas. Como existem várias formas possíveis de colisão devido à angulação de trajetória, o elétron não chega a perder a totalidade da energia adquirida num único choque, ocorrendo então a geração de um amplo espectro de radiação cuja gama de frequências é bastante larga, ou com diversos comprimentos de onda. Estes dependem da energia inicial do feixe eletrônico incidente, e é por isso que existe a necessidade de milhares de volts de potencial de aceleração para a produção do raio X (SPRAWLS, 1987).

O choque do feixe de elétrons (que saem do cátodo com energia de dezenas de kiloeletronVolts - keV) com o ânodo (alvo) produz dois tipos de raio X. Um deles constitui o espectro contínuo, e resulta da desaceleração do elétron durante a penetração no ânodo; o outro tipo é o característico do material do ânodo. Assim, cada espectro de raio X é a superposição de um espectro contínuo e de uma série de linhas espectrais características do ânodo (SPRAWLS, 1987).

2.2.2 Geração do raio X

Como visto anteriormente, os elétrons emitidos do cátodo interagem em uma pequena área no ânodo, o ponto focal. Essas interações são transferências de energia cinética dos elétrons aos átomos do material do ânodo. Essa energia cinética, energia de movimento adquirida com a aceleração dos elétrons, pode ser transferida para o ânodo na forma de energia térmica (calor) ou energia eletromagnética (radiação infravermelha ou raio X, podendo estes últimos serem radiação característica ou de freamento), diminuindo a velocidade dos elétrons até estes pararem. Essa conversão de energias depende em que parte do átomo do material o elétron vai interagir. Os átomos são compostos por um núcleo (prótons e nêutrons) e camadas orbitais ocupadas por elétrons. Então, os elétrons acelerados em direção ao ânodo podem interagir tanto com o núcleo dos seus átomos, como com os elétrons das suas diversas camadas orbitais. Quando a interação ocorre com os elétrons mais externos das camadas orbitais, a energia cinética é convertida em radiação infravermelha. A energia transferida excita os elétrons para um nível de energia mais elevado, porém imediatamente eles retornam a seus níveis normais de energia (estado fundamental) com liberação de radiação infravermelha. A figura abaixo apresenta o esquema de excitação de um elétron ao absorver energia. Em um primeiro momento o mesmo se locomove para uma camada mais externa e, ao voltar para sua camada original, o mesmo libera energia.

Figura 1. Esquema de excitação de um elétron ao absorver energia



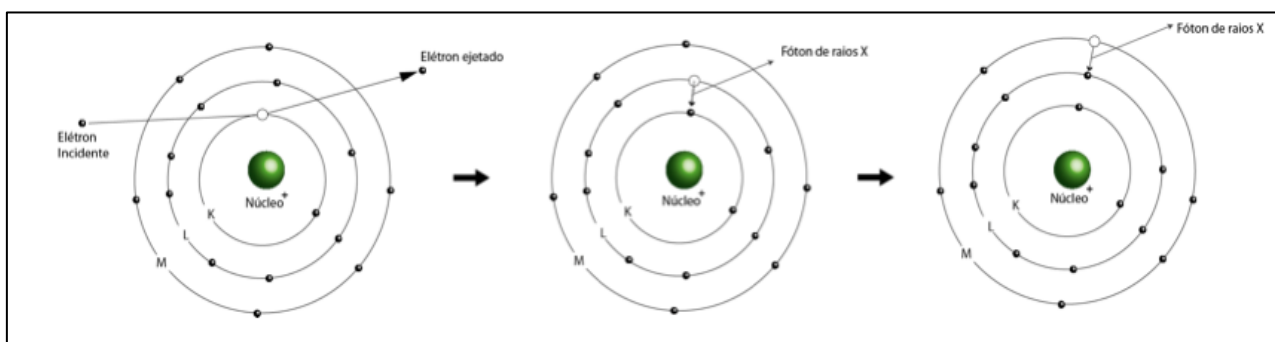
Fonte (BONTRAGER, 2000).

A radiação infravermelha é uma radiação eletromagnética com comprimento de onda até 700 nanômetros, recebe este nome por estar localizada logo depois da luz

vermelho no espectro de luz e não é visível ao olho humano. Apesar de não poder ser vista, esta radiação pode ser notada no material em forma de calor. Aproximadamente 99% da energia cinética dos elétrons projetados é convertida em calor e apenas 1% é usada na produção de raio X. Este calor intenso limita o número de fótons de raio X que podem ser produzidos em um dado tempo sem destruir o alvo (BONTRAGER, 2000).

Os elétrons que colidem com o ânodo podem ir mais fundo no átomo, interagindo com camadas orbitais mais internas. Se a energia transferida é do valor da energia que mantém os elétrons nestas camadas (energia de ligação), este será arrancado da sua camada orbital e esta ficará com um buraco vazio, uma vacância. Enquanto este elétron arrancado é ejetado podendo interagir com outros átomos, a vacância deixada é preenchida por um elétron de uma camada mais externa, liberando energia neste processo em forma de raio X característico (BONTRAGER, 2000). A figura abaixo apresenta o esquema da reorganização dos elétrons em um átomo. Após um elétron da camada K ser ejetado através do choque com um elétron incidente, um elétron da camada L irá assumir a vacância do elétron ejetado e, portanto, liberará energia na forma de raio X característicos com energia K-L. Analogamente, um elétron da camada M irá assumir um elétron da camada L e liberar raio X característicos com energia equivalente L-M.

Figura 2. Esquema da reorganização dos elétrons em um átomo.



Fonte (BONTRAGER, 2000).

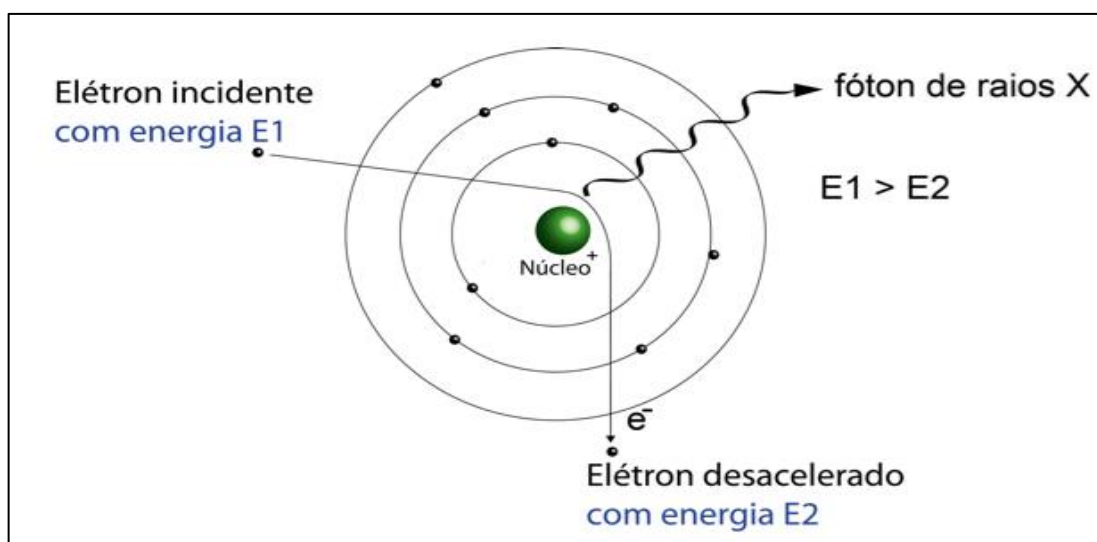
- Emissão de raio X característicos: O elétron pode ser removido de qualquer uma das camadas orbitais. Cada elétron no alvo tem uma energia de ligação que depende da camada em que reside, sendo o raio X característico produzido com energias específicas, iguais às diferenças das energias de

ligação para as várias transições possíveis, entre os elétrons das diversas camadas orbitais (transições eletrônicas). O raio X característico do tungstênio (geralmente o material utilizado no ânodo do tubo de raio X);

Na faixa de energia utilizada em diagnóstico por imagem, a radiação característica prevalente é a gerada pelo preenchimento de vacâncias da camada K. As outras energias produzidas por vacâncias em outras camadas são muito baixas, e são quase inteiramente atenuadas pela janela do tubo de raio X ou filtros adicionais. Os elétrons podem penetrar ainda mais fundo nos átomos do alvo e interagirem com seus núcleos. Nesse tipo de interação, a energia cinética do elétron incidente é também convertida em energia eletromagnética, só que na forma de raio X de freamento (ou *bremsstrahlung*).

A energia emitida por raio X de freamento acontece pois quando o elétron incidente de carga negativa se aproxima do núcleo que contém prótons de carga positiva ocorre uma força de atração entre eles que causa a perda de energia cinética do elétron, desacelerando-o e mudando sua trajetória. Neste processo, a energia cinética perdida é revertida em raio X de freamento e o elétron segue sua nova trajetória com valor de energia igual a sua energia incidente no alvo menos a energia cinética perdida em forma de raio X de freamento, podendo sofrer muitas outras interações e produzir mais raio X de freamento antes de perder toda essa energia. Há também a possibilidade de interação do elétron com o núcleo e produção e conversão total da energia incidente em energia de raio X de freamento, porém isto é muito difícil de acontecer devido ao pequeno tamanho do núcleo em relação a todo o átomo (BONTRAGER, 2000). A figura abaixo apresenta o esquema de emissão de raio X na forma de radiação de freamento. O elétron incidente é desacelerado pela sua interação com o núcleo do átomo e transmite a energia perdida na forma de um fóton de raio X.

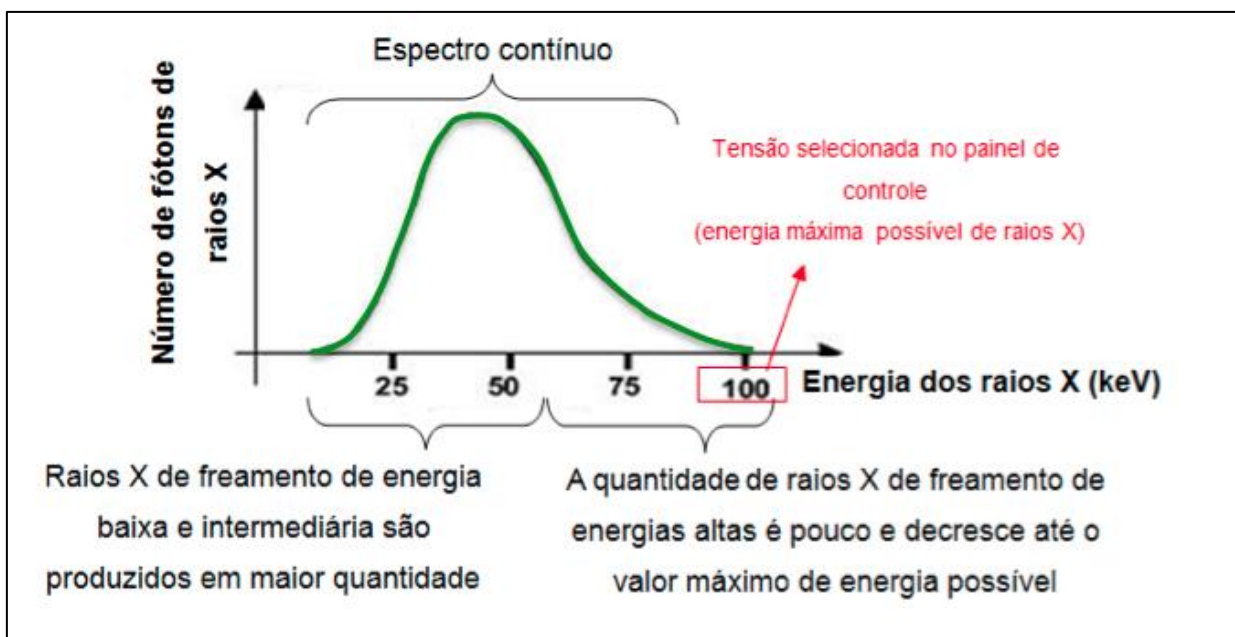
Figura 3. Emissão de raio X na forma de radiação de freamento.



