

Hospital de Clínicas de Porto Alegre
Residência em Área Profissional da Saúde
Física Médica

LEONARDO PESSOA DA SILVA

**ANÁLISE DA EFETIVIDADE DE LUVAS POLIMÉRICAS NA PROTEÇÃO
RADIOLÓGICA CONTRA CONTAMINAÇÃO DE RADIONUCLÍDEOS
UTILIZADOS NA MEDICINA NUCLEAR**

Porto Alegre

2021

CIP - Catalogação na Publicação

Silva, Leonardo Pessoa da
ANÁLISE DA EFETIVIDADE DE LUVAS POLIMÉRICAS NA
PROTEÇÃO RADIOLÓGICA CONTRA CONTAMINAÇÃO DE
RADIONUCLÍDEOS UTILIZADOS NA MEDICINA NUCLEAR /
Leonardo Pessoa da Silva. -- 2021.
21 f.
Orientadora: Fernanda Chiarello Stedile.

Coorientadora: Fernanda Ramos de Oliveira.

Trabalho de conclusão de curso (Especialização) --
Universidade Federal do Rio Grande do Sul, Hospital de
Clínicas de Porto Alegre, Física Médica/ Medicina
Nuclear, Porto Alegre, BR-RS, 2021.

1. Luvas . 2. Permeação. 3. Radiofármaco. 4.
Efetividade. 5. Medicina Nuclear. I. Stedile, Fernanda
Chiarello, orient. II. Oliveira, Fernanda Ramos de,
coorient. III. Título.

Leonardo Pessoa da Silva

**ANÁLISE DA EFETIVIDADE DE LUVAS POLIMÉRICAS NA PROTEÇÃO
RADIOLÓGICA CONTRA CONTAMINAÇÃO DE RADIONUCLÍDEOS
UTILIZADOS NA MEDICINA NUCLEAR**

Trabalho de conclusão do Programa de Residência em Área Profissional da Saúde apresentado ao Hospital de Clínicas de Porto Alegre como requisito parcial para a obtenção do título de Especialista em Física Médica – Medicina Nuclear.

Orientadora: Dr.^a Fernanda Chiarello Stedile
Coorientadora: Ma. Fernanda Ramos de Oliveira

Porto Alegre

2021

RESUMO

A proteção radiológica é um fator de grande importância em qualquer prática utilizando fontes de radiação. Quando existe manipulação de fontes radioativas não seladas, os cuidados de proteção radiológica devem atentar-se, também, para evitar possíveis contaminações radioativas. Uma forma de prevenir essas contaminações é o uso obrigatório de luvas durante a manipulação dessas fontes. Porém, estudos apontam que alguns tipos de luva não são eficazes nessa proteção. Logo, o presente trabalho teve como objetivo determinar a efetividade da proteção proporcionada por diferentes tipos de luvas poliméricas descartáveis, utilizadas no Serviço de Medicina Nuclear do Hospital de Clínicas de Porto Alegre, em evitar a contaminação radioativa das mãos dos trabalhadores que manipulam o material radioativo, testando os principais radiofármacos utilizados nesse local (^{99m}Tc]pertecnato de sódio, ^{18}F]FDG e ^{131}I]iodeto de sódio). A análise foi realizada utilizando o teste do esfregão no interior de luvas propositalmente contaminadas em sua parte externa com os radiofármacos citados. O detector de radiação utilizado para mensuração da contaminação foi um contador do tipo poço. Os resultados indicam que três tipos de luvas analisados protegem o usuário de contaminações com ^{99m}Tc]pertecnato de sódio e ^{18}F]FDG, para tempos de permanência com a luva após contaminação de até 15 min (intervalo testado). Para ^{131}I]iodeto de sódio, as luvas seriam efetivas na proteção desde que utilizadas por um intervalo de tempo, após a contaminação da superfície externa, de até: Látex – 2 min; Vinil – 5 min; Nitrilo – 10 min. Dentre elas, a luva de nitrilo seria a mais efetiva, visto que não se observou contaminação na face interna para tempos iguais ou menores que 10 min; e, para um intervalo de 15 min, o percentual de permeação obtido foi menor que nos outros dois tipos: 3,3 vezes menor que o da luva de vinil e 1,3 vezes menor que o da luva de látex. Além disso, estimou-se que a contaminação por utilização das luvas contaminadas com ^{131}I]iodeto de sódio por um período de 15 min após o contato com o material radioativo geraria uma taxa de dose na pele das mãos do trabalhador de $3,3 \pm 0,4 \mu\text{Sv/h}$, $1,26 \pm 0,08 \mu\text{Sv/h}$ e $1,00 \pm 0,09 \mu\text{Sv/h}$ para as luvas de vinil, látex e nitrilo, respectivamente. Assim, recomenda-se a utilização de luvas de nitrilo na manipulação de ^{131}I . Sempre que essa não estiver disponível, recomenda-se utilizar a luva de vinil para manipulações de curto intervalo de tempo (2 a 5 min), e luvas de látex para manipulações que demandem mais tempo.

Palavras-chave: permeação; proteção radiológica; luvas; contaminação radioativa.

SUMÁRIO

1	INTRODUÇÃO	6
2	REVISÃO DA LITERATURA	8
2.1	Processos de Decaimento Radioativo.....	8
2.2	Tempo de meia-vida	10
2.3	Medicina Nuclear	11
2.3.1	Diagnóstico.....	12
2.3.1.1	Sistemas de captação e contadores do tipo poço	13
2.3.2	Terapia com Radionuclídeos	18
2.3.3	Papel da Medicina Nuclear	19
2.4	Efeitos Biológicos da Radiação Ionizante	20
2.5	Normas Nacionais	21
3	OBJETIVOS	24
4	METODOLOGIA EXPERIMENTAL.....	25
4.1	Materiais:	25
4.1.1	Luvas	25
4.1.2	Radionuclídeos	25
4.1.3	Contador de poço	26
4.1.3.1	Teste de χ^2	26
4.2	Métodos:	27
4.2.1	Determinação da Eficiência de detecção para cada radionuclídeo	27
4.2.2	Determinação da Atividade Mínima Detectável	28
4.2.3	Teste do Esfregão	29
4.2.4	Determinação da Permeação das luvas descartáveis.....	31
4.2.5	Estimativa da dose recebida	33
4.2.6	Estimativa das Incertezas	34
5	RESULTADOS.....	35
5.1	Eficiência de detecção do contador de poço.....	35
5.2	Atividade Mínima Detectável.....	35
5.3	Teste do Esfregão e Permeabilidade das luvas	35
5.3.1	[^{99m} Tc]pertecnetato de sódio	35

5.3.2	[¹⁸ F]FDG	36
5.3.3	[¹³¹ I]iodeto de sódio	36
5.4	Estimativa da dose recebida	37
6	CONCLUSÕES E CONSIDERAÇÕES FINAIS	39
	REFERÊNCIAS	40

1 INTRODUÇÃO

Os últimos anos do século XIX foram ricos em descobertas na área de físico-química de radiações. No intervalo de cinco anos, houve grandes avanços fundamentais para o entendimento e para a aplicação atual de radiações. Em 1895, William Röntgen descobriu os raios X. Henri Becquerel descobriu a radioatividade no ano seguinte e Pierre e Marie Curie aprofundaram as pesquisas e descobriram os elementos rádio e polônio nos dois anos consecutivos. Em 1899, Ernest Rutherford, através de experiências com feixes de radiação e campos magnéticos, elucidou a natureza da radioatividade, fazendo a separação entre radiação α e β (KEEVIL, 2012; RIOS, 2011). Na mesma linha de conhecimentos, em 1939, embora os devidos créditos não tenham sido atribuídos corretamente, a física Lise Meitner descobre e explica o processo de fissão nuclear do ^{235}U (MIZRAHI, 2005). Essas descobertas abriram caminho para diversos novos estudos e aplicações da radiação nas mais diversas áreas, como por exemplo na medicina, em diferentes setores da indústria, na esterilização (de materiais cirúrgicos, remédios, alimentos, materiais de valor histórico etc.), na produção de energia, datação radioativa, cristalografia, entre outros (BAILEY et al., 2014; BODIESELBR, 2003; J. BUSHBERG, J. SEIBERT, E. LEIDHOLDT, 2001; PODGORSK, 2005).

No entanto, a utilização de fontes radioativas não trouxe somente benefícios sociais, vindo acompanhada de malefícios, como as bombas atômicas lançadas em Hiroshima e Nagasaki pelo governo dos Estados Unidos da América (1945), e também de diversos acidentes radiológicos e nucleares, como a explosão de uma usina nuclear na cidade de Chernobyl na antiga União Soviética (1986), o caso do acidente em Goiânia envolvendo uma fonte de ^{137}Cs (1987) ou o vazamento de material radioativo na usina nuclear de Fukushima no Japão (2011) (BLAKEMORE, 2019; FRITZ, 2021; PAPPON, 2018). Eventos catastróficos como esses destacam ainda mais a necessidade de haver um sistema eficiente e seguro de proteção radiológica na utilização de fontes de radiação ionizante.

O uso de equipamentos de proteção individual é essencial nas boas práticas de manipulação e uso de material radioativo. Em especial, durante a manipulação de fontes não seladas, o uso de luvas descartáveis é mandatório para a prevenção de contaminação das mãos. Entretanto, é necessário que as luvas utilizadas apresentem eficiência nessa proteção, sendo fabricadas em material adequado para impedir a permeação do material radioativo por elas. Estudos (HARRIS; GILMORE, 1980; RIDONE *et al.*, 2013) apontam que nem todas as luvas apresentam boa efetividade na proteção contra contaminação radioativa. Na legislação brasileira (CNEN, 2013, 2014, 2018) não há indicação da composição das luvas, indicando,

portanto, que qualquer luva em bom estado poderia ser utilizada na prática de manipulação de fontes radioativas não seladas.

Assim, esse estudo visa determinar a eficiência da proteção de diferentes tipos de luvas utilizados na prática de manipulação do material radioativo em um serviço de medicina nuclear.

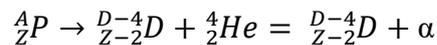
2 REVISÃO DA LITERATURA

2.1 Processos de Decaimento Radioativo

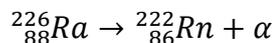
Embora existam diversos modelos bem sucedidos para explicação das propriedades nucleares, as teorias de estrutura do núcleo ainda não formam um modelo unificado de predição e explicação de fenômenos de instabilidade. Embora os núcleos sejam sistemas complicados, formados por prótons e nêutrons unidos por forças pouco entendidas até o presente momento (WILLIAMS, 2006), pode-se afirmar que núcleos não estáveis são aqueles que probabilisticamente estão suscetíveis a transitarem para um estado de menor energia através de decaimento, que é a liberação energética em forma de radiação particulada ou eletromagnética, ou em forma de fissão gerando fragmentos de menor massa, nêutrons e radiação gama.

