

**INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO CIÊNCIA E TECNOLOGIA DE
SANTA CATARINA - CAMPUS FLORIANÓPOLIS**

DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE SAÚDE E SERVIÇOS

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO STRICTO SENSU EM TECNOLOGIAS
RADIOLÓGICAS**

MESTRADO PROFISSIONAL EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA

EMANUELY AMANDIA PETRY

**AVALIAÇÃO DE VESTIMENTAS DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA PARA
ENERGIAS UTILIZADAS EM MEDICINA NUCLEAR**

FLORIANÓPOLIS, 2022

**INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO CIÊNCIA E TECNOLOGIA DE SANTA
CATARINA - CAMPUS FLORIANÓPOLIS**

DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE SAÚDE E SERVIÇOS

**PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO STRICTO SENSU EM TECNOLOGIAS
RADIOLÓGICAS**

MESTRADO PROFISSIONAL EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA

EMANUELY AMANDIA PETRY

**AVALIAÇÃO DE VESTIMENTAS DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA PARA
ENERGIAS TÍPICAS EM MEDICINA NUCLEAR**

Dissertação de mestrado apresentada ao Programa de Pós-Graduação Strictu Sensu em Proteção Radiológica do Departamento Acadêmico de Saúde e Serviços, do Instituto Federal de Santa Catarina - Campus Florianópolis, para obtenção do grau de Mestre em Proteção Radiológica.

Linha de pesquisa: Proteção radiológica do trabalhador

Orientadora: Profa. Dra. Tatiane S. C. Camozzato

Coorientador: Prof. Dr. Helio Yoriyaz

AGRADECIMENTOS

Agradeço imensamente a todos que me ajudaram, me incentivaram e apoiaram durante a execução deste trabalho. Meus agradecimentos aos meus pais e minha família por me incentivarem ao estudo e ir em busca dos meus sonhos.

Muito obrigada aos meus colegas de trabalho, que apesar das dificuldades me ajudam e se esforçam para o meu progresso. Obrigada também à Clínica Bionuclear por abrirem portas para que essa pesquisa fosse realizada. Ao Dr. Fábio por apoiar pesquisas na instituição, aos físicos Tiago e principalmente Lucas, que nos deram imenso apoio para executar os testes experimentais e discutir os resultados, uma ajuda imprescindível, muito obrigada.

Sou grata aos meus professores do mestrado, pelas aulas ministradas com dedicação e por repassar todo conhecimento. Em especial à minha orientadora Tatiane, que não mediu esforços para que esta pesquisa fosse realizada com êxito. Ao professor Adriano, pela execução dos gráficos, pela paciência e dedicação fico muito agradecida. Além do professor Hélio, que mesmo longe conseguiu nos ajudar com todo seu conhecimento.

E também a todos que de alguma forma contribuíram para a execução deste trabalho, muito obrigada.

AVALIAÇÃO DE VESTIMENTAS DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA PARA ENERGIAS TÍPICAS EM MEDICINA NUCLEAR

EMANUELY AMANDIA PETRY

Esta dissertação foi julgada adequada para obtenção do Título de Mestre em Proteção Radiológica e aprovada na sua forma final pela banca examinadora do Programa de Pós-graduação *Stricto Sensu* – Mestrado Profissional em Proteção Radiológica, do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina.

Florianópolis, 22 de junho de 2022

Banca examinadora:



Documento assinado digitalmente
Tatiane Sabriela Cagol Camozzato
Data: 03/07/2022 20:54:24-0300
Verifique em <https://verificador.itl.br>

Tatiane Sabriela Cagol Camozzato, Dr^a

Hélio Yoriyaz, Dr.



Documento assinado digitalmente
FLAVIO AUGUSTO PENNA SOARES
Data: 03/07/2022 20:10:25-0300
CPF: 479.030.070-68
Verifique as assinaturas em <https://v.ifsc.edu.br>

Flávio Augusto Penna Soares, Dr.



Documento assinado digitalmente
daiane.cristini;DAIANE CRISTINI BARBOSA DE S
Data: 06/07/2022 11:02:02-0300
CPF: 368.317.578-80
Verifique as assinaturas em <https://v.ifsc.edu.br>

Daiane Cristini Barbosa de Souza, Dra.

José Willegaignon de Amorim de Carvalho, Dr.

LISTA DE FIGURAS

Figura 1 – Gama-câmara de duas cabeças	18
Figura 2 – Esquema de decaimento ^{99m}Tc	20
Figura 3 – Esquema de decaimento ^{131}I	21
Figura 4 – Esquema de decaimento do ^{18}F	22
Figura 5 – Cintilografia pulmonar com ^{99m}Tc	24
Figura 6 – Representação de um IOE manipulando fontes em um SMN	26
Figura 7 – Esquemática de uma gama-câmara	27
Figura 8 – Calibrador de dose	29
Figura 9 – Efeito fotoelétrico	31
Figura 10 – Avental e protetor de tireoide	39
Figura 11 – VPR utilizada para experimentos	44
Figura 12 – Esquema representando medições nas três distâncias	46

LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

ABNT – Associação Brasileira de Normas Técnicas

ALARA – As Low as Reasonably Achievable

ANVISA – Agência Nacional de Vigilância Sanitária

CNEN – Comissão Nacional de Energia Nuclear

CT – Computed Tomography

DCB – Denominação Comum Brasileira

DDP – Diferença de potencial

DNA – Ácido Desoxirribonucleico

EGS – Electron Gamma Shower

EPC – Equipamento de Proteção Coletiva

FDG – fluorodesoxiglicose

FT – Fator de Transmissão

GEANT – GEometry ANd Tracking

Gy – Gray

IAEA – International Atomic Energy Agency

ICRP – International Commission on Radiological Protection

ICRU – International Commission on Radiation Units and Measurements

IFSC – Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina

IOE – Indivíduo Ocupacionalmente Exposto

IPEN – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares

LET – Linear Energy Transfer (Transferência linear de Energia)

MC – Monte Carlo

MCNP – Monte Carlo N-Particle

MIRD – Medical Internal Radiation Dose

MN – Medicina Nuclear

NCRP – National Council on Radiation Protection and Measurements

PCI – Pesquisa de Corpo Inteiro

PENELOPE – PENetration and Energy LOss of Positrons and Electrons

PET – Pósitron Emission Tomography

RDC – Resolução da Diretoria Colegiada

RF – Radiofármaco

SI – Sistema Internacional de unidades

SMN – Serviço de Medicina Nuclear

SPECT – Single Photon Emission Computed Tomography

Sv – Sievert

VPR – Vestimenta de Proteção Radiológica

μ – Coeficiente de atenuação

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	11
1.1	Justificativa	13
1.2	Definição do problema	15
1.3	Objetivo Geral	15
1.3.1	Objetivo específico	15
2	BASE TEÓRICO-CIENTÍFICA	16
2.1	Medicina Nuclear	16
2.2	Radiofármacos	19
2.3	Instrumentos de medição em MN	24
2.4	Interações da radiação ionizante com a matéria	29
2.4.1	Danos biológicos	31
2.4.2	Dosimetria das radiações	33
2.5	Vestimenta de Proteção Radiológica	36
2.6	Método de Monte Carlo	39
3	METODOLOGIA	41
3.1	Tipo de estudo	41
3.2	Local do estudo	41
3.3	Materiais da pesquisa	41
3.4	Delineamento da pesquisa	42
3.5	Análise dos dados	45
4	RESULTADOS E DISCUSSÃO	46
	RESULTADOS	52
	REFERÊNCIAS	64
5	CONCLUSÃO	69

APÊNDICES	70
APÊNDICE A: Tabela de energia e tempo de exposição RF	71
APÊNDICE B - Tabela das características do frasco do RF	72
APÊNDICE C - Carta de autorização	79
ANEXOS.....	80
ANEXO A - TESTES DE INTEGRIDADE DO AVENTAL DE CHUMBO	81
REFERÊNCIAS	83

RESUMO

Na medicina nuclear são utilizadas fontes radioativas não seladas, o que pode resultar em maior exposição e contaminação de IOEs. O uso de VPR pelos profissionais da MN têm sido questionados, uma vez que a interação dos fótons com a composição dos aventais pode causar radiação de freamento ou efeito fotoelétrico. Comprometendo a proteção radiológica do IOE. Nesse contexto, o objetivo é analisar a eficiência das blindagens, avaliando a interação da radiação com a composição dos aventais de chumbo. Dessa forma respondendo a seguinte questão de pesquisa: “As VPRs utilizadas pelos IOEs em MN são eficientes em relação à energia dos radionuclídeos utilizados no SMN?” Para isto, se avaliou um avental de chumbo disponível em um SMN do sul do Brasil. Tendo como tipo de pesquisa investigativa experimental de análise quantitativa, em que também obteve-se simulações computacionais com método Monte Carlo por meio do software MCNP6. Os testes experimentais foram realizados com fontes, avental e detectores. Os RNs selecionados como fontes foram: ^{131}I , $^{99\text{m}}\text{Tc}$ e $\text{FDG-}^{18}\text{F}$. Observou-se aumento de captação nos valores de energia para radiação espalhada, em torno de 80 a 100 keV, com todos os radioisótopos e distâncias. Não obteve-se resultados tão eficientes para ^{131}I e $\text{FDG-}^{18}\text{F}$, visto que são RN com energias maiores, notando-se então maior radiação espalhada ao uso do avental. Visto nos testes experimentais e simulações, o avental consegue barrar fótons de baixa energia, porém para fótons de alta energia (como maiores que 140 keV) se torna menos eficiente. Ocorre o aumento de contagens na região antes do fotopico de cada RN, demonstrando a radiação espalhada. A diferença de dose equivalente foi menor com o teste com $\text{FDG-}^{18}\text{F}$, comprovando que energias maiores a blindagem torna-se ineficaz.

Palavras-chave: Medicina nuclear, proteção radiológica, blindagem contra radiação, saúde do trabalhador.

ABSTRACT

In nuclear medicine, unsealed radioactive sources are used, which may result in increased exposure and contamination of OEIs. The use of radiological protective clothes by NM professionals has been questioned, since the interaction of photons with the composition of the aprons may cause braking radiation or photoelectric effect. Compromising the radiological protection of the OEI. In this context, the objective is to analyze the efficiency of shielding, evaluating the interaction of radiation with the composition of lead aprons. Thus answering the following research question: "Are the radiological protective clothes used by OEIs in NM efficient in relation to the energy of the radionuclides used in the NMS?" For this, a lead apron available in a NMS in southern Brazil was evaluated. The type of research was experimental with quantitative analysis, in which computational simulations were also obtained with the Monte Carlo method using the MCNP6 software. The experimental tests were performed with sources, apron and detectors. The RNs selected as sources were: ^{131}I , $^{99\text{m}}\text{Tc}$ and $\text{FDG-}^{18}\text{F}$. Increased uptake was observed in the energy values for scattered radiation, around 80 to 100 keV, with all radioisotopes and distances. Results were not as efficient for ^{131}I and $\text{FDG-}^{18}\text{F}$, since they are RNs with higher energies, thus noting greater scattered radiation when using the apron. As seen in the experimental tests and simulations, the apron is able to block low energy photons, but for high energy photons (such as larger than 140 keV) it becomes less efficient. Increased counts occur in the region before the photopeak of each RN, demonstrating the scattered radiation. The equivalent dose difference was smaller with the $\text{FDG-}^{18}\text{F}$ test, proving that higher energies the shielding becomes ineffective.

Key words: Nuclear medicine, Radiation Protection, Shielding against Radiation, Occupational Health.

1 INTRODUÇÃO

Por conta dos procedimentos em medicina nuclear (MN), o indivíduo ocupacionalmente exposto (IOE) está em contato com fontes radioativas não seladas, o que propõem maiores exposições e contaminações, visto que em outros serviços de radiologia o equipamento é o que gera radiação (VELIZ, 2019; CAMOZZATO et al., 2020; BRASIL, 2020).

De acordo com a Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) NN - 3.05 Requisitos de Segurança e Proteção Radiológica para Serviços de MN, inclui-se no programa de proteção radiológica em MN: a justificação da prática, medidas de otimização das exposições e as medidas de manutenção dos limites de dose, e ainda para o procedimento de transporte de radiofármaco (RF) e rejeitos radioativos (VELIZ, 2019; CAMOZZATO et al., 2020; BRASIL, 2020).

A proteção contra as radiações se dá pelos danos biológicos que surgem pelas ionizações no átomo causadas pelas radiações ionizantes, quebrando ligações químicas e alterando o material genético. Além disso, são capazes de produzir fótons secundários graças às interações com o material. Esses fótons são produzidos por meio de espalhamentos da radiação eletromagnética, em que podem ser citados o espalhamento Compton, efeito fotoelétrico e produção de pares (YOUNG, 2016; CAVALLARI, 2020).

A fim de se evitar os efeitos biológicos das radiações e das exposições de IOEs devem-se aplicar blindagens de chumbo, as quais se enquadram as vestimentas de proteção radiológicas (VPR), juntamente com cuidados como a limitação de dose de exposição à radiação e diminuição do tempo de exposição. As VPRs podem ser do tipo aventais, saias, óculos, luvas e normalmente tem espessuras de 0,25 ou 0,50 mm (FLÔR, 2019). Entretanto, segundo Parvaresh et. al (2020) VPRs são eficientes para barrar radiações de baixa energia, como radiação gama do Tecnécio-99 metaestável (^{99m}Tc), porém para isótopos que emitem radiação beta, como o iodo-131 (^{131}I) sua eficiência torna-se questionável e até sendo evitado o uso de aventais plumbíferos. A proteção do avental depende de fatores como o material da confecção e também quais energias dos fótons que serão expostas. Algumas pesquisas ainda recomendam que ao aumentar a camada de blindagem, pode-se gerar radiação de freamento e que a radiação secundária gerada não deve ser ignorada (HE et. al., 2016).

Por conseguinte, tendo a preocupação com a proteção radiológica dos IOE em SMN, esta pesquisa propõe discutir a eficiência das VPRs utilizadas por profissionais em SMN para emissões de energias advindas de radioisótopos utilizados no setor. O objetivo maior é contribuir para uma proteção mais eficaz, observando o efeito causado e demonstrando a radiação espalhada que interage com o avental.

1.1 Justificativa

No início das pesquisas envolvendo radiações, logo após a descoberta do raio X, os cientistas desconheciam os efeitos danosos e tardios ocasionados por esse tipo de energia. Por este motivo, muitos desses pesquisadores desenvolveram queimaduras na pele e morreram com algum tipo de câncer advindo dos efeitos da radiação (OKUNO, 2018). Sabendo destes efeitos é necessário atentar-se aos princípios de proteção radiológica, devendo manter a dose de radiação tão baixa quanto razoavelmente exequível conforme o princípio de ALARA (*As Low as Reasonably Achievable*) (SOARES; PEREIRA; FLOR, 2011).

De acordo com a Associação Brasileira de Normas Técnicas (ABNT) Norma Brasileira (NBR) *International Electrotechnical Commission* (IEC) 613313 (2004) as VPRs podem barrar a radiação, porém o indivíduo não está isento de receber alguma dose de radiação, pois tem finalidade de reduzir ou minimizar a exposição. Devem seguir um padrão de informações e especificações contidas na própria vestimenta. Além disso, devem ter certificado de aprovação, após passarem por testes para serem liberadas para o uso, sendo chamadas de Equipamento de Proteção Individual (EPI).

As principais exposições do IOE ocorrem durante o contato com o paciente e com o manuseio de fontes na radiofarmácia, em que as extremidades estão mais expostas, baseado no RF e tipo de energia. Esses tipos de procedimento se dão principalmente por enfermeiros e tecnólogos, o que os torna duas das categorias mais expostas dentro do setor, seguido dos médicos. Estas exposições podem ser minimizadas diminuindo o tempo e aumentando a distância e blindagem (ALNAAIME et al., 2017).

Entretanto, as vestimentas têm sido questionadas quanto à sua eficiência, espessura ideal para cada energia e até mesmo o material constituinte. Testes realizados com diferentes tipos de VPRs demonstram que para fótons com energias superiores a 80 keV algumas amostras de VPR não atenuam 50% da radiação incidente (HE et al., 2016; KOZLOVSKA; CERNY; OTAHAL, 2015).

As radiações do tipo beta (β), ao atingirem materiais como o chumbo, o qual possui alto número atômico (Z), podem diminuir a energia do fóton incidente, gerando radiação de freamento e ultrapassando a blindagem, assim atingindo o indivíduo. Freamento é quando elétrons perdem muito rapidamente sua aceleração, sendo

freados e assim emitem radiação em comprimentos de onda típicos de raios X. Isso, porém, não ocorre com materiais como plástico e vidro. Assim, para fontes emissoras β , é aconselhável a utilização de materiais de baixo Z, como é o caso do polimetilmetacrilato. (YOUNG, 2016, DEB et al., 2015). Além disso, o efeito fotoelétrico também é esperado, pois RFs como o Flúor-18 (^{18}F) que tem energia menor que 600 keV, em atingir materiais com alto número atômico como chumbo tem maior probabilidade de causar efeito fotoelétrico (BRAGA; RODRIGUES, 2016).

Tendo em vista esse efeito a partir de diferentes energias de radioisótopos utilizados em SMN, este trabalho analisa a eficiência desses protetores quanto às radiações presentes no setor para IOEs avaliando os efeitos das radiações pelos aventais de chumbo para esses tipos de energia.

1.2 Definição do problema

A energia de radiação utilizada em um SMN varia de acordo com o radioisótopo, sendo entre 140 a 511 keV, tornando-se um risco à saúde se a proteção radiológica oferecida não estiver adequadamente exercendo sua função. Assim, tendo como base a proteção radiológica dos IOE em MN, quer-se aqui discutir a eficiência da blindagem das VPRs em um SMN.

Com base na preocupação em relação às exposições de profissionais, faz-se a seguinte pergunta: As VPRs utilizadas pelos IOEs em MN são eficientes em relação à energia dos radionuclídeos utilizados no SMN?

1.3 Objetivo Geral

Tem-se como objetivo geral avaliar a interação da radiação com a composição do chumbo da VPR.

1.3.1 Objetivo específico

- a) Simular as interações físicas do RN ^{131}I com o avental por meio de software Monte Carlo N-Particle (MCNP6) com método Monte Carlo (MC);
- b) Realizar testes experimentais com $^{99\text{m}}\text{Tc}$, ^{131}I , FDG- ^{18}F e VPR em um SMN do sul do Brasil;

2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

2.1 Medicina Nuclear

A MN engloba técnicas de diagnóstico por imagem e tratamentos, administrando elementos radioativos no paciente, sendo esta, a principal fonte de emissão de radiação. A formação da imagem de MN é obtida de dentro para fora por meio da captação de fótons gerados por fármacos marcados com material radioativo, os quais podem ser administrados por via endovenosa, inalados ou ingeridos pelo paciente (CAMOZZATO et al., 2019; BARROS, 2020; SERAPHIM; FISHER, 2020). Os RF são compostos por um fármaco e um radionuclídeo (RN), que são utilizados para demonstrar informações de doenças em seus vários estágios. Sendo assim, quando o RN decai emite raios gama ou fótons de alta energia atravessando o corpo do paciente com pouca atenuação e atingindo o equipamento detector. Os RF têm afinidade química com vários órgãos, assim é possível identificar a parte funcional permitindo a localização temporal e espacial dos mesmos. Diferente de outros métodos de imagem como tomografia computadorizada e ressonância magnética que permitem o estudo anatômico, a MN se destaca pela sua sensibilidade com processos biológicos (NCRP, 2009).

O equipamento de MN detecta os fótons e forma uma imagem de distribuição do RF no corpo, esse equipamento denomina-se gama-câmara. Podem ser adquiridas imagens planares em anterior, posterior e lateral produzindo imagens bidimensionais. A aquisição SPECT normalmente faz imagens tridimensionais, para isso o equipamento gira em torno do paciente que normalmente precisa captar fótons de 80 a 200 keV (CAMOZZATO et al., 2019).

Além das aquisições SPECT, existem modalidades híbridas que aliam a captura de pósitrons (PET) com a tomografia computadorizada (CT) utilizando o PET-CT demonstrando anatomia e imagens metabólicas e funcionais, assim como as imagens de ressonância magnética para fusão de imagens SPECT. As imagens em PET, as quais são feitas principalmente com fluordesoxiglicose (FDG-¹⁸F), se destacam por seu uso na oncologia, obtendo informações sobre o tratamento,

estadiamento e manejo dos pacientes oncológicos (SERAPHIM; FISHER, 2020; PASTRANA OREJUELA, 2021; FATHY et al, 2019).

As fontes utilizadas podem ser tanto do tipo fontes radioativas seladas quanto não seladas. Fontes radioativas seladas são utilizadas para calibração de equipamentos e são encerradas em cápsulas ou ligadas em material inativo envolvente, não havendo dispersão, o que não permite o contato direto. Já as fontes não seladas são utilizadas para agregar-se aos fármacos e serem administradas no paciente (CAMOZZATO et al., 2019, BRASIL, 2021).

De acordo com Alnaime et al., (2017) as principais exposições do IOE ocorrem com a administração dos RF e contato com o paciente, baseado no RF e tipo de energia. Esse tipo de atividade é feito principalmente pelos enfermeiros, o que os torna uma das categorias mais expostas dentro do setor, seguido de tecnólogos e médicos. Os profissionais da enfermagem ao realizarem atividades como cuidados com o paciente em SMNs muitas vezes não são incluídos em programas de proteção radiológica e treinamentos, sendo estes profissionais exercendo contato e auxiliando o paciente durante as etapas. Nas exposições ocupacionais, para proteção radiológica dos IOEs, existem limites estabelecidos para órgãos sensíveis, como a dose equivalente no cristalino de 20 mSv/ano e em pele, mãos e pés de 500 mSv/ano (SERAPHIM; FISHER, 2020; PORTELA et al., 2021; CNEN, 2014).

