



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

**Distribuição e comparação por Método de Monte Carlo da dose de fósforo-32  
em placas poliméricas para tratamento de câncer paraespinal e intracranial**

**JOSÉ TIAGO DA SILVA**

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

**Orientadora:  
Profa. Dra. Maria Elisa Chuery Martins  
Rostelato  
#  
#**

**São Paulo  
2021**



INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES

Autarquia Associada à Universidade de São Paulo

**DISTRIBUIÇÃO E COMPARAÇÃO POR MÉTODO DE MONTE CARLO DA DOSE  
DE FÓSFORO-32 EM PLACAS POLIMÉRICAS PARA TRATAMENTO DE  
CÂNCER PARAESPINHAL E INTRACRANIAL**

**JOSÉ TIAGO DA SILVA**

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

Orientadora: Dra. Maria Elisa Chuery  
Martins Rostelato

SÃO PAULO

2021

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

**Distribuição e comparação por Método de Monte Carlo da dose  
de fósforo-32 em placas poliméricas para tratamento de câncer  
paraespinal e intracranial**

Versão Corrigida  
Versão Original disponível no IPEN

**JOSÉ TIAGO DA SILVA**

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

**Orientadora:**

**Dra. Maria Elisa Chuery Martins Rostelato**

SÃO PAULO

2021

Fonte de financiamento: CNEN – Processo nº 01342.002187/2019-96

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

**SILVA, J. T. DISTRIBUIÇÃO E COMPARAÇÃO POR MÉTODO DE MONTE CARLO DA DOSE DE FÓSFORO-32 EM PLACAS POLIMÉRICAS PARA TRATAMENTO DE CÂNCER PARAESPINHAL E INTRACRANIAL**, 2021. Dissertação (Mestrado em tecnologia nuclear), Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, IPEN-CNEN/SP, São Paulo.

Silva, José Tiago

Distribuição e comparação por Método de Monte Carlo da dose de fósforo-32 em placas poliméricas para tratamento de câncer paraespinal e intracranial / José Tiago Silva. Orientadora Maria Elisa Chuery Martins Rostelato. São Paulo, 2021.

64 p.

Dissertação (mestrado) – Programa de Pós-graduação em Tecnologia Nuclear. Área de concentração (aplicações) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares. Universidade de São Paulo

1. Câncer. 2. Braquiterapia. 3. Fósforo-32. 4. Sistema nervoso central. 5. Método de Monte Carlo. I. Título.

## FOLHA DE APROVAÇÃO

Autor: José Tiago da Silva

Título: Distribuição e comparação por Método de Monte Carlo da dose de fósforo-32 em placas poliméricas para tratamento de câncer paraespinal e intracranial

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

Data: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

### Banca Examinadora

Prof. Dr.: \_\_\_\_\_

Instituição: \_\_\_\_\_ Julgamento: \_\_\_\_\_

## **DEDICATÓRIA**

A minha mãe Regina que sempre me apoiou em minhas decisões.

## **AGRADECIMENTOS**

A minha orientadora Dra. Maria Elisa Chuery Martins Rostelato por ter me acolhido em seu grupo de pesquisas, cuidado e orientado para a realização deste trabalho.

A Profa. Ma. Natalia Bortolaci pelo incentivo e apoio fundamental para que eu pudesse continuar no ramo da Ciência.

A Profa. Dra. Carla Daruich de Souza pelo apoio e ensinamentos.

Ao Me. Lucas Verdi Angelocci pelas conversas descontraídas e ensinamentos em Método de Monte Carlo.

A Ma. Beatriz Ribeiro Nogueira pelo apoio inicial no laboratório e ideias para os desenvolvimentos deste trabalho.

Ao Me. Wilmmmer Alexander Arcos Rosero e ao Dr. Diego Vergaças pelo apoio na reta final.

Aos Profs. Drs. Maria da Penha Albuquerque Potiens e Orlando Rodrigues Junior por disponibilizarem o laboratório de calibração do GMR – IPEN

Ao Prof. Me. Lucas Faustino Tomaz pelo apoio e conversas sobre motocicletas.

Ao Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares (IPEN/CNEN –SP), em especial ao Centro de Tecnologia das Radiações (CTR) por ter disponibilizado suas instalações para o desenvolvimento deste trabalho.

A Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) pela bolsa concedida.

## RESUMO

Silva, J. T. **DISTRIBUIÇÃO E COMPARAÇÃO POR MÉTODO DE MONTE CARLO DA DOSE DE FÓSFORO-32 EM PLACAS POLIMÉRICAS PARA TRATAMENTO DE CÂNCER PARAESPINHAL E INTRACRANIAL**. Dissertação (Mestrado em tecnologia nuclear), Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, IPEN-CNEN/SP, São Paulo.

O Sistema Nervoso Central (SNC) é formado pelo cérebro e a medula espinhal, sendo que o câncer do SNC se origina na região paraespinal e intracranial. Esse tipo de câncer acometeu, no ano de 2020, 308.102 indivíduos, dos quais 251.329 vieram a óbito em todo o mundo. Esse alto número de óbitos nos mostra como o câncer do SNC contribui de maneira significativa para a mortalidade global. O tratamento do câncer do SNC é realizado de maneira combinada entre: radioterapia (teleterapia e braquiterapia), cirurgia e quimioterapia. Os tumores na região intracranial e paraespinal são difíceis de serem tratados devido a sua proximidade com o cérebro e a medula espinhal. Placas poliméricas flexíveis de  $^{32}\text{P}$  são usadas na braquiterapia como suporte no tratamento paliativo ou no pós-operatório para esse tipo de câncer. As placas são seguras e viáveis, oferecem um tratamento imediato e a sua aplicação direta no tumor minimiza lesão na medula espinhal e cerebral. Devido a curta penetração das partículas betas, o uso do  $^{32}\text{P}$  se mostrou viável, pois as doses entregues em regiões tumorais não atingem regiões críticas da medula espinhal e cerebral. Este trabalho apresenta estudos para desenvolver a produção nacional de placas poliméricas de  $^{32}\text{P}$ . Para a fabricação da placa utilizou-se a resina epóxi e foram testados dois moldes, silicone e teflon, sendo que o último teve melhor desempenho, resultando em uma placa de espessura média  $0,386 \pm 0,0005$  (mm). A distribuição de dose da placa de  $^{32}\text{P}$  foi analisada com filme radiocrômico EBT3 e comparada com simulação por Método de Monte Carlo. A taxa de dose medida na parte experimental e na simulação por Método de Monte Carlo concordaram no valor de 0,04 cGy/s, e assim, os estudos podem ser prosseguidos para dar continuidade no desenvolvimento de fonte radioativa para tratamento por braquiterapia do câncer paraespinal e intracranial.

Palavras-chave: braquiterapia; Fósforo-32, Sistema nervoso central, Método de Monte Carlo

## ABSTRACT

Silva, J. T. **DISTRIBUTION AND COMPARISON BY MONTE CARLO METHOD OF PHOSPHORUS-32 DOSE IN POLYMERIC PLAQUES FOR THE TREATMENT OF PARASPINAL AND INTRACRANIAL CANCER.** Dissertation (Master's Degree in Nuclear Technology), Institute of Energy and Nuclear Research, IPEN-CNEN/SP, São Paulo.

The Central Nervous System (CNS) is formed by the brain and the spinal cord, and CNS cancer originates in the paraspinal and intracranial regions. In 2020, this type of cancer affected 308,102 individuals, of which 251,329 died worldwide. This high number of deaths shows how CNS cancer significantly contributes to global mortality. The treatment of CNS cancer is performed by a combination of radiotherapy (teletherapy and brachytherapy), surgery, and chemotherapy. Tumors in the intracranial and paraspinal region are difficult to treat due to their proximity to the brain and the spinal cord. Polymeric flexible plaques of  $^{32}\text{P}$  are used in brachytherapy as support of palliative or postoperative care for this kind of cancer. The plaques are safe and viable, offer immediate treatment and the direct application in the tumor minimizes spinal cord and brain damage. Due to the short penetration of beta particles, the use of  $^{32}\text{P}$  proved to be viable as the doses delivered in tumor regions do not reach critical regions of the spinal cord and the brain. This work aims to study the development of the national production of  $^{32}\text{P}$  polymeric plaques. For the manufacture of the plaque, epoxy resin was used, and two molds were tested, silicone and Teflon, in which the latter one had better performance, resulting in a plate with an average thickness of  $0.386 \pm 0.0005$  (mm). The dose distribution of the  $^{32}\text{P}$  plaque was analyzed with EBT3 radiochromic film and compared with simulation by Monte Carlo Method. The dose rate measured in the experimental part and the simulation by Monte Carlo Method agreed in value of 0,04 cGy/s, thus, studies can be continued to keep on the development of a radioactive source for brachytherapy treatment of paraspinal and intracranial cancer.

Key words: Cancer; brachytherapy; Phosphorus-32; Central nervous system; Monte Carlo method.

## LISTA DE TABELAS

Tabela 1 - Estimativa em 2020 dos cânceres mais comuns .....	14
Tabela 2 - Estimativa em 2020 das causas mais comuns de morte no mundo por câncer .....	15
Tabela 3 - Incidência estimada conforme a localização primária do tumor em mulheres, estimativa para 2020 .....	17
Tabela 4 - Incidência estimada conforme a localização primária do tumor em homens, estimativa para 2020 .....	18
Tabela 5 - Propriedades físicas dos radionuclídeos aplicados em braquiterapia e métodos de produção .....	20
Tabela 6 - Propriedades físicas dos radionuclídeos aplicados em braquiterapia .....	21
Tabela 7 - Testes realizados com sobreposição de moldes de silicone.....	32
Tabela 8 - Testes realizados sem sobreposição de molde de silicone, sendo a resina curada totalmente exposta à atmosfera .....	32
Tabela 9 - Dose e tempo de exposição do filme à radiação para a sua calibração....	34
Tabela 10 - Medidas de espessura da placa do 1º teste, com sobreposição de moldes de silicone.....	39
Tabela 11 - Medidas de espessura da placa do 2º teste, com sobreposição de moldes de silicone.....	40
Tabela 12 - Medidas de espessura 3º teste. ....	40
Tabela 13 - Medidas de espessura 4º Teste.....	41
Tabela 14 - Medidas de espessura 5º teste. ....	41
Tabela 15 - Medidas de espessura em que a resina foi espalhada no molde, ainda em fase de cura, com secador. ....	41
Tabela 16 - Placas com 2,00 g $\pm$ 0,005 no molde e 5% de HCl - Molde fechado.....	42
Tabela 17 - Placas com 3,00 g $\pm$ 0,005 no molde e 5% de HCl – Molde fechado.....	43
Tabela 18 - Placas com 4,00 g $\pm$ 0,005 no molde e 10 % de HCl. Cura da resina com exposição total à atmosfera e com retirada de excesso de material do molde. ....	43
Tabela 19 - Médias de espessuras de placas de epóxi feitas com molde de teflon ..	45
Tabela 20 - Valores para aferição da CRC-15R.....	46
Tabela 21 - Atividade das placas de epóxi com <sup>32</sup> P .....	47
Tabela 22 - Atividade de <sup>32</sup> P das frações menores .....	48

Tabela 23 - Exposição do Filme Radiocrômico EBT3 .....	54
Tabela 24 - Dose média e taxa média de dose simulada por MMC .....	55
Tabela 25 - Taxa de dose de cada fração das 25 unidades:.....	56
Tabela 26 - Valores de doses obtidos através de simulação por Método de Monte Carlo.....	57

## LISTA DE FIGURAS

Figura 1 - Taxas estimadas de incidência (por 100 mil indivíduos) de câncer em 2020. ....	15
Figura 2 - Número de novos casos do Câncer do SNC em 2020.....	16
Figura 3 - Número de mortes em decorrência do Câncer do SNC em 2020.....	17
Figura 4 - Molde de silicone comercial.....	29
Figura 5 - Molde de Teflon.....	29
Figura 6 - Desenho em perspectiva da sobreposição.....	32
Figura 7 - Arranjo experimental para irradiação do filme.....	35
Figura 8 - Medidor de Atividade Capintec CRC-15R.....	36
Figura 9 - Placa de epóxi a partir dos moldes aberto e fechado de teflon.....	44
Figura 10 - Curva de calibração do filme EBT3 obtida com <i>software MATLAB</i> .....	46
Figura 11 - Medição de atividade do $^{32}\text{P}$ na câmara.....	47
Figura 12 - Medição de energia no HPGe. Amostra 21.....	49
Figura 13 - Curva média da energia do $^{32}\text{P}$ .....	50
Figura 14 - Seleção da faixa de interesse do espectro.....	50
Figura 15 - Espectro de energia do $^{32}\text{P}$ - Medido.....	51
Figura 16 - Espectro de energia do $^{32}\text{P}$ .....	51
Figura 17 - Arranjo experimental – Preparação para colocação da Placa de $^{32}\text{P}$ e Filme Radiocrômico.....	53
Figura 18 - Arranjo experimental - Colocação das Placas RW1 sobre Placa de $^{32}\text{P}$ + Filme Radiocrômico.....	53
Figura 19 - Filme A exposto à placa X.....	54
Figura 20 - Filme B exposto à placa X.....	55

## SUMÁRIO

1 INTRODUÇÃO .....	14
1.1 Câncer.....	14
1.2 Câncer do Sistema Nervoso Central (SNC) .....	15
1.3 Câncer no Brasil.....	17
1.4 O tratamento do câncer por braquiterapia.....	19
1.5 Fontes radioativas para braquiterapia .....	20
2. REVISÃO DA LITERATURA .....	22
2.1 Fósforo-32 ( <sup>32</sup> P).....	22
2.2 Braquiterapia utilizando o <sup>32</sup> P .....	22
2.3 Braquiterapia utilizando o <sup>32</sup> P para o tratamento do câncer do SNC.....	23
3. Objetivos .....	27
3.1 Gerais.....	27
3.2 Específicos .....	27
4. Materiais e métodos .....	28
4.1 Escolha do material para a fabricação do molde da placa .....	28
4.1.1 Molde de silicone.....	28
4.1.2 Molde de Teflon.....	29
4.2 Fornecimento do <sup>32</sup> P para a utilização nas placas de epóxi.....	29
4.3 Estrutura química dos componentes envolvidos. ....	30
4.3.1 Resina Epóxi .....	30
4.3.2 Resina SQ2220 .....	30
4.3.3 Catalisador SQ3154 .....	30
4.3.4 Politetrafluoroetileno.....	31
4.4 Fabricação da placa epóxi, sem material radioativo, utilizando o molde de silicone .....	31

4.5 Fabricação da placa epóxi, sem material radioativo, utilizando o molde de teflon .....	33
4.5.1 Cura da resina com o molde fechado.....	33
4.5.2 Cura da resina com o molde aberto .....	33
4.6 Calibração do filme radiocrômico Gafchromic EBT3 .....	33
4.7 Aquisição do material radioativo $^{32}\text{P}$ .....	36
4.8 Produção de placas com $^{32}\text{P}$ .....	36
4.9 Simulação por Método de Monte Carlo da distribuição de dose da placa de epóxi com $^{32}\text{P}$ .....	37
5. RESULTADOS E DISCUSSÕES .....	39
5.1 Placas de epóxi a partir de molde de silicone .....	39
5.2 Placas de epóxi a partir do molde de teflon.....	42
5.3 Molde escolhido .....	44
5.4 Filme radiocrômico EBT3 .....	45
5.5 Atividade da placa epóxi de $^{32}\text{P}$ medida pelo Capintec CRC-15R.....	46
5.6 Medição de Energia do $^{32}\text{P}$ através do Germânio Hiper Puro (HPGe – <i>High Purity Germanium</i> ) .....	49
5.7 Dose da placa epóxi de $^{32}\text{P}$ medida com Filme Radiocrômico EBT3 .....	52
5.8 Simulação por Método de Monte Carlo (MMC) realizada para comparação de distribuição de dose com a parte experimental .....	56
5.9 Comparação das doses calculadas experimentalmente e pelo Método de Monte Carlo.....	57
6. CONCLUSÕES .....	58
7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS .....	60

## 1 INTRODUÇÃO

### 1.1 Câncer

Câncer é uma doença na qual as células crescem e se multiplicam de maneira desordenada. Há mais de 100 tipos de cânceres que afetam tecidos e órgãos, causando o aparecimento de tumores que podem ser espalhar por outras regiões de todo o corpo. [1]