Devido às grandes diferenças de energias entre os estados nucleares, a radiação emitida terá capacidade de ionizar outros átomos e, portanto, será dita radiação ionizante. A seguir, descreveremos os principais processos de decaimentos radioativos conhecidos (adaptado de (BAILEY *et al.*, 2014)).

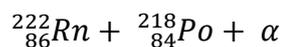
Emissão alfa (α): No decaimento α , um núcleo instável P decai para um núcleo filho mais estável D através da ejeção de um núcleo de ${}^4\text{He}$ energético chamado de radiação alfa, como na seguinte reação:



Geralmente as partículas alfa têm energia cinética entre 4 e 9 MeV, com alcance no ar de 1 a 10 cm e alcance em tecido vivo entre 10 e 100 μm . Um exemplo típico desse tipo de transição é o decaimento do ${}^{226}\text{Ra}$ em ${}^{222}\text{Rn}$ que também é radioativo e, por sua vez, decai em ${}^{218}\text{Po}$ como nas reações:

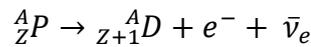


e

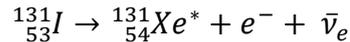


Emissão beta menos (β^-): No decaimento β^- , um núcleo P rico em nêutrons, ou seja, possuindo mais nêutrons do que o necessário para um equilíbrio estável entre núcleons, transforma um nêutron em um próton, um elétron e um antineutrino do elétron. Nesse processo, o elétron e o antineutrino do elétron $\bar{\nu}_e$ serão ejetados do núcleo. Esse elétron terá um espectro contínuo de possíveis energias e comporá a radiação β^- juntamente com outros elétrons ejetados de outros

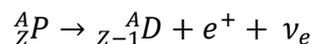
núcleos, formando, assim, o espectro. A reação genérica de decaimento beta menos pode ser expressa pela reação:



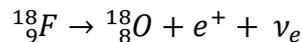
Um exemplo típico desse tipo de reação é o decaimento de ${}^{131}\text{I}$ em um estado excitado do ${}^{131}\text{Xe}$, o qual irá decair emitindo radiação gama para alcançar seu estado estável:



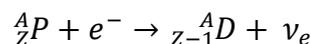
Emissão beta mais (β^+): Esse processo é muito semelhante ao decaimento beta menos, entretanto, ele ocorre na carência de nêutrons no balanço nuclear com transformação de um próton em um nêutron, um pósitron e^+ (a antipartícula do elétron) e um neutrino do elétron ν_e , havendo emissão do pósitron e do neutrino também em um espectro contínuo de possíveis energias:



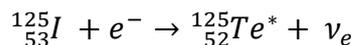
Um exemplo de elemento emissor de pósitrons é o ${}^{18}\text{F}$, que decai com reação:



Captura eletrônica: Esse tipo de decaimento também ocorre na carência de nêutrons necessários para o balanço nuclear, e acontece através da captura de um elétron, geralmente de orbitais mais internos do próprio átomo, para o interior do núcleo. Lá, o elétron encontra um próton, formando um nêutron e um neutrino do elétron, o último, sendo ejetado para fora do núcleo. A equação do decaimento por captura eletrônica é:



Um exemplo desse tipo de decaimento é a captura eletrônica feita pelo ${}^{125}\text{I}$, formando um estado excitado do ${}^{125}\text{Te}$ que posteriormente decairá em seu estado fundamental através de decaimento gama (γ) e conversão interna:



Decaimento γ e conversão interna: Os decaimentos α , β^- , β^+ e conversão interna podem produzir um núcleo filho em um estado excitado, como citado anteriormente. O núcleo filho irá alcançar seu estado de menor energia através de um dos seguintes processos:

Emitindo a energia de excitação na forma de um ou mais fótons de alta energia γ , em um processo chamado de decaimento gama (γ).

Transferindo a energia de excitação para algum de seus elétrons (usualmente da camada $K = \text{nível } 1s$), ejetando esse elétron em um processo chamado conversão interna. A lacuna deixada fará com que elétrons das camadas mais externas preencham essa camada vazia emitindo raios X característicos e/ou elétrons Auger.

Em nenhum dos dois casos há mudança no número de prótons ou na massa nuclear.

2.2 Tempo de meia-vida

A ocorrência de decaimento de um único átomo é estatística, não havendo a possibilidade de prever o momento de transição em um instante específico. Entretanto, levando em consideração que todos os núcleos de radioisótopos (isótopos radioativos) iguais possuem a mesma probabilidade de decaimento, pode-se afirmar que a Atividade (A , em Bq ou Ci^1), definida como a taxa de decaimento em função do tempo $\frac{dN}{dt}$ é proporcional ao número de átomos radioativos. N ponderada por uma constante de desintegração, λ , associada à instabilidade do radionuclídeo específico, como na equação (1),

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

que pode ser escrita da forma

$$\frac{dN}{N} = -\lambda dt \quad (2)$$

Integrando ambos os lados da equação teremos:

$$\int \frac{dN}{N} = -\lambda \int dt \quad (3)$$

$$\ln N = -\lambda t + C \quad (4)$$

$$N = e^{-\lambda t} e^C \quad (5)$$

Considerando que no instante $t = 0$ teremos o número de átomos igual a N_0 , então $e^C = N_0$ e, portanto:

¹ A unidade no SI (Sistema Internacional de Unidades) de Atividade é Bq, que corresponde à 01 desintegração por segundo. 1 mCi equivale à 37 MBq.

$$N = N_0 e^{-\lambda t} \quad (6)$$

Como $A \propto N$, e, por esse motivo, $A_0 \propto N_0$ também, então

$$A = A_0 e^{-\lambda t} \quad (7)$$

De acordo com a equação (6), a quantidade de núcleos restantes (que ainda não decaíram em outro tipo de nuclídeo) é igual à quantidade inicial de núcleos exponencialmente diminuída em função do tempo transcorrido. Se definirmos o tempo de meia-vida, $t_{1/2}$, como o tempo necessário para que metade dos radionuclídeos presentes na amostra decaiam, teremos

$$\frac{N_0}{2} = N_0 e^{-\lambda t_{1/2}} \quad (8)$$

$$t_{1/2} = \frac{\ln 2}{\lambda} \quad (9)$$

A equação (9) garante que o tempo de meia-vida seja inversamente proporcional à constante de desintegração, dependendo, portanto, apenas do nuclídeo em questão. No Quadro 1, foram selecionados alguns radionuclídeos e seus tempos de meia vida para destacar a grande extensão abrangida por essa grandeza física.

Quadro 1 - Alguns exemplos de radionuclídeos e seus tempos de meia-vida.

Nuclídeo	Meia vida $t_{1/2}$
${}^{235}_{92}\text{U}$	$(7,04 \pm 0,01) \times 10^8$ anos
${}^{226}_{88}\text{Ra}$	1600 ± 7 anos
${}^{131}_{53}\text{I}$	$8,0252 \pm 0,0006$ dias
${}^{243}_{94}\text{Pu}$	$4,956 \pm 0,003$ horas
${}^{223}_{90}\text{Th}$	$0,60 \pm 0,02$ segundos
${}^{216}_{82}\text{Pb}$	300 nanosegundos

Fonte: (IAEA NUCLEAR DATA SECTION, 2021).

2.3 Medicina Nuclear

A medicina nuclear é uma especialidade médica que consiste na utilização de compostos radioativos, na forma de radiofármacos, para diagnóstico e tratamento de doenças. A maioria dos radiofármacos é uma combinação de um nuclídeo radioativo, que permite a detecção externa, e uma molécula biologicamente ativa ou fármaco que age como carreador e

determina a localização e biodistribuição. Para alguns radiofármacos, como o [^{131}I]iodeto de sódio, o [^{67}Ga]citrato de gálio e o [^{201}Tl]cloreto de tálio, os próprios átomos radioativos determinam a biodistribuição sem a necessidade de um carreador (THRALL, J. H.; ZIESSMAN, 2003).

O composto radioativo, ao ser administrado no paciente, acumula-se temporalmente em regiões específicas do corpo devido a fatores como metabolismo celular, fluxo sanguíneo e funções específicas dos órgãos. Assim, através de dispositivos de imagens sensíveis à radiação, é possível se obter registro da biodistribuição dos radiofármacos *in vivo*.

A medicina nuclear permite também a realização de tratamentos através da utilização de quantidades maiores de radiofármacos, gerando assim, atividades maiores (em relação às atividades administradas para diagnóstico por imagem) através de radionuclídeos emissores de radiação particulada. Um exemplo é o ^{131}I , emissor de partículas β e radiação γ , utilizado na iodoterapia, indicado em casos de hipertireoidismo ou câncer de tireoide. O ^{131}I também é utilizado para a aquisição de imagens diagnósticas através da detecção da radiação γ emitida por ele.

A radiação γ é a radiação de principal interesse na obtenção de imagens na medicina nuclear, seja advinda do decaimento de um núcleo instável, usando câmara cintilográfica, ou por aniquilação elétron-pósitron, em tomografia por emissão de pósitrons.

2.3.1 Diagnóstico

A cintilografia é uma das principais ferramentas da medicina nuclear para avaliação de patologias de diversos tipos, com destaque para a cardiologia e oncologia, na investigação de tumores e suas metástases e em endocrinologia para análise da tireoide. Essa técnica é utilizada através de câmaras cintilográficas, que são equipamentos específicos para obtenção de imagens por meio da detecção da radiação emitida pelo paciente, formando imagens planares (em duas dimensões) e também imagens em três dimensões, em exames de tomografia computadorizada por emissão de fóton único (cuja sigla em inglês é SPECT). Muitas vezes, as imagens tomográficas com radiação gama são feitas em conjunto com tomografias computadorizadas com fontes externas de raios X em um mesmo aparelho para obtenção de imagens complementares de metabolismo (SPECT) e anatomia (tomografia computadorizada), gerando a técnica de SPECT/*computed tomography* (CT).

Para que seja possível realizar um exame de cintilografia é necessária a administração de um radiofármaco marcado com radionuclídeo emissor de radiação gama, como o ^{131}I , ^{123}I ou

o ^{99m}Tc no paciente. Algumas outras variáveis podem influenciar na escolha da atividade do radiofármaco como, por exemplo, peso e idade do paciente (BAILEY *et al.*, 2014).