Além disso, entre as modalidades de diagnóstico e terapia, segundo Fathy et al. (2019), cintilografia do miocárdio na fase de estresse usando ^{99m}Tc é o exame com maior dose efetiva recebida pelo trabalhador, não mencionando o uso da VPR na pesquisa, em média de 20 microsievert (μSv), enquanto a terapia com iodeto de sódio (Na^{131}I) o IOE recebe menos, com valor menor que 5 μSv .

Durante a administração do RF, de acordo com Portela et al. (2021), os profissionais de enfermagem recebem maior dose equivalente em cristalino e glândula tireoide dependendo do posicionamento assumido pelo IOE, os quais são dois órgãos radiosensíveis. No entanto, o estudo não cita o uso de aventais.

Após serem administrados no paciente, os fótons do RFs atravessam o colimador sendo depositados nos cristais cintiladores de iodeto de sódio, que captam a radiação e fotomultiplicadores que amplificam o sinal gerado e formam imagens cintilográficas (CAMOZZATO et al., 2020; OREJUELA, PASTRANA et al., 2021).

Além das gamas-câmaras (FIGURA 1) para formação da imagem, ainda são utilizados equipamentos como PET-CT, os quais são métodos híbridos de imagens entre anatomia e fisiologia. Esse método funciona pela detecção de coincidência de dois fótons de aniquilação que atingem os detectores, os quais circundam o corpo do paciente. Nesses equipamentos são utilizados detectores de cintilação densos acoplados à fotodetectores, assim o fóton atinge o detector gerando um flash de luz, que é proporcional à energia depositada. A luz é convertida em elétrons e amplificada, gerando uma saída eletrônica de pulso e visualizada como imagem (ALNAAIME et al., 2017; BERG; CHERRY, 2018).

Figura 1 – Gama-câmara de duas cabeças



Fonte: CAMOZZATO et al. (2020).

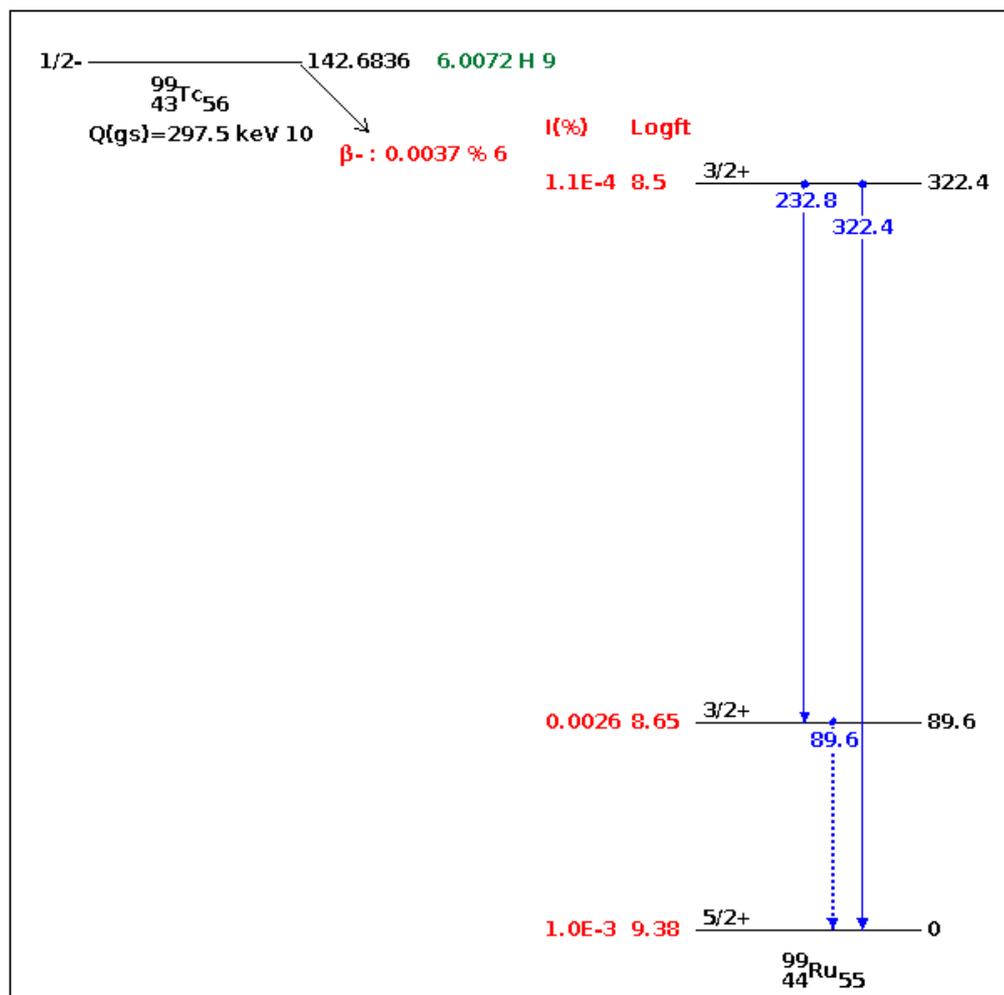
Em geral as imagens são geradas pela captura dos fótons que atingem os cristais de cintilação acoplados aos fotomultiplicadores. Os fótons atravessam o colimador de chumbo que os direciona para os cristais, gerando luz, sendo essa proporcional à incidência dos fótons. Os fabricantes podem optar por cristais de iodeto de sódio dopado com tálio ($\text{NaI}(\text{Tl})$) no formato retangular. O colimador é uma placa de chumbo que contém septos, geralmente no formato hexagonal, paralelos e são distribuídos uniformemente direcionando os fótons incidentes. O sinal é amplificado e pode ser convertido por um pulso digital onde este é proporcional à carga de sinal. Os sinais são analisados usando um circuito de capacitor ou resistor para determinar a

informação posicional do sinal e ser encaminhada para o computador, assim realizando a formação da imagem (IAEA, 2014; PASTRANA OREJUELA et al., 2021).

Para a aquisição de imagens PET, são utilizados emissores pósitron que possuem meia-vida física de poucos minutos e após a aniquilação com um elétron são formados simultaneamente dois fótons de alta energia que são detectados pela câmara de imagem, a qual fica localizada em torno do corpo do paciente para a captação. Essas técnicas ainda podem ser adquiridas com métodos híbridos que fundem as imagens anatômicas com as aquisições feitas por métodos de MN (IAEA, 2014; BERG, CHERRY, 2018).

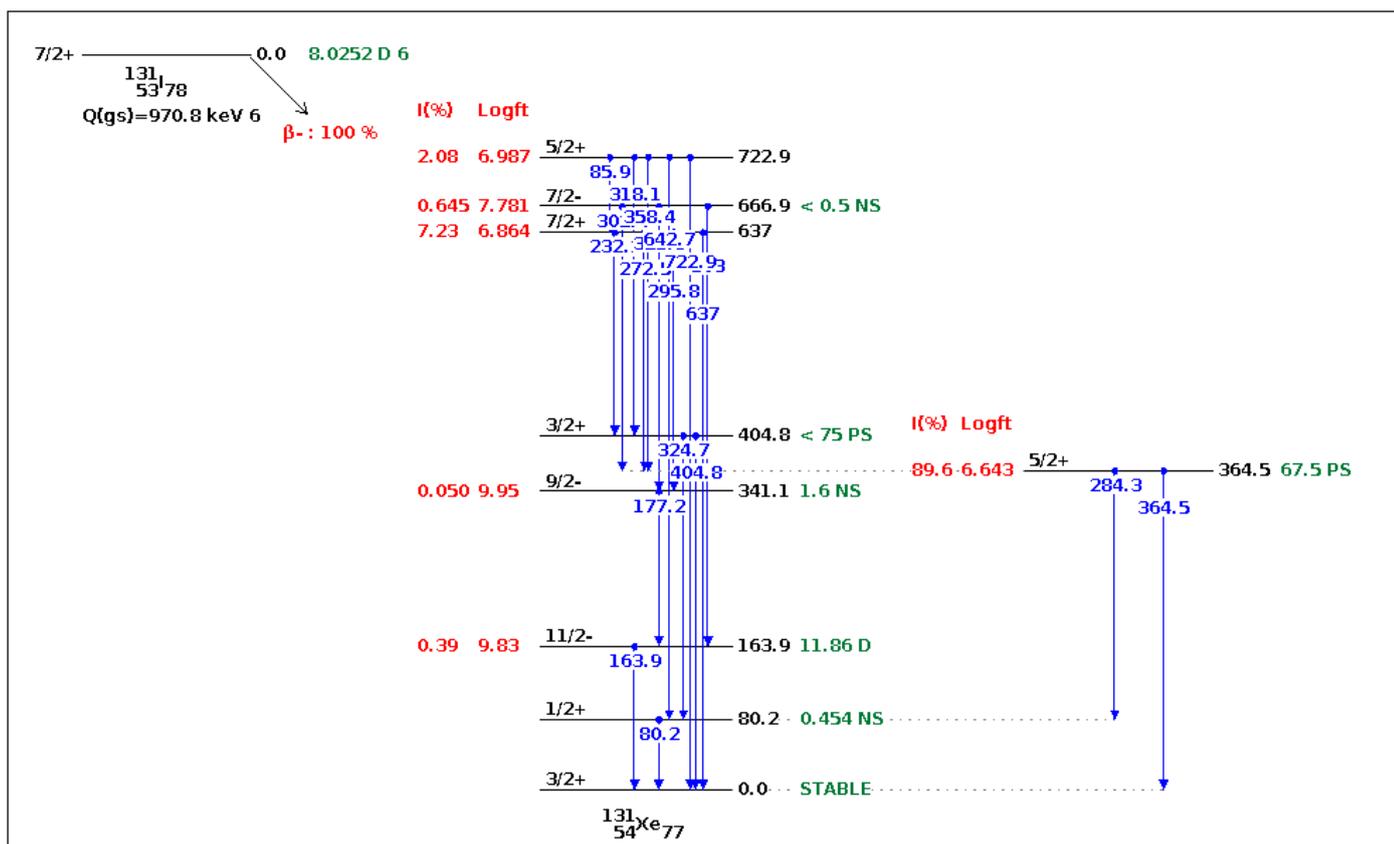
Os principais RNs utilizados em MN são: tecnécio metaestável ^{99m}Tc , ^{131}I , gálio-67 (^{67}Ga), Tálcio-201 (^{201}Tl) e Flúor-18 (^{18}F). Emitem radiações do tipo beta (β^-) como o ^{131}I , gama (γ) assim como o ^{99m}Tc e pósitron (β^+) como exemplo o ^{18}F (CAMOZZATO et al., 2019; METTLER, GUIBERTEAU, 2018).

O RN mais utilizado é o ^{99m}Tc , possui meia-vida física de 6 horas (FIGURA 2), emite energia de 140 KeV a qual é suficiente para obtenção de imagens, maior parte é eliminado via renal e é de baixo custo.

Figura 2 – Esquema de decaimento ^{99m}Tc 

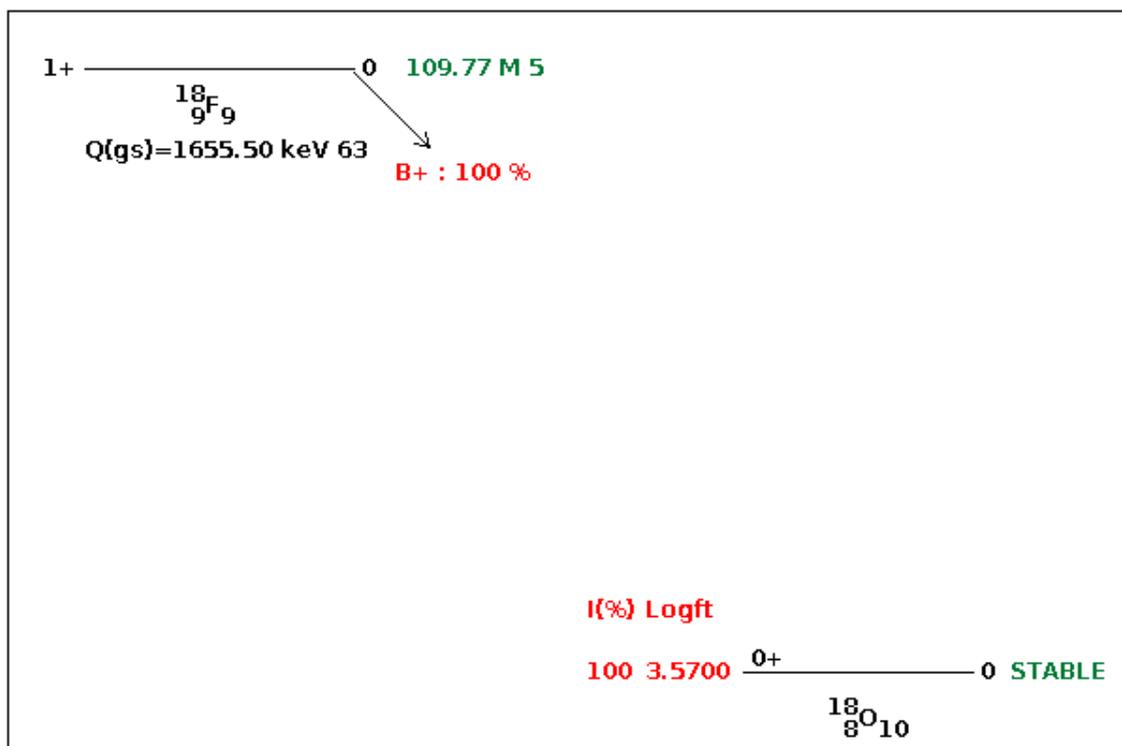
Fonte: National Nuclear Data Center, 2022

Já o ^{131}I se caracteriza por captações da glândula tireoide, têm meia-vida física de 8 dias e emitem energias de 364 keV de raios gama. Além disso, o ^{131}I também emite radiação beta, com quantidade em torno de 181,5 keV. O esquema de decaimento é visto na Figura 3 (METTLER, GUIBERTEAU, 2018; AMATO et al., 2015).

Figura 3 – Esquema de decaimento ^{131}I 

Fonte: National Nuclear Data Center, 2022

Por fim o FDG- ^{18}F tem sua principal aplicação na oncologia, usado em exames de PET-CT, é produzido pelo ciclotron, emite energia de 511 keV e tem meia-vida física de 110 minutos. Seu esquema de decaimento é representado pela figura 4 (NCRP, 2009; IAEA, 2014).

Figura 4 – Esquema de decaimento do ^{18}F 

Fonte: National Nuclear Data Center, 2022

2.2 Radiofármacos

Os RF constituem de fármacos, que são substâncias químicas com função de transportar o elemento RN até o órgão de afinidade. A Agência Nacional de Vigilância Sanitária (ANVISA) (2020), publicou para os RFs utilizando a Denominação Comum Brasileira (DCB), que dispõe sobre o fármaco ou princípio farmacológico ativo estar denominado de acordo com o órgão federal de sua responsabilidade. Os fármacos ainda se enquadram em Insumo Farmacêutico Ativo (IFA), em que são substâncias farmacêuticas ativas, drogas e afins que tenha finalidade medicamentosa, no caso dessa pesquisa, em finalidade diagnóstica ou em exploração da fisiologia ou estados da doença, beneficiando o indivíduo em que foi administrado (CAMOZZATO et al., 2020; ANVISA, 2020).

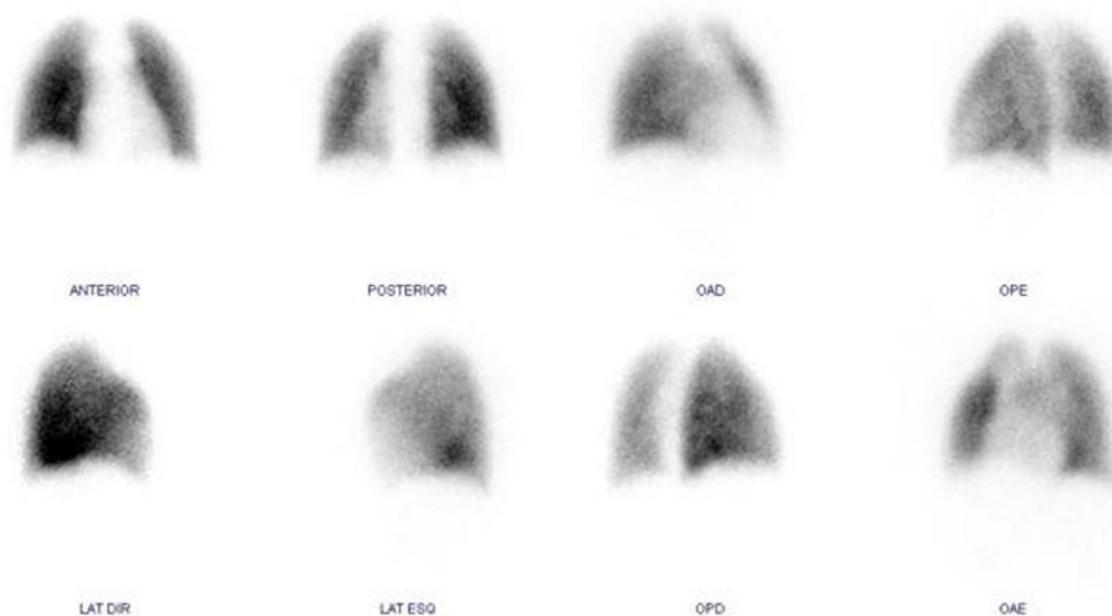
Já os RNs, são elementos radioativos, ou seja, são instáveis e decaem da sua atividade inicial emitindo energia. Possuem meia-vida física, a qual determina o tempo

em que metade dos átomos de uma fonte demora em desintegrar-se (CAMOZZATO et al., 2020; OKUNO, YOSHIMURA, 2016).

Os isótopos são aqueles que se diferem apenas no número de nêutrons, mas possuem o mesmo número de prótons. Alguns isótopos podem encontrar-se em um estado instável, geralmente esses têm número ímpar de prótons e nêutrons e precisam decair sua energia para alcançarem um estado mais estável. Esse decaimento gera uma liberação de energia do núcleo ou pode ainda modificar o número de prótons ou nêutrons existentes no átomo, dessa forma havendo uma mudança de elemento. Esse fenômeno é chamado de transmutação, sendo os elementos que emitem esse excesso de energia tentando alcançar a estabilidade chamados de RNs, componentes indispensáveis para a composição do RF (METTLER, GUIBERTEAU, 2018).

Alguns critérios são vistos na escolha dos RF quanto à fabricação dos mesmos. Os critérios de qualidade que eles devem ter são: segurança, pureza, eficiência e uniformidade (IAEA, 2016). Além disso, devem ser seguidos os protocolos exigidos pela ANVISA, que dispõe sobre o uso dos RFs, controles de qualidade, produção e demais informações (ANVISA, 2020).

São utilizados diferentes tipos de RFs, sendo o de maior uso o ^{99m}Tc , com exemplo de seu uso na cintilografia pulmonar, demonstrado na figura 5. Este é um exemplo de RF que emite fótons de radiação gama puro com energia de 140 keV. Tem tempo de meia-vida física em torno de 6 horas, o que causa baixa exposição aos pacientes. O ^{99m}Tc é produzido por meio de um gerador, o qual seu RN “pai”, o elemento ^{99m}Mo , é fixado em uma coluna de troca iônica, essa uma coluna de alumina. Assim o elemento “pai” decai para outro elemento gerando o ^{99m}Tc , este chamado de elemento “filho”. O ^{99m}Tc é fracamente ligado à coluna, dessa forma podendo ser removido facilmente com líquido de eluição, normalmente 0,9% salina. O gerador possui uma entrada para o frasco de solução salina e outra para um frasco a vácuo que puxa o elemento “filho” gerado pelo sistema. Esse RF possui excreção de grande parte por via renal e em menor parte via gastrointestinal (METTLER, GUIBERTEAU, 2018; CAMOZZATO et al., 2020).

Figura 5 – Cintilografia pulmonar com ^{99m}Tc 

Fonte: Camozzato et. al. (2020).

Outro RN muito utilizado em SMNs é o ^{131}I , o qual é utilizado para tratamento de câncer na tireoide complementando a tireoidectomia ou para destruir metástases, devido à captação do iodo por essas células (WILLEGAIGNON et al., 2016). Possui meia-vida física em torno de 8 dias e decai por meio de emissão de partículas beta, transformando-se em ^{131}Xe estável. A principal energia beta é de 192 keV, porém também emite raios gama de 364 kV. É utilizado na forma de iodeto de sódio ou potássio, o qual pode estar em forma sólida em cápsulas gelatinosas ou líquido. A principal via de excreção, assim como o ^{99m}Tc é por via renal, embora tenha alguma pequena porcentagem de excreção gastrointestinal (METTLER, GUIBERTEAU, 2018; VELIZ, 2016).

Por fim, o FDG- ^{18}F é um RN o qual se utiliza o ^{18}F e diferentemente dos anteriores é utilizado para exames de PET-CT. Esse RN é produzido por ciclotron, assim como o ^{201}Tl . É o emissor de pósitron mais utilizado na MN, análogo da glicose, assim é captado por células tumorais que necessitam da glicose para o seu crescimento. O FDG- ^{18}F não é rapidamente metabolizado captado pelas células por meio dos transportadores de glicose celular, ficando preso na célula por mais tempo em proporção à taxa de metabolismo da glicose, esse tempo permite a obtenção de imagens em tecidos normais e anormais. Tem excreção predominantemente via renal (METTLER, GUIBERTEAU, 2018; IAEA, 2014; VALLI et al., 2021).