Fonte (BONTRAGER, 2000).

Emissão raio X por freamento: As energias de raio X de freamento produzidos podem variar de zero até a energia de pico dos elétrons. A energia de pico é a energia máxima que pode ser produzida, que é definida pela tensão selecionada no painel de controle e aplicada ao tubo de raio X. A quantidade de energia cinética perdida depende da distância de interação do elétron com o núcleo do átomo. A força de atração aumenta com o inverso do quadrado da distância da interação. Então, para distâncias menores, a força de atração do elétron aumenta, causando uma mudança de trajetória e perda de energia maior, produzindo raio X de freamento com altas energias formando um espectro de emissão contínuo. Um espectro de emissão de raio X típico contém raio X característicos e de freamento (BONTRAGER, 2000). A figura 4 apresenta o esquema de um espectro gerado por radiação de freamento.

Figura 4. Esquema de um espectro gerado por radiação de freamento.



Fonte (BONTRAGER, 2000).

2.3 PRINCÍPIOS DA TOMOGRAFIA COMPUTADORIZADA

Desde o seu aparecimento, na década de 70, os aparelhos de tomografia sofreram grandes evoluções tecnológicas, seja quanto à geração do feixe de raio X, sistemas eletromecânicos, sistemas de detecção, processamento de dados e geração de imagens. A evolução dos tomógrafos é mostrada no quadro 1 de forma esquematizada.

Quadro 1 Evolução das principais características de TC.

Tecnologia Tomógrafo	do Configuração Detector	do Cobertura Campo de Axial	do Visão	Aquisição das Projeções	Angular	Cobertura Longitudinal
Primeiros Tomógrafos	Detector Único	FOV* estreito, translação do tubo e detector	estrito, do tubo e detector	Rotação pequena do tubo e detector		Movimento da mesa pequeno
TC Axial (Step and Shot)	Fila única centenas detectores	de Cobertura do FOV	de Cobertura completa	Rotação de 360° do tubo e detector		Movimento da mesa pequeno
Helicoidal	Fila única centenas detectores	de Cobertura do FOV	de Cobertura completa	Várias rotações do tubo e detector		Movimento da mesa contínuo
Helicoidal com várias fileiras de detectores	Multidetector de 4, 16 e 64 canais	Cobertura do FOV	de Cobertura completa	Várias rotações do tubo e detector		Movimento da mesa contínuo
Tomógrafos Volumétricos	Multidetector de 320 canais	Cobertura do FOV (160 mm)	de Cobertura completa	Rotação única e contínua do tubo e detector		Cobertura de 160 mm, se maior <i>step and shot</i> e adiciona volumes reconstruídos

* FOV: Campo de Visão

Fonte: Adaptado de CALZADO, 2010.

Os equipamentos de Tomografia Computadorizada possuem protocolos de varredura de exames, que são programas instalados em um menu de opções do equipamento de TC e definem parâmetros de aquisição a cada tipo de exame. São estabelecidos pelos fabricantes, mas passíveis de modificações, entre elas os parâmetros básicos de alimentação do tubo de raio X (tensão e corrente elétrica); a forma de aquisição dos dados, a velocidade de rotação do tubo em torno do paciente e a velocidade de deslocamento da mesa. Os protocolos são necessários para padronizar e facilitar o fluxo de atendimento dos pacientes (CALZADO; GELEIJNS, 2010).

Alguns equipamentos possuem controle automático da corrente (em miliAmperes - mA), que significa que o operador pode selecionar a tensão (em kiloVolts - kV) do tubo de raio X e a corrente (mA) será variada automaticamente pelo sistema de controle do aparelho, de acordo com a atenuação produzida pelo paciente. A partir

da atenuação do feixe de raio X, que é identificada pelo sinal oriundo do paciente que atinge os detectores, o sistema de controle define o valor da corrente a partir da imagem do topograma ou localizador. Esta técnica de variação da corrente a partir da imagem do localizador é baseada nas características de atenuação do feixe pelo paciente, o que é muito variável entre pacientes pediátricos, adultos e adultos obesos (CALZADO; GELEIJNS, 2010).

Os fabricantes de equipamentos de TCMD tem desenvolvido programas de redução de dose de radiação. Temos como exemplo, a modulação de corrente automática, isto é, a corrente do tubo varia automaticamente de acordo com o tamanho do paciente em todos os eixos; a modulação de dose baseada no órgão; possibilidade de seleção do ângulo de rotação do tubo pelo operador (TACK, 2012).

A avaliação de dose absorvida em TC se tornou uma avaliação importante para vários pesquisadores devido à ampla variação de equipamentos, com tecnologias diferentes.

2.3.1 Funcionamento

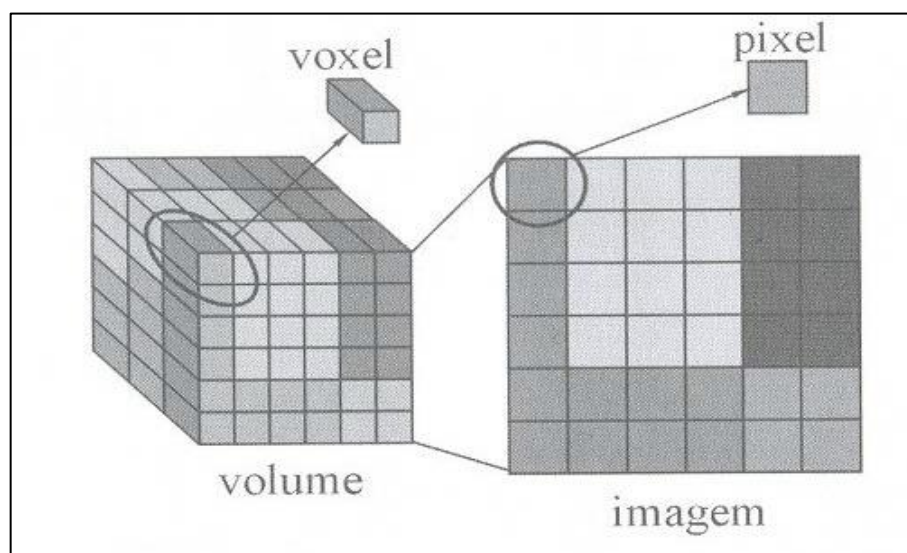
O aparelho de Tomografia Computadorizada utiliza um tubo gerador de raio X, que emite radiação enquanto se move em círculo ou semicírculo em torno do objeto ou do paciente do qual se deseja gerar os cortes. A radiação que atravessa o objeto é captada por detectores posicionados em posição oposta a da fonte de radiação. As imagens tomográficas são reconstruídas a partir de um grande número de medições em diversas posições do sistema turbo-detector, obtidas do objeto ou do paciente. Os dados coletados pelos detectores são convertidos em sinal digital e enviados ao computador (MOURÃO, 2007).

O feixe de raio X utilizado é colimado para irradiar uma fatia do volume, que é dividida em pequenas unidades de volume denominadas voxel. O feixe de raio X é atenuado quando atravessa uma fileira de voxels, devido à interação com a matéria. O valor da intensidade do feixe de entrada é conhecido, a parcela do feixe que consegue atravessar fileira de voxels é captada pelo detector. Então de posse do valor da intensidade do feixe de entrada e do feixe de saída captado pelo detector

pode se determinar a parcela do feixe absorvido pela fileira de voxels. Os detectores captam a parcela que atravessou o objeto gerando um sinal elétrico que é convertido em sinal digital e enviado para o computador. E após aquisição de um grande número de medições o computador fará reconstruções das imagens a partir destas informações (MOURÃO, 2007).

Então, cada voxel ou conjunto de voxels está associado a um valor do coeficiente de atenuação do tecido e a um pixel, que é um elemento da imagem digital, que pode ser identificado em representação esquemática da figura 5. E cada pixel representará na imagem um tom de cinza. Conseqüentemente o tom de cinza da imagem do pixel dependerá do valor de atenuação promovida pelos voxels que representa. Portanto os valores numéricos para os coeficientes de atenuação são obtidos por meio de algoritmos para resolução de equações matemáticas dos dados enviados pelos detectores (MOURÃO, 2007). A figura 5 apresenta a transformação de uma fatia de volume para geração da imagem digital por Tomografia Computadorizada.

Figura 5 - Transformação de volume para geração da imagem (Tomografia Computadorizada).



Fonte: (MOURÃO, 2007).

Os voxels que apresentam coeficientes de atenuação linear maior e absorveram uma maior parcela do feixe de radiação, são representados em tons de cinzas mais claros na imagem ao branco, como por exemplo, o osso cortical, e os que possuem

menor valor de coeficiente de atenuação linear absorveram uma menor parcela do feixe e são mais escuros, como o pulmão (MOURÃO, 2007).

2.4 PROTEÇÃO RADIOLÓGICA

A Comissão Internacional de Proteção Radiológica tem-se preocupado há muitos anos com o problema da interação da radiação ionizante no corpo humano e com os danos por ela causados. Vem estudando os riscos da radiação e estabelecendo valores de doses máximas permissíveis, tanto para o trabalhador com radiações ionizantes como para o público em geral.

No Brasil, todo e qualquer uso de radiação ionizante está controlado pelas normas e diretrizes de radioproteção da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) – Norma CNEN NN 3.01/14 (BRASIL, 2014).

Em áreas de saúde, para questões trabalhistas, temos a Norma Regulamentadora Nº 32 do Ministério do Trabalho e Emprego - Segurança e Saúde no Trabalho em Serviços de Saúde (BRASIL, 1978). O item 32.4 desta norma estabelece as especificações quanto a radiações ionizantes e não desobriga o empregador de observar as disposições estabelecidas pelas normas específicas da CNEN. Ambas normas possuem as mesmas características, sendo uma complemento da outra, no assunto Proteção Radiológica.

No item 1.2.5 alínea “b” da CNEN NN 3.01/14 destaca que as práticas de radiodiagnóstico médico e odontológico são regulamentadas por Portaria do Ministério da Saúde, sendo utilizada como parâmetro a PORTARIA 453, de 01 de junho de 1998 (BRASIL, 1998).

O Centro de Diagnóstico, local em que foi realizado o estudo de caso, possui uma gestão para o risco, bem como conta com profissionais da área física, engenharia e técnica, responsável pelo funcionamento. Os documentos (Plano de Proteção Radiológica, Memorial Descritivo, PPRA e PCMSO, entre outros) são confeccionados e atualizados, priorizando as melhorias citadas em cronogramas.

O Plano de Radioproteção é pré-requisito para o funcionamento de qualquer serviço de radiodiagnóstico e deve ser apresentado anualmente à autoridade sanitária competente, por ocasião do pedido de revalidação de alvará de funcionamento, ou todas as vezes que houver alteração de instalações ou procedimentos técnicos (BRASIL, 2014).