As estatísticas da Organização Mundial da Saúde mostram que o câncer é a segunda doença que mais mata, com um número alarmante de 9,6 milhões de óbitos no ano de 2018. Esse fator tão negativo é um dos motivos para tanto empenho e estudos no combate dessa doença. No ano de 2020, aproximadamente 7,5 milhões de pessoas em todo o mundo tiveram o câncer como causa de morte, sendo que esse número poderia ter sido reduzido em 1,5 milhão caso medidas de prevenção adequadas (alimentação saudável, prática de exercícios, restrição no uso de álcool e tabaco, exames e diagnósticos não tardios) tivessem sido tomadas. Conforme as tabelas 1 e 2, podemos observar as estimativas dos números de canceres mais comuns, bem como as causas de morte pela doença no mundo no ano de 2020. [1,2]

Tabela 1 - Estimativa em 2020 dos cânceres mais comuns

Localização primária	Casos (em milhão)
Mama	2,26
Pulmão	2,21
Cólon e reto	1,93
Próstata	1,41
Câncer de pele (não melanoma)	1,20
Estômago	1,09

Fonte: Organização Mundial da Saúde [3]

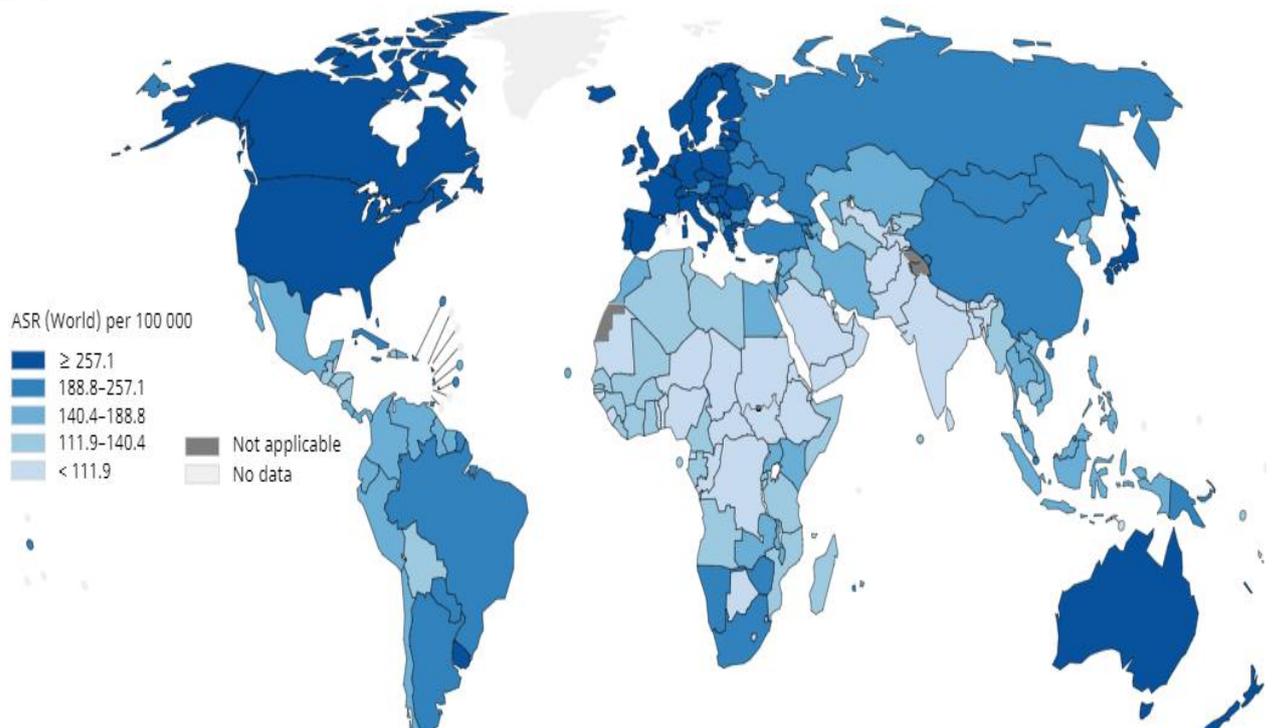
Tabela 2 - Estimativa em 2020 das causas mais comuns de morte no mundo por câncer

Região do corpo	Mortes
Pulmão	1,80 – milhão
Cólon e reto	935 000
Fígado	830 000
Estômago	769 000
Mama	685 000

Fonte: Organização Mundial da Saúde [3]

A Figura 1 mostra a estimativa de incidência de todos os tipos de câncer no mundo para uma na população com indivíduos entre 0 e 85 anos.

Figura 1 - Taxas estimadas de incidência (por 100 mil indivíduos) de câncer em 2020.



Fonte: Global Cancer Observatory [4]

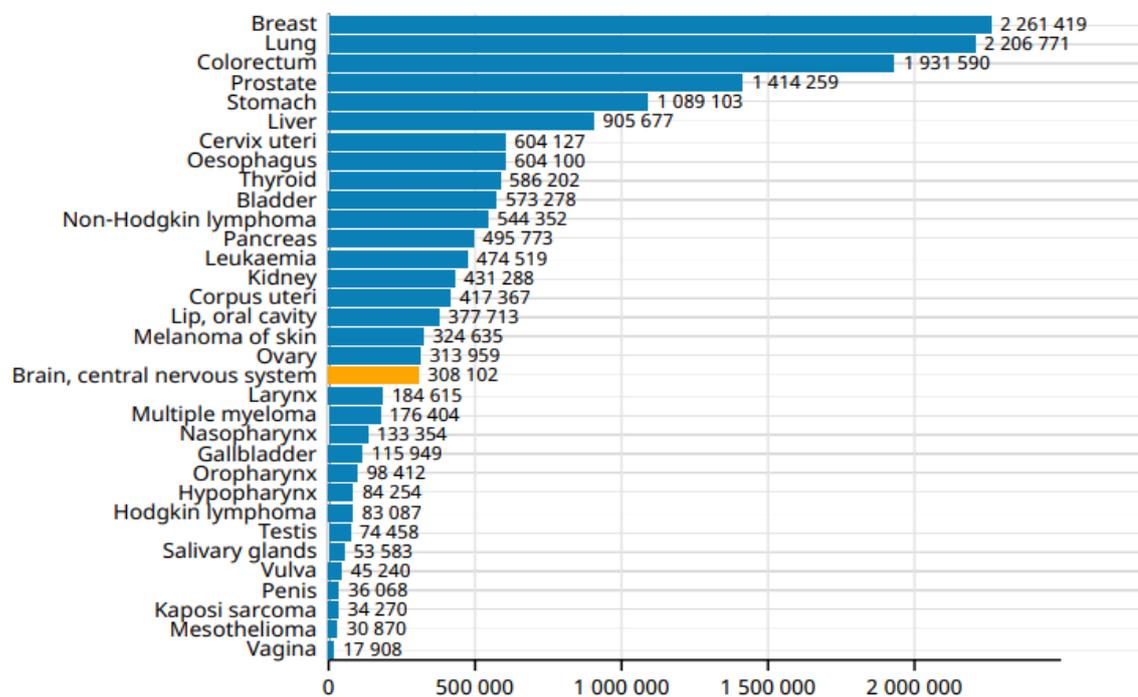
## 1.2 Câncer do Sistema Nervoso Central (SNC)

Este trabalho teve como objeto de estudo o câncer do Sistema Nervoso Central (SNC). O SNC é formado pelo cérebro e medula espinhal. O câncer do SNC

pode se originar no: cérebro, nervos cranianos, meninges ou na própria medula espinhal. Esse tipo de câncer acometeu, no ano de 2020, 308.102 indivíduos, dos quais 251.329 vieram a óbito em todo o mundo. Esse elevado número de óbitos nos mostra como o câncer do SNC contribui de maneira significativa para a mortalidade global. [3,5]

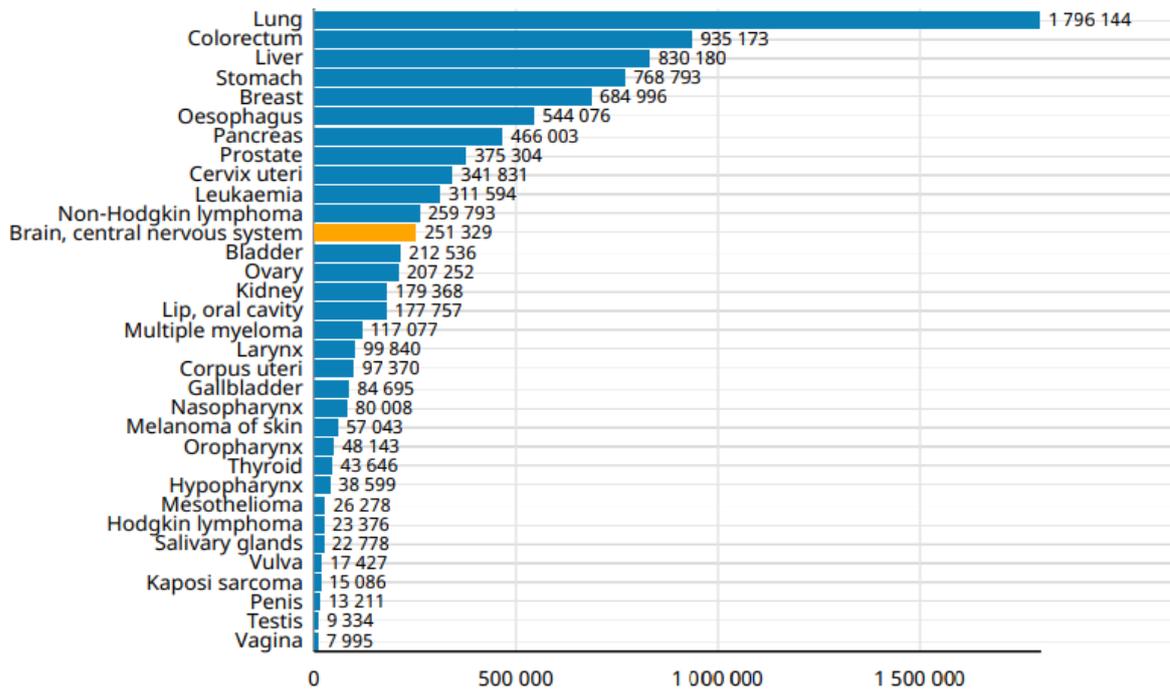
As Figuras 2 e 3 mostram em destaque o número de casos e de mortes em decorrência do câncer do SNC em todo o mundo no ano de 2020.

Figura 2 - Número de novos casos do Câncer do SNC em 2020



Fonte: Global Cancer Observatory [4]

Figura 3 - Número de mortes em decorrência do Câncer do SNC em 2020



Fonte: Global Cancer Observatory [4]

### 1.3 Câncer no Brasil

Cerca de 70% das mortes causadas por câncer acontecem em países subdesenvolvidos. No Brasil, o câncer de próstata para os homens e o de mama para as mulheres são os casos que ocupam a primeira posição no *ranking* de incidência de localização primária. O câncer de pulmão vem logo em seguida, para ambos os gêneros, ocupando a segunda posição. Com aproximadamente 66 mil casos para cada gênero (câncer de próstata e de mama), esse número corresponde a cerca de 20% do total de cânceres que acomete a nossa população. [3,6]

Tabela 3 - Incidência estimada conforme a localização primária do tumor em mulheres, estimativa para 2020

Localização primária	Casos Novos
Mama feminina	66.280
Cólon e Reto	20.470
Colo do útero	16.590
Traqueia, Brônquio e Pulmão	12.440
Glândula Tireoide	11.950
Estômago	7.870

Ovário	6.650
Corpo do útero	6.540
Linfoma não-Hodgkin	5.450
Sistema Nervoso Central	5.220
Todas as Neoplasias, exceto pele não melanoma	222.980
Todas as Neoplasias	316.140

Fonte: Instituto Nacional do Câncer [6]

Tabela 4 - Incidência estimada conforme a localização primária do tumor em homens, estimativa para 2020

<b>Localização Primária</b>	<b>Casos Novos</b>
Próstata	65.840
Traqueia, Brônquio e Pulmão	20.520
Cólon e Reto	17.760
Estômago	13.360
Cavidade Oral	11.180
Esôfago	8.690
Bexiga	7.590
Laringe	6.470
Leucemias	5.920
Sistema Nervoso Central	5.870
Todas as Neoplasias, exceto pele não melanoma	225.460
Todas as Neoplasias	309.230

Fonte: Instituto Nacional do Câncer [6]

Como apresentado nas Tabelas 3 e 4, no Brasil, o câncer do Sistema Nervoso Central (SNC), que é a neoplasia com maior enfoque deste trabalho, tem uma estimativa de 11.090 novos casos, desses 5.870 são homens e 5.220 mulheres.

As causas do câncer do SNC são muito abrangentes, há discussões e estudos sobre o porquê do surgimento dessa neoplasia. Sabe-se que é uma doença acarretada por hereditariedade ou devido à várias alterações genéticas que foram incorporadas durante a vida. Porém, há dois fatores conhecidos que intensificam o risco da incidência do câncer do SNC: exposição à radiação ionizante e a deficiência

do sistema imunológico, sendo que esse último pode ser causado pelo HIV, por exemplo. [6]

Os tumores do SNC são bem frequentes em jovens de 0 a 18 anos, ficando atrás apenas dos cânceres hematológicos. Dessa forma, o câncer do SNC corresponde aproximadamente a 25% das neoplasias que acometem indivíduos até 15 anos de idade. Isso corresponde a um número extremamente preocupante, um em cada quatro crianças diagnosticadas com câncer tem a doença no SNC. Contudo, esse tipo de câncer tem maior incidência na primeira década de vida, o primeiro pico de incidência desse tipo de neoplasia ocorre em tal período. Depois, o risco de incidência cai com o decorrer da idade, tendo um segundo pico de incidência no final da fase adulta, entre 75 e 85 anos. [7]

O tratamento do câncer do SNC é realizado de maneira combinada entre: radioterapia (teleterapia e braquiterapia), cirurgia e quimioterapia. Os tumores na região intracranial e paraespinal são difíceis de serem tratados devido a sua proximidade com o cérebro e a medula espinhal. Ainda, é necessário a alta habilidade dos cirurgiões envolvidos para limitar a área tratada. Além disso, o tratamento convencional utilizando radiação externa se torna inviável na maioria das vezes, uma vez que oferece baixa eficiência no controle dos tumores das regiões relatadas. [7,8]

Com o avanço das tecnologias, a radioterapia guiada por imagens representou um salto significativo no que se diz respeito ao tratamento de câncer por teleterapia. Apesar disso, há casos que nos mostram que por conta da localização da medula espinhal e a complexidade para se entregar doses de radiação ao cérebro, essa forma de tratamento, mesmo sendo uma das mais avançadas, ainda apresenta pontos desafiantes no combate à doença. [8]

Além dos pontos apresentados anteriormente, cabe salientar que células tumorais residuais podem estar presentes em regiões que foram tratadas com o método de remoção total do tumor por meio de cirurgia, método esse que envolve grande risco de contaminação intratecal (região da medula espinhal) pelo tumor. [9]

#### **1.4 O tratamento do câncer por braquiterapia**

A braquiterapia é uma modalidade de radioterapia no combate ao câncer. Nesse tipo de tratamento, a fonte radioativa é colocada junto ao tumor ou bem próximo a ele, dessa forma, a dose de radiação é entregue de forma contínua

em um período curto (fontes temporárias) ou em períodos mais longos com decaimento total do material (fontes permanentes). Outro fator importante, talvez a maior vantagem da braquiterapia, é que estando a fonte bem próxima ao tumor se evita danificar tecidos saudáveis adjacentes à região tumoral. [10]

O primeiro uso da braquiterapia, por volta de 1900, foi realizado após três anos da descoberta do rádio pelo casal Curie. Pierre Curie associou a cura de uma lesão na pele de Henry Becquerel à uma porção de rádio que o mesmo carregava consigo em suas vestimentas. A partir desse momento, a medicina começou a utilizar o rádio no combate aos tumores, dando início à braquiterapia. [11]

Entre 1905 e 1913, alguns centros de referência em braquiterapia surgiram, tais como: *Hold Radium Institute* fundado por Fricke em Manchester, *Laboratoire du Radium* fundado por Wickham e Degrais em Paris e o *Memorial Center* nos Estados Unidos. Avançando décadas à frente, no ano de 1997, o Brasil passa a desenvolver estudos para a produção de fios de irídio-192 para uso na braquiterapia, tornando o tratamento mais acessível à população brasileira. Nesse contexto, o custo da produção tende a baixar, pois a produção dos fios passa a ser nacional e independente. [11]

### 1.5 Fontes radioativas para braquiterapia

Para ser usada em braquiterapia, a fonte radioativa deve apresentar algumas características, dentre elas: tempo de meia vida coerente com o tratamento e a logística médica; não deve ser volátil para não produzir elementos gasosos; deve ser selada para não contaminar o local de tratamento; blindadas, se for o caso, para evitar dispersão de partículas possivelmente carregadas; e não deve ser tóxica. [12]

Tabela 5 - Propriedades físicas dos radionuclídeos aplicados em braquiterapia e métodos de produção

Nuclídeo	Meia-vida	Secção de choque para Nêutrons térmicos (barns)	Método de produção	Forma da Fonte
<sup>226</sup> Ra	1600 anos	-	ocorrência natural	Agulhas
<sup>60</sup> Co	5,2 anos	37	n-γ	Placas
<sup>137</sup> Cs	30 anos	-	produto de fissão	Agulhas
<sup>32</sup> P	14,3 dias	3,1	n-p	Placas
<sup>198</sup> Au	2,7 dias	99	n-γ	Sementes
<sup>182</sup> Ta	115 dias	22	n-γ	Fios

$^{192}\text{Ir}$	74,2 dias	910	n- $\gamma$	Fios e sementes
$^{103}\text{Pd}$	16,96 dias	4,8	n- $\gamma$	Sementes
$^{125}\text{I}$	60,1 dias	100	n- $\gamma$	Sementes

Fonte: ROSTELATO [12].