Para melhor visualização das características e aplicações dos RNs citados utilizados na MN, é apresentado a tabela 1 abaixo.

Tabela 1: Radionuclídeos e suas características

RN pai	RN filho	Modo de decaimento	Energia emitida (keV)	Tempo de meia-vida	Utilização
^{18}Ne	^{18}F	β^+ e CE	511	109.7 min	PET-CT
^{67}Ge	^{67}Ga	CE	93.31, 184.57, 300.21 e 393.52	78,3 horas	PCI (pesquisa de corpo inteiro)
^{131}Te	^{131}I	γ β^-	364.48 e 636.98	8.0252 dias	radioiodoterapia e cintilografia de tireoide
$^{99\text{m}}\text{Mo}$	$^{99\text{m}}\text{Tc}$	γ	140.51 e 142.68	6.0072 horas	maior parte dos exames cintilográficos
^{201}Pb	^{201}Tl	γ raios X	167.45 e 135.31	73,1 horas	cintilografia miocárdica

β^+ : pósitron | β^- : beta menos | γ : gama | CE: captura eletrônica

Fonte: IAEA (2021).

As etapas de preparo do material radioativo geralmente incluem: eluição do gerador, marcação dos fármacos, fracionamento de doses, leitura das atividades, rejeito e separação dos rejeitos (CAVALLARI, 2020). A figura 6 representa a manipulação de fontes em um SMN.

Figura 6 – Representação de um IOE manipulando fontes em um SMN



Fonte: Própria autora (2021)

2.3 Instrumentos de medição em MN

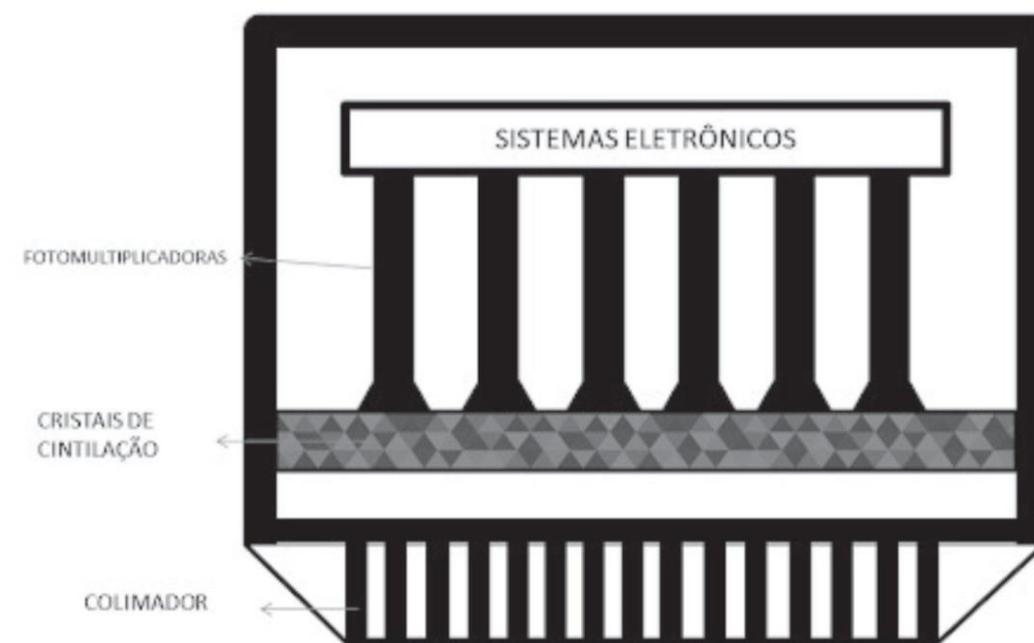
A MN necessita de equipamentos detectores de radiação e fontes radioativas para a formação de imagens diagnósticas. Para a realização de cintilografias são captados fótons advindos dos pacientes. Além disso, também são utilizados outros

equipamentos detectores de radiação, porém sem intuito de formação de imagens (CAMOZZATO et al., 2019).

Ao longo do tempo, a geração de imagens cintilográficas foi evoluindo, a qual a instrumentação primária era a sonda e atualmente é usada a aquisição SPECT e até métodos híbridos para o estudo (M.FREEMAN, BLAUFIX, 2018).

Na formação da imagem em MN a gama-câmara é utilizada como equipamento na aquisição de cintilografias. É formada por colimador, cristal de cintilação, tubos fotomultiplicadores, um circuito eletrônico e um computador (FIGURA 7). Basicamente, capta os fótons emitidos pelo paciente transformando-os em luz e depois em sinal elétrico, o que por fim forma a imagem (IAEA, 2014).

Figura 7 – Esquemática de uma gama-câmara



Fonte: Camozzato et al. (2020).

Esses equipamentos são constituídos por detectores sólidos que absorvem a radiação e transmitem luz, por isso são denominados cintiladores. Os cristais do tipo inorgânicos iônicos combinam alta densidade e número atômico com alta eficiência e resposta rápida à luz. As radiações gama e X interagem com os cristais cintiladores por meio de efeito fotoelétrico e Compton deixando os elétrons em um estado de maior

energia, emitindo fótons de luz ao retornarem para seu estado fundamental (HIRONAKA et al., 2012; IAEA, 2014).

Os colimadores servem para delimitar o campo de visão dos fótons, em que a radiação pode ser detectada. São produzidos com material de alto número atômico, geralmente o chumbo, devido ao baixo custo. Podem ser classificados pelo número de furos e espessura do septo. São exemplos os colimadores os de furos paralelos, *pinhole* (formato cônico), colimadores de furos convergentes e colimadores com furos divergentes (HIRONAKA et al., 2012).

Ao receberem a radiação, após passarem pelo colimador, os cristais cintilam, porém como a luz produzida é em quantidade muito pequena, nestes cristais são acoplados fotomultiplicadores. Os fotomultiplicadores têm a função de proporcionar o aumento do sinal para que seja enviado ao sistema eletrônico do equipamento, assim obtendo imagens cintilográficas (CAMOZZATO et al., 2020). Os tubos fotomultiplicadores são compostos por um tubo de vidro a vácuo em que na entrada há um fotocátodo em que os elétrons são emitidos para um dínodo por meio de uma estrutura de eletrodo. A tensão varia de 200 a 500 V e é constituído de 8 a 12 dínodos (IAEA, 2014).

Ainda há o chamado calibrador de dose ou curiômetro, este faz medidas de ampolas, seringas e frascos geralmente antes da administração do RF aos pacientes, como mostra a figura 8. É uma câmara de ionização do tipo poço que realiza medidas em milicurie. Tem formato cilíndrico e gás argônio em uma pressão de 20 atmosferas (atm). Seu princípio de funcionamento baseia-se na ionização do gás a partir das seringas ou frascos com RF inseridos dentro do cilindro. Para a medição há um sistema eletrônico e fotomultiplicadores que amplificam o sinal e um painel eletrônico que informa o valor obtido na amostra (METTLER; GUIBERTEAU, 2018; CAMOZZATO et al., 2020).

Figura 8 – Calibrador de dose



Fonte: Própria autora (2021).

2.4 Interações da radiação ionizante com a matéria

As radiações interagem com a matéria a partir de uma série de fatores, estes incluem a energia da partícula, velocidade e o tipo de material absorvedor, em que se deve considerar por exemplo sua densidade e número atômico. Desta forma, radiações ionizantes ainda podem ser classificadas como diretamente ou indiretamente ionizantes. Tem-se como exemplo de radiações diretamente ionizantes os elétrons, prótons, partículas alfa e fragmentos de fissão nuclear, ou seja, estas possuem carga. Indiretamente ionizantes seriam as com carga neutra, as quais têm-se as radiações eletromagnéticas e nêutrons.

Ao atingir um material, a partícula carregada altera sua trajetória e perde energia cinética por meio de interações com a eletrosfera ou núcleo no átomo do material absorvedor, a qual a energia pode ser transferida para o meio ou para os

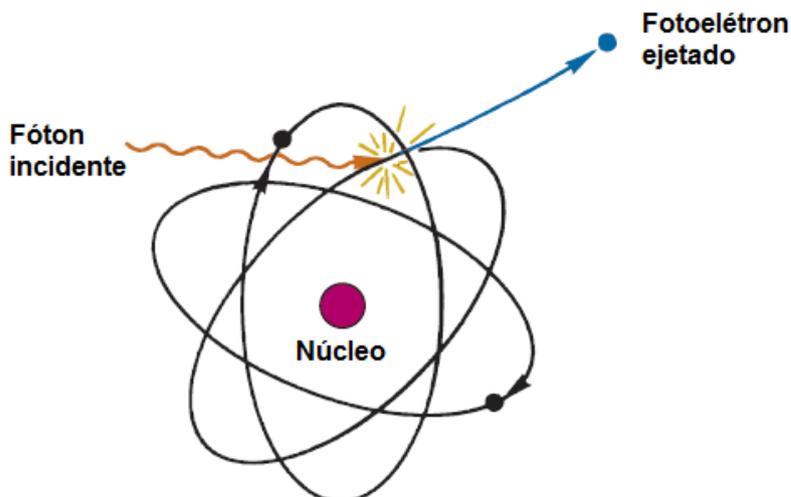
fótons. As possíveis interações são classificadas como seção transversal específica (probabilidade) para a interação particular (BOTELHO, 2018; IAEA, 2014).

Elétrons podem interagir com outros elétrons ou com o núcleo atômico, podendo resultar em radiação de Freamento ("Bremsstrahlung"). Os raios X são produzidos a partir da freada repentina dos elétrons ao se chocarem com o material, perdendo energia cinética e causando assim a radiação de freamento (YOUNG, 2016). A energia cinética das partículas carregadas é perdida ao interagir com a matéria, assim é convertida em radiação eletromagnética, conhecida como bremsstrahlung. O espectro de energia de freamento é contínuo e varia entre zero e a energia cinética da partícula inicial (IAEA, 2014).

Materiais com baixo Z possuem menor probabilidade de ocorrência de bremsstrahlung. Quanto à deposição de energia por fótons gama tem-se interações como: efeito fotoelétrico, efeito Compton e formação de pares (OKUNO, YOSHIMURA, 2016).

O efeito fotoelétrico se dá pela remoção de um elétron da camada K ou L, devido ao fóton incidente no átomo, como demonstra a figura 9. O fóton desaparece e expulsa o elétron, quebrando sua ligação ao depositar energia. A energia cinética do fóton ejetado é dada pela subtração da energia do fóton incidente com a energia de ligação do elétron, pois para se desprender da superfície o elétron deve receber energia necessária para que seja superada a atração dos íons positivos que os mantêm conectados. A probabilidade diminui com o aumento da energia do fóton e aumento do Z do material (OKUNO, 2018; BOTELHO, 2018; YOUNG, 2016).

Figura 9 – Efeito Fotoelétrico



Fonte: Cherry (2012) (adaptado).

Na ocorrência de efeito Compton, o fóton incidente colide com um elétron com baixa energia de ligação, esse então se desprende e o fóton continua sua trajetória dentro do material, pois não perde toda sua energia após essa interação. O fóton incidente ao interagir com o material produz radiação, a qual emerge formando um ângulo com a radiação recebida, assim a variação do comprimento de onda é dependente da angulação formada e possui menor energia ao emergir. A dependência de efeito Compton é pelo número de elétrons por unidade de volume, o que é proporcional a densidade. São necessárias energias acima de 30 keV para interagirem com água ou tecidos moles, por exemplo (BOTELHO, 2018; YOUNG, 2016; OKUNO, 2018).

A formação de pares decorre da interação com o núcleo. Radiação com menor comprimento de onda e maior frequência podem não se espalhar, assim o fóton desaparece sendo totalmente absorvido, originando duas partículas: um elétron e um pósitron. É necessário que o elétron e o pósitron sejam produzidos em pares a fim de conservar a carga elétrica, obtendo assim carga zero, sabendo que pósitron (e^+) e elétron (e^-) na somatória é igual a 0. Acontece produção de pares com energia acima de 1,022MeV. Esse efeito acontece por aniquilação, pois quando o fóton incide no átomo parte da energia incidente é transferida para energia cinética do núcleo que sofreu o impacto. Por conta da transformação da energia esse efeito tem o princípio da conservação de energia (YOUNG, 2016; VELIZ, 2019).

2.4.1 Danos biológicos

A classificação da radiação inclui a radioatividade (partículas alfa, beta e nêutrons) e ondas eletromagnéticas que são os raios X e radiação gama. Ao interagirem com algum átomo são capazes de ionizá-lo. Raios X e gama normalmente interagem mediante efeito fotoelétrico ou Compton. Enquanto os nêutrons interagem diretamente com o núcleo (YOUNG, 2016).

O tempo para que a atividade inicial seja reduzida pela metade é denominado meia-vida física. Dessa forma, metade dos núcleos radioativos restantes na amostra decai pela metade em um intervalo de tempo e assim sucessivamente. De acordo com o elemento químico sua desintegração pode gerar radiações alfa, beta ou raios gama (YOUNG, 2016; OKUNO, 2018).

. Quanto às partículas alfa, estas possuem trajetória retilínea e pequeno alcance no meio. São constituídas por um núcleo de Hélio, dessa forma o núcleo pai diminui 2 de seu Z e 4 de seu número de massa (A). Partículas alfa têm energia cinética entre 4 e 9 MeV e podem ter alcance no ar entre 1 e 10 cm, enquanto no tecido é de 10 a 100 micrometros. Tendo assim alta densidade de ionização, porém muito pesada e necessidade de blindagem muito baixa (OKUNO, 2018; IAEA, 2014).

As partículas betas se diferenciam por β^- que são elétrons e beta mais (β^+), o pósitron. Possui um alcance maior e por sua massa leve a densidade de ionização é pequena e seu trajeto no meio é tortuoso. O decaimento beta menos ocorre a partir de um núcleo pai rico em nêutrons, em que este emite um elétron e um antineutrino, que partiram de um nêutron. O filho então aumenta em 1 de seu Z e a A se mantém a mesma.

No decaimento beta mais o pai é rico em prótons e transforma um próton em um pósitron e um neutrino. Nesse caso, o filho possui menos 1 de seu Z e mantém a mesma massa do pai (IAEA, 2014).

A radiação gama é uma onda em que de acordo com sua energia de entrada no meio pode causar muitos efeitos, como é o caso do efeito Compton, fotoelétrico e formação de pares (OKUNO, 2018).

Os efeitos das interações das radiações com as células são uma questão de probabilidade. As consequências ou não, dependem da deposição de energia e do tempo de exposição da célula. Há um período latente para o aparecimento de danos,

em que pode ser décadas para baixas exposições ou horas e minutos para altas taxas de exposição. A célula possui mecanismos de reparo, ainda assim é possível que o dano pela radiação ocorra devido a outros fatores como danos químicos, térmicos ou físicos (BOLUS, 2017). Quando ocorrem interações de radiação ionizante com o tecido vivo e a energia é absorvida, esta pode causar radicais livres quebrando ligações moleculares e podendo causar danos no material genético. As células danosas, caso não reparadas pelo sistema, podem se replicar e produzir células defeituosas (YOUNG, 2016).

Os primeiros danos relatados foram quedas de cabelo, danos da pele e em seguida efeitos nos descendentes após a irradiação de células germinativas de plantas e animais. Após os primeiros registros de câncer em profissionais que tratavam de radiação para com os pacientes, a *International Commission On Radiological Protection* (ICRP) publicou em seu relatório de 1928, regras e reconheceu os efeitos danosos da radiação (OLIVEIRA, 2020). Notando-se o dano causado em materiais biológicos, houve o início da radioterapia, porém ainda essa técnica prejudicava tecidos saudáveis adjacentes. Com o tempo houve avanço nas técnicas e equipamentos, diminuindo esse efeito em células sadias (SANTOS, 2017).

Os danos causados às células são classificados como reações teciduais e efeitos estocásticos. São diferenciados pelo tempo de exposição e dose efetiva recebida, em que as reações teciduais têm um limiar de dose, o qual é certo de haver algum dano, enquanto os efeitos estocásticos como o próprio nome determina são uma probabilidade de ocorrência, ou seja, imprevisíveis (VELIZ, 2019). O dano também resulta da energia depositada no material pelo comprimento de onda da partícula/fóton que percorre no material, tendo o conceito dado como Transferência Linear de Energia (LET). Dessa forma, se a partícula possui um alto LET, representa que é mais pesada, assim sendo atenuada com mais facilidade, porém tendo um alto poder de ionização. Como exemplo a partícula alfa, que por suas características pode ser utilizada para tratamentos de metástases ósseas de câncer de próstata a partir do RF Rádio-223 (^{223}Ra), que possui alto LET e, portanto, causa danos aos tecidos próximos (CAMOZZATO et al., 2020).

Embora a radiação algumas vezes não cause danos imediatos, dependendo da energia transferida para a célula, alguns efeitos são aparentes como os cânceres que são detectáveis a partir de exposições moderadas. Em menores exposições é

mais provável que a célula seja reparada e não modificada evitando danos mais graves.

Além da quantidade de energia transferida, tipo e tempo de exposição, deve-se levar em conta fatores como o tipo de célula irradiada e a sensibilidade da mesma. Devido às altas taxas de divisão, as células com maior atividade metabólica são as mais afetadas. Ademais, observa-se que células mais novas também têm maior sensibilidade, por exemplo podendo haver efeitos graves em um feto (SOARES et al., 2019).

A interação da radiação com a matéria biológica ocorre nas biomoléculas celulares como o ácido desoxirribonucleico (DNA), proteínas e lipídios. Dessa forma tem capacidade de agir sobre as organelas celulares causando desordens no sistema e quando a exposição é prolongada e/ou repetida pode levar à disfunção endotelial, como por exemplo em paredes de vasos sanguíneos (BASELET et al., 2019).

2.4.2 Dosimetria das radiações

Existem diversas grandezas para mensurar as radiações. Essas grandezas contabilizam o número de radiações com alguma grandeza tradicional, como tempo e área auxiliando nas medidas de proteção. No Brasil, o órgão que determina e estabelece esses limites é a CNEN, estipulando limites de doses (efetiva, equivalente, absorvida...) para efetuar a proteção a fim de delimitar os efeitos nos indivíduos (BOTELHO, 2018; BRASIL, 2020).

As grandezas de proteção são utilizadas para medir radiações em órgãos e tecidos do corpo humano, sendo os principais usos das grandezas a otimização e a definição dos critérios de controle das exposições como: limitações, restrições e níveis de referência. A dosimetria da dose absorvida em órgãos internos é um fator importante na proteção radiológica, principalmente em vista dos riscos envolvidos. As medições permitem melhora no tratamento, principalmente em terapias com RNs. Com uso de códigos em Monte Carlo é possível fazer essas medições, promovendo a simulação de interações da radiação a partir de vários processos físicos (OLIVEIRA, 2020, SANTOS, 2017).

A medicina nuclear utiliza RNs, ou seja, nuclídeos instáveis que decaem emitindo partículas ou ondas eletromagnéticas, processo chamado de radioatividade. Esse processo resulta em uma transformação nuclear, tendendo a se tornar um nuclídeo estável. As transformações por unidade de tempo são dadas pela grandeza atividade (equação 1), que estima o tempo em que o material é radioativo. A equação é dada por

$$A = \frac{dN}{dt} \quad (1)$$

Onde dN é o número de transformações ao longo do tempo dt . O resultado é expresso em Bequerel (Bq) (IAEA, 2014; YOUNG, 2016; BOTELHO, 2018).

O fluxo de partículas se dá pelo número de partículas que chegam ou que passam por uma determinada área do meio. É dado pela unidade de fluência (Φ) e calculada pelo quociente (EQUAÇÃO 2):

$$\Phi = \frac{dN}{da} \quad (2)$$

Onde dN é o número de partículas incidentes em uma esfera de área da em que N corresponde ao número de partículas emitidas, transferidas ou recebidas. A medida é feita em m^2 . É expressa pelo comprimento da trajetória das partículas, sendo independente da direção de distribuição (BOTELHO, 2018; ICRP, 2010).

A dosimetria das radiações permite a quantificação da energia depositada em tecidos. Para isso é utilizada a unidade do sistema internacional de unidades (SI) o *Gray* (Gy) que representa joule por quilograma (J/kg), então $1Gy = 1J/kg$. Enquanto a exposição é dada por *Coulomb* por quilograma (C/kg), de acordo com o SI. As mesmas energias advindas de diferentes tipos de fontes podem produzir efeitos biológicos diferentes. Essas variações são descritas por um fator numérico chamado eficácia biológica relativa (RBE), sigla do inglês *relative biological effectiveness* (PORTELA, 2019; YOUNG, 2016).

A dose equivalente ou equivalente de dose (EQUAÇÃO 3) também mede a energia depositada no tecido. Esta depende da radiação transmitida, sendo a soma de todas as contribuições ponderadas individuais, ou seja, se diferentes tipos de radiação estiverem presentes. A dose equivalente pode calcular melhor o efeito de radiação depositada. É calculada por:

$$H = D \cdot W_r \quad (J/kg = Sv) \quad (3)$$

Onde tem-se: a dose absorvida D que é multiplicada pelo fator de conversão ou qualidade da radiação W_r . O resultado se dá em Sv.

Para melhor entendimento das exposições e medições da radiação tem-se como definição de dose ou dose absorvida como a deposição de energia por qualquer tipo de radiação ionizante que é absorvida por unidade de massa do meio, sem levar em conta a energia perdida até a chegada ao material. Matematicamente é dado pela equação 4:

$$D = \frac{\overline{de}}{dm} \quad (4)$$

Em que: de é a energia média transmitida e dm é a unidade de massa do material absorvedor.

Usa-se a unidade Gy para identificar a dose absorvida (IAEA, 2014; FISHER; FAHER, 2017).

