

**INSTITUTO FEDERAL DE SANTA CATARINA  
DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE SAÚDE E SERVIÇOS  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIA RADIOLÓGICA  
MESTRADO PROFISSIONAL EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA**

**PETER KÜHN**

**DESENVOLVIMENTO DE UM PROTETOR DE SERINGAS PARA  
RADIOFÁRMACOS MARCADOS COM TECNÉCIO-99m POR MEIO DE  
IMPRESSÃO TRIDIMENSIONAL**

**FLORIANÓPOLIS, 2019**

**INSTITUTO FEDERAL DE SANTA CATARINA  
DEPARTAMENTO ACADÊMICO DE SAÚDE E SERVIÇOS  
PROGRAMA DE PÓS-GRADUAÇÃO EM TECNOLOGIA RADIOLÓGICA  
MESTRADO PROFISSIONAL EM PROTEÇÃO RADIOLÓGICA**

**PETER KÜHN**

**DESENVOLVIMENTO DE UM PROTETOR DE SERINGA PARA  
RADIOFÁRMACOS MARCADOS COM TECNÉCIO-99m POR MEIO DE  
IMPRESSÃO TRIDIMENSIONAL**

Dissertação apresentada ao Programa de Pós-Graduação (Mestrado Profissional) do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina, Campus Florianópolis, como requisito final para obtenção do título de Mestre em Proteção Radiológica.

Orientador: Dr. Flávio Augusto P. Soares

**FLORIANÓPOLIS, 2019**

CDD 616.0757

K96d

Kühn, Peter

Desenvolvimento de um protetor de seringa para radiofármacos marcados com tecnécio-99m por meio de impressão tridimensional [DIS] / Peter Kühn; orientação de Flávio Augusto Penna Soares – Florianópolis, 2020.

1 v.: il.

Dissertação de Mestrado (Proteção Radiológica) – Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina.

Inclui referências.

1. Impressão tridimensional. 2. Medicina nuclear. 3. Tecnécio. 4. Proteção radiológica. I. Soares, Flávio Augusto Penna. II. Título.

Sistema de Bibliotecas Integradas do IFSC

Biblioteca Dr. Hercílio Luz – Campus Florianópolis

Catalogado por: Raphael Vieira Gomes Costa CRB 14/1341

DESENVOLVIMENTO DE UM PROTETOR DE SERINGA PARA RADIOFÁRMACOS  
MARCADOS COM TECNÉCIO-99m POR MEIO DE IMPRESSÃO  
TRIDIMENSIONAL

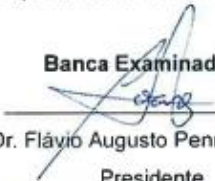
Peter Kühn

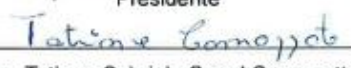
Esta dissertação foi submetida ao processo de avaliação pela Banca Examinadora  
para obtenção do título de:

**Mestre em Proteção Radiológica**

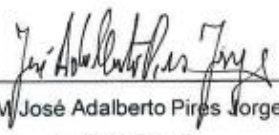
e aprovado em nove de dezembro de 2019, atendendo as normas da legislação  
vigente do Instituto Federal de Educação, Ciência e Tecnologia de Santa Catarina –  
Campus Florianópolis, Programa de Pós-Graduação *Strictu Sensu* em Proteção  
Radiológica do Departamento Acadêmico de Saúde e Serviços.

**Banca Examinadora:**

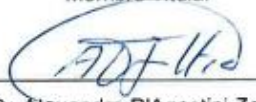
  
Dr. Flávio Augusto Penna Soares  
Presidente

  
Dra. Tatiane Sabriela Cagol Camozatto  
Membro Titular

  
Me. Emilli Viana  
Membro Titular

  
Sc.M. José Adalberto Pires Jorge  
HESAV/Suíça  
Membro Titular

  
Me. Marco Antônio Bertoini Andrade  
Membro Titular

  
Dr. Alexandre D'Agostini Zottis  
Membro Suplente

Dedico este trabalho, primeiramente, a minha esposa Emanuela por toda paciência, compreensão, carinho e amor, a minha mãe Elizabeth, que se faz presente em todos os momentos da minha vida e ao meu pai Ronaldo Kühn (*in memoriam*), um grande companheiro que sempre me encorajou.

## AGRADECIMENTOS

Primeiramente a Deus que permitiu que tudo isso acontecesse, ao longo de minha vida, e não somente nestes anos acadêmico, mas que em todos os momentos é o maior mestre que alguém pode conhecer.

A minha amada esposa, pelo amor, incentivo e apoio incondicional.

Agradeço a minha mãe, uma mulher carinhosa que me deu apoio, incentivo nas horas difíceis, de desânimo e cansaço.

Ao meu pai que, mesmo não estando presente neste momento, deixou seu legado. Apesar de todas as dificuldades de sua ausência, me senti encorajado a buscar crescimento pessoal e profissional.

Obrigado meus irmãos e sobrinhos, que nos momentos de minha ausência dedicados a esta dissertação, sempre fizeram entender que o futuro é feito a partir da constante dedicação no presente!

Meus agradecimentos aos amigos, colegas de mestrado e alunos e bolsistas de pesquisa, que fizeram parte da minha formação e que vão continuar presentes em minha vida com certeza.

Ao meu orientador pela sua disponibilidade para me ensinar e conduzir-me nos momentos de dúvidas.

À coordenação e professores do curso de Mestrado de Proteção Radiológica do IFSC, pelo incentivo na qualificação de seus alunos

*“Cada um de nós deve trabalhar por seu próprio aperfeiçoamento e, ao mesmo tempo, compartilhar uma responsabilidade geral por toda a humanidade, sendo nosso dever específico ajudar aqueles a quem achamos que podemos ser mais úteis.”*  
*(Madame Curie)*

## RESUMO

A Medicina Nuclear é a especialidade médica que faz uso de fontes não seladas de materiais radioativos, administradas in vivo, com objetivos de diagnóstico e terapia. Os radiofármacos marcados com tecnécio-99m ( $^{99m}\text{Tc}$ ) tornaram-se nos últimos anos, essenciais para o diagnóstico e terapias, principalmente por estarem prontamente disponíveis, ter meia-vida física de apenas 6 horas, e a emissão energética predominante de 140 keV. Os protetores de seringa oferecidos pelo mercado são eficazes quanto a atenuação da radiação, no entanto, apresentam alto custo e são pesados, não proporcionando a precisão necessária na hora da administração do radiofármaco, pelo profissional responsável por essa função. Diante deste contexto, este trabalho apresenta o desenvolvimento de um protetor de seringa por meio de impressão tridimensional. As principais vantagens do sistema de impressão 3D estão associadas a customização e modelos com custos mais baratos, boa precisão dimensional e a facilidade de otimizar as estruturas e controlar seu peso. Foram avaliados em um calibrador de dose a diminuição da atividade inicial de 10,67 mCi por quatro materiais distintos e suas combinações. Dois filamentos a base de ABS com carga de Bismuto (Bi) e Tungstênio (W), um a base de PLA com Cobre (Cu) e lâminas de Chumbo (Pb) foram utilizados em forma de cilindros neste estudo de modo a testar a eficiência da atenuação. Mostraram-se efetivos em atenuar em ~93% a atividade inicial dois cilindros de tungstênio de 1,75 milímetros de espessura, juntamente com duas lâminas de chumbo de 1 milímetro. Na camada externa foi colocado um ABS com a função travar a seringa, proteger em caso de quedas e também com o intuito de ser facilmente substituído em caso de contaminação com radionuclídeo. Ao concluir a modelagem do protetor de seringa, um protótipo foi montado e este obteve uma diminuição de 35% em peso (~100g) e custo 30 vezes o menor em relação aos modelos comerciais.

**Palavras-chave:** Impressão tridimensional; Medicina Nuclear, Tecnécio, Proteção Radiológica.



## ABSTRACT

Nuclear Medicine is the medical specialty that uses unsealed sources of radioactive materials administered in vivo for diagnosis and therapy purposes. The technetium-99m ( $^{99m}\text{Tc}$ ) traced radiopharmaceuticals became essential in recent years for diagnosis and therapy, mainly because they are immediately available, have physical half-life of only 6 hours and predominant energy emission of 140 keV. The syringe shields commercially available are effective on radiation attenuation, however, they are expensive and heavy, which not allow the precision needed for the radiopharmaceutical administration by the professional responsible for this function. In this context, the aim of this work was the development of a syringe shield using three-dimensional printing. The key advantages of the 3D printing system include customization and cost-effective models, good dimensional accuracy and possibility of optimizing structures and controlling their weight. A dose calibrator was used to evaluate the initial activity decrease of 10.67 mCi by four different materials and their combinations. Three metal-charged filaments in cylinders shape were used in a dose calibrator to evaluate its attenuation efficiency, being two ABS based with tungsten (W) and bismuth (Bi), and one PLA based with Copper (Cu), plus lead (Pb) sheets. Two 1.75 mm thick W cylinders with two 1 mm Pb sheet were found to be effective in attenuating about 93% of the initial activity. An outer layer was constructed with ABS, with the intent of locking the syringe, protecting in case of falls and also in order to be easily replaced in case of contamination. Upon completing the modeling of the syringe shield, a prototype was built and it achieved a 35% decrease in weight (~100g) and cost 30 times lower compared to commercial models.

**Keywords:** Printing, Three-Dimensional; Nuclear medicine; Technetium; Radiation Protection.

## LISTA DE FIGURAS

<b>Figura 1</b> - Gráfico de decaimento de $^{99m}\text{Tc}$ .....	21
<b>Figura 2</b> - Transição isomérica de $^{99m}\text{Tc}$ para $^{99}\text{Tc}$ .....	22
<b>Figura 3</b> - Protetores de seringa de chumbo com e sem visor.....	24
<b>Figura 4</b> - Protetores de seringa de chumbo com trava.....	25
<b>Figura 5</b> - Modelo de impressora 3D FDM - Modelo Creator Pro 3D Printer.....	26
<b>Figura 6</b> - Esquema de extrusão de uma Impressora 3D.....	27
<b>Figura 7</b> - Filamento de ABS para impressão 3D.....	29
<b>Figura 8</b> - Processos de interação da radiação gama com a matéria.....	30
<b>Figura 9</b> - Filamento de tungstênio para impressão 3D.....	31
<b>Figura 10</b> - Filamento de bismuto para impressão 3D.....	31
<b>Figura 11</b> - Ilustração 3D de uma seringa.....	35
<b>Figura 12</b> - Ilustração 3D do cilindro interno.....	36
<b>Figura 13</b> - Impressão do cilindro de tungstênio.....	36
<b>Figura 14</b> - Protótipos dos cilindros protetores de seringa Pb, Cu, Bi, W.....	37
<b>Figura 15</b> – Calibrador de dose.....	37
<b>Figura 16</b> - Aplicação do cilindro de W na seringa de 5ml.....	38
<b>Figura 17</b> - Protetor de seringa de chumbo revestido com aço inox e visor.....	38
<b>Figura 18</b> - Curvas de atenuação do Pb, W, Bi e Cu.....	41
<b>Figura 19</b> - Camadas do protetor do centro para fora (Pb+W+Pb+W+ABS) com atenuação de 92,69%.....	42
<b>Figura 20</b> - Ilustração 3D do protetor externo.....	43
<b>Figura 21</b> - Protetor de seringa confeccionado em impressora 3D.....	43
<b>Figura 22</b> - Comparativo de peso de um protetor de seringa comercial X protetor impressão 3D.....	44