Tabela 6 - Propriedades físicas dos radionuclídeos aplicados em braquiterapia

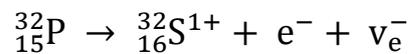
Nuclídeo	Tipo de desintegração	Energia máxima da radiação $\beta$ (MeV)	Energia média da radiação $\gamma$ e X (MeV)	Energia máxima da radiação $\gamma$ e X (MeV)
$^{137}\text{Cs}$	$\beta$ - $\gamma$	1,17	0,66	0,66
$^{32}\text{P}$	$\beta$	1,70	-	-
$^{198}\text{Au}$	$\beta$ - $\gamma$	0,96	0,42	0,68
$^{182}\text{Ta}$	$\beta$ - $\gamma$	0,59	0,70	1,29
$^{192}\text{Ir}$	$\beta$ - $\gamma$	0,67	0,37	1,06
$^{103}\text{Pd}$	Raio-X E.C.	-	0,020	0,023
$^{125}\text{I}$	Raios-X, $\gamma$	-	0,028	0,035

Fonte: ROSTELATO [12].

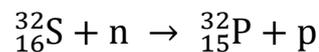
Como apresentado nas Tabelas 5 e 6, existem alguns radionuclídeos utilizados no tratamento do câncer, em especial, na braquiterapia. A fonte radioativa utilizada neste trabalho é o  $^{32}\text{P}$  por apresentar características relevantes que serão discutidas mais adiante.

O  $^{32}\text{P}$  utilizado em Braquiterapia para o tratamento do câncer do SNC, produção e decaimento. [13]

Decaimento:



Produção:



## 2. REVISÃO DA LITERATURA

### 2.1 Fósforo-32 ( $^{32}\text{P}$ )

O  $^{32}\text{P}$  vem sendo usado como fonte de radiação para alguns tipos de tratamento de câncer. Pelo fato de emitir radiação beta " $\beta$ ", sua utilização se torna vantajosa por serem partículas menos penetrantes na matéria que, dentre muitos benefícios, pode-se citar uma maior segurança ao profissional da saúde que realizará o tratamento utilizando esse radionuclídeo. [5,8]

Outro emissor de radiação  $\beta$  é o irídio-192 ( $^{192}\text{Ir}$ ), com energia máxima de 0,67 MeV. Essa energia é mais baixa que a irradiada pelo  $^{32}\text{P}$  que tem em média 0,7 MeV podendo chegar a 1,71 MeV. O  $^{192}\text{Ir}$  também emite radiação gama " $\gamma$ " com energia máxima de 1,06 MeV, tal radiação tem um poder de penetração maior e, dessa forma, não é aconselhável para alguns tipos de tratamento de câncer. [5,13]

Outro exemplo das vantagens do uso do  $^{32}\text{P}$  em algumas ocasiões foi a substituição da utilização do ítrio-90 ( $^{90}\text{Y}$ ) no tratamento do câncer do SNC. O  $^{32}\text{P}$  incorporado à uma placa polimérica tornou-se mais vantajoso do que a utilização de lâminas de  $^{90}\text{Y}$  encapsuladas em titânio. Apesar do  $^{90}\text{Y}$  decair por emissão  $\beta$ , com energia média de 0,94 MeV e máxima 2,27 MeV, seu tempo de meia-vida (2,67 dias) é menor comparado ao  $^{32}\text{P}$  (14,3 dias). [5,13]

### 2.2 Braquiterapia utilizando o $^{32}\text{P}$

Fontes de  $^{32}\text{P}$  vem sendo utilizadas na braquiterapia em vários segmentos da medicina, dentre eles, a oftalmologia. Alguns pacientes que apresentaram reincidência ou doença residual após o tratamento primário, teleterapia ou cirúrgico, foram tratados com um filme flexível impregnado com  $^{32}\text{P}$  para o combate contra o câncer nos olhos. Embora tenha abordado um número pequeno de pacientes, o estudo se mostrou como uma alternativa inovadora para o tratamento. [14]

Na angioplastia (intervenção cirúrgica para a reconstrução de um vaso sanguíneo) um cateter impregnado com  $^{32}\text{P}$  foi utilizado para uma nova técnica de irradiação dos vasos. A dosimetria tridimensional e a relação tempo-dose foram objetos de estudo para o tratamento clínico e pesquisa. [15]

Um possível uso do  $^{32}\text{P}$  na braquiterapia ocorre em prol do tratamento em doenças de pele. Testes envolvendo a combinação de  $^{32}\text{P}$  e silicone deram origem a adesivos no combate de tumores. Estudos *in vítreo* se mostraram promissores. Para testes terapêuticos, camundongos receberam doses de no máximo 40 Gy. As doses usadas nos camundongos foram abaixo das indicadas nesse tipo de tratamento, mas já impediriam o crescimento do tumor ou forçaram a regressão total de alguns tumores. [16]

Em câncer de pele, os tratamentos com radioterapia, em específico a teleterapia, são eficazes. Contudo, esse tipo de tratamento tem uma desvantagem por irradiar tecidos/órgãos saudáveis. Na Índia, um grupo de pesquisadores realizou testes com animais usando o método de braquiterapia, cujos resultados foram bem-sucedidos. Os pesquisadores desenvolveram uma fonte selada de  $^{32}\text{P}$  para o tratamento de câncer superficial de pele. Na fonte de braquiterapia relatada, o  $^{32}\text{P}$  foi diluído em solução ácida e foi absorvido por folhas circulares de celulose que, em um processo posterior, foram imobilizadas em folhas de plástico. [17]

Em outro estudo também realizado com camundongos, ataduras incorporadas com  $^{32}\text{P}$  foram utilizadas como fontes radioativas para o tratamento de tumores superficiais na pele. As fontes foram preparadas em filtro *millipore*. Em seguida, esse filtro foi imobilizado em membranas de nitrocelulose e colocado em uma bandagem adesiva. Após teste em camundongos acometidos com melanoma, verificou-se atraso no crescimento do tumor para uma determinada faixa de dose e, para outra faixa de dose, a regressão total do tumor. [18]

### **2.3 Braquiterapia utilizando o $^{32}\text{P}$ para o tratamento do câncer do SNC**

O tratamento do câncer do SNC se iniciou por volta de 1930 com o uso de irídio-192 e o ouro-198 em neoplasias que envolviam tumores cerebrais e lesões na hipófise. Com o passar do tempo, outros isótopos começaram a ser utilizados: iodo-125, céσιο-131 e o fósforo-32. O  $^{32}\text{P}$  é utilizado geralmente em placas flexíveis no tratamento intraoperatório de tumores no cérebro e na coluna vertebral. [19]

Existem vários tipos de combinações de tratamento para o câncer do SNC, sendo que o tamanho do tumor e a complexidade do local para a ressecção tumoral podem ser determinantes para esse fim. Placas flexíveis de  $^{32}\text{P}$  são usadas em braquiterapia como um suporte no pós-operatório do tratamento desse tipo de câncer. As placas são seguras e viáveis, oferecem um tratamento imediato e a sua aplicação direta no tumor minimiza lesão na medula espinhal e cerebral. [19]

Devido a curta penetração das partículas betas, o uso do  $^{32}\text{P}$  se mostrou viável, pois as doses entregues em regiões tumorais não atingem regiões críticas da medula espinhal e cerebral. Além disso, fontes de radiação utilizando o  $^{32}\text{P}$  para tratamentos intraoperatórios apresentam outros benefícios, como:

- Diminuição da necessidade de proteção, desde que o radioisótopo permaneça selado na fonte, ao contrário do que acontece na utilização de outra fonte de alta dose, como por exemplo, o  $^{192}\text{Ir}$  que emite radiação  $\beta$  e também  $\gamma$ , essa última de alta penetração.
- Longa “vida útil”, com tempo de meia-vida de 14,3 dias, facilitando os trâmites médicos, como o agendamento das cirurgias.
- A entrega de dose a curta distância e com eficiência, pois a dose é entregue diretamente na superfície a ser tratada, emitindo radiação  $\beta$  que é pouco penetrante, ideal para tratar áreas delicadas como o caso de câncer do SNC.
- O tempo gasto em média para irradiar uma região utilizando  $^{32}\text{P}$  (15 minutos) não impacta tanto nos procedimentos médicos como o  $^{90}\text{Y}$  (6,4 a 27 minutos) e  $^{192}\text{Ir}$  (21 a 40 minutos). [5, 8, 9, 11]

Em setembro de 2012, uma paciente de 6 anos foi diagnosticada com neuroblastoma de alto risco na medula óssea. A referida doença localizava-se na coluna torácica, sendo progressiva e resultando na compressão da medula espinhal. Diante do quadro, a paciente foi submetida a uma sessão de braquiterapia intraoperatória, dentre algumas combinações de terapias. Para o procedimento braquiterápico utilizou-se uma placa de 1 x 6 cm de  $^{32}\text{P}$ , entregando uma dose total de 10 Gy durante um tratamento que durou 13 minutos e 28 segundos. Esse é o primeiro relato em que a braquiterapia intraoperatória usando  $^{32}\text{P}$  foi conduzida de maneira segura e sob total controle, sendo que exames posteriores mostraram que não houve evidências de recorrências da área tratada com tal método, comprovando, assim, que esse tipo de terapia se mostrou eficaz. [20]

A ressecção tumoral na região espinhal ou cerebral é um risco que se corre devido à proximidade do tumor com a dura-máter, além de colocar o paciente em risco de possíveis doenças neurológicas. A radioterapia com doses baixas devido à complexidade do local vem sendo utilizada no pós-operatório em reincidências locais. Contudo, esse procedimento tem levado a um alto índice de problemas neurológicos. [21]

De maneira a minimizar esse problema, foi realizado estudo que envolveu 68 pacientes com diferentes tumores malignos na região da coluna, onde receberam tratamento intraoperatório com braquiterapia. Como fonte de radiação foi utilizada uma placa que consistia em um filme de silicone flexível incorporado de  $^{32}\text{P}$ . Os resultados obtidos com a placa de  $^{32}\text{P}$  em combinação com a intervenção cirúrgica e IGRT para o tratamento das lesões foram satisfatórios. A reincidência local se deu em menos de 20% para casos utilizando a placa e IGRT nos procedimentos intraoperatórios. Já a utilização somente da placa de  $^{32}\text{P}$ , 34% dos pacientes apresentaram reincidência local do tumor, uma porcentagem abaixo do que a observada anteriormente sem a utilização desse novo método que foi de 54%. [21]

Filme flexível incorporado com  $^{32}\text{P}$  foi utilizado para tratamento da dura-máter contaminada com células tumorais residuais do câncer do SNC. O filme, com aproximadamente 0,35 mm, entregou uma dose de 1 Gy/min na superfície tratada após a cirurgia de compressão do tumor na coluna espinhal. A braquiterapia combinada com IGRT no pós-operatório poupou os pacientes de doses de radiação externas. O uso do filme flexível para esse tipo de tratamento é vantajoso, pois consegue moldar a região tratada e possui dimensões que podem ser requisitadas conforme a necessidade do profissional de saúde. A alta taxa de dose entregue no local a ser irradiado é outra vantagem dosimétrica para seu uso no pós-operatório, ressaltando que o  $^{32}\text{P}$  emite partículas betas que possuem pouco poder de penetração na matéria, essencial para tratamentos na região da medula espinhal. [22]

Uma vez que uma placa flexível contendo  $^{32}\text{P}$  vem sendo utilizada como mais uma opção para o tratamento de câncer do SNC, a mesma se torna objeto de estudo para a caracterização de fontes radioativas. Um estudo realizado com o auxílio de Método de Monte Carlo avaliou curvas de saída e profundidade de dose emitida pela placa. Cálculos de Monte Carlo e testes práticos com a placa flexível de  $^{32}\text{P}$  convergiram para uma concordância relevante com os dados especificados pela fabricante. [23]

Placas flexíveis de polímero epóxi impregnadas de  $^{32}\text{P}$ , como as usadas nesse trabalho, foram utilizadas, fornecendo altas doses em pacientes que sofreram ressecção tumoral na região craniana ou acometidos por metástase. O estudo realizado com um total de 15 pacientes, sendo a idade média de 60,4 anos, utilizou a placa de  $^{32}\text{P}$  por um tempo médio de tratamento durante 13,5 minutos. Mais uma vez, a braquiterapia intracraniana com a utilização de  $^{32}\text{P}$  como fonte radiativa no tratamento combinado com cirurgia de ressecção tumoral se mostrou versátil e segura. Apresentou resultados significativos no controle da doença. [24]

### 3. OBJETIVOS

#### 3.1 Geral

Desenvolver uma fonte nacional de  $^{32}\text{P}$  para a aplicação em braquiterapia de pacientes com câncer no Sistema Nervoso Central.

#### 3.2 Específicos

- Desenvolver e construir um molde para a produção da placa de polímero epóxi;
- Escolher e analisar o material para a fabricação do molde;
- Desenvolver e construir a placa de polímero epóxi com e sem atividade de  $^{32}\text{P}$ ;
- Medir a atividade do  $^{32}\text{P}$  na placa;
- Fracionar a placa em partes menores e medir a atividade em cada uma;
- Espectrometria das energias das frações menores com o HPGe;
- Calibrar o filme *Gafchromic EBT3 (Ashland Corp.)*;
- Medir a dose com o filme *Gafchromic EBT3 (Ashland Corp.)*;
- Simular por Método de Monte Carlo a distribuição da dose do  $^{32}\text{P}$ ;
- Comparar os resultados da distribuição da dose do  $^{32}\text{P}$ , pelo método experimental (filme) com a simulação pelo Método de Monte Carlo.

## 4. MATERIAIS E MÉTODOS

### 4.1 Escolha do material para a fabricação do molde da placa

Os materiais, silicone e teflon, foram testados para a fabricação do molde, no qual a reação com a placa de epóxi fosse a menor possível. Ambos os materiais são de baixo custo e de fácil aquisição comercial.

#### 4.1.1 Molde de silicone

O polidimetilsiloxano (PDMS), também conhecido como silicone, é um material comumente utilizado em vários campos há décadas: desde microfluídico, processamento de fabricação, até dispositivos implantáveis biomédicos (lentes de contato, implantes cocleares, cateteres urinários, implantes mamários). O material de silicone apresenta grandes propriedades: é altamente permeável a gases, opticamente transparente e fácil de fabricar. O material possui excelentes propriedades mecânicas (flexibilidade) e baixo custo. Para uso na área biomédica, o material é biocompatível e apresenta baixa toxicidade. Caracterizado por sua estrutura de siloxano, o silicone é conhecido por ser inerte, o que o torna difícil de ser oxidado e degradado por fatores ambientais como umidade, variação de temperatura e, principalmente, por produtos químicos [25,26]

O silicone é um material inerte, toxicidade baixa e boa estabilidade térmica, podendo ser trabalhado na faixa entre  $-50^{\circ}\text{C}$  e  $250^{\circ}\text{C}$ . A inércia química do silicone lhe garante excelente resistência contra a oxidação e, é ainda, um material maleável resultando em um fácil desmolde. [27]

Um molde de silicone comercial da empresa *Primechef*, com dimensões de  $7,50 \times 7,50 \text{ cm} \pm 0,05$  com  $2,0 \text{ cm} \pm 0,05$  de profundidade foi utilizado para o primeiro teste na fabricação da placa de epóxi.

Figura 4 - Molde de silicone comercial



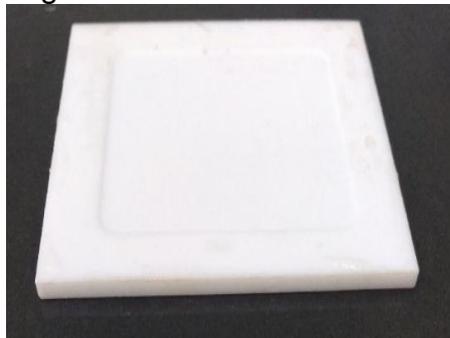
Fonte: autor da dissertação.