Quanto ao risco e controle de exposições define-se a dose efetiva. Esta medida está relacionada ao efeito estocástico, principalmente em aplicações médicas. A ICRP definiu dose efetiva com o propósito de definir limites para a proteção radiológica, os quais estão relacionados com os possíveis riscos com base nos efeitos estocásticos, como câncer induzido por radiação e efeitos genéticos. Pode-se dizer que a dose efetiva é usada como base para cálculos de limites de radiação anual para exposições médicas e indivíduos do público. Avalia a exposição do indivíduo e seus efeitos adversos, de acordo com a dose equivalente depositada em tecidos biológicos na unidade Sv (FISHER; FAHEY, 2017; MARTIN; HARRISON; REHANI, 2020; SOARES et al., 2019).

Segundo a NCRP 160 (2019), a dose efetiva é a soma das doses equivalentes ponderadas de acordo com as exposições em cada órgão ou tecido radiosensível. A unidade para esse tipo de dose no SI se dá por: J kg⁻¹, em Sv, porém em imagens médicas pode-se usar em milisievert (mSv). O cálculo geralmente é feito em método MC em que são utilizados modelos antropomórficos. Combina doses equivalentes para tecidos expostos considerados como radiosensíveis para risco de câncer com base no peso do tecido. Considera uma média ponderada das doses dos tecidos

contribuintes que está associada ao “detrimento” da radiação total. Essas definições se deram após pesquisas epidemiológicas (MARTIN; HARRISON; REHANI, 2020).

A camada semi-redutora é a espessura de um absorvedor homogêneo necessário para atenuar pela metade a energia de intensidade do feixe incidente. É definida de acordo com cada tipo de energia, sendo calculada por: $I(x_{1/2})=0,5I$, que representa a metade da intensidade do feixe estreito. A relação entre a camada semi-redutora e o coeficiente de atenuação (μ) é determinada pela equação 5:

$$CSR=\ln(2)/\mu \quad (5)$$

O coeficiente de atenuação linear depende da energia do fóton e do número atômico do material absorvedor. Pode ser descrito como a probabilidade de interação entre um feixe monoenergético com um material absorvedor (IAEA, 2014).

2.5 Vestimenta de Proteção Radiológica

Ao decorrer do tempo, com o uso das radiações, foram observadas alterações na pele como úlceras devido às exposições extensas, algumas chegando a 40 minutos de exposição sem proteção para o operador e paciente (DOROW et al., 2019).

As VPRs são utilizadas como meios de blindagem e devem estar de acordo com a legislação vigente, a qual compreende a norma da ABNT/NBR IEC 61331-3/2004, assim como a Resolução da Diretoria Colegiada (RDC) 330/2019 da ANVISA e em SMN a legislação da CNEN. Devem ser fabricadas com as especificações padronizadas, de fácil higienização e manuseio. São exemplos de VPRs os aventais plumbíferos, protetores gonadais, luvas plumbíferas e protetores de tireoide. Segundo a CNEN-NN 3.05 Cap. 1, Art. 12, o IOE deve sempre que designado, utilizar adequadamente os EPIs, a qual exige que este e os equipamentos de proteção coletiva (EPC) devem constar no setor. A blindagem é de extrema importância, principalmente para o trabalhador, pois está em constante contato com as radiações (FLÔR, 2019).

Já a Norma Regulamentadora 32 dispõe que o trabalhador que manipula fontes radioativas deve utilizar os equipamentos de proteção disponibilizados pelo serviço, como aventais de materiais plumbíferos, óculos e protetor de tireoide. Além disso,

deve permanecer na área no menor tempo possível, estar sob monitoração individual e usar EPI adequado para minimizar os riscos (BRASIL, 2005).

As roupas de proteção são utilizadas também contra contaminação radioativa e em respostas às emergências radiológicas, assim como em casos de ataques nucleares (KOZLOVSKA et al., 2015).

As vestimentas mais utilizadas no Brasil não possuem blindagens nas costas e indicam redução de até 90% das radiações incidentes, no caso de raios X. A eficiência das VPRs depende do espectro de radiação, espessura e coeficiente de atenuação. Quando a energia de radiação incidente é baixa, como em procedimentos de radiodiagnóstico, a VPR tem proteção eficiente para barrar a radiação secundária, sendo eficiente nesses setores. Efeitos como Compton e fotoelétrico podem ocorrer para a própria proteção. Já em MN, como a energia das fontes é mais elevada (normalmente acima de 140 keV) a blindagem não apresenta a mesma eficiência, podendo até mesmo aumentar a dose absorvida pelo meio, devido à interação dos fótons que interagem com a blindagem e ultrapassam o material. Assim, seria necessário aumentar a espessura de blindagem, o que é chamado de *Build up* ou Fator de Crescimento (CAVALLARI, 2020).

As blindagens com espessuras de 0,25 e 0,5 mm de chumbo, o que equivale aos aventais e protetores de tireoide (FIGURA 10), conseguem barrar menos de 70% da radiação advinda do ^{99m}Tc , isso ocorre devido às várias interações dos fótons com a blindagem. Enquanto blindagem em torno de 11 a 28 mm de chumbo podem ser eficientes na blindagem dos raios gama de alta energia emitidos pelo ^{131}I (364 keV). A eficiência da blindagem para ^{131}I aumenta com espessuras de 29 a 43 mm, barrando até 99% dos fótons. Entretanto, blindagens de chumbo de 11 mm já seriam eficientes para o ^{131}I na MN (PARVARESH et. al, 2020).

Entretanto, com o aumento da espessura da blindagem tem-se a preocupação com o risco ergonômico do profissional, pois aumenta-se também o peso podendo causar problemas devido a este fator (LYRA et al., 2011). Segundo Pereira e Vergara (2015) os principais problemas com VPRs são: falhas na integridade e associação com problemas lombares devido ao peso, principalmente em profissionais da hemodinâmica. Por conta da composição dos aventais, a maioria feito de borracha impregnada com chumbo, torna-se pesado e pouco ergonômico.

porcentagem de atenuação em alguns casos é recomendado que não se utilize as vestimentas, por exemplo na manipulação de ^{131}I , pois os raios gama emitidos são de 364 keV e os aventais possuem atenuação de 95% para fótons de 120 keV, assim para esse RN tendo uma eficiência muito baixa, cerca de 15%.

De acordo com a IAEA (2014), os fótons de 364 keV são minimamente atenuados pelos aventais, devendo estes serem mais espessos, isso porque o ^{131}I é responsável pela maior parte da exposição ocupacional dentro de um SMN.

2.6 Método de Monte Carlo

O método de simulações MC trabalha com a probabilidade de um dado fenômeno ocorrer, o qual utiliza amostragem de números aleatórios e modelos estatísticos. Assim, o fenômeno físico deve ser descrito como funções de densidade probabilísticas. Este método foi criado e utilizado inicialmente para o projeto *Manhattan* durante a Segunda Guerra Mundial e assim chamado devido ao Cassino Monte Carlo em Mônaco (MENDES, 2018; SANTOS, 2017).

Tal método é utilizado em física médica nas áreas de radioterapia, medicina nuclear, dosimetria e proteção radiológica, onde demonstra principalmente a trajetória da radiação e os possíveis efeitos causados na interação com a matéria. Devem ser descritos os parâmetros e características da radiação, material atenuante e processos de interação para a demonstração e testes. Por conta das interações das partículas e elétrons com a matéria, há perda de energia e são produzidas partículas secundárias. Isso origina uma cascata de eventos, os quais se dão como a história das partículas. O MC admite essa história como uma sequência aleatória de trajetos que determinam eventos consequentes às interações no meio. Para reconhecer o caminho em cada material é necessário conhecimento da seção de choque, assim determinando os possíveis eventos dentro do material (MENDES, 2018; SANTOS, 2017).

Existem alguns códigos computacionais desenvolvidos para determinadas aplicações utilizando o MC que são: MCNP, *Electron Gamma Shower* (EGS), o *GEometry ANd Tracking* (GEANT) e *PENetration and Energy LOss of Positrons and Electrons* (PENELOPE) (SILVA, 2017; SANTOS, 2017).

É necessário preencher as informações de acordo com cada tipo de experimento, como especificações da fonte, do material atenuante ou especificações da célula, determinação da posição dos elementos, entre outros. As simulações em MC devem ser iniciadas com a criação de um modelo que representa o experimento real adicionando as devidas informações ao software. O método MC simula as interações entre fótons ou partículas com o material. O MCNP possui bibliotecas com seção transversal estendida e utiliza modelos físicos para os tipos de partículas escolhidas para os testes. Esse código é amplamente utilizado para estudos em que se procura obter a atenuação do fóton e a energia depositada (TEKIN et al., 2018).

No próprio programa existem sub-rotinas que são utilizadas para ajuda nas escolhas de geometria, transporte de partículas, tempo, entre outras características. O arquivo é executado e busca informações do problema fornecidas pelo usuário, assim como as interações com cada material. É possível também a utilização de objetos simuladores, em que não se preocupam com o formato, mas sim com a dose de radiação recebida pelo paciente. Os objetos podem ser construídos pelo próprio usuário obtendo valores escolhidos por ele para simular determinadas estruturas de estudo (SANTOS, 2017; MENDES, 2018).

Simulações analisadas por meio do método MC podem apresentar melhores resultados, vistos de maneira analítica, principalmente quando se trata de materiais mais espessos entre fonte e pele (AMATO et al., 2018).

3 METODOLOGIA

3.1 Tipo de estudo

O presente estudo trata-se de uma pesquisa com metodologia quantitativa de natureza investigativa experimental, a qual tem-se manipulação das variáveis e é a introdução ou retirada das variáveis que permite a observação de relações funcionais, pois foram realizados testes experimentais e demonstração dos resultados por meio de simulação, a qual analisou a blindagem das VPRs do tipo aventais plumbíferos a partir de exposições dos RFs: ^{99m}Tc , ^{131}I , e FDG- ^{18}F para os experimentos e ^{131}I para a simulação (HUBNER, 2020). Os experimentos e simulações ocorreram no período de maio a outubro de 2021.

Durante a exequibilidade do estudo foram utilizados dados numéricos, sendo, portanto, esse método de pesquisa do tipo quantitativa, em que o pesquisador define suas hipóteses e variáveis, estas são usadas para obter uma análise precisa dos resultados quantificáveis obtidos nos testes (KIRK; MILLER, 1986).

3.2 Local do estudo

Os testes experimentais aconteceram em um SMN privado localizado em um estado do sul do Brasil. A escolha do local foi definida entre pesquisadora e orientadores devido ao acesso com o SMN e também por conter uma variabilidade de radioisótopos, os quais foram determinados para o desenvolvimento desta pesquisa.

Para a quantificação dos dados, foram realizados testes por meio do método de Monte Carlo no software MCNP6. As simulações computacionais, aconteceram nas dependências do Centro de Engenharia Nuclear (CEN) do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN) em São Paulo, com toda a ciência e comunicação necessária entre a pesquisadora e os professores.

3.3 Materiais e métodos

O software escolhido foi MCNP6, devido à sua ampla biblioteca, por se encaixar nos objetivos propostos neste trabalho e pela familiaridade deste com o professor coorientador, facilitando o processo de trabalho. Além disso, é vastamente utilizado por pesquisadores na área de proteção radiológica, abrangendo os assuntos abordados nesta pesquisa.

Os espectros de radiação foram mensurados no equipamento disponível na instituição parceira, sendo uma Gama-câmara, Symbia T2 da Siemens, composta por dois detectores com cristais cintiladores de Iodeto de Sódio dopado com Tálcio (NaI(Tl)), sem uso de nenhum colimador. Optou-se por utilizar somente o detector 1 devido sua sensibilidade intrínseca estar superior a do detector 2.

A VPR utilizada para todos os testes experimentais é da marca Konex, possuindo 0,5 mm equivalente de chumbo do tipo avental não coberto nas costas (FIGURA 11). O material do avental é composto com borracha plumbífera flexível, de acordo com fabricante e com acabamento de *nylon* lavável. A integridade da VPR foi medida por testes padronizados de integridade utilizando um tomógrafo e irradiando a VPR para visualização de defeitos internos, em que busca pela análise da integridade da malha de chumbo que compõe a vestimenta, bem como trincas e ranhuras acometidas pelo próprio uso. Estes testes foram realizados por uma empresa especializada no dia 22/04/2021. Os resultados dos testes de integridade do avental estão dispostos no ANEXO A. Esta VPR também foi disponibilizada pela instituição onde os testes foram realizados.

Figura 11: VPR utilizada para experimentos



Fonte: Konex, 2021

Para maior precisão foi utilizada uma trena digital da marca Bosch modelo profissional GLM 20.

No experimento foram feitos testes com os seguintes RNs: ^{99m}Tc , ^{131}I , $\text{FDG-}^{18}\text{F}$. A atividade para cada um foi: ^{99m}Tc no valor 98 microcurie (uCi), para ^{131}I atividade de 94 uCi e a atividade de $\text{FDG-}^{18}\text{F}$ foi testada com 93 uCi. Os valores foram medidos por um calibrador de dose da marca Capintec, modelo CRC-25R disponível na instituição, o qual estava com os testes de calibração atualizados nos últimos 6 meses, de acordo com a periodicidade exigida.

Ainda foi utilizado um dosímetro eletrônico da marca *Thermo Scientific*, devidamente calibrado, em que foi medido a dose de entrada na pele por meio de fontes de ^{99m}Tc e ^{131}I , com atividade de 100 mCi e 20 mCi respectivamente. O valor da atividade corresponde a sensibilidade do equipamento para a leitura, porém não comprometendo o objetivo dos testes.

3.4 Delineamento da pesquisa

Esta pesquisa consiste na avaliação da eficiência de atenuação das blindagens plumbíferas, utilizadas pelo IOE no setor de MN. Em especial, foram analisadas as VPRs do tipo avental constituintes de um SMN em relação à atenuação de energias de isótopos utilizados no setor. Para a execução da pesquisa, os testes foram autorizados pela instituição de acordo com o APÊNDICE C.

As etapas da pesquisa consistem em: testes experimentais e modelagem em MC. Foram adquiridos espectros energéticos de ^{99m}Tc , ^{131}I e FDG- ^{18}F com e sem o avental plumbífero com gama-câmara, assim como a radiação de fundo antes dos testes com os RNs. Para cada ensaio adquirido, analisados com e sem a interação do avental plumbífero para diferentes RNs, foi padronizado o tempo de 100 segundos. Porém o equipamento disponível para realização desta pesquisa obedece a uma condição de parada imposta pela *Full Width at Half Maximum* (FWHM). Em geral o equipamento auxilia na visualização do espectro, no entanto ele não possui tanta diferenciação quanto um espectrômetro.

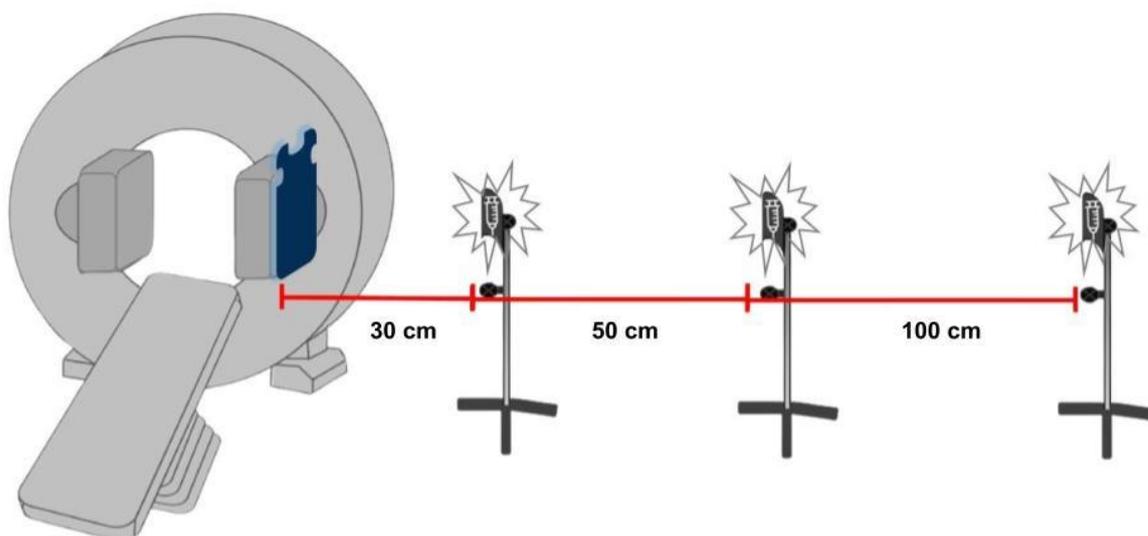
Os testes experimentais seguiram as etapas abaixo:

1. O primeiro passo foi adquirir o valor de radiação de fundo do ambiente (*background*), por meio da gama-câmara Siemens Symbia T2 com o detector 1, sem a presença de nenhuma fonte no local;
2. O segundo passo foi a quantificação da atividade de cada isótopo por meio de um medidor de atividade;

3. Após a fonte ser posicionada em um suporte para braço presente na sala de exames, onde realizou-se medidas com uma gama-câmara a uma distância de 30 centímetros (cm), sem o avental.
4. Em seguida, foi posicionada em frente à gama-câmara uma VPR do tipo avental e realizada medidas na mesma distância quando sem o avental.
5. Repetiu-se os arranjos 3 e 4 nas distâncias de 50 e 100 cm. E assim foi feito para todos os RNs.

Os equipamentos foram programados para contagens de 100 segundos durante os testes para cada distância. As medidas foram realizadas com os RNs já citados, um de cada vez e no mesmo local de todas as medições. Todas as medições para aquisição dos espectros se deram sem o colimador, obtendo assim medidas intrínsecas pela gama-câmara, demonstradas pela figura 12. O conteúdo das fontes radioativas foi inserido em uma seringa de 3 ml.

Figura 12 – Esquema representando medições nas três distâncias



Os testes com o dosímetro eletrônico mediram a dose equivalente com fontes de ^{99m}Tc , ^{131}I e $\text{FDG-}^{18}\text{F}$ nas distâncias de 30 e 50 cm, correspondentes às principais distâncias de manipulação na RF e administração do RF no paciente. Essas medidas aconteceram com e sem o avental de chumbo durante 60 segundos para todos os RNs, tanto em 30 quanto em 50 cm.

Para os resultados em simulação computacional, foram realizados testes por meio do método de MC no software MCNP6. Os testes feitos com os valores de energia do radioisótopo ^{131}I , simulando a detecção da fonte na distância de 30 cm.

As energias utilizadas para as simulações de acordo com cada RF, assim como as espessuras e materiais das VPRs estão no Apêndice A.

As simulações foram feitas em parceria com uma instituição do estado de São Paulo, enquanto os experimentos foram realizados em um SMN da região sul, com a devida anuência da instituição parceira (APÊNDICE C). As especificações de energia do RF, tempos de exposição e características do frasco simulado estão disponíveis nos apêndices A e B.

A seguinte pesquisa não necessita de comitê de ética, pois não envolve a participação de seres humanos para a obtenção de dados e sim aparelhos eletrônicos e *softwares*.

3.5 Análise dos dados

A partir dos resultados adquiridos foram elaborados gráficos de dispersão com os valores das contagens adquiridas por meio da interação da radiação com a matéria (no caso com chumbo), apresentados nos resultados.

Após a primeira etapa simularam-se blindagem e fonte em MC com ^{131}I na distância de 30 cm. Os resultados foram mostrados pelo *software* por meio de gráficos.

Para medir a eficiência em porcentagem ou fator de transmissão das blindagens, utilizou-se a seguinte equação:

$$\text{Eficiência (\%)} = |100 \times (I_0 - I/I_0)| \quad (6)$$

Em que: I é referente às medidas das contagens com o avental e I_0 as contagens sem a blindagem. Multiplicado por 100 para que seja obtido o valor em porcentagem (PARVARESH, 2020).

4 RESULTADOS E DISCUSSÃO

Os resultados dessa pesquisa estão descritos na forma de artigo, o qual dispõe os gráficos dos testes e simulações, assim como as análises realizadas com base nos dados obtidos.

AVALIAÇÃO DE VESTIMENTAS DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA PARA ENERGIAS DE ^{99m}Tc , ^{131}I E $\text{FDG-}^{18}\text{F}$ UTILIZADOS EM MEDICINA NUCLEAR

PETRY, Emanuely A.; CAMOZZATO, Tatiane Sabriela Cagol; YORIYAZ, Helio; CAMARGO, Lucas Faconi

RESUMO

Na medicina nuclear são utilizadas fontes radioativas não seladas, o que pode resultar em maior exposição e contaminação de IOEs. O uso de VPR pelos profissionais da MN têm sido questionados, uma vez que a interação dos fótons com a composição dos aventais pode causar radiação de freamento ou efeito fotoelétrico. Comprometendo a proteção radiológica do IOE. Nesse contexto, o objetivo é analisar a eficiência das blindagens, avaliando a interação da radiação com a composição dos aventais de chumbo. Dessa forma respondendo a seguinte questão de pesquisa: “As VPRs utilizadas pelos IOEs em MN são eficientes em relação à energia dos radionuclídeos utilizados no SMN?” Para isto, se avaliou um avental de chumbo disponível em um SMN do sul do Brasil. Tendo como tipo de pesquisa investigativa experimental de análise quantitativa, em que também se obteve simulações computacionais com método Monte Carlo por meio do software MCNP6. Os testes

experimentais foram realizados com fontes, avental e detectores. Os RNs selecionados como fontes foram: ^{131}I , $^{99\text{m}}\text{Tc}$ e FDG- ^{18}F . Observou-se aumento de captação nos valores de energia para radiação espalhada, em torno de 80 a 100 keV, com todos os radioisótopos e distâncias. Não se obteve resultados tão eficientes para ^{131}I e FDG- ^{18}F , visto que são RN com energias maiores, notando-se então maior radiação espalhada ao uso do avental. Visto nos testes experimentais e simulações, o avental consegue barrar fótons de baixa energia, porém para fótons de alta energia (como maiores que 140 keV) se torna menos eficiente. Ocorre o aumento de contagens na região antes do fotopico de cada RN, demonstrando a radiação espalhada. A diferença de dose equivalente foi menor com o teste com FDG- ^{18}F , comprovando que energias maiores a blindagem torna-se ineficaz.