## LISTA DE QUADROS

<b>Quadro 1</b> - Informações sobre a matéria prima dos elementos usados na pesquisa.....	32
<b>Quadro 2</b> - Etapas da Pesquisa.....	34
<b>Quadro 3</b> - Atividade em mCi usando um cilindro e a atenuação do material.....	39
<b>Quadro 4</b> - Atividade da fonte de 5.90 mCi usando os mesmos elementos em combinações de 2/3/4 cilindros (camadas).....	40
<b>Quadro 5</b> - Combinação das amostras de Pb e W e a atenuação do material.....	40
<b>Quadro 6</b> - Custos e peso dos materiais.....	44

## LISTA DE ABREVIATURAS E SIGLAS

**°C** – Graus Celsius

**<sup>99</sup>Mo** – Molibdênio

**<sup>99m</sup>Tc** – Tecnécio 99 metaestável

**ABS** - Acrilonitrila Butadieno Estireno

**ALARA** – As Low As Reasonably Achievable

**ANVISA** – Agência Nacional de Vigilância Sanitária

**ASTM** - American Society For Testing And Materials

**Bi<sup>83</sup>** – Bismuto

**CNEN** – Comissão Nacional de Energia Nuclear

**Cu<sup>29</sup>** – Cobre

**g** – gramas

**ICRP** – Comissão Internacional de Proteção Radiológica

**IOE** - Indivíduo Ocupacionalmente Exposto

**IOES** - Indivíduos Ocupacionalmente Expostos

**IPEN** – Instituto de Pesquisa e Energia Nuclear

**kg** - kilogramas

**keV** – Quilo elétron volts

**MA** - Manufatura Aditiva

**mCi** – milicurie

**MeV** – Mega elétron-volts

**mm** - Milímetros

**MN** – Medicina Nuclear

**NIST** - National Institute of Standards and Technology

**Pb<sup>82</sup>** – Chumbo

**PLA** - Poli Ácido Láctico

**RP** - Rapid Prototyping

**SMN** – Serviço de Medicina Nuclear

**TC** – Tomografia Computadorizada

**W<sup>74</sup>** – Tungstênio

**μCi** - microcurie

**3D** – Tridimensional

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b> .....	14
1.1 DEFINIÇÃO DO PROBLEMA.....	17
1.2 OBJETIVO GERAL.....	19
1.3 OBJETIVOS ESPECÍFICOS.....	19
<b>2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA</b> .....	20
2.1 MEDICINA NUCLEAR.....	20
2.2 USO DO TECNÉCIO 99M NA MEDICINA NUCLEAR.....	21
2.3 PROTEÇÃO RADIOLÓGICA.....	23
2.4 PROTETORES DE SERINGA.....	24
2.5 IMPRESSORA 3D.....	25
2.6 MATERIAIS ATENUADORES.....	29
<b>3 METODOLOGIA</b> .....	33
3.1 MÉTODOS APLICADOS.....	34
<b>4 RESULTADOS E DISCUSSÕES</b> .....	39
<b>5 CONSIDERAÇÕES FINAIS</b> .....	46
<b>REFERÊNCIAS</b> .....	47

## 1 INTRODUÇÃO

A Medicina Nuclear (MN) é uma especialidade ligada ao apoio e cuidado aos usuários que se submetem a procedimentos de diagnóstico ou terapia envolvendo o uso de fontes não seladas de materiais radioativos administrados in vivo (MELO; GELBCKE; HUHN; VIANA, 2017).

A distribuição dos radiofármacos pelo corpo é observada a partir de imagens bidimensionais geradas em equipamentos denominados gama câmaras ou câmaras cintilográficas, que, ao contrário de outros métodos radiológicos, dão maior ênfase para a fisiologia dos órgãos. A avaliação funcional realizada pela MN pode trazer, muitas vezes, informações de forma precoce de variadas patologias. As alterações podem ser detectadas antes mesmo dos sintomas aparecerem, promovendo melhores chances de tratamentos para o paciente (CAMARGO, 2015).

Quando administrado no paciente, a radiação será captada pelo aparelho chamado gama câmara ou câmara cintilográfica. O paciente é posicionado na mesa de exame, embaixo do gantry da gama câmara, onde o detector se encarrega de fazer a captação da radiação emitida pelo paciente, radiação essa que passa pelo colimador e que, em seguida, depois de filtrada, é captada pelos cristais de iodeto de sódio que se encarregam de emitir fótons de luz. Esses mesmos fótons serão captados pelos fotomultiplicadores e, em seguida, através de sinais elétricos, é formada a imagem no computador (CAMARGO, 2015).

Historicamente, os radiofármacos começaram a ser descobertos a partir de 1905. Neste contexto, diversos personagens importantes foram destaque, dentre eles Marie Sklodowska, Henri Becquerel e Pierre Curie. A evolução da medicina nuclear e conseqüentemente da radiofarmácia, foi marcada de grandes descobertas e grandes fracassos, além de engenhosos equipamentos e métodos (SIMPSON, 1922).

Na medicina nuclear, o primeiro uso de radionuclídeos em humanos ocorreu em 1927, quando Blumgart e Yens mediram a circulação humana após injeção de uma solução salina exposta ao radônio (BLUMGART; YENS, 1926). Mais tarde, em 1938, estudos sobre a função da tireoide com o uso de iodo-121 marcaram o início do uso sistemático dos radionuclídeos na clínica médica (HERTZ; ROBERTS; EVANS, 1938). Efetivamente, a utilização da radioatividade para o tratamento de leucemia em 1937, nos Estados Unidos, pode ser considerada o marco inicial da

união entre a radioatividade e a medicina; fato que foi ratificado em 1946, quando o sucesso de um tratamento do câncer de tireoide foi comprovado com o total desaparecimento da doença.

O campo da medicina nuclear tem crescido muito com o avanço de novas tecnologias, seja com novos equipamentos ou da definição de novos exames e radiofármacos. Além da detecção de câncer, pela qual é tradicionalmente conhecida, a medicina nuclear também tem grande aplicação no diagnóstico de patologias do coração, rins, ossos, cérebro e pulmões. Baseado em dados da Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN), esta é uma especialidade reconhecida no Brasil com 453 instalações autorizadas entre clínicas, hospitais e centros de pesquisa que atendem a mais de 1,5 milhão de pessoas por ano.

Os radiofármacos que marcados com tecnécio-99m ( $^{99m}\text{Tc}$ ) tornaram-se, nos últimos anos, essenciais para o diagnóstico e terapias. Existem aproximadamente 32 desses compostos sendo utilizados em medicina nuclear segundo o Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares – IPEN, gerando um alto volume de exames na rotina clínica de um serviço de MN.

De acordo com a Sociedade Brasileira de Cardiologia (SBC), o  $^{99m}\text{Tc}$  é, sem dúvida, o radioisótopo que reúne as melhores características físicas para a obtenção de imagens em câmaras de cintilação. Por estar prontamente disponível, de forma conveniente, por meio de um gerador de molibdênio-99 ( $^{99}\text{Mo}$ ) a um custo reduzido, ter meia-vida física de apenas 6 horas, e a emissão energética predominante no seu processo de decaimento ser de 140 keV (88%). Especificamente em cardiologia, sempre houve grande interesse no desenvolvimento de agentes marcados com tecnécio-99m para o estudo da perfusão miocárdica, fazendo para isso o uso do fármaco Sestamibi, Hexamibi ou MIBI.

A percepção sobre os efeitos nocivos das radiações ionizantes começou a despertar a necessidade de se adotar cuidados ao manipular esta forma de energia, assim no segundo Congresso Internacional de Radiologia, em 1928, houve amplo consenso quanto à necessidade de formular recomendações que serviriam a diversos países como base para elaborar Normas de Radioproteção (XAVIER; MORO; HEILBRON, 2006), desde então, várias normas e recomendações para promover a proteção radiológica foram adotadas mundialmente.

Inicialmente, os serviços de MN possuíam um número de exames reduzidos

e, com o decorrer do tempo, houve um crescimento do volume de pacientes (OLIVEIRA et al., 2013). A enfermagem, como qualquer outra profissão, incorpora os elementos do processo de trabalho em saúde (objeto, instrumentos, finalidade e produto) adaptando-os ao seu saber-fazer (MELO; GELBCKE; HUHNN; VIANA, 2017). Assim, o objeto de trabalho da equipe multidisciplinar em MN assume uma característica singular, se comparado aos outros setores de radiologia e diagnóstico por imagem: após a injeção do radiofármaco, o paciente – objeto de trabalho da enfermagem - torna-se a fonte emissora de radiação ionizante (LAURELL; NORIEGA, 1989)

Em decorrência de uma demanda de atendimentos a pacientes com necessidade cada vez mais complexas, é exigido do setor de saúde a incorporação de novas tecnologias e formas de organização do trabalho. A carga de trabalho cada vez mais exigente da equipe multidisciplinar, faz com que muitas vezes a proteção radiológica seja deixada em segundo plano. Os profissionais da enfermagem devem conhecer os benefícios, mas também os riscos da exposição à radiação ionizante. Uma das formas de diminuir a dose de exposição é a utilização de protetores no momento da administração dos radiofármacos.

Fazendo-se uso dos avanços tecnológicos, as impressoras 3D contribuem em diversos aspectos. Na década de 1980, quando a impressora 3D foi criada, seu principal uso era fabricar peças para a indústria automobilística, que se aproveitou da possibilidade de rapidamente produzir protótipos e testá-los antes de criar todas as ferramentas para a linha de produção. Desde então, armas, brinquedos, maquetes e até roupas espaciais já saíram de dentro do equipamento. (SANTOS, 2018).

Nos últimos três anos, foi o setor de saúde que passou a investir na tecnologia. Plásticos e metais estão sendo agora utilizados para criar réplicas personalizadas de órgãos ou partes do esqueleto que permitem o planejamento preciso de cirurgias; guias cirúrgicas que indicam lugar de cortes e inserções; implantes que substituem ossos ou corrigem problemas de formação de órgãos; e próteses para membros mutilados.

Diante deste contexto, este trabalho apresentou o desenvolvimento de um protetor de seringa para aplicação de radiofármacos em pacientes no Serviço de Medicina Nuclear (SMN). As principais vantagens do sistema de impressão 3D estão



associadas a customização e modelos com custos mais baratos, boa precisão dimensional e por meio de planejamento mecânico pode-se otimizar a estrutura e controlar o peso.

## 1.1 DEFINIÇÃO DO PROBLEMA

As instituições prestadoras de serviços de saúde são consideradas organizações complexas, destinadas a receber e tratar indivíduos doentes (LORENZETTI et al, 2009). O trabalho nessas instituições é composto por diferentes profissões, envolvendo trabalhadores com domínio de diferentes conhecimentos e técnicas, compreendendo múltiplos saberes e fazeres, com o objetivo de assistir os indivíduos em situação de saúde (MATOS et al, 2016)

A radiação ionizante desde o seu descobrimento tem sido aplicada, na área da saúde com o benefício de sua utilização justificado pelo fato de superar os riscos inerentes a seu uso. Na operação dos equipamentos, quem tem competência para exercer a tarefa são os técnicos e tecnólogos em radiologia, dada sua formação em anatomia e proteção radiológica, pois, com as especificidades da radioatividade, que é diferente da radiação X, do manuseio de fontes não seladas e da monitoração da radiação, se faz necessário uma formação diferenciada.

A Medicina Nuclear é conhecida pelas contínuas exposições dos indivíduos ocupacionalmente expostos, pela necessidade de manipulação e transporte de fontes radioativas. Em especialidades como Tomografia Computadorizada, Mamografia e Radiografia convencional, a radiação é produzida eletricamente e sua exposição é controlada com precisão. Já na Medicina Nuclear, por se tratar de elementos radioativos, faz-se necessário o uso de protetores plumbíferos para reduzir a dose de exposição, haja vista que a exposição não cessa.