#### 4.1.2 Molde de Teflon

O politetrafluoretileno (PTFE), popularmente conhecido como teflon, tem excelente resistência química, larga faixa de temperatura de trabalho (-260° C até 260°C) e um coeficiente de atrito pequeno, o que lhe permite ser um material inerte. [28]

A partir de uma placa de teflon (PTFE) de 5 mm de espessura, foi usinado um molde com dimensões 5,00 x 5,00 cm  $\pm$  0,05 com 0,5000 mm  $\pm$  0,0005, sendo que esse material é adquirido facilmente no comércio.

Figura 5 - Molde de Teflon



Fonte: autor da dissertação.

#### 4.2 Fornecimento do $^{32}\text{P}$ para a utilização nas placas de epóxi

O material radioativo  $^{32}\text{P}$  foi fornecido pelo Centro de Radiofarmácia do IPEN em solução de ácido fosfórico ( $\text{H}_3\text{PO}_4$ ) diluído ácido clorídrico HCl de concentração 2%.

### 4.3 Estrutura química dos componentes envolvidos.

#### 4.3.1 Resina Epóxi

Resinas epóxi (RE) são produzidas pela condensação de bisfenol A e epicloridrina, contêm grupos epóxi terminais e podem conter muitos grupos hidroxila pendentos, dependendo do peso molecular. Geralmente, resinas epóxi não são usadas sozinhas para revestimentos, sendo normalmente reticuladas. As resinas epóxi à base de bisfenol A (ou F) e epicloridrina são curadas à temperatura ambiente por aminas polifuncionais alifáticas. Poliamidas são usadas em revestimentos pesados para navios, plataformas de petróleo e tanques de armazenamento, bem como tubulações de água. Os catalisadores de amina alifática comumente usados permitem a cura à temperatura ambiente, mas a reação é fortemente exotérmica, causando problemas em moldagens espessas. Os catalisadores de amina aromática requerem temperaturas de cura mais altas, mas são mais adequados para peças grandes e fornecem HDTs relativamente altos (até 230 °C). Esses catalisadores de anidrido são menos tóxicos e polares do que as aminas, mas precisam de um acelerador. Com catálise adequada, os epóxis também podem ser curados termicamente ou fotoliticamente sem um co-reagente. [29, 30, 31, 32, 33]

#### 4.3.2 Resina SQ2220

A resina SQ2220 é uma resina epóxi de baixa viscosidade que combina as propriedades de desempenho da resina epóxi bisfenol A padrão com a baixa viscosidade da resina epóxi bisfenol F.

Composição:

Resinas epóxi Bisfenol A / F mw <700

Éter butanodioldiglicídico

Resina epóxi fenol novolac [34]

#### 4.3.3 Catalisador SQ3154

É um endurecedor de Amina Cicloalifática modificada de baixa viscosidade que reage com resinas epóxi para formar sistemas termoendurecíveis; possui baixa exotermia. [35]

#### 4.3.4 Politetrafluoroetileno

O polímero PTFE é um exemplo de um fluoropolímero linear. Formados pela polimerização de tetrafluoroetileno (TFE), os grupos (CF<sub>2</sub>CF<sub>2</sub>) se repetem milhares de vezes. As propriedades fundamentais dos fluoropolímeros evoluem da estrutura atômica do flúor e do carbono e sua ligação covalente em estruturas químicas específicas. A molécula de PTFE é simples e bastante ordenada. O PTFE pode se alinhar com outras moléculas ou outras porções da mesma molécula. As regiões desordenadas são chamadas de regiões amorfas. Isso é importante porque os polímeros com alta cristalinidade requerem mais energia para derreter. Em outras palavras, eles têm pontos de fusão mais altos. [36]

#### **4.4 Fabricação da placa epóxi, sem material radioativo, utilizando o molde de silicone**

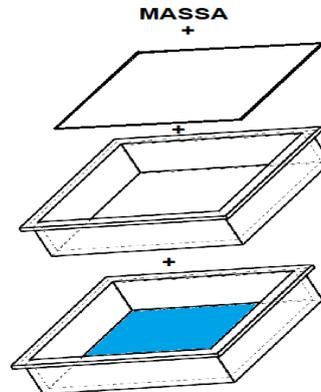
As placas de epóxi foram fabricadas a partir da mistura de resina SQ2220, com densidade  $1,11 \pm 0,02 \text{ g/cm}^3$  a 25°C, e catalisador SQ3154, com densidade  $1,010 \pm 0,005 \text{ g/cm}^3$ , ambos da empresa *Silaex*, sendo a proporção de mistura de 2:1 (em massa), respectivamente.

Para os testes desse trabalho utilizou-se sempre a proporção de 2:1 em massa de resina e catalisador, respectivamente. Para simular o material radioativo, adicionou-se HCl à concentração de 2%, concentração essa também fixada para este trabalho. O HCl é a solução veículo do <sup>32</sup>P que é fornecida pelo Centro de Radiofarmácia (RF) do IPEN. A quantidade de HCl ficou em 5% sobre o valor total de massa da mistura resina e catalisador.

Primeiro, foi medida a massa do catalisador e do HCl em frascos separados. Depois, esses dois produtos foram misturados manualmente com uma bagueta por um tempo de 1 minuto. Na sequência, foi adicionada a resina. A mistura pronta foi colocada no molde de silicone, que já estava com a tara pré-estabelecida. Um segundo molde foi sobreposto a fim de desempenhar a função de uma tampa e tentar nivelar a placa de epóxi. Para a prensagem dos moldes, foi colocada uma placa de metal de massa  $16,65 \text{ g} \pm 0,005$  no segundo molde. Sobre essa placa de metal, foi colocada uma massa de  $1126,72 \text{ g} \pm 0,005$  logo acima do molde superior. O experimento foi colocado em repouso por um tempo de 24 horas para a realização da

cura da resina. A superfície onde se realizou o teste estava nivelada com um nível, e assim ocorreu em todo o trabalho.

Figura 6 - Desenho em perspectiva da sobreposição dos moldes de silicone



Fonte: autor da dissertação.

Tabela 7 - Testes realizados com sobreposição de moldes de silicone

	Resina (g) ± 0,005	Catalisador (g) ± 0,005	HCl (g) ± 0,005	AMOSTRA	Massa no molde (g) ± 0,005	Massa sobre a tampa (g) ± 0,005
1º Teste	10,00	5,00	0,75		3,00	1143,37
				A	4,00	1143,37
2º Teste	15,00	7,50	1,13	B	5,00	1143,37
				C	6,00	267,90

Fonte: autor da dissertação.

Tabela 8 - Testes realizados sem sobreposição de molde de silicone, sendo a resina curada totalmente exposta à atmosfera

	Resina (g) ± 0,005	Catalisador (g) ± 0,005	HCl (g) ± 0,005	Quantidade de amostras	Massa no molde (g) ± 0,005
3º Teste	10,00	5,00	0,75	2	4,00
4º Teste	8,00	4,00	0,70	2	5,00
5º Teste	8,00	4,00	0,65	2	5,00

Fonte: autor da dissertação.

Um último teste foi realizado utilizando o molde de silicone com a resina curada exposta à atmosfera, contudo, o espalhamento da resina foi feito utilizando um secador de uso doméstico da marca *TAIFF*, 120 V – 9,5 A. Nesse último teste, foram utilizados: 26,35 g ± 0,005 de resina, 13,44 g ± 0,005 de catalisador e 1,92 g ± 0,005 de HCl. Foram produzidas 6 amostras com 5 g cada uma, identificadas como: A1, A2, A3, A4, A5 e A6.

## **4.5 Fabricação da placa epóxi, sem material radioativo, utilizando o molde de teflon**

### **4.5.1 Cura da resina com o molde fechado**

Para o molde de teflon, também foi manipulada a proporção de 2:1 em massa de resina e catalisador, respectivamente. A proporção de HCl foi de 5% e 10% sobre o valor total de massa da mistura resina e catalisador. O aumento da proporção do HCl foi em virtude de proporcionar maior fluidez para a resina e, assim, um melhor espalhamento no molde.

O procedimento para a preparação da resina epóxi foi o mesmo utilizado com o molde de silicone. Inicialmente, foram realizados dois tipos de placas epóxi, a diferença de uma amostra para a outra foi a quantidade de massa. Para cada amostra, em um total de 8, foram utilizados 2,00 g  $\pm$  0,005 de resina, já com o catalisador e HCl, sendo que a proporção do ácido clorídrico foi de 5% sobre a massa total da mistura. Outras 5 amostras foram produzidas com 3,00 g mantendo os demais fatores constantes. O molde foi fechado com uma placa plana também de teflon, a fim de uniformizar ao máximo a placa de epóxi. Com o molde fechado e pressionado, a cura da resina foi feita em 24 horas.

### **4.5.2 Cura da resina com o molde aberto**

Nesse teste, as placas de epóxi foram produzidas sem a placa plana de teflon sobre o molde e com tempo de cura de 24 horas. O molde recebeu 4 g da mistura resina, catalisador e HCl. A quantidade de HCl foi de 10% sobre a massa total de resina e catalisador. O excesso de resina no molde foi tirado raspando o mesmo com a placa plana de teflon. A ideia era que a futura placa de epóxi ficasse aplainada.

## **4.6 Calibração do filme radiocrômico Gafchromic EBT3**

O filme radiocrômico *Gafchromic* EBT3 foi usado para verificar a distribuição da dose na placa epóxi com  $^{32}\text{P}$ , sendo assim, o filme precisou ser calibrado.

Uma folha do lote do filme de tamanho A4 foi dividida em frações menores com dimensão 3,00 x 3,00 cm  $\pm$  0,05. Essas frações menores foram separadas em grupos de 3 para receberem doses específicas: 0,10 Gy, 0,25 Gy, 0,50 Gy, 0,75 Gy, 1,00 Gy, 2,00 Gy e 3,00 Gy.

Para calibrar o filme, o GMR/IPEN disponibilizou uma fonte de  $^{90}\text{Sr}/^{90}\text{Y}$  (0,19 MeV/0,94 MeV), pois tais elementos têm energias médias próximas da energia média do  $^{32}\text{P}$  (0,70 MeV) e decaem por radiação  $\beta$ .

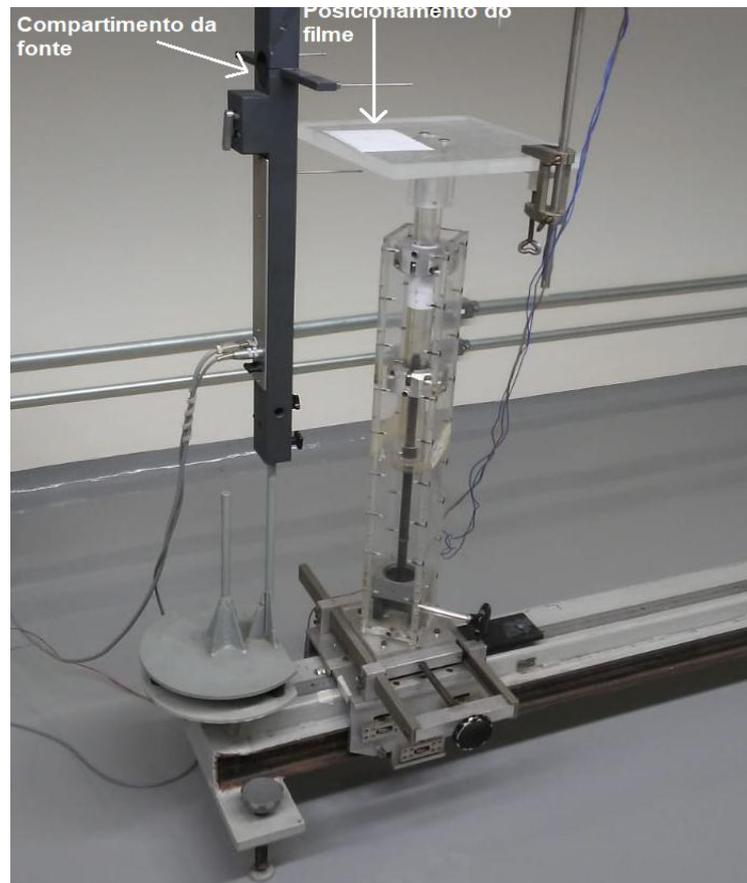
Cada fração do filme foi fixada em um suporte de PMMA acrílico de modo que o feixe de radiação incidisse na área total do filme. O suporte foi posicionado a 11 cm da fonte. Essa distância é conhecida e aferida pelo GMR para calibração com essa fonte específica com uma taxa de dose de  $2 \times 10^{-4} \text{ Gy}\cdot\text{s}^{-1}$ .

Tabela 9 - Dose e tempo de exposição do filme à radiação para a sua calibração.

Dose (Gy)	Tempo de exposição à irradiação para cada filme (s)	Data da irradiação	Data da leitura
0,10	500	10/03/2020	11/03/2020
0,25	1250	16/03/2020	17/03/2020
0,50	2500	13/03/2020	14/03/2020
0,75	3750	11/03/2020	12/03/2020
1,00	5000	02/03/2020	03/03/2020
2,00	10000	17/03/2020	18/03/2020
3,00	15000	18-19/03/2020	19-20/03/2020

Fonte: autor da dissertação.

Figura 7 - Arranjo experimental para a calibração do filme



Fonte: autor da dissertação.

Após irradiado, o filme foi escaneado no *Scanner Epson* modelo 11000XL com as configurações de 300 bpi, 48 bits de cores, modo documento e formato TIFF.

Para melhorar a avaliação estatística, diminuir erros e flutuações de valores, cada filme foi lido por 5 vezes e, posteriormente, com o software *MATLAB*, tirou-se uma média dessa leitura. Cada valor de dose, 3 filmes foram irradiados, dessa forma, obteve-se 3 médias de leitura. Dessas 3 médias tirou-se uma outra média que foi o resultado da imagem final por dose.

A imagem resultante por dose foi separada em 3 canais de cor: vermelho, verde e azul, com 16 bits cada. Contudo, há diferentes métodos para análises de imagens provindas de radiação, mas com essa faixa de dose é aconselhável usar somente o canal vermelho por ser o mais sensível para essa condição. [37,38]

A profundidade de cor com 16 bits nos fornece  $2^{16}$  tons de vermelho (65536), portanto o valor vai de 0 a 65535 tons.

#### 4.7 Aquisição do material radioativo $^{32}\text{P}$

Junto ao Centro de Radiofarmácia (RF) do IPEN, foi adquirido 0,100 mL de solução de  $^{32}\text{P}$  diluído em ácido fosfórico ( $\text{H}^{32}_3\text{PO}_4$ ) com uma pureza >97%.

Para o início da produção de placas com material radioativo, em 01/03/2021 mediu-se a atividade do  $^{32}\text{P}$  no Capintec CRC-15R (medidor de atividade), obtendo o valor de 94 mCi ( $3,478 \times 10^9$  Bq).

Figura 8 - Medidor de Atividade Capintec CRC-15R



Fonte: autor da dissertação.

#### 4.8 Produção de placas com $^{32}\text{P}$

Para um melhor rendimento do material radioativo, foi acrescentado 200  $\mu\text{L}$  de HCl 37% à solução de  $^{32}\text{P}$ , pois o material radioativo foi utilizado para produção de duas placas.

A partir dos testes a “frio”, o molde de teflon foi escolhido como melhor opção para a produção das placas radioativas, pois resultou em uma placa epóxi com espessura mais uniforme.

A produção da placa epóxi com  $^{32}\text{P}$  foi feita da seguinte maneira:

- Com uma seringa foi coletado 1 mL (1 g) de catalisador SQ3154 e em seguida a quantidade foi depositada em um recipiente;
- Com uma pipeta foi coletado 150  $\mu\text{L}$  de material radioativo e depositado no mesmo recipiente junto ao catalisador;
- Misturou-se manualmente por um minuto: catalisador com material radioativo;

- Com uma seringa foi coletado 2 mL (2 g) de resina SQ2220 e em seguida a quantidade foi depositada no mesmo recipiente que continham catalisador e material radioativo;
- Misturou-se manualmente por um minuto;
- Deposição dessa mistura ao molde de teflon e
- O excesso de resina no molde foi tirado raspando o mesmo com a placa plana de teflon.

O conjunto de procedimentos acima foi realizado por duas vezes para a produção de duas placas X e Y em dois moldes, sendo que a ordem de preparação deve ser respeitada pois a água da solução ácida se liga nos grupos amina do Catalisador SQ3154 (3-aminometil-3,5,5-trimetilcicloesilamina). Esse fenômeno melhora a homogeneidade do produto final. [5]

A cura da resina epóxi foi feita em temperatura ambiente por um período de 24 horas conforme recomendações do fabricante.