Palavras-chave: Medicina nuclear, proteção radiológica, blindagem contra radiação, saúde do trabalhador.

Abstract:

In nuclear medicine, unsealed radioactive sources are used, which may result in increased exposure and contamination of OEIs. The use of radiological protective clothes by NM professionals has been questioned, since the interaction of photons with the composition of the aprons may cause braking radiation or photoelectric effect. Compromising the radiological protection of the OEI. In this context, the objective is to analyze the efficiency of shielding, evaluating the interaction of radiation with the composition of lead aprons. Thus answering the following research question: "Are the radiological protective clothes used by OEIs in NM efficient in relation to the energy of the radionuclides used in the NMS?" For this, a lead apron available in a NMS in southern Brazil was evaluated. The type of research was experimental with quantitative analysis, in which computational simulations were also obtained with the Monte Carlo method using the MCNP6 software. The experimental tests were performed with sources, apron and detectors. The RNs selected as sources were: ^{131}I , $^{99\text{m}}\text{Tc}$ and FDG- ^{18}F . Increased uptake was observed in the energy values for scattered radiation, around 80 to 100 keV, with all radioisotopes and distances. Results were not as efficient for ^{131}I and FDG- ^{18}F , since they are RNs with higher energies, thus noting

greater scattered radiation when using the apron. As seen in the experimental tests and simulations, the apron is able to block low energy photons, but for high energy photons (such as larger than 140 keV) it becomes less efficient. Increased counts occur in the region before the photopeak of each RN, demonstrating the scattered radiation. The equivalent dose difference was smaller with the FDG-¹⁸F test, proving that higher energies the shielding becomes ineffective.

Key words: Nuclear medicine, Radiation Protection, Shielding against Radiation, Occupational Health.

INTRODUÇÃO

A medicina nuclear (MN) engloba técnicas de diagnóstico por imagem e tratamentos, administrando elementos radioativos no paciente, sendo essa a principal fonte de emissão de radiação (CAMOZZATO et al., 2019; BARROS, 2020).

Em radiologia, principalmente em MN, o indivíduo ocupacionalmente exposto (IOE) de acordo com a legislação nacional regida pela norma da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) NN-3.05 - Requisitos de Segurança e Proteção Radiológica para Serviços de MN, deve-se atentar a fatores como a justificação da prática, medidas de otimização das exposições e as medidas para manutenção dos limites de dose, e ainda para o procedimento de transporte do RF e dos rejeitos radioativos (VELIZ, 2019; CAMOZZATO et al., 2020; BRASIL, 2020).

Essas medidas de precaução são devido aos possíveis efeitos causados pela radiação. Sendo assim, existe a importância de empregar os fatores de proteção radiológica durante a manipulação de fontes (VELIZ, 2019; DIEBOLD; LEMOS, 2017).

As principais exposições do IOE ocorrem com a administração dos RFs e contato com o paciente, baseado no RF e tipo de energia. Esse tipo de atividade é feito principalmente pelos enfermeiros, o que os torna uma das categorias mais expostas dentro do setor, seguido de tecnólogos e médicos (ALNAAIME et al., 2017).

Além disso, os IOEs tendem a ser mais expostos à radiação durante a manipulação e administração do RF, auxílio do paciente injetado, realização dos testes de controle de qualidade, entre outros. Essas exposições podem ser minimizadas com boas práticas, planejamento, treinamento e medidas básicas de proteção radiológica (PORTELA et al., 2021).

Os danos biológicos são uma questão de probabilidade e surgem devido à interação da radiação com os átomos, em que os raios X, por exemplo, podem quebrar ligações da camada de valência causando radicais livres e perturbando a estrutura do

material genético. Além disso, são capazes de produzir fótons secundários graças às interações com o material. Esses fótons são produzidos por meio de espalhamentos da radiação eletromagnética, em que podem ser citados o espalhamento Compton e efeito fotoelétrico. Interações com espessuras de 0,5 mm de chumbo (como em VPRs) podem causar radiação de freamento (YOUNG, 2016).

As VPRs podem ser do tipo aventais, saias, óculos, luvas e tem espessuras de 0,25 ou 0,50 mm, normalmente (FLÔR, 2019). Entretanto, segundo Parvaresh et. al (2020) VPRs são eficientes para barrar radiações de baixa energia, como radiação gama do ^{99m}Tc , porém para isótopos que emitem radiação beta, como o ^{131}I sua eficiência torna-se questionável e até sendo evitado o uso de aventais plumbíferos.

As vestimentas mais utilizadas no Brasil não possuem blindagens nas costas e indicam redução de até 90% das radiações incidentes. A eficiência das VPRs depende do espectro de radiação, espessura e coeficiente de atenuação. O desempenho depende de alguns fatores como material de blindagem, energia do fóton e RN. Efeitos como Compton e fotoelétrico podem ocorrer para a própria proteção. Quando a energia de radiação incidente é menor que 80 keV (geralmente considerada baixa) como em procedimentos de radiodiagnóstico a VPR tem proteção eficiente para essas energias. Já em MN, como a energia das fontes é mais elevada (pelo menos 140 keV) a blindagem não apresenta a mesma eficiência, podendo até mesmo aumentar a dose recebida, devido ao contato dos fótons que interagem com a blindagem e ultrapassam o material. Assim, teoricamente seria necessário aumentar a espessura de blindagem, o que é chamado de Build up ou Fator de Crescimento (CAVALLARI, 2020; HE et al., 2016).

Por conseguinte, tendo a preocupação com a proteção radiológica dos IOE em SMN, esta pesquisa propõe discutir a eficiência das VPRs utilizadas por profissionais em SMN para emissões de energias advindas de radioisótopos utilizados no setor. Por fim, o objetivo maior desta pesquisa é a contribuição para proteção mais eficaz, tendo em vista a saúde dos profissionais da MN.

MATERIAIS E MÉTODOS

O presente estudo trata-se de uma pesquisa com metodologia quantitativa de natureza investigativa experimental, pois foi realizada a demonstração dos resultados por meio de simulação e testes experimentais, em que foi analisado o espectro de radiação de RNs com a interação com o avental plumbífero. Em especial, foram analisadas as VPRs do tipo avental, as quais fazem parte da rotina de um SMN, em relação à interação da radiação por energias de RNs.

As mensurações aconteceram no período de maio a outubro de 2021. Para abordar o espectro de energia, a captação foi feita com a utilização de uma gama-

câmara da marca Siemens. Por conta da sala a qual foram realizados os testes ser utilizada como sala de exames na rotina clínica, foi realizada inicialmente uma mensuração sem o avental e sem nenhuma fonte emissora de radiação durante 60 segundos, para medir a radiação de fundo (background) da sala, e garantir que a mesma estava apta para os ensaios desta pesquisa. Para isso, foram retiradas todas as fontes do local e realizada a medida da radiação de fundo da sala sem a proteção do avental sobre a gama-câmara e sem a utilização de colimador. Além disso, não foi trocada a posição da gama-câmara para nenhuma das medidas, dessa forma padronizando o local de captação.

Os testes experimentais foram feitos utilizando os seguintes RNs: Tecnécio-99 metaestável (^{99m}Tc), Iodo-131 (^{131}I) e fluordesoxiglicose- ^{18}F (FDG- ^{18}F), com atividade de 98 uCi, 94 uCi e 93 uCi, respectivamente. Os valores de atividades estão em conformidade com o que é realizado para o controle da qualidade da gama-câmara, em que são realizadas sem colimador, sendo muito mais baixas do que as atividades para exames, para não haver a saturação dos cristais durante a aquisição. Posicionadas a uma distância de 30, 50 e 100 cm do detector (FIGURA 1), feitos com e sem VPR. Para maior precisão das distâncias foi utilizada uma trena digital da marca Bosch modelo profissional GLM 20.

Os espectros de radiação foram mensurados no equipamento disponível na instituição parceira, sendo uma Gama-câmara, Symbia T2 da Siemens, composta por dois detectores com cristais cintiladores de Iodeto de Sódio dopado com Tálcio (NaI(Tl)). Optou-se por utilizar somente o detector 1 devido sua sensibilidade intrínseca ser superior a do detector 2.

Para cada ensaio adquirido, analisados com e sem a interação do avental plumbífero para diferentes RNs, foi padronizado o tempo de 100 segundos, porém o equipamento disponível para realização desta pesquisa obedece a uma condição de parada imposta pela Full Width at Half Maximum (FWHM). Em geral, o equipamento disponível para realização desta pesquisa se trata de uma gama-câmara, que auxilia na visualização do espectro, no entanto, não possui a mesma especificidade de um espectrômetro. A VPR utilizada é da marca Konex, possuindo 0,5 mm de chumbo do tipo avental não coberto nas costas. A integridade da VPR foi medida antes da realização dos experimentos, em que analisou a integridade da malha de chumbo, buscando por falhas, rachaduras ou trincas acometidas pelo próprio uso.

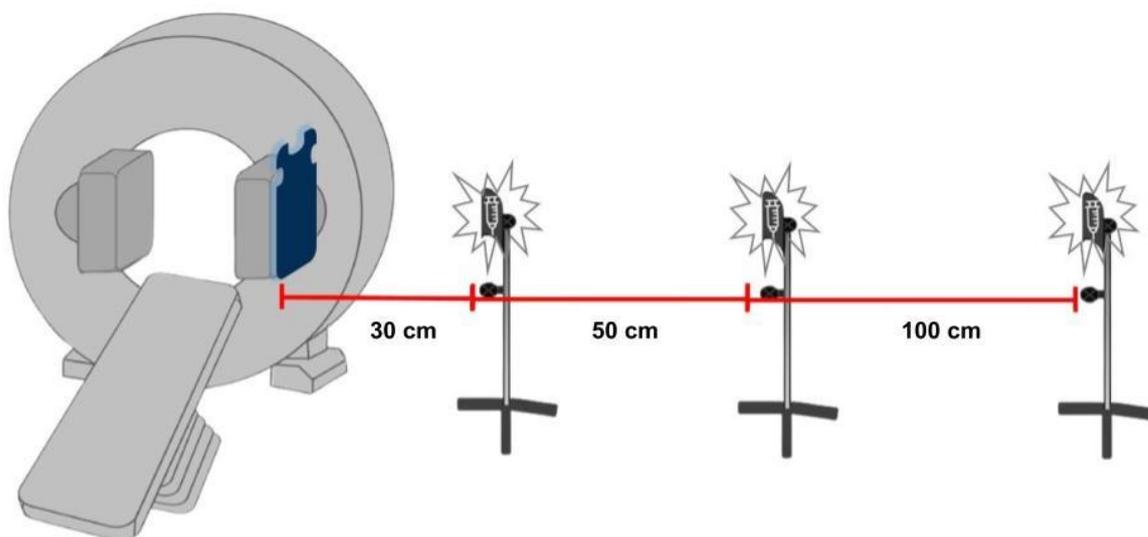
Foi adquirido espectros energéticos do ^{99m}Tc , ^{131}I e FDG- ^{18}F com e sem o avental plumbífero. A partir dos resultados adquiridos com os espectros, foram elaborados gráficos de dispersão com os dados disponíveis da interação da radiação com a matéria (no caso com chumbo), apresentados nos resultados.

Ainda, foram realizadas medidas de dose com dosímetro eletrônico da marca Thermo Scientific do tipo EPD MK2+ com os RNs ^{99m}Tc e ^{131}I . Foram feitas medidas

com e sem avental a 30 e 50 cm para ambos. Essas distâncias correspondem às mesmas medidas com a gama-câmara e são mais próximas à realidade da rotina do IOE quando se manipulam os RF. Foi cronometrado por 60 segundos cada medida, obedecendo esse tempo por padrão. A atividade para a fonte de ^{99m}Tc foi de 100 mCi e para ^{131}I de 20 mCi. Valores superiores aos testes com a gama-câmara por conta da baixa sensibilidade do dosímetro, porém não alterando as medições, pois procurou verificar a eficiência da blindagem e a diferença na dosagem entre cada medida e para cada RN.

As simulações computacionais em Monte Carlo (MC) foram adquiridas por meio do código Monte Carlo Neutron-Photon (MCNP) versão 6.1 no sistema operacional Windows, desenvolvido em Los Alamos. Os dados utilizados foram de acordo com as medidas dos testes experimentais obedecendo valores de distância entre fonte e detector, tempo de exposição, radiação característica de acordo com MIRD (Committee on Medical Internal Radiation Dose). Medidas do frasco de 2 cm de diâmetro, altura de 5 ml com conteúdo na altura de 1,5 cm, o que representa o recipiente de RF em que são realizadas as manipulações pelo IOE. As simulações utilizaram apenas a fonte de ^{131}I para as medições. Essas simulações ocorreram nas dependências do Centro de Engenharia Nuclear (CEN) do Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN).

Figura 1- Esquema representando a distância e simulação experimental



Após as medidas, as mesmas foram analisadas, onde foram plotados os gráficos na linguagem python para verificação da radiação espalhada e espectro, de acordo com cada RN.

Para medir a eficiência ou fator de transmissão em porcentagem das blindagens, utilizou-se a equação 1:

$$\text{Eficiência (\%)} = \left| 100 \times (I_0 - I/I_0) \right| \quad (1)$$

Onde I representa o valor das contagens com o avental e I_0 pelas contagens sem a blindagem (PARVARESH, 2020).

Essa medida foi realizada tanto no fótico de radiação característica dos RFs quanto no maior pico de radiação espalhada.

Com a finalização das medições foram realizados cálculos para medir a FWHM das plotagens com cada RN. A equação 2 está disposta abaixo:

$$FWHM(\%) = \frac{FWHM}{fotopico} * 100 < 11 \quad (2)$$

Em que: a $FWHM$ é medida pelo valor da meia altura pela meia largura do fótico principal. O Fótico é o maior valor das contagens no pico da radiação principal do RN.

RESULTADOS

Os resultados foram obtidos por meio de testes experimentais, os quais foram realizados em um SMN, enquanto as simulações computacionais foram adquiridas por meio do software MCNP6. Foi padronizado a distância de 30, 50 e 100 cm entre a fonte e detector, e adquirido o espectro no tempo de 100 segundos. O distanciamento está de acordo com a prática na rotina de MN, sendo 30 e 50 cm as distâncias entre IOE e fonte durante a manipulação na radiofarmácia e administração do RF no paciente e 100 cm como distância padrão.

Para cada RN e distâncias foram realizadas duas medidas, uma sem avental plumbífero e outra com. Os resultados obtidos estão apresentados abaixo.

Testes com ^{99m}Tc

Para o RN ^{99m}Tc foram obtidos espectros de energia na atividade de 98 uCi. Na sobreposição de ambos os espectros energéticos (com e sem avental) com 30 cm, é possível observar o pico de radiação característica centrado em 140,5 keV. No entanto, devido às características intrínsecas do equipamento utilizado para aferição do espectro, a resolução energética do mesmo não permite a mesma avaliação no fotopico, pois para preservar as mesmas características da curva o mesmo contabiliza mais ou menos contagens na região característica, para que assim mantenha a mesma resolução energética característica do RN utilizado.

Além disso, a FWHM obtida dos espectros energéticos, foi mensurada por meio da resolução energética, que apresentou uma resolução de 14,53% para ambos espectros analisados, o que indica principalmente que a gama-câmara faz arranjos e modelagens que preservam a capacidade de distinguir dois fótons com energias próximas.

Nota-se a radiação espalhada na faixa entre 50 e 100 keV com avental (FIGURA 2) em 50 cm, porém apresentando menos contagens comparado ao gráfico com distância de 30 cm. Entretanto, no espectro sem o avental não há esse pico de espalhamento.

Em 50 cm, a FWHM sem avental foi de 10,28% enquanto com o avental calculou-se o mesmo valor de 10,28%.

Para medidas de fator de transmissão (50 cm) foi calculado 12,17% no pico de radiação característica. Já para a radiação espalhada obteve-se 93,70% de transmissão de fótons de baixa energia com o avental, em torno de 75 keV.

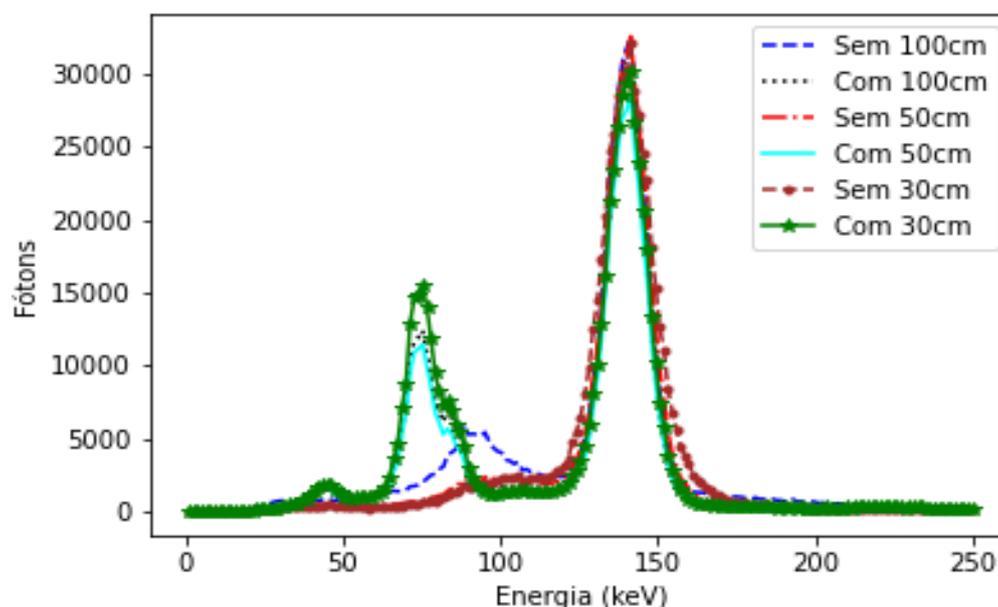
Seguindo o mesmo comportamento dos anteriores, no gráfico de 100 cm (FIGURA 2), a curva com avental apresenta um pico de radiação espalhada antes do pico de radiação característica do ^{99m}Tc , na mesma região vista nas distâncias mais próximas. Entretanto, diferente dos gráficos anteriores na região entre 90 e 100 keV na curva com o avental, apresenta um leve crescimento no número de contagens.

O valor da FWHM em 100 cm sem o avental foi de 10,28% e com o avental apresentou a mesma resolução energética de 10,28%.

O fator de transmissão para os fótons de radiação característica foi de 2,429% de transmissão da blindagem, enquanto na radiação espalhada foi de 83,891%, na distância de 100 cm.

Observa-se que ao aumento da distância a eficiência do avental também aumenta para os fótons emitidos pelo ^{99m}Tc , pela lei do inverso do quadrado da distância, que indica que quanto maior a distância, menor será a exposição no detector.

Figura 2: Comparação das distâncias com e sem avental para ^{99m}Tc



Fonte: Própria autora, 2022

Tendo em vista os resultados com o RF ^{99m}Tc com gráficos comparando o espectro com e sem a barreira, demonstram a radiação espalhada já esperada a partir das interações com o avental. De acordo com Cavallari (2020), espessuras de chumbo de 0,5 mm, como os aventais, podem gerar radiação Bremsstrahlung, ou seja, os elétrons se movem no meio interagindo com outros elétrons e mudando de direção, dessa forma atingindo o indivíduo e, teoricamente, aumentando a dosimetria pessoal do IOE.

Com a análise realizada em python os gráficos de dispersão foram úteis para comprovar a existência da radiação espalhada produzida pela interação da radiação ionizante com a matéria, devido ao número atômico do chumbo ser alto, acontece o chamado efeito fotoelétrico, onde como resultante do produto final é a emissão de raios X.

Segundo Polo (2014), a maioria das interações fotoelétricas demonstrou deposição total da energia no cristal e no espectro demonstra a energia centralizada no fotopico de 140 keV, porém no estudo de Polo (2014) foram utilizados colimadores. O aumento do espectro antes do fotopico representa o espalhamento dos fótons e eventos de dispersão. Assim como os resultados da presente pesquisa, os gráficos apresentados nos testes da pesquisa de Polo (2014) apresentam uma região de maior contagens com energia menor do que o fotopico do ^{99m}Tc , representando a radiação espalhada pelo material atenuante (POLO, 2014).

Para esta pesquisa, acredita-se que esta contribuição afeta no acréscimo da dose efetiva dos trabalhadores ocupacionalmente expostos que optam pelo uso do

avental plumbífero. Assim como Cavallari (2020), demonstra valores discretamente maiores ao uso do avental em MN para radioisótopos com faixas energéticas menores dentro do SMN, como o ^{99m}Tc . Além disso, o avental com 0,5 mm de chumbo funciona muito bem barrando fótons de raios X com energias baixas (em relação às utilizadas em MN), como menores que 17 keV, havendo eficiência para setores de radiologia, o que não ocorre na prática em MN, já que a energia é maior nesses serviços (HE et al., 2016)

Além disso, com a quantificação da resolução energética expressa pela FWHM gerada de cada curva característica dos RNs utilizados e mensurados com e sem avental, percebe-se que o equipamento de gama-câmara Symbia T2 varia em relação a este parâmetro, o que de certo modo, acarreta numa distinção imprecisa de fótons com energia muito próximas, o que leva a notar que para energias mais altas que o ^{99m}Tc , como a de ^{131}I e FDG- ^{18}F , o fotopico acaba recebendo maiores eventos detectados no espectro com avental, apresentando uma falsa compreensão que o avental é totalmente ineficiente para essas energias (ZIMMERMANN, 2017; PARVARESH et al., 2018; LYRA et al., 2011).