Os indivíduos ocupacionalmente expostos (IOE) que manipulam, em seu trabalho, fontes de radiação ionizante devem ter a sua disposição equipamentos de proteção adequados, incluindo, conforme aplicável, vestimentas apropriadas, como jalecos ou macacões, equipamentos de proteção respiratória, biombos para atenuação das radiações, aventais de chumbo e outras blindagens específicas para determinados órgãos, luvas e sapatilhas. As condições de trabalho devem ser as

mais intrinsecamente seguras possíveis, isso podendo ser alcançado pela adoção de boas práticas de engenharia de modo a minimizar a necessidade de implementação de procedimentos administrativos ou de emprego de equipamentos de proteção individual para proteção e segurança durante operação rotineira.

Segundo a Norma 3.05 da Comissão Nacional de Energia Nuclear (BRASIL, 2013), visando a proteção da equipe responsável pela administração do radiofármaco no paciente, um dos equipamentos que contribui com a redução da exposição à radiação é o protetor de seringa. Uma vez que em sua grande maioria a administração é por via endovenosa e o profissional fica exposto enquanto manipula a seringa até a aplicação completa do material radioativo, o protetor é um item obrigatório em um SMN.

Em virtude do tecnécio-99m ser o radioisótopo que reúne as melhores características físicas, entre elas baixa energia e meia vida curta para a obtenção de imagens em câmaras de cintilação e ser o radioisótopo utilizado em mais de 90% dos serviços de medicina nuclear, segundo a Sociedade Brasileira de Cardiologia, optou-se em pesquisar os protetores de seringa adequados para esse radioisótopo

Na área da enfermagem não é diferente, pois a administração dos radiofármacos no paciente é uma de suas funções, no entanto o que se percebe é a ausência de qualificação técnica e também a não disponibilidade de equipamentos adequados para proteção da radiação ionizante, justificada erroneamente muitas vezes devido ao seu alto custo.

Os protetores de seringa oferecidos pelo mercado são eficazes quanto a atenuação da radiação, no entanto, apresentam alto custo e possuem peso elevado, não proporcionando a precisão necessária na hora da administração do radiofármaco, pelo profissional responsável por essa função. A pouca utilização pelos trabalhadores faz inclusive que os SMN não adquiram o acessório por verem um alto investimento sendo pouco utilizado. Esta mesma conclusão foi alcançada por outros autores (MELO et al., 2015) que em virtude dessa dificuldade, os trabalhadores, muitas vezes, optam por executar suas funções sem a proteção devida, como foi observado durante a realização de exames como cintilografias miocárdicas por stress e realização de punção em crianças.

Foram inicialmente testados como material atenuador o tungstênio (W), bismuto (Bi), cobre (Cu) e o chumbo (Pb). Este protetor foi construído com auxílio de

software de desenho FUSION 360 da Autodesk, que permitiu construir o protótipo que armazena a seringa contendo o radionuclídeo

Com o uso de uma impressora 3D, como desenvolver um protetor de seringas para radiofármacos marcados com tecnécio-99m por meio de impressão tridimensional?

## 1.2 OBJETIVO GERAL

Desenvolver um protetor de seringas para radiofármacos marcados com tecnécio-99m por meio de impressão tridimensional.

## 1.3 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

- a) Avaliar a atenuação dos materiais e filamentos com carga metálica no desenvolvimento de protetores de seringas.
- b) Modelar um protótipo usando o software FUSION 360 da Autodesk.
- c) Imprimir e construir o protetor de seringas em impressora 3D, visando o baixo custo e peso.
- d) Mensurar a atenuação oferecida pelo protótipo.

## 2 FUNDAMENTAÇÃO TEÓRICA

Para se compreender a temática em estudo, faz-se necessário uma revisão da literatura abordando três eixos principais, são eles: o uso e preparo de radiofármacos em medicina nuclear, os aspectos da proteção radiológica relevantes, e o estudo do filamento de bismuto, tungstênio e cobre utilizado para a fabricação do protetor de seringa.

### 2.1 MEDICINA NUCLEAR

A MN é uma modalidade da Medicina direcionada essencialmente ao estudo de anomalias metabólicas e funcionais. Embora possa envolver procedimentos terapêuticos, tem no diagnóstico de patologias funcionais sua principal ação (GARCEZ; SILVA; PAES, 2012).

De acordo com os mesmos autores,

A Medicina Nuclear faz uso da radiação ionizante na forma de compostos radioativos, denominados radiofármacos. Considerando que a finalidade básica é a investigação funcional, utiliza-se destes compostos como traçadores radioativos. O mecanismo é bastante simples: é conhecido que diferentes compostos químicos possuem diferentes “caminhos” ou afinidades metabólicas, uma vez dentro do corpo humano. Desta forma, pode-se escolher e utilizar um determinado composto que possua afinidade metabólica com o órgão ou tecido de interesse. Este composto é usualmente denominado fármaco. A idéia é verificar se este fármaco terá um comportamento metabólico padrão ou se haverá uma anomalia neste comportamento, subsidiando desta forma o diagnóstico de patologias funcionais. Ocorre que este comportamento metabólico do fármaco no interior do corpo humano precisa ser identificado ou detectado de alguma maneira, sem ter que recorrer a uma intervenção cirúrgica. A solução para este problema se dá pela utilização de um isótopo radioativo que, por um processo denominado marcação, é “acoplado” ao fármaco. Desta associação nasce um novo composto, denominado radiofármaco. Como este radiofármaco emite radiação ionizante, sua distribuição no interior do corpo pode agora ser identificada através do uso de um sistema de detecção de radiação ionizante (GARCEZ; SILVA; PAES, 2012, p.1).

Os radiofármacos, que são a união do radionuclídeo com o fármaco, compreendem: os geradores de radionuclídeos, os conjuntos de reativos liofilizados para marcar com  $^{99m}\text{Tc}$  - ou kits, e os precursores de radiofármacos. O gerador de radionuclídeos é um sistema de preparação de radiofármacos onde se utiliza um radionuclídeo de meia-vida longa que decai num outro radionuclídeo (de meia-vida mais curta) o qual é eluído para a preparação do radiofármaco. Os kits para a preparação de radiofármacos podem ser preparações liofilizadas para serem

reconstituídas e/ou combinadas com radionuclídeos na preparação final de radiofármacos. Quanto aos precursores de radiofármacos, estes podem ser qualquer radionuclídeo produzido por marcação de uma substância, antes da administração (OLIVEIRA; LEÃO, 2008).

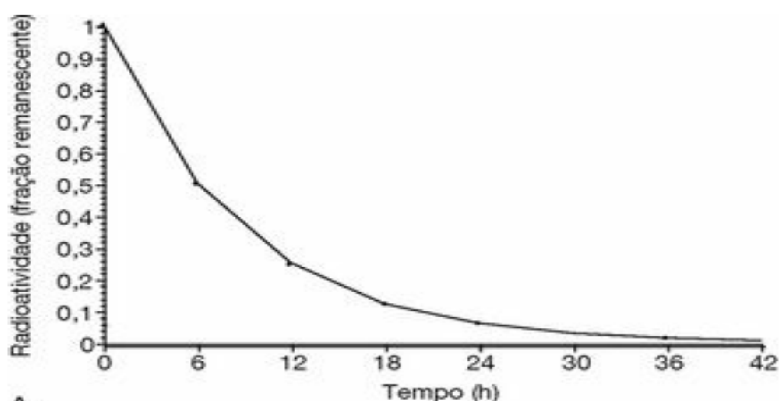
## 2.2 USO DO TECNÉCIO $^{99m}\text{Tc}$ NA MEDICINA NUCLEAR

A radioatividade é um fenômeno natural apresentado por alguns átomos, descoberta acidentalmente por Becquerel em 1896 e foi definida pelo casal Curie em 1898 com a descoberta do elemento Rádio-226. A atividade dos átomos se resume no objetivo de liberar a energia na forma de fótons ou partículas, num processo conhecido como desintegração radioativa.

A medicina nuclear compreende três áreas distintas: diagnóstico in vitro, diagnóstico in vivo e terapia. Os radioisótopos mais utilizados são o gálio, tálio, tecnécio, flúor e iodo. O iodo é utilizado principalmente para tratamento do hipertireoidismo e do câncer de tireoide.

O tecnécio é o radionuclídeo mais utilizado no diagnóstico. É um emissor gama monoenergético com 89% na faixa de 140 keV, meia vida de 6h, apresentando assim boa energia e tempo de decaimento adequado, além de ser produzido no próprio serviço por meio do Gerador de Molibdênio. (IPEN, 2019). Quando posto em gráfico, o resultado é uma linha reta com a inclinação negativa equivalente em magnitude à constante de desintegração.

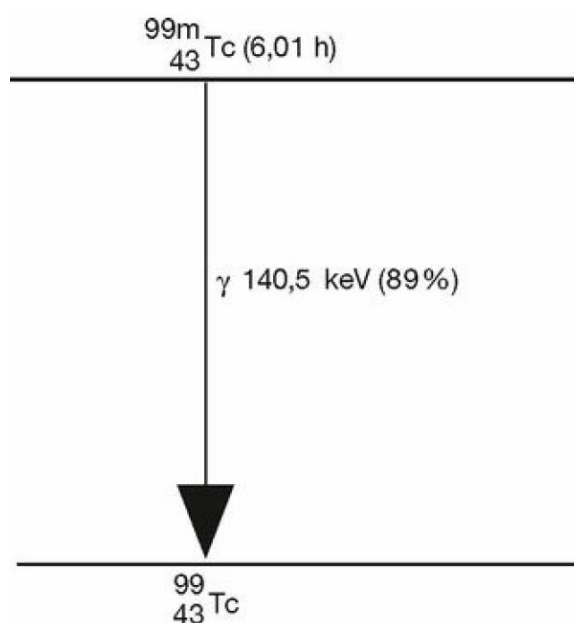
**Figura 1:** Gráfico de decaimento de  $^{99m}\text{Tc}$



Fonte: OMALLEY; OMALLEY; THRALL, 2014.

O átomo radioativo pode se desintegrar de múltiplas maneiras, com emissão de energia na forma de radiação eletromagnética ou energia cinética de uma partícula carregada emitida (OMALLEY; OMALLEY; THRALL, 2014)

**Figura 2:** Transição isomérica de  $^{99m}\text{Tc}$  para  $^{99}\text{Tc}$



Fonte: OMALLEY; OMALLEY; THRALL, 2014, p78.

### 2.3 PROTEÇÃO RADIOLÓGICA

Considerando a especificidade da MN, como recurso diagnóstico e terapêutico, faz-se necessário que a equipe multidisciplinar envolvida na prestação da assistência ao paciente tenha conhecimento dos cuidados com a proteção radiológica, de modo a se proteger de exposição desnecessária à radiação, tomando precauções e autoproteção e estar cientes das medidas a serem tomadas nas situações de emergência.

A proteção radiológica pode ser definida como o conjunto de legislações e medidas que permitem manipular a radiação ionizante de forma segura e racional, maximizando os benefícios e minimizando ou eliminando os efeitos biológicos indesejáveis que a exposição à radiação ionizante provoca no organismo vivo (TAUHATA et al., 2014).

As Normas Básicas de Proteção Radiológica - NBPR, aprovadas pela

Comissão Nacional de Energia Nuclear - CNEN, em 1973, fixaram os princípios básicos de proteção contra danos oriundos do uso das radiações e estabeleceram, para vigorar no país, entre outros, os limites de dose que vinham sendo recomendados internacionalmente (XAVIER; MORO; HEILBRON, 2006, p. 40).

Em 1988, a CNEN aprovou a Norma “Diretrizes Básicas de Radioproteção”, em substituição às NBPR de 1973. Esta Norma fundamenta-se no conceito de que qualquer dose, por menor que seja, está associada à possibilidade de ocorrência de danos, e adota três princípios básicos: justificção; otimização e limitação de dose (XAVIER; MORO; HEILBRON, 2006).