#### **4.9 Simulação por Método de Monte Carlo da distribuição de dose da placa de epóxi com $^{32}\text{P}$**

Métodos de Monte Carlo (MMC) são métodos estatísticos que usam grande amostragem de dados para simular eventos complexos. As simulações por esse método produzem emissões aleatórias de acontecimentos com níveis discretos de energia, que podem ser partículas ou fótons. Sendo assim, o propósito é estimar possíveis deposições de energia e interações ao longo da trajetória destas radiações com a matéria. [39]

O MCNP não é uma linguagem de programação, e sim um código. A sigla MCNP significa *Monte Carlo N-Particle Transport Code*. Ele é específico para este estudo e é um dos mais reconhecidos na área. A fim de comparações e discussões, foi simulado por Método de Monte Carlo, com o código MCNP4, a distribuição de dose de uma placa de epóxi contendo  $^{32}\text{P}$ . [40]

Para parâmetros do Monte Carlo, a placa possui 5 cm x 5 cm, centrada na origem com 0,43 mm de espessura e densidade de 0,78587 g/cm<sup>3</sup>. Composição: H: 0,530, C: 0,391, O: 0,068, N: 0,011 (em fração atômica).

O filme radiocrômico EBT3 tem dimensão de 10 cm x 10 cm centrado na origem, em contato com a placa. Possui três camadas: uma de espessura de 28 µm

e densidade  $1,20 \text{ g/cm}^3$  (camada ativa, onde foi calculada a dose), que está entre as outras duas de espessura  $125 \text{ }\mu\text{m}$  (cada) e densidade  $1,35 \text{ g/cm}^3$  (revestimento de poliéster). A camada ativa foi dividida em intervalos de  $0,5 \text{ cm} \times 0,5 \text{ cm}$ , onde foram medidas as doses.

Composição do filme: Camada ativa: H: 0,568, C: 0,276, O: 0,133, Li: 0,006 e o revestimento de poliéster: H: 0,364, C: 0,455, O: 0,182 (em fração atômica).

Todo esse conjunto, placa e filme, foi submerso em uma esfera de raio de  $10 \text{ cm}$  de água cuja densidade é  $0,97 \text{ g/cm}^3$ , situação propícia para simular as condições de espalhamento próximas do tecido humano. O espectro de emissão beta do fósforo-32 foi extraído do site da IAEA. [41]

Nessa simulação, apenas os elétrons foram transportados, com um total de  $10^8$  partículas acompanhadas, sendo a dose (GJ/g. decaimento) calculada usando o *tally \*F6*, pois ele estima o traço médio da partícula no meio, aliado às informações de *stopping power* do elétron na água. [42]

## 5. RESULTADOS E DISCUSSÕES

As placas de epóxi obtidas a partir dos moldes de silicone e teflon tiveram as espessuras aferidas com um micrômetro digital de precisão  $0,001 \text{ mm} \pm 0,0005$ . As medidas foram realizadas em diferentes pontos da placa, bem como calculadas as médias e respectivos desvios padrões.

### 5.1 Placas de epóxi a partir de molde de silicone

A seguir, são apresentados os resultados de espessuras obtidas das placas de epóxi a partir de moldes de silicone.

Tabela 10 - Medidas de espessura da placa do 1º teste, com sobreposição de moldes de silicone.

Espessura (mm) $\pm 0,0005$		
0,192	0,156	0,147
0,090	0,255	0,286
0,286	0,292	0,301
0,139	0,206	0,100
0,289	0,330	0,401
0,449	0,335	0,179
0,372	0,428	0,193
0,221	0,242	0,141
Média	0,251	
Desvio Padrão	0,101	

Fonte: autor da dissertação.

Tabela 11 - Medidas de espessura da placa do 2º teste, com sobreposição de moldes de silicone.

Espessura (Amostra A) (mm) $\pm$ 0,0005		
0,719	0,565	0,509
0,505	0,682	0,611
0,626	0,822	1,222
0,490	0,288	1,188
0,380	0,665	1,205
1,552	0,505	1,140
1,219	0,535	0,534
1,163	0,591	0,509
Média		0,759
Desvio Padrão		0,340

Fonte: autor da dissertação.

As amostras B e C foram descartadas pois apresentaram elevado número de bolhas, sendo que na amostra C ocorreu má formação da estrutura.

As Tabelas 12, 13 e 14 mostram medidas de espessuras das placas de epóxi do 3º, 4º e 5º testes, respectivamente. Sem sobreposição de moldes de silicone.

Tabela 12 - Medidas de espessura 3º teste.

Amostra 1 (mm) $\pm$ 0,0005			Amostra 2 (mm) $\pm$ 0,0005		
0,671	0,547	0,674	0,618	0,547	0,660
0,597	0,579	0,663	0,568	0,583	0,663
0,653	0,653	0,604	0,670	0,674	0,610
0,590	0,664	0,583	0,650	0,520	0,575
0,643	0,653	0,613	0,584	0,640	0,575
0,600	0,579	0,691	0,657	0,583	0,680
0,676	0,657	0,626	0,594	0,660	0,590
0,647	0,625	0,619	0,602	0,590	0,620
Média		0,630	Média		0,613
Desvio Padrão		0,038	Desvio Padrão		0,044

Fonte: autor da dissertação.

Tabela 13 - Medidas de espessura 4º Teste.

Amostra 1 (mm) $\pm$ 0,0005			Amostra 2 (mm) $\pm$ 0,0005		
0,771	0,623	0,437	0,712	0,475	0,519
0,623	0,639	0,530	0,717	0,741	0,535
0,700	0,661	0,431	0,631	0,687	0,710
0,800	0,741	0,425	0,543	0,430	0,699
0,717	0,686	0,800	0,640	0,686	0,801
0,626	0,648	0,751	0,586	0,798	0,750
0,518	0,700	0,822	0,541	0,712	0,545
0,643	0,500	0,799	0,451	0,820	0,802
<hr/>			<hr/>		
Média	0,650		Média	0,647	
Desvio Padrão	0,122		Desvio Padrão	0,119	

Fonte: autor da dissertação.

Tabela 14 - Medidas de espessura 5º teste.

Amostra 1 (mm) $\pm$ 0,0005			Amostra 2 (mm) $\pm$ 0,0005		
0,608	0,552	0,801	0,861	0,432	0,860
0,662	0,563	0,679	0,863	0,630	0,760
0,511	0,555	0,550	0,860	0,795	0,793
0,537	0,450	0,860	0,748	0,556	0,824
0,631	0,596	0,755	0,713	0,561	0,856
0,668	0,556	0,789	0,593	0,634	0,755
0,669	0,562	0,829	0,577	0,799	0,710
0,486	0,635	0,560	0,474	0,676	0,745
<hr/>			<hr/>		
Média	0,628		Média	0,711	
Desvio Padrão	0,111		Desvio Padrão	0,128	

Fonte: autor da dissertação.

Tabela 15 - Medidas de espessura em que a resina foi espalhada no molde, ainda em fase de cura, com secador.

Amostras	A1	A2	A3	A4	A5	A6
MEDIDAS (mm) $\pm$ 0,0005	0,771	0,582	0,657	0,625	0,646	0,699
	0,807	0,609	0,747	0,709	0,576	0,845
	0,761	0,765	0,637	0,701	0,476	0,934
	0,712	0,686	0,591	0,663	0,357	0,835
	0,785	0,723	0,629	0,657	0,823	0,733
	0,773	0,681	0,796	0,724	0,844	0,433
	0,723	0,802	0,819	0,770	0,797	0,922

	0,602	0,765	0,778	0,707	0,743	0,821
	0,586	0,815	0,742	0,717	0,803	0,464
	0,582	0,811	0,802	0,771	0,475	0,298
	0,492	0,702	0,777	0,780	0,657	0,425
	0,496	0,580	0,613	0,746	0,704	0,738
	0,444	0,718	0,685	0,592	0,775	0,540
Média	0,656	0,710	0,713	0,704	0,667	0,668
Desvio Padrão	0,127	0,082	0,080	0,057	0,155	0,211

Fonte: autor da dissertação.

## 5.2 Placas de epóxi a partir do molde de teflon

A seguir, são apresentadas tabelas que mostram os resultados de espessuras obtidas das placas de epóxi a partir de moldes de teflon.

Tabela 16 - Placas com  $2,00 \text{ g} \pm 0,005$  no molde e 5% de HCl - Molde fechado.

Amostras	1	2	3	4	5	6	7	8
Medidas de espessura (mm) $\pm 0,0005$	0,521	0,450	0,610	0,690	0,331	0,573	0,380	0,498
	0,495	0,527	0,652	0,705	0,527	0,563	0,428	0,507
	0,471	0,579	0,639	0,706	0,498	0,591	0,362	0,470
	0,516	0,673	0,654	0,703	0,403	0,543	0,442	0,494
	0,521	0,686	0,668	0,733	0,501	0,570	0,516	0,538
	0,478	0,645	0,648	0,729	0,524	0,521	0,543	0,557
	0,498	0,531	0,669	0,728	0,588	0,534	0,531	0,566
	0,510	0,572	0,649	0,745	0,473	0,566	0,593	0,594
	0,456	0,629	0,624	0,704	0,407	0,554	0,575	0,589
	0,446	0,549	0,581	0,713	0,388	0,595	0,534	0,545
	0,475	0,727	0,635	0,690	0,496	0,588	0,458	0,576
	0,458	0,731	0,645	0,607	0,598	0,583	0,514	0,580
	0,418	0,749	0,555	0,662	0,507	0,592	0,595	0,578
	0,463	0,564	0,585	0,629	0,570	0,548	0,584	0,524
	0,443	0,774	0,594	0,631	0,471	0,588	0,428	0,481
Média	0,478	0,626	0,627	0,692	0,485	0,567	0,499	0,540
Desvio padrão	0,031	0,096	0,035	0,041	0,076	0,023	0,077	0,042

Fonte: autor da dissertação.

Tabela 17 - Placas com 3,00 g  $\pm$  0,005 no molde e 5% de HCl – Molde fechado.

Amostras	1	2	3	4	5
Medidas de espessura (mm) $\pm$ 0,0005	0,558	0,492	0,439	0,524	0,442
	0,599	0,411	0,546	0,594	0,511
	0,554	0,338	0,519	0,547	0,495
	0,511	0,354	0,572	0,577	0,486
	0,508	0,419	0,563	0,621	0,552
	0,586	0,499	0,485	0,601	0,496
	0,569	0,464	0,505	0,596	0,531
	0,604	0,425	0,575	0,627	0,566
	0,595	0,393	0,584	0,608	0,513
	0,503	0,361	0,547	0,603	0,567
	0,550	0,335	0,569	0,584	0,544
	0,568	0,401	0,572	0,504	0,495
	0,484	0,411	0,560	0,505	0,497
	0,446	0,409	0,571	0,534	0,529
	0,528	0,371	0,556	0,579	0,546
	0,521	0,302	0,565	0,614	0,580
Média	0,543	0,399	0,546	0,576	0,522
Desvio Padrão	0,045	0,055	0,039	0,041	0,037

Fonte: autor da dissertação.

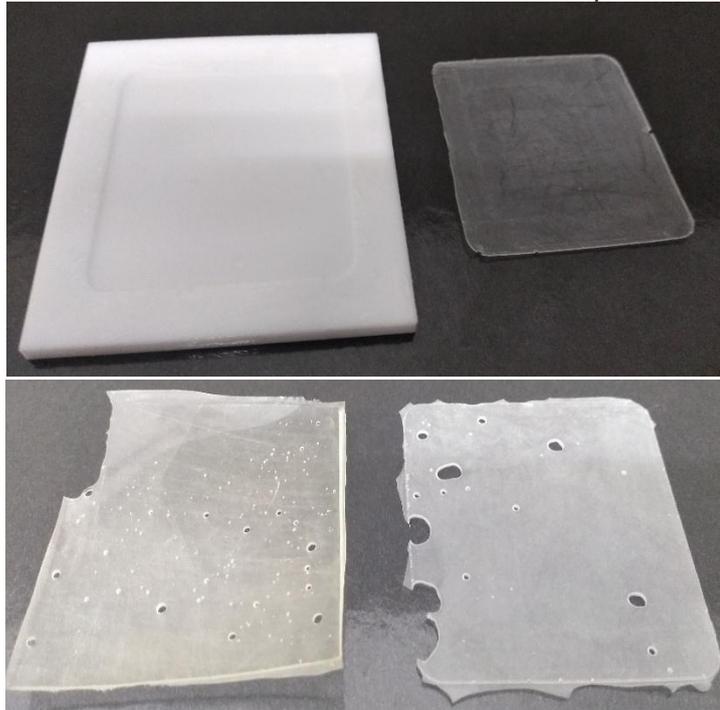
Tabela 18 - Placas com 4,00 g  $\pm$  0,005 no molde e 10 % de HCl. Cura da resina com exposição total à atmosfera e com retirada de excesso de material do molde.

Amostras	A	B	C	D	E
Medidas de espessura (mm) $\pm$ 0,0005	0,296	0,371	0,504	0,400	0,367
	0,316	0,317	0,465	0,454	0,360
	0,324	0,285	0,405	0,373	0,363
	0,267	0,328	0,494	0,436	0,344
	0,310	0,373	0,454	0,484	0,348
	0,338	0,394	0,408	0,517	0,350
	0,359	0,355	0,475	0,517	0,351
	0,336	0,292	0,452	0,540	0,344
	0,321	0,292	0,397	0,557	0,325
	0,306	0,286	0,394	0,538	0,315
	0,270	0,345	0,433	0,585	0,299
	0,278	0,374	0,452	0,550	0,320
	0,280	0,410	0,458	0,451	0,366
	0,260	0,398	0,446	0,514	0,350
	0,260	0,362	0,461	0,537	0,353

Média	0,301	0,345	0,447	0,497	0,344
Desvio padrão	0,031	0,043	0,034	0,062	0,020

Fonte: autor da dissertação.

Figura 9 - Placa de epóxi a partir de molde de teflon aberto e fechado, com e sem bolhas, respectivamente.



Fonte: autor da dissertação

### 5.3 Molde escolhido

A Tabela 10 apresentou amostras de placas epóxi com grande variação de espessura, isso ficou evidenciado com o desvio padrão no valor de 0,101. A Tabela 11 aponta valores altos de espessura, pois ultrapassam 0,5 mm, valor esse que é referência para a fabricação da placa. Além disso, algumas placas apresentaram bolhas e má formações ao longo de sua área.

As medidas das espessuras das placas contidas nas tabelas: 12, 13 e 14 também apresentaram grandes variações de espessuras que podem ser constatadas observando o desvio padrão de cada amostra.

As placas de epóxi, fabricadas a partir do molde de silicone sem sobreposição, com a cura da resina exposta à atmosfera, apresentaram variações significativas de espessuras que podem ser observadas na Tabela 15.

A placas de epóxi a partir do molde fechados de teflon apresentaram bolhas, o que não é interessante já que, da produção de placas com material radioativo, o decaimento ocorre em nível atômico e bolhas apresentam ausência de material.

A Tabela 18 apresenta placas de epóxi a partir do molde de teflon com a cura da resina exposta à atmosfera. De acordo com os resultados apresentados e suas análises, o teflon foi escolhido como opção de molde pois apresentou placas bem estruturadas, com ausência de bolhas e espessura média de  $0.386 \pm 0.0005$  (mm).  $0.386 \pm 0.0005$  (mm).  $0.386 \pm 0.0005$  (mm).  $0.386 \pm 0.0005$  (mm).  $0.386 \pm 0.0005$  (mm). As médias das espessuras bem como os respectivos desvios padrões são apresentados na Tabela 19.

Tabela 19 - Médias de espessuras de placas de epóxi feitas com molde de teflon

Amostras	A	B	C	D	E
Média (mm) $\pm 0,0005$	0,301	0,345	0,447	0,497	0,344
Desvio padrão	0,031	0,043	0,034	0,062	0,020

Fonte: autor da dissertação.