A esta limitação do equipamento utilizado se deve pelo fato do mesmo utilizar esta função para calibrar o mapa de energia nos controles de qualidade com periodicidade mensal. De fato, uma gama-câmara não é um espectrômetro capaz de distinguir com maior precisão, no entanto foi possível identificar a interação fotoelétrica para todos os RNs utilizados nesta pesquisa.

Esses picos gerados com o avental representam a interação com o chumbo e a desaceleração dos fótons de alta energia e captação dos fótons de baixa energia, o que contribui para a dose efetiva no IOE, tendo em vista o tamanho da gama-câmara e a captação da mesma (CAVALLAR, 2020).

Segundo He et al. (2016), em que realizaram testes com espectrômetro e compararam os espectros de radiação do Cobalto-57 (^{57}Co), representando energias de raios gama próximos ao do ^{99m}Tc , feitos com e sem a barreira do avental plumbífero, apresentam os picos de radiação característica do radioisótopo nos testes com e sem o avental. Porém, a curva gerada com o avental mostra três picos de radiação em torno de 80 keV, assim como nos testes realizados nesta pesquisa utilizando a gama-câmara. Isso porque os fótons excedem a borda de absorção da camada K do chumbo, em torno de 88 keV, dessa forma gerando radiação característica do chumbo, o que explicaria os outros picos de radiação gerados com o uso da blindagem. Essa radiação característica é gerada com fótons a partir de 122 keV, a qual também deve ser considerada a exposição recebida gerada por essa interação.

Entretanto, quanto à taxa de dose recebida, Deb e colaboradores (2015) apresentam resultados satisfatórios em relação à dose recebida pelo trabalhador

quando se é utilizado blindagem. Além disso, ainda mostram que para tal energia quanto maior a distância e a blindagem, melhor é a proteção.

As interações com o detector são provenientes de interações fotoelétricas e espalhamento Compton, o que segundo Cavallari (2020), o uso do avental não diminui a dose recebida pelo IOE, visto em resultados utilizando o ^{99m}Tc . De acordo com Parvaresh et al. (2020) seus resultados apresentam eficiência de 95,5% para espessuras de 3 mm equivalente a chumbo testado com ^{99m}Tc , enquanto para ^{131}I os resultados diferem, mostrando eficiência em 66,5% na blindagem.

Testes com dosímetro eletrônico com fonte de ^{99m}Tc

Os testes com dosímetro foram realizados com maior atividade que os testes com a gama-câmara, devido a sensibilidade do medidor, assim como também pela sensibilidade, as distâncias medidas foram de 30 e 50 cm.

Os resultados na distância de 30 cm sem o avental foram maiores que as contagens com avental, havendo diferença de 75 μSv . Já na distância de 50 cm a diferença foi menor, sendo 12 μSv com o avental e 36 μSv sem o avental. Na tabela 1 é possível visualizar o valor contabilizado pelo dosímetro.

Tabela 1: Resultado testes com dosímetro para ^{99m}Tc

Distâncias	Com avental	Sem avental
30 cm	28 μSv	103 μSv
50 cm	12 μSv	36 μSv

Testes com ^{131}I

Já para o RN de ^{131}I , o comportamento do espectro demonstra curvas antes do fotopico de radiação característica, pois diferente do ^{99m}Tc , o ^{131}I emite tanto raios gama quanto radiação corpuscular beta.

O espectro energético gerado a 30 cm da fonte de ^{131}I , demonstra a curva de radiação característica com e sem interação do avental plumbífero, em que a janela energética varia entre 350 e 400 keV no fotopico característico do RN, o qual está em torno de 364 keV (PARVARESH et al., 2020).

Já para as energias inferiores a 300 keV, é evidente a interação da radiação com o meio, causando espalhamento nas energias próximas a 100, 200 e 300 keV.

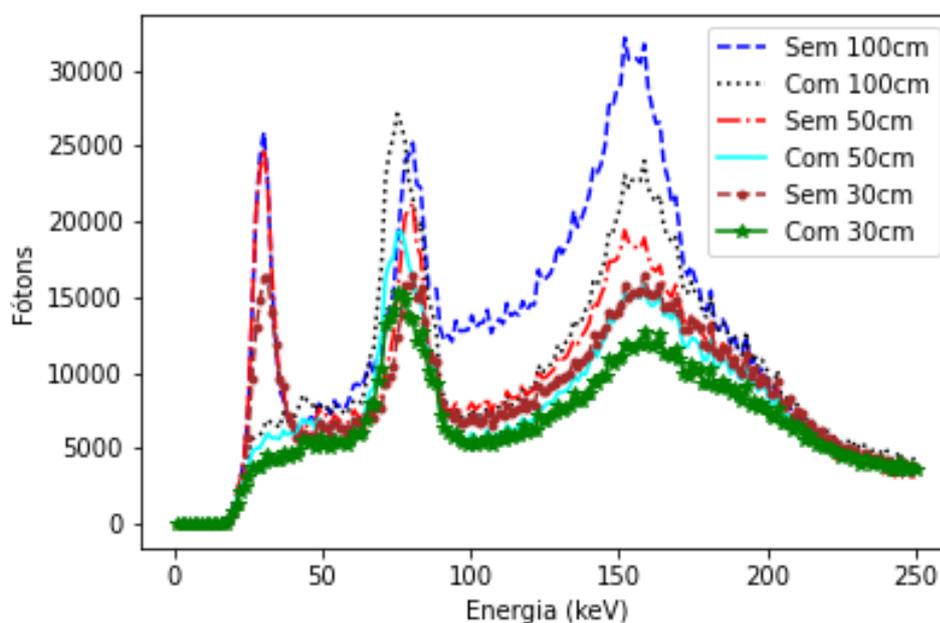
A sobreposição dos espectros energéticos com 30, 50 e 100 cm (FIGURA 3),

está demonstrando as interações com ^{131}I . O gráfico está disposto em energia no eixo x (keV) e contagens de fótons no eixo y. Os resultados para as três distâncias apresentam espectros semelhantes entre si.

Na mensuração sem o avental observa-se a captação da radiação próxima a 35 keV. Já na curva representando o uso da blindagem, é notável a atenuação completa dos fótons de 35 keV e atenuação parcial nos demais picos de energia resultante da radiação característica pelo avental plumbífero.

A FWHM obtida por meio do teste com avental (30 cm de distância) foi de 10,14% e sem o avental de 10,14%, nos testes com ^{131}I . Fator de transmissão no fotopico 11,23%, em 30 keV é de 72,07% e na faixa de 163 keV é de 25,15%.

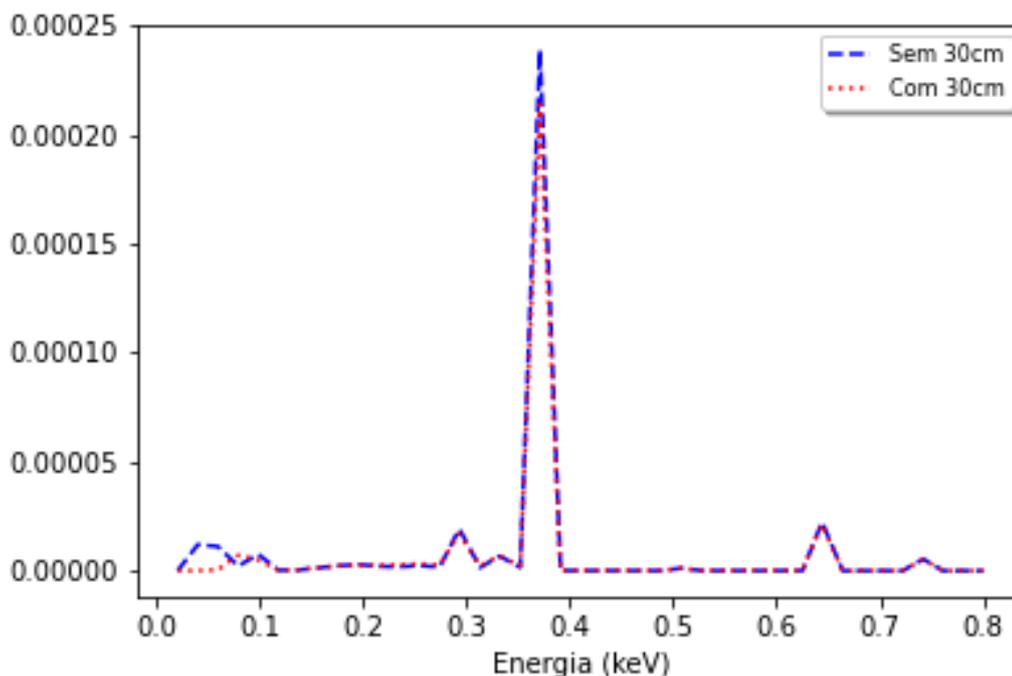
Figura 3: Comparação das distâncias com e sem avental para ^{131}I



Fonte: Própria autora, 2022

Para as simulações em MC, os resultados são apresentados na figura 4, a qual representa a curva adquirida com e sem blindagem, assim como os testes experimentais. De acordo com os testes computacionais, o avental apresenta certa eficiência em relação à curva sem o avental e é demonstrado o pico de radiação característica centralizado no mesmo ponto dos testes experimentais. Comparado ao teste experimental, o gráfico teve o mesmo comportamento, observando-se picos de radiação espalhada com energia menor que 100 keV.

Figura 4: Comparação da distância de 30cm com e sem avental para ^{131}I em MC



Fonte: Própria autora, 2022

Na distância de 50 cm segue o mesmo comportamento de 30 cm, demonstrando um pico na energia de 30 keV na curva sem avental, com número de contagens de aproximadamente 25000 fótons.

O fator de transmissão calculado no fotopico para a distância de 50 cm foi de 1,66%. Para a radiação espalhada em 30 e 158 keV obteve-se 77,68% e 16,09% respectivamente. A FWHM obtida no cálculo sem o avental foi de 9,42%, com o mesmo valor nos testes com o avental.

O gráfico na distância de 100 cm também apresenta o fotopico do ^{131}I na faixa de energia esperado, porém quanto mais aumenta-se a distância mais picos de energia são captados em regiões de energia menores ao fotopico principal. Isso se deve ao decaimento beta e gama deste RN, gerando picos de radiação espalhada. Percebe-se ainda que o número de contagens com avental é maior que as contagens sem o avental, de acordo com a distância.

O fator de transmissão para o ^{131}I em 100 cm foi de 27,78% dos fótons de radiação característica, 75,14% na faixa de 30 keV e 24,34% na faixa de 158 keV. Assim como nos testes com distância de 50 cm a FWHM teve valor de 9,42% com e sem o avental.

Quanto ao uso de ^{131}I , por emitir fótons gama com energia de 364 keV (superior ao $^{99\text{m}}\text{Tc}$, que emite 140 keV) tem-se baixa atenuação pelo avental, resultado

observado também na pesquisa de He et al., (2016), onde demonstra taxa de blindagem de sinal de 19,3% para energias na faixa de 356 keV.

Na verdade, é visto que o avental de chumbo em contato com energias gama superiores a 300 keV pode haver produção de efeito Compton, enquanto para seu uso em baixas energias, como a nível de raios X, o efeito fotoelétrico é dominante devido às interações com a composição do avental (PARVARESH et al., 2018).

De acordo com He et al. (2016) fótons acima de 122 keV podem produzir radiação característica do chumbo, em torno de 88 keV e ainda deve ser considerada a dose recebida causada pelos raios X característicos, além de fótons gama de energias menores.

De acordo com Parvaresh et al. (2020) a blindagem de chumbo para energias como as que o ^{131}I emite, não fornece eficiência. Por conta do espalhamento Compton, que depende da densidade do material e não de seu número atômico, quanto maior a espessura melhor será a blindagem, no caso do chumbo. Por tanto, para o ^{131}I é necessário aumentar a espessura, sendo que para energias acima de 100 keV é visto menor eficiência de blindagem.

Segundo Kozlovska e colaboradores (2015), VPRs de 2 mm atenuaram em 50% fótons acima de 250 keV e tiveram atenuação mínima de 30% para fótons acima de 350 keV, os quais inclui o fotopico de ^{131}I .

O estudo de Deb et al. (2015) demonstra que blindagens com 0,5 mm apresentam aumento de dose recebida em relação à 0,25 mm em distâncias de 1,5 e 2,0 metros. Além disso, quanto mais próximo da fonte maior é a taxa de contagem medida. Assim, apresenta que a blindagem é inadequada para o uso com ^{131}I , sugerindo-se diminuir o tempo durante a manipulação e exposição.

Um efeito causado a partir de interações de partículas como ^{131}I e ^{18}F , com materiais com alto número atômico (como o chumbo), é a radiação bremsstrahlung. Esse efeito, porém, não ocorre em materiais com baixo Z, que é o caso do polimetilmetacrilato (DEB et al., 2015).

Uma alternativa a superioridade de eficiência do chumbo, segundo Almisned et al. (2015), é a utilização de outros tipos de materiais como é o caso do silicato de bismuto que para energias entre 190 e 364 keV apresenta eficiência de blindagem maior que o chumbo. Assim como, a opção da utilização de tungstênio com blindagem também é superior ao chumbo, visto que, segundo Taniguchi et. al., (2022) aventais compostos de tungstênio tiveram mais eficiência na blindagem para fonte de ^{131}I , tanto na distância de 50 cm, 1 e 2 metros.

Apesar da interpretação da maioria das pesquisas levarem em conta a energia dominante do ^{131}I , é importante lembrar que, na prática, todos os fótons têm contribuição. O ^{131}I também emite fótons de 637 keV, sendo assim, quando as camadas de blindagem são aumentadas estes fótons tornam-se dominantes, o que

se deve dar importância (SCHNERR et al., 2017).

Testes com dosímetro eletrônico com fonte de ^{131}I

Assim como nos testes com $^{99\text{m}}\text{Tc}$, foram feitas medidas em duas distâncias: 30 e 50 cm. Foi necessária atividade de 20 mCi para captação das medidas, devido a sensibilidade do dosímetro. As doses com e sem avental diminuíram ao aumentar a distância, como já era esperado.

Obteve-se resultado de 43 μSv com avental e 50 μSv sem avental, na distância de 30 cm. Quando se aumentou a distância para 50 cm a diferença entre as doses diminuiu para 3 μSv , sendo 16 μSv com e 19 μSv sem o avental. O resultado do teste com dosímetro está disposto na tabela 2.

Tabela 2: Resultado testes com dosímetro para ^{131}I

Distâncias	Com avental	Sem avental
30 cm	43 μSv	50 μSv
50 cm	16 μSv	19 μSv

A partir desses resultados é notável que o avental barra muito pouco quando aumenta-se a energia incidente, observando menor eficiência ao seu uso para isótopos como o ^{131}I .

Testes com FDG- ^{18}F

Foram obtidas curvas do espectro energético com e sem o avental plumbífero com a fonte de FDG- ^{18}F . Os resultados estão dispostos na figura 5, apresentando a sobreposição de ambos os espectros nas 3 distâncias medidas.

Aqui a FWHM do teste com avental em 30 cm é de 8,39%, enquanto sem o avental apresenta o mesmo valor de 8,39%.

O avental tem fator de transmissão em 30 cm de 4,20% para os fótons de radiação característica do RN em questão. Para a radiação espalhada na faixa de 75 keV é 86,40%.

Demonstra-se contagens maiores na faixa de 76 keV, apresentado no teste com o avental. Por vez, na plotagem sem o avental não se nota variação da curva em relação ao teste com o avental. O fotopico mais alto, tanto com e sem avental, está centralizado entre 500 e 530 keV, o que corresponde a radiação característica do RN estudado.

Similar ao RN de ^{131}I , o avental plumbífero não é tão eficiente para atenuar grandes energias, pois ambos espectros energéticos se encontram bem próximos quando sobrepostos no mesmo plano.

No entanto, diferente do ^{131}I , para o ensaio com 30 cm o avental gerou radiação espalhada próxima a energia de 100 keV, ou seja, como resultante da interação dos fótons de 511 keV, o avental neste cenário contribui para o que acredita ser num acréscimo da dose efetiva, tendo em vista que ambos os espectros estão sobrepostos, e na curva com avental identificamos a contribuição da radiação espalhada chegando no detector da Gama-câmara.

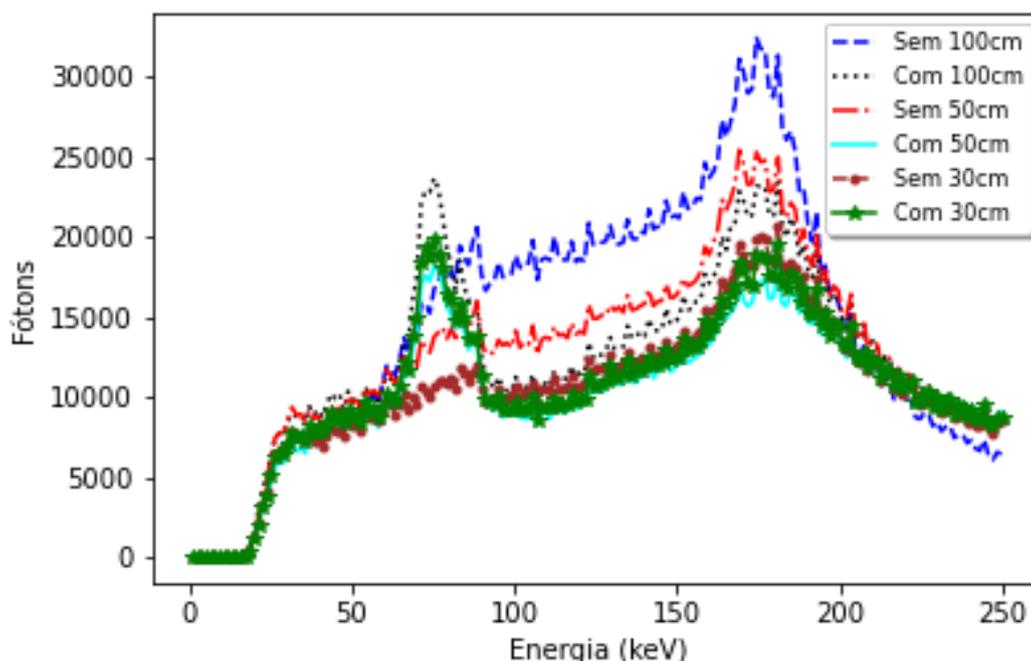
Ao aumentar a distância para 50 cm, mantém-se um pico de radiação espalhada com o avental próxima à 100 keV comparado a distância de 30 cm, porém com menos diferença da curva sem avental nesta mesma faixa energética. Além disso, apresenta maior número de contagens sem a blindagem do avental antes de 200 keV.

O fator de transmissão no fotopico de radiação característica é 3,21%, enquanto para energia na faixa de 75 keV de radiação espalhada é 32,26%. A FWHM adquirida foi de 8,39% tanto com quanto sem avental.

A curva sem avental na distância de 100 cm é maior comparada à curva com avental, desde a faixa de 100 até 200 keV, demonstrando mais contagens nessa região. Todavia, o número de fótons que são contabilizados no pico de radiação característica é maior com avental. Ainda assim, persiste um pico de radiação espalhada sem avental para a energia de 90 keV, com diminuição da diferença entre a curva com e sem avental.

O avental tem fator de transmissão em 50 cm de 69,42% para os fótons de radiação característica do RN em questão. Para a radiação espalhada na faixa de 75 keV o fator de transmissão é de 41,22%. Obteve-se a FWHM no valor de 8,93% em ambos os testes.

Nos resultados com o FDG- ^{18}F há um pico maior de contagens com o uso do avental. O estudo de Madbouly (2016), demonstra que com o aumento da energia dos fótons, menor é o coeficiente de atenuação de massa, por conta da interação dos fótons com diferentes materiais. Mostrando ainda que de acordo com a mistura de elementos com o chumbo pode-se ou não absorver e espalhar mais fótons, no caso, de 511 keV.

Figura 5 - Comparação das distâncias com e sem avental para FDG-¹⁸F

Fonte: Própria autora, 2022

De acordo com o estudo de Cho e colaboradores (2015), a manipulação de ¹⁸F na altura da pele apresenta aumento da dose equivalente em mamas, pulmão e fígado na distância de até 40 cm. Já no caso do manuseio na altura torácica, a região gonadal teve aumento de dose equivalente na distância de até 25 cm, apresentando decréscimo quando mais longe da fonte.

Apesar dos testes demonstrarem aumento da dose equivalente e radiação espalhada com a interação do avental, há estudos demonstrando a eficácia dele. Segundo Lyra et al. (2011), há uma redução da dose recebida com o uso do avental de chumbo nos testes feitos com ^{99m}Tc e ¹¹¹In, porém ressalta que o uso prolongado pode trazer problemas para o IOE por conta de seu peso.