Atualmente há uma tendência mundial de se adotar limites de dose ainda mais restritivos, seguindo a recomendação de 1990 da International Commission on Radiological Protection – ICRP e CNEN. No Brasil essa recomendação é adotada na Portaria 453/98 da ANVISA (XAVIER; MORO; HEILBRON, 2006), como princípios básicos de proteção radiológica, além dos já adotados pelas Diretrizes Básicas de Radioproteção, a Portaria ANVISA 453/98 adiciona a prevenção de acidentes. A ICRP, na sua publicação de nº 60 de 1990, determina um conjunto de critérios e de recomendações que são consideradas como base de todas as atividades e procedimentos de proteção à radiação ionizante em qualquer aplicação.

Os critérios e recomendações articulam-se em torno de três princípios básicos de proteção radiológica que são a justificção, otimização e princípio de limitação de doses individuais e prevenção de acidentes (BRASIL, 2015).

Os IOES (Indivíduos Ocupacionalmente Expostos) das áreas de Radiologia e de Diagnóstico por Imagem devem estar sempre atentos com os mecanismos de proteção radiológica. O objetivo maior da proteção radiológica é evitar a exposição desnecessária do indivíduo à radiação ionizante, fato que se agrava em MN, visto o paciente ser a fonte emissora. Algumas regras básicas, fundamentadas essencialmente no bom senso, devem ser seguidas pelos IOES de fontes de radiação ionizante de modo a reduzir a exposição. Os efeitos biológicos das radiações ionizantes podem ser classificados em função da forma de resposta, em função do tempo de manifestação e do nível orgânico atingido (GELSLEICHTER, 2006).

A norma NN 3.01 CNEN (Comissão Nacional de Energia Nuclear) é o conjunto de medidas que visam proteger o homem, seus descendentes e seu meio

ambiente contra possíveis efeitos indevidos causados pela radiação ionizante proveniente de fontes produzidas pelo homem e de fontes naturais modificadas tecnologicamente (BRASIL, 2014).

O conhecimento e a responsabilidade devem estar presentes na formação profissional daqueles que atuam na área da saúde em especial na MN que envolve a radioatividade.

#### 2.4 PROTETORES DE SERINGA

O protetor de seringa é utilizado no SMN para que a dose de radiação necessária para realização do exame possa ser transportada da radiofarmácia ao local que se encontra o paciente. Ele proporciona maior segurança e menor exposição ao profissional.

No mercado encontram-se basicamente dois tipos de seringas: as blindadas internamente com chumbo e as com tungstênio revestidas em aço inox ou duralumínio polido; algumas apresentam inclusive um visor plumbífero. São disponibilizados protetores para seringas com volume de 1 ml, 3 ml, 5 ml, 10 ml e 20 ml. O valor comercial varia de acordo com o material e as dimensões, custando a partir de R\$1.095,00 (um mil e noventa e cinco reais) para uma seringa de 5 ml (AUREA MEDIC, 2019).

**Figura 3:** Protetores de seringa de chumbo com e sem visor



Fonte: Adaptado de <https://goo.gl/xNXs0H>



Um protetor de seringa de 5 ml, revestido com 3 mm de chumbo, apresenta uma massa de 154,8 gramas; já um protetor para seringa de 10 ml, apresenta uma massa de 250 gramas. Há um dispositivo de travamento por meio de pinos roscados permitindo que a seringa fique fixa e que possa ser removida rapidamente com segurança como apresenta a figura 4.

**Figura 4:** Protetores de seringa de chumbo com trava



Fonte: Adaptado de <https://goo.gl/xNXs0H>

## 2.5 IMPRESSORA 3D

A impressora 3D é a ferramenta responsável pela fabricação de objetos tridimensionais por meio de um projeto mecânico digital. Este processo é chamado de “manufatura aditiva”. Para um objeto ser criado ou impresso é necessário que haja a produção de um protótipo em software de edição 3D.

Esta tecnologia trás inúmeras facilidades, sendo suas principais características a rapidez e o custo relativamente baixo de modelos desenvolvidos. Largamente utilizada na indústria automobilística e mais recentemente na arquitetura e na medicina, com a construção de implantes e próteses.

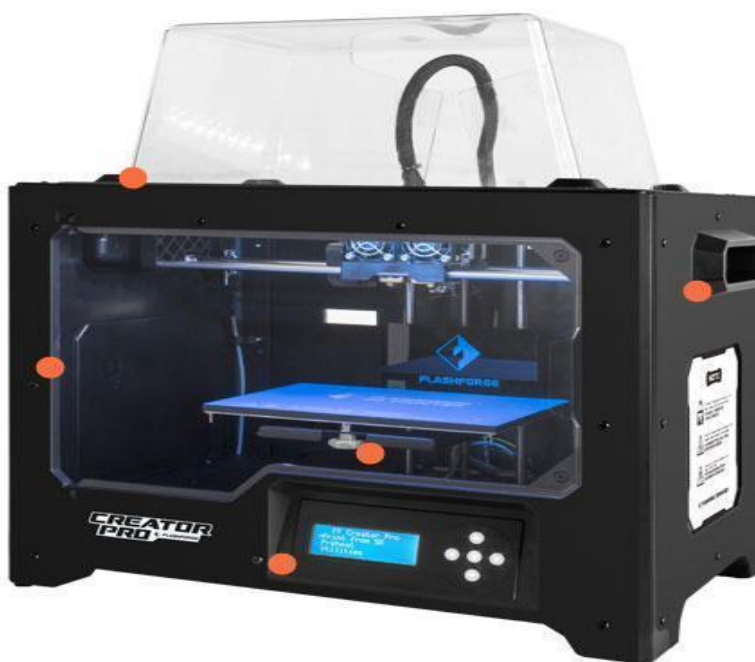
O uso de blindagem com bismuto para órgãos específicos em exames de tomografia computadorizada (TC) foi introduzido na década de 90 (HOPPER et al.,

1997, p. 205). Desde então, blindagens de bismuto têm sido utilizadas para proteger órgãos como olhos, tireoide e mamas da radiação em exames de TC. Posicionada sobre o órgão de modo a atenuar o feixe primário de radiação, sua função é remover fótons de baixa energia que depositariam dose e não contribuiriam para a formação da imagem. Atualmente, a maioria das blindagens de bismuto comercializadas é para proteção da região das mamas.

A Impressora 3D, apresentada na figura 5, também conhecida como Prototipagem Rápida, foi desenvolvida por Chuck Hull, no estado da Califórnia no ano de 1984, iniciando com funcionamento a vapor e tecnologia estereolitografia que deu origem à impressão 3D (3D PRINTING INDUSTRY, 2016). Essa tecnologia vem se popularizando e promovendo mudanças profundas no mercado tecnológico, pois além da redução de custos, permite que o próprio usuário crie um produto. Inovação, customização e a redução de desperdício de matéria prima contribuem para a difusão dessa tecnologia.

“Isso tem o potencial de transformar a economia da fabricação, redirecionando-a da produção em grande escala para o modelo artesanal das pequenas oficinas de design, com acesso a impressoras 3D.” (KARLGAARD, 2011)

**Figura 5** – Modelo de impressora 3D FDM - Modelo Creator Pro 3D Printer.



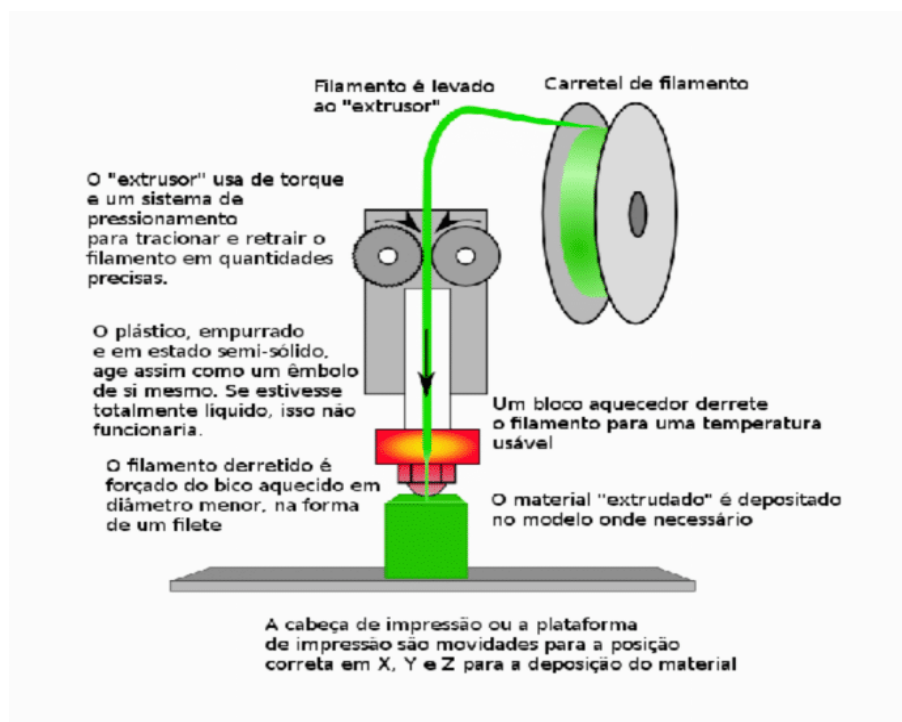
Fonte: FLASHFORGE, 2019

De acordo com Raulino (2011), a Prototipagem Rápida (RP – Rapid Prototyping) é um processo de fabricação baseado na adição de material em camadas planas que surgiu no final dos anos 80, devido à crescente necessidade da indústria em reduzir custos no processo de desenvolvimento de produto. O método mais comumente utilizado é o Fused Deposition Modeling - FDM ou, que traduzindo para o português, Modelagem Por Deposição Fundida, a qual emprega um material termoplástico para imprimir camada a camada um objeto em três dimensões.

De acordo com Porto (2016), a primeira etapa da criação é o desenvolvimento do modelo em 3D do objeto em um software de edição no computador. Uma vez criado o modelo, deve enviá-lo para o software da impressora para definir-se as dimensões e a resolução da imagem, que é medida pela espessura das camadas sobrepostas. Quanto menor essa espessura, melhor é a qualidade do objeto, porém maior será o tempo de impressão.

Após definir as configurações principais, o software de impressão compila os dados e “fatia” o objeto em camadas horizontais. Cada uma dessas fatias é um conjunto de comandos para que a cabeça da impressora se movimente nas direções x e y, enquanto estiver extrudando o material ou projetando o laser no pó ou na resina. Ao movimentar-se pela área de impressão, a cabeça da impressora traça a fatia do objeto, de forma que o software diminui a distância a ser percorrida (PORTO, 2016).

**Figura 6:** Esquema de extrusão de uma Impressora 3D



Fonte: Adaptado de <https://goo.gl/hzc6FH>

Uma das principais aplicações da impressão 3D é no desenvolvimento de produtos de diversos setores, tais como próteses, joias, brinquedos, automobilísticos, dentre outros. Por ser uma tecnologia por meio da qual é possível fazer o produto sem gastos absurdos, ganhou espaço em laboratórios de desenvolvimento e prototipagem rápida (BURN, 2018).

A escolha de uma tecnologia para a construção rápida de protótipos ou peças é uma tarefa nem sempre simples. Vários aspectos além do econômico devem ser considerados durante a escolha. O conhecimento sobre princípios básicos envolvidos nos diferentes processos e sobre características como tipo de material e qualidade das peças fabricadas é fundamental (NOVOA, 2014).

De acordo com a norma vigente do American Society For Testing And Materials - ASTM F2792 (2010), que regulamenta o termo Manufatura Aditiva (MA) e define os processos de união de materiais para construção de objetos a partir de um modelo 3D, geralmente camada a camada, apresenta maior vantagem em contrapartida aos métodos tradicionais de manufatura por subtração.