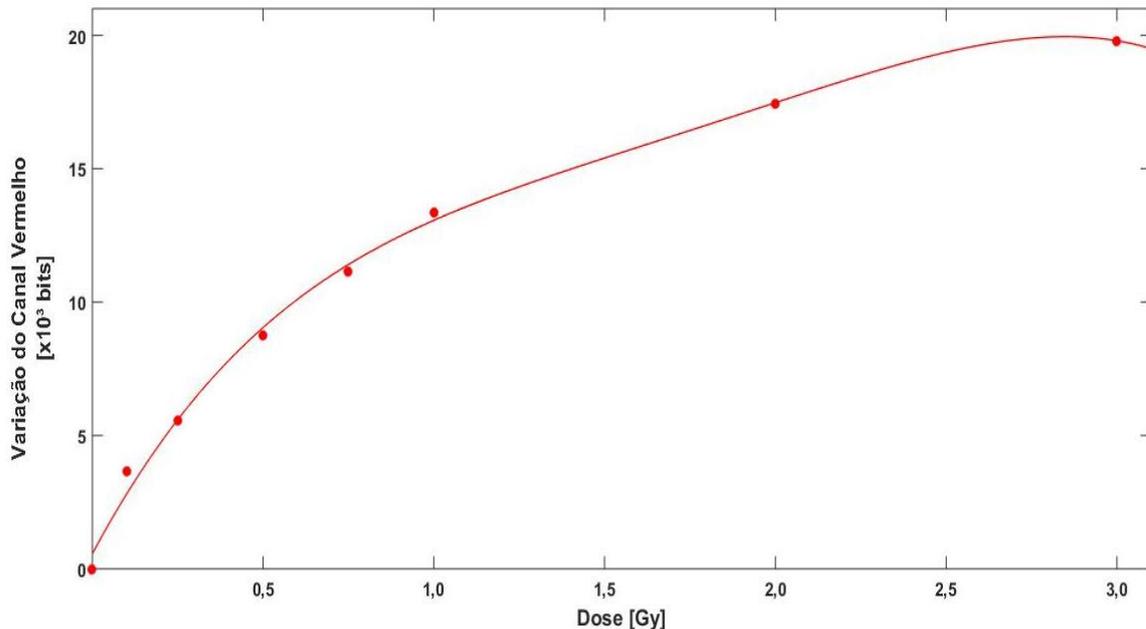
#### 5.4 Filme radiocrômico EBT3

Com o auxílio do *software MATLAB*, foi possível levantar uma curva de calibração para o filme radiocrômico e, a partir disso, ajustar um polinômio de 4º grau. A curva foi traçada para a faixas de doses entre 0 e 3,00 Gy. Para a dose de 0 Gy é usado um filme em branco, não irradiado, logo, ele não terá tom de vermelho para ser lido.

Polinômio de ajuste da curva:

$$y = -9 \cdot 10^{-6} \cdot x^4 + 0,0064 \cdot x^3 - 1,695 \cdot x^2 + 239,5 \cdot x + 564,2$$

Figura 10 - Curva de calibração do filme EBT3 obtida com *software MATLAB*



Fonte: autor da dissertação.

### 5.5 Atividade da placa epóxi de $^{32}\text{P}$ medida pelo Capintec CRC-15R

O CRC-15R, um dos modelos de medidor de atividade da Capintec, mede a atividade de radioisótopos com ótima precisão de maneira rápida e simples.

A atividade da amostra que se deseja conhecer é exibida no *display* da eletrônica que está associado à câmara de ionização (poço). Para isso, é necessário colocar o número correto de calibração do radioisótopo que se quer medir a atividade. Dessa forma, as medições são realizadas pelos circuitos eletrônicos em conjunto com a câmara de ionização. [43]

Para iniciar as medidas de atividade das placas de  $^{32}\text{P}$ , é necessário aferir o CRC-15 com teste diário de atividade de amostras de aferição como o  $^{133}\text{Ba}$  e o  $^{137}\text{Cs}$ .

Tabela 20 - Valores para aferição da CRC-15R

Fonte	Atividade $\mu\text{Ci}$ (Ref)	Atividade $\mu\text{Ci}$ (01/03/2021)	Desvio (%)
$^{133}\text{Ba}$	125,6	124,0	1,5
$^{137}\text{Cs}$	121,6	124,0	2,5

Fonte: autor da dissertação.

Após a cura da resina das 2 placas radioativas, verificou-se que a Y não ficou homogênea, apresentando bolhas e má formação, resultando em uma área útil de 1,5 cm x 1,5 cm. A placa X não apresentou bolhas, ficou homogênea na formação resultando em uma área útil de 5 cm x 5 cm. A Tabela 21 apresenta as atividades das placas radioativas X e Y.

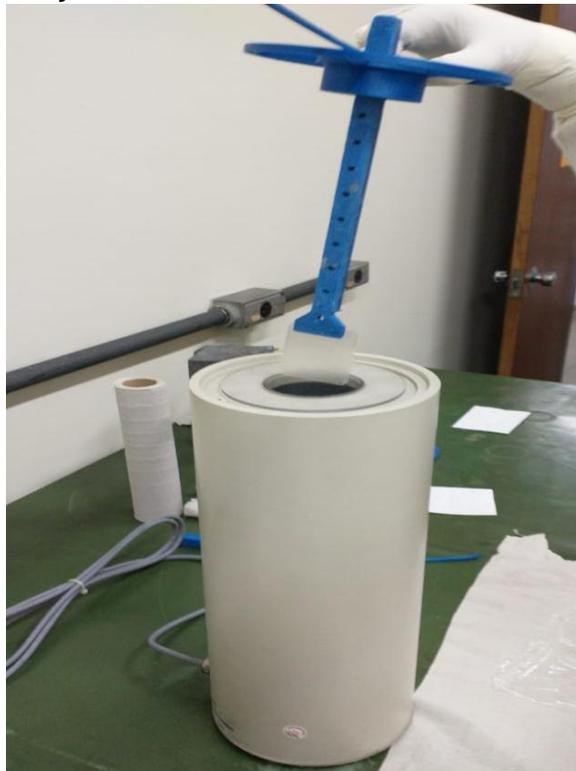
Tabela 21 - Atividade das placas de epóxi com  $^{32}\text{P}$

Fonte $^{32}\text{P}$	Placa X	Placa Y
	0,85	2,87
Medidas mCi	0,84	2,88
	0,85	2,87
Média	0,84	2,87
Desvio	0,005	0,005

Fonte: autor da dissertação.

Como apresentada na Tabela 21, as atividades das placas X e Y resultaram em valores muito diferentes, provavelmente indicando a necessidade de melhoria nos métodos de produção dessas placas.

Figura 11 - Medição de atividade do  $^{32}\text{P}$  na câmara de ionização do CRC 15R



Fonte: autor da dissertação.

Depois das medidas de atividade das placas inteiras, essas foram expostas ao filme radiocrômico EBT3 para posterior cálculo da dose de radiação. Em seguida, a placa X foi fracionada em partes menores com dimensões de 1 cm x 1 cm resultando em 25 amostras.

As amostras foram numeradas de 01 a 25 e tiveram suas atividades medidas no CRC-15R.

Tabela 22 - Atividade de  $^{32}\text{P}$  das frações menores

Amostras $^{32}\text{P}$	Medidas $\mu\text{Ci}$			Média $\mu\text{Ci}$	Desvio
1	2,30	2,32	2,35	2,32	0,03
2	2,29	2,31	2,27	2,29	0,02
3	2,09	2,17	2,15	2,14	0,04
4	1,24	1,22	1,30	1,25	0,04
5	2,13	2,15	2,17	2,15	0,02
6	1,47	1,51	1,49	1,49	0,02
7	2,16	2,15	2,19	2,17	0,02
8	1,30	1,31	1,31	1,31	0,01
9	1,70	1,69	1,61	1,67	0,05
10	2,34	2,36	2,35	2,35	0,01
11	2,42	2,40	2,38	2,40	0,02
12	1,46	1,44	1,45	1,45	0,01
13	2,59	2,58	2,58	2,58	0,01
14	2,32	2,33	2,31	2,32	0,01
15	1,78	1,75	1,81	1,78	0,03
16	2,33	2,37	2,38	2,36	0,03
17	2,66	2,64	2,65	2,65	0,01
18	2,65	2,68	2,67	2,67	0,02
19	1,40	1,41	1,39	1,40	0,01
20	1,59	1,57	1,55	1,57	0,02
21	2,89	2,93	2,86	2,89	0,04
22	2,00	1,93	2,01	1,98	0,04
23	2,99	2,95	3,00	2,98	0,03
24	3,71	3,77	3,75	3,74	0,03
25	2,13	2,10	2,15	2,13	0,03

Fonte: autor da dissertação.

A Tabela 22 apresenta uma variação de atividade entre 1,22  $\mu\text{Ci}$  e 3,77  $\mu\text{Ci}$ , sendo a média de atividade das 25 frações o valor de 2,16  $\mu\text{Ci}$  e desvio padrão 0,59. Alguns questionamentos podem ser levantados acerca dessa variação, como por exemplo: não homogeneização do material radioativo na placa epóxi; as áreas de

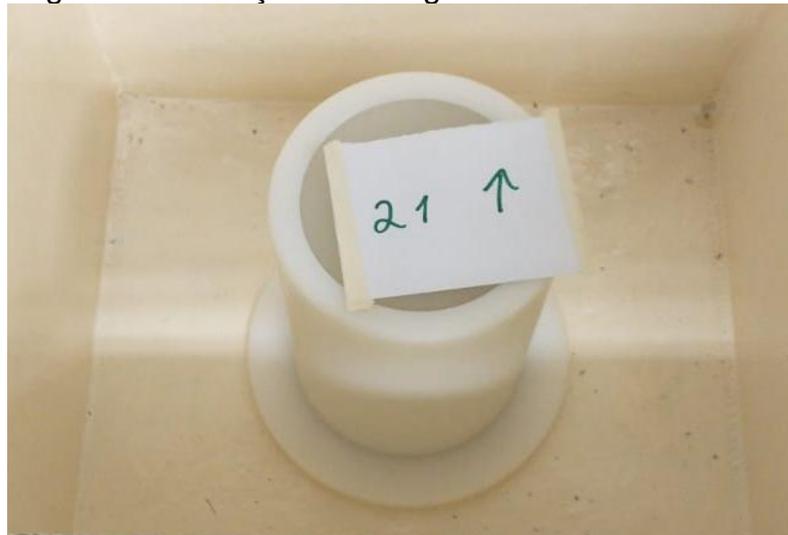
cada fração não terem ficado exatamente iguais, não uniformidade de espessura, levando cada fração ter maior ou menor concentração de material radioativo.

### 5.6 Medição de Energia do $^{32}\text{P}$ através do Germânio Hiper Puro (HPGe – *High Purity Germanium*)

O detector HPGe tem ótima resolução em energia e isso o torna um excelente identificador de radioisótopo. O HPGe utiliza um cristal de germânio (semicondutor) que detecta radiação através de pares elétron-buraco, onde a energia depositada pelo material radioativo no cristal é proporcional a esses pares. [44]

Após as medidas das atividades das 25 amostras realizadas no detector CRC-15R, essas tiveram suas energias medidas no HPGe, e desse modo, conseguiu-se aferir o grau de pureza do  $^{32}\text{P}$ .

Figura 12 - Medição de energia no HPGe. Amostra 21

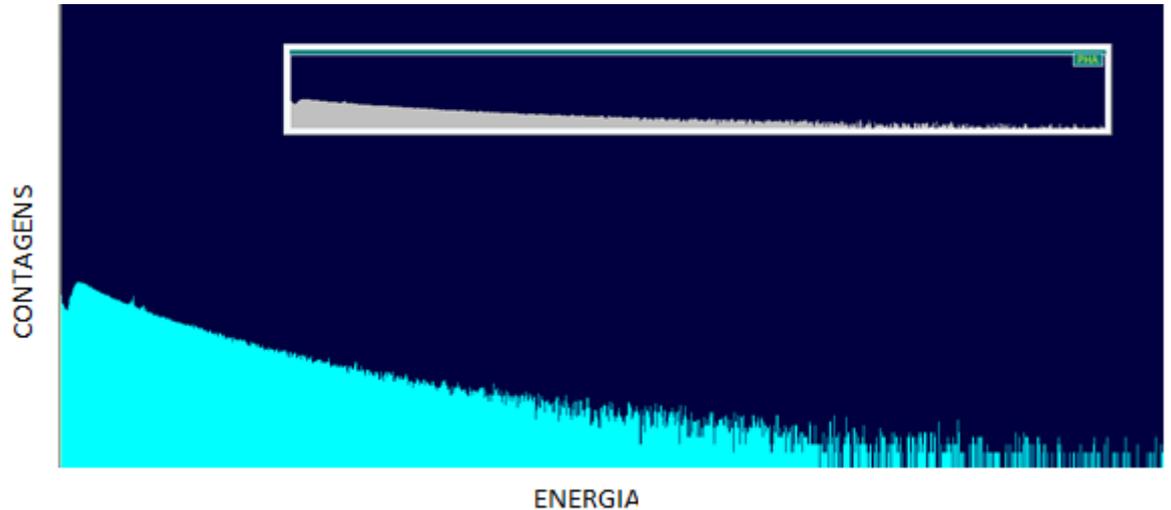


Fonte: autor da dissertação.

Para medir as energias das 25 amostras, foram selecionados 1024 canais no HPGe, gerando 25 gráficos com curva característica similares. Cada canal resulta em energia x contagens (desintegração  $\beta$ ). O HPGe está associado à uma eletrônica que usa o *software Maestro* como interface para a leitura, coleta e geração de dados.

Abaixo estão os gráficos Contagens x Energia da médias das 25 amostras gerados pelo Maestro.

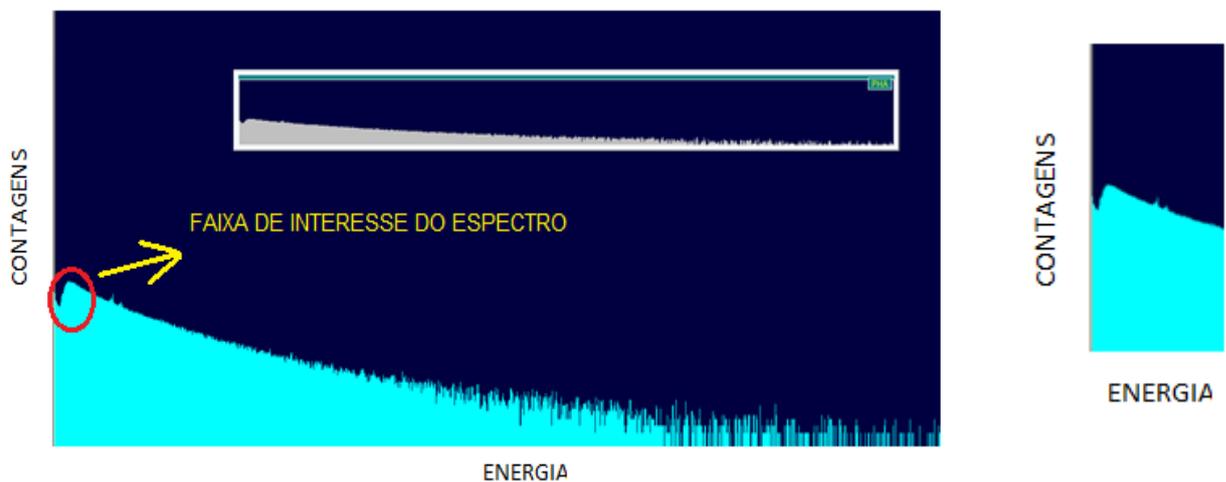
Figura 13 - Curva média da energia do  $^{32}\text{P}$



Fonte: autor da dissertação.

Selecionando a faixa de interesse do espectro no gráfico da Figura 13, ou seja, o pico onde ocorre o maior número de decaimento por segundo (contagens) obtemos<sup>1</sup>:

Figura 14 - Seleção da faixa de interesse do espectro

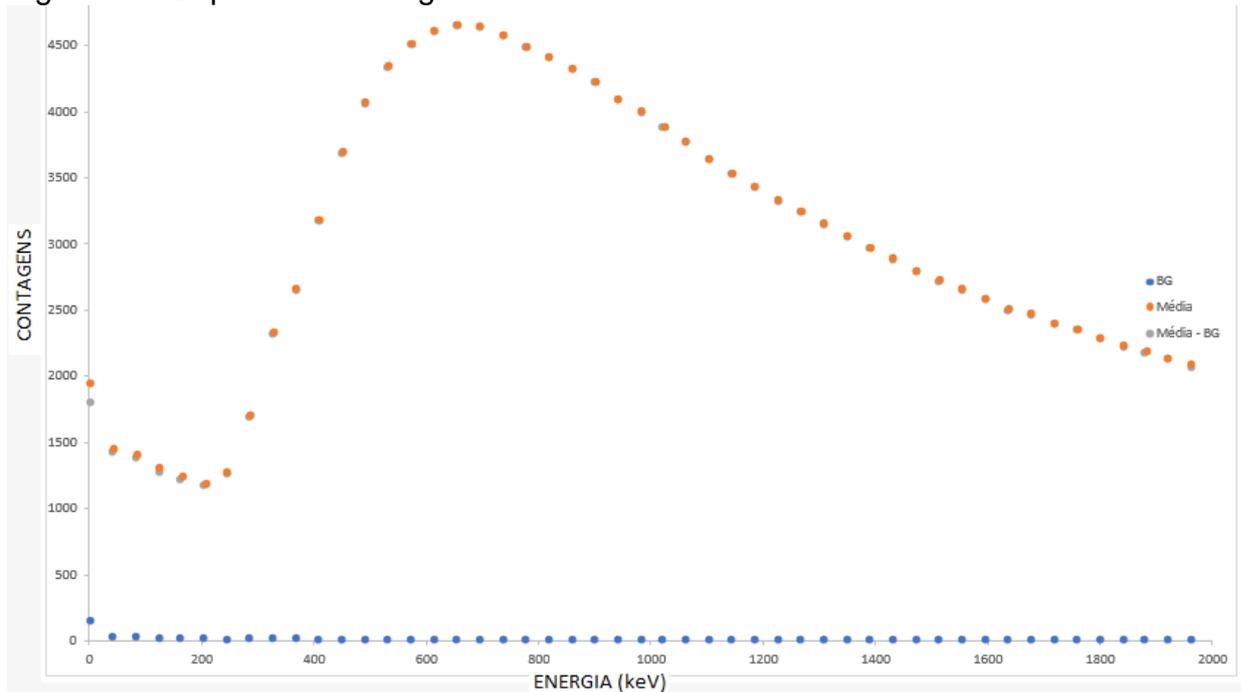


Fonte: autor da dissertação.