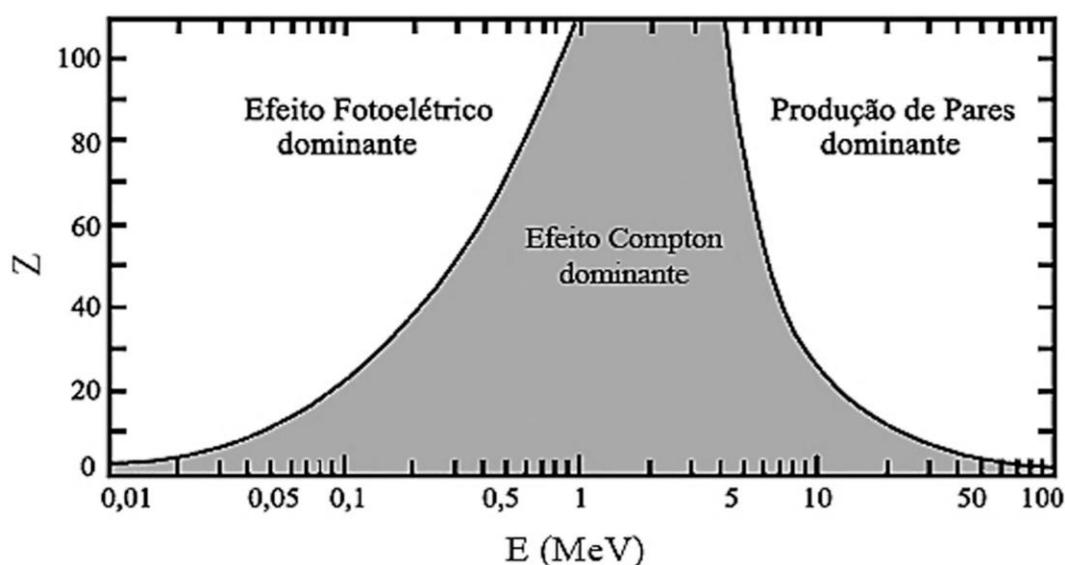
Seguindo essa opinião, Deb et al. (2015), demonstram eficácia de blindagem, com maior redução da taxa de dose ao dobrar a espessura de 0,25 para 0,5 mm, porém ainda assim é inadequado ao uso, pois a taxa de dose continua sendo muito alta e outros métodos para reduzi-la podem ser utilizados.

Observa-se que as medidas de FWHM diminuem, comparadas aos RNs testados anteriormente, ou seja, a resolução energética é maior, à medida que se aumenta a energia do RN. Isso se deve por conta da FWHM estar ligada à resolução energética que mede a confiabilidade da gama-câmara em um ambiente específico. Essas medidas são feitas de forma intrínseca, sem o uso do colimador, assim como

são realizados os controles de qualidade (CECCHIN et al., 2015). Os testes apresentam valor de FWHM coerentes com o que o equipamento adquire nos controles de qualidade, assim a leitura está consistente com a resolução espacial ideal atingindo seu propósito, pois a gama-câmara é um equipamento para aquisição de imagens médicas.

A figura 6 abaixo, ilustra a relação dos efeitos provindos da interação da radiação com a matéria imposta por diferentes números atômicos em função da energia.

Figura 6 – Relação dos efeitos da radiação com diferentes números atômicos



Fonte: Okuno; Yoshimura, 2016

Nesse contexto, é evidente que com o aumento da energia maior a probabilidade de aparecimento do efeito fotoelétrico para interações com o chumbo. Os efeitos da radiação com a interação com o avental são vistos pelos espectros, os quais demonstram que em todas as distâncias e com os 3 RN, apresentam aumento de captação em algumas regiões da curva antes do fotopico. Nota-se que esse espalhamento acontece na faixa menor que 100 keV, assim os fótons sofrem o efeito fotoelétrico, sabendo que o número atômico do chumbo é 82, o qual a probabilidade desse efeito ocorrer é muito maior com esse valor de Z. Dessa forma, há a ejeção de um elétron e o desaparecimento do fóton incidente, assim ainda podendo interagir até perder toda a sua energia (OKUNO; YOSHIMURA, 2016).

Assim como, o efeito Compton também pode aparecer, pois este por sua vez é mais provável com o aumento da energia, independentemente do número atômico do material. Por isso, energias acima de 100 keV, como nos experimentos, podem causar efeito Compton (OKUNO, 2018).

Observando todos os testes, é notável que há interação dos fótons com o avental e radiação espalhada, principalmente com aumento da energia da fonte, ou seja, de acordo com cada RN e em menores distâncias. O efeito Compton é dominante para radiação gama com energias utilizadas em MN, como visto nos gráficos com uso do avental para fonte de ^{99m}Tc . O mesmo ocorre com o ^{131}I , por se tratar de um RN que emite gama de 364 keV e também radiação beta, o que em pesquisas como de Deb et al. (2015) referem aumento da taxa de dose com aumento da camada de chumbo. No entanto, para a fonte de ^{18}F , ao dobrar o valor da blindagem a taxa de dose diminui, porém ainda não é um valor considerado seguro para proteção radiológica (Parvaresh et al., 2018; Deb et al., 2015).

Nos resultados com avental, para todos os RNs testados, observa-se o efeito já mencionado na faixa de 100 keV. Isso mostra o efeito da radiação característica do chumbo que é em torno de 80 keV (OKUNO, 2016).

Embora cada um possui suas características específicas, ao interagirem com o material do avental produzem radiação espalhada. Na radiação característica de cada RN ocorre a emissão de ondas eletromagnéticas dos elétrons que preenchem a vacância do átomo causada pela ionização dele. Geralmente ocorrendo na última camada do átomo (TAHUATA, 2013).

Por meio das literaturas abordadas e testes já desenvolvidos por outros autores, é possível correlacionar que pode haver um acréscimo na dosimetria efetiva dos trabalhadores que utilizam avental devido a contribuição dos raios X produzidos neste tipo de efeito, demonstrado pelos experimentos e simulações. Ainda que haja algumas pesquisas e literaturas afirmando a não contribuição da dose pelo avental.

Analisando os dados, tem-se o fator de transmissão alto, acima de 70% em todos os testes com a menor distância, não obtendo o mesmo comportamento para o ^{18}F nas duas maiores distâncias. Isso representa a interação dos fótons com a blindagem, sendo muito mais espalhados em curtas distâncias. Em geral, o equipamento obedece aos limites de FWHM impostas pelo fabricante, não sendo maior que 11% em quase todos os testes e mantendo valores muito aproximados entre com e sem avental.

Testes com dosímetro com fonte de FDG- ^{18}F

Os testes com FDG- ^{18}F se deram com atividade de 5 mCi, em que houve diferença mínima entre as medidas com e sem avental. Nota-se na tabela 3, que a blindagem da VPR foi pouco eficiente, principalmente com o aumento da distância da fonte. A única diferença foi de 1 μSv em 30 cm.

Tabela 3: Resultado testes com dosímetro para FDG-¹⁸F

Distâncias	Com avental	Sem avental
30 cm	7 μ Sv	8 μ Sv
50 cm	2 μ Sv	2 μ Sv

Por meio do teste com dosímetro, o resultado mostra que a blindagem não consegue atenuar a maioria dos fótons para essa faixa energética, observando mínima diferença entre as distâncias. Ainda comparado ao teste com ¹³¹I a VPR torna-se cada vez menos eficiente com o aumento da energia e da distância.

CONCLUSÃO

Com a análise dos resultados, observa-se a interação da radiação com fótons principalmente na faixa entre 80 e 100 keV, para o ^{99m}Tc. Isso mostra o efeito de radiação espalhada e mesmo com baixa contagem de fótons nessa região a proteção não é realmente eficaz como para com energias menores às emitidas por esse RN.

Para ¹³¹I os gráficos apresentam certa atenuação nos níveis em torno de 35 keV, entretanto com o aumento da distância com a melhora da resolução, observa-se maiores espalhamentos pela interação com a blindagem. Ainda, complementando com os testes com dosímetro é possível observar que há ineficiência de proteção, pois a diferença dos valores com e sem avental diminui ao aumento da distância.

Com FDG-¹⁸F é ainda mais notável que o avental tende a ser menos eficiente com o aumento da energia e aumento da distância. As contagens com o uso da blindagem foram superiores principalmente na faixa de 90 keV, resultado visto também para os demais RNs. Os testes com o dosímetro confirmam a pouca eficácia da VPR, tendo o mesmo valor de dose na distância de 50 cm.

As mensurações realizadas nesta pesquisa foram feitas dentro de um SMN, o que viabiliza a reprodutibilidade da metodologia proposta em outros serviços que utilizam da mesma tecnologia. Além disso, os dados aqui gerados podem contribuir com demais serviços no entendimento sobre proteção radiológica aplicada à medicina nuclear.

É evidente, que devido às características de autocorreção do equipamento, a avaliação do fopico se mostrou inconsistente na quantificação das contagens aferidas pelo detector. No entanto, o mesmo foi capaz de identificar a curva de radiação espalhada provinda da interação da radiação gama com o chumbo.

A simulação em MC, apesar de mensurar e quantificar atenuações em todas as regiões da curva característica, não foi capaz de incorporar as condições específicas de um equipamento utilizado para o diagnóstico médico. Contudo, a

simulação apresentou a mesma característica na identificação do fotopico e da radiação espalhada observada nas aferições realizadas com a gama-câmara.

Enfim, em outros estudos foi observado leve acréscimo de dose para o IOE, visto que esta pesquisa não teve como objetivo quantificar a dose efetiva, mas avaliar a atenuação da vestimenta expondo-a à diferentes energias e tendo como variáveis 3 distâncias estabelecidas observando o comportamento da chegada dos fótons no equipamento captador.

REFERÊNCIAS

ALMISNED, Ghada et al. Gamma-Ray Protection Properties of Bismuth-Silicate Glasses against Some Diagnostic Nuclear Medicine Radioisotopes: A Comprehensive Study. **Materials**, v. 14, n. 21, p. 6668, 2021.

ALNAAIMI, M. et al. Occupational radiation exposure in nuclear medicine department in Kuwait. **Radiation Physics and Chemistry**, v. 140, p. 233-236, 2017.

BRASIL – **Norma Nuclear CNEN 3.05**, “Requisitos de Radioproteção e Segurança para Serviços de Medicina Nuclear”. Disponível em: <<http://appasp.cnen.gov.br/seguranca/normas/normas.asp?grupo=3>>. Acesso em: 17 jul. 2020.

CAMOZZATO, Tatiane Sabriela Cagol, et al. Medicina Nuclear. In: DOROW, Patrícia Fernanda et al. **Proteção Radiológica no Diagnóstico e Terapia**. Florianópolis: Publicações do Ifsc, 2019. Cap. 5. p. 85-109. Disponível em: <https://www.ifsc.edu.br/documents/30701/523474/PROTE%C3%87%C3%83O+RADIOLOGICA+ebook+final.pdf/10be750c-0d7c-484f-8baf-c33053f203cd> Acesso em: 22 ago. 2020.

CAMOZZATO, Tatiane Sabriela Cagol; SOARES, Carina Klein; DUTRA, Vitor Felipe; PETRY, Emanuely Amandia; ANDRADE, Gabriela Rocha de; SOARES, Jacqueline de Aguiar; SILVA, Letícia Machado da; SANTOS, Nagela Rosita Conte dos. **Medicina Nuclear na Prática**. Florianópolis: Periódicos Ifsc, 2020. 237 p.

CAVALLARI, Heloisa Helena. **Avaliação do impacto do avental de chumbo na dosimetria de IOE em instalações de medicina nuclear**. 2020. 51 f. Dissertação

(Mestrado) - Curso Mestre em Pesquisa e Desenvolvimento (Biotecnologia Médica), Faculdade de Medicina, Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho, São Paulo, 2020.

CECCHIN, Diego et al. Analytical and experimental FWHM of a gamma camera: theoretical and practical issues. **PeerJ**, v. 3, p. e722, 2015.

CHO, Yong-In; YE, Soo-Young; KIM, Jung-Hoon. 2. **Journal of radiological science and technology**, v. 38, n. 3, p. 237-244, 2015.

DEB, Pradip et al. An evaluation of the shielding effectiveness of lead aprons used in clinics for protection against ionising radiation from novel radioisotopes. **Radiation protection dosimetry**, v. 165, n. 1-4, p. 443-447, 2015.

DE BARROS, Pietro Paolo et al. ANALYSIS OF THE RADIOMETRY PERFORMED IN PATIENTS UNDERGOING RADIOACTIVE IODINE THERAPY. **Journal of Nuclear Medicine Technology**, p. jnmt. 120.246512, 2020.

DIEBOLD, Eduardo; LEMOS, Paulo. **Monitoramento de área e superfície em um setor de medicina nuclear**. 2017. 20 f. Monografia (Especialização) - Curso de Engenharia de Segurança do Trabalho, Universidade do Vale do Rio dos Sinos, São Leopoldo, 2017. Disponível em: <http://www.repositorio.jesuita.org.br/bitstream/handle/UNISINOS/6944/Eduardo%20Diebold_.pdf?sequence=1&isAllowed=y>. Acesso em: 02 dez. 2018.

FISHER, Darrell R.; FAHEY, Frederic H. Appropriate use of effective dose in radiation protection and risk assessment. *Health physics*, v. 113, n. 2, p. 102, 2017.

FLÔR, Rita de Cassia. Saúde do Trabalhador e Proteção Radiológica. In: DOROW, Patrícia Fernanda et al. **Proteção Radiológica no Diagnóstico e Terapia**. Florianópolis: Publicações do Ifsc, 2019. Cap. 5. p. 85-109. Disponível em: <https://www.ifsc.edu.br/documents/30701/523474/PROTE%C3%87%C3%83O+RADIOLOGICA+ebook+final.pdf/10be750c-0d7c-484f-8baf-c33053f203cd> Acesso em: 06 out. 2021.

HE, X. et al. Answers to if the lead aprons are really helpful in nuclear medicine from the perspective of spectroscopy. **Radiation protection dosimetry**, v. 174, n. 4, p. 558-564, 2017.

International Atomic Energy Agency. Quality assurance for SPECT systems. Human Health Series No. 6. Vienna: International Atomic Energy Agency; 2009. http://www-pub.iaea.org/MTCD/publications/PDF/Pub1394_web.pdf. Acesso em: 15 jun. 2021.

KONEX: Avental cirúrgico fr. 0,50 ombro 0,25 100x60cm bp. Avental cirúrgico fr. 0,50 ombro 0,25 100x60cm bp. 2021. Disponível em: <https://www.konex.com.br/produtos/detalhes/1263>. Acesso em: 24 mar. 2022.

KOZLOVSKA, Michaela; CERNY, Radek; OTAHAL, Petr. Attenuation of X and gamma rays in personal radiation shielding protective clothing. **Health physics**, v. 109, n. 3, p. S205-S211, 2015.

LYRA, M. et al. Radiation protection of staff in ¹¹¹In radionuclide therapy—is the lead apron shielding effective?. **Radiation protection dosimetry**, v. 147, n. 1-2, p. 272-276, 2011.

MADBOULY, A. M.; ATTA, E. R. Comparative study between lead oxide and lead nitrate polymer as gamma-radiation shielding materials. **Journal of Environmental Protection**, v. 7, n. 2, p. 268-276, 2016.

METTLER, Fred A.; GUIBERTEAU, Milton J. **Essentials of Nuclear Medicine and Molecular Imaging E-Book**. Elsevier Health Sciences, 2018.

NATIONAL NUCLEAR DATA CENTER. **NuDat 3.0**. Disponível em: <https://www.nndc.bnl.gov/nudat3/>. Acesso em: 21 jun. 2022.

OKUNO, Emico; YOSHIMURA, Elisabeth Mateus. **Física das radiações**. Oficina de Textos, 2016.

PARVARESH, R. et al. An investigation to determine an optimum protective garment material in nuclear medicine. **Journal of biomedical physics & engineering**, v. 8, n. 4, p. 381, 2018.

PARVARESH, R. et al. Evaluations for Determination of Optimum Shields in Nuclear Medicine. **Journal of Biomedical Physics and Engineering**, 2020.

POLO, Ivón Oramas. Evaluation of the scattered radiation components produced in a gamma camera using Monte Carlo method. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, v. 30, n. 2, p. 179-188, 2014.

PORTELA, Tayana et al. Occupational Exposure in the Working Process of Radiological Nursing in Nuclear Medicine. **Journal of Radiology Nursing**, 2021.

SCHNERR, Roald S. et al. Monte Carlo simulations of ceiling scatter in nuclear medicine: ^{99m}Tc , ^{131}I and ^{18}F . **Medical physics**, v. 44, n. 3, p. 1113-1119, 2017.

SERAPHIM, Daniel Molena; DA SILVEIRA FISCHER, Andréia Caroline Fischer. Definição de Níveis de Referência em Diagnóstico do Serviço de Medicina Nuclear do Hospital de Clínicas de Porto Alegre. **Brazilian Journal of Radiation Sciences**, v. 8, n. 3, 2020.

TANIGUCHI, Yuka et al. Application of a tungsten apron for occupational radiation exposure in nursing care of children with neuroblastoma during ^{131}I -meta-iodo-benzyl-guanidine therapy. **Scientific Reports**, v. 12, n. 1, p. 1-7, 2022.

TAUHATA, L.; SALATI. I.; DI PRINZIO. R.; DI PRINZIO. A. R. Radioproteção e Dosimetria: fundamentos. Comissão Nacional de Energia Nuclear. Rio de Janeiro, 2013.

VELIZ, Danny Giancarlo Apaza. **Dosimetria em terapia radioablativa com ^{131}I** . 2019. 65 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Ciência, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2019.

YOUNG, Hugh D. **Física IV: ótica e física moderna**. 14. ed. São Paulo: Person, 2016. 534 p.

ZIMMERMANN, Tallita de Souza. **MONITORAMENTO DE PARÂMETROS INTRÍNSECOS DE UM EQUIPAMENTO DO TIPO GAMA CÂMARA E SUA APLICAÇÃO NO DESENVOLVIMENTO DE ROTAS DE INSPEÇÃO**. 2017. 62 f. TCC

(Graduação) - Curso de Engenharia Biomédica, Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Natal, 2017.

5 CONCLUSÃO

As interações com o material do avental podem ocorrer de diversas formas, dependendo de alguns fatores, principalmente da energia e tipo de fóton incidente. Essas interações são bem visualizadas por meio dos gráficos em que se obteve o espectro, mostrando que há maior interação e radiação espalhada com a maior distância. Nos testes com energias mais elevadas como ^{131}I e FDG- ^{18}F apresentam maior radiação espalhada com o uso do avental em pequenas distâncias e esse espalhamento diminui com o aumento da distância, e assim a captação no fotopico de radiação característica é melhor visualizado quanto mais longe a fonte fica do equipamento.

Há radiação espalhada na faixa de 80 a 100 keV para o $^{99\text{m}}\text{Tc}$, demonstrando a interação com a VPR. Não obtendo sucesso necessário para uma barreira eficaz como com energias menores as emitidas por esse RN.

Para ^{131}I os gráficos apresentam certa atenuação nos níveis em torno de 35 keV, entretanto com o aumento da distância, observa-se maiores espalhamentos pela interação com a blindagem. Em complemento, os testes com dosímetro mostram a ineficiência de proteção, pois a diferença dos valores com e sem avental diminui ao aumento da distância.

O mesmo ocorre quando se aumenta a energia de emissão com FDG- ^{18}F , em que é ainda mais notável que o avental tende a ser menos eficiente. Pois, os testes com o dosímetro demonstram mínima diferença entre as distâncias.

Os gráficos das simulações apresentam o mesmo comportamento em relação aos testes experimentais. Apesar de não serem comparadas devido a alguns fatores que se diferenciam entre si, sabendo que há condições ideais na simulação, enquanto nos experimentos obteve-se as condições reais de um serviço médico. As curvas se assemelham em seu comportamento de acordo com cada RN e com e sem o avental.

Por fim, considera-se ainda que quanto mais longe da fonte menor é a captação, de acordo com a lei do inverso do quadrado da distância e é notável que o avental é pouco eficiente, principalmente com o aumento da energia. Para melhorar a atenuação dos fótons de baixa energia, seria ideal obter mais estudos sobre diferentes tipos de materiais atenuadores, como alguns tipos de polímeros e outros tipos de metal, além do chumbo.

APÊNDICES

APÊNDICE A: Tabela de energia e tempo de exposição RF

RF	Atividade	T1/2	Energia em keV (gama)	Energia em keV (beta)	Energia em keV (pósitron)	Tempo de exposição
^{99m}Tc	98 uC (3626000 Bq)	6,0072 horas	142,68 keV			100 segundos
³¹I	94 uCi (3478000 Bq)	192,604 8 horas	364,48 keV	191,58 keV		100 segundos
⁸F	93 uCi (3441000 Bq)	1,8283 horas			511 keV	100 segundos

APÊNDICE B - Tabela das características do frasco do RF

Material	Formato	Dimensões
Vidro	Cilíndrico	5 cm altura
		2 cm diâmetro
		13 ml volume total
		1,5 cm altura do conteúdo

APÊNDICE C - Carta de autorização**CARTA DE AUTORIZAÇÃO**

Representando a Clínica Bionuclear - Serviços de Medicina Nuclear e Imagem Molecular, declaramos autorizar a pesquisa intitulada "**AVALIAÇÃO DE VESTIMENTAS DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA PARA ALTAS ENERGIAS EM MEDICINA NUCLEAR**" de autoria da mestranda Emanuely Amandia Petry, sob orientação da professora Dr^a Tatiane S. C. Camozzato, para obtenção do título de Mestre em Proteção Radiológica pelo IFSC. Estamos cientes da metodologia para a realização da mesma, com o objetivo de avaliar a eficiência da blindagem de vestimentas de proteção radiológica utilizadas no setor de medicina nuclear em relação às emissões advindas dos radiofármacos utilizados para diagnóstico e terapia.

Esta instituição está ciente de suas responsabilidades enquanto instituição coparticipante da pesquisa em questão, assim como o compromisso de resguardar a segurança dos pesquisadores envolvidos, dispondo de infraestrutura para garantir a segurança e bem-estar.