Já a tomografia por emissão de pósitrons (PET, da sigla em inglês) é uma categoria de imagem molecular usada para análise *in vivo* da atividade metabólica. Em sistemas PET/CT, informações metabólicas e anatômicas são fornecidas. Nesses, a tomografia computadorizada (CT, da sigla em inglês) é utilizada para a correção da atenuação, ocorrida no próprio corpo do paciente, das imagens PET (REINKING; OSMAN, 2009) e para auxílio na localização de estruturas anatômicas. Para aquisição de imagens PET, são utilizados radionuclídeos emissores de pósitrons, os quais se aniquilam ao encontrarem elétrons no meio, emitindo dois fótons antiparalelos entre si. No Quadro 2 estão citados alguns radionuclídeos utilizados em aquisição PET. Dentre eles, destaca-se o ^{18}F (BARBOSA; BOLOGNESI, 2013).

Quadro 2 - Radionuclídeos emissores de pósitrons utilizados em exames PET.

Radionuclídeo	Meia-vida física (min)	Energia do pósitron (MeV)
^{11}C	20	0,96
^{13}N	10	1,19
^{15}O	2	1,73
^{18}F	110	0,635
^{68}Ga	68	1,9
^{82}Rb	1,3	3,14

Existem, também, equipamentos utilizados na medicina nuclear que não adquirem imagens, focando-se na detecção das contagens emitidas pelo paciente, como sistemas de captação e sondas portáteis sensíveis à radiação para identificação intraoperatória de lesão ou estrutura anatômica. O funcionamento de um sistema de captação, equipamento de diagnóstico utilizado neste trabalho, será explicado a seguir.

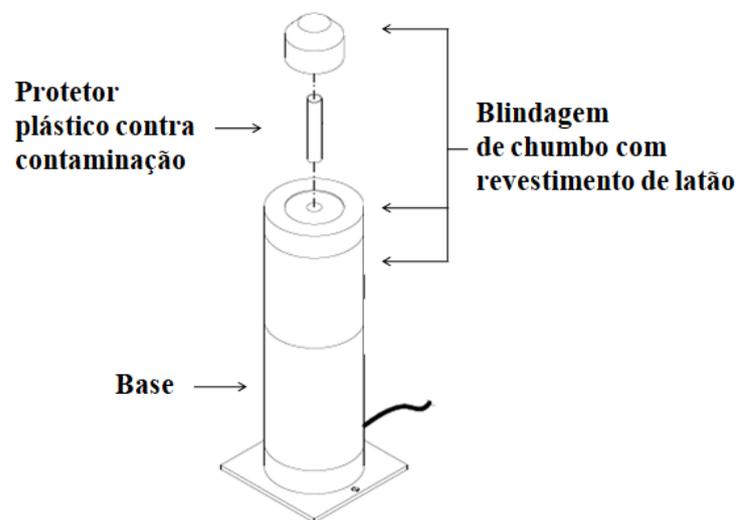
2.3.1.1 Sistemas de captação e contadores do tipo poço

Sistemas de captação são equipamentos utilizados na assistência em saúde ou em laboratórios de pesquisa para a captação de radiação emitida por órgãos específicos de interesse após administração de radiofármacos, como, por exemplo, sondas de captação de tireoide. Esses

sistemas, muitas vezes, são acompanhados de contadores do tipo poço, os quais são utilizados em ensaios para contagem de sangue, urina ou realização de testes de esfregaço.

O detector utilizado neste trabalho é o contador de poço do sistema de captação de tireoide CAPTUS 3000 (Capintec, EUA), composto por uma sonda de captação e um contador de poço. Tal contador de poço é composto por um cristal de NaI(Tl) tipo poço com diâmetro de 1,6 cm e profundidade de 4 cm, acoplado a uma fotomultiplicadora. O sistema é envolvido por blindagens cilíndricas concêntricas de chumbo revestido com latão para reduzir o retroespalhamento de radiação, como ilustrado na Figura 1.

Figura 1 - Contador do tipo poço modelo CAPTUS 3000 da Capintec (EUA).



Fonte: Adaptado do manual do equipamento fornecido pelo fabricante (CAPINTEC, 2014).

Os pulsos gerados na fotomultiplicadora são direcionados para um analisador multicanal para que possa ser feita a distinção energética do espectro. O detector faz parte do sistema de captação de tireoide CAPTUS 3000 como sendo um item opcional. Para garantir o correto funcionamento do sistema, são necessários alguns procedimentos de calibração, descritos abaixo.

Autocalibração:

O equipamento CAPTUS 3000 possui sistema automatizado de calibração que utiliza uma fonte de referência de ^{137}Cs ². Tal calibração deve ser realizada sempre que o sistema for utilizado, antes da realização de medidas. O *software* do equipamento utiliza a posição dos fotopicos do ^{137}Cs para correlacionar os canais do analisador multicanal, em um intervalo de até ± 2 canais, às energias dos fótons já conhecidas de 662 keV e de 32 keV através do ajuste de tensão (*High Voltage*), ganho (*Gain*) e defasagem do zero (*Zero Offset*), provendo uma calibração de aproximadamente 2 keV por canal, de acordo com o manual do equipamento (CAPINTEC, 2014). A Figura 2 apresenta a janela de resultados dessa calibração.

Figura 2 - Variáveis utilizadas pelo sistema para realização da autocalibração.

```

Calibration Successful
Cs137
High Energy Peak Channel: 330.4
Low Energy Peak Channel: 16.4
Gain: 83.26
Zero: -0.37%
High Voltage: 1000V
Threshold: 0.80%

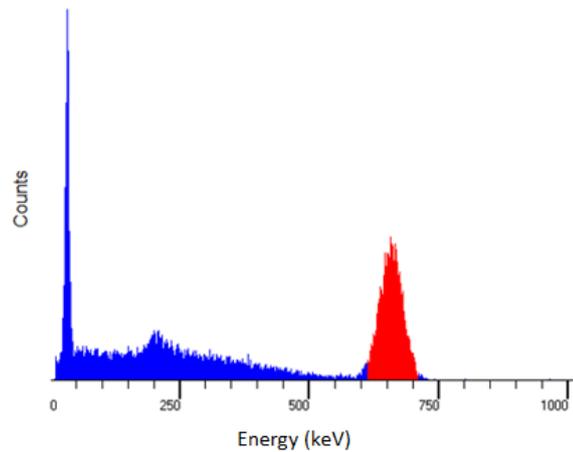
FWHM
FWHM: 7.9%
  
```

Fonte: O autor (2021).

Na Figura 3 encontra-se um exemplo do espectro da fonte de referência utilizada no processo de autocalibração disponibilizado pelo *software* do sistema. Nessa etapa, também é determinada a largura à meia altura (FWHM, da sigla em inglês) do pico de referência, a qual determina a resolução de detecção que, de acordo com o manual do fabricante, deve ser menor que 10%.

Figura 3 - Espectro da fonte de referência de Cs-137 no processo de autocalibração.

² Especificações da fonte de Cs-137 utilizada no SMN do HCPA: A = 500 nCi em 01 de março de 2012; número de série 1510-80-45.



Fonte: O autor (2021).

Correção de Linearidade

O procedimento de autocalibração realiza, também, uma calibração de linearidade utilizando uma fonte de $^{152}\text{Eu}^3$, a qual fornece múltiplos picos gama no intervalo de 41-1408 keV para correção de não linearidades no detector de NaI(Tl) e provê melhor identificação de energia. Essa etapa de calibração é importante para que o sistema consiga definir as regiões de interesse em picos dos diferentes radionuclídeos. Na Figura 4 apresenta a janela de resultados dessa correção.

Figura 4 - Correção de Linearidade.

Eu152 Linearity Correction		
Channel	Energy (keV)	% Difference
16.4	32.9	-0.6
21.2	40.8	3.7
64.9	121.8	6.6
175.5	344.3	2.0
330.4	661.7	-0.2

Fonte: O autor (2021).

³ Especificações da fonte de Eu-152 utilizada no SMN do HCPA: A = 500 nCi em 01 de junho de 2013; número de série 1639-89-14.

Teste de Constância

O teste de constância compara a atividade medida da fonte de referência de ^{137}Cs (também utilizada na autocalibração) com a atividade teórica (corrigida pelo decaimento), para avaliar a estabilidade da capacidade do equipamento de medir valores de atividade: as contagens obtidas são transformadas em Atividade considerando o valor de Eficiência, determinado na aceitação do equipamento. O desvio não pode ser maior que 10%, de acordo com o manual (CAPINTEC, 2014).

Na Figura 5 há um exemplo da saída de resultados remetidos pelo teste. Nele, é possível observar que a atividade mensurada de $0,409 \mu\text{Ci}$ se aproxima da atividade calculada, corrigida pelo decaimento, de $0,400 \mu\text{Ci}$, apresentando um desvio de apenas 2,2%.

Figura 5 – Exemplo de resultado do teste de constância.

```

Constancy Test
Counting Rate: 107.8kcpm
Live Time: 5.0sec
Activity Calculated As: 0.400μCi
Activity Measured As: 0.409μCi
Deviation: 2.2%

Cs137 Efficiency was measured on 21/11/2011 (dd/mm/yyyy)

```

Fonte: O autor (2021).

Teste de χ^2

Para avaliar a capacidade do equipamento em realizar medidas confiáveis, realiza-se o teste de Qui-quadrado, o qual avalia se a flutuação das contagens está próxima o suficiente de uma distribuição de Poisson, a qual surge na natureza estatística do decaimento (CHERRY; SORENSON; PHELPS, 2012). O teste se baseia em realizar uma série de medidas com mesmo intervalo de tempo de aquisição entre si, e, em seguida, compará-los através da equação (10).

$$\chi^2 = \frac{1}{\bar{x}} \sum_{i=1}^n (x_i - \bar{x})^2 \quad (10)$$

sendo x_i o valor de contagens da i -ésima medida, \bar{x} a média de todas as medidas e n o número total de medidas.

Dependendo de quantos graus de liberdade (número de medidas realizadas menos um), o valor resultante de Qui-quadrado deve estar entre um intervalo específico para ter um nível específico de confiabilidade. No Quadro 3 vemos uma tabela típica de valores de Qui-quadrado

para diferentes repetições em função do grau de confiabilidade (VIALI, 2008). Nessa tabela é possível verificar, por exemplo, que um teste com 10 repetições deve estar em um intervalo de 3,33 e 16,9 em 95% do tempo para que a variação em contagens seja dada exclusivamente pela estatística de decaimento.