Segundo as diretrizes básicas de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico Portaria 453 de 01 de junho de 1998, o Plano de Proteção Radiológica é parte integrante do Memorial Descritivo de Proteção Radiológica de um serviço e deve conter no mínimo:

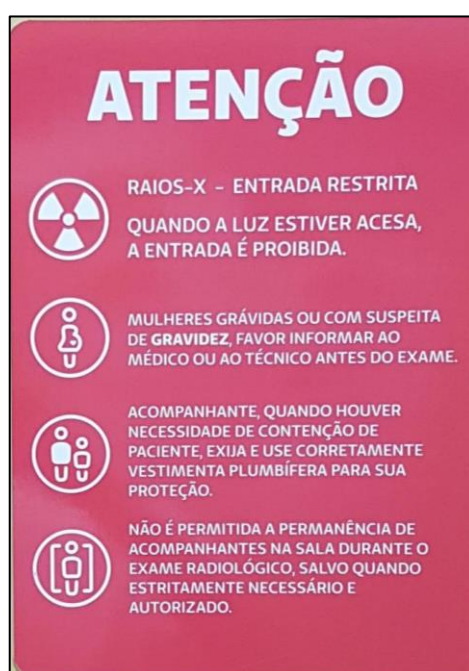
- a) Descrição do estabelecimento e de suas instalações, incluindo: (i) identificação do serviço e seu responsável legal; (ii) relação dos procedimentos radiológicos implementados; (iii) descrição detalhada dos equipamentos e componentes, incluindo modelo, número de série, número de registro no Ministério da Saúde, tipo de gerador, ano de fabricação, data da instalação, mobilidade e situação operacional; (iv) descrição dos sistemas de registro de imagem (cassetes, tipos de combinações tela filme, vídeo, sistema digital, etc.); (v) descrição da(s) câmara(s) escura(s), incluindo sistema de processamento;
- b) Programa de proteção radiológica, incluindo: (i) relação nominal de toda a equipe, suas atribuições e responsabilidades, com respectiva qualificação e carga horária; (ii) instruções a serem fornecidas por escrito à equipe, visando a execução das atividades em condições de segurança; (iii) programa de treinamento periódico e atualização de toda a equipe; (iv) sistema de sinalização, avisos e controle das áreas; (v) programa de monitoração de área incluindo verificação das blindagens e dispositivos de segurança; (vi) programa de monitoração individual e controle de saúde ocupacional; (vii) descrição das vestimentas de proteção individual, com respectivas quantidades por sala; (viii) descrição do sistema de assentamentos; (ix) programa de garantia de qualidade, incluindo programa de manutenção dos equipamentos de raio X e processadoras; (x) procedimentos para os casos de exposições acidentais de pacientes, membros da equipe ou do público, incluindo sistemática de notificação e registro;
- c) Relatórios de aceitação da instalação: (i) relatório do teste de aceitação do equipamento de raio X, emitido pelo fornecedor após sua instalação com o aceite do titular do estabelecimento; (ii) relatório de levantamento radiométrico, emitido por especialista em física de radiodiagnóstico (ou

certificação equivalente), comprovando a conformidade com os níveis de restrição de dose estabelecidos no regulamento; (iii) certificado de adequação da blindagem do cabeçote emitido pelo fabricante (BRASIL, 1998).

O Plano de Proteção Radiológica da unidade segue os parâmetros da portaria acima, orienta e treina seus profissionais de forma anual, visando reforçar os conceitos de radioproteção, discussão de procedimentos radiológicos adotados, aproveitando o debate para suscitar eventuais ocorrências observadas pelos profissionais, a fim de apontar as causas e soluções e levar o conhecimento do grupo, contribuindo assim para a padronização e controle dos procedimentos radiológicos implementados.

Objetivando a segurança dos profissionais, pacientes, acompanhantes, terceiros e do público em geral, a sala de tomografia possui: símbolo internacional da radiação ionizante, seguindo as dimensões padronizadas pelos organismos nacionais e internacionais de controle; quadro de avisos “Raio X, entrada restrita”; sistema de sinalização luminosa (luz vermelha) acima da face externa das portas de acesso à sala, acompanhada do seguinte aviso: “Quando a luz vermelha estiver acesa, a entrada é proibida”; demais informações pertinentes, conforme figura 6.

Figura 6 – Adesivo de aviso – Sala de TC.



Fonte: (Elaborado pelo autor, 2019).

O Monitoramento da área com finalidade de apontar eventuais falhas no controle estabelecido é realizada através de levantamentos radiométricos do ambiente com frequência não superior a cada quatro anos.

O programa de monitoração individual conta com a avaliação da exposição externa à radiação dos IOE (indivíduo ocupacionalmente exposto), definidos nas Análises Preliminares de Riscos (APR-HO), através da análise dos GHE, presente no Programa de Prevenção de Riscos Ambientais. Tal monitoração é realizada através do uso de dosímetros pessoais e intransferíveis. O dosímetro é usado na altura do tórax e sua leitura corresponde à dose efetiva do usuário. As leituras são feitas mensalmente, e caso ocorram exposições de emergência, acidentes e/ou suspeitas de acidentes, são tomadas providências para a imediata avaliação dos dosímetros dos indivíduos envolvidos. Os dosímetros são fornecidos por um laboratório certificado pelo CASEC/IRD/CNEN, para prestação de serviço de monitoração individual externa de corpo inteiro para feixe de fótons. Constantemente o Supervisor de Proteção Radiológica e/ou os profissionais da área de segurança do trabalho verifica se durante o período de trabalho o técnico, o responsável técnico e eventuais auxiliares monitorados estão utilizando o dosímetro. O uso adequado também deverá ser notado (utilizados na região mais exposta do tronco). Através de advertências verbais ou escritas, conforme o caso, o membro da equipe que estiver descumprindo os procedimentos determinados será notificado da irregularidade em sua atuação e das consequências de sua ação. Tal notificação deverá ser registrada junto à ficha de acompanhamento do usuário.

A exposição normal dos IOE deve ser restringida de tal modo que, nem a dose efetiva e nem a dose equivalente nos órgãos ou tecidos de interesse, causadas pela possível combinação de exposições originadas por práticas autorizadas, excedam o limite de 20 mSV por ano (corpo inteiro), salvo em circunstâncias especiais, autorizadas pela CNEN. Para fins de controle administrativo efetuado pela CNEN, o termo “dose anual”, deve ser considerado como dose no ano calendário, isto é, no período decorrente de janeiro a dezembro de cada ano. A média aritmética em 5 anos consecutivos, não deve exceder 50 mSv em qualquer ano. Em circunstâncias especiais, a CNEN poderá autorizar um valor de dose efetiva de até 5 mSv em um ano, desde que a dose efetiva média em um período de 5 anos consecutivos, não

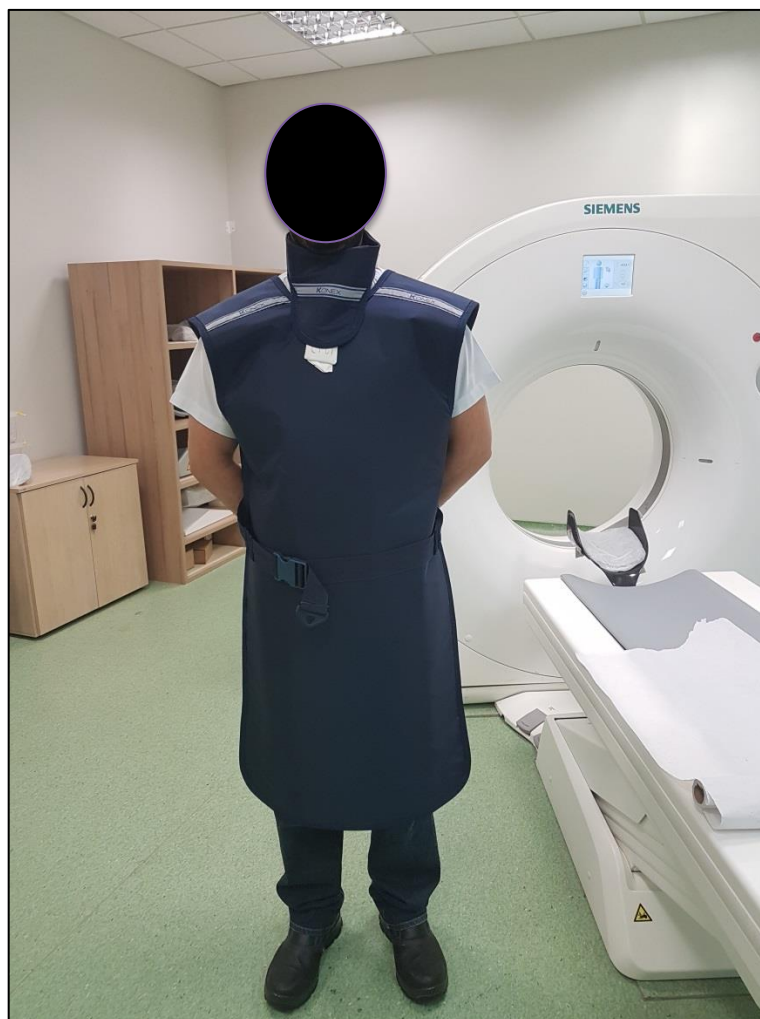
exceda a 1 mSv por ano. O valor médio deve ser obtido em 1cm² de área, na região mais irradiada.

Segundo as diretrizes básicas de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico Portaria 453 de 01 de junho de 1998, todas as doses efetivas mensais superiores a 1,5 mSv devem ser investigadas pelos titulares do serviço. Os resultados da investigação devem ser assentados. O Centro de Diagnóstico comunica, caso exista ocorrência, a autoridade sanitária local, os resultados mensais acima de 3/10 do limite anual, juntamente com um relatório das providências que foram tomadas. O entendimento de 15 mSv como limiar para comunicação à vigilância sanitária é baseado nos 3/10 de 50mSv, que é o máximo de dose que um IOE pode ser submetido durante um ano. Quando o valor mensal relatado de dose efetiva for superior a 100 mSv, há uma investigação especial e, havendo uma provável exposição do usuário do dosímetro, este é submetido a uma avaliação de dosimetria citogenética.

Para cada membro da equipe que recebe um dosímetro individual, será aberta uma ficha para registro das ocorrências e doses mensais, a fim de evidenciar a ocorrência de variação das doses. O SESMT, junto com o físico registra os procedimentos radiológicos, as ações e resultados do programa de garantia da qualidade, testes de constância, levantamentos radiométricos realizados, controle ocupacional de doses, treinamentos realizados, contratos e outros documentos importantes para arquivamento.

Além do dosímetro individual, a empresa fornece outros equipamentos de proteção aos profissionais expostos à radiação ionizante, destacando-se entre eles, aventais de chumbo plumbífero e protetor de tireoide. Os testes desses equipamentos são realizados anualmente, onde ocorrendo qualquer inaptidão do equipamento, o mesmo é inspecionado e substituído por um aceitável. Ambos possuem certificado de aprovação, portanto são considerados equipamentos de proteção individual, de acordo com a Norma Regulamentadora NR-6 Equipamentos de Proteção Individual do Ministério do Trabalho. A figura abaixo apresenta o profissional portando os EPI's antes do início de suas atividades.