Florianópolis, 27 de Agosto de 2021

Dr. Fábio Figueiredo Ribeiro
Cardiologia/Medicina Nuclear
CRM-SC 04745

Dr. Fábio Figueiredo Ribeiro
Responsável Técnico

Rua Prof. Hermínio Jacques, 166, Centro
Florianópolis - SC - CEP: 88015-180
Fone: (48) 3216-9000 - Fax: (48) 3216-9010
www.bionuclear.com.br

ANEXOS

ANEXO A - TESTES DE INTEGRIDADE DO AVENTAL DE CHUMBO

F-027-00

Página 1 de 2

Radiodiagnóstico Odontológico

TESTE DE INTEGRIDADE DOS ACESSÓRIOS E VESTIMENTAS

Relatório em conformidade com o Formulário 1.5 Versão 1.0 da Vigilância Sanitária de Santa Catarina

Data de emissão: 03/05/2021
Data do ensaio: 22/04/2021



A. IDENTIFICAÇÃO

Tabela 1 - Dados do serviço

Razão Social:	Bionuclear Serviços de Medicina Nuclear LTDA - CNPJ: 01.514.221/0001-40		
Nome Fantasia:	-		
Endereço:	Rua Prof. Hermínio Jaques nº 166, Centro - Florianópolis/SC - CEP: 88.015-180		
Avaliador:	Físico Médico Ramon Paiva Ribeiro	Data:	22/04/2021

Este relatório está baseado na RESOLUÇÃO NORMATIVA Nº 002/DIVS/SES - de 13/05/2015

B. RESUMO DOS ENSAIOS

A. INTEGRIDADE DOS EQUIPAMENTOS DE PROTEÇÃO INDIVIDUAL

Este ensaio tem como objetivo avaliar a integridade dos equipamentos de proteção individual. Os resultados obtidos são comparados com as restrições estabelecidas na Resolução Normativa Nº 002/DIVS/SES. Este teste tem validade de 1 ano.

C. ENSAIOS

A. INTEGRIDADE DOS EQUIPAMENTOS DE PROTEÇÃO INDIVIDUAL

Resolução Normativa Nº 002/DIVS/SES - de 13/05/2015.

Tabela 2 - Dados do ensaio

Identificação do EPI	Tipo de EPI	Filtração Nominal (mmPb)	Marca	Sala	Resultado	Observações
AV 01	Avental	0,5	Konex	PET	Conforme	-
AV 02	Avental	0,5	Konex	Radiofarmácia	Conforme	-
PT 01	Protetor de tireoide	0,5	Konex	PET	Conforme	-

D. DOCUMENTOS DE REFERÊNCIA

- Portaria 453/98-Anvisa "Diretrizes de Proteção Radiológica em Radiodiagnóstico Médico e Odontológico".
- Resolução RE 1016/2006 - ANVISA - Guia "Radiodiagnóstico Médico - Segurança e Desempenho de Equipamentos".
- Norma 3.01 CNEN "Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica".
- Formulário 1.5 Versão 1.0 SUPERINTENDÊNCIA DE VIGILÂNCIA EM SAÚDE DIRETORIA DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA
- Resolução Normativa Nº 002/DIVS/SES.

E. FOTOS DA REALIZAÇÃO DOS ENSAIOS





Rod. José Carlos Daux, nº 600, Parque Tecnológico Alfa - Ed. Celta, João Paulo, Florianópolis-SC, CEP: 88.030-000 Fones:
 (48) 3222-1200 / 0800 645 8741 - Contato: brasilrad@brasilrad.com.br - Site: www.brasilrad.com.br

F-027-00

Página 2 de 2

Radiodiagnóstico Odontológico
TESTE DE INTEGRIDADE DOS ACESSÓRIOS E VESTIMENTAS



Relatório em conformidade com o Formulário 1.5 Versão 1.0 da Vigilância Sanitária de Santa Catarina

Data de emissão: 03/05/2021

Data do ensaio: 22/04/2021

F. PARECER TÉCNICO E OBSERVAÇÕES

Equipamentos de proteção individual de acordo com o teste de controle de qualidade exigido pela Resolução Normativa N° 002/DIVS/SES - de 13/05/2015, descrito no *Resumo dos Ensaio*s apresentado na primeira página deste relatório.

O Relatório deve ser arquivado e mantido à disposição da autoridade sanitária local.

Observação:

De acordo com a Resolução Normativa N° 002/DIVS/SES - Capítulo III Item 40.3) deve-se: "Evitar que os equipamentos sejam operados fora das condições exigidas neste regulamento e assegurar que as ações reparadoras necessárias sejam executadas prontamente, mediante um programa adequada de manutenção preventiva e corretiva dos equipamentos."

Físico Médico Ramon Paiva Ribeiro

Especialista em Física Médica do Radiodiagnóstico

REFERÊNCIAS

AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA. **IN_80 _2020**: INSTRUÇÃO NORMATIVA - IN Nº 80, DE 16 DE DEZEMBRO DE 2020. Brasil, 2020.

ALNAAIMI, M. et al. Occupational radiation exposure in nuclear medicine department in Kuwait. **Radiation Physics and Chemistry**, v. 140, p. 233-236, 2017.

AMATO, Ernesto et al. A Monte Carlo approach to small-scale dosimetry of solid tumour microvasculature for nuclear medicine therapies with ²²³Ra-, ¹³¹I-, ¹⁷⁷Lu- and ¹¹¹In-labelled radiopharmaceuticals. **Physica Medica**, v. 31, n. 5, p. 536-541, 2015.

AMATO, Ernesto et al. Radiation protection from external exposure to radionuclides: A Monte Carlo data handbook. **Physica Medica**, v. 46, p. 160-167, 2018.

ASSOCIAÇÃO BRASILEIRA DE NORMAS TÉCNICAS. **NBR IEC 61331-1: Dispositivo de proteção contra radiação-x para fins de diagnóstico médico parte 3: Vestimentas de proteção e dispositivos de proteção para gônadas**. Rio de Janeiro: Abnt, 2004. 26 p.

BASELET, Bjorn et al. Pathological effects of ionizing radiation: endothelial activation and dysfunction. **Cellular and Molecular Life Sciences**, v. 76, n. 4, p. 699-728, 2019.

BRAGA, Nelson R., Araken S. W. Rodrigues. Estudo da dose de radiação absorvida em indivíduo ocupacionalmente exposto em serviços de PET-CT. **Revista Brasileira de Física Medica**, p.35-42, 2019.

BERG, Eric; CHERRY, Simon R. Innovations in instrumentation for positron emission tomography. In: **Seminars in nuclear medicine**. WB Saunders, 2018. p. 311-331.

BOLUS, Norman E. Basic review of radiation biology and terminology. **Journal of nuclear medicine technology**, v. 45, n. 4, p. 259-264, 2017.

BOTELHO, Mario Hugo Dias da Silva. **Metodologia para mapeamento 3D de dose em um depósito de rejeitos radioativos utilizando MCNP e redes neurais**. 2018.

87 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Engenharia Nuclear, Instituto Alberto Luiz Coimbra de Pós-graduação de Engenharia, Rio de Janeiro, 2018.

BRAGA, Nelson Rodrigues. **Estudo da dose de radiação absorvida em indivíduo ocupacionalmente exposto em serviços de PET-CT.** 2018.

BRASIL – **Norma Nuclear CNEN 3.05**, “Requisitos de Radioproteção e Segurança para Serviços de Medicina Nuclear”. Disponível em: <<http://appasp.cnen.gov.br/seguranca/normas/normas.asp?grupo=3>>. Acesso em: 17 jul. 2020.

BRASIL – **NR 32**: NR 32 - SEGURANÇA E SAÚDE NO TRABALHO EM SERVIÇOS DE SAÚDE. Brasil: Ministério do Trabalho e Emprego, 2005. 50 p. Disponível em: <https://www.gov.br/trabalho-e-previdencia/pt-br/composicao/orgaos-especificos/secretaria-de-trabalho/inspecao/seguranca-e-saude-no-trabalho/normas-regulamentadoras/nr-32.pdf>. Acesso em: 25 out. 2021.

BRASIL. COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR. (CNEN). – **DIRETRIZES BÁSICAS DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA.** 2014. Disponível em: <<http://appasp.cnen.gov.br/seguranca/normas/pdf/Nrm301.pdf>>. Acesso em: 18 out. 2019.

BRASIL. COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR (CNENI). **GLOSSÁRIO DO SETOR NUCLEAR E RADIOLÓGICO BRASILEIRO.** 2021. Disponível em: https://www.gov.br/cnen/pt-br/assunto/ultimas-noticias/copy2_of_Glossario_CNEN___Revisao_Maio_2021_1.pdf. Acesso em: 22 maio 2022.

CAMOZZATO, Tatiane Sabriela Cagol, et al. Medicina Nuclear. In: DOROW, Patrícia Fernanda et al. **Proteção Radiológica no Diagnóstico e Terapia.** Florianópolis: Publicações do Ifsc, 2019. Cap. 5. p. 85-109. Disponível em: <https://www.ifsc.edu.br/documents/30701/523474/PROTE%C3%87%C3%83O+RADIOL%C3%93GICA+ebook+final.pdf/10be750c-0d7c-484f-8baf-c33053f203cd> Acesso em: 22 ago. 2020.

CAMOZZATO, Tatiane Sabriela Cagol; SOARES, Carina Klein; DUTRA, Vitor Felipe; PETRY, Emanuely Amandia; ANDRADE, Gabriela Rocha de; SOARES, Jacqueline de Aguiar; SILVA, Letícia Machado da; SANTOS, Nagela Rosita Conte dos. **Medicina Nuclear na Práica**. Florianópolis: Periódicos Ifsc, 2020. 237 p.

CAVALLARI, Heloisa Helena. **Avaliação do impacto do avental de chumbo na dosimetria de IOE em instalações de medicina nuclear**. 2020. 51 f. Dissertação (Mestrado) - Curso Mestre em Pesquisa e Desenvolvimento (Biotecnologia Médica), Faculdade de Medicina, Universidade Estadual Paulista Júlio de Mesquita Filho, São Paulo, 2020.

CECCHIN, Diego et al. Analytical and experimental FWHM of a gamma camera: theoretical and practical issues. **PeerJ**, v. 3, p. e722, 2015.

DEB, Pradip et al. An evaluation of the shielding effectiveness of lead aprons used in clinics for protection against ionising radiation from novel radioisotopes. **Radiation protection dosimetry**, v. 165, n. 1-4, p. 443-447, 2015.

DE BARROS, Pietro Paolo et al. ANALYSIS OF THE RADIOMETRY PERFORMED IN PATIENTS UNDERGOING RADIOACTIVE IODINE THERAPY. **Journal of Nuclear Medicine Technology**, p. jnmt. 120.246512, 2020.

DIEBOLD, Eduardo; LEMOS, Paulo. **Monitoramento de área e superfície em um setor de medicina nuclear**. 2017. 20 f. Monografia (Especialização) - Curso de Engenharia de Segurança do Trabalho, Universidade do Vale do Rio dos Sinos, São Leopoldo, 2017. Disponível em: <http://www.repositorio.jesuita.org.br/bitstream/handle/UNISINOS/6944/Eduardo%20Diebold_.pdf?sequence=1&isAllowed=y>. Acesso em: 02 dez. 2018.

DOROW, Patrícia; MEDEIROS, Caroline de (org.). **PROTEÇÃO RADIOLÓGICA NO DIAGNÓSTICO E TERAPIA**. Florianópolis: Publicações do Ifsc, 2019. 138 p.

EUROPEAN COMMISSION. **Radiation Protection N°180: Medical Radiation Exposure of the European Population**. 2014. Disponível em: <https://ec.europa.eu/energy/sites/ener/files/documents/RP180.pdf>. Acesso em: 06 mar. 2021.

FATHY, Mohamed et al. Occupational radiation dose to nuclear medicine staff due to Tc99m, F18-FDG PET and therapeutic I-131 based examinations. **Radiation protection dosimetry**, v. 186, n. 4, p. 443-451, 2019.

FISHER, Darrell R.; FAHEY, Frederic H. Appropriate use of effective dose in radiation protection and risk assessment. *Health physics*, v. 113, n. 2, p. 102, 2017.

FLÔR, Rita de Cassia. Saúde do Trabalhador e Proteção Radiológica. In: DOROW, Patrícia Fernanda et al. **Proteção Radiológica no Diagnóstico e Terapia**. Florianópolis: Publicações do Ifsc, 2019. Cap. 5. p. 85-109. Disponível em: <https://www.ifsc.edu.br/documents/30701/523474/PROTE%C3%87%C3%83O+RADIOLOGICA+ebook+final.pdf/10be750c-0d7c-484f-8baf-c33053f203cd> Acesso em: 22 ago. 2020.

He X., Zhao R., Rong L., Yao K., Chen S., Wei B. **ANSWERS TO IF THE LEAD APRONS ARE REALLY HELPFUL IN NUCLEAR MEDICINE FROM THE PERSPECTIVE OF SPECTROSCOPY**. *Radiat Prot Dosimetry* 2016. Disponível em: <<https://www.ncbi.nlm.nih.gov/pubmed/27613748>>. Acesso em: 18 de jul de 2020.

HIRONAKA, Fausto Haruki et al. **Medicina nuclear: princípios e aplicações**. 2012.

HÜBNER, Maria Martha. **Guia para elaboração de monografias e projetos de dissertação em mestrado e doutorado**. Cengage Learning, 2020.

INTERNATIONAL ATOMIC ENERGY AGENCY. **Nuclear Medicine Physics: a handbook for teachers and students**. Vienna: IAEA Library, 2014.

INTERNATIONAL COMMISSION RADIATION PROTECTION (Japão). **Operational quantities and new approach by ICRU**: endo on behalf of icru report committee 26 on operational radiation protection quantities for external radiation. Endo on behalf of ICRU Report Committee 26 on Operational Radiation Protection Quantities for External Radiation. 2015. Disponível em: <https://journals.sagepub.com/doi/pdf/10.1177/0146645315624341>. Acesso em: 02 fev. 2021.

INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **Annals of the ICRP**: icrp publication 116 conversion coefficients for radiological protection quantities for external radiation exposures. ICRP PUBLICATION 116 Conversion Coefficients for Radiological Protection Quantities for External Radiation Exposures. 2010. Disponível em: https://journals.sagepub.com/doi/pdf/10.1177/ANIB_40_2-5. Acesso em: 10 out. 2021.

KAMEZAWA, Leonardo Silva Gomes. **Efeitos da radioterapia na obtenção da osseointegração em ratos**. 2017.

KIRK, J.; MILLER, M. L. Reliability and validity in qualitative research. London: Sage, 1986.

KONEX: Avental cirúrgico fr. 0,50 ombro 0,25 100x60cm bp. Avental cirúrgico fr. 0,50 ombro 0,25 100x60cm bp. 2021. Disponível em: <https://www.konex.com.br/produtos/detalhes/1263>. Acesso em: 24 mar. 2022.

KOZLOVSKA, Michaela; CERNY, Radek; OTAHAL, Petr. Attenuation of X and Gamma Rays in Personal Radiation Shielding Protective Clothing. **The Radiation Safety Journal**. Czech Republic, p. 205-211. nov. 2015.

KUHN, Peter. **ESTUDO DA PROTEÇÃO DO AVENTAL DE CHUMBO EM MEDICINA NUCLEAR**. 2017. 23 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Proteção Radiológica, Instituto Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2017.

LYRA, M. et al. Radiation protection of staff in ¹¹¹In radionuclide therapy—is the lead apron shielding effective?. **Radiation protection dosimetry**, v. 147, n. 1-2, p. 272-276, 2011.

M.FREEMAN, Leonard; BLAUFOX, M. Donald. **Editorial: Innovations in Nuclear Medicine Instrumentation**. 2018. Disponível em: <https://www.sciencedirect.com/science/article/pii/S0001299818300278>. Acesso em: 12 mar. 2021.

MARTIN, Colin J.; HARRISON, John D.; REHANI, Madan M. Effective dose from radiation exposure in medicine: Past, present, and future. *Physica Medica*, v. 79, p. 87-92, 2020.

MENDES, Hítalo Rodrigues et al. **Otimização da qualidade da imagem e dose em radiologia pediátrica usando simulação Monte Carlo e métodos experimentais**. 2018. Dissertação (mestrado) - Curso de Física, Universidade Estadual de Campinas, 2018.

METTLER, Fred A.; GUIBERTEAU, Milton J. **Essentials of Nuclear Medicine and Molecular Imaging E-Book**. Elsevier Health Sciences, 2018.

MINISTÉRIO DO TRABALHO. NR 6: NR 6 - Equipamento de proteção individual - EPI. 2017. 8 p. Disponível em: <<http://trabalho.gov.br/images/Documentos/SST/NR/NR6.pdf>>. Acesso em: 10 out. 2017.

NATIONAL COUNCIL ON RADIATION PROTECTION AND MEASUREMENTS. **Ionizing Radiation Exposure of the Population of the United States**. Bethesda: National Council On Radiation Protection And Measurements, 2009. 403 p.

OKUNO, Emico. **Radiação: efeitos, riscos e benefícios**. Oficina de Textos, 2018.

OKUNO, Emico; YOSHIMURA, Elisabeth Mateus. **Física das radiações**. Oficina de Textos, 2016.

OREJUELA, Carlos O. Pastrana et al. SPECT performance evaluation on image of Yttrium 90-Bremsstrahlung using Monte Carlo simulation. **Applied Radiation and Isotopes**, v. 168, p. 109456, 2021.

PARVARESH, R. et al. An investigation to determine an optimum protective garment material in nuclear medicine. **Journal of biomedical physics & engineering**, v. 8, n. 4, p. 381, 2018.

PARVARESH, R. et al. Evaluations for Determination of Optimum Shields in Nuclear Medicine. **Journal of Biomedical Physics and Engineering**, 2020.

PASQUETA, Jéssica et al. Dose Rate Simulation of the Urine Collection Bag of Patients Undergoing Bone Scintigraphy. **Journal of Radiology Nursing**, 2021.

POLO, Ivón Oramas. Evaluation of the scattered radiation components produced in a gamma camera using Monte Carlo method. **Revista Brasileira de Engenharia Biomédica**, v. 30, n. 2, p. 179-188, 2014.

PORTELA, Tayana. **EXPOSIÇÃO OCUPACIONAL NO PROCESSO DE TRABALHO EM PROCEDIMENTOS COM RADIOFÁRMACOS MARCADOS COM ⁶⁸Ga**. 2019. 84 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Mestrado em Proteção Radiológica, Instituto Federal de Santa Catarina, Florianópolis, 2019.

PORTELA, Tayana et al. Occupational Exposure in the Working Process of Radiological Nursing in Nuclear Medicine. **Journal of Radiology Nursing**, 2021.

SANTOS, Vinicius Fernando dos. **Fator de aumento de dose em Radioterapia com nanopartículas: estudo por simulação Monte Carlo**. 2017. Tese de Doutorado. Universidade de São Paulo.

SERAPHIM, Daniel Molena; DA SILVEIRA FISCHER, Andréia Caroline Fischer. Definição de Níveis de Referência em Diagnóstico do Serviço de Medicina Nuclear do Hospital de Clínicas de Porto Alegre. **Brazilian Journal of Radiation Sciences**, v. 8, n. 3, 2020.

SCHNERR, Roald S. et al. Monte Carlo simulations of ceiling scatter in nuclear medicine: ^{99m}Tc, ¹³¹I and ¹⁸F. **Medical physics**, v. 44, n. 3, p. 1113-1119, 2017.

SILVA, Catherine Costa Oliveira da. **Dosimetria pré-clínica no desenvolvimento de novos radiofármacos através de simulação por código de Monte Carlo**. 2017. Dissertação (mestrado) - Curso de Engenharia Nuclear, Universidade Federal do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2017.

SOARES, Flávio Augusto Penna, et al. Tecnologias envolvendo uso de radiação. In: DOROW, Patrícia Fernanda et al. **Proteção Radiológica no Diagnóstico e Terapia**. Florianópolis: Publicações do Ifsc, 2019. Cap. 5. p. 85-109. Disponível em: <https://www.ifsc.edu.br/documents/30701/523474/PROTE%C3%87%C3%83O+RADI>

OLO GICA+ebook+final.pdf/10be750c-0d7c-484f-8baf-c33053f203cd Acesso em: 22 ago. 2020.

SOARES, Flávio Augusto Penna; PEREIRA, Aline Garcia; FLÔR, Rita de Cássia. Utilização de vestimentas de proteção radiológica para redução de dose absorvida: uma revisão integrativa da literatura. **Radiologia Brasileira**, v. 44, p. 97-103, 2011.

TEKIN, Huseyin Ozan et al. Radiation shielding parameters of some antioxidants using Monte Carlo method. **Journal of Biological Physics**, v. 44, n. 4, p. 579-590, 2018.

VELIZ, Danny Giancarlo Apaza. **Dosimetria em terapia radioablativa com I131**. 2019. 65 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Ciência, Universidade de São Paulo, Ribeirão Preto, 2019.

WILLEGAINON, José et al. Prediction of iodine-131 biokinetics and radiation doses from therapy on the basis of tracer studies: an important question for therapy planning in nuclear medicine. **Nuclear medicine communications**, v. 37, n. 5, p. 473-479, 2016.

YOUNG, Hugh D. **Física IV: ótica e física moderna**. 14. ed. São Paulo: Person, 2016. 534 p.

ZIMMERMANN, Tallita de Souza. **MONITORAMENTO DE PARÂMETROS INTRÍNSECOS DE UM EQUIPAMENTO DO TIPO GAMA CÂMARA E SUA APLICAÇÃO NO DESENVOLVIMENTO DE ROTAS DE INSPEÇÃO**. 2017. 62 f. TCC (Graduação) - Curso de Engenharia Biomédica, Universidade Federal do Rio Grande do Norte, Natal, 2017.