A partir da área de interesse do espectro da curva de decaimento do  $^{32}\text{P}$ , foi confeccionado o gráfico com valores de energia conforme a Figura 14.

<sup>1</sup> O HPGe é um instrumento extremamente sensível que detecta BG (radiação de fundo) além de ruídos, podendo assim ser desconsiderado o espectro de energia acima de 1,7 MeV (energia máxima do  $^{32}\text{P}$ ).

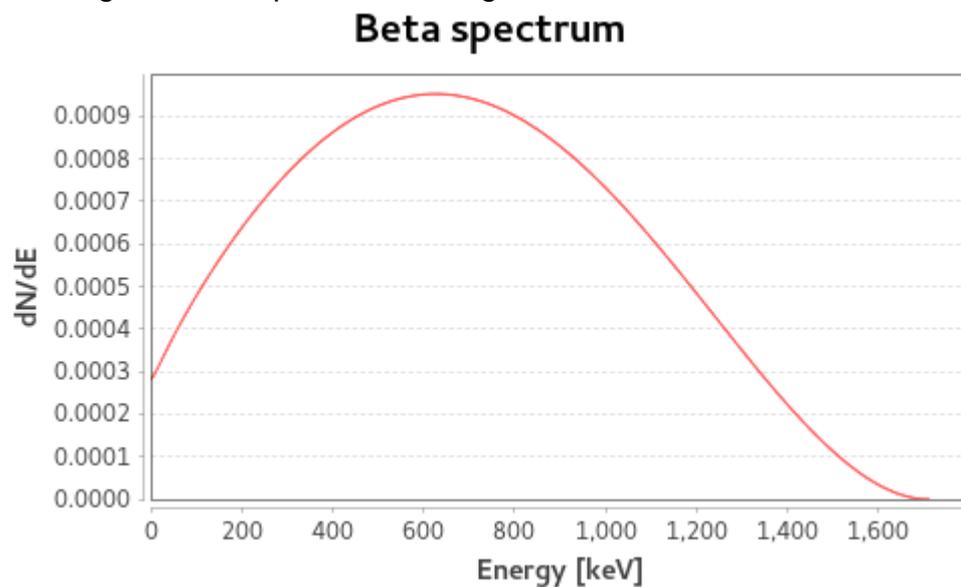
Figura 15 - Espectro de energia do  $^{32}\text{P}$  - Medido



Fonte: autor da dissertação.

Para efeitos de comparação, temos abaixo a curva de espectro de energia do  $^{32}\text{P}$  a partir da literatura.

Figura 16 - Espectro de energia do  $^{32}\text{P}$



Fonte: Agência Internacional de Energia Atômica

Comparando-se o gráfico obtido experimentalmente (Figura 15) com o teórico (Figura 16), observamos uma relevante concordância com relação ao pico da curva que está na faixa da energia média do  $^{32}\text{P}$  (695 keV).

Como o detector HPGe é um excelente identificador de radioisótopo, através da curva do gráfico obtida experimentalmente, fica evidenciado a pureza do material radioativo que foi utilizado neste trabalho.

### **5.7 Dose da placa epóxi de $^{32}\text{P}$ medida com Filme Radiocrômico EBT3**

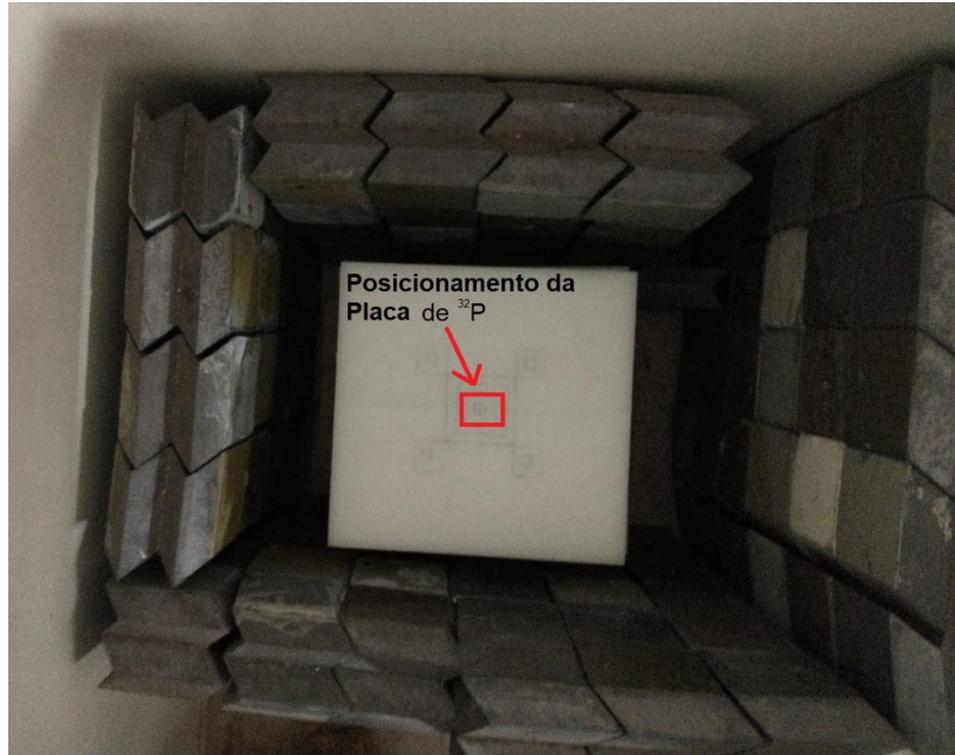
Após as medições de atividade das placas X e Y pelo CRC-15R, essas foram submetidas a testes de dose de radiação com o filme radiocrômico EBT3.

Para o experimento de coleta de dados da dose de radiação no filme EBT3, foram utilizadas 8 placas de RW1 (Real Water 1 da empresa PTW The Dosimetry Company) polietileno com dimensões de 15 cm x 15 cm x 2 cm. O RW1 tem a densidade próxima à da água  $1,0 \text{ g/cm}^3$ , informação importante para comparações com a simulação por Método de Monte Carlo que faz parte deste trabalho. A densidade da água é próxima a do tecido humano.

Tanto a placa X quanto a Y foram sanduichadas com as placas de RW1 da seguinte forma:

- Dividiu-se as placas de RW1 em dois blocos com 4 peças cada;
- Posicionou-se cada placa, X e Y, em tempos diferentes, no centro da primeira placa de RW1 do bloco de 4 peças;
- Sobre as placas X e Y foram colocados dos filmes A e B para a placa X, e filme 27 para a placa Y;
- Sobre esse conjunto colocou-se o outro bloco com 4 placas de RW1.

Figura 17 - Arranjo experimental – Preparação para colocação da Placa de  $^{32}\text{P}$  e Filme Radiocrômico



Fonte: autor da dissertação.

Figura 18 - Arranjo experimental - Colocação das Placas RW1 sobre Placa de  $^{32}\text{P}$  + Filme Radiocrômico



Fonte: autor da dissertação.

Tabela 23 - Exposição do Filme Radiocrômico EBT3 à placa de  $^{32}\text{P}$ 

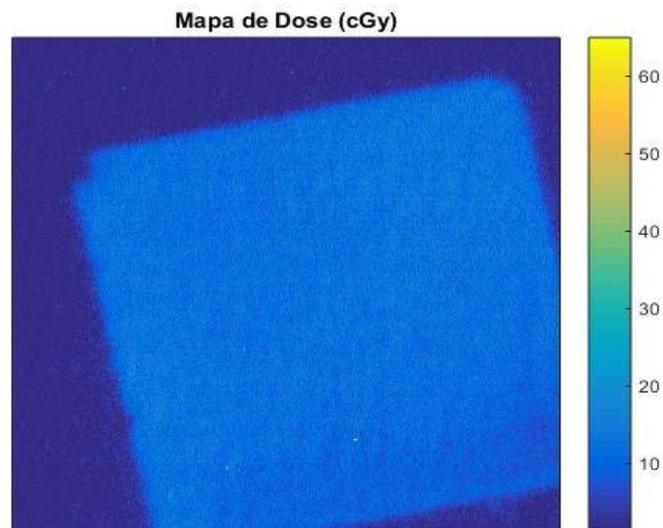
Filmes	A	B	27
Placas	X	X	Y
Início	13h40	14h	14h35
Tempo de exposição (min)	5	30	10

Fonte: autor da dissertação.

Para verificar a distribuição de dose da placa X, os filmes A e B foram escaneados no *Scanner Epson* modelo 11000XL, seguindo as mesmas configurações de calibração feita anteriormente.

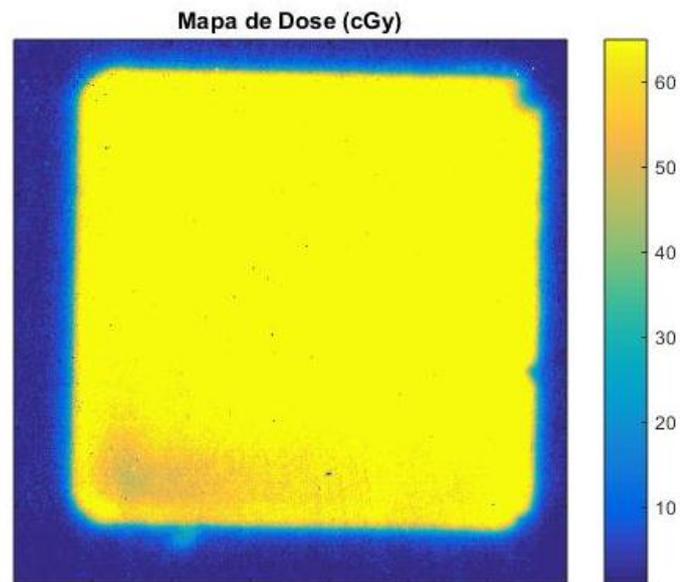
As figuras a seguir representam as distribuições de dose nos filmes A e B a partir da exposição desses com a placa X.

Figura 19 - Filme A exposto à placa X



Fonte: autor da dissertação.

Figura 20 - Filme B exposto à placa X



Fonte: autor da dissertação.

A imagem do filme é dada em pixel e resolução em dpi. Fazendo a conversão de unidades, 1 pixel corresponde a uma área de 0,0064 mm<sup>2</sup>. Foi selecionado uma área de 700 x 700 pixels para excluir as bordas da imagem, pois essas poderiam carregar alguma impureza devido sua manipulação. Recortando uma área de 1 cm<sup>2</sup> ao centro de cada filme, obtemos doses médias de 12,67 cGy para o filme A e 77,48 cGy para o filme B. O filme B recebeu uma dose 6 vezes maior que o filme A, pois ficou exposto à placa por um tempo 6 vezes maior do que o tempo do filme A, conforme apresentado na Tabela 23.

A Tabela 24 apresenta a dose média e taxa média de dose simulada por MMC em uma área de 1 cm<sup>2</sup> do centro de cada filme.

Tabela 24 - Dose média e taxa média de dose simulada por MMC

Filme	Dose (cGy)	Tempo (s)	Taxa (cGy/s)
A	12,67	300	0,042
B	77,48	1800	0,043

Fonte: autor da dissertação.

Após a liberação de leitura no HPGe, as 25 amostras decorrentes do fracionamento da placa X foram devidamente posicionadas entre o conjunto de blocos

de placas RW 1, 4 abaixo e 4 acima, e irradiaram o Filme EBT3 a cada lote com 5 unidades. O tempo de irradiação foi de 10 minutos para cada lote.

Tabela 25 - Taxa de dose de cada fração das 25 unidades:

Amostras	Taxa de dose cGy/s				
01_05	0,034881	0,000235	0,003643	0	0,006676
06_10	0,000152	0,00188	0,03576	0,006696	0,01674
11_15	0,008177	0,007881	0,009179	0,002283	0,001335
16_20	0,004647	0,002548	0,015943	0,015011	0,001789
21_25	0,008084	0,004576	0,008381	0,020434	0,00043

Fonte: autor da dissertação.

### 5.8 Simulação por Método de Monte Carlo (MMC) realizada para comparação de distribuição de dose com a parte experimental

O valor médio de distribuição de dose simulado por MMC foi de  $1,48 \times 10^{-23}$  GJ/g.decaimento  $\pm 0,3\%$  (vide Tabela 26).

Passando para dose em Gy, temos:

$$\text{Dose média (D}_M\text{)} = 1,48 \times 10^{-23} \times 10^{12}$$

$$D_M = 1,48 \times 10^{-11} \text{ J/kg ou } 1,48 \times 10^{-11} \text{ Gy}$$

A atividade do  $^{32}\text{P}$  da placa utilizada na simulação é de 300 mCi ou  $1,11 \times 10^{10}$  Bq.

A taxa de dose (TD) é dada multiplicando a atividade pelo valor da Dose média da placa ( $D_M$ ), então:

$$TD = 1,11 \times 10^{10} \times 1,48 \times 10^{-11}$$

$$TD = 16,42 \pm 0,3\% \text{ cGy/s}$$

Temos que a  $TD = 16,42 \pm 0,3\% \text{ cGy/s}$  corresponde a taxa de dose no filme estimada pelo MMC para a placa epóxi de  $^{32}\text{P}$ .

Tabela 26 - Valores de doses obtidos através de simulação por Método de Monte Carlo

Dose (GJ/g.decaimento)									
1,31E-23	1,40E-23	1,40E-23	1,41E-23	1,41E-23	1,41E-23	1,41E-23	1,40E-23	1,40E-23	1,30E-23
1,41E-23	1,53E-23	1,53E-23	1,52E-23	1,53E-23	1,53E-23	1,52E-23	1,53E-23	1,52E-23	1,40E-23
1,41E-23	1,52E-23	1,53E-23	1,52E-23	1,54E-23	1,53E-23	1,53E-23	1,53E-23	1,53E-23	1,41E-23
1,41E-23	1,53E-23	1,53E-23	1,53E-23	1,53E-23	1,53E-23	1,52E-23	1,53E-23	1,53E-23	1,41E-23
1,41E-23	1,53E-23	1,41E-23							
1,41E-23	1,53E-23	1,53E-23	1,53E-23	1,52E-23	1,52E-23	1,53E-23	1,53E-23	1,53E-23	1,41E-23
1,41E-23	1,53E-23	1,53E-23	1,54E-23	1,53E-23	1,52E-23	1,53E-23	1,52E-23	1,53E-23	1,40E-23
1,41E-23	1,53E-23	1,53E-23	1,54E-23	1,53E-23	1,53E-23	1,53E-23	1,53E-23	1,52E-23	1,41E-23
1,41E-23	1,53E-23	1,53E-23	1,52E-23	1,53E-23	1,53E-23	1,53E-23	1,53E-23	1,52E-23	1,40E-23
1,29E-23	1,41E-23	1,30E-23							

Fonte: autor da dissertação.

### 5.9 Comparação das doses calculadas experimentalmente e pelo Método de Monte Carlo

Para a atividade média de 0,84 mCi, as doses médias apresentadas na Tabela 24 para os filmes A e B são respectivamente: 12,65 cGy e 77,48 cGy, com taxa de dose 0,04 cGy/s.

A simulação por Método Monte Carlo foi realizada com parâmetro de atividade no valor de 300 mCi. Fazendo uma proporção temos:

$$A = 300 \text{ mCi} \rightarrow \text{TD} = 16,42 \text{ cGy/s}$$

$$A = 0,84 \text{ mCi} \rightarrow \text{TD} = 0,04 \text{ cGy/s}$$

Tanto a simulação por MMC quanto os testes experimentais resultam o valor de 0,04 cGy/s para taxa de dose. Isso aponta ótima confiabilidade, pois valores obtidos tanto experimentalmente quanto teóricos concordam.