Figura 7 – Equipamentos de Proteção Individual.



Fonte: (Elaborado pelo autor, 2019).

2.5 PROCEDIMENTOS PARA O LEVANTAMENTO RADIOMÉTRICO

Antes do início de operação de qualquer Instituição de Radiodiagnóstico e após a ocorrência de qualquer modificação em equipamentos, carga de trabalho, condições de operações e de blindagem que possa alterar significativamente os níveis da radiação, deve ser realizada o Levantamento Radiométrico da instalação.

Para os procedimentos realizados, durante o levantamento radiométrico, deve ser seguida a Norma de Higiene Ocupacional 05 – Avaliação da exposição ocupacional aos raio X nos serviços de radiologia FUNDACENTRO (BRASIL, 2001).

Parâmetros arquitetônicos e de blindagem devem ser estabelecidos de maneira que assegurem obediência ao sistema de Limitação de Dose estabelecidos na Normativa

da Comissão Nacional de Energia Nuclear de número 3.01 e conter os requisitos contidos na Resolução RDC 50 de 2002, o que viabilizará a proteção radiológica adequada para profissionais e indivíduos do público, expostos em instalações nucleares e radiológicas (BRASIL, 2002).

No planejamento de uma instalação de radiodiagnóstico devem ser feitas considerações sobre o tipo do equipamento (Cobalto, Acelerador, HDR, Raio X, etc.), carga de trabalho, fator de uso, fator de ocupação, número de pacientes tratados, localização física da sala no serviço, etc.

Na ausência de informações exatas é prudente se fazer um superdimensionamento. Os requisitos prévios de blindagem dependem da natureza da ocupação das áreas circunvizinhas que são acessíveis a trabalhadores e a indivíduos do público, incluindo pacientes. Em todas as instalações radioativas, o controle de áreas compreende a avaliação, classificação, controle de acesso, balizamento, sinalização e monitoração. Periodicamente, devem ser confirmadas as classificações das áreas, considerando eventuais modificações do uso da instalação (BRASIL, 2002).

O programa de monitoração de área abrange eventuais modificações do uso da instalação. Abrange a seleção e demarcação de pontos de referência para realização de medições, escolhidos de forma que sejam: representativos com relação a permanência e trânsito de pessoas, para fins de estimativa de doses; significativos para fins de detecção prévia de irregularidades na condição operacional (BRASIL, 2002).

No caso de fontes com material radiativo, as áreas restritas (inclusive locais de armazenamento de fontes e rejeitos), devem possuir mecanismos que permitam o seu isolamento em situações de emergência, incluindo sistemas de alarmes sonoros e visuais. A utilização de radiação exige que as áreas de trabalho sejam limitadas por barreiras de proteção contra as radiações. As especificações das paredes protetoras contra radiações e outros meios de proteção deverão fazer parte do projeto de proteção radiológica da instalação (BRASIL, 2002).

Na determinação das barreiras torna-se necessário conhecer a terminologia aplicada a esses cálculos, feixe útil é chamada Barreira Protetora Primária. Paredes, chão e teto, que só interceptam radiação espalhadas e de fuga são onde podem ser instaladas as Barreiras Protetoras Secundárias (BRASIL, 2014).

- Barreiras Secundárias – Para medir o feixe espalhado e a fuga pelo cabeçote (*Leakage*), utiliza-se um simulador (fantoma – 25x25x20cm³) de material equivalente ao tecido e o campo máximo. As medidas são feitas, em geral: na porta, posição do comando, salas adjacentes e áreas livres circunvizinhas.
- Barreiras Primárias – Para medir o feixe primário, apontar o feixe para uma das direções assinaladas no esboço. Medir a taxa de dose ou *kerma* no ar com o monitor de área calibrado. Anotar no formulário o valor medido para aquele ponto. Realizar as medidas nos demais pontos de interesse.

Os projetos devem assegurar os limites autorizados. Na ausência destes devem-se utilizar valores obtidos segundo processo de otimização, observando os limites primários como condição de contorno. Na ausência de um período de blindagem específico devem-se utilizar valores médios que correspondem a uma estimativa realística das condições de utilização dos equipamentos e locais adjacentes.

Na empresa onde foi realizado o estudo de caso, desde sua construção houve acompanhamento por profissionais da área física e de segurança do trabalho, realizando inspeções visuais além de relatórios diários. A figura 8 destaca, na fase de obras, a blindagem de chumbo da sala de tomografia computadorizada.

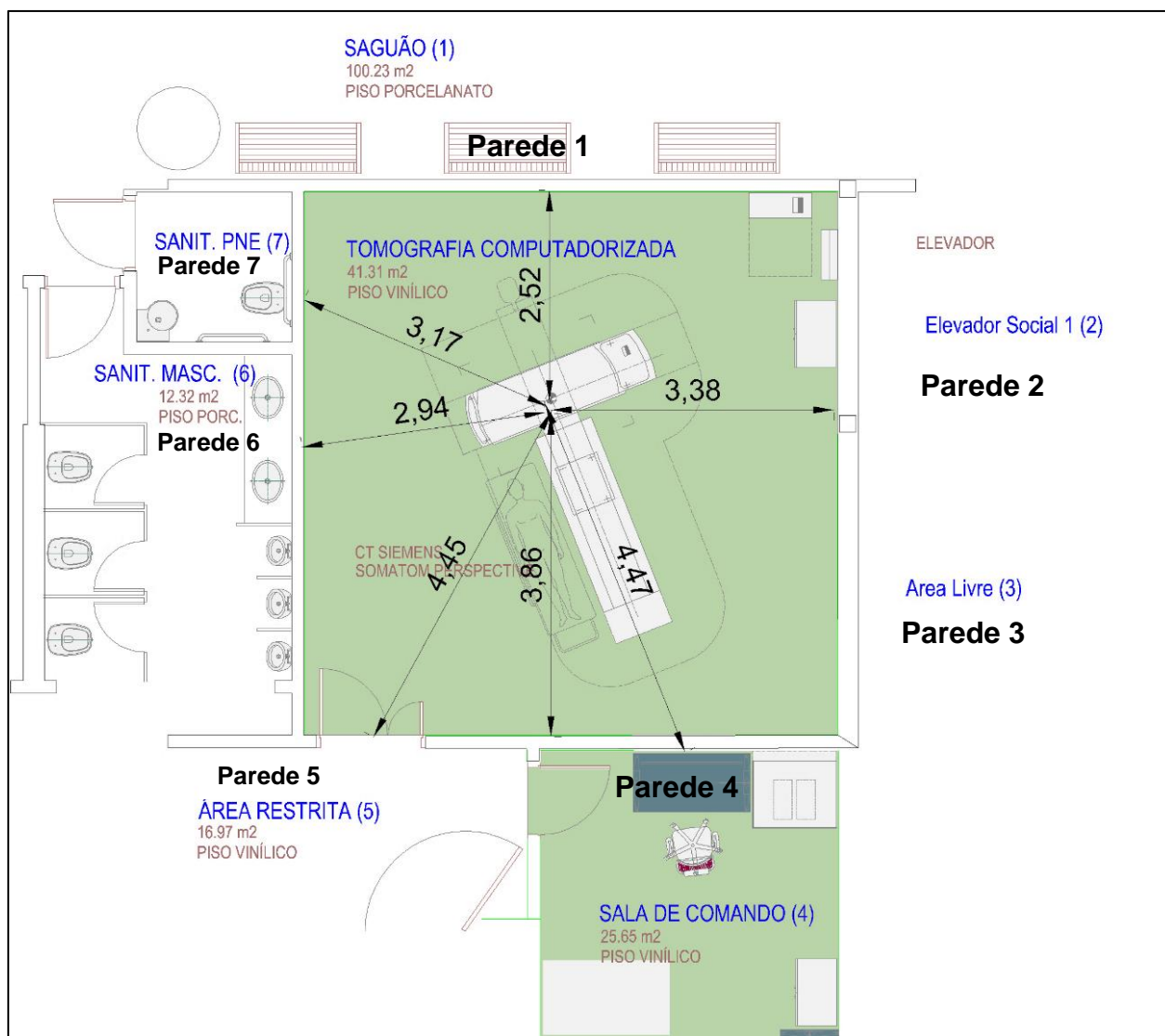
Figura 8 – Fase de obras da sala de tomografia computadorizada.



Fonte: (Elaborado pelo autor, 2015).

O Memorial de Cálculos de Blindagem, que tem como objetivo descrever a metodologia, parâmetros e critérios utilizados nos cálculos de blindagem, encontra-se atualizado e presente na área de segurança do trabalho. A figura 9 apresenta leiaute da sala de tomografia computadorizada e vizinhança com suas respectivas dimensões.

Figura 9 – Leiaute da sala de tomografia computadorizada e vizinhança.



Fonte: (Memorial de Cálculos de Blindagem, 2015).

Na sala houve a utilização de massa baritada para o revestimento das paredes e de folhas de chumbo para as portas. A blindagem foi construída de tal forma que a proteção não seja prejudicada por vazios ou aberturas em barreiras de proteção. Problemas econômicos e complexos podem ocorrer no futuro. O quadro 2 apresenta as especificações e quantidade de material confeccionado.

Quadro 2 – Quadro de distâncias e materiais determinados.

Local	Distância da Fonte (m)	Fator de Ocupação	Fator de Uso	Conc. Nec.	Barita Nec.	Chumbo Nec.
Parede Contraste (1)	1.80	1.0	1.0	10cm	1.0cm	0.5mm
Vestiário (2)	1.80	0.5	1.0	10cm	1.0cm	0.5mm
Circulação (3)	1.80	0.25	1.0	10cm	1.0cm	0.5mm
Corredor (4)	3.04	0.25	1.0	10cm	1.0cm	0.5mm
Corredor (5)	3.58	0.25	1.0	Porta revestida com mínimo de 0.5mmPb		
Porta Comando(6)	2.92	1.0	1.0	Porta revestida com mínimo de 0.5mmPb.		
Parede Comando (6)	1.91	1.0	1.0	10cm	1.0cm	0.5mm
Porta Sanitário (7)	3.11	0.25	1.0	Porta revestida com mínimo de 0.5mmPb.		
Parede Bucky	2.49	1.0	1.0 ^p	25 cm	3.0cm	1.5mmPb

Fonte: (Memorial de Cálculos de Blindagem, 2015).

Para construção da sala seria necessário utilizar apenas um material, porém foram utilizados os três citados: concreto, barita e chumbo; Distância da fonte (m): distância em metros da fonte de radiação à blindagem; Fator de ocupação: tempo estimado de permanência de pessoa no local sendo: 1,0 para SEMPRE, 0,5 para PARCIAL, 0,25 para EVENTUAL, 0,13 para OCASIONAL e 0,06 para RARAMENTE. Fator de uso: é a fração do tempo de fonte exposta durante a qual o feixe de radiação está dirigido à área em questão. Nessa blindagem há a incidência de feixe direto, com cálculo feito com 0,5 de uso em feixe direto.

Em tomógrafos computadorizados são utilizadas as medidas de radiação secundária visto que o equipamento não emite feixe direto em nenhuma barreira já que o feixe direto é atenuado pelos próprios detectores do equipamento. No manual da ANVISA publicado pela RE 1016 de 2005 (BRASIL, 2005) é detalhado o procedimento a ser seguido durante a realização do levantamento radiométrico de um tomógrafo computadorizado. Segundo o manual, o instrumental utilizado consistiu em:

- (1) Monitor de área com tempo de resposta adequado e devidamente calibrado;
- (2) Objeto espalhador (água ou acrílico) com dimensões aproximadas às do abdômen de um adulto típico;
- (3) Trena (BRASIL, 2005).