A gama de áreas que utiliza radiações ionizantes, inserida na saúde, também promoveu avanços com a Prototipagem Rápida. Muitos laboratórios têm impressora 3D trabalhando em próteses para pessoas com necessidades especiais e, também, utilizando até para imprimir órgãos do corpo humano (BURN, 2018).

Os filamentos mais utilizados atualmente são o Acrilonitrila Butadieno Estireno (ABS) e o Poliacido Láctico (PLA) por serem utilizados em equipamentos de baixo custo e não ser necessário pagar licenças (BORAH, 2014). Vendidos de 500 g a 1 kg, custam a partir de R\$ 50,00 reais (cinquenta reais) (3D LAB, 2019)

Filamentos de PLA, para impressão 3D são mais populares entre os entusiastas de impressão 3D uma vez que o material é mais fácil de imprimir que o ABS e apresenta diversas cores (BARNATT, 2014). O material geralmente é processado em temperaturas de extrusão entre 160°C a 220°C e a temperatura da base para impressão com PLA é de 70°C (ALBUQUERQUE, 2014), no entanto o PLA não suporta altas temperaturas e devido a essa característica, não é recomendado para uso hospitalar, pois não poderia ser esterilizado em autoclaves.

O ABS foi o primeiro material utilizado extensivamente pelas impressoras, é um termoplástico amorfo derivado do petróleo, formado por três monômeros: acrilonitrila, butadieno e estireno (ALBUQUERQUE, 2014). O material é conhecido

por ser um plástico de engenharia com boas propriedades mecânicas que o fazem ter aplicações em diversas áreas da indústria e no uso doméstico. Os filamentos de ABS são flexíveis e resistentes, a temperatura de extrusão média para impressão 3D é em torno de 225°C.

**Figura 7** – Filamento de ABS para impressão 3D.



Fonte: MAXGEEK (2019)

## 2.6 MATERIAIS ATENUADORES

As radiações têm sua intensidade diminuída em função das interações que ocorrem com o material que as absorve. As principais interações da radiação com a matéria ocorrem na forma de efeito fotoelétrico, efeito Compton e produção de pares (TAUHATA, 2014).

Dentre os materiais atenuadores de radiação pode-se citar os mais conhecidos e estudados na literatura, tais como chumbo, sulfato de bário, cobre, gadolínio, ouro, molibdênio, ródio, prata, tungstênio, bismuto e zinco. O chumbo, principal atenuador, é um elemento de alto peso atômico com densidade de 11,3 g/cm<sup>3</sup>, enquanto por exemplo, um centímetro cúbico de água tem apenas 1 g/cm<sup>3</sup>. Esta alta densidade faz com que a radiação se choque mais facilmente com os átomos e perca sua energia, atenuando-a.

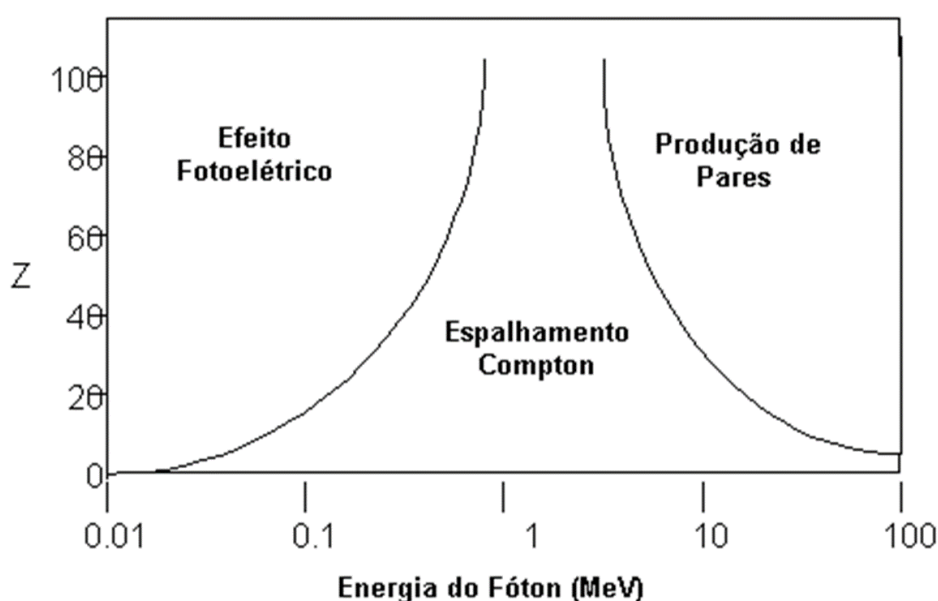
A atenuação da energia das radiações ocorre de maneira exponencial em função da espessura do material absorvedor. Isso significa que quanto mais

espesso o material, menor será a energia da radiação que deixa o material depois de atravessá-lo (se atravessá-lo). Por outro lado, quanto maior a energia dos fótons da radiação incidente, maior será também a sua capacidade de penetração, embora se aumente, também, a probabilidade das interações ocorrerem – a radiação se propaga por uma distância maior e conseqüentemente, interage mais. Matematicamente, a atenuação dos fótons (ou da radiação) é bem representada pela equação: equação:

$I = I_0 e^{-\mu x}$  onde  $I_0$  é a intensidade da radiação incidente,  $I$  é a intensidade da radiação que emerge do material,  $x$  é a espessura do material absorvedor e  $\mu$  é o coeficiente de atenuação linear total e está relacionado à probabilidade de os fótons serem absorvidos (TAUHATA, 2014).

Dependendo da energia do fóton e do material absorvedor, uma das três seções de choque parciais poderá tornar-se dominante. Na figura 8 apresenta-se os intervalos de energia do fóton (MeV) em função do número atômico  $Z$ , correspondendo ao caso onde um dos três processos torna-se dominante (RAMOS; POŠKUS, 2016)

**Figura 8:** Processos de interação da radiação gama com a matéria



Fonte: Adaptado (RAMOS; POŠKUS, 2016)

Segundo os mesmos autores, usando a definição de interação de seção de choque, é possível derivar a dependência da intensidade radiação gama com a espessura do material absorvedor.

Atualmente existe disponível no mercado produtos que incorporam um material atenuante na matéria prima da impressão 3D, que é o filamento plástico. A

Turner Medtech (Utah/EUA), comercializa uma linha de produtos chamado GMASS que é composto de ABS, que contém diferentes cargas metálicas em sua constituição: tungstênio (Figura 9), bismuto (Figura 10) e cobre.

**Figura 9** – Filamento de tungstênio para impressão 3D.



Fonte: Turner MedTech (2018)

**Figura 10** – Filamento de Bismuto para impressão 3D.



Fonte: Turner MedTech (2018)

Abaixo tem-se o Quadro 1 com as principais informações que foram encontradas na literatura e nos sites de fabricantes e vendedores dos filamentos, bem como do chumbo, que até o presente momento há disponível em carga



metálica com ABS.

**Quadro 1** – Informações sobre a matéria prima dos elementos usados na pesquisa

SIGLA	NOME	CARGA	DENSIDADE DO COMPOSTO (g/cm <sup>3</sup> )	TEMPERATURA DE EXTRUSÃO (°C)	ESPESSURA (mm)
PLA	Ácido Polilático (Polilactic Acid)	Não se aplica	1,25	175 a 200	1.75 +/- 0.10
ABS	Acrilonitrila Butadieno Estireno (acrylonitrile butadiene styrene)	Não se aplica	1 a 1,06	210 a 260	1.75 +/- 0.10
ABS Bi	Bismuto	Metálica Bismuto	2.7	230	1.75 +/- 0.10
ABS W	Tungstênio	Metálica Tungstênio	4.0	230	1.75 +/- 0.10
PLA Cu	Cobre	Metálica Cobre	1.12	175 a 200	1.75 +/- 0.10
Pb	Chumbo	Não se aplica	11,3	Não se aplica	1.0

Fonte: Sites de Fabricantes e Vendedores

O bismuto (<sup>83</sup>Bi), assim como o chumbo (<sup>82</sup>Pb), são metais e vizinhos na tabela periódica. Pela sua alta massa atômica o chumbo tem sido utilizado como agente de blindagem desde reatores nucleares até equipamentos de proteção individual em exames de radiodiagnóstico. Seu uso também é explorado em cremes protetivos para as mãos dos cirurgiões que estão expostas às radiações em fluoroscopia. O bismuto, com densidade 9.78 g/cm<sup>3</sup>, é usado em ligas metálicas com soldas e fabricação de termopares. Compostos de bismuto, livres de chumbo, são usados em cosméticos e em procedimentos médicos.

Já o tungstênio (<sup>74</sup>W), também um metal, possui número atômico menor e principalmente uma massa atômica 12% menor, porém com densidade de 19.25 g/cm<sup>3</sup>. Pela sua propriedade atenuante é também utilizada na blindagem contra a radiação, hoje já utilizados também em protetores de seringas em Medicina Nuclear. O cobre (<sup>29</sup>Cu) por sua vez, além de ser utilizado na obtenção de ligas e em



condutores de eletricidade por apresentar baixa resistência ao fluxo de elétron, é usado como filtro, a fim de atenuar os raios X característicos emitidos pela fluorescência do chumbo, com energias entre 72 a 87 keV, devido as interações com as radiações externas (TAUHATA, 2014).

A disponibilidade como filamento destes três materiais abre portas para explorar a versatilidade da impressão 3D e sua ação atenuadora contra as radiações.

### **3 METODOLOGIA**

Esta pesquisa possui uma estratégia de pesquisa quantitativa e experimental. Quantitativa pois prevê a mensuração de variáveis preestabelecidas para verificar e explicar sua influência sobre outras mediante a análise da frequência de incidências e correlações estatísticas (CRESWELL, 2010). Experimental, pois, após determinar um objeto de estudo, selecionam-se as variáveis capaz de influenciá-lo e definem-se as formas de manipulação, controle e observação dos efeitos que a variável produz no objeto (DYNIEWICZ, 2009).

Com o auxílio de fontes obtidas em bibliotecas e em base de dados eletrônicos, foram realizadas pesquisas na literatura e definido utilizar os filamentos de bismuto (Bi), tungstênio (W), Cobre (Cu) e folhas de chumbo (Pb) devido a capacidade de atenuação.

As etapas da pesquisa conforme abordagens quantitativas e experimentais estão descritas no Quadro 2 em quatro segmentos:

**Quadro 2:** Etapas da Pesquisa

<b>PESQUISA NA LITERATURA E BASE DE DADOS</b>
Pesquisa dos materiais segundo os coeficientes de atenuação e a disponibilidade para impressora 3D
<b>MODELAGEM E IMPRESSÃO</b>
Construção e impressão de 4 cilindros de diferentes diâmetros e mesma espessura de Bi, W e Cu e lâminas de chumbo com objetivo de cobrir o corpo da seringa.
<b>EXPERIMENTO</b>
Usando um calibrador de dose e uma fonte radioativa com energia de 140 keV foi registrado a atividade da fonte de acordo combinação dos cilindros dos materiais atenuadores.
<b>ANÁLISE DOS RESULTADOS</b>
Avaliação de qual material apresentou maior atenuação da radiação com a menor espessura e gramatura.

Fonte: AUTOR, 2019.

### 3.1 MÉTODOS APLICADOS

A pesquisa iniciou com o planejamento, no Software FUSION 360 da Autodesk, de um protótipo de seringa com volume de 5 ml e impressão 3D dos cilindros de filamentos de ABS que foram usados nos testes, usando o software Simplify 3D.