Quadro 3 - Valores tabelas de Qui-quadrado para diferentes número de repetições em função do grau de confiabilidade.

Repetições	Intervalo de confiabilidade			
	0,95	0,90	0,10	0,05
5	0,711	1,06	7,78	9,49
10	3,33	4,17	14,7	16,9
15	6,57	7,79	21,1	23,7
20	10,1	11,7	27,2	30,1

2.3.2 Terapia com Radionuclídeos

A utilização de radiofármacos não se limita apenas à obtenção de imagens diagnósticas. A idéia de utilizar elementos radioativos para tratar câncer data de antes de 1901, quando Becquerel sofreu queimaduras em sua pele acidentalmente por carregar em seu bolso o elemento rádio por 14 dias seguidos. Em 1902, o rádio já havia sido utilizado como tratamento para carcinoma de faringe (PHILIP P. CONNELL AND SAMUEL HELLMAN, 2009). Em 1942 iniciava-se uma era de tratamento com iodo radioativo liderada por Saul Hertz (BARBARA HERTZ, 2019), a qual se mantém até os dias atuais. No Quadro 4 estão citados exemplos de terapias e seus respectivos radiofármacos associados.

Quadro 4 - Exemplos de terapias e seus respectivos radiofármacos.

Terapia	Radiofármaco
Doenças benignas e malignas da tireoide	[¹³¹ I]iodeto de Sódio
Tumores neuroendócrinos	[¹³¹ I]MIBG
Metástases ósseas de câncer de próstata	[¹⁷⁷ Lu]PSMA
Radioimunoterapia	[¹³¹ I]anticorpos anti-CD20 [⁹⁰ Y]anticorpos anti-CD20
Radiossinovectomia	Radiocoloide marcado com emissores beta
Radioembolização	Microesferas marcadas com emissores beta

A terapia com radionuclídeos busca utilizar o metabolismo e as funções específicas dos órgãos para direcionar o radiofármaco principalmente para a região do corpo que apresenta

patologia previamente diagnosticada, havendo uma preferência de absorção de energia nessa região e, conseqüentemente, morte celular desse tecido disfuncional. Em terapias, as atividades são bastante superiores àquelas usadas em diagnóstico. Como exemplos, temos tratamento de distúrbios metabólicos da tireoide (como hipertireoidismo ou tireotoxicose) com atividades entre 200 e 800 MBq e também tratamento de câncer na tireoide com atividades entre 1100 e 4500 MBq, ambos usando o radioisótopo ^{131}I na forma de solução de iodeto de sódio em soro fisiológico (BAILEY *et al.*, 2014).

2.3.3 Papel da Medicina Nuclear

A seguir estão listadas as principais aplicações de exames de medicina nuclear na prática clínica atual (MORITA, 2021):

Neurologia:

- Diagnóstico diferencial de demências.
- Síndromes parkinsonianas.
- Localização de foco epileptogênico.
- Exames de dinâmica liquórica.

Cardiologia:

- Doença coronariana.
- Viabilidade miocárdica.
- Pesquisa de amiloidose cardíaca.
- Investigação de endocardite infecciosa.
- Embolia pulmonar.

Endocrinologia:

- Tireoidopatias.
- Hiperparatiroidismo primário.
- Feocromocitoma.

Nefrourologia

- Avaliação funcional renal.
- Avaliação de obstrução de vias excretoras.
- Avaliação de cicatrizes.

Infecção e Inflamação

- Exames com ^{67}Ga .

- Exames com leucócitos marcados.
- Exames com anticorpos marcados.
- Exames com [^{18}F]FDG PET/CT.
- Antibióticos marcados.
- Análogo da glucosamina, transportador de maltodextrina, peptídeos antimicrobianos etc.

Oncologia

- Cintilografia óssea.
- Pesquisa de linfonodo sentinela.
- [^{123}I]metaiodobenzilguanidina ou [^{131}I]metaiodobenzilguanidina (MIBG).
- Exames com [^{18}F]FDG PET/CT.
- Exames com $^{99\text{m}}\text{Tc}$ ou ^{68}Ga e análogos da somatostatina.
- Exames com [^{18}F]PSMA ou [^{68}Ga]PSMA PET/CT.
- Identificação intraoperatória de lesões ou estrutura anatômica.

2.4 Efeitos Biológicos da Radiação Ionizante

O conceito de Dose Absorvida foi introduzido na área das radiações ionizantes para representar a energia média depositada pela radiação incidente em um volume elementar de matéria. Posteriormente, para descrever melhor a absorção de energia por tecidos biológicos, definiu-se a Dose Equivalente, que é a dose absorvida média em todo o tecido ou órgão, ponderada com respeito à qualidade da radiação⁴. Para ponderar a sensibilidade de cada órgão ou tecido específico, criou-se a grandeza Dose Efetiva, a qual leva em consideração também fatores de ponderação dos órgãos ou tecidos. A Dose Absorvida pode ser expressa em rad (1 rad = 100 erg/g de material irradiado), ou em Gray (1 Gy = 1 J/kg = 100 rad), unidade do SI. A Dose Equivalente e a Dose Efetiva são expressas em Sievert (1 Sv = 1 J/kg) (XAVIER; MOURO; HEILBRON, 2006).

⁴ Para uma mesma Dose Absorvida, produtos de fissão, partículas alfa e nêutrons geram maior Dose Equivalente, enquanto radiações de menor massa (ou massa nula), como radiação beta, raios X e raios gama geram menor Dose Equivalente. Isso acontece pois as partículas de maior massa normalmente possuem uma maior taxa de deposição de energia em função do caminho percorrido (XAVIER; MOURO; HEILBRON, 2006).

A irradiação de material biológico pode resultar em transformações químicas em moléculas específicas (água, proteína, açúcar, DNA etc.), as quais podem levar posteriormente a transformações biológicas. Os efeitos das radiações ionizantes em tecidos biológicos são classificados em dois tipos: efeitos determinísticos e estocásticos (XAVIER; MOURO; HEILBRON, 2006).

Os efeitos determinísticos são aqueles que surgem a partir de um valor de dose limiar e sua gravidade aumenta conforme o aumento de dose absorvida pelo tecido. Estes efeitos incluem inflamação e ulceração da pele, náusea, vômito, anorexia, diarreia, queda de cabelos, anemia, hemorragia, infecções etc. Esses efeitos são atribuídos, principalmente, à morte celular ou perda de capacidade de reposição de células de vida biológica relativamente curta (XAVIER; MOURO; HEILBRON, 2006).

Os efeitos estocásticos são totalmente probabilísticos, de forma que a probabilidade de ocorrência é função da dose (equivalente ou efetiva), não existindo limiar, como é o caso do câncer. Efeitos hereditários, decorrentes da alteração do material hereditário contido nos gametas (e possível transmissão para os descendentes) devido à irradiação das gônadas também são efeitos estocásticos. Assim, sob o ponto de vista de proteção radiológica, considera-se, por prudência, que qualquer dose de radiação está associada a uma probabilidade de ocorrência de efeitos nocivos à saúde, não importando quão baixa seja essa dose (XAVIER; MOURO; HEILBRON, 2006).

2.5 Normas Nacionais

A Comissão Nacional de Energia Nuclear (CNEN) estabelece uma série de normas que tornam possível o bom funcionamento de procedimentos que utilizam material radioativo: a Norma CNEN NN 3.01 (CNEN, 2014) estabelece os requisitos básicos de proteção radiológica das pessoas em relação à exposição à radiação ionizante. A Norma CNEN NE 3.02 (CNEN, 2018) estabelece os requisitos relativos à implantação e ao funcionamento de serviços de radioproteção. A Norma CNEN NN 3.05 (CNEN, 2013) dispõe sobre os requisitos de segurança e proteção radiológica em serviços de medicina nuclear *in vivo*. As três normas citadas fornecem informações claras e precisas sobre as medidas necessárias para implementação, manutenção e aprimoramento da proteção contra exposição e contaminação radioativa em diferentes âmbitos.

Nas Normas 3.02 e 3.05, a CNEN declara necessária a utilização adequada de equipamentos de proteção individual contra contaminação radioativa, mencionando o uso de

luvas descartáveis no caso de medicina nuclear. Em nenhum dos dois documentos existe a especificação de restrição ou indicação da composição das luvas, indicando, portanto, que qualquer luva em bom estado poderia ser utilizada nas práticas.

Da mesma forma, a resolução RDC N° 67 de 8 de outubro de 2007 da ANVISA - Agência Nacional de Vigilância Sanitária (AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA, 2007), que dispõe sobre boas práticas de manipulação de preparações magistrais (preparos conforme prescrição específica e individualizada) e oficiais (preparos descritos em farmacopeia) para uso humano em farmácias afirma que as luvas utilizadas devem ser estéreis e trocadas a cada duas horas de trabalho de manipulação e sempre que sua integridade estiver comprometida. As disposições deste Regulamento Técnico aplicam-se a todas as Farmácias que realizam qualquer das atividades nele previstas, excluídas as farmácias que manipulam soluções para nutrição parenteral, enteral e concentrado polieletrólítico para hemodiálise. Entretanto, esse documento também não faz menção à preferência de material para fabricação da luva, a não ser no caso de manipulação ou fracionamento de preparações estéreis contendo citostáticos, quando a utilização de luvas estéreis cirúrgicas sem pó de látex é exigida.

A Resolução N° 38, de 4 de junho de 2008 da ANVISA (AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA, 2008), que dispõe sobre a instalação e o funcionamento de serviços de medicina nuclear *in vivo*, afirma que é necessário, sempre que houver preparação e administração de radiofármacos, a utilização de luvas de procedimento e a troca delas a cada procedimento e sempre que sua integridade esteja comprometida, não havendo menção, novamente, a especificações do material da luva.

Uma pesquisa publicada no jornal *Physica Medica* (RIDONE *et al.*, 2013) testou a permeabilidade de ^{99m}Tc e ^{18}F em alguns tipos de luvas comumente utilizadas na medicina nuclear, mostrando que nem todas as luvas testadas apresentam boa efetividade na proteção contra contaminação radioativa das mãos do trabalhador. Esse estudo, realizado no ano de 2013, conclui que é importante que sejam realizados testes em luvas utilizadas na manipulação dos serviços de medicina nuclear antes da sua adoção. Da mesma forma, o estudo publicado na revista *Physics in Medicine and Biology* (HARRIS; GILMORE, 1980) demonstra que a penetração de solução de iodeto de sódio marcado com ^{125}I e água tritiada são fontes rotineiras de contaminação das mãos de quem manipula esses materiais.