A metodologia a ser seguida foi:

Croqui da sala (1) Desenhar a sala de raio X, identificando as áreas adjacentes e anotando suas dimensões ou definindo escala apropriada. (2) Representar e

identificar no croqui: *gantry*, o painel de comando, o visor, as portas, as janelas e a mesa de exames. (3) Selecionar e identificar os pontos de interesse para as medições, situados dentro e fora da sala. Registrar os pontos selecionados (BRASIL, 2005).

Relativo aos Parâmetros de operação:

(4) Selecionar a maior tensão do tubo (kVp) adotada nos exames de rotina. Registrar o valor selecionado. (5) Selecionar uma técnica de exposição com o maior produto corrente-tempo disponível entre os protocolos de exame utilizados, de modo que o tempo de exposição (t) e a corrente anódica (I) sejam adequados ao tipo de monitor e modo de detecção utilizados. Registrar os valores selecionados. (6) Selecionar a maior espessura de corte permitida. Barreiras secundárias - radiação espalhada e de fuga (7) Posicionar o objeto espalhador sobre a mesa de exames e no isocentro do *gantry*. (8) Posicionar o monitor no primeiro ponto de medida atrás da barreira secundária. (9) Realizar um corte tomográfico com os parâmetros pré-selecionados e incremento da mesa igual a zero. Repetir a medição nos demais pontos de interesse. Registrar as medidas. (10) Repetir os itens (8) e (9) para as demais barreiras secundárias (BRASIL, 2005).

2.5.1 Instrumento de Medida

Os monitores tipo câmara de ionização são os mais adequados. Uma das maiores aplicações deste tipo de câmara, quando operada com ar, é a medida de taxa de exposição gama, já que esta grandeza é definida em função da ionização no ar. A determinação da carga de ionização dá uma medida precisa da exposição e uma medida da corrente de ionização indicará a taxa de exposição. Outra característica que torna uma câmara de ionização mais adequada é a pequena dependência energética e a melhor resposta para radiação pulsada. Os Monitores de Radiação podem medir taxa de dose ou dose integrada (BRASIL, 1998).

2.6 PRINCÍPIOS DE RADIOPROTEÇÃO

Assim como as normativas internacionais, as normas de radioproteção da CNEN e a Portaria 453 de 01 de junho de 1998 são baseadas em três princípios: Justificativa, Otimização e Limitação da Dose. A justificativa deve levar em consideração as possíveis vantagens comparativas a outros métodos como cirurgia e/ou

quimioterapia; o balanço entre a severidade da condição a ser tratada e a possibilidade de ocorrência de efeitos indesejáveis, estocásticos ou não estocásticos. A justificativa na prática implica em se produzir mais benefícios que dano. A limitação da dose implica em se ter um adequado padrão de radioproteção e a otimização da proteção significa maximizar as margens de segurança, minimizando os custos.

Um dos princípios básicos de radioproteção é manter-se as exposições tão baixas quanto razoavelmente exequível – ALARA (*As Low As Reasonable Achievable*), levando-se em conta fatores econômicos e sociais. Na prática, esse princípio consiste em aumentar o nível de proteção até o ponto em que as melhorias suplementares só conseguem reduções de exposição que são menos importantes que os esforços adicionais requeridos para essas reduções. O esforço na radioproteção é quantificado em termos de custo.

As dimensões das instalações e as blindagens das fontes de radiação devem ser tais que as operações possam ser executadas em conformidade com os limites autorizados e, na sua ausência, com o princípio da otimização (BRASIL, 2014)

Assim sendo, os limites de dose individual não podem, por si só, definir as espessuras das blindagens.

Eles são usados como condição de contorno para assegurar espessuras mínimas e seus valores são 20 mSv/ano para trabalhadores (áreas restritas) e 1 mSv/ano para indivíduos do público. É importante ressaltar que, se a espessura otimizada for inferior à obtida por limitação de dose individual, deve-se adotar o maior valor. A não ser que a CNEN solicite especificamente, a demonstração de otimização de um sistema de proteção radiológica é dispensável quando o projeto assegura que, em condições normais de operação, cumprem-se simultaneamente as três condições seguintes:

- A dose equivalente efetiva para trabalhadores não excede a 1 mSv/ano;
- A dose equivalente efetiva para indivíduos do público não excede a 10 mSv/ano;
- A dose equivalente efetiva coletiva não excede a 1homem-sievert/ano.

3 MATERIAIS E MÉTODOS

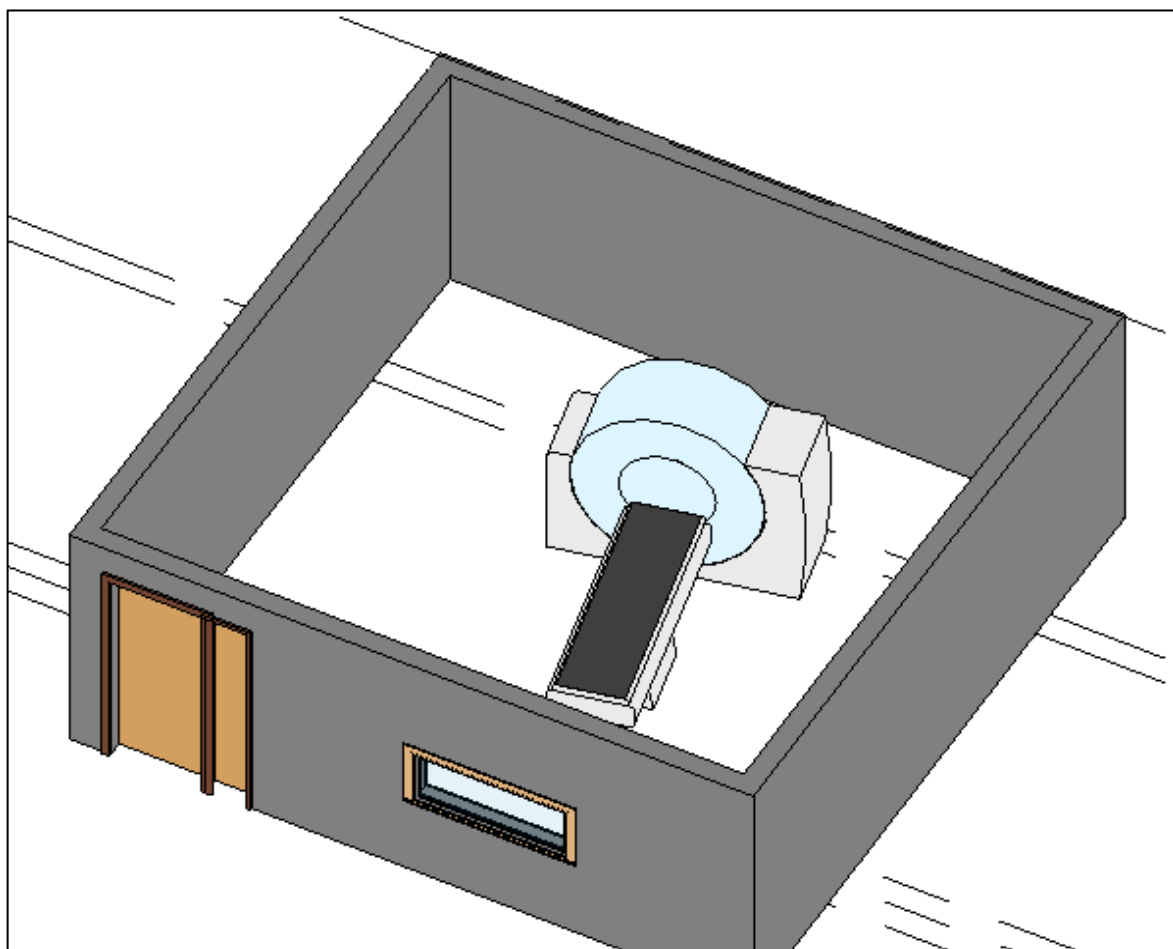
Para o estudo de caso, a presente pesquisa abrangeu as ocorrências de um Centro de Diagnósticos no interior do estado de São Paulo. O estudo de caso tem como finalidade descrever uma situação de dose espalhada numa sala de tomografia e quantificar através de aparelho específico, seus valores.

3.1 SALA DE EXAMES E EQUIPAMENTOS

O Equipamento utilizado nas avaliações foi um tomógrafo de 128 canais (64 canais interpolados) Siemens Somatom Perspective com kiloVoltagem máxima de operação de 140 kV e 380 miliAmperes com cortes tomográficos podendo ser realizados desde 0.5mm a 10.0mm. Sua capacidade é de 60 exames diariamente e sua média de 32 exames/dia.

Relativo às exigências de tomografia contidas na RDC 50/02, o número de salas de exames depende da capacidade de produção do equipamento e da demanda de exames do estabelecimento. O tamanho da sala depende do equipamento e não possui um tamanho mínimo, porém deve-se observar uma distância mínima de 1,0 metro das bordas laterais da mesa de exame do equipamento e 0,6 metros das demais bordas ou extremidades do equipamento. Deve haver uma sala de comando para cada sala de exames sendo que uma sala de comando pode servir a 2 salas de exames no máximo. A metragem mínima da sala de comando é de 6.0 m². Tanto a sala e o equipamento (Fig. 10) estão em acordo com a normativa RDC 50/02.

Figura 10. Sala de Tomografia Avaliada



Fonte: Elaborado pelo autor (2019)

3.2 EXAMES REALIZADOS

Na realização de procedimentos de tomografia estabelece-se que é função do operador do tomógrafo posicionar o paciente no equipamento. A menos que seja necessário realizar contenção do paciente, não é necessário que nenhum outro indivíduo fique na sala durante o procedimento. Para aumentar a colaboração de crianças durante o exame, é prática comum que o acompanhante (geralmente alguém da família) acompanhe o procedimento dentro da sala de exames, essa prática é prevista no item 3.50 a) das diretrizes básicas de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico Portaria 453 de 01 de junho de 1998. Nesta condição, portanto, as regras de radioproteção devem ser aplicadas de maneira a proteger o acompanhante. Após o paciente ter sido devidamente posicionado, o operador se dirige até a sala de comando onde irá inserir a programação no

computador de aquisição e, em seguida, realizar a aquisição das imagens para a posterior avaliação do médico radiologista.

O uso de contraste é realizado para facilitar a visualização de estruturas que se confundem com a anatomia convencional. Exames de crânio, abdômen, tórax e angiografias fazem um extenso uso de contraste. Da mesma forma como ocorre em procedimentos sem contraste o operador posiciona o paciente no equipamento. A diferença de exames que exigem contraste é que é necessário que o auxiliar de enfermagem realize um acesso venoso para que o exame seja realizado. Tanto em casos de injeção manual como injeção de contraste fazendo o uso de bombas, não é necessário que o auxiliar de enfermagem permaneça na sala de exames durante a aquisição das imagens (hora que há a emissão de raio X).