## 6. CONCLUSÃO

Com base nos resultados obtidos neste trabalho, podemos definir alguns fatores relevantes.

O molde de silicone com sobreposição forneceu uma placa de epóxi com elevado número de bolhas e uma grande variação de uniformidade da espessura. Já o molde de silicone sem sobreposição e espalhamento da resina com o secador eliminou o número de bolhas, porém a uniformidade ainda apresentou problemas. Como é mostrado na Tabela 15, a amostra 6, caso mais extremo, teve variação de mais de 0,600 mm. Esse fator, quando da imobilização do material radioativo na placa, pode causar problemas, uma vez que o decaimento tem nível atômico, ou seja, a região da placa mais espessa concentrará maior material radioativo, o que levará a uma maior atividade atômica, e a região menos espessa terá menos material radioativo e também menor atividade atômica.

Placas de epóxi provenientes do molde de teflon, com cura sobre pressão com molde fechado, apresentaram também um número elevado de bolhas, tanto o molde que recebeu 2,00 g quanto o que recebeu 3,00 g, dessa forma, ficando inviável trabalhar com esse método. Tanto o molde de silicone quanto o de teflon, que foram utilizados para a cura da resina no modelo fechado, apresentaram número elevado de bolhas. Uma explicação para tal seria a impossibilidade do gás, proveniente da reação química no ato da cura da resina, não conseguir escapar para a atmosfera.

Analisando a Tabela 18, que trata de molde de teflon aberto com as placas de epóxi curadas com exposição ao meio ambiente e com retirada de excesso de resina, conseguimos notar boa concordância entre as amostras A, B, C, D e E. A Tabela 19 apresenta as médias dessas espessuras, tais valores juntamente com os respectivos desvios padrões conduzem para um ótimo método de reprodutibilidade na produção das placas epóxi.

Com relação a calibração do filme, a curva levantada do gráfico forneceu parâmetro para confrontar e analisar doses absorvidas pelo filme radiocrômico. O polinômio de 4º grau é uma função que pode ser utilizada para verificar doses entre 0,00 e 3,00 Gy.

A variação de atividade entre 1,22  $\mu\text{Ci}$  e 3,77  $\mu\text{Ci}$  das 25 frações menores, apresentada pela Tabela 22, mostrou que a distribuição de material radioativo na placa não se fez uniforme e ainda apresentou desvio padrão de 0,59, reforçando assim o fator de variação dos valores medidos. Contudo, essas frações menores foram utilizadas para provar que o material radioativo é o  $^{32}\text{P}$ . O gráfico do espectro de energia do  $^{32}\text{P}$  medido pelo HPGe (Figura 13) é a média do espectro de energia das 25 amostras. Com o gráfico obtido experimentalmente (Figura 15), quando comparado com o da literatura (Figura 16), fica evidenciado a pureza do material radioativo que foi trabalhado nesse estudo, o  $^{32}\text{P}$ .

A doses medidas pelos filmes, 12,67 cGy para o filme A e 77,48 cGy para o filme B, ficaram dentro dos parâmetros da calibração 0,00 Gy e 3,00 Gy. A simulação por Método de Monte Carlo para verificar a taxa de dose da placa foi bastante satisfatória. A simulação trabalha com uma placa de espessura totalmente uniforme e pode ser utilizada para comparação com a parte prática. Tomando como parâmetro uma área de 1  $\text{cm}^2$  ao centro de cada filme, tanto o filme A quanto o B apresentaram uma taxa de dose de 0,04 cGy/s, valor esse que corresponde ao da simulação.

Com os dados apresentados, pode-se concluir que os resultados experimentais estão de acordo com os teóricos, ou seja, a taxa de dose dos filmes radiocrômicos são bem próximos do simulado por MMC.

A placas de epóxi com  $^{32}\text{P}$  fabricadas a partir do molde de teflon são eficazes por apresentarem fácil desmolde e pequena variação de espessura. Mas, essas variações de espessuras, mesmo que pequenas, acarretam variação de atividade radioativa, conforme a Tabela 22. Com isso, trabalhos futuros, como produzir uma placa de espessura uniforme, além de um mecanismo para fazer com que o material radioativo se misture melhor com a resina poderão ajudar nesse quesito.

## 7. REFERÊNCIAS BIBLIOGRÁFICAS

- [1] INCA. Instituto Nacional do Câncer – Câncer – Disponível em <https://www.inca.gov.br/> - acesso\_ 04/03/202
- [2] INCA. Instituto Nacional do Câncer – Estimativa- Disponível em <<https://www.inca.gov.br/noticias/duas-decadas-de-dia-mundial-do-cancer-e-estimativa-2020-marcam-o-4-de-fevereiro-no-inca>>. Acesso em: 01/04/2020
- [3] OMS. Organização Mundial da Saúde – Estatísticas – Disponível em <<https://www.who.int/news-room/fact-sheets/detail/cancer>>. Acesso em: 01/04/2020
- [4] Global Cancer Observatory – Disponível em <<https://gco.iarc.fr/>>. Acesso em: 01/04/2020
- [5] BENEÇA, M. A. G.: **Estudo e desenvolvimento de fonte de fósforo-32 imobilizado em matriz polimérica para tratamento de câncer paravertebral e intracranial**. 2015. 61 p. Dissertação (Mestrado em tecnologia nuclear) Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo.
- [6] INCA. Instituto Nacional do Câncer – Tipos cânceres – Disponível em <<https://www.inca.gov.br/tipos-de-cancer/cancer-de-pulmao>>. acesso em: 09/04/2020
- [7] Hospital do Câncer de Barretos – Tumores do SNC – Disponível em <<https://www.hcancerbarretos.com.br/tipos-de-cancer/77-paciente/tipos-de-cancer/248-tumores-de-sistema-nervoso-central-snc>>. Acesso em: 12/04/2020
- [8] FOLKERT, R. M.; BILSKY, M. H.; COHEN, G. N.; ZAIDER, M.; DAUER, L. T.; COX, B. W.; BOLAND, P. J.; LAUFER, I.; YAMADA, Y. **Intraoperative <sup>32</sup>P High-Dose Rate Brachytherapy of the Dura for Recurrent Primary and Metastatic Intracranial and Spinal Tumors**. Departments of Radiation Oncology; Neurosurgery; Medical Physics; Radiation Safety, and Orthopedic Surgery, Memorial Sloan-Kettering Cancer Center, New York, New York, 2012.
- [9] DeLANEY, T. F.; CHEN, G. T.; MAUCERI, T. C.; MUNRO, J. J.; HORNICEK, F. J., PEDLOW F. X.; SUIT, H. D. **Intraoperative Dural Irradiation By Customized <sup>192</sup>Iridium and <sup>90</sup>Yttrium Brachytherapy Plaques**. Departments of Radiation Oncology and Orthopaedics, Massachusetts General Hospital and Harvard Medical School, Boston, MA; Implant Sciences, Wakefield, MA, 2003.
- [10] SOUZA, C. D. **Parâmetros para produção de fontes de iodo-125 utilizadas em Braquiterapia**. 2016. 75 p. Tese (Doutorado) – Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo.
- [11] ROSTELATO, M. E. C. M. **Preparação de fontes de irídio-192 para o uso em braquiterapia**. 1997. 96 p. Dissertação (Mestrado) - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo.

- [12] ROSTELATO, M. E. C. M. **Estudo e desenvolvimento de uma nova metodologia para confecção de sementes de iodo-125 para aplicação em braquiterapia.** Tese doutorado, 2005 - Instituto de Pesquisas Energéticas e Nucleares, São Paulo.
- [13] *Nuclear Data Services* – IAEA – Disponível em <<https://www-nds.iaea.org/>>. Acesso em 15/04/2020
- [14] MARR, B. P.; ABRAMSON D. H.; COHEN, G. N.; WILLIAMSON, M. J.; McCORMICK, B.; BARKER, C. A. **Intraoperative High-Dose Rate of Radioactive Phosphorus 32 Brachytherapy for Diffuse Recalcitrant Conjunctival Neoplasms.** Ophthalmic Oncology Service, Memorial Sloan Kettering Cancer Center, New York, 2014.
- [15] YUE, N.; NATH, R.; HEHRLEIN, C.; **Dosimetry calculation for a novel phosphorus-32 impregnated balloon angioplasty catheter for intravascular brachytherapy.** Department of Therapeutic Radiology, Yale University School of Medicine, New Haven, Connecticut, USA, 2000.
- [16] SALGUEIRO, M. J.; DURA'N, H.; PALMIERI, M.; PIRCHIO, R.; NICOLINI, J.; UGHETTI, R.; PAPPARELLA, M. L.; CASALE, G.; ZUBILLAGA, M.; **Design and bioevaluation of a 32P-patch for brachytherapy of skin diseases.** Radioisotope Laboratory, School of Pharmacy and Biochemistry, University of Buenos Aires, Buenos Aires, Argentina, 2007.
- [17] PANDEY, U.; SAXENA, S. K.; SARMA, H. D.; TANDON, P.; RAM, R.; SAMUEL, G.; DASH, A.; VENKATESH, M.; **Bioevaluation studies of 32P incorporated mould brachytherapy sources for potential application in treatment of superficial tumors.** Radiopharmaceuticals Division, Bhabha Atomic Research Centre, Trombay, Mumbai 400 094, Índia. 2008.
- [18] PANDEY, U.; SARMA, H. D.; INGLE, A. D.; KULLOLI, B. S.; SAMUEL, G.; VENKATESH, M.; **Radioactive Skin Bandages Incorporating 32P for Treatment of Superficial Tumors.** Radiopharmaceuticals Division, Radiation Biology & Health Sciences Division, Bhabha Atomic Research Centre, Mumbai, Índia, 2006.
- [19] DALLE ORE, C. L.; AMES, C. P.; MAGILL, S. T.; DEVIREN, V.; AGHI, M. K.; LAU, D.; **Initial experience with intraoperative phosphorous-32 brachytherapy during resection of malignant spinal tumors,** Department of Neurological Surgery, University of California, San Francisco, San Francisco, California, USA, 2018.
- [20] TONG, W.Y.; FOLKERT, M. R.; GREENFIELD, J. P.; YAMADA, Y.; WOLDEN, S. I. **Intraoperative phosphorus-32 brachytherapy plaque for multiply recurrent high-risk epidural neuroblastoma.** Department of Radiation Oncology, Memorial Sloan-Kettering Cancer Center; and Department of Neurological Surgery, Weill Cornell Medical College, New York, New York, 2014.

- [21] FOLKERT, M. R.; BILSKY, M. H.; COHEN, G. N.; VOROS, L.; OH, J. H.; ZAIDER, M.; LAUFER, I.; YAMADA, Y. **Local recurrence outcomes using the <sup>32</sup>P intraoperative brachytherapy plaque in the management of malignant lesions of the spine involving the dura.** Department of Radiation Oncology, Memorial Sloan-Kettering Cancer Center, New York, NY, 2015.
- [22] Yamada, Y.; ZAIDER, M.; GOLEMBESKI, T.; DAUER, L.; BILSKY, M. H.; **A Novel Application of <sup>32</sup>P for High-Dose-Rate Brachytherapy of the Dura During Decompressive Spine Radiosurgery.** Radiation Oncology, Memorial Sloan-Kettering Cancer Center, New York, NY, 2010.
- [23] HRYCUSHKO, B. A.; STOJADINOVIC, S.; POMPOS, A.; MEDIN, P.; JIA, X.; YANG, M.; NEDZI, L.; SCHWARTZ, D.; FOLKERT, M. R., **Commissioning and Acceptance Testing of a High Dose-Rate <sup>32</sup>P Plaque for Intraoperative Brachytherapy of the Spinal Dura.** Radiation Oncology, University of Texas Southwestern Medical Center, Dallas, TX, USA. 2015.
- [24] IMBER, B. S., LEE, M., COHEN, G., BRENNAN, C. W., BILSKY, M. H., YOUNG, R. J., YAMADA, Y., **Intraoperative Phosphorus-32 (P32) Highdose Rate (HDR) Dural Brachytherapy For Primary, Recurrent and Metastatic Intracranial Tumors.** Radiation Oncology, Memorial Sloan Kettering Cancer Center, New York, NY, USA, 2018.
- [25] LAM, M., MIGONNEY, V., DAUDRE, C. F. **Review of silicone surface modification techniques and coatings for antibacterial/antimicrobial applications to improve breast implant surfaces.** Institut Galilée, Université Sorbonne Paris Nord, 99 avenue JB Clément 93430- Villetaneuse, França, 2020
- [26] LIRAVI, F., TOYSERKANI, E. **Additive manufacturing of silicone structures: A review and prospective.** Multi-Scale Additive Manufacturing Laboratory, Department of Mechanical and Mechatronics Engineering, University of Waterloo, Waterloo, Ontario, N2L 3G1, Canadá, 2018.
- [27] CASTRO, T. C. **Avaliação da resistência ao rasgamento do silicone submetido à ação de suor artificial.** 2008. Dissertação de Mestrado em Ciências Odontológicas. Faculdade de Odontologia da Universidade de São Paulo, São Paulo.
- [28] BENTO, R. E. **Estudo do Comportamento da Resina Base na Formulação de Compósitos de Politetrafluoretileno com Bronze.** 2011. Dissertação Mestrado em Engenharia Química. Universidade de Campinas, Campinas.
- [29] PHAM, M. P. **Theoretical studies of mechanisms of epoxy curing systems.** 2011. Tese de Doutorado. Universidade de Utah.
- [30] GOOCH, J.W. **Curing Agents for Epoxy Resins. Encyclopedic Dictionary of Polymers.** Springer, New York, NY, 2011.

- [31] IGNATENKO, V. Y.; ILYIN, S. O.; KOSTYUK, A. V.; BONDARENKO, G. N.; ANTONOV, S. V. **Acceleration of Epoxy Resin Curing by Using a Combination of Aliphatic and Aromatic Amines**. *Polym. Bull.* 2020.
- [32] GIANNOTTI, M. I.; GALANTE, M. J.; OYANGUREN, P. A.; VALLO, C. I. **Role of Intrinsic Flaws upon Flexural Behaviour of a Thermoplastic Modified Epoxy Resin**. Institute of Materials Science and Technology (INTEMA), Universidad Nacional de Mar del Plata-National Research Council (CONICET), Mar del Plata, Argentina, 2002.
- [33] VIDIL, T.; TOURNILHAC, F.; MUSSO, S.; ROBISSON, A.; VIDIL, T.; TOURNILHAC, F.; MUSSO, S.; ROBISSON, A.; LEIBLER, L. **Control of Reactions and Network Structures of Epoxy Thermosets**. Ecole Supérieure de Physique et de Chimie Industrielles, Paris, França, 2016.
- [34] U.A. Safety Data Sheet. *Mater. Saf. Data Sheet* 2012.
- [35] OLIVEIRA, M. L.; REIS, L. C. O.; LEÃO, R. L. C.; FRAGOSO, M. C. F.; LIMA, F. R. A. **Solid Standards for Positron Emitters**. Centro Regional de Ciências Nucleares do Nordeste, Comissão Nacional de Energia Nuclear, Pernambuco, Brasil, 2019.
- [36] MODJARRAD, K., EBNESAJJAD, S. **Handbook of polymer applications in medicine and medical devices**. 2013.
- [37] DEVIC, S. **Radiochromic film dosimetry: Past, present, and future**. Department of Radiation Oncology, Jewish General Hospital, McGill University, 3755 chemin de la Côte-Sainte-Catherine, Montreal, Quebec H3T 1E2, Canadá, 2010.
- [38] SOARES, C. G. **Radiochromic film dosimetry**. National Institute of Standards and Technology, Gaithersburg, MD 20899, USA, 2007.
- [39] SALVAT, F.; VAREA, J. M. F. **Overview of physical interaction models for photon and electron transport used in Monte Carlo codes**. Facultat de Física (ECM and ICC), Universitat de Barcelona, Diagonal 647, ES-08028 Barcelona, Espanha, 2009.
- [40] BRIESMEISTER, J. F. **MCNP - A General Monte Carlo N-Particle Transport Code, Version 4C**. Radiation Safety Information Computational Center, Oak Ridge, TN, 2002.
- [41] *Nuclear Data Services – IAEA – Disponível em <<https://www-nds.iaea.org/>>*. Acesso em: 15/05/2020.
- [42] *National Institute of Standards and Technology – NIST – Disponível em <<https://www.nist.gov/>>*. Acesso em: 15/05/2020.
- [43] Manual Capintec CRC-15R

[44] Marques, L. M. C. ***Estudo Comparativo de Detectores de HPGe, NaI (TI), CdZnTe para aplicações em segurança e para respostas a ameaças Nucleares e Radiológicas.*** 2011. 102 p. Dissertação (Mestrado) – Universidade de Lisboa - Departamento de Física, Lisboa.

---

---

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

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

---

---