Estudos também já foram realizados acerca da permeabilidade de materiais não radioativos, como água e sangue (DEGROOT-KOSOLCHEROERT; JOAN, 1989), indicando

que a permeabilidade em luvas é um assunto que deve ser estudado, não apenas para prevenção de contaminação radioativa, mas também biológica.

3 OBJETIVOS

Essa pesquisa teve como principal objetivo determinar a eficiência de proteção de diferentes tipos de luvas descartáveis disponíveis no Serviço de Medicina Nuclear (SMN) do Hospital de Clínicas de Porto Alegre (HCPA) contra a contaminação radioativa das mãos dos trabalhadores responsáveis pela manipulação das fontes radioativas não seladas.

No ano de 2021 (ano em que essa pesquisa foi desenvolvida), os radionuclídeos na forma não selada utilizados na prática clínica no SMN foram ^{131}I , $^{99\text{m}}\text{Tc}$, ^{18}F , ^{67}Ga e ^{201}Tl . Entretanto, os dois últimos foram utilizados em quantidades tão baixas que não foi possível incluí-los na pesquisa.

Assim, objetivou-se analisar a possibilidade de permeação dos radiofármacos [^{131}I]iodeto de sódio, [$^{99\text{m}}\text{Tc}$]pertechnetato de sódio e [^{18}F]fludesoxiglicose (FDG), todos em solução aquosa, através das luvas descartáveis. Com isso, é possível avaliar a possibilidade de contaminação das mãos do trabalhador durante a manipulação do material, mesmo que ele tenha seguido corretamente as instruções de proteção radiológica para boas práticas de manipulação de material radioativo e tenha utilizado as luvas descartáveis.

No caso de haver permeação, e, logo, contaminação, o objetivo é quantificá-la em termos de percentual de permeação e estimar valores de dose de radiação depositados na pele das mãos do indivíduo contaminado.

Além disso, essa pesquisa visou determinar a influência do tempo de permanência com as luvas após ter ocorrido a contaminação no percentual de permeação.

4 METODOLOGIA EXPERIMENTAL

Como método de detecção da permeação utilizou-se o método do esfregaço, o qual consiste em esfregar um material absorvente, como um papel, tecido, algodão etc., em uma superfície e em seguida medir a atividade do material absorvente, a fim de estimar a atividade removível nessa superfície aplicando fatores determinados pela literatura de eficiência desse método, com o objetivo, geralmente, de estimar o nível de contaminação em objetos ou áreas (CRISTINI; SOUZA; VICENTE, 2011).

Nessa pesquisa, contaminou-se propositalmente o lado externo de luvas com material radioativo e aplicou-se o método do esfregaço no interior delas para estimar o percentual de permeabilidade dos radionuclídeos aplicados. Não foi aplicado nenhum fator de eficiência do método do esfregaço para estimativa da atividade na superfície interna da luva, visto que o objetivo é, na verdade, estimar o percentual de atividade que se depositaria na mão do profissional dada uma contaminação na parte externa da luva. O material absorvente estimaria, portanto, a quantidade máxima de material radioativo que poderia se depositar na superfície da mão do indivíduo ocupacionalmente exposto (IOE) em questão.

4.1 Materiais:

A seguir são apresentados os materiais utilizados na coleta dos dados:

4.1.1 Luvas

Foram testados três diferentes tipos de luvas, dispostas no Quadro 5, as quais estão disponíveis no HCPA.

Quadro 5 - Luvas testadas e suas respectivas especificações.

Tipo de luva (material)	Fabricante testado	Lote testado	Data de Fabricação	Data de validade
Vinil	DESCARPACK	SVFJAA087M	Março/2021	Março/2026
Látex	Lemgruber	PR020K	Outubro/2020	Outubro/2025
Nitrilo (nitrílica)	SUPERMAX	009683	Abril/2020	Abril/2025

4.1.2 Radionuclídeos

Os radionuclídeos testados estão apresentados no Quadro 6, e foram selecionados por serem os três tipos mais utilizados no serviço em questão, além de serem amplamente utilizados

na prática de medicina nuclear. Os radiofármacos utilizados tratavam-se de excedentes de atividade, estando em conformidade com todos os testes de controle de qualidade (realizados antes da liberação de qualquer lote para administração clínica, pela equipe de farmacêuticos do SMN ou do próprio fabricante, dependendo do radiofármaco e do teste em específico). A concentração de atividade utilizada foi escolhida em função da quantidade de material radioativo disponível para essa pesquisa.

Quadro 6 - Radiofármacos testados e suas especificações.

Radionuclídeo	Forma Química	Forma	Concentração da Atividade
^{99m} Tc	Pertecnetato de sódio		
¹⁸ F	FDG	Solução aquosa	185 MBq/mL
¹³¹ I	Iodeto de sódio		

4.1.3 Contador de poço

O detector utilizado para contagem das amostras obtidas no teste do esfregaço foi um contador do tipo poço do sistema de captação CAPTUS 3000 (Capintec, EUA). Seu funcionamento encontra-se explicado em 2.3.1.1 - Sistemas de captação e contadores do tipo poço. Todos os testes mencionados nessa subseção foram realizados previamente às coletas das contagens e demonstraram que o desempenho do equipamento estava adequado.

4.1.3.1 *Teste de χ^2*

O teste do Qui-quadrado foi realizado antes do início das medidas deste estudo, em 18/10/2021. Foram realizadas dez medidas consecutivas com tempo de aquisição de dez segundos cada. Os valores das medidas estão dispostos na Tabela 1. Obteve-se $\chi^2 = 12,1$, o que corresponde às expectativas de um intervalo de confiança de 95% (3,33 - 16,9), indicando um desempenho adequado do equipamento.

Tabela 1 - Contagens para cada aquisição no teste de Qui-quadrado.

Aquisição	Contagens	Aquisição	Contagens
1	106222	6	106604
2	105917	7	106724

3	106398	8	106280
4	106541	9	107211
5	106255	10	105988

4.2 Métodos:

Antes da realização das medidas de contagens das amostras do teste do esfregaço foi necessária a utilização do detector cintilador do tipo poço, visto que o medidor de atividade não possui capacidade de medir atividades com ordem de grandeza pequenas como as esperadas no teste do esfregaço. Para isso, foi necessário determinar a eficiência do detector de poço e a atividade mínima detectável para cada radionuclídeo avaliado nesse trabalho. Procedimentos, estes, explicados a seguir:

4.2.1 Determinação da Eficiência de detecção para cada radionuclídeo

Para conversão das contagens por minuto, mensuradas no contador tipo poço, para atividade contida na amostra foi necessária a determinação da Eficiência do detector para cada radionuclídeo analisado.

O valor de Eficiência (E_{ff}) é obtido pela Equação (11), onde C_{ref} e A_{ref} são, respectivamente, as contagens e a atividade de uma fonte radioativa utilizada como referência.

$$E_{ff} = \frac{C_{ref}}{A_{ref}}, \quad (11)$$

Para cada radionuclídeo, foi utilizada uma fonte radioativa, cuja atividade foi determinada utilizando o medidor de atividade Capintec CRC-25 PET⁵ (utilizado para fracionamento de radiofármacos do SMN do HCPA), como referência para o cálculo acima. As fontes foram confeccionadas de forma que sua geometria fosse a mesma daquela utilizada no teste do esfregaço: algodão embebido com material radioativo, inserido no interior de um tubo

⁵ Testes de controle de qualidade, especificados na Norma CNEN NN 3.05 (CNEN, 2013), realizados pela eq. de física médica da MN do Serviço de Física Médica e Radioproteção do HCPA, encontravam-se dentro da periodicidade recomendada e com resultados conformes.

de ensaio de plástico (Figura 7), e portanto, a correção do tubo de ensaio de plástico foi considerada. Entretanto, o tubo de ensaio foi medido no fundo do medidor de atividade, não sendo consideradas correções geométricas desse detector.

As contagens correspondentes de cada fonte foram determinadas utilizando o detector de poço, em aquisições com 600 segundos de duração.

A Tabela 2 apresenta os valores das atividades das fontes utilizadas como referência (mensuradas com o medidor de atividade), das contagens obtidas (utilizando o poço contador CAPTUS 3000) e seus respectivos horários de medição, para possíveis correções por decaimento.

Tabela 2 – Valores de atividade e contagens mensuradas de cada fonte utilizada como referência para a determinação da Eficiência do detector de poço, para cada radionuclídeo utilizado.

Radio-nuclídeo	Atividade A_{ref} (μCi)	Horário de mensuração	Contagens	C_{ref} (cpm) ⁶	Horário das medidas
^{99m} Tc	$7,8 \pm 0,1$	16h43min	$(4608 \pm 2) \times 10^3$	$(460,8 \pm 0,2) \times 10^3$	16h48min
¹⁸ F	$12,1 \pm 0,1$	15h03min	$(11,58 \pm 0,01) \times 10^6$	$(1,16 \pm 0,01) \times 10^6$	15h07min
¹³¹ I	$6,4 \pm 0,1$	17h38min	$(3918 \pm 2) \times 10^3$	$(391,8 \pm 0,2) \times 10^3$	17h45min

4.2.2 Determinação da Atividade Mínima Detectável

A atividade mínima detectável (MDA, da sigla em inglês) é definida como a menor atividade de radionuclídeo que pode ser determinada de forma confiável (SANTOS *et al.*, 2012). Toda atividade abaixo desse valor será considerada como atividade igual a zero. A MDA depende do valor de radiação de fundo na região energética de interesse e do tempo de aquisição. Para determinação desse parâmetro realizaram-se três aquisições de radiação de fundo sem a presença de fontes de radiação no ambiente de medição. Utilizou-se o cálculo de MDA (HWANG *et al.*, 1992) mostrado abaixo (12):

$$MDA = \frac{f\sqrt{C_{BG} + K}}{E_{ff} \cdot T}, \quad (12)$$

⁶ C_{ref} , em cpm, foi determinada através da razão entre o número de contagens e o tempo de aquisição (min).

sendo f o fator de precisão, igual a 4,65; K o fator de correção, igual a 2,71 (WB MANN *et al.*, 1985); E_{ff} a eficiência de detecção para cada radionuclídeo (obtidos conforme subseção 4.2.1 - Determinação da Eficiência de detecção para cada radionuclídeo); C_{BG} igual a média das contagens obtidas nas três aquisições de radiação de fundo (valores da Tabela 3); e T igual o tempo de contagem, igual a 600 s (o mesmo para todas as amostras do teste do esfregaço). As aquisições de radiação de fundo foram realizadas em três dias diferentes de medida, e a variação entre os valores de C_{BG} para cada radionuclídeo é dada substancialmente por conta das diferenças energéticas no espectro da radiação de fundo e também das diferenças de eficiência para essas diferentes energias.