Artefatos de movimento dificultam em muito a visualização das imagens. Durante sua aquisição, é imprescindível que o paciente fique imóvel. No entanto, em alguns casos, há a necessidade de ambusar o paciente durante o exame, ou de contenção do mesmo. As diretrizes básicas de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico Portaria 453 de 01 de junho de 1998A é clara nos itens 3.50 a) e b) ao enfatizar que *“esta atividade [contenção] deve ser exercida apenas em caráter voluntário e fora do contexto da atividade profissional do acompanhante”* complementando ainda que *“é proibido a um mesmo indivíduo desenvolver regularmente esta atividade [contenção]”* e ainda que *“durante as exposições, é obrigatória, aos acompanhantes, a utilização de vestimenta de proteção individual compatível com o tipo de procedimento radiológico e que possua, pelo menos, o equivalente a 0,25 mm de chumbo”*, finalmente, esclarece que o *“limite de dose” não se aplica para estes acompanhantes; entretanto, as exposições a que forem submetidos devem ser otimizadas com a condição de que a dose efetiva não exceda 5 mSv durante o procedimento.”*

3.3 AVALIAÇÃO DA RADIAÇÃO ESPALHADA

Foram realizadas aferições de radiação espalhada em vários pontos ao redor do equipamento de tomografia. A figura 11 destaca a câmara ionizante no ponto que o profissional mais transita dentro da sala, devido à logística realizada com o paciente

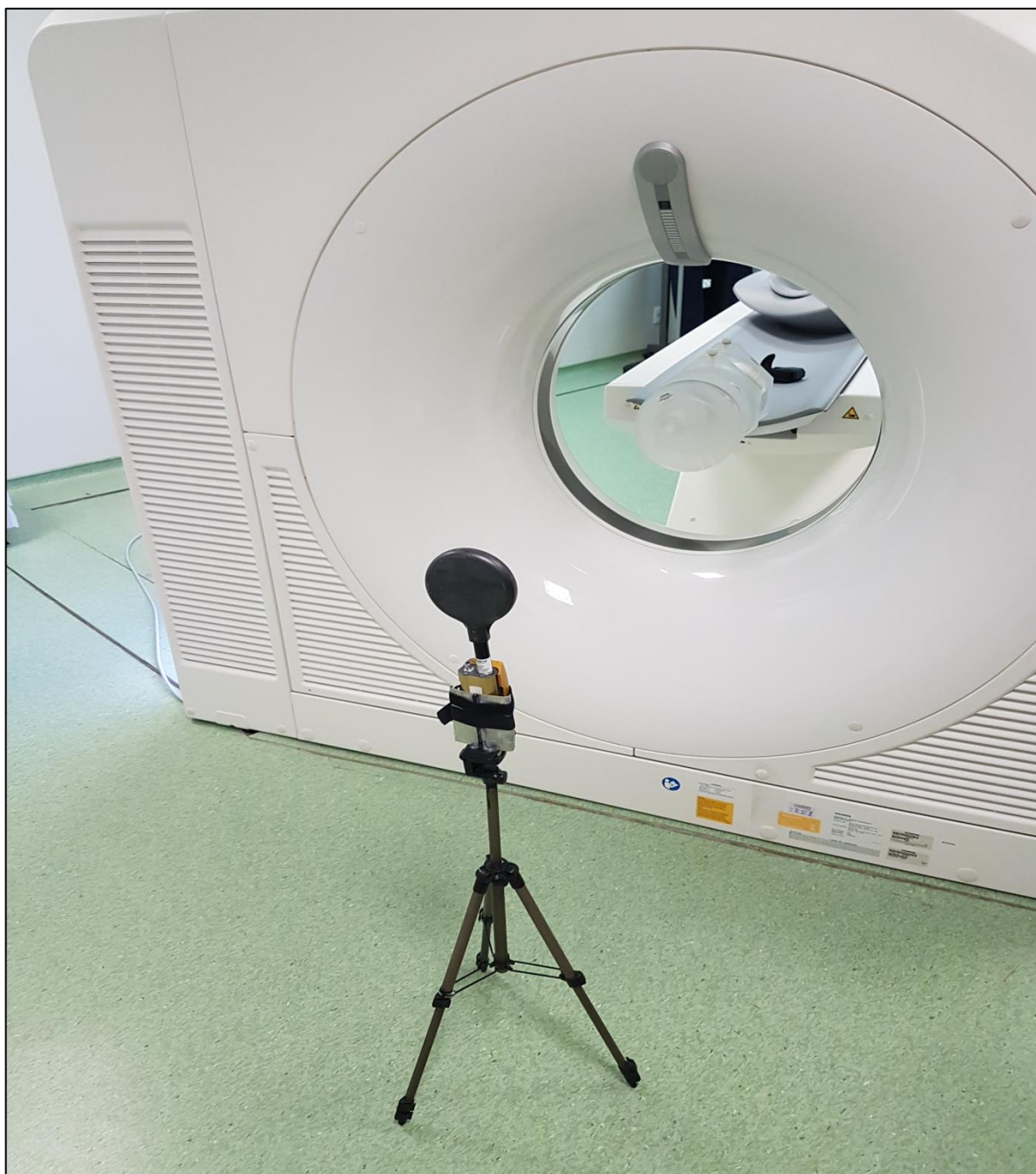
e a figura 12 apresenta o ponto medido na parte dos fundos do equipamento. Como objeto espalhador, utilizou-se um fantoma de abdome de 0,32 m de diâmetro centralizado no equipamento conforme mostrado nas figuras abaixo.

Figura 11. Ponto aferido (lado esquerdo do equipamento)



Fonte: Elaborado pelo autor (2019)

Figura 12. Ponto aferido (fundo do equipamento)



Fonte: Elaborado pelo autor (2019)

A figura 13 apresentada é a sala de comando, onde, logo após o posicionamento do paciente, o profissional chega para operação do tomógrafo. É importante destacar que esse é o ponto mais frequente onde profissional trabalha, levando boa parte de sua jornada no local. Seu fator de ocupação, levando em consideração os parâmetros da Norma de Higiene Ocupacional – NHO 05, será TOTAL.

Figura 13. Ponto aferido (sala de comando)



Fonte: Elaborado pelo autor (2019)

A figura 14 apresentada a seguir destaca o ponto aferido do lado externo da sala de Tomografia Computadorizada, considerada área livre. Em caso de falta de manutenção ou a porta não esteja corretamente fechada, poderá acarretar níveis de radiação acima do permitido no local em destaque.

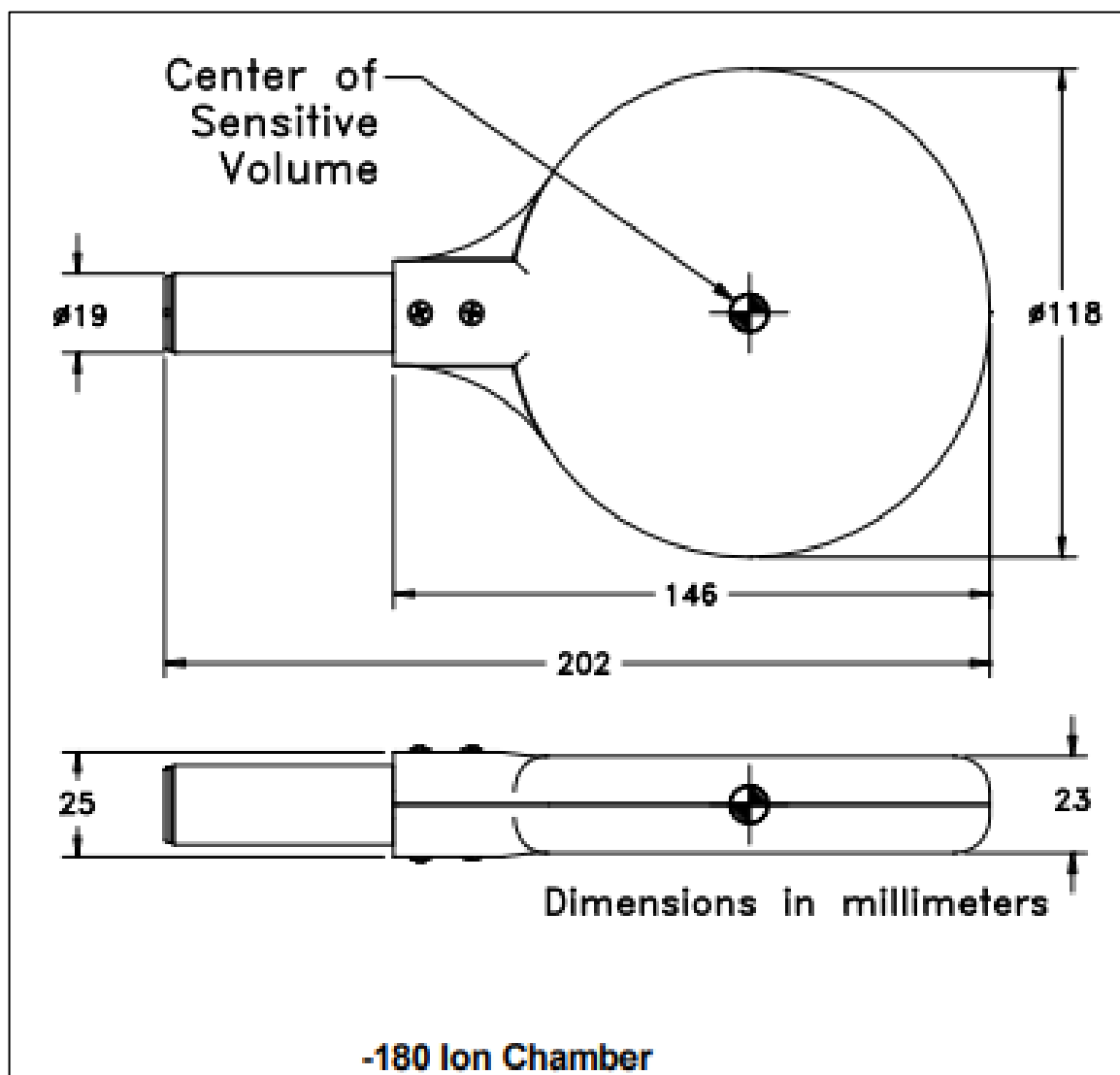
Figura 14. Ponto aferido (lado externo da sala do equipamento)



Fonte: Elaborado pelo autor (2019)

A radiação espalhada foi obtida com uma câmara de ionização do tipo 10x6-180 Radcal (Monrovia, CA) com área de detecção de 100 cm² e volume ativo de 180 cm³. Essa câmara é específica para detecção de baixas doses de radiação e detecta radiação na faixa de 2 nGy a 17 Gy e detecta taxas de dose de 1nGy/s a 4.9mGy/s. A figura 15 mostra um esquema da câmara de ionização utilizada.