Foram construídos doze cilindros, sendo quatro filamentos a base de Bi, quatro de W e quatro de Cu. Inicialmente a espessura planejada foi de 1 mm, no entanto eles se tornaram frágeis e quebradiços, sendo necessário a construção de uma base para confecção. Sem a base, a trepidação da impressora fazia com que os cilindros fossem derrubados durante a impressão. Diante desta situação, foi aumentada a espessura para 1,5 mm, a fim de deixar os cilindros mais resistentes e estáveis durante a impressão, vindo a economizar material.

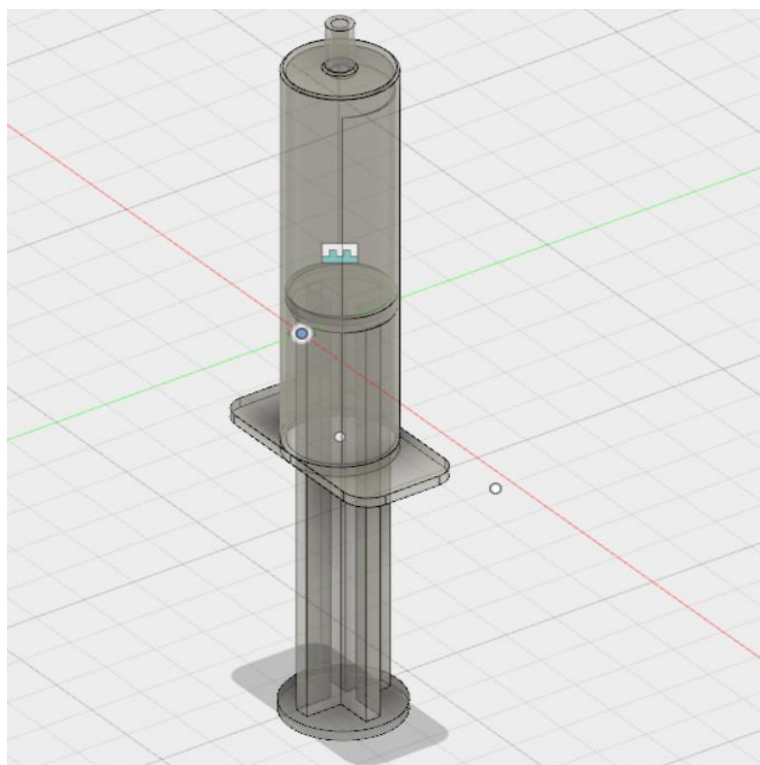
As paredes dos cilindros possuem mesma espessura (1,5 mm). O diâmetro do cilindro interno é de 21 mm, o externo 26 mm e a altura 60 mm (Figura 16). A temperatura de extrusão foi de 230°C e foi ajustado em 0,36 mm o tamanho do bico

da extrusora na saída, preenchendo 3 filas de material e evitando qualquer espaçamento entre as camadas. Em razão da indisponibilidade de filamento de chumbo para impressão 3D, foram utilizadas lâminas de 1 mm de espessura.

Para organizar os dados e confeccionar os gráficos e tabelas, foi utilizado o software Origin 8 (ORIGINLAB, 2019) e o programa Microsoft Excel®. Após averiguar os controles de qualidade do calibrador de dose, foi inicialmente verificada a atividade do radiofármaco marcado com  $^{99m}\text{Tc}$ . Usando princípio multiplicativo da análise combinatória, foi verificado o número de combinações dos 16 cilindros, observando qual a combinação de material apresentaria maior atenuação. As etapas de modelagem, impressão, construção e mensuração da atenuação são apresentadas abaixo.

1) Medição do diâmetro de uma seringa padrão de 5 ml e reprodução no software.

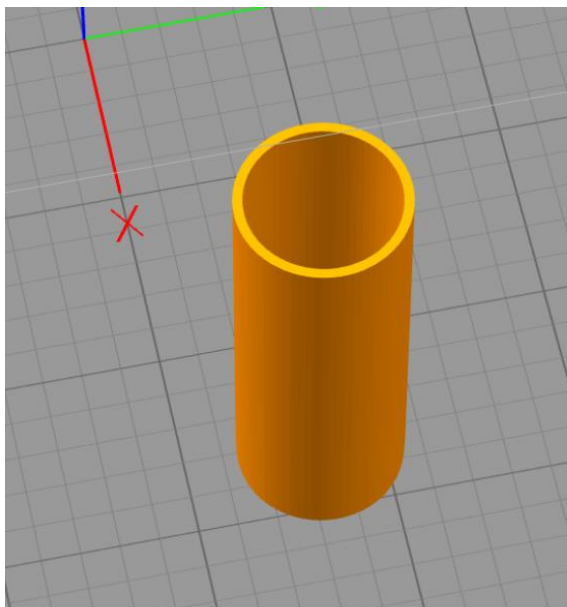
**Figura 11:** Ilustração 3D de uma seringa



Fonte: AUTOR, 2019.

2) Desenho no software de impressão, de modo a cobrir todo o corpo da seringa.

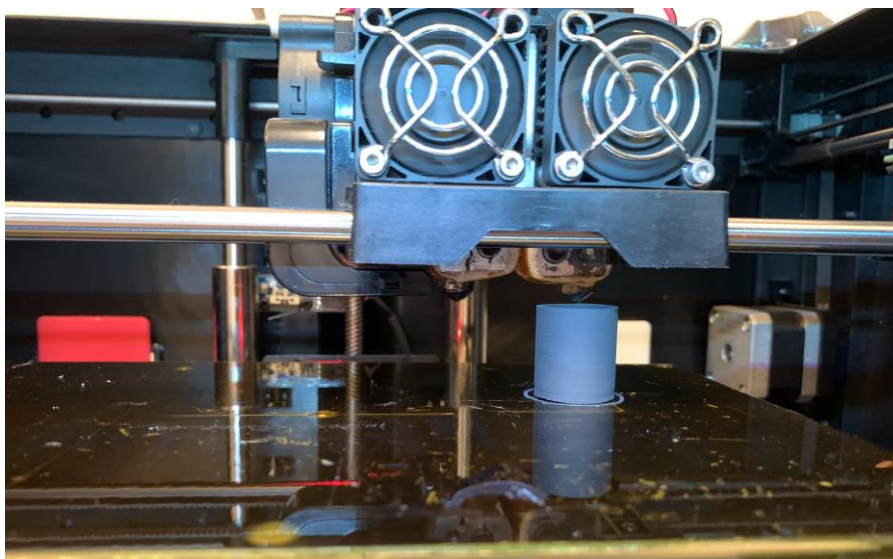
**Figura 12:** Ilustração 3D do cilindro interno



Fonte: AUTOR, 2019.

3) Confeção dos cilindros de chumbo com espessura de 1 mm e impressão dos cilindros em ABS com carga metálica, com altura de 60 mm e espessura de 1,50 mm. Estima-se o tempo de 75 min por cilindro.

**Figura 13:** Impressão do cilindro de tungstênio



Fonte: AUTOR, 2019

**Figura 14:** Protótipos dos Cilindros Protetores de Seringa Pb, Cu, Bi, W respectivamente.



Fonte: AUTOR, 2019

4) Verificação no calibrador de dose da fonte de tecnécio.

**Figura 15:** Calibrador de Dose



Fonte: Adaptado de <https://www.medicalexpo.com/pt/prod/capintec/product-70709-561525.html>

5) Ensaio de atenuação usando o princípio multiplicativo da análise combinatória das 16 unidades cilíndricas.

**Figura 16:** Aplicação do cilindro de W na seringa de 5 ml



Fonte: AUTOR, 2019

6) Verificação da atenuação de um protetor de seringa comercial.

**Figura 17:** Protetor de seringa de chumbo revestido com aço inox e visor



Fonte: Adaptado de <https://goo.gl/xNXs0H>

#### 4 RESULTADOS E DISCUSSÕES

Após a eluição do gerador de  $^{99}\text{Mo}$ - $^{99\text{m}}\text{Tc}$  foi fracionada uma dose inicial ( $\text{Dose}_i$ ) de 10,67 mCi de  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ , que foi usada para a primeira medida, e aspirado o volume em uma seringa de 5 ml. Considerando a energia de 140 keV e o decaimento de 6h do  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ , foi medida a dose ( $\text{Dose}_m$ ) na seringa protegida usando os cilindros individualmente e calculado a porcentagem da atenuação (At.) da amostra. O procedimento foi realizado três vezes como demonstrado no quadro abaixo e então calculado a média da dose e a atenuação do material.

**Quadro 3:** Atividade em mCi usando um cilindro e a atenuação do material

Medida											
	1			2			3			Média	
Amostra	$\text{Dose}_i$ (mCi)	$\text{Dose}_m$ (mCi)	At. (%)	$\text{Dose}_i$ (mCi)	$\text{Dose}_m$ (mCi)	At. (%)	$\text{Dose}_i$ (mCi)	$\text{Dose}_m$ (mCi)	At. (%)	$\text{Dose}_m$ (mCi)	At. (%)
<b>Pb</b>	10,67	6,56	31,51	10,60	7,28	31,32	10,57	7,43	29,71	7,09	30,84
<b>W</b>	10,67	8,74	18,08	10,60	8,78	17,16	10,57	8,68	17,88	8,73	17,70
<b>Bi</b>	10,67	9,06	15,05	10,60	9,04	14,71	10,57	9,13	13,65	9,07	14,47
<b>Cu</b>	10,67	9,90	7,21	10,60	9,78	7,73	10,57	9,75	7,75	9,81	7,56

Fonte: AUTOR, 2019

As duas amostras que apresentaram maior atenuação foram o chumbo e o tungstênio. O Pb apresentou uma atenuação de 30,84 %, enquanto que o W de 17,70 %, mostrando que o Pb foi 42% mais eficiente que o W, 53% mais eficiente se comparado ao Bismuto e 75 % em relação ao cobre. A atenuação do ABS foi de menos de 1% e por essa razão não foi mensurada no quadro. As demais medidas foram adquiridas temporalmente após a determinação da atividade inicial e tiveram seus valores ajustados devido ao decaimento, o que torna as medidas percentualmente comparáveis.

Após a mensuração da atenuação das amostras individualmente, foi realizada a medida usando a combinação de uma camada de cilindro, mantendo-se a  $\text{Dose}_i$  de 10,10 mCi de  $^{99\text{m}}\text{Tc}$ .

**Quadro 4:** Atividade em mCi usando um cilindro de cada amostra e a atenuação do material

<b>Amostra</b>	<b>Dose<sub>i</sub> (mCi)</b>	<b>Dose<sub>m</sub> (mCi)</b>	<b>At. %</b>
<b>Pb/W</b>	10,10	5,84	42,17
<b>Pb/Bi</b>	10,10	6,85	32,17
<b>Pb/Cu</b>	10,10	7,03	30,39
<b>W/Bi</b>	10,10	8,77	13,16
<b>W/Cu</b>	10,10	8,43	16,53
<b>Bi/Cu</b>	10,10	8,54	15,44

Fonte: AUTOR, 2019

Após constatação da maior atenuação usando amostras de Pb e W, seguiram-se os testes com a combinação destes dois elementos.

**Quadro 5:** Combinação das amostras de Pb e W e a atenuação do material

<b>Amostra</b>	<b>Dose<sub>i</sub> (mCi)</b>	<b>Dose<sub>m</sub> (mCi)</b>	<b>At. %</b>
<b>W/W/Pb</b>	10	5,69	43,1
<b>Pb/Pb/W</b>	10	4,20	58
<b>W/W/W</b>	10	2,71	72,9
<b>Pb/Pb/Pb</b>	10	1,29	87,1

Considerando os valores da atenuação dos cilindros individualmente e em camadas como descrito nos Quadros 3, 4 e 5 podemos inferir que os compostos de chumbo e tungstênio apresentaram melhores resultados para o protótipo devido sua densidade. Não foram realizadas medidas com a camada mais estreita, pois apresentava dimensão menor que o corpo da seringa de 5 ml disponível.