Tabela 3 – Média das contagens obtidas de radiação de fundo (C_{BG}), em cpm, para cada radionuclídeo testado.

	^{99m}Tc	^{18}F	^{131}I
C_{BG} (cpm)	293	425	420

4.2.3 Teste do Esfregaço

Os procedimentos realizados para o preparo de cada amostra do teste de esfregaço encontram-se descritos a seguir.

1 – Preparo do Material Radioativo

Preparou-se uma seringa de 1 mL com a solução aquosa contendo o radionuclídeo de interesse, em uma concentração de 5 mCi/mL.

2 – Posicionamento da Luva

Posicionou-se a luva em um suporte adaptado (Figura 6) utilizando uma blindagem de radiofármaco simulando o estiramento na palma da luva vestida. Antes de colocar a luva, o suporte foi envolvido em diversas camadas de filme plástico o qual foi substituído a cada teste de luva para evitar contaminações cruzadas.

Figura 6 – Suporte utilizado para o teste do esfregaço.



Fonte: O autor (2021).

3 – Mensuração da Atividade

A atividade na seringa, A_a , foi mensurada utilizando o medidor de atividade, anotando-se os valores de atividade e também hora e minuto da medição.

4 – Contaminação das Luvas

A deposição de 1 gota (aproximadamente 0,05 mL) da solução radioativa, preparada no passo 1, na superfície externa das luvas foi realizada com a seringa, sem agulha. A partir desse momento ativou-se um temporizador programado com os intervalos desejados para análise após contaminação (15, 10, 5 ou 2 minutos, de acordo com o radionuclídeo).

5 – Mensuração da Atividade na Seringa

A atividade restante, A_d , na seringa foi mensurada, utilizando o medidor de atividade, sendo anotados os valores de atividade e também hora e minuto de medição (para que seja possível a realização do cálculo da atividade depositada na contaminação).

6 – Teste do esfregaço

Após o término do temporizador, conforme o tempo específico para cada caso, retirou-se a luva do suporte e esfregou-se algodão na parte interior da luva na região correspondente ao lado inverso da contaminação (face interna). Realizaram-se movimentos contínuos em uma mesma direção, totalizando dez movimentos. O algodão utilizado foi colocado no interior de um tubo de ensaio de plástico (Figura 7) e levado para contagem no detector de poço durante 600 segundos.

Figura 7 – Fotografia de uma amostra.



Fonte: O autor (2021).

Foi realizada uma amostra/coleta para cada radionuclídeo e tempo após contaminação, conforme Quadro 7. As medidas foram iniciadas com o maior intervalo de tempo (maior tempo de permanência com o mesmo par de luvas pelos IOEs, 15 min). Se o resultado apontasse permeação do radionuclídeo para a face interna da luva, intervalos de tempo menores seriam adquiridos (caso do ^{131}I). Com o teste, obteve-se os valores de contagens por minuto detectadas em cada amostra, C .

Quadro 7 – Ensaio realizados de acordo com o radionuclídeo e tempo após contaminação.

Radionuclídeo	t=2 min	t=5 min	t=10 min	t=15 min
$^{99\text{m}}\text{Tc}$	-	-	-	X
^{18}F	-	-	-	X
^{131}I	X	X	X	X

4.2.4 Determinação da Permeação das luvas descartáveis

Para a determinação do percentual de permeação ocorrido nas luvas descartáveis é necessário determinar a razão entre os valores de atividade nas faces interna/externa das luvas.

A atividade depositada no exterior de cada luva testada (A_{dep}), através da deposição de uma gota sobre a superfície da mesma, foi determinada a partir da equação (13):

$$A_{dep} = A_a - A_d \quad (13)$$

Todos os pares de medida (A_a e A_d , para cada luva) foram realizadas em um intervalo de tempo menor ou igual a dois minutos e portanto, efeitos de decaimento foram desconsiderados para os cálculos de A_{dep} para os radionuclídeos $^{99\text{m}}\text{Tc}$ e ^{131}I . Para o caso do

^{18}F , os valores de A_d foram corrigidos pelo intervalo de tempo entre a sua medição e a mensuração de A_a , $A_d[\text{corr.}]$.

Os resultados de A_{dep} encontram-se nas Tabela 4 (^{99m}Tc), Tabela 5 (^{18}F) e Tabela 6 (^{131}I). A variação entre atividades depositadas apresentadas é dada pela falta de precisão no mecanismo de deposição da gota de material radioativo, entretanto, isso não deve ser um fator de preocupação, visto que a determinação do percentual de permeação independe da atividade absoluta depositada, contanto que ela seja utilizada de forma correta nos cálculos. Por esse mesmo motivo, a ausência de intercomparação laboratorial atualizada entre o medidor de atividade e um laboratório primário não é uma fonte de erro desse estudo.

Tabela 4 – Atividade depositada (A_{dep}) para cada tipo de luva, 15 min após contaminação, para ^{99m}Tc .

^{99m}Tc		A_{dep} (mCi)
Tipo de luva	Vinil	0,17 ± 0,01
	Nitrilo	0,24 ± 0,01
	Látex	0,23 ± 0,01

Tabela 5 - Atividade Depositada (A_{dep}) de ^{18}F e intervalos de tempo entre medições (Δt) para cada tipo de luva, 15 min após contaminação.

Tipo de luva	A_a (mCi)	A_d (mCi)	Δt (min)	$A_d[\text{corr.}]$ (mCi)	A_{dep} (mCi)
Vinil	1,23 ± 0,01	0,98 ± 0,01	1 ± 1	0,99 ± 0,01	0,24 ± 0,01
Nitrilo	1,26 ± 0,01	0,94 ± 0,01	2 ± 1	0,95 ± 0,01	0,31 ± 0,01
Látex	1,25 ± 0,01	1,03 ± 0,01	2 ± 1	1,04 ± 0,01	0,21 ± 0,01

Onde: A_a = atividade na seringa; A_d = atividade residual na seringa; $A_d[\text{corr.}]$ = atividade residual na seringa após correção de decaimento radioativo.

Tabela 6 - Atividade depositada (A_{dep}) para cada tipo de luva e diferentes intervalos de tempo após contaminação, para ^{131}I .

^{131}I		A_{dep} (mCi)			
Tempo após contaminação (min)		2	5	10	15
Tipo de luva	Vinil	-	0,26 ± 0,01	0,19 ± 0,01	0,18 ± 0,01
	Nitrilo	-	0,23 ± 0,01	0,21 ± 0,01	0,23 ± 0,01
	Látex	0,19 ± 0,01	0,19 ± 0,01	0,23 ± 0,01	0,30 ± 0,01

Nota: Aplicou-se o método para o intervalo de 2 minutos apenas para a luva de látex, visto que esse foi o único caso de detecção de atividade no teste do esfregaço para o tempo de 5 min.

Avaliou-se a quantidade do material radioativo que foi permeado para a face interna da luva mediante a determinação da atividade depositada no algodão pelo teste do esfregaço (A_e), utilizando a correlação entre as contagens por minuto (C) e a Eficiência de detecção, E_{ff} , do radionuclídeo analisado, através da equação (14).

$$A_e = \frac{C}{E_{ff}} \quad (14)$$

Por último, o percentual de permeação (P_T), sendo o índice T associado ao tempo após contaminação da luva) foi determinado utilizando a equação (15).

$$P_T (\%) = \frac{A_e}{A_{dep}} \cdot 100 \quad (15)$$

4.2.5 Estimativa da dose recebida

Para estimar a dose de radiação recebida nas extremidades de um IOE que se contamine devido a permeação do radionuclídeo em questão, podemos construir uma equação que relacione a quantidade de material radioativo depositado na superfície da luva com a dose de radiação recebida na pele. Para uma gota de solução de ^{131}I com volume igual a 0,05 mL depositada na pele (volume utilizado na contaminação das luvas), sabe-se que a taxa de dose recebida na pele é de 0,572 mSv/h para cada kBq de atividade (DELACROIX *et al.*, 2002). Portanto, levando em conta o percentual de permeação P_T , a pele da mão de um IOE que se contaminar com uma gota (0,05 mL), estará exposta a uma taxa de dose na pele, \dot{D} (mSv), dada por

$$\dot{D} = 0,0572 \cdot P_T \cdot A \quad (16)$$

dado uma atividade A na gota (kBq), permanecendo com as mãos contaminadas, dependendo do tempo após contaminação (tempo que o IOE ficar com a luva contaminada nas mãos) e do tipo de luva utilizada.

Se considerarmos uma solução de [^{131}I]iodeto de sódio de 7400 MBq, com concentração de 3733,00 MBq/mL, a contaminação da parte externa das luvas com uma gota de 0,05 mL dessa solução acarretaria uma atividade depositada na superfície, A , igual a

$$A = 0,05 \text{ mL} \times 3733 \text{ MBq/mL} = 186650 \text{ kBq}$$

Utilizando a equação (16) teremos, portanto, as contaminações por utilização das luvas contaminadas gerariam uma taxa de dose na pele das mãos de:

$$\dot{D}(mSv/h) = 10676,38 \cdot P_T \quad (17)$$

4.2.6 Estimativa das Incertezas

Para equipamentos eletrônicos com display digital, como o medidor de atividade utilizado, a incerteza considerada foi a menor unidade da escala utilizada. Para o contador tipo poço, como o empregado nesse trabalho, determinou-se a incerteza (σ) da taxa de contagens (cpm) de acordo com (BAILEY *et al.*, 2014):

$$\sigma = \sqrt{C} = \sqrt{\frac{Cont}{t}} \quad (18)$$

sendo σ a incerteza estimada e *Count* o número de contagens obtidas no intervalo de tempo t .

Para propagação de incerteza, utilizaram-se as equações expostas no Quadro 8, para cada caso (MANFREDO H. TABACNIKS, 2017):

Quadro 8 - Expressões de incerteza utilizadas para cada caso.