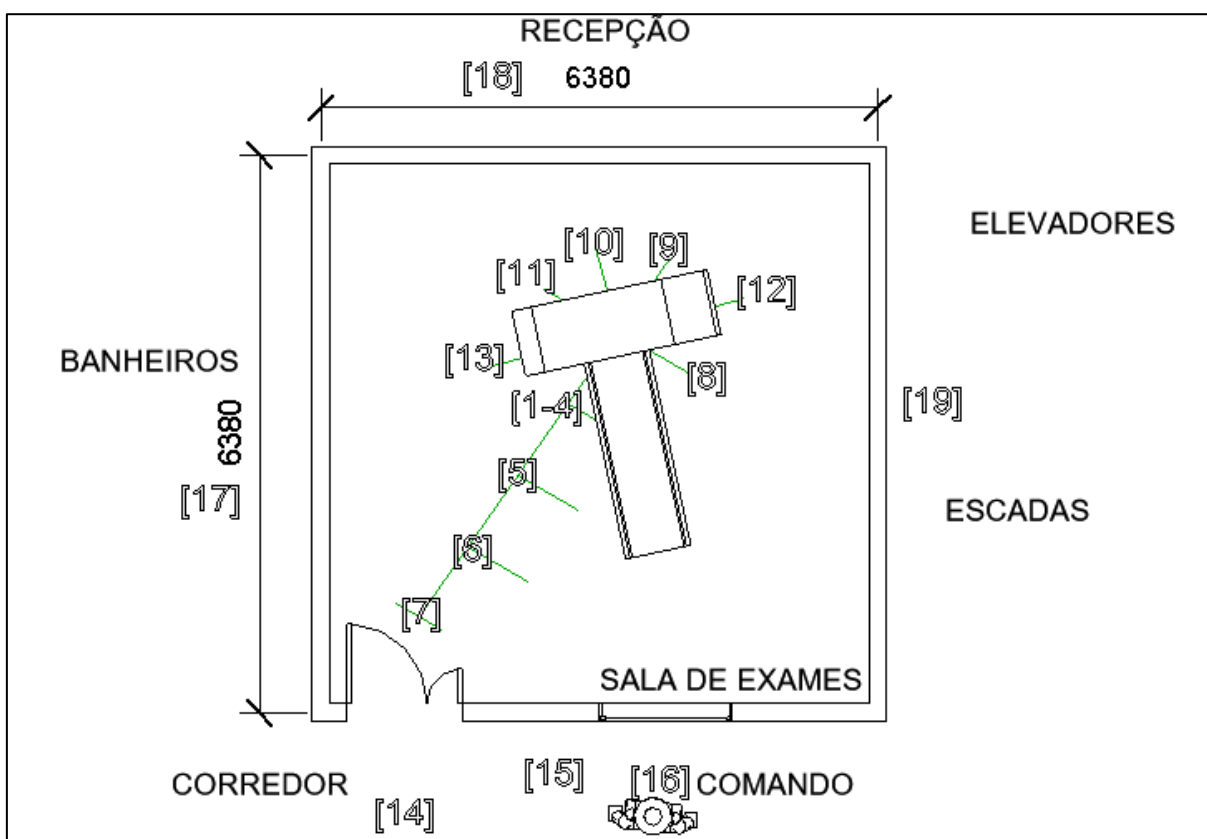
Figura 15. Câmara Radcal 10x6-180 esquematizada.



Fonte: Elaborado pelo autor (2019)

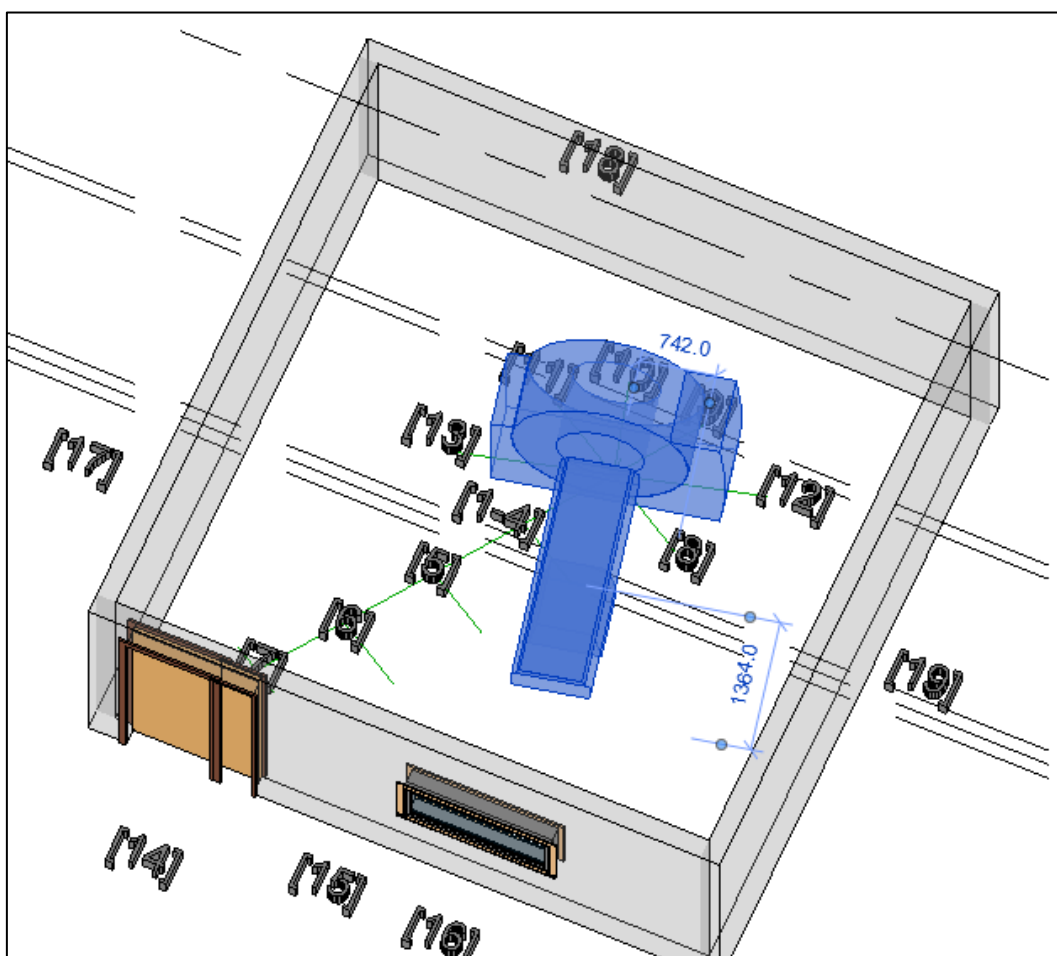
Avaliação quantitativa *in loco* foi realizada em 18 pontos diferentes, pegando desde recepção e corredores próximo a banheiros, consideradas áreas livres, até a sala de comando e tomografia. Os procedimentos e técnicas de avaliação tiveram como base a Norma de Higiene Ocupacional – NHO 05. As figuras 16 e 17 apresentam o leiaute e leiaute tridimensional respectivamente, numerando cada ponto quantificado. Pode-se reparar que 13 pontos foram aferidos no interior da sala onde está presente o equipamento, procurando um número de dados informativos onde os níveis de radiação são consideráveis.

Figura 16. Área Quantificada



Fonte: Elaborado pelo autor (2019)

Figura 17. Área Quantificada – 3D



Fonte: Elaborado pelo autor (2019)

Após as informações coletadas dos diferentes pontos, foram descarregados os valores em *software* específico, emitindo no final um quadro com os resultados sobre a dose estimada. Informações importantes como a kiloVoltagem de pico (kV) aplicada no tubo, sendo utilizado padrão de 120; miliAmperagem (mAs) aplicada x tempo de rotação; espessura de corte tomográfico varia conforme o fabricante que pode ser de 1 mm a 10 mm, sendo este último valor utilizado, onde cada equipamento irá proporcionar valores específicos a cada modelo e fabricante, aproximando conforme a necessidade do serviço; o incremento que seria quanto a mesa vai andar, aplicado em 10 mm, variando também de acordo com o fabricante que pode ser de 0 mm a 50 mm; distância fonte detector (DFD) é a distância do centro do fantoma até a detecção da câmara de ionização, em situações de espalhamento.

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados obtidos sobre dose e taxa de dose em cada local avaliado estão explícitos no quadro 3.

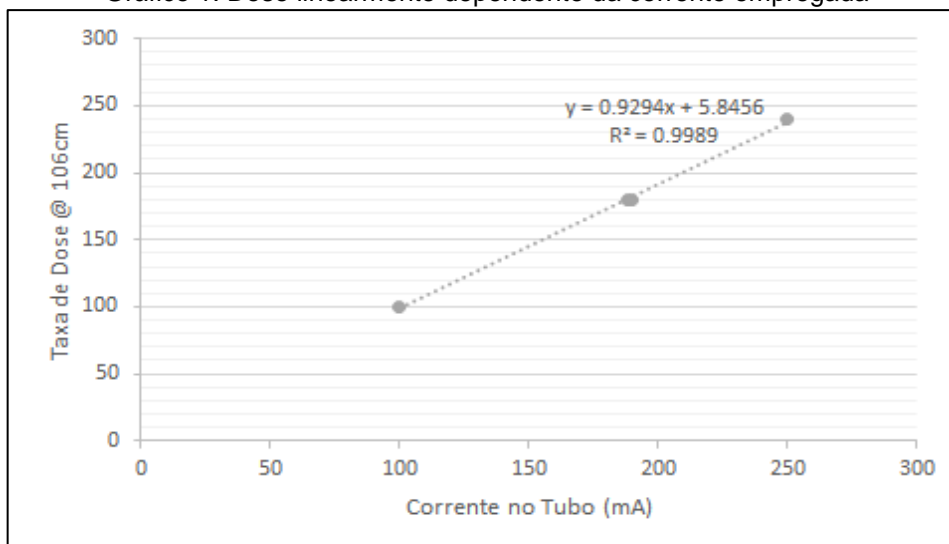
Quadro 3. Resultado das medidas realizadas em cada Ponto descrito nas figuras 16 e 17.

Ponto	kV	mAs	Esp Corte (mm)	Incremento (mm)	DFD (cm)	Dose (uGy)	Taxa de Dose (uGy/min)	Dose anual estimada (mSv/ano) [W=20000mAmin/sem]	Dose Limite Anual na Área (mSv/ano)
1	120	188	10	10	106	67,8	180	24.408[T=1]	N/A
2	120	190	10	10	106	68,1	180	24.516[T=1]	N/A
3	120	250	10	10	106	89,4	240	32.184 [T=1]	N/A
4	120	100	10	10	106	35,7	100	12.852[T=1]	N/A
5	120	190	10	10	217	17,9	50	6.444[T=1]	N/A
6	120	190	10	10	308	9,2	30	3.312[T=1]	N/A
7	120	190	10	10	412	27,7	20	9.972[T=1]	N/A
8	120	190	10	10	105	61,5	170	22.140[T=1]	N/A
9	120	190	10	10	108	26,5	70	9.540[T=1]	N/A
10	120	190	10	10	106	62,9	170	22.644[T=1]	N/A
11	120	190	10	10	104	67,6	180	24.336[T=1]	N/A
12	120	190	10	10	203	8,2	20	2.952[T=1]	N/A
13	120	190	10	10	203	9,2	20	3.312[T=1]	N/A
14	120	190	10	10	30cm da barreira	ANR	ANR	<0,36mSv/ano	0,5 mSv/ano
15	120	190	10	10	30cm da barreira	ANR	ANR	<0,36mSv/ano	5,0mSv/ano
16	120	190	10	10	30cm do visor	ANR	ANR	<0,36mSv/ano	5,0mSv/ano
17	120	190	10	10	30cm da barreira	ANR	ANR	<0,36mSv/ano	0,5mSv/ano
18	120	190	10	10	30cm da barreira	ANR	ANR	<0,36mSv/ano	0,5mSv/ano

Fonte: Elaborado pelo autor (2019)