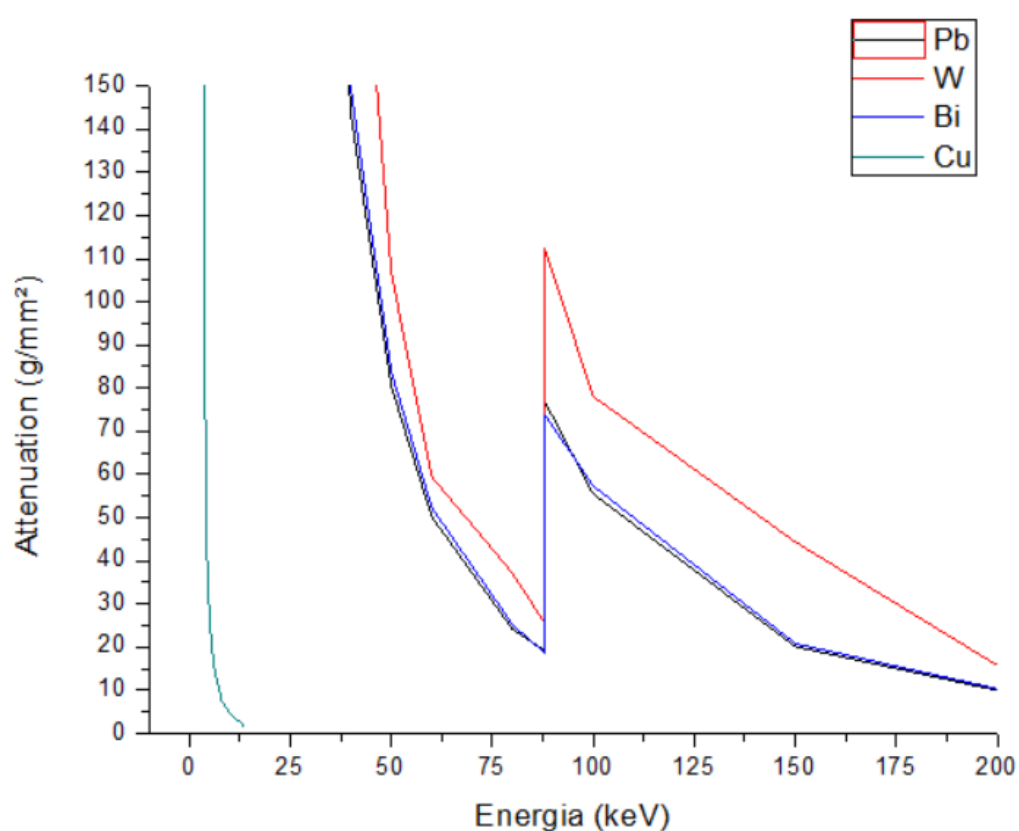
Comparativamente, mediante a plotagem dos coeficientes de atenuação (HUBBELL; SELTZER, 2004), referenciados pelo NIST - National Institute of Standards and Technology, dentre os quatro materiais utilizados neste trabalho, os



que apresentam maiores coeficientes de atenuação para a energia estudada de 140 keV é o composto ABS+Bi e o chumbo (Figura 18). No entanto, este dado não foi confirmado na prática, a vista que a concentração de bismuto no filamento é de 75% conforme dados do fabricante, sendo diferente do Bi puro.

Apesar do baixo coeficiente de atenuação do composto PLA+Cu optou-se por sua utilização como mais um material possível de utilização, entretanto não se mostrou efetivo.

**Figura 18:** Curvas de atenuação do Pb, W, Bi e Cu



Fonte: Gráfico gerado através do NIST. Disponível em: <https://physics.nist.gov/cgi-bin/Xcom/xcom2>

Levando-se em conta o peso final do produto e o melhor custo benefício do protetor, internamente foi colocado uma lâmina de chumbo de 1 mm, envolvido por um cilindro de tungstênio 1,50 mm, outra camada de chumbo de 1 mm e outra camada de tungstênio. Foi colocado um protetor de ABS na camada externa (Figura 19) para que se pudesse travar a seringa, proteger os materiais em caso de quedas e também com o intuito de ser facilmente substituído em caso de contaminação com radionuclídeo. A ordem das camadas não apresentou alteração significativa quanto a

atenuação, no entanto, pelo fato do cilindro de tungstênio ser menos resistente que o chumbo em caso de quedas, os cilindros foram intercalados de modo a dar maior resistência e durabilidade ao protetor. Na figura 19 pode-se visualizar as camadas.

**Figura 19:** Camadas do protetor do centro para fora (Pb+W+Pb+W+ABS) com atenuação de 92,69%

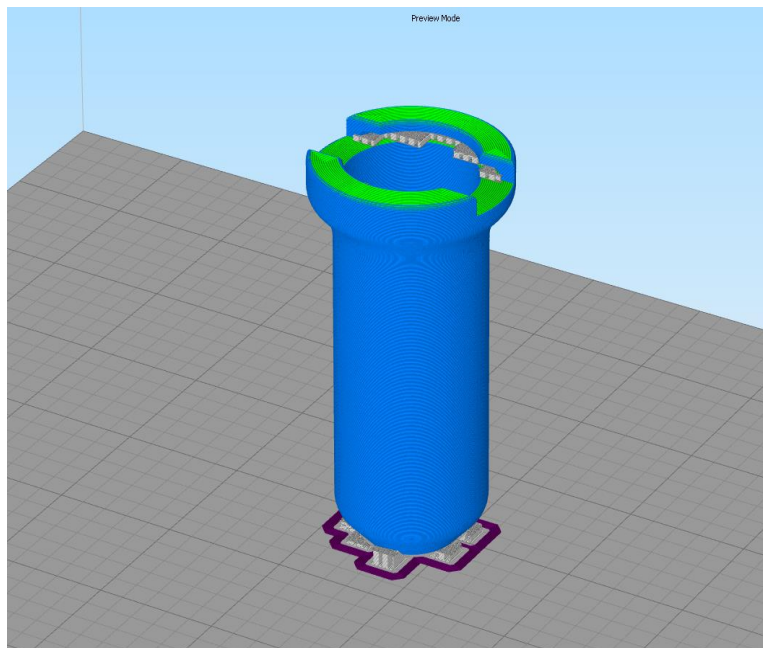


Fonte: AUTOR, 2019

Já se conhece a eficiência do chumbo, como agente de blindagem desde reatores nucleares até equipamentos de proteção individual em exames de radiodiagnóstico, porém, por apresentar uma alta densidade e maleabilidade, seu uso é restrito.

Já o tungstênio ( $^{74}\text{W}$ ), também um metal, possui número atômico menor e densidade de  $4.0 \text{ g/cm}^3$  no composto do filamento. Pela sua propriedade atenuante é também utilizado na blindagem contra a radiação, adquiridos também em protetores de seringas em Medicina Nuclear (TAUHATA, 2014).

**Figura 20:** Ilustração 3D do protetor externo



Fonte: AUTOR, 2019

Com o objetivo de validar visualmente a forma e o aspecto do protetor de seringa, a figura 21 demonstra o resultado final do trabalho. O protetor foi colocado na acetona por um período de 12h para ficar mais liso e facilitar a limpeza e desinfecção.

**Figura 21:** Protetor de seringa confeccionado em impressora 3D



Fonte: AUTOR, 2019

Para construção do protetor por meio de impressão 3D, demonstrado no Quadro 6, foram utilizados 35,51 g de filamento ABS com carga metálica de tungstênio, com um custo aproximado de R\$ 27,50, duas lâminas de chumbo, com espessura de 1 mm, com custo de R\$ 5,00 reais e o ABS com custo de R\$ 0,40 reais, totalizando R\$ 32,90 reais. Os valores foram calculados pelo peso de cada material e não foram inclusos os custos quanto de consumo elétrico da impressora. O tempo de impressão de é aproximadamente 75 min por cilindro.

**Quadro 6:** Custos e peso dos materiais

Material	Custo (Reais)	Peso (g)
ABS	0,40	17,91
ABS+W	27,50	35,51
Pb	5,00	75
Custo Total	32,90	-

Fonte: AUTOR, 2019

Somente parte do chumbo foi descartado. Os filamentos da impressora 3D apresentam baixo índice de rejeito e foi usado somente o necessário para impressão.

**Figura 22:** Comparativo de peso de um protetor de seringa comercial X protetor impressão 3D



Fonte: AUTOR, 201

O protetor desenvolvido neste trabalho, além do custo 30 vezes menor do que os protetores disponíveis no mercado, é 35% mais leve, com apenas 100,46 g (Figura 22), apresentou maior eficiência quanto a atenuação da radiação gama para faixa de 140 keV (92,69%).

## 5 CONSIDERAÇÕES FINAIS

O desenvolvimento do protetor de seringa, feito à base de filamentos de ABS com carga metálica e lâminas de chumbo, possibilitou a construção de um produto mais leve e de menor custo que os oferecidos atualmente pelo mercado. Com baixo índice de rejeito, a impressora 3D traz um aproveitamento quase que total da matéria prima.

O uso de duas lâminas de chumbo de 1mm e dois cilindros de tungstênio com 1,5 mm cada foi a combinação que apresentou maior eficiência quanto a atenuação da radiação levando-se em conta o peso final do protetor e sua resistência.

O revestimento externo do protetor com ABS tem o objetivo de oferecer maior conforto e segurança para o profissional que administra a dose, facilitar a limpeza e principalmente, a descontaminação da radiação caso seja necessário.

O protetor de seringa tende a ter boa aceitação, aja visto que 90% dos serviços de medicina nuclear no país utilizam este radionuclídeo.

Os protetores de seringa oferecidos pelo mercado são eficazes quanto a atenuação da radiação, no entanto, apresentam alto custo e são pesados, gerando desconforto no uso e não proporcionando a precisão necessária na hora da administração do radiofármaco, para o profissional responsável por essa função.

O modelo desenvolvido por meio de impressão 3D teve uma redução significativa no custo e de peso, demonstrando ser eficiente quanto a atenuação da radiação e provando ser eficaz para a proteção dos profissionais que manipulam o radionuclídeo no momento da administração.

Durante os testes foi percebido dificuldades quanto a adaptação aos formatos de seringa, sugere-se fazer protetores com biqueiras mais curtas e com travas maiores para o embolo.

Para pesquisas futuras, recomenda-se o uso do protetor por um período de testes, avaliando periodicamente se mantem as características de atenuação e resistência do uso. Sugere-se também o estudo de filamentos com chumbo para uso em impressão 3D.

Há ainda a possibilidade de adicionar mais uma lâmina de chumbo, deixando o protetor compatível com uma seringa de 3 ml, aumentando a atenuação da radiação, caso seja necessário usar uma fonte de maior atividade.

## REFERÊNCIAS

3D PRINTING INDUSTRY. **History of 3D Printing**. Disponível em <<https://3dprintingindustry.com/3d-printing-basics-free-beginners-guide/>>. Acesso em: 02 nov. 2019.

3D LAB. **FILAMENTO ABS Premium Branco**. Disponível em: <<https://3dlab.com.br/produto/filamento-abs-premium-branco/>>. Acesso em: 02 nov. 2019.

ALBURQUERQUE, Alberto Juan. **Optimización y Caracterización de Piezas de PLA Fabricadas Mediante Técnicas Aditivas**. 2014. 138 f. TCC (Graduação) - Curso de Ingeniería En Tecnologías Industriales, Departamento de Ciencia e Ingeniería de Materiales e Ingeniería Química, Universidad Carlos III de Madrid, Madrid, 2014.

AMERICAM SOCIETY FOR TESTING AND MATERIALS. ASTM F2792: **Standard Terminology for Additive Manufacturing Technologies**. United States, 2010.