$w = w(x, y, \dots), a = \text{cte.}$	Expressões para σ_w
$w = a \pm y$ Soma e subtração	$\sigma_w^2 = \sigma_x^2 + \sigma_y^2$
$w = axy$ ou $w = a \left(\frac{x}{y}\right)$ Multiplicação ou divisão	$\left(\frac{\sigma_w}{w}\right)^2 = \left(\frac{\sigma_x}{x}\right)^2 + \left(\frac{\sigma_y}{y}\right)^2$
$w = ax$ Multiplicação por constante	$\sigma_w = a \sigma_x$

5 RESULTADOS

5.1 Eficiência de detecção do contador de poço

Os valores determinados de E_{ff} , calculado para cada radionuclídeo analisado, encontram-se na Tabela 7.

Tabela 7 - Eficiência de detecção do contador de poço, determinada para cada radionuclídeo.

Radionuclídeo	^{99m}Tc	^{18}F	^{131}I
Eficiência E_{ff} ($\text{cpm}/\mu\text{Ci}$)	$(590,8 \pm 0,1) \times 10^3$	$(957,0 \pm 0,8) \times 10^3$	$(612,2 \pm 0,1) \times 10^3$

5.2 Atividade Mínima Detectável

Os valores de MDA, obtidos para cada radionuclídeo, estão na Tabela 8.

Tabela 8 – Atividade Mínima Detectável (MDA), em nCi, para cada radionuclídeo testado.

Radionuclídeo	^{99m}Tc	^{18}F	^{131}I
MDA (nCi)	$0,013 \pm 0,001$	$0,010 \pm 0,001$	$0,016 \pm 0,001$

5.3 Teste do Esfregaço e Permeabilidade das luvas

5.3.1 ^{99m}Tc pertecnetato de sódio

Não foram detectadas contagens por minuto líquidas (cpm) acima das contagens de radiação de fundo para a radiação de interesse do fotopico do radionuclídeo ^{99m}Tc para o intervalo após contaminação de 15 minutos. Por esse motivo, não foram adquiridas medidas para menores tempos, visto que esses tempos significariam menor passagem de atividade. Como esse é considerado o maior tempo de permanência durante manipulação, determinou-se que não há permeação de material radioativo igual ou inferior à MDA do ^{99m}Tc e, assim, considera-se que as três luvas apresentaram segurança na manipulação de solução de ^{99m}Tc pertecnetato de sódio.

5.3.2 $[^{18}\text{F}]$ FDG

Da mesma forma que o $^{99\text{m}}\text{Tc}$, não foram detectadas contagens por minuto líquidas (cpm) acima das contagens de radiação de fundo para a radiação de interesse do fotopico do radionuclídeo ^{18}F para o intervalo de 15 minutos após contaminação. Como esse é considerado o maior tempo de permanência durante manipulação, determinou-se que não há permeação de material radioativo igual ou inferior à MDA do ^{18}F e, assim, considera-se que as três luvas apresentaram segurança na manipulação de solução de $[^{18}\text{F}]$ FDG.

5.3.3 $[^{131}\text{I}]$ iodeto de sódio

A Tabela 9 apresenta os valores de contagens por minuto (cpm) líquidas obtidas no detector de poço (C), na região de interesse do fotopico do ^{131}I . Os valores foram informados automaticamente pelo sistema de medição, já descontadas as contagens de radiação de fundo. Para os casos em que não foram detectadas contagens líquidas, utilizou-se a abreviação “n.d.”, indicando não detecção.

Tabela 9 – Contagens líquidas por minuto, C , obtidas para cada tipo de luva em função do tempo após contaminação para o ^{131}I .

^{131}I		Contagens por minuto (cpm)			
Tempo após contaminação (min)		2	5	10	15
Tipo de luva	Vinil	-	n. d.	18 ± 1	34 ± 2
	Nitrilo	-	n. d.	n. d.	13 ± 1
	Látex	n. d.	10 ± 1	15 ± 1	22 ± 1

Aplicando os valores de C na equação (14) foram estimados os valores de A_e para cada tipo de luva, em função do intervalo de tempo após a contaminação da luva, expostos na Tabela 10.

Tabela 10 - Atividade estimada para o interior de cada tipo de luva, A_e , em função do tempo após contaminação, para o ^{131}I .

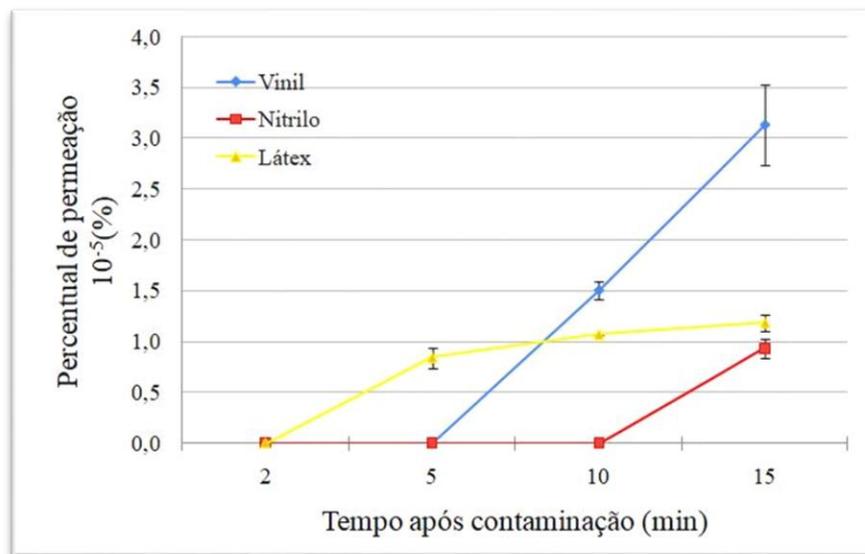
^{131}I		A_e (nCi)			
Tempo após contaminação (min)		2	5	10	15
Tipo de luva	Vinil	-	n. d.	$0,029 \pm 0,001$	$0,056 \pm 0,007$
	Nitrilo	-	n. d.	n. d.	$0,021 \pm 0,002$
	Látex	n. d.	$0,016 \pm 0,002$	$0,025 \pm 0,001$	$0,036 \pm 0,002$

Por último, foi determinado o percentual de permeação (P_T), sendo o índice T associado ao tempo após contaminação da luva, utilizando a equação (15), valores dispostos na Tabela 11 e representados na Figura 8.

Tabela 11 – Percentual de permeação, P_T , de cada tipo de luva em função do tempo após contaminação.

^{131}I		Percentual de permeação P_T (%)			
Tempo após contaminação (min)		2	5	10	15
Tipo de luva	Vinil	-	n. d.	$(1,50 \pm 0,09) \times 10^{-5}$	$(3,1 \pm 0,4) \times 10^{-5}$
	Nitrilo	-	n. d.	n. d.	$(0,93 \pm 0,09) \times 10^{-5}$
	Látex	n. d.	$(0,8 \pm 0,1) \times 10^{-5}$	$(1,07 \pm 0,06) \times 10^{-5}$	$(1,18 \pm 0,08) \times 10^{-5}$

Figura 8 - Gráfico do percentual de permeação para ^{131}I em função do tempo após contaminação (P_T , em min).



Fonte: O autor (2021).

5.4 Estimativa da dose recebida

Na Tabela 12 está a estimativa de taxa de dose calculada para os diferentes percentuais de permeação obtidos, para o ^{131}I (único radionuclídeo em que foi observada permeação). Os valores descritos nessa tabela indicam a taxa de dose à qual a pele das mãos estará exposta enquanto permanecer a contaminação na pele.

Tabela 12 - Taxa de dose estimada à qual a pele das mãos estará exposta devido à contaminação das mãos, enquanto ela não for removida (processo de descontaminação).

^{131}I		$\dot{D}(\mu\text{Sv}/\text{h})$			
Tempo após contaminação (min)		2	5	10	15
Tipo de luva	Vinil	0	0	$1,61 \pm 0,09$	$3,3 \pm 0,4$
	Nitrilo	0	0	0	$1,00 \pm 0,09$
	Látex	0	$0,9 \pm 0,1$	$1,14 \pm 0,06$	$1,26 \pm 0,08$

Para obtenção da dose de radiação a qual a o indivíduo foi exposto, D , basta multiplicar \dot{D} pelo tempo de permanência da contaminação, que é o intervalo entre a contaminação e a descontaminação, caso esse seja muito menor que o tempo de meia vida. Supondo uma situação extrema em que o indivíduo que manipula a solução radioativa contamine sua pele ao início de seu trabalho pela manhã e perceba a contaminação apenas ao final do dia durante o processo de monitoração pessoal de contaminação externa obrigatória, após 8 horas de trabalho (aproximadamente $1/24$ do tempo de meia vida do ^{131}I), a dose de radiação será dada multiplicando os valores da Tabela 12 por um intervalo de tempo t de oito horas. A Tabela 13 reúne os valores de dose estimada para esse caso.

Tabela 13 – Dose estimada à qual a pele das mãos estará exposta devido à contaminação das mãos, durante um período de exposição de oito horas.

^{131}I		$D(\mu\text{Sv})$			
Tempo após contaminação da luva(min)		2	5	10	15
Tipo de luva	vinil	0	0	$12,8 \pm 0,7$	23 ± 3
	nitrilo	0	0	0	$8,0 \pm 0,7$
	látex	0	$7,2 \pm 0,8$	$9,1 \pm 0,5$	$10,1 \pm 0,6$

6 CONCLUSÕES E CONSIDERAÇÕES FINAIS

Mostrou-se que todos os tipos de luvas utilizadas para manipulação de radionuclídeos no SMN do HCPA protegem o usuário de contaminações com [^{99m}Tc]pertechnetato de sódio e [^{18}F]FDG, não havendo permeação detectável para os intervalos de tempo de manipulação com um mesmo par de luvas.

Mostrou-se também que todos os tipos de luvas utilizadas apresentaram permeação de [^{131}I]iodeto de sódio para o tempo máximo de permanência entre as práticas de serviço. Entre as luvas analisadas, a que apresentou maior proteção radiológica foi a luva de nitrilo, protegendo o usuário de contaminação em até 10 minutos de uso após a contaminação externa. Além disso, a luva de nitrilo permitiu uma permeação resultante em uma taxa de dose de radiação cerca de 3,3 vezes menor que a luva de vinil para intervalo após contaminação de 15 min. Esta, por sua vez, apresentou maior proteção que a luva de látex em até 5 minutos, não havendo permeação até esse intervalo de tempo.