Nos parâmetros da avaliação técnica, a espessura de corte, distância, posição e kilovoltagem mantiveram-se os valores fixos, havendo variação da corrente em mAs (miliAmperagem). Conclui-se que a dose espalhada é linearmente dependente da corrente empregada. O gráfico 1 destaca essa afirmação:

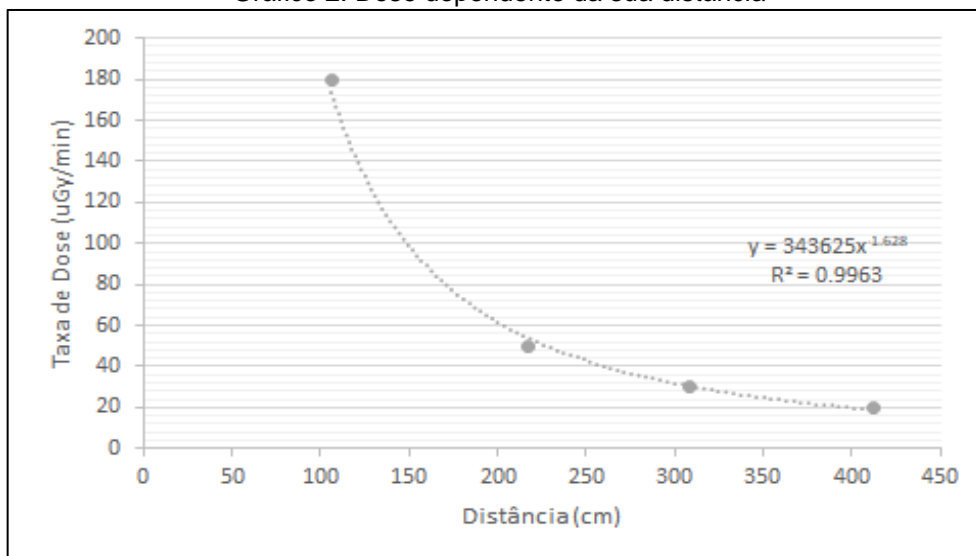
Gráfico 1. Dose linearmente dependente da corrente empregada



Fonte: Elaborado pelo autor (2019)

Nos valores obtidos na avaliação por distância (único que houve variação), foi observado que a dose espalhada varia com o inverso do quadrado da distância, concluindo-se que ela é dependente da sua distância. O gráfico 2 (a seguir) destaca essa afirmação:

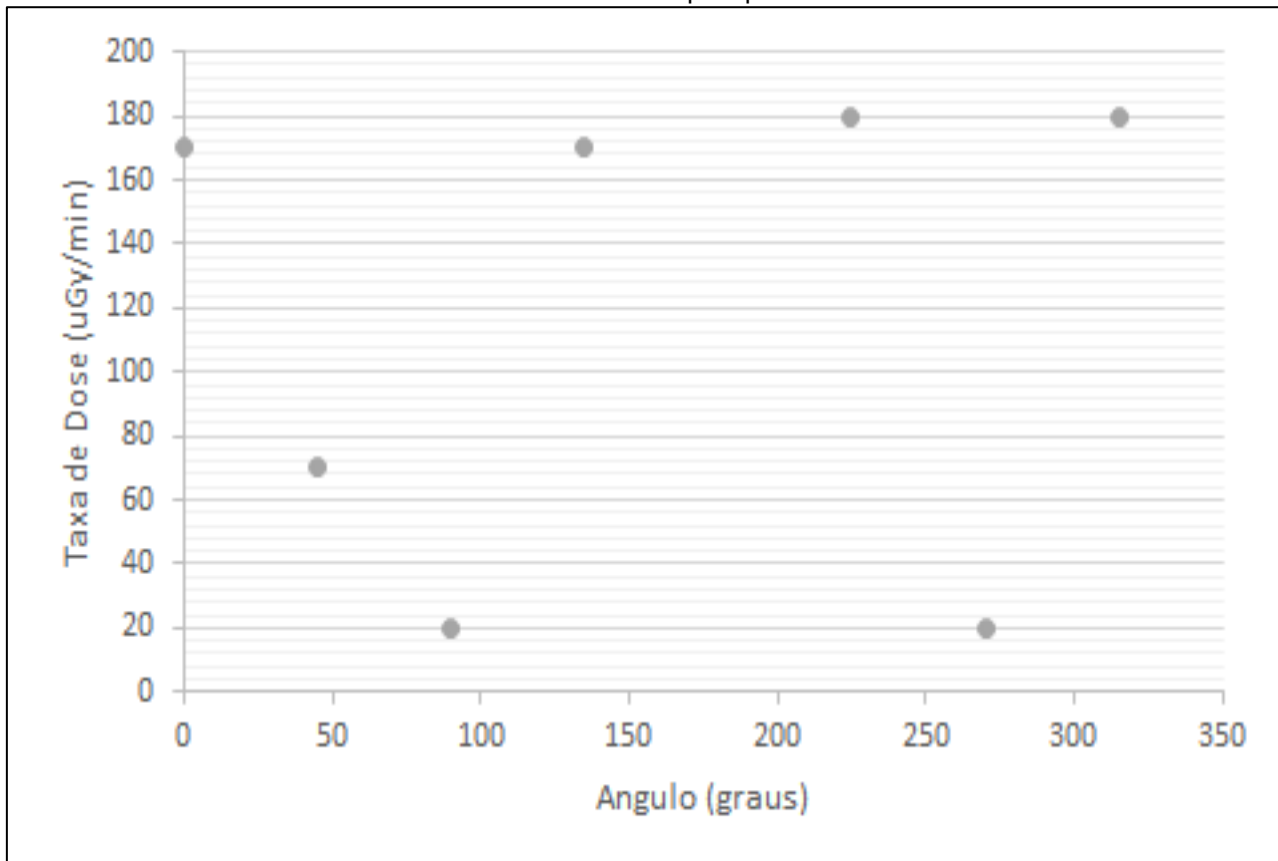
Gráfico 2. Dose dependente da sua distância



Fonte: Elaborado pelo autor (2019)

A última conclusão obtida, com valores retirados através da posição do aparelho, o paciente absorve a radiação gerada a 90°C. O gráfico 3 destaca essa afirmação:

Gráfico 3. Dose absorvida pelo paciente



Fonte: Elaborado pelo autor (2019)

5 CONCLUSÕES

Na área de saúde, principalmente quando se diz respeito a radiações ionizantes, as medidas de controles apresentadas na NR-09 - PPRA, deve obedecer-las: medidas de engenharia e/ou coletivas; medidas de caráter administrativo ou de organização do trabalho e por fim as medidas de uso pessoal (dosímetros entre outros equipamentos). Houve uma observação positiva quanto à gestão de riscos, bem como a aplicação do Programa de Proteção Radiológica, seguindo todas as solicitações aos profissionais da área, como monitoramento dos equipamentos e atividades. O Plano de Proteção Radiológica tem que ser parte integrante dos documentos requeridos pelo ministério do trabalho (PPRA e PCMSO), ser interpretado e aplicado também pelos profissionais do SESMT;

Os treinamentos sobre radioproteção é um ponto em destaque, pois todos os funcionários da área participaram com sucesso, tendo periodicidade cumprida;

O sucesso na obtenção de valores aponta que os cuidados com os procedimentos antes e depois do exame de tomografia são importantes, pois uma porta aberta ou a presença do funcionário na sala durante o exame pode ser prejudicial à saúde. A investigação da dose será feita conforme os protocolos estabelecidos, porém os cuidados com a prevenção é a chave para segurança e saúde no trabalho;

Com os resultados obtidos, verificou-se que salas de comando e áreas livres não apresentaram registros de radiação, sendo locais de maior presença de funcionários. A sala de Tomografia Computadorizada deve seguir as orientações dos programas de proteção e prevenção a saúde.

REFERÊNCIAS

BONTRAGER, K. L. **Atlas de bolso: técnica radiológica e base anatômica**. Rio de Janeiro: Guanabara Kooga, 2000.

BRASIL. **Comissão Nacional de Energia Nuclear: CNEN/NN 3.01 Diretrizes básicas de Radioproteção**. Brasília. Ministério da Ciência, Tecnologia e Inovação, 2014.

BRASIL. Ministério da Saúde. Agência Nacional de Vigilância Sanitária. **Radiodiagnóstico Médico: Desempenho de Equipamentos e Segurança/Ministério da Saúde, Agência Nacional de Vigilância Sanitária**. Brasília. Ministério da Saúde, 2005.

BRASIL. **Normas Regulamentadoras NR-06 Equipamento de Proteção Individual**. Brasília. Ministério do Trabalho e Emprego, 1978.

BRASIL. **Normas Regulamentadoras NR-32 Segurança e Saúde no Trabalho em Serviços de Saúde**. Brasília. Ministério do Trabalho e Emprego, 1978.

BRASIL. **Normas de Higiene Ocupacional NHO – 05 Avaliação da Exposição Ocupacional aos Raios X nos Serviços de Radiologia**. Brasília. Ministério do Trabalho e Emprego, 2001.

BRASIL. Secretaria de Vigilância Sanitária. Dispõe sobre o Regulamento Técnico para planejamento, programação, elaboração e avaliação de projetos físicos de estabelecimentos assistenciais de saúde. Resolução – RDC n. 50, 21 de fevereiro de 2002. **Regulamento técnico para planejamento, programação, elaboração e avaliação de projetos físicos de estabelecimentos assistenciais de saúde**, Brasília, p. 161, 2002.

BRASIL. Secretaria de Vigilância Sanitária. Aprova o regulamento técnico que estabelece as diretrizes básicas de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico. Portaria n. 453, 1 de junho de 1998. **Diretrizes de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico**, Brasília, p. 59, 1998.

CALZADO, A. e GELEIJNS, J. **Tomografía computarizada. Evolución, principios técnicos y aplicaciones.** Computed Tomography. Evolution, technical principles and applications. Rev Fis Med 2010 Dec; 11(3):163-180.

DAWSON, P; LEES, W. **Multi-slice technology in computed tomography clinical radiology.** Radiology: 56: 302-309 2001.

MOURÃO, A. P. **Tomografia computadorizada: tecnologias e aplicações.** São Caetano do Sul: Difusão, 2007, 296p.

NATIONAL COUNCIL on RADIATION PROTECTION and MEASUREMENTS. **Structural shielding design for medical X-ray imaging facilities. (NCRP report; no. 147).** Bethesda, October 2004, 173p.

NAVARRO, MVT. **Risco, radiodiagnóstico e vigilância sanitária.** Salvador: EDUFBA, 2009, 166p.

SCAFF, L. A.M. **Física da Radioterapia.** São Paulo: Editora SARVIER, 1997.

SPINELLI, R. G. **Higiene ocupacional: agentes biológicos, químicos e físicos.** São Paulo: Editora SENAC São Paulo, 2006.

SPRAWLS, P. JR. **Physical Principles of Medical Imaging.** ASPEN PUBLISHERS, Inc. MARYLAND: GAITHERSBURG, 1987.

TACK e Cols. **Radiation Dose from Multidetector CT.** 2 nd New York: Springer Science, 2012, 649p.

USP. Curso de Especialização de Segurança do Trabalho. **Disciplina eST-202/STR-202 – Higiene do Trabalho – Parte B.** São Paulo: USP, 2017. 425f.

VIGNA, E. D. F.; FALCÃO, R. C. **Blindagem em radioterapia.** Instituto Nacional do Câncer, 2000.