AUREA MEDIC. **Protetor de seringa em chumbo**. Disponível em: <<https://aureamedic.com/produto/protetor-de-seringa-em-chumbo/>>. Acesso em: 10 out. 2019.

BARNATT, Christopher. **3D Printing: Second Edition**. Inglaterra: Explainingthefuture.com, 2014.

BORAH, Sharmila. **3D Printer Filament Length Monitor**. International Journal of Science, Technology and Society.v.2,n.5,p.129-132.doi: 10.11648/j.ijsts.20140205.16. 2014.

BRASIL. Presidência da República. Lei nº 7394, de 29 de outubro de 1985. **Regula o exercício da profissão de Técnico em Radiologia, e dá outras providências**. Brasília, DF, 29 out. 1985. Disponível em: <[http://www.planalto.gov.br/ccivil\\_03/leis/L7394.htm](http://www.planalto.gov.br/ccivil_03/leis/L7394.htm)>. Acesso em: 26 out. 2016.

BRASIL. MINISTÉRIO DA SAÚDE. SECRETARIA DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA – ANVISA. **Portaria 453, de 1 de junho de 1998**. Aprova o regulamento técnico que estabelece as diretrizes básicas de proteção radiológica em radiodiagnóstico médico e odontológico, dispõe sobre o uso dos raios X diagnósticos em todo território nacional e dá outras providências. Disponível em: <[http://www.anvisa.gov.br/legis/portarias/453\\_98.htm](http://www.anvisa.gov.br/legis/portarias/453_98.htm)>. Acesso em: 26 out. 2016.

BRASIL. **COMISSÃO NACIONAL DE ENERGIA NUCLEAR – CNEN**. Disponível em: <<http://www.cnen.gov.br/index.php/instalacoes-autorizadas-2>> Acesso em: 18 de out 2019.

BRASIL. Comissão Nacional de Energia Nuclear – CNEN NN 3.05. **Requisitos de radioproteção e segurança para serviços de medicina nuclear**. Rio de Janeiro; 2013.

BRASIL. Comissão Nacional de Energia Nuclear – CNEN 3.01 **Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica Norma CNEN NN-3.01**. Rio de Janeiro; 2014.

BRASIL. Resolução Normativa nº 002/DIVS/SES, 13 de maio de 2015. **Diretrizes básicas de proteção radiológica em radiologia diagnóstica e intervencionista**. Estado de Santa Catarina, Secretaria de Estado da Saúde, Superintendência de Vigilância em Saúde, Diretoria de Vigilância Sanitária. Santa Catarina, 2015.

BLUMGART, H.L.; YENS, O.C. **Studies on the velocity of blood flow: I. The method utilized**. J. Clin. Invest. v.4, n.1, p.1-13, 1926.

BURN, Bobby. **Imprimindo o mundo em uma impressora 3D**. 2018. Disponível em: <<https://www.embarcados.com.br/imprimindo-o-mundo-em-uma-impressora-3d/>>. Acesso em: 02 nov. 2019.

CAMARGO, Renato. **Radioterapia e Medicina Nuclear**. Conceitos instrumentação, protocolos, tipos de exames e tratamentos, 1º Ed- 2015, Editora Érica Ltda.

CRESWELL, J. W. **Projeto de pesquisa: métodos qualitativo, quantitativo e misto**. 3. ed. Porto Alegre: Artmed, 2010.

DYNIEWICZ, Ana Maria. **Metodologia da pesquisa em saúde para iniciantes**. 2. ed. São Caetano do Sul: Difusão Editora, 2009. 207 p.

EARLY, J. P; LANDA, E. R. **Use of therapeutic radionuclides in medicine**. Health Phys., v.69, n.5, p.677-694, 1995.

GELSLEICHTER, Alyson Marcos. **CONDIÇÕES DAS VESTIMENTAS DE PROTEÇÃO RADIOLÓGICA EM DOIS HOSPITAIS PÚBLICOS DE FLORIANÓPOLIS**. 2006. 69 f. TCC (Graduação) - Curso de Superior de Tecnologia em Radiologia Médica, Núcleo de Tecnologia Clínica, Cefet/sc, Florianópolis, 2006.



FLASHFORGE. **3D Printers**. Disponível em: <https://www.flashforge.com/>. Acesso em: 20 out. 2019.

GARCEZ, A.T.; SILVA, A. A. R.; PAES, W. S. **Medicina Nuclear**. Ministério da Saúde/ Universidade Tecnológica Federal do Paraná, 2012. Disponível em: <<https://e-radiologia.org/2012/11/16/medicina-nuclear/>>. Acesso em 14 de out de 2019.

HERTZ, S.; ROBERT, A.; EVANS, R.D. **Radioactive iodine as an indicator in the study of thyroid physiology**. Proc. Soc. Exptl. Biol.Med., v.38,1938.

HOPPER KD, KING SH, LOBELL ME, et al. **The breast: in-plane x-ray protection during diagnostic thoracic CT – shielding with bismuth radioprotective garments**. Radiology. 1997.

HUBBELL, J. H.; SELTZER, S. M. **X-Ray Mass Attenuation Coefficients**; NIST Standard Reference Database 126. 2004. Disponível em: <<https://dx.doi.org/10.18434/T4D01F>> Acesso em: 03 de Nov 2019.

IPEN - **INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES**. Disponível em: < <http://www.ipen.br>>. Acesso em: 18 out 2019.

INSTITUTO FEDERAL DE EDUCAÇÃO, CIÊNCIA E TECNOLOGIA DE SANTA CATARIA. **Manual de comunicação científica [recursos eletrônico]** / IFSC: elaboração: Lückman, Ana Paula et al.: edição Lückman, Ana Paula, 2016 - 47p.

IRCP - INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. Las Recomendaciones 2007 de la Comisión Internacional de protección Radiológica. **Publicación 103 ICRP**. Senda Editorial. Madrid, 2007. Disponível em <[http://www.icrp.org/docs/P103\\_Spanish.pdf](http://www.icrp.org/docs/P103_Spanish.pdf) >. Acesso em: 02 out. 2019.

ICRP - INTERNATIONAL COMMISSION ON RADIOLOGICAL PROTECTION. **Recommendations of the International Commission on Radiological Protection**, Annals of ICRP. s.l.: Publication 60, 1990.

KARLGAARD, R. **3D printing will revive American manufacturing**, Forbes, 2011. Disponível em: <<http://www.forbes.com/sites/rickkarlgaard/2011/06/23/3d-printingwill-reviveamericanmanufacturing/>> Acesso em: 02 nov. 2019.

LAURELL A. C., NORIEGA M. **Processo de produção e saúde**. Trabalho e desgaste operário. São Paulo: Cebes – Hucitec; 1989.

LORENZETTI J, ORO J, MATOS E, GELBCKE FL. **Organização do trabalho da enfermagem hospitalar: abordagens na literatura**. 2009 [citado Maio 01;23(4):1104-12.

MATOS E., PIRES D., SOUSA G. DE. **Relações de trabalho em equipes interdisciplinares: contribuições para novas formas de organização do trabalho em saúde**. Rev Bras Enferm 2010 [citado 2016 Mai 03];63(5):775-81.

MAXGEEK. **Filamento ABS Premium Max Geek Para Impressora 3D**. Disponível em: <<http://www.maxgeek.com.br/filamento/abs-premium/filamento-abs-premium-max-geek-1-75mm-gold-1k>>. Acesso em: 02 nov 2019.

MELO J., GELBCKE F., HUHNS A., VIANA, E. **CARGAS DE TRABALHO DA ENFERMAGEM EM MEDICINA NUCLEAR**. Rev. enferm. UFPE on line; 11(3): 1979-1288, mar.2017.

NOVOA, D.M.C. **Avaliação físico-química do polietileno de alta densidade processado pelo método de impressão 3D por modelagem por fusão e deposição FDM**. 2014. 100 f. Dissertação (Mestrado) - Curso de Pós Graduação em Engenharia de Materiais e Processos Químicos e Metalúrgicos, Pontifícia Universidade Católica do Rio de Janeiro, Rio de Janeiro, 2014.

OLIVEIRA C.V., MENDONÇA C., SILVA E.T., MORIGUCHI S.M., KOGA K.H. **Mapa Espacial de Dose do Serviço de Medicina Nuclear do Hospital das Clínicas de Botucatu**. Revista Brasileira de Física Médica.2013;7(3):187-9.

O'MALLEY, Harvey Ziessman Janis; O'MALLEY, Janis P.; THRALL, James. **Nuclear Medicine: The Requisites**. 4. ed. United States: Saunders Elsevier, 2014. 464 p.

ORIGINLAB. **ORIGIN**. Software Versão 8. Disponível em: <

<https://www.originlab.com/index.aspx?go=PRODUCTS/Origin> >. Acesso em: 31 out 2019.

RAMOS, Carlos; POŠKUS, Andrius. **Coeficiente de Atenuação dos Raios Gama**. Física Experimental C. 2016. Disponível em: [https://edisciplinas.usp.br/pluginfile.php/988443/mod\\_resource/content/1/Roteiro%20Raios%20Gama%202.pdf](https://edisciplinas.usp.br/pluginfile.php/988443/mod_resource/content/1/Roteiro%20Raios%20Gama%202.pdf). Acesso em: 15 jun. 2019.

RAULINO, B. R. **Manufatura Aditiva: Desenvolvimento de uma máquina de prototipagem rápida baseada na tecnologia FDM (Modelagem por fusão e deposição)**, Trabalho de Graduação em Engenharia de Controle e Automação, Universidade de Brasília, Brasília, 2011.

R. S. OLIVEIRA, A. M. A. C. LEÃO, **História da radiofarmácia e as implicações da Emenda Constitucional N. 49**. Revista Brasileira de Ciências, Farmacêuticas Brazilian Journal of Pharmaceutical Sciences vol. 44, n. 3, jul./set., 2008. Pharmaceutical Sciences, vol. 42, n. 2, abr./jun., 2006. p. 151-165.

SANTOS, Juliana. **Medicina impressa: os avanços que a tecnologia 3D trouxe à saúde**. 2018. VEJA Ciência. Disponível em: <https://veja.abril.com.br/ciencia/medicina-impressa-os-avancos-que-a-tecnologia-3d-trouxe-a-saude/>). Acesso em: 10 jun. 2019.

SIMPSON, F.E. **Radium therapy**. St. Louis: C.V. Mosby, 1922. p.391.

**SOCIEDADE BRASILEIRA DE CARDIOLOGIA – SBC**. Disponível em: < <http://cientifico.cardiol.br/>>. Acesso em: 18 out 2019.

TAUHATA, Luiz et al. **Radioproteção e dosimetria: fundamentos**. RIO DE JANEIRO 9<sup>a</sup> – Revisão – nov/ 2013. 345 p.

TAUHATA, L. et al. **Radioproteção e dosimetria: fundamentos**. RIO DE JANEIRO 10<sup>a</sup> - Revisão – abril/2014. 344 p.

TUNER MED TECH. **Prototypes Manufactured From 3D Printers**. Disponível em: < <http://www.turnermedtech.com/products/>>. Acesso em: 18 out. 2018.

PORTO, T. M. S. **ESTUDO DOS AVANÇOS DA TECNOLOGIA DE IMPRESSÃO 3D E DA SUA APLICAÇÃO NA CONSTRUÇÃO CIVIL**. 2016. 93 f. Monografia (Especialização) - Curso de Engenharia Civil, Universidade Federal do Rio de Janeiro, 2016. Disponível em: <<http://monografias.poli.ufrj.br/monografias/monopoli10019793.pdf>>. Acesso em: 02 nov. 2019.

XAVIER, A., M.; MORO, J., T.; HEIBRON, Paulo Fernando. **PRINCÍPIOS BÁSICOS DE SEGURANÇA E PROTEÇÃO RADIOLÓGICA**. 3. ed. Porto Alegre: UFRGS, 2006.