Todavia os níveis de referência estabelecidos pela CNEN para a realização de ações preventivas associadas à dose equivalente recebida nas mãos, como os níveis de investigação (20 mSv/mês ou 150 mSv/ano) ou níveis de notificação (40 mSv/mês ou 500 mSv/ano) não seriam atingidos, isoladamente, devido a permeação ocorrida nas luvas durante manipulação de [^{131}I]iodeto de sódio, dada a carga horária de trabalho mensal e anual dos IOEs, ainda que houvessem contaminações diárias. Entretanto, as doses de radiação são cumulativas e podem contribuir para que esses níveis sejam alcançados se somados às doses recebidas pelo processo de manipulação e exposição ocupacional como um todo.

Portanto, utilizando o princípio ALARA (do inglês “*As Low As Reasonably Achievable*”), o qual afirma que as doses de radiação devem ser tão baixas quanto razoavelmente exequível, recomenda-se, sempre que possível, a utilização de luvas de nitrilo na manipulação de ^{131}I . Sempre que essa não estiver disponível, recomenda-se utilizar a luva de vinil para manipulações de curto intervalo de tempo (2 a 5 min), e luvas de látex para manipulações de tempos maiores.

A investigação realizada foi prejudicada por uma crise de fornecimento de material radioativo durante o desenvolvimento da mesma (IPEN, 2021), o que impossibilitou a realização da repetição de testes para análise estatística mais apurada.

REFERÊNCIAS

- AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA. **RESOLUÇÃO-RDC Nº 67**. [S. l.: s. n.], 2007. Disponível em: https://bvsms.saude.gov.br/bvs/saudelegis/anvisa/2007/rdc0067_08_10_2007.html
- AGÊNCIA NACIONAL DE VIGILÂNCIA SANITÁRIA. **RESOLUÇÃO Nº 38**. [s. l.], 2008.
- BAILEY, D.L. *et al.* Nuclear Medicine Physics. A Handbook for Teachers and Students. **Medical Physics**, [s. l.], 2014.
- BARBARA HERTZ. A tribute to Dr. Saul Hertz: The discovery of the medical uses of radioiodine. **World Journal of Nuclear Medicine**, [s. l.], 2019. Disponível em: <https://www.wjnm.org/article.asp?issn=1450-1147;year=2019;volume=18;issue=1;spage=8;epage=12;aulast=Hertz>
- BARBOSA, Jaqueline Ferruci; BOLOGNESI, Leanadro. Radionuclídeos utilizados em pet/ct e suas aplicações. [s. l.], 2013. Disponível em: <http://www.jornacitec.fatecbt.edu.br/index.php/IJTC/IJTC/paper/viewFile/546/418>
- BIODIESELBR. **Aplicações da Energia nuclear**. [S. l.], 2003. Disponível em: <https://www.biodieselbr.com/energia/nuclear/energia-nuclear-industria>. Acesso em: 5 dez. 2021.
- BLAKEMORE, ERIN. **Desastre de Chernobyl: o que aconteceu e os impactos a longo prazo**. [S. l.], 2019. Disponível em: <https://www.nationalgeographicbrasil.com/2019/06/o-que-aconteceu-desastre-chernobyl-uniao-sovietica-ucrania-energia-nuclear>. Acesso em: 5 dez. 2021.
- CAPINTEC, Inc. **CAPTUS 3000 THYROID UPTAKE SYSTEM OWNER'S MANUAL**. [S. l.: s. n.], 2014.
- CHERRY, Simon; SORENSON, James; PHELPS, Michael. Physics in Nuclear Medicine. **Physics in Nuclear Medicine**, [s. l.], 2012. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/C2009-0-51635-2>
- CNEN. Diretrizes Básicas de Proteção Radiológica. **Comissao Nacional de Energia Nuclear**, [s. l.], v. 05, n. 27, p. 1–24, 2014.
- CNEN. REQUISITOS DE SEGURANÇA E PROTEÇÃO RADIOLÓGICA PARA SERVIÇOS DE MEDICINA NUCLEAR. [s. l.], p. 26, 2013.
- CNEN. SERVIÇOS DE RADIOPROTEÇÃO. [s. l.], v. 18, p. 1–17, 2018.
- CRISTINI, Daiane; SOUZA, Barbosa De; VICENTE, Roberto. Wipe Sampling - Review of the Literature. **2011 International Nuclear Atlantic Conference**, [s. l.], p. 24–28, 2011. Disponível em: https://inis.iaea.org/collection/NCLCollectionStore/_Public/43/046/43046431.pdf
- DEGROOT-KOSOLCHEROERT, Jane; JOAN, Jeffrey M. Permeability of latex and vinyl gloves to water and blood. **AJIC: American Journal of Infection Control**, [s. l.], 1989. Disponível em: [https://doi.org/10.1016/0196-6553\(89\)90128-4](https://doi.org/10.1016/0196-6553(89)90128-4)
- DELACROIX, D. *et al.* Radionuclide and radiation protection data handbook 2nd edition (2002). **Radiation Protection Dosimetry**, [s. l.], v. 98, n. 1, p. 9–18, 2002. Disponível em: <https://doi.org/10.1093/oxfordjournals.rpd.a006705>
- FRITZ, Martin. **As marcas do desastre de Fukushima, dez anos depois**. [S. l.], 2021. Disponível em: <https://www.dw.com/pt-br/as-marcas-do-desastre-de-fukushima-dez-anos-depois/a-56816936>

Acesso em: 5 dez. 2021.

HARRIS, S. J.; GILMORE, A. Penetration of protective gloves as a route of intake for tritiated water and 125I-labelled sodium iodide solution. **Physics in Medicine and Biology**, [s. l.], 1980. Disponível em: <https://doi.org/10.1088/0031-9155/25/6/006>

HWANG, H *et al.* **Estimating MDA for low-level radioactivity in a radiobioassay laboratory**. [S. l.: s. n.], 1992. Disponível em: https://inis.iaea.org/collection/NCLCollectionStore/_Public/25/009/25009442.pdf.

IAEA NUCLEAR DATA SECTION. **Isotope Browser**. [S. l.: s. n.], 2021.

IPEN. **INSTITUTO DE PESQUISAS ENERGÉTICAS E NUCLEARES Autarquia associada**. [S. l.], 2021. Disponível em: https://www.ipen.br/portal_por/portal/interna.php?secao_id=39&campo=16391. Acesso em: 1 dez. 2021.

J. BUSHBERG, J. SEIBERT, E. LEIDHOLDT, J. Boone. **The Essential Physics for Medical Imaging 2nd Edition.pdf**. [S. l.: s. n.], 2001.

KEEVIL, Stephen F. **Physics and Medicine: a historical perspective**. [S. l.], 2012. Disponível em: [https://www.thelancet.com/pdfs/journals/lancet/PIIS0140-6736\(11\)60282-1.pdf](https://www.thelancet.com/pdfs/journals/lancet/PIIS0140-6736(11)60282-1.pdf). Acesso em: 5 dez. 2021.

MANFREDO H. TABACNIKS. **Tratamento de resultados experimentais e expressão da incerteza**. [S. l.], 2017. Disponível em: https://edisciplinas.usp.br/pluginfile.php/2675254/mod_resource/content/1/LabA-E1-Intro%2BRM-2017ppt.pdf. Acesso em: 5 dez. 2021.

MIZRAHI, Salomon S. Mulheres na Física: Lise Meitner. **Revista Brasileira de Ensino de Física**, [s. l.], v. 27, n. 4, p. 491–493, 2005. Disponível em: <https://doi.org/10.1590/s1806-11172005000400001>

MORITA, Dilma Mariko. **Teranóstico**. [S. l.], 2021. Disponível em: <https://www.youtube.com/watch?app=desktop&v=EDCz97sW6vI>. Acesso em: 1 dez. 2021.

PAPPON, Thomas. **Como césio-137 em Goiânia pôs Brasil no mapa de piores acidentes radioativos do mundo**. [S. l.], 2018. Disponível em: <https://www.bbc.com/portuguese/geral-45783343>. Acesso em: 5 dez. 2021.

PHILIP P. CONNELL AND SAMUEL HELLMAN. Advances in Radiotherapy and Implications for the Next Century: A Historical Perspective. [s. l.], 2009. Disponível em: <https://doi.org/10.1158/0008-5472.CAN-07-6871>

PODGORSAK, E.B. **Radiation oncology physics: A handbook for teachers and students**. [S. l.: s. n.], 2005. *E-book*.

REINKING, Mark F.; OSMAN, Medhat M. Prospective evaluation of physiologic uptake detected with true whole-body 18F-FDG PET/CT in healthy subjects. **Journal of Nuclear Medicine Technology**, [s. l.], v. 37, n. 1, p. 31–37, 2009. Disponível em: <https://doi.org/10.2967/jnmt.108.055004>

RIDONE, S. *et al.* Permeability of gloves used in nuclear medicine departments to [99mTc]-pertechnetate and [18F]-fluorodeoxyglucose: Radiation protection considerations. **Physica Medica**, [s. l.], 2013. Disponível em: <https://doi.org/10.1016/j.ejmp.2013.01.005>

RIOS, E. Eduardo Diaz. **Ernest Rutherford, 1871–1937**. [S. l.], 2011. Disponível em: <https://www.ufrgs.br/fismed/rutherford.htm>. Acesso em: 5 dez. 2021.

SANTOS, L. R. *et al.* Evaluation of the minimum detectable activity of whole-body and thyroid counters of the in vivo monitoring laboratory of IPEN/CNEN-SP. **Scientia Plena**, [s. l.], v. 8, n. num. 11, 2012.

THRALL, J. H.; ZIESSMAN, H. A. **Medicina Nuclear**. 2. ed. [S. l.: s. n.], 2003.

VIALI, Lorí. **Tabelas para Testes Paramétricos e Não Paramétricos**. [S. l.], 2008. Disponível em: <http://www.mat.ufrgs.br/~viali/estatistica/mat2282/material/apostilas/Tabelas.pdf>. Acesso em: 2 dez. 2021.

WB MANN, Chair *et al.* **Report No. 058 – A Handbook of Radioactivity Measurements Procedures, 2nd ed.** [S. l.: s. n.], 1985. Disponível em: <https://ncrponline.org/shop/reports/report-no-058-a-handbook-of-radioactivity-measurements-procedures-2nd-ed-1985/>.

WILLIAMS, W. S. C. **Nuclear and Particle Physics**. [S. l.: s. n.], 2006. Disponível em: <https://doi.org/10.1002/0470035471>

XAVIER, Ana Maria; MOURO, José Tulio; HEILBRON, Palo Fernando. Princípios básicos de segurança e proteção radiológica. **Ufrgs/2006**, [s. l.], 2006.